



**HAL**  
open science

# Simulation spécifique patient de la réponse mécanique de la structure vasculaire à l'insertion d'outils lors d'une chirurgie EVAR

Juliette Gindre

► **To cite this version:**

Juliette Gindre. Simulation spécifique patient de la réponse mécanique de la structure vasculaire à l'insertion d'outils lors d'une chirurgie EVAR. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon, 2016. Français. NNT : 2016LYSEI052 . tel-01940950

**HAL Id: tel-01940950**

**<https://theses.hal.science/tel-01940950v1>**

Submitted on 30 Nov 2018

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

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



# INSA

N°d'ordre 2016LYSEI052

**THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON**  
opérée au sein de  
**l'INSA Lyon**

**Ecole Doctorale N° EDA162**  
**Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique**

**Spécialité de doctorat** : Génie Mécanique

Soutenue publiquement le 30/05/2016, par :  
**Juliette Gindre**

---

**Simulation spécifique patient de la réponse  
mécanique de la structure vasculaire à  
l'insertion d'outils lors d'une chirurgie EVAR**

---

Devant le jury composé de :

PAYAN Yohan	DR, TIMC-IMAG, Grenoble	Rapporteur
SALSAC Anne-Virginie	HDR, UTC, Compiègne	Rapporteur
AVRIL Stéphane	PU, ENSMSE, Saint-Etienne	Examineur
COMBESCURE Alain	PU, INSA, Lyon	Directeur de thèse
HAIGRON Pascal	PU, Université de Rennes 1, Rennes	Examineur
ROCHETTE Michel	Directeur technique, Ansys, Lyon	Examineur
LUCAS Antoine	PH, CHU Rennes, Rennes	Examineur
WALL Wolfgang	PU, TUM, Munich, Allemagne	Examineur



## Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales – Quinquennal 2016-2020

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
<b>CHIMIE</b>	<b>CHIMIE DE LYON</b> <a href="http://www.edchimie-lyon.fr">http://www.edchimie-lyon.fr</a> Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 <sup>e</sup> etage <a href="mailto:secretariat@edchimie-lyon.fr">secretariat@edchimie-lyon.fr</a> Insa : R. GOURDON	<b>M. Stéphane DANIELE</b> Institut de Recherches sur la Catalyse et l'Environnement de Lyon IRCELYON-UMR 5256 Equipe CDFA 2 avenue Albert Einstein 69626 Villeurbanne cedex <a href="mailto:directeur@edchimie-lyon.fr">directeur@edchimie-lyon.fr</a>
<b>E.E.A.</b>	<b>ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE</b> <a href="http://eдея.ec-lyon.fr">http://eдея.ec-lyon.fr</a> Sec : M.C. HAVGODOUKIAN <a href="mailto:Ecole-Doctorale.eea@ec-lyon.fr">Ecole-Doctorale.eea@ec-lyon.fr</a>	<b>M. Gérard SCORLETTI</b> Ecole Centrale de Lyon 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60.97 Fax : 04 78 43 37 17 <a href="mailto:Gerard.scorletti@ec-lyon.fr">Gerard.scorletti@ec-lyon.fr</a>
<b>E2M2</b>	<b>EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION</b> <a href="http://e2m2.universite-lyon.fr">http://e2m2.universite-lyon.fr</a> Sec : Safia AIT CHALAL Bat Darwin - UCB Lyon 1 04.72.43.28.91 Insa : H. CHARLES <a href="mailto:Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr">Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr</a>	<b>Mme Gudrun BORNETTE</b> CNRS UMR 5023 LEHNA Université Claude Bernard Lyon 1 Bât Forel 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cédex Tél : 06.07.53.89.13 <a href="mailto:e2m2@univ-lyon1.fr">e2m2@univ-lyon1.fr</a>
<b>EDISS</b>	<b>INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE</b> <a href="http://www.ediss-lyon.fr">http://www.ediss-lyon.fr</a> Sec : Safia AIT CHALAL Hôpital Louis Pradel - Bron 04 72 68 49 09 Insa : M. LAGARDE <a href="mailto:Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr">Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr</a>	<b>Mme Emmanuelle CANET-SOULAS</b> INSERM U1060, CarMeN lab, Univ. Lyon 1 Bâtiment IMBL 11 avenue Jean Capelle INSA de Lyon 696621 Villeurbanne Tél : 04.72.68.49.09 Fax : 04 72 68 49 16 <a href="mailto:Emmanuelle.canet@univ-lyon1.fr">Emmanuelle.canet@univ-lyon1.fr</a>
<b>INFOMATHS</b>	<b>INFORMATIQUE ET MATHEMATIQUES</b> <a href="http://infomaths.univ-lyon1.fr">http://infomaths.univ-lyon1.fr</a> Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 <sup>e</sup> etage <a href="mailto:infomaths@univ-lyon1.fr">infomaths@univ-lyon1.fr</a>	<b>Mme Sylvie CALABRETTO</b> LIRIS – INSA de Lyon Bat Blaise Pascal 7 avenue Jean Capelle 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72. 43. 80. 46 Fax 04 72 43 16 87 <a href="mailto:Sylvie.calabretto@insa-lyon.fr">Sylvie.calabretto@insa-lyon.fr</a>
<b>Matériaux</b>	<b>MATERIAUX DE LYON</b> <a href="http://ed34.universite-lyon.fr">http://ed34.universite-lyon.fr</a> Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry <a href="mailto:Ed.materiaux@insa-lyon.fr">Ed.materiaux@insa-lyon.fr</a>	<b>M. Jean-Yves BUFFIERE</b> INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Saint Exupéry 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 71.70 Fax 04 72 43 85 28 <a href="mailto:Ed.materiaux@insa-lyon.fr">Ed.materiaux@insa-lyon.fr</a>
<b>MEGA</b>	<b>MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE</b> <a href="http://mega.universite-lyon.fr">http://mega.universite-lyon.fr</a> Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry <a href="mailto:mega@insa-lyon.fr">mega@insa-lyon.fr</a>	<b>M. Philippe BOISSE</b> INSA de Lyon Laboratoire LAMCOS Bâtiment Jacquard 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72 .43.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 <a href="mailto:Philippe.boisse@insa-lyon.fr">Philippe.boisse@insa-lyon.fr</a>
<b>ScSo</b>	<b>ScSo*</b> <a href="http://recherche.univ-lyon2.fr/scso/">http://recherche.univ-lyon2.fr/scso/</a> Sec : Viviane POLSINELLI Brigitte DUBOIS Insa : J.Y. TOUSSAINT <a href="mailto:viviane.polsinelli@univ-lyon2.fr">viviane.polsinelli@univ-lyon2.fr</a>	<b>Mme Isabelle VON BUELTZINGLOEWEN</b> Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.77.23.86 Fax : 04.37.28.04.48

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





## REMERCIEMENTS

Consciente du travail que cela représente, je remercie Yohan Payan et Anne-Virgine Salsac d'avoir accepté le rôle de rapporteur pour cette thèse.

Je remercie également tous les membres du jury de s'être déplacés et d'avoir consacré du temps et de l'intérêt à mon travail.

Je remercie l'entreprise Ansys et les personnes que j'y ai rencontrées de m'avoir accueillie.

Un grand merci à mon directeur de thèse Alain Combescure et à toutes les personnes qui ont rendu ces 3 années intéressantes et riches sur le plan intellectuel et humain : Aline, Michel, Pascal, Antoine et toute l'équipe de Therenva.

Enfin, j'espère que toutes les personnes que je ne cite pas ici, que j'ai rencontrées durant cette thèse et qui ont contribué d'une manière ou d'une autre à son aboutissement, se reconnaîtront et savent que je leur suis sincèrement reconnaissante.

*Avant donc que d'écrire, apprenez à penser.  
Selon que notre idée est plus ou moins obscure,  
L'expression la suit, ou moins nette, ou plus pure.  
Ce que l'on conçoit bien s'énonce clairement,  
Et les mots pour le dire arrivent aisément.*

[...]

*Hâtez-vous lentement, et sans perdre courage,  
Vingt fois sur le métier remettez votre ouvrage,  
Polissez-le sans cesse, et le repolissez,  
Ajoutez quelquefois, et souvent effacez.*

Nicolas Boileau (1636-1711), *L'art Poétique*, Chant 1



## RESUME

Dans ce travail de thèse, on s'intéresse au traitement endovasculaire de l'anévrisme de l'aorte abdominale (EVAR). Cette technique mini-invasive couramment utilisée et connaît une croissance importante depuis 10 ans. Elle repose sur l'exclusion du sac anévrisimal par le déploiement au niveau de l'anévrisme d'une ou plusieurs endoprothèses introduites par voies fémorales. Au cours de l'intervention, plusieurs types d'outils de rigidité variable sont introduits pour permettre la navigation de l'endoprothèse. La structure vasculaire subit alors des déformations importantes. Ces déformations sont en général sans incidence sur le bon déroulement de l'intervention. Cependant dans certains cas, notamment pour les patients présentant des anatomies défavorables (fortes tortuosités ou angulations, important degré de calcification, longueur importante des artères iliaques communes et externes) les déformations produites par l'insertion des guides rigides peuvent avoir des conséquences sur le déroulement de l'intervention. Actuellement leur anticipation repose principalement sur l'expérience du chirurgien. La simulation mécanique semble être un outil adapté pour fournir des indicateurs plus objectifs et utiles au praticien lors du planning de son intervention : cette pratique permettrait en guidant et sécurisant le geste chirurgical de diminuer potentiellement les risques de complications peropératoires et postopératoires.

La première étape du travail a consisté à développer un modèle mécanique de la structure aorto-iliaque et une méthode de simulation permettant de répondre au problème mécanique posé. Ce modèle a été paramétré de façon patient-spécifique à partir des données préopératoires disponibles. Puis la deuxième étape du travail a consisté à valider la modélisation développée en la confrontant à des données peropératoires réelles obtenus sur 28 cas de patients opérés au CHU de Rennes. L'ensemble des méthodes développées à enfin été intégré à un module de démonstration du logiciel EndoSize® (Therenva, France).

**MOTS-CLÉS** : Anévrisme de l'Aorte Abdominale, traitement endovasculaire, modélisation, simulation éléments-finis explicite, comparaison données peropératoires 3D, intégration logicielle.



## ABSTRACT

Endovascular Aneurysm Repair (EVAR) is a mini-invasive technique that is commonly used to treat Abdominal Aortic Aneurysms (AAA). It relies on the exclusion of the aneurysm sac by introducing one or more stent-grafts through the femoral arteries and deploying them inside the aneurysm. During the procedure, several tools of varying stiffness are introduced to enable the delivery of the stent graft to its deployment site. During this process, the vascular structure undergoes major deformations. Usually, these have no consequence on the smooth progress of the procedure. However, in some instances, particularly when the patient presents an unfavorable anatomical profile (major tortuosity or angulation, deep calcification, long length of the common and external iliac arteries), the deformation caused by the insertion of stiff guidewires can have major consequences. Today, their prediction relies mainly on the surgeon's experience. Numerical simulation appears to be an appropriate tool to give the practitioner more objective and more useful indicators when planning the procedure: guiding the surgical act and making it safer using such an approach would potentially reduce the risks of intraoperative and postoperative complications.

In the first step of the work, we developed a mechanical model of the aorto-iliac vascular structure and a simulation methodology to answer the mechanical problem. This patient-specific model has been parametrized based on available preoperative data. Then the second step of the work consisted in the validation of this model by confronting the simulation results to real intraoperative 3D data that were collected on 28 cases of patients operated at the University Hospital of Rennes. All the methods that were developed during this PhD were integrated in demonstration module of EndoSize® software (Therenva, France).

**KEYWORDS:** Abdominal Aortic Aneurysm (AAA), Endovascular Aneurysm Repair (EVAR), Modeling, Explicit finite-element simulation, 3D intraoperative data, software integration.





## TABLE DES MATIÈRES

<b>TABLE DES MATIÈRES .....</b>	<b>11</b>
<b>TABLE DES FIGURES .....</b>	<b>15</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX.....</b>	<b>19</b>
<b>INTRODUCTION GENERALE.....</b>	<b>21</b>
<b>CONTEXE DE L'ETUDE ET OBJECTIFS DE LA THESE.....</b>	<b>23</b>
<b>1. DESCRIPTION DE LA PATHOLOGIE</b>	<b>24</b>
1.1. ÉLÉMENTS D'ANATOMIE.....	24
1.2. L'ANEVRISME .....	27
1.3. OPTIONS THERAPEUTIQUES .....	29
<b>2. LE TRAITEMENT ENDOVASCULAIRE DES ANEURISMES DE L'AORTE ABDOMINALE</b>	<b>31</b>
2.1. PRINCIPE .....	31
2.2. SCENARIO OPERATOIRE .....	35
2.3. COMPLICATIONS.....	37
<b>3. LE PLANNING PREOPERATOIRE</b>	<b>40</b>
3.1. LE SCANNER PREOPERATOIRE.....	40
3.2. VISUALISATION ET ANALYSE DU SCANNER PREOPERATOIRE AVEC LE LOGICIEL ENDOSIZE .....	41
3.3. PLANNING .....	43
<b>4. BILAN ET OBJECTIFS</b>	<b>47</b>
4.1. FORMULATION DES OBJECTIFS.....	47
4.2. FORMULATION DE LA PROBLEMATIQUE.....	48
<b>ETAT DE L'ART DE LA SIMULATION ENDOVASCULAIRE.....</b>	<b>51</b>
<b>1. MODELISATION MECANIQUE DE LA PAROI VASCULAIRE</b>	<b>52</b>
1.1. COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PAROI ARTERIELLE.....	52
1.2. STRATEGIES DE MODELISATION DE LA PAROI ARTERIELLE .....	57
1.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE MODELISATION POUR LA PAROI VASCULAIRE.....	60
<b>2. PRISE EN COMPTE DE LA PRECONTRAINT DE LA PRESSION ARTERIELLE</b>	<b>61</b>
2.1. INTRODUCTION .....	61
2.2. METHODES DECRITES DANS LA LITTERATURE.....	62
2.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE METHODE PRECONTRAINTE.....	64
<b>3. PRISE EN COMPTE DE L'ENVIRONNEMENT EXTERNE ET CONDITIONS AUX LIMITES</b>	<b>64</b>
3.1. OBSERVATIONS ANATOMIQUES ET DONNEES EXPERIMENTALES .....	64
3.2. MODELISATION DU SUPPORT MECANIQUE EXTERNE.....	65
3.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE MODELISATION DE L'ENVIRONNEMENT EXTERNE.....	65
<b>4. SIMULATION D'INSERTION D'OUTILS ENDOVASCULAIRES</b>	<b>66</b>
4.1. METHODES DECRITES DANS LA LITTERATURE .....	66
4.2. CONCLUSION : POSITION PAR RAPPORT AUX TRAVAUX EXISTANTS ET OBJECTIFS .....	68

<b>DEVELOPPEMENT DU MODELE ET DE LA METHODE DE SIMULATION .....</b>	<b>69</b>
<b>1. MODELISATION MECANIQUE DU PROBLEME</b>	<b>70</b>
1.1. GEOMETRIE ET MAILLAGE .....	70
1.2. MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PAROI VASCULAIRE .....	72
1.3. MODELISATION DES CHARGEMENTS ET CONDITIONS AUX LIMITES .....	73
1.4. MODELISATION DES OUTILS .....	76
<b>2. METHODE DE DETERMINATION D'UNE GEOMETRIE ZERO-PRESSION</b>	<b>78</b>
2.1. DESCRIPTION DE L'ALGORITHME ITERATIF .....	78
2.2. CALCUL DE LA CORRECTION INCREMENTALE .....	80
2.3. VALIDATION DE LA METHODE .....	82
<b>3. METHODE DE SIMULATION D'INSERTION D'OUTILS ENDOVASCULAIRES</b>	<b>88</b>
3.1. RESOLUTION EXPLICITE DU PROBLEME ELEMENT-FINIS.....	88
3.1. DEROULEMENT DE LA SIMULATION .....	89
3.2. PARAMETRES NUMERIQUES.....	91
<b>SENSIBILITE, PARAMETRAGE ET VALIDATION .....</b>	<b>95</b>
<b>1. CONFRONTATION AUX DONNEES PEROPERATOIRES</b>	<b>96</b>
1.1. DESCRIPTION DES DONNEES MEDICALES DISPONIBLES .....	96
1.2. TRAITEMENT DES DONNEES PEROPERATOIRES.....	97
1.3. METHODE DE MESURE DE L'ERREUR DE SIMULATION .....	98
<b>2. ÉTUDE PRELIMINAIRE</b>	<b>101</b>
2.1. MAILLAGE .....	102
2.2. CALIBRATION DES PARAMETRES NUMERIQUES.....	103
2.3. ÉTUDE DE SENSIBILITE .....	106
<b>3. CALIBRATION DU SUPPORT ELASTIQUE</b>	<b>110</b>
3.1. PARAMETRAGE.....	110
3.2. VALIDATION .....	112
3.3. DISCUSSION .....	118
<b>MISE EN VALEUR CLINIQUE ET INTEGRATION LOGICIELLE .....</b>	<b>121</b>
<b>1. INTEGRATION LOGICIELLE</b>	<b>122</b>
1.1. TRAITEMENT DU SCANNER PREOPERATOIRE.....	122
1.2. LANCEMENT DE LA SIMULATION .....	126
1.3. TRAITEMENT DES RESULTATS DE SIMULATION.....	127
<b>2. PRISE EN COMPTE DES CHANGEMENTS DE LONGUEURS POUR LE SIZING PREOPERATOIRE</b>	<b>128</b>
2.1. METHODE .....	129
2.2. RESULTATS.....	131
2.3. DISCUSSION.....	134
<b>3. FAISABILITE DES ACCES ILIAQUES</b>	<b>137</b>
3.1. METHODE .....	137
3.2. RESULTATS.....	140
3.3. DISCUSSION.....	142

---

<b>CONCLUSION.....</b>	<b>145</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>147</b>
<b>A.1 DONNEES MATERIAUX SUR LES LANCEURS D'ENDOPROTHESES</b>	<b>147</b>
<b>A.2 SUBROUTINE POUR L'IMPLEMENTATION DU SUPPORT VISCO-ELASTIQUE</b>	<b>149</b>
<b>A.3 COMPARAISON DE MAILLAGES</b>	<b>150</b>
<b>A.4 ÉTUDE DE CONVERGENCE DU MAILLAGE</b>	<b>151</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>153</b>



## TABLE DES FIGURES

Figure 1-1 - Anatomie de l'aorte (d'après <a href="http://www.clevelandclinic.org">www.clevelandclinic.org</a> ).....	24
Figure 1-2 - Rapports de l'aorte dans le corps, d'après <a href="http://www.clevelandclinic.org">www.clevelandclinic.org</a> .....	25
Figure 1-3 - L'aorte et la veine cave (à gauche). Bifurcation de l'iliaque commune (à droite). D'après <i>Anatomy of the human body</i> , Henry Gray, <a href="http://www.bartleby.com">www.bartleby.com</a> . ....	25
Figure 1-4 - Schéma de la structure de la paroi artérielle, d'après [2]. ....	27
Figure 1-5 - Représentation tridimensionnelle du scanner préopératoire d'un patient montrant la présence d'un AAA (a) qui s'accompagne d'une importante angulation aortique (b) et de tortuosités iliaques (c). ....	28
Figure 1-6 - Thrombus intra-luminal extrait d'un anévrisme, d'après [10].....	28
Figure 1-7 - Composition d'une lésion anévrysmale. Vue sagittale (a) , vue axiale (b), d'après [12].....	29
Figure 1-8 - Etapes de la chirurgie ouverte, d'après [17]. ....	29
Figure 1-9 - Etapes de la chirurgie endovasculaire, d'après <a href="http://www.mayoclinic.org">http://www.mayoclinic.org</a> . ....	30
Figure 1-10 - Quatre exemples d'endoprothèses bifurquées. AFX® (Endologix, Endologix International, Irvine, FL, U.S.A) (a), Endurant II® (Medtronic, World Medical/Medtronic, Sunrise, FL, U.S.A) (b), Excluder® Gore-Tex (WL Gore and Associates, Flagstaff, AZ, U.S.A) (c), Zenith Low Profile® (Cook, William Cook Europe, Bjaeverskow, Denmark) (d). ....	32
Figure 1-11 - Description d'un lanceur d'endoprothèse. ....	33
Figure 1-12 - Illustration de différents types d'outils endovasculaires. Guides souples (a), guides rigides(b), sondes (b), introducteur (c). ....	34
Figure 1-13 - Exemple de C-arm rotationnel (d'après <a href="http://www3.gehealthcare.fr">www3.gehealthcare.fr</a> et <a href="http://www.healthcare.siemens.fr">www.healthcare.siemens.fr</a> ). ....	35
Figure 1-14 - Insertion d'un guide souple (a), d'un guide rigide (b), puis du lanceur (c) montrant le redressement progressif des artères. ....	36
Figure 1-15 Illustration des différentes étapes d'une procédure EVAR. Insertion d'un guide rigide (a), insertion du lanceur du corps principal (b), déploiement du corps principal (c), cathétérisme du jambage controlatéral (d), déploiement d'une extension iliaque (e), système bifurqué complet déployé (f). ( <a href="http://www.cookmedical.com">www.cookmedical.com</a> ) ....	37
Figure 1-16 - Angiographie montrant le départ de l'artère iliaque interne avant déploiement de l'extension iliaque (a), couverture involontaire d'une artère iliaque interne après déploiement de l'extension iliaque (b). ....	38
Figure 1-17 - Illustration par simulation numérique d'une plicature d'endoprothèse pouvant causer une thrombose [38].....	39
Figure 1-18 - Illustration du problème de dimensionnement radial de l'EP pouvant mener à une endofuite de type I. ....	39
Figure 1-19 - Visualisation du scanner préopératoire à l'aide de coupes axiale (a), coronale (b) et sagittale (c) et d'un rendu volumique par lancer de rayons (d) [12].....	41
Figure 1-20 - Représentation des lignes centrales et des points du sizing sur le rendu tridimensionnel du scanner préopératoire. ....	43
Figure 1-21 - Indice de tortuosité défini comme le rapport entre la longueur de ligne centrale (vert) et la longueur en ligne droite (jaune), d'après [35].....	44
Figure 1-22 - Discrétisation de la ligne centrale et calcul de l'angulation d'un segment vasculaire. ....	44
Figure 1-23 - Artère iliaque droite présentant une tortuosité très importante (a), occlusion de l'artère iliaque après l'introduction d'un guide rigide (b), d'après [34].....	45
Figure 2-1 - Illustration d'un essai biaxial sur un échantillon de paroi artérielle, d'après [65]. ....	53
Figure 2-2 - Comparaison de courbes de caractérisation biaxiale sur des échantillons AA et AAA, d'après [60]. ....	54

## Table des figures

Figure 2-3 - Comparaison de courbes de caractérisation biaxiale sur des échantillons de thrombus et de paroi artérielle anévrysmale, d'après [80].	56
Figure 2-4 Illustration du flambement local à l'insertion d'un guide rigide. (a) artère iliaque non déformée, (b) artère iliaque après insertion d'un guide rigide (simulation basée sur [12]), (c) réalité observée en fluoroscopie lors de l'intervention.	67
Figure 3-1 - Représentation des lignes centrale et des points du sizing sur le rendu tridimensionnel du scanner préopératoire.	71
Figure 3-2 - Représentation volumique du scanner préopératoire (en rouge tissu non calcifié, en blanc calcifications) (a), maillage éléments-finis (b), carte des calcifications représentée sur le maillage éléments-finis (c).	72
Figure 3-3 - Paramétrage de la raideur élastique du support externe.	74
Figure 3-4 - Exemple de lanceur d'endoprothèse montrant ses principal composants.	77
Figure 3-5 - Modélisation des outils : introducteur rigide, sonde souple, guide rigide et lanceur.	77
Figure 3-6 - Représentation de la structure vasculaire par un ensemble de contours et trois lignes centrales.	79
Figure 3-7 - Étapes principales d'une itération de l'algorithme C&V.	80
Figure 3-8 - Détail et illustration de l'algorithme C&V.	82
Figure 3-9 - Géométries précontraintes obtenues après mise sous pression des géométries zéro-pression. L'id référant le patient est indiqué sous chaque vignette. Le code couleur représente l'écart noeuds-à-noeuds avec la géométrie de référence en mm.	85
Figure 3-10 - Comparaison des géométries zéro-pression obtenues avec la méthode BD et la méthode C&V sur deux cas.	86
Figure 3-11 - Illustration d'irrégularités de courbure et de self-intersection pouvant apparaitre avec la méthode BD (a), qui sont résolues avec la méthode C&V (b). (Le cas présenté correspond au patient 9.)	87
Figure 3-12 - Illustration du processus de simulation. Précontrainte par application de la pression dans la géométrie zéro-pression (a), positionnement de l'introducteur (b), insertion de la sonde souple (c), insertion du guide rigide (d), insertion du lanceur (e).	90
Figure 3-13 - Représentation d'un échelon de vitesse progressif « smooth-step » utilisé pour l'insertion des outils.	90
Figure 4-1 - Configuration géométrique pour les stratégies de recalage 3D/2D par projection, rétroprojection et reconstruction, d'après [127].	97
Figure 4-2 - Illustration de la méthode de reconstruction de la position tridimensionnelle du guide rigide à partir de trois images de fluoroscopie bidimensionnelles.	98
Figure 4-3 - Processus de recalage et de comparaison entre les données peropératoires et le données de simulation.	99
Figure 4-4 Illustration des lignes centrales et configurations de guides considérées pour le calcul du <i>gain</i> et du déplacement artériel <i>Dart</i>	101
Figure 4-5 - Exemple de maillages. (a) taille de mailles 6.0/3.5 mm, (b) 4.0/1.5 mm.	102
Figure 4-6 - Évolution du déplacement de l'artère iliaque commune et de l'artère iliaque externe au cours de la simulation pour les différentes vitesses d'insertion.	104
Figure 4-7 - Représentation des résultats de l'étude de sensibilité.	108
Figure 4-8 - Représentation des géométries finales de la paroi vasculaire pour les différentes valeurs des paramètres testés. Le code couleur représente la distance nœud-à-nœud par rapport aux résultats obtenus avec la configuration nominale.	109
Figure 4-9 - Représentation des positions finales du guide rigide pour les différentes valeurs des paramètres <i>kmax</i> et <i>kiliac</i> . Le code couleur représente la distance locale par rapport aux résultats obtenus avec la configuration nominale.	109
Figure 4-10 - Paramétrage de la raideur élastique du support externe.	111
Figure 4-11 - Présentation des résultats de la simulation pour l'ensemble des 28 patients. En mauve: structure vasculaire préopératoire non-déformée, en gris : structure vasculaire déformée par la simulation. En noir: guide peropératoire réel. En couleurs : guide issu de	

la simulation, le code couleur représente la distance locale entre le guide simulé et le guide réel. Les points P1,P5 et P6 délimitant la zone d'intérêt pour la comparaison sont représentés par les sphères mauves. (Suite aux Figure 4-12 et Figure 4-13). .....	115
Figure 4-12 - Résultats suite (1/2).....	116
Figure 4-13 - Résultats suite (2/2).....	117
Figure 5-1 - Illustration du nettoyage interactif de la segmentation (a), résultat final de segmentation (b).....	123
Figure 5-2 - Maillage de segmentation issue de l'étape de nettoyage (a), maillage éléments-finis issu de l'algorithme de wrapping (b). .....	124
Figure 5-3 - Illustration des cartes de données extraites du scanner. Carte des calcifications (a), carte de la distance au rachis (b), carte des segments artériels (c).....	125
Figure 5-4 - Illustration des contours extraits pour l'algorithme de précontrainte.....	126
Figure 5-5 - Définition des coordonnées barycentriques triangulaires. ....	126
Figure 5-6 - Boîte de dialogue pour le lancement de la simulation.....	127
Figure 5-7 - Représentation des longueurs initiales et déformées dans le logiciel EndoSize .....	128
Figure 5-8 - Illustration des longueurs rénales-à-iliaque interne sur les trois configurations : initiale, guide rigide inséré et lanceur inséré. ....	130
Figure 5-9 - Illustration des configurations initiales, guide rigide et lanceur pour les six cas de couvertures, ainsi que les longueurs rénales-à-iliaque interne mesurées dans chacun des cas. ....	132
Figure 5-10 - Comparaison des valeurs moyennes de raccourcissement après insertion du guide et de longueur résiduelle initiale entre les deux groupes. ....	134
Figure 5-11 - Exemple d'écart entre ligne centrale et trajectoire de l'endoprothèse (patient 13). ....	136
Figure 5-12 - Définition de la courbure locale. ....	139
Figure 5-13 - Illustration d'un niveau de déformation locale important en présence d'une sténose : configuration initiale (a), configuration après insertion du lanceur (b). ....	139
Figure 5-14 - Comparaison des valeurs moyennes de courbure et d'effort de réaction entre les deux groupes. ....	142
Figure A - 1 - Illustration des essais de flexion trois points sur lanceur d'endoprothèse. ....	147
Figure A - 2 - Résultats des essais de flexion trois points.....	148
Figure A - 3 Représentation des différents maillages testés dans la configuration finale (guide rigide inséré). ....	151





## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 - Valeurs HU de quelques grandes classes de tissus et matériaux. ....	40
Tableau 3-1 - Paramètres de modélisation. ....	76
Tableau 3-2 - Résultats des algorithmes C&V et BD en termes d'erreur noeuds-à-noeuds avec la géométrie de référence. ....	84
Tableau 4-1 - Résultat de l'étude de sensibilité du maillage. ....	103
Tableau 4-2 - Étude de la vitesse d'insertion des outils. ....	103
Tableau 4-3 - Étude du niveau de mass-scaling. ....	105
Tableau 4-4 - Étude du niveau d'amortissement du support. ....	105
Tableau 4-5 - Étude du niveau d'amortissement de la sonde. ....	105
Tableau 4-6 - Valeurs des paramètres testés pour l'étude de sensibilité. ....	107
Tableau 4-7 - Résultats de l'étude de sensibilité sur les configurations finales du guide et de la paroi. ....	107
Tableau 4-8 - Résumé des valeurs retenues pour le paramétrage. ....	112
Tableau 4-9 - Descripteurs préopératoires des anatomies vasculaires des 28 patients. ....	113
Tableau 4-10 - Résultats des comparaisons de la position du guide simulé et du guide peropératoire pour les 30 cas. ....	114
Tableau 5-1 - Descripteurs préopératoires des anatomies pour les 6 cas de couverture. ....	129
Tableau 5-2 - Valeurs de raccourcissements et longueurs résiduelles pour les six cas de couvertures. ....	132
Tableau 5-3 - Valeurs de raccourcissements et longueurs résiduelles pour le groupe témoin. ....	133
Tableau 5-4 - Descripteurs préopératoires des anatomies pour les 9 cas de complications. ....	138
Tableau 5-5 - Résultats des indicateurs pour le groupe des complications. ....	140
Tableau 5-6 Résultats des indicateurs pour le groupe témoin. ....	141
Tableau A - 1 - Valeurs de module d'Young déterminées par les essais. ....	148



## INTRODUCTION GENERALE

Depuis plusieurs années, la simulation numérique est couramment utilisée dans des domaines tels que l'automobile, l'aéronautique, le bâtiment, l'énergie. Dans l'industrie, elle permet de diminuer les coûts de conception, d'optimiser les performances par une meilleure connaissance des systèmes, générant des économies, un gain de temps important et une sécurité accrue dans un très large champ d'applications. Cependant, la simulation numérique n'est encore que faiblement implantée dans la pratique médicale qui doit pourtant répondre à des exigences économiques, de qualité et de sécurité tout aussi, voire plus, rigoureuses. Ce décalage peut s'expliquer par le fait qu'en médecine, chaque patient est un cas particulier et que modéliser le corps humain dans toutes les diversités qu'il présente est un véritable défi. On préfère alors s'en remettre à l'expertise et au savoir-faire du praticien acquis au fil des années. Néanmoins, on assiste aujourd'hui à une évolution de la médecine. Les avancées scientifiques et technologiques actuelles fournissent aux médecins de nouveaux outils de diagnostic et de soins. Si bien sûr dans beaucoup de cas l'expérience et la dextérité du praticien restent nécessaires et irremplaçables, sa position évolue de plus en plus. Il tend à intégrer la démarche de l'ingénieur basée sur des méthodes objectives et validées, notamment dans le cadre de la chirurgie assistée par ordinateur. Ceci nécessite le développement d'outils permettant d'exploiter objectivement et efficacement l'ensemble des données et connaissances disponibles afin d'anticiper les conséquences d'un geste, d'optimiser et de sécuriser les procédures.

Dans ce travail de thèse, on s'intéresse au traitement de l'anévrisme de l'aorte abdominale. Cette dilatation localisée de l'aorte est due à une dégradation progressive de la paroi aortique et entraîne un risque de rupture croissant. Cette pathologie touche une part grandissante de la population des pays industrialisés de par l'évolution de notre mode de vie et le vieillissement de la population. Parmi les traitements possibles, le traitement par voie endovasculaire (EVAR), consiste pour le chirurgien à faire monter des guides par les artères fémorales jusqu'à l'aorte abdominale, puis déployer une ou plusieurs prothèses aortiques à l'intérieur même de l'anévrisme dans le but d'isoler la partie malade de l'aorte et de recréer un écoulement normal au sein de la prothèse. Les interventions EVAR sont de plus en plus courantes, mais restent néanmoins complexes (manipulation des dispositifs, utilisation des systèmes d'imagerie). De plus, le matériel et les pratiques évoluent rapidement, ce qui n'est pas toujours compatible avec la courbe d'apprentissage nécessaire pour maîtriser ces techniques. Ce contexte motive le développement d'outils d'assistance et d'aide à la décision dans les différents temps pré, per et post-interventionnel.

Au moment de l'intervention, les informations visuelles dont dispose le chirurgien pour guider son geste sont relativement limitées (imagerie 2D fluoroscopique, limitation du produit de contraste). De plus le contexte interventionnel ne lui permet pas toujours d'analyser et de réagir aux situations imprévues dans les meilleures conditions. A l'inverse, dans le temps préopératoire il peut disposer de données d'imagerie 3D, de logiciels d'analyse performants et de temps afin de préparer son intervention. Le planning est donc une étape cruciale du traitement et doit être le plus complet et précis possible pour permettre une prise de décision juste et efficace dans la salle d'opération. Actuellement, des solutions logicielles de planning existent, mais celles-ci sont basées essentiellement sur les informations morphologiques issues de l'imagerie préopératoire. L'insertion d'outils relativement rigides au cours de l'intervention génère des déformations et efforts importants sur les structures vasculaires, qui, à défaut de moyens adaptés, ne sont actuellement pas pris en compte pour le choix des dispositifs et la stratégie interventionnelle. Intégrée lors du planning préopératoire, la simulation numérique permettrait au chirurgien de mieux préparer son intervention en ayant anticipé les différents scénarii et complications possibles, afin d'aborder l'intervention dans les meilleures conditions.

Notre objectif est de développer une méthode de simulation biomécanique par éléments-finis permettant de prévoir les déformations de la structure vasculaire engendrées par le matériel endovasculaire inséré au cours de l'opération afin de mieux planifier les

interventions : assistance pour le dimensionnement des endoprothèses à poser, anticipation des éventuelles complications per et post-opératoires. L'approche envisagée est celle d'un outil clinique préopératoire d'aide à la décision. Le caractère patient-spécifique est donc un aspect fondamental de modélisation et la compatibilité avec le protocole clinique fait partie des contraintes à prendre en compte pour le développement des méthodes.

Cette thèse s'est déroulée au sein de la société ANSYS leader mondial de la simulation numérique, et encadrée dans un environnement pluridisciplinaire regroupant des compétences de recherche en mécanique et en imagerie médicale respectivement au sein des laboratoires LaMCoS (INSA) à Lyon et LTSI (Université Rennes 1) à Rennes. Elle s'est déroulée au CHU de Rennes, en lien direct avec l'équipe médicale de chirurgie vasculaire, et en interaction avec l'équipe de recherche et développement de la PME rennaise Therenva développant des logiciels d'assistance à destination des chirurgiens, notamment le logiciel de planning Endosize®.

Dans ce contexte, ancré dans la réalité clinique, l'utilisation de la simulation éléments-finis est un problème ouvert. Cette approche numérique vise à résoudre un problème mécanique complexe de façon approchée. La précision des résultats (déformations, efforts) dépend de la fidélité du modèle mis en place et de la méthode de résolution adoptée, ces deux aspects doivent donc être construits au regard d'objectifs déterminés. Dans un premier temps notre démarche consiste à exposer plus formellement les attentes cliniques et les verrous actuellement présents à l'étape du planning préopératoire, et à estimer dans quelles mesures une simulation biomécanique peut participer à lever ces verrous. Ces objectifs cliniques doivent ensuite être retranscrits en termes mécaniques, définissant ainsi les résultats d'intérêt visés par la simulation. Une fois le cadre précisé, le premier travail consiste à développer un modèle et une méthode de calcul exploitant les données et outils disponibles dans le temps préopératoire pour répondre à ces objectifs. Dans une deuxième partie du travail, la fiabilité et la prédictibilité des modèles doivent être démontrées par des études de sensibilité et une validation vis-à-vis de la réalité peropératoire avant d'envisager leur exploitation dans un processus d'aide à la décision. Durant cette thèse nous amorçons cette validation afin de la poursuivre à plus grande échelle, dans l'ambition d'une utilisation clinique des méthodes développées. Enfin un des objectifs de la thèse consiste à ouvrir des perspectives sur la mise en valeur et l'exploitation des résultats de simulations en regard des attentes cliniques, par exemple par la définition d'indices et de recommandations, mais aussi l'intégration de la chaîne de traitement dans un logiciel de planning permettant la restitution des informations pertinentes aux cliniciens.

Le manuscrit est proposé en cinq chapitres. Dans le premier chapitre on présente le contexte et les objectifs cliniques, de plus la problématique est formulée. Le Chapitre 2 est un état de l'art des méthodes de modélisation et de simulation dans le contexte du traitement EVAR. Dans le Chapitre 3 nous présentons le modèle mécanique et la méthode de simulation qui ont été développés. Les différents paramètres de ce modèle ont ensuite été calibrés et validés par confrontation à des données peropératoires, les méthodes utilisées et les résultats concernant cette étape sont présentés au Chapitre 4. Enfin le Chapitre 5 ouvre des perspectives sur la mise en valeur clinique du travail et présente l'intégration de la chaîne méthodologique dans un module démonstrateur du logiciel de planning Endosize®.

## CHAPITRE 1

### CONTEXE DE L'ETUDE ET OBJECTIFS DE LA THESE

*Dans ce chapitre on présente le contexte clinique, les objectifs scientifiques et les problématiques méthodologiques de la thèse. On décrit tout d'abord des éléments d'anatomie et de contexte concernant l'anévrisme de l'aorte abdominale. Puis on présente les points essentiels du traitement endovasculaire qui est au cœur de la thèse. Enfin, on se concentre sur les enjeux du planning préopératoire. On présente les outils à disposition du clinicien lors de cette étape et leurs limites, afin de formuler plus précisément les objectifs du travail.*

#### SOMMAIRE

<b>1. DESCRIPTION DE LA PATHOLOGIE</b>	<b>24</b>
1.1. ÉLÉMENTS D'ANATOMIE.....	24
1.2. L'ANEVRISME .....	27
1.3. OPTIONS THERAPEUTIQUES .....	29
<b>2. LE TRAITEMENT ENDOVASCULAIRE DES ANEURISMES DE L'AORTE ABDOMINALE</b>	<b>31</b>
2.1. PRINCIPE .....	31
2.2. SCENARIO OPERATOIRE .....	35
2.3. COMPLICATIONS.....	37
<b>3. LE PLANNING PREOPERATOIRE</b>	<b>40</b>
3.1. LE SCANNER PREOPERATOIRE.....	40
3.2. VISUALISATION ET ANALYSE DU SCANNER PREOPERATOIRE AVEC LE LOGICIEL ENDOSIZE .....	41
3.3. PLANNING .....	43
<b>4. BILAN ET OBJECTIFS</b>	<b>47</b>
4.1. FORMULATION DES OBJECTIFS.....	47
4.2. FORMULATION DE LA PROBLEMATIQUE.....	48

# 1. Description de la pathologie

## 1.1. Éléments d'anatomie

### 1.1.1. Anatomie de l'axe aorto-iliaque

L'aorte est la plus grosse artère de l'organisme, elle naît à la sortie du cœur par la valve aortique. Elle s'élève verticalement pour former l'aorte thoracique ascendante, puis elle décrit une courbe appelée crosse aortique et redescend vers l'abdomen en formant l'aorte thoracique descendante. L'aorte thoracique descendante traverse ensuite le diaphragme au niveau du ligament arqué médian pour devenir l'aorte abdominale. Celle-ci se sépare en deux branches pour former les artères iliaques communes aux alentours de l'ombilic en regard des dernières vertèbres lombaires. Les artères iliaques communes se divisent assez rapidement pour donner d'une part les artères iliaques internes qui s'enfoncent vers l'intérieur, dans la cavité du bassin, et d'autre part les artères iliaques externes qui se prolongent jusqu'en dessous du pubis pour devenir les artères fémorales.

Les branches collatérales principales de l'aorte abdominale se rencontrent généralement dans l'ordre suivant à partir du diaphragme et jusqu'à la bifurcation aortique (Figure 1-1):

- le tronc cœliaque
- l'artère mésentérique supérieure
- les artères rénales droite et gauche qui se trouvent rarement dans un même plan mais sont généralement relativement proches

Il existe de nombreuses autres artères collatérales, de calibre plus faible, naissant de l'aorte abdominale, qui ne sont pas représentées sur la figure. Il s'agit notamment les artères vertébrales qui irriguent le rachis, mais on ne les présente pas toutes ici.

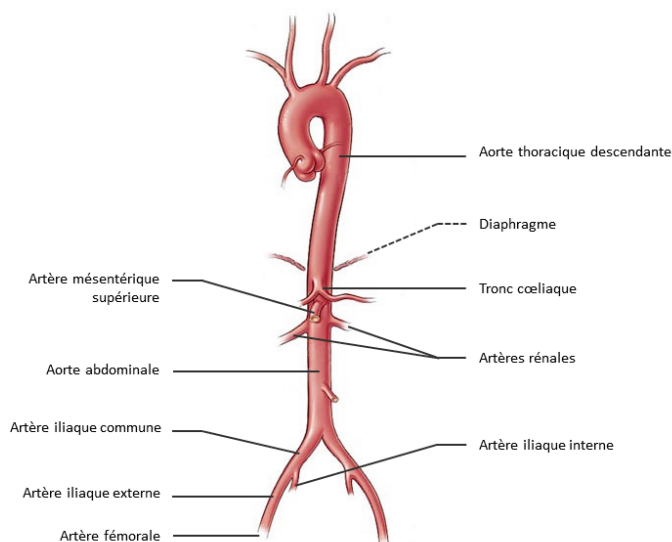


Figure 1-1 - Anatomie de l'aorte (d'après [www.clevelandclinic.org](http://www.clevelandclinic.org)).



1.1.2. Position de l'axe aorto-iliaque dans le corps

L'aorte abdominale et les artères iliaques se situent dans l'espace rétro-péritonéal de l'abdomen (Figure 1-2). L'aorte est accompagnée de la veine cave sur toute la longueur de l'axe aorto-iliaque (Figure 1-3.a). Celle-ci se place généralement sur sa droite le long de l'aorte abdominale puis les veines iliaques naissent en regard de sa face postérieure pour se placer entre le rachis et les artères iliaques communes. La veine rénale gauche passe en avant de l'aorte abdominale au niveau du tronc cœliaque et des artères rénales. Sur sa face postérieure, l'aorte abdominale suit la courbe du rachis lombaire contre lequel elle est maintenue entre les deux piliers naissant au niveau du ligament arqué du diaphragme et qui forment le lit fibreux de l'aorte. Sur ses faces latérales et antérieures, outre la veine cave et ses branches, l'axe aorto-iliaque se trouve en rapport avec plusieurs organes digestifs comme le foie, le duodénum, ou le pancréas. Après la bifurcation de l'iliaque commune, l'artère iliaque interne plonge dans le petit bassin et se sépare au bout de quelques centimètres en une dizaine de branches irriguant les organes pelviens, ce qui lui confère un ancrage important (Figure 1-3.b). Quant à l'iliaque externe, elle se prolonge pour passer en avant de l'axe osseux du pubis et sous le ligament inguinal, où elle devient l'artère fémorale.

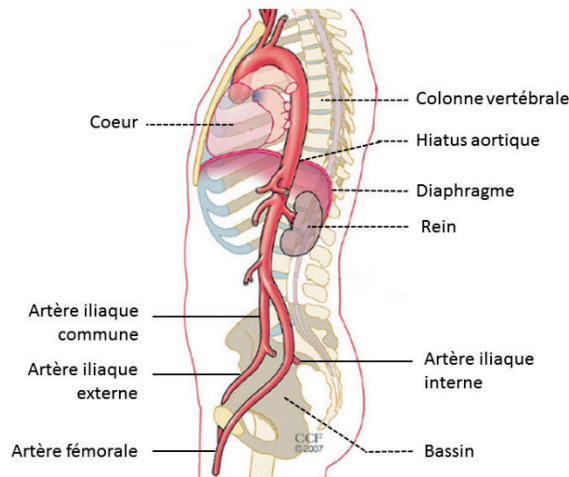


Figure 1-2 - Rapports de l'aorte dans le corps, d'après [www.clevelandclinic.org](http://www.clevelandclinic.org).

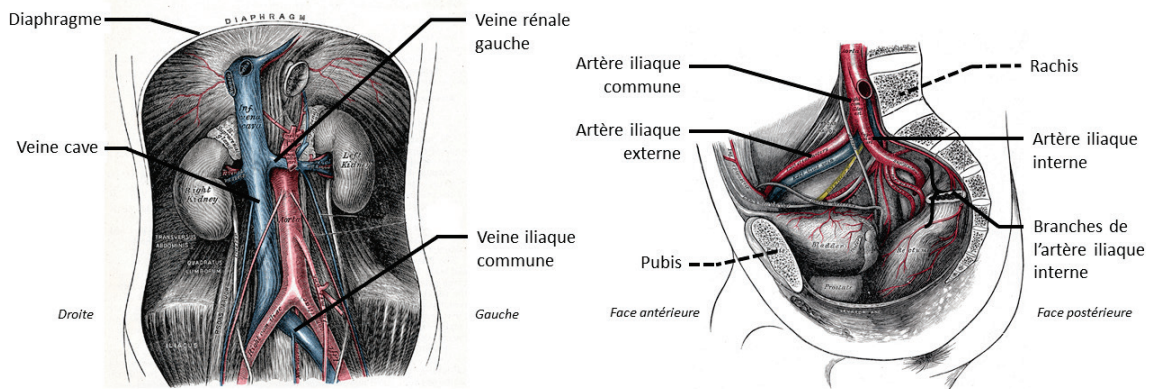


Figure 1-3 - L'aorte et la veine cave (à gauche). Bifurcation de l'iliaque commune (à droite). D'après *Anatomy of the human body*, Henry Gray, [www.bartleby.com](http://www.bartleby.com).

### 1.1.3. La paroi artérielle

La structure de la paroi artérielle a été étudiée depuis de nombreuses années, on retrouve des éléments à ce sujet dans nombre de manuels de cours [1], mais aussi dans des revues de littérature plus particulièrement orientées sur ses propriétés mécaniques [2], [3].

La paroi artérielle est constituée de trois couches baptisée *l'intima*, *la media* et *l'adventitia* (Figure 1-4). L'intima est une couche fine de cellules, appelées cellules endothéliales, en contact avec le sang dont la contribution mécanique est assez faible. La media est généralement la couche la plus épaisse de la paroi, elle est composée d'un nombre variable de couches concentriques de cellules musculaires lisses entre lesquelles sont intégrées des lames de tissu conjonctif formé principalement de fibres d'élastine et de collagène. L'adventitia est la tunique externe en contact avec les structures environnantes. On y retrouve notamment du tissu conjonctif riche en fibres d'élastine et de collagène.

Les propriétés mécaniques des artères sont déterminées par les propriétés et la proportion relatives des différents constituants qui la composent dont les trois principaux sont : les fibres d'élastines, les fibres de collagènes et les fibres musculaires lisses.

- Les *fibres d'élastines* possèdent un comportement élastique et peuvent supporter des élongations importantes. Elles sont responsables du comportement élastique de la paroi pour des déformations relativement faibles dans des conditions physiologiques normales de pression.
- Les *fibres de collagènes*, elles, se retrouvent en générale sous forme ondulée et lâches. Elles apportent peu de contribution pour des déformations faibles, mais une fois en tension leur forte rigidité confère à la paroi artérielle une raideur importante, on leur attribue ainsi un rôle de protection contre les sollicitations mécaniques supra-physiologiques.
- Enfin les *fibres musculaires lisses* apportent peu de contribution dans le comportement mécanique passif des artères, mais permettent par contraction de réguler l'élasticité et le diamètre des artères afin de répondre aux différentes sollicitations physiologiques auxquelles est soumise la paroi artérielle.

Ainsi, par exemple, les artères les plus grosses comme l'aorte possèdent proportionnellement plus de composants élastiques que sont les fibres d'élastine afin d'amortir l'onde de pression arrivant du cœur. Ces artères de gros calibre sont appelées *artères élastiques*. A l'inverse, plus l'on s'éloigne du cœur, plus le calibre ainsi que la proportion de fibres d'élastine des artères diminuent. La paroi de ces artères est proportionnellement plus riche en cellules musculaires lisses, on les appelle *artères musculaires*. Les différentes fibres de la paroi possèdent une orientation préférentielle. L'orientation des fibres de collagènes a notamment beaucoup été étudiée dans la littérature, afin de comprendre et de mieux modéliser le comportement mécanique de la paroi [4]. On les retrouve dans les différentes couches de la paroi orientées de façon hélicoïdale selon un angle qui peut varier assez largement autour de 45° par rapport à la direction circonférentielle (Figure 1-4).

La proportion des différents constituants et les propriétés mécaniques des artères varient ainsi suivant la localisation, le calibre et leur fonction dans l'organisme. Mais encore, au cours de la vie, la constitution des artères et l'organisation de leurs différents composants vont évoluer, ce qui va influencer sur leurs propriétés mécaniques. Avec le vieillissement, la proportion d'élastine des artères tend à diminuer relativement aux fibres de collagènes, les fibres se réorientent. Ainsi les artères vont par exemple devenir moins élastiques et vont avoir tendance à s'élargir et s'allonger, donnant lieu à l'apparition de tortuosités [5].

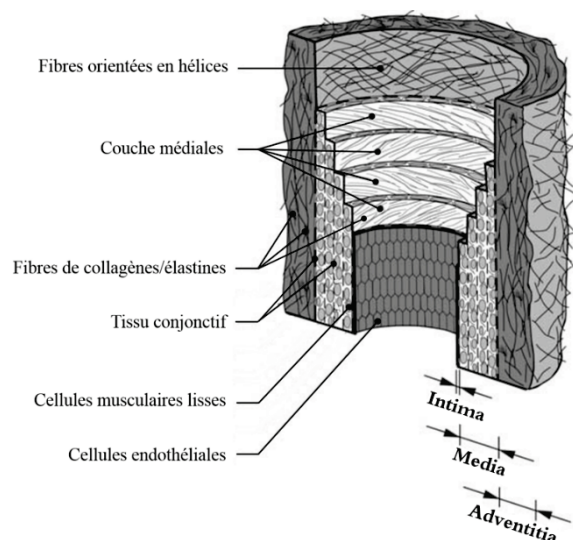


Figure 1-4 - Schéma de la structure de la paroi artérielle, d'après [2].

## 1.2. L'anévrisme

### 1.2.1. Formation de l'anévrisme

Un anévrisme de l'aorte abdominale (noté AAA) est une dilatation permanente et localisée de l'aorte abdominale de plus de 50 % par rapport au diamètre infra-renal normal [6]. La formation d'un anévrisme est le plus souvent due à une dégradation de la paroi artérielle liée à de l'athérosclérose. L'athérosclérose est la maladie artérielle la plus courante, elle s'apparente au phénomène de vieillissement des artères, localisé et intensifié, souvent au niveau de courbures ou bifurcations artérielles. Elle peut être favorisée par plusieurs facteurs comme le tabagisme, l'hypertension artérielle ou encore des facteurs génétiques [7]. Dans les artères de petit calibre, l'athérosclérose se manifeste par la formation de plaques d'athérome qui causent un épaississement fibreux et peuvent conduire à une occlusion vasculaire. Sur les artères de plus gros calibre, elle entraîne plutôt une dégradation de la paroi qui favorise la dilatation et l'allongement des artères donnant lieu à l'apparition d'anévrismes, mais aussi de tortuosité ou de fortes angulations (Figure 1-5).

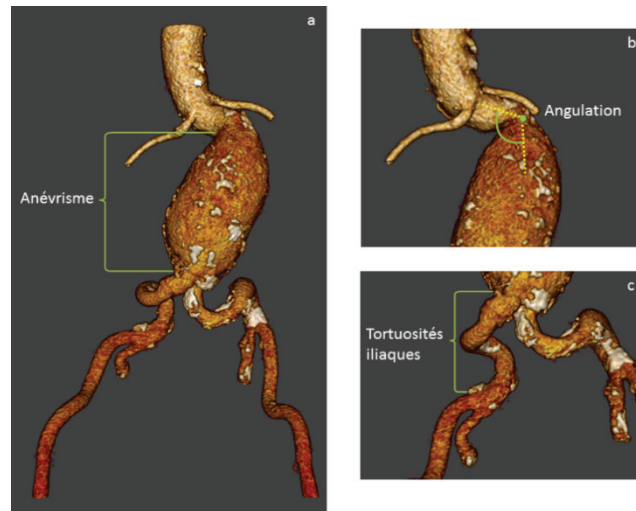


Figure 1-5 - Représentation tridimensionnelle du scanner préopératoire d'un patient montrant la présence d'un AAA (a) qui s'accompagne d'une importante angulation aortique (b) et de tortuosités iliaques (c).

#### 1.2.2. Constitution de l'anévrisme et de la paroi athérosclérotique

Dans le cas de l'AAA, la lésion apparaît le plus souvent entre le départ des artères rénales et la bifurcation aortique, mais s'étend souvent aux artères iliaques communes et parfois au-dessus des artères rénales. L'élargissement de la paroi au niveau de l'anévrisme induit une modification du flux sanguin, celui-ci devient turbulent et ralenti, ce qui favorise la formation d'un amas de cellules et de débris sur la surface interne de l'intima appelé thrombus intra-luminal. On rapporte la présence d'un thrombus dans plus de 80% des anévrismes de diamètre supérieur à 50 mm [8]. Au cours de sa formation le thrombus passe d'une masse fluide et visqueuse à une structure fibreuse dans laquelle se distinguent en générale en trois couches appelées, luminale, mediale et abluminale (Figure 1-6) [9],[10]. Celui-ci peut se trouver déposé de façon circulaire sur l'ensemble du périmètre de la lumière ou de façon latéralisée indifféremment plutôt sur la face antérieure, postérieure entre le rachis et la lumière artérielle, droite ou gauche. Le thrombus peut mesurer en général de 0,5 jusqu'à 3 cm d'épaisseur, générant en son centre un chenal circulant d'un diamètre proche de celui de la lumière aortique non-anévrismale. La paroi aortique ne se trouve alors plus au contact du flux sanguin, mais est repoussée à l'extérieur du volume thrombotique. Ainsi, en présence d'un thrombus, la limite de la lumière vasculaire, rehaussée par le produit de contraste sur le scanner préopératoire, ne correspond plus à la paroi vasculaire mais bien à la paroi interne du thrombus (Figure 1-7).

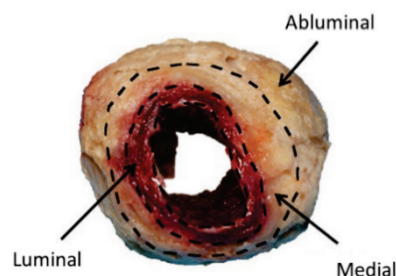


Figure 1-6 - Thrombus intra-luminal extrait d'un anévrisme, d'après [10].

L'athérosclérose s'accompagne aussi généralement de l'apparition de plaques de calcifications de façon plus ou moins étendue sur l'ensemble de l'axe aorto-iliaque. La présence d'une plaque correspond à une diminution importante des composants cellulaires et fibreux de la paroi qui sont remplacés par des dépôts de calcium. Elles peuvent varier en termes de ratio composant cellulaires/calcium, allant d'un tissu fibrotique partiellement calcifié à des plaques de pure calcification, et en termes de taille allant de dépôts ponctuels à des plaques circonférentielles et étendues pouvant former des anneaux rigides et modifiant radicalement les propriétés mécaniques de l'artère [11].

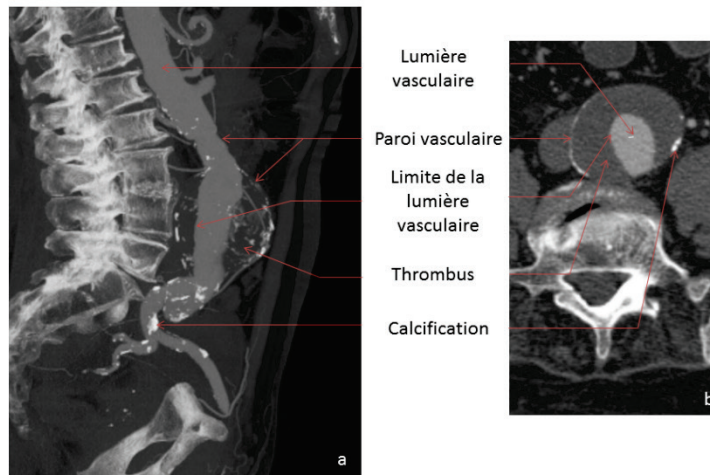


Figure 1-7 - Composition d'une lésion anévrismale. Vue sagittale (a) , vue axiale (b), d'après [12].

### 1.3. Options thérapeutiques

Le risque évolutif majeur d'un AAA est l'augmentation du volume jusqu'à la rupture de la paroi aortique. La rupture entraîne une morbidité et une mortalité très importantes avec un taux de décès souvent supérieur à 80% [13],[14]. Lorsque le risque de rupture est suffisamment élevé pour justifier une intervention chirurgicale, deux options sont couramment envisagées : la chirurgie ouverte et le traitement endovasculaire [15], [16].

#### 1.3.1. Chirurgie ouverte

La chirurgie ouverte de l'AAA consiste à remplacer la partie anévrismale de l'aorte par une prothèse chirurgicale. Une large incision est effectuée au niveau de l'abdomen du patient afin d'accéder à l'anévrisme et la circulation sanguine est interrompue par un clampage en amont et en aval. Le sac anévrismal est mis à plat puis la prothèse est cousue à la structure vasculaire en amont et en aval de l'AAA. Le sac anévrismal est ensuite refermé autour de la prothèse et la circulation sanguine est rétablie (Figure 1-8).

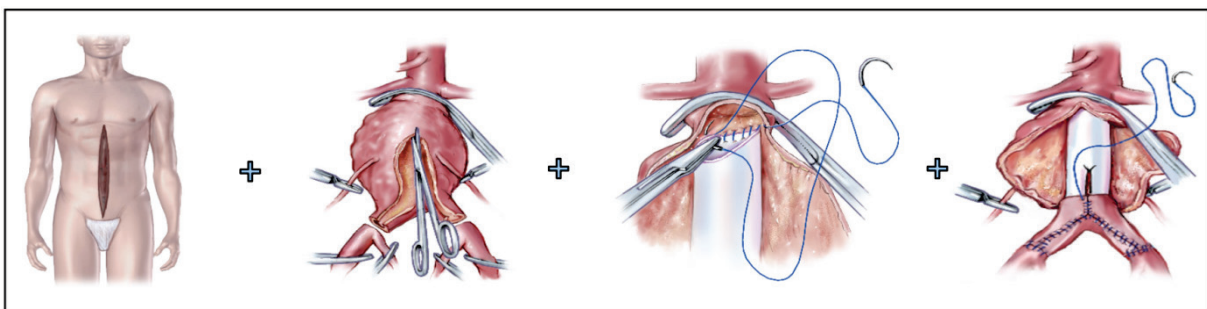


Figure 1-8 - Etapes de la chirurgie ouverte, d'après [17].



### 1.3.2. Traitement endovasculaire

Le traitement endovasculaire de l'AAA (noté EVAR) consiste à insérer par voie endovasculaire et à déployer une ou plusieurs endoprothèses dans la structure vasculaire dans le but d'exclure l'anévrisme en re-canalissant le flux sanguin. Contrairement à la chirurgie ouverte, la zone d'abord se limite à une incision minimale réalisée afin de permettre l'insertion des outils dans les artères fémorales et la circulation sanguine n'est pas interrompue (Figure 1-9). Le déroulement du traitement endovasculaire est détaillé dans la suite du document à la Section 2.

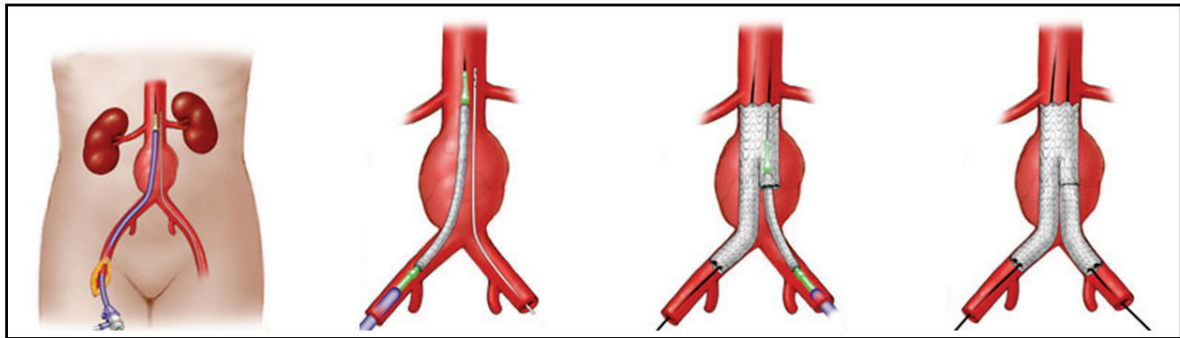


Figure 1-9 - Etapes de la chirurgie endovasculaire, d'après <http://www.mayoclinic.org>.

### 1.3.3. Caractéristiques et indication des techniques

De nombreuses études comparent les performances des deux types de prise en charges [18],[19]. Cependant depuis l'apparition des deux techniques, la typologie des patients opérés, les pratiques, et le matériel évoluent constamment et rendent les statistiques difficiles à comparer et synthétiser. Globalement si l'intervention endovasculaire présente un certain nombre d'avantages évidents à court-terme par rapport à la chirurgie ouverte : traumatisme de l'intervention, morbidité peropératoire, durée d'hospitalisation, elle est aussi souvent associée à un taux de complications et de réinterventions plus élevé tendant à rendre ses performances à long terme moins bonnes que la chirurgie ouverte. D'autre part, plusieurs études montrent que le taux de complications après une intervention EVAR est très variable selon les centres, et l'expérience des équipes chirurgicales, ceci souligne le niveau d'expertise important qu'exige la procédure [20].

L'intervention endovasculaire a tout d'abord été recommandée uniquement pour les patients ne pouvant supporter une chirurgie ouverte du fait des comorbidités associés (patients âgés, insuffisants rénaux...). Cependant aujourd'hui, après 25 ans d'expérience, son indication s'est nettement élargie [21]. Néanmoins elle reste encore soumise à un certain nombre de critères d'éligibilité. Si les critères d'éligibilité cliniques, (âge, insuffisance cardiaque, rénale...) sont plus restrictifs pour la chirurgie ouverte que pour le traitement endovasculaire du fait de la lourdeur de la procédure, les critères anatomiques, eux, sont propres à la technique endovasculaire. Ils concernent en particuliers les zones de contacts entre l'endoprothèse et la paroi qui doivent assurer une bonne étanchéité, mais aussi les accès à la lésion par les artères iliaques, qui doivent permettre l'insertion des dispositifs sans danger pour le patient. Ceux-ci affectent en général la faisabilité technique de l'intervention ainsi que la durabilité à long-terme du traitement EVAR. Ces critères anatomiques sont décrits plus en détails à la section 3.3.1.

Aujourd'hui les patients ont tendance à préférer une intervention moins invasive [22]. De plus au vu de l'évolution des statistiques, des progrès technologiques actuels concernant

les dispositifs, les logiciels et l'équipement, le traitement endovasculaire semble d'ores et déjà se positionner comme la technique préférentielle et cette tendance devrait d'accentuer dans l'avenir. Cependant elle présente l'inconvénient d'exiger un niveau d'expertise important pour le chirurgien et présente encore des critères d'éligibilité relativement restrictifs malgré les efforts des fabricants et les évolutions rapides des dispositifs.

## SYNTHESE

- L'anévrisme de l'aorte abdominale est une maladie cardiovasculaire courante liée à une dégradation localisée de la paroi artérielle.
- Il s'accompagne souvent de la présence de thrombus, de calcifications plus ou moins étendues le long de l'axe aorto-iliaque, mais aussi de l'apparition de tortuosités et d'angulations dues à la dégradation des tissus.
- Le traitement conventionnel est la chirurgie ouverte. Mais le traitement endovasculaire évolue rapidement et est de plus en plus indiqué.

## 2. Le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale

### 2.1. Principe

Le traitement EVAR est une technique mini-invasive utilisée pour le traitement des AAA. Elle consiste à placer une ou plusieurs endoprothèses, appelées aussi *stent-graft*, à l'intérieur de l'aorte de façon à exclure le sac anévrisimal de la circulation sanguine. Les endoprothèses sont acheminées par voies fémorales à travers les artères iliaques, puis déployées à l'intérieur de l'anévrisme établissant ainsi un nouveau chenal circulant. La réussite de l'intervention repose en grande partie sur la qualité des zones de fixation proximale et distales. On définit le collet aortique proximal comme le segment de l'aorte situé entre l'artère rénale la plus basse et l'extrémité proximale de l'anévrisme. Il s'agit de la zone de fixation proximale de l'endoprothèse. Les zones de fixations distales se situent elles le plus souvent au niveau des artères iliaques communes. Les zones de fixations doivent être assez longues et de bonne qualité pour permettre une bonne étanchéité et la stabilité de l'endoprothèse. Dans ces zones la position de l'endoprothèse doit être choisie avec précision afin d'éviter tout risque de couverture d'une artère collatérale, notamment les artères rénales au niveau proximal et les artères iliaques internes au niveau distal. Pour cela un examen préopératoire, le plus souvent une acquisition scanner avec injection de produit de contraste, est effectuée. Cela permet un *sizing* précis, c'est-à-dire la prise de mesures 3D telles que diamètres, angulation, longueurs, permettant un choix de matériel et un dimensionnement des endoprothèses adapté à la morphologie du patient.

#### 2.1.1. Matériel endovasculaire

Initialement chaque module d'endoprothèse est comprimé radialement (*crimpé*) dans un lanceur, appelé aussi *porte-stent* afin de pouvoir être acheminé jusqu'au site de déploiement. Au cours de l'intervention, plusieurs types d'outils de rigidités variables vont être introduits pour permettre la conduite de l'endoprothèse jusqu'à son site de déploiement. On introduit tout d'abord des guides et sondes très souples se conformant à l'intérieur de la lumière artérielle, puis des guides fortement rigides dont le but est de



redresser les artères iliaques souvent tortueuses. Ceci va permettre de faciliter le passage et d'apporter un support au lanceur de l'endoprothèse.

### 2.1.1.1 Endoprothèses

Plusieurs types d'endoprothèses existent, les plus communes, qui sont essentiellement celles auxquelles nous nous intéressons dans cette thèse, sont des systèmes bifurqués composés d'un corps principal bifurqué et d'une ou plusieurs extensions iliaques. Leurs différents modules, corps principal ou extensions, sont composées d'une structure métallique auto-expansible qui assure la rigidité et l'ancrage de l'endoprothèse (les *stents*), et d'un revêtement textile cousu à la structure qui assure l'imperméabilité de l'endoprothèse au flux sanguin (le *graft*). La Figure 1-10 présente quatre modèles d'endoprothèses parmi les plus couramment posés au CHU de Rennes.

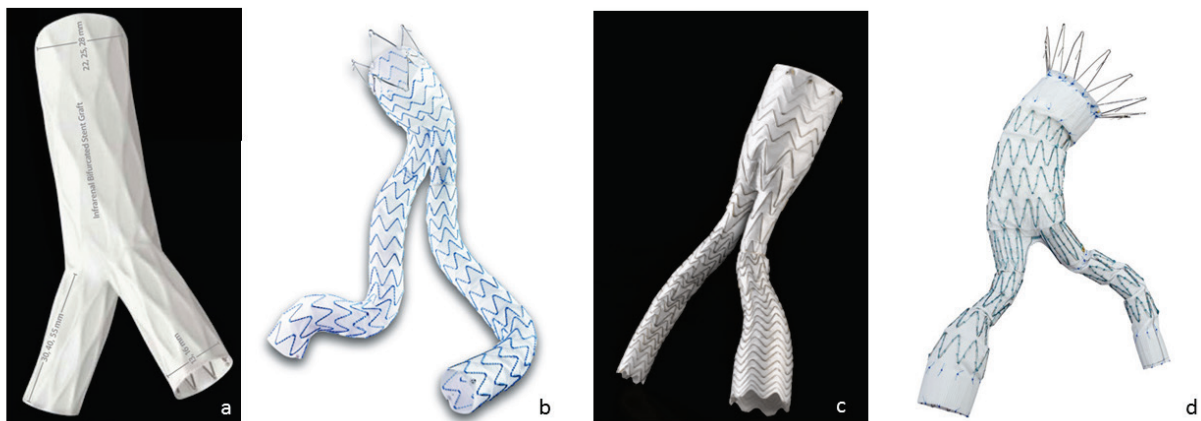


Figure 1-10 - Quatre exemples d'endoprothèses bifurquées. AFX® (Endologix, Endologix International, Irvine, FL, U.S.A) (a), Endurant II® (Medtronic, World Medical/Medtronic, Sunrise, FL, U.S.A) (b), Excluder® Gore-Tex (WL Gore and Associates, Flagstaff, AZ, U.S.A) (c), Zenith Low Profile® (Cook, William Cook Europe, Bjaeverskow, Denmark) (d).

### 2.1.1.2 Lanceurs

La conception et les caractéristiques des lanceurs sont propres à chaque fabricant et modèles d'endoprothèse. Ils ont en général un diamètre de l'ordre de 5 à 7 mm et une rigidité de flexion relativement importante par rapport à la structure vasculaire ce qui impose que l'anatomie du patient soit favorable (artères iliaques pas trop tortueuse, ni trop calcifiée) pour pouvoir introduire le dispositif sans risque par voies fémorales. Ils sont composés d'une gaine en plastique longue d'environ 60 cm dans laquelle se trouve en général (Figure 1-11). :

- à son extrémité l'endoprothèse *crimpée*,
- puis un tronçon de plastique relativement flexible servant au maintien de l'endoprothèse lors du retrait de la gaine,
- enfin le reste du lanceur est en général composé d'un corps de support en plastique permettant d'assurer la rigidité de la gaine et d'éviter son flambement ou une plicature lors de son insertion

Au centre se trouve un cathéter permettant l'insertion du lanceur sur un guide endovasculaire. L'extrémité de la gaine est prolongée par une pointe souple afin de faciliter la progression du lanceur dans les artères. La structure et les matériaux, et par conséquent, les propriétés mécaniques, des différents modèles de lanceurs sont très variables et évoluent régulièrement avec la mise sur le marché de nouveaux dispositifs. Très peu de données sont disponibles dans la littérature concernant les propriétés mécaniques des lanceurs et celles-ci sont aussi difficilement accessibles auprès des fabricants. Afin

d'obtenir des données plus précises pour leur modélisation, nous avons donc dû effectuer des essais de flexion sur des échantillons de quelques modèles que nous avons pu obtenir, les résultats sont précisés en Annexe A.1.

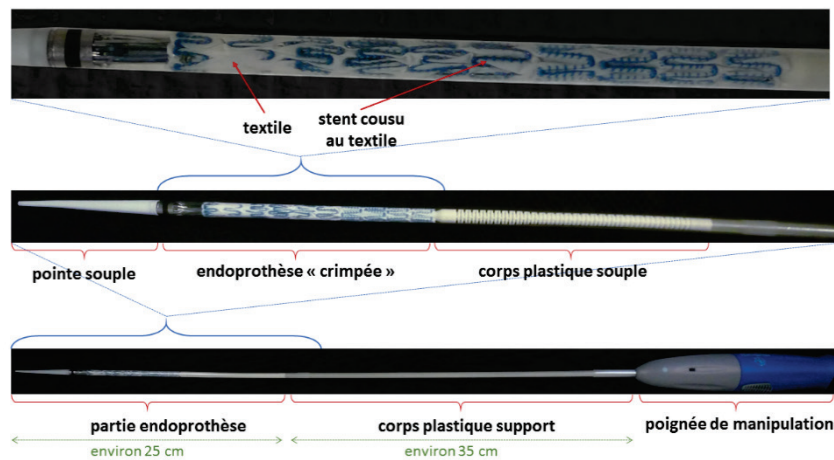


Figure 1-11 - Description d'un lanceur d'endoprothèse.

### 2.1.1.3 Guides

Les guides sont des fils comportant un cœur métallique généralement recouvert d'un revêtement de polymère conçu pour optimiser le glissement avec la paroi et les autres outils endovasculaires (Figure 1-12.b). Il existe plusieurs types de guides, commercialisés par différentes marques. Leur calibre peut varier selon différentes valeurs standardisées, les plus courants ont un diamètre de 0.035" ce qui correspond à 0.889 mm. Ils se distinguent principalement par leur rigidité de flexion, ce qui permet de s'adapter à l'anatomie du patient et aux différents gestes interventionnels. Les recommandations (*guidelines*) préconisent en général d'utiliser tout d'abord un guide souple pour cathétériser le vaisseau jusqu'au site de déploiement, puis une guide de type « super-stiff », couramment appelé *guide rigide*, qui sert de support au lanceur de l'endoprothèse [21]. Un modèle de guide souple couramment utilisé est le Radifocus® Guidewire M Standard type (Terumo Corporation, Tokyo, Japon) dont les propriétés ont été caractérisées par un module d'Young de 120 GPa et un coefficient de Poisson de l'ordre de 0.4 [23]. Le modèle de guide rigide le plus couramment utilisé est le Lunderquist® (Cook, Bloomington, IN), il est l'un des guides endovasculaires les plus rigides [24]. Il est constitué d'un fil d'acier galvanisé de diamètre 0.889 mm, ces propriétés ont été caractérisées par un module d'Young de 190 à 200 GPa et un coefficient de Poisson de l'ordre de 0.4 [25].

### 2.1.1.4 Sondes

Les sondes sont des cathéters très fins et souples, permettant le passage d'un guide 0.035". Ils sont utilisés pour injecter du produit de contraste, pour faciliter les échanges de guides ou encore pour vérifier des mesures de longueur grâce à des graduations radio-opaques (Figure 1-12.a.b). Leur comportement en flexion est proche de celui d'un guide souple, apportant très peu de déformations aux artères.

### 2.1.1.5 Introduteurs

Au niveau des abords fémoraux, des introducteurs de diamètre de l'ordre de 5 à 7 mm sont introduits plus ou moins loin dans les artères iliaques par le chirurgien. Ils permettent de diriger et de maintenir les outils à leur extrémité distale (Figure 1-12.c).

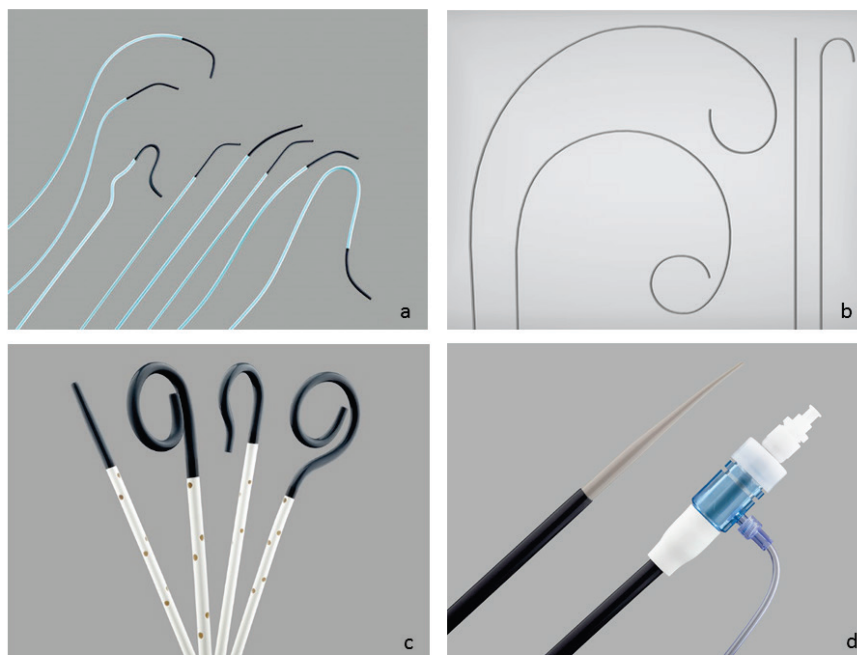


Figure 1-12 - Illustration de différents types d'outils endovasculaires. Guides souples (a), guides rigides(b), sondes (b), introducteur (c).

### 2.1.2. Système d'imagerie peropératoire

L'intervention EVAR est réalisée au bloc opératoire. Comme l'abdomen du patient n'est pas ouvert, on utilise un système de fluoroscopie par rayon X pour visualiser la structure vasculaire et l'avancement des outils. Les systèmes de fluoroscopie les plus courants, appelés C-arm mobile sont composés d'un arceau semi-circulaire en forme de C monté sur un chariot mobile portant, à ses extrémités, une source et un capteur à rayon X. L'image numérique est recrée grâce à un amplificateur de brillance. La fluoroscopie est une modalité d'imagerie par transmission et projection, c'est-à-dire que l'image est composée par la projection des rayons X ayant traversé l'objet à visualiser. Le niveau de gris des pixels rend compte de l'atténuation subie par le rayon lors de son parcours à travers les tissus. Les structures métalliques ou osseuses plus denses apparaîtront avec un niveau de gris important alors que les tissus mous seront faiblement contrastés et donc difficilement visibles. Ainsi pour visualiser les structures vasculaires, il est nécessaire d'effectuer une angiographie. Celle-ci consiste à injecter un produit de contraste radio-opaque, généralement de l'iode, qui en s'écoulant dans les vaisseaux va permettre momentanément de révéler la lumière artérielle. Cependant, en raison de leurs effets iatrogènes, les doses de produit de contraste mais aussi de rayon X doivent être minimisées [26].

Depuis les dix dernières années, on a vu apparaître une nouvelle génération de C-arm, appelé C-arm rotationnel (Figure 1-13). Ceux-ci sont fixes et intégrés à des salles d'opération dites « hybrides », la mobilité de l'arceau est assurée par un bras motorisé. L'image numérique est obtenue directement à partir d'un capteur plan autorisant ainsi une qualité d'image nettement supérieure et d'outils d'assistance à la visualisation tels que la fusion des données 3D issues du scanner préopératoire avec le suivi fluoroscopique 2D [27]. La motorisation et l'articulation du bras permettent une grande amplitude de mouvement ainsi que le repérage et le contrôle précis des positions relatives de la source, du capteur et de la table d'opération où est allongé le patient. Ces systèmes permettent ainsi, notamment, la création d'images de fluoroscopie ou d'angiographie tridimensionnelles par

l'acquisition rotationnelle d'une série d'images 2D suivie d'une reconstruction par rétroprojection pour former un volume de type Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)[28]. Ce type d'acquisition 3D peut être utilisé ponctuellement lors de l'intervention à des fins de contrôle, voire de recalage pré/peropératoire, le suivi temps réel des dispositifs reste néanmoins réalisé sous contrôle fluoroscopique 2D.



Figure 1-13 - Exemple de C-arm rotationnel (d'après [www3.gehealthcare.fr](http://www3.gehealthcare.fr) et [www.healthcare.siemens.fr](http://www.healthcare.siemens.fr)).

## 2.2. Scénario opératoire

### 2.2.1. Préparation du patient

La procédure débute par la préparation (positionnement sur la table de chirurgie, asepsie...) et l'anesthésie du patient. Le chirurgien vasculaire prépare ensuite les voies d'abord en ponctionnant les artères fémorales gauche et droite.

### 2.2.2. Cathétérisme vasculaire

Un guide souple, de rigidité de flexion négligeable par rapport à la paroi vasculaire, est tout d'abord inséré dans chaque artère fémorale et introduit jusqu'à l'aorte ascendante (Figure 1-15.a). Puis une sonde, un cathéter fin de diamètre de l'ordre du millimètre, de rigidité proche du guide souple, est inséré autour de chaque guide. Ces sondes permettent, d'un part, l'injection de produit de contraste à l'intérieur de la structure vasculaire, d'autre part elles sont utilisées pour effectuer des échanges de guides. Ainsi, à cette étape, le guide souple va être retiré du côté prévu pour l'insertion du corps principal de l'endoprothèse et remplacé par un guide rigide inséré à l'intérieur de la sonde pour redresser les tortuosités iliaques et apporter un support au lanceur. Après l'insertion du guide rigide la structure vasculaire se trouve, la plupart du temps, fortement déformée (Figure 1-14).

### 2.2.3. Positionnement du lanceur

Une fois le guide rigide en place, la sonde souple peut être retirée pour laisser place au lanceur du corps principal (Figure 1-15.b). Celui-ci présente une rigidité de flexion encore plus importante et va donc accentuer les déformations dues à l'insertion du guide rigide. Une fois le lanceur introduit jusqu'à la zone de déploiement, sa position doit être ajustée précisément afin que, lors du déploiement, le bord proximal de l'endoprothèse atteigne la zone de fixation souhaitée. En général, celle-ci se situe juste en dessous de la plus basse des artères rénales afin d'offrir une surface de contact la plus grande possible sur le collet sain de l'aorte, sans pour autant couvrir une artère collatérale importante. À ce moment

de l'intervention, le chirurgien effectue nécessairement une injection de produit de contraste à l'aide de la sonde montée du côté controlatéral (opposé au corps principal) afin de vérifier la position des artères rénales et de positionner le lanceur en fonction.

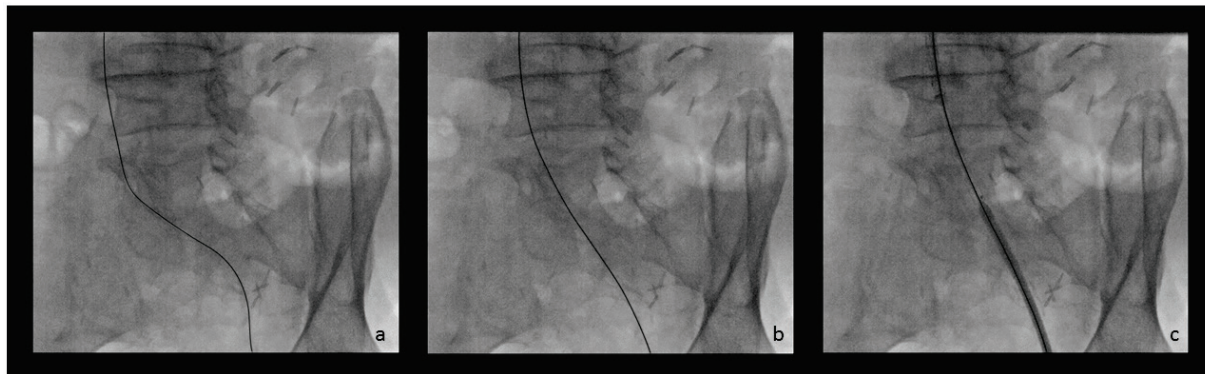


Figure 1-14 - Insertion d'un guide souple (a), d'un guide rigide (b), puis du lanceur (c) montrant le redressement progressif des artères.

#### 2.2.4. Déploiement de l'endoprothèse

L'endoprothèse est ensuite progressivement libérée par le retrait de la gaine du lanceur (Figure 1-15.c). Auparavant comprimée, elle tend à reprendre sa forme initiale et un équilibre mécanique s'établit avec la paroi artérielle générant une pression de contact déterminante pour la bonne étanchéité de la réparation.

#### 2.2.5. Pose des modules complémentaires

Pour un système bifurqué, la pose de l'endoprothèse consiste à déployer le corps principal suivi d'une ou plusieurs extensions iliaques et parfois une extension aortique. Pour cela les opérations de cathétérisme (guide souple, sonde souple, guide rigide) sont répétées à travers le jambage du corps bifurqué, du côté controlatéral (Figure 1-15.d). En général, afin d'assurer une surface d'étanchéité maximale comme au niveau du collet proximal, les extensions iliaques sont déployées au plus près du départ des artères iliaques internes (Figure 1-15.e). Celles-ci ont un rôle important pour la perfusion des organes pelviens et ne doivent pas être recouvertes. Quand l'ensemble des endoprothèses sont larguées, un ballon peut également être utilisé pour appliquer une pression interne et déployer au maximum les stents métalliques afin d'améliorer l'étanchéité en amont et en aval de l'anévrisme et au niveau des zones de recouvrement des modules.

#### 2.2.6. Contrôle final

Une fois l'ensemble des modules déployés, les guides rigides sont retirés pour laisser l'équilibre entre l'endoprothèse et la structure vasculaire s'établir (Figure 1-15.f). Une angiographie globale de l'axe aorto-iliaque est alors réalisée afin de vérifier que le flux est bien recanalisé dans l'endoprothèse sans fuites dans le sac anévrismal et que le sang est toujours diffusé vers les artères collatérales. La Figure 1-15 illustre les étapes principales de l'intervention.



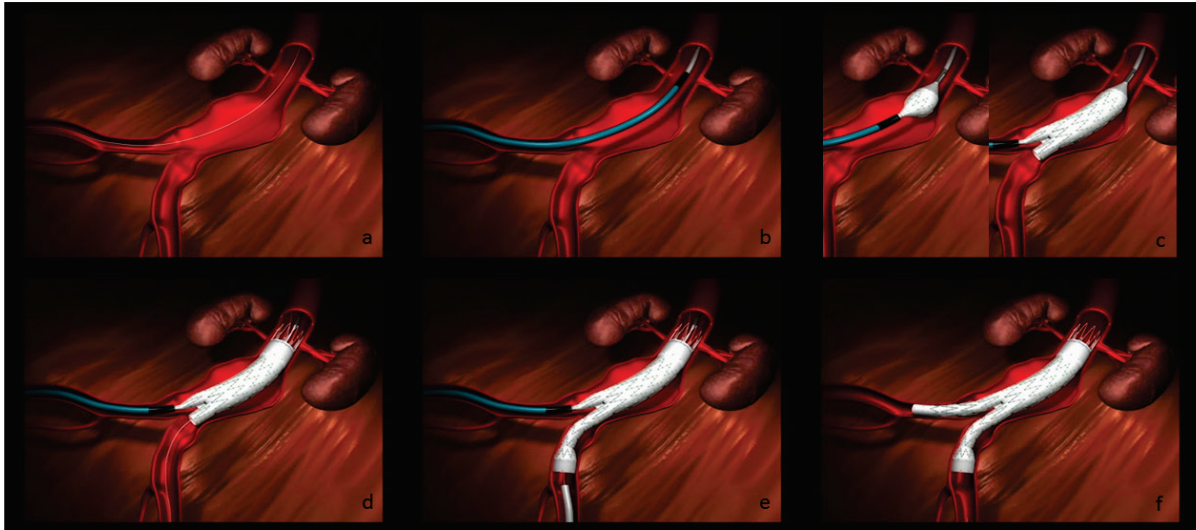


Figure 1-15 Illustration des différentes étapes d'une procédure EVAR. Insertion d'un guide rigide (a), insertion du lanceur du corps principal (b), déploiement du corps principal (c), cathétérisme du jambage controlatéral (d), déploiement d'une extension iliaque (e), système bifurqué complet déployé (f). ([www.cookmedical.com](http://www.cookmedical.com))

## 2.3. Complications

Immédiatement après l'intervention, le succès d'une procédure EVAR peut être défini par la réussite de l'acheminement de l'endoprothèse jusqu'à son site de déploiement, l'exclusion complète de l'anévrisme et le bon rétablissement de la circulation à travers l'endoprothèse. À plus long terme, la réduction du sac anévrisimal, ou d'autres facteurs cliniques liés par exemple à la qualité de vie peuvent permettre d'évaluer le succès du traitement [29]. À l'inverse plusieurs complications peuvent survenir pendant l'intervention ou à plus ou moins long terme après l'intervention.

### 2.3.1. Accès

L'insertion du lanceur à travers les artères iliaques, est une des étapes critiques de la procédure. En effet si celles-ci sont trop étroites, trop calcifiées ou présentent des angulations trop importantes, le risque d'endommager la paroi lors de la navigation est important [30],[31]. Les complications liées aux accès comprennent les lésions intimes, la provocation d'un embolisme dû au détachement d'une plaque d'athérome, jusqu'à la dissection de la paroi [32]. Dans les cas les plus critiques, l'insertion du lanceur voir même du guide rigide est impossible ou considérée comme trop risquée. D'autres voies d'abord que les artères fémorales, le recours à des procédures complémentaires ou bien des approches combinant chirurgie ouverte et endovasculaire peuvent alors être envisagées pour permettre l'accès au site de déploiement [33], [34]. Dans les cas les plus critiques il est parfois nécessaire de recourir à une conversion vers la chirurgie ouverte.

### 2.3.2. Couverture d'une artère collatérale

Lors du déploiement, l'ostium d'une artère collatérale peut être recouverte par le textile de l'endoprothèse. Les artères collatérales les plus à risque sont les deux artères rénales et les deux artères iliaques internes. La couverture d'une ou des deux artères rénales est une complication majeure pouvant entraîner une insuffisance rénale sévère. Elle peut être provoquée par une mauvaise anticipation du mouvement de l'endoprothèse lors du

déploiement ou par un mauvais positionnement du lanceur au regard de la structure vasculaire. Quand la malposition de l'endoprothèse est détectée avant la fin du déploiement, l'endoprothèse peut être descendue à l'aide du lanceur. Dans le cas contraire, un ballon gonflé dans l'endoprothèse peut être utilisé pour tracter l'endoprothèse vers le bas. Lorsque ces deux solutions ne suffisent pas pour restaurer la diffusion vers les artères rénales, la conversion chirurgicale s'impose pour revasculariser au moins une artère rénale par pontage. La couverture d'une ou des deux artères iliaques internes peut entraîner une ischémie des organes situés dans la zone du bassin ou une claudication plus ou moins importante. Elle peut être provoquée par le choix d'une endoprothèse trop longue pour l'anatomie du patient souvent dû à un raccourcissement induit par l'insertion des outils rigides et mal anticipé lors du *planning* (Figure 1-16).

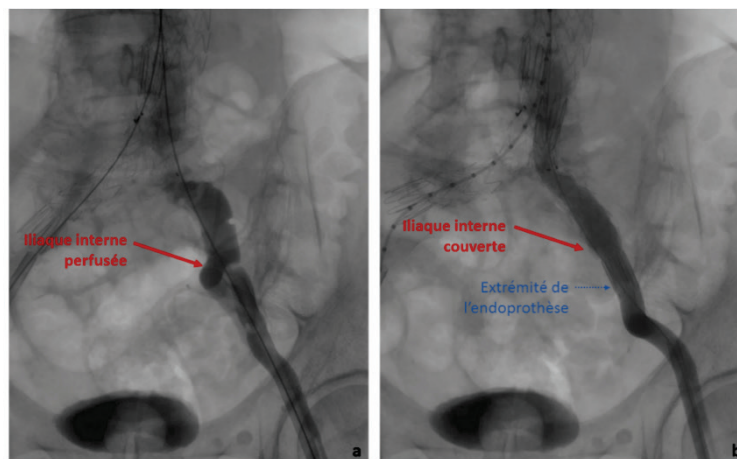


Figure 1-16 - Angiographie montrant le départ de l'artère iliaque interne avant déploiement de l'extension iliaque (a), couverture involontaire d'une artère iliaque interne après déploiement de l'extension iliaque (b).

### 2.3.3. Thrombose d'une endoprothèse

La thrombose correspond à une occlusion partielle ou totale de la lumière de l'endoprothèse qui entrave la circulation sanguine. À court terme après l'intervention, elle peut apparaître principalement au niveau des extensions iliaques [35]. Elle est alors causée par une « plicature » qui apparaît en général lorsque la tortuosité des artères iliaques est importante ([36], [37]) mais aussi pour des extensions implantées sur une longueur importante de l'artère iliaque, plus sujettes à des instabilités de type flambement [35]. Cette plicature réduit localement la lumière de l'endoprothèse (Figure 1-17) et entraîne une perturbation de l'écoulement sanguin pouvant nécessiter une réintervention. Des thromboses peuvent aussi apparaître à plus long terme par la création d'un caillot provoqué par une altération du flux pouvant avoir des origines variées et qui est favorisé par des facteurs cliniques comme des anomalies de la coagulation.

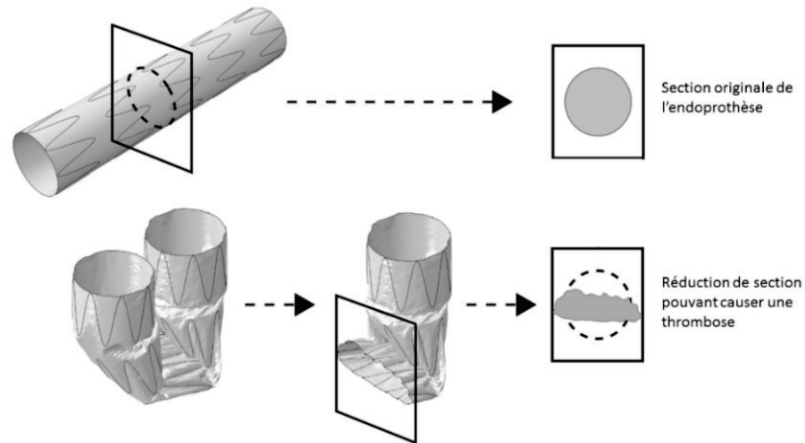


Figure 1-17 - Illustration par simulation numérique d'une plicature d'endoprothèse pouvant causer une thrombose [38].

#### 2.3.4. Endofuite

L'endofuite est une des complications les plus fréquemment rencontrées. Une endofuite est définie comme la persistance d'un flux sanguin dans le sac anévrismal, en dehors de l'endoprothèse. Elles peuvent avoir plusieurs origines [39],[40]. L'une des plus courantes, correspond aux endofuites de type I, elles sont dues à une mauvaise étanchéité entre l'endoprothèse et la structure vasculaire au niveau des zones de fixation distale ou proximale. Les endofuites de type I peuvent être dues à un mauvais dimensionnement radial : un diamètre trop étroit génère une pression de contact trop faible et un diamètre trop large empêche le déploiement complet du stent et la mise en tension du graft, laissant ainsi un passage possible pour le flux comme l'illustre la Figure 1-18. Les endofuites importantes nécessitent généralement une intervention rapide en raison du risque de rupture important à court-terme [41].

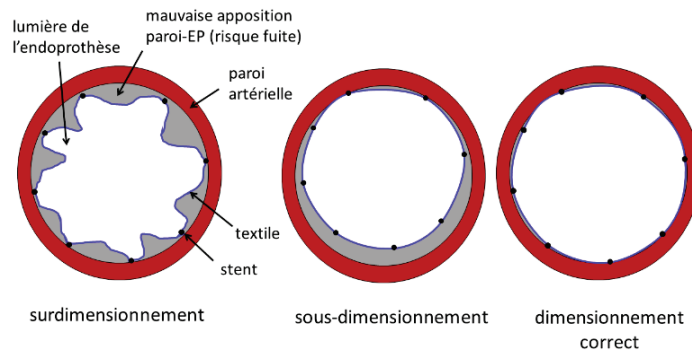


Figure 1-18 - Illustration du problème de dimensionnement radial de l'EP pouvant mener à une endofuite de type I.

#### 2.3.5. Autres complications

D'autres complications peuvent être liées au traitement EVAR (migration, endommagement ou rupture de l'endoprothèse...). Hors du cadre de cette thèse nous ne les développons pas ici. Elles sont largement abordées dans la littérature. Nous renvoyons le lecteur intéressé à [29] par exemple.



## SYNTHESE

- L'intervention endovasculaire se présente comme la technique préférentielle d'avenir pour le traitement des AAA.
- Elle demande un niveau d'expertise important de la part des cliniciens.
- Les pratiques, les dispositifs et les équipements d'imagerie impliqués dans ce type d'intervention évoluent rapidement.
- Elle est encore associée à un taux de complications relativement important à plus ou moins long terme.

### 3. Le planning préopératoire

Le succès d'une intervention EVAR repose en grande partie sur la phase de *planning* préopératoire. Celle-ci consiste à analyser l'examen préopératoire du patient, généralement un scanner angiographique, afin, dans un premier temps, de vérifier que l'anatomie du patient est compatible avec une intervention endovasculaire, puis dans un second temps, de choisir un modèle et les dimensions de l'endoprothèse adaptées à la morphologie du patient.

#### 3.1. Le scanner préopératoire

Le scanner permet d'obtenir une image tridimensionnelle de l'abdomen du patient. De même que la fluoroscopie, il consiste à émettre des rayons X depuis une source vers des récepteurs et à mesurer le degré d'absorption des rayons X par les tissus. Afin de pouvoir visualiser la structure vasculaire, l'acquisition est en général effectuée avec une injection de produit de contraste, on parle de scanner angiographique (*computed tomography angiography*, CTA). Les images tomographiques obtenues à partir d'une acquisition scanner sont calibrées et restituées en niveau de gris selon l'échelle Hounsfield. Celle-ci est relativement stable et peu dépendante du système d'émission de rayon X et permet de définir des grandes classes de tissus à partir des valeurs observées [42](Tableau 1-1).

Type de tissu	Valeur Hounsfield
<b>air</b>	-1000
<b>graisse</b>	-100 - -50
<b>eau</b>	0
<b>muscle - sang</b>	30-60
<b>sang réhaussé (produit de contraste)</b>	250-400
<b>os - calcification</b>	450-1000
<b>métal (stent)</b>	700-1200

Tableau 1-1 - Valeurs HU de quelques grandes classes de tissus et matériaux.

L'acquisition scanner permet ainsi la reconstruction d'un volume qui peut être observé sous forme de coupes bidimensionnelles dans les directions anatomiques principales (axiale, coronale, sagittale), ou encore sous forme de rendu volumique tridimensionnel obtenu par une technique de « lancer de rayons » (Figure 1-19).

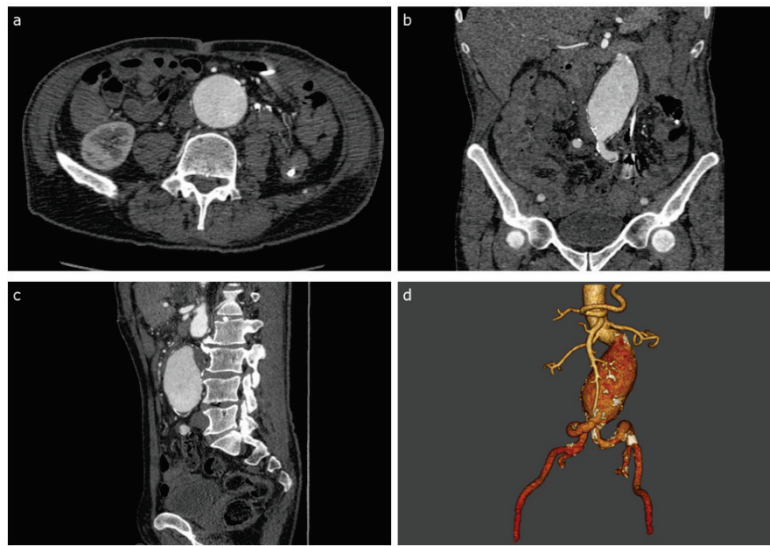


Figure 1-19 - Visualisation du scanner préopératoire à l'aide de coupes axiale (a), coronale (b) et sagittale (c) et d'un rendu volumique par lancer de rayons (d) [12].

### 3.2. Visualisation et analyse du scanner préopératoire avec le logiciel Endosize

Il existe plusieurs logiciels proposant une solution pour la visualisation du scanner préopératoire et la planification d'intervention endovasculaires. Parmi ces solutions, le logiciel EndoSize®, développé et commercialisé par la société Therenva, possède un module dédié à la planification du traitement endovasculaire de l'AAA [43]. C'est celui qui a été utilisé au cours de cette thèse, nous nous concentrerons donc sur cette solution et en décrivons le principe et les points les plus importants en lien avec notre travail.

#### 3.2.1. Principe

En premier lieu, une étape de segmentation des données scanner permet de délimiter séparément un volume représentant l'axe vasculaire aorto-iliaque et un volume représentant les structures osseuses. Au cours du processus de segmentation, des lignes centrales, représentant l'axe des trois vaisseaux principaux (aorte, iliaque gauche et droite) sont créées. Enfin à partir de ces lignes centrales des mesures de longueur, de diamètre ou encore d'angle peuvent être effectuées.

#### 3.2.2. Segmentation

La segmentation a pour but d'extraire un volume représentant la lumière vasculaire. Celle-ci est effectuée en deux étapes. Tout d'abord un prétraitement consiste à débruiter les images et à éliminer les structures telles que les os et le cœur afin de préparer l'étape de segmentation à proprement parler et d'assurer sa robustesse. La deuxième étape correspond à l'extraction de la structure vasculaire à l'aide d'un algorithme de croissance de région. Pour cela l'utilisateur place 3 points sources correspondant respectivement à l'extrémité proximale (nommé P1) et aux extrémités distales de l'axe aorto-iliaque droite (P7) et gauche (P8), puis la croissance de région s'effectue automatiquement à partir de ces points (Figure 1-20). Le volume segmenté est ensuite affiné à l'aide de filtres et de différents traitements propres au logiciel Endosize. Le volume segmenté obtenu comprend

les trois vaisseaux principaux mais aussi une partie des artères collatérales, notamment les artères rénales, la mésentérique supérieure et le tronc coélique ainsi que les artères iliaques internes. Par ailleurs, une dernière étape de dilatation permet d'inclure la paroi vasculaire dans le volume segmenté qui, sinon, comprend uniquement la lumière artérielle. Ce volume peut alors être utilisé pour la visualisation : il est représenté en trois dimensions grâce à la technique du lancer de rayon et d'une fonction de transfert, et permet d'évaluer globalement la morphologie de l'anévrisme ou encore de visualiser les calcifications présentes sur la paroi. D'autre part il permet l'extraction de lignes centrales et la prise de mesures précises. Au cours de la segmentation de la structure vasculaire, une segmentation des structures osseuses est également obtenue de façon automatique, elle est utilisée principalement pour la visualisation. Dans le cadre de la simulation nous l'utiliserons par ailleurs pour calculer une carte de distance entre la paroi vasculaire et le rachis.

### 3.2.3. Lignes centrales

Les lignes centrales sont extraites à partir du volume segmenté de la structure vasculaire. Leur détermination repose sur un algorithme de *fast-marching* respectivement entre les points P1 et P7, et les points P1 et P8 (Figure 1-20). Le *fast-marching* consiste en l'extraction d'un chemin minimal entre les deux points sources [44]. Ici, au cours de l'extraction, une carte de la distance des contours de la segmentation est utilisée afin de contraindre au maximum le chemin à rester au centre du vaisseau.

### 3.2.4. Sizing

L'étape de *sizing* consiste à placer un certain nombre de repères anatomiques matérialisés par des points sur les lignes centrales et qui serviront à la prise de mesures de longueurs et de diamètres (Figure 1-20) :

- P2 : extrémité proximale du collet aortique, située en-dessous de l'artère rénale la plus basse ;
- P3 : extrémité distale du collet aortique, située au-dessus de l'anévrisme ;
- P4 : bifurcation aortique où l'aorte se divise en deux artères iliaques communes ;
- P5/P6 : limite de la zone de fixation distale, située au-dessus l'artère iliaque interne droite et gauche respectivement.

La distance entre chaque point de repère est calculée automatiquement le long de la ligne centrale afin de planifier les dimensions des modules d'endoprothèse à poser. En particulier, les longueurs P2-P5 et P2-P6 correspondent aux longueurs totales à couvrir par l'ensemble des modules. Le diamètre de la lumière vasculaire est également mesuré automatiquement au niveau de chaque point de repère, dans un plan orthogonal à la ligne centrale pour le dimensionnement radial des modules.

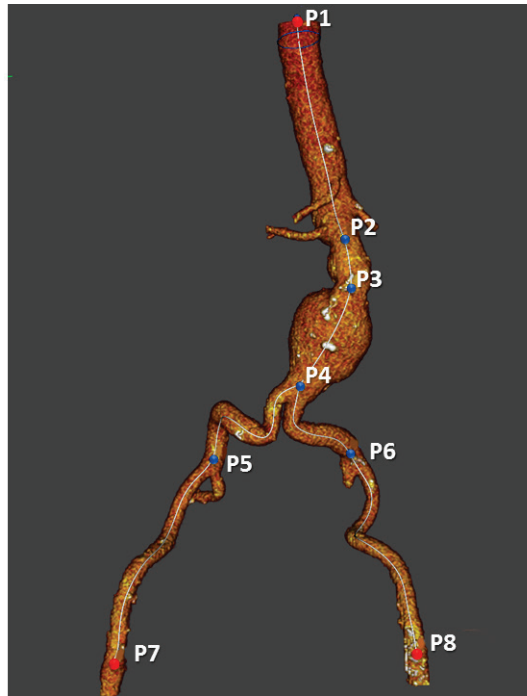


Figure 1-20 - Représentation des lignes centrales et des points du sizing sur le rendu tridimensionnel du scanner préopératoire.

### 3.3. Planning

Une fois le *sizing* effectué, il revient encore au clinicien d'analyser ces mesures et les données scanner et, si nécessaire, de prendre des mesures complémentaires afin de :

- vérifier la faisabilité de la procédure EVAR,
- choisir une endoprothèse adaptée à la morphologie du patient,
- planifier le déroulement de l'intervention.

#### 3.3.1. Critères d'éligibilité anatomiques

Plusieurs publications rapportent des méthodes de calcul de scores permettant d'évaluer l'éligibilité du patient selon un certain nombre de critères anatomiques pour vérifier la faisabilité de la procédure EVAR. Ces scores sont notamment synthétisés dans une publication de recommandations concernant les procédures EVAR [21].

##### 3.3.1.1 Morphologie de l'anévrisme

La morphologie globale de l'anévrisme doit être évaluée par la tortuosité, l'angulation et la présence de thrombus dans le segment vasculaire situé entre l'artère rénale la plus basse et la bifurcation aortique (P2-P4). Ces facteurs peuvent déterminer, d'une part, la difficulté d'acheminer l'endoprothèse jusqu'au site de déploiement et la possibilité de la déployer correctement, et, d'autre part, l'efficacité à long terme de la réparation et le risque d'endofuites par exemple.

- La *tortuosité* d'un segment vasculaire est en général évaluée par un indice défini comme le rapport entre longueur calculée le long de la ligne centrale de ce segment et la longueur de la ligne droite entre les points extrêmes du segment (Figure 1-21) [45].

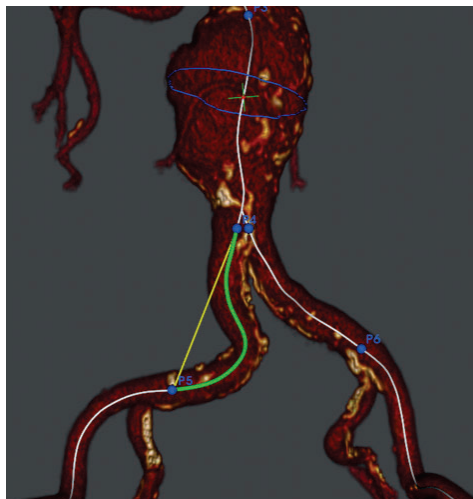


Figure 1-21 - Indice de tortuosité défini comme le rapport entre la longueur de ligne centrale (vert) et la longueur en ligne droite (jaune), d'après [35].

- L'angulation d'un segment vasculaire est définie comme l'angle maximal rencontré le long de la ligne centrale de ce segment [45] (Figure 1-22). Ce calcul dépend fortement de la discrétisation choisie pour définir deux points consécutifs de la ligne centrale. L'expérience montre que l'utilisation d'un pas de 10 mm permet de bien capturer les angulation significatives de la ligne centrale sans prendre en compte les irrégularités pouvant être dues à l'algorithme d'extraction [46].

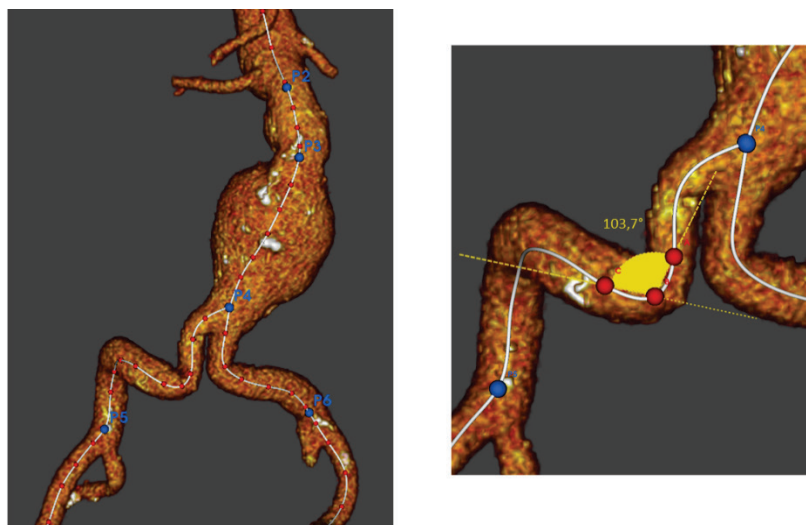


Figure 1-22 - Discrétisation de la ligne centrale et calcul de l'angulation d'un segment vasculaire.

### 3.3.1.2 Zones de fixation proximale et distales

Les zones de fixation de l'endoprothèse sont des zones critiques pour la réussite de l'intervention EVAR. La zone de fixation proximale est appelée collet proximal, elle correspond au segment P2-P3. Elle doit permettre d'assurer une bonne stabilité et une bonne étanchéité. Le score du collet est calculé à partir de plusieurs critères : sa longueur doit être assez importante pour permettre une surface de contact suffisante entre l'endoprothèse et la paroi aortique, la présence de thrombus et de calcification sur sa circonférence doit être limitée afin d'assurer un bon ancrage. Son diamètre, son angulation, et enfin sa forme (conique, bords parallèles...) doivent en outre être favorables pour permettre un bon déploiement et la bonne apposition de l'endoprothèse sur la paroi. La problématique est la même pour les zones de fixation distale qui se situent en général au

niveau des iliaques communes en amont des artères iliaques internes. Il faut de plus vérifier la présence d'un anévrisme iliaque pouvant mettre en difficulté le dimensionnement radial de l'extension iliaque et sa bonne étanchéité.

### 3.3.1.3 Accès iliaques

Afin de prévenir tout risque de complication liée aux accès, le clinicien doit s'assurer que les artères iliaques sont favorables à l'acheminement des différents modules de l'endoprothèse jusqu'à leur site de déploiement. Le score proposé pour évaluer l'éligibilité des accès prend en compte le diamètre, le degré de calcification et la tortuosité de l'ensemble des artères iliaques communes et externes jusqu'aux artères fémorales correspondant aux segments P4-P7 et P4-P8 [45]. Les artères doivent présenter un diamètre suffisant pour permettre le passage du lanceur, on doit notamment vérifier l'absence de sténose importante. Si les artères sont extrêmement calcifiées, elles ne pourront se dilater et les guides rigides peuvent ne pas parvenir à redresser leurs tortuosités. Le risque de ne pouvoir insérer le lanceur est alors très élevé [47]. Enfin des tortuosités très importantes présentent aussi un risque même si le guide rigide est parvenu à les redresser. Dans ce cas la paroi artérielle se trouve repliée sur elle-même pouvant générer une sténose temporaire (Figure 1-23) et donc un risque d'endommagement lors du passage du lanceur [48],[34]. Généralement, le score est calculé respectivement pour le côté droit et gauche, et le côté présentant l'anatomie la plus favorable est choisi pour l'introduction du lanceur du corps principal qui est celui présentant le diamètre le plus important.

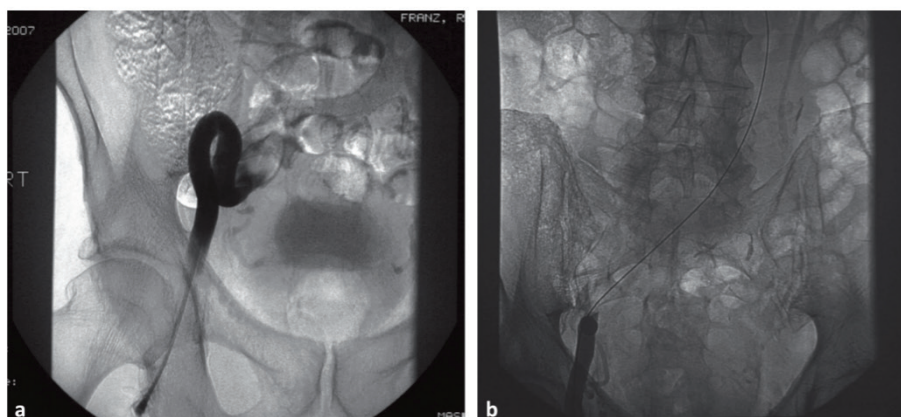


Figure 1-23 - Artère iliaque droite présentant une tortuosité très importante (a), occlusion de l'artère iliaque après l'introduction d'un guide rigide (b), d'après [34].

### 3.3.2. Choix et dimensionnement de l'endoprothèse

Les modèles d'endoprothèse varient par leur constitution, leurs propriétés mécaniques, la gamme de dimensions disponibles (diamètre et longueur des modules), mais aussi par les dimensions et les propriétés du lanceur. Il revient au chirurgien de choisir le modèle qui selon lui conviendra le mieux au patient, en fonction de toutes ses données, en prenant en compte la morphologie, les accès, mais aussi, le plus souvent, son expérience avec tel ou tel dispositif.

Il détermine ensuite le nombre de modules à poser et leurs dimensions afin de couvrir et d'assurer l'étanchéité de toute la lésion anévrysmale. Pour cela les solutions logicielles actuelles, comme décrit à la section 3.2 pour le logiciel Endosize, proposent la mesure de longueurs et de diamètres basés sur les lignes centrales du scanner préopératoire. Le chirurgien choisit alors les modules parmi le catalogue du modèle considéré, en fonction



de ces dimensions, pour assurer que l'ensemble de l'endoprothèse recouvrira bien les longueurs P2 à P5 à droite et P2 à P6 à gauche. Pour chaque module il peut adapter les diamètres proximaux et distaux, dans la mesure de la gamme proposée par le fabricant, afin de correspondre au mieux aux diamètres artériels mesurés au niveau des sites de fixation.

### 3.3.3. Déformations vasculaires

Au cours de l'intervention plusieurs outils sont introduits dans les artères avant le déploiement de l'endoprothèse, et parmi eux, notamment, le guide rigide. L'introduction du guide rigide génère généralement des déformations importantes. Les artères iliaques subissent le plus de déformations, elles sont en général redressées et raccourcies [49],[50]. Si l'aorte abdominale présente de fortes angulations, celles-ci peuvent être redressées, et l'ensemble de la structure vasculaire peut subir des déplacements latéraux ou axiaux de l'ordre du centimètre [51]. A l'heure actuelle, pour toutes les solutions logicielles de *planning* EVAR disponibles, l'ensemble des mesures permettant le dimensionnement des endoprothèses sont prises sur le scanner préopératoire non-déformé. Par conséquent la configuration des vaisseaux sur laquelle les modules d'endoprothèse vont être déployés ne correspond plus à celle sur laquelle les mesures de dimensionnement ont été effectuées. Il existe alors un fort risque que les extensions iliaques prévues soient trop longues et recouvrent une iliaque interne, ou encore que le diamètre du site de fixation ne corresponde plus au diamètre prévu lors du *planning* et que l'étanchéité soit mise en défaut. Généralement des vérifications sont effectuées au cours de l'intervention : injection de produit de contraste pour distinguer le départ des artères collatérales, mesures de longueurs à l'aide de sondes graduées. Cependant elles complexifient et rallongent le temps de l'intervention. De plus les mesures effectuées en peropératoires sont souvent moins précises, dû aux limitations techniques du système d'imagerie 2D, mais aussi au contexte interventionnel qui est moins approprié à un examen rigoureux. Par ailleurs, cette incertitude conduit généralement les cliniciens à commander plus de modules que nécessaires lors du *planning* afin de pouvoir s'adapter à la situation peropératoire, et cela peut générer des surcoût non négligeables à chaque intervention, le coût d'un module bifurqué complet (corps principal + jambage contro-latéral) étant de l'ordre de 5000 euros et celui d'une extension iliaque de l'ordre de 1000 euros [52].

## SYNTHESE

- Le *planning* préopératoire est une phase essentielle de l'intervention EVAR.
- Il consiste à vérifier la faisabilité des accès, choisir l'endoprothèse et ses dimensions, anticiper les scénarii et complications possibles.
- Pour cela le clinicien étudie le scanner préopératoire du patient à l'aide d'une reconstruction tridimensionnelle permettant d'évaluer la morphologie et l'état de calcification des artères et de prendre un certain nombre de mesures le long des lignes centrales (longueurs, diamètres et angles).

## 4. Bilan et objectifs

*Dans ce chapitre nous avons présenté les avantages et limitations du traitement EVAR, ainsi que les points clés du planning d'une intervention. Dans cette partie nous formulons les objectifs cliniques qui ont guidé le travail de thèse et exprimons la problématique méthodologique générale.*

Le temps de l'intervention, puisqu'il correspond à l'exécution du geste est naturellement le moment le plus important du traitement. Cependant le contexte interventionnel (informations visuelles réduites, temps limité, contraintes d'asepsie...) ne permet pas toujours d'analyser et de réagir aux situations imprévues dans les meilleures conditions. C'est pourquoi le planning préopératoire est une étape cruciale du traitement. Celui-ci doit être le plus complet et précis possible pour permettre au clinicien d'aborder l'intervention en ayant anticipé les différents scénarii et complications possibles. Dans ce contexte, nous nous intéressons à l'apport de la simulation numérique pour le *planning* préopératoire d'une intervention EVAR. Notre approche est la mise en place d'un modèle mécanique patient-spécifique de l'axe aorto-iliaque permettant la prédiction des déformations engendrées par les outils endovasculaires avant déploiement de l'endoprothèse, en particulier le guide rigide et le lanceur de l'endoprothèse. Nous pensons qu'une telle approche peut permettre d'apporter des éléments de solution à deux problématiques propres au *planning* EVAR : la prise en compte des déformations vasculaires pour le *sizing* préopératoire et l'évaluation de la faisabilité des accès iliaques.

### 4.1. Formulation des objectifs

#### 4.1.1. Prise en compte des déformations vasculaires

Les déformations que subissent les artères lors de l'introduction des outils endovasculaires, décrites à la Section 3.3.3, dépendent de plusieurs facteurs comme : la morphologie des artères, le degré de calcification de la paroi mais aussi les caractéristiques des outils utilisés. Si celles-ci sont mal anticipées, le risque de couverture d'une artère iliaque interne est important. Actuellement, aucune solution de planning ne permet de les prévoir de façon objective et de prendre en compte les changements de longueurs qui en découlent lors du choix des dimensions des endoprothèses. Leur anticipation repose alors essentiellement sur l'expérience du chirurgien, mais exige un apprentissage relativement long et peut être rapidement mise en défaut face à un cas patient particulier ou l'utilisation d'un dispositif nouveau.

L'essentiel des déformations pré-déploiement est provoqué lors de l'insertion du guide rigide puis du lanceur. Nous pensons qu'un calcul mécanique modélisant l'état déformé de la structure vasculaire après l'insertion de ces outils apporterait des informations importantes sur le risque de réduction de longueurs de certains segments critiques, en particulier les artères iliaques communes. À partir d'indicateur fournis par la simulation, le clinicien pourrait alors adapter la dimension des endoprothèses choisies et mieux anticiper les scénarii peropératoires possibles.

#### 4.1.2. Faisabilité des accès iliaques

Le taux d'exclusion des patients pour le traitement EVAR lié à l'anatomie iliaque varie de 5 à 15 % suivant les études [34]. Comme mentionné à la Section 3.3.1, des critères et



recommandations existent pour évaluer la faisabilité des accès iliaques. Mais le caractère souvent subjectif de ces critères et leur marge d'interprétation, associés à la grande diversité des caractéristiques des outils utilisés, génèrent une grande variabilité dans la décision finale qui repose alors avant tout sur l'expérience du chirurgien [53],[54]. D'autre part, si des corrélations entre la tortuosité, l'angulation des artères iliaques et les complications liés aux accès sont attestées dans plusieurs études ([32],[31]), les mécanismes menant à ces complications ne sont pas pour autant connus et expliqués, d'où la difficulté de fournir des recommandations précises et de les éviter.

Notre hypothèse est qu'un calcul basé sur une modélisation mécanique de l'axe aorto-iliaque soumis à l'insertion des outils endovasculaires, en particulier le guide rigide et le lanceur, permettrait d'estimer le risque de non-redressement des artères trop tortueuses et calcifiées. Parmi les pistes envisagées, la courbure plus ou moins forte du guide rigide une fois inséré permettrait d'évaluer le degré de redressement des tortuosités et pourrait donner ainsi un indicateur du risque d'échec de l'insertion du lanceur. D'autre part l'intensité des efforts et contraintes générés lors de l'insertion du lanceur pourrait être un autre indicateur potentiel du risque de difficulté ou d'endommagement des accès. À partir de ces indicateurs, le clinicien pourrait envisager de modifier sa stratégie par exemple en choisissant un lanceur plus adapté, ou renoncer aux abords iliaques si ceux-ci sont trop risqués.

### 4.1.3. Contraintes cliniques et industrielles

La mise en place d'un tel outil de simulation ne doit pas modifier le *workflow* clinique, mais plutôt s'intégrer à la pratique courante en apportant des informations complémentaires au clinicien lors du planning préopératoire. Il ne semble, par exemple, pas envisageable d'exiger la réalisation d'examen complémentaires, les données préopératoires disponibles pour la construction du modèle seront donc, a priori, limitées au scanner préopératoire du patient. Le temps de calcul des simulations est un point important, il devra être optimisé afin d'être compatible avec les attentes cliniques. En médecine tous les cas sont des cas particuliers, les simulations devront donc être robustes afin de s'adapter à la grande diversité des morphologies rencontrées et notamment les plus complexes qui sont celles pour lesquelles l'utilisation d'un outil d'assistance est la plus justifiée.

Par ailleurs, d'un point de vue industriel, l'objectif secondaire de la thèse est d'intégrer l'outil de simulation développé à un module dédié dans le logiciel Endosize, dans le but de le rendre accessible à des utilisateurs « non-experts », en particulier les cliniciens. Ce travail a été réalisé dans le cadre du projet ANR TecSan ENDOSIM. Le processus depuis la construction du modèle à partir des données scanner jusqu'à la restitution d'indicateurs cliniques doit être au maximum automatisé afin d'être intégrable sous forme d'application logicielle. De plus, une grande attention doit être portée sur la facilité de préparation et de lancement d'une simulation ainsi que sur la restitution d'informations utiles et compréhensibles à l'utilisateur, à travers l'interface d'Endosize.

Enfin, les simulations développées n'auront de valeur qu'une fois validées par comparaison aux données médicales peropératoires ou post-opératoires réelles afin de prouver leur capacité prédictive.

## 4.2. Formulation de la problématique

La problématique principale de la thèse est avant tout méthodologique. Elle correspond à la mise en place d'un environnement de calcul numérique qui comprend le développement du modèle, des méthodes de validation de celui-ci, mais aussi, son exploitation dans le contexte clinique. Il s'agira d'utiliser les outils numériques à notre disposition : logiciel

Endosize pour le traitement d'image, suite logicielle Ansys pour le calcul mécanique, pour construire un modèle répondant aux objectifs visés ; d'envisager les méthodes de validation possibles à partir des images médicales et des outils de traitements disponibles, puis de les mettre en place. L'environnement développé devra satisfaire au compromis entre raffinement du modèle et prise en compte des différentes contraintes sus-citées (temps de calcul, convivialité de l'interface, automatisation de la procédure). Enfin, l'équilibre de ce compromis est assujetti au niveau de précision recherché par les simulations.

#### SYNTHESE

- Le guide rigide et le lanceur de l'endoprothèse génèrent des déformations importantes sur la structure vasculaire qui peuvent avoir des conséquences pour l'accès au site de déploiement et pour le bon dimensionnement des endoprothèses.
- Une simulation mécanique pourrait apporter des éléments objectifs pour aider le clinicien lors du planning pour évaluer la faisabilité des accès et pour choisir les dimensions de l'endoprothèse.
- La méthodologie choisie devra répondre à certaines contraintes liées au contexte clinique (temps de calcul, robustesse, automatisation).
- Les simulations devront être validées par comparaison aux données médicales réelles afin de démontrer leur capacité de prédiction.



## CHAPITRE 2

# ETAT DE L'ART DE LA SIMULATION ENDOVASCULAIRE

*Dans ce chapitre, on établit un état de l'art des données disponibles et des méthodes décrites dans la littérature pour la modélisation de la structure vasculaire et la simulation d'insertion d'outils endovasculaires.*

### SOMMAIRE

<b>1. MODELISATION MECANIQUE DE LA PAROI VASCULAIRE</b>	<b>52</b>
1.1. COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PAROI ARTERIELLE.....	52
1.2. STRATEGIES DE MODELISATION DE LA PAROI ARTERIELLE .....	57
1.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE MODELISATION POUR LA PAROI VASCULAIRE.....	60
<b>2. PRISE EN COMPTE DE LA PRECONTRAINTE DE LA PRESSION ARTERIELLE</b>	<b>61</b>
2.1. INTRODUCTION .....	61
2.2. METHODES DECRITES DANS LA LITTERATURE .....	62
2.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE METHODE PRECONTRAINTE.....	64
<b>3. PRISE EN COMPTE DE L'ENVIRONNEMENT EXTERNE ET CONDITIONS AUX LIMTES</b>	<b>64</b>
3.1. OBSERVATIONS ANATOMIQUES ET DONNEES EXPERIMENTALES .....	64
3.2. MODELISATION DU SUPPORT MECANIQUE EXTERNE.....	65
3.3. CONCLUSION : CHOIX D'UNE MODELISATION DE L'ENVIRONNEMENT EXTERNE.....	65
<b>4. SIMULATION D'INSERTION D'OUTILS ENDOVASCULAIRES</b>	<b>66</b>
4.1. METHODES DECRITES DANS LA LITTERATURE.....	66
4.2. CONCLUSION : POSITION PAR RAPPORT AUX TRAVAUX EXISTANTS ET OBJECTIFS .....	68

# 1. Modélisation mécanique de la paroi vasculaire

## 1.1. Comportement mécanique de la paroi artérielle

Les simulations développées dans cette thèse visent à modéliser l'interaction mécanique entre la structure vasculaire et les outils chirurgicaux. Les lois de comportement utilisées pour chacun des corps en interaction représentent donc a priori un aspect important du modèle. Si les propriétés mécaniques des outils endovasculaires peuvent être facilement déterminées par des essais de caractérisation standards et modélisées par des lois linéaires simples, à l'inverse plusieurs difficultés se présentent lorsque l'on souhaite connaître et modéliser le comportement d'un tissu biologique comme le tissu artériel. Tout d'abord se pose la question de la collecte de données biologiques humaines (législation, comité éthique, prélèvement et conservation...), ensuite le choix d'un protocole de caractérisation adapté. Même si actuellement de nombreux travaux de recherche portent sur la caractérisation du tissu artériel par des moyens non invasifs *in-vivo*, tels que l'élastographie par ultrason 4D, ces protocoles ne sont pas encore validés et utilisés systématiquement pour la caractérisation [55], [56]. Les essais *in-vitro* sont donc à l'heure actuelle la seule solution utilisée en pratique. Ce type d'essai implique alors des difficultés particulières : connaître les conditions physiologiques et les sollicitations mécaniques *in-vivo*, puis, les reproduire de façon suffisamment réaliste *in-vitro*, d'autant plus que celles-ci sont complexes : contraintes multiaxiales, précontrainte, hydratation des tissus, température. Enfin concernant l'analyse et la modélisation des propriétés caractérisées, plusieurs questions méthodologiques se posent : comment tenir compte de la variabilité inter-sujet, de l'hétérogénéité intra-sujet, de l'hétérogénéité du matériau (tissu sain, thrombus, calcifications...) ? Ces questions sont d'autant plus importantes que la quantité de données disponibles est nécessairement limitée du fait des difficultés éthiques et techniques décrites plus haut. Pour ces raisons, un compromis entre raffinement de la loi de comportement et faisabilité de l'identification des paramètres de cette loi doit être établi en regard des données de caractérisation disponibles et des objectifs visés des simulations.

La caractérisation et le développement d'un modèle de comportement de la paroi artérielle spécifique pour notre recherche ne fait pas parti des objectifs de la thèse. Nous avons donc effectué une revue des différents résultats de caractérisations et des modèles de comportements développés dans la littérature. Puis nous avons positionné nos objectifs par rapport aux travaux existants afin de choisir une modélisation adaptée à nos besoins.

### 1.1.1. Caractérisations mécaniques de la paroi aortique saine et anévrismale

Les premiers auteurs à fournir des données expérimentales conséquentes décrivant le comportement mécanique de la paroi artérielle pour de grandes déformations ont mené des essais de traction uniaxiale sur 61 échantillons de paroi anévrismale, complétés dans une seconde publication pour porter à 69 le nombre total d'échantillons, distingués selon leur orientation de test : longitudinale ou circonférentielle [57], [58]. Les résultats ont confirmé le caractère non-linéaire élastique pour de grandes déformations allant jusqu'à environ 30 % pour la paroi des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA) et 50% pour la paroi aortique saine (AA) en traction uniaxiale, mais n'ont pas pu révéler de différence importante entre les deux directions de traction.

Par la suite, les différents travaux de caractérisation publiés ont privilégié des essais de sollicitations biaxiales ou multiaxiales, plus représentatifs des contraintes physiologiques auxquelles est soumise la paroi aortique *in-vivo* (Figure 2-1). Vande Geest et al. ont été les premiers à publier des caractérisations biaxiales de 18 échantillons d'AA [59]. Ces caractérisations ont par la suite été complétées dans une seconde publication par 26

échantillons [60]. La deuxième contribution importante a été publiée par Haskett et al. et concernait 30 spécimens AA [61]. Enfin la publication de Kamenskiy et al. présente l'intérêt de proposer des caractérisations biaxiales sur des échantillons d'AA mais aussi, en ce qui concerne notre étude, d'artères iliaques communes [62]. Dans deux publications, Labrosse et al. ont eux effectué des essais de pressurisation et non de tension biaxiale sur un total de 19 échantillons d'AA [63],[64].

Concernant le tissu aortique anévrisimal (AAA), les premiers résultats de caractérisation en tension biaxiale ont été publiés par Vande Geest et al sur 8 spécimens et comparés aux caractérisations d'AA de ces mêmes auteurs [60] (Figure 2-2). Par la suite, Tong et Al. se sont intéressés uniquement à des parois AAA couvertes par du thrombus intra-luminal (ILT) et ont rapporté des caractérisations sur 14 échantillons [65]. Sept spécimens ont été testés dans [66]. Enfin plus récemment une contribution importante a été publiée par O'Leary et al. concernant 34 échantillons d'AAA [10].

Les publications présentées ici ont largement démontré que la paroi aortique saine ou anévrismale peut supporter de grandes déformations élastiques jusqu'à 20-40% et présente un comportement non-linéaire montrant une augmentation de sa rigidité avec le niveau de déformation, souvent attribuée à la mise en tension progressive des fibres de collagènes initialement lâches et ondulées qu'elle contient. Les caractérisations biaxiales effectuées durant les 15 dernières années tendent par ailleurs à montrer que la paroi aortique possède le plus souvent un caractère anisotrope avec un comportement plus rigide et moins extensible dans la direction circonférentielle. Cette anisotropie peut être plus faiblement marquée sur les parois saines et ses directions préférentielles peuvent varier, mais plusieurs études rapportent qu'avec l'âge et la maladie anévrismale celle-ci tend à s'accroître de façon caractéristique dans la direction circonférentielle. Ces résultats sont en très bon accord avec plusieurs études histologiques démontrant une orientation préférentielle des fibres de collagène dans la plupart des parois artérielles saines et anévrismales [67],[4],[68]. De plus, avec la dégradation due à l'âge et à la maladie anévrismale, la paroi aortique tend à être plus rigide et moins extensible. Cependant les données expérimentales disponibles dans la littérature montrent aussi que les propriétés mécaniques de la paroi aortique peuvent être extrêmement dispersées entre individus et pour un même individu suivant les différents échantillons prélevés.

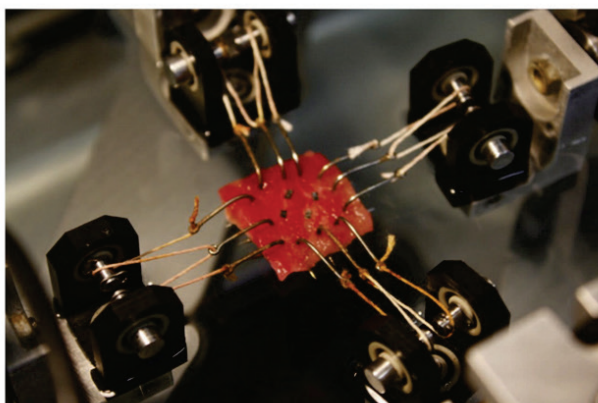


Figure 2-1 - Illustration d'un essai biaxial sur un échantillon de paroi artérielle, d'après [65].

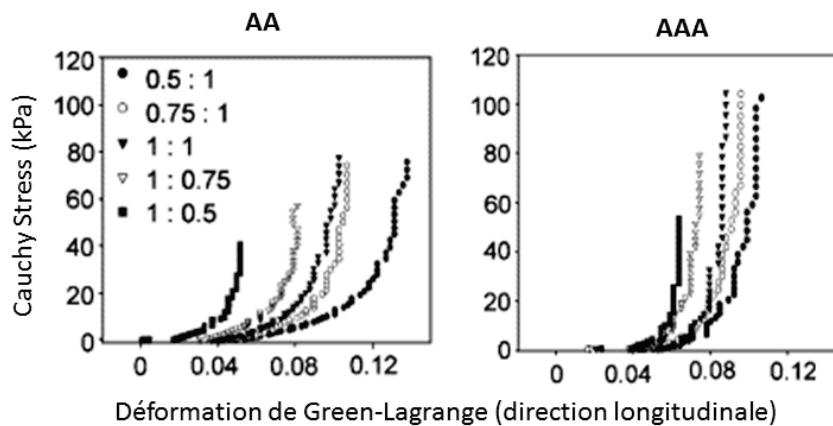


Figure 2-2 - Comparaison de courbes de caractérisation biaxiale sur des échantillons AA et AAA, d'après [60].

## SYNTHESE

- La paroi aortique se comporte de manière élastique et non-linéaire pour de grandes déformations.
- Les fibres de collagène qui la composent lui confèrent un caractère anisotrope, avec le plus souvent une rigidité plus importante dans la direction circonférentielle.
- Avec la maladie anévrismale la paroi aortique devient plus rigide et moins extensible et son anisotropie s'accroît.
- D'un individu à l'autre, mais aussi, pour un même individu, selon la localisation anatomique, les propriétés des tissus sont très dispersées

### 1.1.2. Lois constitutives pour la paroi aortique saine et anévrismale

Compte-tenu du caractère élastique et non-linéaire de la paroi aortique pour de grandes déformations, un potentiel hyperélastique est une formulation bien adaptée pour décrire son comportement mécanique. Les premiers auteurs à proposer une telle loi de comportement pour la paroi AA et AAA ont utilisé les caractérisations uniaxiales de Raghavan et Vorp ([58]) pour déterminer les paramètres d'une loi hyperélastique isotrope polynomiale du second degré, et qui a par la suite été utilisée dans de nombreuses études biomécaniques [69],[70],[71] :

$$W = \alpha(I_1 - 3) + 2\beta(I_1 - 3)^2 \quad (2-1)$$

Selon nous, la source la plus complète et la plus sûre de données expérimentales permettant l'identification des paramètres de lois de comportement hyperélastiques pour la paroi aortique saine et anévrismale est due à Vande Geest et al. [60]. Plusieurs études ont utilisé ces données expérimentales pour déterminer des lois de comportement hyperélastiques anisotropes. La tendance générale est l'utilisation d'un modèle à deux familles de fibres [72],[73],[74],[65],[61] ou à 4 familles de fibres [75],[76],[62]. Ces modèles trouvent leur origine dans la microstructure de la paroi artérielle dont la rigidité est principalement due aux fibres de collagène orientées en double hélice qu'elle contient. Mais il reste des modèles phénoménologiques, les différents paramètres (angle des fibres, coefficients de rigidité...) n'étant pas déterminés directement par des observations

histologiques mais identifiés par des régressions non-linéaires. D'autres auteurs ont par ailleurs développé des lois anisotropes ne faisant pas appel explicitement à des familles de fibres. Vande Geest et al. ([60]) ont utilisé un potentiel de « Choi and Vito » qui a été réutilisé par la suite dans une étude de O'Leary [10]. Labrosse et al. ont quant à eux utilisé un potentiel de « Guccione » [63].

#### SYNTHESE

- Une loi hyperélastique non-linéaire est bien adaptée pour représenter le comportement de la paroi aortique.
- Le plus souvent, les lois utilisées dans la littérature sont anisotropes et utilisent une représentation à 2 ou 4 familles de fibres, pour représenter la structure en double-hélice des fibres de collagène.

#### 1.1.3. Caractérisation mécanique du thrombus intra-luminal

Peu d'études rapportent des caractérisations mécaniques de thrombus intra-luminal (ILT). Les premières publications de Di Martino et al. et Wang et al. présentent des résultats de traction uniaxiale [77],[78]. Di Martino et al. ont testé 21 échantillons sans précision sur les couches considérées et ont trouvé une relation linéaire entre la contrainte et la déformation « ingénieur » avec un module tangent de 131kPa. Wang et Al. ont de leur côté testé 50 échantillons incluant uniquement la couche luminale du thrombus et rapportent un module tangent maximal moyen de 547 kPa dans la direction circonférentielle et de 577 kPa dans la direction longitudinale. Enfin trois études rapportent des caractérisations biaxiales, pour lesquelles chacune des trois couches du thrombus ont été testées séparément [79],[65],[10]. Les modules tangents en tension équibiaxiale rapportés pour ces trois études sont cohérents avec des valeurs respectives de 201 et 231 kPa, 189 et 206 kPa, et 135 et 148 kPa dans les directions circonférentielles et longitudinales pour la couche luminale à des niveaux d'élongation proches de 15%.

Ces cinq études semblent montrer que la rigidité du thrombus intra-luminal réside principalement dans sa couche luminale. Celle-ci a un comportement élastique quasi-linéaire et faiblement anisotrope pour des niveaux de déformations allant jusqu'à environ 15-20%. Globalement le thrombus intra-luminal semble se comporter de façon plus linéaire et plus compliant que la paroi vasculaire avec un module tangent qu'on peut estimer à 5 à 10 fois plus faible que celui de la paroi aortique à un niveau d'élongation équibiaxiale de l'ordre de 10 à 15 % (Figure 2-3). Par ailleurs, O'Leary and al. et Tong and al. ont distingué au moins deux types de thrombus, les thrombus multicouches fibreux et les thrombus monocouche « frais » s'apparentant plutôt à une masse fluide visqueuse. Le thrombus nouvellement formé posséderait donc très peu de rigidité et sa raideur tendrait à augmenter avec le temps et avec la formation de couches fibreuses.

#### SYNTHESE

- Le thrombus intraluminal se comporte de manière élastique quasi-linéaire et est en général 5 à 10 fois plus compliant que la paroi aortique.



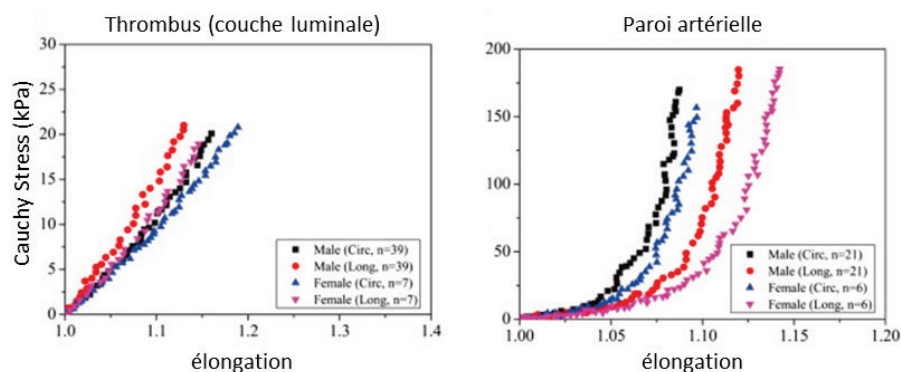


Figure 2-3 - Comparaison de courbes de caractérisation biaxiale sur des échantillons de thrombus et de paroi artérielle anévrismale, d'après [80].

#### 1.1.4. Caractérisation mécanique des calcifications

En ce qui concerne la caractérisation mécanique des plaques de calcifications, les premiers auteurs à publier des données expérimentales ont été [81]. Ils ont conduit des tests de traction uniaxiale sur des plaques aortiques et rapportent un module tangentiel variant de 13.5 MPa à 12% d'élongation à 32 MPa à 20% d'élongation pour des plaques calcifiées. Ils rapportent des valeurs environ 4 fois inférieures pour des échantillons de tissu non calcifié testés dans les mêmes conditions. Par la suite Holzapfel et al. ont effectué des caractérisations uniaxiales sur 4 échantillons de calcifications extraites de la couche intima d'artères iliaques et ont trouvé un comportement linéaire élastique caractérisé par un module d'Young de 12.6 MPa [82]. Marra et al. ont, de leur côté, pratiqué des essais de nano-indentation sur 12 échantillons de calcifications issues d'AAA, cependant les valeurs de module d'Young trouvées (autour de 20 GPa) semblent irréalistes en comparaison aux données de la littérature (environ 2 à 3 ordres de grandeurs supérieures) ce qui peut être expliqué par le fait que les échantillons ont été séchés avant les essais et que la nano-indentation n'est pas représentative des conditions de chargement réelles auxquelles les plaques sont soumises in-vivo [83]. Enfin Maier et al. ont conduit des essais de traction uniaxiale sur des échantillons classés en « dispersed calcifications », « highly calcified » et « pure calcification ». La première catégorie présente une réponse non-linéaire alors que les deux catégories plus calcifiées ont montré un comportement quasi-linéaire élastique caractérisé par un module d'Young variant de 40MPa à 450MPa.

Ces études montrent que le tissu calcifié est au moins dix fois plus rigide que le tissu aortique non-calcifié pour des niveaux de déformation similaires. Cependant on observe une importante dispersion des valeurs rapportées. Celle-ci peut s'expliquer par l'hétérogénéité des protocoles de test utilisés, mais aussi par l'hétérogénéité de composition des échantillons testés allant d'échantillons de paroi légèrement calcifiée à des plaques de calcification pure.

#### SYNTHESE

- Les plaques de calcifications se comportent de manière élastique linéaire, et sont environ dix fois plus rigides que le tissu non calcifié.

### 1.1.5. Épaisseur de la paroi vasculaire

De nombreux auteurs se sont intéressés à la mesure de l'épaisseur de la paroi vasculaire. Les protocoles décrits dans la littérature sont très variés : mesures ex-vivo ou mesures in-vivo par imagerie [84], mesures effectuées sur la paroi saine ou anévrismale [60], recouverte de thrombus intra-luminal ou non [65], mesure de l'épaisseur de l'aorte, des artères iliaques [85],[86], ou de portions localisées encore plus spécifiquement (antérieur, postérieur, droite, gauche...). Des mesures ont encore été faites sur des plaques de calcifications aortiques [87].

Les valeurs moyennes rapportées pour chacune de ces publications sont assez largement distribuées entre environ 1.3 mm et 2.3 mm pour la paroi aortique saine ou anévrismale, et entre 1 mm et 2 mm pour les artères iliaques, mais il apparaît aussi une dispersion très importante inter-individus et intra-individu selon la localisation. D'autre part, la paroi anévrismale apparaît souvent légèrement plus fine que la paroi saine notamment dans les zones proches de la rupture, et au contraire les zones de calcifications sont généralement significativement plus épaisses.

#### SYNTHESE

- Les épaisseurs de la paroi aortique sont très dispersées selon les individus, la localisation anatomique et la constitution du tissu.
- L'épaisseur moyenne de la paroi aortique se situe entre 1.3 mm et 2.3 mm et tend à diminuer dans les zones anévrismales.
- L'épaisseur moyenne des artères iliaques se situe entre 1 mm et 2 mm.

## 1.2. Stratégies de modélisation de la paroi artérielle

Les travaux de recherche publiés ces quinze dernières années ont permis de développer des modèles de plus en plus complexes et fidèles par rapport aux données de caractérisations publiées dans la littérature. Cependant, le choix d'un modèle de comportement doit se faire en regard des objectifs visés et des données disponibles pour l'identification de ses paramètres, tout en privilégiant la simplicité de mise en œuvre. Dans cette perspective, de nombreuses études de sensibilité ont été publiées afin d'étudier l'influence de différentes propriétés des lois de comportement utilisées pour des simulations numériques relatives aux anévrismes de l'aorte abdominale. La plupart de ces simulations concernent le calcul des contraintes pariétales d'un anévrisme aortique abdominal sous l'effet de la pression artérielle à des fins diagnostiques pour la prédiction du risque de rupture. Les travaux présentés dans cette thèse s'intéressent au comportement de la structure vasculaire soumise aux déformations imposées par les outils endovasculaires et sont donc hors du cadre de ces études, cependant les résultats rapportés permettent une première appréhension de l'influence du modèle de comportement choisi.

### 1.2.1. Linéarité ou non-linéarité

La plupart des publications récentes de simulations biomécaniques concernant des AAA utilisent une formulation hyperélastique non-linéaire pour représenter le comportement mécanique de la paroi artérielle. L'importance de la prise en compte de la non-linéarité du comportement mécanique de la paroi a été démontrée dans deux études [70],[88]. Dans celles-ci, des simulations de mise sous pression d'anévrismes sont comparées en utilisant

une loi linéaire élastique puis le modèle non-linéaire hyperélastique proposé par Raghavan et al. [58].

### 1.2.2. Isotropie ou anisotropie

Par la suite, au moins 3 auteurs ont étudié les effets de la prise en compte de l'anisotropie de la paroi artérielle pour des simulations de mise sous pression d'anévrismes. Vande Geest et al. ([89]) et Rissland et al. ([73]) ont comparé l'utilisation de la loi isotrope proposée par Raghavan et Vorp ([58]) et celle d'une loi anisotrope dérivée des caractérisations biaxiales de Vande Geest et al. [60]. Dans une autre étude, en plus de ces deux types de lois, les auteurs ont aussi comparé l'utilisation d'une loi anisotrope dérivée cette fois des caractérisations uniaxiales de Raghavan et Vorp [90]. Même si pour la plupart des simulations, la contrainte maximale calculée dans la paroi semble légèrement plus importante avec l'utilisation d'une loi anisotrope, les résultats ne permettent pas de plaider significativement en faveur de l'utilisation d'un modèle anisotrope plutôt qu'isotrope. Cependant, les résultats obtenus avec la loi anisotrope dérivée de données uniaxiales montrent de grands écarts de résultats avec les autres modèles [90]. Ceci souligne l'extrême importance d'utiliser des caractérisations adaptées à la nature des tissus et représentatives de l'état de contrainte auquel est soumise la paroi artérielle *in-vivo*, c'est-à-dire plutôt biaxiale ou multiaxiale qu'uniaxiale, pour la détermination de lois de comportements.

### 1.2.3. Patient-spécifique ou moyenne

Enfin, plus récemment, deux études ont cherché à quantifier l'effet de l'utilisation de lois de comportement patient-spécifiques plutôt que basée sur données moyennes de populations. Doyle et al. présentent le cas d'un patient pour lequel des paramètres patient-spécifiques du modèle isotrope bien connu de Raghavan et Vorp ([58]) ont été déterminés par des essais uniaxiaux [91]. Des calculs de contraintes pariétales ont ensuite été réalisés en utilisant les paramètres patient-spécifiques ou des paramètres moyens issus de la littérature et les résultats ont été comparés. Le modèle patient-spécifique présentait un comportement significativement moins rigide que la moyenne de la population et par conséquent la contrainte, la déformation et le déplacement maximaux calculés par la simulation étaient largement supérieurs, remettant en cause la validité de l'utilisation de données issues de moyennes de populations. Dans la deuxième étude menée par Polzer et al., des essais biaxiaux ont été effectués sur un échantillon de la paroi antérieure de l'anévrisme de chacun des 7 patients impliqués dans l'étude et pour chacun un modèle hyperélastique isotrope patient-spécifique a été déterminé [66]. Ces lois patient-spécifiques ont ensuite été comparées en particulier à deux lois moyennes, le modèle isotrope de Raghavan et Vorp qui est dérivée de données uniaxiales, et le modèle anisotrope de Vande Geest et al. ([60]) qui est dérivé de données biaxiales. Bien que la formulation et les caractéristiques des lois de comportement patient-spécifiques soient significativement différentes de la loi utilisée par Vande Geest et al., celles-ci ont donné des résultats très similaires en termes de distribution et niveau de contraintes. Par contre, le modèle proposé par Raghavan et Vorp, bien que proche des modèles patient-spécifiques en terme de formulation a donné des résultats significativement différents. D'une part, le fait que les résultats obtenus avec les lois patients-spécifiques ou la loi moyenne de Vande Geest et al. soient relativement proches semble modérer la nécessité d'utiliser de propriétés matériaux patient-spécifique pour ce type de calculs. D'autre part, encore une fois, ces résultats semblent suggérer que, bien qu'il soit désormais reconnu que la paroi aortique saine et anévrismale présente un comportement anisotrope, les résultats de

simulation semblent moins affectés par l'utilisation d'une loi anisotrope que par l'utilisation d'un modèle dérivé d'essais biaxiaux, plus adaptés à la caractérisation de la paroi artérielle, plutôt qu'uniaxiaux.

#### 1.2.4. Prise en compte des calcifications

D'un autre côté, plusieurs études ont montré que la prise en compte des calcifications dans des simulation de mise sous pression tendent à donner une contrainte pariétale maximale supérieure [11], [71]. Cependant, dans cette dernière publication, aucune corrélation significative n'a pu être établie entre la quantité de calcifications et une augmentation moyenne des valeurs de contraintes. Par contre il apparait de façon claire que la prise en compte des calcifications altère les distributions de déformations et contraintes en générant des concentrations de contrainte importantes dues au fort gradient de rigidité entre le tissu sain et les plaques, et en empêchant les déformations locales de la paroi dans les zones les plus calcifiées due à leur forte rigidité.

#### 1.2.5. Prise en compte du thrombus intra-luminal

De nombreux auteurs ont étudié l'effet de la modélisation du thrombus dans les calculs de mise sous pression d'AAA [92],[71],[93]. Dans ces travaux, le thrombus est représenté de manière volumique, son épaisseur importante ne permettant pas une modélisation réaliste par des éléments de type coques. Les premiers constats ont été que la prise en compte du thrombus diminue considérablement la contrainte pariétale maximale, mais aussi le niveau de déformation dans la plupart des cas. Ceci se comprend facilement par le fait que, malgré sa faible rigidité, le thrombus, par son épaisseur importante empêche les déformations de la paroi dans les zones où elle en est recouverte. Plus récemment des études suggèrent que l'effet du thrombus sur les contraintes et les déformations calculées dépend du modèle de comportement utilisé pour celui-ci, et distinguent notamment l'utilisation d'une loi de porosité ou non, et la modélisation d'un thrombus fibreux multi-couches ou un thrombus « frais » monocouche [94]. De manière générale, le thrombus intra-luminal semble jouer un rôle important sur la mécanique de la structure vasculaire. Cependant la principale difficulté liée à sa modélisation est le fait que celui-ci est peu contrasté sur les images scanner par rapport aux tissus environnants, sa segmentation automatique reste un sujet de recherche ; actuellement celle-ci doit donc se faire par une interaction manuelle souvent fastidieuse. Ceci présente actuellement un frein au développement de modèles mécaniques le prenant en compte.

#### 1.2.6. Bilan

Les études citées ici étudient l'influence de la prise en compte du thrombus intra-luminal, et des calcifications, et, concernant la modélisation de la paroi vasculaire, l'utilisation d'un modèle isotrope plutôt qu'anisotrope, ainsi que l'utilisation de données patient-spécifiques plutôt que des données issues de moyennes de populations. Ces différentes méthodes de modélisation sont comparées, pour des simulations de mise sous pression d'un anévrisme, principalement en termes de contraintes maximales, mais aussi de distribution de contraintes, de déformations ou de déplacements. La plupart montrent l'importance de la prise en compte des calcifications sur la distribution locale de contraintes plus que sur le niveau global de contraintes obtenu, et l'importance de la considération du thrombus sur le niveau global de contraintes calculées qui est en général plus faible lorsque celui-ci est pris en compte. Cependant, l'effet de l'utilisation d'un modèle anisotrope plutôt qu'isotrope pour la paroi vasculaire n'est pas clairement établi. Il semble plutôt ressortir de ces études

qu'il est nécessaire d'utiliser des modèles issus de caractérisations biaxiales, soient-ils isotropes ou anisotropes, plutôt qu'issus de caractérisations uniaxiales, moins représentatives des conditions de chargement auxquelles est soumis la paroi vasculaire *in-vivo*. D'autre part, les propriétés matériaux de la paroi artérielle saine ou anévrysmale présentent une grande variabilité d'un individu à l'autre, l'utilisation de lois issues de moyennes de population peut donc parfois mener à des erreurs importantes de modélisation. Il semble donc important de chercher à se rapprocher le plus possible d'une prise en compte patient-spécifique des propriétés matériaux de la paroi, mais celles-ci sont difficilement caractérisables de façon non-invasive avec les moyens techniques actuels. Une solution intermédiaire pourrait être l'utilisation de corrélations entre propriétés mécaniques et des données anatomiques, biologique etc... du patient comme proposé dans [95].

Les simulations de mise sous pression présentées dans les études citées ici ne sont pas complètement représentatives des états de contraintes, déformations et déplacements obtenus pour la simulation d'insertion d'outils que nous souhaitons développer. Les constats rapportés ici doivent donc être modérés relativement à nos objectifs.

#### SYNTHESE

- Pour être caractérisée dans des conditions proches des contraintes *in-vivo*, la paroi aortique doit être testée en sollicitations biaxiale ou multiaxiale.
- Le bénéfice d'une loi anisotrope plutôt qu'isotrope n'est pas clairement démontré.
- Des écarts de résultats importants peuvent être constatés entre l'utilisation de propriété moyennes et les propriétés patient-spécifiques, mais celles-ci sont difficilement accessibles de manière non-invasive.
- La prise en compte calcifications et du thrombus intraluminal semble avoir une influence importante sur le comportement mécanique de la paroi.
- Ces conclusions sont valables pour des calculs de mise sous pression. Elles doivent être qualifiées pour des simulations d'insertion d'outils.

### 1.3. Conclusion : Choix d'une modélisation pour la paroi vasculaire

Plusieurs aspects sont à prendre en compte pour choisir quelle modélisation utiliser pour la paroi vasculaire pour les calculs que nous souhaitons effectuer.

Tout d'abord, les lois de comportement choisies doivent être adaptées aux types de sollicitations modélisées dans les simulations. La paroi va par exemple être soumise à un état de déformation biaxial dont les déformations maximales pourront atteindre 40 à 50 %, d'autre part lors de l'insertion des outils les artères vont être soumise à des phénomènes de flambement avec la formation de plis générant des déformations locales en flexion et compression. Cette plage importante de déformation, associée au caractère non-linéaire de la paroi nous interdit l'utilisation d'une loi linéarisée, on lui préférera plutôt une loi hyperélastique.

D'autre part, concernant les données disponibles, il est inenvisageable à l'heure actuelle d'identifier des propriétés mécaniques patient-spécifiques de façon non-invasive. Les données patient-spécifiques dont nous disposons sont donc uniquement les informations contenues dans les images du scanner préopératoire. Par exemple, les valeurs d'Unité Hounsfield nous donnent une information sur le degré de calcifications des tissus, les calcifications pourront donc assez facilement être prises en compte dans la modélisation.

Cependant nous n'avons en aucun cas la possibilité d'obtenir des données patient-spécifiques sur l'orientation des directions d'anisotropie de la paroi. Or nous avons pu voir que celles-ci peuvent varier de façon significative d'un individu à l'autre, il n'y aurait donc que peu de sens à utiliser un modèle anisotrope dans ce cas. Le thrombus intra-luminal, quant à lui, se distingue difficilement des structures alentours en terme d'Unité Hounsfield, il ne peut-être segmenté de façon automatisée et robuste à l'heure actuelle avec les outils dont nous disposons. De plus nous avons fait le choix d'une représentation surfacique de la paroi vasculaire. Cette représentation ne semble pas adaptée pour représenter le thrombus intraluminal qui s'apparente plutôt à une structure volumique d'un point de vue mécanique au vu de son épaisseur souvent proche de 1 à 2 cm. Pour ces raisons nous choisissons de ne pas prendre en compte le thrombus dans le modèle mécanique de la paroi. De même, il est impossible de mesurer de façon précise et automatique l'épaisseur de la paroi aortique à partir des données d'imagerie scanner, l'épaisseur ne pourra donc pas être définie localement de façon patient spécifique.

Compte-tenu de ces éléments, nous avons donc choisi de modéliser la paroi vasculaire par une loi de comportement hyperélastique isotrope en distinguant cependant les éléments appartenant à des plaques de calcifications auxquels on associe une loi de comportement linéaire élastique de rigidité plus importante. Les paramètres de ces lois seront dérivés des données de caractérisation biaxiales disponibles dans la littérature. Nous faisons le choix d'une épaisseur uniforme sur respectivement l'ensemble de l'aorte et des artères iliaques et utiliserons des données moyennes en accord avec la littérature.

## 2. Prise en compte de la précontrainte de la pression artérielle

### 2.1. Introduction

#### 2.1.1. Pourquoi prendre en compte la pression artérielle

Dans les conditions *in vivo*, la structure vasculaire que nous modélisons est soumise à une pression interne due au flux sanguin. Les efforts mécaniques imposés par cette pression sur la structure vasculaire peuvent sembler négligeables devant ceux provoqués par l'insertion des outils lors de la procédure endovasculaire. C'est pourquoi, dans un premier temps, nous aurions pu choisir de ne pas prendre en compte l'effet de la pression artérielle dans les simulations. Cependant, dans le cadre de calculs quasi-statiques tels que ceux entrepris dans cette étude, l'effet principal de la pression est de précontraindre la paroi artérielle par la mise en tension des fibres de collagène qu'elle contient. Cet effet est bien approché par l'application d'une pression statique uniforme tel que cela a déjà été rapporté dans de nombreuses études, notamment [96] ou encore [69]. Comme nous utilisons des modèle matériaux non-linéaires issus de caractérisations mécaniques effectuées sur des échantillons de tissu *ex-vivo* donc libres de toute précontrainte, si nous ne réintégrons pas cette précontrainte dans les simulations, nous risquons alors de sous-estimer de façon non-négligeable la rigidité réelle de la paroi artérielle. D'autre part, nous avons pu observer que la prise en compte ou non de la pression interne, si elle n'a pas un effet prépondérant sur la réponse globale de la structure, peut avoir des effets importants sur le comportement local de la paroi, par exemple sur la formation de « plis » causés par le flambement de la paroi artérielle lors de l'introduction des outils.

### 2.1.2. L'état *zéro-pression*

La géométrie reconstruite à partir des données scanner correspond à l'état de la structure vasculaire déjà précontrainte par l'ensemble des chargements auxquels elle est soumise *in-vivo*, et en particulier la pression artérielle. Incorporer la précontrainte de la pression artérielle consiste alors à déterminer les champs de contraintes et de déformations inconnus correspondant à la configuration géométrique connue et à un chargement de pression qu'on estime lui aussi connu. Plusieurs auteurs se sont déjà intéressés à ce sujet concernant des AAA et ont décrit plusieurs méthodes permettant de prendre en compte la précontrainte induite par la pression artérielle. Parmi celles-ci deux grandes tendances peuvent être distinguées. La première consiste à rechercher directement l'état de contrainte et de déformation correspondant à la géométrie observée. La seconde consiste à rechercher une géométrie fictive appelée « *zéro-pression* » correspondant à un état libre du chargement de pression et qui une fois soumis à la pression connue permet de retrouver la géométrie observée sur le scanner mais cette fois, incorporant l'état de contrainte et de déformation recherché.

## 2.2. Méthodes décrites dans la littérature

La nécessité de prendre en compte la précontrainte due à la pression artérielle pour des calculs de contraintes dans la paroi des anévrismes a été démontrée depuis plusieurs années [97],[98]. Depuis, plusieurs méthodes ont été développées pour résoudre ce problème. Nous rapporterons d'abord les méthodes de recherche d'une géométrie *zéro-pression* puis les méthodes de calcul direct des champs de précontraintes et déformations.

### 2.2.1. Détermination d'une géométrie *zéro-pression*

Une des premières méthodes proposées pour la prise en compte de la précontrainte due à la pression artérielle dans le cadre des anévrismes de l'aorte abdominale a été publiée dans [99]. La méthode utilise le concept de « inverse design analysis » dont la théorie a été décrite par Govindjee et Mihalic pour résoudre le problème éléments finis inverse de la détermination de la position initiale d'une structure à partir d'une configuration finale et d'un chargement connu [100]. Ce type de méthode est utilisé avec succès dans un certain nombre de cas comme par exemple la mise en précontrainte des structures en rotation telles que les turbines. Cependant dans le cadre de modèles non-linéaires, cette méthode rencontre généralement des problèmes de stabilité pour des structures comme les AAA pouvant présenter du flambement. De plus elle nécessite le développement d'une formulation éléments-finis inverse qui n'est pas disponible dans la plupart des codes éléments finis commerciaux courants. Plusieurs auteurs ont quant à eux proposé des méthodes alternatives ne nécessitant pas d'implémentation particulière dans le code éléments finis, et qui présentent donc l'avantage d'être très facilement applicables peu importe le code éléments finis utilisé.

Les premiers ont été Raghavan et al. qui ont proposé de réduire le problème de recherche d'une géométrie *zéro-pression* à un problème d'optimisation à une seule variable [97]. Il se base pour cela sur l'hypothèse que le champ de déplacement reliant la géométrie *zéro-pression* à la géométrie de référence est égal au champ de déplacement résultant de l'application de la pression sur la géométrie de référence, multiplié par une constante  $k$ , solution du problème d'optimisation. Si le problème à résoudre est alors fortement simplifié, il impose une contrainte forte sur la géométrie recherchée et peut difficilement se généraliser.

De façon presque concomitante, De Putter et al. ont proposé une méthode différente appelée « backward incremental » [98]. Celle-ci vise à déterminer une géométrie *zéro-pression* de façon incrémentale. À chaque pas de calcul, la pression est augmentée jusqu'à la pression totale, et la géométrie initiale est corrigée par application d'un champ de déformation inverse de la déformation observée sous l'effet de la pression. Cependant, les détails d'implémentation, et les résultats de stabilité et de convergence de la méthode ne sont pas développés.

Une méthode plus générale a par contre été présentée par Bols et al., appelée méthode « backward displacement », elle reprend le concept de la méthode « backward incremental » de De Putter et al., mais utilise directement les déplacements aux nœuds plutôt que les tenseurs de déformation, ce qui simplifie l'implémentation [101]. Dans cette méthode, la géométrie de référence observée sur le scanner est choisie comme première estimation de l'état *zéro-pression*, puis est corrigée de façon itérative à chaque pas de l'algorithme. Pour cela, chaque itération consiste à appliquer la pression interne dans la géométrie *zéro-pression* puis à comparer la géométrie finale ainsi obtenue avec la géométrie de référence. La géométrie *zéro-pression* est alors corrigée par application inverse des écarts de position observés. Cependant, l'article valide la convergence et la précision de la méthode uniquement sur un cas de géométrie spécifique de souris relativement simple. Enfin une méthode identique a été publiée dans [102]. Cette fois la méthode est testée sur douze modèles d'anatomies patient-spécifiques d'AAA comprenant le thrombus intra-luminal et une modélisation de la paroi aortique par éléments 3D.

Le grand avantage des méthodes itératives proposées par Bols et al. et Riveros et al. est qu'elles ne nécessitent en aucun cas l'accès au code éléments-finis puisque toute l'implémentation se fait en post-traitement des résultats de déplacement du calcul de mise sous-pression. De plus, le processus itératif permet de passer outre les problèmes de stabilité liés à la non-unicité de la solution rencontrée avec la méthode « inverse design analysis ». Cependant, la convergence de la méthode n'est pas garantie de façon intrinsèque mais doit être démontrée de façon empirique.

### 2.2.2. Incorporation directe d'un champ de précontrainte

D'autre part, en parallèle, plusieurs publications ont porté sur une méthode alternative, permettant de prendre en compte la précontrainte de la pression artérielle sans avoir à déterminer explicitement une géométrie *zéro-pression*. Gee et al. ont été les premiers à proposer une telle méthode [103],[104]. Le principe est basé sur la mise à jour incrémentale du gradient de déformation permettant la génération d'une configuration précontrainte sans aucune modification de la géométrie de référence. Leur méthode est testée sur trois modèles patients spécifiques d'AAA et comparée aux résultats données par la méthode « inverse design analysis ». Par la suite, Weisbecker et al. ont repris le concept proposé par Gee et al. pour développer une méthode appelée « Generalized Prestress Algorithm » [105]. Enfin une publication, plus récente de Pierce et al. propose une amélioration permettant de prendre en compte les contraintes résiduelles se développant dans les parois artérielles au cours de la croissance et du remodelage ([106],[107]) en plus de la précontrainte de pression en utilisant la même méthodologie [108].

D'un point de vue conceptuel, ces méthodes sont relativement proches des méthodes itératives de détermination d'une géométrie *zéro-pression*, puisqu'elles reposent sur la détermination d'un champ de gradient de déformation inverse basé sur les déformations observées à l'itération précédente. Ainsi elles présentent le même avantage de s'affranchir des problèmes d'instabilité de la méthode « inverse design analysis » comme souligné par Gee et al. ([104]), sans pour autant assurer de façon intrinsèque la convergence vers une solution. Elles présentent l'élégance de s'appliquer directement sur la géométrie de



référence sans avoir à déterminer une nouvelle géométrie *zéro-pressure* fictive. Cependant, si ces méthodes demandent moins d'effort de développement qu'une formulation éléments-finis inverse, elles nécessitent tout de même d'être implémentées au niveau du code élément-finis ce qui pose des difficultés techniques lors de l'utilisation de codes commerciaux, ce qui n'est pas le cas pour les méthodes de détermination explicite d'une géométrie *zéro-pressure* présentée à la Section 2.2.1.

### 2.3. Conclusion : Choix d'une méthode de précontrainte

Au cours de nos recherches nous avons mis en évidence la nécessité de prendre en compte la précontrainte de la pression artérielle pour les simulations d'insertion d'outils. Comme présenté plus haut, les différentes méthodes proposées dans la littérature aboutissent à des résultats équivalents, mais diffèrent surtout en termes d'implémentation, de convergence ou de stabilité. Pour les applications visées dans le cadre de nos travaux de recherche, la stabilité de la méthode choisie est un aspect essentiel. L'implémentation d'une méthode de précontrainte n'étant pas l'objectif principal de la thèse nous avons préféré nous tourner vers des méthodes ne nécessitant pas l'accès au code élément fini, afin de simplifier et d'accélérer le développement du modèle. Pour ces raisons nous avons choisi une méthode qui permet de déterminer une géométrie *zéro-pressure* dans laquelle la pression artérielle est appliquée avant la simulation d'insertion des outils pour précontraindre la paroi artérielle. Pour cela nous avons utilisé un algorithme itératif proche de celui proposé par Bols et al. puis Riveros et al. ([101],[102]), que nous avons modifié afin de répondre aux problèmes spécifiques liés au modèle biomécanique que nous avons développé. La description de la méthode utilisée sera détaillée au Chapitre 3

#### SYNTHESE

- Il est nécessaire de prendre en compte la précontrainte de la pression afin de ne pas sous-estimer la rigidité de la paroi artérielle.
- Principalement deux types de méthodes se distinguent dans la littérature : l'application directe d'un champ de précontrainte, ou la détermination d'une géométrie dite *zéro-pressure*.

## 3. Prise en compte de l'environnement externe et conditions aux limites

### 3.1. Observations anatomiques et données expérimentales

Les déformations que subit la structure vasculaire sous l'effet des outils endovasculaires dépendent fortement de son anatomie et de ses rapports avec les organes et tissus environnants. Une prise en compte pertinente de cet environnement dans les conditions aux limites du modèle est donc cruciale pour la fiabilité des simulations. *In-vivo*, la structure vasculaire aortoiliaque se trouve au contact de différentes structures lui apportant un support mécanique plus ou moins important. Il n'existe pas à notre connaissance de données expérimentales à ce sujet dans la littérature, mais des éléments d'anatomie et l'expérience des chirurgiens permettent de déterminer des zones de support plus ou moins rigide. Des éléments d'anatomie sont décrits au chapitre 1. À son extrémité distale, l'aorte abdominale traverse le diaphragme au niveau hiatus fibreux aortique ce qui correspond à une zone très fixe, il en est de même aux extrémités distales des artères

iliaques externes au passage du ligament inguinal. L'aorte abdominale supra-rénale est maintenue fermement contre le rachis sur sa face antérieure par le lit fibreux de l'aorte, ce support est en général affaibli au niveau du sac anévrisimal en raison de la dégradation des tissus dans cette zone. Outre les structures osseuses sur sa face postérieure, sur toute sa surface externe, la structure vasculaire se trouve en regard des organes, tissus et fluides de la cavité rétro-péritonéale dont principalement la veine cave et ses branches ainsi que les viscères, qui apportent un support plutôt faible et visqueux. Enfin les différentes artères collatérales telles que les artères rénales, les artères vertébrales ou les artères iliaques internes apportent des points de supports supplémentaires à différentes localisation le long de la structure vasculaire.

### 3.2. Modélisation du support mécanique externe

Dans la littérature très peu d'auteurs proposent des méthodes de modélisation du support mécanique externe de la structure vasculaire par les organes et tissus environnants. La plupart des publications concernent des simulations de flux faisant intervenir des interactions fluides-structures. Deux publications de 2007 ont montré que celui-ci peut en partie être pris en compte par l'application d'une pression externe uniforme appelée « effective perivascular pressure » [109],[110]. Hodis et al. et soulignent qu'il est important de prendre en compte les supports apportés par l'environnement externe qui diffèrent suivant la localisation des artères[111]. Ils proposent une modélisation numérique générique pour prendre en compte ce maintien dans le cadre d'une simulation fluide-structure. Plus récemment, Moireau et al. ont, quant à eux, modélisé le support du rachis et des tissus périvasculaires de l'aorte thoracique pour des simulations fluides-structures par une condition aux limites viscoélastique sur la surface de la paroi introduisant une relation entre les contraintes, le déplacement et la vitesse de celle-ci [112]. Enfin, Józsa et Páal ont étudié l'influence de la prise en compte du support de la colonne sur les anévrismes aortiques dans le cadre de simulations fluides-structures : dans ce travail le support est représenté par une condition de déplacement nulle pour les nœuds situés dans une zone proche de la colonne. Mais ils ont trouvé une influence négligeable du support pour ce type de calculs [113].

### 3.3. Conclusion : Choix d'une modélisation de l'environnement externe

La plupart des simulations biomécaniques impliquant des anévrismes de l'aorte abdominale concernent le calcul des contraintes pariétales sous l'effet de la pression artérielle pour l'estimation du risque de rupture à des fins diagnostiques, ou plus récemment la simulation du déploiement d'endoprothèses [114]. Dans l'ensemble des travaux publiés à ce sujet, l'environnement externe de la structure vasculaire n'est jamais considéré [96],[115],[116],[117]. Cependant lors de l'insertion d'outils endovasculaires, les sollicitations subies par la structure vasculaire sont souvent beaucoup plus importantes que le simple chargement de pression. Les conditions aux limites choisies vont donc avoir une importance prépondérante sur les déformations engendrées. Il nous a donc semblé nécessaire de développer un modèle tenant compte de l'ensemble des tissus et structures environnants pouvant apporter un support mécanique à la structure vasculaire. Pour cela la modélisation que nous avons choisie comprend trois aspects, comme proposé par Moireau et al. ([112]) : un terme de rappel élastique fonction du déplacement de la paroi, un terme de viscosité fonction de la vitesse de la paroi et enfin un terme constant de pression externe. Le support mécanique de l'environnement externe est une des composantes principales du modèle développé dans cette thèse. Son implémentation sera détaillée au Chapitre 3 et son paramétrage sera le sujet principal du Chapitre 4.

## SYNTHESE

- Les déformations subies par la structure vasculaire dépendent fortement des points de support apportés par son environnement externe.
- Très peu de données quantitative et exploitable sont disponibles dans la littérature concernant ce support
- Nous choisissons de le représenter par un modèle à trois composantes : un rappel élastique, une viscosité et une pression.

## 4. Simulation d'insertion d'outils endovasculaires

### 4.1. Méthodes décrites dans la littérature

Ces dernières années le développement du calcul éléments-finis dans le domaine vasculaire s'est fortement accéléré. Outre les études focalisées sur l'utilisation du calcul par éléments finis pour la détermination du risque de rupture d'un anévrisme par le calcul des contraintes pariétales sous l'effet de la pression artérielle parmi ([96],[70],[71],[90],[89]) et déjà évoquées précédemment, plus récemment, quelques études ont été publiées concernant la simulation de déploiement d'endoprothèses abdominales ou thoraciques tout d'abord dans des géométries idéalisées [118] puis patient-spécifiques [119],[114]. Enfin à notre connaissance, dans la littérature, très peu d'études existent concernant la simulation par élément-finis de la déformation de la structure vasculaire sous l'effet de l'insertion des guides et outils endovasculaires. En 2010, une étude préliminaire a comparé deux méthodes de calcul éléments-finis implicite et explicite pour la simulation de l'insertion progressive d'un guide endovasculaire dans une artère iliaque [120]. La publication démontre la faisabilité des méthodes, mais celles-ci ne sont testées que sur une anatomie d'artère iliaque et aucune validation par rapport à des données peropératoires n'est proposée. En 2013, Mouktadiri et al. ont présenté une étude de faisabilité de l'utilisation d'une méthode élément-finis explicite pour la simulation d'insertion d'outils endovasculaires [23]. Cependant, la modélisation d'un guide de type extra-stiff n'est pas mentionnée et aucun résultat de validation n'est rapporté. Plus récemment, Roy et al. ont publié la description d'une méthode par éléments-finis explicite pour simuler l'insertion de deux cathéters représentant les dispositifs de largages d'une endoprothèse bifurquée sur un cas patient-spécifiques [121]. Cependant, les auteurs donnent peu de détails sur la méthode et ne proposent pas de validation de leurs résultats.

À notre connaissance, les travaux les plus aboutis à l'heure actuelle sont issus de recherches de Dumenil et al. : ils présentent une méthode de calcul par éléments-finis des déformations provoquées par l'insertion d'un guide « extra-stiff » dans une structure vasculaire aorto-iliaque [122]. Dans ces travaux, les auteurs ont acquis des images peropératoires 2D du guide endovasculaire inséré dans la structure vasculaire durant l'intervention. Après une étape de recalage et de projection, ils utilisent ces images pour comparer la position du guide obtenue par la simulation à la position réelle peropératoire. Le modèle a ainsi été paramétré sur 10 patients puis sa capacité prédictive a été testée sur 8 autres. Le modèle présente l'avantage d'être paramétré uniquement par des données dérivées directement du scanner préopératoire et nécessite donc très peu de traitement supplémentaire par rapport à la routine clinique de planning. Dans le processus de simulation, le guide endovasculaire est tout d'abord initialisé artificiellement à l'intérieur de la lumière vasculaire puis relâché à l'intérieur de la structure vasculaire jusqu'à l'établissement d'un équilibre mécanique. L'équilibre mécanique est résolu à l'aide d'un

solveur implicite et obtenu en général au bout de 15 à 30 min de calcul suivant les capacités physiques de la machine utilisée.

Plusieurs limites sont mentionnées dans cette étude :

- Le comportement de la paroi vasculaire est modélisé par une loi linéaire élastique.
- Le support mécanique des tissus environnants est en parti pris en compte mais selon une approche relativement simplificatrice qui ne permet pas toujours de s'adapter à la diversité des anatomies patient-spécifique possibles.
- Pour les patients présentant des anatomies fortement tortueuses la méthode d'initialisation à l'intérieur de la lumière vasculaire génère un état de contrainte trop irréaliste sur le guide, caractérisée par une énergie de déformation très importante. Ceci met alors en échec la convergence du calcul ou nécessite l'utilisation de procédés tels que l'amortissement numérique qui rallonge fortement le temps de calcul.
- Nous avons pu constater que la méthode rencontre souvent des problèmes d'instabilité numériques lors la résolution de l'équilibre mécanique entre la structure vasculaire et le guide. Ces instabilités sont causées par l'apparition de points de bifurcation dans le calcul d'équilibre liés à des phénomènes de flambement de la paroi artérielle lorsque celle-ci est soumise à l'insertion des outils (Figure - 2-4).

Pour ces raisons, la méthode permet généralement d'obtenir de bons résultats pour des patients présentant des anatomies favorables, iliaques courtes et peu tortueuses principalement, mais elle peut être mise en échec pour des patients présentant des anatomies complexes. C'est justement dans ces cas complexes que la simulation numérique pourrait apporter la plus grande contribution en termes d'aide à la décision.

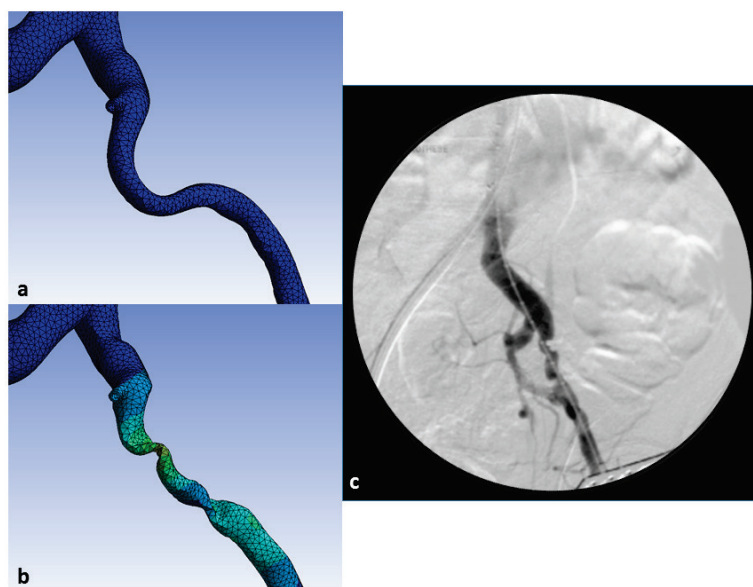


Figure - 2-4 Illustration du flambement local à l'insertion d'un guide rigide. (a) artère iliaque non déformée, (b) artère iliaque après insertion d'un guide rigide (simulation basée sur [12]), (c) réalité observée en fluoroscopie lors de l'intervention.

## 4.2. Conclusion : Position par rapport aux travaux existants et objectifs

Suite aux travaux de Dumenil et al. ([122],[12], [50]) l'objectif de nos recherches est de développer une méthode de simulation robuste sur les anatomies les plus complexes (tortueuses, angulées, calcifiées) qui sont les cas les plus intéressants pour des applications cliniques et industrielles. Nous souhaitons nous affranchir des problèmes d'instabilité liés au flambement local de la paroi aortique, qui est un phénomène réaliste mais ne présentant pas un intérêt prépondérant pour les applications visées. Pour cela nous choisissons d'utiliser un solveur éléments-finis explicite. De plus pour éviter d'avoir recours à une initialisation irréaliste des outils à l'intérieur de la structure vasculaire nous souhaitons simuler l'insertion progressive des outils depuis l'extrémité distale des artères iliaques. La méthode de simulation sera décrite dans le Chapitre 3.

### SYNTHESE

- Peu de recherches sont rapportées sur la simulation d'insertion d'outils endovasculaires dans la littérature.
- Des travaux précédents ont montré la faisabilité de telles simulations mais la méthode implicite utilisée est mise en échec pour des anatomies complexes et présente des difficultés de convergence
- Afin de développer une méthode de simulation robuste nous choisirons d'utiliser une méthode de résolution par éléments-finis explicite représentant l'insertion progressive des outils.

**CHAPITRE 3****DEVELOPPEMENT DU MODELE ET DE LA METHODE DE SIMULATION**

*Ce chapitre présente la méthode utilisée pour simuler le processus d'insertion des outils endovasculaires. On décrit tout d'abord le modèle mécanique mis en place pour représenter la structure vasculaire, le support des organes et structures environnantes. Puis on détaille la méthode employée pour prendre en compte la précontrainte de la pression artérielle. Enfin sont présentés la méthode d'insertion des outils et les différents paramètres numériques liés à la résolution par éléments-finis explicite.*

**SOMMAIRE**

<b>1. MODELISATION MECANIQUE DU PROBLEME</b>	<b>70</b>
1.1. GEOMETRIE ET MAILLAGE .....	70
1.2. MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PAROI VASCULAIRE .....	72
1.3. MODELISATION DES CHARGEMENTS ET CONDITIONS AUX LIMITES .....	73
1.4. MODELISATION DES OUTILS .....	76
<b>2. METHODE DE DETERMINATION D'UNE GEOMETRIE ZERO-PRESSION</b>	<b>78</b>
2.1. DESCRIPTION DE L'ALGORITHME ITERATIF .....	78
2.2. CALCUL DE LA CORRECTION INCREMENTALE .....	80
2.3. VALIDATION DE LA METHODE .....	82
<b>3. METHODE DE SIMULATION D'INSERTION D'OUTILS ENDOVASCULAIRES</b>	<b>88</b>
3.1. RESOLUTION EXPLICITE DU PROBLEME ELEMENT-FINIS.....	88
3.1. DEROULEMENT DE LA SIMULATION .....	89
3.2. PARAMETRES NUMERIQUES.....	91

## 1. Modélisation mécanique du problème

Un des objectifs principaux du calcul développé est d'être utilisé comme outil prédictif lors du planning préopératoire, mais il ne doit pas induire de modifications importantes dans la routine clinique. Pour cela, nous souhaitons que les simulations soient complètement paramétrées à partir des informations du scanner préopératoire du patient sans nécessiter d'examen ou le recueil de données supplémentaires. Notre approche est de développer une modélisation et un paramétrage générique donnant lieu à un modèle qui est automatiquement adapté à chaque patient à partir de données extraites du scanner préopératoire. Le caractère patient-spécifique du modèle se déclinera en particulier sous trois aspects qui sont détaillés dans cette partie :

- la géométrie à travers le maillage et la position de points anatomiques particuliers,
- la répartition des propriétés mécaniques de la paroi basée sur une carte des calcifications,
- la répartition des propriétés du support externe basée sur une carte de la distance paroi-rachis.

### 1.1. Géométrie et maillage

#### 1.1.1. Description de la géométrie

La géométrie vasculaire représentée dans les simulations correspond aux trois branches principales de l'axe aorto-iliaque :

- l'aorte comprenant l'aorte thoracique descendante et l'aorte abdominale,
- l'iliaque gauche comprenant l'iliaque commune et l'iliaque externe jusqu'à la bifurcation fémorale,
- l'iliaque droite comprenant de même l'iliaque commune et l'iliaque externe jusqu'à la bifurcation fémorale.

Les artères collatérales, telles que les artères rénales, mésentériques et iliaques communes ne sont pas représentées dans la géométrie mais leur effet mécanique est en partie pris en compte par des conditions aux limites adaptées : cela est décrit à la Section 1.3. La surface représentée correspond à la surface interne de la lumière artérielle et non la surface interne de la paroi vasculaire elle-même, celles-ci n'étant confondues qu'en l'absence de thrombus intra-luminal.

*Les définitions des points anatomiques P1 à P8 placés sur les lignes centrales des vaisseaux par le praticien lors du sizing préopératoire, ainsi que les segments vasculaires correspondants sont rappelées ici (Figure 3-1).*

- P1 : extrémité proximale de l'aorte thoracique descendante
- P2 : extrémité proximale du collet aortique
- P3 : extrémité distale du collet aortique
- P4 : bifurcation aortique
- P5/P6 : extrémité distale des artères iliaques communes droites/gauche
- P7/P8 : extrémité distale des artères iliaques externes droite/gauche

*Ainsi le segment P1-P2 correspond à l'aorte descendante et abdominale suprarénale saine, le segment P2-P3 correspond au collet aortique sain, le segment P3-P4 correspond à la lésion anévrysmale, les segments P4-P5 et P4-P6 correspondent aux artères iliaques communes droites et gauches et les segments P5-P7 et P6-P8 correspondent aux artères iliaques externes droites et gauches. Dans la suite de ce chapitre, sans précisions*

supplémentaires, le terme *iliaque* sera utilisé pour signifier l'ensemble de l'artère iliaque commune et de l'artère iliaque externe

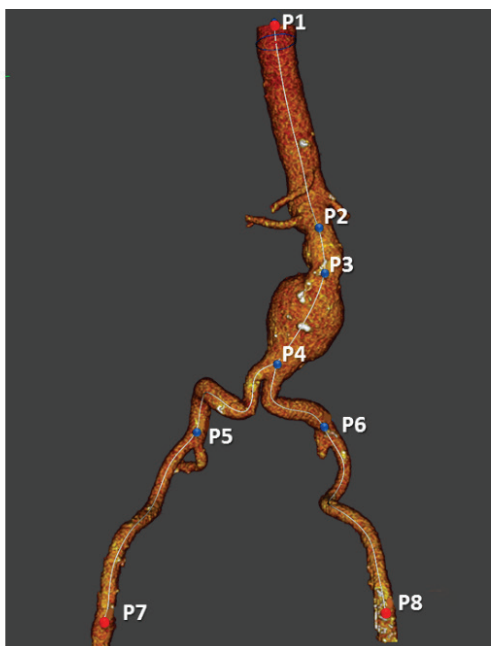


Figure 3-1 - Représentation des lignes centrale et des points du sizing sur le rendu tridimensionnelle du scanner préopératoire.

#### 1.1.2. Maillage

La surface de la lumière vasculaire est maillée à l'aide d'éléments de coques triangulaires à 3 nœuds de type Discrete-Kirschhoff (DKT) (Figure 3-2.b). Les artères iliaques sont les zones de la géométrie vasculaire subissant le plus de déformations, l'aorte quant à elle subit en général des déformations beaucoup plus faibles. Nous avons choisi de fixer la taille des éléments de façon homogène respectivement sur l'aorte et les artères iliaques, en imposant une taille plus petite sur les segments P4-P7 et P4-P8 et plus importante sur le segment P1-P4. Le temps de calcul des simulations dépend fortement de la taille des éléments du maillage de la structure vasculaire. Nous avons donc effectué une étude de sensibilité afin de déterminer un niveau de discrétisation permettant d'optimiser le temps de simulation tout en s'assurant que celle-ci n'a pas d'influence sur les résultats d'intérêt. Les résultats de cette étude sont rapportés au Chapitre 4. En moyenne, pour les différents cas patients testés, un maillage ainsi défini se compose de 7300 nœuds et 14200 éléments.

#### 1.1.3. Épaisseur

L'épaisseur locale de la paroi n'est pas discernable de façon assez précise sur les données scanner. Nous avons donc choisi en première approche d'utiliser une épaisseur uniforme respectivement sur l'aorte et les artères iliaques, notées  $th_{aorta}$  et  $th_{iliaq}$ , leurs valeurs sont déterminées à partir de données de la littérature et d'une étude de sensibilité également présentée au Chapitre 4.



## 1.2. Modélisation du comportement mécanique de la paroi vasculaire

Compte-tenu des remarques exposées au chapitre 2, nous avons choisi ici de modéliser le comportement de la paroi artérielle par un potentiel hyperélastique non-linéaire isotrope polynomial dont l'expression est donnée équation

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (3-1)$$

Les paramètres  $C_{10}$ ,  $C_{20}$  et  $C_{30}$  ont été déterminés par régression non-linéaire à partir des données moyennes des caractérisations biaxiales présentées dans [60].

Il est reconnu que l'état de calcification des artères iliaques peut avoir une influence sur les déformations imposées par les outils endovasculaires [47][45][123], c'est pourquoi deux comportements mécaniques différents, correspondant au comportement du tissu artériel sain ou à celui d'une plaque de calcification, sont attribués aux éléments selon les valeurs d'Unité Hounsfield observées sur le scanner, comme proposé dans [122](Fig.2.c). Les détails de la méthode utilisée sont donnés dans le détail de l'intégration logicielle au Chapitre 5. Les informations contenues dans la littérature concernant le comportement mécanique du tissu calcifié sont très dispersées, la source qui nous semble la plus fiable et la plus adaptée à notre travail est [11] : dans celle-ci des échantillons de tissus peu à extrêmement calcifiés ont été caractérisés en traction uniaxiale et ont livré des valeurs de module d'Young variant de 40 à 450 MPa et coefficient de Poisson de 0.4. Nous avons choisi pour nos simulations une modélisation linéaire élastique : on a donné au module d'Young une valeur intermédiaire de  $E_{calcif} = 100MPa$  et le coefficient de Poisson a été pris égal à  $\nu_{calcif} = 0.4$ . Devant la difficulté liée à la segmentation automatique du thrombus intra-luminal nous choisissons dans un premier de temps de ne pas prendre en compte sa présence dans le modèle, malgré son influence reconnue sur le comportement mécanique de la structure vasculaire.

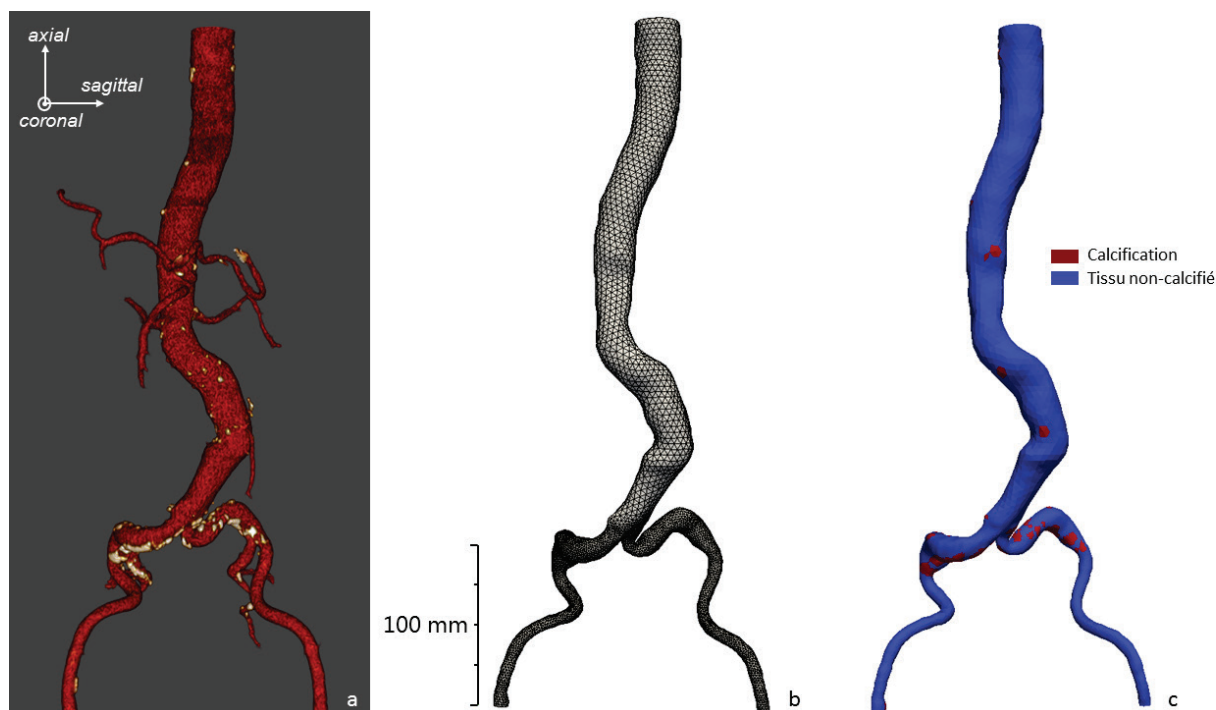


Figure 3-2 - Représentation volumique du scanner préopératoire (en rouge tissu non-calcifié, en blanc calcifications) (a), maillage éléments-finis (b), carte des calcifications représentée sur le maillage éléments-finis (c).

### 1.3. Modélisation des chargements et conditions aux limites

La modélisation du support externe, qui est une des composantes les plus influentes du modèle a été développée à partir d'observations anatomiques et de l'expérience des chirurgiens afin de reproduire l'effet des différentes structures, tissus ou organes environnants. Celui-ci se traduit par exemple par une zone de soutien fort, par exemple au niveau du rapport aorte-rachis et des points d'attaches localisés au niveau du départ d'artères collatérales, ou bien un effet de rappel élastique plus faible ou une pression dû à la présence et au contact d'organes ou de tissus mous, comme la veine cave ou certains organes digestifs. La modélisation que nous avons choisie pour représenter cet environnement comprend trois aspects, comme proposé dans [112] : un terme de rappel élastique fonction du déplacement de la paroi, un terme de viscosité fonction de la vitesse de la paroi et enfin un terme constant de pression externe. Le vecteur contrainte puis la distribution de forces dues au support externe s'expriment ainsi en tout point de la surface par :

$$\vec{f}_{ext} = \vec{t}_{ext} \cdot dS = (-k\vec{u} - c\vec{v} + p_{ext}\vec{n}) \cdot dS \quad (3-1)$$

Où  $\vec{u}$  est le déplacement du nœud considéré,  $\vec{v}$  sa vitesse,  $\vec{n}$  le vecteur normal à la surface du maillage en ce nœud.  $k$  est le coefficient surfacique de raideur du support qui dépend des directions globales de l'espace,  $c$  correspond au coefficient surfacique de viscosité du support,  $p_{ext}$  est la pression externe de la cavité retro-péritonéale. Enfin  $\vec{f}_{ext}$  correspond au vecteur des efforts externes résultant et  $dS$  est une surface élémentaire.

#### 1.3.1. Pression $p_{ext}$

Le terme hydrostatique  $p_{ext}$  rend compte de l'effet de l'ensemble des fluides et tissus mous de la cavité rétro-péritonéale qui exercent une pression relativement faible mais non-négligeable sur la structure vasculaire, comme rapporté dans [109]. Ce terme est choisi uniforme sur toute la surface de la structure vasculaire.

#### 1.3.2. Viscosité $c\vec{v}$

Le terme de viscosité  $c\vec{v}$  modélise l'ensemble des sources d'amortissement naturelles que représentent les tissus et fluides biologiques en contact avec la structure vasculaire. Il est aussi choisi uniforme sur l'ensemble de la structure vasculaire et sa valeur est déterminée par une étude de sensibilité dont les résultats sont fournis au chapitre 4.

#### 1.3.3. Support élastique $k\vec{u}$

Le terme de rappel élastique  $-k\vec{u}$  représente le support apporté par les structures et organes environnants. En pratique, il apparaît qu'il est principalement dû à l'attache de la structure vasculaire au rachis notamment par le biais du lit fibreux aortique. Sa valeur est définie localement sur la surface du maillage comme une fonction décroissante de la distance locale  $d$  entre la paroi artérielle et le rachis comme défini par l'équation (3-2):

$$\begin{aligned} k_{bones}(d) &= k_{max}(1 - d/d_{max}) \quad \text{if } d \leq d_{max} \\ k_{bones}(d) &= 0 \quad \text{if } d > d_{max} \end{aligned} \quad (3-2)$$

où  $k_{max}$  et  $d_{max}$  sont deux paramètres du support.  $k_{max}$  représente la raideur maximale du support au niveau du contact paroi-rachis ( $d = 0$ ),  $d_{max}$  représente la distance d'effet du support du rachis ; au-delà, pour  $d > d_{max}$ , ce support est considéré comme nul. De plus, au vu de nos observations, nous avons choisi de décomposer le coefficient de raideur selon les trois directions anatomiques du patient : axiale, coronale, sagittale. Des facteurs multiplicatifs  $\{sf_a, sf_c, sf_s\}$  sont appliqués selon chaque direction pour rendre compte du caractère directionnel du support. Le coefficient de raideur anisotrope résultant est ainsi défini par l'équation (3-3) :

$$\mathbf{k} = \begin{cases} k_a = sf_a \cdot k_{bones}(d) \\ k_c = sf_c \cdot k_{bones}(d) \\ k_s = sf_s \cdot k_{bones}(d) \end{cases} \quad (3-3)$$

La raideur  $\mathbf{k}$  varie de plus le long de la structure vasculaire qui est divisée selon trois segments :  $\mathbf{k}_1$  sur l'aorte abdominale saine et anévrismale (P1-P4),  $\mathbf{k}_5$  sur les iliaques communes (P4- P5 et P4-P6) et  $\mathbf{k}_7$  sur les iliaques externes (P5-P7 et P6-P8).

De plus, localement, au niveau du départ des artères iliaques internes, un support de raideur élastique isotrope  $k_{iliac}$  est défini afin de représenter ces points de faible mobilité.

La distribution des raideurs élastiques  $\mathbf{k}_1, \mathbf{k}_5, \mathbf{k}_7, k_{iliac}$  qui résultent de cette modélisation est illustrée à la Figure 3-3.

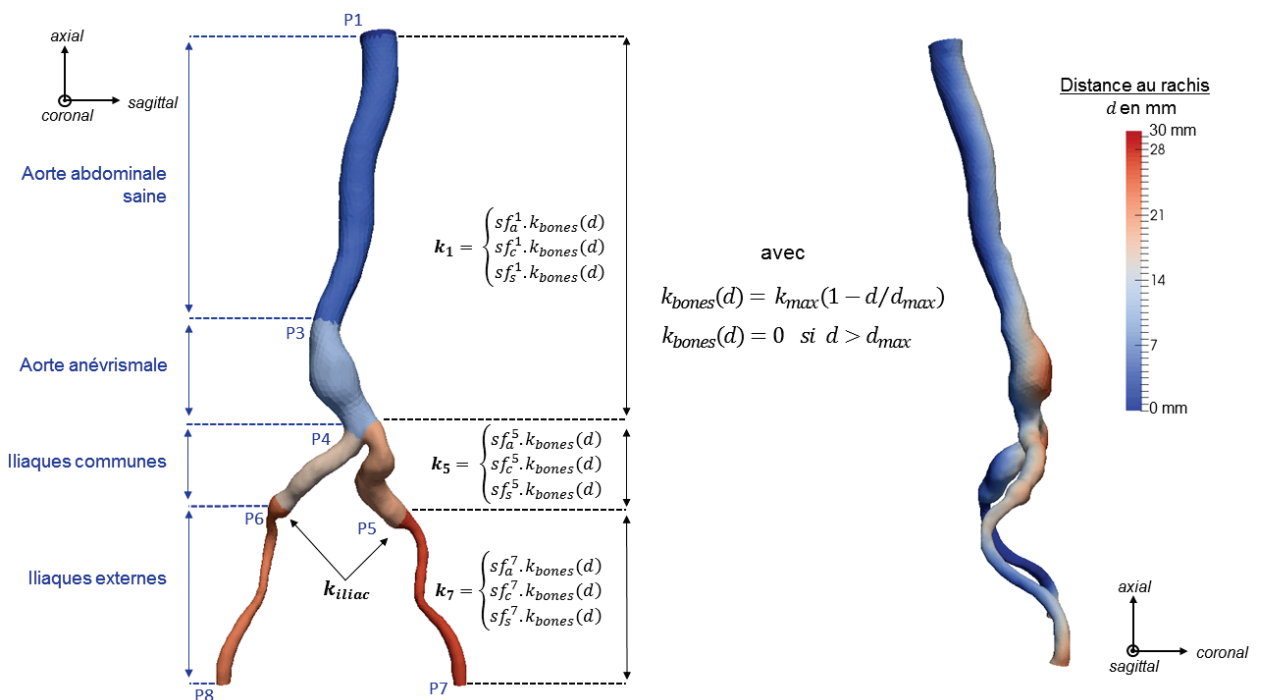


Figure 3-3 - Paramétrage de la raideur élastique du support externe.

#### 1.3.4. Implémentation

Cette modélisation résulte en:

- une distribution surfacique de raideur qui est définie par un vecteur tridimensionnel pour chaque élément du maillage,
- une distribution surfacique uniforme de viscosité qui est définie par une valeur scalaire pour chaque élément.

Ces champs de valeurs sont calculés automatiquement à partir de la carte de distance paroi-rachis et des points anatomiques. Pour appliquer cette condition de support dans le modèle par éléments finis, une raideur et une viscosité équivalentes sont d'abord calculées en chaque nœud du maillage à partir des fonctions de formes des éléments. Puis le support viscoélastique est implémenté dans le logiciel LS-Dyna R8.0.0 (LSTC, Livermore, California) par une subroutine utilisateur « loadsetud » qui permet la définition d'un chargement nodal fonction du déplacement et de la vitesse du nœud considéré. Les détails de la subroutine utilisée sont donnés en Annexe A.2.

#### 1.3.5. Autres chargements et conditions aux limites

Les extrémités proximales et distales relativement fixes sont modélisées par une condition de déplacement nul des trois bords extrêmes du maillage.

L'effet de précontrainte de la pression artérielle est pris en compte. Nous utilisons pour cela un algorithme itératif pour déterminer une géométrie « zéro-pression » qui est décrit en détails dans la Partie 2. Tel que cela a déjà été rapporté dans [96][69], bien que la pression artérielle soit en réalité variable et cyclique, son effet est bien approché par la considération d'une pression statique uniforme, dont la valeur moyenne est en général calculée comme la somme d'un tiers de la pression systolique et de deux tiers de la pression diastolique. La pression  $p$  effectivement appliquée à la surface interne du maillage correspond finalement à la différence entre la pression interne due à la pression sanguine et la pression externe correspondant au terme  $p_{ext}$  de l'équation (2). La valeur de cette pression est choisie en relation avec les données utilisées dans la littérature, soit une valeur finale de la 0.01MPa (75 mmHg) [69],[102].

#### 1.3.6. Paramétrage

Les différents paramètres introduits dans cette modélisation sont regroupés dans le Tableau 3-1 ci-dessous. Une étape importante du travail va consister à déterminer un paramétrage, c'est-à-dire déterminer une valeur pour chacun d'eux, permettant d'aboutir à des modèles patient-spécifiques prédictifs. Certains paramètres ont une influence relativement faible sur les résultats et leurs valeurs sont établies avec peu d'incertitude dans la littérature. Pour ceux-ci on choisit de fixer d'ores et déjà la valeur à partir de données de la littérature. C'est le cas pour le comportement mécanique des calcifications ( $E_{calcif} = 100MPa$ ,  $\nu_{calcif} = 0.4$ ) et pour la pression de précontrainte ( $p = 0.01 MPa$ ). Pour les autres, soit leur niveau d'influence sur les résultats est incertain, c'est le cas des paramètres de comportement et d'épaisseur de la paroi, soit très peu de données sont disponibles dans la littérature les concernant, c'est le cas des paramètres du support. Pour ceux-ci une étude de sensibilité, puis une calibration par confrontation à des données réelles sera nécessaire. C'est l'objet du Chapitre 4 de cette thèse.

Paramètres de modélisation		
Comportement paroi	$C_{10}$	paramètre degré 1
	$C_{20}$	paramètre degré 2
	$C_{30}$	paramètre degré 3
Comportement calcifications	$E_{calcif}$	module d'Young
	$\nu_{calcif}$	coefficient de Poisson
Épaisseur paroi	$th_{aorta}$	épaisseur aorte
	$th_{iliac}$	épaisseur artères iliaques
Support	$k_{iliac}$	raideur isotrope au niveau des iliaques internes
	$k_{max}$	raideur maximale du support pour $d = 0$
	$d_{max}$	distance d'effet du support
	$\{sf_a^i, sf_c^i, sf_s^i\}$	facteurs d'anisotropie du support
Précontrainte	$c$	viscosité du support
	$p$	pression de précontrainte

Tableau 3-1 - Paramètres de modélisation.

#### 1.4. Modélisation des outils

Dans la simulation, quatre types d'outils peuvent être modélisés (Figure 3-5). Par ordre d'insertion, il s'agit de :

- Un introducteur rigide qui permet de maintenir les outils à l'extérieur de la structure vasculaire,
- Une sonde souple imposant très peu de déformations aux artères qui a pour but de faciliter la montée du guide rigide,
- Le guide rigide,
- Enfin le lanceur de l'endoprothèse.

Les sondes souples représentent typiquement des sondes Radiofocus® Optitorque®, (Terumo Corporation, Tokyo, Japon) de longueur 70 cm, de diamètre intérieur 1.03mm et d'épaisseur 0.37 mm ; elles sont modélisées par des éléments de type coques quadrilatères de côté 2 mm auxquels on attribue des propriétés matériaux proches du polyamide ( $E = 1GPa$   $\nu = 0.4$ ).

Les guides représentent des guides de type « extra-stiff » typiquement Lunderquist® (Cook, Bloomington, IN) d'une longueur de 80 mm de diamètre 0.889 mm, ils sont modélisés par des éléments de type poutre de longueur 4mm auxquels on attribue les propriétés matériau de l'acier ( $E = 180GPa$ ,  $\nu = 0.3$ ). Afin de faciliter leur insertion, leurs extrémités supérieures présentent un gradient de rigidité de 10 à 180 GPa sur 12cm.

Le lanceur est modélisé par un cylindre de diamètre intérieur 1.4 mm permettant son insertion sur le guide rigide, et de diamètre externe 6 mm. En première approche il est divisé en 3 parties correspondant à la pointe effilée, la partie contenant l'endoprothèse *crimpée*, et la partie restante correspondant au corps plastique de support (Figure 3-4). Son comportement mécanique est modélisé par des propriétés élastiques isotropes équivalentes qui ont été déterminées à partir d'essais mécaniques présentés en Annexe A.1.

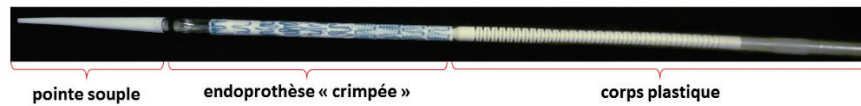


Figure 3-4 - Exemple de lanceur d'endoprothèse montrant ses principal composants.

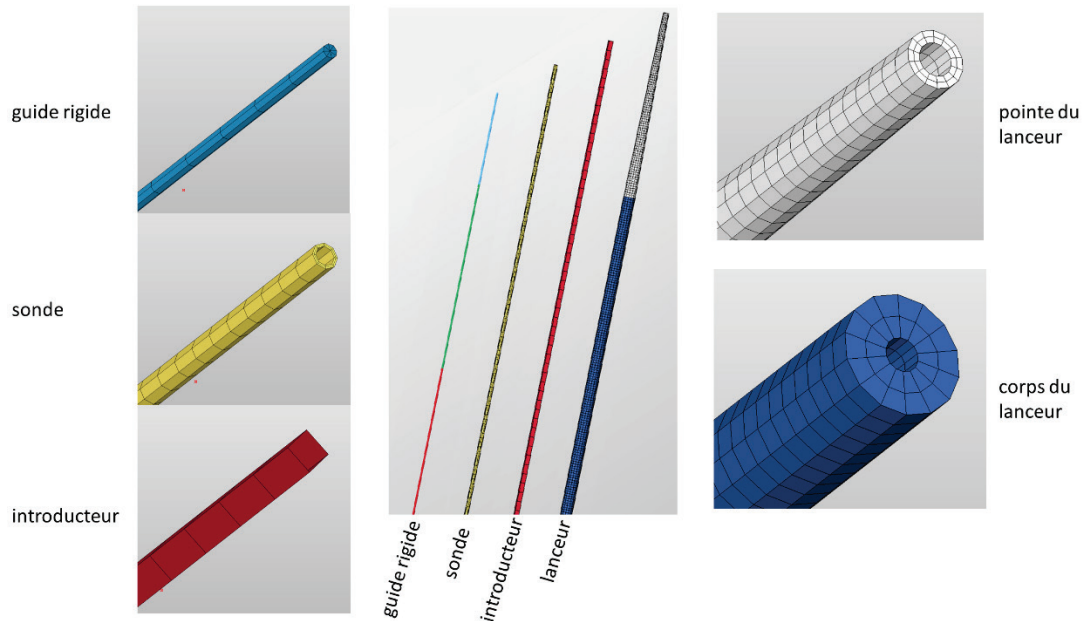


Figure 3-5 - Modélisation des outils : introducteur rigide, sonde souple, guide rigide et lanceur.

## SYNTHESE

- La structure vasculaire est modélisée par un maillage surfacique représentant la lumière vasculaire issue du CT-scan.
- La variation locale de l'épaisseur de la paroi et la présence de thrombus ne sont pas prises en compte.
- La loi de comportement utilisée pour la paroi artérielle est une loi hyperélastique isotrope dont les paramètres sont déterminés à partir de données de caractérisations issues de la littérature.
- Le support de l'environnement externe de la structure vasculaire est un point essentiel du modèle, il est modélisé par une condition de support viscoélastique sur l'ensemble de la surface du maillage.
- Les outils modélisés sont un introducteur rigide, la sonde souple, le guide rigide et le lanceur.
- Une étape de calibration sera nécessaire afin de déterminer la valeur des paramètres incertains.

## 2. Méthode de détermination d'une géométrie *zéro-pressure*

### 2.1. Description de l'algorithme itératif

Les algorithmes présentés dans cette partie consistent à rechercher une géométrie fictive appelée *zéro-pressure* correspondant à un état libre du chargement de pression et qui une fois soumis à la pression permet de retrouver la géométrie observée sur le scanner (appelée géométrie de référence) mais cette fois, incorporant la précontrainte due à la pression artérielle.

#### 2.1.1. Introduction

##### 2.1.1.1 Méthode 1 : « backward displacement » (BD)

La première méthode que nous avons utilisée est la méthode « backward displacement » (BD) décrite dans [101] et reprise dans [102]. Dans cette méthode, la géométrie de référence observée sur le scanner est choisie comme première estimation de l'état *zéro-pressure*, puis est corrigée de façon itérative à chaque pas de l'algorithme. Pour cela, chaque itération consiste à appliquer la pression interne dans la géométrie *zéro-pressure* puis à comparer la géométrie finale ainsi obtenue avec la géométrie de référence. La géométrie *zéro-pressure* est alors corrigée par application de l'opposé des écarts de position observés. Elle présente de bons résultats et une convergence rapide si les déplacements et rotations observés lors de l'application de la pression dans la structure vasculaire restent relativement faibles. Mais la convergence n'est pas garantie si les déformations et déplacements deviennent trop importants car alors l'application directe du déplacement inverse de chaque point n'a plus de sens physique et devient une hypothèse trop restrictive. Or dans notre cas, les déplacements observés peuvent être très importants, notamment au niveau des artères iliaques externes, qui sont faiblement contraintes par les structures environnantes et souvent tortueuses, mais aussi au niveau de la paroi de l'anévrisme peu contrainte si l'on ne prend pas en compte le thrombus. Dans ces cas-là par exemple, les géométries *zéro-pressure* déterminées par la méthode BD présentent souvent des courbures inverses très prononcées, qui ont tendance à s'accroître au fur et à mesure des itérations (Figure 3-11). Nous avons donc pu observer que l'utilisation de cette méthode sur les géométries vasculaires auxquelles nous nous intéressons donne lieu à des problèmes de convergence, mais aussi de distorsion de maillage ou des géométries irréalistes.

##### 2.1.1.2 Méthode 2 : « contours et vaisseaux » (C&V)

Nous avons donc jugé nécessaire d'améliorer cette méthode. Nous choisissons de simplifier la recherche de la géométrie *zéro-pressure* en la contraignant à l'aide d'hypothèses simples afin d'obtenir un meilleur contrôle sur le résultat obtenu. Cette approche est permise par le fait que le problème inverse décrit ici n'a pas une unique solution : pour une même configuration de référence (géométrie, conditions limites, loi de comportement) il existe en théorie plusieurs géométries *zéro-pressure* possibles permettant de retrouver la géométrie de référence précontrainte. En effet, la configuration *zéro-pressure* est un état mécaniquement instable. À l'image d'un ballon de baudruche dégonflé et soumis à aucun chargement, dans l'état *zéro-pressure*, la paroi vasculaire peut prendre indifféremment plusieurs configurations d'équilibre possibles. L'idée de la méthode présentée ici est alors de rechercher parmi ces différentes géométries possibles, une solution.

### 2.1.2. Principe et hypothèse

La géométrie de l'artère est maintenant décrite par un ensemble de contours plans de la lumière vasculaire et trois lignes centrales reliant les barycentres de ces contours pour former trois vaisseaux : l'aorte et les deux iliaques. Cette représentation est illustrée Figure 3-6.

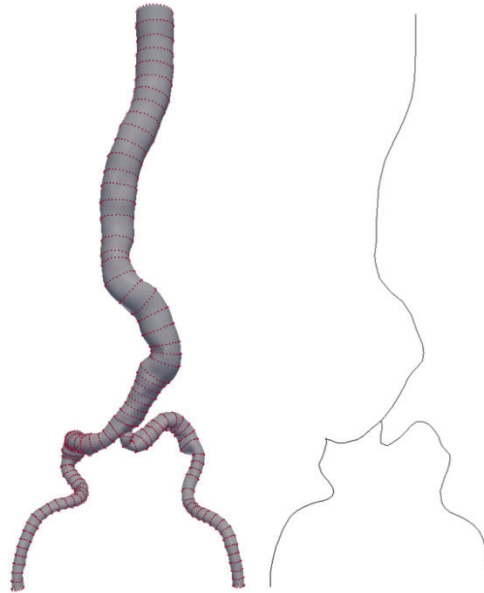


Figure 3-6 - Représentation de la structure vasculaire par un ensemble de contours et trois lignes centrales.

L'hypothèse principale que nous allons alors utiliser est que pour passer de la géométrie de référence à la géométrie *zéro-pressure*, les contours peuvent se déplacer et se déformer, mais restent plans et leur angle par rapport à la ligne centrale reste constant, ce qui peut s'apparenter à une hypothèse de non-cisaillement en référence à la théorie des poutres. La transformation à appliquer à la géométrie de référence pour retrouver la géométrie *zéro-pressure* peut alors être décrite pour chaque contour par une translation et une rotation, suivie d'une déformation dans son plan. En d'autres termes, cela peut être défini comme un « redressement et raccourcissement » de la ligne centrale, suivis d'un « rétrécissement de section » du vaisseau.

Les points décrivant les contours peuvent être considérés comme les points de contrôle de l'algorithme de correction. À chaque itération, l'écart entre la configuration de référence et la configuration sous-pressure est mesuré au niveau de ces points, puis la correction à appliquer est calculée en ces points uniquement suivant les hypothèses énoncées plus haut. Ils sont situés sur la surface du maillage et leur position est repérée dans le maillage à l'aide des fonctions de forme linéaires des éléments. Il est nécessaire d'effectuer une correspondance entre le maillage éléments-finis et la position des points de contours à deux étapes de l'algorithme. À la fin de la simulation de mise sous-pressure la position des points de contours sous-pressure est interpolée à l'aide des fonctions de forme. Puis dans l'autre sens, une fois la nouvelle position *zéro-pressure* des points de contrôle déterminée, la position correspondante de tous les nœuds du maillage est calculée grâce à un algorithme de d'interpolation par « radial basis functions » [124].

Pour résumer, on travaille donc ici sur un modèle simplifié de la géométrie pour chercher la géométrie *zéro-pressure*. Cette géométrie *zéro-pressure* simplifiée étant supposée connue, on lui fait correspondre le maillage complet par éléments finis et on la soumet au



chargement de pression. On mesure alors sur le modèle simplifié l'écart entre sa position déformée, et la géométrie de référence correspondant au scanner. Quand cet écart est suffisamment petit, l'algorithme a « convergé ».

Les étapes principales d'une itération de l'algorithme sont ainsi résumées Figure 3-7.

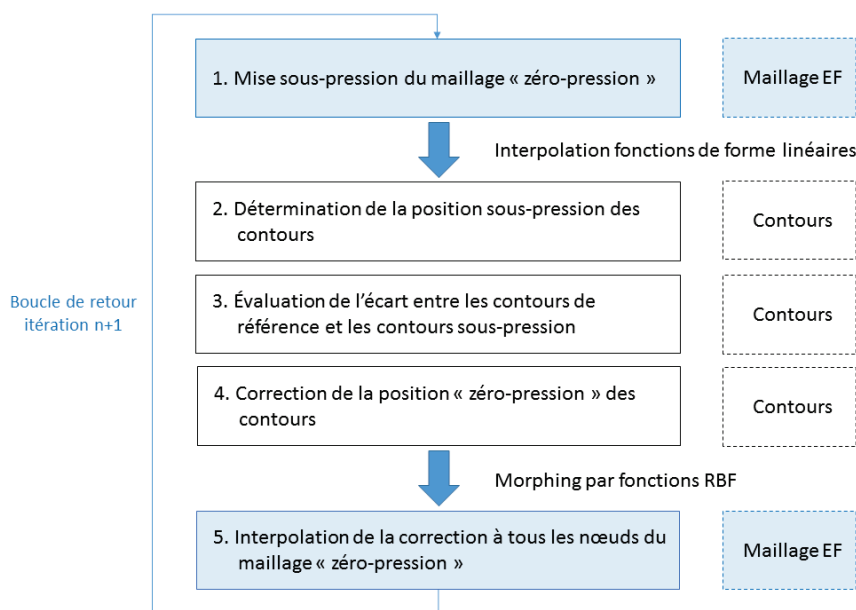


Figure 3-7 - Étapes principales d'une itération de l'algorithme C&V.

## 2.2. Calcul de la correction incrémentale

Comme dans la méthode BD, la nouvelle géométrie *zéro-pression* est corrigée de façon itérative, à partir de la géométrie de référence en comparant la géométrie finale sous pression avec la géométrie de référence. Cependant, la correction appliquée à la géométrie *zéro-pression* à chaque itération n'est plus définie directement comme l'opposé de l'écart observé en chaque point du maillage. Cette fois elle est calculée et appliquée uniquement au niveau des points de contours. Elle se décompose en un déplacement et une rotation rigide de chaque contour, correspondant au « redressement » de la ligne centrale suivi d'un déplacement radial de chaque point dans le plan du contour correspondant au « rétrécissement » de section. À chaque itération, il s'agit donc de déterminer :

- un vecteur déplacement  $\mathbf{u}_c$  à 3 composantes pour chaque point de la ligne centrale
- une valeur scalaire  $u_r$  représentant la correction radiale pour chaque point de contour

(La valeur de la correction radiale n'est pas supposée a priori égale en tout point sur un même contour).

### 2.2.1. Redressement des lignes centrales

La ligne centrale d'un vaisseau est définie comme l'ensemble des barycentres de ses contours. Le redressement des lignes centrales est effectué en deux temps. Tout d'abord, en chaque point de la ligne centrale on applique un déplacement correspondant à l'opposé de l'écart observé entre la ligne centrale de référence et la ligne centrale finale de la géométrie sous pression. En chaque barycentre de contour, cette correction correspond à un vecteur de déplacement de l'espace noté  $\mathbf{u}_c$ . Ce déplacement est suivi d'une rotation

rigide du contour afin de le réorienter pour conserver un angle constant entre la ligne centrale et chacun des contours.

### 2.2.2. Rétrécissement de section

Pour chaque contour, on choisit de rétrécir le contour du facteur correspondant à l'élargissement observé entre la géométrie sous-pression à l'itération précédente et la géométrie de référence, tout en préservant la forme du contour de référence. Ainsi, à chaque itération, un facteur de rétrécissement  $f_{perim}$  est défini pour chaque contour par l'expression (3-4) :

$$f_{perim} = \frac{P_{fin}}{P_{ref}} \quad (3-4)$$

où  $P_{fin}$  correspond au périmètre du contour sous-pression et  $P_{ref}$  correspond au périmètre du contour dans la configuration de référence.

Puis pour obtenir le nouveau contour rétréci à l'itération  $i + 1$ , on effectue une homothétie de facteur  $\frac{1}{f_{perim}}$  à partir du contour de référence. Chaque point de contour est alors déplacé en direction du barycentre, d'une distance  $u_r = r_{ref} * (\frac{1}{f_{perim}} - 1)$  où  $r_{ref}$  correspond au rayon de référence, c'est-à-dire la distance entre point de contour et son barycentre dans la configuration de référence.

### 2.2.3. Implémentation

On applique tout d'abord le déplacement  $u_c$  dû au redressement de la ligne centrale, celui-ci donne lieu à une translation simple des contours. Puis on détermine en chaque point de la ligne centrale la nouvelle tangente. À partir de cette nouvelle tangente on peut définir la rotation à appliquer aux points du contour pour réorienter celle-ci afin de maintenir un « cisaillement » nul. Enfin pour chacun des points de contour on applique le déplacement radial  $u_r$  dans la direction radiale définie par la nouvelle orientation du contour ce qui a pour effet de déformer le contour dans son plan. Les différentes étapes de l'application de la correction sont résumées à la Figure 3-8.

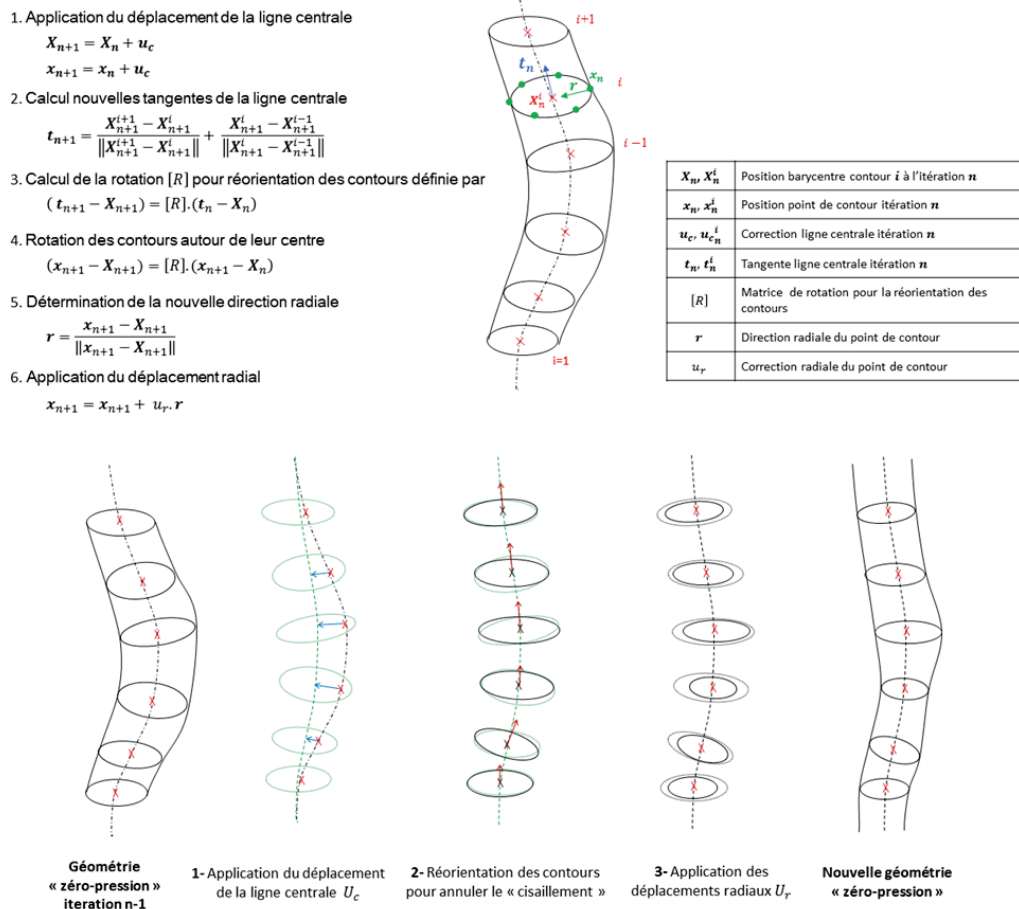


Figure 3-8 - Détail et illustration de l'algorithme C&V.

### 2.3. Validation de la méthode

Pour valider la méthode nous comparons la géométrie précontrainte finale obtenue à la géométrie de référence sur 28 cas patients. Pour cela nous mesurons les distances nœuds-à-nœuds des deux maillages puisque ceux-ci sont topologiquement identiques. Pour cette étude, nous avons basé le critère de convergence sur la moyenne globale de ces distances. Nous estimons que quand celle-ci est inférieure à 1 mm la précision est suffisante pour nos objectifs. La Figure 3-9 présente l'ensemble des géométries précontraintes obtenues, le code couleur représente l'erreur nœuds-à-nœuds par rapport à la géométrie de référence. Pour les 28 cas testés, 24 cas ont atteint ce critère en moins de 5 itérations, en moyenne la convergence est atteinte en 3 itérations. Quatre cas n'ont pas atteint le critère de 1mm. Parmi eux, deux cas (patients 11 et 12) présentent une erreur maximale au niveau des artères iliaques externes, ce qui explique l'erreur moyenne plus importante. En effet, ces segments très peu contraints peuvent présenter des instabilités de flambement et générer ainsi un écart important au moment de la mise sous-pression. Cependant les erreurs de ce type ont très peu d'influence sur le résultat des simulations d'insertion d'outils, car les efforts imposés sont alors très largement supérieurs à ceux générés par la précontrainte dans ces zones. Pour trois d'entre eux (patients 3, 11 et 13), l'essentiel de l'écart se trouve au niveau de l'anévrisme qui est dans la réalité recouvert d'un important thrombus dans ces trois cas. Dans les modèles le thrombus n'est pas représenté et le comportement en flexion de la paroi interne de la lumière est ainsi sous-estimé, ce qui explique les erreurs constatées.

D'autre part on compare les résultats obtenus avec la méthode C&V développée ici et la méthode BD. Le Tableau 3-2 rapporte les valeurs moyennes et maximales des écarts nœuds-à-nœuds pour l'ensemble des cas patients testés, ainsi que le nombre d'itérations nécessaires à l'obtention de la géométrie *zéro-pressure* pour ces deux méthodes. Avec la seconde seulement 10 cas atteignent le critère de convergence. Pour 2 patients l'algorithme n'a pas pu aller à son terme à cause de trop fortes distorsions du maillage. Pour certains cas, l'algorithme converge avec une précision proche de celle de la méthode C&V. Cependant, pour l'ensemble des cas les géométries *zéro-pressure* obtenues présentent des fortes irrégularités dès la seconde itération comme des éléments de mauvaise qualité, des courbures inverses ou des self-intersections comme l'illustre la Figure 3-11 qui compare le résultat des deux méthodes au niveau de la section de l'anévrisme sur un cas patient. La comparaison des géométries *zéro-pressure* obtenues par les deux méthodes est illustrée sur deux cas à la Figure 3-10. Pour ces deux cas on présente la géométrie de référence et les deux géométries *zéro-pressure* obtenues. Sur celles-ci la carte de couleur représente les déplacements nœuds-à-nœuds ayant eu lieu entre la géométrie de référence et la géométrie *zéro-pressure*. Le patient 1 est un cas où les résultats en termes de distance nœuds-à-nœuds sont meilleurs avec la méthode C&V et le patient 7 est un cas pour lequel ces résultats sont meilleurs avec la méthode BD. On peut voir que même dans ce cas la géométrie obtenue présente des irrégularités (déplacements locaux importants, courbure irrégulière) pouvant avoir une influence sur le bon déroulement et les résultats des simulations envisagées.

Id patient	Contours et Vaisseaux			Backward Displacements		
	Moyenne unités	Max mm	Itérations	Moyenne mm	Max mm	Itérations
1	0.93	7.55	5	1.2	9.9	2
2	0.93	3.76	3	1.7	7.3	3
3	1.13	4.22	5	2.2	7.4	4
4	0.77	2.74	2	0.71	1.7	2
5	0.95	3.37	2	échec algorithme		
6	0.95	4.2	4	1.9	5.3	2
7	0.94	2.7	3	0.76	2.0	4
8	0.97	2.8	3	1.3	3.1	4
9	0.59	4.6	3	1.1	4.1	2
10	0.89	4.8	3	1.3	18	4
11	1.36	9.1	8	4.3	21	2
12	1.25	9.4	5	1.8	9.9	5
13	1.34	5.6	6	2.2	7.4	2
14	0.81	2.4	3	0.94	3.3	3
15	0.67	2.9	2	0.58	2.1	5
16	0.93	4.8	4	1.0	5.5	2
17	0.88	6.1	3	0.93	15	4
18	0.92	4.9	4	1.6	5.1	2
19	0.78	4.4	3	1.0	7.5	3
20	0.6	1.9	3	0.74	1.6	3
21	0.82	2.7	3	1.2	6.5	5
22	0.95	4.2	4	1.4	7.8	5
23	0.91	3.7	4	2.6	9.9	4
24	0.77	4.8	2	0.75	4.0	2
25	0.98	4.1	2	échec algorithme		
26	0.66	1.8	3	0.67	2.1	3
27	0.71	4.9	3	0.91	10	3
28	0.73	5	3	1.1	12	4

Tableau 3-2 - Résultats des algorithmes C&V et BD en termes d'erreur noeuds-à-noeuds avec la géométrie de référence.

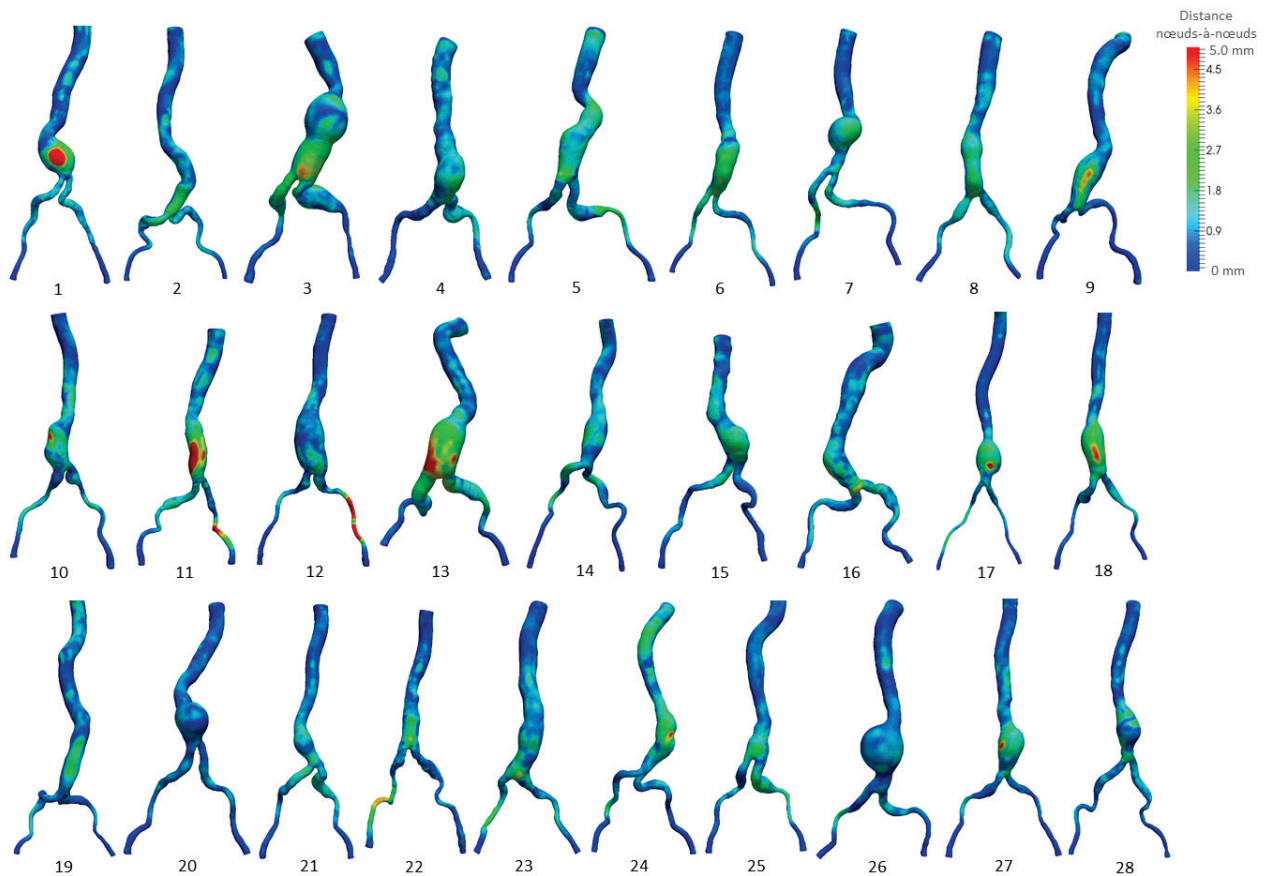


Figure 3-9 - Géométries précontraintes obtenues après mise sous pression des géométries zéro-pression. L'id référençant le patient est indiqué sous chaque vignette. Le code couleur représente l'écart noeuds-à-noeuds avec la géométrie de référence en mm.

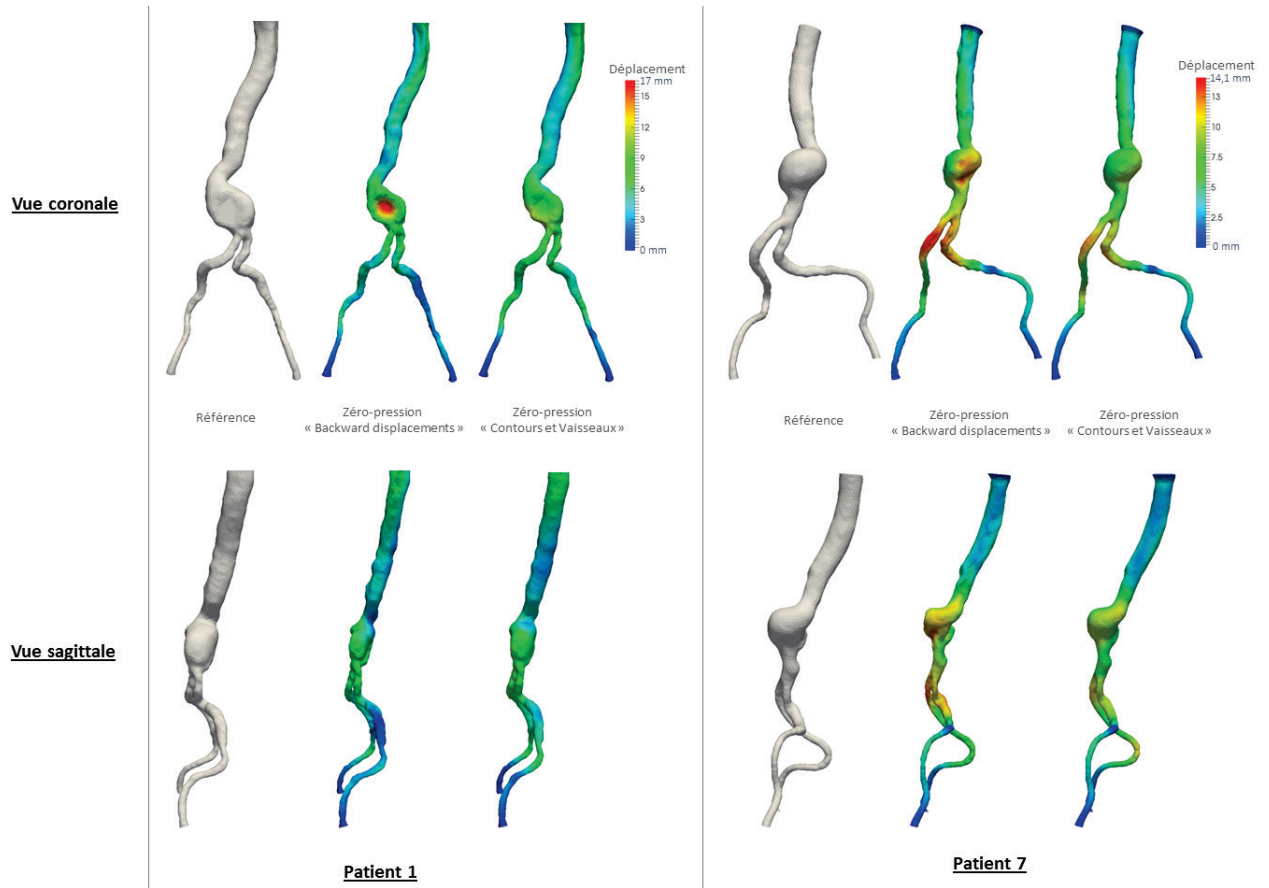


Figure 3-10 - Comparaison des géométries zéro-pression obtenues avec la méthode BD et la méthode C&V sur deux cas.

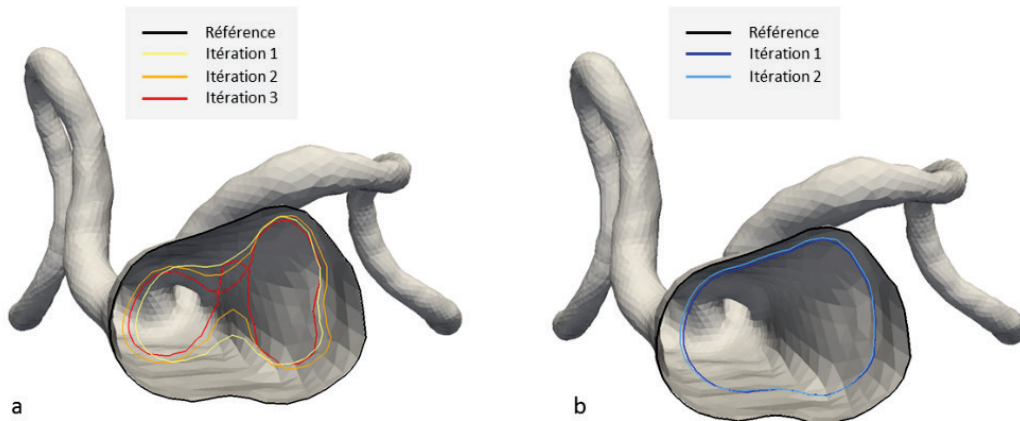


Figure 3-11 - Illustration d'irrégularités de courbure et de self-intersection pouvant apparaître avec la méthode BD (a), qui sont résolues avec la méthode C&V (b). (Le cas présenté correspond au patient 9.)

## SYNTHESE

- Pour prendre en compte la précontrainte de la pression nous déterminons une géométrie *zéro-pression* dans laquelle la pression artérielle est appliquée afin de retrouver la géométrie de référence.
- L'algorithme utilisé corrige la géométrie *zéro-pression*, de façon itérative, en fonction de l'écart observé entre la géométrie de référence et la géométrie sous-pression.
- Pour cela la géométrie est décrite par un ensemble de contours formant les trois vaisseaux principaux de l'axe aorto-iliaque
- Lors de la correction les contours peuvent se déplacer et se déformer, mais ils restent plans, et une condition de « non-cisaillement » est imposée.



### 3. Méthode de simulation d'insertion d'outils endovasculaires

#### 3.1. Résolution explicite du problème élément-finis

Les phénomènes que nous souhaitons modéliser, l'insertion d'une sonde souple, d'un guide rigide, ou d'un lanceur, peuvent s'apparenter à des phénomènes mécaniques quasi-statiques. En effet, même si les outils sont introduits dans les artères avec une vitesse parfois relativement importante, l'inertie des outils par rapport à la structure vasculaire est relativement faible, de même que la viscosité des tissus, on peut donc supposer que les effets dynamiques engendrés restent négligeables. Cela signifie qu'à chaque instant l'équilibre mécanique entre la structure vasculaire et les outils est un équilibre statique qui ne met pas en jeu les forces d'inertie.

Nous résolvons le problème numériquement par un calcul élément-finis. Le calcul par élément-finis consiste à transposer le problème mécanique continu en un problème discrétisé afin de le résoudre de façon approchée. Pour cela les géométries mises en jeu sont approchées par des maillages, le problème va alors être résolu en un nombre fini de points (les nœuds du maillage), les résultats et différentes quantités numériques peuvent être interpolées au niveau des éléments à l'aide de fonctions appelées fonctions de forme. Même si le problème physique que nous souhaitons résoudre est a priori quasi-statique, nous le résolvons par un calcul dynamique. Dans le cas linéaire celui-ci peut être synthétisé sous la forme d'un système matriciel d'équations différentielles du second ordre par rapport au temps, dont l'inconnue est le vecteur des déplacements nodaux  $\{u\}$  :

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} + \{F\} = 0 \quad (3-5)$$

où  $[M]$ ,  $[C]$ ,  $[K]$  sont les matrices de masse, d'amortissement et de rigidité issues de l'assemblage des contributions de chaque éléments du maillage et  $\{F\}$  le vecteur des efforts nodaux.

La résolution de ce système consiste en général à effectuer une discrétisation temporelle selon un pas de temps  $\Delta t$  qui permet d'approcher les dérivées à l'aide de développements limités. Le schéma de discrétisation peut être de deux types : *explicite* ou *implicite* suivant l'approximation choisie. Dans le cas d'un schéma explicite, le déplacement au pas de temps suivant se déduit directement à partir des données aux pas de temps précédents. Dans le cas d'un schéma implicite, le déplacement au pas de temps courant dépend également des données courantes, la détermination du déplacement au pas de temps suivant nécessite donc la résolution d'un système matriciel. Pour un schéma implicite, à chaque pas on résout en fait un équilibre dynamique faisant intervenir les efforts d'inertie dus aux accélérations, la stabilité du calcul est donc intrinsèquement garantie. A l'inverse, dans le cas explicite l'équilibre mécanique à chaque pas de temps n'est pas garantie par le schéma, la stabilité du calcul n'est assurée que sous condition de respecter une discrétisation assez fine, dont le pas de temps limite dépend des données physiques du problème.

La méthode de résolution implicite n'impose pas de condition de stabilité, on peut donc utiliser un pas de temps plus grand. Mais elle exige une convergence à chaque pas de temps, elle est donc coûteuse numériquement et peu robuste notamment face à des problèmes présentant des instabilités, ou de fortes non-linéarités. A l'inverse la méthode explicite n'impose pas la convergence globale du système, elle est donc très robuste, et la résolution à chaque pas de temps est peu coûteuse. Cependant la stabilité du calcul nécessite l'utilisation d'un pas de temps souvent très fin, ce qui a une influence directe sur le temps de calcul. Dans notre cas nous avons à affronter de fortes non linéarités : géométrique, matériau et surtout de très nombreux contacts unilatéraux. De plus l'expérience nous a montré que l'insertion d'outils génère des instabilités dues au

flambement local de la paroi vasculaire. La méthode implicite ne converge que si le pas de temps est très petit (à peine plus grand que celui imposé en explicite). C'est pourquoi nous avons choisi d'utiliser une méthode de résolution explicite plus robuste. Dans ce cas les équations d'équilibre dynamiques résolues à chaque pas de temps s'écrivent :

$$[M]\{\ddot{u}\} = \{F^{ext}\} - \{F^{int}\} + \{F^{liaison}\} \quad (3-6)$$

Où  $F^{int}$  dénote les forces internes et  $F^{liaison}$  les forces de liaison (appuis fixes et contacts unilatéraux).

### 3.1. Déroulement de la simulation

Les simulations sont effectuées grâce au solveur explicite du logiciel commercial de calcul par éléments finis LS-Dyna R8.0.0 (LSTC, Livermore, California). Le processus de simulation comprend 2 étapes : la première consiste à précontraindre la structure vasculaire par application de la pression artérielle (Figure 3-12.a) dans la géométrie *zéro-pression* définie Partie 2. La seconde étape correspond à la simulation de montée des outils endovasculaires. L'insertion des outils s'effectue au niveau de l'extrémité distale des artères iliaques externes, au niveau des points P7 et P8. Les outils sont poussés à l'intérieur de la structure vasculaire par l'imposition d'une vitesse à leur extrémité inférieure jusqu'à leur insertion totale dans la structure vasculaire. Pour empêcher le flambement des outils avant l'entrée dans l'artère, à l'extérieur de la structure vasculaire ceux-ci sont maintenus dans un tube introducteur rigide. L'introducteur rigide peut-être avancé en premier dans la structure vasculaire afin d'imposer un angle et un point d'insertion fixe aux outils (Figure 3-12.b). On insère ensuite la sonde souple (Figure 3-12.c), puis le guide rigide à l'intérieure de celle-ci (Figure 3-12.d). Enfin, lorsque cela est souhaité pour la simulation on insère le lanceur de l'endoprothèse sur le guide rigide (Figure 3-12.e). À l'intérieur de la structure vasculaire, les outils sont libres et un contact sans frottement est imposé entre ceux-ci et la surface interne de la lumière. Les sondes et guides endovasculaires sont conçu dans le but d'optimiser le glissement à l'intérieur des artères, leurs coefficients de frottement sont donc très faibles. L'hypothèse de contact sans frottement semble donc raisonnable dans ce cas. Pour éviter des accélérations trop importantes lors de la mise en mouvement des outils, plutôt qu'une rampe de vitesse nous utilisons une courbe ayant pour qualité d'être  $C^1$  en tous points. Nous obtenons ainsi une courbe décrivant un échelon appelé « smooth-step » [125] décrit à la Figure 3-13.

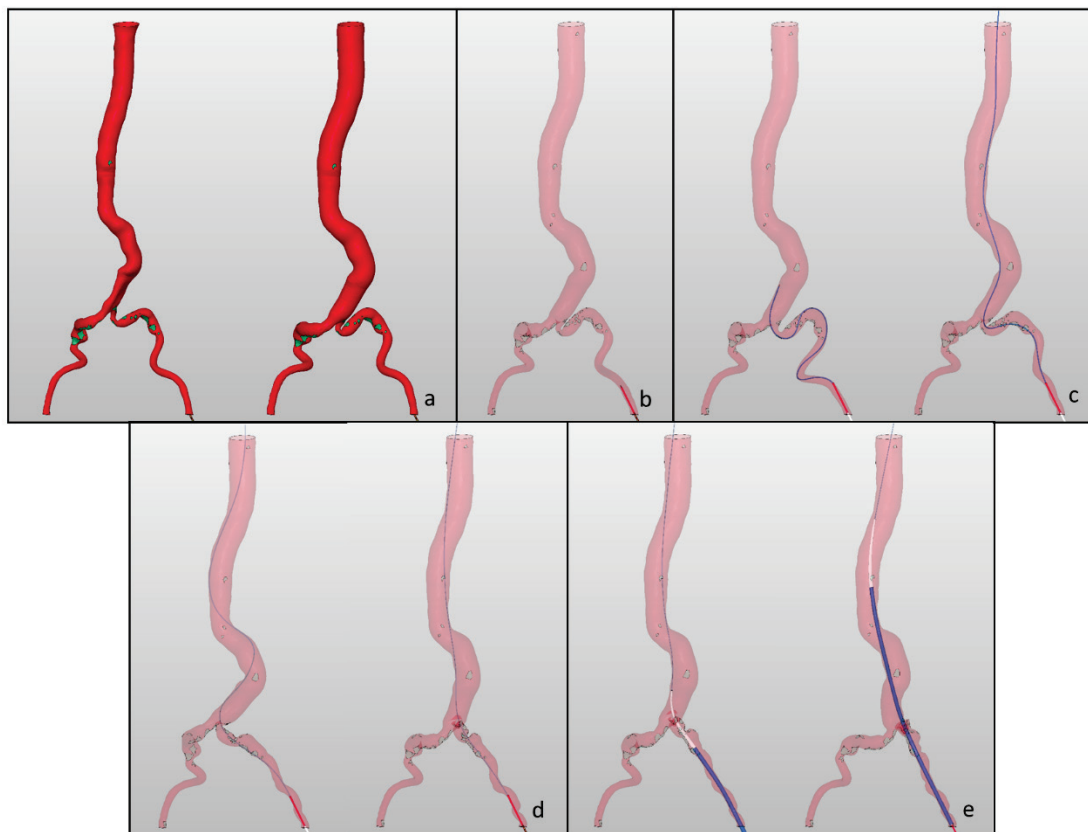
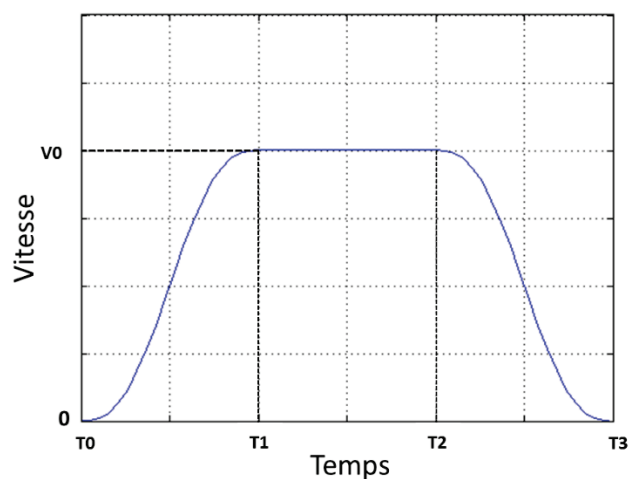


Figure 3-12 - Illustration du processus de simulation. Précontrainte par application de la pression dans la géométrie zéro-pression (a), positionnement de l'introducteur (b), insertion de la sonde souple (c), insertion du guide rigide (d), insertion du lanceur (e).



$$\begin{aligned}
 v &= V_0 * t^3(10 - 15t + 6t^2) && \text{pour } T \in [T_1, T_2] \text{ où } t = \frac{T-T_1}{T_2-T_1} \\
 v &= V_0 && \text{pour } T \in [T_2, T_3] \\
 v &= V_0 - V_0 * t^3(10 - 15t + 6t^2) && \text{pour } T \in [T_3, T_4] \text{ où } t = \frac{T-T_3}{T_4-T_3}
 \end{aligned}$$

Figure 3-13 - Représentation d'un échelon de vitesse progressif « smooth-step » utilisé pour l'insertion des outils.

Deux approches peuvent alors être envisagées au vu de nos objectifs. Dans un premier temps on peut ne s'intéresser qu'à l'équilibre final de la simulation, c'est-à-dire une fois les outils complètement introduits dans la structure vasculaire. Dans ce cas on supposera que les états de déformations et de contraintes intermédiaires n'ont pas d'influence sur l'état final, ceux-ci pourront être par exemple accélérés artificiellement quitte à faire apparaître des phénomènes dynamiques dans le but de réduire la durée de la simulation. Dans ce cas-là, les états intermédiaires ne pourront pas être utilisés pour extraire des résultats d'intérêt clinique, seul l'état d'équilibre statique final aura une réalité physique. Cette approche est par exemple appropriée pour étudier les déformations artérielle (changements de longueurs, d'angulation) résultant de la montée du guide rigide. Dans une seconde approche on peut justement souhaiter observer ces états intermédiaires qui correspondent à la montée progressive des outils, par exemple dans le but d'évaluer le risque de complications lié aux accès. Dans ce cas-là, il faudra veiller à ce que les états intermédiaires reflètent bien une réalité physique, et ne fasse pas apparaître d'artefacts numériques. Les méthodes classiques de diminution du temps de calcul (accélération des phénomènes, mass-scaling) devront être utilisées avec parcimonie, cette approche sera donc a priori plus coûteuse en temps de calcul.

### 3.2. Paramètres numériques

Lors de la résolution explicite du problème élément-finis, la durée de simulation est discrétisée en un grand nombre de pas temps dont la durée est contrôlée par la limite de stabilité qui dépend de différentes données du modèle. Et chaque pas de temps, plusieurs opérations plus ou moins coûteuses sont effectuées (assemblage de matrices, résolution des équations mécaniques en chaque nœud). Ainsi, plus le nombre de pas de temps à effectuer est grand, plus la durée du calcul va être importante. Le nombre de pas de temps à effectuer correspond directement de la durée totale du phénomène modélisé divisé par la taille du pas de temps utilisé. Dans notre cas, l'insertion des outils s'effectue sur une durée de l'ordre de plusieurs secondes, ce qui est long pour une résolution explicite. Il va donc être nécessaire d'utiliser des méthodes d'accélération du temps de calcul. Pour cela nous pourrons, d'une part, diminuer la durée de simulation en accélérant les vitesses d'insertion des outils et d'autre part, augmenter la limite de stabilité et donc le pas de temps du calcul en utilisant une méthode de mass-scaling. Enfin, nous introduirons de l'amortissement dans le système afin de prendre en compte la viscosité existante dans les tissus biologiques modélisés mais aussi pour contrer les phénomènes dynamiques qui peuvent apparaître lors de la résolution explicite.

#### 3.2.1. Vitesse d'insertion des outils

La première méthode permettant de réduire le temps du calcul explicite est de réduire le temps de simulation, en augmentant artificiellement la vitesse des processus modélisés. Dans notre cas, l'étude de captures vidéo de fluoroscopie lors d'interventions EVAR, nous ont permis d'estimer la vitesse réelle d'insertion des différents outils endovasculaires que nous souhaitons modéliser. Ainsi la longueur de parcours des outils depuis le point d'insertion situé en P7 ou P8 jusqu'à son insertion complète est en moyenne de 50 à 60 cm. La durée de montée de la sonde souple est en général très rapide, nous l'avons estimée entre 1 à 5 secondes suivant les cas. La durée de montée du guide rigide est très rapide pour les cas les moins tortueux mais peut être plus lente dans les cas les plus complexes, on a estimé qu'elle pouvait varier entre 2 à 10 secondes. Les vitesses d'insertions réelles peuvent donc varier en général de 100 mm/s à 600 mm/s pour la sonde, et pour le guide rigide de 50 mm/s dans les cas les plus complexes à 300 mm/s. Nous avons fait varier la vitesse d'insertion des outils entre 100 mm/s et 3000 mm/s pour le guide et entre 300

mm/s et 3000 mm/s pour la sonde et nous avons évalué l'effet sur la durée des calculs, sur l'état d'équilibre final ainsi que sur les états intermédiaires de la simulation. Les résultats sont rapportés au Chapitre 4.

### 3.2.2. Mass-scaling

Un autre moyen de réduire le temps de calcul des simulations et l'utilisation de la méthode de mass-scaling. Cette méthode est très largement reconnue et utilisée pour l'accélération des résolutions en explicite de problèmes éléments-finis [126]. Le temps d'un calcul explicite dépend directement de la longueur du pas de temps. Pour chacun des éléments du maillage, un pas de temps correspondant à sa limite de stabilité peut être déterminé en fonction de sa longueur caractéristique  $L$ , de ses propriétés matériaux, par exemple son module d'Young  $E$  et son coefficient de Poisson, et de sa masse volumique  $\rho$ . Pour un élément de type coque, le pas de temps critique s'exprime par exemple selon l'expression

$$\Delta t = \frac{L \cdot \sqrt{\rho(1-\nu^2)}}{\sqrt{E}} \quad (3-7)$$

Le pas de temps global du calcul explicite est déterminé afin d'assurer la stabilité du calcul, il est donc doit être inférieur au minimum des pas de temps critiques de tous les éléments. Ainsi la méthode de mass-scaling consiste à augmenter artificiellement la masse volumique des éléments limitants, pour faire diminuer le temps de calcul des simulations. Il faut cependant s'assurer que cet ajout de masse ne modifie pas le résultat recherché.

Dans notre cas, les masses volumiques réelles des corps modélisés peuvent être estimées à  $1 \text{ g/cm}^3$  pour le tissu artériel, à  $1 \text{ g/cm}^3$  à  $1,5 \text{ g/cm}^3$  pour la sonde constituée principalement de polyamide, et de  $7,8 \text{ g/cm}^3$  pour les guides rigide en acier. Les éléments limitant le pas de temps stable du calcul sont d'abord ceux des outils, nous avons donc choisi d'augmenter uniquement leur masse volumique sans modifier la masse volumique de la structure vasculaire. Nous avons fait varier celle-ci de 1 à 70 fois sa masse volumique réelle pour la sonde et de 1 à 60 sa masse volumique réelle pour le guide rigide et nous avons évalué l'effet sur la durée des calculs, sur l'état d'équilibre final ainsi que sur les états intermédiaires de la simulation. Les résultats sont rapportés au Chapitre 4.

### 3.2.3. Amortissement

L'amortissement est introduit dans le modèle au niveau de la structure vasculaire et de la sonde. Pour la structure vasculaire, on l'applique grâce au paramètre  $c$  du support externe défini à la Section 1.3. Concernant la sonde, on utilise un amortissement visqueux de Rayleigh [126]. L'amortissement introduit dans le modèle est justifié en partie par la réalité physique : l'ensemble des tissus biologiques ainsi que le sang possèdent des propriétés viscoélastiques ; mais il est aussi nécessaire pour contrer des artefacts dynamiques qui apparaissent dans des simulations explicites : vibrations hautes fréquences ou oscillations. L'amortissement introduit doit permettre de minimiser les effets dynamiques non physiques, sans sur-amortir le système ; ils ont été déterminés par une étude de sensibilité dont les résultats sont donnés au Chapitre 4.

## SYNTHESE

- La simulation est résolue par un calcul éléments-finis explicite.
- Le calcul s'effectue en deux temps : tout d'abord la structure vasculaire est précontrainte par l'application de la pression, puis la simulation d'insertion commence.
- L'introduction des outils s'effectue par l'imposition d'une vitesse à leur extrémité basse. À l'intérieur des artères les outils sont laissés libres, ils sont contraints uniquement par le contact avec la paroi vasculaire.
- La vitesse d'insertion, le mass-scaling et l'amortissement sont des paramètres numériques de la résolution qui doivent être ajustés afin de réduire le temps de calcul sans pour autant introduire d'effets dynamiques irréalistes.



## CHAPITRE 4

### SENSIBILITE, PARAMETRAGE ET VALIDATION

*La modélisation ayant été établie dans le chapitre précédent, une étape essentielle du travail est de calibrer les différents paramètres du modèle. L'objectif de cette étude est, dans un premier temps, de définir les paramètres les plus influents, pour estimer ceux pour lesquels une valeur moyenne suffit et ceux dont la valeur devra être déterminée de façon patient-spécifique. Et dans un deuxième temps, il s'agira de déterminer quelles valeurs attribuer à ces paramètres là en lien avec les données préopératoires disponibles afin de rendre les modèles prédictifs. Nous avons en ligne de mire un modèle patient-spécifique prédictif, automatiquement paramétré à partir de données issues du scanner préopératoire, afin de rendre l'utilisation de la simulation par les praticiens directe et transparente.*

*Dans ce chapitre nous présentons tout d'abord les données médicales disponibles et comment celles-ci sont utilisées pour paramétrer et évaluer le modèle. La deuxième partie du chapitre présente une étude préliminaire qui consiste à calibrer les paramètres numériques ne devant pas influencer les résultats et à déterminer les paramètres de la modélisation les plus influents par une étude de sensibilité. Enfin la troisième partie présente le paramétrage final et sa validation par confrontation aux données peropératoires.*

#### SOMMAIRE

<b>1. CONFRONTATION AUX DONNEES PEROPERATOIRES</b>	<b>96</b>
1.1. DESCRIPTION DES DONNEES MEDICALES DISPONIBLES .....	96
1.2. TRAITEMENT DES DONNEES PEROPERATOIRES.....	97
1.3. METHODE DE MESURE DE L'ERREUR DE SIMULATION .....	98
<b>2. ÉTUDE PRELIMINAIRE</b>	<b>101</b>
2.1. MAILLAGE .....	102
2.2. CALIBRATION DES PARAMETRES NUMERIQUES.....	103
2.3. ÉTUDE DE SENSIBILITE .....	106
<b>3. CALIBRATION DU SUPPORT ELASTIQUE</b>	<b>110</b>
3.1. PARAMETRAGE.....	110
3.2. VALIDATION .....	112
3.3. DISCUSSION.....	118



## 1. Confrontation aux données peropératoires

Le modèle proposé dans cette étude comporte un certain nombre de paramètres qu'il est nécessaire de calibrer puis de valider pour obtenir un modèle prédictif. Dans notre approche, la détermination de ces paramètres basés sur des caractérisations mécaniques patient-spécifiques n'est pas envisageable. L'approche souvent envisagée dans ces cas-là, consiste à comparer les résultats de la simulation à la réalité terrain, c'est à dire à des images issues de l'intervention endovasculaire et à ajuster les paramètres du modèle, en les corrélant si nécessaire des données patient-spécifiques, afin que les résultats soient le plus proche de la réalité observée [122]. Puis la validation consiste à évaluer la calibration obtenue à l'aveugle sur un nouveau jeu de données. Cette partie décrit le traitement des données médicales utilisées pour la calibration et la validation.

### 1.1. Description des données médicales disponibles

Pour ce travail, nous avons utilisé les données issues de 28 cas de patients ayant subi une intervention EVAR dans le service de chirurgie vasculaire du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Rennes entre février 2012 et janvier 2015. Pour chaque patient, les données images utilisées sont le scanner préopératoire et les images de fluoroscopie acquises durant l'intervention. Le protocole de cette étude a été approuvé par le comité d'éthique du CHU et le consentement des patients a été obtenu avant d'inclure leurs données de façon anonyme dans la base.

#### 1.1.1. Données préopératoires

Tous les scanners préopératoires ont d'abord été analysés à l'aide du logiciel Endosize® conformément à la pratique clinique courante comme décrit au Chapitre 1. À la suite de cette étape, les données nécessaires à la construction des modèles (maillage de la lumière segmentée, carte de calcifications, carte de distance au rachis, points anatomiques particuliers) sont extraites du scanner préopératoire. Pour faciliter et automatiser cette étape, un module logiciel spécifique a été développé en partenariat avec la société Therenva, celui-ci est décrit au Chapitre 5.

Pour chaque cas nous avons calculé cinq indices permettant de décrire l'anatomie de l'axe aorto-iliaque du patient. La *tortuosité* de l'artère iliaque est calculée comme décrit au Chapitre 1 entre les point P4 et P7/P8. Le *pourcentage de calcification* de l'artère iliaque est calculé comme le rapport de surface calcifiée sur la surface totale l'artère iliaque. L'*épaisseur de thrombus* est calculée comme l'épaisseur maximale rencontrée sur les coupes orthogonales à la ligne centrale au niveau de l'anévrisme. L'*angulation aortique maximale* est mesurée, comme décrit au Chapitre 1, entre l'extrémité proximale de l'aorte descendante et l'extrémité distale du collet aortique. Enfin, le *volume de la lumière* est calculé entre les points P2 et P5/P6 à l'aide d'un outil automatique du logiciel Endosize®.

#### 1.1.2. Données peropératoires

Les interventions endovasculaires se sont déroulées dans la salle hybride TherA-Image du CHU de Rennes qui est équipée d'un système C-arm rotationnel Artis Zeego (Siemens AG, Munich, Allemagne). Pour chaque patient, un guide « extra-stiff » Lunderquist® (Cook, Bloomington, IN) a été inséré depuis l'abord fémoral jusqu'à la crosse aortique et une acquisition rotationnelle 3D CBCT ou des acquisitions 2D multi-incidences ont été effectuées. Pour les acquisitions 2D multi-incidences, trois images ont été acquises à des angles  $-30^\circ$ ,  $0^\circ$  et  $30^\circ$  autour de la direction axiale du patient (LAO/RAO) et tous les paramètres d'acquisition (position de la source et du

détecteur, paramètres de calibration) ont été enregistrés ou récupérés à partir des données DICOM des images, afin de permettre une reconstruction tridimensionnelle. Afin de ne pas perturber le protocole normal des interventions et de ne pas augmenter la dose d'iode reçue par le patient, les acquisitions sont effectuées sans produit de contraste ainsi la seule structure distinguable sur les images est le guide rigide, la structure vasculaire n'est pas visible. Parmi les 28 cas patients, 14 ont été concernés par une acquisition CBCT et les 14 autres par des acquisitions 2D multi-incidences.

## 1.2. Traitement des données peropératoires

Nous utilisons la position du guide déformé visible sur les images peropératoires pour évaluer la qualité de nos simulations. Pour cela, une première étape consiste à segmenter et recalcr les images peropératoires afin de les mettre en correspondance avec les résultats de simulation.

### 1.2.1. Recalage

Le recalage peut se définir comme la mise en correspondance, dans un référentiel commun, de données issues de modalités différentes (CTA, fluoroscopie) et de dimensionnalités différentes (3D/2D)[127]. Dans notre cas il s'agit de mettre en correspondance les images 3D CTA (le scanner préopératoire) à partir desquelles le modèle a été construit avec les images fluoroscopiques 2D (un cliché de face ou profil) ou 3D (acquisition rotationnelle CBCT).

Dans le cas de l'acquisition 3D CBCT, le recalage consiste à déterminer la transformation rigide 3D/3D (rotation et translation) permettant d'amener ces images en coïncidence avec le scanner préopératoire. Cette transformation est déterminée à partir des structures osseuses préopératoires et peropératoires qui sont supposées indéformables (Figure 4-3). Dans le cas des acquisitions fluoroscopiques 2D, la transformation rigide 3D/3D est combinée à une projection sur l'image 2D. Cette transformation peut être exploitée pour effectuer une rétroprojection de l'image 2D vers l'image 3D ou encore, s'il s'agit de l'acquisition de plusieurs images multi-incidence comme dans notre cas, pour effectuer une reconstruction tridimensionnelle (Figure 4-1). Les paramètres permettant d'effectuer cette projection, rétroprojection ou reconstruction peuvent être connus à partir des données issues du système d'acquisition ou déterminées par une phase de calibration.

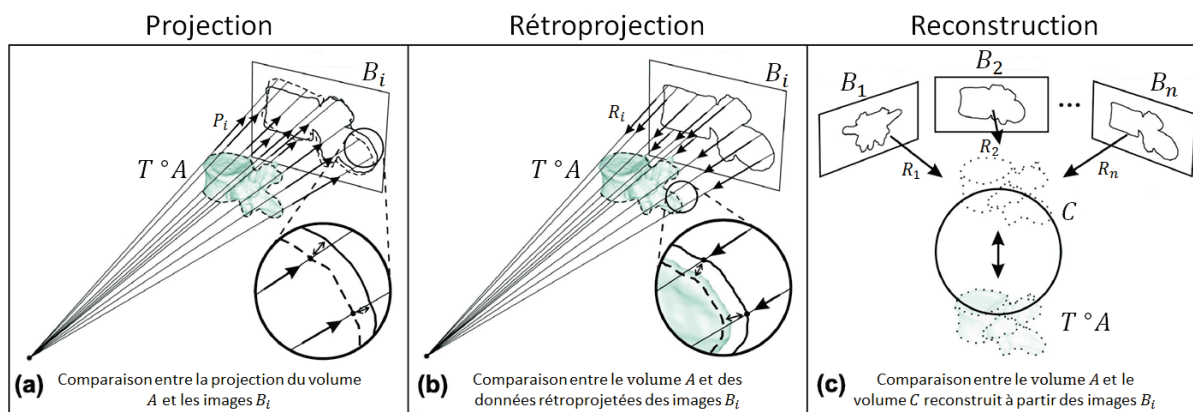


Figure 4-1 - Configuration géométrique pour les stratégies de recalage 3D/2D par projection, rétroprojection et reconstruction, d'après [127].

Dans le cas des images 2D, pour déterminer la transformation 3D/3D entre le repère préopératoires et les images peropératoires, nous avons utilisé une méthode automatique développée dans [12]. Pour les images 3D, la transformation a été estimée de façon interactive à l'aide du module *Manual Registration* du logiciel open source MeVisLab 2.2.1 (MeVis Medical

Solutions AG, Bremen, Germany) qui permet la mise en correspondance des deux volumes sous les vues axiale, sagittale et coronale.

### 1.2.2. Segmentation

Grâce à sa densité élevée, le guide rigide se distingue clairement sur les images peropératoires. Sa forme linéique permet une segmentation manuelle aisée. Celle-ci est effectuée par le positionnement de points 2D ou 3D, le long de sa trajectoire qui est ensuite décrite par des courbes B-splines.

### 1.2.3. Reconstruction 3D

Dans le cas des images 3D, la position tridimensionnelle recalée du guide est directement obtenue après la segmentation. Dans le cas images 2D, une dernière étape consiste à reconstruire la position tridimensionnelle du guide à partir des 3 courbes de segmentation obtenues. Pour cette étape, on utilise les informations du système d'acquisition pour repositionner virtuellement les images et la source de rayonnement afin de reproduire la configuration spatiale correspondant au moment des acquisitions. Ceci nous permet de reconstruire la position 3D du guide à l'intersection des trois surfaces de rétroprojection définissant le faisceau de rayonnement correspondant au guide rigide sur chacune des trois images 2D (Figure 4-2).

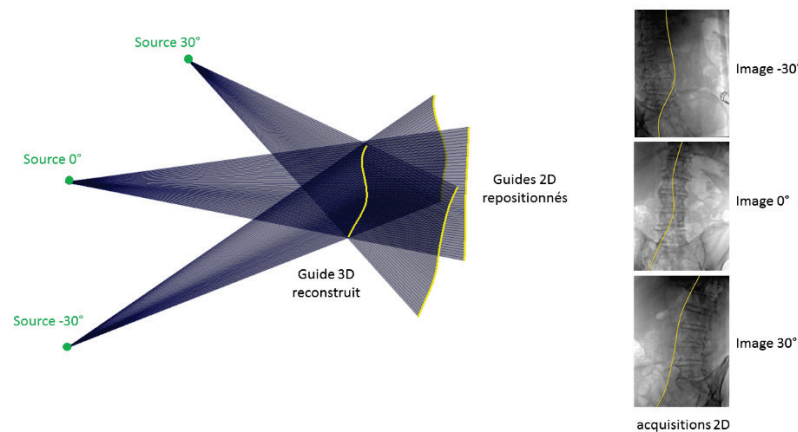


Figure 4-2 - Illustration de la méthode de reconstruction de la position tridimensionnelle du guide rigide à partir de trois images de fluoroscopie bidimensionnelles.

## 1.3. Méthode de mesure de l'erreur de simulation

### 1.3.1. Définition et Méthode

Une fois les données peropératoires repositionnées dans le repère préopératoire et la position tridimensionnelle du guide reconstruit, il est possible de comparer la position du guide donnée par la simulation à la position réelle peropératoire. Le guide simulé est représenté par la position des nœuds du maillage éléments finis en fin de simulation. Le guide peropératoire est représenté par un ensemble de points issus du processus de segmentation ou de reconstruction. Celui-ci est tout d'abord lissé et ré-échantillonné de façon régulière afin de limiter les irrégularités. La zone d'intérêt pour la comparaison des deux guides est définie entre les points P2 et P5 (ou respectivement P6) de la structure vasculaire ce qui correspond à la zone de déploiement de l'endoprothèse. Pour mesurer l'écart entre ces deux courbes, notées  $G_{simu}$  et  $G_{reel}$ , on utilise la distance de Hausdorff ( $HD$ ) et la distance Hausdorff Modifiée ( $MHD$ ) [128], définies par :

$$HD(G_{simu}, G_{reel}) = \max(\max_{p \in S_{reel}} d(p, G_{simu}), \max_{p \in S_{simu}} d(p, G_{reel})) \quad (4-1)$$

$$MHD(G_{simu}, G_{reel}) = \max(\text{moy } d(p, G_{simu}), \text{moy } d(p, G_{reel})) \quad (4-2)$$

où *moy* denote la moyenne arithmétique, et  $d(p, G)$  correspond à la distance minimale entre le point et l'ensemble des points de  $G$  appelée *distance locale*. Ainsi  $HD$  correspond au maximum de la distance locale entre les deux guides et  $MHD$  correspond à la moyenne des distances locales entre les deux guides. La Figure 4-3 illustre le processus de recalage et de comparaison des simulations aux données peropératoires.

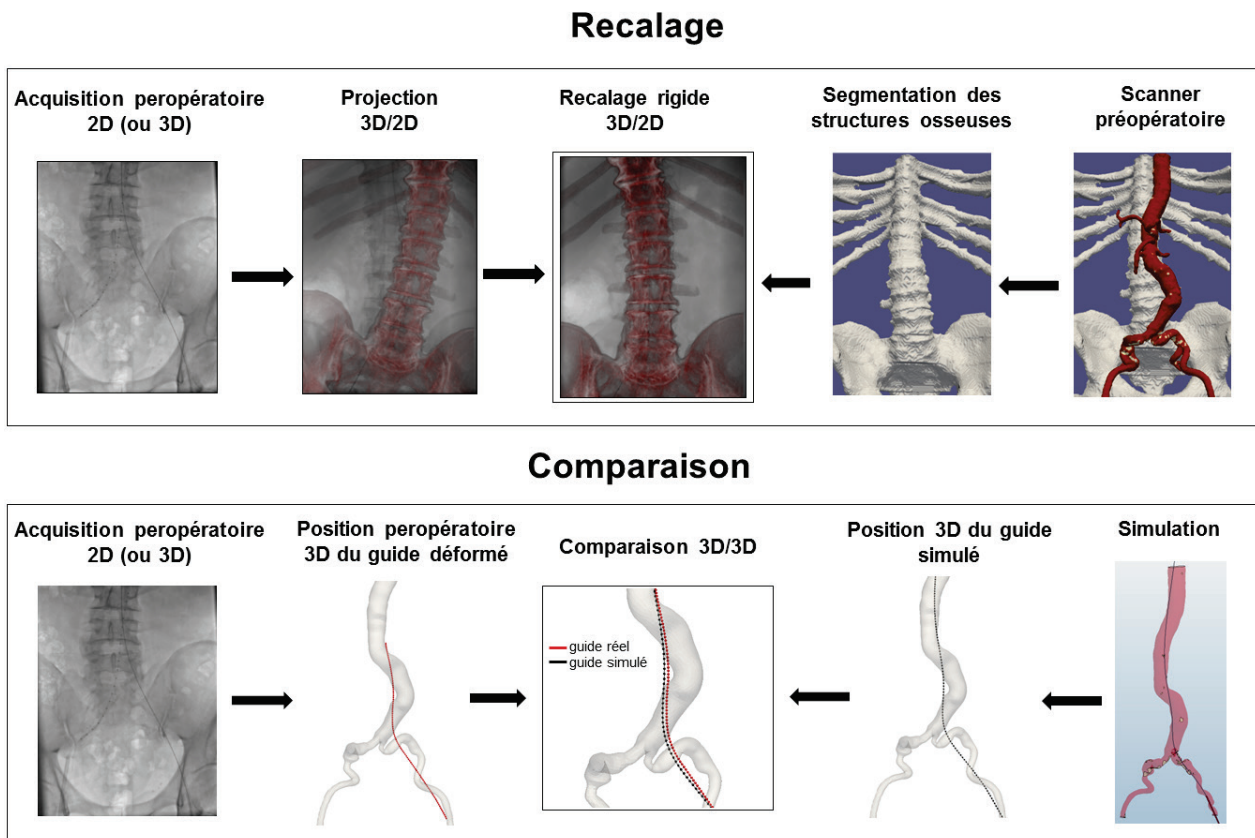


Figure 4-3 - Processus de recalage et de comparaison entre les données peropératoires et les données de simulation.

### 1.3.2. Niveau de précision visé par la simulation

Il n'existe pas de norme de référence concernant le niveau d'erreur acceptable pour le type de simulations développées ici, nous avons donc défini plusieurs seuils d'erreur à partir d'estimations d'incertitude et de discussions avec les cliniciens.

Dans ce travail, les résultats de simulations sont comparés à une acquisition représentant un instantané de l'intervention, cependant en réalité la structure vasculaire et les outils sont soumis en continu aux mouvements respiratoires et cardiaques, aux mouvements possibles du chirurgien etc. Afin de quantifier les déplacements du guide rigide dû à l'ensemble de ces sollicitations, nous avons extrait sa position tridimensionnelle à deux instants espacés de quelques secondes sur un cas patient, et nous avons calculé la distance MHD entre les deux positions obtenues, qui était de 3 mm. Ceci donne une estimation de l'incertitude de mesure sur la position du guide peropératoire. D'autre part, les distances définies à la section 1.3.1

englobent l'erreur de la simulation mais aussi l'erreur possible due à l'étape de recalage. Celle-ci peut comprendre une erreur intrinsèque liée à la méthode de recalage, à un changement de position du rachis du patient entre le moment du scanner préopératoire et le moment de l'intervention, ou encore à une évolution de l'anévrisme et des artères entre ces deux dates qui peuvent parfois être éloignées de plusieurs mois. L'étape de recalage comprend aussi une incertitude liée à la variabilité inter et intra-opérateur concernant le recalage 3D/3D manuel et une incertitude liée à l'initialisation pour la méthode automatique de recalage 2D/3D [12].

En tenant compte de ces différentes sources d'incertitudes, nous avons défini le seuil de 5 mm pour la distance MHD comme la limite de précision atteignable par la simulation. En deçà de ce seuil, l'erreur mesurée se trouve sous le seuil de sensibilité de la méthode d'évaluation. Puis, à partir des premières observations et en accord avec les cliniciens le seuil de 10 mm pour la distance HD a été défini de façon empirique comme le seuil en dessous duquel les résultats semblent visuellement acceptables pour un usage clinique. Ce seuil devra bien sûr être précisé et adapté suivant les applications visées. Pour cette étude, la position du guide rigide donnée par la simulation sera donc définie comme fiable en dessous de cette limite.

### 1.3.3. Quantification de l'apport de la simulation

Les distances HD et MHD représentent des erreurs absolues pour chaque patient. Afin d'évaluer l'apport de la simulation, nous souhaitons comparer cette erreur au gain de précision obtenu par rapport à l'observation de la configuration préopératoire uniquement, comme c'est le cas avec les moyens dont dispose le clinicien lors du planning préopératoire à l'heure actuelle. La ligne centrale de l'axe aorto-iliaque du côté correspondant à l'introduction du guide, notée  $C_{préop}$ , est considérée comme la position neutre de la configuration préopératoire. Nous calculons la distance MHD entre cette ligne et le guide peropératoire réel ( $G_{reel}$ ) afin d'estimer l'erreur commise en se basant sur la configuration préopératoire uniquement. Cette erreur est comparée à l'erreur de simulation donnée par la distance MHD entre le guide simulé ( $G_{simu}$ ) et le guide réel, et le *gain* de précision est défini comme l'écart relatif entre ces deux erreurs exprimé en pourcentage :

$$gain = \frac{MHD(C_{préop}, G_{reel}) - MHD(G_{simu}, G_{reel})}{MHD(C_{préop}, G_{reel})} * 100 \quad (4-3)$$

Afin d'estimer l'amplitude des déplacements subis par les segments artérielles lors de l'insertion des outils, nous comparons aussi la position de la ligne centrale préopératoire et la position de la ligne centrale déformée par la simulation notée  $C_{simu}$ . Nous rapportons le déplacement artériel maximal noté  $D_{art}$  estimé par le calcul de la distance HD entre ces deux lignes.

$$D_{art} = HD(C_{préop}, C_{simu}) \quad (4-4)$$

Les différentes configurations de lignes centrales et de guides définies pour le calcul du *gain* et du déplacement artériel maximal sont illustrées à la Figure 4-4.

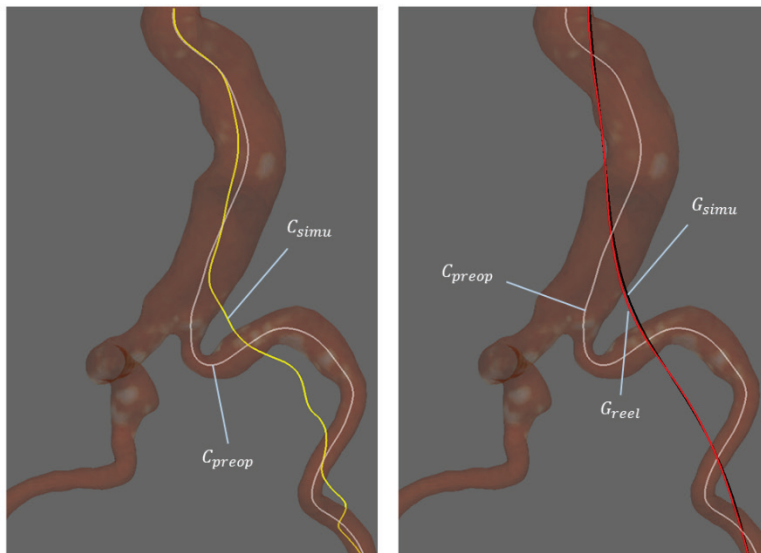


Figure 4-4 Illustration des lignes centrales et configurations de guides considérées pour le calcul du gain et du déplacement artériel  $D_{art}$

## SYNTHESE

- Les résultats de simulations sont comparés aux images peropératoires du patient afin d'évaluer la qualité de la prédiction.
- La mise en correspondance de la simulation avec les images peropératoires nécessite une étape de recalage, de segmentation et de reconstruction tridimensionnelle.
- La comparaison se base sur la position du guide rigide qui est la seule structure aisément discernable sur les images de fluoroscopie.
- La précision de la position du guide est quantifiée par la distance MHD (moyenne des distances locales) et la distance HD (maximum des distances locales).
- Les simulations sont considérées comme fiables pour une distance HD inférieure à 10 mm
- L'apport de la simulation est estimé par le calcul du gain de précision entre la configuration préopératoire et la configuration déformée.

## 2. Étude préliminaire

Le maillage et les paramètres numériques (vitesse d'insertion, mass-scaling, amortissement) sont des composants du modèle liés à la méthode de résolution numérique et non à la modélisation mécanique elle-même. Ils doivent être choisis afin de minimiser le temps de calcul des simulations mais leur effet sur les résultats d'intérêt doit être contrôlé. D'autre part, le modèle mécanique développé fait appel à un nombre important de paramètres. Une première étape nécessaire avant le calibrage consiste à évaluer l'influence relative des différentes composantes mécaniques du modèle afin de réduire le nombre de ces paramètres. Une étude préliminaire a donc été menée dans ce sens sur un premier cas patient, ceci fait l'objet de la Section 2. Le cas considéré a été choisi pour son anatomie relativement complexe en termes de

tortuosités et d'angulation, il s'agit du cas patient 2 dont les descripteurs anatomiques peuvent être consultés au Tableau 4-9.

## 2.1. Maillage

Afin de choisir un niveau de discrétisation adapté à notre problème, nous avons étudié l'influence du raffinement du maillage de la structure vasculaire. Sur un cas patient particulier, les positions finales du guide et de la structure vasculaire sont comparées à la position obtenue avec le raffinement le plus important. À titre d'exemple la Figure 4-5 illustre le maillage le plus grossier et le maillage le plus fin utilisé pour l'étude. Pour comparer deux maillages dont la correspondance nœuds à nœuds n'est pas assurée, nous utilisons la distance Hausdorff modifiée (MHD), celle-ci est définie en détail à l'Annexe A.3. Le Tableau 4-1 rapporte le temps de calcul et les valeurs de MHD entre les différents niveaux de discrétisation et la discrétisation la plus fine. L'observation des résultats montre que même pour la discrétisation la plus grossière, l'influence sur la position finale du guide reste très faible, puisqu'une MHD de 1.61mm est en dessous de la marge d'erreur visée par les simulations. Cependant, l'influence du raffinement est plus visible concernant le comportement de la structure vasculaire. Suivant la discrétisation du maillage, la paroi aortique adopte des modes de flambement locaux différents sous l'effet de l'insertion du guide, ce qui résulte en des configurations visiblement différentes, mais la différence en termes de MHD reste relativement faible. À partir d'une taille de maille inférieure à 2.5mm pour les artères iliaques, la géométrie finale semble se stabiliser. Les illustrations des différents maillages déformés sont données en Annexe A.4. La convergence du maillage n'a été étudiée que sur un cas patient particulier, pour s'assurer que le maillage n'aura pas d'influence on choisit une taille de maille de 1.8 mm sur les artères iliaques et de 4 mm sur l'aorte.

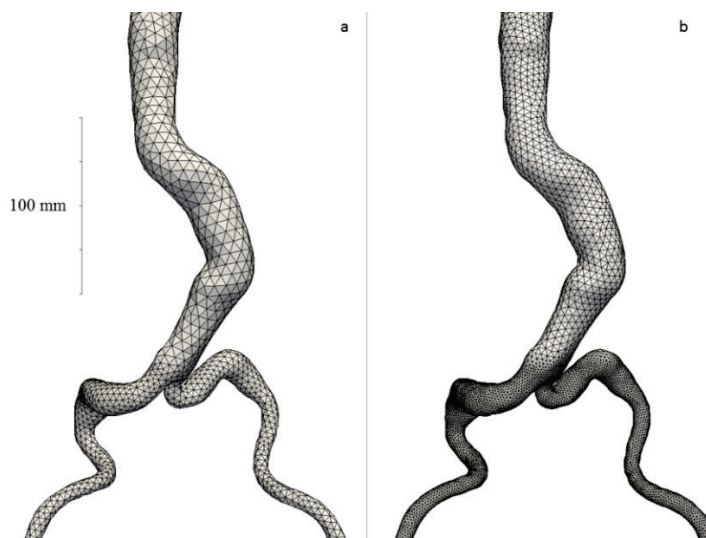


Figure 4-5 - Exemple de maillages. (a) taille de mailles 6.0/3.5 mm, (b) 4.0/1.5 mm.



Taille Aorte	Taille Iliaque	nombre éléments	Temps de calcul	MHD paroi	MHD guide
en mm				en mm	
6.0	3.5	4869	21min	1.67	1.61
5.5	3.0	6211	23min	1.58	1.40
5.0	2.5	8467	29min	1.29	1.14
5.0	2.1	10818	35min	1.16	0.37
4.5	1.9	13365	41min	1.14	0.82
4.0	1.7	16647	49min	0.94	0.69
4.0	1.5	20158	55min		

Tableau 4-1 - Résultat de l'étude de sensibilité du maillage.

## 2.2. Calibration des paramètres numériques

Nous avons effectué une étude préliminaire afin de déterminer des valeurs des paramètres de vitesse, de mass-scaling et d'amortissement qui permettent de diminuer le temps de calcul sans avoir d'influence sur les résultats d'intérêt de la simulation. Cela signifie que les effets dynamiques irréalistes doivent être minimisés lors des états transitoires et ces différents paramètres ne doivent pas avoir d'effet sur la géométrie finale déformée du guide et de la structure vasculaire. Pour évaluer l'effet sur les états transitoires, nous observons l'évolution du déplacement d'un point situé sur l'artère iliaque commune et d'un point situé sur l'artère iliaque externe, qui sont les segments présentant le plus de mobilité, au cours de la simulation. Les géométries finales déformées sont comparées à l'aide du calcul de la MHD comme précédemment. Dans chaque cas, les résultats sont comparés à la configuration la plus proche de la réalité physique du problème (i.e. vitesse minimale, mass-scaling minimal...). Pour chacun des cas, le calcul a été lancé sur 15 cœurs d'une station Dell Precision T7600 équipée de quatre processeurs 8-coeurs Intel-Xeon E5-2687w (3.4GHz).

### 2.2.1. Vitesse d'insertion

Nous avons testé des vitesses d'insertion allant de la vitesse réelle d'insertion (300mm/s pour la sonde et 100mm/s pour le guide), jusqu'à des vitesses 3000 mm/s pour les deux types d'outils, ce qui est de l'ordre de 10 à 30 fois la vitesse réelle. Le temps de simulation correspondant, c'est-à-dire la durée du phénomène physique simulé, est rapportée pour chaque cas dans le Tableau 4-2. La durée du calcul et les résultats en termes de MHD par rapport à la configuration de référence sont présentés également dans le Tableau 4-2.

Vitesse sonde	Vitesse guide	Temps de Simulation	Durée du calcul	MHD paroi	MHD guide
en mm/s				en mm	
$\Delta t$ initial = 5.0e-6 s					
300	100	9 s	4h37		
600	300	3.62 s	2h46	1.06	1.21
1200	600	2.29 s	1h20	1.93	1.69
1000	1000	1.92 s	51min	1.97	1.53
2000	2000	1.43 s	48min	1.68	1.49
3000	3000	1.28 s	38min	2.14	1.89

Tableau 4-2 - Étude de la vitesse d'insertion des outils.



Les courbes de déplacement de l'artère iliaque au cours de la simulation montrent que l'amplitude des déplacements transitoires augmente de façon notable avec la vitesse d'insertion des outils, cet effet est particulièrement vrai pour l'insertion du guide rigide (Figure 4-6). Cependant on remarque très peu d'influence sur le déplacement final obtenu pour toutes les vitesses testées. Même si l'état final des outils et de la structure vasculaire déformés est peu modifié par la vitesse d'insertion, il existe des limites à l'utilisation de vitesses trop élevées. On remarque que pour des vitesses du guide supérieures à 1000 mm/s des oscillations apparaissent après l'insertion du guide, il est alors nécessaire d'allonger le temps de relaxation afin d'obtenir un état final statique ce qui augmente le temps de simulation. Une autre limite est que les effets d'inertie dus aux vitesses élevées provoquent des déformations de certains éléments qui génèrent une diminution du pas de temps stable. Ces deux phénomènes ont tendance à augmenter les temps de calcul et limitent le gain de temps recherché.

Pour étudier uniquement la configuration finale déformée, on pourra a priori accélérer les simulations en utilisant des vitesses allant jusqu'à 1000 mm/s pour la sonde et le guide. Cependant si l'on souhaite exploiter les états intermédiaires de la simulation il faudra a priori maintenir la vitesse du guide autour de sa valeur réelle, afin d'éviter l'apparition d'états irréalistes. L'insertion de la sonde pourra, elle, être accélérée car son effet semble moins important, d'autant que son intérêt clinique est moindre.

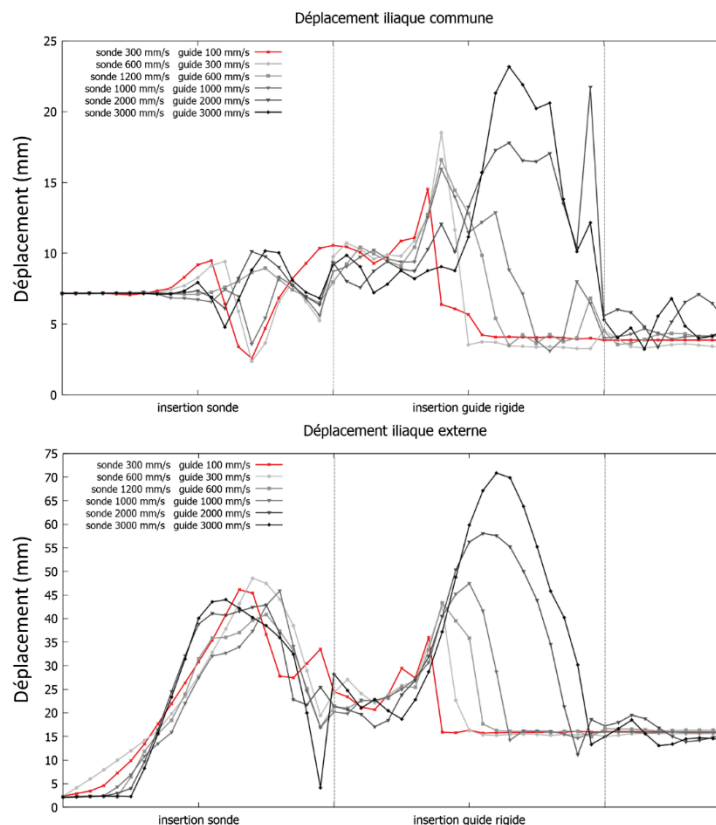


Figure 4-6 - Évolution du déplacement de l'artère iliaque commune et de l'artère iliaque externe au cours de la simulation pour les différentes vitesses d'insertion.

### 2.2.2. Mass-scaling

L'effet du mass-scaling est proche de celui de l'augmentation de la vitesse des outils en termes d'effets dynamiques. De plus, si le mass-scaling est trop important, il peut avoir un effet néfaste sur la gestion des contacts. Nous choisissons de limiter le mass-scaling aux outils et aux quelques éléments limitants de la structure vasculaire qui correspondent principalement à des petits

éléments correspondant à des calcifications, plus rigides. Les temps de calcul et les résultats en termes de configurations finales sont donnés au Tableau 4-3.

$\Delta t$ initial en s	$\rho$ guide rigide en g/cm <sup>3</sup>	$\rho$ sonde en g/cm <sup>3</sup>	Durée du calcul	MHD paroi en mm	MHD guide en mm
Vitesse sonde 1000 mm/s, Vitesse Guide 1000 mm/s, Temps de simulation 1.92 s					
5.6e-7	7.8	1.5	4h37		
2.5e-6	150 (x20)	30 (x20)	2h46	1.06	1.21
3.0e-6	200 (x25)	50 (x30)	51min	1.97	1.69
4.0e-6	300 (x40)	80 (x50)	1h08	2.06	1.71
5.0e-6	500 (x60)	100 (x70)	48min	1.68	1.49

Tableau 4-3 - Étude du niveau de mass-scaling.

### 2.2.3. Amortissement

#### 2.2.3.1 Support externe

Les résultats montrent que, pour les valeurs testées, l'amortissement du support externe a peu d'effet sur l'état final des simulations (Tableau 4-4). Cependant, pour la valeur la plus importante testée on remarque une réduction de l'amplitude des déplacements des artères iliaques externes et communes, dans ce cas on atteint le régime suramorti.

Amortissement support en MPa.s	Durée du calcul	MHD paroi en mm	MHD guide en mm
Vitesse sonde 1000 mm/s, Vitesse Guide 1000 mm/s, Temps de simulation 1.92 s			
5.0e-7	51min		
1.0e-6	1h09	0.61	0.49
5.0e-6	51min	1.06	0.72

Tableau 4-4 - Étude du niveau d'amortissement du support.

#### 2.2.3.2 Sonde

De la même façon que pour l'amortissement du support externe, l'amortissement appliqué à la sonde a très peu d'effet sur les configurations finales déformées (Tableau 4-5). Cependant contrairement à celui-ci, pour des valeurs trop fortes, l'amplitude des déplacements transitoires augmente ce qui peut devenir irréaliste.

Amortissement sonde en s <sup>-1</sup>	Durée du calcul	MHD paroi en mm	MHD guide en mm
Vitesse sonde 1000 mm/s, Vitesse Guide 1000 mm/s, Temps de simulation 1.92 s			
0	1h15	0.73	0.28
5	51min		
20	47min	0.45	0.18

Tableau 4-5 - Étude du niveau d'amortissement de la sonde.

Dans les deux cas, le temps de simulation est par ailleurs très peu affecté par la valeur d'amortissement utilisée. Dans la suite du travail, on préfère utiliser des valeurs relativement faibles :  $1.0e^{-6}$  MPa.s pour le support externe,  $5 s^{-1}$  pour la sonde afin de s'affranchir de certaines vibrations et oscillations non souhaitées sans pour autant suramortir le système.

## 2.3. Étude de sensibilité

### 2.3.1. Remarque préliminaire : méthodologie

Le but de l'étude de sensibilité est de déterminer les composantes mécaniques les plus influentes afin de réduire le nombre de paramètres à calibrer. Pour cela, nous avons étudié les configurations finales déformées de la structure vasculaire et du guide rigide pour différentes valeurs du comportement mécanique de la paroi, de son épaisseur et du support. Pour chaque paramètre deux configurations représentant des valeurs minimales et maximales ont été testées en plus d'une configuration nominale déterminée par des premières observations. À chaque fois les autres paramètres sont maintenus à leur valeur nominale. Cette méthode ne permet pas de décrire de façon complète l'espace de variation des paramètres, ni de tenir compte des interactions éventuelles. Mais elle permet de comparer l'influence de chacun de ceux-ci sur les résultats. Dans le cadre de cette thèse nous choisissons de ne pas réaliser une étude de sensibilité plus exhaustive et plus formalisée, coûteuse en temps de calcul, afin de prioriser le paramétrage et la validation au regard des données patients.

Les différents paramètres concernés sont rappelés dans le Tableau 4-6. Les configurations déformées obtenues sont comparées à celle obtenue avec le paramétrage nominal par le calcul de la distance Hausdorff (HD) et de la distance Hausdorff Modifiée (MHD) pour le guide et par le calcul des distances nœud-à-nœud moyenne et maximale pour la structure vasculaire. La définition de ces mesures est donnée en Annexe A.3.

### 2.3.2. Comportement de la paroi

Trois comportements ont été testés pour la paroi artérielle correspondant à du tissu aortique, supposé souple, moyennement rigide (appelé *moyen* dans la suite) et rigide. Pour chacun de ces 3 cas, le paramètre  $C_{10}$ , contrôlant les faibles déformations (jusqu'à environ 2%) est identique et a été fixé à 5kPa : ce choix assure une raideur initiale suffisante pour la stabilité du calcul sans perturber le comportement sur les plages de déformations physiologiques. Les paramètres  $C_{20}$  et  $C_{30}$  ont alors été déterminés pour chacun des 3 types de paroi par régression non-linéaire des courbes contrainte-déformation hyperélastiques rapportées dans Vande Geest et al. ([60]) décrivant les comportements moyen et extrêmes de la paroi artérielle. Le Tableau 4-6 résume les valeurs des paramètres choisies pour chacun des 3 types de paroi.

### 2.3.3. Épaisseur

Les valeurs minimales et maximales des épaisseurs de la paroi de l'aorte et des artères iliaques sont choisies en accord avec les données disponibles dans la littérature respectivement [62],[4],[87],[60]. Ainsi, les épaisseurs des artères iliaques et de l'aorte varient respectivement entre [0.8mm – 1mm] et [1.4mm – 2mm].

### 2.3.4. Support

Concernant le support, afin de simplifier l'étude, nous avons fixé le paramètre  $d_{max}$  et les facteurs d'anisotropie  $\{sf_a^1, sf_c^1, sf_s^1\}$  et  $sf_c^5$  à des valeurs réalistes au vu de nos observations et nous avons étudié uniquement l'influence des paramètres  $k_{max}$  et  $k_{iliac}$ , qui correspondent à la raideur globale du support et la raideur du support local représentant le départ des artères iliaques internes. Aucune donnée n'est exploitable dans la littérature concernant ces paramètres, l'étude de sensibilité va permettre d'évaluer son effet et de déterminer une plage réaliste pour celui-ci.

Paramètre	Valeur nominale	min	max
épaisseur	$\{th_{aorta} = 1.5 \text{ mm}\}$ $\{th_{iliac} = 1.2 \text{ mm}\}$	$\{1.0 \text{ mm}\}$ $\{0.8 \text{ mm}\}$	$\{2.0 \text{ mm}\}$ $\{1.4 \text{ mm}\}$
comportement	<i>Paroi moyenne</i> $C_{10} = 0.005 \text{ MPa}$ $C_{20} = 0.2 \text{ MPa}$ $C_{30} = 0 \text{ MPa}$	<i>Paroi souple</i> $C_{10} = 0.005 \text{ MPa}$ $C_{20} = 0.09 \text{ MPa}$ $C_{30} = 0 \text{ MPa}$	<i>Paroi rigide</i> $C_{10} = 0.005 \text{ MPa}$ $C_{20} = 0 \text{ MPa}$ $C_{30} = 0.5 \text{ MPa}$
$k_{max}$	<b>0.001 MPa/mm</b>	0.0001 MPa/mm	0.01 MPa/mm
$k_{iliac}$	<b>0.001 MPa/mm</b>	0.0001 MPa/mm	0.01 MPa/mm

Tableau 4-6 - Valeurs des paramètres testés pour l'étude de sensibilité.

## 2.3.5. Résultats

Les valeurs de MHD et HD pour le guide et les distances nœud-à-nœud moyennes et maximales pour les différentes configurations sont rapportées dans le Tableau 4-7. La représentation visuelle des résultats reportés à la Figure 4-7 montrent que de manière générale, pour les valeurs testées, l'épaisseur et le comportement de la paroi ont une influence significativement moins importante que les paramètres de support  $k_{iliac}$  ou  $k_{max}$ .

Paramètre	Valeur	MHD guide	HD guide	moyenne paroi en mm	max paroi
épaisseur	<b>min</b>	1.0	2.7	1.8	6.0
	<b>max</b>	0.7	1.0	1.2	11.7
comportement	<b>min</b>	1.1	2.6	1.3	5.6
	<b>max</b>	0.6	3.2	0.7	3.8
$k_{max}$	<b>min</b>	4.4	9.2	5.2	15.4
	<b>max</b>	3.1	5.3	2.4	9.9
$k_{iliac}$	<b>min</b>	1.1	2.9	3.2	15.6
	<b>max</b>	2	6.4	3.6	19.9

Tableau 4-7 - Résultats de l'étude de sensibilité sur les configurations finales du guide et de la paroi.

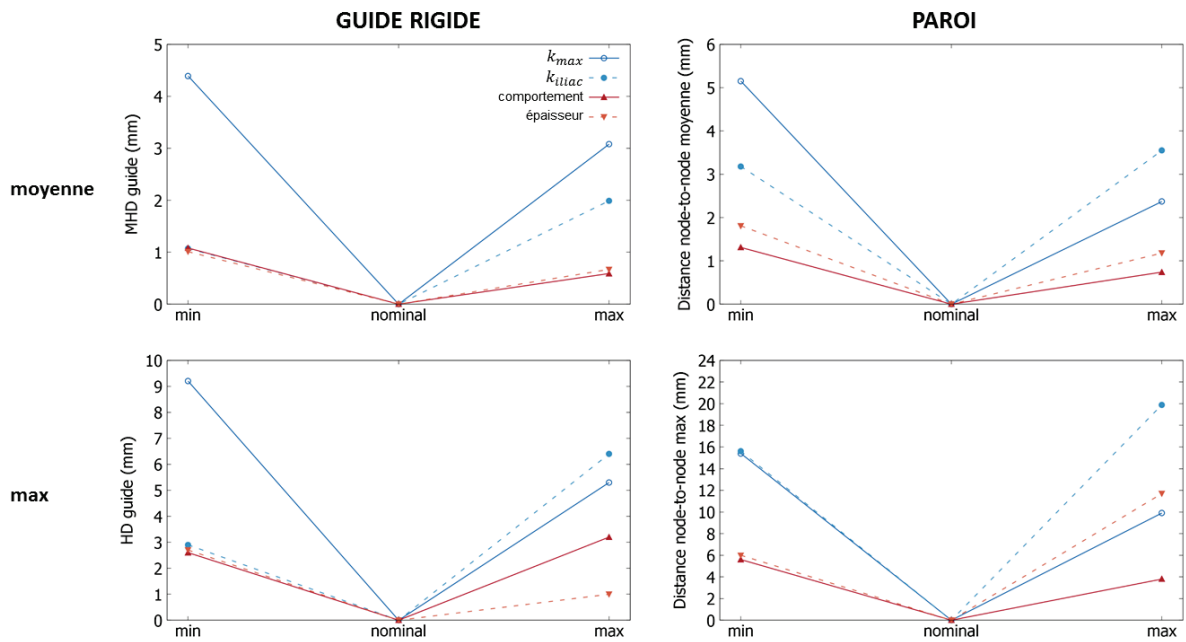


Figure 4-7 - Représentation des résultats de l'étude de sensibilité.

La Figure 4-8 représente les distances nœud-à-nœud de la paroi par rapport à la configuration nominale déformée pour les différentes valeurs testées. Pour l'épaisseur et le comportement, la configuration déformée de la paroi n'est que très peu modifiée en moyenne. Par contre on peut observer une modification du mode de flambement local sur l'artère iliaque commune pour la configuration d'épaisseur maximale. Cela se traduit par une distance nœud-à-nœud maximale plus importante, mais cet effet très local a, a priori, peu d'impact sur l'interprétation clinique des résultats. Pour les paramètres du support, les différences observées sont plus importantes puisque les distances nœud-à-nœud maximales sont de l'ordre du centimètre. On peut remarquer, comme on pouvait l'anticiper, que les effets du paramètre  $k_{iliac}$  sont principalement observés au niveau des artères iliaques. Le paramètre  $k_{max}$  a lui un effet plus global sur la structure vasculaire notamment au niveau de l'aorte et des artères iliaques communes.

Les paramètres d'épaisseur et de comportement ont une influence très faible sur la position du guide puisque l'écart maximal donné par la distance Hausdorff reste inférieur à ou de l'ordre de 3 mm pour les 4 configurations extrêmes correspondantes. La Figure 4-9 représente la position déformée du guide rigide pour les valeurs minimale et maximale des paramètres  $k_{iliac}$  et  $k_{max}$  uniquement car les configurations obtenues pour les variations d'épaisseur et de comportement sont visuellement très proches. Les configurations obtenues montrent un écart important qui est localisé dans la zone iliaque pour le paramètre  $k_{iliac}$  et qui est présent aussi sur le segment aortique pour le paramètre  $k_{max}$ .

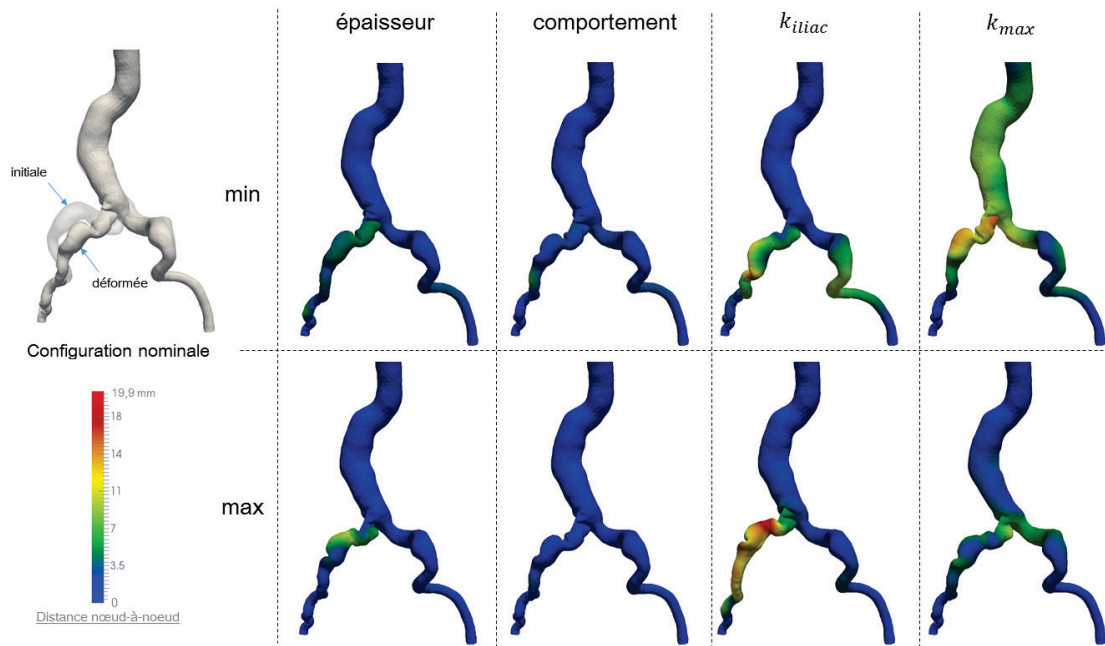


Figure 4-8 - Représentation des géométries finales de la paroi vasculaire pour les différentes valeurs des paramètres testés. Le code couleur représente la distance nœud-à-nœud par rapport aux résultats obtenus avec la configuration nominale.

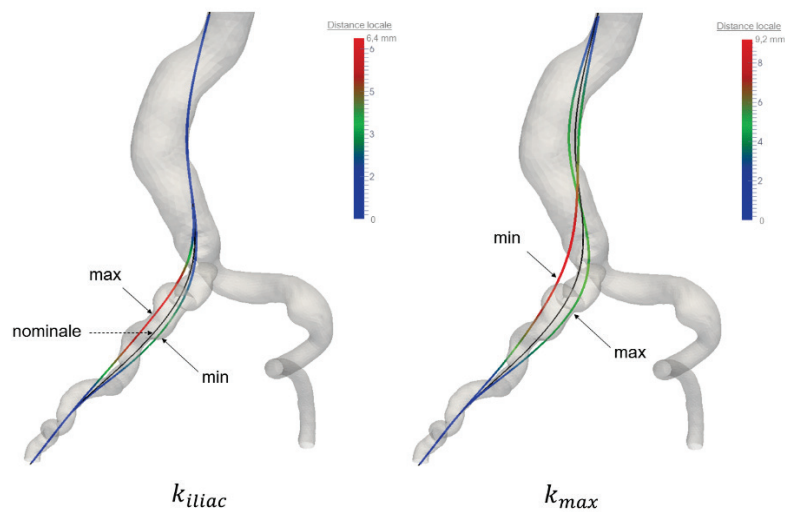


Figure 4-9 - Représentation des positions finales du guide rigide pour les différentes valeurs des paramètres  $k_{max}$  et  $k_{iliac}$ . Le code couleur représente la distance locale par rapport aux résultats obtenus avec la configuration nominale.

## SYNTHESE

- La taille du maillage, la vitesse d'insertion et le niveau de mass-scaling ont une influence importante sur la durée du calcul.
- L'influence de ces paramètres est relativement faible sur les déformées finales globales, mais des effets locaux (mode de flambement de la paroi) et des problèmes numériques (contact, distorsion) peuvent parfois apparaître pour des valeurs trop extrêmes.
- Si l'on souhaite exploiter les états intermédiaires de la simulation, la vitesse d'insertion du guide et le niveau de mass-scaling devront être maintenus à des valeurs relativement basses, pour ne pas faire apparaître d'effets d'inertie.
- L'amortissement a peu d'effet sur la configuration finale et le temps de calcul mais permet de limiter les vibrations et oscillations irréalistes.

### 3. Calibration du support élastique

L'étude de sensibilité préliminaire a montré l'influence prépondérante du support élastique sur les résultats. Les paramètres d'épaisseur et de comportement de la paroi sont donc maintenant maintenus constants à des valeurs moyennes (Tableau 4-8) et la calibration va consister à ajuster les paramètres du support.

#### 3.1. Paramétrage

Le but de la calibration est de trouver un jeu de valeurs pour les paramètres  $k_{iliac}, k_{max}, d_{max}, \{sf_a^i, sf_c^i, sf_s^i\}$  (définis au Chapitre 3) qui permette d'obtenir un modèle prédictif pour l'ensemble des patients. La définition de ces paramètres ainsi que leurs valeurs « optimales » ont été établies au fur et à mesure du développement du modèle par observations successives de leur effet sur les résultats de simulation. Il ne s'agit pas d'une optimisation formelle mais d'une estimation basée sur l'expérience. En effet une optimisation sur un grand nombre de patients d'un jeu aussi important de paramètres n'était pas envisageable dans le cadre de cette thèse d'autant plus que le temps de calcul pour chaque simulation est important. Nous présentons donc ici seulement le jeu final de paramètres déterminé au fil de simulations successives, ainsi que la stratégie pour estimer celui-ci.

Tout d'abord nous utilisons certaines observations et hypothèses anatomiques, afin de réduire le nombre de paramètres :

- Les artères iliaques externes sont très mobiles et peu liées aux structures osseuses, on suppose donc que le support peut être négligé sur ces segments:  $sf_a^7 = sf_c^7 = sf_s^7 = 0$ .
- Les artères iliaques communes sont a priori surtout contraintes dans la direction sagittale par la proximité du rachis, mais très peu dans les directions axiales et coronales, les facteurs d'anisotropie  $sf_a^5$  et  $sf_s^5$  sont donc choisis nuls sur ces segments.
- Le paramètre  $d_{max}$  représente la distance d'effet du support du rachis, une valeur réaliste pour celui-ci est l'ordre du diamètre normal de l'aorte. Après les premières observations nous avons donc choisi de fixer celui-ci à une valeur de 30 mm.

Les paramètres  $k_{iliac}$  et  $k_{max}$  ont été étudiés lors de l'étude de sensibilité présentée à la Section 2.3. Celle-ci a aussi permis de déterminer des valeurs réalistes pour ces deux paramètres pour

lesquels très peu de références sont disponibles dans la littérature. Ils sont fixés à  $k_{iliac} = k_{max} = 0.001 \text{ N/mm}^3$ .

La distribution de raideur du support est finalement modulée par les facteurs d'anisotropie restants :  $\{sf_a^1, sf_c^1, sf_s^1\}$  et  $sf_c^5$ . Ceux-ci ont été déterminés par essais successifs sur un nombre réduit de patients présentant des anatomies variées, représentatives de notre base de cas. Les valeurs ont finalement été fixées à  $sf_c^1 = 1$  pour rendre compte de l'attache très forte de l'aorte descendante à la colonne. Les facteurs  $sf_a^1, sf_s^1$  ont été fixés à une valeur de 0.25, afin de représenter les glissements possibles observés entre l'aorte et le rachis. Le facteur  $sf_c^5$  est lui aussi fixé à une valeur de 0.25 pour représenter la relative mobilité des artères iliaques communes. La distribution des raideurs élastiques  $k_1, k_5, k_7, k_{iliac}$  qui résultent de ce paramétrage est illustrée à la Figure 4-10. Les valeurs correspondant au paramétrage final sont résumées au Tableau 4-8. Les résultats de simulation sont ensuite évalués sur l'ensemble de la base de test avec ce paramétrage, le détail de cette validation est présenté à la Section 3.2.

Le paramétrage ainsi défini, permet une construction automatique des modèles à partir des données scanner du patient, sans nécessiter l'acquisition d'informations supplémentaires ou la détermination de paramètres spécifiques. Ce processus automatique de construction des modèles a été intégré dans un module logiciel qui est présenté au Chapitre 5.

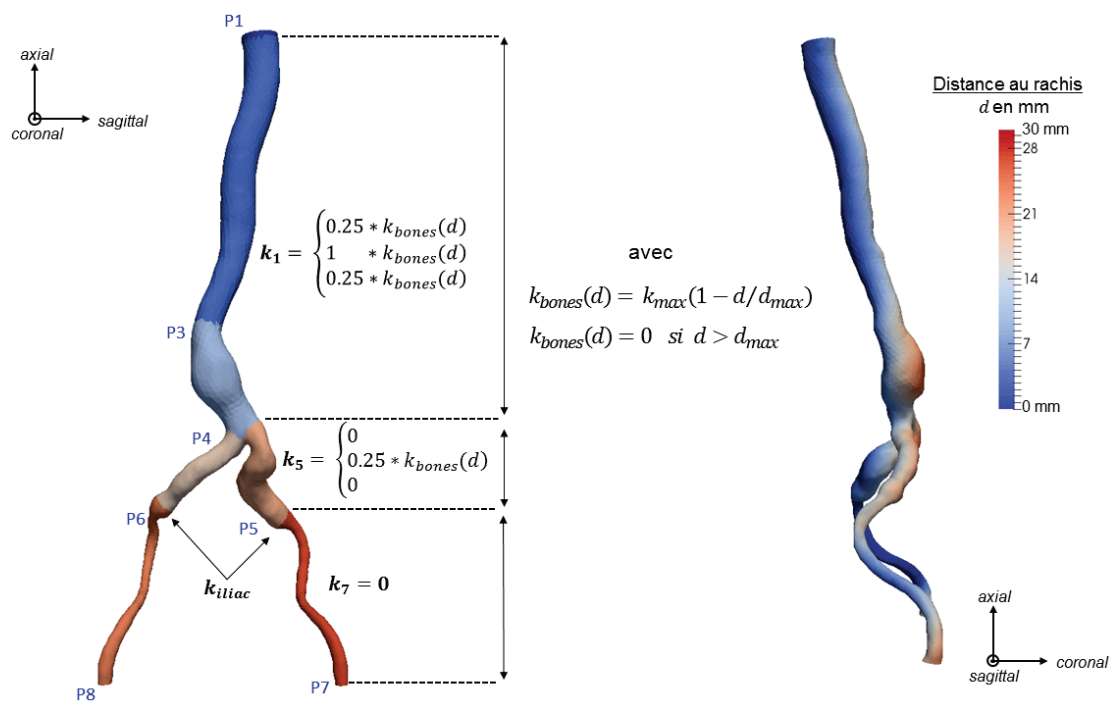


Figure 4-10 - Paramétrage de la raideur élastique du support externe.



Valeurs de paramètres de modélisation		
Comportement paroi	$C_{10}$	0.005 MPa
	$C_{20}$	0.2
	$C_{30}$	0
Épaisseur paroi	$th_{aorta}$	1.5 mm
	$th_{iliac}$	1.2 mm
Support	$k_{iliac}$	0.001 N/mm <sup>3</sup>
	$k_{max}$	0.001 N/mm <sup>3</sup>
	$d_{max}$	30 mm
	$\{sf_a^1, sf_c^1, sf_s^1\}$	{0.25, 1, 0.25}
	$\{sf_a^5, sf_c^5, sf_s^5\}$	{0, 0.25, 0}
	$\{sf_a^7, sf_c^7, sf_s^7\}$	{0, 0, 0}

Tableau 4-8 - Résumé des valeurs retenues pour le paramétrage.

### 3.2. Validation

Les anatomies vasculaires des 28 cas ont été analysées et cinq descripteurs anatomiques définis à la Section 1.1.1 ont été calculés. Pour deux patients, les acquisitions préopératoires ont été effectuées après l'introduction d'un guide rigide dans chaque artère iliaque, pour ces patients l'indice de *tortuosité* et le *pourcentage de calcification* sont donnés pour les deux côtés. Le Tableau 4-9 regroupe les valeurs calculées pour les 28 patients ainsi que le côté d'introduction du guide rigide. Les valeurs rapportées montrent la diversité importante des anatomies, et la présence de cas qualifiés de « complexes » avec par exemple :

- Cinq cas fortement tortueux présentant un indice de tortuosité supérieure à 1.5,
- Quatre cas présentant plus de 30% de calcifications iliaques,
- Neuf cas présentant une épaisseur maximale de thrombus supérieure à 2cm,
- Cinq cas présentant une angulation aortique supérieure à 45°,
- Deux cas présentant un volume anévrysmal supérieur à 200 mm<sup>3</sup>.

La simulation a été conduite avec succès sur les 28 patients, résultant en 30 configurations du guide rigide inséré dans la structure vasculaire. Pour ces 30 cas, la position du guide simulé a été comparée à la position réelle du guide observé en peropératoire. L'erreur absolue exprimée en termes de MHD et HD ainsi que le *déplacement artériel* maximal et le *gain* de précision comme décrit à la Section 1.3 sont rapportés dans le Tableau 4-10 pour chaque patient. Les Figure 4-11, Figure 4-12 et Figure 4-13 représentent les résultats de comparaison du guide réel et du guide issu de la simulation ainsi que les structures vasculaires non-déformées et déformées pour les 28 patients. En couleurs, on représente la répartition de la distance locale entre le guide réel et le guide simulé.

Patient	Age	Sexe	côté introduction	Indice tortuosité	Pourcentage calcification	Épaisseur thrombus	Angulation aortique	Volume
Unités				%	mm	degrés	mm <sup>3</sup>	
1	73	M	gauche	1,22	15	10	52	130
2	78	M	droite	1,52	4	20	42	117
3	67	M	gauche	1,29	3	24	49	211
4	79	M	droite	1,30	42	10	23	106
5	77	M	gauche	1,35	2	28	50	118
6	75	M	gauche	1,22	22	25	32	103
7	81	M	gauche	1,38	1	0	32	119
7	81	M	droite	1,48	2	0	32	119
8	80	M	droite	1,21	12	38	22	75
9	88	M	gauche	1,52	11	15	39	108
10	70	M	gauche	1,20	12	18	26	117
11	78	M	gauche	1,35	10	26	28	97
12	65	M	droite	1,15	9	10	25	175
13	64	M	gauche	1,51	2	20	29	215
13	64	M	droite	1,57	2	20	29	215
14	72	M	gauche	1,50	2	10	27	119
15	80	F	droite	1,25	38	0	38	75
16	85	M	droite	1,40	37	20	71	117
17	67	M	droite	1,10	11	14	39	98
18	64	M	droite	1,22	2	21	21	144
19	92	M	gauche	1,55	9	22	12	74
20	80	F	droite	1,26	8	0	38	85
21	74	M	gauche	1,31	6	10	38	110
22	59	M	gauche	1,19	45	15	16	110
23	56	M	droite	1,31	9	10	24	107
24	75	M	droite	1,48	15	24	41	115
25	79	M	gauche	1,41	17	7	26	104
26	79	M	droite	1,44	14	0	46	96
27	67	M	droite	1,30	1	22	21	85
28	66	M	droite	1,26	26	10	30	104
moyenne				<b>1.3</b>	<b>13</b>	<b>15</b>	<b>33</b>	<b>119</b>
min				1.1	1	0	12	74
max				1.6	45	38	71	215

Tableau 4-9 - Descripteurs préopératoires des anatomies vasculaires des 28 patients.

Patient	côté introduction	MHD	HD	Déplacement artériel ( $D_{art}$ )	Gain
	Unités	mm	mm	mm	%
1	gauche	2.7	5.4	17	78
2	droite	2.0	4.2	16	82
3	gauche	8.8	17	17	29
4	droite	3.1	4.1	19	67
5	gauche	5.2	8.2	27	60
6	gauche	2.3	5.1	16	81
7	gauche	6.2	10	28	59
7	droite	2.7	6.9	40	84
8	droite	4.7	7.4	25	54
9	gauche	5.1	13	21	57
10	gauche	4.7	11	18	54
11	gauche	5.7	7.4	26	57
12	droite	2.9	4.7	14	69
13	gauche	4.6	8.0	23	69
13	droite	3.0	6.7	27	83
14	gauche	2.1	3.4	39	85
15	droite	1.7	3.7	19	85
16	droite	8.0	12	28	16
17	droite	3.2	6.3	19	62
18	droite	3.7	7.8	31	66
19	gauche	3.8	6.1	25	68
20	droite	2.9	5.3	30	77
21	gauche	3.6	7.1	24	64
22	gauche	2.5	5.0	21	55
23	droite	5.8	8.5	19	51
24	droite	1.3	3.5	40	86
25	gauche	6.6	9.8	14	51
26	droite	2.1	2.9	32	65
27	droite	2.1	4.0	36	80
28	droite	2.3	3.6	21	72
	moyenne	<b>3.8</b>	<b>6.8</b>	<b>24</b>	<b>66</b>
	min	1.3	2.9	14	16
	max	8.8	17	40	86

Tableau 4-10 - Résultats des comparaisons de la position du guide simulé et du guide peropératoire pour les 30 cas.

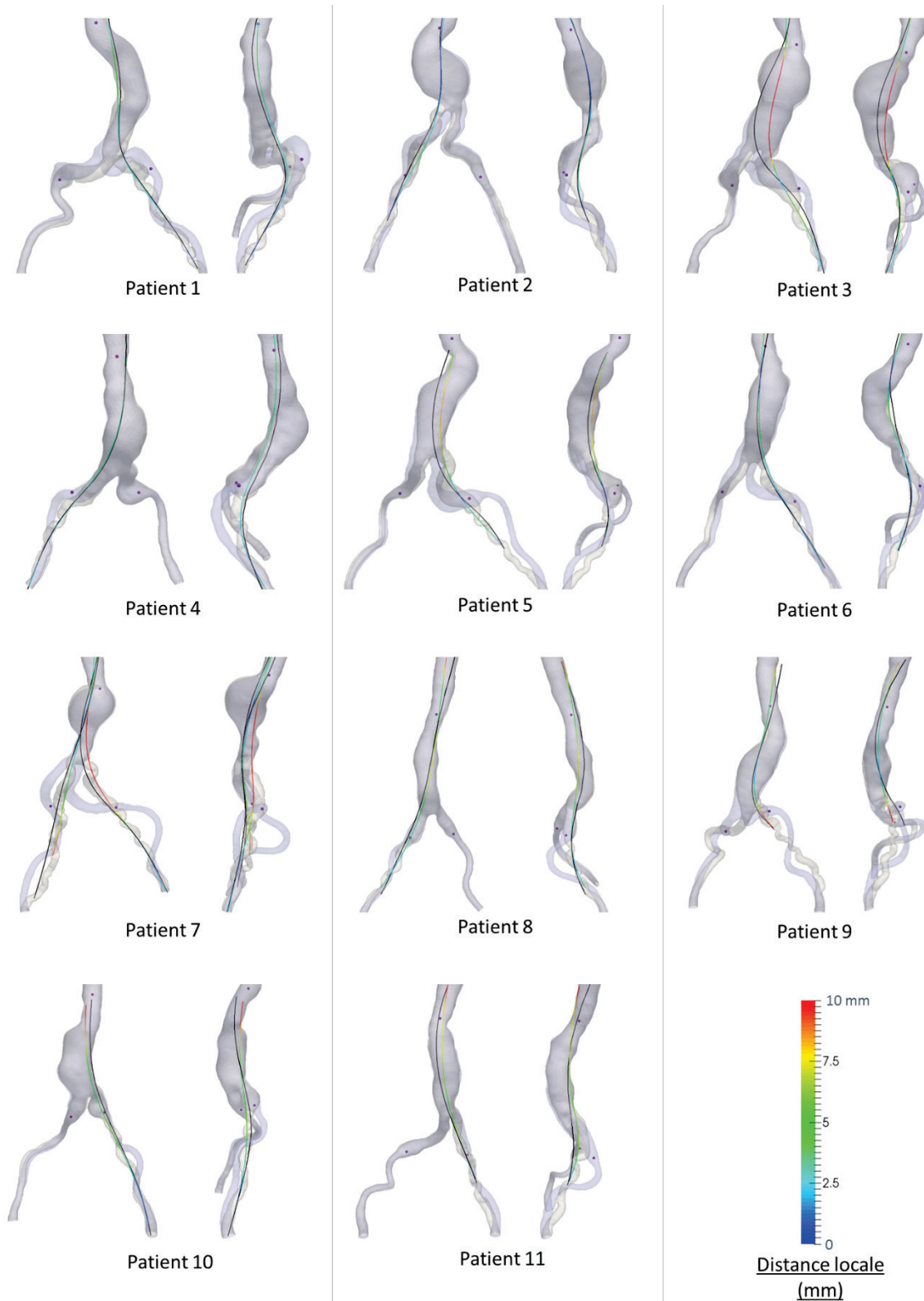


Figure 4-11 - Présentation des résultats de la simulation pour l'ensemble des 28 patients. En mauve : structure vasculaire préopératoire non-déformée, en gris : structure vasculaire déformée par la simulation. En noir : guide peropératoire réel. En couleurs : guide issu de la simulation, le code couleur représente la distance locale entre le guide simulé et le guide réel. Les points P1, P5 et P6 délimitant la zone d'intérêt pour la comparaison sont représentés par les sphères mauves. (Suite aux Figure 4-12 et Figure 4-13).

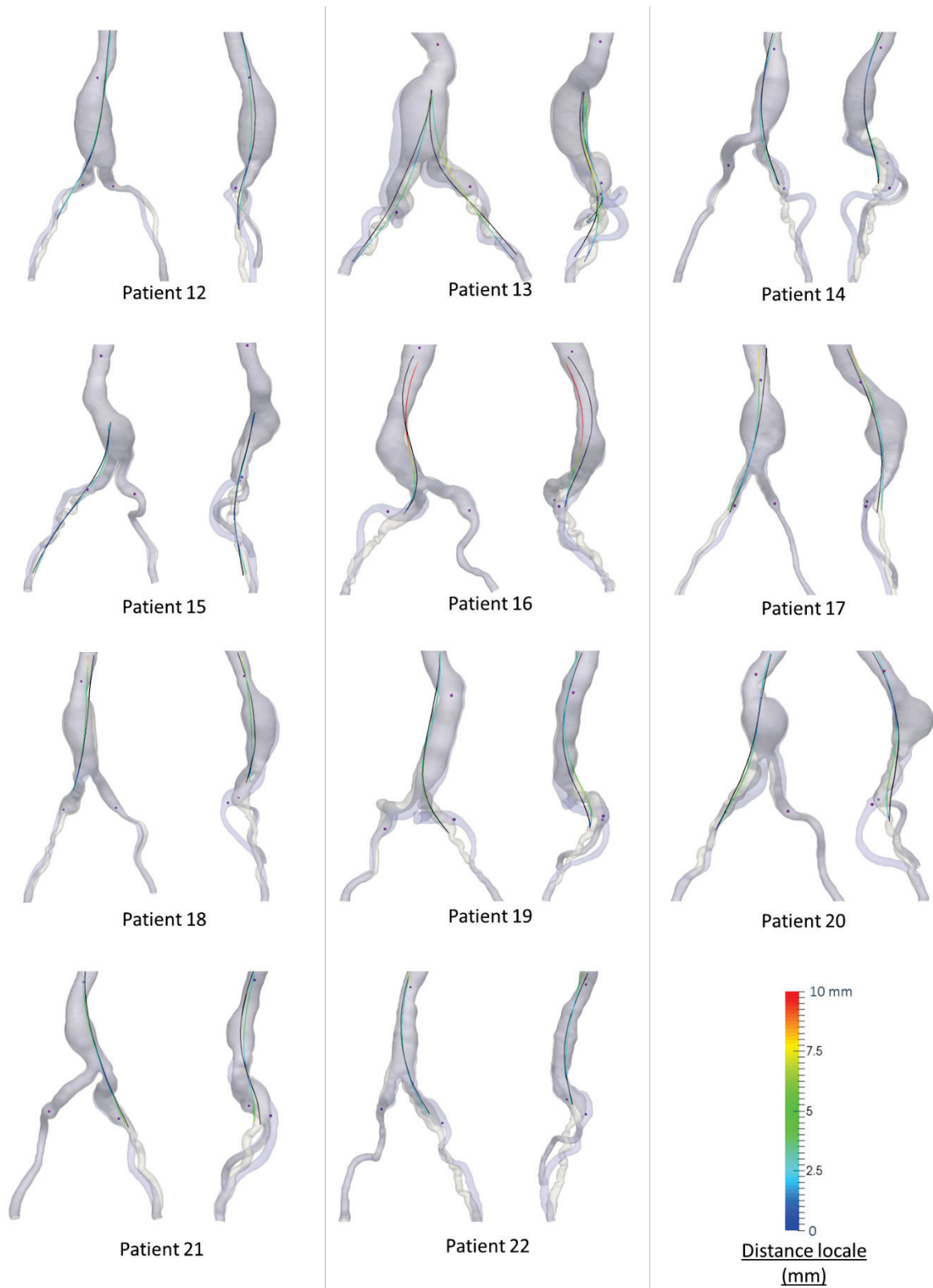


Figure 4-12 - Résultats suite (1/2).

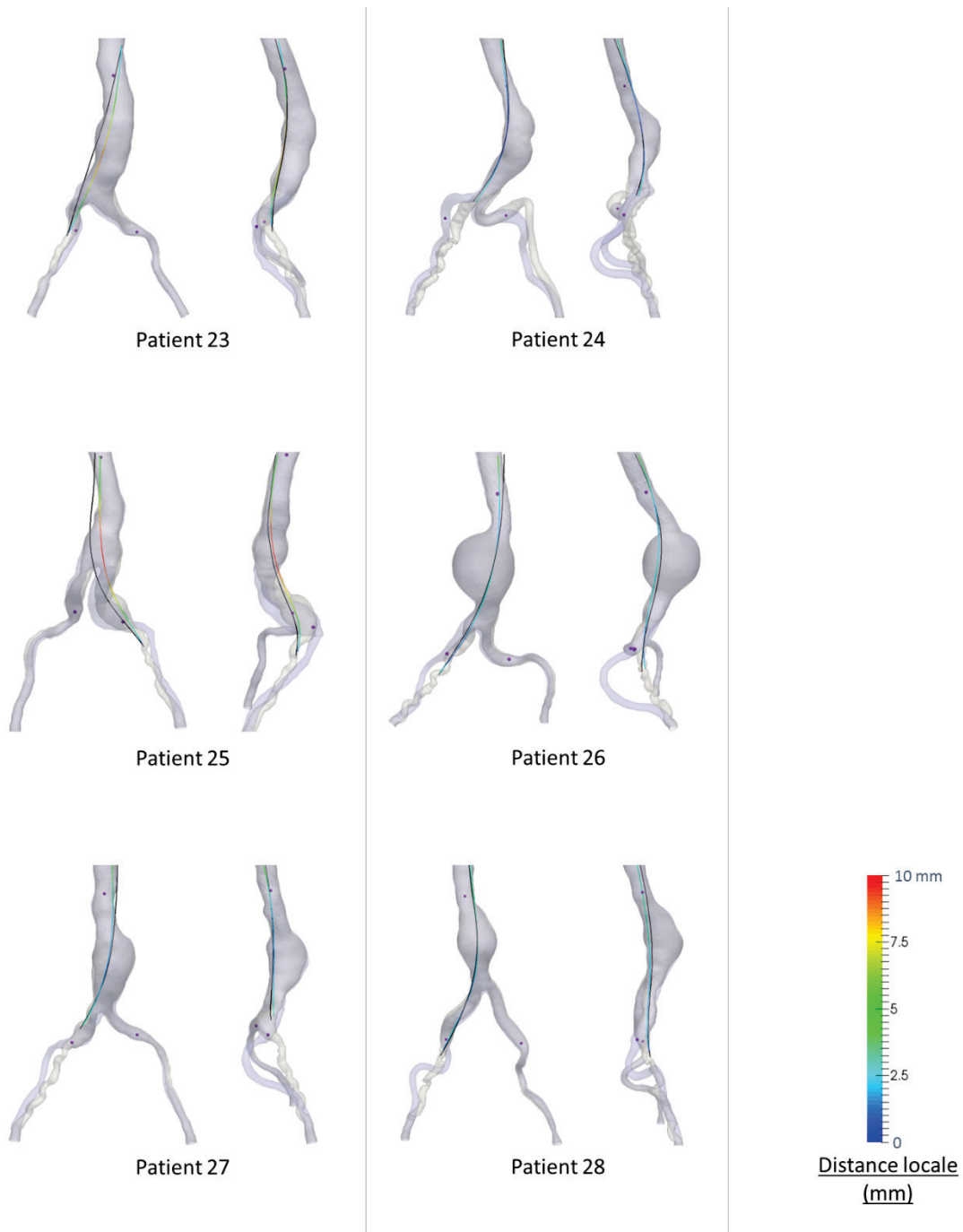


Figure 4-13 - Résultats suite (2/2).

### 3.3. Discussion

#### 3.3.1. Résultats observés

Les résultats montrent que malgré la grande variabilité des morphologies vasculaires, avec un paramétrage commun, le modèle est capable de prévoir la configuration déformée du guide rigide avec une bonne précision. Parmi les 30 cas étudiés, 22 soit 73% des cas présentent une erreur MHD inférieure à 5 mm ce qui a été définie comme la précision maximale atteignable par la simulation. Le calcul du *gain* de précision, qui a été défini à la Section 1.3.3, montre que dans tous les cas la configuration déformée par la simulation est a priori plus proche de la réalité peropératoire que la configuration préopératoire non-déformée. Pour les deux patients présentant l'erreur MHD absolue la plus importante, patient 3 et 16, le *gain* est certes faible (respectivement 29% et 15%) mais pour tous les autres on observe une amélioration de la précision allant de 51% à 86 % avec un gain moyen de 69%.

Seulement quatre cas présentent une erreur HD supérieure à 10 mm. Parmi ceux-ci, pour les patients 3 et 16, le guide simulé apparaît globalement moins courbé que le guide peropératoire réel. Ces deux patients présentent une angulation aortique importante. Comme les images du scanner préopératoire s'étendent uniquement jusqu'à l'aorte descendante, l'aorte n'est pas représentée sur toute sa longueur dans les modèles. Ainsi le guide rigide est laissé libre à son extrémité supérieure alors qu'en réalité il devrait être contraint à l'intérieur de la crosse aortique, générant un moment de flexion non négligeable à son extrémité. Comme cette condition n'est pas prise en compte, le guide rigide n'est a priori pas assez contraint en flexion par rapport à ce que l'on peut observer sur les images peropératoires.

Le patient 3 possède un volume anévrysmal important. D'après notre expérience pour ce type de cas, le guide rigide est moins contraint à l'intérieur de la lumière et peut prendre différentes positions d'équilibre suivant les conditions aux limites comme, par exemple, l'angle et le point d'insertion imposé par le chirurgien au niveau distal ou la profondeur d'insertion dans la crosse aortique, ceux qui peut expliquer aussi l'écart important observé ici.

Pour les patients 9 et 10 on peut observer que l'erreur locale maximale se situe aux extrémités distales ou proximales de la zone d'intérêt, mais dans les deux cas l'erreur moyenne estimée par la distance MHD reste de l'ordre de 5 mm ce qui témoigne d'une bonne précision sur la majorité de la zone d'intérêt. Ces écarts importants aux extrémités, peuvent être dus à une mauvaise représentation des conditions aux limites respectivement au niveau du point d'insertion ou de la crosse aortique. Pour minimiser l'erreur liée aux conditions d'insertion, dans chacun des cas présentés, l'angle et la profondeur d'insertion de l'introducteur rigide ont été évalués au regard des images peropératoires afin de réduire l'écart à l'extrémité distale. Sur le patient 9 cette optimisation n'a pas pu être effectuée (voir section 3.3.2), ce qui peut expliquer l'écart plus important.

#### 3.3.2. Limites et perspectives

Certains patients présentent un thrombus intraluminal important qui n'est pas pris en compte dans le modèle. La non-prise en compte du thrombus peut avoir une influence pour l'évaluation de la raideur du support et sur le comportement mécanique de la paroi. Si le thrombus se trouve sur la face postérieure de l'anévrysmale, autrement dit entre la lumière artérielle et le rachis, alors la distance calculée pour l'évaluation de la raideur locale du support, n'est pas nulle et est d'autant plus importante que l'épaisseur du thrombus est grande, alors que la paroi anévrysmale se trouve en réalité au contact du rachis. Dans ce cas-là il y a un risque important de sous-estimer la raideur du support. D'autre part le thrombus recouvrant la paroi artérielle lui procure une épaisseur importante ce qui peut modifier fortement son comportement mécanique, en

flexion notamment. Le négliger peut générer des écarts importants lors de la mise sous pression nécessaire à la précontrainte, mais aussi des erreurs sur la déformée finale notamment lorsque le thrombus se situe au niveau des artères iliaques comme c'est le cas sur l'iliaque commune droite du patient 13 par exemple. Par ailleurs, nous ne représentons pas la position précise des organes environnants pour chaque patient. Pourtant dans la réalité, la présence des veines cave et iliaques ou encore de certains organes digestifs peut réduire les mouvements possibles des segments artériels, ce qui peut expliquer certains écarts observés dans les simulations. Pour aller plus loin, dans un travail futur, une représentation plus précise du support externe, prenant en compte la variété des tissus mous pouvant entourer la structure vasculaire (veines, thrombus intraluminal, organes) pourrait être utilisée pour améliorer la prédictibilité du modèle.

Une limite de la méthode de simulation a pu être mise en évidence. Les outils étant insérés dans la structure vasculaire uniquement par une vitesse imposée à leur extrémité distale, il n'est pas possible de contrôler leur direction à l'intérieur de la lumière artérielle. Il peut ainsi arriver que la sonde se dirige dans l'iliaque ipsilatérale plutôt que dans l'aorte au niveau de la bifurcation aortique. Ce cas s'est présenté sur 1 cas (patient 9) parmi les 30 testés et a pu être corrigé en modifiant l'angle et la profondeur d'insertion de l'introducteur. Dans la réalité, lors de l'intervention, le chirurgien peut résoudre ce problème par l'utilisation de sondes à têtes courbes qui peuvent être orientées par rotation ou torsion. Cependant la modélisation de ce type de sonde n'a pas été envisagée dans le cadre de la thèse.

Le travail de validation présenté ici a permis de vérifier la validité des simulations en termes de position du guide rigide. La visualisation de la structure vasculaire au cours de la procédure est, quant à elle, techniquement plus complexe. Cela nécessite l'injection de produit de contraste synchronisée avec une acquisition rotationnelle CBCT. De plus les images ainsi obtenues ne sont pas directement exploitables pour la comparaison à la simulation de par leur qualité notamment, c'est pourquoi de telles données n'ont pas pu être utilisées pour la validation. Cependant, nous pouvons supposer que la bonne précision de la position du guide laisse peu d'incertitude sur la position déformée de la paroi vasculaire.

La phase de calibration présentée à la Section 3.1 a permis de réduire le nombre de paramètres de la simulation et d'obtenir un premier paramétrage permettant d'obtenir des résultats satisfaisants sur notre base de test de 30 patients. Dans l'objectif d'une véritable application clinique, ce paramétrage devra bien sûr être affiné, optimisé et validé sur un nombre beaucoup plus large de patients.



## SYNTHESE

- La simulation a été évaluée sur 28 patients correspondant à 30 positions déformées du guide rigide
- Dans 73 % des cas, l'erreur observée était en deçà du seuil de précision défini par une valeur de MHD de 5 mm.
- Seulement 4 cas ont présenté une erreur supérieure au seuil de fiabilité défini par une valeur de MHD de 10 mm.
- Dans tous les cas, la configuration déformée par la simulation était plus proche de la réalité peropératoire que la configuration préopératoire non-déformée.
- Pour améliorer la précision des modèles, un travail pourrait être mené sur une prise en compte plus fidèle des structures et organes environnants dans la modélisation du support externe.
- Dans l'objectif d'une utilisation clinique des simulations, le paramétrage présenté ici devra bien sûr être affiné, optimisé et validé sur un nombre plus large de patients.

**CHAPITRE 5****MISE EN VALEUR CLINIQUE ET INTEGRATION LOGICIELLE**

*Dans le chapitre précédent nous avons paramétré le modèle et évalué la précision de la simulation. Dans ce dernier chapitre, dans une première partie nous présentons l'intégration des méthodes développées dans un module de démonstration du logiciel de planning EndoSize®. Puis, nous souhaitons ouvrir des perspectives sur l'apport que peut représenter la simulation sur les deux problématiques cliniques définies au Chapitre 1 : la prise en compte des changements de longueurs pour le sizing préopératoire et la faisabilité des accès iliaques. Pour cela nous avons sélectionné a posteriori des cas ayant présenté des complications liées à ces deux problématiques, et nous avons évalué des indicateurs qu'aurait pu fournir la simulation pour les éviter.*

**SOMMAIRE**

<b>1. INTEGRATION LOGICIELLE</b>	<b>122</b>
1.1. TRAITEMENT DU SCANNER PREOPERATOIRE.....	122
1.2. LANCEMENT DE LA SIMULATION .....	126
1.3. TRAITEMENT DES RESULTATS DE SIMULATION.....	127
<b>2. PRISE EN COMPTE DES CHANGEMENTS DE LONGUEURS POUR LE SIZING PREOPERATOIRE</b>	<b>128</b>
2.1. METHODE .....	129
2.2. RESULTATS .....	131
2.3. DISCUSSION.....	134
<b>3. FAISABILITE DES ACCES ILIAQUES</b>	<b>137</b>
3.1. METHODE .....	137
3.2. RESULTATS .....	140
3.3. DISCUSSION.....	142

## 1. Intégration logicielle

L'étape de simulation s'inscrit dans le temps du planning préopératoire. Elle comprend l'extraction des données nécessaires à la construction du modèle, la préparation du calcul par éléments-finis et le lancement de la simulation ; puis au terme du calcul, l'exploitation et la restitution des résultats en termes cliniques. Un des objectifs de la thèse est d'aboutir à un processus s'intégrant au *workflow* existant du planning préopératoire avec un minimum d'actions et de savoir-faire supplémentaires requis. Nous avons intégré cette chaîne méthodologique dans un module de démonstration du logiciel EndoSize®. Celui-ci apparaît à la suite des étapes d'un *sizing* classique qui ont été décrites au Chapitre 1, et s'appuie sur les données déjà extraites ou générées lors de ce *sizing*. Notre objectif est de présenter la simulation comme un service additionnel qui est intégrée de façon transparente pour le clinicien. Celui-ci ne doit être confronté à aucune notion avancée de mécanique ou de calcul numérique. Les tâches liées à la simulation : mise en donnée, envoi des données au solveur, établissement de la précontrainte etc. ont été rendue automatiques et masquées. L'environnement du logiciel Ansys-LsDyna dans lequel ces tâches se déroulent n'est ainsi jamais exposé. L'interface de l'outil se fait entièrement à travers l'interface d'EndoSize et l'action du clinicien est sollicitée uniquement pour les étapes nécessitant son expertise ou ne pouvant être automatisée (nettoyage de la segmentation, placement de points anatomiques). La restitution des résultats, se fait elle aussi à travers la même interface qui est volontairement rendue minimale afin d'exposer uniquement des informations cliniques pertinentes.

### 1.1. Traitement du scanner préopératoire

Toutes les données nécessaires à la construction du modèle sont issues du scanner préopératoire et des informations de *sizing* du patient. La préparation des données pour la simulation peut être synthétisée en trois étapes : générer un maillage surfacique de l'ensemble aorto-iliaque, extraire les données nécessaires à la construction du modèle et les *mapper* sur le maillage éléments-finis, c'est à dire définir des cartes de données par nœuds ou par éléments (matériau, raideur du support...), enfin générer les données complémentaires nécessaires à l'exécution de l'algorithme de précontrainte qui a été présenté au Chapitre 3.

#### 1.1.1. Nettoyage de la segmentation et création du maillage

La première étape de traitement du scanner préopératoire est effectuée dans le module EVAR du logiciel EndoSize. Elle consiste à segmenter la lumière artérielle, selon une méthode par croissance de région décrite au Chapitre 1. Le résultat de segmentation est un volume binaire de même dimension que le scanner préopératoire valant 255 pour les voxels correspondant à la lumière aortique et valant 0 en dehors ; ce volume binaire correspond au masque de segmentation. Nous utilisons ce masque pour générer un maillage surfacique du contour de la lumière vasculaire ne comportant que les trois branches principales : aorte, iliaque commune et externe gauche et iliaque commune et externe droite. C'est sur ce maillage que sera effectué le calcul élément-finis. Le contour de la segmentation peut comporter un certain nombre d'irrégularités dues à la technique de segmentation et à la qualité des images scanner. De plus le masque englobe en général une partie des branches collatérales, parfois même des structures ou organes avoisinants, tels que les reins ou encore une partie du rachis qui ont pu être inclus dans la segmentation en raison d'une valeur d'intensité proche de celle de la lumière aortique. Une première étape va donc consister à nettoyer puis lisser le volume de segmentation avant d'extraire son contour.

##### 1.1.1.1 Nettoyage interactif

Le nettoyage du masque de segmentation visant à supprimer les branches collatérales et structures n'appartenant pas à la lumière vasculaire est effectué par découpes successives à

l'aide d'un outil interactif jusqu'à l'obtention d'un volume ne représentant que les branches aortique et iliaques (Figure 5-1).

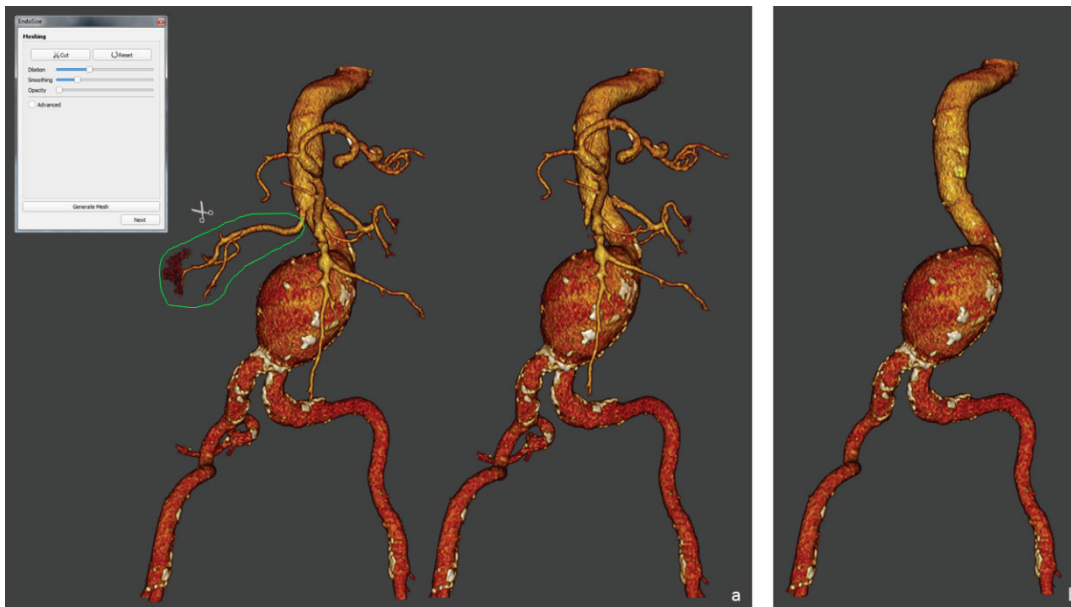


Figure 5-1 - Illustration du nettoyage interactif de la segmentation (a), résultat final de segmentation (b).

#### 1.1.1.2 Lissage et génération du maillage éléments-finis

À la fin de l'étape de nettoyage, le masque de segmentation ne comprend alors plus que les trois branches : aorte, iliaque droite et iliaque gauche (Figure 5-1-b). L'étape suivante consiste à en extraire le contour afin de générer le maillage surfacique nécessaire à la simulation éléments-finis. Pour cela, le masque de segmentation est tout d'abord lissé à l'aide d'une convolution avec un noyau gaussien, et un premier maillage de surface est généré depuis ce masque lissé grâce à un algorithme de *marching-cube* [129]. Ce maillage n'est pas garanti d'être conforme pour la simulation éléments-finis et comporte un certain nombre d'irrégularités (surface non lisse, éléments de mauvaise qualité). Dans une deuxième étape, on réalise un remaillage grâce à l'algorithme de *wrapping* du logiciel ANSYS Fluent Meshing 17.0 (Ansys, Canonsburg, Pennsylvania, USA) afin d'obtenir le maillage éléments-finis final, dont les éléments ont pour taille moyenne 4mm sur l'aorte et 1,7mm sur les iliaques (Figure 5-2).

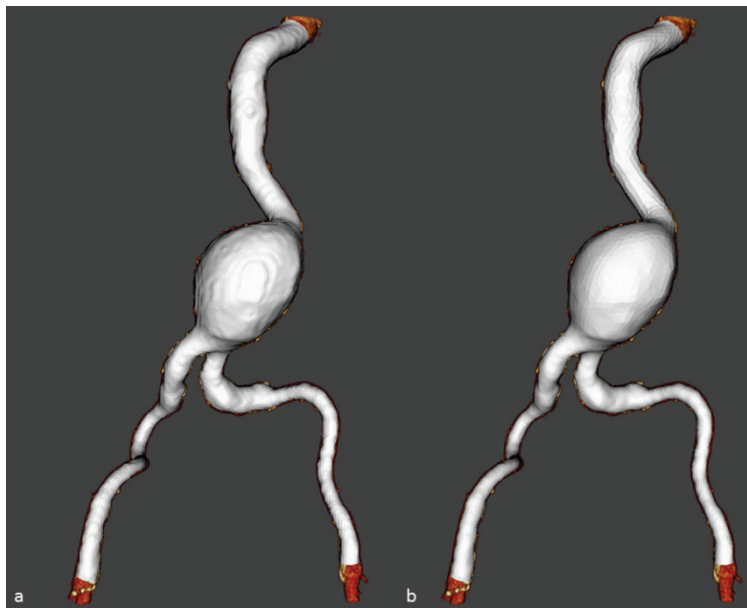


Figure 5-2 - Maillage de segmentation issue de l'étape de nettoyage (a), maillage éléments-finis issu de l'algorithme de wrapping (b).

#### 1.1.2. Extraction des cartes de données

Une fois le maillage de la structure vasculaire créé, la deuxième étape consiste à extraire du scanner les informations nécessaires à la construction du modèle mécanique. Ces données sont associées soit aux nœuds soit aux éléments du maillage et vont être traitées afin de définir localement les propriétés matériau et les propriétés du support mécanique.

##### 1.1.2.1 Calcifications

Une carte des calcifications est générée au niveau des éléments à partir des valeurs Hounsfield du scanner. Le maillage éléments-finis représente théoriquement la limite externe de la lumière vasculaire, soit la surface interne de la paroi vasculaire en l'absence de thrombus intraluminal. Cependant, suite aux processus de nettoyage et de lissage de la segmentation, la surface représentée par le maillage peut s'écarter plus ou moins de la position réelle du contour de la lumière. Ainsi pour déterminer la valeur Hounsfield correspondant à la paroi on choisit, pour chaque élément, de rechercher les valeurs rencontrées le long de sa normale à partir de son barycentre et sur une épaisseur de plus ou moins 3mm. Puis on conserve la valeur maximale rencontrée qui correspond en théorie soit à une zone calcifiée soit à une valeur proche de la moyenne de la lumière vasculaire, qui est rehaussée par rapport aux autres structures par le produit de contraste. Les valeurs ainsi obtenues donnent une carte de la qualité de la paroi différenciant le tissu plus ou moins calcifié du tissu sain. Enfin un seuillage est appliqué aux données afin d'obtenir une carte binaire attribuant à chaque élément le caractère calcifié ou non-calcifié (Figure 5-3.a).

##### 1.1.2.2 Distance rachis

Une carte de distance du maillage au rachis est extraite au niveau des éléments. Pour cela on utilise le masque de segmentation des structures osseuses généré dans le module EVAR d'EndoSize lors de la phase de sizing classique. En chaque point représentant le centre d'un élément du maillage, on calcule la distance minimale au volume des os résultants pour obtenir la distance paroi-rachis (Figure 5-3.b). Une nouvelle fois cette représentation est discutable dans le cas de la présence de thrombus intraluminal, notamment sur la face postérieure de l'anévrisme (entre le rachis la lumière vasculaire) car, alors, la limite de la lumière et celle de la paroi vasculaire ne sont plus confondues. La distance calculée ne correspond alors plus à la distance

réelle entre la paroi et le rachis, mais plutôt à la distance entre la paroi interne du thrombus et le rachis, et peut donc être fortement surestimée si le thrombus a une épaisseur importante dans cette zone.

### 1.1.2.3 Segments artériels

Enfin on associe à chaque élément du maillage le segment vasculaire sur lequel il se trouve : l'aorte saine correspondant aux segments P1-P2 et P2-P3, l'aorte anévrysmale correspondant au segment P3-P4, les artères iliaques communes gauche et droite correspondant aux segments P4-P5 et P5-P6 et les artères iliaques externes gauche et droite correspondant aux segments P5-P7 et P6-P8 (Figure 5-3.c). Des zones supplémentaires sont définies par une sphère de rayon 5mm autour d'un point correspondant à chaque ostium afin de définir les zones du support correspondant au départ des artères iliaques internes.

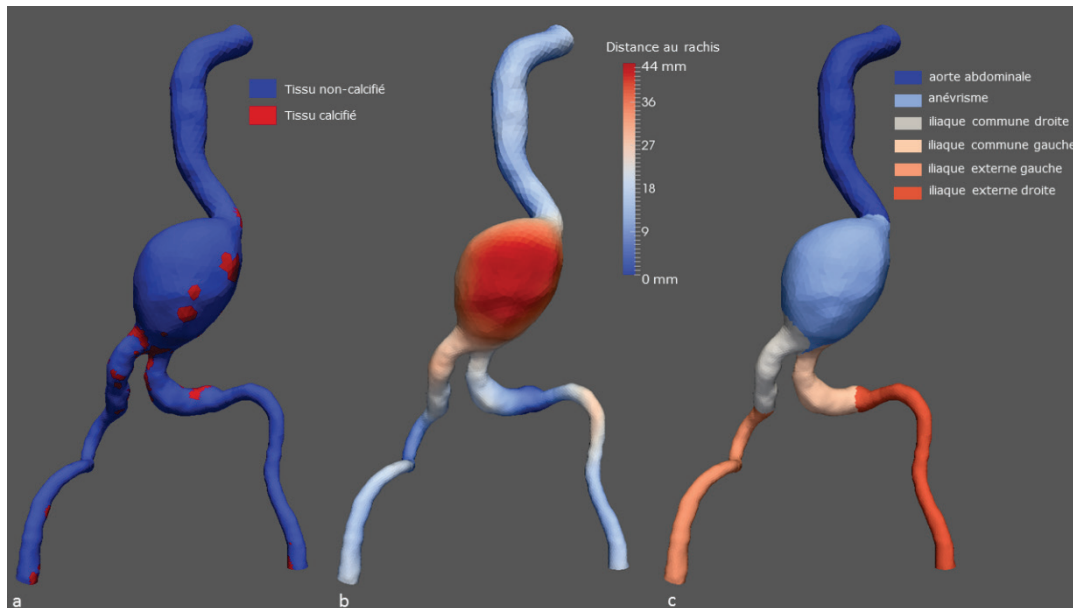


Figure 5-3 - Illustration des cartes de données extraites du scanner. Carte des calcifications (a), carte de la distance au rachis (b), carte des segments artériels (c).

#### 1.1.3. Création des données nécessaire à l'algorithme de précontrainte

Enfin l'algorithme de retour à zéro-pression nécessite, en plus du maillage éléments finis, une représentation de la géométrie vasculaire par un ensemble de contours et de lignes centrales. La dernière étape de la préparation consiste donc à générer ces données.

##### 1.1.3.1 Extraction des contours

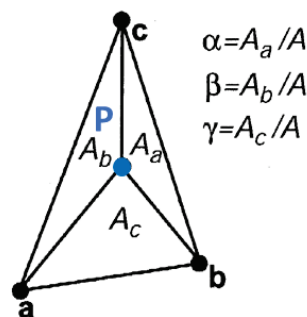
On utilise les lignes centrales extraites dans le module EVAR lors du sizing pour générer un ensemble de contours plans. Pour chacun des trois vaisseaux : aorte, iliaque droite, iliaque gauche, on extrait un ensemble de contours, espacés d'une distance minimale le long de la ligne centrale, comme l'intersection du maillage et du plan orthogonal à la ligne centrale au point correspondant. Chaque contour est défini par un nombre de points régulièrement répartis le long de sa circonférence (Figure 5-4).



Figure 5-4 - Illustration des contours extraits pour l'algorithme de précontrainte.

### 1.1.3.2 Correspondance Contours-Maillage

Enfin dans le cadre de l'algorithme de précontrainte il est nécessaire d'effectuer une correspondance entre le maillage et les points décrivant les contours. Pour cela, on associe à chaque point de contour l'élément du maillage dans lequel il se situe. Puis on lui définit des coordonnées barycentriques à l'intérieur de cet élément, celles-ci correspondent aux fonctions de formes linéaires des éléments-finis. Elles permettent d'interpoler un champ de données  $X$  défini aux nœuds de l'élément en tout point  $P$  situé à l'intérieur d'un l'élément triangulaire  $abc$  par  $X_P = \alpha \cdot X_a + \beta \cdot X_b + \gamma \cdot X_c$ .  $\alpha, \beta, \gamma$  sont les coordonnées barycentriques qui peuvent être exprimées, comme à la Figure 5-5, à partir des aires  $A, A_a, A_b, A_c$  correspondant respectivement aux triangles  $abc, aPc, cPb, bPa$ .



$$\begin{aligned} \alpha &= A_a / A \\ \beta &= A_b / A \\ \gamma &= A_c / A \end{aligned}$$

$$X_P = \alpha \cdot X_a + \beta \cdot X_b + \gamma \cdot X_c$$

Figure 5-5 - Définition des coordonnées barycentriques triangulaires.

## 1.2. Lancement de la simulation

La simulation s'effectue en deux temps : Tout d'abord l'algorithme de précontrainte, puis, au terme de celui-ci, la simulation d'insertion des outils. Pour l'utilisateur, il s'agit uniquement de choisir, via une boîte de dialogue, quel type de simulation il souhaite effectuer : insertion du guide rigide à droite et/ou à gauche puis, si souhaitée, insertion du lanceur à droite et/ou à gauche (Figure 5-6). Les deux étapes de simulation s'effectuent ensuite successivement en

arrière-plan sans nécessiter d'action de la part de l'utilisateur. Le solveur éléments-finis nécessite en entrée des fichiers décrivant le modèle et le calcul à effectuer sous un format propre à chaque logiciel. Les données d'entrée pour le solveur Ls-Dyna sont générées automatiquement à partir des résultats obtenus en section 3.1. L'utilisateur peut alors fermer le logiciel EndoSize le temps que la simulation se déroule. La durée de la simulation dépend très fortement des capacités de la machine sur laquelle le calcul s'effectue, mais elle est en général de l'ordre de plusieurs heures sur une machine standard. Cette durée peut sembler longue, mais cette étape peut néanmoins s'intégrer dans le cadre du planning préopératoire car elle ne nécessite pas la présence du clinicien durant le temps de calcul.

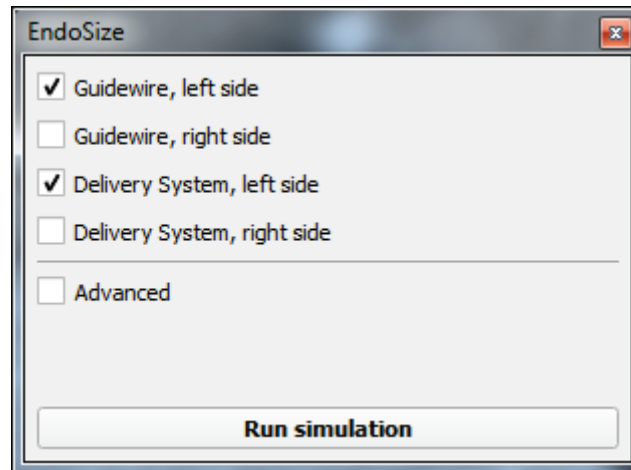


Figure 5-6 - Boîte de dialogue pour le lancement de la simulation.

### 1.3. Traitement des résultats de simulation

Une fois le calcul terminé, l'utilisateur est notifié et peut consulter les résultats de simulation dans le logiciel EndoSize. Ceux-ci sont intégrés à la vue tridimensionnelle du scanner sous la forme d'une représentation des maillages de la structure vasculaire et des outils. Il est alors possible de visualiser la séquence de simulation représentant l'évolution de la géométrie vasculaire au fur et à mesure de l'insertion des outils. Le logiciel propose également la comparaison des longueurs initiales, correspondant à la configuration préopératoire non-déformée, aux longueurs finales une fois les outils insérés (Figure 5-7).



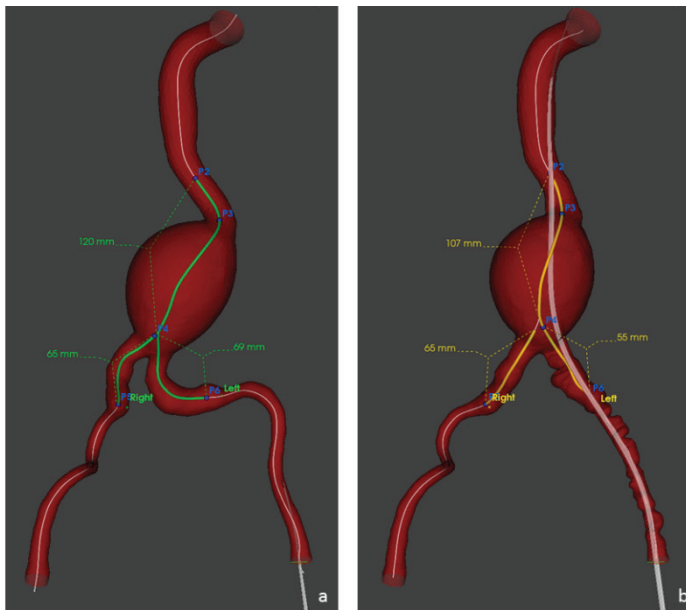


Figure 5-7 - Représentation des longueurs initiales et déformées dans le logiciel EndoSize

## SYNTHESE

- Les méthodes développées dans cette thèse ont été intégrées dans un module de démonstration du logiciel de planning EndoSize.
- Les utilisateurs visés par ce logiciel sont principalement des cliniciens, non familier de la simulation numérique.
- Le module développé permet de préparer, et de lancer une simulation, puis d'étudier les résultats de façon très simple et automatisée à travers l'interface d'EndoSize.

## 2. Prise en compte des changements de longueurs pour le sizing préopératoire

L'insertion du guide rigide puis du lanceur de l'endoprothèse peut générer des déformations artérielles importantes. Celles-ci donnent lieu le plus souvent à un raccourcissement des segments tortueux tels que les iliaques communes et externes. S'ils ne sont pas correctement anticipés, une des conséquences les plus graves de ces raccourcissements peut être la couverture d'une artère iliaque interne lors du déploiement d'un jambage de l'endoprothèse. A l'inverse si le risque de raccourcissement est connu à l'avance, le clinicien peut adapter les dimensions de l'endoprothèse pour éviter cette complication. Nous souhaitons vérifier que la simulation que nous avons développée permet de fournir un indicateur de risque de raccourcissement et donc de couverture, qui permettrait de sensibiliser le clinicien lors de son planning, pour l'aider à anticiper les difficultés peropératoires possibles.

## 2.1. Méthode

### 2.1.1. Description des cas

Parmi une base de 300 patients opérés au CHU de Rennes entre 2000 et 2015, nous avons sélectionné tous les cas ayant présenté une couverture de l'artère iliaque interne due à des déformations artérielles, pour lesquels les données préopératoires étaient disponibles. Cela concernait six cas soit 2% des cas. Les cas concernés sont présentés dans le Tableau 5-1 à partir des cinq indicateurs morphologiques proposés au Chapitre 4.

Patient	Age	Sexe	Côté Introduction	Indice tortuosité	Pourcentage calcification	Épaisseur thrombus	Angulation aortique	Volume
					%	mm	degrés	mm <sup>3</sup>
1	78	M	gauche	1.52	4	20	42	117
9	88	M	gauche	1.54	11	15	25	108
29	74	M	droite	1.27	9	25	12	74
30	65	M	gauche	1.37	23	14	15	140
31	83	M	gauche	1.35	9	30	18	111
32	86	F	droite	1.56	20	20	20	115
moyenne				<b>1.42</b>	<b>15</b>	<b>21</b>	<b>21</b>	<b>112</b>
min				1.27	4	14	12	74
max				1.56	29	30	42	140

Tableau 5-1 - Descripteurs préopératoires des anatomies pour les 6 cas de couverture.

### 2.1.2. Raccourcissements

Pour ces six cas nous avons effectué une simulation d'insertion d'un guide rigide puis d'un lanceur sur le côté concerné par la couverture. Des lignes centrales ont été extraites à l'aide de l'algorithme de *fast-marching* du logiciel EndoSize (Chapitre 1) à partir de la géométrie vasculaire dans les trois configurations : géométrie initiale, géométrie déformée par le guide rigide et géométrie déformée par le lanceur de l'endoprothèse. La longueur *rénales-à-iliaque interne* P2-P5 (respectivement P6) correspondant à la zone de déploiement de l'endoprothèse depuis l'artère rénale la plus basse jusqu'au départ de l'artère iliaque interne a été mesurée respectivement sur les trois configurations:  $L_{ini}$ ,  $L_{guide}$ ,  $L_{lanceur}$ , ces longueurs sont représentées à la Figure 5-8. À partir de ces mesures, nous avons calculé les *raccourcissements* prévus par la simulation suite à l'insertion du guide puis du lanceur définis par :

$$dL_{guide} = L_{guide} - L_{ini} \quad (5-1)$$

$$dL_{lanceur} = L_{lanceur} - L_{guide} \quad (5-2)$$

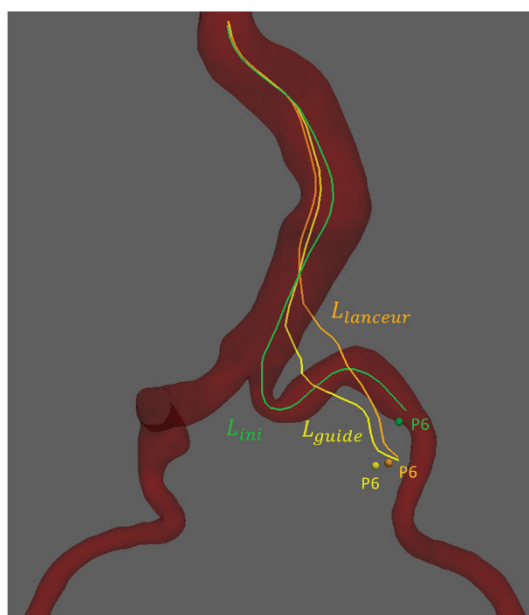


Figure 5-8 - Illustration des longueurs rénales-à-iliaque interne sur les trois configurations : initiale, guide rigide inséré et lanceur inséré.

### 2.1.3. Longueur résiduelle

D'autre part, pour chaque cas nous avons obtenu la longueur de l'endoprothèse  $L_{EP}$ . Celle-ci a été mesurée après extraction de la ligne centrale sur scanner post-opératoire comme proposée dans plusieurs études [130],[131],[132]. Nous avons comparé cette longueur aux longueurs *rénales-à-iliaque interne* des trois configurations en calculant les *longueurs résiduelles* définies respectivement par :

$$\Delta L_{ini} = L_{ini} - L_{EP} \quad (5-3)$$

$$\Delta L_{guide} = L_{guide} - L_{EP} \quad (5-4)$$

$$\Delta L_{lanceur} = L_{lanceur} - L_{EP} \quad (5-5)$$

La *longueur résiduelle* correspond à la marge prévue entre l'extrémité distale de l'endoprothèse et l'ostium de l'artère iliaque interne pour la configuration considérée (initiale, guide rigide inséré ou lanceur inséré). Une valeur positive correspond à un bon dimensionnement de l'endoprothèse et une valeur négative indique un risque de couverture de l'ostium par l'endoprothèse.

Pour le patient 31, cette longueur n'était pas disponible, les longueurs résiduelles n'ont donc pas pu être calculées.

### 2.1.4. Statistiques

Ces résultats ont été comparés aux mêmes valeurs calculées sur un groupe témoin. Pour constituer ce groupe témoin, parmi les 28 patients de la base de validation présentée au Chapitre 4, nous avons sélectionné ceux n'ayant pas présenté de couverture iliaque et pour lesquels les données de longueurs de l'endoprothèse posée étaient disponibles, soit 24 cas. Les faibles effectifs des deux groupes ne permettent pas l'utilisation de méthodes statistiques paramétriques. Nous avons donc utilisé le test de Mann-Whitney pour effectuer des comparaisons de moyennes afin de déterminer si des différences significatives

apparaissent dans les longueurs mesurées entre les deux groupes. Nous considérons un seuil de significativité de  $p=0.05$ .

## 2.2. Résultats

La Figure 5-9 présente les configurations initiales, déformées par le guide et déformées par le lanceur des six cas de couverture. Le Tableau 5-2 regroupe les valeurs de la longueur réelle de l'endoprothèse posée et des longueurs *rénales-à-iliaque interne* mesurées ainsi que les *raccourcissements* et les *longueurs résiduelles* calculés sur les trois configurations pour les six cas de couverture. Le Tableau 5-3 présente les mêmes résultats pour le groupe témoin.

Les résultats montrent que pour tous les patients, la longueur *rénales-à-iliaque interne* diminue entre la configuration initiale et l'insertion du guide rigide, puis entre l'insertion du guide rigide et l'insertion du lanceur. Avec un raccourcissement moyen de 15 mm ( $\pm 6$ mm) pour le groupe de couverture et 10 mm ( $\pm 7$ mm) pour le groupe témoin après l'insertion du guide rigide et un raccourcissement moyen supplémentaire engendré par le lanceur de 10 mm ( $\pm 6$ mm) pour les deux groupes.

Les valeurs des longueurs résiduelles mesurées sur la configuration initiale montrent que pour l'ensemble des patients des deux groupes le dimensionnement basé sur la configuration préopératoire conduit à une marge positive allant de 0 à 60mm entre l'extrémité distale de l'endoprothèse et l'ostium de l'artère iliaque interne, en moyenne de 25 mm ( $\pm 18$  mm).

Pour le groupe des couvertures, si l'on considère la configuration déformée par le guide rigide, pour l'ensemble de ces cas la longueur résiduelle devient nulle ou négative, en moyenne -6 mm ( $\pm 8$  mm). Et si l'on considère la configuration déformée par le lanceur, pour l'ensemble de ces six cas la longueur résiduelle diminue encore et devient largement négative indiquant un risque de couverture, en moyenne -17 mm ( $\pm 7$  mm).

Concernant le groupe témoin, si l'on considère la configuration déformée par le guide rigide pour 88% des cas, la longueur résiduelle reste positive. Seulement trois cas présentent une longueur résiduelle négative. Si l'on considère la configuration déformée par le lanceur, deux cas supplémentaires présentent une longueur résiduelle négative. Finalement, 79% des cas concordent avec le dimensionnement initial basé sur la géométrie préopératoire puisque la longueur résiduelle reste positive dans les configurations déformées par le guide et le lanceur.

Patient	$L_{EP}$	$L_{ini}$	$L_{guide}$	$L_{lanceur}$	$dL_{guide}$	$dL_{lanceur}$	$\Delta L_{ini}$	$\Delta L_{guide}$	$\Delta L_{lanceur}$
	mm	mm			mm		mm		
1	199	224	199	182	-25	-17	25	0	-17
9	158	178	158	150	-20	-8	20	0	-8
29	185	181	166	158	-15	-8	-4	-19	-27
30	166	171	162	153	-9	-9	5	-4	-13
31		159	149	142	-10	-7			
32	191	196	184	173	-12	-11	5	-7	-18
<b>moyenne</b>					<b>-15</b>	<b>-10</b>	<b>10</b>	<b>-6</b>	<b>-17</b>
min					-25	-17	-4	-19	-27
max					-9	-7	25	0	-8

Tableau 5-2 – Valeurs de raccourcissements et longueurs résiduelles pour les six cas de couvertures.

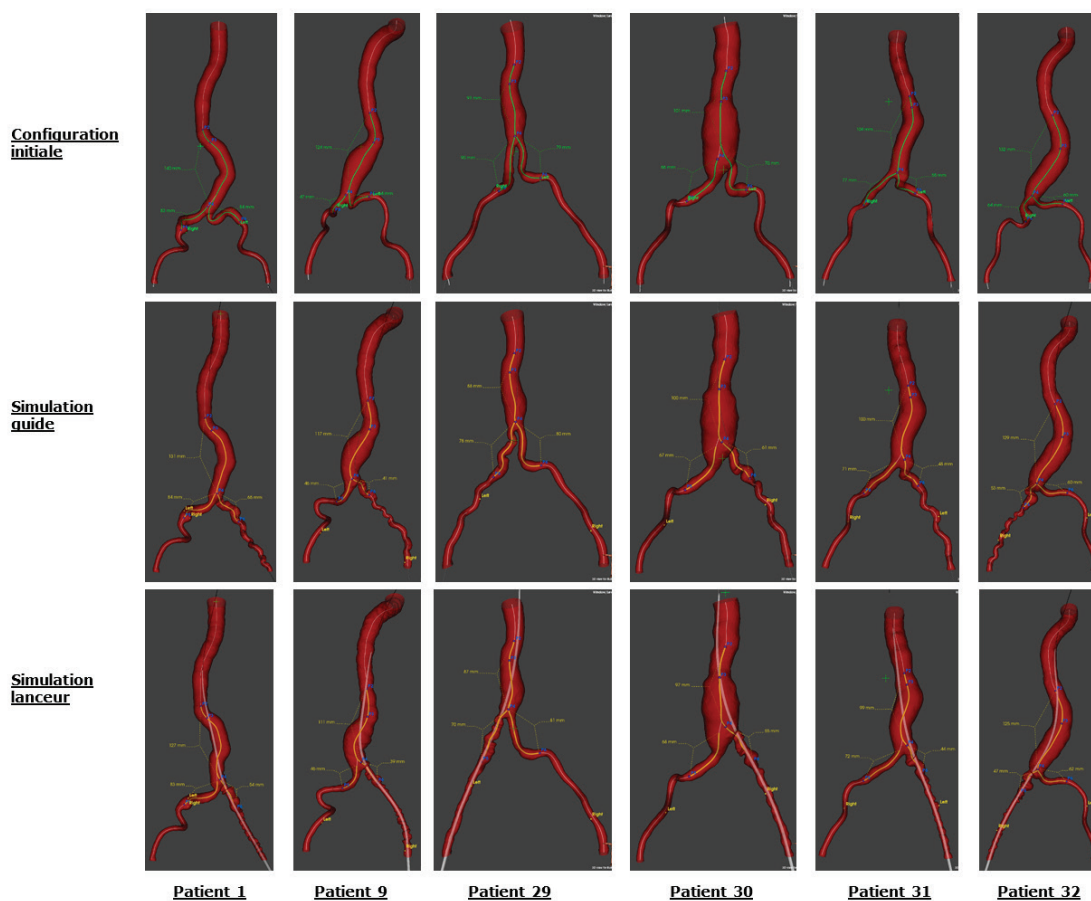


Figure 5-9 - Illustration des configurations initiales, guide rigide et lanceur pour les six cas de couvertures, ainsi que les longueurs rénales-à-iliaque interne mesurées dans chacun des cas.

Patient	$L_{EP}$	$L_{ini}$	$L_{guide}$	$L_{lanceur}$	$dL_{guide}$	$dL_{lanceur}$	$\Delta L_{ini}$	$\Delta L_{guide}$	$\Delta L_{lanceur}$
	mm	mm			mm		mm		
2	145	196	186	167	-10	-19	51	41	22
4	138	149	141	146	-8	5	11	3	8
5	187	225	212	188	-13	-24	38	25	1
6	185	212	203	192	-9	-11	27	18	7
7	155	205	183	167	-22	-16	50	28	12
7	145	175	162	155	-13	-7	30	17	10
8	152	159	156	149	-3	-7	7	4	-3
10	152	169	168	165	-1	-3	17	16	13
11	170	189	182	172	-7	-10	19	12	2
12	148	152	148	147	-4	-1	4	0	-1
13	208	219	204	193	-15	-11	11	-4	-15
13	171	231	206	192	-25	-14	60	35	21
15	116	161	158	156	-3	-2	45	42	40
16	155	187	182	165	-5	-17	32	27	10
17	140	154	150	146	-5	-4	14	10	6
18	182	207	197	193	-10	-4	25	15	11
19	132	183	159	142	-24	-17	51	27	10
20	117	166	155	145	-11	-10	49	38	28
21	139	191	184	175	-7	-9	52	45	36
23	149	172	165	159	-7	-6	23	16	10
24	159	200	192	181	-8	-11	41	33	22
25	169	185	170	151	-15	-19	16	1	-18
26	146	149	144	135	-5	-9	3	-2	-11
27	147	153	149	144	-4	-5	6	2	-3
<b>moyenne</b>					<b>-10</b>	<b>-10</b>	<b>28</b>	<b>19</b>	<b>9</b>
min					-25	-24	0	-4	-18
max					-1	5	60	45	40

Tableau 5-3 - Valeurs de raccourcissements et longueurs résiduelles pour le groupe témoin.

### 2.2.1. Statistiques

Le raccourcissement après insertion du guide rigide est significativement plus important dans le groupe des couvertures avec une différence de 5mm en moyenne ( $p=0.046$ ). Par contre le raccourcissement supplémentaire provoqué par l'insertion du lanceur ne présente pas de différence significative entre les deux groupes ( $p=0.73$ ).

D'autre part, la longueur résiduelle avant déformation  $\Delta L_{ini}$ , qui correspond à la marge distale choisie par le chirurgien en se basant sur la configuration initiale, était significativement plus faible dans le groupe des couvertures, avec une moyenne de 10 mm, que celle observée dans le groupe témoin, 28 mm en moyenne ( $p=0.049$ ).

Les résultats de comparaisons sont représentés sous forme de boîtes à moustache à la Figure 5-10.

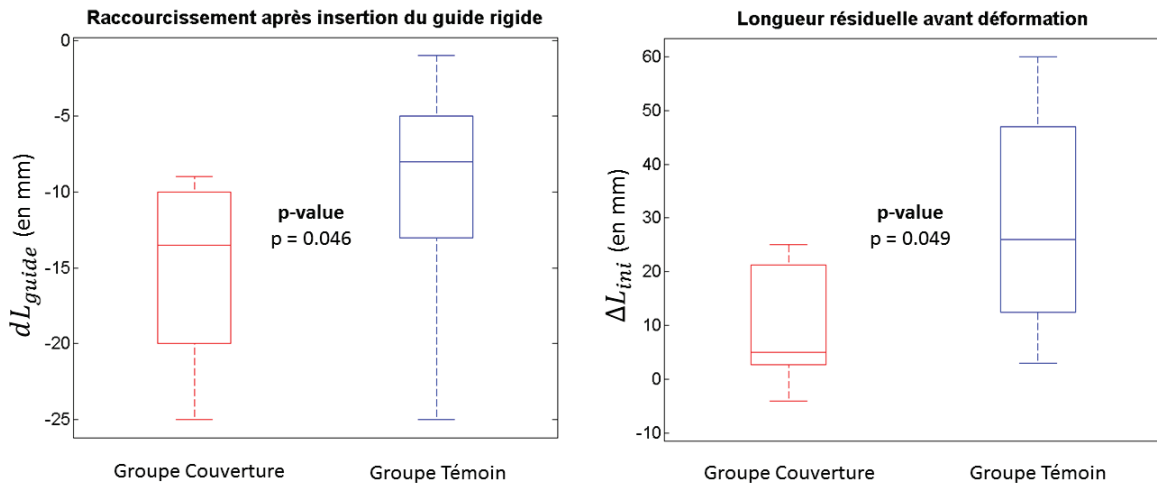


Figure 5-10 - Comparaison des valeurs moyennes de raccourcissement après insertion du guide et de longueur résiduelle initiale entre les deux groupes.

### 2.3. Discussion

Pour les six cas de couvertures considérés, la simulation a prévu une longueur résiduelle négative et donc un risque de couverture à partir de la configuration déformée par le guide rigide, et cette tendance s'accroît si l'on considère la configuration déformée par le lanceur. Dans le groupe témoin, tous les cas sauf cinq présentent une longueur résiduelle positive même après l'insertion du lanceur. Ces résultats montrent que, dans la majorité des cas, la simulation aurait fourni des indicateurs cohérents avec la réalité clinique. Généralement les constructeurs d'endoprothèses recommandent une marge de 5 mm pour le dimensionnement des longueurs. La technique d'extraction des lignes centrales utilisées pour la mesure des longueurs peut générer des imprécisions de l'ordre du millimètre. On peut donc considérer qu'une variation de longueur de moins de 5 mm n'est pas significative d'un point de vue clinique. Les cas 8, 12 et 27 du groupe témoin prévoyant une longueur résiduelle négative respectivement de -3mm, -1mm et -3mm après insertion du lanceur peuvent donc être discutés de ce point de vue-là.

On observe que pour certains cas, comme les cas 13 (gauche), 25 et 26, la simulation prévoit un raccourcissement significatif donnant lieu à une longueur résiduelle négative après l'insertion du guide ou du lanceur, et pour autant aucune couverture n'a été observée en post-opératoire. Ce phénomène signifie que la longueur prévue par la simulation n'est pas la longueur finale observée une fois l'endoprothèse en place. Ceci peut avoir plusieurs explications.

D'une part, l'action mécanique de l'endoprothèse sur la paroi artérielle n'est pas prise en compte dans nos simulations. Or cet équilibre va déterminer la configuration postopératoire finale : l'artère peut reprendre en partie sa position initiale ou au contraire la rigidité de l'endoprothèse va participer à maintenir les déformations imposées par le guide et le lanceur. Cet équilibre dépend de plusieurs paramètres propres à l'endoprothèse : dimensions, comportement mécanique, position, et à l'anatomie du patient. A l'heure actuelle très peu d'études ont abordé ce problème mécanique et son effet sur les longueurs artérielles, celui-ci reste un sujet de recherche ouvert [50],[114]. Dans notre cas, on peut considérer qu'un dimensionnement basé sur les résultats de simulation revient à se placer dans le cas où l'artère ne retrouverait pas sa longueur initiale après le placement de l'endoprothèse. La simulation permet ainsi de prévoir l'existence d'un risque de couverture,

dans ce cas le plus pessimiste, et non de prédire la longueur finale une fois l'endoprothèse en place.

D'autre part, dans le cas d'anévrismes de volume important, on observe que l'endoprothèse ne suit en général pas la ligne centrale de la lumière artérielle une fois déployée. Celle-ci va parfois s'apposer le long d'une courbure de l'anévrisme ou au contraire suivre une trajectoire plus courte et plus rectiligne. Dans le cas où la trajectoire suivie est plus longue que la ligne centrale comme l'illustre la Figure 5-11 pour le cas du patient 13, le risque de couverture sera surestimé. Par contre si le chemin suivi par l'endoprothèse est significativement plus court que celui suivi par la ligne centrale, la mesure risque de sous-estimer un risque de couverture. Une solution possible pour éviter ce danger serait de fournir une seconde mesure basée non pas sur la ligne centrale de l'anévrisme mais sur le chemin suivi par le guide ou lanceur, qui est généralement plus court et plus proche de la position d'équilibre de l'endoprothèse dans l'anévrisme. Plusieurs études ont proposé et comparé différentes méthodes de mesure visant à prévoir la longueur du chemin de l'endoprothèse pour l'assistance au *sizing*, mais aucune n'a abouti à l'instauration d'une méthode de référence et de recommandations officielles, cette question reste donc un sujet de recherche ouvert [131],[130].

Malgré les effectifs restreints des échantillons utilisés, les comparaisons de moyennes entre les deux groupes tendent à montrer que les cas de couvertures sont liés à l'association :

- d'un raccourcissement important de l'artère iliaque commune suite à l'insertion du guide rigide et,
- d'une longueur résiduelle initiale courte.

Lors du planning préopératoire, la simulation pourrait indiquer au clinicien qu'un raccourcissement va se produire suite à l'insertion des outils. Ainsi, en fonction de la marge distale prévue sur la configuration initiale, celui-ci pourrait être averti de la présence d'un risque de couverture.

Cette étude préliminaire donne des premières pistes, mais la définition de l'indicateur de risque de couverture devra être affiné sur une cohorte plus importante de patients, en précisant notamment :

- Quelle valeur seuil de raccourcissement est un bon indicateur du risque de couverture ;
- Quelle est la configuration la plus juste pour mesurer cette valeur (après insertion du guide ou insertion du lanceur, longueur mesurée sur la ligne centrale ou sur la trajectoire des outils).



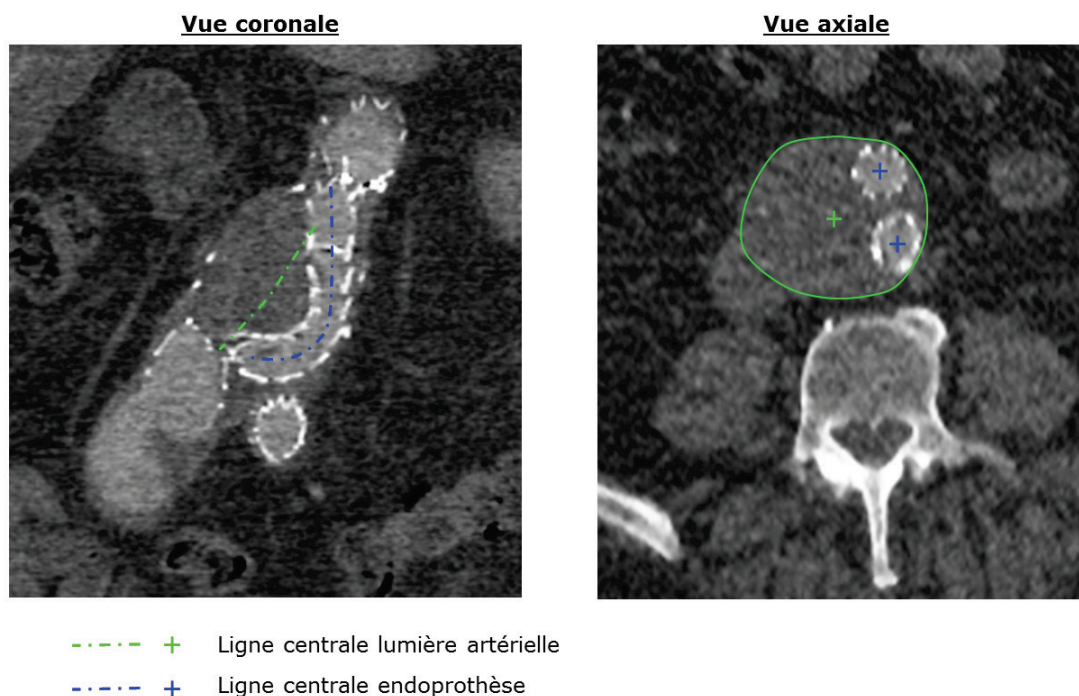


Figure 5-11 – Exemple d'écart entre ligne centrale et trajectoire de l'endoprothèse (patient 13).

#### SYNTHESE

- Une des conséquences les plus graves des déformations artérielles peut être la couverture d'une artère iliaque interne.
- En anticipant les raccourcissements provoqués par l'insertion du guide rigide et du lanceur, la simulation peut aider à éviter ces complications.
- Sur les six patients étudiés de façon rétrospective, les simulations semblent capables de prévoir un risque de couverture.
- Les couvertures semblent corrélées à la présence d'un raccourcissement important suite à l'insertion du guide rigide et à une faible marge initiale entre l'extrémité distale de l'endoprothèse et l'ostium de l'artère iliaque interne.
- Cette étude est une étude préliminaire, l'indicateur à utiliser devra être affiné et validé sur un nombre plus important de patients.

### 3. Faisabilité des accès iliaques

Une autre problématique ciblée au départ de cette thèse concerne les complications liées aux accès iliaques. Celles-ci correspondent à des difficultés, voire une impossibilité, d'insérer le lanceur de l'endoprothèse, ou encore à l'endommagement des tissus lors de la montée pouvant aller jusqu'à la dissection de la paroi artérielle. Ces complications peuvent avoir plusieurs causes:

- Si les artères iliaques sont trop calcifiées ou tortueuses, le guide rigide peut ne pas parvenir à redresser suffisamment les accès pour autoriser le passage du lanceur.
- Le diamètre trop faible des artères iliaques, voire la présence d'une sténose importante (rétrécissement local du diamètre artériel) peut gêner ou empêcher l'insertion du lanceur indépendamment du redressement opéré par le guide.

Le redressement plus ou moins important des artères iliaques après l'insertion du guide rigide est un premier indicateur de la possibilité de montée du lanceur. Si après insertion le guide rigide est relativement droit, le lanceur pourra a priori être inséré sans difficultés, à l'inverse si le guide présente une courbure importante, les artères ne sont pas assez redressées et il existe un fort risque d'échec de montée, ou même endommager la paroi dans le cas où le lanceur serait forcé à l'intérieur des conduits iliaques. Dans une courte communication datant de 2012, Gokani et al. proposaient d'ailleurs un critère qualitatif portant sur la courbure globale du guide rigide et l'angulation iliaque après insertion de celui-ci pour juger de la faisabilité de l'insertion du lanceur [47].

Lorsque que les artères iliaques sont étroites ou bien présentent une sténose, le guide rigide peut parfois être inséré sans difficulté et parvenir à redresser les tortuosités, mais le passage du lanceur dont le diamètre est plus important va générer des contraintes importantes dans la paroi et risquer un endommagement. Parfois même dans le cas d'une sténose importante, le lanceur ne pourra pas franchir le rétrécissement. Ce risque peut a priori être estimé, sans recours à la simulation, à partir de la mesure du diamètre le long des conduits iliaques et du rétrécissement maximal à franchir dans le cas d'une sténose. Un autre indicateur du risque d'endommagement des tissus, qui pourrait être fourni par le calcul mécanique, correspond au niveau de déformation des tissus artériels généré par le passage du lanceur et l'effort à générer sur le lanceur pour effectuer son insertion.

#### 3.1. Méthode

##### 3.1.1. Description des cas

À partir de la même base de 300 patients opérés au CHU de Rennes entre 2000 et 2015, nous avons sélectionné tous les cas répertoriés pour lesquels l'insertion du lanceur n'a pas pu s'effectuer ainsi que les cas ayant présenté des dissections iliaques et pour lesquels le scanner préopératoire était disponible. L'impossibilité de montée concernait six patients dont un patient pour lequel les deux côtés iliaques étaient problématiques, résultant en sept cas. Deux cas étaient concernés par des dissections iliaques.

Nous avons différencié ces neuf cas selon que la complication était liée à un problème de redressement des tortuosités ou un problème de diamètre des artères iliaques. Six cas d'impossibilité de montée ont été causés par un problème de redressement, un cas par la présence d'une sténose et un cas présentait à la fois un problème de sténose et de redressement. Enfin les deux cas de dissections étaient liés à un faible diamètre de l'artère iliaque. Le Tableau 5-4 résume ces neuf cas à partir des indicateurs morphologiques déjà présentés, ainsi que la cause de la complication, le terme *diamètre* englobant à la fois un problème de sténose ou un diamètre faible.

Patient	Age	Sexe	côté introduction	Indice tortuosité	Pourcentage calcification	Épaisseur thrombus	Angulation aortique	Volume	Cause complication
Unités				%	mm	degrés	mm <sup>3</sup>		
33	71	M	droite	1.21	57	15	25	177	redressement
34	85	M	gauche	1.29	70	55	29	84	redressement
34	85	M	droite	1.27	69	55	29	84	redressement
35	75	M	droite	1.53	6	35	25	259	redressement
36	87	M	gauche	1.59	30	5	16	162	redressement
37	83	M	droite	1.38	43	15	35	69	redressement/ diamètre
38	71	M	droite	1.24	35	38	19	106	diamètre
39	64	M	gauche	1.12	26	10	8	95	diamètre
40	91	M	droite	1.11	53	35	22	61	diamètre
moyenne				<b>1.30</b>	<b>43</b>	<b>29</b>	<b>23</b>	<b>122</b>	
min				1.11	6	5	8	61	
max				1.59	70	55	35	259	

Tableau 5-4 - Descripteurs préopératoires des anatomies pour les 9 cas de complications.

### 3.1.2. Définition des indicateurs

Pour les neuf cas nous avons effectué une simulation d'insertion d'un guide rigide puis d'un lanceur sur le côté concerné par la complication.

#### 3.1.2.1 Courbure du guide

Pour les cas concernés par un problème de redressement, nous avons évalué la courbure globale du guide rigide une fois inséré dans la structure vasculaire. Pour cela nous avons défini un indice de courbure  $IC$  qui correspond à l'intégrale de la courbure locale le long de la trajectoire du guide, divisée par sa longueur  $L$ . La courbure locale  $\kappa$  est définie selon l'expression (5-7).

$$IC = \frac{1}{L} \int_0^L \kappa \cdot ds \quad (5-6)$$

$$\frac{dT}{ds} = \kappa N \quad (5-7)$$

où  $T$  et  $N$  correspondent respectivement à la tangente et la normale locale le long de l'abscisse curviligne  $s$  du guide, comme illustré à la Figure 5-12. En pratique, le calcul de cette intégrale s'effectue de façon discrétisée par la méthode des trapèzes. Le niveau de discrétisation utilisé peut alors avoir une incidence sur les résultats. Dans notre cas, les rayons de courbures observés restent relativement grands, une étude de sensibilité a montré une influence faible sur le résultat en termes d' $IC$  au-delà d'un certain seuil de discrétisation, un pas de 5 mm a donc été choisi.

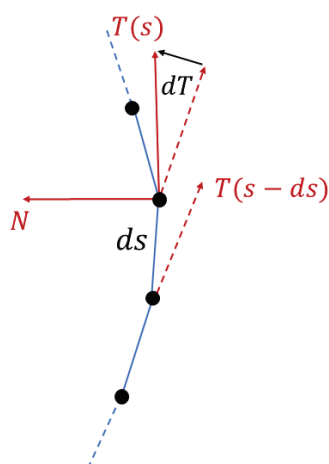


Figure 5-12 - Définition de la courbure locale.

### 3.1.2.2 Niveau de déformation de la paroi

Pour les cas concernés par une sténose ou un faible diamètre, nous avons relevé la déformation principale maximale  $\varepsilon_{paroi}$  sur la paroi de l'artère iliaque au terme de l'insertion du lanceur. Pour cela nous nous plaçons dans le cadre des grandes déformations et utilisons la déformation de Green-Lagrange. Cette déformation maximale est en général localisée au niveau de la sténose ou d'une zone de faible diamètre qui est élargie par le passage du lanceur comme l'illustre la Figure 5-13.

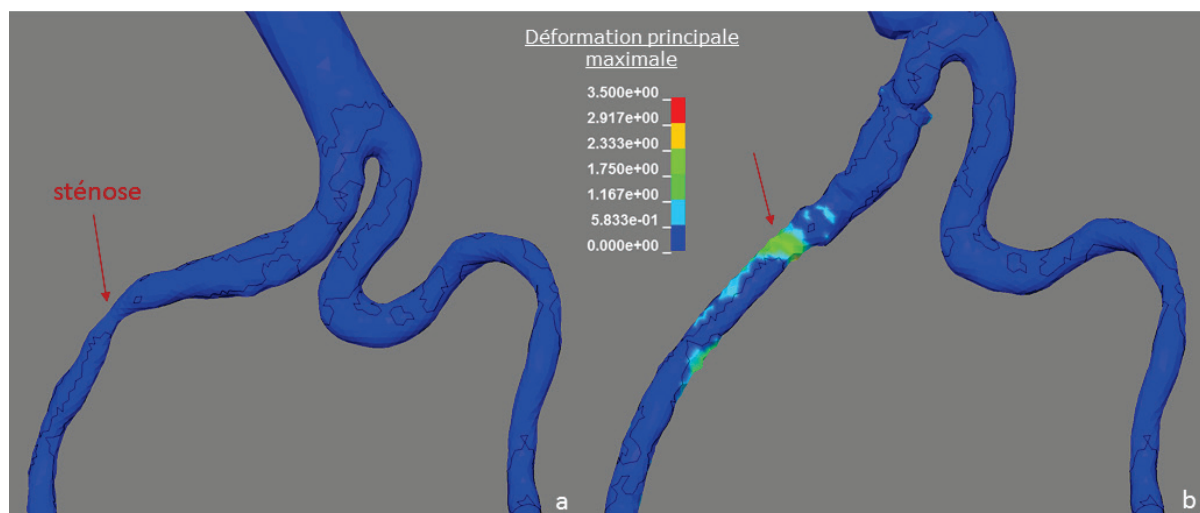


Figure 5-13 - Illustration d'un niveau de déformation locale important en présence d'une sténose : configuration initiale (a), configuration après insertion du lanceur (b).

### 3.1.2.3 Effort d'insertion

Enfin pour l'ensemble des cas nous avons relevé l'effort maximal  $F_{lanceur}$  nécessaire à l'insertion du lanceur, qui correspond à l'effort de réaction associé à la vitesse imposée à son extrémité distale dans la simulation.

### 3.1.3. Statistiques

Ces trois indicateurs ont, par ailleurs, été calculés pour les vingt-quatre patients de la base témoin présentée à la Partie 1. De nouveau, nous avons utilisé le test de Mann-Whitney pour effectuer des comparaisons de moyennes pour déterminer si des différences significatives apparaissent dans les valeurs calculées entre les deux groupes, afin d'évaluer si ces résultats peuvent apporter des indicateurs relatifs sur les risques liés aux accès. Nous considérons un seuil de significativité de  $p=0.05$ .

## 3.2. Résultats

### 3.2.1. Valeurs des indicateurs

Patient		$IC$	$\varepsilon_{paroi}$	$F_{lanceur}$
Unités		$cm^{-2}$		N
33	droite	0.202		7.6
34	gauche	0.217		30
34	droite	0.176		10
35	droite	0.146		12
36	gauche	0.225		11.5
37	droite	0.222	3.6	30
38	droite		2.5	30
39	gauche		2.3	5
40	droite		1.4	3.3
<b>moyenne</b>		0.198	2.5	15.5
min		0.225	1.4	3.3
max		0.146	3.6	30

Tableau 5-5 - Résultats des indicateurs pour le groupe des complications

Patient	$IC$	$\varepsilon_{paroi}$	$F_{lanceur}$
Unités	$cm^{-2}$		N
2	0.150	1.9	6.2
4	0.150	1.0	5.6
5	0.160	1.0	7.4
6	0.134	0.9	6.6
7	0.119	0.8	5
7	0.070	0.6	4
8	0.102	0.8	4.5
10	0.077	0.8	3.4
11	0.107	0.9	7
12	0.079	0.9	3.5
13	0.156	1.3	4
13	0.153	0.9	4
15	0.144	2.0	6
16	0.210	1.4	7
17	0.101	1.9	6
18	0.055	0.8	4
19	0.242	3.0	5
20	0.148	0.9	4
21	0.106	1.4	5
23	0.108	1.0	3
24	0.129	0.7	8.5
25	0.168	1.3	5
26	0.146	1.4	5
27	0.097	0.9	5
<b>moyenne</b>	0.130	1.2	5.2
min	0.055	0.6	3.0
max	0.242	3.0	8.5

Tableau 5-6 Résultats des indicateurs pour le groupe témoin

### 3.2.2. Statistiques

Les résultats montrent que la courbure du guide en fin d'insertion est significativement plus importante pour le groupe des complications avec une moyenne de  $0.198 \text{ cm}^{-2}$  ( $\pm 0.043$ ) contre une moyenne de  $0.13 \text{ cm}^{-2}$  ( $\pm 0.031$ ) pour le groupe témoin et une p-value de 0.004.

On note une différence de moyenne de l'effort  $F_{lanceur}$  entre le groupe des complications ( $15.5 \text{ N} \pm 11.2$ ) et le groupe témoin ( $5.2 \text{ N} \pm 1.4$ ). Cependant cette différence n'est pas significative au seuil de 0.05 puisque la p-value est de 0.056. Néanmoins, si on retire du groupe des complications les deux cas concernant des dissections et non une impossibilité de montée la p-value atteint une valeur de 0.0002, la différence devient donc significative.

Enfin l'étude du niveau de déformation de la paroi montre une moyenne plus élevée pour le groupe des complications  $2,5 \pm 0.9$  contre  $1.2 \pm 0.5$  pour le groupe témoin. Cependant cette différence n'est pas significative puisque  $p=0.07$ .

Les résultats de comparaisons sont représentés sous forme de boîtes à moustache à la Figure 5-14.

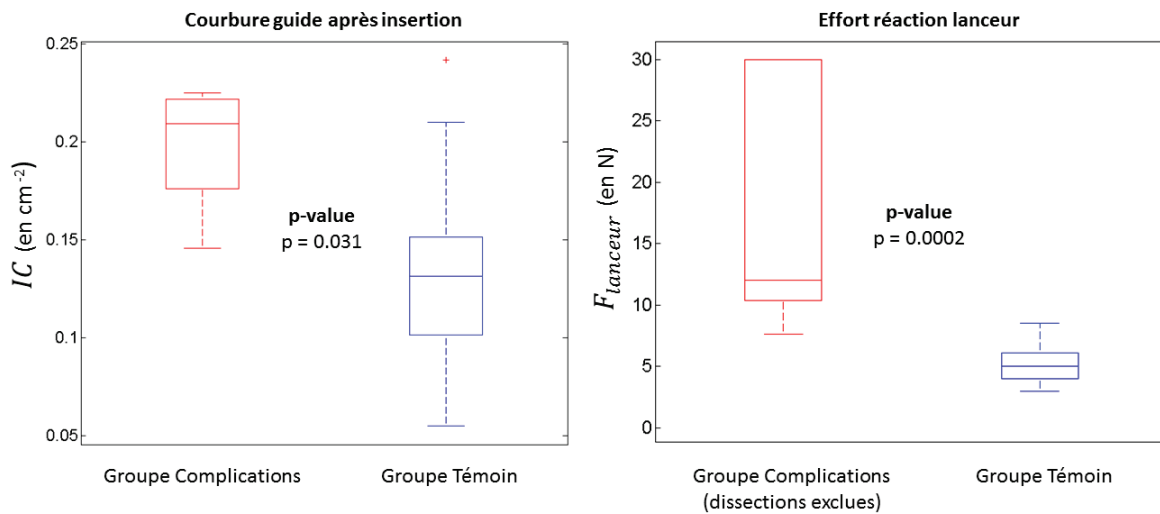


Figure 5-14 – Comparaison des valeurs moyennes de courbure et d’effort de réaction entre les deux groupes.

### 3.3. Discussion

Les résultats montrent que le niveau de courbure du guide rigide donné par l’indice  $IC$  est fortement corrélé à une impossibilité de monter le lanceur. De plus le calcul de cet indicateur dépend uniquement de la position du guide rigide en fin d’insertion ? qui a fait l’objet d’une validation sur 30 cas dans le Chapitre 4. Cet indicateur semble donc intéressant pour avertir le clinicien lors de la phase de planning sur un risque potentiel de difficulté liée aux accès.

Le calcul de l’effort généré lors l’insertion du lanceur  $F_{lanceur}$  montre lui aussi une différence significative entre les deux groupes si l’on prend en compte uniquement les cas d’impossibilité de montée et en laissant de côté les cas de dissection.

Pour évaluer un risque potentiel d’endommagement de la paroi au passage du lanceur, nous avons choisi d’étudier le niveau de déformation local de la paroi par la valeur de la déformation principale maximale observée sur la paroi de l’artère iliaque après insertion du lanceur. Les niveaux déformations obtenus sont très importants puisqu’ils s’établissent de 0.7 à 3.0 pour le groupe témoin soit 70 à 300 %. Cependant il faut noter que cette valeur inclue la déformation induite par la précontrainte dont les maxima locaux sont en général de l’ordre de 50 % [98]. Les valeurs mesurées permettent néanmoins d’évaluer des différences relatives. Ainsi la valeur de  $\varepsilon_{paroi}$  est en moyenne plus élevée dans le groupe des complications. Cependant le test statistique n’a pas permis de qualifier cette différence comme significative. Ceci peut-être en grande partie du au faible nombre de cas de dissections que nous avons pu inclure dans le groupe des complications. Cependant la cohérence des résultats obtenus ouvre des perspectives pour de possibles études futures.

Même si les résultats observés sont cohérents par rapport à nos attentes, contrairement à l’indice de courbure, le calcul de l’effort  $F_{lanceur}$  et de la déformation  $\varepsilon_{paroi}$  n’ont pas été validés par rapport à des données réelles. Il s’agit d’une étude préliminaire ouvrant des perspectives sur des applications possibles des modèles développés. Ces études devront

être poussées sur un plus grand nombre de patients et validées si l'on souhaite utiliser ce type d'indicateurs dans un contexte clinique.

#### SYNTHESE

- Les complications liées aux accès iliaques peuvent aller de la dissection à l'impossibilité de monter le lanceur de l'endoprothèse.
- Les impossibilités de montée semblent fortement corrélées à la courbure du guide une fois inséré, mais aussi à l'effort nécessaire à l'insertion du lanceur.
- Les dissections sont en premiers lieu liés à un faible diamètre ou à la présence d'une sténose mais pourraient être mieux anticipées grâce à un indicateur basé par exemple sur le niveau de déformation de la paroi artérielle.
- L'effort nécessaire à l'insertion du lanceur et le niveau de déformation locale de la paroi artérielle ont été étudiés de façon préliminaire mais nécessiteraient une validation qui n'a pas été réalisée ici.
- Ces résultats ont été établis sur de faibles effectifs, des études plus larges devront être menées dans l'objectif de l'utilisation clinique de tels indicateurs





---

## CONCLUSION

Le travail présenté dans cette thèse a porté sur la modélisation mécanique des déformations de la structure vasculaire engendrées par l'insertion d'outils au cours d'une intervention EVAR. Actuellement, le clinicien prépare son intervention et dimensionne les endoprothèses à partir de mesures géométriques prises sur les images préopératoires. Au cours de l'intervention, l'insertion d'outils plus ou moins rigides provoque des déformations importantes qui remettent en cause les mesures effectuées. En l'absence de moyens adéquats, l'anticipation de ces déformations repose essentiellement sur l'expérience du chirurgien. Le calcul mécanique s'il parvient à s'intégrer dans le processus et les usages cliniques, pourrait être un outil d'aide à la décision adapté pour répondre à ce problème.

La première étape du travail, a consisté à comprendre et préciser les problématiques et attentes cliniques, puis à les formuler en termes mécaniques afin d'évaluer dans quelle mesure un calcul numérique pourrait contribuer à y répondre. Cette réflexion s'est poursuivie tout au long de la thèse, alimentée par les observations de terrain et les discussions avec les différents acteurs cliniciens, industriels et scientifiques, et a permis d'affiner et de préciser au fur et à mesure les objectifs et applications possibles de la simulation mécanique dans le cadre des interventions EVAR.

Nous avons proposé un modèle mécanique spécifique patient et une méthode de simulation de l'insertion d'un guide rigide et d'un lanceur d'endoprothèse. Une modélisation est une représentation de la réalité. Elle repose sur des hypothèses permettant de simplifier cette réalité afin de pouvoir lui appliquer des concepts et méthodes scientifiques maîtrisés. Le développement d'un modèle implique donc de réaliser des choix de simplification qui peuvent être motivés par :

- les objectifs visés,
- les données et moyens disponibles pour la construction, la résolution et la validation du modèle,
- les contraintes externes liées par exemple à l'application visée par le modèle.

Dans notre cas, c'est l'ensemble de ces éléments de contexte, que nous avons analysés, qui a déterminé les choix effectués au fil du développement du modèle et a conduit à la modélisation finale.

Comme cela est courant lorsqu'on s'attache à modéliser le vivant, les valeurs des paramètres utilisés pour construire les modèles peuvent présenter une grande variabilité inter-individus et ne sont pas accessibles directement par des caractérisations. Une étape importante a donc consisté à calibrer ces paramètres afin d'obtenir un modèle patient-spécifique prédictif. L'usage conventionnel consiste à utiliser des méthodes d'optimisation des paramètres visant à minimiser l'erreur par rapport à des données de référence. Dans notre cas, le nombre de paramètres et l'incertitude importante qui leur est associée ainsi que la lourdeur des calculs, ne nous ont pas permis une telle approche. Les paramètres ont donc été progressivement calibrés par expérimentation numérique à partir d'hypothèses anatomiques et de la comparaison des résultats observés et calculés. Puis une fois les paramètres calibrés nous avons confronté le modèle à des données peropératoires réelles collectées sur 28 cas de patients opérés au CHU de Rennes. Ces données ont permis une première validation du modèle ; néanmoins une validation basée sur un nombre plus important de patients reste nécessaire afin d'envisager le développement et l'utilisation de l'outil dans le cadre clinique.

La simulation numérique se développe actuellement dans le domaine clinique à des fins de diagnostic, d'aide à la décision ou d'assistance au geste. Cet essor doit s'accompagner d'une sensibilisation des cliniciens à ces outils et à leurs limites. Alors que l'émergence

croissante de la réalité augmentée et de la modélisation 3D dans notre quotidien nous habitue à intégrer ces représentations à notre conception de la réalité, la simulation numérique doit être présentée avec nuance. Le terme « simulation » est d'ailleurs trompeur car la simulation numérique n'a pas de valeur de représentation de la réalité en soi : ce n'est qu'un *simple* moyen de résolution du problème mécanique posé. À ce titre, les outils cliniques intégrant des méthodes de simulation numérique doivent être conçus avec un souci constant de ne laisser transparaître que les résultats pertinents et validés ; et ainsi ne pas « tromper » un œil non-sensibilisé qui serait tenté d'extrapoler des informations à partir des images qui lui sont données d'observer. Nous avons souhaité ouvrir des perspectives dans ce sens en proposant des pistes d'exploitation de la simulation en termes cliniques. Nous avons effectué une étude préliminaire portant sur des indicateurs permettant de prévoir des risques de complications. Cette étude pourra être poursuivie et les indicateurs proposés pourront être affinés puis validés sur une base plus large de patients afin d'aboutir à un outil clinique pertinent.

La richesse des compétences et des moyens rassemblés autour de cette thèse a permis une dynamique forte et ancrée dans la réalité clinique et industrielle. Le travail a permis de poser les bases d'une chaîne complète comprenant la modélisation, la validation et l'exploitation clinique, ainsi que l'intégration logicielle de l'outil de simulation grâce à la collaboration avec l'entreprise Therenva. Cet environnement développé dans le contexte de l'anévrisme de l'aorte abdominale pourra être étendu à d'autres pathologies (*e.g.* sténose de la valve aortique) et représente un premier pas vers des simulations complètes de déploiement d'endoprothèse.

**ANNEXES****A.1 Données matériaux sur les lanceurs d'endoprothèses**

Comme très peu de données sont disponibles dans la littérature concernant le comportement mécanique des lanceurs d'endoprothèse, nous avons souhaité effectuer des essais mécaniques afin d'obtenir des informations permettant de les modéliser dans les simulations. Une grande diversité de modèles d'endoprothèses et donc de lanceurs existe. Pour chaque modèle, les dimensions de l'endoprothèse peuvent varier et donc les dimensions et les propriétés du lanceur aussi. Nous sommes parvenus à obtenir uniquement un modèle de lanceur d'endoprothèse. Il s'agit du lanceur d'un module de corps aorto-uni-iliaque du modèle Endurant II de la marque Medtronic.

Nous avons d'abord mesuré le diamètre et la longueur des différents tronçons du lanceur : stent, corps plastique flexible, corps plastique de support. Puis nous avons testé ces trois tronçons en flexion trois points (Figure A - 1). Les courbes force-déplacement résultant de ces essais sont présentées à la Figure A - 2.

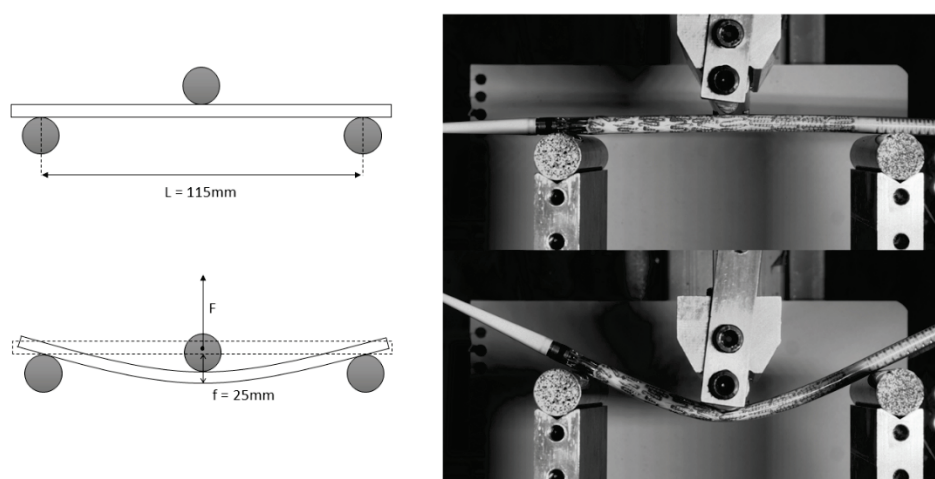


Figure A - 1 - Illustration des essais de flexion trois points sur lanceur d'endoprothèse.

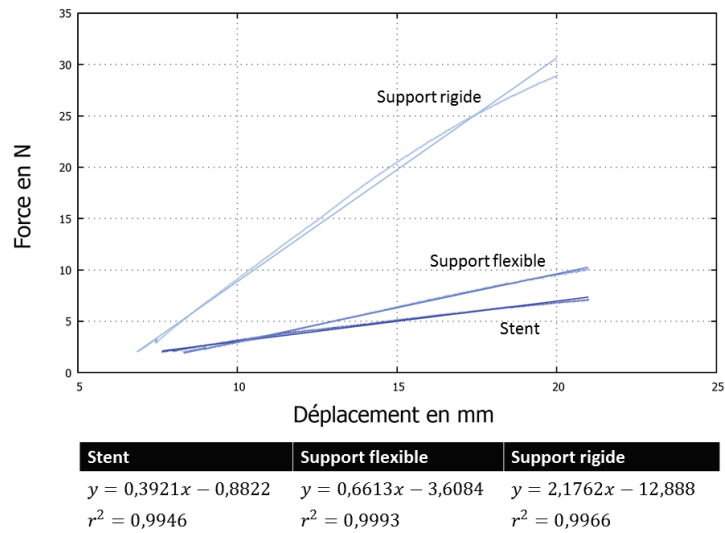


Figure A - 2 - Résultats des essais de flexion trois points.

Les résultats des essais de flexion sont ensuite utilisés pour déterminer le module d'Young d'une poutre homogène linéaire élastique reproduisant le même comportement en flexion par l'expression :

$$E = \frac{F}{f} \frac{4L^3}{3\pi(D^4 - d^4)} \tag{A-1}$$

$D$  et  $d$  représente respectivement les diamètres externe et interne de la poutre équivalente. Les diamètres que nous avons utilisés pour modélisé le lanceur de l'endoprothèse sont  $D = 6 \text{ mm}$  et  $d = 1.4 \text{ mm}$ . Les modules d'Young équivalents correspondant à chaque partie du lanceur sont donnés au Tableau A - 1.

Stent	Support flexible	Support rigide
$E = 196 \text{ MPa}$	$E = 330 \text{ MPa}$	$E = 1089 \text{ MPa}$

Tableau A - 1 - Valeurs de module d'Young déterminées par les essais.

## A.2 Subroutine pour l'implémentation du support visco-élastique

```

subroutine loadsetud(time,lft,llt,crv,iduls,parm)
c*****
c| Livermore Software Technology Corporation (LSTC) |
c| ----- |
c| Copyright 1987-2008 Livermore Software Tech. Corp |
c| All rights reserved |
c*****
c Input (not modifiable)
c time : analysis time
c x : coordinate of node or element center
c d : displacement of node or element center
c v : velocity of node or element center
c iduls: id of user_loading_set
c Output (defined by user)
c udl : user-defined load curve value
include 'nlqparm'
c
c common/aux8loc/
& x1(nlq),x2(nlq),x3(nlq),v1(nlq),
& v2(nlq),v3(nlq),d1(nlq),d2(nlq),
& d3(nlq),temp(nlq),udl(nlq),tmp(nlq,12)
c
c dimension parm(*)
c
if (iduls.eq.1001) then
do i=lft,llt
udl(i) = -d1(i)
enddo
elseif (iduls.eq.1002) then
do i=lft,llt
udl(i) = -d2(i)
enddo
elseif (iduls.eq.1003) then
do i=lft,llt
udl(i) = -d3(i)
enddo
elseif (iduls.eq.1004) then
do i=lft,llt
udl(i) = -v1(i)
enddo
elseif (iduls.eq.1005) then
do i=lft,llt
udl(i) = -v2(i)
enddo
elseif (iduls.eq.1006) then
do i=lft,llt
udl(i) = -v3(i)
enddo
endif
c
return
end

```

### A.3 Comparaison de maillages

La *distance de Hausdorff* (HD) est une mesure de similarité entre deux ensembles quelconques de points. Pour deux ensembles  $S_a$  et  $S_b$ , elle est définie par l'équation (A-2), où  $d(p, S)$  correspond à la distance entre un point  $p$  et l'ensemble  $S$  que l'on appelle *distance locale*.

$$HD(S_a, S_b) = \max(\max_{p \in S_a} d(p, S_b), \max_{p \in S_b} d(p, S_a)) \quad (\text{A-2})$$

$$d(p, S) = \min_{x \in S} \|p - x\| \quad (\text{A-3})$$

où  $\| \cdot \|$  dénote dans notre cas la distance euclidienne.

La quantité  $\max_{p \in S_a} d(p, S_b)$ , parfois nommée distance de Hausdorff *directe* entre de l'ensemble  $S_a$  vers l'ensemble  $S_b$ , identifie le point de  $S_a$  le plus éloigné de tous les points de  $S_b$  et mesure la distance *locale* entre ce point et son plus proche voisin dans  $S_b$ .

La distance Hausdorff a été proposée en premier lieu pour la reconnaissance de motifs dans des images binaires [133]. Puis elle a par la suite été utilisée pour des applications nécessitant la comparaisons de maillages [134],[135]. Un des grands avantages de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas la correspondance point à point entre les deux ensembles à comparer. Elle permet ainsi de comparer directement la forme de deux surfaces (pour la structure vasculaire), ou de deux courbes (pour le guide rigide), quelle que soit de la topologie des maillages utilisés pour les représenter. Cependant, dans l'optique de comparer la position de deux guides ou deux maillages de la structure vasculaire, la valeur mesurée par la distance Hausdorff s'apparente à une mesure d'erreur maximale ce qui peut être trop restrictif pour les évaluations menées dans notre travail.

Dans une publication, Dubuisson et Jain propose une modification de cette mesure appelée *distance de Hausdorff Modifiée* (MHD)[128]. Ici la distance *directe* utilisée n'est plus calculée comme un maximum mais comme la moyenne des *distances locales* pour chacun des ensembles :

$$MHD(S_a, S_b) = \max(\text{mean}_{p \in S_a} d(p, S_b), \text{mean}_{p \in S_b} d(p, S_a)) \quad (\text{A-4})$$

$$\text{mean}_{p \in S_a} d(p, S_b) = \frac{1}{N_a} \sum_{p \in S_a} d(p, S_b) \quad (\text{A-5})$$

où  $N_a$  correspond au nombre de points de  $S_a$ .

Il est important de noter, que même si ces deux mesures permettent de s'affranchir de la contrainte technique qui consisterait à ne comparer que des maillages topologiquement identiques, leur valeur comprend malgré tout, en plus de la distorsion géométrique pure, l'erreur due à l'écart de position potentiel des points des deux maillages. Ainsi deux surfaces ou deux courbes parfaitement identiques mais représentées par deux maillages différents ne donneront pas des valeurs nulles pour les distances HD et MHD. Lorsque cela n'est pas trop couteux numériquement, notamment pour le guide rigide, on pourra utiliser un ré-échantillonnage fin des formes à comparer afin minimiser cet effet.

## A.4 Étude de convergence du Maillage

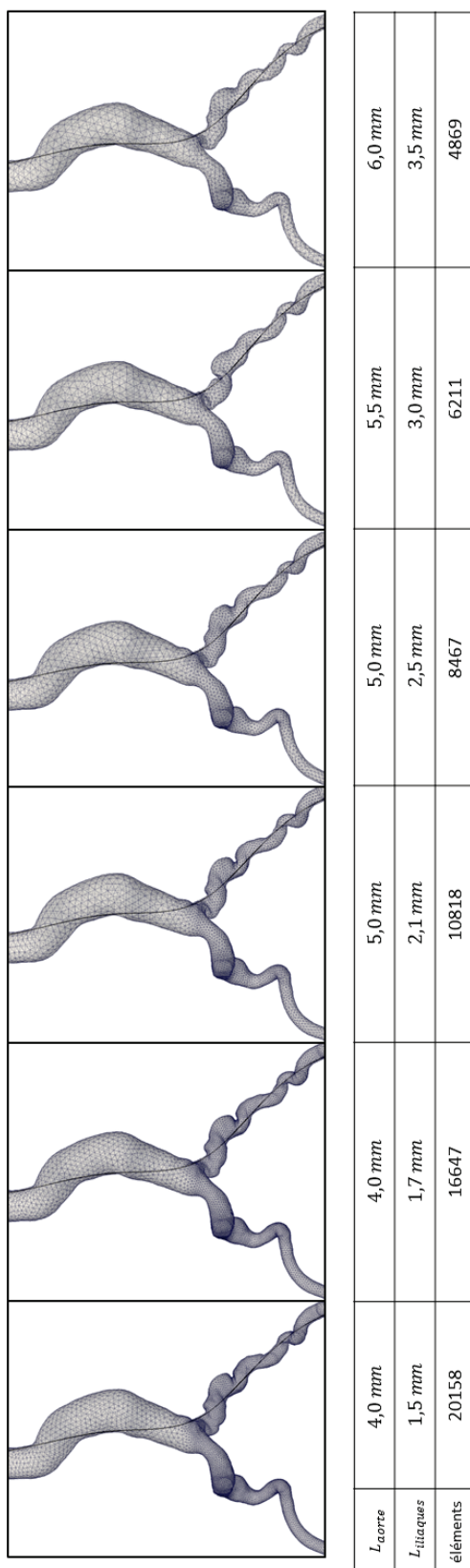


Figure A - 3 Représentation des différents maillages testés dans la configuration finale (guide rigide inséré).





---

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. Cohen, *Cardiologie et pathologie vasculaire*. Paris: Ed. ESTEM, 1997.
- [2] G. Holzapfel, T. Gasser, et R. Ogden, « A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models », *Journal of Elasticity*, vol. 61, n° 1-3, p. 1-48, juill. 2000.
- [3] T. C. Gasser, R. W. Ogden, et G. A. Holzapfel, « Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations », *Journal of The Royal Society Interface*, vol. 3, n° 6, p. 15-35, 2006.
- [4] A. J. Schriefl, G. Zeindlinger, D. M. Pierce, P. Regitnig, et G. A. Holzapfel, « Determination of the layer-specific distributed collagen fibre orientations in human thoracic and abdominal aortas and common iliac arteries », *Journal of the royal society Interface*, 2011.
- [5] J. Belmin et A. Tedgui, « Le vieillissement de la paroi artérielle », *Med Sci (Paris)*, vol. 9, n° 10, p. 1068-1078, 1993.
- [6] K. W. Johnston, R. B. Rutherford, M. D. Tilson, D. M. Shah, L. Hollier, et J. C. Stanley, « Suggested standards for reporting on arterial aneurysms », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 13, n° 3, p. 452-458, 1991.
- [7] F. L. Moll, J. T. Powell, G. Fraedrich, F. Verzini, S. Haulon, M. Waltham, J. A. van Herwaarden, P. J. E. Holt, J. W. van Keulen, B. Rantner, F. J. V. Schlösser, F. Setacci, et J.-B. Ricco, « Management of Abdominal Aortic Aneurysms Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 41, Supplement 1, n° 0, p. S1-S58, janv. 2011.
- [8] C. Behr-Rasmussen, N. Grøndal, M. B. Bramsen, M. D. Thomsen, et J. S. Lindholt, « Mural Thrombus and the Progression of Abdominal Aortic Aneurysms: A Large Population-based Prospective Cohort Study », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 48, n° 3, p. 301-307, sept. 2014.
- [9] J. Tong, T. Cohnert, P. Regitnig, J. Kohlbacher, R. Birner-Gruenberger, A. J. Schriefl, G. Sommer, et G. A. Holzapfel, « Variations of dissection properties and mass fractions with thrombus age in human abdominal aortic aneurysms », *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 1, p. 14-23, janv. 2014.
- [10] S. A. O'Leary, E. G. Kavanagh, P. A. Grace, T. M. McGloughlin, et B. J. Doyle, « The biaxial mechanical behaviour of abdominal aortic aneurysm intraluminal thrombus: Classification of morphology and the determination of layer and region specific properties », *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 6, p. 1430-1437, avr. 2014.
- [11] A. Maier, M. W. Gee, C. Reeps, H. H. Eckstein, et W. A. Wall, « Impact of calcifications on patient-specific wall stress analysis of abdominal aortic aneurysms », *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 9, p. 511-521, 2010.
- [12] A. Duménil, « Fusion d'images et de modèles pour le guidage d'interventions endovasculaires », *Traitement du Signal et Télécommunications*, Université de Rennes 1, Rennes, 2015.
- [13] I. M. Nordon, R. J. Hinchliffe, I. M. Loftus, et M. M. Thompson, « Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms », *Nat Rev Cardiol*, vol. 8, n° 2, p. 92-102, févr. 2011.
- [14] K. C. Kent, R. M. Zwolak, N. N. Egorova, T. S. Riles, A. Manganaro, A. J. Moskowitz, A. C. Gelijns, et G. Greco, « Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 52, n° 3, p. 539-548, sept. 2010.
- [15] E. M. Isselbacher, « Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysms », *Circulation*, vol. 111, n° 6, p. 816-828, 2005.
- [16] R. M. Greenhalgh et J. T. Powell, « Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm », *N Engl J Med*, vol. 358, n° 5, p. 494-501, janv. 2008.
- [17] A. Amblard, « Contribution à l'étude du comportement d'une endoprothèse aortique abdominale. Analyse des endofuites de type I. », Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2006.
- [18] R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, G. P. S. Kwong, J. T. Powell, S. G. Thompson, et EVAR trial participants, « Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial », *Lancet*, vol. 364, n° 9437, p. 843-848, sept. 2004.
- [19] United Kingdom EVAR Trial Investigators, R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, J. T. Powell, S. G. Thompson, D. Epstein, et M. J. Sculpher, « Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm », *N. Engl. J. Med.*, vol. 362, n° 20, p. 1863-1871, mai 2010.
- [20] J. B. Dimick, J. A. Cowan Jr, J. C. Stanley, P. K. Henke, P. J. Pronovost, et G. R. Upchurch Jr, « Surgeon specialty and provider volumes are related to outcome of intact abdominal aortic aneurysm repair in the united states », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 38, n° 4, p. 739-744, 2003.
- [21] G. T. Walker, S. P. Kalva, K. Yedula, S. Wicky, S. Kundu, P. Drescher, J. d'Othee, S. C. Rose, et J. F. Cardella, « Clinical Practice Guidelines for Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Written by the Standards of Practice

- Committee for the Society of Interventional Radiology and Endorsed by the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe and the Canadian Interventional Radiology Association », *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 21, n° 11, p. 1632-1655, nov. 2010.
- [22] R. J. Winterborn, I. Amin, G. Lyratzopoulos, N. Walker, K. Varty, et W. B. Campbell, « Preferences for endovascular (EVAR) or open surgical repair among patients with abdominal aortic aneurysms under surveillance », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 49, n° 3, p. 576-581.e3, mars 2009.
- [23] G. Mouktadiri, B. Bou-Saïd, et H. Walter-Le-Berre, « Aortic endovascular repair modeling using the finite element method », *Journal of biomedical science and engineering*, vol. 6, n° 9, p. 917-927, sept. 2013.
- [24] G. J. Harrison, T. V. How, S. R. Vallabhaneni, J. A. Brennan, R. K. Fisher, J. B. Naik, et R. G. McWilliams, « Guidewire Stiffness: What's in a Name? », *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 18, n° 6, p. 797-801, déc. 2011.
- [25] G. Mouktadiri, « Angiovision-Pose d'endoprothèse aortique par angionavigation augmentée », Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Lyon, 2013.
- [26] A. Kaladji, A. Dumenil, G. Mahé, M. Castro, A. Cardon, A. Lucas, et P. Haigron, « Safety and Accuracy of Endovascular Aneurysm Repair Without Pre-operative and Intra-operative Contrast Agent », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 49, n° 3, p. 255-261, mars 2015.
- [27] A. Kaladji, A. Daoudal, E. Clochard, J. Gindre, A. Cardon, M. Castro, P. Haigron, et A. Lucas, « Interest of fusion imaging and modern navigation tools with hybrid rooms in endovascular aortic procedures. », *J Cardiovasc Surg (Torino)*, nov. 2015.
- [28] J. F. Angle, « Cone-Beam CT: Vascular Applications », *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, vol. 16, n° 3, p. 144-149, sept. 2013.
- [29] E. L. Chaikof, J. D. Blankensteijn, P. L. Harris, G. H. White, C. K. Zarins, V. M. Bernhard, J. S. Matsumura, J. May, F. J. Veith, M. F. Fillinger, R. B. Rutherford, et K. C. Kent, « Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 35, n° 5, p. 1048-1060, mai 2002.
- [30] J. P. Henretta, L. A. Karch, K. J. Hodgson, M. A. Mattos, D. E. Ramsey, R. McLafferty, et D. S. Sumner, « Special iliac artery considerations during aneurysm endografting », *The American Journal of Surgery*, vol. 178, n° 3, p. 212-218, sept. 1999.
- [31] Y. G. Wolf, M. Tillich, W. A. Lee, G. D. Rubin, T. J. Fogarty, et C. K. Zarins, « Impact of aortoiliac tortuosity on endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: Evaluation of 3D computer-based assessment », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 34, n° 4, p. 594-599, oct. 2001.
- [32] M. Tillich, R. E. Bell, D. S. Paik, D. Fleischmann, M. C. Sofilos, L. J. Logan, et G. D. Rubin, « Iliac Arterial Injuries after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms: Correlation with Iliac Curvature and Diameter », *Radiology*, vol. 219, n° 1, p. 129-136, avr. 2001.
- [33] A. Carroccio et D. Spielvogel, « Combined open and endovascular techniques for the treatment of complex vascular disease. », *The Mount Sinai journal of medicine, New York*, vol. 71, n° 1, p. 12-16, 2004.
- [34] W. F. Randall, « Unique operative approach for dealing with a tortuous external iliac artery during abdominal aortic aneurysm endografting », *International Journal of Angiology*, vol. 18, n° 1, p. 49-51, 2009.
- [35] A. Daoudal, A. Cardon, J.-P. Verhoye, E. Clochard, A. Lucas, et A. Kaladji, « Sealing zones have a greater influence than iliac anatomy on the occurrence of limb occlusion following endovascular aortic aneurysm repair », *Vascular*, juin 2015.
- [36] G. A. J. Fransen, P. Desgranges, R. J. F. Laheij, P. L. Harris, et J.-P. Becquemin, « Frequency, Predictive Factors, and Consequences of Stent-Graft Kink Following Endovascular AAA Repair », *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 10, n° 5, p. 913-918, oct. 2003.
- [37] D. L. Dawson, J. C. Hellinger, T. T. Terramani, S. Najibi, L. G. Martin, et A. B. Lumsden, « Iliac Artery Kinking with Endovascular Therapies: Technical Considerations », *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 13, n° 7, p. 729-733, juill. 2002.
- [38] N. Demanget, « Analyse des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique : Application au traitement des anévrismes tortueux. », Thèse de doctorat Mécanique et ingénierie, Saint-Etienne, France, 2012.
- [39] F. J. Veith, R. A. Baum, T. Ohki, M. Amor, M. Adiseshiah, J. D. Blankensteijn, J. Buth, T. A. M. Chuter, R. M. Fairman, G. Gilling-Smith, P. L. Harris, K. J. Hodgson, B. R. Hopkinson, K. Ivancev, B. T. Katzen, M. Lawrence-Brown, G. H. Meier, M. Malina, M. S. Makaroun, J. C. Parodi, G. M. Richter, G. D. Rubin, W. J. Stelter, G. H. White, R. A. White, W. Wisselink, et C. K. Zarins, « Nature and significance of endoleaks and endotension: Summary of opinions expressed at an international conference », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 35, n° 5, p. 1029-1035, mai 2002.
- [40] J. Golzarian et D. Valenti, « Endoleakage after endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms: diagnosis, significance and treatment », *European Radiology*, vol. 16, n° 12, p. 2849-2857, 2006.

- [41] P. Cao, P. De Rango, F. Verzini, et G. Parlani, « Endoleak after endovascular aortic repair: classification, diagnosis and management following endovascular thoracic and abdominal aortic repair », *J Cardiovasc Surg (Torino)*, vol. 51, n° 1, p. 53-69, févr. 2010.
- [42] G. N. Hounsfield, « Computed medical imaging. Nobel lecture, December 8, 1979. », *J Comput Assist Tomogr*, vol. 4, n° 5, p. 665-674, oct. 1980.
- [43] A. Kaladji, A. Lucas, G. Kervio, P. Haigron, et A. Cardon, « Sizing pour traitement endovasculaire des anévrismes : évaluation clinique d'un nouveau logiciel d'analyse tridimensionnelle automatisé », *Annales de Chirurgie Vasculaire*, vol. 24, n° 7, p. 992-1001, oct. 2010.
- [44] D. Mueller, « Fast Marching Minimal Path Extraction in ITK », *Insight Journal*, 2008. [En ligne]. Disponible sur: <http://hdl.handle.net/1926/1332>. [Consulté le: 18-févr-2016].
- [45] E. L. Chaikof, M. F. Fillinger, J. S. Matsumura, R. B. Rutherford, G. H. White, J. D. Blankensteijn, V. M. Bernhard, P. L. Harris, K. C. Kent, J. May, F. J. Veith, et C. K. Zarins, « Identifying and grading factors that modify the outcome of endovascular aortic aneurysm repair », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 35, n° 5, p. 1061-1066, mai 2002.
- [46] N. Dowson, M. Boulton, P. Cowled, T. De Loryn, et R. Fitridge, « Development of an Automated Measure of Iliac Artery Tortuosity that Successfully Predicts Early Graft-Related Complications Associated with Endovascular Aneurysm Repair », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 48, n° 2, p. 153-160, août 2014.
- [47] V. J. Gokani, N. G. Fishwick, E. Choke, M. J. Bown, et R. D. Sayers, « 'Trial of Stiff Guidewire': A Useful Adjunct to Determining Suitability for Endovascular Aneurysm Repair », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 44, n° 5, p. 527, nov. 2012.
- [48] S. F. Quinn, J. Kim, R. C. Sheley, et J. H. Frankhouse, « "Accordion" Deformity of a Tortuous External Iliac Artery After Stent-Graft Placement », *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 8, n° 1, p. 93-98, févr. 2001.
- [49] C. Kauffmann, F. Douane, E. Therasse, S. Lessard, S. Elkouri, P. Gilbert, N. Beaudoin, M. Pfister, J. F. Blair, et G. Soulez, « Source of Errors and Accuracy of a Two-Dimensional/Three-Dimensional Fusion Road Map for Endovascular Aneurysm Repair of Abdominal Aortic Aneurysm », *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 26, n° 4, p. 544-551, 2015.
- [50] A. Kaladji, A. Dumenil, M. Castro, A. Cardon, J.-P. Becquemin, B. Bou-Saïd, A. Lucas, et P. Haigron, « Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation », *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 37, n° 2, p. 142-149, mars 2013.
- [51] T. W. G. Carrell, B. Modarai, J. R. I. Brown, et G. P. Penney, « Feasibility and Limitations of an Automated 2D-3D Rigid Image Registration System for Complex Endovascular Aortic Procedures », *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 17, n° 4, p. 527-533, 2010.
- [52] Collège de la Haute Autorité de Santé, « Evaluation médico-économique des endoprothèses aortiques abdominales », *Haute Autorité de Santé*, p. 1-45, 2012.
- [53] S. Elkouri, E. Martelli, P. Glociczki, M. A. McKusick, J. M. Panneton, J. C. Andrews, A. A. Noel, T. C. Bower, T. M. Sullivan, C. Rowland, T. L. Hoskin, et K. J. Cherry, « Most Patients with Abdominal Aortic Aneurysm Are Not Suitable for Endovascular Repair Using Currently Approved Bifurcated Stent-Grafts », *Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 38, n° 5, p. 401-412, 2004.
- [54] A. R. Cotroneo, R. Iezzi, D. Giancristofaro, M. Santoro, F. Quinto, F. Spigonardo, et M. L. Storto, « Endovascular abdominal aortic aneurysm repair: how many patients are eligible for endovascular repair? », *Radiol med*, vol. 111, n° 4, p. 597-606, juin 2006.
- [55] andreas Wittek, K. Karatolios, P. Bihari, T. Schmitz-Rixen, R. Moosdorf, S. Vogt, et C. Blase, « In vivo determination of elastic properties of the human aorta based on 4D ultrasound data », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013.
- [56] A. Wittek, W. Derwich, K. Karatolios, C. P. Fritzen, S. Vogt, T. Schmitz-Rixen, et C. Blase, « A finite element updating approach for identification of the anisotropic hyperelastic properties of normal and diseased aortic walls from 4D ultrasound strain imaging », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2015.
- [57] M. L. Raghavan, M. W. Webster, et D. A. Vorp, « Ex-Vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: assessment using a new mathematical model », *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 24, p. 573-582, 1996.
- [58] M. L. Raghavan et D. A. Vorp, « Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability », *Journal of biomechanics*, vol. 33, n° 4, p. 475-482, 2000.
- [59] J. Vande Geest, M. Sacks, et D. A. Vorp, « Age-dependency of the biaxial biomechanical behavior of human abdominal aorta », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, n° 6, p. 815-822, 2004.

- [60] J. P. Vande Geest, M. S. Sacks, et D. A. Vorp, « The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 1324-1334, 2006.
- [61] D. Haskett, G. Johnson, A. Zhou, U. Utzinger, et J. Vande Geest, « Microstructural and biomechanical alterations of the human aorta as a function of age and location », *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 9, p. 725-736, 2010.
- [62] A. Kamenskiy, S. A. J. Kazmi, M. A. Pemberton, I. I. Pipinos, Y. A. Dzenis, C. S. Lomneth, N. Y. Phillips, et J. N. MacTaggart, « Biaxial Mechanical Properties of the Human Thoracic And Abdominal Aorta, Common Carotid, Subclavian, Renal and Common Iliac Arteries », *Journal of Surgical Research*, vol. 186, n° 2, p. 667, févr. 2014.
- [63] M. R. Labrosse, C. J. Beller, T. Mesana, et J. P. Veinot, « Mechanical behavior of human aortas: experiments, material constants and 3D finite element modeling including residual stress », *Journal of Biomechanics*, n° 42, p. 996-1004, 2009.
- [64] M. R. Labrosse, E. R. Gerson, J. P. Veinot, et C. J. Beller, « Mechanical characterization of human aortas from pressurization and paradigm shift for circumferential residual stress », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012.
- [65] J. Tong, T. Cohnert, P. Regitnig, et G. A. Holzapfel, « Effects of age on the elastic properties of the intraluminal thrombus and the thrombus-covered wall in AAA: Biaxial extension behaviour and material modelling », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 42, p. 207-219, 2011.
- [66] S. Polzer, T. C. Gasser, J. Bursa, R. Staffa, R. Vlachovsky, V. Man, et P. Skacel, « Importance of material model in wall stress prediction in abdominal aortic aneurysms », *Medical Engineering & Physics*, 2013.
- [67] H. Weisbecker, D. M. Pierce, P. Regitnig, et G. A. Holzapfel, « Layer-specific damage experiments and modeling of human thoracic and abdominal aortas with non-atherosclerotic intimal thickening », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 12, p. 93-106, 2012.
- [68] T. C. Gasser, S. Gallinetti, X. Xing, C. Forsell, J. Swedenborg, et J. Roy, « Spatial orientation of collagen fibers in the abdominal aortic aneurysm's wall and its relation to wall mechanics », *Acta Biomaterialia*, vol. 8, p. 3091-3103, 2012.
- [69] S. De Putter, B. Wolters, M. Rutten, M. Breeuwer, F. Gerritsen, et F. Van De Vosse, « Patient-specific initial wall stress in abdominal aortic aneurysms with a backward incremental method », *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 5, p. 1081-1090, 2006.
- [70] B. Doyle, A. Callanan, et T. McGloughlin, « A comparison of modelling techniques for computing wall stress in abdominal aortic aneurysms », *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 6, n° 1, p. 38, 2007.
- [71] Z.-Y. Li, J. U-King-Im, T. Y. Tang, E. Soh, T. Choon See, et J. H. Gillard, « Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stress of abdominal aortic aneurysm », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 47, n° 5, p. 928-935, 2008.
- [72] J. F. Rodriguez, C. Ruiz, M. Doblaré, et G. A. Holzapfel, « Mechanical stresses in Abdominal Aortic Aneurysms: Influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 130, 2008.
- [73] P. Rissland, Y. Alemu, J. Ricotta, et D. Bluestein, « AAA risk of rupture: patient-specific FSI simulations Using Anisotropic model », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131, 2009.
- [74] S. Zeinali-Davarani, L. G. Raguin, D. A. Vorp, et S. Baek, « Identification of in vivo material and geometric parameters of a human aorta: toward patient-specific modeling of abdominal aortic aneurysm », *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 10, p. 689-699, 2010.
- [75] J. Ferruzzi, D. A. Vorp, et J. D. Humphrey, « On constitutive descriptors of the biaxial mechanical behaviour of human abdominal aorta and aneurysms », *Journal of the royal society Interface*, vol. 8, p. 435-450, 2010.
- [76] S. Roccabianca, C. A. Figueroa, G. Tellides, et J. D. Humphrey, « Quantification of regional differences in aortic stiffness in the aging human », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013.
- [77] E. Di Martino, S. Mantero, F. Inzoli, G. Melissano, D. Astore, R. Chiesa, et R. Fumero, « Biomechanics of AAA in the presence of Endoluminal Thrombus: Experimental Characterisation and Structural Static Computational Anlysis », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 15, p. 290-299, 1998.
- [78] D. H. Wang, M. Makaroun, M. W. Webster, et D. . Vorp, « Mechanical properties and microstructure of intraluminal thrombus from abdominal aortic aneurysm », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, n° 6, p. 536-539, 2001.
- [79] J. P. Vande Geest, M. S. Sacks, et D. A. Vorp, « A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysms », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 2347-2354, 2006.
- [80] J. Tong, A. J. Schriefel, T. Cohnert, et G. A. Holzapfel, « Gender Differences in Biomechanical Properties, Thrombus Age, Mass Fraction and Clinical Factors of Abdominal Aortic Aneurysms », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 45, n° 4, p. 364-372, avr. 2013.

- [81] H. M. Loree, A. J. Grodzinsky, S. Y. Park, L. J. Gibson, et R. T. Lee, « Static circumferential tangential modulus of human atherosclerotic tissue », *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 2, p. 195-204, 1994.
- [82] G. A. Holzapfel, G. Sommer, et P. Regitnig, « Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, p. 657-665, 2004.
- [83] S. P. Marra, C. P. Daghlian, M. F. Fillinger, et F. E. Kennedy, « Elemental composition, morphology and mechanical properties of calcified deposits obtained from abdominal aortic aneurysms », *Acta Biomaterialia*, vol. 2, p. 515-520, 2006.
- [84] A. E. Li, I. Kamel, F. Rando, M. Anderson, B. Kumbasar, J. A. C. Lima, et D. A. Bluemke, « 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, p. 593-597, mars 2004.
- [85] M. R. Roach et A. C. Burton, « THE EFFECT OF AGE ON THE ELASTICITY OF HUMAN ILIAC ARTERIES », *Can. J. Biochem. Physiol.*, vol. 37, n° 4, p. 557-570, avr. 1959.
- [86] C. A. J. Schulze-Bauer, C. Morth, et G. A. Holzapfel, « Passive biaxial mechanical response of aged human iliac arteries », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 125, p. 395-406, 2003.
- [87] M. L. Raghavan, J. Kratzberg, E. M. Castro de Tolosa, M. M. Hanaoka, P. Walker, et E. Simao da Silva, « Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 3010-3016, 2005.
- [88] C. Reeps, M. Gee, A. Maier, M. Gurdan, H.-H. Eckstein, et W. A. Wall, « The impact of model assumptions on results of computational mechanics in abdominal aortic aneurysm », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 51, n° 3, p. 679-688, 2010.
- [89] J. P. Vande Geest, D. E. Schmidt, M. S. Sacks, et D. A. Vorp, « The effects of anisotropy on the stress analyses of patient-specific AAA », *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 36, n° 6, p. 921-932, 2008.
- [90] J. F. Rodriguez, G. Martufi, M. Doblaré, et E. A. Finol, « The effect of material model formulation in the stress analysis of abdominal aortic aneurysms », *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 37, n° 11, p. 2218-2221, 2009.
- [91] B. J. Doyle, A. Callanan, P. A. Grace, et E. G. Kavanagh, « On the influence of patient-specific material properties in computational simulations: A case study of a large ruptured AAA », *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 29, p. 150-164, 2012.
- [92] D. H. J. Wang, M. S. Makaroun, M. W. Webster, et D. A. Vorp, « Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 36, n° 3, p. 598-604, sept. 2002.
- [93] E. Georgakarakos, C. V. Ioannou, S. Volanis, Y. Papaharilaou, J. Ekaterinaris, et A. N. Katsamouris, « The influence of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. », *Int Angiol*, vol. 28, n° 4, p. 325-333, août 2009.
- [94] F. Riveros, G. Martufi, T. C. Gasser, et J. Rodriguez-Matas, « On the Impact of Intraluminal Thrombus Mechanical Behavior in AAA Passive Mechanics », *Ann Biomed Eng*, vol. 43, n° 9, p. 2253-2264, sept. 2015.
- [95] C. Reeps, A. Maier, J. Pelisek, F. Härtl, V. Grabher-Meier, W. A. Wall, M. Essler, H.-H. Eckstein, et M. W. Gee, « Measuring and modeling patient-specific distributions of material properties in abdominal aortic aneurysm wall », *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 12, n° 4, p. 717-733, août 2013.
- [96] M. L. Raghavan, D. A. Vorp, M. P. Federle, M. S. Makaroun, et M. W. Webster, « Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 31, n° 4, p. 760 - 769, 2000.
- [97] M. L. Raghavan, M. Baoshun, et M. F. Fillinger, « Non-invasive determination of zero-pressure geometry of arterial aneurysms », *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 34, n° 9, p. 1414-1419, 2006.
- [98] S. de Putter, B. J. B. M. Wolters, M. C. M. Rutten, M. Breeuwer, F. A. Gerritsen, et F. N. van de Vosse, « Patient-specific initial wall stress in abdominal aortic aneurysms with a backward incremental method », *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 5, p. 1081-1090, 2007.
- [99] J. Lu, X. Zhou, et M. L. Raghavan, « Inverse elastostatic stress analysis in pre-deformed biological structures: Demonstration using abdominal aortic aneurysms », *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 3, p. 693-696, 2006.
- [100] S. Govindjee et P. A. Mihalic, « Computational methods for inverse deformations in quasi-incompressible finite elasticity », *Int. J. Numer. Meth. Engng.*, vol. 43, n° 5, p. 821-838, nov. 1998.
- [101] J. Bols, J. Degroote, B. Trachet, B. Verhegghe, P. Segers, et J. Vierendeels, « A computational method to assess the in vivo stresses and unloaded configuration of patient-specific blood vessels », *Journal of computational and Applied mathematics*, vol. 246, p. 10-17, 2013.
- [102] F. Riveros, S. Chandra, E. Finol, T. C. Gasser, et J. Rodriguez, « A Pull-Back Algorithm to Determine the Unloaded Vascular Geometry in Anisotropic Hyperelastic AAA Passive Mechanics », *Ann Biomed Eng*, vol. 41, n° 4, p. 694-708, avr. 2013.

- [103] M. Gee, C. Reeps, H. Eckstein, et W. Wall, « Prestressing in finite deformation abdominal aortic aneurysm simulation », *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 11, p. 1732–1739, 2009.
- [104] M. W. Gee, C. Förster, et W. A. Wall, « A computational strategy for prestressing patient-specific biomechanical problems under finite deformation », *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 26, p. 52–72, 2009.
- [105] H. Weisbecker, D. M. Pierce, et G. A. Holzapfel, « A generalized prestressing algorithm for finite element simulations of preloaded geometries with application to the aorta », *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.*, vol. 30, n° 9, p. 857–872, sept. 2014.
- [106] L. Cardamone, A. Valentin, J. F. Eberth, et J. D. Humphrey, « Origin of axial prestretch and residual stress in arteries », *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2009.
- [107] M. L. Raghavan, S. Trivedi, A. Nagaraj, D. D. McPherson, et K. B. Chandran, « Three-dimensional finite element analysis of residual stress in arteries », *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 32, n° 2, p. 257–263, 2004.
- [108] D. M. Pierce, T. E. Fastl, B. Rodriguez-Vila, P. Verbrugge, I. Fourneau, G. Maleux, P. Herijgers, E. J. Gomez, et G. A. Holzapfel, « A method for incorporating three-dimensional residual stretches/stresses into patient-specific finite element simulations of arteries », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 47, p. 147–164, juill. 2015.
- [109] yi Liu, C. Dang, M. Garcia, H. Gregersen, et G. S. Kassab, « Surrounding tissues affect the passive mechanics of the vessel wall: theory and experiment », *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 293, p. 3290–3300, 2007.
- [110] W. Zhang, Y. Liu, et G. S. Kassab, « Viscoelasticity reduces the dynamic stresses and strains in the vessel wall: implications for vessel fatigue », *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, vol. 293, n° 4, p. H2355–H2360, oct. 2007.
- [111] S. Hodis et M. Zamir, « Arterial wall tethering as a distant boundary condition », *Physical Review E*, vol. 80, 2009.
- [112] P. Moireau, N. Xiao, M. Astorino, C. A. Figueroa, D. Chapelle, C. A. Taylor, et J.-F. Gerbeau, « External tissue support and fluid-structure simulation in blood flows », *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 11, p. 1–18, 2011.
- [113] T. I. Józsa et G. Paál, « Boundary conditions for flow simulations of abdominal aortic aneurysms », *International Journal of Heat and Fluid Flow*, vol. 50, p. 342–351, déc. 2014.
- [114] D. Perrin, P. Badel, L. Orgéas, C. Geindreau, A. Dumenil, J.-N. Albertini, et S. Avril, « Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment: Validation on three clinical cases », *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 10, p. 1868–1875, juill. 2015.
- [115] M. F. Fillinger, S. P. Marra, M. L. Raghavan, et F. E. Kennedy, « Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 37, n° 4, p. 724–732, avr. 2003.
- [116] E. Larsson, F. Labruto, T. C. Gasser, J. Swedenborg, et R. Hultgren, « Analysis of aortic wall stress and rupture risk in patients with abdominal aortic aneurysm with a gender perspective », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 54, n° 2, p. 295–299, août 2011.
- [117] T. C. Gasser, M. Auer, F. Labruto, J. Swedenborg, et J. Roy, « Biomechanical Rupture Risk Assessment of Abdominal Aortic Aneurysms: Model Complexity versus Predictability of Finite Element Simulations », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 40, n° 2, p. 176–185, août 2010.
- [118] S. De Bock, F. Iannaccone, G. De Santis, M. De Beule, D. Van Loo, D. Devos, F. Vermassen, P. Segers, et B. Verhegghe, « Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study », *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 13, n° 0, p. 129–139, sept. 2012.
- [119] F. Auricchio, « Patient-specific aortic endografting simulation From diagnosis to prediction », *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43, n° 4, p. 386–394, 2013.
- [120] A. Gupta, S. Sett, et B. Wolf, « Investigation of interaction between guidewire and native vessel using finite element analysis ». Simulia customer conference, 2010.
- [121] D. Roy, G. A. Holzapfel, C. Kauffmann, et G. Soulez, « Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms: geometrical and structural reconstruction with application of an anisotropic material model », *IMA Journal of Applied Mathematics*, vol. 79, n° 5, p. 1011–1026, oct. 2014.
- [122] A. Dumenil, A. Kaladji, M. Castro, S. Esneault, A. Lucas, M. Rochette, C. Goksu, et P. Haigron, « Finite-Element-Based Matching of Pre- and Intraoperative Data for Image-Guided Endovascular Aneurysm Repair », *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, n° 5, p. 1353–1362, mai 2013.

- [123] D. Murray, J. Ghosh, N. Khwaja, M. O. Murphy, M. S. Baguneid, et M. G. Walker, « Access for Endovascular Aneurysm Repair », *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 13, n° 6, p. 754-761, déc. 2006.
- [124] L. Grassi, N. Hraiech, E. Schileo, M. Ansaloni, M. Rochette, et M. Viceconti, « Evaluation of the generality and accuracy of a new mesh morphing procedure for the human femur », *Med Eng Phys*, vol. 33, n° 1, p. 112-120, janv. 2011.
- [125] Dassault Systemes Simulia Corp, *Abaqus Analysis User's Manual*, vol. Abaqus 6.14. Providence, RI, USA, 2016.
- [126] Livermore Software Technology Corporation, *LS-DYNA Theory Manual*. Livermore, California 94551, 2006.
- [127] P. Markelj, D. Tomaževič, B. Likar, et F. Pernuš, « A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions », *Medical Image Analysis*, vol. 16, n° 3, p. 642-661, avr. 2012.
- [128] M.-P. Dubuisson et A. K. Jain, « A modified Hausdorff distance for object matching », *Pattern Recognition, 1994. Vol. 1 - Conference A: Computer Vision & Image Processing., Proceedings of the 12th IAPR International Conference on*, vol. 1, p. 566-568 vol.1, 1994.
- [129] W. E. Lorensen et H. E. Cline, « Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm », in *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, New York, NY, USA, 1987, p. 163-169.
- [130] M. Tillich, B. B. Hill, D. S. Paik, K. Petz, S. Napel, C. K. Zarins, et G. D. Rubin, « Prediction of Aortoiliac Stent-Graft Length: Comparison of Measurement Methods », *Radiology*, vol. 220, n° 2, p. 475-483, août 2001.
- [131] D. R. Whittaker, J. Dwyer, et M. F. Fillinger, « Prediction of altered endograft path during endovascular abdominal aortic aneurysm repair with the Gore Excluder », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 41, n° 4, p. 575-583, avr. 2005.
- [132] W. Higashiura, K. Kichikawa, S. Sakaguchi, N. Tabayashi, S. Taniguchi, et H. Uchida, « Accuracy of Centerline of Flow Measurement for Sizing of the Zenith AAA Endovascular Graft and Predictive Factor for Risk of Inadequate Sizing », *Cardiovasc Intervent Radiol*, vol. 32, n° 3, p. 441-448, mai 2009.
- [133] D. P. Huttenlocher, G. A. Klanderman, et W. J. Rucklidge, « Comparing images using the Hausdorff distance », *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 15, n° 9, p. 850-863, sept. 1993.
- [134] Aspert N, D. Santa-Cruz, et T. Ebrahimi, « MESH : measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance », *Multimedia and Expo, 2002. ICME '02. Proceedings. 2002 IEEE International Conference on*, vol. 1, p. 705-708 vol.1, 2002.
- [135] R. Klein, G. Liebich, et W. Straßer, « Mesh reduction with error control », in *Proceedings of the 7th conference on Visualization '96*, San Francisco, California, USA, 1996, p. 311-318.







FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON OPEREE AU SEIN DE L'INSA LYON

NOM : Gindre

DATE de SOUTENANCE : 30 Mai 2016

Prénom : Juliette

TITRE : Simulation spécifique patient de la réponse mécanique de la structure vasculaire à l'insertion d'outils lors d'une chirurgie EVAR

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2016LYSEI052

Ecole doctorale : Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique

Spécialité : Génie Mécanique

RESUME : Dans ce travail de thèse, on s'intéresse au traitement endovasculaire de l'anévrisme de l'aorte abdominale (EVAR). Cette technique mini-invasive couramment utilisée et connaît une croissance importante depuis 10 ans. Elle repose sur l'exclusion du sac anévrisimal par le déploiement au niveau de l'anévrisme d'une ou plusieurs endoprothèses introduites par voies fémorales. Au cours de l'intervention, plusieurs types d'outils de rigidité variable sont introduits pour permettre la navigation de l'endoprothèse. La structure vasculaire subit alors des déformations importantes. Ces déformations sont en général sans incidence sur le bon déroulement de l'intervention. Cependant dans certains cas, notamment pour les patients présentant des anatomies défavorables (fortes tortuosités ou angulations, important degré de calcification, longueur importante des artères iliaques communes et externes) les déformations produites par l'insertion des guides rigides peuvent avoir des conséquences sur le déroulement de l'intervention. Actuellement leur anticipation repose principalement sur l'expérience du chirurgien. La simulation mécanique semble être un outil adapté pour fournir des indicateurs plus objectifs et utiles au praticien lors du planning de son intervention : cette pratique permettrait en guidant et sécurisant le geste chirurgical de diminuer potentiellement les risques de complications peropératoires et postopératoires.

La première étape du travail a consisté à développer un modèle mécanique de la structure aorto-iliaque et une méthode de simulation permettant de répondre au problème mécanique posé. Ce modèle a été paramétré de façon patient-spécifique à partir des données préopératoires disponibles. Puis la deuxième étape du travail a consisté à valider la modélisation développée en la confrontant à des données peropératoires réelles obtenus sur 28 cas de patients opérés au CHU de Rennes. L'ensemble des méthodes développées à enfin été intégré à un module de démonstration du logiciel EndoSize® (Therenva, France).

MOTS-CLÉS : Anévrisme de l'Aorte Abdominale, traitement endovasculaire, modélisation, simulation éléments-finis explicite, comparaison données peropératoires 3D, intégration logicielle.

Laboratoire (s) de recherche : Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures  
UMR CNRS 5259- INSA de Lyon  
18-20 rue des Sciences, 69621 Villeurbanne Cedex France

Directeur de thèse: Monsieur le Professeur Alain COMBESURE

Président de jury :

Composition du jury :

PAYAN Yohan, SALSAC Anne-Virginie, AVRIL Stéphane, COMBESURE Alain, HAIGRON Pascal, ROCHETTE Michel, LUCAS Antoine, WALL Wolfgang