HAL
open science

Vers un outil d'aide à la décision pour le traitement des anévrismes par endochirurgie

David Perrin

To cite this version:

David Perrin. Vers un outil d'aide à la décision pour le traitement des anévrismes par endochirurgie. Autre. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2015. Français. NNT : 2015EMSE0807 . tel-01557293

HAL Id: tel-01557293

https://theses.hal.science/tel-01557293v1

Submitted on 6 Jul 2017

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.

NNT : *2015 EMSE 0807*

THÈSE

présentée par

David PERRIN

pour obtenir le grade de
Docteur de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

VERS UN OUTIL D'AIDE A LA DECISION POUR LE TRAITEMENT DES ANEVRISMES PAR ENDOCHIRURGIE

soutenue à Saint-Etienne, le 11 Décembre 2015

Membres du jury

Président :	Pascal HAIGRON	Professeur, Université de Rennes 1, Rennes
Rapporteurs :	Rosaire MONGRAIN	Professeur, McGill University, Montreal, Canada
	Patrick SEGERS	Professeur, Ghent University, Ghent, Belgique
Examinateurs :	Jean-Noël ALBERTINI	PU-PH, UJM-CHU, Saint-Étienne
	Pierre BADEL	Maître-assistant, ENSM-SE, Saint-Étienne
	Christian GEINDREAU	Professeur, UJF, Grenoble
Directeurs de thèse :	Stéphane AVRIL	Professeur, ENSM-SE, Saint-Étienne
	Laurent ORGÉAS	Directeur de Recherche CNRS, UJF, Grenoble

Spécialités doctorales	Responsables :	Spécialités doctorales	Responsables
SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX	K. Wolski Directeur de recherche	MATHEMATIQUES APPLIQUEES	O. Roustant, Maître-assistant
MECANIQUE ET INGENIERIE	S. Drapier, professeur	INFORMATIQUE	O. Boissier, Professeur
GENIE DES PROCEDES	F. Gruy, Maître de recherche	IMAGE, VISION, SIGNAL	JC. Pinoli, Professeur
SCIENCES DE LA TERRE	B. Guy, Directeur de recherche	GENIE INDUSTRIEL	A. Dolgui, Professeur
SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT	D. Graillot, Directeur de recherche	MICROELECTRONIQUE	S. Dauzere Peres, Professeur

EMSE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

ABSI	Nabil	CR	Génie industriel	CMP
AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR2	Informatique	FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BATTAIA-GUSCHINSKAYA	Olga	CR	Génie industriel	FAYOL
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BERGER DOUCE	Sandrine	PR2	Sciences de gestion	FAYOL
BIGOT	Jean Pierre	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaid	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BLAYAC	Sylvain	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BONNEFOY	Olivier	MA(MDC)	Génie des Procédés	SPIN
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BRUCHON	Julien	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	SMS
BURLAT	Patrick	PR1	Génie Industriel	FAYOL
COURNIL	Michel	PR0	Génie des Procédés	DIR
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Image Vision Signal	CIS
DELAFOSSE	David	PR0	Sciences et génie des matériaux	SMS
DELORME	Xavier	MA(MDC)	Génie industriel	FAYOL
DESRAYAUD	Christophe	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR0	Génie Industriel	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FAVERGEON	Loïc	CR	Génie des Procédés	SPIN
FEILLET	Dominique	PR1	Génie Industriel	CMP
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
GAVET	Yann	MA(MDC)	Image Vision Signal	CIS
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	CIS
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GONDRAN	Natacha	MA(MDC)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	DR	Sciences de la Terre	SPIN
HAN	Woo-Suck	MR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
LI	Jean-Michel		Microélectronique	CMP
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MAURINE	Philippe	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MONTHEILLET	Frank	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
MOUTTE	Jacques	CR	Génie des Procédés	SPIN
NEUBERT	Gilles	PR	Génie industriel	FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre	Ingénieur de recherche		CMP
NORTIER	Patrice	PR1		SPIN
OWENS	Rosin	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
PICARD	Gauthier	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Image Vision Signal	CIS
POURCHEZ	Jérémy	MR	Génie des Procédés	CIS
ROBISSON	Bruno	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
ROUSSY	Agnès	MA(MDC)	Génie industriel	CMP
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)	Mathématiques appliquées	FAYOL
ROUX	Christian	PR	Image Vision Signal	CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
TRIA	Assia	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	PR2	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	DR	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR1	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	CR	Génie industriel	CMP

ENISE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

BERGHEAU	Jean-Michel	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
BERTRAND	Philippe	MCF	Génie des procédés	ENISE
DUBUJET	Philippe	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FEULVARCH	Eric	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FORTUNIER	Roland	PR	Sciences et Génie des matériaux	ENISE
GUSSAROV	Andrey	Enseignant contractuel	Génie des procédés	ENISE
HAMDI	Hédi	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
LYONNET	Patrick	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
RECH	Joël	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
SMUROV	Igor	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
TOSCANO	Rosario	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
ZAHOUANI	Hassan	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE

Mise à jour : 29/06/2015

Remerciements

Bizarrerie de la thèse, c'est par le début du manuscrit de thèse que le doctorant finit d'écrire et termine cette période de trois ans. La boucle est bouclée, il est temps d'en finir, et de remercier tout le beau monde que j'ai eu la chance de rencontrer.

Mes premiers remerciements iront vers tous les organismes qui m'ont permis de faire cette thèse dans les meilleures conditions possibles, en m'allouant du financement, de l'encadrement, du matériel informatique (merci pour le cluster) et expérimental (oui, j'ai fait des manipulations !)... Pour les citer : le Centre Ingénierie et Santé (CIS) et l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne (ENSM-SE) dans son ensemble, le laboratoire Sols, Solides, Structures Risques (3SR) de Grenoble, le service de chirurgie vasculaire du CHU de Saint-Etienne et la Région Rhône-Alpes.

De manière plus personnelle, je tiens maintenant à remercier Stéphane Avril, mon directeur de thèse, qui m'a soutenu dès le début en me proposant ce sujet de thèse et en m'acceptant au sein du laboratoire. Cette thèse n'aurait pas été la même sans son implication pour trouver des partenaires et collaborer avec des industriels, ses conseils et ses idées techniques, ainsi que pour le degré d'autonomie qu'il m'a accordé.

Merci aussi à Laurent Orgéas, qui a co-encadré ma thèse. J'ai pris plaisir à nos réunions d'avancement, grâce ses remarques constructives, ses bonnes idées. Il m'a aussi particulièrement aidé par ses relectures appliquées des articles à soumettre, et par le très bon accueil que j'ai reçu à Grenoble lors de ma courte (ce que je regrette un peu parfois) période de manipulations.

Pareil (promis, je trouve d'autres synonymes à ce mot à partir de maintenant), tous mes remerciements à Pierre Badel pour les solutions qu'il a pu apporter à mes problèmes techniques du quotidien, sa sympathie et la bonne ambiance du laboratoire qu'il contribue fortement à entretenir (lors des pauses café, des réunions même, et du maintenant traditionnel barbecue). Continue à prendre aussi bien soin de tes prochains doctorants. Et mon vélo tiens aussi à dire merci à son ancien propriétaire pour les conseils d'entretien qu'il m'a donné !

L'un des acteurs principaux de cette thèse a été Jean-Noël Albertini, qui a et continue à insuffler sa motivation et sa vision à ce projet. Je tiens à le remercier pour le temps qu'il a su dégager de son emploi du temps chargé pour participer aux réunions, expliquer son point de vue et

comprendre celui des chercheurs qui l'entouraient. Et d'avance merci pour la suite, toi entre autre qui m'as convaincu de continuer sur la lancée de ma thèse par un projet de start-up.

Je souhaite également remercier Christian Geindreau pour tout son apport lors de nos réunions et de l'écriture des articles.

Mes remerciements vont vers les rapporteurs de ce manuscrit, Rosaire Mongrain et Pascal Segers, qui ont fait l'effort d'effectuer un long trajet pour assister à ma soutenance. La pertinence de leur questions et remarques sur les perspectives de cette thèse me seront particulièrement utiles par la suite.

Je tiens de plus à remercier tous les partenaires de ce travail : l'ensemble des équipes de Rennes, Lyon (bonne chance Juliette !), Lille, Cemil pour ses discussions et l'accès qu'il m'a accordé au logiciel Endosize, Atul Gupta (Medtronic) pour ses conseils, Frédéric Chazal (Vascutek) pour son implication et son aide.

Ce travail n'aurait pas été possible sans de nombreuses personnes qui m'ont proposé et fourni leur aide tout au long de ma thèse : Nicolas Moulin, Olivier Breuil, Thierry Louvancourt, Nicolas Curt, Sabine Rolland du Roscoat, Françoise Bresson et Amélie Chatagnon (toujours présente et souriante).

Passons maintenant aux choses (moins) sérieuses : les autres. Ces gens avec qui j'ai discuté avec plaisir, bu du café, sorti, rigolé (ou du moins fait semblant de sourir quand le niveau de la blague était trop bas), bu encore plus de café, voyagé, sorti encore... Etant donné leur nombre, je vais essayer de faire par catégorie.

Dans la catégorie des "vieux", sont nominés :

— Pierre-Yves *Rohan*, toujours de bonne humeur (surtout si ça parle de nourriture), à l'écoute, éternel partant pour faire la fête, chanteur du groupe The Doctorants au sein duquel j'ai fait mes premières armes à la basse.

— Benjamin, squatteur du J2, ancien propriétaire de l'appartement rendez-vous des squatteurs de fin de soirée, maitre ès pantouflard du dimanche et crème brulée, guitariste solo de The Doctorants.

— Aaron, le batteur inarrêtable de The Doctorants, le créateur d'expressions françaises cocasses, le plus grand consommateur de pulls de Saint-Etienne, l'amateur de frisbee et partenaire de squash.

— Baptiste, le chercheur fou, le basketteur pongiste, le geek amoureux des sorties dans la nature, le cinéphile photographe et surtout le découvreur de Tunak Tunak, qui rythme chacune de nos soirées désormais.

— Rébecca et son humour pince sans rire, Bilal le grand shtroumpf, Katerina à l'énergie débordante.

— et les très vieux, Nicolas qui a établi les solides bases de ce travail, Alexandre à la conversation toujours variée et animée, Laura, Julie. Et je n'oublie pas bien sur toutes celles qui les accompagnent et les supportent : Dina, Sylvia, Manue, Laura (pas la première, l'autre), Sophie, Julie (pas la première, l'autre).

Dans la catégorie du meilleur groupe international de tous les temps (pour les fans ne nous connaissant pas encore : le groupe 3 ou 4 ans plus tard) sont nominés :

— Fanny, la mamie guitariste toujours jeune dans sa tête. Un grand plaisir (à part la torture de cobaye) d'avoir partagé avec toi ces trois années et un bureau pendant quelques mois ! Une pièce maitresse du laboratoire par sa bonne humeur, ses soirées cinémas, son addiction au Cyrus. Seuls bémols : l'improvisation et le jeu de scène. Pensée à Jo et à la bigleuse.

— Baptiste, le batteur au crâne encore bien garni. Toujours prêt à filer un coup de main (esprits tordus s'abstenir), apprécié par tous, du CIS à SPIN en passant par les serveurs du Soggy, grâce / malgré (rayez la mention inutile) son humour du J3®. Préviens moi pour la prochaine Stéphanoise !

— Boris, le guitariste qui ne répète qu'à tempo 180 minimum. Une culture geek / internet sans fin, de même que se mails, une barbe à dimension très variable, un appétit prononcé pour les fruits tard le soir et une parfaite maitrise du tout dernier moment à l'arrache (merci la formation centralienne).

— Omar (je ne t'ai pas oublié), le chanteur philosophe. Difficile à décrire car mexico-libanais, bouddhiste musulman, boudeur attachant, et nouvellement végétalien. Toujours serein et persévérant, que ce soit pour élever le niveau de discussion ou faire des croquettes ! Merci pour le Liban et promis je passerai te voir sur Paris !

Dans la catégorie doc/postdoc sont nominés :

— Fanette, la féministe à grands coups de Causette, l'amatrice de rugby, de mêlées, de vin et de fromage (Auvergne oblige), l'animatrice de conversations, l'organisatrice. Je te laisse le rôle de tête de turc j'ai l'impression !

— Pierrech, la fée Clochette à la diététique à base de knacki et petit pain, le pongiste invétéré, La culture ciné du labo, le blagueur fourbe (dans tous les mauvais coups mais jamais en première ligne).

— Armelle, la sportive, la ligérienne qui part à la découverte du monde (*i.e.* la chanceuse qui va à Taïwan et Hawaï).

— Sareh la danseuse, la personne à contacter quand on est étranger et qu'on débarque au laboratoire, le sourire aux lèvres en permanence.

— Witold, le lyonnais toujours occupé et chez qui on devrait enfin arriver à faire la crémaillère.

— Sabri, Thomas, Martin, les discrets d'I4S.
— Frances, Olfa et Victor que j'ai eu la chance de rencontrer et parfois de travailler avec, Clémentine dont la rapidité d'intégration montre la sympathie.
— les nouveaux arrivés Cristina, Mikhael, Djamal, Solmaz, Greta, à qui je souhaite bonne chance pour la suite, et aussi à Guillaume et Sabrina qui continueront les travaux dans la lignée de ma thèse.

Dans la catégorie copains divers sont nominés :

— Miru, Maxym, Mathilde, Olivier, Sylvain, Agathe, Laura, Amélie, Estelle, Clotilde, Guillaume et bien d'autres, pour leur bonne humeur et les bons moments passés ensemble.

Dans la catégorie humour et salle de pause sont nominés :

— Thierry, pour les tranches de rigolade, les bouffes toujours diététiques, les chorégraphies à Just Dance.
— Laurent, Jérôme, Woo-Suck, Claire, pour leur personnalité variée, avec leur humour propre, et pour l'aide que vous daignez octroyer aux pauvres doctorants.

Dans la catégorie famille (et humour) :

— parents, frère et sœur, grand-mères, oncles, tantes, cousins. Ca y est, la cabane est tombé sur le chien, les mouches ont changé d'âne. Fini les tuuuuiiiii, iiiiiuuuut, ça craint... Me voilà docteur mais j'essaierai de ne pas trop prendre le boulard.

Dans la catégorie Bretagne :

— Klervi, qui même si elle n'est pas parfaite, m'a entre autre énormément soutenu suite à mon opération, pendant la rédaction et les concerts (parmi les plus fidèles fans). Pas évident d'exprimer ce que je pense en français ; et encore moins en breton mais je me lance : Trugarez, pokoù !

Et j'espère que je n'ai personne à nominer dans la catégorie "oubliés par inadvertance" ! En tout cas merci à tous pour ces trois très bonnes années que je n'oublierai pas ! Et je vous dis à très bientôt car je ne serai pas bien loin à priori (dur dur de se séparer de son cluster)...

Table des matières

Remerciements **i**

Table des matières **vii**

Table des figures **xv**

Liste des tableaux **xviii**

Introduction générale **xix**

1 Généralités **1**

1.1 Les anévrismes de l'aorte abdominale 2

1.1.1 Description générale 2

1.1.2 Critères interventionnels 4

1.1.3 Les deux types d'intervention de l'AAA 5

1.2 Faiblesses et opportunités de la chirurgie endovasculaire 9

1.2.1 Le planning pré-opératoire 10

1.2.2 La procédure chirurgicale 12

1.2.3 Le suivi des patients 14

1.3 Simulations numériques 17

1.3.1 Simulations de dynamique des fluides 17

1.3.2 Simulations d'interaction fluide-structure 18

1.3.3 Simulation de mécanique du solide 19

1.4 Contexte de la thèse 21

1.4.1 Problématique clinique 21

1.4.2 Objectifs de la thèse 22

2 Développement d'une nouvelle méthode numérique de largage d'endoprothèses **23**

2.1 Introduction 24

2.2 Développement d'une méthode numérique de déploiement d'endoprothèses par morphing . . . 26
2.2.1 Algorithme de morphing de maillage d'artère . . . 26
2.2.2 Génération de géométries intermédiaires . . . 32
2.2.3 Application dans la simulation éléments finis . . . 34
2.3 Validation de la simulation avec morphing par comparaison à la méthode originelle 36
2.3.1 Lois de comportement . . . 36
2.3.2 Maillage . . . 36
2.3.3 Conditions aux limites et paramètres de simulation . . . 37
2.3.4 Critères de comparaison . . . 38
2.3.5 Résultats . . . 38
2.3.6 Discussion . . . 40
2.4 Conclusion . . . 41

3 Méthodologie de simulation de déploiement d'endoprothèses dans des cas cliniques personnalisés 43
3.1 Introduction . . . 44
3.2 Modélisation des endoprothèses . . . 44
3.2.1 Description des endoprothèses . . . 44
3.2.2 Matériaux . . . 46
3.2.3 Modélisation de l'endoprothèse Endurant® . . . 51
3.2.4 Modélisation de l'endoprothèse Anaconda™ . . . 55
3.2.5 Etude de convergence . . . 65
3.3 Modélisation des géométries préopératoires personnalisées de AAA . . . 69
3.3.1 Scanner pré-opératoire . . . 69
3.3.2 Extraction de données géométriques . . . 70
3.3.3 Génération de la géométrie de la lumière artérielle et maillage . . . 71
3.3.4 Comportement mécanique des artères . . . 72
3.4 Adaptation de la simulation par morphing aux cas personnalisés . . . 76
3.4.1 Morphing de bifurcation d'artères . . . 76
3.4.2 Simulation personnalisée de déploiement d'endoprothèses . . . 77
3.5 Méthodologie de validation de la simulation . . . 79
3.5.1 Recalage des scanners pré-opératoire et post-opératoire . . . 80
3.5.2 Segmentation des stents . . . 82
3.5.3 Méthodes de calcul d'erreurs de position . . . 83
3.6 Conclusion . . . 85

4 Application de la simulation sur des cas cliniques avec endoprothèses Medtronic 87
4.1 Préambule . . . 88

4.2 Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment : Validation on three clinical cases . . . 88
4.2.1 Introduction . . . 88
4.2.2 Methods . . . 89
4.2.3 Model validation methodology . . . 95
4.2.4 Results . . . 96
4.2.5 Discussion . . . 100
4.2.6 Limitations . . . 101
4.2.7 Conclusion . . . 102
4.3 Synthèse . . . 102

5 Application de la simulation sur des cas cliniques avec endoprothèses Vascutek 105
5.1 Préambule . . . 106
5.2 Patient-specific simulation of endovascular repair surgery with tortuous aneurysms requiring flexible stent-grafts . . . 107
5.2.1 Introduction . . . 107
5.2.2 Material and methods . . . 108
5.2.3 Results . . . 118
5.2.4 Discussion . . . 121
5.2.5 Conclusion . . . 123
5.3 Synthèse . . . 124

Conclusion générale 127

Bibliographie 131

Annexe A 147
A.1 Préambule . . . 147
A.2 Introduction . . . 148
A.3 Materials and methods . . . 149
A.4 Results . . . 154
A.5 Discussion . . . 156
A.6 Conclusion . . . 158

Table des figures

1.1 Schémas d'une aorte saine (A) et d'un anévrisme de l'aorte abdominale (B), image scanner d'un anévrisme infrarénal (C). (*www.vasculaire.com*) 2
1.2 Schéma des trois couches principales de la paroi artérielle. (*www.larousse.fr*) . . 3
1.3 Etapes de la chirurgie ouverte : clampage des artères (A), suture d'une prothèse tubulaire (B) ou bifurquée (C) dans le sac anévrismal, fermeture de la paroi artérielle anévrismale sur la prothèse (D). (*www.vascutek.org*) 5
1.4 Etapes de la chirurgie endovasculaire : abord fémoral (A), insertion du porte-stent (B), déploiement du corps principal (C), mise en place du porte-stent contro-latéral (D) et largage du jambage contro-latéral (E). Adapté de [Droc 12]. 6
1.5 Différentes conceptions d'EPs. De gauche à droite : Excluder, Aorfix, Anaconda ; Ovation, Nellix. Adapté des images provenant des sites officiels des fabricants. 7
1.6 Endoprothèses fenêtrée (A) et branchée (B) pour la chirurgie des AAAs juxta-rénaux. (*www.cookmedical.com*) 8
1.7 Comparaison des taux de mortalité (A) de ré-intervention (B) pour les chirurgies ouverte (bleu) et endovasculaire (rouge). Adapté de [Greenhalgh 10]. 9
1.8 Exemple de visualisation d'un scanner pré-opératoire par un logiciel de planning. 11
1.9 Images de fluoroscopie à différentes étapes de la chirurgie endovasculaire : montée d'un guide souple (A), positionnement de l'extrémité proximale de l'EP par rapport à l'AAA (superposition angiographie / fluoroscopie) (B), fin du déploiement du corps principal (C) et contrôle final de la procédure par angiographie (D). 13
1.10 Classification des endofuites. (*www.lookfordiagnosis.com*) 15
1.11 IRM post-opératoire mettant en évidence une occlusion du jambage iliaque droit (flux sanguin manquant indiqué par les pointillés blancs) (A) et plicature d'un jambage iliaque (B). [Demanget 12b, van Zeggeren 13] 16
1.12 Simulation de dynamique des fluides dans une anatomie pré-opératoire et dans l'EP post-opératoire. [Figueroa 09] 17

2.1 Principe de l'algorithme de mesh morphing. Calcul de la distance entre points repères sur les géométries artérielles et référence. Interpolation aux nœuds du déplacement à appliquer pour transformer une géométrie vers l'autre, en fonction de leurs distances aux points repères. 26
2.2 Ensemble des étapes et des données nécessaires mises en jeu pour aboutir à la simulation de déploiement d'EP. 27
2.3 Points de la ligne centrale, des splines et maillage du cas d'anévrisme tortueux 2. A : maillage seul. B : ligne centrale et splines. C : Maillage, ligne centrale et splines superposées. 28
2.4 Méthodologie de génération des points repères sur la géométrie de référence. Ligne centrale (noir) et splines (orange) dans la géométrie initiale (A), après l'alignement selon l'axe du tube référence (B) et après mise en forme cylindrique (C). 29
2.5 Maillage de l'anévrisme initial (A), après morphing (B) et après lissage et projection cylindrique (C). 32
2.6 Trajectoires sécantes de deux nœuds pour aller d'une configuration tubulaire (jaune) à la géométrie artérielle initiale rouge). 33
2.7 Positions intermédiaires p générées lors du morphing pour $pos = 4$: points de la LC (carrés) et des splines (ronds) (A), maillage avant (B) et après (C) correction de lissage et mise en forme cylindrique. 34
2.8 Etapes de simulation depuis le largage de l'EP dans la géométrie tubulaire (Step 0) à l'équilibre mécanique entre EP et artère (Step 7), *via* les *pos+1* géométries intermédiaires. 35
2.9 Maillages 3D et 2D de l'artère (A) et maillages 3D , 1D et génération d'un élément poutre 1D (rouge) à partir du centre des éléments 3D pour le maillage des stents (B). 37
2.10 EP déployée dans l'anévrisme tortueux 2 pour les cinq simulations, de modélisations et méthodologies différentes. En bas à droite : superposition des cinq simulations. 39

3.1 Stents et textile avant couture de l'EP Endurant® (A), modules de l'EP Endurant® (B), stents cousus en forme de selle sur le textile de l'EP Anconda™ (C) et modules de l'EP Anconda™ (D). 45
3.2 Courbe contrainte déformation caractéristique du comportement en traction du Nitinol. E : module élastique ; A : austénite ; M : martensite ; i : initiation de la transformation de phase ; f : fin de la transformation de phase. 46
3.3 Dispositif de test en traction des fils de Nitinol. Courbes expérimentales contrainte-déformation vraies des 12 échantillons (noir) et courbe moyenne en phase de chargement (rouge). 49

3.4 Géométries numériques des modules de l'EP Endurant® (2 corps principaux et 5 jambages iliaques). 51
3.5 Maillage d'un stent et d'un textile de l'EP Endurant®. 52
3.6 Etapes de précontrainte des stents de la bifurcation du corps principal de l'EP Endurant® : création d'un maillage surfacique similaire au textile (jaune) (A), dilatation du maillage surfacique puis activation du contact (B), compression du stent entre le textile et le maillage surfacique (C). 53
3.7 Modélisation EF des modules de l'EP Endurant® avec précontrainte des stents. 54
3.8 Compression d'un jambage iliaque (A) et d'un corps principal (B) de l'EP Endurant®. En orange : cylindres extérieurs ; en rouge : cylindres intérieurs. . 54
3.9 Schéma du montage de maintien des EPs pour la tomographie (A), jambage iliaque (B) et corps principal (C) de l'EP Anaconda™ montés sur le dispositif en configuration étirée et image obtenue sous une incidence par micro-tomographie d'un corps principal Anaconda™ (D). 56
3.10 Coupe horizontale de l'image 3D tomographique et segmentation des stents (A), lignes centrales des stents générées par squelettisation (B) et maillages des stents créés à partir des mesures géométriques sur les lignes centrales (espacements e, hauteurs h et diamètres d) (C). 57
3.11 Géométries numériques initiales des composants des modules de l'EP Anaconda™. Références de gauche à droite : OLB30, L12x140, L12x120, L12x100, FL1218x130, FL1215x130, FL1223x90. 58
3.12 Schéma de la simulation de mise en forme de selle des stents de l'Anaconda™ (A), modules de l'Anaconda™ avec stents en forme de selle avant couture (B). . 58
3.13 Modélisation des modules de l'EP Anaconda™ en configuration étirée. 59
3.14 Modèle poutre EF unifilaire équivalent au stent réel multifilaire. 59
3.15 Différents modes de déformation en flexion envisagés pour l'assemblage de n fils cousus entre eux : modes découplé (A), couplé (B) et intermédiaire (C). D'après [Bathe 08]. 61
3.16 Jambage L12x120 monté sur le dispositif expérimental avant tomographie en configurations étirée et relâchée (A), simulations EF des configurations étirée et relâchée pour trois jambages iliaques dans le mode intermédiaire(B), et comparaison des modes découplé (rouge), intermédiaire (orange), couplé (jaune) par rapport à la tomographie (blanc) dans la configuration relâchée (C). 64
3.17 Méthode de simulation de la compression d'un jambage iliaque de l'EP Anaconda™ (A) et exemples de géométries de modules comprimés (B). Références de gauche à droite : OLB30, L12x100, FL1215x130, FL1223x90. 66
3.18 Maillage d'un stent seul (A), aplat de deux périodes de maillage du stent seul (B) et maillage de l'ensemble stent et textile (C). 66
3.19 Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1 et l_2 dans le cas du stent seul, sans (A) et avec (B) mass scaling. 67

3.20 Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1, l_2 et l_g dans le cas du stent cousu au textile, sans (A) et avec (B) mass scaling. 68

3.21 Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1 (A) et l_2 (B) pour l'ensemble des tailles d'éléments de textile l_g. 69

3.22 Coupe axiale d'un scanner tomographique (A) et visualisation 3D de la lumière artèrielle proposée dans le logiciel Endosize (B). 70

3.23 Géométrie artérielle personnalisée et ses lignes centrales (A), schéma de la discrétisation des lignes centrales et B-splines (B), points de la ligne centrale et des B-splines de l'aorte et l'iliaque droite (rouge) et de l'iliaque gauche (orange) obtenus à partir de la géométrie artérielle initiale (C). 71

3.24 Géométrie volumique générée à partir des B-splines décrivant la surface de la lumière artérielle (A), maillage en éléments coques (B). 72

3.25 Géométrie initiale de l'aorte idéalisée (A), mise en conditions *in-vivo* (B) et différents chargements appliqués (C). 74

3.26 Orientations du matériau axiale (A) et circonférentielle (B) dans la géométrie artérielle tubulaire générée par morphing, orientations du matériau axiale (C) et circonférentielle (D) obtenue après déformation de la géométrie tubulaire vers la géométrie initiale des artères. 76

3.27 Schéma et paramètres de la géométrie finale souhaitée après morphing (A),points des lignes centrales initiaux (rouge) et après alignement (noir) (B), points des B-splines initiales (rouge) et après alignement (noir) (C) et géométrie finale déformée du maillage des artères après l'algorithme de morphing (D). 78

3.28 Méthodologie de simulation EF du déploiement d'EP : positionnement des modules de l'EP dans la géométrie artérielle tubulaire (A), relâchement des jambages iliaques (B), rotation du corps principal (C), étirement des modules de l'EP (D), transformations (calculées préalablement par l'algorithme de morphing) de la géométrie tubulaire *via* les géométries intermédiaires jusqu'à obtention du déploiement de l'EP dans la géométrie artérielle pré-opératoire (E), équilibre mécanique entre EP et paroi artérielle (F). 80

3.29 Vue axiale des points repères du scanner post-opératoire (bleu), du scanner pré-opératoire (noir) et du scanner post-opératoire recalé par l'algorithme ICP (rouge) (A), parois artérielles du scanner pré-opératoire (rouge) et du scanner post-opératoire recalé (gris) (B). 81

3.30 Segmentation par seuillage des stents sur le scanner post-opératoire (A), points des lignes centrales des différents stents après squelettisation et différentiation des stents (B). 82

3.31 Génération d'un cylindre ajusté à un stent grâce aux points de sa ligne centrale (A), cylindres ajustés sur les stents d'une EP provenant d'un scanner postopératoire et leurs axes formant la ligne centrale de l'EP (B), erreurs de position longitudinale e_{cl} et transverse e_t calculées par différence de position des centres des cylindres des stents simulés et réels (C). 83

3.32 Directions principales de l'ensemble des points d'un stent obtenues par analyse en composantes principales (A), calcul des erreurs en position par recalage rigide (noir) de chaque stent simulé (bleu) sur sa position dans le scanner postopératoire (rouge) (B). 85

4.1 Pre-operative scans(A), corresponding arterial wall meshes(B) and pre-stressed models of the various SG components used during EVAR(C) for the three clinical cases. 91

4.2 Consecutive steps involving finite-element analysis : Main body and limbs crimping and relative positioning (A) ; SG insertion and positioning in the tubular shape (B) ; Mesh morphing from tubular shape to actual pre-operative geometry (C) ; Mechanical equilibrium between SG and arteries (D). 94

4.3 Representative evolution of the ratio of the kinetic energy divided by the total energy along the deployment simulation, for case # 1. 1 : First contact between SG and morphed AAA. 2 : morphing step. 3 : Beginning of the mechanical equilibrium simulation step. 94

4.4 Stents segmentation on the post-operative scan (A) and cylinder fitting (red) on these segmented stents (black) (B). 96

4.5 Simulation results (A) and qualitative comparison of the geometry of simulated (red) and actual (white) deployed SGs (B) for the three clinical cases. 97

4.6 Stent by stent errors for the three clinical cases : longitudinal position errors (e_{cl}) along the vessel centerline (A), transverse position errors (e_t) perpendicularly to the centerline (B) and relative diameter errors (e_D) (C). Each square is one stent ; columns are representing different SG components. The error for each stent is coded by the color of the square. White squares represent stents which were not included in the statistics due to impossible segmentation on the post-operative scan. Crossed squares were not included in diameter statistics due to their elliptic shape. 99

5.1 Vessel geometry of the patient of *in vivo* case 1 : pre-operative scan (A), FE mesh of the pre-operative lumen surface (B) and post-operative scan (C). . . . 109

5.2 Vessel geometry of the patient of *in vitro* case 2 : pre-operative scan (A), FE mesh of the pre-operative lumen surface (B) and two connected parts of the rigid polymer phantom manufactured by 3D printing of the FE geometry (C). 111

5.3 Samples of SG modules supplied by Vascutek (A), schematic of stent saddle shape (B), initial and pre-stressed geometries of the equivalent single wire FE model of the stents (C). 112

5.4 Experimental setup inserted in the microtomograph to obtain SG modules geometry in stretched (A) and tension-free (B) configurations. Example of stent centrelines extracted from microtomography scan images (C). 113

5.5 Deformed geometries of an iliac limb before tying the stents to the graft (A), after tie activation in stretched state (B) and in tension-free state (C). Qualitative validation of FE models for one straight and one flared limb in stretched and tension-free configurations (D) : simulated stents in red, stents from microtomography scan in black. 114

5.6 SG deployment FE methodology. Modules crimping (A), SG modules assembly (B), insertion of assembled SG inside the wrapping shell (C), SG deployed in the pre-operative arterial lumen geometry (D) and computation of the arterial geometry deformed by the SG for the *in vivo* case (E). 116

5.7 Computation of longitudinal and transverse position errors for each simulated stent. Translation vector, from the registration of the simulated stent onto the post-operative stent, decomposed in two error vectors, along and perpendicular respectively to the longitudinal axis of the post-operative stent. 117

5.8 Simulation results for *in vivo* and *in vitro* cases. Simulated deformed geometries of SG and arterial wall (A), front view (B) and side view (C) of the qualitative comparison of the simulations (red) and post-operative scans (grey). 119

5.9 Simulation errors (longitudinal position e_L (A), transverse position e_T (B) and relative diameter e_D (C) errors) for each stent of the two cases. The color of each square represents the error value for one stent ; columns represent SG modules (RE : right limb extension ; RL : right limb ; MB : main body with its two stumps ; LL : left limb ; LE : left limb extension). White squares represent stents which could not be segmented on the post-operative scan and were therefore excluded from statistics. 120

10 Illustration of the influence of the textile constitutive model on a pure bending test with the Ze stent-graft. At the top, the proper model including orthotropic properties and adjusted bending stiffness. At the bottom, two examples where respectively orthotropy and bending stiffness adjustment are not considered. . . 150

11 SG deployment simulation method. (A and B) Geometry and dimensions (in mm) of the aneurysm models. (C) Scheme of the different steps used to run the FE simulation. 151

12 Distance stents/artery (DSA) measurement. Aneurysm was sliced in seven longitudinal sections, and corresponding DSA measurements were performed for all sections (A). The two most distal stents were investigated (B). For each longitudinal slice, measurements of the distance d between the stent strut cross sections and the adjacent arterial wall were performed (C) ; DSA were finally calculated from d according to (D). 153
13 Deployed SGs in aneurysms 1 (A) and 2 (B). Black circles highlight the location of gaps between SG and arterial wall. 154
14 CSAR_{max} in aneurysms 1 and 2. 155

Liste des tableaux

2.1 Caractéristiques des simulations comparées. 38

2.2 Comparaison de la précision et de la rapidité des simulations. 39

3.1 Tableau des dimensions des fils et des stents des modules Anaconda™. 47

3.2 Modules élastiques des 12 échantillons et moyenne utilisée dans dans les simulations suivantes. 49

3.3 Propriétés mécaniques du textile dans le plan. 50

3.4 Propriétés géométriques et mécaniques dans le modèle EF du textile. 50

3.5 Valeurs de κ dans les modèles découplés, couplés et intermédiaires, en fonction du nombre de tours de fil n et de leur arrangement. 63

3.6 Valeurs de l_1, l_2 et l_g utilisées dans les simulations du test de convergence. . . . 66

3.7 Valeurs des paramètres de la loi hyperélastique Holzapfel-Gasser-Ogden à deux familles de fibres, pour les aortes abdominales saines d'une population âgée de plus de 61 ans, d'après [Haskett 10]. 73

3.8 Valeurs des paramètres de la loi orthotrope linéaire élastique tangent, obtenues par linéarisation de la loi hyperélastique pour l'aorte abdominale en conditions physiologiques. 75

3.9 Valeurs des paramètres de la loi orthotrope linéaire élastique tangente, obtenues par linéarisation de la loi hyperélastique pour les artères iliaques en conditions physiologiques. 75

4.1 Clinical summary of the three EVAR procedures. 90

4.2 Parameters of the hyperelastic Holzapfel-Gasser-Ogden model used for linearization and in-plane parameters of linearized orthotropic model. 92

4.3 Time parameters of all steps involving FEA and corresponding computation times, for the three clinical cases. Time step is the length of the step prescribed to Abaqus. Time increment is the targeted increment, achieved using mass scaling. CPU time reflects the time a single processor would require computing the simulation. Real time reflects the real time required computing the simulation on our 12 processors setup. 95
4.4 Mean, standard and maximum errors over all stents of the SG for each clinical case. The two crossed squares of Figure 4.6 were not included in diameter statistics due to their elliptic shape. 98

5.1 Highlights of anatomical complexity of both clinical cases. 108
5.2 Device summary for the two cases. 109
5.3 In-plane parameters of the linearised orthotropic elastic model of the arterial wall. 110
5.4 Mean, standard and maximum errors over all stents for *in vivo* and *in vitro* cases, with or without accounting for overlapping stents. 121

5 Characteristics and dimensions of five marketed iliac limbs. 149
6 Distances between stent cross section and adjacent arterial wall (DSA) in distal neck of aneurysm 1. Estimates are mean ± standard deviation. 156
7 Distances between stent cross section and adjacent arterial wall (DSA) in distal neck of aneurysm 2. Estimates are mean ± standard deviation. 156

Introduction générale

L'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) est une pathologie touchant de plus en plus de personnes, en raison notamment du vieillissement et de la progression de l'espérance de vie de la population mondiale. Les AAAs, qui se présentent sous la forme d'une dilatation de l'aorte de plus de 50 % de son état physiologique normal, ne sont pas symptomatiques mais nécessitent une intervention chirurgicale passé un certain stade de croissance. Une rupture peut en effet se produire lorsque l'AAA devient trop gros, ce qui provoque alors la mort de 90 % des patients.

Deux types de chirurgie sont possibles pour prévenir la rupture de l'anévrisme. La chirurgie ouverte consiste à ouvrir l'abdomen du patient, afin d'atteindre l'AAA et de l'exclure de la circulation sanguine en le remplaçant par une prothèse textile. La seconde option est la chirurgie endovasculaire (EVAR), lors de laquelle le chirurgien incise l'aine du patient pour accéder à ses artères fémorales. Il peut alors remonter une gaine jusqu'à l'AAA, qu'il va ensuite retirer pour venir déployer une endoprothèse (EP) à l'intérieur de l'AAA. Dans les deux cas, l'AAA est exclu de la circulation sanguine et ne subit plus la pression artérielle, ce qui empêche la progression de l'AAA et sa rupture à terme. Bien que mini-invasive et donc moins traumatisante pour le patient, l'emploi de la chirurgie endovasculaire est rendu moins attractif par un fort taux de complications, engendrant des interventions secondaires pour plus de 15 % des patients.

Les principales complications survenant suite à la chirurgie endovasculaire sont les endofuites et les thromboses de l'EP. Les endofuites sont des écoulements de sang, passant par exemple entre la paroi artérielle et l'EP, qui alimentent le sac anévrismal, le conservent sous pression et annulent le bénéfice de l'intervention. Les thromboses de l'EP peuvent se déclencher en cas de sténose de l'EP, lorsque celle-ci se plie par exemple, ce qui conduit parfois à une occlusion du vaisseau sanguin et une ischémie des membres inférieurs. Des gains importants, autant en terme d'économies pour les hôpitaux que de santé publique, pourraient être envisagés si ces complications post-opératoires pouvaient être anticipées et prévenues.

Le comportement mécanique des EPs et leurs interactions avec les artères jouent un rôle important dans l'apparition d'une complication post-opératoire. La simulation numérique par méthode des éléments finis (EF) est un outil approprié pour étudier ces problèmes mécaniques. Des études ont donc été publiées sur la modélisation par EF d'EPs actuellement implantées chez des patients, et sur le comportement biomécanique des AAAs. Cependant, à notre connaissance,

les travaux sur le déploiement d'EPs dans des AAAs sont peu nombreux et encore éloignés des cas cliniques réels. Des progrès sont encore nécessaires pour aboutir à des simulations personnalisées au cas par cas de déploiement d'EPs dans des AAAs, simulations avec le potentiel de mettre en évidence un risque probable de complication et d'aider les praticiens dans leur prise de décision sur le type d'intervention et le dimensionnement de l'EP à choisir en fonction du patient.

Dans ce contexte, cette thèse effectuée au Centre Ingénierie et Santé de l'Ecole Nationale Supérieur des Mines de Saint-Etienne (EMSE) sous la direction de Stéphane Avril, en co-direction avec Laurent Orgéas du laboratoire Sols-Solides-Structures-Risques (3SR) de l'Université de Grenoble, et sous l'encadrement de Pierre Badel (EMSE), Christian Geindreau (3SR) et Jean-Noël Albertini (CHU Hôpital Nord, Saint-Etienne), a pour objectif d'élaborer une méthodologie de simulation personnalisée de déploiement d'EPs dans des AAAs. Le but final de ces travaux est de fournir un outil d'aide à la décision aux praticiens hospitaliers pour les aider à valider leur planning pré-opératoire et à optimiser le dimensionnement des EPs.

Cette thèse se compose de cinq chapitres.

— Le Chapitre 1 comprend une description détaillée de l'anévrisme de l'aorte abdominale, de la chirurgie endovasculaire et des problématiques associées. Il présente l'état de l'art sur les simulations numériques concernant cette pathologie et son traitement endovasculaire, pour en dégager les pistes d'amélioration qui seront le sujet principal de cette thèse.
— Le Chapitre 2 propose une nouvelle méthodologie pour simuler le déploiement d'une EP dans une artère. Cette méthodologie est comparée à une autre sur un cas de simulation de largage d'un jambage iliaque dans une artère idéalisée, pour être validée sur un cas simple et prouver son intérêt en terme de complexité et de rapidité de calculs.
— Le Chapitre 3 détaille la modélisation de modules d'EPs, dont des corps principaux bifurqués, de conceptions éloignées car provenant de deux fabricants différents. Le processus de génération d'un modèle personnalisé d'AAA à partir d'un scanner pré-opératoire est aussi décrit. La méthodologie de déploiement d'EP proposée dans le Chapitre 2 est adaptée au cas des anévrismes infra-rénaux. Enfin, le procédé de validation des simulations par comparaison au scanner post-opératoire est explicité.
— Le Chapitre 4 contient l'application de la méthodologie de simulation de déploiement d'EP, sur trois cas cliniques traités avec la même marque d'EP. Les géométries déployées des EPs obtenues par simulation sont comparées à celles extraites des scanners post-opératoires.
— Le Chapitre 5 éprouve la méthodologie de simulation sur deux cas cliniques plus complexes en raison de la conception des EPs provenant du second fabricant et de la tortuosité des artères des patients.

Cette thèse se conclut sur un récapitulatif des principaux résultats de simulation obtenus et une discussion des limitations et des perspectives de ces travaux.

Chapitre 1

Généralités

Le contexte clinique de cette thèse est abordé dans ce premier chapitre par la description de la chirurgie endovasculaire, utilisée pour traiter les anévrismes de l'aorte abdominale. Un état de l'art détaille ensuite les travaux comportant des simulations numériques destinées à modéliser les interventions endovasculaires et résoudre certaines problématiques cliniques. Les objectifs de cette thèse, définis en fonction du contexte clinique et de la littérature déjà parue, sont alors décrits.

Sommaire

1.1 Les anévrismes de l'aorte abdominale 2
1.1.1 Description générale 2
1.1.2 Critères interventionnels 4
1.1.3 Les deux types d'intervention de l'AAA 5
1.2 Faiblesses et opportunités de la chirurgie endovasculaire 9
1.2.1 Le planning pré-opératoire 10
1.2.2 La procédure chirurgicale 12
1.2.3 Le suivi des patients 14
1.3 Simulations numériques 17
1.3.1 Simulations de dynamique des fluides 17
1.3.2 Simulations d'interaction fluide-structure 18
1.3.3 Simulation de mécanique du solide 19
1.4 Contexte de la thèse 21
1.4.1 Problématique clinique 21
1.4.2 Objectifs de la thèse 22

1.1 Les anévrismes de l'aorte abdominale

1.1.1 Description générale

Les anévrismes sont définis comme des dilatations d'une artère, de plus de 50 % de son diamètre non pathologique [Johnston 91]. Ils peuvent toucher plusieurs régions de l'arbre artériel : ils sont généralement localisés dans le cerveau (anévrismes cérébraux), dans les artères rénales ou poplitées ou le long de l'aorte jusqu'aux artères iliaques. Dans ce dernier cas, le plus fréquent, on distingue les anévrismes selon la région dans laquelle ils sont présents. Les anévrismes de l'aorte thoracique ascendante ou descendante sont situés entre la valve aortique et les artères rénales ; l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), le plus commun et celui qui sera l'objet des travaux présentés par la suite, est situé au niveau (anévrisme juxtarénal) ou en dessous (anévrisme infrarénal) des artères rénales (Figure 1.1).

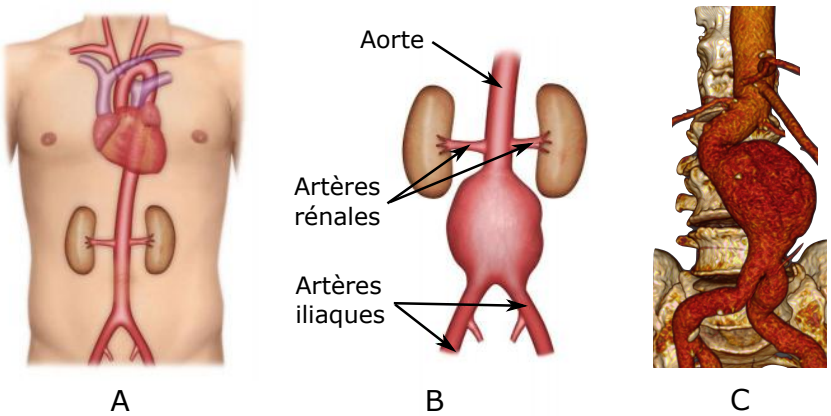


FIGURE 1.1 – Schémas d'une aorte saine (A) et d'un anévrisme de l'aorte abdominale (B), image scanner d'un anévrisme infrarénal (C). (*www.vasculaire.com*)

L'apparition d'un AAA est très fortement corrélée à l'âge des patients, 75 % des AAAs atteignant des personnes âgées de plus de 60 ans [Kleinstreuer 07]. Les AAAs touchent aussi majoritairement la population masculine. La prévalence des AAAs est estimée entre 1.3 et 8.9 % chez les hommes et seulement comprise entre 1.0 % et 2.2 % chez les femmes [Gasser 08, Sakalihasan 05]. Chez ces dernières, la mortalité due à un AAA est cependant plus élevée, en raison de leur âge plus avancé par rapport aux hommes lors de l'apparition de l'AAA et d'un risque plus grand chez elles de rupture des AAAs de petite taille [Brown 99]. La tabagie et l'hypertension sont les deux autres facteurs de risques clairement identifiés pour les AAAs [Brewster 03]. Les fumeurs, anciens fumeurs inclus même s'ils sont un petit peu moins touchés, sont particulièrement à risque [Fillinger 04].

Les causes physiologiques de la croissance des AAAs sont encore à ce jour relativement indéterminées. Il est cependant admis que les AAAs résultent d'un affaiblissement mécanique de la paroi artérielle, qui se distend jusqu'à une possible rupture. Deux composants majeurs, à structure fibreuse, jouent un rôle dans le comportement biomécanique de la paroi artérielle : l'élastine

et le collagène. L'élastine est principalement située dans la couche intermédiaire de l'aorte, la *media* (Figure 1.2). C'est elle principalement qui donne son comportement élastique à l'artère. Le collagène est quant à lui localisé dans les deux couches externes de la paroi artérielle, la media et l'adventitia. En raison de la forme relâchée de ses fibres, le collagène ne présente presque pas de raideur en tension avant d'atteindre un certain seuil d'allongement, à partir duquel sa raideur environ 1000 fois supérieure à celle de l'élastine s'exprime et rigidifie le tissu artériel. L'initiation d'un anévrisme serait engendré par la dégradation de l'élastine et la diminution de sa quantité présente dans la paroi artérielle. Cette dégradation est provoquée par des métalloprotéases matricielles (MMPs), des enzymes dont le type 2, retrouvé en grand proportion dans les AAAs de faibles diamètres, est élastolytique [Ailawadi 03]. Etant donné que l'élastine ne se régénère plus à partir de 20 ans et a une demi-vie de 50 ans, elle va alors être progressivement remplacée par du collagène (resynthétisé mensuellement) et la dilatation de l'anévrisme va débuter. L'étape suivante de la croissance de l'anévrisme est la dégradation du collagène, par exemple par la MMP-9 trouvée en forte concentration dans les anévrismes de grands diamètres [Wassef 07]. La résistance de la paroi artérielle peut en conséquence être très fortement réduite. Les contraintes générées par la pression sanguine dans la paroi peuvent alors dépasser la contrainte maximale admissible par le tissu et provoquer la rupture de l'anévrisme.

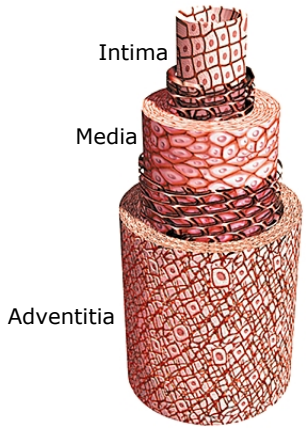


FIGURE 1.2 – Schéma des trois couches principales de la paroi artérielle. (*www.larousse.fr*)

Les AAAs sont en règle générale asymptomatiques. Ils peuvent dans quelques cas provoquer des douleurs abdominales lorsqu'ils viennent compresser des tissus mous innervés. Autrement, ils ne posent pas de problème de santé en particulier, tant qu'ils n'ont pas rompu. En effet, les anévrismes sont opérés afin de prévenir leurs ruptures. Celles-ci sont mortelles dans 90 % des cas, les patients ayant de très forts risques de décéder avant de parvenir à l'hôpital et la mortalité après intervention chirurgicale en urgence s'élevant à 50% [Kent 10, Cosford 07]. Aux Etats-Unis, les décès relatifs à une rupture d'anévrisme atteignent environ le nombre de 10 000 par an [Kochanek 11].

En raison de l'incidence et la mortalité des AAAs et étant donné le vieillissement de la population dans le pays occidentaux qui accroit la population à risque, il devient très important de bien dépister cette pathologie. Cependant, la nature asymptomatique des AAAs rend difficile ce diagnostic. Dans les cas où le patient ressent une douleur abdominale, ils peuvent être détectés par palpation. Sinon, dans la majorité des cas, ils sont diagnostiqués par imagerie médicale lors d'un examen médical lié à une autre pathologie. Actuellement, un dépistage systématique tend à se mettre en place pour les catégories de personnes à risque, sous la forme d'un examen écho-doppler. Les Etats-Unis et le Royaume-Uni ont déjà de tels programmes de dépistage pour les hommes de plus de 65 ans, exclusivement fumeurs aux Etats-Unis. En France, la Haute Autorité de Santé (HAS) recommande ce dépistage, bien qu'il ne soit pas obligatoire [HAS 12].

1.1.2 Critères interventionnels

Le choix d'un critère à partir duquel il faut opérer un patient est toujours en débat actuellement, les critères couramment utilisés en routine clinique ne permettant pas de connaître avec précision la nécessité d'intervenir sur un AAA. En effet, pour le bien du patient, il est nécessaire de trouver le meilleur compromis entre opérer l'AAA, ce qui peut être traumatisant voire parfois mortel pour le patient, ou le laisser se développer, sans handicap pour le patient si l'AAA est asymptomatique mais avec le risque mortel d'une rupture. Un critère interventionnel parfait permettrait de connaître avec précision le risque de rupture, afin de planifier une opération si et seulement si le risque de rupture devient supérieur aux risques de complications per-opératoires et post-opératoires.

Le critère le plus répandu chez les chirurgiens est aussi le plus simple à mettre en place. Il consiste à mesurer le diamètre maximal de l'anévrisme et à opérer s'il dépasse un seuil fixé. La valeur de ce seuil a été déterminée à 5.5 cm par plusieurs études cliniques [Powell 07]. Même si ce seuil est bien indiqué pour la majorité des patients, il ne permet pas d'éviter la rupture de certains AAA plus petits que 5.5 cm ou d'expliquer que des AAAs non rompus aient un diamètre bien supérieur au seuil. Ce critère trouve en effet son bien-fondé dans la loi de Laplace qui postule que la contrainte dans le tissu est proportionnelle au rayon de courbure. Mais son application globale au diamètre maximal de l'AAA ne permet pas de prendre en compte les variations locales d'épaisseur et de propriétés mécaniques ou la présence de thrombus, qui peuvent localement prévenir ou favoriser la rupture.

D'autres critères peuvent être utilisés ou sont actuellement en cours de développement. Certains chirurgiens se basent aussi sur la vitesse de croissance des AAAs. Une opération chirurgicale peut être préconisée si l'anévrisme grossit de plus 5 mm de diamètre par an. Ce critère nécessite cependant un suivi du patient et ne peut être appliqué que dans les cas d'AAAs diagnostiqués précocement. La majorité des critères encore au stade de la recherche reposent sur l'estimation locale personnalisée des contraintes à l'intérieur de la paroi artérielle et de la contrainte à rupture du tissu. D'un point de vue mécanique, cette méthode est la plus fiable pour déterminer le risque local de l'initiation de la rupture. En revanche, la mise en œuvre est la plus compliquée

par rapport aux autres critères aisément implémentés. Les travaux des différentes équipes de recherche investiguant cette piste seront décrits dans la partie 1.3 sur les simulations numériques qui sont l'un des moyens d'obtenir des cartes de contraintes dans les artères.

1.1.3 Les deux types d'intervention de l'AAA

Une fois que l'AAA a été diagnostiqué et que le chirurgien a décidé d'opérer le patient, deux choix de chirurgie s'offrent à lui : la chirurgie ouverte "Open Aneurysm Repair" (OAR) et la chirurgie endovasculaire "Endovascular Aneurysm Repair" (EVAR).

1.1.3.1 Principe de la chirurgie ouverte

Le principe de la chirurgie ouverte, pratiquée avec succès à partir des années 50, est d'extraire la zone anévrismale de l'aorte et de la remplacer par une prothèse. Cette intervention nécessite d'inciser l'abdomen, en règle générale sur toute sa longueur, pour que le chirurgien puisse accéder à l'aorte. Une fois l'abord effectué, les extrémités proximales (aorte sous-rénale) et distales (artères iliaques) de l'AAA sont clampées afin d'exclure l'anévrisme de la circulation sanguine. L'anévrisme est ensuite incisé et vidé de son sang, des caillots et du thrombus qu'il peut contenir. Le chirurgien peut alors introduire une prothèse à l'intérieur de l'AAA et la suturer aux artères saines de part et d'autre de l'AAA. Les prothèses sont faites en textile synthétique étanche au sang, souvent en polyéthylène téréphtalate (PET) ou en polytétrafluoroéthylène (PTFE), de forme tubulaire ou bifurquée suivant si la suture à l'extrémité distale de l'AAA est effectuée sur l'aorte ou sur les deux artères iliaques. Pour finir la procédure, le sac anévrismal est refermé sur la prothèse, les clamps sont retirés et l'abdomen du patient recousu. De cette manière, l'anévrisme est stabilisé par son exclusion de la circulation sanguine : il n'est plus soumis aux contraintes pariétales engendrées par la pression sanguine et son diamètre n'évolue plus.

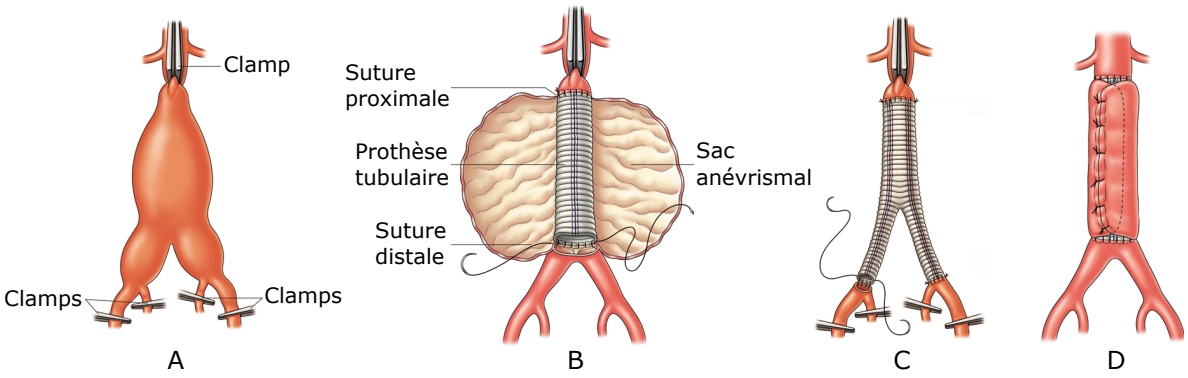


FIGURE 1.3 – Etapes de la chirurgie ouverte : clampage des artères (A), suture d'une prothèse tubulaire (B) ou bifurquée (C) dans le sac anévrismal, fermeture de la paroi artérielle anévrismale sur la prothèse (D). (*www.vascutek.org*)

1.1.3.2 Principe de la chirurgie endovasculaire

La chirurgie endovasculaire est une technique un peu plus récente, utilisée pour la première fois avec succès sur un humain par Parodi en 1991, qui a été développée pour son caractère moins invasif que l'OAR. L'exclusion de l'anévrisme de la circulation sanguine est obtenue en déployant une endoprothèse (EP) à l'intérieur de l'AAA, sans incision de l'AAA et donc sans ouverture de l'abdomen. Pour parvenir à placer l'EP dans l'AAA, le chirurgien procède à deux petites incisions au niveau de l'aine pour accéder aux artères fémorales. Un introducteur est mis en place pour pouvoir monter un cathéter (Figure 1.4A). Ce dernier sert de guide au chirurgien pour positionner un porte-stent, gaine qui contient un des modules de l'EP (Figure 1.4B). Pour un anévrisme infrarénal, le premier module à être largué est le corps principal bifurqué de l'EP. Son extrémité proximale est positionnée au niveau du collet proximal de l'AAA, sous les artères rénale (Figure 1.4C). Un autre porte-stent peut ensuite être introduit par le deuxième abord fémoral (Figure 1.4D), ce qui permet de déployer un jambage iliaque contro-latéral qui complète la jonction de l'aorte vers la deuxième artère iliaque par l'EP (Figure 1.4E). La procédure ainsi décrite peut varier sensiblement suivant les anatomies et les fabricants d'EP. En revanche, le principe reste toujours le même : insérer l'EP par abord fémoral peu traumatisant et exclure l'AAA de la circulation sanguine en forçant le sang à passer par l'EP dont les extrémités proximales et distales sont situées de part et d'autre de l'AAA. Le sac anévrismal n'est de cette façon plus sous pression et la progression de l'AAA est arrêtée.

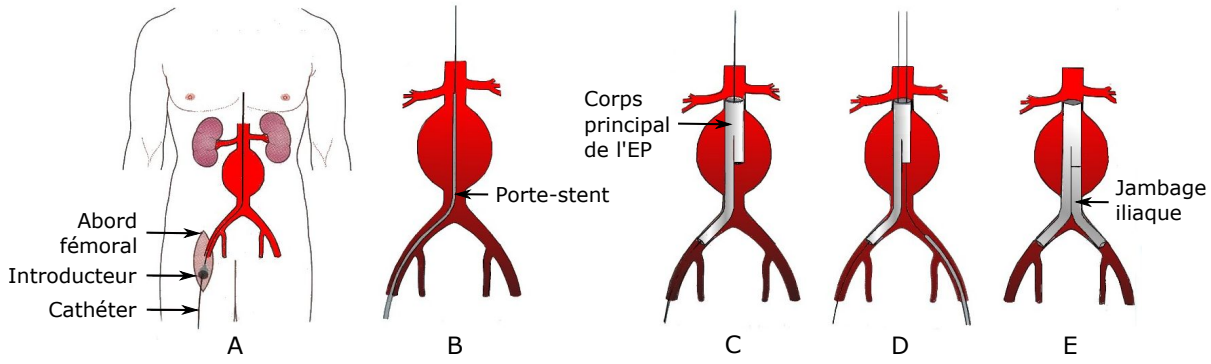


FIGURE 1.4 – Etapes de la chirurgie endovasculaire : abord fémoral (A), insertion du porte-stent (B), déploiement du corps principal (C), mise en place du porte-stent contro-latéral (D) et largage du jambage contro-latéral (E). Adapté de [Droc 12].

La procédure endovasculaire implique d'avoir recours à une EP, dont les caractéristiques doivent être les suivantes : étanchéité au sang, fixation à la paroi artérielle, compression dans un gaine de faible diamètre. En suivant ce cahier des charges, les fabricants de dispositifs médicaux ont abouti à plusieurs designs d'EPs. Les EPs les plus classiques sont celles composées d'un textile polymérique tissé (pour l'étanchéité) et de stents métalliques cousus sur le textile (pour la compression, le déploiement de l'EP et la fixation). Les trois EPs les plus vendues actuellement (Endurant II (Medtronic Corporation, Santa Rosa, CA, Etats-Unis), Zenith LP (Cook Medical,

Bloomington, IN, Etats-Unis), Excluder (W.L.Gore and Associates, Flagstaff, AZ, Etats-Unis)), possèdent des stents composés d'un fil de Nitinol (alliage à mémoire de forme à base de Nickel et de Titane, avec un comportement superélastique) mis en forme de Z circulaires, de manière à pouvoir supporter les grandes déformations engendrées par la compression de l'EP dans sa gaine. Comme toutes les EPs développées, elles sont multi-modulaires et peuvent comprendre un corps principal et un ou plusieurs jambages iliaques. Deux fabricants ont développé des EPs en cours d'études cliniques basées sur le même concept : Incraft (Cordis Corporation, Bridgewater, NJ, Etats-Unis) et Treovance (Bolton Medical, Sunrise, FL, Etats-Unis). D'autres EPs commercialisées proposent des designs différents, avec des stents hélicoïdaux telle que l'Aorfix (Lombard Medical, Oxfordshire, England), en forme de selle comme l'Anaconda (Vascutek, Terumo Group, Inchinnan, Scotland) ou en Z hélicoïdal pour la Zenith Spiral Z (Cook Medical). D'autres entreprises développent en ce moment d'autres concepts d'EPs. L'EP Ovation (Trivascular, Santa Rosa, CA, Etats-Unis) présente des sacs gonflables remplaçant les stents proximaux pour améliorer la fixation proximale et mieux se conformer à la géométrie de l'aorte. L'EP Nellix (Endologix, Irvine, CA, Etats-Unis) comporte deux pseudos jambages allant du collet proximal de l'AAA vers les deux artères iliaques, et un sac qui sera rempli de polymère pendant la procédure pour venir combler totalement le sac anévrismal. Des exemples de ces différentes conceptions d'EP sont présentés dans la Figure 1.5.

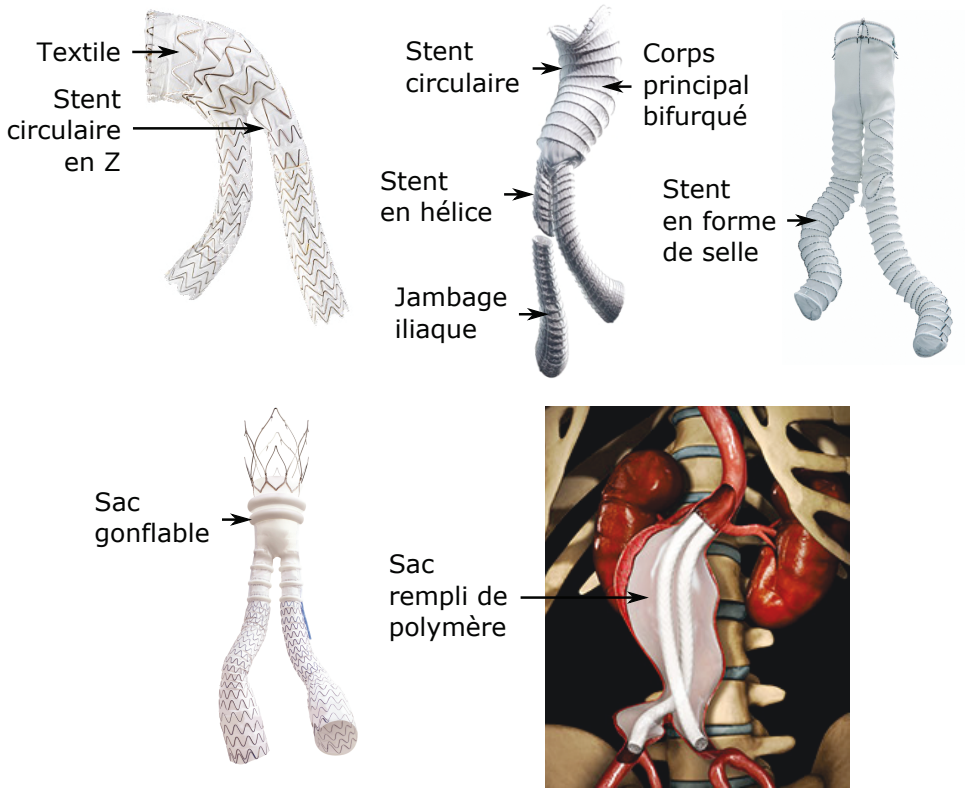


FIGURE 1.5 – Différentes conceptions d'EPs. De gauche à droite : Excluder, Aorfix, Anaconda ; Ovation, Nellix. Adapté des images provenant des sites officiels des fabricants.

Les techniques et EPs décrites jusqu'à présent sont celles utilisées dans le cas d'AAA infrarénaux. Dans les cas plus complexes d'AAAs juxtarénaux voire suprarénaux, elles doivent être adaptées pour exclure la partie anévrismale de l'aorte juxtarénale sans exclure les artères rénales (pour conserver l'irrigation des reins) ou l'artère mésentérique supérieure. La technique endovasculaire la plus employée dans ces situations consiste à utiliser un corps principal d'EP fenêtré : des ouvertures sont pratiquées dans le textile de l'EP de manière à ce qu'elles soient positionnées en face des ostia des artères collatérales dont l'irrigation est à conserver. Une fois ce module déployé dans l'aorte, des stents non couverts (sans textile) sont déployés dans les fenêtres et les artères collatérales, pour assurer le maintien du positionnement des fenêtres (Figure 1.6A). La suite de la procédure est similaire à celle des AAAs infrarénaux. Une autre possibilité, en cours de diffusion, remplace les fenêtres du corps principal par des branches, sorte de moignons dépassant du module. Des stents couverts sont alors déployés pour faire la jonction entre les branches et les artères collatérales (Figure 1.6B). Cette technique est plus flexible en terme de positionnement des branches sur l'EP, mais nécessite une abord supplémentaire par une artère subclavière pour insérer les stents couverts.

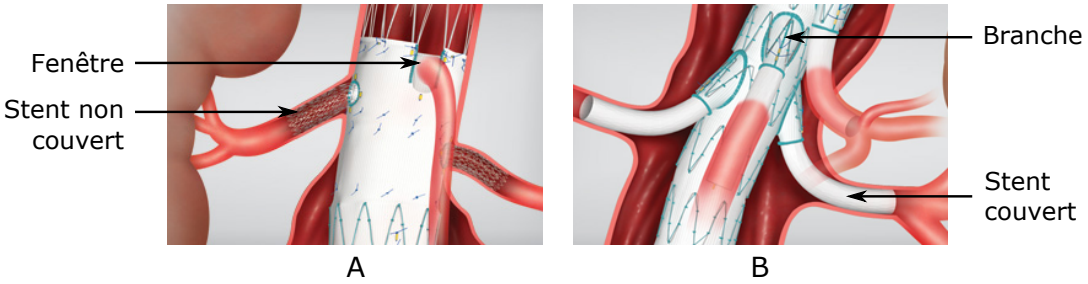


FIGURE 1.6 – Endoprothèses fenêtrée (A) et branchée (B) pour la chirurgie des AAAs juxtarénaux. (*www.cookmedical.com*)

1.1.3.3 Comparaison des deux techniques

La chirurgie ouverte est plus traumatisante lors de l'intervention que la chirurgie endovasculaire. Toutes deux nécessitent une anesthésie générale du patient, mais seule la chirurgie ouverte requiert une large ouverture de l'abdomen et la suspension de l'irrigation des membres inférieurs par les artères majeures, lorsque l'aorte et les artères iliaques sont clampées pendant une voire plusieurs heures. Les risques péri-opératoires (hypothermie, ischémie) de cette chirurgie sont donc élevés, ce qui limite son emploi chez les personnes dont l'état de santé est déjà faible. L'EVAR peut être recommandée dans ces cas grâce à sa nature mini-invasive. Plusieurs études cliniques vont dans ce sens en observant que la mortalité péri-opérative à 30 jours est jusqu'à trois fois plus faible pour l'EVAR que pour l'OAR [Greenhalgh 04, Prinssen 04, Lederle 09].

En revanche, la chirurgie endovasculaire présente nettement moins d'avantages sur le long terme par comparaison à la chirurgie ouverte. En effet, la mortalité des patients deux ans ou plus après l'intervention est sensiblement la même pour les deux chirurgies [De Bruin 10, Greenhalgh 10].

De plus, les taux de complication et de ré-intervention sont plus importants dans le cas de l'EVAR (Figure 1.7). L'une des raisons est la fixation de l'EP à l'intérieur des artères, par contact et frottement, qui est moins fiable que la suture de la prothèse en cas d'OAR. Les complications qui en résultent (migration de l'EP ou endofuites) seront détaillées dans la section 1.2.2.

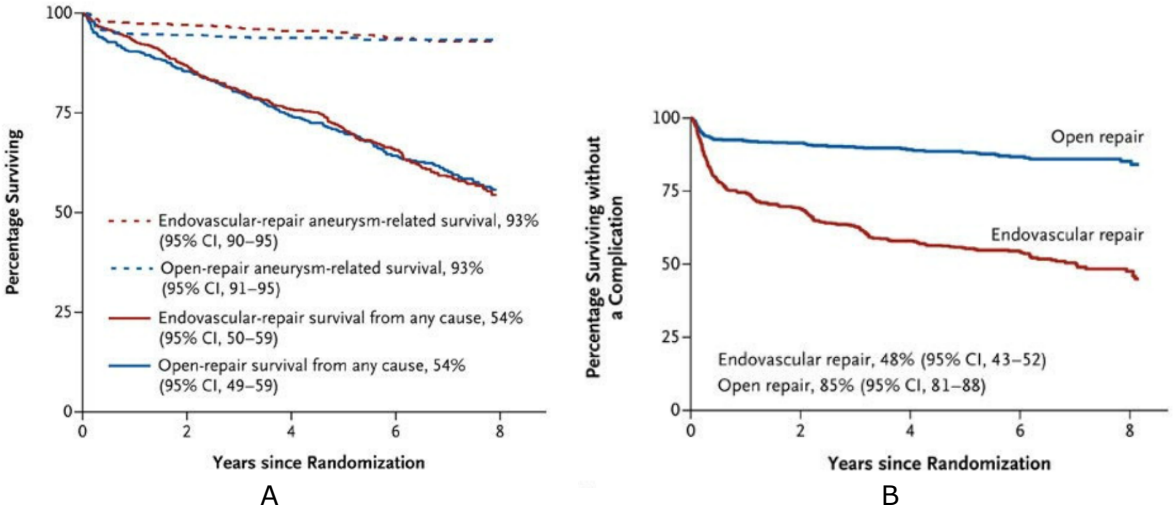


FIGURE 1.7 – Comparaison des taux de mortalité (A) de ré-intervention (B) pour les chirurgies ouverte (bleu) et endovasculaire (rouge). Adapté de [Greenhalgh 10].

Il existe aussi d'autres points intéressants à analyser entre les deux chirurgies. Le temps d'hospitalisation est plus faible dans le cas d'une EVAR, environ deux fois moindre que celui d'une OAR [Greenhalgh 04]. C'est pour cette raison notamment que les deux chirurgies sont comparables d'un point de vue économique, sur la totalité de la durée de vie des prothèses, malgré le prix élevé des EPs et du suivi post-opératoire lors d'une EVAR [Stroupe 12]. Enfin, la procédure endovasculaire requiert moins de temps d'intervention, de transfusion sanguine, mais nécessite l'exposition du patient à des rayons X et à celle associée de produit de contraste.

Le choix de la chirurgie à adopter est donc à la discrétion du chirurgien et du patient. Cette décision doit être motivée par la condition physique du patient, la balance entre les risques péri-opératoires et post-opératoires des deux chirurgies. L'anatomie artérielle est aussi à prendre en compte en raison des difficultés qu'elle peut engendrer pour la chirurgie endovasculaire.

1.2 Faiblesses et opportunités de la chirurgie endovasculaire

Cette partie est consacrée à une description de la chirurgie endovasculaire, qui sera le sujet des travaux exposés par la suite. En particulier, les faiblesses de l'EVAR qui limitent son efficacité médicale et peuvent restreindre son usage seront détaillées. En effet, elles constituent souvent les problématiques des travaux sur l'EVAR et les potentielles pistes d'amélioration qui peuvent aboutir à de meilleurs résultats post-opératoires.

1.2.1 Le planning pré-opératoire

Le planning pré-opératoire est une phase cruciale de l'intervention, qui peut beaucoup influencer le résultat de la chirurgie. C'est le moment où le praticien décide de la meilleure façon selon lui de traiter le patient et c'est donc aussi le moment où le plus d'informations pertinentes doivent lui être accessibles pour étayer son choix.

Actuellement, la principale source d'information du chirurgien est le scanner pré-opératoire, le plus souvent passé par le patient sous la forme d'une tomodensitométrie (CT-scan) avec injection de produit de contraste dans les artères de la zone d'intérêt. L'image 3D résultant de ce scanner peut être ouverte dans un logiciel spécialisé dans le planning pré-opératoire de la chirurgie endovasculaire (3mensio, Endosize ou Terarecon par exemple). Ces logiciels permettent tous de visualiser les plans de coupe et de manipuler l'image 3D de l'anatomie du patient. La segmentation de la lumière artérielle et la génération des lignes centrales des artères y sont implémentées (Figure 1.8). Ils incluent aussi des outils de mesures géométriques, automatiques ou manuels, pour déterminer la longueur d'un segment artériel, le diamètre d'une artère, l'angle entre plusieurs points. La précision de ces outils reste cependant relativement incertaine [Lal 04, Diehm 08]. La longueur d'une droite est bien déterminée, mais celle d'une artère fortement tortueuse l'est beaucoup moins et le chirurgien reste soumis à un choix entre la longueur (i) à l'intérieur de la courbure artériel, (ii) à l'extérieur de cette courbure, ou (iii) de la ligne centrale de l'artère. Le diamètre local d'une artère n'est pas toujours évident à mesurer, en raison de la difficulté à distinguer précisément le contour de la paroi artérielle sur le scanner. Quant à la mesure d'un angle, elle est rendue incertaine par le positionnement de points, complexe en 3D. Un outil de redressement des lignes centrales sur le scanner, implémenté dans les logiciels, simplifie la procédure de mesure mais améliore peu la répétabilité des valeurs obtenues ni la variabilité en fonction de l'utilisateur.
En fonction de l'anatomie générale du patient et des mesures effectuées, le praticien peut juger du type d'intervention à pratiquer. Par exemple, une faible distance entre le collet proximal de l'AAA et les artères rénales peut gêner le largage de l'EP dans cette zone et pousser le praticien à préférer la chirurgie ouverte. Cela peut aussi le pousser à adopter une procédure avec EP fenêtrée ou branchée, avec la complexité accrue que cela engendre. De manière similaire, la mesure du diamètre des artères iliaques et leurs degrés de tortuosité et de calcification vont permettre au praticien d'estimer les risques d'endommager ces artères lors de la montée des gaines. Le choix de procéder à une OAR ou une EVAR et celui de l'artère par laquelle monter les gaines de grands diamètres seront guidés par ces indices. Toutes ces décisions reposent donc essentiellement sur le jugement et l'expérience du praticien, en addition de la qualité des mesures géométriques qu'il effectue.

Si le chirurgien a opté pour la chirurgie endovasculaire, l'étape suivante du planning pré-opératoire consiste à déterminer le modèle et les dimensions de l'EP la mieux adaptée au patient. Pour l'heure, le choix du fabricant de l'EP est le plus souvent motivé par les habi-

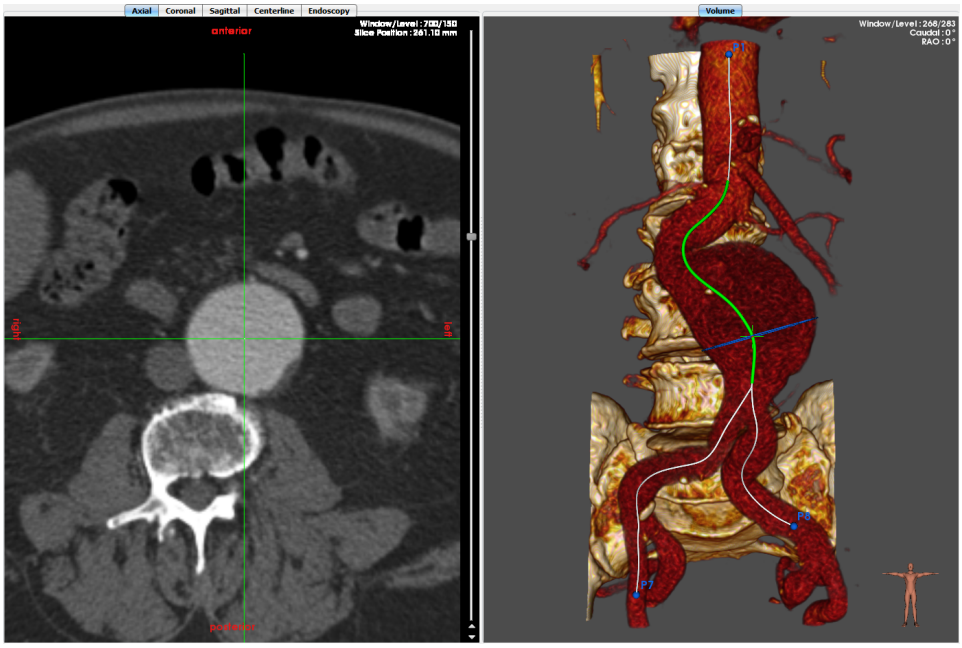


FIGURE 1.8 – Exemple de visualisation d'un scanner pré-opératoire par un logiciel de planning.

tudes du chirurgien et son expertise sur un modèle précis. L'anatomie du patient entre peu en compte, même si les chirurgiens changent parfois de matériel dans les cas complexes où leur modèle usuel peut ne pas être le plus adapté. Le choix du modèle d'EP se fait donc au bénéfice de son expérience en tant qu'utilisateur régulier mais parfois au détriment de l'EP qui aurait été la plus adaptée au patient. On peut mettre en cause le manque d'information pertinente sur l'adéquation entre un modèle d'EP et l'anatomie spécifique à chaque patient.

Le dimensionnement de l'EP repose quant à lui sur la mesure du diamètre et de la longueur des artères. Le diamètre proximal du corps principal de l'EP doit être surdimensionné d'environ 15 % par rapport au diamètre du collet proximal de l'aorte pour obtenir une apposition complète de l'EP dans l'aorte sans endommager cette dernière en lui imposant des contraintes trop élevées. Le même surdimensionnement est valable pour le diamètre distal des jambages par rapport au diamètre des artères iliaques. On peut noter l'incertitude pouvant provenir d'une artère localement non cylindrique quant au diamètre d'EP à choisir. La longueur des modules de l'EP est déterminée par la mesure sur le scanner pré-opératoire de la distance entre la position souhaitée des extrémités proximales et distales de l'EP. Comme mentionné précédemment, cette mesure est rendue très incertaine par la tortuosité des vaisseaux. Les chirurgiens disposent d'une certaine marge de manœuvre grâce à la position relative des différents modules de l'EP qui peut être ajustée au cours de la chirurgie, mais cette flexibilité ne permet pas toujours de déployer l'extrémité distale de l'EP à l'endroit souhaité.

Le dimensionnement des EP fenêtrées ou branchées est d'autant plus compliqué qu'elles sont spécifiques au patient : les fenêtres doivent être positionnées au même endroit sur le corps

principal que les ostia des artères collatérales sur l'aorte (un peu au-dessus pour les branches). Le chirurgien doit mesurer la distance entre les ostia et leurs angulations pour dessiner en conséquence un schéma de l'emplacement des fenêtres et branches sur l'EP, avec la meilleure précision possible malgré l'incertitude relative aux outils de mesure [Banno 14]. Ce croquis est ensuite envoyé chez le fabricant d'EP qui produira en premier lieu un modèle pour valider le dimensionnement, vues les conséquences négatives que peut avoir un mauvais positionnement des fenêtres (exclusion d'une artère rénale, fuites de sang, difficulté de mise en place du stent non couvert...). Ce processus de validation est donc particulièrement coûteux en temps et en argent ; c'est cependant le seul moyen actuellement de réduire les risques péri-opératoires de l'utilisation d'EP fenêtrées ou branchées.

Le planning préopératoire est donc entièrement effectué grâce à des informations purement géométriques et anatomiques, sur la base de l'expérience du chirurgien. L'ajout d'informations supplémentaires, notamment mécaniques, pourrait permettre d'aider le chirurgien dans son choix de chirurgie ou d'EP. Les cas les plus complexes (AAA tortueux, EPs fenêtrées ou branchées) en bénéficieraient tout particulièrement.

1.2.2 La procédure chirurgicale

De manière comparable au planning pré-opératoire, les données d'imagerie obtenues lors de la procédure endovasculaire sont l'une des clés de son bon déroulement. La fluoroscopie est la seule source d'information du chirurgien une fois les outils insérés dans l'arbre artériel. Elle permet de générer une image 2D projetée de l'absorption en rayons X des matériaux situés entre un émetteur de rayons X et un capteur. Seules les structures osseuses sont relativement discernables dans une fluoroscopie de l'abdomen. Pour apercevoir l'arbre artériel il faut avoir recours à une injection de produit de contraste (angiographie). Cette opération est effectuée le moins possible pour limiter l'exposition du patient au produit et à celle prolongée aux rayons X. Les outils sont visibles par fluoroscopie, en particulier les marqueurs radio-opaques placés sur les zones d'intérêt.

La figure 1.9 montre les images de fluoroscopie auxquelles a accès le chirurgien lors de différentes étapes du déploiement d'une EP infra-rénale bifurquée. Ces images doivent être suffisantes pour : monter les guides, positionner l'extrémité proximale du corps principal de l'EP à l'endroit prévu lors du planning pré-opératoire, insérer un guide dans le moignon du corps principal, déployer le jambage iliaque tel que son extrémité distale soit larguée à la position souhaitée. Bien que le chirurgien puisse faire des projections dans plusieurs plans d'incidence, il est clair que le positionnement 3D des outils et de l'EP est fortement complexifié par la bi-dimensionnalité de la fluoroscopie. De plus, le chirurgien doit gérer la superposition d'images prises à des instants différents : une avec injection pour voir la lumière artérielle et d'autres sans pour visualiser en temps réel la position de l'EP. Il doit alors extrapoler les déformations induites par le déplacement de l'EP et des outils.

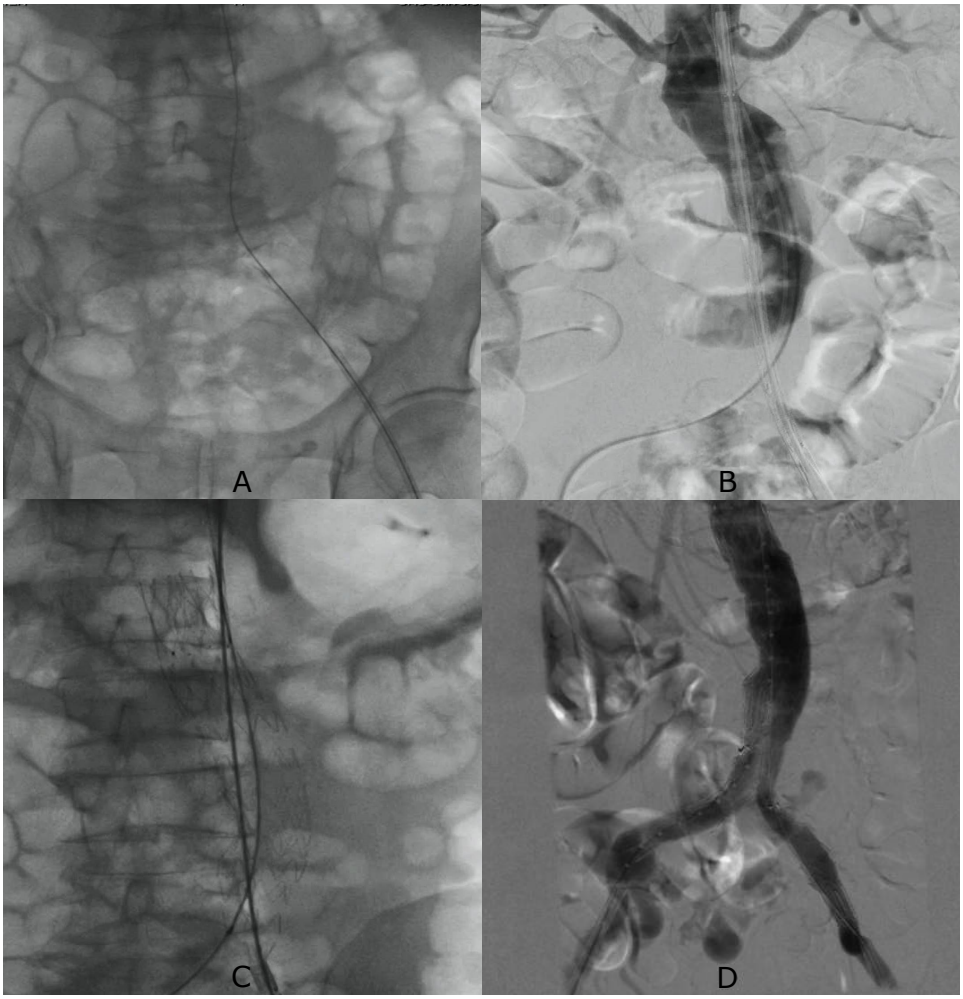


FIGURE 1.9 – Images de fluoroscopie à différentes étapes de la chirurgie endovasculaire : montée d'un guide souple (A), positionnement de l'extrémité proximale de l'EP par rapport à l'AAA (superposition angiographie / fluoroscopie) (B), fin du déploiement du corps principal (C) et contrôle final de la procédure par angiographie (D).

La difficulté de positionner l'EP à partir d'images 2D de fluoroscopie se fait d'autant plus sentir si le corps principal est fenêtré. Les fenêtres doivent être placées précisément en face des ostia des artères collatérales, qui peuvent ne pas être situées dans le plan de projection de la fluoroscopie. Le chirurgien est alors obligé de multiplier les angles d'incidence et les angiographies pour s'assurer du bon positionnement des fenêtres avant de larguer le corps principal. L'insertion des guides et le déploiement des stents non couverts sont aussi rendus plus difficiles par le manque d'une visualisation en 3D, ce qui rallonge d'autant le temps de l'intervention et l'exposition du patient aux rayons X.

Des systèmes plus performants sont maintenant inclus dans les blocs opératoires les plus récents, appelés salles hybrides. Ils permettent notamment de projeter sur l'image de fluoroscopie l'arbre artériel segmenté sur le scanner pré-opératoire du patient. De cette manière, le nombre d'angiographies nécessaires lors de l'intervention est fortement diminué. En revanche, il n'existe

pas pour l'heure de système permettant de modifier la projection du scanner pré-opératoire pour tenir compte des déformations engendrées par la montée des outils. De plus, les outils actuels ne permettent pas d'utiliser complètement les données géométriques 3D contenues dans le scanner pré-opératoire, qui pourraient par exemple servir à visualiser en 3D la position des outils dans les artères. Le calcul des déformations induites par la montée des outils et la largage d'une EP, ainsi que la visualisation 3D, sont deux développements qui pourraient accélérer et sécuriser l'intervention endovasculaire.

1.2.3 Le suivi des patients

Le nombre de ré-interventions suite à des complications péri-opératoires est le frein majeur à une utilisation généralisée de la procédure endovasculaire. Un suivi régulier et prolongé des patients est indispensable pour détecter ces complications, la forme la plus courante étant un examen par CT-scan tous les ans.

Les endofuites sont les complications les plus courantes, responsables de la majorité des ré-interventions [Baum 03, De Bruin 10, Chang 13]. Ce sont des fuites de sang vers le sac anévrismal censé avoir été exclu de la circulation sanguine. En présence d'une endofuite, le sac anévrismal reste donc à soumis à la pression sanguine et peut continuer à croître, annulant le bénéfice de l'intervention primaire. Les différents types d'endofuites sont illustrées Figure 1.10. Elles sont décrites de la manière suivante :

— L'endofuite de type I se produit par la passage de sang entre la paroi artérielle et l'EP, au niveau des extrémités proximale (type Ia) ou distales (type Ib) de l'EP. Les causes de ce type d'endofuite sont principalement d'ordre mécanique et liées au dimensionnement amont de l'EP et à son déploiement. Une mauvaise apposition des stents à l'extrémité de l'EP sur la paroi suffit à générer un espace suffisant au passage du sang. Une angulation prononcée du collet proximal de l'AAA favorise ces défauts d'apposition et les fuites consécutives [Albertini 06]. L'autre mécanisme principal d'apparition de ce type d'endofuite est la migration de l'EP, qui de déplace sous l'action des mouvements du patient et de la pression sanguine. Malgré les efforts des fabricants d'EP pour prévenir cette migration par l'ajout de crochets et de pics favorisant l'accroche de l'EP à la paroi artérielle, ce phénomène se produit régulièrement, en particulier dans les cas d'AAA à collet proximal court et angulé. En raison du risque de rupture élevé dans le cas d'un endofuite de type I, il faut souvent ré-intervenir sur le patient, par chirurgie endovasculaire ou par conversion en chirurgie ouverte.

— L'endofuite de type II est provoquée par un afflux de sang provenant des artères collatérales prenant source dans le sac anévrismal (l'artère mésentérique inférieure par exemple). Elle peut être traitée par embolisation ou laparoscopie, sans intervention sur l'EP elle-même qui n'est pas en cause. Cependant, en raison du faible risque de rupture qu'elle engendre (elle peut se résorber naturellement en quelques mois), son traitement est peu préconisé, contrairement à la surveillance accrue de la croissance de l'AAA.

— L'endofuite de type III provient d'un interstice au niveau de la zone de chevauchement des jambages ou d'une déchirure par endommagement du textile. Ses conséquences sont similaires à celles de l'endofuite de type I, de même que son traitement. En effet, la résorption de cette fuite s'effectue en larguant un nouveau module d'EP au niveau de la fuite ou en convertissant l'opération en chirurgie ouverte.

— L'endofuite de type IV marque un défaut d'étanchéité du textile de l'EP, qui laisse passer du sang dans le sac anévrismal par porosité. Ce phénomène est généralement de courte durée, moins de 30 jours, et s'aperçoit essentiellement juste lors du contrôle per-opératoire. L'étanchéité est en effet améliorée par la thrombose du textile. En cas de persistance, elle peut être traitée comme une endofuite de type III.

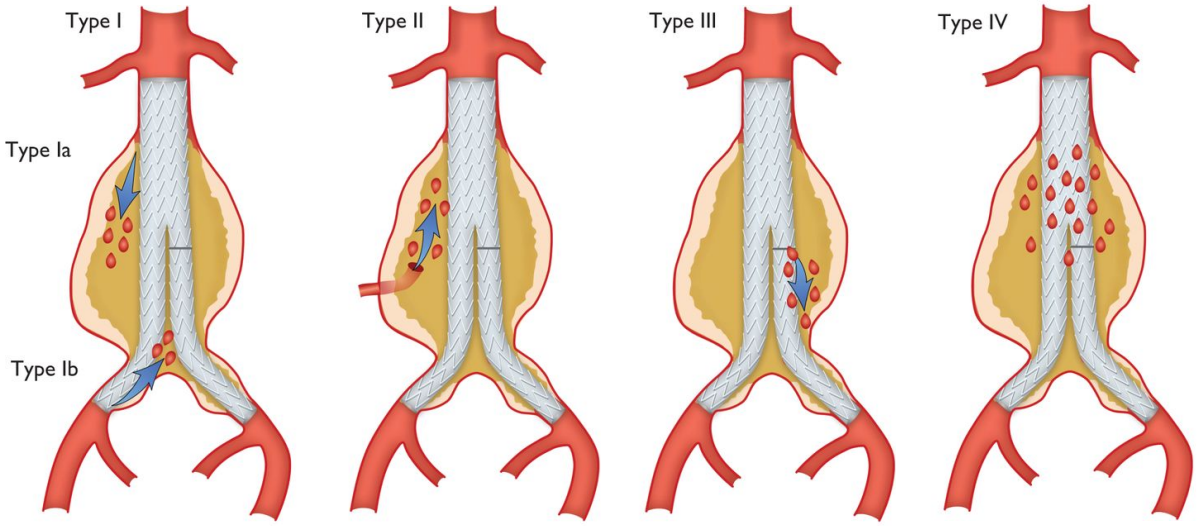


FIGURE 1.10 – Classification des endofuites. (*www.lookfordiagnosis.com*)

La seconde complication majeure de l'EVAR est la thrombose de l'EP, le plus souvent au niveau d'une sténose des jambages, qui peut engendrer une occlusion d'une artère et provoquer une ischémie (des membres inférieurs dans le cas d'une artère iliaque). Un exemple d'occlusion d'un jambage de l'artère iliaque droite est présenté Figure 1.11A. Les plicatures des EPs (Figure 1.11B), réduisant fortement la section de circulation du fluide sanguin, favorisent l'apparition de thrombose [Carroccio 02, Cochennec 07]. Ces plicatures se retrouvent généralement dans les artères fortement tortueuses et rigidifiées par des calcifications [Albertini 06], dans lesquelles l'EP est fortement pliée et ne parvient pas à récupérer une forme cylindrique une fois déployée. La conception de l'EP a une forte influence sur sa propension à former des plicatures [Demanget 12b], ce qui a en partie motivé les fabricants à développer des nouvelles générations d'EPs moins sujettes à ce problème. Malgré cela les thromboses, qui sont encore présentes dans un nombre non négligeables de cas cliniques, sont traitées par ajout de stents pour supprimer la sténose, par thrombolyse, ou par dérivation de la circulation sanguine *via* un pontage.

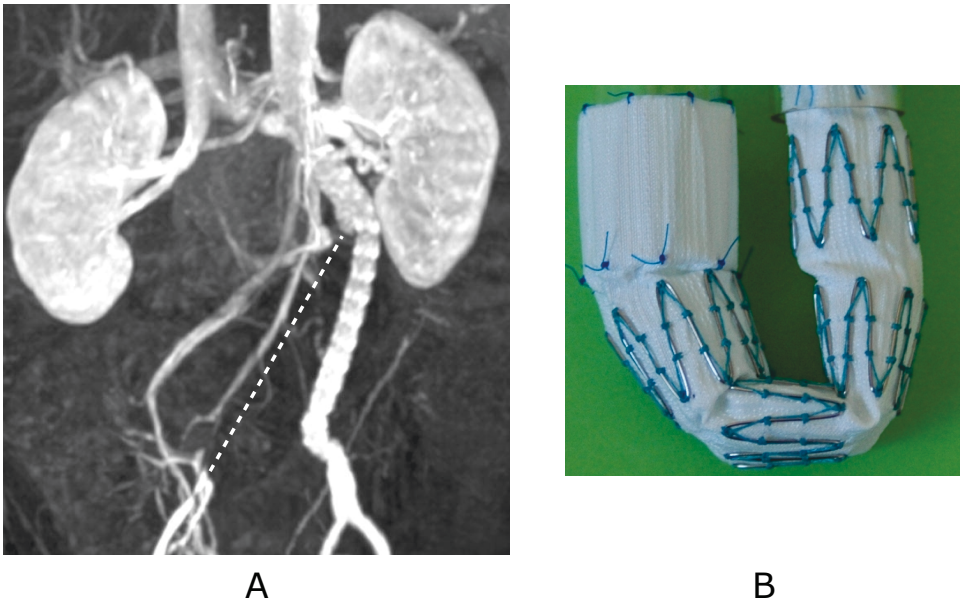


FIGURE 1.11 – IRM post-opératoire mettant en évidence une occlusion du jambage iliaque droit (flux sanguin manquant indiqué par les pointillés blancs) (A) et plicature d'un jambage iliaque (B). [Demanget 12b, van Zeggeren 13]

On peut enfin relever des complications dont l'incidence est bien moindre que celles des endofuites ou thromboses. La première est la rupture d'un composant de l'EP, stent, textile, ou couture d'un stent au textile. Ces ruptures sont provoquées par la corrosion *in-vivo* et la fatigue des matériaux. Ces problèmes, purement liés à la conception des EPs, ont été en très grande majorité résolus, notamment par le renforcement des coutures et le polissage des stents dans les EPs de seconde génération. Enfin, l'endotension est un élargissement du sac anévrismal par augmentation de la pression, mais sans endofuites visible sur les scanners de contrôle. L'origine de l'endotension est encore controversée (amas de fluide dans le sac, pression au travers de l'EP, origines biologiques) et ne sera pas discutée dans cette partie [Toya 08].

Des complications post-opératoires courantes, sources d'interventions secondaires, viennent amoindrir les bénéfices per-opératoires de la chirurgie endovasculaire. Afin d'améliorer les résultats de cette chirurgie et de la rendre prédominante face à la chirurgie ouverte bien plus traumatisante, deux pistes sont ouvertes. La première serait de faire progresser la conception des EPs, notamment aux niveaux de leur fixation proximale, de leur flexibilité et de l'apposition des stents, telle que cela a déjà été entrepris lors de la création de la seconde génération d'EP. La seconde piste consisterait à prédire les patients à haut risque de complications, afin d'adapter l'EP ou le type d'intervention pour éviter la potentielle complication. Ce type de prédiction peut être envisagé lors du planning pré-opératoire, sous la forme d'une simulation numérique faisant intervenir les comportements mécaniques réalistes de l'EP, de l'AAA et du sang.

1.3 Simulations numériques

De nombreux travaux utilisent des méthodes de simulation numérique pour modéliser le comportement mécanique des anévrismes et des prothèses, dans le but de mieux comprendre cette pathologie et d'optimiser son traitement. Trois différentes techniques de simulation seront exposées dans ce qui suit, chacune en lien avec des problématiques cliniques particulières. Le lecteur peut aussi se référer à trois documents contenant des revues de littérature qui ont en partie servi à élaborer les paragraphes suivants [Demanget 12a, De Bock 14b, Roy 12].

1.3.1 Simulations de dynamique des fluides

Le sujet d'étude principal des simulations de dynamique des fluides concerne les forces s'appliquant *in-vivo* sur les EPs et pouvant engendrer leur migration. L'estimation de ces forces peut améliorer le choix du surdimensionnement des stents proximaux, principaux responsables de la fixation de l'EP.

Ces travaux ont été initiés par l'étude des efforts produits par le sang sur une géométrie idéalisée d'EP bifurquée [Liffman 01]. Le réalisme de ces simulations a ensuite été amélioré par Morris, en affinant la géométrie de l'EP et les conditions aux limites du flux de sang [Morris 04], jusqu'à venir simuler l'écoulement sanguin dans des géométries d'EP récupérées dans des scanners post-opératoires [Howell 07,Figueroa 09], comme illustré Figure 1.12. Ces travaux ont principalement mis en évidence une relation entre la courbure des EPs déployées et les forces ressenties : ces dernières peuvent atteindre jusqu'à 14N dans le cas d'une EP fortement courbée. Un lien avec les mouvements à long terme de l'EP dans le sac anévrismal a aussi été déterminé [Figueroa 09]. Des simulations similaires ont été effectuées sur d'autres types d'EPs : celles thoraciques [Cheng 08] et fenêtrées [Georgakarakos 14, Kandail 14].

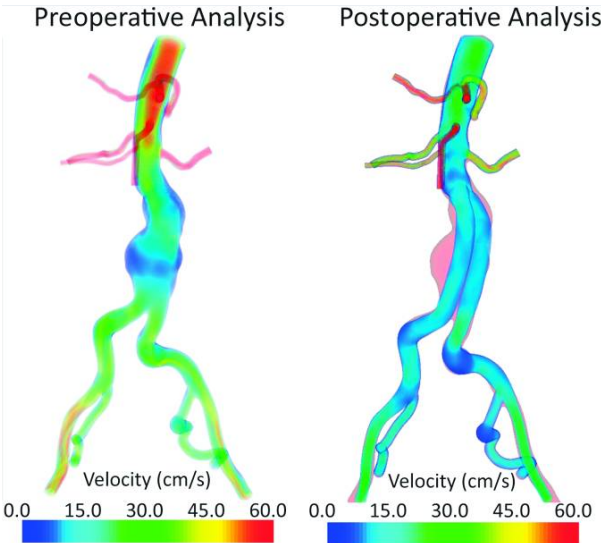


FIGURE 1.12 – Simulation de dynamique des fluides dans une anatomie pré-opératoire et dans l'EP post-opératoire. [Figueroa 09]

Une application potentielle de ces travaux en routine clinique réside dans la prédiction du risque de migration de l'EP à long terme chez les patients. La visualisation de l'écoulement sanguin pourrait aussi permettre d'estimer un risque de thrombose. Un logiciel (CardiovasculaR Integrated Modeling and SimulatiON, CRIMSON) est en cours de développement pour fournir des simulations personnalisées. Néanmoins, ces calculs numériques de mécanique des fluides sont limités actuellement par (i) la prise en compte de la géométrie de l'EP uniquement, sans son comportement mécanique, (ii) l'indisponibilité de la prédiction avant chirurgie de la géométrie déployée de l'EP chez le patient, qui limite les études à effectuer des simulations à partir de scanners post-opératoires.

1.3.2 Simulations d'interaction fluide-structure

Les simulations d'interaction fluide-structure (FSI) font intervenir le couplage entre la mécanique du fluide et des structures solides. Elles sont donc bien adaptées pour étudier l'effet du flux sanguin sur l'EP et les effets de la chirurgie endovasculaire sur l'AAA.

Les calculs d'interaction fluide-structure ont été initiés par une série de travaux publiés par une équipe de recherche américaine [Li 05a, Li 05b, Li 06a, Li 06b]. Ces simulations modélisent des EPs bifurquées idéalisées, de comportement mécanique simplifié en homogénéisant les caractéristiques mécaniques des stents et du textile, larguées dans des AAAs idéalisés. Leurs résultats confirment les tendances observées par les simulations de mécanique des fluides concernant l'ordre de grandeur des forces de migration de l'EP et leur relation avec le degré de tortuosité et d'angulation des artères. Intérêt supplémentaire de la FSI, des informations nouvelles sont apportées sur la réduction de la pression dans le sac anévrismal par la pose d'EP, les contraintes pariétales dans l'anévrisme ainsi que sur les répercussions des endofuites de type II. Ces travaux ont été prolongés par des simulations personnalisées sur des géométries réelles de patients, grâce à la segmentation de scanners pré-opératoires et post-opératoires [Molony 09, Molony 10]. Plus récemment, une étude a été proposée sur l'intérêt, évalué négligeable en conclusion de l'article, de croiser les jambages iliaques pour améliorer l'hémodynamique [Georgakarakos 13]. Enfin, des simulations similaires ont été appliquées à d'autres chirurgies endovasculaires, sur les anévrismes de l'aorte thoracique par exemple [Wang 11].

On peut aussi citer comme second domaine d'application des simulations FSI l'estimation du risque de rupture d'un AAA, afin d'obtenir un critère d'intervention plus précis que la mesure de diamètre maximal de l'AAA actuellement utilisée. Actuellement, la recherche s'articule essentiellement autour des paramètres des modèles FSI (conditions aux limites du flux sanguin, loi de comportement de l'AAA), pour déterminer lesquels sont les plus influents et donnent le plus précisément les contraintes pariétales dans l'AAA [Rissland 09, Chandra 13]. D'autres travaux ont pour but de faire le lien entre les contraintes pariétales obtenues par FSI et l'initiation de la rupture [Xenos 15].

Les simulations FSI sont d'un très grand intérêt pour étudier le comportement à long terme de la chirurgie endovasculaire, par le calcul des forces de migration qui peuvent engendrer des endofuites de type I et la visualisation de l'hémodynamique et des risques de thrombose associés. En revanche, la mise en œuvre de telles simulations est rendue difficile par la grande complexité du couplage entre la mécanique des fluides (eulérienne) et celle du solide (lagrangienne). Afin de ne pas augmenter démesurément des temps de calcul déjà non négligeables, des hypothèses simplificatrices fortes doivent être faites, notamment au niveau de la géométrie de l'EP et de son comportement mécanique, dont l'impact n'a pas encore été mesuré. Un second point limite ces simulations : elles sont pour le moment toutes basées sur des géométries d'EP soit idéalisées, soit obtenues à partir de scanners post-opératoires. Cela permet de faire des études sur l'influence de paramètres mais pas de faire des simulations prédictives de complications à long terme, qui requiert la simulation du déploiement de l'EP. La seule étude allant dans le sens de la prédiction est celle de Prasad, qui est cependant limitée par les géométries très simplifiées de l'AAA et de l'EP [Prasad 13]. Des simulations de mécanique du solide, modélisant le déploiement d'EP dans des AAAs, sont indispensables en amont des simulations FSI pour leur fournir en données d'entrée les états géométriques et mécaniques de l'EP et l'AAA, sans avoir recours au scanner post-opératoire.

1.3.3 Simulation de mécanique du solide

D'autres artères que l'aorte abdominale (artère carotide, fémorale, coronaire...) peuvent être traités au moyen d'un stent seul, non couvert d'un textile, lorsqu'elles présentent une sténose. Les simulations de mécanique du solide, par la méthode des éléments finis (EF), sur le déploiement de ces stents et leurs conséquences biomécaniques ont été très largement développées. Ces études ne seront pas listées exhaustivement, seules seront citées celles ayant un intérêt dans le développement des simulations EF concernant les endoprothèses aortiques.

Les méthodologies de Mortier, Auricchio et De Bock pour déployer des stents dans des artères tortueuses peuvent être transposées au cas du largage d'EPs. Le premier a imité le geste du chirurgien en introduisant le stent sur son support dans l'artère, puis en enlevant progressivement la gaine comprimant le stent [Mortier 10]. Les deux autres ont utilisé des méthodologies simplifiées du largage réel : la gaine contenant le stent est déformée de manière à être entièrement contenue dans la lumière de l'artère, puis son diamètre est augmenté jusqu'à ce qu'elle ressorte complètement de l'artère tandis que le stent est contraint à rester à l'intérieur de l'artère par contact [Auricchio 11, De Bock 12a]. Enfin, Debusschere *et al.* ont développé un modèle de ballon gonflable, composé d'un comportement différent suivant si sa membrane est en dessous ou au-dessus de son diamètre nominal [Debusschere 15]. Ce type de ballon est utilisé pour dilater les stents et les appliquer contre la paroi artérielle à l'endroit de la sténose ; il n'est pas couramment utilisé pour les AAAs. Cependant, cette technique est potentiellement utilisable dans le cas du textile d'une EP : elle permet de s'affranchir des instabilités numériques provoquées par les plis et d'utiliser un solveur implicite plutôt qu'explicite pour gagner en rapidité de calcul.

Les travaux relatifs aux EPs, en nombre plus réduit, ont été initiés par une étude sur la résistance en fatigue d'un jambage en fonction des matériaux constitutifs des stents et du textile [Kleinstreuer 08]. Cette simulation soumet un modèle multi-composant d'une EP, le premier dans la littérature, à une compression radiale qui peut être comparée à celle générée par l'insertion de l'EP dans sa gaine. Par la suite, Demanget *et al.* ont développé des modèles numériques de jambages iliaques, commercialisés par plusieurs fabricants. Ces modélisations, prenant en compte de manière précise le comportement orthotrope du textile, ont été validées expérimentalement par des tests de flexion sur les jambages [Demanget 12c]. Ces EPs ont alors pu être comparées *in silico* en flexion pour observer leurs tendances à sténoser [Demanget 12b, Demanget 13]. Un autre groupe de recherche a développé d'autres modèles d'EPs, cette fois-ci des corps principaux bifurqués, à partir de scanners micro-tomographiques et de tests expérimentaux en compression des extrémités proximales des EPs [De Bock 13]. Ces extrémités proximales tubulaires ont alors été déployées dans un collet proximal d'AAA idéalisé pour étudier l'influence de son angulation sur l'apposition des stents par exemple [De Bock 14a]. De plus, l'un de ces corps principaux bifurqués a été déployé *in silico* dans un AAA idéalisé et la simulation validée par comparaison au même largage *in vitro* [De Bock 12b]. Enfin, une EP tubulaire a été déployée numériquement dans une géométrie personnalisée d'anévrisme de l'aorte thoracique et les résultats (position des stents par exemple) comparés au scanner post-opératoire du patient réel [Auricchio 13].

Autre aspect de la chirurgie endovasculaire, la montée le long des artères des guides souples a été simulé de manière personnalisée sur plusieurs cas cliniques et validé grâce aux images per-opératoires [Kaladji 13]. Dans la continuité de ces travaux, des simulations sur la montée des guides rigides dans des anatomies tortueuses ont été développées [Gindre 15].

Le comportement mécanique des EPs a été étudié en détail, des stents en Nitinol superélastique au textile orthotrope. Des modélisations ont ainsi pu être élaborées pour des modules iliaques ou des corps bifurqués d'EPs, actuellement commercialisés par plusieurs fabricants et utilisés dans les hôpitaux. Quelques simulations de déploiement dans des artères ont alors pu être entreprises. Cependant, ces simulations sont encore limitées et ne reflètent pas entièrement la chirurgie endovasculaire des AAAs. Les modèles d'EP sont souvent simples (jambages tubulaires) et les simulations comprennent un seul module alors que la chirurgie en implique au minimum deux. De plus, les déploiements simulés ont eu lieu dans des géométries d'AAA idéalisées ou quasiment tubulaires, ne posant pas de difficultés majeures lors de l'insertion de l'EP. Les fondations de la simulation EF de la chirurgie endovasculaire sont donc posées mais de nombreuses améliorations sont nécessaires pour reproduire avec précision et fiabilité *in silico* le résultat chirurgical de la pose d'EP.

1.4 Contexte de la thèse

1.4.1 Problématique clinique

Le cadre de cette thèse est la pathologie de l'anévrisme de l'aorte abdominale, et plus précisément sa chirurgie par technique endovasculaire. Comme expliqué précédemment, cette opération consiste à déployer une endoprothèse de part et d'autre de l'anévrisme pour l'exclure de la circulation sanguine. La pression du sac anévrismal est alors réduite ce qui a pour effet d'empêcher la croissance de l'anévrisme et sa rupture à terme. Il existe malheureusement des cas cliniques pour lesquels l'opération chirurgicale échoue, ce qui entraîne la nécessité d'une intervention secondaire voire qui peut se solder par la mort du patient. Le taux élevé de ré-intervention lors de la chirurgie endovasculaire est en partie responsable de l'utilisation encore courante de la chirurgie ouverte, pourtant plus traumatisante et à morbidité péri-opératoire supérieure. C'est aussi un coût supplémentaire pour les hôpitaux : utilisation de ressources d'imagerie médicale pour le suivi post-opératoire et la détection des complications, occupation de lits et de blocs chirurgicaux en cas d'intervention secondaire...

Concernant les complications responsables de ces échecs de l'intervention originale, les deux principales sont les endofuites et les thromboses de l'endoprothèse. Dans les deux cas, elles peuvent être liées à des causes primaires d'ordre mécanique, telles qu'une mauvaise conformabilité d'un stent à l'intérieur de l'artère ou qu'une plicature de l'endoprothèse dans un coude du vaisseau sanguin par exemple. La réduction de la prévalence de ces complications est donc en enjeu clinique et économique majeur pour la chirurgie endovasculaire. En raison de l'origine principalement mécanique des complications post-opératoires, deux pistes complémentaires peuvent être envisagées pour diminuer le taux de ré-intervention : l'amélioration de la conception des endoprothèses déployées et la prédiction (et donc prévention) par la simulation numérique du déploiement d'endoprothèse.

Le planning pré-opératoire de la chirurgie endovasculaire, tel qu'effectué actuellement par les chirurgiens, ne leur permet pas toujours d'anticiper une probable complication. Seules l'expérience et l'expertise du praticien vont diminuer le risque de ré-intervention, par le biais de son analyse subjective de l'anatomie artérielle de son patient et des mesures géométriques des artères, qui sont les seules données auxquelles il a accès lors du planning de l'intervention et du dimensionnement de l'endoprothèse. Les logiciels de planning pré-opératoire ne disposent en effet que de fonctionnalités de traitement d'images. La simulation numérique de la chirurgie endovasculaire, exploitant les données d'imagerie et des modèles numériques d'endoprothèses, pourrait potentiellement ajouter une dimension mécanique au planning et ainsi sécuriser les décisions du praticien. Des indicateurs visuels ou chiffrés sur l'apposition des stents ou les plis de l'EP, obtenus par la simulation, aideraient à valider le type de procédure et le dimensionnement de l'endoprothèse en fonction du patient.

1.4.2 Objectifs de la thèse

Comme détaillé précédemment, des travaux ont déjà été initiés sur la mécanique des endoprothèses aortiques et sur la biomécanique des artères. Certaines études ont proposé des simulations de déploiement d'endoprothèses dans des artères. Cependant, ces travaux présentent tous au moins une limitation majeure par rapport à la chirurgie endovasculaire réelle : la modélisation d'un AAA idéalisé, l'utilisation d'une endoprothèse simple (un seul module, tubulaire)...

Pour pouvoir à terme améliorer la planning pré-opératoire et le dimensionnement des EPs en routine clinique, les simulations devront idéalement pouvoir prédire le comportement d'EPs bifurquées multi-modulaires à l'intérieur de géométries personnalisées d'artères, afin d'extraire des résultats des indicateurs de possibles complications post-opératoires (plis de l'EP, défauts d'apposition de stents par exemple). Ces simulations devront aussi être (i) les plus fiables possible, pour pouvoir simuler même les cas les plus complexes où un outil d'aide à la décision serait le plus bénéfique, (ii) les plus rapides possible en raison des contraintes de temps très exigeantes des praticiens hospitaliers.

Etant donné le but à long terme de mettre ces simulations à disposition des praticiens et le cahier des charges qui en découle, cette thèse a pour objectifs de :

- Développer une méthodologie permettant de déployer *in silico* une EP dans une géométrie quelconque d'artère par la méthode des éléments finis,
- Adapter cette méthodologie au cas particulier des anévrismes infra-rénaux,
- Modéliser des anévrismes infra-rénaux à partir de données d'imagerie pré-opératoire,
- Modéliser des assemblages d'EPs commercialisées par divers fabricants, avec corps principal bifurqué et jambages iliaques,
- Simuler des cas cliniques de patients opérés par chirurgie endovasculaire,
- Valider la méthodologie proposée par comparaison entre les simulations et les scanners post-opératoires des géométries déployées des EPs dans les AAAs.

Chapitre 2

Développement d'une nouvelle méthode numérique de largage d'endoprothèses

Ce chapitre présente une nouvelle méthodologie numérique de déploiement d'endoprothèses dans des anévrismes, afin de pallier certaines limites de la méthode numérique originellement développée dans ce cadre clinique. Les caractéristiques principales visées pour cette nouvelle méthodologie sont l'automatisation, la robustesse quel que soit le cas clinique, et la rapidité de calcul. La première partie de ce chapitre décrit donc le développement de la méthodologie. La seconde propose une comparaison entre la méthode originelle et la nouvelle méthode, pour évaluer la précision et les avantages de cette dernière.

Sommaire

2.1 Introduction **24**

2.2 Développement d'une méthode numérique de déploiement d'endoprothèses par morphing **26**

2.2.1 Algorithme de morphing de maillage d'artère 26

2.2.2 Génération de géométries intermédiaires 32

2.2.3 Application dans la simulation éléments finis 34

2.3 Validation de la simulation avec morphing par comparaison à la méthode originelle **36**

2.3.1 Lois de comportement 36

2.3.2 Maillage 36

2.3.3 Conditions aux limites et paramètres de simulation 37

2.3.4 Critères de comparaison 38

2.3.5 Résultats 38

2.3.6 Discussion 40

2.4 Conclusion **41**

2.1 Introduction

Des études ont déjà été initiées sur le déploiement d'EPs dans des AAAs, comme expliqué dans le Chapitre 1. Parmi celles-ci, notre équipe a simulé le déploiement de jambages iliaques dans des géométries idéalisées d'anévrismes iliaques. Ces simulations ont été effectuées dans la continuité des travaux de thèse de Demanget et sont exposées dans l'Annexe A de cette thèse, sous la forme d'un article publié dans le journal *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* en 2015 [Perrin 15b]. Elles emploient une méthode numérique de simulation de déploiement d'EP reposant sur la déformation d'une gaine. Ayant été développée dans un premier temps pour des stents seuls et appliquée pour obtenir la première simulation de déploiement d'une EP, cette méthodologie sera nommée méthodologie originelle. Bien qu'ayant démontré la faisabilité du déploiement numérique d'EPs dans des anévrismes iliaques et prouvé son intérêt clinique en mettant en évidence des défauts d'apposition et des plicatures dans les simulations, cette méthodologie originelle possède certaines limitations qui rendent son utilisation en routine clinique impossible. Ces dernières sont présentées dans l'Annexe A et rappelées ci-dessous :

— Les géométries d'anévrismes dans lesquelles ont été déployées les EPs sont des extrapolations idéalisées de géométries réelles. De plus, cette étude se limite à l'étude des anévrismes iliaques alors que les anévrismes touchent plus couramment l'aorte abdominale. En conséquence, la méthodologie numérique originelle devrait être adaptée pour pouvoir prendre en compte des géométries personnalisées d'anévrismes. Elle devrait de plus être développée pour les anévrismes de l'aorte abdominale, dont la complexité est plus élevée en raison de la bifurcation de l'aorte vers les artères iliaques et de l'usage de plusieurs modules d'EP lors de la procédure chirurgicale.

— La méthodologie originelle nécessite de créer manuellement un modèle CAO de la gaine à l'intérieur de chaque géométrie d'anévrisme, pour pouvoir générer les conditions aux limites en déplacement permettant d'insérer la gaine, initialement droite, dans l'artère. Cette procédure doit être automatisée et être opérationnelle dans tous les cas personnalisés d'anévrismes, même les plus tortueux.

— La procédure interventionnelle suivie par les chirurgiens a été fortement simplifiée dans les simulations présentées. La montée des outils dans l'artère qui déforment la géométrie initiale des artères (i), la montée du porte-stent (ii), le retrait progressif de la gaine (iii) et le retrait des outils (iv) n'ont pas été simulés. Sur des cas cliniques réels, ces étapes pourraient conduire à des disparités entre réalité et simulation. La méthodologie de largage doit être validée dans ce cadre pour justifier les hypothèses posées.

— Malgré la simplification de la procédure chirurgicale dans les simulations, le temps de calcul nécessaire à l'obtention des résultats (3h30 sur un ordinateur de calculs, 12 cœurs 2.6 GHz, 4 Go RAM) est un frein majeur vers une application clinique. Cette limite est d'autant plus importante que la simulation de la chirurgie endovasculaire de l'anévrisme

de l'aorte abdominale sera plus complexe et moins rapide que les cas d'anévrisme iliaque présentés dans cette étude.

Nous avons donc décidé de développer une nouvelle stratégie robuste de déploiement d'EP, alternative à la méthode originelle, avec comme objectifs que :

— La méthodologie soit automatisée, sans intervention manuelle
— La méthodologie fonctionne quelles que soient l'EP et la géométrie des artères
— Le temps de calcul soit réduit au maximum.

Pour obtenir ces caractéristiques, nous avons opté pour une méthode utilisant une technique de mesh morphing. Le mesh morphing permet de transformer la géométrie d'un maillage vers une autre géométrie. Il est principalement utilisée dans l'animation de dessins, pour passer d'une forme référence à une forme déformée [Li 10a, Xu 06]. Une autre application concerne la simulation dans le domaine biomécanique : pour ne pas avoir à mailler chacun des modèles géométriques de patients, de manière spécifique, un algorithme de mesh morphing est utilisé pour déformer un maillage référence, construit par analyse statistique, et obtenir un maillage spécifique à la géométrie du patient [Bonaretti 11, Grassi 11, Sigal 08].

Nous allons adapter cette dernière application à notre cas en partant du constat que toutes les artères ont une topologie tubulaire. L'algorithme de mesh morphing permettra de passer d'une géométrie d'artère quelconque à une forme tubulaire cylindrique (géométrie de référence), et réciproquement. En utilisant cette technique, il est possible de positionner facilement une EP, cylindrique, à l'intérieur de la forme cylindrique de référence agissant comme une gaine. La forme cylindrique pourra ensuite être déformée pour retrouver la forme initiale de l'artère. En contraignant l'EP à rester à l'intérieur de la géométrie tubulaire subissant la transformation, par activation du contact mécanique durant toute la procédure, l'EP sera ainsi déployée dans la géométrie initiale de l'artère. Cette méthode de déploiement ne nécessite pas d'intervention manuelle, la déformation du tube étant calculée par l'algorithme de mesh morphing. Cette méthodologie est employable pour toute géométrie d'AAA. Et enfin, nous avons fait l'hypothèse qu'elle doit permettre un gain de temps de calcul car elle ne nécessite pas la modélisation de la gaine, de son insertion et de son retrait. Cette hypothèse sera discutée par la suite dans les résultats de simulation.

Dans les paragraphes suivants, l'algorithme de mesh morphing que nous avons développé et adapté au cas des AAAs sera détaillé, depuis ses données d'entrée jusqu'à son application dans la simulation EF. Il sera illustré en prenant comme exemple le cas d'anévrisme le plus tortueux de l'étude précédente de notre groupe, l'anévrisme 2 décrit dans l'annexe A, partie A.3.1.

2.2 Développement d'une méthode numérique de déploiement d'endoprothèses par morphing

2.2.1 Algorithme de morphing de maillage d'artère

2.2.1.1 Principe général et données d'entrée nécessaires

L'algorithme de morphing que nous avons développé pour l'application particulière aux artères, s'appuie principalement sur le travail de [Grassi 11]. La déformation du maillage s'effectue en calculant le déplacement des nœuds du maillage, en interpolant aux nœuds la distance entre la position de points repères sur les géométries originales et de référence, comme illustré Figure 2.1.

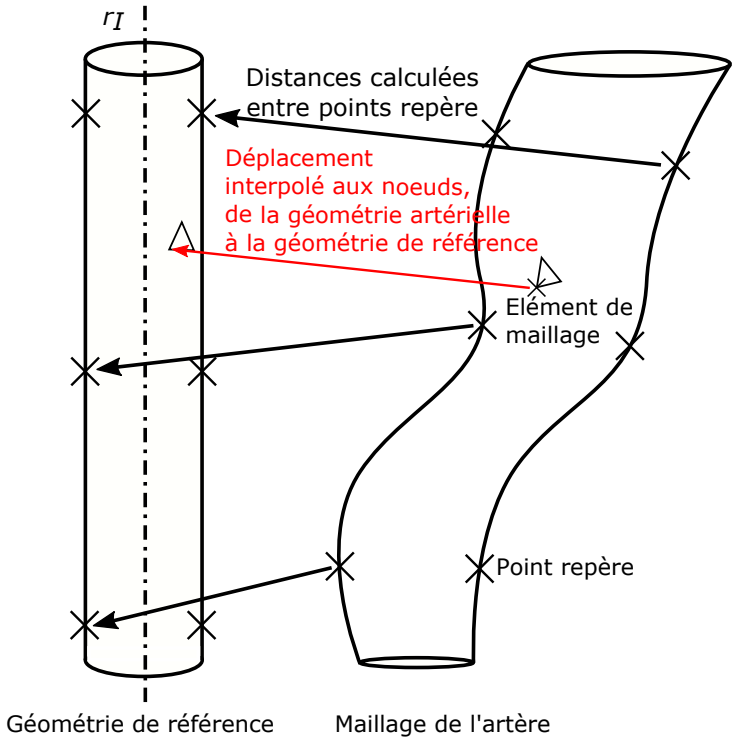


FIGURE 2.1 – Principe de l'algorithme de mesh morphing. Calcul de la distance entre points repères sur les géométries artérielles et référence. Interpolation aux nœuds du déplacement à appliquer pour transformer une géométrie vers l'autre, en fonction de leurs distances aux points repères.

Comme cela sera montré dans la section 3.3, il est possible d'extraire du scanner pré-opératoire d'un patient une description géométrique de sa lumière artérielle par des splines le long de la ligne centrale des artères. Les points composant ces splines seront utilisés comme points repères dans l'algorithme de morphing. Cependant, la répartition de ces points sur la paroi artérielle dépend fortement de la géométrie de l'artère. En conséquence, contrairement aux applications habituelles qui positionnent des points repères sur la géométrie de référence de manière définitive, il sera nécessaire dans notre application de calculer la position des points repères sur

la géométrie de référence, pour chaque patient. Ce calcul, préalable au mesh morphing, sera effectué grâce à la connaissance de la ligne centrale de l'artère.

Les différentes étapes de la méthodologie ainsi que les données que chacune d'elles nécessite sont illustrées dans la Figure 2.2. Les étapes intermédiaires qu'il contient et ses données de sortie seront explicitées dans les sections suivantes.

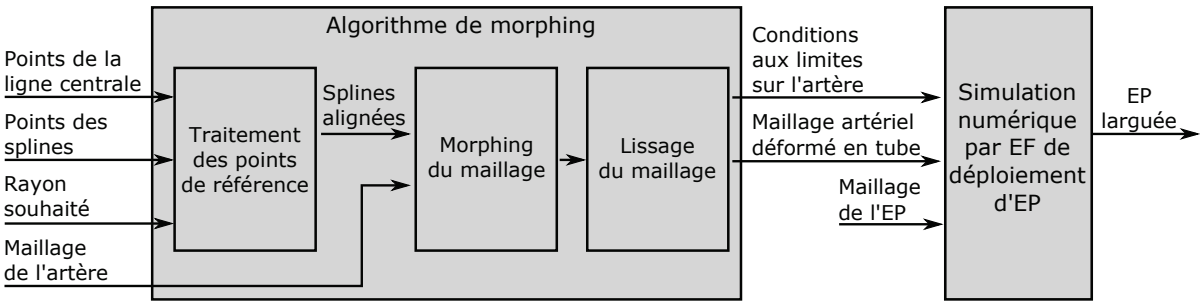


FIGURE 2.2 – Ensemble des étapes et des données nécessaires mises en jeu pour aboutir à la simulation de déploiement d'EP.

Une plus ample description des données d'entrée de l'algorithme de morphing est aussi proposée ci-dessous, avec leur illustration sur l'anévrisme tortueux 2 (Figure 2.3) :

— *Maillage de l'artère composé des nœuds et de leur connectivité* (Figure 2.3A). Ce maillage sera déformé par l'algorithme pour obtenir la géométrie tubulaire. La connectivité sera conservée dans le processus.

— *Points décrivant la ligne centrale de l'artère* (Figure 2.3B). L'ensemble de ces points discrétisant la ligne centrale du vaisseau sera utilisé pour générer les points repères sur la géométrie de référence. Dans cette étude, les points de la ligne centrale ont été générés à partir du modèle CAO de l'artère.

— *Points des splines décrivant la paroi artérielle* (Figure 2.3B). Ces points serviront de points repères pour l'algorithme de mesh morphing. Les splines, chacune associée à un point de la ligne centrale, ont été générées dans cette étude à partir du modèle CAO de l'artère.

— *Rayon r_I de la forme tubulaire.* Ce paramètre est choisi très légèrement supérieur au diamètre de l'EP à déployer, pour que l'EP puisse être insérée dans la forme tubulaire.

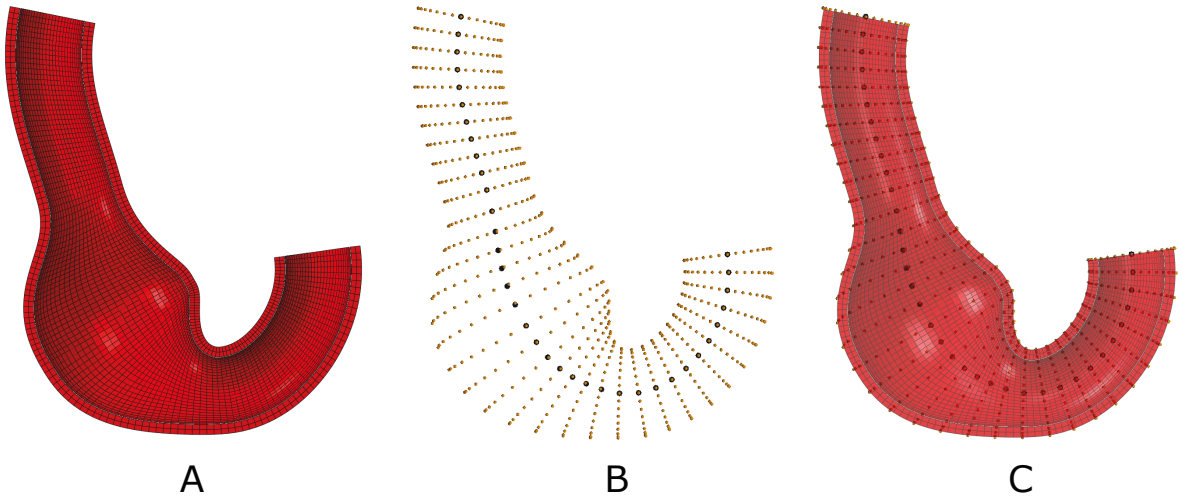


FIGURE 2.3 – Points de la ligne centrale, des splines et maillage du cas d'anévrisme tortueux 2. A : maillage seul. B : ligne centrale et splines. C : Maillage, ligne centrale et splines superposées.

2.2.1.2 Génération des points repères sur la géométrie de référence par alignement des splines

L'étape préliminaire au mesh morphing consiste à déterminer la position des points repères, dans notre cas les points des splines définissant la paroi artérielle, dans la géométrie cylindrique.

Dans un premier temps, la ligne centrale (LC) est rendue rectiligne, le long de l'axe définissant la forme tubulaire. Pour cela, nous définissons une numérotation des points de la LC de l'extrémité proximale (1) à distale de l'AAA (N) (Figure 2.4A). L'axe du tube qui contiendra l'EP $\mathbf{u_{EP}}$ est défini par la position du premier point de la LC, et un vecteur directeur vertical orienté de l'extrémité proximale vers la distale.

Pour chaque segment de LC entre 2 points de la LC [*LC(i)*, *LC(i-1)*], caractérisé par le vecteur $\mathbf{seg}(i)$, une rotation est obtenue pour aligner ce segment avec le segment précédent $\mathbf{seg}(i-1)$ (entre les points [*LC(i-1)*, *LC(i-2)*] de la LC). Concernant le premier segment de LC, il sera aligné avec l'axe du tube $\mathbf{u_{EP}}$, considéré comme un segment $\mathbf{seg}(-1)$. L'axe et l'angle de rotation pour chaque segment $\mathbf{seg}(i)$, illustrés dans la Figure 2.4A, sont définis par :

$$\mathbf{axe_{rot}}(i) = \frac{\mathbf{seg}(i) \wedge \mathbf{seg}(i-1)}{\|\mathbf{seg}(i)\| \, \|\mathbf{seg}(i-1)\|} \tag{2.1}$$

$$\theta_{rot}(i) = cos^{-1}\left(\frac{\mathbf{seg}(i).\mathbf{seg}(i-1)}{\|\mathbf{seg}(i)\| \, \|\mathbf{seg}(i-1)\|}\right) \tag{2.2}$$

Une matrice de rotation $\mathcal{M}(i)$ peut alors être définie pour chaque segment $\mathbf{seg}(i)$ de manière à l'aligner avec $\mathbf{seg}(i-1)$. La rotation totale $\mathcal{M}_{tot}(i)$ à appliquer à chaque segment $\mathbf{seg}(i)$ pour l'aligner avec l'axe de l'EP $\mathbf{u}_{EP}$ est alors calculée par :

$$\mathcal{M}_{tot}(i) = \prod_{k=1}^{i} \mathcal{M}(k) \tag{2.3}$$

Le résultat obtenu après rotation totale $\mathcal{M}_{tot}(i)$ de tous les segments est une droite le long de $\mathbf{u_{EP}}$ (Figure 2.4B). La longueur de chaque segment est conservée lors du processus.

Chaque spline est associée à un point de la LC : elle correspond au contour de la lumière artérielle dans le plan de coupe perpendiculaire à la LC, au niveau du point de la LC considéré. Chaque point appartenant à une spline, de coordonnées initiales $\mathbf{sp_0}(j)$, est donc associé à un point de la LC *LC(i)*. La rotation $\mathcal{M}_{tot}(i)$ correspondante va alors être appliquée à chaque point des splines, pour calculer leur position redressée $\mathbf{sp_r}(j)$ et obtenir l'alignement des splines le long de $\mathbf{u_{EP}}$ (Figure 2.4B). Les angles entre segments de la LC et plans des splines sont conservés lors du redressement des splines.

L'étape finale, pour trouver la position des points des splines dans la configuration cylindrique de référence, consiste à projeter les points des splines redressées orthogonalement sur le tube de rayon r_I. Ce calcul est effectué par passage des coordonnées $\mathbf{sp_r}(j)$ dans un repère cylindrique d'axe $\mathbf{u_{EP}}$ et en imposant le rayon trouvé à être égal à r_I. Les points des splines qui serviront de points repères pour le morphing sont alors positionnés sur la forme tubulaire de référence (Figure 2.4C). Pour chaque point, de coordonnées finales $\mathbf{sp_f}(j)$, le déplacement $\mathbf{u}(j)$ de la forme initiale à la forme de référence peut être calculé par différence entre $\mathbf{sp_f}(j)$ et $\mathbf{sp_0}(j)$.

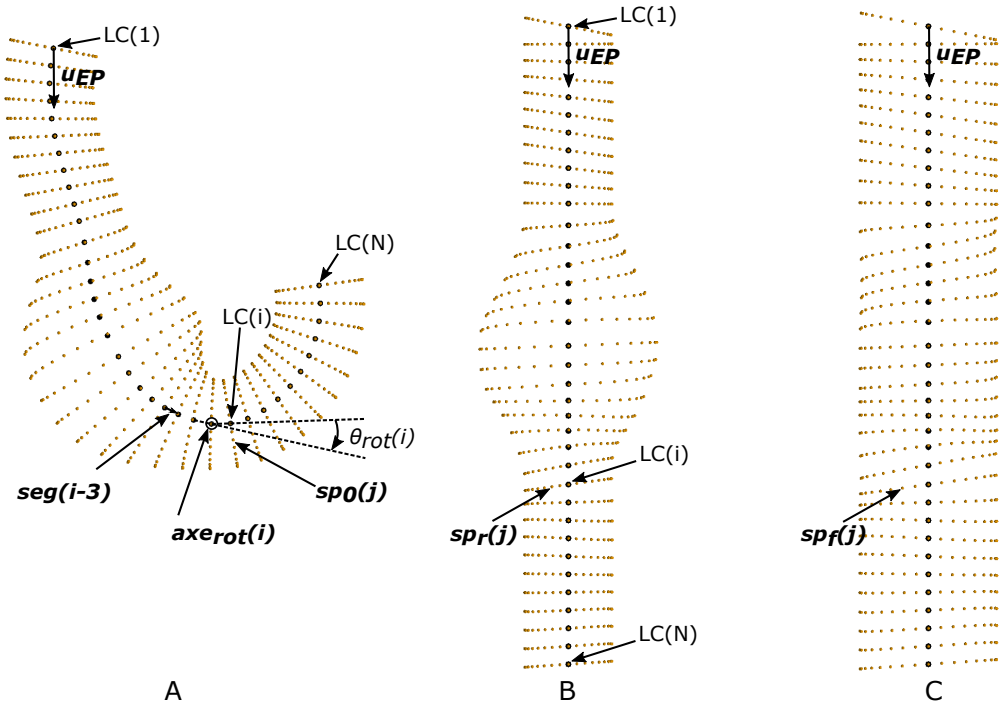


FIGURE 2.4 – Méthodologie de génération des points repères sur la géométrie de référence. Ligne centrale (noir) et splines (orange) dans la géométrie initiale (A), après l'alignement selon l'axe du tube référence (B) et après mise en forme cylindrique (C).

2.2.1.3 Morphing du maillage

La méthodologie de morphing de maillage que nous avons utilisée est documentée dans [Grassi 11]. Nous allons ici rappeler son principe et son adaptation au cas du morphing d'artères vers des formes tubulaires.

Pour tout nœud n_k de coordonnées $\mathbf{x_0}(k)$ dans la géométrie initiale, ses coordonnées $\mathbf{x_f}(k)$ dans la géométrie déformée seront obtenues à partir de sa position initiale, en ajoutant un déplacement calculé comme une somme pondérée des déplacements des points repères (les n_{sp} points des splines dans notre cas) de la géométrie initiale (splines de coordonnées $\mathbf{sp_0}(j)$) à la géométrie de référence (splines de coordonnées $\mathbf{sp_f}(j)$) :

$$\mathbf{x_f}(k) = \mathbf{x_0}(k) + \sum_{j=1}^{n_{sp}} rbf\left(\mathbf{x_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right) \mathbf{w}(j) \tag{2.4}$$

avec (i) $rbf\left(\mathbf{x_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right)$ représentant la pondération du déplacement du point repère (point d'une spline ici) j en fonction de la distance entre le nœud k et le point repère j considérés et (ii) $\mathbf{w}(j)$ la valeur dépendant du déplacement du point repère j. Les valeurs $\mathbf{w}(j)$ sont déterminées de façon à ce que l'équation (2.4) soit valable pour tous les points repères, ce qui fournit le système d'équation suivant auquel doivent répondre les $\mathbf{w}(j)$:

$$\mathbf{sp_f}(k) = \mathbf{sp_0}(k) + \sum_{j=1}^{n_{sp}} rbf\left(\mathbf{sp_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right) \mathbf{w}(j), \forall k \in [1, n_{sp}] \tag{2.5}$$

soit en écriture matricielle :

$$D_{sp} = KW \tag{2.6}$$

$$\begin{cases} D_{sp} = [(\mathbf{sp_f}(1) - \mathbf{sp_0}(1)) \dots (\mathbf{sp_f}(n_{sp}) - \mathbf{sp_0}(n_{sp}))] = [\mathbf{u}(1) \dots \mathbf{u}(n_{sp})], \\ \textit{matrice des déplacements calculés dans la section 2.2.1.2} \\ K(k_1, k_2) = rbf\left(\mathbf{sp_0}(k_1), \mathbf{sp_0}(k_2)\right), \forall (k_1, k_2) \in [1, n_{sp}][1, n_{sp}] \\ W = [\mathbf{w}(1) \dots \mathbf{w}(n_{sp})], \textit{ matrice de taille } n_{sp} \times 3, \textit{ inconnue du système} \end{cases}$$

Sous l'hypothèse que tous les points des splines sont distincts, K est une matrice carrée symétrique définie positive, et donc inversible. Le système peut donc être inversé pour trouver les valeurs de W : $W = D_{sp}K^{-1}$.

Nous avons choisi dans notre application de conserver la même définition de fonction pondératrice des déplacements des points référence que dans Grassi *et al.*, à savoir une fonction de base radiale définie par :

$$rbf\left(\mathbf{x_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right) = \left(\|\mathbf{x_0}(k) - \mathbf{sp_0}(j)\|^2 + \alpha(j)^2\right)^{\beta} \tag{2.7}$$

Le paramètre $\alpha(j)$ peut être considéré comme le rayon d'influence de chaque point repère, β comme le facteur d'atténuation de cette fonction en dehors du rayon d'influence. La valeur de β doit être comprise entre -1 et 0 ; dans notre application cette valeur a été déterminée à -0.01, de manière empirique par tâtonnements. Une valeur de $\alpha(j)$ est déterminée pour chaque point repère, afin d'ajuster le rayon d'influence du point repère selon la densité de points repères à son alentour. De cette manière, un point repère "isolé" aura un grand rayon d'influence pour compenser le manque local de points repères pour diriger l'algorithme de morphing. La formule de calcul de $\alpha(j)$, se reposant sur la distance au plus proche point repère voisin, est la suivante :

$$\alpha(j) = \frac{1}{4} \min_k \|\mathbf{sp_0}(j) - \mathbf{sp_0}(k)\| \, , k \in [1, n_{sp}], k \neq j \tag{2.8}$$

Finalement, l'algorithme de morphing peut se résumer à (i) calculer la matrice W (équation 2.6) une fois calculée la position $\mathbf{sp_f}$ des splines dans la géométrie tubulaire, (ii) calculer pour chaque nœud du maillage l'ensemble des valeurs des fonctions à base radiale *rbf* par rapport aux points référence et (iii) utiliser la formule (2.4) pour déterminer la position déformée de chaque nœud. Dans le cadre de l'anévrisme 2, la géométrie déformée du maillage est illustrée dans la figure 2.5B.

2.2.1.4 Lissage et mise en forme cylindrique du maillage final

Une fois l'étape de morphing effectuée, le maillage déformé obtenu est autour de la ligne centrale rectiligne, dans une forme presque cylindrique. Deux étapes supplémentaires sont alors nécessaires pour obtenir un maillage utilisable dans la simulation EF avec l'EP.

La première étape consiste à lisser le maillage : cette étape est indispensable pour éviter des instabilités lors du calcul EF ou des incréments de temps trop faibles. De plus, si certains éléments sont trop grands, leurs côtés peuvent pénétrer largement à l'intérieur du cylindre que l'on veut obtenir finalement (la discrétisation de la courbure du cylindre peut être trop faible localement à la position de ces éléments). L'algorithme de lissage qui a été choisi est un filtre de Laplace [Taubin 95]. Il consiste à remplacer la position d'un point par le barycentre de ses voisins. Ce processus peut être itéré autant de fois que nécessaire. Dans notre application, 5 itérations de lissage sont suffisantes pour régulariser le maillage. Soit $\mathbf{x}(0)$ le vecteur coordonnées d'un nœud du maillage déformé, $\mathbf{y_k}$ ceux de ses n voisins (appartenant à un élément commun à x), la position lissée de $\mathbf{x}(0)$ à l'itération i de l'algorithme vaut :

$$\mathbf{x}(i) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^{n} \mathbf{y_k}(i-1) \tag{2.9}$$

La seconde étape consiste à projeter chaque nœud k du maillage sur le cylindre, au rayon voulu r_I, pour obtenir sa position tubulaire $\mathbf{x_{tub}}(k)$. En effet, après l'algorithme de morphing le maillage n'épouse pas parfaitement la forme cylindrique souhaitée. De plus, l'algorithme de lissage utilisé tend à faire rétrécir le maillage au fur et à mesure des itérations. La projection

des nœuds sur le cylindre se fait simplement par passage de leurs coordonnées cartésiennes en coordonnées cylindriques d'axe $\mathbf{u_{EP}}$ et en imposant le rayon trouvé à être égal à r_I. Le maillage final obtenu qui sera importé dans la simulation EF, dans le cadre de l'anévrisme 2, est illustré Figure 2.5C. Cette étape permet aussi de calculer le déplacement $\mathbf{u_{tub}}(k)$ relatif au lissage et à la projection sur le cylindre, par soustraction entre $\mathbf{x_{tub}}(k)$ et $\mathbf{x_f}(k)$ pour chaque nœud k, déplacements qui serviront lors de la génération de géométries intermédiaires exposée ci-dessous.

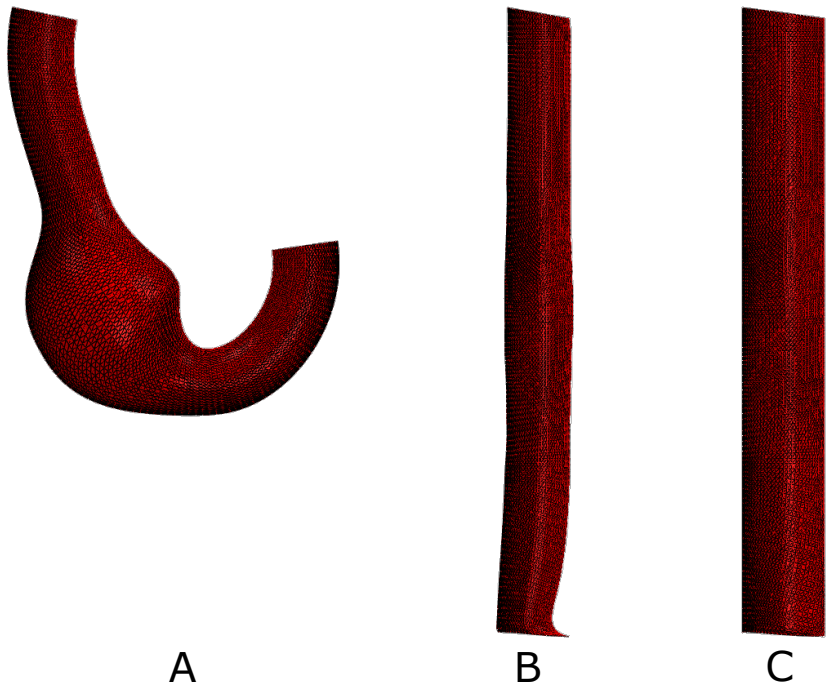


FIGURE 2.5 – Maillage de l'anévrisme initial (A), après morphing (B) et après lissage et projection cylindrique (C).

2.2.2 Génération de géométries intermédiaires

L'utilisation directe de la méthodologie de morphing dans la simulation EF peut être problématique. Dans le cas des anévrismes très tortueux, comme dans l'exemple Figure 2.6, le passage du maillage en forme tubulaire à la géométrie artérielle réelle par translation des nœuds peut générer des croisements entre nœuds et de grandes distorsions du maillage. Cela peut entraîner une fin prématurée des calculs EF suite à l'inversion d'un élément ou des taux de déformation trop importants. Afin d'éviter ces problèmes, il est nécessaire de générer des géométries intermédiaires entre la géométrie tubulaire et la géométrie artérielle.

L'un des avantages de l'utilisation de rotations dans l'algorithme de morphing concerne la génération des géométries intermédiaires. En divisant l'angle de rotation $\theta_{rot}(i)$ des segments de la LC (équation (2.2)) par le nombre de positions totales souhaitées et en conservant l'axe

de rotation trouvé précédemment (équation (2.1)), il est possible de déterminer les rotations correspondantes permettant de générer des configurations intermédiaires *int* pour les points de la LC et des splines (Figure 2.7A). Les points des splines j dans la configuration intermédiaire *int* ont alors pour coordonnées $\mathbf{sp_{int}}(j)$.

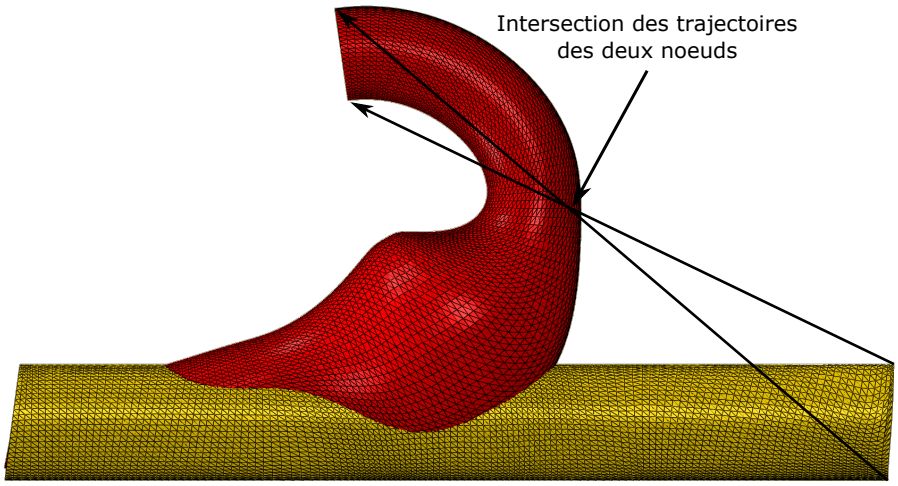


FIGURE 2.6 – Trajectoires sécantes de deux nœuds pour aller d'une configuration tubulaire (jaune) à la géométrie artérielle initiale rouge).

Les points du maillage artériel original (de coordonnées $\mathbf{x_0}(k)$) peuvent alors être soumis à l'algorithme de morphing de manière successive, pour trouver leur position $\mathbf{x_{int}}(k)$ autour de la LC dans chaque position *int*, selon la formule :

$$\mathbf{x_{int}}(k) = \mathbf{x_0}(k) + \sum_{j=1}^{n_{sp}} rbf\left(\mathbf{x_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right) \mathbf{w_{int}}(j) \tag{2.10}$$

avec les $\mathbf{w_{int}}(j)$ devant maintenant répondre au système d'équations suivant, similaire à celui du système d'équations (2.5) :

$$\mathbf{sp_{int}}(k) = \mathbf{sp_0}(k) + \sum_{j=1}^{n_{sp}} rbf\left(\mathbf{sp_0}(k), \mathbf{sp_0}(j)\right) \mathbf{w_{int}}(j), \forall k \in [1, n_{sp}] \tag{2.11}$$

Une illustration de la position redressée progressivement de l'anévrisme 2, pour $pos = 5$ positions intermédiaires, est présentée Figure 2.7B. Le lissage et la mise en forme cylindrique ne sont pas encore inclus dans ce résultat provisoire. Ces derniers sont calculés à partir de la position finale $\mathbf{x_f}(k)$ des nœuds, tel que présenté dans la section précédente 2.2.1.4, indépendamment des positions intermédiaires. Le déplacement $\mathbf{u_{tub}}(k)$ relatif au lissage et à la mise en forme cylindrique est calculé pour chaque nœud k comme précédemment :

$$\mathbf{u_{tub}}(k) = \mathbf{x_{tub}}(k) - \mathbf{x_f}(k) \tag{2.12}$$

Afin de ne pas appliquer ce déplacement en une seule fois à la fin du morphing, il est nécessaire de le décomposer pour l'inclure au fur et à mesure des positions intermédiaires. Pour chaque configuration *int*, une correction progressive de lissage et mise en forme cylindrique est alors ajoutée à la position intermédiaire des nœuds juste après le morphing :

$$\mathbf{x_{int}^{tub}}(k) = \mathbf{x_{int}}(k) + \frac{int}{pos+1}\mathbf{u_{tub}}(k), int \in [1, pos] \tag{2.13}$$

Le résultat obtenu sur l'anévrisme 2, pour $pos = 5$, avec le lissage et la mise en forme cylindrique progressifs, est illustré Figure 2.7C.

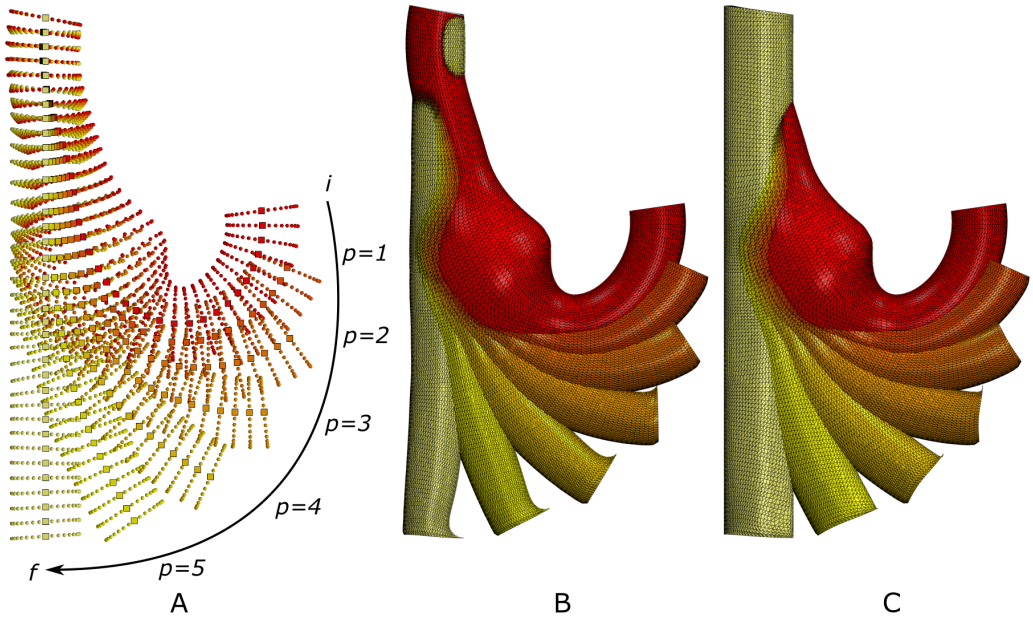


FIGURE 2.7 – Positions intermédiaires p générées lors du morphing pour $pos = 4$: points de la LC (carrés) et des splines (ronds) (A), maillage avant (B) et après (C) correction de lissage et mise en forme cylindrique.

2.2.3 Application dans la simulation éléments finis

Les données générées par le morphing vont ensuite être intégrées comme paramètres et données d'entrée dans la simulation EF qui va reproduire le largage de l'EP dans l'anévrisme. L'ensemble des étapes de ce calcul est illustrée Figure 2.8 dans le cas du largage du jambage iliaque Medtronic® dans l'anévrisme tortueux 2 (dont les données sont détaillées dans l'Annexe A). Les données utiles du morphing sont (i) la position cylindrique des nœuds du maillage après morphing et (ii) les vecteurs déplacements $\mathbf{v_p}(k) = \mathbf{x_{p-1}^{tub}}(k) - \mathbf{x_p^{tub}}(k)$ pour chaque nœud k, permettant d'aller de sa position dans la configuration p à la configuration *p-1*.

La mise en données de la simulation EF consiste à mettre en place le modèle numérique de l'EP, précédemment modélisée, à l'intérieur de l'artère dans la configuration tubulaire déterminée par le morphing. Le rayon r_I de l'artère dans la configuration tubulaire ayant été choisi

légèrement supérieur au rayon de l'EP à larguer, l'insertion de l'EP se fait directement et nécessite seulement de choisir la position longitudinale de l'EP le long de l'axe du tube. Le contact entre le maillage tubulaire, les stents et le textile de l'EP est activé dès cette mise en données du calcul. La suite de la simulation se déroulant avec le solveur explicite d'Abaqus, le contact général proposé par défaut (avec méthode de pénalité) a été choisi.

La première étape du calcul EF consiste à relâcher l'EP à l'intérieur de la forme tubulaire, pour que le contact se fasse entre ces deux pièces. Les $pos + 1$ étapes suivantes consistent à imposer à tous les nœuds du maillage de l'artère les déplacements $\mathbf{v_p}(k)$ calculés lors du morphing, de $p = pos + 1$ à $p = 1$. De cette manière, le maillage est transformé de la configuration tubulaire à la configuration initiale de l'artère, en passant successivement par les pos positions intermédiaires (Figure 2.8) dans le sens opposé de l'algorithme de morphing. Durant ces étapes, la contrainte de contact impose à l'EP de rester à l'intérieur du maillage du tube en cours de déformation, ce qui conduit à son positionement dans la géométrie initiale de l'artère. Il est important de noter que pendant cette étape, le maillage tubulaire ne possède aucune propriété mécanique et agit seulement comme une contrainte géométrique, *i.e.* les états de déformation et de contrainte ne sont pas calculées pendant cette transformation.

La dernière étape permet de calculer l'équilibre mécanique entre l'EP et l'artère dont la géométrie préopératoire est déformée par la mise en place de l'EP (Figure 2.8). Pour cela, les propriétés mécaniques souhaitées doivent être appliquées à l'artère. Une subroutine VUMAT a été implémentée sous Abaqus, afin d'ignorer les propriétés mécaniques de l'artère lors de la transformation de la géométrie tubulaire à artérielle et de les activer lors du calcul de l'équilibre mécanique. De plus, les conditions aux limites en déplacement sur les nœuds de l'artère sont toutes relâchées dans cette étape, exceptées celles empêchant les mouvements de corps rigide du modèle ou reproduisant l'environnement biomécanique de l'artère.

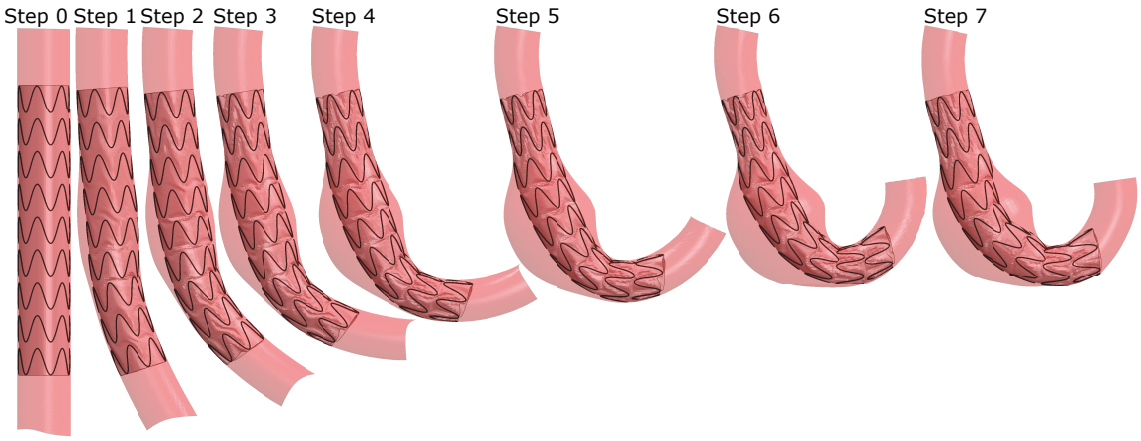


FIGURE 2.8 – Etapes de simulation depuis le largage de l'EP dans la géométrie tubulaire (Step 0) à l'équilibre mécanique entre EP et artère (Step 7), *via* les *pos+1* géométries intermédiaires.

2.3 Validation de la simulation avec morphing par comparaison à la méthode originelle

Afin de valider l'utilisation de la technique de morphing dans la simulation du largage d'EP dans des artères, technique comportant de nombreuses simplifications de la procédure chirurgicale réelle, nous avons dans un premier temps décidé de comparer les résultats de simulation des deux techniques de déploiement : (i) avec gaine (méthode originelle décrite dans l'Annexe A), méthode se voulant *a priori* plus réaliste ou (ii) avec morphing, procédure *a priori* plus robuste et efficace en temps de calcul. Pour jauger l'efficacité de cette seconde méthode, aussi les résultats obtenus en faisant varier les types d'éléments utilisés dans la modélisation des EP et de l'artère afin de trouver la modélisation avec le meilleur compromis entre rapidité et précision.

La simulation présentée dans l'Annexe A (section A.3) du déploiement de l'EP Endurant® (Medtronic), dont la modélisation initiale a été développée dans [Demanget 13], dans l'anévrisme tortueux 2, servira de simulation de référence dans cette étude. Cet anévrisme a été prouvé suffisamment discriminant pour le comportement mécanique des EPs et pourra donc servir à distinguer les différentes modélisations proposées.

2.3.1 Lois de comportement

Dans toutes les modélisations comparées par la suite, le comportement mécanique de l'artère a été considéré hyperélastique et modélisé par une loi de Mooney-Rivlin dont les paramètres sont extraits de [Raghavan 00], tel que détaillé dans l'Annexe A.

Deux comportements mécaniques du Nitinol ont été testés. Le premier est le comportement superélastique de la simulation référence de la section A.3, dont les propriétés sont présentées dans [Kleinstreuer 08, Auricchio 97]. Le second est un comportement élastique dont le module d'Young et le coefficient de Poisson sont ceux de la phase austénitique du modèle superélastique du Nitinol.

2.3.2 Maillage

L'artère a été maillée de deux manières différentes. Un premier maillage en éléments linéaires cubiques (C3D8 dans Abaqus) a été utilisé dans certaines simulations dont la simulation de référence. Dans le reste des simulations, le maillage de l'artère est constitué d'éléments coques linéaires triangulaires (S3R). Afin de conserver exactement la même géométrie de lumière artérielle dans les deux maillages, le maillage coque a été généré en ne conservant que les nœuds de la lumière artérielle du maillage 3D. Une connectivité triangulaire a ensuite été régénérée en scindant en deux la face carrée des éléments 3D par un algorithme développé sous Matlab. Une épaisseur de 2mm, égale à l'épaisseur de la paroi artérielle dans le maillage 3D, a été assignée aux éléments coques du maillage 2D, avec un décalage suivant l'extérieur des éléments pour conserver la géométrie de la lumière artérielle (Figure 2.9A).

Concernant les stents, un maillage 3D et un maillage 1D ont été comparés. Le maillage en éléments linéaires prismatiques (C3D6) provient de la simulation de référence de la section A.3. Le maillage 1D en éléments poutres linéaires est constitué des nœuds du maillage 3D situés sur la ligne neutre des stents. Le rayon des éléments poutres a été choisi égal au rayon du stent maillé en éléments 3D (Figure 2.9B).

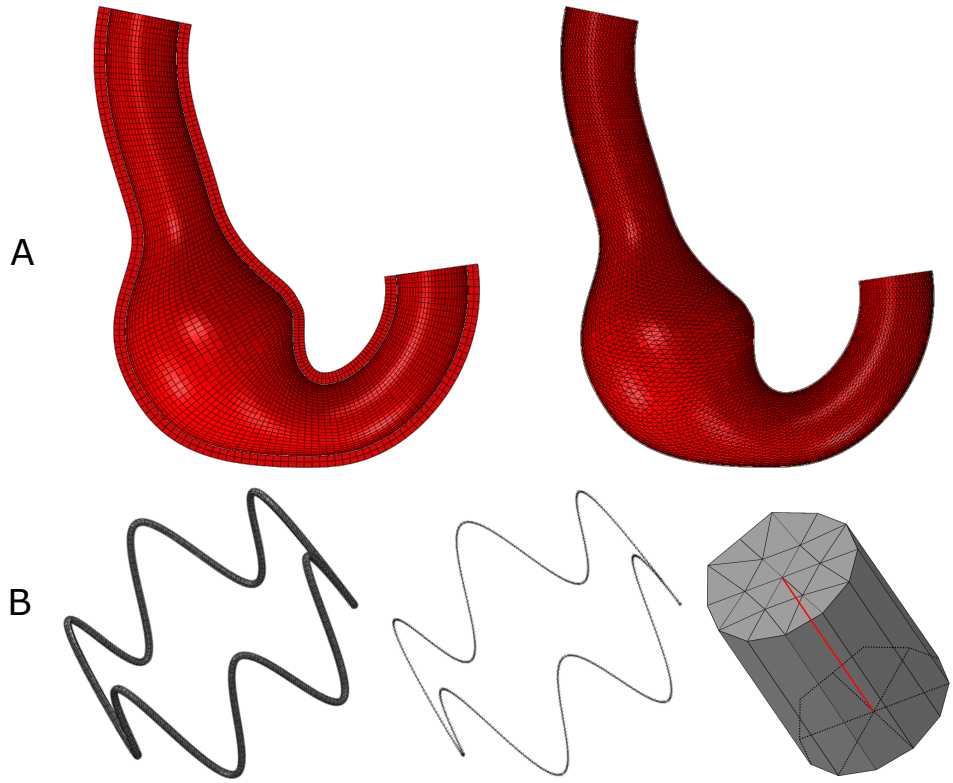


FIGURE 2.9 – Maillages 3D et 2D de l'artère (A) et maillages 3D , 1D et génération d'un élément poutre 1D (rouge) à partir du centre des éléments 3D pour le maillage des stents (B).

2.3.3 Conditions aux limites et paramètres de simulation

Les paramètres de simulation ont été gardés aussi proches que possible afin de ne comparer que les méthodes de déploiement originelle ou avec morphing, l'influence du type de maillage et l'influence de la loi de comportement des stents.

Les paramètres de l'algorithme de contact ont été conservés strictement identiques dans toutes les simulations. Les conditions aux limites diffèrent suivant la technique de largage utilisée dans la simulation jusqu'à ce que l'EP soit déployée dans la géométrie initiale de l'artère (fin du step 3 de la méthodologie originelle (section A.3.2) et fin du step 6 de la méthodologie avec morphing (section 2.2.3)). En revanche, les conditions aux limites aux extrémités de l'artère et la pression appliquée à l'intérieur du textile de l'EP lors du calcul de l'équilibre mécanique sont similaires dans toutes les simulations.

De la même manière, les temps définis pour chaque étape de simulation sont différents entre la technique originelle et celle avec le morphing excepté pour le temps du calcul de l'équilibre mécanique, conservé identique dans les deux méthodologies. Dans les étapes précédant l'équilibre mécanique, le temps le plus faible permettant de déployer l'EP de manière quasi-statique, en évitant tout effet dynamique visuel et en conservant le ratio entre énergie cinétique et énergie interne en dessous de 10% [Auricchio 11, Kim 02], a été retenu pour chaque méthodologie.

2.3.4 Critères de comparaison

Au total, cinq simulations différentes listées dans la Table 2.1 ont été comparées dans cette étude. Les critères de comparaison choisis sont le temps de calcul nécessaire à chaque simulation ainsi que leur degré de précision par rapport à la simulation de référence.

Numéro de la simulation	1 (réf)	2	3	4	5
Méthodologie	Originelle	Originelle	Morphing	Morphing	Morphing
Artère	3D	2D	2D	2D	2D
Stents	3D	3D	3D	1D	1D
Nitinol	Super-élastique	Super-élastique	Super-élastique	Super-élastique	Elastique

TABLE 2.1 – Caractéristiques des simulations comparées.

Le temps de calcul CPU (temps cumulé sur tous les processeurs utilisés) pour chaque simulation a été retenu et normalisé par le temps de calcul CPU de la simulation de référence.

Afin de juger la précision des simulations, la position du centre des stents ainsi que leur diamètre ont été comparés. Pour obtenir ces deux valeurs, un cylindre a été généré pour chaque stent. Les cylindres ont ensuite été ajustés en position et diamètre pour correspondre au mieux aux stents, en minimisant la somme des distances entre les nœuds des stents et les cylindres. La position du centre de chaque stent a alors été calculée comme le barycentre du cylindre correspondant et la valeur du diamètre des cylindres a été considérée égale au diamètre des stents eux-mêmes. Pour chaque simulation, nous avons moyenné les erreurs en position et en diamètre sur l'ensemble des stents. Concernant les erreurs moyennes en position, les valeurs brutes et normalisées par la longueur initiale de l'EP sont fournies dans la section suivante 2.3.5 présentant les résultats. L'erreur moyenne en diamètre a été normalisée par le diamètre initial des stents.

2.3.5 Résultats

La géométrie déformée de l'EP déployée dans l'anévrisme tortueux 2 est illustrée pour chaque simulation dans la Figure 2.10. La comparaison quantitative des cinq simulations est présentée dans la Table 2.2.

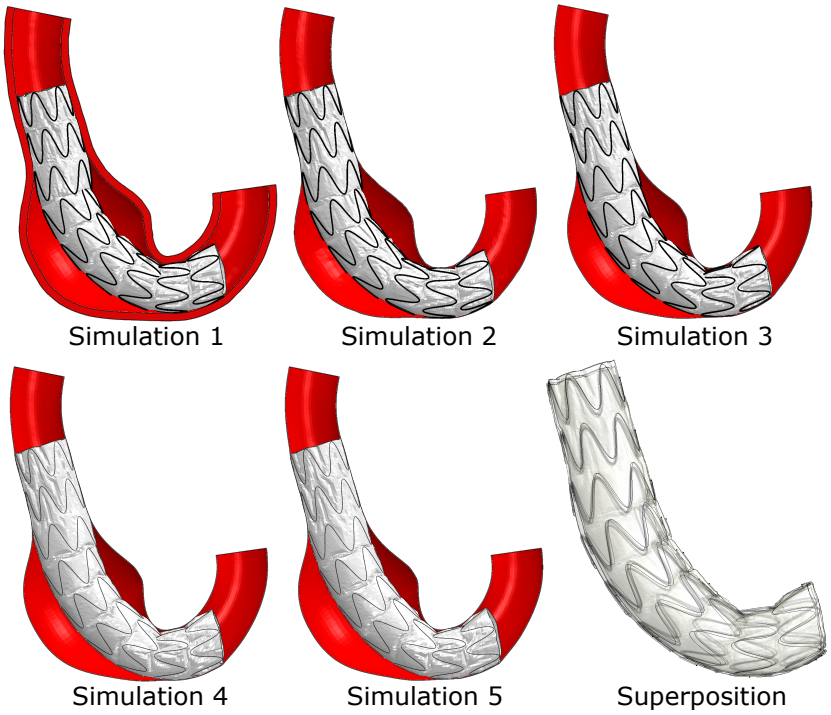


FIGURE 2.10 – EP déployée dans l'anévrisme tortueux 2 pour les cinq simulations, de modélisations et méthodologies différentes. En bas à droite : superposition des cinq simulations.

Numéro de simulation	1 (réf)	2	3	4	5
Méthodologie	Originelle	Originelle	Morphing	Morphing	Morphing
Artère	3D	2D	2D	2D	2D
Stents	3D	3D	3D	1D	1D
Nitinol	Super-élastique	Super-élastique	Super-élastique	Super-élastique	Elastique
Erreur moyenne de position (mm)	-	0.5 ± 0.2	0.9 ± 0.3	0.8 ± 0.4	1.0 ± 0.6
Erreur moyenne de position normalisée	-	0.5 ± 0.2 %	1.0 ± 0.3 %	0.9 ± 0.4 %	1.1 ± 0.7 %
Erreur moyenne de diamètre normalisée	-	0.1 ± 0.8 %	1.2 ± 2.0 %	2.4 ± 1.6 %	2.5 ± 1.5 %
Temps CPU (h :m)	170 :30	132 :00	74 :10	36 :00	24 :40
Gain de temps	-	22.6 %	56.5 %	78.9 %	85.5 %
Gain de temps par rapport à la simulation précédente	-	22.6 %	40.7 %	51.5 %	31.5 %

TABLE 2.2 – Comparaison de la précision et de la rapidité des simulations.

2.3.6 Discussion

Comme illustré Figure 2.10, la géométrie déployée des EPs est très similaire dans toutes les modélisations. Le même défaut d'apposition du stent distal, dans la courbe intérieure de la paroi artérielle, peut être observé dans chaque simulation. Visuellement, la seule différence notable concerne une différence de torsion de l'EP de quelques degrés, suivant la méthodologie de largage utilisée. Ces observations qualitatives sont confirmées par le calcul des erreurs en position des stents 2.2. L'erreur moyenne maximale en position des stents, obtenue dans la simulation 5, vaut 1.0 mm, ce qui correspond à moins de 1% de la longueur totale de l'EP. De même, l'erreur moyenne en diamètre ne dépasse pas 2.5% du diamètre initial des stents. Ces différences sont faibles en considération des très importantes différences de modélisation effectuées entre les simulations 1 et 5. La simulation 5, avec les simplifications qu'elle contient (telles que le maillage en éléments poutres des stents, en éléments coques de l'artère, le comportement élastique du Nitinol, la méthode de largage par morphing) peut donc raisonnablement être considérée comme équivalente d'un point de vue précision à la simulation 1 de référence. Ces résultats vont dans le sens de l'étude de Hall sur des stents seuls [Hall 06], qui avait prouvé la viabilité et l'efficience en temps de calculs de la modélisation des stents par des éléments poutres.

Il est important de noter que seuls des critères d'ordre géométrique ont été utilisés pour comparer la précision des simulations. En effet, la précision géométrique de la simulation est une caractéristique prépondérante pour l'outil d'aide au dimensionnement qui est l'objectif visé à terme. Il est bien entendu que les simplifications envisagées ont probablement induit des différences au niveau des grandeurs mécaniques (contraintes, déformations).

Des gains conséquents en temps de calcul ont pu être obtenus en modifiant la modélisation du largage 2.2. Grâce aux simplifications de modèles dans la simulation 5, un gain de 85.5% de temps de calcul a été obtenu, soit une simulation sept fois plus rapide que la simulation 1. Les deux principales sources d'accélération du calcul sont la méthodologie de largage par morphing (40.7% de temps de calcul gagné) et la modélisation des stents par des éléments poutres linéaires (51.5% de temps de calcul gagné). Les réductions de temps de calcul obtenues grâce au maillage en éléments coques de l'artère et au choix d'un comportement élastique linéaire pour le Nitinol, valant respectivement 22.6% et 31.5%, ne sont cependant pas négligeables. Bien que le temps de calcul de la simulation 5 reste élevé (3h10 sur un ordinateur 8 cœurs, Intel Xeon E5530 2.4GHz), la modélisation qui y est utilisée permet néanmoins de se rapprocher du cahier des charges d'une utilisation en routine hospitalière où le temps disponible des praticiens est limité.

La modélisation des stents, de l'artère et du déploiement de l'EP dans l'artère intégrés dans la simulation 5 ont très fortement limité le temps de calcul, pour un coût en précision très faible par rapport à la simulation de référence. Ce très bon rapport entre rapidité et précision rend la modélisation 5 très compétitive pour un emploi dans le contexte hospitalier. Cependant, cette modélisation n'a été validée que par rapport à la simulation 1, dont seul le modèle d'EP a été validé expérimentalement. Il convient donc de démontrer la validité de la modélisation la plus

rapide sur des cas réels de déploiement d'EP dans des artères, ce qui fera l'objet des chapitres suivants. La comparaison des simulations vis-à-vis des scanners post-opératoires est en effet la validation la plus fiable des hypothèses simplificatrices adoptées concernant la procédure chirurgicale.

2.4 Conclusion

Une méthodologie de déploiement d'EP, reposant sur l'insertion d'une gaine dans l'artère, a été originellement appliquée à plusieurs modèles d'EP et à des géométries d'anévrisme plus ou moins tortueuses (Annexe A). Des différences de comportement mécanique suivant l'EP et la géométrie artérielle ont pu être observées. De plus, des défauts d'apposition de stents et des plicatures liées à des diminutions de lumière artérielle ont été mis en évidence. De cette manière, la faisabilité et l'intérêt clinique de la simulation numérique ont été démontrés, pour choisir l'EP la plus adaptée à un patient et anticiper de potentielles complications.

Pour s'affranchir de certaines limitations de cette méthodologie de déploiement d'EP, *i.e.* manque d'automatisation et temps de calcul élevé, une technique de morphing de maillage a été dérivée pour développer une nouvelle méthodologie. Un maillage tubulaire déformable joue à la fois le rôle de gaine en début de simulation et d'artère en fin de simulation, réduisant ainsi la complexité des calculs. Atout supplémentaire, la transformation du maillage tubulaire vers la géométrie artérielle est générée par un algorithme, réduisant fortement l'intervention manuelle nécessaire à la mise en données de la simulation.

Les hypothèses simplificatrices contenues dans la méthodologie avec morphing et dans la modélisation choisie pour les stents et l'artère, ont été validées par comparaison des résultats de simulation avec ceux de la méthode originelle. Les faibles différences de position de l'EP déployée entre les deux méthodologies prouvent leur équivalence en précision géométrique. La méthodologie avec morphing possède en revanche une plus grande rapidité de calcul provenant de sa moindre complexité. Sa validation, notamment en ce qui concerne les simplifications de la procédure chirurgicale, reste cependant à prouver sur des cas réels d'anévrisme.

Chapitre 3

Méthodologie de simulation de déploiement d'endoprothèses dans des cas cliniques personnalisés

Ce chapitre concerne la prise en compte dans les simulations de la variabilité et la complexité des cas réels d'anévrismes de l'aorte abdominale. Dans un premier temps est présentée l'élaboration de modèles éléments finis d'EPs commercialisées, jambages iliaques et corps principal bifurqué inclus. Ensuite, le processus de modélisation personnalisée d'AAAs est décrit dans son ensemble. Enfin, des changements dans la méthodologie proposée dans le chapitre précédent sont expliqués pour considérer dans les simulations l'environnement biomécanique présent lors de la chirurgie.

Sommaire

3.1 Introduction **44**
3.2 Modélisation des endoprothèses **44**
3.2.1 Description des endoprothèses 44
3.2.2 Matériaux 46
3.2.3 Modélisation de l'endoprothèse Endurant® 51
3.2.4 Modélisation de l'endoprothèse Anaconda™ 55
3.2.5 Etude de convergence 65
3.3 Modélisation des géométries préopératoires personnalisées de AAA **69**
3.3.1 Scanner pré-opératoire 69
3.3.2 Extraction de données géométriques 70
3.3.3 Génération de la géométrie de la lumière artérielle et maillage 71
3.3.4 Comportement mécanique des artères 72
3.4 Adaptation de la simulation par morphing aux cas personnalisés . **76**
3.4.1 Morphing de bifurcation d'artères 76
3.4.2 Simulation personnalisée de déploiement d'endoprothèses 77
3.5 Méthodologie de validation de la simulation **79**
3.5.1 Recalage des scanners pré-opératoire et post-opératoire 80
3.5.2 Segmentation des stents 82
3.5.3 Méthodes de calcul d'erreurs de position 83
3.6 Conclusion **85**

3.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, une nouvelle méthodologie permettant de déployer *in silico* des EP dans des anévrismes a été développée. Cette méthode a été appliquée au cadre des anévrismes des artères iliaques, en simulant le largage d'un jambage iliaque à l'intérieur d'un anévrisme iliaque tortueux. Les résultats obtenus, comparés à une méthode de simulation développée par d'autres groupes de recherche [Auricchio 11, Auricchio 13, De Bock 12b, Perrin 15b], ont démontré des avantages certains (temps de calcul, automatisation, baisse de complexité) de cette méthodologie pour une faible différence de résultats. Cependant, l'une des limitations de l'étude menée précédemment reste la simplicité des modèles utilisés, loin de la complexité des cas cliniques réels rencontrés par les praticiens hospitaliers. Or, l'objectif à long terme de ce projet est l'utilisation de la simulation par les chirurgiens afin de leur fournir une aide supplémentaire dans ces cas qui peuvent être très difficiles.

Les simulations doivent donc être tout d'abord appliquées au cas des anévrismes les plus courants, *i.e.* ceux de l'aorte abdominale (AAA). Cela implique de modéliser l'aorte mais aussi la bifurcation vers les artères iliaques lorsque le praticien choisit la technique la plus répandue de pose d'une EP aorto-biiliaque. Cette EP modulaire doit être modélisée de manière différente suivant le fabricant et les dimensions de ses composants, choisis suivant le praticien et la géométrie vasculaire du patient. Cette dernière doit être modélisée de façon personnalisée, afin que la simulation produise le résultat numérique de la pose d'EP choisie par le praticien spécifiquement pour son patient suivant son anatomie, et qu'elle fournisse une validation du dimensionnement de l'EP et les risques de complications liés à la chirurgie.

En conséquence, ce chapitre a pour but d'exposer les méthodes de modélisation qui vont permettre de se rapprocher du monde clinique et d'intégrer sa très grande variabilité. La première partie du chapitre présentera la modélisation d'EPs (comportant plusieurs modules et dans la majorité des cas un corps bifurqué) actuellement commercialisées et implantées dans des AAAs. Dans la seconde partie, la génération de modèles EF personnalisés d'AAAs sera décrite, de l'utilisation de données d'imagerie médicale jusqu'aux propriétés mécaniques. Les adaptations nécessaires au fonctionnement de la méthodologie de simulation pour le largage d'EP modulaire bifurquée dans un AAA personnalisé seront ensuite exposées. Enfin, la méthode de validation des simulations par rapport aux données post-opératoires sera détaillée.

3.2 Modélisation des endoprothèses

3.2.1 Description des endoprothèses

Dans la suite de ce travail, des EPs de deux fabricants (Medtronic et Vascutek, Terumo Group) dont les designs de stents sont très différents ont été modélisées et déployées *in silico*.

L'EP Endurant® de Medtronic est composée de stents composés d'un seul fil de Nitinol, dont la fabrication par cintrage du fil produit une forme en Z (Figure 3.1A). Ces stents sont de

diamètre initial légèrement supérieur au textile sur lequel ils vont être cousus et sont donc contraints une fois attaché au textile. Plusieurs types de modules d'EP sont disponibles : des corps principaux bifurqués, des jambages iliaques droits, ou à extrémité distale de diamètre plus grand ou plus petit (Figure 3.1B). La procédure chirurgicale standard pour cette EP commence par la montée des outils permettant le positionnement de la gaine contenant le corps principal de l'EP. Ce module est alors largué dans l'aorte, son moignon homolatéral pouvant servir à couvrir l'artère iliaque par laquelle a été montée l'EP. Le jambage controlatéral est ensuite monté et déployé dans la seconde artère iliaque. Le praticien peut ensuite choisir d'ajouter des extensions iliaques ou proximales en fonction du planning préopératoire.

L'EP Anaconda™ de Vascutek, Terumo Group, est pour sa part constituée de stents en forme de selle (Figure 3.1C). Cette géométrie particulière est obtenue lors du procédé de fabrication en enroulant un fil fin de Nitinol plusieurs fois autour du textile et en imposant la forme grâce à l'emplacement des coutures pour lier le stent au textile, qui forment une sinusoïde sur le textile. Le nombre de tours de fil de Nitinol dépend du stent et notamment de son diamètre. Les différents modules d'EP commercialisés sont classiques : corps principal, jambages iliaques de diamètre distal variable (Figure 3.1D). Concernant la procédure de déploiement, par rapport à l'EP Endurant®, une étape supplémentaire de rotation du corps principal de l'Anaconda™ doit être effectuée pour aligner le creux de selle du stent proximal avec les artères rénales. De plus, un jambage iliaque homolatéral doit nécessairement être déployé en raison de la faible longueur du moignon homolatéral du corps principal.

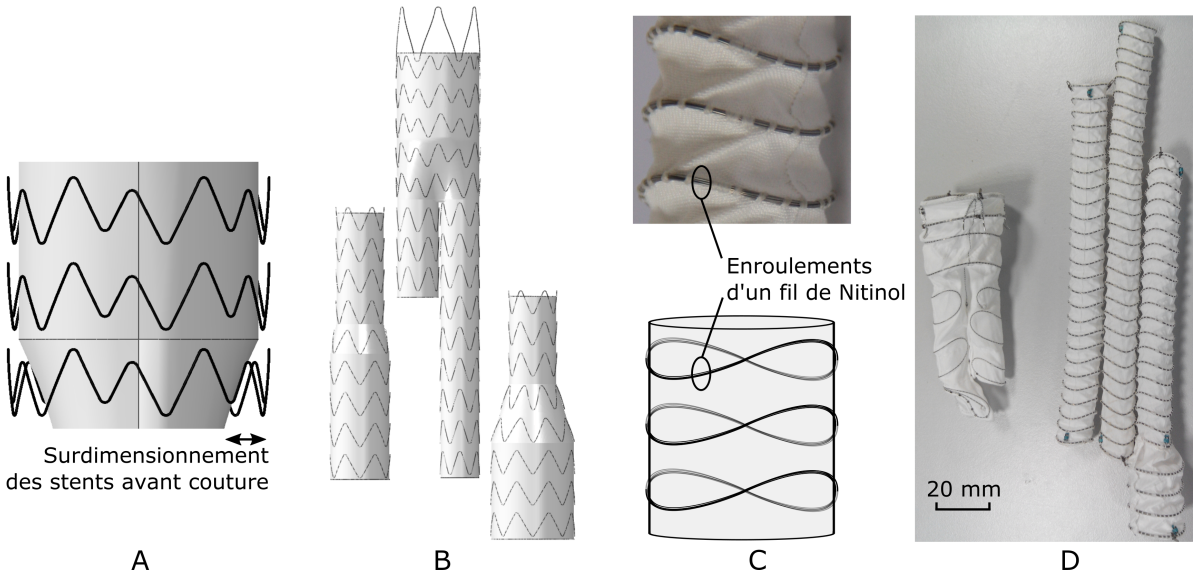


FIGURE 3.1 – Stents et textile avant couture de l'EP Endurant® (A), modules de l'EP Endurant® (B), stents cousus en forme de selle sur le textile de l'EP Anconda™ (C) et modules de l'EP Anconda™ (D).

3.2.2 Matériaux

3.2.2.1 Matériaux constituant des stents

Les stents des EPs commercialisées actuellement sont fabriqués majoritairement à partir de deux alliages : de l'acier 316L ou un alliage Nickel-Titane appelé couramment Nitinol. Les propriétés mécaniques de ces matériaux, permettant de supporter les grandes déformations engendrées par l'insertion des EPs dans des gaines de faible diamètre puis leur redéploiement dans des artères de plus grand diamètre, et leur biocompatibilité sont à l'origine de leur utilisation [Duerig 99]. La dernière génération d'EP comprend cependant essentiellement des stents en Nitinol, dont l'avantage est d'être auto-expansible, comme cela est le cas des EPs Endurant® et Anaconda™. Seul l'étude du Nitinol de ces deux EPs sera donc présentée dans cette partie.

Le Nitinol est un alliage à mémoire de forme utilisé dans son état superélastique dont la courbe contrainte-déformation caractéristique en traction, dans la plage de températures d'utilisation des stents, est illustrée Figure 3.2. En effectuant un test de traction à partir d'un état non contraint, le Nitinol passe successivement par (i) un état austénitique, (ii) une étape de transformation de phase de l'austénite vers la martensite et (iii) un état complètement martensitique. La réponse mécanique du Nitinol est linéaire élastique dans les états austénitique et martensitique (avant d'atteindre sa limite d'élasticité). Lors de la transition de la phase austénitique vers la phase martensitique, caractérisée par la contrainte $\sigma^i_{A\rightarrow M}$, la courbe présente un plateau de contraintes à l'origine de la grande "élasticité" de ce matériau. Ce plateau n'est pas au même niveau si le Nitinol est en déchargement, au cours duquel la transition se fait de la phase martensitique vers la phase austénitique.

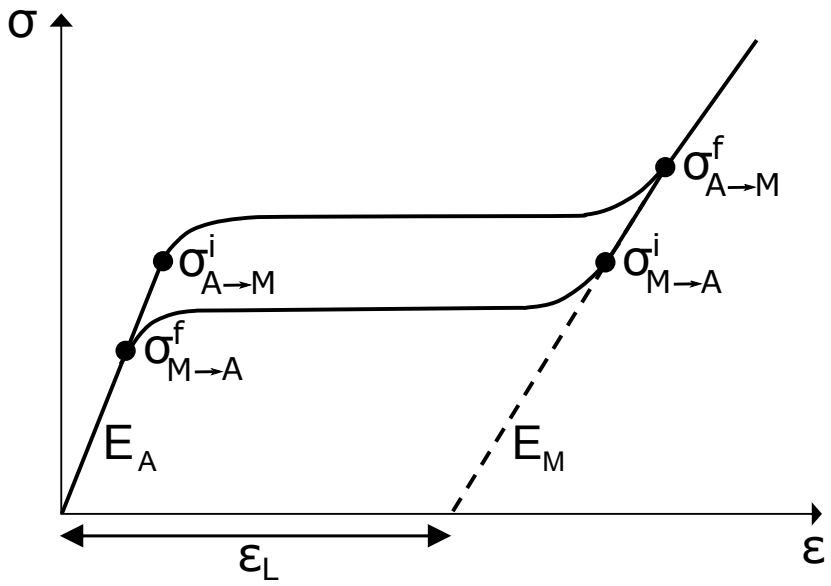


FIGURE 3.2 – Courbe contrainte déformation caractéristique du comportement en traction du Nitinol. E : module élastique ; A : austénite ; M : martensite ; i : initiation de la transformation de phase ; f : fin de la transformation de phase.

Les propriétés du Nitinol de l'EP Endurant ® ont été directement fournies par le fabricant Medtronic. Le Nitinol a été caractérisé par l'ensemble des valeurs définissant son comportement superélastique en charge, décharge et compression. Ces valeurs sont nécessaires en paramètres de la routine pour les matériaux superélastiques implémentée dans Abaqus selon le modèle d'Auricchio [Auricchio 97] . En raison d'un accord de confidentialité signé pour l'obtention et l'utilisation de ces données, les valeurs exactes des paramètres mécaniques du Nitinol ne seront pas exprimées dans cette étude. Des valeurs du même ordre de grandeur peuvent être trouvées dans les travaux d'autres groupes de recherche [De Bock 12b, Kleinstreuer 08, Naceur 14].

Les données sur le Nitinol n'étaient pas disponibles pour les stents de l'EP Anaconda™. En conséquence, des stents d'échantillons d'EPs gracieusement procurés par Vascutek ont fait l'objet d'un test de traction uniaxial. Etant donné que les fils de Nitinol ont des diamètres différents selon le diamètre de stent voulu, les tests ont été conduits sur l'ensemble des diamètres de fil constituant les EPs modélisées dans les sections suivantes (Table 3.1). En effet, les changements dans le procédé de fabrication suivant le diamètre de fil souhaité peuvent engendrer des variations dans les propriétés mécaniques du Nitinol une fois mis en forme [Henderson 11]. Pour ce faire, les diamètres des fils de Nitinol d_f ont été caractérisés en prélevant des échantillons de fils, en mesurant leur masse m et leur longueur l et en calculant d_f grâce à la densité du Nitinol $\rho = 6400\ kg.m^{-3}$ selon l'équation ci-dessous. Les résultats obtenus sur des fils de la même gamme, provenant de stents différents, ont montré la répétabilité de la mesure et sa précision à moins de 2 µm près.

$$d_f = 2\sqrt{\frac{m}{\pi \rho l}} \tag{3.1}$$

Référence du module d'EP	Diamètre des stents (mm)	Diamètre du fil de Nitinol (µm)	Nombre de tours de fil
OLB30	⌀30	⌀226	11
	⌀28	⌀226	6
	⌀25	⌀160	4
	-[a]	⌀136	2
L12x120 et L12x140	⌀12	⌀120	8
FL1218x130	⌀12	⌀120	8
	⌀18	⌀148	11
FL1223x130	⌀12	⌀120	8
	⌀23	⌀160	14

[a] Les stents des moignons du corps OLB30 ne présentent pas une enveloppe cylindrique.

TABLE 3.1 – Tableau des dimensions des fils et des stents des modules Anaconda™.

Au total, des fils de Nitinol provenant de 12 stents ont été testés. Etant donné la finesse des fils qui rend inopérants les mors classiques et peut nécessiter des mors pneumatiques très spécifiques pour éviter tout glissement [Henderson 11], une autre solution technique consistant à former une boucle en faisant un nœud aux extrémités des fils a été privilégiée. Deux goupilles cylindriques ont ensuite été passées à l'intérieur de la boucle ainsi formée et pilotées en déplacement par la machine de traction (Instron Norwood, MA, USA), équipée avec une cellule de force de capacité 50 N (Figure 3.2). L'ensemble des essais mécaniques a été effectué à l'air libre entre 21.4 et 24.0 °C : la réponse mécanique obtenue sera celle du Nitinol à la température moyenne de 22.7 °C, soit une approximation du comportement du Nitinol à la température corporelle de 37 °C. Cela peut conduire à une sous-estimation des contraintes de transformation, de l'ordre de 75 MPa en raison de l'évolution linéaire proche de 5 MPa.K^{-1} de ces dernières avec la température, selon la relation de Clausius-Clapeyron. Le comportement du Nitinol est cependant phénoménologiquement similaire entre 22.7 et 37 °C car ces températures sont toutes deux supérieures à la température de transformation totale austénitique $A_f = 15 \pm 3$ °C fournie par le fabricant. Afin d'éviter des concentrations de contraintes et un échauffement du fil, dus aux propriétés thermomécaniques de cet alliage à mémoire de forme et qui peuvent modifier localement le comportement du fil et en conséquence la réponse globale observée, un vitesse de déformation faible valant 10^{-4} s^{-1} a été choisie [Chang 06, Churchill 10, Naceur 14]. Pour chaque fil, un cycle préliminaire de charge / décharge a été effectué pour serrer le nœud de la boucle et empêcher les glissements. Un second cycle a ensuite été imposé, à déformation maximale inférieure au premier cycle pour ne pas dépasser la tension de serrage du nœud. Ce cycle, dont les courbes contrainte nominale-déformation logarithmique pour les 12 échantillons sont illustrées Figure 3.3, va servir à calculer les paramètres de la loi de comportement choisie pour le Nitinol.

Les courbes obtenues sont très proches entre stents d'un même diamètre et d'un même module d'EP, qui doivent provenir du même lot de Nitinol. Il existe des différences plus notables entre stents de diamètres ou de modules différents. Cette variabilité de comportement peut provenir du processus de mise en forme selon le diamètre de fil, ainsi que de l'historique thermo-mécanique inconnu vécu par les différents modules d'EP. Cependant, vues les incertitudes liées au test (variations de température (22.7 ± 1.0 °C) et de vitesse de déformation (9.8 ± 0.25 10^{-5} s^{-1}), serrage des nœuds) et étant donné que les propriétés mécaniques caractérisées par ce test ne sont pas exactement les mêmes que celles dans l'environnement biologique humain à 37 °C, l'hypothèse sera faite que tous les stents présentent des caractéristiques uniques égales à la moyenne des caractéristiques des échantillons. Cette hypothèse rejoint l'affirmation du fabricant dont les tests sur cette gamme de stents donnent des résultats similaires. De plus, une étude de sensibilité sur les simulations de déploiement, effectuée *a posteriori*, n'a montré que de très faibles variations de résultats sur la plage de propriétés mécaniques de Nitinol obtenue sur les 12 échantillons.

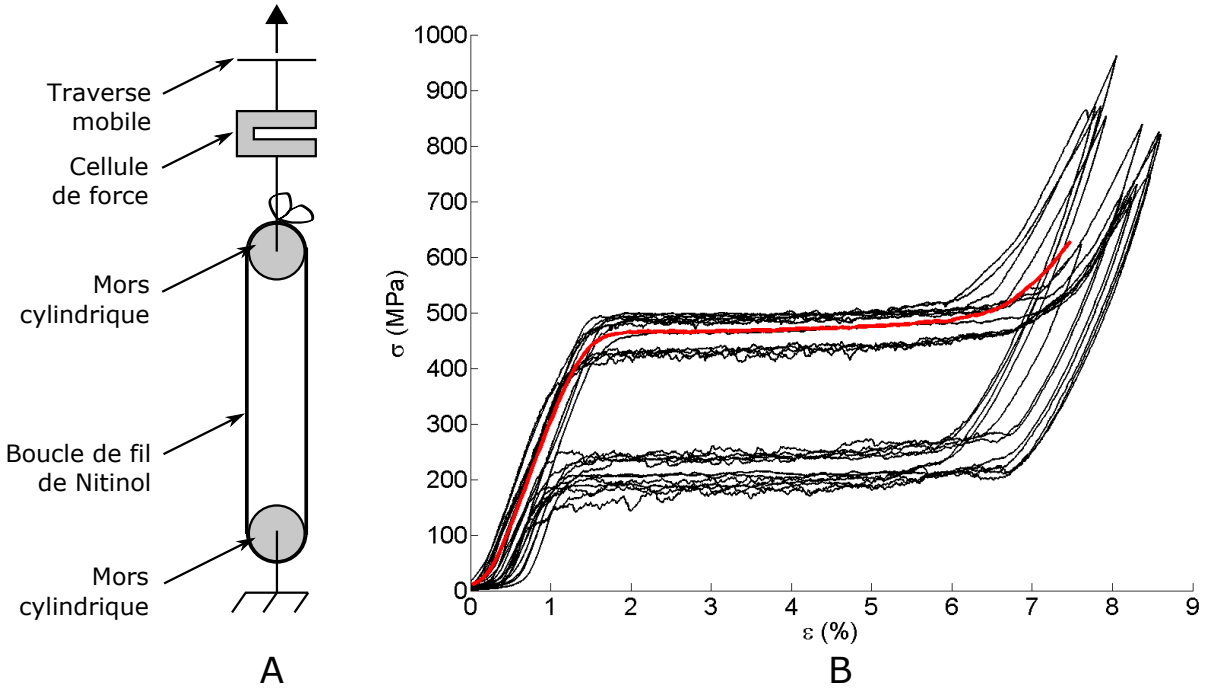


FIGURE 3.3 – Dispositif de test en traction des fils de Nitinol. Courbes expérimentales contrainte-déformation vraies des 12 échantillons (noir) et courbe moyenne en phase de chargement (rouge).

Pour l'EP Anaconda™, une loi linéaire élastique a été préférée à la loi superélastique réelle du Nitinol. Les raisons de ce choix sont multiples : (i) le processus numérique de largage de l'EP dans un AAA nécessite un grand nombre d'importations de simulations préliminaires, ce qui conduit à des échecs de la routine matériau à trouver l'état de certains éléments à cause de la présence de l'hystérésis, (ii) la routine matériau semble être moins performante pour les éléments poutre (problème ponctuel de convergence), (iii) dans le but à terme d'une application clinique le temps de calcul doit être réduit, ce qui conduit à choisir de modéliser les stents avec un matériau élastique linéaire (comme étudié Section 2.3), (iv) le crimping n'est pas modélisé dans nos simulations, ce qui limite l'intérêt de modéliser le comportement superélastique en grandes déformations. Le module élastique retenu pour modéliser le Nitinol de l'EP Anaconda™ dans la suite des simulations est la moyenne des modules austénitiques des 12 échantillons testés, soit 40 GPa (Table 3.2). Le coefficient de Poisson valant 0.3 a été choisi selon les valeurs présentes dans la littérature [Churchill 10, Kleinstreuer 08, Naceur 14].

Echantillon	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	**Moyenne**
Module élastique (GPa)	41.4	41.5	42.9	38.1	34.2	33.6	45.5	44.9	46.0	40.4	33.5	34.4	**40 ± 5**

TABLE 3.2 – Modules élastiques des 12 échantillons et moyenne utilisée dans dans les simulations suivantes.

3.2.2.2 Matériaux constituant des textiles

Le textile des deux EPs étudiées est fabriqué en PET tissé (Dacron®), pour son caractère biocompatible et son étanchéité au sang. Le comportement orthotrope de ce matériau a déjà été caractérisé en détail par Demanget, notamment sur des échantillons provenant du fabricant d'EP Vascutek [Demanget 12b]. En conséquence, seules les principales propriétés du PET seront décrites dans cette section. Nous considérerons que tous les textiles présents dans les modèles d'EPs seront similaires, quel que soit le fabricant.

Le comportement du textile a été considéré linéaire orthotrope, selon les directions de trame et de chaîne du tissage. Les paramètres obtenus par Demanget lors de tests de traction plane, sous l'hypothèse de contraintes planes [Demanget 12b], sont listés dans la Table 3.3. Les directions L et C correspondent aux directions longitudinale et circonférentielle du textile en forme cylindrique (cas d'un jambage par exemple).

Paramètre	Description	Valeur
E_L	Module élastique longitudinal	225 MPa
E_C	Module élastique circonférentiel	1000 MPa
ν_{LC}	Coefficient de Poisson majeur	0.2
G_{LC}	Module de cisaillement	3.6 MPa

Table 3.3 – Propriétés mécaniques du textile dans le plan.

Concernant le comportement hors plan, en flexion, le textile ne peut être directement modélisé ni par des éléments finis de type membrane (pas de rigidité en flexion) ou coque (rigidité en flexion importante). En effet, son comportement se situe entre les deux. Pour parvenir à modéliser sa faible raideur en flexion, des éléments coques seront utilisés, dont l'épaisseur sera ajustée pour faire concorder les rigidités de flexion réelle et modélisée. Un coefficient multiplicatif κ à appliquer à l'épaisseur réelle du textile (0.1 mm) a été déterminé égal à 0.2 par comparaison de tests de flexion et de simulations numériques [Demanget 12b]. Parallèlement, pour conserver les rigidités membranaires caractérisés précédemment, les modules d'élasticité ont dû être multipliés par l'inverse de κ. Les propriétés mécaniques ajustées du textile, telles qu'elles seront implémentées dans le modèle en éléments finis coques, sont listées Table 3.4.

Paramètre	Description	Valeur
h^a	Epaisseur ajustée	0.02 mm
E_L^a	Module élastique longitudinal ajusté	1125 MPa
E_C^a	Module élastique circonférentiel ajusté	5000 MPa
ν_{LC}^a	Coefficient de Poisson majeur ajusté	0.2
G_{LC}^a	Module de cisaillement ajusté	18 MPa

Table 3.4 – Propriétés géométriques et mécaniques dans le modèle EF du textile.

3.2.3 Modélisation de l'endoprothèse Endurant®

Les deux modèles d'EPs présentés dans ces travaux sont de conceptions relativement éloignées, notamment en ce qui concerne les stents. Leur modélisation est donc différente et fait séparément l'objet de cette section et de la suivante.

3.2.3.1 Géométries et maillages initiaux des composants de l'EP

Comme pour les propriétés matériau des stents, les données géométriques de l'EP Endurant® ont été fournies par le fabricant Medtronic, pour l'ensemble des modules présents dans les cas cliniques qui seront simulés dans la suite de cette étude (Chapitres 4 et 5). Les géométries ont été procurées sous la forme d'un modèle numérique CAO, lisible par le logiciel EF Abaqus, contenant l'assemblage des stents et des textiles avant toute précontrainte telle que la couture des stents (Figure 3.4). Le textile a été représenté par sa géométrie surfacique à mi-épaisseur, les stents de section circulaire par leur ligne centrale et les stents de section rectangulaire par une géométrie 3D. Dans ce dernier cas, leurs lignes centrales ont été extraites pour obtenir le même format que pour les stents circulaires.

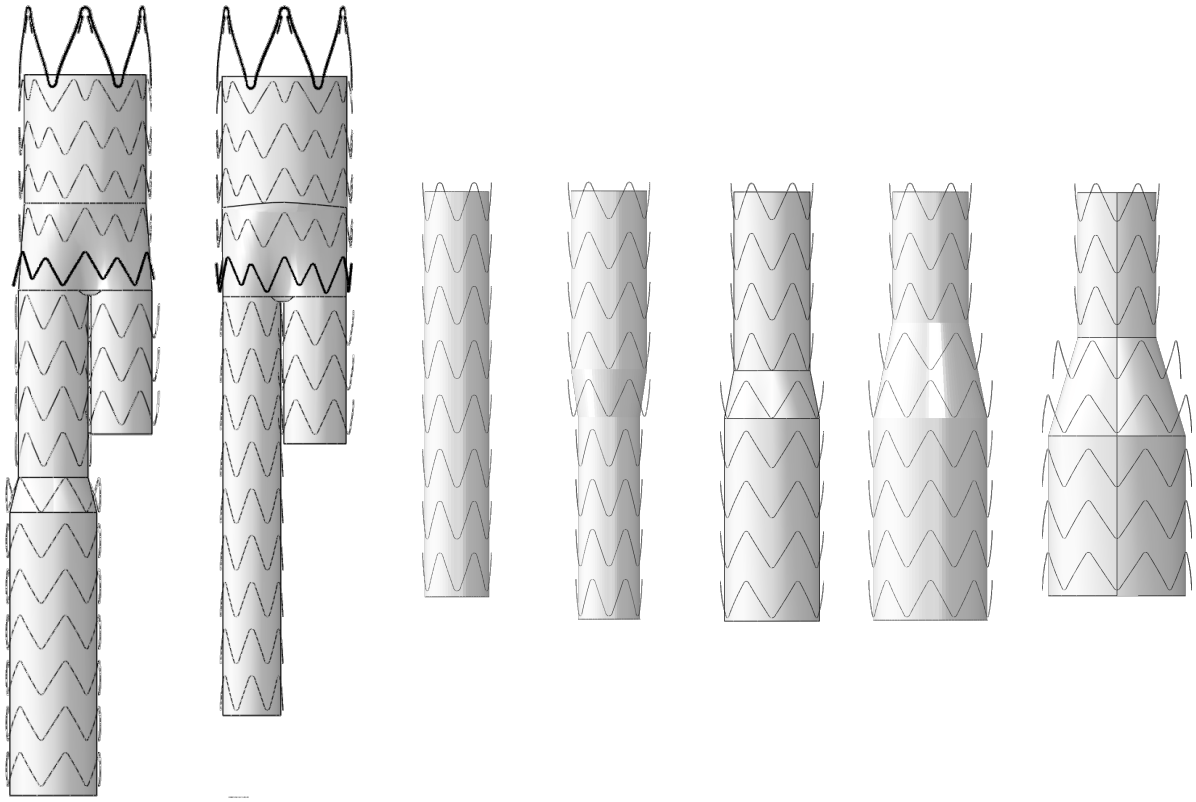


FIGURE 3.4 – Géométries numériques des modules de l'EP Endurant® (2 corps principaux et 5 jambages iliaques).

Les textiles des modules ont ensuite été maillés avec des éléments coques quadrilatères linéaires (S4R), dont l'épaisseur et les propriétés mécaniques qui leur ont été assignées sont décrites dans la section précédente (Table 3.4). Pour leur part, les stents ont été maillés avec des

éléments poutres linéaires (B31) le long de leur ligne centrale, vues les constatations sur la vitesse de calcul et la précision présentées dans la section 2.3. Leurs sections circulaires ou rectangulaires ont été définies selon les données fabricants. Les propriétés mécaniques du Nitinol ont été affectées aux poutres en utilisant une routine VUMAT pour matériaux superélastiques implémentée dans Abaqus, selon le modèle d'Auricchio [Auricchio 97]. La taille des éléments des textiles et des stents sera discutée dans une étude de convergence présentée dans la section 3.2.5. Une illustration des maillages des stents et textiles est proposée Figure 3.5.

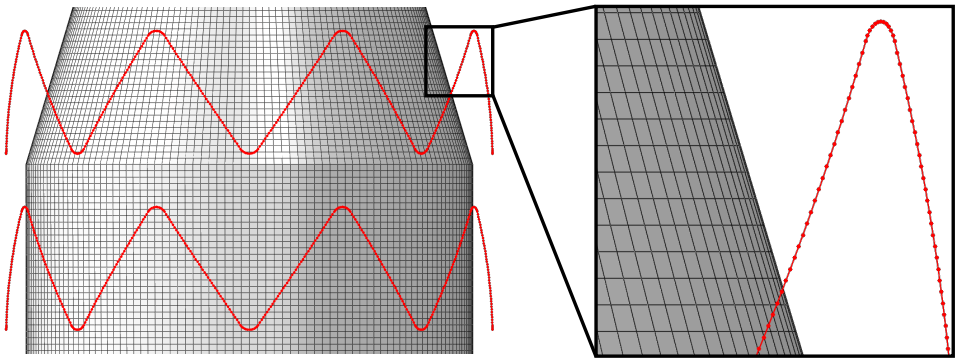


FIGURE 3.5 – Maillage d'un stent et d'un textile de l'EP Endurant®.

3.2.3.2 Assemblages des stents et textiles

La forme initiale des stents n'épouse pas exactement la géométrie initiale du textile que lequel ils doivent être cousus. Une étape préliminaire d'assemblage des stents et textiles doit être effectuée avant de pouvoir importer le modèle EF des modules de l'EP dans les étapes de simulations suivantes. Elle consiste à venir plaquer les stents sur la géométrie initiale du textile lors d'une simulation EF, pour pouvoir ensuite activer une contrainte cinématique qui représente les coutures entre éléments des stents et du textile.

Les stents qui seront cousus sur une partie du textile en forme de cylindre ou de cône ont été déformés en imposant des déplacements radiaux sur chaque nœuds de leur maillage. La norme du déplacement radial à imposer a été calculée par différence entre la coordonnée radiale de chaque nœud et le rayon du textile aux coordonnées longitudinales correspondantes. Une valeur légèrement supérieure à l'addition du rayon du fil de Nitinol et de l'épaisseur du textile a été retranchée aux déplacements radiaux imposés, pour conserver un espace entre les textiles et les stents et éviter des problèmes d'initialisation du contact dans les simulations. Les autres degrés de liberté ont été laissés libres pour diminuer au maximum l'énergie interne dans les stents.

Concernant les stents à plaquer sur une partie du textile de forme quelconque, par exemple au niveau de la bifurcation du corps principal de l'EP, une autre stratégie a dû être adoptée pour éviter des concentrations de contraintes non réalistes dans les stents, qui peuvent produire des instabilités lors des simulations EF (décharges d'énergie interne trop importantes générant des

effets dynamiques distordant le maillage). Cette stratégie repose sur la création d'un maillage surfacique de géométrie similaire à celle du textile (Figure 3.6A). Ce maillage est dilaté radialement, en imposant un déplacement à chacun de ses nœuds, jusqu'à entourer complètement le stent à déformer (Figure 3.6B). Le contact entre le maillage surfacique, le stent et le textile est alors activé. L'opposé des déplacements précédemment effectués, minoré de l'espace souhaité entre le maillage surfacique et le textile, est alors imposé aux nœuds du maillage surfacique. A la fin de ce processus, le stent est comprimé entre le maillage surfacique et le textile (conservé rigide dans tout le processus), à une distance suffisamment faible du textile pour pouvoir être cousu dessus numériquement (Figure 3.6C).

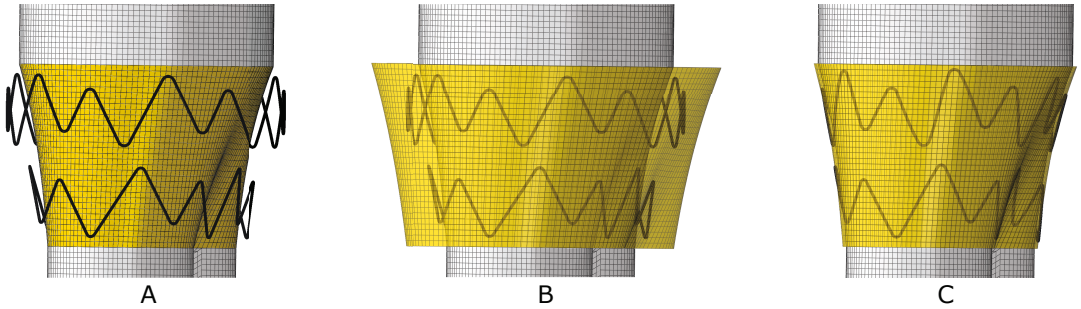


FIGURE 3.6 – Etapes de précontrainte des stents de la bifurcation du corps principal de l'EP Endurant® : création d'un maillage surfacique similaire au textile (jaune) (A), dilatation du maillage surfacique puis activation du contact (B), compression du stent entre le textile et le maillage surfacique (C).

Les stents, une fois plaqués au textile, peuvent être cousus dessus au moyen d'une contrainte cinématique entre les nœuds des stents et ceux des éléments du textile auxquels ils sont liés, contrainte implémentée dans Abaqus sous le nom *Tie. L'assemblage juste avant l'activation de la couture des stents précontraints et du textile, pour différents modules, est illustré Figure 3.7. A ce stade, le textile n'est pas encore déformé par les stents. Il le sera lors de l'activation de la couture, qui conduira à l'équilibre mécanique de l'assemblage des stents et du textile.

3.2.3.3 Compression des modules de l'EP

Pour procéder au déploiement d'EP dans les simulations EF qui seront abordées dans les prochains chapitres, il est nécessaire de pouvoir assembler les différents modules d'EP entre eux. Cela implique de pouvoir comprimer les modules au diamètre voulu pour les imbriquer les uns dans les autres (les modules distaux à l'intérieur des modules proximaux).

Une simulation EF, consécutive à l'assemblage des stents et du textile et précédant la simulation de déploiement, calcule l'état mécanique (à l'équilibre désormais) des modules comprimés de l'EP. La procédure est simple pour les jambages iliaques : deux maillages surfaciques cylindriques sont générés à l'intérieur et à l'extérieur du jambage à comprimer. Le contact est activé entre ces cylindres et le jambage, avant de faire varier le diamètre des cylindres par pilotage en déplacement de ses nœuds. Le module sera alors comprimé entre les deux cylindres,

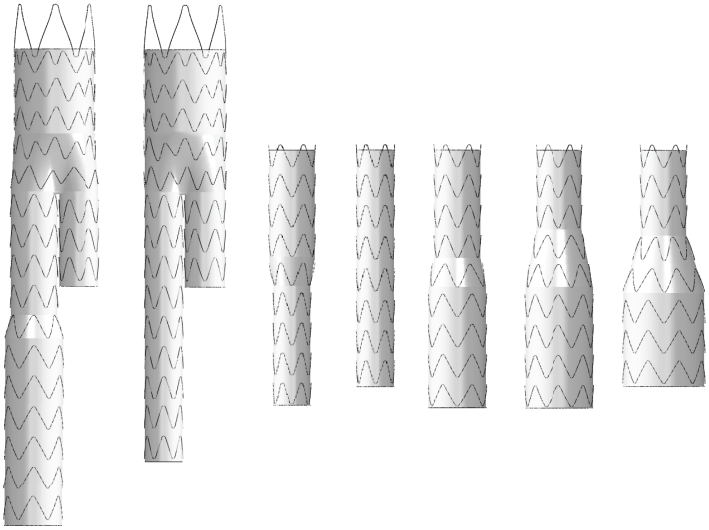


FIGURE 3.7 – Modélisation EF des modules de l'EP Endurant® avec précontrainte des stents.

au diamètre souhaité pour pouvoir l'insérer dans un module plus proximal ou pour y insérer un module distal. Un exemple de jambage comprimé est présenté Figure 3.8A. La procédure est similaire pour le corps principal de l'EP Endurant® mais implique 5 cylindres, dont un va comprimer l'extérieur de la partie aortique du corps principal, deux autres le moignon contro-latéral et les deux derniers le moignon homolatéral (Figure 3.8B). La variation de diamètre des cylindres se fait comme pour les jambages par pilotage des nœuds. Une attention particulière doit être portée au contact, pour ne l'activer qu'entre un moignon et ses deux cylindres et entre la partie aortique du module et son cylindre extérieur.

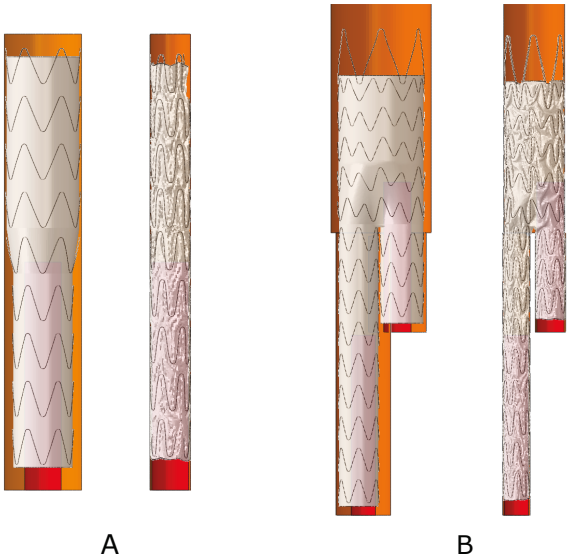


FIGURE 3.8 – Compression d'un jambage iliaque (A) et d'un corps principal (B) de l'EP Endurant®. En orange : cylindres extérieurs ; en rouge : cylindres intérieurs.

3.2.4 Modélisation de l'endoprothèse Anaconda™

3.2.4.1 Géométries et maillages initiaux des composants de l'EP

Contrairement à l'EP Endurant®, les modèles numériques des modules de l'EP Anaconda™ n'étaient pas disponibles. Les géométries initiales des composants de l'EP ont dû être générées à partir de données expérimentales sur les modules fournis par Vascutek.

Les modules d'EP ont successivement été scannés dans un micro-tomographe à rayons X mis à disposition au laboratoire 3SR, Grenoble. Le principe général de la micro-tomographie consiste à émettre des rayons X par une source (conique ici), à leur faire traverser l'échantillon sous un grand nombre d'incidence en faisant tourner l'échantillon, et à récolter par un récepteur plan (matrice de capteurs) les rayons X transmis chaque incidence. On obtient ainsi un ensemble de projections radiographiques de l'échantillon, sous la forme d'images 2D dont l'intensité de chaque pixel correspond à l'absorption en rayons X par toute la matière comprise entre la source et un capteur du récepteur. Grâce à l'ensemble des projections obtenues, une image 3D de l'absorption locale peut être reconstruite numériquement par algorithme de rétro-projection, qui pourra ensuite être segmentée pour obtenir la géométrie de l'échantillon par exemple.

Les modules ont été placés sur un dispositif conçu par Demanget pour maintenir les EPs verticales et pouvoir ajuster la longueur entre les extrémités de l'EP (Figure 3.9A). Les extrémités des modules sont montées sur des embouts circulaires et y sont fixées grâce à un fil cousu au textile et passé autour des embouts. Les embouts sont en liaison glissière avec la barre verticale du dispositif au moyen de roulettes. Une vis de serrage sur chaque liaison permet de bloquer le glissement et ainsi de fixer la position des embouts. Les modules peuvent ainsi être scannés dans plusieurs configurations : en position relâchée sans chargement, en compression ou en tension axiale. Pour pouvoir générer la géométrie initiale des modules, ces derniers ont été scannés dans la configuration étirée, telle que le textile ne présente plus aucun pli et soit complètement cylindrique (Figure 3.9B). Cela permettra par la suite de coudre les stents précontraints dans la forme de selle sur le textile non précontraint en forme cylindrique, de la même manière que lors du procédé de fabrication.

Le dispositif avec le module étiré est ensuite fixé au plateau rotatif du micro-tomographe, de manière à aligner au mieux l'axe du plateau et l'axe du module. La distance entre le plan récepteur et le dispositif a été ajustée pour chaque module, de manière à scanner tout le module en une seule fois avec la meilleure résolution spatiale possible. Les résolutions obtenues (tailles des côtés des voxels) vont de 48 à 95 µm en fonction de la longueur du module. L'alimentation de la source a été réglée à 100 µA et 100 kV. Les projections sont ensuite obtenues en faisant tourner le plateau rotatif et une image 3D (sous forme d'une pile d'images 2D espacées verticalement) est calculée par le logiciel intégré au tomographe. Un exemple d'image de projection obtenue sous ces réglages est présenté Figure 3.9D.

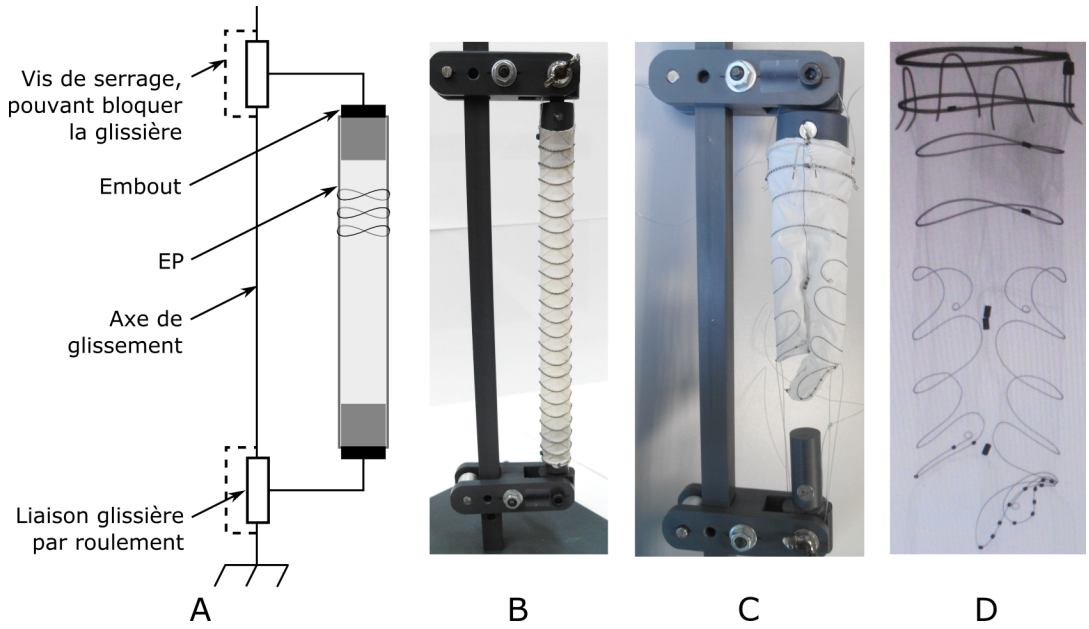


FIGURE 3.9 – Schéma du montage de maintien des EPs pour la tomographie (A), jambage iliaque (B) et corps principal (C) de l'EP Anaconda™ montés sur le dispositif en configuration étirée et image obtenue sous une incidence par micro-tomographie d'un corps principal Anaconda™ (D).

Les images 3D des modules ont ensuite été segmentées dansle logiciel ImageJ par seuillage pour conserver la géométrie des stents (Figure 3.10A). Le textile, trop fin et insuffisamment contrasté par rapport aux artefacts que peut produire la très forte absorption des stents (effets de beam hardening), n'a pas pu être segmenté. L'algorithme de squelettisation du module BoneJ (ImageJ) a été appliqué aux images 3D binaires segmentées. En prenant le centre de chaque voxel blanc, on obtient les points de la ligne centrale des stents du module scanné (Figure 3.10B).

Les dimensions caractéristiques des stents en forme de selle (diamètre, hauteur et espacement) ont été mesurées à partir des lignes centrales puis moyennées sur l'ensemble des stents similaires (appartenant à la même portion cylindrique du module). Les diamètres moyens obtenus vont alors servir à générer un maillage circulaire d'éléments poutres pour tous les stents, qui seront écartés de l'intervalle mesuré (Figure 3.10C). Les propriétés mécaniques affectées aux éléments poutres sont expliquées dans la section 3.2.4.3, la taille des éléments poutres sera discutée dans une étude de convergence présentée dans la section 3.2.5. En raison d'instabilités numériques lors de simulations EF prenant en compte les stents des moignons du corps principal, ces stents ne seront pas inclus dans la modélisation de l'EP et leurs données géométriques récoltées lors de la micro-tomographie ne seront pas exploitées.

Les maillages des textiles des modules ont été générés directement sous Abaqus, en créant des surfaces cylindriques dont les diamètres ont été ajustés pour affleurer les stents. Les transitions entre les cylindres de diamètre différent ont été modélisées par des cônes. Les surfaces ont

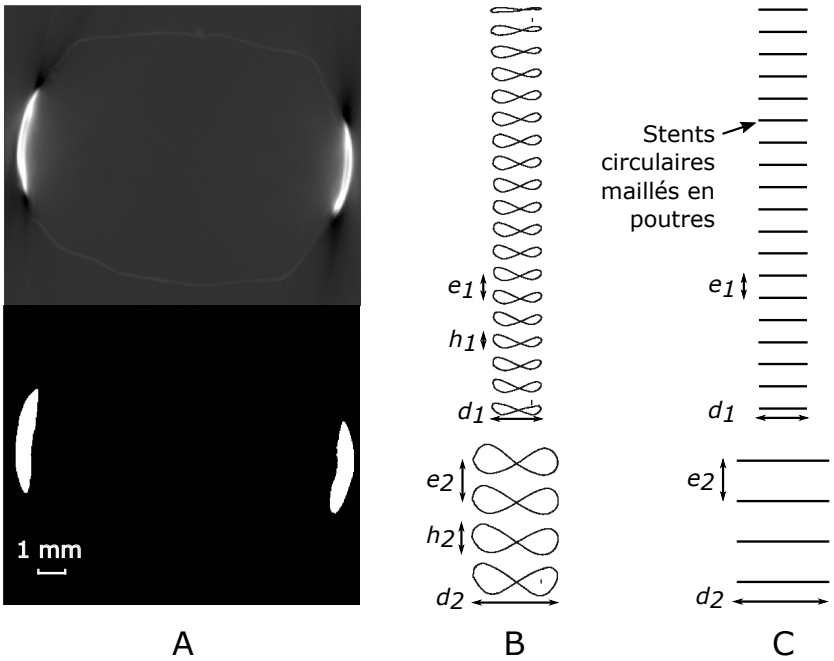


FIGURE 3.10 – Coupe horizontale de l'image 3D tomographique et segmentation des stents (A), lignes centrales des stents générées par squelettisation (B) et maillages des stents créés à partir des mesures géométriques sur les lignes centrales (espacements e, hauteurs h et diamètres d) (C).

été maillées par des éléments coques quadrilatères linéaires dont la taille a été définie d'après l'étude de convergence de la section 3.2.5, et à qui ont été assignées les propriétés détaillées dans le Tableau 3.4. Concernant le corps principal qui bifurque en deux moignons, sa géométrie a été générée en utilisant le logiciel CAO Inventor (Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA). La bifurcation a été définie comme la surface de l'union de deux cônes, allant du cylindre proximal vers les moignons homolatéral et controlatéral respectivement. L'ensemble des modules modélisés, avant couture des stents sur les textiles, est représenté Figure 3.11. Il est à noter que dans les simulations de déploiement de l'EP Anaconda™ dans un cas clinique (Chapitre 5), trois modules ont dû être modélisés sans avoir accès à un échantillon. Il s'agit des modules L12x100, FL1215x130 et FL1223x90, dont les dimensions ont été interpolées à partir des dimensions des modules très proches fournis par Vascutek (L12x120 de longueur 100 au lieu de 120 mm, FL1218x130 de diamètre distal 18 au lieu de 15 mm, FL1223x130 de longueur 130 au lieu de 90 mm) et des tables de dimensions du fabricant.

3.2.4.2 Assemblages des stents et textiles

De même que pour les stents de l'EP Endurant®, les stents des modules Anaconda™ doivent être mis en forme et précontraints lors d'une simulation préliminaire avant de pouvoir être cousus au textile.

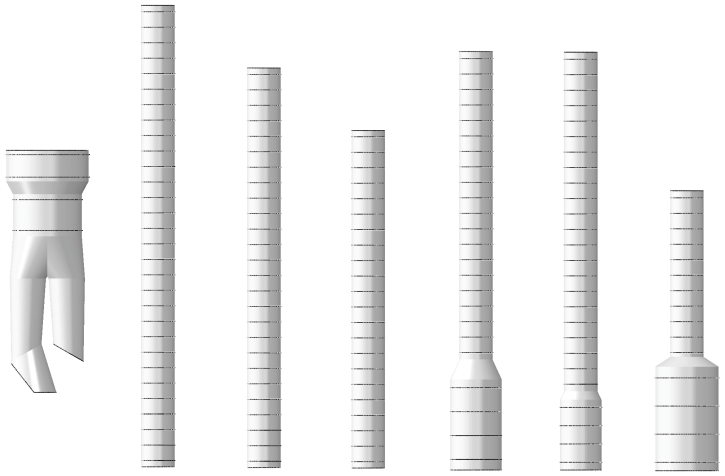


FIGURE 3.11 – Géométries numériques initiales des composants des modules de l'EP Anaconda™. Références de gauche à droite : OLB30, L12x140, L12x120, L12x100, FL1218x130, FL1215x130, FL1223x90.

Les stents des moignons du corps principal n'étant pas inclus dans la modélisation de l'EP, tous les stents ont une géométrie initiale circulaire. Ils peuvent alors être mis en forme de selle en imposant des conditions aux limites en déplacement sur chacun de leurs nœuds (Figure 3.12A). Les déplacements sont imposés suivant l'axe des modules de l'EP et leur valeur est calculée pour chaque nœud, en fonction de sa coordonnée angulaire dans le repère cylindrique du module et de la hauteur h du stent mesurée à partir des images de micro-tomographie obtenues précédemment (Figure 3.10). La mise en forme de chips des stents est illustrée Figure 3.12B.

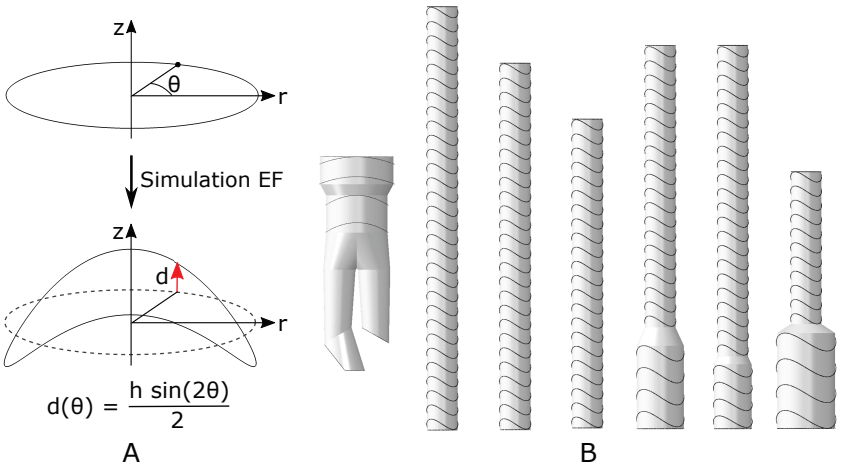


FIGURE 3.12 – Schéma de la simulation de mise en forme de selle des stents de l'Anaconda™ (A), modules de l'Anaconda™ avec stents en forme de selle avant couture (B).

Une fois mis en forme de selle, les stents peuvent être cousus au textile au moyen de la contrainte cinématique d'Abaqus. Les conditions aux limites sur les nœuds des stents sont désactivées pour calculer l'état d'équilibre entre les stents et les textiles (Figure 3.13). Durant cette étape, la

longueur totale des modules est d'abord contrainte à rester constante, en imposant un déplacement axial nul aux extrémités des modules. Cette condition a pour objectif de limiter les effets dynamiques lors du relâchement des stents et de garder les modules en configuration étirée pour la prochaine étape, la simulation de la compression des modules.

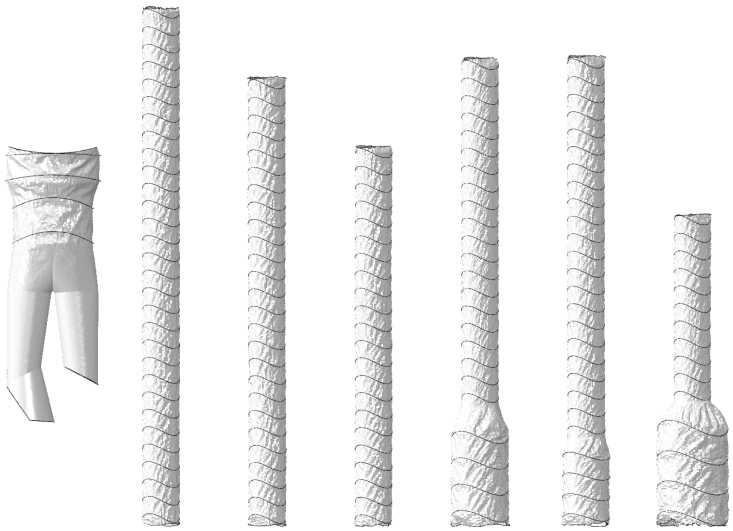


FIGURE 3.13 – Modélisation des modules de l'EP Anaconda™ en configuration étirée.

3.2.4.3 Modélisation unifilaire des stents multifilaires

L'enroulement de fil de Nitinol constituant les modules de l'EP Anaconda™ ne peut être modélisé en détail dans les simulations EF en raison de la grande complexité que cela engendrerait. Une modélisation unifilaire (la section du stent est modélisée par une section circulaire d'élément poutre) a dont été choisie pour représenter l'ensemble des tours de Nitinol d'un stent. Les comportements mécaniques d'un élément poutre de la modélisation uni-filaire et de l'ensemble des tours de fil de Nitinol doivent alors être similaires, *i.e.* les rigidités en traction , flexion et cisaillement doivent être équivalentes (Figure 3.14).

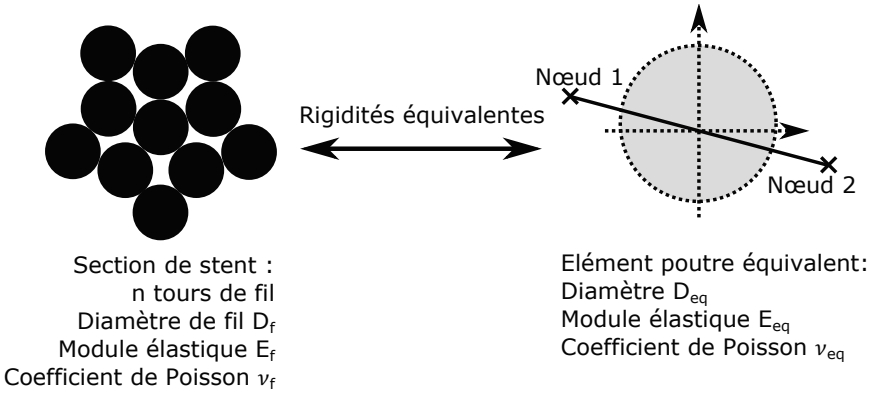


FIGURE 3.14 – Modèle poutre EF unifilaire équivalent au stent réel multifilaire.

Les notations suivantes seront utilisées dans les équations présentes dans cette section :

— L'indice eq indiquera que la quantité considérée fait référence au modèle unifilaire, qui sera utilisée dans les simulations, et dont nous cherchons un comportement mécanique équivalent à celui des stents réels multifilaire.

— L'indice i indiquera que la quantité considérée fait référence au comportement d'un tour de fil i parmi les n constituant le stent. Etant donné que les stents sont formés par un même fil de Nitinol faisant plusieurs tours, les propriétés mécaniques des n tours de fil intrinsèques au fil et indépendantes de la position du tour de fil sont égales. Elles porteront l'indice f.

Les éléments poutres dans le modèle EF sont isotropes de section circulaire, d'axe radial r et longitudinal z. Il en est de même pour chaque tour i de fil de Nitinol. En conséquence, leurs rigidités peuvent s'écrire respectivement dans les équations 3.2 et 3.3 :

$$\begin{cases} K_{eq}^T = E_{eq} S_{eq} = E_{eq} \pi \dfrac{d_{eq}^2}{4} \\ K_{eq}^F = E_{eq} I_{r,eq} = E_{eq} \pi \dfrac{d_{eq}^4}{64} \\ K_{eq}^C = G_{eq} S_{eq} = \dfrac{E_{eq} \pi d_{eq}^2}{8\left(1+\nu_{eq}\right)} \end{cases} \tag{3.2}$$

$$\begin{cases} K_{i}^T = E_{i} S_{i} = E_{i} \pi \dfrac{d_{i}^2}{4} \\ K_{i}^F = E_{i} I_{r,i} = E_{i} \pi \dfrac{d_{i}^4}{64} \\ K_{i}^C = G_{i} S_{i} = \dfrac{E_{i} \pi d_{i}^2}{8\left(1+\nu_{i}\right)} \end{cases} \tag{3.3}$$

avec :

— K^T rigidité en traction (N)
— K^F rigidité en flexion (N)
— K^C rigidité en cisaillement (N.m^2)
— E module d'Young (Pa)
— G module de cisaillement (Pa)
— ν coefficient de Poisson
— S aire de la section (m^2)
— d diamètre de la section (m)
— I_r moment quadratique de S par rapport à l'axe radial, au point de l'axe neutre (m^4).

Dans le cadre d'un assemblage de n fils parallèles cousus ensemble, comme c'est le cas effectivement pour les stents de l'Anaconda™, le calcul des valeurs des rigidités de l'assemblage diffère. Nous n'avons pas trouvé à notre connaissance de travaux portant directement sur la

rigidité de fils parallèles liés entre eux. Les études sur ce sujet s'intéressent presque exclusivement à des câbles ou des cordes, dont la structure est différente de celle de ces stents (le plus souvent hélicoïdale, avec parfois plusieurs brins, gaines...) [Choudhury 11, Nawrocki 00]. Les travaux les plus proches de notre cas sont ceux de Bathe sur le comportement de faisceaux de fibres [Bathe 08] et de Papailiou, dans lesquels la modélisation de câble hélicoïdal proposée peut permettre de modéliser un ensemble de fils droits [Papailiou 97]. Nous allons nous placer dans le cadre de ces travaux, en étudiant plusieurs hypothèses schématisées Figure 3.15 :

— Les tours de fil sont indépendants entre eux et peuvent glisser librement les uns sur les autres, en considérant les coutures comme lâches. Ce mode sera appelé découplé (indice D).

— Les coutures sont suffisamment serrées pour considérer que les fils sont reliés rigidement et ne peuvent pas glisser. Les tours de fils forment alors l'équivalent d'un seul corps rigide, ce mode sera appelé couplé, d'indice C.

— Les coutures sont relativement serrées, un glissement peut se produire entre tours de fil. Ce mode intermédiaire sera noté avec l'indice *int*.

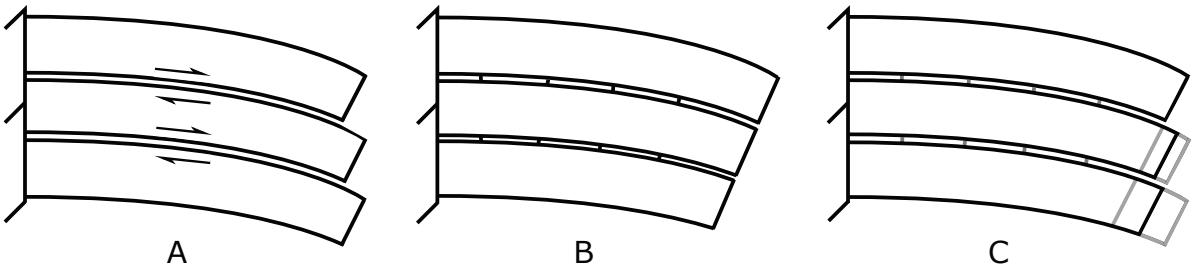


FIGURE 3.15 – Différents modes de déformation en flexion envisagés pour l'assemblage de n fils cousus entre eux : modes découplé (A), couplé (B) et intermédiaire (C). D'après [Bathe 08].

Dans le cas du mode découplé, les rigidités globales de l'assemblage peuvent s'écrire comme la somme des rigidités de chaque tour, soit n fois celles du fil, les propriétés mécaniques de chaque tour de fil étant identiques :

$$\begin{cases} K_D^T = \sum_{i=1}^{n} E_i S_i = nE_f \pi \dfrac{d_f^2}{4} \\ K_D^F = \sum_{i=1}^{n} E_i I_{r,i} = nE_f \pi \dfrac{d_f^4}{64} = \kappa_D E_f \pi \dfrac{d_f^4}{64} \\ K_D^C = \sum_{i=1}^{n} G_i S_i = \dfrac{nE_f \pi d_f^2}{8\left(1+\nu_f\right)} \end{cases} \tag{3.4}$$

Le coefficient κ, qui vaut dans ce mode le nombre de fils n, est introduit pour pouvoir comparer les différentes hypothèses. Dans le cas du mode couplé, les rigidités de l'assemblage des n fils peuvent s'écrire :

$$\begin{cases} K_C^T = \sum_{i=1}^{n} E_i S_i = n E_f \pi \frac{d_f^2}{4} \\ K_C^F = \sum_{i=1}^{n} E_i I_{r,i} = E_f \sum_{i=1}^{n} I_{r,i} \\ K_C^C = \sum_{i=1}^{n} G_i S_i = \frac{n E_f \pi d_f^2}{8\left(1+\nu_f\right)} \end{cases} \tag{3.5}$$

Dans les équation précédentes, les rigidités en traction et cisaillement valent n fois la rigidité du fil de Nitinol du stent, comme dans le mode découplé. En revanche, la rigidité en flexion fait intervenir le moment quadratique de chaque tour de fil par rapport à l'axe radial, *au point de l'axe neutre du stent*, qui est dépendant de l'éloignement du tour de fil à l'axe neutre du stent. Grâce au théorème de transport de Huygens, on peut alors écrire :

$$K_C^F = E_f \sum_{i=1}^{n} \left(\pi \frac{d_i^4}{64} + \pi \frac{d_i^2}{4} e_i^2 \right) \tag{3.6}$$

avec e_i distance d'un tour de fil à l'axe neutre du stent, projetée sur l'axe r. La rigidité en flexion de l'ensemble des fils peut ensuite être mise sous la forme :

$$K_C^F = \kappa_C E_f \pi \frac{d_f^4}{64} \tag{3.7}$$

avec κ_C dépendant de l'arrangement des n tours de fil de Nitinol dans la section du stent, proportionnel à la somme des carrés des e_i. κ_C a été calculé pour les valeurs de nombre de tours de fil de l'ensemble des stents des modules de l'Anaconda, présentées Table 3.1. Pour chaque valeur de tours de fil, l'arrangement des fils le plus compact et circulaire a été choisi. Dans le cas d'un arrangement non circulaire, κ_C a été calculé prenant la moyenne des valeurs obtenues suivant les axes x et y. Les valeurs de κ_C sont présentées dans le Tableau 3.5.

Enfin, dans le mode intermédiaire, les valeurs des rigidités en traction et cisaillement sont égales à celles des modes couplés et découplés. La rigidité en flexion, en revanche, a une valeur inconnue comprise entre celle du mode couplé et celle du mode découplé. Le choix a été fait de la considérer égale à la moyenne des rigidités en flexion des modes couplés et découplés, en introduisant pour un assemblage de n tours κ_{int} égal à la moyenne de κ_C et κ_D pour n tours. Les valeurs de κ_{int} sont présentées dans le Tableau 3.5.

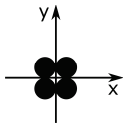
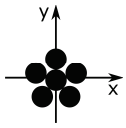
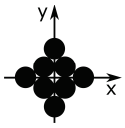
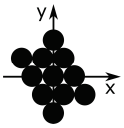
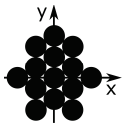
Tours de fil n	4	6	8	11	14
Section du stent					
κ_D	4	6	8	11	14
κ_C	20	46	84	143	210
κ_{int}	12	26	46	77	112

TABLE 3.5 – Valeurs de κ dans les modèles découplés, couplés et intermédiaires, en fonction du nombre de tours de fil n et de leur arrangement.

D'après les équations 3.2, 3.5 et 3.7, les caractéristiques du modèle poutre unifilaire équivalent mécaniquement à un stent composé de n tours de fil doivent répondre au système d'équations suivant, avec κ valant κ_D, κ_C ou κ_{int} suivant le mode considéré :

$$\begin{cases} E_{eq}\pi\dfrac{d_{eq}^2}{4} = nE_f\pi\dfrac{d_f^2}{4} \\ E_{eq}\pi\dfrac{d_{eq}^4}{64} = \kappa E_f\pi\dfrac{d_f^4}{64} \\ \dfrac{E_{eq}\pi d_{eq}^2}{8\left(1+\nu_{eq}\right)} = \dfrac{nE_f\pi d_f^2}{8\left(1+\nu_f\right)} \end{cases} \tag{3.8}$$

Après simplifications, le module élastique, le coefficient de Poisson et le diamètre de la section circulaire de la poutre unifilaire équivalente valent :

$$\begin{cases} E_{eq} = \dfrac{n^2}{\kappa}E_f \\ d_{eq} = \sqrt{\dfrac{n}{\kappa}}d_f \\ \nu_{eq} = \nu_f \end{cases} \tag{3.9}$$

Afin de choisir parmi les trois modes présentés celui qui correspond le mieux au comportement réel des n tours de fils, une étude préliminaire a été effectuée, consistant à comparer les géométries des modules de l'Anaconda™ en configuration relâchée en réalité et *in-silico*. En effet, la longueur des modules relâchés dans les simulations est très dépendante des rigidités imposées aux stents, notamment celles en traction et flexion. Pour ce faire, les modules de l'EP ont été scannés par micro-tomographie en position relâchée sans chargement (Figure 3.16A) et les géométries des stents ont été extraites des images 3D obtenues, en utilisant le procédé détaillé Section 3.2.4.1. Dans un second temps, les conditions en déplacement (déplacement nul suivant l'axe du module), imposées aux extrémités des modèles numériques des modules étirés,

ont été désactivées pour simuler le relâchement des modules (Figure 3.16B). Les trois modes ont été simulés, en prenant les propriétés mécaniques définies dans les équations 3.9) et faisant varier κ en fonction du mode étudié et de n. Les géométries des stents des modules ont alors été comparées qualitativement par superposition (Figure 3.16C). Une analyse quantitative plus poussée n'a pas été effectuée en raison des incertitudes expérimentales sur l'état relâché des modules et celles sur l'historique mécanique des modules qui peut engendrer des variations sur la géométrie relâchée des échantillons disponibles.

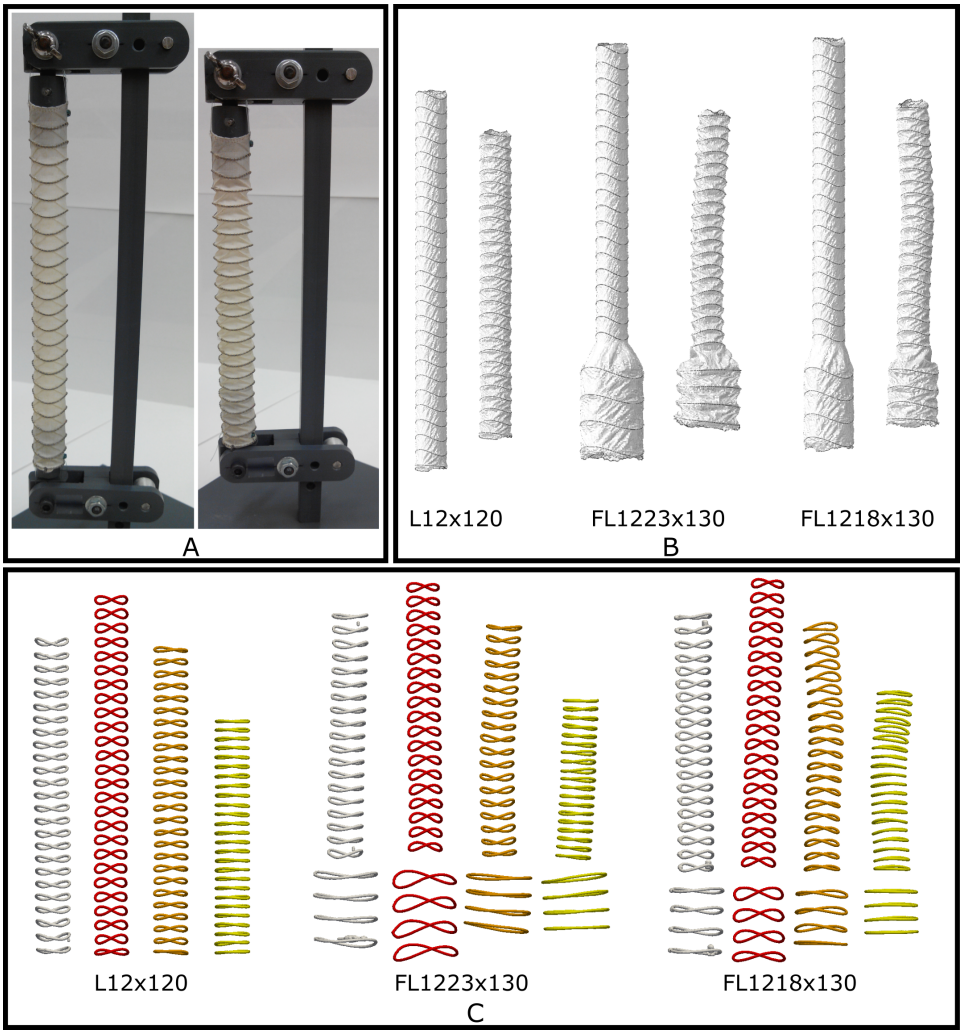


FIGURE 3.16 – Jambage L12x120 monté sur le dispositif expérimental avant tomographie en configurations étirée et relâchée (A), simulations EF des configurations étirée et relâchée pour trois jambages iliaques dans le mode intermédiaire(B), et comparaison des modes découplé (rouge), intermédiaire (orange), couplé (jaune) par rapport à la tomographie (blanc) dans la configuration relâchée (C).

Les résultats de cette étude montrent clairement que le mode intermédiaire est le plus représentatif du comportement des stents en assemblage de tours de fil de Nitinol : l'espacement entre stent, la hauteur des stents ainsi que la longueur totale des modules sont plus proches du

test expérimental que dans les modes découplé ou couplé, dans lesquels les stents sont respectivement trop ou pas assez souples. Dans le mode intermédiaire, seuls les stents de diamètre 23 mm du module FL1223x130 semblent être trop rigides. Cela est en partie dû au fait que le module élastique mesuré sur ces stents est dans les valeurs les plus faibles (Tableau 3.2) et leur modélisation avec le module élastique moyen est donc plus rigide.

Pour chaque stent de l'EP Anaconda™ utilisé dans les prochaines simulations, les propriétés mécaniques équivalentes (Equations 3.9) utilisant κ_{int} seront donc assignées aux éléments poutres de la modélisation en fonction du diamètre du fil de Nitinol du stent, du nombre de tours de fil et du comportement mécanique du Nitinol (section 3.2.2.1).

3.2.4.4 Compression des modules de l'EP

La compression des modules de l'EP Anaconda™ va être simulée d'une manière identique à la compression des modules de l'EP Endurant®, avec le même objectif de pouvoir assembler les différents modules entre eux suivant les cas cliniques qui seront simulés. Des cylindres sont ainsi pilotés en déplacement radial pour ajuster aux diamètres voulus les modules.

Dans le cas de l'Anaconda™, deux particularités ont du être ajoutées à la simulation de compression. Premièrement, la longueur totale des modules est contrainte à rester constante, en imposant un déplacement axial nul aux extrémités des modules durant toute la durée de la simulation. Deuxièmement, des forces opposées ont été appliquées respectivement aux extrémités distales et proximales des stents (Figure 3.17A), afin de faciliter la mise en compression selon le mode utilisé par le fabricant. En effet, sans application de ces forces, les stents trouvent une position d'équilibre en biais dans les cylindres, ce qui ne correspond pas à la réalité. Les stents sont donc guidés par les forces à conserver leur forme de selle durant la compression des modules. Le principe de ce procédé est également utilisé lors de la mise en gaine des modules réels. Une fois la compression terminée, les efforts sur les stents et les conditions aux limites sur les extrémités des modules sont désactivés. Les stents prennent leur position d'équilibre à l'intérieur des cylindres de compression, dans la forme de selle comme dans les gaines réelles. Des exemples de géométries comprimées de modules sont présentés dans la Figure 3.17B.

3.2.5 Etude de convergence

Une étude de convergence a été menée sur les maillages des stents et du textile, pour déterminer la taille d'éléments la plus élevée permettant d'obtenir une grande rapidité de calcul tout en conservant la précision. L'étude a été menée sur l'EP Endurant® et les résultats extrapolés à l'EP Anaconda™.

La sollicitation choisie est la compression dans un cylindre. Les simulations ont été menées sur un stent seul, sur un stent attaché à du textile, dans les deux cas sans mass scaling puis avec mass scaling (dans les conditions d'utilisation de l'EP dans les simulations de déploiement à venir). L'influence de trois paramètres de maillage a été étudiée : la longueur des éléments

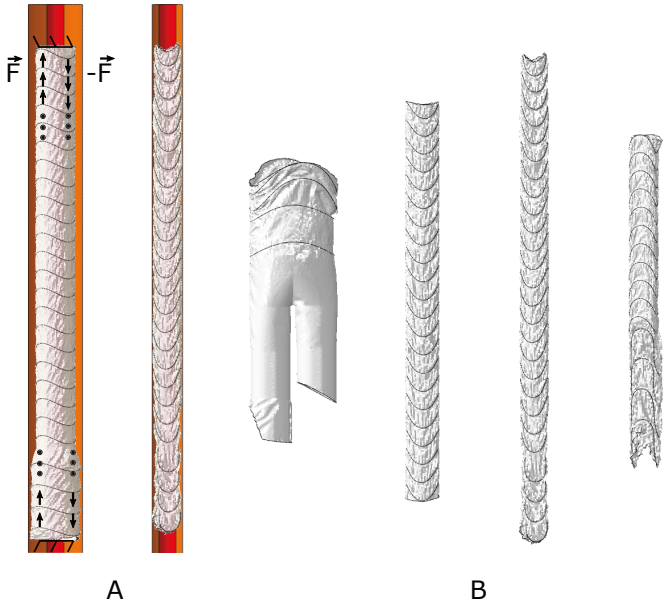


FIGURE 3.17 – Méthode de simulation de la compression d'un jambage iliaque de l'EP Anaconda™ (A) et exemples de géométries de modules comprimés (B). Références de gauche à droite : OLB30, L12x100, FL1215x130, FL1223x90.

poutres dans les portions droites du stent l_1, dans les courbures du stent l_2, et la taille des éléments coques du textile l_g (Figure 3.18). Les valeurs testées de ces paramètres sont données dans le Tableau 3.6. Toutes les combinaisons possibles de ces paramètres ont été simulées, pour le stent seul et le stent avec textile avec ou sans mass scaling.

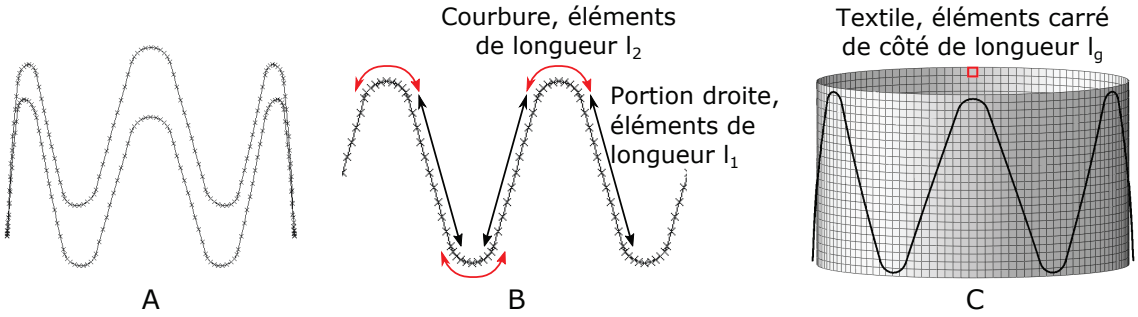


FIGURE 3.18 – Maillage d'un stent seul (A), aplat de deux périodes de maillage du stent seul (B) et maillage de l'ensemble stent et textile (C).

l_1 (µm)	72	51	40	31	27	23	20	10	5
l_2 (µm)	53	41	33	27	23	20	16	11	
l_g (µm)	50	35	25	20					

TABLE 3.6 – Valeurs de l_1, l_2 et l_g utilisées dans les simulations du test de convergence.

Les simulations consistent à mettre le maillage concerné (plus ou moins raffiné, stent seul ou cousu au textile) à l'intérieur d'une surface cylindrique. Le contact est activé entre les pièces et le diamètre du cylindre est réduit par pilotage en déplacement de ses nœuds (de 14.4 à 4.4 mm de diamètre), à l'instar des simulations de compression de jambages. Les simulations avec les différentes valeurs de paramètres seront ensuite comparées au moyen de l'énergie interne du stent comprimé, qui a l'avantage de représenter la réponse globale du stent au chargement.

L'évolution de l'énergie interne obtenue dans le cas du stent seul est illustrée Figure 3.19. On peut noter que quelle que soit la discrétisation du maillage, l'énergie évolue peu (moins de 10% d'écart entre le maillage le plus fin et le plus grossier). Il apparaît que la taille des éléments dans les portions droites du stent l_1 semble un peu plus influente que l_2. On ne note pas de différence visible entre les simulations avec et sans mass scaling. Un maillage peu discrétisé peut être utilisé pour modéliser un stent seul.

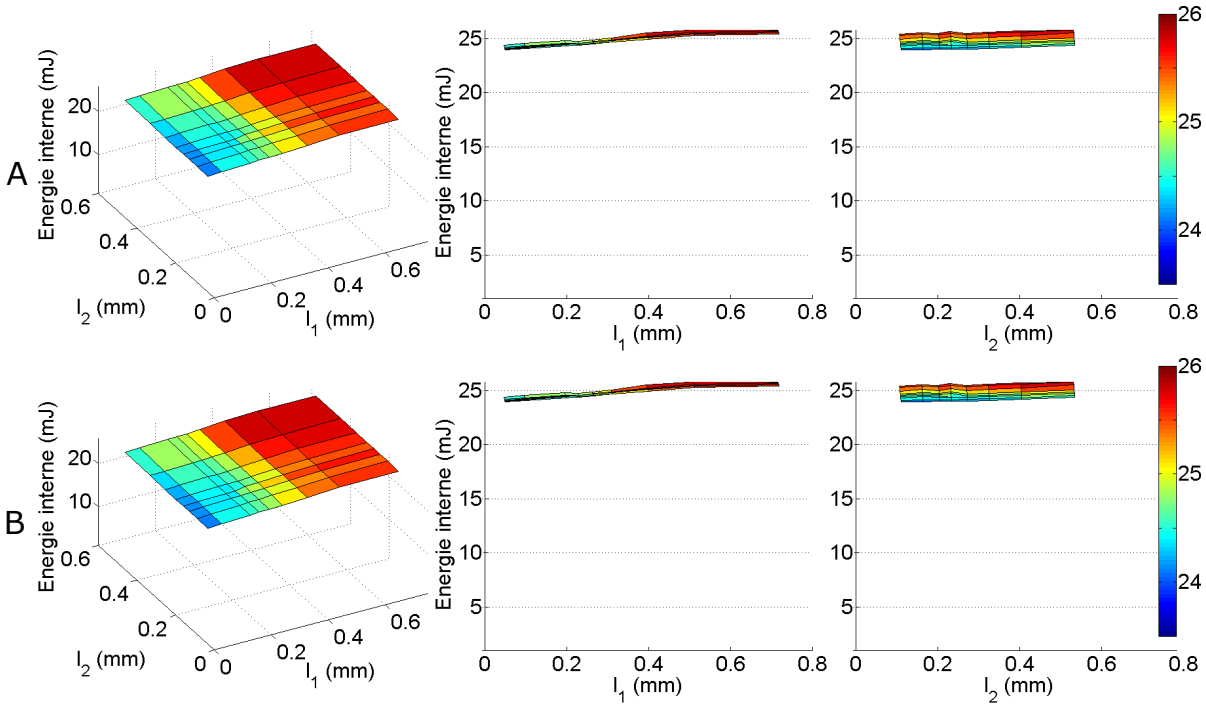


FIGURE 3.19 – Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1 et l_2 dans le cas du stent seul, sans (A) et avec (B) mass scaling.

Les conclusions sont nettement différentes dans le cas d'un stent cousu à du textile. Tout d'abord, un certain nombre de simulations ne se sont pas achevées, malgré les précautions prises concernant notamment le temps de simulation imposé pour obtenir un processus quasi-statique, sans effet dynamique. Ces simulations inachevées sont illustrées par l'absence de données dans les graphiques Figure 3.20. Ces échecs sont dus à de grandes vitesses de déformation d'éléments de stent, principalement dans les courbures, et des rotations d'éléments de textile sous-jacents qui sont excessives pour Abaqus. Ce phénomène est exacerbé par l'utilisation de mass scaling et

se produit quand la taille des éléments des stents est de même ordre de grandeur que celle des éléments du textile . Une des raisons de ce phénomène peut être l'apparition localement d'une configuration particulière, dans laquelle la contrainte cinématique représentant la couture entre le stent et le textile engendre des instabilités numériques. Pour éviter ces problèmes locaux d'instabilité dans les prochaines simulations, il convient donc de choisir une taille d'élément poutre plus petite que celle des éléments coques textiles.

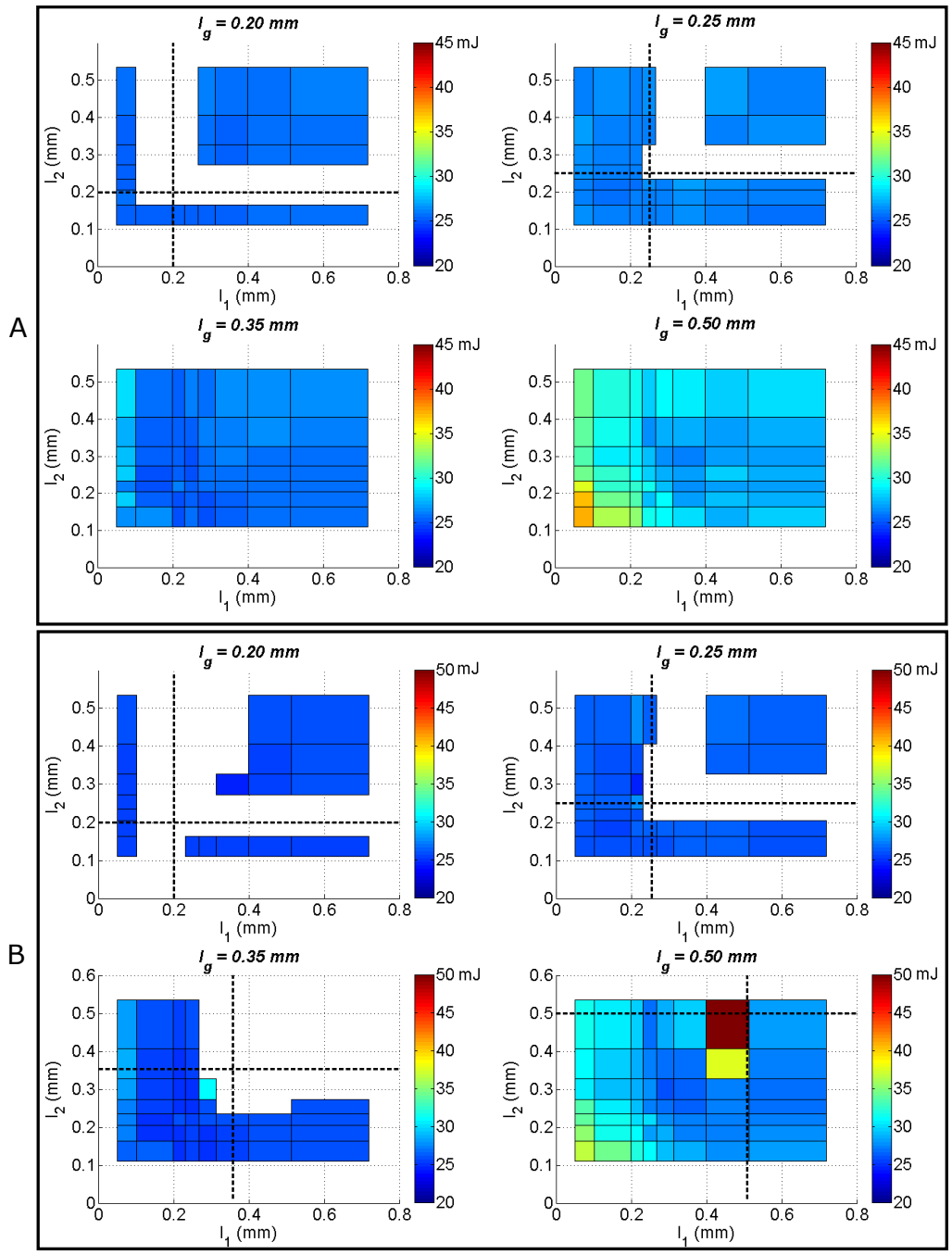


FIGURE 3.20 – Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1, l_2 et l_g dans le cas du stent cousu au textile, sans (A) et avec (B) mass scaling.

Si l'on regarde maintenant les simulations abouties, on peut noter que toutes les simulations ont une énergie interne similaire au stent seul pour l_1 supérieure à 0.3 mm (Figure 3.21). Un accroissement de l'énergie interne se produit en affinant la discrétisation des portions droites du stent, ce qui peut découler des non-linéarités de la couture entre stent et textile, comme pour les problèmes de stabilité précédents. Cet effet est plus marqué pour les textiles maillés moins finement. L'influence de l_2 sur l'énergie interne est beaucoup moins marquée et n'apparaît que pour l_g égal à 0.5 mm et l_2 inférieur à 0.25 mm.

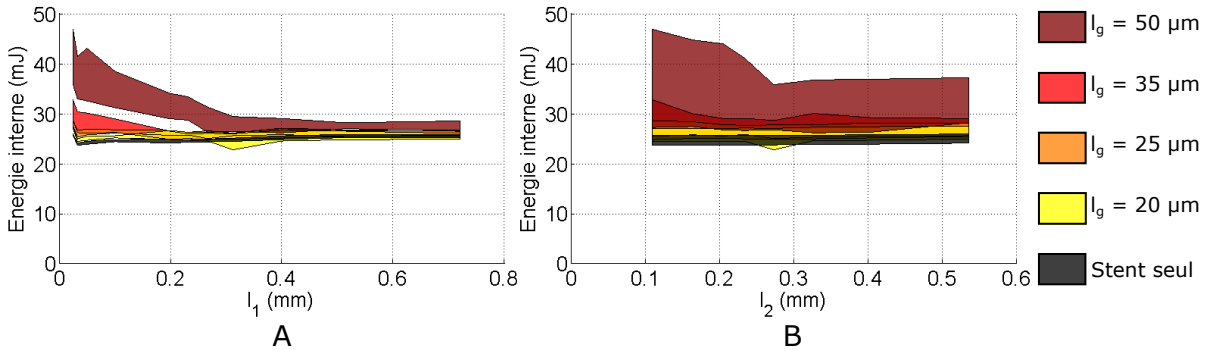


FIGURE 3.21 – Evolution de l'énergie interne en fonction des longueurs d'éléments l_1 (A) et l_2 (B) pour l'ensemble des tailles d'éléments de textile l_g.

Finalement, l_1 sera pris égale à 0.33 mm dans l'ensemble des simulations concernant l'EP Endurant®, valeur supérieure à 0.3 mm et suffisante pour que la simulation avec stent et textile converge vers la simulation avec stent seul quelles que soient l_2 et l_g. l_2, n'ayant pas montrée une grande influence sur les résultats de cette étude de convergence, vaudra également 0.33 mm ce qui permet (i) de ne pas ralentir les calculs en imposant un grand nombre d'éléments dans les courbures de stent et en réduisant l'incrément de temps dans les simulations, (ii) de ne pas avoir à choisir une taille d'éléments trop grande pour le textile pour éviter les problèmes locaux de stabilité. En conséquence, la taille des éléments du textile est fixée à 0.5 mm. En ce qui concerne l'EP Anaconda™, nous avons fait le choix d'utiliser les mêmes dimensions caractéristiques de maillage.

3.3 Modélisation des géométries préopératoires personnalisées de AAA

3.3.1 Scanner pré-opératoire

Afin de générer des maillages d'artères individualisés qui seront inclus dans les simulations de déploiement d'EPs personnalisées, des scanners pré-opératoires de patients fourniront les données géométriques initiales. Ces images scanners sont des empilements de coupes 2D de l'anatomie abdominale, obtenus par tomographie avec injection de produit de contraste dans l'arbre artériel (angiographie). Les scanners sont passés en routine clinique quelques semaines

avant l'intervention chirurgicale et sont donc disponibles pour tous les patients opérés par chirurgie endovasculaire. Actuellement, ils sont utilisés pour faire le planning pré-opératoire, en utilisant des logiciels de visualisation comme par exemple Endosize (Therenva, Rennes, France) et des outils de mesures géométriques qui y sont inclus Figure 3.22.

Pour chaque patient dont l'opération endovasculaire sera simulée dans les sections suivantes, le scanner pré-opératoire a été fourni par les hôpitaux de Rennes et Saint-Etienne avec l'accord des comités d'éthique. Tous les scanners avaient une taille de voxel inférieure à $0.8 \times 0.8 \times 0.7$ mm^3.

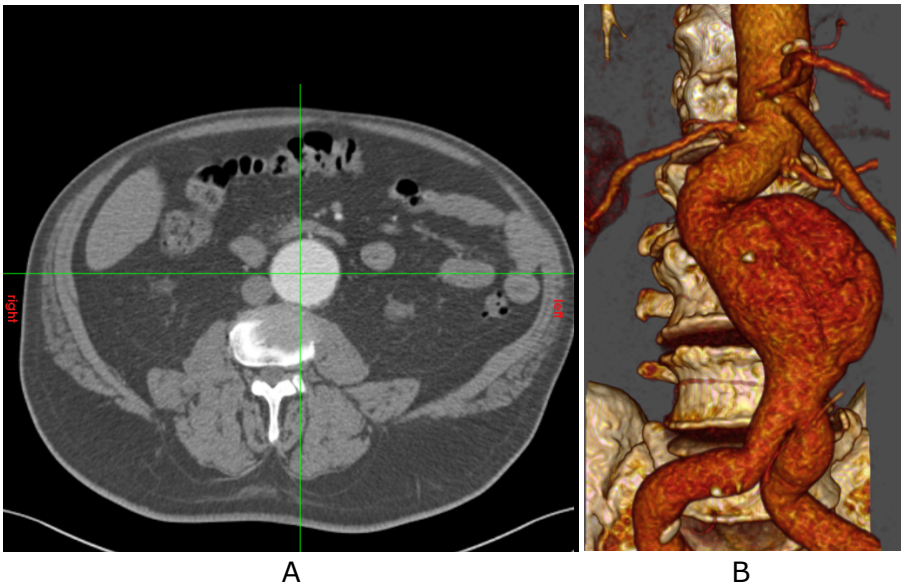


FIGURE 3.22 – Coupe axiale d'un scanner tomographique (A) et visualisation 3D de la lumière artèrielle proposée dans le logiciel Endosize (B).

3.3.2 Extraction de données géométriques

L'une des fonctionnalités d'Endosize permet de faire la segmentation automatique de la lumière artérielle (Figure 3.23A). Le thrombus intra-luminal, de par son faible contraste avec les tissus environnants, ne peut pas actuellement être segmenté automatiquement et ne sera en conséquence pas pris en compte dans les simulations. La paroi artérielle ne peut elle aussi être extraite, en raison de son épaisseur du même ordre de grandeur que la taille des voxels.

A partir de la segmentation de la lumière artérielle, il est ensuite possible d'extraire des données géométriques de cette géométrie : d'une part les points des lignes centrales des artères, d'autre part des B-splines décrivant le contour de la surface de la lumière artérielle au niveau de chaque point des lignes centrales [Kaladji 13]. Ces données seront utilisées de deux manières : pour la génération d'un maillage suffisamment lisse pour pouvoir être exploité dans les simulations, et comme données d'entrée de l'algorithme de morphing utilisé dans la méthodologie de largage d'EP (sections 2.2 et 3.4).

Deux lignes centrales sont extraites par patient : celles allant de l'aorte (au-dessus des artères rénales) à l'iliaque droite et celle allant de l'aorte à l'iliaque gauche. Les artères collatérales sont ignorées (artères rénales, mésentérique supérieure...). Les points des deux lignes centrales étant redondants dans la partie aortique, seuls les points de la première seront conservés dans cette région. Ces lignes centrales sont discrétisées par des points uniformément répartis, tous les 5 mm (Figure 3.23B).

Une B-spline décrivant le contour de la lumière artérielle est générée pour chaque point des lignes centrales, dans le plan orthogonal à la ligne centrale. Les B-splines sont paramétrées par 10 points chacune (Figure 3.23B). Les B-splines s'arrêtent à l'ostia des artères : les artères collatérales ne sont pas prises en compte et ne seront pas incluses dans le modèle EF des artères.

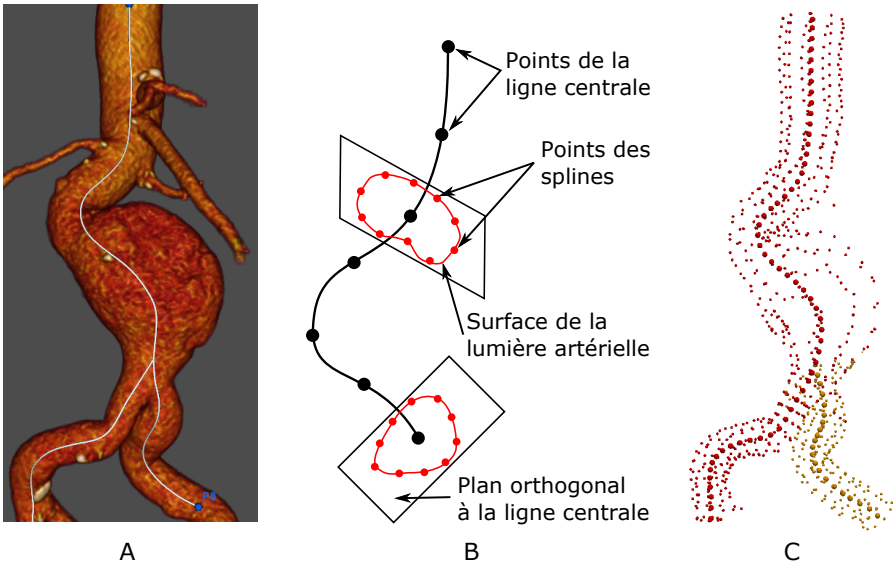


FIGURE 3.23 – Géométrie artérielle personnalisée et ses lignes centrales (A), schéma de la discrétisation des lignes centrales et B-splines (B), points de la ligne centrale et des B-splines de l'aorte et l'iliaque droite (rouge) et de l'iliaque gauche (orange) obtenus à partir de la géométrie artérielle initiale (C).

3.3.3 Génération de la géométrie de la lumière artérielle et maillage

La géométrie artérielle segmentée dans Endosize ne peut pas être maillée directement, en raison des discontinuités induites par les voxels qui pourraient engendrer des instabilités lors des calculs EF. Une géométrie plus lisse est donc générée en important les B-splines précédemment créées dans ANSYS DesignModeler (ANSYS, Canonsburg, PA, Etats-Unis). Un outil d'ANSYS est utilisé pour interpoler un volume à partir des B-splines discrétisant son contour. Deux volumes sont alors générés, un pour l'aorte et l'iliaque droite, l'autre pour l'iliaque gauche. La géométrie artérielle complète est ensuite obtenue par union des deux volumes (Figure 3.24A).

Le maillage EF est obtenu en important le volume de la lumière artérielle dans le logiciel EF Abaqus. La surface extérieure du volume est alors extraite et maillée avec des éléments

coques linéaires triangulaires, de côtés 1.5 mm (Figure 3.24B). Leur épaisseur a été fixée à 1.5 mm dans la partie aortique, jusqu'à la bifurcation, et à 1 mm au niveau des artères iliaques [Holzapfel 10, Reeps 13, Schriefl 12]. Les propriétés matériaux affectées au maillage des artères sont discutées dans la prochaine section.

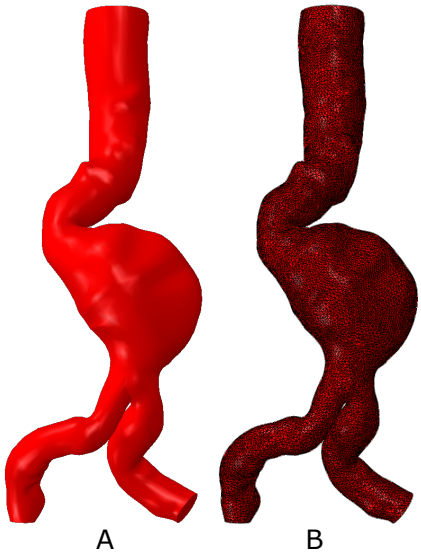


FIGURE 3.24 – Géométrie volumique générée à partir des B-splines décrivant la surface de la lumière artérielle (A), maillage en éléments coques (B).

3.3.4 Comportement mécanique des artères

La très large majorité des équipes de recherche travaillant sur le comportement mécanique des artères cherchent à modéliser et caractériser leurs propriétés hyperélastiques anisotropes grâce à des tests mécaniques [Vande Geest 06a, García-Herrera 12]. Cependant, pour pouvoir utiliser un modèle hyperélastique dans les simulations EF, ils faut prendre en compte l'environnement biomécanique du corps humain qui modifie le point de fonctionnement des artères, par exemple l'étirement axial [Avril 13], la précontrainte circonférentielle [Holzapfel 10, Labrosse 09] et la pression sanguine. Cela complexifie énormément les calculs EF car (i) cela implique souvent d'introduire une étape préliminaire pour trouver la géométrie sans pression [Gee 10, Riveros 13], (ii) d'y appliquer à nouveau la pression artérielle (ce qui pose problème pour choisir sur quelle surface appliquer la pression dans le cas où une EP est déployée), et (iii) les calculs sont ralentis par l'utilisation d'une loi hyperélastique plus complexe qu'une loi linéaire élastique (section 2.3). De plus, étant donnée la variabilité des propriétés mécaniques des artères selon les individus, le choix d'une loi de comportement hyperélastique aussi fine pourra être questionné tant que des données mécaniques individualisées ne pourront pas être obtenues par imagerie par exemple [Auricchio 15, Franquet 13, Reeps 13]. Pour toutes ces raisons, un comportement orthotrope linéaire élastique tangent sera implémenté dans la modélisation des artères. Ce choix est aussi conforté par les faibles déformations induites par le déploiement d'EP dans les simulations.

Les paramètres de la loi orthotrope linéaire élastique ont été obtenus par linéarisation d'une loi hyperélastique anisotrope au point de fonctionnement de l'artère dans son environnement biomécanique, sous pression artérielle et étirement axial. La méthodologie de linéarisation est la suivante. Une artère hyperélastique a été modélisée par EF et mises dans les conditions *in-vivo*. En se plaçant dans l'hypothèse de contraintes planes, son comportement élastique tangent dans le plan est défini par la relation entre incréments de déformation et de contrainte dans les directions axiale z et circonférentielle θ :

$$\begin{bmatrix} \delta\epsilon_{\theta\theta} \\ \delta\epsilon_{zz} \\ 2\delta\epsilon_{\theta z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_\theta} & -\frac{\nu_{\theta z}}{E_\theta} & 0 \\ -\frac{\nu_{z\theta}}{E_z} & \frac{1}{E_z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{\theta z}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta\sigma_{\theta\theta} \\ \delta\sigma_{zz} \\ \delta\sigma_{\theta z} \end{bmatrix} \tag{3.10}$$

Les quatre paramètres indépendants de ces relations ont alors été identifiés à partir de tests sur l'aorte hyperélastique *in-silico*. Ils seront ensuite implémentés dans les simulations EF de déploiement d'EP en tant que paramètres de la loi de comportement linéaire élastique orthotrope de la paroi artérielle.

La loi à deux familles de fibres proposée par Holzapfel-Gasser-Ogden a été utilisée pour représenter le comportement hyperélastique anisotrope des artères [Gasser 06]. Cette loi est déjà implémentée dans Abaqus. Les paramètres de cette loi ont été tirés des travaux de Haskett, où des valeurs moyennes ont été identifiées par tests bi-axiaux sur des échantillons sur plus de trente donneurs [Haskett 10]. Les valeurs ont été prises pour la population âgée de plus de 61 ans, qui représente le mieux la population sujette aux AAA et particulièrement les cas cliniques simulés dans les chapitres suivants, dans la région de l'aorte abdominale (Table 3.7). Les données étant manquantes dans le cas d'artères présentant un anévrisme, seules les propriétés de l'aorte saine seront considérées et appliquées dans la méthode de linéarisation qui servira à déterminer les propriété linéaires élastiques de l'ensemble de l'arbre artériel.

c_{10} (MPa)	k_1 (GPa)	k_2	κ	θ (°)	K (GPa)
100.9	4.07	165.55	0.16	48.4	75.5

TABLE 3.7 – Valeurs des paramètres de la loi hyperélastique Holzapfel-Gasser-Ogden à deux familles de fibres, pour les aortes abdominales saines d'une population âgée de plus de 61 ans, d'après [Haskett 10].

Une aorte idéalisée a été générée et placée dans les conditions biomécaniques *in vivo*. La géométrie de l'aorte (Figure 3.25A) est un tube de diamètre initial 20 mm, d'épaisseur 1.5 mm, dont les propriétés hyperélastiques sont citées ci-dessus, et maillé avec des éléments coques quadrilatères linéaires. Ce tube a été soumis à une élongation de 10 %, valeur trouvée dans la littérature

comme étant l'allongement de l'aorte dans le corps humain [Horný 14], et à une pression de 100 mmHg intermédiaire entre les pressions systoliques et diastoliques (Figure 3.25B). Une fois dans ces conditions *in-vivo*, l'aorte a été soumise à trois chargements différents (Figure 3.25C).

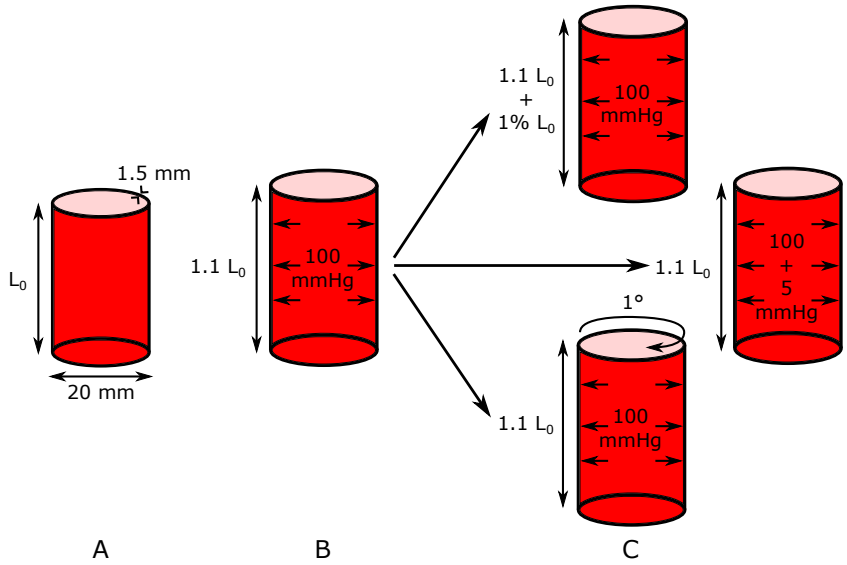


FIGURE 3.25 – Géométrie initiale de l'aorte idéalisée (A), mise en conditions *in-vivo* (B) et différents chargements appliqués (C).

Le premier test consiste à appliquer un incrément de déformation axiale $\delta\epsilon_{zz} = 0.1\%$ par pilotage en déplacement des nœuds aux extrémités de l'aorte. Le diamètre de l'aorte n'est pas contraint et peut varier librement, $\delta\sigma_{\theta\theta} = 0$. Dans ces conditions, d'après 3.10, on peut alors mesurer la contrainte $\delta\sigma_{zz}$ et calculer le module élastique axial tangent de l'aorte tel que :

$$E_z = \frac{\delta\sigma_{zz}}{\delta\epsilon_{zz}} \tag{3.11}$$

Le deuxième chargement est un incrément de pression de 5 mmHg, avec maintien de la longueur totale de l'aorte ($\delta\epsilon_{zz} = 0$) par fixation de ses extrémités. En prenant la deuxième ligne du système 3.10, par mesure des incréments de contrainte, on obtient :

$$\nu_{z\theta} = \frac{\delta\sigma_{zz}}{\delta\sigma_{\theta\theta}} \tag{3.12}$$

On peut alors déduire la valeur du module tangent circonférentiel de la mesure de $\delta\epsilon_{\theta\theta}$ lors du même test, grâce à la première ligne de 3.10 et à la relation qui lie les deux modules aux deux coefficients de Poisson :

$$\frac{\delta\sigma_{\theta\theta}}{E_\theta} = \delta\epsilon_{\theta\theta} + \frac{\nu_{\theta z}}{E_\theta}\delta\sigma_{zz}$$

$$\frac{\delta\sigma_{\theta\theta}}{E_\theta} = \delta\epsilon_{\theta\theta} + \frac{\nu_{z\theta}}{E_z}\delta\sigma_{zz}$$

$$E_\theta = \frac{\delta\sigma_{\theta\theta}}{\delta\epsilon_{\theta\theta} + \frac{\nu_{z\theta}}{E_z}\delta\sigma_{zz}} \tag{3.13}$$

Enfin, le module de cisaillement est obtenu en calculant le rapport entre $\delta\sigma_{\theta z}$ et $\delta\epsilon_{\theta z}$, lors d'un test de torsion consistant à imposer une rotation de 1° à une extrémité de l'aorte et conserver l'autre extrémité fixe. Les valeurs de tous les coefficients obtenus sont présentés Tableau 3.8. Ces résultats sont consistants avec les travaux ayant envisagé un modèle linéaire élastique orthotrope pour l'aorte [Thubrikar 01].

E_z (MPa)	E_θ (MPa)	$\nu_{z\theta}$	$\nu_{\theta z}$	$G_{\theta z}$ (MPa)
3.58	1.11	1.41	0.44	4.0

TABLE 3.8 – Valeurs des paramètres de la loi orthotrope linéaire élastique tangent, obtenues par linéarisation de la loi hyperélastique pour l'aorte abdominale en conditions physiologiques.

La même procédure de mise en conditions *in-vivo* et de tests a été menée sur une artère iliaque idéalisée par un cylindre de diamètre initial 10 mm, d'épaisseur 1.2 mm, pour obtenir les propriétés mécaniques linéarisées des artères iliaques à leur point de fonctionnement dans le corps humain. Les valeurs des paramètres obtenues par cette linéarisation sont fournies dans le Tableau 3.9. Elles sont du même ordre de grandeur que celles de l'aorte abdominale, à 12.5 % d'écart au maximum pour la torsion. Dans les conditions *in-vivo*, aorte et artères iliaques possèdent des raideurs tangentes similaires. Dans les simulations EF de déploiement d'EP, les propriétés linéarisées de l'aorte seront donc appliquées à toutes les parois artérielles, artères iliaques incluses. Seule l'épaisseur de la paroi variera entre aorte et artère iliaque.

E_z (MPa)	E_θ (MPa)	$\nu_{z\theta}$	$\nu_{\theta z}$	$G_{\theta z}$ (MPa)
3.50	1.05	1.42	0.42	3.50

TABLE 3.9 – Valeurs des paramètres de la loi orthotrope linéaire élastique tangente, obtenues par linéarisation de la loi hyperélastique pour les artères iliaques en conditions physiologiques.

L'application de la loi orthotrope dans le modèle EF nécessite de définir l'orientation du matériau dans la modélisation. Dans le cas d'une artère cylindrique droite, la définition des directions axiale et circonférentielle est immédiate par création d'un repère cylindrique selon l'axe de l'artère. Cependant, elle peut être très complexe dans le cas de géométries réelles, présentes dans nos simulations de déploiement personnalisé. L'orientation du matériau de la paroi artérielle ne sera donc pas définie sur la géométrie personnalisée des artères, mais plutôt sur la géométrie déformée par la méthode de morphing (section 2.2) qui sera présentée dans la section 3.4 dans le cas d'artères bifurquées. Dans cette configuration, un repère cylindrique peut être crée pour définir pour chaque artère les repères locaux du matériau (Figure 3.26A et B). Dans les simulations EF, la déformation de la forme tubulaire vers la géométrie initiale des artères va engendrer une réorientation des repères du matériau, dont la direction axiale sera parallèle à

la ligne centrale des artères et la direction circonférentielle orthogonale (Figure 3.26C et D). L'orientation du matériau est donc définie pour la loi orthotrope choisie, dans la géométrie réelle des artères à partir de laquelle les propriétés mécaniques des artères seront activées pour effectuer le calcul des déformations des artères induites par le déploiement des EPs. En l'absence de données physiologiques sur l'orientation précise des fibres sur toute la longueur de l'aorte et des artères iliaques, la méthode ainsi choisie donne des résultats réalistes.

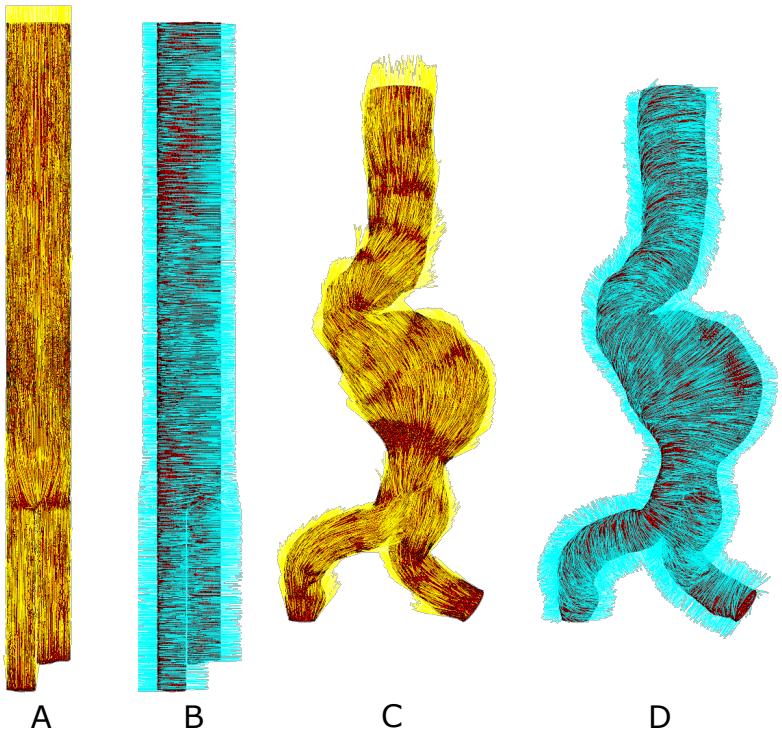


FIGURE 3.26 – Orientations du matériau axiale (A) et circonférentielle (B) dans la géométrie artérielle tubulaire générée par morphing, orientations du matériau axiale (C) et circonférentielle (D) obtenue après déformation de la géométrie tubulaire vers la géométrie initiale des artères.

3.4 Adaptation de la simulation par morphing aux cas personnalisés

3.4.1 Morphing de bifurcation d'artères

L'algorithme permettant de générer un maillage tubulaire à partir d'une artère quelconque par morphing (section 2.2) doit être adapté aux cas où une bifurcation artérielle est présente, dans la majorité des chirurgies endovasculaires sous-rénales qui seront simulées.

Les données nécessaires au morphing ont été présentées dans la section 3.3.2 : les points des lignes centrales et des B-splines, chacun affecté à l'artère à laquelle il appartient (aorte, iliaque gauche ou droite). Les paramètres de l'algorithme sont les suivants : rayons souhaités pour

l'aorte, l'iliaque gauche et l'iliaque droite, longueur de la bifurcation, espacement entre artères iliaques, nombre de positions intermédiaires. Ces paramètres, dépendant des dimensions des modules de l'EP qui seront déployés, servent à construire le squelette sur lequel seront projetés les points des lignes centrales (Figure 3.27A) et les cylindres sur lesquels seront projetés les nœuds du maillage. Pour cela, la méthode incrémentale par rotations présentée auparavant (section 2.2.2) sera appliquée à chaque artère. Le point commun à toutes les lignes centrales sera conservé fixe, et sera considéré comme le premier point de la ligne centrale de chaque artère. Les autres points des lignes centrales seront alors alignés sur les axes partant du point fixe de la bifurcation (Figure 3.27B).

Dans un deuxième temps, les B-splines seront à leur tour alignées sur les points redressés des lignes centrales, par application des rotations trouvées pour les points des lignes centrales. Leurs rayons seront ajustés au rayon souhaité selon l'artère à laquelle elles appartiennent, en fonction des paramètres rentrés dans l'algorithme de morphing (Figure 3.27C).

L'étape suivante consiste à calculer la position déformée des nœuds du maillage par l'algorithme de morphing du maillage. Comme dans le cas d'une artère seule, la position finale de tout nœud du maillage sera calculée par l'équation 2.6. La valeur de la matrice W, nécessaire à ce calcul, sera obtenue grâce à l'équation 2.6, en incluant toutes les B-splines indépendamment de leur artère d'appartenance. Le lissage du maillage est ensuite effectué comme dans le cas d'une artère seule. La projection cylindrique du maillage est obtenue en déterminant l'appartenance des nœuds à l'aorte, les artères iliaques ou la zone de bifurcation. Dans le cas de l'aorte et des artères iliaques, les nœuds sont projetés sur le cylindre d'axe et de rayon correspondant à l'artère. Au niveau de la bifurcation, les nœuds sont projetés sur l'union des deux cônes reliant respectivement l'iliaque gauche et l'iliaque droite à l'aorte (Figure 3.27D). Concernant

la génération de géométries intermédiaires, la méthode proposée précédemment (section 2.2.3), par division des angles de rotation des points des lignes centrales, a été conservée. En sortie l'algorithme de morphing fournit la position des nœuds dans la géométrie tubulaire, ainsi que les déplacements à imposer à chaque nœuds pour aller d'une configuration à la suivante, de la forme tubulaire à la géométrie pré-opératoire.

3.4.2 Simulation personnalisée de déploiement d'endoprothèses

Pour chaque cas clinique à simuler, les modules de l'EP choisis par le chirurgien pour le patient ont été modélisés et comprimés au diamètre souhaité, pour pouvoir les assembler et les insérer les uns dans les autres (section 3.2). La mise en données initiale de la simulation EF consiste alors à assembler les différents modules, en ajustant leurs positions axiales relatives. Dans le cadre des travaux qui seront présentés dans les Chapitres 4 et 5, les simulations ont été effectuées sur des chirurgies ayant déjà eu lieu et dont les scanners post-opératoires sont disponibles, afin de pouvoir valider la méthodologie de simulation. Le positionnement des modules a alors été effectué en relevant la longueur de chevauchement des modules sur les scanners post-opératoires

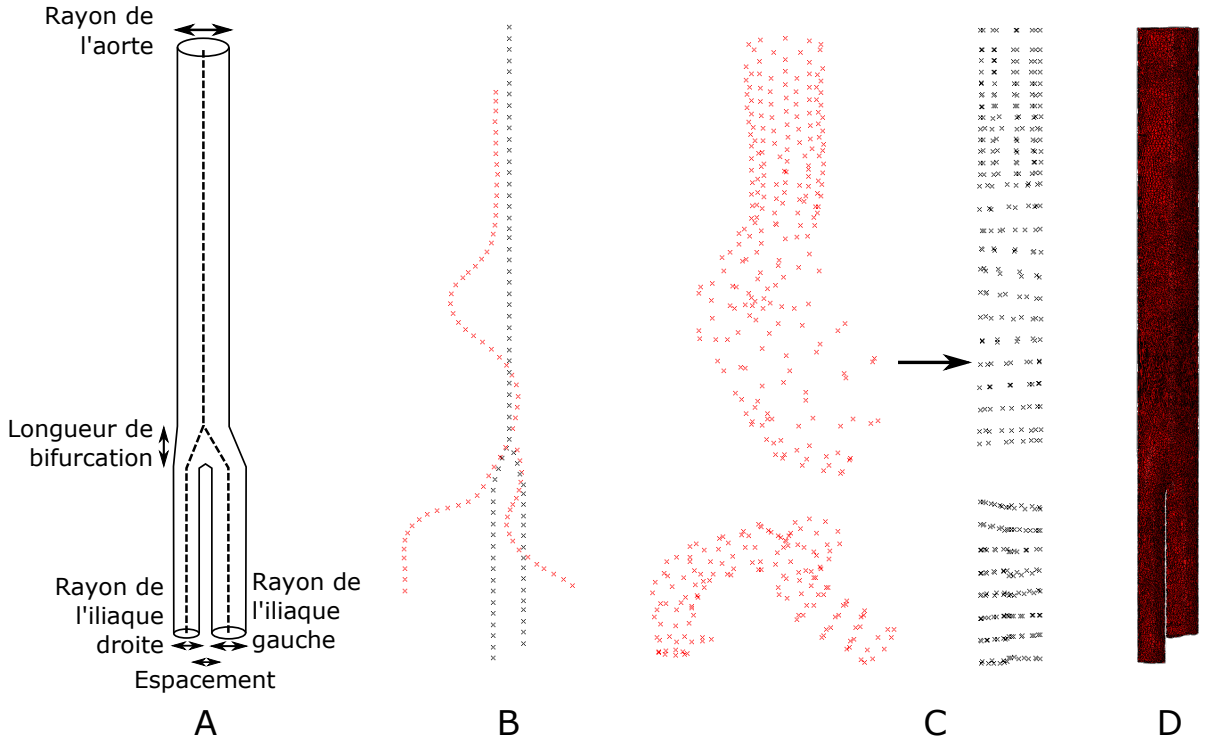


FIGURE 3.27 – Schéma et paramètres de la géométrie finale souhaitée après morphing (A),points des lignes centrales initiaux (rouge) et après alignement (noir) (B), points des B-splines initiales (rouge) et après alignement (noir) (C) et géométrie finale déformée du maillage des artères après l'algorithme de morphing (D).

et en le reproduisant dans les simulations, pour se placer au plus proche de l'acte chirurgical réel. Dans le cadre potentiel d'une utilisation clinique de la simulation, le positionnement des modules serait à la discrétion des praticiens hospitaliers. L'ensemble des modules est alors placé à l'intérieur de la géométrie tubulaire déformée des artères. De manière similaire au positionnement relatif des modules, la position de l'extrémité proximale du corps principal est déterminée grâce au scanner post-opératoire, et pourrait être choisie par les praticiens dans le cas d'un planning pré-opératoire réel. La configuration initiale des modules de l'EP dans la géométrie tubulaire déformée des artères est illustrée Figure 3.28A.

La première étape du calcul EF consiste à relâcher les modules de l'EP, corps principal excepté, afin d'établir le contact entre les différents modules au niveau des zones de chevauchement, et entre les modules et la paroi artérielle (Figure 3.28B). Le corps principal n'est pas relâché en raison de l'étape suivante, qui consiste à le faire pivoter autour de son axe longitudinal. Cette rotation est présente pour prendre en compte l'orientation du corps principal telle que mesurée sur le scanner post-opératoire. En effet, les corps principaux des EPs sont généralement déployé de face (leurs 2 moignons dans le plan de coupe frontal) mais des phénomènes de torsion lors de la montée de la gaine de l'EP peuvent engendrer des modifications dans l'orientation du corps principal. De plus, dans le cas particulier de l'EP Anaconda™, le chirurgien doit orienter le corps principal de façon à aligner les creux de selle du stent proximal avec les ostia des artères

rénales. Une fois convenablement orienté, le corps principal est relâché et mis en contact avec l'artère (Figure 3.28C).

Consécutivement, des forces d'étirement verticales sont appliquées à l'extrémité distale des deux modules distaux dans les deux artères iliaques (Figure 3.28D). Ces forces représentent la tension subie par les modules de l'EP lors du retrait par le chirurgien de la gaine dans laquelle elles étaient comprimées. Elles seront réorientées tout au long de la simulation EF pour rester parallèle à la ligne centrale des artères et seront désactivées une fois les modules largués dans la géométrie pré-opératoire des artères, pour signifier que le retrait des gaines est achevé. La valeur de ces forces a été déterminée de manière empirique, de manière à ce qu'elle soit suffisante pour tendre le textile des EPs. Elle varie suivant le fabricant de l'EP, de 10N pour l'EP Anaconda™ (souple) à 15 N pour l'EP Endurant® (plus rigide).

Comme dans le cas d'une artère seule, les *n+1* étapes suivantes consistent à déformer la géométrie tubulaire vers la géométrie pré-opératoire des artères du patient en passant par les n configurations intermédiaires, en imposant à chaque nœud les déplacements calculés lors de l'algorithme de morphing. L'EP est alors déformée par contact avec l'artère et sera déployée dans la géométrie artérielle pré-opératoire à la fin de ces calculs (Figure 3.28E). Il est à noter que les propriétés mécaniques de la paroi artérielle sont désactivées lors de ces étapes. Une fois revenue dans sa géométrie pré-opératoire, les contraintes et déformations dans la paroi artérielle sont nulles, seule l'orientation du matériau a évolué, comme illustré précédemment dans la Figure 3.26.

Finalement, l'équilibre mécanique entre l'EP et les artères est calculé lors de la dernière étape de la simulation EF. Les propriétés mécaniques de la paroi artérielle sont réactivées pour pouvoir calculer les déformations engendrées par le déploiement de l'EP. Toutes les conditions en déplacement sur les nœuds des artères sont désactivées, mis à part des conditions de déplacement nul imposées à l'extrémité de l'aorte, de l'iliaque gauche et de l'iliaque droite. Les forces d'étirement de l'EP sont elles aussi relâchées. Le temps de simulation imposé à cette étape a été déterminé de manière à passer la période d'oscillation du système due à l'emploi du solveur explicite et à atteindre l'équilibre mécanique, en utilisant de l'amortissement proportionnel à la masse sur les artères. Le résultat final de la simulation EF du déploiement de l'EP est représenté Figure 3.28F.

3.5 Méthodologie de validation de la simulation

La méthodologie de déploiement d'EP dans des AAAs personnalisés, dont le développement a été exposé dans les parties précédentes, a été évaluée sur des cas cliniques réels dont les scanners post-opératoires étaient disponibles. Ces scanners vont servir à valider la méthodologie, en comparant la position des stents à la fin des simulations à leur position suite à la chirurgie réelle. La méthodologie de validation des simulations qui a été utilisée est présentée dans cette section.

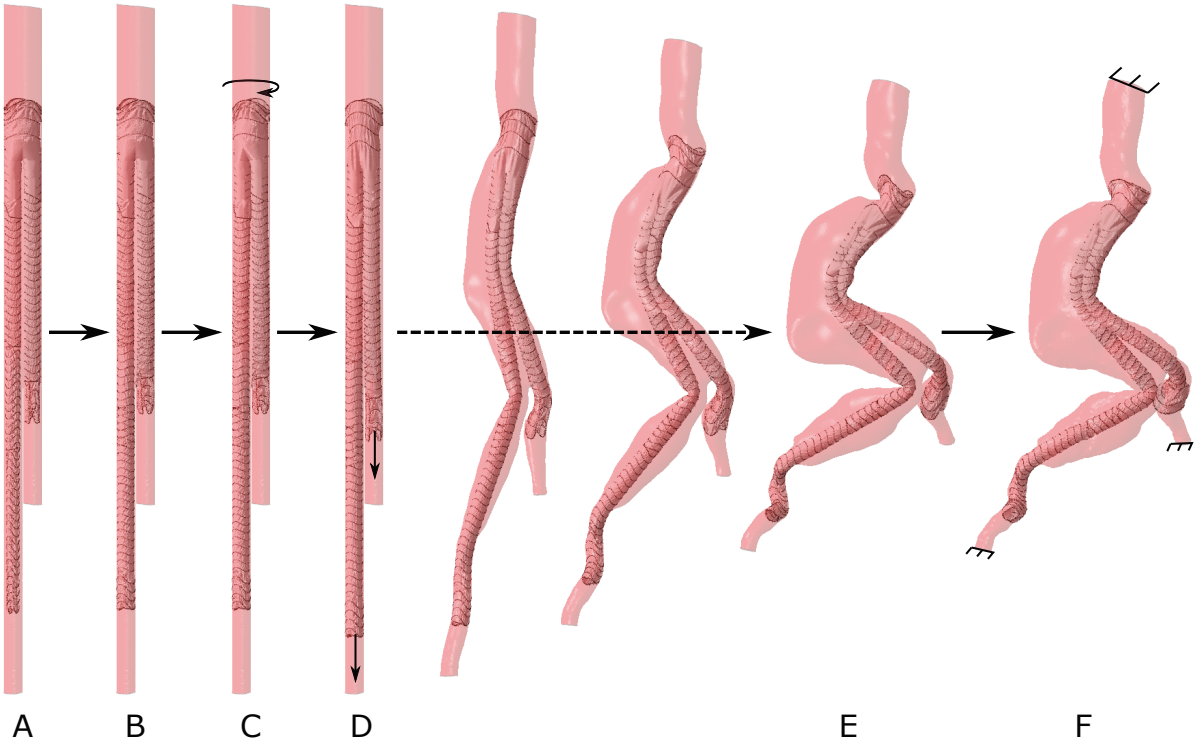


FIGURE 3.28 – Méthodologie de simulation EF du déploiement d'EP : positionnement des modules de l'EP dans la géométrie artérielle tubulaire (A), relâchement des jambages iliaques (B), rotation du corps principal (C), étirement des modules de l'EP (D), transformations (calculées préalablement par l'algorithme de morphing) de la géométrie tubulaire *via* les géométries intermédiaires jusqu'à obtention du déploiement de l'EP dans la géométrie artérielle pré-opératoire (E), équilibre mécanique entre EP et paroi artérielle (F).

3.5.1 Recalage des scanners pré-opératoire et post-opératoire

La simulation EF de déploiement de l'EP se déroule dans le repère du scanner pré-opératoire, les données concernant la paroi artérielle provenant de cette source. Le repère du scanner postopératoire est différent étant donné que la mise en position du patient pour l'examen est variable. Afin de pouvoir comparer les résultats de simulation avec le scanner post-opératoire, il est donc nécessaire dans un premier temps de recaler scanners pré-opératoire et post-opératoire dans le même repère.

Le patient ayant subi la chirurgie entre les deux scanners, la morphologie des tissus mous de l'abdomen a pu changer entre temps et ne peuvent pas servir de donnée pour le recalage. Celui-ci sera donc effectué à partir des structures osseuses, malgré le fait que les angles entre les os puissent légèrement varier entre les deux scanners en raison de la variabilité de la mise en position allongée du patient. Dix points ont été choisis sur les arêtes des vertèbres et de l'os iliaque, et repérés sur les deux scanners respectivement. L'algorithme *Iterative Closest Point (ICP)*, implémenté comme fonction Matlab, a alors été utilisé pour faire le recalage rigide des deux ensembles de dix points (Figure 3.29A). Cet algorithme itératif consiste à associer les

points d'un ensemble à leurs plus proches voisins de l'autre ensemble, estimer grâce à une fonction coût la transformation permettant de rapprocher au mieux les points à leurs plus proches voisins, à transformer en conséquence les points, et à réitérer ce processus jusqu'à ce que les points soient suffisamment proches dans les deux ensembles selon le critère d'arrêt choisi. En sortie, l'algorithme fournit la transformation permettant de recaler rigidement le scanner post-opératoire sur le scanner pré-opératoire.

En moyenne sur tous les cas cliniques traités, la différence de position entre les points repères des scanners post-opératoires recalés et ceux des scanners pré-opératoires vaut 1.8 ± 1.0 mm. Cette erreur est due à l'incertitude présente lors du placement des points repères sur les scanners, qui peuvent être mal placés à un ou deux voxels près. Cette erreur est incluse dans la suite de la méthodologie de validation et dans le calcul des erreurs en position des stents (section 3.5.3) ; elle doit donc être gardée en mémoire lors de l'analyse des résultats. La Figure 3.29B illustre néanmoins la bonne concordance des parois artérielles entre le scanner pré-opératoire et le post-opératoire recalé. En dehors de la zone anévrismale où l'EP a modifié la géométrie de la lumière artérielle, on peut noter la superposition des deux parois artérielles à l'extrémité proximale de l'aorte et aux extrémités distales des artères iliaques.

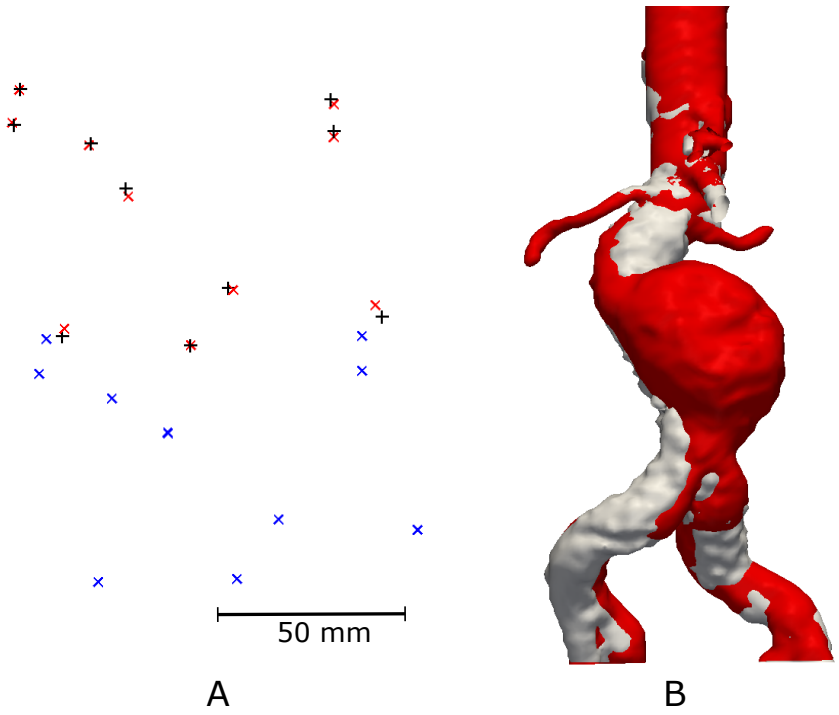


FIGURE 3.29 – Vue axiale des points repères du scanner post-opératoire (bleu), du scanner pré-opératoire (noir) et du scanner post-opératoire recalé par l'algorithme ICP (rouge) (A), parois artérielles du scanner pré-opératoire (rouge) et du scanner post-opératoire recalé (gris) (B).

3.5.2 Segmentation des stents

Le textile de l'EP larguée chez le patient n'est pas visible sur le scanner post-opératoire, seuls peuvent être distingués les stents. L'étape suivante consiste à segmenter les stents sur le scanner post-opératoire par un seuillage en intensité de gris. L'image binaire ainsi obtenue contient les stents, mais aussi les calcifications présentes sur les artères, les marqueurs radio-opaques placés sur le textile de l'EP et les artefacts générés par la réflexion des rayons X sur les stents (Figure 3.30A). Cela rend difficile voire parfois impossible la détection par des outils automatiques des axes neutres des stents.

Dans le cas des simulations sur l'EP Endurant® qui ont été les premières développées, la distinction de chaque stent a été effectuée de manière manuelle en sélectionnant manuellement pour chaque stent les points de sa ligne centrale (Figure 3.30B). Ces points ont été déterminés comme le centre des pixels représentant le stent, dans chaque coupe horizontale de l'image 3D binaire des stents. Dans le cas des simulations sur l'EP Anaconda™, une technique plus automatisée a pu être employée, grâce à l'emploi de la fonction de squelettisation du module BoneJ (ImageJ). Les axes neutres des stents ont été générés grâce à cet algorithme puis ont été séparés manuellement pour distinguer les différents stents. Dans les deux cas, les structures ne représentant pas des stents ont été supprimées manuellement. De plus, en raison de la grande complexité de la segmentation de stents se chevauchant, les stents dans les zones de recouvrement des jambages n'ont pas pu être segmentés et seront ignorés lors de la validation des simulations de cas cliniques. Des travaux sont en cours pour automatiser l'ensemble du processus grâce à des algorithmes de traitement d'images à reconnaissance de forme. Cela pourrait permettre de segmenter les stents dans les zones de chevauchement de modules d'EP.

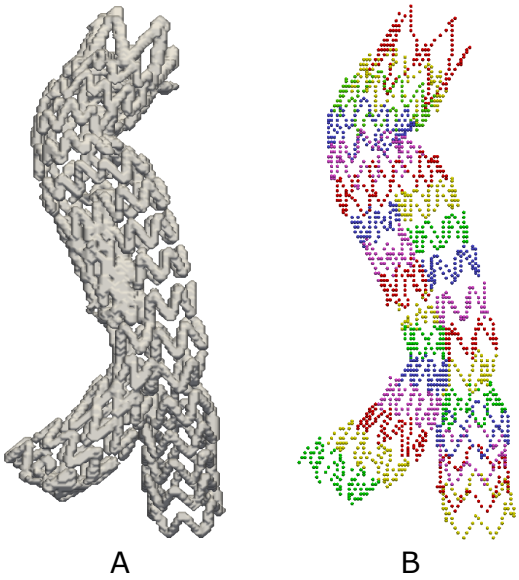


FIGURE 3.30 – Segmentation par seuillage des stents sur le scanner post-opératoire (A), points des lignes centrales des différents stents après squelettisation et différentiation des stents (B).

3.5.3 Méthodes de calcul d'erreurs de position

La méthodologie employée pour mesurer les erreurs de position des stents commises dans la simulation par rapport au scanner post-opératoire a évolué lors des simulations de déploiement de l'EP Anaconda™. En effet, la précédente méthodologie pour l'EP Endurant® n'était pas adaptée au cas des stents en forme de selle de l'EP Anaconda™. Les deux différentes méthodologies seront présentées séparément dans les paragraphes suivants.

3.5.3.1 Méthode de calcul d'erreurs de position pour l'EP Endurant®

Dans le cas des stents de l'EP Endurant®, le calcul de l'erreur en position des stents repose sur la géométrie des stents de cette EP, qui peuvent être assimilés à des cylindres. A partir des points des stents du scanner post-opératoire, un cylindre a été généré pour chaque stent par minimisation de la somme des carrés des distances des points du stent à la surface du cylindre (Figure 3.31A). De même, un cylindre a été généré pour chaque stent de la simulation, à partir de la position finale des nœuds du stent.

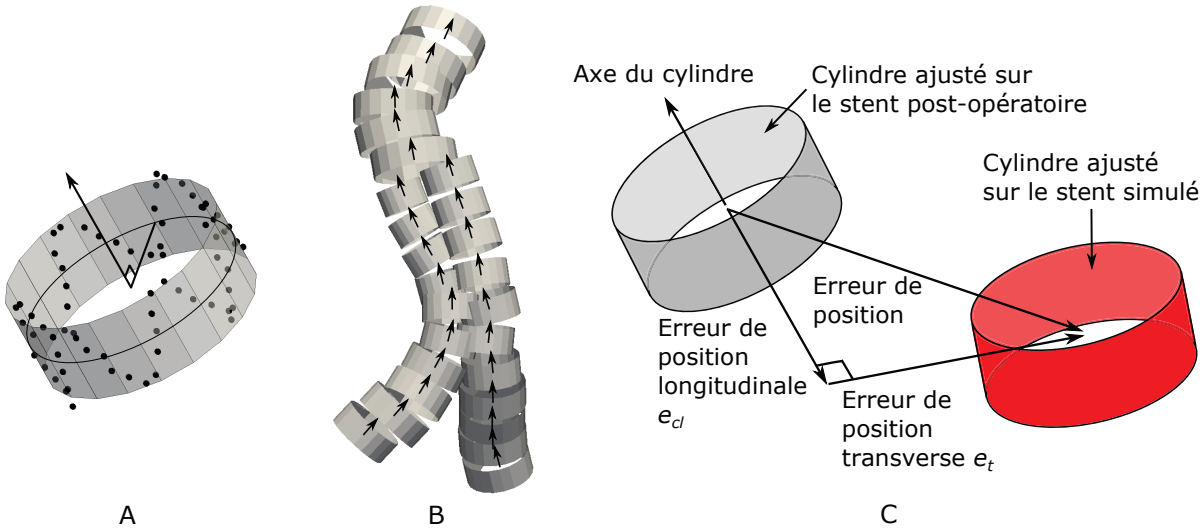


FIGURE 3.31 – Génération d'un cylindre ajusté à un stent grâce aux points de sa ligne centrale (A), cylindres ajustés sur les stents d'une EP provenant d'un scanner post-opératoire et leurs axes formant la ligne centrale de l'EP (B), erreurs de position longitudinale e_{cl} et transverse e_t calculées par différence de position des centres des cylindres des stents simulés et réels (C).

Les centres et les diamètres respectifs de tous les cylindres ont ensuite été calculés. L'erreur de position de chaque stent simulé a été calculée comme la distance entre le centre du cylindre recalé sur le stent simulé et celui recalé sur le stent segmenté depuis le scanner post-opératoire. La ligne centrale de l'EP a été estimée comme la succession des axes des cylindres calculés pour les stents du scanner post-opératoire (Figure 3.31B). L'erreur de position des stents a alors été décomposée en deux erreurs normales : une erreur de position longitudinale le long de la ligne centrale de l'EP e_{cl} et une erreur de position transverse orthogonale à la première e_t

(Figure 3.31C). Cette décomposition a été effectuée car l'exactitude du positionnement de l'EP le long de la ligne centrale des artères est importante aux yeux des chirurgiens, notamment lors du choix de la longueur des modules de l'EP qui sera posée pour éviter de ne pas couvrir complètement l'anévrisme ou de couvrir des artères collatérales. Une valeur positive de e_{cl} signifie que le stent simulé a une position trop proximale par rapport à sa position sur le scanner post-opératoire.

Une troisième erreur, celle en diamètre e_D, a finalement été calculée pour chaque stent par différence des diamètres des cylindres ajustés sur le stent sur le scanner post-opératoire et dans la simulation. Cette erreur a été adimensionnée pour chaque stent par son diamètre sur le scanner post-opératoire, en raison de la variabilité de diamètre des stents qui peuvent être utilisés lors de la même opération chirurgicale. Elle peut ne pas être représentative de l'erreur réelle dans le cas de stents dont la forme n'est plus cylindrique une fois déployée. Pour ces stents fortement déformés, elle sera donc ignorée.

3.5.3.2 Méthode de calcul d'erreurs de position pour l'EP Anaconda™

La forme de selle des stents de l'EP rend impossible l'ajustement de cylindres sur les stents car des cylindres d'axe orthogonal à l'axe du stent peuvent très bien s'adapter au stent. La nouvelle méthode de calcul d'erreur de position est plus générique et indépendante de la forme du stent.

La première étape consiste à trouver l'axe des stents réels et simulés, de manière à pouvoir décomposer les erreurs de position en erreurs de position longitudinale e_{cl} et transverse e_t et calculer les erreurs en diamètre. Dans le cas de l'EP Anaconda™, ces axes ont été déterminés par analyse en composantes principales (fonction *princomp* sous Matlab) de l'ensemble des points formant la ligne centrale d'un stent. En raison de la forme presque circulaire des stents, la composante ayant le plus faible poids correspond à l'axe du stent (Figure 3.32A). Dans la seconde étape, l'algorithme *ICP* est utilisé pour calculer la transformation de corps rigide à appliquer à chaque stent de l'EP pour recaler sa position dans la simulation sur sa position dans le scanner post-opératoire. La transformation trouvée est ensuite scindée en une rotation du stent autour de son barycentre et une translation. L'erreur en position du stent simulé est alors égale à la translation obtenue lors du recalage. Finalement, elle peut être décomposée en erreurs de position longitudinale e_{cl} et transverse e_t par projection sur l'axe du stent provenant du scanner post-opératoire (Figure 3.32B). Parallèlement, les diamètres des stents sont estimés en calculant la distance moyenne des points du stent à son axe. L'erreur en diamètre e_D pour chaque stent est calculée par différence des diamètres du stent dans le scanner post-opératoire et la simulation, puis normalisation par le diamètre du stent dans le scanner post-opératoire, de manière identique à la méthode présentée dans la section précédente.

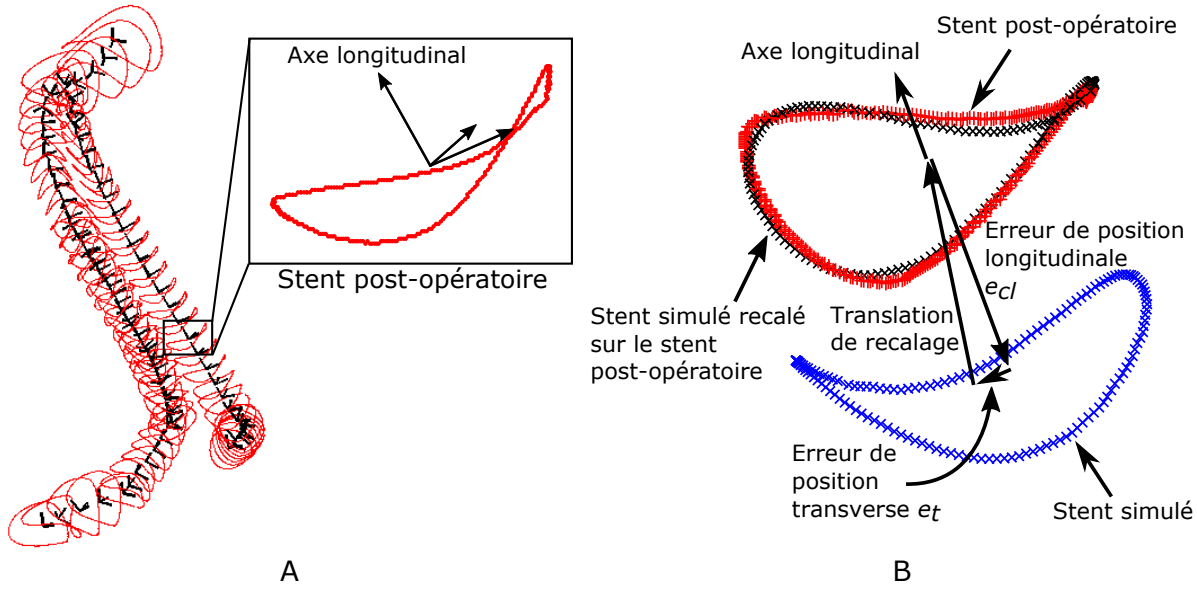


FIGURE 3.32 – Directions principales de l'ensemble des points d'un stent obtenues par analyse en composantes principales (A), calcul des erreurs en position par recalage rigide (noir) de chaque stent simulé (bleu) sur sa position dans le scanner postopératoire (rouge) (B).

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, une méthodologie a été présentée permettant de déployer des EPs commercialisées dans des AAAs sous-rénaux personnalisés. Par rapport aux simulations du Chapitre 2, cette méthodologie constitue une avancée supplémentaire vers une application clinique de la simulation du déploiement d'EPs, avec comme objectif de fournir des informations supplémentaires aux praticiens lors du planning pré-opératoire de l'opération pour optimiser le choix d'EP et le geste interventionnel.

Dans un premier temps, des EPs bifurquées multi-composants commercialisées par deux fabricants ont été modélisées. Dans le cas de l'EP Endurant®, les données géométriques de l'EP et mécaniques du Nitinol ont été fournies par le fabricant Medtronic. Les stents et textiles des modules de l'EP ont alors été modélisés par éléments finis, puis les modules ont été assemblés. Dans le cas de l'EP Anaconda™, des échantillons de modules d'EP ont été fournis par le fabricant Vascutek. Ils ont été soumis à plusieurs tests (tomographie, tests de traction) pour en déterminer les caractéristiques géométriques et mécaniques. Les modules de l'Anaconda ont ainsi pu être modélisés par EF et assemblés. Dans un second temps, une méthode a été développée pour modéliser des AAAs provenant de scanners pré-opératoires, par l'utilisation de logiciels de traitement d'images (Endosize) notamment. Des propriétés élastiques linéarisées ont été déterminées pour reproduire dans la modélisation de la paroi artérielle son comportement dans les conditions physiologiques *in-vivo*.

Une fois effectuée la modélisation d'EPs commercialisées et d'AAAs personnalisés, une simula-

tion EF basée sur une technique de morphing a été proposée pour obtenir le déploiement d'EPs *in silico*. L'EP choisie pour le patient est initialement positionnée dans une géométrie tubulaire générée à partir du maillage de la paroi artérielle pré-opératoire. La géométrie tubulaire est alors déformée jusqu'à revenir à la géométrie artérielle pré-opératoire, entrainant simultanément la déformation de l'EP par contact et son largage dans l'AAA. Les déformations des artères par l'EP sont finalement calculées par l'équilibre mécanique entre EP et paroi artérielle, lors de la dernière étape de simulation EF.

La méthodologie présentée doit finalement être éprouvée sur des cas cliniques de chirurgie endovasculaire d'anévrismes sous-rénaux afin de démontrer sa validité. Les simulations de cas cliniques personnalisés seront le sujet des deux prochains chapitres. Le Chapitre 4 concernera les simulations de déploiement de l'EP Endurant® dans trois cas cliniques, le Chapitre 5 les simulations de déploiement de l'EP Anaconda™ dans deux géométries personnalisées d'AAAs. Les résultats des simulations seront alors confrontés aux résultats réels de la chirurgie. La comparaison de la position des stents dans les simulations et les scanners post-opératoires et le calcul d'erreurs de position des stents, selon les méthodes exposées à la fin de ce chapitre, serviront à valider et déterminer la précision de la méthodologie de simulation de déploiement d'EPs dans des AAAs personnalisés.

Chapitre 4

Application de la simulation sur des cas cliniques avec endoprothèses Medtronic

Ce chapitre contient les premières simulations de déploiement d'EPs effectuées dans des géométries d'AAA personnalisées. La méthodologie de simulation choisie, consistant à modéliser les modules de l'EP, modéliser la paroi artérielle *via* le scanner pré-opératoire et déformer les artères par un algorithme de morphing, est présentée en détails dans le Chapitre 3. Les simulations de trois cas cliniques, dans lesquels des EPs Endurant® (Medtronic) ont été larguées, seront présentées et analysées. Les scanners post-opératoires des patients serviront à quantifier l'exactitude des résultats de simulation et à valider la méthodologie utilisée. Ce chapitre ayant fait l'objet d'une publication en 2015 dans le journal "Journal of Biomechanics", il sera constitué de l'article en anglais [Perrin 15a], accompagné d'une introduction et d'une synthèse en français.

Sommaire

4.1 Préambule **88**

4.2 Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment : Validation on three clinical cases **88**

4.2.1 Introduction 88

4.2.2 Methods 89

4.2.3 Model validation methodology 95

4.2.4 Results 96

4.2.5 Discussion 100

4.2.6 Limitations 101

4.2.7 Conclusion 102

4.3 Synthèse **102**

4.1 Préambule

Une méthodologie, reposant sur une technique de déformation de maillage et permettant de déployer des EPs dans des AAAs individualisés, a été détaillée dans le chapitre précédent. Elle consiste à générer une géométrie tubulaire entourant l'assemblage des modules de l'EP posés chez le patient, grâce à un algorithme de morphing et au scanner pré-opératoire du patient, puis à déformer la géométrie tubulaire jusqu'à ce qu'elle reprenne la géométrie artérielle pré-opératoire. L'EP est ainsi déformée par contact et finalement déployée dans la géométrie artérielle pré-opératoire. L'équilibre mécanique entre EP et AAA est ensuite calculé pour obtenir les déformations des artères induites par l'EP. Cette technique, bien que ne modélisant pas toutes les étapes de la procédure chirurgicale réelle, présente des avantages non négligeables en terme d'automatisation, grâce au morphing qui permet de s'affranchir des particularités géométriques de chaque patient, et en terme de complexité de simulation en évitant de devoir monter les modules un par un dans les artères et de les larguer ensuite. En revanche, les simplifications du geste chirurgical et les hypothèses que nous avons dû poser pour réduire la complexité du calcul doivent être vérifiées. Ce sera le cadre de ce chapitre.

L'objectif à long terme de ces simulations est de proposer des informations supplémentaires aux praticiens hospitaliers lors du planning pré-opératoire de la chirurgie, par exemple la géométrie déployée de l'EP dans l'AAA du patient pour valider le choix des modules de l'EP. Nous avons donc choisi de valider la méthodologie de simulation sur trois cas cliniques réels, en comparant la géométrie déployée de l'EP obtenue par simulation et celle de la chirurgie réelle qui peut être extraite du scanner post-opératoire. Les scanners préopératoires de trois patients ont été fournis par deux hôpitaux et traités avec la méthode exposée dans le Chapitre 3 pour générer des maillages personnalisées de leur paroi artérielle. Les modules des EPs déployées chez ces patients ont ensuite été modélisés. Seules des modules de l'EP Endurant®, les premières à avoir été numérisées, sont présentes dans ce chapitre ; des cas cliniques avec EP Anaconda™ (Vascutek), dont la modélisation est plus complexe, seront simulés dans le Chapitre 5. La méthodologie de simulation utilisant une technique de morphing a alors été appliquée dans les trois cas. La position déployée des stents a été extraite de la simulation et du scanner post-opératoire des trois patients. Les erreurs de position ont été calculées stent par stent pour quantifier l'exactitude de la simulation comparée à la chirurgie et valider les hypothèses posées.

4.2 Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment : Validation on three clinical cases

4.2.1 Introduction

Rupture of abdominal aortic aneurysm (AAA) is the primary cause of death of over 10,000 people in the United States each year [Kochanek 11]. Prevention of AAA rupture is achieved either by open surgery or endovascular repair (EVAR). EVAR is associated with reduced post-operative mortality and morbidity compared to conventional surgery. However, the incidence

of aneurysm related secondary procedures remains higher following EVAR than after open repair [Greenhalgh 10].

Endoleaks and stent-graft (SG) limb thrombosis are among the most frequent causes of secondary interventions following EVAR. Endoleaks may be associated with incomplete SG apposition on the arterial wall [Albertini 01, Albertini 05]. Graft kinking has been proved to favor stenosis and thrombosis [Carroccio 02, Cochennec 07]. Highly tortuous and stiff calcified arteries are commonly associated to difficult outcomes [Albertini 06, Sternbergh 02].Therefore, mechanical behaviors of both SG and arterial wall appear to play an important role in the pathophysiology of these complications. Within this context, finite-element analysis (FEA) could help predicting SG positioning inside patient-specific AAA, thus enabling surgeons to anticipate complications. Several teams have started to investigate this promising research field. Some of them focused on EVAR long term outcomes through fluid dynamics [Figueroa 10, Georgakarakos 14, Howell 07] and fluid-structure interactions to estimate the blood mechanical action onto SGs [Layman 10, Li 06a, Molony 10, Prasad 13]. Despite their major interest, these studies present the following limitations : (i) they do not take into account SG deployment and (ii) most of them use oversimplified SG models, with a single equivalent homogenous mechanical behavior. Other groups investigated stent mechanics and their deployment in arteries [Auricchio 11,Holzapfel 05,Mortier 10]. Following these pioneering studies, a number of researchers [De Bock 13, Kleinstreuer 08] have used FEA to model stent-graft structures, with both stents and graft mechanical behaviors. Our group recently achieved similar simulations [Demanget 13, Demanget 12b] on several marketed SG limbs, which were validated against in-vitro bending tests [Demanget 12c]. A step further has consisted in simulating SG deployment in aneurysm models. We developed simulations of SG deployment in idealized iliac aneurysm models [Perrin 15a]. [De Bock 12b] performed a SG deployment inside a silicone model and compared simulated and in-vitro SG positions. [Auricchio 13] simulated the deployment of a custom-made tube aortic SG inside the corresponding patient-specific aneurysm model. Each of the above mentioned studies had limitations. The first one did not model patient-specific aneurysms and the second did not validate the simulation against in-vivo data. The third study simulated a tubular custom-made SG, much simpler than the bifurcated manufactured SGs usually used to treat AAAs.

The objective of the present study was to develop a FE methodology to simulate the deployment of marketed bifurcated SGs in patient-specific aneurysm models. In order to reduce computational costs, an original morphing technique was developed to simulate SG deployment.

4.2.2 Methods

4.2.2.1 Clinical summary

Three patients were included in this study after informed consent and approval from the Institutional Review Board. Patients, SGs and aorto-iliac characteristics are reported in Table 4.1.

The devices were marketed by Medtronic (Santa Rosa, CA, USA) except for one right limb in clinical case #2 made by Cook Medical (Bloomington, Indiana, USA). Pre-operative and one-month post-operative computed tomography angiography (CTA) scans were available for all patients.

Clinical case	Case #1	Case #2	Case #3
Sex	Male	Male	Male
Age (y)	70	58	78
Stent-graft :			
Main body	ENBF-28-13-C-145-EE	ENBF-28-13-C-145-EE	ENBF-28-20-C-170-EE
Right limb	ENLW-16-20-C-95-EE	ZSLE-13-56-ZT	ENLW-16-24-C-95-EE
Left limb	ENLW-16-28-C-80-EE	ENLM-16-13-C-95-EE	None
Left Extension	None	ENEW-13-13-C-80-EE	None
Aorto-iliac anatomy and SG deployment features	Left and right iliac aneurysms	Main body rotated by 75° around the longitudinal axis	60° angulated AAA neck
Aneurysm sac thrombus :	Yes	Yes	No
Length (mm)	60	100	-
Maximum thickness (mm)	20	20	-

TABLE 4.1 – Clinical summary of the three EVAR procedures.

4.2.2.2 Vessel geometries and constitutive modeling

Surgery oriented Endosize® software (Therenva, France) was used to extract aortic and iliac vessel centerlines and vascular lumen contours from pre-operative scans [Kaladji 13]. Centerlines of the arteries were constituted of a set of points, spaced by 5 mm to obtain a smooth centerline interpolation, onto which were centered B-splines describing the vascular lumen contour. Each B-spline had 10 control points on the lumen surface, in each plane orthogonal to the centerline. The continuous geometry of lumen surface was generated by surface interpolation driven by the B-splines in ANSYS DesignModeler software (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA). The arterial lumen surface was then meshed with 3-node linear shell elements (1.5 mm mean edge length) with 1.5 mm and 1.0 mm thicknesses for aortic and iliac surfaces, respectively. 3D pre-operative scans (A) and corresponding triangular meshes (B) are shown in Figure 4.1.

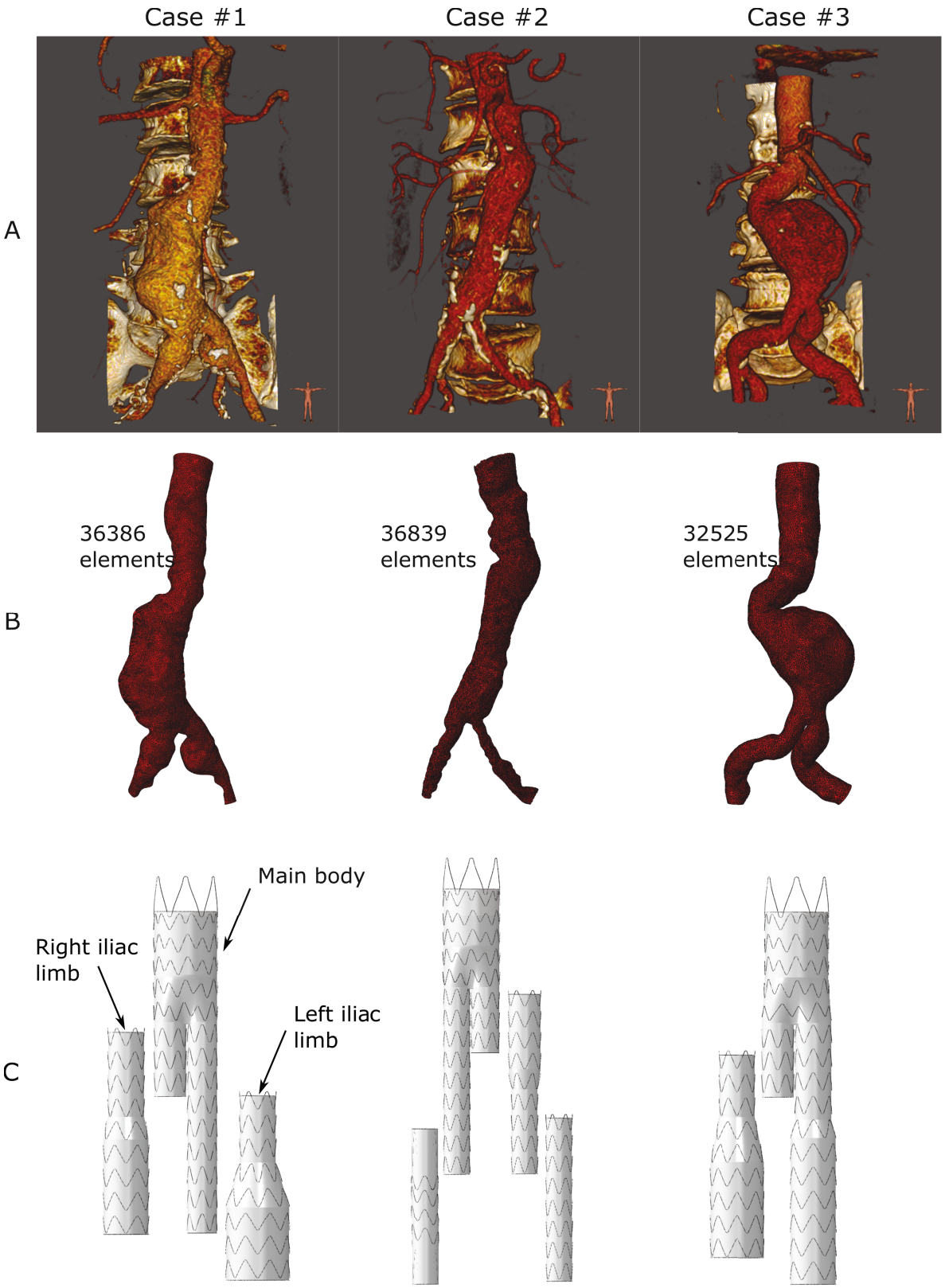


FIGURE 4.1 – Pre-operative scans(A), corresponding arterial wall meshes(B) and pre-stressed models of the various SG components used during EVAR(C) for the three clinical cases.

Assuming that SG deployment induced small strains within the arterial wall, the latter was modeled as an orthotropic linear elastic material. In-plane mechanical parameters were computed by linearizing, throughout the physiological range of pressures, Holzapfel-Gasser-Ogden anisotropic hyperelastic model [Gasser 06], with parameter values obtained for above 61 year-old patient abdominal aortas by [Haskett 10]. For that purpose, a hyperelastic pipe (20 mm diameter, 1.5 mm thickness, 100 mm length) was subjected to in-vivo loading conditions (100 mmHg internal pressure and 10% longitudinal stretch [Horný 14]). Then, the tangent stiffness matrix around these in-vivo conditions was derived by subjecting the pipe to different loading increments : pressure (5 mmHg), twist (2°) or longitudinal displacements (0.2 mm). The longitudinal, circumferential and shear elastic moduli, along with the Poisson ratio were obtained from the results of these simulations. The same value as in-plane shear modulus was chosen for the transverse shear moduli. The parameters of the hyperelastic model and the linearized elastic moduli are reported in Table 4.2.

Parameters and values of hyperelastic Holzapfel-Gasser-Ogden model :		
c_{10} (MPa)	Stress-like material parameter	100.9
k_1 (GPa)	Stress-like material parameter	4.07
k_2	Dimensionless parameter	165.55
κ	Level of dispersion parameter	0.16
θ	Fiber orientation angle	48.4
K (GPa)	Bulk modulus	75.5
In-plane parameters and values of linearized orthotropic linear elastic model :		
E_z (MPa)	Elastic modulus along vessel centerline	3.58
E_θ (MPa)	Elastic modulus along vessel circumferential direction	1.11
$\nu_{\theta z}$	Arterial wall in-plane minor Poisson ratio	0.44
$G_{z\theta}$	Arterial wall in-plane shear modulus	4.0

TABLE 4.2 – Parameters of the hyperelastic Holzapfel-Gasser-Ogden model used for linearization and in-plane parameters of linearized orthotropic model.

4.2.2.3 Stent-graft modeling

Digitized geometries of SG main bodies and limbs were provided by the manufacturer, except the Cook Medical limb whose model had been validated in [Demanget 12c], the dimensions of which were scaled to the current clinical case. Stents were meshed with linear beam elements (0.075 mm mean length). The superelastic behavior of Nitinol stents was modeled with Auricchio's model [Auricchio 97] and implemented in a subroutine included in FEA software Abaqus (Simulia, Dassault Systems, Providence, RI, USA). The constitutive parameters of Nitinol, in

the range of literature values, were provided by the manufacturer. Grafts were meshed with linear 4-node shell elements (0.4 mm mean edge length). Polyester fabric was modeled as an orthotropic elastic material. In-plane and bending stiffness characterized in a previous study of our group [Demanget 12b] were used.

During SG manufacturing process, expanded stents diameters are oversized compared to graft diameters. For Medtronic components, a preliminary FEA was performed to tie the oversized stents to the graft. For the Cook limb, Z-stents were not oversized and modeled according to [Demanget 12c]. The resulting pre-stressed SG models are depicted in Figure 4.1C.

4.2.2.4 Simulation methodology

A major challenge of simulating SG deployment in patient-specific models of aneurysm is to find appropriate boundary conditions for SG introduction. Our methodology, although different from the actual surgical procedure, has the potential to be used for any SG model and any aneurysm model. Also, it avoids simulating the full crimping and progressive deployment of the SG which are time expensive and may lead to numerical instabilities. A detailed description of the four steps of our simulation, which are described hereafter, is provided in Chapter 3.

The main body, the iliac limbs and extensions were first compressed radially (slight crimping stage) and assembled (Figure 4.2A). Then, the assembled SG was inserted inside a virtual tubular shell (Figure 4.2B). From this configuration, proper displacements were prescribed onto the nodes of the virtual shell to morph its geometry onto the pre-operative geometry of the patient's aneurysm while prescribing contact to maintain the SG inside the shell. Note that, during this step, the shell did not present any mechanical behavior and only acted as a geometrical constraint. At the end of this step, the deployment of the SG inside the pre-operative geometry of the AAA was simulated (Figure 4.2C). Finally, the shell elements were ascribed the linearized AAA mechanical properties and all the boundary conditions previously assigned onto the AAA were released, for the SG to recoil and deform the vascular lumen until reaching static mechanical equilibrium (Figure 4.2D). Only proximal and distal ends of the vessels remained clamped.

All simulations were carried out with the explicit FE solver of Abaqus v6.12 software. Time increments (adjusted via mass scaling) and time steps (Table 4.3) were chosen to obtain fast results while keeping the ratio of kinematic and internal energies under 10% to avoid spurious dynamic effects, as shown in Figure 4.3. The FE simulations were run on 12 CPUs computers, 2.66GHz, 24 GB RAM.

Contacts were modeled using the general penalty algorithm implemented in Abaqus, with standard Coulomb friction law. The friction coefficient was set to 0.4, i.e. in the range of literature values [Vad 10].

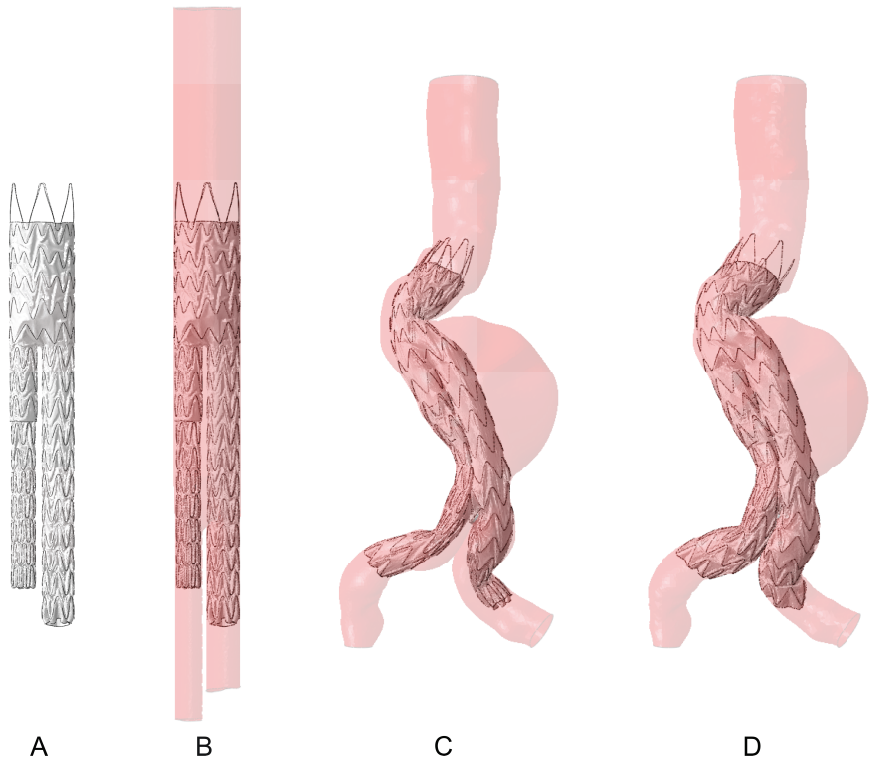


FIGURE 4.2 – Consecutive steps involving finite-element analysis : Main body and limbs crimping and relative positioning (A) ; SG insertion and positioning in the tubular shape (B) ; Mesh morphing from tubular shape to actual pre-operative geometry (C) ; Mechanical equilibrium between SG and arteries (D).

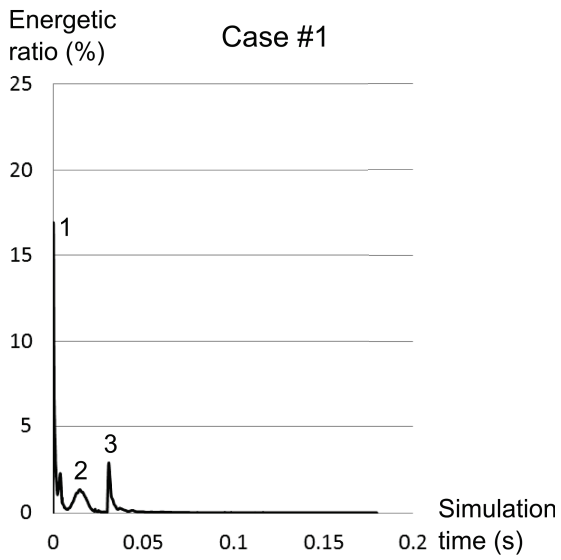


FIGURE 4.3 – Representative evolution of the ratio of the kinetic energy divided by the total energy along the deployment simulation, for case # 1. 1 : First contact between SG and morphed AAA. 2 : morphing step. 3 : Beginning of the mechanical equilibrium simulation step.

	Simulation parameters		Computation times	
	Time step (s)	Time increment (s)	CPU time (h)	Real time (h)
Case # 1				
SG assembling and crimping	0.04	5E-8	199 :00	16 :35
Deployment in the pre-operative geometry	0.03	3E-8	147 :00	12 :15
Mechanical equilibrium	0.15	3E-8	845 :00	70 :25
Case # 2				
SG assembling and crimping	0.05	4E-8	282 :00	23 :30
Deployment in the pre-operative geometry	0.07	4E-8	266 :00	22 :10
Mechanical equilibrium	0.15	4E-8	534 :00	44 :30
Case # 3				
SG assembling and crimping	0.017	5E-8	84 :00	7 :00
Deployment in the pre-operative geometry	0.03	5E-8	113 :00	9 :25
Mechanical equilibrium	0.15	5E-8	474 :00	39 :20

TABLE 4.3 – Time parameters of all steps involving FEA and corresponding computation times, for the three clinical cases. Time step is the length of the step prescribed to Abaqus. Time increment is the targeted increment, achieved using mass scaling. CPU time reflects the time a single processor would require computing the simulation. Real time reflects the real time required computing the simulation on our 12 processors setup.

4.2.3 Model validation methodology

4.2.3.1 Post-operative scan registration and stent segmentation

To validate the simulations, post-operative scans following EVAR procedures were used to quantify the position error of the simulated SGs. The voxel sizes of the three patient scans were respectively 0.85x0.85x0.625mm^3, 0.76x0.76x0.7mm^3 and 0.85x0.85x0.7mm^3. Firstly, rigid image registration was used to align post-operative and pre-operative scans in the same coordinate system. Ten anatomical landmarks were picked on iliac bones, vertebras and vessel calcifications far from the surgical area, on each set of pre-operative and post-operative CTAs. A Matlab function based on the iterative closest point method was used for the rigid registration. After this procedure, the mean distance between registered pre-operative points and post-operative points was 2.0 $\pm$ 1.2 mm.

Therefrom, stent centerlines were segmented by manually picking the center of stent cross-

sections on each slice of the post-operative scans (Figure 4.4A). Stents located in overlap regions or in areas where vessels were highly calcified could not be properly segmented and were not considered in the validation process.

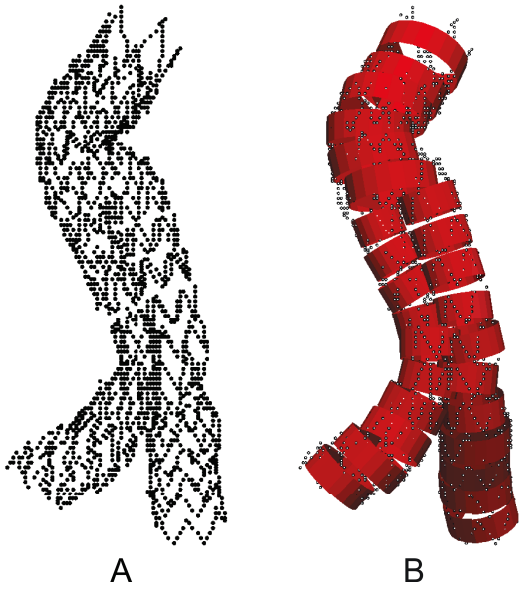


FIGURE 4.4 – Stents segmentation on the post-operative scan (A) and cylinder fitting (red) on these segmented stents (black) (B).

4.2.3.2 Cylinder fitting on stents

In the three registered simulation results and post-operative CTAs, a cylinder was defined for each stent using a Matlab® routine, so that the distance from stent points to the cylinder surface was minimal. For example, Figure 4.4B shows cylinders fitted on case #3 post-operative stents. In order to gauge the relevance of the simulations, radius and cylinder center position were compared between registered simulations and post-operative scans. For each simulated stent, diameter error e_D was estimated and normalized by the actual deployed stent diameter. The position error of stents center was split into a longitudinal distance error e_{cl} along the arterial centerline and a transverse distance error e_t in the plan normal to the centerline.

4.2.4 Results

4.2.4.1 Qualitative assessment

The simulation results for the three clinical cases are presented in 4.5A. The superimposition of simulated and real stents, shown in 4.5B, gives a visual assessment of the results.

In the first clinical case, simulated and post-operative stent locations are nearly identical except for the distal stents of the right iliac limb. These stents and the two stents inside the left iliac aneurysm were not fully deployed ; they are smaller in our simulation.

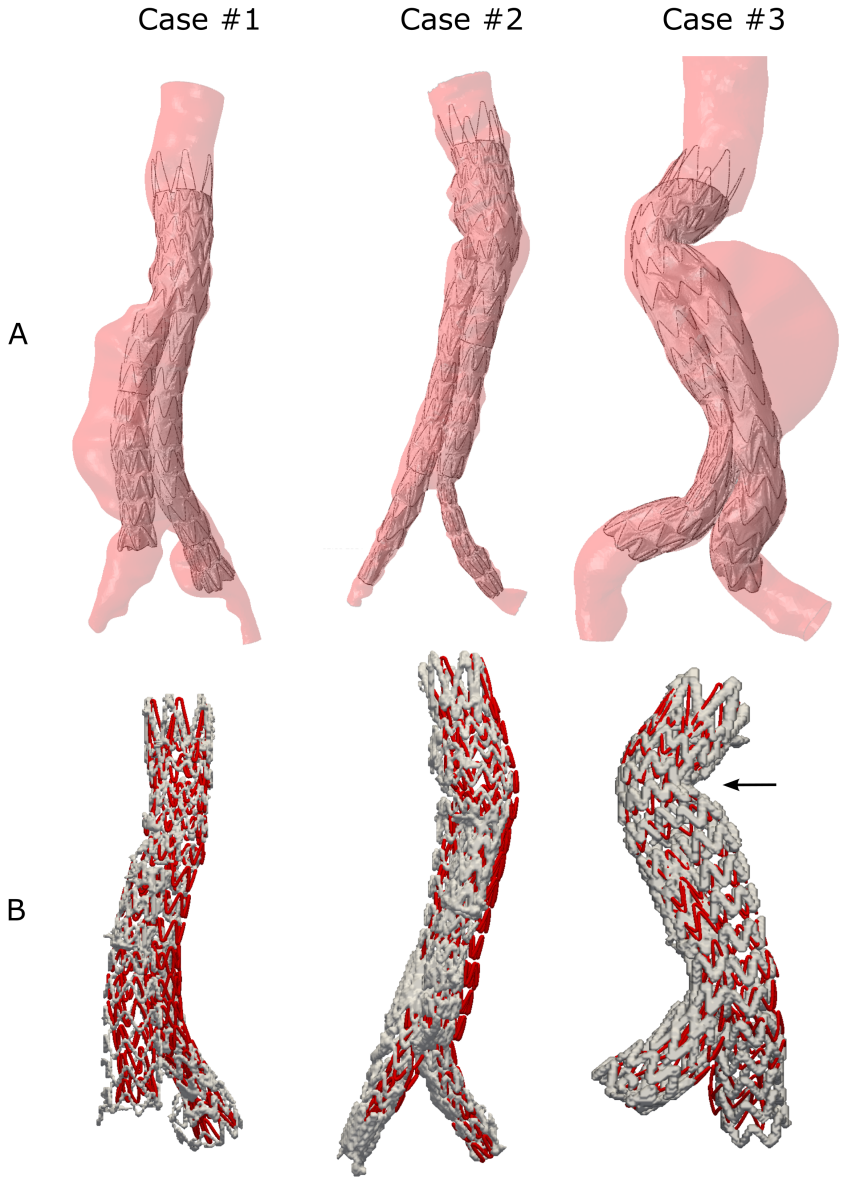


FIGURE 4.5 – Simulation results (A) and qualitative comparison of the geometry of simulated (red) and actual (white) deployed SGs (B) for the three clinical cases.

In the second case, simulated and actual stents are well superimposed at the proximal and distal SG ends. However, 75° longitudinal axial rotation of the main aortic body is not reproduced in the simulation.

In the third case, simulated iliac limbs are shorter and distal stents are transversally shifted, while good agreement of aortic body stents position can be observed.

It is also worth mentioning the ability of the simulation to reproduce SG kinks in a realistic manner, as highlighted by the black arrow present in the third case in Figure 4.5B.

4.2.4.2 Quantitative comparison

Values of previously defined errors are plotted in Figure 4.6. Averaged error values for all stents are reported in Table 4.4.

Clinical case	Case #1	Case #2	Case #3
Stents position error along the centerline (mm) :			
Mean ± standard deviation	0.2 ± 1.6	1.1 ± 2.6	-1.3 ± 2.6
Maximum	2.9	6.5	5.2
Stents position error perpendicularly to the centerline (mm) :			
Mean ± standard deviation	2.7 ± 2.2	5.4 ± 3.5	2.3 ± 1.3
Maximum	7.7	14.1	4.9
Stents diameter relative error (%) :			
Mean ± standard deviation	-14.8 ± 12.5	-10.2 ± 7.8	-4.9 ± 7.5
Maximum	-35.3	-35.6	-23.4

TABLE 4.4 – Mean, standard and maximum errors over all stents of the SG for each clinical case. The two crossed squares of Figure 4.6 were not included in diameter statistics due to their elliptic shape.

Case #1 presents almost only small values of e_{cl} (mean value is 0.2 ±1.6 mm). Stents located in the aneurysm sac and at the distal end of the right limb, have the worst position along the centerline (maximum e_{cl} value is 2.9 mm). The values of e_t are rather small and uniformly distributed on all stents (mean value is 2.7 ± 2.2 mm), the maximum transverse position error being in the aneurysm sac. Diameter agreement between simulated and real stents is best at the proximal part of the SG, while distal stents have a higher diameter error e_D, with a maximum error in the left iliac aneurysm (-35.3%).

In case #2, the distal and proximal stents are well positioned longitudinally (less than 2 mm error) whereas the stents inside the aneurysm sac have the worst longitudinal position of all cases (6.5 mm maximum error). The same observation can be made for the transverse error ; e_t is small at SG ends and presents a maximum inside the aneurysm sac (e_t rises up to 14.1 mm in this area). As for case #1, most of the simulated stents have the same diameter as the actual stents (e_D ranges between -15 and 0%) and only one distal stent has a rather large diameter error (-35.6%).

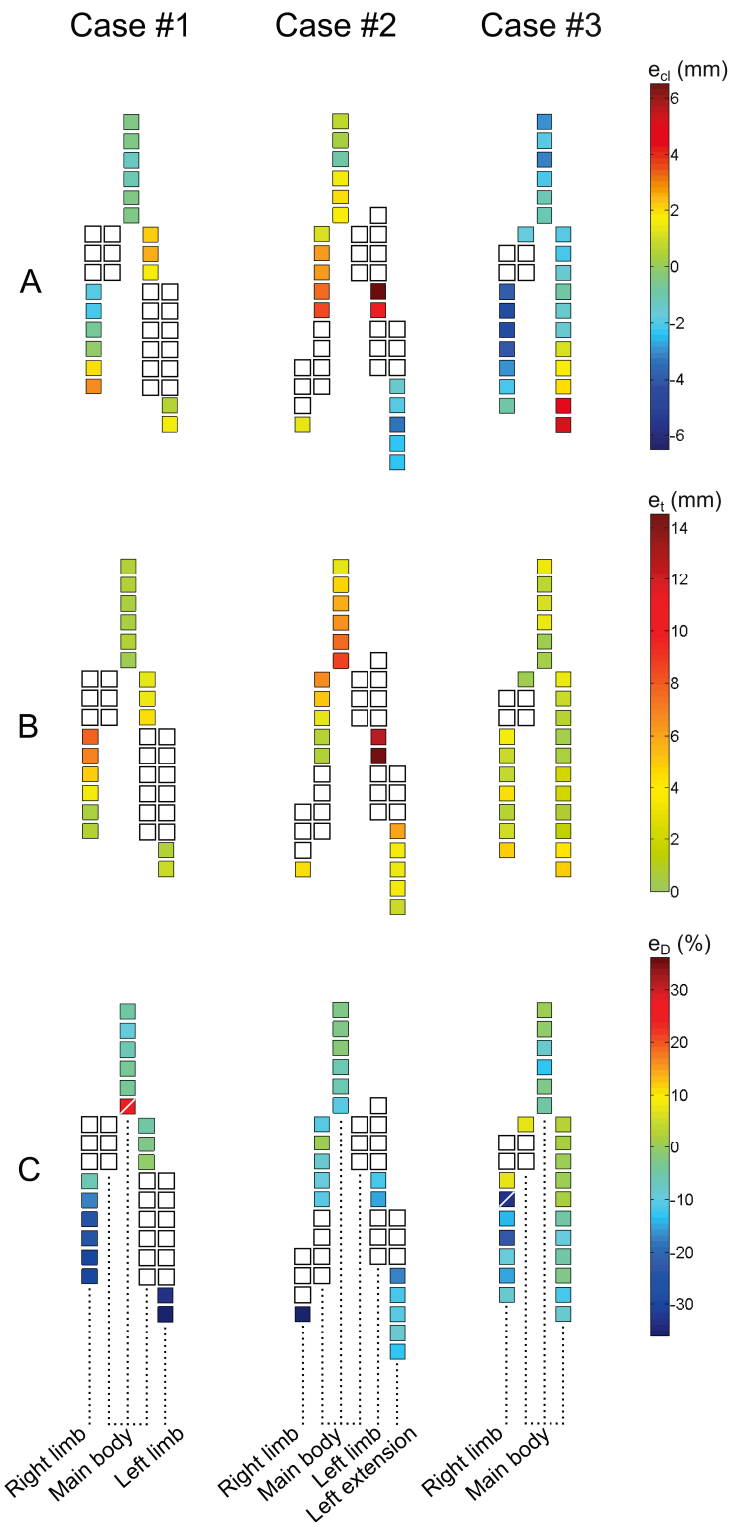


FIGURE 4.6 – Stent by stent errors for the three clinical cases : longitudinal position errors (e_{cl}) along the vessel centerline (A), transverse position errors (e_t) perpendicularly to the centerline (B) and relative diameter errors (e_D) (C). Each square is one stent ; columns are representing different SG components. The error for each stent is coded by the color of the square. White squares represent stents which were not included in the statistics due to impossible segmentation on the post-operative scan. Crossed squares were not included in diameter statistics due to their elliptic shape.

In case #3, e_{cl} is between -2.5 and 2.5 mm (mean e_{cl} value is -1.3 ± 2.6 mm), except for the two most distal stents of the main body and the most distal stent of the iliac limb (where e_{cl} maximum is 5.2 mm). The transverse error is lower than in the other cases (2.3 ± 1.3 mm) and reaches 4.9 mm for distal stents. Mean diameter error is -4.9 ± 7.5%, with one single stent presenting a higher e_D value (-23.4%) in the aneurysm sac.

Computation times are presented in Table 4.3.

4.2.5 Discussion

The present study reports a novel methodology to predict deployment of SGs in patient-specific aneurysm geometries. To our knowledge, this is the first time that several marketed SGs, with all their components, are numerically deployed inside patient-specific AAA models and that the results are validated against post-operative scans. Another original point of this work is the very limited manual intervention on the patient-specific part, thanks to a mesh morphing technique : the final steps of the simulation involving patient-specific data could be automated with previous SG crimping simulation, a pre-operative scan and few other parameters (SG diameters, proximal stent landing position, overlap lengths) as only inputs.

We achieved a qualitative comparison by superimposing simulated and segmented actual stents geometries (Figure 4.5). In general, this comparison was satisfactory for all cases. Most of simulated stents were at the same location as actual stents. We could observe a slight difference in case #1 where right limb curvature and stent diameter were not exactly the same near the iliac artery bifurcation. This can be explained by incomplete stent expansion in this area. Right iliac arterial wall was not deformed enough by stent expansion and this resulted in a medial deployment of the limb, near the left iliac artery. In case #2, main discrepancies were in the aneurysm sac, while position of stents at SG ends was well predicted. The initial rotation of the prosthesis around its longitudinal axis was not implemented in our simulations. This may explain the large errors (14.1 mm maximum e_t) at the main body stumps and proximal limb extremities. Case #3 is the simulation which showed the best agreement with the post-operative CT scan. Only marginal differences could be noted between simulated and actual SG shapes (especially the two distal stents).

Quantitative results were extracted to confirm the qualitative analysis. Fitting cylinders onto simulated and actual stents allowed us to compare stents center position along centerline's tangent and transverse directions, as well as stents diameter (Figure 4.6 and Table 4.4).

In all cases, longitudinal error e_{cl} was less than 2.5 mm for 75% of stents. In cases #1 and #3, maximum longitudinal errors were 2.9 and 5.2 mm, respectively. These errors seem to be due to the fact that arteries were not deformed and straightened enough by the SG. In case #2, stents with the larger error values were all located in the aneurysm sac. This was partly explained by the axial rotation of the main body which was not implemented in the simulation.

Another explanation was the lack of mechanical constraints around the SG in the aneurysm sac, particularly the absence of intraluminal thrombus (ILT) modeling. Finally, longitudinal error was reasonable in the perspective of clinical applications (i.e. less than 5 mm). Moreover, it is important to bear in mind that the final error is inherent to the simulation itself but also to pre and post-operative scan registration, stent segmentation and cylinder fitting.

The remarks are quite similar when looking at centerline transverse errors. Mean e_t value was small in case #1 as well as standard deviation (2.7 ± 2.2 mm). High e_t values were seen only in the right iliac limb. Stents at SG ends of case #2 were well positioned radially whereas the actual deployment rotation of the main body induced higher e_t values in the aneurysm sac. In case #3, e_t confirmed the good agreement of simulation and post-operative scan.

In the three simulations, there was good diameter agreement between simulated and real stents. However, simulations seemed to slightly underestimate stent diameters as mean e_D values were all negative (-14.8% to -4.9%). Slightly overestimated AAA material properties may explain such error. In case #1, two stents were not fully deployed inside the left iliac aneurysm, as four distal stents of the right iliac limb. The effect of blood pressure (included within AAA mechanical behavior) may be one reason for the lack of stent expansion in aneurysm sacs. Local diameter underestimations (as for the right distal stent in case #2) may be related to the fact that SG balloon dilatation was not simulated.

SG longitudinal positioning was well predicted in our simulations. Implementation of this type of simulation in the pre-operative sizing process could help reducing inter-observer variability and increase accuracy of SG design, particularly in complex aortic aneurysms [Banno 14]. Furthermore, assessment of SG kinks and stent apposition defects could assist in the prediction of limb thrombosis or endoleaks.

4.2.6 Limitations

Arterial walls were modeled with constant thickness and mechanical behavior linearized around in-vivo loading conditions. This assumption was validated by the good agreement between simulations and post-operative scans. Nevertheless, our simulations could benefit from more sophisticated modeling, including thrombus [Riveros 15, Toungara 13] and calcifications. This could enhance accuracy of SG position in the aneurysm sac. Furthermore, large regional datasets gathered by other research teams [Roccabianca 14], statistical models [Vande Geest 06b] or novel image processing techniques [Franquet 13] could enhance arterial wall modeling, with local patient-specific variations.

During simulations, we imposed as only boundary conditions that aortic and iliac extremities were motionless. Further developments could increase biomechanical realism by assigning elastic connectors at the ostias of internal iliac arteries or preventing any posterior displacement near the spine. Blood pressure modeling could also be improved. Fluid-structure interaction analysis

would be an appropriate tool to impose pressure loads on both arterial and SG surfaces in contact with the blood. It would also allow to simulate blood flow following SG deployment [Figueroa 10] and therefore potential endoleaks.

Finally, we did not intend to extensively reproduce all steps of the EVAR procedure in our simulation. Our goal was rather to predict final SG position with reduced computational costs. The obtained level of accuracy was acceptable from a clinical perspective. However, accuracy of SG position may be further increased by implementing intraoperative steps in the simulation, such as arterial deformation by stiff guidewire and introducer sheath, as well as SG ballooning. Pioneering work on aorto-iliac by stiff guidewire has been recently published by [Kaladji 13].

4.2.7 Conclusion

EVAR is a complex surgery which requires cautious pre-operative planning, from patient selection to stent-graft sizing, in order to prevent post-operative complications and secondary interventions. Within this context, numerical simulations associating patient-specific data and stent-graft modeling could provide information to choose the best-suited device in each case and anticipate complications. Towards this objective, we have proposed a novel computational methodology to predict the deployment of marketed stent-grafts inside patient-specific aneurysms. This strategy was validated on three clinical cases and numerical results showed good agreement with actual post-operative scans. These results emphasize the potential of numerical simulations to improve pre-operative planning of EVAR.

4.3 Synthèse

Trois cas cliniques de déploiement de l'EP Endurant® ont été simulés dans ce chapitre. Les résultats de simulation ont été comparés aux scanners post-opératoires des patients, en calculant les erreurs en position et diamètre commises pour chaque stent simulé.

Une première estimation de la précision de la simulation a été obtenue par superposition des stents du scanner post-opératoire et de la simulation. Dans la majorité des cas, les stents simulés sont superposés sur les stents extraits du scanner post-opératoire. Les seules différences notables ont été observées dans les zones anévrismales, iliaques et aortiques, où certains stents semblent ne pas s'être complètement déployés ou sont mal positionnés dans le plan transverse, dans le large espace libre des sacs anévrismaux.

Ces observations sont confirmées par la comparaison quantitative des positions des stents par calcul de leurs erreurs en position. Dans les trois cas cliniques, l'erreur moyenne en position des stents le long de la ligne centrale de l'EP est proche de 1 mm, et l'erreur maximale vaut 6.5 mm. Ces valeurs restent faibles en comparaison des erreurs qui peuvent être induites par le recalage des scanners pré-opératoire et post-opératoire et la segmentation des stents, et par rapport à l'incertitude du positionnement de l'EP par le chirurgien lors de l'intervention qui peut

atteindre plusieurs millimètres. Le positionnement longitudinal des EPs dans les simulations est donc bien prédit, ce qui pourrait être particulièrement utile lors du planning pré-opératoire pour valider la longueur choisie pour les modules de l'EP. Les erreurs moyennes en position des stents perpendiculairement à la ligne centrale des EPs sont supérieures de quelques millimètres à celles longitudinales. Elles restent faibles dans le premier et le troisième cas cliniques, où elles restent très similaires aux erreurs en position longitudinale. Elle est par contre plus forte dans le deuxième cas clinique, en raison d'une rotation du corps principal qui a eu lieu durant la procédure et qui a occasionné un changement dans l'orientation du corps principal et des jambages iliaques dans le sac anévrismal. La procédure permettant d'orienter le corps principal de l'EP dans les simulations n'ayant été implémentée qu'à partir des premières simulations sur l'EP Anaconda™, l'orientation réelle de l'EP n'a pas été reproduite dans le deuxième cas clinique ce qui a engendré des erreurs transverses plus élevées dans le sac anévrismal. Concernant les moyennes pour chaque cas clinique des erreurs relatives en diamètre des stents, elles sont toutes négatives (jusqu'à -14.8 %). Cette sous-estimation du diamètre des stents peut avoir plusieurs cause : (i) des propriétés mécaniques des artères surestimées dans ces cas cliniques, (ii) la modélisation de la pression sanguine dans les propriétés mécaniques de la paroi artérielle qui ne s'applique pas sur l'EP dans les sacs anévrismaux et ne permet pas le déploiement complet des stents dans ces zones, (iii) la dilatation par ballon qui n'est pas représentée dans les simulations et qui peut engendrer une sous-estimation locale du diamètre d'un stent.

Quelques limitations de ces travaux peuvent être citées. La modélisation des propriétés mécaniques de la paroi artérielle pourrait être affinée, pour prendre en compte le thrombus intraluminal et les calcifications ainsi que la variabilité inter-sujet des propriétés. Les conditions aux limites lors de la simulation de l'équilibre mécanique pourraient être améliorées pour mieux représenter l'environnement biomécanique des artères. Des contraintes élastiques pourraient être affectées aux ostia des artères iliaques internes ou le long de la colonne vertébrale pour représenter les tissus mous et artères collatérales qui fixent l'aorte et les artères iliaques communes. Le nombre de cas simulés dans cette étude est aussi une limitation, qui ne permet de valider la méthodologie que pour l'EP endurant® et dans des anatomies relativement simples, dans lesquelles les risques de complications sont faibles et en conséquence l'intérêt de la simulation limité. Pour ces raisons, le prochain chapitre comportera des simulations supplémentaires sur deux cas cliniques tortueux, comportant des EPs Anaconda™. De plus, une étude sera faite sur un déploiement d'EP *in-vitro* dans un modèle plastique d'un AAA réel, avec comme objectif de valider la méthodologie de simulation en s'affranchissant des incertitudes biomécaniques *in-vivo* et de la qualité limitée des scanners post-opératoires utilisés lors de la validation.

Chapitre 5

Application de la simulation sur des cas cliniques avec endoprothèses Vascutek

Dans ce chapitre, les simulations de déploiement de l'EP Anaconda™ dans des AAAs personnalisés sont détaillées. La première simulation s'intéresse à un cas clinique réel présentant une tortuosité artérielle très importante. La validation sera effectuée par comparaison au scanner post-opératoire. La seconde reproduit le largage *in-vitro* d'une EP dans un fantôme d'AAA dont la géométrie provient d'un patient réel, de manière à s'affranchir des inconnues biomécaniques. Elle sera validée par comparaison au scanner micro-tomographique de l'EP déployée dans le modèle plastique. Ce chapitre ayant été soumis dans le journal "Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials", il sera constitué de l'article en anglais, accompagné d'une introduction et d'une synthèse en français.

Sommaire

5.1 Préambule 106
5.2 Patient-specific simulation of endovascular repair surgery with tortuous aneurysms requiring flexible stent-grafts 107
5.2.1 Introduction 107
5.2.2 Material and methods 108
5.2.3 Results 118
5.2.4 Discussion 121
5.2.5 Conclusion 123
5.3 Synthèse 124

5.1 Préambule

Dans le but de simuler le déploiement d'EP dans des AAAs personnalisées, une méthodologie a précédemment été proposée dans le Chapitre 3. Elle a été appliquée dans le Chapitre 4 sur trois cas cliniques, pour lesquels une EP Endurant® a été choisie par le praticien hospitalier. La méthodologie adoptée a été vérifiée sur ces trois cas cliniques avec succès. Cependant, les géométries artérielles des trois patients ne présentaient pas de difficulté anatomique majeure. La méthodologie de simulation doit encore être testée et validée sur des cas plus complexes, pour pouvoir être utilisée dans ces situations où les simulations seraient le plus utiles aux chirurgiens.

Ce chapitre concernera donc l'EP Anaconda™, dont les propriétés mécaniques, et notamment sa flexibilité, en font une des EPs les plus indiquées dans le cas d'anatomies artérielles complexes et très tortueuses. La modélisation de cette EP, particulière en raison de la présence de stents constitués d'un enroulement de fil de Nitinol, est détaillée dans le Chapitre 3 et validée sur des tests en traction et relâchement. Elle doit être éprouvée et validée dans des sollicitations plus complexes, telles que celles rencontrées dans le corps humain. Pour cette raison, un fantôme en polymère rigide représentant la lumière artérielle d'un AAA tortueux a été généré à partir du scanner pré-opératoire d'un patient. La lumière artérielle du patient a été segmentée sur le scanner pour fournir la surface interne du fantôme, créé par impression additive 3D. Des modules de l'EP Anaconda™ ont alors été largués par un chirurgien dans le fantôme. De cette manière, l'EP a été déployée dans une géométrie réelle de patient, à la tortuosité prononcée. L'avantage de ce déploiement *in vitro* est que les conditions aux limites à appliquer dans la simulation EF sont déterminées précisément et ne seront pas soumises aux incertitudes liées au corps humain. Ce largage *in-vitro* dans une géométrie personnalisée a été ensuite simulé. Les résultats de simulation, en particulier la position des stents, ont été comparés à la géométrie déployée de l'EP, obtenue par microtomographie RX de l'EP à l'intérieur du fantôme. Ce scanner a été utilisé en raison de sa bonne résolution spatiale permettant d'observer les stents dans les zones de chevauchement des modules de l'EP et d'obtenir une comparaison plus précise qu'à partir de scanners post-opératoires passés en routine clinique.

En complément, un second cas clinique a été simulé. Le patient opéré a été choisi en raison de la complexité de son anatomie artérielle, qui présente des tortuosités très importantes tout le long des artères (du collet proximal aux extrémités des artères iliaques) et des anévrismes aortiques et iliaques. Cela rend aussi la modélisation de l'EP Anaconda™ très complexe, six modules au total ayant été déployés dans ce cas. Les résultats de la simulation seront comparés au scanner post-opératoire, comme précédemment pour l'EP Endurant®, afin d'étudier la capacité de la méthodologie à simuler avec précision les chirurgies endovasculaires les plus compliquées. De cette manière, une première évaluation sera effectuée, sur le potentiel de la simulation à être utilisée en routine clinique pour éviter les complications post-opératoires dans les anatomies à risques.

5.2 Patient-specific simulation of endovascular repair surgery with tortuous aneurysms requiring flexible stent-grafts

5.2.1 Introduction

Abdominal aortic aneurysm (AAA) is an asymptomatic disease which consists in an abnormal enlargement of the aorta. Some criteria, like aneurysm diameter [Conway 01] or peak wall stress [Fillinger 03], were developed to assess the growth of the aneurysm and its risk of rupture. Once a criterion is met, two surgical procedures can be undertaken to prevent aneurysm rupture : (i) conventional open repair where the aneurysm is replaced by a prosthesis or (ii) endovascular repair (EVAR) where a stent-graft (SG) is deployed inside the aneurysm sac to exclude the AAA from blood flow. The latter is less invasive for patients ; however it involves higher risk of secondary intervention [Greenhalgh 10] : complications like endoleaks or thrombosis may arise, especially in case of patients presenting challenging arterial anatomies with tortuous vessels. Aortic neck angulation is a strong factor of adverse surgery outcomes [Aburahma 11, Albertini 06, Sternbergh 02]. Iliac tortuosity has been proven to correlate with occlusion likelihood [Cochennec 07]. In case of such anatomical difficulties, finite element (FE) analysis could be used to discriminate clinical cases where complications are more likely to happen, providing a chance for practitioners to prevent them. In addition, EVAR could therefore become more prevalent by treating patients who would have been excluded from EVAR technique without information provided by FE analysis.

In order to achieve the prediction of EVAR outcomes, SG deployment should be simulated in patient-specific AAAs, with good accuracy even in complex anatomies which are more subjected to complications. Research on this topic started more than five years ago with the development of the first FE models for SGs [Demanget 12c, Kleinstreuer 08]. The mechanical behaviour of bifurcated SGs was first modelled only 2 years ago [De Bock 13]. Afterwards, these models were used to feed FE simulations of SG deployment. Concerning SG deployment, we can cite limb deployment in idealised vessels [Perrin 15b], simulation of *in vitro* SG main body deployment [De Bock 12b] and patient-specific aortic endografting [Auricchio 13]. Our group also recently managed to simulate the deployment of aorto-bi-iliac SGs in patient-specific AAAs [Perrin 15a]. However, all these works only dealt with rather simple arterial geometries : idealised tubular shapes, idealised fusiform AAA, short patient-specific ascending aorta or rather straight patient-specific AAAs. These geometries were not sufficiently discriminating to validate simulation robustness for complex cases for which complications mostly happen. Moreover, only Z-shaped stent SGs were deployed. Frequently in tortuous anatomies other SGs may be preferred, with stent designs providing more flexibility. To be able to predict complex procedures, these SG designs have yet to be modelled and their numerical challenges -due to their flexibility which induces instabilities- still have to be addressed.

In this study, our objective was to assess the reliability and accuracy of the simulation of EVAR surgery, in challenging cases where anatomic complexity can require high flexibility SG designs.

Uncertainties induced by SG biomechanical environment were investigated by simulating both *in vitro* and *in vivo* SG deployment in patient-specific abdominal aortic aneurysms.

5.2.2 Material and methods

5.2.2.1 AAA modelling

Clinical review

Two patients were chosen in hospital clinical database after informed consent and approval from the Institutional Review Board. They presented anatomic features (aortic neck angulation, neck length, iliac tortuosity...) severe enough to request the deployment of a highly flexible SG. In both clinical cases, vessel diameters and lengths were close enough to make the patients eligible for the same SG.

Case 1

The first patient had surgery at the Saint-Etienne University hospital (CHU-SE). His challenging anatomy imposed to choose a flexible Anaconda™ SG (Vascutek, a Terumo company, Inchinnan, UK). Complexity and tortuosity of this clinical case are shown in Table 5.1 which reports anatomical measurements on the pre-operative scan. The list of SG modules deployed during the surgery is reported in Table 5.2.

Vessel characteristics	*In vivo* case (case 1)	*In vitro* case (case 2)
Aortic neck :		
Length	15 mm	10 mm
Angulation	120°	130°
Right iliac artery :		
Angulation	90°	130°
Other	Iliac aneurysm, 40 mm diameter	Iliac aneurysm, 30 mm diameter, with diameter reduction down to 8 mm
Left iliac artery :		
Angulation	110°	110°
Other	Iliac aneurysm, 20 mm diameter	

TABLE 5.1 – Highlights of anatomical complexity of both clinical cases.

Stent-graft	*In vivo* case (case 1)	*In vitro* case (case 2)
Main body	One-Lok OLB30	One-Lok OLB30
Right iliac limbs	Straight limb L12X120 Straight limb L12X100 Flared limb FL1215X130	Straight limb L12X100 Flared limb FL1215X130
Left iliac limbs	Straight limb L12X140 Flared limb FL1223X90	Straight limb L12X140

TABLE 5.2 – Device summary for the two cases.

Pre-operative and post-operative computed tomography angiography (CTA) scans (Figure 5.1) had respective voxel sizes of $0.763 \times 0.763 \times 0.625$ mm^3 and $0.828 \times 0.828 \times 0.7$ mm^3. They were put in the same coordinate system after rigid registration. For this purpose, ten anatomical landmarks located on the patient bones and vertebras (*i.e.* fixed points) were selected on both scans. The iterative closest point method, implemented in Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA), was used to find the best transformation to match datasets and register the pre and post-operative scans. Uncertainties due to differences in patient positioning and point picking led to 1.2 ± 0.6 mm mean position error between registered datasets.

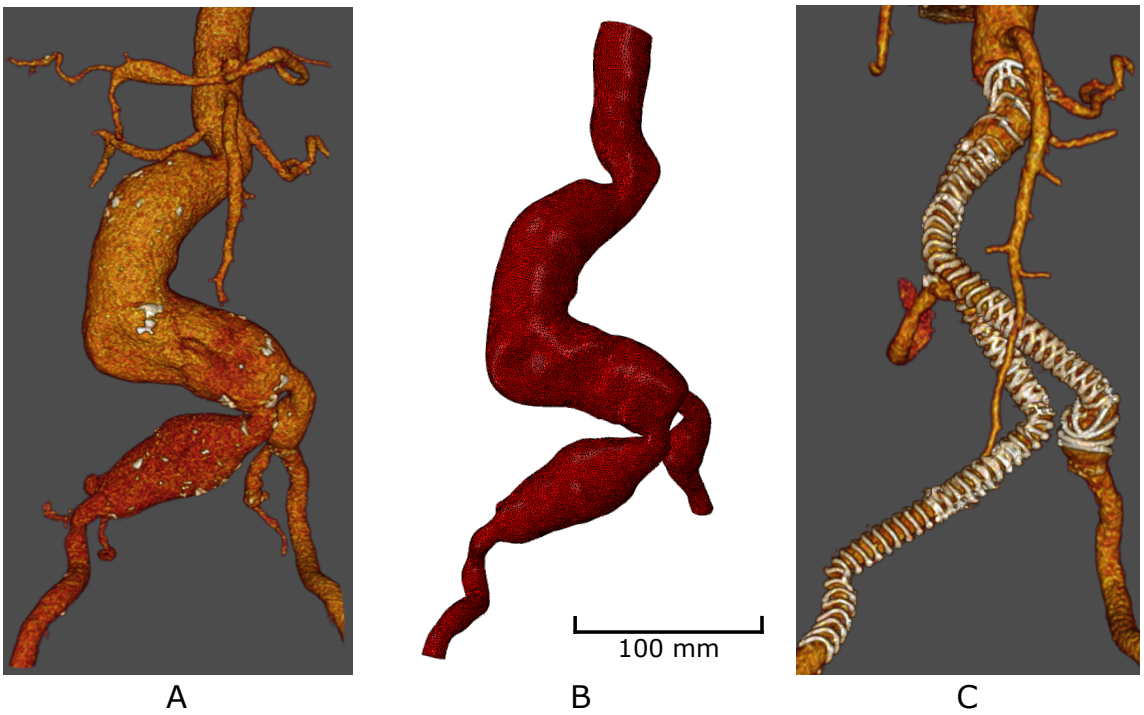


FIGURE 5.1 – Vessel geometry of the patient of *in vivo* case 1 : pre-operative scan (A), FE mesh of the pre-operative lumen surface (B) and post-operative scan (C).

The numerical geometry of the arterial lumen of the vessels was extracted from the pre-operative scan using surgery oriented Endosize® software (Therenva, France). The methodology, already detailed in [Perrin 15a], was used to generate the mesh and model the mechanical behaviour of arterial walls. As a result, arterial vessels were described by a FE model consisting of triangular shell elements (1.5 mm mean edge length), 1.5 mm or 1 mm thick in aortic or iliac areas. The corresponding arterial lumen mesh is depicted in Figure 5.1B. Elements were assigned orthotropic linear elastic material properties. The constitutive parameters, computed by linearisation of Holzapfel-Gasser-Ogden hyperelastic law [Gasser 06] in physiological conditions, as in [Perrin 15a], are given in Table 5.3.

Stent positions on the post-operative scan were chosen as reference positions to validate our deployment simulation. Stents were segmented on scan images with a region growing algorithm. Their centrelines were computed by a 3D skeletonization algorithm in ImageJ [Lee 94]. Note that some stents could not be properly segmented because of calcifications or stent overlapping. They were excluded from simulation validation.

E_z (MPa)	Longitudinal elastic modulus	3.58
E_θ (MPa)	Circumferential elastic modulus	1.11
$\nu_{\theta z}$	In-plane minor Poisson ratio	0.44
$G_{z\theta}$ (MPa)	In-plane shear modulus	4.0

TABLE 5.3 – In-plane parameters of the linearised orthotropic elastic model of the arterial wall.

Case 2

The second patient had surgery at CHU-SE. Only his pre-operative CTA scan was recorded as his arterial geometry was reproduced as a rigid phantom in which *in vitro* SG deployment was achieved. The voxel size of the CTA scan was $0.7734 \times 0.7734 \times 1.0$ mm^3.

The arterial lumen geometry was extracted with Endosize® software (Figure 5.2A) and meshed with triangular elements as in case 1 (Figure 5.2B). These elements were not assigned mechanical properties as they represented the inner surface of the rigid phantom made of thermoset polymer, which was assumed to have negligible deformations induced by the SG.

The plastic rigid phantom (Figure 5.2C) was manufactured using 3D printing with ZBuilder printer (3DSYSTEMS, Rock Hill, SC, USA). SG deployment was done by an experienced vascular surgeon, as in clinical routine. Guidewires were inserted through each iliac artery. SG modules, listed in Table 5.2, were deployed successively by inserting the delivery system and then removing the sheath, as indicated in Instructions For Use (IFU). Since the plastic was

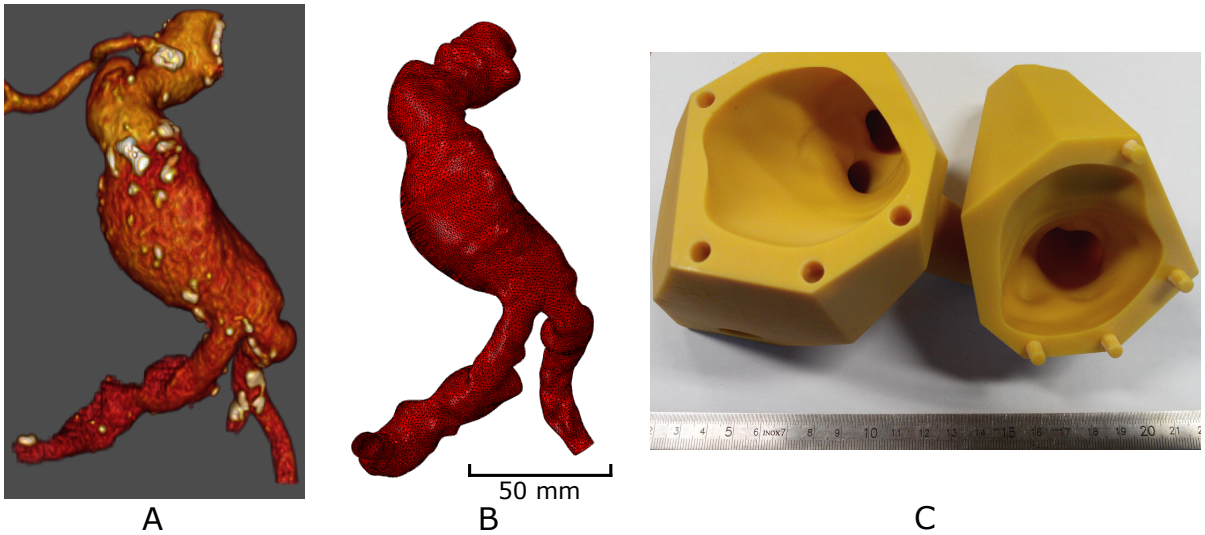


FIGURE 5.2 – Vessel geometry of the patient of *in vitro* case 2 : pre-operative scan (A), FE mesh of the pre-operative lumen surface (B) and two connected parts of the rigid polymer phantom manufactured by 3D printing of the FE geometry (C).

opaque and to be as close as possible to actual surgery, the procedure was monitored with standard intraoperative two-dimensional fluoroscopy.

Deployed SG shape was digitised by scanning the polymer model after the procedure in an X-ray microtomograph, at 3SR Lab (Grenoble, France). 3D image resolution was $97.3 \times 97.3 \times 97.3$ µm^3. The scan was rigidly registered to the FE model by matching ten landmarks picked in both of them using iterative closest point method. The resulting registration error was 0.8 ± 0.3 mm. Stent positions on the microtomography scan were chosen as reference for simulation validation. They were segmented by standard thresholding operation. Their neutral axes were then computed by skeletonisation in BoneJ, plugin of ImageJ. 3D image was clean enough to properly distinguish each stent : they could thus all be included in the simulation validation.

5.2.2.2 Stent-graft modelling

Anaconda SG devices (Figure 5.3A), deployed both in the *in vivo* and *in vitro* cases, have a complex stent design requiring careful analysis of their mechanical behaviour. Stents are made of a thin Nitinol wire wrapped several times (from 4 to 14 times depending on the stent) around the graft (Figure 5.3B). From an initial circular shape, stents take a saddle shape when tied to the graft, thanks to sutures whose positions along the SG axis are varying in a sinusoidal pattern (Figure 5.3C).

Therefore, to be able to model complex geometries and mechanical behaviour of Anaconda SGs, spare samples of each module presented in Table 5.2 were supplied in their delivery system by the Vascutek company. After deployment in the plastic rigid phantom, all of them underwent experimental test to calibrate their FE models.

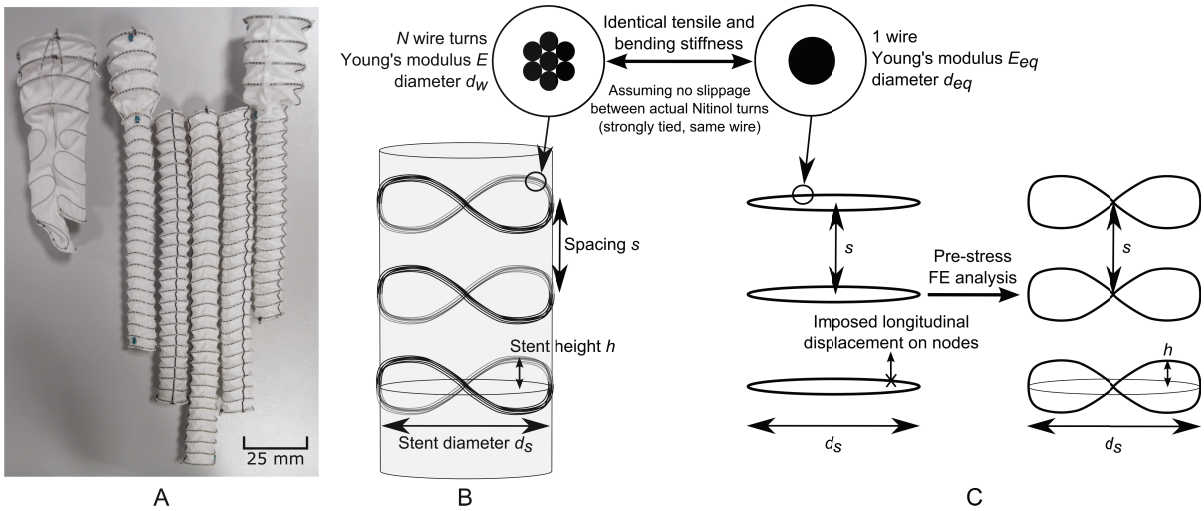


FIGURE 5.3 – Samples of SG modules supplied by Vascutek (A), schematic of stent saddle shape (B), initial and pre-stressed geometries of the equivalent single wire FE model of the stents (C).

Microtomography scan

All modules were scanned in the X-ray microtomograph at 3SR lab. An experimental setup was used to maintain SG devices vertically. Sliding connection allowed adjusting the distance between module extremities. Therefore, devices could be scanned in two relevant configurations : (i) in stretched state, when the textile did not present wrinkles anymore between stents (Figure 5.4A) and (ii) in relaxed state, without prescribing any tension (Figure 5.4B). The first configuration was used to model pre-stressed stents and tie them properly to the graft, in the saddle shape. The second configuration was used to validate FE models of assembled SG devices, by comparing pre-stressed load-free states in FE models and scans. 3D image resolution obtained by microtomography ranged from $48\times48\times48$ µm^3 to $95\times95\times95$ µm^3, depending on module length. As described in case 1, stents were then segmented by thresholding and their neutral axes were extracted by skeletonization, as illustrated by Figure 5.4C.

Stent modelling

Mechanical properties of Nitinol were first characterised with uniaxial tensile tests on elementary stent wires extracted from SG samples. To avoid slippage in grips due to the very small thickness of the wires, wires were tied to make a loop. Two jaws were then inserted inside the loop and kinematically driven by the tensile machine (Instron, Norwood, MA, USA), equipped with a 50N load cell. Tensile tests were carried out at low strain rate, 10^{-4} s^{-1}, to minimise thermomecanical coupling effects [Favier 07, Churchill 09]. A rather weak scattering was recorded for stress-strain curves. This could be ascribed to the variability induced by the manufacturing process, as also observed by [Henderson 11]. Stent FE models were assigned linear elastic material properties with a Young's modulus of 40 GPa and Poisson ratio of 0.3.

FIGURE 5.4 – Experimental setup inserted in the microtomograph to obtain SG modules geometry in stretched (A) and tension-free (B) configurations. Example of stent centrelines extracted from microtomography scan images (C).

Stents were meshed with linear beam elements (0.25 mm length) to reduce simulation costs without losing simulation accuracy [Hall 06].The several turns of Nitinol wires were represented with a single equivalent beam. To calibrate the bending stiffness of the equivalent beam, an equivalent radius was computed (Figure 5.3C). As a consequence, Young's modulus was also adjusted to keep the same tensile stiffness.

Stents neutral axes were first smoothed as perfect circles, diameters d_s of which were set equal to the average diameter of similar stents measured on scans in stretched state. The discretised stents were afterwards deformed in a preliminary FE analysis to provide them a proper pre-stressed saddle shape (Figure 5.3C). Nodes were assigned proper displacements along SG axis, to reach stent height h corresponding to the scan in stretched state. As all FE simulations in this work, this analysis was carried out with the explicit solver of Abaqus software (Simulia, Dassault Systems, Providence, RI, USA).

Two actual stents, located at main body stumps, were not circular. Their complex shape made it very difficult to generate an ideal geometry or to input directly centrelines from microtomography into the FE model. Given the few number and thin diameter of Nitinol wires they were made of, these stents were not modelled.

Graft modelling

The textile of all limbs was modelled as circular tubes. Their diameters were fitted to stent inner diameters. Graft geometries were then meshed with 4-node shell elements (0.35 mm mean edge length). The textile was modelled as a linear elastic orthotropic material. Its constitutive para-

meters and thickness were determined after in-house experimental tests, to match experimental in-plane and bending stiffness reported in [Demanget 12b].

The geometry of the SG main body was generated using computer assisted design software Inventor (Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA). Above the bifurcation, graft diameter was adjusted to fit the inner diameter of the stents. Bifurcation and stumps were designed according to dimensions reported in the Anaconda™ documentation.

Modules assembly

Each SG module was assembled by putting textiles and pre-stressed stents altogether (Figure 5.5A). The pre-stressed state of modules in stretched configuration was then computed by activating the tie kinematical constraint between stents and grafts, while maintaining SG length constant by fixing its extremities (Figure 5.5B).

To verify SG model, an additional FE analysis, not required in the SG deployment methodology, was performed : extremities of each SG module were released to let it free to deform until it reached its relaxed static mechanical equilibrium (Figure 5.5C). Shapes and positions of its stents could then be compared with those acquired with X-ray microtomography, in both stretched and relaxed configurations (Figure 5.5D). We found a good agreement between FE models and experiments, which validated the SG FE model.

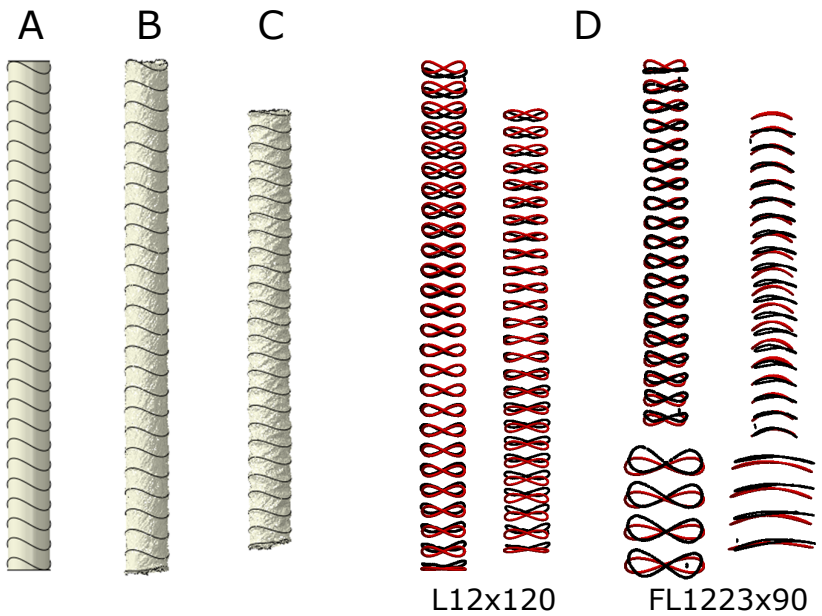


FIGURE 5.5 – Deformed geometries of an iliac limb before tying the stents to the graft (A), after tie activation in stretched state (B) and in tension-free state (C). Qualitative validation of FE models for one straight and one flared limb in stretched and tension-free configurations (D) : simulated stents in red, stents from microtomography scan in black.

5.2.2.3 Simulation methodology of stent-graft deployment

The methodology chosen to simulate SG deployment is extensively described in [Perrin 15a]. We recall hereafter the main steps of the simulation. All improvements or modifications of the methodology induced by the Anaconda™ specificities are described in the following sections.

Stent-graft crimping and assembly

For the two deployment simulations, SG modules were put in the same configuration as in actual cases. Since all SG modules are deployed simultaneously in our simulations, they had to be inserted one inside another. This required a preliminary FE simulation of crimping of distal modules to be fitted inside proximal modules. Crimping was achieved by surrounding SG modules with cylinders inside and outside, whose diameters were adjusted to be able thereafter to assemble all modules. This was achieved in stretched configuration to mimic SG axial stretching occurring when SGs are actually pulled into their deployment sheath. At the end of crimping simulations, extremities were released to compute the final equilibrium of devices in their sheaths. Examples of this stage of the simulations are depicted in Figure 5.6A.

After the crimping stage, SG modules were assembled together to reproduce clinical cases configurations. Overlap lengths were measured on the post-operative scan and on the microtomography scan in cases 1 and 2 respectively, based on distances between radio-opaque markers. They were set accordingly at the start of deployment simulations. Resulting SG assembly is shown in Figure 5.6B.

Stent-graft wrapping

A tubular shell, wrapping the assembled SG, was generated according the procedure described in [Perrin 15a]. Briefly, vessel centrelines and splines describing patient arterial lumen were extracted from CTA scans with Endosize® software. A mesh morphing algorithm based on the work of [Grassi 11] was developed to deform pre-operative mesh, using centrelines and splines as driving key-points, until obtaining desired tubular shape surrounding assembled SG. Nodal displacements from one mesh to the other isotopological mesh could then be computed.

Stent-graft deployment

The assembled SG was inserted inside the wrapping tubular shell. Its longitudinal position inside the wrapping tube was adjusted to best match the longitudinal position of the proximal stent of the main body in simulations and postoperative scans (Figure 5.6C).

For optimal proximal sealing during surgery, practioners rotate SG main body to put the lowest parts of the proximal stent right underneath the ostias of renal arteries. To reproduce this procedure, which is specific to Anaconda™ and its particular stent saddle shape, the main body was rigidly rotated inside the wrapping shell until the main body orientation was aligned

with the post-operative scan. Iliac limbs were constrained by contact to stay inside main body stumps during this process.

Afterwards, proper displacements obtained during wrapping shell generation were prescribed to the nodes of the wrapping shell to morph it back to the pre-operative vascular lumen geometry. During this stage, the SG was deformed due to the contact constraint which imposed the SG to fit inside the shell during the whole process. Thereafter, SG modules were deployed in the pre-operative arterial lumen (Figure 5.6D). Note that while performing this FE analysis, the mechanical properties of arterial wall were ignored : the wrapping shell was kinematically driven and its final geometry at the end of the morphing stage was stress-free.

For the *in vitro* case (case 2), as the plastic phantom was rigid and pre-operative and post-operative geometries were considered the same, the final result of the simulation was obtained at the end of the morphing stage. For the *in vivo* case (case 1), a supplementary simulation step was performed to compute a full mechanical equilibrium between the SG and the deformable arterial wall, with its proper linearised elastic properties (Figure 5.6E). Motionless boundary conditions were set at the proximal and distal extremities of the aorta and iliac arteries, respectively. The blood pressure was not modelled as a load but was taken into account in the linearization of mechanical properties.

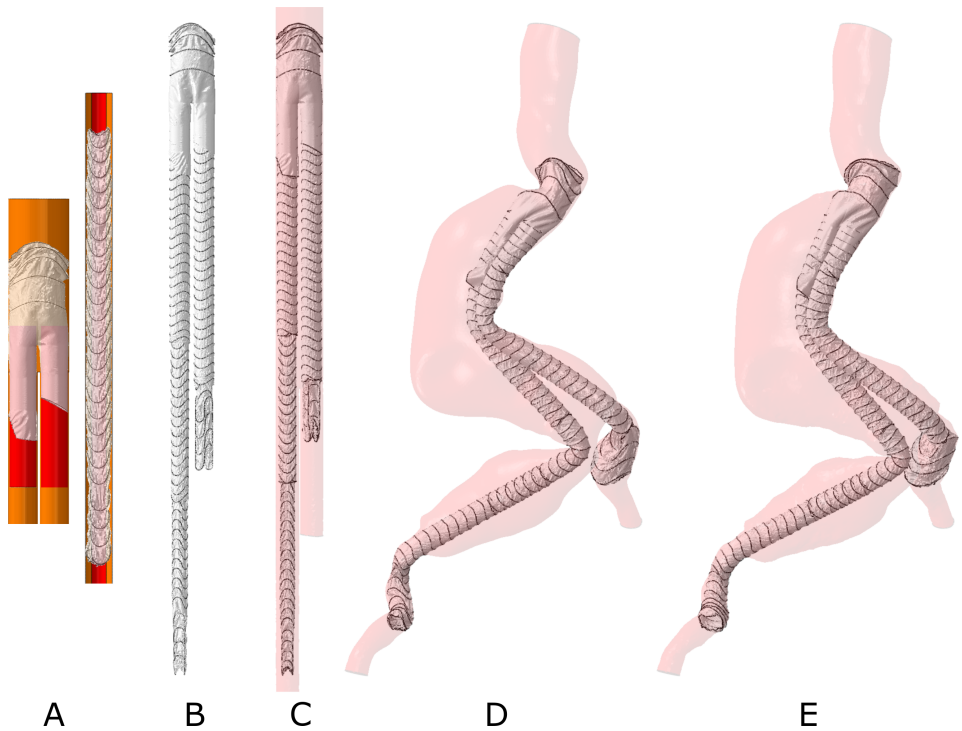


FIGURE 5.6 – SG deployment FE methodology. Modules crimping (A), SG modules assembly (B), insertion of assembled SG inside the wrapping shell (C), SG deployed in the pre-operative arterial lumen geometry (D) and computation of the arterial geometry deformed by the SG for the *in vivo* case (E).

5.2.2.4 Model validation

Stent positions in the post-operative scan and in the microtomography scan of the phantom, for *in vivo* and *in vitro* cases respectively, were chosen as reference data to validate the simulations. A first qualitative assessment of the results was achieved by superimposing deployed stents geometries of scans and simulations.

A quantitative assessment was obtained for all stents. The iterative closest point method was used to register each stent in the simulations on its counterpart on the post-operative scans. Each obtained registration matrix was split into a rotation around stent barycentre and a translation. The position error vector for each simulated stent was defined as the translation needed to register it to the same stent on the scan. Inertia axes were also computed for each stent. Given the shape of the stents, the longitudinal inertia axis of each stent was obtained by detecting the smallest eigenvalue of inertia moments. Position error vector for each pair of simulated/actual stents could then be projected onto the longitudinal axis of actual stent. As a result, two position error components were obtained per simulated stent : (i) a longitudinal position error e_L, along the stent longitudinal axis and (ii) a transverse position error e_T, normal to this axis (Figure 5.7). This decomposition was chosen as the longitudinal position error is meaningful for practioners and sizing problematic. Stent diameters could also be obtained as the mean distance of the stent centreline to the stent barycentre, in the plane normal to the stent longitudinal axis. A relative diameter error e_D for each simulated stent was computed as the diameter gap between simulations and scans, normalised by the actual stent diameter.

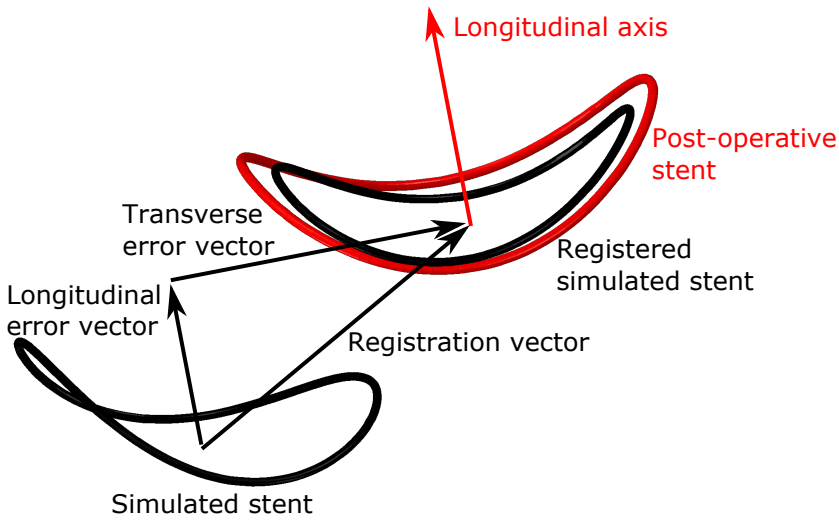


FIGURE 5.7 – Computation of longitudinal and transverse position errors for each simulated stent. Translation vector, from the registration of the simulated stent onto the post-operative stent, decomposed in two error vectors, along and perpendicular respectively to the longitudinal axis of the post-operative stent.

5.2.3 Results

5.2.3.1 Qualitative agreement

A comparison of actual and simulated stent positions is shown in Figure 5.8, first highlighting the good qualitative simulation accuracy :

— For the *in vivo* case (case 1), the position and shape of the stents of the main body were well reproduced by the simulation. Distal stents of the left iliac extension were deployed at the right location and had similar shape as in the post-operative scanner. However, their deployed orientation is not accurate. The right limbs presented the highest discrepancies compared to the postoperative scanner. Stents are shifted to the back of the patient. The right iliac artery was not straightened enough by the deployment of the limb compared to the scanner.

— For the *in vitro* case (case 2), there was a very good agreement between the simulated stent positions and the tomography scan. Nearly perfect agreement can be noticed in the left iliac limb. In the main body, the orientation of the stents was also very well predicted. Overall SG length, from most proximal to most distal stents, was correctly simulated. The only noticeable discrepancies were located in the aneurysmal sac, where the curvature of right iliac limb was slightly under predicted.

5.2.3.2 Quantitative validation

Stent positions and diameter errors, shown in Figure 5.9, quantitatively confirmed the qualitative trends above given :

— For the *in vivo* case 1, absolute values of longitudinal position error e_L were under 4 mm, except for stents of right iliac limbs where it rose up to 11.8 mm. The observation was similar for the transverse position error e_T. Highest values, up to 15.3 mm, were located at the proximal extremity of the right iliac extension whereas it did not exceed 6 mm elsewhere. Almost all stents had a relative diameter error e_D smaller than 10 %, the only exception being the four distal stents in the right iliac artery where the maximum error is 19.7 %.

— For the *in vitro* case 2, absolute values of e_L were less than 2 mm for all the stents of the main body and left iliac limb. The right iliac limb and the extension showed slightly higher errors, but less than 4 mm out of overlapping area and up to 10.6 mm in the docking zone. For all the stents out of overlapping zones, transverse position error e_T was less than 3 mm. Maximum e_T values, up to 7.1 mm, were found in the aneurysmal sac and in the left stump of the main body. Most stents with $e_D > 5\%$ were stents deployed inside another module.

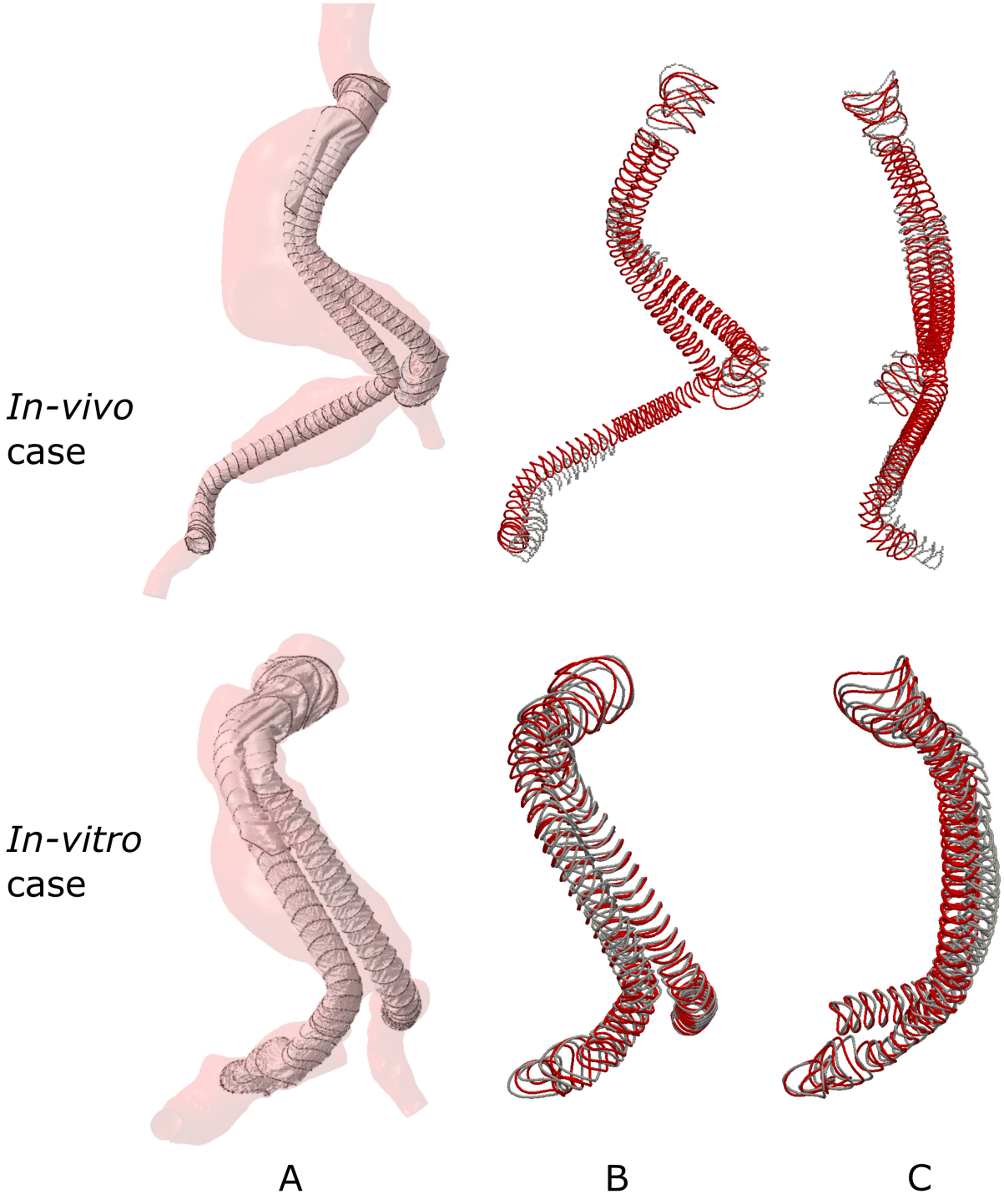


FIGURE 5.8 – Simulation results for *in vivo* and *in vitro* cases. Simulated deformed geometries of SG and arterial wall (A), front view (B) and side view (C) of the qualitative comparison of the simulations (red) and post-operative scans (grey).

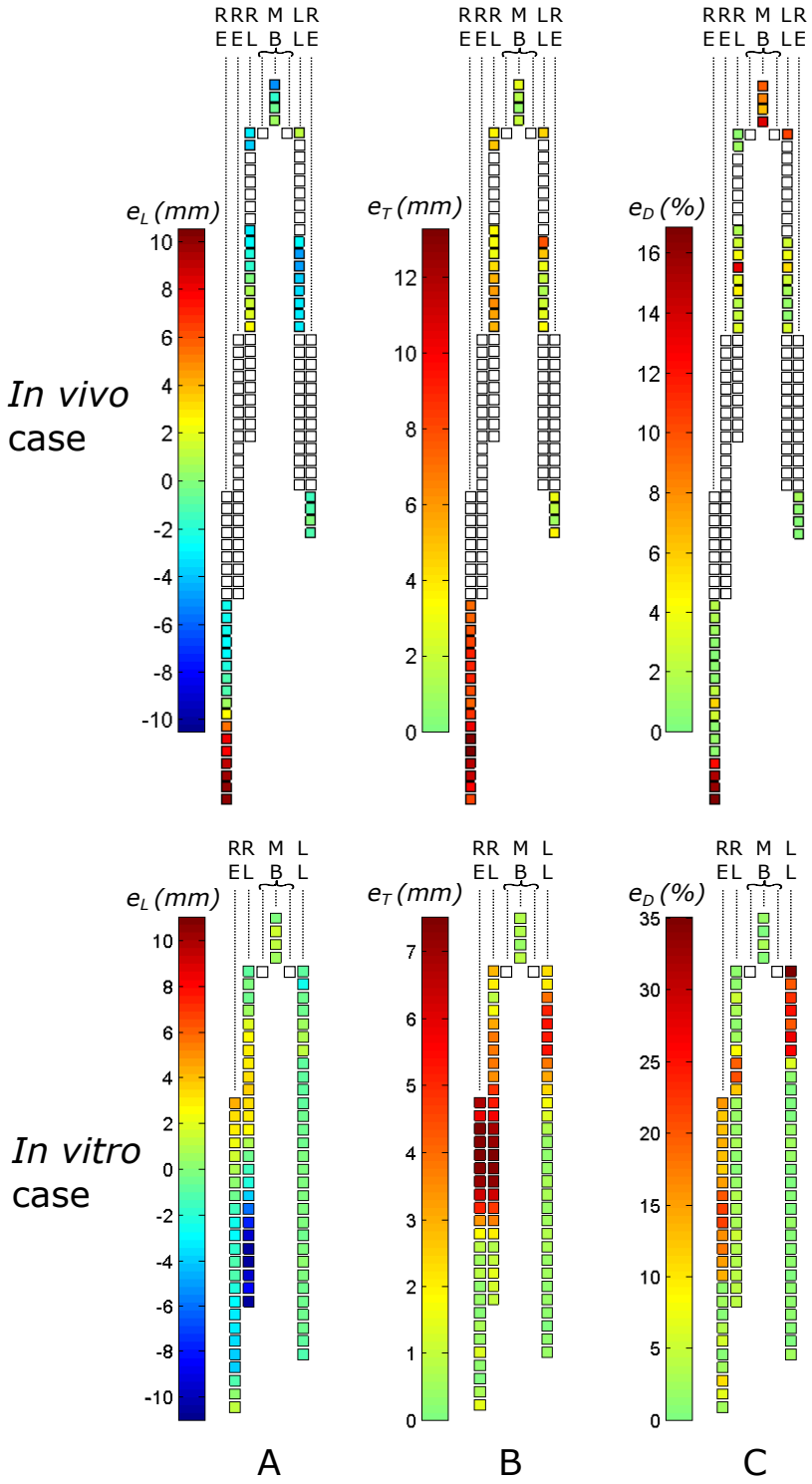


FIGURE 5.9 – Simulation errors (longitudinal position e_L (A), transverse position e_T (B) and relative diameter e_D (C) errors) for each stent of the two cases. The color of each square represents the error value for one stent ; columns represent SG modules (RE : right limb extension ; RL : right limb ; MB : main body with its two stumps ; LL : left limb ; LE : left limb extension). White squares represent stents which could not be segmented on the post-operative scan and were therefore excluded from statistics.

Overall, as shown in Table 5.4, mean results were slightly better in the *in vivo* case than in the *in vitro* case including all stents. In both simulations, mean stents longitudinal position error e_L was smaller than 1.0 mm and mean transverse position error e_T less than 2.5 mm. Maximum stent position error was higher for case 1, especially for e_T. Relative diameter error e_D was higher for the *in vitro* case with all stents included : mean value was 7.0 ± 8.2 mm and maximum value 35.5 %. However, exclusion of overlapping stents significantly improved the results in *in vitro* case 2. Mean values of all three errors decreased by more than 50 %, to the same level or under mean error values found in the *in vivo* case. A similar trend could be observed for maximum errors : maximum e_L was reduced to -4.1 mm, maximum e_T to 4.5 mm and maximum e_D to 20.3 %. When excluding overlapping stents, maximum position errors were now significantly smaller than in case 1 where their values are 11.8 mm and 15.3 mm for e_L and e_T respectively.

Clinical case	*In vivo* case Excluding overlapping stents	*In vitro* All stents included	*In vitro* case Excluding overlapping stents
Stents position error along the centerline (mm) :			
Mean ± standard deviation	0.1 ± 2.1	-1.0 ± 3.2	-0.4 ± 1.7
Maximum	11.8	-10.6	-4.1
Stents position error perpendicularly to the centerline (mm) :			
Mean ± standard deviation	1.5 ± 3.2	2.5 ± 2.3	1.0 ± 1.1
Maximum	15.3	7.1	4.5
Stents diameter relative error (%) :			
Mean ± standard deviation	1.1 ± 3.2	7.0 ± 8.2	3.2 ± 4.9
Maximum	19.7	35.5	20.3

TABLE 5.4 – Mean, standard and maximum errors over all stents for *in vivo* and *in vitro* cases, with or without accounting for overlapping stents.

5.2.4 Discussion

In this study, we simulated the deployment of SGs, with a challenging design to model, inside patient-specific AAAs that were chosen for their complex and tortuous geometries. Two deployment simulations were undertaken. The first one reproduced a real clinical case where the patient had EVAR surgery. The second one modelled SG *in vitro* deployment by a surgeon,

in a plastic phantom of a real AAA geometry, to investigate the influence of the biomechanical environment of the aorta on simulation results. The simulation methodology was already used successfully in another study [Perrin 15a], however the present work demonstrates the methodology ability to simulate SG deployed shapes even for the most difficult clinical cases. It highlights how simulation could eventually help practioners doing the pre-operative planning of patients with complex anatomies who are prone to develop post-operative complications.

Stents superimposition from simulations and actual *in vivo* or *in vitro* deployments gave a first insight on the validation of the methodology on these complex cases. Visually, stents positions were globally well reproduced. In the *in vivo* case 1, some mismatches could be found at the distal extremities of iliac limbs. In the left iliac, stents locations and shapes were correctly simulated whereas the stents seemed to have two possible orientations to achieve equivalent equilibrium states ; the simulation did not lead to the one obtained after surgery. In the right iliac artery, mismatched positions were observed. Artery straightening, potentially caused by stiff guidewire insertion during actual surgery, was not reproduced and might explain such difference. In the *in vitro* case 2, the only visible mismatch was in the aneurysmal sac, where stents were free to move and the lack of constraints did not permit the simulation to obtain the good matching otherwise seen in all other parts of the SG.

The quantitative evaluation of stents position errors demonstrated that overall simulation accuracy was equivalent in the *in vivo* and *in vitro* cases. In both cases, most longitudinal position error e_L values were below 5 mm, which can be an acceptable per-operative precision for surgeons and therefore a good accuracy threshold for simulation. However, despite mean e_L being even slightly lower in the *in vivo* case 1 than in the *in vitro* case 2, more e_L values were above 5 mm and maximum e_L was higher in case 1 than in case 2. This difference between cases was emphasised when excluding overlapping stents from *in vitro* results, like it had to be done in the *in vivo* case due to intractable segmentation. Actually, higher errors in the *in vitro* case 2 were mainly located in overlapping zones where parts in contact were numerous and contact nonlinearities difficult for the simulation to solve properly. On the contrary, simplifications when modelling the biomechanical behaviour and environment of the aorta in the *in vivo* case 1 could have led to local discrepancies, making maximum e_L rise. Another cause could be the lack of vessel straightening due to stiff guidewires in our simulations.

Low values of transverse position error e_T were observed, even in the aneurysmal sac. Only high values of e_T were measured in the right iliac artery of case 1, where the vessel was much deformed by the actual surgery. Mean relative diameter errors e_D were small in cases 1 and 2. In case 1, higher diameter error values were located at the distal extremity of the right iliac limb, probably because of inaccurate mechanical properties of the arterial wall or missing modelling of the biomechanical environment, that may also have contributed to e_L high values in this area. In case 2, high e_D values were located in overlapping regions, where contact complexity and absence of stents in main body stumps could have led to overestimated stent diameters.

The main difference between *in vivo* and *in vitro* cases lies in local high errors in the first case, especially in iliac arteries. Homogenous modelling of arterial wall mechanical properties could locally differ from the actual tissues properties in the *in vivo* case, whereas the phantom was rigid and did not produce local discrepancies. Therefore, simulation could benefit from more precise arterial wall modelling. Taking into account wall thickness variations, presence of calcifications or intra-luminal thrombus are suitable ways to reduce high stent position errors which restrain the efficiency of this methodology in complex *in vivo* cases. Moreover, simulating guidewires insertion and induced arterial wall deformations could improve simulation accuracy in iliac arteries [Gindre 15].

The fairly good results gained in this study support that numerical simulations are able to predict EVAR procedures in complex anatomies. However, additional clinical cases would be required to improve the predictability and reproducibility of the methodology, for a potential clinical use. Among them, it could be interesting to investigate fenestrated SGs, branched SGs or chimney technique, as practitioners could also benefit from the simulation to help them design the specific SGs to be used in these procedures.

Another possible application of these simulations is the prediction of complications. At the moment, simulation results could be post-processed to estimate luminal areas along the vessel centreline [De Bock 12b,Demanget 13] and stents apposition defects [De Bock 14a,Perrin 15b]. These estimates could point out possible SG kink, gap between SG and arterial wall or collateral artery coverage, and thus potential risk of thrombosis, endoleak or artery occlusion. Additionally, a computer fluid dynamics (CFD) simulation [Kandail 14], or even a fluid structure interaction (FSI) simulation [Prasad 13], could be performed after simulating the SG deployment to obtain a finer assessment of these complication risks.

Among the challenges to address, reducing the computational cost of present simulation is of first importance. Strongly non-linear mechanical phenomena, like textile wrinkles or multi-body contacts, require highly refined finite element meshes and resolution with an explicit solver. This permits to reach the remarkable precision obtained in the simulations of this study. The downside is that simulations may last more than 40 hours on a 12 cores computer (Intel Xeon, 2.7 GHz). Such computation time is not compatible with clinical routine. Work is currently in progress in our group to reduce the computation time with model reduction techniques.

5.2.5 Conclusion

Pre-operative planning of endovascular surgery can become extremely complicated when patients have adverse anatomies, for example tortuous vessels. In these complex cases which are more prone to complications, a predictive tool, which could provide information on stent-graft deployment, would be helpful for practitioners to confirm patient eligibility and device choice, besides reducing post-operative complications. In this study, we have applied a finite-element method to simulate actual deployment of flexible stent-grafts in two patients with tortuous

vessels. As proven in this study with a qualitative and quantitative retrospective comparison based on post-operative scans, numerical simulations are robust and accurate enough to predict stent-graft deployment in challenging cases with complex anatomies and highly sophisticated stent-grafts.

5.3 Synthèse

La méthodologie de simulation a été appliquée dans cette étude sur deux cas très complexes, en raison de la tortuosité des vaisseaux sanguins et de la conception des EPs. La première simulation reproduit le cas clinique réel d'un patient, la deuxième modélise le largage *in vitro* d'une EP dans un fantôme en polymère rigide dont la géométrie provient de l'anévrisme d'un patient. Ce second cas permet de s'affranchir des inconnues biomécaniques du corps humain afin d'étudier leur influence sur la précision des résultats numériques.

De manière identique au Chapitre 4, la validation de la méthodologie a été effectuée grâce à des comparaisons qualitatives et quantitatives de la position déployée des stents dans la simulation par rapport à celle observée sur le scanner post-opératoire. Dans le cas *in vitro*, ce scanner médical a été remplacé par un scanner par un microtomographe, permettant d'obtenir une représentation 3D fine de l'EP déployée dans le fantôme. La superposition de la majorité des stents de la simulation sur ceux du scanner dans le cas *in vitro* a conforté l'emploi de la méthodologie pour simuler le déploiement d'EPs dans des cas tortueux, surtout si les conditions aux limites sont bien déterminées. C'est aussi le cas pour la simulation *in vivo*, malgré des écarts locaux qui ont pu être observés entre simulation et scanner post-opératoire.

Le calcul des erreurs de position des stents a montré qu'en moyenne la simulation reproduisait avec une bonne précision le positionnement de l'EP, dans les deux cas simulés. Dans le cas *in vitro*, les hautes valeurs d'erreur en position le long de la ligne centrale, supérieures à 5mm, ont été observées dans les zones de chevauchement des modules d'EP, où la simulation ne parvient pas correctement à reproduire les phénomènes de glissement entre modules qui peuvent s'y produire. Similairement, ces zones présentent les plus fortes erreurs en diamètre, en raison de la complexité à reproduire numériquement tous les contacts qui y sont présents. Les écarts visuels locaux du cas *in vivo* se traduisent par une forte valeur de l'erreur maximum de position des stents. Cette dernière se situe à l'extrémité distale du jambage iliaque droit. Les hypothèses émises concernant la cause de cette erreur sont la modélisation grossière du comportement de l'artère iliaque ainsi que la non prise en compte du redressement de l'artère par l'introduction des outils tels que le guide rigide, qui peut être influent dans des géométries artérielles aussi tortueuses.

Les limitations de la méthodologie en terme de précision sont donc observées à deux niveaux : dans les zones de chevauchement des modules d'EP et dans les tortuosités des artères iliaques. Un raffinement de la modélisation de la paroi artérielle, avec des variations locales de comportement mécanique et l'ajout de conditions aux limites dues à la présence d'artères collatérales

et de la colonne vertébrale, accompagné d'une meilleure description des interactions entre les modules d'EP sont souhaitables pour améliorer la méthodologie dans ces cas tortueux. L'ajout d'une étape de montée d'outil pourrait aussi être bénéfique et doit être investiguée. Malgré des imprécisions locales, cette étude a montré que la méthodologie de simulation peut être employée dans des cas complexes difficiles en raison de la morphologie des vaisseaux et du comportement de l'EP. Plus de simulations sur cas cliniques réels sont cependant nécessaires pour démontrer la capacité de la méthode à simuler le déploiement d'EP dans n'importe quelle configuration. Enfin, la problématique majeure de ces simulations reste son application dans un cadre clinique. La reproduction dans les simulations de complications observées chez des patients pourrait confirmer son très fort intérêt clinique, et la réduction du temps de calcul pourrait favoriser son intégration dans l'agenda très contraint des praticiens.

Conclusion générale

Synthèse générale

Les anévrismes de l'aorte abdominale doivent être traités avant une rupture le plus souvent mortelle. Il existe pour cela deux chirurgies, dont l'une nommée chirurgie endovasculaire est moins traumatisante pour le patient lors de l'opération. Cependant, cette chirurgie souffre d'un taux de complications relativement plus élevé, donnant lieu à des interventions secondaires qui limitent en partie son intérêt clinique et économique. Dans ce cadre, la simulation numérique par la méthode des éléments finis a un fort potentiel pour reproduire *in silico* la chirurgie endovasculaire et détecter les complications possibles, dont les origines sont essentiellement mécaniques. L'objectif de cette thèse était donc d'outrepasser certaines limitations des études parues dans la littérature, dont les modélisations des AAAs et des EPs ne permettent pas de simuler des cas cliniques réels, afin de se rapprocher de la réalisation potentielle d'un outil d'aide au chirurgien lors du planning pré-opératoire.

L'un des principaux résultats des travaux entrepris est la conception d'une méthodologie permettant de déployer numériquement des endoprothèses bifurquées, composées de plusieurs modules, dans des AAAs de géométries quelconques. Cette méthodologie repose sur un algorithme permettant de déformer l'arbre artériel jusqu'à ce qu'il entoure l'EP. La simulation par la méthode des éléments finis de la déformation inverse permet de retourner à la géométrie pré-opératoire et de déployer l'endoprothèse, contrainte par contact de rester à l'intérieur des artères. La simulation calcule aussi les déformations des artères induites par la présence de l'endoprothèse.

Toutes les données anatomiques nécessaires à cette méthodologie, pour générer des modèles personnalisés de l'arbre artériel des patients, peuvent être extraites de scanners pré-opératoires. Ces derniers sont actuellement obtenus pour tous les patients souffrant d'un AAA. L'emploi de cette méthodologie lors du planning pré-opératoire est donc envisageable de ce point de vue. Concernant les endoprothèses, deux méthodes ont été employées pour obtenir leurs modélisations numériques : une collaboration avec le fabricant qui possédait déjà ces données, ou l'imagerie microtomographique accompagnée d'essais mécaniques sur des échantillons d'endoprothèses fournis par un fabricant. Enfin, les dernières données nécessaires sont les positions respectives des modules de l'endoprothèse et des artères. Dans cette étude, elles ont été mesu-

rées sur le scanner post-opératoire des patients. Dans le cadre potentiel d'une étude prospective ou d'une utilisation en planning pré-opératoire, elles devraient être choisies par le praticien.

La chirurgie endovasculaire a été reproduite *in-silico* dans cinq cas cliniques, dans lesquels des endoprothèses de deux fabricants ont été déployées. Les résultats de simulation ont alors été comparés aux scanners post-opératoires réels, sur la base de la position des stents, afin de valider la méthodologie et ses hypothèses, de prouver sa précision et de démontrer sa robustesse dans des cas cliniques complexes. Les erreurs de position des stents commises dans les simulations sont de l'ordre de quelques millimètres, ce qui confirme la capacité de la méthodologie à simuler des cas cliniques réels, avec une précision jugée acceptable par comparaison à la précision du geste chirurgical lui-même. Les résultats obtenus sur le cas clinique dont la chirurgie a été reproduite *in-vitro* sont sensiblement meilleurs. Les inconnues biomécaniques du corps humain sont donc responsables d'une bonne part de l'imprécision des simulations ; les hypothèses simplificatrices de la méthodologie de déploiement ne sont pas intrinsèquement sources majeures d'erreurs. Enfin, la simulation a pu être appliquée à un cas très complexe, dont les artères étaient tortueuses et pour lequel six modules ont été déployés pendant la chirurgie. La méthodologie est donc apte à simuler les cas les plus difficiles, où le bénéfice pour les praticiens hospitaliers serait le plus grand.

Perspectives

Malgré les résultats obtenus qui démontrent la viabilité de la méthodologie employée, les pistes d'améliorations sont nombreuses. Elles seront présentées de façon hiérarchisées, des perspectives les plus simples et rapides à mettre en œuvre *a priori* à celles de plus long terme.

Dans un premier temps, le réalisme biomécanique des simulations pourrait être amélioré, afin d'obtenir une précision meilleure encore. Les propriétés mécaniques des artères pourraient être différenciées selon les régions de l'arbre artériel, pour prendre en compte les variations spatiales de la rigidité de la paroi. L'aorte et les artères iliaques, les régions de la paroi artérielle saine et pathologique, calcifiée ou non sont distinguables sur le scanner pré-opératoire et donc modélisables séparément. De plus, le thrombus intra-luminal devrait être modélisé dans certaines simulations pour étudier son impact probable sur les résultats. Des propriétés mécaniques locales pourraient aussi être à terme assignées à chaque élément fini constituant les artères, grâce au développement de techniques permettant d'obtenir ces données à partir de l'imagerie médicale [Franquet 13, Reeps 13]. Ces progrès dans l'identification des propriétés mécaniques conduiraient aussi à modéliser de manière personnalisée la mécanique des artères. De manière similaire, les variations locales d'épaisseur de la paroi artérielle pourraient être prises en compte [Raut 15].

Les conditions aux limites du modèle ont été choisies pour être très simples et reproductibles aisément quel que soit le patient. Cependant, cela peut être l'une des causes de disparités

locales entre simulations et scanners post-opératoires. Il serait intéressant d'étudier l'impact de conditions aux limites plus réalistes sur les résultats de simulation. Par exemple, les artères collatérales, qui soutiennent l'aorte, pourraient être représentées par des connecteurs élastiques. D'autres travaux ont aussi pris en compte l'influence de la colonne vertébrale et des tissus mous la liant à l'aorte [Gindre 15].

Parmi les travaux encore à fournir, il est nécessaire de citer l'application de la méthodologie de simulation à un plus grand nombre de patients. Cinq cas cliniques ont pu être simulés avec succès dans cette thèse, mais la fiabilité et la répétabilité de la méthodologie doivent être prouvées à plus grande échelle. Une étude prospective est à envisager, pour vérifier que la simulation peut être prédictive seulement à partir du scanner du patient et du planning pré-opératoire du praticien, sans avoir accès à aucune donnée post-opératoire. Il serait aussi particulièrement intéressant de simuler des cas cliniques dans lesquels ont été détectées des complications post-opératoires, dans le but de valider la capacité de la simulation à prédire ou estimer le risque de complication.

La méthodologie développée n'est pas seulement applicable aux anévrismes infra-rénaux mais possède un réel potentiel pour d'autres chirurgies endovasculaires. Son intérêt est très grand dans le cas des interventions mettant en jeu les artères rénales. L'utilisation d'endoprothèses fenêtrées nécessite de positionner de façon personnalisée les fenêtres, ce qui peut obliger le fabricant à concevoir un modèle en polymère plastique de l'anatomie du patient pour valider le design de l'endoprothèse. La simulation pourrait alors permettre de placer plus précisément les fenêtres et de valider numériquement leur positionnement. Cela réduirait fortement la complexité du dimensionnement de ces endoprothèses, les délais de fabrication et les problèmes de positionnement per-opératoire. Le bénéfice pour les endoprothèses branchées ou possédant des cheminées serait aussi important. Enfin, une extension de la méthodologie à l'aorte thoracique est envisageable rapidement. La difficulté est supérieure pour l'adapter aux cas des dissections aortiques, où la rupture partielle de la paroi artérielle provoque l'apparition d'un second chemin de circulation sanguine (faux chenal). L'intérêt de la simulation dans ces cas cliniques est cependant élevé, notamment pour modéliser la réduction de la lumière du faux chenal et la pression qu'il subit de la part de l'endoprothèse.

L'une des limitations actuelles de la simulation, contraignante dans le cas d'une application en routine clinique, est le temps de calcul nécessaire à l'obtention des résultats de simulation. Une perspective importante de cette thèse est l'accélération des calculs. Elle sera obtenue naturellement par les progrès techniques du matériel informatique (meilleurs processeurs, calcul GPU) mais d'autres pistes sont envisageables en parallèle. La réduction de modèle, notamment concernant les endoprothèses, est l'un d'elles actuellement en cours d'investigation dans notre centre de recherche. D'autres pistes peuvent aussi être mises en œuvre relativement rapidement pour voir leur influence sur la rapidité des simulations, comme entre autres l'optimisation de paramètres de simulation (pas de temps, damping, mass scaling) et l'utilisation pour le

textile d'éléments se comportant différemment en traction et compression [Debusschere 15]. De plus, on peut citer des méthodes de type NURBS (analyse isogéométrique par exemple), ou d'extrapolation de simulations personnalisées à partir d'une base de résultats dans l'espace des patients, qu'il serait intéressant de mettre en place pour évaluer leur pertinence et leur rapidité.

D'autres simulations pourraient venir en complément de celles de déploiement d'endoprothèses. Des calculs d'interaction fluide-structure ou de mécanique des fluides, à partir de la géométrie larguée de l'endoprothèse dans les artères, donneraient un aperçu de l'hémodynamique dans l'endoprothèse et permettraient de mettre directement en évidence des phénomènes d'endofuite ou de thrombose, prédictifs de complications réelles chez le patient si ce type de simulation est utilisé en planning pré-opératoire. De plus, les contraintes dans la paroi anévrismale seraient calculées avec précision, donnant ainsi de la matière à l'étude de l'évolution des anévrismes et leur remodelage, notamment au niveau du collet proximal. Enfin, des études numériques de comportement en fatigue de l'EP sous l'action cyclique du sang fourniraient potentiellement des indications précieuses sur l'évolution à plus long terme du traitement endovasculaire chez les patients.

La finalité de ces travaux de recherche appliquée réside dans leur transfert et leur application dans le monde médical, pour améliorer le planning pré-opératoire des praticiens, le dimensionnement des endoprothèses selon les patients et réduire les complications et la morbidité post-opératoire de la chirurgie endovasculaire. A terme, la perspective majeure de cette thèse est donc le développement d'un outil d'aide à la décision qui puisse être accessible aux chirurgiens en planning pré-opératoire. Une version de cet outil pourrait aussi permettre aux fabricants d'endoprothèses de tester de nouvelles conceptions et ainsi d'améliorer les performances de ces dispositifs chez les patients. Enfin, si les développements exposés précédemment ont pu être réalisés, ces simulations seraient idéalement utilisées lors de l'opération chirurgicale elle-même, en temps réel pour fournir une visualisation en 3D de l'intervention et valider des actes bien précis (largage du premier stent de l'EP, positionnement de fenêtres par exemple) lors de l'intervention.

Bibliographie

[Aburahma 11] Ali F. Aburahma, John E. Campbell, Albeir Y. Mousa, Stephen M. Hass, Patrick a. Stone, Akhilesh Jain, Aravinda Nanjundappa, L. Scott Dean, Tammi Keiffer & Joseph Habib. *Clinical outcomes for hostile versus favorable aortic neck anatomy in endovascular aortic aneurysm repair using modular devices.* Journal of Vascular Surgery, vol. 54, no. 1, pages 13–21, 2011.

[Ailawadi 03] Gorav Ailawadi, Jonathan L. Eliason & Gilbert R. Upchurch. *Current concepts in the pathogenesis of abdominal aortic aneurysm.* Journal of Vascular Surgery, vol. 38, no. 3, pages 584–588, 2003.

[Albertini 01] J N Albertini, J. A. Macierewicz, S W Yusuf, P W Wenham & B R Hopkinson. *Pathophysiology of proximal perigraft endoleak following endovascular repair of abdominal aortic aneurysms : A study using a flow model.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 22, no. 1, pages 53–56, jul 2001.

[Albertini 05] Jean-Noël Albertini, Maria-Angela DeMasi, Jan Macierewicz, Redouane El Idrissi, Brian R Hopkinson, Claude Clément & Alain Branchereau. *Aorfix stent graft for abdominal aortic aneurysms reduces the risk of proximal type 1 endoleak in angulated necks : bench-test study.* Vascular, vol. 13, no. 6, pages 321–326, 2005.

[Albertini 06] J N Albertini, T Perdikides, C V Soong, R J Hinchliffe, M Trojanowska & S W Yusuf. *Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms in patients with severe angulation of the proximal neck using a flexible stent-graft : European Multicenter Experience.* The Journal of Cardiovascular Surgery, vol. 47, no. 3, pages 245–250, 2006.

[Auricchio 97] Ferdinando Auricchio, Robert L. Taylor & Jacob Lubliner. *Shape-memory alloys : macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior.* Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, vol. 146, no. 3-4, pages 281–312, jul 1997.

[Auricchio 11] F Auricchio, M Conti, M De Beule, G De Santis & B Verhegghe. *Carotid artery stenting simulation : from patient-specific images to finite element analysis.* Medical Engineering and Physics, vol. 33, no. 3, pages 281–9, apr 2011.

[Auricchio 13] F Auricchio, M Conti, S Marconi, A Reali, Jip L Tolenaar & S Trimarchi. *Patient-specific aortic endografting simulation : From diagnosis to prediction.* Computers in Biology and Medicine, vol. 43, no. 4, pages 386–94, may 2013.

[Auricchio 15] Ferdinando Auricchio, Michele Conti, Anna Ferrara & Ettore Lanzarone. *A clinically applicable stochastic approach for noninvasive estimation of aortic stiffness using computed tomography data.* IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, vol. 62, no. 1, pages 176–87, jan 2015.

[Avril 13] Stéphane Avril, Pierre Badel, Mohamed Gabr, Michael a Sutton & Susan M Lessner. *Biomechanics of porcine renal arteries and role of axial stretch.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 135, no. 8, page 81007, aug 2013.

[Banno 14] H Banno, H Kobeiter, J Brossier, J Marzelle, E Presles & J-P Becquemin. *Inter-observer variability in sizing fenestrated and/or branched aortic stent-grafts.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 47, no. 1, pages 45–52, jan 2014.

[Bartoli 12] Michel a. Bartoli, Benjamin Thevenin, Gabrielle Sarlon, Roch Giorgi, Jean Noël Albertini, Gilles Lerussi, Alain Branchereau & Pierre-Edouard Edouard Magnan. *Secondary procedures after infrarenal abdominal aortic aneurysms endovascular repair with second-generation endografts.* Annals of Vascular Surgery, vol. 26, no. 2, pages 166–174, feb 2012.

[Bathe 08] Mark Bathe, Claus Heussinger, Mireille M.A.E. Claessens, Andreas R Bausch & Erwin Frey. *Cytoskeletal bundle mechanics.* Biophysical Journal, vol. 94, no. 8, pages 2955–2964, apr 2008.

[Baum 03] Richard A Baum, S William Stavropoulos, Ronald M Fairman & Jeffrey P Carpenter. *Endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms.* Journal of Vascular and Interventional Radiology, vol. 14, no. 9, pages 1111–1117, sep 2003.

[Bonaretti 11] Serena Bonaretti, Christof Seiler, Christelle Boichon & B Philippe. *Mesh-based vs . image-based statistical appearance model of the human femur : a preliminary comparison study for the creation of finite element meshes.* Mesh Processing in Medical Image Analysis MICCAI 2011 workshop, 2011.

[Brewster 03] David C. Brewster, Jack L. Cronenwett, John W. Hallett, K. Wayne Johnston, William C. Krupski & Jon S. Matsumura. *Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms : Report of a subcommittee of the Joint*

Council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery. Journal of Vascular Surgery, vol. 37, no. 5, pages 1106–1117, 2003.

[Brown 99] L C Brown & J T Powell. *Risk factors for aneurysm rupture in patients kept under ultrasound surveillance. UK Small Aneurysm Trial Participants.* Annals of Surgery, vol. 230, no. 3, pages 289–296 ; discussion 296–297, 1999.

[Carroccio 02] Alfio Carroccio, Peter L Faries, Nicholas J Morrissey, Victoria Teodorescu, James A. Burks, Edwin C Gravereaux, Larry H. Hollier & Michael L. Marin. *Predicting iliac limb occlusions after bifurcated aortic stent grafting : Anatomic and device-related causes.* Journal of Vascular Surgery, vol. 36, no. 4, pages 679–684, oct 2002.

[Chakfé 04] N Chakfé, F Dieval, G Riepe, D Mathieu, I Zbali, F Thaveau, C Heintz, J-G Kretz & B Durand. *Influence of the textile structure on the degradation of explanted aortic endoprostheses.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 27, no. 1, pages 33–41, jan 2004.

[Chandra 13] Santanu Chandra, Samarth S. Raut, Anirban Jana, Robert W Biederman, Mark Doyle, Satish C. Muluk & Ender A. Finol. *Fluid-structure interaction modeling of abdominal aortic aneurysms : The impact of patient-specific inflow conditions and fluid/solid coupling.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 135, no. 8, page 081001, jun 2013.

[Chang 06] Bi-Chiau Chang, John a. Shaw & Mark a. Iadicola. *Thermodynamics of Shape Memory Alloy wire : Modeling, experiments, and application.* Continuum Mechanics and Thermodynamics, vol. 18, no. 1-2, pages 83–118, jul 2006.

[Chang 13] Robert W Chang, Philip Goodney, Lue-Yen Tucker, Steven Okuhn, Hong Hua, Ann Rhoades, Nayan Sivamurthy & Bradley Hill. *Ten-year results of endovascular abdominal aortic aneurysm repair from a large multicenter registry.* Journal of Vascular Surgery, vol. 58, no. 2, pages 324–32, may 2013.

[Cheng 08] Stephen W K Cheng, Edward S K Lam, George S K Fung, Pei Ho, Albert C W Ting & Kwok W Chow. *A computational fluid dynamic study of stent graft remodeling after endovascular repair of thoracic aortic dissections.* Journal of vascular surgery, vol. 48, no. 2, pages 303–9 ; discusion 309–10, aug 2008.

[Choudhury 11] M K Choudhury, S V Modak & T K Kundra. Dynamics of Civil Structures, Volume 4, volume 4 of *Conference Proceedings of the Society for Experimental Mechanics Series.* Springer New York, New York, NY, 2011.

[Churchill 09] C. B. Churchill, J. A. Shaw & M. A. Iadicola. *Tips and tricks for characterizing shape memory alloy wire : Part 3-localization and propagation phenomena.* Experimental Techniques, vol. 33, no. 5, pages 70–78, sep 2009.

[Churchill 10] C.B. Churchill, J.a. Shaw & M.a. Iadicola. *Tips and tricks for characterizing shape memory alloy wire : Part 4-thermo-mechanical coupling.* Experimental Techniques, vol. 34, no. 2, pages 63–80, mar 2010.

[Cochennec 07] F Cochennec, J.P. Becquemin, P Desgranges, E Allaire, H Kobeiter & F Roudot-Thoraval. *Limb graft occlusion following EVAR : Clinical pattern, outcomes and predictive factors of occurrence.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 34, no. 1, pages 59–65, jul 2007.

[Conway 01] K. P. Conway, J. Byrne, M. Townsend & I. F. Lane. *Prognosis of patients turned down for conventional abdominal aortic aneurysm repair in the endovascular and sonographic era : Szilagyi revisited ?* Journal of Vascular Surgery, vol. 33, pages 752–757, 2001.

[Cosford 07] Paul A Cosford, Gillian C Leng & Justyn Thomas. *Screening for abdominal aortic aneurysm.* In Paul A Cosford, editeur, Cochrane Database of Systematic Reviews, volume 159, pages 5108–5110. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK, apr 2007.

[De Bock 12a] S. De Bock, F. Iannaccone, G. De Santis, M. De Beule, P. Mortier, B. Verhegghe & P. Segers. *Our capricious vessels : The influence of stent design and vessel geometry on the mechanics of intracranial aneurysm stent deployment.* Journal of Biomechanics, vol. 45, no. 8, pages 1353–1359, 2012.

[De Bock 12b] S De Bock, F Iannaccone, G De Santis, M De Beule, D Van Loo, D Devos, F Vermassen, P Segers & B Verhegghe. *Virtual evaluation of stent graft deployment : a validated modeling and simulation study.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 13, pages 129–39, sep 2012.

[De Bock 13] S De Bock, F Iannaccone, M De Beule, D Van Loo, F Vermassen, B Verhegghe & P Segers. *Filling the void : A coalescent numerical and experimental technique to determine aortic stent graft mechanics.* Journal of Biomechanics, vol. 46, no. 14, pages 2477–2482, sep 2013.

[De Bock 14a] S De Bock, F Iannaccone, M De Beule, F Vermassen, P Segers & B Verhegghe. *What if you stretch the IFU ? A mechanical insight into stent graft instructions for use in angulated proximal aneurysm necks.* Medical Engineering & Physics, sep 2014.

[De Bock 14b] Sander De Bock. *A (bio)mechanical analysis of stent grafts for the treatment of abdominal aortic aneurysms.* PhD thesis, 2014.

[De Bruin 10] Jorg L De Bruin, Annette F Baas, Jaap Buth, Monique Prinssen, Eric L G Verhoeven, Philippe W M Cuypers, Marc R H M van Sambeek, Ron Balm,

Diederick E Grobbee & Jan D Blankensteijn. *Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm.* The New England Journal of Medicine, vol. 362, no. 20, pages 1881–1889, 2010.

[Debusschere 15] Nic Debusschere, Patrick Segers, Peter Dubruel, Benedict Verhegghe & Matthieu De Beule. *A finite element strategy to investigate the free expansion behaviour of a biodegradable polymeric stent.* Journal of Biomechanics, vol. 48, no. 10, pages 2012–2018, jul 2015.

[Demanget 12a] Nicolas Demanget. *Analyse des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique : Application au traitement des anévrismes tortueux.* PhD thesis, 2012.

[Demanget 12b] Nicolas Demanget, Stéphane Avril, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Christian Geindreau, Jean-Noël Albertini & Jean-Pierre Favre. *Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 5, no. 1, pages 272–282, jan 2012.

[Demanget 12c] Nicolas Demanget, Pierre Latil, Laurent Orgéas, Pierre Badel, Stéphane Avril, Christian Geindreau, Jean-Noël Albertini & Jean-Pierre Favre. *Severe bending of two aortic stent-grafts : An experimental and numerical mechanical analysis.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 40, no. 12, pages 2674–2686, dec 2012.

[Demanget 13] Nicolas Demanget, Ambroise Duprey, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Stéphane Avril, Christian Geindreau, Jean-Noël Albertini & Jean-Pierre Favre. *Finite Element Analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 20, no. 4, pages 523–535, aug 2013.

[Diehm 08] Nicolas Diehm, Barry T. Katzen, Shaun Samuels, Constantino Pena, Alex Powell & Florian Dick. *Sixty-four-detector CT Angiography of Infrarenal Aortic Neck Length and Angulation : Prospective Analysis of Interobserver Variability.* Journal of Vascular and Interventional Radiology, vol. 19, no. 9, pages 1283–1288, sep 2008.

[Droc 12] Ionel Droc, Dieter Raithel & Blanca Calinescu. Aneurysm. InTech, aug 2012.

[Duerig 99] T Duerig, a Pelton & D Stöckel. *An overview of nitinol medical applications.* Materials Science and Engineering : A, vol. 273-275, pages 149–160, 1999.

[Favier 07] D. Favier, H. Louche, P. Schlosser, L. Orgéas, P. Vacher & L. Debove. *Homogeneous and heterogeneous deformation mechanisms in an austenitic polycrystalline Ti-50.8at.% Ni thin tube under tension. Investigation via temperature and strain fields measurements.* Acta Materialia, vol. 55, no. 16, pages 5310–5322, sep 2007.

[Figueroa 09] C Alberto Figueroa, Charles A Taylor, Victoria Yeh, Allen J Chiou & Christopher K Zarins. *Effect of curvature on displacement forces acting on aortic endografts : A 3-dimensional computational analysis.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 16, no. 3, pages 284–294, jun 2009.

[Figueroa 10] C Alberto Figueroa, Charles A Taylor, Victoria Yeh, Allen J Chiou, Madhu L Gorrepati & Christopher K Zarins. *Preliminary 3D computational analysis of the relationship between aortic displacement force and direction of endograft movement.* Journal of Vascular Surgery, vol. 51, no. 6, pages 1488–97 ; discussion 1497, jun 2010.

[Fillinger 03] Mark F. Fillinger, Steven P. Marra, M. L. Raghavan & Francis E. Kennedy. *Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation : Wall stress versus diameter.* Journal of Vascular Surgery, vol. 37, pages 724–732, 2003.

[Fillinger 04] Mark F. Fillinger, Jessica Racusin, Robert K. Baker, Jack L. Cronenwett, Arno Teutelink, Marc L. Schermerhorn, Robert M. Zwolak, Richard J. Powell, Daniel B. Walsh & Eva M. Rzucidlo. *Anatomic characteristics of ruptured abdominal aortic aneurysm on conventional CT scans : Implications for rupture risk.* Journal of Vascular Surgery, vol. 39, no. 6, pages 1243–1252, 2004.

[Franquet 13] Alexandre Franquet, Stéphane Avril, Rodolphe Le Riche, Pierre Badel, Fabien C Schneider, Zhi Yong Li, Christian Boissier & Jean Pierre Favre. *A new method for the in vivo identification of mechanical properties in arteries from cine MRI images : Theoretical framework and validation.* IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 32, no. 8, pages 1448–1461, aug 2013.

[Fransen 03] Gerdine A J Fransen, Pascal Desgranges, Robert J F Laheij, Peter L Harris & Jean-Pierre Becquemin. *Frequency, predictive factors, and consequences of stent-graft kink following endovascular AAA repair.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 10, no. 5, pages 913–918, oct 2003.

[García-Herrera 12] Claudio M. García-Herrera, Diego J. Celentano, Marcela a. Cruchaga, Francisco J. Rojo, José Miguel Atienza, Gustavo V. Guinea & José M. Goicolea. *Mechanical characterisation of the human thoracic descending aorta : experiments and modelling.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 15, no. 2, pages 185–193, 2012.

[Gasser 06] T Christian Gasser, Ray W Ogden & Gerhard a Holzapfel. *Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations.* Journal of the Royal Society, vol. 3, no. 6, pages 15–35, feb 2006.

[Gasser 08] T. Christian Gasser, Göray Görgülü, Maggie Folkesson & Jesper Swedenborg. *Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneu-*

rysm under static and pulsating mechanical loads. Journal of Vascular Surgery, vol. 48, no. 1, pages 179–188, 2008.

[Gee 10] M W Gee, Ch. Förster & 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, no. 1, pages 52–72, jan 2010.

[Georgakarakos 13] Efstratios Georgakarakos, Antonios Xenakis, Christos Manopoulos, George S. Georgiadis, Sokrates Tsangaris & Miltos Lazarides. *Geometric factors affecting the displacement forces in an aortic endograft with crossed Limbs : A computational study.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 20, no. 2, pages 191–199, apr 2013.

[Georgakarakos 14] E Georgakarakos, A Xenakis, G S Georgiadis, C Argyriou, G a Antoniou, N Schoretsanitis & M K Lazarides. *The hemodynamic impact of misalignment of fenestrated endografts : A computational study.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 47, no. 2, pages 151–9, feb 2014.

[Gijsen 08] Frank JH Gijsen, Francesco Migliavacca, Silvia Schievano, Laura Socci, Lorenza Petrini, Attila Thury, Jolanda J Wentzel, Anton FW van der Steen, Patrick WS Serruys & Gabriele Dubini. *Simulation of stent deployment in a realistic human coronary artery.* BioMedical Engineering OnLine, vol. 7, no. 1, page 23, jan 2008.

[Gindre 15] Juliette Gindre, Aline Bel-Brunon, Adrien Kaladji, Aurélien Duménil, Michel Rochette, Antoine Lucas, Pascal Haigron & Alain Combescure. *Finite element simulation of the insertion of guidewires during an EVAR procedure : example of a complex patient case, a first step toward patient-specific parameterized models.* International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, vol. 31, no. 7, pages n/a–n/a, jul 2015.

[Grassi 11] Lorenzo Grassi, Najah Hraiech, Enrico Schileo, Mauro Ansaloni, Michel Rochette & Marco Viceconti. *Evaluation of the generality and accuracy of a new mesh morphing procedure for the human femur.* Medical Engineering and Physics, vol. 33, no. 1, pages 112–120, jan 2011.

[Greenhalgh 04] R M Greenhalgh, L C Brown, G P S Kwong, J T Powell & S G Thompson. *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, no. 9437, pages 843–8, 2004.

[Greenhalgh 10] Roger M Greenhalgh, Louise C Brown, Janet T Powell, Simon G Thompson, David Epstein & Mark J Sculpher. *Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm.* The New England journal of medicine, vol. 362, no. 20, pages 1863–71, may 2010.

[Hall 06] Garrett J Hall & Eric P Kasper. *Comparison of element technologies for modeling stent expansion.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 128, no. 5, page 751, oct 2006.

[HAS 12] HAS. *Pertinence de la mise en place d'un programme de dépistage des anévrismes de l'aorte abdominale en France.* 2012.

[Haskett 10] Darren Haskett, Gregory Johnson, Aifang Zhou, Urs Utzinger & Jonathan Vande Geest. *Microstructural and biomechanical alterations of the human aorta as a function of age and location.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 9, no. 6, pages 725–36, dec 2010.

[Henderson 11] E Henderson, D H Nash & W M Dempster. *On the experimental testing of fine Nitinol wires for medical devices.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 4, no. 3, pages 261–8, apr 2011.

[Holzapfel 05] Gerhard A Holzapfel, Michael Stadler & Thomas C Gasser. *Changes in the mechanical environment of stenotic arteries during interaction with stents : Computational assessment of parametric stent designs.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 127, no. 1, pages 166–180, feb 2005.

[Holzapfel 10] Gerhard a Holzapfel & Ray W Ogden. *Modelling the layer-specific three-dimensional residual stresses in arteries, with an application to the human aorta.* Journal of The Royal Society Interface, vol. 7, no. 46, pages 787–799, may 2010.

[Horný 14] Lukáš Horný, Marek Netušil & Tereza Voňavková. *Axial prestretch and circumferential distensibility in biomechanics of abdominal aorta.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 13, no. 4, pages 783–799, oct 2014.

[Howell 07] Benjamin A Howell, Tom Kim, Angela Cheer, Harry Dwyer, David Saloner & Timothy A M Chuter. *Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 14, no. 2, pages 138–43, apr 2007.

[Johnston 91] K.Wayne Johnston, Robert B. Rutherford, M.David Tilson, Dhiraj M. Shah, Larry Hollier & James C. Stanley. *Suggested standards for reporting on arterial aneurysms.* Journal of Vascular Surgery, vol. 13, no. 3, pages 452–458, mar 1991.

[Kaladji 13] Adrien Kaladji, Aurélien Dumenil, Miguel Castro, Alain Cardon, Jean-Pierre Becquemin, Benyebka Bou-Saïd, Antoine Lucas & Pascal Haigron. *Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation.* Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 37, no. 2, pages 142–9, mar 2013.

[Kandail 14] Harkamaljot Kandail, Mohammad Hamady & Xiao Yun Xu. *Patient-specific analysis of displacement forces acting on fenestrated stent grafts for endo-*

vascular aneurysm repair. Journal of Biomechanics, vol. 47, no. 14, pages 3546–3554, aug 2014.

[Kent 10] K. Craig Kent, Robert M. Zwolak, Natalia N. Egorova, Thomas S. Riles, Andrew Manganaro, Alan J. Moskowitz, Annetine C. Gelijns & Giampaolo Greco. *Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals.* Journal of Vascular Surgery, vol. 52, no. 3, pages 539–548, 2010.

[Kim 02] J Kim, Y Kang, H Choi, S Hwang & B Kang. *Comparison of implicit and explicit finite-element methods for the hydroforming process of an automobile lower arm.* International Journal of Advanced Manufacturing Technology, vol. 20, pages 407–413, 2002.

[Kleinstreuer 07] C Kleinstreuer, Z Li & M a Farber. *Fluid-structure interaction analyses of stented abdominal aortic aneurysms.* Annual review of Biomedical Engineering, vol. 9, pages 169–204, 2007.

[Kleinstreuer 08] C Kleinstreuer, Z Li, C a Basciano, S Seelecke & M a Farber. *Computational mechanics of Nitinol stent grafts.* Journal of Biomechanics, vol. 41, no. 11, pages 2370–8, aug 2008.

[Kochanek 11] Kenneth D Kochanek, Jiaquan Xu, Sherry L Murphy & Arialdi M Minin. *Deaths : final data for 2009.* National Vital Statistics Reports, vol. 60, no. 3, 2011.

[Labrosse 09] Michel R Labrosse, Carsten J Beller, Thierry Mesana & John P Veinot. *Mechanical behavior of human aortas : Experiments, material constants and 3-D finite element modeling including residual stress.* Journal of Biomechanics, vol. 42, no. 8, pages 996–1004, may 2009.

[Lal 04] Brajesh K. Lal, Joaquim J. Cerveira, Craig Seidman, Paul B. Haser, Richard Kubicka, Zafar Jamil, Frank T. Padberg, Robert W. Hobson & Peter J. Pappas. *Observer Variability of Iliac Artery Measurements in Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms.* Annals of Vascular Surgery, vol. 18, no. 6, pages 644–652, nov 2004.

[Layman 10] Ron Layman, Samy Missoum & Jonathan Vande Geest. *Simulation and probabilistic failure prediction of grafts for aortic aneurysm.* Engineering Computations, vol. 27, no. 1, pages 84–105, 2010.

[Lederle 09] Frank A. Lederle. *Outcomes Following Endovascular vs Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysm.* JAMA, vol. 302, no. 14, page 1535, oct 2009.

[Lee 94] T.C. Lee, R.L. Kashyap & C.N. Chu. *Building skeleton models via 3-D medial surface axis thinning algorithms.* CVGIP : Graphical Models and Image Processing, vol. 56, no. 6, pages 462–478, nov 1994.

[Li 05a] Z Li, C Kleinstreuer & M Farber. *Computational analysis of biomechanical contributors to possible endovascular graft failure.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 4, no. 4, pages 221–34, dec 2005.

[Li 05b] Zhonghua Li & Clement Kleinstreuer. *Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model.* Medical Engineering & Physics, vol. 27, no. 5, pages 369–82, jun 2005.

[Li 06a] Z Li & C Kleinstreuer. *Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model.* Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 12, pages 2264–73, jan 2006.

[Li 06b] Z Li & C Kleinstreuer. *Computational analysis of type II endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm model.* Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 14, pages 2573–82, jan 2006.

[Li 10a] Jituo Li, Juntao Ye, Yangsheng Wang, Li Bai & Guodong Lu. *Fitting 3D garment models onto individual human models.* Computers & Graphics, vol. 34, no. 6, pages 742–755, dec 2010.

[Li 10b] Zhi-Yong Li, Umar Sadat, Jean U-King-Im, Tjun Y Tang, David J Bowden, Paul D Hayes & Jonathan H Gillard. *Association between aneurysm shoulder stress and abdominal aortic aneurysm expansion : a longitudinal follow-up study.* Circulation, vol. 122, no. 18, pages 1815–22, nov 2010.

[Liffman 01] K Liffman, M M Lawrence-Brown, J B Semmens, A Bui, M Rudman & D E Hartley. *Analytical modeling and numerical simulation of forces in an endoluminal graft.* Journal of Endovascular Therapy, vol. 8, no. 4, pages 358–371, 2001.

[Molony 09] David S Molony, Anthony Callanan, Eamon G Kavanagh, Michael T Walsh & Tim M McGloughlin. *Fluid-structure interaction of a patient-specific abdominal aortic aneurysm treated with an endovascular stent-graft.* Bio-Medical Engineering OnLine, vol. 8, no. 1, page 24, jan 2009.

[Molony 10] D S Molony, E G Kavanagh, P Madhavan, M T Walsh & T M McGloughlin. *A computational study of the magnitude and direction of migration forces in patient-specific abdominal aortic aneurysm stent-grafts.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 40, no. 3, pages 332–9, sep 2010.

[Morlacchi 13] Stefano Morlacchi & Francesco Migliavacca. *Modeling stented coronary arteries : Where we are, where to go.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 41, no. 7, pages 1428–1444, 2013.

[Morris 04] L Morris, P Delassus, M Walsh & T McGloughlin. *A mathematical model to predict the in vivo pulsatile drag forces acting on bifurcated stent grafts used in endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms (AAA).* Journal of Biomechanics, vol. 37, no. 7, pages 1087–95, jul 2004.

[Mortier 10] Peter Mortier, Gerhard a. Holzapfel, Matthieu De Beule, Denis Van Loo, Yves Taeymans, Patrick Segers, Pascal Verdonck & Benedict Verhegghe. *A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations : Comparison of three drug-eluting stents.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 38, no. 1, pages 88–99, 2010.

[Naceur 14] Ines Ben Naceur, Amin Charfi, Tarak Bouraoui & Khaled Elleuch. *Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires.* Journal of Biomechanics, vol. 47, no. 15, pages 3630–3638, oct 2014.

[Nawrocki 00] Anne Nawrocki & Michel Labrosse. *A finite element model for simple straight wire rope strands.* Computers & Structures, vol. 77, no. 4, pages 345–359, jul 2000.

[Papailiou 97] K.O. Papailiou. *On the bending stiffness of transmission line conductors.* IEEE Transactions on Power Delivery, vol. 12, no. 4, pages 1576–1588, 1997.

[Parlani 12] G Parlani, F Verzini, P De Rango, D Brambilla, C Coscarella, C Ferrer & P Cao. *Long-term results of iliac aneurysm repair with iliac branched endograft : a 5-year experience on 100 consecutive cases.* European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, vol. 43, no. 3, pages 287–92, mar 2012.

[Perrin 15a] David Perrin, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Christian Geindreau, Aurélien Dumenil, Jean-Noël Albertini, Stéphane Avril, Laurent Orgeas, Christian Geindreau, Aurélien Dumenil, Jean-Noël Albertini & Stéphane Avril. *Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment : Validation on three clinical cases.* Journal of Biomechanics, vol. 48, no. 10, pages 1868–1875, jul 2015.

[Perrin 15b] David Perrin, Nicolas Demanget, Pierre Badel, Stéphane Avril, Laurent Orgéas, Christian Geindreau & Jean-Noël Albertini. *Deployment of stent grafts in curved aneurysmal arteries : toward a predictive numerical tool.* International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, vol. 31, no. 1, pages n/a–n/a, jan 2015.

[Powell 07] J. T. Powell, L. C. Brown, J. F. Forbes, F. G R Fowkes, R. M. Greenhalgh, C. V. Ruckley & S. G. Thompson. *Final 12-year follow-up of surgery versus surveillance in the UK Small Aneurysm Trial.* British Journal of Surgery, vol. 94, no. 6, pages 702–708, 2007.

[Prasad 13] Anamika Prasad, Nan Xiao, Xiao-Yan Gong, Christopher K Zarins & C Alberto Figueroa. *A computational framework for investigating the positional stability of aortic endografts.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 12, no. 5, pages 869–87, oct 2013.

[Prinssen 04] Monique Prinssen, Eric L.G. Verhoeven, Jaap Buth, Philippe W.M. Cuypers, Marc R.H.M. van Sambeek, Ron Balm, Erik Buskens, Diederick E.

Grobbee & Jan D. Blankensteijn. *A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms.* New England Journal of Medicine, vol. 351, no. 16, pages 1607–1618, oct 2004.

[Raghavan 00] M L Raghavan & David 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, pages 475–482, 2000.

[Raghavan 06] Madhavan L Raghavan, Jarin Kratzberg, Erasmo Magalha, Mauro M Hanaoka, Patricia Walker & Erasmo SS Sima. *Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm.* Journal of Biomechanics, vol. 39, pages 3010–3016, 2006.

[Raut 15] Samarth S. Raut, Peng Liu & Ender a. Finol. *An approach for patient-specific multi-domain vascular mesh generation featuring spatially varying wall thickness modeling.* Journal of Biomechanics, vol. 48, no. 10, pages 1972–1981, 2015.

[Reeps 13] C Reeps, A Maier, J Pelisek, F Härtl, V Grabher-Meier, W a Wall, M Essler, H-H Eckstein & M W Gee. *Measuring and modeling patient-specific distributions of material properties in abdominal aortic aneurysm wall.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 12, no. 4, pages 717–33, aug 2013.

[Rissland 09] Peter Rissland, Yared Alemu, Shmuel Einav, John Ricotta & Danny Bluestein. *Abdominal Aortic Aneurysm Risk of Rupture : Patient-Specific FSI Simulations Using Anisotropic Model.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 131, no. 3, page 031001, mar 2009.

[Riveros 13] Fabián Riveros, Santanu Chandra, Ender a Finol, T Christian Gasser & Jose F Rodriguez. *A pull-back algorithm to determine the unloaded vascular geometry in anisotropic hyperelastic AAA passive mechanics.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 41, no. 4, pages 694–708, apr 2013.

[Riveros 15] Fabián Riveros, Giampaolo Martufi, T Christian Gasser & Jose F Rodriguez-Matas. *On the Impact of Intraluminal Thrombus Mechanical Behavior in AAA Passive Mechanics.* Annals of Biomedical Engineering, jan 2015.

[Roccabianca 14] S Roccabianca, C a Figueroa, G Tellides & J D Humphrey. *Quantification of regional differences in aortic stiffness in the aging human.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 29, pages 618–34, jan 2014.

[Roy 12] David Roy, Claude Kauffmann, Sébastien Delorme, Sophie Lerouge, Guy Cloutier & Gilles Soulez. *A literature review of the numerical analysis of*

abdominal aortic aneurysms treated with endovascular stent grafts. Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2012, pages 1–16, jan 2012.

[Sakalihasan 05] N Sakalihasan, R Limet & O D Defawe. *Abdominal aortic aneurysm.* Lancet, vol. 365, no. 9470, pages 1577–89, 2005.

[Schriefl 12] Andreas J Schriefl, Georg Zeindlinger, David M Pierce, Peter Regitnig & Gerhard 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, vol. 9, no. 71, pages 1275–1286, jun 2012.

[Sigal 08] Ian a Sigal, Michael R Hardisty & Cari M Whyne. *Mesh-morphing algorithms for specimen-specific finite element modeling.* Journal of Biomechanics, vol. 41, no. 7, pages 1381–1389, jan 2008.

[Sternbergh 02] W Charles Sternbergh, Glen Carter, John W. York, Moises Yoselevitz & Samuel R. Money. *Aortic neck angulation predicts adverse outcome with endovascular abdominal aortic aneurysm repair.* Journal of Vascular Surgery, vol. 35, no. 3, pages 482–6, mar 2002.

[Stroupe 12] Kevin T. Stroupe, Frank a. Lederle, Jon S. Matsumura, Tassos C. Kyriakides, Yvonne C. Jonk, Ling Ge & Julie a. Freischlag. *Cost-effectiveness of open versus endovascular repair of abdominal aortic aneurysm in the OVER trial.* Journal of Vascular Surgery, vol. 56, no. 4, pages 901–909.e2, 2012.

[Takashima 07] Kazuto Takashima, Takayuki Kitou, Koji Mori & Ken Ikeuchi. *Simulation and experimental observation of contact conditions between stents and artery models.* Medical Engineering & Physics, vol. 29, no. 3, pages 326–335, apr 2007.

[Taubin 95] Gabriel Taubin. *A signal processing approach to fair surface design.* In Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '95, pages 351–358, New York, New York, USA, 1995. ACM Press.

[Thubrikar 01] M J Thubrikar, M Labrosse, F Robicsek, J Al-Soudi & B Fowler. *Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall.* Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 25, no. 4, pages 133–142, jan 2001.

[Tielliu 06] Ignace F J Tielliu, Eric L G Verhoeven, Clark J Zeebregts, Ted R Prins, Björn I Oranen & Jan J a M van den Dungen. *Endovascular treatment of iliac artery aneurysms with a tubular stent-graft : mid-term results.* Journal of Vascular Surgery, vol. 43, no. 3, pages 440–5, mar 2006.

[Toungara 13] Mamadou Toungara & Christian Geindreau. *Influence of a poro-mechanical modeling of the intra-luminal thrombus and the anisotropy of the arterial*

wall on the prediction of the abdominal aortic aneurysm rupture. Cardiovascular Engineering and Technology, vol. 4, no. 2, pages 192–208, jun 2013.

[Toya 08] N. Toya, T. Fujita, Y. Kanaoka & T. Ohki. *Endotension following endovascular aneurysm repair.* Vascular Medicine, vol. 13, no. 4, pages 305–311, nov 2008.

[Vad 10] Siddharth Vad, Amanda Eskinazi, Timothy Corbett, Tim McGloughlin & Jonathan P Vande Geest. *Determination of coefficient of friction for self-expanding stent-grafts.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 132, no. 12, page 121007, dec 2010.

[van Zeggeren 13] Laura van Zeggeren, Frederico Bastos Gonçalves, Joost a. van Herwaarden, Herman J.A. Zandvoort, Debora A.B. Werson, Jan-Albert Vos, Frans L. Moll, Hence J. Verhagen & Jean-Paul P.M. de Vries. *Incidence and treatment results of Endurant endograft occlusion.* Journal of Vascular Surgery, vol. 57, no. 5, pages 1246–1254, may 2013.

[Vande Geest 06a] Jonathan P Vande Geest, Michael S Sacks & David a Vorp. *The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta.* Journal of Biomechanics, vol. 39, no. 7, pages 1324–34, jan 2006.

[Vande Geest 06b] Jonathan P Vande Geest, David H J Wang, Stephen R Wisniewski, Michel S Makaroun & David a Vorp. *Towards a noninvasive method for determination of patient-specific wall strength distribution in abdominal aortic aneurysms.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 34, no. 7, pages 1098–106, jul 2006.

[Wang 11] Xiaohong Wang & Xiaoyang Li. *Fluid-structure interaction based study on the physiological factors affecting the behaviors of stented and non-stented thoracic aortic aneurysms.* Journal of Biomechanics, vol. 44, no. 12, pages 2177–84, aug 2011.

[Wassef 07] Momtaz Wassef, Gilbert R. Upchurch, Helena Kuivaniemi, Robert W. Thompson & M. D. Tilson. *Challenges and opportunities in abdominal aortic aneurysm research.* Journal of Vascular Surgery, vol. 45, no. 1, pages 192–198, 2007.

[Wu 07] Wei Wu, Wei Qiang Wang, Da Zhi Yang & Min Qi. *Stent expansion in curved vessel and their interactions : A finite element analysis.* Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 11, pages 2580–2585, 2007.

[Xenos 15] Michalis Xenos, Nicos Labropoulos, Suraj Rambhia, Yared Alemu, Shmuel Einav, Apostolos Tassiopoulos, Natzi Sakalihasan & Danny Bluestein. *Progression of abdominal aortic aneurysm towards rupture : Refining clinical risk assessment using a fully coupled fluid-structure interaction method.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 43, no. 1, pages 139–153, jan 2015.

[Xu 06] Dong Xu, Hongxin Zhang, Qing Wang & Hujun Bao. *Poisson shape interpolation.* Graphical Models, vol. 68, no. 3, pages 268–281, may 2006.

Annexe A

A.1 Préambule

Dans le chapitre Chapitre 1, diverses études sur le comportement mécanique des endoprothèses (EP) ont été décrites, notamment celles effectuées par Demanget [Demanget 12b,Demanget 12b, Demanget 13]. Dans ces travaux, des jambages d'EPs commercialisées ont été modélisés, en tenant compte de leurs différents composants (stents et textile). Les modèles éléments finis (EF) obtenus ont été validés par comparaison avec des scanners micro-tomographiques de ces modules d'endoprothèses.

Faisant suite à ces travaux, le but principal de cette étude est de démontrer la faisabilité de la simulation du déploiement d'EPs commercialisées dans des anévrismes. Afin d'étudier les variations de comportement mécanique en fonction des EPs et des géométries d'anévrismes, cinq jambages iliaques (développés par Demanget) ont été déployés dans deux géométries idéalisées d'anévrisme, différant par leur tortuosité. La méthodologie développée par Auricchio pour déployer des stents dans des artères carotides [Auricchio 11] a été modifiée pour être appliquée ici aux jambages iliaques. Les jambages sont insérés à l'intérieur d'une gaine modélisée par une surface cylindrique maillée avec des éléments 2D. Le contact est activé entre la gaine et le jambage et le diamètre de la gaine est réduit pour reproduire le crimping de l'EP. Simultanément, des conditions en déplacement, déterminées au préalable pour chaque configuration d'anévrisme, ont été appliquées à chaque nœud de la gaine de manière à ce qu'elle se retrouve complètement à l'intérieur de la lumière artérielle. A l'étape suivante, le diamètre de la gaine est augmenté et le contact entre le jambage et l'artère activé, pour obtenir le déploiement de l'EP à l'intérieur de l'anévrisme. A partir des résultats numériques, l'influence de la tortuosité de l'artère et de l'architecture des EPs a été déterminée grâce à la mesure de deux critères : la réduction de la lumière artérielle et l'apposition de l'EP contre l'artère.

La modélisation des EPs et des AAAs, la méthodologie et les résultats numériques obtenus ont fait l'objet d'un article *Deployment of stent grafts in curved aneurysmal arteries : toward a predictive numerical tool*, publié dans le journal "International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering" en 2015 [Perrin 15b]. La suite de cette annexe est donc entièrement constituée de l'article paru en anglais.

A.2 Introduction

Endovascular aneurysm repair (EVAR) is a widely and increasingly used technique to treat abdominal aortic and iliac aneurysms. However, to date, the main issue of EVAR remains stent graft (SG) durability. Secondary interventions after 5 years are required in up to 22% of abdominal aortic aneurysms because of endoleaks, stenosis or thrombosis of the SG, and failure of the SG components [Bartoli 12, Carroccio 02, Chakfé 04, Chang 13, Cochennec 07, Albertini 01]. Despite much more limited number of reports, complications following endovascular repair of iliac aneurysms are similar [Parlani 12, Tielliu 06]. In tortuous aneurysms, a lack of SG flexibility has been associated with the above-mentioned complications [Albertini 06, Greenhalgh 04]. These facts clearly emphasize the serious need to better understand and model the mechanical behavior of SGs. In particular, finite element (FE) analyses could be used to predict the deployment of stent grafts in aneurysm models.

In the literature, many reports have focused on the expansion of stents without any textile [Auricchio 11, Gijsen 08, Holzapfel 05, Morlacchi 13, Mortier 10, Takashima 07, Wu 07]. And yet, the presence of the textile component onto which stents are sutured is a key aspect that drastically influences the device behavior and requires specific modeling. Simplified homogenous stent graft models with equivalent material combining stent and graft have been used in computational fluid dynamics and fluid structure interaction studies [Cheng 08, Figueroa 10, Howell 07, Layman 10, Li 06a, Molony 10]. These homogenous models did not take into account the mechanical interactions between stents and graft. Tubular SG models combining nitinol stents and ePTFE fabric have been developed by several groups [Kleinstreuer 08, Prasad 13]. However, these models did not reproduce specifically any available marketed SG. Vad et al. , focusing on pullout forces, presented simulations of three marketed SG deployed in polymer tubes [Vad 10]. De Bock et al. reported the first simulation of a bifurcated marketed SG (Talent, Medtronic) deployed in a silicone mock aneurysm [De Bock 12b] and compression tests on marketed SG [De Bock 13]. Auricchio et al. performed deployment simulation of a custom-made tube endograft in a patient-specific CT reconstructed ascending aorta [Auricchio 13]. Our group recently published simulations of eight marketed iliac limbs [Demanget 13]. Additional fabric traction and bending tests were included in order to refine the mechanical behavior of graft FE model. This study emphasized the role of stent design in the SG mechanical behavior during bending tests.

Toward clinically relevant simulation, the next step is to address the deployment of realistic stent graft models in realistic geometries. The goal of the present study was to simulate the expansion of five marketed SG limbs in iliac aneurysms. SGs were deployed in two idealized curved vessels to investigate the effect of vessel tortuosity on SG mechanical response. Hence, in a similar aneurysmal configuration, different SG mechanical behaviors were observed by measuring deployed SG cross section and wall apposition.

A.3 Materials and methods

A.3.1 Geometry, mesh and constitutive properties of stent grafts and aneurysms

Limbs of five commercial SGs were modeled :

— Zenith Flex® (Ze) (Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark),

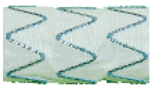
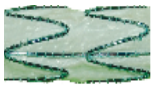
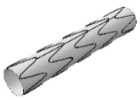
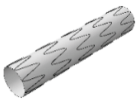
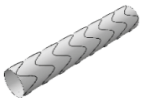
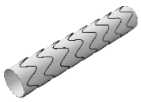
— Talent® (Ta) (Medtronic, Santa Rosa, USA),

— Endurant® (En) (Medtronic, Santa Rosa, USA),

— Zenith Low Profile® (Zlp) (Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark),

— Zenith Spiral Z® (Zs) (Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark).

Characteristics of limb fabric and stents are depicted in Table 5. Zs SG featured a 316-L stainless steel Z-stent at both extremities and a spiral-Z Nitinol stent in between. Fabric was made of polyethylene terephtalate in all SGs. In order to simplify simulations and make relevant comparisons, diameters at proximal and distal ends were identical.

Stent-graft	Endurant	Talent	Zenith Trifab	Zenith LP	Zenith Spiral Z
Overview					
CAD model					
Graft diameter (mm)	15.58	15.48	15.70	15.64	15.58
Graft length (mm)	91.5	108.1	99.4	92.9	90.7
Stent height (mm)	8.3	14.6	11.7	8.6	-
Stent material	Nitinol	Stainless steel	Nitinol	Nitinol	Stainless steel / Nitinol
Stent configuration	Z	Z	Z	Z	Spiral
Recommended vessel diameter (mm)[a]	12-14[b]	12-14[b]	14-15	13-15	14-15

[a] Extracted from manufacturers' instructions for use.

[b] Internal vessel diameter.

TABLE 5 – Characteristics and dimensions of five marketed iliac limbs.

Detailed modeling strategy can be found in a previous study [Demanget 12b]. Briefly, fabric and stents geometries were derived from the manufacturers' specifications and were then respectively discretized with shell and volume FEs using a custom routine of Matlab® software. Superelastic properties of Nitinol stents were taken from the literature [Kleinstreuer 08] and described with Auricchio's model [Auricchio 97], taking into account the tension-compression asymmetry. The same constitutive parameters as in [Demanget 12b] were used in the present study. Ze and Zs contained 316-L stainless steel stents, the elasto-plastic properties of which are reported in [Demanget 12b]. A preliminary mesh convergence analysis has been undertaken to ensure accurate results and obtain fast computation.

Given literature lack of data on fabric mechanical properties, characterization and modeling of the in-plane and bending behavior was performed. Several uniaxial and plane strain tensile tests were performed on the available fabric samples to provide the Young and shear moduli and Poisson's ratio. In addition, "nail tests" (bending of a fabric strip under its own weight) were used to estimate the longitudinal D_L and transverse D_T bending stiffnesses of the fabric. The details of fabric testing are described elsewhere [Demanget 12b]. We show in Figure 10 an illustration of the influence of these properties on a pure bending test of the Ze stent graft and refer the reader to a previous study [Demanget 12c] for a thorough validation of this model including the essential aspect of fabric modeling.

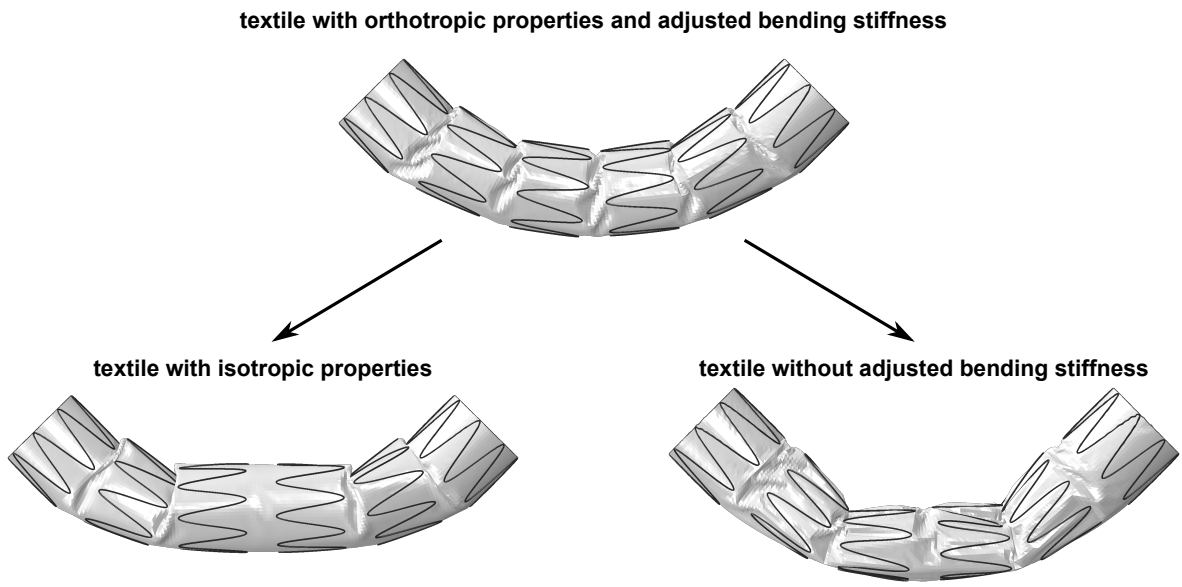


FIGURE 10 – Illustration of the influence of the textile constitutive model on a pure bending test with the Ze stent-graft. At the top, the proper model including orthotropic properties and adjusted bending stiffness. At the bottom, two examples where respectively orthotropy and bending stiffness adjustment are not considered.

Two idealized geometries of curved iliac aneurysms, inspired from clinical cases, were designed with CAD software Rhinoceros® (McNeel and associates, Seattle, WA, USA). Aneurysm 1 had a relatively straight anatomy with an angulation between centerlines at proximal and distal ends of 60° (Figure 11A). Aneurysm 2 featured more pronounced tortuosity with an angulation between centerlines at proximal and distal ends of 180° (Figure 11B). Intraluminal vessel diameter at both proximal and distal necks was 13.3 mm. Wall thickness was 2 mm [Raghavan 06], giving a mean diameter of 15.3 mm. These vessels and SG diameters were consistent with manufacturers' instructions for use (Table 5). Proximal and distal neck lengths were 38 mm in both aneurysms. Aneurysms 1 and 2 maximum transverse diameters were 30 and 31.2 mm, respectively. The vessel wall was meshed in FE software Abaqus® and was assigned the constitutive parameters of a Mooney-Rivlin hyperelastic model reported in [Raghavan 00].

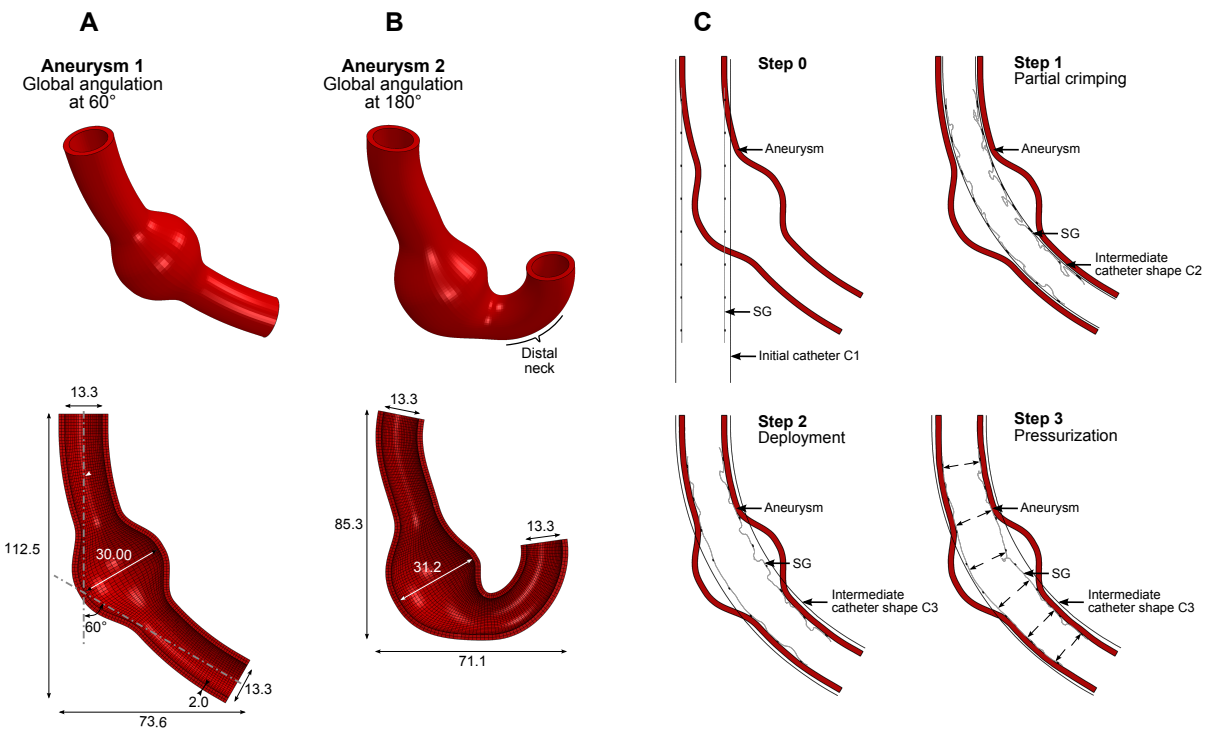


FIGURE 11 – SG deployment simulation method. (A and B) Geometry and dimensions (in mm) of the aneurysm models. (C) Scheme of the different steps used to run the FE simulation.

Friction between the SG and the arterial wall was modeled using the standard Coulomb friction law with a friction coefficient value of 0.2, in the mid-range of experimental values reported in [Vad 10] (note that a sensitivity analysis proved that friction coefficient value had negligible influence on the results).

A.3.2 Deployment simulation strategy

This section describes the simulation procedure used to compute the positioning of stent grafts in the given geometries. The insertion of the delivery system and its influence were not considered in this simplified deployment procedure, inspired from [Auricchio 11], that was used to deploy the SGs inside the arteries (Figure 11C). As in [Demanget 12b], the whole numerical resolution was performed using the explicit solver of Abaqus®, due to severe non-linearities in these simulations (graft wrinkles, contacts). The simulation time and parameters were adjusted to maintain a quasi-static process.

— Steps 1 and 2

The first two steps consisted in the insertion of the SG crimped in a delivery sheath inside the aneurysm. For this purpose, the SG was surrounded by a cylindrical tube simulating the delivery sheath. This tube had an initial diameter of 20 mm. Then, the sheath diameter was reduced from 20 to 12 mm, and its axis was curved along the aneurysm centerline, allowing both sheath and SG to fit inside the aneurysm. The actual sheath diameters are about 6 mm ; however, a preliminary study showed that reducing the sheath diameter to less than 12 mm had no impact on the results. SGs were longitudinally positioned so that the proximal and distal aneurysm necks were covered by two stents.

— Step 3

The third step consisted in removing the delivery sheath to deploy the device. During this step, contact between the SG and the vessel wall was activated while the sheath was progressively removed by increasing its diameter.

— Step 4

The SG inner surface was finally subjected to 100 mmHg pressure, average value of diastolic and systolic pressures.

A.3.3 Assessment of SG deployment quality

SG deployment in aneurysms 1 and 2 was qualitatively assessed on the basis of visible kinks and arterial wall apposition defects. The following quantitative criteria were also assessed and compared for each SG after deployment in aneurysms 1 and 2.

— Maximum reduction of SG cross-sectional area ($CSAR_{max}$)

Quantitative assessment of SG kinks was performed by calculating the maximum reduction of SG cross-sectional area ($CSAR_{max}$). A detailed description of this method has been reported in [Demanget 12b]. Areas of cross sections along the entire SG were measured, before and after deployment in the aneurysm. Before SG deployment, cross-sectional area was constant along the entire SG and called S_0. Following deployment, cross-sectional areas were reduced, especially at the level of SG kinks. $CSAR_{max}$ was defined as the relative reduction of cross-sectional area between the smallest cross-section of the deployed SG (S_{min}) and the initial cross section (S_0) :

$$CSAR_{max} = 100\left(1 - \frac{S_{min}}{S_0}\right) \tag{1}$$

— Distance between stents and arterial wall (DSA)

Apposition defects were clearly apparent on longitudinal sections of the aneurysm model (Figure 12), where stents and fabric were pulled away from the arterial wall. This aspect was more pronounced for the two most distal stents, in the distal neck of the most tortuous aneurysm 2 (Figures 12B and 12C). As stents have circular topology, two cross-sections per stent could be identified on a longitudinal cross-sectional view, one along the inner curve and the other along the outer curve of the aneurysm wall (Figures 12B and 12C). It was then possible to measure the distance d (Figure 12C) and to compute the distance between the stent strut and the arterial wall (DSA) (Figure 12D). Cross sections of the two most distal stents, only, were considered (Figure 12C). In order to increase the number of DSA measurements, seven consecutive longitudinal sections (± 3 mm from the central section, every 1 mm) were studied (Figure 12A). Therefore, a total of 28 DSA measurements were performed for each SG deployed in one aneurysm model.

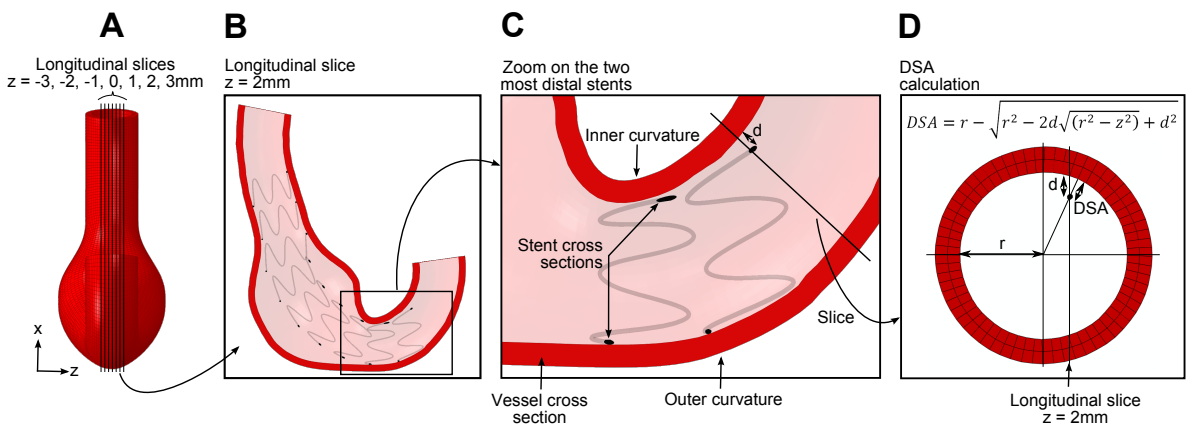


FIGURE 12 – Distance stents/artery (DSA) measurement. Aneurysm was sliced in seven longitudinal sections, and corresponding DSA measurements were performed for all sections (A). The two most distal stents were investigated (B). For each longitudinal slice, measurements of the distance d between the stent strut cross sections and the adjacent arterial wall were performed (C) ; DSA were finally calculated from d according to (D).

A.3.4 Statistical analysis

Nonparametric tests were used to compare DSA estimates. p-value of 0.05 was considered as a level of statistical significance.

A.4 Results

The simulations were run on a 12-core computer (2.6 GHz, 4 Go RAM). Mean CPU time was 42 h (3 :30 real time).

A.4.1 Qualitative analysis

Deployed SGs within aneurysms 1 and 2 at the end of the simulation are shown in Figures 13A and 13B. There is no visible significant kink for all SGs deployed in aneurysm 1. Conversely, significant kinks are visible at the distal end of the Talent® (Ta) and the Zenith Flex® (Ze) SGs deployed in aneurysm 2. In aneurysm 1, apposition on the arterial wall within proximal and distal necks is satisfactory for all SGs. In aneurysm 2, inadequate apposition of the two most distal stents at the inner curvature is seen for all SGs. At this location, the most distal stent is no longer parallel to the arterial wall.

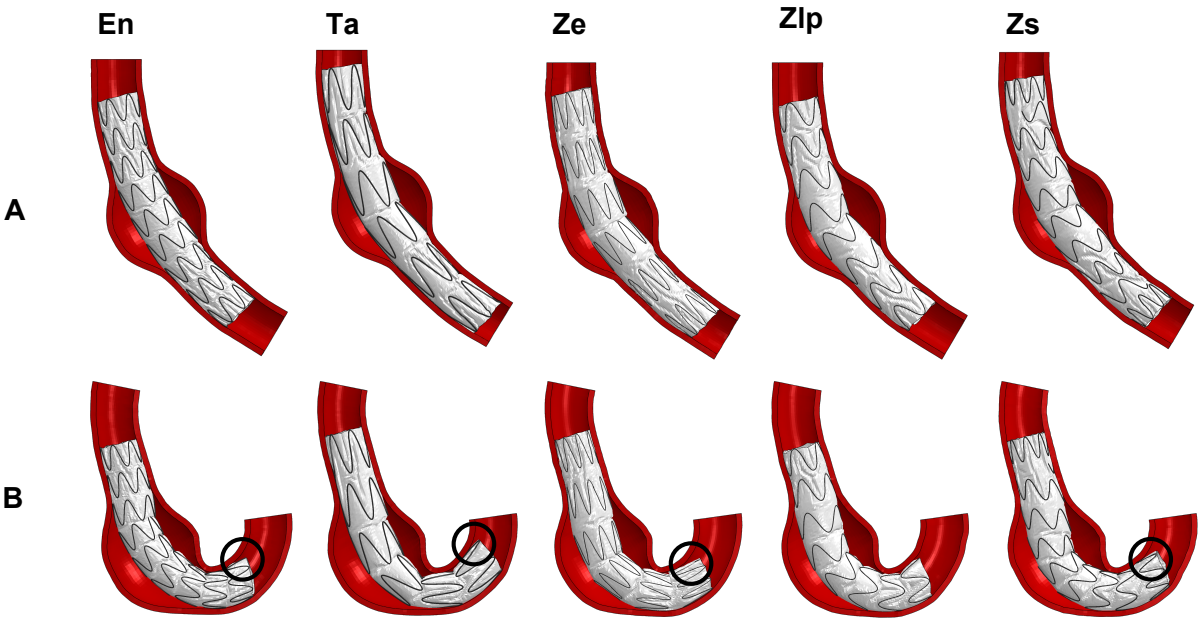


FIGURE 13 – Deployed SGs in aneurysms 1 (A) and 2 (B). Black circles highlight the location of gaps between SG and arterial wall.

A.4.2 Maximum reduction of SG cross-sectional area

$CSAR_{max}$ ranged between 27% for the En and 32% for the Ta in aneurysm 1. $CSAR_{max}$ ranged between 33% for the En and 57% for the Ta in aneurysm 2 (Figure 14).

A.4.3 Distance between stents and arterial wall

DSA in aneurysms 1 and 2 are depicted in Table 6 and 7.

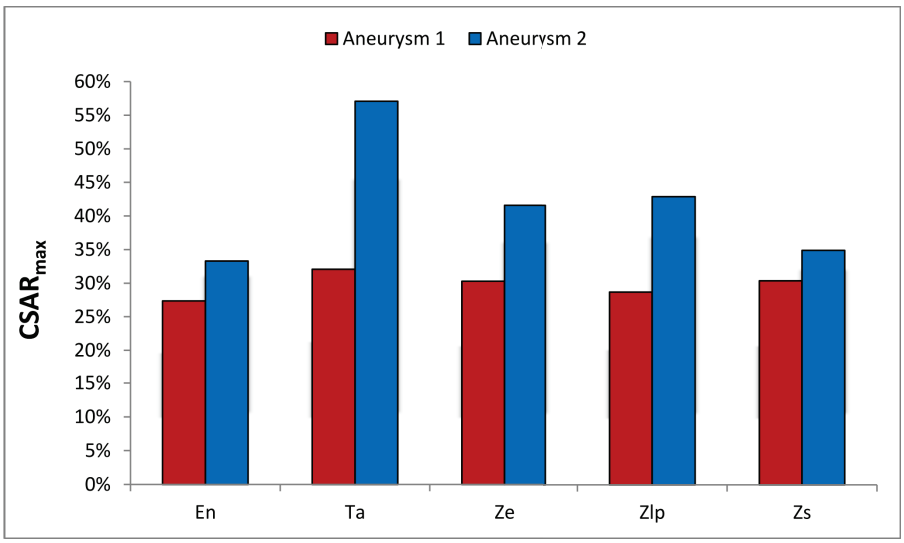


FIGURE 14 – $CSAR_{max}$ in aneurysms 1 and 2.

First, the analysis of these results revealed that the SG deployed differently at the inner and outer curvatures. For this reason, DSA measurements were split into two categories : DSAIC and DSAOC, standing respectively for DSA at the inner and outer curvature.

In aneurysm 1, mean DSAOC ranged from 0 (En, Ta and Zs) to 0.08 ± 0.15 mm (Ze), with a maximum value of 0.44 mm, and mean DSAIC ranged from 0 (En) to 0.06 ± 0.12 mm (Ze), with a maximum value of 0.3 mm. In aneurysm 2, mean DSAOC ranged from 0 (En and Zlp) to 0.22 ± 0.29 mm (Ta), with a maximum value of 0.85 mm, and DSAIC ranged from 0.24 ± 0.26 (Zs) to 1.22 ± 1.02 mm (Ze), with a maximum value of 3.72 mm (Ta). For all SGs in both aneurysms, DSAIC were greater than DSAOC ($p < 0.01$, Mann-Whitney test), confirming that larger gaps are more likely at the inner curvature.

Second, the selected SG could also be compared based on these results. DSAIC in aneurysm 2 were significantly greater for the Ta and the Ze, compared with the other devices ($p = 0.02$, Kruskall-Wallis test). DSAIC in aneurysm 2 were significantly lower with the Zs, compared with the Ta and the Ze ($p < 0.01$ and $p = 0.01$, respectively ; Mann-Whitney Test). The difference was not significant when Zs DSAIC was compared with Zlp DSAIC and En DSAIC.

Stent-graft	DSA Outer curvature (mm)	DSA max outer curvature (mm)	DSA inner curvature (mm)	DSA max inner curvature (mm)
Endurant	0	0	0	0
Talent	0	0	0.06 ± 0.12	0.3
Zenith	0.08 ± 0.15	0.44	0.04 ± 0.09	0.3
Zenith LP	0.03 ± 0.04	0.1	0.006 ± 0.02	0.09
Zenith Spiral Z	0	0	0.03 ± 0.07	0.19

TABLE 6 – Distances between stent cross section and adjacent arterial wall (DSA) in distal neck of aneurysm 1. Estimates are mean ± standard deviation.

Stent-graft	DSA Outer curvature (mm)	DSA max outer curvature (mm)	p-value[a]	DSA inner curvature (mm)	DSA max inner curvature (mm)	p-value[b]
Endurant	0	0	1	0.63 ± 0.58	1.87	**0.0001**
Talent	0.22 ± 0.29	0.85	**0.003**	1.20 ± 1.06	3.72	**0.0001**
Zenith	0.09 ± 0.11	0.4	0.35	1.22 ± 1.02	3.01	**0.001**
Zenith LP	0	0	0.21	0.66 ± 0.7	2.1	**0.001**
Zenith Spiral Z	0.03 ± 0.06	0.18	0.35	0.24 ± 0.26	0.79	**0.01**

[a] Comparison of outer curvature DSA between aneurysms 1 and 2 (Mann-Whitney Test).

[b] Comparison of inner curvature DSA between aneurysms 1 and 2 (Mann-Whitney Test).

Significant p-values ($p < 0.05$) are highlighted in bold.

TABLE 7 – Distances between stent cross section and adjacent arterial wall (DSA) in distal neck of aneurysm 2. Estimates are mean ± standard deviation.

A.5 Discussion

This study has confirmed the feasibility of FE simulation of SG deployment in aneurysm models featuring realistic geometries. The originality of this work is that several marketed SGs were deployed in two aneurysm models presenting different degrees of tortuosity. Several clinically relevant aspects could be quantified and showed that such simulation is discriminating and has potential for clinical applications in surgical practice.

The model confirmed that angulated recipient artery may favor SG kinks as well as apposition defects onto the arterial wall. Kinks have been related to SG stenosis and/or thrombosis in

several clinical studies [Carroccio 02, Cochennec 07, Fransen 03]. Angulation of proximal and distal aneurysm necks is a well-established predictive factor of adverse events following EVAR, particularly type 1 endoleaks [Sternbergh 02]. Bench test studies have shown that inadequate SG apposition on the arterial wall was a mechanism for type 1 endoleaks [Albertini 01, Albertini 05]. Therefore, the results of the present simulation are relevant to the above-mentioned clinical complications.

The present study suggests that precise and relevant information on SG behavior deployed within arterial models may be provided by numerical simulation. Notice that SG kinks and associated cross-sectional reduction in aneurysm 2 have similar characteristics to those described during *ex vivo* bending tests in previous studies [Demanget 13, Demanget 12c]. SG inadequate apposition on the arterial wall is predominant at the inner curve of the tortuous vessel. At the vessel outer curve, forces tend to pull consecutive stents apart, but this displacement is quickly limited by fabric stretching. Therefore, stent application on the arterial wall seems to remain adequate at the outer curve. At the inner vessel curve, increasing angulation brings consecutive stent struts close to each other, up to possible overlapping. At this point, stent overlap is limited by fabric resistance and further load results in radial deformation of the Z-stents at the level of the vessel curvature. Modification of stent design impacts the magnitude of stent displacement relative to the arterial wall during deployment in a curved vessel. The present model confirmed that shorter Z-stents with longer inter-stent spaces, as well as spiral design, decreases radial stent deformation at the inner vessel curve, resulting in less displacement relative to the arterial wall. Obviously, the relationship between stent/arterial wall distance and endoleaks is the only clinically relevant parameter, and this should be investigated by implementing computational fluids dynamics into the model.

The present model may have interesting applications in the field of preclinical testing of prototypes and new devices. The advantage of FE analyses is that the possibilities of modeling various SGs and aneurysm configurations are virtually infinite. On the contrary, modeling possibilities in bench test experiments are necessarily restricted by the limited quantity of available prostheses and aneurysm models.

Another major application of such simulations would be patient-specific prediction of EVAR intra and/or post-operative complications. Previous pioneering works have paved the way toward this ultimate goal [Layman 10, De Bock 12b, Auricchio 13]. Much research and development remains to be carried out before such tools will be available to the clinical physician. We have therefore listed below the main limitations of the present model :

— In the present model, SG behavior during flexion test was validated quantitatively [Demanget 12c]. Validation of deployment in aneurysm models is the subject of ongoing studies requiring intensive computations and gathering of a large amount of clinical data.

— Further refinement in SG simulation would require addition of anchorage systems at the proximal end and better characterization of sutures between textile and stents. Mechanical

properties of stents and graft should be determined for every SG model individually.

— All marketed SGs, including bifurcated Z-stents, spiral or ring-based designs (Excluder® (Gore Medical), Aorfix (Lombard Medical), Anaconda® (Vascutek), Ovation® (Trivascular)), should be implemented for a more comprehensive comparison.

— These deployment simulations are simplified as they neglect the insertion and removal of the delivery system, which are part of the actual surgical procedure. This would affect, first, the arterial geometry in which the SG is deployed, and second, the final geometry as a new equilibrium is reached after removal of the delivery system.

— Modeling blood flow using fluid-structural interaction simulation would be mandatory to confirm the risk of endoleaks and to assess hemodynamic consequences of kinks.

Several perspectives of this work will be considered within the objective of clinical use of such simulation :

— Next step will consist of using patient-specific aneurysms. For that purpose, vessel geometries could be reconstructed from patient-specific geometries obtained from CT scans [Li 10b]. The arterial wall could be modeled including anisotropy and calcifications, and thrombus added [Li 10b]. Patient-specific constitutive mechanical properties could also be better characterized using dynamic imaging [Franquet 13].

— The results should be validated in clinical studies comparing simulated stent grafts in patientspecific aneurysms with corresponding post-operative CT-scans.

— It is likely that the return to the original arterial tortuosity is hampered by the stiffness of the stent graft system. Therefore, the final shape of the couple stent graft/artery depends of the respective stiffness of both components. Similarly, the delivery system -inserted and later removed- is likely to affect the final outcome of the surgery. Simulation of the introduction of delivery sheaths in the arterial vasculature is currently underway in our EVAR simulation program ; it requires modeling the various components of delivery sheaths as well as stiff guide-wires. The whole surgical procedure could then be simulated to see the influence of the delivery system on SG deployment [Kaladji 13].

A.6 Conclusion

This study confirmed the feasibility of FE analysis to simulate deployment of marketed stent grafts in curved aneurysm models. Aneurysm morphology influenced stent graft mechanical response. Increased tortuosity favored stent graft kinks and inadequate apposition against the arterial wall. Further refinements and clinical validation of this technology could lead to the advent of surgical planning tools able to predict intra and/or post-operative short-term stent graft complications, such as kinking or inappropriate apposition.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : *2015 EMSE 0807*

David PERRIN

TOWARDS A DECISION MAKING TOOL FOR ENDOVASCULAR REPAIR OF AORTIC ANEURYSMS

Speciality : Mechanics and Engineering

Keywords : Endovascular repair, stent-grafts, aortic aneurysm, finite-element analysis, patient-specific simulations

Abstract :

Abdominal aortic aneurysm is a pathology which needs to be treated by surgery when its diameter reaches 5.5cm, due to high risk of rupture that is often lethal. Endovascular repair consists in deploying a stent-graft inside the aneurysmal sac to exclude it from the blood flow. However, the drawback of this surgery is the relatively important post-operative complication rate at long-term, requiring costly secondary interventions. The origin of these complications is mainly related to mechanics and therefore, they could be prevented thanks to numerical simulation.

The objective of this thesis is to elaborate a simulation methodology to deploy *in silico* stent-grafts in patient-specific aneurysms. The ultimate goal is to provide practioners with a computer aided decision tool to improve their pre-operative planning.

A methodology was developed to simulate the deployment of bifurcated stent-grafts, composed of several modules, in patient-specific aortic aneurysms, whatever their geometry. Finite-element analyses were performed on several clinical cases from real patients, some of them which were highly tortuous and complex for practioners to achieve an accurate pre-operative planning. The methodology was validated by comparing numerical results with the position of the stents in the post-operative scans.

The ability of finite-element analyses to simulate stent-graft deployment in patient-specific aortic aneurysm geometries was proved in this thesis. Simulations have great potential for adapting stent-grafts to each patient and for anticipating possible post-operative complications at the stage of pre-operative planning.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : *2015 EMSE 0807*

David PERRIN

VERS UN OUTIL D'AIDE A LA DECISION POUR LE TRAITEMENT DES ANEVRISMES PAR ENDOCHIRURGIE

Spécialité: Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : Chirurgie endovasculaire, endoprothèses, anévrisme de l'aorte, analyse par éléments finis, simulations personnalisées

Résumé :

L'anévrisme de l'aorte abdominale est une pathologie devant être traitée par chirurgie quand son diamètre atteint 5.5cm, en raison d'un fort risque de rupture qui est la plus souvent mortelle. La chirurgie endovasculaire consiste à déployer une endoprothèse dans l'anévrisme pour l'exclure de la circulation sanguine. Cette chirurgie souffre cependant d'un taux relativement élevé de complications post-opératoires à long terme, nécessitant des interventions coûteuses. Ces complications sont principalement d'origine mécanique et pourraient être anticipées grâce à la simulation numérique.

Cette thèse a pour objectif d'élaborer une méthodologie de simulation personnalisée de déploiement d'endoprothèses dans des anévrismes, dans le but final de fournir un outil d'aide à la décision aux praticiens hospitaliers pour améliorer leur planning pré-opératoire.

Une méthodologie permettant de déployer numériquement des endoprothèses bifurquées, composées de plusieurs modules, dans des anévrismes aortiques personnalisés, de géométries quelconques, a été conçue. Des simulations numériques ont été effectuées sur plusieurs cas cliniques de patients réels, dont des cas fortement tortueux et complexes à planifier pour les praticiens hospitaliers. La méthodologie a été validée par comparaison des résultats numériques avec la position des stents sur les scanners post-opératoires.

La capacité de la méthodologie numérique à simuler le déploiement d'endoprothèses dans des géométries personnalisées d'anévrismes aortiques a été démontrée. Ces simulations possèdent un fort potentiel, en pouvant permettre de mieux adapter les endoprothèses aux patients et d'anticiper les complications post-opératoires dès le planning pré-opératoire.