



HAL
open science

Analyse des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique : Application au traitement des anévrismes tortueux.

Nicolas Demanget

► To cite this version:

Nicolas Demanget. Analyse des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique : Application au traitement des anévrismes tortueux.. Autre. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2012. Français. NNT : 2012EMSE0673 . tel-00784008

HAL Id: tel-00784008

<https://theses.hal.science/tel-00784008>

Submitted on 2 Feb 2013

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 : 2012 EMSE 0673

THÈSE

présentée par

Nicolas DEMANGET

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

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

ANALYSES DES PERFORMANCES MÉCANIQUES DES ENDOPROTHÈSES AORTIQUES PAR SIMULATION NUMÉRIQUE : APPLICATION AU TRAITEMENT DES ANÉVRISMES TORTUEUX

Soutenue le 4 décembre 2012, à Saint-Étienne

Membres du jury

Président :	Christian GEINDREAU	Professeur, UJF, Grenoble
Rapporteurs :	Sam EVANS	Professeur, Cardiff University, Cardiff, UK
	Franck JOURDAN	Professeur, Université de Montpellier 2, Montpellier
Examineurs :	Jean-Noël ALBERTINI	PU-PH, CHU, Saint-Étienne
	Pierre BADEL	Maître-assistant, ENSM-SE, Saint-Étienne
	Pascal HAIGRON	Professeur, ESIR, Rennes
Directeurs de thèse :	Stéphane AVRIL	Professeur, ENSM-SE, Saint-Étienne
	Laurent ORGÉAS	Chargé de Recherche CNRS, UJF, Grenoble

Spécialités doctorales :
 SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
 MECANIQUE ET INGENIERIE
 GENIE DES PROCÉDES
 SCIENCES DE LA TERRE
 SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT
 MATHEMATIQUES APPLIQUEES
 INFORMATIQUE
 IMAGE, VISION, SIGNAL
 GENIE INDUSTRIEL

Responsables :
 K. Wolski Directeur de recherche
 S. Drapier, professeur
 F. Gruy, Maître de recherche
 B. Guy, Directeur de recherche
 D. Graillet, Directeur de recherche
 O. Roustant, Maître-assistant
 O. Boissier, Professeur
 J.C. Pinoli, Professeur
 A. Dolgui, Professeur

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

AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BENABEN	Patrick	PR1	Sciences et génie des matériaux	CMP
BERNACHE-ASSOLLANT	Didier	PR0	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean Pierre	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaid	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BORBELY	Andras	MR(DR2)		SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BURLAT	Patrick	PR2	Génie Industriel	FAYOL
COLLOT	Philippe	PR0	Microélectronique	CMP
COURNIL	Michel	PR0	Génie des Procédés	DIR
DARRIEULAT	Michel	IGM	Sciences et génie des matériaux	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Image Vision Signal	CIS
DELAFOSSÉ	David	PR1	Sciences et génie des matériaux	SMS
DESRAYAUD	Christophe	PR2	Mécanique et ingénierie	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR0	Génie Industriel	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FEILLET	Dominique	PR2	Génie Industriel	CMP
FOREST	Bernard	PR1	Sciences et génie des matériaux	CIS
FORMISYN	Pascal	PR0	Sciences et génie de l'environnement	DIR
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
GIRARDOT	Jean-jacques	MR(DR2)	Informatique	FAYOL
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
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
GUYONNET	René	DR	Génie des Procédés	SPIN
HAN	Woo-Suck	CR		SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
INAL	Karim	PR2	Microélectronique	CMP
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
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MONTHEILLET	Franck	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
PERIER-CAMBY	Laurent	PR2	Génie des Procédés	DFG
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Image Vision Signal	CIS
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)		FAYOL
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
SZAFNICKI	Konrad	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	CMP
TRIA	Assia		Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR1	Informatique	CIS

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

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

PR 0	Professeur classe exceptionnelle	Ing.	Ingénieur
PR 1	Professeur 1 ^{ère} classe	MCF	Maître de conférences
PR 2	Professeur 2 ^{ème} classe	MR (DR2)	Maître de recherche
PU	Professeur des Universités	CR	Chargé de recherche
MA (MDC)	Maître assistant	EC	Enseignant-chercheur
DR	Directeur de recherche	IGM	Ingénieur général des mines

SMS	Sciences des Matériaux et des Structures
SPIN	Sciences des Processus Industriels et Naturels
FAYOL	Institut Henri Fayol
CMP	Centre de Microélectronique de Provence
CIS	Centre Ingénierie et Santé

« Recherche scientifique : la seule forme de poésie qui soit rétribuée par l'État. »

JEAN ROSTAND

« L'ignorance est la condition nécessaire du bonheur des hommes, et il faut reconnaître que, le plus souvent, ils la remplissent bien. »

ANATOLE FRANCE

REMERCIEMENTS

Cette thèse est le fruit d'une collaboration entre le Centre Ingénierie et Santé (CIS) de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne (ENSM-SE), l'équipe de Mécanique et Couplages Multiphysiques des Milieux Hétérogènes (CoMHet) du Laboratoire Sols, Solides, Structures - Risques (3S-R) de Grenoble et le service de chirurgie vasculaire du CHU de Saint-Etienne. Ces 3 ans de collaboration m'ont permis de faire de nombreuses rencontres, toutes plus enrichissantes les unes que les autres. Je tiens donc à remercier très chaleureusement l'ensemble des personnes qui ont participé, de près ou de loin, à ces travaux et qui ont contribué à l'excellent déroulement de cette thèse.

Je souhaite tout d'abord remercier l'ensemble des personnes qui ont directement contribué au succès de ces travaux de thèse et avec lesquelles j'ai eu la chance et le plaisir de travailler fréquemment. Je les remercie particulièrement pour m'avoir accordé leur entière confiance pendant ces trois années.

Ainsi, je remercie tout d'abord mon directeur de thèse, Pr. Stéphane Avril, pour ses précieux conseils et surtout pour la liberté qu'il m'a donné afin de mener à bien ce projet. Merci également pour m'avoir écouté et m'avoir conseillé sur mon projet professionnel ainsi que pour m'avoir permis de participer à de nombreuses conférences.

Je remercie également Dr. Laurent Orgéas, mon co-directeur de thèse, pour ses remarques parfois un peu « ch..... » mais qui m'ont toujours fait avancer et aussi pour m'avoir guidé, notamment pendant les manip' et la rédaction des différents articles de ce travail de thèse. Son sens de l'humour m'a permis de ne jamais décrocher malgré les difficultés rencontrées.

Je tiens également à remercier mon co-encadrant de thèse, Dr. Pierre Badel, pour son aide précieuse et pour sa disponibilité. Il m'a permis de gagner un temps précieux grâce à son expérience en simulation numérique. J'ai particulièrement apprécié ses remarques toujours judicieuses et ses blagues toujours un peu vaseuses (sans rancune) ainsi que les échanges constructifs (sportifs, culinaires...) que j'ai eu avec lui. Merci aussi d'avoir instauré la pause du vendredi, qui nous a permis de partager d'excellents moments (d'excellentes pâtisseries, et même une bonne raclette!) et de découvrir les talents culinaires de chacun.

Merci également au Pr. Christian Geindreau pour ses idées souvent lumineuses. C'est la personne posée de notre équipe de travail qui a notamment permis, à de nombreuses reprises, de recadrer les objectifs de nos travaux.

Un merci particulier au Pr. Jean-Noël Albertini pour le temps qu'il a réussi à nous accorder malgré son métier si chronophage. Il a toujours répondu présent, dans la mesure du possible, aux différentes réunions et a même réussi à se libérer pour m'aider à rédiger deux des trois articles présentés dans ce manuscrit.

Je souhaite aussi remercier Dr. Pierre Latil pour notre excellente collaboration lors des manip' sur le microtomographe et lors de la rédaction de notre article paru dans « Annals of Biomedical Engineering ».

Je remercie pour finir les autres personnes ayant participé à mon jury de thèse : Le Pr. Sam Evans, le Pr. Pascal Haigron et le Pr. Franck Jourdan. Merci à eux pour leur sincérité et pour le temps qu'ils ont consacré à l'évaluation de mes travaux.

Les remerciements qui suivent n'ont rien d'exhaustif. De ce fait, je souhaite associer à ces remerciements les nombreuses personnes rencontrées pendant ces 3 années. Je tiens à préciser que l'ordre des personnes ci-dessous demeure tout-à-fait arbitraire. Ainsi, je souhaite remercier tout particulièrement :

- Alex « le Geek montagnard », mon co-bureau et fidèle acolyte depuis mon arrivée à l'Ecole des Mines en tant que stagiaire. Toujours la bouche ouverte (que ça soit pour manger ou pour donner son avis, voire pour essayer de convaincre coûte que coûte son interlocuteur), il m'a permis de découvrir de nombreuses choses : la GoreTex, la représentation des doctorants au sein de différentes institutions, les ballades en raquettes, la « popotte », la tarte au citron meringuée (la meilleure recette au monde), les craquages du vendredi, etc.
- Aaron « Pépito » mon second co-bureau, passé DJ pendant la rédaction de mon manuscrit. Toujours bon public (même pour mes vannes pourries) et toujours trop gentil (ça doit être pour cette raison qu'il est également surnommé le « Chouchou »), il m'a permis d'étendre mes connaissances musicales avec des styles très particuliers, parfois bien de chez lui ! Merci également pour les nombreuses soirées passées chez toi !
- Julie « Cookies' Queen » ou encore « Maman », mon encadrante de stage préférée, pour ses bons desserts, ses soirées tartiflettes et surtout pour les différents week-ends qu'elle nous a proposés pour nous aérer l'esprit et notamment les deux séjours à Valloire (je suis d'ailleurs disponible l'an prochain au mois de mars même si mon nouveau job me permet de me rapprocher sensiblement des pistes de ski ...).
- Laura « Super Lauralala » pour sa folie naturelle qui fait d'elle une personne très attachante, Juliana « Shakira ou la perchiste » pour ses sucreries colombiennes à la confiture de lait et au fruit bizarre (beurkkk!!!) ainsi que pour sa joie de vivre, et Tristan « l'agent infiltré » dont nous ne connaissons toujours pas l'âge.
- Pierre-Yves « Piéwiv' ou ToufTouf » et Baptiste « Michael Jordan » pour les bons délires, les défis du basket et les excellents moments passés ensemble.

- Benjamin « L’Incruste » pour son humour et ses spécialités culinaire bretonnes (euh... normande, pardon), Bilal « Mercury ou le bringueur » pour ses excellentes pâtisseries en provenance directe du Liban et pour son costume de serveur qu’il dérive à toute les sauces pour pouvoir participer aux soirées déguisées (Freddy Mercury, Alfred, etc.), Romain « Franck Nicholas Ribéry Cage » pour son humour plus que potache, Jérôme « des 80’s » pour son style vestimentaire hors norme, Rebecca et Laurianne.
- Les compagnes et compagnons de ces messieurs dames susmentionnés : Estelle, Julie, Laura, Manue, Dina, Daniel, Espinacas, et j’en oublie sûrement.
- Bon courage également à David qui va reprendre ce super projet en main...

Un merci tout particulier à Françoise et Amélie pour leur extrême disponibilité et pour m’avoir permis, entre autres, de voyager en toute tranquillité grâce à leur excellent sens de l’organisation. L’agence de voyage Bresson-Chatagnon a encore un bel avenir devant elle !

Je souhaite également remercier la Région Rhône-Alpes pour avoir financé ma thèse.

Je tiens enfin à remercier ma ptite femme pour :

- avoir supporté les : « Tu m’expliques ce que tu fais sur ton ordi, c’est quoi tout ce que tu tapes ? », « C’est un peu compliqué à t’expliquer », « Ben je sais pas moi, dicte-moi ce que tu tapes ! », « OK ! Alors ... *ssh node22, cd /scratch/demanget, cd PBS ...* », « ... Ah bon, y’a ton nom dans ton logiciel ? »,
- avoir supporté les longues soirées et les week-ends que j’ai dû passer à travailler,
- m’avoir supporté alors que mon humeur n’était pas au beau fixe notamment lorsque ce « %*\$\$£’’&** ! » de cluster plantait.

Pour finir, je souhaite remercier ma famille et plus particulièrement mes parents pour leur soutien à toute épreuve, aussi bien moral que financier, tout au long de mes études et de mon doctorat. Promis, je m’arrête là dans mes études... De toute façon, dans mon domaine, y’a plus rien après Bac +8 ;)

Table des matières	i
Table des figures	vii
Liste des tableaux	xiii
Introduction générale	1
1 Contexte clinique et biomécanique	5
1.1 Anévrisme de l’Aorte Abdominale	6
1.1.1 Définition	6
1.1.2 Etiologie, pathogénèse et comportement biomécanique de l’AAA	7
1.1.3 Critères décisionnels d’intervention chirurgicale	11
1.2 Traitements chirurgicaux de l’AAA	13
1.2.1 Chirurgie conventionnelle	13
1.2.2 Chirurgie endovasculaire	15
1.2.3 Comparaison des deux types de chirurgies	18
1.2.4 Complications post-opératoires de la chirurgie endovasculaire	22
1.2.4.1 Endofuites	22
1.2.4.2 Thrombose du jambage	25
1.2.4.3 Migration du dispositif	26
1.2.4.4 Autres défaillances	28
1.2.4.5 Synthèse	32
1.3 Comportement mécanique des EPs	32
1.3.1 Etudes expérimentales	33
1.3.1.1 Etude de la migration	33
1.3.1.2 Mise en évidence des endofuites	35

1.3.1.3	Synthèse	37
1.3.2	Etudes numériques	38
1.3.2.1	Etudes CFD et FSI au sein d'un AAA traité par chirurgie endovasculaire	38
1.3.2.2	Evaluation de la performance mécanique des stents seuls et des endoprothèses	42
1.3.2.3	Synthèse	47
1.4	Positionnement et objectifs du travail de thèse	48
2	Mise en oeuvre des modèles numériques des endoprothèses	51
2.1	Endoprothèses étudiées et modèles numériques associés	52
2.2	Modélisation des composants de l'endoprothèse	52
2.2.1	Stents	52
2.2.1.1	Géométrie	52
2.2.1.2	Maillage	56
2.2.2	Revêtement	60
2.2.2.1	Géométrie	60
2.2.2.2	Maillage	61
2.2.3	Influence de la durée totale de simulation	62
2.3	Matériaux et lois de comportement	63
2.3.1	Matériaux des stents	63
2.3.1.1	Acier inoxydable 316L	63
2.3.1.2	Nitinol	63
2.3.2	Matériaux des revêtements	65
2.3.2.1	ePTFE (Teflon [®])	65
2.3.2.2	PET (Dacron [®])	66
2.3.3	Influence des propriétés des matériaux sur la réponse des EPs	73
2.4	Assemblage des composants et spécificités de modélisation	74
2.4.1	Modélisation de la liaison stents-revêtement	74
2.4.2	Spécificités lors de la modélisation de certaines endoprothèses	75
2.4.2.1	Talent (Ta)	75
2.4.2.2	Excluder (Ex)	75
2.4.2.3	Anaconda (An)	76
2.5	Conclusion	77
3	Etude numérique du comportement en flexion de deux endoprothèses aortiques	79
3.1	Préambule	80
3.2	Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts	81
3.2.1	Introduction	81
3.2.2	Methods	82
3.2.2.1	Stent-grafts	82

3.2.2.2	Stent-graft modeling and simulation of bending	82
3.2.2.3	Judgement criteria	88
3.2.3	Results	91
3.2.3.1	Assessment of device global deformation	91
3.2.3.2	Luminal reduction rate (LR)	93
3.2.3.3	Torque required for bending (TRB)	93
3.2.3.4	Stresses in stent (σ_S^{max})	93
3.2.3.5	Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG})	95
3.2.4	Discussion	95
3.2.5	Conclusion	97
3.3	Appendice : Calcul du taux de réduction luminal	97
3.4	Synthèse	98
4	Validation expérimentale des modèles numériques d'endoprothèses	101
4.1	Préambule	102
4.2	Severe bending of two aortic stent-grafts: an experimental and numerical mechanical analysis	103
4.2.1	Introduction	103
4.2.2	Material and methods	105
4.2.2.1	Stent-grafts	105
4.2.2.2	3D <i>in-situ</i> observations of SGs bending	105
4.2.2.3	Bending simulation	108
4.2.2.4	Quantitative comparison between experiments and simulations	111
4.2.3	Results	112
4.2.3.1	Qualitative comparison	112
4.2.3.2	Quantitative comparison	113
4.2.4	Discussion	115
4.2.5	Conclusion	118
4.3	Appendice : Tomographie aux rayons X	118
4.3.1	Principe et fonctionnement de l'imagerie 3D par tomographie aux rayons X	118
4.3.1.1	Propriété d'absorption des rayons X	119
4.3.1.2	Principe de la reconstruction par tomographie	120
4.3.1.3	Source et détecteur de rayons X	120
4.3.2	Caractéristiques du tomographe utilisé	121
4.3.3	Acquisitions tomographiques supplémentaires	122
4.3.3.1	Flexion d'autres endoprothèses	122
4.3.3.2	Microstructure du textile Medtronic	122
4.3.4	Conception du dispositif expérimental de flexion	122
4.4	Synthèse	124

5	Influence de l'architecture des endoprothèses sur leurs performances mécaniques	129
5.1	Préambule	130
5.2	Finite element analysis of mechanical performances of eight marketed aortic stent-grafts . .	130
5.2.1	Introduction	130
5.2.2	Methods	132
5.2.2.1	Stent-grafts	132
5.2.2.2	Stent-graft modelling	133
5.2.2.3	Simulation of SG bending and intraluminal pressurisation	137
5.2.2.4	Assessment criteria of SG mechanical performances	138
5.2.3	Results	139
5.2.3.1	SG global deformation	139
5.2.3.2	Maximal luminal reduction rate (LR_{max})	140
5.2.3.3	Stresses in stents (σ_S^{max})	140
5.2.3.4	Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG})	141
5.2.4	Discussion	142
5.2.4.1	Flexibility (LR_{max})	142
5.2.4.2	Stresses in stents / Fatigue failure	142
5.2.4.3	Strains in fabric	143
5.2.4.4	Limitations	143
5.2.4.5	Perspectives	143
5.2.5	Conclusion	143
5.3	Appendice : Couple nécessaire à la flexion des EPs	144
5.4	Synthèse	145
6	Simulation du déploiement de cinq endoprothèses	147
6.1	Introduction	148
6.2	Matériel et méthodes	149
6.2.1	Géométries et maillages	149
6.2.1.1	Endoprothèses	149
6.2.1.2	Anévrismes	149
6.2.1.3	Cathéter	150
6.2.2	Propriétés des matériaux	151
6.2.3	Simulation numérique	152
6.2.3.1	Conditions limites	152
6.2.3.2	Spécificités numériques	153
6.2.4	Critères de comparaison	153
6.3	Résultats	154
6.3.1	Anévrisme 1	154
6.3.1.1	Résultats qualitatifs	154

6.3.1.2	Résultats quantitatifs	155
6.3.2	Anévrisme 2	156
6.3.2.1	Résultats qualitatifs	156
6.3.2.2	Résultats quantitatifs	159
6.4	Discussion	160
6.4.1	Analyse des résultats	160
6.4.1.1	Flexibilité	160
6.4.1.2	Réponse mécanique des composants	161
6.4.1.3	Déformation au sein de la paroi anévrismale	162
6.4.2	Apport de l'étude	162
6.4.3	Limites de l'étude et perspectives associées	163
6.5	Etude complémentaire : Seconde stratégie de déploiement	164
6.6	Conclusion	167
 Conclusions et perspectives		 169
 Bibliographie		 175

TABLE DES FIGURES

1.1	Schéma d'un Anévrisme de l'Aorte Abdominale (www.paperblog.fr , www.crlsurgical.com)	6
1.2	Etiologie et pathogénèse des anévrismes artériels (Lasheras, 2007)	7
1.3	Structure d'une artère élastique saine (Holzapfel <i>et al.</i> , 2000)	8
1.4	Courbes contrainte-déformation pour une aorte saine et un AAA (Kleinstreuer <i>et al.</i> , 2007; Raghavan, 2002)	9
1.5	Mise en évidence de l'influence conjuguée du collagène et de l'élastine sur le comportement mécanique global d'une artère (Raghavan, 2002)	10
1.6	Les 3 étapes de la formation d'un AAA (Kleinstreuer <i>et al.</i> , 2007)	11
1.7	Prothèse vasculaire bifurquée en PET (www.tricomed.com)	14
1.8	« Mise à plat – greffe » d'un AAA avec pose de prothèse en textile (Amblard, 2006)	14
1.9	Les différentes étapes de mise en place d'une EP aortique abdominale au sein d'un AAA (Documents Cook)	16
1.10	Scanners d'un anévrisme de l'aorte abdominale avant traitement (A) et après traitement endovasculaire avec pose d'EP (B) (Krajcer <i>et al.</i> , 2003)	17
1.11	Environnement et constitution d'une endoprothèse (Documents Medtronic)	17
1.12	Tableau récapitulatif des caractéristiques des principales EPs de première génération	19
1.13	Tableau récapitulatif des caractéristiques des principales EPs de « nouvelle génération »	20
1.14	Résultats de l'étude EVAR 1. Taux de survie pour les groupes OPEN/EVAR (A). Proportion de patients sans complication ou réintervention pour les groupes OPEN/EVAR (B). (Greenhalgh <i>et al.</i> , 2005b)	21
1.15	Résultats de l'étude EVAR 2. Taux de survie pour les groupes EVAR/pas d'intervention (A). Proportion de patients sans complication ou réintervention pour les groupes EVAR/pas d'intervention (B). (Greenhalgh <i>et al.</i> , 2005a)	21
1.16	Les quatre types d'endofuites (Baum <i>et al.</i> , 2003; Chernyak <i>et al.</i> , 2006)	23

1.17	Jambage de Talent présentant une barre latérale de support (A), Flexion du jambage lorsque la barre de support est à l'extérieur de la courbure (B) Flexion du jambage lorsque la barre de support est à l'intérieur de la courbure (C), Scanner montrant l'occlusion de ce jambage chez un patient (D) (Carroccio <i>et al.</i> , 2002)	26
1.18	Systèmes d'ancrage (pics et crochets) présents sur trois EPs nouvelle génération ; Excluder, Gore (A) ; Anaconda, Vascutek (B) ; Endurant, Medtronic (C) (Bosman <i>et al.</i> , 2010) . . .	27
1.19	Rupture du stent suprarénal d'une Talent (A) ; Image MEB de la pointe de ce stent susceptible d'engendrer des dégâts importants au niveau du textile ou de l'AAA (B) (Major <i>et al.</i> , 2006; Zarins <i>et al.</i> , 2004)	28
1.20	Rupture de stents corrodés en Nitinol (Heintz <i>et al.</i> , 2001)	29
1.21	Zone d'usure du revêtement au contact d'un stent (A) ; Perforation du revêtement par une extrémité de stent rompu (B) ; Apparition de trous par glissement des fils constitutifs du textile (C) (Chakfe <i>et al.</i> , 2004)	30
1.22	Images MEB du revêtement d'une EP AneuRx montrant un textile à fort indice de saturation (A) et un textile à faible indice de saturation (B). Pénétration d'un stent à travers le revêtement d'une EP Stentor (C). (Umscheid et Stelter, 1999; Zarins <i>et al.</i> , 2004)	31
1.23	Détérioration des fils du revêtement de la Talent (Chakfe <i>et al.</i> , 2004)	31
1.24	Rupture de couture au niveau des stents sur une EP AneuRx (A) et au niveau du stent suprarénal supportant les crochets d'une EP Zenith (B) (Wanhainen <i>et al.</i> , 2008; Zarins <i>et al.</i> , 2004)	32
1.25	Schémas représentant deux types de montages expérimentaux utilisés afin d'évaluer l'efficacité de la fixation proximale, <i>i.e.</i> la force nécessaire au délogement de l'EP (Murphy <i>et al.</i> , 2007; Bosman <i>et al.</i> , 2010)	34
1.26	Essais de traction <i>in-vitro</i> réalisés sur 6 EPs différentes : Vanguard II (A), Zenith (B), AneuRx (C), Talent (D), Aorfix (E), Fortron (F) (Hinchliffe <i>et al.</i> , 2006)	35
1.27	Dispositif expérimental permettant la mesure du volume de fluide s'échappant d'une endofuite de type I (A) ; Volume de fluide s'étant échappé de l'endofuite en fonction de l'angulation du collet (B) (Albertini <i>et al.</i> , 2001)	36
1.28	Types de fixation du revêtement sur le stent testé dans l'étude (Leigh <i>et al.</i> , 2001)	36
1.29	Force verticale maximale appliquée à l'EP en fonction du diamètre proximal et de l'angle de la bifurcation (Morris <i>et al.</i> , 2004)	38
1.30	Influence de la géométrie de l'EP sur la force de poussée exercée par le flux sanguin sur l'EP (Figueroa <i>et al.</i> , 2009)	39
1.31	Modèle numérique d'un AAA traité par chirurgie endovasculaire utilisé dans les différentes études de Li et Kleinstreuer (2005)	40
1.32	Simulation en FSI dans un AAA non traité, un AAA traité par chirurgie endovasculaire ainsi que dans l'EP elle-même (Li et Kleinstreuer, 2005)	42

1.33	Génération du maillage d'un stent à partir (A) de sa géométrie planaire (maillage 3D), (B) de données tomographiques ((i) stent réel, (ii) reconstruction 3D, (iii) squelettisation et maillage en poutre) (Martin et Boyle, 2011; Mortier <i>et al.</i> , 2008)	43
1.34	Répartition des contraintes après gonflement (haut) et déformation plastique équivalente dans le stent (bas) (Migliavacca <i>et al.</i> , 2005)	44
1.35	Simulation du déploiement d'un stent dans une artère carotide et répartition des contraintes qu'appliquent le stent sur la paroi artérielle (Auricchio <i>et al.</i> , 2011)	45
1.36	Répartition des contraintes dans deux stents présentant des géométries différentes après une légère flexion (Petrini <i>et al.</i> , 2004)	45
1.37	Test numérique de compression d'un stent entre deux plaques rigides (Garcia <i>et al.</i> , 2012) .	46
1.38	Distribution des contraintes de Von Mises dans les stents et le revêtement de l'EP soumise à une pression intraluminaire de 100 mmHg (Kleinstreuer <i>et al.</i> , 2008)	47
2.1	EPs considérées et modèles numériques associés	53
2.2	Génération de la géométrie d'un stent en Z	55
2.3	Génération de la géométrie d'un stent en spirale	55
2.4	Génération de la géométrie d'un stent en spirale avec des motifs en Z	56
2.5	Démarche suivie pour la construction des disques qui constituent le volume du stent. (A) Construction de la ligne moyenne du stent. (B) Première rotation des disques pour les rendre perpendiculaires à la ligne moyenne dans le plan xy . (C) Vue de face du stent après la seconde rotation des disques. (D) Vue 3D du stent après la seconde rotation des disques.	58
2.6	Maillage paramétrique du disque avec (A) $N_c = 2$ et $N_n = 12$ ou (B) $N_c = 4$ et $N_n = 16$.	59
2.7	Maillage 3D (éléments prismatiques à 6 noeuds) d'un stent en Z	59
2.8	Compression radiale du stent	60
2.9	Influence de la discrétisation spatiale des stents : Contrainte maximale de VM (graphe de gauche) et nombre d'éléments (graphe de droite) en fonction de N_n et N_c	60
2.10	Influence de la discrétisation spatiale du revêtement	61
2.11	Influence de la durée totale de simulation Tt sur les déformées des EPs	62
2.12	Courbes contrainte-déformation de traction schématiques relatives aux lois de comportement superélastique réelle et élastoplastique approximée du NiTi	64
2.13	Courbe contrainte-déformation obtenue avec le Nitinol superélastique (A). Courbe contrainte-déformation obtenu avec le Nitinol élastoplastique (B).	65
2.14	Orientation des échantillons de textile (θ : angle d'orientation)	66
2.15	Résultats des essais de traction uniaxiale réalisés sur le textile Vascutek dans différentes directions : évolution de la contrainte nominale σ_n en fonction de la déformation logarithmique ϵ_l	68
2.16	Résultats des essais de traction uniaxiale réalisés sur le textile Lombard Medical dans différentes directions : évolution de la contrainte nominale σ_n en fonction de la déformation logarithmique ϵ_l	69

2.17	Calcul du module sécant à 10 % de déformation	70
2.18	Variations des modules élastiques E_θ du textile Vascutek en fonction de l'orientation θ . . .	70
2.19	Variations des modules élastiques E_θ du textile Lombard Medical en fonction de l'orientation θ	71
2.20	“Nail test ”	72
2.21	Influence des propriétés des matériaux sur la réponse des EPs	73
2.22	Modélisation de la structure métallique de la Talent	75
2.23	Modélisation de l'encapsulation du stent de l'Excluder	76
2.24	Les différentes étapes nécessaires à la modélisation de l'Anaconda	77
3.1	Selected manufactured stent-graft limbs and their numerical models. A: Zenith (Cook Medical Europe), B: Aorfix (Lombard Medical).	82
3.2	Parameter used for stent modeling and meshing	84
3.3	Orientation of fabric samples (θ : orientation angle)	86
3.4	Variations of the textile elastic modulus E_θ with respect to angle θ defined as the angle between the tensile direction and the yarn direction.	86
3.5	Schematic view of the boundary conditions used for stent-graft bending (α : bending angle).	87
3.6	Patient with angulation of about 180° of the left common iliac artery.	88
3.7	Assessment of global bending behaviour of stent-grafts for α ranging from 0° to 180°. Plots A, B, A' and B' (C, D, C' and D', respectively) allowed to assess stent spacing variation for A-SG (Z-SG, respectively) on inner and outer curvatures. Distances dx' and dy' allowed to assess the shape change of the cross-section in $x'y'$ -plane.	90
3.8	Computation of stent-graft cross-sectional area. A: Location of the centroids forming the centerline of the stent-graft. B: Projection of the cross-section in the $x'y'$ -plane. C: LR as a function of the location along the centerline.	91
3.9	Consistency of global deformation at 180° between actual samples and numerical models.	92
3.10	Quantitative assessment of SGs flexibility, stresses in stents, and strains in fabric. A: LR_{max} vs. α . B: LR vs. location of the cross-section along the centerline of the stent-graft. C: TRB vs. α . D: σ_S^{max} vs. α . E: ϵ_{LG}^{max} and ϵ_{CG}^{max} vs. α	94
3.11	Inner view of Z-SG at 180° showing areas of high strain on fabric between stents at the level of internal curvature.	95
3.12	Calcul de LR	97
3.13	Détection des contours par la technique des alpha-shape	98
4.1	Scheme of the study outline	104
4.2	Pictures of the two considered SG limbs	105
4.3	Picture and scheme of the in situ bending device mounted in the X-ray microtomograph (3SR Lab). (1) X-ray source, (2) Detector, (3) Rotary stage, (4) Bending device, (5) Stent-graft (SG), (6) Brackets, (7) Longitudinal support bar.	106

4.4	3D representation of the raw and smoothed data obtained from the Ao-SG centerline extraction (two left graphs). Definition of the local Frenet bases (right graph).	107
4.5	Schematic stress-strain curve of a superelastic Nitinol	109
4.6	Graft positioning step by SG pressurization: 3D views and associated cross-sections	110
4.7	Global shapes of actual (upper picture) and simulated (lower picture) bent Zs-SGs	112
4.8	3D (left hand side) and 2D (right hand side) views of experimental and numerical deformed stents for Ao-SG (A) and Zs-SG (B).	113
4.9	Evolution of the position error δ along the stent centerline curvilinear abscissa s for Ao-SG (A) and Zs-SG (B)	114
4.10	Curvatures κ of both experimental and numerical deformed stent centerlines as functions of the stent centerline curvilinear abscissa s for Ao-SG (A) and Zs-SG (B).	115
4.11	Deformed Ao (upper pictures) and Zs-SGs (lower pictures) after simulations with (right hand side) or without (left hand side) intraluminal pressure (150 mmHg)	118
4.12	Schéma de principe d'un tomographe aux rayons X possédant une source conique	120
4.13	Acquisition des données en tomographie	121
4.14	Photos du montage expérimental et radiographies prises lors de la flexion de l'Endurant	122
4.15	Reconstruction tomographique 3D des différentes EPs fléchies	123
4.16	Reconstruction tomographique 3D d'un échantillon du textile de la Talent (Dacron tissé)	124
4.17	Dispositif expérimental de flexion des EPs. (A) Visualisation CAO du dispositif à l'horizontale. (B) Visualisation CAO du dispositif à la verticale. (C) Photographie du dispositif supportant une EP et mis en place dans le tomographe.	125
5.1	Marketed stent-graft limbs and corresponding numerical models	132
5.2	Generation of stent mesh	134
5.3	Numerical modeling of the metallic structure of the Ta-SG	136
5.4	Outline of the different steps necessary for the implementation of the An-SG numerical model	137
5.5	Numerical model of the Ex-SG: Encapsulation of the stent between the graft and the thin helical strip.	137
5.6	Schematic view of SG in corresponding boundary conditions: angulation of 90° (left hand side) and 180° (right hand side)	138
5.7	Deformed SGs for $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$	140
5.8	Quantitative assessment of SGs mechanical performances for $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$: (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG} , (D) ϵ_{CG}	141
5.9	Couple $C(\alpha)$ nécessaire à la flexion des EPs pour $\alpha = 90^\circ$ et $\alpha = 180^\circ$	144
6.1	Géométries et dimensions des deux anévrismes considérés : (A) Anévrisme 1 possédant une angulation globale de 120° , (B) Anévrisme 2 possédant un collet proximal angulé à 90° . Les dimensions sans unité sont en millimètres.	150
6.2	Les différentes étapes de la simulation de la mise en place d'une EP au sein d'un AAA	151

6.3	Rapport énergétique tracé en fonction de l'avancement de la simulation	153
6.4	Déformées obtenues après mise en place et pressurisation des EPs au sein de l'AAA 1 . . .	154
6.5	Résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 1: (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG}^{max} , (D) ϵ_{CG}^{max}	155
6.6	Déformées obtenues après mise en place et pressurisation des EPs au sein de l'AAA 2 . . .	157
6.7	Mise en évidence de la mauvaise apposition de la Ze contre la paroi du collet proximal de l'AAA 2	158
6.8	Résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 2 : (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG}^{max} , (D) ϵ_{CG}^{max}	159
6.9	Résultats obtenus avec la seconde stratégie de déploiement	166

LISTE DES TABLEAUX

1.1 Paramètres proposés pour l'évaluation du risque de rupture de l'AAA (Kleinstreuer et Li, 2006)	12
1.2 Comparaison EVAR/OPEN (Anderson <i>et al.</i> , 2004; Cao <i>et al.</i> , 2004; Greenhalgh <i>et al.</i> , 2004; Lester <i>et al.</i> , 2001; Rutherford et Krupski, 2004)	22
2.1 Dimensions et caractéristiques géométriques des EPs considérées	53
2.2 Propriétés mécaniques de l'acier inoxydable 316L	63
2.3 Propriétés mécaniques du Nitinol (Kleinstreuer <i>et al.</i> , 2008)	64
2.4 Propriétés mécaniques du ePTFE (Catanese <i>et al.</i> , 1999; Kleinstreuer <i>et al.</i> , 2008)	65
2.5 Modules élastiques E_θ pour chaque orientation θ du textile Vascutek	67
2.6 Modules élastiques E_θ pour chaque orientation θ du textile Lombard Medical	67
2.7 Propriétés mécaniques du textile Vascutek	71
2.8 Propriétés mécaniques du textile Lombard Medical	71
3.1 Paramètres proposés pour l'évaluation du risque de rupture de l'AAA (Kleinstreuer et Li, 2006)	83
3.2 Material properties of 316L stainless steel	84
3.3 Material properties of Nitinol	85
3.4 Material properties of PET	87
3.5 Stent spacing variation for both SGs on inner and outer curvatures.	93
3.6 Cross-section shape change in $x'y'$ -plane for both SGs.	93
4.1 Material properties of Nitinol	108
4.2 Material properties of both fabrics	109
4.3 Material properties of both fabrics	110
5.1 Manufacturing features of considered SG limbs	133

5.2	Geometrical and computational features of SG limbs	134
5.3	Material properties of 316L stainless steel	134
5.4	Material properties of Nitinol	135
5.5	Material properties of ePTFE	135
5.6	Material properties of PET	135
6.1	Tableau récapitulatif des résultats concernant les défauts d'apposition des différentes EPs et les endofuites de type I associées (O = oui, N = non)	157

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) est caractérisé par une dilatation locale et permanente d'une artère d'au moins 50 % de son diamètre nominal défini en tenant compte des conditions physiologiques de l'individu (Johnston *et al.*, 1991), conduisant à terme à une rupture, souvent fatale, de la paroi artérielle. La rupture de l'AAA est considérée comme un véritable problème de santé publique. Elle entraîne environ 15000 morts chaque année aux Etats-Unis, ce qui représente la 13ème cause de décès dans ce pays (Kleinstreuer et Li, 2006).

La prévention de la rupture des anévrismes de l'aorte est basée sur le traitement chirurgical dont il existe deux types. Le premier est la chirurgie conventionnelle qui consiste à ouvrir l'abdomen du patient et à remplacer la portion pathologique de l'aorte par une prothèse en textile. Cette technique est très invasive et le taux de survie, suite à ce type de chirurgie, des patients âgés et/ou souffrant de comorbidités est faible. Le second type de traitement est plus récent : c'est la technique dite endovasculaire qui fait l'objet de cette étude. Cette procédure mini-invasive consiste à mettre en place une endoprothèse (EP) au sein de l'AAA par l'intermédiaire d'un cathéter introduit à partir de l'artère fémorale, ceci dans le but de réduire la pression à l'intérieur du sac anévrisimal et donc d'éviter la rupture de l'AAA. Une EP est généralement constituée d'un support métallique, appelé stent, suturé sur un textile semi-perméable.

La décision chirurgicale de traiter l'AAA intervient en général lorsque le diamètre de ce dernier excède 5,5 cm, mais l'essentiel de cette décision repose sur la balance bénéfice/risque liée à l'intervention. En effet, puisque les patients sont généralement âgés et souffrent de comorbidités, le clinicien se trouve face à un dilemme. Il doit décider si le risque de rupture justifie les risques liés à l'intervention chirurgicale pour traiter l'AAA. La chirurgie conventionnelle est relativement risquée à ce jour et ne permet pas de traiter l'ensemble des patients (notamment les patients âgés qui ne supporteraient pas cette intervention très invasive, ou dans les cas d'anatomies artérielles difficiles et notamment tortueuses, etc.). Ce constat pèse énormément dans la prise en charge thérapeutique des patients et le traitement endovasculaire pourrait ainsi révolutionner la décision chirurgicale pour le traitement de l'AAA.

Ainsi, depuis la pose de la première EP chez un patient en 1991, le traitement endovasculaire de l'AAA a gagné rapidement en popularité. Il s'est démocratisé et demeure en perpétuelle évolution grâce à la

conception de nouvelles EPs toujours plus fiables. Cependant, lors du suivi des patients, des complications post-opératoires peuvent survenir et ainsi nécessiter des réinterventions. Il s'agit notamment des endofuites et des sténoses de la partie distale de l'EP (appelé jambage) qui sont à l'origine de plus de 50 % des procédures secondaires. L'analyse des mécanismes responsables de ces complications a montré que ces dernières étaient souvent associées aux dispositifs eux-mêmes, et plus particulièrement à la conception et au choix des matériaux des EPs.

La question de la durabilité *in vivo* reste donc actuellement un des principaux verrous empêchant le recours systématique aux EPs pour traiter les AAAs. Jusqu'alors, les études biomécaniques n'ont quasiment jamais considéré la conception même du produit « EP » et les choix de conception de l'EP ont le plus souvent été faits de façon empirique. Pourtant, la bibliographie existante révèle que les problèmes de durabilité des EPs sont principalement liés à des causes mécaniques : rigidité de l'EP inadaptée engendrant des endofuites (Albertini *et al.*, 2001; Baum *et al.*, 2003), formation de plicatures pouvant provoquer la sténose ou la thrombose de l'EP (Carroccio *et al.*, 2002; Cochenne *et al.*, 2007), concentrations fortes de contraintes sur les stents pouvant causer jusqu'à leur rupture (Jacobs *et al.*, 2003) ou encore déformation ou usure importante du textile pouvant générer des déchirures (Beebe *et al.*, 2001; Chakfe *et al.*, 2004).

Dans ce contexte, la modélisation numérique du comportement mécanique des EPs (lors de leur pose ou une fois déployées au sein de l'AAA) semble être un outil pertinent afin d'investiguer les phénomènes mécaniques responsables de ces complications et de proposer de nouvelles architectures d'EPs ou de nouveaux protocoles de pose. Cependant, du fait de la complexité de la modélisation liée au caractère multi-matériaux des EPs et de leur environnement (dispositif de pose et AAA), très peu d'études numériques portant sur l'évaluation des performances mécaniques des EPs ont été publiées.

Ainsi, l'objectif de cette thèse réalisée en cotutelle entre le Centre Ingénierie et Santé (CIS) de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne et le laboratoire Sols-Solides-Structures-Risques (3SR Lab) de l'Université de Grenoble, et en étroite collaboration avec l'équipe de chirurgie vasculaire du C.H.U. de Saint-Etienne, est de mettre en place une méthodologie pour évaluer les performances mécaniques des EPs par le biais de la simulation numérique par éléments finis. Des EPs actuellement disponibles sur le marché sont pour cela modélisées numériquement et des sollicitations mécaniques toujours plus proches de la réalité physiopathologique leur sont appliquées.

Ce document se compose de 6 chapitres.

Le chapitre 1 concerne le contexte clinique et biomécanique de ce travail par l'intermédiaire d'une analyse des travaux de la littérature portant sur le sujet. Dans un premier temps, les origines et le comportement mécanique de l'AAA sont présentés. Les techniques chirurgicales utilisées pour prévenir la rupture d'AAA sont abordés en détail dans un second temps. Les différentes études ayant porté sur le comportement biomécanique des EPs sont ensuite analysées. Enfin, le positionnement et les objectifs de ce travail de thèse sont présentés.

Le chapitre 2 décrit les méthodes et outils numériques utilisés pour modéliser la mécanique complexe

des EPs. La modélisation des deux principaux composants d'une EP, à savoir le stent et le revêtement, est tout d'abord présentée à travers la définition de leur géométrie et de leur maillage. Dans un second temps, la caractérisation des matériaux constitutifs des composants de l'EP ainsi que les lois de comportement associées sont abordées. Enfin, l'assemblage des composants est présenté.

La première étude de ce travail, portant sur la flexion *in vitro* des EPs, est présentée dans le chapitre 3. Ainsi, deux EPs actuellement disponibles sur le marché ont été modélisées. La simulation de leur flexion a permis d'évaluer leur réponse mécanique sous une sollicitation très sélective et entièrement contrôlée. Ces réponses sont ensuite comparées par l'intermédiaire de différents critères mécaniques et géométriques.

Le chapitre 4 concerne la validation expérimentale quantitative des résultats numériques obtenus lors de la flexion de deux modèles d'EPs par le biais d'une méthode à base d'images 3D obtenues par tomographie aux rayons X.

L'étude numérique du chapitre 5 permet de mettre en évidence l'influence de la structure de l'EP sur ses performances mécaniques. Ainsi, 8 jambages d'EPs actuellement disponibles sur le marché sont testés lors d'un essai combinant flexion et pressurisation.

Le chapitre 6 présente la simulation du déploiement de plusieurs EPs au sein d'anévrismes modèles. Les performances mécaniques de chaque EP sont évaluées puis comparées lors des différentes phases nécessaires à la mise en place du dispositif au sein de l'anévrisme.

Enfin, ce manuscrit se termine par un rappel des principaux résultats obtenus ainsi que les limitations de ce travail. Les perspectives ouvertes par ces travaux sont ensuite exposées.

CHAPITRE 1

CONTEXTE CLINIQUE ET BIOMÉCANIQUE

Ce premier chapitre présente le contexte clinique et biomécanique de ce travail de thèse par l'intermédiaire d'une analyse non exhaustive de la littérature. Une présentation générale de l'anévrisme de l'aorte abdominale est tout d'abord réalisée : origines, comportement mécanique et critères décisionnels d'intervention chirurgicale avant rupture. Les traitements de ce type d'anévrisme puis les différentes études ayant porté sur le comportement biomécanique des endoprothèses sont présentés en détail par la suite. Enfin, le positionnement de ce travail de thèse par rapport à la littérature existante ainsi que les objectifs de cette thèse sont précisés.

Sommaire

1.1	Anévrisme de l'Aorte Abdominale	6
1.1.1	Définition	6
1.1.2	Etiologie, pathogénèse et comportement biomécanique de l'AAA	7
1.1.3	Critères décisionnels d'intervention chirurgicale	11
1.2	Traitements chirurgicaux de l'AAA	13
1.2.1	Chirurgie conventionnelle	13
1.2.2	Chirurgie endovasculaire	15
1.2.3	Comparaison des deux types de chirurgies	18
1.2.4	Complications post-opératoires de la chirurgie endovasculaire	22
1.3	Comportement mécanique des EPs	32
1.3.1	Etudes expérimentales	33
1.3.2	Etudes numériques	38
1.4	Positionnement et objectifs du travail de thèse	48

1.1 Anévrisme de l'Aorte Abdominale

1.1.1 Définition

Un anévrisme est une dilatation locale et permanente d'une artère d'au moins 50 % de son diamètre nominal défini en tenant compte des conditions physiologiques de l'individu (Johnston *et al.*, 1991)(figure 1.1). Lorsque cette dilatation a lieu au niveau de l'aorte abdominale, on parle alors d'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA). L'AAA est généralement localisé sous les artères rénales et au-dessus de la bifurcation des artères iliaques. Le diamètre moyen de l'aorte infra-rénale étant de 2 cm (Lederle *et al.*, 1997), une aorte est considérée comme anévrismale dès que son diamètre est égal ou supérieur à 3 cm. L'AAA possède généralement une géométrie fusiforme et asymétrique car la colonne vertébrale limite l'expansion postérieure et, de ce fait, engendre un gonflement antérieur (figure 1.1). Si l'AAA rompt, le patient meurt très souvent d'une hémorragie.

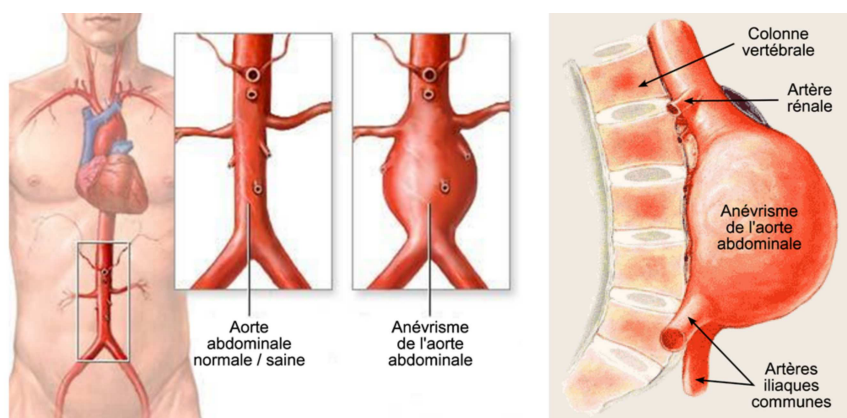


Figure 1.1 : Schéma d'un Anévrisme de l'Aorte Abdominale (www.paperblog.fr, www.crlsurgical.com)

Les quelques données statistiques ci-dessous permettent de mettre en évidence l'importance de cette pathologie :

- 500 000 nouveaux cas sont détectés à travers le monde chaque année (Vande Geest *et al.*, 2006).
- La rupture d'AAA provoque 15000 morts chaque année aux Etats-Unis, ce qui représente la 13^{ème} cause de décès dans ce pays (Li et Kleinstreuer, 2006b).
- Le taux de mortalité associé à la rupture d'AAA est de plus de 90 % (Corbett *et al.*, 2011).
- 75 % des AAA apparaissent chez des personnes de plus de 60 ans (Kleinstreuer *et al.*, 2007).
- La prévalence de l'AAA est de 2,0 à 8,8 % pour les personnes de plus de 65 ans (Gasser *et al.*, 2008). Elle est six fois moins élevée pour les femmes que pour les hommes (Scott *et al.*, 2002).
- Un AAA apparaît chez 5% des hommes de plus de 55 ans (Chong et How, 2004).
- 80 % des AAA possède un thrombus (ou caillot sanguin) et 90 % ont des calcifications au niveau de la paroi (Kleinstreuer *et al.*, 2007).

L'AAA n'engendre en général aucun symptôme pour le patient (75 % des anévrismes sont asymptoma-

tiques d'après Kleinstreuer *et al.* (2007)), même si ce dernier peut parfois ressentir des palpitations et/ou des douleurs abdominales ou dorsolombaires. Il est généralement détecté lors d'un examen physique de routine ou d'un examen par imagerie (scanner, IRM, échographie, etc.) destiné à mettre en évidence une pathologie n'ayant, pour la plupart du temps, aucun lien avec l'AAA. Il sera plus probablement détecté s'il a suffisamment grossi pour exercer une pression contre un tissu contenant des terminaisons nerveuses.

1.1.2 Etiologie, pathogénèse et comportement biomécanique de l'AAA

L'AAA résulte de l'affaiblissement d'une section de paroi aortique dû à des facteurs pouvant être de type génétique, biomécanique, biochimique, ou hémodynamique : athérosclérose, âge, maladie héréditaire, inflammation, infection, hypertension, pathologie pulmonaire, tabagisme, obésité. Les causes exactes ainsi que la séquence des événements conduisant à la formation de l'AAA ne sont pas encore totalement connues mais sont le résultat de multiples facteurs. La figure 1.2 décrit l'étiologie et la pathogénèse des anévrismes artériels, c'est-à-dire qu'elle recense les différents facteurs pouvant contribuer à la formation et au développement d'un AAA.

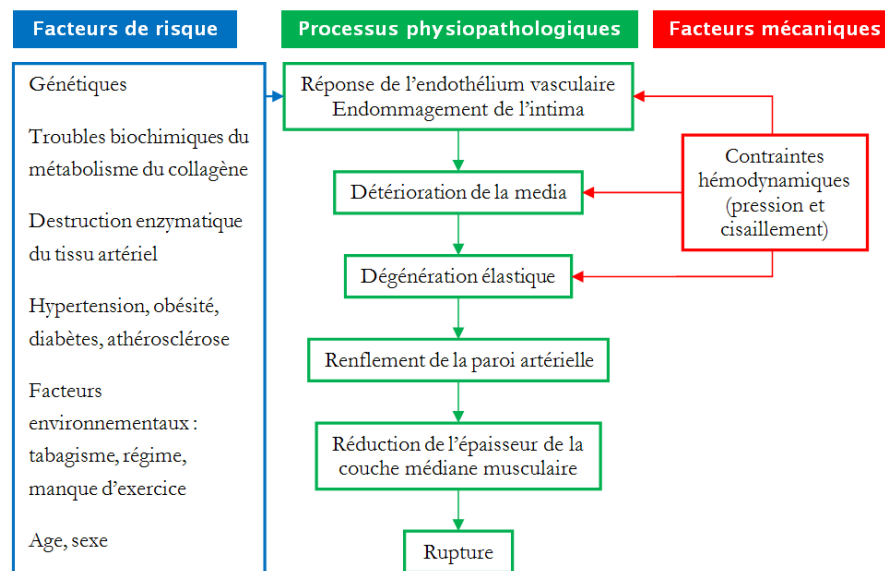


Figure 1.2 : Etiologie et pathogénèse des anévrismes artériels (Lasheras, 2007)

Etant donné le caractère pulsé et périodique de l'écoulement sanguin au sein de l'aorte abdominale, la paroi aortique est fortement sollicitée au cours du cycle cardiaque par les forces hémodynamiques de pression et de cisaillement. Ces forces, couplées à un endommagement des différentes couches de la paroi aortique, peuvent mener à une distension progressive de l'aorte, et donc à l'apparition d'un AAA.

Pour comprendre ce phénomène d'affaiblissement progressif de la paroi aortique, il est tout d'abord nécessaire de faire un point sur l'histologie et la constitution de l'aorte saine. Dans cette section, on se

réfère principalement aux reviews très complètes d'Holzapfel *et al.* (2000) pour la partie histologie et de Kleinstreuer *et al.* (2007) pour la partie biomécanique de l'AAA. La paroi aortique saine, comme celle de toutes les artères dites élastiques, est constituée de trois couches concentriques : l'intima, la media et l'adventitia (figure 1.3).

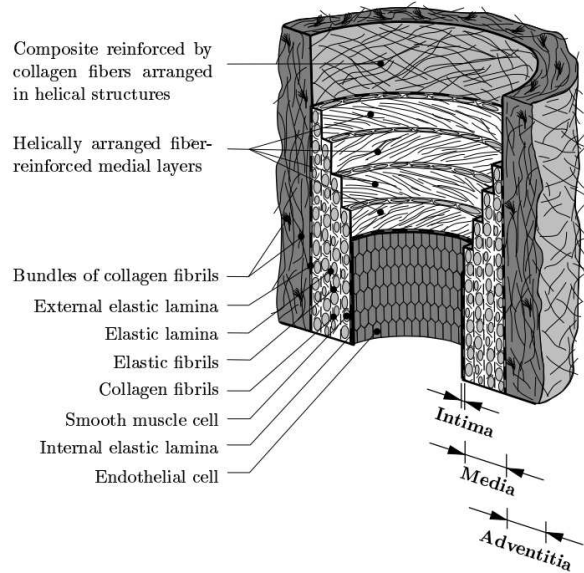


Figure 1.3 : Structure d'une artère élastique saine (Holzapfel *et al.*, 2000)

L'intima est la couche interne de l'aorte. Elle est formée d'une seule couche de cellules endothéliales qui permet de réduire le frottement entre le sang et la surface interne de l'aorte et qui a une fonction principalement biologique. Ces cellules recouvrent une couche sous-endothéliale composée de tissu conjonctif dans lequel on trouve des fibroblastes responsables de la formation de l'élastine et du collagène. Pour des individus jeunes et en bonne santé, l'intima est très fine et son rôle est négligeable dans les propriétés mécaniques de l'aorte. Elle a tendance à s'épaissir et à se rigidifier avec l'âge (athérosclérose) et sa contribution mécanique peut donc s'accroître.

La media est la couche intermédiaire de l'aorte et se compose principalement d'un réseau tridimensionnel de cellules musculaires lisses, de fibres d'élastine et de collagène. C'est principalement cette couche épaisse qui définit les propriétés mécaniques de la paroi artérielle saine dans les conditions normales de fonctionnement. L'orientation et l'interconnexion entre les différents types de fibres contenus dans la media constituent une structure fibreuse hélicoïdale équilibrée et lui confère ainsi des propriétés mécaniques anisotropes. De part cet arrangement structurel, la media résiste aux sollicitations dans les directions longitudinales et circonférentielles.

L'adventitia est principalement formée de fibroblastes et de fibrocytes, de substances fondamentales et de fibres de collagène. Comme pour la media, ces fibres forment un réseau hélicoïdal équilibré et permettent de renforcer la résistance de la paroi aortique en limitant l'hyperextensibilité de la paroi grâce à la raideur im-

portante des fibres de collagène. Enfin, cette couche est irriguée par des vaisseaux sanguins (vaso vasorum).

L'intégrité et l'élasticité de la paroi artérielle sont déterminées par les composants de sa matrice, à savoir l'élastine, le collagène et les cellules musculaires lisses. Les cellules musculaires lisses ont la capacité de se contracter et de se relaxer mais influencent peu le comportement de l'AAA (car leur nombre diminue lors de la formation de l'AAA) (Humphrey, 2002). L'élastine supporte la pression dans les conditions physiologiques grâce à ses capacités élastiques tandis que le collagène est impliqué lorsqu'une charge supplémentaire est appliquée à la paroi aortique. Ses fibres constitutives sont alors tendues. Le collagène réagit avec un comportement plus rigide afin de maintenir le diamètre aortique dans des valeurs physiologiques acceptables (Di Martino *et al.*, 1998). Il est 1000 fois plus rigide que l'élastine et permet donc d'éviter une dilatation excessive ainsi que la rupture du vaisseau. De ce fait, le ratio collagène/élastine est le déterminant principal des propriétés mécaniques de l'aorte. Ainsi, la courbe contrainte-déformation décrivant le comportement mécanique d'une artère saine est le résultat d'une combinaison du comportement mécanique de ces deux principaux constituants (figure 1.5). Des modifications de la composition et de la structure de la paroi artérielle peuvent altérer les propriétés mécaniques de cette dernière. Une augmentation du ratio collagène/élastine aura pour conséquence une plus grande rigidité de la paroi (module élastique plus important) mais également une résistance plus faible (contrainte à rupture plus faible). Ceci est illustré par la figure 1.4 qui compare les courbes contrainte-déformation d'une aorte saine et d'un AAA. La courbe contrainte-déformation décrivant le comportement des matériaux constitutifs de l'AAA se déplace considérablement vers la gauche par rapport à la courbe correspondant au comportement des matériaux constitutifs de l'aorte normale.

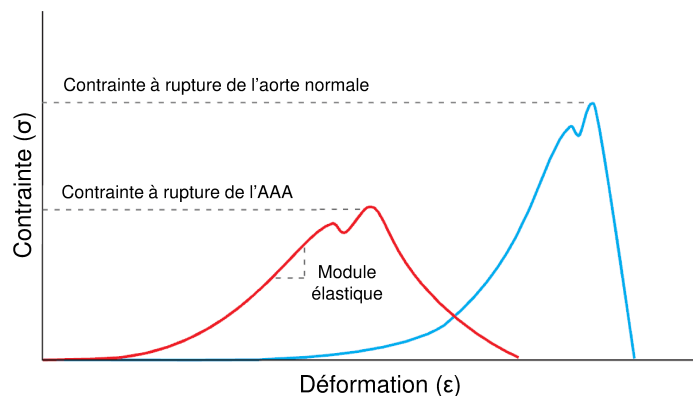


Figure 1.4 : Courbes contrainte-déformation pour une aorte saine et un AAA (Kleinstreuer *et al.*, 2007; Raghavan, 2002)

Des observations cliniques ont montré que la paroi anévrysmale devient progressivement plus rigide lorsque le diamètre de l'AAA augmente. Ce phénomène est principalement dû au remodelage de la paroi. Pour une artère normale, le ratio collagène/élastine est d'environ 1,58 alors qu'il est beaucoup plus élevé pour un AAA. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'élastine n'est plus produite et se dégrade irrémédia-

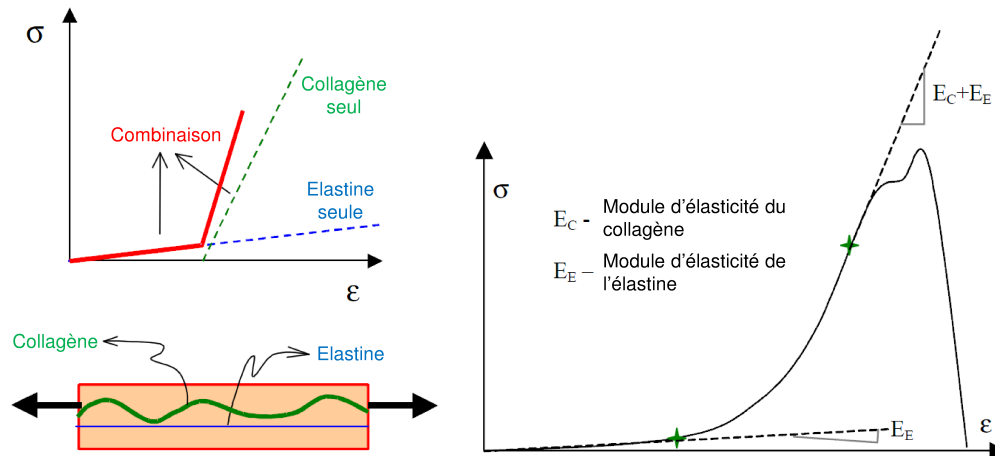


Figure 1.5 : Mise en évidence de l'influence conjuguée du collagène et de l'élastine sur le comportement mécanique global d'une artère (Raghavan, 2002)

blement dès l'âge de 20 ans alors que le collagène, quant à lui, est renouvelé et redéposé en permanence. De ce fait, le ratio collagène/élastine augmente avec l'âge (ce qui peut également expliquer la tortuosité plus importante des artères chez les personnes âgées, similarité avec les rides de la peau).

La figure 1.6 résume les trois étapes principales de la formation d'un AAA. Lors de l'étape I, l'élastine commence à se dégrader et la production de collagène augmente. L'augmentation du rapport collagène/élastine met en évidence le début de la formation de l'AAA. Pendant l'étape II, l'anévrisme s'élargit lentement car le collagène commence à se dégrader et à se désorganiser, ce qui rend la paroi moins résistante. Cette dégradation est partiellement compensée par une déposition plus importante de collagène sur une géométrie déjà dégradée. Par la suite, la dégradation accélérée du collagène supprime la capacité de remodelage de la paroi anévrismale. Sous l'action de la pression sanguine, la paroi anévrismale commence à se dilater rapidement et peut finalement rompre (étape III). Les changements de géométrie de l'AAA surmultiplient l'effet de la pression sanguine, notamment dans la direction axiale. En résumé, la dégradation de l'élastine est l'étape clé dans le développement des AAA, alors que la dégradation du collagène est, pour sa part, plutôt responsable de la rupture de l'AAA.

Même si la dégradation de l'élastine et du collagène est la principale cause de la formation, de la dégradation et finalement de la rupture d'un AAA, l'étiologie exacte de la dégradation de ces deux composants demeure controversée. Cependant, de récentes études ont pointé du doigt les métalloprotéinases matricielles (MMP) comme étant un facteur possible influençant l'organisation du réseau de matrice extracellulaire et favorisant la dégradation du collagène et de l'élastine (Ailawadi *et al.*, 2003; Kowalewski *et al.*, 2006). Les MMP sont des enzymes qui dégradent la matrice extracellulaire des tissus conjonctifs et leur action ne sera pas décrite dans ce manuscrit, tout comme les autres causes possibles du développement d'un AAA.

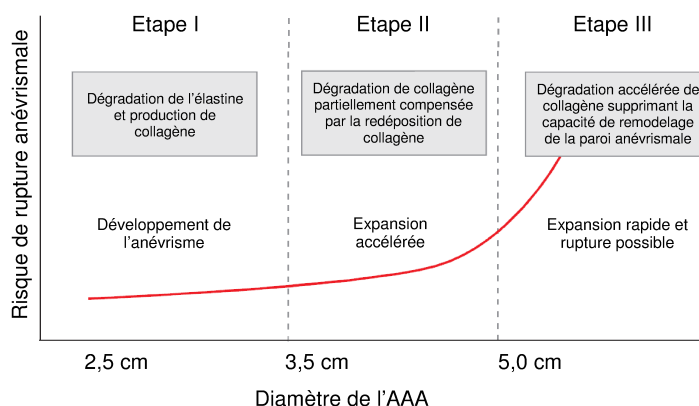


Figure 1.6 : Les 3 étapes de la formation d'un AAA (Kleinstreuer *et al.*, 2007)

1.1.3 Critères décisionnels d'intervention chirurgicale

Lorsque les contraintes mécaniques appliquées à la paroi anévrismale excèdent la contrainte à rupture de cette même paroi, l'anévrisme rompt. Cependant, puisque la mesure directe des contraintes mécaniques n'est pas encore possible *in-vivo*, des critères basés sur des facteurs biomécaniques influençant la rupture de l'AAA sont utilisés afin d'estimer le risque de rupture et de déterminer si le traitement chirurgical de l'anévrisme est nécessaire. En effet, puisque la plupart des patients sont âgés et souffrent de comorbidités, le clinicien se retrouve face à un dilemme. Il devra décider si le risque de rupture justifie les risques liés à l'intervention chirurgicale pour traiter l'anévrisme. Plusieurs indicateurs de rupture de l'AAA ont été proposés dans de nombreuses publications et les critères les plus utilisés en pratique clinique demeurent le diamètre maximal de l'AAA et son taux d'expansion annuel. Plusieurs critères définis dans la littérature sont présentés dans le tableau ci-dessous (tableau 1.1).

Le critère du diamètre maximal de l'AAA est le plus utilisé par les chirurgiens pour sa simplicité d'utilisation et peut s'énoncer ainsi : plus le diamètre maximum de l'AAA est grand, plus le risque de rupture est important. Cependant, il n'existe pas de consensus permettant de fixer une valeur seuil pour ce critère. Plusieurs études préconisent un diamètre maximal seuil de 5,5 cm pour procéder à une intervention chirurgicale. Afin de prouver la fiabilité de cette valeur, le « UK Small Aneurysm Trial » a montré le peu d'intérêt du traitement chirurgical pour des AAAs asymptomatiques possédant un diamètre maximal compris entre 4,0 et 5,5 cm. Cependant, ce critère n'est pas fiable, comme l'indique les données récoltées lors des autopsies et ne repose sur aucune base physique ou théorique. En effet, même s'il semble naturel de considérer que les gros anévrismes soient sujets à un risque de rupture plus important que les plus petits, des autopsies ont révélé que de petits anévrismes pouvaient rompre alors que de gros anévrismes n'avaient jamais rompu. On peut citer comme exemple l'étude de Fillinger *et al.* (2003) rapportant que 10 à 24 % des anévrismes rompus de leur étude avaient un diamètre maximal inférieur à 5 cm. Ce critère se base principalement sur la loi de Laplace : la contrainte orthoradiale dans la paroi de l'AAA est proportionnelle à son diamètre. Mais l'utilisation de cette loi est erronée pour plusieurs raisons (Vorp, 2007) : la géométrie de la paroi d'un AAA n'est pas un simple cylindre ou une sphère avec un seul rayon

Nom du critère	Définition	Zone de danger	Référence
Rapport des diamètres	$\frac{d_{AAA,max}}{d_{AA}}$	$\geq 3,3$	Cappeller <i>et al.</i> (1997)
Taux d'expansion	$\frac{d_{AAA,max} - d_{AAA,max}^{précédent}}{d_{AAA,max}^{précédent}}$	$\geq 0,18$	Limet <i>et al.</i> (1991)
Rapport des contraintes	$\frac{\sigma_{AAA,max}}{\sigma_{AA}}$	$\geq 4,4$	Fillinger <i>et al.</i> (2003)
Rapport de la pression diastolique	$\frac{p_{diastolique}}{90 mmHg}$	$\geq 1,17$	Cronenwett <i>et al.</i> (1985)
Indice d'asymétrie	$\frac{d_{AAA,max} - l_a}{l_a}$	$\leq 0,4$	Vorp <i>et al.</i> (1998)
Rapport des volumes thrombus-AAA	$\frac{V_{ILT}}{V_{AAA}}$	$\geq 0,62$	Cappeller <i>et al.</i> (1997)
Baisse de rigidité (par an)	$\frac{E_p - E_p^{précédent}}{E_p^{précédent}}$	$\geq 0,1$	Wilson <i>et al.</i> (2003)
Indice sacculaire	$\frac{d_{AAA,max}}{L_{AAA}}$	$\leq 0,6$	Ouriel <i>et al.</i> (1992)

Tableau 1.1 : Paramètres proposés pour l'évaluation du risque de rupture de l'AAA (Kleinstreuer et Li, 2006)

de courbure, la considération des contraintes seules subies par la paroi de l'AAA n'est pas suffisante pour prédire la rupture d'un AAA et enfin l'épaisseur et la résistance locales (liées à la composition de la paroi, à l'avancée du remodelage, etc.) ne sont pas connues.

Le taux d'expansion de l'AAA est, comme le critère du diamètre maximal, un indicateur du risque de rupture de l'AAA très utilisé. Cliniquement, un taux d'expansion élevé, de l'ordre de 0,5 cm par an et plus, est souvent associé à un risque de rupture important (Thubrikar *et al.*, 2001). La décision de procéder au traitement chirurgical de l'AAA doit être prise lorsque le taux d'expansion atteint 0,5 cm (Wolf *et al.*, 1994), voire 1 cm (Scott *et al.*, 1999), même si $d_{AAA,max} < 5$ cm. Brown *et al.* (2003) obtiennent un taux d'expansion moyen de 0,84 cm par an pour des anévrismes qui ont finalement rompu et 0,39 cm par an pour des anévrismes non rompus. Bien qu'il soit intuitif que la croissance d'un AAA soit lié à sa rupture éventuelle, l'utilisation du taux d'expansion des AAA pour l'évaluation du risque de rupture est seulement utile pour les patients ayant un suivi assez long par leur médecin (Vorp, 2007).

Le pic de contrainte pariétale est considéré comme le meilleur indicateur de rupture de l'AAA. Cependant, comme mentionné précédemment, il n'est pas possible de le mesurer directement chez le patient et il n'existe pas de valeur seuil de contrainte prédéfinie pour chaque patient. De ce fait, les logiciels de simulation par élément finis sont des outils efficaces pour prédire le risque de rupture. Di Martino *et al.* (1998) affirment ainsi qu'une connaissance détaillée de la distribution des contraintes sur la paroi anévrismale peut permettre de prédire l'évolution d'un anévrisme. Quelques années plus tard, la même équipe prend en compte les paramètres qui lui semblent importants (morphologie 3D réelle d'un AAA, interaction fluide-structure, propriétés mécaniques des tissus de l'AAA) afin d'obtenir une représentation quantifiable locale des contraintes dans la paroi anévrismale (Di Martino *et al.*, 2001). Raghavan *et al.* (2000) rapportent, grâce à leur simulation sur des modèles 3D d'AAA, que le pic de contrainte pariétale varie selon les patients de 0,19 à 0,45 MPa et se trouve sur la face postérieure de l'anévrisme. En comparaison, le pic de contrainte

pariétale sur une aorte saine est d'environ 0,12 MPa. Fillinger *et al.* (2002, 2003) confirment que le pic de contrainte pariétale est un meilleur indicateur du risque de rupture de l'AAA que le critère du diamètre maximal grâce à leur analyse *in-vivo* des contraintes pariétales. Dans leurs études, le pic de contrainte varie de 0,37 à 0,77 MPa selon les patients. Raghavan *et al.* (2006) rapportent que la contrainte à rupture de la paroi anévrismale varie de 0,34 à 2,35 MPa grâce à leurs tests de traction effectués sur des échantillons de paroi d'AAA. Les variations des valeurs de contrainte observées dans ces différentes études démontrent bien la difficulté de trouver une contrainte seuil pour laquelle l'ensemble des AAA des patients rompraient. Récemment, de très nombreuses études numériques utilisant des modèles toujours plus complexes d'AAA ont été menées mais elles ne seront pas détaillées dans ce manuscrit de thèse.

Le thrombus intra-luminal (ILT) peut aussi être à l'origine de la rupture de l'AAA. Cette hypothèse controversée a fait l'objet de plusieurs études ayant mené à des résultats relativement contradictoires. En effet, des études numériques par éléments finis (FEA) réalisées sur des AAAs indiquent que le niveau de contrainte mécanique atteint dans l'ILT reste trop faible, si on le compare à la contrainte à rupture du matériau, pour causer la rupture de l'AAA (Wang *et al.*, 2002). Au contraire, certaines études expérimentales ont montré que le thrombus pouvait être une des causes de la rupture d'AAA. Gasser *et al.* (2008) s'intéressent à la fatigue du thrombus, tissu fragile et vulnérable aux ruptures par fatigue. Les tests mécaniques effectués dans cette étude permettent de venir appuyer cette théorie car plus le thrombus est soumis à un nombre de cycle important, plus sa résistance diminue. De ce fait, sous l'action pulsatile du flux sanguin, le thrombus peut rompre par fatigue, entraîner la rupture de la paroi anévrismale par propagation et donc initier la rupture de l'anévrisme.

Ainsi, il est nécessaire de trouver de nouvelles méthodes pouvant prédire avec plus de fiabilité la probabilité de rupture de l'AAA spécifique à chaque patient. En effet, il n'existe pas aujourd'hui de technique fiable à 100 % pour qualifier le risque de rupture. De ce fait, les chirurgiens utilisent des critères qui semblent fonctionner pour la majorité des patients, mais dont ils connaissent également les limites.

1.2 Traitements chirurgicaux de l'AAA

Lorsque le chirurgien décide d'intervenir afin d'éviter la rupture d'AAA chez un patient, il doit encore choisir entre deux types de traitement classiquement utilisés pour traiter les AAA : le traitement conventionnel par chirurgie ouverte ou le traitement endovasculaire avec pose d'endoprothèse (EP).

1.2.1 Chirurgie conventionnelle

Le traitement conventionnel par chirurgie ouverte (« open surgery » ou « OPEN ») d'un AAA implique le remplacement du segment d'artère pathologique par une prothèse synthétique (figure 1.7) fabriquée en polyéthylène téréphtalate (PET ou Dacron[®]) ou en polytétrafluoroéthylène (PTFE ou Teflon[®]). La prothèse forme ainsi un nouveau canal dans lequel le sang peut circuler.



Figure 1.7 : Prothèse vasculaire bifurquée en PET (www.tricomed.com)

Cette technique a été initiée par Charles Dubost qui a opéré en 1951, pour la première fois au monde avec succès, un AAA. L'acte chirurgical est nommé la « mise à plat – greffe » (figure 1.8). Le chirurgien procède à l'ouverture de l'abdomen du patient afin de pouvoir exposer totalement l'anévrisme. Il ouvre ensuite l'AAA après clampage (arrêt de la circulation sanguine grâce à des petites pinces) et injection d'anticoagulant, retire le thrombus et ligature les artères collatérales. Finalement, il rétablit la continuité après avoir suturé la prothèse tubulaire ou bifurquée à l'aorte et referme le sac anévrisimal sur la prothèse afin de la protéger du tube digestif et des organes environnants.

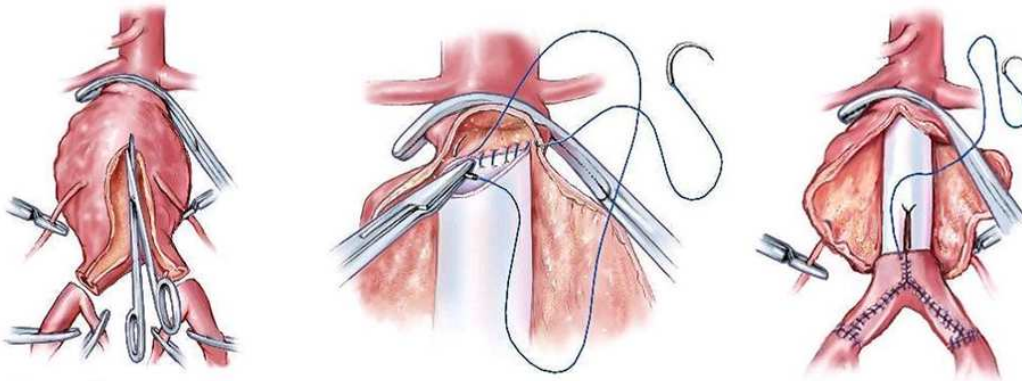


Figure 1.8 : « Mise à plat – greffe » d'un AAA avec pose de prothèse en textile (Amblard, 2006)

Cette procédure nécessite une anesthésie générale et dure approximativement 4 heures. Le traitement conventionnel est durable et ne nécessite que très rarement une procédure chirurgicale secondaire. Les complications pouvant apparaître suite à une chirurgie de ce type sont principalement un infarctus du myocarde, une arythmie, une insuffisance cardiaque, une défaillance pulmonaire et/ou rénale ou encore une réduction du débit sanguin alimentant les jambes et les organes voisins de l'aorte abdominale, autrement dit des complications qui ne sont pas directement liées à l'intervention et au dispositif implanté. De ce fait, en dehors des examens médicaux de routine, il n'y a pas de suivi à long terme après ce type d'intervention.

Cette opération est très lourde pour le patient qui peut endurer de grandes souffrances (hypothermie, hémorragie, etc.). Par conséquent, les temps d'hospitalisation (environ 6 jours) et de rétablissement (environ 6 semaines) sont relativement importants. Ainsi, du fait du caractère très invasif de cette chirurgie, tous les patients ne sont pas éligibles au traitement conventionnel par chirurgie ouverte. L'âge avancé et les comorbidités des pathologies cardiaques, pulmonaires et hépatiques ou encore l'insuffisance rénale sont les principaux facteurs qui peuvent pousser le chirurgien à choisir de ne pas opérer un patient par chirurgie conventionnelle ouverte (Bush *et al.*, 2007). Ces contre-indications ont poussé chirurgiens et ingénieurs à trouver une alternative et à imaginer un nouveau type de chirurgie mini-invasive afin d'éviter la rupture des AAA : le traitement endovasculaire.

1.2.2 Chirurgie endovasculaire

L'AAA n'étant pas une tumeur, il n'est pas forcément nécessaire d'éliminer la section d'aorte pathologique, l'objectif principal du chirurgien étant d'éviter la rupture. Ainsi, au début des années 1990, une nouvelle approche pour le traitement de l'AAA, la chirurgie endovasculaire (« Endovascular Aneurysm Repair » ou « EVAR »), fit son apparition. Ce traitement fut développé, à l'origine, pour des patients considérés comme physiquement inéligibles pour une chirurgie conventionnelle ouverte. Il vise à protéger du flux sanguin la paroi anévrismale et à réduire la pression au sein du sac anévrisimal et par conséquent les contraintes pariétales, sans supprimer la portion d'aorte affaiblie. Les différentes étapes de la chirurgie endovasculaire de l'AAA sont répertoriées dans la figure 1.9. Guidé par un scanner, le chirurgien amène le cathéter contenant une endoprothèse (EP) depuis le pli de l'aîne jusqu'au site anévrisimal. Lorsque l'EP est correctement positionnée au sein de l'AAA, elle est déployée et retrouve sa forme originale soit par elle-même (grâce à sa structure métallique élastique ou superélastique), soit avec l'aide d'un ballonnet gonflable. Le chirurgien retire ensuite délicatement le cathéter puis renouvelle l'opération afin d'ajouter un ou deux jambages pour compléter le dispositif. Le sac anévrisimal est exclu de la circulation sanguine puisqu'elle est désormais supportée par l'EP (figure 1.10). Le sang présent dans la cavité anévrismale devient stagnant, ce qui, par la suite, peut engendrer la formation d'un thrombus. A cause d'un manque d'apport nutritif au niveau du sac et de l'absence de sollicitation mécanique, l'AAA aura tendance à rétrécir puis à disparaître au bout d'un certain temps, ce qui, en général, caractérise le succès de la procédure chirurgicale.

La procédure chirurgicale dure entre une heure et une heure et demie. Le temps de rétablissement (environ 2 semaines) est généralement faible puisque l'opération est peu invasive pour le patient.

En 1969, Dotter fut le premier à suggérer l'idée d'un traitement endovasculaire avec pose d'EP. Cependant, les premiers essais cliniques n'arrivèrent qu'en 1980, lorsque Balko testa des EPs sur des animaux et obtint des résultats prometteurs. En 1990, la première chirurgie endovasculaire avec pose d'EP pour traiter un AAA chez un patient fut réussie par Parodi qui publia son expérience clinique sur cette nouvelle technique en 1991. Chuter conçut en 1993 la première EP bifurquée pour le traitement des AAA.

Depuis, les dispositifs ont évolué mais l'éligibilité des patients à ce type de traitement demeure conditionnée par différents facteurs principalement anatomiques : collet proximal infrarénal, sac anévrisimal et artères iliaques notamment. Ainsi, une anatomie défavorable du collet (basée sur son diamètre, sa longueur,

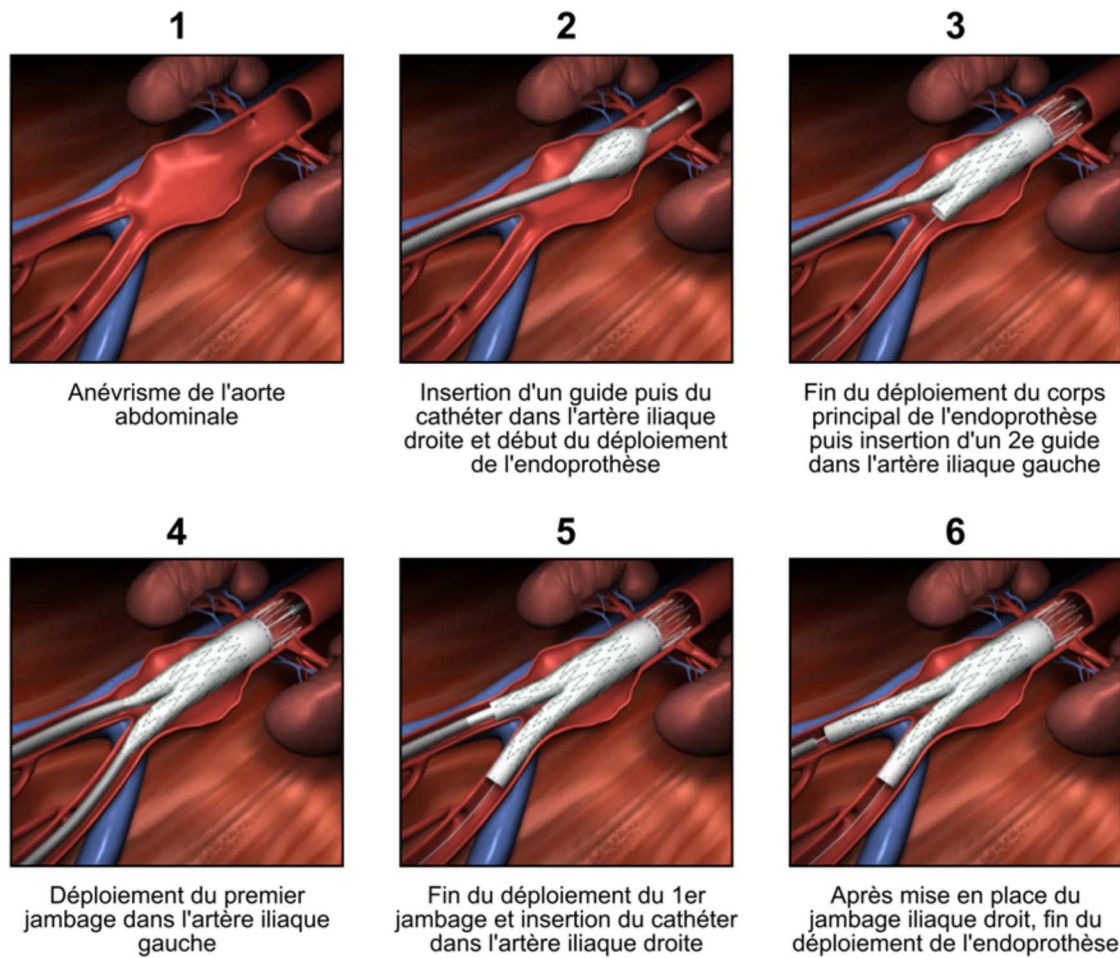


Figure 1.9 : Les différentes étapes de mise en place d'une EP aortique abdominale au sein d'un AAA (Documents Cook)

son angulation ou sa morphologie), la présence de calcifications ou d'un thrombus sont les causes les plus fréquentes de non-éligibilité à une EVAR (Cao *et al.*, 2004). Environ 55% des patients étaient éligibles à une EVAR avant 2004 (Arko *et al.*, 2004). Les indications pour une EVAR sont constamment redéfinies, principalement grâce à une plus importante expérience du chirurgien et à l'amélioration des EPs.

Une EP (figure 1.11) est généralement constituée d'un support métallique, appelé stent, et d'un revêtement semi-perméable en textile. Ces deux éléments sont assemblés grâce à des sutures généralement en fils de polypropylène. Le stent peut être fabriqué en acier inoxydable 316L, en Nitinol (alliage nickel-titane) ou en Elgiloy (alliage cobalt-chrome-nickel) et peut prendre différentes formes : Z, sinusoïdal, hélicoïdal, circulaire, diamant, etc. Il offre à l'EP sa rigidité structurelle ainsi que sa capacité à se déployer une fois sortie de son guide. Le revêtement, quant à lui, apporte l'étanchéité au système et peut être fabriqué en polyéthylène téréphtalate (PET ou Dacron[®]) tissé ou tricoté, ou en polytétrafluoroéthylène expansé (ePTFE).



Figure 1.10 : Scanners d'un anévrisme de l'aorte abdominale avant traitement (A) et après traitement endovasculaire avec pose d'EP (B) (Krajcer *et al.*, 2003)

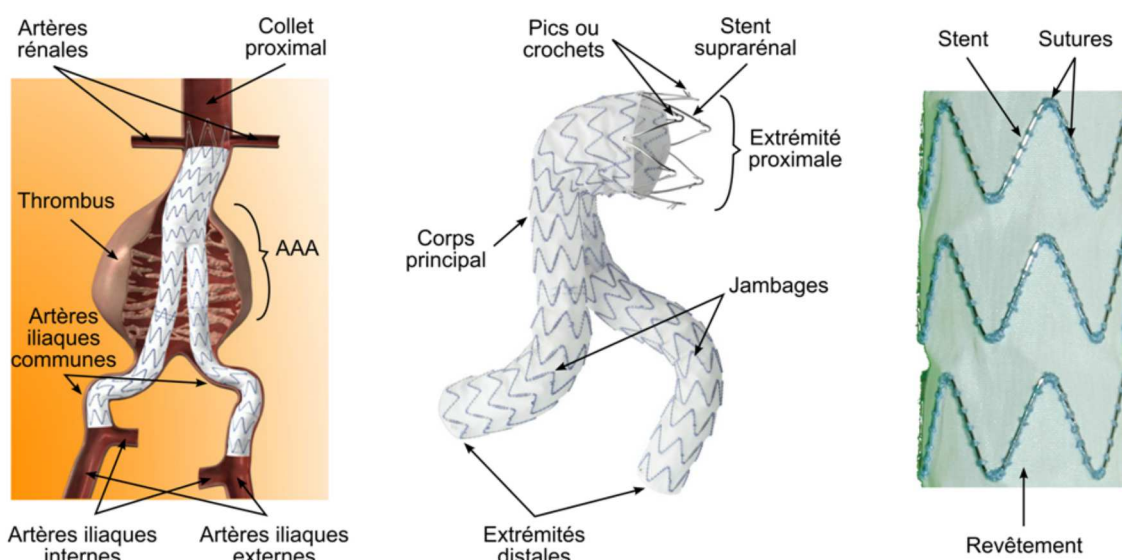


Figure 1.11 : Environnement et constitution d'une endoprothèse (Documents Medtronic)

Chirurgiens et industriels ont dû rivaliser d'ingéniosité afin de proposer une gamme complète d'EPs possédant des géométries et des caractéristiques structurales bien différentes. En effet, on distingue les EPs à endosquelette (stent à l'intérieur, revêtement à l'extérieur) des EPs à exosquelette (stent à l'extérieur, revêtement à l'intérieur). Le dispositif peut être bifurqué pour venir se positionner distalement au niveau de la bifurcation iliaque et peut être constitué d'un seul bloc (monocorps) ou de plusieurs parties interconnectables *in situ* (modulaire). La conception modulaire est utilisée pour la plupart des dispositifs actuels pour sa facilité de mise en place au sein du sac anévrisimal et permet une meilleure personnalisation du dispositif

par rapport à l'anatomie spécifique du patient. L'EP peut être également tubulaire ou aorto-uni-iliaque (raccordement du collet proximal à une seule des deux artères iliaques avec nécessité d'un pontage associé). Elle peut se déployer grâce à un ballonnet, mais cette technologie a été quasiment abandonnée et remplacée par un déploiement assuré grâce aux stents.

Les EPs peuvent posséder, par ailleurs, différents types de fixations permettant d'éviter la migration du dispositif. Elles peuvent être séparées en deux groupes : les fixations passives et les fixations actives. La fixation passive repose sur l'ajustement du diamètre et le simple frottement engendré par la force radiale du stent, ce dernier étant surdimensionné par rapport au diamètre nominal de l'aorte ("oversizing"). Ce type de fixation n'étant pas suffisant pour assurer une stabilité à long terme, les travaux entre chercheurs, industriels et chirurgiens ont conduit au développement de fixations dites « actives » qui relèvent à la fois du frottement et d'un mécanisme d'ancrage (pics, crochets) intégré au stent suprarénal de telle sorte que l'EP soit correctement ancrée à la paroi aortique au niveau du collet proximal (pénétration des pics ou des crochets à travers les différentes couches de l'aorte). Enfin, le site de fixation proximal peut être soit suprarénal (au-dessus des artères rénales), soit infrarénal (en-dessous des artères rénales).

Les figures 1.12 et 1.13 répertorient quelques modèles d'EPs disponibles sur le marché et présentent les différentes caractéristiques de chacun des dispositifs. La figure 1.12 regroupe les EPs sur le marché depuis déjà quelques années (EPs de première génération) alors que la figure 1.13 présente des EPs « nouvelle génération » qui viennent d'entrer sur le marché ou qui sont encore en phase d'acceptation (agrément FDA et marquage CE notamment) par les différents organismes qui gèrent la mise sur le marché des dispositifs médicaux implantables

Par ailleurs, depuis quelques années, des EPs possédant des fenestrations ont été développées afin de pouvoir perfuser les artères rénales et viscérales, dans les cas où la fixation ne peut être assurée que sur le site supra-rénal. Des stents couverts supplémentaires sont en général déployés à travers ces fenestrations jusque dans les artères cibles afin de limiter le risque de migration et de garder les fenestrations bien en face de la lumière des artères concernées. Ces dispositifs récents ne seront pas étudiés dans la suite de ce manuscrit.

Malgré l'amélioration constante des EPs, l'EVAR reste associé à un taux de reprise important suite à l'apparition de complications post-opératoires discutées en détail dans la section 1.2.4 de ce manuscrit.

1.2.3 Comparaison des deux types de chirurgies

Les deux types de chirurgies ont chacune leurs avantages et leurs inconvénients. Plusieurs études cliniques d'envergure ont permis de les comparer sur de nombreux critères.

EVAR 1 est une étude randomisée sur 4 ans parue en 2005 qui compare deux groupes de patients : un groupe de 543 patients a été traité par une OPEN alors que l'autre groupe (539 patients) a subi une EVAR (Greenhalgh *et al.*, 2005b). Cette étude randomisée a principalement montré que, bien que la mortalité postopératoire liée à l'AAA après une EVAR soit inférieure de 3% à celle après une OPEN, la survie globale dans les deux groupes est similaire. Les résultats suggèrent, d'une part, qu'une EVAR n'offre aucun avantage en termes de mortalité globale et de qualité de vie, et d'autre part, que le traitement

Nom de l'endoprothèse	AneurX	Excluder	Zenith	Powerlink	Talent	Vanguard	Ancure	Fortron
Fabricant	Medtronic	Gore	Cook	Endologix	Medtronic	Boston Scientific	Guidant	Cordis
								
Configuration	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire / AUI	Bifurquée monocorps	Bifurquée modulaire / AUI	Bifurquée modulaire	Bifurquée monocorps	Bifurquée monocorps
Localisation de la fixation	Infrarénale	Infrarénale	Suprarénale	Suprarénale	Suprarénale	Suprarénale	Infrarénale	Suprarénale
Type de fixation	Passive (force radiale)	Active (crochets)	Active (crochets)	Passive (stent découvert)	Passive (stent découvert)	Passive (stent découvert)	Active (crochets)	Active (crochets)
Localisation du/des stent(s)	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	-	-
Expansion du/des stent(s)	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	-	-
Matériau du/des stent(s)	Nitinol	Nitinol	Acier inoxydable 316L	Alliage chrome-cobalt	Nitinol	Nitinol	Acier inoxydable 316L (stent suprarénal)	Nitinol (stent suprarénal)
Forme du/des stent(s)	« Diamant »	Combinaison Z + spirale	Z	« Diamant »	Z	Z et diamant	Non-supportée	Non-supportée
Matériau du revêtement	Polyester tissé	ePTFE	Polyester tissé	ePTFE	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé

Figure 1.12 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des principales EPs de première génération





Nom de l'endoprothèse	Anaconda	Aorfix	Aptus	Endurant	Spiral Z (jambage)	Zenith LP	Ovation	Incraft
Fabricant	Vasctek	Lombard Medical	Aptus	Medtronic	Cook	Cook	Trivascular	Cordis
								
Configuration	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire / AUI	-	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire	Bifurquée modulaire
Localisation de la fixation	Infrarénale	Infrarénale	Infrarénale	Suprarénale	-	Suprarénale	Suprarénale	Suprarénale
Type de fixation	Active : 8 crochets proximaux	Active : 8 crochets proximaux	Active : agrafes hélicoidales	Active : 12 crochets proximaux	-	Active : 15 crochets proximaux	Active (crochets)	Active (crochets)
Localisation du stent	Mixte (endo- et exosquelette)	Mixte (endo- et exosquelette)	Mixte (endo- et exosquelette)	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	Exosquelette	Endosquelette
Expansion du /des stent(s)	Auto-expansible	Auto-expansible + ballonnet	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible	Auto-expansible
Matériau du /des stent(s)	Nitinol	Nitinol	Nitinol	Nitinol "M" (flexibilité >)	Nitinol	Nitinol	Nitinol	Nitinol
Forme du /des stent(s)	Circulaire	Spirale	Z	Z	Combinaison Z + spirale	Combinaison Z + spirale	Combinaison Z + spirale	Z
Matériau du revêtement	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé	Polyester tissé	PTFE	Polyester tissé

Figure 1.13 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des principales EPs de « nouvelle génération »

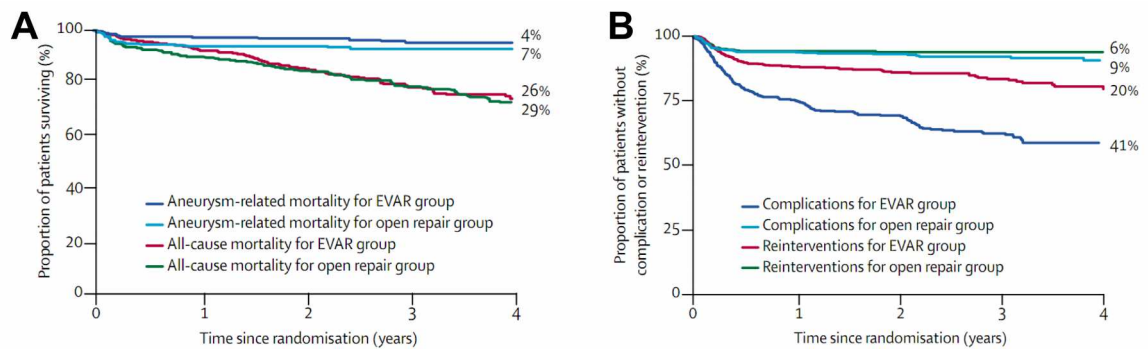


Figure 1.14 : Résultats de l'étude EVAR 1. Taux de survie pour les groupes OPEN/EVAR (A). Proportion de patients sans complication ou réintervention pour les groupes OPEN/EVAR (B). (Greenhalgh *et al.*, 2005b)

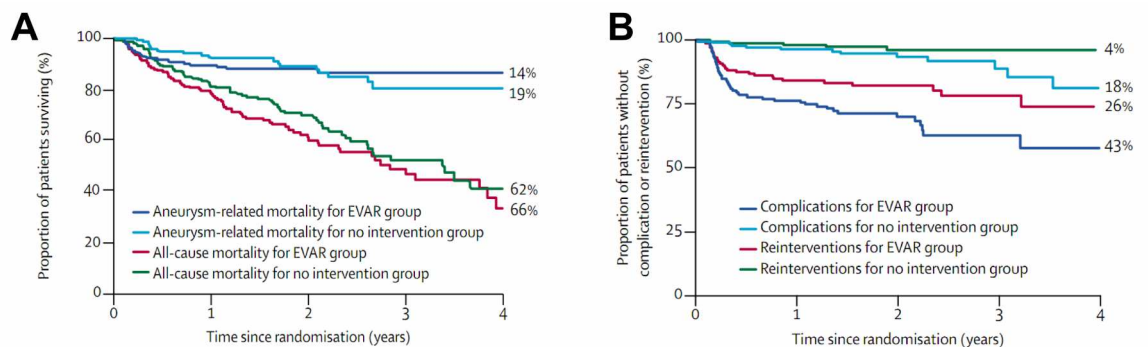


Figure 1.15 : Résultats de l'étude EVAR 2. Taux de survie pour les groupes EVAR/pas d'intervention (A). Proportion de patients sans complication ou réintervention pour les groupes EVAR/pas d'intervention (B). (Greenhalgh *et al.*, 2005a)

endovasculaire est plus cher et entraîne un plus grand nombre de complications et donc de réinterventions (figure 1.14).

L'étude EVAR 2, parue également en 2005, compare des patients inéligibles pour une OPEN et qui ont subi une EVAR, avec des patients inéligibles pour une OPEN et qui n'ont reçu aucun traitement sur une durée totale de 4 ans (Greenhalgh *et al.*, 2005a). Il a été constaté que l'EVAR était associée à une mortalité considérable à 30 jours (9 %) chez ces patients inéligibles pour une OPEN. L'EVAR n'améliore donc pas la survie par rapport au groupe n'ayant subi aucune intervention et a été associé à une nécessité de suivi continu et à des réinterventions, augmentant ainsi un coût déjà élevé (figure 1.15).

Enfin, une étude randomisée plus récente sur 6 ans, datant de 2010 et dénommée DREAM, a montré que les deux types de chirurgies avaient des taux de survie identiques mais que le taux d'interventions secondaires était significativement plus élevé pour l'EVAR (De Bruin *et al.*, 2010).

Le tableau 1.2 ci-dessous donne une comparaison assez globale des deux types de chirurgie utilisés pour le traitement des AAA.

	OPEN	EVAR
<i>Eligibilité</i>	S'adapte à presque tous les patients	Seulement pour les AAA ayant une anatomie « adaptée » à la chirurgie endovasculaire
<i>Incision</i>	Large incision abdominale	Petite incision dans l'aîne
<i>Temps d'hospitalisation</i>	6-10 jours en moyenne	2-4 jours en moyenne
<i>Temps de rétablissement</i>	6 semaines	2 semaines
<i>Morbidité</i>	29 %	18 %
<i>Taux de mortalité</i>	3 - 5 %	1 - 2 %
<i>Taux de réinterventions</i>	Faible	Elevé
<i>Suivi</i>	Court terme	Long terme
<i>Coût total</i>	12 500 \$	20 000 \$

Tableau 1.2 : Comparaison EVAR/OPEN (Anderson *et al.*, 2004; Cao *et al.*, 2004; Greenhalgh *et al.*, 2004; Lester *et al.*, 2001; Rutherford et Krupski, 2004)

Toutefois, l'EVAR est préférée pour des patients plutôt âgés et à haut risque, alors que l'OPEN est préférée, quant à elle, chez des patients jeunes et à faible risque opératoire (Rutherford et Krupski, 2004). Bien que l'EVAR ait considérablement évolué depuis 1991, il est clair, d'après la littérature et les essais cliniques menés jusqu'ici, qu'il reste du chemin à parcourir avant que l'EVAR surpasse l'OPEN et que la chirurgie endovasculaire devienne le « gold-standard » pour le traitement des AAA.

1.2.4 Complications post-opératoires de la chirurgie endovasculaire

Les différentes complications pouvant apparaître après l'EVAR, qui sont, pour les plus fréquentes, répertoriées et analysées dans cette section, peuvent limiter la durée de vie des EPs et compromettre le succès à moyen ou long termes du traitement endovasculaire. Les endofuites (entre 18 et 24% d'incidence, tous types confondus, d'après les études EVAR 1 et 2 (Greenhalgh *et al.*, 2005a,b) et la thrombose du jambage (entre 3 et 5% d'après ces mêmes études) sont les deux types de complications les plus courantes après le traitement de l'AAA par chirurgie endovasculaire. La migration de l'EP, la rupture des parties métalliques et des sutures ainsi que la perforation du revêtement sont également des complications postopératoires pouvant apparaître après une EVAR.

1.2.4.1 Endofuites

Définition générale Les endofuites sont les complications les plus fréquentes après une chirurgie endovasculaire. Elles sont définies comme la persistance du flux sanguin en dehors de l'EP et au sein du sac anévrisimal. De ce fait, elles peuvent causer une augmentation de la pression intra-sac et des contraintes au niveau de la paroi anévrismale. Les endofuites les plus importantes peuvent ainsi conduire à la rupture de l'AAA et nécessitent donc une procédure secondaire.

Classification, incidence, origines et solutions apportées Un schéma de classification des endofuites a été défini et quatre types d'endofuites ont été mis en évidence (figure 1.16) (Baum *et al.*, 2003).

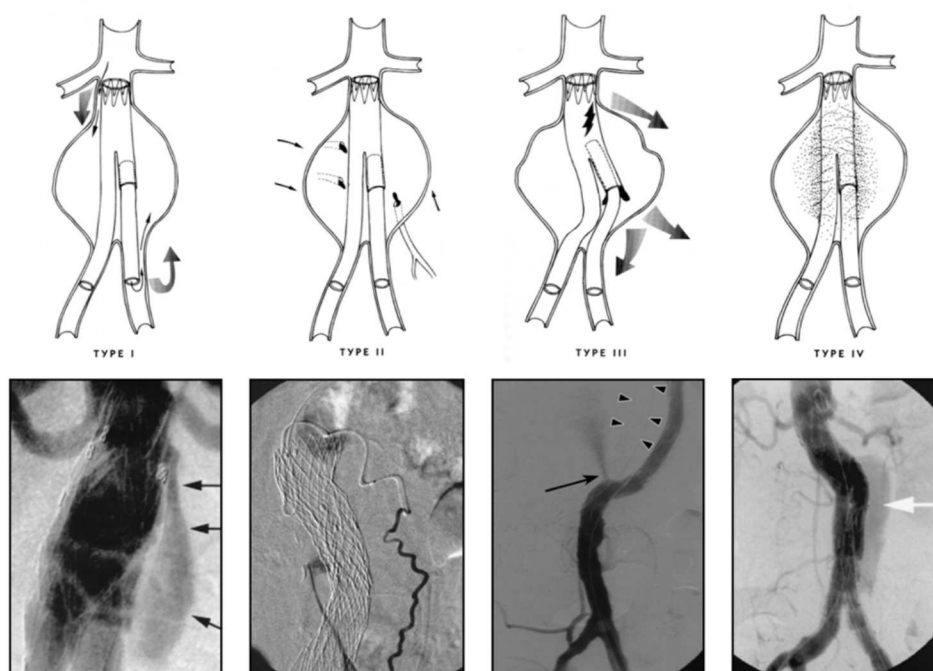


Figure 1.16 : Les quatre types d'endofuites (Baum *et al.*, 2003; Chernyak *et al.*, 2006)

Endofuite de type I L'apparition du flux sanguin dans le sac anévrismal en raison d'un défaut d'accrolement de l'EP au niveau de la paroi aortique et donc d'une mauvaise étanchéité au niveau des sites de fixation de l'EP est définie comme une endofuite de type I. Elle peut apparaître au niveau de la fixation proximale (type Ia) ou distale (type Ib). Elle peut être évitée lors de la préparation de l'intervention par le chirurgien. En effet, ce dernier devra choisir le type et les dimensions de l'EP afin de correspondre et de s'adapter au mieux à la géométrie de l'AAA du patient. Les collets aortiques infrarénaux courts (< 20 mm), anguleux, ou possédant un important diamètre (> 28 mm), sont les facteurs de risques les plus courants pour les endofuites de type I (Heikkinen *et al.*, 2004). Enfin, l'incidence de ce type d'endofuite est inférieure à 10 % (Veith *et al.*, 2002).

La plupart des travaux de recherche sur les endofuites se sont principalement limités à des observations expérimentales et cliniques, et ont concerné presque exclusivement les endofuites de type I. On peut notamment citer l'étude d'Albertini *et al.* (2001) qui a porté sur l'influence de l'angulation du collet sur ce type d'endofuites. Cette équipe a montré qu'une angulation plus importante du collet causait un « décollement » de l'EP par rapport au collet et créait des espaces conséquents entre l'EP et le collet (défaut d'étanchéité). L'angulation du collet aortique est donc un facteur déterminant pour les résultats d'une procédure endovasculaire. Mohan *et al.* (2001) ont révélé que la longueur du collet aortique ainsi que le ratio entre le diamètre du dispositif et le diamètre du collet, qu'il soit proximal ou distal, sont corrélés aux endofuites de type I. En effet, ils ont mis en évidence le problème du surdimensionnement ou d'oversizing de l'EP. Ils ont d'ailleurs conseillé de surdimensionner le diamètre de l'EP d'au moins 10 % par rapport au diamètre du

collet afin d'éviter les endofuites de type I. Cependant, un surdimensionnement inapproprié du dispositif peut avoir l'effet inverse de celui escompté. En effet, selon Sternbergh et al. (2004), le surdimensionnement idéal est compris entre 10 et 20 % ; les auteurs ont constaté qu'un surdimensionnement inférieur à 10 % impliquait une nette augmentation des endofuites de type I. Un surdimensionnement excessif (> 30 %) du dispositif peut, quant à lui, engendrer une dilatation du collet proximal et donc une migration du dispositif (Sternbergh *et al.*, 2004).

Enfin, pour les endofuites de type I, le risque de rupture est important puisque le flux sanguin continue à alimenter le sac anévrisimal. Ainsi, dès leur mise en évidence, elles sont traitées rapidement soit avec une nouvelle procédure endovasculaire, soit par une conversion en une chirurgie ouverte avec pose de prothèse conventionnelle.

Endofuite de type II Les endofuites de type II sont causées par les vaisseaux collatéraux (artère mésentérique inférieure et artères lombaires notamment) connectées au sac anévrisimal. En effet, contrairement à ce qui est réalisé lors d'une chirurgie conventionnelle, les artères collatérales connectées au sac de l'AAA ne sont habituellement pas suturées par le chirurgien lors du traitement endovasculaire. Ces endofuites peuvent être engendrées par un seul vaisseau (type IIa), par deux ou plusieurs vaisseaux (type IIb) ou par l'association entre un vaisseau collatéral et une fuite de type I (type IIc). Pour éviter les endofuites de type II, les artères collatérales peuvent être ligaturées par cœlioscopie avant la mise en place de l'EP (Hinchliffe *et al.*, 2002). Cependant, l'embolisation préopératoire est rarement réalisée puisque le risque de rupture de l'AAA est très faible en présence d'une endofuite de type II, même si plusieurs équipes affirment que le traitement des endofuites de type II est indispensable afin de limiter au maximum le risque de rupture de l'AAA (Dias *et al.*, 2004; Hinchliffe *et al.*, 2001, 2002). L'embolothérapie ou la laparoscopie permettent en effet de traiter les endofuites de type II. Un suivi régulier du patient est en général préconisé pour surveiller l'évolution de l'AAA en présence d'une endofuite de type II, qui apparaît chez 10 à 25 % des patients traités avec une EVAR (Veith *et al.*, 2002). Avec ce type d'endofuite, l'EP n'est pas remise en cause.

Endofuite de type III Les endofuites de type III, définies comme une défaillance de l'EP, peuvent être divisées en trois groupes. Les endofuites de type IIIa sont dues à la formation de trous et à la déchirure du revêtement. La déconnexion entre deux segments d'une EP modulaire (corps principal et jambage notamment) provoque la formation d'une endofuite de type IIIb. Beebe *et al.* (2001) rapportent dans leur étude plusieurs cas de séparation du jambage controlatéral et du corps principal de l'EP. Cette défaillance peut être due à un excès de rigidité du jambage qui a tendance à se désolidariser du corps principal lorsque surviennent des changements morphologiques du sac anévrisimal (Ouriel *et al.*, 2003). Enfin, les endofuites de type IIIc sont engendrées par la formation de perforations dues aux zones de suture entre le stent et le revêtement. Comme pour les endofuites de type I, le flux sanguin continue à alimenter le sac anévrisimal, ce qui augmente considérablement le risque de rupture de l'AAA. De ce fait, elles sont en général traitées rapidement (nouvelle procédure endovasculaire ou conversion en une chirurgie ouverte).

Endofuite de type IV Les endofuites de type IV sont dues à la porosité du matériau du revêtement. Elles sont définies par l'extravasation du produit de contraste dans le sac anévrismal lors de l'examen angiographique réalisé au cours de la procédure d'implantation de l'EP. Elles ont tendance à disparaître après 30 jours. Les endofuites de type IV qui persistent après un mois sont traitées car elles sont alors considérées comme des endofuites de type III.

Endofuite de type V (endotension) Comme décrit précédemment, l'objectif principal de l'EP est d'interdire le passage du flux sanguin au sein du sac anévrismal afin d'éviter toute augmentation de pression dans l'AAA. Cependant, plusieurs équipes ont mis en évidence le maintien de niveaux élevés de pression au sein du sac anévrismal après la pause d'une EP et sans endofuite apparente. Ce phénomène a été nommé endotension ou endofuite de type V. Bien que la pathophysiologie des endofuites commence à être élucidée et que son traitement soit établi, l'étiologie de l'endotension est très controversée et différentes hypothèses ont été émises. Les mécanismes possibles pouvant conduire à l'endotension sont répertoriés ci-dessous (White, 2001) :

- Transmission de pression au sac anévrismal à proximité des extrémités de l'EP, à travers le revêtement de l'EP, ou par les vaisseaux sanguins adjacents,
- Accroissement de la pression par accumulation de fluide *in-situ*,
- Elargissement de l'AAA sans augmentation de pression : modification génétique, activité enzymatique, infection de l'EP, facteurs de croissance.

1.2.4.2 Thrombose du jambage

L'occlusion ou la thrombose du jambage est le deuxième type de complications le plus fréquemment rencontré après une EVAR et n'est donc pas un phénomène rare. L'occlusion du jambage a tendance à se développer en particulier dans les zones sténosées, dans les régions tortueuses et au niveau de la bifurcation iliaque. Toutes ces zones ont tendance à appliquer des contraintes géométriques et/ou mécaniques relativement importantes à l'EP pouvant provoquer la thrombose du jambage par "plicature" (formation de plis importants) (Carroccio *et al.*, 2002).

Cependant, l'occurrence de cette défaillance a diminué avec la nouvelle génération d'EPs, comme notamment l'Aorfix qui a été spécifiquement conçue pour être flexible et pour pouvoir résister à ce phénomène (Cochennec *et al.*, 2007; Hinchliffe *et al.*, 2004; Weale *et al.*, 2010). Les jambages pouvaient être auparavant non-supportés, autrement dit pouvaient ne comporter aucun squelette métallique. Dans une comparaison des résultats obtenus avec des jambages supportés et non-supportés, Baum *et al.* (2000) indiquent que les jambages non-supportés ont quinze fois plus de chance d'engendrer une intervention secondaire pour cause de rétrécissement ou d'occlusion que les jambages comportant un ou plusieurs stents. Les chirurgiens ajoutaient souvent un ou plusieurs stents à l'intérieur de ces jambages afin de leur adjoindre une rigidité radiale supplémentaire (Carpenter *et al.*, 2001; Parent *et al.*, 2002). Désormais, la quasi-totalité des jambages de la nouvelle génération d'EP sont supportés et comportent un ou plusieurs stents permettant d'augmenter leur rigidité radiale. Le diamètre du jambage a également une influence non négligeable sur les résultats de

la chirurgie endovasculaire. En effet, plus le diamètre du jambage est faible, plus le risque de thrombose de ce dernier sera élevé (Cochennec *et al.*, 2007).

Enfin, une étude de Carroccio *et al.* en 2002 a mis en évidence l'influence néfaste que pouvait avoir une barre latérale de support (permettant de réduire le phénomène de migration) sur la bonne flexibilité de l'EP Talent (figure 1.17.A). En effet, selon l'orientation donnée au jambage dans une artère iliaque tortueuse, la lumière du dispositif sera soit à peu près constante tout le long du jambage fléchi si la barre de support est placée vers l'extérieur de la courbure (figure 1.17.B), soit très réduite si la barre est placée vers l'intérieur de la courbure (figure 1.17.C). Dans ce dernier cas, la thrombose du jambage sera inéluctable (figure 1.17.D)(Carroccio *et al.*, 2002).

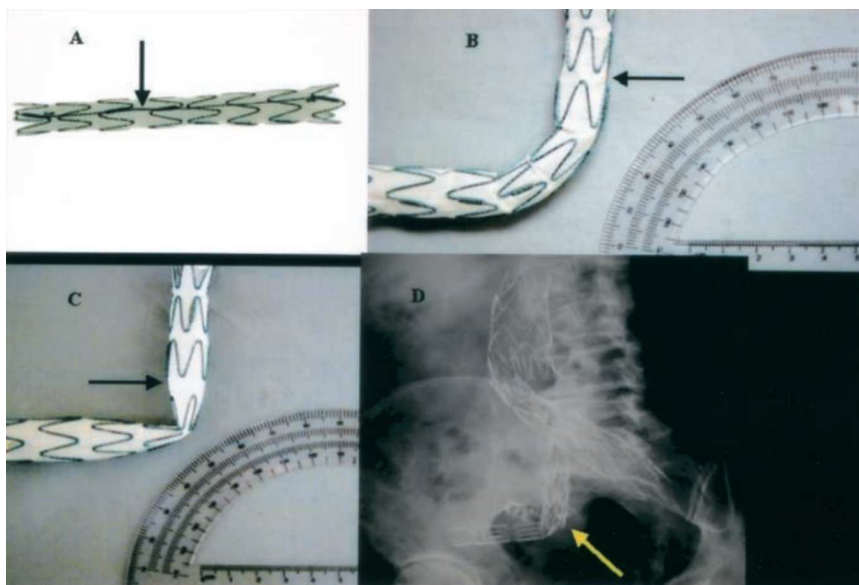


Figure 1.17 : Jambage de Talent présentant une barre latérale de support (A), Flexion du jambage lorsque la barre de support est à l'extérieur de la courbure (B) Flexion du jambage lorsque la barre de support est à l'intérieur de la courbure (C), Scanner montrant l'occlusion de ce jambage chez un patient (D) (Carroccio *et al.*, 2002)

1.2.4.3 Migration du dispositif

Définition En général, le terme « migration » fait référence à un mouvement distal (souvent supérieur à 10 mm) de l'extrémité proximale de l'EP à partir du site d'implantation (collet proximal) jusqu'au sein du sac anévrisimal, causant ainsi une endofuite de type I, une repressurisation, une dilatation et/ou éventuellement une rupture d'anévrisme. Le phénomène similaire pouvant se dérouler à l'extrémité distale de l'EP se manifeste moins souvent car le site d'implantation est généralement plus long et les forces hémodynamiques au niveau des jambages sont généralement plus faibles (Chuter, 2009).

Incidence La migration est la complication à long terme la plus fréquemment traitée. Le taux de migration à 3 ans est compris entre 16,7 et 18,8 % (Li et Kleinstreuer, 2005; Zarins *et al.*, 2003). La migration est un phénomène dépendant du temps puisque le taux de migration augmente avec le temps d'implantation : 1,4 % après un an, 6,4 % après 2 ans, puis 18,8 % après 3 ans (Zarins *et al.*, 2003).

Origines La faible longueur (< 10 mm) et la forme conique du collet proximal, la dilatation et l'angulation du collet aortique ainsi qu'une défaillance structurale de l'EP sont les principaux facteurs de risque pouvant contribuer à la migration de l'EP. La migration peut également être causée par un changement morphologique de l'AAA. Cependant, les causes de la migration de l'EP demeurent floues et surtout controversées. Sternbergh *et al.* (2004) affirment, par exemple, que la dilatation du collet aortique est la cause de près de la moitié des cas de migration alors que Kalliafas *et al.* (2002) affirment au contraire que la migration ne peut être, que dans de rares cas, associée à un élargissement du collet proximal.

La migration de l'EP peut aussi être provoquée par d'autres phénomènes : système d'ancrage défaillant, poussée trop importante engendrée par le flux sanguin pulsatile, notamment. Théoriquement, la migration apparaît lorsque la force longitudinale totale appliquée sur l'EP par le flux sanguin excède la force de « distraction » tolérable du système d'ancrage (mesure de la résistance des crochets sur banc d'essai). Ce point expérimental sera détaillé dans la suite de ce manuscrit.

Solutions apportées Pour lutter contre la migration, les industriels et les chirurgiens ont collaboré afin de concevoir différents systèmes de fixation qui se sont avérés plus ou moins efficaces : frottements liés à la force radiale engendrée par les stents au niveau du collet proximal, crochets ou pics (figure 1.18), stent suprarénal, résistance longitudinale accrue du dispositif. Dans leur étude, Kalliafas *et al.* (2002) rapportent que l'utilisation d'un stent suprarénal permet d'améliorer la fixation proximale de l'EP et donc de diminuer le taux de migration. Parallèlement, Malina *et al.* (1998) présentent les crochets et les pics comme une solution efficace pour lutter contre la migration de l'EP. Ils confirment en 2000 que la force radiale des stents n'est pas suffisante et que l'efficacité d'ancrage dépend fortement des propriétés mécaniques de l'EP (Malina *et al.*, 2000).

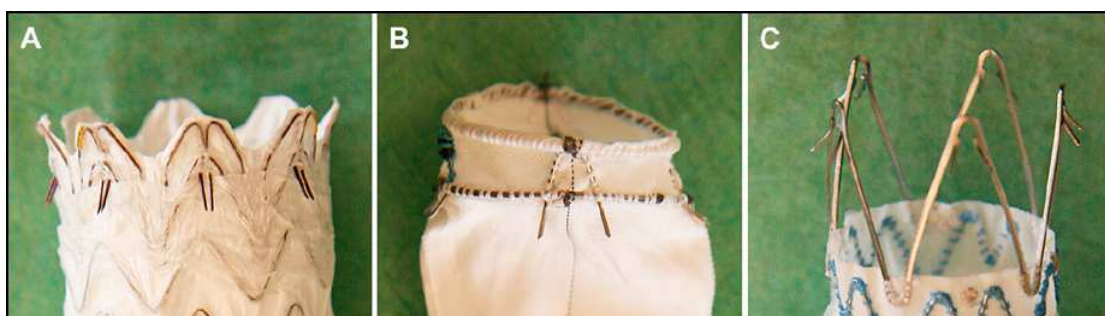


Figure 1.18 : Systèmes d'ancrage (pics et crochets) présents sur trois EPs nouvelle génération ; Excluder, Gore (A) ; Anaconda, Vascutek (B) ; Endurant, Medtronic (C) (Bosman *et al.*, 2010)

1.2.4.4 Autres défaillances

Après avoir abordé les phénomènes d'endofuites, de thrombose du jambage et de migration du dispositif, nous allons nous intéresser aux complications apparaissant généralement à plus long terme après une EVAR. En effet, tout au long de sa vie au sein de l'AAA du patient, une EP peut subir de multiples défaillances principalement dues à la fatigue du dispositif : perforation du revêtement, rupture des parties métalliques et des coutures.

Rupture des parties métalliques

Définition Les parties métalliques d'une EP sont essentiellement le ou les stents ainsi que les éventuels pics ou crochets permettant d'éviter la migration du dispositif. Les fixations sont les structures qui sont le plus sollicitées mécaniquement lorsque l'EP est mise en place au sein de l'AAA. Des phénomènes de fatigue dus au mouvement pulsatile de l'aorte peuvent ainsi apparaître.

Origines La plupart des stents sont aujourd'hui fabriqués en Nitinol. Cet alliage nickel-titane est généralement choisi pour sa grande déformabilité induite par son comportement superélastique exceptionnel. Malheureusement, ce matériau est parfois sujet à rupture et sa tenue en fatigue peut être très limitée dans certains cas (Pelton *et al.*, 2008).

Dans leur étude d'explants d'AneuRx (EP retirée du marché suite à de trop nombreuses complications), Zarins *et al.* (2004) ont mis en évidence le fait que les ruptures de stent étaient principalement localisées au niveau de la bifurcation iliaque et concernaient 66 % des explants analysés (figure 1.19).

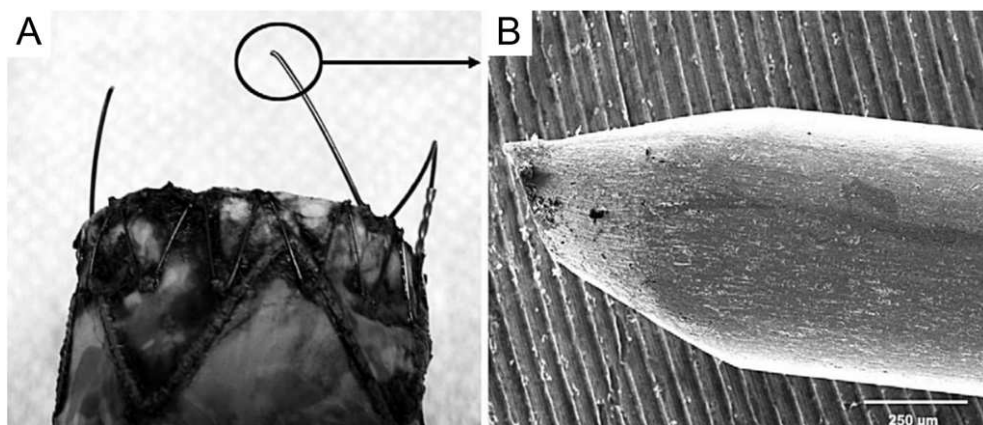


Figure 1.19 : Rupture du stent suprarénal d'une Talent (A) ; Image MEB de la pointe de ce stent susceptible d'engendrer des dégâts importants au niveau du textile ou de l'AAA (B) (Major *et al.*, 2006; Zarins *et al.*, 2004)

Dumoulin et Cochelin (2000) rapportent que les contraintes appliquées au stent d'une EP sont trois fois plus faibles que la valeur seuil ou limite d'endurance donnée par la courbe de Wöhler. De ce fait, le stent

n'est pas sensé subir de rupture par fatigue au cours de sa vie dans le corps du patient. Il doit pouvoir supporter entre $1,5$ et 2×10^9 cycles cardiaques pour un patient d'âge moyen.

Dans une étude sur la durabilité de fils en Elgiloy, Schmidt *et al.* (1995) définissent une courbe de fatigue pour un fil de diamètre $0,78$ mm sous une charge de $22,2$ N et notent une rupture au bout de 1×10^7 cycles. Cependant, les forces *in-vivo* que subissent les crochets d'une EP sont sans doute beaucoup plus faibles que 20 N (plutôt entre $1,5$ et $1,9$ N) (Morris *et al.*, 2004). Pourtant, des crochets rompus sont souvent observés *in-vivo*. Ceci peut être dû à l'intervention d'autres facteurs *in-vivo* de type mécanique et/ou chimique jouant un rôle significatif dans l'initiation et la propagation de microfissures (Najibi *et al.*, 2001). En effet, la fatigue due aux contraintes périodiques qui s'appliquent sur l'EP n'est pas la seule cause responsable de la rupture des parties métalliques. La biocorrosion des métaux peut également avoir un impact important sur la rupture des métaux constitutifs de l'EP. Heintz *et al.* (2001) présentent dans leur étude différents cas de stents corrodés en Nitinol provenant d'EPs explantées et mettent en évidence le fait que les dégradations liées aux phénomènes de corrosion sont des précurseurs de rupture de la structure métallique (figure 1.20). Cette corrosion affaiblit le fil fin de Nitinol, ce qui entraîne la formation de fissures qui peuvent éventuellement faire rompre le stent (en général après plus de 3 ans d'implantation chez le patient) avec la pulsation du flux sanguin. La corrosion électrochimique induite par les cellules et la destruction cellulaire active des surfaces sont des mécanismes bien connus qui doivent être investigués afin de connaître leur possible rôle dans les phénomènes de corrosion des stents.

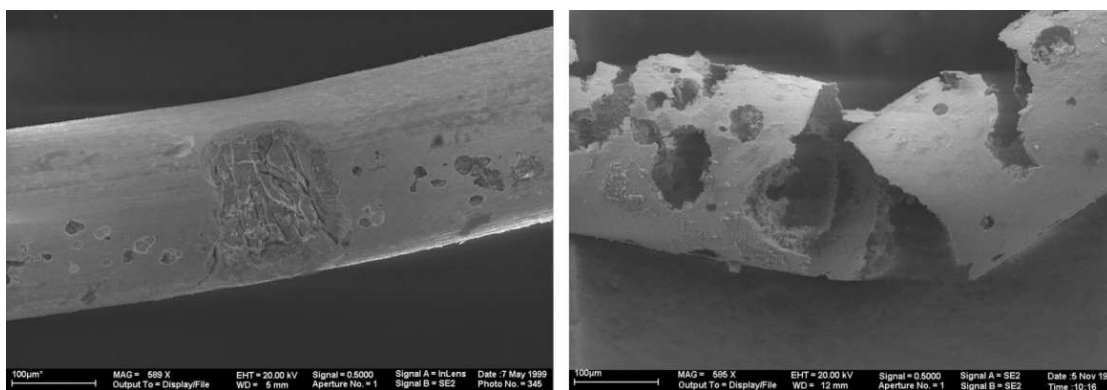


Figure 1.20 : Rupture de stents corrodés en Nitinol (Heintz *et al.*, 2001)

Les performances des stents en Nitinol ont été améliorées grâce au polissage de leur surface et à l'amélioration de leur design permettant ainsi de rester dans une zone de déformation convenable (section circulaire au lieu d'une section rectangulaire) (Chuter, 2009).

Les parties métalliques peuvent également se rompre suite à des modifications morphologiques du sac anévrysmal. En effet, le rétrécissement du sac ou, de manière générale, les changements de géométrie imposés, peuvent engendrer des contraintes plus importantes dans les stents ou encore les crochets et ainsi provoquer une rupture accentuée par le mouvement pulsatile dû à la circulation sanguine. Deux cas de rupture de crochets en Elgiloy ont été rapportés par Najibi *et al.* (2001) sur des EPs Ancure.

Perforation du revêtement

Définition Les principales lésions macroscopiques pouvant apparaître au niveau du revêtement sont l'apparition de zones d'usure (ou érosion) dues au contact entre le revêtement et le stent, la perforation du revêtement par une extrémité de stent rompu ou encore le glissement des fils au niveau des coutures (figure 1.21) (Beebe *et al.*, 2001; Chakfe *et al.*, 2004; Guidoin *et al.*, 2000; Jacobs *et al.*, 2003; Major *et al.*, 2006; Zarins *et al.*, 2004). La perforation du textile est considérée comme une endofuite de type III.

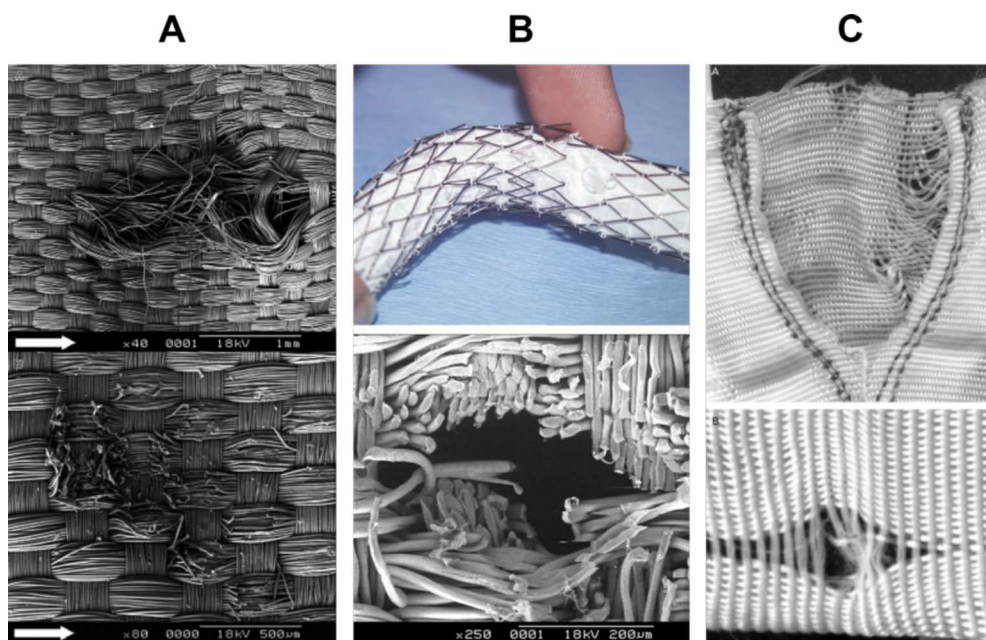


Figure 1.21 : Zone d'usure du revêtement au contact d'un stent (A) ; Perforation du revêtement par une extrémité de stent rompu (B) ; Apparition de trous par glissement des fils constitutifs du textile (C) (Chakfe *et al.*, 2004)

Origines Bien que les revêtements en polymère soient sensés avoir une durée de vie *in-vivo* de 10 à 20 ans, l'usure du textile se manifeste relativement fréquemment. Le flux sanguin pulsatile au sein de l'aorte et la configuration structurelle de l'EP provoquent parfois des micro mouvements des stents engendrant des frottements entre l'apex du stent (courbure la plus importante pour les stents en Z) et le revêtement, notamment dans des zones d'angulation sévère, puis l'usure du textile. Par ailleurs, la mise en place initiale de l'EP dans son cathéter ("crimping") peut éventuellement provoquer une usure prématurée du revêtement.

L'influence du pourcentage d'occupation spatiale des fils dans la structure tissée et les relations des fils entre eux, regroupés sous le nom d'indice de saturation, a été mise en évidence par Chakfe *et al.* (2004). Un indice de saturation faible peut permettre aux fils de glisser au niveau des sutures, et également au stent de pénétrer à l'intérieur du textile (figure 1.22).

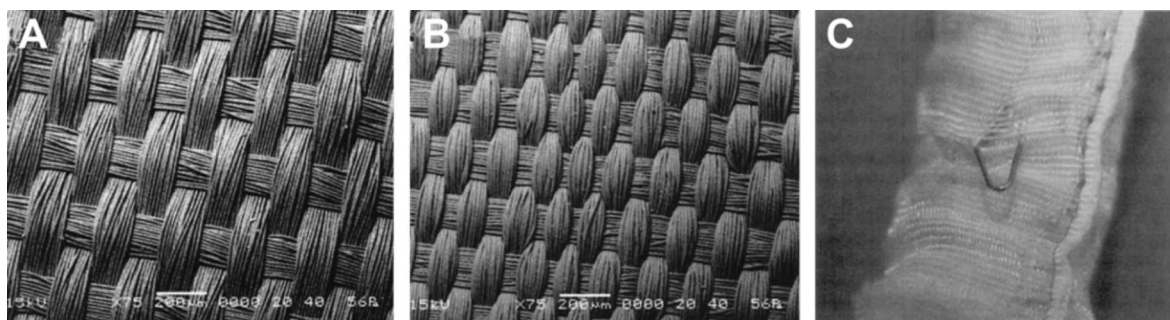


Figure 1.22 : Images MEB du revêtement d'une EP AneuRx montrant un textile à fort indice de saturation (A) et un textile à faible indice de saturation (B). Pénétration d'un stent à travers le revêtement d'une EP Stentor (C). (Umscheid et Stelter, 1999; Zarins *et al.*, 2004)

La structure du textile de certaines EPs comme la Talent ne permet pas le glissement des fils ou la pénétration du stent à l'intérieur du textile, mais son indice de saturation élevé engendre d'autres inconvénients (augmentation de la rigidité du textile notamment). Des zones d'érosion formant parfois des trous au contact des extrémités du stent peuvent apparaître pour ce type de textile. L'indice de saturation élevé peut également expliquer les tronçons de fils abîmés par l'aiguille lors de la mise en place des coutures fixant les stents sur le revêtement. Ainsi, les fils du textile ne peuvent être séparés par l'aiguille et sont donc perforés ou découpés (figure 1.23).

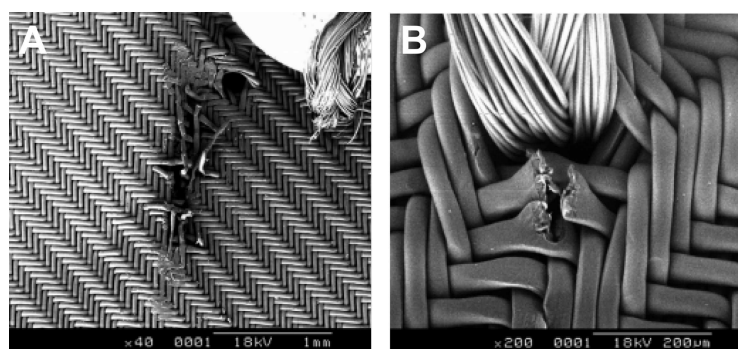


Figure 1.23 : Détérioration des fils du revêtement de la Talent (Chakfe *et al.*, 2004)

Rupture des coutures Les fils de polypropylène utilisés afin de coudre le stent sur le revêtement peuvent parfois rompre, notamment dans les zones où l'EP éprouve de sévères angulations. Les micromouvements des stents engendrés par le flux sanguin pulsatile peuvent provoquer l'usure puis la rupture des coutures ainsi que la séparation du revêtement et des parties métalliques. Les stents qui ne sont plus cousus provoquent une diminution de la stabilité globale du dispositif. Zarins *et al.* (2004) puis Wanhainen *et al.* (2008) présentent des explants d'AneuRx et de Zenith (EPs de première génération) sur lesquels certaines coutures sont rompues (figure 1.24). Pour tenter de pallier ce type de défaillance, la plupart des industriels ont doté la nouvelle génération d'EPs de coutures plus serrées et plus rapprochées afin d'éviter les phénomènes de

micromouvement des stents.

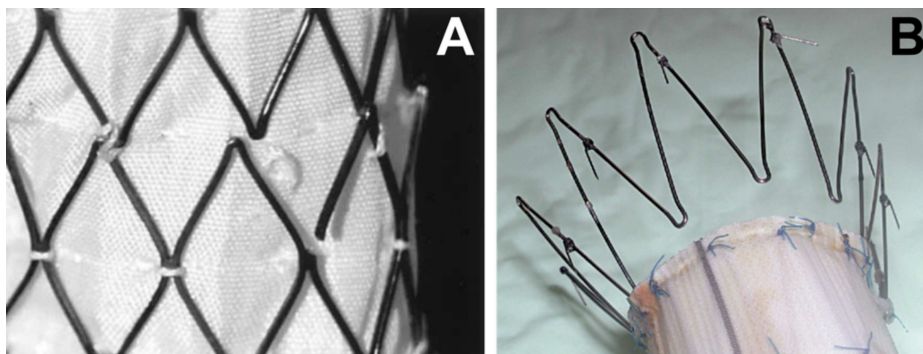


Figure 1.24 : Rupture de couture au niveau des stents sur une EP AneuRx (A) et au niveau du stent suprarrénal supportant les crochets d'une EP Zenith (B) (Wanhainen *et al.*, 2008; Zarins *et al.*, 2004)

1.2.4.5 Synthèse

Au final, beaucoup de chemin reste à parcourir aux chirurgiens et aux ingénieurs pour limiter l'incidence des complications post-opératoires après une EVAR.

D'une part, certains choix lors de la préparation de l'intervention par les chirurgiens sont tout-à-fait cruciaux. Ils concernent principalement l'oversizing qui doit être calculé de façon précise afin de réduire l'incidence des endofuites de type I.

D'autre part, certaines caractéristiques des EPs doivent encore être améliorées. Elles concernent tout d'abord les matériaux constitutifs des composants de l'EP. Ainsi, les ingénieurs physico-chimistes ont un rôle majeur à jouer afin d'optimiser les matériaux des stents et du revêtement. Le matériau utilisé pour la structure métallique de l'EP doit en effet pouvoir résister à la corrosion et à la fatigue afin d'assurer une durée de vie optimale à l'EP et donc de limiter le risque de rupture. En ce qui concerne le textile du revêtement, sa porosité pourrait être réduite alors que sa résistance mécanique et à l'usure devrait être améliorée afin d'éviter les endofuites de type IIIa, IIIc et IV. Enfin, des améliorations substantielles ont déjà été apportées à la mécanique des EPs. En effet, la mise en place de pics et de crochets a permis de réduire significativement leur taux de migration. Le rôle des ingénieurs mécaniciens est donc également prépondérant. Ainsi, ces derniers pourraient vraisemblablement optimiser la force radiale des stents de l'EP afin de réduire l'incidence des migrations et des endofuites de type IIIb. La flexibilité des dispositifs devrait également être améliorée afin d'éviter la thrombose ou la sténose du jambage.

1.3 Comportement mécanique des EPs

Cette section est consacrée à l'état de l'art concernant la biomécanique des EPs. La première partie est dédiée aux différentes études expérimentales qui ont été menées sur ces dispositifs et qui ont principalement permis de mettre en évidence les complications que les chirurgiens rencontrent cliniquement (migrations, endofuites, etc.) et de mieux comprendre leurs causes. Les études numériques ont permis d'évaluer cer-

taines grandeurs mécaniques (forces de déplacement pour expliquer la migration, déformabilité des EPs, interaction avec l'AAA et le sang, etc.) et seront répertoriées dans la seconde partie de cette section.

1.3.1 Etudes expérimentales

1.3.1.1 Etude de la migration

Comme nous l'avons vu précédemment, la migration de l'EP apparaît fréquemment à la suite d'une EVAR. C'est pour cette raison que de nombreuses équipes de recherche ont tenté d'expliquer et de quantifier ce phénomène par l'intermédiaire de tests *in-vivo* et *ex-vivo* ou *in-vitro*. De nombreuses études ont été menées afin d'évaluer l'efficacité des fixations proximales et modulaires (pics, crochets, fixation entre jambage et corps principal) des EPs. D'autres études ont permis de mettre en évidence l'influence du surdimensionnement de l'EP sur la migration de ces dispositifs.

Fixation des EPs

La variation du taux de migration entre les différentes EPs est principalement attribuée à des différences au niveau de l'ancrage. La migration est donc un phénomène fortement dépendant du système considéré (Tonnessen *et al.*, 2005). Par conséquent, de nombreuses études ont porté sur l'évaluation de l'efficacité des fixations, qu'elles soient proximales ou distales, qui permettent généralement de limiter la migration du dispositif. Ces études peuvent être regroupées en deux catégories :

- Evaluation de l'efficacité de la fixation proximale des EPs

Les crochets, les pics, les stents suprarénaux non-couverts, le frottement et la résistance colonnaire longitudinale du dispositif sont là pour contribuer à la sécurité de l'ancrage de l'EP. De toutes ces solutions technologiques, les crochets demeurent la solution la plus efficace et la plus sûre. Plusieurs études ont montré que les EPs possédant des crochets de fixation étaient moins sujettes à migration qu'un dispositif sans crochet. Une étude expérimentale menée par Malina *et al.* (1998) rapporte que les EPs de première génération ne présentant aucun crochet d'ancrage sont délogées sous des forces d'environ 2,5 N, alors que les dispositifs de nouvelle génération disposant de crochets ou de pics peuvent supporter de 7,8 à 22,5 N. Resch *et al.* (2000) ont publié une étude sur les fixations proximales de différentes EPs dont ils comparent l'efficacité avec une anastomose faite à la main. Ils montrent avec un test de délogement sur artère cadavérique que l'anastomose suturée fixe mieux une prothèse que n'importe quel type de fixation proximale d'EP. Ils affirment par ailleurs qu'une dilatation post-déploiement de l'EP par un ballonnet peut améliorer sa fixation proximale. De même, Veerapen *et al.* (2003) comparent l'efficacité de la fixation proximale de différentes EPs et mettent en évidence l'intérêt de l'ajout de stent couvert supplémentaire au niveau proximal afin d'améliorer la fixation. Toujours grâce au même type de test, Murphy *et al.* (2007) démontrent qu'il est plus difficile de déloger une EP possédant un stent suprarénal qu'une EP sans stent suprarénal. Plus récemment, Melas *et al.* (2010) concluent, grâce à leurs tests de délogement sur artères cadavériques, que les pics ou les crochets proximaux (*cf.* Malina *et al.*, 1998) ainsi que la dilatation de l'EP par un ballonnet (*cf.* Resch *et al.*, 2000) améliorent la fixation, alors que, contrairement à ce qu'affirmait l'équipe de Murphy

et al. en 2007, le stent suprarénal n'a pas d'influence sur l'efficacité de la fixation proximale. Bosman *et al.* (2010) comparent les systèmes d'ancrage actifs de trois EPs de nouvelle génération en évaluant la force nécessaire au délogement de ces dispositifs dans des artères bovines.

Au final, ces études qui évaluent la force nécessaire au délogement proximal de l'EP (Lambert *et al.*, 1999) possèdent chacune des approches similaires (« pull-tests ») bien que légèrement différentes notamment au niveau du protocole et des montages expérimentaux (figure 1.25). De ce fait, les forces de délogement peuvent varier du simple au double pour une même EP : 26,5 N (Veerapen *et al.*, 2003) et 46,7 N (Murphy *et al.*, 2007) pour la Zenith. Ainsi, selon les études et pour l'ensemble des EPs, ces forces fluctuent entre 2,4 N (Vanguard) et 46,7 N (Zenith).

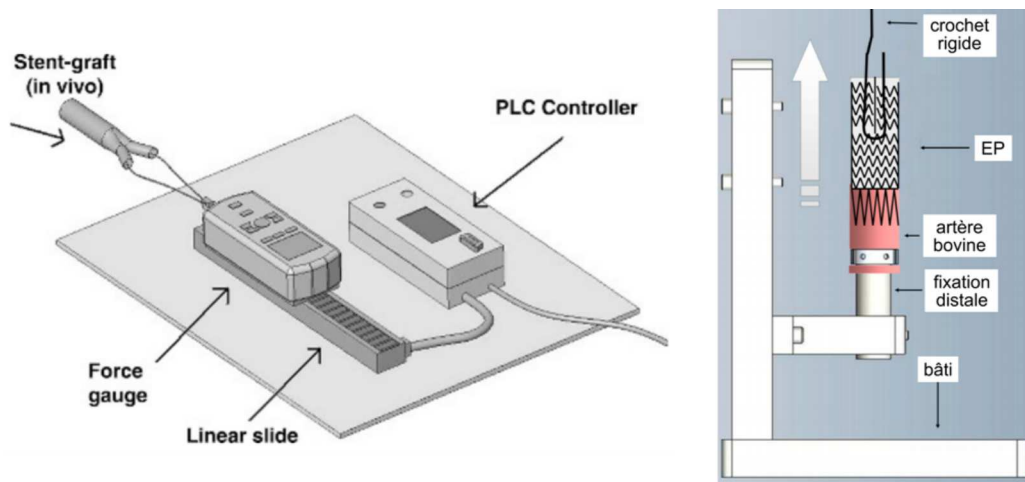


Figure 1.25 : Schémas représentant deux types de montages expérimentaux utilisés afin d'évaluer l'efficacité de la fixation proximale, *i.e.* la force nécessaire au délogement de l'EP (Murphy *et al.*, 2007; Bosman *et al.*, 2010)

– Evaluation de l'efficacité de la fixation des composants modulaires entre eux

Hinchliffe *et al.* (2006) évaluent l'efficacité de la fixation entre le corps principal et les jambages iliaques de plusieurs EPs. Ces tests *in-vitro*, basés sur le même type de montage que ceux décrits précédemment (figure 1.26), permettent d'affirmer que cette fixation est suffisante et adéquat pour l'ensemble des EPs, mais que pour certaines, la marge de sécurité est faible.

Surdimensionnement de l'EP

L'oversizing de l'EP, défini comme le surdimensionnement du diamètre du corps principal de l'EP par rapport au diamètre de la lumière artérielle, est nécessaire afin d'éviter la migration de l'EP ainsi que les endofuites. Le chirurgien se doit de choisir un oversizing convenable pour l'EP: il est généralement pris entre 10 et 20 %. Un surdimensionnement adéquat permet ainsi de limiter les phénomènes migratoires (Lambert *et al.*, 1999). Cependant, le chirurgien doit être vigilant lors du choix de l'oversizing du dispositif. En effet, Kratzberg *et al.* (2009) rapportent dans leur étude expérimentale *in-vitro* (tomographie + pull-

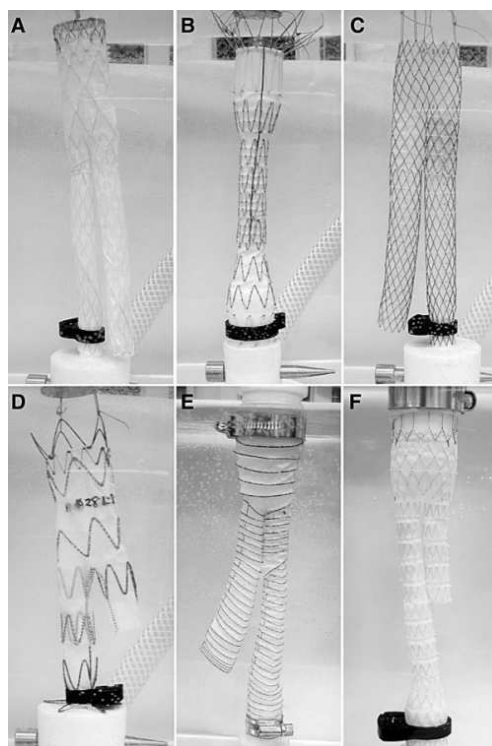


Figure 1.26 : Essais de traction *in-vitro* réalisés sur 6 EPs différentes : Vanguard II (A), Zenith (B), AneuRx (C), Talent (D), Aorfix (E), Fortron (F) (Hinchliffe *et al.*, 2006)

test) qu'un oversizing de plus de 30 % affecte à la fois la pénétration des crochets ainsi que l'apposition au revêtement, ce qui résulte en une force de délogement plus faible et donc en un risque de migration accru. Vad *et al.* (2010) montrent que le coefficient de frottement entre une EP et un tube en polymère diminue avec l'oversizing. Dans cette étude, il détermine les forces nécessaires à l'extraction de trois types d'EP et utilise un modèle numérique ainsi qu'une méthode d'optimisation pour déterminer les coefficients de frottement entre les EPs et le tube. Cette étude sur la mécanique des EPs est une des seules à mêler l'expérimental au numérique.

1.3.1.2 Mise en évidence des endofuites

Plusieurs équipes de recherche ont tenté de mettre en évidence expérimentalement le phénomène d'endofuite qui apparaît très fréquemment après la pose d'une EP. Dans leur étude *in-vitro*, Albertini *et al.* (2001) développent un dispositif de mesure du volume de fluide s'échappant d'une endofuite de type I (figure 1.27) et étudient ainsi l'influence de l'angulation du collet sur ces mêmes endofuites. Ils concluent que plus l'angulation du collet est importante, plus le volume de fluide s'étant échappé de l'endofuite est conséquent.

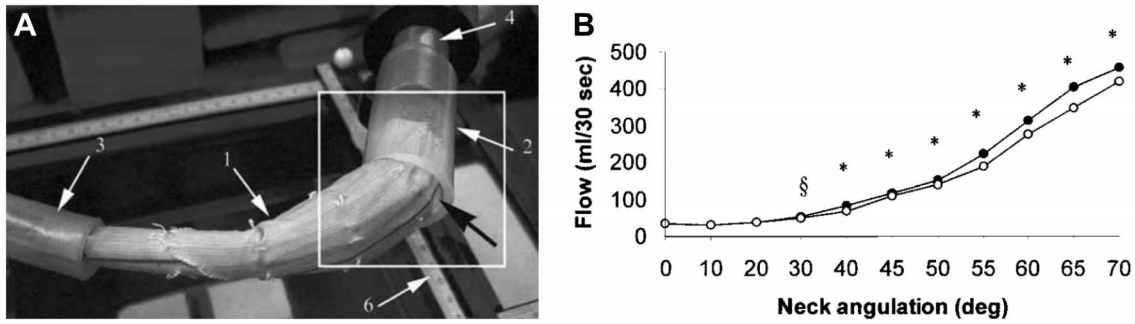


Figure 1.27 : Dispositif expérimental permettant la mesure du volume de fluide s'échappant d'une endofuite de type I (A) ; Volume de fluide s'étant échappé de l'endofuite en fonction de l'angulation du collet (B) (Albertini *et al.*, 2001)

Leigh *et al.* (2001) évaluent l'influence, sur les endofuites de type I, des différents modèles de fixation du revêtement sur le stent (droit ou suivant les motifs du stent) (figure 1.28). La forme de fixation suivant les motifs du stent minimise le nombre d'endofuites *in-vitro*. L'importance du rôle des différents modèles de fixation se fait surtout ressentir lorsque le collet est court.

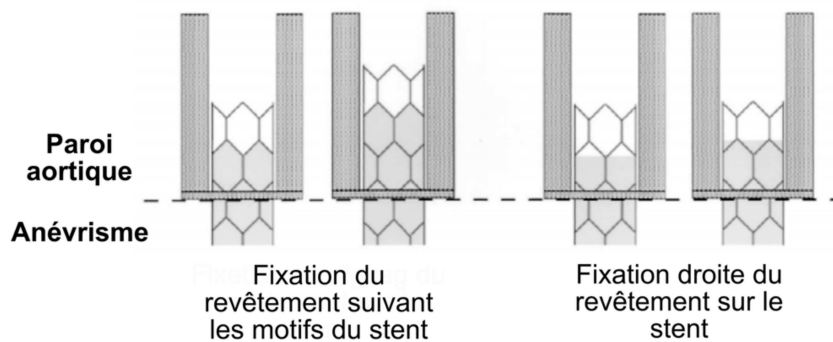


Figure 1.28 : Types de fixation du revêtement sur le stent testé dans l'étude (Leigh *et al.*, 2001)

L'étude *in-vitro* de Knowles *et al.* (2011) évalue les effets des endofuites de type II et de la pression à l'intérieur du sac anévrysmal sur la migration. Malgré la controverse qu'il existe sur le fait de réintervenir ou non après une endofuite de type II, il y a dans cette étude un bénéfice apparent à leur présence. En effet, les endofuites de type II entraînent une augmentation de pression intra-sac et impliquent ainsi qu'il faille une force plus importante pour déloger l'EP bifurquée (mécanisme de contre-pression). Ce type d'endofuite semble ainsi limiter la migration de l'EP.

L'équipe de Chong s'est intéressé à l'influence de la mise en place d'une EP sur la circulation sanguine au sein d'un AAA (Chong *et al.*, 2003; Chong et How, 2004). Pour ce faire, ils ont réalisé un modèle d'AAA en silicone qu'ils ont relié à un circuit et dans lequel passait une solution aqueuse. Après le déploiement de l'EP au sein de l'AAA, ils ont observé une altération de l'hémodynamique locale, avec notamment

l'apparition de zones de vitesse réduite, pouvant affecter la durée de vie de l'EP. D'importantes instabilités ont également été mises en évidence dans la région proximale. En simulant des endofuites de type I, II et IV, ils ont également montré que la pression intra-sac était fortement modifiée lors de l'apparition d'endofuites de type I, II et IV qu'ils ont réussi à simuler expérimentalement.

Plusieurs études se sont également intéressées aux causes de l'endotension et plus particulièrement au rôle du textile dans l'initiation de cette complication. Gawenda *et al.* (2003) tentent de comprendre le mécanisme responsable des endofuites de type IV. Le but de leur étude est de savoir de quelle façon la pression sanguine est transmise à travers différents types de revêtement. Ils réalisent un montage avec une pompe ainsi que différents anévrismes en latex et effectuent des mesures de pression. Ils prouvent pour la première fois que la pression pulsée à l'intérieur du sac est le résultat d'une transmission de pression à travers le matériau du revêtement de l'EP. Ainsi, en utilisant un matériau plus rigide pour le revêtement, la pulsativité du flux et la pression au sein du sac anévrismal diminuent. Uhlenbrock *et al.* (2010) étudient expérimentalement et numériquement l'influence de la perméabilité du textile sur le phénomène d'endotension. Ils préconisent ainsi d'utiliser un revêtement imperméable pour les EPs. La même année, Bosman *et al.* (2010) investiguent l'influence du type de revêtement sur la pression au sein du sac anévrismal. Leur étude *in-vitro* leur permet d'affirmer qu'il existe une transmission de pression insignifiante d'un point de vue clinique à travers le revêtement des EPs. Enfin, Suzuki *et al.* (2001) comparent les transmissions de pression lorsque le revêtement est en PTFE ou en polyester. Ils observent une diminution significative de la pression intra-sac avec le revêtement en PTFE. Avec le polyester, la pression au sein du sac est proche de la pression systémique.

1.3.1.3 Synthèse

Au final, la migration est la complication clinique la plus étudiée expérimentalement. Les études qui concernent ce phénomène visent principalement à quantifier les forces nécessaires afin de déloger l'EP de l'artère et donc à évaluer l'efficacité des fixations actives de ces dispositifs. L'oversizing, qui peut, s'il est mal choisi, être considéré comme une cause importante des endofuites, a également été étudié sur banc d'essai. Ainsi, le choix de l'oversizing s'avère tout à fait crucial pour le succès du traitement endovasculaire.

Enfin, le phénomène d'endofuite a également été largement étudié d'un point de vue expérimental et les nombreuses causes possibles de cette complication ont été identifiées. Les équipes de recherche ont rivalisé d'ingéniosité afin d'établir des montages toujours plus complets et toujours plus proches de la réalité clinique. Cependant, certaines complications relatives aux EPs n'ont pas été investiguées d'un point de vue expérimental. En effet, la flexibilité de l'EP caractérisant le risque de thrombose ou de sténose du dispositif n'a fait l'objet d'aucune étude expérimentale à notre connaissance mais pourrait vraisemblablement être évaluée par ce biais. Par contre, la mesure directe des contraintes mécaniques dans les stents et dans le textile des EPs, indispensable à une meilleure compréhension des phénomènes de rupture de stents et de déchirure de textile, paraît difficilement réalisable avec un essai expérimental. Afin d'évaluer ce type de grandeur, la simulation numérique semble être une solution appropriée. A condition qu'elles soient fiables, les simulations peuvent être utilisées pour reproduire des expériences et générer ainsi une multitude

d'informations qu'elles ne peuvent pas fournir. Ainsi, de nombreuses études numériques se sont intéressées aux différentes complications pouvant survenir après une EVAR.

1.3.2 Etudes numériques

1.3.2.1 Etudes CFD et FSI au sein d'un AAA traité par chirurgie endovasculaire

En plus des nombreuses études expérimentales précédemment citées, le phénomène de migration a également fait l'objet d'études numériques soit uniquement fluides (Computational Fluid Dynamics : CFD, où l'EP et l'aorte sont supposées rigides), soit en interaction fluide-structure (Fluid Structure Interaction : FSI, où l'EP et l'aorte sont considérées comme des corps déformables).

La toute première équipe à avoir mené une étude numérique sur les EPs est celle de Liffman, qui, en 2001, propose un modèle analytique ainsi qu'une simulation numérique CFD des forces agissant sur une EP. Les auteurs testent deux EPs bifurquées de dimensions différentes dans deux configurations : l'une avec les jambages droits et l'autre avec un jambage fléchi. Les résultats suggèrent que la résultante "hémodynamique" (vers le bas) qui s'exerce sur l'EP peut excéder la force nécessaire au délogement du dispositif et dépend principalement du diamètre proximal de l'EP. Si le jambage est courbé, une force latérale, qui peut engendrer la séparation du jambage du corps principal de l'EP, vient s'ajouter. De la même manière, Morris et al. (2004) évaluent les forces pulsatiles agissant sur une EP bifurquée. Les auteurs montrent que la poussée exercée sur l'EP augmente avec le diamètre proximal (augmentation de la surface de contact avec le sang), avec la compliance de l'EP, et avec l'angle séparant les deux jambages. Ainsi, si le diamètre du corps principal de l'EP est augmenté de 27 % (de 22 mm à 28 mm), la poussée augmente de 60 % (de 5 à 8 N) pour un angle de bifurcation des iliaques de 40° (figure 1.29). Dans cette étude, la poussée appliquée sur l'EP bifurquée varie entre 3 et 14 N.

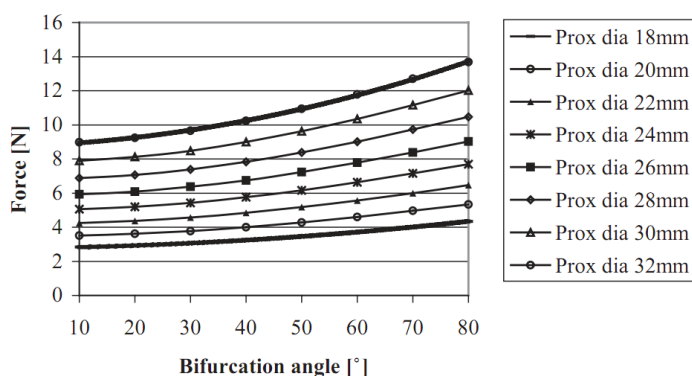


Figure 1.29 : Force verticale maximale appliquée à l'EP en fonction du diamètre proximal et de l'angle de la bifurcation (Morris *et al.*, 2004)

Dans leur étude en CFD, Howell *et al.* (2007) complètent les études précédemment citées en utilisant des modèles d'EP provenant de CT-scan de patients et des conditions réalistes de flux, de pression sanguine

et de pression intra-sac. Leurs résultats permettent d'affirmer que la poussée la plus importante est exercée au niveau de la bifurcation iliaque, que certains paramètres de conception de l'EP (forme et dimensions du corps principal et des jambages notamment) affectent l'amplitude et la direction des forces de poussée et que ces forces sont également dépendantes de la pression au sein du sac anévrisimal (comme mentionné dans l'étude expérimentale de Knowles *et al.* (2011)). Dans leurs études numériques en CFD, Figueroa *et al.* (2009, 2010) déterminent l'effet de la courbure de l'EP, de l'angulation du collet et de l'angulation des artères iliaques sur l'intensité et la direction des forces de poussée agissant sur l'EP. La géométrie du modèle 3D utilisé est tirée de données angiographiques par résonance magnétique. Ils rapportent que plus la courbure générale de l'EP est importante, plus la force de poussée est conséquente. L'orientation de cette force est en général perpendiculaire à la plus grande courbure de l'EP contrairement à ce qui a été rapporté dans des études antérieures, *i.e.* le long de la ligne moyenne de l'aorte (figure 1.30).

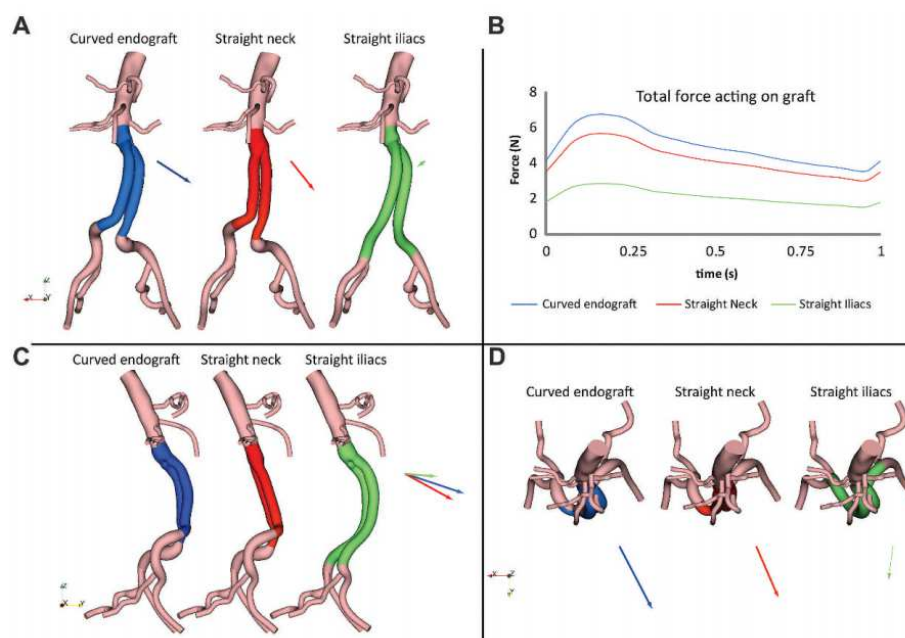


Figure 1.30 : Influence de la géométrie de l'EP sur la force de poussée exercée par le flux sanguin sur l'EP (Figueroa *et al.*, 2009)

La première étude numérique en FSI sur le système AAA-EP date de 2005 et a été menée par l'équipe de Li et Kleinstreuer. La migration a été analysée en FSI par la même équipe l'année suivante (Li et Kleinstreuer, 2006a). Leur modèle est constitué d'un AAA élastique isotrope ($E = 4,66 \text{ MPa}$, $\nu = 0,45$ et $\rho = 1,12 \text{ g.cm}^{-3}$ pour la partie anévrismale et $E = 1,2 \text{ MPa}$, $\nu = 0,49$ et $\rho = 1,12 \text{ g.cm}^{-3}$ pour le collet aortique sain) et d'une EP élastique linéaire isotrope homogène ($E = 10 \text{ MPa}$, $\nu = 0,27$ et $\rho = 6,0 \text{ g.cm}^{-3}$) (figure 1.31). Ils concluent que l'angle du collet, l'angle de bifurcation iliaque, le rapport des diamètres des collets aorto-iliaques, la taille de l'EP et le flux sanguin jouent un rôle important dans la création d'une force de poussée qui peut conduire à la migration de l'EP. Cette force peut dépasser 5 N pour un AAA possédant

une ou plusieurs des caractéristiques suivantes : angle important au niveau du collet ou des iliaques, EP de grande taille, débit sanguin anormal, large collet et artères iliaques étroites.

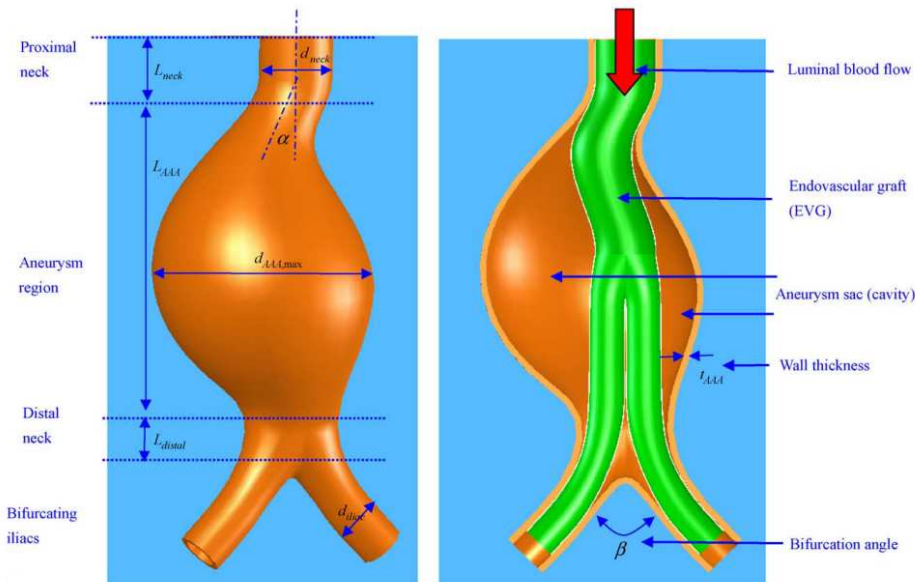


Figure 1.31 : Modèle numérique d'un AAA traité par chirurgie endovasculaire utilisé dans les différentes études de Li et Kleinstreuer (2005)

Plus récemment, Molony *et al.* (2009, 2010) analysent l'évolution des contraintes dans la paroi anévrismale après une EVAR, évaluent la force de poussée s'exerçant sur l'EP et investiguent les causes possibles de la migration sur des modèles spécifiques à chaque patient reconstruits à partir de données tomographiques pré-opératoires, post-opératoires et issues du suivi. Leurs modèles consistent en un AAA et un thrombus intraluminal hyperélastiques, homogènes, incompressibles et isotropes, ainsi qu'une EP élastique linéaire isotrope homogène ($E = 10 \text{ MPa}$). Ils observent que les contraintes pariétales diminuent de 92 % après une EVAR. La force de poussée qui s'exerce sur l'EP augmente durant le suivi du patient (4,85 N à 6,37 N). L'angulation du collet est le paramètre le plus influant sur l'intensité de la force de poussée.

D'autres études fluide-structure considérant cette fois le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte thoracique (TAA) et visant également à analyser le phénomène de migration ont été publiées. Elles ont principalement permis de mettre en évidence les différents facteurs hémodynamiques (niveau et onde de pression, viscosité du sang) ou géométriques (rayon de courbure de l'arche aortique) responsables de la migration (Cheng *et al.*, 2008; Fung *et al.*, 2008; Lam *et al.*, 2008). Les conclusions de ces études sont comparables à celles des études mentionnées précédemment sur les AAAs traités avec EVAR et ne seront pas rapportées dans ce manuscrit.

Par ailleurs, les simulations en FSI réalisées au sein d'un AAA traité par chirurgie endovasculaire ont également permis de mettre en évidence et d'étudier les endofuites. Li et Kleinstreuer (2006b) ont étudié l'influence des endofuites de type II sur différents paramètres tels que les forces de migration de l'EP et

les contraintes dans la paroi anévrismale. Leur modèle est constitué d'un AAA hyperélastique isotrope homogène et d'une EP élastique linéaire isotrope homogène ($E = 100$ MPa et $\nu = 0,35$). La simulation numérique des endofuites de type IIa et IIb dans leur étude permettent d'affirmer que la pression intra-sac causée par ces endofuites dépend de la pression de la branche d'entrée (artères collatérales). Par ailleurs, la contrainte maximale dans la paroi de l'EP survient près du point de bifurcation iliaque. Enfin, la force de migration de l'EP est fortement reliée à la différence des pressions au sein de l'EP et dans le sac anévrismal. Comme déjà décrit dans d'autres études mentionnées auparavant, ils indiquent que la présence d'endofuites de type II peut atténuer le risque de migration de l'EP car la pression élevée du sac compense la force de poussée exercée sur la paroi luminale de l'EP. Amblard *et al.* (2009) ont, pour leur part, analysé numériquement le phénomène des endofuites de type I. Leur modèle axisymétrique en FSI consiste en trois corps déformables : la paroi de l'EP, la paroi aortique et la plaque athérosclérotique. Le matériau considéré pour l'EP est élastique linéaire isotrope homogène avec un module d'Young équivalent de 50 MPa et un coefficient de Poisson de 0,45. Cette étude permet de confirmer l'influence de l'oversizing et de mettre en évidence le rôle des coefficients de frottement entre les différentes entités du modèle (évolution de la zone de contact) sur les endofuites de type I.

Enfin, des études plus globales portant sur les interactions entre les différentes entités du système sang-AAA-EP ont été menées afin de mieux comprendre les causes des complications pouvant apparaître après EVAR. Toujours grâce au même modèle en FSI du système AAA-EP, (Li et Kleinstreuer, 2005; Li *et al.*, 2005) analysent la dynamique des interactions présentes dans ce système (figure 1.32) et tentent d'identifier les facteurs biomécaniques potentiellement responsables des défaillances de l'EP. Ils concluent qu'une EP correctement placée au sein d'un AAA permet de réduire de plus de 20 fois la valeur des contraintes pariétale de l'AAA avant traitement. La pression intra-sac est également réduite mais demeure non-nulle, ceci étant dû aux interactions complexes entre le flux sanguin, la paroi de l'EP, le sang stagnant et la paroi anévrismale. Enfin, ils affirment qu'une force de poussée qui s'exerce sur l'EP est inévitablement présente et même dangereuse pour les patients hypertendus.

Les résultats obtenus dans ces études numériques permettent de mieux comprendre l'origine de la migration de l'EP et des endofuites pouvant apparaître après une EVAR. Cependant, ces simulations utilisent des modèles d'EPs très simplistes, à tel point que le stent et le textile sont regroupés au sein d'un même matériau homogène possédant un comportement isotrope élastique linéaire. De ce fait, ce type de modélisation ne rend pas bien compte du comportement mécanique réel de ces dispositifs. Ainsi, les phénomènes locaux pouvant apparaître à la suite d'une EVAR et touchant les deux principaux composants des EPs, à savoir les ruptures de stents ou encore les déchirures du textile, ne peuvent pas être étudiés avec ces modèles d'EPs. De même, d'autres caractéristiques qui dépendent fortement du caractère hétérogène de ces structures, comme la flexibilité des EPs par exemple, ne peuvent pas être évaluées. Par ailleurs, les lois de comportement particulières de chacun des composants de l'EP (anisotropie du textile, superélasticité des stents en Nitinol) ne sont pas prises en compte dans ces études. Il existe donc une véritable nécessité à définir une nouvelle méthodologie de modélisation de ces structures complexes.

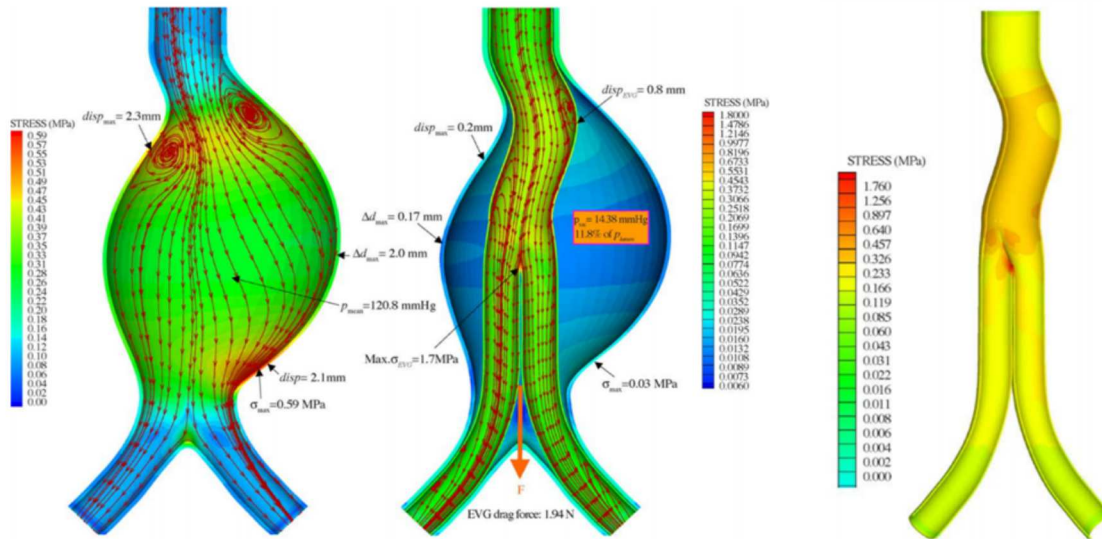


Figure 1.32 : Simulation en FSI dans un AAA non traité, un AAA traité par chirurgie endovasculaire ainsi que dans l’EP elle-même (Li et Kleinstreuer, 2005)

1.3.2.2 Evaluation de la performance mécanique des stents seuls et des endoprothèses

De très nombreuses études numériques sur les stents seuls (utilisés pour d’autres pathologies comme la sténose des artères carotides, coronaires ou fémorales) ont été publiées. Ces études numériques de structure des stents concernent principalement la simulation du largage de ces dispositifs. Le but de cette section est surtout de présenter les outils existants et les lois de comportement des matériaux qui pourront être utilisés dans notre étude (matériel et méthodes) plutôt que de donner un aperçu des résultats. Cette section s’appuie principalement sur la review de Martin et Boyle (2011) et sur la thèse de Matthieu De Beule (2008).

La première étape lors d’une analyse par la méthode des éléments finis (FEA) est de générer la géométrie ainsi que le maillage du stent. Cette opération n’est pas forcément directe car la géométrie des stents est souvent complexe et les fabricants sont parfois frileux à l’idée de fournir les plans de leurs dispositifs. De ce fait, deux techniques de génération géométrique ont été utilisées dans ces études numériques. La première consiste à modéliser ainsi qu’à mailler la géométrie plane du stent puis à la transformer dans sa configuration cylindrique grâce à une transformation géométrique appropriée (figure 1.33.A). La seconde, plus récente, implique l’utilisation de la tomographie aux rayons X afin de générer un modèle 3D précis du stent proche de sa géométrie réelle (figure 1.33.B).

Les études numériques concernant le déploiement d’un stent seul qui ont été publiées jusqu’à maintenant peuvent être classées ainsi : (i) analyses des caractéristiques de déploiement du stent lors d’une expansion, (ii) analyses de l’impact biomécanique des stents sur un vaisseau lors du déploiement.

(i) Plusieurs études ont été menées afin d’évaluer l’influence de la géométrie, des propriétés matériaux et des méthodes de déploiement de plusieurs designs de stents sur les caractéristiques de leur expansion (De Beule *et al.*, 2008; Dumoulin et Cochelin, 2000; Etave *et al.*, 2001; Hall et Kasper, 2006; Migliavacca

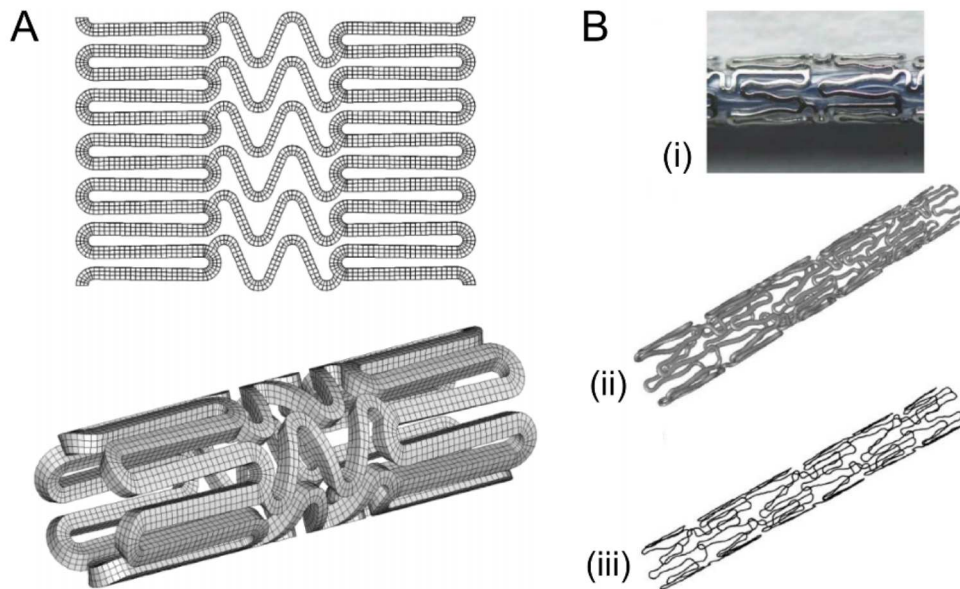


Figure 1.33 : Génération du maillage d'un stent à partir (A) de sa géométrie plane (maillage 3D), (B) de données tomographiques ((i) stent réel, (ii) reconstruction 3D, (iii) squelettisation et maillage en poutre) (Martin et Boyle, 2011; Mortier *et al.*, 2008)

et al., 2002, 2005; Wang *et al.*, 2006) (figure 1.34). Les études qui comparent les performances mécaniques de plusieurs stents sont en général basées sur des modèles qui consistent en un stent disponible sur le marché parfois accompagné d'un ballonnet. Généralement, le stent est en acier inoxydable 316L modélisé grâce à une loi de comportement élastoplastique isotrope (E compris entre 190 et 209 GPa, $\nu = 0,3$ et E_e - limite élastique - compris entre 205 et 330 MPa) et à des éléments 3D. L'étude de Hall et Kasper (2006) a permis, grâce à une comparaison des performances de plusieurs types d'éléments en termes de précision et de temps de calcul, de montrer qu'une modélisation du stent en éléments poutres est suffisamment précise et permet surtout de réduire les temps de calcul (par rapport notamment à une modélisation en éléments 3D). Le ballonnet, quant à lui, est généralement fabriqué en polymère. Il est modélisé par des éléments membranes auxquels est appliquée une loi élastique linéaire isotrope.

(ii) D'autres études ont été menées afin d'évaluer l'influence des propriétés géométriques et matériaux ainsi que des méthodes de déploiement du stent sur les caractéristiques de son expansion et sur son impact biomécanique lors de son déploiement au sein d'une artère saine ou d'une artère sténosée (Auricchio *et al.*, 2011; Gervaso *et al.*, 2008; Gijssen *et al.*, 2008; Holzapfel *et al.*, 2005; Liang *et al.*, 2005; Mortier *et al.*, 2009, 2010; Takashima *et al.*, 2007; Wu *et al.*, 2007; Zahedmanesh et Lally, 2009; Zahedmanesh *et al.*, 2010). Ainsi, la plupart de ces études vise à évaluer les contraintes post-déploiement qu'applique le stent sur la paroi artérielle et la plaque athéromateuse (figure 1.35). Aux modèles de stents élastoplastiques et de ballonnet élastique linéaire viennent s'ajouter des géométries d'artères carotides idéalisées ou tirées de CT-scan auxquelles s'appliquent des lois de comportement élastiques linéaires ou hyperélastiques qui ne

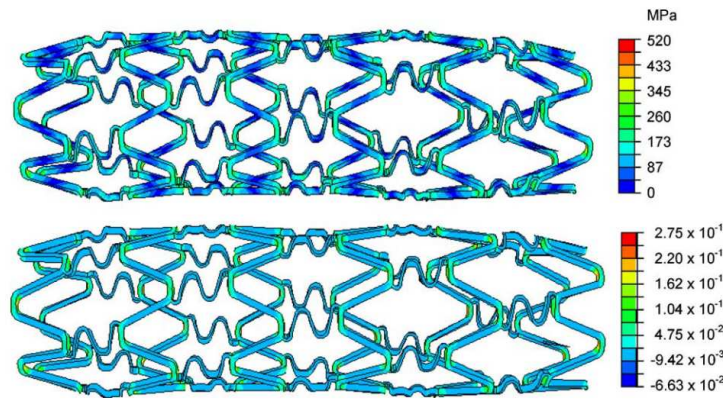


Figure 1.34 : Répartition des contraintes après gonflement (haut) et déformation plastique équivalente dans le stent (bas) (Migliavacca *et al.*, 2005)

seront pas détaillées ici. Par ailleurs, les stents peuvent parfois être auto-expansibles et donc fabriqués en alliage à mémoire de forme comme le Nitinol par exemple. Les lois de comportement utilisées pour ces matériaux sont en général assez complexes puisqu'elles relèvent de la thermomécanique avec prise en compte de changement de phase.

Les stratégies numériques utilisées pour le déploiement des stents nous intéressent tout particulièrement puisqu'elles pourront être adaptées pour mettre en place l'EP au sein de l'AAA. De plus, les différents composants ou guides utilisés pour les stents, ainsi que leurs matériaux constitutifs pourront servir de base pour alimenter nos modèles et nos simulations.

Dans la littérature, les deux approches numériques les plus abouties concernent, d'une part, le déploiement des stents auto-expansibles (Auricchio *et al.*, 2011) et, d'autre part, la mise en place des stents expansibles par ballonnet (Mortier *et al.*, 2010). Dans le premier cas, la ligne moyenne de l'artère pathologique est identifiée et servira également de ligne moyenne au cathéter dans sa forme finale. La déformation du stent est en fait imposée par le changement de configuration du cathéter établi par des conditions limites en déplacement radial appliquées aux noeuds de ce dernier. Ainsi, cette première approche, assez éloignée de la réalité clinique mais permettant de simplifier la mise en données de la simulation et de réduire les temps de calcul, est basée sur l'expansion radiale du cathéter qui permet de libérer le stent et de le mettre en contact avec l'artère pathologique. Ainsi, lors de la phase de compression radiale du stent (ou crimping), le contact entre le stent et l'artère est désactivé. L'activation de ce contact est établi lors de la phase d'expansion du cathéter mimant le déploiement du stent. Dans cette étude, le cathéter est un corps rigide et aucun matériau ne lui est donc affecté. La stratégie du second cas consiste à faire coulisser l'ensemble stent-cathéter-ballonnet sur un guide rigide en Nitinol (matériau élastique linéaire car les déformations subies par ce guide sont très faibles) dont les deux extrémités sont encastrées, puis à gonfler le ballonnet, permettant ainsi de déformer le stent rigide, de le mettre en contact avec la paroi artérielle et donc de réouvrir la lumière artérielle. Le cathéter utilisé est en polyéthylène à haute densité, considéré dans cette étude comme un matériau isotrope élastique linéaire ($E = 1000 \text{ MPa}$, $\nu = 0,4$).

Par ailleurs, plusieurs coefficients de frottement ont été proposés afin de modéliser les interactions mises en jeu lors du déploiement des stents : des coefficients globaux afin de modéliser l'ensemble des interactions (0,2 dans l'étude de Mortier *et al.*, 2010 et 0,05 dans l'étude de Wu *et al.*, 2007), et des coefficients locaux dans l'étude de Auricchio *et al.* (2011) (0,05 entre le stent et l'artère et aucun frottement entre le stent et le cathéter).



Figure 1.35 : Simulation du déploiement d'un stent dans une artère carotide et répartition des contraintes qu'appliquent le stent sur la paroi artérielle (Auricchio *et al.*, 2011)

La méthode des éléments finis, en dehors de la modélisation du largage des stents, peut également permettre d'étudier d'autres caractéristiques mécaniques importantes des stents, comme la flexibilité (Mori et Saito, 2005; Petrini *et al.*, 2004) (figure 1.36) ou la force radiale (Garcia *et al.*, 2012) (figure 1.37), de prédire la rupture des stents (Savage *et al.*, 2004) ou encore d'évaluer la fatigue et la durabilité des stents en Nitinol (Pelton *et al.*, 2008).

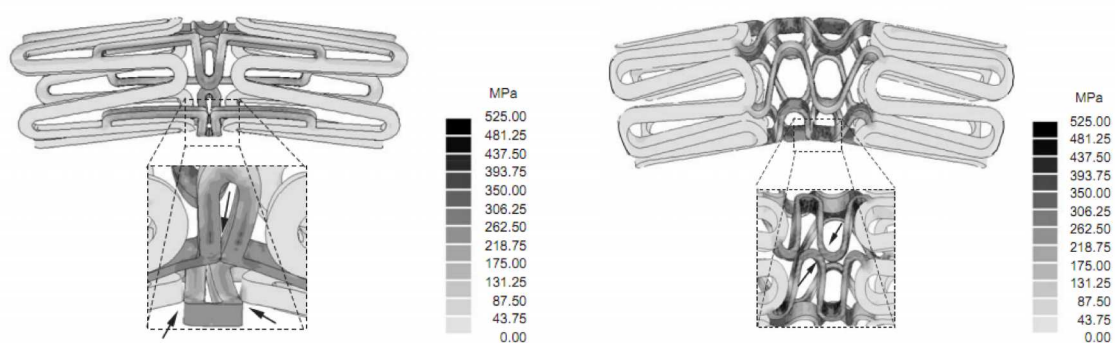


Figure 1.36 : Répartition des contraintes dans deux stents présentant des géométries différentes après une légère flexion (Petrini *et al.*, 2004)

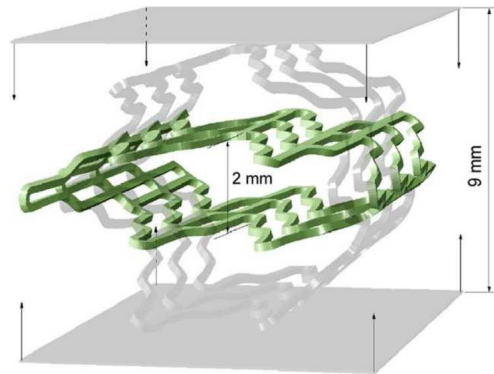
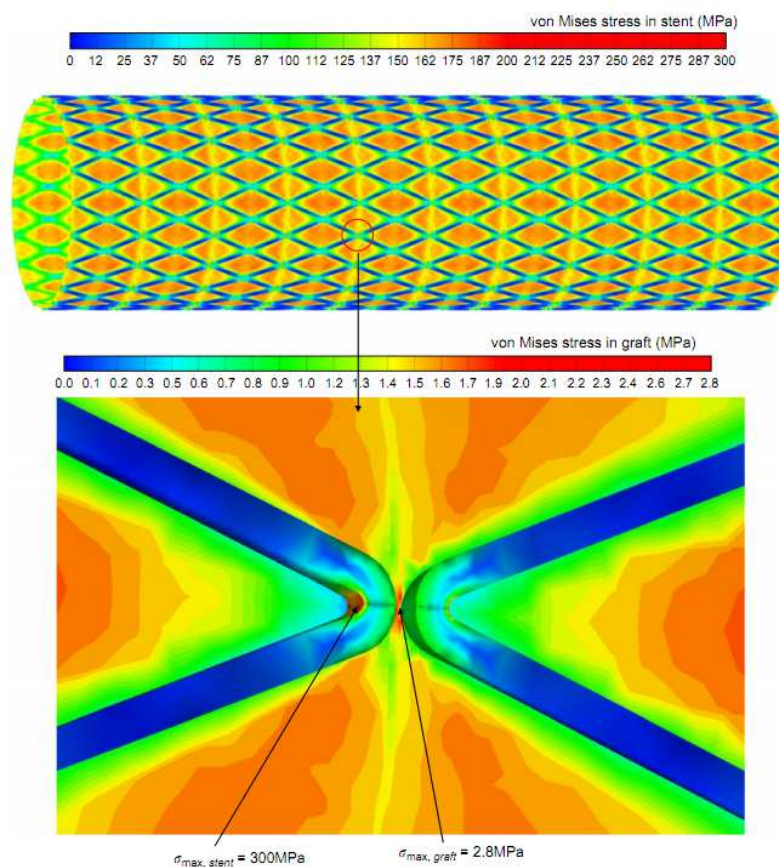


Figure 1.37 : Test numérique de compression d'un stent entre deux plaques rigides (Garcia *et al.*, 2012)

Il est important de noter que dans quelques études sur les stents seuls, certains résultats numériques ont été validés expérimentalement. Cependant, les méthodes expérimentales utilisées pour valider qualitativement les résultats numériques sont parfois assez grossières. On peut notamment citer l'étude de Migliavacca *et al.* (2005) dans laquelle sont comparées les zones de plasticité d'un stent déformé. Les observations expérimentales sont réalisées au microscope électronique à balayage. En ce qui concerne les quelques validations quantitatives existantes, les grandeurs comparées demeurent relativement basiques : mesure de distance ou d'aires de contact sur des images issues d'une caméra CCD (Migliavacca *et al.*, 2005; Takashima *et al.*, 2007).

Comparée à l'abondance des publications concernant les performances mécaniques des stents seuls, la littérature concernant la modélisation numérique de la structure même d'une EP est très peu fournie. Elle est d'autant plus rare qu'elle doit faire intervenir deux structures complexes : le ou les stents ainsi que le revêtement. La seule étude, à notre connaissance, qui évalue la mécanique de la structure globale d'une EP est celle de Kleinstreuer *et al.* (2008). Ainsi, les auteurs modélisent, pour la première fois, une EP possédant à la fois une structure métallique en forme de diamant et un revêtement cylindrique. Ils testent deux types de Nitinol (modèles superélastiques) pour les stents et deux matériaux pour le revêtement (PET et PTFE : modèles linéaires élastiques isotropes) afin de mettre en évidence l'influence de ces matériaux sur le crimping (compression radiale du stent sans le textile afin de mettre en place l'EP dans un cathéter, dans ce cas), le déploiement, la fatigue de l'EP, la force radiale des stents et la complianc de la paroi de l'EP (qui caractérise la distensibilité de la paroi). Ils commencent par valider leur modèle de stent par une comparaison de résultats expérimentaux et numériques issus d'un test de compression sur un motif de stent. Ils simulent ensuite le crimping des stents en forme de diamant et compare les valeurs de déformations maximales (qui demeurent inférieures à la déformation critique du matériau annoncée à 12 %) et de force radiale (environ 5,5 N pour une réduction de diamètre de 50 %) obtenues pour les deux types de Nitinol. Toujours pour comparer ces matériaux, ils calculent des facteurs de sécurité provenant de la norme ASTM Standard F2477 de 2007 concernant la fatigue des stents en Nitinol et prouvent que les deux matériaux se situent dans la zone de sécurité définies par la norme. Ils estiment également le champ de contraintes dans la paroi de l'artère dans laquelle a été mise en place l'EP. Le dispositif exerce sur l'artère saine une pression

qui est due à la force radiale des stents engendrée par l'oversizing ainsi qu'à la pression intraluminale de 100 mmHg appliquée au sein de l'EP. La contrainte pariétale aortique maximale est de 265 kPa et se trouve bien en-dessous de la contrainte à rupture de l'artère. Suite à un essai de mise sous pression de l'EP (100 mmHg), la contrainte maximale de Von Mises atteint 300 MPa dans le stent et 2,8 MPa dans le revêtement (figure 1.38). De plus, les auteurs concluent que le revêtement en PET est plus « sûr » puisqu'il conduit à des facteurs de sécurité supérieurs à 20 lorsqu'il est associé à des stents en NiTi. Enfin, ils rapportent que les EPs possédant un revêtement en ePTFE sont très ductiles et permettent ainsi de mieux s'adapter aux collets anguleux alors que celles possédant un revêtement en PET sont plus rigides et permettent de réduire plus efficacement la pression intra-sac.



1.3.2.3 Synthèse

Pour conclure, la littérature concernant la modélisation numérique des stents est très bien fournie. Grâce à l'amélioration de la puissance de calcul, les simulations sur les stents ont été complexifiées au fil

des années, et sont ainsi de plus en plus réalistes. Cependant, la validation expérimentale de ces résultats numériques est quasiment inexistante, ce qui peut parfois provoquer un certain scepticisme vis-à-vis de la modélisation numérique de structures et d'interactions aussi complexes qui rentrent en jeu lors du déploiement d'un stent dans une artère. Les seules validations disponibles sont généralement qualitatives et ne permettent pas toujours d'interpréter et de vérifier les résultats numériques.

En ce qui concerne les EPs, plusieurs études se sont intéressées à l'interaction qu'il existe entre ce dispositif et le flux sanguin. Malgré les résultats intéressants notamment en ce qui concerne la migration, il apparaît clairement que la modélisation homogène des EPs utilisées dans ces études ne permet pas de rendre compte de l'ensemble des complications postopératoires qui peuvent survenir, et plus particulièrement celles qui trouvent leur origine dans le dispositif en lui-même (thrombose du jambage, rupture des stents, déchirure du revêtement, etc.).

Une seule étude prend en considération le caractère multi-matériaux de l'EP. Ainsi, Kleinstreuer *et al.* (2008) modélisent à la fois le stent et le revêtement d'une EP. Toutefois, les essais entrepris dans cette étude se révèlent assez basiques (pressurisation de l'EP) et ne représentent en rien la réalité clinique. De plus, aucune validation expérimentale de ces modèles et de ces simulations numériques n'a été entreprise. Cependant, cette étude ouvre donc la voie à une nouvelle méthode de modélisation des EPs qui laisse présager de multiples applications en vue notamment d'augmenter la durabilité de ces dispositifs.

En 2012 paraît une autre étude numérique utilisant un modèle multi-matériaux d'EP. Elle porte sur la simulation du déploiement d'une Talent (Medtronic) bifurquée au sein d'un AAA modèle en silicone. Les résultats numériques ont été validés expérimentalement uniquement de manière qualitative par analyse tomographique. Cette étude, concomitante à ce travail de thèse, comporte cependant certaines approximations et hypothèses, notamment sur le comportement du textile, qui seront levées dans la suite de ce manuscrit. De plus, une validation expérimentale quantitative des résultats obtenus avec les modèles numériques d'EP sera proposée.

1.4 Positionnement et objectifs du travail de thèse

Puisque l'intérêt pour la chirurgie endovasculaire des AAAs s'est largement accru pendant les deux dernières décennies, de nombreuses études cliniques, expérimentales et numériques concernant les EPs ont été menées et publiées. Ainsi, les chercheurs ont tenté de prouver que l'EVAR est une technique chirurgicale prometteuse, mais ont également voulu comprendre l'origine des complications pouvant apparaître après la pose d'une EP, puisque la question de la durabilité *in-vivo* des dispositifs, en particulier leur fiabilité mécanique, reste actuellement un des principaux verrous empêchant le recours systématique à ce type de chirurgie mini-invasive.

Ces problèmes de durabilité des dispositifs auraient vraisemblablement pu être évités si les choix effectués par les fabricants lors de l'étape de conception des EPs avaient reposé sur les résultats d'études expérimentales voire numériques sur ces dispositifs. En effet, les choix de conception ont le plus souvent été

faits de façon empirique et/ou pour des raisons de fabrication. Pourtant, la bibliographie existante révèle que les problèmes de durabilité des EPs sont principalement liés à des causes mécaniques : rigidité de l'EP inadaptée et/ou fortes concentrations de contraintes sur les stents ou le textile du revêtement notamment.

Ainsi, la mécanique globale de la structure des EPs n'a jamais réellement été étudiée. Seules certaines parties comme les crochets par exemple (pour l'évaluation de l'efficacité de la fixation proximale) ont fait l'objet de plusieurs études. Il existe très peu d'études expérimentales et aucune étude numérique sur la résistance des différents composants de l'EP aux sollicitations *in-vivo* que peut subir cette dernière. Les études menées jusqu'à maintenant sur la mécanique des EPs ont surtout permis de mieux comprendre les causes des complications post-opératoires telles que la migration et les endofuites. De plus, les EPs n'ont fait l'objet d'aucune étude sur leur flexibilité, alors que c'est pourtant un problème majeur lors de l'apparition du phénomène de thrombose du jambage.

Le manque d'études numériques portant sur la mécanique des EPs peut s'expliquer par la difficulté à modéliser la structure réelle du dispositif qui peut s'avérer complexe. En effet, pour pouvoir étudier les complications du type thrombose du jambage, rupture des stents ou encore perforation du revêtement, il faut considérer une EP comme une structure multi-matériaux puisque c'est l'interaction entre les différentes entités de la structure qui va engendrer ces phénomènes indésirables. La modélisation numérique d'un tel dispositif possédant deux entités principales suturées ensemble, le revêtement et le stent, n'a encore quasiment jamais été abordée. La modélisation du textile est déjà compliquée à elle seule et n'a d'ailleurs fait l'objet d'aucune étude numérique. De plus, les données sur les propriétés des matériaux de ces textiles sont très peu fournies. Les problèmes de contact entre le ou les stents et le revêtement viennent encore ajouter de la complexité à cette structure. Pour l'instant, les équipes ayant modélisé des EPs numériquement se sont contentées d'un matériau homogène mimant le comportement global du dispositif. Les deux entités que sont le stent et le revêtement n'ont jamais été considérées séparément dans les simulations, excepté dans les travaux de Kleinstreuer *et al.* (2008), même si ce modèle numérique d'EP n'a pas été validé expérimentalement. Or, durant la dernière décennie, la puissance de calcul a considérablement augmenté et a permis d'obtenir un niveau de complexité, de sophistication et de réalisme toujours plus élevé. Ce fait est illustré par les études numériques portant sur les performances mécaniques des stents seuls dont le nombre a considérablement augmenté ces dernières années. La modélisation numérique est ainsi devenue un véritable outil pour les chercheurs et même pour les fabricants qui n'hésitent plus à s'appuyer sur les résultats de ces études pour tester de nouveaux designs de stents.

Par ailleurs, même si la migration et les endofuites ont fait l'objet de nombreuses études numériques, il y a clairement un manque en termes de modélisation numérique de phénomènes locaux, comme par exemple un défaut d'apposition entre l'EP et la paroi du collet proximal qui peut conduire à l'apparition d'une endofuite de type I. Ainsi, on peut légitimement penser que l'étape de déploiement de l'EP est véritablement cruciale dans le succès à plus ou moins long terme de l'intervention. La modélisation numérique du largage des stents seuls ayant fait l'objet de nombreuses études et étant devenu un véritable outil, elle peut constituer une bonne base de travail afin de modéliser le largage des EPs qui n'a, à ce jour, encore jamais

été abordé.

Ayant recensé les nombreux manques autour de l'évaluation des performances mécaniques des EPs et notamment autour de la modélisation numérique de ces dispositifs, le travail à réaliser pendant cette thèse prend alors tout son sens. Les objectifs de cette thèse sont les suivants :

- Proposer une modélisation numérique multi-matériaux d'EPs actuellement disponibles sur le marché,
- Tester numériquement ces dispositifs sur un essai de flexion simple et comparer quantitativement leur comportement en flexion,
- Valider ces modèles numériques par une méthode expérimentale,
- Comparer les performances mécaniques de différentes EPs sur un essai combinant flexion et pressurisation,
- Et enfin, simuler numériquement le déploiement des EPs au sein d'anévrismes modèles.

CHAPITRE 2

MISE EN OEUVRE DES MODÈLES NUMÉRIQUES DES ENDOPROTHÈSES

Les manques concernant la modélisation numérique de la structure des EPs ayant été identifiés dans le chapitre précédent, le développement d'une nouvelle méthode de modélisation de ces dispositifs est présenté dans ce chapitre. La modélisation des deux principaux composants d'une EP, à savoir le stent et le revêtement, est abordée, dans un premier temps, à travers la définition de leur géométrie et de leur maillage. Les matériaux constitutifs des composants de l'EP, les lois de comportement associées ainsi que l'assemblage de ces entités sont ensuite présentés.

Sommaire

2.1	Endoprothèses étudiées et modèles numériques associés	52
2.2	Modélisation des composants de l'endoprothèse	52
2.2.1	Stents	52
2.2.2	Revêtement	60
2.2.3	Influence de la durée totale de simulation	62
2.3	Matériaux et lois de comportement	63
2.3.1	Matériaux des stents	63
2.3.2	Matériaux des revêtements	65
2.3.3	Influence des propriétés des matériaux sur la réponse des EPs	73
2.4	Assemblage des composants et spécificités de modélisation	74
2.4.1	Modélisation de la liaison stents-revêtement	74
2.4.2	Spécificités lors de la modélisation de certaines endoprothèses	75
2.5	Conclusion	77

2.1 Endoprothèses étudiées et modèles numériques associés

Les EPs considérées dans ce travail de thèse sont des jambages iliaques dont les dimensions ont été homogénéisées afin, notamment, de pouvoir procéder à des comparaisons rigoureuses. Les jambages ont été préférés aux dispositifs bifurqués car ils sont cylindriques et donc plus simples à modéliser. Ils ont été utilisés dans diverses simulations détaillées dans la suite de ce manuscrit. Partant d'un concept relativement similaire, les fabricants ont imaginé de nombreuses géométries de stents pour leurs EPs respectives. Les EPs considérées dans ce travail de thèse sont les suivantes :

- EPs présentant plusieurs stents en Z : Zenith - *Cook Medical* (Ze), Talent - *Medtronic* (Ta), Endurant - *Medtronic* (En) et Zenith Low Profile - *Cook Medical* (Zlp),
- EP présentant un unique stent en spirale : Aorfix - *Lombard Medical* (Ao),
- EPs présentant un unique stent en spirale avec des motifs en Z : Excluder - *Gore Medical* (Ex) et Zenith Spiral-Z - *Cook Medical* (Zs),
- EP présentant plusieurs stents circulaires : Anaconda - *Vascutek* (An).

La figure 2.1 répertorie l'ensemble des EPs et leurs modèles numériques associés.

Dans ce chapitre, on se référera aux dimensions et aux caractéristiques géométriques présentées dans le tableau 2.1. R_G représente la rayon du revêtement, L_G la longueur du revêtement, N_S le nombre de stents, N_P le nombre de motifs, N_T le nombre de spires, F_{SP} le facteur d'espacement des spires, H_S la hauteur du stent et R_W le rayon du fil de stent. On retrouve ces notations sur les figures 2.2, 2.3 et 2.4 présentées plus loin.

2.2 Modélisation des composants de l'endoprothèse

Les modèles numériques d'EPs considérés dans ce travail de thèse comportent deux composants, stent et revêtement, dont il a fallu générer la géométrie et le maillage. Les étapes nécessaires à la modélisation numérique du stent et du revêtement sont détaillées dans cette section.

La modélisation numérique des composants et donc des EPs a été réalisée grâce au logiciel de calcul de structures par la méthode des éléments finis Abaqus v6.8 (SIMULIA, Dassault Systemes) et grâce au logiciel de calcul scientifique Matlab R2011a.

2.2.1 Stents

La structure métallique de l'EP est, de loin, la plus complexe à modéliser et à mailler. De ce fait, plusieurs pistes ont été explorées afin de tester différentes méthodes de modélisation et de maillage.

2.2.1.1 Géométrie

Les dimensions nécessaires à la génération de la géométrie des stents ont été mesurées sur des échantillons d'EP fournis par les fabricants ou relevées dans les documentations mises à disposition sur les sites Internet

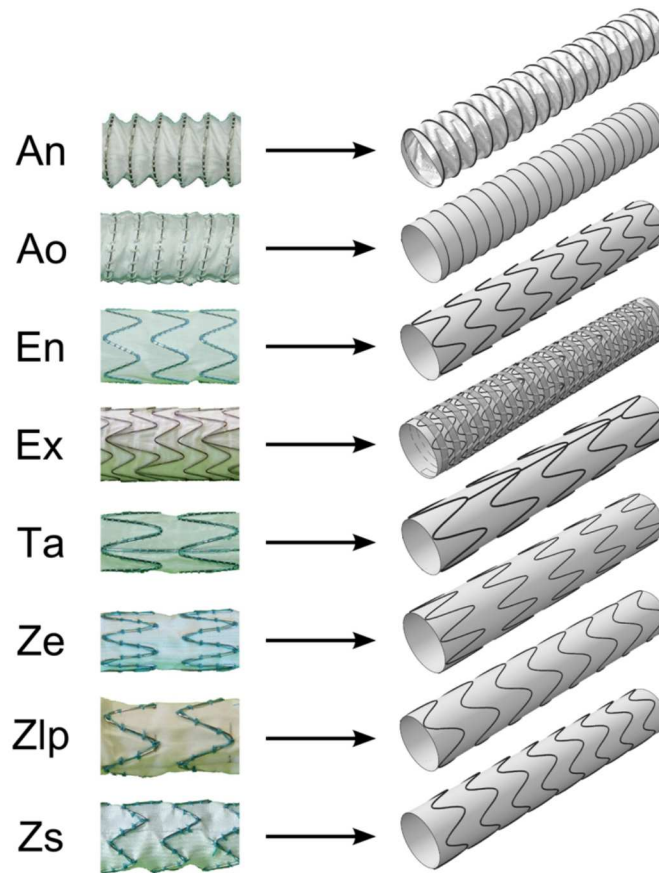


Figure 2.1 : EPs considérées et modèles numériques associés

	Ze1*	Ze2*	Ta	En	Zlp	Ao	Ex	Zs	An
<i>Revêtement</i>									
R_G (mm)	7.852	7.852	7.742	7.792	7.822	7.867	7.862	7.792	7.867
L_G (mm)	82	99.43	89.5	91.5	92.9	88	94.9	90.7	92.9
<i>Stents</i>									
N_S	5	6	5	9	8	1	1	1	18
N_P	8	8	5	6	4	-	7	5	2
N_T	-	-	-	-	-	20	22	7.7	-
F_{SP}	-	-	-	-	-	0.70	0.65	1.76	-
H_S (mm)	11.7	11.7	14.6	8.3	8.6	L_G	5.5/13.5	7.5	0.4
R_W (mm)	0.14	0.14	0.25	0.2	0.17	0.125	0.13	0.2	0.15

*Deux Zenith de dimensions différentes ont été modélisées dans ce travail de thèse

Tableau 2.1 : Dimensions et caractéristiques géométriques des EPs considérées

des fabricants.

Les différentes géométries des stents des EPs ont été idéalisées et ont fait l'objet d'une mise en équations paramétriques pour les raisons suivantes :

- la géométrie des stents est très complexe à modéliser avec un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO),
- les plans des stents n'étaient pas disponibles,
- la géométrie des stents peut être approximée de manière très satisfaisante par des fonctions sinusoïdales, spirales ou encore par des composées de fonctions relativement simples.

Les équations paramétriques définissant les différentes géométries de stents sont détaillées dans la suite de cette section.

Stents en Z Quatre EPs présentant plusieurs stents en Z ont été utilisées et modélisées dans ce travail de thèse : la Talent, la Zenith, l'Endurant et la Zenith Low Profile. La géométrie globale est la même pour tous les stents en Z mais certains paramètres tels que la hauteur du stent ou encore le nombre de motifs permettent de les différencier. Ainsi, les coordonnées cartésiennes des noeuds de la ligne moyenne du stent en Z sont données par les équations suivantes (voir figure 2.2) :

$$x = R_S \cos \beta \quad (2.1)$$

$$y = R_S \sin \beta \quad (2.2)$$

$$z = \frac{H_S}{2} \sin(\beta N_P) \quad (2.3)$$

avec R_S le rayon global du stent, H_S la hauteur du stent, N_P le nombre de motifs sur un tour (2π) et β l'angle entre le noeud initial et le noeud courant dans le plan xy .

Stent en spirale L'Aorfix est la seule EP à posséder un unique stent en spirale.

Il est important de préciser que la géométrie hélicoïdale de ce stent n'est pas parfaite. En effet, les spires sont légèrement couchées, ce qui semble faciliter la phase de crimping (mise en place de l'EP au sein du cathéter de pose). Cette subtilité géométrique n'a pas été prise en compte lors de la mise en équations de la géométrie¹. Les coordonnées cartésiennes des noeuds de la ligne moyenne du stent en spirale sont données par les équations (2.1) et (2.2) ainsi que par l'équation suivante :

$$z = F_{SP} \beta \quad (2.4)$$

avec F_{SP} le facteur d'espacement des spires (voir figure 2.3).

1. Cependant, dans le chapitre 4, nous verrons que la géométrie réelle du stent de l'Aorfix a pu être modélisée plus fidèlement suite à la reconstruction tridimensionnelle des acquisitions réalisées par microtomographie aux rayons X.

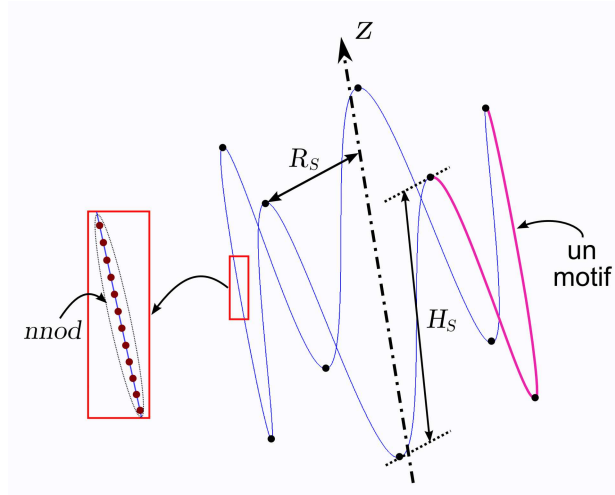


Figure 2.2 : Génération de la géométrie d'un stent en Z

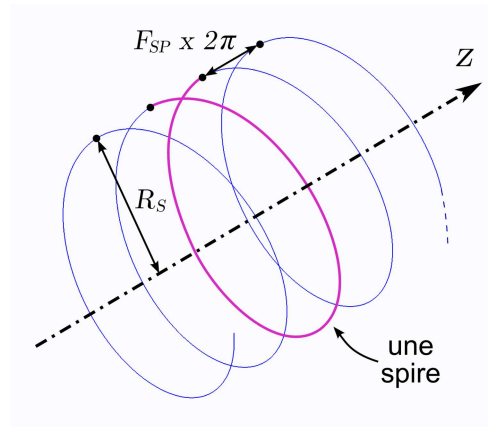


Figure 2.3 : Génération de la géométrie d'un stent en spirale

Stent en spirale avec des motifs en Z Deux EPs possédant un unique stent en spirale avec des motifs en Z ont été considérées : la Zenith Spiral-Z et l'Excluder. Il est important de noter que la géométrie du stent de la Zenith Spiral-Z est périodique alors que celui de l'Excluder n'est que semi-périodique, ce qui complique sa mise en équations.

Ainsi, les coordonnées cartésiennes des noeuds d'un stent périodique sont données par les équations (2.1) et (2.2) ainsi que par l'équation suivante :

$$z = F_{SP} \beta - \frac{H_S}{2} \sin(\beta N_P) \quad (2.5)$$

La géométrie d'un stent périodique en spirale avec des motifs en Z est représentée sur la figure 2.4.

Concernant les noeuds d'un stent semi-périodique, leurs coordonnées cartésiennes sont données par les mêmes équations que précédemment, mais il a fallu différencier les cas en fonction de la période considérée.

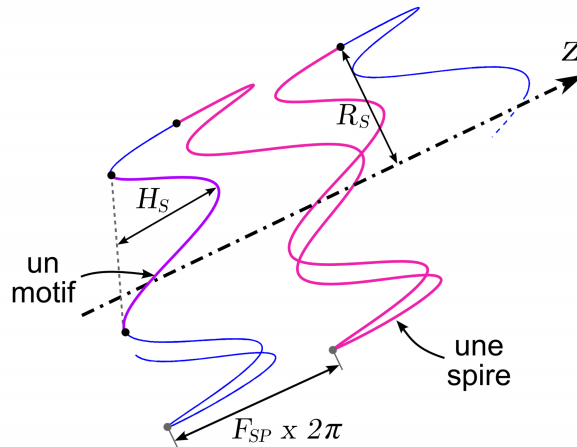


Figure 2.4 : Génération de la géométrie d'un stent en spirale avec des motifs en Z

En effet, le stent de l'Excluder possède le même nombre de motifs sur une période mais la hauteur des stents alterne entre deux valeurs distinctes.

Stents circulaires Les stents circulaires sont les derniers à être considérés dans ce travail de thèse. L'Anaconda en possède plusieurs. La mise en équations de la géométrie d'un stent circulaire est immédiate en considérant les équations (2.1) et (2.2) et en prenant $z = 0$. Il faut savoir, par ailleurs, qu'il existe quelques subtilités concernant ces stents. Ces dernières sont abordées en détail en section 2.3.2.2.

2.2.1.2 Maillage

Pour les stents, plusieurs types de maillage ont été utilisés pendant ce travail de thèse : les éléments poutres (B31) et les éléments prismatiques à 6 noeuds (C3D6).

Éléments poutres (B31) Les éléments poutres à interpolation linéaire (B31 dans Abaqus) ont semblé tout à fait appropriés pour mailler les stents puisque ces derniers des structures filaires. De plus, dans la littérature, même si la plupart des études numériques sur les stents seuls utilisent un maillage en trois dimensions (voir section 1.3.2.2), d'autres rapportent que le maillage en éléments poutres est suffisant pour rendre compte des sollicitations mécaniques que subissent les stents (Hall et Kasper, 2006). Enfin, ce type de maillage, utilisé dans l'étude du chapitre 3, permet de réduire les temps de calcul comparé, notamment, à un maillage 3D.

Le maillage des stents en éléments poutres est immédiat. En effet, la mise en équations de la géométrie couplée à une discrétisation de l'angle β permet de générer directement les noeuds des stents par l'intermédiaire d'une routine Matlab qui a été développée. β est discrétisé entre 0 et 2π avec un pas qui dépend du nombre de noeuds souhaité n_{nod} (voir figure 2.2).

La connectivité est très facile à mettre en place puisqu'un élément poutre est constitué de deux noeuds

consécutifs : le premier élément est défini à partir des noeuds 1 et 2, le second élément à partir des noeuds 2 et 3, etc.

Les stents en Z ou circulaires se refermant sur eux-mêmes, le dernier noeud doit donc être associé au premier noeud au sein d'un même élément. Au contraire, en ce qui concerne les stents en spirale avec ou sans motifs en Z, la connectivité ne doit pas être bouclée.

Il est important de noter que les lois de comportement classiques (élasticité linéaire, élastoplasticité, etc.) sont implémentées pour les éléments poutres mais que la superélasticité typique des alliages à mémoire de forme ne l'est pas (voir section 2.3.3).

Éléments prismatiques à 6 noeuds (C3D6) Afin de pouvoir visualiser plus précisément les contraintes dans la section du fil de stent et surtout de pouvoir utiliser le modèle de comportement superélastique du Nitinol implémenté dans le logiciel Abaqus, nous avons choisi de mailler les stents avec des éléments 3D dans nos deux dernières études (*cf.* chapitres 5 et 6). Les éléments prismatiques à 6 noeuds à interpolation linéaire (C3D6 dans Abaqus) ont été choisis afin de pouvoir générer le maillage plus facilement par le biais d'une routine Matlab que nous avons créée. À partir des équations paramétriques précédemment citées, ce programme permet, d'une part, de contruire et de mailler en éléments triangulaires des disques perpendiculaires à la ligne moyenne du stent (afin de générer le volume du stent) et, d'autre part, de générer la table de connectivité du maillage global du stent 3D en reliant les noeuds des disques maillés.

Afin de préciser la démarche suivie dans cet algorithme, on se place dans le cas du maillage 3D d'un stent en Z dont la ligne moyenne a été préalablement générée (voir figure 2.5A).

La première étape consiste à construire les disques sur lesquels les éléments volumiques s'appuieront. Ces disques sont normaux à la ligne moyenne du stent. Des cercles non-orientés de centre (0,0,0) sont ainsi construits, puis une première rotation autour de l'axe z permet de les rendre normaux à la ligne moyenne du stent dans le plan xy (voir figure 2.5B) grâce à la matrice de rotation R_1 suivante :

$$R_1 = \begin{pmatrix} \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ \sin \beta & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Une seconde rotation est ensuite appliquée à ces disques afin qu'ils soient normaux à la ligne moyenne du stent dans tous les plans de l'espace. Cette rotation R_2 dépend de la position du disque sur la ligne moyenne. Elle est définie selon l'équation suivante :

$$R_2 = R_1 \times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \delta & -\sin \delta \\ 0 & \sin \delta & \cos \delta \end{pmatrix} \times R_1^{-1} \quad (2.7)$$

avec $\delta = \delta_1 = \arctan(\frac{H_S N_P}{2 R_S} \cos(N_P \beta))$ si le stent possède des motifs en Z ou $\delta = \delta_2 = \arctan(F_{SP}/R_S)$ sinon. En effet, en définissant l'abscisse curviligne $s = R_S \beta$ le long du cercle de rayon R_S balayé par l'angle β , le motif "déroulé" du stent en Z a pour équation $z(s) = H_S/2 \sin(s N_P/R_S)$ alors que celui du stent en

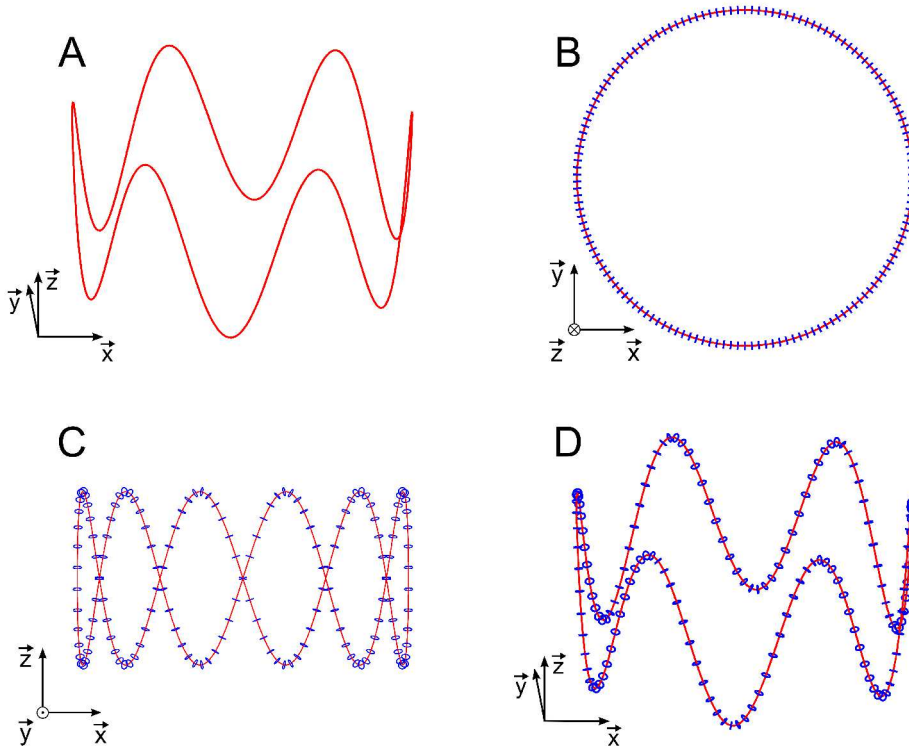


Figure 2.5 : Démarche suivie pour la construction des disques qui constituent le volume du stent. (A) Construction de la ligne moyenne du stent. (B) Première rotation des disques pour les rendre perpendiculaires à la ligne moyenne dans le plan xy . (C) Vue de face du stent après la seconde rotation des disques. (D) Vue 3D du stent après la seconde rotation des disques.

spirale a pour équation $z(s) = F_{SP} s/R_S$. L'angle δ a finalement pour équation générale $\delta = \arctan(dz/ds)$.

Chaque disque est ensuite déplacé jusqu'au noeud de la ligne moyenne du stent qui lui est associé (voir figure 2.5.C et D). Il est important de noter que l'espacement entre les disques n'est pas régulier puisque la ligne moyenne du stent n'est pas discrétisée par rapport à son abscisse curviligne mais par rapport à l'angle β défini précédemment.

Le maillage paramétrique des disques en éléments triangulaires est ensuite généré grâce à une autre fonction Matlab. Ainsi, en donnant le nombre de cercles concentriques N_c et le nombre de noeuds sur le cercle extérieur N_n , le programme génère automatiquement les noeuds du maillage du disque (voir figure 2.6). La triangulation de Delaunay permet ensuite de créer les éléments et donc la table de connectivité du disque, à partir des noeuds générés précédemment.

La dernière étape du maillage 3D des stents consiste à générer la table de connectivité globale du stent. Etant donné que les disques ont été maillés en éléments triangulaires et que le maillage global du stent est en trois dimensions, chaque élément prismatique est composé de six noeuds. Trois noeuds appartiennent au maillage d'un premier disque et les trois autres appartiennent au maillage du disque suivant. Il a ensuite suffi de concaténer consécutivement les tables de connectivité partielles des disques maillés.

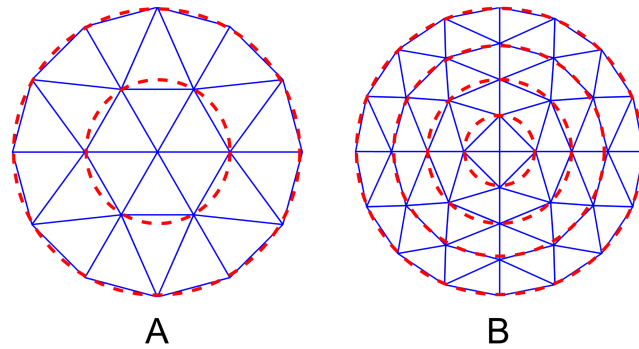


Figure 2.6 : Maillage paramétrique du disque avec (A) $N_c = 2$ et $N_n = 12$ ou (B) $N_c = 4$ et $N_n = 16$

Par ailleurs, les valeurs de N_c et N_n ont été optimisées afin de trouver des résultats cohérents, tout en essayant de conserver des temps de calcul convenables.

Un exemple de maillage 3D d'un stent en Z est présenté à la figure 2.7.

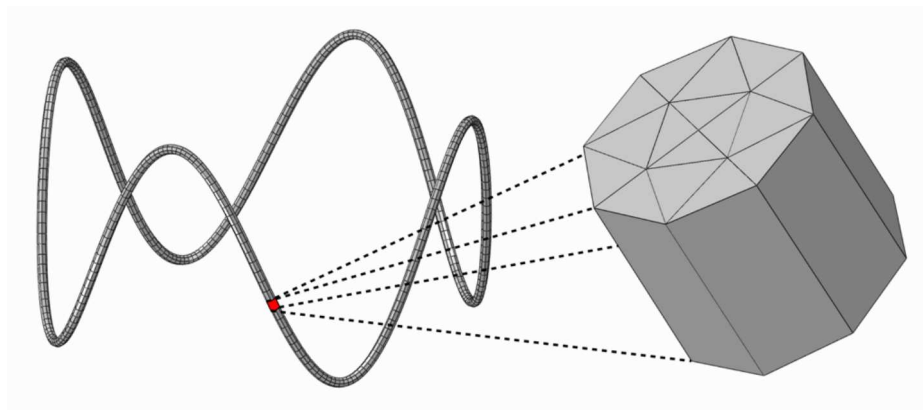


Figure 2.7 : Maillage 3D (éléments prismatiques à 6 noeuds) d'un stent en Z

Influence de la discrétisation spatiale des stents Afin d'utiliser un maillage tridimensionnel optimisé pour les stents, une étude de convergence a été réalisée sur un essai de crimping de stent. Ainsi, un stent de l'EP Zenith LP a été soumis à une compression radiale par mise en contact avec un cylindre dont les noeuds ont été pilotés en déplacement radial (figure 2.8). Différents maillages ont ainsi été testés et la contrainte maximale de Von Mises, systématiquement localisée dans les zones à fortes courbures du stent, a été relevée. La discrétisation du stent le long de la ligne moyenne a été fixée à 300 noeuds pour ce stent afin d'obtenir des éléments C3D6 possédant des dimensions relativement homogènes dans les 3 directions de l'espace. Les résultats de cette étude sont présentés sur la figure 2.9.

Cette figure montre que la contrainte maximale converge vers 6,5 GPa en raffinant le maillage.

La discrétisation avec un seul cercle ($N_c = 1$) est insuffisante, puisque la contrainte maximale relevée,

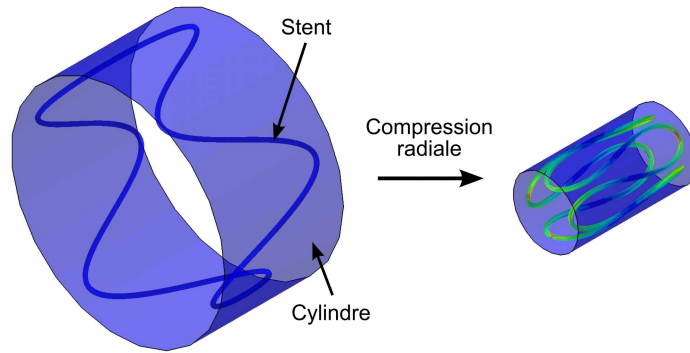


Figure 2.8 : Compression radiale du stent

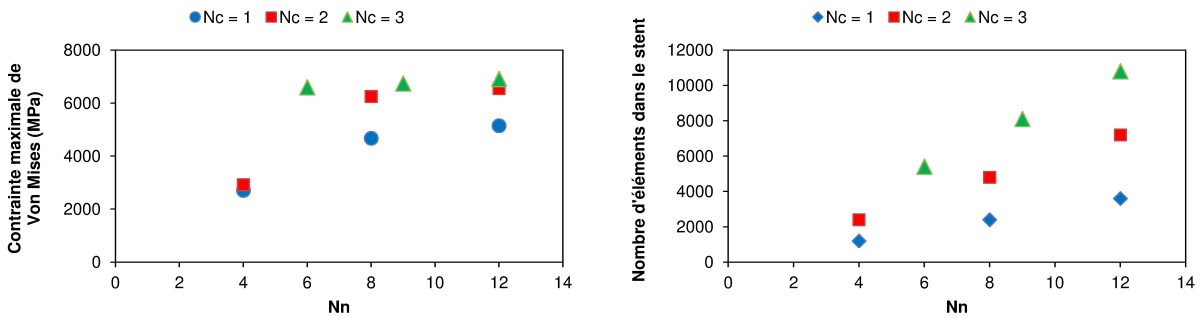


Figure 2.9 : Influence de la discrétisation spatiale des stents : Contrainte maximale de VM (graphe de gauche) et nombre d'éléments (graphe de droite) en fonction de Nn et Nc

même avec $Nn = 12$, est bien inférieure à 6 GPa. Pour $Nc = 2$, la contrainte maximale commence à converger à partir de $Nn = 8$. Pour $Nc = 3$, la contrainte maximale semble se stabiliser dès $Nn = 6$. Cependant, le graphe présentant le nombre d'éléments dans le stent (partie gauche de la figure 2.9) montre que la combinaison $Nc = 2 / Nn = 8$ engendre une discrétisation moins fine (moins d'éléments) que la combinaison $Nc = 6 / Nn = 3$. Ainsi, la première combinaison est moins coûteuse en temps de calculs que la seconde. Afin de ne pas avoir des calculs exagérément longs, notre choix s'est porté sur le discrétisation $Nc = 2 / Nn = 8$.

2.2.2 Revêtement

2.2.2.1 Géométrie

Excepté dans le chapitre 4, la géométrie des revêtements a été considérée cylindrique afin d'obtenir une interface stent-revêtement la plus parfaite possible et ainsi pouvoir utiliser la liaison cinématique implémentée dans Abaqus ("Tie constraint") détaillée en section 2.3. Toujours dans cette optique, le rayon exact du revêtement a été calculé grâce à l'équation suivante :

$$R_G = R_S - \frac{T_G}{2} - R_W \quad (2.8)$$

avec R_G le rayon du revêtement, R_S le rayon global du stent ($R_S = 8$ mm pour toutes les EPs), T_G l'épaisseur du revêtement et R_W le rayon du fil du stent.

2.2.2.2 Maillage

Les cylindres ont été maillés avec des éléments coques de forme triangulaire. Ce maillage a été généré grâce aux algorithmes du logiciel Abaqus. La taille des éléments est la même pour l'ensemble des revêtements de toutes les EPs ($\approx 0,6$ mm).

Influence de la discrétisation spatiale du revêtement Pour analyser cet aspect, la flexion d'une EP Zenith, dont le revêtement a été maillé de plus en plus finement, a été simulée jusqu'à 180° et les déformées obtenues ont été comparées. Les conditions limites utilisées dans cet essai de flexion pure sont détaillées dans le chapitre 3. Une nouvelle fois, on cherche à trouver un compromis entre "bonne" approximation de la déformée de l'EP et temps de calcul raisonnable. Les résultats de cette étude sont présentés sur la figure 2.10.

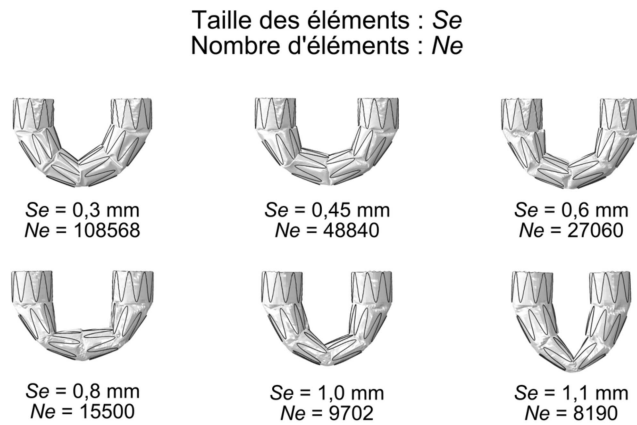


Figure 2.10 : Influence de la discrétisation spatiale du revêtement

On remarque tout d'abord que la discrétisation spatiale du revêtement a une influence importante sur les déformées finales obtenues. Il est évident que plus la taille des éléments est petite, plus on se rapproche d'une déformée "stable" de l'EP. On observe ainsi que les déformées obtenues deviennent suffisamment proches de la déformée du modèle maillé très finement dès lors que la taille des éléments du maillage atteint 0,6 mm. Si les éléments sont plus grands, la déformée de l'EP prend alors des modes de flexion très différents. Notre choix s'est porté sur le maillage avec des éléments de taille 0,6 mm, bon compromis entre temps de calcul et pertinence de ce dernier.

2.2.3 Influence de la durée totale de simulation

Afin de trouver les paramètres optimaux vis-à-vis du coût de calcul pour la résolution explicite des différentes simulations et de rester dans le cas d'une situation quasi-statique, une étude sur la durée totale de simulation a été menée. Cette durée conditionne directement la vitesse d'application des conditions aux limites, et donc les éventuels effets dynamiques associés.

Pour cela, la flexion d'une EP Zenith a été simulée jusqu'à 90° en utilisant différentes durées totales de simulation Tt (Tt_0 , $Tt_0/2$, $2Tt_0$ ainsi que d'autres cas qui ne sont pas illustrées ici), sachant que la durée totale de simulation utilisée dans l'ensemble des travaux présentés dans la suite de ce manuscrit est noté Tt_0 . Les conditions limites utilisées dans cet essai de flexion pure sont détaillées dans le chapitre 3. La vitesse d'application de ces conditions limites sera donc modifiée ici en fonction des variations de durée totale de simulation. Les résultats de ces simulations sont présentés sur la figure 2.11.



Figure 2.11 : Influence de la durée totale de simulation Tt sur les déformées des EPs

De manière qualitative, on note tout d'abord que la durée totale de simulation a une influence significative sur les résultats avec des effets dynamiques visibles. De manière plus quantitative, le rapport entre l'énergie cinétique et l'énergie interne du système entier a été calculé afin de savoir si la durée totale de simulation est suffisamment longue pour que cette dernière soit considérée quasi-statique (Auricchio *et al.*, 2011; Kim *et al.*, 2002).

Pour $Tt = Tt_0/2$, la déformée n'est pas correcte au sens où elle est bien trop affectée par des effets dynamiques. On note ainsi que l'effet des conditions aux limites appliquées aux extrémités n'a pas pu atteindre la zone centrale de l'EP. Cette observation est confirmée par la valeur du rapport énergétique qui atteint 15,5 % dans ce cas, ce qui est supérieur au seuil empirique fixé à 10 - 15 % dans les études de Kim *et al.* (2002) et Auricchio *et al.* (2011).

Pour $Tt = Tt_0$, la déformée est correcte au sens où elle est très proche de celle observée pour $Tt = 2Tt_0$ et de toutes les autres simulations réalisées sur des durées plus longues (cas non illustrés ici). En outre, le rapport énergétique associé à cette simulation est de 8,7 % (contre 3,9 % pour $Tt = 2Tt_0$), ce qui est bien inférieur au seuil fixé. Un compromis a ainsi été trouvé en utilisant une durée totale de simulation $Tt = Tt_0$ qui permet ainsi de se placer dans un cas quasi-statique et d'approcher de manière très satisfaisante la déformée réelle, tout en ayant un temps de calcul convenable.

Il doit être également noté qu'en ce qui concerne la stabilité du schéma de calcul explicite, l'incrément de temps maximal est calculé par défaut par le logiciel Abaqus.

2.3 Matériaux et lois de comportement

Cette section regroupe l'ensemble des lois de comportement et des propriétés mécaniques des matériaux considérés dans ce travail de thèse, à la fois pour les stents et pour les revêtements.

2.3.1 Matériaux des stents

La quasi totalité des stents des EPs de nouvelle génération sont aujourd'hui fabriqués en Nitinol (NiTi). L'acier inoxydable 316L a, quant à lui, été largement utilisé pour les stents des EPs de précédente génération.

2.3.1.1 Acier inoxydable 316L

La Zenith est la seule EP considérée à posséder des stents fabriqués en acier inoxydable 316L. Une loi de comportement élastoplastique simple isotrope a été choisie pour ce matériau. Les propriétés mécaniques de cette loi sont tirées à la fois de la littérature (Auricchio *et al.*, 2001) et d'un essai de traction que nous avons réalisé afin de déterminer la limite d'élasticité du matériau (qui est d'ailleurs bien plus élevée que celle de l'acier inoxydable 316L utilisé pour la fabrication des stents expansibles par ballonnet). Elles sont répertoriées dans le tableau 2.2.

Paramètres	Valeurs
Module d'Young (MPa)	210000
Coefficient de Poisson ν	0,3
Limite élastique σ_e (MPa)	1550

Tableau 2.2 : Propriétés mécaniques de l'acier inoxydable 316L

2.3.1.2 Nitinol

Le Nitinol est un alliage à mémoire de forme (AMF) biocompatible utilisé pour la fabrication de certains dispositifs médicaux (stents, arche dentaire, agrafes, etc.). Il se compose de nickel et de titane dans des proportions quasi-stoechiométriques. Les diverses propriétés de cet AMF, effet mémoire de forme et superélasticité notamment, sont dues à une transformation de phase thermoélastique au cours de laquelle une phase mère (austénite) donne naissance, de façon réversible, à une phase martensitique sous l'effet d'une variation de température et/ou sous l'application d'une contrainte mécanique. La phase stable à haute température pour un bas niveau de contrainte est appelée austénite, tandis que la phase stable à basse température pour un haut niveau de contrainte est appelée martensite (Patoor et Berveiller, 1990).

Dans le cas des EPs, le comportement superélastique du Nitinol est primordial puisqu'il permet au stent de se déformer énormément et quasi réversiblement (jusqu'à 5 - 6 %, ce qui est unique pour un métal).

Sur une courbe contrainte-déformation de traction, la superélasticité du NiTi est caractérisée par un plateau de contrainte observé au cours de la charge, comme le montre la figure 2.12. Ainsi, soumis à une contrainte donnée, le Nitinol va se déformer de manière élastique puis, ayant atteint une contrainte seuil

σ_L^S , il est capable de se déformer énormément par transformation martensitique induite sous contrainte. Le mécanisme inverse se produit à la décharge, si bien qu'en fin d'essai, le matériau a quasiment recouvré sa forme initiale. Notons que l'asymétrie en tension/compression souvent observée pour le NiTi (Orgeas et Favier, 1995, 1998), est négligée dans ce travail de thèse, en première approximation raisonnable.

Le comportement superélastique isotrope du NiTi a été modélisé dans Abaqus par l'intermédiaire d'une routine (VUMAT) implémentée dans le logiciel et initialement proposée par Auricchio et Taylor (1997). Les propriétés mécaniques du NiTi répertoriées dans le tableau 2.3 sont tirées de Kleinstreuer *et al.* (2008). La courbe schématique contrainte-déformation en traction simple relative à cette loi de comportement est représentée sur la figure 2.12.

Paramètres	Valeurs
Module d'élasticité austénitique E_A (MPa)	40000
Coefficient de Poisson austénitique ν_A	0,46
Module d'élasticité martensitique E_M (MPa)	18554
Coefficient de Poisson martensitique ν_M	0,46
Déformation de transformation martensitique ϵ^L	0,04
Contrainte de début de transformation (charge) σ_L^S (MPa)	390
Contrainte de fin de transformation (charge) σ_L^E (MPa)	425
Contrainte de début de transformation (décharge) σ_U^S (MPa)	140
Contrainte de fin de transformation (décharge) σ_U^E (MPa)	135
Contrainte à rupture σ_R (MPa)	827-1172

Tableau 2.3 : Propriétés mécaniques du Nitinol (Kleinstreuer *et al.*, 2008)

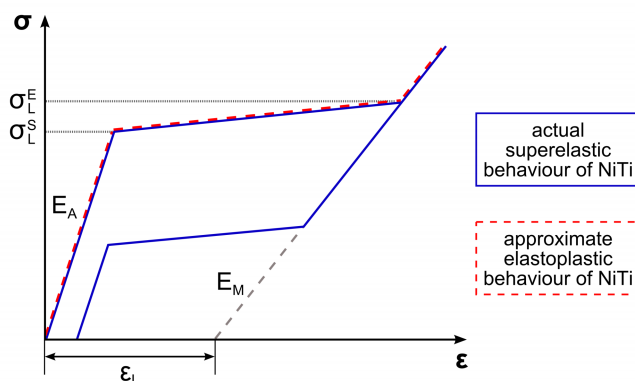


Figure 2.12 : Courbes contrainte-déformation de traction schématiques relatives aux lois de comportement superélastique réelle et élastoplastique approximée du NiTi

Afin de tester cette routine, la simulation numérique d'un essai de traction uniaxial en cycle charge-décharge a été réalisée sur un seul élément 3D. La courbe contrainte-déformation résultant de cette simulation est présentée sur la figure 2.13.A. La routine est implémentée de façon satisfaisante et correspond au comportement souhaité.

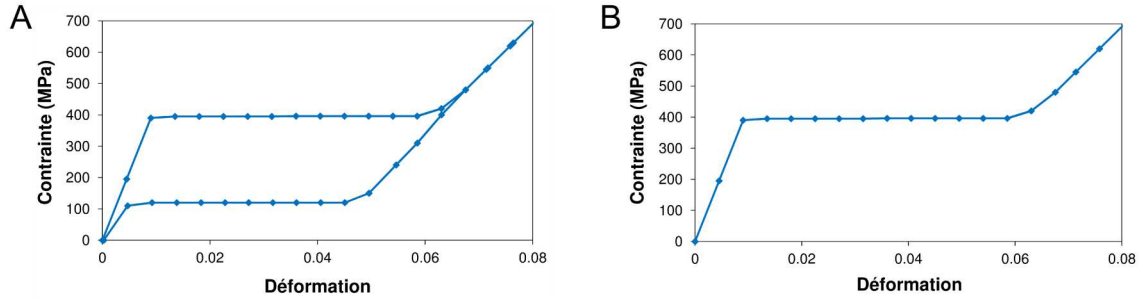


Figure 2.13 : Courbe contrainte-déformation obtenue avec le Nitinol superélastique (A). Courbe contrainte-déformation obtenu avec le Nitinol élastoplastique (B).

Dans le cas des simulations faites avec des éléments poutres pour lesquelles le modèle d'Auricchio n'est pas implanté, la superélasticité du NiTi durant la charge des stents est approximée par une loi de comportement élastoplastique avec un écrouissage mimant la transformation, l'élasticité et la plasticité de la martensite après le plateau de transformation. L'essai de traction sur un élément poutre a été simulé avec la loi de comportement élastoplastique. La courbe contrainte-déformation relative à cet essai est présentée sur la figure 2.13.B.

La courbe obtenue est similaire à celle de la figure 2.13.A, excepté pour la décharge lorsque la contrainte a dépassé σ_L^E . De ce fait, il a été vérifié *a posteriori* que le chargement en tout point du stent est monotone pendant les simulations, autrement dit qu'aucune décharge n'est observée au sein des stents.

2.3.2 Matériaux des revêtements

Les revêtements des EPs sont généralement fabriqués en polymère tissé, tricoté ou expansé. Dans ce travail de thèse, deux matériaux différents sont considérés : l'ePTFE et le PET.

2.3.2.1 ePTFE (Teflon®)

L'Excluder, fabriquée par la société Gore Medical, est la seule EP considérée dans nos études à posséder un revêtement en ePTFE, polytétrafluoroéthylène expansé, ou encore Teflon®. Le seul modèle de comportement disponible dans la littérature pour ce matériau est une loi de comportement isotrope linéaire élastique. Les propriétés mécaniques de cette loi sont tirées de la littérature (Catanese *et al.*, 1999; Kleinstreuer *et al.*, 2008) et sont répertoriées dans le tableau 2.4.

Paramètres	Valeurs
Module d'Young E (MPa)	55,2
Coefficient de Poisson ν	0,46
Déformation à rupture	0,2 - 0,477

Tableau 2.4 : Propriétés mécaniques du ePTFE (Catanese *et al.*, 1999; Kleinstreuer *et al.*, 2008)

2.3.2.2 PET (Dacron®)

Les données concernant les textiles en PET tissé (Dacron®) utilisés pour les revêtements des EPs étant indisponibles dans la littérature, une caractérisation mécanique de ces matériaux a été réalisée. Cette caractérisation mécanique a concerné les textiles de la Zenith et de l'Aorfix, dont les fabricants, Vascutek pour la Zenith et Lombard Medical pour l'Aorfix, nous ont fourni des échantillons.

Les textiles étant modélisés comme des coques élastiques et orthotropes (*cf.* ci-dessous), deux types de données sont nécessaires à l'implémentation du modèle de textile dans Abaqus : le comportement dans le plan et le comportement en flexion des textiles (Boisse *et al.*, 2009).

Comportement dans le plan Le comportement dans le plan de ces deux textiles a été caractérisé en effectuant des tests de traction simple et plane sur une machine de traction uniaxiale (Gabo Eplexor 500, Ahlden, Germany). Cette machine a été utilisée en mode statique avec une cellule de force de 25 N pour les essais en traction simple et une cellule de force de 500 N pour certains essais de traction plane. De petits échantillons rectangulaires (3 mm x 30 mm) ont été découpés dans le textile fourni par les fabricants. L'épaisseur du textile Vascutek vaut environ 0,08 mm et celle du textile Lombard environ 0,1 mm. Pour caractériser l'orthotropie dans le plan des textiles, différentes orientations θ (θ étant définie comme l'angle entre la direction de traction et la direction des fils du textile) ont été testées, de 0° (direction longitudinale ou de chaîne) à 90° (direction circonférentielle ou de trame), par incréments de $11,25^\circ$ pour le textile Vascutek et de $22,5^\circ$ pour le textile Lombard Medical (voir figure 2.14). Les tests en traction plane permettent de déterminer la valeur des coefficients de Poisson, si l'on se place, comme nous le verrons plus loin, dans le cadre d'une modélisation élastique orthotrope.

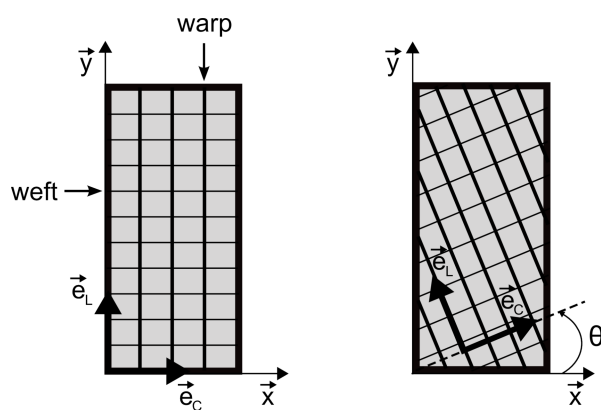


Figure 2.14 : Orientation des échantillons de textile (θ : angle d'orientation)

En ce qui concerne le textile Vascutek, l'ensemble des essais en traction simple (en traction plane, respectivement) ont été réalisés quatre fois (trois fois, respectivement) afin de tester leur répétabilité, à une vitesse de traverse de 0,1 mm/min. Enfin, les essais réalisés sur ce textile dans les directions intermédiaires, à savoir $11,25^\circ$, $33,75^\circ$, $56,25^\circ$ et $78,75^\circ$, n'ont pas été répétés par manque de textile.

Concernant le textile Lombard Medical, l'ensemble des essais en traction simple (en traction plane,

respectivement) ont été réalisés trois fois (deux fois, respectivement) à une vitesse de traverse de 0,1 mm/min.

Les résultats de l'ensemble des essais réalisés sont présentés dans la figure 2.15 pour le textile Vascutek et dans la figure 2.16 pour le textile Lombard Medical. Pour ces deux textiles, la contrainte nominale $\sigma_n = F/S_0$ (avec F l'effort et S_0 la section initiale de l'échantillon) a été tracée en fonction de la déformation logarithmique des échantillons $\epsilon_l = \ln(1 + \Delta L/L_0)$ (avec L_0 la longueur initiale et ΔL l'allongement de l'échantillon).

Il est intéressant de noter que les essais sont en général assez reproductibles pour les deux textiles. Les différences observées entre les essais pour une même orientation θ peuvent s'expliquer par la taille assez réduite des échantillons et ainsi par la difficulté à repérer une orientation précise des fils du textile. Par ailleurs, l'échantillon de textile peut glisser très légèrement entre les mors, ce qui peut également expliquer les différences entre les résultats pour une même orientation.

La forte anisotropie observée sur les courbes contrainte-déformation conduit à considérer une loi de comportement orthotrope en contraintes planes pour le comportement du textile dans le plan. Par souci de simplicité, le comportement non linéaire du textile (voir figures 2.15 et 2.16) a été approximé par un comportement élastique linéaire. Ainsi, la loi de comportement des textiles dans leur plan est définie par l'équation constitutive suivante exprimée dans le repère local (\vec{e}_L, \vec{e}_C) :

$$\begin{pmatrix} \epsilon_{LL} \\ \epsilon_{CC} \\ 2\epsilon_{LC} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_L & -\nu_{LC}/E_L & 0 \\ -\nu_{CL}/E_C & 1/E_C & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{LC} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{LL} \\ \sigma_{CC} \\ \sigma_{LC} \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

avec E_L le module d'élasticité longitudinal, E_C le module d'élasticité circonférentiel, ν_{LC} and ν_{CL} ($\approx \nu_{LC}$) les coefficients de Poisson majeur et mineur, et G_{LC} le module de cisaillement.

Le comportement du textile ayant été considéré linéaire dans chaque direction, les modules d'Young ont été évalués pour chaque orientation en calculant le module sécant pour une déformation de 10 % (voir figure 2.17), autrement dit au sein de la portion quasi linéaire des courbes contrainte-déformation. Les modules d'élasticité E_θ sont regroupés dans le tableau 2.5 pour le textile Vascutek et dans le tableau 2.6 pour le textile Lombard Medical.

θ	0°	11,25°	22,5°	33,75°	45°	56,25°	67,5°	78,75°	90°
E_θ (MPa)	225	130	32	15	15	15	32	190	1000

Tableau 2.5 : Modules élastiques E_θ pour chaque orientation θ du textile Vascutek

θ	0°	22,5°	45°	67,5°	90°
E_θ (MPa)	260	4,7	1,5	2,5	110

Tableau 2.6 : Modules élastiques E_θ pour chaque orientation θ du textile Lombard Medical

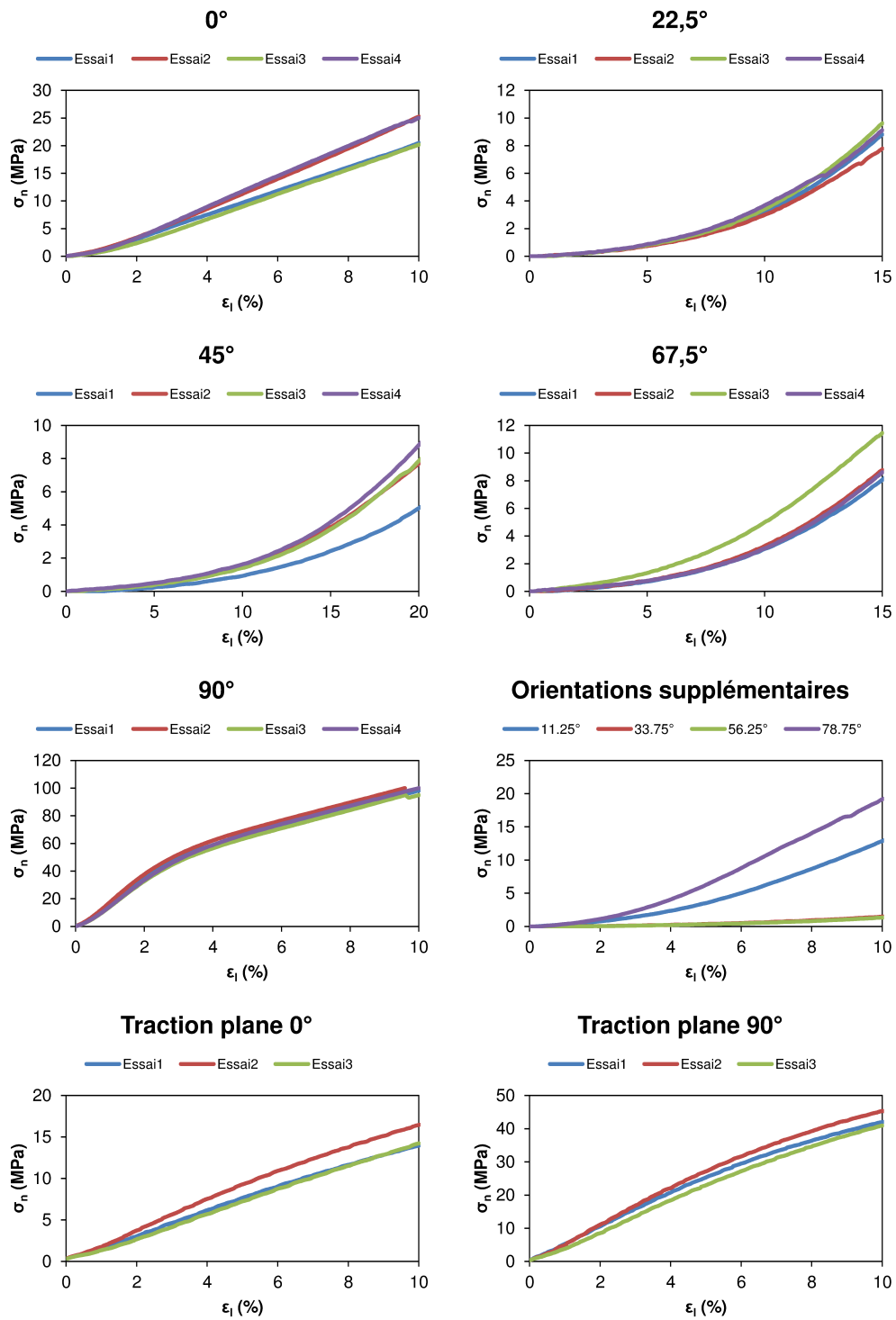


Figure 2.15 : Résultats des essais de traction uniaxiale réalisés sur le textile Vascutek dans différentes directions : évolution de la contrainte nominale σ_n en fonction de la déformation logarithmique ϵ_l .

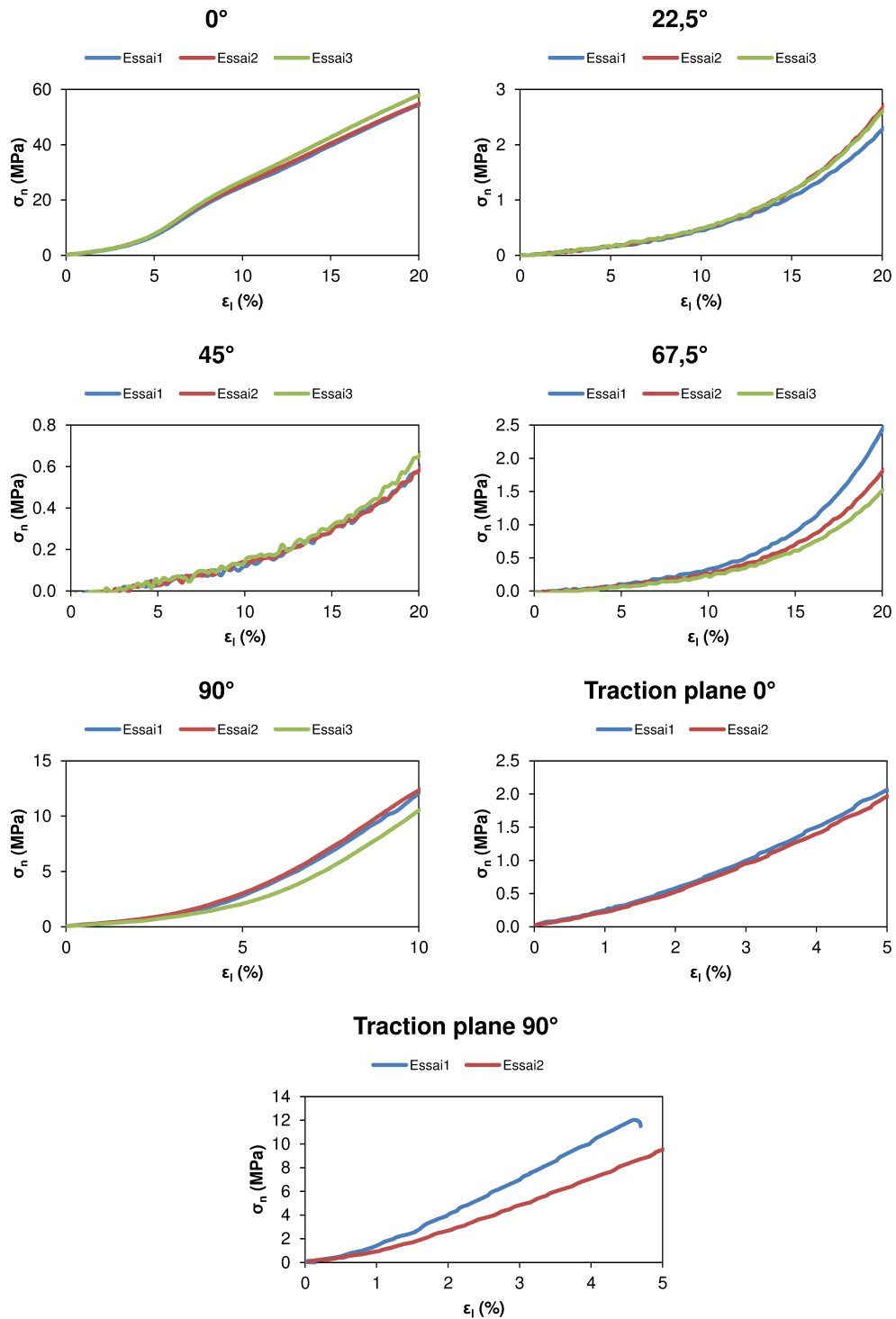


Figure 2.16 : Résultats des essais de traction uniaxiale réalisés sur le textile Lombard Medical dans différentes directions : évolution de la contrainte nominale σ_n en fonction de la déformation logarithmique ϵ_l .

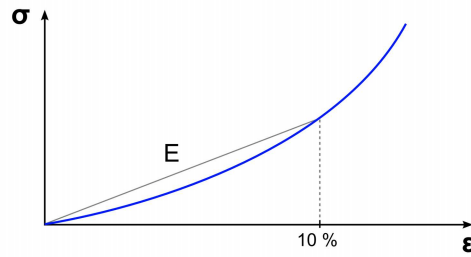


Figure 2.17 : Calcul du module sécant à 10 % de déformation

Les modules d'élasticité E_θ sont représentés en fonction de l'angle θ sur le graphe de la figure 2.18 pour le textile Vascutek et sur le graphe de la figure 2.19 pour le textile Lombard Medical. Ces graphes montrent clairement la forte anisotropie des deux textiles. Les barres d'erreur correspondent à la dispersion maximale des données.

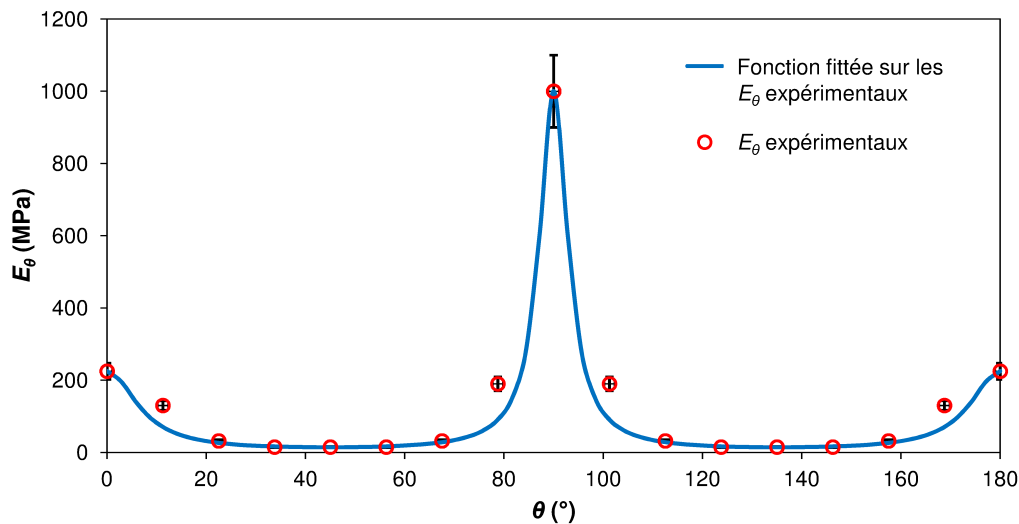


Figure 2.18 : Variations des modules élastiques E_θ du textile Vascutek en fonction de l'orientation θ

Les modules d'élasticité E_θ et le coefficient de Poisson ν_{LC} obtenus par les différents essais de traction permettent d'évaluer le module de cisaillement G_{LC} par l'intermédiaire d'une routine Matlab d'optimisation et de l'équation suivante :

$$\frac{1}{E_\theta} = \frac{\cos^4 \theta}{E_L} + \frac{\sin^4 \theta}{E_C} + \frac{1}{4} \left(\frac{1}{G_{LC}} - \frac{2\nu_{LC}}{E_L} \right) \sin^2(2\theta) \quad (2.10)$$

On note une bonne correspondance entre les E_θ expérimentaux et la courbe de la fonction (2.10) sur les figures 2.18 et 2.19.

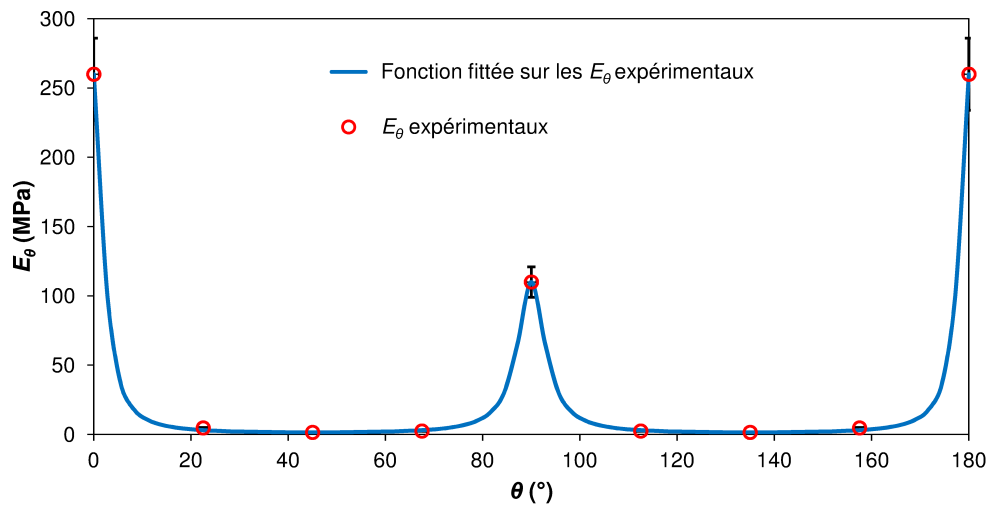


Figure 2.19 : Variations des modules élastiques E_θ du textile Lombard Medical en fonction de l'orientation θ

Au final, les propriétés mécaniques obtenues pour le comportement dans le plan des textiles testés sont listées dans le tableau 2.7 pour le textile Vasctek et dans le tableau 2.8 pour le textile Lombard Medical.

Paramètres	Valeurs
E_L (MPa)	$225 \pm 10\%$
E_C (MPa)	$1000 \pm 10\%$
Coefficient de Poisson ν_{LC}	0,2
G_{LC} (MPa)	3,6
Déformation à rupture longitudinale ϵ_R^L	0,23
Déformation à rupture circonférentielle ϵ_R^C	0,18

Tableau 2.7 : Propriétés mécaniques du textile Vasctek

Paramètres	Valeurs
E_L (MPa)	$260 \pm 4\%$
E_C (MPa)	$110 \pm 12\%$
Coefficient de Poisson ν_{LC}	0,2
G_{LC} (MPa)	0,4
Déformation à rupture longitudinale ϵ_R^L	0,40
Déformation à rupture circonférentielle ϵ_R^C	0,13

Tableau 2.8 : Propriétés mécaniques du textile Lombard Medical

Comportement en flexion Les textiles sont des structures élancées qui, de par leur microstructure et leurs micromécanismes de déformation complexes, présentent des comportements mécaniques particuliers.

Par exemple, ils présentent une rigidité en flexion telle qu'ils ne peuvent ni être vu comme des membranes minces, *i.e.* des corps élancés sans rigidité en flexion, ni comme des coques ou plaques constituées d'un matériau homogène et massif. Si l'on se place dans le cadre de l'élasticité linéaire, le comportement de ce dernier type de structure se scinde généralement en une contribution "membrane" :

$$\underline{T} = hE_c \underline{K}_m^* \cdot \underline{\epsilon} \quad (2.11)$$

et en une contribution de "flexion" :

$$\underline{M} = h^3 E_c \underline{K}_f^* \cdot \underline{\kappa} \quad (2.12)$$

Dans ces expressions, h est l'épaisseur de la plaque, E_c son module caractéristique, \underline{K}_m^* et \underline{K}_f^* les rigidités adimensionnelles de la plaque dans son plan (effets de membranes) et hors plan (effets de flexion et torsion). Les composantes des vecteurs $\underline{\epsilon}$, $\underline{\kappa}$, \underline{T} et \underline{M} représentent respectivement les déformations de membrane (traction et cisaillement), les déformations hors plan (flexion et torsion), les efforts et moments linéiques internes dans et hors plan.

Ainsi, pour une même rigidité caractéristique hE_c dans le plan, les textiles présentent en général des rigidités hors plan $\alpha h^3 E_c$ non nulles (cas des membranes), avec α une constante positive, mais bien plus faibles que les rigidités hors plan $h^3 E_c$ qu'auraient des coques à matériaux massifs et homogènes de module E_c . Pour tenir compte de ce point, tout en bénéficiant des éléments coques proposés par le logiciel Abaqus, dont les lois de comportement sont données ci-dessus, il est possible de trouver l'épaisseur h' et le module E_c' d'une coque "standard" dont les raideurs dans le plan $h'E_c'$ et hors plan $h'^3 E_c'$ correspondent respectivement à celles du textile, *i.e.* hE_c et $\alpha h^3 E_c$. Cette coque est ainsi telle que $h' = h/\sqrt{\alpha}$ et $E_c' = E_c \sqrt{\alpha}$. Nous avons essayé de déterminer le facteur α , en ajustant nos simulations numériques à des essais de flexion, sous leur propre poids, de bandes de tissus (essais de type nail tests, *cf.* figure 2.20). Si ces essais sont délicats à réaliser et présentent une grande incertitude (de l'ordre de 50 %), ils permettent cependant d'estimer α au voisinage de 1/25, *i.e.* conduisant à des rigidités en flexion 25 fois plus faibles qu'une coque standard.

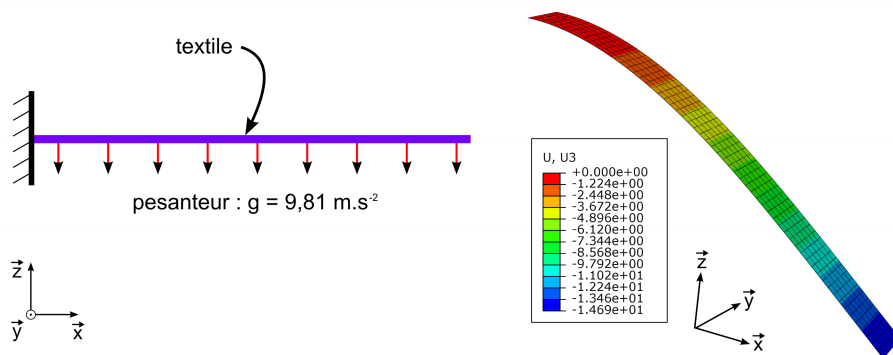


Figure 2.20 : "Nail test"

2.3.3 Influence des propriétés des matériaux sur la réponse des EPs

Afin de mettre en évidence l'importance des propriétés des matériaux, et notamment celles du textile, sur la réponse des EPs, la flexion d'une EP Zenith a été simulée jusqu'à 90°. Les conditions limites utilisées dans cet essai de flexion pure sont détaillées dans le chapitre 3. Différents cas ont ainsi été testés :

- EP avec revêtement anisotrope (loi de comportement orthotrope en contraintes planes) modélisé avec des éléments coques dont la rigidité de flexion a été adaptée (*cf.* paragraphe précédent) : cette modélisation du textile a été utilisée dans la suite de ce manuscrit,
- EP avec revêtement anisotrope (loi de comportement orthotrope en contraintes planes) modélisé avec des éléments coques de base : la rigidité de flexion des éléments n'a pas été adaptée ici,
- EP avec revêtement anisotrope (loi de comportement orthotrope en contraintes planes) modélisé avec des éléments membranes de base : la rigidité de flexion des éléments est nulle ici,
- EP avec revêtement isotrope élastique linéaire présentant des propriétés moyennes : module d'élasticité moyen et rigidité de flexion moyenne,
- EP avec matériau équivalent isotrope élastique linéaire homogène (loi des mélanges, classiquement utilisée dans la littérature) : module d'élasticité $E = E_S V_S + E_G V_G$ (avec E_S le module d'élasticité du stent, V_S la fraction volumique de stent, E_G le module d'élasticité moyen du textile et V_G la fraction volumique de textile) et coefficient de Poisson $\nu = \nu_G = 0,2$ (avec ν_G le coefficient de Poisson du textile).

Les résultats de ces simulations sont présentés sur la figure 2.21.

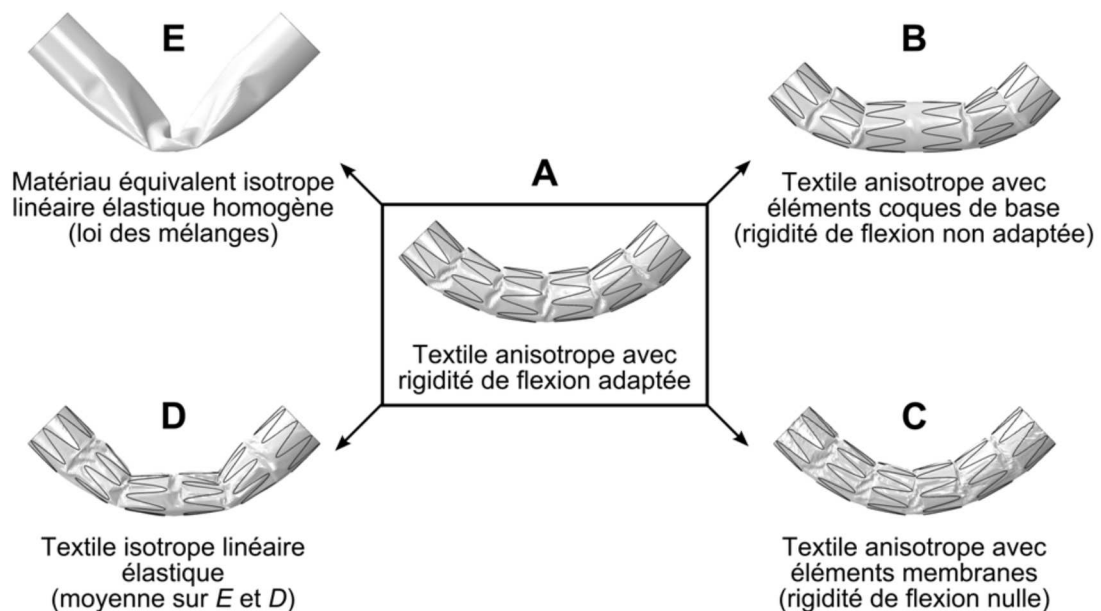


Figure 2.21 : Influence des propriétés des matériaux sur la réponse des EPs

La figure 2.21.A représente la déformée à 90° du modèle d'EP présenté dans ce chapitre et considéré dans l'ensemble des études de ce travail de thèse. On observe sur la figure 2.21.B que le textile, dont la rigidité de flexion des éléments coques n'a pas été adaptée, est trop rigide et engendre une déformée incorrecte. De la même manière, une rigidité de flexion trop faible du textile (rigidité de flexion nulle des éléments membranes) entraîne (i) une déformée globale incorrecte (figure 2.21.C) puisque plus fléchie que la déformée obtenue en A et (ii) des plissements locaux plus prononcés. Sur la figure 2.21.D, on voit que la non prise en compte de l'anisotropie du textile a aussi une influence non négligeable sur la déformée obtenue, qui s'éloigne aussi fortement de celle illustrée en A. Enfin, en utilisant un matériau homogène pour modéliser l'ensemble de l'EP (comme ce fut le cas dans de nombreuses études en FSI sur l'interaction EP - AAA), la déformée obtenue après flexion de l'EP ne correspond en rien à la déformée réelle (figure 2.21.E).

Au final, les différences observées entre les déformées obtenues et la déformée correspondant au modèle précis utilisé dans les études présentées dans cette thèse (figure 2.21.A) sont assez remarquables. Elles mettent en évidence l'importance des propriétés des matériaux, et notamment celles du textile, sur la réponse mécanique des EPs. En particulier, l'orthotropie et la rigidité de flexion sont donc deux propriétés du textile à ne surtout pas négliger.

2.4 Assemblage des composants et spécificités de modélisation

2.4.1 Modélisation de la liaison stents-revêtement

Une fois les composants modélisés et maillés, il est nécessaire de les assembler afin de constituer les différentes EPs considérées dans ce travail de thèse. L'ensemble de ces EPs sont des exosquelettes et les stents sont donc fixés à l'extérieur du revêtement. Les coutures permettant la fixation de la structure métallique (le ou les stents et/ou la barre latérale de renfort longitudinal) sur le revêtement n'ont pas été modélisées finement pour réduire la complexité des modèles numériques : une liaison entre la surface externe du revêtement et la surface externe de la structure métallique a été imposée simplement par l'intermédiaire de la « Tie constraint » du logiciel Abaqus dans sa formulation "surface à surface". Ainsi, les degrés de liberté des deux surfaces, l'une maître et l'autre esclave, sont directement liés : les degrés de liberté de la surface esclave sont substitués par une moyenne pondérée des degrés de liberté des noeuds maîtres situés dans la zone d'influence. Cette dernière est une portion de la surface maître dont la taille, adéquate sur le plan numérique, est calculée par défaut par le logiciel. Ainsi, cette liaison contraint les noeuds de la surface esclave à suivre les mêmes mouvements (translations et/ou rotations) que les noeuds les plus proches appartenant à la surface maître. A noter également le choix de la tolérance de position qui conditionne la distance maximale entre la surface maître et les noeuds esclaves à inclure; celle-ci a été donnée nulle, car le rayon du revêtement est calculé de façon à ce que ce dernier vienne coller au plus près du stent. Cette liaison est appliquée différemment pour l'Excluser mais ce détail sera abordé dans la section suivante.

2.4.2 Spécificités lors de la modélisation de certaines endoprothèses

Pour certaines EPs, il a été nécessaire d'introduire certaines particularités lors de la mise en oeuvre de leur modèle numérique. Les EPs concernées sont la Talent, l'Excluser et l'Anaconda.

2.4.2.1 Talent (Ta)

La structure métallique de la Talent se compose à la fois de cinq stents en Z, mais également d'une barre latérale droite permettant d'augmenter la rigidité longitudinale (ou colonnaire) du dispositif et ainsi d'éviter sa migration. Cette barre a donc été modélisée, maillée puis intégrée au modèle numérique de la Ta (voir figure 2.22).

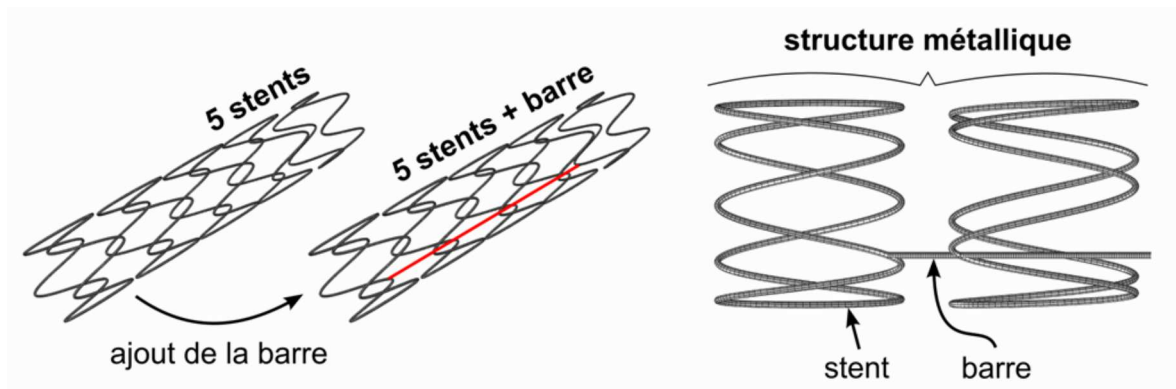


Figure 2.22 : Modélisation de la structure métallique de la Talent

2.4.2.2 Excluser (Ex)

Pour ce dispositif, la difficulté majeure a résidé dans le fait que le stent soit encapsulé entre le revêtement en ePTFE et un film fin hélicoïdal fabriqué dans le même matériau. Ce type de fixation permet au stent de translater de quelques millimètres dans la direction longitudinale de l'EP. Aucun algorithme initialement implémenté dans Abaqus n'a permis de modéliser cette liaison de façon simple et directe. Il a donc fallu modéliser la bande fine et hélicoïdale d'ePTFE. Elle a ensuite été positionnée autour du stent et du revêtement cylindrique. L'application d'une pression sur la surface externe de la bande a ainsi permis de la préformer. De cette façon, elle a épousé la forme du stent et du revêtement (voir figure 2.23). Il est important de noter que le stent utilisé lors de l'étape de préformage de la bande possédait un rayon de fil supérieur à celui du fil de stent réel afin de laisser un espace suffisant au stent réel entre le revêtement et la bande pour qu'il puisse coulisser légèrement dans la direction longitudinale. Enfin, la contrainte "Tie" du logiciel Abaqus a été appliquée entre la surface externe du revêtement et la surface interne de la bande afin d'encapsuler le stent entre ces deux composants (dans ce cas, la tolérance de position vaut 0,1 mm). Aucun frottement n'a été considéré entre le stent et l'ensemble bande/revêtement.

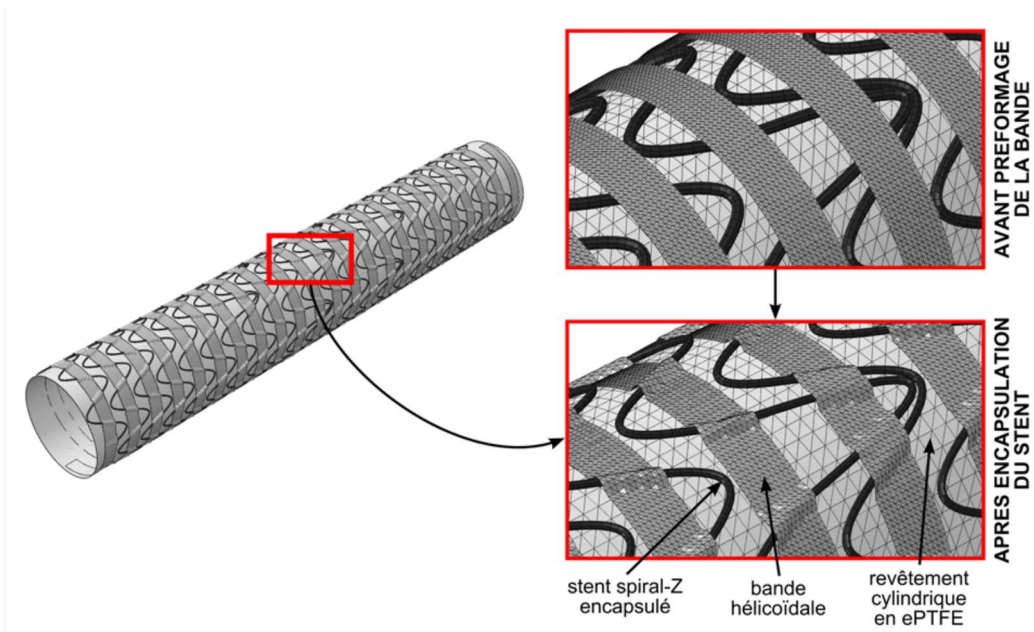


Figure 2.23 : Modélisation de l'encapsulation du stent de l'Excluder

2.4.2.3 Anaconda (An)

L'An possède une forme caractéristique “en accordéon” qui est due à la façon dont les stents ont été cousus sur le revêtement et qui lui procure un état d'équilibre (au repos) précontraint. De ce fait, la modélisation de cette EP représente un véritable défi. La démarche adoptée ici peut être décomposée en trois étapes (voir figure 2.24). Les stents circulaires ont tout d'abord été précontraints : un déplacement sinusoïdal dans la direction longitudinale a été imposée aux noeuds de la ligne moyenne du stent afin de leur donner une forme de “chips” ou de “bouche de poisson”. Les stents précontraints sont ensuite fixés sur le revêtement cylindrique grâce à la contrainte “Tie” d'Abaqus. Enfin, l'EP complète est relâchée afin que les stents retrouvent leur géométrie à l'équilibre (ils sont alors quasi-circulaires) et que le textile prenne sa forme “en accordéon”. La géométrie initiale de cette EP est donc complexe et son état de contraintes internes est non nul.

Par ailleurs, une simplification a été apportée en ce qui concerne le fil de stent. En effet, sur cette EP, chaque stent est composé d'un enroulement successif de fil fin de Nitinol ($R_W = 0,05$ mm). Afin de simplifier la modélisation de cet enroulement de fil, un seul fil a été considéré. Un rayon équivalent a été calculé afin de garder la même rigidité de flexion que l'ensemble des fils fins, en considérant la rigidité de flexion d'une poutre $k = \frac{EI}{L}$ avec E le module d'élasticité, L la longueur de la poutre et I le moment quadratique de la section qui est circulaire dans notre cas ($I = \frac{\pi D^4}{32}$ avec D le diamètre de la poutre). Ce rayon équivalent vaut dans ce cas 0,15 mm.

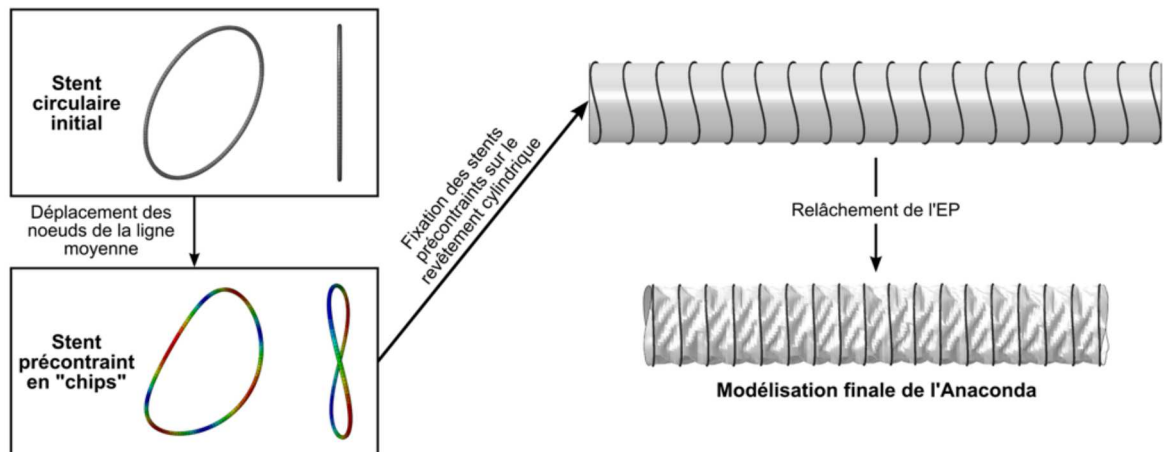


Figure 2.24 : Les différentes étapes nécessaires à la modélisation de l'Anaconda

2.5 Conclusion

Ces travaux préliminaires ont permis de mettre en oeuvre les modèles numériques d'un large panel de jambages d'EPs disponibles sur le marché. Ils vont permettre d'évaluer de manière fiable et rigoureuse la réponse de chaque constituant de l'EP lorsque cette dernière est soumise à une sollicitation mécanique. Les modèles numériques d'EP développés sont multi-matériaux et comprennent ainsi les deux principaux composants de l'EP, à savoir le ou les stents ainsi que le revêtement. La plupart du temps, la géométrie de ces différentes entités a été idéalisée (mise en équation pour les stents, simple cylindre pour le revêtement) mais elle demeure suffisamment proche de la réalité. Les modèles de comportement choisis pour les matériaux sont adaptés et réalistes, grâce notamment à la caractérisation mécanique des textiles à la fois dans le plan et en flexion. Par ailleurs, la liaison cinématique choisie pour modéliser la fixation stent-revêtement peut sembler grossière, mais elle permet de modéliser les sutures de façon simple et globale, tout en conduisant à des déformées suffisamment représentatives des EPs (*cf.* chapitre 4), et surtout sans augmenter le temps de calcul de façon significative. Enfin, les difficultés rencontrées lors de la modélisation de certaines EPs ont été surmontées en tentant toujours de se rapprocher au plus près des procédés utilisés lors de la fabrication de ces dispositifs (pour l'Excluder et l'Anaconda notamment).

Ces modèles numériques vont ainsi servir à caractériser mécaniquement la réponse mécanique en situations modèles ou *in-vivo* de ces systèmes complexes que sont les EPs.

CHAPITRE 3

ETUDE NUMÉRIQUE DU COMPORTEMENT EN FLEXION DE DEUX ENDOPROTHÈSES AORTIQUES

Dans cette première étude, deux EPs disponibles sur le marché ont été modélisées. La simulation de la flexion de ces dispositifs a permis de fournir une comparaison quantitative de leur comportement en flexion. Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue "Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials" en 2012. L'article a été inséré dans ce chapitre dans sa version complète en anglais. Il est précédé d'un préambule, complété par un appendice, où l'on trouvera des détails techniques non présentés dans l'article, et suivi d'une synthèse. Ces trois sections complémentaires sont rédigées en français. Le lecteur pourra, à sa guise, s'abstenir de lire la majeure partie de la section 3.2.2.2 qui porte sur des points de méthode détaillés dans le chapitre précédent. Il doit être noté que les notations utilisées dans l'étude de ce chapitre peuvent parfois différer de celles définies dans le chapitre 2.

Sommaire

3.1	Préambule	80
3.2	Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts	81
3.2.1	Introduction	81
3.2.2	Methods	82
3.2.3	Results	91
3.2.4	Discussion	95
3.2.5	Conclusion	97
3.3	Appendice : Calcul du taux de réduction luminal	97
3.4	Synthèse	98

3.1 Préambule

Les interventions secondaires après le traitement endovasculaire d'un AAA sont fréquentes puisque des complications liées à l'EP peuvent apparaître au cours du suivi du patient (voir section 1.3.4). Ces complications sont souvent associées à une flexibilité insuffisante des EPs, notamment lorsque ces dispositifs sont mis en place dans des AAA tortueux. La relation qu'il existe entre flexibilité et conception des EPs n'a fait, à notre connaissance, l'objet d'aucune analyse poussée.

Ainsi, le but de cette étude est de mettre en place une nouvelle méthode de modélisation numérique des EPs afin de fournir une comparaison quantitative du comportement en flexion de ces dispositifs.

Les jambages de l'Aorfix (Lombard Medical) et la Zenith (Cook Medical Europe) ont ainsi été modélisés numériquement par la méthode des éléments finis (logiciel Abaqus). Les deux principaux composants de ces EPs, à savoir le ou les stents ainsi que le revêtement, ont été modélisés indépendamment. Les stents, dont la géométrie idéalisée a fait l'objet d'une mise en équation paramétrique, ont été maillés avec des éléments poutres. Le matériau constitutif des stents de la Zenith est l'acier inoxydable 316L alors que celui du stent de l'Aorfix est le Nitinol (alliage à mémoire de forme). Pour chacun de ces deux matériaux, une loi de comportement élastoplastique linéaire, dont les propriétés ont été tirées de la littérature, a été choisie. Le revêtement est cylindrique et son maillage en éléments coques est discrétisé en éléments triangulaires. Les deux textiles sont en PET tissé (polyéthylène téréphthalate). Les données présentes dans la littérature concernant ces deux textiles étant insuffisantes, le textile Vascutek de la Zenith a été caractérisé mécaniquement en traction et en flexion. Une loi de comportement orthotrope en contraintes planes a été choisie suite à l'analyse des résultats des essais de traction.

La flexion des deux jambages a ensuite été simulée jusqu'à un angle de 180° . Leur comportement global en flexion a été étudié en analysant l'évolution de l'espace entre les stents et de la déformation de la section luminale de l'EP. La flexibilité des EPs a été évaluée grâce à deux critères : le taux de réduction luminal maximal (LR_{max}) et le couple nécessaire à la flexion du dispositif (TRB). Enfin, deux critères ont été définis et calculés afin de comparer localement le comportement mécanique des stents, d'une part, et des revêtements, d'autre part : les contraintes maximales de Von Mises dans les stents (σ_S^{max}) ainsi que les déformations maximales de membrane dans les directions longitudinale (ϵ_{LG}) et circonférentielle (ϵ_{CG}) du revêtement.

3.2 Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts

Nicolas Demanget, Stéphane Avril, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Christian Geindreau, Jean-Noël Albertini, Jean-Pierre Favre

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2012, vol. 5, p. 272-282.

3.2.1 Introduction

Abdominal aortic aneurysms represent a major public health issue. Aneurysm rupture causes 15000 deaths per year in the USA. Prevention of AAA rupture is based on surgical treatment. The traditional approach consists in opening the patient's abdomen and replacing the aneurysmal portion of aorta by sewing a prosthetic graft. However, this technique is invasive and carries relatively high mortality and morbidity, especially in high risk patients.

A less invasive alternative technique, endovascular aneurysm repair (EVAR), has been developed over the last twenty years. This technique consists in excluding the aneurysm sac from the main stream circulation by the endovascular insertion of a stent-graft (SG) via the femoral arteries. Most current SGs use a combination of metallic stents stitched to a polymeric fabric. EVAR reduces postoperative morbidity and mortality when compared to open repair (Greenhalgh *et al.*, 2004). However, SG durability remains the principal issue. The incidence of complications requiring secondary interventions, such as endoleaks (Albertini *et al.*, 2001; Baum *et al.*, 2003) and stenosis or thrombosis of the SG (Carroccio *et al.*, 2002; Cochenec *et al.*, 2007), increases during follow-up (Greenhalgh *et al.*, 2010). Clinical studies suggest that insufficient flexibility of SG may induce kinks within tortuous iliac arteries (Umscheid et Stelter, 1999; Carroccio *et al.*, 2002). The lack of flexibility in these studies has been related to the rigid Z-stents supporting the SG (figure 3.1.A). To overcome this problem, a new generation of more flexible SGs has been developed (Hinchliffe *et al.*, 2004; Saratzis *et al.*, 2008). The increased flexibility was obtained by the use of ring or spiral shaped nitinol stents (figure 3.1.B). Although no study focused specifically on the assessment of SG flexibility, one non randomized clinical study has suggested that the use of a newly designed more flexible SG decreased the incidence of limb thrombosis (Weale *et al.*, 2010). However, no study has provided yet a quantitative analysis of SG flexibility. Durability may also be compromised by fabric tear (Chakfe *et al.*, 2004) and stent fracture (Zarins *et al.*, 2004). Many studies have been conducted on separate assessment of fabric (Heim et Gupta, 2009) and stents (Pelton *et al.*, 2008) durability. However, we found no study combining stent and fabric durability assessment. Kleinstreuer *et al.* (2008) performed a finite element analysis to assess various aspects of SG mechanics, but they used a general design for stents and fabric that did not reproduce any of the current manufactured devices. Furthermore, no evaluation was performed in a tortuous setting in this study.

The aim of this study was to design numerical models of Z-stented and spiral stented SG limbs, in order to provide a quantitative comparison of their bending behavior.

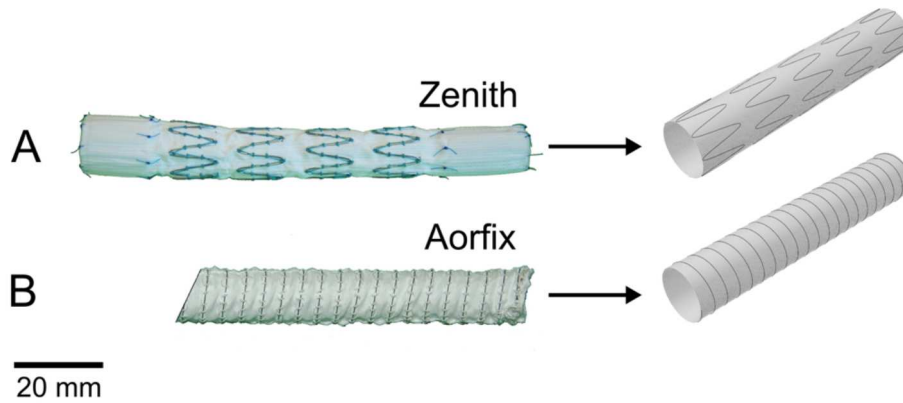


Figure 3.1 : Selected manufactured stent-graft limbs and their numerical models. A: Zenith (Cook Medical Europe), B: Aorfix (Lombard Medical).

3.2.2 Methods

Two manufactured SG limbs were modeled using a finite element mechanical analysis software (SIMULIA Abaqus 6.8/Explicit[®]): Aorfix (A-SG) (*Lombard Medical, Didcot, United Kingdom*) and Zenith (Z-SG) (*Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark*) (figure 3.1).

3.2.2.1 Stent-grafts

SG iliac limbs were chosen because they are usually subjected to important deformations within the iliac arteries. Limb samples were obtained from the manufacturers.

Zenith This first generation SG has been developed since 1990 and subsequently implanted in human in 1993. Iliac limbs are composed of 316L stainless steel Z-stents attached with polypropylene running sutures to a polyester woven fabric (Dacron). Dimensions of the sample were as follows: proximal and distal diameter 12 and 16 mm, respectively; length 111 mm. Proximal and distal stents were internal to the fabric and their length was 21 and 17 mm, respectively. Four intermediate stents were external to the fabric and their length was 12 mm.

Aorfix This new generation SG has been developed since 1998 and first implanted in human in 2001. Iliac limbs are composed of a continuous external spiral nitinol (NiTi) stent attached with polyester running sutures to a polyester woven fabric (Dacron). Dimensions of the sample were as follows: proximal and distal diameter 12 and 16 mm, respectively; length 110 mm.

3.2.2.2 Stent-graft modeling and simulation of bending

Geometry and mesh In order to make consistent comparison between A-SG and Z-SG, dimensions and design of the modeled stent-grafts were slightly modified from the original samples (figure 3.1). Dimensions of the modeled grafts (*i.e.* prosthetic fabric) and stents are reported in table 3.1. While cylindrical grafts

were modeled and meshed with Abaqus 6.8.2, we have used Matlab R2009a to generate geometries and meshes of stents. It was necessary to have correct contact geometries for the numerical simulation.

	Aorfix A-SG	Zenith Z-SG
<i>Degrees Of Freedom (DOF)</i>	86604	75564
<i>Graft</i>		
Diameter (mm)	16	16
Length (mm)	88	82
Number of elements	24696	23016
<i>Stents</i>		
Stent height (mm)	88	12
Number of stents	1	5
Wire radius (mm)	0.125	0.14
Number of elements	2000	1000

Tableau 3.1 : Paramètres proposés pour l'évaluation du risque de rupture de l'AAA (Kleinstreuer et Li, 2006)

Stents By giving the number of discretization nodes n_{nod} , the number of patterns n_{pat} , the stent height sth and the stent radius str , the Matlab routine generated the mesh nodes of a Z-SG stent by using a cylindrical system (figure 3.2). The angle β , which was defined as the angle between the first and the current node in xy -plane, was incremented from 0 to 2π . Each triplet of coordinates x , y and z was generated according to the following equations:

$$x = str \times \cos \beta \quad (3.1)$$

$$y = str \times \sin \beta \quad (3.2)$$

$$z = sth/2 \times \sin(\beta \times n_{pat}) \quad (3.3)$$

For A-SG, the routine was modified in order to generate a helical stent. Thus, n_{mod} , str , the number of turns ntu and a spacing factor between rings spf were defined. Finally, node coordinates were generated using the equations (1.1) and (1.2) as well as the following one:

$$z = spf \times \beta \quad (3.4)$$

Mesh connectivity was also generated with the above mentioned program.

Fabric and sutures Graft geometries were meshed with linear shell elements (S3 in Abaqus) while beam elements (B31) were chosen for the stents. The number of elements and degrees of freedom (DOF)

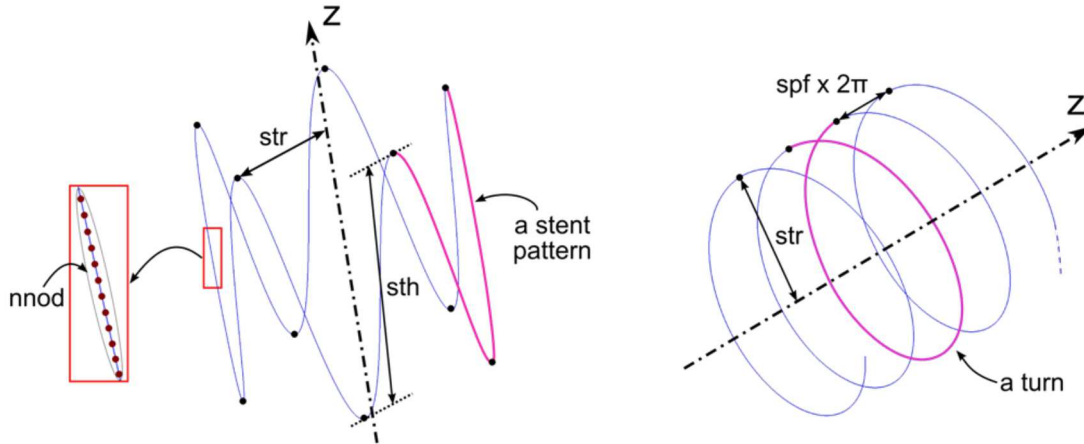


Figure 3.2 : Parameter used for stent modeling and meshing

are presented in table . Because stent and graft are sutured together, bonding between the graft outer surface and the outer surface of the metal scaffolding was imposed (“tie constraint” in Abaqus) so that stents and graft could not slide or separate during simulations. Sutures which secure metal scaffolding on graft were not considered in the models. A self-contact algorithm was added in order to avoid self-penetration of components.

Material properties

Stents An elastoplastic isotropic model with parameters taken from literature (Auricchio, 2000) and listed in table 3.2 was used to model the mechanical behaviour of 316L stainless steel Z-SG stents.

Parameters	Values
Young’s modulus E (MPa)	196000
Poisson’s ratio ν	0.3
Yield stress σ_e (MPa)	205
Ultimate tensile strength σ_R (MPa)	490-690
Ultimate strain ϵ^R	0.6

Tableau 3.2 : Material properties of 316L stainless steel

The material model for Nitinol was also considered as elastoplastic and isotropic. Thus, the hardening of stress-strain curves reproducing the forward stress induced martensitic transformation observed in NiTi alloys. It was assumed that loading of any material point in the stent was monotonic during the simulation of SG bending. This strong assumption had been checked *a posteriori*: no unloading was observed within the Nitinol stents. Furthermore, the tension/compression asymmetry, often observed in NiTi alloys (Orgeas et Favier, 1995, 1998), was neglected in this study. Parameters of this NiTi beam model are listed in table 3.3. These material properties were taken from Kleinstreuer *et al.* (2008).

Parameters	Values
Austenite elasticity E_A (MPa)	40000
Austenite Poisson's ratio ν_A	0.46
Martensite elasticity E_M (MPa)	18554
Martensite Poisson's ratio ν_M	0.46
Transformation strain ϵ^L	0.04
Start of transformation loading σ_L^S (MPa)	390
End of transformation loading σ_L^E (MPa)	425
Ultimate tensile strength σ_R (MPa)	827-1172

Tableau 3.3 : Material properties of Nitinol

Fabric Data available in the literature regarding mechanical properties of the polyester fabric of Z-SG and A-SG were considered insufficient. Therefore, polyester samples were obtained from a manufacturer of SG fabric (Vascutek, Inchinnan, United Kingdom).

A preliminary study (results not shown here) demonstrated the need to consider both the anisotropy and the bending stiffness of the fabric. Thus, two inputs were necessary to implement the fabric material model: the in-plane elastic behaviour and the bending behaviour.

– In-plane elastic behaviour

The in-plane elastic behaviour of the fabric was assessed by performing pure and plane strain tensile tests using a tensile testing machine (Gabo Eplexor 500, Ahlden, Germany). The machine was set on static mode, with a load cell of 25 N. Small rectangular fabric samples (3 mm x 30 mm) were cut. Different orientations θ of samples with respect to tensile direction were tested, from 0° (longitudinal or warp direction) to 90° (circumferential or weft direction), with increments of 11.25° (figure 3.3). Four samples were tested for each orientation. In order to determine the value of the Poisson's ratio, plane tensile tests were performed on other samples. Each sample was tested until rupture, using a crosshead speed of 0.1 mm/min. The strong anisotropy observed on tensile stress-strain curves required considering an elastic orthotropic plane stress model for the in-plane behaviour. This model was defined by the following constitutive equation expressed in the local coordinate system (\vec{e}_L, \vec{e}_C) :

$$\begin{pmatrix} \epsilon_{LL} \\ \epsilon_{CC} \\ 2\epsilon_{LC} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/E_L & -\nu_{LC}/E_L & 0 \\ -\nu_{CL}/E_C & 1/E_C & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{LC} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{LL} \\ \sigma_{CC} \\ \sigma_{LC} \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

with E_L the longitudinal elastic modulus, E_C the transversal elastic modulus, ν_{LC} and ν_{CL} the major and minor Poisson's ratio and G_{LC} the shear modulus.

The fabric behaviour was assumed to be linear in each direction and elastic moduli were assessed for each angle by calculating the secant modulus for a tensile strain of 10%, *i.e.* within the nearly linear portion of the stress-strain curves. The averaged values of E_θ obtained from tensile tests are plotted on the graph of figure 3.4 as a function of θ . This graph clearly showed the strong in-plane orthotropy of the textile. Error bars also shown in the graph corresponded to the maximal scattering observed with the tested samples. Then, a Matlab routine was used to assess the value of the shear modulus G_{LC} from the

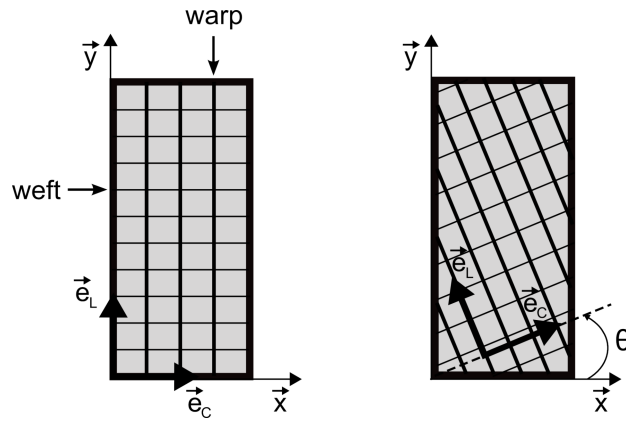


Figure 3.3 : Orientation of fabric samples (θ : orientation angle)

knowledge of E_θ and ν_{LC} and by using the following equation:

$$\frac{1}{E_\theta} = \frac{\cos^4 \theta}{E_L} + \frac{\sin^4 \theta}{E_C} + \frac{1}{4} \left(\frac{1}{G_{LC}} - \frac{2\nu_{LC}}{E_L} \right) \sin^2(2\theta) \quad (3.6)$$

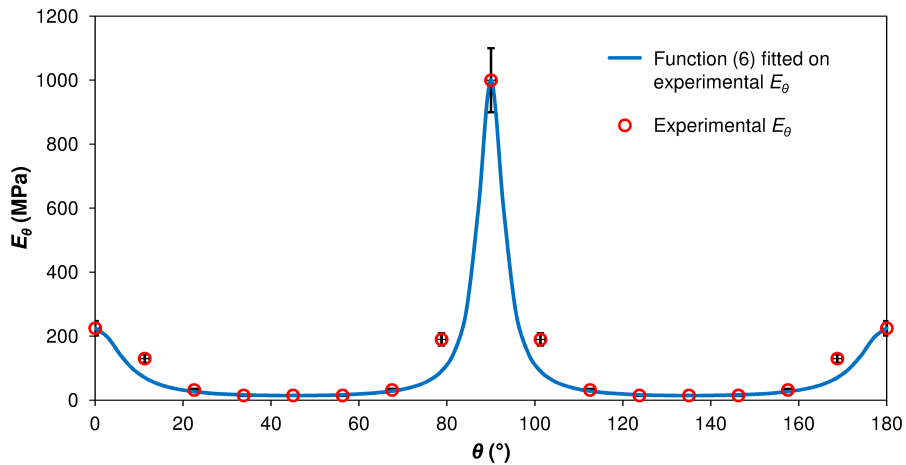


Figure 3.4 : Variations of the textile elastic modulus E_θ with respect to angle θ defined as the angle between the tensile direction and the yarn direction.

The resulting fit shown in figure 3.4 was satisfactory. Material properties obtained for the in-plane behaviour of tested fabric are listed in table 3.4.

– Bending behavior

The bending behaviour of the fabric was evaluated by an inverse method that combined numerical simulation and the “nail test”. The latter consisted in clamping one edge of the fabric sample (slender ribbon) and leaving the other tip free, so that the sample could bend under its own weight. In addition, this test was simulated numerically by modeling the fabric with shell elements.

Parameters	Values
E_L (MPa)	$225 \pm 10\%$
E_C (MPa)	$1000 \pm 10\%$
Poisson's ratio ν_{LC}	0.3
G (MPa)	3.6
Longitudinal ultimate strain ϵ_R^L	0.23
Circumferential ultimate strain ϵ_R^C	0.18

Tableau 3.4 : Material properties of PET

The aim of this inverse method was to find the most appropriate material parameters so as to reproduce the experimental curvature of the sample with the simulation while taking care not to change the in-plane behaviour of the fabric. Accordingly, elastic moduli together with the equivalent thickness t of the fabric were artificially modified in order to adjust the bending rigidity of the shell elements.

Indeed, according to the Kirchhoff-Love theory, the bending rigidity D of a shell element is defined by the following equation:

$$D = \frac{E_L t}{12(1 - \nu^2)} \quad (3.7)$$

with E_L the elastic modulus, t the thickness of the shell element and ν the Poisson's ratio. In our case, the graft model was orthotropic. Thus, there were two bending rigidities, one in the longitudinal direction $D_L = 4.10^{-4}$ N.mm and the other in the circumferential direction $D_C = 18.10^{-4}$ N.mm. Modeling the fabric with shell elements without artificially adjusting the value of thickness and elastic moduli would have led to $D_L = 1.10^{-2}$ N.mm and $D_C = 4.10^{-2}$ N.mm, which was far from the actual values of this fabric.

The orthotropic model was finally implemented in the Abaqus software by using a "Lamina" material model, *i.e.* an orthotropic plane stress model.

Simulation of bending (boundary conditions) The bending response of each SG was computed using boundary conditions sketched in figure 3.5.

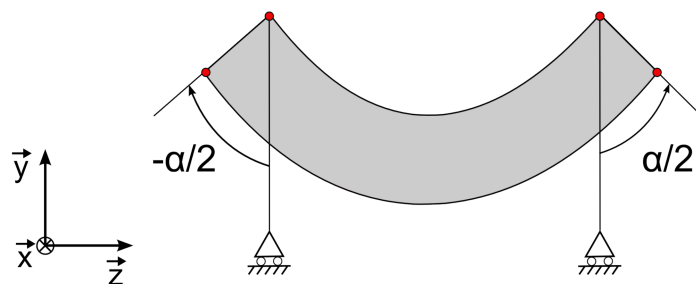


Figure 3.5 : Schematic view of the boundary conditions used for stent-graft bending (α : bending angle).

The stent or the portion of stent at each graft extremity was considered a rigid body controlled by a reference point. Motions were applied directly onto these two rigid bodies. Opposite rotations were applied about the x-axis, until a bending angle, α , of 180° was reached. The maximum value of 180° for α , which determined the magnitude of SG deformations, was chosen on the basis of the following clinical data. Iliac artery angulations have been studied in a number of publications reporting the clinical results of AAA treatment using flexible SGs (Weale *et al.*, 2010; Balasubramaniam *et al.*, 2009; Perdikides *et al.*, 2009). The proportion of patients with iliac angulation greater than 90° was up to 38%, with a maximum of 120° (Balasubramaniam *et al.*, 2009). Our surgical team had experience of iliac angulation up to 180° (Albertini *et al.*, 2006) (figure 3.6).



Figure 3.6 : Patient with angulation of about 180° of the left common iliac artery.

In order to maintain the SG in the yz -plane, the other two rotations were locked. To avoid rigid body motions, two translations were also locked along the x and y axes. Translation along the z -axis (the initial longitudinal axis of the SG) was left free so as to avoid spurious tension in the longitudinal direction.

An explicit scheme was preferred to avoid convergence issues, since the analysis involved complex geometric, material and, especially, contact nonlinearities. In order to remain in a quasi-static case, dynamic effects were kept to a maximum of 5% of the static effects (Kim *et al.*, 2002).

3.2.2.3 Judgement criteria

SG global behaviour during bending was assessed using calculation of stent spacing, as well as shape change of SG cross-section in the $x'y'$ -plane.

SG flexibility was assessed according to two criteria: maximal luminal reduction rate (LR_{max}) and torque required for bending the device (TRB). Mechanical behaviour of stents and graft at the local scale was defined using two criteria: maximal Von Mises stress in the stents (σ_S^{max}) and maximal logarithmic membrane strain in the graft for longitudinal (ϵ_{LG}) and circumferential (ϵ_{CG}) directions. These four criteria were expressed as a function of the bending angle α . Results were post-processed with Matlab R2009a.

Stent spacing variation A-SG nodes were picked on inner and outer curvature of two consecutive stent turns in the middle of the SG (points A, B, A' and B') (figure 3.7). Z-SG nodes on outer and inner curvature were picked up at the apex of distal strut of stent #2 (points C and C') and corresponding proximal strut of stent #3 (points D and D'). Distance between each pair of nodes was then calculated for $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$.

Cross-section shape change in $x'y'$ -plane The cross-section shape change was estimated in the middle of each device (figure 3.7). Major and minor axis of corresponding polygon (dx' and dy' , respectively) were then measured in the $x'y'$ -plane for $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$. The shape change criterion dx'/dy' was then defined to characterize the approximate distortion of the SG cross-sections.

Luminal reduction rate (LR) LR of SG cross-section was defined as the reduction of SG cross-sectional area between initial (S_0 corresponding to $\alpha = 0$) and deformed state (S corresponding to $\alpha > 0$):

$$LR = 100 \times \left(1 - \frac{S}{S_0}\right) (\%) \quad (3.8)$$

This criterion characterizes the change of SG cross-sectional area which was computed as follows. Cross-section plane perpendicular to the longitudinal axis of the SG was defined at a given point along the SG and for a given value of α (figure 3.8A). SG nodes were tracked down within this plane (figure 3.8B). The area of the polygon circumscribed by the tracked nodes was then calculated.

LR was computed for 100 cross-sections along the longitudinal axis of the SG, and for 20 increasing values of α (figure 3.8C).

Maximum LR (LR_{max}) was defined as the highest value obtained among the 100 cross-sections observed for a given value of α . LR_{max} was then plotted as function of α for each SG. Finally, LR was plotted for $\alpha = 180^\circ$ as a function of the location of the cross-section along each SG centerline.

Torque required for bending (TRB) TRB represents the torque required to bend the SG. TRB was obtained from the reaction moments picked up at the reference points at each extremity of the SG.

Stresses in stent (σ_S^{max}) Stresses in stent were assessed using maximal Von Mises stresses (σ_S^{max}) directly generated by Abaqus. This criterion takes into account tension/compression, bending as well as torsion of the stents.

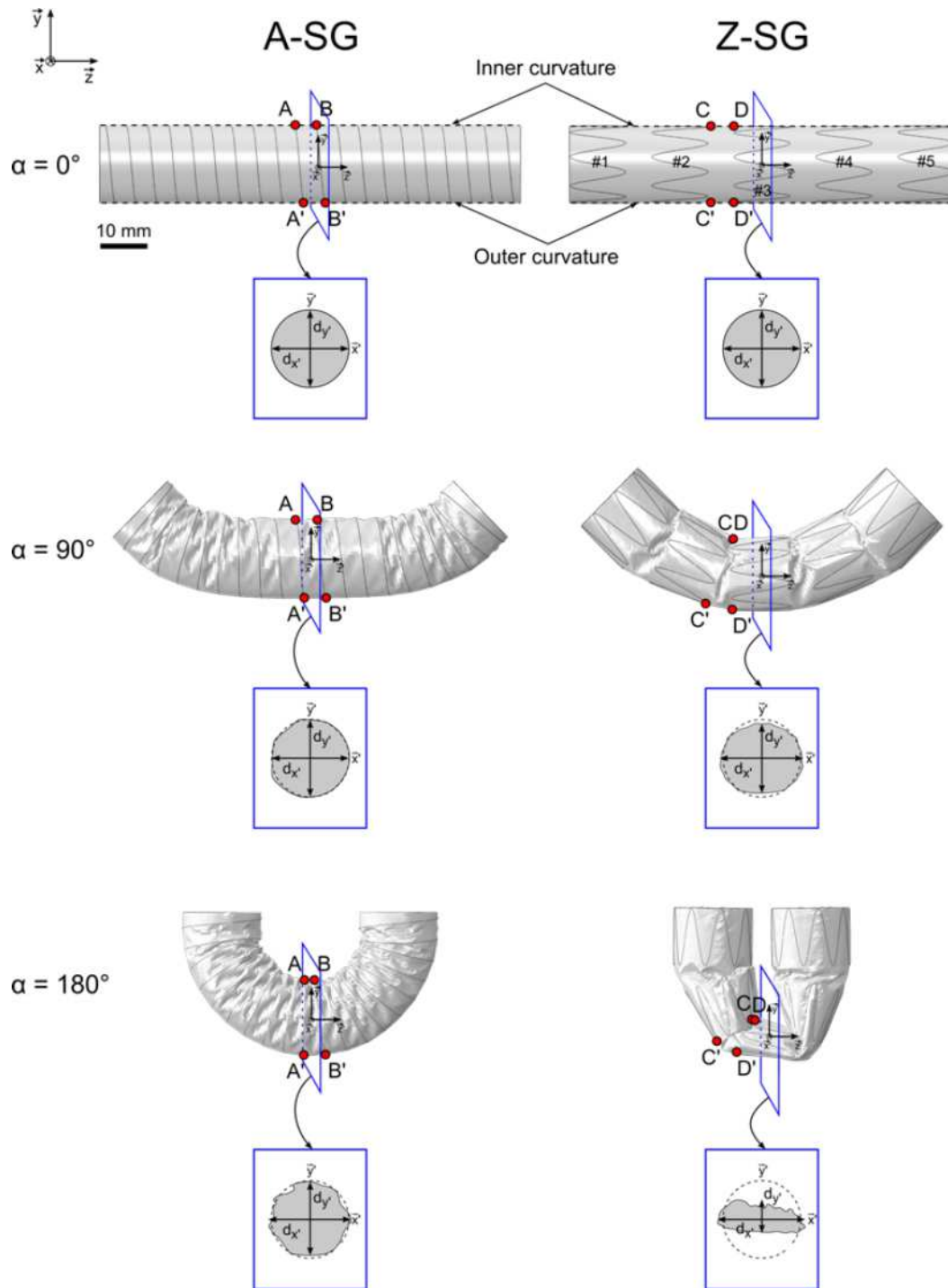


Figure 3.7 : Assessment of global bending behaviour of stent-grafts for α ranging from 0° to 180° . Plots A, B, A' and B' (C, D, C' and D', respectively) allowed to assess stent spacing variation for A-SG (Z-SG, respectively) on inner and outer curvatures. Distances dx' and dy' allowed to assess the shape change of the cross-section in $x'y'$ -plane.

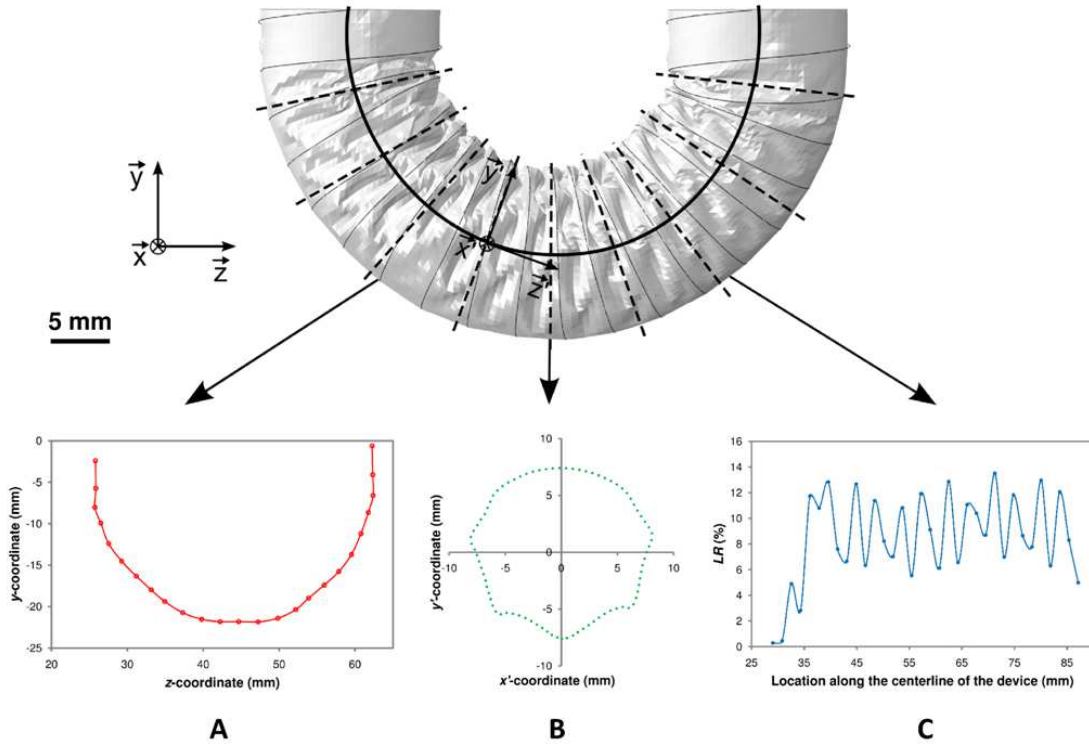


Figure 3.8 : Computation of stent-graft cross-sectional area. A: Location of the centroids forming the centerline of the stent-graft. B: Projection of the cross-section in the $x'y'$ -plane. C: LR as a function of the location along the centerline.

Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG}) Longitudinal membrane strain (ϵ_{LG}) and circumferential membrane strain (ϵ_{CG}) were calculated by averaging out values of membrane strains generated by Abaqus for inner and outer surfaces of the shell elements. For that purpose, a local coordinate system (\vec{e}_L, \vec{e}_C) was defined along the yarn directions in order to ensure that output values corresponded to ϵ_{LG} and ϵ_{CG} .

3.2.3 Results

3.2.3.1 Assessment of device global deformation

Figure 3.7 shows both devices for $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$. For each value of α , points A, B, A' and B' (C, D, C' and D', respectively) were plotted and used to assess stent spacing variation for A-SG (Z-SG, respectively) on inner and outer curvatures. On each representation of SG cross-section, distances dx' and dy' were measured. They allowed to assess distortion of the cross-section in $x'y'$ -plane.

A-SG global deformation was homogeneous for any value of α . Distance between stent turns on the inner curvature slightly decreased, whereas distance between turns remained constant on the outer curvature. Z-SG global deformation may be described in two phases:

- Phase 1: From 0° to 90° , there was very little stent deformation and distance between stent struts on

the inner curvature decreased gradually and significantly, whereas distance between struts remained constant on the outer curvature.

- Phase 2: From 90° to 180° , there was overlap of stent struts on the inner curvature and progressive collapse along the y' -axis of stent #3, as well as the adjacent parts of stent #2 and #4.

Figure 3.9 shows consistency of global deformation at 180° between actual samples and numerical models.

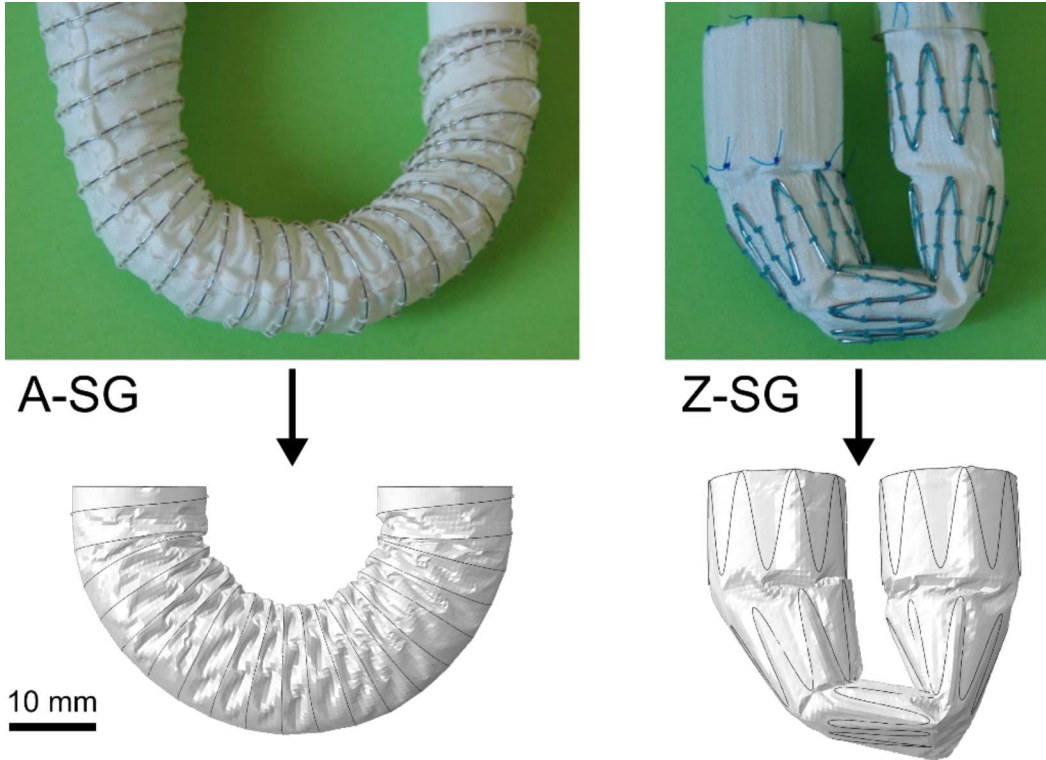


Figure 3.9 : Consistency of global deformation at 180° between actual samples and numerical models.

Stent spacing variation Values of AB, A'B', CD and C'D' at corresponding values of α are reported in table 3.5. A'B' and C'D' remained approximately constant for α between 0° and 180° since the stresses generated by SG bending were not sufficient to stretch the fabric in the outer curvature. On the contrary, AB and CD distances decreased with increasing values of α . For A-SG, AB decreased from 4.4 mm to 1.7 mm because stent turns got closer in the inner curvature. For Z-SG, when α increased, stents #2 and #3 got closer and then overlapped, leading to a high reduction of CD.

Cross-section shape change in $x'y'$ -plane Values of dx' , dy' and dx'/dy' for both SGs at corresponding values of α are reported in table 3.6. For A-SG, no important distortion was observed along the device for any value of α . The cross-section for $\alpha = 180^\circ$ flattened out slightly along the y' -axis. For Z-SG, dx'/dy' barely increased from 1.0 to 3.1 for increasing values of α , *i.e.* Z-SG cross-section progressively collapsed

α (°)	A-SG		Z-SG	
	Inner curvature: AB (mm)	Outer curvature: A'B' (mm)	Inner curvature: CD (mm)	Outer curvature: C'D' (mm)
0	4.4	4.4	5.5	5.5
90	4.2	4.4	0.0	5.5
180	1.7	4.4	1.0	4.5

Tableau 3.5 : Stent spacing variation for both SGs on inner and outer curvatures.

along the y' -axis and became almost oval for $\alpha = 180^\circ$.

α (°)	A-SG			Z-SG		
	$d_{x'}$ (mm)	$d_{y'}$ (mm)	$d_{x'}/d_{y'}$	$d_{x'}$ (mm)	$d_{y'}$ (mm)	$d_{x'}/d_{y'}$
0	16.0	16.0	1.0	16.0	16.0	1.0
90	16.0	16.0	1.0	16.9	14.2	1.2
180	16.6	15.5	1.1	19.8	6.4	3.1

Tableau 3.6 : Cross-section shape change in $x'y'$ -plane for both SGs.

3.2.3.2 Luminal reduction rate (LR)

Figure 3.10.A shows LR_{max} plotted for each device as a function of α . For both SGs, LR_{max} increased with α . LR_{max} was similar in both SGs below 30° . For angles greater than 30° , LR_{max} was greater for Z-SG, compared to A-SG. With A-SG, LR_{max} stopped to increase above 60° , reaching a peak value of 14.6%, whereas with Z-SG, LR_{max} continued to increase up to 180° , reaching a peak value of 80%.

Figure 3.10.B represents the evolution of LR as a function of the location of the cross-section along the SG centerline, with an angle of 180° . For A-SG, LR values oscillated between 5% and 14.6% with a mean of 9.3%. Oscillations reflected graft wrinkling between spirals. For Z-SG, four peaks were visible along the SG. Each peak corresponded to a space between two stents. Larger deformations occurred in spaces between stents #2 and #3 and stents #3 and #4, with an asymmetrical distribution (respectively 80% and 60%).

3.2.3.3 Torque required for bending (TRB)

TRB for A-SG and Z-SG as a function of α is depicted in figure 3.10.C. For both SGs, TRB reached a value of around 4 N.mm from the beginning of bending. For A-SG, TRB value stayed relatively stable for α up to 180° . For Z-SG, TRB value stayed stable for α up to 80° and then increased in roughly linear fashion up to 180° to reach values up to 14 N.mm.

3.2.3.4 Stresses in stent (σ_S^{max})

σ_S^{max} as a function of α is presented in figure 3.10.D. For A-SG, σ_S^{max} increased to 100 MPa between 0 and 30° , and stayed constant up to 150° ; then σ_S^{max} increased again from 100 to 177 MPa between

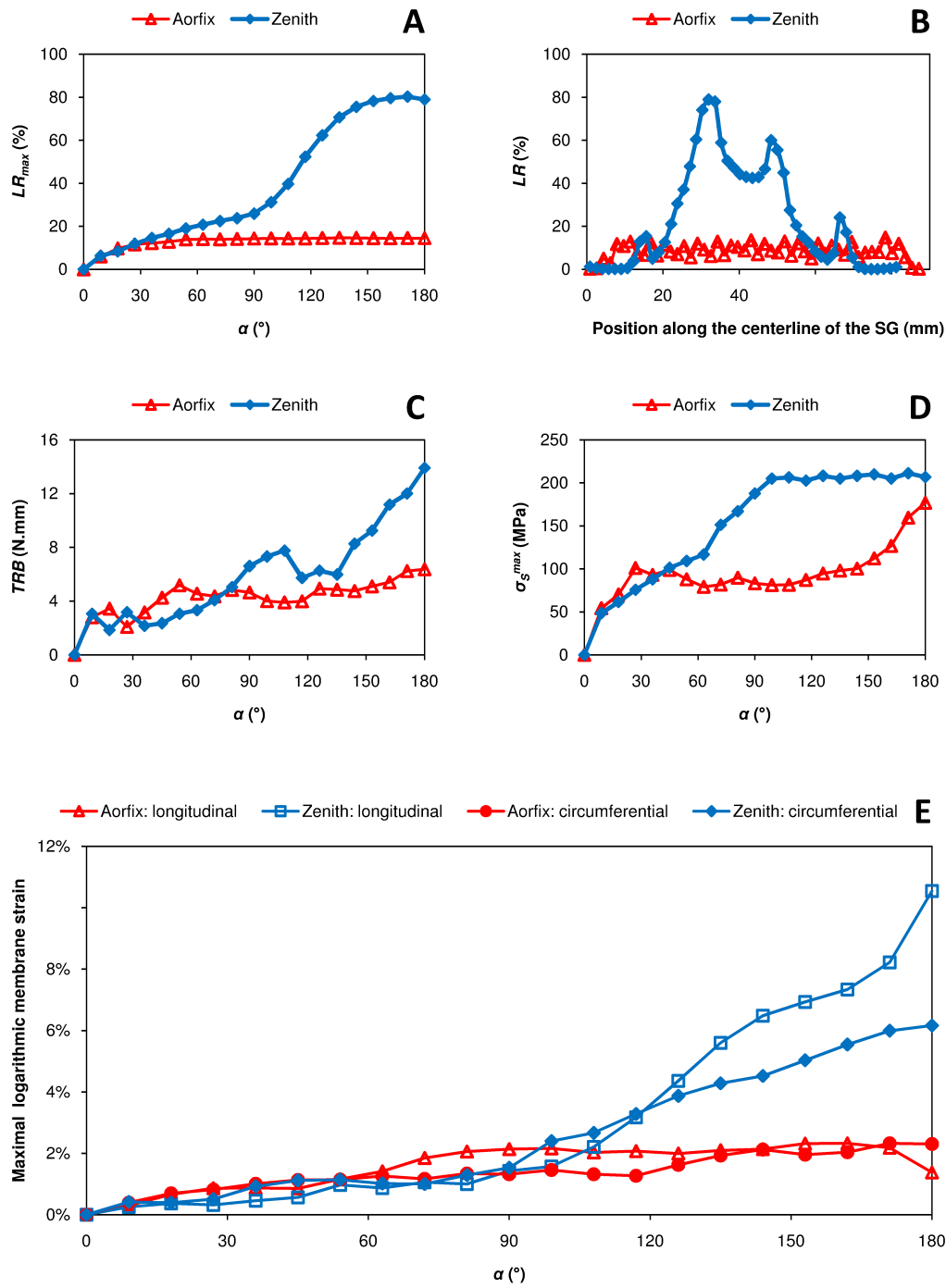


Figure 3.10 : Quantitative assessment of SGs flexibility, stresses in stents, and strains in fabric. A: LR_{max} vs. α . B: LR vs. location of the cross-section along the centerline of the stent-graft. C: TRB vs. α . D: σ_S^{max} vs. α . E: ϵ_{LG}^{max} and ϵ_{CG}^{max} vs. α .

150° and 180°. For Z-SG, σ_S^{max} increased linearly to 200 MPa at 100° and remained constant up to 180°. Therefore, σ_S^{max} was equivalent for both SGs for low angulations ($0^\circ < \alpha < 45^\circ$), and about twice as much for Z-SG for high angulations ($90^\circ < \alpha < 150^\circ$). It must be pointed out that during A-SG bending, the NiTi stent remained in its elastic domain, since σ_S^{max} was twice as small as the stress required to induce the forward martensitic transformation. Besides, figure 3.10.D also proves that plasticity may occur in the 316L stainless steel stents of Z-SG.

3.2.3.5 Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG})

ϵ_{LG}^{max} and ϵ_{CG}^{max} as a function of α are presented in figure 3.10.E. For A-SG, both values remained inferior to 3% for any value of α . For Z-SG, both values remained inferior to 3% for $\alpha < 120^\circ$. For $\alpha > 120^\circ$, values increased linearly, reaching a maximum of 11% for ϵ_{LG}^{max} and 6% for ϵ_{CG}^{max} . FEA model of Z-SG showed that areas of maximum strains were located at the inner curvature, where stent struts overlapped each other (figure 3.11). Finally, ultimate strain (see table 3.4) was never reached for both SG fabrics.

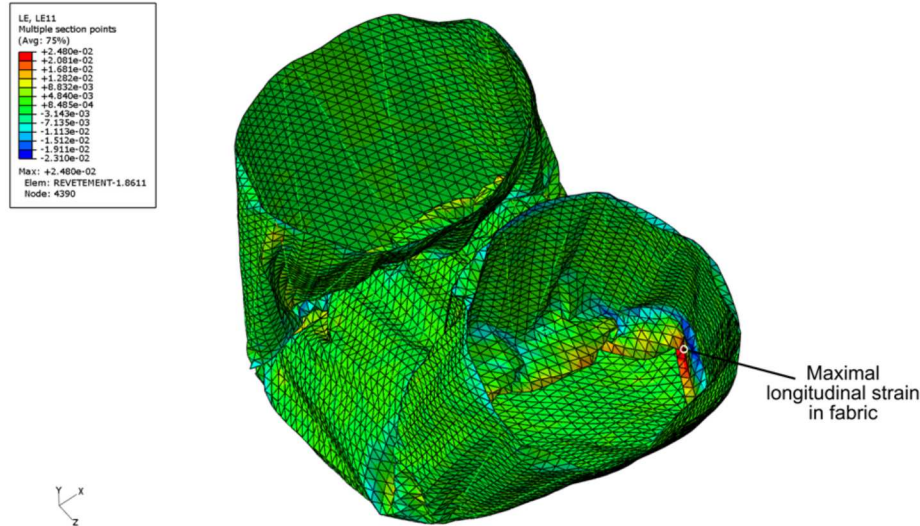


Figure 3.11 : Inner view of Z-SG at 180° showing areas of high strain on fabric between stents at the level of internal curvature.

3.2.4 Discussion

The results confirmed that stent design strongly influenced SG deformation during bending. Spiral stent of A-SG allowed homogeneous, low level deformation along the entire length of the SG. There was little movement between spirals as attested by low variations of AB and A'B'. On the contrary, Z-stents were responsible for heterogeneous two-phased response. Strong steel wires of Z-stents only allowed radial deformation, longitudinal deformation requiring much higher forces than the ones at stake in clinical setting. These properties accounted for the two-phased deformation of Z-SG during bending. Phase 1 was charac-

terized by reduction of stent spacing on the inner curvature, while stent spacing on the outer curvature remained constant, together with minimal stent deformation. Beyond 90° , stent struts started to overlap and fabric resistance prevented further graft deformation at this point. Therefore, further load resulted in radial deformation of stents which was characterized by reduction of stents diameter predominantly along the y' -axis. This reduction of diameter accounted for the much higher LR_{max} values recorded with Z-SG compared to A-SG.

LR_{max} greater than 70% may favor SG thrombosis. It is well accepted in clinical practice that cross-section reduction greater than 70% of an artery increases the risk of thrombosis. These data are consistent with the results of Weale *et al.* (2010) which showed that the use of a flexible SG reduced the incidence of SG thrombosis.

TRB study also confirmed greater flexibility of A-SG, particularly for angles greater than 90° . If the SG has an excessive bending rigidity (or a high TRB) and is deployed in a tortuous arterial system, endoleaks can appear since the device may not fit properly to the curvature of the artery (affixing issue). In our study, Z-SG TRB was the highest especially for large α . However, no equivalent clinical value was found for TRB . Thus, it cannot be inferred that the bending rigidity of a device is too large and that this device cannot be used for a given α .

Stresses in stents were twice as much with Z-SG compared to A-SG, for important angulations. Z-SG may be more prone to stent fractures, although this hypothesis needs to be confirmed by clinical data.

Strains in fabric were also higher with Z-SG, particularly at the inner curvature of the SG for maximal values of α . Fabric tear may be more frequent with Z-SG. Although very rare in clinical report, such complication with Z-SG has already been reported (Wanhainen *et al.*, 2008).

The present study is the first report of numerical simulation of currently marketed SGs. It allowed qualitative as well as quantitative assessment of stents and graft mechanical behaviour with unprecedented precision level provided to take into account the anisotropic behaviour and the bending rigidity of the textile.

This methodology may set new standards in the field of SG preclinical evaluation. It could be added to requirements for SG premarket evaluation, in order to assess performance in angulated settings.

This methodology could also form the basis for SG optimization program, by providing performance assessment of enhanced designs even before the construction of prototypes.

Several limitations of this study may be mentioned. Displacement along z -axis was let free, and this did not correspond to the *in vivo* setting where extremities of the SG are deployed at fixed point of the vasculature. Therefore, α should be viewed as an indicator of SG deformation rather than the angulation of the iliac artery itself. Sutures between stents and graft were not modeled because this would have increased dramatically the complexity and duration of calculations. Moreover, the accuracy of the numerical SG models should be validated using experimental studies.

3.2.5 Conclusion

This study confirmed that stent design strongly influences bending behaviour of aortic stent-grafts by demonstrating greater flexibility of spiral stented over Z-stented devices. The use of flexible stent-grafts may decrease the incidence of complications in the setting of tortuous aorto-iliac aneurysms. Numerical simulations could be used to compare flexibility of other commercially available stent-grafts as well as testing newly designed devices.

3.3 Appendice : Calcul du taux de réduction luminal

Afin de compléter les informations présentées dans ce chapitre, quelques précisions sont apportées concernant le calcul du taux de réduction luminal maximal LR .

Pour rappel, le taux de réduction luminal d'une section d'EP est défini comme la réduction de surface lumineuse entre l'état initial non déformé (S_0 correspondant à $\alpha = 0$) et l'état courant fléchi (S correspondant à $\alpha > 0$) d'une EP (voir équation 3.8). La figure 3.12 illustre le calcul de ce critère qui permet de caractériser les variations de section lumineuse de l'EP et donc la flexibilité du dispositif.

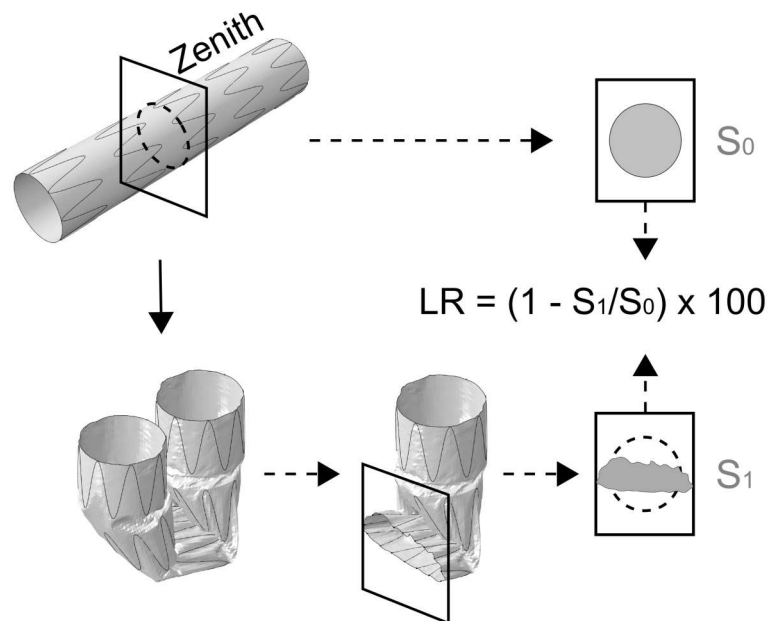


Figure 3.12 : Calcul de LR

Le point abordé dans cet appendice concerne la détection de contour. Ainsi, la routine Matlab qui a été créée afin de calculer LR de manière automatique repose sur un outils utilisé en imagerie : les alpha-shape. Cet outil permet de détecter le contour de formes concaves ou convexes en générant la liste des points du polygone circonscrit et d'en calculer la surface. Cet outil est aussi performant pour détecter les contours

très aplatis que l'on peut trouver lorsqu'une plicature importante apparaît, comme dans le cas de la Zenith par exemple (voir figure 3.13). La théorie sur laquelle s'appuie cet outil ne sera pas détaillée ici.

Dans notre cas, la routine Matlab permet de détecter le contour et de calculer la surface de chaque section de textile initialement perpendiculaire à la ligne moyenne de l'EP.

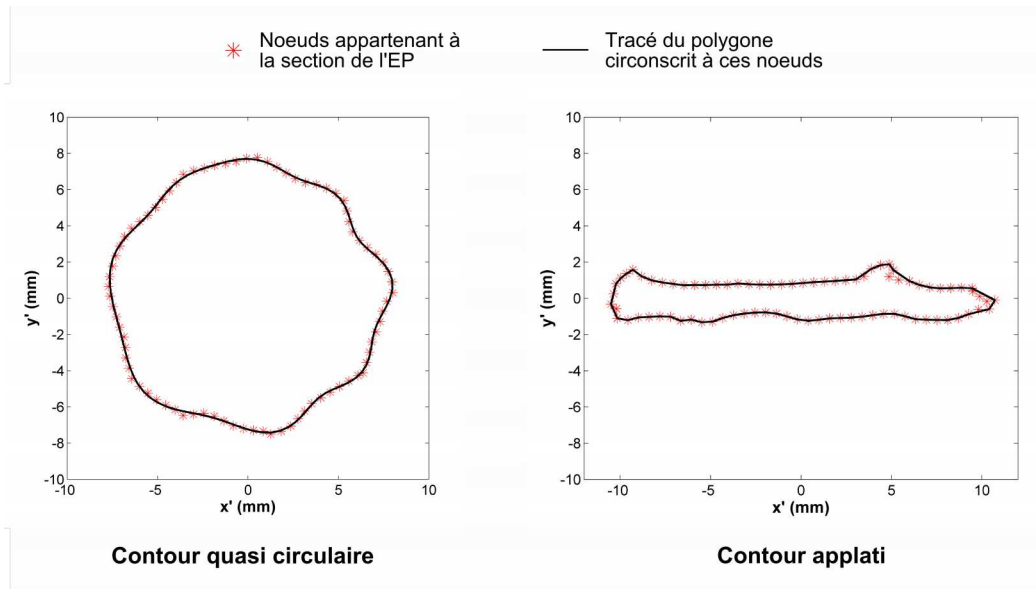


Figure 3.13 : Détection des contours par la technique des alpha-shape

3.4 Synthèse

Le calcul et l'analyse des critères définis précédemment mettent en évidence la différence importante de flexibilité entre les deux dispositifs. En effet, le design du stent influence de manière significative la déformation de l'EP pendant la flexion. En ce qui concerne l'Aorfix, son stent hélicoïdal engendre une déformation homogène et régulière le long de l'EP. Au contraire, pour la Zenith, ses cinq stents en Z engendrent une déformation globale fortement hétérogène caractérisée par deux plicatures majeures pouvant provoquer la thrombose du jambage (réduction luminale LR_{max} de plus de 70 %).

La Zenith possède également une rigidité globale en flexion élevée pouvant engendrer, si elle est mise en place dans un AAA tortueux, une endofuite de type I par le biais d'un défaut d'apposition de l'EP contre la paroi du collet. Idéalement, une EP devrait avoir une rigidité de flexion inférieure (voire bien inférieure) à celle de l'artère dans laquelle elle est larguée afin de s'adapter à sa géométrie et de garantir la meilleure apposition possible. Les contraintes dans les stents de la Zenith sont plus élevées que celles dans le stent de l'Aorfix. Les valeurs de contrainte élevées pour une flexion supérieure à 90° prouvent que les stents de la Zenith pourraient éventuellement rompre, notamment par fatigue causée par le caractère pulsatile du flux sanguin (ce point sera abordé dans les chapitres 4 et 5). Les déformations maximales du textile sont

également plus importantes pour la Zenith. Elles sont principalement localisées au niveau de la courbure interne de la Zenith, dans la zone où les stents s'écrasent et se chevauchent, entraînant ainsi des elongations localisées importantes.

Pour la première fois dans la littérature, une comparaison numérique de deux EPs disponibles sur le marché a été réalisée. Les performances mécaniques de ces deux dispositifs et de leurs principaux constituants (stent et revêtement) ont été comparées qualitativement et quantitativement grâce à un test de flexion. Cette méthodologie de modélisation et de simulation numérique pourrait permettre d'établir de nouveaux standards pour l'évaluation préclinique des EPs. De plus, elle présente une mise en oeuvre relativement légère et pourrait ainsi également être à la base d'un programme d'optimisation de la structure des EPs, en fournissant une évaluation des performances d'EPs au design amélioré dès l'étape de conception.

Plusieurs limites de cette étude doivent tout de même être mentionnées. La translation selon l'axe longitudinal z est laissée libre, ce qui ne correspond pas à la situation *in vivo* dans laquelle les extrémités de l'EP sont déployées à des points fixes du système artériel. Ainsi, l'angle de flexion α devrait être vu comme un indicateur de la déformation de l'EP plutôt que comme l'angulation de l'artère iliaque elle-même. Par ailleurs, les sutures entre les stents et le revêtement n'ont pas été modélisées très fidèlement pour éviter d'augmenter irrémédiablement les temps de calculs. Enfin, les résultats numériques mis en évidence dans cette étude devraient être validés expérimentalement (ce qui fait l'objet du chapitre 4).

Pour conclure, cette étude confirme que la conception des stents joue un rôle majeur dans le comportement en flexion des EPs. Ainsi, une structure composée d'un unique stent hélicoïdal procure à l'EP une meilleure flexibilité qu'une structure comprenant plusieurs stents en Z. L'utilisation d'EPs plus flexibles doit permettre de réduire l'incidence des complications post-opératoires notamment lorsque l'anévrisme est tortueux. La simulation numérique pourrait être utilisée afin de comparer les performances mécaniques d'autres EPs disponibles sur le marché ainsi que d'EPs de nouvelle génération, disposant d'un nouveau design.

CHAPITRE 4

VALIDATION EXPÉRIMENTALE DES MODÈLES NUMÉRIQUES D'ENDOPROTHÈSES

Dans ce chapitre, deux modèles numériques d'EP sont validés expérimentalement par le biais d'une méthode combinant essais mécaniques et observations 3D in situ par tomographie aux rayons X. Ce travail a été réalisé en collaboration avec le laboratoire 3SR de Grenoble dans le cadre de la thèse de Pierre Latil, notamment pour la partie imagerie (squelettisation et analyse géométrique). Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue "Annals of Biomedical Engineering" en 2012. L'article a été inséré dans ce manuscrit dans sa version complète en anglais. Il est précédé d'un préambule, complété par un appendice et suivi d'une synthèse. Ces trois sections complémentaires ont été rédigées en français.

Sommaire

4.1	Préambule	102
4.2	Severe bending of two aortic stent-grafts: an experimental and numerical mechanical analysis	103
4.2.1	Introduction	103
4.2.2	Material and methods	105
4.2.3	Results	112
4.2.4	Discussion	115
4.2.5	Conclusion	118
4.3	Appendice : Tomographie aux rayons X	118
4.3.1	Principe et fonctionnement de l'imagerie 3D par tomographie aux rayons X	118
4.3.2	Caractéristiques du tomographe utilisé	121
4.3.3	Acquisitions tomographiques supplémentaires	122
4.3.4	Conception du dispositif expérimental de flexion	122
4.4	Synthèse	124

4.1 Préambule

Le but de cette étude est de valider qualitativement et quantitativement la méthode de modélisation mécanique et multi-matériaux des EPs qui a été développée et utilisée dans l'étude du chapitre précédent. Ces modèles numériques permettent par la suite de prédire les déformations de l'EP suite aux différentes sollicitations mécaniques qu'elle peut subir.

Ainsi une méthodologie basée, d'une part, sur un essai mécanique observé dans un microtomographe aux rayons X de laboratoire et, d'autre part, sur le post-traitement de données tomographiques 3D, a été mise au point. Elle consiste à faire fléchir, sur un dispositif expérimental conçu et usiné par nos soins, deux jambages d'EP fournis par les fabricants, l'Aorfix (Lombard Medical) et la Zenith Spiral-Z (Cook Medical Europe). Ce dispositif expérimental permet de générer les mêmes conditions limites au niveau des extrémités de l'EP que celles qui ont été utilisées dans l'étude du chapitre 2 : rotation autour de l'axe x jusqu'à un angle α de 180° , blocage des deux autres rotations et translation libre dans la direction longitudinale de l'EP.

La géométrie des deux EPs est ensuite scannée dans les configurations initiale (sans flexion) et déformée (flexion à 180°) par le biais du microtomographe aux rayons X du laboratoire 3SR. Seule la géométrie des stents peut être récupérée et exploitée puisque le matériau du stent, à savoir le Nitinol, possède un coefficient d'absorption des rayons X bien plus important que le matériau du revêtement (Dacron). La géométrie des stents est ensuite segmentée (grâce au logiciel ImageJ) puis reconstruite en 3D. Le logiciel Avizo permet enfin de squelettiser le stent et ainsi de récupérer les points de la ligne moyenne du stent.

Parallèlement à ces observations *in situ*, le même essai de flexion est réalisé sur les modèles numériques des jambages d'EPs considérés. La mise en oeuvre des modèles numériques consiste à importer la géométrie initiale réelle du stent qui a été récupérée par squelettisation et à venir y fixer un revêtement. La géométrie non triviale de ce dernier est obtenue par l'intermédiaire d'une astuce numérique originale. Des éléments poutres ont été utilisés pour mailler les stents alors que le revêtement a été maillé avec des éléments coques.

Les squelettes déformés du stent réel et du stent numérique sont finalement comparés qualitativement puis quantitativement grâce au calcul des trois grandeurs suivantes. La courbure locale des stents est estimée en définissant des bases de Frenet le long de la ligne moyenne des stents. L'erreur de position entre le stent scanné et le stent numérique peut également être évaluée puisque ces deux stents conservent leur longueur constante pendant la flexion (traction du fil de stent négligeable). Enfin, la déformation locale de flexion est calculée à partir des courbures locales initiale et finale des stents.

4.2 Severe bending of two aortic stent-grafts: an experimental and numerical mechanical analysis

Nicolas Demanget, Pierre Latil, Laurent Orgéas, Pierre Badel, Stéphane Avril, Christian Geindreau,
Jean-Noël Albertini, Jean-Pierre Favre

Annals of Biomedical Engineering, 2012, DOI: 10.1007/s10439-012-0618-0

4.2.1 Introduction

A widely used and minimally invasive technique to prevent abdominal aortic aneurysm (AAA) rupture, endovascular aneurysm repair (EVAR), involves the endovascular insertion of a stent-graft (SG) via the femoral arteries in order to exclude the aneurysm sac from the main blood flow. Most recent SGs consist of a combination of Nitinol stents stitched onto a polymeric woven fabric. EVAR is associated with lower post-operative morbidity and mortality compared with the invasive traditional surgical procedure to treat AAA. However, SG durability remains a significant issue. During the patient's follow-up, complications requiring secondary interventions may occur, such as endoleaks (Albertini *et al.*, 2001; Baum *et al.*, 2003), stent fracture (Jacobs *et al.*, 2003), wear of the polymeric woven fabric (Beebe *et al.*, 2001; Chakfe *et al.*, 2004) as well as stenosis or thrombosis of the SG (Carroccio *et al.*, 2002; Cochenec *et al.*, 2007). Insufficient flexibility of the devices was often considered as one of the main causes responsible for these complications, especially when the SGs are deployed in tortuous AAAs. This evidence clearly emphasizes the critical need to better understand and model the mechanical behaviour of SGs.

In that sense, finite element (FE) analyses can be suitable to better study the deformation mechanisms responsible for the above-mentioned SG-related complications, to compare the clinical and mechanical performances of manufactured SGs and/or to guide choices during the SG design process. Though a fair amount of work was devoted to the FE modeling of the mechanics of stents alone (Auricchio *et al.*, 2011; Favier *et al.*, 2001; Pelton *et al.*, 2008), very few numerical studies have been conducted on the assessment of SGs mechanics (Demanget *et al.*, 2012a; Kleinstreuer *et al.*, 2008; Vad *et al.*, 2010). This is partially due (i) to the complexity of SGs which combine stents stitched onto thin anisotropic and deformable membranes and (ii) to the difficulty to properly obtain the initial geometry of the SGs:

(i) With the help of some simplifying assumptions (in particular for the stitching model), the first point can be overcome (Demanget *et al.*, 2012a; Kleinstreuer *et al.*, 2008; Vad *et al.*, 2010). For example, numerical models (including both stents and grafts) of manufactured SGs were developed to analyze the influence of the stent architecture on the bending behaviour of SGs (Demanget *et al.*, 2012a). However, no study was carried out to validate finely these SG numerical models and/or confront simulation results with experimental data.

(ii) A possible solution to prevent from the second difficulty consists in obtaining the initial geometries of SGs directly from 3D images, e.g. with X-ray microtomography. This imaging technique is an attractive tool for experimental mechanics (Buffiere *et al.*, 2010; Stock, 1999, 2008). Within the field of medical devices, it was purposely used in order to image the *in-vitro* deployment steps of coronary stents (Connolley *et al.*,

2007) or to model their initial geometry after suitable image analysis subroutines (Mortier *et al.*, 2008). Furthermore, an automatic method has been recently developed to segment the stents of SGs from CT data (Klein *et al.*, 2012). Besides, it is important to notice that if a proper mechanical testing device could be inserted inside a microtomograph, X-ray microtomography could also be used to catch SGs geometries when the SGs are subjected to a mechanical loading, as already carried out for other fibrous structures and architectures (Badel *et al.*, 2008; Latil *et al.*, 2011; Le *et al.*, 2008). These *in situ* 3D observations could thus provide useful data in order to check the validity of SG numerical models.

Within this context, the aim of the present study is to validate the numerical technique developed by Demanget *et al.* (2012a) in order to predict the deformation of SGs. To do so, the methodology sketched in figure 4.1 was followed. Two commercially available SGs were subjected to bending tests and their geometries in the undeformed and bent configurations were scanned with an X-ray microtomograph. The image analysis subroutines developed in Latil *et al.* (2011) were then used in order to extract descriptors of the stent centerlines from the 3D images. The skeletons of the initial stent were also used to process relevant numerical models of the SGs that were subjected to the boundary conditions very close to those measured experimentally. The skeletons of the deformed and imaged stents were finally used to validate the numerical simulations.

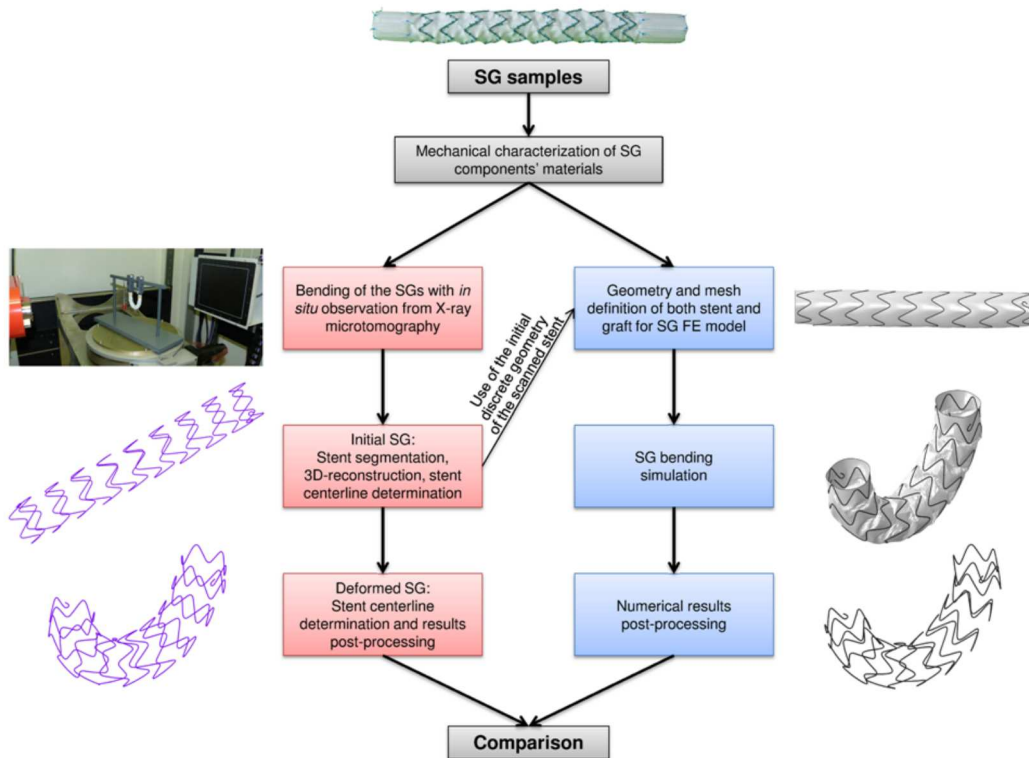


Figure 4.1 : Scheme of the study outline

4.2.2 Material and methods

4.2.2.1 Stent-grafts

Common tortuosity of iliac arteries and its related postoperative complications, *e.g.* SG thrombosis or stenosis, guided our choice to the study of SG iliac limbs. Indeed, these devices are usually subjected to important deformations during and after their deployment within iliac arteries. Limb samples were thus obtained from manufacturers. Two SG limbs of last generation, *i.e.* Aorfix (Ao-SG, Lombard Medical, Didcot, United Kingdom) and Zenith Spiral-Z (Zs-SG, Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark), were considered in the present work. They are displayed in figure 4.2.

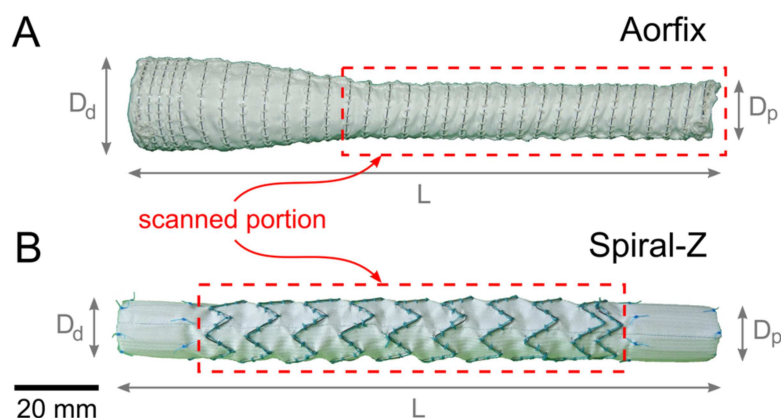


Figure 4.2 : Pictures of the two considered SG limbs

Ao-SG was first implanted in human in 2001. Its iliac limb is composed of a continuous external spiral NiTi (Nitinol Shape Memory Alloy) stent stitched onto a polyester woven fabric (Dacron) with polyester running sutures. The main dimensions of the limbs were as follows: proximal D_p and distal D_d diameters of 12 and 16 mm, respectively; total length L of 110 mm.

The first human implantation of Zs-SG was performed in 2008. This device is composed of a continuous external spiral-Z combination NiTi stent stitched onto a polyester woven fabric (Dacron) with polyester running sutures. Dimensions of the sample were as follows: both proximal D_p and distal D_d diameters of 13 mm; total length L of 144 mm. Proximal and distal Z-stents were independent and internal to the fabric and their length was 21 and 17 mm, respectively.

4.2.2.2 3D *in-situ* observations of SGs bending

As sketched in figure 4.1, the aim of this experimental analysis was (i) to provide initial (undeformed) geometries of the two considered stents and (ii) to assess some quantitative comparison criteria from 3D images of the deformed stents. The whole process to perform experimental SG bending and to post-process tomographic data is reported hereafter.

X-ray microtomography set-up 3D images of the undeformed and deformed SGs were obtained using a laboratory X-ray microtomograph (3SR Lab, Grenoble, France, RX Solutions apparatus). As illustrated in figure 4.3, it consists of a microfocus enclosed tube (1) (conical X-ray source, voltage from 40 to 150 kV, current intensity up to 500 μ A) and a large detector (2) (195.07 x 243 mm² with a field of view of 1920 x 1536 pixels²). For the present experiments, the generator voltage and current were respectively set to 100 kV and 290 μ A. The acquisition rate was set to 10 images/s and 900 images were acquired on a 360° rotation (3) of the scanned SG. Besides, the 3D images of the sample were obtained from the 900 radiographs by using commercial reconstruction software (using backprojections algorithm, DigiCT, Digisens, France). Finally, a voxel size of 57 x 57 x 57 μ m³ was chosen in order to have the full structure of the SG together with rather good spatial definition of stent cross sections. If these settings could not provide a good representation of the polymer graft, it provides in return a very nice imaging of the stents together with short scanning times.

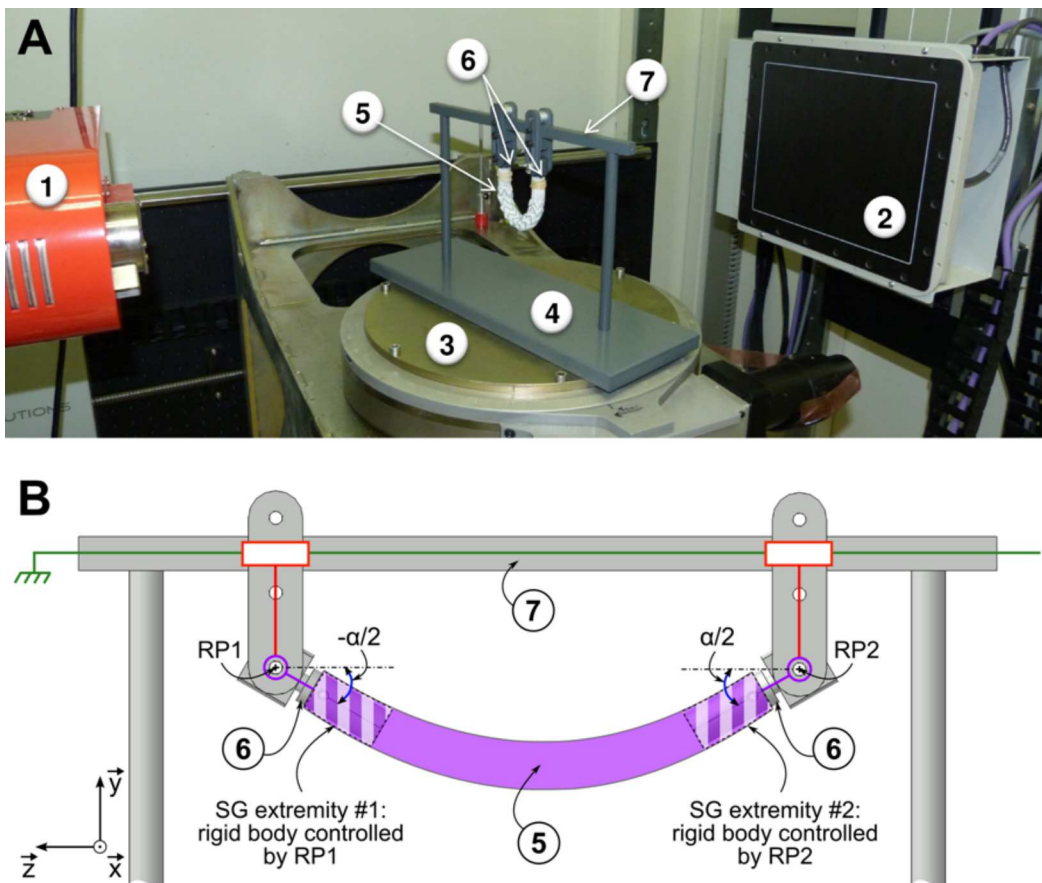


Figure 4.3 : Picture and scheme of the in situ bending device mounted in the X-ray microtomograph (3SR Lab). (1) X-ray source, (2) Detector, (3) Rotary stage, (4) Bending device, (5) Stent-graft (SG), (6) Brackets, (7) Longitudinal support bar.

Detection of stent centrelines After proper denoising operations (standard smoothing and filtering algorithms), the 3D images could be segmented (with the software ImageJ) in order to have 3D representations of the stents (see figure 4.1). SG centerlines were then obtained by using the skeletonization algorithms implemented in the commercial software Avizo (VSG). The centerlines then consisted of a list of points whose spatial coordinates were expressed in the 3D image reference frame. As shown in figure 4.4, the noisy poly-lines defined from these points were finally smoothed using a homemade Matlab routine based on a moving average.

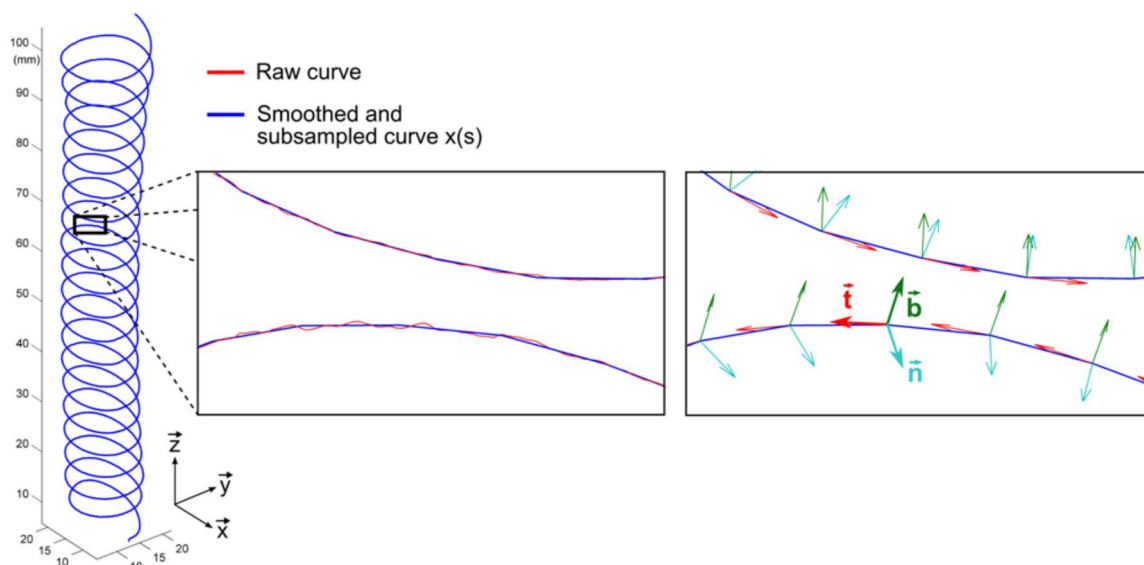


Figure 4.4 : 3D representation of the raw and smoothed data obtained from the Ao-SG centerline extraction (two left graphs). Definition of the local Frenet bases (right graph).

Bending device An experimental bending device was designed, manufactured and used to perform bending tests on the considered SG limbs. It is illustrated in figure 3. Most of its components were made up of polyvinyl chloride (PVC) in order not to disturb the X-ray beam during the SGs scans. The SG limbs ends were embedded on the brackets (6) and then mounted on the support bar (7) (see figure 4.3). For the Ao-SG limb, only the portion of the stent with a global diameter approximately equal to 12 mm was studied: the SG distal end was rolled up and fixed on a bracket. As a consequence, the length of the considered Ao stent which was subjected to the bending was about 100 mm. Proximal and distal Z-stents of Zs-SG were fully embedded on the brackets so that both Z-spiral stent ends were also attached on the brackets. Only the central continuous Z-spiral stent was considered and studied in the present work: the length of the considered stent was about 100 mm.

The experimental device allowed to subject each SG end to opposite rotations about the x-axis, until a bending angle α of 180° was reached (see figure 4.3). The maximum value of 180° for α was based on clinical data provided by our surgical team (Albertini *et al.*, 2006). In order to maintain the SG in the yz -plane, the

other two rotations were locked. Only the translation of the SG ends along the z -axis, *i.e.* the longitudinal direction of the SG, was let free in order to avoid spurious tension in the fabric during SG bending. Once the deformed SG reached its equilibrium on the experimental bending device, the translation along z -axis was locked in order to have a stable experimental device during tomographic acquisitions.

4.2.2.3 Bending simulation

Both geometry and mechanical behaviour of the two considered SG limbs were modeled using the finite element analysis software Abaqus 6.8/Explicit (Simulia). The whole methodology to simulate SGs bending was similar to that carried out previously (Demanget *et al.*, 2012a). It is briefly recalled hereafter.

Material properties Stents of both limbs were made up of NiTi whose the superelastic properties were taken from literature (Kleinstreuer *et al.*, 2008) and given in table 4.1. The tension/compression asymmetry often observed in NiTi alloys (Orgeas et Favier, 1995, 1998) was neglected in this study for simplicity. In addition, it was assumed that stents' material points were subjected to a monotonic loading during the SGs bending, *i.e.* without unloading. As in Demanget *et al.* (2012a), this assumption was checked *a posteriori* and enabled us to use a simple and standard elasto-plastic constitutive model for the NiTi stents. Doing so, as sketched in figure 4.5, the standard yield stress corresponded to the onset of the forward stress-induced martensitic transformation σ_L^S , below which the behaviour corresponds to the elasticity of the austenite phase (Young's modulus E_A , Poisson's ratio ν_A). Above the yield stress, a bilinear strain hardening was chosen to describe both the forward stress-induced martensitic transformation (up to a transformation strain ϵ^L) and the elasticity of the martensite phase (Young's modulus E_M , Poisson's ratio ν_M).

Parameters	Values
Austenite elasticity E_A (MPa)	40000
Austenite Poisson's ratio ν_A	0.46
Martensite elasticity E_M (MPa)	18554
Martensite Poisson's ratio ν_M	0.46
Transformation strain ϵ^L	0.04
Start of transformation loading σ_L^S (MPa)	390
End of transformation loading σ_L^E (MPa)	425
Ultimate tensile strength σ_R (MPa)	827-1172

Tableau 4.1 : Material properties of Nitinol

The lack of data concerning the mechanical properties of the SGs polyester fabrics led us to perform our own mechanical tests with fabric samples obtained from manufacturers. As described in Demanget *et al.* (2012a), by assuming as a first approximation that the fabrics behaved as orthotropic elastic plates, this methodology combines:

- several pure and plane strain tensile tests, to determine the in-plane orthotropic elastic behaviour of the fabrics with longitudinal E_L and transverse E_T Young's moduli, a Poisson's ratio ν_{LT} and a shear modulus G (see table 4.2),

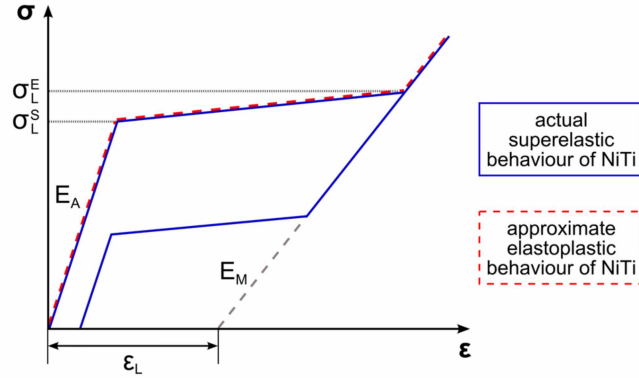


Figure 4.5 : Schematic stress-strain curve of a superelastic Nitinol

- “nail tests”, to estimate the longitudinal D_L and transverse D_T bending stiffnesses of the fabrics (see table 4.2).

Parameters	Ao-fabric	Zs-fabric
E_L (MPa)	$260 \pm 4\%$	$225 \pm 10\%$
E_T (MPa)	$110 \pm 12\%$	$1000 \pm 10\%$
ν_{LT}	0.2	0.2
G (MPa)	0.4	3.6
Longitudinal ultimate strain ϵ_R^L	0.40	0.23
Circumferential ultimate strain ϵ_R^C	0.13	0.18
Longitudinal bending stiffness D_L (10^{-4} Nmm)	4.6	4.0
Circumferential bending stiffness D_C (10^{-4} Nmm)	2.0	18

Tableau 4.2 : Material properties of both fabrics

Geometry and mesh Stent geometries were meshed with beam elements (B31 in Abaqus) instead of volume elements in order to reduce the computational cost of simulations (see table 4.3). This simplification of stent modeling was used in several studies since Hall et Kasper (2006) showed that this approximation yielded acceptable results when studying the global stent stress state.

As in Elliott *et al.* (2002), undeformed stent geometries were directly derived from the smoothed list of points generated through tomographic data post-processing (see figure 4.1). A homemade Matlab routine was created purposely to sample these coordinates and generate the nodes as well as the connectivity of the B31 elements of the stent.

Since the 3D-reconstruction of the textile from tomography was not available, it was necessary to create geometry and mesh of the graft which was fixed onto the stent. The following procedure was chosen to perform this complex operation. A cylindrical tube meshed with linear triangular shell elements (S3 in Abaqus) was modeled and pressurized within the stent (considered as a rigid body at this stage) in order to fit stent geometry as close as possible (see figure 4.6). During the pressurization, translation about

	Ao-SG	Zs-SG
<i>Degrees of Freedom (DOF)</i>	77676	75090
<i>Graft</i>		
Fabric thickness (mm)	0.10	0.08
Number of elements	26600	20336
<i>Stents</i>		
Wire radius r (mm)	0.125	0.17
Number of elements	2756	2282

Tableau 4.3 : Material properties of both fabrics

the z -axis was fixed at both graft ends. This first step of graft positioning was improved by changing temporarily the fabric mechanical properties, *i.e.* E_L was increased while E_C was decreased in order to avoid graft bulging between stent turns. Once the graft was well positioned onto the stents, the stress field in the graft was set to zero. This configuration was defined as the undeformed configuration for the bending simulations.

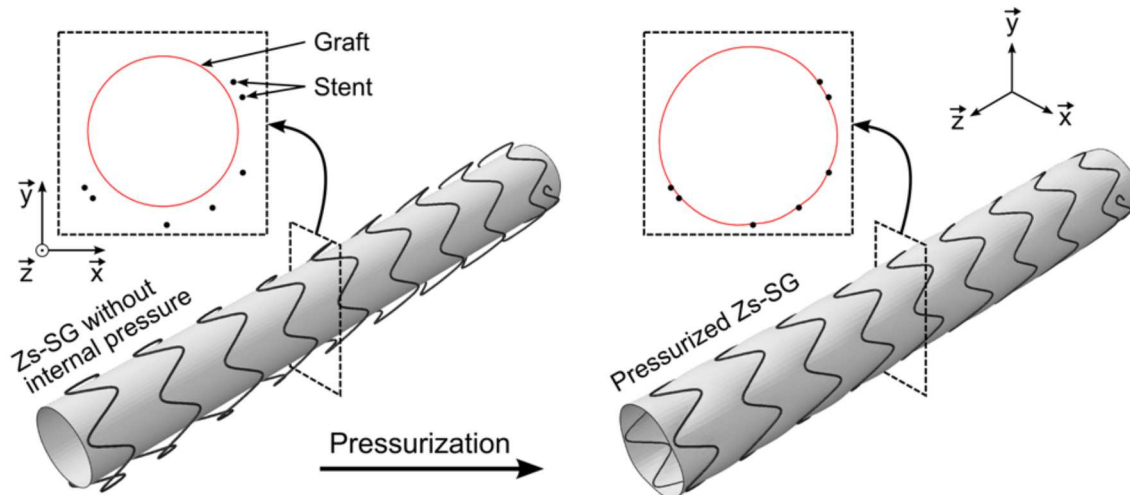


Figure 4.6 : Graft positioning step by SG pressurization: 3D views and associated cross-sections

Likewise, sutures securing the stents and the graft together were modeled through the imposition of a bonding between graft and stent outer surfaces (tie constraint in Abaqus), *i.e.* no sliding was allowed between stent and graft. Lastly, a self-contact algorithm was added in order to avoid self-penetration of SG components.

Boundary conditions Numerical boundary conditions were applied on two reference points (RP1 and RP2) controlling both SG ends considered as rigid bodies. RP1 and RP2 were placed at the exact location of both pivot links, as depicted on figure 4.3. The SG portions mounted on brackets in the experimental device were considered as rigid bodies. Boundary conditions consisted in applying opposite rotations (until

reaching $\alpha = 180^\circ$) about the x -axis at each RP while locking the two other rotations together with the x and y -axes translations. The displacement of SG ends along the z -axis was measured during experimental bending and then imposed numerically to adjust numerical boundary conditions to the nearest experimental measurements.

4.2.2.4 Quantitative comparison between experiments and simulations

This comparison was based on the analysis of the stents' centerline geometries in the deformed experimental and numerical configurations. As summarized in figure 4.1, these centerlines were obtained from 3D images as well as from simulation results. Thus, by noting s the curvilinear abscissa of the considered centerlines, the position $\mathbf{x}(s)$ of each centerline was characterized, together with its corresponding Frenet basis $(\mathbf{t}, \mathbf{n}, \mathbf{b})$ (Latil *et al.*, 2011), as shown in figure 4.4:

$$\mathbf{t} = \frac{d\mathbf{x}}{ds}, \quad \mathbf{n} = \frac{1}{\kappa} \frac{d\mathbf{t}}{ds}, \quad \mathbf{b} = \mathbf{t} \times \mathbf{n}, \quad (4.1)$$

where $\kappa(s)$ is the local curvature of the considered centerline. A similar procedure was also carried out for the undeformed configurations, where the local centerline curvature was noted $\kappa_0(s)$. Note that the chosen spatial resolution together with the skeletonization/smoothing procedure induced a small systematic error $\Delta\kappa \approx \pm 0.01 \text{ mm}^{-1}$ on the estimation of the curvatures. Thereafter, by noting that the experimental and numerical length of the considered stents remained constant after bending, *i.e.* that stents' centerlines were subjected to negligible tensile elongation, it was then possible to follow the material points of the centerlines from the undeformed to the deformed experimental and numerical configurations. The comparison of the experimental and numerical curvature $\kappa(s)$ could then be achieved at each of these material points in the deformed configurations. Besides, the distance $\Delta x(s)$ between each associated couple of material points of the experimental ($x_{exp}(s)$) and the numerical ($x_{num}(s)$) deformed centerlines was also calculated ($\Delta x(s) = \|x_{exp}(s) - x_{num}(s)\|$), and a 3D position error

$$\delta(s) = \Delta x(s)/R \quad (4.2)$$

was defined from the largest displacement along the stent, corresponding approximately to the global radius of curvature R of the bent stent (see figure 4.8). Lastly, from the knowledge of the stent wire radius r and the local curvatures in the initial $\kappa_0(s)$ and deformed $\kappa(s)$ configurations, it was also possible to estimate the local maximal bending strain $\epsilon_b^{max}(s)$ the stents were subjected to during their deformation:

$$\epsilon_b^{max} = r|\kappa - \kappa_0| \quad (4.3)$$

Taking into account the error induced during the estimation of the curvatures, note that such maximal bending strain were estimated with a very small error $\Delta\epsilon_b^{max} = 2.10^{-3}$.

4.2.3 Results

4.2.3.1 Qualitative comparison

Figure 4.7 gives a first qualitative comparison of deformed and simulated Zs-SG. A similar comparison could be carried out with Ao-SG. As shown from this figure, the global shapes of the experimental and simulated bent SGs are very close, bearing in mind the complexity of the numerical boundary values problems. In particular, this figure shows that the wrinkling modes of the woven polymer textile between the stents are similar to those observed experimentally, at least semi-quantitatively.

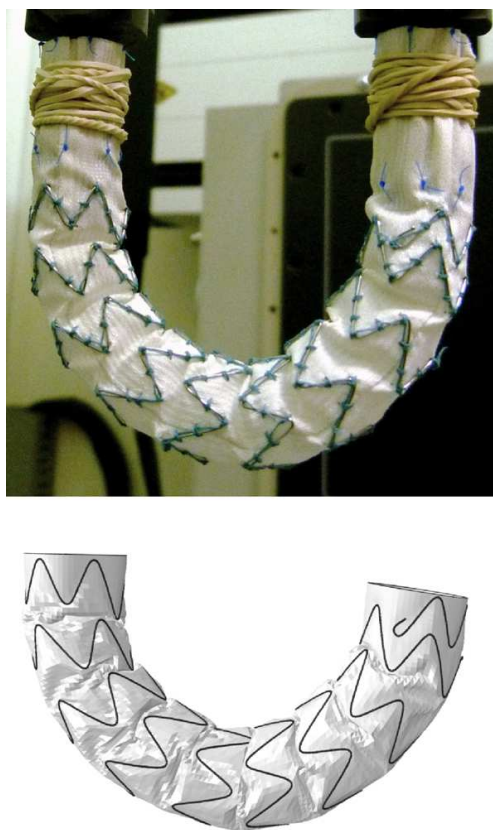


Figure 4.7 : Global shapes of actual (upper picture) and simulated (lower picture) bent Zs-SGs

Figure 4.8 strengthens the above-mentioned remarks, by comparing the 3D experimental and simulated shapes of deformed stents' centerlines for both SGs. As obvious from this figure, the simulated centerlines are close from experimental ones. However, some differences can be noted. For example, as revealed from the front views displayed in figure 8, the overall bending of the SGs, i.e. the bending of the SGs' centerlines, is somewhat more pronounced for the experimental SGs than for the numerical ones. Besides, by looking more closely at the deformed shapes of the stents in the case of Ao-SG, a significant difference between experimental and numerical centerlines is observed and concerned the fifth turn from the SG end #1: the

turn of experimental stent seems to get inside the SG and generated a localized stent deformation while the global shape of numerical stent remained fairly homogeneous.

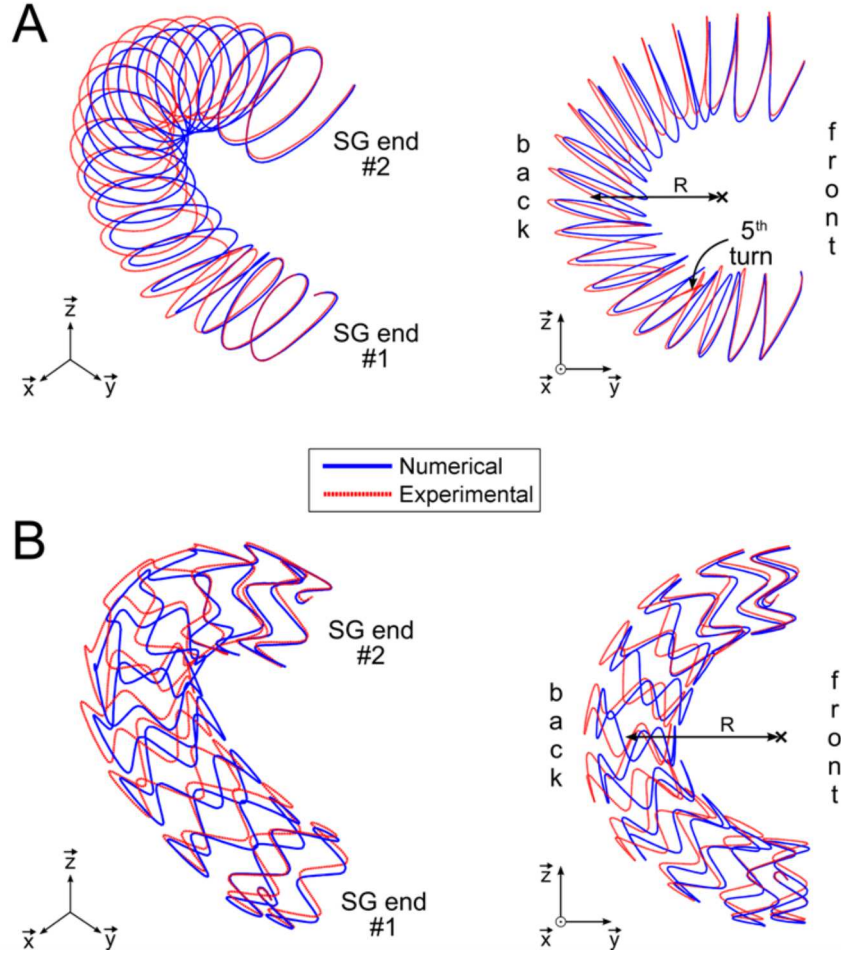


Figure 4.8 : 3D (left hand side) and 2D (right hand side) views of experimental and numerical deformed stents for Ao-SG (A) and Zs-SG (B).

4.2.3.2 Quantitative comparison

To better analyze the results, the evolution of position error δ along the curvilinear abscissa s of the bent stent centerlines was plotted for each SG in figure 4.9. The global radii of curvature R of the SGs were found to be equal to 20.5 mm and 24 mm for Ao-SG and Zs-SG, respectively (see figure 4.8). Results presented in this figure confirm the observations stated in the last subsection. Indeed, for Ao-SG (resp. Zs-SG), the position error oscillated between 0 and 20% (resp. 0 and 16%) with a mean value of 8.53% (resp. 6.41%) and the most important position error was approximately located at 570 mm (490 mm, respectively) from SG end #1.

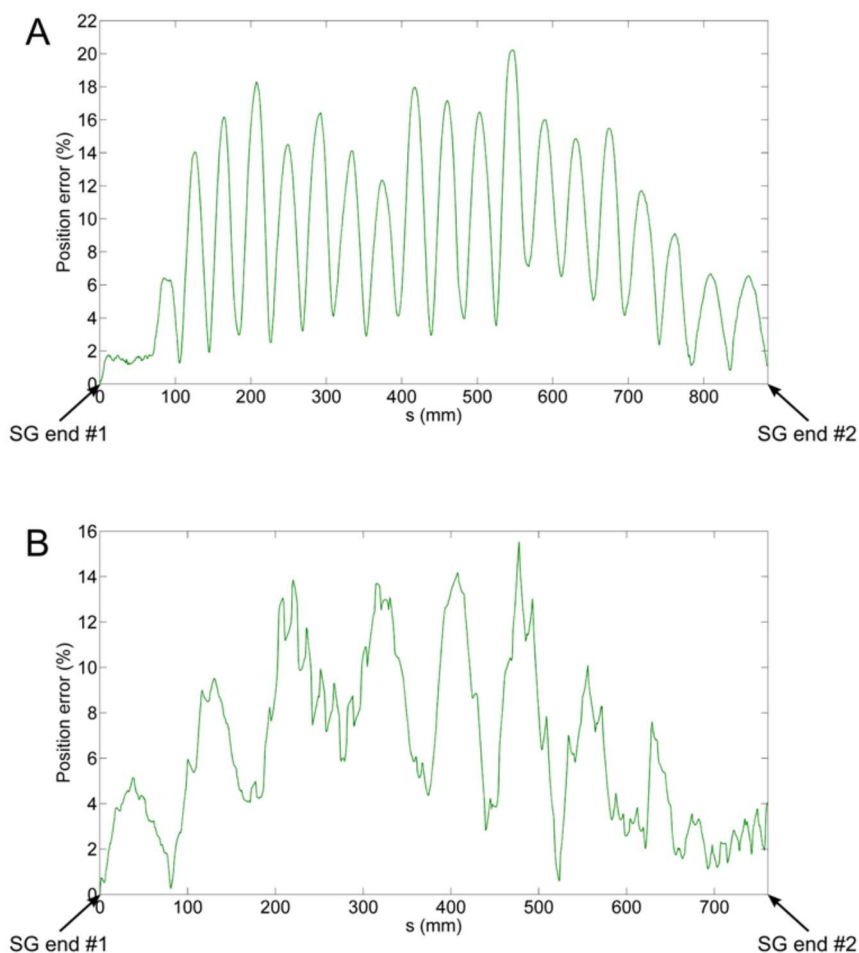


Figure 4.9 : Evolution of the position error δ along the stent centerline curvilinear abscissa s for Ao-SG (A) and Zs-SG (B)

All these results are supported by figure 4.10 that plots the evolution of experimental and numerical curvatures κ along the curvilinear abscissa s of the bent stent centerlines. For Ao-SG, the curvature of the numerical (resp. experimental) stent centerline generally oscillates between 0.06 and 0.22 mm^{-1} (resp. 0.03 and 0.22 mm^{-1}) with a mean of 0.143 mm^{-1} (resp. 0.144 mm^{-1}). For Zs-SG, the curvature of the numerical (resp. experimental) stent centerline oscillates between 0 and 1.17 mm^{-1} (resp. 0 and 1.17 mm^{-1}) with a mean of 0.278 mm^{-1} (resp. 0.275 mm^{-1}). For both SGs, the comparison between experimental data and simulated results is satisfactory, keeping in mind the systematic error $\Delta\kappa \approx \pm 0.01 \text{ mm}^{-1}$ induced during the estimation of the curvatures.

To strengthen the above remarks, the experimental and numerical maximal bending strains ϵ_b^{max} recorded along the curvilinear abscissa s of the stents were finally estimated and compared (result not plotted here). For the two SGs, the experimental and numerical bending strains were found to be very close and very small, *i.e.* within the systematic error of $2 \cdot 10^{-3}$. This proves that during the studied bending of the SGs, no noticeable stent bending was observed. This also emphasizes the fairly good comparison between

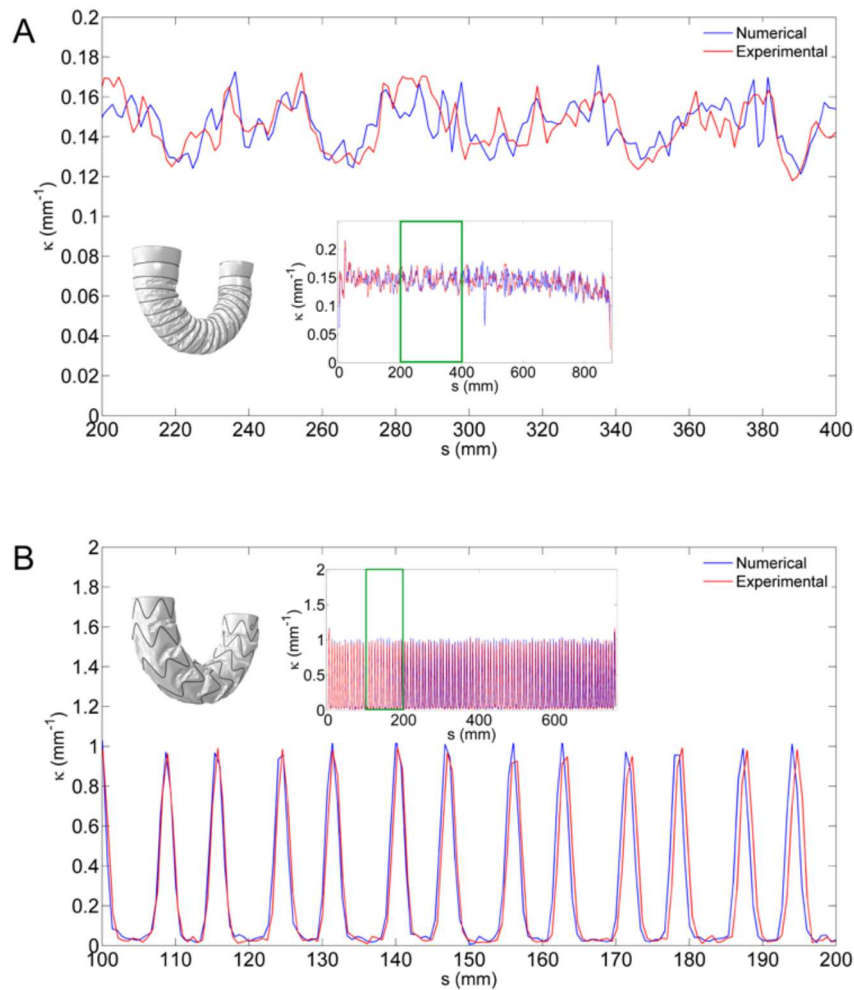


Figure 4.10 : Curvatures κ of both experimental and numerical deformed stent centerlines as functions of the stent centerline curvilinear abscissa s for Ao-SG (A) and Zs-SG (B).

the experiments and the simulations.

4.2.4 Discussion

The objective of this study was to validate a numerical tool dedicated to predict the deformation of endovascular SGs, by comparing simulation results to what was observed from experiments. To run such a comparison, special attention was paid in order to minimize most of the possible error sources.

The mechanical behaviors of the stents and the grafts were modeled with appropriate constitutive laws, taking into account the possible superelastic behaviour of NiTi and the strong anisotropy of polyester. In this last case, special mechanical tests were required and achieved prior to the simulation in order to gauge the stiffness and the anisotropy of the grafts.

The initial geometries of the experimental and numerical stents were set identical. This was possible

thanks to the X-ray microtomography combined with dedicated image analysis subroutines.

The SGs were deformed with a special bending apparatus that was mounted within the microtomograph. This allowed (i) proper boundary conditions for the simulation to be captured directly from the experiments and (ii) the full final stent geometries to be determined to constitute an exhaustive experimental database for the comparison with the simulations.

By adopting this careful methodology, the very promising results that were obtained in this study bring the following comments.

The qualitative results displayed in figures 4.7 and 4.8 highlight an overall good agreement between experiments and numerical simulations of SGs' bending, except in some zones such as the fifth turn of the Ao stent: the observed difference is mainly due to the thick graft seam line, which was not modeled numerically. Indeed, Ao graft was composed of two pieces of graft sewn together along the entire length of the SG. It generated a high degree of heterogeneity and caused the penetration of the fifth turn of the spiral stent within the Ao-SG during the bending.

Regarding the quantitative results, *i.e.* the position errors δ (see figure 4.9), the centerline curvatures κ (see figure 4.10) and the maximal bending strains ϵ_b^{max} , the agreement is still satisfactory. The mean ($< 9\%$) and maximal ($< 20\%$) position error between the simulated and imaged deformed stents remained fairly low for both SGs. Knowing that the mean position error for both SGs does not exceed 1.8 mm, the results of this work are acceptable if this value is compared to the observation scale commonly used in medical imaging. Furthermore, curvatures of experimentally and numerically bent stents were very close. Thus, maximal experimental and numerical bending strains were identical and negligible.

By using the results of the simulations, the corresponding maximal Von Mises strain was found to be equal to 0.37 % for Ao-SG and 0.36 % for Zs-SG. These very low strains entirely validate our initial basic choice concerning the stent constitutive behaviour: during the considered SG bending, the whole stents remained elastic.

To the best of the authors' knowledge, very few studies were carried out on the experimental validation of numerical models of stents alone from a quantitative point of view (Migliavacca *et al.*, 2005; Takashima *et al.*, 2007). The experimental modalities used in these two studies on stent expansion are mainly based on 2D observations (measurements on pictures obtained with a CCD camera). Knowing that stent deployment and SG modeling are two distinct problems (consideration of the fabric which has a significant influence on SG behaviour), it was necessary to develop a new methodology based on 3D data to validate quantitatively our SG numerical models. Besides, our study is the first in which such a methodology is carried out in the case of endovascular SGs. Considering the obtained results, and keeping in mind the complexity of the highly non-linear boundary value problems that were solved (large transformations, membrane wrinkling, non-linear constitutive laws, self-contact problems), it is fair to consider that our SG numerical models are accurate and reliable enough to correctly reproduce the mechanical behaviour of actual SG samples. Obviously, there are some differences between experimental and numerical results. However, these differences could be minimized by considering the following points in future simulations.

Most of the observed differences between the deformed imaged and numerical SGs probably come from

the difficulty to model the initial shape of the grafts. Looking at the initial actual SG samples, one can clearly see that their fabrics form wrinkles (see figure 4.2) while the modeled SGs exhibit a rather smooth fabric surface without wrinkle (see figure 4.6). These initial real wrinkles constitute additional material available in the outer curvature region during the bending. Thus, they are suspected to induce a higher radius of curvature for the imaged SGs than for the numerical ones (see figure 4.8). A possible way to get rid of this would consist in improving the 3D imaging of the SGs, *e.g.* by enhancing the x-ray absorption of the grafts with contrast agents (Davit *et al.*, 2011).

Differences also come from the elementary model used for the stent/graft connection. Indeed, the sutures between stent and graft were not modeled rigorously because this would have increased dramatically the complexity and the duration of calculations. This connection was considered perfect, although Ao sutures were coarse and allowed stent micro-movements.

The numerical boundary conditions were adjusted to the nearest experimental ones. However, in the case of the Zs-SG, some technical problems were encountered during the experiments and induced some slight differences between experimental and numerical boundary conditions. Indeed, the extremities of Zs-SG were not modeled while they were used for the embedding of the SG in the experiments, leading to a slight shear of the fabric in the non-embedded part of the Zs-SG (see figure 4.8).

Keeping in mind that the previous mentioned points should be tackled in future studies to improve the accuracy of the numerical SG models, this work has proven the relevance of the presented simulations from a mechanical viewpoint. To illustrate their usefulness, each bent SG was also subjected to an intraluminal pressure varying between the diastolic (75 mmHg) and systolic (150 mmHg) pressures (representative of a hypertensive patient). As an example, figure 4.11 shows the simulated deformed SGs with and without an intraluminal pressure of 150 mmHg. For both SGs, the visual comparison between pressurized and pressure-free geometries does not reveal any remarkable difference. For instance, by increasing the pressure, the fabric swells between stent turns, especially for Ao-SG whose fabric is softer and more flexible than the Zs-SG fabric (see table 4.2). Furthermore, the local curvature of the stent centerline was computed following the procedure adopted previously, showing a slight increase of this curvature (less than 10 % of the mean value) for both SGs. Likewise, the maximal stress value σ_S^{max} and the maximal variations of stresses $\max(\Delta\sigma_S)$ in the stents for diastolic and systolic pressures were assessed and compared. First of all, for both SGs, σ_S^{max} values revealed that the stents remained elastic for this loading case ($\sigma_S^{max} = 238$ MPa for Ao-SG and $\sigma_S^{max} = 241$ MPa for Zs-SG). Thus, no marked martensitic transformation was observed within the stents. The intraluminal pressure variation is such that $\max(\Delta\sigma_S) = 123$ MPa for Ao-SG and $\max(\Delta\sigma_S) = 70$ MPa for Zs-SG. These values corresponded to a maximal variation of strain $\max(\Delta\epsilon_S)$ of 0.31 % for Ao-SG and 0.17 % for Zs-SG. Even if such tests and related results are still quite far from the clinical reality, these type of results could be useful for predicting stents' fatigue and durability (Miyazaki *et al.*, 1999; Pelton *et al.*, 2000).

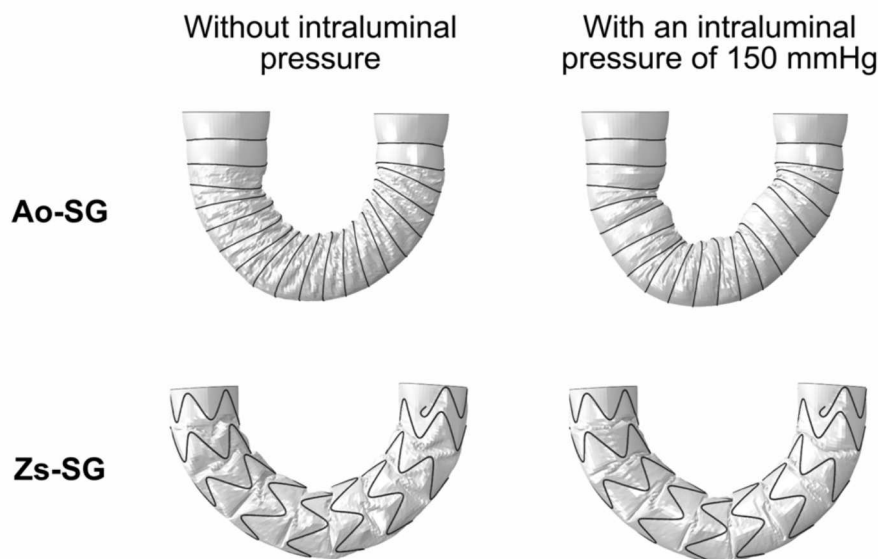


Figure 4.11 : Deformed Ao (upper pictures) and Zs-SGs (lower pictures) after simulations with (right hand side) or without (left hand side) intraluminal pressure (150 mmHg)

4.2.5 Conclusion

Thanks to proper bending experiments achieved inside a x-ray microtomograph, the numerical approach used to model aortic SGs and developed in Demanget *et al.* (2012a) could be validated. Indeed, skeletons of imaged and deformed stents were quantitatively compared to the numerical simulations, and a good agreement was found between experiments and simulations. This validation offers promising perspectives to implementing the numerical models in a computer-aided tool and simulating the endovascular treatments.

4.3 Appendice : Tomographie aux rayons X

Afin de compléter les informations et les résultats présentés dans ce chapitre, quelques précisions supplémentaires sur la tomographie aux rayons X sont apportées dans cet appendice.

4.3.1 Principe et fonctionnement de l'imagerie 3D par tomographie aux rayons X

La tomographie aux rayons X est une technique non destructive permettant de reconstruire et de visualiser des images en coupe ou en trois dimensions de la structure interne d'un objet massif (Baruchel *et al.*, 2000).

Cette technique est basée sur l'absorption des rayons X par les différentes phases constitutives des matériaux et sur l'enregistrement du rayonnement transmis à travers l'échantillon : c'est le principe de la radiographie. Un tomographe se compose généralement de trois entités : une source de rayons X, une platine de rotation sur laquelle l'échantillon est placé et un détecteur permettant d'enregistrer le faisceau

transmis au travers de l'échantillon. L'acquisition de nombreuses radiographies 2D sous différents angles de vue permet ainsi de générer une image 3D reconstruite au moyen d'algorithmes mathématiques.

La tomographie est utilisée dans de nombreux domaines et notamment en mécanique des matériaux car elle permet de faire des essais mécaniques (traction, compression, flexion, etc.) tout en imageant la structure interne des matériaux qui se déforment (Latil *et al.*, 2011).

Les informations présentes dans cette section sont principalement tirées de la thèse de Pierre Badel (2008).

4.3.1.1 Propriété d'absorption des rayons X

L'interaction des rayons X avec la matière se fait par deux mécanismes : la diffusion et l'absorption. En effet, toute matière bombardée par des rayons X émet un rayonnement secondaire constitué de rayons X qui ont traversé directement la matière (non absorbés) et d'autres qui ont été déviés, ou diffusés. L'absorption est le phénomène principal qui entre en jeu pour la tomographie. Les phénomènes de diffusion sont ainsi négligés. En effet, on parle de tomographie par absorption de rayons X.

Cette propriété se traduit par la diminution d'intensité du faisceau traversant la matière. Des photons X de longueur d'onde comprises entre 0,1 et 1 nm sont projetés sur l'échantillon. Les photons incidents qui n'ont pas été diffusés, sont absorbés par la matière et disparaissent, par effet photoélectrique. Quand un faisceau parallèle de rayons X d'intensité I traverse une épaisseur infinitésimale de matière dx , le faisceau transmis est atténué de dI selon la loi qui conduit à la loi de Beer-Lambert donnant l'intensité transmise à travers une épaisseur x de la matière par un faisceau incident d'intensité I_0 :

$$I_x = I_0 \exp(-\mu x) \quad (4.4)$$

où μ (en m^{-1}) est le coefficient d'absorption linéique de l'échantillon.

Cette loi peut se traduire en termes de nombre de photons transmis N_1 d'énergie E , en fonction du nombre de photons incidents N_0 d'énergie E et du coefficient d'absorption linéique μ de l'échantillon :

$$N_1(E) = N_0(E) \exp \left[- \int_s \mu(s) ds \right] \quad (4.5)$$

μ dépend de la composition locale de l'échantillon analysé et de l'énergie du photon. Dans notre cas, μ suit une loi de type :

$$\mu(x, y, z) = K \rho \frac{Z^4}{E^2} \quad (4.6)$$

où K est une constante, E l'énergie des photons incidents, ρ la masse volumique du matériau de l'échantillon et Z son numéro atomique. Cette loi d'atténuation permet d'expliquer le contraste observé sur une radiographie X d'un matériau hétérogène, où les coefficients d'absorption μ_{ijk} sont différents.

Lorsque le contraste entre les phases est très faible et que les matériaux en présence possèdent une absorption très proche, il faut alors changer de mode de tomographie pour différencier les phases ; le contraste de phase permet par exemple de rehausser les frontières entre les phases.

4.3.1.2 Principe de la reconstruction par tomographie

Afin de comprendre le principe de la reconstruction par tomographie en 3D, le cas de la reconstruction 2D, plus facile à aborder, sera expliqué ici. Il s'agit de reconstruire une coupe de l'échantillon, autrement dit une coupe perpendiculaire à l'axe de rotation de l'objet. Le principe général est celui du scanner médical : des radiographies sont générées en faisant varier l'angle de vue de l'objet. Un jeu complet de radiographies est obtenu lorsque l'objet a tourné à 360° (voir figure 4.12). A partir de ce jeu de radios, une carte du coefficient local d'absorption peut être reconstruite en tout point de l'échantillon.

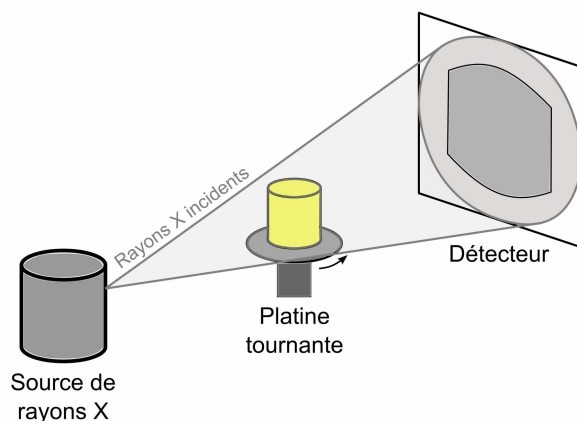


Figure 4.12 : Schéma de principe d'un tomographe aux rayons X possédant une source conique

L'acquisition des données est réalisée de la façon suivante. On considère un faisceau incident parallèle traversant l'échantillon. L'image à reconstruire est constituée de $m \times n$ pixels avec pour chacun un coefficient d'absorption local μ_{ij} . L'intensité mesurée par le détecteur k dans la position 1, autrement dit le nombre de photons transmis N_{1k} , est proportionnelle à la sommation des coefficients d'absorption sur chaque pixel de la bande hachurée (voir figure 4.13):

$$\ln \left(\frac{N_0}{N_{1k}} \right) \propto \sum_j \mu_{ij} \quad (4.7)$$

Il en est de même pour tous les éléments sensibles du détecteur et pour chaque position angulaire successive. On obtient alors un système d'équations linéaires dans lequel le logarithme des intensités est donné par les radiographies, les μ_{ij} étant les inconnues.

4.3.1.3 Source et détecteur de rayons X

Une source de rayons X dite « traditionnelle » utilise des tubes dans lesquels règne un vide poussé. Un filament est chauffé par la circulation d'un fort courant, de sorte à arracher des électrons. Ces électrons sont accélérés vers une cible par un champ électrique élevé créé entre le filament, qui fait office de cathode, et la cible, qui constitue l'anode. Les électrons entrent en collision avec l'anode. Les rayons X sont alors

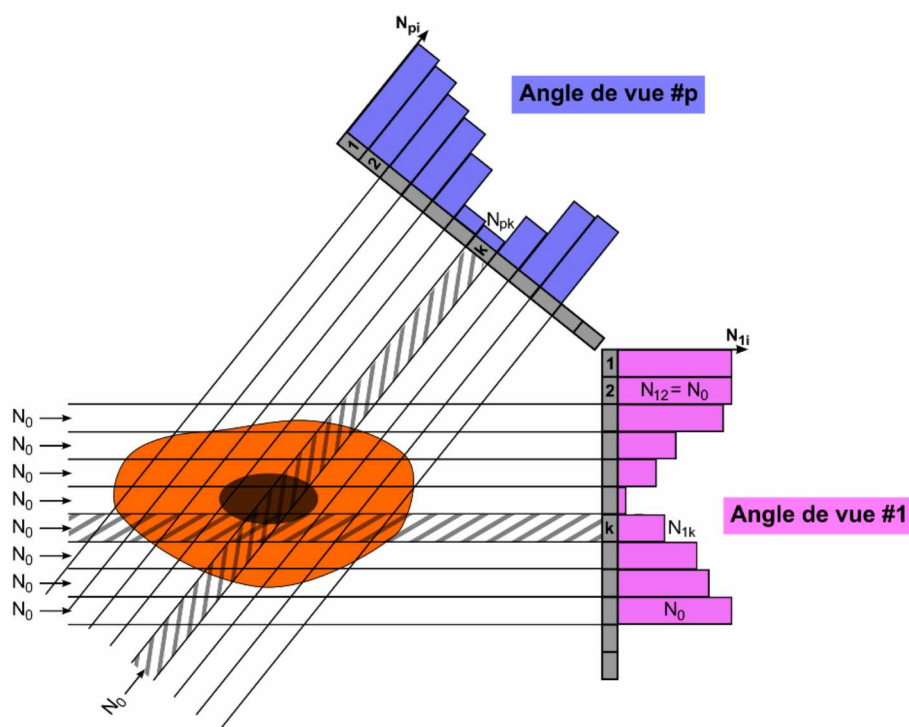


Figure 4.13 : Acquisition des données en tomographie

émis.

Le détecteur est placé, quant à lui, dans l'axe du faisceau, derrière l'objet à analyser. Il doit générer des signaux analogiques issus de la création d'un courant proportionnel au nombre de photons reçus. Il est d'une importance cruciale lors d'une reconstruction tomographique. En effet, sa taille conditionne une partie de la résolution finale. La vitesse d'acquisition est un autre paramètre clé puisqu'il faut acquérir un nombre très important de radiographies pour une seule reconstruction d'échantillon. Les temps de réponse (montée et descente du signal) doivent être très brefs afin d'obtenir une réponse quasi instantanée aux fluctuations du rayonnement X.

4.3.2 Caractéristiques du tomographe utilisé

Les acquisitions tomographiques nécessaires à notre étude ont été réalisées au sein du Laboratoire 3SR de Grenoble où est installé un microtomographe aux rayons X de la marque RX Solutions. Les rayons X sont produits par une source conique qui permet de régler la résolution spatiale de l'acquisition en jouant sur la position de l'échantillon entre source et détecteur. Le flux de photons est assez faible et le temps d'acquisition peut varier entre 15 min et 3 heures suivant la résolution souhaitée ou le type de matériau (temps de pause assez long pour qu'un nombre suffisant de photons frappent le détecteur). Les résolutions disponibles sur ce tomographe sont comprises entre $5 \mu\text{m}/\text{vx}$ et $250 \mu\text{m}/\text{vx}$.

4.3.3 Acquisitions tomographiques supplémentaires

4.3.3.1 Flexion d'autres endoprothèses

Les deux EPs considérées dans l'article de ce chapitre ne sont pas les seules à avoir été fléchies puis à avoir été passées dans le microtomographe du Laboratoire 3SR de Grenoble. Les jambages des EPs Anaconda, Zenith et Endurant ont également fait l'objet d'acquisitions tomographiques (voir figure 4.14) puis de reconstructions 3D (voir figure 4.15).

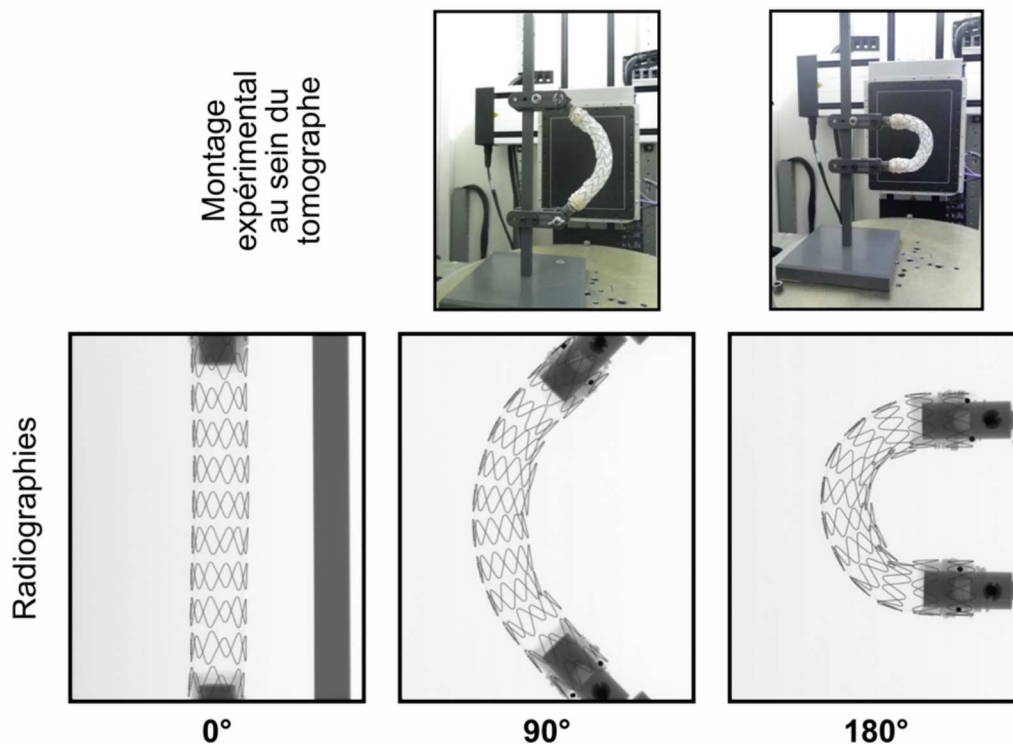


Figure 4.14 : Photos du montage expérimental et radiographies prises lors de la flexion de l'Endurant

4.3.3.2 Microstructure du textile Medtronic

Un échantillon de textile de la Talent a été passé au tomographe de l'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) de Grenoble. La source de rayons X de type synchrotron permet de faire des acquisitions en haute résolution avec un excellent rapport signal sur bruit. Ces acquisitions ont été réalisées dans le but d'observer la microstructure de ce textile en Dacron tissé (voir figure 4.16).

4.3.4 Conception du dispositif expérimental de flexion

Afin de pouvoir reproduire expérimentalement les essais de flexion réalisés numériquement, un dispositif expérimental a été conçu puis usiné (voir figure 4.17). Il devait répondre au cahier des charges suivant :

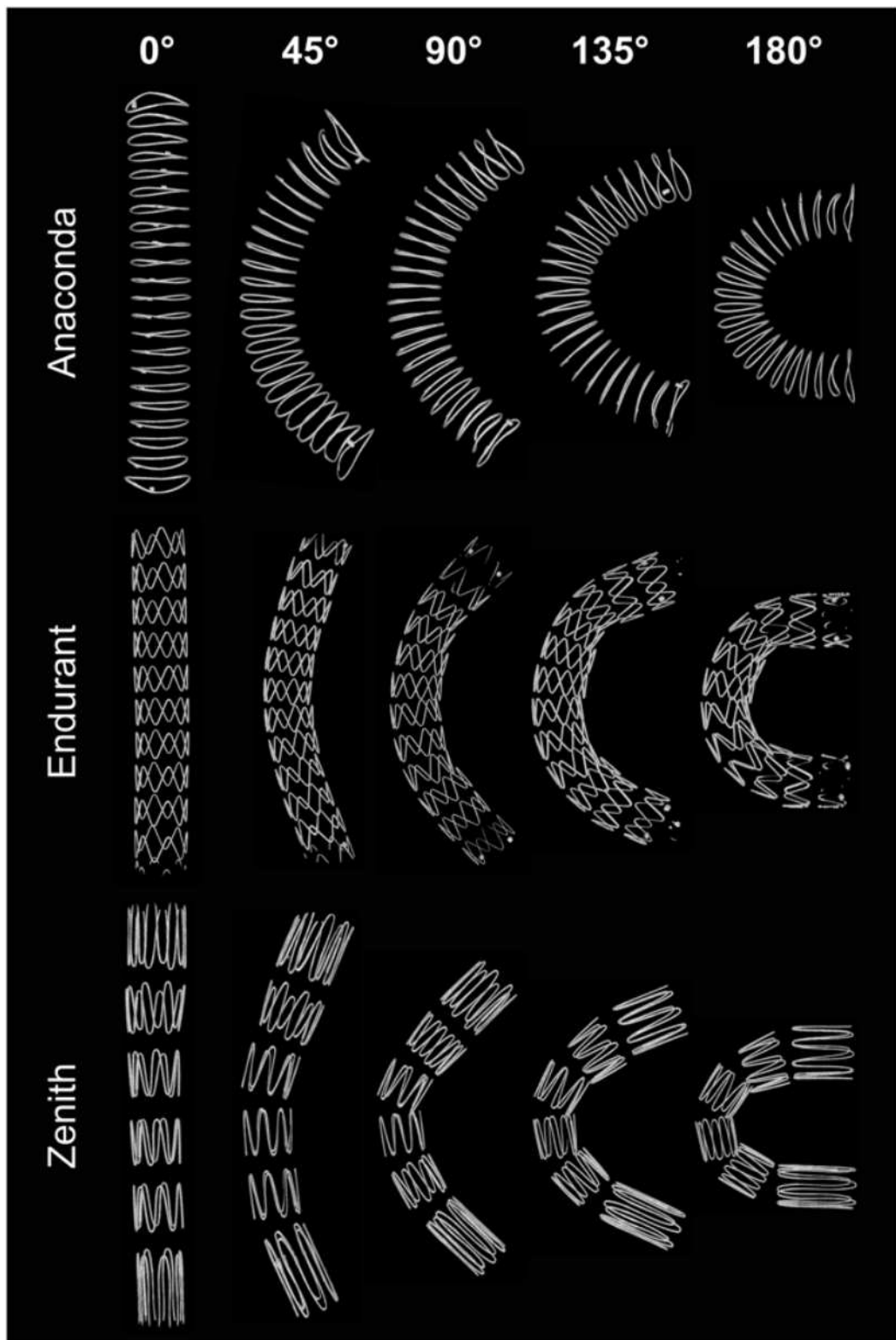


Figure 4.15 : Reconstruction tomographique 3D des différentes EPs fléchies

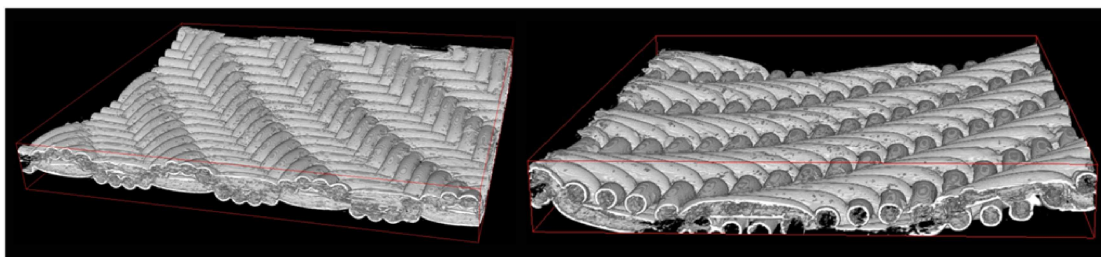


Figure 4.16 : Reconstruction tomographique 3D d'un échantillon du textile de la Talent (Dacron tissé)

1. Reproduire au plus près les conditions limites imposées numériquement : rotation autour de l'axe x grâce à la tige pivotable, translation libre selon l'axe z par l'intermédiaire des roulettes et de la barre de support.
2. Être fabriqué dans un matériau peu absorbant aux rayons X et ainsi qui ne doit pas interférer avec les mesures effectuées sur l'EP : l'ensemble des pièces usinées de cet assemblage ont été fabriquées en PVC.
3. Être démontable, facilement transportable et rapide d'utilisation : l'ensemble des pièces de cet assemblage sont soit simplement emboîtées (barre de support sur colonnes), soit vissées les unes aux autres ; mise en place d'écrous papillons permettant le réglage rapide de l'angle de rotation autour de l'axe x .
4. Être positionnable horizontalement ou verticalement afin de toujours avoir l'ensemble de l'EP dans le champ de vue du capteur du tomographe : il est possible de passer d'une configuration à l'autre en enlevant ou en rajoutant simplement une base et une colonne.

4.4 Synthèse

L'objectif de cette étude est de valider l'outil numérique permettant de prédire la déformation des EPs qui a été présenté et discuté dans le chapitre 2, en comparant les résultats des simulations à ce qui est observé expérimentalement.

Afin de fournir une comparaison valable entre les approches numérique et expérimentale, une attention particulière a été portée à la minimisation de la plupart des possibles sources d'erreur : utilisation de la géométrie réelle du stent les modèles numériques d'EPs, hypothèses vérifiées *a posteriori* concernant le choix de la loi de comportement des matériaux (loi élastoplastique pour le Nitinol notamment), ou encore mesure directe des conditions limites imposées sur le dispositif expérimental de flexion afin d'alimenter la simulation numérique.

En adoptant cette méthodologie, les résultats obtenus se sont révélés très prometteurs. Il existe tout d'abord une très bonne correspondance globale des résultats qualitatifs. En effet, les déformées 3D des stents expérimentaux et numériques sont très proches et aucune erreur majeure n'est visible dans le modèle numérique. Dans certaines zones seulement, notamment pour l'Aorfix, de faibles différences peuvent

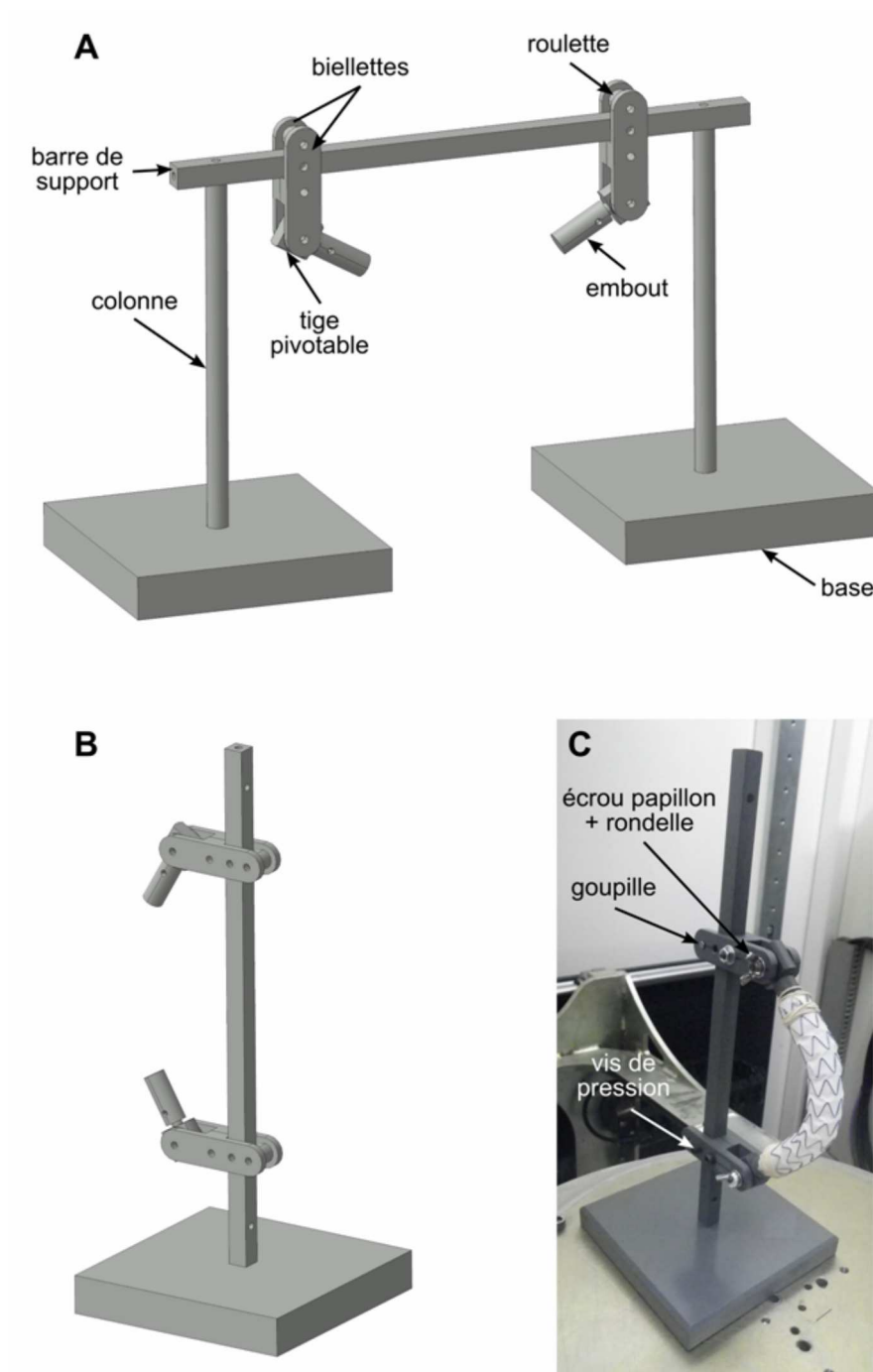


Figure 4.17 : Dispositif expérimental de flexion des EPs. (A) Visualisation CAO du dispositif à l'horizontale. (B) Visualisation CAO du dispositif à la verticale. (C) Photographie du dispositif supportant une EP et mis en place dans le tomographe.

s'expliquer par la méthode de modélisation du textile et surtout par la non-représentation de la couture grossière présente des deux côtés de ce jambage. En ce qui concerne les résultats quantitatifs, ils sont tout aussi satisfaisants, que cela soit pour l'erreur de position, la courbure locale de la ligne moyenne du stent ou encore la déformation de flexion maximale du stent. L'erreur de position moyenne est faible et inférieure à 9 %, ce qui correspond à un écart moyen de 1,8 mm entre le stent expérimental et le stent numérique après une flexion à 180°. Cet ordre de grandeur est excellent en regard de la précision des gestes chirurgicaux auxquels nous nous intéressons. Par ailleurs, les courbures calculées pour les deux stents sont très proches. Les déformations de flexion sont identiques et négligeables.

A notre connaissance, cette validation expérimentale/numérique est la première concernant les EPs, autrement dit concernant une combinaison entre un ou des stents et un revêtement. Il faut savoir, par ailleurs, que les stents seuls (utilisés pour le traitement de la sténose carotidienne principalement) ont fait l'objet de plusieurs études portant sur la validation expérimentale uniquement qualitative de certains résultats numériques. La validation expérimentale quantitative proposée dans cette étude et basée sur l'acquisition et le post-traitement de données tomographiques 3D est par conséquent unique et originale.

En considérant les résultats obtenus et en gardant à l'esprit la complexité du problème numérique à résoudre (grandes transformations, lois de comportement non linéaires, contact, etc.), il semble cohérent de conclure que les modèles numériques d'EPs de cette étude, et plus globalement que la méthode de modélisation des EPs qui a été développée, sont suffisamment fiables et précis pour reproduire le comportement mécanique réel des EPs.

Les différences observées entre le stent expérimental et le stent numérique pourraient éventuellement être davantage minimisées en essayant d'améliorer les points suivants. La méthode de modélisation du revêtement utilisée dans cette étude n'est pas optimisée et semble être la cause des différences les plus notables. Sa géométrie réelle initiale pourrait être reconstruite grâce aux images issues du tomographe en augmentant son absorption des rayons X par le biais d'un agent de contraste. Par ailleurs, les sutures entre le stent et le revêtement n'ont pas été modélisées afin de ne pas augmenter le temps de calcul de façon significative. Ici, la fixation stent/revêtement est parfaite, ce qui peut légèrement rigidifier l'EP. Enfin, certains problèmes techniques ont été rencontrés pendant la flexion expérimentale. En effet, le dispositif expérimental ne permet pas une mesure très précise des conditions limites et pourrait être amélioré dans ce sens.

Afin de montrer l'utilité de ces modèles numériques d'EPs, chacune des deux EPs fléchies a été soumise à une pression physiologique intraluminaire variant entre 75 mmHg (pression diastolique) et 150 mmHg (pression systolique). La comparaison visuelle entre les déformées avec ou sans pression ne révèle aucune différence remarquable. Par ailleurs, les contraintes maximales et les variations maximales de contraintes dans les stents entre pression diastolique et systolique ont été relevées et comparées. Les stents restent ainsi dans leur domaine élastique. Par ailleurs, les variations de pression engendrent des variations maximales de contraintes de l'ordre de 123 MPa pour l'Aorfix (correspondant à une variation maximale de déformation de 0,31 %) et de 70 MPa pour la Zenith Spiral-Z (correspondant à une variation maximale de déformation de 0,17 %). Même si ces tests et leurs résultats associés peuvent paraître assez éloignés de la réalité clinique,

ce type de résultat est tout de même utile pour prédire la durabilité des composants de l'EP.

Pour conclure, la méthode de modélisation des EPs présentée dans le chapitre 2 a été validée qualitativement et quantitativement dans cette étude. Elle offre des perspectives prometteuses et ouvre la voie à de multiples développements : implémentation des modèles numériques d'EPs dans un logiciel d'aide à la décision chirurgicale, simulation du largage des EPs ou encore optimisation de la structure des EPs afin d'améliorer leur durabilité.

CHAPITRE 5

INFLUENCE DE L'ARCHITECTURE DES ENDOPROTHÈSES SUR LEURS PERFORMANCES MÉCANIQUES

L'étude numérique faisant l'objet de ce chapitre a pour but de mettre en évidence l'influence de l'architecture des endoprothèses sur leurs performances mécaniques. Ainsi, 8 jambages d'EPs disponibles sur le marché ont été testés lors d'un essai combinant flexion et pressurisation. Cette étude a été soumise dans la revue "Journal of Endovascular Therapy" en 2012. L'article a été inséré dans ce manuscrit dans sa version complète en anglais. Certains éléments méthodologiques présentés ci-après ont déjà été abordés dans le chapitre 2. L'article est précédé d'un préambule, complété par une appendice et suivi d'une synthèse. Ces trois sections complémentaires ont été rédigées en français.

Sommaire

5.1	Préambule	130
5.2	Finite element analysis of mechanical performances of eight marketed aortic stent-grafts	130
5.2.1	Introduction	130
5.2.2	Methods	132
5.2.3	Results	139
5.2.4	Discussion	142
5.2.5	Conclusion	143
5.3	Appendice : Couple nécessaire à la flexion des EPs	144
5.4	Synthèse	145

5.1 Préambule

Pour rappel, l'analyse de la bibliographie du chapitre 1 a montré que le comportement mécanique des EPs aortiques jouait un rôle important dans la durabilité de ces dispositifs. L'étude du chapitre 3 a permis, outre le fait de présenter une nouvelle méthode de modélisation des EPs, d'étudier le comportement mécanique de ces dispositifs et de montrer qu'il était grandement influencé par le type de stent, et en particulier par son architecture. De la même manière, la présente étude a pour but d'évaluer numériquement les performances mécaniques de plusieurs jambages d'EPs actuellement disponibles sur le marché mais sur un essai un peu plus proche de la réalité clinique. Elle permet ainsi d'étendre l'analyse du chapitre 3.

Ainsi, huit jambages d'EPs ont été modélisés numériquement grâce à la méthode des éléments finis. Ces dispositifs peuvent être classés selon la forme de leurs stents (voir chapitre 2). Pour rappel, la Zenith Flex (Ze-SG), la Talent (Ta-SG), l'Endurant (En-SG) et la Zenith Low Profile (Zlp-SG) possèdent chacune plusieurs stents en Z consécutifs. L'Aorfix (Ao-SG) est construite à partir d'un unique stent en spirale. L'Excluder (Ex-SG) et la Zenith Spiral-Z (Zs-SG) possèdent chacune un unique stent en spirale avec des motifs en Z. Enfin, l'Anaconda (An-SG) est construite à partir d'une succession de stents circulaires. Toutes ces EPs possèdent des stents en Nitinol (excepté la Ze-SG qui possède des stents en acier inoxydable 316L) ainsi qu'un textile en PET (sauf l'Ex-SG qui possède un textile en ePTFE). La mise en oeuvre de ces modèles est identique à celle détaillée dans les chapitres 2 et 3. La différence la plus significative avec l'étude du chapitre 3 concerne les stents qui sont cette fois-ci modélisés avec des éléments 3D, et plus particulièrement avec des éléments prismatiques à 6 noeuds. De ce fait, le comportement superélastique caractéristique du Nitinol a pu être implémenté dans ces éléments et ainsi être mieux décrit a priori.

Afin d'évaluer leurs performances mécaniques, les EPs ont été soumises à un essai combinant flexion sévère et pressurisation intraluminale. Ce type de sollicitation a été choisi afin de reproduire au plus près les déformations *in vivo* subies par les EPs dans le cas d'anévrisme très tortueux. Le taux de réduction luminal maximal (LR_{max}) caractérisant la flexibilité des EPs, les contraintes dans les stents (σ_S^{max}) et les déformations dans le textile (ϵ_{LG} et ϵ_{CG}) ont ensuite été calculés et analysés afin de quantifier les performances mécaniques des EPs considérées.

5.2 Finite element analysis of mechanical performances of eight marketed aortic stent-grafts

Nicolas Demanget, Ambroise Duprey, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Stéphane Avril, Christian Geindreau,
Jean-Noël Albertini, Jean-Pierre Favre

Journal of Endovascular Therapy, submitted

5.2.1 Introduction

Endovascular repair (EVAR) is a widely used technique to treat abdominal aortic aneurysms (AAAs). However, stent-graft (SG) durability remains the principal issue of EVAR. Endoleaks (Albertini *et al.*,

2001; Baum *et al.*, 2003), stenosis or thrombosis of the SG (Carroccio *et al.*, 2002; Cochenec *et al.*, 2007), SG components failure (Chakfe *et al.*, 2004; Heintz *et al.*, 2001; Zarins *et al.*, 2004) may require secondary interventions in up to 22% of cases at 5 years (Bartoli *et al.*, 2012). In tortuous AAAs, a lack of SG flexibility has been associated with the above-mentioned complications (Albertini *et al.*, 2005; Weale *et al.*, 2010). However, few objective data are available regarding flexibility and mechanical stresses/strains in components of current marketed SGs.

Numerical modelling by Finite Element Analysis (FEA) can be used to compare different SGs by assessing and analyzing SG deformation but also stresses and strains undergone by the device components. Some studies have proven the feasibility of this approach by using homogeneous models (a single equivalent material used for both stent and graft) as a first approach (Morris *et al.*, 2004; Howell *et al.*, 2007; Figueroa *et al.*, 2009, 2010; Li et Kleinstreuer, 2005; Li *et al.*, 2005; Li et Kleinstreuer, 2006a,b; Molony *et al.*, 2009, 2010). These models were employed to investigate the interaction between SG and blood flow using Computational Fluid Dynamics (CFD) and Fluid Structure Interaction (FSI) techniques. Particularly, displacement forces acting on the SG and stresses within the AAA wall after SG placement were estimated. However, homogeneous SG models did not take into account the mechanical complexity of the device and therefore may yield to erroneous results. Stents and graft were not differentiated and, consequently, the interaction between the two materials was not taken into account. Therefore, these models were not suitable to compare SG flexibility and mechanical stresses in components.

More recently, more realistic multi-material SG models were proposed (Kleinstreuer *et al.*, 2008; Demanget *et al.*, 2012a,b; De Bock *et al.*, 2012). To date, very few studies have used this approach. Kleinstreuer *et al.* (2008) were the first to propose such numerical models. In their work, a tubular diamond-shaped SG was subjected to a cyclic pressure loading. Stresses in stent were assessed for two types of Nitinol and stresses in the graft were studied for PET and ePTFE. However, the stent-graft model did not reproduce specifically any marketed SG at that time. Furthermore, fabric modelling was simplified using isotropic materials. In 2012, deployment of a bifurcated Talent SG (Medtronic) within an aneurysm was simulated (De Bock *et al.*, 2012). Geometrical numerical results were validated by the means of X-ray microtomography of the SG deployed within a silicone aneurysm phantom. However, in this study, numerical results were exploited geometrically but not from the mechanical point of view.

Our group published recently a FEA study of the bending behaviour of Zenith Flex (Cook Medical) and Aorfix (Lombard Medical) iliac limbs with proper mechanical properties for SG components materials (Demanget *et al.*, 2012a). Spiral-stented limbs (Aorfix) were more flexible than the Z-stented limbs (Zenith Flex). Moreover, stresses in stents and strain in fabric were lower for spiral-stented limbs. This approach was rigorously validated experimentally from qualitative and quantitative points of view by using X-ray microtomography (Demanget *et al.*, 2012b).

The aim of this study was therefore to extend the analysis of flexibility and stresses to all currently marketed SG.

5.2.2 Methods

5.2.2.1 Stent-grafts

Eight marketed SG limbs were modelled (see figure 5.1):

- SGs with several Z-shaped stents:
 - Zenith Flex (Ze-SG) (*Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Denmark*),
 - Talent (Ta-SG) (*Medtronic, Minneapolis, USA*),
 - Endurant (En-SG) (*Medtronic*),
 - Zenith Low Profile (Zlp-SG) (*Cook Medical Europe*).
- SG with single spiral stent:
 - Aorfix (Ao-SG) (*Lombard Medical, Didcot, United Kingdom*).
- SG with single Z-spiral stent:
 - Excluder (Ex-SG) (*Gore, Flagstaff, USA*),
 - Zenith Spiral Z (Zs-SG) (*Cook Medical Europe*).
- SGs with several circular stents:
 - Anaconda (An-SG) (*Vascutek, Inchinnan, United Kingdom*).

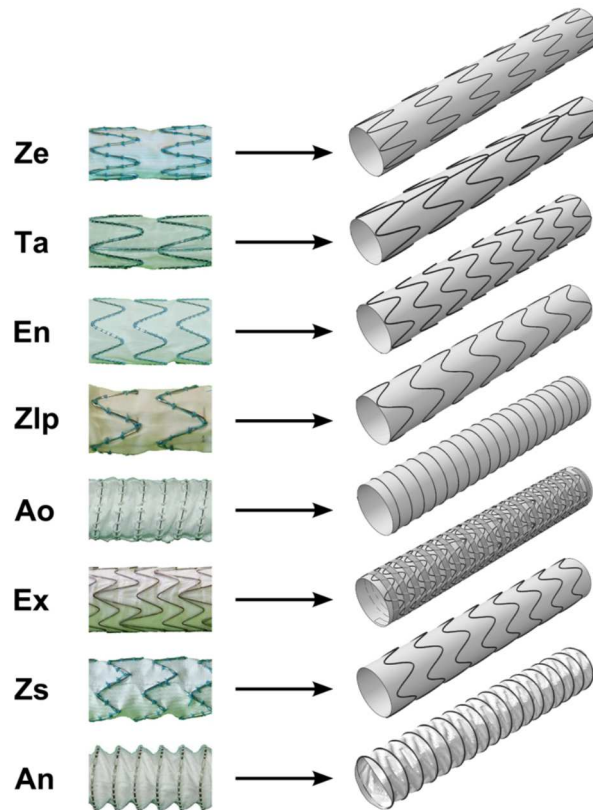


Figure 5.1 : Marketed stent-graft limbs and corresponding numerical models

SG iliac limbs were chosen because they are usually subjected to important deformations during and after their deployment within the iliac arteries. Dimensions of SG limbs and their components (stents and graft) were measured on samples obtained from manufacturer documentation. SG limb features have been reported in table 5.1.

	Stent material	Stent shape	Graft material	Attachment of stents to graft
<i>Aorfix</i>	Nitinol	Spiral	Polyester	Sutures
<i>Anaconda</i>	Nitinol	Circular	Polyester	Sutures
<i>Endurant</i>	Nitinol	Z	Polyester	Sutures
<i>Excluder</i>	Nitinol	Combination spiral/Z	ePTFE	Stent encapsulation
<i>Talent</i>	Nitinol	Z + additional side bar	Polyester	Sutures
<i>Zenith Flex</i>	316L Stainless Steel	Z	Polyester	Sutures
<i>Zenith Spiral – Z</i>	Nitinol	Combination spiral/Z	Polyester	Sutures
<i>Zenith LP</i>	Nitinol	Z	Polyester	Sutures

Tableau 5.1 : Manufacturing features of considered SG limbs

5.2.2.2 Stent-graft modelling

SG modelling has been presented in detail and validated experimentally in previous papers (Demanget *et al.*, 2012a,b). Thus, in the present paper, only essential details are recalled and some new features have been introduced. FEA software was Abaqus 6.8/Explicit (Simulia).

Geometry and mesh Geometrical and computational features of fabric and stents are reported in table 5.2. In order to ensure consistent comparison between devices, graft lengths (L_G) were slightly modified from the original samples and ranged between 88 mm and 108.1 mm. Cylindrical grafts were modelled and meshed with Abaqus 6.8.2. Geometries and meshes of idealized 3D-stents were generated with Matlab R2011a (MathWorks).

Stents Each stent centreline was approximated by parametric equations. A homemade Matlab routine generated discretization of stent centerlines through these equations. Then triangular mesh of each stent cross-section and global mesh of the 3D-stent using 6-node linear triangular prism elements were generated (figure 5.2).

Fabric and sutures Cylindrical grafts were meshed with orthotropic elastic linear shell elements through the Abaqus mesh algorithm.

Sutures securing stents and graft together were not modelled in order to reduce computational complexity. Instead, a kinematic bonding between stent and graft outer surfaces was prescribed (“tie constraint”

	Ao-SG	An-SG	En-SG	Ex-SG	Ta-SG	Ze-SG	Zs-SG	Zlp-SG
<i>Graft</i>								
Radius R_G (mm)	7.867	7.867	7.792	7.862	7.742	7.852	7.792	7.822
Length L_G (mm)	88.0	92.9	91.5	94.9	108.1	99.4	90.7	92.9
<i>Stent</i>								
Stent height H_S (mm)	L_G	0.40	8.3	5.5/13.5	14.6	11.7	7.5	8.6
Number of stents N_S	1	18	9	1	6	6	1	8
Wire radius R_S (mm)	0.125	0.15	0.20	0.13	0.25	0.14	0.20	0.17

Tableau 5.2 : Geometrical and computational features of SG limbs

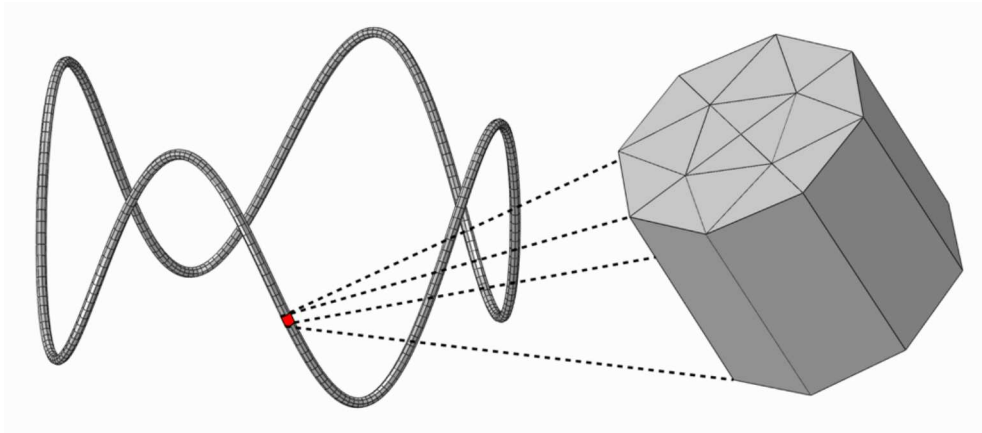


Figure 5.2 : Generation of stent mesh

in Abaqus) so that both entities could not slide or separate during simulations. Besides, self-penetration of SG components was also avoided through a self-contact algorithm.

Material properties

Stents The material behaviour of the 316L stainless steel Ze-SG stents was characterized mechanically through a homemade tensile test. An elastoplastic model with isotropic strain hardening was considered. Corresponding properties of this model are listed in table 5.3.

Parameters	Values
Young's modulus E (MPa)	110000
Poisson's ratio ν	0.3
Yield stress σ_e (MPa)	1550
Ultimate tensile strength σ_R (MPa)	> 2300

Tableau 5.3 : Material properties of 316L stainless steel

Other stents were made up of Nitinol (NiTi) whose superelastic and isotropic behaviour was modelled using the Abaqus subroutine originally proposed by Auricchio et Taylor (1997). Material properties listed in table 5.4 were taken from Kleinstreuer *et al.* (2008).

Parameters	Values
Austenite elasticity E_A (MPa)	40000
Austenite Poisson's ratio ν_A	0.46
Martensite elasticity E_M (MPa)	18554
Martensite Poisson's ratio ν_M	0.46
Transformation strain ϵ^L	0.04
Start of transformation loading σ_L^S (MPa)	390
End of transformation loading σ_L^E (MPa)	425
Ultimate tensile strength σ_R (MPa)	827-1172

Tableau 5.4 : Material properties of Nitinol

Fabric In this study, two types of fabric were considered and meshed with shell elements:

(i) Ex-SG graft consisted of ePTFE fabric whose properties, listed in table 5.5, were taken from Catanese *et al.* (1999) and Kleinstreuer *et al.* (2008). This fabric was considered as isotropic elastic linear.

Parameters	Values
E (MPa)	55.2
ν	0.46
Ultimate strain ϵ_R	0.2-0.477

Tableau 5.5 : Material properties of ePTFE

(ii) The same polyester graft was used for all other SGs. The in-plane orthotropic elastic behaviour of this fabric was characterized in a previous study (Demanget *et al.*, 2012a). Bending rigidity of shell elements used to mesh the PET fabric was adjusted according to a procedure detailed in this study. Parameters of this model are reported in table 5.6. This orthotropic model was implemented in the Abaqus software by using a "Lamina" material model.

Parameters	Values
Longitudinal Young's modulus $E_{\theta=0^\circ} = E_L$ (MPa)	$225 \pm 10\%$
Circumferential Young's modulus $E_{\theta=90^\circ} = E_C$ (MPa)	$1000 \pm 10\%$
Poisson's ratio ν_{LC}	0.3
G (MPa)	3.6
Longitudinal ultimate strain ϵ_R^L	0.23
Circumferential ultimate strain ϵ_R^C	0.18
Longitudinal bending stiffness D_L (10^{-4} Nmm)	4.0
Circumferential bending stiffness D_C (10^{-4} Nmm)	18

Tableau 5.6 : Material properties of PET

Stent-graft modelling specificities Compared to other SGs, the generation of Ta-SG, An-SG and Ex-SG models was particularly complex. This section presents the modelling details of these three SGs.

Talent (Ta-SG) The metal structure of Ta-SG consists of five Z-stents as well as a longitudinal bar which increases longitudinal rigidity (or columnar strength) of the device in order to reduce the risk of SG migration. This bar has been modelled, meshed and added within the metal structure of the Ta-SG numerical model (see figure 5.3).

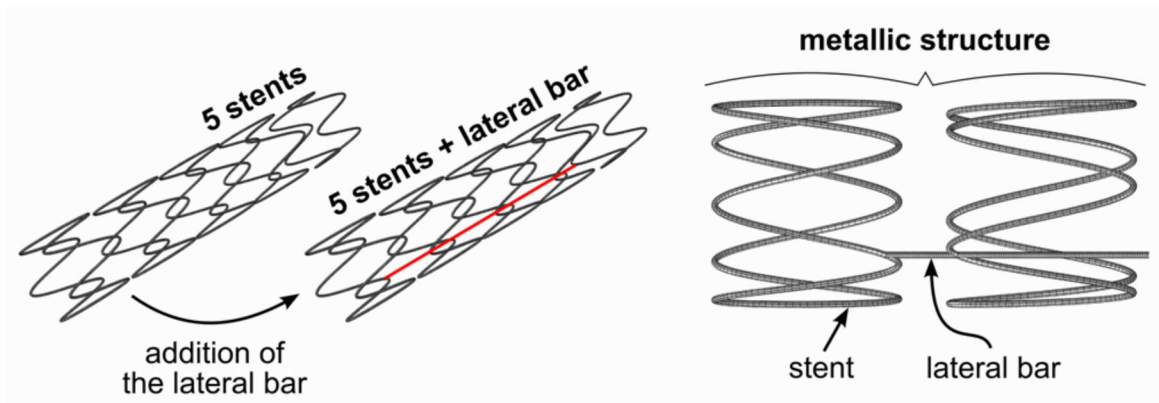


Figure 5.3 : Numerical modeling of the metallic structure of the Ta-SG

Anaconda (An-SG) This SG has a characteristic “accordion” shape due to the way the stents are sewn onto the graft. Thus, modelling the crimped geometry of the fabric was particularly complex. The adopted approach to obtain this geometry can be divided in three steps (see figure 5.4):

(i) Circular stents were prestressed: a sinusoidal longitudinal displacement was imposed to the stents centreline in order to give them a “crisp” shape (the amplitude and the number of periods of this sinusoidal displacement was measured on the stents of a stretched An-SG sample),

(ii) Prestressed “crisp” stents were then fixed on the cylindrical textile with the above-mentioned “tie constraint”,

(iii) The prestresses were then released, so that the stents came back almost entirely to their initial circular shape. Thus, deformation equilibrium between stents and graft was reached, resulting in the “accordion” shape of the textile.

Furthermore, the following assumption was made concerning the stent wire. Each ring stent consists of a very thin Nitinol wire of 0.05 mm radius rolled several times in a concentric fashion. A single NiTi wire with equivalent radius of 0.15 mm was considered. This radius was calculated in order to obtain the same bending rigidity as the actual wire, while tensile properties were kept identical.

Excluder (Ex-SG) For this device, the major difficulty laid in the particular fixation of the stent to the graft (as shown in figures 5.1 and 5.5): the stent is encapsulated between the graft and a thin polymeric

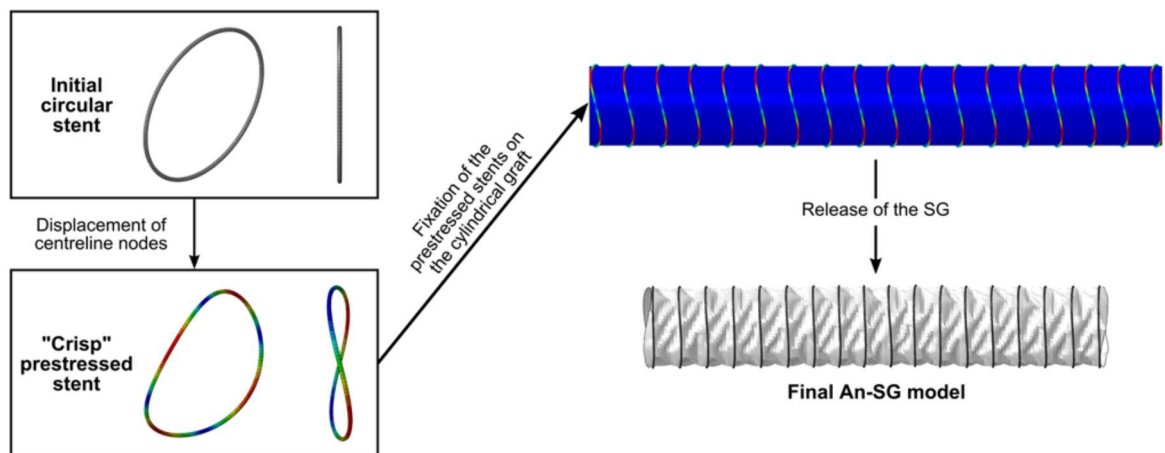


Figure 5.4 : Outline of the different steps necessary for the implementation of the An-SG numerical model

strip. This type of fixation allows stent slight translation in the longitudinal direction. No equivalent algorithm was found in Abaqus to approximate this type of fixation. Consequently, the thin helical strip was modelled, preformed and applied against both stent and graft in order to encapsulate and allow the stent to translate longitudinally (see figure 5.5). A kinematic bonding (“tie constraint”) was applied between the graft outer surface and the strip inner surface in order to avoid motion between these two components. Neither bonding nor friction was considered between the stent and the textile and between the stent and the helical strip.

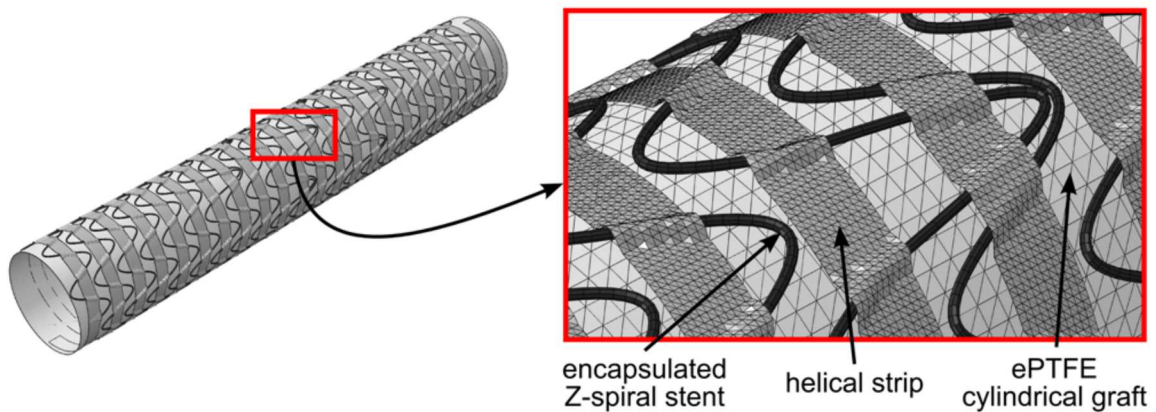


Figure 5.5 : Numerical model of the Ex-SG: Encapsulation of the stent between the graft and the thin helical strip.

5.2.2.3 Simulation of SG bending and intraluminal pressurisation

Boundary conditions To assess their mechanical performances, the above mentioned SG limbs were subjected to a severe bending followed by an intraluminal pressurisation (see figure 5.6). This type of boundary

condition has been chosen in order to reproduce the *in vivo* deformations undergone by the SG in extremely tortuous AAA. The simulation consisted of three steps: (i) SG bending, (ii) adjustment of the distance between SG tips and (iii) intraluminal pressurisation.

(i) As previously reported (Demanget *et al.*, 2012a,b), each SG tip was considered a rigid body controlled by a reference point (RP1 and RP2) (see figure 5.6). Opposite rotations were applied onto RP1 and RP2 about the x-axis, until an angle α of 90° and 180° was reached. The other two rotations were locked in order to maintain the SG in the yz-plane. Rigid body motions were prevented by locking the translations along the x and y axes. In order to avoid spurious tension in the longitudinal direction, the translation along the z-axis was left free.

(ii) Once SG bending was completed, distance between RP1 and RP2 was adjusted to reach 70 mm for $\alpha = 90^\circ$ and 35 mm for $\alpha = 180^\circ$, by applying opposite translations along the z-axis. These boundary conditions allowed SGs to be compared in identical loading conditions (figure 5.6).

(iii) Finally, each SG was subjected to a pressure of 150 mmHg applied on the inner surface of the graft. During the entire simulation, fabric porosity was not taken into account.

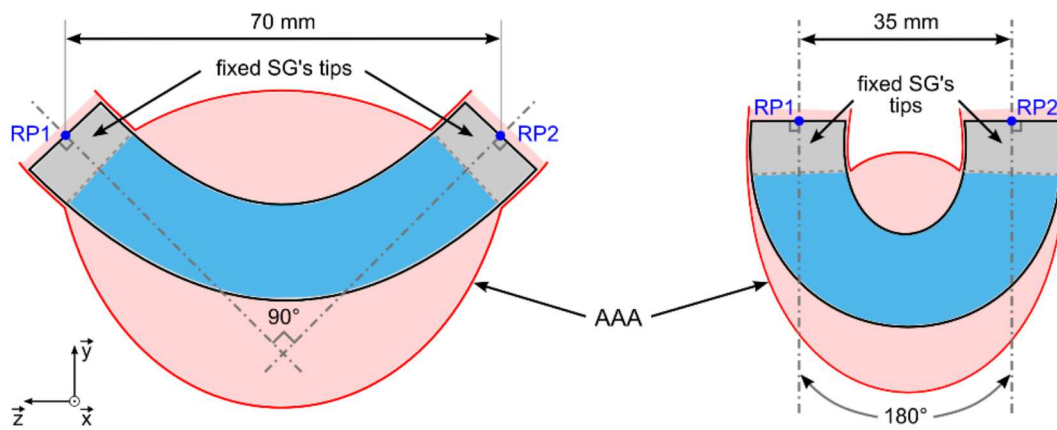


Figure 5.6 : Schematic view of SG in corresponding boundary conditions: angulation of 90° (left hand side) and 180° (right hand side)

Numerical specificities As this type of simulation involved complex geometric, material and, especially, contact nonlinearities, an explicit scheme was preferred to avoid convergence issues. The ratio between kinetic and strain energies was kept to a maximum of 5 - 10% in order to remain in a quasi-static case (Kim *et al.*, 2002; Auricchio *et al.*, 2011).

5.2.2.4 Assessment criteria of SG mechanical performances

In this study, mechanical performances of SGs included both flexibility and the mechanical response of each component to the loading conditions. Assessment of these performances was based on the following

criteria which were previously described (Demanget *et al.*, 2012a).

Luminal reduction rate (LR) Flexibility is evaluated by the calculation of LR. LR of SG cross-section was defined as the reduction of SG cross-sectional area between initial ($S_0 = \pi \times R_G^2$ corresponding to $\alpha = 0^\circ$, with R_G the initial graft radius, see table 2) and deformed state (S corresponding to $\alpha = 90^\circ$ or $\alpha = 180^\circ$):

$$LR = 100 \left(1 - \frac{S}{S_0}\right) (\%) \quad (5.1)$$

This criterion characterized the variation of SG cross-sectional area. The maximal LR (LR_{max}) was defined as the highest value obtained among the 100 cross-sections observed for a given value of α . LR_{max} was then plotted for each SG at $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$. A clinically relevant threshold value of LR_{max} was defined at 60 %.

Stresses in stents (σ_S^{max}) Maximal Von Mises stress (σ_S^{max}) in the deformed stents was derived from Abaqus numerical results. This criterion took into account tension/compression, bending as well as torsion of the stents. σ_S^{max} was also calculated for intraluminal pressure of 75 mmHg which corresponded to the diastolic pressure. Therefore it was possible to calculate $\Delta\sigma_S$ which corresponded to the variation of σ_S^{max} between 75 and 150 mmHg.

Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG}) Longitudinal membrane strain (ϵ_{LG}) and circumferential membrane strain (ϵ_{CG}) were calculated by averaging out values of membrane strains for inner and outer surfaces of the shell elements. For that purpose, a local coordinate system (\vec{e}_L, \vec{e}_C) was defined along the yarn directions in order to ensure that output values corresponded to ϵ_{LG} and ϵ_{CG} .

The three above mentioned criteria were calculated for $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$. Matlab R2011a was used to post-process the results obtained from Abaqus. Results were classified according to stent shape.

5.2.3 Results

5.2.3.1 SG global deformation

Figure 5.7 represents SG deformed geometries for corresponding values of α (90° and 180°). No major SG kink was observed for $\alpha = 90^\circ$, except for the Ta-SG. For $\alpha = 180^\circ$, there were some significant differences between devices. Ze, Ta, and En-SGs displayed major kinks in their central area where the stents collapsed and dragged down the fabric with them. On the contrary, deformation of other devices was homogeneous along their entire length. Because of its “accordion” shape, An-SG unfolded and subsequently got longer when intraluminal pressure was applied.

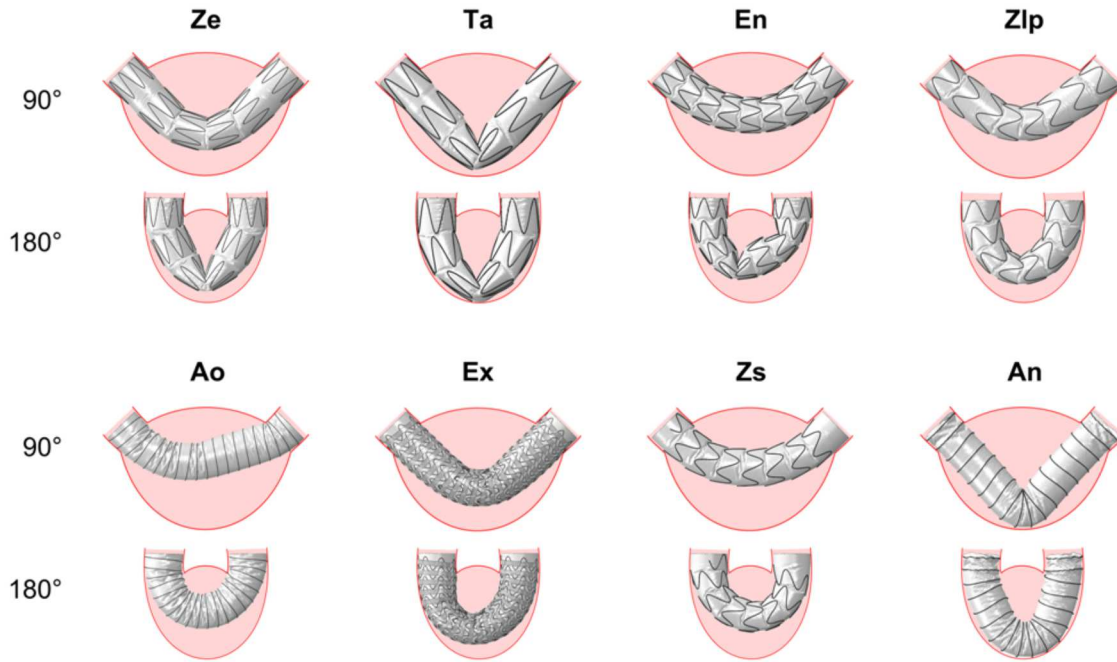


Figure 5.7 : Deformed SGs for $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$

5.2.3.2 Maximal luminal reduction rate (LR_{max})

Figure 5.8A shows LR_{max} plotted for each device at $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$.

At $\alpha = 90^\circ$, all SGs except Ta-SG had LR_{max} equal or less than 20%.

At $\alpha = 180^\circ$, two groups of SGs could be identified. The first group included Z-stented SGs (Ta, En, Ze and Zlp-SGs). LR_{max} of these SGs was high, reaching peak values between 70 and 80% (Ta, En, Ze-SGs). For Zlp-SG, LR_{max} peak value remained lower than 40%. The second group included the other devices which had either spiral stents (Ao, Ex and Zs-SGs) or separated circular stents (An-SG). LR_{max} values in this group were low (less than 25%).

5.2.3.3 Stresses in stents (σ_S^{max})

Calculated values of σ_S^{max} are presented in figure 5.8B for each SG at $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$.

At $\alpha = 90^\circ$, σ_S^{max} was less than 300 MPa for all SGs except Ta and Ex-SGs. The highest σ_S^{max} were recorded for Ta-SG, with a peak value of 560 MPa.

At $\alpha = 180^\circ$, two groups of SGs could be identified. The first group included Z-stented SGs (Ta, En, Ze and Zlp-SGs) except Ex-SG which had a Z-spiral stent. In this group, σ_S^{max} values were greater than 300 MPa. The second group included spiral and circular-stented SGs (Ao, An and Zs-SGs). In this group, σ_S^{max} values were lower than 300 MPa.

For all SGs, highest σ_S^{max} were located at the level of the angulation.

$\Delta\sigma_S$ at 90° and 180° ranged from 0 (Ta-SG) to 31 MPa (Ao-SG). This corresponds to very small strain

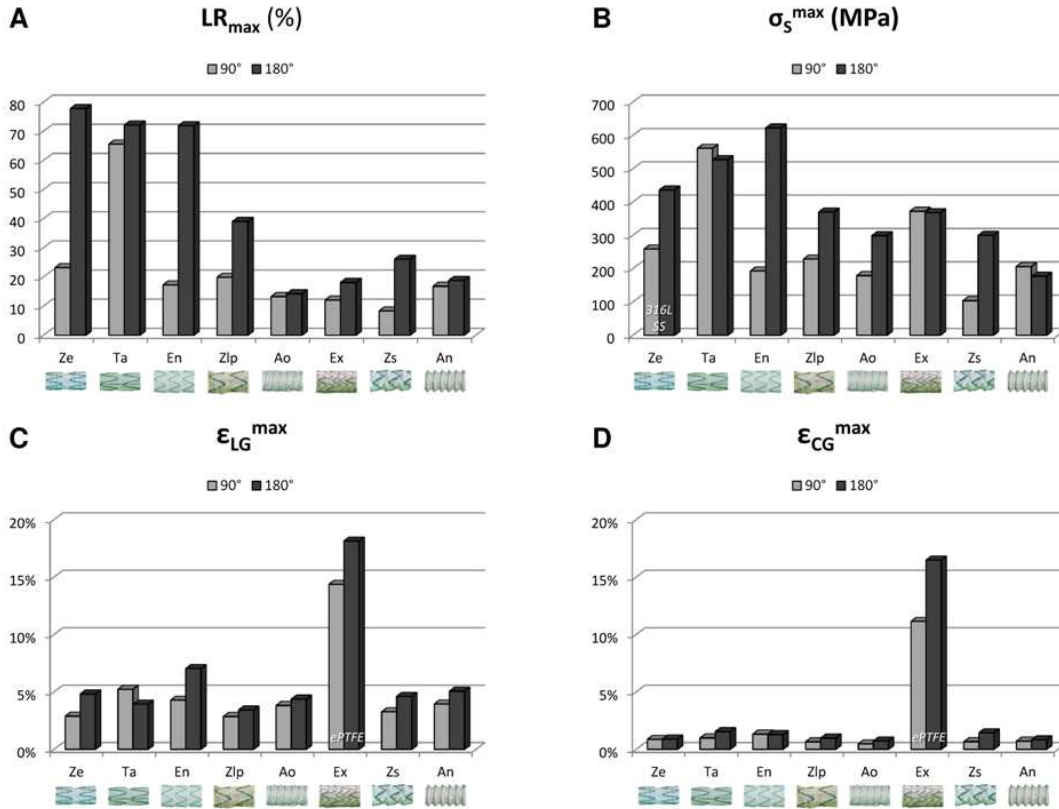


Figure 5.8 : Quantitative assessment of SGs mechanical performances for $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$: (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG} , (D) ϵ_{CG} .

magnitude $\Delta\epsilon_S$ ranged from 0 to 0.08%.

5.2.3.4 Strains in fabric (ϵ_{LG} and ϵ_{CG})

Figure 5.8C (5.8D, respectively) represents ϵ_{LG}^{max} (ϵ_{CG}^{max} , respectively) plotted for each device at $\alpha = 90^\circ$ and $\alpha = 180^\circ$.

For SGs with PET fabric, ϵ_{LG}^{max} was higher than ϵ_{CG}^{max} for the same angulation. For all SGs except Ex-SG, ϵ_{LG}^{max} and ϵ_{CG}^{max} were low ($\epsilon_{LG}^{max} < 7\%$ and $\epsilon_{CG}^{max} < 2\%$) at 90° and 180° . For Ex-SG, ϵ_{LG}^{max} and ϵ_{CG}^{max} were up to 18 % for $\alpha = 180^\circ$ (the fabric of this SG was ePTFE).

Maximum strains were mainly located at the inner curvature of the SG, particularly between stents or between stent patterns for SGs with a single stent. In these areas, stents dragged the fabric down with them and sometimes overlapped causing important local fabric stretches. For Ex-SG, the maximum strain in the fabric was located at the interface between the graft and the helical strip.

5.2.4 Discussion

The present study was a comparison of the mechanical performances of eight currently marketed SGs. The results confirmed that the stent geometry strongly influences SG flexibility and mechanical stresses in stents.

5.2.4.1 Flexibility (LR_{max})

At 90°, no significant difference was observed in the LR_{max} value between the different devices except for Ta-SG. LR_{max} value (< 20%) remained well below the clinical threshold of 60% commonly associated with limb thrombosis or symptomatic kinks. Therefore, these results confirm that most current SGs may be used safely in iliac angulations up to 90°.

At 180°, circular, spiral or Z-spiral stents provided better flexibility than Z-stents. Interestingly, optimization of Z-stents such as with Zlp-SG (decreased number of Z-periods and shorter stents) was associated with lower LR_{max} values. For this particular SG, better stent interlocking was observed during bending which resulted in a lower luminal reduction.

5.2.4.2 Stresses in stents / Fatigue failure

At 90°, stresses in stents were higher for Ta-SG. It was possible to identify from the model that the highest stress was localized in the longitudinal bar even for low angulations. Furthermore, it was possible to demonstrate that pressurisation was responsible for the particular V-shape observed with this SG at 90° (figure 5.7). The high stress undergone by Ex-SG ($\sigma_S^{max} = 375$ MPa) at 90° may be explained by the observed local wrinkling of both graft and strip which caused the stent to jam at the level of the angulation.

At 180°, the highest stresses were observed with Z-stents. Lower stresses of spiral and circular stents were associated with minimal stent deformation even for the highest angulation.

Except for Ta-SG and En-SG, NiTi stents remained in their linear elastic domain during simulation, since σ_S^{max} never reached the stress required to induce the forward martensitic transformation ($\sigma_L^S = 390$ MPa). The characteristic superelastic stress plateau was exceeded for the NiTi stents of Ta-SG and En-SG without however reaching the yield stress of the alloy. Figure 5.8B suggests that stresses in 316L stainless steel Z-stents of the Ze-SG ($\sigma_S^{max} = 740$ MPa) remain well below the yield stress of this alloy ($\sigma_e = 1550$ MPa) and therefore plasticity was never reached during simulation.

Stress ($\Delta\sigma_S$) and ($\Delta\epsilon_S$) strain variations within the stents between diastolic (75 mmHg) and systolic (150 mmHg) pressures were small for all SGs. Accounting for the calculated maximal Von Mises stresses σ_S^{max} , such very small mechanical oscillations around σ_S^{max} should not be detrimental to the fatigue life of the stents (Robertson *et al.*, 2012). These data are consistent with the fact that stent fracture occur rarely in clinical practice with the SGs considered in this study.

5.2.4.3 Strains in fabric

At 90° and 180°, strains in fabric were well below ultimate strains of graft materials (around 20% for PET and 40% for ePTFE, see 5.5 and 5.6). This is consistent with the fact that fabric tear rarely occur with the devices considered in this study.

FEA models allowed to assess areas of maximal strain in the fabric. Particularly, Z-stents were associated with the highest strains in the fabric compared to circular and spiral stents.

The ePTFE fabric of Ex-SG was much more deformed than the PET textile of other SGs. Strains undergone by this material were higher since its Young's modulus was at least four times lower (55.2 MPa) than those of the PET fabric ($E_L = 225$ MPa and $E_C = 1000$ MPa).

5.2.4.4 Limitations

Several limitations of this study may be mentioned.

Friction between stents and fabric caused by micro motion of stents despite sutures was not considered. This phenomenon may cause fabric tear as previously reported (Chakfe *et al.*, 2004).

Sutures were not modelled but approximated by a bonding algorithm between stents and graft in order not to increase computational time dramatically.

Isotropic linear elastic constitutive law of ePTFE fabric was taken from the single numerical study which used this material (Kleinstreuer *et al.*, 2008). However, isotropy is maybe not representative of the actual mechanical behaviour of this material. Preferential orientations of ePTFE microstructure were observed in the study of Catanese *et al.* (1999). Because no fabric sample was available to us, it was impossible to perform proper characterization of ePTFE mechanical behaviour.

Blood flow and corresponding shear were not considered as FSI simulations would have been much more complex to implement. For the same reason, interaction between SG and arteries were not computed.

5.2.4.5 Perspectives

This report is the first step of a global study on the mechanical behaviour of aortic SGs. Further computations are underway and aim to model bifurcated SGs. SG deployment in aortic numerical models is also being developed. The next step would consist in simulating SG deployment within patient-specific AAAs (De Bock *et al.*, 2012).

Another application of this technology could be the optimization of SG design. Mechanical performances of newly designed SGs could be tested numerically without the need for prototypes and bench-tests.

5.2.5 Conclusion

This study confirmed that stent design strongly influences mechanical performances of aortic stent-grafts. Spiral and circular stents provide greater flexibility and lower stress values than Z-stents.

5.3 Appendice : Couple nécessaire à la flexion des EPs

Afin de compléter les résultats présentés dans l'article de ce chapitre et d'apporter des éléments de comparaison supplémentaires entre EPs, le couple nécessaire à la flexion des différentes EPs a été calculé à partir du travail des forces extérieures appliquées W_{ext} durant la phase de flexion, ceci afin d'avoir des données supplémentaires sur la flexibilité des dispositifs. Puisque la seule sollicitation mécanique extérieure apportée lors de cette étape est une rotation autour de l'axe z , le couple $C(\alpha)$ nécessaire à la flexion se calcule en dérivant W_{ext} par rapport à l'angle de flexion α :

$$C(\alpha) = \frac{dW_{ext}}{d\alpha} \quad (5.2)$$

W_{ext} est directement fourni par le logiciel Abaqus. Les résultats obtenus sont exprimés pour $\alpha = 90^\circ$ et $\alpha = 180^\circ$. Ils sont présentés sur la figure 5.9.

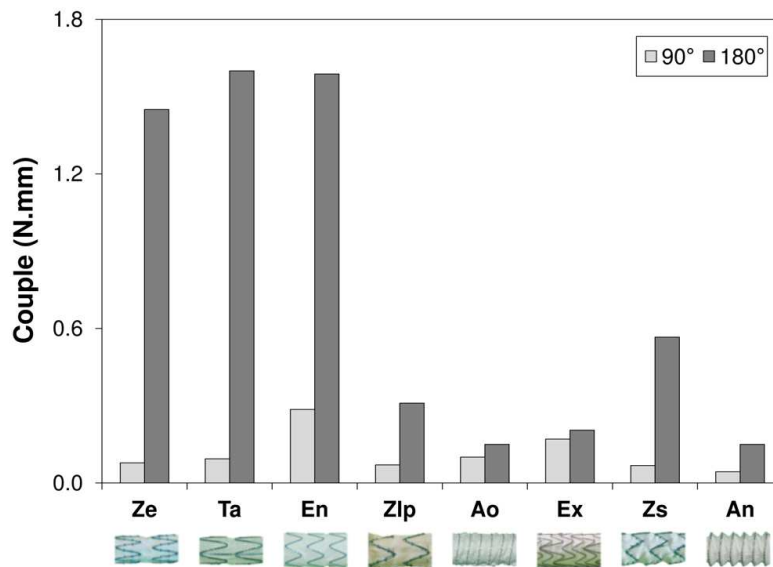


Figure 5.9 : Couple $C(\alpha)$ nécessaire à la flexion des EPs pour $\alpha = 90^\circ$ et $\alpha = 180^\circ$

Ces résultats d'ordre mécanique caractérisant la flexibilité structurelle des EPs peuvent être mis en parallèle de ceux obtenus pour le LR_{max} , un des critères géométriques importants quantifiant la flexibilité de l'EP. Il est intéressant de noter que les grandes tendances sont identiques pour les résultats obtenus avec les deux critères, surtout lorsque $\alpha = 180^\circ$.

On observe tout d'abord que $C(\alpha)$ augmente lorsque α passe de 90° à 180° . Pour $\alpha = 90^\circ$, les couples sont faibles et varient peu selon les dispositifs : $C(\alpha)$ est compris entre 0,04 et 0,29 N.mm. Lorsque α atteint 180° , les différences entre les dispositifs s'accroissent. Ainsi, les EPs construites à partir de plusieurs stents en Z (excepté la Zlp) sont beaucoup moins flexibles que les autres EPs. Le couple associé aux EPs Ze, Ta et En est compris entre 1,4 et 1,6 N.mm. Cette plus grande difficulté à faire fléchir ces dispositifs

peut s'expliquer par le fait qu'entre 90 et 180°, les stents (relativement longs par rapport à la longueur de l'EP) commencent à se chevaucher et à s'écraser. Par ailleurs, la barre latérale de la Ta lui confère une rigidité supplémentaire en flexion. Les deux EPs qui nécessitent les couples les plus faibles ($C(\alpha) < 0,15$ N.mm) sont l'An et l'Ao. Comme décrit précédemment dans l'article de ce chapitre, les stents en spirale ou circulaires confèrent à l'EP une excellente flexibilité. Les EPs Zlp, Ex et Zs sont moins flexibles que les deux dispositifs précédents, mais leur flexibilité structurelle ($C(\alpha)$ compris entre 0,2 et 0,56 N.mm) est tout de même bien inférieure à celles des EPs Ze, Ta et En.

Les différences observées entre les deux types de résultats ($C(\alpha)$ vs. LR_{max}) sont facilement interprétables. En effet, les deux critères ne sont pas mesurés lors de la même étape de la simulation : $C(\alpha)$ est calculé durant la flexion alors que le LR_{max} est mesuré à la fin de l'étape de mise sous pression de l'EP. Ainsi, la différence la plus importante observée entre les deux graphes concerne la Ta à 90°. Elle peut s'expliquer par le fait que la pression de 150 mmHg génère une plicature importante dans la zone centrale de l'EP. Ce phénomène engendre une augmentation importante du LR_{max} mais n'a pas d'influence sur la valeur de $C(\alpha)$.

Pour conclure, cette caractérisation mécanique supplémentaire de la flexibilité des EPs permet de fournir un critère supplémentaire pour classer les dispositifs et modifier, à l'avenir, leur design dans une approche biomimétique.

5.4 Synthèse

Cette étude est une comparaison des performances mécaniques de 8 EPs actuellement disponibles sur le marché. Les résultats obtenus confirment que la géométrie des stents a une influence significative sur la flexibilité des dispositifs et sur les contraintes mécaniques au sein de ces mêmes stents.

La flexibilité des EPs a ainsi été évaluée par l'intermédiaire du calcul du taux de réduction luminal maximal (LR_{max}). A 90°, il n'y a aucune différence significative entre les valeurs de LR_{max} pour les différents dispositifs excepté pour la Ta-SG. Par ailleurs, les valeurs relevées pour le LR_{max} sont bien inférieures au seuil clinique de 60 % caractérisant le risque de thrombose ou de sténose du jambage. Ces résultats tendraient à confirmer que la plupart des jambages pourraient être utilisés dans des angulations iliaques jusqu'à 90°. A 180°, les stents circulaires ou en spirale (avec ou sans motifs en Z) fournissent aux EPs une meilleure flexibilité que les stents en Z. Bien entendu, des simulations plus réalistes (*cf.* chapitre suivant), *i.e.* plus proche de la réalité physiopathologique, pourraient confirmer ces tendances.

Les contraintes maximales dans les stents (σ_s^{max}) ont également été évaluées. A 90°, les contraintes les plus élevées sont observées dans la structure métallique de la Ta-SG, et plus particulièrement dans sa barre latérale. A 180°, les stents en Z subissent les contraintes les plus élevées. Les contraintes les plus faibles ont quant à elles été observées pour les EPs possédant un stent en spirale ou plusieurs stents circulaires. Ainsi, les stents en Nitinol sont restés dans leur domaine élastique pendant la simulation excepté pour la Ta-SG et l'En-SG pour lesquelles le plateau superélastique caractéristique du NiTi a été dépassé, sans que les contraintes n'atteignent cependant la limite d'élasticité de l'alliage. Pour les stents en acier inoxydable

316L de la Ze-SG, les contraintes relevées sont bien inférieures à la limite d'élasticité du matériau et la plasticité n'est donc jamais atteinte pendant la simulation. Les variations de contraintes ($\Delta\sigma_S$) et de déformation ($\Delta\epsilon_S$) ont par ailleurs été calculées entre la pression diastolique (75 mmHg) et systolique (150 mmHg). Elles sont faibles pour toutes les EPs. En comparant $\Delta\sigma_S$ et $\Delta\epsilon_S$ aux valeurs de σ_S^{max} et ϵ_S^{max} , on peut considérer que l'on est loin des limites d'endurance du matériau. Ces résultats concordent ainsi avec le fait que les ruptures de stents surviennent rarement en pratique clinique.

A 90° et 180°, les déformations maximales relevées dans les textiles sont bien plus faibles que les limites à rupture des matériaux correspondants. Encore une fois, ces résultats sont en concordance avec le fait que les déchirures de textile surviennent rarement en pratique clinique. L'ePTFE étant un matériau plus souple que le PET, les déformations observées dans le textile de l'Ex-SG sont plus importantes que celles relevées dans le textile des autres EPs.

Plusieurs limites de cette étude doivent tout de même être mentionnées. Les micro mouvements des stents par rapport au textile n'ont pas été pris en compte dans cette étude puisque la liaison entre les deux principaux composants des EPs a été considérée quasiment parfaite. Les sutures entre les stents et le revêtement n'ont pas été modélisées très fidèlement afin d'éviter d'augmenter irrémédiablement les temps de calculs. La loi de comportement isotrope linéaire élastique considérée pour l'ePTFE est tirée d'une publication (Catanese *et al.*, 1999) mais n'est vraisemblablement pas suffisamment représentative du comportement réel de ce textile. Enfin, le flux sanguin et son cisaillement associé ainsi que l'interaction entre l'EP et le système artériel n'ont pas été pris en compte puisqu'une simulation en interaction fluide-structure aurait été encore plus complexe à implémenter.

Pour conclure, cette étude confirme que la géométrie des stents a une influence importante sur les performances mécaniques des EPs aortiques. Les EPs construites à partir de stents circulaires ou en spirale possèdent une meilleure flexibilité que les EPs construites à partir d'une succession de stents en Z. Ces deux types de configuration permettent également de réduire les contraintes au sein des stents.

CHAPITRE 6

SIMULATION DU DÉPLOIEMENT DE CINQ ENDOPROTHÈSES

Dans ce chapitre, le déploiement de cinq endoprothèses disponibles sur le marché a été simulé au sein de deux géométries idéalisées d'anévrisme. Les performances mécaniques de chaque endoprothèse et leur aptitude à assumer leur fonction ont été évaluées puis comparées lors des différentes phases nécessaires à la mise en place du dispositif au sein des deux modèles d'anévrismes.

Sommaire

6.1	Introduction	148
6.2	Matériel et méthodes	149
6.2.1	Géométries et maillages	149
6.2.2	Propriétés des matériaux	151
6.2.3	Simulation numérique	152
6.2.4	Critères de comparaison	153
6.3	Résultats	154
6.3.1	Anévrisme 1	154
6.3.2	Anévrisme 2	156
6.4	Discussion	160
6.4.1	Analyse des résultats	160
6.4.2	Apport de l'étude	162
6.4.3	Limites de l'étude et perspectives associées	163
6.5	Etude complémentaire : Seconde stratégie de déploiement	164
6.6	Conclusion	167

6.1 Introduction

Après avoir comparé les performances mécaniques de différentes EPs lors d'un essai combinant flexion et pressurisation (*cf.* chapitre 5), nous nous sommes ici intéressés à l'utilisation des modèles d'EPs précédemment développés sur des simulations toujours plus proches de la réalité clinique. Ainsi, dans ce chapitre, le déploiement de cinq endoprothèses actuellement disponibles sur le marché a été simulé dans deux anévrismes idéalisés.

En simulant la mise en place de ces dispositifs, on se place ainsi au plus près des conditions de chargement *in vivo* subies par l'EP lors de sa mise en place au sein de l'AAA. Ces simulations doivent permettre d'affiner les résultats des études précédentes mais également de comparer les performances mécaniques des différentes EPs en termes de flexibilité et de réponse mécanique des composants (stent et textile) lors de leur mise en place au sein d'AAAs plus ou moins tortueux.

Dans la littérature, très peu d'études se sont penchées sur le déploiement des dispositifs endovasculaires. Elles ont principalement porté sur la mise en place des stents carotidiens auto-expansibles (Auricchio *et al.*, 2011; Mortier *et al.*, 2010). Deux stratégies de déploiement ont ainsi été proposées dans ces différentes études. Elles ont été présentées dans la section 1.3.2.2 du chapitre 1. L'approche la moins coûteuse en temps de calcul proposée initialement par Auricchio *et al.* (2011) a été utilisée dans notre étude. Cette stratégie consiste tout d'abord, lors d'une première étape, à comprimer radialement le dispositif (une EP dans notre cas) au sein d'un cathéter (étape de crimping) et à faire fléchir l'ensemble dispositif-cathéter en le centrant sur la ligne moyenne de l'anévrisme. La seconde étape repose sur la libération du dispositif et sur sa mise en contact avec la paroi artérielle par expansion radiale du cathéter (étape de déploiement).

Dans notre étude, l'approche d'Auricchio *et al.* (2011) a été légèrement modifiée afin de l'adapter à l'étude des performances mécaniques des EPs. La première étape de la simulation consiste en une compression radiale partielle de l'EP au sein du cathéter afin de limiter les contacts au niveau du textile et donc la complexité du calcul. Ce crimping partiel de l'EP est suffisant car le but de l'étape qui suit, le déploiement, est de mettre en contact l'EP avec la paroi anévrismale. Enfin, la troisième étape de cette simulation consiste à appliquer une pression intraluminaire de 100 mmHg sur la surface interne de l'EP.

Il doit être noté que la stratégie proposée par Auricchio *et al.* (2011) dans le cas de stents carotidiens a déjà été adaptée aux EPs dans la seule étude portant sur la simulation du déploiement d'une EP (De Bock *et al.*, 2012). Ces travaux ont plus particulièrement porté sur la simulation du déploiement d'une Talent bifurquée (*Medtronic*) au sein d'un AAA modèle en silicone. Cependant, les conditions limites imposées lors de cette simulation sont peu détaillées. De ce fait, il semble quasiment impossible de refaire ces simulations et de se baser sur ces travaux. Les résultats numériques obtenus ont par ailleurs été validés expérimentalement, mais uniquement de manière qualitative par analyse tomographique. La limite la plus importante de ces travaux concerne la modélisation du textile, vraisemblablement trop simplifiée. En effet, la loi de comportement utilisée est élastique linéaire isotrope alors que le textile est clairement orthotrope (*cf.* chapitre 2). Par ailleurs, le textile a été maillé avec des éléments membranes, qui ne possèdent aucune rigidité en flexion, alors que celle du textile n'est pas nulle (*cf.* chapitre 2). Or, l'importance de ces deux considérations a été mise en évidence dans le chapitre 2.

Ainsi, l'étude présentée dans ce chapitre a pour but de simuler la mise en place de plusieurs jambages d'EPs actuellement disponibles sur le marché au sein de deux anévrismes modèles et de comparer les performances mécaniques de ces dispositifs.

6.2 Matériel et méthodes

6.2.1 Géométries et maillages

6.2.1.1 Endoprothèses

Les 5 jambages d'EPs considérés dans cette étude font partie des dispositifs utilisés dans l'étude du chapitre 5 : Zenith Flex (Ze) (*Cook Medical Europe*), Talent (Ta) (*Medtronic*), Endurant (En) (*Medtronic*), Zenith Low Profile (Zlp) (*Cook Medical Europe*) et Zenith Spiral Z (Zs) (*Cook Medical Europe*). De ce fait, les détails de la modélisation multi-matériaux de ces EPs ne seront pas précisés à nouveau dans ce chapitre. Il doit être noté que deux stents courts ont été ajoutés aux extrémités de la Zs afin que le déploiement aux niveaux proximal et distal s'effectue convenablement.

6.2.1.2 Anévrismes

Dans cette étude, deux géométries idéalisées d'anévrisme ont été modélisées. Le premier anévrisme présente une angulation globale de 120° (voir figure 6.1.A). Il doit simplement permettre de tester la faisabilité de ce type de simulation car son traitement endovasculaire ne présente aucune difficulté majeure. Le second anévrisme est quant à lui plus tortueux et présente un collet proximal angulé à 90° (voir figure 6.1.B). Cette seconde géométrie plus tortueuse a été définie afin de pouvoir discriminer certaines EPs par rapport, notamment, à leur flexibilité lors du traitement complexe d'un anévrisme de ce type. Un manque de flexibilité sera caractérisé, d'une part, par des défauts d'apposition au niveau du collet proximal de l'anévrisme et, d'autre part, par des débuts de plicature.

Dans cette étude, un oversizing de 15 % (préconisé par la plupart des articles cliniques de la littérature : Sternbergh *et al.* (2004); Van Prehn *et al.* (2009)) a été considéré et le rayon de l'EP, R_{EP} , a été fixé à 8 mm. Par conséquent, les anévrismes doivent avoir un rayon interne R_{AAA}^1 de 6,95 mm pour respecter la condition d'oversizing.

Sachant que la pressurisation est la dernière étape de notre simulation, les AAAs ont été modélisés initialement dans leur état non-pressurisé (état 0), comme s'ils avaient été sortis des corps des patients, ceci afin que les AAAs ne soient pas "doublement pressurisés" et que leur état mécanique soit représentatif à la fin de la simulation. De ce fait, le rayon interne des AAAs à l'état non pressurisé, R_{AAA}^0 , doit être inférieur à $R_{AAA}^1 = 6,95$ mm, rayon interne des anévrismes à l'état pressurisé à 100 mmHg (état 1). Pour trouver ce rayon R_{AAA}^0 , une simulation préliminaire a été réalisée. Pour chacun des deux géométries d'anévrismes considérées, elle a consisté à appliquer une pression de 100 mmHg au sein de l'AAA modélisé avec un rayon interne inférieur à $R_{AAA}^1 = 6,95$ mm, le but étant de retrouver un rayon interne de 6,95 mm à la fin de la pressurisation. Ainsi, il a été déterminé que le rayon interne des anévrismes à l'état 0, R_{AAA}^0 , devait être

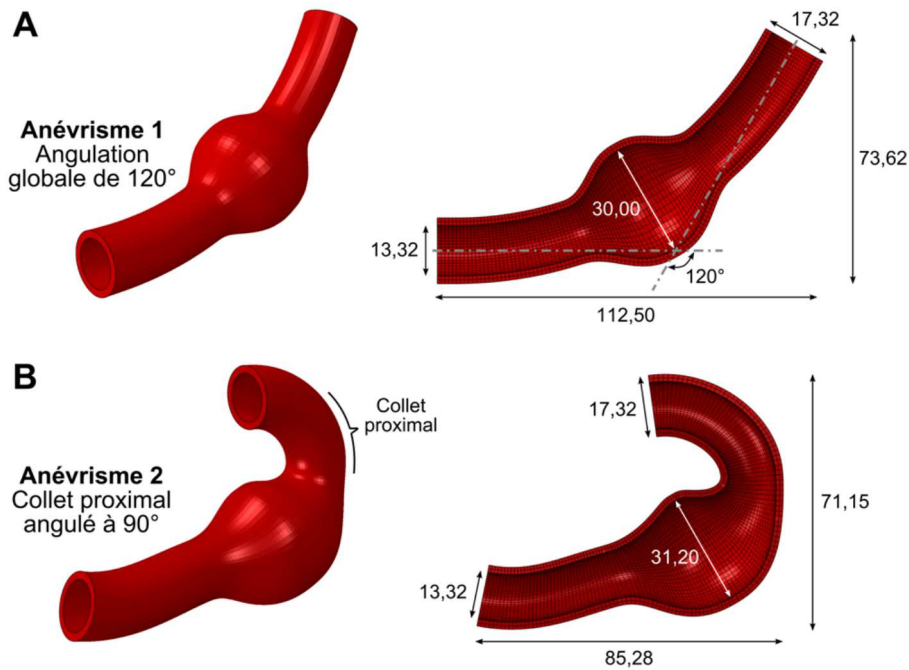


Figure 6.1 : Géométries et dimensions des deux anévrismes considérés : (A) Anévrisme 1 possédant une angulation globale de 120°, (B) Anévrisme 2 possédant un collet proximal angulé à 90°. Les dimensions sans unité sont en millimètres.

égal à 6,66 mm.

L'épaisseur de chaque anévrisme est par ailleurs considérée constante et vaut 2 mm (Thubrikar *et al.*, 2001; Raghavan *et al.*, 2006).

Afin de rendre le maillage le plus régulier possible, la géométrie des anévrismes a été modélisée sous forme surfacique (sans considération de l'épaisseur) grâce au logiciel Catia (*Dassault Systèmes*) puis a été maillée en éléments coques quadrangulaires (éléments S4) grâce au logiciel Abaqus. Un offset est ensuite appliqué à ce maillage afin de générer des éléments 3D à 8 noeuds (C3D8). Les dimensions des deux anévrismes sont précisées sur la figure 6.1.

6.2.1.3 Cathéter

Il a été nécessaire de modéliser un cathéter initial et 2 formes intermédiaires de cathéter afin de pouvoir imposer à ce dernier des conditions cinématiques pertinentes. Les conditions limites utilisées dans ces simulations seront par ailleurs détaillées dans la section 6.2.3.1 (voir figure 6.2) :

- le cathéter initial (C1) droit et cylindrique de rayon $R_{C1} = 10$ mm,
- une seconde forme (C2) : cathéter centré sur la ligne moyenne de l'AAA et de rayon $R_{C2} = 6$ mm,
- une troisième forme (C3) : cathéter centré sur la ligne moyenne de l'AAA et de rayon $R_{C3} = R_{C1} = 10$ mm.

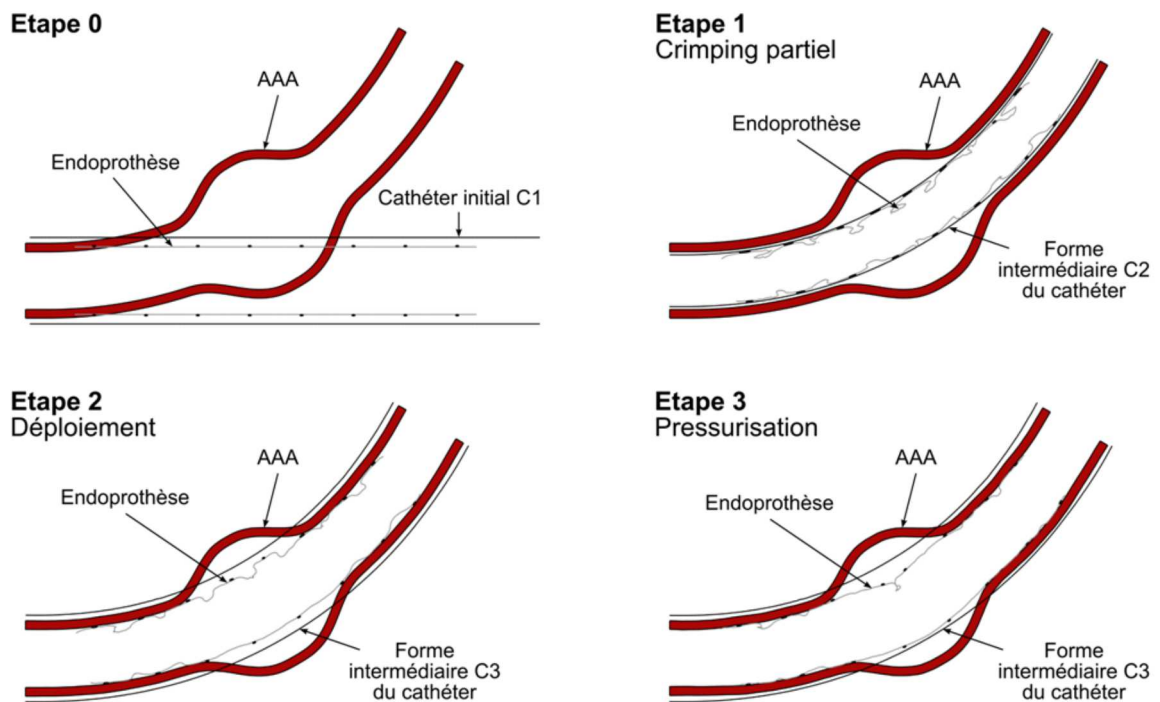


Figure 6.2 : Les différentes étapes de la simulation de la mise en place d'une EP au sein d'un AAA

La ligne moyenne de chaque anévrisme a permis, par le biais d'un balayage, de construire la géométrie des formes intermédiaires C2 et C3. Les trois géométries de cathéter C1, C2 et C3 ont ensuite été maillées en éléments coques quadrangulaires (S4 dans Abaqus). Afin de pouvoir appliquer les conditions limites aux noeuds du cathéter initial, il était indispensable de générer le même maillage (même nombre de noeuds ordonnés de la même manière) pour le cathéter initial et les formes intermédiaires C2 et C3. Ainsi, une discrétisation spatiale identique a été générée pour C1, C2 et C3. L'algorithme de maillage "Advancing front" d'Abaqus a été utilisé afin de maîtriser la numérotation des noeuds.

6.2.2 Propriétés des matériaux

Un seul textile en Dacron[®] a été considéré pour l'ensemble des EPs. La caractérisation mécanique et les propriétés associées au modèle orthotrope en contraintes planes de ce textile sont présentées dans la section 2.3.2.2 du chapitre 2.

Les stents des EPs sont tous en Nitinol, sauf ceux de la Ze qui sont en acier inoxydable 316L. Les propriétés mécaniques associées aux modèles de comportement isotrope superélastique du Nitinol et isotrope élastoplastique de l'acier inoxydable 316L sont rapportées dans les tableaux 2.2 et 2.3 de la section 2.3.1 du chapitre 2.

La loi de comportement utilisée pour le matériau de l'anévrisme est considérée isotrope hyperélastique. Le modèle de comportement choisi a une forme polynomiale de degré 2. Il est tiré de l'étude de Raghavan

et Vorp (2000). L'énergie de déformation élastique par unité de volume initial W de ce modèle s'écrit :

$$W = \alpha(\bar{I}_1 - 3) + \beta(\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{\kappa}{2}(J - 1)^2 \quad (6.1)$$

$$\text{où } J = \det \underline{\underline{F}} \text{ et où } \bar{I}_1 = \det(\underline{\underline{C}})^{-1/3} \text{tr}(\underline{\underline{C}})$$

Dans ces expressions, $\underline{\underline{F}}$ est la transformation linéaire tangente et $\underline{\underline{C}} = \underline{\underline{F}}^T \cdot \underline{\underline{F}}$ est le tenseur de déformation de Cauchy Green droit. Ce modèle comporte 3 paramètres, i.e. α , β et κ , module de compressibilité. Les paramètres matériaux utilisés sont les suivants : $\alpha = 174$ kPa, $\beta = 1881$ kPa et $\kappa = 4,40 \cdot 10^6$ kPa (Raghavan et Vorp, 2000; Toungara, 2011).

En ce qui concerne le cathéter, ses propriétés mécaniques n'ont pas d'importance puisque chacun de ses noeuds est piloté en déplacements. De ce fait, seul le contact importe lors du pilotage en déplacements des noeuds du cathéter.

6.2.3 Simulation numérique

6.2.3.1 Conditions limites

La simulation du déploiement d'une EP peut être décomposée en trois étapes (voir figure 6.2) :

- Etape 1 : Crimping partiel (ou compression radiale partielle) du cathéter dans lequel est contenu l'EP et centrage du cathéter sur la ligne moyenne de l'anévrisme (passage de C1 à C2).
- Etape 2 : Expansion radiale du cathéter afin de libérer l'EP et de la mettre en contact avec la paroi anévrismale (passage de C2 à C3).
- Etape 3 : Pressurisation intraluminaire de l'EP jusqu'à 100 mmHg.

La première phase consiste ainsi à simuler la compression radiale de l'EP au sein d'un cathéter de rayon 6 mm et dont la courbure globale est ajustée sur celle de la ligne moyenne de l'anévrisme. Il a donc fallu définir un champ de déplacements permettant de passer de la configuration initiale (cathéter cylindrique droit C1 de rayon $R_{C1} = 10$ mm, supérieur à celui de l'EP) à la configuration intermédiaire du cathéter (forme intermédiaire C2 du cathéter de rayon $R_{C2} = 6$ mm ajusté sur la ligne moyenne de l'anévrisme). R_{C2} a été choisi afin de limiter la compression radiale nécessaire de l'EP (étape pouvant engendrer des auto-contacts sévères et difficiles à gérer numériquement). En effet, un rayon R_{C2} de 6 mm est suffisamment petit pour pouvoir mettre en place l'EP au sein de l'anévrisme (le rayon intérieur minimal de l'AAA étant de 6,66 mm). Le champ de déplacements permettant de passer de la configuration initiale (C1) à la configuration intermédiaire (C2) du cathéter a été calculé par soustraction des coordonnées cartésiennes de chacun des noeuds du cathéter C1 et de sa forme intermédiaire C2. Les conditions limites en déplacements ont ensuite été imposées aux noeuds du cathéter initial C1. Par ailleurs, lors de cette étape, tout contact avec l'AAA est désactivé. Le seul contact à être activé est celui entre l'EP et le cathéter.

Pour la seconde étape, une forme intermédiaire C3 du cathéter possédant la même ligne moyenne que la forme intermédiaire C2 mais un rayon plus important ($R_{C3} = R_{C1} = 10$ mm), a dû être modélisée afin de définir le champ de déplacements (toujours calculé par soustraction des coordonnées cartésiennes de chacun

des noeuds des deux formes intermédiaires C2 et C3) permettant de générer l'expansion du cathéter. Par ailleurs, lors de cette étape et de la suivante, le contact entre l'EP et l'AAA est rétabli, celui entre l'AAA et le cathéter toujours désactivé et celui entre l'EP et le cathéter toujours activé.

La troisième phase consiste enfin à appliquer une pression intraluminaire de 100 mmHg à la surface interne du revêtement de l'EP.

Par ailleurs, en ce qui concerne les conditions limites imposées à l'AAA, seul le déplacement radial des noeuds de ses deux extrémités est laissé libre lors des étapes 2 et 3. Les 2 autres degrés de liberté au niveau de ses extrémités sont ainsi bloqués.

6.2.3.2 Spécificités numériques

Afin de rester dans un cas quasi-statique dans le schéma de résolution explicite choisi, la valeur seuil du rapport entre l'énergie cinétique et l'énergie de déformation du système a été fixée à 10 % (Auricchio *et al.*, 2011; Kim *et al.*, 2002). La figure 6.3 représente ce rapport énergétique en fonction de l'avancement de la simulation. L'accélération initiale est caractérisée par le premier pic présent sur ce graphe, dont l'impact potentiel sur les résultats proposés dans cette étude semble limité. Hormis pour ce pic initial, le rapport énergétique est bien inférieur à la valeur seuil fixée à 10 %.

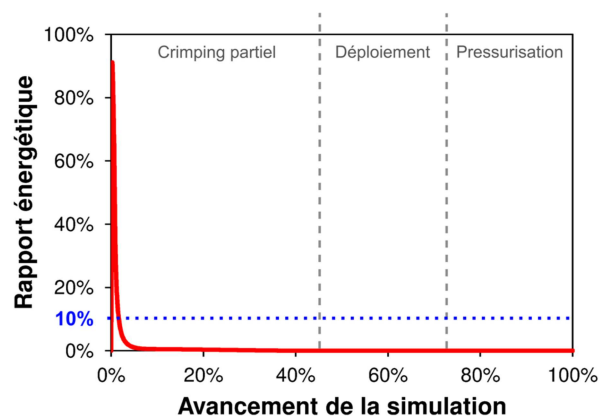


Figure 6.3 : Rapport énergétique tracé en fonction de l'avancement de la simulation

Un coefficient de frottement de 0,2 (loi de Coulomb) a été choisi pour modéliser le contact entre les stents et la paroi artérielle lors des étapes 2 et 3 (Mortier *et al.*, 2010). Enfin, un algorithme spécifique permettant d'éviter le self contact des différentes surfaces est utilisé.

6.2.4 Critères de comparaison

Les critères quantitatifs utilisés pour comparer les performances mécaniques des différentes EPs sont en partie les mêmes que ceux utilisés dans les études des chapitres précédents. Il s'agit du taux de réduction luminal maximal LR_{max} , de la contrainte maximale de Von Mises dans les stents σ_S^{max} , de la déformation

longitudinale maximale dans le textile ϵ_{LG}^{max} et de la déformation circonférentielle maximale dans le textile ϵ_{CG}^{max} . Ils ne seront pas redéfinis dans ce chapitre.

Une analyse qualitative des endofuites de type I a également été réalisée.

Enfin, deux critères supplémentaires permettant de caractériser l'état mécanique de l'AAA suite à la mise en place de l'EP ont été ajoutés. Il s'agit de la déformation maximale principale moyenne qui correspond approximativement à la déformation circonférentielle moyenne ϵ_C^{AAA} , et de la déformation minimale principale moyenne qui correspond approximativement à la déformation radiale moyenne ϵ_R^{AAA} au sein de la paroi anévrismale. Ces moyennes ont été calculées en ne considérant que les zones de contact entre l'EP et les deux collets proximal et distal.

6.3 Résultats

6.3.1 Anévrisme 1

6.3.1.1 Résultats qualitatifs

Les déformées obtenues à la fin de la mise en place et de la pressurisation des différentes EPs au sein de l'AAA 1 sont présentées sur la figure 6.4.

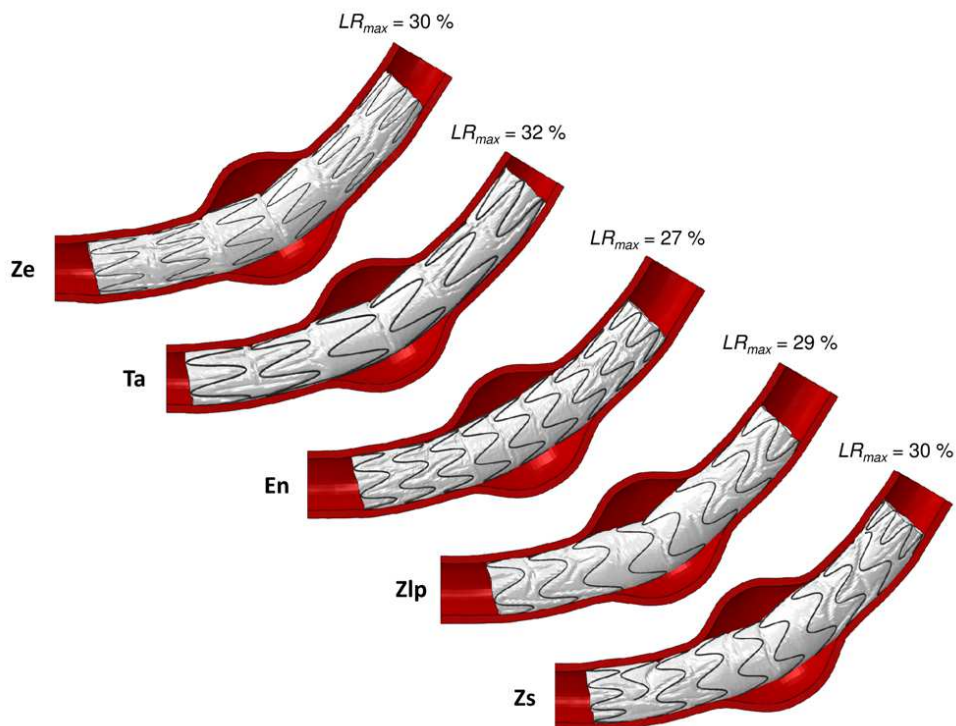


Figure 6.4 : Déformées obtenues après mise en place et pressurisation des EPs au sein de l'AAA 1

Pour l'ensemble des EPs, aucune plicature importante n'est à noter.

Par ailleurs, une analyse visuelle approfondie a montré que toutes les EPs sont convenablement apposées contre les parois des collets proximal et distal. L'apposition des stents externes aux niveaux distal et proximal est notamment parfaite pour cet anévrisme. Le risque d'endofuite de type I pour le traitement endovasculaire de ce type d'anévrisme est donc très faible.

6.3.1.2 Résultats quantitatifs

Les résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 1 sont présentés sur la figure 6.5.

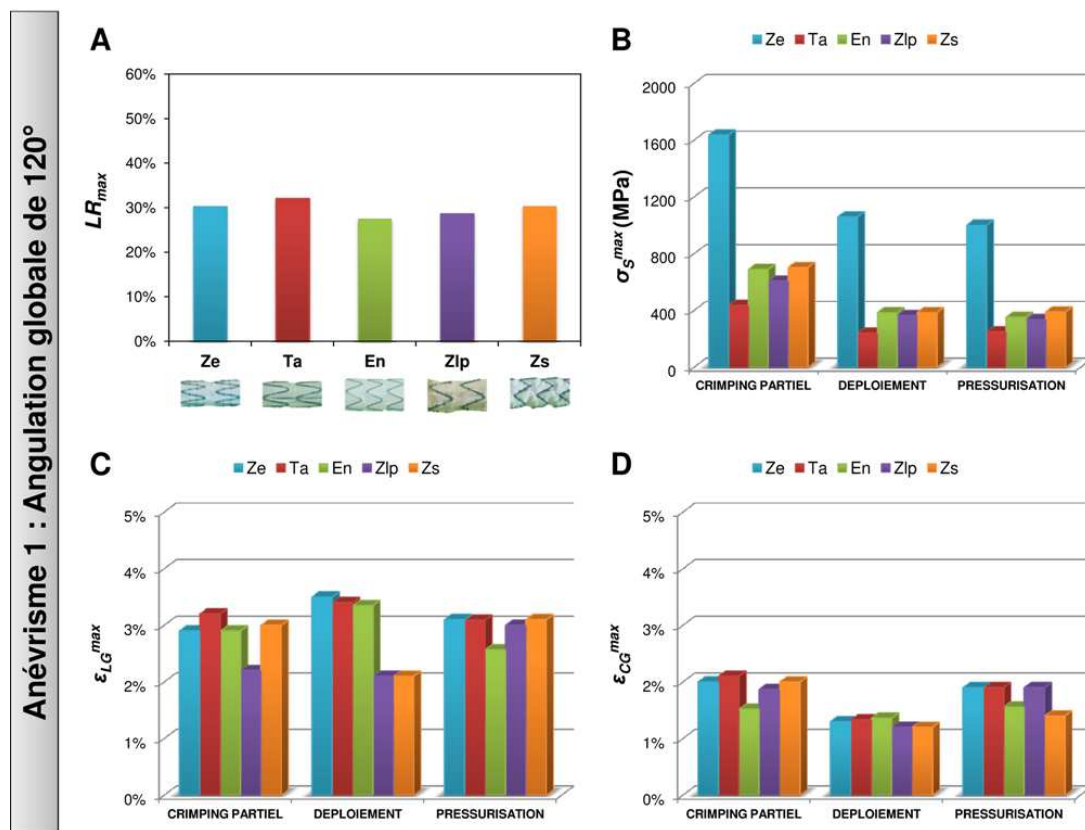


Figure 6.5 : Résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 1: (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG}^{max} , (D) ϵ_{CG}^{max} .

Taux de réduction luminal maximal : LR_{max} La figure 6.5.A représente LR_{max} pour toutes les EPs considérées à la fin de la simulation, à savoir après l'étape de pressurisation.

Les valeurs de LR_{max} sont équivalentes pour toutes les EPs larguées dans l'AAA 1, puisqu'elles sont comprises entre 27 et 32 %.

Contrainte maximale de Von Mises dans les stents : σ_S^{max} La figure 6.5.B représente σ_S^{max} pour toutes les EPs considérées et pour les différentes étapes de la simulation.

Pour l'ensemble des EPs, les valeurs de σ_S^{max} les plus élevées ont été relevées, comme on pouvait s'y attendre au vu du type de chargement, lors de l'étape de crimping partiel. Les contraintes maximales relevées dans les stents lors des étapes de déploiement et de pressurisation sont plus faibles et presque équivalentes. Les contraintes les plus élevées sont relevées dans les stents de la Ze (jusqu'à 1600 MPa lors du crimping partiel). Pour les autres EPs exceptée la Ta, les valeurs de σ_S^{max} sont à peu près équivalentes : σ_S^{max} comprise entre 600 et 700 MPa pour la phase de crimping partiel et entre 330 et 390 MPa pour les phases de déploiement et de pressurisation. Pour la Ta, σ_S^{max} est globalement plus faible pour toutes les étapes de la simulation ($\sigma_S^{max} = 436$ MPa à la fin du crimping partiel et $\sigma_S^{max} = 240 - 250$ MPa à la fin des deux étapes suivantes).

Déformation maximale dans le textile : ϵ_{LG}^{max} et ϵ_{CG}^{max} Les figures 6.5.C et 6.5.D représentent ϵ_{LG}^{max} et ϵ_{CG}^{max} pour toutes les EPs considérées et pour les différentes étapes de la simulation.

Globalement, pour l'ensemble des EPs et des étapes de la simulation, les valeurs relevées pour ϵ_{LG}^{max} sont plus élevées que celles relevées pour ϵ_{CG}^{max} . Les déformations maximales les plus élevées ont été relevées pour la Ze et la Ta. Par ailleurs, il n'y a pas de différence significative entre les valeurs de ϵ_{LG}^{max} relevées pour les différentes étapes de la simulation (ϵ_{LG}^{max} compris entre 2 et 3,5 %). Les valeurs de ϵ_{CG}^{max} sont légèrement plus faibles à la fin de l'étape de déploiement (ϵ_{CG}^{max} compris entre 1,2 et 1,4 %) qu'à la fin des deux autres étapes (ϵ_{CG}^{max} compris entre 1,4 et 2 %).

Déformation au sein de la paroi anévrismale : ϵ_C^{AAA} et ϵ_R^{AAA} Les déformations circonférentielle et radiale au sein de la paroi aortique en contact avec l'EP sous pression ont été relevées et valent $\epsilon_C^{AAA} \approx 5 - 6$ % et $\epsilon_R^{AAA} \approx 4 - 5$ %. Un calcul préliminaire de pressurisation de l'AAA 1 seul a permis de déterminer que les déformations dues à la pression de 100 mmHg valent $\epsilon_C^{AAA} \approx 4 - 5$ % et $\epsilon_R^{AAA} \approx 3,5 - 4,5$ %. Par conséquent, les déformations dues à l'EP et plus particulièrement à son application contre la paroi des collets sont d'environ 1 % dans la direction circonférentielle et d'environ 0,5 % dans la direction radiale.

6.3.2 Anévrisme 2

6.3.2.1 Résultats qualitatifs

Les déformées obtenues à la fin de la mise en place et de la pressurisation des différentes EPs au sein de l'AAA 2 sont présentées sur la figure 6.6.

Aucune plicature importante n'est à noter pour l'ensemble des EPs, excepté pour la Ta.

Pour toutes les EPs, une analyse visuelle approfondie a montré qu'une bonne apposition du dispositif au niveau du collet distal était obtenue. Cependant, on observe, dans certains cas, des défauts d'application de l'EP contre la paroi du collet proximal pouvant être la cause d'endofuites de type I (voir figure 6.7). Le risque d'endofuite de type I est ainsi très important si un défaut d'apposition proximal est observé pour une EP possédant plusieurs stents en Z. En effet, l'architecture et la disposition de ces stents permet au

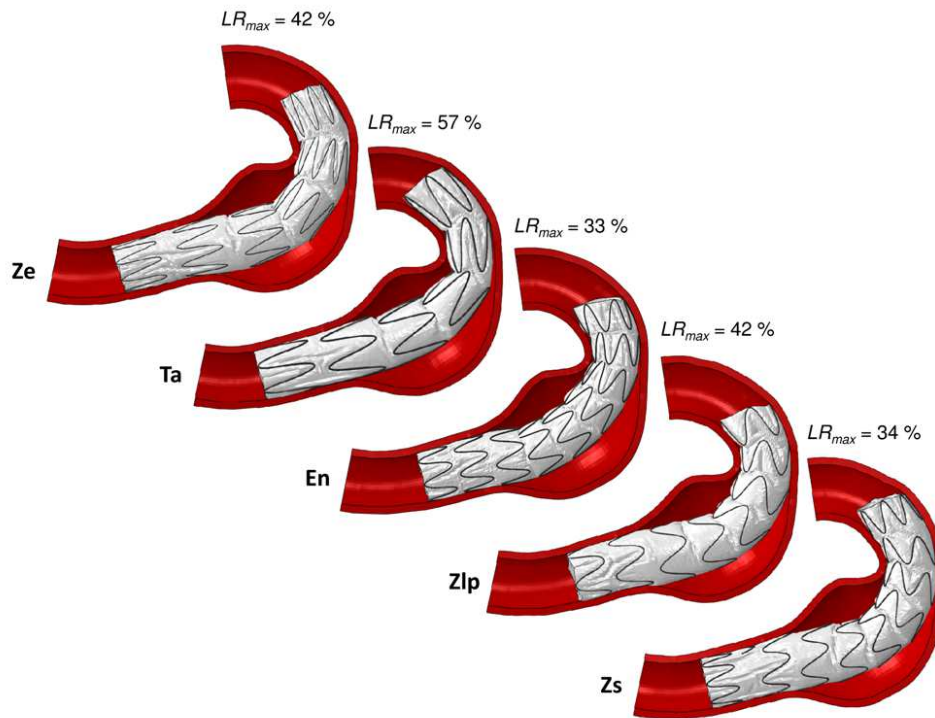


Figure 6.6 : Déformées obtenues après mise en place et pressurisation des EPs au sein de l'AAA 2

flux sanguin, passant entre l'EP et la paroi du collet, de s'écouler vers le sac anévrisimal sans toutefois rencontrer d'obstacle empêchant sa progression. De ce fait, le risque d'endofuite de type I est important pour la Ze, la Ta et l'En. La Zlp, quant-à-elle, est correctement apposée contre la paroi des deux collets et le risque d'endofuite de type I associé est faible. En ce qui concerne la Zs, bien que son stent proximal ne soit pas correctement apposé contre la paroi du collet, la géométrie de son stent en spirale avec des motifs en Z permet de diminuer considérablement le risque d'endofuite de type I. En effet, cette géométrie de stent très flexible permet une bonne apposition contre le collet et aucun chemin n'est observé pour le passage éventuel du flux sanguin. Ces résultats sont regroupés dans le tableau 6.1.

EPs	Architecture avec stents successifs en Z	AAA 1		AAA 2	
		Défaut d'apposition	Endofuite de type I	Défaut d'apposition	Endofuite de type I
En	O	N	N	O	O
Ta	O	N	N	O	O
Ze	O	N	N	O	O
Zlp	O	N	N	N	N
Zs	N	N	N	O	N

Tableau 6.1 : Tableau récapitulatif des résultats concernant les défauts d'apposition des différentes EPs et les endofuites de type I associées (O = oui, N = non)

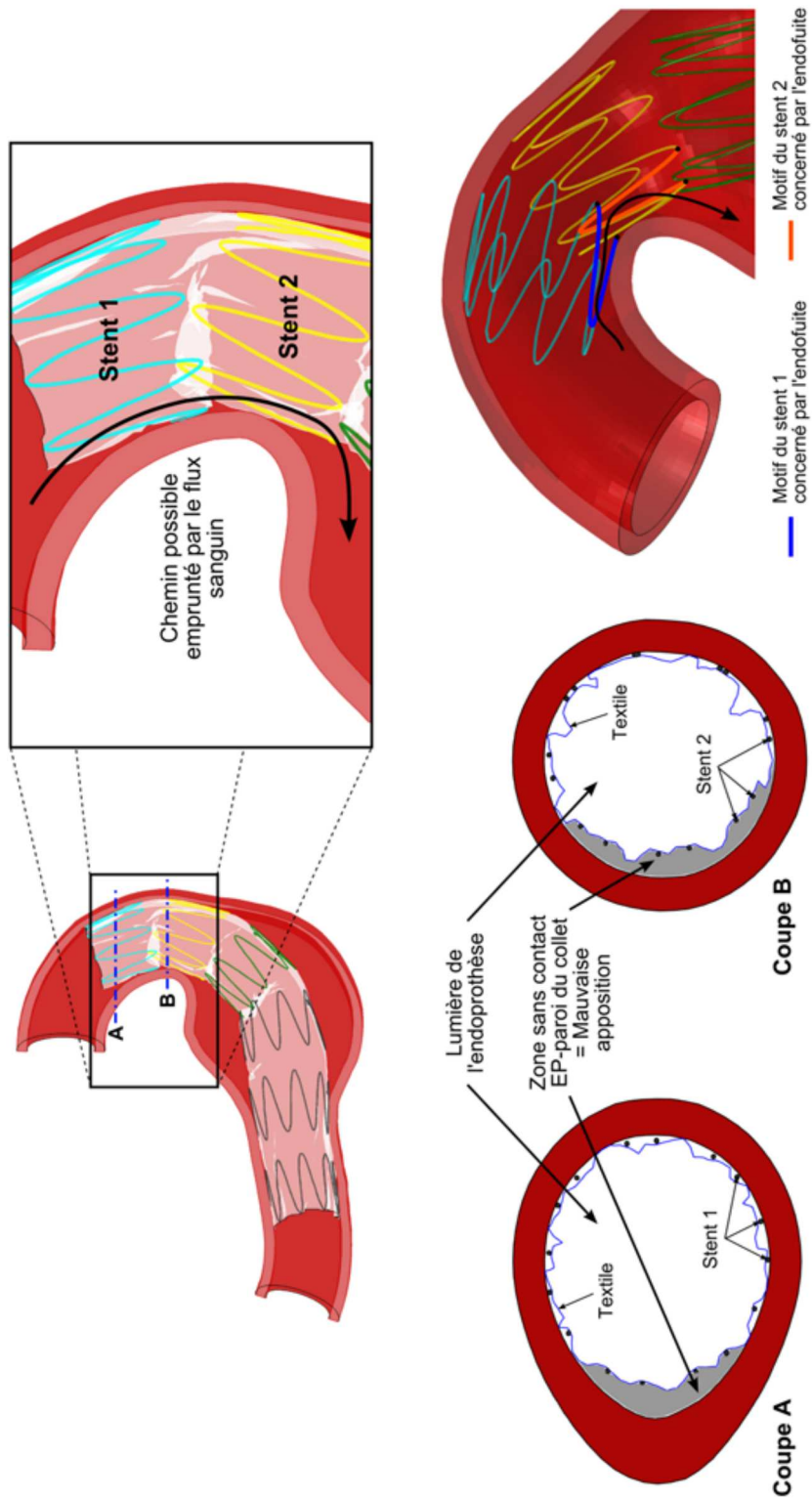


Figure 6.7 : Mise en évidence de la mauvaise apposition de la Ze contre la paroi du collet proximal de l'AAA 2

6.3.2.2 Résultats quantitatifs

Les résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 2 sont présentés sur la figure 6.8.

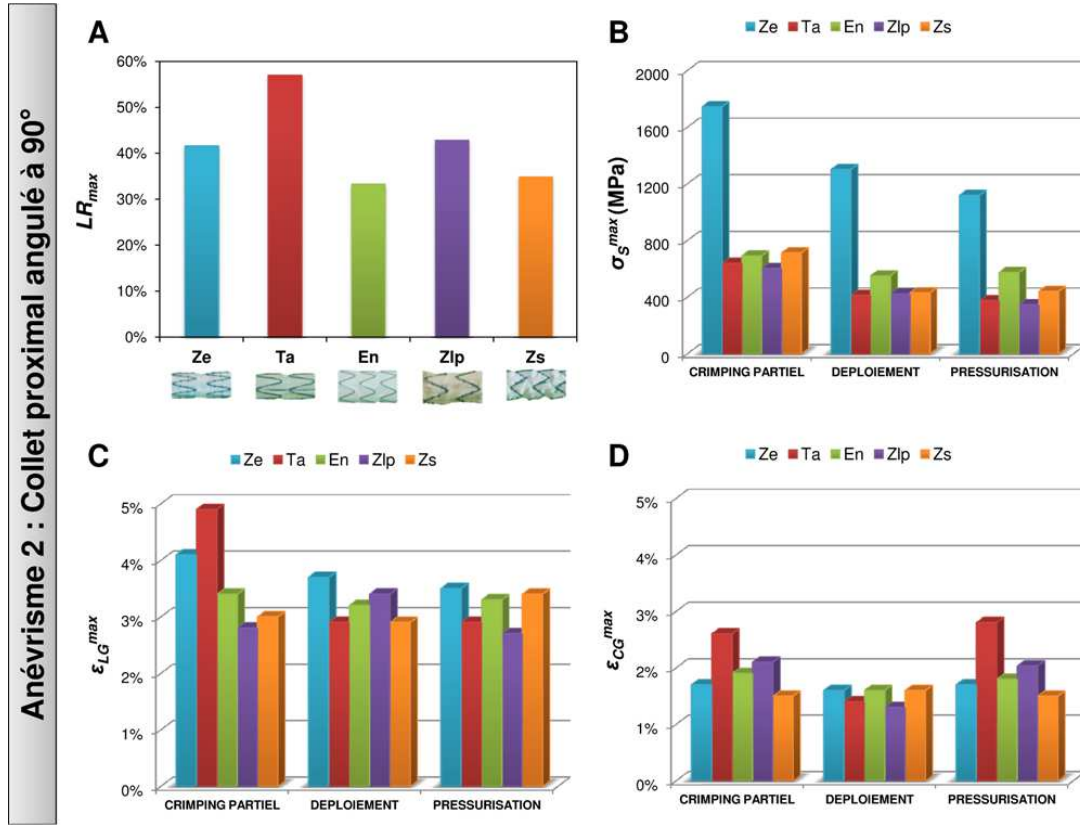


Figure 6.8 : Résultats quantitatifs obtenus pour les 3 étapes de la simulation de la mise en place des différentes EPs au sein de l'AAA 2 : (A) LR_{max} , (B) σ_S^{max} , (C) ϵ_{LG}^{max} , (D) ϵ_{CG}^{max} .

Taux de réduction luminal maximal : LR_{max} La figure 6.8.A représente LR_{max} pour toutes les EPs considérées à la fin de la simulation, à savoir après l'étape de pressurisation.

Le LR_{max} le plus important est relevé pour la Ta ($LR_{max} = 57\%$). A l'opposé, l'En et la Zs possède un LR_{max} faible variant entre 33 et 35 %. Pour les autres EPs, LR_{max} est compris entre 41 et 43 %.

Contrainte maximale de Von Mises dans les stents : σ_S^{max} La figure 6.8.B représente σ_S^{max} pour toutes les EPs considérées et pour les différentes étapes de la simulation.

Pour l'ensemble des EPs, les valeurs de σ_S^{max} les plus élevées ont été relevées lors de l'étape de crimping partiel. Les contraintes maximales relevées dans les stents lors des étapes de déploiement et de pressurisation sont très proches. Les contraintes les plus élevées sont relevées dans les stents de la Zenith (jusqu'à 1750 MPa lors de l'étape de crimping partiel). Pour les autres EPs, les valeurs de σ_S^{max} sont à peu près

équivalentes : σ_S^{max} comprise entre 600 et 710 MPa pour la phase de crimping partiel et entre 350 et 580 MPa pour les phases de déploiement et de pressurisation.

Déformation maximale dans le textile : ϵ_{LG}^{max} et ϵ_{CG}^{max} Les figures 6.8.C et 6.8.D représentent ϵ_{LG}^{max} et ϵ_{CG}^{max} pour toutes les EPs considérées et pour les différentes étapes de la simulation.

Globalement, pour l'ensemble des EPs et des étapes de la simulation, les valeurs relevées pour ϵ_{LG}^{max} sont plus élevées que celles relevées pour ϵ_{CG}^{max} . De manière générale, les déformations maximales les plus élevées ont été relevées pour les textiles de la Ze (jusqu'à 4 %) et de la Ta (jusqu'à 5 %). Pour les autres EPs, les valeurs de ϵ_{LG}^{max} (ϵ_{CG}^{max} , respectivement) oscillent autour de 3 % (1,5 %, respectivement).

Déformation au sein de la paroi anévrismale : ϵ_C^{AAA} et ϵ_R^{AAA} Les déformations circonférentielle et radiale au sein de la paroi aortique en contact avec l'EP sous pression sont identiques à celles relevées pour l'AAA 1, à savoir $\epsilon_C^{AAA} \approx 5 - 6 \%$ et $\epsilon_R^{AAA} \approx 4 - 5 \%$. Un calcul préliminaire de pressurisation de l'AAA 2 seul a également été réalisé et les déformations dues à la pression de 100 mmHg valent $\epsilon_C^{AAA} \approx 4 - 5 \%$ et $\epsilon_R^{AAA} \approx 3,5 - 4,5 \%$. Par conséquent, les déformations dues à l'EP et plus particulièrement à son application contre la paroi des collets sont d'environ 1 % dans la direction circonférentielle et d'environ 0,5 % dans la direction radiale.

6.4 Discussion

Cette étude a permis de simuler la mise en place de cinq jambages d'EPs actuellement disponibles sur le marché au sein de deux anévrismes modèles présentant des géométries plus ou moins tortueuses. Les performances mécaniques en termes de flexibilité et de réponse des composants ont ainsi été évaluées et comparées.

6.4.1 Analyse des résultats

6.4.1.1 Flexibilité

Pour l'AAA 1, l'analyse visuelle approfondie réalisée n'a révélé aucun défaut d'apposition entre l'EP et la paroi des collets.

Par ailleurs, les valeurs relevées pour LR_{max} sont équivalentes et relativement faibles ($LR_{max} \approx 30 \%$), ce qui permet d'affirmer, d'un point de vue mécanique, que le traitement endovasculaire de cet anévrisme peut être réalisé de façon équivalente et satisfaisante avec toutes les EPs testées dans cette étude.

Dans le cas de l'AAA 2 qui possède un collet proximal angulé, l'analyse visuelle réalisée n'a révélé aucun défaut d'apposition de l'EP contre la paroi du collet distal. On observe cependant des défauts d'apposition au niveau proximal. Ainsi, la géométrie des stents externes a une influence importante sur la qualité de l'apposition de l'EP contre la paroi aortique. En effet, une meilleure apposition de l'EP est obtenue si cette dernière possède des stents externes courts et avec peu de motifs (exemple de la Zlp). Les EPs possédant des stents longs et avec de nombreux motifs, comme c'est notamment le cas pour la Ze et la Ta, s'apposent

mal contre la paroi angulée du collet. Cette mauvaise apposition peut être à l'origine d'une endofuite de type I, car le sang peut venir s'engouffrer entre l'EP et la paroi du collet. Comme décrit précédemment, il faut toutefois que cette mauvaise apposition soit combinée avec une architecture globale de l'EP constituée de plusieurs stents en Z successifs, comme c'est le cas pour l'En, la Ta et la Ze. Ce type d'architecture est favorable au passage du flux sanguin qui ne rencontre, au final, aucun obstacle pour venir réalimenter le sac anévrismal. Des endofuites de type I ont ainsi été mises en évidence pour ces EPs par l'intermédiaire de l'analyse visuelle qui a été réalisée et qui a permis de trouver les éventuels chemins empruntés par le flux sanguin entre l'extrémité proximale de l'EP et le sac anévrismal.

En ce qui concerne le LR_{max} , les valeurs relevées pour ce critère laissent apparaître certaines différences notables entre les dispositifs en termes de flexibilité. Ainsi, la Ta semble peu adaptée au traitement des AAAs tortueux puisque son LR_{max} atteint 57 %, valeur relativement proche du seuil clinique fixé à 60 % dans l'étude du chapitre 5. De ce fait, ce jambage pourrait rapidement thromboser. Au contraire, l'En et la Zs sont les EPs dont le LR_{max} est le plus faible (33 - 34 %), ce qui reste assez prononcé même si ces valeurs sont en-dessous du seuil jugé critique en pratique clinique.

Par ailleurs, le manque de flexibilité locale de certaines EPs pourrait vraisemblablement être à l'origine de complications supplémentaires. Par exemple, sur la figure 6.7, on observe des plicatures locales très fortes des textiles et des recouvrements locaux des stents. Ces deux phénomènes résultent d'une "mauvaise" conception de l'EP et ne favorisent pas, a priori, une bonne hémodynamique (possible "nids" de thrombose).

6.4.1.2 Réponse mécanique des composants

Pour les deux cas de déploiement, les contraintes dans les stents et les déformations dans le textile sont relativement semblables et ne permettent pas de différencier les dispositifs.

On peut cependant noter que les stents sont le plus sollicités lors de l'étape de crimping partiel. On imagine assez facilement que les contraintes auraient été encore plus élevées si le crimping avait été total (mise en place de l'EP au sein d'un cathéter de rayon 2,5 mm environ) (Favier *et al.*, 2001). On note également que les stents en acier inoxydable 316L de la Zenith sont plus sollicités mécaniquement que les stents en Nitinol des autres EPs. Enfin, les valeurs de σ_S^{max} relevées demeurent finalement inférieures à la limite à rupture des matériaux. Ainsi, pour le Nitinol, $max(\sigma_S^{max}) = 750 \text{ MPa} < \sigma_R^{Niti} = 827 - 1172 \text{ MPa}$ et pour l'acier inoxydable 316L, $max(\sigma_S^{max}) = 1750 \text{ MPa} < \sigma_R^{316L} = 2300 \text{ MPa}$. De plus, on observe, comme dans l'étude du chapitre 5, que les variations de contraintes dans les stents entre les étapes de déploiement et de pressurisation sont faibles, ce qui laisse supposer que la tenue en fatigue des stents *in vivo* ne serait que peu affectée pour ces cas de chargements.

En ce qui concerne les déformations dans le textile, elles demeurent également bien inférieures aux limites à rupture du PET considéré. Ainsi, $max(\epsilon_{LG}^{max}) = 5 \% < \epsilon_R^L = 23 \%$ dans la direction longitudinale et $max(\epsilon_{CG}^{max}) = 3 \% < \epsilon_R^C = 18 \%$ dans la direction circonférentielle.

6.4.1.3 Déformation au sein de la paroi anévrismale

Pour les deux AAAs, les déformations induites par l'EP et plus particulièrement par son apposition contre la paroi des collets est très faible (environ 1 % dans la direction circonférentielle et environ 0,5 % dans la direction radiale). Cette tendance est par ailleurs en adéquation avec les observations des chirurgiens. En effet, au cours du traitement endovasculaire, la mise en place de l'EP a peu d'influence sur l'AAA qui, au final, se déforme très peu.

6.4.2 Apport de l'étude

Comme déjà mentionné précédemment, très peu d'études se sont intéressées aux performances mécaniques des EPs actuellement sur le marché. La simulation du déploiement d'une EP au sein d'un AAA n'a par ailleurs fait l'objet que d'une seule publication, mais aucune donnée mécanique quantitative n'a été tirée de cette simulation. Ainsi, les travaux qui semblent se rapprocher le plus des investigations menées dans la présente étude sont ceux du chapitre 5. Toutefois, les situations présentées dans ces deux études sont bien différentes et les résultats sont de ce fait difficilement confrontables. En effet, les essais réalisés dans l'étude du chapitre 5 consistent à faire fléchir l'EP sur toute sa longueur (flexion libre), alors que dans la présente étude, l'EP fléchit naturellement au contact de l'AAA, et plus particulièrement au niveau du collet proximal (flexion imposée). L'étude de ce chapitre présente ainsi des simulations beaucoup plus proches de la réalité clinique que celle du chapitre 5.

Toutefois, les tendances observées pour certaines grandeurs sont parfois comparables. Par exemple, les résultats obtenus avec l'AAA 2 à la fin de la pressurisation peuvent être globalement comparés à ceux obtenus dans le chapitre 5 pour une flexion à 90° puis une pressurisation.

Ainsi, les tendances observées pour LR_{max} dans le chapitre 5 se retrouvent dans les résultats de la présente étude. En effet, on observait déjà, dans le chapitre 5, que la Ta avait tendance à plicaturer dès lors que l'EP commençait à fléchir. De plus, les EPs possédant le LR_{max} le plus faible étaient déjà l'En et la Zs. Par contre, les ordres de grandeur de LR_{max} ne sont pas toujours les mêmes pour les deux essais, ce qui peut s'expliquer par le type de flexion de l'EP (globale *vs.* locale). Par ailleurs, les contraintes maximales relevées dans les stents diffèrent en fonction de l'essai considéré. Enfin, les déformations maximales dans le textile sont du même ordre de grandeur dans les deux essais.

Ainsi, malgré sa simplicité et son éloignement apparent vis-à-vis de la réalité clinique, l'essai combinant flexion et pressurisation présenté dans le chapitre 5 semble suffisamment représentatif pour obtenir de grandes tendances, notamment en termes de flexibilité et de déformations dans le textile. Ce type de test pourrait permettre aux fabricants de tester de nouveaux designs d'EPs avec un coût de calcul relativement faible. Des simulations plus sophistiquées, comme celles présentées dans ce chapitre, permettraient alors d'affiner ces résultats sur un cas de chargement plus réaliste et de mettre en évidence les phénomènes indésirables fréquemment rencontrés cliniquement, comme par exemple les endofuites de type I.

6.4.3 Limites de l'étude et perspectives associées

Certaines limites de cette étude doivent être mentionnées. La modélisation des EPs a déjà été critiquée dans les chapitres précédents et ne sera pas développée à nouveau : les mêmes remarques sont directement transposables dans la présente étude.

Notons également que les résultats présentés dans cette étude sont des résultats préliminaires. En effet, il nous aurait fallu du temps supplémentaire pour maîtriser intégralement les simulations et ainsi pouvoir sortir des résultats quantitatifs plus précis, notamment sur l'interaction EP / AAA, par exemple en affinant le maillage de l'AAA au niveau des collets. De ce fait, les résultats présentés ici sont à prendre avec prudence et devront absolument être validés par le biais d'une étude expérimentale, même si les tendances observées dans la présente étude semblent correctes. Le déploiement d'une EP pourrait être réalisé dans un fantôme d'anévrisme en silicone (De Bock *et al.*, 2012) puis, comme dans l'étude du chapitre 4, la microtomographie permettrait d'extraire la géométrie des stents pour lesquels des données quantitatives seraient extraites et comparées avec les résultats numériques.

Les limites ouvrant la voie à des perspectives à court terme sont les suivantes :

- L'anisotropie de la paroi de l'AAA et les gradients de rigidité le long de la paroi n'ont pas été pris en compte, *i.e.* 2 facteurs pouvant modifier foncièrement les résultats. En se basant sur des modélisations plus fines de l'AAA comme cela est fait dans la littérature, les simulations de cette étude pourraient être améliorées sur ce plan.
- Le thrombus, généralement observé au sein des AAAs, n'a pas été modélisé dans cette étude. Sa présence pourrait influencer significativement sur la déformation de l'EP qui serait imposée tout le long du dispositif, et non plus seulement au niveau des collets. De ce fait, la zone de flexion "libre" disparaîtrait. Sans discuter du choix d'une "bonne" loi de comportement du thrombus (problème encore largement ouvert à ce jour), cet ajout aurait nécessité des développements supplémentaires concernant notamment la mise en données du modèle d'AAA et la correspondance des maillages du thrombus et de l'AAA.
- Sachant que la géométrie initiale de l'AAA correspond à l'état sans pression, la pression devrait être également appliquée, à la fin de la simulation, au niveau de la partie des collets qui n'est pas en contact avec l'EP. La mise en données de cette condition limite supplémentaire aurait également nécessité quelques développements additionnels.
- Les géométries des AAAs considérées dans cette étude sont idéalisées, ce qui n'est pas complètement représentatif de la réalité clinique. Les prochaines simulations de déploiement pourront être réalisées au sein d'anévrismes patient-spécifiques dont les géométries seraient directement tirées de l'imagerie médicale.

La limite ci-dessous permet d'envisager des perspectives à moyen terme :

- Afin de discriminer encore plus les EPs en fonction de leurs performances mécaniques et d'établir un classement plus affiné de ces dispositifs, il aurait fallu simuler le déploiement des EPs dans des

anévrismes encore plus tortueux et inclure à cette étude les jambages les plus flexibles. Nous avons souhaité intégrer les jambages d'Anaconda (*Vascutek*), d'Aorfix (*Lombard Medical*) et d'Excluser (*Gore Medical*) dans cette étude, comme nous l'avions fait pour l'étude du chapitre 5. Cependant, les simulations du déploiement de ces EPs n'ont pas convergé pour diverses raisons : très nombreux contacts dus à l'encapsulation du stent de l'Excluser, crimping complexe de l'Aorfix (dû à son stent en spirale) et de l'Anaconda (dû à ses stents circulaires). En effet, la compression radiale des EPs possédant des stents avec des motifs en Z se fait assez naturellement contrairement à celle des EPs possédant des stents en spirale (Aorfix) ou circulaire (Anaconda) dont il faut initier la mise en forme au sein du cathéter.

Enfin, les limites ouvrant la voie à des perspectives à plus long terme sont détaillées ci-dessous :

- La géométrie de l'AAA, avant le déploiement, est censée être modifiée, notamment dans le cas d'un AAA tortueux, par l'insertion d'un guide assez rigide permettant ensuite le coulissage de l'ensemble EP-cathéter. Cette étape importante n'a pas été simulée dans cette étude. Cependant, il semble envisageable de la simuler à l'avenir afin de larguer l'EP au sein de l'anévrisme redressé. La dernière étape de cette simulation consisterait alors à retirer le guide rigide et donc à relâcher l'ensemble AAA - EP.
- La simulation proposée dans cette étude ne reproduit pas le geste chirurgical de pose d'une EP. Ainsi, l'étape de crimping de l'EP n'est ici que partielle, alors que le dispositif est censé subir des contraintes encore plus élevées lors de sa mise en place au sein d'un cathéter de faible diamètre. De plus, cette simulation ne comporte pas d'étape de retrait du cathéter. De ce fait, la libération de l'EP, et notamment des stents, est globale (donc non progressive comme c'est le cas en pratique clinique) et contrôlée (ce qui permet de limiter les effets dynamiques dus à la mise en contact des stents et de la paroi anévrismale). Le choix de cette stratégie de simulation a été motivé par souci de simplicité : réduction de la complexité de la simulation entraînant des temps de calcul plus courts, mise en données simplifiée et convergence accrue de la simulation. Cette première stratégie pourrait cependant être suffisante, si jamais la validation numérique des résultats présentés dans cette étude était concluante. Il est toutefois possible d'utiliser une approche plus réaliste, comme présenté en section 6.6., mais, comme on le verra, on s'expose rapidement à d'énormes problèmes de convergence.

6.5 Etude complémentaire : Seconde stratégie de déploiement

Comme décrit précédemment, deux stratégies de déploiement ont été proposées dans la littérature. La première approche a été utilisée dans l'étude de ce chapitre. La seconde stratégie, beaucoup plus coûteuse en temps de calcul car extrêmement complexe, consiste à se rapprocher au plus près du geste chirurgical lors de la mise en place d'une EP au sein de l'anévrisme du patient. Cette simulation comprend un AAA, un guide indéformable centré sur la ligne moyenne de l'AAA, un guide creux souple initialement droit, un cathéter initialement droit et une EP (figure 6.9). L'EP considérée ici est l'Endurant (Medtronic). La modélisation

de cette dernière a déjà été présentée dans le chapitre 2 et ne sera pas détaillée à nouveau. Il doit être noté que le maillage du revêtement est ici plus fin que celui utilisé dans l'étude présentée précédemment. En effet, par souci de convergence (elle est rendue difficile ici à cause des plis et des contacts), il est nécessaire de laisser apparaître les plis du textile lors du crimping complet de l'EP (taille des éléments $Se = 0,25$ mm).

Cette simulation peut être décomposée en quatre étapes :

1. Compression radiale de l'EP grâce au pilotage du déplacement radial des noeuds du cathéter (phase de crimping) jusqu'à obtenir un cathéter droit de diamètre 5 mm,
2. Coulissage de l'ensemble cathéter - EP crimpée - guide creux sur le guide indéformable présent au sein de l'anévrisme (phase d'insertion),
3. Retrait du cathéter et maintien des noeuds de l'extrémité distale du revêtement permettant à l'EP de se déployer par elle-même (phase de déploiement),
4. Application d'une pression intraluminale au sein de l'EP (phase de pressurisation).

Pendant la phase de déploiement uniquement, la "peau" extérieure de l'AAA a été encastrée afin de limiter au maximum les effets dynamiques et plus particulièrement les vibrations apparaissant au niveau de la paroi anévrismale lors de la mise en contact avec les stents de l'EP. Cette hypothèse est d'ailleurs une des limites importantes de cette simulation.

Cette seconde stratégie a fait l'objet de nombreuses simulations sans que ces dernières ne convergent. Au final, après plus d'une centaine de simulations lancées, une seule a convergé. La complexité de ce type de simulation, due notamment aux très nombreux contacts entre les différentes entités, n'est en effet pas favorable à la convergence des simulations. Les quelques résultats essentiellement qualitatifs présentés dans la figure 6.9 sont donc tous issus de cette simulation qui a abouti. On se place ici dans le cas d'un anévrisme dont le collet proximal est angulé (géométrie quasi identique à celle de l'AAA 2 présenté dans la section précédente).

Les déformées des différentes entités semblent réalistes. De plus, avec cette simulation, on semble effectivement se rapprocher du geste chirurgical et de la mise en place réelle de l'EP, avec notamment les étapes de coulissage de l'ensemble cathéter - EP crimpée - guide creux sur le guide indéformable puis de retrait du cathéter.

Les contraintes de Von Mises relevées dans les stents sont du même ordre de grandeur que celles obtenues dans les simulations précédentes. Un défaut d'apposition de l'EP contre la paroi du collet aortique proximal est également observé et pourrait être à l'origine d'une endofuite de type I.

Les résultats obtenus sont prometteurs même si de nombreux paramètres de calcul doivent encore être optimisés afin que ce type de simulation converge plus fréquemment. De plus, les très nombreux contacts et le grand nombre d'éléments nuisent, pour le moment, à la durée de la simulation (quasiment deux semaines de calcul sur un bi-processeur six coeurs, CPUs : 12 x 2,60 Ghz, RAM : 23,53 GB).

Une perspective à ces travaux pourrait consister à implémenter ces simulations réalistes de déploiement au sein d'un logiciel de dimensionnement des EPs (ou "sizing") et d'aide à la décision chirurgicale préopératoire. Cependant, ce type de simulation basé sur la seconde stratégie de déploiement, pour le moment

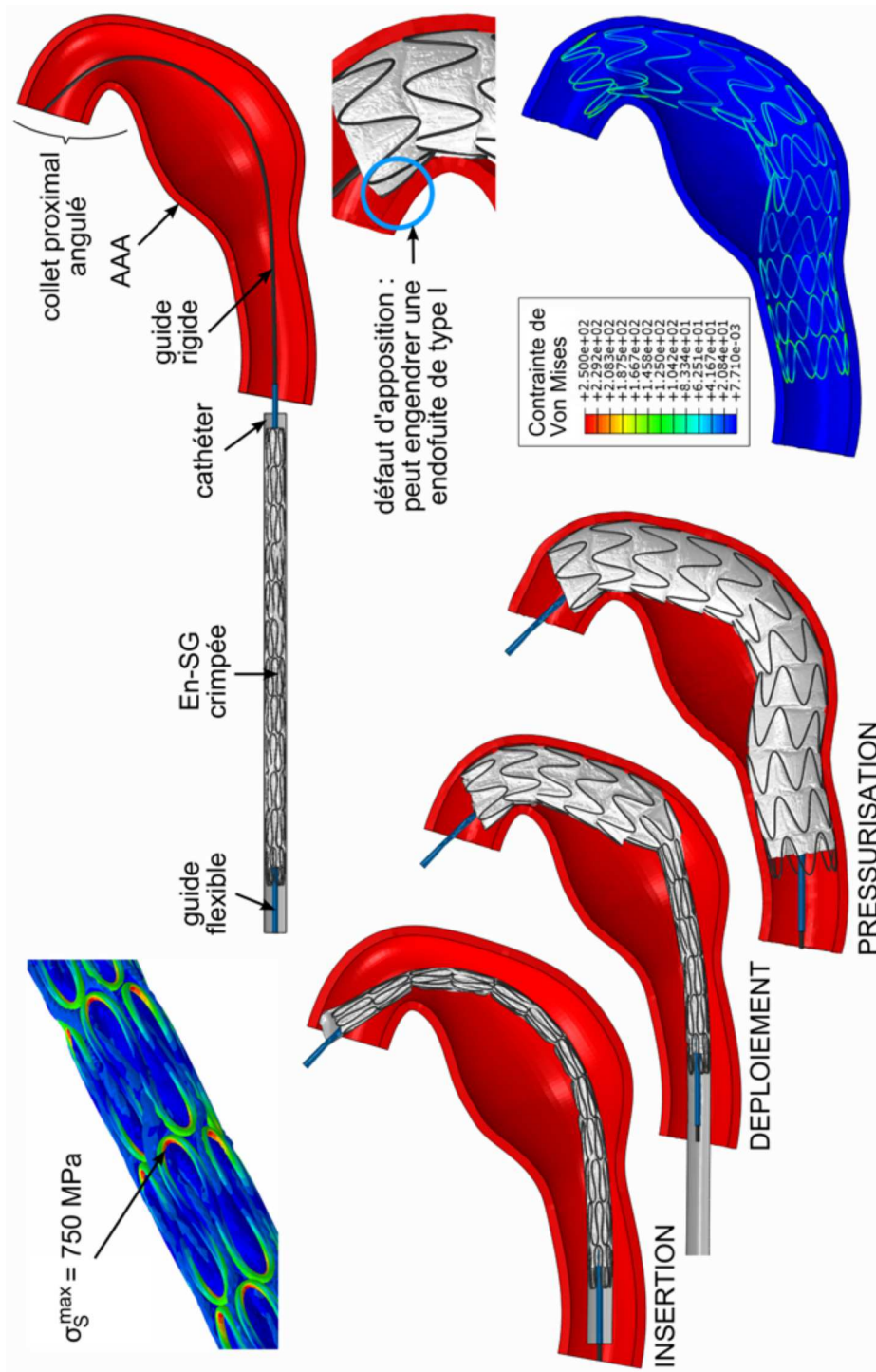


Figure 6.9 : Résultats obtenus avec la seconde stratégie de déploiement

trop gourmand en temps et en ressources de calcul, semble difficilement implémentable dans un logiciel destiné aux chirurgiens. La première approche évoquée, moins coûteuse en temps de calcul, semble être une solution envisageable à plus court terme pour ce type d'application, même si certains aspects doivent encore être améliorés afin que les simulations soient toujours plus courtes et toujours plus fiables. Une validation expérimentale puis clinique du déploiement pourrait être envisagée, dès lors que les simulations numériques seront parfaitement maîtrisées. Une seconde perspective, afin de rendre ces simulations encore plus réalistes, pourrait consister à simuler l'insertion du guide rigide au sein de l'AAA. En effet, ce dernier, au contact du guide rigide, a tendance à devenir rectiligne et se déforme donc de façon non négligeable avant la mise en place de l'EP.

6.6 Conclusion

La mise en place de cinq jambages d'EPs au sein de deux anévrismes modèles a été simulée avec succès dans cette étude. Les résultats obtenus ont montré que les différences entre les dispositifs en termes de performances mécaniques sont moins marquées que dans les précédentes études ayant porté sur la mécanique des EPs (chapitres 3 et 5). Ceci s'explique par le fait que les anévrismes modélisés sont moins discriminants que les cas étudiés précédemment, même si certaines EPs semblent plus flexibles que d'autres et donc plus adaptées au traitement des AAAs tortueux.

Par ailleurs, cette étude a permis de mettre en évidence les endofuites de type I pouvant apparaître suite à un défaut d'apposition de l'EP contre la paroi du collet (au niveau proximal dans le cas de l'AAA 2). Ainsi, des endofuites de type I ont été observées pour la Ta (qui est, de plus, peu flexible, et ainsi favoriser sa thrombose), la Ze et l'En, soit trois EPs constituées d'une succession de stents en Z. Au contraire, les EPs de nouvelle génération (Zlp et Zs), plus flexibles, semblent convenir pour traiter l'AAA 2, plus tortueux, sans risque d'endofuite de type I.

Conclusion générale

Afin de prévenir la rupture des AAAs, le traitement endovasculaire impliquant la pose d'une EP est une alternative mini-invasive prometteuse à la procédure chirurgicale conventionnelle, parfois difficile à supporter par les patients âgés et/ou souffrant de comorbidités. Cependant, ce type de traitement et en particulier les EPs elles-mêmes demandent encore à être optimisés. En effet, lors du suivi du patient, des complications dues aux dispositifs et engendrant généralement des réinterventions peuvent apparaître.

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, de nombreuses études, aussi bien expérimentales que numériques, se sont intéressées à ces différentes complications post-opératoires pouvant apparaître suite à une chirurgie endovasculaire : endofuites, migration de l'EP, sténose du jambage, rupture de stents et déchirure de textile. Les études expérimentales ont principalement porté sur des essais permettant de mettre en évidence les phénomènes de migration et d'endofuites survenant après une EVAR. Les études numériques (portant principalement sur des simulations en CFD et en FSI) se sont intéressées au comportement global, souvent approximatif, de l'EP au sein de l'anévrisme sans jamais distinguer les deux principaux composants de ce type de dispositif, à savoir le stent et le textile. Or, les hétérogénéités générées par ces deux composants et par leur interaction semblent être à l'origine même de bon nombre des complications précédemment citées. Ainsi, une modélisation précise et rigoureuse des EPs actuellement disponibles sur le marché en considérant à la fois le stent et le textile (modélisation multi-matériaux) a semblé nécessaire afin d'étudier, de façon plus approfondie, leur comportement mécanique. La simulation numérique, outil approprié à l'étude du comportement mécanique des EPs, a donc été largement utilisée dans ce travail de thèse.

Ainsi, la mise en oeuvre des différents modèles numériques multi-matériaux d'EPs est décrite dans le chapitre 2. Tour à tour, la géométrie et le maillage des composants, puis les matériaux utilisés et les lois de comportements associées ont été détaillés. Une attention particulière a été portée à la caractérisation mécanique du textile. En effet, l'importance de l'anisotropie et du comportement en flexion des textiles a été mise en évidence grâce à différentes simulations effectuées sur les modèles d'EPs.

La première étude numérique de ce travail de thèse a été présentée dans le chapitre 3. La simulation

de la flexion de deux EPs actuellement sur le marché a permis de fournir une comparaison quantitative de leur comportement en flexion. La flexion des EPs a été simulée jusqu'à un angle de 180°. Leur réponse en flexion a ensuite été étudiée et analysée par l'intermédiaire de différents critères géométriques et mécaniques préalablement définis : évolution de l'espace entre les stents, déformation de la section luminale de l'EP, flexibilité par l'intermédiaire du taux de réduction luminal maximal et du couple nécessaire à la flexion de l'EP, et enfin réponse mécanique des composants de l'EP par le biais de la contrainte maximale dans les stents et de la déformation maximale dans le textile. Une différence importante de flexibilité a notamment été notée entre les deux dispositifs. Il a ainsi été montré que l'architecture du stent influençait de manière significative la déformation de l'EP pendant la flexion. Cette étude a donc permis de confirmer que la conception des stents jouait un rôle majeur dans le comportement des EPs. Ainsi, l'EP construite à partir d'un unique stent hélicoïdal possède ainsi une meilleure flexibilité que l'EP construite à partir d'une succession de stents en Z.

Par la suite, la nouvelle méthodologie de modélisation a été validée expérimentalement dans l'étude du chapitre 4. Une méthode à base d'images 3D obtenues par tomographie aux rayons X a été mise au point puis utilisée afin de valider qualitativement et quantitativement les résultats obtenus lors de la flexion de deux modèles numériques d'EPs. Après avoir acquis l'ensemble des images 3D des EPs fléchies grâce à un dispositif expérimental spécialement conçu pour cet essai, la géométrie des stents réels a été extraite. Certains critères, comme la courbure locale des stents, l'erreur de position entre le stent scanné et le stent numérique, ainsi que la déformation locale de flexion ont été calculés pour les stents numériques puis ont été comparés avec les résultats expérimentaux. Afin de fournir une comparaison valable entre les approches numérique et expérimentale, une attention particulière a été portée à la minimisation de la plupart des possibles sources d'erreur. Des résultats très prometteurs ont ainsi été obtenus. Une très bonne correspondance globale a été obtenue pour l'ensemble des résultats, prouvant la précision du modèle développé. Les déformées 3D des stents expérimentaux et numériques sont très proches d'un point de vue qualitatif et aucune erreur majeure n'est visible dans le modèle numérique. En ce qui concerne les résultats quantitatifs, l'erreur de position est inférieure à 10 %, ce qui est excellent en regard de la précision des gestes chirurgicaux lors du traitement endovasculaire. Les courbures calculées pour les deux stents sont également très proches. Enfin, les déformations de flexion sont identiques et négligeables.

L'étude du chapitre 5 a permis d'étendre l'analyse du chapitre 3 puisqu'elle avait pour but d'évaluer numériquement les performances mécaniques (flexibilité, contraintes dans les stents et déformation dans le textile) de huit jambages d'EPs actuellement disponibles sur le marché sur un essai encore plus proche de la réalité clinique. Cet essai combinait en effet flexion de l'EP puis pressurisation intraluminale. Cette étude a une nouvelle fois confirmé que la géométrie des stents avait une influence significative sur les performances mécaniques des EPs aortiques. Comme dans le chapitre 3, il a été montré que les EPs construites à partir de stents circulaires ou en spirale possédaient une meilleure flexibilité que les EPs construites à partir d'une succession de stents en Z. Ces deux types de configuration permettaient également de réduire les contraintes au sein des stents.

Dans le chapitre 6, la mise en place de cinq jambages actuellement disponibles sur le marché a été

simulée au sein de deux anévrismes idéalisés. Ces simulations complexes ont permis de tester les EPs sur un essai beaucoup plus proche de la réalité clinique. Les différences entre les dispositifs en termes de performances mécaniques étaient moins marquées que dans les études numériques précédentes des chapitres 3 et 5. Ceci s'explique par le fait que les anévrismes modélisés sont moins discriminants que les cas étudiés précédemment. Toutefois, cette étude a permis de mettre en évidence des différences entre les dispositifs en termes de flexibilité. Par ailleurs, cette étude a permis de mettre en évidence les endofuites de type I (Albertini *et al.*, 2001) pouvant apparaître suite à un défaut d'apposition de l'EP contre la paroi d'un collet angulé. Ainsi, des endofuites de type I ont été observées pour les trois EPs constituées d'une succession de stents en Z. Au contraire, les EPs de nouvelle génération, plus flexibles, semblent convenir pour traiter les anévrismes plus tortueux, sans risque d'endofuite de type I.

Perspectives

Si ce travail de thèse a permis de mettre au point une nouvelle méthodologie de modélisation des EPs et de mettre en oeuvre des simulations permettant d'évaluer les performances mécaniques de ces dispositifs, il présente néanmoins certaines limites. Elles concernent notamment la mise en données et l'implémentation des modèles (géométrie, matériaux, conditions aux limites, etc.) ainsi que la validation expérimentale de la simulation du déploiement grâce à des données réelles pré et post opératoires ou encore sur des situations *in vivo*. Les limites de ces travaux sont ainsi autant de perspectives pour de futures pistes de recherche.

Amélioration des modèles et du réalisme des simulations

Les géométries des différentes entités présentes dans les simulations de ce travail de thèse demeurent relativement idéalisées et pourraient encore être améliorées. Par exemple, les géométries des EPs pourraient être construites à partir d'acquisitions tomographiques, reste à trouver un moyen de visualiser et de modéliser la géométrie du textile de façon précise en utilisant, par exemple, des agents de contraste pour améliorer sa visualisation en imagerie (le textile n'étant pas suffisamment visible sur les clichés tomographiques). L'utilisation de ce type de géométries nécessiterait néanmoins quelques étapes supplémentaires de traitement d'images, et notamment de seuillage et de segmentation. La création du modèle CAO et du maillage des composants de l'EP pourrait ensuite être réalisée par l'intermédiaire d'un logiciel commercial dédié. Toutefois, il semble peu envisageable de scanner toutes les EPs de référence du marché. Les prochaines simulations pourraient également s'effectuer des EPs bifurquées et non plus uniquement sur des jambages. Par ailleurs, lors de la simulation du déploiement de l'EP (*cf.* chapitre 6), les géométries des anévrismes utilisés ont été idéalisées. Elles pourraient prochainement être construites avec l'aide de l'imagerie médicale. Une autre voie d'amélioration concernant la géométrie des anévrismes serait la prise en compte de la déformation de l'aorte engendrée par l'insertion du guide rigide, étape indispensable à la mise en place d'une EP. En effet, la mise en place d'une EP ne se fait pas exactement dans la géométrie préopératoire de l'anévrisme puisque l'aorte et les artères iliaques se déforment au contact de ce guide. La loi de comportement utilisée pour le matériau de l'anévrisme pourrait également être améliorée

en considérant l'anisotropie du tissu artériel due aux réseaux de fibres d'élastine et de collagène. Ainsi, une loi hyperélastique anisotrope telle que celle développée par Holzapfel *et al.* (2000), comme on la trouve dans de nombreux travaux sur la mécanique des AAAs (Toungara, 2011), pourrait être implémentée. Par ailleurs, le thrombus, généralement observé au sein des AAAs pourrait prochainement être modélisé. Cet ajout nécessiterait quelques développements supplémentaires notamment pour la mise en données du modèle d'AAA et la correspondance des maillages du thrombus et de l'AAA. Enfin, les conditions aux limites utilisées pour la simulation du déploiement pourraient être optimisées en essayant de mimer au plus près l'acte chirurgical et de se rapprocher toujours plus près des sollicitations *in vivo* que subit l'EP.

Optimisation de la structure des EPs

Enfin, grâce à la nouvelle méthodologie de modélisation des EPs développée dans ce travail de thèse, une optimisation de la structure des EPs pourrait être envisagée. Ceci permettrait notamment d'améliorer leur flexibilité et de diminuer les contraintes subies par ses composants. Cette optimisation pourrait, en premier lieu, porter sur la géométrie des stents qui, comme l'ont démontré les différentes études de ce manuscrit, influence fortement la déformation globale de l'EP.

Validation expérimentale de la simulation du déploiement des EPs

La simulation numérique du déploiement des EPs devra être validée expérimentalement de manière qualitative et quantitative. Une première étude *ex vivo* pourrait tout d'abord être envisagée. Elle pourrait consister, d'une part, à déployer une EP au sein d'un fantôme d'anévrisme de manière expérimentale et numérique puis, d'autre part, à comparer les deux types de résultats obtenus grâce notamment à une exploitation des résultats expérimentaux basée sur la méthode de post-traitement de données tomographiques détaillée dans le chapitre 4 (De Bock *et al.*, 2012). Une seconde validation pourrait consister à simuler la mise en place d'une EP à partir des données préopératoires du patient, puis à comparer les résultats numériques avec les données post opératoires obtenues par imagerie médicale.

Une étude *in vivo* (sur cochon par exemple) pourrait par la suite être envisagée si les résultats de la première étude s'avéraient concluants. Elle pourrait consister en une simulation pré-opératoire du déploiement de l'EP au sein d'un modèle d'AAA personnalisé puis en une validation des résultats grâce à l'imagerie médicale.

Développement d'un outil d'aide à la décision chirurgicale

Choisir l'EP la mieux adaptée à un patient donné en s'aidant de critères mécaniques représente une des pistes privilégiées pour minimiser les risques mécaniques *in vivo*. A moyen terme, le développement d'un outil d'aide à la décision pourrait donc être envisagé afin de proposer au chirurgien une sélection personnalisée pour chaque patient du modèle d'EP le plus approprié, sur la base de critères mécaniques et limitant les risques à long terme. A plus long terme, la conception d'un logiciel métier à destination des chirurgiens peut également être envisagée.

La simulation numérique prend ici tout son sens. En effet, elle a un intérêt non négligeable pour les cas chirurgicaux complexes. Elle pourrait ainsi permettre de tester et de prévoir, en préopératoire, la mise en place d'EPs dans des AAAs présentant des géométries tortueuses, souvent complexes à traiter. Elle peut également permettre de concevoir des EPs sur mesure, comme le sont les EPs fenêtrées, ou encore des systèmes flexibles particuliers, permettant de faciliter la mise en place de l'EP au sein de l'AAA.

Pour réussir à mettre au point ces outils, il est tout d'abord nécessaire de maîtriser parfaitement la simulation numérique du déploiement de l'EP au sein de n'importe quel anévrisme. Le second prérequis à l'intégration de ces simulations de déploiement d'EP au sein d'un logiciel à destination des chirurgiens concerne la réduction indispensable des temps de calcul. Pour ce faire, on pourrait se référer aux méthodes de réduction des modèles (Benner, 2005). Ces dernières exploitent le fait que la réponse d'un modèle peut souvent être approchée avec une précision raisonnable par la réponse d'un modèle réduit, obtenu par projection du modèle initial sur une base réduite de fonctions de dimension inférieure de quelques ordres de grandeur à la dimension des modèles numériques fins sous-jacents.

Cette thèse a été financée par une allocation de recherche de la Région Rhône-Alpes.

- G. Ailawadi, J. L. Eliason, G. R. Upchurch. Current concepts in the pathogenesis of abdominal aortic aneurysm, 2003.
- J. N. Albertini, M. A. DeMasi, J. Macierewicz, R. El Idrissi, B. R. Hopkinson, C. Clement, A. Branche-reau. Aorfix stent graft for abdominal aortic aneurysms reduces the risk of proximal type 1 endoleak in angulated necks: Bench-test study. *Vascular*, 13(6):321–326, 2005.
- 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*, 22(1):53–56, 2001.
- J. N. Albertini, T. Perdikides, C. V. Soong, R. J. Hinchliffe, M. Trojanowksa, S. W. Yusuf, C. Clement, B. R. Hopkinson. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms in patients with severe angulation of the proximal neck using a flexible stent-graft: European multicenter experience. *Journal of Cardiovascular Surgery*, 47(3):245–250, 2006.
- A. Amblard. *Contribution à l'étude du comportement d'une endoprothèse aortique abdominale. Analyse des endofuites de type I*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2006.
- A. Amblard, H. W. L. Berre, B. Bou-Said, M. Brunet. Analysis of type i endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm. *Medical Engineering & Physics*, 31(1):27–33, 2009.
- P. L. Anderson, R. R. Arons, A. J. Moskowitz, A. Gelijns, C. Magnell, P. L. Faries, D. Clair, R. Nowygrod, C. Kent. A statewide experience with endovascular abdominal aortic aneurysm repair: Rapid diffusion with excellent early results. *Journal of Vascular Surgery*, 39(1):10–18, 2004.
- F. R. Arko, K. A. Filis, S. A. Seidel, J. Gonzalez, S. J. Lengele, R. Webb, J. Rhee, C. K. Zarins. How many patients with infrarenal aneurysms are candidates for endovascular repair? the northern california experience. *Journal of Endovascular Therapy*, 11(1):33–40, 2004.

- F. Auricchio. Finite-element analysis of a stenotic artery revascularization through a stent insertion. *Computer Methods In Biomechanics and Biomedical Engineering*, 00:1–15, 2000.
- F. Auricchio, M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, B. Verheghe. Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 33(3):281–289, 2011.
- F. Auricchio, M. Di Loreto, E. Sacco. Finite-element analysis of a stenotic artery revascularization through a stent insertion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(3):249–263, 2001.
- F. Auricchio, R. L. Taylor. Shape-memory alloys: Modelling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior. *Computer Methods In Applied Mechanics and Engineering*, 143(1-2):175–194, 1997.
- P. Badel. *Analyse mésoscopique du comportement mécanique des renforts tissés de composites utilisant des résultats de tomographie aux rayons X*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2008.
- P. Badel, E. Vidal-Salle, E. Maire, P. Boisse. Simulation and tomography analysis of textile composite reinforcement deformation at the mesoscopic scale. *Composites Science and Technology*, 68(12):2433–2440, 2008.
- K. Balasubramaniam, J. Hardman, M. Horrocks, R. Bulbulia. The advantages of aorfix (tm) for endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Cardiovascular Surgery*, 50(2):139–143, 2009.
- M. A. Bartoli, B. Thevenin, G. Sarlon, R. Giorgi, J. N. Albertini, G. Lerussi, A. Branchereau, P. E. Magnan. Secondary procedures after infrarenal abdominal aortic aneurysms endovascular repair with second-generation endografts. *Annals of Vascular Surgery*, 26(2):166–174, 2012.
- J. Baruchel, J. Y. Buffiere, E. Maire, P. Merle, Peix G. *X-ray Tomography in Material Science*. Hermes Science Publications, 2000.
- R. A. Baum, S. K. Shetty, J. P. Carpenter, M. C. Soulen, O. C. Velazquez, R. D. Shlansky-Goldberg, R. M. Fairman. Limb kinking in supported and unsupported abdominal aortic stent-grafts. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 11(9):1165–1171, 2000.
- R. A. Baum, S. W. Stavropoulos, R. M. Fairman, J. P. Carpenter. Endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 14(9):1111–1117, 2003.
- H. G. Beebe, J. L. Cronenwett, B. T. Katzen, D. C. Brewster, R. M. Green. Results of an aortic endograft trial: Impact of device failure beyond 12 months. *Journal of Vascular Surgery*, 33(2):S55–S63, 2001.
- P. Benner. Numerical linear algebra for model reduction in control and simulation. 2005.
- P. Boisse, N. Hamila, P. Badel, E. Vidal-Salle. Simulations éléments-finis de la déformation de textiles aux échelles macro et mésoscopique. *Mécanique & Industrie*, 10:15–19, 2009.

- W. M. P. F. Bosman, T. J. van der Steenhoven, D. R. Suarez, J. W. Hinnen, E. R. Valstar, J. F. Hamming. The proximal fixation strength of modern evar grafts in a short aneurysm neck. an in vitro study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 39(2):187–192, 2010.
- P. M. Brown, D. T. Zelt, B. Sobolev. The risk of rupture in untreated aneurysms: The impact of size, gender, and expansion rate. *Journal of Vascular Surgery*, 37(2):280–283, 2003.
- J. Y. Buffiere, E. Maire, J. Adrien, J. P. Masse, E. Boller. In situ experiments with x ray tomography: an attractive tool for experimental mechanics. *Experimental Mechanics*, 50(3):289–305, 2010.
- R. L. Bush, M. L. Johnson, N. Hedayati, W. G. Henderson, P. H. Lin, A. B. Lumsden. Performance of endovascular aortic aneurysm repair in high-risk patients: Results from the veterans affairs national surgical quality improvement program. *Journal of Vascular Surgery*, 45(2):227–233, 2007.
- P. Cao, F. Verzini, G. Parlani, L. Romano, P. De Rango, V. Pagliuca, G. Iacono. Clinical effect of abdominal aortic aneurysm endografting: 7-year concurrent comparison with open repair. *Journal of Vascular Surgery*, 40(5):841–848, 2004.
- W. A. Cappeller, H. Engelmann, S. Blechschmidt, M. Wild, L. Lauterjung. Possible objectification of a critical maximum diameter for elective surgery in abdominal aortic aneurysms based on one- and three-dimensional ratios. *Journal of Cardiovascular Surgery*, 38(6):623–628, 1997.
- J. P. Carpenter, D. G. Neschis, R. M. Fairman, C. F. Barker, M. A. Golden, O. C. Velazquez, M. E. Mitchell, R. A. Baum. Failure of endovascular abdominal aortic aneurysm graft limbs. *Journal of Vascular Surgery*, 33(2):296–302, 2001.
- A. Carroccio, P. L. Faries, N. J. Morrissey, V. Teodorescu, J. A. Burks, E. C. Gravereaux, L. H. Hollier, M. L. Marin. Predicting iliac limb occlusions after bifurcated aortic stent grafting: Anatomic and device-related causes. *Journal of Vascular Surgery*, 36(4):679–684, 2002.
- J. Catanese, D. Cooke, C. Maas, L. Pruitt. Mechanical properties of medical grade expanded polytetrafluoroethylene: The effects of internodal distance, density, and displacement rate. *Journal of Biomedical Materials Research*, 48(2):187–192, 1999.
- N. Chakfe, 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*, 27(1):33–41, 2004.
- S. W. K. Cheng, E. S. K. Lam, G. S. K. Fung, P. Ho, A. C. W. Ting, K. W. Chow. A computational fluid dynamic study of stent graft remodeling after endovascular repair of thoracic aortic dissections. *Journal of Vascular Surgery*, 48(2):303–310, 2008.
- V. Chernyak, A. M. Rozenblit, M. Patlas, J. Cynamon, Z. J. Ricci, M. P. Laks, F. J. Veith. Type ii endoleak after endoaortic graft implantation: Diagnosis with helical ct arteriography. *Radiology*, 240(3):885–893, 2006.

- C. K. Chong, T. V. How. Flow patterns in an endovascular stent-graft for abdominal aortic aneurysm repair. *Journal of Biomechanics*, 37(1):89–97, 2004.
- C. K. Chong, T. V. How, G. L. Gilling-Smith, P. L. Harris. Modeling endoleaks and collateral reperfusion following endovascular aaa exclusion. *Journal of Endovascular Therapy*, 10(3):424–432, 2003.
- T. A. M. Chuter. Durability of endovascular infrarenal aneurysm repair: When does late failure occur and why? *Seminars In Vascular Surgery*, 22(2):102–110, 2009.
- F. Cochenec, 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*, 34(1):59–65, 2007.
- T. Connolley, D. Nash, J. Y. Buffiere, F. Sharif, P. E. McHugh. X-ray micro-tomography of a coronary stent deployed in a model artery. *Medical Engineering & Physics*, 29(10):1132–1141, 2007.
- T. J. Corbett, D. S. Molony, A. Callanan, T. M. McGloughlin. The effect of vessel material properties and pulsatile wall motion on the fixation of a proximal stent of an endovascular graft. *Medical Engineering & Physics*, 33(1):106–111, 2011.
- J. L. Cronenwett, T. F. Murphy, G. B. Zelenock, W. M. Whitehouse, S. M. Lindenauer, L. M. Graham, L. E. Quint, T. M. Silver, J. C. Stanley. Actuarial analysis of variables associated with rupture of small abdominal aortic-aneurysms. *Surgery*, 98(3):472–483, 1985.
- Y. Davit, G. Iltis, G. Debenest, S. Veran-Tissoires, D. Wildenschild, M. Gerino, M. Quintard. Imaging biofilm in porous media using x-ray computed microtomography. *Journal of Microscopy*, 242(1):15–25, 2011.
- M. De Beule. *Finite Element Stent Design*. Thèse de doctorat, Universiteit Gent, 2008.
- M. De Beule, P. Mortier, S. G. Carlier, B. Verheghe, R. Van Impe, P. Verdonck. Realistic finite element-based stent design: The impact of balloon folding. *Journal of Biomechanics*, 41(2):383–389, 2008.
- S. De Bock, F. Iannaccone, G. De Santis, M. De Beule, D. Van Loo, D. Devos, F. Vermassen, P. Segers, B. Verheghe. Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 13(0):129 – 139, 2012.
- J. L. De Bruin, A. F. Baas, J. Buth, M. Prinssen, E. L. G. Verhoeven, P. W. M. Cuyppers, M. R. H. M. van Sambeek, R. Balm, D. E. Grobbee, J. D. Blankensteijn. Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *New England Journal of Medicine*, 362(20):1881–1889, 2010.
- A. G. de Uhlenbrock, C. Wintzer, H. Imig, M. M. Morlock. Fluid transfer as a mechanism leading to endotension. *Medical Engineering & Physics*, 32(8):914–920, 2010.

- N. Demanget, S. Avril, P. Badel, L. Orgeas, C. Geindreau, J. N. Albertini, J. P. Favre. Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 5(1):272–82, 2012a.
- N. Demanget, P. Latil, L. Orgeas, P. Badel, S. Avril, C. Geindreau, J. N. Albertini, J. P. Favre. Severe bending of two aortic stent-grafts: An experimental and numerical mechanical analysis. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012b.
- E. Di Martino, S. Mantero, F. Inzoli, G. Melissano, D. Astore, R. Chiesa, R. Fumero. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the presence of endoluminal thrombus: Experimental characterisation and structural static computational analysis. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 15(4):290–299, 1998.
- E. S. Di Martino, G. Guadagni, A. Fumero, G. Ballerini, R. Spirito, P. Biglioli, A. Redaelli. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. *Medical Engineering & Physics*, 23(9):647–655, 2001.
- N. V. Dias, K. Ivancev, M. Malina, T. Resch, B. Lindblad, B. Sonesson. Intra-aneurysm sac pressure measurements after endovascular aneurysm repair: Differences between shrinking, unchanged, and expanding aneurysms with and without endoleaks. *Journal of Vascular Surgery*, 39(6):1229–1235, 2004.
- C. Dumoulin, B. Cochelin. Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. *Journal of Biomechanics*, 33(11):1461–1470, 2000.
- J. A. Elliott, A. H. Windle, J. R. Hobdell, G. Eeckhaut, R. J. Oldman, W. Ludwig, E. Boller, P. Cloetens, J. Baruchel. In-situ deformation of an open-cell flexible polyurethane foam characterised by 3d computed microtomography. *Journal of Materials Science*, 37(8):1547–1555, 2002.
- F. Etave, G. Finet, M. Boivin, J. C. Boyer, G. Rioufol, G. Thollet. Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 34(8):1065–1075, 2001.
- D. Favier, L. Orgeas, D. Ferrier, P. Poncin, Y. Liu. Influence of manufacturing methods on the homogeneity and properties of nitinol tubular stents. *Journal De Physique Iv*, 11(PR8):541–546, 2001.
- C. A. Figueroa, C. A. Taylor, V. Yeh, A. J. Chiou, M. L. Gorrepati, C. K. Zarins. Preliminary 3d computational analysis of the relationship between aortic displacement force and direction of endograft movement. *Journal of Vascular Surgery*, 51(6):1488–1497, 2010.
- C. A. Figueroa, C. A. Taylor, V. Yeh, A. J. Chiou, C. K. Zarins. Effect of curvature on displacement forces acting on aortic endografts: A 3-dimensional computational analysis. *Journal of Endovascular Therapy*, 16(3):284–294, 2009.
- M. F. Fillingier, S. P. Marra, M. L. Raghavan, F. E. Kennedy. Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter. *Journal of Vascular Surgery*, 37(4):724–732, 2003.

- M. F. Fillinger, M. L. Raghavan, S. P. Marra, J. L. Cronenwett, F. E. Kennedy. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *Journal of Vascular Surgery*, 36(3): 589–597, 2002.
- G. S. K. Fung, S. K. Lam, S. W. K. Cheng, K. W. Chow. On stent-graft models in thoracic aortic endovascular repair: A computational investigation of the hemodynamic factors. *Computers In Biology and Medicine*, 38(4):484–489, 2008.
- A. Garcia, E. Pena, M.A. Martinez. Influence of geometrical parameters on radial force during self-expanding stent deployment. application for a variable radial stiffness stent. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (0):–, 2012.
- T. C. Gasser, G. Gorgulu, M. Folkesson, J. Swedenborg. Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulsating mechanical loads. *Journal of Vascular Surgery*, 48(1):179–188, 2008.
- M. Gawenda, G. Jaschke, S. Winter, G. Wassmer, J. Brunkwall. Endotension as a result of pressure transmission through the graft following endovascular aneurysm repair - an in vitro study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 26(5):501–505, 2003.
- F. Gervaso, C. Capelli, L. Petrini, S. Lattanzio, L. Di Virgilio, F. Migliavacca. On the effects of different strategies in modelling balloon-expandable stenting by means of finite element method. *Journal of Biomechanics*, 41(6):1206–1212, 2008.
- F. J. H. Gijsen, F. Migliavacca, S. Schievano, L. Socci, L. Petrini, A. Thury, J. J. Wentzel, A. F. W. van der Steen, P. W. S. Serruys, G. Dubini. Simulation of stent deployment in a realistic human coronary artery. *Biomedical Engineering Online*, 7:23, 2008.
- R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, D. Epstein, G. P. S. Kwong, J. T. Powell, M. J. Sculpher, S. G. Thompson. Endovascular aneurysm repair and outcome in patients unfit for open repair of abdominal aortic aneurysm (evar trial 2): randomised controlled trial. *Lancet*, 365(9478):2187–2192, 2005a.
- R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, D. Epstein, G. P. S. Kwong, J. T. Powell, M. J. Sculpher, S. G. Thompson. Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (evar trial 1): randomised controlled trial. *Lancet*, 365(9478):2179–2186, 2005b.
- 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*, 364(9437):843–848, 2004.
- R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, J. T. Powell, S. G. Thompson, D. Epstein, M. J. Sculpher. Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm. *New England Journal of Medicine*, 362(20):1863–1871, 2010.

- R. Guidoin, Y. Marois, Y. Douville, M. W. King, M. Castonguay, A. Traore, M. Formichi, L. E. Staxrud, L. Norgren, P. Bergeron, J. P. Becquemin, J. M. Egana, P. L. Harris. First-generation aortic endografts: Analysis of explanted stenter devices from the eurostar registry. *Journal of Endovascular Therapy*, 7(2): 105–122, 2000.
- G. J. Hall, E. P. Kasper. Comparison of element technologies for modeling stent expansion. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 128(5):751–756, 2006.
- M. A. Heikkinen, F. R. Arko, C. K. Zarins. What is the significance of endoleaks and endotension. *Surgical Clinics of North America*, 84(5):1337–+, 2004.
- F. Heim, B. S. Gupta. Textile heart valve prosthesis: The effect of fabric construction parameters on long-term durability. *Textile Research Journal*, 79(11):1001–1013, 2009.
- C. Heintz, G. Riepe, L. Birken, E. Kaiser, N. Chakfe, M. Morlock, G. Delling, H. Imig. Corroded nitinol wires in explanted aortic endografts: An important mechanism of failure? *Journal of Endovascular Therapy*, 8(3):248–253, 2001.
- R. J. Hinchliffe, J. Macierewicz, B. R. Hopkinson. Early results of a flexible bifurcated endovascular stent-graft (aorfix). *Journal of Cardiovascular Surgery*, 45(4):285–291, 2004.
- R. J. Hinchliffe, S. Natarajan, B. R. Hopkinson. In vitro analysis of modular aortic stent-graft failure. *Journal of Endovascular Therapy*, 13(1):77–84, 2006.
- R. J. Hinchliffe, R. Singh-Ranger, I. R. Davidson, B. R. Hopkinson. Rupture of an abdominal aortic aneurysm secondary to type ii endoleak. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 22(6):563–565, 2001.
- R. J. Hinchliffe, R. Singh-Ranger, S. C. Whitaker, B. R. Hopkinson. Type ii endoleak: Transperitoneal sacotomy and ligation of side branch endoleaks responsible for aneurysm sac expansion. *Journal of Endovascular Therapy*, 9(4):539–542, 2002.
- G. Holzapfel, M. Stadler, T. C. Gasser. Changes in the mechanical environment of stenotic arteries during interaction with stents: Computational assessment of parametric stent designs. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 127(1):166–180, 2005.
- G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, R. W. Ogden. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models rid b-3906-2008. *Journal of Elasticity*, 61(1-3):1–48, 2000.
- B. A. Howell, T. Kim, A. Cheer, H. Dwyer, D. Saloner, T. A. M. Chuter. Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts. *Journal of Endovascular Therapy*, 14(2):138–143, 2007.
- J. D. Humphrey. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Springer, 2002.

- T. S. Jacobs, J. Won, E. C. Gravereaux, P. L. Faries, N. Morrissey, V. J. Teodorescu, L. H. Hollier, M. L. Marin. Mechanical failure of prosthetic human implants: A 10-year experience with aortic stent graft devices. *Journal of Vascular Surgery*, 37(1):16–26, 2003.
- K. W. Johnston, R. B. Rutherford, M. D. Tilson, D. M. Shah, L. Hollier, J. C. Stanley. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 13(3):452–458, 1991.
- S. Kalliafas, J. N. Albertini, J. Macierewicz, S. W. Yusuf, S. C. Whitaker, I. Davidson, B. R. Hopkinson. Stent-graft migration after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Endovascular Therapy*, 9(6):743–747, 2002.
- J. Kim, Y. H. Kang, H. H. Choi, S. M. Hwang, B. S. Kang. Comparison of implicit and explicit finite-element methods for the hydroforming process of an automobile lower arm. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 20(6):407–413, 2002.
- A. Klein, J. A. van der Vliet, L. J. Oostveen, Y. Hoogeveen, L. J. S. Kool, W. K. J. Renema, C. H. Slump. Automatic segmentation of the wire frame of stent grafts from ct data. *Medical Image Analysis*, 16(1):127–139, 2012.
- C. Kleinstreuer, Z. Li, C. A. Basciano, S. Seelecke, M. A. Farber. Computational mechanics of nitinol stent grafts. *Journal of Biomechanics*, 41(11):2370–2378, 2008.
- C. Kleinstreuer, Z. Li, M. A. Farber. Fluid-structure interaction analyses of stented abdominal aortic aneurysms. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 9:169–204, 2007.
- C. Kleinstreuer, Z. H. Li. Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms. *Biomedical Engineering Online*, 5:19, 2006.
- M. Knowles, T. Pellisar, E. H. Murphy, G. A. Stanley, A. F. Hashmi, M. Z. Arko, F. R. Arko. In vitro analysis of type ii endoleaks and aneurysm sac pressurization on longitudinal stent-graft displacement. *Journal of Endovascular Therapy*, 18(4):601–606, 2011.
- R. Kowalewski, K. Sobolewski, A. Malkowski, M. Wolanska, M. Gacko. Evaluation of enzymes involved in proteoglycan degradation in the wall of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Vascular Research*, 43(1):95–100, 2006.
- Z. Krajcer, K. Gupta, K. G. Dougherty. Mechanical trauma as a cause of late complications after aneurx (r) stent graft repair of abdominal aortic aneurysms. *Texas Heart Institute Journal*, 30(3):186–193, 2003.
- J. A. Kratzberg, J. Golzarian, M. L. Raghavan. Role of graft oversizing in the fixation strength of barbed endovascular grafts. *Journal of Vascular Surgery*, 49(6):1543–1553, 2009.
- S. Lam, G. Fung, S. Cheng, K. Chow. A computational study on the biomechanical factors related to stent-graft models in the thoracic aorta. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(11):1129–1138, 2008.

- A. W. Lambert, D. J. Williams, J. S. Budd, M. Horrocks. Experimental assessment of proximal stent-graft (intervascular (tm)) fixation in human cadaveric infrarenal aortas. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 17(1):60–65, 1999.
- J. C. Lasheras. The biomechanics of arterial aneurysms, 2007.
- P. Latil, L. Orgeas, C. Geindreau, P. J. J. Dumont, S. R. du Roscoat. Towards the 3d in situ characterisation of deformation micro-mechanisms within a compressed bundle of fibres. *Composites Science and Technology*, 71(4):480–488, 2011.
- T. H. Le, P. J. J. Dumont, L. Orgeas, D. Favier, L. Salvo, E. Boller. X-ray phase contrast microtomography for the analysis of the fibrous microstructure of smc composites. *Composites Part A-applied Science and Manufacturing*, 39(1):91–103, 2008.
- F. A. Lederle, G. R. Johnson, S. E. Wilson, I. L. Gordon, E. P. Chute, F. N. Littooy, W. C. Krupski, D. Bandyk, G. W. Barone, L. M. Graham, R. J. Hye, D. B. Reinke, L. M. Messina, C. W. Acher, D. J. Ballard, H. J. Ansel, A. W. Averbook, M. S. Makaroun, G. L. Moneta, J. Freischlag, R. G. Makhoul, M. Tabbara, G. B. Zelenock, J. H. Rapp. Relationship of age, gender, race, and body size to infrarenal aortic diameter. *Journal of Vascular Surgery*, 26(4):595–601, 1997.
- L. Leigh, D. Rabkin, K. Berbaum, T. G. Vrachliotis, D. P. Brophy, E. V. Lang. Impact of graft material configuration on stent-graft endoleak in vitro. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 12(12):1423–1427, 2001.
- J. S. Lester, J. L. Bosch, J. A. Kaufman, E. F. Halpern, G. S. Gazelle. Inpatient costs of routine endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Academic Radiology*, 8(7):639–646, 2001.
- Z. Li, C. Kleinstreuer. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model. *Journal of Biomechanics*, 39(12):2264–2273, 2006a.
- Z. Li, C. Kleinstreuer. Computational analysis of type ii endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm model. *Journal of Biomechanics*, 39(14):2573–2582, 2006b.
- Z. Li, C. Kleinstreuer, M. Farber. Computational analysis of biomechanical contributors to possible endovascular graft failure. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 4(4):221–234, 2005.
- Z. H. Li, C. Kleinstreuer. Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model. *Medical Engineering & Physics*, 27(5):369–382, 2005.
- D. K. Liang, D. Z. Yang, M. Qi, W. Q. Wang. Finite element analysis of the implantation of a balloon-expandable stent in a stenosed artery. *International Journal of Cardiology*, 104(3):314–318, 2005.
- K. Liffman, M. M. D. 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*, 8(4):358–371, 2001.

- R. Limet, N. Sakalihassan, A. Albert. Determination of the expansion rate and incidence of rupture of abdominal aortic-aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 14(4):540–548, 1991.
- A. Major, R. Guidoin, G. Soulez, L. A. Gaboury, G. Cloutier, M. Sapoval, Y. Douville, G. Dionne, R. H. Geelkerken, P. Petrasek, S. Lerouge. Implant degradation and poor healing after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: An analysis of explanted stent-grafts. *Journal of Endovascular Therapy*, 13(4):457–467, 2006.
- M. Malina, J. Brunkwall, K. Ivancev, J. Jonsson, J. Malina, B. Lindblad. Endovascular healing is inadequate for fixation of dacron stent-grafts in human aortoiliac vessels. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 19(1):5–11, 2000.
- M. Malina, B. Lindblad, K. Ivancev, M. Lindh, J. Malina, J. Brunkwall. Endovascular aaa exclusion: Will stents with hooks and barbs prevent stent-graft migration? *Journal of Endovascular Surgery*, 5(4):310–317, 1998.
- D. Martin, F. J. Boyle. Computational structural modelling of coronary stent deployment: a review, 2011.
- N. Melas, A. Saratzis, N. Saratzis, J. Lazaridis, D. Psaroulis, K. Trygonis, D. Kiskinis. Aortic and iliac fixation of seven endografts for abdominal-aortic aneurysm repair in an experimental model using human cadaveric aortas. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 40(4):429–435, 2010.
- F. Migliavacca, L. Petrini, M. Colombo, F. Auricchio, R. Pietrabissa. Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method. *Journal of Biomechanics*, 35(6):803–811, 2002.
- F. Migliavacca, L. Petrini, V. Montanari, I. Quagliana, F. Auricchio, G. Dubini. A predictive study of the mechanical behaviour of coronary stents by computer modelling. *Medical Engineering & Physics*, 27(1):13–18, 2005.
- S. Miyazaki, K. Mizukoshi, T. Ueki, T. Sakuma, Y. N. Liu. Fatigue life of ti-50 at.alloy wires. *Materials Science and Engineering A-structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 273:658–663, 1999.
- I. V. Mohan, R. J. F. Laheij, P. L. Harris. Risk factors for endoleak and the evidence for stent-graft oversizing in patients undergoing endovascular aneurysm repair. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 21(4):344–349, 2001.
- D. Molony, A. Callanan, E. Kavanagh, M. Walsh, T. McGloughlin. Fluid-structure interaction of a patient-specific abdominal aortic aneurysm treated with an endovascular stent-graft. *BioMedical Engineering OnLine*, 8(1):24–24, 2009.
- 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. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 40(3):332–9, 2010.

- K. Mori, T. Saito. Effects of stent structure on stent flexibility measurements. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):733–742, 2005.
- 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*, 37(7):1087–1095, 2004.
- P. Mortier, M. De Beule, D. Van Loo, B. Masschaele, P. Verdonck, B. Verheghe. Automated generation of a finite element stent model. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(11):1169–1173, 2008.
- P. Mortier, M. De Beule, D. Van Loo, B. Verheghe, P. Verdonck. Finite element analysis of side branch access during bifurcation stenting. *Medical Engineering & Physics*, 31(4):434–440, 2009.
- P. Mortier, G. A. Holzapfel, M. De Beule, D. Van Loo, Y. Taeymans, P. Segers, P. Verdonck, B. Verheghe. A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: Comparison of three drug-eluting stents. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(1):88–99, 2010.
- E. H. Murphy, E. D. Johnson, F. R. Arko. Device-specific resistance to in vivo displacement of stent-grafts implanted with maximum iliac fixation. *Journal of Endovascular Therapy*, 14(4):585–592, 2007.
- S. Najibi, J. Steinberg, B. T. Katzen, G. Zemel, P. H. Lin, V. J. Weiss, A. B. Lumsden, E. L. Chaikof. Detection of isolated hook fractures 36 months after implantation of the ancure endograft: A cautionary note. *Journal of Vascular Surgery*, 34(2):353–356, 2001.
- L. Orgeas, D. Favier. Non-symmetric tension-compression behaviour of niti alloy. *Journal De Physique Iv*, 5(C8):605–610, 1995.
- L. Orgeas, D. Favier. Stress-induced martensitic transformation of a niti alloy in isothermal shear, tension and compression. *Acta Materialia*, 46(15):5579–5591, 1998.
- K. Ouriel, D. G. Clair, R. K. Greenberg, S. P. Lyden, P. J. O’Hara, T. P. Sarac, S. D. Srivastava, B. Butler, E. S. K. Sampran. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: Device-specific outcome. *Journal of Vascular Surgery*, 37(5):991–998, 2003.
- K. Ouriel, R. M. Green, C. Donayre, C. K. Shortell, J. Elliott, J. A. Dewese. An evaluation of new methods of expressing aortic-aneurysm size - relationship to rupture. *Journal of Vascular Surgery*, 15(1):12–20, 1992.
- F. N. Parent, V. Godziachvili, G. H. Meier, F. M. Parker, K. Carter, R. G. Gayle, R. J. DeMasi, R. T. Gregory. Endograft limb occlusion and stenosis after ancure endovascular abdominal aneurysm repair. *Journal of Vascular Surgery*, 35(4):686–690, 2002.
- E. Patoor, M. Berveiller. *Les alliages à mémoire de forme*. Hermes, 1990.
- A. R. Pelton, J. DiCello, S. Miyazaki. Optimisation of processing and properties of medical grade nitinol wire. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 9(2):107–118, 2000.

- A. R. Pelton, V. Schroeder, M. R. Mitchell, X. Y. Gong, M. Barney, S. W. Robertson. Fatigue and durability of nitinol stents. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(2):153–164, 2008.
- T. Perdikides, G. S. Georgiadis, E. D. Avgerinos, T. Fotis, C. Verikokos, B. R. Hopkinson, K. Lagios. The aorfix stent-graft to treat infrarenal abdominal aortic aneurysms with angulated necks and/or tortuous iliac arteries: Midterm results. *Journal of Endovascular Therapy*, 16(5):567–576, 2009.
- L. Petrini, F. Migliavacca, F. Auricchio, G. Dubini. Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility. *Journal of Biomechanics*, 37(4):495–501, 2004.
- M. L. Raghavan. Lecture notes on cardiovascular bio-solid mechanics section. Dept. of Biomechanical Engineering, University of Iowa, 2002.
- M. L. Raghavan, J. Kratzberg, E. M. C. de Tolosa, M. M. Hanaoka, P. Walker, E. S. da Silva. Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Biomechanics*, 39(16):3010–3016, 2006.
- M. L. Raghavan, D. A. Vorp. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *Journal of Biomechanics*, 33(4):475–482, 2000.
- M. L. Raghavan, D. A. Vorp, M. P. Federle, M. S. Makaroun, M. W. Webster. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, 31(4):760–769, 2000.
- T. Resch, M. Malina, B. Lindblad, J. Malina, J. Brunkwall, K. Ivancev. The impact of stent design on proximal stent-graft fixation in the abdominal aorta: an experimental study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 20(2):190–195, 2000.
- S. W. Robertson, A. R. Pelton, R. O. Ritchie. Mechanical fatigue and fracture of nitinol. *International Materials Reviews*, 57(1):1–36, 2012.
- R. B. Rutherford, W. C. Krupski. Current status of open versus endovascular stent-graft repair of abdominal aortic aneurysm, 2004.
- N. Saratzis, N. Melas, A. Saratzis, J. Lazarides, K. Ktenidis, S. Tsakiliotis, D. Kiskinis. Anaconda aortic stent-graft: Single-center experience of a new commercially available device for abdominal aortic aneurysms. *Journal of Endovascular Therapy*, 15(1):33–41, 2008.
- P. Savage, B. P. O’Donnell, P. E. McHugh, B. P. Murphy, D. F. Quinn. Coronary stent strut size dependent stress-strain response investigated using micromechanical finite element models. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(2):202–211, 2004.

- P. A. Schmidt, R. R. Blair, J. C. Earthman. Development of a novel specimen geometry for fatigue testing of fine wire. *Journal of Testing and Evaluation*, 23(2):73–79, 1995.
- R. A. P. Scott, H. A. Ashton, M. J. Lamparelli, G. J. C. Harris, J. W. Stevens. A 14-year experience with 6 cm as a criterion for surgical treatment of abdominal aortic aneurysm. *British Journal of Surgery*, 86(10):1317–1321, 1999.
- R. A. P. Scott, S. G. Bridgewater, H. A. Ashton. Randomized clinical trial of screening for abdominal aortic aneurysm in women. *British Journal of Surgery*, 89(3):283–285, 2002.
- W. C. Sternbergh, S. R. Money, R. K. Greenberg, T. A. M. Chuter. Influence of endograft oversizing on device migration, endoleak, aneurysm shrinkage, and aortic neck dilation: Results from the zenith multicenter trial. *Journal of Vascular Surgery*, 39(1):20–26, 2004.
- S. R. Stock. X-ray microtomography of materials. *International Materials Reviews*, 44(4):141–164, 1999.
- S. R. Stock. Recent advances in x-ray microtomography applied to materials. *International Materials Reviews*, 53(3):129–181, 2008.
- K. Suzuki, T. Ishiguchi, S. Kawatsu, H. Iwai, K. Maruyama, T. Ishigaki. Dilatation of stent-grafts by luminal pressures: experimental evaluation of polytetrafluoroethylene (ptfe) and woven polyester grafts. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 24(2):94–98, 2001.
- K. Takashima, T. Kitou, K. Mori, K. Ikeuchi. Simulation and experimental observation of contact conditions between stents and artery models. *Medical Engineering & Physics*, 29(3):326–335, 2007.
- M. J. Thubrikar, M. Labrosse, F. Robicsek, J. Al-Soudi, B. Fowler. Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 25(4):133–142, 2001.
- B. H. Tonnessen, W. C. Sternbergh, S. R. Money. Mid- and long-term device migration after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: A comparison of aneurx and zenith endografts. *Journal of Vascular Surgery*, 42(3):392–400, 2005.
- M. Toungara. *Contribution à la prédiction de la rupture des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA)*. Thèse de doctorat, Université de Grenoble, 2011.
- T. Umscheid, W. J. Stelter. Time-related alterations in shape, position, and structure of self-expanding, modular aortic stent-grafts: A 4-year single-center follow-up. *Journal of Endovascular Surgery*, 6(1):17–32, 1999.
- S. Vad, A. Eskinazi, T. Corbett, T. McGloughlin, J. P. Vande Geest. Determination of coefficient of friction for self-expanding stent-grafts. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 132(12):121007, 2010.

- J. Van Prehn, F. J. V. Schlosser, B. E. Muhs, H. J. M. Verhagen, F. L. Moll, J. A. van Herwaarden. Oversizing of aortic stent grafts for abdominal aneurysm repair: A systematic review of the benefits and risks. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 38(1):42–53, 2009.
- J. P. Vande Geest, M. S. Sacks, D. A. Vorp. The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta. *J Biomech*, 39(7):1324–34, 2006.
- R. Veerapen, A. Dorandeu, I. Serre, J. P. Berthet, C. H. Marty-Ane, H. Mary, P. Alric. Improvement in proximal aortic endograft fixation: An experimental study using different stent-grafts in human cadaveric aortas. *Journal of Endovascular Therapy*, 10(6):1101–1109, 2003.
- F. J. Veith, R. A. Baum, T. Ohki, M. Amor, M. Adiseshiah, J. D. Blankensteijn, J. Buth, T. A. M. Chuter, R. M. Fairman, G. Gilling-Smith, P. L. Harris, K. J. Hodgson, B. R. Hopkinson, K. Ivancev, B. T. Katzen, M. Lawrence-Brown, G. H. Meier, M. Malina, M. S. Makaroun, J. C. Parodi, G. M. Richter, G. D. Rubin, W. J. Stelter, G. H. White, R. A. White, W. Wisselink, C. K. Zarins. Nature and significance of endoleaks and endotension: Summary of opinions expressed at an international conference. *Journal of Vascular Surgery*, 35(5):1029–1035, 2002.
- D. A. Vorp. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm, 2007.
- D. A. Vorp, M. L. Raghavan, M. W. Webster. Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry. *Journal of Vascular Surgery*, 27(4):632–639, 1998.
- D. H. J. Wang, M. S. Makaroun, M. W. Webster, D. A. Vorp. Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, 36(3):598–604, 2002.
- W. Q. Wang, D. K. Liang, D. Z. Yang, M. Qi. Analysis of the transient expansion behavior and design optimization of coronary stents by finite element method. *Journal of Biomechanics*, 39(1):21–32, 2006.
- A. Wanhainen, R. Nyman, M. O. Eriksson, M. Bjorck. First report of a late type iii endoleak from fabric tears of a zenith stent graft. *Journal of Vascular Surgery*, 48(3):723–726, 2008.
- A. R. Weale, K. Balasubramaniam, J. Hardman, M. Horrocks. Use of the aorfix (tm) stent graft in patients with tortuous iliac anatomy. *Journal of Cardiovascular Surgery*, 51(4):461–466, 2010.
- G. H. White. What are the causes of endotension? commentary. *Journal of Endovascular Therapy*, 8(5):454–456, 2001.
- K. A. Wilson, A. J. Lee, A. J. Lee, P. R. Hoskins, F. G. R. Fowkes, C. V. Ruckley, A. W. Bradbury. The relationship between aortic wall distensibility and rupture of infrarenal abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, 37(1):112–117, 2003.
- Y. G. Wolf, W. S. Thomas, F. J. Brennan, W. G. Goff, M. J. Sise, E. F. Berstein. Computed-tomography scanning findings associated with rapid expansion of abdominal aortic-aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 20(4):529–538, 1994.

- W. Wu, M. Qi, X. P. Liu, D. Z. Yang, W. Q. Wang. Delivery and release of nitinol stent in carotid artery and their interactions: A finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 40(13):3034–3040, 2007.
- H. Zahedmanesh, D. J. Kelly, C. Lally. Simulation of a balloon expandable stent in a realistic coronary artery-determination of the optimum modelling strategy. *Journal of Biomechanics*, 43(11):2126–2132, 2010.
- H. Zahedmanesh, C. Lally. Determination of the influence of stent strut thickness using the finite element method: implications for vascular injury and in-stent restenosis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(4):385–393, 2009.
- C. K. Zarins, F. R. Arko, T. Crabtree, D. A. Bloch, K. Ouriel, R. C. Allen, R. A. White. Explant analysis of aneurx stent grafts: Relationship between structural findings and clinical outcome. *Journal of Vascular Surgery*, 40(1):1–11, 2004.
- C. K. Zarins, D. A. Bloch, T. Crabtree, A. H. Matsumoto, R. A. White, T. J. Fogarty. Stent graft migration after endovascular aneurysm repair: Importance of proximal fixation. *Journal of Vascular Surgery*, 38(6):1264–1272, 2003.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : 2012 EMSE 0673

Nicolas DEMANGET

DISSERTATION TITLE: Finite element analysis of the mechanical performances of aortic stent-grafts: application to the treatment of tortuous aneurysms.

Speciality: Mechanics and Engineering

Keywords: Aortic stent-grafts, Finite element analysis, Aortic aneurysm, Mechanical behaviour, X-ray microtomography.

Abstract:

The aim of the endovascular repair (EVAR) of abdominal aortic aneurysm (AAA) is to set up a stent-graft (SG) within the aneurysm in order to avoid its rupture. This surgery is mini-invasive and can be used for patients who are ineligible for open surgery. However, complications mainly due to mechanical issues can occur during patient follow-up, such as endoleak or stenosis for example. A better knowledge of SG mechanical behaviour could be useful to improve SG design and durability which still prevents surgeons to use this treatment systematically.

A new methodology to model multi-material SGs has been developed. Special attention has been paid to the mechanical characterization of stent and graft materials. SG numerical models have been qualitatively and quantitatively validated on a bending test by the means of tomographic acquisitions and image processing, showing their reliability.

Mechanical performances of several marketed SGs have been assessed through various tests increasingly closer to the *in vivo* conditions undergone by the devices. SGs have been subjected to pure bending tests, then to tests combining bending and pressurisation. SG flexibility and components mechanical response have been compared and SGs have been ranked according to their performances. It has been shown that SG architecture has a significant influence on SG mechanical performances. Finally, SG deployment within two aneurysm models has been successfully simulated. The latter study highlighted other complications, like type I endoleak.

This work has many promising perspectives, especially the development of a computer-aided surgery.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : 2012 EMSE 0673

Nicolas DEMANGET

TITRE DE LA THÈSE : Analyses des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique : application au traitement des anévrismes tortueux.

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : Endoprothèse, Analyse par éléments finis, Anévrisme aortique, Comportement mécanique des matériaux, Microtomographie Rx.

Résumé :

Le traitement endovasculaire (EVAR) de l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) vise à mettre en place une endoprothèse (EP) au sein du sac anévrisimal afin d'éviter sa rupture. Si cette chirurgie a l'avantage d'être mini-invasive et de pouvoir être utilisée pour des patients non éligibles à la chirurgie ouverte classique, il existe cependant plusieurs événements indésirables, essentiellement sur le plan mécanique, pouvant apparaître au cours du suivi du patient, tels que les endofuites et la sténose. Mieux connaître le comportement mécanique des EPs permettrait ainsi d'améliorer leur conception et leur durabilité, principaux verrous au recours systématique à l'EVAR.

Ainsi, une méthode de modélisation numérique multi matériaux des EPs a été développée. Une attention particulière a été portée à la caractérisation mécanique des matériaux constituant les stents et les revêtements des EPs. Les modèles numériques d'EPs ont été validés qualitativement et quantitativement sur un essai de flexion à partir d'une analyse d'images 3D obtenues par tomographie aux rayons X, montrant ainsi leur fiabilité.

Les performances mécaniques de plusieurs EPs disponibles sur le marché ont ensuite été évaluées sur différents essais de plus en plus proches des conditions *in vivo* subies par ces dispositifs. Les EPs ont ainsi été soumises à des essais de flexion pure puis à des essais combinant flexion et pressurisation. La flexibilité des EPs et la réponse mécanique de leurs composants ont été comparées et un classement de ces dispositifs a pu être défini, notamment vis-à-vis de leur flexibilité. Il a été montré que l'architecture de l'EP avait une influence significative sur ses performances mécaniques. Enfin, le déploiement des EPs au sein de deux modèles d'anévrismes a été simulé, permettant de mettre en évidence d'autres complications, comme les endofuites de type I.

Ces travaux ouvrent ainsi la voie à de nombreuses perspectives prometteuses, et notamment au développement d'un logiciel d'aide à la décision à destination des chirurgiens.