

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE  
M. Ing.

PAR  
PHILIPPE THÉRIAULT

CONCEPTION ET MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS  
D'UNE PROTHÈSE ENDOVASCULAIRE EN ALLIAGE À MÉMOIRE DE FORME  
MUNI D'UN DISPOSITIF DE DÉPLOIEMENT PROGRESSIF

MONTRÉAL, LE 10 JUIN 2004

© droits réservés de Philippe Thériault

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Henri Champliaud, président du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Patrick Terriault, directeur de recherche  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Vladimir Brailovski, membre du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 10 JUIN 2004

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

**CONCEPTION ET MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS  
FINIS D'UNE PROTHÈSE ENDOVASCULAIRE EN ALLIAGE À MÉMOIRE  
DE FORME AVEC DISPOSITIF DE DÉPLOIEMENT PROGRESSIF**

Philippe Thériault

**RÉSUMÉ**

La maladie engendrant la majorité des infarctus s'appelle la sténose. Il s'agit d'un rétrécissement de la lumière d'une artère vasculaire. Un des traitements consiste à installer une prothèse endovasculaire (*stent*). Il permet la réouverture du diamètre d'artères partiellement obstruées. Cependant, la principale limitation de cette technologie est la resténose. La structure de la prothèse pénètre dans les parois de l'artère et la blesse. Il y a alors une prolifération cellulaire et une formation de tissu cicatriciel. Cette réaction au traumatisme subit par l'artère referme la lumière du conduit. Ce projet propose l'étude, par la méthode des éléments finis, d'un stent auto-déployant en Nitinol avec un système, en polyéthylène, d'expansion progressif dans le temps par fluage. Ce mécanisme permet un contact lent entre la prothèse et l'artère, diminuant le traumatisme. Le but de ce mémoire est de développer la technologie et la méthodologie pour l'analyse numérique de ce type de prothèses.

# **CONCEPTION ET MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS D'UNE PROTHÈSE ENDOVASCULAIRE EN ALLIAGE À MÉMOIRE DE FORME MUNI D'UN DISPOSITIF DE DÉPLOIEMENT PROGRESSIF**

Philippe Thériault

## **SOMMAIRE**

En Amérique du nord, les maladies de l'appareil circulatoire sont la plus importante cause de mortalité. En effet, environ 35% des canadiens<sup>1</sup> et 30% des américains<sup>2</sup> décèdent chaque année suite à une maladie cardiaque [1] [2]. La maladie engendrant la majorité des infarctus s'appelle la sténose. Il s'agit d'un rétrécissement de la lumière (section transversale de l'artère) d'une artère vasculaire nourrissant le cœur en sang. Lors d'un effort physique, le myocarde (muscle composant le cœur) manque d'oxygène et meurt rapidement sans son apport vital. C'est la crise cardiaque.

Depuis les années 80, un traitement très prometteur fait son apparition et est devenu d'une grande popularité auprès des cardiologues. Il s'agit de la prothèse endovasculaire communément appelée "stent". Un stent est un dispositif métallique permanent ressemblant à un grillage cylindrique. Il permet la réouverture du diamètre d'artères partiellement obstruées. En plus de son faible coût par rapport aux autres traitements, la pose d'une telle prothèse est très peu invasive pour le patient. Cependant, comme chaque nouvelle technologie, ce traitement possède une importante lacune, la resténose. Cette maladie est une re-fermeture de la lumière de l'artère suite à l'angioplastie et à la pose du stent. La structure de la prothèse pénètre dans les parois de l'artère et la blesse. Cette dernière tente alors de se guérir. Il y a une prolifération cellulaire et une formation de tissu cicatriciel, similaire aux mécanismes cicatriciels des autres tissus organiques. Cette réaction au traumatisme subit par l'artère referme la lumière du conduit.

Ce projet intitulé "Conception et modélisation par la méthode des éléments finis d'une prothèse endovasculaire en alliages à mémoire de forme muni d'un dispositif de déploiement progressif" propose l'étude d'un stent auto-déployant en Nitinol avec un système d'expansion progressif dans le temps par le fluage du dispositif en polyéthylène. Ce mécanisme permet un contact lent entre la prothèse et l'artère, offrant à cette dernière l'opportunité de s'habituer peu à peu à la présence du corps étranger. Le but de ce mémoire est de développer la technologie et la méthodologie pour l'analyse numérique de ce type de prothèses.

Après l'analyse de la problématique et la recherche bibliographique, la première étape est de caractériser les matériaux afin d'obtenir les propriétés nécessaires à la

---

<sup>1</sup> En 1997, Sur 111 985 décès au Canada, 39 838 sont dus à une maladie cardiaque.

<sup>2</sup> En 2001, Sur 2 416 425 décès aux États-Unis, 700 142 sont dus à une maladie cardiaque.

modélisation par la méthode des éléments finis. Cette technique numérique permet l'étude rapide de pièces aux géométries complexes et aux matériaux exhibant des comportements fortement non-linéaires. La seconde étape consiste à choisir et à valider une loi de matériau représentant le plus fidèlement possible le comportement désiré. Le comportement superélastique du Nitinol est modélisé par une loi de matériau multilinéaire élastique. Ceci a pour effet de sous-estimer la contrainte au chargement et de la surestimer au décharge. Le comportement mécanique du polyéthylène est représenté par une loi élasto-plastique. Cette approximation est valide jusqu'à un certain niveau de déformations, au-delà duquel le matériau devient fortement anisotrope et l'hypothèse erronée. En ce qui concerne le fluage de ce matériau, une loi de durcissement temporel est choisie pour sa simplicité. Finalement, chaque propriété modélisée est validée en comparant les résultats d'un cas expérimental avec un cas reproduit numériquement. Toutes les simulations sont réalisées à l'aide du logiciel ANSYS.

Les simulations se divisent en deux étapes. La première simulation détermine la géométrie du stent avant que ce dernier subisse un traitement thermique lui donnant sa nouvelle géométrie et ses propriétés superélastiques. La deuxième simulation examine le comportement de la prothèse durant la chirurgie et les quatre premières semaines suivant l'intervention. Les résultats démontrent qu'une armature de rétention robuste permet un bon maintien du stent en position contractée lors de son expulsion du mécanisme de placement dans l'artère, mais un mauvais déploiement dans le temps par fluage. Cependant, une armature plus délicate retient moins bien le stent contracté, mais offre un déploiement par fluage intéressant. Un matériau permettant un meilleur maintien du stent en position contractée et de meilleures propriétés en fluage devrait être trouvé pour le dispositif de déploiement retardé.

# FINITE ELEMENTS MODELING OF A PROGRESSIVE EXPANDING SHAPE MEMORY STENT

Philippe Thériault

## ABSTRACT

In North America, diseases of the circulatory system are the most important cause of mortality. More precisely, 35% of Canadians<sup>3</sup> and 30% of Americans<sup>4</sup> die each year due to a heart related illness [1] [2]. The affliction that affects the majority of infarction is called stenosis. It is characterised by the shortening of the lumen (the transversal section of the artery) of the vascular artery that nourishes the heart with blood. During physical activity, the myocardium (muscle composing the heart) lacks oxygen and dies rapidly without its vital support. The observed result is a heart attack.

Luckily, numerous treatments exist to cure stenosis. Since the 80s, one particularly promising treatment has been developed and has gained popularity amongst cardiac surgeons. This treatment involves the use of an endovascular prosthesis commonly referred to as a stent. A stent is a permanent metallic device that resembles a cylindrical grid. It permits the partially obstructed diameter of an artery to be reopened. As well as its low cost relative to other treatments, the procedure is non-invasive to the patient. In general, the patient can return to regular activities in the days following the intervention. However, like all new technologies, this treatment presents complications, namely restenosis. This involves the reclosing of the lumen after angioplasty or the insertion of a stent. The structure of the prosthesis penetrates into the walls of the patient's artery. The inflicted unsuccessfully attempts to heal. There is a proliferation of cells and the formation of scar tissue, similar to scarring of other organic tissue. This reaction to the trauma subjects the artery to closing of the lumen.

This project entitled "Finite elements modeling of a progressive expanding shape memory stent" proposes the study of a self-expanding stent made from Nitinol with a progressive expansion system in time by creep effect of polyethylene. This mechanism allows a gradual contact between the prosthesis and the artery. This allows the latter/artery the opportunity to adapt to the presence of a foreign object. The goal of this thesis is to develop the technology and the methodology for the numerical analysis of these types of prosthesis.

After the analysis of the problem and the bibliographical review, the first step is to characterize the materials in order to obtain the necessary properties for modeling with finite element method. This numerical technique allows the quick and efficient study of

---

<sup>3</sup> In 1997, 39 838 on 111 985 Canadiens die due to a heart related illness.

<sup>4</sup> In 2001, 700 142 on 2 416 425 Americans die due to a heart related illness.

complex geometric structures and the evaluation of materials exhibiting strong non-linear properties. The second step consists of choosing and validating a law that represents as faithfully as possible the desired behaviour of the material. The superelasticity of Nitinol is represented through a multilinear elasticity law. This results in underestimating the stress involved upon loading (application of pressure/charging) and overestimating when unloading. The mechanical behaviour of polyethylene is represented by a multilinear isotropic hardening law using von Mises plasticity. This approximation is valid up to a certain level of strain, above which the material becomes highly anisotropic and the hypothesis results in errors. As for the creep of this material, a time hardening law is chosen for its simplicity. Finally, each of the modelled properties is validated through comparison of experimental analysis with its numerically reproduced counterpart. All simulations have been completed with ANSYS® software.

The simulations can be divided into two steps. The first simulation determines the geometry of the stent prior to the thermal treatment that renders its new geometry and superelastic properties. The second simulation examines the behaviour of the prosthesis during surgery and the four weeks following the intervention. The results demonstrate that a robust restraint device allows the positioning of the contracted stent to be maintained while being expelled from the positioning mechanism, but involve a bad deployment in terms of creep. In contrast, a more delicate device does not retain the contracted stent as well, but offers an interesting deployment by creep. A better material than polyethylene should be found. This material should retain the stent at its contracted position and provide a better deployment by creep effect.

À mes amis Anie, Kevin, Thomas, Sophie  
Jaclyn, Michel, Élyse, Big Blue et les VETS.  
Ma plus grande richesse.

## **REMERCIEMENTS**

Je tiens à remercier mon directeur de maîtrise M. Patrick Terriault et le co-directeur du LAMSI M. Vladimir Brailovski. Merci pour toute la confiance que vous m'avez manifestée et la grande latitude que vous m'avez laissée pour réaliser mon projet.

Un gros merci à ma famille. Donald et Marie-Alice, merci pour vos encouragements, merci d'avoir toujours eu confiance en moi, merci d'avoir toujours cru en moi. Je n'aurais pas pu avoir de meilleurs parents. Merci à mes frères, Jonathan et Alexandre.

Un merci sans fin à mes deux modèles de jeunesse, M. Don Murray et M. Robert Lemay. Merci d'avoir vu le potentiel en moi et de m'avoir guidé dans ma vie professionnelle. Merci de m'avoir donné ma chance. Vos conseils sont d'or aujourd'hui encore. Sans vous, je ne me serais pas rendu ici. Du fond du cœur, mes remerciements les plus sincères.

Merci aux étudiants du LAMSI, Yannick, François, Vincent, Édouard et Helena pour les mille et un coups de pouce durant mon projet. Nous formons une super équipe.

Même les meilleurs coureurs ne peuvent prendre place à la compétition sans financement. Merci au fond NATEQ et à l'École de technologie supérieure pour les bourses m'ayant permis de me consacrer exclusivement à ma maîtrise.

Un tel projet ne se réalise pas seul. Merci à tout le personnel de l'école et aux divers professeurs m'ayant éclairé dans mon projet et dans diverses impasses.

Finalement, merci Catherine pour tous les merveilleux et inoubliables moments passés en ta compagnie. Bonne chance pour tout, fais attention à toi et sois heureuse. Je ne t'oublierai pas. Merci encore.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE .....	i
ABSTRACT .....	iii
REMERCIEMENTS .....	vi
TABLE DES MATIÈRES .....	viii
LISTE DES FIGURES.....	xi
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES.....	xvi
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 PROTHÈSE ENDOVASCULAIRE .....	4
1.1    Fonctionnement du cœur.....	4
1.2    La sténose.....	6
1.3    Angioplastie et installation d'une prothèse endovasculaire .....	9
1.4    Avantage et désavantage de l'installation d'une prothèse endovasculaire.....	12
1.4.1    Prothèse endovasculaire versus l'angioplastie simple .....	12
1.4.2    Prothèse endovasculaire versus le pontage aorto-coronarien.....	13
1.5    Problématique actuelle des prothèses endovasculaires .....	14
1.6    Avancement actuel de la recherche sur les stents .....	15
1.7    Stent en Nitinol à déploiement progressif.....	17
1.8    Justification du Nitinol et du polyéthylène .....	18
CHAPITRE 2 COMPORTEMENT SUPERÉLASTIQUE DES ALLIAGES À MÉMOIRE DE FORME .....	20
2.1    Historique des alliages à mémoire de forme .....	20
2.2    Introduction aux alliages à mémoire de forme.....	21
2.3    Transformation martensitique .....	22
2.4    Propriété superélastique des AMF .....	31
CHAPITRE 3 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES ET FLUAGE DES POLYMIÈRES SEMI-CRISTALLINS .....	35
3.1    Introduction aux polymères.....	35

3.2	Déformation des polymères semi-cristallins.....	41
3.3	Fluage des polymères .....	51
<b>CHAPITRE 4 MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS.....</b>		<b>54</b>
4.1	Méthode des éléments finis et ses avantages .....	54
4.2	Méthodologie de modélisation.....	56
4.3	Caractérisation et modélisation du comportement superélastique du Nitinol .....	57
4.3.1	Caractérisation du comportement superélastique du Nitinol .....	57
4.3.2	Modélisation du comportement superélastique du Nitinol .....	62
4.3.3	Validation de la loi multi-élastique pour le comportement superélastique du Nitinol.....	65
4.4	Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du polyéthylène .....	70
4.4.1	Caractérisation du comportement mécanique du polyéthylène .....	70
4.4.2	Modélisation du comportement mécanique du polyéthylène.....	82
4.4.3	Validation de la loi élasto-plastique pour le comportement mécanique du polyéthylène.....	84
4.5	Caractérisation et modélisation du fluage du polyéthylène .....	88
4.5.1	Caractérisation du fluage du polyéthylène .....	88
4.5.2	Modélisation du fluage du polyéthylène .....	89
4.5.3	Validation de la loi de durcissement temporel modifiée pour le fluage du polyéthylène .....	92
<b>CHAPITRE 5 ANALYSE PAR ÉLÉMENT FINIS DU STENT CARDIOVASCULAIRE .....</b>		<b>94</b>
5.1	Rappel du concept et de ses avantages.....	94
5.2	Revue bibliographique sur l'étude de stent par la MEF.....	95
5.3	Étape de fabrication du stent.....	100
5.4	Données relatives au projet .....	102
5.5	Modélisation de la mise en forme du stent.....	103
5.5.1	Procédure de modélisation pour la mise en forme du stent .....	104
5.5.2	Résultats de la modélisation pour la mise en forme du stent .....	109
5.6	Modélisation du déploiement du stent lors de la chirurgie et durant les premières semaines.....	114
5.6.1	Procédure de modélisation pour le déploiement du stent.....	115
5.6.2	Résultats de la modélisation sur le déploiement du stent.....	121
<b>CONCLUSION .....</b>		<b>137</b>
<b>RECOMMANDATIONS.....</b>		<b>139</b>

## ANNEXES

1 : Programme pour la validation mécanique du Nitinol .....	141
2 : Programme pour la validation mécanique du polyéthylène.....	149
3 : Programme pour la validation du fluage du polyéthylène .....	158
4 : Programme pour la mise en forme du stent .....	162
5 : Programme pour le déploiement du stent .....	173
6 : Calcul de la contrainte d'une poutre en flexion .....	196

## TABLEAUX

I Propriétés du Nitinol (fabriqué par Special Metal).....	58
II Constantes utilisées pour la loi de fluage .....	91
III Données relatives au calcul de F et M .....	112

## BIBLIOGRAPHIE .....

202

## LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1	Vue en coupe du cœur .....	5
Figure 2	Représentation d'une artère normale et obstruée .....	7
Figure 3	Formation de plaque dans l'artère .....	8
Figure 4	Blocage d'une artère par un caillot de sang.....	9
Figure 5	Pontage aorto-coronarien.....	10
Figure 6	Angioplastie par gonflement d'un ballon cathéter .....	11
Figure 7	Stent cardiovasculaire.....	11
Figure 8	Pose d'un stent cardiovasculaire .....	12
Figure 9	Représentation schématique de la formation d'une plaquette de martensite .....	24
Figure 10	Formation de variantes de martensite autoaccommadantes .....	25
Figure 11	Conservation des dimensions macroscopiques (autoaccommadation).....	25
Figure 12	Formation d'une variante orientée par la contrainte.....	26
Figure 13	Réorientation de variantes de martensite.....	26
Figure 14	Synthèse de la transformation martensitique.....	27
Figure 15	Diagramme d'énergie libre de l'austénite et de la martensite .....	28
Figure 16	Diagramme d'état d'un AMF .....	30
Figure 17	Représentation schématique des températures de transformation de phase et des limites importantes conditionnant les comportements fonctionnels des AMF .....	31
Figure 18	Représentation schématique d'un chargement superélastique .....	32
Figure 19	Influence de la température sur les courbes superélastiques .....	33
Figure 20	Variation du volume spécifique en fonction de la température.....	37
Figure 21	Cristallisation d'un polymère linéaire .....	38
Figure 22	Structure simplifiée d'un polymère semi-cristallin .....	39
Figure 23	Cristallisation d'un polymère linéaire .....	40
Figure 24	Structure d'une sphérolite.....	40

Figure 25	Représentation schématique de la fragmentation des lamelles cristallines.....	42
Figure 26	Régions internes d'une sphérolite .....	43
Figure 27	Mécanisme de déformation dans les zones diagonales .....	44
Figure 28	Comparaison de la striction dans a) un métal et b) un polymère .....	44
Figure 29	Formation et propagation d'une striction dans un polymère.....	45
Figure 30	Modèle général de la déformation en traction d'un polymère semi-cristallin .....	46
Figure 31	Graphique typique force-déplacement d'un polymère semi-cristallin .....	47
Figure 32	Graphique contrainte nominale – déformation nominale d'un polymère semi-cristallin .....	48
Figure 33	Graphique contrainte réelle – déformation réelle d'un polymère semi-cristallin .....	50
Figure 34	Influence de la température sur le comportement plastique du polyéthylène .....	50
Figure 35	Courbe typique de fluage.....	52
Figure 36	Influence de la contrainte sur la déformation de fluage .....	52
Figure 37	Stabilisation du Nitinol.....	59
Figure 38	Graphique force-déplacement au premier cycle du Nitinol à 22 °C .....	60
Figure 39	Courbe contrainte-déformation du Nitinol à 22 °C et à 37 °C .....	62
Figure 40	Comportement élastique non linéaire.....	63
Figure 41	Courbe modélisée pour le Nitinol à 22 °C .....	64
Figure 42	Courbe modélisée pour le Nitinol à 37 °C .....	64
Figure 43	Montage expérimental d'une poutre en arche .....	66
Figure 44	Graphique force-déplacement expérimental de l'arche à 22 °C .....	66
Figure 45	Comparaison numérique et expérimentale de la géométrie déformée de l'arche .....	67
Figure 46	Graphique force - déplacement numérique de l'arche à 22 °C.....	68
Figure 47	Graphique force - déplacement comparatif à 22 °C .....	69
Figure 48	Graphique force - déplacement comparatif à 37 °C .....	69
Figure 49	Géométrie de l'éprouvette en polyéthylène.....	76
Figure 50	Pose des marqueurs .....	77

Figure 51	Graphique force-déplacement pour le polyéthylène.....	78
Figure 52	Graphique déformation réelle - contrainte réelle pour le polyéthylène .....	80
Figure 53	Variation de la longueur des intervalles et de la force appliquée en fonction du temps .....	81
Figure 54	Striction et propagation des épaules dans une éprouvette de polyéthylène .....	81
Figure 55	Courbes contraintes équivalentes - déformations équivalentes pour le poly (éther éther cétone) en traction et en cisaillement simple. ....	83
Figure 56	Comportement modélisé pour le polyéthylène à 22 °C et 37 °C.....	84
Figure 57	Maillage de l'éprouvette de polyéthylène .....	85
Figure 58	Évolution de la striction à 22 °C en fonction de la déformation équivalente de Von Mises. ....	86
Figure 59	Comparaison des courbes force-déplacement numérique et expérimentale pour le polyéthylène à 22 °C .....	87
Figure 60	Comparaison des courbes force-déplacement numérique et expérimentale pour le polyéthylène à 37 °C .....	87
Figure 61	Courbes expérimentales de fluage du polyéthylène à 37 °C .....	89
Figure 62	Comparaison des courbes expérimentales de fluage du polyéthylène à 37 °C avec une loi de durcissement temporel modifiée et du comportement modélisé .....	91
Figure 63	Comparaison du comportement modélisé et des résultats numériques .....	92
Figure 64	Mise en forme d'un stent à partir d'un petit tube.....	100
Figure 65	Mise en forme d'un stent à partir d'un grand tube .....	101
Figure 66	Stent RADIUS de SciMED. ....	102
Figure 67	Dimensions (en mm) d'une branche du stent modélisé.....	103
Figure 68	Orientation du faisceau du laser lors des découpes .....	105
Figure 69	Branche modélisée du stent .....	105
Figure 70	Conditions frontières appliquées sur le stent lors de la mise en forme.....	106
Figure 71	Maillage du stent .....	107
Figure 72	Éléments contact sur le rayon interne du stent et sur le pointeau.....	108

Figure 73	Courbe contrainte – déformation du Nitinol écroui à froid (as drawn).....	108
Figure 74	Déplacement radial du stent (mm) .....	109
Figure 75	Comparaison de la géométrie initiale et finale du stent .....	110
Figure 76	Approximation du déplacement tangentiel de la branche du stent par un déplacement dans un plan droit.....	110
Figure 77	Comparaison du chargement du stent et de la poutre.....	111
Figure 78	Contrainte équivalente de Von Mises dans le stent.....	113
Figure 79	Comparaison de la contrainte en flexion de la poutre et du stent.....	114
Figure 80	Représentation d'un système stent, anneaux et ballon cathéter .....	116
Figure 81	Section modélisée représentative d'un ensemble stent-anneaux-ballon .....	117
Figure 82	Couplage du déplacement longitudinal entre le stent et les anneaux.....	118
Figure 83	Paires d'éléments contact sur un ensemble stent-anneaux-ballon.....	119
Figure 84	Application de la force pour contracter le stent.....	120
Figure 85	Position du stent après application de la force .....	120
Figure 86	Étapes de modélisation du stent en chirurgie .....	121
Figure 87	Géométrie des anneaux circulaires .....	122
Figure 88	Striction dans un anneau circulaire en polyéthylène, contrainte équivalente de Von Mises avant le retrait du ballon .....	123
Figure 89	Apparition symétrique de la striction dans les anneaux .....	124
Figure 90	Géométrie des anneaux en "S" .....	125
Figure 91	Géométrie des anneaux après le dégonflement du ballonnet .....	126
Figure 92	Champ de contraintes dans les anneaux en forme de "S" après le retrait du ballonnet.....	126
Figure 93	Géométrie des anneaux en boucle .....	127
Figure 94	Comparaison des deux modèles de la géométrie d'anneaux en boucle .....	127
Figure 95	Comparaison du déploiement après le contact entre les anneaux et le stent pour les deux modèles avec la géométrie en boucle .....	128
Figure 96	Comparaison du déploiement obtenu par fluage après 28 jours pour les deux modèles de la géométrie d'anneaux en boucle .....	129

Figure 97	Force de contraction du stent en fonction de sa position diamétrale.....	130
Figure 98	Évolution de la géométrie du stent durant la contraction .....	131
Figure 99	Position diamétrale du stent en fonction du temps pour les 28 premiers jours .....	131
Figure 100	Position diamétrale du stent en fonction du temps pour les sept premiers jours .....	132
Figure 101	Champ de contraintes maximales dans le stent .....	133
Figure 102	Champ de contraintes maximales dans les anneaux.....	134
Figure 103	Champ de contraintes maximales dans les anneaux après 28 jours .....	134
Figure 104	Évolution de la géométrie des anneaux à trois moments; au repos, en contact avec le stent et après 28 jours.....	135

## LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

A	Aire de la section, mm <sup>2</sup>
ASTM	American Society for Testing and Materials
A <sub>o</sub>	Aire initiale de la section, mm <sup>2</sup>
A <sub>o(2-3)</sub>	Aire initiale entre les points 2 et 3, mm <sup>2</sup>
A <sub>réelle</sub>	Aire réelle de la section, mm <sup>2</sup>
A <sub>f</sub>	Température de fin de l'austénite, °C
A <sub>I</sub>	Aluminium
AMF	Alliages à mémoire de forme
A <sub>s</sub>	Température de début de l'austénite, °C
Be	Berilium
c	Distance entre la fibre neutre et la fibre extrême, mm
Cu	Cuivre
C <sub>i</sub>	Constante de fluage (i =1 à 4)
D	Diamètre courant, mm
d $\ell$	Allongement infinitésimal, mm
D <sub>0</sub>	Diamètre initial, mm
DP	Degré de polymérisation
dT	Variation infinitésimale de température, K ou °C
d $\sigma$	Variation infinitésimale de contrainte, MPa
E	Module d'élasticité, MPa
F	Force, N
F <sub>exp</sub>	Force expérimentale, N
F <sub>num</sub>	Force numérique, N
G	Énergie libre de Gibbs, J
H	Enthalpie, J/Kg
I	Moment d'inertie, mm <sup>4</sup>
$\ell$	Longueur courante, mm

L	Longueur, mm
$\ell_0$	Longueur initiale, mm
$\ell_{0(2-3)}$	Longueur initiale entre les points 2 et 3, mm
$\ell_{(2-3)}$	Longueur courante entre les points 2 et 3, mm
MEF	Méthode des éléments finis
M	Masse moléculaire, Kg/mole
M	Moment, N mm
M <sub>d</sub>	Température finale pour la destruction de la martensite sous contrainte, °C
M <sub>f</sub>	Température de fin de la martensite, °C
M <sub>s</sub>	Température de début de la martensite, °C
M <sub>s<sup>σ</sup></sub>	Température de changement de phase sous contraintes, °C
n	Nombre de branches du stent
Ni	Nickel
r <sub>f</sub>	Rayon final, mm
r <sub>i</sub>	Rayon initial, mm
S	Entropie, J/Kg K
Sy	Contrainte d'écoulement, MPa
t	Temps, s
T	Température, K ou °C
Ti	Titane
u	Déplacement, mm
V <sub>0</sub>	Volume initial, mm <sup>3</sup>
V <sub>0(2-3)</sub>	Volume initial entre les points 2 et 3, mm <sup>3</sup>
x	Position longitudinale dans la poutre, mm
Zn	Zinc
δ	Allongement, mm
$Δ\ell$	Allongement, mm

$\Delta S$	Variation de l'entropie, J/Kg K
$\Delta \varepsilon$	Variation de la déformation, mm/mm
$\varepsilon$	Déformation réelle, mm/mm
$\varepsilon_{eq}$	Déformation équivalente, mm/mm
$\varepsilon_{CR}$	Déformation par fluage, mm/mm
$\varepsilon_N$	Déformation nominale, mm/mm
$\varepsilon_{réelle}$	Déformation réelle, mm/mm
$\sigma$	Contrainte réelle, MPa
$\sigma_{eq}$	Contrainte équivalente, MPa
$\sigma_N$	Contrainte nominale, MPa
$\sigma_{réelle}$	Contrainte réelle, MPa
$\sigma_F^A$	Contrainte de la fin de l'austénite, MPa
$\sigma_S^A$	Contrainte du début de l'austénite, MPa
$\sigma_F^M$	Contrainte de la fin de la martensite, MPa
$\sigma_S^M$	Contrainte du début de la martensite, MPa
$\sigma_{tr}^A$	Contrainte critique de transformation de phase, MPa
$\sigma_y^A$	Contrainte d'écoulement de l'austénite, MPa
$\tau$	Contrainte en cisaillement, MPa
$\gamma$	Déformation en cisaillement
$\theta$	Angle, radian ou degré

## INTRODUCTION

Depuis son invention dans les années 80, plusieurs recherches sont menées afin d'étudier la technologie des stents sous tous ses angles. Certaines recherches vérifient la biocompatibilité des matériaux utilisés, d'autres examinent le comportement mécanique des structures selon la géométrie, le matériau et les conditions d'utilisation. Pour le deuxième type d'analyse, les simulations par la méthode des éléments finis s'avèrent un outil très puissant. En effet, elles permettent de vérifier rapidement l'incidence d'un paramètre sur le design. Plusieurs chercheurs de la communauté scientifique ont recours à de tels logiciels pour réaliser leurs travaux.

Malheureusement, malgré la présence de plusieurs articles traitant de la modélisation par la méthode des éléments finis (MEF) des stents cardiovasculaires, aucun ne traite de l'hyperplasie intime (une des causes de la resténose), véritable problème de cette technologie. Lors de l'installation, les membrures de la prothèse blessent l'artère par la vitesse et la force de mise en contact. Ce mémoire a donc pour but de développer la technologie et la méthodologie pour l'analyse numérique d'un type de prothèses permettant de surmonter cette problématique.

La présente étude effectue donc l'analyse par la MEF d'un stent cardiovasculaire en alliages à mémoire de forme (AMF) avec système de déploiement progressif en polyéthylène. L'innovation présentée dans ce projet propose une nouvelle approche pour prévenir le problème de resténose à la source. En fait, l'idée est d'installer un système de rétention (anneaux en polymère) sur le stent afin de permettre un déploiement progressif dans le temps par fluage de ce dernier. Il y aurait donc un contact lent entre le stent et l'artère, offrant à cette dernière la possibilité de se dilater graduellement dans le temps. Ainsi, le traumatisme ressenti par les parois serait grandement diminué et la prolifération cellulaire à la source de l'hyperplasie serait atténuée.

Récemment, une demande de brevet a été effectuée par l'École de technologie supérieure sur le mécanisme de déploiement progressif d'un stent par fluage des anneaux de rétention [3]. Ce projet est mené conjointement avec l'Institut de cardiologie de Montréal.

Cette nouvelle prothèse utilise deux matériaux très distincts. Le stent, fabriqué en Nitinol, exploite la propriété superélastique des AMF. La superélasticité est une capacité qu'ont certains matériaux à offrir un haut niveau de déformations sans plastification. Afin d'obtenir cette caractéristique, la pièce doit recevoir un traitement thermique bien précis après lui avoir donné la géométrie désirée. Le deuxième matériau sert pour la fabrication des armatures du mécanisme de déploiement progressif. Il s'agit du polyéthylène. Ce matériau a la caractéristique de se déformer dans le temps sous une charge constante (fluage).

L'analyse numérique se divise en deux volets. Un premier traite de la mise en forme du stent à partir d'un petit tube. Des découpes au laser sont effectuées sur les parois du cylindre et un pointeau est inséré pour mettre en forme le stent. Cette première simulation permet d'obtenir la géométrie du stent après traitement thermique. Le deuxième volet analyse le comportement du stent durant la chirurgie et dans les 28 jours suivant la pose de la prothèse.

Ce rapport débute avec une description du fonctionnement du cœur, du problème de sténose et de resténose, et de l'intervention dans laquelle l'installation du stent s'effectue. Une brève description des avantages de cette technologie est faite en comparaison avec les autres traitements existants.

En second lieu, deux chapitres traitent en détails du comportement et des caractéristiques spécifiques qu'ont le Nitinol et le polyéthylène. Il est en outre question de la

transformation martensitique qui est à la base du phénomène superélastique des AMF et du phénomène de fluage qui permet le déploiement progressif de la prothèse.

Par la suite, un important chapitre traite de la modélisation par la méthode des éléments finis. Ce chapitre explique la méthodologie suivie, les étapes de caractérisation des matériaux, les différentes lois de matériau utilisées, les hypothèses formulées et les conséquences de ces dernières sur les résultats. Une validation est effectuée sur chaque comportement modélisé afin d'obtenir un ordre de grandeur des erreurs introduites par les simplifications.

Finalement, le dernier chapitre étudie la mise en forme du stent et le déploiement de cette prothèse pendant la chirurgie et durant les premières semaines suivant l'intervention.

## CHAPITRE 1

### PROTHÈSE ENDOVASCULAIRE

Avant d'explorer en détail l'innovation contenue dans ce projet, il est important de situer ce dernier. Ce premier chapitre a donc pour but de présenter ce qu'est un stent cardiovasculaire, quels sont ses avantages, ses désavantages et sa technologie. Le fonctionnement du cœur, la chirurgie dans laquelle s'effectue la pose de cette prothèse ainsi que la raison motivant cette intervention sont premièrement expliqués. Par la suite, il est question du problème actuel et majeur de cette technologie. Cette problématique est la motivation même du projet. Enfin, il est question de l'avancement actuel de la recherche dans ce domaine ainsi que de la justification de l'utilisation de certains matériaux pour le projet.

#### 1.1 Fonctionnement du cœur

Le cœur est sans aucun doute le muscle le plus sollicité de l'organisme. Il agit comme une pompe. Son rôle est d'assurer la distribution du sang dans le corps humain. Le débit circulant dans le cœur d'un adulte moyen est d'environ cinq litres par minute. Durant sa vie, le cœur est soumis à plus de trois milliards de pulsations cardiaques, représentant le pompage de plus de quatre millions de litres [4].

Cet organe a la grosseur d'un poing et sa masse est approximativement de 270 grammes [5]. Il est situé sous le sternum, légèrement du côté gauche. Les parois du cœur sont composées d'un muscle nommé le myocarde. C'est le seul organe constitué de ce type de muscle. Il a la particularité de résister à la fatigue.

La distribution du sang s'effectue grâce à la contraction du cœur lorsqu'il est soumis à un stimuli électrique. Cette contraction, nommée systole, s'accompagne d'une

diminution de volume. À ce moment, le sang est expulsé vers le reste de l'organisme. Immédiatement après la systole survient la diastole. Ceci correspond au remplissage du cœur grâce à la décontraction du muscle cardiaque. À ce moment-là, le cœur se remplit de sang, et augmente de volume. Cette alternance de systoles et de diastoles permet ainsi le transport du sang dans tout le corps.

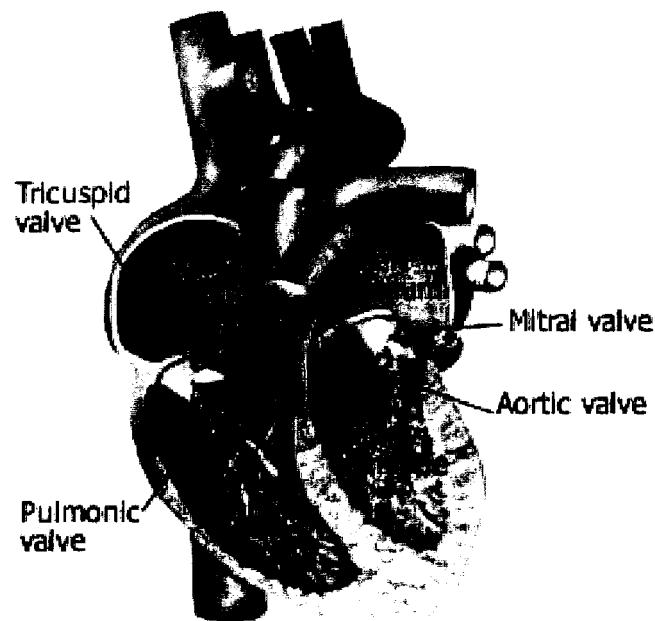


Figure 1    Vue en coupe du cœur

[4]

Le cœur est composé de quatre chambres (voir figure 1). Les deux cavités de gauche se nomment, de haut en bas, l'oreillette gauche (left atrium) et le ventricule gauche (left ventricle). Il en va de même du côté droit. Les chambres du côté gauche sont séparées des chambres de droite par une paroi musculaire étanche ne permettant aucune communication entre elles. L'entrée et la sortie de chaque ventricule sont munies de valve. Les valves situées à l'entrée et à la sortie du ventricule gauche s'appellent respectivement la valve aortique (aortic valve) et la valve mitrale (mitral valve). Dans le

même ordre du côté droit, il est question de la valve pulmonaire (pulmonic valve) et de la valve tricuspidé (tricuspid valve).

En fait, le cœur est une double pompe. Il est courant de parler du cœur droit et du cœur gauche. Le cœur droit met en communication l'oreillette et le ventricule droit. Il reçoit le sang pauvre en oxygène provenant des organes et l'envoie vers les poumons pour qu'il s'y régénère. Le sang désoxygéné parvient aux poumons par l'intermédiaire de l'artère pulmonaire. Le cœur gauche quant à lui, est composé de l'oreillette et du ventricule gauche. Son rôle est de recevoir le sang riche en oxygène provenant des poumons et de l'envoyer vers les organes pour les nourrir. Le sang oxygéné est propulsé dans tout l'organisme par l'intermédiaire de l'aorte.

Les deux "types de sang" suivent donc des parcours tout à fait différents. Le sang riche en oxygène retourne dans le cœur par l'oreillette gauche. Lorsque celle-ci est remplie de sang, la valve mitrale s'ouvre permettant le remplissage du ventricule gauche. Ce dernier pompe ensuite le sang oxygéné au travers de la valve aortique en direction de l'aorte. Le sang est ensuite distribué dans tout le corps par les artères. Le sang pauvre en oxygène, quant à lui, envahit d'abord l'oreillette droite. Ce sang provenant du corps, est acheminé à cette dernière par les veines. Lorsque remplie, la valve tricuspidé s'ouvre, permettant le passage du liquide de l'oreillette au ventricule. Le ventricule propulse ensuite ce sang vers les poumons au travers de la valve pulmonaire. Le conduit reliant le cœur aux poumons pour l'oxygénation du sang s'appelle l'artère pulmonaire. Une fois dans les poumons, le sang circule dans les alvéoles. À ce moment, le sang évacue le gaz carbonique produit par les muscles et se remplit d'oxygène.

## 1.2 La sténose

Comme tous les autres muscles du corps, le cœur doit être alimenté en oxygène et en minéraux pour fonctionner. Les artères coronaires autour du cœur s'occupent de fournir ces éléments au cœur. À l'intérieur d'une artère saine, les cellules rouges et autres

substances peuvent circuler librement vers les muscles du cœur. Les parois des artères sont lisses et l'épaisseur des parois est uniforme. Malheureusement, avec le temps chez certaines personnes, des dépôts lipidiques de cholestérol (corps gras) s'accumulent sur les parois des artères et aboutissent à la formation de plaques jaunâtres appelées athéromes. La figure 2 illustre cette accumulation sur la paroi de l'artère.

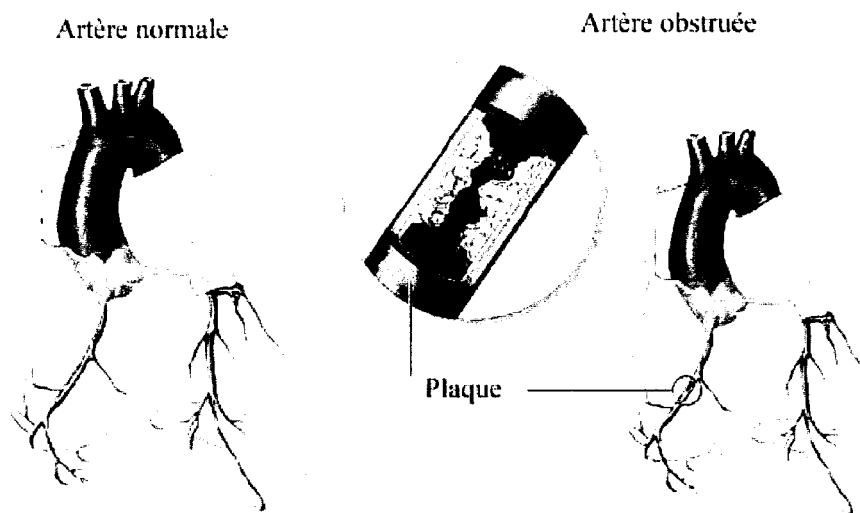


Figure 2 Représentation d'une artère normale et obstruée

[6]

Cette plaque peut durcir et engendrer le rétrécissement de l'artère. Ce durcissement s'appelle l'athérosclérose. Le terme sténose est employé pour désigner le rétrécissement de l'artère, engendré par l'athérosclérose. Lorsque ce phénomène survient dans une artère coronaire, il est commun de parler de maladie coronarienne. Habituellement, le non traitement de la maladie peut mener à une crise cardiaque.

Une crise cardiaque survient lorsque le blocage d'une artère coronaire prive le cœur en alimentation sanguine. La plupart des crises cardiaques sont engendrées par la formation d'un caillot de sang dans une région instable de la plaque. Cette dernière est considérée instable si sa couche calcifiée est mince et vulnérable à une rupture (voir figure 3).

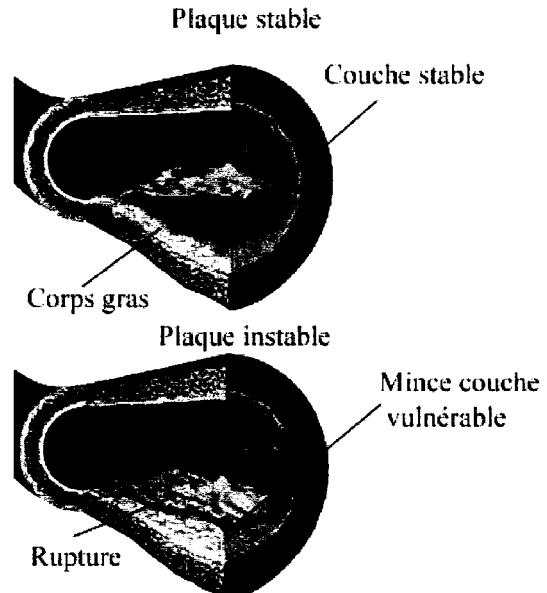


Figure 3 Formation de plaque dans l'artère

[7]

Une rupture de la plaque expose le corps gras au système sanguin. Ce corps exposé enclenche la coagulation du sang, similaire à celle permettant l'arrêt d'un saignement suite à une blessure par exemple. À l'intérieur d'une artère, ce caillot porte le nom de thrombus (figure 4). Cette solidification sanguine peut bloquer l'écoulement du sang vers le myocarde (muscle du cœur). Privés d'oxygène, les tissus du cœur normalement approvisionnés par les artères meurent rapidement. Les dommages subis par le cœur dépendent de la sévérité de l'attaque, la vitesse du traitement et la localisation du blocage.

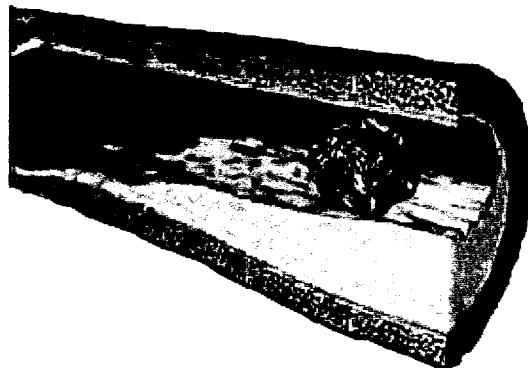


Figure 4 Blocage d'une artère par un caillot de sang

[7]

### 1.3 Angioplastie et installation d'une prothèse endovasculaire

Il existe plusieurs solutions envisageables pour le traitement de la sténose. Les plus courants sont la médication, le pontage, l'angioplastie et la pose d'une prothèse endovasculaire communément appelée stent.

Le pontage consiste à détourner une partie de l'écoulement du sang en aval du blocage. Une veine, généralement prélevée dans la jambe, est utilisée pour faire le pont entre l'aorte et le réseau d'artères privé de sang par l'obstruction. Pour se faire, il est obligatoire de faire une incision dans la jambe afin de prélever la veine et d'ouvrir le thorax pour atteindre le cœur. Nul besoin d'insister sur le fait que cette chirurgie est extrêmement invasive, dangereuse et complexe. Cette intervention est, plus souvent qu'autrement, utilisée comme moyen de dernier recours. La figure suivante montre le contournement du blocage par pontage.

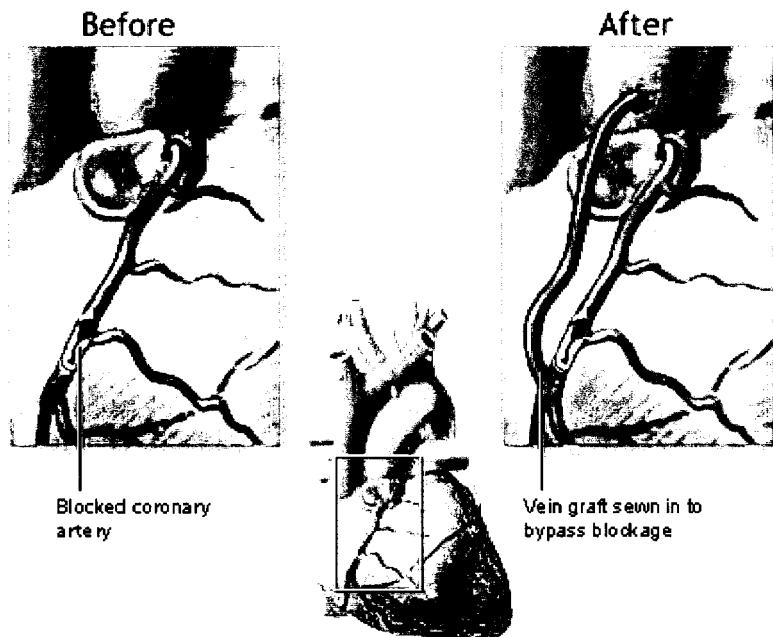


Figure 5 Pontage aorto-coronarien

[6]

L'angioplastie (figure 6) consiste pour sa part à rétablir le diamètre initial de la section d'artère partiellement obstruée. Une petite incision à l'aine est faite, du côté droit et un fil guide est inséré dans l'artère fémorale. Il est ensuite glissé jusqu'au site obstrué. Un cathéter, monté d'un ballon gonflable, est déplacé au blocage, le long du fil guide. Le ballon est alors déployé, compressant la plaque et élargissant l'ouverture de l'artère. Le ballon est dégonflé et retiré du corps. La circulation normale est maintenant rétablie. Cette procédure peut être répétée si la plaque recommence à s'accumuler.

Après l'angioplastie, un stent peut être installé afin de prévenir une seconde fermeture de l'artère. Un stent est un dispositif métallique ressemblant à un grillage cylindrique. La figure 7 montre ce type de dispositif et la figure 8 illustre son installation. Il existe deux types de stent : les stents auto-déployants et les stents en acier inoxydable montés sur des ballons cathéter gonflable. Le stent, installé sur le cathéter, est guidé au site visé. Les stents auto-déployants sont simplement expulsés du cathéter et prennent leur forme pré-déterminée. Les stents en acier inoxydable doivent être déployés à l'aide d'un ballon

cathéter pour atteindre la géométrie désirée. Le stent adhère à la paroi de l'artère. Finalement, le cathéter et le fil guide sont retirés et le stent demeure en place dans l'artère. Il arrive parfois qu'un stent auto-déployant soit utilisé sans avoir effectué auparavant une angioplastie.

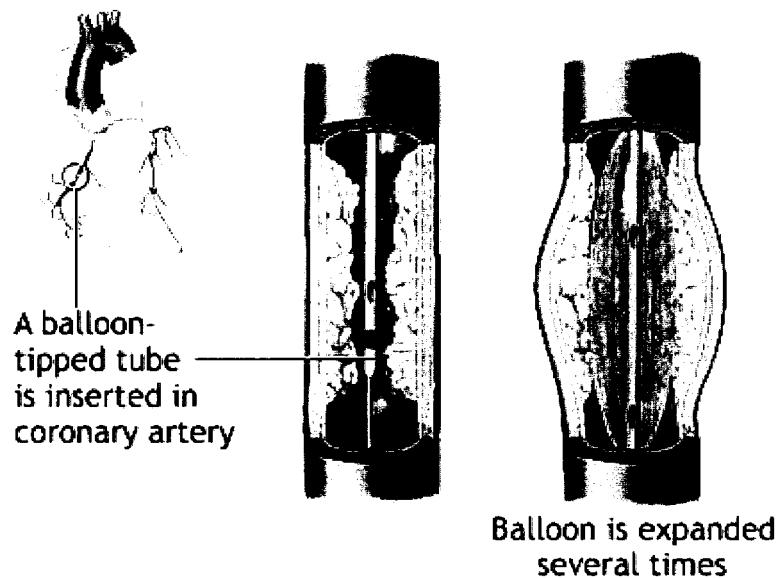


Figure 6    Angioplastie par gonflement d'un ballon cathéter

[6]

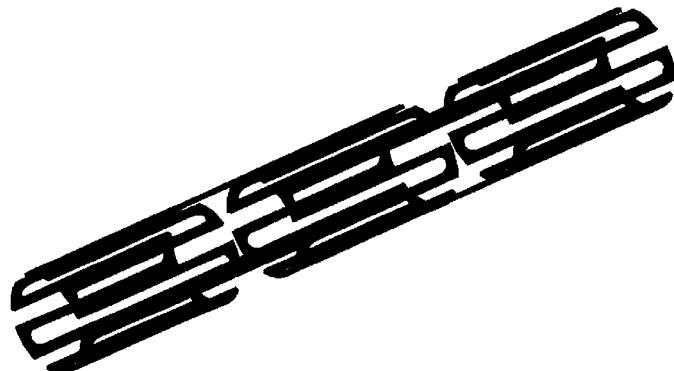


Figure 7    Stent cardiovasculaire

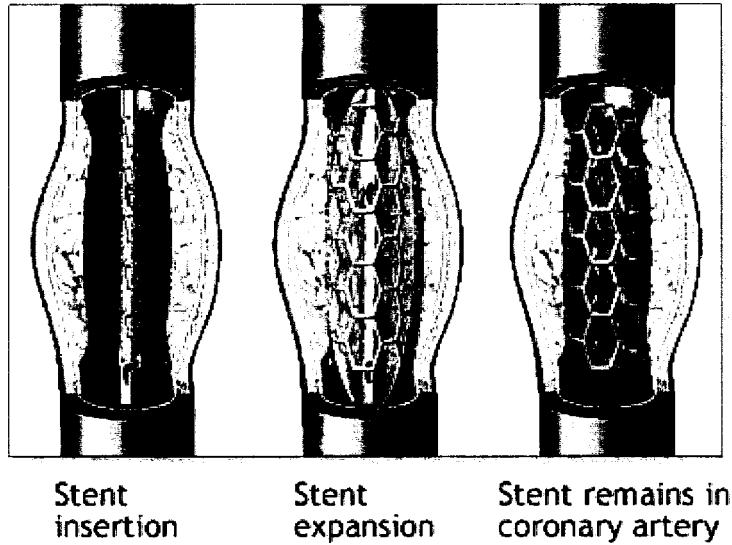


Figure 8 Pose d'un stent cardiovasculaire

[6]

#### 1.4 Avantage et désavantage de l'installation d'une prothèse endovasculaire

Heureusement pour les patients, il existe plusieurs possibilités de les guérir de la sténose et d'améliorer leur qualité de vie, voir même sauver leur vie. Mais quelle est la meilleure solution et à quel prix? Cette section présente brièvement une comparaison entre la pose d'une prothèse endovasculaire et ses deux principaux concurrents : l'angioplastie et le pontage aorto-coronarien.

##### 1.4.1 Prothèse endovasculaire versus l'angioplastie simple

Au niveau de l'intervention même, les risques pour l'angioplastie simple et la pose d'une prothèse endovasculaire sont sensiblement les mêmes. Le coût pour la pose d'un stent est cependant plus élevé compte tenu du matériel et du temps supplémentaire nécessaire.

Le problème avec ces deux traitements est la re-fermeture de l'artère quelque temps après l'intervention. Selon certaines sources [8] [9] [10] [11] [12] [13], un plus grand

pourcentage (environ 10% selon Kiemeneij [8] et Rodriguez [9]) des patients ayant subit une angioplastie simple, comparé à ceux ayant subit la pose d'un stent, ont nécessité une revascularisation (nouvelle intervention).

L'étude de Kiemeneij [8] ne rapporte aucune différence significative au niveau de la mortalité et des complications post-opératoires entre les deux méthodes. Quant à Nordmann [10] et Cantor [12], ils révèlent que le stent augmente les risques de complication (saignement), peut conduire à des problèmes de resténose plus difficile à traiter et que la pose d'un stent est plus dispendieuse que l'angioplastie. Cantor [12] soutient que chez les patients sujets à une crise cardiaque, la pose d'un stent est nettement supérieure à l'angioplastie simple et réduit les risques de récidives à court et à long terme.

Malgré que les recherches actuelles n'obtiennent pas toutes les mêmes conclusions, il semble clair que le stent occasionne moins de problèmes de resténose que l'angioplastie simple. Il est cependant plus coûteux.

#### **1.4.2 Prothèse endovasculaire versus le pontage aorto-coronarien**

Le principal avantage du stent par rapport au pontage réside au niveau de la simplicité de l'intervention chirurgicale. En effet, le stent ne demande qu'une anesthésie locale et une légère incision à l'aine. Le patient reste éveillé durant l'opération et quittera généralement l'hôpital la journée de son entrée. Le pontage est une chirurgie beaucoup plus invasive et risquée. Elle demande une anesthésie générale. Il est nécessaire d'ouvrir le thorax pour atteindre le cœur. De plus, une incision doit être faite dans une jambe afin de prélever une veine pour faire le pont entre l'aorte et l'artère privée de sang. Le patient demeure à l'hôpital plusieurs jours, doit prendre plusieurs médicaments et être nourri aux solutés. Cette intervention est extrêmement douloureuse. De plus, ce type d'opération est énormément coûteux pour le système de santé.

Compte tenu de la simplicité de l'opération et de son faible coût, le stent est de plus en plus utilisé pour guérir le problème de sténose.

Cependant, plusieurs recherches ont démontré que le pontage donne de meilleurs résultats (moins de resténose) lors de plusieurs blocages simultanés [14] [15] [16]. Certains soutiennent que la pose multiple de stents demeure moins dispendieuse que le pontage, du moins pendant les 2 premières années [16]. D'autres prétendent que dans le cas de plusieurs blocages simultanés, le pontage est la meilleure solution, tant au plan économique qu'au point de vue du problème de resténose [14]. Même sur ce point, la communauté scientifique ne s'entend pas sur les mêmes conclusions.

### **1.5 Problématique actuelle des prothèses endovasculaires**

L'arrivée des prothèses endovasculaires dans les années 80 a constitué une étape décisive dans le développement des techniques de cardiologie interventionnelle [17]. Aujourd'hui, une grande partie des procédures de revascularisation myocardique est réalisée par angioplastie coronaire conventionnelle au ballonnet et est complétée dans près de 80% des cas par l'implantation d'un stent [18].

Cette mode s'explique autant par l'efficacité des stents dans le traitement des occlusions coronaires que par leur simplicité d'emploi. Malgré leur popularité incontestable, cette technique possède pour l'instant une difficulté incontournable. L'écueil de la technique reste le phénomène de resténose (rétrécissement de l'artère) intervenant dans les 6 mois suivant la procédure initiale et résulte de trois processus :

- a. Un rappel élastique immédiat de la paroi artérielle (elastic recoil);
- b. Une vasoconstriction chronique du vaisseau (remodelling);
- c. L'hyperplasie intime (aussi nommé prolifération cellulaire néo-intimale).

Le rappel élastique immédiat de la paroi artérielle est simplement une tendance qu'a l'artère à retourner vers sa géométrie initiale. Le phénomène est similaire à celui d'un ballon gonflable. Lorsque l'air s'échappe, le ballon tend à revenir à sa forme initiale. La vasoconstriction chronique du vaisseau est un phénomène de remodelage constrictif conduisant à une diminution chronique du diamètre externe du vaisseau sans affecter l'épaisseur de celui-ci. Lors du gonflement du ballon, l'artère subit un traumatisme et enflé. Ces deux premiers problèmes peuvent être surmontés par la pose d'un stent abaissant le taux de resténose à 20-25% contre 30-35% après angioplastie simple [18].

La principale lacune avec la technologie du stent cardiovasculaire est l'hyperplasie intime. Lors de la pose d'une prothèse endovasculaire, la structure de cette dernière blesse la paroi de l'artère. Il y a alors une prolifération cellulaire et une formation de tissu cicatririel, similaire aux mécanismes cicatriciels des autres tissus organiques. Cette réaction au traumatisme subit par l'artère referme la lumière (diamètre) de cette dernière. L'hyperplasie est définie comme une augmentation de la masse d'un organe ou d'une portion d'organe due à une augmentation anormale du nombre des cellules qui le composent.

À l'heure actuelle, aucune des approches pharmacologiques n'a permis de prévenir ce processus malgré la diversité des substances testées. La seule technique ayant permis d'obtenir une diminution significative du taux de resténose consiste à placer dans l'artère une endoprothèse.

### **1.6 Avancement actuel de la recherche sur les stents**

Présentement, le problème de resténose est de mieux en mieux compris et de plus en plus de recherches étudient une voie de contournement à cette lacune. Une première approche a consisté à enrober les stents métalliques de revêtements ayant une biocompatibilité plus grande que les métaux habituellement utilisés (acier inoxydable, Nitinol et tantale). Certains types de revêtement aggravent les lésions de resténose,

d'autres diminuent l'adhérence des plaquettes ou encore ne démontrent aucune supériorité réelle face au stent classique [17].

Certaines recherches actuelles portent sur la conception de stents totalement polymérique et biodégradable en acide poly-l-lactique. Des études réalisées ont démontré l'implantation avec succès chez l'homme [19].

Une autre catégorie de stents fait présentement son apparition : les stents imprégnés de médicaments. Cette médication dont est recouvert le stent vise l'inhibition de la prolifération des cellules musculaires lisses (mécanisme de guérison). Plusieurs études démontrent le grand potentiel de cette innovation.

Il existe aussi depuis peu un nouveau traitement pour prévenir l'hyperplasie intimale; l'irradiation intra-coronaire. Le but visé par cette technique est similaire à celui des médicaments des stents imprégnés : inhiber la prolifération cellulaire et la formation de tissu cicatriciel. Des résultats concluants sont en attente.

Depuis quelques années, certaines innovations intéressantes sont apportées aux stents afin de contrôler leur expansion. Ce sont les stents à déploiement retardé. À ce jour, plusieurs brevets ont été déposés à ce sujet ([20] [21] [22]). Ces stents utilisent deux technologies : les alliages à mémoire de forme et les polymères biodégradables. Le principe est simple. Un système de rétention en polymère est installé sur un stent auto-déployant. Une fois dans l'artère, le polymère se dégrade avec le temps. Le mécanisme de rétention finit par céder et le stent complète son déploiement. Le problème actuel des stents, autant auto-déployants qu'à ballonnet, est le traumatisme subit par l'artère au moment où le stent entre en contact avec ses parois. Si ce contact se fait violemment ou trop rapidement, l'artère est blessée et l'hyperplasie apparaît. Donc, même avec un stent à déploiement retardé, l'artère subira un choc lors du bris du mécanisme de retenue. Un

deuxième danger peut apparaître si une partie du système de rétention se détache de la structure. Une section de l'artère pourrait se voir obstruée par un débris du mécanisme.

### **1.7 Stent en Nitinol à déploiement progressif**

Le présent projet propose une innovation pour remédier de façon efficace au problème de resténose, plus particulièrement à l'hyperplasie intime. Rappelons brièvement la problématique. Lors de la pose d'un stent à ballonnet ou d'un stent auto-déployant, l'artère subit un traumatisme engendré par une déformation excessive de ses parois au site d'obstruction. Par un mécanisme biologique, elle tente de se guérir et il y a une prolifération cellulaire et une formation de tissu cicatriciel. Cette accumulation de cellules diminue progressivement le diamètre de l'artère et nécessite parfois une nouvelle intervention.

L'idée étudiée dans le cadre de ce projet est d'installer un mécanisme déployant progressivement le stent dans le temps, sans gonflement de ballonnet avant la pose de la prothèse. Ainsi, le stent entrera donc lentement en contact avec l'artère. Après quelques semaines, le stent sera pleinement déployé et la circulation sanguine totalement rétablie. En mettant l'artère progressivement en contact avec le stent, celle-ci ne subira pas d'expansion brusque et le traumatisme infligé sera moindre. En effet, le problème principal causant l'hyperplasie intime est la pénétration violente de la structure du stent dans les parois de l'artère. Avec un contact lent et délicat entre les deux corps, la réaction de l'artère sera réduite.

L'idée du stent en alliages à mémoire de forme à déploiement progressif est la suivante. Un stent en Nitinol sera muni d'anneaux de rétention en polyéthylène. Le tout sera monté sur un ballon cathéter. Avant la pose de la prothèse, aucun gonflement de ballonnet n'est effectué pour dilater l'artère. Une fois acheminé sur le site d'obstruction, le stent sera retiré du cathéter. À sa sortie, le stent exerce une force sur les anneaux et le système se déploie jusqu'à un certain diamètre. Le ballon cathéter vient terminer le

déploiement jusqu'au diamètre voulu en déformant plastiquement (de façon irréversible) les anneaux. En fait, le ballonnet sera gonflé jusqu'à ce qu'il y ait une légère pression de contact entre le système stent-anneaux et l'artère afin qu'il n'y ait pas déplacement de la prothèse. Une fois le tout en place, le ballon cathéter est retiré du corps. Grâce à la propriété de fluage du polyéthylène, les anneaux se déforment progressivement dans le temps et permettent au stent de continuer à se déployer lentement. Le fluage est la caractéristique qu'a un matériau de se déformer dans le temps sous l'effet d'une charge constante. Cette notion est expliquée plus en détail dans un prochain chapitre.

### 1.8 Justification du Nitinol et du polyéthylène

Ce projet a pu venir au monde grâce à deux propriétés très intéressantes et peu exploitées des matériaux : la superélasticité des alliages à mémoire de forme et le fluage des polymères. Les deux prochains chapitres expliquent en détails ces caractéristiques. Mais tout d'abord, il est important de justifier leur utilisation.

Premièrement, le stent doit être fabriqué d'un matériau capable de résister à de grandes déformations sans subir de déformations permanentes. En effet, ce dernier doit pouvoir reprendre sa géométrie initiale après être comprimé pour l'insertion dans le cathéter. De plus, ce dernier doit pouvoir exercer une force suffisante pour générer le fluage des anneaux. Ensuite, il doit être biocompatible afin de ne pas être rejeté par l'organisme. Le Nitinol est donc le matériau par excellence pour cette application. La plupart des stents auto-déployants sont fabriqués de ce matériau. Selon Duerig, Stockel et Pelton [23] [24] [25], les propriétés clés du Nitinol (superélasticité, biocompatibilité) en font un matériau idéal pour les applications médicales tel un stent cardiovasculaire.

Deuxièmement, le matériau utilisé pour la fabrication des anneaux doit aussi pouvoir accepter de grandes déformations, mais cette fois sans la capacité de reprendre leur forme initiale. Il doit aussi être de moins grande rigidité que le stent afin que ce dernier puisse fournir une force suffisante pour le déployer et exercer une pression significative

une fois déployé complètement par le ballonnet. Finalement, en plus d'être biocompatible, il doit avoir la capacité de fluer dans le temps afin d'atteindre le diamètre final désiré de l'artère. Une étude préliminaire menée à l'École de technologie supérieure a démontré que le polyéthylène 8920 de Pétromont répond à ces critères.

## CHAPITRE 2

### COMPORTEMENT SUPERÉLASTIQUE DES ALLIAGES À MÉMOIRE DE FORME

Ce second chapitre expose les notions générales se rapportant aux alliages à mémoire de forme (AMF). Ceci permettra une bonne compréhension d'un de leurs comportements largement utilisé dans cette étude : la superélasticité. Un bref historique est premièrement présenté, donnant ainsi l'opportunité au lecteur de suivre l'évolution des travaux dans le domaine. En second lieu, un survol sommaire souligne les points importants sur les AMF permettant par la suite de traiter de la transformation martensitique, phénomène duquel découlent leurs remarquables comportements. Finalement, il est question de la superélasticité, de ses propriétés physiques et de l'évolution macroscopique dans le matériau en fonction de divers paramètres.

#### 2.1 Historique des alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme présentent un comportement tout à fait différent des matériaux usuels. Les premières observations du phénomène de mémoire de forme furent observées à la fin des années 30. C'est en 1932 plus précisément qu'un premier comportement pseudoélastique fut découvert sur un alliage or-cadmium. Cependant, le manque de connaissances dans le domaine reporta l'apparition des applications industrielles à la fin des années 60. Il fallut attendre en 1967 pour qu'émerge la première application importante des alliages à mémoire de forme. La compagnie Raychem développa un manchon de raccordement avec un alliage nickel-titane pour les conduits hydrauliques des avions de chasse F-14. Cet alliage est communément appelé Nitinol. Il fut mis au point par le US Naval Ordnance Laboratory de San Diego, d'où provient son nom (NITINOL : Nickel – Titanium Naval Ordnance Laboratory). La découverte de cet alliage peut être considérée comme l'une des avancées importantes dans le domaine des matériaux à mémoire de forme.

Dans les années qui suivirent, peu de nouvelles applications furent développées. Le manque de compréhension des phénomènes métallurgiques régissant les AMF, l'absence d'outils de modélisation et le manque de contrôle sur les paramètres d'élaboration des alliages (traitements thermiques, composition et autres) semblent principalement être en cause de ce ralentissement. Cependant, les recherches réalisées durant les dernières années dans le domaine des AMF permirent de progresser de telle sorte qu'aujourd'hui, ces alliages sont utilisés dans des domaines aussi variés que l'automobile, le biomédical, l'aéronautique, l'électronique, la robotique, le textile et le sport.

## 2.2 Introduction aux alliages à mémoire de forme

Les deux alliages les plus fréquemment utilisés sont le nickel-titane (Ni-Ti) et les cuivreux (Cu-Zn-Al et Cu-Al-Ni principalement). Plusieurs autres types d'alliages prometteurs sont encore au stade de développement. Parmi ceux-ci se retrouvent les alliages ferreux et certains cuivreux tel le Cu-Al-Be. Les ferreux sont principalement développés dans l'optique de diminuer le coût des matières premières car, mis à part leur excellente tenue à haute température, leurs propriétés sont grandement inférieures à celles des autres alliages. En ce qui concerne le Cu-Al-Be, comparativement au Cu-Zn-Al, il semble conserver ses propriétés à haute température. Certains alliages tel l'or-cadmium sont aussi étudiés mais ne présentent qu'un intérêt scientifique compte tenu de leur coût très élevé.

L'appellation mémoire de forme ne regroupe en fait qu'un type de comportements particuliers. Les AMF possèdent également d'autres phénomènes tels la superélasticité, l'effet caoutchoutique et la capacité d'amortissement. Toutes ces propriétés remarquables des AMF sont reliées à un changement de phases à l'état solide, nommé transformation martensitique, entre une phase à haute température (austénite) et une phase à basse température (martensite). La prochaine section traite en détail de cette transformation qui est à l'origine du comportement de ce type de métaux. À la fin de ce

chapitre, le comportement superélastique est expliqué en profondeur car il est la pierre angulaire qui permit de donner naissance à ce projet.

### 2.3 Transformation martensitique

Les propriétés remarquables des AMF sont reliées à un changement de phase à l'état solide appelé transformation martensitique. Le terme martensite désigne la phase issue de la trempe de l'acier à partir de la phase haute température. Il fut nommé ainsi en l'honneur de l'allemand Adolph Martens. Ce métallurgiste fut un des premiers à observer la formation de plaquettes de martensite lorsqu'un acier était trempé depuis une phase haute température cubique face centrée (austénite) à une phase basse température quadratique centrée (martensite). Par la suite, il fut démontré que ce comportement était le résultat d'une transformation sans diffusion du réseau cristallin.

Depuis sa découverte en 1879, le terme de transformation martensitique était réservé uniquement aux aciers. Aujourd'hui, par analogie avec la transformation observée dans les aciers, les termes martensite et austénite sont utilisés pour nommer les différentes phases des AMF. Le terme de transformation martensitique est aussi étendu à ces alliages pour décrire le changement de phases.

Le mode de transformation martensitique est très différent entre un acier et un AMF. En effet, lors du refroidissement d'un acier, la martensite se forme par plaquettes de grandeur finie. Plus la température diminue, plus le nombre de plaquettes augmente. Cependant, leurs dimensions demeurent constantes. Lors de la chauffe d'un acier à partir de la phase martensitique, il y a une nouvelle germination et l'austénite croît à l'intérieur des plaquettes de martensite. Donc, l'arrangement cristallographique global après le refroidissement et le réchauffement peut être différent de celui qui existait auparavant.

Dans les AMF, la transformation directe (austénite  $\rightarrow$  martensite) et la transformation inverse (martensite  $\rightarrow$  austénite) sont différentes. Pendant le refroidissement

(transformation directe), les premières plaquettes de martensite (souvent appelées variantes) se forment aux endroits favorisés par un champ de contraintes internes ou par des dislocations dans le réseau cristallin. En progressant, les plaquettes créent de nouveaux champs de contraintes internes favorisant l'apparition de nouvelles variantes. Ces dernières peuvent progresser tant qu'elles n'atteignent pas un joint de grain ou une autre plaquette. Durant le réchauffement (transformation inverse), il n'y a pas de nouvelle germination et de croissance de l'austénite dans les plaquettes. Il y a en fait une décroissance des variantes de martensite formées auparavant. La première plaquette formée est la dernière à se retirer.

La transformation martensitique est en fait une modification du réseau cristallin entre une phase à haute température (austénite) et une phase à basse température (martensite). Elle est dite *thermoélastique*, displacive du premier ordre et à déformations homogènes du réseau. Le terme *thermoélastique* signifie que la transformation progresse soit avec la température, soit sous l'effet de contraintes. Une analogie explicite peut être faite avec l'ébullition de l'eau pour illustrer clairement le phénomène. En effet, il est possible de faire bouillir l'eau (changement de phase liquide - gazeux) en augmentant la température ou en diminuant la pression. La *displacivité* signifie que la transformation de phase à lieu sans diffusion d'atomes. Les déplacements atomiques sont faibles (de l'ordre de la distance inter-atomique) et se produisent par un grand nombre de mouvements corrélés et finis. Il n'y a donc pas de variation de la composition chimique. Le terme *premier ordre*, quant à lui, indique que les deux phases, l'austénite et la martensite, peuvent coexister simultanément en étant séparées par une interface nommée *plan d'habitat*. D'autres explications sur cette interface sont fournies plus loin dans cette section. La transformation de l'eau en glace est du premier ordre car les deux phases (solide et liquide) sont présentes simultanément. Finalement, une transformation à *déformations homogènes du réseau* désigne un mouvement coopératif des atomes. Chaque atome se déplace vers sa nouvelle position grâce au déplacement des atomes voisins. Ce

mouvement est accompagnée d'une augmentation de volume mais cette dernière reste faible par rapport à la déformation de cisaillement.

Durant la transformation de phase, un certain plan reste invariant et ne subit aucune déformation (déplacement rigide sans rotation). C'est le plan d'habitat. Comme mentionné précédemment, cette interface sépare la martensite de l'austénite. Ce plan appartient donc aux deux phases. De plus, le cisaillement s'effectue le long de ce dernier. La figure 9 illustre un plan d'habitat formé durant la transformation martensitique. La ligne XY tracée sur la surface de la matrice (figure 9a) est cisallée par le changement de phases mais elle reste continue (figure 9b). Le plan d'habitat ABCD est macroscopiquement invariant.

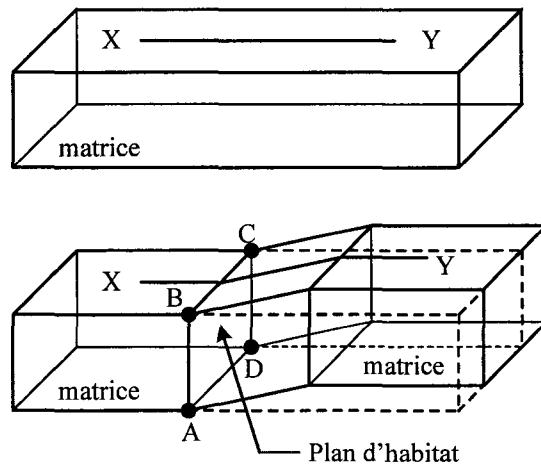


Figure 9      Représentation schématique de la formation d'une plaquette de martensite

Lorsque l'austénite se transforme en martensite, en effectuant les déplacements atomiques expliqués plus haut, une variante de martensite se forme. La martensite peut se former selon 24 variantes possibles pour accommoder la symétrie du réseau cristallin. Étudions un cas en deux dimensions et imaginons qu'un volume d'austénite est refroidi, dans lequel se forme seulement deux variantes de martensite. Une première variante se forme à l'endroit où les champs de contraintes ou les dislocations favorisent son

apparition. Elle crée alors un champ de contraintes internes et la seule façon de minimiser l'énergie de déformation est de former une seconde variante complémentaire à la première (figure 10). Ces variantes sont dites autoaccommodantes car elles n'engendrent aucun changement de forme macroscopique. La figure 11 illustre mieux la réalité car en fait, plusieurs plaquettes de martensite se forment selon chaque variante.

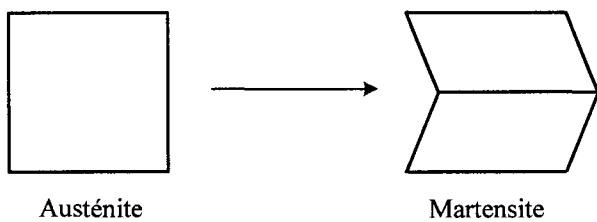


Figure 10 Formation de variantes de martensite autoaccommodantes

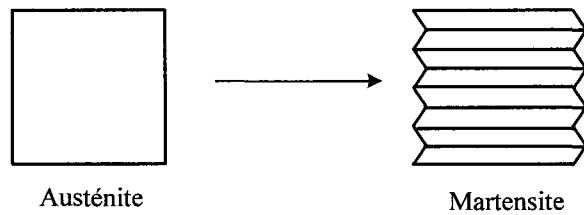


Figure 11 Conservation des dimensions macroscopiques (autoaccommodation)

Il est aussi possible d'obtenir la formation de la martensite en appliquant une contrainte. Cependant, cette alternative engendre des variantes de martensite qui ne sont pas autoaccommodantes. Dans ce mode de transformation, seules les variantes les plus favorisées sont formées si le cisaillement qu'elles génèrent crée un champ de contraintes compatible avec la contrainte appliquée (figure 12).

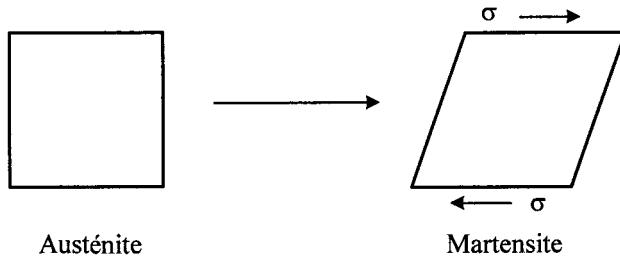


Figure 12 Formation d'une variante orientée par la contrainte

Enfin, la martensite orientée s'obtient aussi à partir de la martensite sous forme autoaccommodeante. En effet, si une contrainte est appliquée sur un volume de martensite composé de variantes autoaccommodeantes, il y a une réorientation des variantes pour former de la martensite orientée. La figure 13 détaille le processus de réorientation.

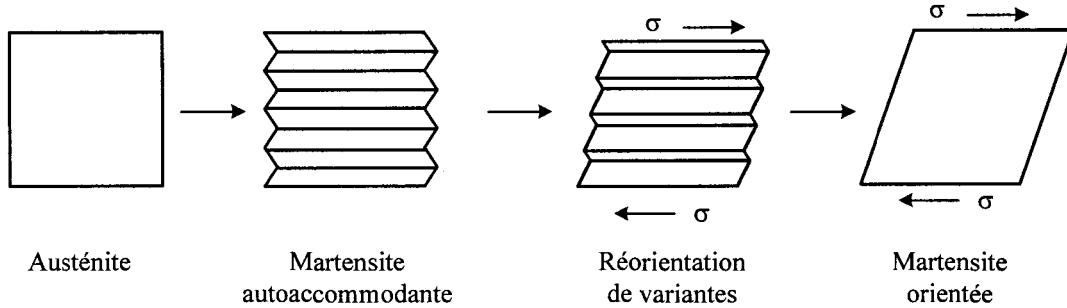


Figure 13 Réorientation de variantes de martensite

Maintenant qu'une première explication des différentes façons d'obtenir des variantes de martensite est faite, synthétisons ces notions à l'aide de la figure 14. À haute température, la phase stable est l'austénite. Lors d'un refroidissement à partir de la phase austénitique vers la phase martensitique, les atomes se déplacent de façon corrélée pour obtenir de la martensite autoaccommodeante. En effectuant le chemin inverse, les atomes reviendront à leur position initiale dans l'ordre contraire (les premiers atomes à avoir bougé seront les derniers à reprendre leur emplacement initial) comme si un film était

visionné en marche arrière. À la fin, l'austénite avec sa structure cristalline ordonnée est toujours restaurée. La martensite orientée peut être obtenue à partir de deux phases (austénite et martensite autoaccommodeante). Dans les deux cas, il faut contraindre le matériau. Dans le cas du passage de l'austénite à la martensite orientée, il y a formation de variantes de martensite là où certains facteurs le favorisent. Cependant, lors du passage de la martensite autoaccommodeante vers la martensite orientée, il y a d'abord une réorientation des variantes avant l'obtention de la phase finale. Pour le premier cas, un relâchement du chargement permet de revenir à la matrice initiale (austénite). Pour ce qui est du deuxième cas, il faut chauffer le matériau pour revenir à la phase austénitique. Ces phénomènes reliés à la transformation martensitique thermoélastique displacive du premier ordre à déformations homogènes du réseau sont responsables des propriétés remarquables des AMF.

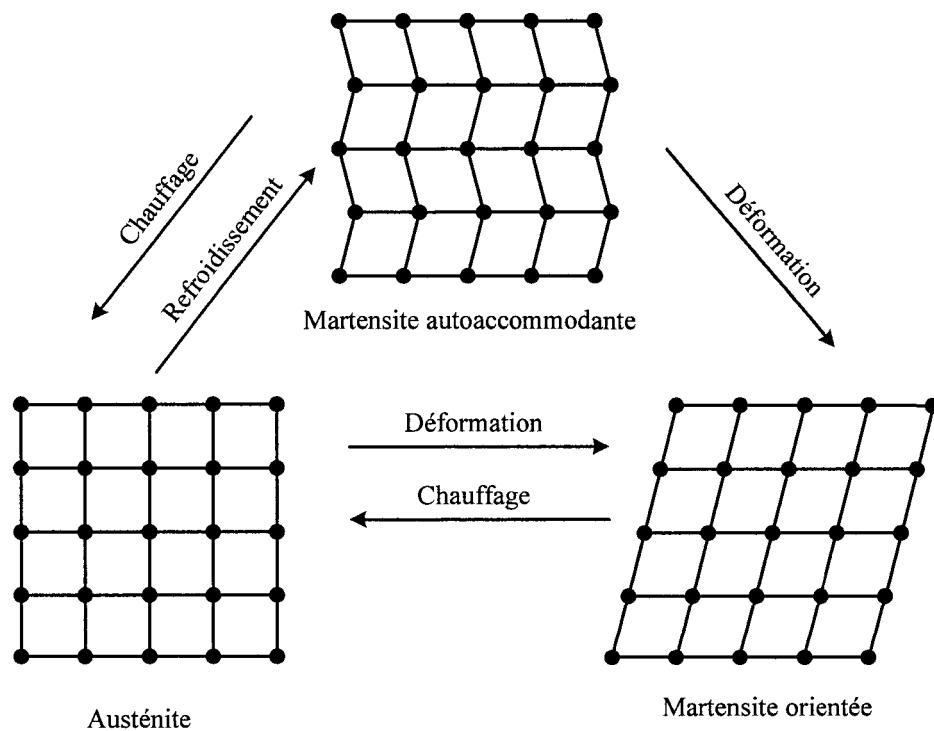


Figure 14 Synthèse de la transformation martensitique

Une approche thermodynamique de la transformation martensitique apporte des éléments nouveaux et vient compléter l'analyse de ce changement de phases. Un système physique est toujours en recherche d'un niveau d'énergie potentielle minimum. En métallurgie, ce niveau d'énergie potentielle d'un alliage est souvent représenté par l'énergie libre de Gibbs :

$$G = H - TS \quad (2.1)$$

où  $G$  est l'énergie libre de Gibbs,  $T$ , la température,  $H$ , l'enthalpie et  $S$ , l'entropie. Il est intéressant de souligner que durant la transformation de phases, la martensite et l'austénite ont la même énergie libre.

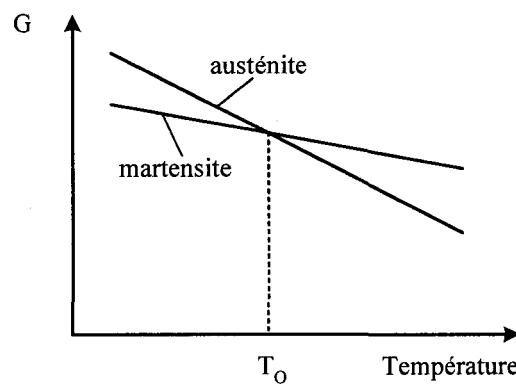


Figure 15 Diagramme d'énergie libre de l'austénite et de la martensite

La figure 15 illustre l'allure typique de l'énergie libre de Gibbs pour les deux phases en fonction de la température. Pour une température en dessous de  $T_0$ , la phase stable est celle de la martensite compte tenu de son niveau inférieur d'énergie potentielle. Pour une température au dessus de  $T_0$ , la phase austénitique est la phase stable. Raisonner seulement avec le diagramme d'énergie libre constitue l'étude d'un cas idéal. En effet, ce modèle néglige par exemple l'énergie d'interface des variantes de martensite,

l'énergie élastique de déformation, l'énergie dissipée par frottement lors des déplacements des interfaces au cours de la transformation, etc.

Les transformations directe et inverse ne se produisent donc pas à une température constante mais plutôt sur une plage de températures. De plus, étant donné que cette transformation est dissipative (perte d'énergie durant le processus), les températures entre lesquelles se produisent le changement de phases direct et inverse ne sont pas les mêmes. Ceci permet de définir quatre températures très importantes pour l'étude des AMF, soit les températures  $M_s$  (martensite "start") et  $M_f$  (martensite "finish") représentant respectivement les températures de début et de fin de la transformation directe ainsi que les températures  $A_s$  (austénite "start") et  $A_f$  (austénite "finish") représentant respectivement les températures de début et de fin de la transformation inverse.

Il est présenté dans les sections antérieures de ce chapitre que la transformation martensitique peut être engendrée par un effet thermique ou par un effet mécanique. Une telle transformation est dite thermomécanique. Donc, l'apparition de la martensite dans la transformation directe par exemple dépend de la température et de la contrainte appliquées dans le matériau. L'étude du changement de phase en fonction de la température et de la contrainte appliquée permet de démontrer l'existence d'une relation linéaire entre ces deux paramètres. C'est le diagramme d'état d'un AMF (figure 16).

Les droites d'évolution des températures de transformation dans le repère contrainte-température correspondent à la relation de Clausius-Clapeyron :

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{\Delta S}{V_0 \Delta \varepsilon} \quad (2.2)$$

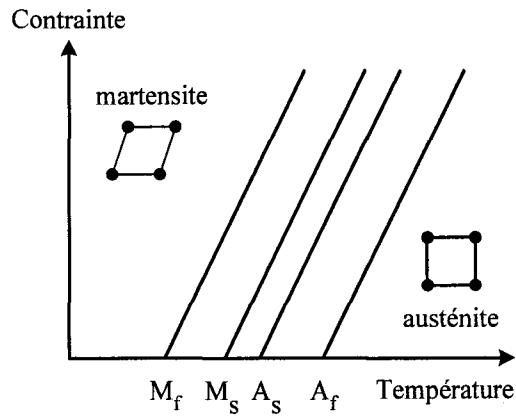


Figure 16 Diagramme d'état d'un AMF

où  $\Delta S$  est la variation de l'entropie,  $\Delta \varepsilon$  est la variation de la déformation macroscopique durant la transformation et  $V_0$  est le volume initial. En supposant que  $\Delta \varepsilon$  et  $\Delta S$  soient indépendants de la température, ce qui est vérifié pour les AMF, il est possible de conclure que le taux de variation de la contrainte par rapport à la température ( $d\sigma/dT$ ) est constant et représente la pente des droites sur la figure 16. À ce point, il est possible de définir la contrainte critique de transformation de phase (phase yield stress) notée  $\sigma_{tr}^A$  ou encore  $\sigma_s^M$ . L'évolution de cette contrainte dans le diagramme d'état marque en fait la contrainte d'initialisation de la transformation directe en fonction de la température. Il est donc possible d'obtenir de la martensite à des températures supérieures à  $A_f$ , si la contrainte est suffisamment élevée. Cette opportunité d'avoir de la martensite en appliquant une contrainte sur un matériau en phase austénitique (pour des températures supérieures à  $A_f$ ) constitue la base du comportement superélastique qui sera abordé dans la prochaine section. Mentionnons que la température pour laquelle il y a existence de la phase austénitique est inférieure à la température critique pour le début de la diffusion et l'apparition de précipités. La figure 17 représente schématiquement les températures de transformation de phases et les limites importantes régissant les comportements fonctionnels des AMF.

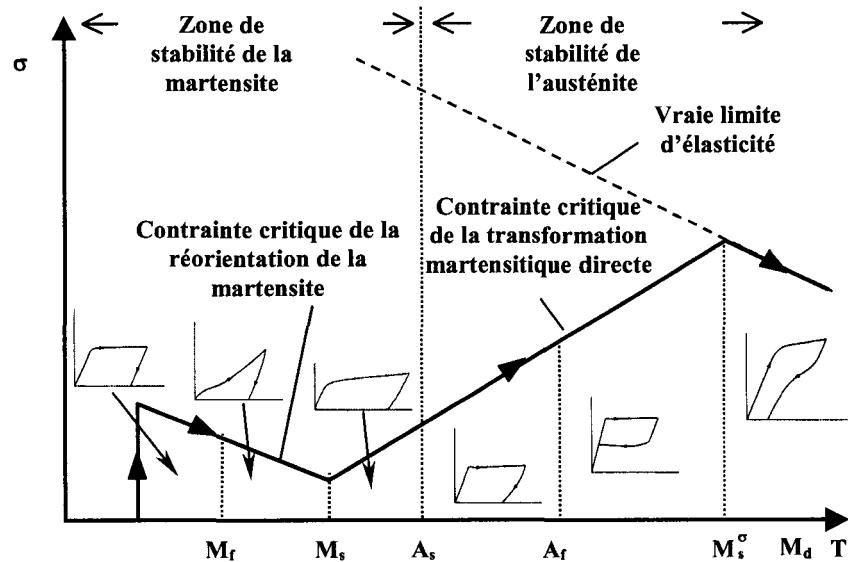


Figure 17 Représentation schématique des températures de transformation de phase et des limites importantes conditionnant les comportements fonctionnels des AMF

Cette transformation est accompagnée d'un changement brusque des propriétés mécaniques (module d'élasticité, résistance électrique, conductivité thermique, amortissement). Les températures de transformation de phases sont obtenues expérimentalement en mettant à profit ces changements. Il existe plusieurs méthodes pour déterminer ces températures et l'essai de résistivité et la calorimétrie différentielle par balayage sont parmi les plus répandues.

## 2.4 Propriété superélastique des AMF

La superélasticité, avec le comportement superthermique, fait partie de la famille des comportements super-thermoélastiques. L'effet superélastique est lié à l'induction de martensite sous l'application d'une contrainte à une température constante supérieure à  $A_f$ . Les propriétés super-thermoélastiques des AMF les rendent très attrayants pour plusieurs applications car ils permettent de les déformer de façon réversible jusqu'à 3 - 4% pour un alliage cuivreux, 7 - 8% pour un alliage nickel-titane et 20% pour un alliage

cuvreux monocristallin. Pour des fins de comparaison, un alliage classique tel l'acier peut supporter une déformation sans plastification d'environ 0,1%.

Durant un chargement superélastique, une contrainte croissante est appliquée sur un échantillon maintenu à une température constante au-dessus de  $A_f$ . Au début, cet échantillon est complètement austénitique. Le chargement continue d'augmenter jusqu'à ce que la transformation martensitique soit complétée. Par la suite, la contrainte est progressivement relâchée jusqu'au point de départ. Une représentation typique de ce chargement est illustrée simultanément, à la figure 18, à l'aide du diagramme d'état et du diagramme contrainte-déformation.

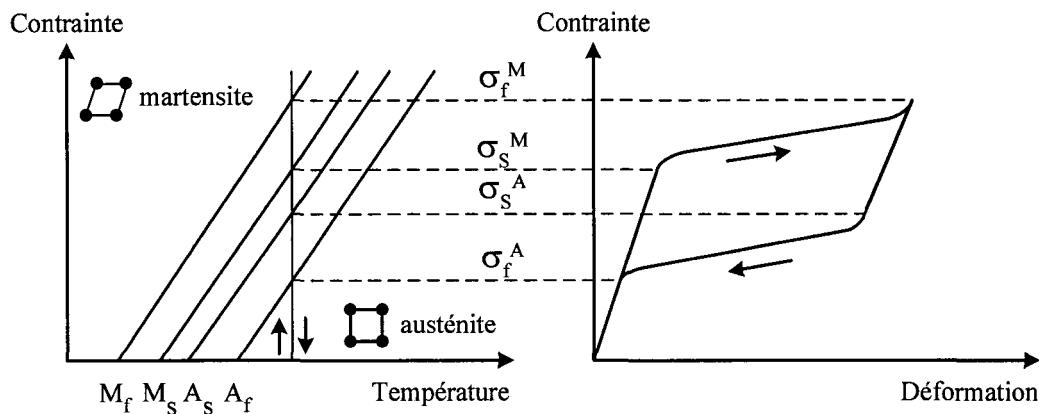


Figure 18 Représentation schématique d'un chargement superélastique

La courbe de chargement d'un alliage superélastique présentée ci-haut peut être divisée en trois sections. La première section est complètement dans le domaine austénitique. Cette section, définie entre 0 et  $\sigma_s^M$ , à la particularité d'être linéaire et élastique. Sa pente représente le module de Young de l'austénite élastique. La deuxième section est délimitée entre  $\sigma_s^M$  et  $\sigma_f^M$ . La transformation de phase entre l'austénite et la martensite s'effectue durant ce passage. Une rigidité apparente est alors observable. Durant la transformation, des variantes de martensite se forment. Sous l'effet de la contrainte, les variantes prédisposées au cisaillement s'orientent dans une direction privilégiée. Cette

orientation est à l'origine des grandes déformations réversibles des AMF. La troisième et dernière section apparaît à des contraintes supérieures à  $\sigma_f^M$ . Dans cette plage, toutes les variantes susceptibles de s'être orientées sont dans leur nouvelle configuration. Donc, pour des contraintes supérieures à  $\sigma_f^M$ , l'échantillon est dans un état phasique de martensite orientée. Ce comportement est élastique jusqu'à un certain niveau au delà duquel, le matériau est déformé plastiquement. Lors du relâchement de la contrainte, les trois mêmes étapes se reproduisent en sens contraire. Cependant, la transformation s'effectue à des niveaux de contrainte inférieurs (entre  $\sigma_s^A$  et  $\sigma_f^A$ ). Cette diminution des niveaux de contrainte s'explique par l'importante hystérésis associée aux frottements internes pendant la transformation de phase inverse.

Comme il est possible de le remarquer sur le diagramme d'état de la figure 18, les contraintes de début et de fin de transformation dépendent de la température de l'essai. La transformation martensitique s'effectue à des niveaux de contraintes plus élevés au fur et à mesure que la température augmente. La figure 19 présente l'évolution de cette augmentation.

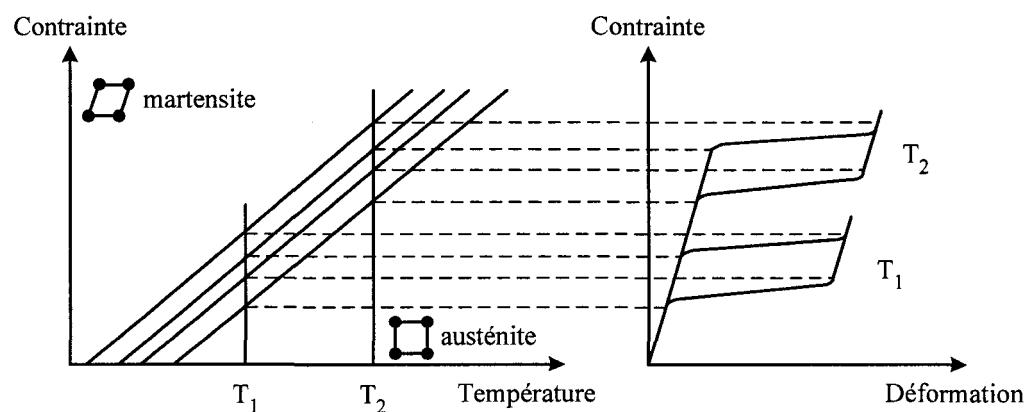


Figure 19 Influence de la température sur les courbes superélastiques

Cependant, ce phénomène d'augmentation des niveaux de contraintes avec la température possède une limite. En effet, pour des températures situées dans la plage délimitée par les températures  $M_s^\sigma$  et  $M_d$  (voir figure 17), l'application d'une contrainte entraînera une déformation plastique de l'austénite avant même le début de la transformation de phase directe (création de martensite). Donc, la contrainte d'écoulement austénitique  $\sigma_y^A$  (*true yield stress*) constitue également un facteur pouvant limiter l'obtention d'une superélasticité complète.

Il est parfois possible d'atteindre la contrainte critique de transformation entre les températures  $M_s^\sigma$  et  $M_d$ . Dans ce cas, la création de martensite orientée sera accompagnée d'une déformation plastique permanente. La martensite ainsi formée est désignée sous le nom de *martensite induite par déformation*. La température  $M_d$  (*martensite destroy*) représente la température au-delà de laquelle il n'est plus possible d'obtenir de martensite induite par contrainte ou par déformation.

Ce chapitre a présenté les grandes lignes régissant le comportement superélastique des alliages à mémoire de forme. L'introduction sur les AMF donne une idée générale sur ces matériaux tandis que la section traitant de la transformation martensitique explique le changement de phase à l'état solide d'où émergent tous les phénomènes intrigants des AMF. La dernière section présente, avec plus de précision, les subtilités du comportement superélastique. Le lecteur intéressé par les autres phénomènes des AMF tel l'effet mémoire, l'effet caoutchoutique et l'effet amortissant peut se référer à plusieurs ouvrages tel celui de Brailovski et al. [26], de Patoor et Berveiller [27] ou d'Otsuka et Wayman [28]. Il existe aussi une panoplie d'articles sur les AMF pouvant répondre à des curiosités plus pointues ou à des détails spécifiques.

## CHAPITRE 3

### PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES ET FLUAGE DES POLYMIÈRES SEMI-CRISTALLINS

Ce chapitre traite des propriétés mécaniques des polymères semi-cristallins exploitées pour la réalisation de ce projet. Ce chapitre débute donc avec un sommaire des principales caractéristiques des polymères. Par la suite, le comportement des polymères semi-cristallins soumis à de grandes déformations est présenté. Cette section permet de comprendre l'influence des hypothèses simplificatrices formulées dans les chapitres subséquents. Finalement, une brève introduction au fluage de ces matériaux est exposée.

#### 3.1 Introduction aux polymères

Les polymères sont des matériaux composés de molécules ayant un nombre d'atomes très élevé, principalement du carbone et de l'hydrogène, dont la structure est issue du développement de liaisons atomiques. Il existe deux types de liaisons : les liaisons intramoléculaires et les liaisons intermoléculaires. Les liaisons intramoléculaires lient les atomes entre eux pour former des molécules. Ce sont des liaisons fortes dont les niveaux d'énergie sont comparables à ceux des liaisons métalliques ou ioniques.

Les liaisons intermoléculaires, quant à elles, lient les molécules entre elles. Elles sont caractérisées par des forces relativement faibles résultant essentiellement des interactions électrostatiques entre les molécules. Ce sont donc ces liaisons qui ont une influence prédominante sur le comportement du matériau car, si un solide moléculaire est soumis à un chargement thermique ou mécanique, ce sera les liaisons les plus faibles qui céderont en premier.

En général, toute substance peut se retrouver sous trois formes physiques : gazeuse, liquide et solide. Une substance est sous l'état gazeux lorsque l'énergie thermique est supérieure à l'énergie de cohésion. Sous cette forme, la matière est caractérisée par une

absence de structure ou d'ordre et par une grande mobilité de ses éléments constitutifs les uns par rapport aux autres. À l'état liquide, l'énergie de cohésion est suffisante pour maintenir la matière à l'état condensé mais insuffisante pour empêcher les atomes (ou molécules) isolés de se déplacer. Il y a un ordre à courte distance. Ces deux premiers états sont dits *amorphes* car leur ordre à grande distance est absent. La troisième et dernière forme sous laquelle peut se retrouver la matière est l'état solide. Dans cette situation, l'énergie thermique est faible par rapport à l'énergie de cohésion. La matière s'organise dans un arrangement compact diminuant au maximum son énergie potentielle. Une substance à l'état solide peut être sous divers arrangements. L'état cristallin possède la forme la plus ordonnée et compacte de la matière tandis que l'état vitreux est une forme thermodynamique instable. Ce dernier état est caractérisé par l'absence d'ordre à grande distance (propriété des liquides) et par l'absence de mobilité de ses éléments constitutifs (propriété des solides). Enfin, la densité d'une substance à l'état liquide est généralement inférieure à celle d'un solide cristallin.

La figure 20 illustre la différence entre l'état cristallin et l'état vitreux. Une substance à l'état liquide est représentée par la zone 1 du graphique. Ce liquide est ensuite refroidi très lentement. Une diminution importante de son volume est observable à sa *température de fusion*  $T_f$  lorsque la substance passe de l'état liquide à l'état solide. Comme cette cristallisation ne se produit pas de façon instantanée, il faut maintenir la température au voisinage du point de fusion pendant un certain temps pour obtenir un matériau cristallin (zone 4). Maintenant, la même substance à l'état liquide est refroidie rapidement de sorte que la réorganisation des atomes nécessaire pour passer à l'état cristallin n'a pas eu le temps de se produire. La substance est à l'état liquide mais la température est inférieure au point de fusion (zone 2 de la courbe). Cet état est désigné sous le nom de liquide surrefroidi. Au fur et à mesure que la température diminue sous le point de fusion, le volume ainsi que la mobilité des atomes (énergie thermique) diminuent. Lorsque la température atteint une certaine valeur appelée la *température de*

*transition vitreuse*  $T_g$ , la pente de la droite diminue indiquant que la structure du liquide a figé. Il en résulte un matériau vitreux (zone 3).

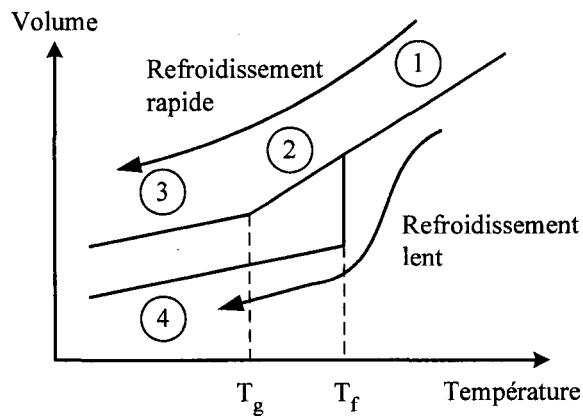


Figure 20 Variation du volume spécifique en fonction de la température

Un polymère est obtenu par l'enchaînement d'un grand nombre de molécules simples appelées monomères. Cet enchaînement s'obtient par un processus chimique appelé polymérisation durant lequel ces petites molécules s'attachent pour former une molécule de polymère. Les termes *chaîne* et *macromolécule* sont utilisés dans ce contexte pour désigner une molécule de polymère. Plus la longueur de la chaîne est importante, plus sa résistance mécanique augmente.

La taille d'une molécule d'un polymère est caractérisée entre autre par sa masse moléculaire ( $M$ ) et son degré de polymérisation (DP). Le degré de polymérisation représente le nombre de molécules de monomère composant la molécule de polymère. Pour le polyéthylène, le DP varient entre 500 et 50000 atomes dans la chaîne.

Lorsqu'une réaction de polymérisation utilise un seul monomère (par exemple l'éthylène), le polymère qui en résulte est nommé *homopolymère*. Cette distinction est utilisée pour différencier les homopolymères des copolymères. Dans ce dernier type de polymères, les chaînes contiennent plus d'un monomère chimiquement différent.

Il est très rare qu'un polymère soit totalement cristallin. La plupart du temps la transformation entre l'état amorphe et l'état cristallin ne peut être complétée et le polymère cristallisé contient une proportion plus ou moins importante du polymère amorphe. Dans cette situation, il est plus juste de parler de polymères semi-cristallins. L'importance de la partie cristalline s'exprime en fonction du taux de cristallinité représentant la fraction de polymère se trouvant à l'état cristallin. La figure 21 illustre le passage de l'état amorphe (A) vers l'état cristallin (B).

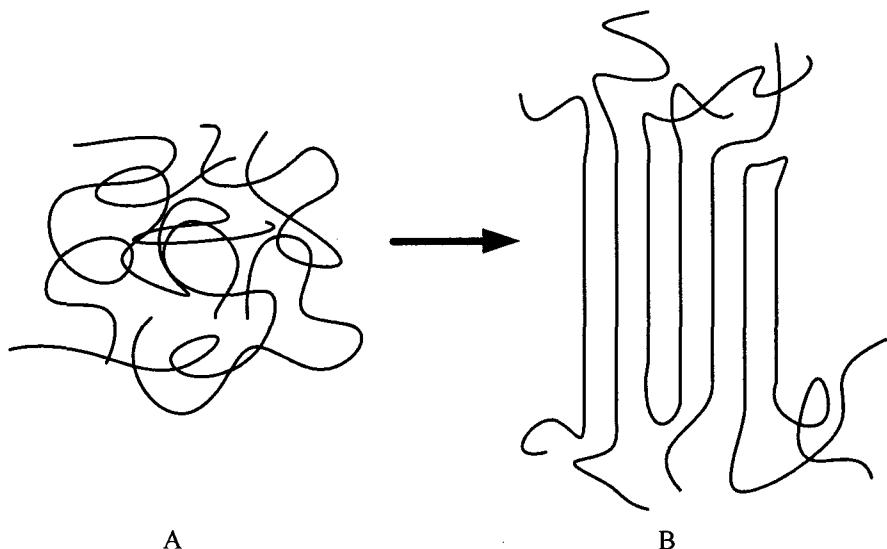


Figure 21 Cristallisation d'un polymère linéaire

Afin de créer un cristal, les chaînes doivent former des boucles et inévitablement certaines parties des chaînes en seront exclues. De plus, une chaîne peut participer à plus d'un cristal. Ceci limite donc la liberté et la mobilité des segments de chaîne qui n'ont pas encore cristallisé au fur et à mesure que le taux de cristallinité augmente. Ces deux faits expliquent une des raisons pour laquelle un polymère ne cristallise pas à 100%.

Les cristaux sont extrêmement anisotropes. Dans la direction parallèle aux chaînes, les propriétés sont déterminées par la nature des liaisons covalentes carbone-carbone qui sont des liaisons fortes. Dans les directions perpendiculaires aux chaînes, ces propriétés sont liées aux liaisons intermoléculaires qui sont beaucoup plus faibles.

Un polymère semi-cristallin peut être considéré comme un matériau composite consistant en une fraction 100% cristalline dispersée dans un polymère amorphe. La figure 22 expose cette situation. Les rectangles représentent la formation cristalline tandis que les lignes illustrent la matrice amorphe dans laquelle baignent les cristaux.

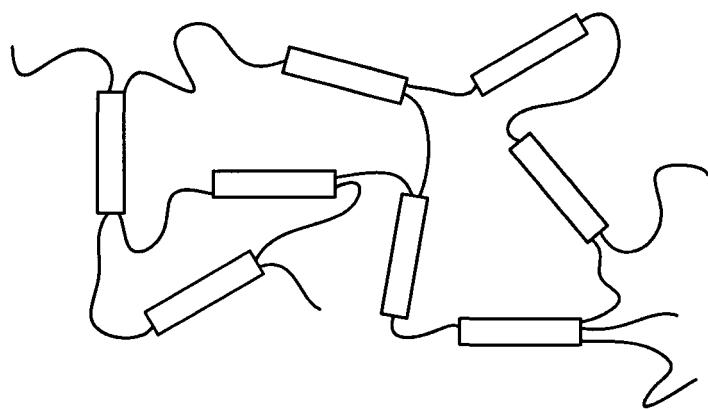


Figure 22 Structure simplifiée d'un polymère semi-cristallin

Lorsqu'un polymère semi-cristallin fondu est refroidi, il y a croissance de cristaux. Cette cristallisation débute sous forme de germes. Les segments de chaînes se désenchevêtrent du polymère fondu et s'attachent aux germes (voir figure 23).

Cette organisation de la matière donne lieu à des ensembles sphériques de cristaux appelés sphérolites. La croissance des cristaux se fait radialement et s'arrête lorsque les sphérolites entrent en contact avec d'autres de leurs paires. La structure d'un sphérolite typique est illustrée dans la figure 24. Ce dernier est composé de longues lamelles cristallines rattachées à un germe central. La lamelle se ramifie (se divise en plusieurs

branches) au fur et à mesure que le diamètre de la sphérolite augmente. Les parties amorphes des chaînes relient les lamelles entre elles. Un refroidissement lent conduit à des taux de cristallinité plus élevés qu'un refroidissement rapide car il permet une meilleure formation de cristaux.

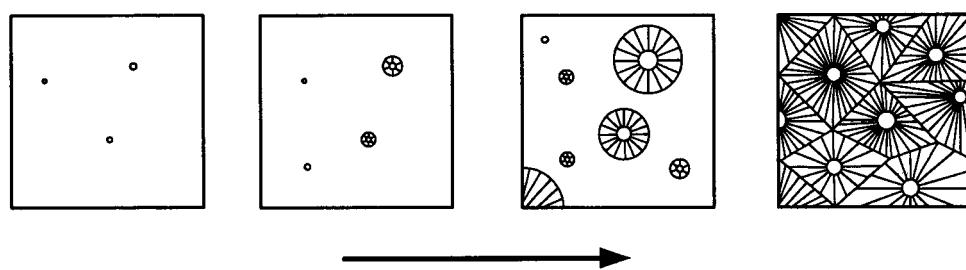


Figure 23 Cristallisation d'un polymère linéaire

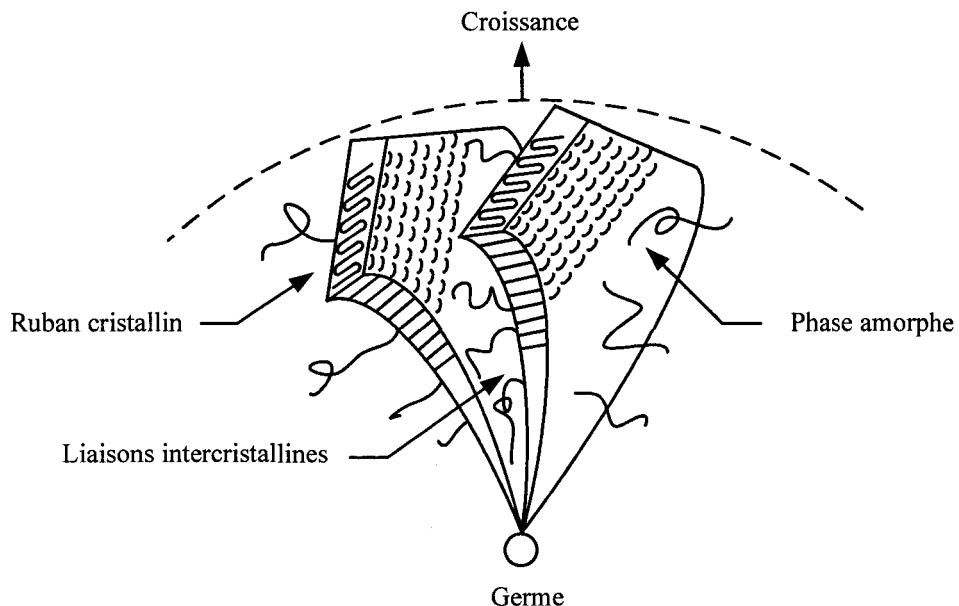


Figure 24 Structure d'une sphérolite

Plusieurs procédés de fabrication d'objets en plastique conduisent à une certaine orientation des chaînes dans ces derniers. Il en résulte donc des propriétés mécaniques différentes de celles observées en l'absence d'orientation. C'est le cas pour la mise en forme par injection. Lorsque le polymère, à l'état amorphe, passe au travers du canal de

l'orifice, il y a alignement des chaînes conduisant à la cristallisation. Ceci se traduit par la formation de fibres. De telles pièces sont fortement anisotropes. Leur résistance dans l'axe des fibres est nettement supérieure à celle dans la direction perpendiculaire à ces dernières. D'autres procédés de fabrication (ex. : moulage par compression) n'orientent pas les chaînes dans une direction spécifique. Dans cette situation, les cristaux se forment dans toutes les directions. Il est donc possible de les considérer comme isotropiques.

### 3.2 Déformation des polymères semi-cristallins

Comme tous les autres cristaux, un cristal de polymère peut se déformer par des mécanismes cristallographiques tels que le glissement ou le maclage. Cependant, la morphologie particulière des cristaux lamellaires à chaînes repliées (ruban cristallin) engendre un phénomène particulier. Lorsqu'un polymère est soumis à de grandes déformations, il y a destruction des cristaux et transformation sous une nouvelle morphologie nommée *microfibrillaire*. Le lecteur intéressé à approfondir ses connaissances sur ces mécanismes peut se référer à l'ouvrage en référence [29].

Les mécanismes cristallographiques décrits ci-haut ne détruisent pas l'ordre cristallin pour de faibles déformations. En contrepartie, les polymères exhibent un comportement tout à fait différent sous de grandes déformations. Il y a destruction des cristaux lamellaires par fragmentation en blocs cristallins plus petits. Le tout est connecté dans la phase amorphe par des parties de macromolécules étirées. Les mécanismes de déformations de type cristallographique se produisent au début de la déformation. Ils ont pour effet de basculer les chaînes à l'intérieur de la lamelle en les orientant dans la direction d'étirage. Cette orientation facilite la rupture de la lamelle en blocs cristallins plus petits reliés par des molécules de liaison. La figure 25 montre ce basculement.

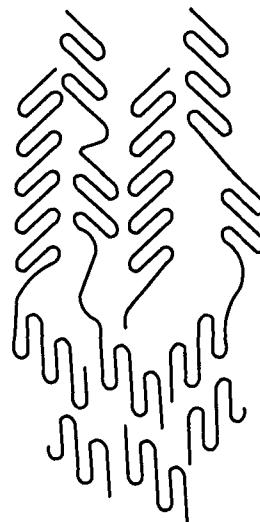


Figure 25 Représentation schématique de la fragmentation des lamelles cristallines

Lorsqu'un sphérolite est soumis à une traction uniaxiale, les mécanismes cristallographiques agissent en premier suivi de la destruction des lamelles. Le déclenchement des mécanismes dépend cependant de l'orientation des lamelles par rapport à la direction du chargement. Sur la figure 26, trois régions sont distinguées soit les régions équatoriales (1), les régions diagonales (2) et les régions polaires (3). Dans les régions équatoriales et polaires, les rayons du sphérolite sont respectivement perpendiculaires et parallèles au sens de traction. Les régions diagonales sont comprises entre un angle de 0 et 90° avec la direction de traction.

En observant la déformation d'une sphérolite, il est visible que la déformation débute dans les régions équatoriales. En effet, la direction de chargement est perpendiculaire aux chaînes et fait intervenir des liaisons intermoléculaires qui sont plus faibles que les liaisons intramoléculaires sollicitées dans les régions polaires. Il y a séparation des lamelles dans la phase amorphe. Pour de grandes déformations, la séparation des lamelles provoque une extension importante des molécules de liaison dans la phase amorphe, ce qui conduit à la fragmentation des cristaux en petits blocs. À ce moment, dans les régions équatoriales, il y a donc orientation des fibres dans le sens d'étirage. La

déformation se propage progressivement dans les régions diagonales au fur et à mesure que la force augmente. Les mécanismes cristallographiques orientent peu à peu les chaînes dans l'axe de traction (figure 27b). La forme sphérique initiale de la sphérolite prend à présent une forme ellipsoïdale. Lorsque l'étirage se poursuit, les molécules de liaison prennent de l'extension et il y a fragmentation des cristaux en blocs (figure 27c). Finalement, les blocs s'alignent dans la direction d'étirage (figure 27d).

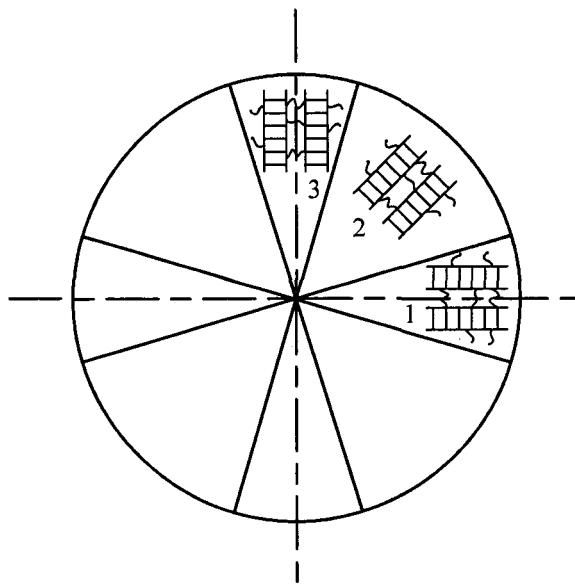


Figure 26 Régions internes d'une sphérolite

Sous une approche macroscopique, il arrive fréquemment d'observer l'apparition et la propagation d'une striction durant la déformation en traction d'une éprouvette en polymère. La striction est considérée comme une forme d'instabilité plastique qui survient au-delà d'une certaine déformation critique. Il s'agit plus précisément d'un amincissement de la section engendré par une concentration locale de la déformation plastique. Généralement, ce phénomène apparaît au milieu de l'éprouvette. Les polymères ne sont pas les seuls matériaux à présenter ce comportement. Pour les métaux, la section diminue au centre de l'éprouvette et s'accentue jusqu'à la rupture de l'échantillon. Dans certains polymères, la striction se stabilise et il y a propagation des

épaules de la striction. La figure 28 présente la comparaison de la striction dans un métal et un polymère tandis que la figure 29 illustre la formation et la propagation d'une striction dans un polymère.

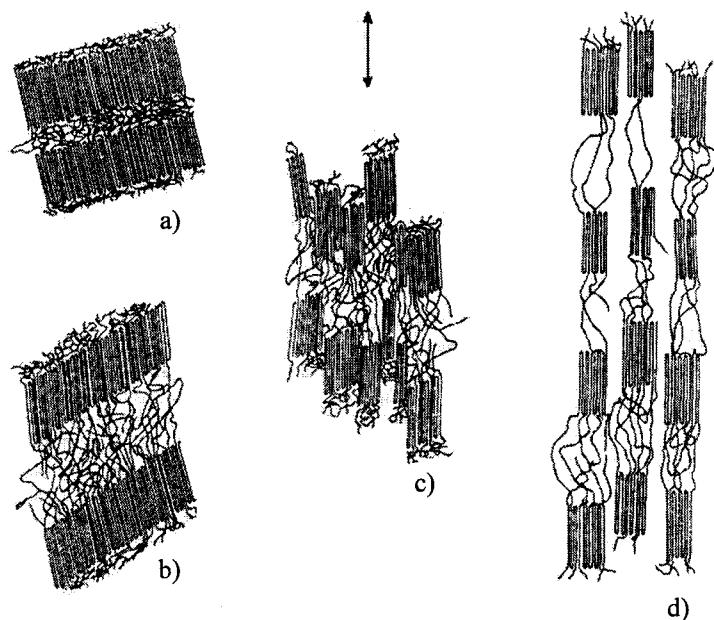


Figure 27 Mécanisme de déformation dans les zones diagonales

[29]

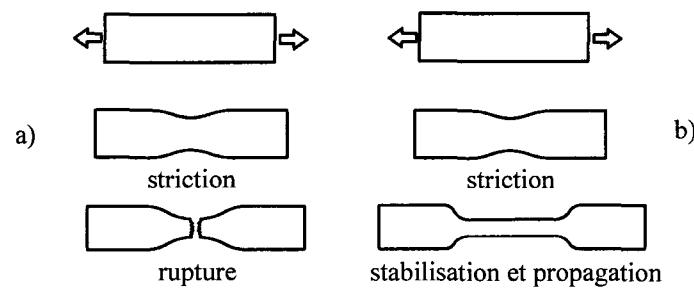


Figure 28 Comparaison de la striction dans a) un métal et b) un polymère

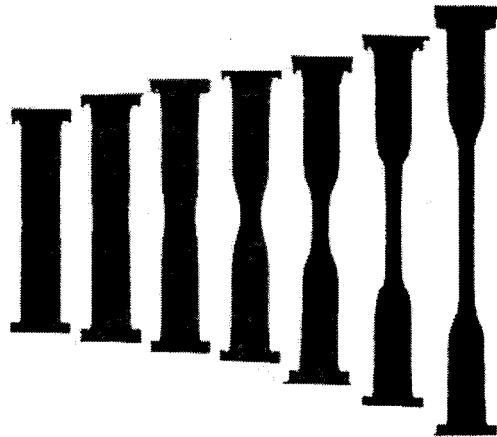


Figure 29 Formation et propagation d'une striction dans un polymère

[29]

En 1971, Peterlin a proposé un modèle permettant de relier cet aspect macroscopique de la déformation aux mécanismes microstructuraux décrits précédemment. Ce modèle touche trois régions de l'éprouvette. Dans la première région, la striction ne s'est pas encore propagée. Il y a d'abord glissement et séparation des lamelles suivi du glissement et du basculement des chaînes à l'intérieur des lamelles (figure 30). Ces mécanismes conservent l'état des lamelles et des sphérolites. La striction constitue la deuxième région. La morphologie lamellaire se transforme en une morphologie microfibrillaire. Il y a fragmentation des cristaux avec le dépliement des chaînes. La dernière région est après le passage de la striction. La déformation continue et l'alignement des blocs cristallins résultant de la fragmentation se poursuit selon l'axe de traction. Les molécules de liaison dans la phase amorphe s'étirent de plus en plus.

Comme pour la grande majorité des matériaux, la résistance mécanique à la déformation des polymères s'obtient par essai de traction. Lors de l'essai, un système d'acquisition enregistre le déplacement entre deux points et la force nécessaire pour générer ce dernier. La figure 31 présente une courbe typique de la force en fonction du déplacement pour un polymère semi-cristallin.

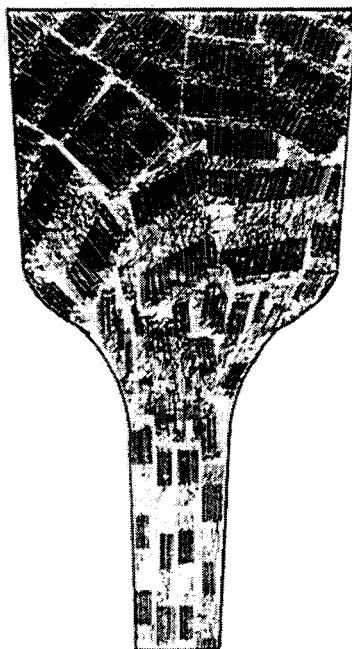


Figure 30 Modèle général de la déformation en traction d'un polymère semi-cristallin

[29]

Sur ce même graphique, il est possible d'observer que la force atteint un maximum pour ensuite se stabiliser à une certaine valeur. À cette valeur maximum, les chaînes sont orientées dans l'axe de traction par les mécanismes cristallographiques. La striction débute, généralement au centre de l'éprouvette, dans une discontinuité du matériau. Les chaînes se déplient alors et les cristaux se fragmentent en petit blocs. La section de l'éprouvette à la striction diminue de façon considérable ce qui explique la diminution de la force sur le graphique. Dans la région striée, la déformation continue et l'alignement des blocs cristallins se poursuit selon l'axe de traction. Les molécules de liaison dans la phase amorphe s'étirent de plus en plus. Comme mentionné auparavant, les liens intramoléculaires sont beaucoup plus résistants que les liens intermoléculaires. En effet, une fois que les fibres sont orientées dans la striction, il est plus difficile de déformer cette région que les régions aux bords de la striction. Donc, une fois la striction complètement formée, elle se propage dans le reste de l'éprouvette, là où les fibres ne

sont pas encore orientées. Ceci explique la présence du plateau sur le graphique. Une fois que la striction s'est propagée dans toute l'éprouvette, les chaînes orientées s'étirent jusqu'à la rupture. Ce dernier fait se manifeste par l'augmentation de la force en fin de graphique.

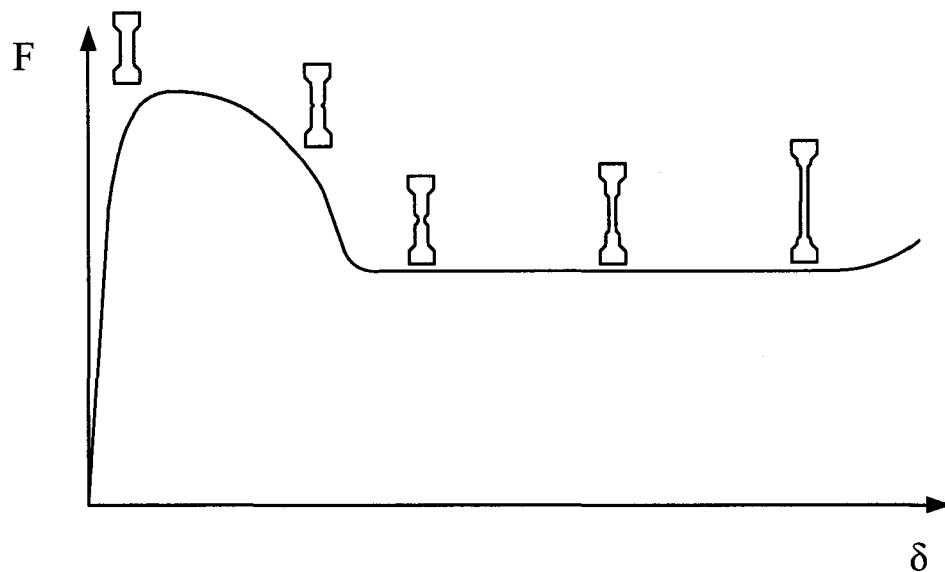


Figure 31 Graphique typique force-déplacement d'un polymère semi-cristallin

Il est généralement préférable de travailler avec un graphique contrainte - déformation car ce dernier est indépendant de la géométrie de l'éprouvette, contrairement au graphique force - déplacement. La norme ASTM # D-638 suggère de calculer la contrainte nominale  $\sigma_N$  et la déformation nominale  $\varepsilon_N$  de la façon suivante :

$$\sigma_N = \frac{F}{A_0} \quad (3.1)$$

$$\varepsilon_N = \frac{\Delta\ell}{\ell_0} \quad (3.2)$$

où  $F$ ,  $A_0$ ,  $\Delta\ell$  et  $\ell_0$  sont respectivement la force appliquée, l'aire de la section initiale, l'allongement et la longueur initiale.

La figure 32 présente le graphique de la contrainte en fonction de la déformation pour les données de l'essai de traction à la figure 31. Ce type de graphique ne donne que des renseignements grossiers et malheureusement inexacts sur le comportement réel du matériau. En effet, l'équation de la contrainte ne tient pas compte du changement important de la section à la striction. Pour ce qui est de l'équation de la déformation, elle fait l'hypothèse que cette dernière est homogène entre les deux points de mesure du déplacement, ce qui n'est vrai qu'avant l'apparition de la striction.

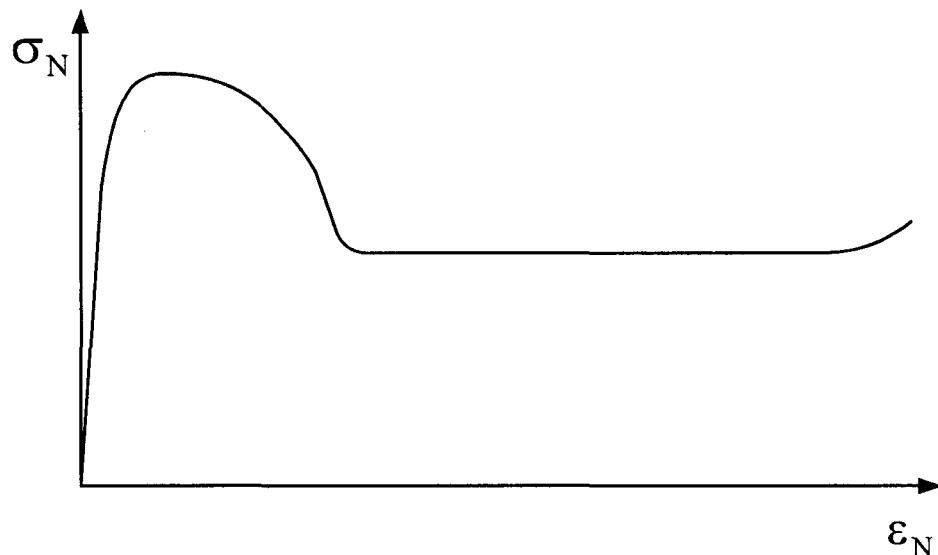


Figure 32 Graphique contrainte nominale – déformation nominale d'un polymère semi-cristallin

Il est plus juste d'utiliser les contraintes de Cauchy (réelles) et les déformations réelles. Le graphique obtenu par ces deux données illustre le comportement réel du matériau. Ce type de graphique est extrêmement utile lors de la modélisation de pièces par éléments

finis. Le chapitre 4 traite en détail de la détermination de ces deux propriétés. La contrainte réelle  $\sigma$  ainsi que la déformation réelle  $\varepsilon$  sont définies par les formules suivantes :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3.3)$$

$$\varepsilon = \lim_{\ell \rightarrow 0} \left( \ln \left( \frac{\ell}{\ell_0} \right) \right) \quad (3.4)$$

où  $A$  et  $\ell$  sont respectivement l'aire réelle de la section et la longueur réelle ( $\ell_0 + \Delta\ell$ ).

La figure 33 présente une courbe représentative de la contrainte de Cauchy en fonction de la déformation réelle.

Les polymères sont sensibles à la température et à la vitesse de déformation. Dans le cas du polyéthylène, l'augmentation de la température diminue progressivement la limite d'écoulement  $S_y$  ainsi que le durcissement (pente  $H$ ). La figure 34 montre l'influence de la température sur le comportement en traction du polyéthylène pour  $T_2 > T_1$ .

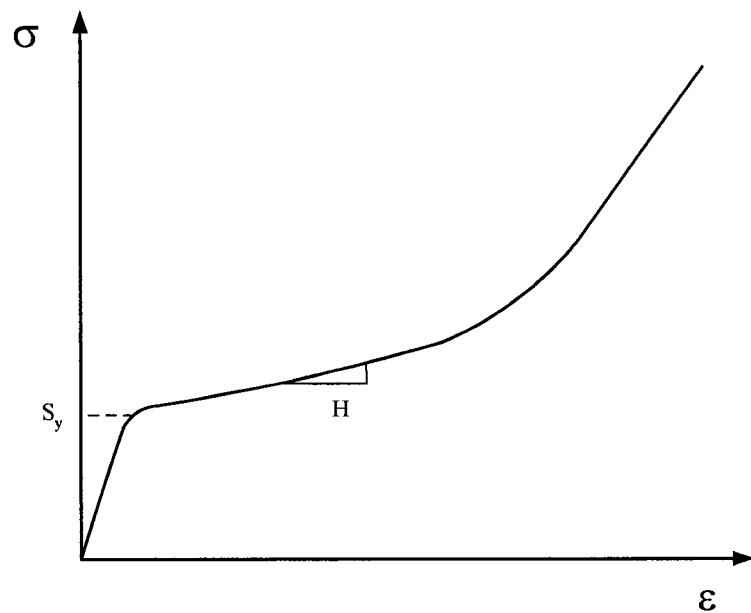


Figure 33 Graphique contrainte réelle – déformation réelle d'un polymère semi-cristallin

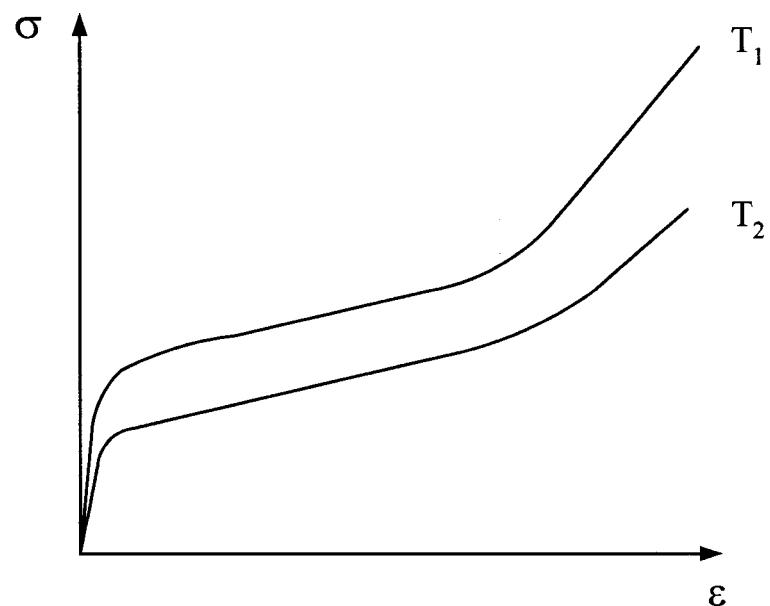


Figure 34 Influence de la température sur le comportement plastique du polyéthylène

### 3.3 Fluage des polymères

Le fluage est défini comme une déformation lente subie par une matière soumise à une contrainte permanente inférieure à la limite d'écoulement. Dans cette section, les problèmes de dégradation et de vieillissement des polymères ne sont pas traités.

Une tige en polymère est suspendue et, à son extrémité libre, une charge constante est appliquée. La tige s'étire premièrement sous l'effet du chargement. Avec le temps, et pour la même sollicitation, la tige continuera de s'allonger. C'est l'effet macroscopique du fluage.

Il existe entre autres deux méthodes pour caractériser le comportement d'un matériau en fonction du temps soit l'essai de fluage et l'essai de relaxation. Dans le premier, une charge constante est imposée. La déformation dans le temps est mesurée. Pour le deuxième, un déplacement fixe est appliqué sur l'éprouvette. Cette fois-ci, le test s'intéresse à la diminution de la contrainte dans le matériau en fonction du temps.

La figure 35 présente le résultat un essai de fluage typique. Il est possible de distinguer trois régions sur la courbe. La première s'appelle le fluage primaire. Dans cette région, la vitesse de déformation décroît dans le temps. Pour les polymères, c'est la seule déformation qui est récupérable. La deuxième région porte le nom de fluage secondaire. Elle est caractérisée par une vitesse de déformation constante. Cette déformation est permanente et de type visqueux. Finalement, le fluage tertiaire conduit généralement à la rupture par fluage. À ce stade, la déformation s'accélère avec le temps. Il est souvent possible d'observer une formation de microfissures et de craquelures (apparition de zones blanches).

Tout comme la déformation mécanique des polymères, la déformation de fluage est aussi influencée par la charge mécanique, la vitesse d'application de la charge et la

température de l'essai. La figure suivante compare la déformation par fluage pour trois niveaux de contrainte à une même température.

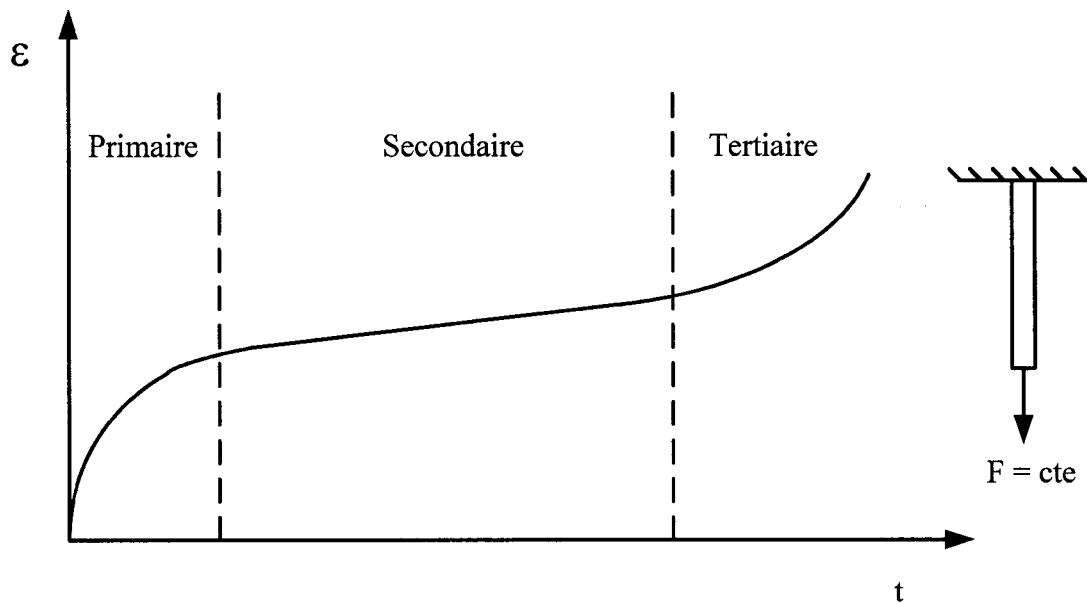


Figure 35 Courbe typique de fluage

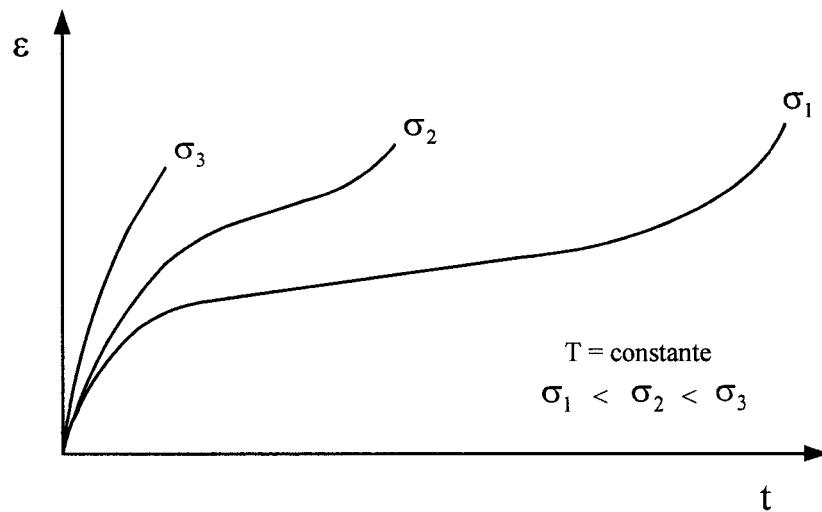


Figure 36 Influence de la contrainte sur la déformation de fluage

En conclusion, il est important de retenir que les polymères semi-cristallins peuvent être considérés comme des matériaux isotropes jusqu'au début de la plastification. Au-delà de ce niveau de déformation, les chaînes s'alignent dans la direction de la traction donnant naissance à un matériau fortement anisotrope. La rigidité du matériau augmente dans cette direction car cette nouvelle configuration fait intervenir les liaisons intramoléculaires qui sont des liaisons fortes par rapport aux liaisons intermoléculaires. De plus, lors du calcul de la contrainte réelle, le changement de section doit être considéré afin de connaître le comportement réel en traction des polymères. Finalement, le fluage est le mécanisme par lequel un matériau se déforme dans le temps sous l'effet d'une charge constante.

## CHAPITRE 4

### MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

De nos jours, la conception de pièces doit se faire de plus en plus rapidement tout en optimisant au maximum les propriétés de celles-ci (résistance mécanique, légèreté, coût, etc). Durant les dernières décennies, certains outils furent développés permettant ainsi l'optimisation rapide des pièces. L'un de ceux-ci est la modélisation par la méthode des éléments finis (MEF). Cette technique numérique est utilisée tout au long de ce projet pour la conception du stent. Les simulations sont réalisées à l'aide du logiciel ANSYS.

Dans ce chapitre, une première section présente ce qu'est la MEF et quels sont ses avantages. Par la suite, la méthodologie suivie durant ce projet pour la modélisation est expliquée. Finalement, cette méthodologie est illustrée de façon détaillée afin de caractériser et de modéliser le comportement du Nitinol et du polyéthylène.

#### 4.1 Méthode des éléments finis et ses avantages

La MEF est une méthode de discrétisation des équations différentielles ou des systèmes d'équations aux dérivées partielles. Plus concrètement, la méthode des éléments finis est une technique numérique d'approximation permettant de résoudre des problèmes avec conditions frontières (limites) décrits par une équation différentielle. Le domaine d'étude (la pièce modélisée) est donc divisé en un certain nombre d'éléments sur lesquels le comportement est approximé par une fonction d'interpolation.

La MEF s'applique à plusieurs domaines. Elle prend un intérêt particulier en résistance des matériaux. Le comportement mécanique de certaines pièces simples telle une tige en traction axiale est bien connu analytiquement. Cependant, il n'existe aucune équation décrivant le comportement mécanique de pièces complexes; par exemple, une pale de

turbine. La MEF permet donc d'étudier par ordinateur ce type de situation. La pièce est premièrement modélisée avec un logiciel de conception assistée par ordinateur. Ensuite, elle est découpée en petits éléments, tels des cubes ou des tétraèdres, sur lesquels le comportement mécanique est connu. Le regroupement de ces éléments s'appelle le *maillage*. Par la suite, les chargements (forces, déplacements, etc.) sont appliqués sur la pièce. Finalement, le logiciel calcule le comportement de la pièce selon les sollicitations imposées.

Autrefois, lors du processus de conception, la méthode expérimentale se voulait une méthode sûre pour l'optimisation d'un design. Elle permettait de valider grossièrement la résistance de la pièce au chargement imposé. Cependant, cette méthode était très coûteuse, demandait beaucoup de temps et d'énergie, et souvent, les pièces étaient surdimensionnées car le niveau exact de résistance au chargement des pièces de géométrie complexe était inconnu.

Avec l'arrivée des ordinateurs personnels, au courant des années 80, les logiciels de simulations par éléments finis ont permis de diminuer grandement le nombre de prototypes dans le processus de conception. En effet, l'optimisation des différents paramètres se fait à l'ordinateur et les prototypes ne servent seulement que pour une validation finale du design. Rapidement, un utilisateur peut donc vérifier l'impact du choix du matériau sur son design ou l'influence d'une dimension géométrique sur la résistance d'une pièce.

Cette méthode permet aussi d'étudier des pièces dont les dimensions géométriques ne permettent pas une étude expérimentale. La taille de l'objet pourrait effectivement rendre difficile sinon impossible la pose de capteurs.

## 4.2 Méthodologie de modélisation

Cette section explique les grandes étapes suivies lors de la modélisation du stent par la MEF. Un logiciel d'éléments finis est un outil très puissant qui permet à l'ingénieur de sauver temps et argent. Il permet aussi à ce dernier d'aborder des solutions de design impossibles à calculer avant l'avènement des analyses par éléments finis.

La technique suivante ne garantit pas des résultats fiables et cohérents à coup sûr mais elle permet d'avancer avec assurance et de façon systématique dans la modélisation. Étant donné qu'il n'est pas toujours possible (financièrement ou pratiquement) de valider le design d'une pièce de façon expérimentale à chaque étape de la conception, la MEF est le choix par excellence pour ce type de situation. Les grandes lignes de la méthodologie sont reprises de façon détaillée une par une dans les prochains paragraphes :

- a. Caractérisation et modélisation de la loi du matériau étudié;
- b. Validation de la loi de matériau;
- c. Modélisation de la pièce dont l'étude est désirée.

La première étape consiste à caractériser le matériau afin d'obtenir les propriétés qui doivent être modélisées. Il est important d'avoir une bonne idée de la précision à obtenir lors de la modélisation afin d'effectuer une caractérisation efficace. Souvent, plusieurs approximations peuvent être incluses dans le but de simplifier le modèle. Ainsi, il est important de prendre conscience que ces approximations induisent des erreurs. Il est donc nécessaire de bien comprendre l'implication de ces décisions et leurs influences sur les résultats obtenus. Il faut pour cela réaliser certains essais expérimentaux (essais en traction, en fluage, etc.) sur le matériau afin d'en déterminer ses propriétés. Une fois caractérisé, il est nécessaire de choisir une loi de matériau représentant le plus fidèlement possible le comportement du matériau.

La deuxième étape est cruciale et malheureusement elle est souvent négligée. Cette étape a pour but de valider la loi de matériau utilisée et certaines hypothèses formulées. Il est possible à ce moment de déceler toute forme d'erreur et de mesurer l'étendue des répercussions des hypothèses. Cette validation consiste simplement à comparer les résultats numériques de la MEF avec les résultats expérimentaux pour un cas donné (exemple, une poutre en flexion trois points).

Une fois les deux premières étapes effectuées, il est possible de passer à la dernière étape : la modélisation de la pièce dont l'étude est désirée. Comme mentionné auparavant, certains cas ne peuvent être reproduits expérimentalement pour diverses raisons. Donc, avec l'obtention de résultats concluants à la deuxième étape, le niveau de confiance est appréciable envers les résultats de la pièce dont l'étude est désirée.

### **4.3 Caractérisation et modélisation du comportement superélastique du Nitinol**

Les paragraphes qui suivent dans cette section détaillent la procédure pour la caractérisation et la modélisation du comportement superélastique du Nitinol. Il est premièrement question de la méthode expérimentale utilisée pour caractériser le comportement mécanique du Nitinol et des résultats obtenus. Deuxièmement, la loi de matériau utilisée pour la modélisation de ce comportement ainsi que les hypothèses simplificatrices formulées sont présentées. De plus, l'influence de ces choix sur les résultats obtenus est discutée. Finalement, à l'aide d'un cas réalisable expérimentalement et numériquement, une validation des hypothèses et des ses implications sur les résultats est montrée.

#### **4.3.1 Caractérisation du comportement superélastique du Nitinol**

Le comportement mécanique du Nitinol se détermine de la même façon que les matériaux usuels tels l'acier ou l'aluminium. Comme expliqué dans le chapitre sur la superélasticité des alliages à mémoire de forme, la capacité qu'a un AMF superélastique

à reprendre sa géométrie initiale après de grandes déformations dépend du phénomène appelé la transformation martensitique. Durant cette transformation, l'alliage superélastique, initialement austénitique, devient peu à peu martensitique au fur et à mesure que la déformation augmente. Il est clair que le matériau présente des caractéristiques complètement différentes selon sa phase. Cependant, la MEF modélise le comportement macroscopique du matériau sans tenir compte de sa phase. Donc, même si les propriétés intrinsèques de chaque phase sont différentes, le comportement mécanique macroscopique du matériau représente fidèlement la réaction globale de l'AMF soumis à une déformation.

Le comportement mécanique est déterminé lors d'un essai de traction conventionnel. L'échantillon étudié est un fil de Nitinol étiré à froid (as drawn) avec les caractéristiques suivantes :

Tableau I  
Propriétés du Nitinol (fabriqué par Special Metal)

propriétés	valeur
Composition chimique massique	Ni 55.92 %, Ti 44.06 %, autres 0.02 %
Diamètre	0.71 mm
Écrouissage avant traitement thermique	40 %
Traitement thermique	75 mins à 400 °C, trempe à l'eau à 0 °C
A <sub>f</sub>	3 °C

Un bout de ce fil est installé dans une machine à traction (Enduratec série ELF 3200) pour y être caractérisé. Un système d'acquisition mesure la force nécessaire pour allonger le matériau d'une distance donnée. La distance initiale entre les mords est de 50 mm. Compte tenu du phénomène de stabilisation, le chargement doit être généralement cyclé sur l'échantillon un certain nombre de fois afin que ses propriétés mécaniques

superélastiques se stabilisent. Ce phénomène de stabilisation provient de changements microstructuraux lors des premiers cycles de chargement créant ainsi une microstructure orientée. Compte tenu de ces changements, il donc est tout à fait normal d'observer une légère plastification lors des premiers cycles. À ce moment le matériau n'est pas encore parfaitement élastique. Le lecteur intéressé par ce phénomène peut se référer à l'ouvrage de Brailovski et al. [26] pour plus d'informations.

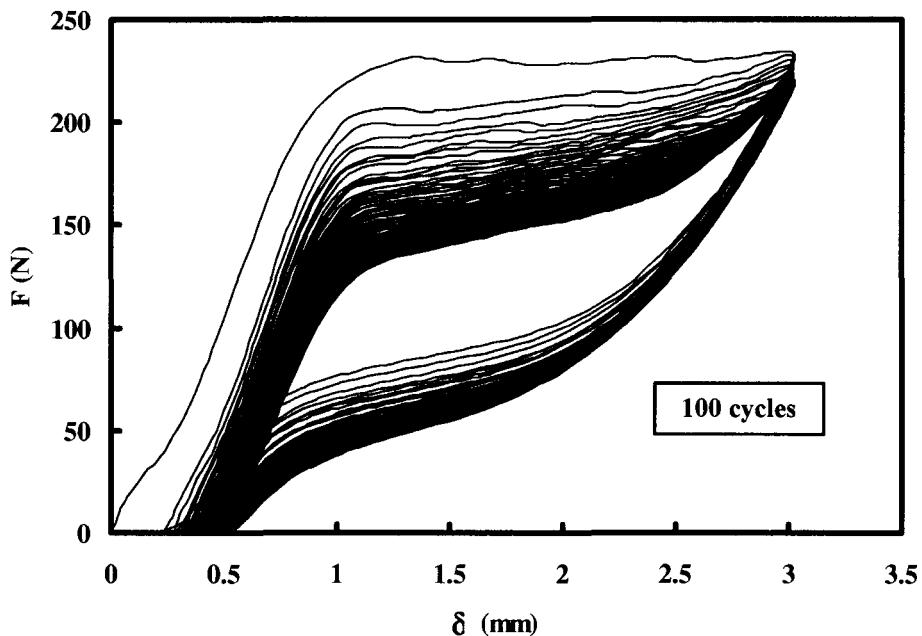


Figure 37 Stabilisation du Nitinol

Le graphique précédent montre la stabilisation de l'échantillon. D'après ces résultats, l'échantillon est pleinement stabilisé au delà de 100 cycles. Pour ce projet, seulement les premières courbes sont intéressantes car le stent ne subira qu'un cycle de chargement-déchargement (contraction du stent pour l'installation dans le cathéter et déploiement du stent dans l'artère). Le graphique précédent n'est par conséquent qu'à titre démonstratif afin de prouver l'obtention d'un matériau superélastique malgré les déformations plastiques des premiers cycles.

Pour la raison expliquée dans le paragraphe précédent, seulement la courbe du premier cycle est utile pour ce projet. La figure 38 présente les résultats force – déplacement pour ce cycle.

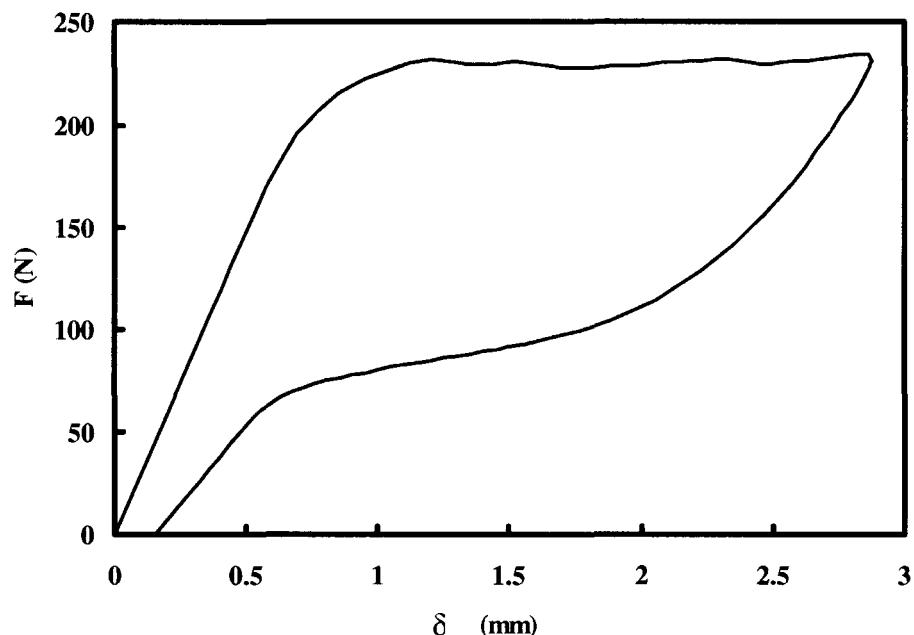


Figure 38 Graphique force-déplacement au premier cycle du Nitinol à 22 °C

Les données force-déplacement doivent être converties en données contrainte - déformation afin d'obtenir le comportement du matériau sans l'influence de la géométrie de l'éprouvette. Lors de la modélisation par éléments finis, il est essentiel de travailler avec les déformations réelles et les contraintes réelles. Ce dernier point est traité en profondeur dans la section sur la caractérisation du polyéthylène.

La déformation réelle est obtenue en utilisant l'équation suivante :

$$\varepsilon_{\text{réelle}} = \ln\left(\frac{\ell}{\ell_0}\right) \quad (4.1)$$

où la déformation réelle est  $\varepsilon_{\text{réelle}}$ ,  $\ell$  la longueur courante et  $\ell_0$ , la longueur initiale. La contrainte réelle quant à elle est obtenue ainsi :

$$\sigma_{\text{réelle}} = \frac{F}{A_{\text{réelle}}} \quad (4.2)$$

où contrainte réelle est  $\sigma_{\text{réelle}}$ ,  $F$  la force appliquée et  $A_{\text{réelle}}$ , la section réelle. Pour le niveau de déformation considéré dans le présent cas, il est possible de considérer la section de l'échantillon constante durant l'essai. Donc, la contrainte réelle peut être approximée ainsi par la contrainte nominale (ou contrainte d'ingénierie) :

$$\sigma_{\text{réelle}} \approx \sigma_N = \frac{F}{A_0} \quad (4.3)$$

où  $\sigma_N$  est la contrainte nominale et  $A_0$  la section initiale. La figure 39 montre le comportement superélastique du Nitinol étudié à 22 °C et à 37 °C pour deux essais avec des échantillons différents (un essai pour chaque température). La même procédure est suivie pour les deux températures.

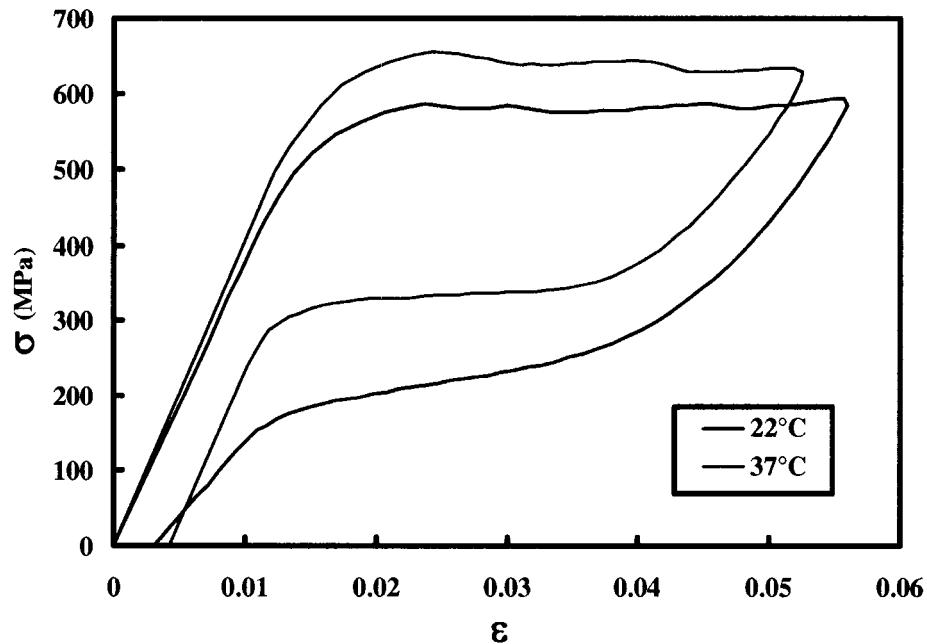


Figure 39 Courbe contrainte-déformation du Nitinol à 22 °C et à 37 °C

#### 4.3.2 Modélisation du comportement superélastique du Nitinol

Compte tenu de la complexité de la modélisation finale du stent, il est choisi d'utiliser les outils standard déjà programmés dans le logiciel<sup>5</sup>. En général, l'utilisation des outils standard dans un logiciel commercial est la façon la plus simple et rapide d'obtenir des résultats fiables.

Cependant, la limitation à une gamme restreinte de possibilités ne permet pas toujours de reproduire le comportement voulu. Jusqu'à tout récemment, les logiciels commerciaux ne permettaient pas de reproduire aisément le comportement superélastique des AMF.

---

<sup>5</sup> ANSYS 6.1 ne possède pas de module de superélasticité pour le Nitinol.

La loi de matériau déjà programmé dans ANSYS se rapprochant le plus du comportement superélastique du Nitinol est une loi non-linéaire élastique. Cette loi ne permet pas de déformation plastique. Le matériau est donc considéré parfaitement élastique. La validité du modèle se limite alors aux déformations réversibles non linéaires.

De plus, cette loi ne considère pas le phénomène d'hystérésis. Les courbes de chargement et de déchargement sont par conséquent superposées. La figure suivante illustre cette loi.

### Comportement élastique non-linéaire

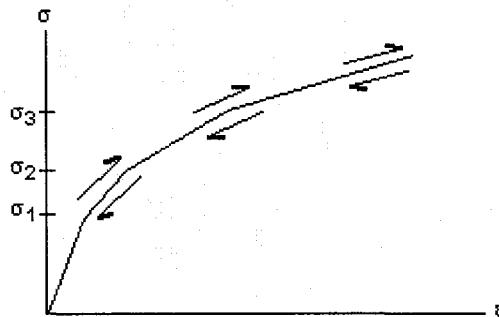


Figure 40 Comportement élastique non linéaire

[30]

Le comportement superélastique est modélisé en prenant une courbe déformation-contrainte moyenne entre la courbe de chargement et celle du déchargement. Le résultat de l'utilisation de cette loi sous-estime la contrainte au chargement et la surestime au déchargement. Somme toute, cette modélisation donne de bons résultats tout dépendamment de la plage d'hystérésis. La figure 41 et la figure 42 montrent les courbes modélisées pour 22 °C et à 37 °C. Dans ce projet, la déformation plastique résiduelle des premiers cycles est négligée.

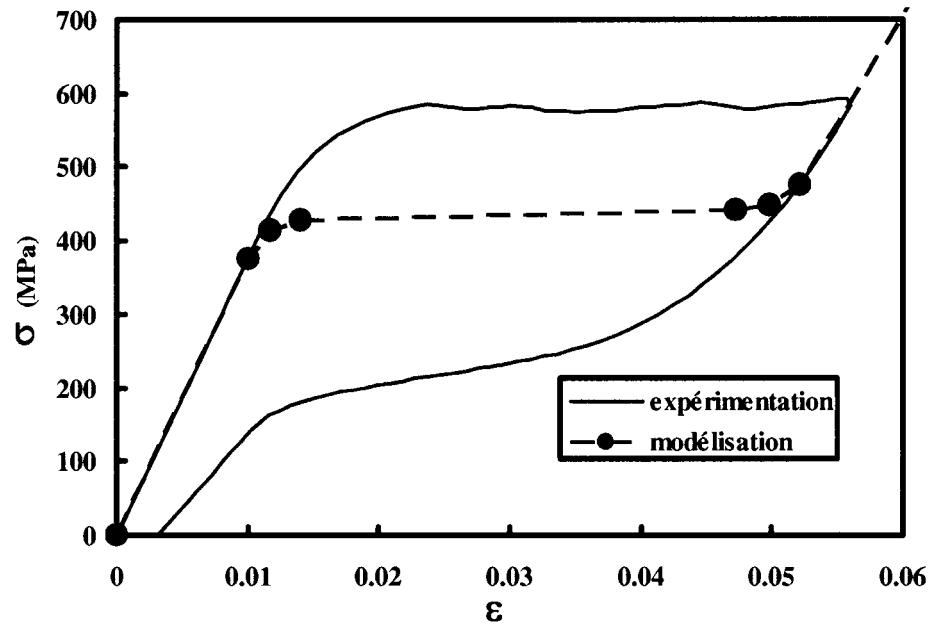


Figure 41 Courbe modélisée pour le Nitinol à 22 °C

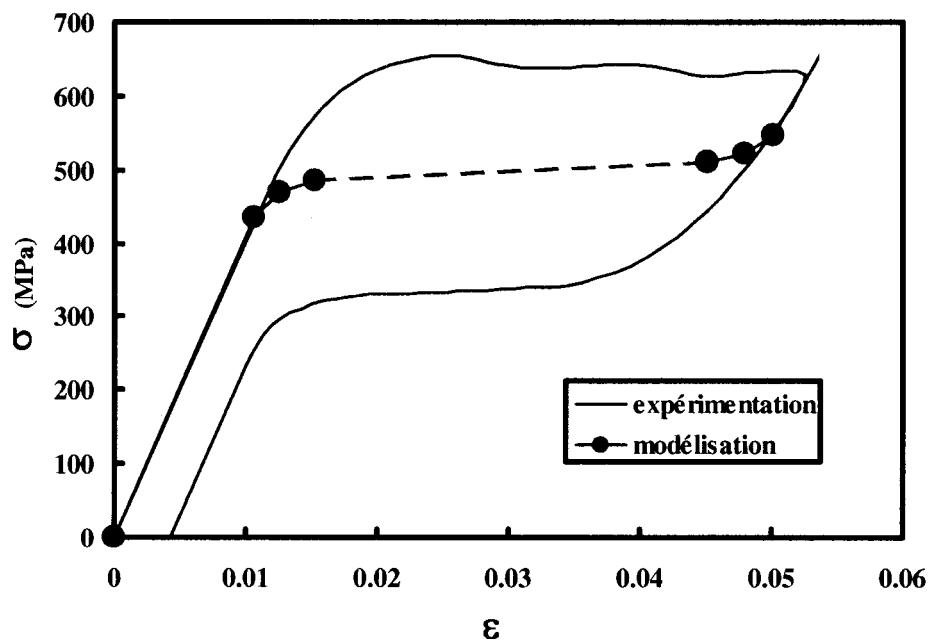


Figure 42 Courbe modélisée pour le Nitinol à 37 °C

### 4.3.3 Validation de la loi multi-élastique pour le comportement superélastique du Nitinol

Cette étape consiste à produire expérimentalement et numériquement un cas impliquant plusieurs états de contraintes (flexion, torsion, cisaillement). Ce cas sert de base de validation pour le modèle développé. Il permet ainsi de voir la répercussion qu'ont les hypothèses de la loi de matériau choisie sur les résultats obtenus.

Très souvent, la flexion trois points est choisie comme cas de validation. En effet, ce cas engendre des efforts en flexion et en cisaillement. Étant donné que les alliages à mémoire de forme supportent de grandes déformations élastiques, des considérations particulières doivent être prises en compte. Deux possibilités sont alors envisageables. La première consiste à effectuer une flexion trois points standard sur une poutre droite. Étant donné la capacité de supporter de grandes déformations, la poutre a pour désavantage de changer considérablement de longueur durant l'expérimentation car les appuis demeurent immobiles et le rayon de courbure de la poutre devient de plus en plus important avec la flexion. Lors de la modélisation d'un tel cas par la MEF, il faut tenir compte de ce changement qui complexifie le problème et introduit des erreurs supplémentaires. La deuxième possibilité est une flexion trois points, mais cette fois la poutre a la forme d'une arche.

La flexion trois points sur une poutre en arche est préférée pour des raisons de simplifications du modèle numérique. En effet, durant la simulation et l'expérimentation, la longueur de la poutre demeure constante. L'échantillon est donc appuyé à chaque extrémité dans l'eau et empêché de pivoter vers l'avant ou vers l'arrière par des guides. Aux extrémités de gauche et de droite, la poutre est libre de tourner. Un système enregistre le déplacement du pointeau et la force nécessaire pour l'imposer. La figure 43 montre le montage utilisé pour obtenir les résultats expérimentaux avec le même fil de 0,7 mm dont les propriétés sont données au tableau I. Le programme de modélisation utilisé se retrouve à l'annexe 1.

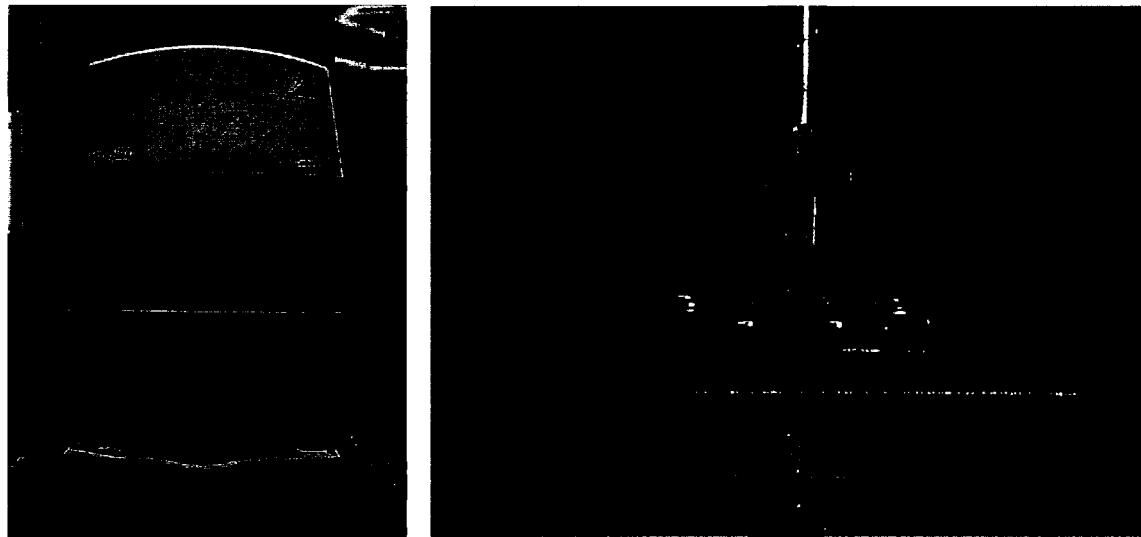


Figure 43 Montage expérimental d'une poutre en arche

Les données recueillies lors de l'expérience permettent de tracer le graphe à la figure 44 pour une température de 22 °C.

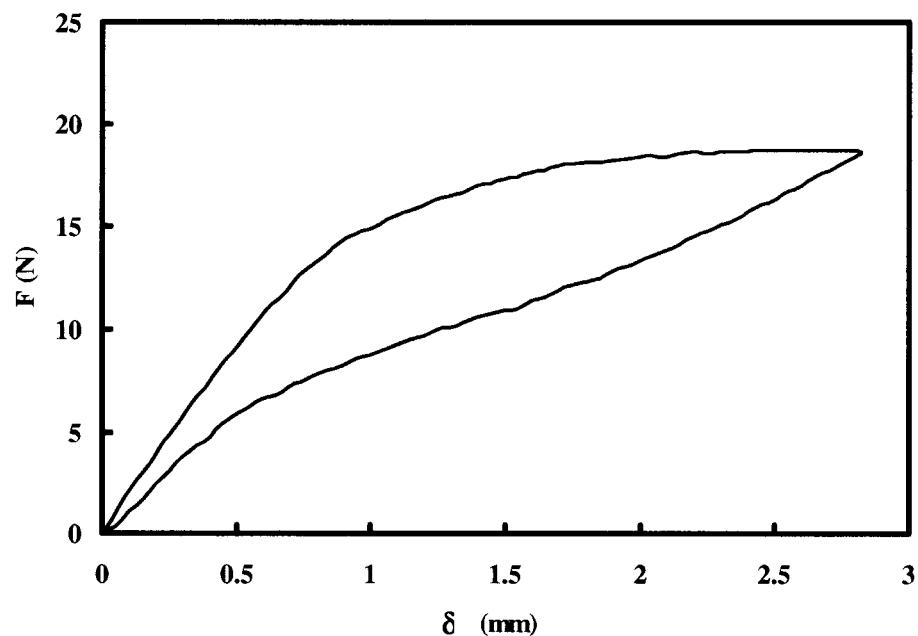


Figure 44 Graphique force-déplacement expérimental de l'arche à 22 °C

L'étape suivante consiste à modéliser numériquement le même cas afin de pouvoir comparer par la suite les résultats numériques avec le modèle expérimental. Cette étape est cruciale afin de valider la loi de matériau programmée. Pour ce faire, une poutre en arche est modélisée avec des conditions frontières représentatives des conditions expérimentales. La loi de comportement du matériau modélisée est une courbe moyenne entre la courbe de chargement et le déchargement. Comme expliqué précédemment, les hypothèses posées concernant la loi du matériau a pour effet de sous-estimer les contraintes au chargement et de les surestimer au déchargement. La figure 45 compare la géométrie modélisée après application de la charge ainsi que la forme finale expérimentale de l'arche avant que le chargement soit relâché. Étant donnée que cette validation n'est que pour vérifier la validité de la modélisation, aucune étude de convergence par le raffinement du maillage n'est réalisée.

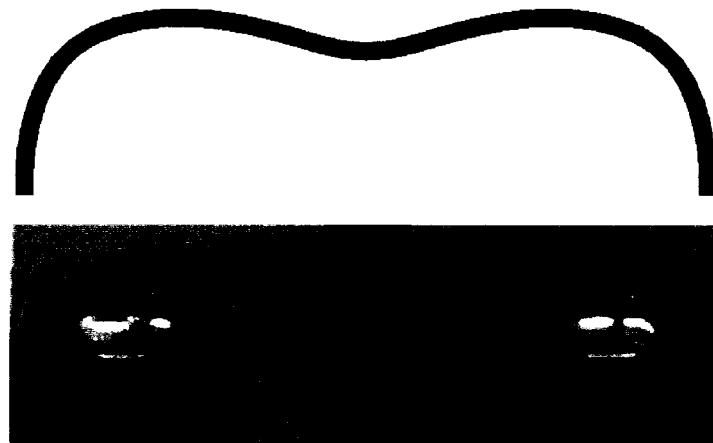


Figure 45 Comparaison numérique et expérimentale de la géométrie déformée de l'arche.

Les données recueillies lors de la simulation numérique permettent de tracer le graphe force-déplacement de la figure 46.

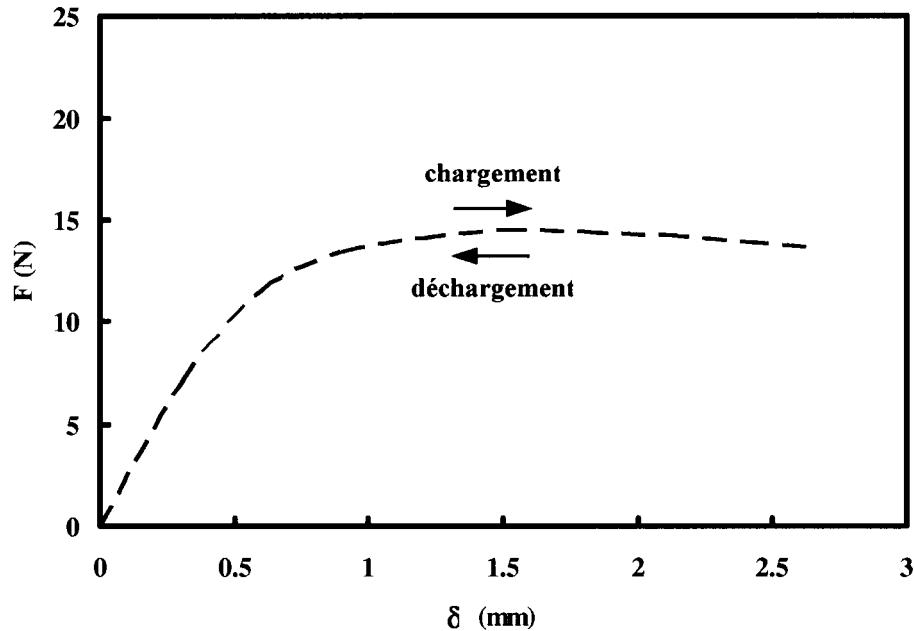


Figure 46 Graphique force - déplacement numérique de l'arche à 22 °C

Avec les résultats expérimentaux et ceux de la simulation par éléments finis, il est maintenant possible d'avoir une idée de l'erreur introduite par l'hypothèse de la loi de matériau non linéaire élastique en les comparant. La validation compare donc les forces de réaction aux extrémités en fonction du déplacement imposé. Les graphiques suivants (figure 47 et 48) présentent les résultats des comparaisons à 22 °C et 37 °C.

Sur les graphiques, les courbes pointillées présentent les résultats numériques obtenus en modélisant une courbe contrainte-déformation moyenne et, en trait continu, les résultats expérimentaux.

Comme le démontrent les graphiques suivants pour ce présent matériau, l'hypothèse d'approximer le comportement superélastique des AMF par un comportement non linéaire élastique avec une courbe déformation - contrainte moyenne est raisonnable.

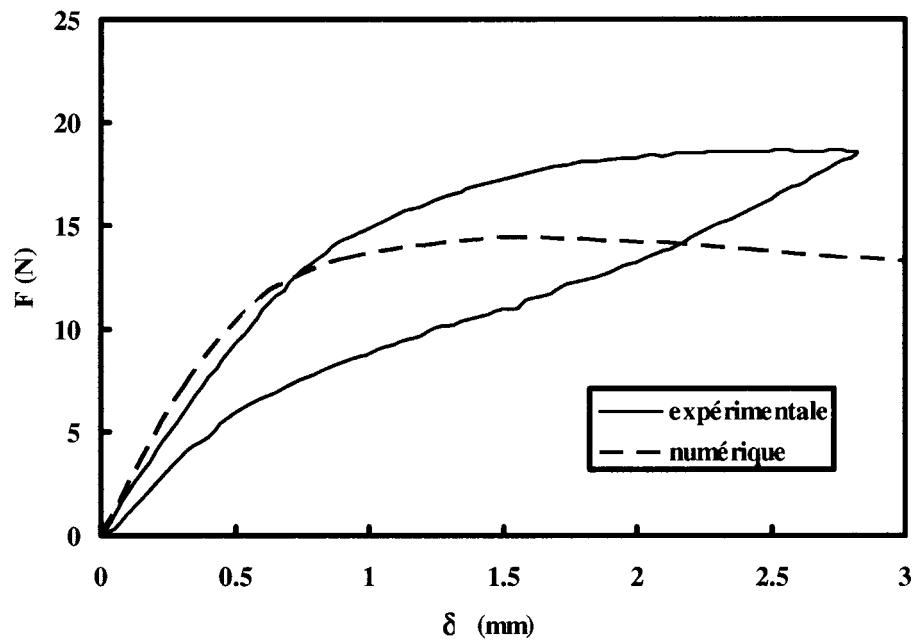


Figure 47 Graphique force - déplacement comparatif à 22 °C

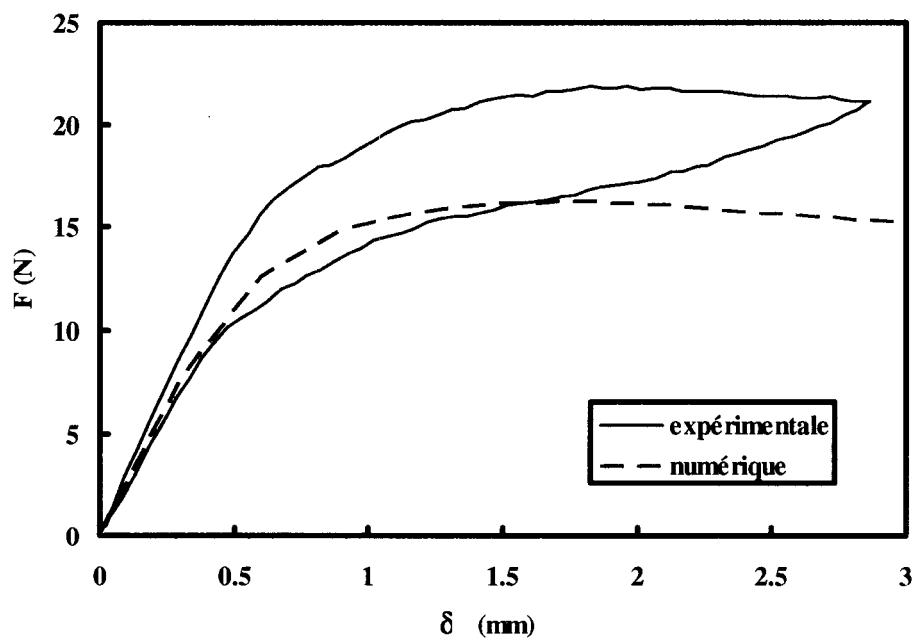


Figure 48 Graphique force - déplacement comparatif à 37 °C

Pour le cas de l'arche, l'erreur maximale introduite au chargement est de 28 % à 22 °C et de 27 % à 37 °C. La formule suivante est utilisée pour le calcul des erreurs :

$$\text{erreur} = \left| \frac{F_{\text{exp}} - F_{\text{num}}}{F_{\text{exp}}} \right| \cdot 100 \quad (4.4)$$

où  $F_{\text{exp}}$  et  $F_{\text{num}}$  sont respectivement la force expérimentale et la force numérique. Il est donc possible de conclure que la simplification du comportement superélastique du Nitinol avec une loi de comportement non linéaire élastique donne des résultats appréciables et introduit des erreurs raisonnables même pour de grandes déformations.

#### 4.4 Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du polyéthylène

Cette section présente la procédure suivie afin de caractériser et de modéliser le comportement mécanique du polyéthylène. La loi de matériau utilisée pour reproduire numériquement ce comportement est présentée et les hypothèses de modélisation sont discutées. Une validation est ensuite effectuée pour mesurer l'envergure des erreurs introduites par les hypothèses et simplifications posées. Une comparaison des résultats numériques et expérimentaux est réalisée afin de quantifier la différence entre les résultats.

##### 4.4.1 Caractérisation du comportement mécanique du polyéthylène

Tout au long de ce projet, plusieurs défis à relever se sont présentés et le plus imposant d'entre eux fut la modélisation du comportement mécanique du polyéthylène.

Comme la plupart des matériaux, la caractérisation mécanique du polyéthylène s'effectue par essai de traction. La norme ASTM D-638-00 [31] standardise la procédure à suivre pour cette caractérisation. Cette norme renferme en outre les dimensions des

éprouvettes et leur préparation, la vitesse de déformation, la température des essais et l'interprétation des résultats expérimentaux. Cependant, cette norme ne tient pas compte de certains facteurs primordiaux afin de caractériser adéquatement ces propriétés mécaniques chez les matières plastiques. Le suivi de cette norme conduit à une caractérisation nominale et très grossière des propriétés des matières plastiques comme le polyéthylène.

La principale lacune de cette norme de l'ASTM est de négliger l'apparition et la propagation de la striction pour de grands niveaux de déformations. La striction engendre trois phénomènes : une diminution importante de l'aire de la section, une déformation non homogène le long de l'éprouvette lors de l'apparition de la striction et une vitesse de déformation non homogène dans la région de la striction.

Selon ce dernier document, la contrainte nominale  $\sigma_N$  et la déformation nominale  $\varepsilon_N$  doivent être calculées de la façon suivante :

$$\sigma_N = \frac{F}{A_0} \quad (4.5)$$

$$\varepsilon_N = \frac{\Delta\ell}{\ell_0} \quad (4.6)$$

où  $F$ ,  $A_0$ ,  $\Delta\ell$ ,  $\ell_0$  sont respectivement la force appliquée, l'aire initiale de la section, l'allongement et la longueur initiale. Plusieurs chercheurs soulignent la problématique d'utiliser la déformation nominale et la contrainte nominale. L'erreur provient du fait que ces deux équations réfèrent aux valeurs initiales de l'éprouvette et non aux valeurs à un temps donné. Compte tenu que les matériaux plastiques peuvent subir de grandes déformations, la section et la longueur de l'éprouvette varient considérablement lors de l'essai de traction. Comme souligné par certains auteurs [32] [33], l'utilisation de ces

équations conduit à des conclusions erronées concernant certaines propriétés mécaniques car elles négligent ces variations.

La note A2.8 du paragraphe A2.18 de la norme ASTM [31] stipule qu'il peut être préférable de calculer la contrainte réelle lorsque le matériau exhibe une striction ou une grande extensibilité. La contrainte réelle se calcule selon l'équation 4.2. Le paragraphe A2.20 donne une définition de la déformation réelle. Selon la norme, la déformation.

En supposant que la déformation est homogène ou presque homogène le long de l'éprouvette entre les points de mesure considérés, il est possible de contourner le problème des valeurs nominales en travaillant avec les définitions de la contrainte réelle et la déformation réelle données par la norme. Il est important de réaliser que cette équation de la déformation réelle n'est valide que pour une déformation homogène entre les points de mesure considérés.

Compte tenu de la nature non homogène de l'écoulement dans les polymères (apparition d'un écoulement localisé associé à la striction et de la propagation de ce phénomène le long de l'axe de l'éprouvette), l'équation de la déformation réelle donnée par la norme ne peut être généralement utilisée. En effet, la déformation entre les points de mesure n'est plus homogène lors de l'apparition de la striction.

Meinel et Peterlin (tel que cité par G'Sell et Jonas [32]) ont utilisé l'approche suivante afin de palier à la nature non homogène de la déformation dans l'éprouvette. La contrainte réelle est calculée comme mentionnée dans la norme tandis que la déformation réelle est calculée de façon locale :

$$\varepsilon = \lim_{\ell_0 \rightarrow 0} \left[ \ln \left( \frac{\ell}{\ell_0} \right) \right] \quad (4.7)$$

où  $\ell_0$  et  $\ell$  sont la longueur initiale et la longueur courante sur une mince tranche du spécimen située au point où  $\sigma$  et  $\varepsilon$  sont définis. Cette équation fait l'hypothèse que la déformation est homogène entre les points de mesure. Plus les points de mesure sont proches, plus faibles sont les erreurs engendrées par l'hypothèse. Selon G'Sell et Jonas [32], cette approche donne des résultats précis.

Les polymères sont très sensibles à la vitesse de déformation. En général, le comportement en traction d'un plastique est désiré à une température et une vitesse de déformation données. Lors de l'apparition de la striction, la vitesse des mors de l'appareil reste constante, mais la vitesse de déformation dans la striction varie considérablement. Donc, les propriétés obtenues sont pour une vitesse de déformation variable durant l'essai.

G'Sell et Jonas [32] ont proposé une méthode afin de remédier à cette variation de vitesse lors de l'essai de traction. Contrairement à la norme, ces auteurs utilisent un spécimen cylindrique. Considérant que la déformation s'effectue à volume constant, la déformation réelle se calcule avec l'équation suivante :

$$\varepsilon = \ln\left(\frac{A_0}{A}\right) = 2 \ln\left(\frac{D_0}{D}\right) \quad (4.8)$$

où  $D_0$  et  $D$  sont le diamètre initial et le diamètre final. Une entaille est usinée au centre de l'éprouvette afin d'initier la striction à un endroit précis. La diminution du diamètre est mesurée à l'aide d'un LVDT. Avec un système de contrôle en boucle fermée, une vitesse variable aux mors est imposée afin d'obtenir une vitesse de déformation constante au point de mesure.

G'Sell et al. [34] reprennent essentiellement les travaux de G'Sell et Jonas [32]. Cette fois, la variation du diamètre se mesure à l'aide d'un vidéo extensomètre. Ils soulignent

qu'avec des spécimens plats de l'ASTM, la section calibrée à une section transversale constante donc, la striction peut débuter n'importe où. De plus, les spécimens plats ont tendance à s'étirer (grow) obliquement, conduisant à des combinaisons complexes de déformation normale et de cisaillement, dont la distribution est difficilement prévisible. Tel que cité par ces auteurs, les travaux de Bridgman et Asaro démontrent que l'utilisation de spécimens cylindriques minimisent ces problèmes car la striction se développe uniquement à partir du centre de l'éprouvette. Dans leur étude, G'Sell et al. [34] tiennent compte de la triaxialité de l'état de contraintes. Il est maintenant question d'une contrainte effective qui est, en fait, la contrainte réelle multipliée par un facteur de correction dépendant de la géométrie de la striction. La déformation effective se calcule de la même façon que la déformation réelle dans les travaux antérieurs de G'Sell et Jonas [32] (équation 4.7).

Les travaux de Spathis et Kontou [33] proposent une autre technique expérimentale pour obtenir le comportement mécanique dans les polymères semi-cristallins en présence de striction. Sur une éprouvette plate, quinze bandes réfléchissantes sont collées à des intervalles de 1 mm. Un faisceau lumineux est dirigé vers un miroir rotatif qui projette ce dernier sur l'éprouvette. La lumière est ensuite réfléchie par les bandes vers une photodiode. Ce capteur permet de déterminer le déplacement des bandes. Des vitesses constantes sont appliquées aux mords. Ces chercheurs constatent la variation de la vitesse de déformation dans la striction. Leurs résultats sont donc pour une vitesse de déformation non constante. La déformation réelle ainsi que la contrainte réelle sont calculées avec les équations suivantes durant leur expérimentation :

$$\varepsilon = \ln(1 + \varepsilon_N) \quad (4.9)$$

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{(1 + \varepsilon_N)F}{A_0} = \sigma_N(1 + \varepsilon_N) \quad (4.10)$$

Malgré un montage quelque peu archaïque et compliqué où plusieurs sources d'erreur peuvent facilement influencer les résultats, ces chercheurs semblent obtenir des résultats valides.

Meyer et Pruitt [35] présentent leur méthode, utilisée pour déterminer le comportement sous traction de certains polymères. Sur les deux faces d'une éprouvette standard de l'ASTM 638-97 de type III, des lignes d'encre sont tracées parallèlement les unes aux autres, à des intervalles de 2.5 mm, dans la direction orthogonale de la direction de traction. Sur la face large de l'éprouvette, des lignes d'encre parallèles au sens d'étirement sont tracées à des intervalles de 5 mm. Durant l'essai, deux caméras Mini-DV digital sont positionnées afin que chaque caméra soit orthogonale à une face distincte de l'éprouvette. Une lampe stroboscopique éclaire l'éprouvette à une fréquence fixe. À l'aide d'un système de traitement d'images, le déplacement des lignes est mesuré. Les auteurs définissent la contrainte réelle et la déformation homogène ainsi :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4.11)$$

$$\epsilon = \ln\left(\frac{\ell}{\ell_0}\right) \quad (4.12)$$

La déformation réelle est obtenue en supposant qu'elle est homogène entre deux points de mesure rapprochées. Donc :

$$\epsilon = \lim_{\ell_0 \rightarrow 0} \left[ \ln\left(\frac{\ell}{\ell_0}\right) \right] \quad (4.13)$$

Malheureusement dans leur article, Meyer et Pruitt [35] n'expliquent pas comment ils ont obtenu la surface réelle de la section sans faire l'hypothèse de la déformation à

volume constant. Tout laisse à croire qu'il leur a été possible de la déterminer avec les images des deux caméras.

Durant la caractérisation du polyéthylène 8920 de Pétromont utilisé pour ce projet, certaines contraintes extérieures ont été imposées. Premièrement, les éprouvettes gracieusement fournies par Pétromont inc. ont une section rectangulaire. La figure 49 illustre les dimensions physiques de l'éprouvette où  $L_0$ ,  $L$ ,  $W_0$ ,  $W$  et  $T$  sont respectivement la longueur totale de l'éprouvette, la longueur normalisée où la section est constante, la largeur aux mors, la largeur normalisée et l'épaisseur. Deuxièmement, un seul vidéo extensomètre est disponible pour mesurer les changements géométriques de l'éprouvette durant l'essai. Ces deux restrictions ont forcé la pose des hypothèses suivantes.

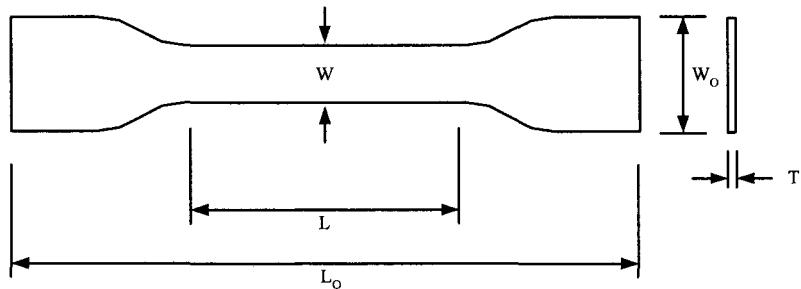


Figure 49 Géométrie de l'éprouvette en polyéthylène

La première hypothèse formulée suppose que la déformation s'effectue à volume constant. D'autres recherches sur les grandes déformations des polymères [32] [33] [34] ont obtenu de bons résultats en considérant une déformation isochore.

La deuxième hypothèse posée consiste à considérer la déformation homogène entre deux points rapprochés le long de l'éprouvette. Cette hypothèse a été aussi largement utilisée par la communauté scientifique lors de l'étude des polymères [33] [34].

Sur les éprouvettes, quatre marqueurs sont installés à des intervalles de 3 mm afin de quantifier la déformation de ces dernières durant l'essai de traction. Pour des intervalles plus petits et plus grands, il est difficile d'obtenir de bons résultats. En effet, pour un espacement plus serré certains marqueurs glissent dans la zone de striction et ne restent pas collés au point initial tandis qu'avec un espacement plus grand, l'hypothèse de la déformation homogène entre deux marqueurs devient plus difficilement soutenable. La figure 50 illustre l'installation des marqueurs sur les éprouvettes. Afin d'obtenir la striction à un endroit précis sur l'éprouvette, de légères imperfections sont générées au centre de celle-ci.

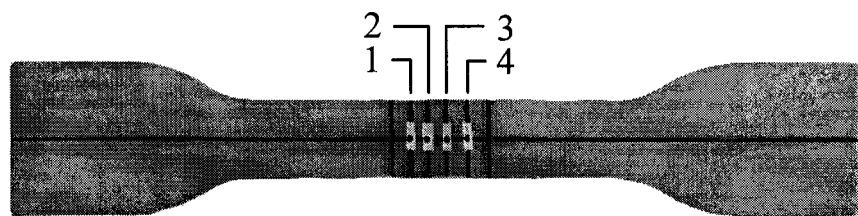


Figure 50 Pose des marqueurs

L'éprouvette est ensuite installée dans les mords de la machine de traction MTS. Les essais de traction sont réalisés à deux températures, soit à 22 °C et 37 °C (température ambiante et celle du corps humain). Une vitesse de déformation constante aux mors de 5 mm/min est appliquée sur les échantillons comme suggérée par la norme de l'ASTM. Pour le projet du stent cardiovasculaire, la vitesse de déformation exacte des anneaux en polymère est inconnue. De plus, étant donné la géométrie des anneaux et la façon dont ils seront déformés, leur vitesse de déformation ne sera pas constante. Compte tenu de ces deux facteurs, l'obtention du comportement du matériau à une vitesse locale constante de déformation n'a pas été exigée lors des essais.

À l'aide d'un système d'acquisition et d'un vidéo extensomètre, le déplacement des quatre points et de la force appliquée durant l'essai sont enregistrés. La figure 51 présente les résultats obtenus sur un graphique force-déplacement entre les points 1 et 4 pour les deux températures. La distance initiale entre ces points est de 9 mm.

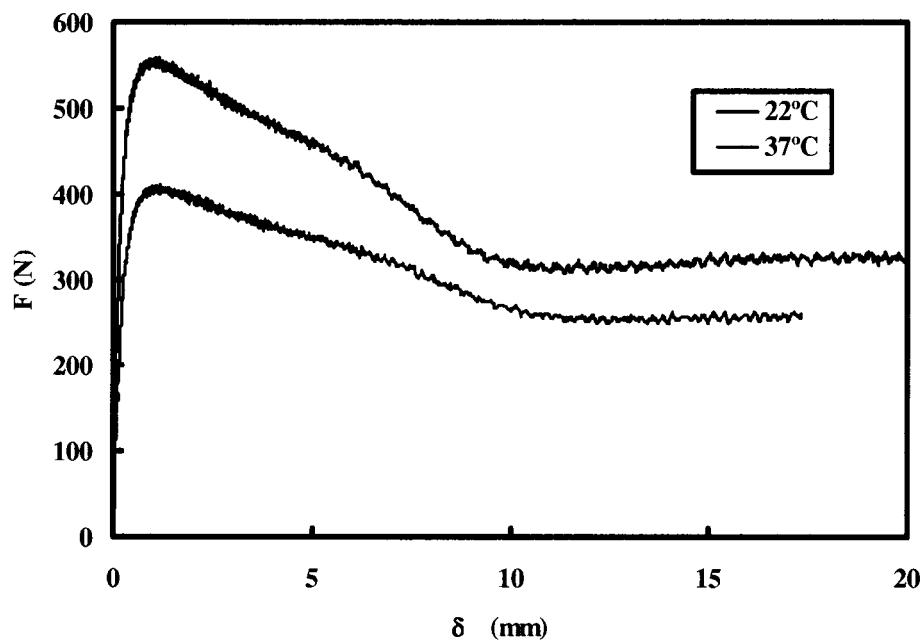


Figure 51 Graphique force-déplacement pour le polyéthylène

Les éprouvettes sont modifiées afin que la striction s'amorce entre les points 2 et 3. Les données force-déplacement obtenues durant l'essai pour ces points sont converties pour obtenir la courbe contrainte réelle – déformation réelle caractérisant le comportement mécanique du matériau à une température donnée. La déformation réelle est obtenue avec l'équation suivante :

$$\epsilon = \lim_{\ell_0 \rightarrow 0} \left[ \ln \left( \frac{\ell}{\ell_0} \right) \right] \quad (4.14)$$

Comme les points 2 et 3 sont rapprochés, la déformation est supposée homogène entre ces points. Donc, l'équation permettant de calculer la déformation réelle entre les marqueurs devient :

$$\varepsilon = \ln\left(\frac{\ell_{(2-3)}}{\ell_{0(2-3)}}\right) \quad (4.15)$$

où  $\ell_{0(2-3)}$  et  $\ell_{(2-3)}$  sont la longueur initiale et la longueur courante entre les points 2 et 3.

Considérant la déformation à volume constant, la contrainte réelle se calcule selon l'équation :

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F}{\left(\frac{V_{0(2-3)}}{\ell_{(2-3)}}\right)} = \frac{F}{\left(\frac{A_0 \ell_{0(2-3)}}{\ell_{(2-3)}}\right)} = \frac{F \ell_{(2-3)}}{A_0 \ell_{0(2-3)}} \quad (4.16)$$

où  $V_{0(2-3)}$  est le volume initial entre les points 2 et 3. La figure 52 présente les courbes caractéristiques (contrainte réelle – déformation réelle) du polyéthylène à 22 °C et 37 °C obtenues avec le traitement des données expérimentales.

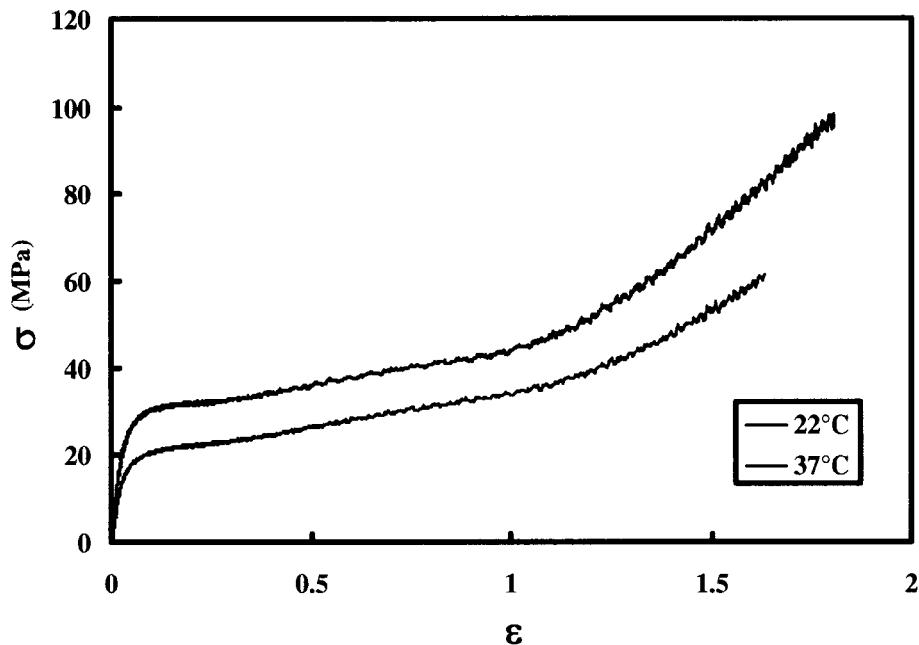


Figure 52 Graphique déformation réelle - contrainte réelle pour le polyéthylène

Le prochain graphique présente la distance entre les points 1-2, 2-3, 3-4 ainsi que la variation de la force en fonction du temps d'un essai à 22 °C. Il est intéressant de constater l'évolution de la longueur en fonction du temps. Au début de l'essai, les trois intervalles de points s'allongent aux mêmes taux. À un certain moment, la striction apparaît dans l'intervalle 2-3 et sa longueur augmente subitement tandis que celles des deux autres intervalles se stabilisent. Contrairement à ce qu'il serait courant de croire, la striction ne débute pas au moment où la force atteint son maximum avant de diminuer. La striction débute lorsque l'allongement de l'intervalle 2-3 ne varie plus de concert avec les deux autres intervalles. En examinant le graphique, il est possible d'observer un changement de pente dans la courbe de la force en fonction du temps. La striction est pleinement obtenue et commence à se propager lorsque la force se stabilise (pente nulle).

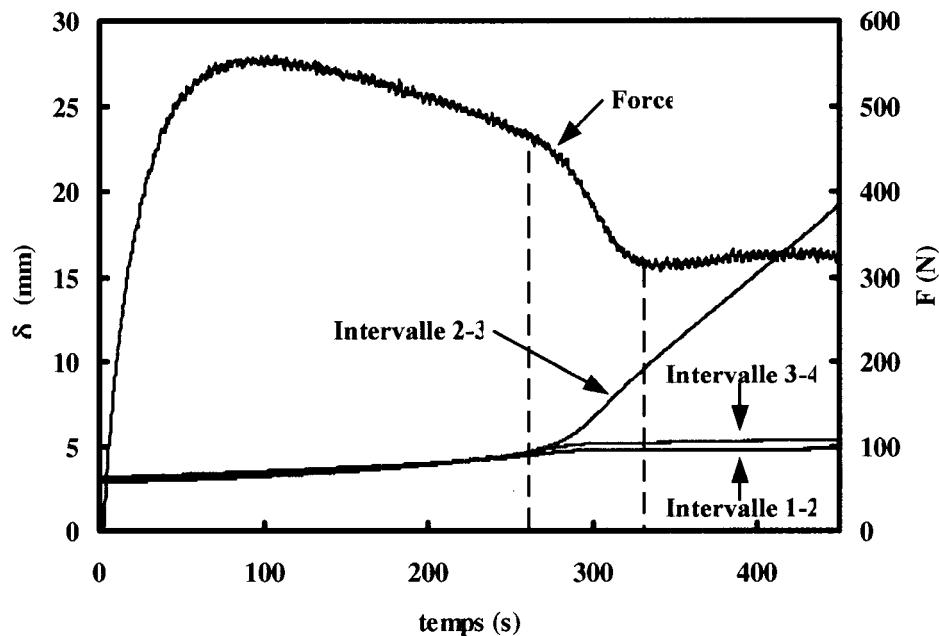


Figure 53 Variation de la longueur des intervalles et de la force appliquée en fonction du temps

La figure suivante montre une éprouvette à la fin d'un essai. Il est possible d'y voir la striction ainsi que sa propagation des épaules le long de l'axe de traction.

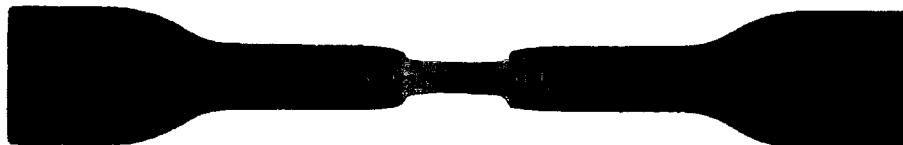


Figure 54 Striction et propagation des épaules dans une éprouvette de polyéthylène

#### 4.4.2 Modélisation du comportement mécanique du polyéthylène

Les polymères sont des matériaux difficiles à modéliser. En plus de leur anisotropie, ce sont des matériaux viscoélastiques très sensibles à la température. Cependant, certaines hypothèses peuvent permettre une représentation simplifiée, mais tout de même réaliste, de leur comportement. Une première hypothèse consiste donc à négliger la viscoélasticité du polyéthylène afin de diminuer la complexité du modèle numérique.

Comme mentionné dans le chapitre 2, le polyéthylène est un polymère semi-cristallin. En fait, il s'agit d'une phase cristalline baignant dans une phase amorphe. Ce matériau est isotrope jusqu'au début de la plastification. À la plastification, il y a orientation des chaînes dans la direction de l'allongement. Le matériau expose à ce moment un comportement de plus en plus anisotrope. La deuxième hypothèse suppose alors que le matériau se comporte de façon isotrope peu importe le niveau de déformation. Une loi élasto-plastique isotrope multilinéaire est utilisée pour modéliser le comportement mécanique du polyéthylène sous grandes déformations.

Dans leurs travaux, Trantina, Nimmer et Miller [36] [37] [38] [39] ont utilisé les deux hypothèses précédemment formulées. Leurs résultats de l'étude d'une tige en traction, de la résistance à la perforation d'une plaque et de la déformation d'un pare-chocs automobile démontrent de le bien fondé des hypothèses.

Cependant, G'Sell [29] parle plutôt de l'échec des modèles de plasticité isotrope pour la modélisation de polymères. Il existe une corrélation entre le comportement plastique en traction uniaxiale et en cisaillement simple pour un matériau isotrope. G'Sell présente cette correspondance à partir des notions de contraintes et de déformations équivalentes définies par les relations de Von Mises. En traction  $\sigma_{eq} = \sigma$  et  $\varepsilon_{eq} = \varepsilon$ , tandis qu'en cisaillement  $\sigma_{eq} = \tau\sqrt{3}$  et  $\varepsilon_{eq} = \gamma\sqrt{3}$ , où  $\tau$  et  $\gamma$  sont respectivement la contrainte et la déformation de cisaillement. Pour un matériau parfaitement isotrope, les courbes

illustrant l'évolution des deux contraintes équivalentes en fonction de la déformation équivalente devraient être superposées. La figure 55 montre les courbes  $\sigma_{eq}$  -  $\varepsilon_{eq}$  obtenues pour le poly (éther éther cétone) (PEEK). Ces courbes superposées jusqu'à la limite élastique ( $\varepsilon_{eq} = 15\%$ ) divergent pour des déformations plus importantes. L'auteur utilise ce fait pour traiter de la non validité de l'hypothèse d'isotropie utilisée à la base des modèles élasto-plastiques utilisant le critère de Von Mises. Selon lui, une approche correcte du problème doit donc nécessairement prendre en compte l'anisotropie structurale des matériaux, en particulier celle liée à la texture cristalline induite par la déformation, qui dépend fortement du mode de sollicitation.

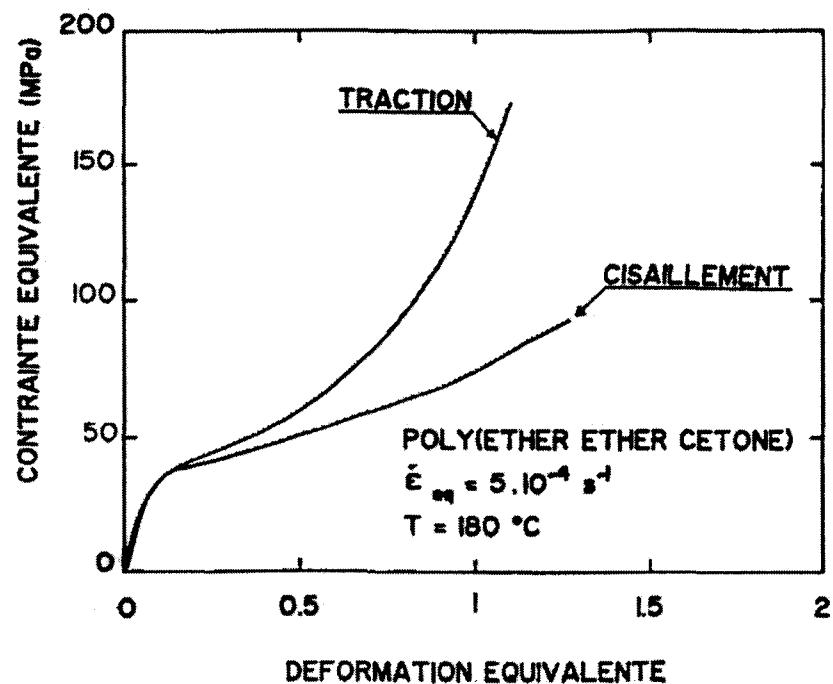


Figure 55 Courbes contraintes équivalentes - déformations équivalentes pour le poly (éther éther cétone) en traction et en cisaillement simple.

[29].

En se basant sur la figure précédente, les résultats pour le PEEK demeurent tout de même sensiblement acceptables pour des déformations jusqu'à 50 %. Dans ce projet, aucun essai en cisaillement simple n'a pu être réalisé sur le polyéthylène. Il est donc

impossible de quantifier l'erreur introduite par cette hypothèse. Cependant, avec les résultats obtenus par Trantina, Nimmer et Miller et avec l'étude du graphique présenté par G'Sell, l'hypothèse de la loi élasto-plastique isotropique est donc valide jusqu'à un certain niveau de déformation.

#### 4.4.3 Validation de la loi élasto-plastique pour le comportement mécanique du polyéthylène

Cette section présente maintenant la validation d'une loi élasto-plastique isotropique pour modéliser le comportement mécanique du polyéthylène. La figure 56 présente les courbes contrainte réelle – déformation réelle modélisées du polyéthylène à 22 °C et 37 °C.

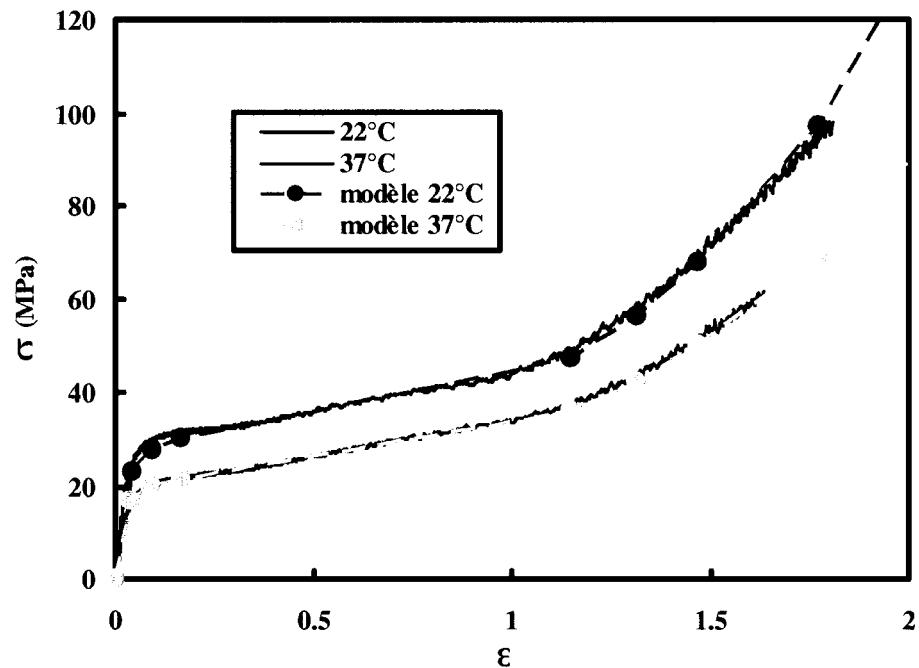


Figure 56 Comportement modélisé pour le polyéthylène à 22 °C et 37 °C

Le cas de validation consiste à reproduire l'essai de traction et à comparer les courbes force-déplacement numérique et expérimentale. L'éprouvette est modélisée en trois dimensions avec des éléments brique à 20 noeuds. Des conditions de symétrie permettent d'étudier seulement le huitième de la pièce. Une légère imperfection est faite sur l'éprouvette afin d'obtenir la striction au centre de la pièce. La figure 57 montre la pièce modélisée. Le programme utilisé est présenté à l'annexe 2.

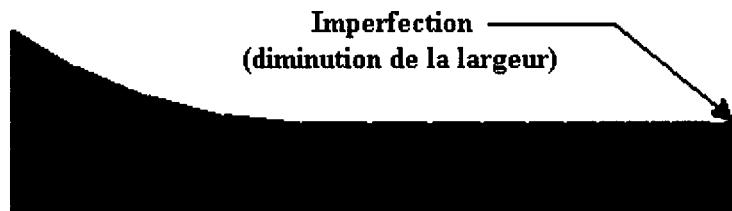


Figure 57 Maillage de l'éprouvette de polyéthylène

Un déplacement est imposé sur les nœuds à l'extrémité large de l'éprouvette. La pièce est étirée jusqu'à ce que la striction soit pleinement développée et commence à se propager. La figure 58 présente l'évolution de la striction à 22 °C en fonction de la déformation équivalente de Von Mises au centre de la striction.

La figure 59 et la figure 60 comparent les résultats numériques aux résultats expérimentaux sous la forme de graphique force - déplacement.

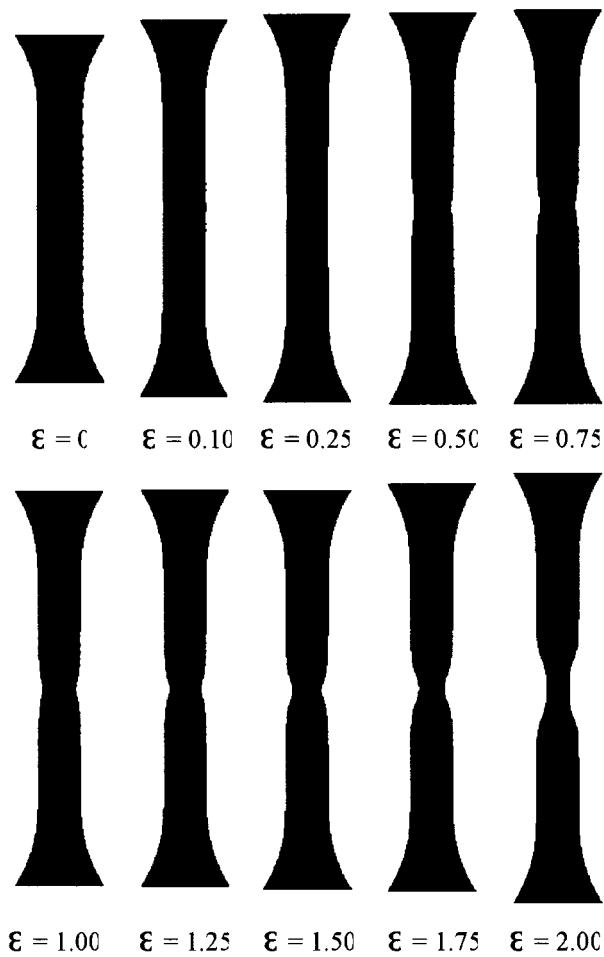


Figure 58 Évolution de la striction à 22 °C en fonction de la déformation équivalente de Von Mises.

En regardant ces deux graphiques, il est possible d'observer que les résultats numériques concordent avec les résultats expérimentaux jusqu'à un déplacement d'environ 7mm, correspondant à une déformation d'environ 150 % pour les deux températures. Au-delà de ce déplacement, une erreur maximale de 34 % à 22 °C et de 22 % à 37 °C est observée. Compte tenu des résultats précédents, il semble clair que l'utilisation d'une loi de matériau élasto-plastique isotropique donnera des résultats raisonnables permettant une première approximation de la géométrie des anneaux en polymères dans le présent projet.

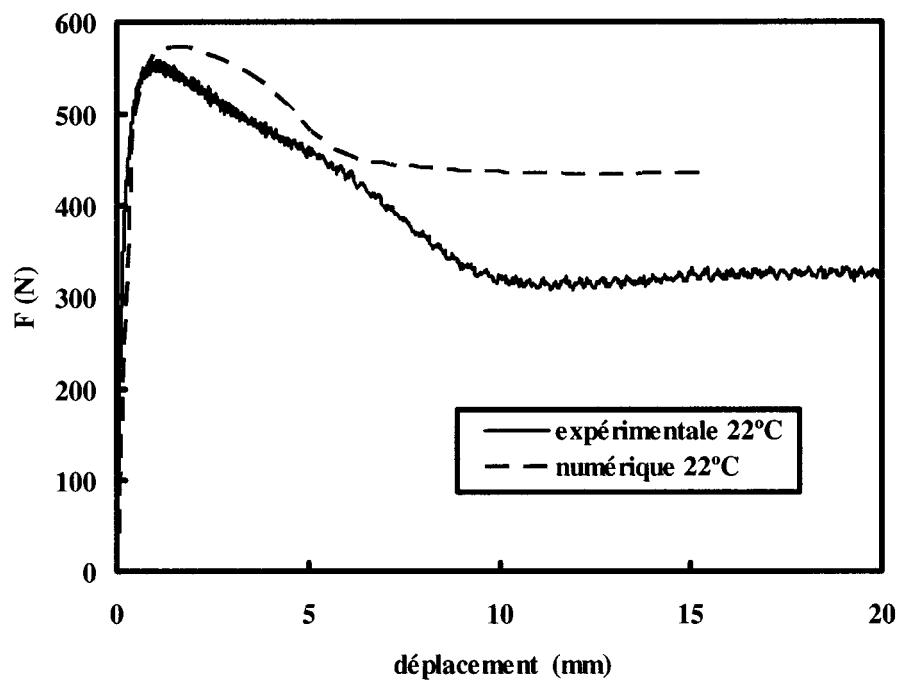


Figure 59 Comparaison des courbes force-déplacement numérique et expérimentale pour le polyéthylène à 22 °C

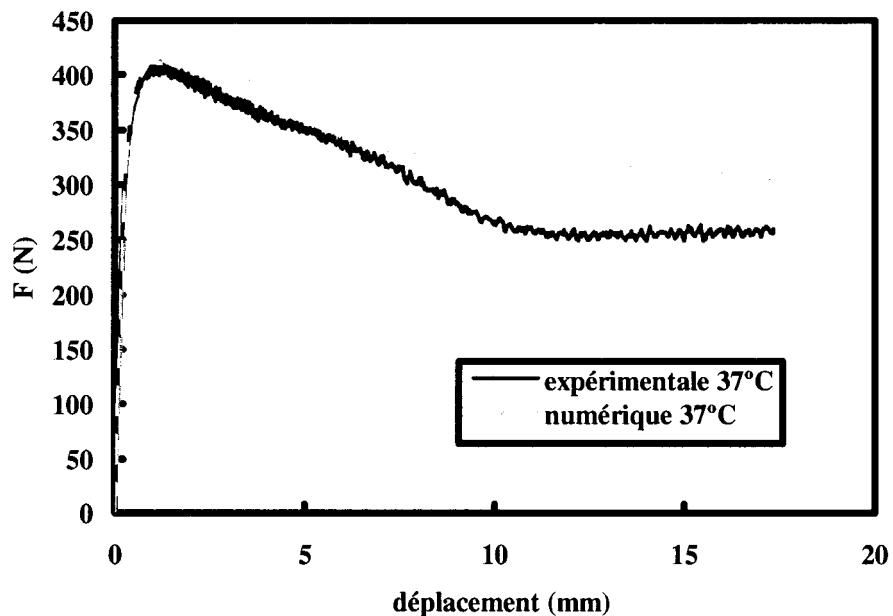


Figure 60 Comparaison des courbes force-déplacement numérique et expérimentale pour le polyéthylène à 37 °C

## 4.5 Caractérisation et modélisation du fluage du polyéthylène

Cette dernière section du chapitre sur la modélisation par la méthode des éléments finis explique la démarche utilisée afin de caractériser et de modéliser le fluage du polyéthylène. Une loi simple est utilisée pour reproduire numériquement ce comportement temporel. Finalement, une validation est effectuée afin de vérifier le comportement modélisé.

### 4.5.1 Caractérisation du fluage du polyéthylène

À elle seule, la caractérisation du fluage d'un polymère demande énormément de temps et d'énergie. Plusieurs facteurs tels le vieillissement et la dégradation du matériau complexifient très rapidement son étude. Ces facteurs n'ont donc pas été pris en ligne de compte lors de l'obtention de ces résultats. Ces résultats expérimentaux de fluage du polyéthylène proviennent du mémoire de Causse [40]. Le lecteur intéressé sur la caractérisation du fluage des polymères en présence de vieillissement et de dégradation peut se référer à cet ouvrage.

Rappelons brièvement que le fluage est la caractéristique d'un matériau à se déformer dans le temps sous une charge constante. Avec le temps, les cordes d'une guitare devront être retendues car le phénomène de fluage (ou plus précisément de relaxation dans ce cas ci) fera perdre une partie de leur tension.

Afin de caractériser le fluage du polyéthylène, des échantillons sont placés dans un four spécialement conçu pour cette application. Le four est maintenu à température constante tout au long de l'expérience. Dans ce projet, la température du four correspond à celle du corps humain soit 37 °C. Des vérins pneumatiques appliquent une charge constante sur les éprouvettes. Les éprouvettes ont les mêmes propriétés et dimensions que celles utilisées lors de la caractérisation mécanique du polyéthylène. Avec un vidéo extensomètre, le déplacement entre deux cibles collées sur les éprouvettes est mesuré en

fonction du temps. À partir de ces données, la déformation engendrée par le fluage peut être calculée. La figure 61 présente la déformation de fluage  $\varepsilon_{CR}$  en fonction du temps et de la contrainte pour une température constante de 37 °C. Lors de la caractérisation du fluage, trois niveaux de contrainte ont été étudiés.

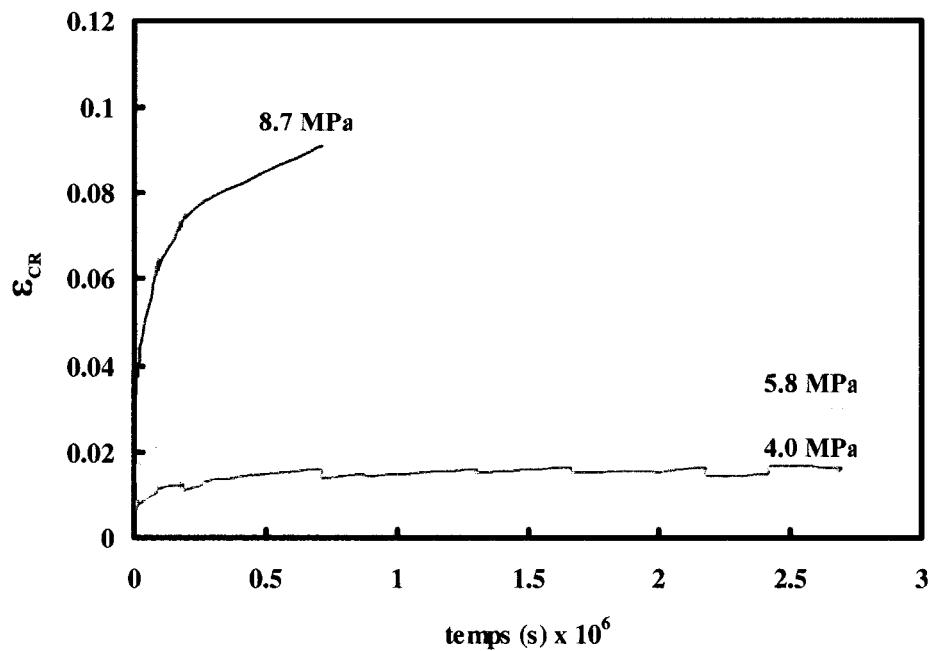


Figure 61 Courbes expérimentales de fluage du polyéthylène à 37 °C

[40]

#### 4.5.2 Modélisation du fluage du polyéthylène

Le logiciel ANSYS possède une panoplie de lois de fluage passant par toute une gamme de niveaux de complexité. Le fluage étant un phénomène complexe, plusieurs facteurs interviennent lors de la modélisation afin de recréer le plus fidèlement possible le comportement réel. Parmi ces facteurs, il y a la température, le niveau de contrainte, le temps et la vitesse de déformation. Certaines lois modélisent le comportement primaire ou secondaire, d'autres lois incorporent les deux.

Dans ce projet, une loi de durcissement temporel modifiée (modified time hardening) adaptée au fluage primaire est utilisée. Le logiciel possède une loi de durcissement temporel (time hardening), adapté au fluage primaire et secondaire, mais un problème technique intrinsèque au logiciel n'a pas permis l'utilisation de cette loi. L'avantage principal de cette loi réside dans l'utilisation directe de la déformation de fluage en fonction du temps, de la température et du niveau de contrainte. En effet, la plupart des lois calculent la vitesse de déformation en fonction des différents paramètres d'entrée. Il faut donc à ce moment transformer la déformation obtenue expérimentalement en vitesse de déformation, ce qui introduit une source d'erreur. Le deuxième avantage de cette loi est sa forme exponentielle de type  $\varepsilon = ct^n$  qui représente bien le comportement physique des courbes expérimentales pour des valeurs de n entre 0 et 1. La loi de fluage utilisée est représentée par l'équation suivante :

$$\varepsilon_{CR} = \frac{C_1 \sigma^{C_2} t^{C_3+1} e^{-C_4/T}}{C_3 + 1} \quad (4.17)$$

où  $\sigma$ ,  $t$ ,  $T$  sont respectivement le niveau de contrainte, le temps et la température. Les termes  $C_1$  à  $C_4$  sont des constantes. Étant donné que les résultats expérimentaux sont pour une seule température, le dernier terme de l'équation ne varie pas et se réduit par conséquent à une constante. Afin de simplifier l'équation, il est possible de poser  $C_4 = 0$ . L'équation devient alors :

$$\varepsilon_{CR} = \frac{C_1 \sigma^{C_2} t^{C_3+1}}{C_3 + 1} \quad (4.18)$$

Ces constantes sont obtenues par un programme d'optimisation utilisant la méthode des moindres carrés. Le tableau II présente ces valeurs, tandis que la figure 62 compare le comportement modélisé en fonction des constantes trouvées, du temps et de la contrainte avec les résultats expérimentaux.

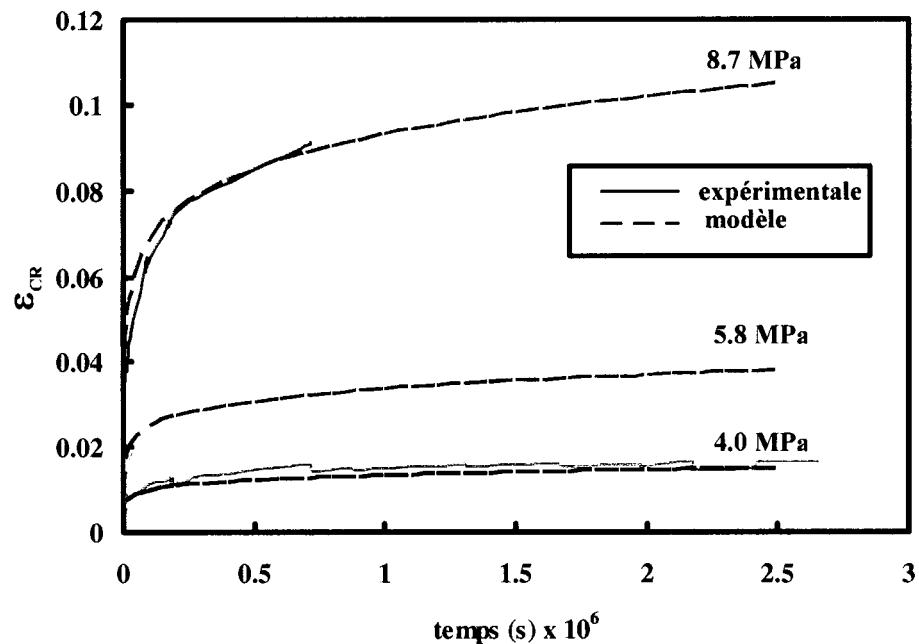


Figure 62 Comparaison des courbes expérimentales de fluage du polyéthylène à 37 °C avec une loi de durcissement temporel modifiée et du comportement modélisé

Tableau II  
Constantes utilisées pour la loi de fluage

Constante	Valeur
$C_1$	9.00E-6
$C_2$	2.50
$C_3$	-0.87
$C_4$	0.00

En analysant le graphique précédent, il est possible de constater que la loi de fluage représente bien le comportement réel en fluage du polyéthylène. De faibles erreurs,

inférieure à 10 %, sont introduites pour la courbe à 4 MPa et à 8.7 MPa. Une erreur maximale de 28 % est introduite pour la courbe de 5.8 MPa.

#### 4.5.3 Validation de la loi de durcissement temporel modifiée pour le fluage du polyéthylène

Cette dernière étape vérifie la modélisation de la loi de fluage dans le logiciel ANSYS. Pour effectuer cette vérification, les résultats d'un cas très simple sont comparés avec les courbes obtenues avec l'équation régissant la loi de fluage. Le programme utilisé se retrouve à l'annexe 3.

Un élément cubique à 20 nœuds est donc soumis à une force constante. Le logiciel calcule la déformation de fluage en fonction du temps. Un coefficient de Poisson de 0 est utilisé afin que la section transversale ne varie pas durant la simulation. La figure 63 présente les résultats numériques obtenus pour les trois niveaux de contrainte précédemment utilisés.

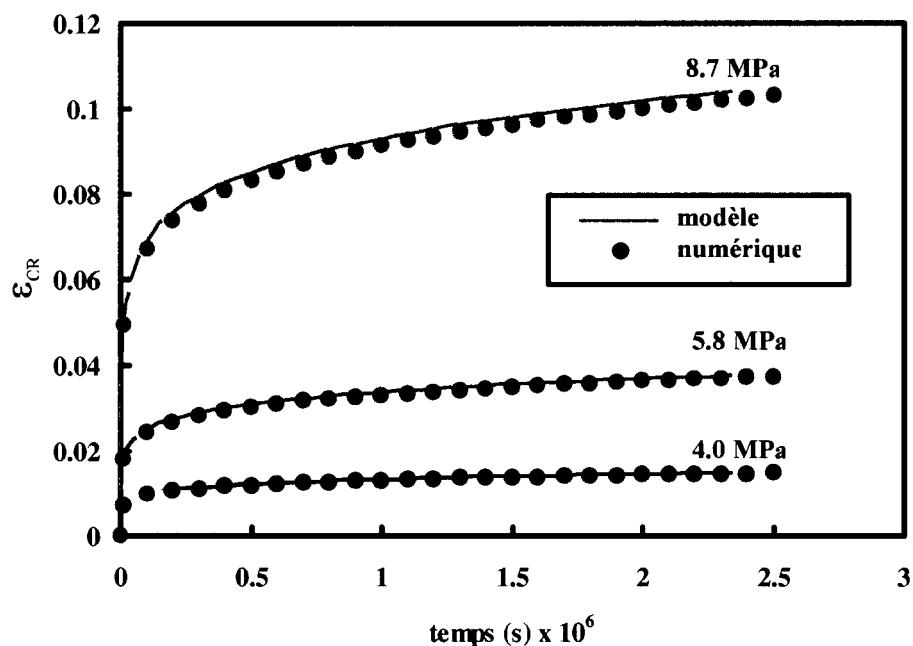


Figure 63 Comparaison du comportement modélisé et des résultats numériques

Le graphique de la figure 63 démontre que la loi de fluage modélisée est respectée. Une erreur de maximale de 4 % est présente pour chaque niveau de contrainte. La déformation de fluage est très sensible au "chemin parcouru". Les résultats pour la validation sont obtenus pour de grands écarts de temps. Donc, la différence entre les résultats s'explique par des accumulations d'erreurs engendrées par les grands intervalles de temps au début de la simulation, lorsque la déformation croît rapidement en fonction du temps.

## CHAPITRE 5

### ANALYSE PAR ÉLÉMENT FINIS DU STENT CARDIOVASCULAIRE

Le dernier chapitre de ce mémoire présente les résultats de l'étude par la méthode des éléments finis d'un stent cardiovasculaire en AMF à déploiement progressif. Un rappel du concept et de ses avantages est premièrement fait. Il y est surtout question de l'apport du projet face au problème majeur de cette technologie nouvelle; la resténose. Par la suite, une revue de la littérature montre l'avancement des travaux concernant l'analyse de prothèses endovasculaires par la méthode des éléments finis. Cette section donne un aperçu des travaux réalisés dans le domaine et de leurs principaux axes étudiés. En plus de souligner leurs limitations, un regard critique est posé sur ces recherches. Finalement, les quatre dernières sections traitent de l'analyse par éléments finis du stent. Les étapes de fabrication du stent et les données relatives au projet y sont d'abord expliquées afin de comprendre la procédure suivie pour la modélisation. Ensuite, les résultats propres à l'étude du stent sont illustrés explicitement.

#### 5.1 Rappel du concept et de ses avantages

L'arrivée du stent cardiovasculaire a révolutionné le domaine des chirurgies cardiaques. Tant par son faible coût (comparativement au pontage aorto-coronarien) que par la simplicité de l'opération, la pose de cette prothèse a rapidement pris une part de marché importante. Un patient ayant reçu l'installation d'un tel dispositif peut reprendre une vie normale quelques jours après l'infarctus, comme si cet évènement n'avait jamais eu lieu.

Comme la plupart des technologies prometteuses, le stent possède certaines lacunes. La principale d'entre elles est le phénomène de resténose qui survient dans environ un cas sur quatre quelques temps après l'intervention. La resténose est une re-fermeture de l'artère suite au traumatisme subit par le gonflement d'un ballonnet ou par la pose d'une

prothèse endovasculaire. Comme mentionné au premier chapitre, l'hyperplasie intime est la plus importante source engendrant la resténose lors de l'utilisation de stent.

L'hyperplasie est causée par la violence du contact entre la structure d'un stent conventionnel et les parois de l'artère. Lors de son installation, le treillis de la prothèse applique une grande pression sur les parois. Étant donné que l'artère est beaucoup moins rigide que le stent, la structure pénètre dans le tissu composant ses parois. L'artère tente alors de réagir à ce traumatisme par un phénomène cicatriciel similaire à celui d'une blessure à plaie ouverte. Il y a une prolifération cellulaire autour du site inflammatoire diminuant progressivement la lumière de l'artère.

L'innovation présente dans ce projet propose une nouvelle approche pour prévenir le problème de resténose à la source. En fait, l'idée est d'installer un système de rétention (anneaux en polymère) sur le stent afin de permettre un déploiement progressif, dans le temps, de ce dernier. Il y aurait donc un contact lent entre les deux éléments, offrant à l'artère de se dilater graduellement. Ainsi, le traumatisme ressenti par les parois serait grandement diminué et la prolifération cellulaire à la source de l'hyperplasie serait atténuée.

## 5.2 Revue bibliographique sur l'étude de stent par la MEF

Durant les dernières années, une quantité considérable de recherches vérifiant la qualité et la faisabilité de stent ont été menées. Malheureusement, il a peu de publication sur les travaux de simulation de stent par la méthode des éléments finis [41]. De ces travaux, une quantité encore plus minime ont été réalisés sur les stents auto-déployant en Nitinol.

Dans leur deux articles, Chua et al. [41] [42] analysent l'expansion d'un stent en acier inoxydable. Le premier article étudie la diminution de la longueur de la prothèse en fonction de l'expansion radiale ainsi que l'influence de la vitesse d'application de la charge sur la géométrie finale. La moitié de la prothèse est modélisée. Des éléments

brique à huit nœuds sont utilisés pour mailler le stent et un comportement élasto-plastique bilinéaire est assumé pour le matériau du stent. Le déploiement est réalisé par l'application d'une pression (charge surfacique) sur la surface intérieure du stent. Le second article présente l'interaction entre un stent et un ballon cathéter. Le ballon cathéter est maillé avec le même type d'éléments que le stent. Le polyuréthane utilisé pour le ballonnet est modélisé par un comportement hyperélastique. La pression est appliquée sur la surface intérieure du ballon. Des éléments contact sont utilisés pour régir l'interaction entre les deux corps.

Dumoulin et Cochelin [43] présentent un modèle pour l'évaluation et la caractérisation de certaines propriétés mécaniques des stents à ballonnet. Une emphase particulière est mise sur les mécanismes reliés à l'expansion de la structure, à la résistance mécanique et au flambage, à son comportement à long terme et à la sensibilité de la structure à des chargements non symétriques. Plusieurs modèles sont construits pour déterminer la forme du stent après déploiement et le champ de contraintes et de déformations dans les parois de la prothèse. Une loi de matériau élasto-plastique est utilisée pour l'acier inoxydable dont est fabriqué le stent. Certaines simulations utilisent un modèle trois dimensions et d'autres deux dimensions avec état plan de contraintes. Pour les simulations étudiant le déploiement du stent, le chargement est représenté par une charge surfacique à l'intérieur du stent. Lorsque l'étude le permet, seulement une partie du stent est modélisée.

Etave et al. [44] comparent les caractéristiques mécaniques de deux stents. Plusieurs propriétés telles la pression d'expansion, la résistance aux forces externes de compression, la surface de recouvrement et la flexibilité sont examinées. Les auteurs utilisent une courbe standard contrainte-déformation. Le déploiement du stent est réalisé par l'application d'un déplacement radial aux nœuds sur le rayon interne du stent. Selon les illustrations, des éléments surfaciques trois dimensions semblent avoir été utilisés pour représenter la géométrie.

Migliavacca et al. [45] étudient l'influence des paramètres géométriques d'un stent en forme de diamant (diamond-shaped stent) sur les performances mécaniques de l'appareil. Une seconde partie de l'article compare la réponse de différents modèles actuels de stent à une pression interne. Le matériau utilisé pour le stent (acier inoxydable) est représenté par un comportement élasto-plastique isotropique avec le critère de Von Mises. Les conditions de symétrie permettent la modélisation d'un douzième du stent et ce dernier est maillé avec des éléments brique à huit nœuds. Une sensibilité au raffinement du maillage est réalisée pour contrôler l'influence des éléments sur les résultats. Le déploiement est réalisé par l'application d'une pression interne uniforme.

Petrini et al. [46] ont recourt à la MEF pour investiguer une nouvelle génération de stents en terme de flexibilité. Lors de l'intervention, le stent parcourt un chemin sinueux avant d'atteindre le site de blocage. Il doit alors plier pour s'accommoder aux courbures et aux angles des artères. L'article présente la comparaison de deux stents (en acier inoxydable) en flexion. Les auteurs reprennent la même loi que Migliavacca [45] pour la modélisation du matériau. Compte tenu de la géométrie des stents étudiés, des tétraèdres à dix nœuds sont utilisés pour le maillage. Leurs travaux négligent malheureusement la présence du ballon cathéter lors des simulations.

Tan et al. [47] présentent une étude comparative de deux stents. Leur recherche vérifie l'influence du diamètre du fil des stents et son contact avec une charge excentrique sur les performances mécaniques des stents analysés. Ils soutiennent que de la majorité des facteurs influençant les résultats à long terme, ceux de la resténose et de l'élargissement de l'artère sont activement étudiés tandis que les caractéristiques mécaniques de dispositifs influençant les résultats techniques de la pose de stent restent sous examinés. Malgré cette affirmation, Tan et al. se contentent de représenter la plaque par un corps

rigide non déformable. Le stent est modélisé avec des éléments poutres trois dimensions à trois nœuds. Un comportement élasto-plastique est utilisé pour le matériau.

Dans leur article, Rogers et al. [48] posent l'hypothèse qu'un comportement mal décrit de l'interaction ballon-artère durant la pose du stent est une cause de blessures vasculaires (resténose). Leur recherche étudie donc la contrainte et la surface de contact en fonction de la géométrie du stent, du ballon et de la pression de d'inflation. Un modèle deux dimensions est réalisé afin de vérifier l'incidence de l'espacement entre les membrures du stent, le matériau utilisé pour le ballon, la pression d'inflation, la surface de contact entre le stent et l'artère et sur la contrainte appliquée.

Whitcher et al. [49] [50] présentent deux articles sur la modélisation par la MEF de stents en Nitinol. Les deux articles présentent exactement la même chose. Leur but est de fournir aux concepteurs une estimation in-vivo du comportement de la structure du stent et de son comportement à long terme. Les simulations utilisent un comportement élasto-plastique avec le critère de Von Mises pour représenter la superélasticité du Nitinol. Or, une telle loi de matériau ne représente aucunement ce comportement. Whitcher défend l'utilisation de cette loi en soulignant que cette formulation ne fournit pas un modèle complet pour le Nitinol mais s'est vu fournir des résultats représentatifs pour des cas reproductibles en laboratoire avec des conditions isothermes et sans déchargement. Il rejette le modèle hyperélastique de Pelton et al. [51] (modèle se rapprochant beaucoup plus du comportement du Nitinol que celui d'un comportement élasto-plastique) en raison de difficultés à obtenir une correspondance adéquate avec les données superélastiques de contrainte et de déformation. En résumé, il utilise donc un modèle élasto-plastique dans des simulations de fatigue (nécessitant obligatoirement un déchargement) en se basant sur le fait que ce modèle donne des résultats comparatifs pour des cas de validation sans déchargement.

Perry et Chang [52] proposent l'étude d'un stent superélastique en Nitinol en utilisant une loi de matériau hyperélastique. La simulation utilise des éléments trois dimensions à huit nœuds pour mailler la géométrie. Les auteurs utilisent des forces sur quatre nœuds pour comprimer le stent au diamètre du cathéter. La force est ensuite relâchée progressivement. Des éléments contact permettent de faire interagir le stent avec l'artère et la plaque (modélisées ici comme des corps rigides). Différentes configurations de plaques sont simulées pour examiner le comportement du stent sous des charges non-uniformes.

Trochu et Terriault [53] présentent une des premières simulations de stent en AMF utilisant une loi de matériau représentant fidèlement la superélasticité. Cette loi de matériau est un modèle phénoménologique et a du être entièrement programmée. Un modèle deux dimensions est réalisé avec des éléments poutre à deux nœuds et trois degrés de liberté par noeud. Des conditions de symétrie permettent la modélisation d'une petite partie du stent seulement. Malgré de bons résultats, de tels modèles sont extrêmement complexes en terme de programmation et demandent plusieurs validations.

Cette section résume les grandes lignes des travaux réalisés sur la modélisation de stents par la méthode des éléments finis. Plusieurs recherches étudient, par la MEF, les stents sous diverses propriétés géométriques et sous différentes conditions d'utilisation. Leurs comportements en terme de résistance mécanique, au flambage, à la fatigue et à la flexion sont de mieux en mieux connus. De plus, ce type de documentation sur les stents en acier inoxydable est de plus en plus abondant comparativement à celles sur les stents en Nitinol. Cela va de soi car la technologie du stent étant relativement nouvelle, l'utilisation du Nitinol pour cette application l'est davantage.

Malgré le besoin urgent d'analyser les véritables lacunes de ces prothèses, très peu de chercheurs se penchent sur le développement de solutions pour enrayer le problème de

resténose. De nouveaux stents doivent être développés en considérant les traumatismes subis par l'artère afin de trouver une issue à l'hyperplasie intime.

### 5.3 Étape de fabrication du stent

Actuellement, il existe deux méthodes pour la fabrication des stents en Nitinol [54]. La méthodologie pour ces deux cas est sensiblement la même. À partir d'un tube, des découpes au laser sont effectuées. Au besoin, la pièce taillée est formée selon la géométrie désirée. Finalement, le stent subit un traitement thermique afin d'enlever les contraintes résiduelles et lui donner ses propriétés superélastiques.

La première méthode utilise un petit tube dont le diamètre correspond à celui de la géométrie du stent non déployé. Le design voulu est découpé au laser. Par la suite, la pièce est dilatée pour obtenir la géométrie finale du stent. Cet agrandissement du diamètre est obtenu par l'insertion d'un pointeau. Finalement, la pièce reçoit un traitement thermique pour annuler les contraintes résiduelles de la mise en forme et lui donner sa superélasticité. La figure 64 illustre cette procédure, considérée comme la méthode traditionnelle.

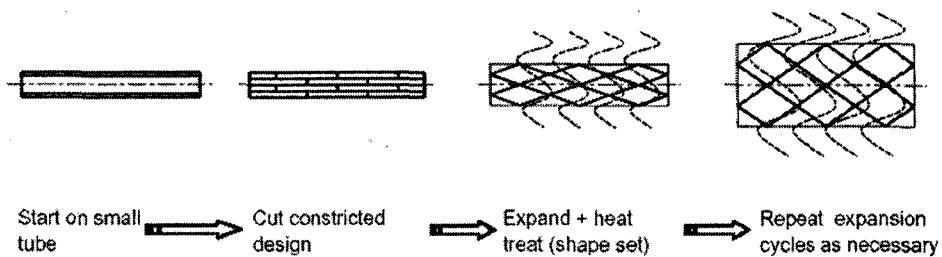


Figure 64 Mise en forme d'un stent à partir d'un petit tube

[54]

La deuxième méthode a recours à un tube dont le diamètre correspond à celui du stent une fois déployé sans restriction. La forme finale du stent est découpée dans ce cylindre. Par la suite, le stent subit un traitement thermique pour les propriétés superélastiques. La figure suivante montre cette approche.

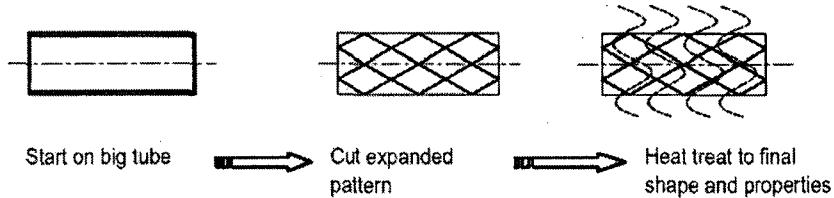


Figure 65 Mise en forme d'un stent à partir d'un grand tube

[54]

Les deux méthodes possèdent leurs avantages et leurs inconvénients. Avec l'utilisation de petits tubes, il est possible que la mise en forme se fasse en plusieurs étapes. En effet, il se peut que le déploiement à une géométrie finale par l'insertion d'un pointeau nécessite une série d'expansions avec des pointeaux de diamètres croissants. Après chaque insertion de pointeau, un traitement thermique est effectué. Cette succession de traitements thermiques peut affecter la température  $A_f$ . En démarrant avec un tube de grand diamètre, un seul traitement thermique est nécessaire. De plus, Poncin et al. [54] soutiennent que la force exercée par un stent provenant d'un petit tube est inférieure d'environ 25% (selon la composition du matériau et la géométrie du stent) à celui provenant d'un grand tube.

L'avantage principal de stents provenant de petits tubes réside au niveau du découpage au laser. En effet, le chemin parcouru par le laser est plus court et la précision est meilleure. Cependant, les désavantages à ce niveau sont la lenteur de la découpe, l'absorption irrégulière de la chaleur durant le procédé et une augmentation des bavures et des concentrations de contraintes. L'utilisation de grands tubes donne des stents avec des courbures douces et des rayons plus grands limitant les concentrations de contraintes, minimisant le transfert de chaleur et produisant moins de bavures. Même si la vitesse de découpe peut être plus élevée avec de grands tubes, la précision demeure plus difficile à obtenir.

Au niveau du coût des matières premières pour une épaisseur constante, le prix augmente avec le diamètre. Pour la découpe au laser, les coûts demeurent sensiblement les mêmes.

Durant ce projet, la première méthode est utilisée pour obtenir la géométrie du stent. Une première simulation permet donc d'obtenir la forme finale du stent après le traitement thermique et une autre, étudie le comportement du stent et des anneaux durant la chirurgie.

#### 5.4     **Données relatives au projet**

Le présent cas propose donc l'étude d'un stent cardiovasculaire en Nitinol à déploiement progressif. Il est important de rappeler que ce mémoire a pour but d'examiner la viabilité du concept et non d'optimiser un produit. Les données géométriques utilisées pour le stent et les anneaux sont arbitraires mais tout de mêmes réalistes.

La plupart des interventions chirurgicales nécessitant la pose d'un stent sont effectuées sur des artères dont le diamètre normal est d'environ 3 mm. Compte tenu de ce fait, il est choisi d'étudier un stent conçu pour ce diamètre. Le modèle ayant servi de base pour la conception du stent est le SciMED RADIUS [55] (voir figure 66).



Figure 66    Stent RADIUS de SciMED.

[55]

Selon le mode d'emploi de ce type de prothèses [56], un stent dont le diamètre nominal est de 3 mm doit être utilisé pour un vaisseau entre 2.75 et 3.25 mm de diamètre. Le diamètre maximal de ce stent déployé est de 3.75 mm. Chaque section du tube est composée de 18 branches. Le terme *branche* est utilisé ici pour désigner une tige du treillis. L'épaisseur du stent est de 0.11 mm. Ce stent a un diamètre de 1.55 mm dans sa position contractée.

Le design du stent étudié dans ce mémoire a un diamètre extérieur initial (avant la mise en forme) de 1.2 mm et son épaisseur est de 0.1 mm. Chaque section est composée de 18 branches. La figure suivante illustre les dimensions principales sur une branche.

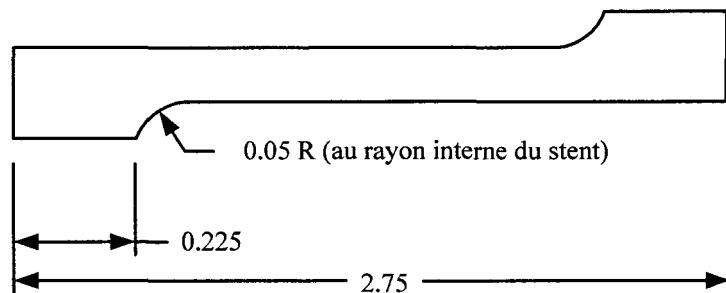


Figure 67 Dimensions (en mm) d'une branche du stent modélisé

Le diamètre final du stent après la mise en forme est de 4 mm. Un diamètre final plus gros que celui du RADIUS est choisi car la structure du stent doit exercer une force supplémentaire pour déployer les anneaux.

## 5.5 Modélisation de la mise en forme du stent

Cette section présente la procédure et les résultats de l'analyse numérique pour la mise en forme du stent. Cette étape est nécessaire afin d'obtenir la géométrie finale de la prothèse à partir d'un petit tube. L'étude par la MEF simule donc la déformation de la géométrie initiale du stent (après la découpe au laser) par l'insertion d'un pointeau. Une

analyse de la forme finale et du champ de contraintes introduit durant la mise en forme est réalisée. Le programme utilisée pour cette simulation est présenté à l'annexe 4.

### **5.5.1      Procédure de modélisation pour la mise en forme du stent**

Les étapes suivies lors de la simulation de la mise en forme du stent sont exposées dans cette partie du rapport. Elles expliquent les techniques et les considérations utilisées pour créer et simuler la pièce.

Comme mentionné à la section 5.3 , la forme contractée du stent est découpée dans un petit cylindre. Avant d'expliquer les étapes de création de la pièce modélisée, il est bon de mentionner certaines hypothèses prises en compte lors de la découpe au laser de la pièce.

Premièrement, il est considéré que le diamètre du faisceau du laser qui effectue les incisions reste constant sur toute sa longueur lors du découpage du stent dans le tube. Donc, le faisceau a une forme cylindrique et non conique. Deuxièmement, le faisceau est appliqué dans la direction radiale du tube et perpendiculairement à la surface externe de ce dernier. Finalement, le faisceau ne traverse pas le tube au complet, il s'arrête au rayon intérieur. La figure 68 montre un exemple de l'orientation du laser lors d'une découpe.

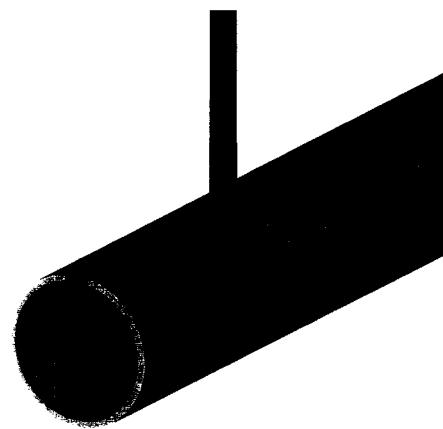


Figure 68 Orientation du faisceau du laser lors des découpes

Compte tenu de la géométrie du stent étudié, il est possible d'analyser seulement une très petite portion de la pièce et d'obtenir les résultats pour l'ensemble de la pièce. En effet, en regardant la pièce, il est facilement observable que cette dernière possède des conditions de symétrie qui permettent de diminuer la complexité du modèle et par le fait même le temps de simulation. La Figure 69 présente la section du stent modélisée.

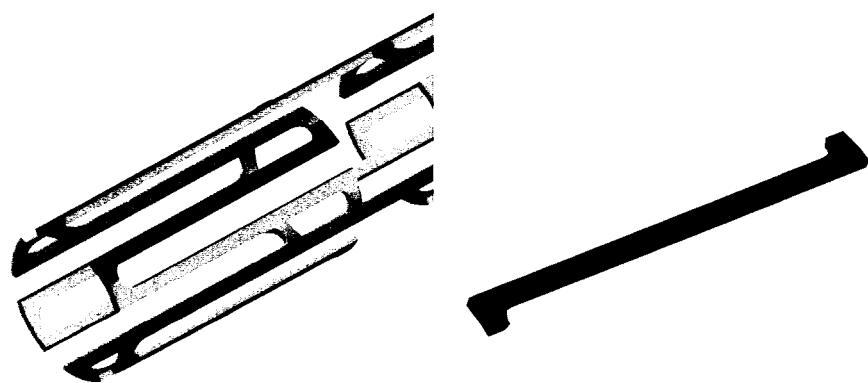


Figure 69 Branche modélisée du stent

Les conditions frontières définies sur le domaine d'étude sont illustrées à la figure 70. Des conditions de symétrie sont imposées sur les nœuds inclus dans le plan A et B. Ces nœuds sont libres de se déplacer seulement dans leur plan respectif. Le déplacement d'un nœud au centre de la géométrie est bloqué dans la direction "Z" pour empêcher la pièce de se déplacer durant l'insertion du pointeau.

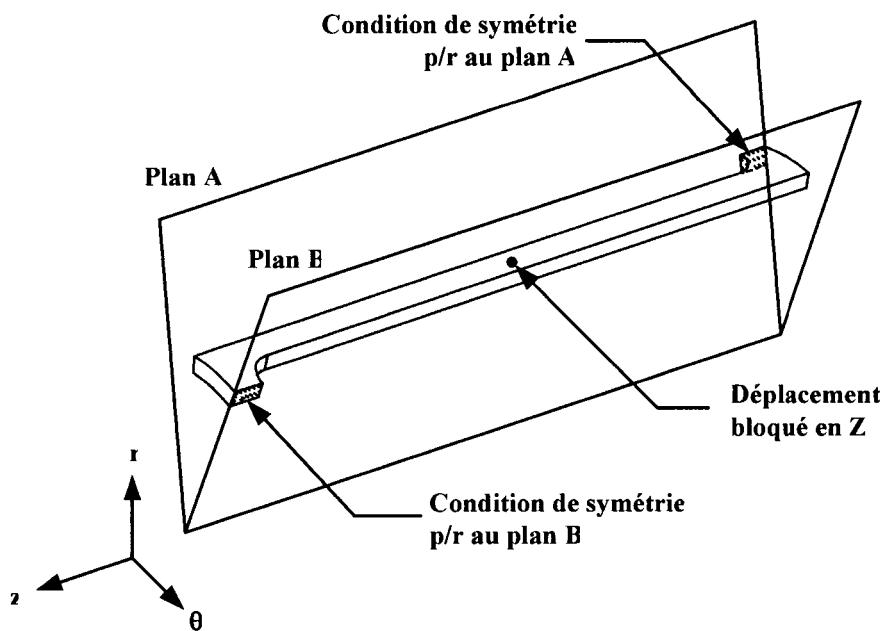


Figure 70 Conditions frontières appliquées sur le stent lors de la mise en forme

Contrairement à la plupart des études précédentes sur les stents par la MEF, le stent est maillé avec des éléments "brique à 20 nœuds" au lieu des éléments "brique à 8 nœuds". Selon la littérature [30] [57] [58] sur la MEF, il est préférable d'utiliser des éléments quadratiques lorsque les simulations font face à des cas de grands déplacements et de grandes déformations comme dans l'étude du stent. La figure 71 présente le maillage du stent. Ce stent comporte 335 éléments "brique à 20 nœuds", pour un grand total de 2 220 nœuds.

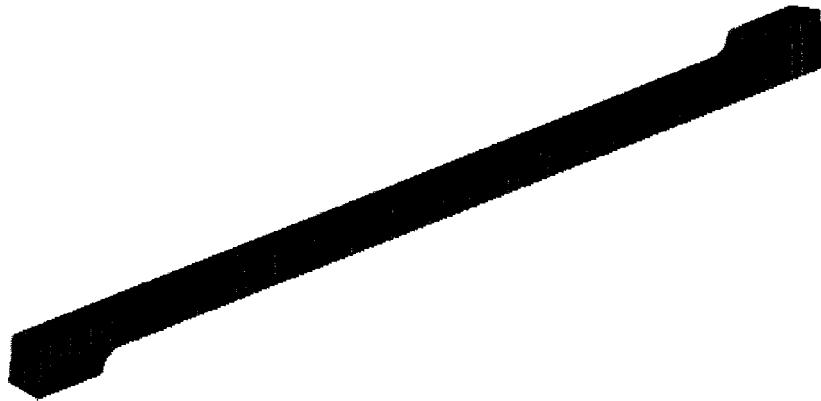


Figure 71 Maillage du stent

Le pointeau servant à la déformation du stent est modélisé par un corps rigide non déformable. Des éléments contacts sont utilisés sur le rayon interne du stent afin d'établir l'interaction des deux corps. Afin de simplifier l'analyse, le problème est étudié en négligeant la présence de la friction. La figure 72 illustre une partie du pointeau (éléments en gris) et les éléments contact sur le rayon interne du stent (éléments en rouge). Le chargement imposé dans cette simulation est un déplacement appliqué au nœud maître (pilot) du pointeau. Cette charge est posée incrémentalement afin d'assurer une meilleure convergence.

Lors de la mise en forme du stent, le Nitinol composant le stent n'a pas encore reçu de traitement thermique. Afin d'obtenir les dimensions voulues du tube découpé, il faut l'étirer à froid (as drawn). Il se comporte à ce moment là comme un matériau usuel pouvant être modélisé par un comportement élasto-plastique. La figure 73 montre la courbe contrainte – déformation réelle avant le traitement thermique pour le Nitinol utilisé précédemment dans ce projet. Il s'agit d'une courbe multilinéaire isotropique (MISO).

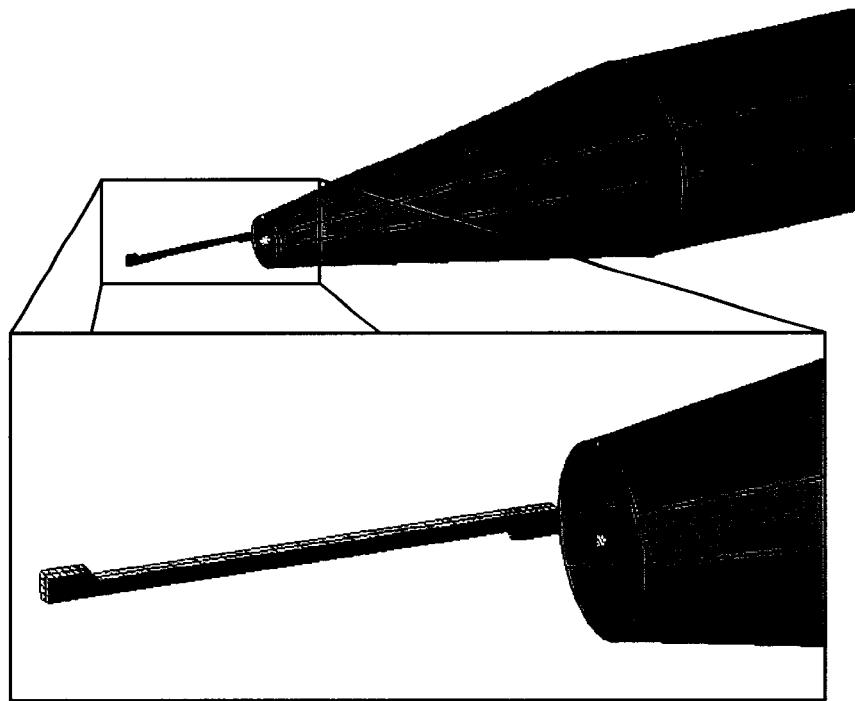


Figure 72 Éléments contact sur le rayon interne du stent et sur le pointeau

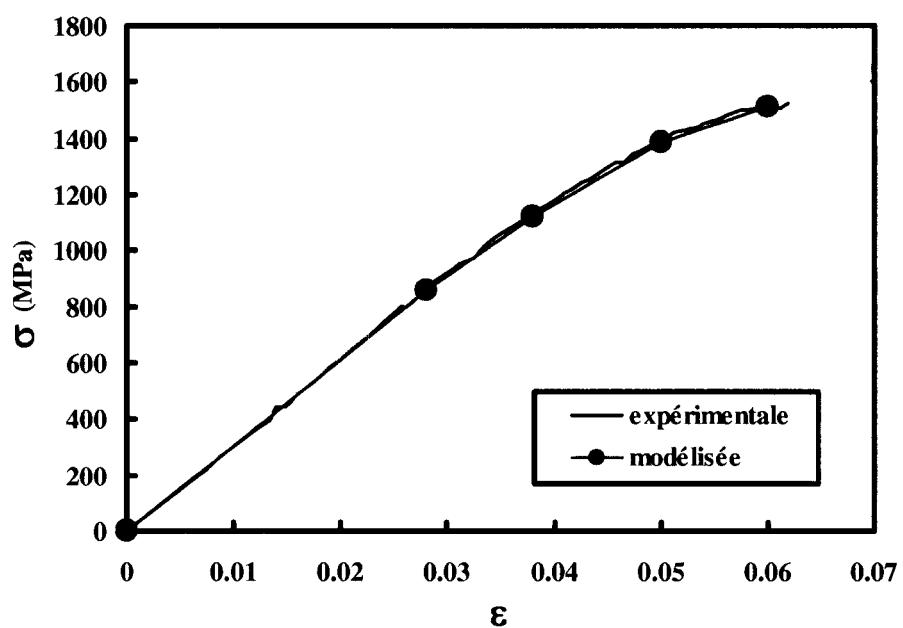


Figure 73 Courbe contrainte – déformation du Nitinol écroui à froid (as drawn)

### 5.5.2 Résultats de la modélisation pour la mise en forme du stent

Le but premier de cette simulation est d'obtenir la géométrie du stent après la mise en forme. Une fois déformée, la géométrie finale est exportée (nœuds et connectivité) pour être utilisée ultérieurement dans la simulation sur le déploiement du stent lors de la chirurgie. Comme mentionné précédemment, la charge est appliquée sur le pointeau tandis que le stent demeure fixe. En effet, un déplacement est imposé progressivement sur le nœud maître des éléments rigides composant le pointeau. La figure 74 montre l'évolution de la forme du stent en fonction du déplacement du pointeau tandis que la figure 75 compare la géométrie initiale et finale.

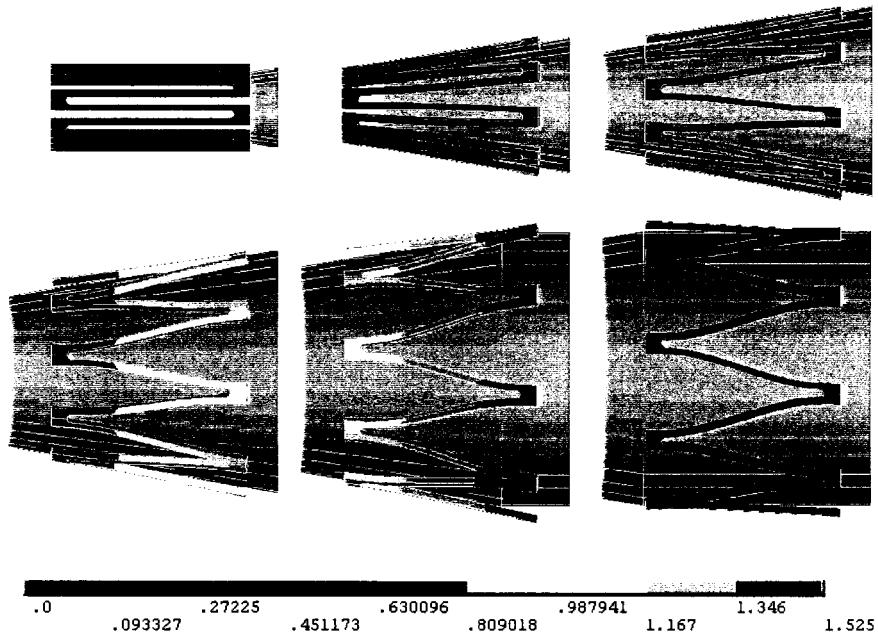


Figure 74 Déplacement radial du stent (mm)

Lors de simulations de cas complexes (autant par la géométrie que par la non linéarité du problème), il existe souvent une façon de valider grossièrement les résultats. Une telle comparaison entre les résultats numériques et des résultats de validation approximatifs permet de déceler la présence d'erreurs majeures de modélisation.

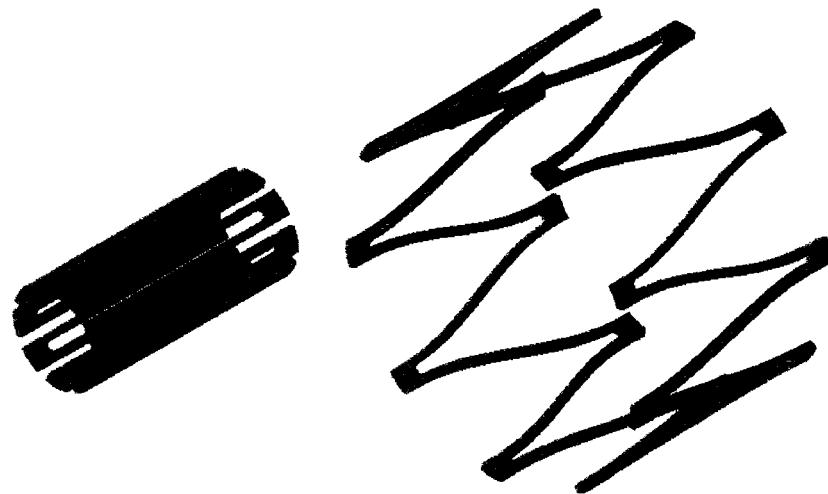


Figure 75 Comparaison de la géométrie initiale et finale du stent

Pour l'étude de la mise en forme, il est possible de représenter la branche du stent par une poutre encastrée en flexion. Pour simplifier le modèle, le déplacement tangentiel que subit la branche peut être approximé par un déplacement dans un plan droit. Plus le rayon est grand, plus cette hypothèse se rapproche de la réalité. La figure 76 illustre cette représentation.

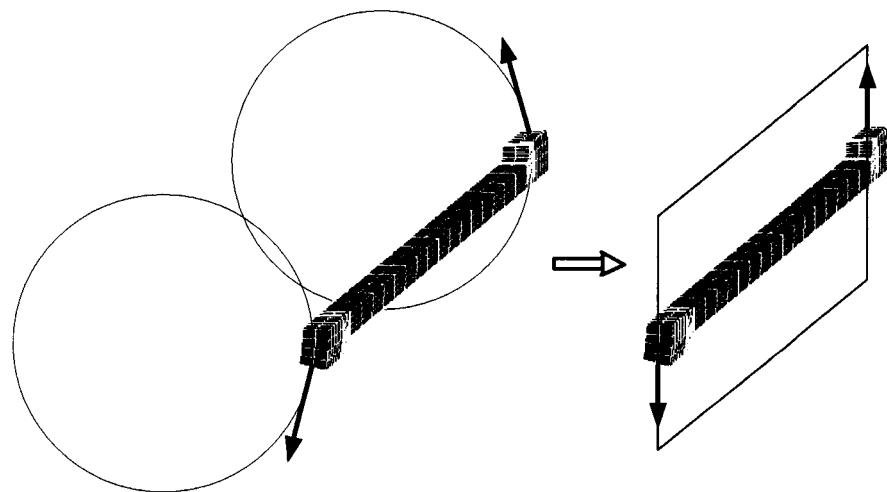


Figure 76 Approximation du déplacement tangentiel de la branche du stent par un déplacement dans un plan droit

La figure 77 montre le cas réel ainsi que le cas de validation. Il est facilement observable que la branche du stent peut être relativement bien représentée par une poutre encastrée en flexion dont l'extrémité libre est soumise à une force et à un moment. Cette validation étudie seulement la longueur  $L$  où la section transversale est constante.

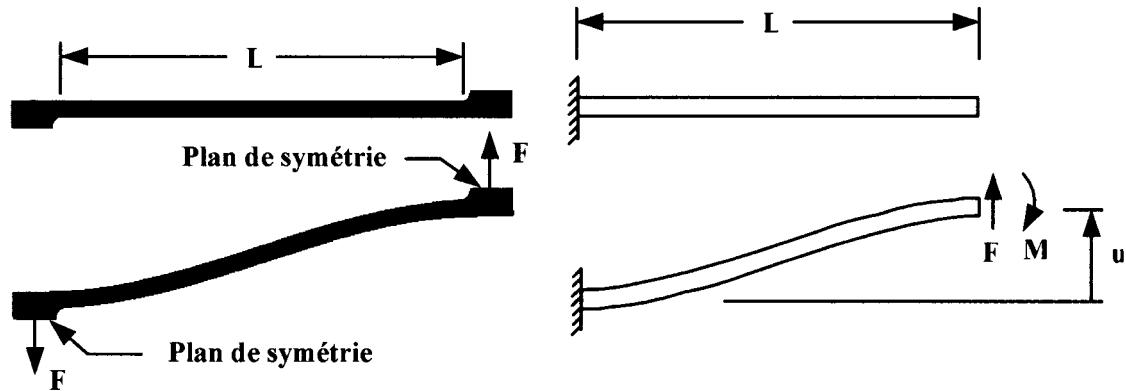


Figure 77 Comparaison du chargement du stent et de la poutre

La méthode de double intégration pour la déflexion des poutres droites est utilisée pour la validation même si la condition des petits déplacements n'est pas respectée. À l'extrémité libre, une force et un moment sont appliqués afin de déplacer celle-ci d'une distance "u" et d'empêcher la rotation ( $\theta = 0$ ). Le détail des calculs est présenté à l'annexe 6. Les résultats démontrent que la force  $F$  et le moment  $M$  nécessaire pour rencontrer les conditions frontières sont donnés par les équations suivantes :

$$F = \frac{12 EI u}{L^3} \quad (5.1)$$

$$M = \frac{6 EI u}{L^2} \quad (5.2)$$

où  $E$ ,  $I$  et  $L$  sont respectivement le module d'élasticité, le moment d'inertie et la longueur de la poutre. La distance "u" est en fait la différence entre la circonference finale et initiale du stent divisé par le nombre de branches :

$$u = \frac{2\pi(r_f - r_i)}{n} \quad (5.3)$$

où  $r_f$ ,  $r_i$  et  $n$  sont le rayon final, le rayon initial et le nombre de branches. Le tableau III présente les données utilisées pour le calcul de  $F$  et  $M$ , dont les résultats respectifs sont 0.08038 N et 0.08842 Nmm. La section transversale du stent est supposée rectangulaire.

Tableau III

Données relatives au calcul de  $F$  et  $M$

Donnée	Valeur
Rayon moyen initial	0.55 mm
Rayon moyen final	2.00 mm
Section moyenne de la branche ( $b \times h$ )	0.100 x 0.082 mm
Nombre de branches	18
Moment d'inertie	$4.6 \times 10^{-6} \text{ mm}^4$
Longueur	2.2 mm
Module d'élasticité	30 643 MPa

Connaissant la valeur des charges appliquées sur la poutre, il est maintenant possible de déterminer la variation du moment de flexion en fonction de la position le long de l'axe. Cela nous permettra finalement de calculer la contrainte à la fibre extrême engendrée par cet effort. L'équation 5.4 décrit l'évolution du moment de flexion en fonction de la

position longitudinale dans la poutre (x) tandis que l'équation 5.5 permet de déterminer la contrainte  $\sigma$  due à la flexion.

$$M(x) = -M + Fx \quad (5.4)$$

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (5.5)$$

où  $c$  est la distance entre la fibre neutre et la fibre extrême. Comme le montre la figure 78, la grande majorité de la pièce demeure dans le domaine élastique du matériau (zone où la contrainte est inférieure à 860 MPa). Cette condition est importante car le modèle utilisé pour la comparaison est valide seulement pour le domaine élastique.

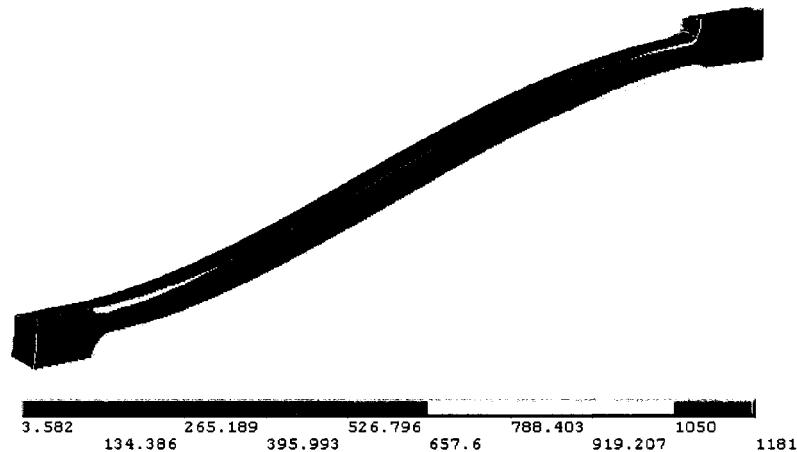


Figure 78 Contrainte équivalente de Von Mises dans le stent

Le graphique de la figure 79 compare la contrainte en flexion de la poutre et du stent. Une erreur d'environ 15 % est présente entre les deux résultats. Compte tenu des hypothèses et simplifications lors de la validation, les résultats semblent cohérents. L'augmentation subite de la contrainte au voisinage de 2.2 mm est causée par une concentration de contrainte due à la présence de l'arrondi.

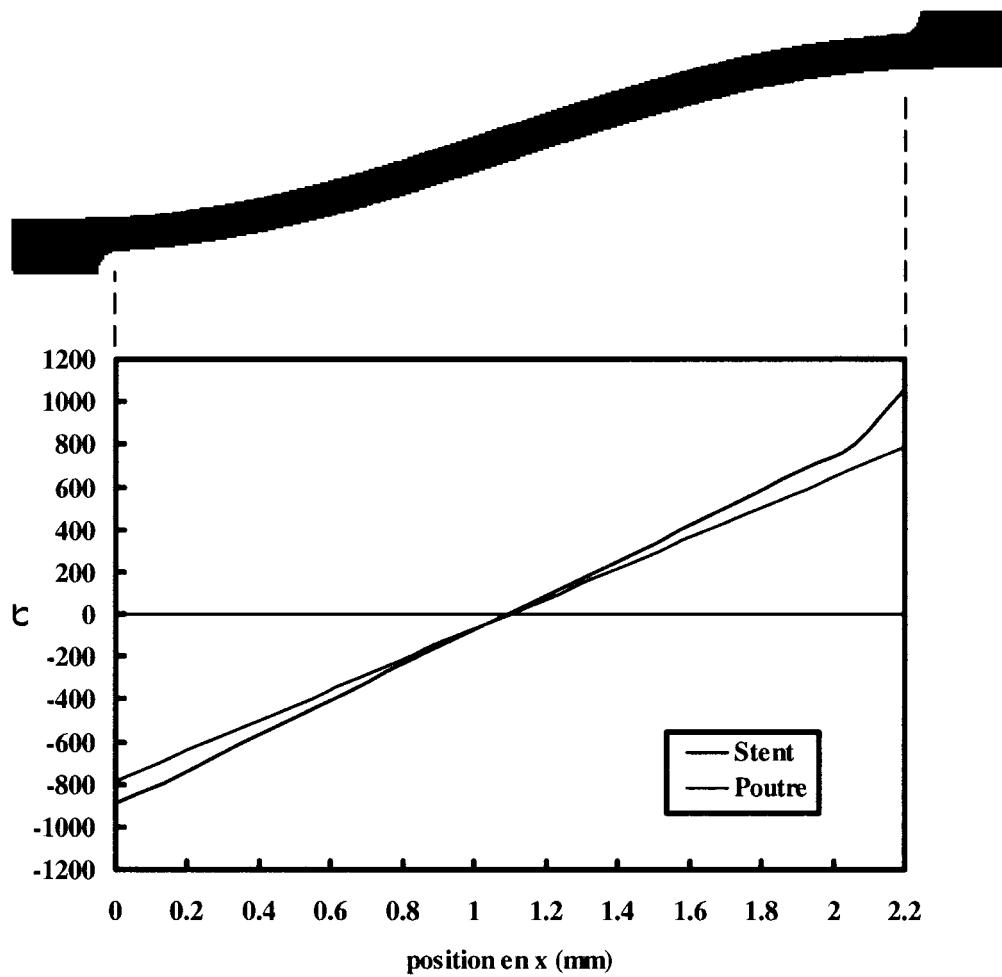


Figure 79 Comparaison de la contrainte en flexion de la poutre et du stent

## 5.6 Modélisation du déploiement du stent lors de la chirurgie et durant les premières semaines

Il est ici question de l'analyse par éléments finis du déploiement du stent lors de la chirurgie et pendant les premières semaines après son installation. La première sous-section présente la procédure de modélisation tandis que la seconde présente les résultats et les principales conclusions du projet. Le programme complet pour cette simulation se retrouve à l'annexe 5.

### 5.6.1 Procédure de modélisation pour le déploiement du stent

La procédure générale pour simuler le déploiement du stent lors de la chirurgie et pendant les premières semaines suivant l'opération demande beaucoup de minutie. Plusieurs facteurs tels le comportement des matériaux utilisés, les grands déplacements, les grandes déformations, la présence de contact entre les pièces, les changements de température et le phénomène de fluage rendent l'analyse très complexe. Donc, plusieurs erreurs de modélisations peuvent facilement s'introduire sans être remarquées. Le suivi d'une méthodologie rigoureuse comme celle présentée dans ce projet permet d'avoir un bon niveau de confiance envers les résultats obtenus.

Avant de réaliser la simulation étudiant l'expansion du stent, il faut obtenir la géométrie de la prothèse après la mise en forme et le traitement thermique. Les simulations de la section précédente permettent d'obtenir la forme finale du stent après l'insertion d'un pointeau. Une fois l'analyse terminée, la géométrie après déformation est conservée en exportant la nouvelle position des nœuds et leur connectivité. Cette géométrie correspond alors à la forme du stent après le traitement thermique et le retrait du pointeau. À ce moment, le stent possède ses propriétés superélastiques.

La première étape de cette simulation consiste à construire le modèle en trois dimensions (stent, anneaux et ballon gonflable). Les nœuds correspondant à la forme du stent après le traitement thermique sont importés dans le logiciel avec la connectivité des éléments. La géométrie des anneaux est ensuite dessinée dans un modeleur trois dimensions et importée dans ANSYS. La géométrie du ballon quant à elle est directement dessinée dans le logiciel de simulations. La figure 80 montre une représentation d'un système stent, anneaux et ballon cathéter.

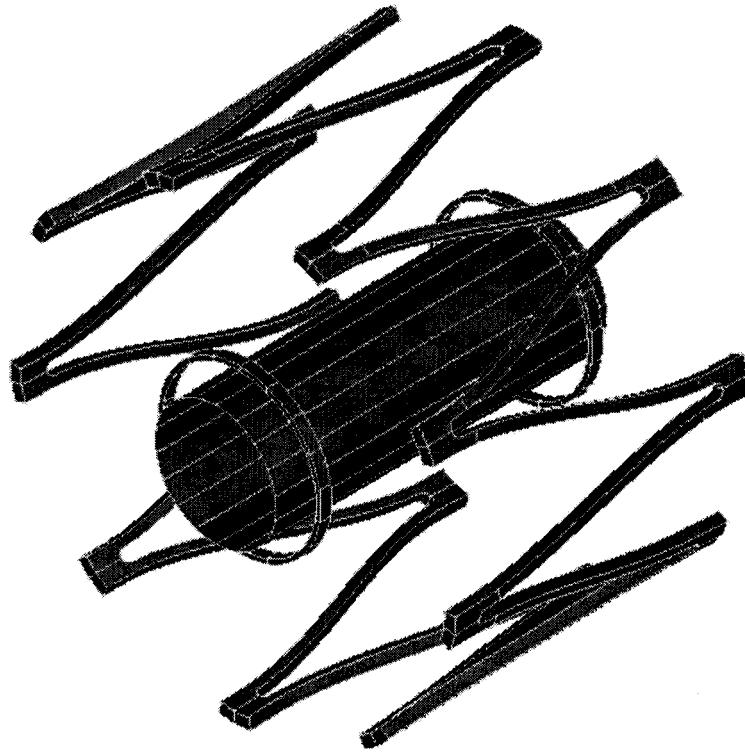


Figure 80 Représentation d'un système stent, anneaux et ballon cathéter

Par la suite, le maillage du modèle est réalisé et les différentes pièces se voient assigner leurs propriétés des matériaux. Le stent étant déjà maillé, il ne reste plus qu'à effectuer ceux des anneaux et du ballon. Le comportement superélastique du Nitinol composant le stent est représenté par une loi non-linéaire élastique. Les courbes contrainte-déformation utilisées sont présentées à la figure 41 et la figure 42 du chapitre 4. Il est important de rappeler que l'utilisation d'une telle loi néglige la présence de l'hystérésis. En utilisant une courbe moyenne entre le chargement et le déchargement, il y a sous-estimation de la contrainte au chargement et sous-estimation de cette dernière au déchargement. Pour modéliser le comportement mécanique du polyéthylène des anneaux, une loi multi-linéaire élasto-plastique est utilisée. Des éléments brique à 20 noeuds sont utilisés pour mailler les anneaux. Le type d'éléments utilisés supporte les grandes déformations et le fluage. Comme expliqué à la section 4.4, les polymères semi-cristallins peuvent être représentés par un comportement élasto-plastique jusqu'à un

certain niveau de déformation. Au-delà de cette limite, le matériau devient de plus en plus anisotrope et l'utilisation d'un tel comportement introduit des erreurs non négligeables. Les courbes illustrées à la figure 56 du chapitre 4 sont employées pour représenter le comportement mécanique du polyéthylène. Quant au comportement de fluage de ce matériau, il est modélisé par une loi de durcissement temporel modifiée (modified time hardening). Voir figure 62 du chapitre 4 pour les courbes de fluage. Dans cette étude, le ballon est représenté par un corps rigide non déformable. Il est maillé avec des éléments surfaciques rectangulaires à 8 nœuds.

Afin de réduire la taille du modèle et le temps de simulation, des conditions de symétrie permettent de modéliser une partie seulement du système de pièces étudiées. Une représentation de cet assemblage est illustrée à la figure 80 où le stent est bleu, les anneaux rouges et le ballon cathéter vert.

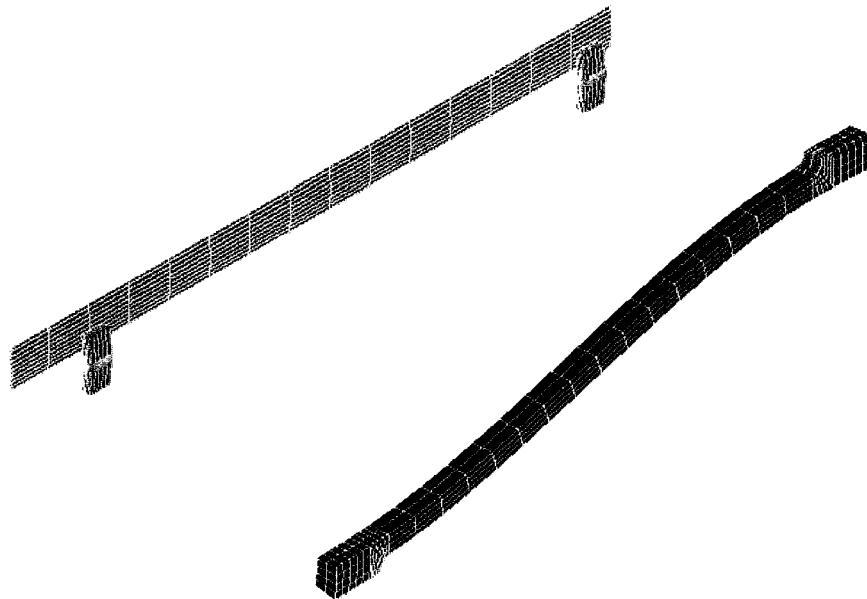


Figure 81 Section modélisée représentative d'un ensemble stent-anneaux-ballon

Comme dans la simulation de la mise en forme du stent, le déplacement en Z d'un nœud de ce dernier est bloqué. Le déplacement en Z des anneaux est régi par un couplage de

nœuds entre le stent et les anneaux. En effet, une fois les deux pièces en contact l'une contre l'autre, elle auront le même déplacement longitudinal. Le déplacement des deux nœuds aux extrémités du stent définit le déplacement en Z des anneaux. La figure 82 illustre ce couplage.

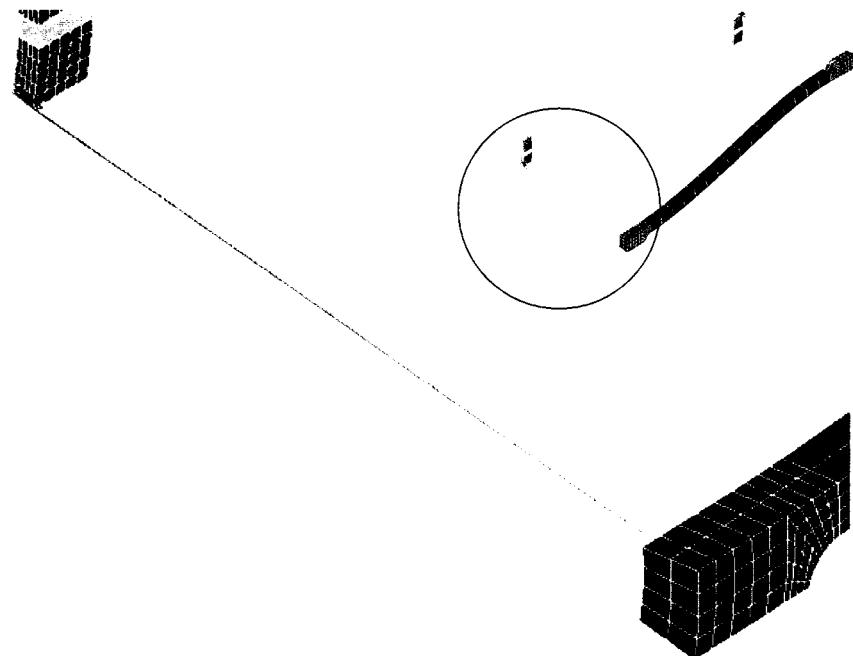


Figure 82 Couplage du déplacement longitudinal entre le stent et les anneaux

L'interaction entre les différentes pièces de la simulation est régie par des éléments contacts. Dans ce modèle, il existe trois principales paires de contact. La première est entre le ballon cathéter et le rayon interne du stent, tandis que les deux autres, entre le rayon interne des anneaux et ces extrémités au rayon externe du stent. La figure 83 montre, sur un modèle pour fin d'illustration, les différentes paires d'éléments contact.

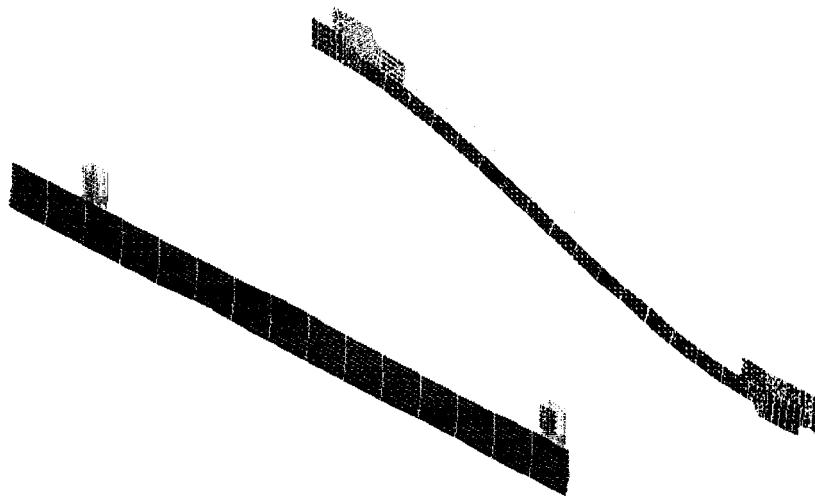


Figure 83 Paires d'éléments contact sur un ensemble stent-anneaux-ballon

Le modèle est maintenant complet. Il ne reste plus qu'à imposer le chargement et résoudre la simulation. Le premier chargement consiste à appliquer une force radiale sur les deux extrémités du stent afin de le contracter à un diamètre légèrement inférieur à celui des anneaux. Durant toutes les simulations, la surface extérieure du stent est contractée jusqu'à un diamètre nominal de 1,3 mm et les diamètres internes des anneaux sont de 1,4 mm. La charge est répartie sur un certain nombre de nœuds afin de ne pas engendrer de contraintes élevées en un point. La figure 84 montre l'application de la force sur une extrémité de la prothèse et la figure 85, la position du stent une fois la force appliquée.

La force est ensuite progressivement enlevée afin de mettre en contact le stent et les anneaux. Le stent applique une pression sur les anneaux et le système se déploie quelque peu. La température est ensuite élevée à 37 °C pour simuler l'insertion du stent et des anneaux dans le corps humain. Par la suite, un déplacement radial est appliqué aux nœuds du ballon afin de modéliser son expansion. Le ballon entre en contact avec le stent et le système est déployé jusqu'au diamètre voulu. Un fois le diamètre atteint, le déplacement radial sur le ballon est retiré. Finalement, la dernière partie du chargement

étudie le fluage des anneaux dans le temps et le déploiement du système que ce phénomène engendre. La figure 86 synthétise ces étapes.

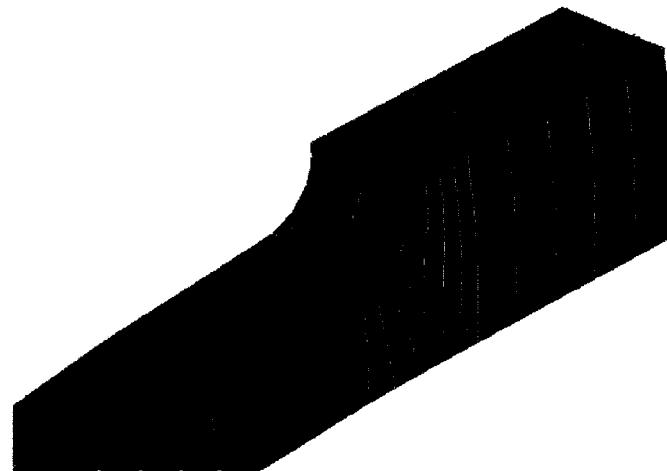


Figure 84 Application de la force pour contracter le stent

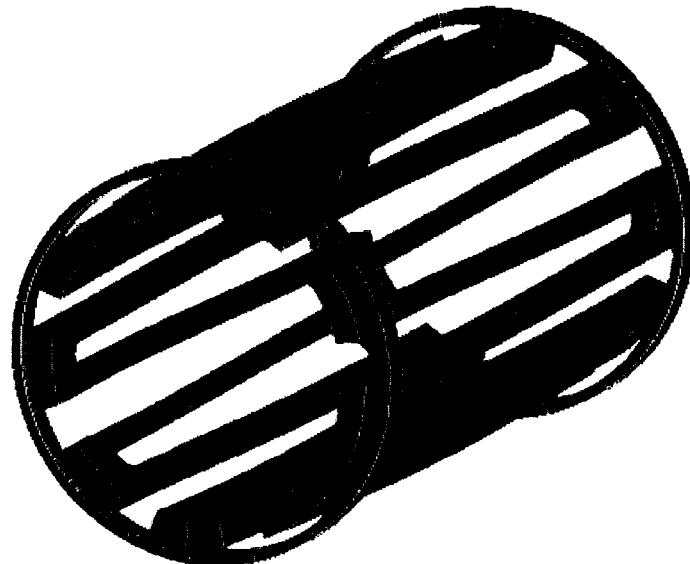


Figure 85 Position du stent après application de la force

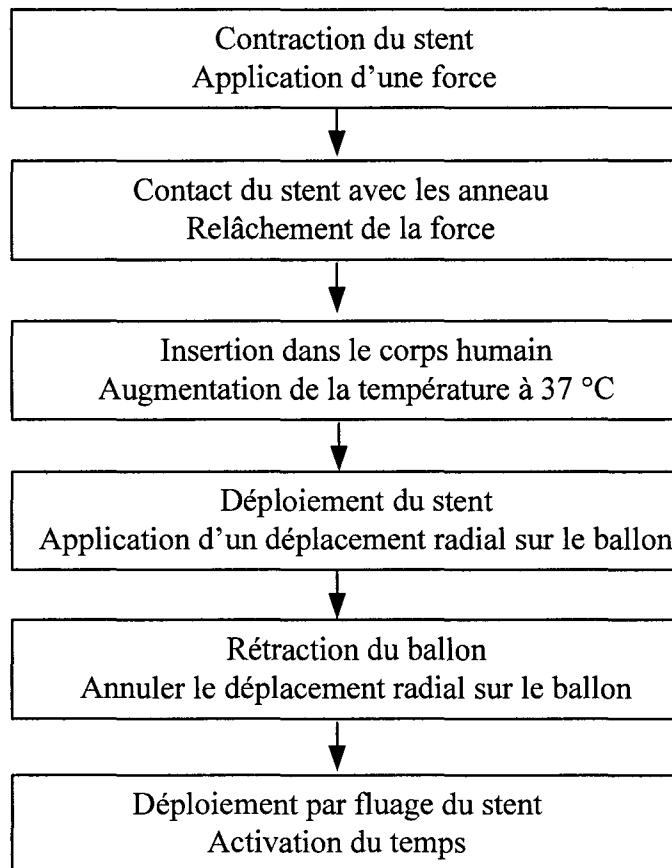


Figure 86 Étapes de modélisation du stent en chirurgie

### 5.6.2 Résultats de la modélisation sur le déploiement du stent

Durant ce projet, trois géométries différentes d'anneaux ont été étudiées. La géométrie du stent étant une donnée fixe, le travail a consisté à trouver une forme potentielle d'anneaux permettant la retenue du stent en position contractée et le déploiement par fluage dans la position déployée. Comme le projet se veut une étude préliminaire de faisabilité, aucune optimisation sur les dimensions et matériaux des anneaux n'est effectuée.

La première géométrie d'anneaux étudiée est une forme cylindrique illustrée à la figure 87. En plus d'être simple, cette géométrie a la particularité d'être extrêmement rigide. Donc, tout dépendant de ses dimensions, une très faible expansion survient lorsque le stent entre en contact avec les anneaux.

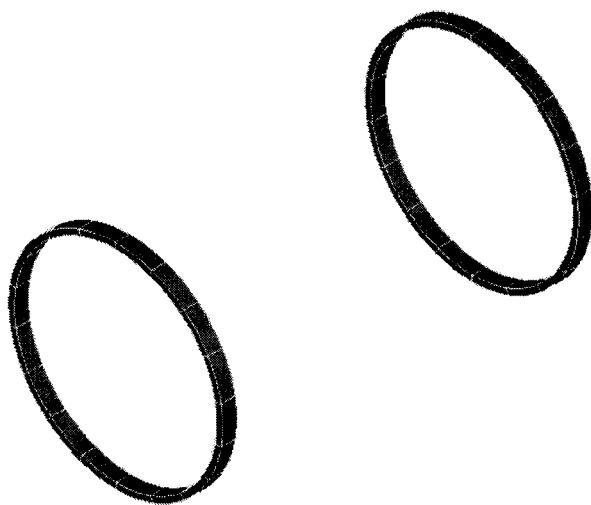


Figure 87 Géométrie des anneaux circulaires

Au départ, cette géométrie d'anneaux se présentait très prometteuse. Cependant, après une analyse attentive, plusieurs problématiques apparaissent. Le premier inconvénient est le niveau de déformation subit par les anneaux lors du déploiement. Pour des déformations de cet ordre, il y aura apparition de striction dans les anneaux. La figure suivante présente une striction et sa propagation dans un anneau durant le déploiement.

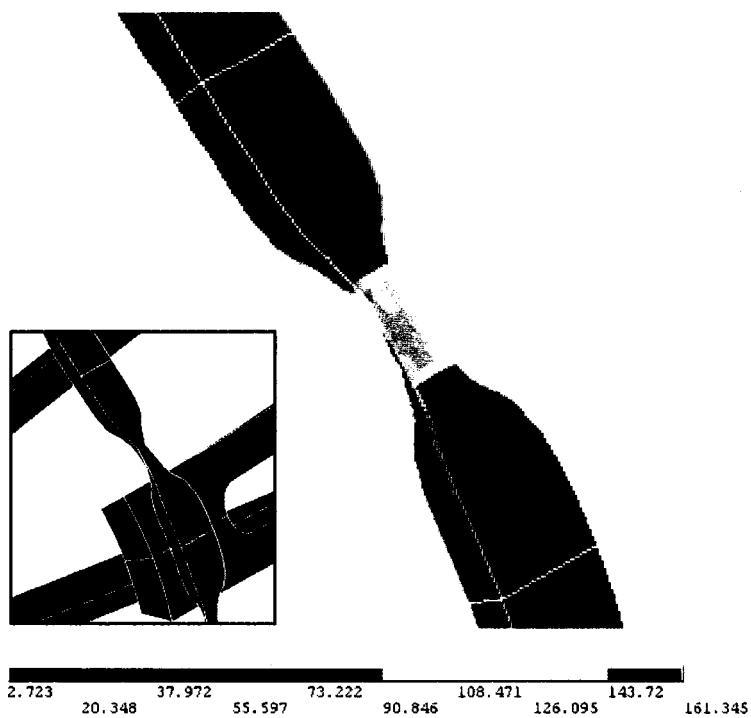


Figure 88 Striction dans un anneau circulaire en polyéthylène, contrainte équivalente de Von Mises avant le retrait du ballon

Comme la striction débute dans une instabilité du matériau et se propage par la suite, il est difficile de contrôler ce phénomène. En réalité cette striction débutera à un endroit seulement dans l'anneau et se propagera. Donc, toute l'expansion de l'anneau sera absorbée par une région. Il y aura donc une région étirée et l'autre non. Il en découlerait probablement une géométrie distordue car la striction n'apparaîtrait pas de façon symétrique comme dans les simulations (voir figure 89). De plus, les risques que les anneaux cèdent sous de tels niveaux de contraintes sont élevés.

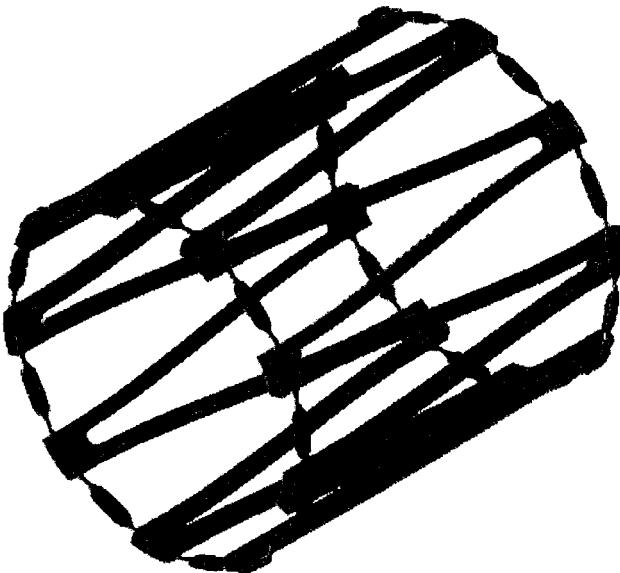


Figure 89 Apparition symétrique de la striction dans les anneaux  
(Cas hypothétique où tous les segments de l'anneau présentent une striction)

Le deuxième inconvénient est la capacité maximale du polyéthylène à fluer. La géométrie de l'anneau fait en sorte que l'expansion de la prothèse est due seulement à l'étirement du matériau et non à un changement de la forme de l'anneau conduisant à un déploiement (voir les deux autres modèles d'anneaux décrits dans les prochains paragraphes). Durant la chirurgie, l'ensemble stent-anneaux est déployé à un diamètre d'environ 2.5mm. Après quelques semaines, le stent doit se déployer jusqu'à un diamètre d'environ 3mm, ce qui représente une déformation par fluage d'environ 20%. Or, le polyéthylène ne résiste que très peu de temps avant de céder sous des contraintes engendrant de tels niveaux de déformation. De plus, il faudrait que le stent exerce une très grande force sur les anneaux pour engendrer ce fluage, ce qui est pratiquement impossible. Finalement, les sections des anneaux où la striction apparaît ne fluent pratiquement pas. Donc, le niveau de déformation calculé précédemment augmente considérablement compte tenu que seulement les sections non striées s'étirent dans le temps.

La deuxième géométrie étudiée tente de palier à certaines lacunes des anneaux circulaires. Comme le matériau ne peut absorber toute la déformation pour passer du diamètre initial au diamètre final, une géométrie pouvant prendre une partie de l'expansion est désignée. Les anneaux sont en fait une succession de "S". La figure 90 montre cette géométrie.

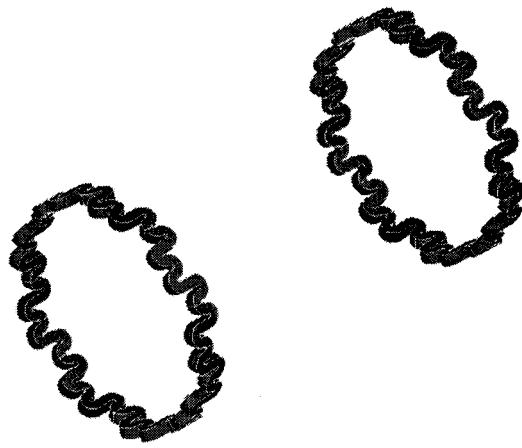


Figure 90 Géométrie des anneaux en "S"

Malheureusement, cette géométrie d'anneau ne permet pas une rigidité suffisante pour retenir le stent en position contractée. Lorsque le stent est mis en contact avec les anneaux, la force qu'il exerce sur ces derniers fait déployer le système presque totalement. Pour retenir le stent en position contractée avec cette géométrie d'anneau, il faut des dimensions géométriques disproportionnées par rapport aux dimensions du reste du système. Ce surdimensionnement permet la rétention du stent en position contractée mais diminue l'expansion de la prothèse par fluage des anneaux. De plus, la géométrie devient très distordue en fin d'expansion après le gonflement du ballon cathéter. Cela laisse présager l'apparition de complication avec l'utilisation d'une telle géométrie. La figure 91 illustre la géométrie des anneaux après le gonflement et la figure 92 montre le champ de contraintes dans les anneaux après le retrait du ballonnet.

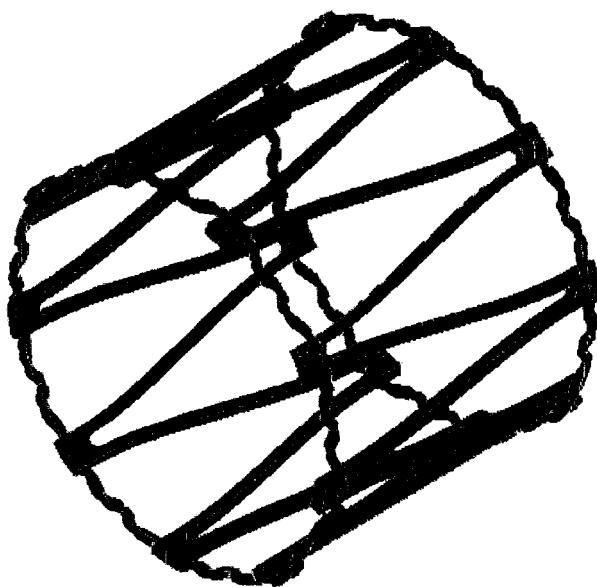


Figure 91 Géométrie des anneaux après le dégonflement du ballonnet

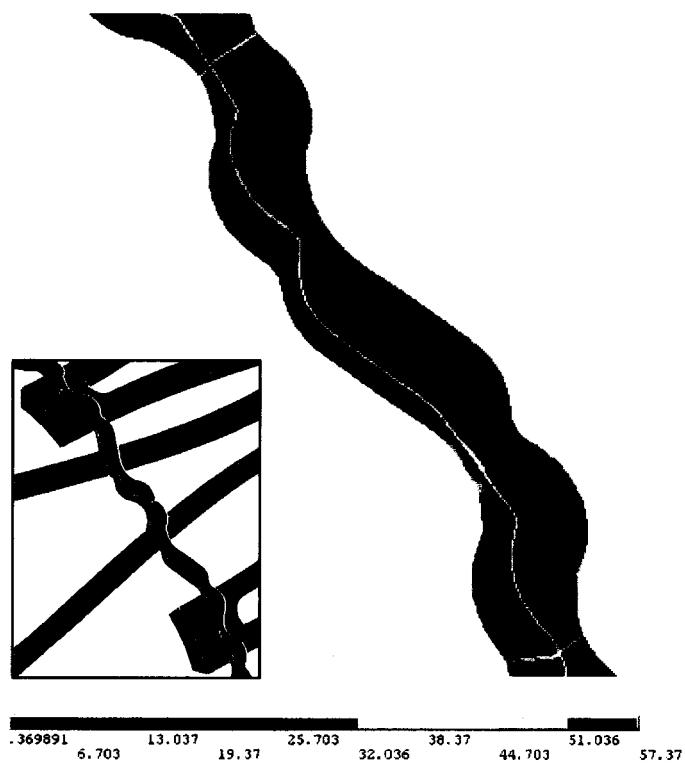


Figure 92 Champ de contraintes dans les anneaux en forme de "S" après le retrait du ballonnet

La troisième forme d'anneaux analysée est illustrée à la figure 93. Elle se caractérise par une succession de boucles. Tout dépendant des dimensions, cette structure permet une bonne rétention du stent en position contractée et un bon déploiement dans le temps grâce au fluage des anneaux.

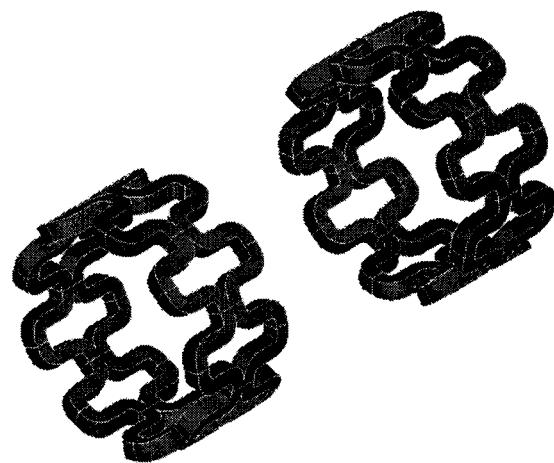


Figure 93 Géométrie des anneaux en boucle

Deux modèles de cette géométrie sont validés et comparés afin d'observer l'influence des dimensions géométriques des anneaux sur le déploiement du stent en chirurgie et dans les semaines suivant l'intervention. La figure 94 montre les deux modèles.

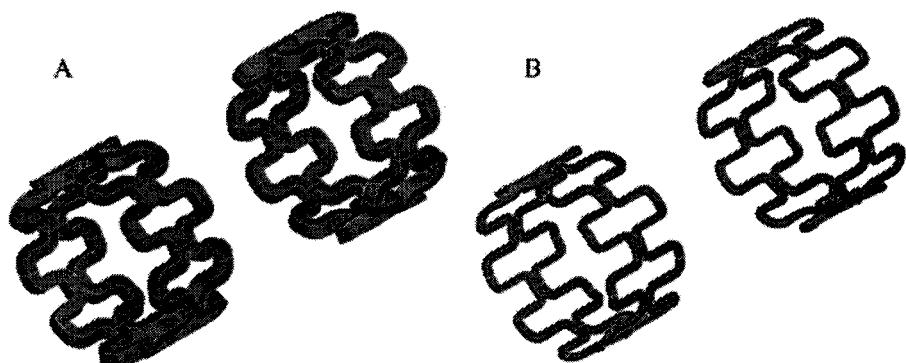


Figure 94 Comparaison des deux modèles de la géométrie d'anneaux en boucle  
A) modèle robuste B) modèle délicat

Le premier modèle (A) est plus rigide. Il permet une excellente retenue du stent en position rétractée. Cependant, son comportement en fluage reste limité. Le deuxième modèle (B) est plus souple. Il y a un certain déploiement de la structure lors du contact avec le stent. Il offre néanmoins un très bon déploiement dans le temps. La figure 95 compare la position radiale du système des deux modèles lors de la mise en contact du stent et des anneaux. Initialement, le diamètre interne des anneaux est 1,4 mm. Les anneaux du modèle A se déploient à un diamètre de 1,5 mm tandis que le modèle B, jusqu'à 2,8 mm.

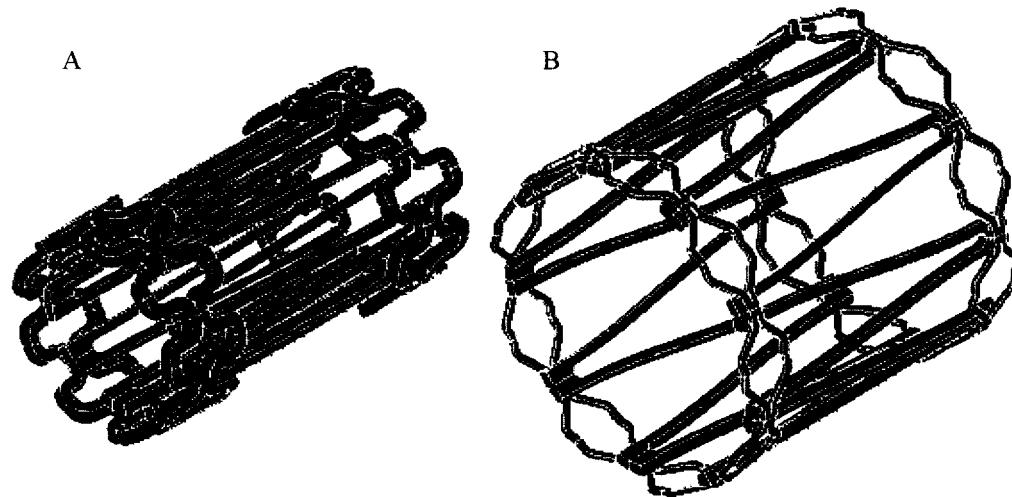


Figure 95 Comparaison du déploiement après le contact entre les anneaux et le stent pour les deux modèles avec la géométrie en boucle

Le deuxième facteur intéressant est le déploiement de la prothèse dans le temps. Le modèle A, étant très rigide par rapport au modèle B, ne se déploie que très peu car la force qu'exerce le stent engendre de petites contraintes dans l'anneau. Cette force est donc insuffisante pour faire fluer adéquatement les anneaux. Pour ce qui est du modèle B, la force est suffisante pour déployer complètement la prothèse. La figure 96 compare le déploiement obtenu par fluage après 28 jours pour les deux modèles.

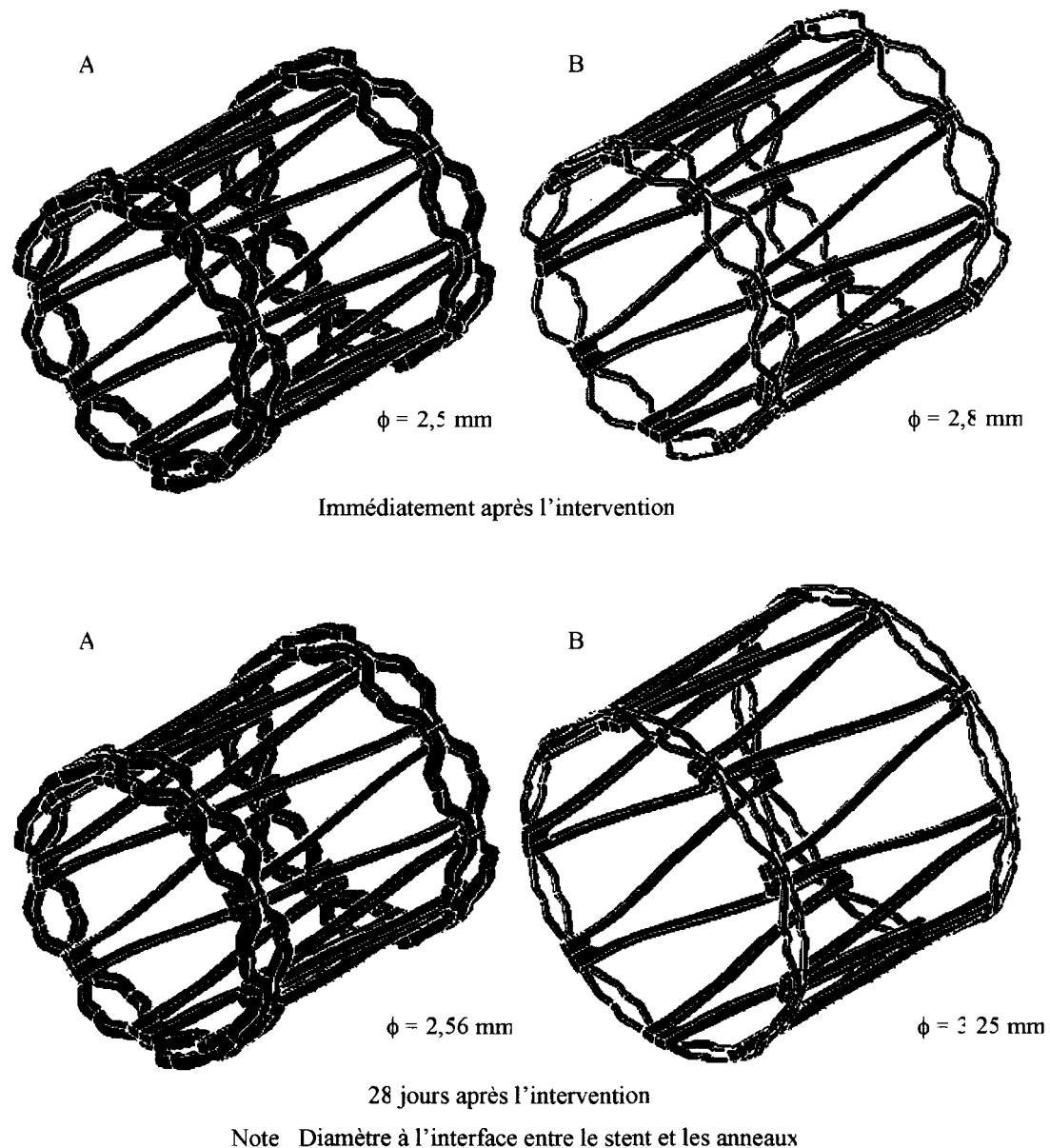


Figure 96 Comparaison du déploiement obtenu par fluage après 28 jours pour les deux modèles de la géométrie d'anneaux en boucle

Après la dilatation du ballon, le modèle A a un diamètre intérieur d'environ 2,7 mm tandis que le modèle B a un diamètre de 2,8 mm. Il est normal que le diamètre du modèle B soit plus grand que celui du modèle A car le stent se déploie plus que le diamètre maximum du ballonnet (2,7 mm). Le retour élastique (elastic springback) lors

du dégonflement du ballonnet est de l'ordre 0,2 mm pour le modèle A et nul pour le modèle B. Lors du premier mois, le diamètre intérieur des anneaux du modèle A passe de 2,5 mm (après dégonflement du ballon) à 2,56 mm tandis que le modèle B augmente de 2,8 mm à 3,25 mm.

Comme le modèle A est très rigide, ses propriétés en fluage ne sont pas intéressantes. Donc, les prochains paragraphes examinent le comportement général du modèle B malgré sa capacité plus faible à retenir le stent en position contractée.

Afin de contracter le stent pour la pose des anneaux sur la prothèse, une force totale de 0.383 N appliquée en 18 points est nécessaire. Ces points d'application sont situés aux extrémités du stent, là où se joignent les branches du treillis. Le diamètre intérieur nominal du stent passe alors de 3,8 mm à 1 mm. La figure 97 présente la force requise pour diminuer le diamètre du stent en fonction de sa position diamétrale et la figure 98, une évolution de la géométrie durant la contraction.

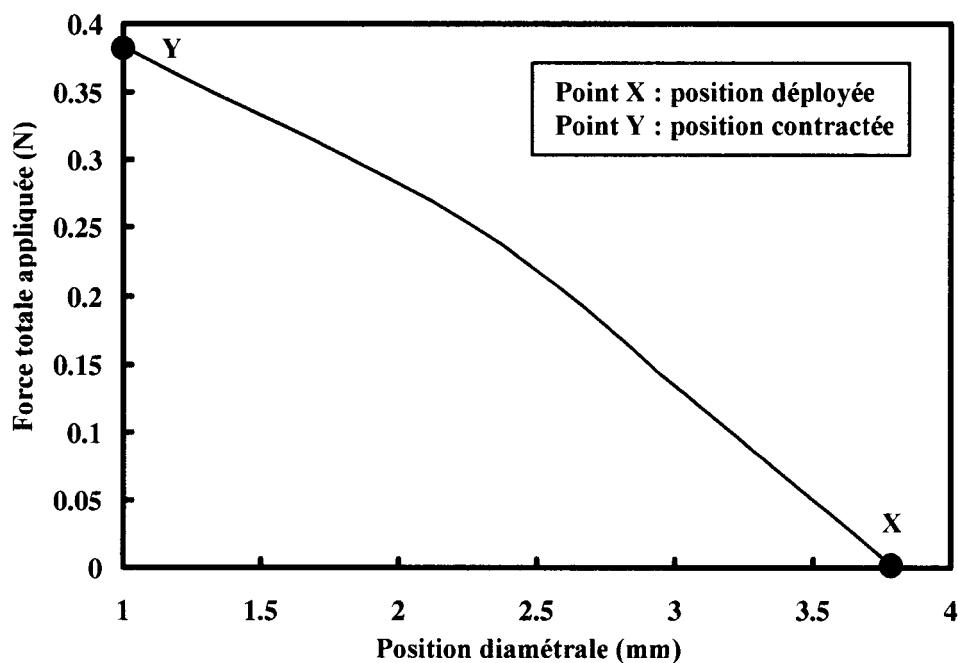


Figure 97 Force de contraction du stent en fonction de sa position diamétrale

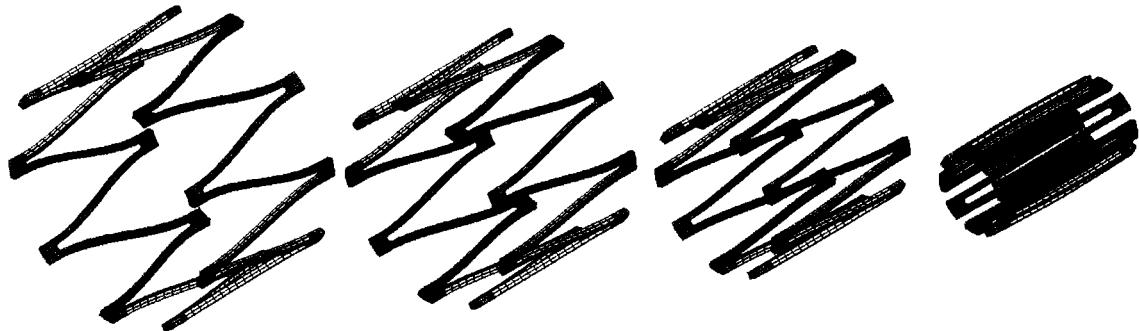


Figure 98 Évolution de la géométrie du stent durant la contraction

Une fois en contact avec les anneaux, ce diamètre augmente à 2,5 mm car les anneaux du modèle B ne fournissent pas la rigidité nécessaire pour contenir le stent en position contractée. Après 28 jours, le stent se déploie jusqu'à un diamètre intérieur légèrement inférieur à 3 mm. La figure 99 illustre la position diamétrale du stent en fonction du temps pour les 28 premiers jours suivant l'intervention chirurgicale.

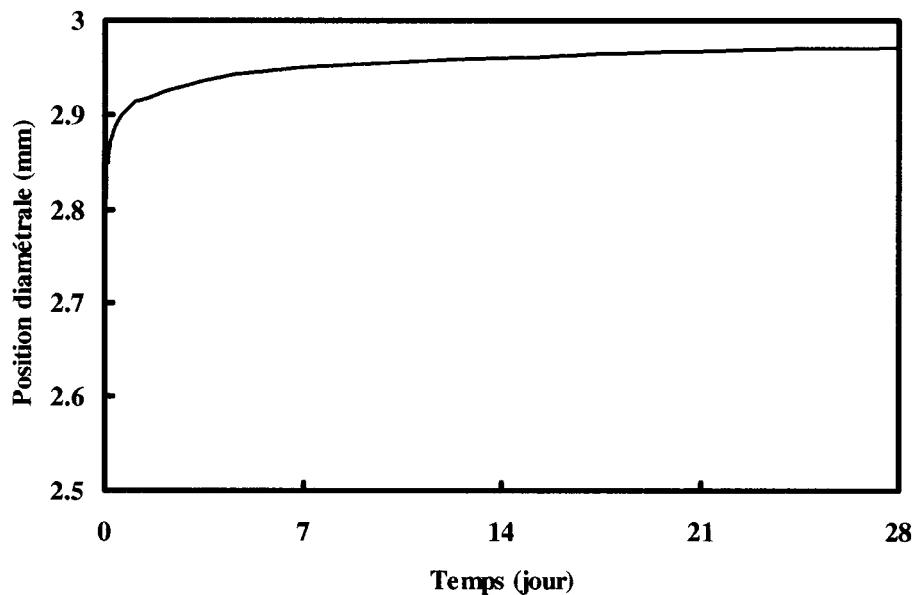


Figure 99 Position diamétrale du stent en fonction du temps pour les 28 premiers jours

Un agrandissement de la figure précédente permet bien de constater que la majorité de l'expansion de la prothèse s'effectue dans les sept premières journées (voir figure 100).

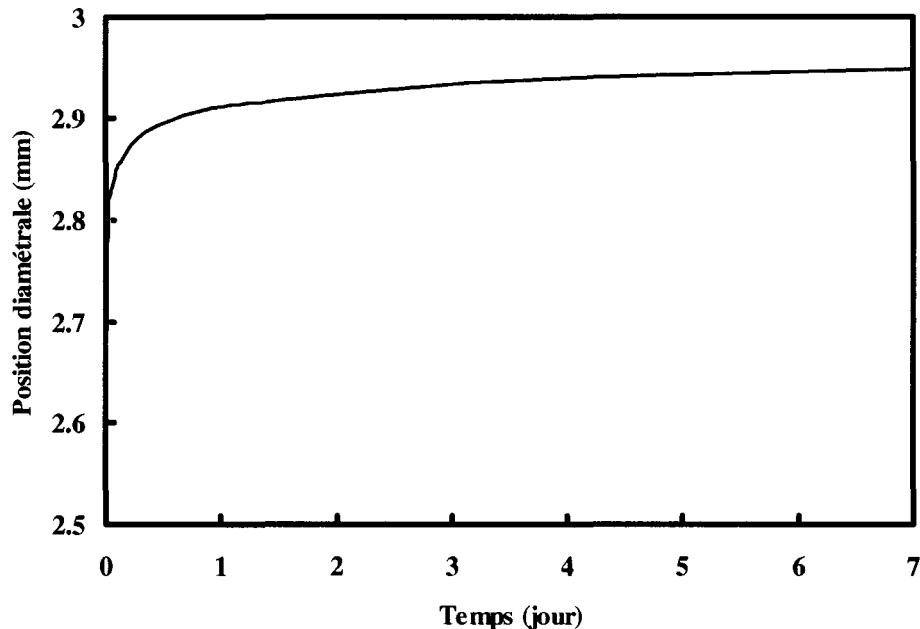


Figure 100 Position diamétrale du stent en fonction du temps pour les sept premiers jours

Le dernier point analysé sur cette prothèse est la contrainte maximale subie par le stent et les anneaux durant son installation. Le stent voit apparaître sa contrainte maximale lorsqu'il est pleinement contracté (avant la pose des anneaux) tandis qu'elle apparaît dans les anneaux lorsque le stent est en contact avec ces derniers.

La figure 101 montre la répartition des contraintes dans le stent en position contractée. Une valeur maximale de 435 MPa est obtenue aux extrémités du stent à l'intérieur des arrondis. Selon le graphique de la figure 42 du chapitre 4, cette contrainte correspond à une déformation d'environ 3 %. Ceci est excellent car il est préférable d'utiliser les alliages superélastiques pour des déformations ne dépassant pas 4 % selon les propriétés

du matériau et les conditions d'utilisation. La majorité de la pièce demeure dans le domaine élastique austénitique du matériau ( $\sigma < 375$  MPa).

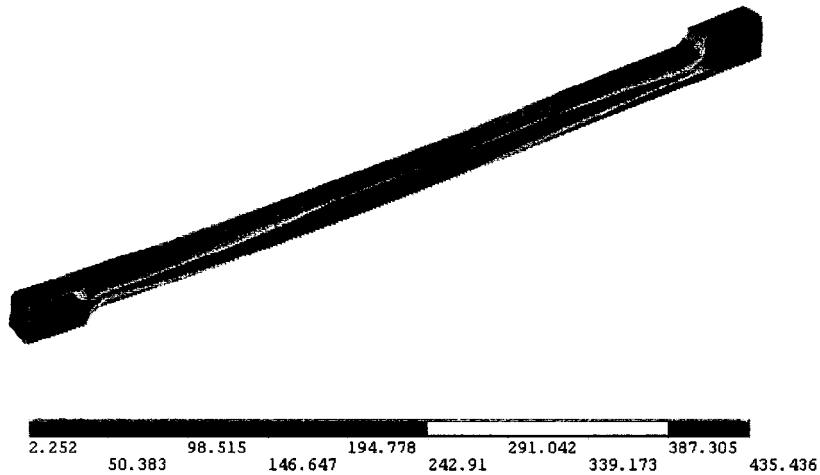


Figure 101 Champ de contraintes maximales dans le stent

Le point le plus critique est le niveau de contraintes appliquées sur les anneaux durant le contact entre ces pièces et le stent. La figure 102 présente le champ de contraintes dans une section représentative d'un anneau. Comme il est possible de constater sur l'illustration, la contrainte maximale dans l'anneau est de 27 MPa. Ce niveau de contraintes correspond à une déformation d'environ 50 % (référence à la figure 56).

La figure 103 montre les contraintes dans l'anneau après 28 jours. Les anneaux ont flué et le stent s'est déployé. Il applique alors une force moins grande sur les anneaux, expliquant cette diminution des contraintes.

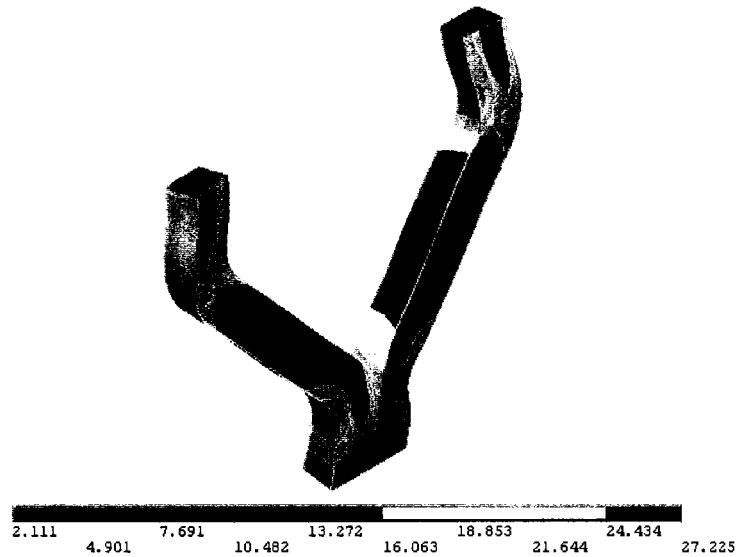


Figure 102 Champ de contraintes maximales dans les anneaux

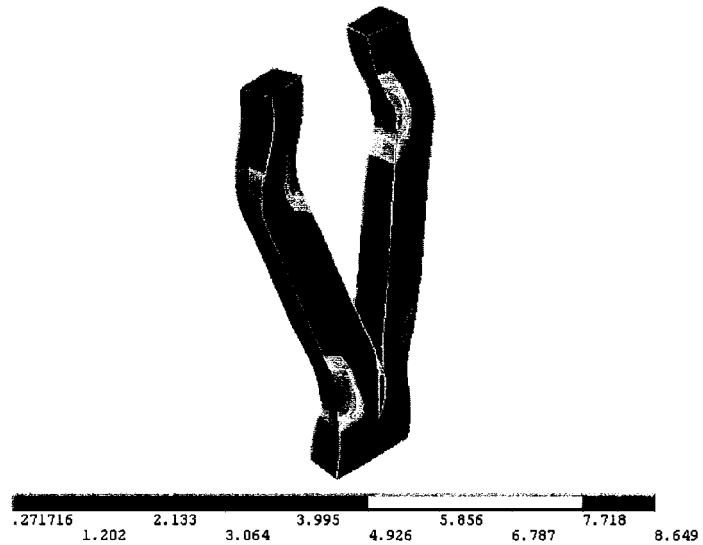


Figure 103 Champ de contraintes maximales dans les anneaux après 28 jours

L'illustration de la figure 104 présente l'évolution de cette géométrie d'anneaux à trois instants; au repos, en contact avec le stent et après 28 jours.

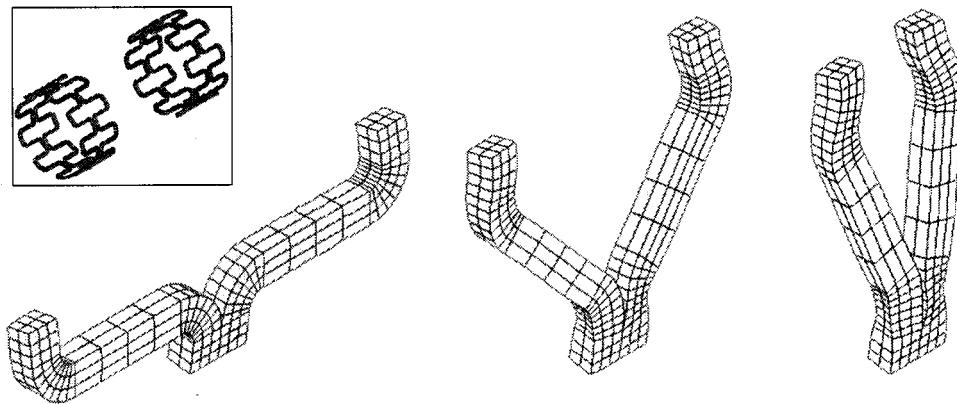


Figure 104 Évolution de la géométrie des anneaux à trois moments; au repos, en contact avec le stent et après 28 jours

En conclusion, la géométrie d'anneaux en boucle semble pouvoir apporter de bons résultats malgré l'étude sommaire de seulement deux modèles.

Les anneaux avec une géométrie circulaire présentent une bonne rigidité pour maintenir le stent contracté mais le niveau de déformations élevé durant l'expansion par ballon cathéter et les mauvaises caractéristiques de fluage en font une piètre solution. Les anneaux en forme de "S" retiennent avec difficulté le stent en position contracté et aboutissent à une forme distordue après le gonflement du ballon pouvant conduire à une rupture de ce mécanisme de déploiement progressif (figure 89 à 91).

Avec l'étude des anneaux en boucle il est possible de tirer deux faits intéressants. Le premier découle du modèle (A). Lorsque l'anneau est robuste, il maintient bien le stent en position contracté mais n'obtient pas les caractéristiques en fluage convoitées. Le deuxième fait est observé en analysant le modèle B. Pour une forme délicate, l'anneau retient moins bien le stent contracté mais offre un fluage intéressant.

Un autre matériau pourrait aussi être envisagé pour la conception des anneaux. Ce matériau devrait avoir une bonne rigidité pour maintenir le stent contracté et de bonne propriété en fluage pour le déploiement progressif.

## CONCLUSION

Malgré leur grand potentiel, les prothèses endovasculaires demandent encore beaucoup d'analyses et de développements avant de contourner le problème de resténose. Ce projet tente de palier à cette lacune en proposant un système de déploiement progressif diminuant la violence du contact entre le stent et l'artère durant la pose de la prothèse.

Rappelons que le véritable problème est l'hyperplasie intime. Lors du déploiement d'une prothèse endovasculaire typique, la structure de cette dernière blesse la paroi de l'artère. Il y a alors une prolifération cellulaire et une formation de tissu cicatririel, similaire aux mécanismes cicatriciels des autres tissus organiques. Cette réaction au traumatisme subis par l'artère referme la lumière (diamètre) de cette dernière. L'hyperplasie est définie comme une augmentation de la masse d'un organe ou d'une portion d'organe due à une augmentation anormale du nombre des cellules qui le composent.

Il est important de souligner que ce projet a pour but de développer la technologie et la méthodologie pour l'analyse numérique de prothèses avec système de déploiement progressif et non de concevoir et d'optimiser un tel design.

Les diverses validations préliminaires ont démontré la validité de l'approche numérique. Dans un premier temps, l'utilisation d'une loi multilinéaire élastique pour modéliser la superélasticité du Nitinol a été validée pour le cas de l'arche en flexion trois points. Cette hypothèse a pour effet de sous-estimer la contrainte au chargement et de la surestimer au déchargement. En ce qui concerne la modélisation du comportement mécanique du polyéthylène, une loi multilinéaire élasto-plastique décrit assez fidèlement le comportement de ce matériau jusqu'à l'apparition de la striction. La comparaison de l'essai de traction expérimentale et numérique confirme ce fait. Enfin, la modélisation

du comportement en fluage du polyéthylène avec une loi de durcissement temporel introduit des erreurs qui se sont avérées être relativement négligeable.

Pour ce qui est du comportement de la prothèse pendant la chirurgie et durant les quatre premières semaines suivant la pose, les résultats des simulations permettent de conclure qu'une géométrie d'anneaux "robuste" permet un bon maintien du stent en position contractée, mais de piètres propriétés en fluage tandis qu'une géométrie plus "délicate" ne permet pas de contenir le stent en position fermée mais offre un comportement en fluage intéressant. Parmi les géométries étudiées, la géométrie d'anneaux en boucle semble offrir les meilleurs résultats.

## RECOMMANDATIONS

Ce projet démontre la viabilité du concept et tout le potentiel de l'innovation. Bien sûr, comme ce mémoire se veut une étude préliminaire de faisabilité, il reste énormément de travail avant de pouvoir planter chez l'humain une telle prothèse.

Voici les principales recommandations, suite à cette recherche :

- a. Il faut trouver un matériau mieux adapté aux besoins du projet que le polyéthylène pour la fabrication des anneaux. Ce matériau devrait pouvoir supporter de plus grandes déformations en fluage.
- b. Il faut optimiser la géométrie des anneaux, voir à désigner une nouvelle forme afin de permettre un bon maintien du stent en position contractée et une facilité à se déployer par fluage dans les semaines suivant la pose.
- c. Dans le cas d'un polymère pour la confection des anneaux, il serait plus adéquat d'utiliser une loi pouvant modéliser l'anisotropie lors de l'alignement des chaînes du matériau.
- d. Depuis peu, certains logiciels (ANSYS 8.0, ABAQUS) peuvent modéliser le phénomène d'hystéresis des alliages à mémoire de forme superélastique. L'utilisation d'une telle loi de matériau permettrait de mieux prédire le comportement du stent et de dimensionner correctement les anneaux.
- e. Ce projet n'a pas vérifié la faisabilité de la fabrication des anneaux. Il serait judicieux d'examiner ce point avant d'avancer plus loin dans cette étude.

- f. Le problème majeur des stents est la blessure que subit l'artère au moment où le stent entre en contact avec ses parois. Une étude approfondie sur ce concept devrait modéliser l'interaction de la prothèse avec l'artère. Ceci permettrait de bien concevoir les anneaux et de voir le niveau de contraintes subis par les tissus. Des études devraient s'intéresser aux contraintes maximales que peuvent subir les artères sans avoir de traumatismes importants.
- g. Finalement, il serait important d'étudier la présence de plaque dans l'artère car cette donnée influencera aussi la conception de la prothèse.

## **ANNEXE 1**

### **Programme pour la validation mécanique du Nitinol**

! Validation de la modélisation du comportement du Nitinol dans ANSYS  
 ! Arche en flexion, section circulaire  
 ! Solide 3D, MELAS

```

  FINISH
  /CLEAR
  /FILNAME,arc-NiTi-circulaire,1
  *AFUN,DEG
  /GROPTS,VIEW,1

  ! -----
  ! AFFICHAGE
  ! -----

  /TRIAD,LBOT
  /AUTO
  /COLOR,PBAK,ON,3
  /PNUM,KP,1
  /PBC,ALL,,1
  /PBC,ALL,,1

  /PREP7
  /TITLE, Arche en Nitinol soumise a une flexion 3 points

  ! -----
  ! PARAMÈTRES : mm, MPa, N
  ! -----
```

pi=3.1415926

r_int=28.5/2	! diamètre de la poutre
diam=0.71	! diamètre de la poutre
theta=60	! demi-angle considéré
u_impose=3	! Déplacement imposé
nbre_incr=10	! Nombre d'incrément
delta_u=u_impose/nbre_incr	
dtheta=20	! nbres d'éléments en theta
EE=diam/6	! dimension des éléments

```

  ! -----
  ! ÉLÉMENTS
  ! -----
```

```
ET,1,SOLID95
ET,2,MESH200
KEYOPT,2,1,7

! -----
! MATÉRIAUX
! -----


MP,EX,1,376/0.01
MP,PRXY,1,0.3

! Théorie multi-linéaire élastique du Nitinol

! Courbe moyenne 1er cycle 22C
TB,MELAS,1,1,8
TBPT,DEFI,0,0
TBPT,DEFI,0.01,376
TBPT,DEFI,0.0117,413
TBPT,DEFI,0.014,428
TBPT,DEFI,0.04723,441
TBPT,DEFI,0.04981,449
TBPT,DEFI,0.05211,475
TBPT,DEFI,0.07174,1046

! Courbe moyenne 1er cycle 37C
!TB,MELAS,1,1,8
!TBPT,DEFI,0,0
!TBPT,DEFI,0.0107,435
!TBPT,DEFI,0.0126,470
!TBPT,DEFI,0.0152,485
!TBPT,DEFI,0.0451,511
!TBPT,DEFI,0.0479,522
!TBPT,DEFI,0.0501,548
!TBPT,DEFI,0.0664,1046

TBPLOT

! -----
! GÉOMÉTRIE
! -----


/VIEW,1,1,2,3
CSYS,1
```

```

K,1,0,0,0
K,2,r_int+diam/2,90,0
K,3,r_int+diam,90,0
K,4,r_int+diam/2,90,diam/2
K,5,r_int,90,0
K,6,r_int+diam/2,90-theta,0

L,2,3
LARC,3,4,2,diam/2
LARC,4,5,2,diam/2
L,5,2
AL,1,2,3,4

LARC,2,6,1,r_int+diam/2
VDRAG,1,,,,,5
VPLOT

! -----
! MAILLAGE
! -----
! Groupe de lignes selon r
LSEL,S,LOC,Y,90-theta/2
LESIZE,ALL,,dtheta
LSEL,ALL

ESIZE,EE
TYPE,2
MAT,1
MSHAPE,0,2D
MSHKEY,0
AMESH,1

TYPE,1
MAT,1
MSHAPE,0,3D
MSHKEY,0
VSWEEP,1

/COLOR,ELEM,ORANG
EPLOT

ALLSEL,ALL

```

FINISH

/SOLU

NLGEOM,ON	! prise en considération des larges déformations
CNVTOL,U,,0.001,,1	! Sets convergence values for nonlinear
analyses!CNVTOL,F,,0.001,,1	! Sets convergence values for nonlinear analyses
NROPT,FULL,,OFF	! Utilisation de l'option Newton-Raphson
OUTRES,ALL,LAST	! enregistrer les valeurs finales
NSUBST,5,100	! NSUBST,valeur de départ (1/x de la charge), ! nombre max d'itération

! -----

! CONDITIONS FRONTIÈRES

! -----

CSYS,1

! SYMÉTRIE  
NSEL,S,LOC,Y,90  
D,ALL,UX,0  
NSEL,ALL

NSEL,S,LOC,Z,0  
D,ALL,UZ,0  
NSEL,ALL

! Extrémité droite  
!NSEL,S,LOC,X,r\_int  
!NSEL,R,LOC,Y,90-theta  
!NSEL,R,LOC,Z,0  
ksel,s,kp,,10  
nslk,s  
D,ALL,UY,0  
NSEL,ALL

!NSEL,S,LOC,X,r\_int+diam  
!NSEL,R,LOC,Y,90-theta  
!NSEL,R,LOC,Z,0  
ksel,s,kp,,8  
nslk,s  
D,ALL,UX,0  
NSEL,ALL

ALLSEL,ALL

```

EPLOT

SAVE,arc-NiTi-circulaire,DB

! -----
! CHARGEMENT
! -----
ALLSEL,ALL

uy_impose=NODE(r_int+diam,90,0)

*DO,depl,0,u_impose,delta_u
  D,uy_impose,UY,-depl
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

FINISH

/POST1

! -----
! AFFICHAGE DES RÉSULTATS
! -----
PLNS,u,y

/eof

! -----
! TABLEAU DES FORCES DE RÉACTION
! -----
CSYS,1
ksel,s,kp,,10
nslk,s
*GET,nn,NODE,,COUNT           ! compte le nombre de noeuds sélectionnés
NSEL,ALL

*DIM,fr,ARRAY,nbre_incr+1
*DIM,fr_n,ARRAY,nn             ! crée le tableau "fr_n" (nn x 1)

```

```

*DO,i,1,nbre_incr+1
  SET,i

  CSYS,1
  ksel,s,kp,,10
  nslk,s

*DO,j,1,nn
  n=NODE(r_int,90-theta,0)
  *GET,fry_n,NODE,n,RF,FY ! force de réaction y du noeud "n"
  fr_n(j)=fry_n           ! remplir le tableau "fr_n"
  NSEL,U,,,n
*ENDDO

*VSCFUN,fr_n_moy,SUM,fr_n      ! valeur moyenne du tableau "fr_n"
fr(i)=4*fr_n_moy                ! remplir le tableau "fr"
! *STAT,fr_n                     ! afficher le tableau "fr_n"
! *STAT,fr_n_moy
! *STAT,fr
  NSEL,ALL
*ENDDO

FINISH

/POST26

! -----
! GRAPHIQUE DÉPLACEMENT-FORCE DE RÉACTION
! -----


/VIEW, 1,,,1

FILE,'arc-NiTi-circulaire_01','rst','!'
NUMVAR,200

CSYS,1
uy_graph=NODE(r_int+diam,90,0)
CSYS,0
NSOL,200,uy_graph,U,Y
ABS,2,200,,,Deplacement

VPUT,FR(1,1,1),200
FILLDATA,199,,,1,0
PROD,3,199,200,,Force_Reaction

```

/AXLAB,X,Deplacement  
/AXLAB,Y,Force de reaction totale  
/XRANGE,0,u\_impose  
/GRID,1  
/GMARKER,1,2

XVAR,2  
PLVAR,3

/EOF

! Quitter le fichier durant la lecture

## **ANNEXE 2**

### **Programme pour la validation mécanique du polyéthylène**

! Éprouvette de polyéthylène en traction

FINISH

/CLEAR

/FILENAME,tensile\_test\_poly8920,1  
/CONFIG,NRES,10000

\*AFUN,RAD

/COLOR,PBAK,OFF  
/TRIAD,RBOT

!-----

! PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ET DE CHARGEMENT

!-----

T=1.75  
WO=25.4  
WC=12.6  
L=60  
D=140  
R=35  
D\_CIBLE=50  
ingition\_striction\_X=0.001  
ingition\_striction\_Y=6

HESIZE =4  
VESIZE\_1 =4  
VESIZE\_2 =8  
NESIZE =10  
NESIZE\_STRICTION=10

RATIO\_1 =10  
RATIO\_2 =3  
MYLOAD =12  
INCR\_LOAD=0.1  
LOAD\_ELAST=6  
INCR\_LOAD\_ELAST=0.5

!-----

! ÉLÉMENTS ET MATÉRIAUX

!-----

/PREP7

ET,1,MESH200  
KEYOPT,1,1,6

ET,2,SOLID45  
KEYOPT,2,1,1

!ET,1,SHELL181  
!ET,1,PLANE182  
!KEYOPT,1,3,3  
!R,1,T

! Polyéthylène 8920 à 22 deg. C

MP,EX,1,23/0.0426  
MP,PRXY,1,0.4

TB,MISO,1,1,9  
TBPT,DEFI,0,0  
TBPT,DEFI,0.0426,23  
TBPT,DEFI,0.0916,27.71  
TBPT,DEFI,0.1656,30.42  
TBPT,DEFI,1.147,47.3  
TBPT,DEFI,1.317,56.3  
TBPT,DEFI,1.468,67.9  
TBPT,DEFI,1.771,97.25  
TBPT,DEFI,2.617,221.1

! Polyéthylène 8920 à 37 deg. C

!MP,EX,1,16.94/0.037  
!MP,PRXY,1,0.4

!TB,MISO,1,1,9  
!TBPT,DEFI,0,0  
!TBPT,DEFI,0.037,16.94  
!TBPT,DEFI,0.088,20.2  
!TBPT,DEFI,0.1656,21.5  
!TBPT,DEFI,1.147,36.05  
!TBPT,DEFI,1.317,42.21  
!TBPT,DEFI,1.468,50  
!TBPT,DEFI,1.771,69  
!TBPT,DEFI,2.841,162

```

TBPLOT,MISO,1

!-----
! Make base areas of tensile specimen
!-----

K,1,0,0,0
K,2,WC/2-ingition_striction_X,0
rectng,0,WC/2,ingition_striction_Y,L/2
A,1,2,4,3
rectng,0,WC/2,L/2,D/2
rectng,0,WO/2,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R)),D/2
aovlap,all

!-----
! Make fillet of 76 MM
!-----

lsel,s,loc,x,WC/2
lsel,r,loc,y,ingition_striction_Y,(L/2)
MYLINE=lsnext(0)           ! Next higher line number above N in the selected
set (or zero if none found)
lsel,all
ltan,MYLINE,kp(WO/2,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R)),0)

!-----
! Create fillet area
!-----

lsel,s,loc,x,WC/2,WO/2
lsel,r,loc,y,L/2,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R))
al,all

!-----
! Make nice for mapped meshing
!-----

asel,s,loc,y,L/2,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R))
aadd,all

asel,s,loc,y,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R)),D/2
ADELE,all,,,1

lsel,s,loc,y,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R))

```

```

lcomb,all

allsel,all
APLOT

!-----
! Line size specification on horizontal lines
!-----

lsel,s,loc,y,0
lsel,a,loc,y,ingition_striction_Y
lsel,a,loc,y,L/2
lsel,a,loc,y,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R))
lesize,all,,,HESIZE
cm,TEMPLINE,line

!-----
! Line size specification on vertical lines
!-----

lsel,s,loc,y,ingition_striction_Y/2
lsel,u,loc,x,0
lesize,all,,,NESIZE_STRICTION,RATIO_1
lsel,s,loc,y,ingition_striction_Y/2
lsel,r,loc,x,0
lesize,all,,,NESIZE_STRICTION,1/RATIO_1

lsel,s,loc,y,L/2-(L/2-ingition_striction_Y)/2
lsel,u,loc,x,0
lesize,all,,,VESIZE_2,RATIO_2
lsel,s,loc,y,L/2-(L/2-ingition_striction_Y)/2
lsel,r,loc,x,0
lesize,all,,,VESIZE_2,1/RATIO_2

lsel,s,loc,y,L/2,D/2
cmsel,u,TEMPLINE
lesize,all,,,VESIZE_1
LSEL,ALL

ALLSEL,ALL

```

```

!-----
! Assign attributes
!-----

AATT,1,1,1
cm,TEMPAREA,area

!-----
! Mapped meshing
!-----

TYPE,1
mshape,0,2D
mshkey,1
amesh,all

TYPE,2
EXTOPT,ESIZE,(T/2)/3
VOFFST,1,T/2
VOFFST,2,T/2
VOFFST,4,T/2

VGLUE,ALL
VSWEEP,1
VSWEEP,4
VSWEEP,5

finish

!-----
! Solution options
!-----

/SOLU

ANTYPE,STATIC
! SOLCON,ON
NLGEOM,ON
CNVTOL,U,,0.0001,,1
CNVTOL,F,,0.0001,,1
NROPT,FULL,,OFF
OUTRES,ALL,LAST
NSUBST,5,100

```

! prise en considération des larges déformations  
! Sets convergence values for nonlinear analyses  
! Sets convergence values for nonlinear analyses  
! Utilisation de l'option Newton-Raphson  
! enregistrer les valeurs finales

```

! affichage des éléments
/COLOR,ELEM,BLUE
! /TRLCY,ELEM,1,ALL
EPLOT

!-----
! Loads & b.c.
!-----

! SYMÉTRIE EN X
Nsel,s,loc,x,0
DSYM,SYMM,X,0

! SYMÉTRIE EN Y
Nsel,s,loc,y,0
DSYM,SYMM,y,0

NSEL,S,LOC,Z,0
DSYM,SYMM,Z,0

nsel,s,loc,y,L/2+R*SIN(ACOS(1-((WO-WC)/2)/R))
cp,next,uy,all
N_CONTL1 = ndnext(0)      ! Next higher node number above N in selected set

allsel,all

SAVE,tensile_test_poly8920,DB

*DO,chargement,0,LOAD_ELAST,INCR_LOAD_ELAST
  d,N_CONTL1,uy,chargement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

*DO,chargement,LOAD_ELAST,MYLOAD,INCR_LOAD
  d,N_CONTL1,uy,chargement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

finish

/eof

```

```

! -----
! TABLEAU FORCES DE RÉACTION
! -----


*DIM,force_reaction,ARRAY,82
*DIM,DEPL_N_25mm,ARRAY,82

NSEL,S,LOC,Y,0
*GET,nn,NODE,,COUNT           ! compte le nombre de noeuds
sélectionnés
NSEL,ALL

! CALCUL DU RAYON INTERNE MOYEN EN FONCTION DE LA
PRESSION

*DIM,FR_n,ARRAY,nn

*DO,i,1,82

SET,i

CSYS,0
NSEL,S,LOC,Y,0

*DO,j,1,nn
  n=NDNEXT(0)
  *GET,FR_J,NODE,n,RF,FY
  FR_n(j)=FR_J
  NSEL,U,,,n
*ENDDO

*VSCFUN,FR_n_moy,SUM,FR_n  ! valeur moyenne du tableau
                           !"depl_rad_n"
force_reaction(i)=FR_n_moy

DEPL_N_25mm(i)=UY(1)

*stat,i
! *STAT,FR_n
! *STAT,FR_n_moy
! *STAT,force_reaction
NSEL,ALL

*ENDDO

```

```
*STAT,force_reaction  
*STAT,DEPL_N_25mm
```

```
/eof
```

```
/POST26
```

```
! -----  
! GRAPHIQUE DÉPLACEMENT RADIAL VS PRESSION APPLIQUÉE  
! -----
```

```
/VIEW, 1,,,1
```

```
FILE,'tensile-test-shell-PE','rst',''  
NUMVAR,200
```

```
VPUT,DEPL_N_25mm(1,1,1),200  
VPUT,force_reaction(1,1,1),199
```

```
/AXLAB,X,DEPLACEMENT (MPa)  
/AXLAB,Y,FORCE DE REACTION (mm)
```

```
/GRID,1  
!/GMARKER,1,2
```

```
XVAR,200  
PLVAR,199
```

```
/eof
```

```
! AFFICHAGE
```

```
/EXPAND,4,POLAR,HALF,,90,,2,RECT,HALF,,0.00001  
/REPLOT
```

### **ANNEXE 3**

#### **Programme pour la validation du fluage du polyéthylène**

! VALIDATION DU FLUAGE  
! POLYÉTHYLÈNE 8920 À 37 DEG. C.

FINISH  
/CLEAR  
/FILNAME,validation\_fluage,0  
\*AFUN,DEG  
/GROPTS,VIEW,1 ! Sets various line graph display options.

! -----  
! AFFICHAGE  
! -----

/TRIAD,LBOT  
/AUTO  
/COLOR,PBAK,ON,3  
! /PNUM,KP,1  
/PBC,ALL,,1

/PREP7  
/TITLE, Validation en fluage

! -----  
! PARAMÈTRES :  
! -----

L=50 ! mm  
A=1 ! mm^2  
sigma=8.7 ! 4MPa 5.8 MPa 8.7 MPa

force=sigma\*A ! N

! Constante de fluage  
c1=9.00E-06  
c2=2.5  
C3=-0.87  
C4=0

! -----  
! ÉLÉMENTS  
! -----

ET,1,LINK180  
!KEYOPT,1,2,1

R,1,A

! -----  
! MATÉRIAUX  
! -----

! Polyéthylène 8920 à 37 deg. C

MP,EX,1,16.94/0.037  
MP,PRXY,1,0 !0.4

TB,CREEP,1,1,,6  
TBTEMP,0  
TBDATA,1,C1,C2,C3,C4

! -----  
! GÉOMÉTRIE DE LA TIGE  
! -----

CSYS,0  
WPCSYS,,0

MAT,1  
TYPE,1  
REAL,1

N,1,0,0,0  
N,2,0,-L,0  
EN,1,1,2  
EPLOT

ALLSEL,ALL  
FINISH

/SOLU

ANTYPE,STATIC  
!NLGEOM,ON ! prise en considération des larges déformations  
CNVTOL,U,,0.001,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses  
CNVTOL,F,,0.001,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses  
AUTOTS,ON ! Auto Time Stepping  
NSUBST,100,100,5,ON ! Lots of substeps, 5 to 100, start with 100  
OUTRES,ALL,all ! enregistrer les valeurs finales de chaque "NSUBST"

```
! creep limit
!cutcon,crplimit,0.05,1

! -----
! CONDITIONS FRONTIÈRES
! -----
```

D,1,ALL,0  
D,2,UX,0  
D,2,UZ,0

SAVE,validation\_fluage,DB

RATE,OFF  
TIME,1e-7

```
! -----
! CHARGEMENT
! -----
```

F,2,FY,-force  
SOLVE

```
! -----
! FLUAGE
! -----
```

RATE,ON

time,2500000  
solve

/eof

\*DO,i,0,2500000,5000  
TIME,i  
ALLSEL,ALL  
SOLVE  
\*ENDDO

finish

/eof

## **ANNEXE 4**

### **Programme pour la mise en forme du stent**

! Stent en NiTi, mise en forme avant traitement thermique

! Insertion d'un pointeau

! Éléments de type Solide 3D (SOLID95)

! Comportement du matériau : MISO

! Le tube dans lequel le stent est découpé a subi plusieurs traitements et

! se comporte comme un matériau isotrope typique (pas d'hystérisis)

! La courbe contrainte-déformation modélisée est la du NiTi "as drawn":

! 1- Il n'y a pas de déchargement

! 2- Le matériau se comporte comme un matériau isotrope typique

FINISH

/CLEAR

/FILNAME,stent\_mise-forme,1

\*AFUN,DEG

/GROPTS,VIEW,1

! -----

! AFFICHAGE

! -----

/TRIAD,LBOT

/AUTO

/COLOR,PBAK,ON,3

/PNUM,KP,1

/PBC,ALL,,1

/PREP7

/TITLE, Stent en Nitinol, mise en forme avant traitement thermique. (pointeau)

! -----

! PARAMÈTRES : mm, MPa, N

! -----

pi=3.1415926

! paramètres du tube

long=2.75

! longueur du cylindre

r\_int= 0.5

! rayon intérieur du tube

t=0.1

! épaisseur du tube

theta=20

! angle considéré pour l'analyse

```

! paramètres de la découpe
r_d=0.05
e=0.225
! rayon de la découpe
! Distance entre le bord du stent et la découpe au
! bout de la patte

dr=2
dtheta=4
dz1=4
dz2=8
dz3=5
! nombre d'éléments en r
! nombre d'éléments en theta
! nombre d'éléments en z dans les embouts
! nombre d'éléments en z dans le bras
! nombre d'éléments en z dans les régions de
! contact

! paramètres de chargement
u_impose=1.4
delta_u=0.025
nbre_delta_u=u_impose/delta_u

! -----
! ÉLÉMENTS
! -----
ET,1,SOLID95
ET,2,MESH200
KEYOPT,2,1,7
ET,3,TARGE170
ET,4,CONTA174
KEYOPT,4,10,2
R,10
R,3
RMODIF,3,1,r_int+u_impose,r_int
RMODIF,3,3,1
! rayon du cylindre et cône
! Use the real constant FKN to
! define a normal contact stiffness
! factor
! Use the real constant ICONT to
! specify an initial closure factor

! -----
! MATÉRIAUX
! -----

```

MP,EX,1,1250/0.028  
 MP,PRXY,1,0.3  
 MP,MU,1,0

! Théorie multi-linéaire isotropique

TB,MISO,1,1,5  
 TBPT,DEFI,0,0  
 TBPT,DEFI,0.028,858  
 TBPT,DEFI,0.038,1122  
 TBPT,DEFI,0.05,1386  
 TBPT,DEFI,0.06,1514

! TBPLOT

MP,MU,3,0

! /WAIT,2

! -----  
 ! GÉOMÉTRIE  
 ! -----  
 /VIEW,1,1,2,3

CSYS,0

! définir le système de coordonnées pour la découpe 1  
 LOCAL,11,0,0,0,0,theta/2,0,90

! définir le système de coordonnées pour la découpe 2  
 LOCAL,12,0,0,0,0,-theta/2,0,90

! définir les systèmes de coordonnées pour le raffinement du maillage  
 LOCAL,13,0,0,0,long/2-(e+r\_d),0,0,0

! définir les systèmes de coordonnées pour le raffinement du maillage  
 LOCAL,14,0,0,0,-(long/2-(e+r\_d)),0,0,0

! définir les systèmes de coordonnées pour le raffinement du maillage  
 LOCAL,15,0,0,0,long/2-e+r\_d,0,0,0

! définir les systèmes de coordonnées pour le raffinement du maillage  
 LOCAL,16,0,0,0,-(long/2-e+r\_d),0,0,0

CSYS,1

! création de la surface intérieure du cylindre

K,1,0,0,-long/2

K,2,r\_int,-theta/2,-long/2

K,3,r\_int,theta/2,-long/2

K,4,0,0,long/2

K,5,r\_int,-theta/2,long/2

K,6,r\_int,theta/2,long/2

K,100,0,0,long/2-e+r\_d

K,101,0,0,-(long/2-e+r\_d)

LARC,2,3,1,r\_int

LARC,5,6,4,r\_int

L,3,6

L,2,5

AL,1,2,3,4

! découpe 1

CSYS,11

WPCSYS,-1,11

CYL4,long/2-e-r\_d,0,r\_d

RECTNG,long/2-e-r\_d,-long/2,r\_d,-r\_d

AADD,2,3

VOFFST,4,1.25\*r\_int

ASBV,1,1

! découpe 2

CSYS,12

WPCSYS,-1,12

CYL4,-(long/2-e-r\_d),0,r\_d

RECTNG,-(long/2-e-r\_d),long/2,r\_d,-r\_d

AADD,1,2

VOFFST,3,1.25\*r\_int

ASBV,9,1

! division de la surface pour le maillage

CSYS,13

WPCSYS,-1,13

ASBW,8

CSYS,14

WPCSYS,-1,14  
ASBW,1

CSYS,15  
WPCSYS,-1,15  
ASBW,2

CSYS,16  
WPCSYS,-1,16  
ASBW,4

CSYS,1  
WPCSYS,,1

LSEL,S,LINE,,4  
LSEL,A,LINE,,10  
LDIV,ALL,0.5  
LSEL,ALL

KWPLAN,-1,100,10,13  
ASBW,5

KWPLAN,-1,101,12,14  
ASBW,6

CSYS,1  
WPCSYS,-1,1  
ASBW,3

ASEL,ALL  
AGLUE,ALL

LSEL,ALL  
LSEL,S,LINE,,3  
LSEL,A,LINE,,8  
LSEL,A,LINE,,13  
LSEL,A,LINE,,17  
LSEL,A,LINE,,20  
LSEL,A,LINE,,22  
LSEL,A,LINE,,25  
LESIZE,ALL,,dtheta  
LSEL,ALL

LSEL,S,LINE,,4

```
LSEL,A,LINE,,9
LSEL,A,LINE,,10
LSEL,A,LINE,,11
LSEL,A,LINE,,12
LSEL,A,LINE,,15
LSEL,A,LINE,,16
LSEL,A,LINE,,18
LSEL,A,LINE,,19
LSEL,A,LINE,,21
LESIZE,ALL,,,dz1
LSEL,ALL

LSEL,S,LINE,,23
LSEL,A,LINE,,24
LSEL,A,LINE,,26
LSEL,A,LINE,,27
LESIZE,ALL,,,dz2
LSEL,ALL

LSEL,S,LINE,,1
LSEL,A,LINE,,2
LSEL,A,LINE,,5
LSEL,A,LINE,,14
LESIZE,ALL,,,dz3
LSEL,ALL

ALLSEL,ALL

! -----
! MAILLAGE DU STENT
! -----
```

TYPE,2

```
MSHAPE,0,2D
MSHKEY,0
AMESH,ALL

VOFFST,1,t
VOFFST,2,t
VOFFST,4,t
VOFFST,5,t
VOFFST,6,t
VOFFST,7,t
```

```

VOFFST,8,t
VOFFST,9,t

BTOL,0.1e-3      ! tolerance pour les opérations booléenne
VGLUE,ALL

VPLOT

LSEL,S,LOC,X,r_int+t/2
LESIZE,ALL,,,dr
LSEL,ALL

TYPE,1
MSHAPE,0,3D
MSHKEY,1
VSWEEP,ALL

! -----
! CRÉATION DU POINTEAU
! -----


TYPE,3
MAT,3
REAL,3

N,10000,0,0,long/2
N,10001,0,0,3*long + long/2
N,10002,0,0,6*long + long/2

TSHAP,CONE
E,10001,10000

TSHAP,CYLI
E,10001,10002

TSHAP,PILO
E,10000

! -----
! ROTATION DES NOEUDS DANS LE SYS. CYLINDRIQUE
! -----


CSYS,1
NSEL,ALL

```

```

NROTAT,ALL,ALL
NSEL,ALL

! -----
! CRÉATION DES ÉLÉMENTS CONTACT AU RAYON INTERNE DU STENT
! -----


TYPE,4
MAT,3
REAL,3

NSEL,S,LOC,X,r_int
ESURF

!ESEL,S,TYPE,,4
!/PSYMB,ESYS,1
EPLOT

ALLSEL,ALL
FINISH

/SOLU

NLGEOM,ON          ! prise en considération des larges déformations
CNVTOL,U,,0.001,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses
CNVTOL,F,,0.001,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses
NROPT,FULL,,OFF   ! Utilisation de l'option Newton-Raphson
OUTRES,ALL,LAST   ! enregistrer les valeurs finales de chaque "NSUBST"
NSUBST,5,100

! -----
! CONDITIONS FRONTIÈRES
! -----


! application des conditions de symétrie en -theta/2
NSEL,S,LOC,Y,-theta/2
DSYM,SYMM,Y,1
NSEL,ALL

! application des conditions de symétrie en theta/2
NSEL,S,LOC,Y,theta/2
DSYM,SYMM,Y,1
NSEL,ALL

```

```

! application des conditions frontières en Z sur un noeud
NSEL,S,LOC,Z,0
NSEL,R,LOC,X,r_int
NSEL,R,LOC,Y,0
D,ALL,UZ,0.0
NSEL,ALL

ALLSEL,ALL

! affichage des éléments
ESEL,S,TYPE,,1
/COLOR,ELEM,BLUE
ALLSEL,ALL

ESEL,S,TYPE,,3
/TRLCY,ELEM,1,ALL
ALLSEL,ALL
EPLOT

SAVE,D:\TRAVAIL\stent_mise-forme,DB

! -----
! CHARGEMENT
! -----
ALLSEL,ALL

*DO,chargement,0,4*long,4*long/75
  D,10000,UZ,-chargement
  SOLVE
*ENDDO

FINISH

SAVE,stent_mise-forme-07-1,DB

/POST1

! -----
! AFFICHAGE DES RÉSULTATS
! -----
RSYS,1
/DSCALE,,1

```

/EXPAND,(360/2)/theta,POLAR,FULL,,2\*theta,,2,POLAR,HALF,,theta/2,,,  
/REPLOT

/TRLCY,ELEM,0,ALL  
PLNS,S,EQV

/eof

## **ANNEXE 5**

### **Programme pour le déploiement du stent**

! Stent en NiTi avec anneau

- ! Appliquer une force pour diminuer le diamètre du stent.
- ! Poser les anneaux (EALIVE).
- ! Enlever la force pour mettre le stent en contact avec les anneaux.
- ! Un ballon rigide est utilisé pour simuler l'effet du gonflement.
- ! \*\*\* Pas d'interaction avec l'artère

- ! Éléments 3D (SOLID95) pour le stent
- ! Comportement du Nitinol : MELAS
- ! La courbe contrainte-déformation modélisée du Nitinol est une courbe moyenne entre la courbe de chargement et de déchargement.
- ! Sous-estimation au chargement, sur-estimation au déchargement

- ! Éléments 3D (SOLID186) pour les anneaux.
- ! Comportement du polyéthylène : MISO
- ! Le polyéthylène est modélisé comme un matériau isotrope .

- ! Le stent a un diamètre nominal initial de 4 mm.
- ! Il est diminué à un diamètre d'environ 1mm.
- ! Le ballon déploie ensuite le stent (et les anneaux).
- ! Le fluage permet au stent de se déployer d'avantage...

- ! Les anneaux sont installés aux l'extrémités du stent.
- ! Les anneaux se déplacent en Z avec le stent.

```

FINISH
/CLEAR
/FILNAME,stent-ann-flu,0
*AFUN,DEG
/GROPTS,VIEW,1

/CONFIG,NPROC,2

```

```

! -----
! AFFICHAGE
! -----

```

```

/TRIAD,LBOT
/AUTO
/COLOR,PBAK,ON,3
/PNUM,KP,1
/PBC,ALL,,1

```

```

/PREP7
/TITLE, Stent en Nitinol

! -----
! PARAMÈTRES : mm, MPa, N
! -----


pi=3.1415926

! paramètres du tube
long=2.75           ! longueur du cylindre
r_int= 0.5           ! rayon intérieur du tube
t_stent=0.1          ! épaisseur du tube
theta=20             ! angle considéré pour l'analyse

force=0.0213
nbre_incr_fr_appl=3
nbre_deincr_fr_appl=10

depl_ballon=0.7
incr_depl_ballon=0.025

! anneaux polymère
r_ann_in=0.7
r_ann_out=0.75
t_ann=r_ann_out-r_ann_in
long_ann=0.125
dist_ann=0.1          ! distance entre le bord du stent et le bord des anneaux

long_rallonge=0.3
ray_ann=0.03

! raffinement du maillage des anneaux

dr_ann=2
dz_ann=3
d_ann_arroondi=7
D_L1=3
D_L2=4

! BALLON GONFLABLE
r_ballon=0.55
long_ballon=long*1.1

```

```

! raffinement du maillage du ballon
dtheta_ballon=10
dz_ballon=15

! -----
! ÉLÉMENTS
! -----

ET,1,SOLID95           ! Pour le stent

ET,2,TARGE170

ET,3,CONTA174
KEYOPT,3,10,2

! paire de contact anneau-stent
R,3
RMODIF,3,3,10          ! Use the real constant FKN to define a normal contact
! stiffness factor
RMODIF,3,5,1e-1        ! Use the real constant ICONT to specify an initial
! closure factor

! paire de contact anneau-stent
R,4
RMODIF,4,3,10          ! Use the real constant FKN to define a normal contact
! stiffness factor
RMODIF,4,5,1e-1        ! Use the real constant ICONT to specify an initial
! closure factor

! paire de contact ballon-stent
R,5
RMODIF,5,3,10          ! Use the real constant FKN to define a normal contact
! stiffness factor
RMODIF,5,5,1e-1        ! Use the real constant ICONT to specify an initial
! closure factor

! paire de contact anneau-anneau
R,6
RMODIF,6,3,10          ! Use the real constant FKN to define a normal contact
! stiffness factor
RMODIF,6,5,1e-1        ! Use the real constant ICONT to specify an initial
! closure factor

```

```

! paire de contact anneau-anneau
R,7
RMODIF,7,3,10      ! Use the real constant FKN to define a normal contact
! stiffness factor
RMODIF,7,5,1e-1    ! Use the real constant ICONT to specify an initial
! closure factor

ET,5,SOLID186      ! pour les anneaux

ET,7,MESH200
KEYOPT,7,1,7

R,10

! -----
! MATÉRIAUX
! -----


TOFFST,273

! NITINOL
! Théorie multi-linéaire élastique (courbe mitoyenne) 22C et 37C

MPTEMP,,,,,,,

MPTEMP,1,22
MPTEMP,2,37
MPDATA,EX,1,,376/0.01
MPDATA,EX,1,,435/0.0107
MPDATA,PRXY,1,,0.3
MPDATA,PRXY,1,,0.3

TB,MELAS,1,2,8

TBTEMP,22
TBPT,DEFI,0,0
TBPT,DEFI,0.01,376
TBPT,DEFI,0.0117,413
TBPT,DEFI,0.014,428
TBPT,DEFI,0.04723,441
TBPT,DEFI,0.04981,449
TBPT,DEFI,0.05211,475
TBPT,DEFI,0.07174,1046

```

TBTEMP,37  
TBPT,DEFI,0,0  
TBPT,DEFI,0.0107,435  
TBPT,DEFI,0.0126,470  
TBPT,DEFI,0.0152,485  
TBPT,DEFI,0.0451,511  
TBPT,DEFI,0.0479,522  
TBPT,DEFI,0.0501,548  
TBPT,DEFI,0.0664,1046

!TBPLOT,MELAS,1

! Polyéthylène 8920 à 22C et 37C

MPTEMP,,,,,,,

MPTEMP,1,22  
MPTEMP,2,37  
MPDATA,EX,2,,23/0.0426  
MPDATA,EX,2,,16.94/0.037  
MPDATA,PRXY,2,,0.4  
MPDATA,PRXY,2,,0.4

TB,MISO,2,2,9

TBTEMP,22  
TBPT,DEFI,0,0  
TBPT,DEFI,0.0426,23  
TBPT,DEFI,0.0916,27.71  
TBPT,DEFI,0.1656,30.42  
TBPT,DEFI,1.147,47.3  
TBPT,DEFI,1.317,56.3  
TBPT,DEFI,1.468,67.9  
TBPT,DEFI,1.771,97.25  
TBPT,DEFI,2.617,221.1

TBTEMP,37  
TBPT,DEFI,0,0  
TBPT,DEFI,0.037,16.94  
TBPT,DEFI,0.088,20.2  
TBPT,DEFI,0.1656,21.5  
TBPT,DEFI,1.147,36.05  
TBPT,DEFI,1.317,42.21  
TBPT,DEFI,1.468,50

TBPT,DEFI,1.771,69  
TBPT,DEFI,2.841,162

!TB PLOT,MISO,2

! Fluage Polyéthylène à 37C

c1=9E-06  
c2=2.5  
C3=-0.87  
C4=0

TB,CREEP,2,1,4,6  
TBTEMP,37  
TBDATA,,C1,C2,C3,C4

! -----  
! GÉOMÉTRIE ET MAILLAGE DU STENT  
! -----

CSYS,0  
WPCSYS,,0

MAT,1  
TYPE,1  
REAL,10

/INPUT,n\_stent\_r-int\_apres\_mise-forme-07.txt  
CM,n\_r\_int,NODE  
CMSEL,U,n\_r\_int

/INPUT,n\_stent\_r-ext\_apres\_mise-forme-07.txt  
CM,n\_r\_ext,NODE  
CMSEL,U,n\_r\_ext

/INPUT,n\_stent\_r-moy\_apres\_mise-forme-07.txt  
CM,n\_r\_moy,NODE  
CMSEL,U,n\_r\_moy

ALLSEL,ALL

/INPUT,elem\_stent\_apres\_mise-forme-07.txt  
CM,elem\_stent,ELEM

```
CMSEL,U,n_r_int
CMSEL,U,n_r_ext
CMSEL,U,n_r_moy
CMSEL,U,elem_stent
```

```
FINISH
```

```
! -----
! GÉOMÉTRIE DES ANNEAUX EN POLYMÈRE
! -----
```

```
/AUX15
```

```
IOPTN,IGES,NODEFEAT
IOPTN,MERGE,YES
IOPTN,SOLID,NO
IOPTN,SMALL,NO
IOPTN,GTOLER,FILE
IGESIN,anneau-05-3.igs
```

```
FINISH
```

```
/PREP7
```

```
! -----
! MAILLAGE DES ANNEAUX EN POLYMÈRE
! -----
```

```
lplot
```

```
CSYS,1
wpcsys,,1
```

```
L,8,11
L,3,16
L,16,30
L,22,25
L,51,56
L,45,59
L,34,45
L,42,37
```

```
LDIV,1,0.5
LDIV,16,0.5
```

```
L,5,7
```

k,1000,0,0,long/2-dist\_ann-long\_ann-ray\_ann  
 k,1001,0,0,long/2-dist\_ann-long\_ann-long\_rallonge+ray\_ann  
 k,1002,0,0,long/2-dist\_ann+ray\_ann  
 k,1003,0,0,long/2-dist\_ann+long\_rallonge-ray\_ann  
 k,1004,0,0,long/2-dist\_ann-long\_ann/2

LARC,4,14,1000,r\_ann\_in  
 LARC,6,12,1001,r\_ann\_in  
 LARC,18,28,1002,r\_ann\_in  
 LARC,20,26,1003,r\_ann\_in  
 LARC,5,16,1004,r\_ann\_in

LARC,47,57,1000,r\_ann\_out  
 LARC,49,55,1001,r\_ann\_out  
 LARC,43,33,1002,r\_ann\_out  
 LARC,41,35,1003,r\_ann\_out  
 LARC,7,45,1004,r\_ann\_out

V,8,9,10,11,56,53,54,51  
 V,8,11,12,6,56,51,49,55  
 V,6,12,14,4,55,49,47,57  
 V,4,14,16,3,57,47,45,59  
 V,2,3,16,5,32,59,45,7  
 V,1,5,16,30,31,7,45,34  
 V,16,18,28,30,45,43,33,34  
 V,18,20,26,28,43,41,35,33  
 V,20,22,25,26,41,42,37,35  
 V,22,23,24,25,42,39,40,37

L,105,118  
 L,118,132  
 L,110,113  
 L,124,127  
 L,153,158  
 L,161,147  
 L,147,136  
 L,139,144

LDIV,52,0.5  
 LDIV,67,0.5

L,13,15

k,1005,0,0,-long/2+dist\_ann+long\_ann+ray\_ann  
 k,1006,0,0,-long/2+dist\_ann+long\_ann+long\_rallonge-ray\_ann  
 k,1007,0,0,-long/2+dist\_ann-ray\_ann  
 k,1008,0,0,-long/2+dist\_ann-long\_rallonge+ray\_ann  
 k,1009,0,0,-long/2+dist\_ann+long\_ann/2

LARC,106,116,1005,r\_ann\_in  
 LARC,108,114,1006,r\_ann\_in  
 LARC,120,130,1007,r\_ann\_in  
 LARC,122,128,1008,r\_ann\_in  
 LARC,13,118,1009,r\_ann\_in

LARC,159,149,1005,r\_ann\_out  
 LARC,151,157,1006,r\_ann\_out  
 LARC,135,145,1007,r\_ann\_out  
 LARC,137,143,1008,r\_ann\_out  
 LARC,15,147,1009,r\_ann\_out

V,124,125,126,127,144,141,142,139  
 V,122,124,127,128,143,144,139,137  
 V,122,128,130,120,143,137,135,145  
 V,120,130,132,118,145,135,136,147  
 V,118,132,103,13,147,136,133,15  
 V,13,104,105,118,15,134,161,147  
 V,118,105,106,116,147,161,159,149  
 V,116,106,108,114,149,159,157,151  
 V,108,110,113,114,157,158,153,151  
 V,110,111,112,113,158,155,156,153

VGLUE,ALL

LSEL,S,LINE,,	1
LSEL,A,LINE,,	5
LSEL,A,LINE,,	12
LSEL,A,LINE,,	52
LSEL,A,LINE,,	56
LSEL,A,LINE,,	63
LSEL,A,LINE,,	127
LSEL,A,LINE,,	128
LSEL,A,LINE,,	129
LSEL,A,LINE,,	130
LSEL,A,LINE,,	135
LSEL,A,LINE,,	138
LSEL,A,LINE,,	139

LSEL,A,LINE,,	140
LSEL,A,LINE,,	141
LSEL,A,LINE,,	148
LSEL,A,LINE,,	149
LSEL,A,LINE,,	150
LSEL,A,LINE,,	151
LSEL,A,LINE,,	156
LSEL,A,LINE,,	159
LSEL,A,LINE,,	160
LSEL,A,LINE,,	161
LSEL,A,LINE,,	162
LESIZE,ALL,,,dz_ann	
LSEL,ALL	
 LSEL,S,LINE,,	2
LSEL,A,LINE,,	4
LSEL,A,LINE,,	6
LSEL,A,LINE,,	8
LSEL,A,LINE,,	9
LSEL,A,LINE,,	11
LSEL,A,LINE,,	13
LSEL,A,LINE,,	15
LSEL,A,LINE,,	53
LSEL,A,LINE,,	55
LSEL,A,LINE,,	57
LSEL,A,LINE,,	59
LSEL,A,LINE,,	60
LSEL,A,LINE,,	62
LSEL,A,LINE,,	64
LSEL,A,LINE,,	66
LESIZE,ALL,,,d_ann_arro	ndi
LSEL,ALL	
 LSEL,S,LINE,,	103
LSEL,A,LINE,,	104
LSEL,A,LINE,,	105
LSEL,A,LINE,,	106
LSEL,A,LINE,,	107
LSEL,A,LINE,,	108
LSEL,A,LINE,,	115
LSEL,A,LINE,,	116
LSEL,A,LINE,,	117
LSEL,A,LINE,,	118
LSEL,A,LINE,,	119

LSEL,A,LINE,,	120
LSEL,A,LINE,,	142
LSEL,A,LINE,,	163
LESIZE,ALL,,,D_L1	
LSEL,ALL	
LSEL,S,LINE,,	3
LSEL,A,LINE,,	7
LSEL,A,LINE,,	10
LSEL,A,LINE,,	14
LSEL,A,LINE,,	54
LSEL,A,LINE,,	58
LSEL,A,LINE,,	61
LSEL,A,LINE,,	65
LESIZE,ALL,,,D_L2	
LSEL,ALL	
TYPE,7	
MAT,2	
REAL,10	
MSHAPE,0,2D	
MSHKEY,0	
ASEL,S,AREA,,	1
ASEL,A,AREA,,	7
ASEL,A,AREA,,	12
ASEL,A,AREA,,	17
ASEL,A,AREA,,	22
ASEL,A,AREA,,	27
ASEL,A,AREA,,	32
ASEL,A,AREA,,	37
ASEL,A,AREA,,	42
ASEL,A,AREA,,	47
ASEL,A,AREA,,	52
ASEL,A,AREA,,	58
ASEL,A,AREA,,	63
ASEL,A,AREA,,	68
ASEL,A,AREA,,	73
ASEL,A,AREA,,	78
ASEL,A,AREA,,	83
ASEL,A,AREA,,	88
ASEL,A,AREA,,	93
ASEL,A,AREA,,	98
AMESH,ALL	

```

MAT,2
TYPE,5
REAL,10
MSHAPE,0,3D
MSHKEY,1

LSEL,S,LOC,X,R_ANN_IN+T_ANN/2
LESIZE,ALL,,,DR_ANN
LSEL,ALL

VSWEEP,ALL

! -----
! CRÉATION DE GROUPES POUR LES NOEUDS ET ÉLÉMENTS DES ANNEAUX
! -----


NSEL,S,LOC,X,r_ann_in
CM,n_int_ann,NODE

NSEL,S,LOC,X,r_ann_out
CM,n_ext_ann,NODE

NSEL,S,LOC,X,r_int_ann,r_ann_out
CMSEL,U,n_ext_ann
CMSEL,U,n_int_ann
CM,n_moy_ann,NODE

CMSEL,U,n_moy_ann

CM,elem_ann,ELEM

! -----
! GÉOMÉTRIE DU BALLON ET MAILLAGE
! -----


CSYS,1
WPCSYS,,1

CSYS,1
WPCSYS,,1

K,10000,0,0,long_ballon/2
K,20000,0,0,-long_ballon/2

```

```

K,30000,r_ballon,THETA/2,long_ballon/2
K,40000,r_ballon,-THETA/2,long_ballon/2
K,50000,r_ballon,THETA/2,-long_ballon/2
K,60000,r_ballon,-THETA/2,-long_ballon/2

L,50000,60000
L,40000,60000
LARC,30000,40000,10000,r_ballon
LARC,50000,60000,20000,r_ballon

A,30000,50000,60000,40000

TYPE,2
REAL,5

! Maillage des lignes intérieures du ballon
LSEL,S,LOC,X,r_ballon
LSEL,R,LOC,Y,0
LESIZE,ALL,,dtheta_ballon
LSEL,ALL

LSEL,S,LOC,Z,0
LSEL,R,LOC,X,r_ballon
LESIZE,ALL,,dz_ballon
LSEL,ALL

MSHAPE,0,2D
MSHKEY,1

ASEL,S,LOC,X,r_ballon
AMESH,ALL
ESURF,,REVE

! -----
! CRÉATION DE GROUPES POUR LES NOEUDS ET ÉLÉMENTS DU BALLON
! -----


NSEL,S,LOC,X,r_ballon
CM,n_ballon,NODE

ALLSEL,ALL

```

! -----  
! ROTATION DES NOEUDS DANS LE SYS. CYLINDRIQUE  
! -----

CSYS,1  
NSEL,ALL  
NROTAT,ALL,ALL  
NSEL,ALL

! -----  
! ÉLÉMENTS DE CONTACT  
! -----

! élément target, surface extérieure du stent  
TYPE,2  
REAL,3  
MAT,1

CMSEL,S,n\_r\_ext  
NSEL,R,LOC,Z,long/3,long  
ESURF

ALLSEL,ALL

! élément contact, surface intérieure du cylindre extérieur  
TYPE,3  
REAL,3  
MAT,2

CMSEL,S,n\_int\_ann  
NSEL,R,LOC,Z,0,1.5\*long  
ESURF

ALLSEL,ALL

! ANNEAU NO. 2

! élément target, surface extérieure du stent  
TYPE,2  
REAL,4  
MAT,1

CMSEL,S,n\_r\_ext  
NSEL,R,LOC,Z,-long/3,-long

ESURF

ALLSEL,ALL

! élément contact, surface intérieure du cylindre extérieur

TYPE,3

REAL,4

MAT,2

CMSEL,S,n\_int\_ann

NSEL,R,LOC,Z,0,-1.5\*long

ESURF

ALLSEL,ALL

! STENT-BALLON

! élément contact, surface intérieure du stent

TYPE,3

REAL,5

MAT,1

CMSEL,S,n\_r\_int

ESURF

! CONTACT ANNEAU-ANNEAU Z+

! élément target, surface extérieure du stent

TYPE,2

REAL,6

MAT,2

ASEL,S,AREA,,4

ASEL,A,AREA,,8

ASEL,A,AREA,,13

ASEL,A,AREA,,18

NSLA,S,1

ESURF

ALLSEL,ALL

! élément contact, surface intérieure du cylindre extérieur

TYPE,3

REAL,6

MAT,2

ASEL,S,AREA,,38  
ASEL,A,AREA,,43  
ASEL,A,AREA,,48  
ASEL,A,AREA,,33  
NSLA,S,1  
ESURF

ALLSEL,ALL

! CONTACT ANNEAU-ANNEAU Z-

! élément target, surface extérieure du stent  
TYPE,2  
REAL,7  
MAT,2

ASEL,S,AREA,,96  
ASEL,A,AREA,,101  
ASEL,A,AREA,,86  
ASEL,A,AREA,,91  
NSLA,S,1  
ESURF

ALLSEL,ALL

! élément contact, surface intérieure du cylindre extérieur  
TYPE,3  
REAL,7  
MAT,2

ASEL,S,AREA,,66  
ASEL,A,AREA,,71  
ASEL,A,AREA,,59  
ASEL,A,AREA,,53  
NSLA,S,1  
ESURF

ALLSEL,ALL

ALLSEL,ALL  
FINISH

/SOLU

ANTYPE,STATIC  
 ! SOLCON,ON  
 NLGEOM,ON ! prise en considération des larges déformations  
 CNVTOL,U,,0.05,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses  
 CNVTOL,F,,0.01,,1 ! Sets convergence values for nonlinear analyses  
 AUTOTS,ON ! Auto Time Stepping  
 NSUBST,100,100,5,ON ! Lots of substeps, 5 to 100, start with 100  
 !NSUBST,5,100  
 NROPT,FULL,,OFF ! Utilisation de l'option Newton-Raphson  
 OUTRES,ALL,LAST ! enregistrer les valeurs finales de chaque "NSUBST"

! -----  
 ! CONDITIONS FRONTIÈRES  
 ! -----

! application des conditions de symétrie en -theta/2 pour le stent et le ballon  
 NSEL,S,LOC,Y,-theta/2  
 DSYM,SYMM,Y,1  
 NSEL,ALL

! application des conditions de symétrie en theta/2 pour le stent et le ballon  
 NSEL,S,LOC,Y,theta/2  
 DSYM,SYMM,Y,1  
 NSEL,ALL

! application des conditions frontières en Z sur un noeud du stent

CMSEL,S,n\_r\_int  
 NSEL,R,LOC,Z,0  
 D,ALL,UZ,0.0  
 NSEL,ALL

! -----  
 ! COUPLAGE DES NOEUDS DES ANNEAUX EN Z AVEC UN NOEUD DU STENT  
 !

NSEL,s,LOC,Y,-theta/2  
 NSEL,R,LOC,X,R\_ANN\_IN,R\_ANN\_OUT  
 NSEL,R,LOC,Z,1.00001\*(long/2-dist\_ann),0.99999\*(long/2-dist\_ann)  
 NSEL,A,NODE,,985  
 CP,1,UZ,ALL  
 ALLSEL,ALL

```

NSEL,S,LOC,Y,theta/2
NSEL,R,LOC,X,R_ANN_IN,R_ANN_OUT
NSEL,R,LOC,Z,1.00001*(-long/2+dist_ann),0.99999*(-long/2+dist_ann)
NSEL,A,NODE,,1051
CP,2,UZ,ALL
ALLSEL,ALL

```

allsel,all

!/PSYMB,ESYS,1

EPLOT

SAVE,stent-ann-flu,DB

! -----
! SUPPRESSION DES ANNEAUX, DES ÉLÉMENTS CONTACTS
! -----

```

ESTIF,1E-6      ! Specifies the matrix multiplier for deactivated elements.
ESEL,S,TYPE,,2
ESEL,A,TYPE,,3
ESEL,A,TYPE,,4
ESEL,A,TYPE,,5
ESEL,A,TYPE,,6
EKILL,ALL
ALLSEL,ALL

```

! -----
! CHARGEMENT, COMPRESSION DU STENT
! -----

! Appliquer une force pour diminuer le diamètre du stent.

```

TREF,22
TUNIF,22

```

RATE,OFF

```

/VIEW, 1 ,,,1
/REPLOT,RESIZE

```

ALLSEL,ALL

```

CSYS,1
WPCSYS,,1

NSEL,S,LOC,Y,theta/2
NSEL,A,LOC,Y,-theta/2
CMSEL,R,n_r_ext

*GET,nnoeud,NODE,,COUNT
force_appl=force/nnoeud

ALLSEL,ALL

*DO,chargement,0,force_appl,force_appl/nbre_incr_fr_appl
  NSEL,S,LOC,Y,theta/2
  NSEL,A,LOC,Y,-theta/2
  CMSEL,R,n_r_ext
  F,ALL,FX,-chargement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

! -----
! RÉSURRECTION DES ANNEAUX ET DES ÉLÉMENTS CONTACTS
! -----
! Poser les anneaux (EALIVE).

ESEL,S,TYPE,,2
ESEL,A,TYPE,,3
ESEL,A,TYPE,,4
ESEL,A,TYPE,,5
ESEL,A,TYPE,,6
EALIVE,ALL
ALLSEL,ALL

! -----
! CHARGEMENT, DÉCOMPRESSION DU STENT
! -----
! Enlever la force pour mettre le stent en contact avec les anneaux.

ALLSEL,ALL

CSYS,1
WPCSYS,,1

```

```

*DO,chargement,0,force_appl,force_appl/nbre_deincr_fr_appl
  NSEL,S,LOC,Y,theta/2
  NSEL,A,LOC,Y,-theta/2
  CMSEL,R,n_r_ext
  F,ALL,FX,-force_appl+chargement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

```

```

! -----
! INSERTION DU STENT DANS LE CORPS, AUGMENTATION DE
TEMPÉRATURE
! -----

```

```

TUNIF,37
SOLVE

```

```

! -----
! CHARGEMENT, GONFLEMENT DU BALLON
! -----

```

! Appliquer un déplacement sur les noeuds au rayon interne du ballon pour simuler l'effet de gonflement.

```

ALLSEL,ALL

```

```

CSYS,1
WPCSYS,,1

```

```

*DO,chargement,0,depl_ballon,incr_depl_ballon
  CMSEL,S,n_ballon
  D,ALL,UX,chargement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

```

```

! -----
! CHARGEMENT, DÉGONFLEMENT DU BALLON
! -----

```

! Appliquer un déplacement sur les noeuds au rayon interne du ballon pour simuler l'effet de gonflement.

```

ALLSEL,ALL

```

```

CSYS,1

```

```

WPCSYS,,1

*DO,chargement,0,depl_ballon,depl_ballon/10
  CMSEL,S,n_ballon
  D,ALL,UX,depl_ballon-changement
  ALLSEL,ALL
  SOLVE
*ENDDO

! -----
! FLUAGE
! -----

!AUTOTS,ON      ! Auto Time Stepping
!NSUBST,100,100,5,ON ! Lots of substeps, 5 to 100, start with 100

RATE,ON

*DO,temp,1000,10000,1000
  TIME,temp
  SOLVE
*ENDDO

*DO,temp,20000,100000,10000
  TIME,temp
  SOLVE
*ENDDO

*DO,temp,100000,2500000,200000
  TIME,temp
  SOLVE
*ENDDO

FINISH

/POST1

! -----
! AFFICHAGE DES RÉSULTATS
! -----
RSYS,1
/DSCALE,,1

```

```
/EXPAND,(360/2)/theta,POLAR,FULL,,2*theta,,2,POLAR,HALF,,theta/2,,  
/REPLOT
```

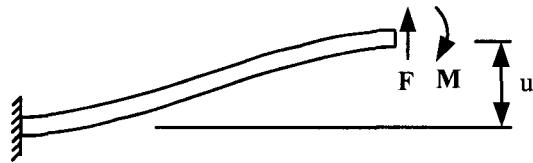
```
ESEL,S,TYPE,,1  
ESEL,A,TYPE,,5  
/TRLCY,ELEM,0,ALL  
PLNS,S,EQV
```

## **ANNEXE 6**

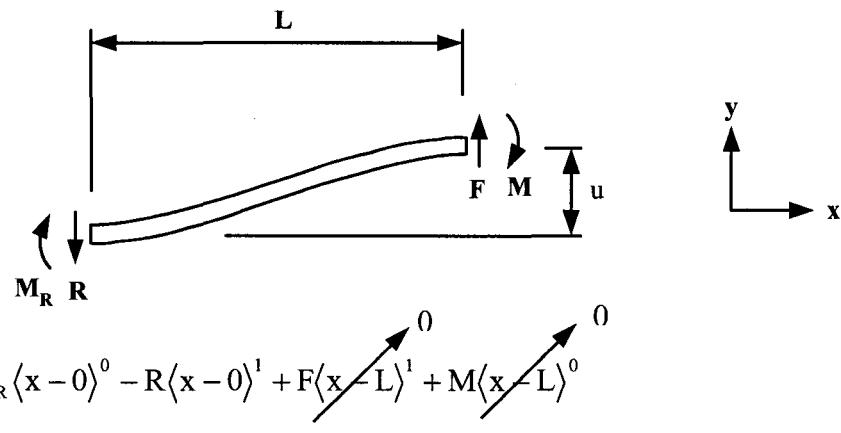
### **Calcul de la contrainte d'une poutre en flexion**

### Déflexion des poutres droites par la méthode de double intégration

Soit une poutre droite de longueur  $L$  ayant un moment d'inertie  $I$  et étant fabriquée avec un matériau dont le module d'élasticité est  $E$ . La poutre est encastrée à une extrémité et chargée avec une force et un moment à l'autre bout de façon à engendrer une flèche  $u$  et une rotation nulle.



#### Diagramme des corps libres :



$$\text{Puisque } \frac{M}{EI} = \frac{d^2v}{dx^2} \Rightarrow d^2v = \frac{M}{EI} dx^2$$

$$1^{\text{e}} \text{ intégration : } \frac{dv}{dx} = \int \frac{M}{EI} dx + C_1 = \theta$$

donc :

$$EI \theta(x) = M_R x^1 - \frac{R x^2}{2} + C_1$$

$$2^{\text{e}} \text{ intégration : } v = \int \int \frac{M}{EI} dx + C_1 x + C_2$$

donc :

$$EI v(x) = \frac{M_R x^2}{2} - \frac{R x^3}{6} + C_1 x + C_2$$

### Détermination des constantes d'intégration par les conditions frontières

$$\text{à } x = L \Rightarrow \theta = 0$$

$$EI \theta(x) = M_R x^1 - \frac{R x^2}{2} + C_1 \Rightarrow EI \cdot 0 = M_R L^1 - \frac{R L^2}{2} + C_1$$

$$\text{alors } C_1 = \frac{R L^2}{2} - M_R L$$

$$\text{à } x = L \Rightarrow v = u$$

$$EI v(x) = \frac{M_R x^2}{2} - \frac{R x^3}{6} + C_1 x + C_2 \Rightarrow EI \cdot u = \frac{M_R L^2}{2} - \frac{R L^3}{6} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L + C_2$$

$$\text{alors } C_2 = EI \cdot u - \frac{M_R L^2}{2} + \frac{R L^3}{6} - \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L$$

Donc, les équations de la pente et de la flèche deviennent :

$$EI \theta(x) = M_R x^1 - \frac{R x^2}{2} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right)$$

$$EI v(x) = \frac{M_R x^2}{2} - \frac{R x^3}{6} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) x + \left( EI \cdot u - \frac{M_R L^2}{2} + \frac{R L^3}{6} - \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L \right)$$

Il faut maintenant déterminer les valeurs de  $M_R$  et de  $R$  en fonction du déplacement  $u$ .

Sachant qu'à  $x = 0 \Rightarrow v = 0$  et  $\theta = 0$

$$EI \cdot v(x) = \frac{M_R x^2}{2} - \frac{R x^3}{6} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) x + \left( EI \cdot u - \frac{M_R L^2}{2} + \frac{R L^3}{6} - \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L \right)$$

$$\Rightarrow EI \cdot 0 = 0 - 0 + 0 + \left( EI \cdot u - \frac{M_R L^2}{2} + \frac{R L^3}{6} - \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L \right)$$

donc 
$$EI \cdot u = \frac{M_R L^2}{2} - \frac{R L^3}{6} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) L$$

$$EI \cdot \theta(x) = M_R x^1 - \frac{R x^2}{2} + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right) \Rightarrow EI \cdot 0 = 0 - 0 + \left( \frac{R L^2}{2} - M_R L \right)$$

donc 
$$\frac{R L^2}{2} - M_R L = 0$$

des deux derniers encadrés :

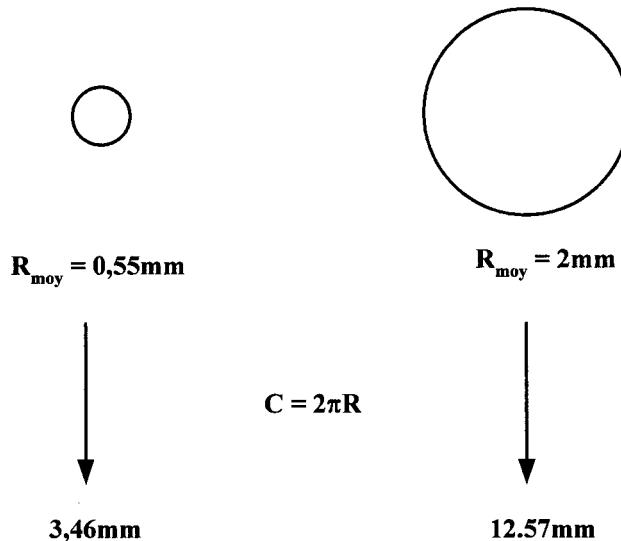
$$R = \frac{12EIu}{L^3}$$

$$M_R = \frac{6EIu}{L^2}$$

Connaissant maintenant les valeurs de  $M_R$  et de  $R$  en fonction de  $u$ , il est possible de calculer la variation de la contrainte dans la poutre à la fibre extrême.

### Calcul du $u$ .

Le stent passe d'un rayon moyen de 0.55mm à un rayon moyen de 2mm.



Le déplacement subit par chaque branche est la différence de circonference divisé par le nombre de branches. Comme le stent comporte 18 branches :

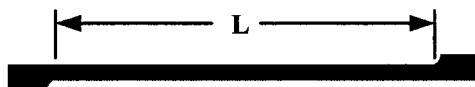
$$u = \frac{12,57 - 3,46}{18} = 0,506\text{mm}$$

Le module d'élasticité du Nitinol utilisé pour la comparaison de 30 643 MPa.

La section du stent est approximée comme une section rectangulaire de 0,1mm de large et de 0,082mm de haut. Donc, le moment d'inertie se calcule :

$$I = \frac{b h^3}{12} = \frac{0,1 \cdot 0,082^3}{12} = 4,6 \times 10^{-6} \text{ mm}^4$$

La longueur utilisée est de 2,2mm comme le présente la figure suivante.



À partir de ces donnés, il est possible de calculer :

$$R = 0,08038\text{N}$$

$$M_R = 0,088419 \text{ Nmm}$$

La contrainte en flexion à la fibre neutre peut être calculée ainsi :

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{(M_R - R \cdot x)c}{I} = \frac{(0,088419 - 0,08038 \cdot x)(0,082/2)}{4,6 \cdot 10^{-6}} \quad \text{MPa}$$

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Statistique Canada. (1999). Mortalité - Liste sommaire des causes, 1997.
- [2] National vital statistics reports. (2003). Deaths: Final Data for 2001 (Vol. 52).
- [3] Terriault, P., Brailovski, V., & Gallo, R. (2004). Balloon deployable stent and method of using the same. Canada: École de technologie supérieure, Institut de cardiologie de Montréal.
- [4] Heart center online. *About the heart*, [En ligne]. <http://www.heartcenteronline.com> (Consulté le 20 avril 2004)
- [5] Vuggaris-Médical. *Cœur (anatomie et fonctionnement)*, [En ligne]. <http://www.vulgaris-medical.net> (Consulté le 20 avril 2004)
- [6] Medecine plus. *Medical encyclopedia*, [En ligne]. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/encyclopedia.html> (Consulté le 21 avril 2004)
- [7] Heart center online. *Coronary artery disease & heart attack*, [En ligne]. <http://www.heartcenteronline.com> (Consulté le 21 avril 2004)
- [8] Kiemeneij, F., Serruys, P. W., Macaya, C., Rutsch, W., Heyndrickx, G., Albertsson, P., et al. (2001). Continued benefit of coronary stenting versus balloon angioplasty: five-year clinical follow-up of Benestent-I trial\*1. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(6), 1598-1603.
- [9] Rodriguez, A., Bernardi, V., Fernandez, M., Mauvecin, C., Ayala, F., Santaera, O., et al. (1998). In-Hospital and Late Results of Coronary Stents Versus Conventional Balloon Angioplasty in Acute Myocardial Infarction (GRAMI trial)\*1. *The American Journal of Cardiology*, 81(11), 1286-1291.
- [10] Nordmann, A. J., Hengstler, P., Leimenstoll, B. M., Harr, T., Young, J., & Bucher, H. C. (2004). Clinical outcomes of stents versus balloon angioplasty in non-acute coronary artery disease: A meta-analysis of randomized controlled trials. *European Heart Journal*, 25(1), 69-80.
- [11] Ashby, D. T., Dangas, G., Mehran, R., Lansky, A. J., Narasimhaiah, R., Iakovou, I., et al. (2002). Comparison of clinical outcomes using stents versus no stents after percutaneous coronary intervention for proximal left anterior descending

- versus proximal right and left circumflex coronary arteries. *The American Journal of Cardiology*, 89(10), 1162-1166.
- [12] Cantor, W. J., Hellkamp, A. S., Peterson, E. D., Zidar, J. P., Cowper, P. A., Sketch, J., Michael H., et al. (2001). Achieving optimal results with standard balloon angioplasty: can baseline and angiographic variables predict stent-like outcomes?\*1. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(7), 1883-1890.
  - [13] Scheller, B., Hennen, B., Severin-Kneib, S., Ozbek, C., Schieffer, H., & Markwirth, T. (2001). Long-term follow-up of a randomized study of primary stenting versus angioplasty in acute myocardial infarction. *The American Journal of Medicine*, 110(1), 1-6.
  - [14] Yock, C. A., Boothroyd, D. B., Owens, D. K., Garber, A. M., & Hlatky, M. A. (2003). Cost-effectiveness of bypass surgery versus stenting in patients with multivessel coronary artery disease\*1. *The American Journal of Medicine*, 115(5), 382-389.
  - [15] The SoS Investigators. (2002). Coronary Artery Bypass Surgery vs. Percutaneous Coronary Intervention With Stent Implantation in Patients With Multivessel Coronary Disease (the Stent or Surgery Trial): A Randomized Controlled Trial. *The Lancet*, 360(9338), 965-970.
  - [16] Reynolds, M. R., Neil, N., Ho, K. K. L., Berezin, R., Cosgrove, R. S., Lager, R. A., et al. (2003). Clinical and economic outcomes of multivessel coronary stenting compared with bypass surgery: A single-center US experience\*1. *American Heart Journal*, 145(2), 334-342.
  - [17] Mazighi, M., Gouëffic , Y., Scheuble, A., & Feldman , L. J. (2004). Prévention des resténoses intrastent: vers un traitement in situ. *Médecine sciences*, 20(1), 98-104.
  - [18] Centre hospitalier universitaire de Besançon. *Prévention de la resténose post-angioplastie par irradiation intra-coronaire*, [En ligne]. <http://www.besancon-cardio.net/> (Consulté le 21 avril 2004)
  - [19] Tamai, H., Igaki, K., Kyo, E., Kosuga, K., Kawashima, A., Matsui, S., et al. (2000). Initial and 6-Month Results of Biodegradable Poly-l-Lactic Acid Coronary Stents in Humans. *Circulation*, 102(4), 399-404.
  - [20] Lenker, J. A., Cox, B. J., Evans, M. A., & Weinberg, S. (1998). Limited expansion endoluminal prothesis and methods for their use, *United states patent*. États-Unis: Medtronic inc.

- [21] Gilligan, S., & O'Brien, B. (2003). Stent with controlled expansion, *United states patent*. États-Unis: SciMed Life Systems inc.
- [22] Kocur, G. J. (2002). Stent with temporary retaining bands, *United states patent*. États-Unis: SciMed Life Systems inc.
- [23] Duerig, T., Pelton, A., & Stockel, D. (1999). An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering A*, 273-275, 149-160.
- [24] Duerig, T. W., Pelton, A. R., & Stockel, D. (1998). *Use of superelasticity in medicine*. Paper presented at the Proceedings of the 1996 International Conference on Displacive Phase Transformations and their Applications in Materials Engineering, May 8-9 1996, Urban, IL, USA.
- [25] Pelton, A. R., Stockel, D., & Duerig, T. W. (2000). Medical uses of Nitinol. *Materials Science Forum Proceedings of the 1999 International Symposium and Exhibition on Shape Memory Materials (SMM'99), May 19-May 21 1999*, 327-328, 63-70.
- [26] Brailovski, V., Prokoshkin, S., Terriault, P., & Trochu, F. (2003). Shape memory alloys : fundamentals, modeling and applications. 844.
- [27] Patoor, E., & Berveiller, M. (1994). *Technologies des alliages à mémoire de forme* (Hermès ed.). Paris.
- [28] Otsuka, K., & Wayman, C. M. (1998). *Shape memory materials* (University Press ed.). Cambridge.
- [29] G'Sell, C., & J-M., H. (1995). *Introduction à la mécanique des polymères*. Vandoeuvre lès Nancy: Institut National Polytechnique de Lorraine.
- [30] ANSYS Inc. (2002). *ANSYS 6.1 documentation*.
- [31] American society for testing and materials. (2000). *Standard test method for tensile properties of plastic (ASTM D 638-00)*.
- [32] G'sell, C., & Jonas, J. J. (1979). Determination of the plastic behaviour of solid polymers at constant true strain rate. *Journal of Materials Science*, 14(3), 583-591.
- [33] Spathis, G., & Kontou, E. (1998). Experimental and theoretical description of the plastic behaviour of semicrystalline polymers. *Polymer*, 39(1), 135-142.

- [34] G'Sell, C., Hiver, J. M., Dahoun, A., & Souahi, A. (1992). Video-controlled tensile testing of polymers and metals beyond the necking point. *Journal of Materials Science*, 27(18), 5031-5039.
- [35] Meyer, R. W., & Pruitt, L. A. (2001). The effect of cyclic true strain on the morphology, structure, and relaxation behavior of ultra high molecular weight polyethylene. *Polymer*, 42(12), 5293-5306.
- [36] Trantina, G., & Nimmer, R. (1994). *Structural analysis of thermoplastic components*. New York.
- [37] Nimmer, R. P., & Miller, L. C. (1984). Neck propagation in tensile tests: A study using rate-independant, strain hardening plasticity. *Journal of applied mechanics*, 51, 759-765.
- [38] Nimmer, R. P. (1987). Predicting large strain deformation of polymers. *Polymer engineering and science*, 27, 16-24.
- [39] Nimmer, R. P. (1987). An analytic study of tensile and puncture test behaviour as a function of large-strain properties. *Polymer engineering and science*, 27, 263-270.
- [40] Causse, P. (En cours). *Titre non défini*. École polytechnique de montréal, Montréal.
- [41] Chua, S. N. D., Mac Donald, B. J., & Hashmi, M. S. J. (2002). Finite-element simulation of stent expansion. *Journal of Materials Processing Technology*, 120(1-3), 335-340.
- [42] David Chua, S. N., Mac Donald, B. J., & Hashmi, M. S. J. (2003). Finite element simulation of stent and balloon interaction. *Journal of Materials Processing Technology*, 143-144, 591-597.
- [43] Dumoulin, C., & Cochelin, B. (2000). Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1461-1470.
- [44] Etave, F., Finet, G., Boivin, M., Boyer, J.-C., Rioufol, G., & Thollet, G. (2001). Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 34(8), 1065-1075.
- [45] Migliavacca, F., Petrini, L., Colombo, M., Auricchio, F., & Pietrabissa, R. (2002). Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method. *Journal of Biomechanics*, 35(6), 803-811.

- [46] Petrini, L., Migliavacca, F., Auricchio, F., & Dubini, G. (2004). Numerical investigation of the intravascular coronary stent flexibility. *Journal of Biomechanics*, 37(4), 495-501.
- [47] Tan, L. B., Webb, D. C., Kormi, K., & Al-Hassani, S. T. S. (2001). A method for investigating the mechanical properties of intracoronary stents using finite element numerical simulation. *International Journal of Cardiology*, 78(1), 51-67.
- [48] Campbell, R., Tseng, D. Y., Squire, J. C., & Edelman, E. R. (1999). Balloon-artery interactions during stent placement. A finite element analysis approach to pressure, compliance, and stent design as contributors to vascular injury. *Circulation research*, 84, 378-383.
- [49] Whitcher, F. D. (1997). Simulation of in vivo loading conditions of nitinol vascular stent structures. *Computers & Structures*, 64(5-6), 1005-1011.
- [50] Whitcher, F. D. (1997). *A finite element treatment of the in-vivo loading conditions of NiTi vascular stent and graft structures*. Paper presented at the Proceeding of the second international conference on shape memory and superelastic technologies, Asilomar Conference center, Pacific Grove, Californie, États-Unis.
- [51] Pelton, A. R., Rebelo, N., Duerig, T. W., & Wick, A. (1994). *Experimental and FEM analysys of the bending behavior of superelastic tubing*. Paper presented at the Proceeding of the first international conference on shape memory and superelastic technologies, Asilomar Conference center, Pacific Grove, Californie, États-Unis.
- [52] Perry, M. D., & Chang, R. T. (1997). *Finite element analysis of Ni-Ti alloy stent deployment*. Paper presented at the Proceeding of the second international conference on shape memory and superelastic technologies, Asilomar Conference center, Pacific Grove, Californie, États-Unis.
- [53] Trochu, F., & Terriault, P. (1997). *Finite element stress analysis of a shape memory medical stent*. Paper presented at the Proceeding of the second international conference on shape memory and superelastic technologies, Asilomar Conference center, Pacific Grove, Californie, États-Unis.
- [54] Poncin, P., Ferrier, D., Loshakove, A., Proft, J., & Meyer-Kobbe, C. (2000). *Nitinol self-expanding tubular devices: A tool to select the proper tubing size for the needs of the application*. Paper presented at the Proceeding of the third international conference on shape memory and superelastic technologies, Asilomar Conference center, Pacific Grove, Californie, États-Unis.
- [55] Serruys, P. W. (1997). *Handbook of coronary stents*. London: Martin Dunitz Ltd.

- [56] Boston Scientific. (1999). SCIMED RADIUS STENT with single operator exchange DELIVERY SYSTEM; Instruction for use (pp. 103). Galway.
- [57] ANSYS Inc. (2001). *ANSYS basic structural nonlinearities Training manual and workshop supplement release 6.0*.
- [58] ANSYS Inc. (2001). *ANSYS advanced structural nonlinearities Training manual and workshop supplement release 6.0*.