

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

présenté par

MORCELI Ouissam

pour l'obtention du diplôme de Master en Electronique

Spécialité : Microélectronique

Thème

Etude et Simulation d'un AMF appliqué a un stent médical

Proposé par : Mr. BOUNEMRI Ammar

Année Universitaire 2019-2020

ملخص :

العمل المقدم في هذه الأطروحة عبارة عن دراسة في شكل محاكاة لسبائك ذاكرة الشكل (SMA) المكونة من مواد النيكل والتيتانيوم NiTi. تم عمل المحاكاة باستخدام برنامج Comsol 5.4. ركزت المحاكاة على هيكل الدعامة المستخدمة في المجال الطبي. تم تعديل العديد من معلمات هذا الهيكل للحصول على نتائج على جزء الحجم في مارتينسيت ، والحمل المطلوب دعمه وسلوك الهيكل في درجات حرارة الجسم المنخفضة والعالية.

كلمات المفاتيح : سبائك ذاكرة الشكل; مواد النيكل والتيتانيوم NiTi ; الدعامة.

Résumé :

Le travail présenté dans ce mémoire est une étude sous forme de simulation d'un alliage à mémoire de forme (AMF) formé par les matériaux Nickel et Titane le NiTi. Le travail de simulation a été fait en utilisant le logiciel Comsol 5.4. La simulation a porté sur la structure d'un stent utilisé dans le domaine médical. Plusieurs paramètres de cette structure ont été modifiés permettant d'avoir des résultats sur la fraction volumique en martensite, la charge à supporter et le comportement de la structure à basse et haute température corporel.

Mots clés : alliage à mémoire de forme (AMF), matériaux Nickel et Titane le NiTi, stent.

Abstract :

The work presented in this thesis is a study in the form of simulation of a shape memory alloy (SMA) formed by the materials Nickel and Titanium NiTi. The simulation work was done using Comsol 5.4 software. The simulation focused on the structure of a stent used in the medical field. Several parameters of this structure have been modified to obtain results on the volume fraction in martensite, the load to be supported and the behavior of the structure at low and high body temperatures.

Keywords : shape memory alloy (SMA) , materials Nickel and Titanium NiTi , stent

Remerciements

Je remercie Allah tout-puissant de m'avoir donné le courage, la volonté et la patience pour réaliser ce présent travail.

*Mes sincères remerciements et mes profondes reconnaissances vont spécialement à mon encadreur Mr **AMAR BOUNEMRI** pour sa disponibilité, son aide, sa précieuse directive, son dévouement, Ses qualités humaines et scientifiques, sa patience, ses conseils généraux et pour la qualité de son encadrement aussi bien technique que morale, qui me permis de mener à terme ce projet de fin d'études. MERCI.*

Je veux remercier :

- Les membres du jury d'avoir accepté d'examiner et d'apprécier Mon travail.*
- Que ma mère et mon père, mon mari, mes sœurs et mes frères trouvent ici Mes chaleureux remerciements pour leurs diverses aides.*
- mon fils, qui m'a donné sa présence plus de volonté.*
- Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin Au bon déroulement de ce travail. .*

Table des matières

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I Introduction aux alliages à mémoire de forme

I.1 Introduction	2
I.2 Le cycle de transformation.....	3
I.2.1 Définitions.....	3
I.2.2 Martensite twinned (jumelée) et martensite detwinned (detwinnée ou tissée).....	5
I.2.3 Courbe contrainte – déformation.....	6
I.3 Les effets de mémoire de forme.....	7
I.3.1 Effet de mémoire à sens unique.....	8
I.3.2 Effet mémoire bidirectionnel.....	8
I.3.3 L'effet pseudo élasticité.....	9
I.4 Domaines d'application des AMF.....	10
I.5 Conclusion.....	10

Chapitre II Modélisation d'un stent auto-expansible en AMF

II.1 Introduction.....	11
II.2 Le pourquoi d'un stent en AMF.....	11
II.3 Matériau utilisé dans la modélisation du stent.....	12
II.4 Etapes de modélisation de la structure définissant le stent étudié.....	13
II.4.1 La structure du bras.....	13
II.4.2 Le secteur.....	13
II.4.3 L'étage.....	14
II.4.4 La structure finale du stent et ses composants.....	15
II.5 Modèle théorique de l'AMF.....	15
II.6 Conclusion.....	17

Chapitre III

Analyse des résultats de simulation du stent

III.1 Introduction.....	18
III.2 Analyse initiale du stent.....	18
III.2.1 Contrainte agissante sur le matériau.....	18
III.2.2 Influence de la longueur du stent sur la contrainte agissante sur le matériau.....	21
III.2.2.1 Longueur du stent croissante.....	21
III.2.2.2 Longueur du stent décroissante.....	22
III.3 Courbe contrainte supporte par le stent en fonction de la température.....	23
III.4 Courbe fraction volumique de martensite en fonction de la température.....	25
III.5 Influence du nombre d'étages du stent sur ses caractéristiques.....	27
III.6 Influence du nombre de secteurs par étage du stent sur se caractéristiques.....	28
III.7 Etude des AMF CuZnAl et CuAlNi.....	29
III.8 Conclusion.....	30
Conclusion générale	31

Listes des acronymes et abréviations

AMF: Les alliages à mémoire de forme

Ni-Ti : nickel-titane

ξ : la fraction volumique de martensite

α : l'angle d'ouverture des deux bras

Ns : le nombre du secteur

σ : le tenseur de contrainte total

T : le champ de température

ϵ_{tr} : le tenseur de déformation de transformation

c : la capacité thermique à pression constante

s_0 : l'entropie spécifique à l'état de référence

S : la matrice de conformité

ϵ_{th} : le tenseur de déformation thermique

u_0 : l'énergie interne spécifique à l'état de référence

f (ξ) : la fonction de solidification de la transformation

Λ : le tenseur de transformation normalisé

state variable pload : la pression Kpa

isovaleurs : martensite volumique fraction

para : Le facteur paramètre thermique

Liste des figures :

Chapitre I

Figure I.1 : Expérience de mémorisation de forme sur un AMF.....	2
Figure I.2 : cycle de transformation sans charge mécanique.....	4
Figure I.3 : Différentes phases d'un AMF.....	5
Figure I.4 : Martensite twinned (jumelée) et martensite detwinned (detwinnée ou tissée).....	6
Figure I.5 : Courbe contrainte – déformation.....	6
Figure I.6 : Effet mémoire unidirectionnel et bidirectionnel.....	8
Figure I.7 : étapes de la pseudo élasticité d'un AMF.....	9

Chapitre II

Figure II.1 : Procédure de déploiement d'un stent a ballon dans une artère.....	11
Figure II.2 : Divers stents auto-expansibles à mémoire de forme.....	12
Figure II.3 : Le bras composant du stent.....	13
Figure II.4 : Bras principaux assembles en opposition pour former le secteur.....	13
Figure II.5 : Structure d'un étage du stent comprenant dix-huit secteurs.....	14
Figure II.6 : Ecartement de l'angle α en fonction de N_s	14
Figure II.7 : Forme final d'un stent a quatre étages dix-huit secteurs.....	15

Chapitre III

Figure III.1 : Contrainte et fraction volumique de martensite dans le cas du sertissage du stent.....	18
Figure III.2 : Stent comprimé.....	19
Figure III.3 : Contrainte dans le cas d'une extension du stent.....	20
Figure III.4 : Stent en extension.....	20
Figure III.5 : Contrainte et fraction volumique de martensite lors de la compression du stent de longueur 2 mm.....	22

Figure III.6 : Contrainte lors de l'extension du stent de longueur 2 mm.....	23
Figure III.7 : Variation de la charge induite par l'artère sur le stent, de longueur 2.4 mm , en fonction de la température.....	23
Figure III.8 : Variation de la charge induite par l'artère sur le stent, de longueur 2 mm , en fonction de la température.....	24
Figure III.9 : Zoom sur le point de changement de courbure du stent de longueur 2.4 mm	24
Figure III.10 : Zoom sur le point de changement de courbure du stent de longueur 2 mm.....	25
Figure III.11 : fraction volumique de martensite en fonction de la température pour un stent de longueur égale à 2.4 mm.....	26
Figure III. 12 : fraction volumique de martensite en fonction de la température pour un stent de longueur égale à 2 mm.....	26
Figure III.13 : Contrainte et fraction volumique de martensite dans le cas du sertissage du stent à deux étages.....	27
Figure III.14 : Stent a deux étages compressé – configuration d'un étage.....	27
Figure III.15 : Fraction volumique de martensite (14 secteurs).....	28
Figure III.16 : Variation de la charge (14 secteurs).....	28
Figure III.17 : Fraction volumique de martensite (26 secteurs).....	28
Figure III.18 : Variation de la charge (26 secteurs).....	28
Figure III.19 : Variation de charge en fonction de la température et comportement de la structure du AMF CuZnAl a basse température (parath = 2).....	29
Figure III.20 : Variation de charge en fonction de la température et comportement de la structure du AMF CuAlNi a basse température (parath = 2).....	29

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1 : Domaines et applications des AMF.....10

Chapitre III

Tableau III.1: Contrainte lors de la compression et l'extension de stent pour
louangeur croissent.....21

Les alliages à mémoire de forme (AMF) constituent un groupe de matériaux métalliques. De nos jours ils font partie intégrante des études tant dans le domaine microélectronique, de par leur taille de plus en plus miniaturisée, que mécanique. Ils sont capables de récupérer une longueur ou une forme préalablement définie lorsqu'ils sont soumis à une charge thermomécanique appropriée. Lorsqu'il existe une limitation de la reprise de forme, ces alliages favorisent des forces de restitution élevées. En raison de ces propriétés, il existe un grand intérêt technologique dans l'utilisation de l'AMF pour différentes applications. Bien qu'une variété relativement large d'alliages présente l'effet de mémoire de forme, seuls ceux qui peuvent récupérer d'une grande quantité de déformation ou générer une force de restitution expressive présentent un intérêt commercial. Les alliages à base de Ni-Ti et de Cu, tels que Cu-Zn-Al et CuAl-Ni (1), sont particulièrement importants parmi eux. Les SMA à base de Ni-Ti sont les alliages les plus fréquemment utilisés dans les applications commerciales car ils combinent de bonnes propriétés mécaniques avec une mémoire de forme. C'est dans cette vision (application commerciale : domaine médical) que s'inscrit l'étude faite dans ce mémoire. Il s'agit de simuler le comportement structural d'un stent médical en utilisant pour cela un logiciel adéquat. Par adéquat, on sous entend un logiciel qui permet de faire des simulations tout en utilisant un ensemble de combinaisons d'équations régissant le comportement du matériau dans le domaine mécanique et thermique. Le logiciel utilisé dans ce cadre est le logiciel Comsol version 5.4. Pour cela l'étude proposée dans ce mémoire est divisée en trois chapitres :

- Le premier chapitre intitulé : « Introduction aux alliages a mémoire de forme », est un aperçu sur les caractéristiques principales définissant les AMF.
- Le deuxième chapitre intitulé : « modélisation d'un stent auto-expansible en AMF », présente la modélisation en terme de structure du stent utilise sous logiciel Comsol.
- Le troisième chapitre intitulé: « Analyse des résultats de simulation du stent ». Dans ce chapitre des résultats de simulation sont illustres et analyses.
- Une conclusion générale.

Chapitre I

Chapitre II

Chapitre III

Conclusion générale

Introduction générale

III.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de pouvoir comprendre le comportement du stent, construit, lorsqu'il est introduit dans le corps humain (artère en générale). Certaines caractéristiques, telles que la longueur du bras, le nombre de secteurs et le nombre d'étages de la structure seront modifiées puis simulées afin de voir si elles ont une influence sur les principales fonctions qui sont étudiées et qui sont :

- Contrainte agissant sur le matériau.
- Fraction volumique de martensite.
- Courbe de variation Pression/ Température.
- La contrainte au niveau de toute la structure stent.
- La transformation du stent tout au long de la variation de température.

Le stent est introduit dans le corps humain, donc il sera soumis à une variation de température. Dans ce cas la l'étude, de l'AMF, portera sur ce qu'on appelle une extension thermique. On utilisera pour ce fait, c'est-à-dire, pour faire varier la température d'une valeur basse température (-30°C) a une valeur haute température (40°C) un paramètre de variation thermique (paramètre thermique) qu'on notera par abréviation, dans les analyses, parth.

III.2 Analyse initiale du stent

Le stent étudié comporte 4 étages et dix-huit secteurs (Figure II.7). Sa longueur (ou hauteur) est de 2.4 mm. On considèrera cette structure comme étant la structure initiale qui subira les changements relatifs aux composants du stent.

III.2.1 Contrainte agissante sur le matériau

Les figures III.1 et figure III.3, ci-dessous montrent respectivement l'existence de la contrainte et la fraction volumique de martensite. La figure III.1 simule le stent pour une valeur du paramètre parth = 2 (sertissage) et la figure III.3 simule le stent pour une valeur du paramètre parth = 0 (extension).

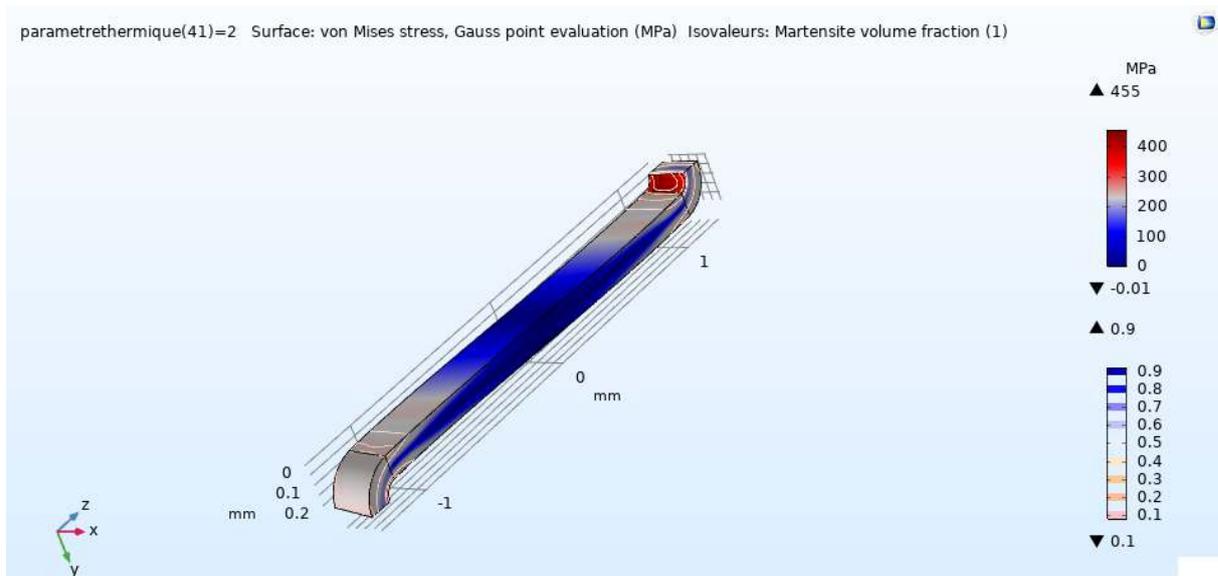


Figure III.1 : Contrainte et fraction volumique de martensite dans le cas du sertissage du stent.

On remarque, dans le cas de la figure III.1 :

- que la contrainte est concentrée (valeur maximale) au niveau de la face interne du coude.
- Les emplacements où la contrainte est maximale sont les emplacements où la fraction volumique de martensite est également la plus élevée c'est ce qu'on peut constater en se basant sur les lignes thermiques.
- L'existence d'un pourcentage de la fraction volumique de martensite (0.9), montre bien que ces opérations se déroulent a basse température .
Néanmoins on peut faire la remarque suivante : dans le cas de l'existence d'une fraction volumique de martensite non nulle, cela signifie que la transformation s'est produite et qu'il reste alors une contrainte résiduelle (ceci doit se produire à haute température).
- Dans ce cas, $\text{parth} = 2$, le stent est sous la forme « compressé » (sertissage) au diamètre de l'artère. L'image (Figure III.2) d'un étage, montre bien l'aspect du stent « compressé ». La face interne des coudes subit une contrainte de l'ordre de 450 MPa.

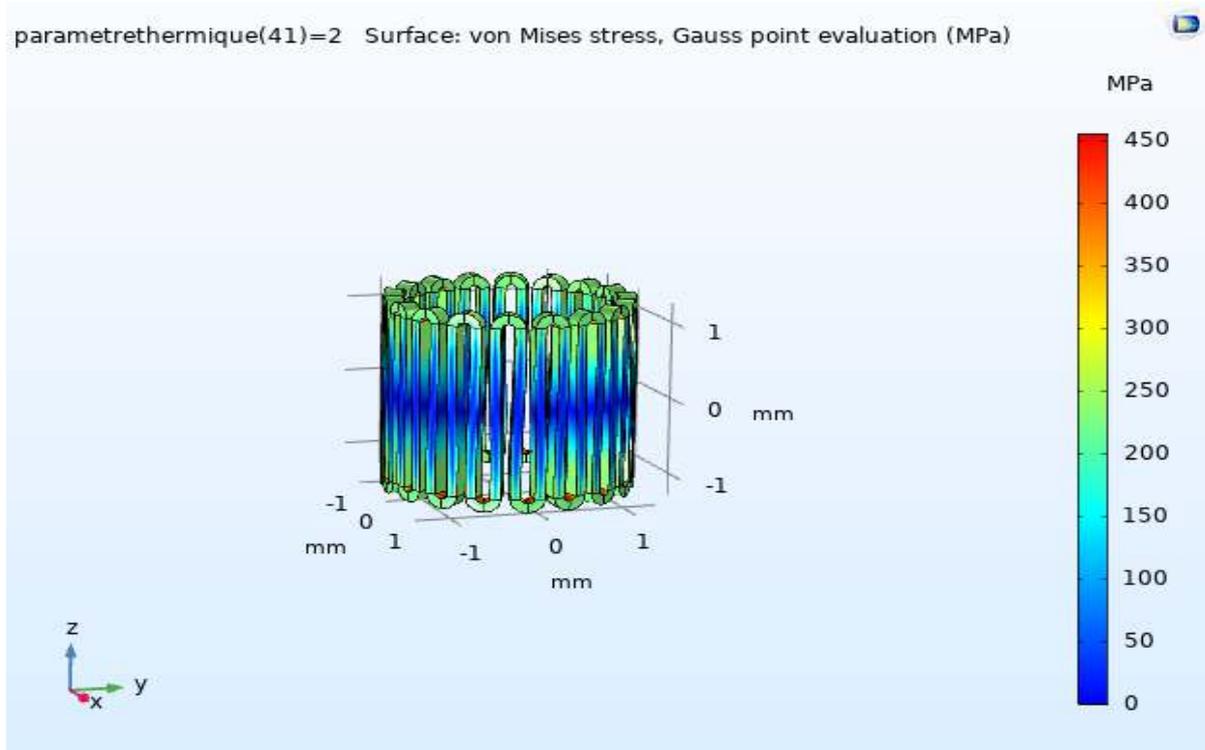


Figure III.2 : Stent compressé

Les résultats de simulation pour la valeur $\text{parth} = 0$ (Figure III.3 – III-4) montrent bien que :

- Le stent est dans un cas d'extension, son diamètre a augmenté.
- La valeur de la contrainte au niveau de la face interne du coude est faible (3.10^{-13} MPa).
- Il n'y a pratiquement pas d'existence d'une phase martensite, l'opération se déroule à l'intérieur du corps humain dans un environnement à haute température (37°C). Le matériau est dans une phase austénite (du moins à un pourcentage élevé, proche de 1).
- En raison de basse température de fonctionnement, le matériau se transforme partiellement de l'austénite en martensite phase à de faibles niveaux de stress. Lorsque le stent est inséré dans l'artère, sa température augmente à la température du corps humain. Ensuite, la limite d'élasticité augmente de sorte que la force appliquée par le stent sur la paroi interne de l'artère augmente.

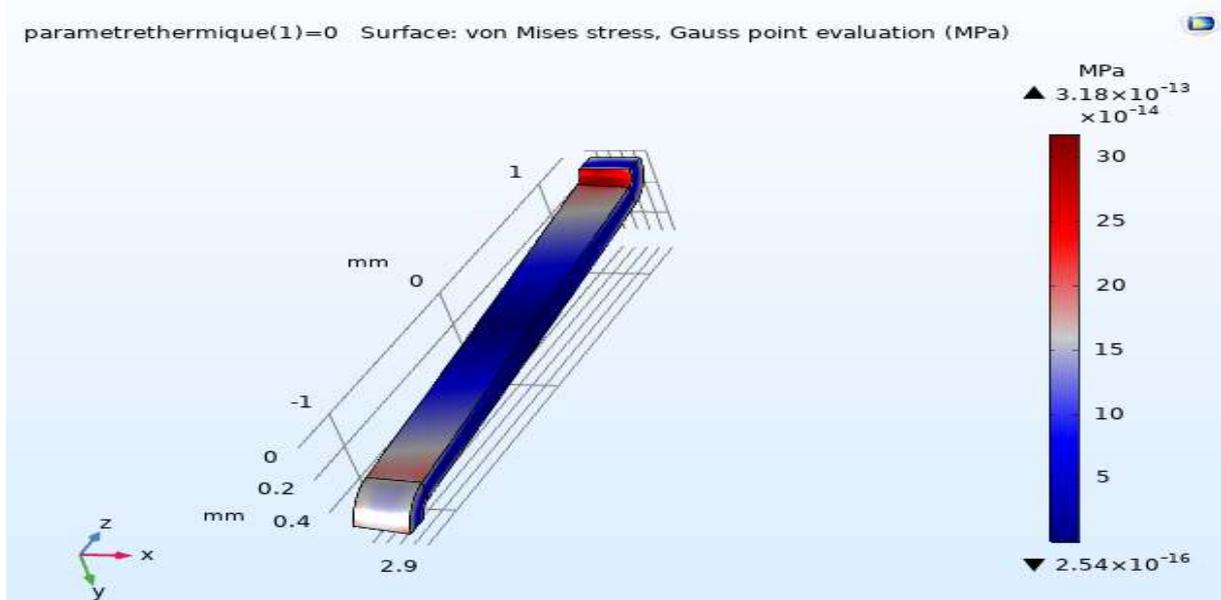


Figure III.3 : Contrainte dans le cas d'une extension du stent.

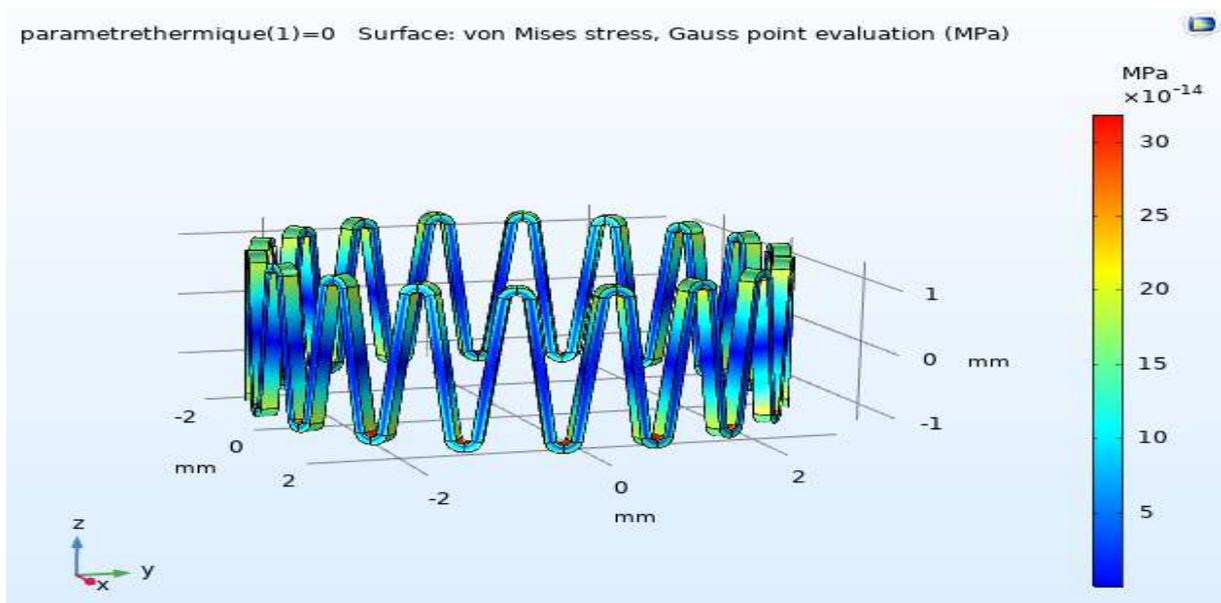


Figure III.4 : Stent en extension

III.2.2 Influence de la longueur du stent sur la contrainte agissante sur le matériau.

III.2.2.1 Longueur du stent croissante.

Dans cette partie de simulation, seule la longueur du stent est modifiée (augmentée). L'étude porte sur la contrainte agissante sur le matériau. Les résultats de la simulation sont reportés dans le tableau suivant :

Longueur du stent (mm)	parth = 2 (compression du stent)	parth = 0 (extension du stent)
3		
4		
5		

Tableau III.1: Contrainte lors de la compression et l'extension de stent pour longueur croissent.

Les résultats, dans les deux cas, $\text{parth} = 2$ ou $\text{parth} = 0$, montrent que la contrainte sur le matériau diminue. Dans le cas $\text{parth} = 2$ et pour une longueur de stent égale à 5 mm, la transformation martensite a tendance à « disparaître » (le logiciel n'attribuant aucun résultat quant au pourcentage de martensite).

Dans le cas $\text{parth} = 0$, le fait que la contrainte diminue sur le bras, quand la longueur de ce dernier augmente entraîne aussi que la rigidité est en diminution, et par contre ceci entraîne aussi une diminution de la contrainte appliquée par le stent sur la paroi interne de l'artère. Le fait donc d'augmenter la longueur du bras fait que la contrainte que peut appliquer le bras (sur l'artère) diminue. C'est le principe même d'un élastique, tire à fond il peut supporter plus de charge. Laisser mou il ne peut « rien » supporter.

III.2.2.2 Longueur du stent décroissante.

Dans le cas d'une étude pour des longueurs de stent décroissantes, les figures III-5 et III-6 illustrent les valeurs de la contrainte sur le stent pour une longueur de stent égale à 2 mm. Ces résultats confirment effectivement que si la longueur du stent diminue, la contrainte, pour les deux cas extension et compression du stent, augmente.

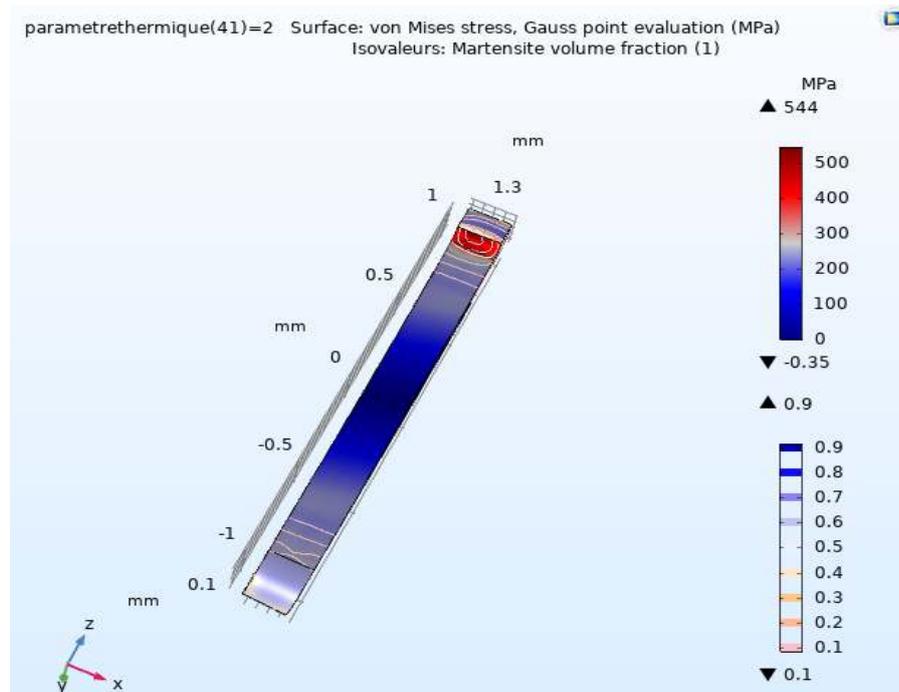


Figure III.5 : Contrainte et fraction volumique de martensite lors de la compression du stent de longueur 2 mm.

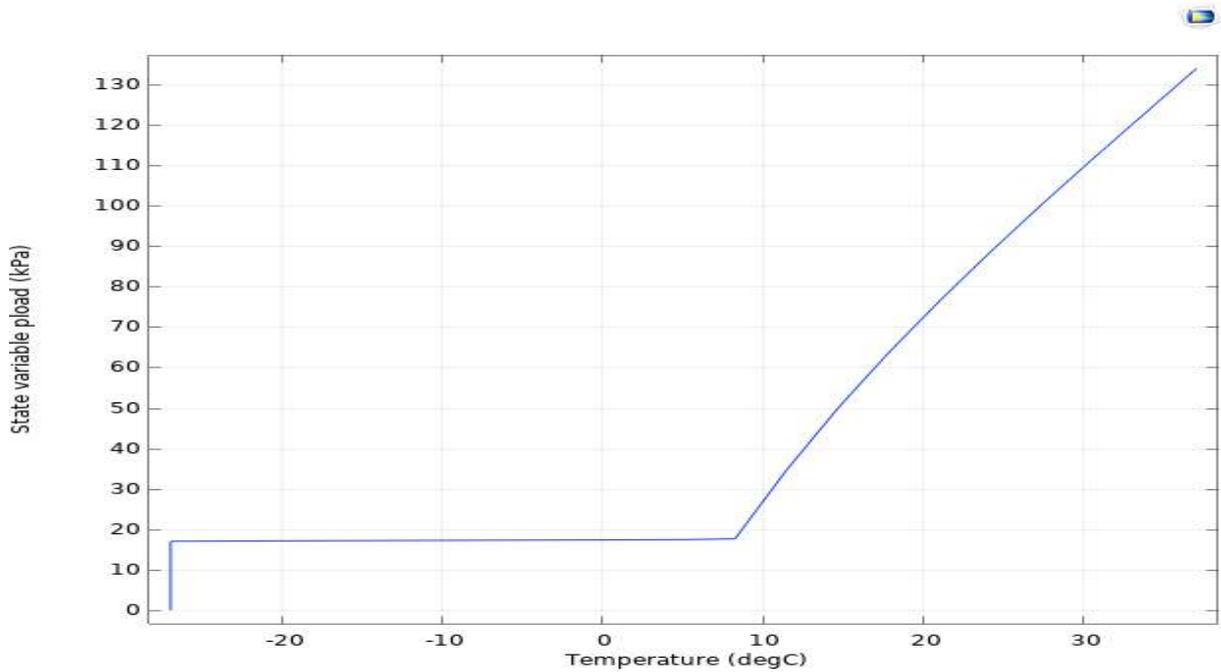


Figure III.8 : Variation de la charge induite par l'artère sur le stent, de longueur 2 mm, en fonction de la température.

Un zoom sur le point de changement de courbure, des courbes, se présente comme suit sur les figures III.9 et III.10.

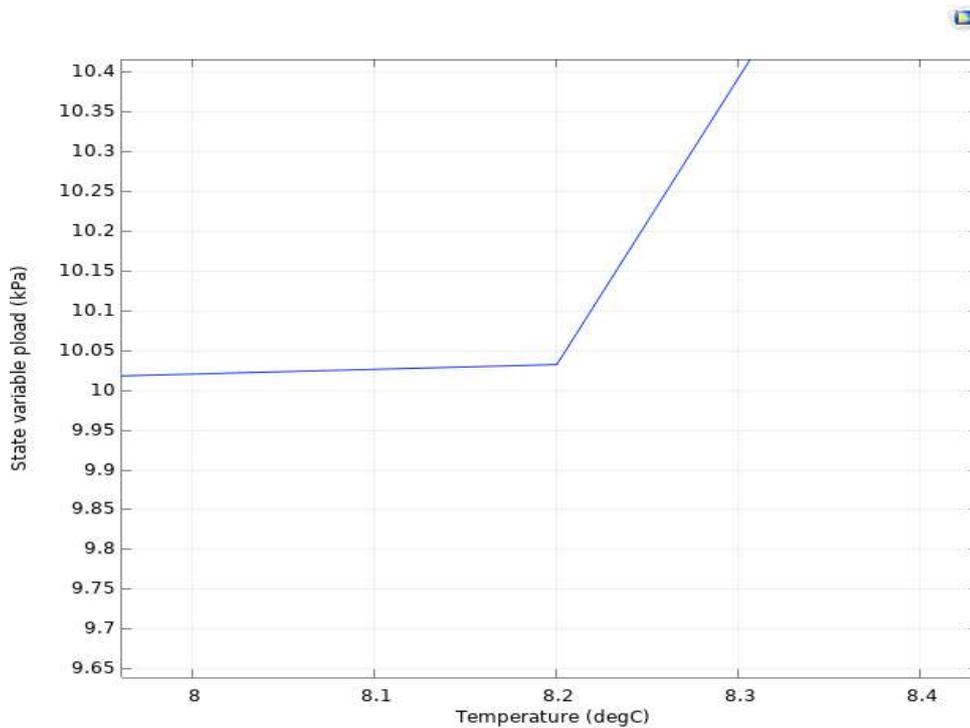


Figure III.9: Zoom sur le point de changement de courbure du stent de longueur 2.4 mm

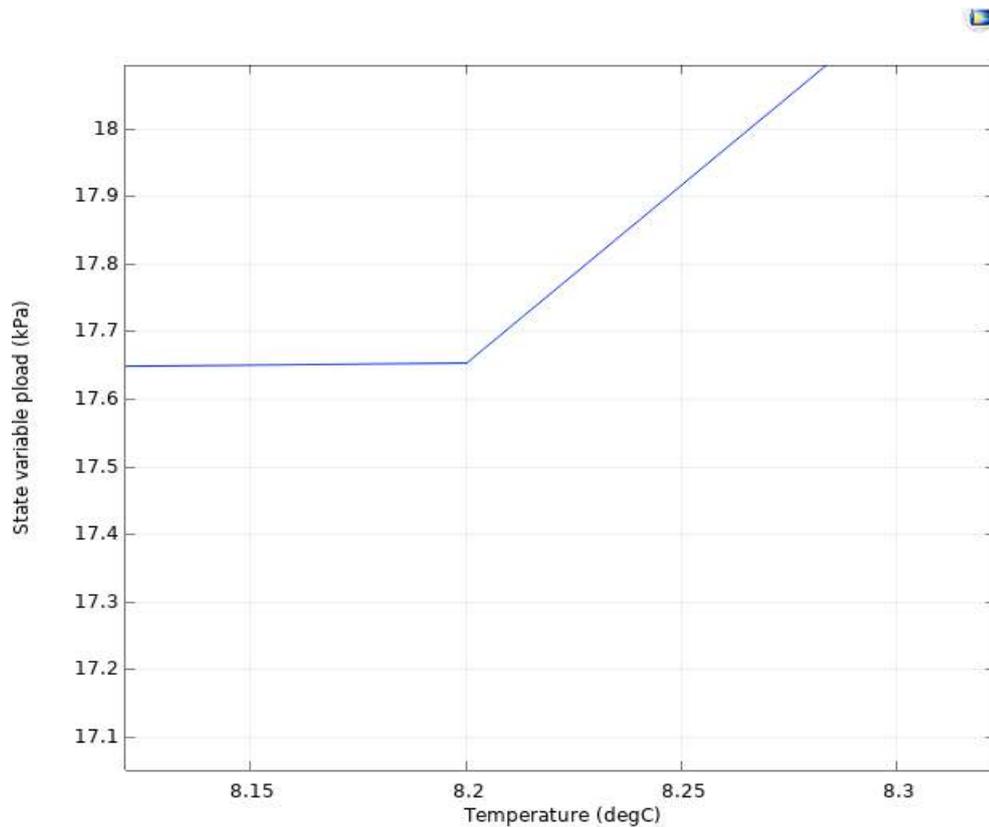


Figure III.10 : Zoom sur le point de changement de courbure du stent de longueur 2 mm

Il apparait donc que l'effet de pression débute a la température $T = 8.2^{\circ}\text{C}$. En dessous de cette température le stent est comprimé. La charge totale atteinte à 37°C (le stent est en extension) est de 88 kPa pour le stent de longueur égale a 2.4 mm et de 133.84 kPa pour le stent de 2 mm. Ces résultats ont été évalués en zoomant sur le point extrême des courbes a $T = 37^{\circ}\text{C}$. Ces résultats sont en concordances avec ceux présentés précédemment (sous paragraphe (III.2.2.1) en utilisant le paramètre thermique ($\text{parth} = 0$, qui est équivalente au cas de température élevée). La charge que peut supporter un stent diminue si la longueur des bras, qui le forment, augmente.

III.4 Courbe fraction volumique de martensite en fonction de la température.

Cette étude nous permet de constater le phénomène martensite (et bien sur austénite) en fonction de la température. Pour cela nous allons utiliser les deux modèles de stent précédents de longueur différentes (2.4 mm et 2 mm). La simulation de la fraction volumique de martensite qui se fera en fonction du paramètre thermique est présentée respectivement en figure III.11 et III.12.

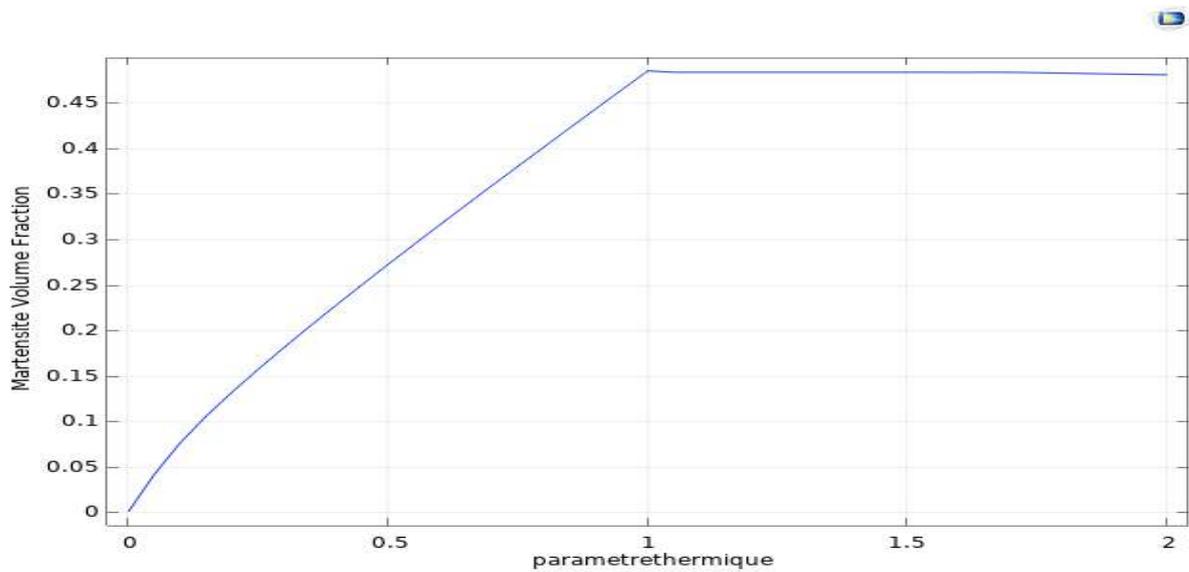


Figure III. 11 : fraction volumique de martensite en fonction de la température pour un stent de longueur égale à 2.4 mm

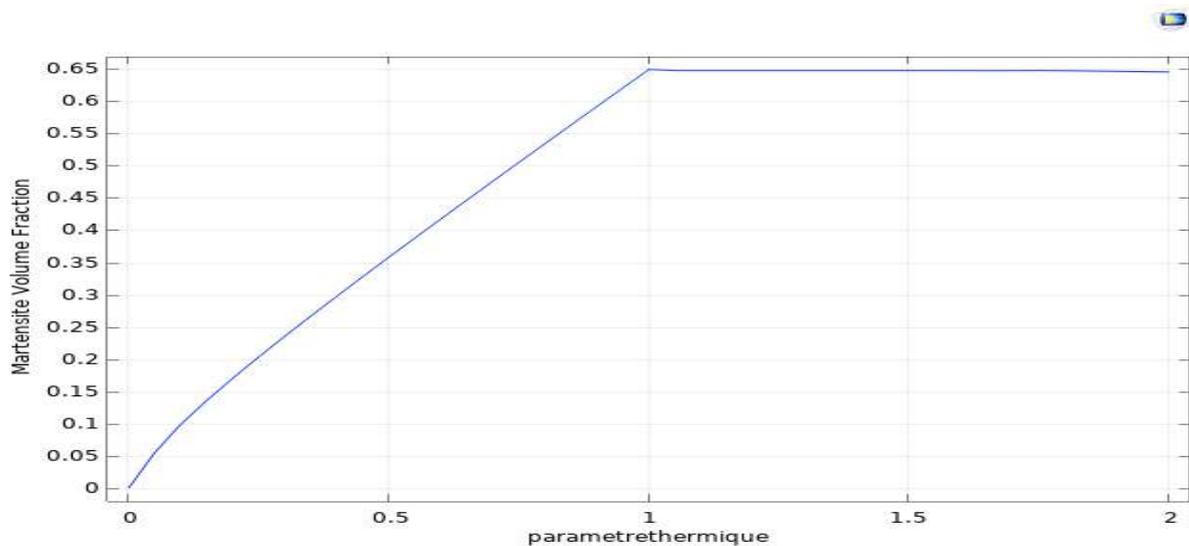


Figure III. 12 : fraction volumique de martensite en fonction de la température pour un stent de longueur égale à 2 mm

La phase martensite est une phase qui se produit à basse température, c'est ce qui apparait sur la courbe a partir d'une valeur du paramètre thermique débutant a 1. Lorsque la température diminue (le paramètre thermique tendant vers 2) le volume martensite est « moyennement » stable est vaut 48.51% pour le stent de longueur 2.4 mm et 64.84% pour le stent de longueur 2 mm. A haute température (le paramètre thermique tendant vers 0) le taux de martensite n'existe pas, la phase austénite est dominante. Si la longueur du bras croit la phase martensite peut être réduite a un minimum et l'alliage peut perdre ses caractéristiques d'alliage a mémoire de forme.

III.5 Influence du nombre d'étages du stent sur ses caractéristiques.

Pour cette étude nous considérons la forme initial du stent et nous allons changer le nombre d'étages pour voir l'effet sur les caractéristiques du stent. Afin d'accéder à cette procédure propre au module d'alliage à mémoire de forme ajouter au software Comsol version 5.4, il faut sélectionner dans la fenêtre de construction le nœud résultats puis la section jeux de données. Il suffit ensuite de modifier, dans la fenêtre réglage, la taille du réseau en changeant la valeur de la dimension en z (repère x,y,z). Les résultats sont illustrés sur les figures III.13 et III.14

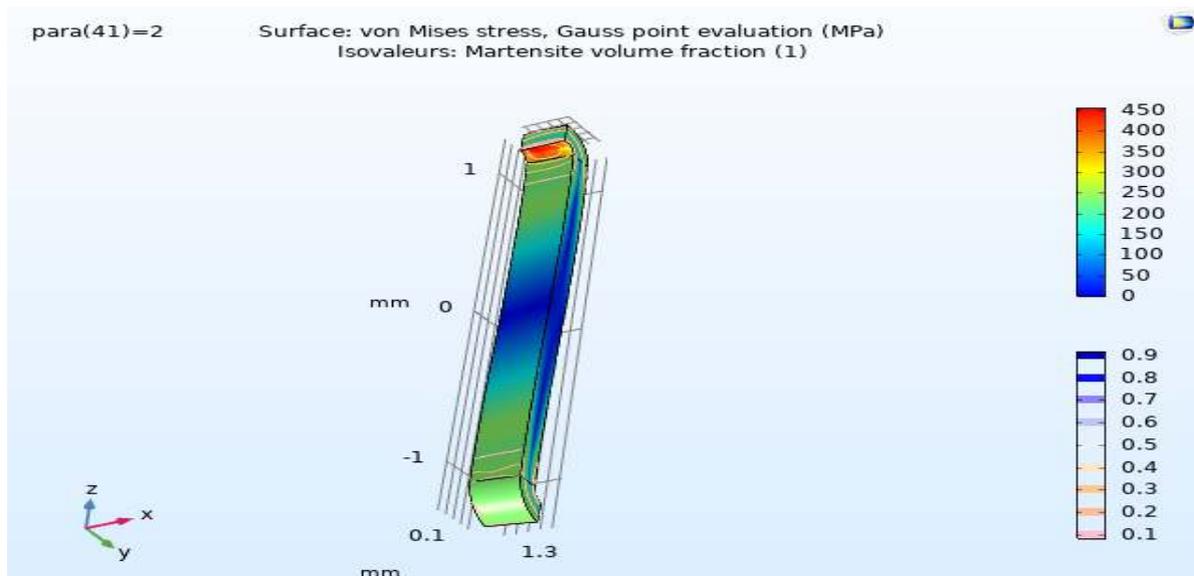


Figure III.13 : Contrainte et fraction volumique de martensite dans le cas du sertissage du stent à deux étages.

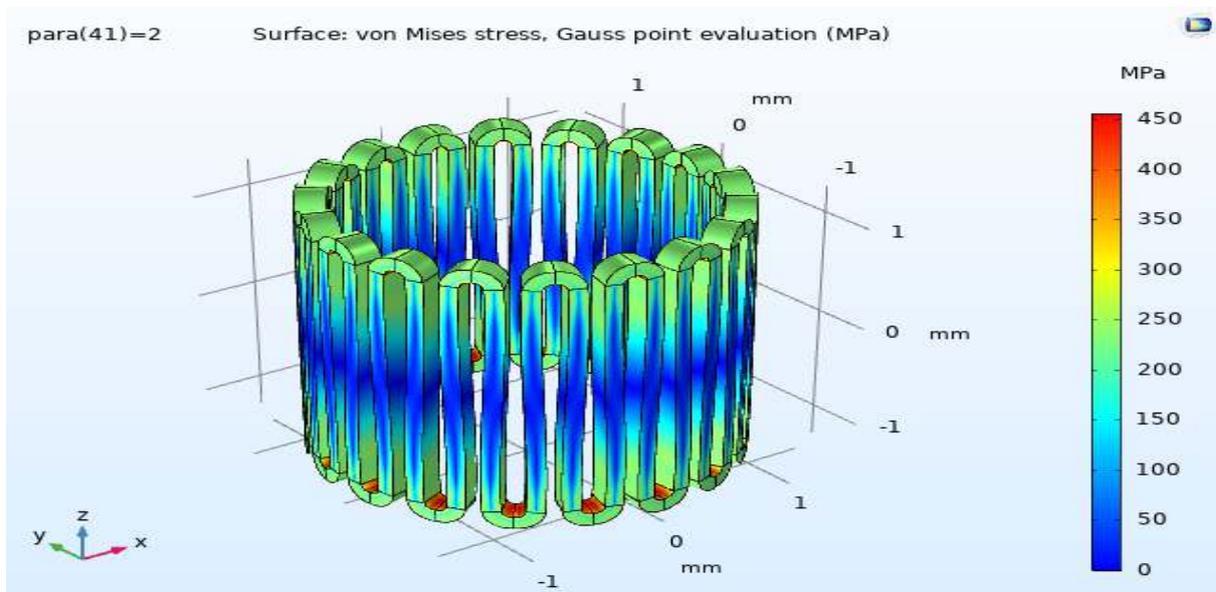


Figure III.14 : Stent a deux étages compressé – configuration d'un étage.

En comparant les résultats avec les illustrations en figure III.1 et III.2 (stent a 4 étages), il apparait que le nombre d'étages du stent n'engendre aucun changement sur les résultats.

III.6 Influence du nombre de secteurs par étage du stent sur ses caractéristiques.

Comme pour l'étude précédente, le stent initial est considéré cette fois-ci avec un changement de secteurs par étage. On a simulé le comportement du stent en utilisant 14 secteurs puis 26 secteurs afin de comparer les résultats entre eux c'est-à-dire pour des stents ayant 14, 18 et 26 secteurs. Les caractéristiques comparées sont la fraction volumique de martensite et la variation de la charge, en fonction de la température. Les résultats apparaissent sur les figures III.15 et III.16 pour un nombre de secteurs égal à 14, et sur les figures III.17 et III.18 pour un nombre de secteurs égal à 26. Le facteur paramètre thermique est noté dans ces cas de figures « para ».

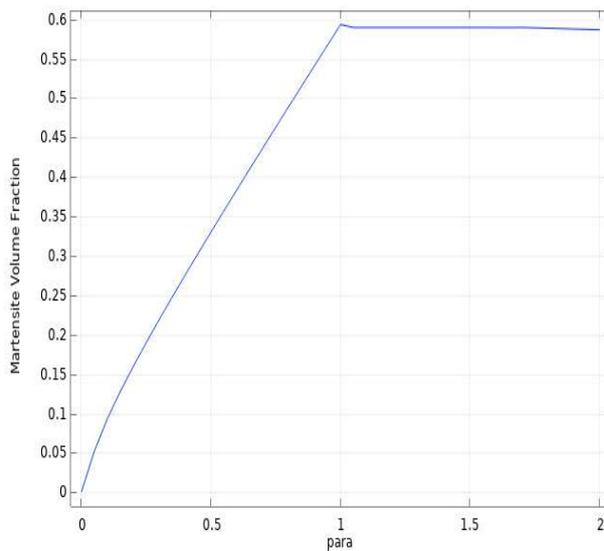


Figure III.15 : Fraction volumique de martensite (14 secteurs)

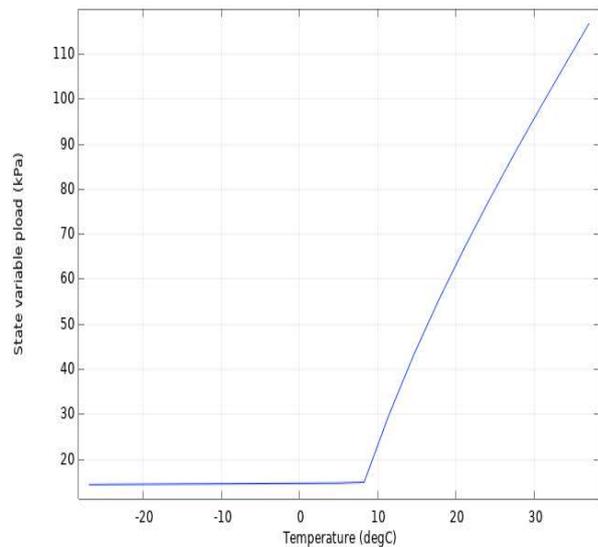


Figure III.16 : Variation de la charge (14 secteurs)

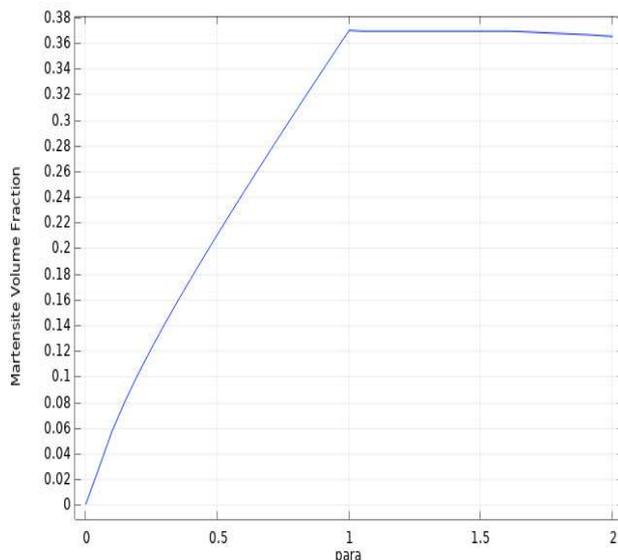


Figure III.17 : Fraction volumique de martensite (26 secteurs)

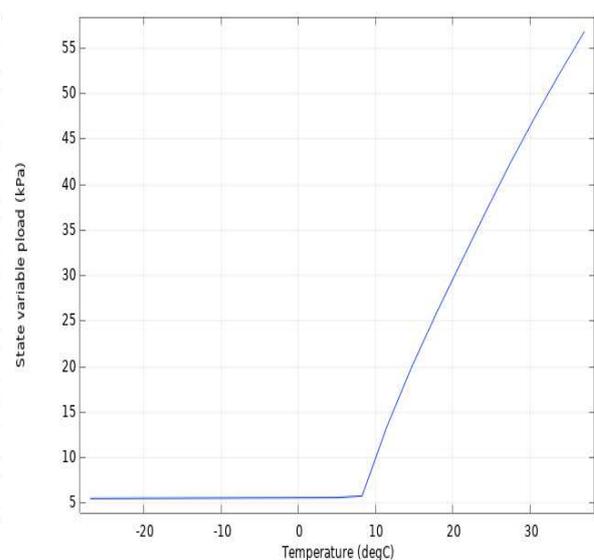


Figure III.18 : Variation de la charge (26 secteurs)

On constate que la fraction volumique de martensite ainsi que la charge diminuent lorsque le nombre de secteurs croit. Pour le stent initial à 18 secteurs les résultats sont approximativement 48% pour la fraction volumique de martensite et 88 kPa pour la charge comme vu précédemment. Ceci confirme bien la décroissance des deux caractéristiques simulées.

III.7 Etude des AMF CuZnAl et CuAlNi

Cette partie des résultats est une simulation de deux AMF, le CuZnAl et le CuAlNi. On a simulé la variation de charge en fonction de la température et le comportement de la structure de chaque AMF a basse température (stent en compression, le paramètre thermique tendant vers 2). Les résultats sont illustrés sur la figure III.19 pour le CuZnAl et sur la figure III.20 pour le CuAlNi. Il apparait un écrasement accentué à basse température du nécessairement à la charge initialement non nulle. L'importance du NiTi dans ce genre d'application est mise en évidence.

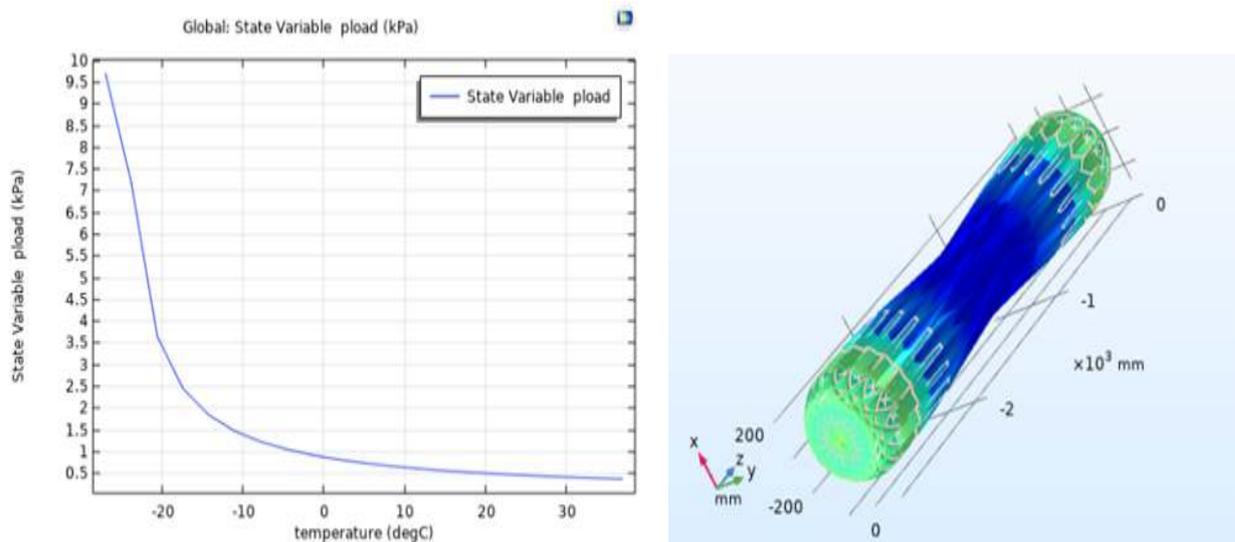


Figure III.19 : Variation de charge en fonction de la température et comportement de la structure du AMF CuZnAl a basse température (parath = 2)

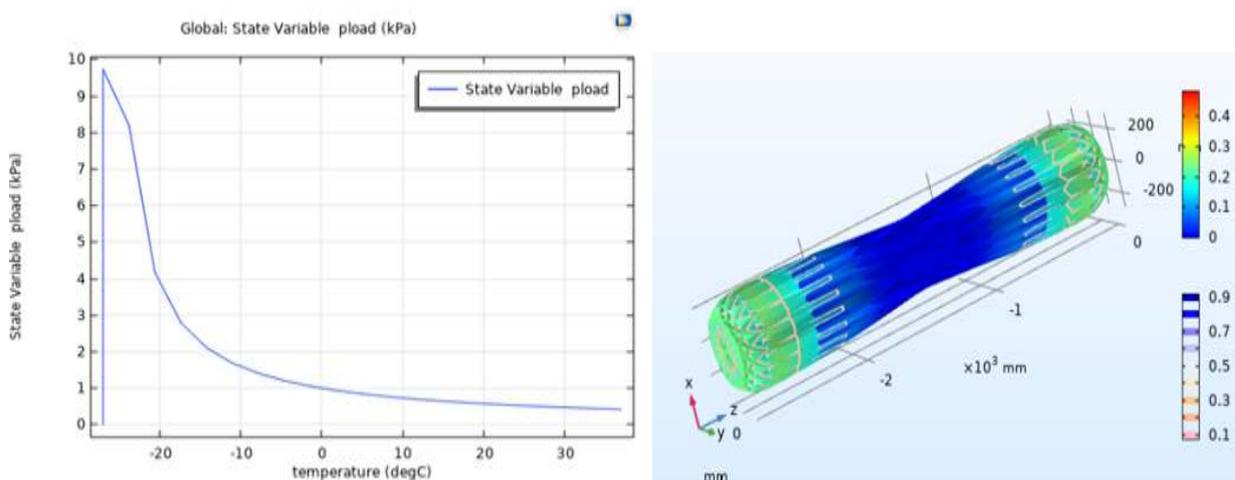


Figure III.20 : Variation de charge en fonction de la température et comportement de la structure du AMF CuAlNi a basse température (parath = 2)

III.8 Conclusion

Un ensemble de résultats de simulation ont été étudiés, dans ce chapitre. Des analyses ont été développées permettant de faire un choix sur la structure a adoptée dans le cas d'une telle application de l'AMF. Il y a toujours un compromis à faire pour obtenir une structure parfaite. L'utilisateur ayant les outils de simulation doit trouver ce compromis pour satisfaire les objectifs de son application.

I.1 Introduction

Les alliages à mémoire de forme subissent une transformation de phase dans leur structure cristalline lorsqu'ils sont refroidis de la forme la plus résistante à haute température, nommée austénite, à la forme plus faible à basse température, nommée martensite.

Cette transformation de phase inhérente est la base des propriétés uniques de ces alliages. Cette transformation peut être induite par application, sur le matériau, d'une contrainte (force ou pression) ou bien par la mise en place du matériau dans un milieu où la température est contrôlée.

Pour définir la forme voulue par l'utilisateur, le matériau doit être maintenu dans la phase d'austénite à haute température. C'est-à-dire qu'il faut maintenir une forme au matériau, lorsqu'il est à basse température, ensuite augmenter la température pour maintenir cette forme. À l'intérieur d'un four (c'est là où on procède à l'élévation de la température), le matériau se transforme en austénite, qui définit la forme de la mémoire.

Les alliages à mémoire de forme (AMF) sont considérés comme des matériaux « intelligents » et « avancés », ils possèdent la capacité de garder en mémoire une forme initiale et d'y retourner même après une déformation. La possibilité de changer de forme à une température bien définie, relate d'un comportement super élastique permettant des allongements sans déformations permanentes.

Les étapes illustrées sur la figure I.1, nous permettent d'avoir une image simplifiée de ce phénomène.

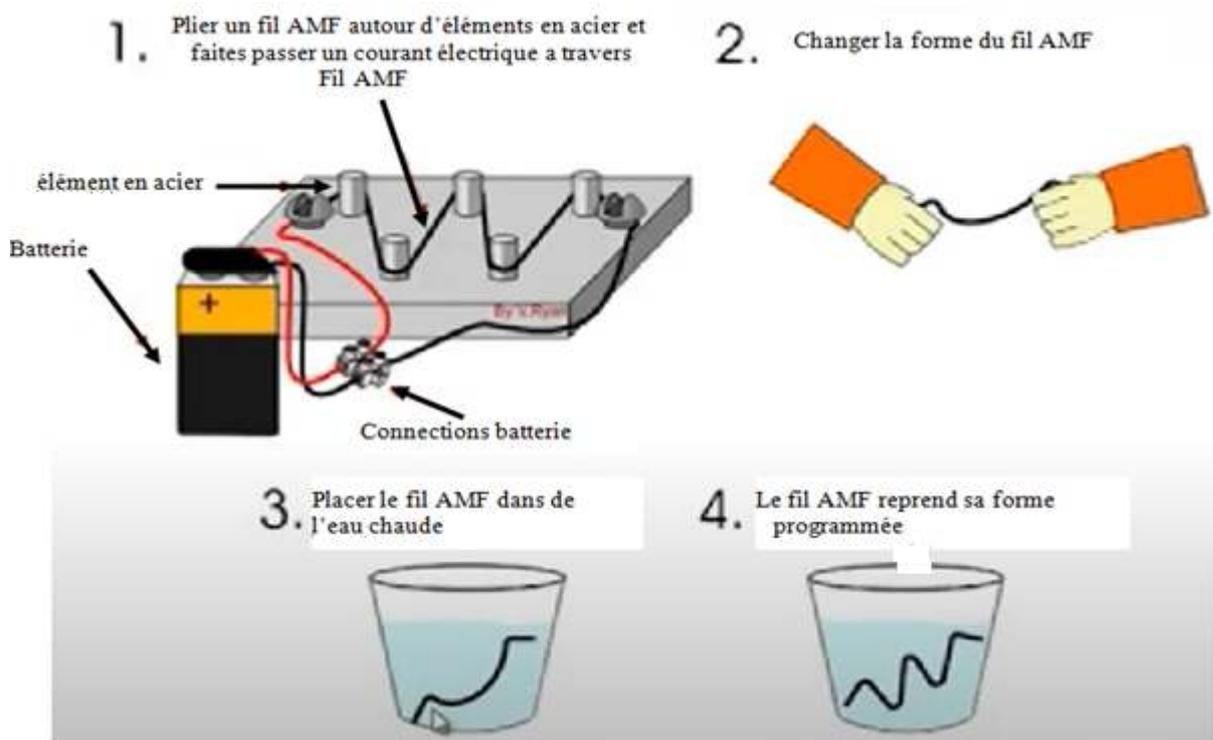


Figure I.1 Expérience de mémorisation de forme sur un AMF

Le phénomène qui donne son nom aux alliages à mémoire de forme n'a été observé pour la première fois que dans les années 1930 par le chercheur suédois Arne Ölander, qui avait noté la capacité de l'alliage or-cadmium de retrouver une forme connue après avoir été déformé. Le coût élevé de l'or et la nature toxique du cadmium ralentissent considérablement les recherches. C'est en 1963 que la découverte d'un alliage à faible coût et surtout non toxique donne un nouvel élan à la recherche dans ce domaine. Une équipe dirigée par W.J. Buhler, de l'U.S. Naval Ordnance Laboratory (NOL) observe le phénomène de mémoire de forme chez un alliage de nickel-titane (Ni-Ti). Cet alliage, maintenant appelé « Nitinol », s'est avéré moins coûteux, non corrosif et présente un pourcentage de déformation plus grand que chez les alliages déjà connus.

La première application industrielle des alliages à mémoire de forme (AMF) ne surviendra que 30 ans plus tard, dans un jet F-14 de l'aviation américaine. Les alliages à mémoire de forme (AMF) ont connu un développement important ces vingt dernières années. Le plus courant et celui qui fait l'objet de cette étude, le nickel-titane, que l'on trouve breveté sous le nom de Nitinol. Il est généralement à l'équilibre stœchiométrique entre le titane et le nickel qui est notamment utilisé dans les applications médicales où leur biocompatibilité est un critère de choix.

I.2 Le cycle de transformation

I.2.1 Définitions

Les AMF passent de l'austénite à la martensite lors du refroidissement (Figure I.2).

Il existe quatre températures critiques :

- Ms : début de la phase martensite, c'est la température à laquelle le matériau débute la transformation de la phase austénite vers la phase martensite.
- Mf : fin de la phase martensite, c'est la température à laquelle la transition vers la phase martensite est totalement achevée lors du refroidissement.

Pendant le chauffage As et Af sont les températures auxquelles la transformation de la martensite en austénite commence et se termine.

Une remarque s'impose quant à l'utilisation répétée de l'effet de mémoire de forme qui peut conduire à un décalage des températures de transformation caractéristiques (cet effet est connu sous le nom de fatigue fonctionnelle, car il est étroitement lié à un changement des propriétés microstructurales et fonctionnelles du matériau) [1]. La température maximale à laquelle les AMF ne peuvent plus être induits par une contrainte est appelée Md, où les AMF sont déformés en permanence [2].

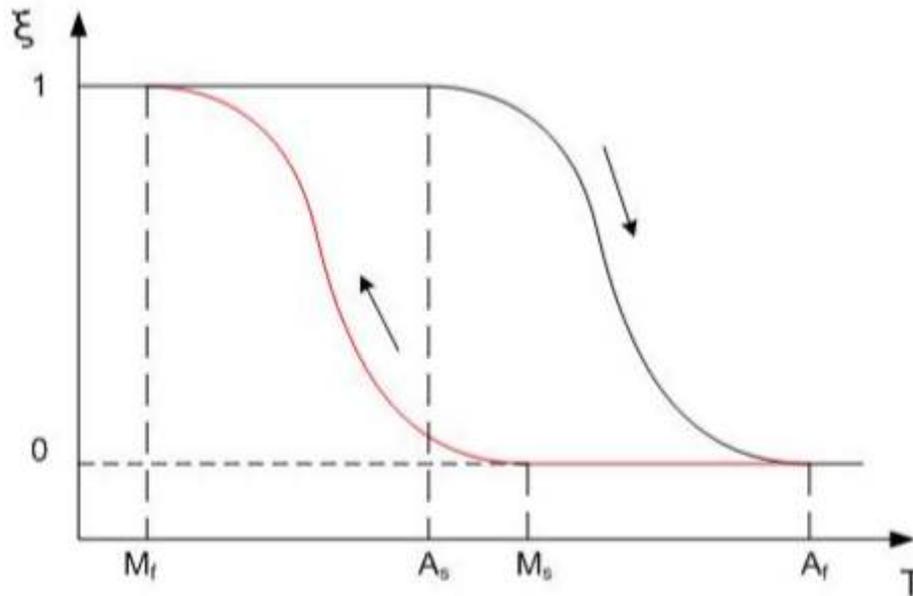
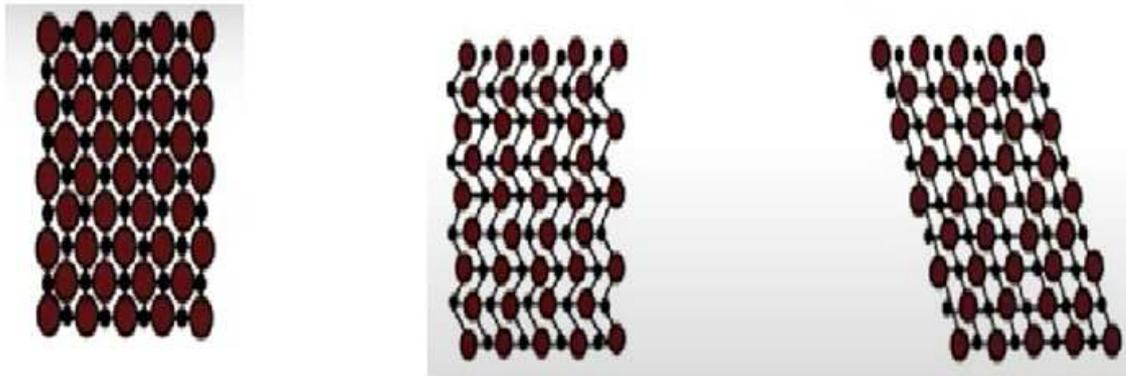


Figure I.2 : cycle de transformation sans charge mécanique

Sur la figure I.2, $\xi(T)$ représente la fraction martensitique. La différence entre la transition de chauffage et la transition de refroidissement donne lieu à une hystérésis où une partie de l'énergie mécanique est perdue dans le processus. La forme de la courbe dépend des propriétés du matériau de l'alliage à mémoire de forme, telles que la composition de l'alliage [3] et l'écroutissage [4].

La transition de la phase martensite à la phase austénitique ne dépend que de la température et de la contrainte, et non du temps, comme la plupart des changements de phase, car il n'y a pas de diffusion impliquée (Figure I.3). De même, la structure austénitique tire son nom d'alliages d'acier de structure similaire. C'est la transition réversible sans diffusion entre ces deux phases qui se traduit par des propriétés particulières. Bien que la martensite puisse être formée à partir d'austénite par refroidissement rapide de l'acier au carbone, ce processus n'est pas réversible, de sorte que l'acier n'a pas de propriétés de mémoire de forme.



Austénite

Phase haute température

Structure cristalline cubique

Martensite

Phase basse température

Structure cristalline monoclinique

Figure I.3 : Différentes phases d'un AMF

I.2.2 Martensite twinned (jumelée) et martensite detwinned (detwinnée ou tissée)

La caractéristique clé de tous les alliages à mémoire de forme est l'apparition d'une transformation de phase martensitique qui est un changement de phase entre deux phases solides et implique un réarrangement des atomes dans le réseau cristallin.

La transformation martensitique est associée à une déformation inélastique du réseau cristallin sans processus diffusif impliqué.

La transformation de phase résulte d'un mouvement coopératif et collectif des atomes sur des distances inférieures aux paramètres du réseau.

Les plaques de martensite peuvent croître à des vitesses proches de celle du son dans le métal (jusqu'à 1100 m / s).

Il existe deux types de martensite : twinned martensite ou martensite jumelée et detwinned (ou tissée) martensite ou martensite detwinnée (Figure I.4).

La martensite jumelée, qui se forme en refroidissant en dessous de M_s dans des conditions sans stress. Dans la martensite jumelée, des domaines jumeaux existent à la taille des grains, dont les caractéristiques cristallographiques ne diffèrent que pour l'orientation locale. Nous appelons cette variante martensite thermique.

La martensite detwinnée (ou tissée), qui se forme en refroidissant en dessous de M_s si une contrainte de compression ou de traction, supérieure à un certain seuil, est appliquée au matériau. Dans cette condition, tous les domaines s'orientent en fonction de la direction des charges appliquées et le matériau présente la grande déformation typique de type plastique.

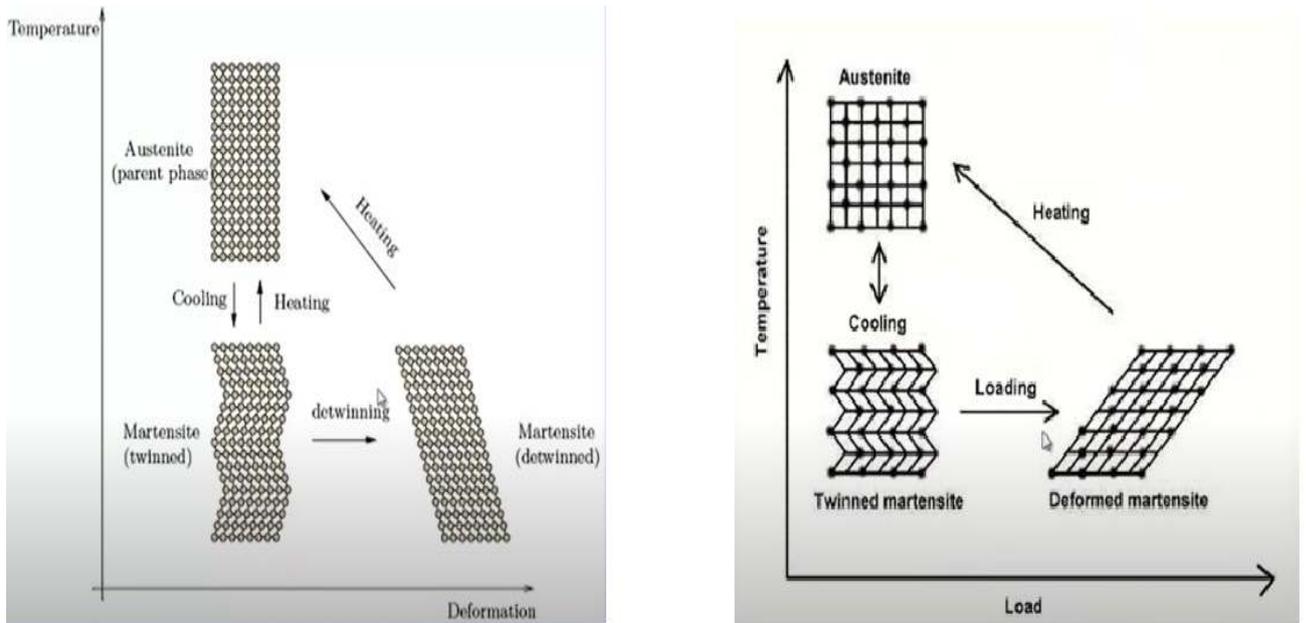


Figure I.4 : Martensite twinned (jumelée) et martensite detwinned (detwinnée ou tissée)

I.2.3 Courbe contrainte – déformation

Les différentes phases d'un alliage à mémoire de forme peuvent être atteintes si le matériau est soumis à une contrainte (pression, force) ou placé dans un environnement à température variable jusqu'à une limite. La figure I.5, illustre les différentes phases (martensite, austénite) atteintes soit par variation de contrainte soit par variation de température.

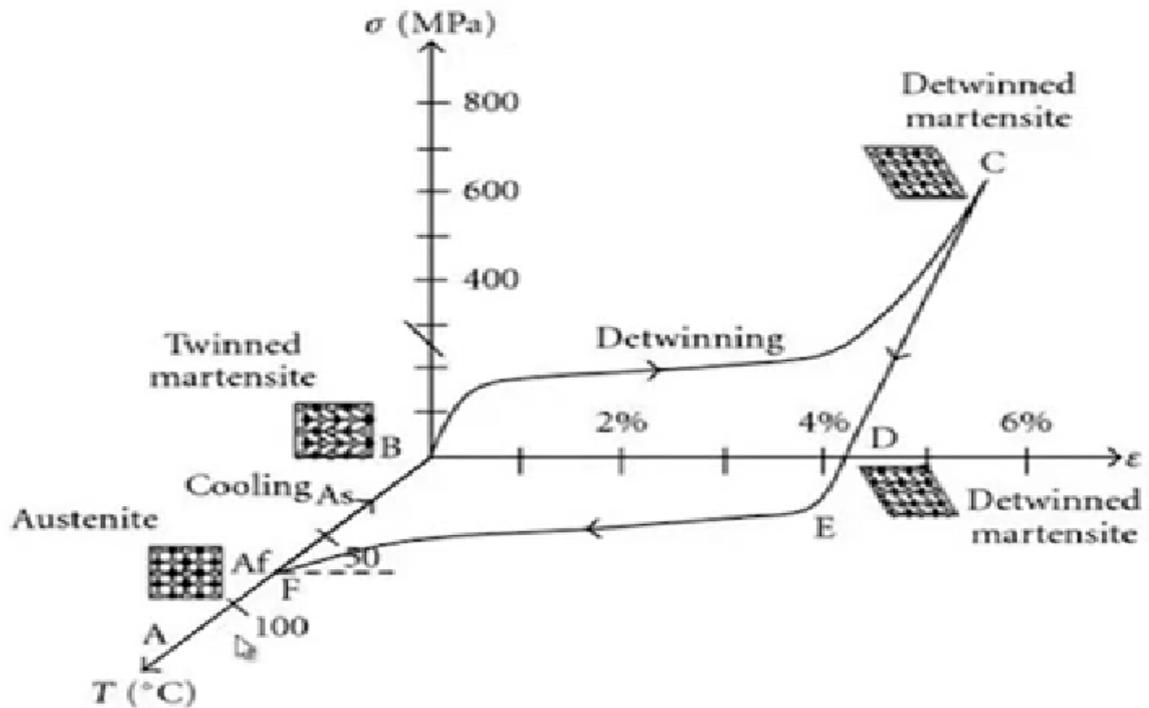


Figure I.5 : Courbe contrainte – déformation

Sur la figure I.5, lors du passage du point A vers le point B la température décroît et il y a passage de la phase austénite à la phase martensite sans déformation du matériau et à contrainte constante (pouvant être nulle). Le comportement du matériau du point B vers le point C (contrainte en fonction du pourcentage martensite) est à basse température (point B) mais sous l'effet d'une contrainte variable croissante (en MPa) ; il apparaît que ce comportement est non linéaire, il y a passage d'une martensite jumelée (twinned) à une martensite detwinnée (tissée). Lorsque la contrainte décroît du point C au point D, le matériau reste dans la phase detwinnée mais son comportement est linéaire. A partir du point D (contrainte nulle) et sous l'effet d'une augmentation de température le pourcentage de la phase martensite décroît jusqu'au zéro qui correspond à la phase austénite (point A).

I.3 Les effets de mémoire de forme

L'effet de mémoire de forme (EMF ou Shape Memory effect (SME) en anglais) se produit parce qu'une transformation de phase induite par la température inverse la déformation, comme l'illustre la courbe d'hystérésis précédente (Figure I.2).

Typiquement, la phase martensitique est monoclinique ou orthorhombique. Étant donné que ces structures cristallines n'ont pas suffisamment de systèmes de glissement pour faciliter le mouvement de dislocation, elles se déforment par jumelage - ou plutôt par tissage (detwinning).

La martensite est favorisée thermodynamiquement à des températures plus basses, tandis que l'austénite est thermodynamiquement favorisée à des températures plus élevées. Étant donné que ces structures ont des tailles de réseau et une symétrie différentes, le refroidissement de l'austénite en martensite introduit une énergie de déformation interne dans la phase martensitique. Pour réduire cette énergie, la phase martensitique forme de nombreux jumeaux - c'est ce qu'on appelle le «jumelage auto-accommodant» et c'est la version de jumelage des dislocations géométriquement nécessaires. Étant donné que l'alliage à mémoire de forme sera fabriqué à partir d'une température plus élevée et est généralement conçu pour que la phase martensitique soit dominante à la température de fonctionnement pour tirer parti de l'effet de mémoire de forme, les SMA «démarrrent» fortement jumelées.

Lorsque la martensite est chargée, ces jumeaux auto-accommodants fournissent un chemin facile pour la déformation. Les contraintes appliquées sépareront la martensite, mais tous les atomes resteront dans la même position par rapport aux atomes voisins - aucune liaison atomique n'est rompue ou reformée (comme elles le seraient par un mouvement de dislocation). Ainsi, lorsque la température augmente et que l'austénite devient thermodynamiquement favorisée, tous les atomes se réorganisent en la structure B2 qui se trouve être la même forme macroscopique que la forme de pré-déformation B19'. Cette transformation de phase se produit extrêmement rapidement et donne aux SMA leur caractère distinctif. "casser".

I.3.1 Effet de mémoire à sens unique

Lorsqu'un alliage à mémoire de forme est dans son état froid (en dessous de A_s), le métal peut être plié ou étiré et conservera ces formes jusqu'à ce qu'il soit chauffé au-dessus de la température de transition. Lors du chauffage, la forme reprend son originalité. Lorsque le métal refroidit à nouveau, il conservera sa forme jusqu'à ce qu'il se déforme à nouveau. Avec l'effet unidirectionnel, le refroidissement à partir de températures élevées ne provoque pas de changement de forme macroscopique. Une déformation est nécessaire pour créer la forme à basse température. Lors du chauffage, la transformation commence à A_s et se termine à A_f (typiquement 2 à 20 ° C ou plus chaud, selon l'alliage ou les conditions de chargement). Tel que déterminé par le type et la composition de l'alliage et peut varier entre -150 ° C et 200 ° C.

I.3.2 Effet mémoire bidirectionnel

L'effet de mémoire de forme bidirectionnel est l'effet que le matériau se souvient de deux formes différentes: une à basse température et une à haute température. Un matériau qui présente un effet de mémoire de forme pendant le chauffage et le refroidissement est dit avoir une mémoire de forme bidirectionnelle. Ceci peut également être obtenu sans l'application d'une force externe (effet bidirectionnel intrinsèque). La raison pour laquelle le matériau se comporte si différemment dans ces situations réside dans la formation. La formation implique qu'une mémoire de forme peut «apprendre» à se comporter d'une certaine manière. Dans des circonstances normales, un alliage à mémoire de forme "se souvient" de sa forme à basse température, mais lors du chauffage pour récupérer la forme à haute température, il "oublie" immédiatement la forme à basse température. Cependant, il peut être «entraîné» à «se souvenir» de laisser quelques rappels de la condition de basse température déformée dans les phases à haute température. Il existe plusieurs façons de procéder. Un objet formé et entraîné chauffé au-delà d'un certain point perdra l'effet de mémoire bidirectionnelle.

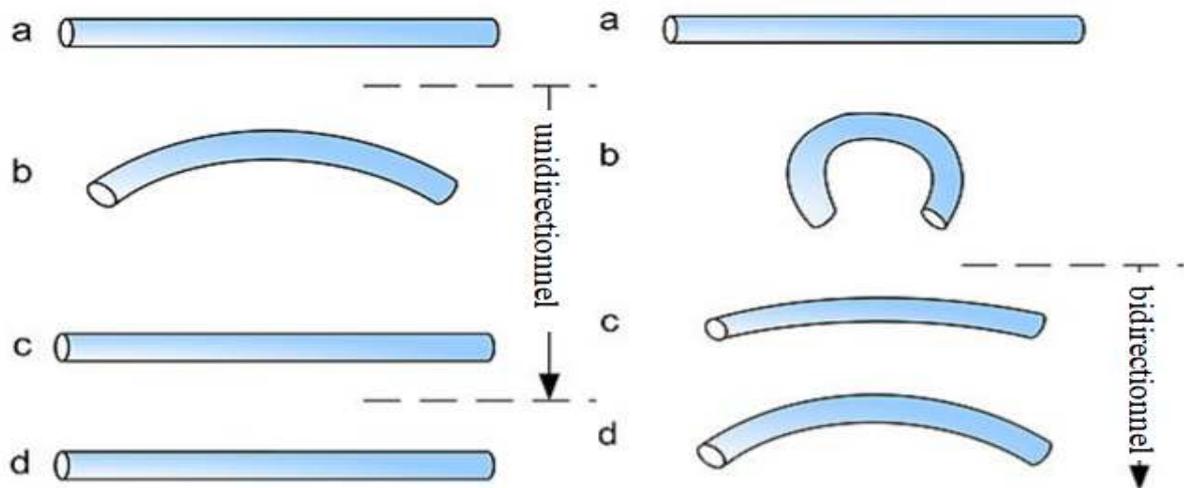


Figure I.6 : Effet mémoire unidirectionnel et bidirectionnel

Les procédures sont très similaires: à partir de la martensite (a), ajouter une déformation réversible pour l'effet unidirectionnel ou une déformation sévère avec une quantité irréversible pour le bidirectionnel (b), chauffer l'échantillon (c) et le refroidir à nouveau (d).

I.3.3 L'effet pseudo élasticité

Les AMF présentent un phénomène parfois appelé super élasticité, mais il est plus précisément décrit comme pseudo élasticité. La «super élasticité» implique que les liaisons atomiques entre les atomes s'étirent à une longueur extrême sans entraîner de déformation plastique. La pseudo élasticité permet toujours d'obtenir de grandes déformations récupérables avec peu ou pas de déformation permanente, mais elle repose sur des mécanismes plus complexes. La figure I.7 illustre les étapes de la pseudo élasticité.

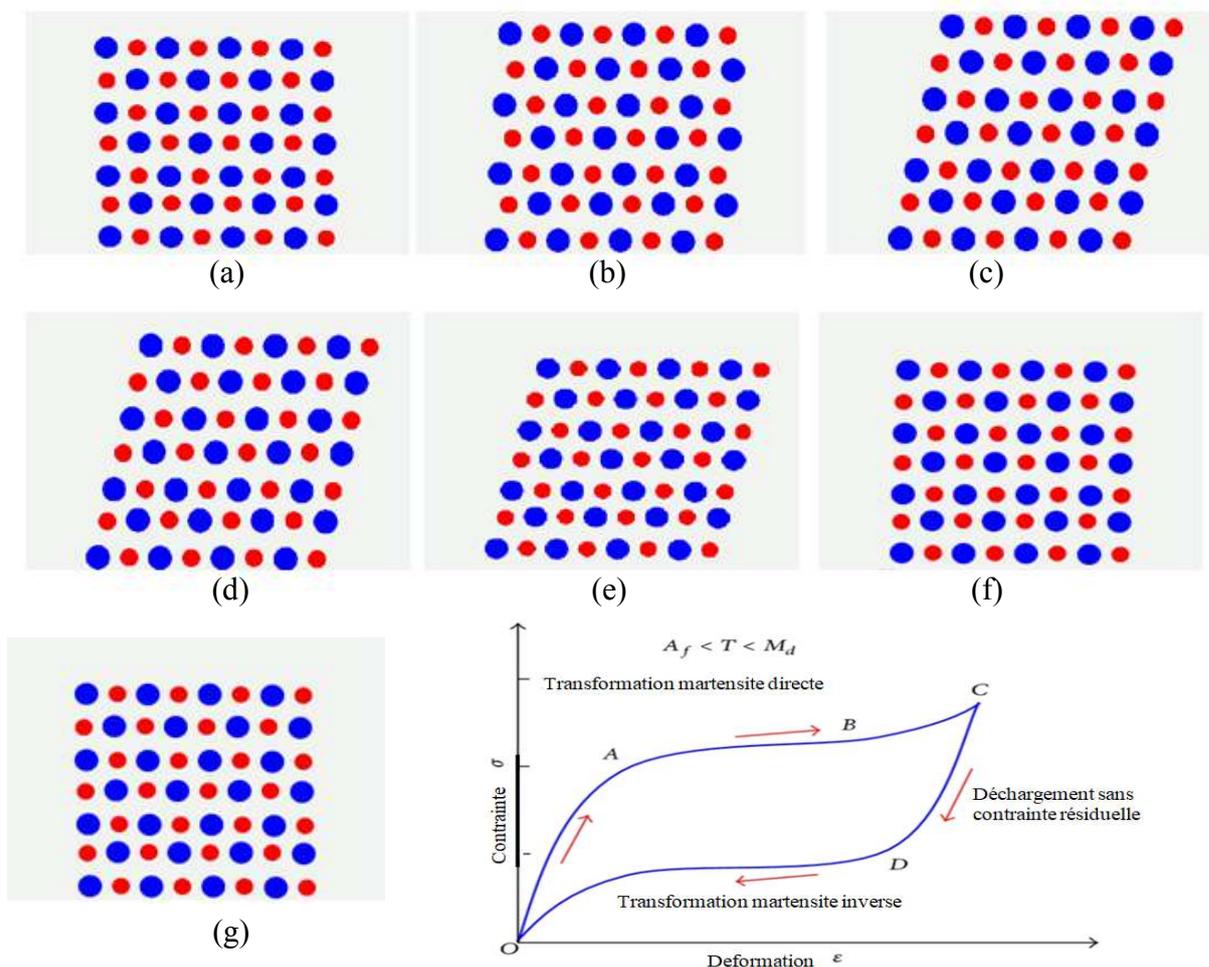


Figure I.7 : étapes de la pseudo élasticité d'un AMF.

- (a) étirement vers le haut : matériau sous la contrainte de départ de la martensite.
« souches d'austénite sous contrainte élastique ».
- (b) étirement vers le haut : au-dessus des souches de finition martensite.
« martensite en tissage ».
- (c) étirement vers le haut : au-dessus des souches de finition martensite.
« martensite tissée ».

- (d) compression vers le bas.
- (e) compression vers le bas.
- (f) compression vers le bas : début de la transformation de la martensite en austénite.
- (g) compression vers le bas : la martensite redevient austénite.

I.4 Domaines d'application des AMF

Les propriétés particulières des AMF eurent vite fait d'intéresser les ingénieurs et chercheurs, et plusieurs applications ont été imaginées pour ces alliages, le tableau suivant donne un aperçu sur quelques domaines et applications.

Domaines	Applications
Industriel	Aviation et vaisseaux spatiaux Automobile Robotique
Main robotique bio-ingénierie	Structures civiles Pipelines Télécommunications
Médecine	Optométrie Chirurgie orthopédique Dentisterie Tremblements essentiels

Tableau I.1 : Domaines et applications des AMF

I.5 Conclusion

Le contenu de ce chapitre a porté sur une introduction aux alliages à mémoire de forme. Les mécanismes de base des transformations martensite et austénite ont été clarifiés en tenant compte des notions tant mécaniques (contrainte, déformation) que physiques (température).

II.1 Introduction

L'étude de la structure du modèle utilisé dans ce mémoire est faite en utilisant le logiciel Comsol. Ce modèle étudie le sertissage à basse température d'un stent en alliage à mémoire de forme, suivi d'un chauffage jusqu'à la température corporelle. Ces modèles sont utilisés dans le domaine médical, un exemple est illustré sur la (Figure II.1) [5-6]. On rappelle que le sertissage est une opération d'assemblage de deux pièces par déformation, habituelle en mécanique, en microtechnique et connectique. La déformation de l'une ou des deux parties de l'assemblage se fait sans écrasement de matière.

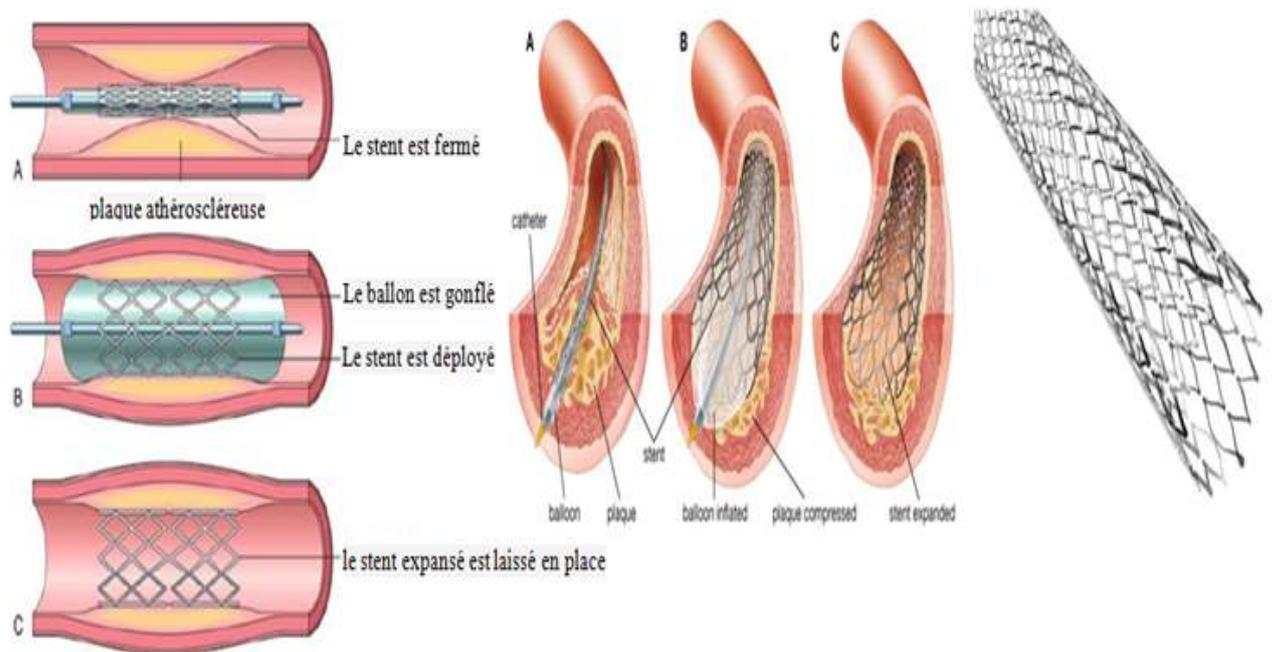


Figure II.1 : Procédure de déploiement d'un stent à ballon dans une artère.

II.2 Le pourquoi d'un stent en AMF

Le principal avantage des stents en alliage à mémoire de forme par rapport aux stents métalliques habituels est leur capacité à se dilater automatiquement (changement de phase sous contrainte ou sous variation de température), de sorte qu'ils ne nécessitent pas l'insertion et le gonflage d'un ballon (méthode classique comme en figure II.1) pour leur donner la forme souhaitée.

Le stent en alliage à mémoire de forme est fabriqué avec un diamètre supérieur au diamètre de l'artère de destination. Il est ensuite serti au diamètre de l'artère à basse température.

En raison de la basse température de fonctionnement, le matériau se transforme partiellement de la phase d'austénite à la martensite à de faibles niveaux de contrainte.

Ceci veut dire ici qu'à haute température le matériau est en phase austénite et qu'à basse température le matériau est en phase martensite.

Lorsque le stent est inerte dans l'artère, sa température augmente jusqu'à la température du corps humain. Ensuite, la limite d'élasticité augmente de sorte que la force appliquée par le stent sur la paroi interne de l'artère augmente.

II.3 Matériau utilisé dans la modélisation du stent

Bien qu'une variété relativement large d'alliages présente l'effet de mémoire de forme, seuls ceux qui peuvent récupérer d'une grande quantité de déformation ou générer une force de restitution expressive présentent un intérêt commercial. Les alliages à base de Ni-Ti et de Cu, tels que Cu-Zn-Al et CuAl-Ni [7], sont particulièrement importants parmi eux. Les AMF à base de Ni-Ti sont les alliages les plus fréquemment utilisés dans les applications commerciales car ils combinent de bonnes propriétés mécaniques avec une mémoire de forme. C'est pourquoi l'étude dans ce mémoire porte sur un type de stent en Ni-Ti (Figure II.2) [8]. Le matériau est du nitinol, il est modélisé selon le modèle en alliage à mémoire de forme de Lagoudas.

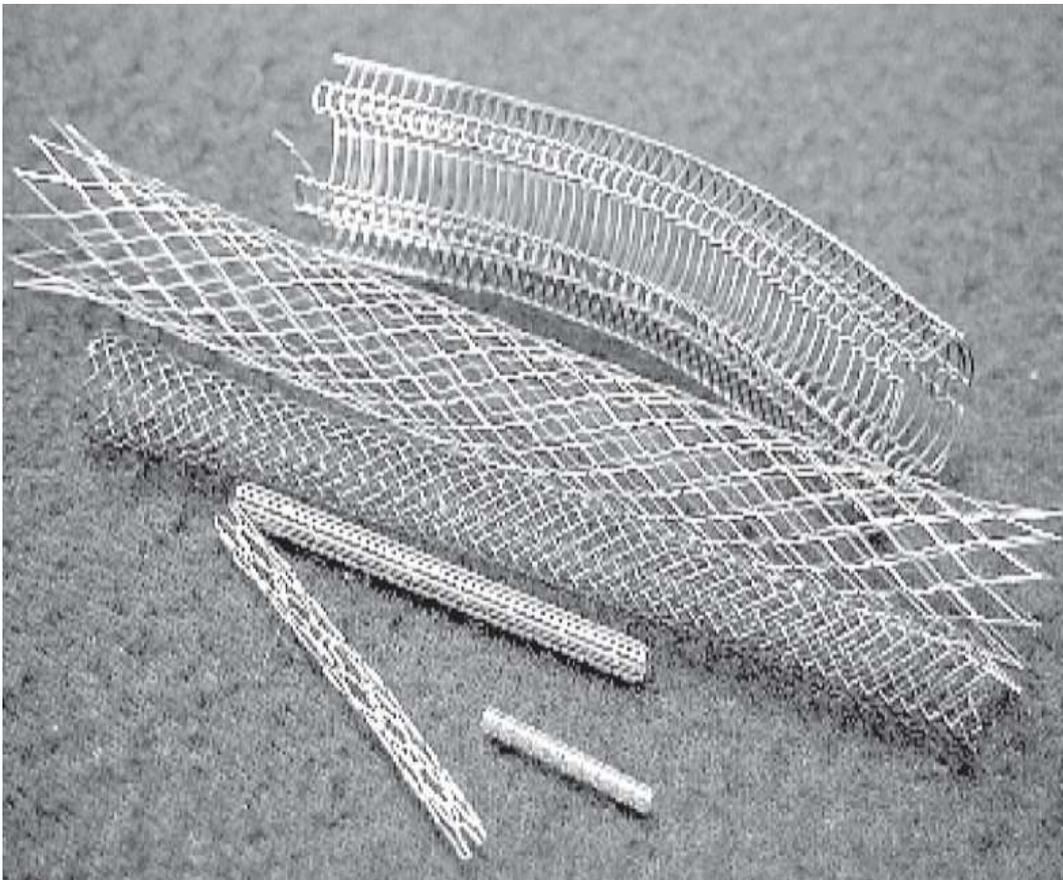


Figure II.2 : Divers stents auto-expansibles à mémoire de forme.

II.4 Etapes de modélisation de la structure définissant le stent étudié

II.4.1 La structure du bras

Le bras est le composant de base du stent. Il est illustré en Figure II.3

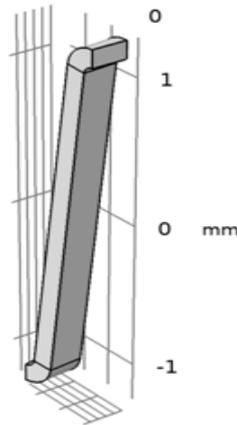


Figure II.3 : Le bras composant du stent.

C'est le bras qui subit les contraintes mécaniques de types expansion ou compression.

II.4.2 Le secteur

Le secteur est une structure définie par l'assemblage de deux bras en « opposition » comme illustré en figure II.4. Il est construit sur la base de l'angle d'ouverture des deux bras (α). Dans le cadre de l'étude l'angle initial est approximativement de 10° (0.1744 rad).

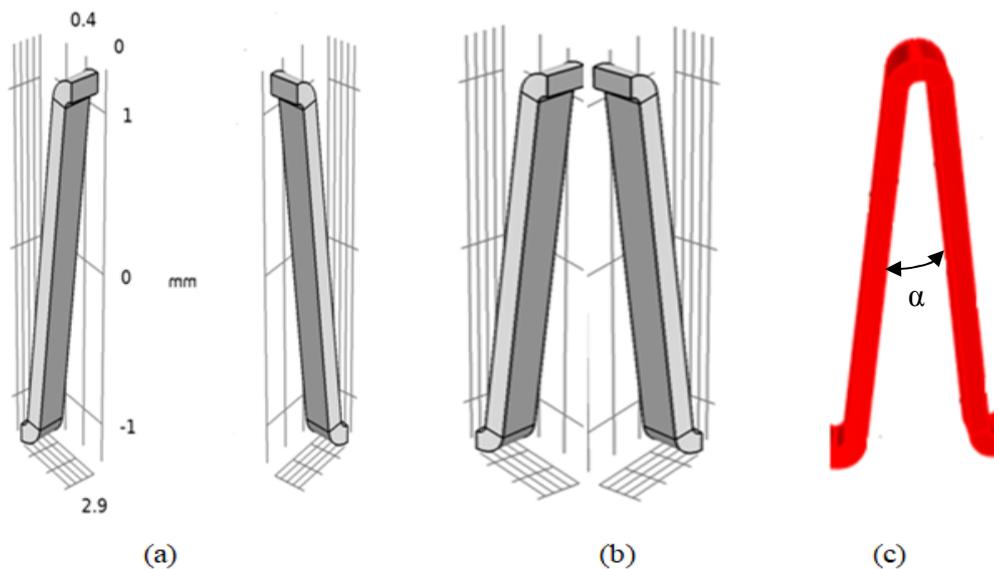


Figure II.4 : Bras principaux assembles en opposition pour former le secteur

L'illustration en figure II.4, montre les deux bras en opposition (a), leur approche pour un assemblage (b) et le secteur ainsi formé (c).

II.4.3 L'étage

L'étage (Figure II.5) est une structure formée par l'assemblage d'un nombre de secteurs. Initialement, dans l'étude, le nombre de secteurs par étage est de dix-huit.

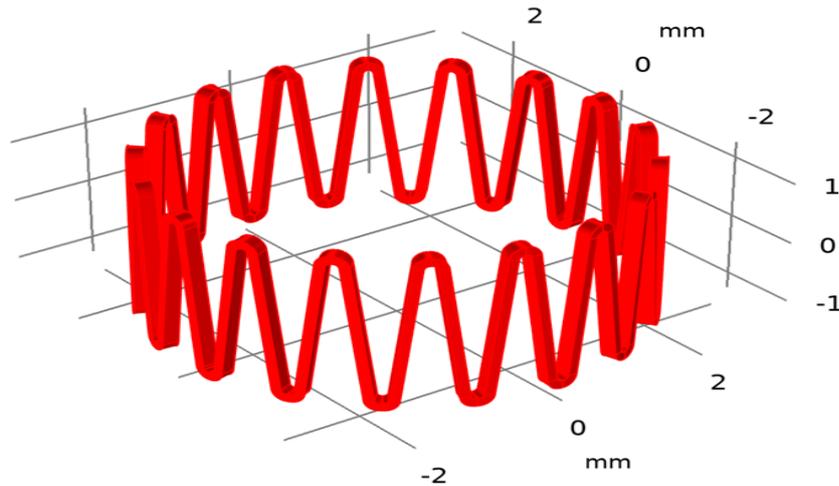


Figure II.5 : Structure d'un étage du stent comprenant dix-huit secteurs.

Il existe une liaison structurale entre l'angle α du secteur et le nombre N_s de secteurs définissant l'étage. Cette relation est exprimée par la formule suivante :

$$\alpha = \pi/N_s \quad (\text{II-1})$$

La figure suivante (Figure II.6) illustre des étages à 14 et 26 secteurs. On remarque bien la valeur de l'angle α en se basant sur les écartements des secteurs. Cette dernière diminue lorsque N_s augmente. Elle vaut 0.22439 rad (12.85°) dans le cas où $N_s = 14$ et 0.12083 rad (6.92°) dans le cas où $N_s = 26$.

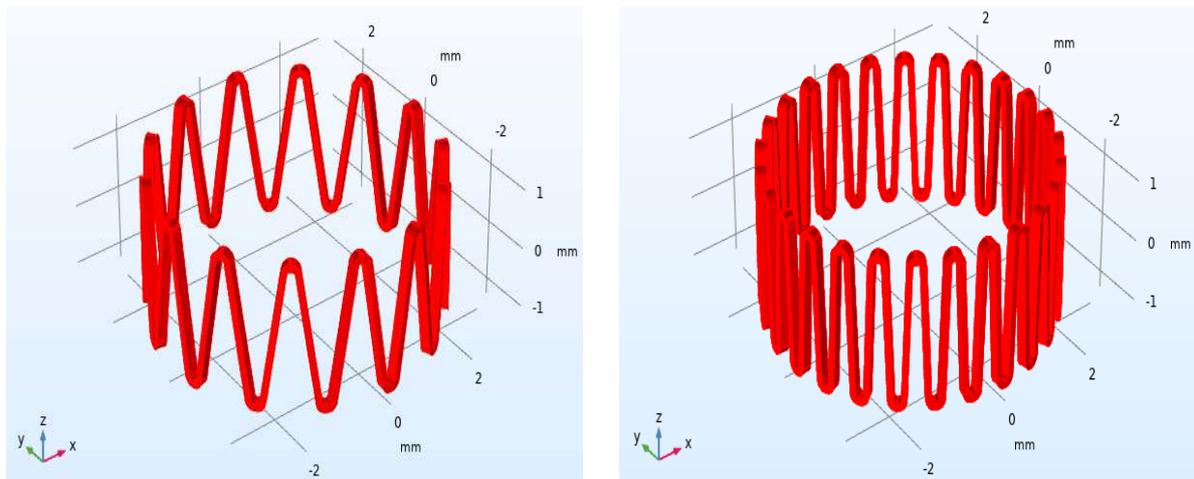


Figure II.6 : Ecartement de l'angle α en fonction de N_s .

II.4.4 La structure finale du stent et ses composants

Un des stents étudié se présente sous la forme illustrée en figure II.7. Il est constitué de quatre d'étages

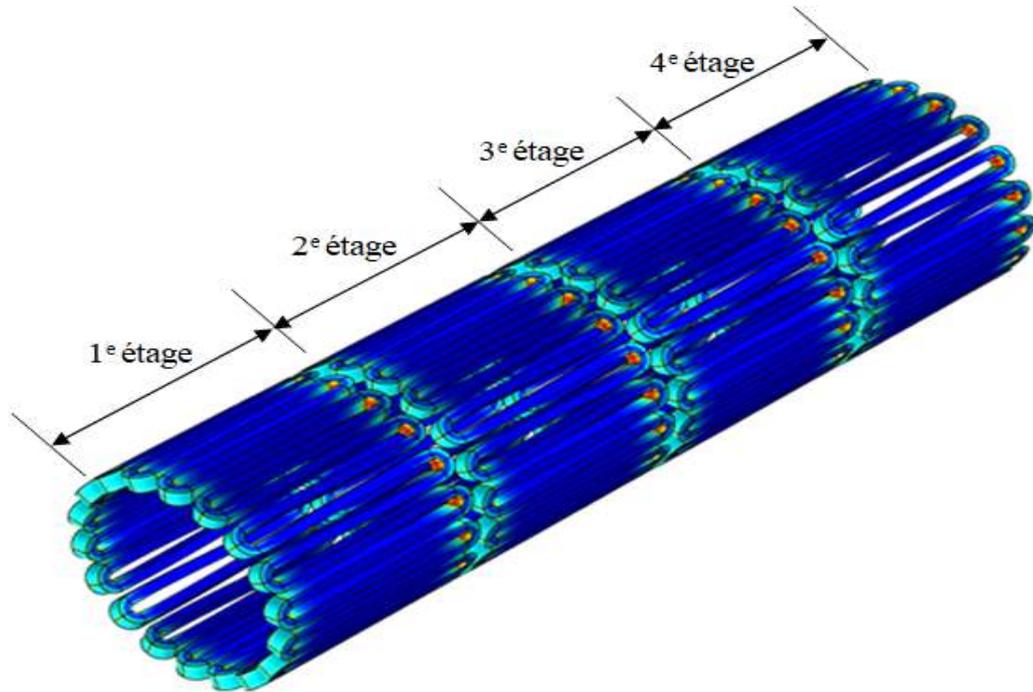


Figure II.7 : Forme final d'un stent a quatre étages dix-huit secteurs.

II.5 Modèle théorique de l'AMF.

Au niveau du logiciel de simulation utilise, deux modèles d'alliages à mémoire de forme sont disponibles avec le module de matériaux structurels non linéaires:

le modèle Souza-Auricchio et le modèle Lagoudas.

Ces modèles de matériaux diffèrent dans l'expression de la densité d'énergie libre de Gibbs.

Pour le modèle de Lagoudas (celui choisi dans le cadre de l'étude) [9], la densité d'énergie libre De Gibbs dépend de deux variables d'état:

- le tenseur de contrainte total σ .
- et le champ de température T .

Des variables internes supplémentaires sont utilisées pour calculer le tenseur de déformation de transformation ε_{tr} et la fraction volumique de martensite ξ .

$$G(\sigma, T, \varepsilon_{th}, \xi) = c \left((T - T_0) - T \ln \left(\frac{T}{T_0} \right) \right) - s_0 T - \frac{1}{\rho} \sigma : S : \sigma - \frac{1}{\rho} \sigma : (\varepsilon_{th} - \varepsilon_{tr}) + u_0 + \frac{1}{\rho} f(\xi) \quad (\text{II-2})$$

Ici,

c est la capacité thermique à pression constante,

s_0 est l'entropie spécifique à l'état de référence,

S est la matrice de conformité,

ε_{th} est le tenseur de déformation thermique,

ε_{tr} est le tenseur de déformation de transformation,

u_0 est l'énergie interne spécifique à l'état de référence,
et $f(\xi)$ est la fonction de solidification de la transformation.

La matrice de conformité S , est obtenue en faisant la moyenne des propriétés élastiques de la martensite et de l'austénite :

$$S(\xi) = \xi S_M + (1 - \xi) S_A = S_A + \xi \Lambda S \quad (\text{II-3})$$

où

$$\Lambda S = S_M - S_A \quad (\text{II-4})$$

En outre, d'autres paramètres de matériau sont moyennés de cette manière.

L'équation d'évolution de la déformation de transformation ε_{tr} est calculée à partir de la règle d'écoulement :

$$\dot{\varepsilon}_{tr} = \dot{\xi} \Lambda \quad (\text{II-5})$$

où le tenseur de transformation normalisé Λ change de direction principale en fonction de la direction de la transformation martensitique.

La variable pour la direction de la transformation martensitique, $\frac{\xi}{\xi_0}$, est calculée à partir de l'état précédent pour déterminer l'incrément ou le décrétement attendu du tenseur de déformation de transformation ε_{tr} . Ce calcul est coûteux en calcul et peut entraîner des problèmes de convergence. Puisque dans de nombreuses applications, la direction de transformation est connue a priori (par exemple, chargement ou déchargement mécanique, ou incrément / décrétement de température), une entrée utilisateur permet de régler manuellement la direction de transformation sur 1 ou -1, accélérant ainsi le temps de calcul.

Pour le modèle de Lagoudas, il est possible de choisir parmi différentes fonctions de solidification de transformation $f(\xi)$: Quadratique, Cosinus, Lisse. Dans le cadre de cette étude la fonction $f(\xi)$ est quadratique.

La fonction de solidification quadratique est définie comme :

$$f(\xi) = \begin{cases} \frac{1}{2} \rho b_M \xi^2 + (\mu_1 + \mu_2) \xi & \text{for } \xi > 0 \\ \frac{1}{2} \rho b_A \xi^2 + (\mu_1 - \mu_2) \xi & \text{for } \xi < 0 \end{cases} \quad (\text{II-6})$$

où les paramètres b_M et b_A sont calculés à partir de :

$$b_M = \Delta s_0 (M_s - M_f) \quad (\text{II-7})$$

et

$$b_A = \Delta s_0 (A_f - A_s) \quad (\text{II-8})$$

et les paramètres μ_1 et μ_2 de

$$\mu_1 = \frac{1}{2} \rho \Delta s_0 (M_s + A_f) - \rho \Delta u_0 \quad (\text{II-9})$$

et

$$\mu_2 = \frac{1}{4} \rho \Delta s_0 (A_s - A_f - M_1 + M_s) \quad (\text{II-10})$$

La fonction de solidification lissée est définie avec quatre paramètres de lissage n_1 , n_2 , n_3 et n_4 , tel que :

$$f(\xi) = \begin{cases} \frac{1}{2} \rho b_M \left(\xi + \frac{\xi^{n_1+1}}{n_1+1} + \frac{(1-\xi)^{n_2+1}}{n_2+1} \right) & \text{for } \xi > 0 \\ \frac{1}{2} \rho b_A \left(\xi + \frac{\xi^{n_3+1}}{n_3+1} + \frac{(1-\xi)^{n_4+1}}{n_4+1} \right) & \text{for } \xi < 0 \end{cases} \quad (\text{II-11})$$

Ces fonctions sont utilisées par le logiciel pour résoudre les équations régissant le comportement du matériau et définissant ainsi les fonctions :

- Contrainte agissant sur le matériau.
 - Fraction volumique de martensite.
 - Courbe de variation Pression/ Température.
 - La contrainte au niveau de toute la structure stent.
 - La transformation du stent tout au long de la variation de température.
- L'étude est faite dans le cas temps stationnaire (phénomènes indépendants du temps).

II.6 Conclusion

Les composants principaux du stent et leur modélisation (simplifiée) sont les principales illustrations vues dans ce chapitre. L'ensemble des équations théoriques du modèle AMF, modèle de Lagoudas utilisé dans cette étude ont été établies. Ces équations seront traitées en simulation, sous logiciel Comsol, pour nous permettre de comprendre le comportement du stent lorsqu'il est inséré dans un environnement (corps humain – artère) sujet a une variation de température.

Le travail présenté dans ce mémoire a touché la simulation d'un stent médical élaboré en utilisant un alliage à mémoire de forme, formé à partir des deux matériaux le nickel et le titane (NiTi). Le modèle mathématique, utilisé sous le logiciel de simulation Comsol, est appelé modèle de Lagoudas. L'étude mathématique n'a pas été détaillée, ceci n'étant pas notre objectif. L'objectif principal fut la simulation du stent en se basant surtout, sur les éléments de la structure de ce dernier tel que le bras du stent, le nombre de secteurs par étage et le nombre d'étages. Des résultats ont été obtenus permettant de trouver un compromis afin d'élaborer un « bon » stent en terme de structure et de matériaux. Les deux caractéristiques principales du matériau AMF étant l'effet de mémoire de forme et la pseudo-élasticité ont été activés par effet thermique vu que le stent est construit pour être inséré dans le corps humain. Une simple comparaison avec d'autres alliages à mémoire de forme comme le CuZnAl et CuAlNi a permis de voir que le NiTi est plus adapté comme matériau pour une telle application.

-
- [1] K. Otsuka; C.M. Wayman, eds. (1999). Shape Memory Materials (<http://catdir.loc.gov/catdir/samples/cam034/97036119.pdf>) (PDF). Cambridge University Press. ISBN 0-521-66384-9.
- [2] Duerig, T.W.; Pelton, A.R. (1994). "Ti-Ni shape memory alloys". In Gerhard Welsch; Rodney Boyer; E.W. Collings (eds.). Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. American Society for Metals. pp. 1035–48. ISBN 0-87170-481-1.
- [3] Wu, S; Wayman, C (1987). "Martensitic transformations and the shape-memory effect in Ti50Ni10Au40 and Ti50Au50 alloys". Metallography. 20 (3): 359. doi:10.1016/00260800(87)90045-0 (<https://doi.org/10.1016%2F0026-0800%2887%2990045-0>).
- [4] Filip, Peter; Mazanec, Karel (May 1995). "Influence of work hardening and heat treatment on the substructure and deformation behaviour of TiNi shape memory alloys". Scripta Metallurgica et Materialia. 32 (9): 1375–1380. doi:10.1016/0956-716X(95)00174-T (<https://doi.org/10.1016%2F0956-716X%2895%2900174-T>).
- [5] edmontoncardiology.com/assets/files/angioplasty.pdf
- [6] J.Tepe. Development of a Data Transformation Method for a Customized Stent using Additive Manufacturing, Computer science, Published 2018.
- [7] Hodgson DE, Wu MH & Biermann RJ (1990). Shape Memory Alloys, Metals Handbook. Vol. 2. ASM International, Ohio, 897-902.
- [8] <http://www.raychem.com>
- [9] Comsol 5.4/Structural Mechanics Module/User's Guide/Structural Mechanics Theory/Material Models/Shape Memory Alloy.