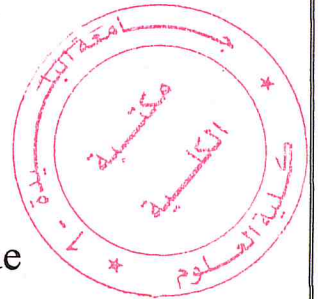


République algérienne démocratique et populaire
 Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
 Université Saad Dahleb Blida 1



Faculté des sciences
 Département de physique

Mémoire de fin d'étude
 Pour l'obtention du diplôme de Master en Physique



Option : Physique Appliquée

Thème :

Etude et simulation des caractéristiques de l'alliage à mémoire de forme NiTi en vue d'applications médicales

Présenté par :

DERICHE Imène

SAADOUNI Mounia

Soutenu le 16 / 07 / 2019 devant le jury composé de :

Mr BENRKIA	MCB	Président
Mr BOUNEMRI	MAA	Encadreur
Mr SIDOUMOU	MCA	Examineur

Blida 1-2018/2019-

Remerciement

Avant tout, nous remercions le bon Dieu qui a illuminé notre chemin et qui nous a armés de force et de sagesse, ainsi que de bonne volonté pour achever ce travail.

Au terme de ce travail, nous tenons également à exprimer nos vifs remerciements et gratitude à toute personne qui nous a aidés tout au long de notre travail, particulièrement à :

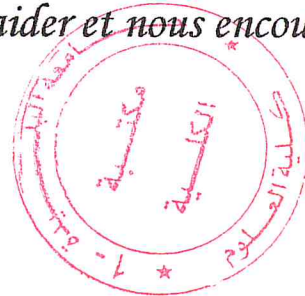
Notre promoteur Mr. BOUNAMRI de son encadrement et ses orientations judicieuses qui nous ont été infiniment utiles et son soutien constant tout au long de notre mémoire.

Nous remercions spécialement Mr. MOUZALI pour sa sympathie et sa bonne humeur

*Nous adressons également notre remerciement à :
Les membres de jury pour avoir accepté d'évaluer notre travail.*

On n'oubliera pas de remercier également tous nos enseignants du Département des Sciences, qui nous ont transmis leurs connaissances et leur savoir-faire pour assurer notre formation au cours de ces années.

A la fin nous adressons nos remerciement les plus chaleureux à toutes les personnes qui ont aidé de près ou de loin, et ceux qui n'ont jamais hésité le moindre instant à nous soutenir, nous aider et nous encourager.



Dédicaces

Je dédie ce mémoire

À MES CHERS PARENTS

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être . Surtout à ma maman qui m'a soutenu et encouragé durant ces années d'études.

Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours.

Que ce modeste travail soit l'exaucement de vos vœux tant formulés, le fruit de vos innombrables sacrifices, bien que je ne vous en acquitterai jamais assez.

Puisse Dieu, le Très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.

À MON FRÈRE , MA SŒUR ET MES NEUVEU HICHEM ,NAZIM,LOUZA

Ceux qui m'ont partagé avec moi tous les moments des émotions lors de la réalisation de ce travail .Ils m'ont chaleureusement supporté et encouragé tout au long de mon parcours.

À TOUS MES AMIS

Qui m'ont toujours encouragé , et à qui je souhaite plus de succès.

À tous ceux que j'aime .

Merci !

Deriche Imene

Dédicace

Du profond de mon cœur ,je dédie ce travail à tout ceux qui me sont cher,

À mon cher père et ma chere mère

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect ,mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien etre

Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me porter depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours

Que se modeste travail soit l'exaucemnt de vos vœux tant formulés,puisse dieu,le très haut,vous accordez santé,bonheur et long vie .

À très chers frères NASSIM et RIDHA

À La mémoire de ma sœur FATIHA

À mes sœur MALIA ,LINDA ,SALIMA,SIHEM et mes neuveux

Sans oublier le poussin de la famille HAITHEM

À mon amie intime RANA

Et a tout la famille SAADOUNI et BENAMARA

À mes chères amies

À mon binôme dans mémoire IMENE JE LA souhaite beaucoup réussite dans sa vie

Et tous les étudiants 2^{ème} master physique appliquée

À tout ce qui j'aime.

MERCI !

Mounia

SOMMAIRE

Remerciement	
Liste d'abréviation et sigles	
Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale	

CHAPITRE I : LES ALLIAGES A MEMOIRE DE FORME

I-1 Historique	1
I-2 Les Phases Austenite et Martensite	1
I-3 L'effet de mémoire de forme	7
I-4 Pseudo-élasticité	8
I-5 Comportement AMF sous chargement multiaxial	10
I-6 Classification des comportements d'AMF	12
I-7 Applications	14
I-7-1 Applications biomédicales.....	16
a/ Applications orthodontiques.....	16
b/ Applications cardiovasculaires.....	17
c/ Applications orthopédiques	19
d/ Applications d'instruments chirurgicaux	20
Conclusion	20

CHAPITRE II : THEORIES DES ALLIAGES A MEMOIRE DE FORME

Introduction	22
II-1 Pseudoélasticité (PE) et effet de mémoire de forme (EMF)	22
II-2 Modèle AMF pour la superélasticité	23
II-2-1 Modèle constitutif de la superélasticité	24
II-2-2 Paramètres du matériau pour le modèle du matériau AMF superélastique.....	26
II-3 Modèle du matériau AMF avec effet de mémoire de forme	27
II.3.1 Le modèle constitutif de l'effet de mémoire de forme.....	27
II.3.2 Les paramètres du matériau pour l'option effet de mémoire de forme.....	30
II.4. Résultats obtenus	31

CHAPITRE III : SIMULATION DES MODELES D'ALLIAGE A MEMOIRE DE FORME

Introduction	32
III-1 Brève description du logiciel de simulation «COMSOL Multiphysics»	32
III-1-1 Définition	32
III-1-2 Méthode des éléments finis	33
III-1-2-1 Principe général.....	33
III-1-3 Simulation COMSOL Multiphysics d'un alliage à mémoire de forme (AMF).....	34
III-2 Description des modèles	35
III-2-1 Le fil en alliage NiTi	35
III-2-2 Simulation sous logiciel Comsol d'un élément cylindrique en alliage NiTi.....	37
III-2-3 Etapes de modélisation d'un élément cylindrique en NiTi.....	38
III-2-3-1 Géométrie du modèle.....	38
III-2-3-2 Introduction des propriétés physiques	38
III-2-3-3 Choix de la physique : Mécanique des solides.....	39
III-2-3-4 Le maillage (meshing)	42
III-2-3-5 L'étude (résolution numérique adopte).....	43
III-3 Exploitation des résultats	44
III-3-1 Etude paramétrique	44
III-3-2 Etude transformation partielle	46
III-3-2-1 Analogie pratique de la transformation partielle.....	47
III-3-2-2 Déplacement prescrit.....	48
III-3-3 Etude de l'effet mémoire.....	49
III-4 Etape de modélisation d'un stent artériel en AMF	49
III-4-1 Fonctionnement du stent.....	49
III-4-2 Model du stent simule.....	51
III-4-2-1 Création de la géométrie.....	52
III-4-2-2 Propriétés physique.....	53
III-4-2-3 Choix de la physique : Mécanique du solide	53
III-4-2-4 Résolution numérique	56
III-5 Analyse des résultats	57
Conclusion	59

Conclusion général

Références bibliographiques

ANNEXE A

Résumé

Les alliages à mémoire de forme (AMFs) sont des matériaux spéciaux capables de reprendre une forme prédéterminée lorsqu'ils sont chauffés. Lorsque cet alliage est en dessous de la température de transformation, il a une faible limite d'élasticité et se déforme facilement en toute nouvelle forme qu'il conservera. Si cet alliage est chauffé au-dessus de sa température de transformation, il change de structure cristalline qui rétablit sa forme réelle.

Les AMFs sont remarquablement différents des autres matériaux en raison principalement de l'effet de mémoire de forme (EMF) et de la pseudoélasticité, liés à la manière dont la transformation de phase se produit, à la biocompatibilité, à la résistance spécifique élevée, à la résistance à la corrosion, à la résistance à l'usure et aux propriétés antifatigue élevées.

Les AMF sont utilisés dans de nombreuses applications telles que l'aérospatiale, le médical, l'automobile, montures de lunettes, matériaux dentaires, etc.

Ce travail a pour objectif de présenter les alliages à mémoire de forme et leurs applications, les propriétés des AMF, leur comportement et leurs caractéristiques. Deux modèles de comportement thermomécanique pour les alliages à mémoire de forme est présentés, Le modèle est ensuite implanté dans un code de calcul par élément finis afin de dimensionner des structures en deux et trois dimensions par le logiciel COMSOL Multiphysics.

Abstract

Shape memory alloys (SMAs) are the special materials that have the ability to return to a predetermined shape when heated. When this alloy is in below transformation temperature it undergoes low yield strength and will deform easily into any new shape, which it will retain, if this alloy is heated above its transformation temperature it changes its crystal lattice structure, which returns to its real shape.

SMAs are remarkably different from other materials are primarily due to shape memory effect (SME) and pseudoelasticity which are related with the specific way the phase transformation occurs, biocompatibility, high specific strength, high corrosion resistance, high wear resistance and high anti-fatigue property.

SMA are used in many applications such as aerospace, medical, automobile, eye glass frames, dental materials, etc. This paper focuses on introducing shape memory alloy and their

applications, also revealed, their Properties of SMAs, behavior and characteristics. Two models of thermomechanical behavior for shape memory alloys are presented. The model is then implemented in a finite element calculation code in order to dimension structures in two and three dimensions with COMSOL Multiphysics.

نبذة مختصرة

سبائك ذاكرة الشكل عبارة عن مواد خاصة يمكن أن تتخذ شكلاً محددًا مسبقًا عند تسخينها. عندما تكون هذه السبيكة أقل من درجة حرارة التحول، فإن لها قوة إنتاجية منخفضة وتتشوه بسهولة إلى أي شكل جديد ستحتفظ به. إذا تم تسخين هذه السبائك فوق درجة حرارة تحولها، فإنها تغير الهيكل البلوري الذي يستعيد شكله الحقيقي. تختلف سبائك ذاكرة الشكل بشكل ملحوظ عن المواد الأخرى بشكل رئيسي بسبب تأثير ذاكرة الشكل والمرونة الزائفة، المتعلقة بكيفية حدوث تحول الطور، والتوافق الحيوي، ومقاومة محددة عالية، إلى مقاومة عالية للتآكل، ومقاومة الارتداء وارتفاع خصائص مكافحة التعب. تستخدم هذه المواد في العديد من التطبيقات مثل الفضاء الجوي، الطبي، السيارات، إطارات النظارات، مواد طب الأسنان، إلخ.

يهدف هذا العمل إلى تقديم سبائك ذاكرة الشكل وتطبيقاتها وخصائصها يتم تقديم نموذجين من السلوك الحراري الميكانيكي لسبائك ذاكرة الشكل، ثم يتم تنفيذ هذا النموذج في كود حساب العناصر المحدودة من أجل تحديد أبعاد الهياكل ثنائية وثلاثية الأبعاد بواسطة

COMSOL Multiphysics

LISTE D'ABRÉVIATION ET SIGLES :

NOL : Naval Ordnance Laboratory.

AMF : Alliage à mémoire de forme.

EMF : Effet mémoire de forme.

PE : Le comportement pseudo-élastique.

SIM : forme de martensite induite par une contrainte « stress-induced martensite ».

MIS : Chirurgie mini-invasive (CMI) « Minimally Invasive Surgery ».

A : Température austénite.

M : Température martensite.

A_s : Température de début de la transformation austénitique.

A_f : Température de fin de la transformation austénitique.

M_s : Température de début de la transformation martensitique.

M_f : Température de fin de la transformation martensitique.

M_t : La martensite jumelée.

M_a : La martensite assemblée.

σ : Contrainte appliquée.

σ_s : Contrainte de début.

σ_f : Contrainte de finition.

A σ_s : Température de début de la transformation austénitique avec une contrainte appliquée.

A σ_f : Température de fin de la transformation austénitique avec une contrainte appliquée.

M σ_s : Température de début de la transformation martensitique avec une contrainte appliquée.

M σ_f : Température de fin de la transformation martensitique avec une contrainte appliquée.

σ_{As} : niveau de stress pour le début de la transformation en austénite.

σ_{Af} : niveau de stress pour la fin de la transformation en austénite.

σ_{Ms} : niveau de stress pour le début de la transformation en martensite.

σ_{Mf} : niveau de stress pour la fin de la transformation en martensite.

ϵ : Déformation de l'alliage.

S : la fraction de martensite.

D : Le tenseur de rigidité élastique.

T : température.

T_0 : température en dessous de laquelle aucune austénite n'est observée dans un état sans contrainte.

h : paramètre de matériau lié au durcissement du matériau lors de la transformation de phase.

LISTE DES FIGURES :

CHAPITRE I :

Figure (I.1) : Transformation de phase induite par la température d'un AMF sans charge mécanique.....	3
Figure (I.2) : Schéma de l'effet de mémoire de forme d'un AMF montrant la séparation du matériau avec une contrainte appliquée.....	3
Figure (I.3) : Schéma de l'effet de mémoire de forme d'un AMF montrant le déchargement et le chauffage ultérieur à l'austénite à vide	4
Figure (I.4) : Transformation de phase induite par la température en présence de charge appliquée.....	4
Figure (I.5) : Un chemin de chargement pseudo-élastique	5
Figure (I.6) : Schéma d'un diagramme contrainte-déformation pseudo-élastique.....	6
Figure (I.7) : Schéma d'un diagramme de phase contrainte-température pour un AMF.....	6
Figure (I.8) : Données de contrainte-déformation-température présentant l'effet de mémoire de forme pour un SMA NiTi typique.....	7
Figure (I.9) : Diagramme de phase et deux chemins de chargement pseudo-élastiques possibles.....	8
Figure (I.10) : Un cycle de chargement pseudo-élastique typique de SMA	9
Figure (I.11) : Trajectoire biaxiale avec une histoire de contrainte de forme carrée ; a) chemin de stress ; (b) comparaison de la réponse des matériaux élastiques purs, élasto-plastiques et AMF.....	11
Figure (I.12) : Comportement asymétrique sous tension, compression et torsion.....	12
Figure (I.13) : Réponse pseudo-élastique d'un fil de NiTi tel que reçu et d'une boucle d'hystérésis stabilisée après 20 cycles.....	13

Figure (I.14) : Comportement pseudo-élastique d'un fil de NiTi - développement de boucles internes.....	14
Figure (I.15) : Applications orthodontiques d'AMFs. (a) Accolades en Nitinol utilisées à des fins d'alignement dans les applications dentaires. (b) Un schéma montrant un foret NiTi utilisé pour la chirurgie du canal radiculaire.....	17
Figure (I.16) : Appareils cardiovasculaires, (a) Vue de dessus et de côté du filtre de Simon dans la configuration déployée, (b) Un stent en Nitinol auto-expansible montré dans la configuration déployée et dans l'état contraint	19
Figure (I.17) : Applications orthopédiques des AMFs. (a) : Espaceur de vertèbres rachidiennes montrant le dispositif à l'état martensitique et à l'état austénitique déployé, (b) : Un schéma montrant l'utilisation potentielle d'AMF poreux en tant qu'implants osseux artificiels.....	20

CHAPITRE II :

Figure (II.1) : Pseudoélasticité (PE) et effet de mémoire de forme (EMF).....	23
Figure (II.2) : Comportement typique de la superélasticité.....	24
Figure (II.3) : Diagramme idéalisé contrainte-déformation du comportement superélastique.....	25
Figure(II.4) : Nombre de caractéristique du model mécanique	29

CHAPITRE III :

Figure (III.1) : l'interface d'ouverture du programme avec son logo.....	33
Figure (III.2) : Diagramme des étapes de conception avec COMSOL.....	34
Figure (III.3) : Fils orthodontiques à Alliage à Mémoire de Forme.....	35
Figure(III.4) : Effet pseudoélastique ($T \geq Af$).....	35
Figure (III. 5) : Effet mémoire de forme ($T \leq Mf$).....	36
Figure (III.6) : Géométrie de la structure 2D axisymétrique.....	37
Figure (III.7) : Exemple de construction d'une géométrie rectangulaire en 2D axisymétrique...38	
Figure (III.8) : Propriétés physique de matériau : a) austenite, b) martensite.....	39
Figure (III.9) : Physique choisit : Mécanique des solides.....	40
Figure (III.10) : Les paramètres de phases des transformations pour un AMF.....	41
Figure (III.11) : Le paramètre Roller (point d'appui).....	41

Figure (III.12) : Définition des conditions aux limites.....	42
Figure (III.13) : Le maillage.....	43
Figure (III.14) : La phase de calcul.....	43
Figure (III.15) : Courbes contrainte vs déformation pour différentes températures.....	44
Figure (III.16) : Evolution de la fraction volumique de martensite à différentes températures.....	45
Figure (III.17) : Courbe contrainte / déformation pour cycle chargement-déchargement avec boucle interne.....	46
Figure (III.18) : Courbes de flexion trois points de fils orthodontiques de même Section à 37 °C, en acier (module élastique $E = 200$ GPa), en β-titane ($E = 70$ GPa) et NiTi (comportement pseudo-élastique), avec illustration d'un traitement orthodontique (a) le jour de la pose ; (b) à un mois et demi ; (c) à huit mois.....	47
Figure (III.19) : Point prescrit et son déplacement prescrit.....	48
Figure (III.20) : Fraction volumique de martensite.....	48
Figure (III.21) : Courbe contrainte vs déformation montrant l'effet de mémoire de forme... 	49
Figure (III.22) : Procédure de pose d'un stent avec ballonnet.....	50
Figure (III.23) : Exemple de stents en Alliage a Mémoire de Forme.....	51
Figure (III.24) : Modèle complet du stent simule.....	52
Figure (III.25) : Géométrie du domaine modélisé du stent.....	52
Figure (III.26) : La géométrie du modèle.....	53
Figure (III.27) : Propriétés physique de matériau : a) Austenite, b) Martensite.....	54
Figure (III.28) : Physique choisit : mécanique des solides.....	54
Figure (III.29) : Paramètres de phases de transformation en AMF.....	55
Figure (III.30) : Les conditions aux limites.....	56
Figure (III.31) : Maillage de la structure.....	56
Figure (III.32) : Lancement de l'étude : résolution numérique.....	57
Figure (III.33) : Evaluation de la contrainte sur le coude du stent.....	58
Figure (III.34) : Fraction volumique maximale et moyenne de martensite lors du sertissage et de la libération.....	58
Figure (III.35) : Pression appliquée sur la paroi interne de l'artère pendant la libération du stent.....	59
Figure (III.36) : stress-stent dans le corps humain.....	60
Figure (III.37) : volume de martensite-stent dans le corps humain.....	60
Figure (III.38) : la déformation de stent (changement du diamètre).....	61
Figure (III.39) : les points d'appuis sur le stent.....	61

LISTE DES TABLEAUX :

CHAPITRE II

Tableau(II.1) : Constantes d'option superélastique.....	26
Tableau(II.2) : les consonantes du matériau pour l'effet mémoire de forme.....	30

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GENERALE

Les matériaux intelligents sont des matériaux conçus qui ont une ou plusieurs propriétés qui peuvent être considérablement modifié de manière contrôlée par des stimuli externes, tels que le stress, la température, champs électriques ou magnétiques.

Il existe différents matériaux dans cette catégorie. Peu d'entre eux sont piézoélectrique, thermoélectrique, photochromique, thermo chromique, etc.

Parmi ces matériaux, il existe encore un matériau appelé Alliage à mémoire de forme (AMF). Les AMFs sont dessinés sous diverses formes telles que fil, feuilles, cylindres, tiges creuses, etc. ils ont des applications dans divers domaines tels que les arcs en orthodontie, stents pour ouvrir les artères effondrées et le plus populaire comme actionneurs pour les robots dans le domaine médical ainsi que des applications non médicales.

Ces alliages intelligents possèdent une température dépendante au changement structurel. Lorsque le matériau est à basse température (phase martensite), il peut être facilement déformé et il maintient la déformation à basse température. Une fois que la température du matériau est élevée (phase austénitique / phase parente), Il reprend son original forme (mémorisée), quelle que soit la contrainte appliquée au matériau.

Cette propriété de matériau est appelée comme EMF. De nouveau, lorsque le matériau est refroidi par convection naturelle, comme de l'air libre ou convection forcée comme un ventilateur, elle peut être déformée et, à nouveau, chauffée à un niveau de température spécifique, il reprend sa forme d'origine.

Ce cycle peut être effectué plusieurs fois sans perdre la propriété matérielle. Ceci s'appelle la super élasticité.

En phase martensite, il existe deux structures cristallines : une martensite jumelée, c'est-à-dire quand le matériau est juste refroidi et l'autre est de la martensite, où une charge est appliquée à martensite jumelée conduisant à une déformation plastique dans le matériau. Quand le matériel en la martensite est chauffée, elle acquiert la troisième structure cristalline, appelée structure austénitique en phase austénitique.

La phase austénitique est également appelée phase parent car elle consiste en une mémoire du Matériel. Ce type d'AMF est appelé alliage à mémoire de forme à sens unique, autre type

Introduction général

d'AMF est alliage à mémoire de forme bidirectionnelle. Comme dans un sens, le matériau exposé au EMF est uniquement chauffé, de manière similaire en AMF à deux voies, le matériau montre l'EMF mais aussi pendant le chauffage et le refroidissement.

Le présent mémoire constitué de trois chapitres :

Le premier chapitre est un chapitre de revue bibliographique qui introduit les principaux phénomènes à l'origine du comportement thermomécanique des Alliages à Mémoire de Forme (AMF). L'attention est focalisée sur le comportement superélastique sous chargement uniaxial et sur l'effet mémoire de forme, Quelques applications sont mentionnées dans le secteur biomédical.

Le second chapitre présente les modèles mathématiques les plus utilisés pour modéliser le processus de changement de phase

Dans le troisième chapitre nous présentons, en premier temps, l'outil de simulation COMSOL multi physiques, qui est un logiciel de simulation par la méthode des éléments finis. En second temps, nous développons les modèles d'un fil en alliage NiTi et établi sous environnement COMSOL, pour déterminer la pseudoélasticité et l'effet mémoire de forme ainsi la sensibilité du matériau à la température et les effets du contrainte. Afin de déterminer ses paramètres nous avons effectué une étude paramétrique en fonction des différentes études effectuées. Et enfin, nous terminons par une énumération les résultats de ce dernier ainsi que les principales remarques. .

CHAPITRE 1
LES ALLIAGES À MÉMOIRE DE FORME

jumelée (M_t), qui est formée par une combinaison de variantes martensitiques auto-hébergées, et la martensite assemblée (M_d) ou réorientée dans laquelle une variante spécifique est dominante. La transformation de phase réversible de l'austénite (phase mère) à la martensite (phase produit) et inversement constitue la base du comportement unique des AMFs.

Lors du refroidissement en l'absence de charge appliquée, la structure cristalline passe de l'austénite à la martensite. La transition de phase de l'austénite à la martensite (appelée transformation directe) conduit à la formation de plusieurs variantes martensitiques, jusqu'à 24 pour le NiTi. La disposition des variantes est telle que le changement de forme macroscopique moyen est négligeable, ce qui donne une martensite jumelée. Lorsque le matériau est chauffé à partir de la phase martensitique, la structure cristalline se transforme en austénite et cette transition est appelée transformation inverse, durant laquelle aucun changement de forme n'est associé. Nous remarquons que la transformation martensitique dans les AMFs consiste principalement en un cisaillement, sans changement de volume [4] [5].

Les structures cristallines de la martensite et de l'austénite jumelées pour un AMF et la transformation entre elles sont illustrées à la figure (I.1). Il y a quatre températures caractéristiques associées à la transformation de phase. Pendant la transformation en aval, l'austénite, sous charge nulle, commence à se transformer en martensite jumelée à la température de départ martensitique (M_s) et achève la transformation en martensite à la température de finition martensitique (M_f). A ce stade, la transformation est terminée et le matériau est pleinement dans la phase martensitique jumelée. De même, pendant le chauffage, la transformation inverse commence à la température de départ austénitique (A_s) et la transformation est terminée à la température de finition austénitique (A_f).

Si une charge mécanique est appliquée sur le matériau dans la phase martensitique jumelée (à basse température), il est possible de séparer la martensite en réorientant un certain nombre de variantes (voir figure I.2). Le processus de séparation entraîne un changement de forme macroscopique, dans lequel la configuration déformée est conservée lorsque la charge est libérée. Un chauffage ultérieur d'AMF à une température supérieure à A_f entraînera une transformation en phase inverse (de la martensite reliée à l'austénite) et conduira à une récupération complète de la forme (voir la figure I.3). Le retour à une température inférieure à M_f (transformation directe) entraîne à nouveau la formation de martensite jumelée sans changement de forme associé. Le processus décrit ci-dessus est appelé Effet mémoire forme (EMF). La charge appliquée doit être suffisamment importante pour démarrer le processus de

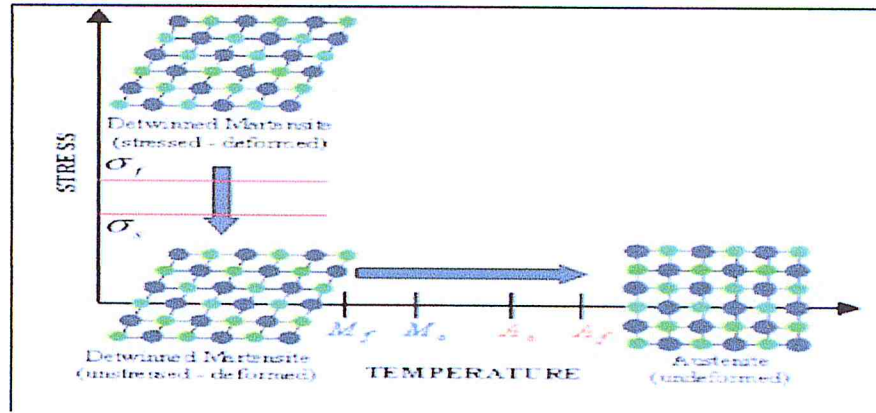


Figure (I.3) : Schéma de l'effet de mémoire de forme d'un AMF montrant le déchargement et le chauffage ultérieur à l'austénite à vide [4].

Lorsque le matériau est refroidi avec une charge mécanique supérieure à σ_s appliquée dans la phase austénitique, la transformation de phase se traduira par la formation directe de martensite intercalée, produisant un changement de forme. Réchauffer le matériau résultera en une récupération de forme tant que la charge est encore appliquée. Un schéma du chemin de chargement décrit ci-dessus est présenté à la figure (I.4). En reconnaissant que les transformations directes et inverses se produisent sur une plage de températures (M_s à M_f , A_s à A_f) pour une composition d'AMF donnée, nous pouvons construire des régions de transformation dans l'espace contrainte-température.

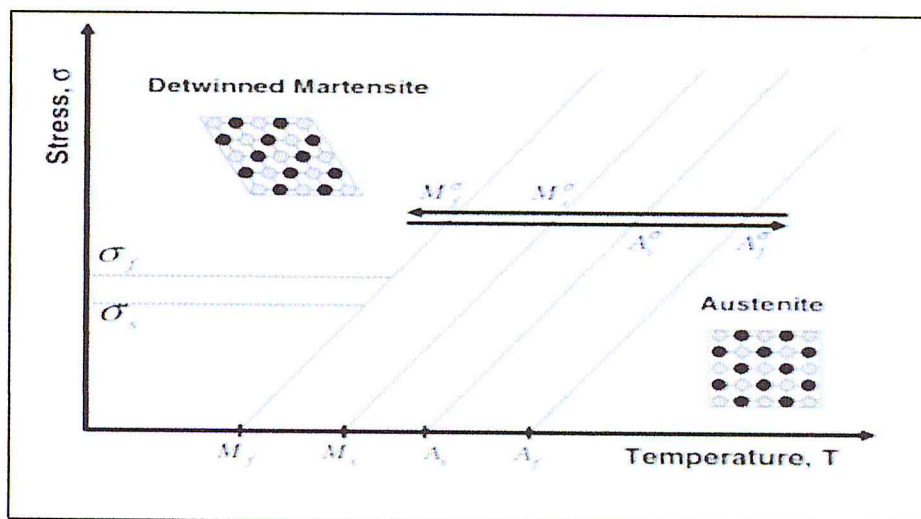


Figure (I.4) : Transformation de phase induite par la température en présence de charge appliquée [4].

Les températures de fonctionnement dépendent fortement de l'ampleur de la charge appliquée, des valeurs plus élevées de la charge appliquée conduisant à des températures de

I.3. L'effet de mémoire de forme :

Un AMF présente un effet de mémoire de forme (EMF) lorsqu'il est déformé au cours de la phase martensitique jumelée, puis déchargé à une température inférieure à A_s . Lorsqu'il sera ensuite chauffé au-dessus d' A_f , l'AMF reprendra sa forme d'origine en se reconvertissant en phase austénitique parentale.

La nature d'EMF peut être mieux comprise en suivant le chemin de chargement thermo-mécanique dans un espace de contrainte-contrainte de température combiné, comme illustré à la figure (I.8). À partir de la phase parente (point A de la figure I.8), le refroidissement sans contrainte de l'austénite en dessous des températures de transformation directe (M_s et M_f) entraîne la formation de martensite jumelée (point B). Lorsque la martensite jumelée est soumise à une contrainte appliquée qui dépasse le niveau de contrainte de démarrage (σ_s), le processus de réorientation est lancé, ce qui entraîne la croissance de certaines variantes de martensitiques à orientation favorable qui se développent aux dépens d'autres variantes moins favorables. Le niveau de contrainte pour la réorientation des variantes est de loin inférieur à la limite élastique permanente de la martensite. Le processus de séparation est terminé à un niveau de contrainte, σ_f , caractérisé par la fin du plateau dans le diagramme $\sigma - \epsilon$ de la figure (I.8).

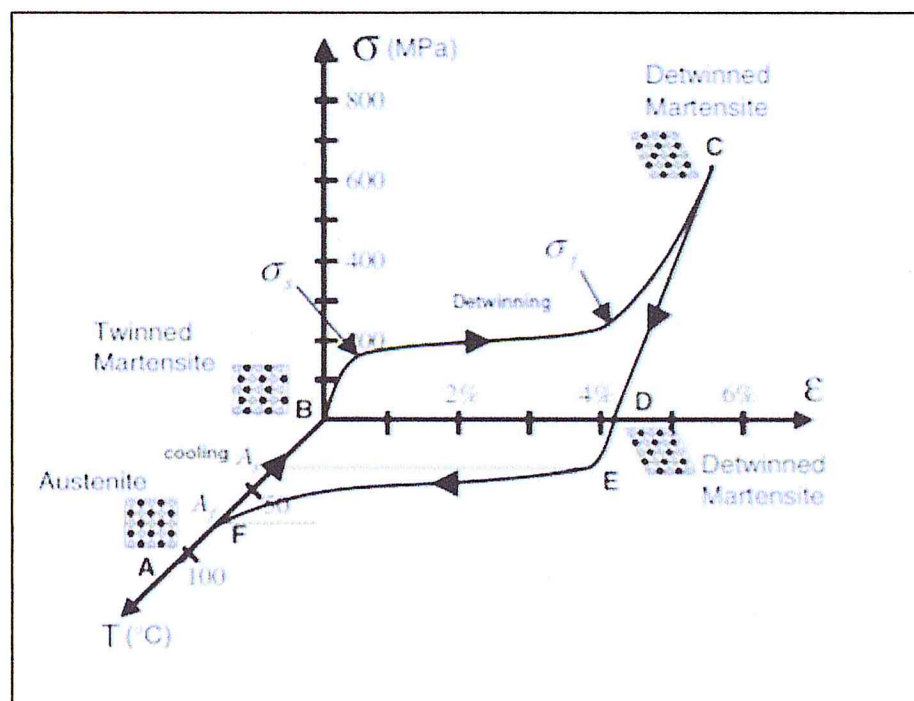


Figure (I.8) : Données de contrainte-déformation-température présentant l'effet de mémoire de forme pour un SMA NiTi typique [4].

Le matériau est ensuite déchargé élastiquement de C à D et l'état martensitique intercalé est conservé. Lors du chauffage en l'absence de contrainte, la transformation inverse commence lorsque la température atteint A_s (à E) et s'achève à la température A_f (point F), au-dessus de laquelle seule la phase austénitique parente existe. En l'absence de déformation plastique permanente générée lors de la séparation, la forme initiale d'AMF est retrouvée (indiquée par A). La souche récupérée en raison de la transformation de phase de la martensite séparée en austénite est appelée souche de transformation. Un refroidissement ultérieur à la martensite aboutira à nouveau à la formation de variantes martensitiques jumelées auto-accommodées sans changement de forme associé, et le cycle complet d'AMF peut être répété. Le phénomène décrit ci-dessus est appelé effet de mémoire de forme unidirectionnel, ou simplement EMF, car la récupération de forme n'est obtenue que pendant le chauffage, après que le matériau a été dissocié par une charge mécanique appliquée.

I.4. Pseudo-élasticité :

Le comportement pseudo-élastique (PE) des AMFs est associé à une transformation induite par des contraintes, qui conduit à la génération de contraintes lors du chargement et à la récupération ultérieure des contraintes lors du déchargement à des températures supérieures à A_f . Un chemin de chargement thermo-mécanique pseudo-élastique commence généralement à une température suffisamment élevée en présence d'austénite stable, puis se développe sous une charge appliquée dans un état où la martensite est stable, puis revient à la phase austénitique lorsqu'il est ramené à l'état de contrainte nulle. Un exemple de ce chemin (a \rightarrow b \rightarrow c \rightarrow d \rightarrow e \rightarrow a) est représenté à la figure (I.9) par le chemin 1.

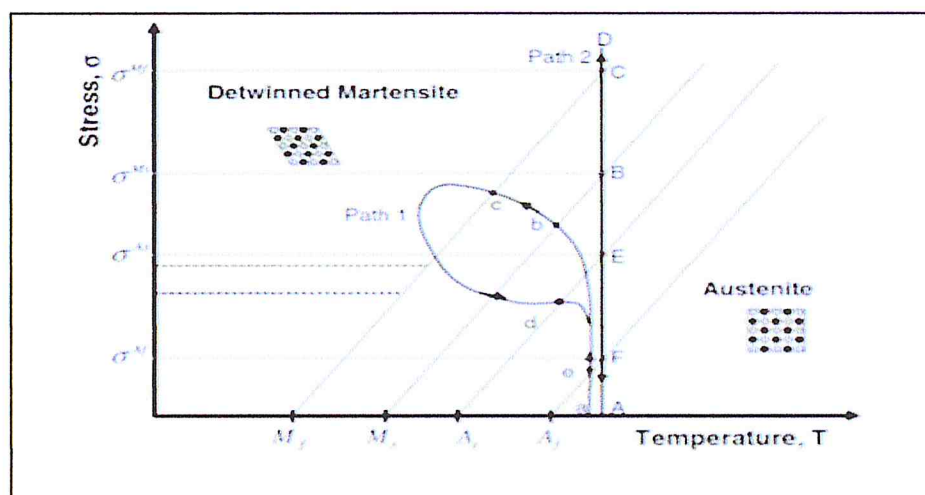


Figure (I.9) : Diagramme de phase et deux chemins de chargement pseudo-élastiques possibles [4].

Le plus souvent, un test pseudo-élastique est effectué à une température nominale constante supérieure à A_f . Le chemin de chargement pour un tel test est représenté par le chemin 2 à la figure (I.9) [4].

Pour illustrer plus en détail le comportement pseudo-élastique, considérons le chemin de chargement thermomécanique (A \rightarrow B \rightarrow C \rightarrow D \rightarrow E \rightarrow F \rightarrow A) de la figure (I.9), qui commence à contrainte nulle à une température supérieure à A_f .

Les données expérimentales $\sigma - \varepsilon$ correspondantes pour le chemin de chargement sont illustrées à la figure (I.10).

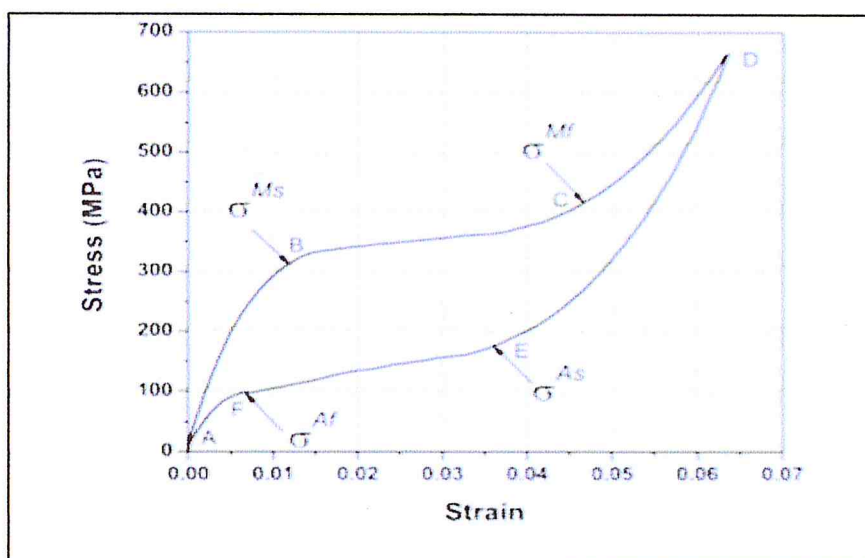


Figure (I.10) : Un cycle de chargement pseudo-élastique typique d'AMF [4].

Lorsqu'une charge mécanique est appliquée, la phase parentale (austénite) est soumise à une charge élastique (A \rightarrow B). À un niveau de charge spécifique, le trajet de chargement coupe la surface pour initier la transformation martensitique sur le diagramme de phase. Ceci marque le niveau de stress (σM_s) pour le début de la transformation en martensite. Notez que la transformation induite par les contraintes de l'austénite à la martensite s'accompagne de la génération de grandes déformations inélastiques, comme indiqué dans le diagramme contrainte-déformation de la figure (I.10).

La transformation se poursuit (B \rightarrow C) jusqu'au niveau de contrainte (σM_f) où le chemin de chargement coupe la surface de transformation M_f , indiquant la fin de la transformation. L'achèvement de la transformation martensitique est indiqué par un changement de pente distinct sur la courbe $\sigma - \varepsilon$, qui est associé à la charge élastique de la phase martensitique.

Une augmentation subséquente de la contrainte ne provoque plus de transformation et seule la déformation élastique de la martensite intercalée se produit (C \rightarrow D). Lorsque la

contrainte est relâchée progressivement lors du déchargement, la martensite se décharge élastiquement le long du chemin (D → E).

Au point E, le chemin de déchargement coupe la surface de départ austénitique (en σ_{As}), ce qui provoque le retour de la martensite en austénite. Le processus s'accompagne de la récupération de la souche due à la transformation de phase à la fin du déchargement. La fin de la reconversion en austénite est désignée par le point auquel la courbe de déchargement $\sigma - \varepsilon$ rejoint la région élastique de l'austénite (point F correspondant à la contrainte σ_{Af}). Le matériau se décharge ensuite élastiquement dans A. La transformation de phase directe et inverse au cours d'un cycle pseudo-élastique complet entraîne une hystérésis qui, dans l'espace $\sigma - \varepsilon$, représente l'énergie dissipée dans le cycle de transformation.

Les niveaux de contrainte de transformation et la taille de l'hystérésis varient en fonction du matériau d'AMF et des conditions de test [4]. La martensite intercalée qui se forme à partir de l'austénite à la suite de la contrainte appliquée lors du chemin 1 ou 2 de la figure I.9 est une forme de martensite induite par une contrainte (SIM). La SIM, en général, est la martensite qui se forme à partir de l'austénite en présence de stress. De nombreux chemins de chargement thermomécaniques peuvent entraîner la formation de SIM.

1.5. Comportement AMF sous chargement multiaxial :

Même s'il existe un intérêt important pour la modélisation du comportement pseudo-élastique et pseudo-plastique des alliages à mémoire de forme et du NiTi en particulier, les données expérimentales utilisées pour ajuster les modèles de matériaux sont dans la plupart des cas associées à de simples tests uniaxiaux ou même simples (expériences de tension). Afin de développer des modèles fiables pouvant être utilisés pour simuler des structures complexes, il est primordial d'utiliser des expériences multiaxiales afin de permettre une vérification croisée des modèles de matériaux en utilisant un degré de complexité élevé. De plus, des expériences multiaxiales à température contrôlée couvrant l'ensemble du régime de température de transformation sont nécessaires pour caractériser la dépendance du trajet de l'effet de mémoire de forme unidirectionnel.

Fondamentalement, la plupart des recherches expérimentales dans le domaine des alliages à mémoire de forme sont conduites sur des alliages à mémoire de forme à base de Cu et NiTi. Sur un spécimen à base de Cu à parois relativement épaisses (rapport d'épaisseur rayon-rayon de $r / t = 2,2$). Des expériences multiaxiales couvrant une large plage de températures ont été réalisées par Grabe et Bruhns [6]. Les données multiaxiales expérimentales sont des

ressources intéressantes pour permettre une vérification croisée étendue des modèles de matériaux, ainsi que pour donner des explications et des conseils sur la manière de modéliser la non-linéarité du matériau en se référant à la pseudo-élasticité et à l'effet sens unique.

Des modèles constitutifs d'AMF ont été proposés au niveau mésoéchelle sur la base de la théorie de la transformation de type J2 en tant que généralisation au cas multiaxial. Cependant, les travaux expérimentaux montrent que la direction de la vitesse de déformation de la transformation n'est pas colinéaire avec le stress déviatorique en général. En conséquence, les généralisations doivent refléter le rôle de la distribution d'orientation des variantes de martensite transformée, des variants de coalescence et des phénomènes apparentés. La figure (I.11) compare la réponse d'un matériau élastique, plastique et AMF sous un trajet de contrôle de contrainte de torsion axiale de forme carrée (figure I.11a).

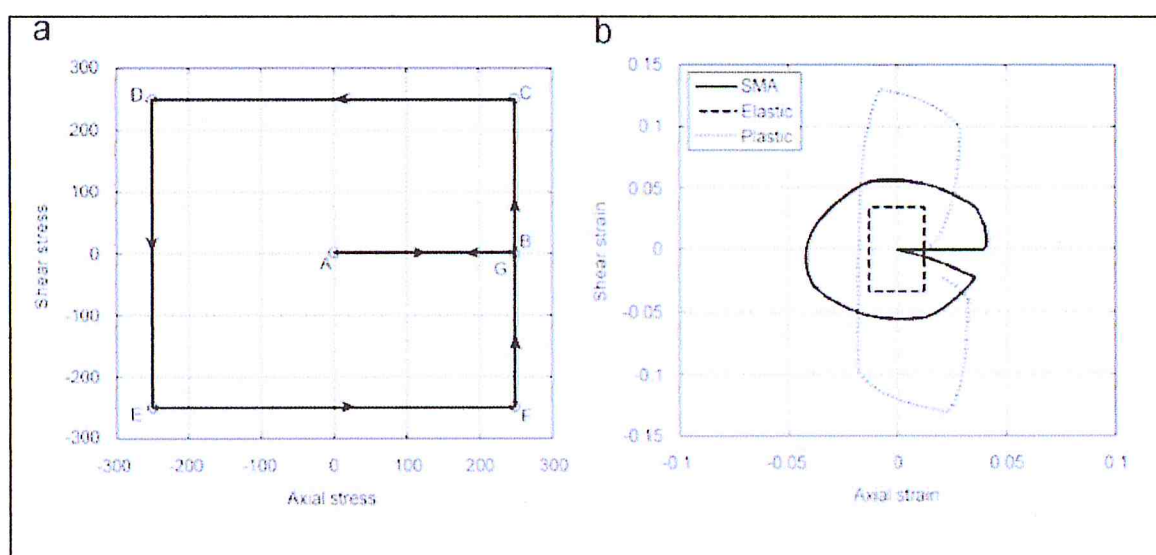


Figure (I.11) : Trajectoire biaxiale avec une histoire de contrainte de forme carrée ; a) chemin de stress ; (b) comparaison de la réponse des matériaux élastiques purs, élasto-plastiques et AMF [7].

Selon la figure (I.11b), les trois comportements matériels sont complètement différents ; en particulier, la réponse élastique est purement liée au trajet de chargement de contrainte, tandis que la réponse élasto-plastique présente une contrainte résiduelle importante lors du déchargement et un couplage cisaillement axial sensiblement moindre par rapport au comportement en AMF. Cela met en évidence l'importance d'utiliser un outil de modélisation approprié pour les matériaux en AMF spécifiquement sous des chargements non proportionnels.

I.6. Classification des comportements d'AMF :

La pseudoélasticité et l'effet de mémoire de forme sous une charge multiaxiale générale tridimensionnelle (c'est-à-dire que la réorientation variante est également importante) sont deux comportements caractéristiques principaux des AMFs, alors que les autres comportements ont une importance secondaire. Nous pouvons ensuite classer les comportements en AMF en deux groupes comme suit :

1) **Principaux effets** : incluent la pseudo-élasticité, l'effet de mémoire de forme ainsi que la réorientation des variantes. On s'attend à ce qu'un modèle constitutif d'AMF puisse au moins capturer ces effets.

2) **Effets secondaires** : couvrent d'autres effets qui peuvent s'avérer pertinents dans certains cas pratiques. Nous pouvons inclure les articles suivants dans cette catégorie :

➤ **Asymétrie de tension-compression** :

Les observations expérimentales montrent que les conditions de chargement ont une influence significative sur le comportement en déformation des AMFs. En particulier, le comportement à la déformation est asymétrique en traction et en compression figure (1.12). Les origines physiques d'une telle asymétrie sont attribuées à la faible symétrie cristallographique de la structure en martensite. Cela implique que les conclusions tirées des essais de déformation en traction ne peuvent être directement traduites en autres modes de déformation et que des investigations expérimentales indépendantes des modes de déformation autres que la tension sont nécessaires pour une caractérisation complète du comportement thermomécanique du NiTi [8].

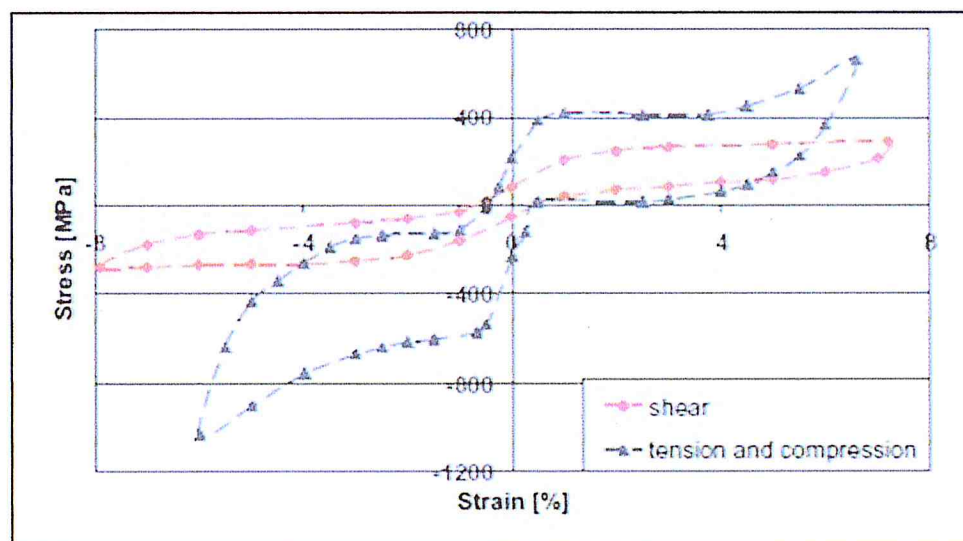


Figure (I.12) : Comportement asymétrique sous tension, compression et torsion [8].

➤ **Propriétés élastiques différentes pour l'austénite et la martensite :**

Habituellement, le module d'élasticité d'un AMF dépend du niveau de transformation de phase. En d'autres termes, les propriétés élastiques des phases de martensite et d'austénite sont différentes [9] [10].

➤ **Déformation progressive sous charges cycliques :**

Parfois, comme le montrent de nombreuses observations expérimentales, la boucle pseudo-élastique contrainte-déformation n'est pas fermée et une déformation inélastique permanente subsiste après le déchargement (figure I.13). De plus, si l'AMF est soumis à une charge cyclique, la contrainte inélastique permanente augmente jusqu'à atteindre une valeur stable après un certain nombre de cycles. Ce comportement particulier des AMFs pseudo-élastiques sous chargement cyclique est parfois appelé effet de cliquet [11], comme observé dans le comportement mécanique d'alliages métalliques classiques sous chargement cyclique.

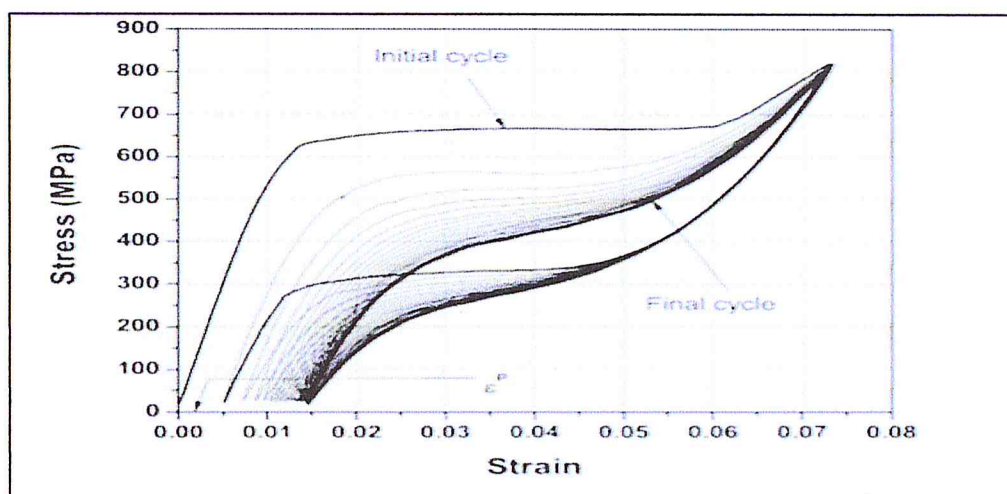


Figure (I.13) : Réponse pseudo-élastique d'un fil de NiTi tel que reçu et d'une boucle d'hystérésis stabilisée après 20 cycles [4].

➤ **Boucles internes (sous-boucles) :**

Si la plage de la charge thermo-mécanique cyclique ne couvre pas complètement les zones de transformation, les transformations martensitiques et / ou inverses ne sont pas complètes à chaque cycle, ce qui entraîne des sous-courbes. La figure (I.14) montre un comportement observé expérimentalement lors d'une transformation de phase incomplète.

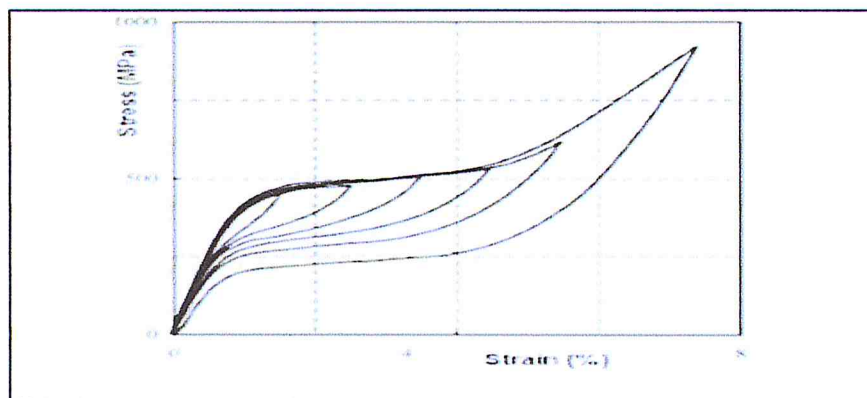


Figure (I.14) : Comportement pseudo-élastique d'un fil de NiTi - développement de boucles internes [12].

➤ Couplage thermo-mécanique :

Dans les problèmes impliquant des matériaux d'AMF, le couplage thermomécanique doit être pris en compte, principalement à cause de la chaleur latente associée à la transformation martensitique et à la production / absorption de chaleur résultant du matériau en AMF par processus de dissipation interne. On sait que la transformation directe ($A \rightarrow M$) est exothermique et que la transformation inverse ($M \rightarrow A$) est endothermique. Cela signifie que lors du changement de phase directe, la température d'AMF augmente en raison de la génération de chaleur. L'austénite devient ainsi plus stable et des contraintes plus importantes deviennent nécessaires pour faire avancer la formation de martensite. Lors du changement de phase inverse, du fait que la chaleur latente est prédominante, la température d'AMF diminue, ce qui rend la martensite plus stable. Il faut ensuite diminuer davantage le stress pour que la transformation inverse se poursuive. Par conséquent, le couplage thermomécanique explique la dépendance observée du comportement d'AMF à la vitesse de déformation. [13] [6] [14] qui ont constaté que la dépendance au taux de contrainte peut être négligée pour des taux inférieurs à 2% / min.

I.7. Applications :

De nombreux systèmes d'alliages présentent un comportement en mémoire de forme, mais seuls quelques-uns d'entre eux ont été développés à l'échelle commerciale (NiTi, NiTi-X, Cu-Zn-Al). À l'heure actuelle, plus de 90% des nouvelles applications d'AMF sont basées sur des alliages NiTi ou ternaires NiTi-Cu et NiTi-Nb [15], D'autres alliages à mémoire de forme sont sur le point d'être commercialisés (Fe-Mn-Si), tandis que d'autres ont un potentiel intéressant, mais sont difficiles à produire ou sont fragiles, comme les alliages envisagés pour des

applications à des températures plus élevées [16]. Bien que les AMFs de NiTi soient plus onéreux et plus difficiles à usiner que les AMFs à base de cuivre, il existe plusieurs raisons pour lesquelles seuls les AMFs NiTi sont utilisés dans les nouveaux développements.

Les AMFs NiTi sont beaucoup plus solides et plus ductiles. Les NiTi montrent généralement une plus grande stabilité dans les applications cycliques, et sont disponibles sous la forme de fils minces et de films minces, et les NiTi ont une résistivité électrique plus élevée, ce qui rend l'activation électrique beaucoup plus simple.

Les exigences pour les applications médicales (biocompatibilité) éliminent également les alliages à base de Cu. Pour certaines raisons, principalement Ni, mais aussi Ti peuvent être partiellement (quelques pour cent) remplacés par Cu, Co, Fe, Nb ou Mo. Ces éléments peuvent améliorer l'hystérésis (hystérésis de contrainte et / ou de température), la corrosion, la résistance, les températures de transformation, comportement de fatigue et ainsi de suite.

Les applications d'AMFs peuvent être réparties dans les catégories suivantes [15] :

1. Les effets de mémoire de forme à une ou deux voies peuvent être utilisés pour des applications de récupération libre. Cela concerne les applications dans lesquelles l'unique fonction de l'élément AMF est de provoquer des changements de mouvement ou de forme sans aucune contrainte.

2. La génération de contraintes de récupération peut être utilisée pour divers dispositifs de serrage, tels que les couplages en AMF et les connecteurs en AMF, allant du très petit diamètre (<1 mm) au très grand diamètre (> 1 m).

3. Diverses applications d'actionnement ont été développées en fonction de la capacité de production de travail des AMFs.

4. La pseudo-élasticité est utilisée dans de nombreuses applications biomédicales et autres superélastiques, dans lesquelles des déformations réversibles plus élevées doivent être combinées à des plateaux à fortes contraintes.

5. Les applications d'amortissement peuvent être développées sur la base de la capacité d'amortissement élevée des AMFs. La capacité d'amortissement élevée de la phase martensite est intéressante pour l'amortissement passif. L'hystérésis super-élastique pourrait être intéressante pour l'amortissement sismique et l'isolation.

Depuis quelques années, les alliages à mémoire de forme ont trouvé leur place spécifique dans de nombreux domaines d'activité industrielle. Un nombre croissant d'applications différentes d'AMFs sont maintenant produites en grandes quantités, mais la grande majorité

des applications se situe toujours dans le domaine biomédical. Dans ce qui suit, nous mentionnons uniquement quelques applications dans ce dernier domaine.

1.7.1. Applications biomédicales :

Ces dernières années, il est devenu évident que les plus grands succès commerciaux des AMF sont liés aux applications biomédicales [3]. La combinaison d'une bonne biocompatibilité, d'une bonne résistance et d'une bonne ductilité avec les propriétés fonctionnelles spécifiques telles que la mémoire de forme et la super-élasticité crée un matériau unique pour les applications médicales.

En particulier, l'effet super-élastique des AMFs résulte en une combinaison unique de résistance élevée, de stabilité et de grande flexibilité ; aucun autre matériau ou technologie ne peut offrir cette combinaison unique. Le caractère dépendant de la température de l'effet superélastique, qui est désavantageux dans d'autres domaines d'application, est moins important dans le domaine biomédical en raison de la stabilité de la température du corps humain. NiTi avec un traitement de surface approprié montre une excellente biocompatibilité. Le concept de matériau métallique extrêmement élastique et soumis à des niveaux de contrainte presque constants sur une vaste zone de déformation est un sujet qui peut être facilement abordé par les concepteurs. En conséquence, en ce qui concerne les propriétés fonctionnelles spécifiques, les succès commerciaux les plus importants des AMFs sont liés à l'utilisation de la pseudo-élasticité [15]. Dans la suite, nous étudions certaines applications médicales.

a/ Applications orthodontiques :

Les propriétés des AMF ont été mises en œuvre avec succès dans diverses applications dentaires. Les arcs orthodontiques en Nitinol sont utilisés depuis les années 1970 et sont plus efficaces que d'autres matériaux alternatifs.

Dans un matériau élastique linéaire, tel que l'acier inoxydable, il existe une forte augmentation de la contrainte, pour une faible augmentation de la déformation, ce qui entraîne une grande force sur la dent pour une faible quantité de mouvement correctif. L'avantage des arcs pseudo-élastiques réside dans leur capacité à fonctionner dans le plateau pseudo-élastique, au cours duquel le matériau subit un changement de contrainte proche de zéro sur un fort incrément de contrainte. En conséquence, ils fournissent une force modérée presque constante pour déplacer activement les dents sur une plus longue période par rapport à l'acier inoxydable. En outre, la composition et le traitement du matériau peuvent être modifiés pour

produire différents niveaux de force optimale. Un exemple d'accolades orthodontiques en Nitinol est présenté à la figure (I.16a). Une autre application dentaire clé pour les AMFs implique l'utilisation de forets au Nitinol en chirurgie du canal radiculaire, ce qui implique un forage minutieux dans la dent (Figure I.16b). L'avantage de ces forets au Nitinol est qu'ils peuvent se plier sous des angles assez grands, ce qui induit des contraintes importantes, tout en résistant aux fortes rotations cycliques [4].

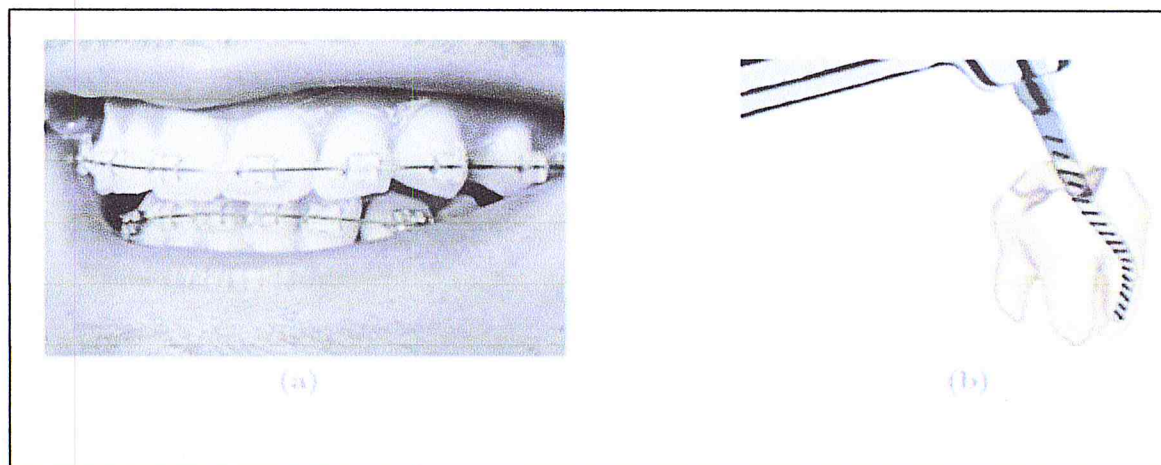


Figure (I.15) : Applications orthodontiques d'AMFs.

- (a) Accolades en Nitinol utilisées à des fins d'alignement dans les applications dentaires.
- (b) Un schéma montrant un foret NiTi utilisé pour la chirurgie du canal radiculaire [4].

b/ Applications cardiovasculaires :

Le Filtre de Simon était un dispositif en AMF cardiovasculaire précoce. Le dispositif agit comme un filtre qui piège les caillots se déplaçant dans le sang. Les caillots piégés sont finalement dissous. À partir de l'état déployé d'origine, le dispositif est déformé et contraint dans un cathéter. Au moment de l'implantation, le filtre est déployé dans le vaisseau sanguin lorsque la température ambiante est supérieure à celle du matériau filtrant. La libération de la contrainte et les propriétés actives du filtre en AMF entraînent l'expansion du filtre et celui-ci reprend sa forme d'origine, comme illustré à la figure (I.17a) [3].

Le dispositif d'occlusion du septum auriculaire est une autre application des AMFs dans le domaine cardiovasculaire. Ce dispositif est utilisé pour sceller un orifice auriculaire situé à la surface séparant les cavités cardiaques supérieures.

La technique chirurgicale traditionnelle utilisée pour résoudre ce problème est extrêmement invasive et dangereuse. Le dispositif d'occlusion du septum auriculaire constitue

une alternative appropriée à une telle chirurgie. Ce dispositif exploite également les caractéristiques de mémoire de forme présentées par les AMFs et consiste en deux moitiés en forme de parapluie pouvant être vissées au centre. Initialement, ces moitiés sont pliées, contraintes et introduites dans le cœur. Les deux moitiés sont déployées de part et d'autre du trou et sont reliées à l'aide d'une vis.

La configuration en sandwich qui en résulte forme un patch qui scelle le trou. Une application cardiovasculaire plus courante est le stent NiTi auto-expansible. Comme d'autres endoprothèse conventionnelles, ce dispositif est utilisé pour soutenir la circonférence interne de passages tubulaires dans le corps, tels que des vaisseaux sanguins. Traditionnellement, les stents sont fabriqués en acier inoxydable. Ces endoprothèse vasculaires sont dilatées de la taille du cathéter introduit à la taille des parois de l'artère par un ballonnet gonflable. Lorsque le ballonnet est dégonflé, le stent en acier subit un déchargement élastique, ce qui entraîne souvent un ajustement lâche. De plus, pour atteindre un diamètre nominal particulier, il est nécessaire d'agrandir excessivement le stent pour tenir compte de ce déchargement. Ce processus de sur inflation peut endommager les vaisseaux sanguins et peut provoquer un affaissement du vaisseau sanguin après la procédure en raison de l'affaiblissement des parois.

Les stents NiTi auto-expansibles offrent une alternative attrayante à la méthode traditionnelle. Le dispositif est généralement découpé au laser à partir de feuilles ou de tubes et sa forme est ensuite réglée au diamètre approprié. Après avoir été contraint, le stent NiTi est introduit dans le corps où la température dépasse celle du matériau du stent. Il est ensuite libéré dans l'artère où il se dilate pour atteindre son plus grand diamètre d'origine et pousse doucement vers l'extérieur sur les murs. En outre, le dispositif peut s'adapter à n'importe quel passage oblong par rapport aux stents en acier gonflés par ballonnet qui sont sollicités en direction d'une forme circulaire. La figure (I.17b) montre une illustration d'un stent en Nitinol dans la configuration contrainte et déployée.

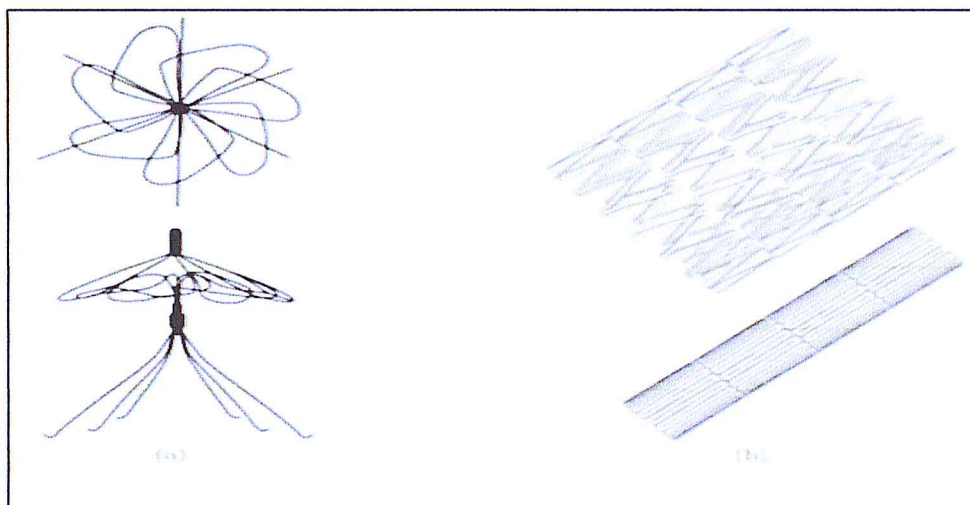


Figure (I.16) : Appareils cardiovasculaires

(a) Vue de dessus (ci-dessus) et de côté (ci-dessous) du filtre de Simon dans la configuration déployée [3].

(b) Un stent en Nitinol auto-expansible montré dans la configuration déployée (ci-dessus) et dans l'état contraint (ci-dessous) [4].

c/ Applications orthopédiques :

Les appareils développés pour les applications orthopédiques sont utilisés pour soutenir des os blessés, affaiblis ou fracturés. L'un de ces dispositifs est l'espaceur de vertèbre rachidienne (figure I.18a), utilisé pour renforcer localement les vertèbres et empêcher tout mouvement pendant le processus de guérison. Le dispositif applique une force constante sur l'articulation tout en offrant une flexibilité [17]. Les AMFs poreux représentent un type de matériau différent et peuvent être utilisés comme implants osseux artificiels (Figure I.18b). La nature poreuse du matériau permet au tissu osseux existant de migrer vers l'intérieur, augmentant la force de liaison. De plus, les propriétés de l'implant (solidité et porosité) peuvent être modifiées pour correspondre à celles de l'os.

Dans une application séparée, les AMFs se fixent à des os brisés ou fracturés pour faciliter la guérison. Ces dispositifs comprennent des agrafes orthopédiques et des plaques à mémoire de forme. L'agrafe, par exemple, est installée dans une configuration ouverte au niveau de l'articulation fracturée. Une source de chaleur externe est utilisée pour chauffer l'agrafe, ce qui lui permet de retrouver sa forme d'origine via EMF, ce qui fournit par conséquent une force de compression à l'interface des os séparés [17]. La plaque à mémoire de forme est un dispositif utilisé lorsqu'un plâtre ne peut pas être appliqué sur la surface de fracture (c'est-à-dire les zones du visage, la mâchoire, le nez). La plaque est également moulée, déformée,

installée et ensuite actionnée via un chauffage (externe), fournissant une force qui maintient ensemble les joints fracturés [17].

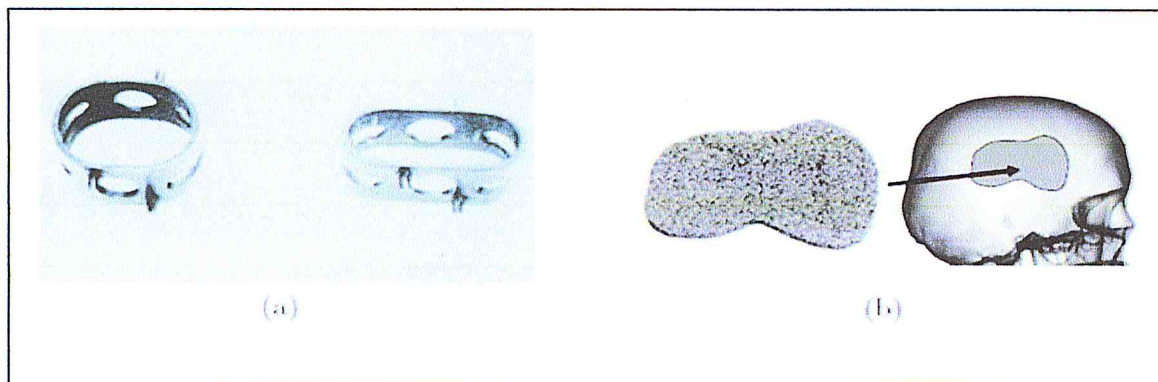


Figure (I.17) : Applications orthopédiques des AMFs.

(a) : Espaceur de vertèbres rachidiennes montrant le dispositif à l'état martensitique et à l'état austénitique déployé [3].

(b) : Un schéma montrant l'utilisation potentielle d'AMF poreux en tant qu'implants osseux artificiels [17].

d/ Applications d'instruments chirurgicaux :

Les progrès de la médecine continuent de renforcer l'utilisation de la chirurgie mini-invasive (MIS). Certaines des technologies habilitantes faisant progresser les SIG comprennent des instruments qui peuvent être insérés à travers ces petites ouvertures, suivis d'une expansion à la taille souhaitée pour la fonction particulière. Les propriétés de pseudo-élasticité et de mémoire de forme des AMFs permettent des options de conception plus créatives que les matériaux conventionnels. Un de ces dispositifs est le panier d'AMF utilisé pour éliminer les calculs dans le canal biliaire. Parmi les autres instruments utilisant le comportement de la mémoire de forme, citons les outils chirurgicaux dotés de pinces, de ciseaux et de pinces utilisés dans les procédures de laparoscopie. Les fils-guides pseudo-élastiques sont largement utilisés en chirurgie en raison de leur résistance au pliage et de leur souplesse supérieure [3].

Conclusion :

Les mécanismes à l'origine des différents comportements des AMFs, et donc des NiTi, sont liés à la transformation martensitique. La transformation austénite martensite est dépendante de la température et de la contrainte, elle présente un caractère exothermique

(endothermique) lors de la transformation directe (inverse). Ce caractère est lui-même à l'origine de l'influence de la vitesse de déformation sur le comportement superélastique des AMFs.

Comme déduit de la vaste vue d'ensemble fournie dans ce chapitre sur quelques applications des AMFs dans le domaine biomédical, La technologie d'AMF a été largement explorée au cours des dernières décennies.

Le chapitre suivant présente une revue bibliographique sur les différentes théories des AMFs et les modèles des matériaux disponibles pour la simulation du comportement superélastique et le comportement de l'effet de mémoire de forme des alliages à mémoire de forme.

CHAPITRE 2
LES THÉORIES DES ALLIAGES À
MÉMOIRE DE FORME

Introduction :

L'intérêt pour les alliages à mémoire de forme AMF s'est accru dans les dernières décennies en raison de leurs propriétés fonctionnelles attrayantes ainsi que ses performances mécaniques. Dans ce domaine, les alliages nickel-titane NiTi présente les meilleures caractéristiques exploitables par comparaison avec d'autres AMFs.

Les principales propriétés fonctionnelles de ces matériaux, qui sont dues au martensitique thermoélastique réversible transformation, sont l'effet de superélasticité et l'effet mémoire de forme, qui peut être à sens unique ou à double sens .La transformation martensitique peut être induite soit par transformation thermiquement martensitique induite par la température ou par SIM sous contrainte.

Afin de mieux étudier les potentialités des AMFs, plusieurs modèles mathématiques ont été développés dans le passé décennies pour décrire les comportements mécaniques et fonctionnels d'Alliages NiTi Certains de ces modèles sont basés sur la microscopie et les approches mésoscopiques.

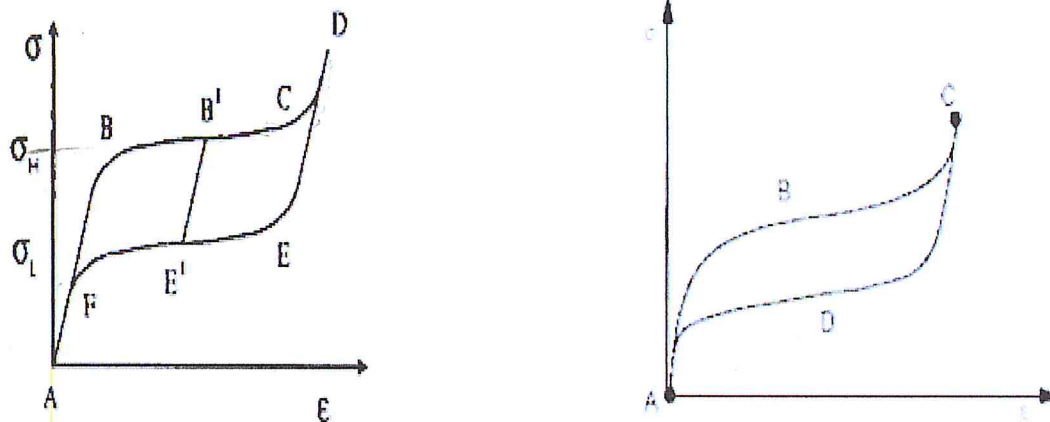
II.1. Pseudoélasticité (PE) et effet de mémoire de forme (EMF) :

Un alliage à mémoire de forme (AMF) est un alliage métallique qui «se souvient» de sa forme d'origine. Lors des cycles de chargement et de déchargement, un AMF peut subir de grandes déformations sans montrer de déformations résiduelles (effet de pseudoélasticité, également appelé superélasticité) et peut retrouver sa forme initiale par le biais de cycles thermiques (effet de mémoire de forme).

Un tel comportement de matériau distinct est dû à la microstructure du matériau dans laquelle il existe deux structures cristallographiques différentes, l'une caractérisée par l'austénite (A) et l'autre par la martensite (M). L'austénite est la phase cristallographiquement la plus ordonnée et la martensite, la phase cristallographiquement la moins ordonnée. La principale caractéristique d'un AMF est la survenue d'une transformation de phase martensitique.

En règle générale, l'austénite est stable à haute température et à faible contrainte, tandis que la martensite est stable à basse température et à forte contrainte. La transformation de phase martensitique réversible produit des effets uniques : la pseudoélasticité (PE) et l'effet de mémoire de forme (EMF).

Comme indiqué par (a) dans la figure suivante, lorsque σ_L est positif, le spécimen reprend complètement sa forme d'origine et retourne dans une configuration sans contrainte (PE).



(a) PE - Haute Températures

(b) EMF - Basses Températures

Figure (II.1) : Pseudoélasticité (PE) et effet de mémoire de forme (EMF).

Comme on le voit sur la figure (II-18.b), lorsque σ_L est négatif, des déformations résiduelles (E et E') peuvent être observées après déchargement dans une configuration sans contrainte. Si le matériau est chauffé, σ_L finit par devenir positif ; cependant, la configuration admissible dans un état sans contrainte pointe vers A. Le matériau subit donc un processus de transformation inverse (EMF).

Deux options de modèle de matériau AMF sont disponibles, une pour simuler le comportement superélastique et l'autre pour simuler le comportement de l'effet de mémoire de forme des alliages à mémoire de forme.

➤ L'option matérielle pour la superélasticité est basée sur Auricchio [18] dans lequel le matériau subit de grandes déformations sans montrer de déformation permanente dans des conditions isothermes, comme indiqué par (a) à la Figure (II.1) : Pseudoélasticité (PE) et effet de mémoire de forme (EMF).

➤ L'option de matériau pour l'effet de mémoire de forme est basée sur le modèle thermomécanique 3D des transformations de phase solide induites par des contraintes [19] [20] [21].

II.2 Modèle AMF pour la superélasticité :

Dans ce paragraphe on énoncera la théorie :

- Du modèle constitutif de la superélasticité
- Des paramètres du matériau pour le modèle du matériau AMF superélastique.

II.2.1 Modèle constitutif de la superélasticité :

D'un point de vue macroscopique, les mécanismes de transformation de phase impliqués dans le comportement superélastique sont les suivants :

- Austénite à martensite (A-> S)
- Martensite à austénite (S-> A)
- Réorientation martensite (S-> S)

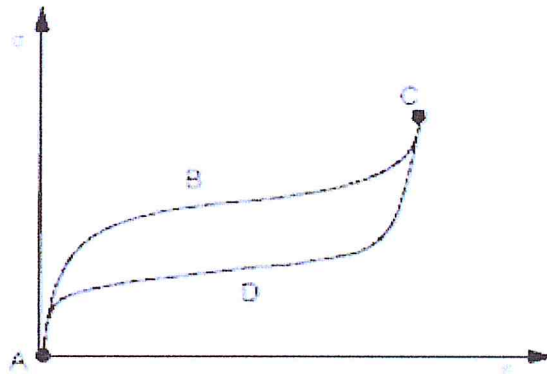


Figure (II.2) : Comportement typique de la superélasticité.

Deux des transformations de phase sont considérées ici : A-> S et S-> A. Le matériau est composé de deux phases, l'austénite (A) et la martensite (S). Deux variables internes, la fraction de martensite (S) et la fraction d'austénite (A), sont introduites. L'une d'elles est une variable dépendante et on suppose qu'elles satisfont la relation exprimée par :

$$\xi_S + \xi_A = 1$$

La variable interne indépendante choisie ici est ξ_S .

Le comportement du matériau est supposé isotrope. La dépendance à la pression de la transformation de phase est modélisée en introduisant la fonction de chargement Drucker-Prager, comme suit :

$$F = q + 3\alpha p$$

$$q = \sqrt{\frac{3}{2} S:S}$$

$$S = \sigma - p \mathbf{1}$$

$$p = \frac{1}{3} \sigma : \mathbf{1}$$

Où α est le paramètre du matériau, σ la contrainte et $\mathbf{1}$ le tenseur d'identité.

L'évolution de la fraction de martensite, ξ_S , est alors définie comme suit :

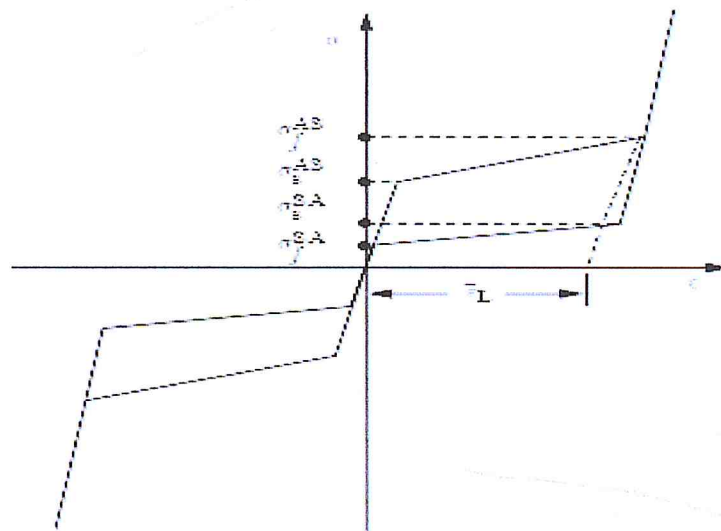
$$\xi_S = \begin{cases} -H^{AS} (1-\xi_S) \frac{F}{F-R_j^{AS}} & A \rightarrow S \text{ transformation} \\ H^{SA} \xi_S \frac{F}{SF-R_j^{SA}} & S \rightarrow A \text{ transformation} \end{cases}$$

Ou :

$$R_f^{AS} = \sigma_f^{AS} (1+\alpha)$$

$$R_f^{SA} = \sigma_f^{SA} (1+\alpha)$$

Et ou σ_f^{AS} et σ_f^{SA} sont définis comme paramètres du matériau et illustres selon la figure suivante :



Figure(II.3) : Diagramme idéalisé contrainte-déformation du comportement superélastique.

$$H^{AS} = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} R_s^{AS} < F < R_f^{AS} \\ \dot{F} > 0 \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$H^{SA} = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} R_s^{SA} < F < R_f^{SA} \\ \dot{F} > 0 \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$R_s^{AS} = \sigma_s^{AS} (1+\alpha)$$

$$R_s^{SA} = \sigma_s^{SA} (1+\alpha)$$

Le paramètre de matériau α caractérise la réponse du matériau en traction et en compression. Si les comportements de traction et de compression sont les mêmes, alors $\alpha = 0$. Pour un test uniaxial de tension-compression, α peut être lié à la valeur initiale de la transformation de phase austénite à martensite en traction et compression σ^{SA_C} et σ^{SA_t} , tel que :

$$\alpha = \frac{\sigma_c^{AS} - \sigma_f^{AS}}{\sigma_c^{AS} + \sigma_f^{AS}}$$

La relation contrainte-déformation s'exprimant comme suit :

$$\sigma = D : (\varepsilon - \varepsilon_{tr})$$

$$\dot{\varepsilon}_{tr} = \xi \varepsilon_L \frac{\partial F}{\partial \sigma}$$

Où :

D est le tenseur de rigidité élastique.

ε_{tr} Est le tenseur de contrainte de transformation

ε_L Est le paramètre du matériau illustré à la figure II.3.

II.2.2. Paramètres du matériau pour le modèle du matériau AMF superélastique :

La règle générale pour modéliser le comportement superélastique des alliages à mémoire de forme, consiste à initialiser un tableau de données, en simulation du comportement élastique à l'état austénite. L'option AMF superélastique est décrite par six constantes qui définissent le comportement contrainte-déformation lors du chargement et du déchargement pour l'état contrainte-uniaxial. Le tableau suivant définit les constantes d'option superélastique :

Tableau (II.1) : Constantes d'option superélastique

Constant	Sens	Propriété
C1	σ_s^{AS}	Valeur de contrainte de départ pour la transformation en phase directe
C2	σ_f^{AS}	valeur de contrainte finale pour la transformation en phase directe
C3	σ_s^{SA}	Valeur de contrainte de départ pour la transformation de phase inverse
C4	σ_f^{SA}	Valeur de contrainte finale pour transformation de phase inverse
C5	$\bar{\varepsilon}_L$	Contrainte résiduelle maximale
C6	α	Paramètre mesurant la différence entre les réponses des matériaux en traction et en compression

II.3 Modèle du matériau AMF avec effet de mémoire de forme :

II.3.1 Le modèle constitutif de l'effet de mémoire de forme :

L'effet de mémoire de forme est basé sur un modèle thermomécanique 3D pour les transformations de phase solide induites par des contraintes présentées dans [19] [20] [21]. Dans le cadre de la thermodynamique irréversible classique, le modèle est capable de reproduire toutes les caractéristiques principales relatives aux matériaux à mémoire de forme dans un état de contrainte 3D. Le potentiel énergétique libre est défini sur :

$$\Psi(\varepsilon, T, \varepsilon_{tr}) = \frac{1}{2} (\varepsilon - \varepsilon_{tr}) : D : (\varepsilon - \varepsilon_{tr}) + \tau_M(T) \|\varepsilon'_{tr}\| + \frac{1}{2} h \|\varepsilon_{tr}\|^2 + I_{\varepsilon_{tr}}(\varepsilon'_{tr})$$

Où :

D : matériau tenseur de rigidité élastique

ε : Contrainte totale

ε_{tr} : Contrainte de transformation totale

ε'_{tr} : Contrainte de transformation déviatorique

$\tau_M(T)$: une fonction positive et croissante de la température en tant que $\langle \beta (T - T_0) \rangle +$ dans laquelle $\langle \cdot \rangle +$ est la partie positive de l'argument (également appelée contrainte de Maxwell).

β : paramètre de matériau.

T : température.

T_0 : température en dessous de laquelle aucune austénite n'est observée dans un état sans contrainte.

h : paramètre de matériau lié au durcissement du matériau lors de la transformation de phase.

$I_{\varepsilon_{tr}}(\varepsilon'_{tr})$: Fonction indicatrice introduite pour satisfaire la contrainte sur la norme de transformation [1] dans laquelle :

$$I_{\varepsilon_{tr}}(\varepsilon'_{tr}) = \begin{cases} 0 & 0 \leq \|\varepsilon'_{tr}\| \leq \bar{\varepsilon}_l \\ +\infty & \text{otherwise} \end{cases}$$

À partir de laquelle nous avons :

$$\sigma = \frac{\partial \Psi}{\partial \varepsilon}$$

$$\mathbf{X}_{tr} \in - \frac{\partial \Psi}{\partial \varepsilon_{tr}}$$

où \mathbf{X}_{tr} est défini comme la contrainte de contrainte.

Les contraintes, les pressions et la contrainte de transformation sont liées par les relations suivantes :

$$\sigma = \mathbf{D} : (\varepsilon - \varepsilon_{tr})$$

En décomposant la contrainte en composants déviatorique et volumétriques, nous aurons :

$$\mathbf{S} = \sigma - p\mathbf{1}$$

$$p = \frac{1}{3} \sigma : \mathbf{1}$$

Où \mathbf{S} est la contrainte déviatorique et p la contrainte volumétrique (également appelée pression hydrostatique).

La contrainte de transformation est donnée comme suit :

$$\mathbf{X}_{tr} = \mathbf{S} - \left[\tau_M(T) + h \|\varepsilon'_{tr}\| + \gamma \right] \frac{\varepsilon'_{tr}}{\|\varepsilon'_{tr}\|}$$

Où γ est défini par :

$$\gamma = \begin{cases} 0 & 0 \leq \|\varepsilon'_{tr}\| < \bar{\varepsilon}_L \\ \geq 0 & \|\varepsilon'_{tr}\| = \bar{\varepsilon}_L \end{cases}$$

$\bar{\varepsilon}_L$ étant la contrainte de transformation maximale.

De nombreux tests expérimentaux montrent un comportement asymétrique du AMF en traction et en compression et suggèrent de décrire l'AMF en tant que matériau isotrope avec une surface limite de type Prager-Lode. En conséquence, la fonction de rendement suivante est supposée :

$$F(\mathbf{X}_{tr}) = \sqrt{2J_2} + m \frac{J_3}{J_2} - R$$

Où \mathbf{X}_{tr} est la contrainte de transformation, J_2 et J_3 sont le deuxième et troisième invariants de la transformation de contrainte, m est un paramètre matériel lié à la dépendance de Lode et R est le rayon du domaine élastique. J_2 et J_3 sont exprimés par les relations suivantes :

$$J_2 = \frac{1}{2} (\mathbf{X}_{tr}^2 : \mathbf{1})$$

$$J_3 = \frac{1}{3} (\mathbf{X}_{tr}^3 : \mathbf{1})$$

L'évolution de la contrainte de transformation suit la loi :

$$\dot{\varepsilon}_{tr} = \xi \bar{\varepsilon}_L \frac{\partial F}{\partial \sigma}$$

Où ξ est une variable interne et est appelé multiplicateur de contrainte de transformation. ξ et $F(\mathbf{X}_{tr})$ doivent satisfaire les conditions classiques de Kuhn-Tucker, comme suit :

$$\xi \geq 0,$$

$$\xi F(X_{tr}) = 0$$

Ce qui réduit également le problème à un problème contraint d'optimisation.

Les propriétés élastiques de l'austénite et de la phase martensite sont différentes. Au cours de la phase de transformation, le tenseur de rigidité élastique du matériau varie avec la déformation. Le tenseur de rigidité élastique \underline{D} est donc supposé être fonction de la contrainte de transformation ξ_{tr} définie par :

$$D = \frac{\|\xi'_{tr}\|}{\varepsilon_L} (D_S - D_A) + D_A$$

Où D_A est le tenseur de rigidité élastique de la phase austénitique et D_S est le tenseur de rigidité élastique de la phase martensite.

Le coefficient de Poisson de la phase austénitique est supposé être le même que celui de la phase martensite. Lorsque le matériau est dans sa phase austénitique, $D = D_A$, et lorsque le matériau subit une transformation complète (phase martensite), $D = D_S$.

La figure suivante illustre un certain nombre de caractéristiques du modèle mécanique :

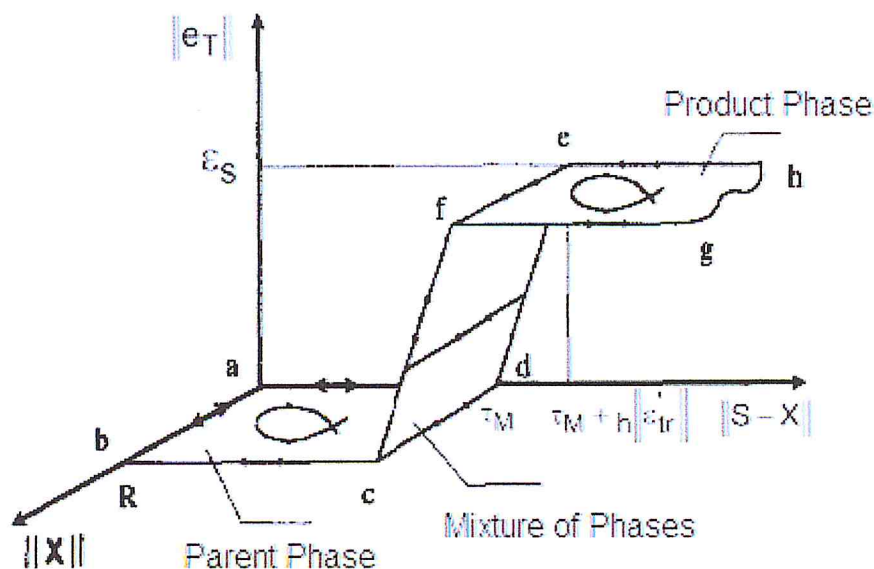


Figure (II.4) : Nombre de caractéristiques du modèle mécanique.

La phase austénitique est associée à la région horizontale **a b c d**. Les mélanges de phases sont liés à la surface **c d e f**. La phase martensite est représentée par la région horizontale **e f g h**. Le point **c** correspond à la nucléation de la phase martensite. Les transformations de phase ont lieu uniquement le long de la ligne **c f**, ou :

$$\|X_{e,t}\| + \frac{2m_j}{\|N_{e,t}\|^2} = R$$

Les transformations de phase saturées sont représentées par des chemins sur la ligne **f g**. La région horizontale **e f g h** contient des processus élastiques, à l'exception bien sûr de ceux de la ligne **f g**.

Un schéma d'intégration d'Euler "en arrière" (back Ward) est utilisé pour résoudre la mise à jour des contraintes et la matrice de rigidité tangente cohérente requise par la solution d'éléments finis pour obtenir une solution non linéaire robuste.

II.3.2. Les paramètres du matériau pour l'option effet de mémoire de forme.

L'option effet de mémoire de forme est décrite par sept constantes qui définissent le comportement contrainte-déformation du matériau dans les cycles de chargement et de déchargement pour l'état de contrainte uniaxial et le chargement thermique.

Le tableau suivant décrit ces constantes :

Tableau (II.2) : les constantes du matériau pour l'effet mémoire de forme

Constant	Sens	Propriété
C1	h	Paramètre de durcissement
C2	T ₀	température de référence
C3	R	limite élastique
C4	β	Paramètre d'échelle de température
C5	$\bar{\epsilon}_L$	contrainte de transformation maximale
C6	E _m	module de martensite
C7	m	paramètre de dépendance du fil

II.4 Résultats obtenus :

En se basant sur le modèle mathématique ainsi décrit on obtiendra les résultats de la simulation comme suit :

- Les contraintes.
- Les déformations élastiques.
- Les déformations de transformation, ε_{tr} , sont des sorties sous forme de déformation plastique.
- Le rapport entre la contrainte de transformation équivalente et la contrainte de transformation maximale, est disponible dans le cadre de l'enregistrement de solution non linéaire.
- La densité d'énergie de déformation élastique est disponible dans le cadre de l'enregistrement de densité d'énergie de déformation.

La disponibilité de ces résultats dépend du logiciel utilisé et de l'aptitude de l'utilisateur à l'extraction parfaite de ces résultats.

CHAPITRE 3

SIMULATION DES MODÈLES

D'ALLIAGE À MÉMOIRE DE FORME

Introduction :

La simulation numérique est devenue un élément indispensable dans les domaines des sciences et de l'ingénierie. Elle permet de comprendre et de modéliser le fonctionnement des systèmes réels.

Aujourd'hui une large gamme d'outils numériques est disponible. Elle repose sur la mise en œuvre des modèles théoriques utilisant différents outils mathématiques dont la technique des éléments finis. La simulation numérique permet d'étudier le fonctionnement et les propriétés d'un système modélisé ainsi que la prédiction de son évolution.

Il est très intéressant d'avoir un environnement de simulation qui inclut la possibilité d'ajouter différents phénomènes physiques au modèle étudié. C'est dans cette philosophie que Comsol Multiphysics a été développé. C'est un logiciel de calcul numérique par éléments finis modulaire permettant de modéliser une grande variété de phénomènes physiques caractérisant un problème réel.

Différents modules physiques existent sous Comsol. Parmi ces modules on trouve la mécanique des fluides, le transfert thermique, l'électricité, l'électromagnétisme, la chimie, la mécanique des structures et bien d'autres. Il est possible de combiner plusieurs phénomènes physiques lors d'une même simulation numérique : c'est un des points forts de ce logiciel.

Dans ce chapitre on présentera les résultats de simulation de deux modèles d'AMF. Le premier sera consacré à un élément cylindrique à deux dimensions (2D) et le second à un autre élément à trois dimensions (3D), sous environnement COMSOL Multiphysics.

III.1.Brève description du logiciel de simulation «COMSOL Multiphysics» :**III.1.1. Définition :**

La simulation numérique est une approche donnant la possibilité aux chercheurs d'analyser le comportement de plusieurs phénomènes qui, par leur complexité, échappent au calcul classique. La modélisation est la mise en équations de ces phénomènes. Pour la large gamme de problèmes scientifiques basés sur des équations aux dérivées partielles, COMSOL Multiphysics® (COMSOL Multiphysics User Guide) peut servir d'une manière puissante et interactive à les résoudre en se fondant sur la méthode des éléments finis ou encore interagir avec des logiciels de programmation tels que Matlab.

COMSOL Multiphysics est un outil très employé dans des secteurs divers de recherche, car il facilite amplement les étapes de modélisation et de simulation, soit : la définition de la géométrie, des propriétés physiques des matériaux présents et des conditions aux frontières, le

maillage, la résolution et l'affichage des résultats. Par ailleurs, le logiciel ne demande pas de connaissances approfondies dans les mathématiques ou les analyses numériques.

Le modèle doit être construit Selon ce choix, la modélisation est disponible en ID, 2D, 2D axisymétrique ou encore en 3D.

La version utilisée dans cette modélisation est : COMSOL Multiphysics version 5.3a et 5.4 (figure III.1).



Figure (III.1) : l'interface d'ouverture du programme avec son logo.

III.1.2. Méthode des éléments finis :

En analyse numérique, la méthode des éléments finis (MEF, ou FEM pour finit element methode en anglais) est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques (mécaniques, thermodynamiques, acoustiques, etc.).

La méthode des éléments finis (MEF) permet de résoudre de manière discrète et approchée ce problème ; on cherche une solution approchée « suffisamment » fiable.

III.1.2.1. Principe général :

Considérons un domaine Ω (typiquement une portion de l'espace), La discrétisation consiste à « découper » le domaine Ω , c'est-à-dire à chercher une solution du problème sur un domaine polygonal ou polyédrique par morceaux ; il y a donc une redéfinition de la géométrie. Une fois la géométrie approchée, il faut choisir un espace d'approximation de la solution du problème. Dans la MEF, cet espace est défini à l'aide du maillage du domaine (ce qui explique aussi pourquoi il est nécessaire d'approcher la géométrie).

Sur chacun des éléments finis, il est possible de remplacer l'équation aux dérivées partielles par un système d'équations linéaires, par approximation. Ce système d'équations linéaires peut se décrire par une matrice ; il y a donc une matrice par élément fini. Cependant, les conditions aux frontières sont définies sur les frontières du système global et pas sur les frontières de chaque élément fini ; il est donc impossible de résoudre indépendamment chaque système. Les matrices sont donc réunies au sein d'une matrice globale. Le système d'équations linéaires global est résolu par l'ordinateur (des systèmes simples peuvent être résolus à la main et constituent en général des exercices d'apprentissage).

III.1.3. Simulation COMSOL Multiphysics d'un alliage à mémoire de forme (AMF) :

La géométrie du modèle et les propriétés matérielles sont configurées de la manière typique décrite dans les documentations du COMSOL Multiphysics à l'exception du module d'élasticité.

Il existe une approche unique sur COMSOL pour la création des modèles et l'utilisation des simulations appliquées à l'alliage à mémoire de forme et à tous les phénomènes physiques. Quelles que soient les physiques choisies pour une application spécifique, on bénéficie d'une même méthode de travail, selon les étapes suivantes :

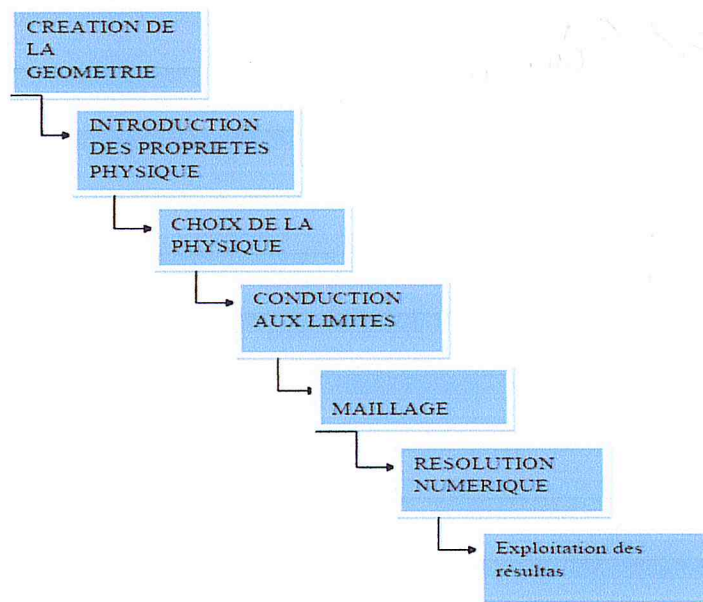


Figure (III.2) : Diagramme des étapes de conception avec COMSOL.

III.2. Description des modèles :

III.2.1. Le fil en alliage NiTi :

Le premier modèle utilisé dans la simulation représente un fil de forme cylindrique en alliage NiTi.

Les fils de NiTi, en phase austénitique à la température de la cavité buccale, sont utilisés avec succès depuis des années dans le traitement orthodontique fixée avec des multi-crochets (Figure III.3).

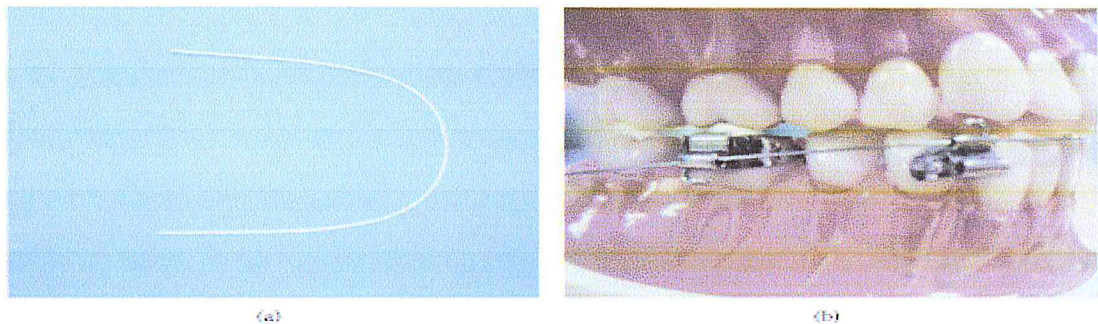
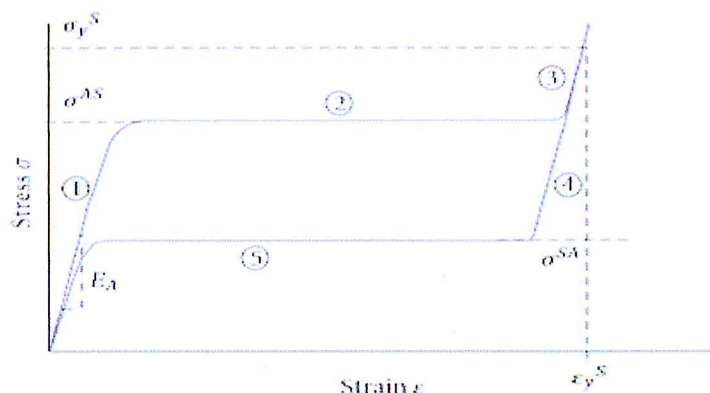


Figure (III.3) : Fils orthodontiques à Alliage a Mémoire de Forme.

En particulier, la pseudoélasticité est exploitée pour générer une force constante, après positionnement du fil dans les crochets, lors de mouvements dentaires étendus. Durant la phase d'insertion, le médecin déforme le fil, induisant ainsi une phase de transformation de l'austénite en martensite à un seul variant (Figure III.4 : étapes (1) et (2)) ;

Une fois positionné, le matériau tente de revenir à la phase austénitique (stable à la température de la cavité buccale) et tente ainsi de retrouver sa forme initiale en suivant le trajet descendant de la courbe force-déplacement en phase austénitique, qui se caractérise par un large plateau (Figure III.4) : étapes (4) et (5)).



Figure(III.4) : Effet pseudoélastique ($T \geq A_f$).

- (1) déformation élastique de l'austénite ;
 - (2) transformation de l'austénite en une variante unique de la martensite (plateau supérieur);
 - (3) déformation élastique de la martensite à une seule variante ;
 - (4) récupération des contraintes élastiques ;
 - (5) transformation d'une variante à une autre de martensite à austénite (plateau inférieur).
- ε_y^S = contrainte de rendement en martensite à un seul variant (c'est-à-dire contrainte élastique maximale).

σ_y^S = contrainte de rendement en martensite unique.

σ^{AS} = valeur de la composante de contrainte induisant la transformation $A \rightarrow S$.

σ^{SA} = valeur de la composante de contrainte induisant la transformation $S \rightarrow A$.

L'effet mémoire de forme (Figure III.5), et en particulier l'effet «récupération de contraintes», est exploité pour la fabrication de fils en phase martensitique lors du positionnement dans la cavité buccale : déformés lors de l'insertion entre crochets, ils tentent de retrouver la forme originale non déformée chaque fois que le patient ingère des aliments ou des boissons chauds. La récupération étant empêchée, les fils exercent des forces légères sur les dents pendant toute la période au cours de laquelle la température est supérieure aux valeurs normales.

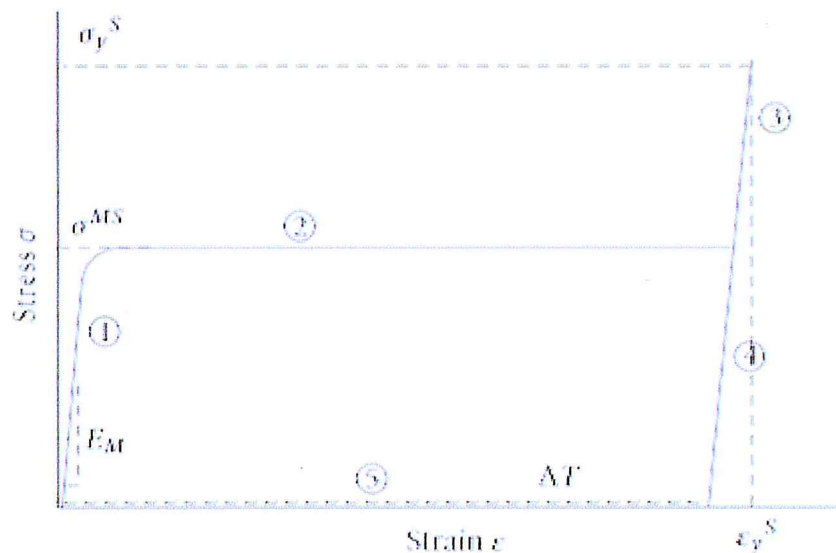


Figure (III. 5) : Effet mémoire de forme ($T \leq M_f$).

Tel que :

- (1) déformation élastique de la martensite multivariante ;
- (2) transformation multivariante à variante unique ;

- (3) la déformation élastique de la martensite à une seule variante ;
- (4) récupération des contraintes élastiques ;
- (5) récupération de la contrainte de transformation par chargement thermique ΔT qui augmente la température à A_f .

ε_y^S = contrainte de rendement en martensite à un seul variant (c'est-à-dire contrainte élastique maximale).

σ_y^S = contrainte d'écoulement de martensite à un seul variant.

σ^{MS} = valeur de la composante de contrainte induisant la transformation $M \rightarrow S$.

Les résultats précédents définissant le comportement physique réel du modèle vont être illustres suite à sa simulation sous logiciel COMSOL.

III.2.2. Simulation sous logiciel Comsol d'un élément cylindrique en alliage NiTi :

Le cylindre d'alliage Nickel-Titane (NiTi) est soumis à une tension axiale. Il est modélisé par un rectangle dans une géométrie à 2D axisymétrique.

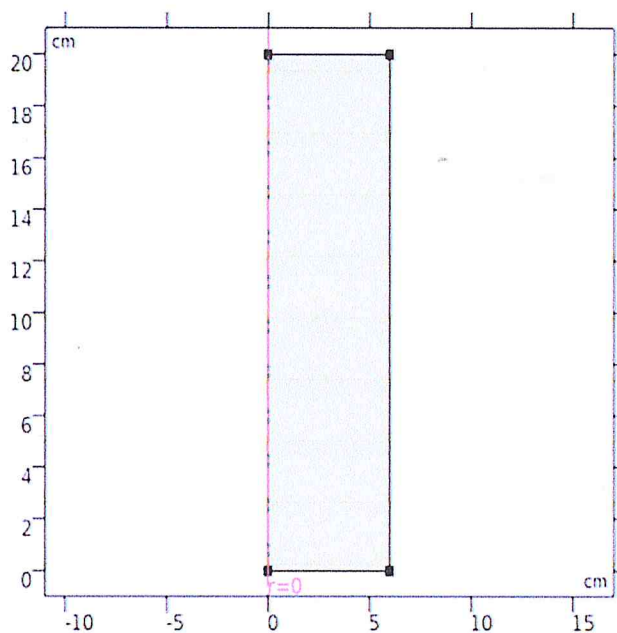


Figure (III.6) : Géométrie de la structure 2D axisymétrique.

Cet exemple de modèle montre le comportement d'AMF sous chargement uni-axial. Trois études sont effectuées :

- un balayage paramétrique simulant l'effet de pseudoélasticité à différentes températures fixées.

- un balayage de déplacement clarifiant que l'effet de pseudoélasticité est une boucle de chargement partiel - déchargement partiel.
- l'effet de mémoire de forme est décrit suite à l'augmentation de la température.

III.2.3. Etapes de modélisation d'un élément cylindrique en NiTi :

III.2.3.1. Géométrie du modèle :

Dans cette étape on dessine la structure géométrique du modèle étudié. Le nœud géométrie contient des paramètres généraux (figure III.7) tels que l'unité de longueur « cm » et la modélisation par un « rectangle » (dans notre cas) dans une géométrie à 2D axisymétrique.

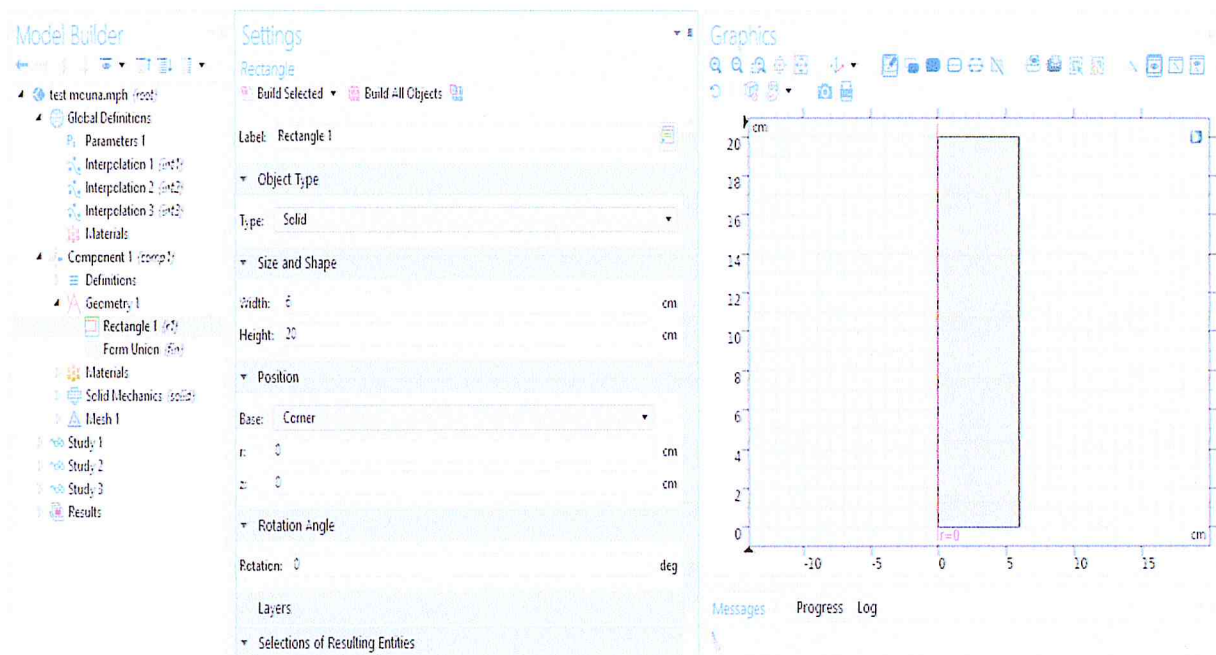


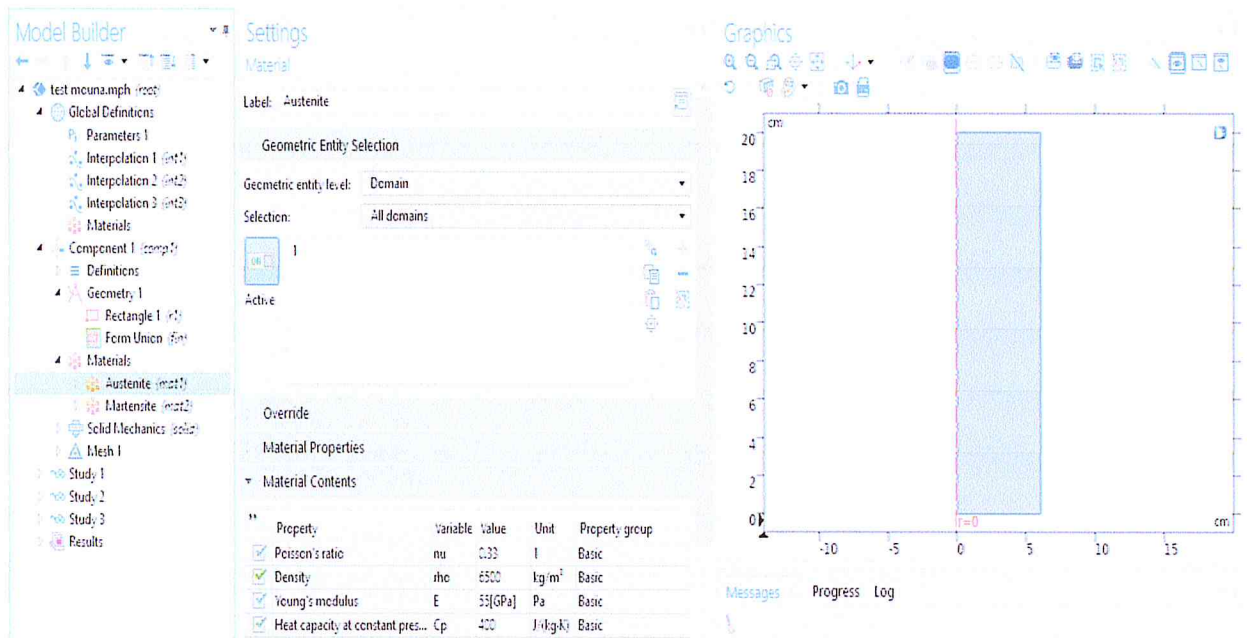
Figure (III.7) : Exemple de construction d'une géométrie rectangulaire en 2D axisymétrique.

III.2.3.2. Introduction des propriétés physiques :

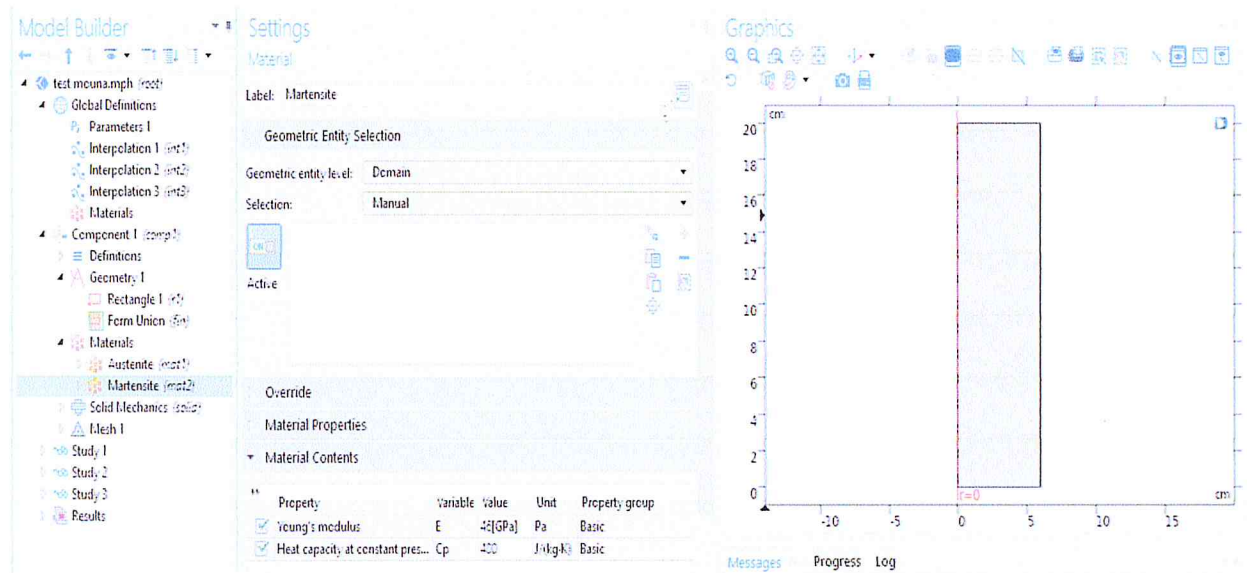
On sélectionne les propriétés ou les fonctions des matériaux à partir de la base de données du logiciel.

En utilise le nœud sous matériaux pour ajouter des matériaux prédéfinis ou définis. Dans le cas des alliages a mémoire de forme les spécifiés austénite et martensite doivent être déclarées par l'utilisateur.

A cela il faut introduire les propriétés du matériau (figure III.8).



(a)



(b)

Figure (III.8) : Propriétés physique de matériau : a) austenite, b) martensite.

III.2.3.3. Choix de la physique : Mécanique des solides.

L'interface mécanique des solides est basée sur la résolution de l'équation du mouvement avec un modèle constitutif pour un matériau solide (figure III.9).

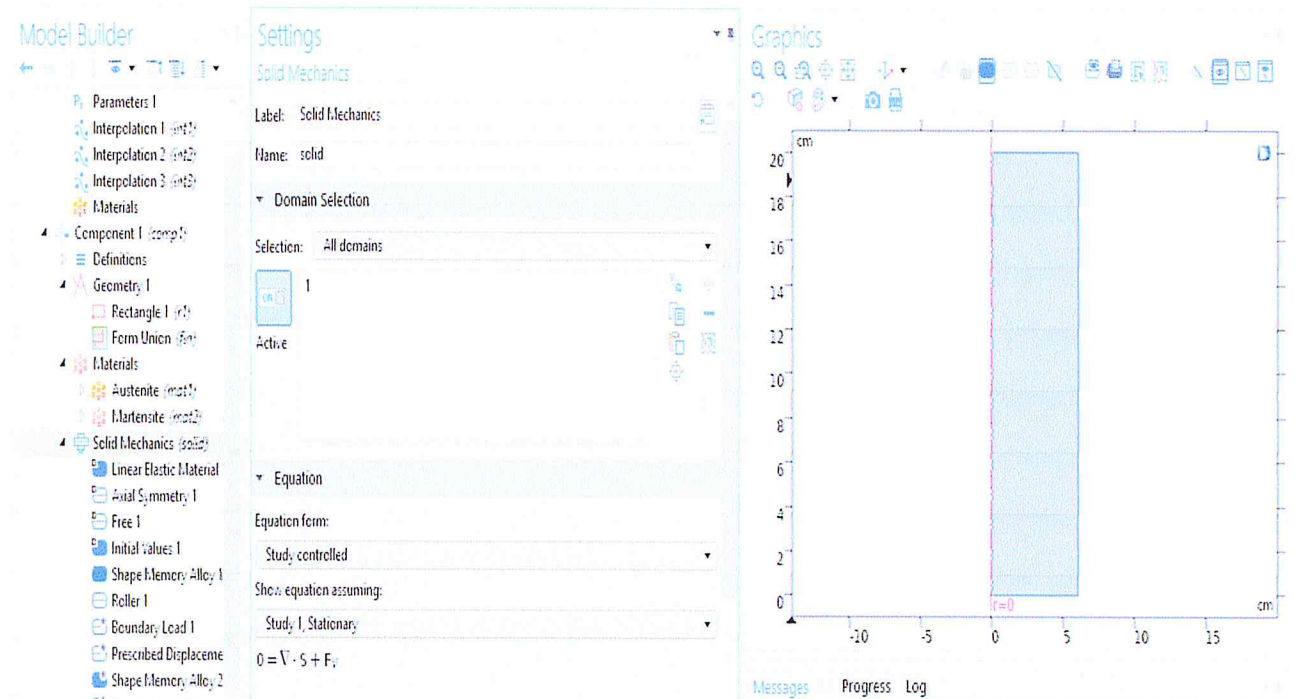
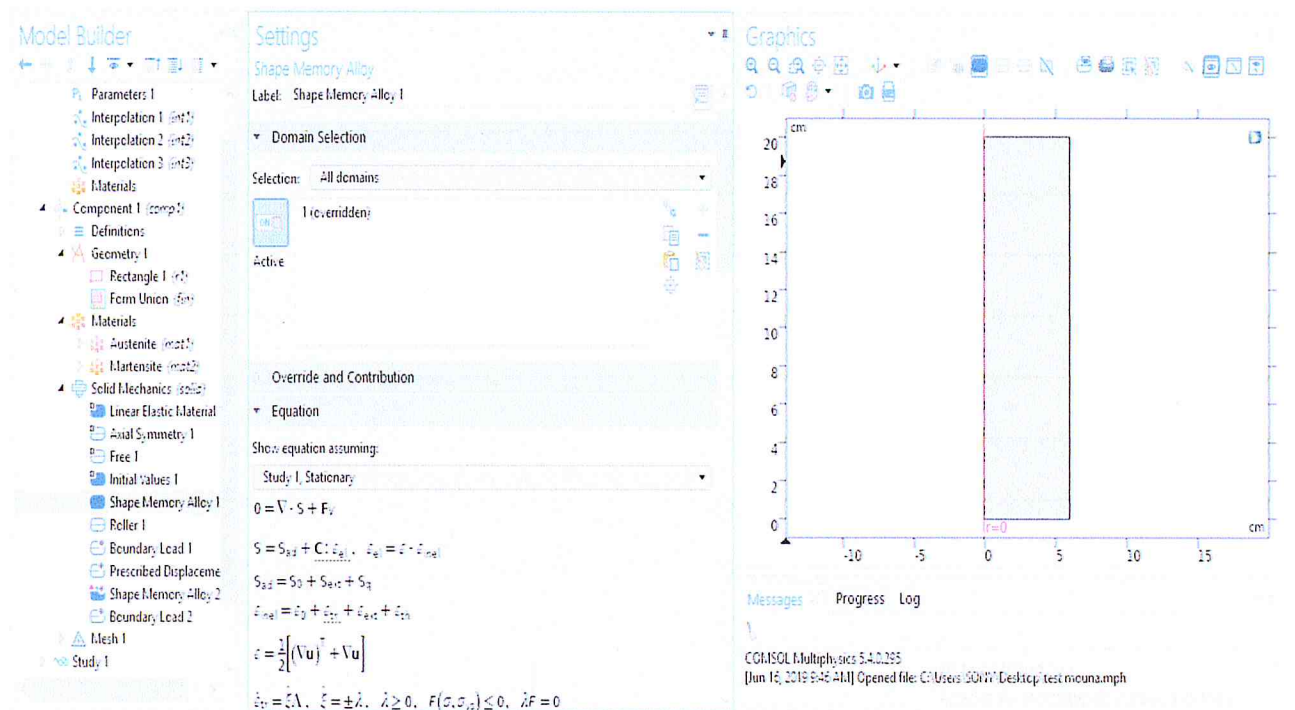


Figure (III.9) : Physique choisit : Mécanique des solides.

Dans cette section, on choisit les paramètres spécifiques suivants :

a/ Alliage à mémoire de forme (Shape Memory Alloy) :

La fonction de mémoire de forme est utilisée pour modéliser les relations de contrainte-déformation qui ne sont pas linéaires même à des échelles de déformations infinitésimales. Il est disponible dans l'interface de mécanique solide (figure III.10).



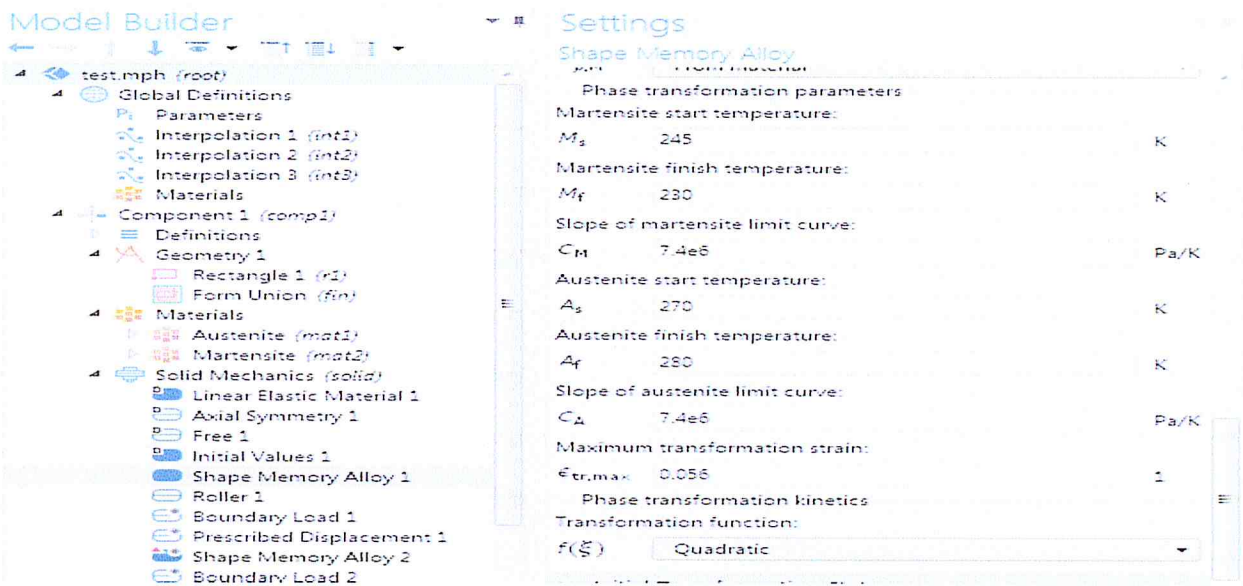


Figure (III.10) : Les paramètres de phases des transformations pour un AMF.

b/ Roller (point d'appui) :

Le nœud roller ajoute des contraintes en tant que conditions aux limites, c'est -à-dire que le déplacement est nul dans la direction perpendiculaire à la limite, mais la limite est libre de se déplacer dans la direction tangentielle. Ceci est phénomène qu'on remarque lorsqu'on s'intéresse à la déformation de la structure cristalline lors du passage de l'austenite vers la martensite : la base du cube est fixe mais les arêtes perpendiculaires à cette base « s'inclinent » (déplacement tangentielle) (figure III.11).

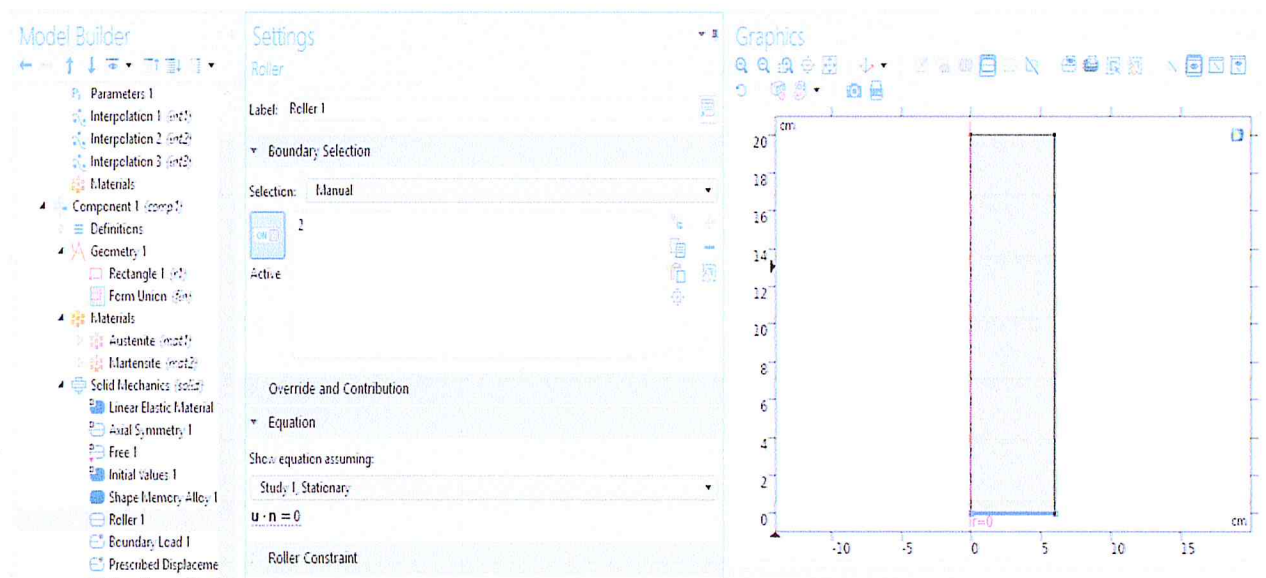


Figure (III.11) : Le paramètre Roller (point d'appui).

c/ Charge limite (boundary load):

On utilise une charge limite pour appliquer des tractions ou des pressions aux limites (les conditions et les contraintes sont applicables aux frontières du système), (figure III.12).

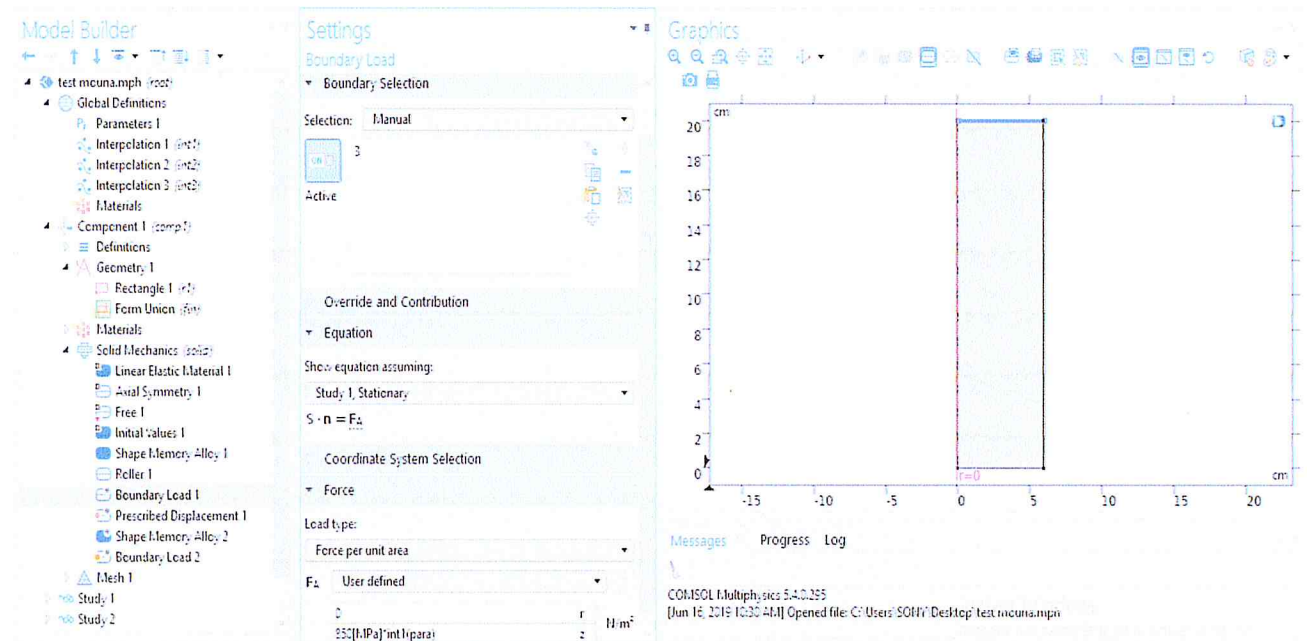


Figure (III.12) : Définition des conditions aux limites.

III.2.3.4. Le maillage (meshing) :

Cette étape est délicate car la qualité de l'approximation par éléments finis dépend fortement de la structure du maillage. L'idée fondamentale de la méthode des éléments finis est de discrétiser le problème en décomposant le domaine à étudier en sous-domaines appelés éléments ou mailles. COMSOL Multiphysics proposent trois types de mailles : selon la nature du problème et les ressources disponibles, nous aurons recours à des éléments linéiques (1D), surfacique (2D) ou volumiques (3D).

Plus la décomposition des cellules est fine plus le temps de calcul relatif aux traitements des résultats est long. Il est impératif d'avoir des ordinateurs dont la capacité de la RAM est importante (4 GBytes, 8 GBytes, 16 GBytes) pour permettre d'avoir des résultats en temps de calcul « acceptable ». Une station de 32 GBytes sera bien entendu souhaiter.

Dans notre cas on a choisi un maillage normal sous forme de cellules carrées (figure III.13).

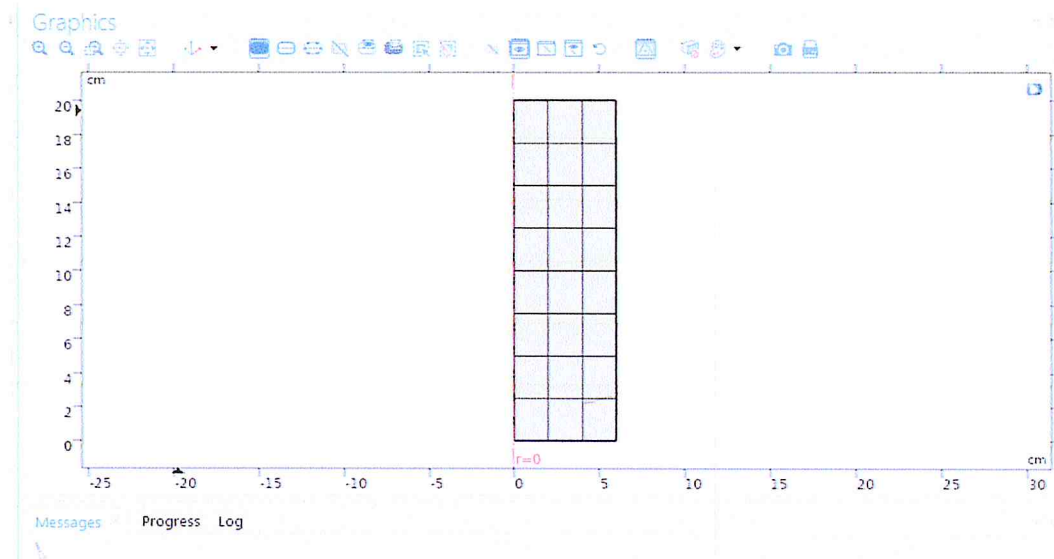


Figure (III.13) : Le maillage.

III.2.3.5. L'étude (résolution numérique adoptée) :

On exécute le processus de résolution, en utilisant le solveur et les paramètres adaptés à l'analyse en cours. (Figure III.14)

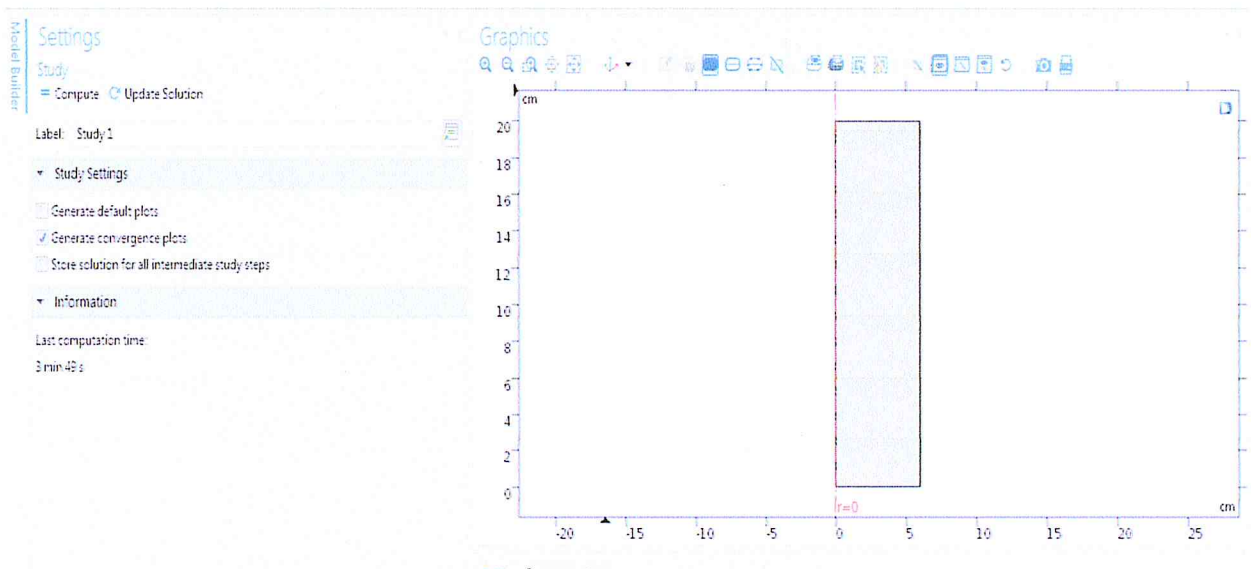


Figure (III.14) : La phase de calcul.

III.3 Exploitation des résultats :

III.3.1 Etude paramétrique :

Dans cette étude on utilise la variation de température dans la gamme [260 : 328]. Les résultats apparaissant sous forme de graphe. La (Figure III.15), illustre la courbe définissant la contrainte par rapport à la déformation pour différentes températures (260K, 276K, 308K et 328K).

Les courbes pour les hautes températures (328 K et 308 K) montrent l'effet de pseudoélasticité car la relation contrainte-déformation est linéaire jusqu'à une limite de contrainte dépendante de la température.

Au-dessus de cette limite, la transformation de martensite commence, produisant un matériau de résistance moindre.

La transformation est complète lorsque la contrainte maximale est atteinte. La microstructure de l'alliage est alors composée à 100% de martensite et la rigidité tangente est extraite du module de Young de la martensite.

Pendant le déchargement, la transformation inverse se produit à un niveau de contrainte inférieur à la limite de contrainte pour la transformation en aval.

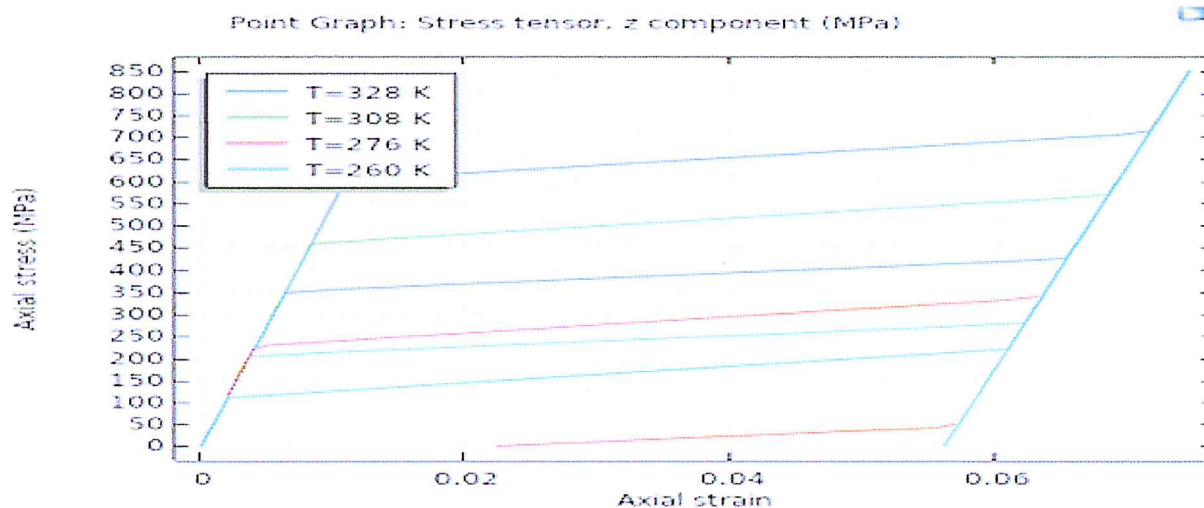


Figure (III.15) : Courbes contrainte vs déformation pour différentes températures.

La courbe contrainte-déformation axiale pour une température prescrite de 276 K (entre la température début d'austénite et de fin d'austénite) indique que la transformation directe et inverse se produit à des niveaux de contrainte inférieurs. Une étude comportant plusieurs plage de température est annexée au mémoire (Annexe A).

De plus, la transformation inverse n'est pas complète lorsque le stress est complètement relâché. Ceci est visible sur la (figure III.16) où la transformation en avant se produit plus tôt, c'est-à-dire à un niveau de stress plus faible.

La transformation en arrière commence plus tard et n'est pas complète à la fin du balayage.

A basse température, la transformation directe se produit à un niveau de contrainte inférieur et la transformation inverse ne commence même pas, ce qui entraîne des contraintes résiduelles.

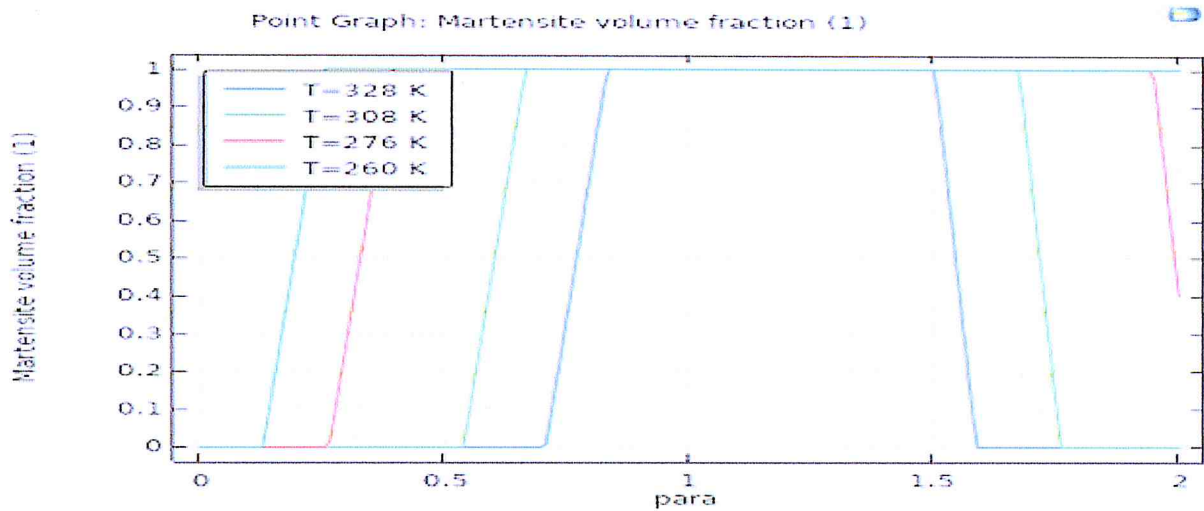


Figure (III.16) : Evolution de la fraction volumique de martensite à différentes températures.

III.3.2. Etude transformation partielle :

Cette étude est relative au comportement du matériau à partir de la phase austénite (Figure III.17).

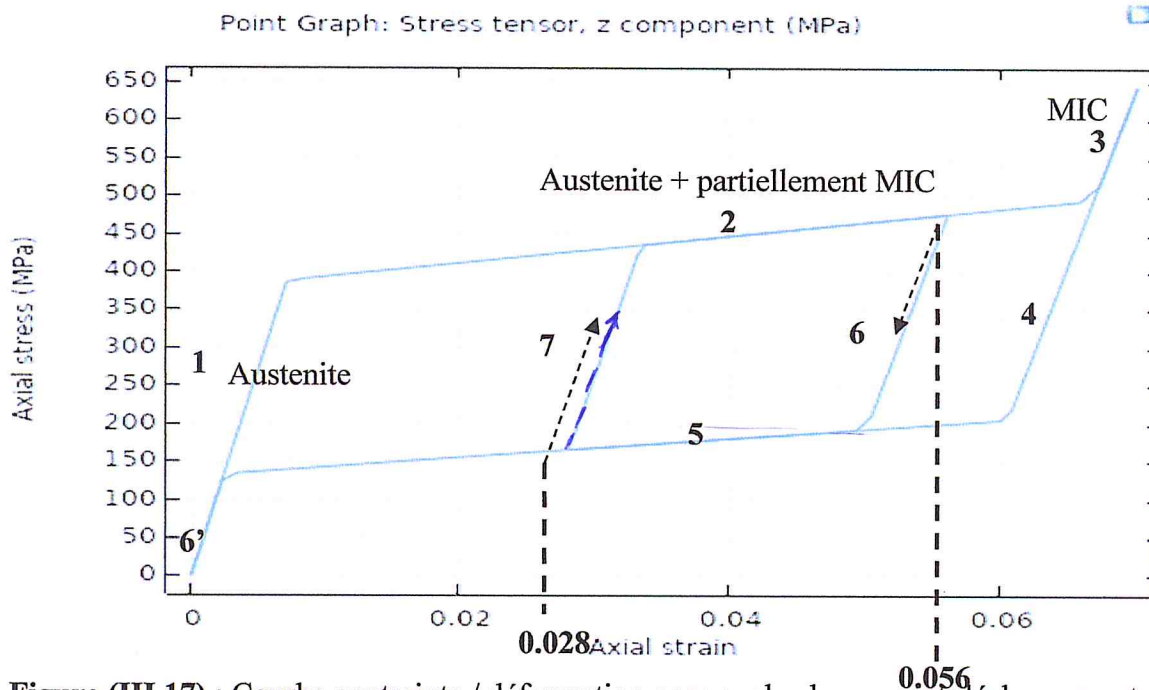


Figure (III.17) : Courbe contrainte / déformation pour cycle chargement-déchargement avec boucle interne.

Lorsque le matériau se trouve dans la première région élastique linéaire (Figure III.17 - segment 1), le déchargement est élastique et suit la même courbe que le chargement.

Lorsque le matériau est déchargé après avoir été chargé au-delà de la première contrainte critique (Figure III.17 - segments 2 et 3), le matériau présente ce que l'on appelle l'effet superélastique (ou pseudoélastique).

Si le matériau est déchargé totalement de la martensite induite par contrainte (MIC) (dans le segment 3 de la figure (III.17), il suit les segments 4, 5 et 6 de la figure (III.17). Cette voie présente trois segments continus distincts similaires à celui observé en chargement.

Si le déchargement a lieu (déformation approximativement égale à 0.056) alors que le matériau est partiellement MIC (Figure III.17 - segment 2), le déchargement suit le segment 6 de la figure (III.17) jusqu'à ce qu'il intersecte le plateau de déchargement du segment 5 de la figure (III.17). A ce stade, le déchargement suit le chemin décrit pour le déchargement total MIC. Le module de cette ligne de déchargement (Figure III.17 - segment 6) est proportionnel à la fraction de MIC présente au moment du déchargement.

Le comportement de rechargement de l'austénite partage certaines similitudes avec celui de la martensite. Si le matériau a été rechargé dans la région élastique linéaire initiale (Figure

III.17 - segment 1), il agit comme un matériau élastique linéaire et suit le même chemin que le chargement et le déchargement. Si le matériau est rechargé (déformation approximativement égale à 0.028) lorsqu'il se trouve sur une partie de la boucle de déchargement superélastique (Figure III.17- segments 4, 5 et 6), y compris le déchargement à partir de la totalité MIC et ou partiellement de la MIC (Figure III.17 - segments 2 et 3), Le rechargement suit un nouveau chemin, le segment 7 de la figure III.17, jusqu'à ce qu'il intersecté la courbe de chargement (figure III.17 - segment 2 ou 3), où il se poursuit le long de la courbe de chargement. Ce trajet de rechargement (Figure III.17 - segment 7) a un module proportionnel à la fraction de MIC présente dans le matériau au point de rechargement.

III.3.2.1. Analogie pratique de la transformation partielle :

Les tests cliniques (Figure III.18), présentent bien les similitudes du comportement de l'alliage NiTi dans le cadre du traitement orthodontique.

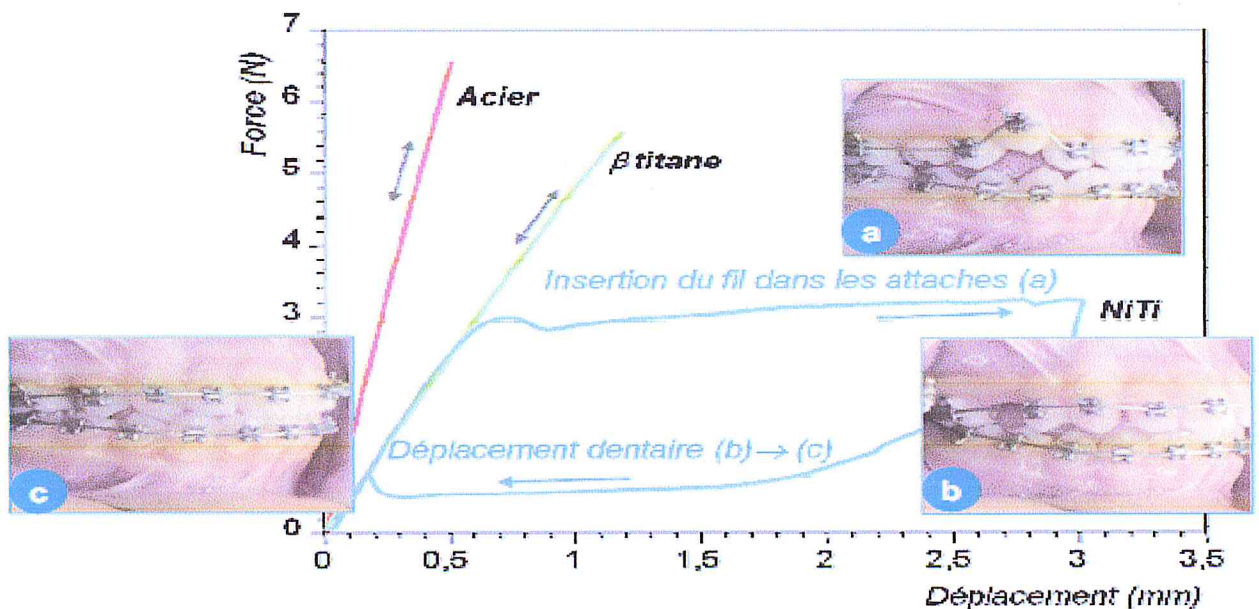


Figure (III.18) : Courbes de flexion trois points de fils orthodontiques de même section à 37°C, en acier (module élastique $E = 200$ GPa), en β -titane ($E = 70$ GPa) et NiTi (comportement pseudo-élastique), avec illustration d'un traitement orthodontique : (a) le jour de la pose ; (b) à un mois et demi ;(c) à huit mois [22]

III.3.2.2. Déplacement prescrit :

Dans la même étude on peut étudier le déplacement axial d'un point, déplacement ponctuel, sur le fil (Figure III.19) pour évaluer le pourcentage de phase martensite (Figure III.20).

Cette partie est faite à une température constante de valeur 298K.

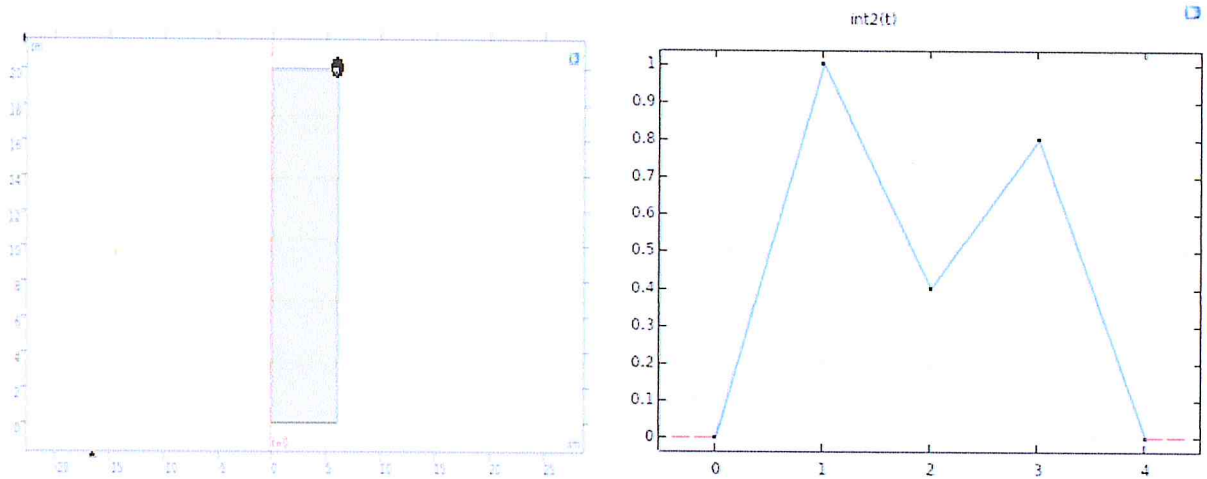


Figure (III.19) : Point prescrit et son déplacement prescrit.

- Sur ce modèle, un déplacement prescrit est appliqué (extrémité haute à droite du cylindre)
- La déformation obtenue est de valeur 0.07.
- Lorsque la déformation maximale est atteinte elle décroît jusqu'à 40% de sa valeur maximale (0.028) puis augmente à nouveau à 80% de cette valeur maximale (0.056) et finalement décroît vers 0.

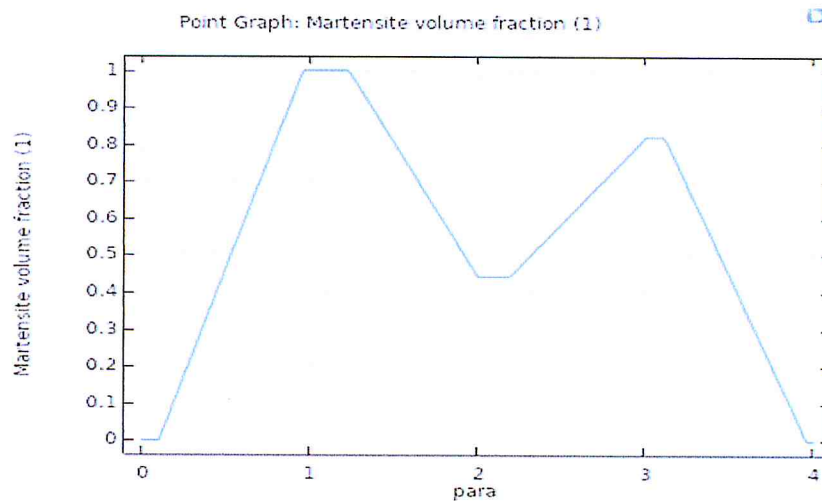


Figure (III.20) : Fraction volumique de martensite

III.3.3. Etude de l'effet mémoire :

Le cycle de chargement-déchargement mécanique (Figure III.21) est le même que dans la première étude (260K). À ce stade, la contrainte résiduelle est de 0,056. L'augmentation de la température de 260K à 300K réduit la contrainte résiduelle à zéro (effet mémoire de forme).

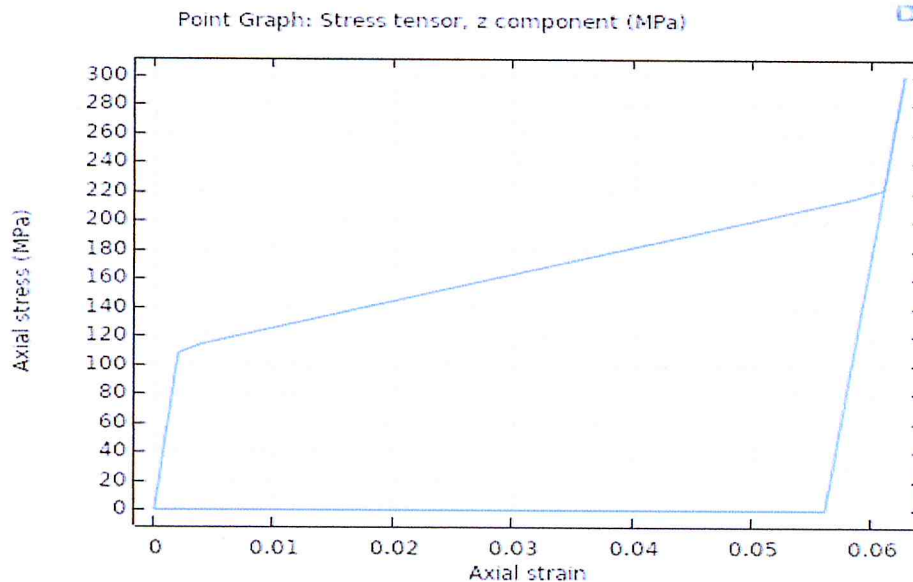


Figure (III.21) : Courbe contrainte vs déformation montrant l'effet de mémoire de forme.

III.4. Etape de modélisation d'un stent artériel en AMF :

III.4.1. Fonctionnement du stent :

Les alliages NiTi sont également utilisés dans de nombreuses applications des stents vasculaires auto-expansibles. Les stents sont des «filets» métalliques (construits au moyen de tubes en alliage d'acier inoxydable, de Cr-Co ou de NiTi découpés au laser) qui ouvrent un vaisseau sténotique (obstrué par des dépôts d'athérosclérose), permettant ainsi la restauration du flux sanguin vers les tissus périphériques.

- Pour les stents en acier inoxydable et en alliage Cr-Co, la procédure de stent consiste à (Figure III.22) :

- (i) sertir le stent dans la partie terminale d'un cathéter comportant un ballonnet gonflable.
- (ii) insertion du cathéter à travers une incision chirurgicale dans un vaisseau et positionnement du cathéter à travers le vaisseau dans la région sténose.
- (iii) gonflement du ballonnet avec dilatation du stent poussant contre le vaisseau artériel.



- (iv) déflation du ballonnet et retrait du cathéter. Après le recul élastique, le stent reste dans une configuration ouverte (déformation plastique) et neutralise la contraction naturelle du vaisseau, ce qui aurait tendance à refermer le vaisseau.

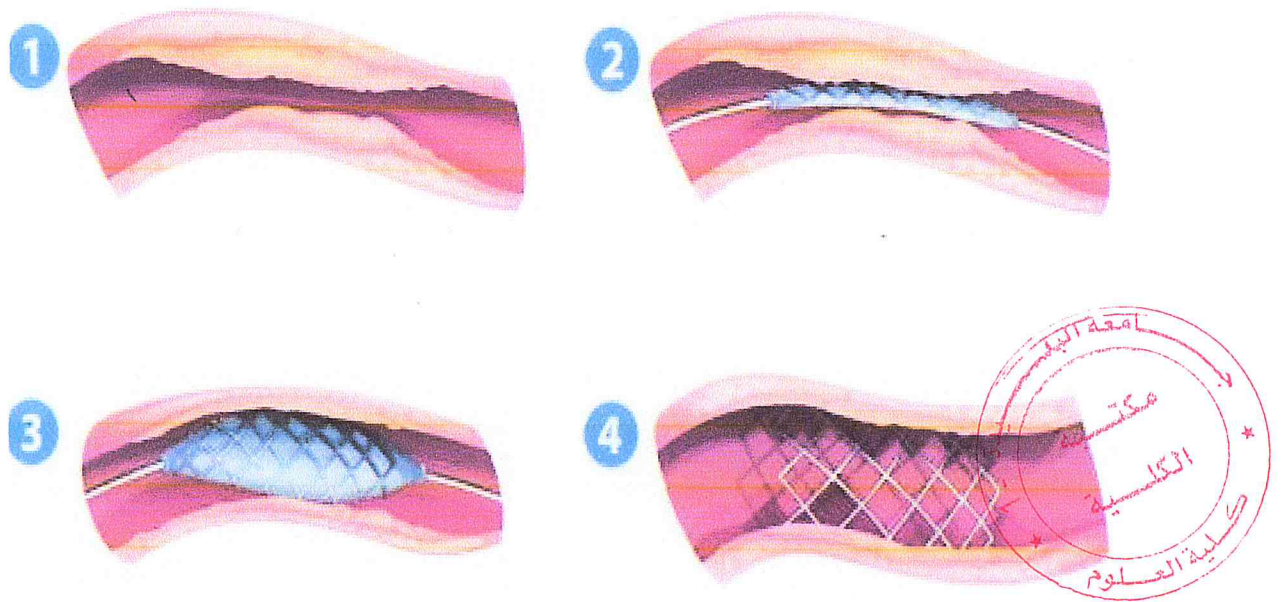


Figure (III.22) : Procédure de pose d'un stent avec ballonnet.

- Pour le stent NiTi, la procédure de stent consiste en :

- (i) sertissage de l'extenseur dans le cathéter dans la phase austénitique (A_f est inférieur à la température corporelle) au moyen d'une gaine protectrice.
- (ii) insertion du cathéter comme indiqué ci-dessus.
- (iii) retrait de la gaine et dilatation de l'endoprothèse vasculaire qui tente de retrouver sa forme initiale, élargissant ainsi le vaisseau sténotique. Pendant cette phase, la transformation inverse de la martensite en austénite se produit, ce qui est dû à l'instabilité martensitique à une température supérieure à A_f .

L'avantage du stent auto-extensible par rapport à celui en acier inoxydable est qu'il ne nécessite pas de dilatation du ballonnet qui présente le risque d'endommager davantage le tissu vasculaire en raison de son gonflement, il ne nécessite pas de surdimensionnement pour tenir compte du recul élastique. Et une fois positionné, il exerce sur l'artère une force constante (due au plateau) à moins que l'artère ne tente pas d'obstruer le dispositif.

L'inconvénient, dans le cas de plaques calcifiées, est que le stent n'est pas en mesure de ramener la lumière du vaisseau aux dimensions saines d'origine. Les stents auto-expansibles

sont utilisés pour traiter les lésions athéromateuses dans les artères coronaires, les artères carotides et dans les artères périphériques, telles que les artères iliaques et fémorales (Figure III.23).

La propriété de pseudoélasticité est très importante dans le stent périphérique qui est soumis à des manœuvres de compression telles que des contractions musculaires.

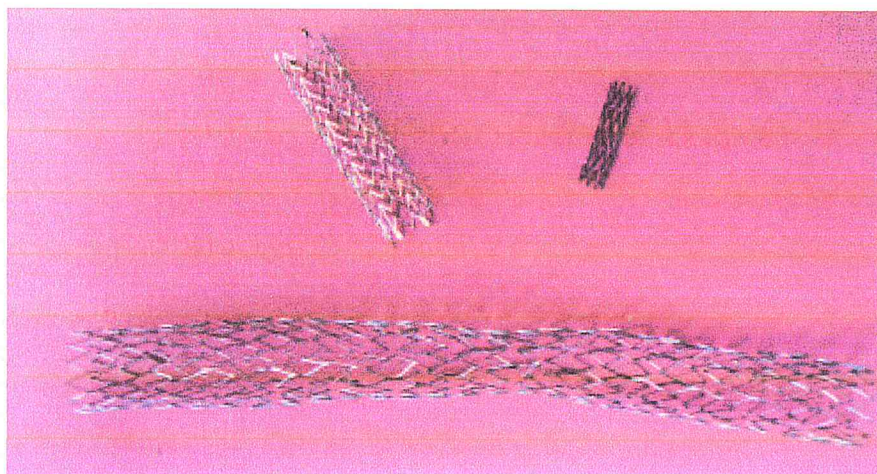


Figure (III.23) : Exemple de stents en Alliage a Mémoire de Forme.

(En haut à droite) stent coronaire

(En haut à gauche) stent carotide

(En bas à gauche) stent fémoral. [23]

III.4.2. Model du stent simule :

Le modèle étudié est un stent composé de 4 niveaux de fil en AMF, chaque niveau est composé de 18 sections en «V» (Figure III.24). Grâce à la symétrie et à la périodicité, dont dispose le logiciel, seule la moitié d'un «V» est modélisée, c'est-à-dire un secteur de 10 degrés (Figure III.25)

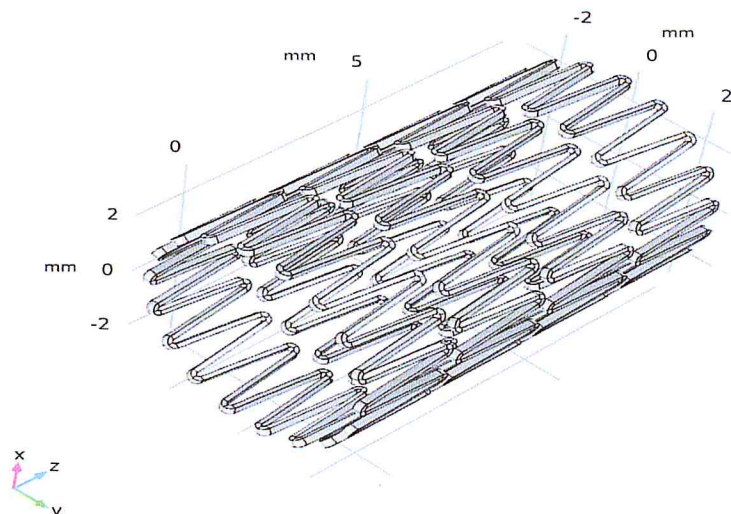


Figure (III.24) : Modèle complet du stent simulé.

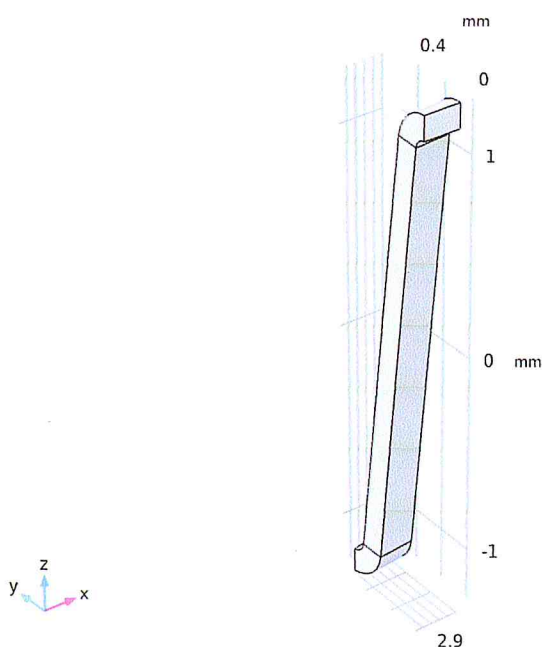


Figure (III.25) : Géométrie du domaine modélisé du stent

III.4.2.1. Création de la géométrie :

Dans cette étape, on présente la géométrie tridimensionnelle du modèle étudié comme montre la figure (III.26). Ce modèle est également formé des géométrie 3D à partir de section S 2D (géométrie 2D) créés dans des plan de travail (work plane 1-2), ce plan de travail (work plane) est un plan 2D orienté n'importe où dans l'espace 3D.

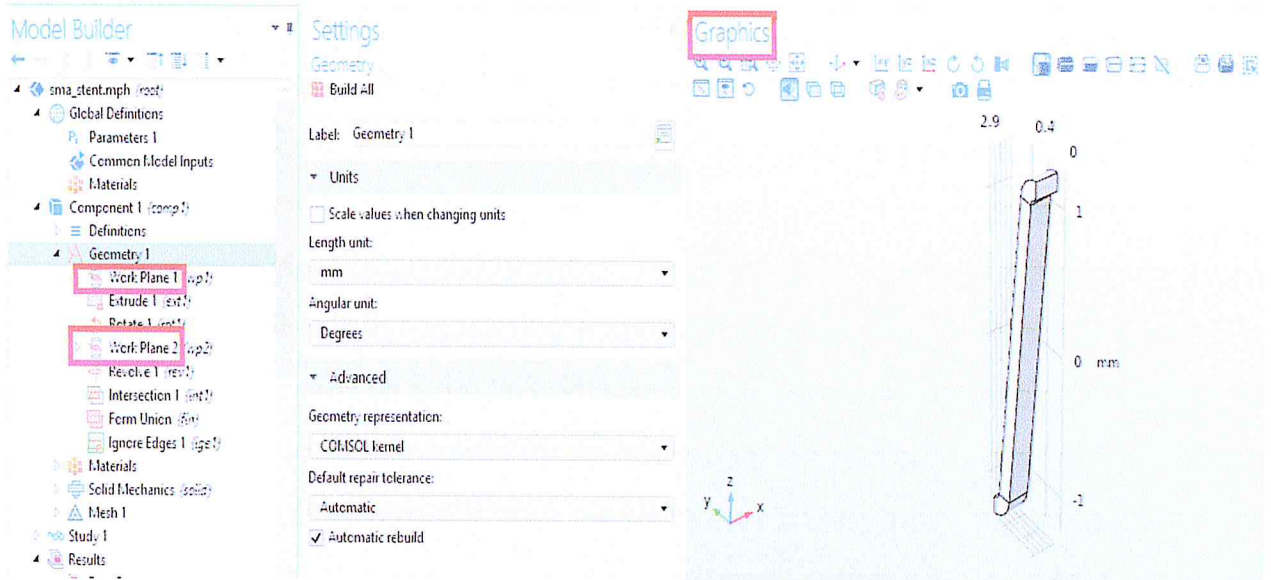
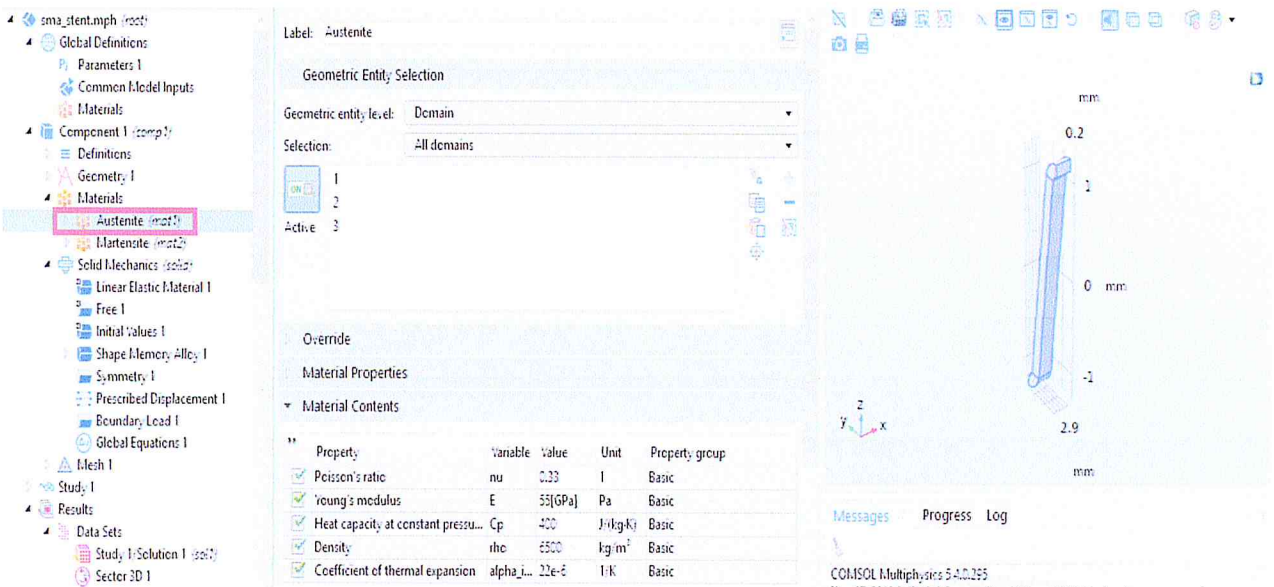


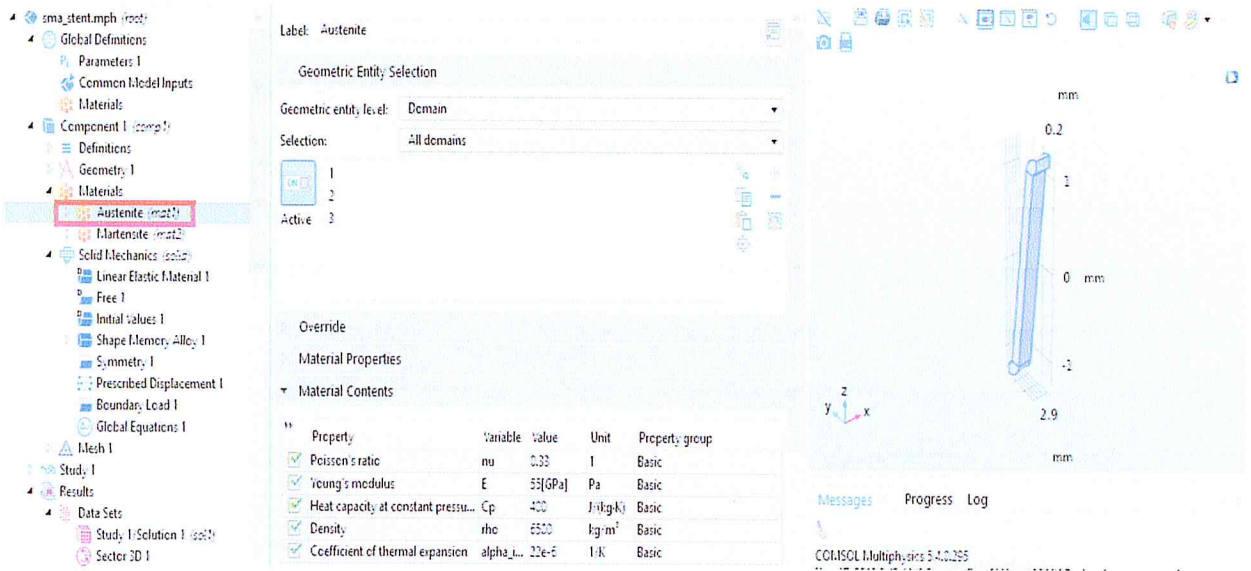
Figure (III.26) : La géométrie du modèle.

III.4.2.2. Propriétés physique :

Dans la rubrique « matériel » on charge les propriétés des matériaux, leurs valeurs sont résumées dans les figure III.27 (a) et (b).



(a)



(b)

Figure (III.27) : Propriétés physique de matériau : a)Austenite, b) Martensite.

III.4.2.3. Choix de la physique : Mécanique du solide.

Le choix du modèle s'effectue à partir du menu et ou on sélectionne la rubrique mécanique du solide (Figure III.28) qui permet d'introduire les équations aux dérivées partielles (définissant le modèle mathématique a étudié).



Figure (III.28) : Physique choisit : mécanique des solides.

Dans cette section, on choisit les paramètres spécifiques suivants :

a/Alliage à mémoire forme (Shape memory alloy) :

On définit le matériau comme étant un alliage à mémoire de forme (Figure III.29),

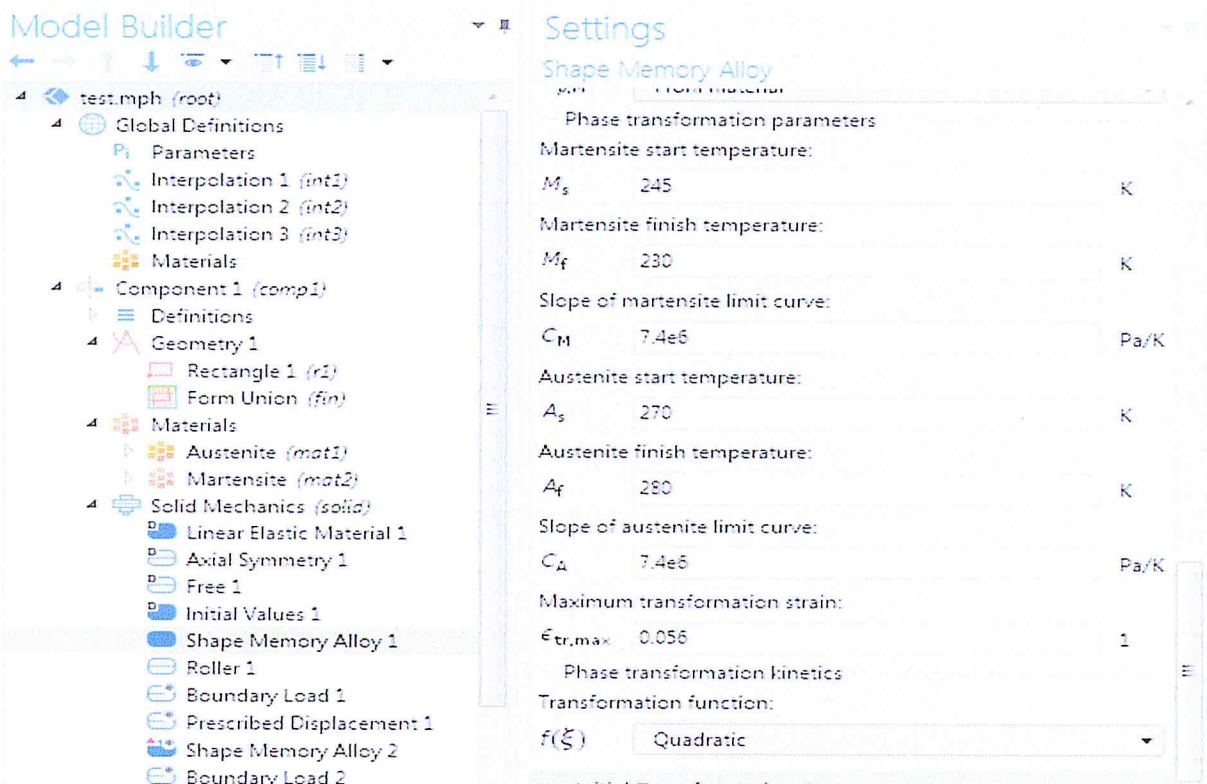
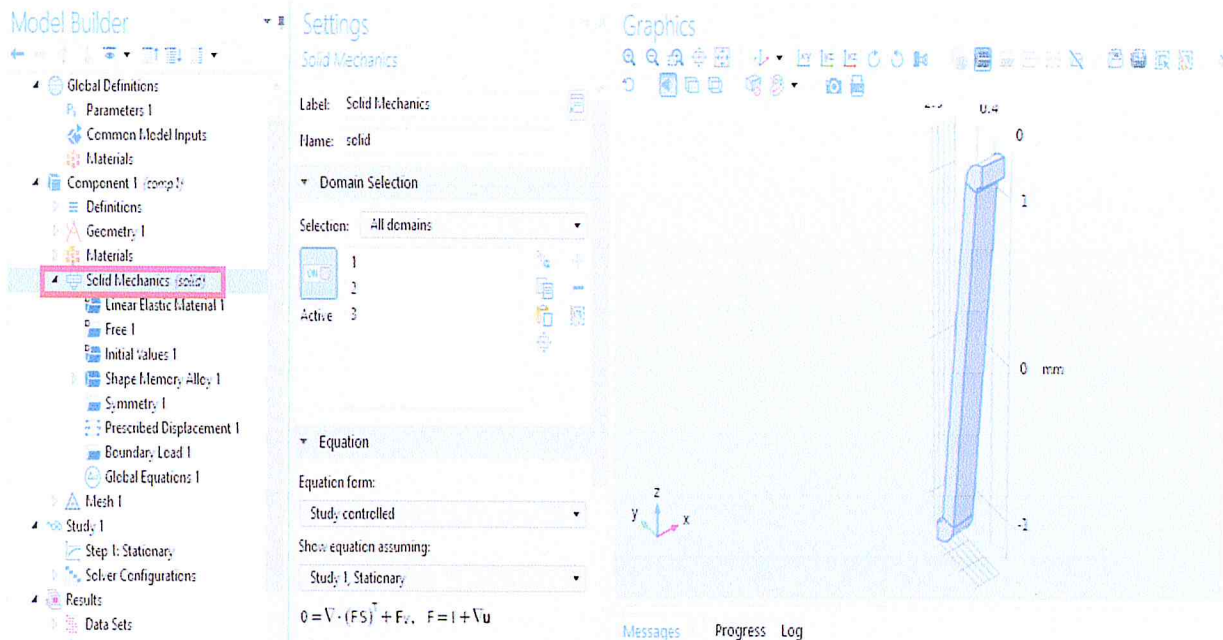


Figure (III.29) : Paramètres de phases de transformation en AMF.

b/Conditions aux limites :

On spécifie les zones matérielles sur lesquelles les contraintes vont s'exercer (Figure III.30), représentées ici par les coudes supérieurs et inférieurs du « bras » (demi V).

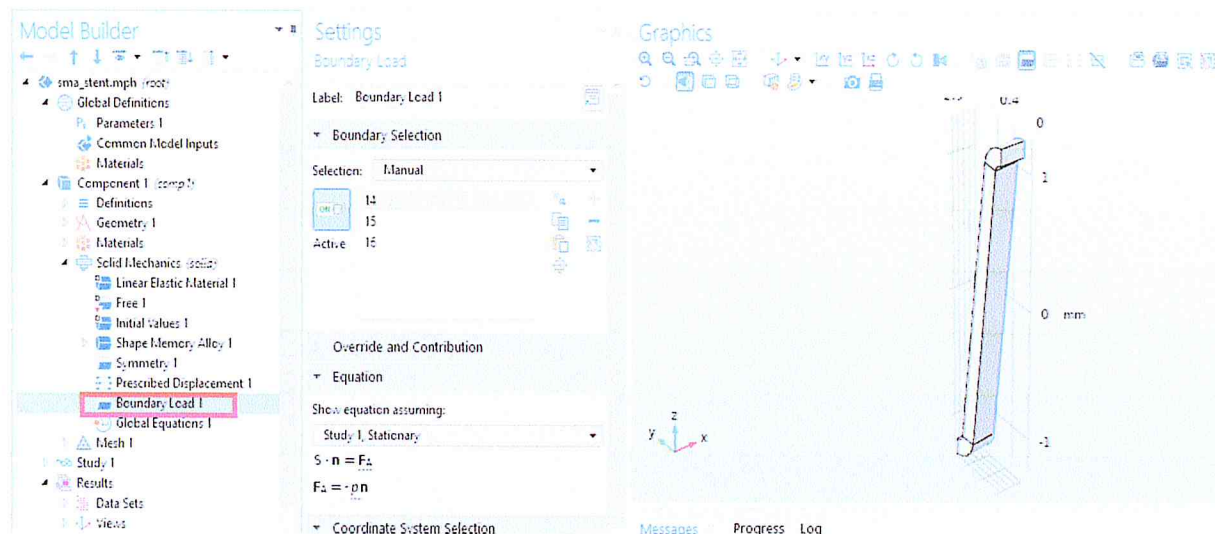


Figure (III.30) : Les conditions aux limites

c/Maillage (Meshing) :

Le maillage choisi est de type « Map » caractérisé par un ensemble de figure carré qui s'adapte bien à la résolution (dans ce cas de structure) à la résolution des équations aux dérivées partielles. (Figure III.31)

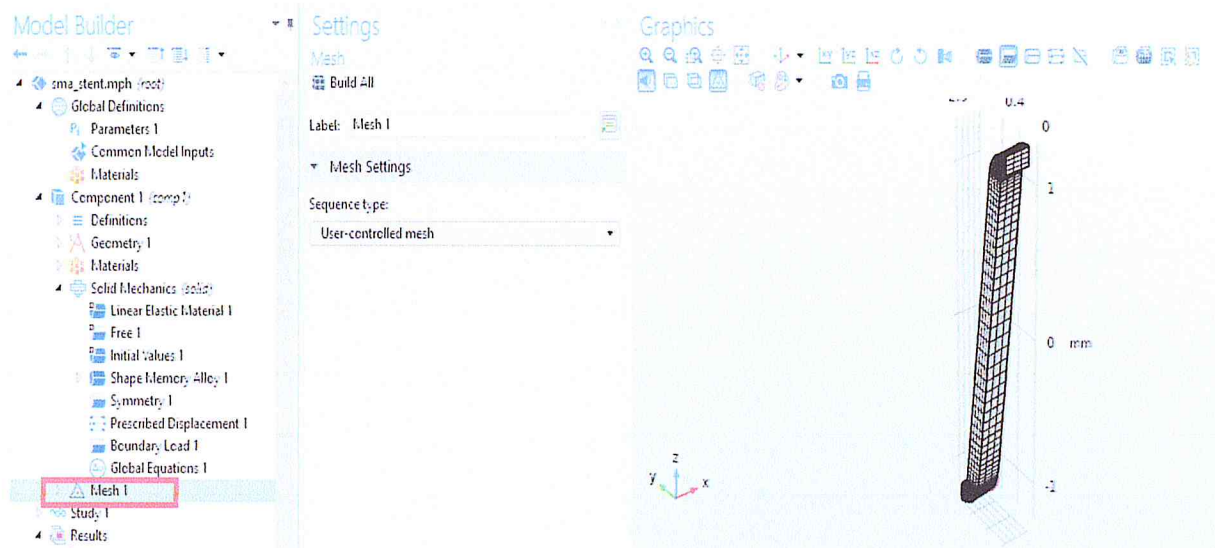


Figure (III.31) : Maillage de la structure.

III.4.2.4. Résolution numérique :

Cette partie constitue la dernière étape elle nous permet d'avoir les résultats de simulation (Figure III.32).

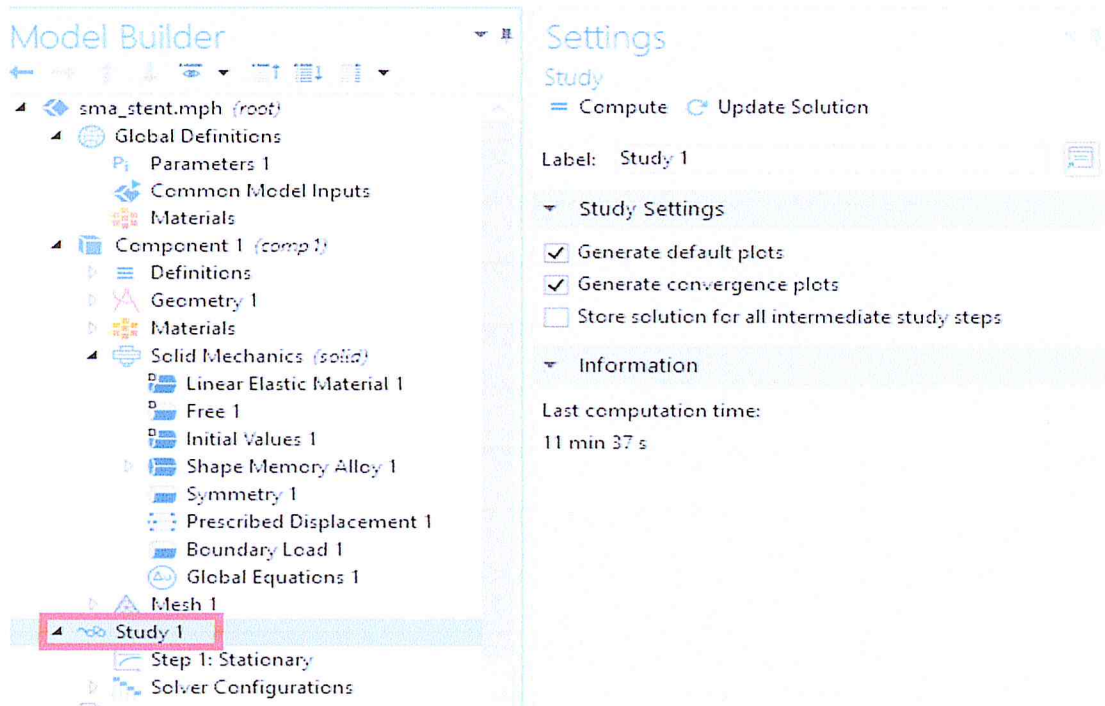


Figure (III.32) : Lancement de l'étude : résolution numérique.

III.5. Analyse des résultats :

Dans cet exemple nous pouvons examiner la pression appliquée sur la paroi interne de l'artère lors de la libération du stent. Le modèle suppose que le stent est serti au diamètre du vaisseau. Un paramètre de balayage compris entre 0 et 1 est utilisé pour modéliser le sertissage de l'endoprothèse vasculaire à une température constante (basse). Quant au chauffage, il se produit en balayant le paramètre de simulation dans la gamme [1 :.01 :2]. Lors du sertissage, l'austénite subit un changement de phase pour devenir de la martensite. Ensuite, lorsque l'endoprothèse vasculaire est insérée dans l'artère et chauffée lentement jusqu'à la température corporelle du patient, elle tente de revenir à sa forme d'origine, en maintenant l'artère ouverte et en exerçant une pression sur les parois.

➤ Évaluation du stress :

Cette partie correspond à l'étude de la contrainte pendant la phase de libération, lorsque le stent commence à chauffer.

Dans la figure (III.33) ci-dessous, nous pouvons voir que la contrainte maximale se situe à l'endroit où la fraction volumique de martensite est la plus élevée et que la contrainte résiduelle reste à l'endroit où la transformation de phase s'est produite. La contrainte est concentrée sur la face interne du coude, ce qui oblige le vaisseau à le maintenir ouvert. Notez que si le stent est chauffé à la température du corps humain (37 ° C), la contrainte maximale est beaucoup plus élevée car la contrainte limite augmente.

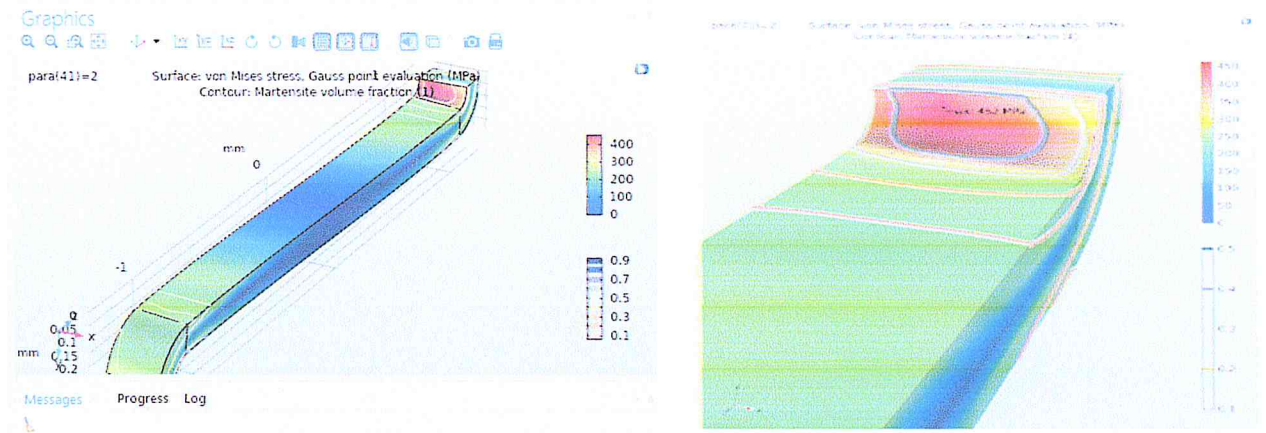


Figure (III.33) : Evaluation de la contrainte sur le coude du stent.

➤ Évaluation martensite :

Avant le sertissage, le stent AMF est en phase austénitique. Lorsque le stent est serti au diamètre du vaisseau, il commence à entrer dans la phase de martensite, qui, dans cet exemple, représente une fraction volumique assez faible. La fraction volumique maximale de la phase de martensite est d'environ 6% (94% d'austénite) et la fraction maximale de martensite à la surface du stent est d'environ 48% (52% d'austénite). Nous pouvons étudier (Figure III.34) le maximum en surface et la moyenne en volume pour l'historique de la fraction de martensite lors du sertissage et de la libération.

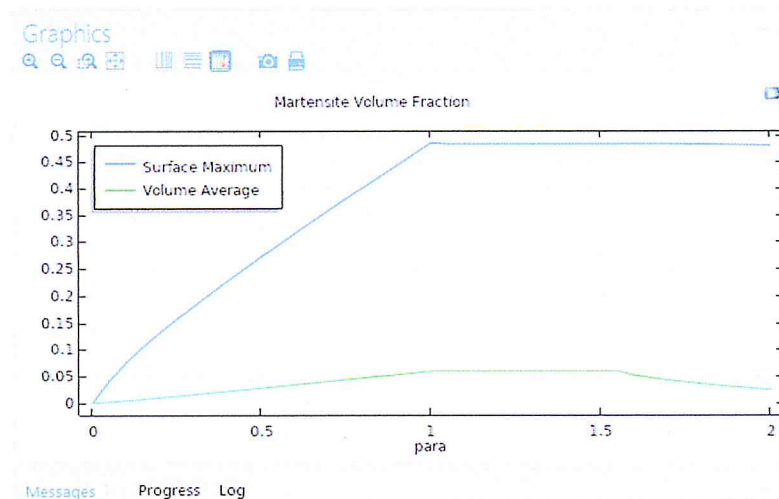


Figure (III.34) : Fraction volumique maximale et moyenne de martensite lors du sertissage et de la libération.

➤ **La Pression par rapport à la température :**

Lorsque le stent est chauffé à la température du corps humain au cours du processus de transformation de la phase alliage à mémoire de forme (AMF), il souhaite revenir à sa forme d'origine, en se plaçant contre l'artère. Cela soulève la contrainte dans le stent et applique une pression sur les parois de l'artère, qui n'augmente que lorsque la température atteint, puis dépasse la température finale de l'austénite, qui est de 7 ° C (Figure III.35)

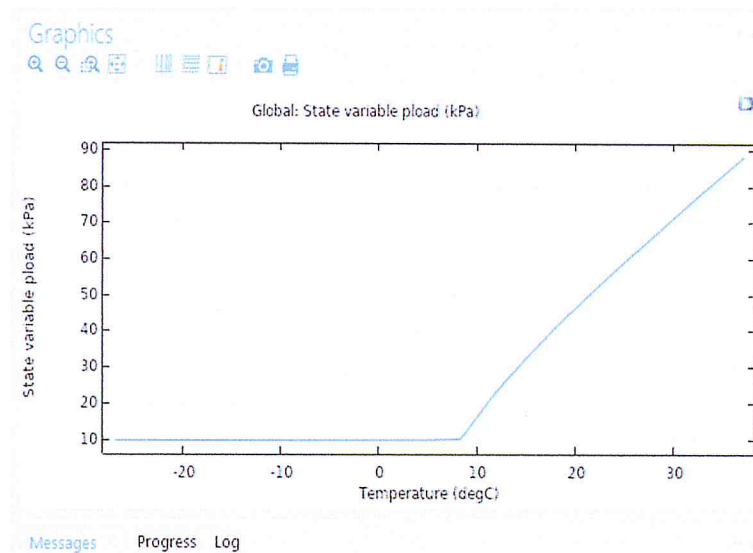


Figure (III.35) : Pression appliquée sur la paroi interne de l'artère pendant la libération du stent.

➤ **Stress – Transformation de stent entier :**

Le réchauffement à la température corporelle a deux effets : la contrainte maximale devient beaucoup plus élevée car la contrainte limite a augmenté et la zone de transformation a été réduite, ce qui montre que la transformation inverse s'est partiellement produite.

Ces effets peuvent également être remarqués sur les figures de stent entier (Figure III.36, 37,38 et 39).

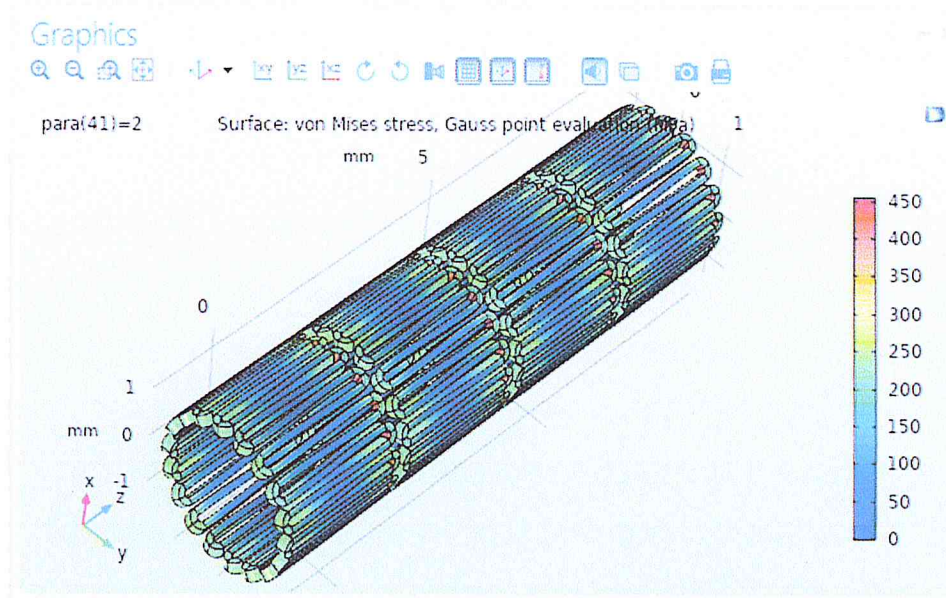


Figure (III.36) : stress-stent dans le corps humain.

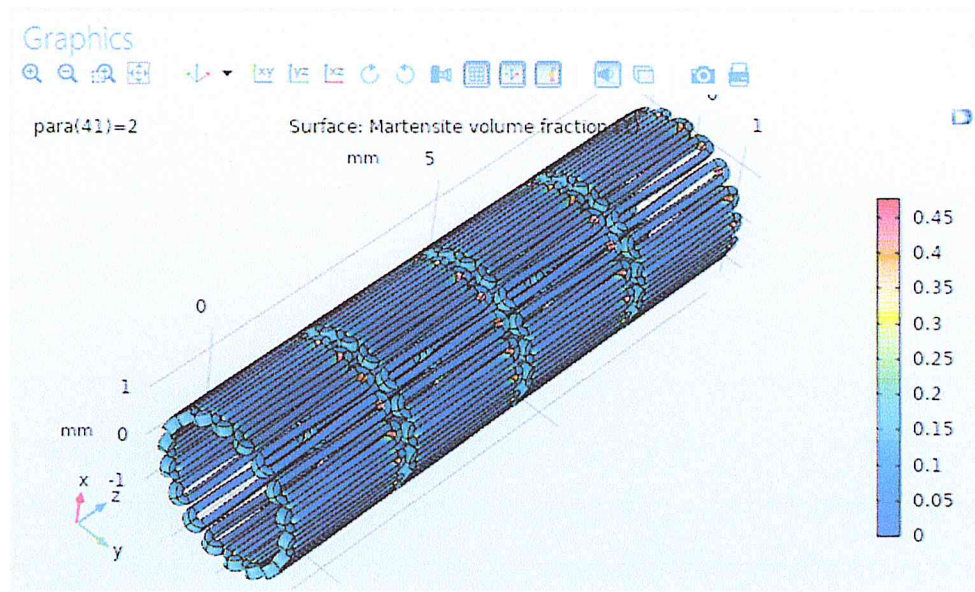


Figure (III.37) : volume de martensite-stent dans le corps humain.

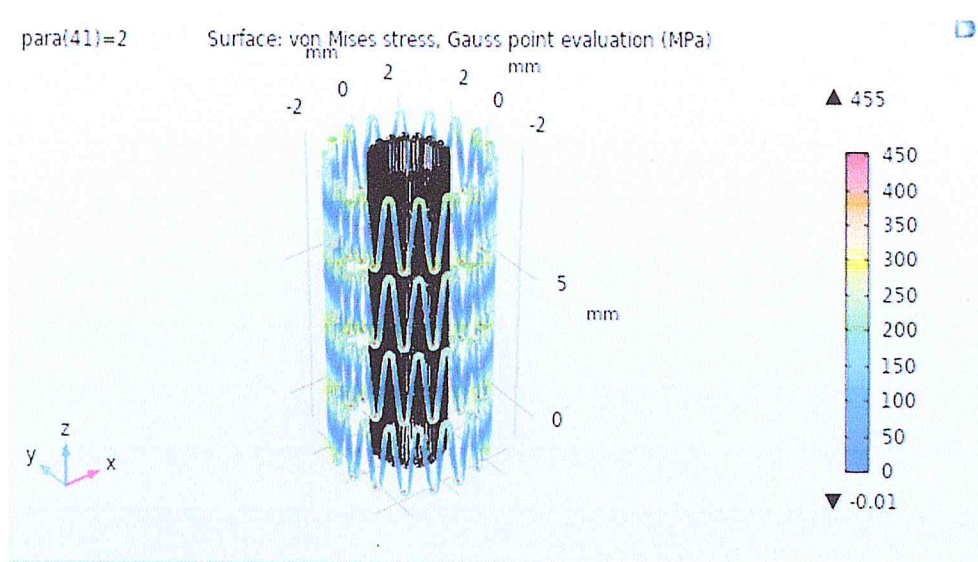


Figure (III.38) : La déformation du stent (changement du diamètre)

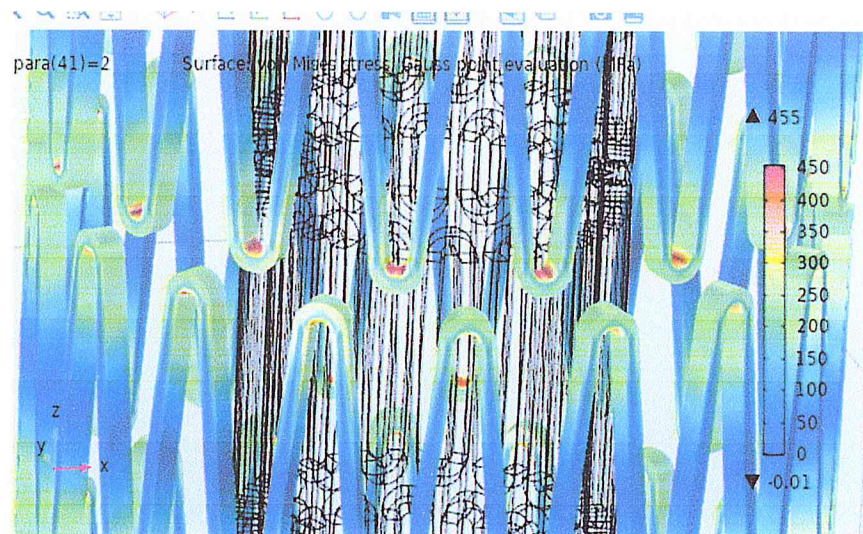


Figure (III.39) : les points d'appui sur le stent

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons rappelé la procédure de simulation sous environnement COMSOL multi physiques. Et nous avons réalisé la simulation 2D d'un fil en alliage NiTi et 3D d'un stent artériel en AMF. Qui constitue une bonne approximation de la résolution du problème. Les résultats obtenus par des études paramétriques en fonction des différentes coupes cristallographique des matériaux.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion générale

CONCLUSION GENERALE :

Dans ce travail, deux modèles de comportement thermomécanique pour les AMF ont été étudiés :

- Un fil de forme cylindrique en alliage NiTi pour le domaine orthodontique.
- Un stent artériel en alliage NiTi pour le domaine cardiovasculaire.

Les résultats de la simulation de ces modèles sous COMSOL multi-physiques nous ont permis de prédire leur comportement pratique.

Les effets physiques pseudoélasticité et effet mémoire de forme apparaissent correctement dans le domaine des températures établies pour les modèles.

Le choix d'une gamme de température en dehors du domaine des températures établies pour le modèle nous a permis de constater la « perte » des caractéristiques de l'AMF.

RÉFÉRENCES BÉBIOGRAPHIQUE

RÉFÉRENCE BIBLIOGRAPHIQUE:

- [1]: Buehler, W.J., Gilfrich, J.V., Wiley, R.C., 1963. Effects of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition niti. *Journal of Applied Physics* 34, 1475.
- [2]: Wayman, M., Harrison, J., 1989. The origins of the shape memory effect. *Journal of Minerals, Metals, and Materials* 41 (99), 26_28.
- [3]: Duerig, T., Pelton, A., Stckel, D., 1997. Superelastic nitinol for medical devices. *Medical Plastics and Biomaterials Magazine*, 31_42.
- [4]: Lagoudas, D. C., 2008. *Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications*. Springer.
- [5]: Otsuka, K., Wayman, C. M., 1998. *Shape Memory Materials*. Cambridge University Press, Cambridge.
- [6]: Grabe, C., Bruhns, O., 2009. Path dependence and multiaxial behavior of a polycrystalline niti alloy within the pseudoelastic and pseudoplastic temperature regimes. *International Journal of Plasticity* 25, 513_545.
- [7]: Panico, M., Brinson, L., 2007. A three-dimensional phenomenological model for martensite reorientation in shape memory alloys. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 55 (11), 2491_2511.
- [8]: Orgeas, L., Favier, D., 1998. Stress-induced martensitic transformation of a niti alloy in isothermal shear, tension and compression. *Acta Materialia* 46 (15), 5579_5591.
- [9]: Auricchio, F., Reali, A., Stefanelli, U., 2009b. A macroscopic 1d model for shape memory alloys including asymmetric behaviors and transformation-dependent elastic properties. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 198 (17-20), 1631_1637.
- [10]: Cernoch, T., Landa, M., Novk, V., Sedlk, P., Sittner, P., 2004. Acoustic characterization of the elastic properties of austenite phase and martensitic transformations in cualni shape memory alloy. *Journal of Alloys and Compounds* 378 (1-2), 140_144.

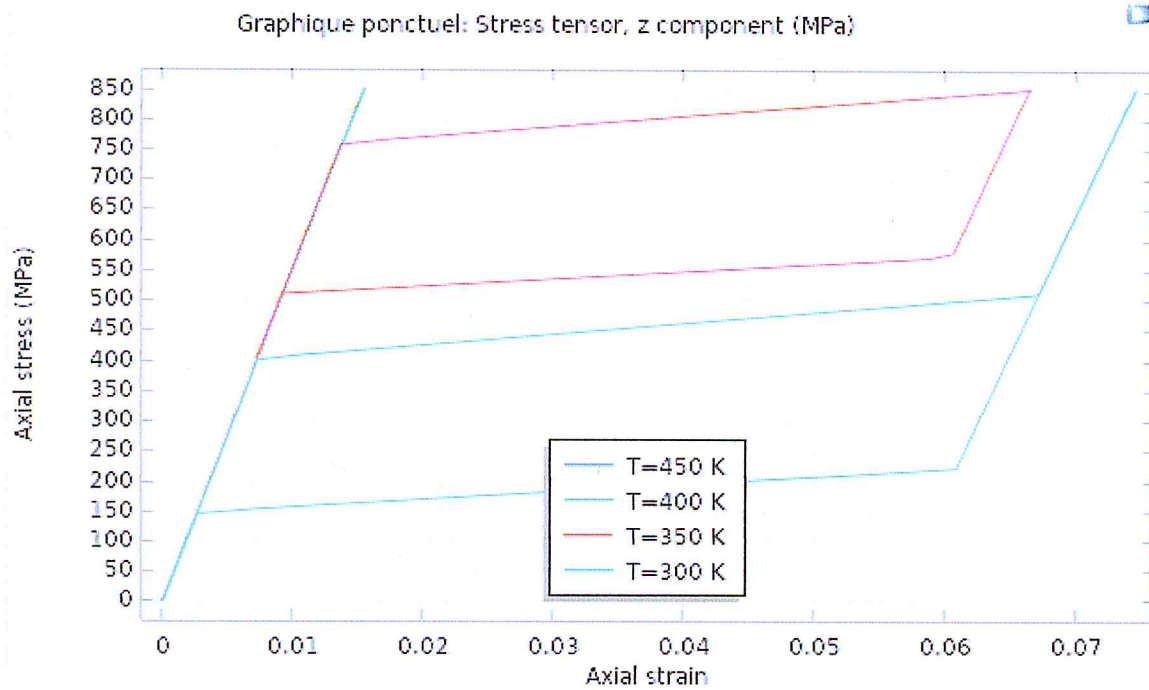
- [11]: Feng, X.-Q., Sun, Q., 2007. Shakedown analysis of shape memory alloy structures. *International Journal of Plasticity* 23 (2), 183_206.
- [12]: Dolce, M., Cardone, D., 2001. Mechanical behaviour of shape memory alloys for seismic applications 2. austenite niti wires subjected to tension. *International Journal of Mechanical Sciences* 43 (11), 2657_2677.
- [13]: Shaw, J. A., Kyriakides, S., 1995. Thermomechanical aspects of niti. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 43 (8), 1243_1281.
- [14]: Tobushi, H., Shimeno, Y., Hachisuka, T., Tanaka, K., 1998. Influence of strain rate on superelastic properties of niti shape memory alloy. *Mechanics of Materials* 30 (2), 141_150.
- [15]: Van Humbeeck, J., 2010. Introduction to shape memory alloys. *Proceedings of the School and Symposium on Smart Structural Systems Technologies (S3T), Porto, Portugal*, 3_23.
- [16]: Firstov, G. S., Van Humbeeck, J., Koval, Y. N., 2006. High temperature shape memory alloys: Problems and prospects. *International Journal of Plasticity* 17, 1041_1047.
- [17]: Machado, L., Savi, M., 2003. Medical applications of shape memory alloys. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 36, 683_691.
- [18]: Auricchio, F. "A Robust Integration-Algorithm for a Finite-Strain Shape-Memory-Alloy." *International Journal of Plasticity*. 17 (2001): 971-990.
- [19]: - Souza, A. C., E. N. Mamiya, N. Zouain. "Three-Dimensional Model for Solids Undergoing Stress-Induced Phase Transformations." *European Journal of Mechanics-A/Solids* . 17 (1998): 789-806.
- [20]: - Auricchio, F., R. L. Taylor, J. Lubliner. "Shape-Memory Alloys: Macromodeling and Numerical Simulations of the Superelastic Behavior." *Computational Methods in Applied Mechanical Engineering*. 146, 1 (1997): 281-312.
- [21]: Auricchio, F., L. Petrini. "Improvements and Algorithmical Considerations on a Recent Three-Dimensional Model Describing Stress-Induced Solid Phase Transformations." *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 55 (2005): 1255-1284.
- [22]: *Actualite chimique* – Fevrier 2013 – no 371-372 page 120.

[23]: Lorenza Petrini and Francesco Migliavacc Biomedical Applications of Shape Memory Alloys Hindawi Publishing Corporation Journal of Metallurgy Volume 2011, ArticleID 501483, 15 pages doi:10.1155/2011/501483

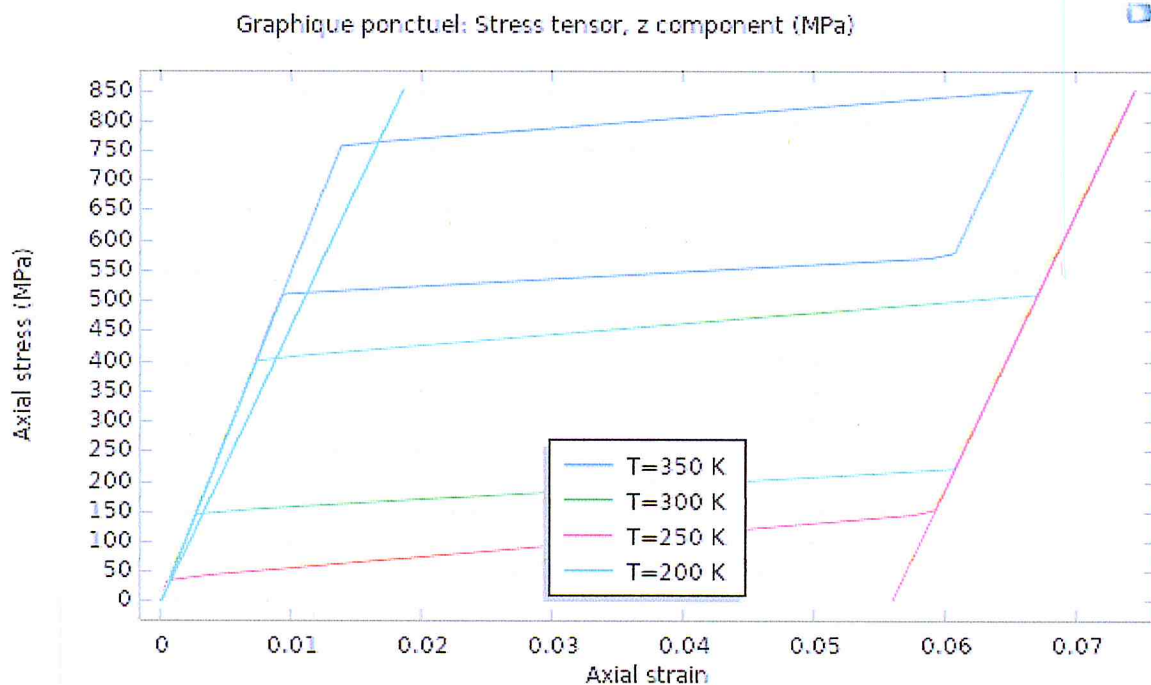
ANNEXE A

Annexe A

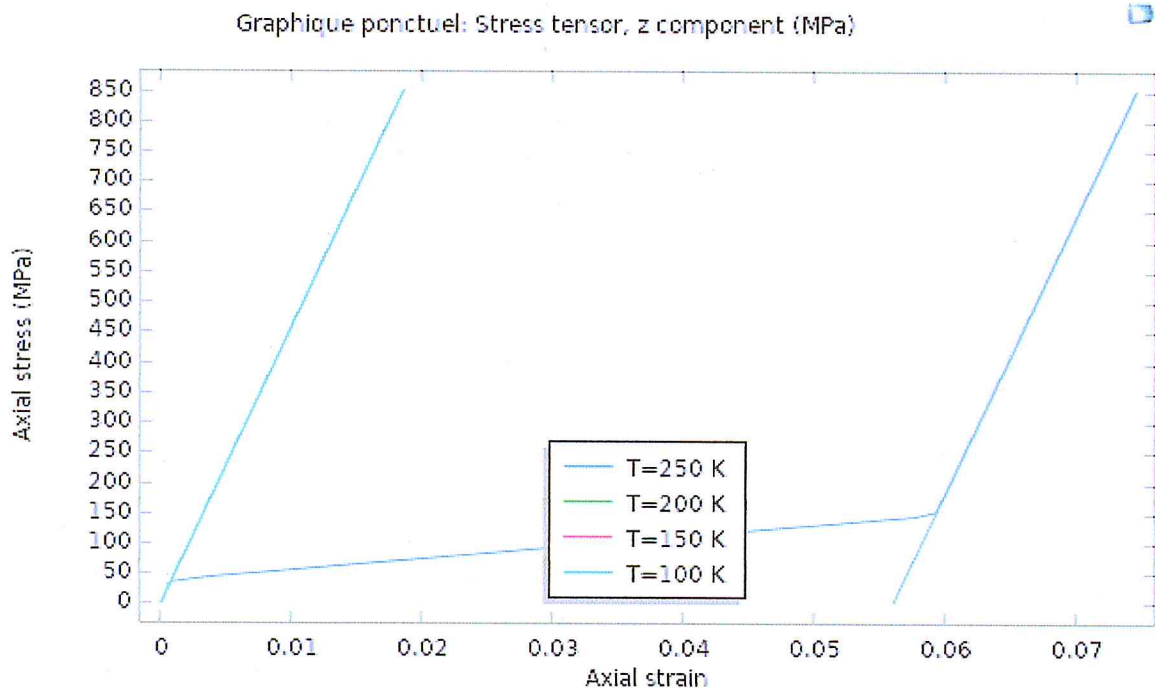
Illustration de la contrainte par rapport à la déformation, selon différentes plage de températures.



Durée du calcul (Study 1): 224 s. (3 minutes, 44 secondes)



Durée du calcul (Study 1): 195 s. (3 minutes, 15 secondes)

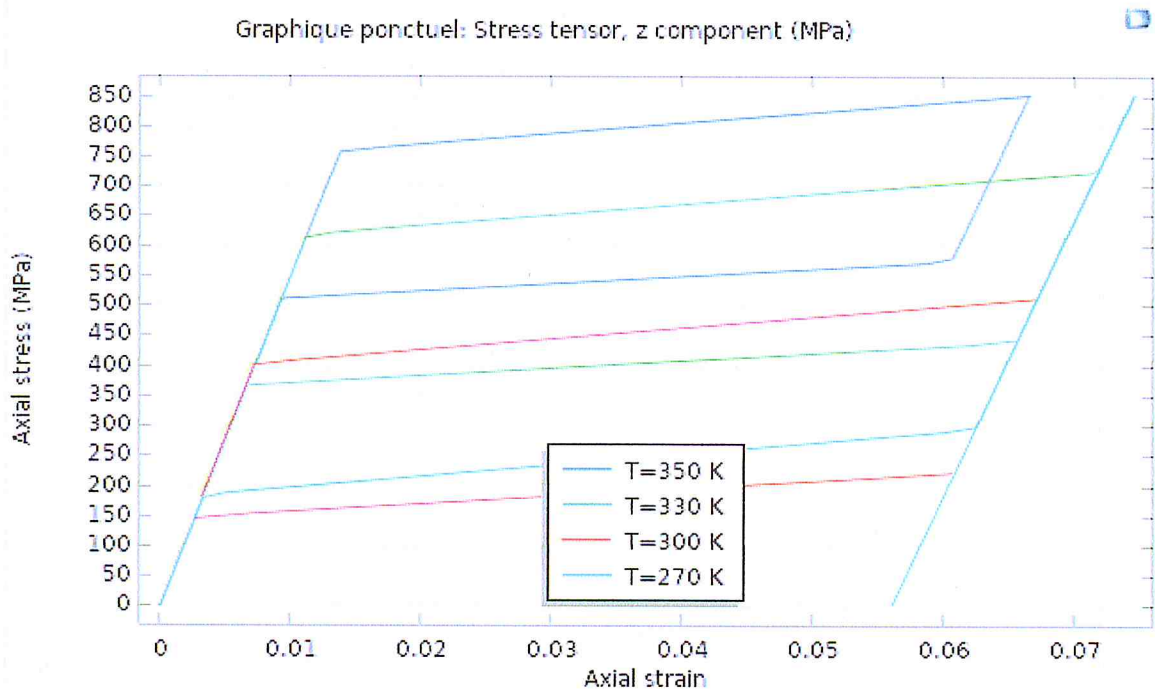


Durée du calcul (Study 1): 199 s. (3 minutes, 19 secondes)

Processor Intel(R) Core(TM)2 Duo CPU P8700 @ 2.53GHz, 2534 Mhz, 2 Core(s)

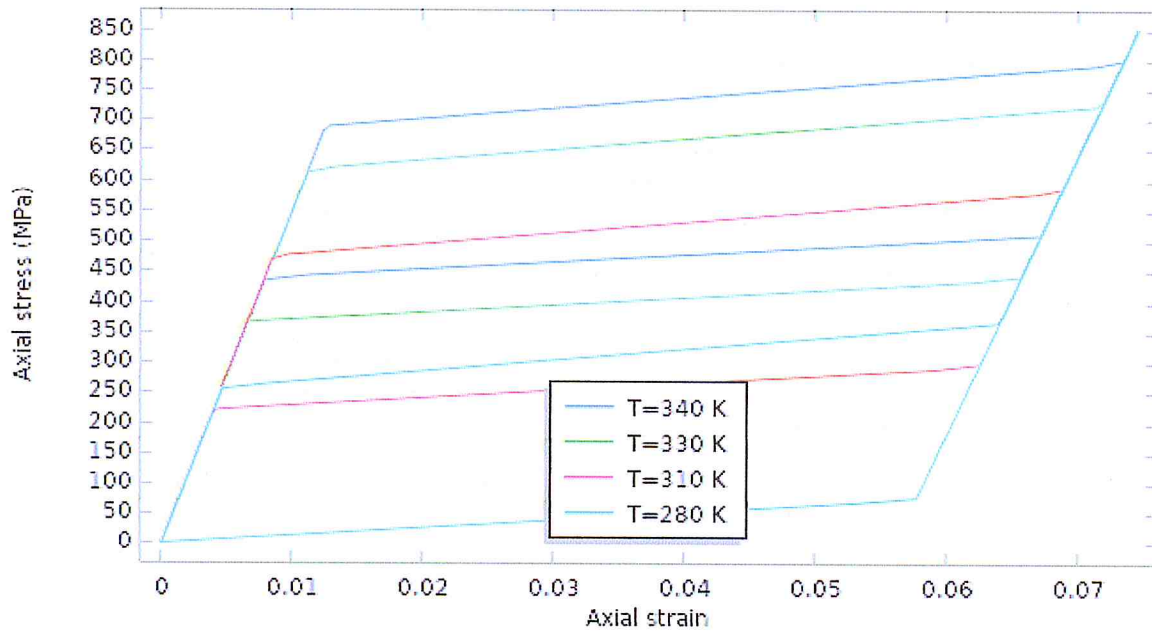
Installed Physical Memory (RAM) 4.00 GB

Total Physical Memory 3.96 GB



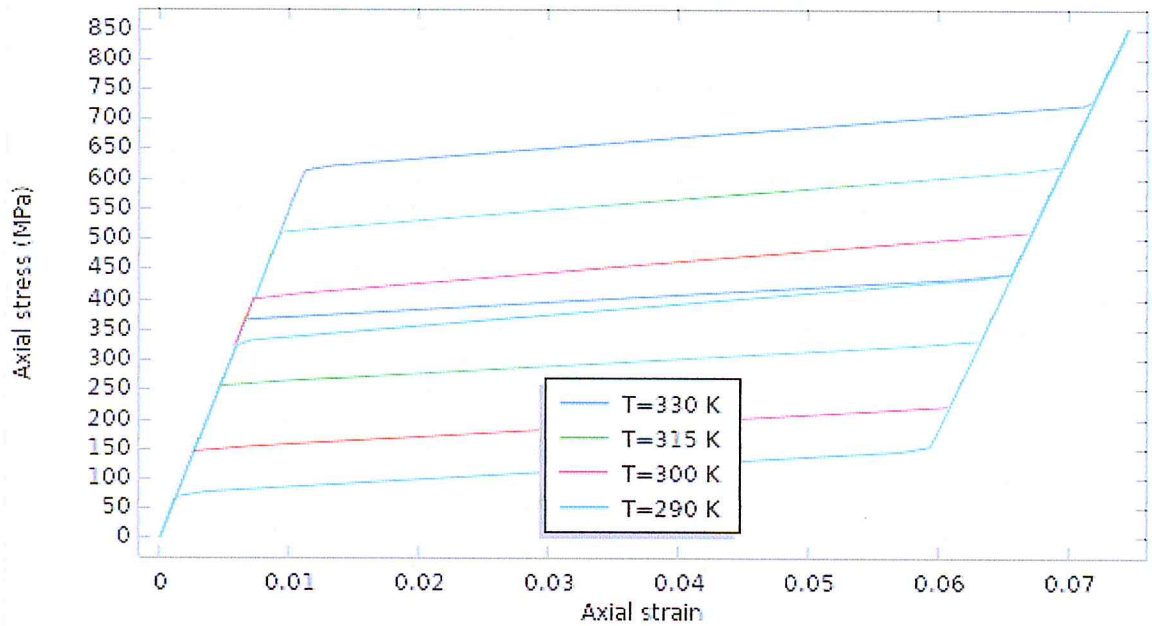
Durée du calcul (Study 1): 178 s. (2 minutes, 58 secondes)

Graphique ponctuel: Stress tensor, z component (MPa)



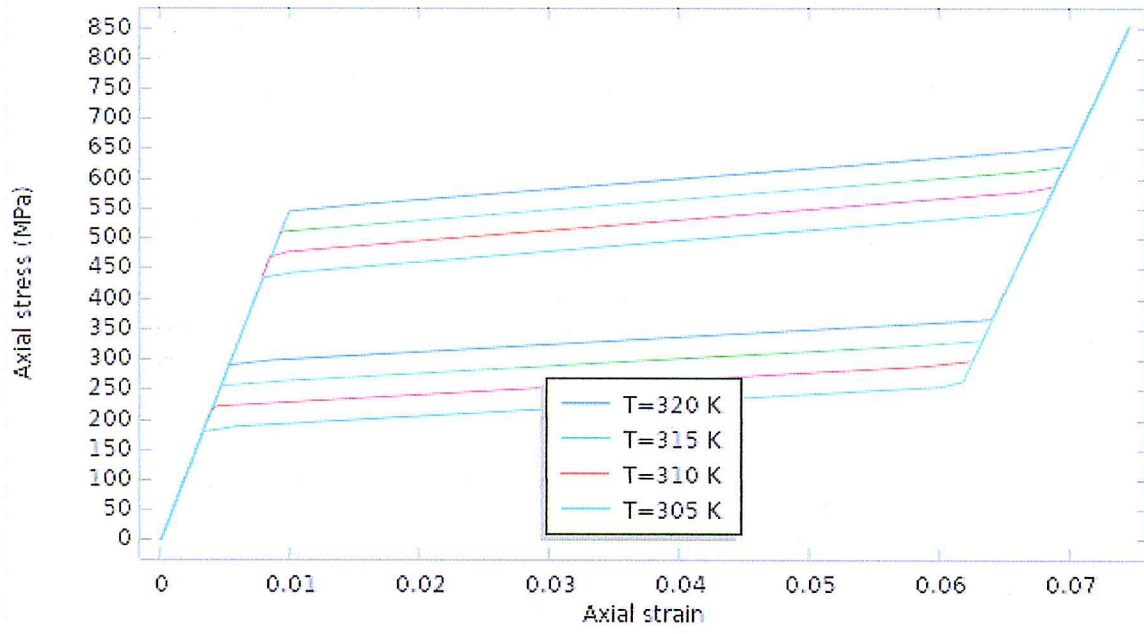
Durée du calcul (Study 1): 187 s. (3 minutes, 7 secondes)

Graphique ponctuel: Stress tensor, z component (MPa)



Durée du calcul (Study 1): 181 s. (3 minutes, 1 seconde)

Graphique ponctuel: Stress tensor, z component (MPa)



Durée du calcul (Study 1): 183 s. (3 minutes, 3 secondes)

