

Détermination de la force générée par les arcs orthodontiques en NiTi superélastique

Miniar GANNOUN^a, Myriam LAROUSSE HELLARA^b, Tarak BOURAOUI^c, Tarak BEN ZINEB^d

- a. LGM, ENIM, Université de Monastir, Avenue Ibn EL Jazzar, miniar.gannoun@gmail.com
- b. LGM, ENIM, Université de Monastir, Avenue Ibn EL Jazzar, mylarhel1306@yahoo.fr
- c. LGM, ENIM, Université de Monastir, Avenue Ibn EL Jazzar, tarak.bouraoui@gmail.com
- d. LEMTA-Université de Lorraine, CNRS UMR 7563, tarak.ben-zineb@univ-lorraine.fr

Résumé:

En orthodontie, les fils en Nickel-Titane (NiTi) sont utilisés en raison du comportement superélastique (SE) de ce matériau caractérisé par un palier à faible niveau d'effort. Une fois l'arc orthodontique est introduit dans le bracket collé sur la dent en malposition, il exerce une force permettant de déplacer celle-ci à la position appropriée.

L'efficacité de ces fils dentaires pendant le traitement est tributaire de plusieurs paramètres. Nous pouvons citer à titre d'exemples : le type de matériau, la géométrie de la section du fil, le milieu buccal, la température, le type d'anomalie, la configuration de montage, etc. La détermination des caractéristiques thermomécaniques des arcs orthodontiques en NiTi et l'étude numérique de l'influence des conditions de mise en charge sur leur réponse en service constituent les objectifs de cette étude.

Dans une première partie, nous avons caractérisé le comportement superélastique de l'arc en NiTi. Des paramètres mécaniques et thermiques ont été déterminés par des essais de traction et des mesures de DSC. Puis, nous avons réalisé une simulation numérique d'un modèle 3D de l'ensemble dent, bracket et une partie du fil dentaire pour déterminer la force orthodontique dans le cas d'une configuration d'intrusion (déplacement vertical vers l'os) de 2 mm.

Les modèles de comportement SE du NiTi utilisés sont les modèles thermomécaniques de Lagoudas et al [1] et de Chemisky et al. [2] qui sont activés en déformation imposée. Les effets de la température sur la force générée par l'arc orthodontique sur la dent en malposition sont ensuite évalués.

Abstract:

In orthodontics, Nickel-Titanium (NiTi) archwires are used because of their superelastic (SE) behavior which exhibits constant and low forces. Once the wire is introduced in the bracket glued on the bad positioned tooth, it exerts a force leading to the tooth movement towards the right position.

The orthodontic treatment depends on many factors such as: the alloy type, the wire cross section geometry, the mouth environment, the temperature, the physiological configuration, etc. Thus, the aims of this study are the NiTi thermomechanical characterization as well as the numerical study of the loading conditions influence on the arc.

For this purpose, tensile tests and DSC measures have been made to characterize the NiTi SE behavior in order to provide the thermomechanical parameters for the numerical simulation. Then, a 3D model composed of a tooth, a bracket and a part of the SE wire is used to quantify the orthodontic force for a 2 mm intrusion configuration (vertical displacement towards the bone).

The NiTi SE behavior model is based on the Lagoudas et al. [1] or Chemisky et al. [2] thermomechanical approaches. The temperature effects on the generated orthodontic force are thus evaluated.

Mots clés : NiTi ; Superélasticité ; Arc orthodontique ; Caractérisation expérimentale ; Modélisation numérique

1 Introduction

Le fil orthodontique est un composant important de l'appareil dentaire fixe. Le fil placé dans la fente d'un bracket collé sur la dent exerce une force orthodontique pour corriger les dents en malposition [2].

La quantification des forces orthodontiques optimales n'est jusqu'à nos jours pas réalisée de façon précise. Certaines études indiquent que la force orthodontique est située dans l'intervalle [0,15-5N] [3].

Or, la précision de l'information sur les valeurs des forces orthodontiques appliquées par les fils est très importante pour les orthodontistes. En effet, si les efforts générés sont insuffisants le traitement peut s'allonger, tandis que si les forces sont élevées on peut avoir des endommagements au niveau du fil ou encore plus grave au niveau de la structure de la dent [4].

Ces dernières années, les recherches menées sur ce sujet ont déterminé les forces appliquées par l'arc orthodontique sur la dent par des mesures directes. Depuis 1970, des méthodes numériques ont été développées [4] ; et des études ont été conduites avec la méthode des éléments finis [6] [7].

Les fils orthodontiques sont de plus en plus fabriqués en alliage NiTi superélastique. Cet alliage est un matériau à mémoire de forme introduit en dentisterie depuis 1971 par Andreason [8]. La superélasticité est définie par la recouvrance de la forme initiale lorsque la contrainte appliquée est supprimée. Cette propriété spécifique fait de cet alliage le plus efficace en pratique orthodontique puisqu'il produit des contraintes faibles et constantes pour réaliser le mouvement dentaire.

Le choix de l'arc orthodontique doit garantir un déplacement approprié de la dent mal positionnée selon une configuration donnée. Ce choix est tributaire de plusieurs paramètres tels que la géométrie de la section du fil, la température, le matériau etc...

Dans ce travail, pour effectuer une quantification de la force orthodontique, nous nous proposons de déterminer numériquement par la méthode des éléments finis sa valeur. Ensuite, nous investiguons l'effet de la température et de la section sur cette valeur.

2 Matériau étudié et procédures expérimentales

Cette étude expérimentale porte sur des arcs orthodontiques de la marque FORESTADENT préformés en alliage superélastique Ni-Ti quasi équiatomique de section rectangulaire de section rectangulaire 0,046mm*0,064 mm. Les arcs présentent deux zones différentes, l'une courbée et l'autre relativement linéaire aux extrémités de l'arc.

Afin d'évaluer l'effet des sollicitations mécaniques sur le matériau et son comportement à différentes températures, on réalise des essais de traction sur les échantillons de fil orthodontique en NiTi à l'aide d'une machine de traction de type LLOYD de charge maximale 20KN. La machine est reliée à un ordinateur via un port RS232. Le logiciel «NEXYGEN» est utilisé pour traiter les résultats (Figure 1). Pour atteindre ces températures nous avons eu recours à l'utilisation d'un collier de chauffage hermétique de dimension 30/30 mm et de puissance 140W comme le montre la Figure 2.



Figure 1 - Machine LLOYD de traction (a) - Essai de traction des fils à $T=25^{\circ}\text{C}$, 37°C et 50°C avec 1 est le collier chauffant, 2 est le régulateur de la température et 3 est le logiciel « temperature controller » qui pilote la régulation de la température (b).

Il est important de déterminer les températures de transformation de l'alliage sujet de notre étude. Des mesures physiques telles que la calorimétrie différentielle à balayage permettent de fournir facilement ces températures. Les résultats de caractérisation issus d'un essai de traction uniaxiale charge-décharge sont présentés dans les figures 3 et 4 et résumés dans les tableaux 1.

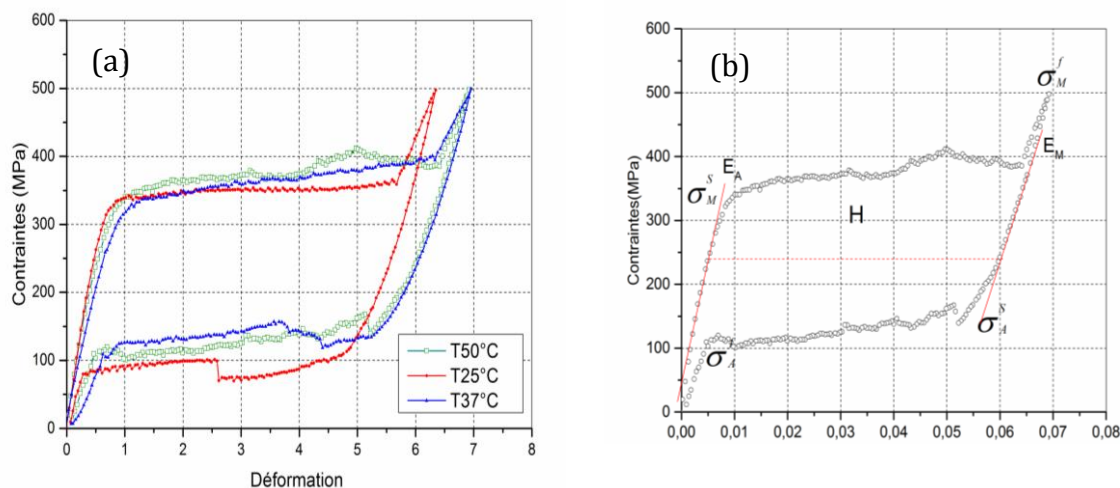


Figure 2 – Le comportement SE des fils orthodontiques FORESTADENT en fonction de la température. (a) résultats expérimentaux, (b) exemple illustrant la procédure d'identification adoptée

En exploitant les courbes de la figure 2-b, nous obtenons les modules de Young E_A de l'austénite et E_M de la martensite, la déformation de transformation maximale H , les différentes valeurs de contraintes de phase de transformation et les coefficients de l'influence de contraintes $\rho\Delta s_A$ et $\rho\Delta s_M$ (Tableau 2) qui sont des paramètres nécessaires pour l'un des deux modèles de comportement (Lagoudas et al.) qu'on utilisera par la suite dans les simulations par éléments finis.

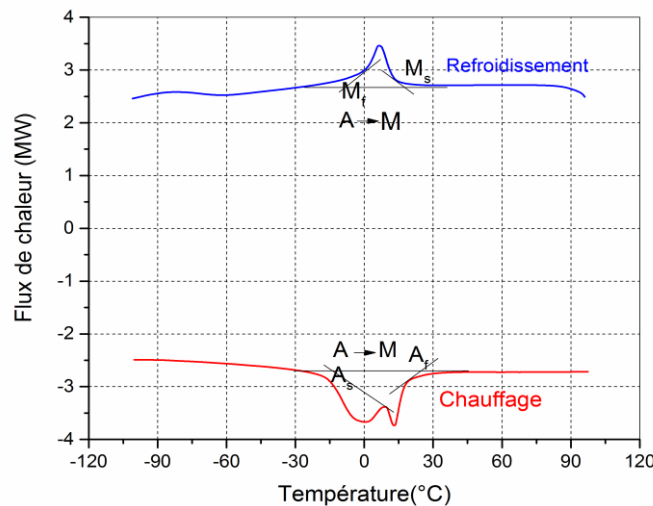


Figure 3 - Courbe de DSC au chauffage et refroidissement du fil Ni-Ti

3 Modèles numériques utilisés : Présentation et validation

L'étude du comportement des alliages à mémoire de forme (AMF) fait l'objet de plusieurs recherches. Les principales tendances de modélisation des propriétés des AMF sont la micro modélisation, la macro modélisation et la modélisation phénoménologique. Chaque approche possède ses avantages et ses limitations.

- Les modèles micro-macro : La micro modélisation, comme son nom le suggère, aborde le phénomène de la transformation martensitique par la modélisation des phénomènes apparaissant à une échelle microscopique, quand à la modélisation macroscopique, elle fait appel aux propriétés qui représentent les caractéristiques effectives d'un volume élémentaire représentatif.
- Les modèles phénoménologiques : Ils utilisent les paramètres du matériau identifiés à partir des résultats expérimentaux issus des essais mécaniques tel que la traction.

Les deux modèles retenus dans notre travail : sont les modèles phénoménologiques de Lagoudas et al. en 1996 [1] et de Chemisky et al. en 2011[2]. Ils ont la capacité de décrire certains aspects du comportement thermomécanique de l'alliage NiTi et leur comparaison est résumée dans le Tableau 1.

Tableau 1. Comparaison de deux modèles de Lagoudas et al., 1996 et de Chemisky et al., 2011

Modèle	Modules de A et M	Martensite orientée	Martensite non orientée	Dyssymétrie traction compression	Boucles internes	Cyclage	Variables de contrôle	Variables internes	Chargement multiaxial	Code et logiciel d'implémentation
Lagoudas et al., 1996	Les deux modules sont différents	Oui	Non	Non	Non	Non	Température et le tenseur de la contrainte	ε^{tr}, ξ	Oui	UMAT dans Abaqus
Chemisky et al., 2011	Même module d'élasticité	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Température et le tenseur de la contrainte	$\xi, \varepsilon^{tr}, \varepsilon^{twin}$	Oui	UMAT dans Abaqus

Avec ε_{tr} la déformation due à la transformation, ε^{twin} la déformation qui résulte de l'accommodation des macles, ξ la fraction volumique de la martensite.

On a également comparé la réponse de deux modèles sur une géométrie simple 1mm*1mm*1mm soumise à une sollicitation de traction uniaxiale. On a dû modifier légèrement des paramètres pour caler les réponses des deux modèles au résultat expérimental (figure 4).

La formulation théorique, l'implémentation dans le code Abaqus et la procédure d'identification des paramètres des deux modèles adoptés sont détaillées dans les références [1] et [2].

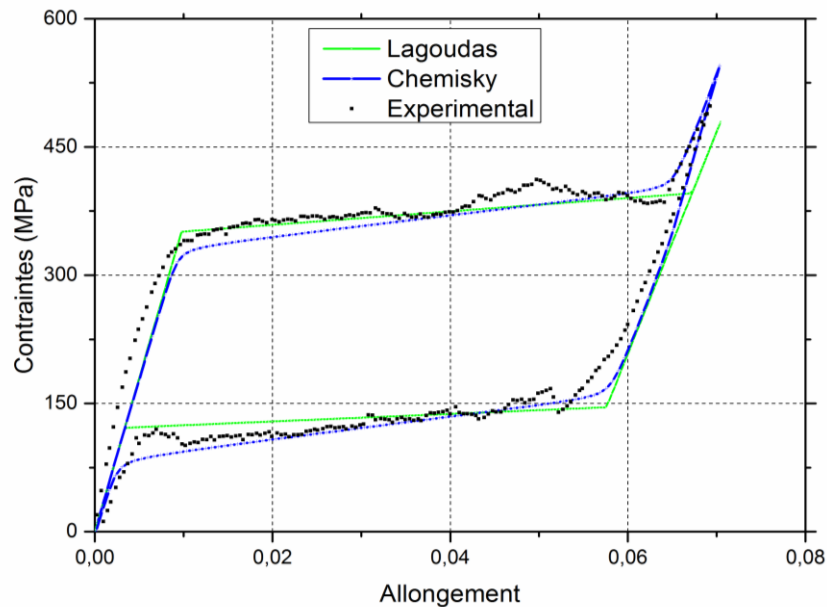


Figure 4. Les résultats expérimentaux et numériques pour les deux modèles de Lagoudas et de Chemisky à 50°C

Les paramètres mécaniques obtenus pour les deux modèles sont résumés dans les tableaux 2 et 3.

Tableau 2 – Les variables de UMAT de Lagoudas implémentés dans ABAQUS 50°C

E_A	E_M	$\nu_A = \nu_M$	$\alpha_A = \alpha_M$	$\varepsilon_{max}^{tr=H}$	$T_s^{AM} = M_s$
36000 MPa	25000 MPa	0,33	$22 \cdot 10^{-6} K^{-1}$	0,052	278K
$\rho \Delta s^A$	$\rho \Delta s^M$	$T_f^{AM} = M_f$	$T_s^{MA} = A_s$	$T_f^{MA} = A_f$	
-0,44 MPa.K ⁻¹	-0,17 MPa.K ⁻¹	272 K	275K	283K	

Avec $\rho \Delta s^A$ et $\rho \Delta s^M$ sont les pentes de la bande de transformation A-M et M-A respectivement, déterminés dans le diagramme de phase.

Tableau 3 – Les variables de UMAT de Chemisky implémentés dans ABAQUS 50°C

Propriété	$E_A = E_M$	ν	$\alpha_A = \alpha_M$	$\varepsilon_{max}^{tr=H}$	$\varepsilon_{tracmax}^{TFA}$	$\varepsilon_{compmax}^{TFA}$	b_d	b_r	M_s	A_s
Valeur	36000 MPa	0,33	$22 \cdot 10^{-6} C^{-1}$	0,052	0,04	0,04	4,2 MPa.C ⁻¹	1,7 MPa.C ⁻¹	5°C	10°C
r_f	F_ε			H_f	H_ε^{Tr}	H_{twin}			H_s	
0,6	100 MPa			4 MPa	2500	40000			5	

La détermination de ces paramètres est largement détaillée dans plusieurs références bibliographiques [1][2] [12] [14].

4 Effet de la température sur le résultat numérique de la force orthodontique

4.1 Modélisation et description du problème

On considère une unité dentaire d'un appareil fixe dans une configuration de malocclusion réelle simple d'inclusion nécessitant une correction qui consiste à déplacer verticalement la dent vers l'os. Les dimensions de la dent sont déterminées par une mesure directe d'une canine réelle d'un humain d'âge mur.

La canine est supposée décalée de sa position de 2mm. Un fil de section rectangulaire de dimensions 0,46mm*0,64 mm est utilisé.

Le braquet collé sur la dent et la dent sont considérés déformables avec un comportement élastique linéaire isotrope de caractéristiques 200GPa pour le module d'Young et 0,3 de coefficient de Poisson. Une étude de convergence a été réalisée pour choisir une totalité de 2020 éléments hexaédriques à 8 nœuds à interpolation quadratique.

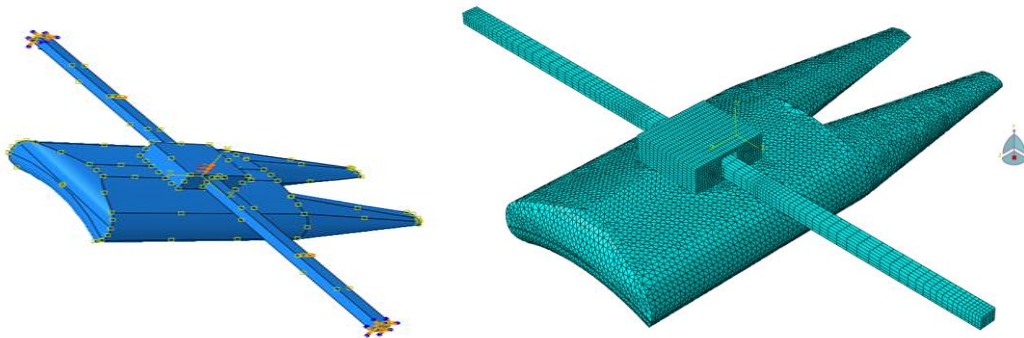
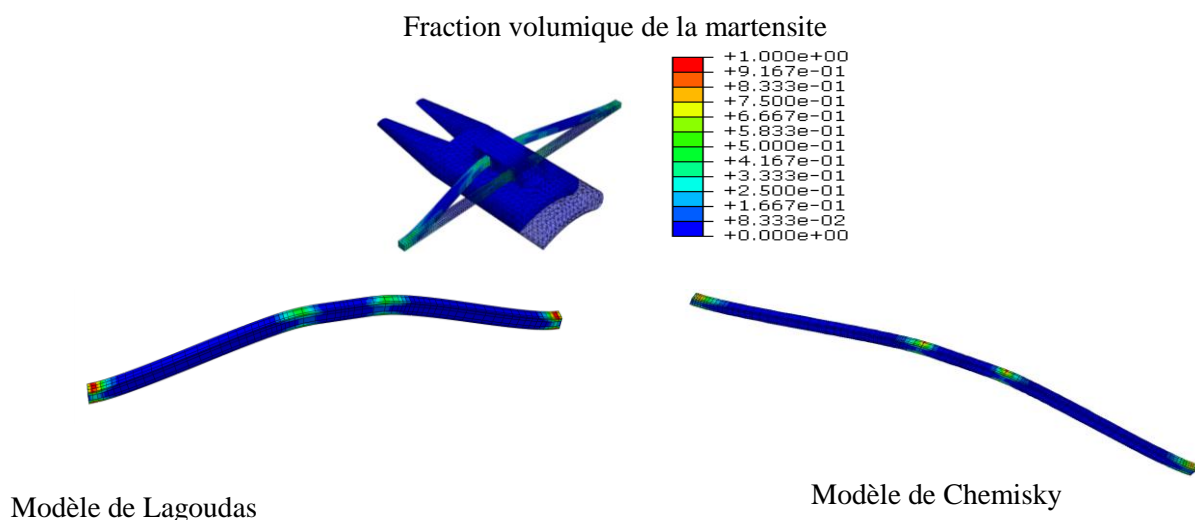


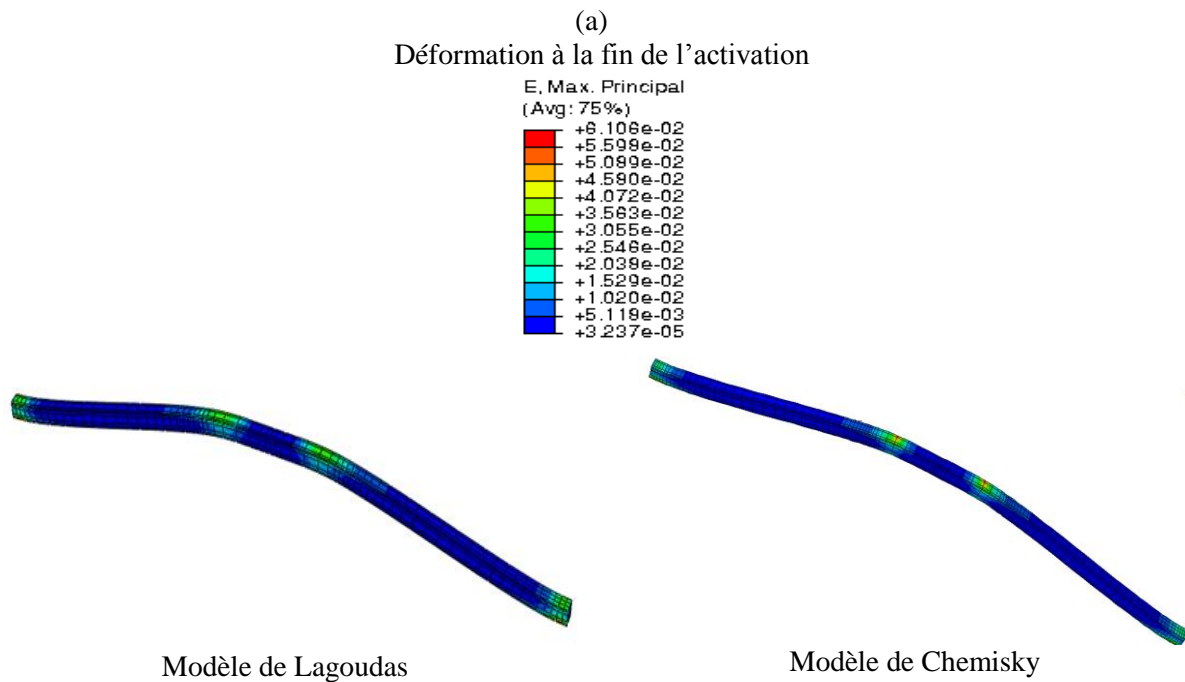
Figure 5. Le modèle CAO de l'unité étudiée avec le maillage et les conditions aux limites

Dans les conditions favorables, il est désirable que le fil soit déplacé avec le moindre frottement possible. Donc nous avons choisi un coefficient de frottement de 0,3 [14].

Quant aux conditions aux limites de déplacement, elles sont prises sur une ligne du fil en milieu du contact avec le bracket en plus de l'encastrement de deux cotés (figure 6).

La figure 7 présente les iso valeurs de la fraction volumique et la déformation à la fin de l'étape de chargement sur le fil orthodontique.





(b)

Figure 6. Isovaleurs de la fraction volumique (a) et de la déformation principale maximale au niveau de l'arc soumis à un déplacement de 2mm à 37°C

D'autres parts, la quantité de la force est affectée par la déflexion à laquelle il est soumis. Lorsque le fil est soumis à 2mm et 4 mm, il retourne à la position initiale sans déformation permanente et avec un niveau de palier différent. Avec le modèle de Lagoudas la valeur de la force suite à une déflexion de 2mm est de l'ordre de 6N tandis qu'à 4 mm elle vaut 7,4N.

Le modèle de comportement a aussi un effet sur la valeur de la force (Figure 8).

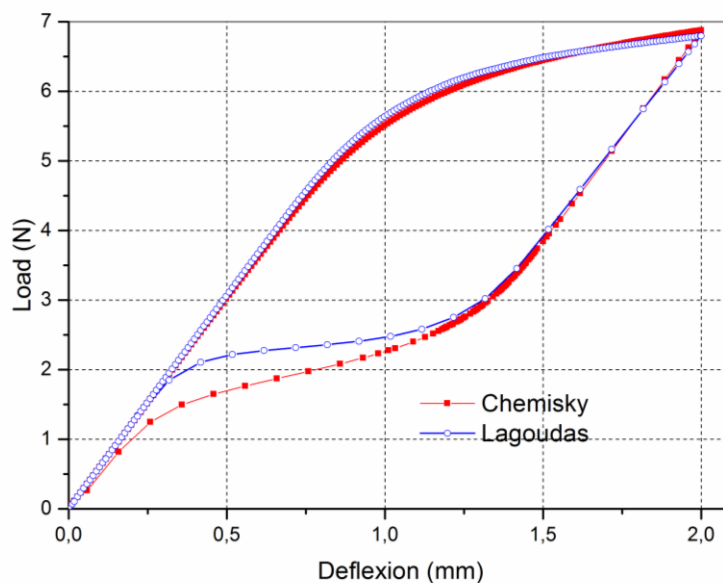


Figure 7. La force générée suite à un déplacement de 2mm simulée par les deux modèles de Lagoudas et de Chemisky

4.2 Etude numérique de l'effet de la température sur la force orthodontique

L'arc en alliage NiTi SE est capable de se transformer de l'austénite en martensite ou de martensite en austénite en variant la contrainte et/ou la température, qui sont des concepts clés de ce comportement.

Nous avons étudié l'effet de la température sur la valeur de la force orthodontique. La valeur de la force est influencée par la température. Selon les courbes expérimentales de la figure 2, la contrainte augmente avec la température.

Nous avons soumis le fil à une séquence de refroidissement et de chauffage. Le fil est maintenu à la température de la bouche en étant soumis à un déplacement. Le fil est soumis aussi à un chauffage de 50°C et un refroidissement à 25°C.

Les effets de la température durant le chauffage sont visibles. En effet, la force augmente en chauffage et diminue en diminuant la température.

D'après la figure 8, après le chauffage à 50°C, la valeur de la force augmente par rapport à 37°C.

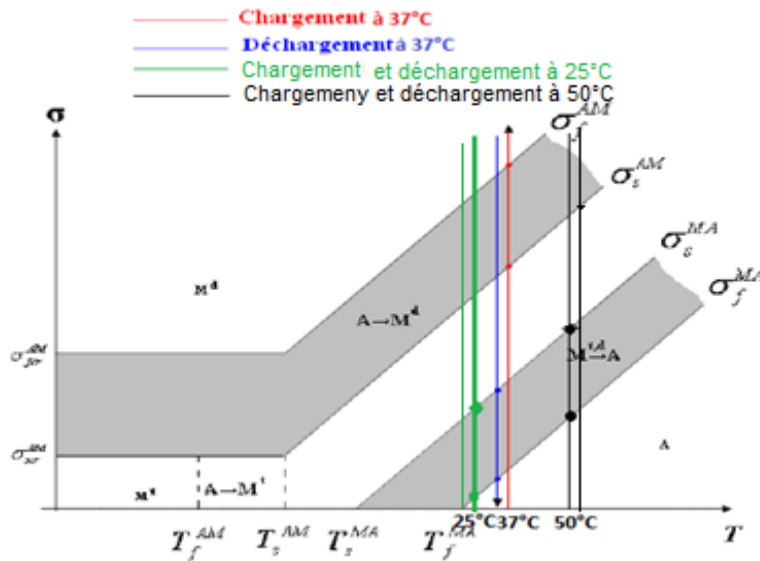


Figure 8. Cycles thermodynamiques réalisés illustrés sur le diagramme de phase de l'alliage NiTi

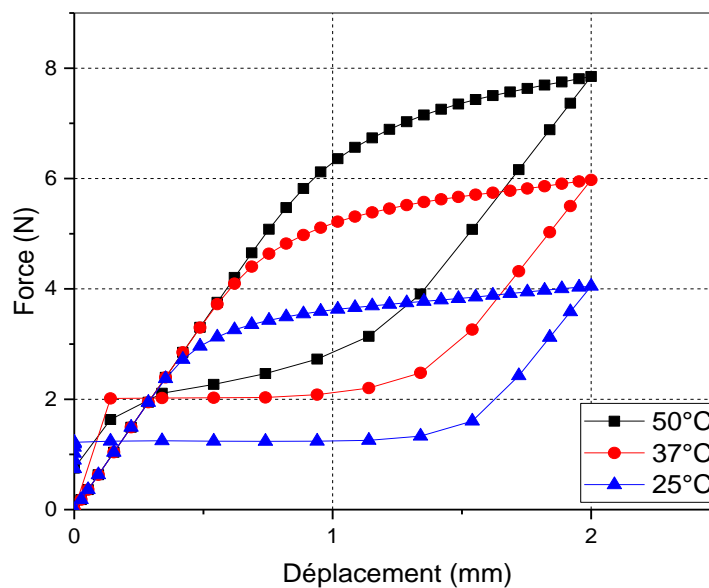


Figure 9. Effet du changement de la température sur la force orthodontique

4.3 Discussion

L'utilisation des arcs orthodontiques pour les corrections des malocclusions est fréquente depuis son introduction au domaine de la dentisterie en 1971. Cette utilisation a montré un succès puisque elle montre d'une part, ses avantages pour l'orthodontiste d'avoir des forces orthodontiques faibles et constantes tout en ayant des déformations importantes et d'autre part, elle offre un traitement doux et rapide au patient.

Dans ce travail, nous avons réalisé une simulation numérique thermomécanique de la force générée par l'arc orthodontique en NiTi superélastique basée sur deux modélisations phénoménologiques qui sont codés dans des sous-routines en ABAQUS : le modèle de Lagoudas et celui de Chemisky.

Les deux modèles décrivent correctement le comportement superélastique des AMF. Cependant, une différence existe dans la gestion des boucles internes lors de la décharge [17].

Les paramètres mécaniques nécessaires ont été identifiés à partir des essais expérimentaux sur des arcs de section rectangulaire.

Le fil est soumis à un mouvement d'intrusion d'une seule dent. La partie de désactivation est la partie qui nous intéresse de laquelle nous allons extraire les informations. La force dans ce plateau est plus faible qu'en activation à cause de l'hystérésis du comportement superélastique.

Le fil dans le milieu buccal est soumis à des altérations de température. Pour déterminer l'effet de la température sur la force générée par le fil, nous avons fixé la contrainte tout en faisant subir le fil à un chauffage à 50°C ou refroidissement à 25°C, ou maintien à une température de la bouche à 37°C. La force générée montre un changement significatif. Les températures choisies pour cette étude sont les températures qui peuvent être produites dans la bouche en prenant des différents plats ou boissons. Elles sont basées sur l'étude de Moore et al en 1999 [15] qui a déterminé les températures produites dans la bouche pendant 24 heures et a enregistré des températures allant de 5,6°C jusqu'à 58,7°C sur une incisive.

Nous avons appliqué le même déplacement avec un test de température croissant de 25°C jusqu'à 50°C, nous remarquons donc que la force orthodontique générée augmente avec l'augmentation de la température. Nous pouvons expliquer ce résultat par le fait que le fil existe en phase austénitique à haute température donc il lui faut une contrainte plus élevée pour produire la déformation par rapport à la contrainte nécessaire pour la martensite. La contrainte nécessaire pour initier chaque phase de transformation (A → M et M → A) varie comme une réponse à chaque variation de température. Ces résultats sont en concordance avec ceux trouvés par Lumbardo en 2012 [16] qui a donné des explications cristallographiques pour aboutir à une relation linéaire entre la température et la force.

La force orthodontique dépend donc de la température, au début de la correction de 2mm, la force change de façon significative avec la température. En activant à 37°C la force est de valeur 6N alors qu'à 50°C la force vaut 7,85N.

Concernant la réponse des deux modèles, nous obtenons le même comportement en activation tandis qu'en désactivation la réponse suite à un déplacement imposée de 2mm est modifiée à cause de la prise en compte ou non de la propriété des boucles internes (figure 7).

5 Conclusion

Dans des études précédentes, des estimations des valeurs de la force orthodontique ont été déterminées par des méthodes expérimentales uniquement [18] [19] ou par des études numériques basées sur la théorie de l'élasticité [18].

Dans le présent travail, la force orthodontique a été déterminée par la méthode des éléments finis. Pour cette simulation nous avons réalisé une étude sur ABAQUS avec des conditions aux limites proches de conditions existantes dans le milieu buccal, et nous avons comparé les réponses de deux modélisations numériques de comportement superélastique, tout comme l'effet de la température a été investigué.

6 Références

- [1] D. C. Lagoudas, Z. Bo, M. A. Qidwai, A unified thermodynamic constitutive model for SMA and finite element analysis of active metal matrix composites, *Mech. Composite Mater. Struct.* 3 (1996) 153–179.
- [2] Y. Chemisky, Modélisation du comportement macroscopique des alliages à mémoire de forme - Application aux matériaux composites, Thèse, Université Paul Verlaine de Metz, 2009.
- [3] C.J. Burstone, A.K. Herbert, Force systems from an ideal arch, *Am. J. Ortho.* 65 (1974) 270–289.
- [4] J.A. Gurgel, S. Kerr, J.M. Powers, V. Lecrone, Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires, *Am J. Ortho. Dentofacial Orthop.* 120 (2001) 378– 82.
- [5] Proffit 2007
- [6] , D.P. Norman, N.E. Carlos, , M.C Pacheco, G. Thomé, J. Pereira , 3D simulation of orthodontic tooth movement. *J. Orthod.* 1 (2010) 98-108.
- [7] Y. Kojimaa, H. Fukuib, Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.*138 (2010) 702-704
- [8] Andreasen G.F., T.B. Hilleman, An evaluation of 5.5 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics, *J Am Dent Assoc* 82 (1971), 1373-1375.
- [9] K. Tanaka, A thermomechanical sketch of shape memory effect: One dimensional tensile behavior, *Res Mechanica* 18 (1986) 251–263.
- [10] C. Liang, C.A. Rogers, A multi-dimensional constitutive model for shape memory alloys, *Journal of Engineering Mathematics* 26 (1992) 429–443.
- [11] D. C. Lagoudas, J. G. Boyed, A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. part I. the monolithic shape memory alloy, *Mech. Composite Mater. Struct.* 3 (1993) 153–179.
- [13] B. Peultier, Alliages à mémoire de forme : modélisation et calcul de structures. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Centre de Metz, 2005.
- [14] T. Noda, Y. Okamoto, H. Hamanaka, *J. Jpn Orthod Soc* 52 1993 154-160.
- [15] R. J. Moore, J. T. Watts ,J. A. Hood, D. G. Burritt , Intra-oral temperature variation over 24 hours, *Eur J Orthod.* 21 (1999) 249-261.
- [16] L. Lombardo, M. Marafioti, F. Stefanoni, F. Mollica, G. Siciliani, Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires, *Angle Orthod.* 82 (2012) 507–521.
- [17] Y.Chemisky, A. Duval, E. Patoor, T. Ben Zineb, Constitutive model for shape memory alloys including phase transformation, martensitic orientation and twins accommodation, *mechanics of materials* 43 2011 361-376.
- [18] L.M. Fuck, D Wiechmann, D Drescher, Comparison of the Initial Orthodontic Force Systems Produced by a New Lingual Bracket System and a Straight-Wire Appliance. *Journal of Orofacial Orthopaedics* 66 2007 363-376.
- [19] M. Hisham, R. Badawia, W. Toogoodb, P.R. Jason., C. G. Heod., W. M. Paul, Three-dimensional orthodontic force measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.*, 136 (2009) 518-528.