

## "Caractérisation d'un arc orthodontique en alliage Ni-Ti de section rectangulaire en service"

GANNOUN Miniar<sup>1</sup>, LAROUCSI HALLARA Myriam <sup>1</sup>, BOURAOUI Tarak<sup>1</sup>, BEN ZINEB Tarak<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Génie Mécanique de Monastir (LGM)  
Rue Ibn El Jazzar - Monastir - 5000, Monastir, Tunisie - Tunisie

<sup>2</sup> Université de Lorraine, CNRS, Arts et Métiers ParisTech, LEM3, F-54000 Nancy, France

### Résumé :

En orthodontie, l'efficacité des fils Ni-Ti est déterminée par les niveaux des forces et les mouvements dentaires provoqués. Il est généralement admis que le mouvement dentaire optimal est produit par une force faible et constante, d'où l'objectif de ce papier est de concevoir un modèle numérique simple d'une unité dentaire pour évaluer la force orthodontique engendrée. Notre simulation numérique est réalisée par un système bracket collée sur une dent et assemblé avec un fil de comportement superélastique dans une configuration de malocclusion choisie. Un cycle de chargement/déchargement mécanique consiste en un déplacement de mm incréments imposé à la température de la bouche supérieure à la température de fin de transformation austénitique. Cette modélisation du comportement du fil est basée sur la loi constitutive de Chemisky et al (2011) [1] qui est basée sur les paramètres expérimentaux.

**Mots clés :** Superélasticité / arc / force orthodontique / simulation numérique.

## 1. Introduction

Les alliages superélastiques (SE) en Ni-Ti peuvent subir des déformations réversibles importantes qui peuvent atteindre 10%. Ces matériaux ont connu un avancement considérable durant les deux dernières décennies et ils sont devenus des instruments de développement technologiques notamment dans le domaine médical.

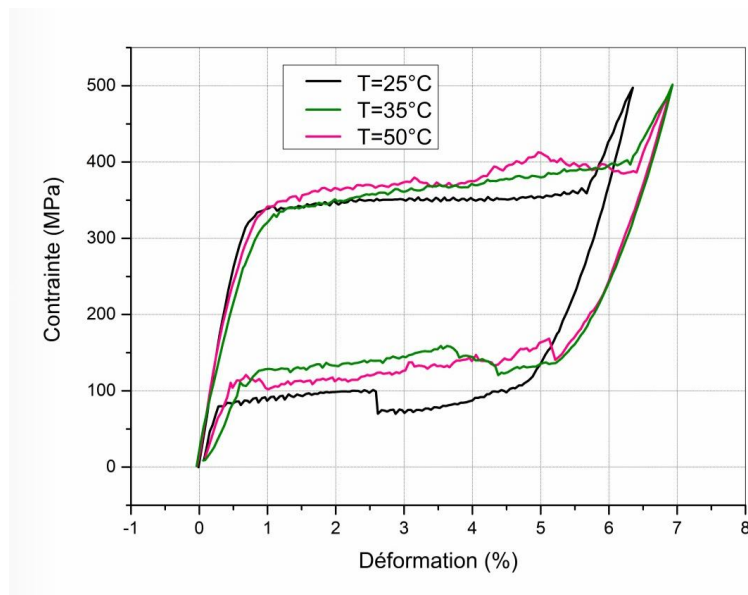
Malgré l'âge de maturité et le nombre important de travaux théoriques et pratiques réalisés sur cette famille de matériaux durant la dernière décennie, il y a un manque de logiciels de simulation de leur comportement et de faible investigation visant une meilleure tenue en service et apportant des réponses précises sur les limites et les conditions de leur application [2] [3].

De nos jours, personne ne peut réfuter l'importance de l'alliage Ni-Ti dans plusieurs domaines. Les arcs Ni-Ti ont révolutionné l'orthodontie moderne grâce à leur propriété de superélasticité. Malgré leurs remarquables avantages, ceci n'a pas empêché de constater des phénomènes de ruptures quelques mois après leurs mises en place au niveau de la cavité buccale [4].

Les objectifs qui sont visés dans le cadre de ce travail est une meilleure connaissance des limites d'utilisation des arcs orthodontiques en Ni-Ti superélastiques en déterminant la force orthodontique que génèrent dans une configuration donnée dans l'environnement buccal est ainsi valider expérimentalement des performances mécaniques de ces arcs choisis en service.

## 2. Caractérisation de l'arc orthodontique en Ni-Ti SE

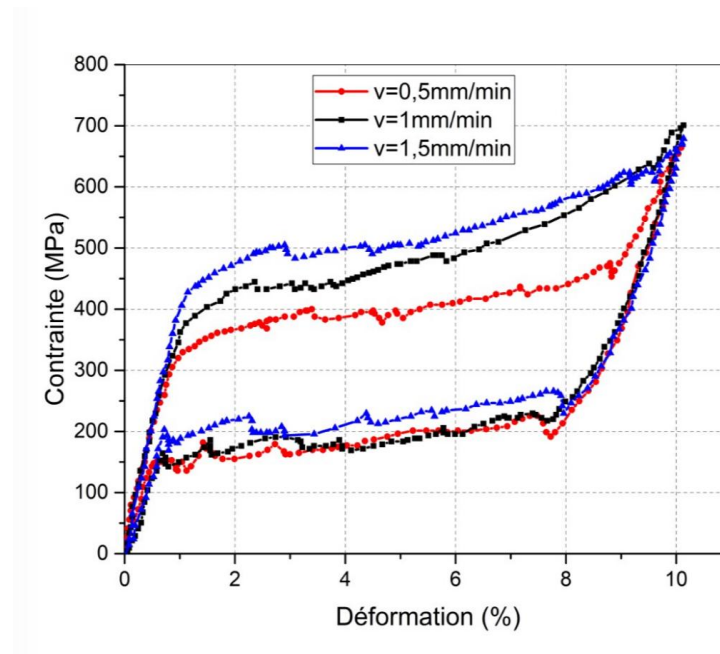
Le matériau utilisé est un alliage  $\text{Ti}_{50.8}\text{-Ni}_{48.2}$  utilisé dans les applications orthodontiques. Ce matériau est superélastique, commercialisé sous forme d'arcs préformés. Sa section est rectangulaire de dimension  $0.64 \times 0.46$ ,  $\text{mm}^2$ . Afin de déterminer les propriétés mécaniques du matériau, des essais de traction réalisés sur les spécimens de l'arc orthodontique aux températures  $25^\circ\text{C}$ ,  $35^\circ\text{C}$  et  $50^\circ\text{C}$  avec une vitesse de déformation  $\dot{\epsilon} = 6,66 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$  ( $0,4 \text{ mm/min}$ ) en imposant une déformation de 7% sur une machine de traction LLOYD INSTRUMENTS<sup>TM</sup>, LR5KPlus Series de charge maximale 20kN.



**Figure 1.** Courbe contrainte/ déformation d'un arc orthodontique à températures  $25^\circ\text{C}$ ,  $35^\circ\text{C}$  et  $50^\circ\text{C}$

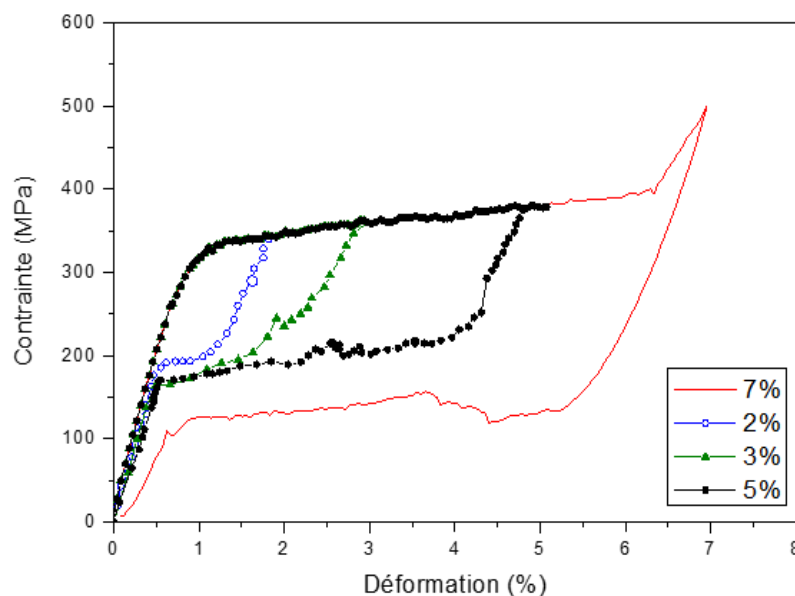
Nous avons varié la vitesse de déformation lors des essais de traction à déformation imposée de 10%. Les résultats présents dans la figure 2 nous permettent de conclure que le comportement superélastique des fils varie avec l'augmentation de la vitesse de déformation. Selon la figure 2 on observe :

- L'évolution de la contrainte limite de la transformation directe et inverse avec la vitesse.
- L'évolution du plateau de transformation martensitique avec la vitesse : la pente du plateau augmente avec la vitesse.



**Figure 2.** Comportement superélastique de l'alliage NiTi pour des vitesses de déformation de 0,5 mm/min, 1 mm/min et 1,5 mm/min

Lorsque nous avons chargé les échantillons du fil à des déformations de 1 à 7%, nous pouvons constater que l'alliage présente un comportement superélastique à la température ambiante pour les différentes vitesses : retour à zéro quel que soit le pourcentage d'allongement. C'est-à-dire absence de déformation plastique. Cependant, nous remarquons une diminution de la contrainte critique de la transformation martensitique d'un pourcentage d'allongement à un autre et la variation de module apparent de la martensite.



**Figure 3.** Chargement à différents allongements de 2, 3,5 et 7% à 35 °C

Cette diminution est due au cyclage du fil étudié. En effet, selon les études de Miyazaki et al [5], la diminution de la contrainte critique de la transformation martensitique avec l'augmentation du nombre de cycle pour les alliages superélastique Ni-Ti, est un phénomène considéré comme étant associé à la génération des dislocations dues à la transformation induite sous contrainte qui bloquent le glissement des variantes de martensite les unes par rapport aux autres.

### 3. Détermination numérique de la force orthodontique généré d'un arc en Ni-Ti SE

## 2.1. Modèle phénoménologique utilisé dans la simulation : Modèle de Chemisky et al 2011

Le modèle de comportement superélastique utilisé dans notre étude est le modèle de Chemisky et al [1]. Ce modèle a été développé initialement par Peultier et al [6] puis amélioré par Chemisky [7] et Duval [8]. Formulé selon une approche micromécanique, ce modèle est basé sur l'énergie libre de Gibbs en considérant les variables internes suivantes : la fraction volumique de martensite  $f$ , est la fraction volumique de martensite auto accommodée  $f^{FA}$ , la déformation moyenne de transformation  $\varepsilon^{tr}$  et la déformation moyenne d'accommodation des macles  $\varepsilon^{twin}$ .

La définition de la déformation macroscopique totale  $E$  est la somme de quatre contributions : La déformation élastique  $E^{el}$ , la déformation thermique due à la dilatation thermique  $E^{th}$ , la déformation inélastique due à la transformation martensitique  $E^{tr}$  et enfin la déformation inélastique due au mécanisme d'accommodation des macles  $E^{twin}$  :

$$\underline{E} = \underline{E}^{el} + \underline{E}^{th} + \underline{E}^{tr} + \underline{E}^{twin}$$

L'austénite et la martensite sont supposées isotropes et possèdent les mêmes constantes thermoélastiques. Pour définir le potentiel thermodynamique  $G$ , l'énergie libre de Gibbs associée aux variables de contrôles ( $\sigma$ ,  $T$ ) est utilisée :

$$\begin{aligned} G &= (U^A - TS^A) (1-f) + (U^M - TS^M) f - \underline{\sigma} : \underline{\varepsilon} + G^{int} + C_v [(T-T_0) - T \log(\frac{T}{T_0})] \\ &= U^A - TS^A + f(\Delta U - T\Delta S) - \underline{\sigma} : \underline{\varepsilon} + G^{int} + C_v [(T-T_0) - T \log(T/T_0)] \end{aligned}$$

$U^A$  (respectivement  $U^M$ ) est l'énergie interne de la phase austénitique (martensitique),  $S^A$  ( $S^M$ ) est l'entropie de la phase austénitique (martensitique),  $T_0$  est la température d'équilibre,  $C_v$  est la chaleur spécifique supposée identique pour les deux phases,  $G^{int}$  représente l'énergie élastique d'interaction liée aux incompatibilités géométriques et aux incompatibilités entre variantes.

Le modèle de Chemisky [1] a considéré la propriété des boucles internes dans l'algorithme de la loi constitutive. (Figure 5) La démarche adoptée pour décrire les chargements partiels est inspirée de la formulation proposée par Peultier [6]. Elle repose sur la détection de points mémoires lorsque le sens de transformation s'inverse. La modélisation du comportement en boucles internes est également importante dans les applications orthodontiques puisque le matériau est principalement soumis à des chargements partiels [5]. La modélisation est bien décrite par la diagonale de l'hystérésis complet qui permet de tenir en compte l'influence du niveau de contrainte sur la déformation de martensite.

## 2.2. Simulations numériques des comportements mécaniques de fil orthodontique en alliage Ni-Ti SE

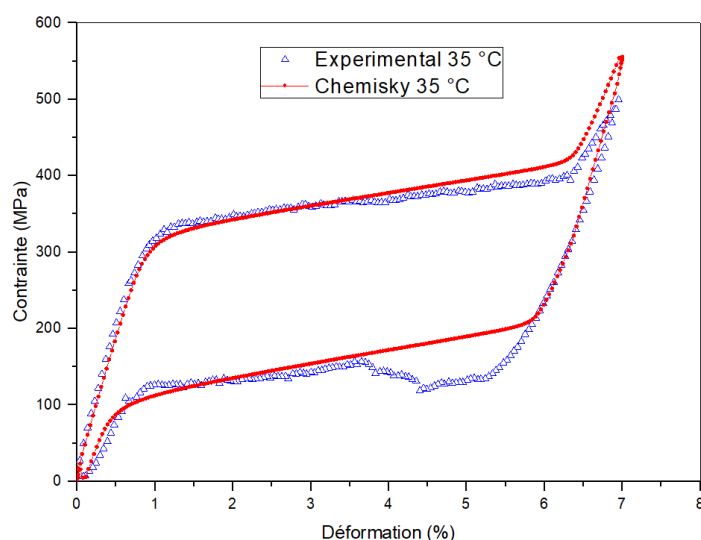
Les paramètres mécaniques nécessaires au pilotage du modèle de Chemisky et al [1] sont identifiés à partir les essais expérimentaux de traction et des tests de calorimétrie différentielle à balayage (DSC) permettent de fournir les températures de transformation martensitique.

**Tableau 1** - Paramètres mécaniques de pilotage du modèle de Chemisky et al [1].

$E_A = E_M$	$\nu$	$\alpha_A = \alpha_M$	$\varepsilon_{max}^{tr} = H$	$\varepsilon_{tracmax}^{TFA}$	$\varepsilon_{compmax}^{TFA}$	$b_d$	$b_r$
36000 MPa	0.33	$22 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$	0.052	0.04	0.04	$4.2 \text{ MPa} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$	$1.7 \text{ MPa} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
$A_s$	$M_s$		$r_f$	$F_\varepsilon$	$H_f$		
17 °C	5 °C		0.6	100 MPa	4 MPa		

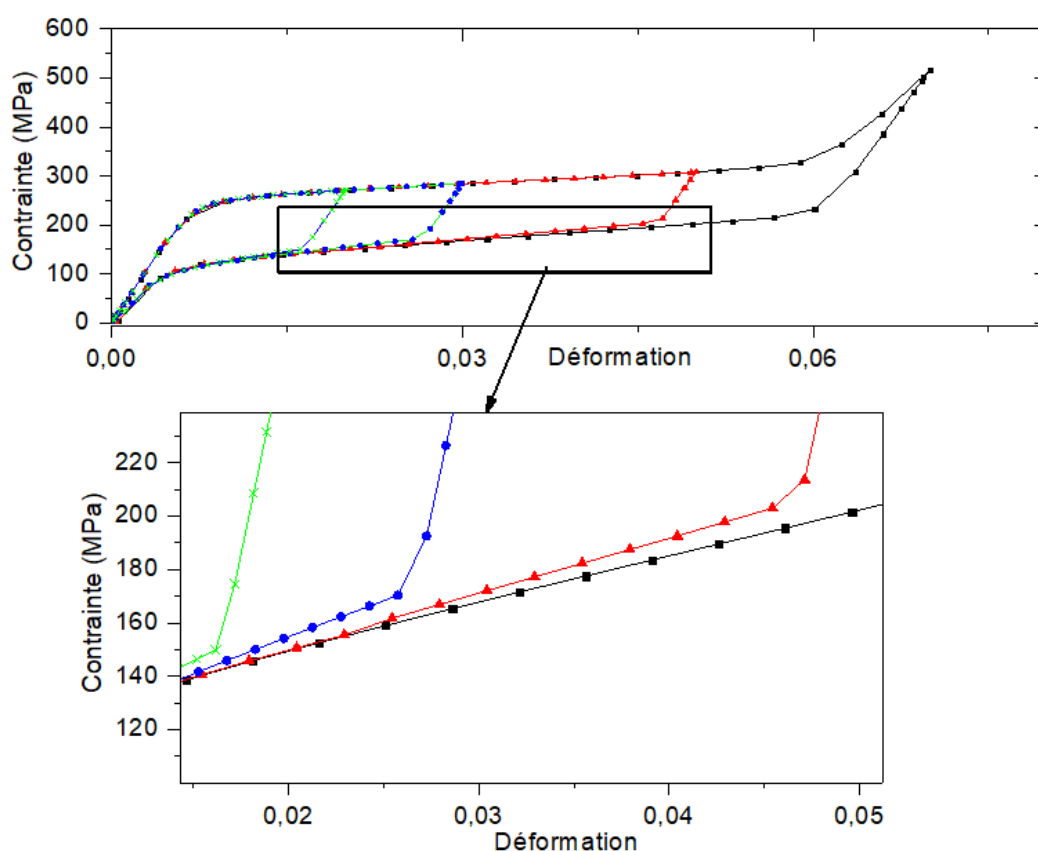
Avec  $E_A$  et  $E_M$  sont les modules d'élasticité des phases austénite et martensite,  $\nu$  est le coefficient de Poisson,  $\alpha$  est le coefficient d'expansion thermique,  $H$  ou bien noté  $\varepsilon_{max}^{tr}$  est la déformation maximale. Citons que  $\varepsilon_{tracmax}^{TFA}$  et  $\varepsilon_{compmax}^{TFA}$  sont respectivement la déformation de transformation de la martensite auto accommodée en traction et en compression.  $b_d$  et  $b_r$  décrivent respectivement les pentes des transformations martensitiques directes et inverses dans le graphe contrainte-température ( $\sigma, T$ ).  $r_f$  est le coefficient d'amplitude des boucles internes,  $F_\varepsilon$  est la contrainte de début de processus de la réorientation des variantes de la martensite et  $H_f$  dénote le coefficient de pseudo-écrouissage de la transformation martensitique.  $r_f$ ,  $F_\varepsilon$  et  $H_f$  sont pris des essais expérimentaux réalisés par Lachiguer et al [9].

La figure 5 montre une bonne accordance avec la courbe expérimentale ce qui montre la validité de modèle de Chemisky pour notre étude et ceci sera valide pour toute autre température.



**Figure 4.** Confrontation entre les résultats de simulation numérique avec les résultats de courbes expérimentales à 35 °C

Nous avons réalisé des chargements à différents allongements de 7%, 5%, 3%, 2% et 1%. La figure 5 montre que le modèle constitutif de Chemisky et al. [1] est capable de reproduire le phénomène des boucles internes.



**Figure 5.** Boucles internes reproduites par le modèle de Chemisky et al. [1] à 35 °C

### 2.3. Simulation numérique de la force orthodontique dans une configuration de malposition donnée

Pour déterminer la force orthodontique optimale, nous sommes amenés à modéliser un état de chargement physiologique réel (Figure 6-a). Nous avons réalisé un modèle simple sur SolidWorks de système fil, bracket et dent. Une bracket collée sur la dent de comportement élastique du matériau, ou on fait entrer le fil orthodontique de section rectangulaire  $0.64 \times 0.46 \text{ mm}^2$  en Ni-Ti de comportement superélastique de paramètres illustrés dans le tableau 1. Le fil est maillé en 2016 éléments hexaédriques C3D20 en interpolation quadratique. En ayant à la température de la bouche ( $35^\circ\text{C}$ ), nous adoptons une configuration ou la dent est déplacée de 2, 4 et 6 mm de sa position réelle. Le fil orthodontique est placé suivant cette configuration, ayant encastré des deux extrémités (figure 6-b). Nous suivons ainsi la force durant le retour de l'arc à différentes positions (figure 7).

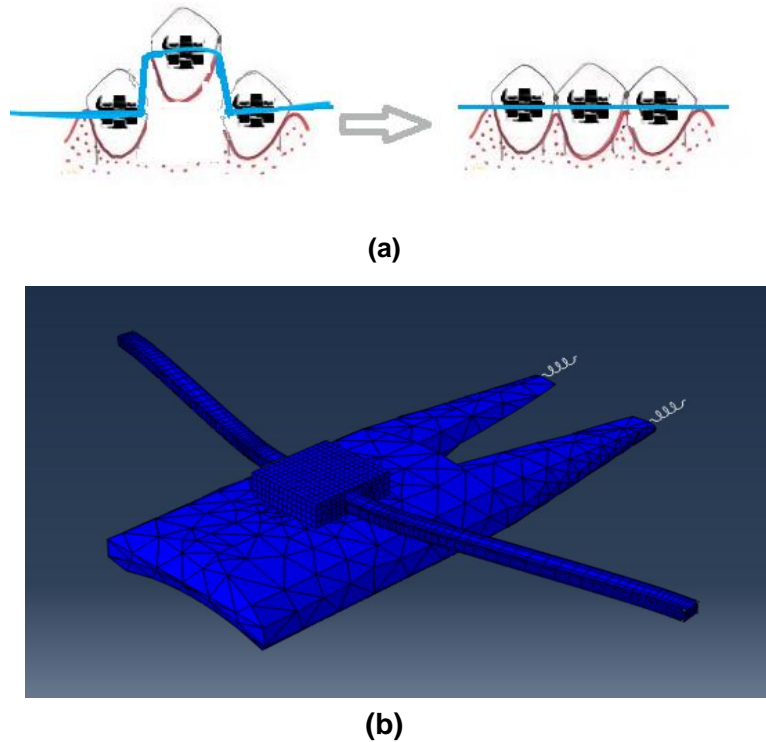


Figure 6. Configuration supposée à étudier

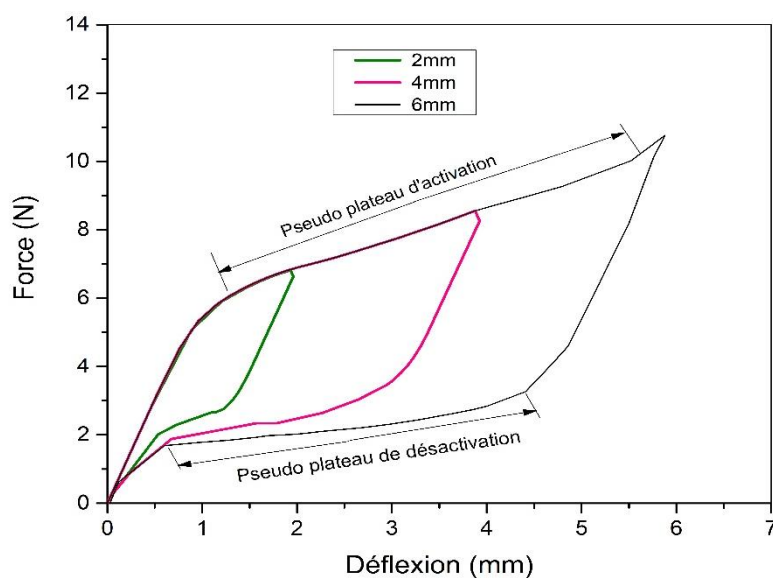
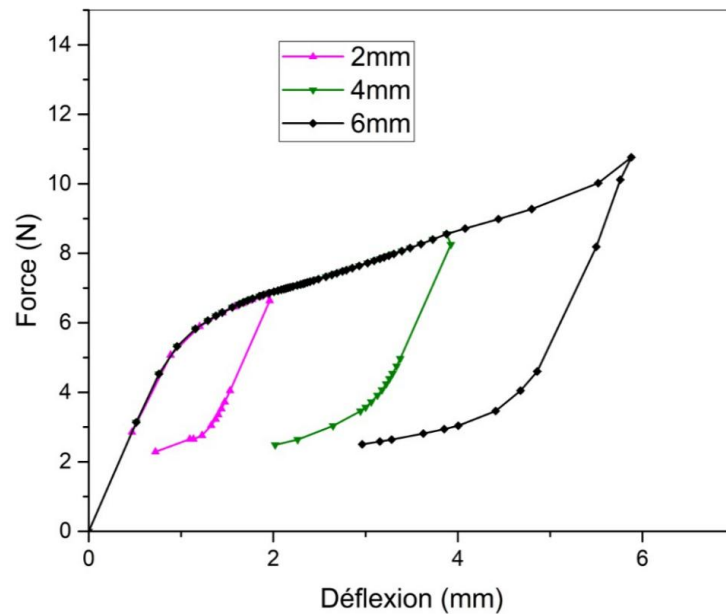


Figure 7. Force orthodontique de l'arc en configuration réelle à  $35^\circ\text{C}$  à 2mm, 4mm et 6mm de déplacement imposé

Simultanément et en deuxième partie, la dent exerce une contrainte qui est supposée la réaction de l'os alvéolaire modélisée par un ressort de rigidité 0.16 N/mm.



**Figure 8.** Force orthodontique de l'arc en configuration réelle à 35 °C à 2mm, 4mm et 6mm en simulant l'effet obstacle de l'os alvéolaire avec des ressorts de rigidité 0.16 N/mm

La modélisation en boucles internes de comportement superélastique des arcs orthodontiques est primordial dans les applications dentaires cliniques puisque d'une part les sollicitations ne sont pas homogènes sur tout le fil et en d'autre part les distances de malocclusions se diffèrent d'un cas clinique à un autre, donc le matériau est principalement soumis à des chargements partiels

On peut donc, grâce aux courbes des figures 7 et 8 tirer ces conclusions quant aux effets des chargements partiels et le rôle joué par l'os alvéolaire :

- La force développée sur la dent est dans l'intervalle [3,04N,2,09N] qui est dans la marge normalisée de la force orthodontique [10].
- La force générée par l'arc pour assurer le déplacement dentaire augmente en diminuant la déflexion de l'arc. Ceci peut être expliqué par la transformation A-M directe qui demeure incomplète lors d'un chargement partiel d'où la nécessité d'appliquer un effort supérieur pour induire la transformation inverse.
- L'os, créant un obstacle devant le retour de l'arc vers sa forme initiale, est modélisé par  $n$  ressorts de rigidité 0.16 N/mm. En effet, plus la rigidité de la dent augmente (Figure 7 rigidité nulle et figure 8 rigidité 0.16/mm) plus la dent n'arrive pas à retrouver sa position appropriée et ainsi la force orthodontique ne sera pas dans la marge désirée.
- La phase d'activation traduit l'insertion du fil dans le bracket, la phase de désactivation présente la force générée par le fil pour redresser la dent, lors des simulations nous remarquons que le mouvement de la dent est bloqué en points situés sur ce plateau, le fil est ainsi fonctionnel mais on peut recommander l'augmentation de la section de l'arc orthodontique qui va induire davantage la transformation martensitique et par conséquent le déplacement de la dent. Ceci est expliqué parce que la fraction volumique de martensite augmente en augmentant la section de l'arc ce qui élève l'énergie stockée et ainsi induit la transformation inverse [11].

### 3. Conclusion

L'arc en Ni-Ti SE offre un certain nombre d'avantages au patient et à l'orthodontiste par rapport aux matériaux classiques. En plus ayant une force constante et faible au niveau de plateau de désactivation (Figure 7) sur une large plage de déformations, le redressement des dents est plus précis et moins douloureux pour le patient.

Les arcs d'alliages Ni-Ti SE semblent réunir toutes les propriétés de l'arc idéal à condition :

- de les décharger en phase transformation austénite-martensite afin de bénéficier des forces constantes au niveau de plateau de désactivation,

- de les laisser agir suffisamment longtemps car ils développent des forces légères,

Cette recherche permet de mieux cerner encore la performance d'un arc orthodontique en Ni-Ti SE de section rectangulaire au moyen des appareils dentaires fixes. Cependant, il ne faut pas oublier que malgré leurs propriétés mécaniques uniques, la qualité des résultats et la stabilité des traitements dépendent de l'adéquation entre différents paramètres tel que : le plan de traitement (la configuration), la température dans la cavité orale et le type de la dent

## **Bibliographie**

- [1] Chemisky Y, Duval A, Patoor E and Ben Zineb T, 2011, Constitutive model for shape memory SMAs including phase transformation, martensitic reorientation and twins accommodation, Mechanical Materials. Vol. 68 pp 361-376.
- [2] Lagoudas D C et Boyd J G A, 1996, thermodynamical constitutive model for shape memory materials 1996 Int. J. Plast. Vol. 12, pp 805-842.
- [3] Ben Jaber M, 2009, Optimisation de la conception d'implants orthopédiques en alliages à mémoire de forme, Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tunis.
- [4] Brantley WA, Eliades T, 2001, Orthodontic Materials. Scientific and clinical aspects, Thieme Medical Publishers, 310 pages.
- [5] Miyazaki S, Imai T, Igo Y et Otsuka K, Metallurgical Transactions A, Janvier 1986, Vol 17A, pp 115.
- [6] Peultier, B, 2005, Alliages à mémoire de forme : modélisation et calcul de structures. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Centre de Metz.
- [7] Chemisky Y, 2009, Modélisation du comportement macroscopique des alliages à mémoire de forme - Application aux matériaux composites, Université Paul Verlaine de Metz.
- [8] Duval A, 2009, Modélisation du comportement thermomécanique d'alliages à mémoire de forme. Application au dimensionnement de microsystèmes et extension en non local, Université Henri Poincaré Nancy1.
- [9] Lachiguer A, Bouby C, Gamaoun F, Bouraoui T et Ben Zineb T, 2016, Modeling of hydrogen effect on the superelastic behavior of NiTi shape memory SMA wires Smart Materials and Structure, Vol. 25, 115047.
- [10] Rock W P and Wilson H P 1988 Forces exerted by orthodontic aligning arch wires Brit. J. Ortho. 15 255-259.
- [11] Garrec P, Tavernier B and Jordan L, 2005, Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wires Eur. J. Orthod., Vol. 27, pp: 402-407.