

# Etude du comportement superélastique d'un stent en alliage à mémoire de forme : investigations expérimentales et numériques.

F. THIEBAUD<sup>a</sup>, A. VERNET<sup>b</sup>, E. JACQUOT<sup>b</sup>, T. BEN ZINEB<sup>a</sup>

a. Laboratoire d'Energétique et de Mécanique Théorique et Appliquée – LEMTA, Nancy Université, CNRS,  
2 rue Jean Lamour, 54500 Vandoeuvre lès Nancy

b. Ecole Supérieure des Sciences et des Technologies de l'Ingénieur de Nancy – ESSTIN – Université Henri  
Poincaré, 2 rue Jean Lamour, 54500 Vandoeuvre lès Nancy

## Résumé :

Les alliages à mémoire de forme (AMF) à base de Nickel-Titane sont classiquement utilisés en biomécanique. On s'intéresse ici à prédire le comportement superélastique d'un stent en AMF (NiTi) présentant une géométrie particulière à fils enchevêtrés. Le modèle CAO tridimensionnel réalisé avec Catia<sup>®</sup> V5 est importé dans Abaqus<sup>®</sup>, et une loi de comportement phénoménologique implémentée via la routine UMAT permet de prendre en compte le comportement superélastique. Le comportement du Stent lors de sollicitations de compression et de gonflement est analysé expérimentalement et simulé numériquement.

## Abstract :

NiTi Shape memory alloys (SMA) are typically used in biomechanical engineering field. The aim of this work is to predict the superelastic behavior of a SMA stent having an innovating geometry with crossed wires. The tri-dimensional model built with Catia<sup>®</sup> V5 is imported in Abaqus<sup>®</sup> and a phenomenological superelastic constitutive model, implemented via UMAT, was considered. Stent behavior under compression and bulging loadings experimentally analyzed and numerically simulated.

**Mots clés :** Alliage à mémoire de forme, conception, superélasticité, modèle éléments finis, expérimentation.

## 1 Introduction

L'excellente biocompatibilité des Alliages à Mémoire de Forme de type nickel – titane combinée à leurs propriétés superélastiques font de ce type d'alliage un candidat sérieux pour réaliser des systèmes destinés à la biomécanique. Nous pouvons citer comme applications courantes les limes endodontiques [1], les fils orthodontiques [2], utilisant la propriété de superélasticité, et également les stents ou « ressorts » [3] [4] : dispositifs maillés et tubulaires, glissés dans une cavité naturelle humaine pour la maintenir ouverte. Les stents sont généralement utilisés en cas de sténose (rétrécissement) d'une artère causée par un excès de cholestérol ou de diabète [5] et en cas de sténose cancéreuse de l'œsophage pour le stent œsophagien [6].

On s'intéresse dans cet article à analyser expérimentalement et numériquement le comportement superélastique d'un stent œsophagien réalisé à partir d'un fil de nickel – titane enchevêtré. Pour cela, des essais de compression et de gonflement sont réalisés. En complément, ces essais sont simulés numériquement dans le code de calcul par éléments finis Abaqus<sup>®</sup> afin de tester les performances d'un modèle de comportement phénoménologique développé par Duval et Chemisky [7], [9] et implémenté dans le code éléments finis Abaqus<sup>®</sup> via la routine UMAT.

## 2 Investigations expérimentales

La géométrie finale du stent étudié est obtenue par enchevêtrement d'un unique fil de nickel – titane d'un diamètre de 0.24 mm (figure 1(a)). Le stent présente une partie utile longue de 50 mm et un diamètre d'encombrement de 18 mm. La partie centrale est liée à deux bords ayant une longueur de 10 mm et un diamètre d'encombrement de 25 mm. La technique d'enchevêtrement choisie conduit à une configuration du stent présentant un premier réseau de 16 hélices enroulées dans le sens horaire dont le pas est égal au

double de la longueur de la zone utile et, du même réseau enroulé dans le sens trigonométrique. Il est à noter qu'aucune donnée matériaux n'est disponible.

## 2.1 Essai de compression

La première investigation expérimentale consiste à réaliser un essai de compression (figure 1) du stent entre deux plateaux rigides. On utilise une machine de traction Zwik/Roell<sup>®</sup>. Deux essais sont réalisés : le premier avec un déplacement maximal de 15 mm et le second avec un déplacement maximal de 60 mm. La vitesse de l'essai est choisie suffisamment faible pour garantir un essai quasi-statique. La position de la traverse mobile est asservie au cours du temps. On représente sur la figure 2 l'évolution de la force de réaction du stent sur un plateau en fonction du déplacement du plateau mobile.

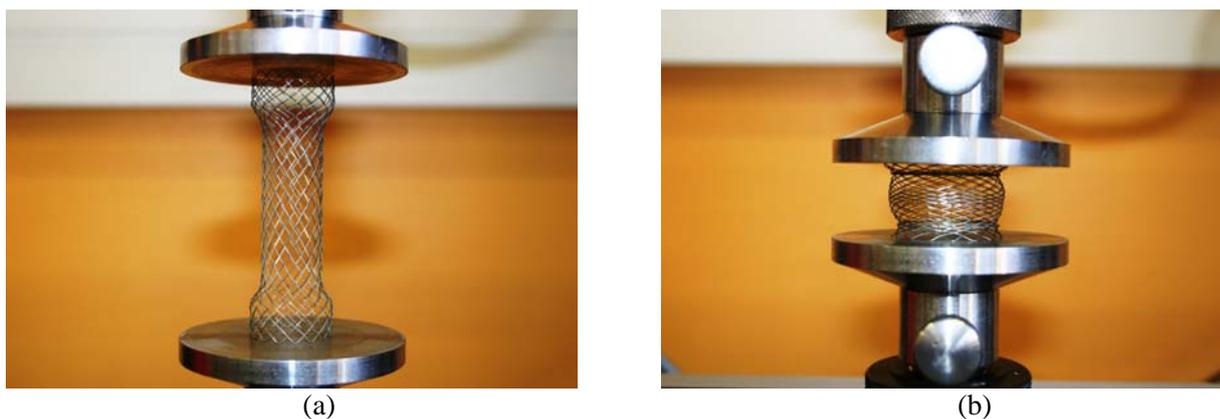


FIG. 1 – Essai de compression : état libre (a) et déformée (b).

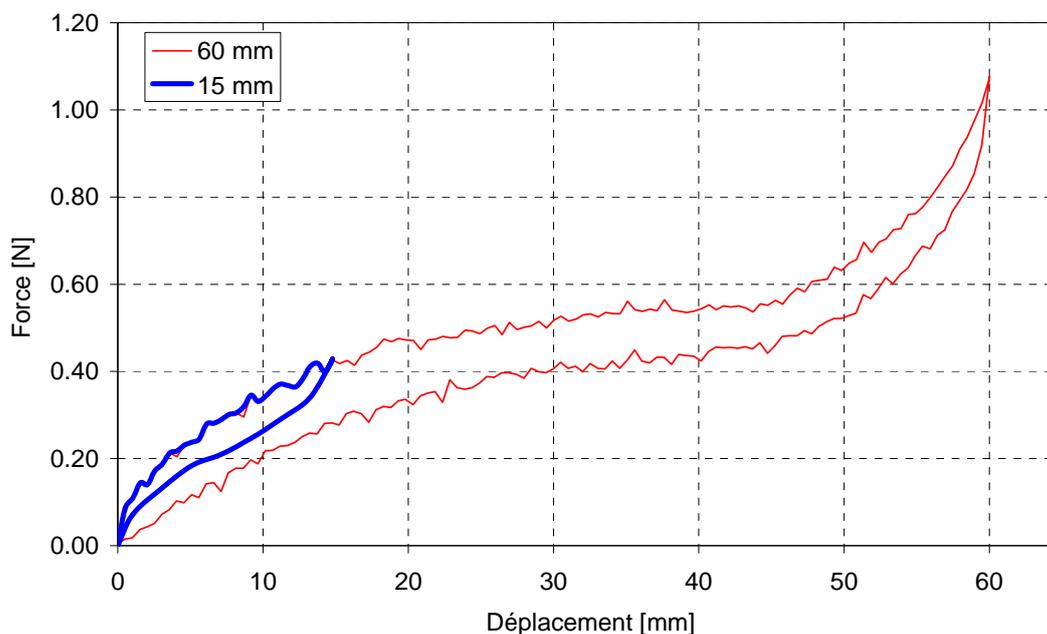


FIG. 2 – Compression du stent : effort de compression en fonction du déplacement du plateau mobile.

La figure 2 montre clairement que le comportement du stent est non linéaire superélastique avec une hystérésis entre la charge et la décharge. Les efforts mesurés sont relativement faibles (1.10 N maximum). Ce type de comportement s'explique d'une part par le comportement superélastique intrinsèque de l'alliage de nickel titane constituant le stent, par les grands déplacements mis en jeu, ainsi que par les nombreux contacts fils / fils présents sur le stent, comme le montre la figure 1.

## 2.2 Essai de gonflement

L'essai de gonflement consiste à imposer au stent une pression interne via un ballon en élastomère comme le montre la figure 3(b). Le banc expérimental (figure 3(a)) se compose d'un support sur lequel sont montés

le ballon et le stent. L'air comprimé permet le gonflage du ballon et un capteur de pression mesure la pression dans celui-ci. Une caméra CCD muni d'une source lumineuse ultra violette couplée à un logiciel d'acquisition permet de mesurer le diamètre d'encombrement du stent lorsque celui-ci est soumis à la pression. On réalise ainsi plusieurs cycles de chargement en pression et on mesure à intervalle de temps régulier la variation de diamètre apparent en fonction de la pression imposée (figure 4).

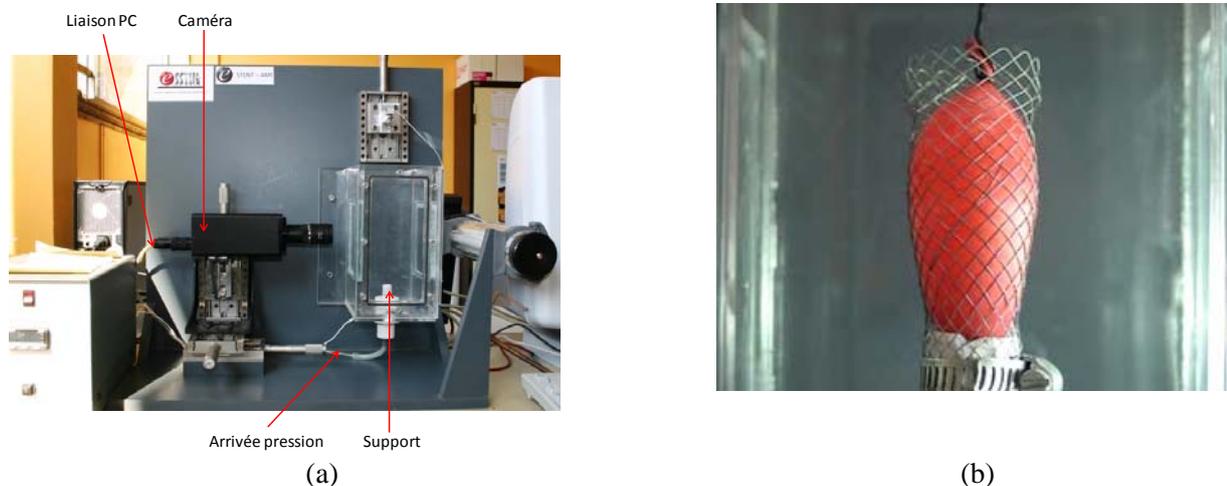


FIG. 3 – Essai de gonflément : banc expérimental (a) et montage de l'ensemble stent – ballon (b).

Le comportement observé sur la figure 4 est du type non linéaire avec hystérésis. On remarque que le ballon au comportement hyperélastique a une influence importante sur la rigidité de la structure : pour un diamètre donné, la pression résultante de l'ensemble ballon / stent est supérieure à celle du ballon seul.

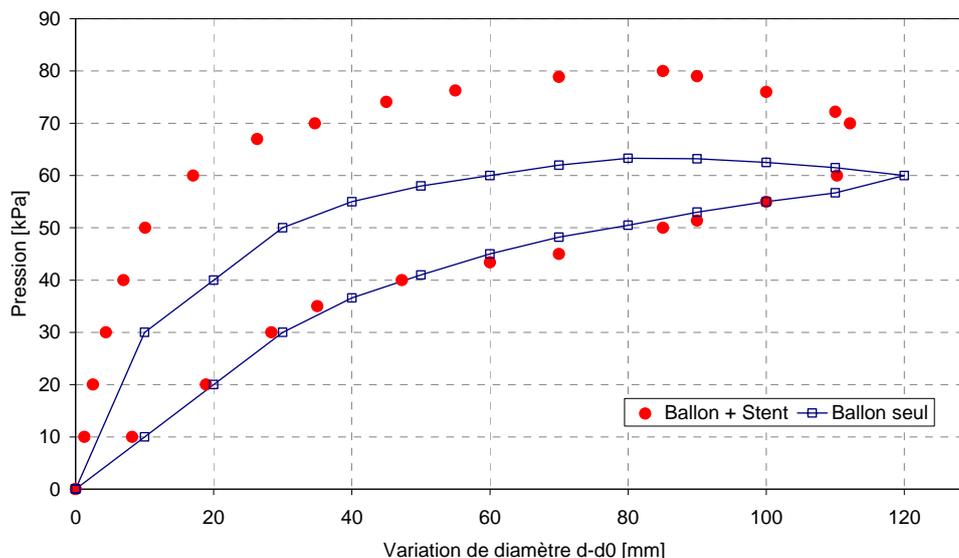


FIG. 4 – Essai de gonflément : évolution de la pression en fonction de la variation du diamètre apparent.

### 3 Simulations numériques

#### 3.1 Présentation du modèle de comportement superélastique

Le modèle de comportement superélastique utilisé dans ces travaux a été développé initialement par Peultier et al. [8] puis amélioré par Chemisky [9] et Duval [7]. Basé sur des considérations micromécaniques, ce modèle repose sur l'écriture de l'énergie libre de Gibbs prenant en compte les interactions entre les grains. Quatre variables internes sont utilisées : la fraction volumique de martensite  $f$ , la déformation moyenne de transformation  $\bar{\varepsilon}^T$ , la fraction volumique de martensite auto accommodante définies  $f^{FA}$ , et la déformation moyenne d'accommodation des macles  $\bar{\varepsilon}^{win}$  respectivement par les relations (1) et (2):

$$f = V_M / V, \bar{\varepsilon}_{ij}^T = \frac{1}{V_M} \int_{V_M} \varepsilon_{ij}^T(r) dV, f^{FA} = V_{twin}^T / V, \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} = \frac{1}{V_{twin}} \int_{V_{twin}} \varepsilon_{ij}^{twin}(r) dV \quad (1), (2), (3), (4)$$

Où  $V_M$ , ( $V_M$ ) désigne le volume de martensite (martensite autoaccomodante) présente dans le VER considéré de volume  $V$ .  $\varepsilon_{ij}^T$ ,  $\varepsilon_{ij}^{twin}$  désigne la déformation de transformation, (déformation d'accommodation des macles) en un point  $r$  du VER. Les déformation de transformation macroscopique  $E_{ij}^T$  et d'accommodation des macles macroscopiques au sein du VER s'exprime alors respectivement suivant les relations (5) et (6) :

$$E_{ij}^T = f \bar{\varepsilon}_{ij}^T, E_{ij}^{twin} = f^{FA} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} \quad (5), (6)$$

La déformation de transformation macroscopique correspond à la partie inélastique induite par la transformation martensitique contribuant à la définition de la déformation macroscopique totale  $E_{ij}$  :

$$E_{ij} = E_{ij}^{el} + E_{ij}^{th} + E_{ij}^T + E_{ij}^{twin} \quad (7)$$

Où  $E^{el}$  et  $E^{th}$  sont respectivement les déformations macroscopiques élastiques et thermiques. Dans cette approche, la transformation de phase effective au sein du VER est complètement caractérisée par la connaissance du potentiel thermodynamique : l'énergie libre de Gibbs donnée par la relation (5) :

$$\Delta G = -\Delta TS^A + f(\Delta U - T\Delta S) - \Sigma_{ij} E_{ij} + G^{int} - C_v \left( \Delta T - T \log \frac{T}{T^{init}} \right) \quad (8)$$

Où  $G^{int}$  désigne la quantité d'énergie élastique stockée au sein du VER lors de la transformation de phase, de l'orientation des variantes et de l'accommodation inélastique des macles.  $S$  désigne l'entropie,  $T$  est la température,  $\Sigma$  est le tenseur des contraintes macroscopique. Les forces thermodynamiques sont alors déduites de l'expression de l'énergie libre de Gibbs :

$$F_{\Sigma_{ij}} = -\frac{\partial \Delta G}{\partial \Sigma_{ij}} = S_{ijkl} \Sigma_{kl} + \alpha \delta_{ij} (\Delta T) + f \bar{\varepsilon}_{ij}^T + f^{FA} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin}, F_{\bar{\varepsilon}_{ij}^{twin}} = \frac{\partial \Delta G}{\partial \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin}} = f^{FA} \Sigma_{ij}^D + f^{FA} H_{twin} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} \quad (9) (10)$$

$$F_f = \frac{\partial \Delta G}{\partial f} = -B(T - T_0) + \Sigma_{ij} \bar{\varepsilon}_{ij}^T - \frac{1}{2} H_{\bar{\varepsilon}^T} \bar{\varepsilon}_{ij}^T \bar{\varepsilon}_{ij}^T + \frac{\partial f^{FA}}{\partial f} \left( \frac{1}{2} H_{twin} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} - \Sigma_{ij} \bar{\varepsilon}_{ij}^{twin} \right) \quad (11)$$

$$F_{\bar{\varepsilon}_{ij}^T} = \frac{\partial \Delta G}{\partial \bar{\varepsilon}_{ij}^T} = -f \Sigma_{ij}^D + f H_T \bar{\varepsilon}_{ij}^T + \frac{\partial f^{FA}}{\partial \bar{\varepsilon}_{ij}^T} \left( \frac{1}{2} H_{twin} \bar{\varepsilon}_{kl}^{tw} \bar{\varepsilon}_{kl}^{tw} - \Sigma_{kl} \bar{\varepsilon}_{kl}^{tw} \right) \quad (12)$$

En raison de l'absence de paramètre matériau relatif au stent, les paramètres test utilisés par Duval [7] sont utilisés.

### 3.2 Simulation numérique de l'essai de compression

Dans un premier temps, on s'intéresse à simuler la phase de charge de l'essai de compression du stent. La géométrie est réalisée à l'aide du logiciel Catia<sup>®</sup> V5, permettant ainsi d'obtenir une CAO paramétrique en fonction des diamètres d'encombrement, du nombre de réseaux, etc.

Un réseau est construit à partir d'une spline génératrice prenant en compte le diamètre du fil ainsi qu'un jeu très faible au niveau des zones de contacts afin d'éviter des problèmes d'import dans Abaqus<sup>®</sup>. Des outils de répétition circulaire permettent de générer la totalité du stent (soit 16 réseaux). Enfin les zones de raccords entre deux réseaux croisés sont obtenus par génération d'un arc de cercle tangent aux extrémités des deux réseaux en question.

Dans le cadre d'une première approximation, seule la partie centrale du stent est réalisée. Importée dans Abaqus<sup>®</sup>, celui-ci est discrétisé avec 134898 éléments quadrangulaires à interpolation linéaire C3D8 à intégration complète. (763440 degrés de liberté). Ce nombre important d'éléments permet d'éviter une distorsion trop importante de ceux-ci lors de la simulation de l'essai de compression (figure 5(b)). Les différentes zones de contact fils / fils du stent sont modélisées par une condition d'auto-contact avec une méthode de pénalisation sans frottement et le comportement mécanique du stent est celui du modèle développé par Duval et Chemisky [7], [9], [10] et implémenté dans Abaqus<sup>®</sup> via la routine UMAT.

Les mors de compression sont modélisés par deux plateaux rigides, le plateau inférieur est immobile et un déplacement de 15 mm suivant l'axe principal de compression est imposé au plateau supérieur. Enfin, le

contact entre les plateaux et le stent est modélisé par une méthode de pénalisation avec un coefficient de frottement estimé à 0.1 (figure 5(a)).

Un schéma de résolution implicite du problème de mécanique fortement non linéaire est adopté et 8 jours de calcul sont nécessaires sur un ordinateur Core 2 Duo muni d'un processeur à 2.5 GHz et une mémoire vive de 4096 Mo pour simuler uniquement la charge.

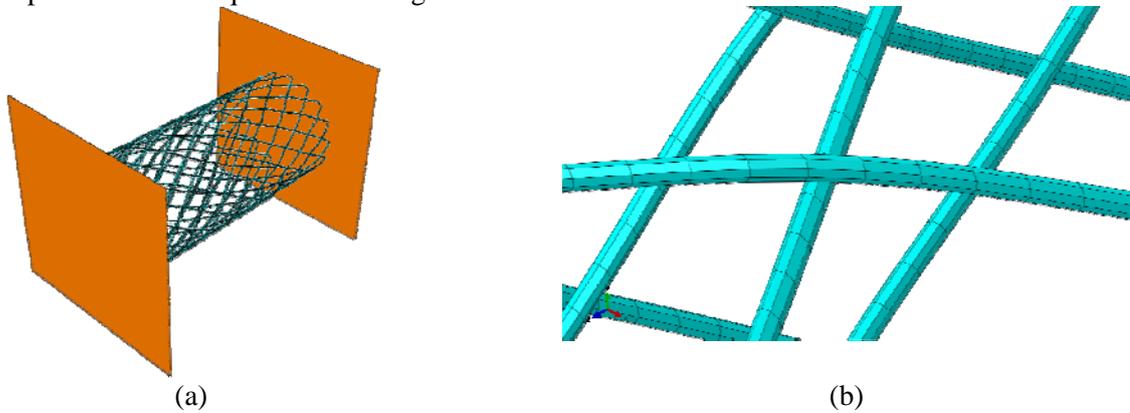


FIG. 5 – Modèle éléments finis de l'essai de compression (a) et détail du maillage (b).

### 3.3 Résultats

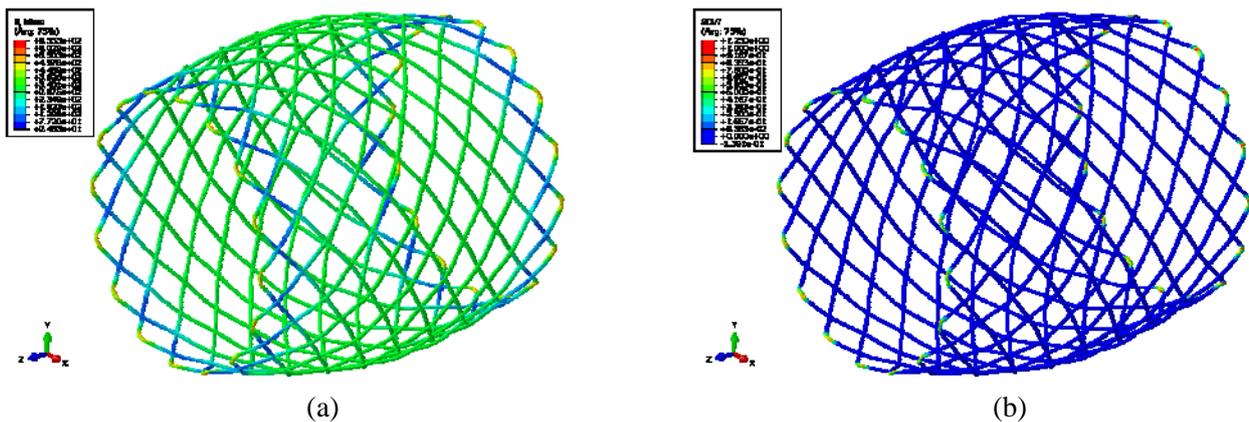


FIG. 6 – Modèle éléments finis de l'essai de compression (a) et détail du maillage (b).

La figure 6 montre la répartition de la contrainte équivalente de von Mises (figure 6(a)) et la fraction volumique de martensite (SDV7 – figure 6(b)) en fin de compression. On constate que les contraintes les plus élevées sont localisées au niveau des extrémités du stent en contact avec les plateaux. Ainsi c'est cette zone qui se transforme en premier et passe de l'état austénitique à l'état martensitique. Il est à noter qu'à ce niveau de compression (15 mm) les extrémités du stent sont les seules zones à transformer.

On peut légitimement supposer qu'un taux de compression plus important entraîne un état de contrainte global plus important dans le stent, provoquant la transformation de phase d'une région plus importante que ses seules extrémités.

Ces premiers résultats de simulation montrent la faisabilité de l'étude et l'adaptation de l'implémentation du modèle de comportement des AMF dans Abaqus<sup>®</sup> mené par Duval et Chemisky [7], [9] afin de calculer des structures complexes faisant intervenir des non linéarités d'origine géométriques et de contact.

## 4 Conclusion et perspectives

Les travaux présentés dans cet article ont permis de caractériser le comportement mécanique d'un stent en alliage à mémoire de forme présentant une géométrie relativement complexe à base de fils enchevêtrés. Dans une première étape, une campagne expérimentale a permis de mettre en évidence le comportement superélastique avec hystérésis du stent suivant des essais de compression et de gonflement via un ballon en élastomère. Dans la seconde étape, l'utilisation d'un modèle de comportement superélastique d'alliage à mémoire de forme implémenté dans Abaqus<sup>®</sup> grâce à une routine UMAT, a permis de simuler la phase de

charge de l'essai de compression. Les résultats de cette simulation numérique mettent ainsi en évidence les zones de transformation (austénite → martensite) ainsi que le comportement non linéaire du stent. Cette première base de résultats constitue le point de départ d'investigations numériques actuellement en cours. Ainsi, la prise en compte de la géométrie exacte du stent (avec les bords) apparaît nécessaire de même qu'une identification des paramètres matériaux. En outre les capacités de calculs d'un cluster à hautes performances seront utilisées pour réaliser les simulations numériques de l'essai de compression à taux de compression élevé (donc nécessitant un maillage très fin afin d'éviter une distorsion trop importante des éléments), ainsi que l'essai de gonflement. A l'issue, une comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques sera envisageable et les résultats présentés dans communication ultérieure.

## References

- [1] Kemp. J., Root canal illustration with molars, [www.wikipedia.org](http://www.wikipedia.org), 2005.
- [2] Müller F.C. Zwei, Stents von schräg vorne mit zentimetermass, [www.wikipedia.org](http://www.wikipedia.org), 2008.
- [3] Gay M., Zhang L., Liu K.W., "Stent modelling using immersed finite element method", *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 195, 4358-4370, 2005.
- [4] Kleinstreuer C., Basciano C.A., Seelecke S., Farber M.A., "Computational mechanics of Nitinol stent grafts", *Journal of Biomechanics*, 41, 2370-2378, 2008.
- [5] Zahedmanesh H., John Kelly D., Lally C., "Simulation of a ballon expandable stent in a realistic coronary artery – Determination of the optimum modelling strategy" *Journal of Biomechanics*, Volume 43, Issue 11 , Pages 2126-2132, 10 August 2010.
- [6] Hara H., Nakamura M., Palmaz J.C., Schwartz R.S., "Role of stent design and coatings on restenosis and thrombosis", *Advanced Drug delivery Reviews*, 58, 377-386, 2006.
- [7] Duval A. « Modélisation du comportement thermomécanique d'alliages à mémoire de forme. Application au dimensionnement de microsystèmes et extension en non local », Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré, 2009.
- [8] Peultier B., Ben Zineb T., Patoor E., "Macroscopic constitutive law of shape memory alloy thermomechanical behaviour. Application to Structure computation b FEM", *Mechanics of Materials*, 38, 510-524, 2006.
- [9] Chemisky Y. « Modélisation du comportement macroscopique des alliages à mémoire de forme. Application au matériaux composites », Thèse de doctorat, Université Paul Verlaine, 2009.
- [10] Yves Chemisky, Arnaud Duval, Etienne Patoor, Tarak Ben Zineb, "Constitutive Model for Shape Memory Alloys with Phase Transformation, Martensitic Reorientation and Twins Accommodation", *Mechanics of Materials*, 2011, Volume 43, Issue 7, pages 361 – 376.