

# Influence du taux et de la position de la resténose sur la résistance des stents cardiovasculaire en AISI 316L

M. BENHADDOU<sup>1\*</sup>, M. ABBADI<sup>1</sup>, M. GHAMMOURI<sup>1</sup>, Z. AZARI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ENSA, EMCS, ENSAO, BP696, Oujda, Maroc

<sup>2</sup>Laboratoire de Fiabilité Mécanique, ENIM, F57045 Metz, France

\*E.mail : med.benhaddou88@gmail.com

## Résumé

Dans la présente étude, la modélisation par éléments finis a été utilisée pour étudier l'influence de la pression artérielle et de la resténose sur la durabilité des stents cardiovasculaire en AISI 316L. Les résultats trouvés ont montré que la pression artérielle ne provoque pas la rupture des stents. Ce résultat a été confirmé par l'application des critères de fatigues. Cependant, lorsque le stent est soumis à une charge de compression issue de la resténose le stent se rompt en plein service. Cette rupture dépend de la réduction du diamètre du stent, du taux et de l'emplacement de la resténose. Du moment que la resténose se forme progressivement et aléatoirement dans l'artère deux distribution ont été étudiées. La resténose excentrique s'est révélée plus nocif que la resténose concentrique. Cette constatation est en bon accord avec celle trouvée par Waller.

**Mots clés:** *Stent, HCF, Simulation numérique, Resténose, Excentrique et concentrique.*

## 1. Introduction

Les stents sont des petits ressorts placés dans l'artère pour rétablir la circulation sanguine et maintenir le vaisseau sanguin ouvert. Le stent utilisé dans cette étude est fabriqué en acier inoxydable 316L qui se déforme plastiquement à l'aide d'un ballon de gonflement lors du déploiement, le stent atteint une déformation plastique de 25%. Après l'implantation, le ballon est dégonflé le stent reste expansé avec un recul causé par le retour élastique. Le taux de déformation dépend de plusieurs paramètres tels que la géométrie, l'épaisseur et le diamètre après l'expansion du stent [1]. Ainsi le stent se fixe sur les parois de l'artère ce qui l'empêche de bouger. Cette intervention n'est pourtant pas sans risque du fait que l'artère peut se refermer sur le stent. Cela peut se produire peu de temps après l'implantation. Le nouveau rétrécissement de l'artère est appelé la resténose. Cette dernière se manifeste comme une couche de graisse entourant le stent et qui, peu à peu empêche le sang de circuler. Plus de 1,5 millions d'interventions coronaires, impliquant une pose de stent sont effectuées chaque année dans le monde. Bien que le problème de la resténose soit connu par les médecins elle reste sans définition précise. Pour éviter ou limiter les complications cliniques liées à cette intervention, les stents sont conçus pour travailler en fatigue à endurance (HCF), en raison du nombre trop élevé de cycles causée par la pression artérielle, à savoir  $4 \times 10^7$  cycles / an. Pour

un tel nombre de cycles, les essais expérimentaux sont très coûteux et ils prennent beaucoup de temps même à des fréquences accélérées. Pour cette raison, la simulation par la méthode des éléments finis est un outil utile qui peut remplacer l'essai expérimental, et prédire le comportement du stent et fournir la conception la plus appropriée [2] [3].

Bien que la conception de stent et l'implantation soient relativement bien maîtrisées, le stent peut se rompre en plein service. A cet effet, de nombreuses études ont été développées pour comprendre ce phénomène et finalement le résoudre. Par exemple, Shaikh et al. [4] et Sianos et al. [5] ont montré la fracture du stent dans l'artère coronaire à l'aide d'images ultrasonores intravasculaires.

Le présent travail décrit l'influence de la pression artérielle et de la resténose sur la durabilité de stents AISI 316L via une analyse par éléments finis en utilisant le code de calcul ABAQUS.

## 2. Analyse par éléments finis

La simulation numérique du comportement mécanique du stent se déroule en deux étapes. La première consiste à la mise en place du stent afin d'évaluer les contraintes résiduelles dues au gonflement du stent. Cette étape est réalisée à l'aide du code de calcul Abaqus/Explicit. La seconde étape, traitant l'effet de la pression artérielle et de la resténose est abordée en utilisant le logiciel Abaqus/Standard. Pour une bonne précision des résultats un maillage optimal est nécessaire avant de procéder au calcul numérique. Les éléments utilisés sont de type hexaédrique à huit nœuds C3D8I, du fait que leurs formes sont plus proche d'un cube parfait.

### 2.1 Déploiement du stent

La modélisation numérique du stent dépend des caractéristiques géométriques et des conditions aux limites. Dans ce contexte, deux conceptions différentes sont utilisées, comme le montre la Fig.1. Les deux géométries ont les mêmes dimensions (longueur de 4,70 mm, diamètre interne de 1,30 mm, épaisseur de 0,08 mm).

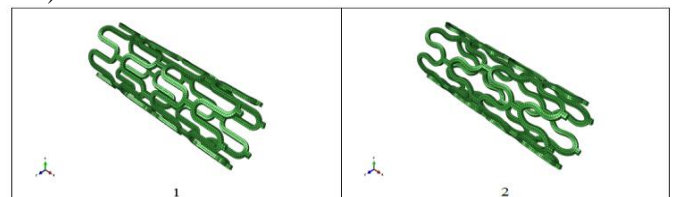


Fig-1 : Les deux géométries utilisées

L'ouverture du stent est faite par un déplacement radial du ballon de gonflement assimilé à un cylindre d'une

valeur de 0.25mm, cette valeur ne doit pas dépasser deux fois le rayon du stent. Les interactions de contact entre le cylindre et le stent ainsi que le stent et l'artère sont modélisées avec la méthode penalty, avec un coefficient de frottement de 0,1. Le temps de simulation est de 10-3 s et l'incrément de temps est fixé à 5.10-8 s.

## 2.2 Application de la pression artérielle

Le fichier odb obtenu suite à la phase d'expansion est importé dans Abaqus/standard. La charge cyclique de la pression artérielle représentée dans la Fig.2 est imposée aux éléments du stent [6].

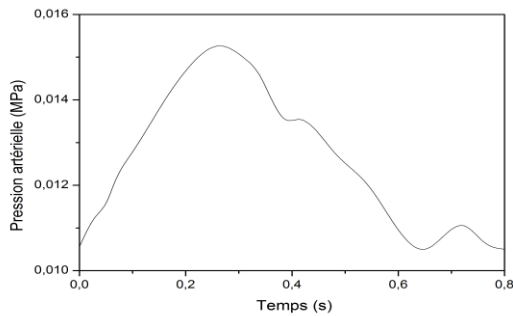


Fig.2: le cycle de la pression artérielle

## 3. Prédiction de durée de vie en fatigue

Afin de prédire la durée de vie en fatigue, on a besoin d'un critère de fatigue capable de déterminer quand on atteint la rupture. Parmi ces critères il y a les critères de type plan critique tel que Dang Van [7]. Il affirme que le mécanisme de base pour l'amorçage des fissures est le cisaillement des plans cristallographiques les plus défavorablement orientés. La contrainte de cisaillement locale agissant sur ces plans est un paramètre important à considérer. L'influence de la pression hydrostatique est prépondérante dans le phénomène d'ouverture des fissures.

La formulation mathématique du critère est de la forme suivante :

$$\tau(t) + \alpha p_H(t) \leq \beta \quad (1)$$

Avec :  $\alpha$  et  $\beta$  des constantes du matériau.  $p_H(t)$  est la pression hydrostatique.  $\tau(t)$  est la contrainte de cisaillement locale.

### • Application du critère

L'application du chargement cyclique issue de la pression artérielle sur les deux géométries nous a permis de déterminer le trajet de chargement afin de le comparer à la droite de Dang Van Fig.3.

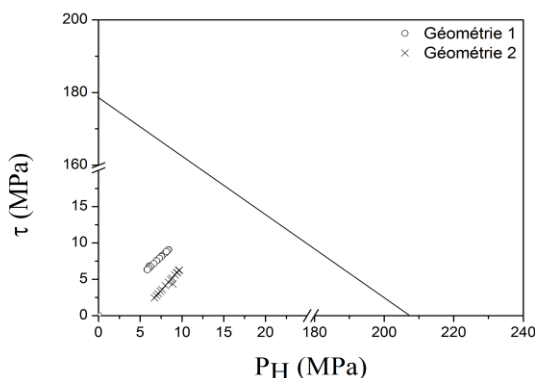


Fig.3 : Application du critère de Dang Van.

## 4. Effet de la resténose

La resténose est la couche de graisse qui se forme autour du stent après implantation, c'est historiquement considéré comme le problème le plus important dans les interventions qui traitent les maladies coronaires [8]. Pour cela une étude approfondie est nécessaire pour comprendre l'influence de la resténose sur la durabilité des stents. Pour cela, nous allons modéliser l'effet de la resténose par un déplacement radial en terme de réduction de diamètre.

### 4.1 Effet du taux de resténose

La resténose se forme progressivement et se développe au cours du temps après l'angioplastie. Pour étudier l'effet du taux de la resténose sur la résistance du stent, nous allons maintenir constant le déplacement radial nécessaire à la rupture du stent et faire varier progressivement la surface recouverte par la resténose.

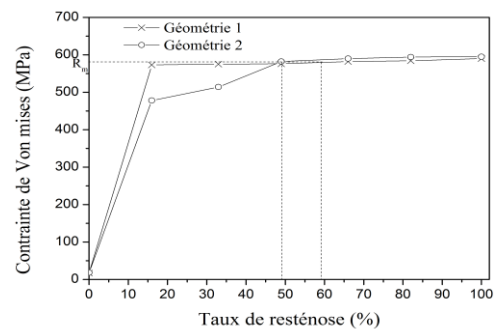


Fig.4 : effet du taux de resténose sur la résistance des deux géométries

Les résultats illustrés sur la Fig.4 montrent que la rupture du stent est atteinte autour de 59% et 49% du taux de resténose pour la géométrie 1 et 2 respectivement. On remarque aussi, que la géométrie en U se durcit très rapidement et presque atteindre la résistance à la traction pour un taux de resténose faible d'environ 16% et il reste constant jusqu'à la rupture. Par contre, pour la géométrie en forme de  $\Omega$  la contrainte de Von mises augmente progressivement en fonction du taux de resténose jusqu'à la rupture.

### 4.2 Effet de la localisation de la resténose

Il existe deux types de resténose concentrique et excentrique [9]. La gravité de la resténose concentrique ou excentrique est variable, notre travail consiste à évaluer la gravité de ces deux configurations. La resténose excentrique sera modélisée par un déplacement radial d'une maille tandis que la resténose concentrique sera modélisée par le déplacement de deux mailles opposées.

#### 4.2.2 Resténose excentrique

Pour tenir compte la configuration excentrique, une maille est choisie aléatoirement et sera chargée en compression par un déplacement radial contrôlé. Les résultats illustrés sur la Fig.5 montrent que les deux géométries ont un comportement similaire en termes de contrainte de Von mises en fonction du déplacement radial. La rupture se produit avec un déplacement de 0.21 mm et 0.2 pour les géométries 1 et 2 respectivement ce qui correspond à 14% et 13% de réduction de diamètre de les géométries 1 et 2 respectivement

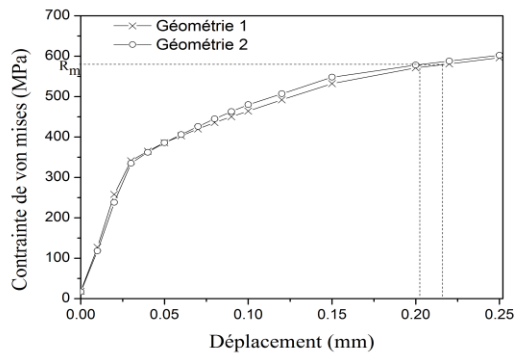


Fig. 5 : Effet de la resténose excentrique

#### 4.2.3 Resténose concentrique

Afin d'évaluer l'effet de la resténose concentrique sur le comportement du stent, deux mailles opposées sont chargées par un déplacement radial. Le choix des deux mailles est aléatoire pour essayer de reproduire les conditions réelles sous lesquels le stent est soumis en réalité. La Fig.6 montre que le déplacement nécessaire pour avoir la rupture pour la géométrie 1 en forme de U est de 0.2 mm qui correspond à 26.45% de réduction de diamètre tandis que pour la géométrie en forme de  $\Omega$  est de 0.19mm qui correspond à 24.85% de réduction de diamètre.

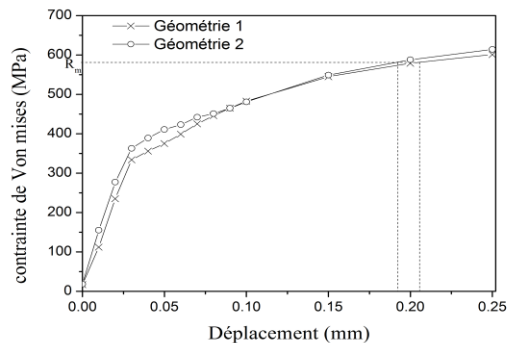


Fig. 6 : Effet de la resténose concentrique

#### 4.2.4 Comparaison entre les deux configurations

Pour faire une bonne comparaison, on note que le déplacement imposé sur les éléments du stent est le même pour les deux configurations excentriques et concentriques. On note aussi que les courbes obtenues pour chaque cas sont représentées en termes de réduction de diamètre et elles sont réunies sur le même graphe. La Fig.7 montre clairement que la resténose excentrique est plus nocive que celle de la resténose concentrique pour la même réduction de diamètre.

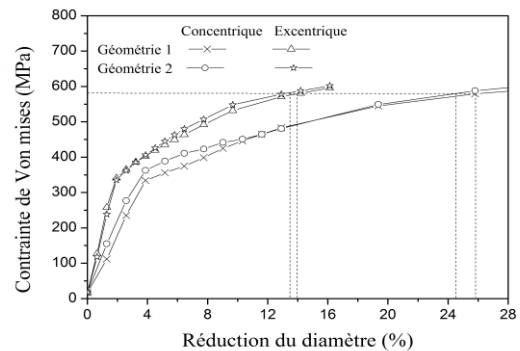


Fig. 7 : comparaison entre l'effet de resténose concentrique et excentrique

### Conclusion

Dans cette étude, la méthode des éléments finis a été utilisée pour analyser l'effet de la pression artérielle et la resténose sur la durabilité des stent médicaux en AISI 316L. Dans un premier temps, nous avons étudié la durée de vie en fatigue sous chargement cyclique issue de la pression artérielle. Ensuite nous avons traité l'influence de la resténose sur la résistance du stent. Les résultats obtenus nous permettent de déduire les conclusions suivantes:

- Les critères de fatigue utilisés ont montré que le stent travail en fatigue à endurance lorsqu'il est soumis seulement à la pression artérielle.
- La cause de rupture des stents est la resténose.
- La resténose excentrique est plus nocive que celle de la resténose concentrique.

### Références

- [1] F. Migliavacca, L. Petrini, V. Montanari, I. Quagliana, F. Auricchio, G. Dubini, *Medical Engineering & Physics* 27 (2005) 13-18.
- [2] S. Schievano, G. Parnizan, F. Migliavacca, L. Petrini, G. Dubini, P. Bonheffer, *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 292-293.
- [3] C.A. Sweeney, P.E. McHugh, J.P. McGarry, S.B. Leen, *International Journal of Fatigue* 44 (2012) 202-216.
- [4] F. Shaikh, R. Maddikunta, M. Djelmami-Hani, J. Solis, S. Allaqaband, T. Bajwa, *Catherization and Cardiovascular Intervention* 71 (2008) 614-618.
- [5] G. Sianos, S. Hofma, J.M.R. Ligthart, F. Saia, A. Hoye, P.A. Lemos, P.W. Serruys, *Catherization and Cardiovascular Intervention* 61 (2004) 111-116.
- [6] K.S. Matthys, J. Alastruey, J. Peiro, A.W. Khir, P. Segers, P.R. Verdonck, K.H. Parker, S.J. Sherwin, *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 3476-3486.
- [7] K. Dang Van, *Advances in multi-axial fatigue*. ASTM, (1993) 120-130.
- [8] G. Dargas, V. Fuster, *Am Heart Journal* 36 (1996) 132-140.
- [9] B.F. Waller, *The eccentric coronary atherosclerotic plaque: Morphologic observations and clinical relevance*, *Clinical Cardiology*, 12 (1989) 14-20.