

Développement d'une simulation numérique élastoplastique de la dilatation d'une artère sténosée

Bernard Al-Helou¹, Claire Dupont¹, Aline Bel-Brunon², Wenfeng Ye³, Claudio Silvestro⁴, Adrien Kaladji¹, Pascal Haigron¹

¹ Univ Rennes, CHU Rennes, Inserm, LTSI – UMR 1099, F-35000 Rennes, France, (bernard.helou@etudiant.univ-rennes1.fr)

² Univ Lyon, INSA-Lyon, CNRS UMR5259, LaMCoS, F-69621, France

³ ANSYS, Villeurbanne F-69100, France

⁴ Medtronic, Aortic Peripheral & Venous (APV) Group, Santa Rosa, CA 95403, USA

Résumé— L'athérosclérose est l'une des pathologies artérielles les plus fréquentes. L'Angioplastie Transluminale Percutanée (ATP) permet de restaurer au mieux la lumière artérielle en induisant une déformation résiduelle de la plaque lors du gonflement d'un ballon dans l'artère sténosée. Notre objectif est de simuler par éléments finis cette déformation résiduelle en considérant une loi de comportement plastique pour la plaque. Le gain radial de la lumière est évalué en fonction de la nature de la plaque (lipidique ou calcifiée) et de sa géométrie (axisymétrique ou non-axisymétrique).

Mots clefs — Sténose, Angioplastie, Simulation Eléments Finis, Plasticité

1. Introduction

L'athérosclérose est une pathologie artérielle des plus fréquentes dans le monde, avec un taux de mortalité élevé [1-3]. Elle est définie par le dépôt d'une plaque d'athérome, constituée de lipides, de calcium et de fibrines, sur la paroi interne de l'artère. Ce dépôt, occultant partiellement ou totalement la lumière artérielle, modifie l'écoulement sanguin, ce qui peut avoir des conséquences importantes sur les organes irrigués.

Plusieurs traitements chirurgicaux ou interventionnels des artères sténosées sont possibles, parmi lesquels l'endothérectomie, le pontage artériel, l'Angioplastie Transluminale Percutanée (ATP) avec ou sans implantation de stents. Ce dernier traitement mini-invasif, qui consiste à insérer puis déployer un ballon dans la partie sténosée de l'artère afin de restaurer au maximum la lumière artérielle en écrasant la plaque d'athérome, présente de nombreux avantages pour le patient. Néanmoins, même si la pose d'un stent a gagné en popularité ces dernières années [5], grâce à de meilleurs résultats cliniques en termes de retour élastique de l'artère traitée comparé à l'ATP seule, elle est associée à un taux élevé de resténose (plus de 20% [6-7]) à long terme. A court terme, la réussite de cette chirurgie est caractérisée par une dilatation pérenne de la lumière, mesurée par le gain radial (augmentation radiale de la lumière artérielle). Pour ce faire, le praticien a le choix entre deux types de ballons : le ballon compliant qui adapte sa forme et le ballon non compliant qui impose sa forme.

L'issue de la procédure dépendant fortement des propriétés mécaniques des solides mis en jeu (artère, plaque, ballon et éventuellement stent) et des interactions entre l'artère malade et le ballon déployé (et stent), certaines études utilisent les simulations numériques basées sur les méthodes aux éléments finis (MEF), par exemple, pour résoudre ce problème complexe [4,8,9,16]. En raison de la complexité de la modélisation du comportement mécanique des tissus mous et de leurs réponses hautement non linéaires, des simplifications pouvant avoir une influence sur leurs résultats ont été faites et l'utilisation de MEF pour la planification de l'ATP reste encore un défi aujourd'hui. A notre connaissance, seule une étude récente [17] propose une modélisation avec comportement plastique de la plaque. L'utilisation d'un stent ayant pour objectif de maintenir la lumière artérielle ouverte, le gain radial est principalement dû à l'ATP seule. La question de la modélisation de la déformation résiduelle dans le cas de l'ATP seule reste ouverte.

Même si des simulations patient-spécifique pourraient théoriquement conduire à une meilleure planification des traitements endovasculaires, l'utilisation de modèles génériques d'artères sténosées permet d'identifier plus facilement dans un premier temps l'influence des paramètres d'intérêt

(géométrie de la plaque, propriétés mécanique, type de ballon ...) et participe à l'approfondissement des connaissances sur les processus mis en jeu. Il sera alors plus facile d'étendre les méthodes développées à des géométries patient-spécifiques.

Dans cette étude, nous avons développé une méthodologie basée sur la MEF permettant de simuler la technique de traitement par angioplastie par ballon non compliant dans les artères sténosées. Le modèle numérique utilisé s'appuie sur une loi de comportement plastique pour étudier la déformation de la plaque en termes de gain radial obtenu après APT pour deux types de plaque (calcifiée ou lipidique) et deux géométries différentes (axisymétriques ou non symétriques).

2. Matériels et Méthodes

2.1. Modèle de comportement des matériaux

Dans cette étude et pour simplifier la simulation, l'artère est considérée homogène, isotrope, quasi-incompressible et non-linéaire, comme cela a été fait dans des travaux précédents [2,11]. Son comportement est modélisé par une loi hyperélastique néo-hookéenne [12] :

$$w = \frac{\mu}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} (J - 1)^2 \quad (1)$$

avec w la densité d'énergie de déformation, \bar{I}_1 le premier invariant de la déformation, D le paramètre d'incompressibilité, J le déterminant du tenseur gradient des déformations et μ le module de cisaillement. Le même modèle de comportement est utilisé pour le ballon, même si les conditions de chargement (déplacement imposé) pilotent entièrement son évolution dans la simulation. Les valeurs des paramètres matériaux [13] sont données dans le Tableau 1.

Tableau 1 – Paramètres matériaux de l'artère et du ballon

Paramètres matériaux	Module de cisaillement μ (MPa)	Paramètre d'incompressibilité D (MPa ⁻¹)
Artère	0.227	0.177
Ballon	0.369	1.750

Pour la plaque, en raison d'une large variabilité de composition d'un patient à l'autre, on choisit de modéliser deux types de comportement : une plaque majoritairement lipidique, très souple, et une plaque majoritairement calcifiée, plus raide. Pour les deux, un comportement élasto-plastique avec une loi bilinéaire et un écrouissage isotrope est considéré. Ce choix est piloté par le fait qu'on souhaite dilater durablement l'artère et donc modéliser des déformations résiduelles suite au gonflement du ballon. Les modules d'Young sont issus des travaux de Maher et al. [14]. Les paramètres matériaux de la plaque sont donnés dans le Tableau 2 ; les paramètres de la partie plastique du comportement sont arbitraires.

Tableau 2 – Coefficient des matériaux des deux types de plaque

Type de plaque	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν	Limite d'élasticité (kPa)	Module tangent (kPa)
Plaque lipidique	0.10	0.40	8.50	2.50
Plaque calcifiée	2.30	0.49	30.43	4.00

2.2. Géométrie, maillage et conditions aux limites

Les dimensions de l'artère modélisée dans cette étude sont issues de mesures réalisées par Karimi et al [9]. L'artère est un tube cylindrique de diamètre intérieur 3 mm et de diamètre extérieur 5 mm. Sa longueur est fixée à 30 mm. Habituellement, la plaque est caractérisée par la sténose luminale, dont la gravité est exprimée en portion de la lumière initiale [10]. Nous avons fixé une sténose de 60%, répartie soit de façon axisymétrique, soit de façon non-axisymétrique sur la circonférence et centrée axialement. La longueur maximale de sténose est fixée à 10 mm. Les modèles géométriques obtenus sont présentés en Fig 1.

Le ballon, dont les dimensions ont été relevées sur un dispositif réel, est une coque cylindrique de diamètre 1 mm et d'épaisseur 0.04 mm. Sa longueur est supérieure à celle de la sténose de 2.5 mm de chaque côté.

L'artère et la plaque sont maillées avec des tétraèdres (187 dans ANSYS) de 0.5 et 0.35 mm respectivement. L'artère contient 32649 éléments, la plaque axisymétrique 8761 et la plaque non-axisymétrique 7096. Dans les deux cas, la plaque et l'artère ont des maillages compatibles. Le ballon quant à lui est maillé avec 7305 éléments coque quadrilatères (181 dans ANSYS) de 0.08 mm. Le maillage de ces 3 entités est illustré Fig. 1.

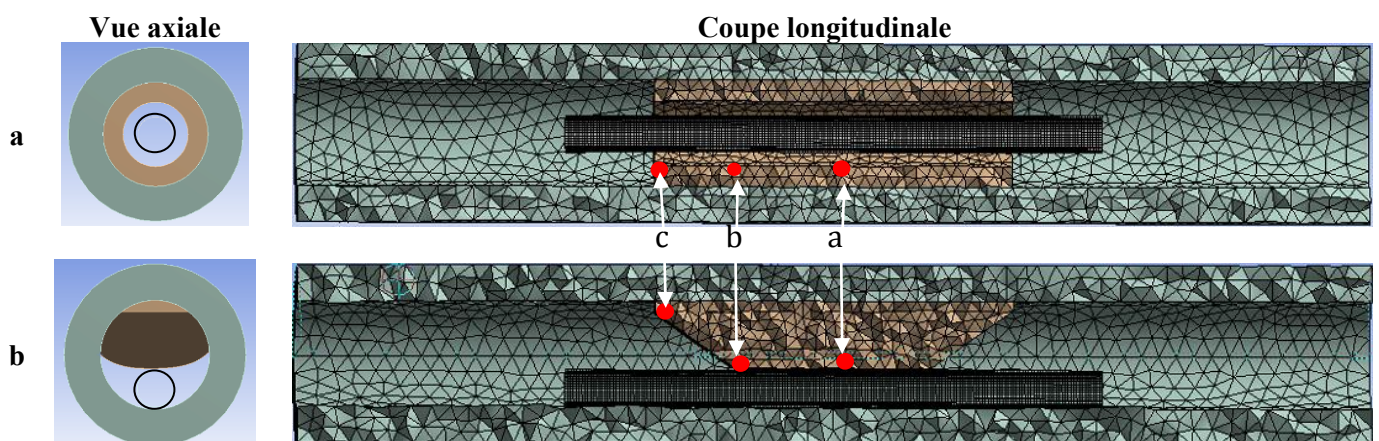


Figure 1 – Modèle éléments finis pour simuler le traitement par ATP seule dans le cas d'une plaque d'athérome a) axisymétrique ou b) non-axisymétrique. La plaque est représentée en marron, la plaque en vert et le ballon en noir. Les points rouges représentent les points d'intérêt où le gain radial est évalué.

Par souci d'efficacité numérique, les deux extrémités de l'artère sont fixes en translation et rotation. La longueur de l'artère a été choisie suffisamment grande pour que ces conditions aux limites aient une influence limitée sur le résultat de la simulation.

L'influence du gonflement d'un ballon non-compliant sur l'artère sténosée est simulée en imposant uniquement un déplacement radial aux nœuds du ballon. Le ballon étant maintenu en place par le praticien lors de la procédure, les extrémités du ballon sont également fixées en translation. Le ballon est gonflé de telle sorte qu'il soit en contact avec l'artère au maximum de son gonflement. Pour cela, un taux d'inflation, défini comme étant le rapport entre le diamètre maximal et le diamètre initial du ballon, de 3 est imposé dans le cas de la plaque axisymétrique contre 3.2 pour la plaque non-axisymétrique. Cette différence est liée à un effet de déformation radiale artérielle provoquant une flexion qui sera détaillé dans les résultats.

Le contact entre le ballon et l'artère et la plaque est sans frottement et formulé par pénalité. L'ensemble des simulations a été réalisé avec le logiciel de calcul des structures ANSYS.

3. Résultats

3.1. Comportement de l'artère pendant le gonflement du ballon

La Fig. 2 illustre la déformation radiale au moment du gonflement maximal dans une sténose calcifiée axisymétrique et non axisymétrique. Pour faciliter la visualisation de la déformation radiale, seuls l'artère et le ballon sont représentés. La déformation radiale est calculée ici dans le repère de l'artère. Même si les deux géométries présentent une sténose de 60% au centre de l'artère, le gonflement du ballon induit une déformation de l'artère différente en fonction de la géométrie de la plaque quelle que soit sa composition. Contrairement au cas de la géométrie axisymétrique qui se déforme uniformément radialement, le gonflement du ballon dans la sténose non-axisymétrique induit une déformation radiale importante de l'artère saine localisée à l'opposé de la sténose. Cette déformation, qui provoque la flexion dans l'artère, doit être compensée par un taux d'inflation plus grand pour que le ballon soit en contact avec l'artère.

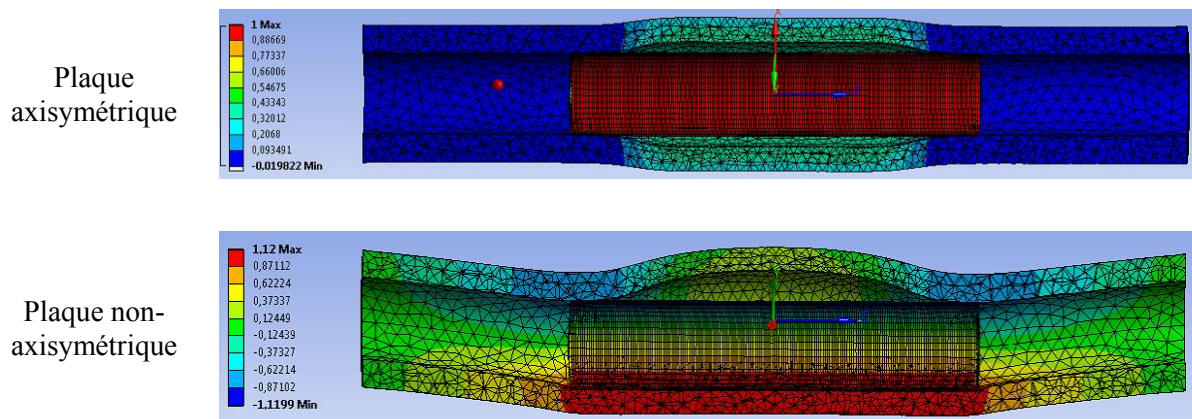


Figure 2 – Déformation radiale de l'artère présentant une plaque axisymétrique ou non-axisymétrique calcifiée au gonflement maximal du ballon.

Les valeurs maximales de déplacement radial ont été mesurées dans le repère cylindrique de l'artère pour les deux types de plaque et les deux géométries (Tableau 3). Ces mesures confirment que la géométrie de plaque a une forte influence sur la déformation en flexion de l'artère, contrairement à la nature de la plaque.

Tableau 3 – Déplacement radial maximal en fonction de la géométrie et de la composition de la plaque dans le repère cylindrique de l'artère

Géométrie de la plaque	Axisymétrique		Non-axisymétrique	
Composition de la plaque	Lipidique	Calcifiée	Lipidique	Calcifiée
Déplacement radial maximal (mm)	0.015	0.020	1.120	1.120

3.2. Déformation résiduelle de l'artère

La Fig. 3 montre les résultats de la simulation en termes de déformation plastique pour une plaque axisymétrique et non-axisymétrique, lipidique ou calcifiée, une fois le ballon dégonflé. L'état final de la plaque est différent de l'état initial du fait des déformations plastiques subies pendant le gonflement du ballon. Un écoulement axial permanent de la plaque est observé dans tous les cas : il est plus grand pour la plaque lipidique que pour la plaque calcifiée, et plus grand pour la plaque non-axisymétrique que pour la plaque axisymétrique. Pour évaluer le gain radial sur toute la longueur de la sténose suite au gonflement et dégonflement du ballon, on définit 3 points : au centre de la plaque (a), à son extrémité (c) et à un point intermédiaire (b), marqués par des points rouges sur la Fig. 3. Leurs positions initiales sont indiquées sur la géométrie initiale Fig. 1. A chaque point sont mesurés, à la fin de la simulation, le gain radial GR, calculé par : $GR = D_{final} / D_{initial}$, avec D le diamètre de la lumière à une section donnée (en a, b ou c). Les résultats sont donnés en Fig. 4.

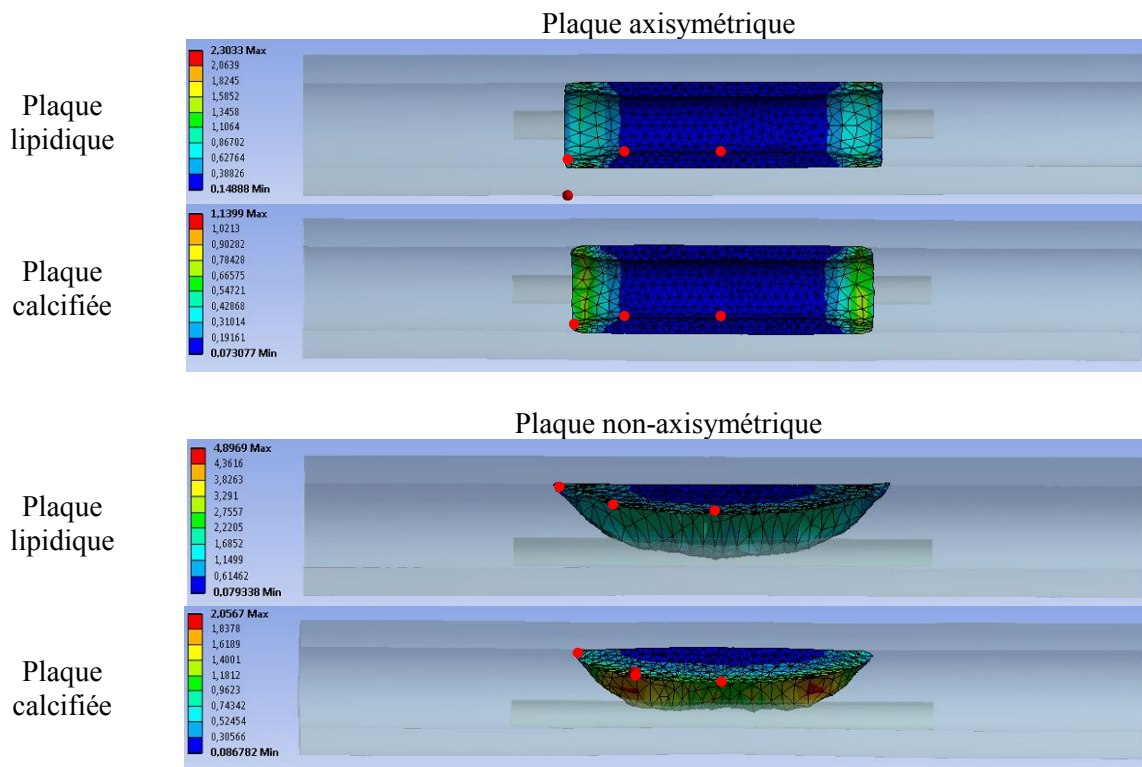


Figure 3 – Représentation de la déformation plastique de la plaque pour les deux types de plaque et les deux géométries d'intérêt. Ces déformations sont calculées dans le repère cylindrique lié au ballon.

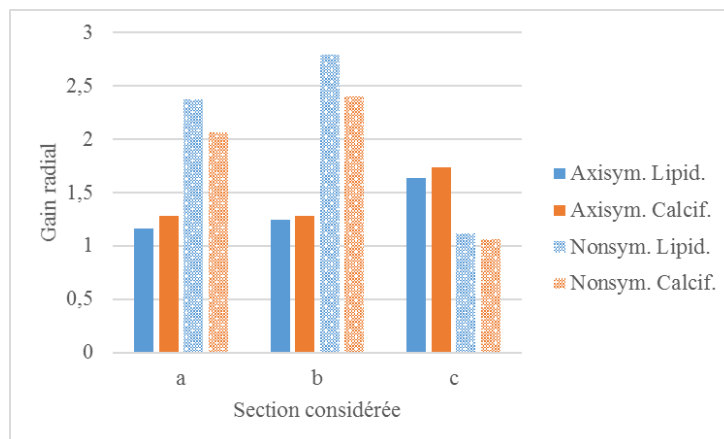


Figure 4 : Distribution du gain radial en fonction du type et de la géométrie de la plaque.

4. Discussion et conclusion

Le travail présenté est une étude préliminaire et comparative entre différents types de plaques en termes de géométrie (axisymétrique vs. non-axisymétrique) et de composition (lipidique vs. calcifiée). Un modèle générique est proposé pour étudier ces paramètres. Il consiste en une portion d'artère fixée à ses deux extrémités et partiellement sténosée. Dans la mesure où la portion d'artère est choisie suffisamment longue, ces conditions aux limites, bien que simplistes, sont relativement réalistes pour certaines portions artérielles, dont le support mécanique extérieur est faible (par ex., les artères fémorales) mais moins réalistes pour d'autres portions où le support mécanique extérieur est plus présent (par ex., l'aorte abdominale). L'angioplastie est modélisée par un déplacement radial homogène imposé au ballon ; cela simule l'effet d'un ballon non-compliant, qui impose sa forme à l'artère traitée. Les conclusions ne sont à priori pas généralisables au ballon semi-compliant, également souvent utilisé dans la pratique clinique. La simplification du comportement de l'artère, choisie pour limiter les coûts de calcul, semble acceptable vu les quantités d'intérêt de cette étude préliminaire.

Concernant la différence de géométrie de plaque, on observe que l'existence d'une dissymétrie de la plaque dans l'artère conduit à une flexion de l'artère pendant le gonflement du ballon, conformément aux observations cliniques, créant des contraintes supplémentaires potentiellement dangereuses dans l'artère. Une plaque axisymétrique ne permet pas de mettre en évidence ce phénomène. Concernant l'état final de la plaque, on constate un gain radial bien plus grand avec la géométrie non-axisymétrique qu'avec la géométrie axisymétrique dans la zone d'intérêt principale (zone a-b). Cela peut s'expliquer par la plus faible épaisseur de la plaque axisymétrique – puisque la plaque est équirépartie sur toute la circonférence de l'artère. Il semble donc plus difficile de restaurer la lumière artérielle avec une plaque axisymétrique. Par ailleurs la composition de la plaque semble avoir une influence moindre sur le gain radial que la géométrie, ce qui serait conforme aux conclusions d'une étude de Maher et al. sur le comportement inélastique de la plaque qui indiquait que la composition de la plaque n'avait pas d'effet significatif sur l'amplitude des déformations permanentes après charge et décharge de la plaque [15]. Toutefois il convient de ne pas tirer de conclusion définitive sur ce point puisque les paramètres matériaux de la plaque, en particulier sur la partie plastique, ont été fixés arbitrairement. Enfin, les deux géométries conduisent à un écoulement axial de la plaque, en particulier avec une plaque lipidique. Ce comportement semble là aussi réaliste et montre l'intérêt d'une modélisation tridimensionnelle du problème.

La limite principale de cette étude concerne la composition de la plaque. Le premier point est que la plaque est supposée homogène, ce qui est contredit par les images patients. En effet, la plaque d'athérome est une mixture de différents matériaux plus ou moins souples et plus ou moins fragiles. Ainsi l'angioplastie en déforme certains mais peut en déplacer ou en casser d'autres, en particulier les calcifications. Le matériau homogène équivalent à ce mélange est ainsi difficile à modéliser, d'où notre choix de deux cas extrêmes en première approche. Le deuxième point concerne la loi élasto-plastique qui, bien qu'elle rende compte de déformations résiduelles, risque d'être difficile à identifier. La plasticité n'est pas un phénomène a priori courant dans les tissus biologiques ; les déformations résiduelles sont souvent associées à l'effet Mullins [17], qui correspond plutôt à une viscosité à long terme. Néanmoins l'utilisation d'une loi plastique peut être une méthode approchée pour décrire les changements structurels de la plaque pendant l'angioplastie, dus à des comportements différents des différents composants de la plaque sous chargement. La question de l'identifiabilité des paramètres de la loi plastique est ouverte et fera sans doute appel à des images médicales pré- et post-opératoires.

Le travail proposé ouvre la porte à une modélisation de cas patients-spécifiques pour éprouver les méthodes de modélisation présentée dans ce papier. Il sera notamment intéressant d'estimer la composition de la plaque à partir des images médicales, puis de recalculer les paramètres de comportement de la plaque pour obtenir des déformations résiduelles réalistes. Garantir la capacité prédictive de la simulation de l'angioplastie est encore un défi que ces travaux visent à rendre plus accessible.

Remerciements

Ce travail a été partiellement soutenu par la Région Bretagne, et par l'Agence Nationale de Recherche (ANR) dans le cadre du programme d'Investissement d'Avenir via le Labex CAMI (ANR-11-LABX-0004).

Nous remercions Dr Antoine Lucas du CHU de Rennes pour son aide dans la compréhension des problématiques cliniques liées à l'angioplastie.

Références

- [1] S.Z. Zhao, X. Y. Xu, A.D. Hughes, S.A. Thom, A.V. Stanton, B. Ariff, Q. Long. Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation. *Journal of Biomechanics*, 33, 975–984, 2000.
- [2] I. Pericevic, C. Lally, D. Toner, D.J. Kelly. The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: the case for lesion-specific stents. *Medical Engineering & Physics*, 31, 428–433, 2009.
- [3] Z. Teng, D. Tang, J. Zheng, P.K. Woodard, A.H. Hoffman. An experimental study on the ultimate strength of the adventitia and media of human atherosclerotic carotid arteries in circumferential and axial directions. *Journal of Biomechanics*, 42, 2535–2539, 2009.
- [4] D.K. Liang, D.Z. Yang, M. Qi & W.Q. Wang. Finite element analysis of the implantation of a balloon-expandable stent in a stenosed artery. *International Journal of Cardiology*, 104, 314–318, 2005.
- [5] U. Sigwart, J. Puel, V. Mirkovitch, F. Joffre, L. Kappenberger. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. *The New England Journal of Medicine*, 6, 316-701, 1987.
- [6] C.J. Mckenna, D.R. Holmes, R.S. Schwartz. Novel stent for the prevention of restenosis. *Trends in Cardiovascular Medicine*, 9, 7-245, 1997.
- [7] A. Kastrati, J. Mehilli, J. Dirschinger, J. Pache, K. Ulm, H. Schühlen, M. Seyfarth, C. Schmitt, R. Blasini, F.J. Neumann, A. Schömig. Restenosis after coronary placement of various stent types. *The American journal of cardiology*, 87, 34–39, 2001.
- [8] L.H. Timmins, C.A. Meyer, M.R. Moreno, J. E. Moore. Effects of stent design and atherosclerotic plaque composition on arterial wall biomechanics. *Journal of endovascular therapy*, 15, 643–654, 2008.

- [9] A. Karimi, M. Navidbakhsh, S. Faghihi, A. Shojaei, K.A. Hassani. A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries. *Proceedings of the Institution of Medical Engineers (Part H)*, 227, 148–161, 2013.
- [10] U. Sadat, Z. Teng, V.E. Young, S.R. Walsh, Z.Y. Li, M.J. Graves, K. Varty, J.H. Gillard. Association between biomechanical structural stresses of atherosclerotic carotid plaques and subsequent ischaemic cerebrovascular events—a longitudinal in vivo magnetic resonance imaging-based finite element study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 40, 485–491, 2010.
- [11] F. Auricchio, M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, B. Verhegghe. Carotid artery stenting simulation: from patient-specific images to finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 33, 281–289, 2011.
- [12] G.A. Holzappel. Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure. *Journal of Theoretical Biology*, 238, 290–302, 2006.
- [13] A. Paini, P. Boutouyrie, D. Calvet, M. Zidi, E. Agabiti-Rosei, S. Laurent. Multiaxial mechanical characteristics of carotid plaque: Analysis by multiarray echotracking system. *Stroke*, 38, 117–123, 2007.
- [14] E. Maher, A. Creane, S. Sultan, N. Hynes, C. Lally, D. J. Kelly. Tensile and compressive properties of fresh human carotid atherosclerotic plaques. *Journal of Biomechanics*, 42, 2760–2767, 2009.
- [15] E. Maher, A. Creane, S. Sultan, N. Hynes, C. Lally, D. J. Kelly. Inelasticity of human carotid atherosclerotic plaque. *Annals of biomedical engineering*, 39, 2445–2455, 2011.
- [16] D. Li, A.M. Robertson, G. Lin, M. Lovell. Finite element modeling of cerebral angioplasty using a structural multi-mechanism anisotropic damage model. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 92, 457–474, 2012.
- [17] C. Conway, J.P. McGarry, E.R. Edelman, P.E. McHugh. Numerical Simulation of Stent Angioplasty with Predilation: An Investigation into Lesion Constitutive Representation and Calcification Influence. *Annals of biomedical engineering*, 45, 2244–2252, 2017