HAL
open science

Simulation du déploiement d'endoprothèses dans des anévrismes iliaques tortueux

Nicolas Demanget, Pierre Badel, Stéphane Avril, Laurent Orgéas, Christian Geindreau, Jean-Noël Albertini

To cite this version:

Nicolas Demanget, Pierre Badel, Stéphane Avril, Laurent Orgéas, Christian Geindreau, et al.. Simulation du déploiement d'endoprothèses dans des anévrismes iliaques tortueux. CSMA 2013, May 2013, Giens, France. hal-01080590

HAL Id: hal-01080590

https://hal.science/hal-01080590v1

Submitted on 7 Nov 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CSMA 2013
11e Colloque National en Calcul des Structures
13-17 Mai 2013

Simulation du déploiement d'endoprothèses dans des anévrismes iliaques tortueux

Nicolas DEMANGET [1], Pierre BADEL [1] *, Stéphane AVRIL [1], Laurent ORGEAS [2], Christian GEINDREAU [2], Jean-Noël ALBERTINI [3]

1 Ecole des Mines de Saint-Etienne, Centre Ingénierie et Santé, CNRS:UMR5146 LCG, {demanget, badel, avril}@emse.fr
2 Université de Grenoble, CNRS:UMR5521, Lab. Sols-Solides-Structures-Risques, {laurent.orgéas, christian.geindreau}@3sr-grenoble.fr
3 CHU Hôpital Nord, Département de Chirurgie CardioVasculaire, Saint-Etienne, j.noel.albertini@chu-st-etienne.fr
* Auteur correspondant : badel@emse.fr

Résumé — Le traitement des anévrismes par voie endovasculaire avec pose d'une endoprothèse (EP) est une technique de choix face à la chirurgie ouverte conventionnelle, mais elle reste à fiabiliser. Dans cette étude, une simulation complète par éléments finis de la pose d'EP est proposée afin d'évaluer et comparer les performances mécaniques de cinq dispositifs du marché. Les résultats confirment l'importance de la flexibilité des EPs et offrent une avancée notable dans la simulation de la chirurgie endovasculaire.
Mots clés — Analyse par éléments finis ; anévrisme; endoprothèse; chirurgie vasculaire

1. Introduction

Les avantages du traitement endovasculaire (EVAR) de l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) par pose d'une endoprothèse (EP) font de cette technique une alternative prometteuse à la chirurgie ouverte très invasive. Pourtant, elle présente encore des inconvénients essentiellement liés à la mécanique du dispositif (plicatures, fuites par défaut d'apposition…) et qui pénalise fortement les taux de succès à long terme [1]. En particulier, dans les anévrismes tortueux, un manque de flexibilité des EP est souvent associé à ces complications [2]. Ces faits démontrent clairement le besoin de mieux comprendre et analyser le comportement mécanique de ces dispositifs dans leur environnement. Pourtant, très peu de données objectives sur les EP du marché sont disponibles dans la littérature sur ces aspects mécaniques. Pour cela, des analyses par éléments finis semblent particulièrement adaptées à une étude des mécanismes responsables des complications mentionnés ci-dessus. Ce type d'étude peut notamment être utilisé pour la simulation du déploiement des EP dans leur contexte *in vivo*.

Dans la littérature, les efforts les plus conséquents ont principalement porté sur la mise en place des stents carotidiens auto-expansibles [3–5]. En revanche, le déploiement d'EP (une EP est constituée de stent(s) cousu(s) sur un textile semi-perméable) n'a fait l'objet que d'une publication à ce jour [6]. Cependant, celle-ci ne s'est intéressée qu'à un seul modèle d'EP et surtout n'a pas pris en compte des propriétés mécaniques réalistes pour le textile et les artères. D'autres études [7–9] se sont intéressées à la mécanique des fluides dans ces dispositifs ne proposant qu'une modélisation simplifiée des EP.

Pourtant, si les propriétés mécaniques de chaque composant sont correctement calibrées et modélisées, des simulations numériques de la déformation des EP peuvent fournir des indications importantes aux équipes chirurgicales en phase de décision et de planning opératoire [10], [11], par exemple pour le choix de la taille et du modèle d'EP qui pourrait être simplifié avec des outils de simulations du geste chirurgicale.

L'objectif de cette communication est de démontrer le potentiel d'une telle approche en simulant le déploiement de cinq jambages d'EP du marché et en comparant différents critères mécaniques obtenus par ces simulations. Pour cela, des déploiements dans des anévrismes tortueux ont été simulés par la méthode des éléments finis (MEF).

2. Méthodes

2.1 Modèles éléments finis d'endoprothèses

Une EP est constituée d'un stent métallique (permettant le déploiement et le maintien du dispositif en place) suturé à un revêtement textile semi perméable. Cinq modèles du marché sont présentés ici : Zenith Flex (Ze) (Cook Medical Europe), Talent (Ta) (Medtronic), Endurant (En) (Medtronic), Zenith Low Profile (Zlp) (Cook Medical Europe) et Zenith Spiral Z (Zs) (Cook Medical Europe).

Les détails de la modélisation de chacun des éléments peuvent être retrouvés dans [10]. Nous rappelons ici brièvement les éléments principaux.

Le textile est modélisé en utilisant des éléments de coques alors que les stents sont modélisés avec des éléments volumiques. Les géométries de ces composants, tirées des spécifications des fabricants, ont été paramétrées pour générer directement un maillage à l'aide d'une routine spécifique codée dans Matlab®. Durant la simulation, menée sur Abaqus® les stents sont supposés parfaitement liés au textile.

L'intérêt majeur de l'étude porte sur le comportement de chacun des matériaux en présence :

- Le comportement super-élastique du Nitinol a été décrit en utilisant le modèle d'Auricchio [12], en prenant en compte l'assymétrie en tension et compression [13]. Les paramètres sont ceux trouvés dans la littérature pour ces stents [14].
- Le comportement des stents en acier inoxydables 316L (pour Ze) est élasto-plastique, les paramètres ont été tirés de la littérature [14] mais la limite d'élasticité a été vérifiée expérimentalement en raison de sa valeur atypique : $E = 210$ GPa, $\nu = 0.3$, $\sigma_e = 1550$ MPa.
- Un point crucial pour la simulation concerne la caractérisation et la modélisation précise du comportement du textile à la fois dans le plan (comportement de membrane) et hors-plan (flexion). Ceci s'est avéré essentiel en raison du manque de données sur ces textiles dans la littérature et leur impact très significatifs sur les résultats (résultats préliminaires non montrés ici). Le comportement dans le plan a été caractérisé à partir de plusieurs essais de traction uniaxiale et plane permettant de nourrir un modèle orthotrope linéaire. En supplément, des essais de flexion sous poids propre ont été utilisés pour estimer les rigidités de flexion longitudinales et transverses du textile, et les ajuster dans le modèle de comportement.

Un oversizing de 15 % (préconisé par la plupart des articles cliniques de la littérature) du diamètre de l'EP par rapport à celui des parties saines de l'artère a été considéré portant ici le rayon de l'EP à 8 mm dans son état initial.

Enfin, pour des questions de simplicité, les cathéters contenant initialement les EP ont été modélisés par des coques cylindriques dont la géométrie est imposée par celle des lignes moyennes des artères considérées, avec un diamètre initial de 12 mm. Par la suite ces coques sont entièrement pilotées cinématiquement pour simuler les étapes de la procédure de déploiement.

2.2 Modèles d'anévrismes

Dans cette étude, deux géométries idéalisées d'anévrismes au niveau des artères iliaques ont été modélisées. Le premier anévrisme présente une angulation globale de 120° (voir figure 1a). Il doit simplement permettre de tester la faisabilité de ce type de simulation car son traitement endovasculaire ne présente pas de difficulté majeure. Le second anévrisme est quant à lui plus tortueux et présente un collet proximal angulé à 90° (voir figure 1(b)). Cette seconde géométrie plus tortueuse a été définie afin de pouvoir discriminer certaines EPs par rapport, notamment, à leur flexibilité lors du traitement, complexe, d'un anévrisme de ce type. Un manque de flexibilité sera caractérisé, d'une part, par des

défauts d'apposition au niveau du collet proximal de l'anévrisme et, d'autre part, par des débuts de plicature. L'épaisseur de chaque anévrisme est par ailleurs considérée constante à 2 mm [15], [16].

Ces géométries ont été modélisées grâce au logiciel Catia® (Dassault Systèmes) puis ont été maillées d'éléments 3D linéaires à 8 noeuds (C3D8) grâce au logiciel Abaqus®.

Le comportement mécanique de la paroi anévrismale a été modélisé à partir d'un modèle hyper-élastique de Mooney-Rivlin dont les paramètres ont été tirés de la littérature [17].

2.3 Simulation du déploiement

Afin d'être au plus proche des conditions en service *in vivo*, la simulation du déploiement des EPs dans des AAA tortueux a été mise en place afin de discriminer les différents modèles par rapport à leur flexibilité et aux éventuelles complications associées.

La stratégie de simulation du déploiement des EPs adoptée ici comporte trois étapes successives, inspirées de [3] :

- Simulation de la compression radiale (crimping) des EPs pour les positionner dans le porte-stent puis de la déformation de celui-ci pour l'aligner sur la ligne moyenne de l'AAA. Cette étape est nécessaire afin d'inclure toute l'histoire mécanique au dispositif, en particulier son état mécanique avant déploiement incluant les plis dans le textile. Pour cela, un cathéter cylindrique virtuel de 20 mm de diamètre contenant entièrement l'EP est transformée cinématiquement en un cathéter de 12 mm courbé selon la trajectoire de la ligne moyenne de l'anévrisme. Les contacts entre cathéter et EP sont activés. L'ensemble EP+cathéter est ainsi en lieu et place avant déploiement.

- Retrait du porte-stent par expansion radiale de celui-ci et activation des contacts entre EPs et anévrisme. Le diamètre du cathéter est progressivement augmenté jusqu'à apposition complète de l'EP sur les parois de l'anévrisme. En raison de l'oversizing, l'EP va appliquer des forces radiales sur les zones où elle est en contact avec le vaisseau.

- Pressurisation des EPs. Afin de simuler en toute première approximation l'action du sang, une pression intraluminale moyenne de 100 mmHg est appliquée à la surface interne du revêtement de l'EP.

Par ailleurs, en ce qui concerne les conditions limites imposées à l'anévrisme, elles ne concernent que les extrémités proximale et distale, où seul le déplacement radial des nœuds est laissé libre lors des étapes 2 et 3. Les 2 autres degrés de liberté au niveau de ses extrémités sont ainsi bloqués.

Ces calculs ont été résolus par approche explicite.

3. Résultats et discussion

On présente en Fig. 1a et 1b les déformées obtenues dans chaque anévrisme. Sur le plan qualitatif, il apparait clairement que l'anévrisme 1 ne pose pas de problème particulier. En revanche, pour le cas de l'anévrisme 2, ces simulations ont permis de mettre en évidence, des débuts de plicature pour Ta et des défauts d'apposition pour plusieurs EPs (Ze, Ta, En, Zs) pouvant créer des endofuites de type I et nécessiter des interventions secondaires. Sur un plan plus quantitatif, dans un premier temps la réduction de la lumière de l'EP a été quantifiée comme le rapport d'aire entre la plus petite section de l'EP déployée et la section initiale constante. Elle est de l'ordre de 30 % pour tous les dispositifs dans l'AAA 1 (non illustré ici), alors qu'elle varie de 33 à 57 % dans l'AAA 2 mettant en évidence des risques forts de complications par thrombose du dispositif (modèle Ta par ex.).

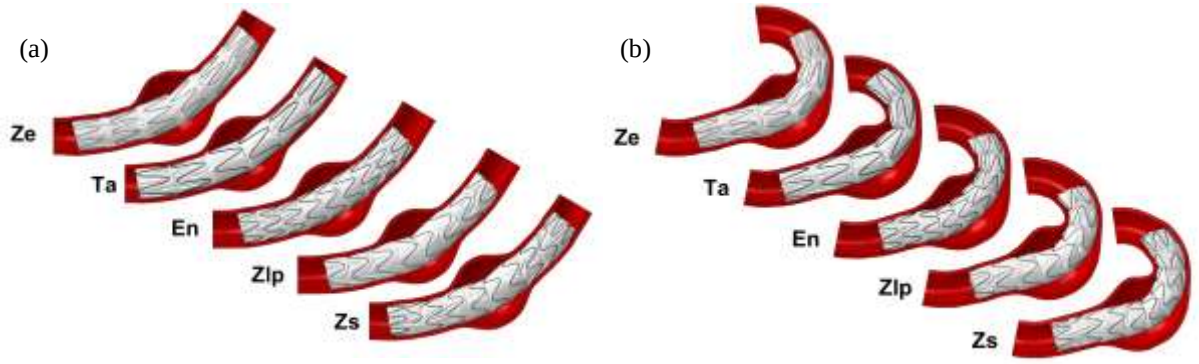

Fig. 1. Géométrie finale des endoprothèses déployées par simulation dans l'anévrisme 1 (a) et l'anévrisme 2 (b).

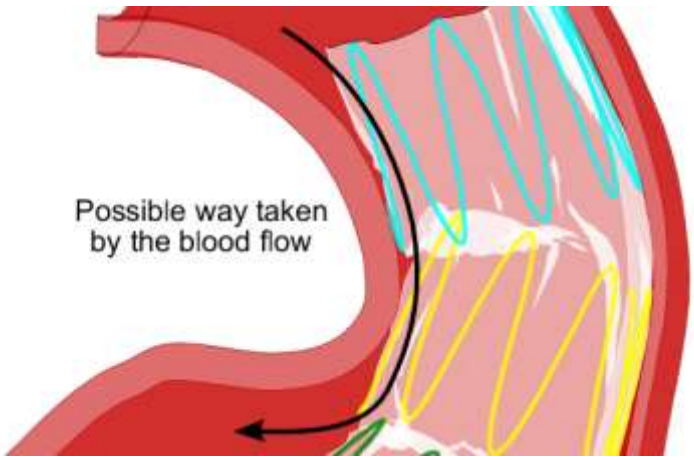

Fig. 2. Illustration d'un défaut d'aposition de Ze dans l'anévrisme 2, mise en évidence d'une endofuite.

Ainsi, ces résultats permettent d'avancer, d'un point de vue mécanique, que le traitement endovasculaire de l'anévrisme 1 peut être réalisé de façon équivalente avec toutes les EPs testées dans cette étude. Dans le cas de l'AAA 2 qui possède un collet proximal angulé, on observe des défauts d'apposition au niveau proximal. En effet, la géométrie des stents externes semble avoir une influence importante sur la qualité de l'apposition de l'EP contre la paroi aortique. Ainsi, une meilleure apposition de l'EP est obtenue si cette dernière possède des stents externes courts et avec peu de motifs (exemple de la Zlp). Les EPs possédant des stents longs et avec de nombreux motifs, comme c'est notamment le cas pour la Ze et la Ta, s'apposent mal contre la paroi courbée du collet. Cette mauvaise apposition peut être à l'origine d'une endofuite de type I, où le sang peut venir réalimenter le sac anévrismal en passant entre le textile de l'EP et la paroi aortique (voir Fig. 2). Par ailleurs, les réductions de section relevées laissent apparaître certaines différences notables entre les dispositifs en termes de flexibilité. Ainsi, la Ta semble peu adaptée au traitement des AAAs tortueux en raison de la forte réduction de section atteignant 57 %, valeur relativement proche du seuil clinique fixé à 60 % donné par nos partenaires chirurgiens. De ce fait, ce jambage pourrait rapidement thromboser. Au contraire, l'En et la Zs sont les EPs dont la réduction de section est la plus faible (33 - 34 %). Elles semblent, de ce fait, tout-à-fait appropriées pour traiter ce type d'AAA.

Pour les deux cas de déploiement, les contraintes dans les stents et les déformations dans le textile sont relativement semblables et ne permettent pas de différencier les dispositifs (voir Fig. 3a et 3b, où seuls les résultats de l'anévrisme 2 sont présentés). On notera que les contraintes supportées dans les stents durant l'opération d'insertion dans le cathéter sont bien supérieures à celles de l'état final déployé. Toutefois, elles demeurent bien inférieures aux valeurs limites de rupture. Un maximum est atteint pour le modèle Zs à la première étape de calcul (710 MPa < $\sigma_R \approx$ 830 - 1170 MPa) mais reste bien en deçà en fin de pose. Pour les stents Nitinol, les niveaux de contrainte maximaux obtenus à l'état final sont généralement proches de la contrainte de transformation martensitique. Les valeurs obtenues pour Ze sont quant à elles largement supérieures puisque c'est la seule EP dont les stents sont en acier 316L. De plus, les variations de contraintes dues à celle de la pression sanguine sont faibles, ce qui laisse supposer une incidence faible sur la tenue en fatigue des stents *in vivo*.

Concernant les déformations dans les textiles, les différences observées dépendent généralement du type d'EP mais les ordres de grandeur restent les mêmes dans les deux types d'anévrisme, largement inférieurs à ceux pouvant engendrer de l'endommagement (voir Fig. 3c et 3d).

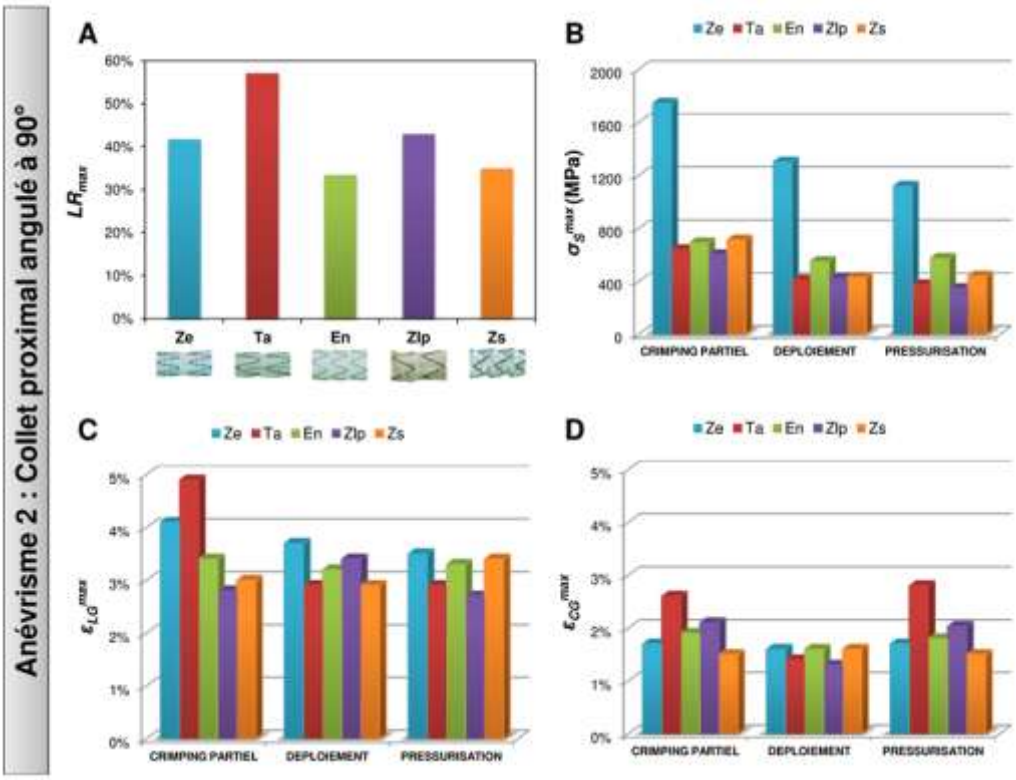

Fig. 3. Analyse quantitative des résultats de déploiement dans l'anévrisme 2.

Enfin, les déformations de la paroi artérielle induites par la pose de l'EP (dues à l'oversizing) et par la pression sanguine ont également été observées. Des valeurs similaires (non présentées ici) sont obtenues dans les deux anévrismes et pour les différentes EP. Alors que l'action de la pression sanguine seule induit principalement des déformations circonférentielles de 4 à 5 %, l'action de l'EP induit environ 1% de déformation supplémentaire, et ce dans les zones de contact de chacun des collets proximal et distal. Cette tendance est en adéquation avec les observations des chirurgiens. En effet, au cours du traitement endovasculaire, la mise en place de l'EP a peu d'influence sur l'AAA qui, au final, se déforme très peu.

Apport et originalité de l'étude

Peu d'études se sont intéressées aux performances mécaniques des EPs actuellement sur le marché. La simulation du déploiement d'une EP au sein d'un AAA n'a par ailleurs fait l'objet que d'une seule publication, mais aucune donnée mécanique quantitative n'a été tirée de cette simulation. Dans deux études précédentes, le comportement en flexion pure de ces dispositifs a été simulé [10] puis validé expérimentalement [11] prouvant la pertinence et les capacités de ce type de modèle. La présente étude concerne ainsi des simulations plus proches de la réalité clinique dans le sens où la flexion des EP est contrainte par la géométrie du vaisseau à traiter et dans le sens où son état mécanique final est le résultat de l'ensemble de la procédure de pose endovasculaire. De plus, dans cette étude, cinq endoprothèses du marché ont été modélisées et comparées.

Certaines tendances observées dans les études précédentes sont confirmées par les performances obtenues ici dans l'anévrisme 2. En effet, on observait déjà, en flexion pure, que la Ta avait tendance à plicaturer alors que les EPs possédant des réductions de section les plus faibles étaient déjà l'En et la Zs. Les résultats obtenus ont donc été affinés sur un cas de chargement plus réaliste mimant la mise en place de l'EP au sein d'un anévrisme tortueux.

Limitations et perspectives

Un certain nombre de points d'amélioration permettraient de rendre l'étude encore plus réaliste.

Tout d'abord, les géométries de vaisseau pourraient être reconstruites à partir de géométries réelles, dites *patient-specific*, à partir de données scanner, et considérant éventuellement la bifurcation iliaques, les branches rénales. Sur ce même plan, la paroi pourrait être modélisée en incluant des hétérogénéités (couches de la paroi), des propriétés anisotropes, des calcifications, du thrombus…

L'approche pourrait être affinée concernant la modélisation de l'EP et du cathéter, notamment en considérant l'insertion du cathéter et les déformations qu'il induit sur les vaisseaux, en considérant des EP bifurquées et le système de fixation proximale. La liaison entre stent et textile, supposée parfaite ici pourrait aussi faire l'objet d'améliorations.

D'autres dispositifs, non comparés ici, présentant des particularités et des difficultés de modélisation, possèdent de meilleures caractéristiques de flexibilité et devraient être ajoutés pour compléter ce comparatif.

Enfin, il est envisagé de confronter ces résultats de simulation de déploiement sur des données *in vitro* grâce au déploiement d'EP dans un fantôme d'anévrisme en silicone, ce type de validation ayant déjà été effectué pour la flexion pure. De manière plus importante, une validation *in vivo* à partir de données telles que des scanners post-opératoires est particulièrement appropriée pour justifier de futures applications cliniques.

Conclusion

Pour la première fois, une méthode de simulation complète de la procédure EVAR a été mise en place et a permis une analyse mécanique quantitative et comparative de différents dispositifs du marché. Il a été montré que l'architecture de l'EP avait une influence significative sur ses performances mécaniques, notamment celles associées à la flexibilité. Ces simulations ont permis notamment de mettre en évidence des complications comme les endofuites de type I. Ces travaux ouvrent ainsi la voie à de nombreuses perspectives prometteuses, comme notamment le développement d'outils de planning et d'aide à la décision à destination des chirurgiens.

Références

[1] M. A. Bartoli, B. Thevenin, G. Sarlon, R. Giorgi, J. N. Albertini, G. Lerussi, A. Branchereau, and P.-E. Magnan, "Secondary procedures after infrarenal abdominal aortic aneurysms endovascular repair with second-generation endografts.," *Annals of vascular surgery*, vol. 26, no. 2, pp. 166–74, Feb. 2012.

[2] J.-N. Albertini, T. Perdikides, C. Soong, R. Hinchliffe, M. Trojanowska, S. Yusuf, C. Clément, and B. R. Hopkinson, "Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms in patients with severe angulation of the proximal neck using a flexible stent-graft: European Multicenter Experience," *Journal of cardiovascular surgery*, vol. 47, no. 3, pp. 245–250, 2006.

[3] F. Auricchio, M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, and B. Verhegghe, "Carotid artery stenting simulation: from patient-specific images to finite element analysis.," *Medical engineering & physics*, vol. 33, no. 3, pp. 281–9, Apr. 2011.

[4] P. Mortier, G. A. Holzapfel, M. De Beule, D. Van Loo, Y. Taeymans, P. Segers, P. Verdonck, and B. Verhegghe, "A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: comparison of three drug-eluting stents.," *Annals of biomedical engineering*, vol. 38, no. 1, pp. 88–99, Jan. 2010.

[5] F. Migliavacca, F. Gervaso, M. Prosi, P. Zunino, S. Minisini, L. Formaggia, and G. Dubini, "Expansion and drug elution model of a coronary stent.," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 63–73, Feb. 2007.

[6] S. De Bock, F. Iannaccone, G. De Santis, M. De Beule, D. Van Loo, D. Devos, F. Vermassen, P. Segers, and B. Verhegghe, "Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 13, pp. 129–139, May 2012.

[7] Z. Li and C. Kleinstreuer, "Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 12, pp. 2264–73, Jan. 2006.

[8] C. A. Figueroa, C. A. Taylor, V. Yeh, A. J. Chiou, M. L. Gorrepati, and C. K. Zarins, "Preliminary 3D computational analysis of the relationship between aortic displacement force and direction of endograft movement.," *Journal of vascular surgery*, vol. 51, no. 6, pp. 1488–97; discussion 1497, Jun. 2010.

[9] D. S. Molony, E. G. Kavanagh, P. Madhavan, M. T. Walsh, and T. M. McGloughlin, "A computational study of the magnitude and direction of migration forces in patient-specific abdominal aortic aneurysm stent-grafts.," *European journal of vascular and endovascular surgery*, vol. 40, no. 3, pp. 332–9, Sep. 2010.

[10] N. Demanget, S. Avril, P. Badel, L. Orgéas, C. Geindreau, J.-N. Albertini, and J.-P. Favre, "Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 5, no. 1, pp. 272–82, Jan. 2012.

[11] N. Demanget, P. Latil, L. Orgéas, P. Badel, S. Avril, C. Geindreau, J.-N. Albertini, and J.-P. Favre, "Severe Bending of Two Aortic Stent- Grafts: An Experimental and Numerical Mechanical Analysis," *Annals of biomedical engineering*, vol. 40, no. 12, pp. 2674–2686, 2012.

[12] F. Auricchio and R. L. Taylor, "Shape-memory alloys : modelling and numerical simulations the finite-strain superelastic behavior," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 143, pp. 175–194, 1997.

[13] L. Orgéas and D. Favier, "Stress-induced martensitic transformation of a NiTi alloy in isothermal shear, tension and compression," *Acta materiala*, vol. 46, no. 15, pp. 5579–5591, 1998.

[14] C. Kleinstreuer, Z. Li, C. A. Basciano, S. Seelecke, and M. A. Farber, "Computational mechanics of Nitinol stent grafts.," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 11, pp. 2370–8, Aug. 2008.

[15] M. J. Thubrikar, J. al-Soudi, and F. Robicsek, "Wall stress studies of abdominal aortic aneurysm in a clinical model.," *Annals of vascular surgery*, vol. 15, no. 3, pp. 355–66, May 2001.

[16] M. L. Raghavan, J. Kratzberg, E. Magalha, M. M. Hanaoka, P. Walker, and E. S. Sima, "Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm," *Journal of biomechanics*, vol. 39, pp. 3010–3016, 2006.

[17] M. L. Raghavan and D. A. Vorp, "Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm : identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability," *Journal of biomechanics*, vol. 33, pp. 475–482, 2000.