



**HAL**  
open science

## Étude du comportement de l'aorte dans le cadre de pathologie de type anévrisme

Yufei Wang, David Joannic, Alain Lalande, Partick Delassus, Jean François  
Fontaine

► **To cite this version:**

Yufei Wang, David Joannic, Alain Lalande, Partick Delassus, Jean François Fontaine. Étude du comportement de l'aorte dans le cadre de pathologie de type anévrisme. AFM, Maison de la Mécanique, Aug 2013, France. pp.a\_U6QG1P58. hal-00929933

**HAL Id: hal-00929933**

**<https://hal.science/hal-00929933>**

Submitted on 14 Jan 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.

# Etude du comportement de l'aorte dans le cadre de pathologie de type anévrisme

Y. WANG<sup>a</sup>, D. JOANNIC<sup>a</sup>, A. LALANDE<sup>b</sup>, P. DELASSUS<sup>c</sup>, J-F. FONTAINE<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire électronique, informatique et image, U. Bourgogne, rte plaines de l'Yonne, 89000 AUXERRE

<sup>b</sup> Laboratoire électronique, informatique et image, C.H.U., Bd Jeanne d'arc, 21078 DIJON CEDEX

<sup>c</sup> GMed Tech, Galway-Mayo Institute of Technology, GALWAY Ireland

## Résumé :

Lorsqu'un patient présente une dilatation de l'aorte impliquant la possibilité d'une intervention chirurgicale (en raison du risque de rupture), la décision thérapeutique est prise en fonction du rapport des diamètres de l'artère. Toutefois cette mesure dimensionnelle est insuffisante et doit être complétée d'une estimation de la compliance de l'artère. C'est un travail complexe prenant en compte divers aspects. C'est une première approche qui est présentée dans ce papier. Elle a pour objectif de quantifier les déformations de fantômes (répliques) en silicone ayant des géométries simplifiées mais proches de celle des patients présentant une pathologie de type anévrisme. Un système de mesure par stéréo-vision, permet d'effectuer les mesures en 3D du fantôme soumis à des pressions similaires aux pressions cardiaques. Une modélisation par éléments finis, basée sur un comportement hyperélastique, permet de déterminer les états de contraintes suivant la pression interne. Afin d'obtenir un système pertinent et exploitable par les spécialistes de cardiologie, le dispositif expérimental a été installé dans un IRM. Les images obtenues des fantômes ont été confrontées à celles obtenues par le dispositif de stéréovision pour définir les écarts entre les deux systèmes.

## Abstract:

When a patient has a dilated aorta involving the possibility of surgery (because of the risk of rupture), the therapeutic decision is made based on the ratio of the diameters of the artery. However, this is an insufficient dimensioning that must be completed by an estimation of the compliance of the artery. It is a complex work taking into account of many parameters. The present paper relates a first approach that aims to quantify the deformation of ghosts in silicone with simplified geometries but close to these of real clinic cases with diseased aneurysm. A stereo vision system, that allows 3D measurements, is used to measure the deformations of the phantom under pressure similar to the cardiac pressures. A finite element model based on a hyperelastic behavior is carried out to determine the stress state. To obtain a relevant and usable method by cardiology specialists, the experimental device has been installed in an MRI. The resulting images of ghosts are compared with those obtained by the stereovision device to define the gap between both systems.

**Mots clefs:** Stéréovision, anévrisme, IRM, compliance aorte.

## 1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires (MCV) sont la principale cause de mortalité dans le monde et sont responsables d'un tiers de tous les décès. Souvent une conséquence de ces maladies se révèle sur la forme d'anévrisme. Ainsi, l'évaluation du risque de la rupture de ces anévrismes est primordiale [1]. Une étude menée par Norman [2], sur des hommes âgés de 65 à 83 ans, a montré que 7,2% des personnes avaient au moins un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) dans son système circulatoire. Le diamètre moyen de l'aorte est d'environ 20 mm [1]. Une artère dont le diamètre est supérieur ou égal à 30 mm est considérée comme atteinte d'anévrisme. L'AAA prend souvent une forme géométrique fusiforme comme l'indique la figure 1. En général, on opère le patient présentant une pathologie d'AAA si le diamètre de celui-ci est supérieur à 50 mm. Cependant, des cas de rupture d'anévrismes aortiques ont eu lieu pour des diamètres inférieurs à 50 mm. Tout comme des anévrismes ont pu atteindre des diamètres supérieurs à 60 mm, voire à 100 mm sans se rompre. Ainsi, on peut constater que le diagnostic ne peut pas se contenter d'une mesure

dimensionnelle simple. Il faut qu'il s'appuie sur la détection de la compliance de l'aorte, c'est à dire son aptitude à la déformation sous l'influence de la pression sanguine. Cet indice est calculé d'après la relation entre les variations de surfaces de l'aorte ( $\Delta S$ ) et la pression pulsée ( $\Delta P =$  pression systolique-pression diastolique). On calcule aussi la distensibilité en normalisant la compliance par la surface mini:

$$\text{Compliance} = \Delta S / \Delta P \text{ ou distensibilité} = (\Delta S / \Delta P) / S_{\text{min}} \quad (1)$$

Dans la pratique, plusieurs problèmes restent posés. Les systèmes de mesure médicaux permettent-ils une mesure fiable? L'indice de compliance est-il représentatif de la véritable déformation de l'artère? En effet, du fait de la géométrie complexe de l'anévrisme, les contraintes ne peuvent plus être considérées comme homogènes. Plusieurs études portant sur des modélisations théoriques montrent qu'un critère global ne peut satisfaire au diagnostic [4], [5], [6]. Comme l'indique la figure 2, le comportement de l'aorte au cours du cycle cardiaque est complexe, de nombreux phénomènes interviennent. De plus la structure même de l'artère n'est pas isotrope ni homogène.

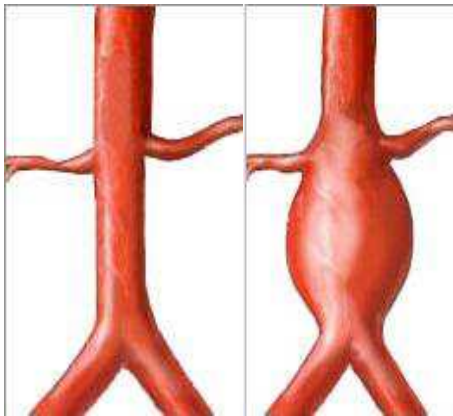


FIG. 1 - Anévrisme fusiforme de l'aorte abdominale inter et sous rénale [3]

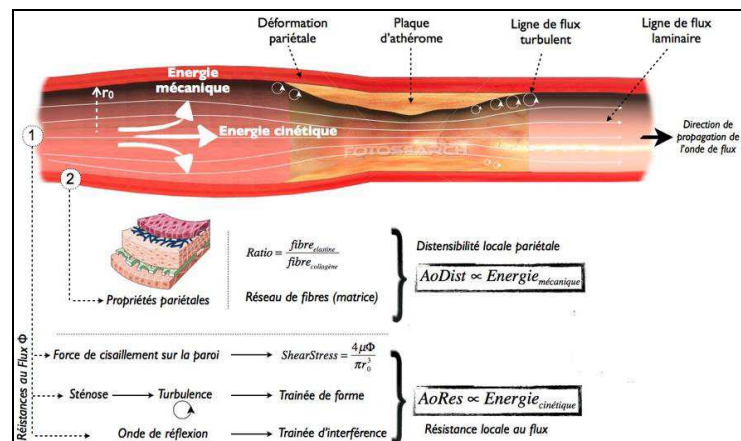


FIG. 2 - Modèle de sollicitations mécaniques d'une artère [7]

De nombreux travaux ont concerné la détermination des propriétés de la paroi artérielle. Certains portent sur l'aspect anisotrope [8] [9], d'autres sur la variation des propriétés en fonction des constituants (élastine, cellules musculaires, collagène) qui diffèrent d'une artère saine à celle présentant une pathologie [10] [11]. L'étude présentée ici ne va pas répondre à ces questions complexes, mais elle a deux objectifs : Le premier est d'initier une démarche dans le sens d'une meilleure connaissance du comportement complexe du système vasculaire, en mettant en place un dispositif expérimentale de mesure. Ainsi, à partir de répliques en silicone (matière dont le comportement est proche de celui des artères), le problème de la compliance de l'aorte est abordé d'un point de vue mesure et d'un point de vue modélisation. Cette première phase d'étude doit permettre : d'une part, de montrer la possibilité d'une modélisation mécanique simplifiée de l'AAA par un matériau dit « équivalent » en première approche mais de comportement simple et dans le cadre d'un chargement statique. Le deuxième objectif est d'estimer le biais des mesures du système de stéréovision avec celles obtenue par les praticiens grâce à un IRM.

## 2 Mesure des champs de déplacements et déformations des fantômes

Deux géométries avec et sans anévrisme ont été considérées. La figure 3 montre les fantômes qui sont élaborés par le GMedTech. Ils ont des propriétés proches de celles des artères toutefois leur géométrie est axisymétrique, leur matériaux (silicone) est isotrope homogène et le chargement considéré est statique.

La stéréo corrélation est une méthode déjà ancienne de reconstruction 3D d'objets observés par un capteur photographique numérique sous différents angles de vue. Il faut que l'objet soit suffisamment texturé pour reconnaître sur différentes images la même particule matérielle. Un système composé de 2 caméras Manta équipées d'objectifs de 50mm est utilisé. La corrélation 3D de motifs est effectuée avec le logiciel 7D élaboré par P Vacher [12]. Une procédure de validation du dispositif a tout d'abord été effectuée en s'appuyant sur la mesure d'un déplacement obtenu grâce à une table micrométrique d'un échantillon de silicone plan. Des écarts moyens par rapport aux valeurs de déplacement imposés de l'ordre de  $5\mu\text{m}$  ont été trouvés (avec un écart-type de  $1\mu\text{m}$ ) sur une zone de plusieurs centimètres carrés pour un déplacement perpendiculaire à l'axe optique. Ces écarts sont relativement indépendants de la taille des motifs (10 à

30 pixels). Toutefois, la qualité du mouchetis reste essentielle. Il est généralement obtenu par application d'une peinture mais ceci présente plusieurs inconvénients. Tout d'abord, le choix de la peinture est délicat car il faut qu'elle adhère à la surface du fantôme. Les peintures de type acrylique présentent une meilleure adhérence que les autres mais on constate un décollement lorsque la peinture sèche. D'autre part la peinture introduit une certaine rugosité qui provoque un bruit lors de la corrélation. Pour éviter ces inconvénients, le mouchetis a donc été réalisé par l'introduction d'une poudre colorée dans le silicone.

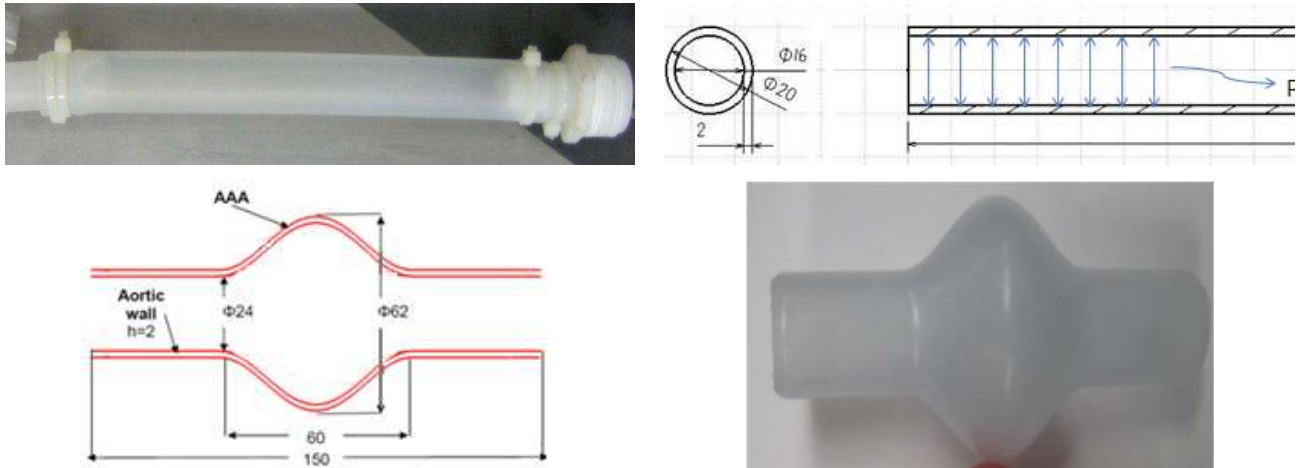


FIG. 3 – Fantôme représentant une artère saine (en haut), fantôme présentant un anévrisme (en bas)

La sensibilité aux conditions initiales, dues notamment au montage, est très marquée et peut induire des variations assez importantes pour les faibles chargements. Pour des conditions idéales, les déplacements et les déformations d'un fantôme cylindrique d'épaisseur constante sous pression devraient être homogènes. On remarque que ce n'est pas le cas sur la figure 4. Un biais est introduit par les conditions de montage (tension initiale induite par les défauts géométriques du montage). Il convient donc d'en tenir compte lors des modélisations.

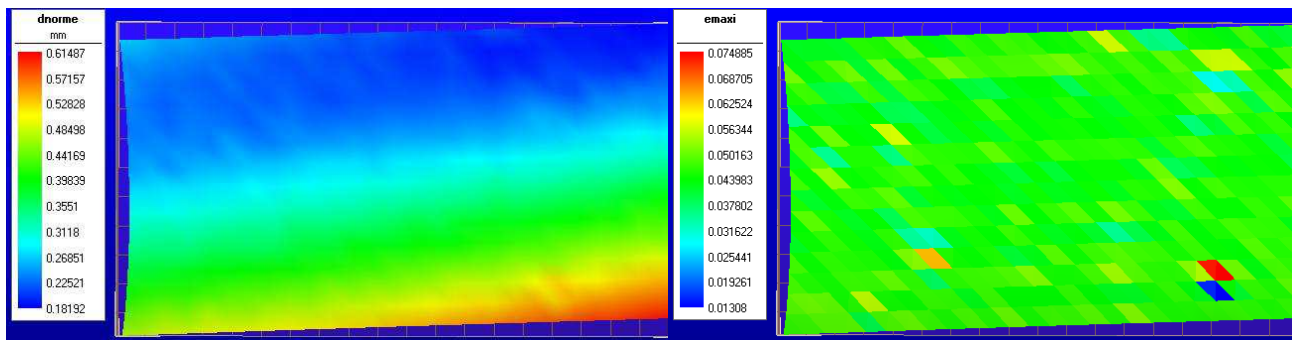


FIG. 4 – champ de déplacements (à droite) et déformations (à gauche) pour une pression de 1kPa dans le cas d'un fantôme cylindrique

Des essais sur des fantômes présentant des anévrismes ont été effectués pour des niveaux de pression d'air comprimé similaires. La figure 5 présente les différentes étapes de la corrélation. La figure 6 indique les champs de déplacements et de déformation mesurés pour un chargement de 8 kPa.

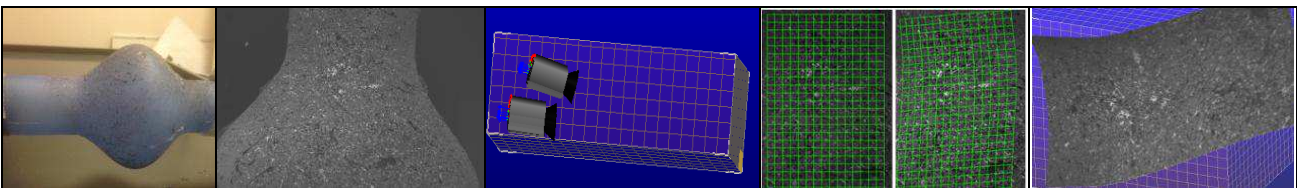


FIG. 5 – Les différentes étapes de l'expérimentation : échantillon, mouchetis, calibrage des cameras, corrélation des motifs sur les zones d'intérêt et reconstruction 3D

La zone la plus contrainte correspond aux flancs de l'anévrisme. Les déplacements sur cette zone sont en moyenne de 1,5mm (gonflement radial) avec un écart type de 57  $\mu$ m. On constate donc une assez bonne

homogénéité circonférentielle. Les déformations circonférentielle sur cette zone sont en moyenne égales à 6,3 % avec un écart type de 0,01%. Les mailles sont carrées avec une longueur des cotés de 1 mm ce qui donne une bonne résolution spatiale.

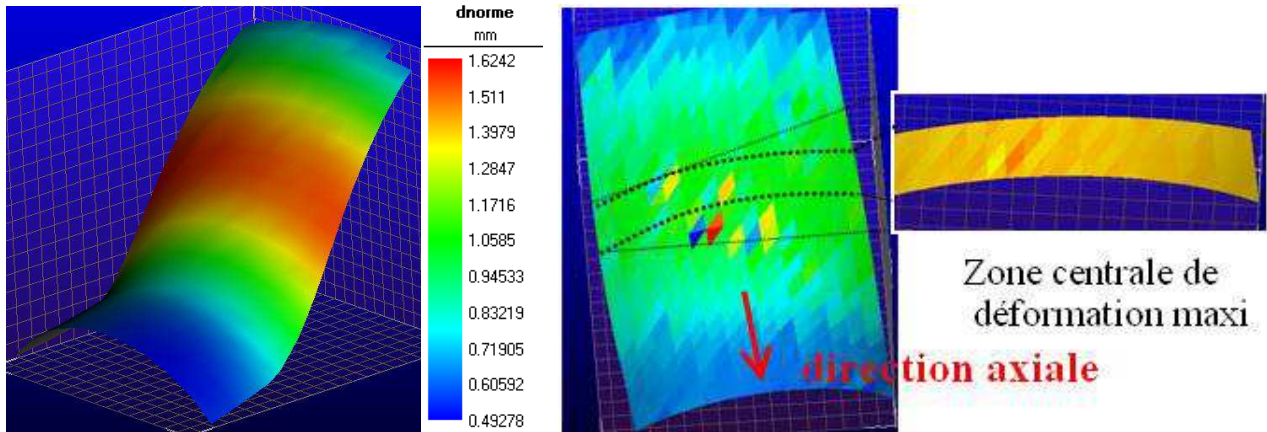


FIG. 6 – Champs de déplacement et de déformation mesurés pour une pression de 8kPa

### 3 Modélisation mécanique des fantômes

#### 3.1 Géométrie, matériau, et chargement

**Géométrie et maillage:** Il a été évoqué plus haut une sensibilité des résultats aux conditions de montage qui ne sont pas parfaites. C’est pourquoi, la géométrie réelle est obtenue par un scanning de l’échantillon grâce à un système bras de mesure capteur à nappe laser. Une surface est ensuite ajustée pour correspondre au mieux à la géométrie du fantôme (voir figure 7a). Les épaisseur ont été mesurées avec un transducteur ultrasonore et varient notablement suivant la génératrice de l’échantillon comme l’indique la figure 7b (valeur moyenne par section en millimètres avec un écart type de l’ordre de 0,05mm). Elles ont été prises en compte lors de la génération du maillage de type coque constitué d’éléments S4RA4 (coque mince quadrangulaire doublement incurvée). Les fonctions de forme choisies sont de type linéaire avec intégration réduite en déplacement et linéaire en pression pour d’une part assurer l’hypothèse de quasi-incompressibilité et d’autre part pour avoir une bonne précision du calcul de déplacement.

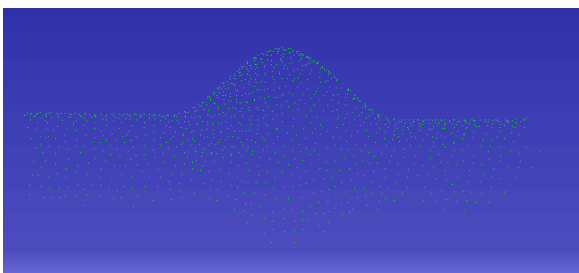


FIG 7a – nuage de points obtenus par scanning

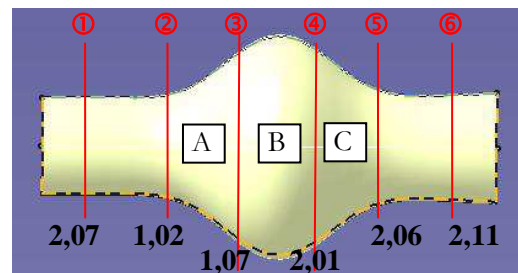


FIG 7b – reconstruction avec l’épaisseur variable

**Comportement matériel :** En 1951, Rivlin et Sanders ont élaboré un modèle de matériau hyperélastique pour les déformations de solide en caoutchouc. Ce modèle de matériau est supposé incompressible et initialement isotrope. Dans les conditions physiologiques, la paroi artérielle peut être considérée comme un matériau incompressible. Comme le propose Raghavan et Vorp, le comportement hyperélastique de l’artère (du silicone dans notre cas) peut être décrit par le modèle de Mooney-Rivlin isotrope [13]. La forme du potentiel d’énergie de déformation de Mooney-Rivlin pour un matériau est donnée par l’équation suivante :

$$W= C_{10}(I_1-3)+C_{01}(I_2-3)+ (J-1)^2/2k \tag{1}$$

avec  $I_1=tr[C]/J$ ,  $I_2=(tr[C^2] - tr[C]^2)/2J$  (où  $C$  est le tenseur des elongations de Cauchy-Green droit),  $J$  représente la variation de volume et  $k$  un coefficient pris très grand pour assurer l’incompressibilité.

Ainsi, pour les matériaux utilisés, les paramètres matériels ( $C_{10}$  et  $C_{01}$ ) du modèle isotrope ont été identifiés à partir d’essais sur les échantillons cylindriques. Ils dépendent de la composition du silicone [13] et sont donnés par le tableau 1.

Pour satisfaire la condition d'incompressibilité, le facteur  $k$  est pris égal à  $4,4 \times 10^6$  kPa comme le propose Rodriguez [14].

	comp <sup>l</sup> . hyper élastique		comp <sup>l</sup> . élastique
Paramètres matériels	$C_{10}$ (kPa)	$C_{01}$ (kPa)	$E = 6(C_{10} + C_{01})$ (kPa)
Cas isotrope	36	374	2400

TAB. 1- Paramètres matériels du modèle de Mooney-Rivlin identifiés pour nos fantômes

**Chargement :** la pression artérielle correspond à la pression du sang dans les artères. On parle aussi de tension artérielle, car cette pression est aussi la force exercée par le sang sur la paroi des artères, elle tend la paroi de l'artère. La pression artérielle (diastolique / systolique) est comprise, pour une personne normale de moins de 50 ans, entre 18,7 kPa et 12 kPa et, pour une personne de plus de 50 ans, entre 21 kPa et 12,7 kPa.

### 3.2 Résultats

Les modélisations du cas avec et sans anévrisme ont été réalisées pour les deux comportements indiqués plus haut. Pour le cas sans anévrisme, les résultats sont peu sensibles au comportement du fait de l'homogénéité des déformations. Pour le cas avec anévrisme, il est important de bien prendre en compte le comportement hyperélastique. Les résultats obtenus en déplacement et déformation pour une pression de 13,8kPa (en référence à une configuration initiale avec pression nulle) sont donnés sur la figure 8.

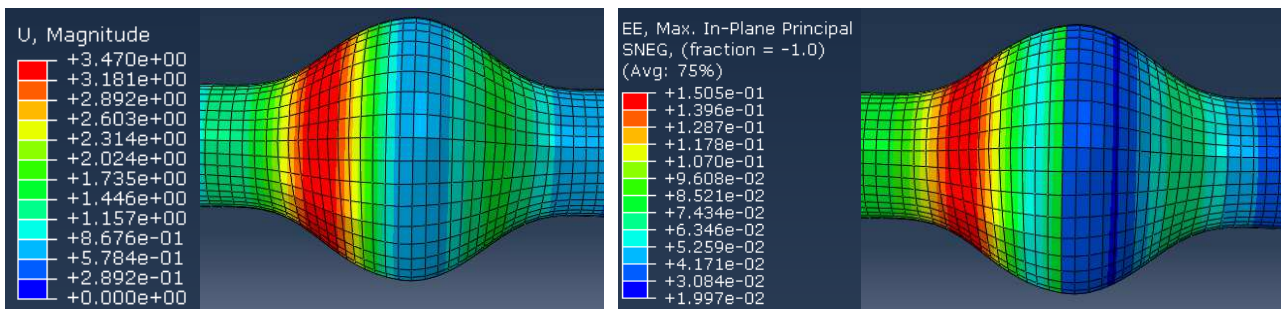


FIG. 8 – Champ de déplacements (à gauche) et de déformations (à droite) pour un chargement de 13,8kPa

En comparant avec les mesures et en prenant un chargement initial en pression de 7 kPa et un deuxième chargement à 21 kPa de manière à simuler un écart de pression diastolique et systolique, on constate une assez bonne corrélation entre les résultats de la modélisation et les résultats expérimentaux obtenus par stéréo-vision (voir tableau 2)

		Zone A	Zone B	Zone C
Modélisation	déplacement radial	1,85 mm	1,35 mm	0,89 mm
	déformation principale maxi	13,9%	7,4%	3,5 %
Expérimentation	Déplacement radial	2,04 mm	1,27 mm	0,87 mm
	déformation principale maxi	14,7 %	7 %	3 %

TAB. 2- comparaison des résultats obtenus par modélisation et mesure 3D pour des chargements de 7kPa et 21 kPa et pour différentes zones du fantôme (les zones font référence à celle indiquées sur la figure 7b)

## 4 Comparaison avec les mesures en IRM

Des tests ont été aussi effectués en plaçant le fantôme dans un IRM du type 3T, modèle Trio TIM Siemens avec une antenne réseau phasée. Les séquences d'image utilisées sont des séquences échos de gradient de type SSFP, avec l'utilisation de produit de contraste à base de gadolinium à l'extérieur du fantôme. La figure 9 indique les coupes au niveau de la plus grande section pour les deux niveaux de pression appliquée avec de l'air comprimé. On remarque sur la figure de gauche une légère fuite d'air. Le plan de mesure du premier niveau (7 kPa) n'est pas bien parallèle à l'axe la section est donc elliptique. En effet le dispositif de montage n'assurait pas un bon alignement du fantôme, toutefois, après vérification, on peut admettre que la mise sous pression de 7 kPa permettait d'obtenir une configuration géométrique initiale correspondant à la définition nominale (voir figure 3) sans gonflement du diamètre. On peut alors estimer diamètre intérieur maxi de l'anévrisme à son niveau nominal c'est-à-dire 62 mm. L'augmentation du rayon peut donc être estimée entre 1 et 1,5 mm ce qui est légèrement supérieur à la mesure par stéréovision.

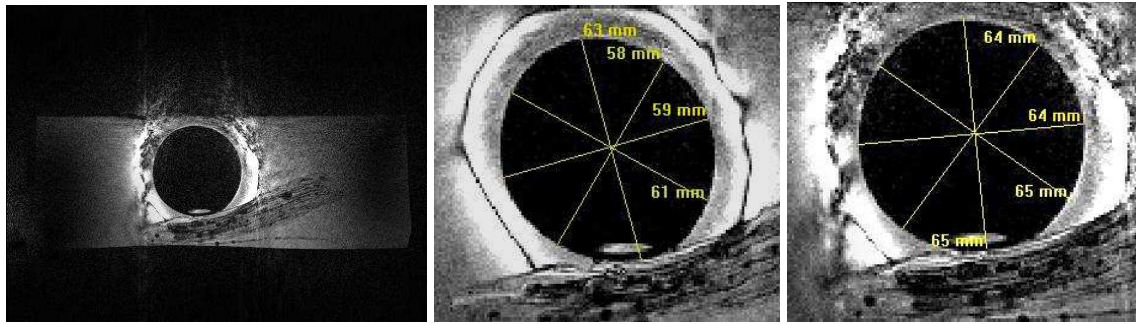


FIG. 9 – Image IRM du fantôme (à gauche) sous une pression de 7 kPa (au centre) et de 21 kPa (à droite)

## 5 Conclusion

Cette première étude montre la possibilité du système de stéréo-vision pour mesurer les déformations de fantôme dans le cadre de l'étude des AAA. L'interaction fluide solide n'a pas été considérée ici, elle fera l'objet de prochains travaux avec une mesure cadencée sur le rythme cardio-vasculaire. Le calage avec l'IRM devra être approfondi et appliqué en mesure dynamique. Enfin, la modélisation devra être adaptée avec la prise en compte des conditions de chargement dynamique, d'un comportement matériel plus réaliste et des géométries correspondant à des cas cliniques réels

## Références

- [1] Florentina E., Numerical and experimental investigation of factors influencing abdominal aortic aneurysm haemodynamics. phd thesis, Galway-Mayo Institute of Technology, Galway, Ireland (2011).
- [2] Norman P. E., Jamrozik K., Lawrence-Brown M.M., Le M.T.Q., Spencer C.A., Tuohy R.J., Parsons R.W., Dickinson J.A., Population based randomized controlled trial on impact of screening on mortality from abdominal aortic aneurysm, *BMJ*, 329 7477):1259, 2004.
- [3] Azencotte A. , présentation des anévrismes de l'aorte, maladie, 11.2011.
- [4] Truijers M., Pol J.A., Schultze L.J., Kool, van Sterkenburg S.M., Fillinger M.F., Blankensteijn J.D., Wall Stress Analysis in Small Asymptomatic, Symptomatic and Ruptured Abdominal Aortic Aneurysms, *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 33, 401-407, 2007.
- [5] Sheidaei A., Hunley S.C., Zeinali-Davarani S., Raguin L.G., Baek S., Simulation of abdominal aortic aneurysm growth with updating hemodynamic loads using a realistic geometry, *Medical Engineering & Physics*, 33, 80–88, 2011.
- [6] Fillinger M.F., Raghavan M.L., Marra S.P., Cronenwett J.L., Kennedy F.E., In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk, *J Vasc Surg* , 36/3, 589-597, 2002.
- [7] Cours en ligne : la rigidité artérielle les techniques de mesures, mise en place fevrier 2010, <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/les-techniques-de-mesures/>.
- [8] Raghavan M.L., Kratzberg J., De Tolosa E. M.C., Hanaoka M.M., Walker P. Da Silva E.S., Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Biomechanics*, 39, 3010–3016, 2006.
- [9] Van de Geest J.P., Sacks M.S., Vorp D.A., The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta. *Journal of Biomechanics*, 39, 1324–1334, 2006.
- [10] He C.M., Roach M.R., The composition and mechanical properties of abdominal aortic aneurysms, *Journal of Vascular Surgery*, 20, 6–13, 1994.
- [11] Xiong J., Wang S.M., Zhou W., Wu J.G., Measurement and analysis of ultimate mechanical properties, stress-strain curve fit, and elastic modulus formula of human abdominal aortic aneurysm and nonaneurysmal abdominal aorta, *J Vasc Surg* , 48/1, 190-195, 2008.
- [12] Meunier L., Chagnon G., Favier D., Orge L., Vacher P., Mechanical experimental characterisation and numerical modelling of an unfilled silicone rubber, *Polymer Testing*, 27, 765–777, 2008.
- [13] Raghavan M., Vorp D.A., 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*, 33, 475–482. 2000.
- [14] Rodriguez J., Ruiz C., Doblare M., Holzapfel G.A, Mechanical stresses in abdominal aortic aneurysms: Influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy. *J of Biomech Engineering*, 130:1–10, 2008.