



HAL
open science

Identification du risque individuel de rupture des anévrismes cérébraux intracrâniens : une approche biomécanicienne

Mathieu Sanchez, Dominique Ambard, Costalat Vincent, Franck Jourdan,
Franck Nicoud

► **To cite this version:**

Mathieu Sanchez, Dominique Ambard, Costalat Vincent, Franck Jourdan, Franck Nicoud. Identification du risque individuel de rupture des anévrismes cérébraux intracrâniens : une approche biomécanicienne. 10e colloque national en calcul des structures, May 2011, Giens, France. pp.Clé USB. hal-00592872

HAL Id: hal-00592872

<https://hal.science/hal-00592872>

Submitted on 3 May 2011

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.

Identification du risque individuel de rupture des anévrismes cérébraux intracrâniens : une approche biomécanicienne

M. Sanchez¹, D. Ambard¹, V. Costalat², F. Nicoud³, F. Jourdan¹

¹LMGC, Université Montpellier 2, France, {dominique.ambard, franck.jourdan, mathieu.sanchez}@univ-montp2.fr

²Département de Neuroradiologie, CHU Gui de Chauliac, Montpellier, France,

³ISM, Université Montpellier 2, France, franck.nicoud@univ-montp2.fr

Résumé — L'objectif de cette étude est de proposer une mesure du risque de rupture d'anévrismes cérébraux associé à la pathologie d'un patient donné. Dans ce cadre, une chaîne numérique de traitement des images morphologiques, des données hémodynamiques et rhéologiques, est mise en œuvre afin d'avoir accès aux données biomécaniques inaccessibles directement par l'imagerie médicale. Nous accédons aux contraintes et déformations dans la paroi en adoptant les propriétés des matériaux déterminées par nos investigations expérimentales, puis en utilisant un modèle numérique de couplage fluide/structure (FSI).

Mots clefs — FSI, Anévrisme cérébral, Hyperélasticité.

1 Introduction

Les anévrismes intracrâniens sont des anomalies vasculaires en rapport avec une ectasie localisée de la paroi artérielle. Ils correspondent à une hernie de la paroi au niveau d'une zone de faiblesse. Ils sont présents dans 2 à 6 % de la population selon les séries autopsiques. Leur traitement, autrefois exclusivement chirurgical, est partagé avec les neuroradiologues interventionnels, par un abord mini invasif endovasculaire. Seulement 0,5 % sont responsables d'un saignement, ce qui correspond en France à plusieurs milliers d'accidents hémorragiques. La rupture anévrysmale est la deuxième cause d'hémorragie intracérébrale. En cas d'hémorragie méningée secondaire à la rupture de l'anévrisme, les conséquences pour le patient peuvent être très graves, avec des risques de séquelles et de décès importants. A l'heure actuelle, le dépistage des anévrismes n'est pas organisé et les anévrismes non rompus sont découverts de manière fortuite. Dans le cas où un anévrisme est détecté, les médecins ne sont pas en mesure aujourd'hui de savoir si celui-ci est réellement dangereux (à risque élevé de rupture). Pour poser les indications de traitement, les neuroradiologues se basent sur des études statistiques réalisées sur une population de patients victimes d'une rupture anévrysmale. Les paramètres susceptibles d'influencer le risque de rupture étant très nombreux et variés (sexe, âge, origine ethnique, hypertension, cholestérol, tabagisme, forme-taille-position de l'anévrisme), l'approche statistique s'avère insuffisante en pratique et ne permet pas de définir un risque individuel de rupture.

L'objectif de cette étude est de proposer une mesure du risque de rupture d'anévrisme associé à la pathologie d'un patient donné. Dans ce cadre, une chaîne numérique de traitement des images morphologiques, des données hémodynamiques et rhéologiques, issues d'examen cliniques et essais expérimentaux est mise en œuvre afin d'avoir accès aux données biomécaniques inaccessibles directement par l'imagerie médicale. Ce travail se situe dans un contexte international très actif. On peut citer les travaux d'ANEURIST [6] soutenus par la communauté européenne et qui a essentiellement contribué à la simulation des écoulements fluides dans les anévrismes cérébraux. Nos travaux s'appuient sur le consortium européen IRRAs que nous avons mis en place et qui rassemble des chercheurs et des praticiens hospitaliers de différents pays. Cette étude se distingue actuellement par la prise en compte d'une chaîne complète d'investigations expérimentales et numériques.

- L'approche expérimentale consiste dans un premier temps à réaliser des essais de traction uniaxiaux sur des poches anévrysmales prélevées chirurgicalement. Les essais sont réalisés grâce à un protocole rigoureux de prélèvement des poches lors d'interventions chirurgicales et de conservation

des échantillons pour ne pas altérer les propriétés mécaniques de la paroi. Ces séries de mesures permettent de proposer un modèle de comportement du tissu en grandes déformations. Les essais, réalisés sur 16 poches anévrysmales, ont révélé un comportement fortement non-linéaire avec une rigidification importante fonction de l'élongation. Nous proposons un modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin afin de rendre compte de cette non-linéarité.

- En ce qui concerne l'approche numérique, une chaîne de traitement des images morphologiques et des données hémodynamiques issues d'examen clinique a été mise en œuvre, basée sur les travaux de [12]. Ces relevés expérimentaux et traitements numériques permettent d'obtenir l'évolution de la géométrie de l'anévrysme au cours du cycle cardiaque. Ces relevés ont pour objectif de servir de repère pour procéder à l'identification des paramètres matériaux de la paroi anévrysmale du patient. En supposant que l'épaisseur puisse être atteinte dans l'avenir par la résolution des moyens d'imagerie, nous proposons de fournir, en utilisant un modèle numérique de couplage fluide/structure et les propriétés des matériaux déterminées par la partie expérimentale, deux bornes extrêmes de déformation. La borne basse correspondra à un matériau sans risque de rupture et la borne haute à un matériau à risque élevé. La différence entre les deux solutions numériques et la position de la paroi issue de l'imagerie médicale pourrait aider à évaluer le risque individuel de rupture.

2 Identification des paramètres mécaniques de la paroi anévrysmale

L'étude sur la structure (paroi de l'anévrysme) consiste dans un premier temps à réaliser des essais mécaniques sur des poches anévrysmales. Il est question de déterminer la relation entre la contrainte et une mesure de la déformation (FIG.1). Pour se faire, l'équipe dispose de moyens expérimentaux adaptés et un savoir faire dans l'évaluation du comportement mécanique de matériaux biologiques [1], [3], [5], [9]. La contrainte est calculée comme étant la force divisée par la section initiale. La déformation mesurée est celle de l'ingénieur : allongement divisé par la longueur initiale. Des essais de rupture des tissus sont aussi engagés pour permettre de dégager des valeurs limites, mais ne seront pas présentés dans cet article.

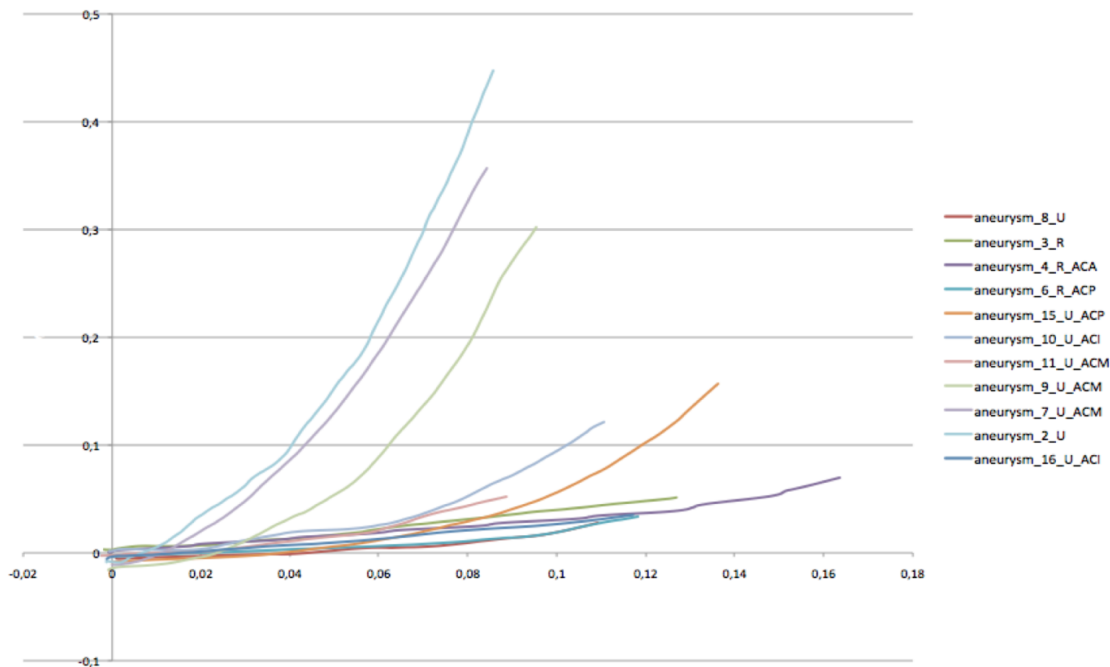


FIG. 1 - Courbes donnant la contrainte (MPa) en fonction de la déformation pour 11 anévrysmes provenant de patients de sexe féminin. Avec U = anévrysme non rompu, R = anévrysme rompu et ACP/ACA/ACI/ACM = localisation anévrysme

A l'aide de ces séries de mesures, il est proposé un modèle de comportement du tissu en grandes déformations capable de rendre compte de l'évolution de la contrainte dans le matériau. Il s'agit d'un modèle hyperélastique de type Mooney-Rivlin à 3 paramètres :

$$\sigma = \frac{F}{S_0} = 2(\lambda - \lambda^{-2}) \left(C_{10} + C_{01} \lambda^{-1} + C_{11} (3\lambda^{-2} + 3\lambda - 3 - 3\lambda^{-1}) \right) \quad (1)$$

où F la force mesurée, S_0 la section initiale et λ l'élongation de l'échantillon. C_{10} , C_{01} et C_{11} sont les coefficients matériaux du modèle.

Dans la suite, nous considérerons deux anévrysmes non rompus extrêmes, le plus rigide et le plus souple associés aux épaisseurs des parois anévrysmales respectives. Les coefficients matériaux et les épaisseurs sont les suivants sont rassemblés dans le tableau TAB 1.

TAB. 1 – les coefficients matériaux et épaisseurs des parois des anévrysmes.

Anévrysme	C_{10} (MPa)	C_{01} (MPa)	C_{11} (MPa)	Epaisseur (mm)
7 (rigide)	0,7705	-3,04e-17	32,149	0,3065
16 (souple)	2,83e-17	0,04497	0,3077	0,378

3 Interactions fluide/structures

Différentes études ont déjà été menées dans le domaine de la biomécanique utilisant l'interaction fluide structure (FSI). Citons par exemple le travail de recherche de S. Balocco et al. [2] sur les anévrysmes cérébraux utilisant une FSI pour déterminer la faisabilité d'une régionalisation des propriétés mécaniques de la paroi anévrysmale. Dans cette étude, un matériau linéaire et des conditions hémodynamiques spécifiques d'un patient sont utilisés. Le but de l'étude est de comprendre l'influence de l'hémodynamique dans l'estimation des propriétés mécaniques de la paroi anévrysmale. Pour réaliser les calculs FSI, le code COMSOL Multiphysics V3.4 a été utilisé. Une autre étude, menée par R. Torii et al. [10] sur les anévrysmes cérébraux, utilise une FSI avec 3 modèles différents de matériaux (un matériau linéaire en petites déformations, un matériau linéaire en grandes déformations et un matériau hyperélastique) pour modéliser la paroi anévrysmale pour déterminer l'influence des paramètres matériaux. Le modèle hyperélastique utilisé est celui de Fung dont les coefficients ont été déterminés par observation d'artères porcines. La géométrie correspond à celle d'un patient porteur d'un anévrysme sur l'artère communicante moyenne et une épaisseur constante est imposée sur l'ensemble de la géométrie (0,3mm). Ces calculs ont été réalisés avec la méthode DSD/SST (deforming spatial domain/stabilized space time method) pour la dynamique des fluides, avec la méthode des éléments finis de Galerkin pour la structure et le couplage à l'interface des conditions cinématiques et dynamiques en utilisant une approche de couplage par blocks itératifs. Ils concluent dans cet article que le changement de matériau génère très peu de différence sur les résultats en déplacement de la paroi et sur les efforts de cisaillement induit par le sang.

P. Rissland et al. [8] ont utilisé une FSI sur un patient spécifique dans le cas d'un anévrysme aortique. Ils ont utilisé 2 modèles de matériaux hyperélastiques différents : un de Mooney-Rivlin à 2 paramètres (isotrope) et un modèle proposé par Vito and Hickey [11] anisotrope. La résolution des calculs a été faite avec la méthode de Newton-Raphson. Dans leurs résultats, ils observent une différence significative entre la déformation du modèle isotrope et le modèle anisotrope ; le matériau hyperélastique isotrope semblant plus rigide que l'anisotrope puisque ce dernier se déforme de manière plus importante pour de mêmes conditions hémodynamiques. Finalement, on peut citer l'approche développée par F. Nicoud et al. [7], dans laquelle la FSI est simulée en pilotant l'évolution de la structure par les données issues de l'imagerie médicale.

Aucune des études précédentes n'a utilisé de valeurs réelles pour la paroi anévrysmale. Nous proposons donc de déterminer les déformations dans la paroi en considérant que les propriétés des matériaux sont déterminées par la partie expérimentale présentée dans le paragraphe précédent, puis en utilisant un modèle numérique de couplage fluide/structure (FSI). L'objectif est d'estimer la différence de déformation induite par deux matériaux, un rigide (« sain ») et un souple (proche de la rupture) pour des conditions hémodynamiques d'un patient spécifique et géométriques identiques. Dans tous les cas, le matériau utilisé pour l'artère source a les mêmes propriétés mécaniques :

$$E = 2 \text{ MPa}, \nu = 0,49, \rho = 2300 \text{ kg/m}^3 \text{ et } e = 0,6 \text{ mm},$$

avec E module de Young, ν coefficient de poisson, ρ la densité et e l'épaisseur de l'artère. Il en est de même pour les propriétés du fluide (sang) :

$$\rho = 1050 \text{ kg/m}^3 \text{ et } \eta = 0,04 \text{ Pa.s}, \text{ avec } \eta \text{ la viscosité.}$$

Pour l'analyse FSI, une pression normale à la surface externe, due à la pression intracrânienne, de 2800 Pa est imposée à la paroi. Le débit sanguin est imposé à l'entrée de l'artère selon le signal représenté dans la figure FIG. 2. La pression en sortie de l'artère suit le signal représenté dans la figure FIG. 3.

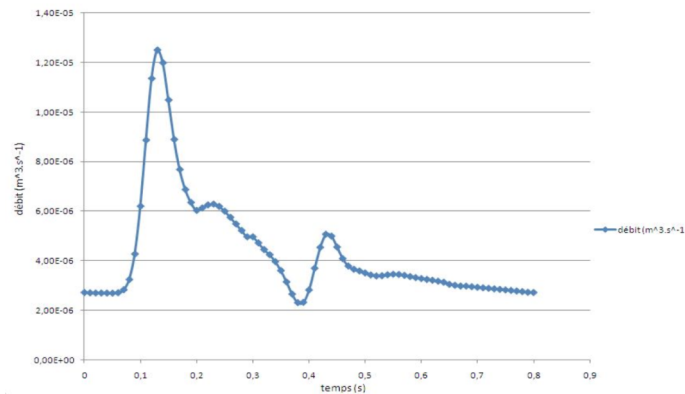


FIG. 2 – Représentation du débit imposé à l'entrée de l'artère source

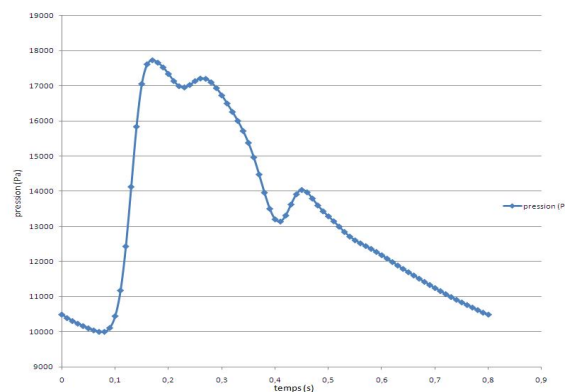


FIG. 3 – Représentation de la pression imposée en sortie de l'artère source

3.1 Méthode numérique

La mécanique des fluides permet d'accéder aux pressions et cisaillements induits par l'écoulement sanguin sur la paroi interne de l'artère et de l'anévrysme. L'étude est régie par les équations de Navier-Stokes et les équations de continuité. L'écoulement est considéré comme

laminaire. Le sang est considéré comme un fluide newtonien incompressible. Les résultats en pression et cisaillement de l'analyse en fluide sont importés comme conditions aux limites dans l'analyse en structure, cette procédure est réalisée de manière itérative à l'intérieur de chaque pas de temps. Il s'agit d'un couplage implicite itératif. Deux matériaux différents sont utilisés sur les parties solides, poche anévrysmale (hyperélastique) et artère (linéaire élastique). Les calculs sont réalisés en utilisant le logiciel ANSYS V.13. La partie CFD est résolue avec le module CFX d'ANSYS qui utilise la méthode des volumes finis et la méthode de résolution de Newton-Raphson. Pour la partie structure ANSYS emploie la méthode des éléments finis et également la méthode de Newton-Raphson. A l'interface entre les 2 physiques c'est un extrapolateur de CFX qui vient interagir entre les 2 solvers ; CFX génère une carte de pression extrapolée entre le maillage structure et le maillage fluide. Le calcul de structure se fait ensuite et les données de déformations de maillage sont transférées dans CFX, et cela pour chaque itération.

Le nombre d'éléments du maillage pour la partie structure est de 3235 et le maillage fluide est composé de 98926 éléments. Pour l'ensemble des calculs FSI, un pas de temps de 0,06s a été utilisé.

3.2 Calculs sans précontrainte initiale

Ces premiers calculs sont réalisés sans précontrainte initiale, c'est-à-dire que la configuration initiale est supposée sans contrainte. Notons que c'est l'hypothèse qui est faite dans la totalité des publications sur le sujet. Pourtant, les tissus sont naturellement en état de traction, car la pression interne est toujours supérieure à la pression externe. Nous verrons dans le paragraphe suivant que cela entraîne des différences significatives sur les résultats en déformations.

Les résultats du calcul, rassemblés dans la figure FIG. 4, indiquent un déplacement maximum de 0,33 mm pour l'anévrysme 7 (rigide) et un déplacement maximum de 0,54 mm pour l'anévrysme 16 (souple) (FIG. 4). Il y a donc une différence d'environ 63% entre le déplacement maximum d'une poche dite « rigide » et une poche dite « souple » pour une même géométrie et les mêmes conditions hémodynamiques.

On peut aussi remarquer, grâce à la figure FIG. 5, que la zone de déplacement maximum est localisée essentiellement dans la zone d'impact du fluide. Dans le cas de l'anévrysme 16 le déplacement est plus homogène sur l'ensemble de la poche, avec tout de même un maximum sur le lieu d'impact du fluide (FIG. 5), ce qui entraîne une modification géométrique plus importante par rapport à la géométrie de départ.

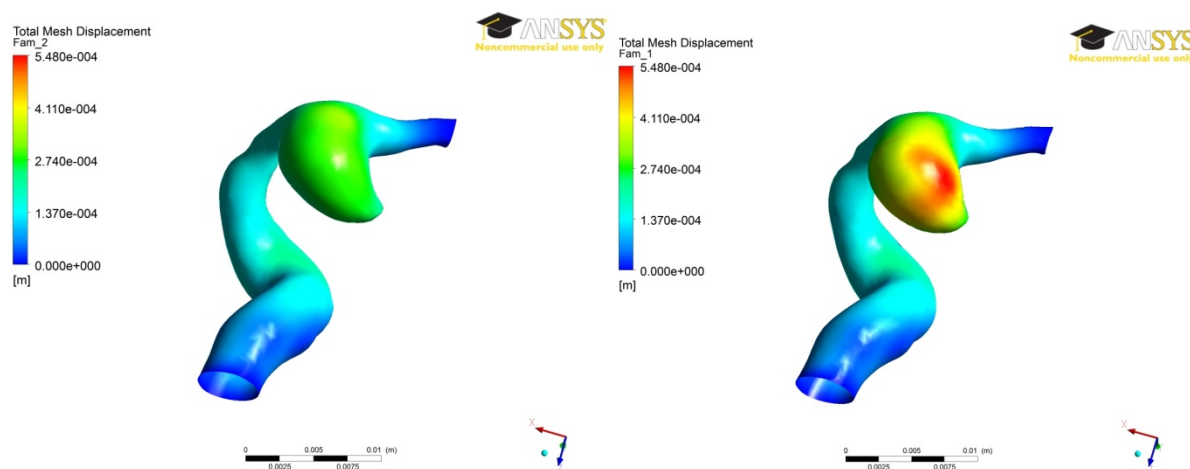


FIG. 4 – Résultats FSI en déplacement à la systole, sans précontrainte initiale (pression ≈ 17500 Pa): à gauche pour l'anévrysme 7 (rigide) à droite pour l'anévrysme 16 (souple)

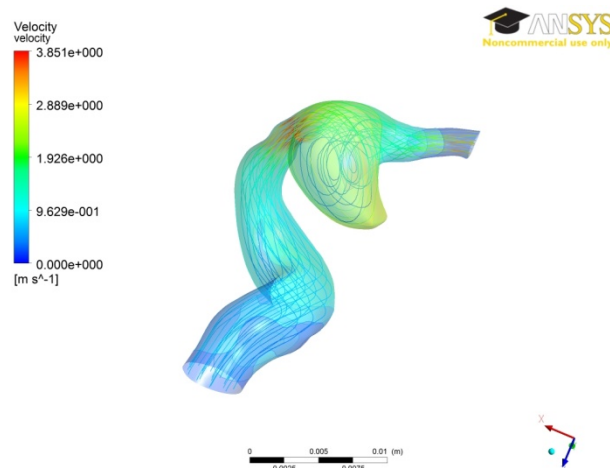


FIG. 5 – Vitesses et trajectoire du sang dans anévrysmes à la systole.

3.3 Calculs avec précontraintes initiales

Pour définir et imposer une précontrainte, un premier calcul en structure est nécessaire. Sur la même géométrie et le même maillage que pour l'analyse FSI une pression normale à la surface interne est imposée. Cette pression est de 10000 Pa, ce qui correspond à la pression générée par le sang à la diastole. Une pression normale à la surface externe, due à la pression intracrânienne, de 2800 Pa est aussi imposée à la paroi. Un unique matériau très rigide est défini pour la paroi anévrysmale et l'artère ($E = 2.10^{11}$ MPa). L'objectif est d'obtenir une déformation (quasi) nulle à l'équilibre et extraire de ce calcul un fichier contenant les contraintes en chaque point de Gauss du maillage. C'est ce fichier, réintroduit au début du calcul d'interaction fluide/structure, qui permet de créer la pré-tension des tissus tels qu'ils sont in vivo. Dans les deux cas, on observe une diminution du déplacement maximum dû à la précontrainte initiale (FIG. 6). Pour l'anévrysmes 7 (rigide) le déplacement maximum est maintenant de 0,29 mm (diminution de 13,7%) tandis que pour l'anévrysmes 16 (souple) il est de 0,402 mm (diminution de 25,5%). L'écart entre les 2 déplacements est maintenant d'environ 38%. Les remarques faites sur la localisation du maximum et la variation géométrique dans le calcul sans précontrainte sont toujours valable avec les résultats des anévrysmes précontraints.

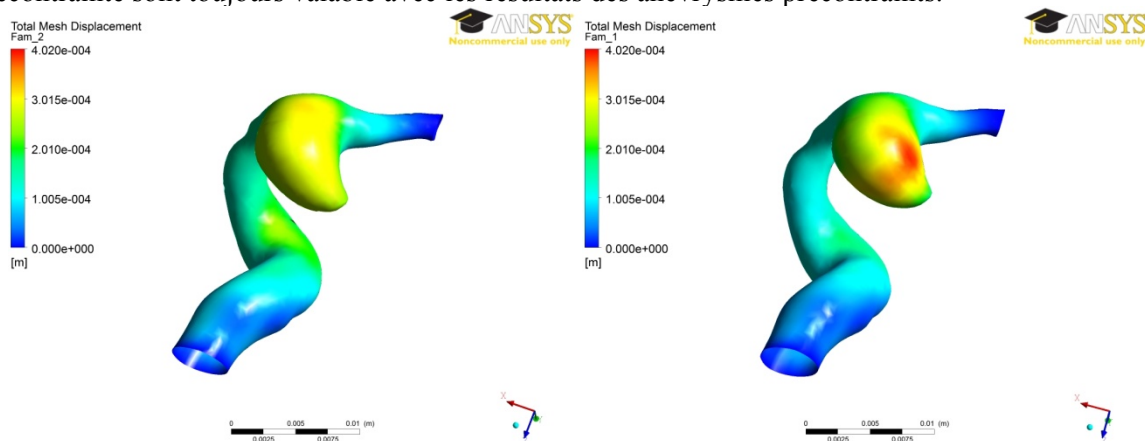


FIG. 6 – Résultats FSI en déplacement à la systole, avec précontrainte (pression \approx 17500 Pa): à gauche pour l'anévrysmes 7 (rigide) à droite pour l'anévrysmes 16 (souple)

3.4 Calculs en dynamique des structures avec précontraintes initiales

Dans cette partie, une analyse en dynamique des structures est réalisée sur la même géométrie que celle utilisée pour les FSI, avec les propriétés matériaux de l'anévrisme 7 (rigide) et le même fichier de précontrainte. Une pression normale interne à la surface est imposée par le signal de la figure FIG. 3. Le déplacement maximum dans ce cas est de 0,22 mm. Il est à comparer avec celui observé pour la simulation FSI avec les précontraintes initiales pour l'anévrisme 7 : 0,29 mm. L'emplacement du déplacement maximum diffère du cas FSI et l'amplitude de la zone est plus faible.

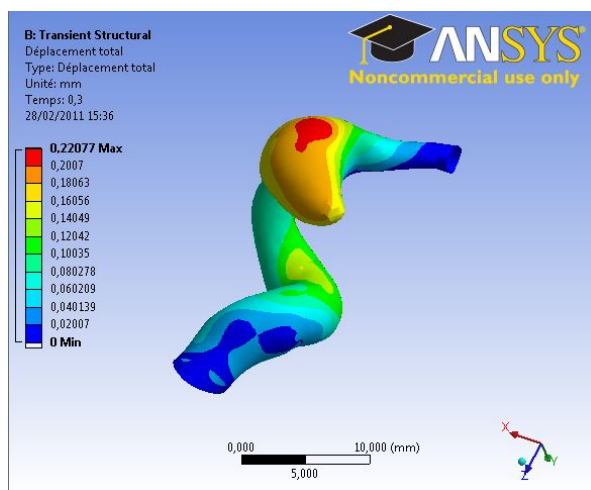


FIG. 7 – Résultat en déplacement pour le calcul en structure avec l'anévrisme 7 (rigide) précontraint soumis à une pression $P = 17\,500\text{Pa}$

4 Discussion

- Dans les deux analyses (précontraint ou non), une différence significative de déplacement maximum est mesurable entre une poche rigide (anévrisme 7) et une poche souple (anévrisme 16). Le matériau composant la poche anévrysmale a donc une influence importante sur la déformation de l'anévrisme au cours du cycle cardiaque.

- L'influence de la précontrainte dans ces biomatériaux n'est pas négligeable puisqu'elle entraîne une variation de déplacement de -13,7% dans le cas rigide et de -25,5% dans le cas souple. Elle entraîne donc une sorte de « rigidification » de l'anévrisme. Cela est dû à la non linéarité de la loi de comportement du matériau. La précontrainte a également tendance à réduire l'écart entre les déplacements maximums de l'anévrisme 7 (rigide) et l'anévrisme 16 (souple).

- La comparaison entre le calcul en structure et le calcul FSI pour l'anévrisme 7 montre des différences significatives sur la localisation du maximum de déformation et de l'amplitude de la zone. Cela permet de démontrer l'importance de l'influence du fluide dans la simulation. La trajectoire du sang entraîne une répartition inégale de la pression dans l'artère et la poche anévrysmale ce qui explique les différences observées entre le calcul en structure et la FSI.

5 Conclusion

Les résultats expérimentaux ont permis de dégager deux types de matériaux constituant les anévrysmes cérébraux. On peut distinguer des matériaux rigides dont le risque de rupture est faible et des matériaux plus souples proches de la rupture. Le comportement de ces matériaux a été modélisé par une loi hyperélastique de type Mooney-Rivlin à 3 paramètres. À travers les simulations FSI, on distingue une variation de déplacements et une variation de volume entre des poches anévrysmales

rigides et souples. Cette différence est significative, mais réduite lorsque l'on considère l'état réel pré-contraint du matériaux. La différence des valeurs des déplacements maximums (0,11 mm) laisse penser qu'elle serait observable à l'imagerie comme l'indiquent les résultats de C. Karmonik [4] qui détecte à l'IRM (1,5 Tesla) des déplacements de l'ordre de 0,04 mm.

L'objectif suivant est de réaliser une FSI entièrement dépendante du patient (conditions hémodynamiques, géométrie et coefficient correspondant à sa catégorie) et de comparer le déplacement « réel » de son anévrisme, approché par une opération de mesh morphing, avec le déplacement calculé par une simulation FSI.

Références

- [1] D. Ambard, D. F. Cherblanc, *Mechanical behavior of annulus fibrosus: A microstructural model of fibers reorientation*, *Annals of Biomedical Engineering*, vol 37, n 11, p 2256-2265, 2009
- [2] S. Balocco, O. Camara and Al., *Feasibility of estimating regional mechanical properties of cerebral aneurysms in vivo*, *Medical Physics*, p.1689-p.1706, 2010
- [3] F. Jourdan, A. Samida, *An implicit numerical method for wear modeling applied to hip joint prosthesis problem*, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Volume 198, Issues 27-29, Pages 2209-2217, 2009
- [4] C. Karmonik, O. Diaz, R. Grossman, R. Klucznik, *In vivo quantification of wall motion in cerebral aneurysm from 2D cine phase contrast magnetic resonance images*, *Neuroradiologie*, p.140 – p.151, 2010
- [5] Malachanne E., Dureisseix D., Jourdan F., *Numerical model of bone remodeling sensitive to loading frequency through a poroelastic behavior and internal fluid movements*, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, accepté
- [6] A.Molyneux. *International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial*, *The Lancet*, Volume 360, Issue 9342, Pages 1267-1274, 2002
- [7] F. Nicoud, R. Moreno, B. Tayllamin, M. Chau, H. Rousseau, *Computational hemodynamics in moving geometries without solving the fluid-structure interaction problem*, *Conference on Modelling Fluid Flow*, 2008
- [8] P.Rissland, Y. Alemu, S. Einav, J. Ricotta, D. Bluestein, *Abdominal Aortic Aneurysm Risk of Rupture: Patient-Specific FSI Simulations Using Anisotropic Model*, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131, p.031001-1 – p.031001-10, 2009
- [9] P. Swider, A. Pédrone, D. Ambard, F. Accadbled, J. Sales de Gauzy, *Substructuring and poroelastic modelling of the intervertebral disc*, *Journal of Biomechanics*, vol 43, n 7, p 1287-91, 2010.
- [10] R. Torii, M. Oshima, T. Kobayashi, K. Takagi, T. E. Tezduyar, *Fluid–structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: influence of structural modeling*, *Comput Mech*, vol 43, p.151 – p.159, 2008
- [11] Vito, R. P., Hickey, J. , *The Mechanical-Properties of Soft-Tissues. 2. The Elastic Response of Arterial Segments*, *J. Biomech.*, vol 13(11), p. 951–p.957, 1980
- [12] C. Zhang, M.C. Villa-Uriol, M. Craene, J. Pozo, A. Frangi. *Morphodynamic analysis of cerebral aneurysm pulsation from time-resolved rotational angiography*. *IEEE Trans Med Imaging*. Volume 28:, pages 1105–1116, 2009