



HAL
open science

Influence des structures environnantes sur le risque de rupture des anévrismes cérébraux : approche numérique

Benjamin Lafon, Dominique Ambard, Vincent Costalat, Franck Jourdan

► To cite this version:

Benjamin Lafon, Dominique Ambard, Vincent Costalat, Franck Jourdan. Influence des structures environnantes sur le risque de rupture des anévrismes cérébraux : approche numérique. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01722331

HAL Id: hal-01722331

<https://hal.science/hal-01722331v1>

Submitted on 3 Mar 2018

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.

Public Domain

Influence des structures environnantes sur le risque de rupture des anévrismes cérébraux : approche numérique

Benjamin LAFON¹ *, Dominique AMBARD¹ , Vincent COSTALAT², Franck JOURDAN¹

¹ LMGC, Université Montpellier 2, France, {dominique.ambard, franck.jourdan, benjamin.lafon}@univ-montp2.fr
² Département de Neuroradiologie, CHU Guy de Chauliac, Montpellier, France

Résumé — L'objectif de cette étude est d'évaluer l'influence de la modélisation de l'écoulement du sang, de la distance entre l'environnement et l'anévrisme, et du matériau anévrisimal sur la contrainte intra pariétale de l'anévrisme.

Pour cela nous avons mis en place un modèle d'interaction fluide/structure qui montre l'effet de l'environnement péri-anévrysmal dans le cas d'une géométrie simplifiée sur la contrainte maximale dans l'anévrisme.

Nos résultats semblent indiquer une légère augmentation de la contrainte maximale pour les matériaux rigides et une plus importante pour les matériaux souples, si l'on tient compte de l'interaction fluide/structure.

Mots clés — FSI, Anévrisme cérébral, Contact

1. Introduction

Les anévrismes sont des anomalies provenant de la disparition d'une des trois couches composant l'artère. Ils sont présents dans 2 à 6% de la population et seulement 0,5% de cette tranche de la population ont une rupture d'anévrisme. Cela correspond à plusieurs milliers de cas en France. La rupture d'anévrisme est asymptomatique; les anévrismes sont découverts de façon fortuite, soit par la dite rupture, soit lors d'un examen. Lors de la découverte, le praticien n'est à l'heure actuelle pas capable de dire s'il est dangereux (proche de la rupture ou non). Pour choisir si le patient doit être opéré, il s'appuie sur des critères de morphologie, de dimension, d'exposition (tabac, alcool, hypertension) et sur son expérience.

La simulation pourrait donner un autre indicateur, elle permet de prendre en compte la géométrie des poches anévrismales et les conditions hémodynamiques appliquées, mais elle ne doit pas omettre de prendre en compte l'environnement péri-anévrysmal (EPA) fait d'os, de liquide et de cerveau.

L'environnement péri-anévrysmal est aussi un facteur impliqué dans le mécanisme de rupture [5] [6]. Si les anévrismes sont a priori situés dans l'espace sous arachnoïdien, des contacts avec les structures nerveuses (cortex cérébral, dure-mère, vaisseaux, nerf oculomoteurs, clinoïde, etc...) sont souvent avérés lorsque l'anévrisme se développe. Ainsi, selon [5] [6], les anévrismes rompus développeraient un contact direct avec les structures péri-anévrysmales nerveuses ou osseuses de façon plus fréquente que les anévrismes non rompus (32/36). De plus, les contacts seraient de type « unbalanced », définissant un état de contrainte "non équilibrée" dans les groupes d'anévrismes rompus. Cette définition vient en opposition à une contrainte « balanced », ou "équilibrée", qui serait sensée réduire les contraintes intra-pariétales au sein de l'anévrisme selon les travaux de [7]. Ces approches restent exploratoires, et les définitions «balanced / unbalanced» subjectives et peu reproductibles, sans étude clinique d'envergure.

Ces travaux posent la question de la relation entre le facteur taille reconnu comme un facteur de risque et la présence d'un contact rigide péri-anévrysmal. Inversement, le critère taille n'est-il pas la traduction indirecte d'une importance des contacts avec l'environnement péri-anévrysmal qui amènerait aux conditions de la rupture ?

Actuellement, les simulations numériques [2][8][9] ne prennent pas en compte l'environnement péri-anévrysmal. Il pourrait cependant être une des clefs de l'analyse, et doit être inclus à terme dans les simulations. D'un point de vue pratique, il est clair que certaines localisations anévrysmales ont tendance à rompre plus que d'autres (Anterior Cerebral Artery (ACA), Posterior Cerebral Artery (PCA)). Cette inégalité n'est pas le fait de la répartition des forces de cisaillement intra-anévrysmales, qui restent très variables d'un anévrysme à l'autre quelque soit sa localisation. Ce qui définit la localisation d'un anévrysme, c'est son environnement direct : os, Liquide Céphalo-rachidien (LCR), structure nerveuse rigide, vaisseaux intracrâniens. On peut remarquer que la taille croissante d'un anévrysme augmente son interaction avec l'EPA. Ainsi, intuitivement, le contact pariétal (avec de l'os, un nerf) peut amener à une rigidification partielle de la paroi anévrysmale. Le déplacement qui ne peut se produire dans la partie rigide va se concentrer dans la partie libre.

A ce niveau, les contraintes intra-pariétales vont être majorées, et rapprocher logiquement le tissu de la contrainte à rupture. Cette théorie doit être étudiée en simulation, quantifiée, et si elle est démontrée, introduite dans une boucle d'analyse « patient-spécifique », faisant l'objet d'une étude dédiée. Nous proposons dans ce papier de développer un processus d'interaction entre l'anévrysme cérébral intracrânien au cours du cycle cardiaque et l'environnement péri-anévrysmal. La mise en œuvre de cette recherche nécessite d'une part la modélisation des structures intracrâniennes péri-anévrysmales, et d'autre part la résolution de plusieurs problématiques mécaniques. Non seulement, il est nécessaire de contrôler l'interaction fluide/structure, mais aussi de tenir compte des conditions de contact et éventuellement de frottement entre solides.

Ces travaux font suite à une précédente étude d'Interaction Fluide/Structure (FSI) sur le risque de rupture des anévrysmes cérébraux [3] [4].

2. Méthodes

2.1. Géométries

Nous avons choisi une géométrie anévrysmale simplifiée permettant la circulation du fluide dans l'anévrysme (Figure 1). L'artère source a un diamètre de 5mm. Le seuil AR de cet anévrysme est de 1,2 ($AR=H/D$ avec H la hauteur de l'anévrysme et D le diamètre au collet). L'épaisseur de l'artère est de 1mm et celui de l'anévrysme de 0,3mm. Nous avons utilisé un modèle de coque. L'environnement péri-anévrysmal est un corps plan rigide placé à 90% ou 30% du déplacement maximum du dôme. Nous nous sommes placés dans les conditions décrites dans l'article de référence [7].

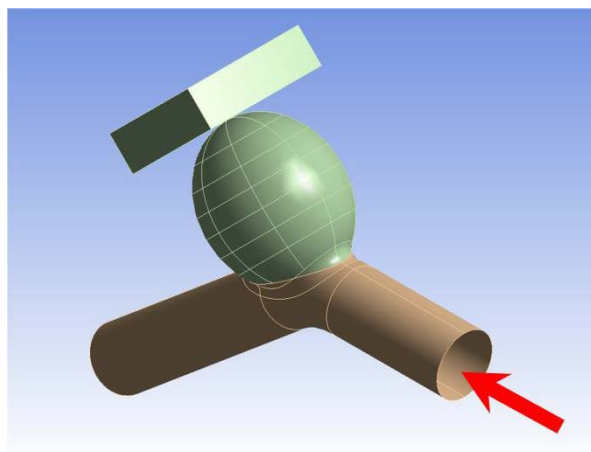


Fig. 1. Géométrie anévrysmal avec son environnement (en rouge le sens de circulation du flux sanguin)

2.2. Matériaux

Le modèle de matériau anévrysmal choisi est un modèle hyperélastique de type Mooney-Rivlin à 3 paramètres dont l'énergie de déformation W s'écrit :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (1)$$

avec $I_1 = \text{tr}(\mathbf{C})$ et $I_2 = \frac{1}{2}(\text{tr}^2(\mathbf{C}) - \text{tr}(\mathbf{C}^2))$

avec \mathbf{C} le tenseur des déformations de Cauchy Green droit.

Nous utiliserons deux types de matériaux : un souple et un rigide[1] dont les coefficients sont reportés dans le tableau 1.

	C01(MPa)	C11(MPa)	C10(MPa)	ρ (kg/m ³)
Souple	0,0259	0,42	0,0236	2300
Rigide	0	22,14	0,3925	2300

Tableau 1. Paramètres des matériaux anévrysmals

Le matériau utilisé pour l'artère source est un modèle élastique linéaire isotrope :

$$E = 3 \text{ MPa}, \nu = 0,49, \rho = 2300 \text{ kg/m}^3,$$

avec E le module d'Young, ν le coefficient de Poisson et ρ la masse volumique. L'environnement péri-anévrysmal est un matériau rigide élastique linéaire isotrope représentant un obstacle de type os :

$$E = 18 \text{ GPa}, \nu = 0,49, \rho = 2300 \text{ kg/m}^3,$$

Le sang est considéré comme un fluide Newtonien :

$$\eta = 0,49 \text{ Pa. s}, \rho = 1050 \text{ kg/m}^3,$$

avec η la viscosité dynamique.

2.3. Conditions aux limites

Le sang est modélisé de deux manières : soit par une pression uniforme appliquée sur la paroi du vaisseau, soit par un fluide qui s'écoule avec un débit en entrée de l'artère et une pression en sortie.

Dans le cas de la FSI, le débit sanguin est imposé en entrée de l'artère source selon le signal représenté dans la figure 2. Une pression est imposée en sortie de l'artère source selon le signal représenté dans la figure 3. Ces conditions aux limites correspondent à une localisation ACA de l'anévrysmal. Ces données sont issues de [4].

Dans le cas du calcul de structure sans écoulement, une pression sur les surfaces internes de l'artère et de l'anévrysmal est imposée selon le signal représenté dans la figure 3.

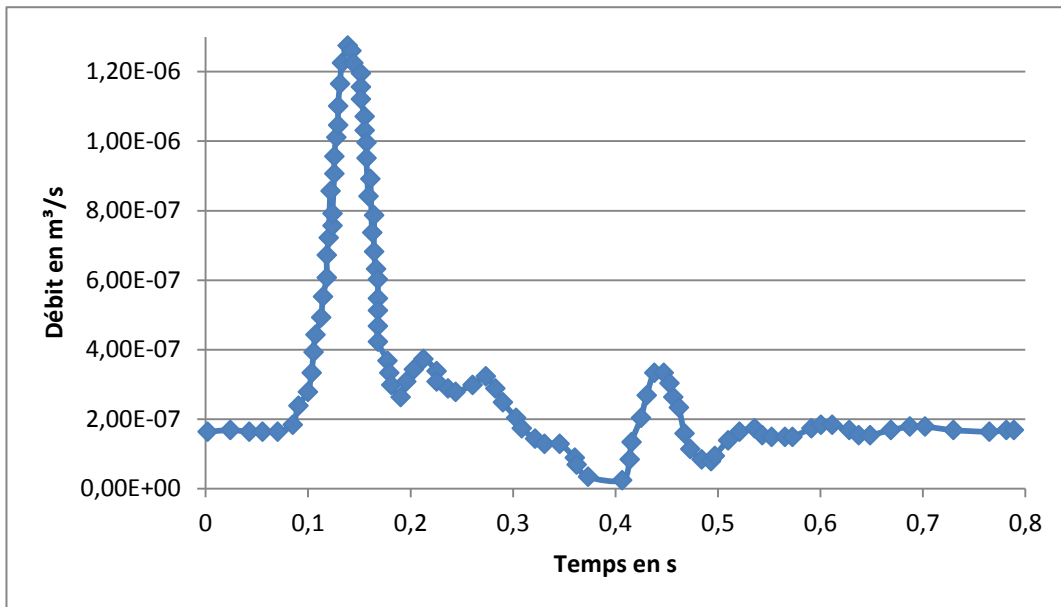


Fig. 2. Débit imposé en fonction du temps

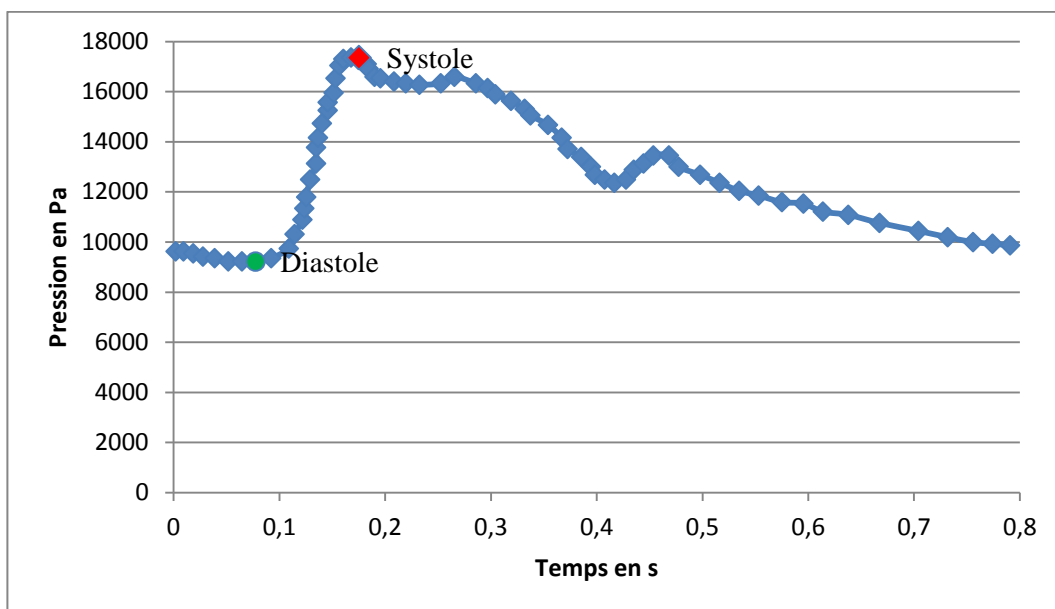


Fig. 3. Pression imposée en fonction du temps

Une pression normale à la surface externe du réseau sanguin, due à la pression intracrânienne, de 2000 Pa est imposée à la paroi. L'artère est bloquée en déplacement sur ses deux extrémités et l'environnement est bloqué en déplacement sur la face opposée au contact. Le contact est supposé sans frottement à cause des effets lubrifiants du LCR.

Enfin, nous avons appliqué une précontrainte à chacune de nos simulations [3].

2.4. Contraintes initiales

L'artère et l'anévrisme ne sont jamais au repos. Ils sont soumis à des efforts (Pression artérielle et pression du LCR). Autrement dit, ils sont déjà dans un état contraint. L'état au repos n'est pas connu. Pourtant, les lois de comportements des matériaux hyperélastiques que nous utilisons pour la simulation sont déterminées à partir d'un état initial sans contrainte (les courbes partent de zéro). Il est donc nécessaire de trouver l'état de contrainte associé à la géométrie initiale (d'acquisition IRM dans le cas d'une géométrie patient spécifique). Nous appelons cet état : « état précontraint ».

Pour cela, nous utilisons la géométrie initiale (exemple : Figure 2) pour laquelle nous connaissons les conditions de pression. Nous supposons que la géométrie et la pression associée sont proches de l'état diastolique. Pour cette géométrie, sous la pression ($P= 9000$ Pa), nous avons besoin de déterminer la contrainte en chaque point d'intégration du maillage de la paroi. Cette dernière est évaluée en supposant que les effets d'inertie sont négligeables dans le mouvement de la paroi. Une simulation est faite avec un matériau élastique linéaire dans l'Hypothèse des Petites Perturbations (HPP) pour résoudre l'équation d'équilibre. Une fois que l'état de contraintes est déterminé, on impose celui-ci comme état précontraint pour les calculs sur le reste du cycle cardiaque. L'importance de cette étape de prise en compte de la précontrainte a été soulignée dans les articles [3] et [4].

2.5. Méthodes numériques

Pour les simulations FSI on utilise le logiciel ANSYS v13, qui est basé sur une approche partitionnée et conforme. Pour la partie structure, la discrétisation spatiale est réalisée par la méthode des éléments finis tandis que pour la partie fluide, il s'agit de la méthode des volumes finis. La discrétisation temporelle est réalisée par la méthode de différences finies de type Newmark implicite. Les équations non-linéaires fluide ou structure sont résolues par un algorithme de Newton Raphson.

La contrainte pariétale provenant du fluide est importée comme conditions aux limites dans l'analyse structurelle ; cette procédure est réalisée de manière itérative à l'intérieur de chaque pas de temps avec l'aide d'un coefficient de relaxation. C'est un couplage implicite itératif.

A l'interface des deux domaines physiques, le type d'éléments diffère et les nœuds des deux maillages ne coïncident pas. Pour résoudre ce problème interfacial, une interpolation de surface est réalisée.

Pour le traitement numérique du contact, nous avons utilisé la méthode des pénalités (identique aux travaux [7]).

3. Résultats et Discussion

Le maillage de la partie structure est composé de 16252 éléments coques (à cause de la faible épaisseur de la paroi anévrismale), de 20172 éléments volumiques tétraédriques pour l'EPA et le maillage de la partie fluide contient 57304 éléments tétraédriques (Figure 4). Pour chacune des simulations, un pas de temps de 0.004 s est utilisé.

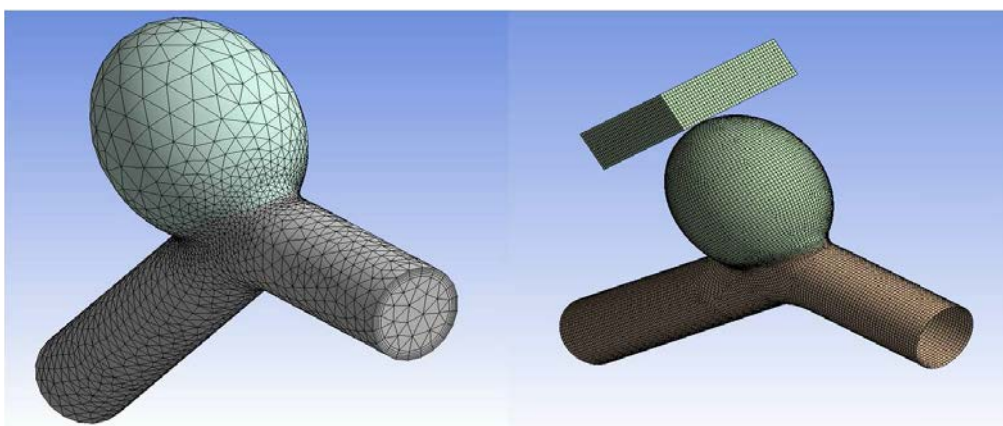


Fig. 4. Maillage fluide (à gauche) et maillage structure (à droite)

Les simulations numériques réalisées ont pour objectifs de quantifier l'influence du matériau anévrismal, l'influence de l'écoulement du fluide et l'influence de la distance de l'anévrisme à l'obstacle.

Pour l'influence du matériau, nous avons utilisé les matériaux souples et rigides définis au paragraphe 2.2. L'influence de l'écoulement est établi en comparant un calcul FSI avec un calcul de

structure dans laquelle on impose une pression uniforme sur la surface interne du vaisseau. Enfin l'influence de l'EPA est testé pour deux distances le séparant de l'anévrisme en position initiale. Une simulation de référence (sans EPA) nous permet de connaître la position du dôme à la systole. Nous avons placé la surface de l'environnement venant au contact de la paroi anévrismale entre la position à l'état initial et celle à la systole. La position de l'environnement est ainsi placée à 30% ou 90% du déplacement maximum du dôme.

Nous avons mesuré les contraintes de Von Mises pour l'ensemble de la structure (Figure 5) et la variation de contraintes Δ définie par :

$$\Delta = \frac{\sigma_{\max \text{ avec environnement}}}{\sigma_{\max \text{ sans environnement}}} - 1 \quad (2)$$

Les résultats ont été rassemblés dans le Tableau 2.

Materiau anévrisimal	Rigide		Souple	
	30% du déplacement	90% du déplacement	30% du déplacement	90% du déplacement
FSI	+3%	+0,89%	Non réalisé	+3,6%
Pression uniforme	0%	-0,01%	-0,01%	-0,77%

Tableau 2. Variation Δ de la contrainte maximale de Von Mises

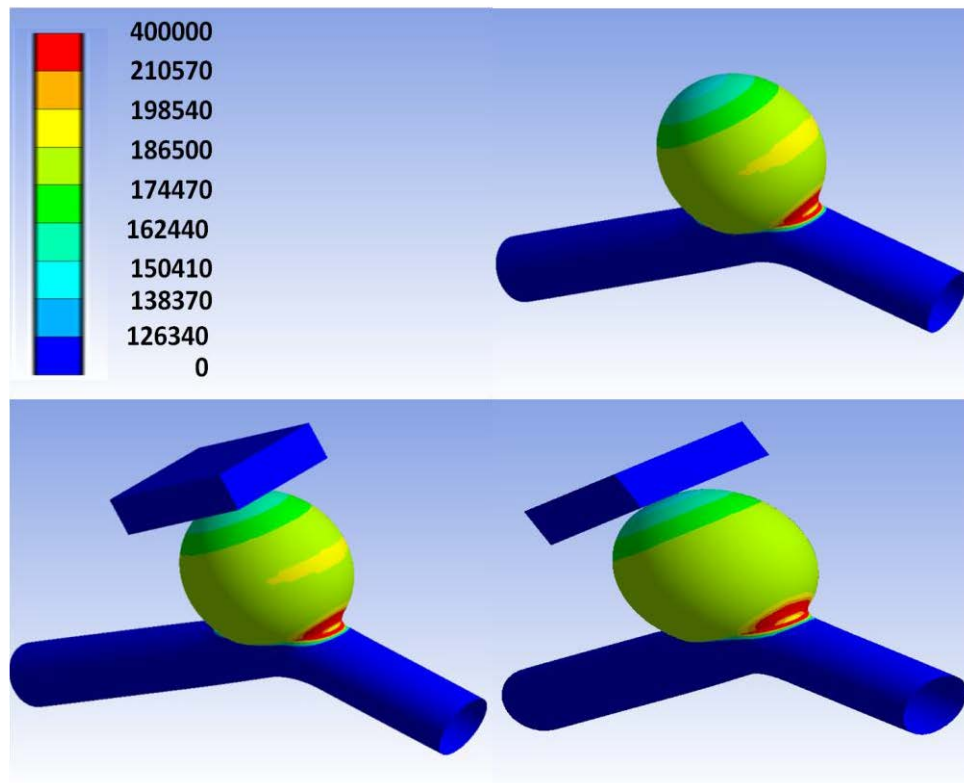


Fig. 5. Contraintes de Von Mises en Pa des simulations pour un matériau souple sans FSI : état de référence (en haut à droite), EPA à 90% du déplacement maximum (en bas à gauche), EPA à 30% du déplacement maximum (en bas à droite)

La contrainte maximale a été mesurée sur l'anévrisme en excluant la zone proche du collet. En effet, une surcontrainte est localisée au collet du fait du changement d'épaisseur entre l'anévrisme et l'artère source.

Nous observons une diminution de la contrainte maximale lorsque l'on utilise la pression uniforme, ce qui est conforme aux résultats de [7]. En revanche, lorsque l'on modélise l'écoulement du fluide, on observe une légère augmentation de la contrainte maximale. Par contre, cette augmentation est comprise entre 4,5% et 14% dans certaines zones de l'anévrisme (Figure 6) notamment dans la zone d'impact du fluide dans l'anévrisme (voir trajectoire Figure 7).

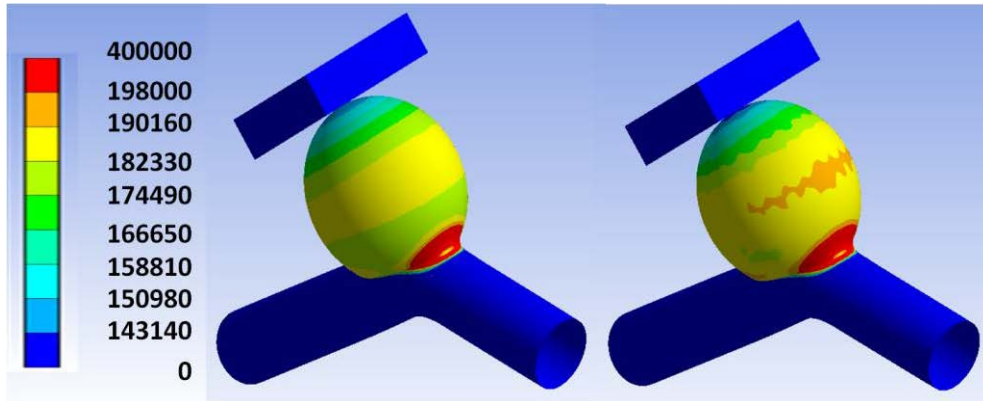


Fig. 6. Contraintes de Von Mises en Pa des simulations avec le matériau souple, la pression uniforme (à droite) et la FSI (à gauche)

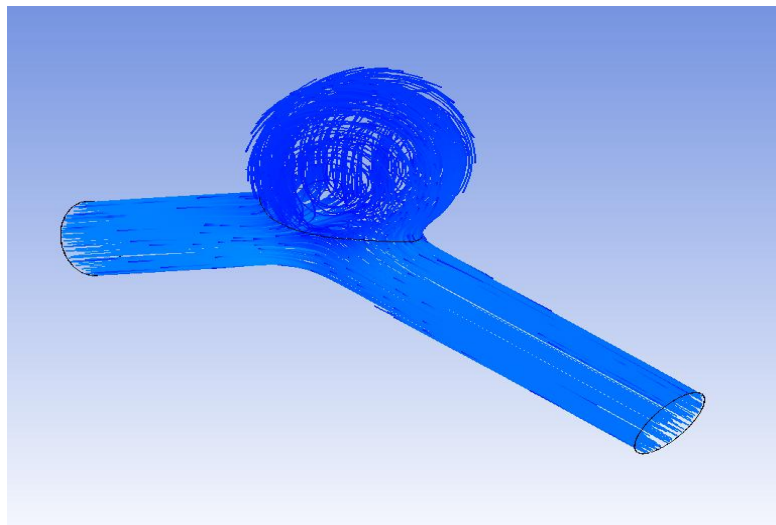


Fig. 7. Ligne de courant du sang dans le vaisseau

Dans le cas du matériau rigide, l'influence de l'EPA n'est pas vraiment significative. Pour le matériau souple, nous ne disposons pas des résultats dans le cas de la simulation FSI avec l'environnement placé à 30% du déplacement maximal, suite à un problème de convergence dû au cumul de non linéarité (hyperélasticité, contact et FSI). Cependant, les résultats obtenus pour la localisation de l'EPA à 90% du déplacement maximal semblent montrer une influence de l'EPA. En effet, plus l'EPA est proche de l'anévrisme, plus la contrainte maximale augmente.

5. Conclusions et perspectives

Dans cette étude, nous avons obtenu des résultats similaires aux travaux [7], signalant une diminution de la contrainte pariétale dans l'anévrisme en présence d'environnement péri-anévrysmal pour un calcul de structure ne tenant pas compte de l'écoulement du fluide.

Par contre nos résultats semblent indiquer une légère augmentation de la contrainte maximale pour les matériaux rigides et une plus importante pour les matériaux souples, si l'on tient compte de l'interaction fluide/structure. Par ailleurs, une augmentation significative de la contrainte est observée dans la zone d'impact du fluide dans l'anévrisme.

A court terme, l'objectif est de faire converger la simulation interaction fluide/structure pour le matériau souple, lorsque l'environnement est proche de l'anévrisme. L'objectif à long terme est de réaliser une simulation interaction fluide/structure "patient spécifique" : une géométrie réelle du réseau sanguin et de l'environnement.

Références

- [1] V. Costalat et al. Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRA's Project), *Journal of Biomechanics*, 2011
- [2] P. Moireau, N. Xiao, M. Astorino, C. Figueroa, D. Chapelle, C. Taylor, and J. Gerbeau. External tissue support and fluid–structure simulation in blood flows. *Biomech Model Mechanobiol.* 11(1–2):1–18, 2011.
- [3] M. Sanchez, D. Ambard, V. Costalat, F. Jourdan, F. Nicoud. Identification du risque individuel de rupture des anévrysmes cérébraux intracrâniens : approche biomécanique, CSMA, 2011.
- [4] M. Sanchez, D. Ambard, V. Costalat, S. Mendez, F. Jourdan, F. Nicoud. Biomechanical Assessment of the Individual Risk of Rupture of Cerebral Aneurysms: A Proof of Concept, *Annals of Biomedical Engineering*, *Annals of Biomedical Engineering*, 2012.
- [5] D. San Millan Ruiz, K. Tokunaga, AR. Dehdashti, K. Sugiu, J. Delavelle, DA. Rufenacht. Is the rupture of cerebral berry aneurysms influenced by the perianeurysmal environment?, *Acta Neurochir Suppl*, 82:page31–page34, 2002
- [6] D. San Millan Ruiz, H. Yilmaz, AR. Dehdashti, A. Alimenti, N. de Tribolet, DA. Rufenacht. The perianeurysmal environment: Influence on saccular aneurysm shape and rupture *AJNR Am J Neuroradiol*, 27 :page504–page512, 2006
- [7] P. Seshaiyer, JD. Humphrey. On the potentially protective role of contact constraints on saccular aneurysms, *J Biomech*, 34:page607–page612, 2001.
- [8] 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
- [9] P. Watton, N. Raberger, G. Holzapfel, Y. Ventikos. Blood flow dynamics and fluid–structure interaction in patient specific bifurcating cerebral aneurysm. *J. Biomech. Eng.* 131(101003):1–14, 2009.