

Validation des procédures de maillage pour l'étude des écoulements sanguins dans une fistule artério-veineuse réelle

Z. Kharboutly*, J.M. Treutenaere**, I. Claude*, M. Fenech*, C. Legallais*

*Université de Technologie de Compiègne (UTC), UMR CNRS 6600, Biomécanique et Génie Biomédical
Centre de Recherche de Royallieu - BP 20529-60205 COMPIEGNE

**Département de Radiologie, Polyclinique Saint-Côme, Compiègne, France
Zaher.kharboutly@utc.fr

Résumé :

Une fistule artério-veineuse permet chez les insuffisants rénaux d'accéder à un débit sanguin suffisant lors des séances d'hémodialyse. Nous avons établi, à partir d'images d'angio-scanner, un protocole d'investigation pour simuler l'écoulement sanguin dans ce vaisseau atypique. Dans cette étude, nous nous focalisons sur la fiabilité des simulations pour des réseaux réels et complexes. Nous avons comparé et optimisé plusieurs types de maillage (hexaédrique, hybride), en tenant compte de différents critères (qualité des mailles, profil de vitesse, cisaillement) sur une géométrie simplifiée. Nous appliquons ensuite le protocole de maillage hybride au cas réel pour relier les paramètres mécaniques obtenus par les simulations aux caractéristiques physiopathologiques issues de l'imagerie.

Abstract:

Patients with kidney failure require haemodialysis. Its most desirable form of vascular access is the arterio-venous fistula. We established, an investigation protocol that simulates blood flow in typical vessels using the CT angio-scanner imaging modality. In this study we focused on the simulation reliance for complex and realistic vessels. We compared and optimized different meshing combinations (hexahedron, hybrid), considering different criteria (mesh quality, velocity profile, wall shear stress) applied to the simplified geometry. Later on we applied the obtained criteria on the complex geometry to associate the obtained mechanical simulation results with the vascular physiological characteristics issued from the imaging modality.

Mots clefs :

Mécanique des fluides numérique; Imagerie; Simulation Numérique

1 Introduction

Pendant les séances d'hémodialyse (traitement de l'insuffisance rénale), le sang est filtré dans un circuit extracorporel. Un accès vasculaire avec un fort débit permet de réaliser correctement la ponction et la réinjection du sang. Le chirurgien doit créer une fistule artério-veineuse (FAV), c'est-à-dire connecter une artère du bras à fort débit avec une veine de surface. On appelle anastomose le pont reliant l'artère à la veine. Les complications les plus fréquentes de ces abords vasculaires sont les sténoses et les thromboses, qui se produisent principalement du côté veineux de la fistule ou de la greffe (Kanterman *et al.* (1995)). Ces lésions sont associées à une modification de l'écoulement sanguin. Plusieurs études ont démontré que les facteurs hémodynamiques locaux jouent un rôle important dans la transformation des vaisseaux et le développement de pathologies de type athérosclérose. On associe la transformation structurelle des vaisseaux aux contraintes à la paroi induites par l'écoulement du sang sur les cellules endothéliales ou sur les cellules musculaires lisses (Giddens *et al.* (1993) et Hehrlein (1995)).

Afin d'étudier la relation entre l'écoulement du sang et la physiopathologie, il est nécessaire de connaître ses caractéristiques locales dans les vaisseaux. D'un point de vue clinique, il est

possible de mesurer (in vivo) des champs de vitesse en utilisant l'échographie Doppler couleur. Cependant, cette méthode a des limites : d'une part elle n'estime la vitesse que dans des régions restreintes de l'espace (fenêtre 2D) et d'autre part elle ne permet pas de calculer le cisaillement à la paroi (Pietura *et al.* (2004)). Nous avons donc proposé aux cliniciens, pour palier ces limitations, d'utiliser une approche de modélisation biomécanique (Prakash et. Ethier 2001).

Dans des travaux précédents (Kharboutly *et al.* (2005)), nous avons étudié la dynamique de l'écoulement du sang dans une FAV latéro-terminale d'un patient. A partir des examens d'angioscanner, nous avons reconstruit un volume tridimensionnel réaliste, mais dépourvu de bifurcations, pour réaliser un maillage hexaédrique. Cette première approche nous avait permis de démontrer la pertinence de la démarche, mais devait être optimisée, pour une transposition à des cas réels. En particulier, il n'est jusqu'à ce jour pas possible, avec les outils dont nous disposons, de réaliser un maillage hexaédrique dans des géométries avec des bifurcations complexes.

Dans un premier temps, nous avons traité la même géométrie simplifiée de FAV. Différents types de maillage ont été réalisés : hexaèdres, et hybrides (combinaison entre tétraèdres et prismes). Dans un second temps, nous avons appliqué le protocole de maillage hybride optimisé et validé à la FAV réelle, pour relier les simulations numériques et la physiopathologie.

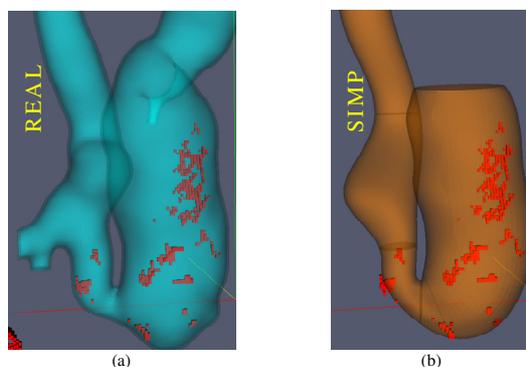


FIG. 1 – FAV-REAL (a) avec trois bifurcations, ce qui correspond à une entrée sanguine, côté artériel et quatre sorties, deux côté artériel vers le bras, et deux sur le retour veineux et FAV-SIMP (b) : une entrée et une sortie. Les points rouges correspondent aux zones de calcification identifiées sur les images d'angioscanner.

2 Méthodes

2.1 Modèles géométriques

Les images proviennent d'un angioscanner réalisé sur une patiente présentant une fistule réalisée en 1987. Les protocoles d'acquisition d'images, de segmentation et de reconstruction ont été décrits dans une étude précédente Kharboutly *et al.* (2005), (2007).

Nous avons donc généré une géométrie réelle du vaisseau (Fig. 1a). Dans la première partie de l'étude, nous nous sommes inspirés de ce cas réel, en éliminant les bifurcations, pour aboutir au modèle simplifié (Fig. 1b). Dans la suite, le modèle simplifié s'intitule « SIMP », et le modèle réel « REAL ».

Avant d'effectuer les maillages, nous avons ajouté un tube droit à l'entrée de l'artère suffisamment long pour bien établir de l'écoulement et utiliser une condition d'entrée en vitesse, et un tube droit après la principale sortie veineuse, pour éviter la perturbation de l'écoulement en sortie.

2.2 Modèles biomécaniques

2.2.1 Maillage

Les maillages hexaédriques sont réalisés dans Gambit 2.2.3® (Fluent, Lebanon, NH, USA). Très brièvement, la section d'entrée est tout d'abord maillée avec un algorithme de type «*Pave*», puis ce maillage est extrudé à l'aide de l'outil Cooper proposé par Gambit. Cette méthode nous permet d'obtenir des mailles qui sont orientées suivant la morphologie du vaisseau et donc dans le sens de la composante principale de la vitesse. Les maillages hybrides sont créés dans TGrid 4.011® (Fluent, Lebanon, NH, USA). Ces maillages font appel à des éléments prismatiques situés près de la paroi (qui permettent le raffinement local), et des éléments tétraédriques qui remplissent la majorité du vaisseau. Les détails des 2 versions les plus abouties de ces maillages sont donnés dans le tableau 1 (SIMP-HEX et SIMP-HYB). Ces versions ont été sélectionnées selon les critères suivants : optimisation de la couche limite d'après une étude réalisée sur géométrie tubulaire, optimisation du maillage principal après convergence des profils de vitesse.

Nombre	SIMP-HEX			SIMP-HYB		
	Min	Max	Moyenne	Min	Max	Moyenne
Cellules	355718			697455		
Faces	1083037			1573102		
Noeuds	372138			235467		
Volume Total (m3)	1.581407e-04			1.596669e-04		
Face Qualité	1.3107e-06	0.7537369	0.1338817	7.5728e-10	0.7871462	0.09337765
Volume Qualité	0.01236163	0.93	0.2315364	5.3747e-06	0.8496889	0.2583007
Volume (m3)	3.6538e-12	1.2972e-08	4.57e-10	3.1781e-13	1.4199e-08	2.2893e-10
Face Surface (m2)	7.8402e-09	2.1520e-05	7.212e-07	8.3794e-09	3.3564e-05	6.191e-07

Tableau 1 : Caractéristiques des maillages SIMP-HEX et SIMP-HYB

2.2.2 Simulations numériques

L'écoulement sanguin dans le vaisseau est calculé à partir des équations de Navier-Stokes résolues à l'aide de Fluent 6.3® (Fluent, Lebanon, NH, USA). Le post traitement est effectué avec Enight 8.0® (CEI, Apex, NC, USA). Dans ce type de vaisseau, le sang est considéré comme un fluide newtonien de viscosité 0,004 Pa.s et de masse volumique 1150 kg/m³ (Comolet (1984)). Les parois des vaisseaux sont traitées dans les simulations comme solides et on impose une condition de non glissement à la paroi.

La vitesse d'entrée variant en fonction du temps pour respecter le débit artériel est imposé en condition aux limites pour le tube d'entrée (Fig. 2). Pour SIMP, on impose une condition de non traction en sortie. Pour REAL, les débits en sortie sont répartis de la façon suivante : 15 % et 15 % pour les bifurcations sur l'artère, 10 % sur la collatérale et 60 % sur la sortie veineuse principale.

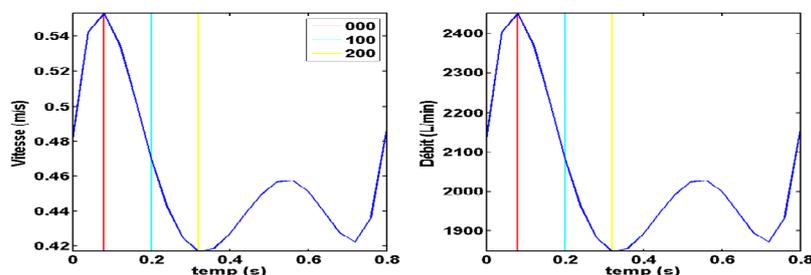


FIG. 3 – Profil de vitesse et débit d'entrée pendant le cycle cardiaque. Trois instants sont choisis : 000 : pic systole, 100, et 200 : début de diastole.

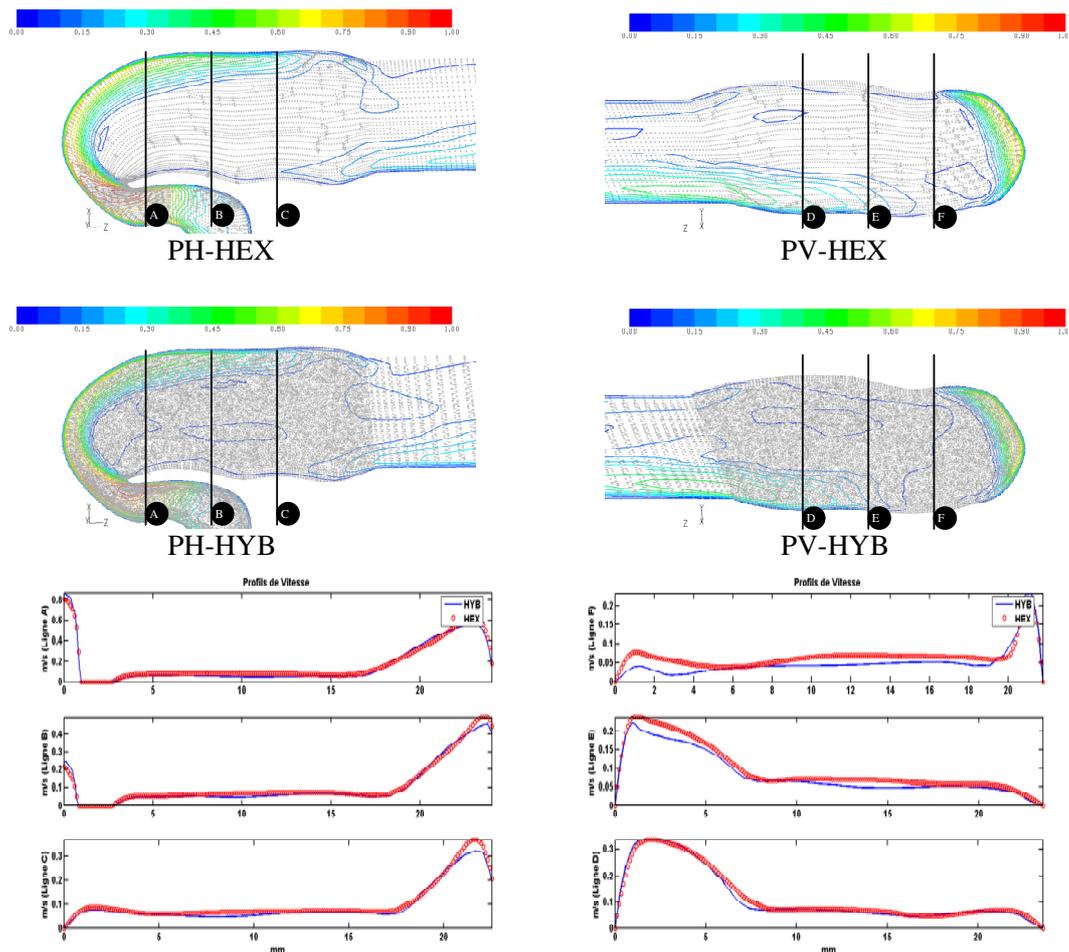


FIG. 4 – (a-d) : Représentation des contours de vitesse à l’instant 000 (pic de systole) dans les plans choisis : PH (a,b) et PV (c,d) avec le maillage HEX-SIMP (gauche) et HYB-SIMP (droite) ; (e) : profil des vitesses pour les lignes A, B, C du PH (en épais rouge, avec HEX et en fin noir avec HYB) ; (f) : idem avec les plans D, E, F du PV.

3 Résultats

3.1 Modèle SIMP

Les simulations numériques présentées ici permettent de visualiser les champs de vitesse au cours du 5^{ème} cycle cardiaque, sur 2 plans de coupe horizontal (PH) et vertical (PV) (Fig. 4). Dans la veine, on voit apparaître une inversion partielle du sens de la vitesse au pic de systole. Sur la coupe PH, on distingue la formation d'un jet dirigé vers la paroi externe de la veine dû à l'accélération dans l'anastomose. Celui-ci va entraîner des contraintes sur la paroi de la veine et des phénomènes de recirculation dans une zone à faible vitesse située du côté intérieur de celle-ci.

Pour mener une analyse plus fine, nous nous sommes ensuite focalisés sur différents plans de coupe, et avons comparé les normes du vecteur vitesse obtenus avec les 2 maillages à trois instants du cycle cardiaque : systole (pic de vitesse), milieu de diastole décélération maximale) et diastole (vitesse minimale). On présente sur les figures 4e et 4f les résultats à vitesse maximale, mais les mêmes tendances ont été observées au deux autres instants. Les écarts entre

les 2 simulations ont été calculés, et ne dépassent pas 10 %, ce qui nous semble satisfaisant pour valider le maillage hybride, le maillage hexaédrique restant notre référence.

3.2 Modèle REAL

La géométrie réelle a alors été maillée à partir des critères établis ci-dessus. Les différences morphologiques se situent non seulement au niveau des bifurcations, mais aussi par une approche plus fine des sections. En particulier, la méthode de reconstruction 3D de la géométrie réelle apporte plus de détails au niveau de l'anastomose. La présence des bifurcations côté artériel engendre une modification des lignes de courant au niveau de l'anastomose, par rapport au cas SIMP. Comme les profils de vitesse sont perturbés, on observe une distribution différente des taux de cisaillement à la paroi (fig. 5), qui peut amener à revoir les relations entre cisaillement et zone de calcification observées sur les images médicales.

Dans un travail précédent, nous avons établi que certaines zones de calcification étaient reliées à une distribution modifiée du gradient temporel du taux de cisaillement à la paroi (Kharboutly *et al.*, 2007). Ici, les mêmes tendances semblent respectées, bien que les niveaux soient différents, et devront être confirmées par une extension du nombre de cas pathologiques étudiés.

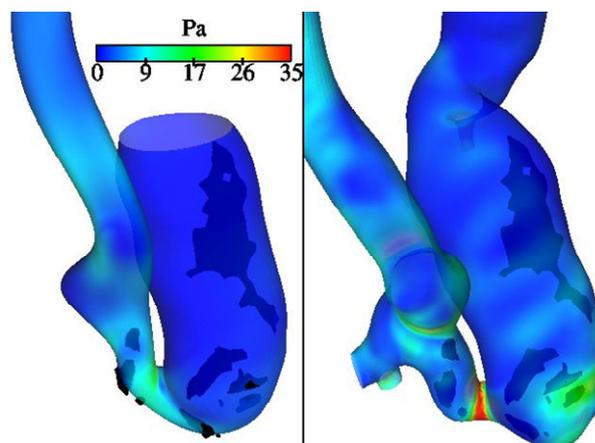


FIG. 5 –. Cartographie des cisaillements à la paroi obtenus au pic de systole pour les 2 géométries (SIMP à gauche et REAL à droite). Superposition avec les plaques de calcification observées sur les images médicales.

4 Discussion et conclusions

L'utilisation d'une géométrie réelle est importante, car elle a une grande influence sur l'écoulement. Il apparaît indispensable, dans ces études de modélisation numérique, d'une part d'exploiter les potentiels de l'imagerie médicale, et d'autre part de s'assurer de la qualité des résultats obtenus.

Dans la démarche adoptée, nous avons tout d'abord mis en œuvre un protocole d'acquisition, de segmentation et de reconstruction 3D qui permet d'aboutir à des géométries simplifiées ou très proches de la réalité. L'étape de maillage apparaît cruciale pour la fiabilité du résultat final. Nous avons donc étudié différents cas plus ou moins raffinés, pour sélectionner ceux qui assureraient d'obtenir des résultats indépendants du raffinement du maillage. Les points clés sont : la finesse de la couche limite, la densité de nœuds par rapport à la section, et

l'adaptation à la courbure. Ces travaux ont été validés pour la forme simplifiée, puis appliqués à la géométrie réelle.

L'utilisation d'un maillage hybride de qualité permet alors de simuler l'écoulement sanguin dans une géométrie avec 3 bifurcations. Dans la pathologie étudiée, cet outil sera très utile pour analyser les modifications à attendre pour les lignes de courant dans le cas où les conditions aux limites sont modifiées (intervention chirurgicale, apparition d'une zone thrombosée ou sténosée).

5 Remerciements :

Les auteurs tiennent à remercier l'équipe de la Polyclinique St Côme en particulier : Dr JF De Fremond, Dr M Tolani néphrologues et Dr T Chambon radiologue.

6 Références

Comolet , R. 1984 Biomécanique Circulatoire. Masson, Paris

Giddens, D. P., Zarins, C. K., and Glagov, S., 1993, "The Role of Fluid Mechanics in the Localization and Detection of Atherosclerosis. *ASME J. Biomech. Eng.* **115**, pp. 588–594

Hehrlein, C., 1995, How do AV Fistulae Lose Function? The Role of Haemodynamics, Vascular Remodeling, and Intimal Hyperplasia. *Nephrol Dial Transplant.* **10**, No. 8, pp. 1287–1290

Kanterman, R. Y., Vesely, T. M., Pilgram, T. K., Guy, B. W., Windus, D. W., and Picus, D., 1995, Dialysis Access Grafts: Anatomic Location of Venous Stenosis and Results of Angioplasty. *Radiology.* **195**, pp. 135–139

Kharboutly Z., Fenech M., Treutenaere J.M., Claude I., Legallais C., Simulation de l'écoulement sanguin dans une fistule artérioveineuse reconstruite à partir d'images médicales. Présentation orale. CFM 2005. XVIIème Congrès Français de Mécanique, Troyes, 29 Aout-2 sept 2005. Actes publiés sur CDROM, N°S2 C102, 6 pages

Kharboutly Z., Fenech M., Treutenaere J.M., Claude I., Legallais C., Investigations on the relations between hemodynamics and vascular alterations in an established arterio-venous fistula. *Medical Engineering and Physics*, 2007

Prakash and C. R. Ethier, 2001 Requirements for mesh resolution in 3D computational hemodynamics. *J. Biomech. Eng.* **123**, no. 2, pp. 134–144

Pietura, R., Szymanska, A., Krzyzanowski, W. & Szczerbo-Trojanowska, M. 2004. Imaging of dialysis fistulae. *Przegl Lek.* **61**, 797-801