



HAL
open science

Modélisations numérique et expérimentale des écoulements sanguins dans une fistule artério-veineuse

Zaher Kharboutly, Cécile Legallais, Valérie Deplano, Eric Bertrand

► To cite this version:

Zaher Kharboutly, Cécile Legallais, Valérie Deplano, Eric Bertrand. Modélisations numérique et expérimentale des écoulements sanguins dans une fistule artério-veineuse. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01507578

HAL Id: hal-01507578

<https://hal.science/hal-01507578>

Submitted on 13 Apr 2017

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

Modélisations numérique et expérimentale des écoulements sanguins dans une fistule artério-veineuse

Zaher Kharboutly*—Cécile Legallais*—Valérie Deplano**—Eric Bertrand**

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

zaher.kharboutly@utc.fr; cecile.legallais@utc.fr

** Equipe de Biomécanique Cardiovasculaire, IRPHE, CNRS UMR 6594, Technopôle de Château Gombert, 38 rue Joliot Curie, 13451 Marseille, France

deplano@irphe.univ-mrs.f

RÉSUMÉ. Pour bien comprendre les pathologies liées à l'écoulement sanguin dans les fistules artério-veineuses, il convient de disposer d'outils fiables permettant de calculer les vitesses locales et les frottements pariétaux. Afin de pallier les limites des examens cliniques actuels, nous proposons de simuler cet écoulement à l'aide d'un code de calcul industriel de type volumes finis et de valider les procédures de maillage par une comparaison avec des résultats obtenus par vélocimétrie par images de particules (PIV).

ABSTRACT. Arterio-venous fistula pathologies related to local blood velocity and wall shear stress necessitate the right calculation tools to overcome the clinical diagnostic limits. We propose using finite volume modeling to simulate blood flow using industrial computational fluid dynamics (CFD) software. The meshing procedures were then compared to experimental results of the particle image velocimetry (PIV).

MOTS-CLÉS : volumes finis, maillage, profil de vitesse, sang, vaisseau.

KEYWORDS: finite volume, mesh, velocity profile, blood, vessel.

1. Introduction

Une fistule artério-veineuse (FAV) est créée chez les insuffisants rénaux pour réaliser les séances d'hémodialyse. Une opération chirurgicale est effectuée afin de connecter une artère du bras à fort débit avec une veine de surface (Brescia *et al.*, 1966). On dispose alors d'un fort débit sanguin sur la veine périphérique où sont effectuées la ponction et la réinjection du sang utilisé dans la circulation extracorporelle. Les complications les plus fréquentes de ces abords vasculaires sont les sténoses (rétrécissements pathologiques dus à l'athérosclérose) et les

thromboses (formation de caillots), qui se produisent principalement du côté veineux de la fistule (Kanterman *et al.*, 1995). Ces lésions sont associées à une modification de l'écoulement sanguin. Plusieurs études suggèrent que les facteurs hémodynamiques locaux jouent un rôle important dans l'adaptation de ces vaisseaux et le développement de pathologies de type hyperplasie intimale ou athérosclérose (Giddens *et al.*, 1993 ; Herlein, 1995).

2. Démarche

Nous souhaitons étudier en détail la dynamique de l'écoulement du sang dans un cas réel, c'est à dire dans la FAV latéro-terminale d'un patient. L'examen clinique classique par échographie Doppler couleur n'estime la vitesse que dans des régions limitées dans l'espace. Nous proposons donc de développer des simulations numériques utilisant un code de calcul industriel de type volumes finis, qui permettent d'accéder à des profils de vitesse précis et aux frottements pariétaux. Pour valider cette approche, et notamment la phase de maillage, nous confrontons ces résultats avec des mesures réalisées par vélocimétrie par image de particules (PIV). L'objectif final est de coupler le solveur à l'imagerie médicale 3D.

3. Matériels et Méthodes

Les images médicales proviennent d'une patiente présentant une fistule non pathologique. A la clinique St Côme de Compiègne, l'acquisition des images de la FAV a été réalisée par angio-scanner (Lightspeed Ultra CT, General Electric). Le réseau vasculaire et en particulier la FAV sont bien contrastés, ce qui facilite l'étape de segmentation. La méthode de croissance de régions permet d'obtenir les contours de la FAV. Puis, les NURBS (Non Uniform Rational B-Spline) ont été utilisées pour obtenir des surfaces lisses. On aboutit à un volume qui représente la morphologie de la FAV (Kharboutly *et al.*, 2007). Pour réaliser les simulations numériques, ce volume est maillé par des éléments hexahédriques dans Gambit 2.3® (Fluent). Nous avons réalisé différents maillages afin d'étudier l'influence du nombre de maille sur la précision du calcul (convergence au maillage). Ici, nous présentons 2 exemples appelés HEX-01 et HEX-02. Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 1.

L'écoulement sanguin est calculé à l'aide de Fluent 6.3®, sous des conditions instationnaires de débit mesurées par Echo-Doppler. Le sang est traité comme un fluide newtonien de viscosité 0,004 Pa.s et de masse volumique 1150 kg/m³. Les parois des vaisseaux sont considérées comme solides et on impose une condition de non glissement à la paroi.

Les expérimentations *in vitro* sont réalisés sur un banc d'essai reproduisant la circulation de l'écoulement sanguin dans la FAV. Un modèle en Plexiglas,

représentant la FAV, est usiné à partir des dimensions de la géométrie expérimentale (Fig.1-a). Le fluide est mis en mouvement grâce à une pompe pilotée par un ordinateur, qui permet de reproduire à l'identique le débit simulé dans les modélisations numériques. Le fluide employé est un mélange d'eau et de glycérine ayant une viscosité de 0,004 Pa.s. Les champs de vitesses à différents instants du cycle sont obtenus par vélocimétrie par image de particules (PIV) dans deux plans de la FAV, appelé plan horizontal (PH) et plan vertical (PV).

Maillage	Nombre de cellules	Nombre de nœuds	Volume de cellule min (mm ³)	Volume de cellule max (mm ³)
HEX-01	208028	220890	2.9 10 ⁻³	3.6 10 ⁻³
HEX-02	355718	372138	33.2	12.9

Tableau 1. Caractéristiques des 2 maillages présentés pour la comparaison simulation numérique / PIV.

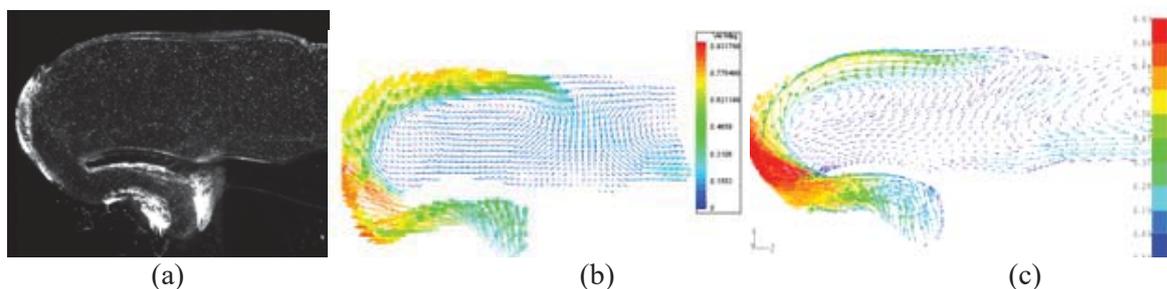


Figure 1. (a) Vue de dessus du moule réalisé pour l'expérience de PIV ;(b) champ de vitesse (magnitude) issue de la simulation numérique dans la même géométrie (maillage HEX-01) ;(c) champ des vitesses mesuré par PIV, dans la même coupe.

4. Résultats et discussion

La simulation numérique avec un débit instationnaire physiologique permet de visualiser les champs de vitesse au cours du 5^{ème} cycle cardiaque. Dans la veine, on voit apparaître une inversion partielle du sens de la vitesse au pic de systole. En début de diastole, on trouve des vitesses quasiment nulles. Sur la coupe coronale (plan horizontal), 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 (Fig.1-b). Sur le même plan analysé par PIV (Fig.1-c), on retrouve des caractéristiques semblables.

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 et par PIV. Les comparaisons ont été réalisées à trois instants du cycle cardiaque : systole (pic de vitesse), milieu de diastole (décélération maximale) et diastole (vitesse minimale). On présente sur la figure 2 les résultats à vitesse maximale sur la coupe horizontale, mais les mêmes tendances ont été observées au deux autres instants.

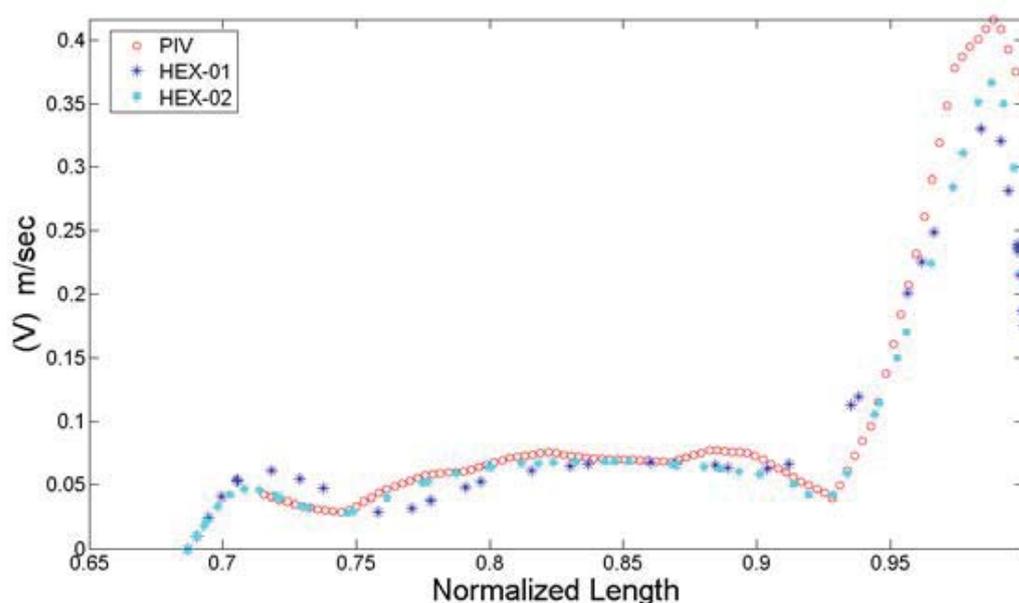


Figure 2. Profils de vitesse calculés par PIV et par simulations numériques avec les maillages HEX-01 et HEX-02, dans un plan de coupe perpendiculaire à la vue de dessus, placé dans la veine peu après l'anastomose.

Il est très satisfaisant de constater que les résultats expérimentaux et numériques sont similaires sur le plan quantitatif (écarts inférieurs à 10 % entre PIV et HEX-02). Les différences relevées peuvent provenir du caractère fortement tridimensionnel de l'écoulement. On note dans certains plans qu'avec la PIV, on perd des informations proches des parois, du fait de la forme du vaisseau reconstruit en Plexiglas. Cependant, la confrontation numérique/expérimental a permis de raffiner le maillage et de valider celui-ci et la simulation consécutive, dans la mesure où aucune solution théorique n'est disponible pour cette conduite de géométrie très complexe.

5. Conclusion

Nous avons établi un protocole d'investigation pour comprendre les effets hémodynamiques sur les pathologies associées à ce vaisseau atypique. Il apparaît indispensable, dans ces études, d'exploiter les potentiels de l'imagerie médicale.

En effet, l'utilisation d'une géométrie réelle permet de révéler la complexité de l'écoulement, observée aussi bien avec les simulations numériques que par PIV. Nos résultats mettent en évidence des zones à risque, notamment à faibles taux de cisaillement à la paroi. Nous obtenons une représentation de l'écoulement beaucoup plus précise que celle provenant des mesures cliniques de vélocimétrie Doppler, à condition que le maillage soit optimisé. Cette méthodologie se montre d'ores et déjà pertinente pour apporter une aide au diagnostic clinique de la fistule pathologique. Le protocole pour les simulations a été validé par les mesures PIV et pourra donc être appliqué à d'autres vaisseaux.

6. Bibliographie

Brescia M. J., Cimino J. E., Appell K., Hurwich B. J., Scribner, B.H. "Chronic hemodialysis using venipuncture and a surgically created arteriovenous fistula". *J Am Soc Nephrol*, 1966, p. 193-199.

Kanterman R. Y., Vesely T. M., Pilgram T. K., Guy B. W., Windus D. W., Picus D., "Dialysis access grafts: anatomic location of venous stenosis and results of angioplasty", *Radiology*, Vol. 195, 1995, p. 135–139.

Giddens, D. P., Zarins, C. K., and Glagov, S. "The role of fluid mechanics in the localization and detection of atherosclerosis," *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 115, 1993, p. 588–594.

Hehrlein, C. "How do AV fistulae lose function? The role of haemodynamics, vascular remodeling, and intimal hyperplasia" *Nephrol. Dial. Transplant*, Vol. 10, No. 8, 1995, p. 1287–1290.

Z. Kharboutly, M. Fenech, J.M. Treutenaere, I. Claude and C. Legallais. "Investigations into the relationship between hemodynamics and vascular alterations in an established arteriovenous fistula" *Med. Eng. Phys.* (2007, in press).