

Etude des écoulements intra anévrismaux par PIV stéréoscopique

C. Guivier-Curien^a, E. Bertrand^b, V. Deplano^b

a. Aix-Marseille Université, CNRS, ISM UMR 7287, 13288, Marseille

b. Aix-Marseille Université, CNRS, Ecole Centrale, IRPHE UMR 7342, 13384 Marseille

Résumé :

Cette étude a pour objectif de décrire l'hydrodynamique instationnaire d'un fluide rhéofluidifiant dans un élargissement de section asymétrique représentant un anévrisme de l'aorte abdominale. La métrologie utilisée, PIV stéréoscopique, permet une analyse précise de l'anneau tourbillonnaire qui se développe et se propage dans le sac anévrisimal au cours du cycle cardiaque.

Abstract :

The aim of this study is to describe the pulsatile hydrodynamic of a shear thinning fluid within an asymmetrical enlargement mimicking an abdominal aortic aneurysm. Stereo PIV, allows an acute analysis of the development and the propagation of the vortex ring occurring within the AAA bulge during the cardiac cycle.

Mots clefs : Anévrisme de l'aorte abdominale, Stéréo PIV, Fluide rhéofluidifiant, écoulement physiologique, expérimentation *in vitro*, interaction fluide structure.

1 Introduction

Un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) est une pathologie de la paroi vasculaire qui conduit à une dilatation permanente de la lumière artérielle. Cette pathologie se situe le plus souvent entre les artères rénales et la bifurcation aorto-iliaque, qu'elle peut englober. Etant donné que la rupture d'un AAA conduit dans 80% des cas à un événement mortel, cette pathologie a fait et fait l'objet de très nombreuses études, notamment sur les corrélations existant entre l'hémodynamique intra AAA et la progression de cette pathologie. Toutefois, il existe peu d'études expérimentales et seuls les travaux de [1] ont proposé une modélisation de l'écoulement au sein du sac anévrisimal en tenant compte du comportement rhéofluidifiant du sang, du comportement *in situ* de la structure, de conditions hémodynamiques de pression et de débit physiologiques ainsi que des interactions fluide structure. Grâce à un modèle *in vitro* de la circulation sanguine au sein d'un AAA et à l'utilisation de la vélocimétrie par image de particules à 2 composantes de la vitesse (PIV 2C), cette dernière étude a en

outre montré qu'un modèle de fluide au comportement newtonien était inadapté pour obtenir une description réelle de la propagation de l'anneau tourbillonnaire généré dans le sac anévrismal. Toutefois, cet anneau tourbillonnaire étant une structure 3D, il est important de noter que la PIV 2C n'a pas permis une analyse complète de son comportement. [2] ont proposé de caractériser l'écoulement intra AAA en utilisant la PIV stéréoscopique mais dans le cadre d'un écoulement permanent d'un fluide newtonien dans un modèle AAA aux parois rigides. Le présent travail a donc trait à l'analyse 3D d'un fluide rhéofluidifiant dans le sac anévrismal en utilisant la PIV stéréoscopique en tenant compte du comportement biomécanique multi-physiques d'un AAA.

2 Matériel et méthode

2.1 Expérimentation

- Le dispositif expérimental, représenté sur la figure 1, a largement été décrit dans [1]. Brièvement, le système est constitué de deux circuits. Le fluide rhéofluidifiant, à l'intérieur du circuit de circulation systémique (circuit (1) rouge) est mis en mouvement grâce à une activation externe (circuit (3) vert) afin de conserver les propriétés rhéologiques du fluide. L'activation externe qui induit des mouvements de contraction et de rétraction d'un modèle de ventricule gauche est pilotéepar un ordinateur. Le circuit systémique est régulé en température (circuit (2) jaune) ; les expériences sont conduites à température constante. Des éléments de compliance et de résistance placés en amont et en aval du circuit systémique permettent de représenter le lit artériel amont et aval. Le modèle d'AAA est immergé dans une enceinte permettant à la fois la réalisation de mesures optiques (cf 2.2) et le contrôle de la distensibilité de l'AAA. L'impédance locale est proche de celle mesurée *in situ*. Pressions et débits (figure 2a) enregistrés en amont et en aval du modèle d'AAA sont physiologiques.

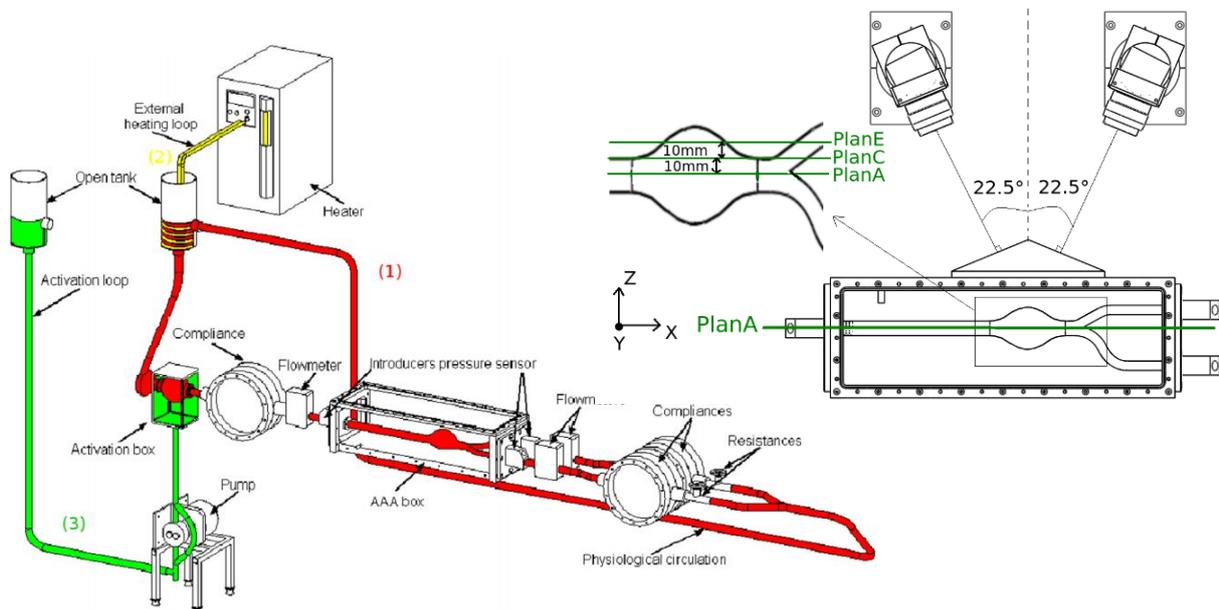


Figure 1 : a) Schéma du dispositif expérimental. b) Montage PIV stéréoscopique vue de dessus, plan horizontal (XZ)

- La géométrie asymétrique d'AAA avec bifurcation aorto-iliaque est une moyenne idéalisée d'AAA couramment rencontré en clinique. Le rayon du tube d'entrée, R_i , est de 1.05cm, le diamètre maximal de l'AAA est de 5.46cm dans le plan vertical (XY) et de 6.48 dans le plan horizontal (XZ). La longueur de l'AAA est de 11.8cm.

- Le sang est modélisé par un mélange d'eau distillée, de glycérine (20% w/w), de Xanthane (350ppm) et de sel (0.9g/L) dont le comportement à 25°C est proche de celui du sang à une échelle macroscopique. Le choix de ce type de mélange est issu de différents travaux expérimentaux de la littérature ([3], [4], [5]).

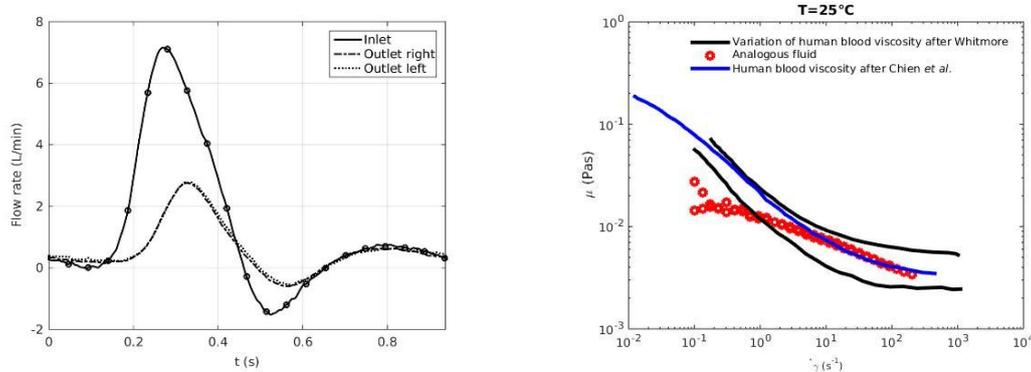


Figure 2 : a) Evolution des débits d'entrée et de sortie en fonction du temps. Les symboles représentent les 20 instants du cycle cardiaque auxquels sont enregistrés les champs de vitesse. b) Evolution de la viscosité en fonction de la vitesse de déformation du fluide utilisé (o). La température est fixée à 25°C.

- Le matériau ayant permis le moulage de la forme anévrismale est de l'estane. Avec un module de Peterson, E_p , égal à $3.8 \cdot 10^5 \text{ Pa}$ *in situ*, le comportement structural de l'AAA est proche de celui de patients porteurs d'AAA ([6]). A cisaillement infini, la valeur maximale du nombre de Reynolds, Re_{max} , est de 1149 et le paramètre de fréquence, α , est égal à 15.31.

On notera que $E_p = \frac{\Delta P}{\Delta D} D_{dias}$ avec ΔP et ΔD les différences de pression et de diamètre systolique diastolique respectivement; $Re_{max} = \frac{U_{sys} R_i}{\nu_\infty}$; avec U_{sys} , vitesse maximale obtenue au pic de systole et ν_∞ la viscosité cinématique à l'infini; $\alpha = R_i \sqrt{\frac{\omega}{\nu_\infty}}$ et $\omega = \frac{2\pi}{T}$, T étant la période du cycle cardiaque.

2.2 PIV 3C 3D

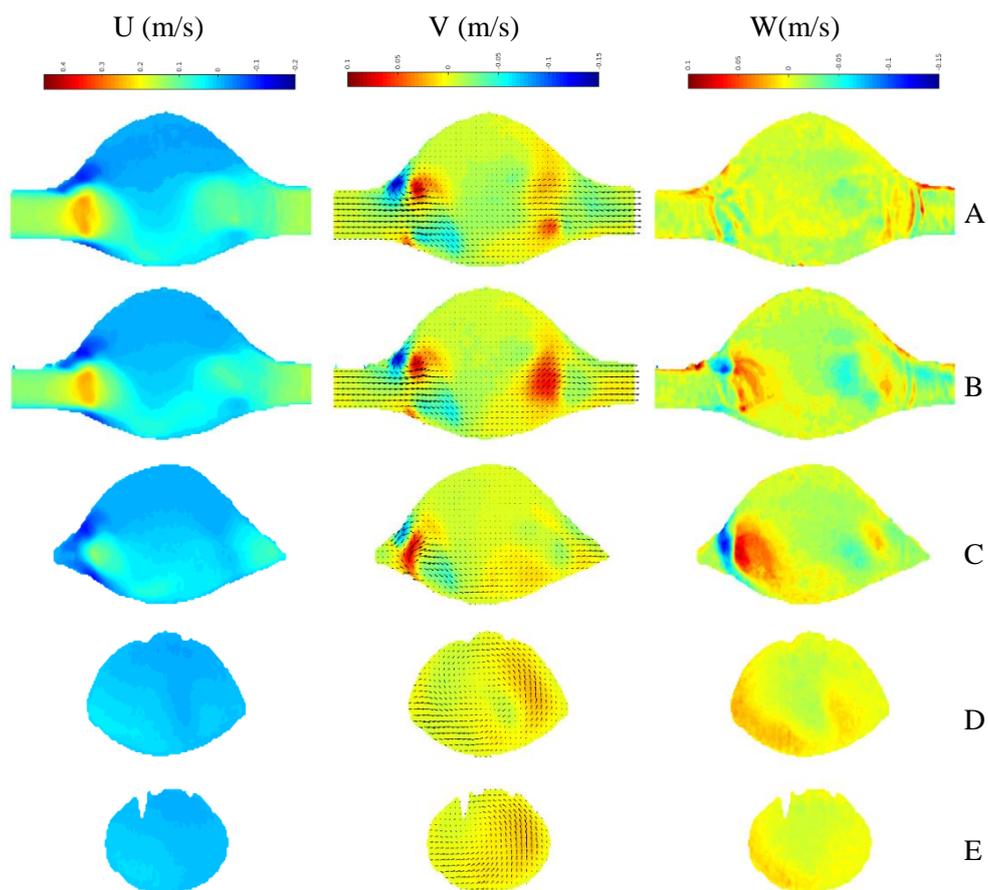
La vélocimétrie par images de particules, PIV, est une métrologie usuelle en mécanique des fluides. Le système utilisé dans le présent travail est constitué d'un laser double impulsion Nd:Yag (New Wave, 120mJ), d'un bras laser articulé (LaserPulse, TSI) permettant de générer une nappe laser verticale dans les différents plans d'investigation considérés, et deux caméras CCD (Powerview plus, 2Mp). Caméras et bras articulés sont déplacés de manière synchronisée grâce à un système micrométrique permettant ainsi une exploration facilitée du volume du sac anévrismal. Les 2 caméras, qui forment un angle de 45°, sont orientées à $\pm 67,5^\circ$ par rapport au plan laser et sont disposées sur des platines de Scheimpflug. Un prisme en plexiglass, dont les faces sont perpendiculaires aux axes des caméras, est positionné sur la face latérale de l'enceinte contenant le modèle d'AAA. Le montage est présenté sur la figure 1b. L'ensemencement de l'écoulement est réalisé avec des particules de nylon de 15 à 20 μm de diamètre qui ont la même densité que le fluide utilisé.

Cinq plans verticaux, (planA, planB, planC, planD, planE, cf. figure 1b), espacés de 5mm ont été explorés pour 20 instants du cycle cardiaque (cf. figure 2a). 80 paires d'images par caméra ($\Delta t = 1200 \mu\text{s}$) ont été enregistrées pour chacun des instants permettant d'obtenir une convergence statistique des champs moyens de vitesses.

Une attention particulière a été portée à la calibration, réalisée grâce à une mire biplan positionnée dans chaque plan d'investigation. Afin de palier à d'éventuels problèmes de non alignement entre la mire et la nappe laser, des champs de disparité ont été calculés pour chaque plan en corrélant les images obtenues par les deux caméras en un même instant. Etant donné que les champs de disparité traduisent les rotations et/ou translations pouvant exister entre la mire et la nappe laser, leur calcul permet de corriger la calibration si besoin. Différents tests de convergence statistique (vitesses, angles et translations de correction) ont permis de déterminer le nombre nécessaire d'images à considérer et le nombre d'itérations à réaliser afin d'obtenir des champs de disparité quasi-nuls. Par ailleurs, il a été démontré que cette procédure de correction est indépendante de l'instant du cycle cardiaque.

3 Résultats

La propagation de la projection de l'anneau tourbillonnaire dans les plans médians vertical et horizontal a largement été décrite dans la littérature. Cette structure annulaire, créée en début de décélération du débit, se propage dans le sac anévrysmal vers la paroi distale de l'AAA qu'elle peut parfois impacter. D'importantes zones de recirculation, voire de stases, ont également été bien documentées dans cette cavité. Il a été maintenant clairement établi que ces structures secondaires, qui perdurent durant pratiquement toute la diastole, ont une influence sur l'évolution de l'AAA. Il est donc intéressant de quantifier précisément l'importance de la troisième composante de la vitesse durant la



diastole.

Figure 3 : Cartographies des contours de U (à gauche), V (au centre), W (à droite) dans les différents plans verticaux (XY) : lignes 1 à 5. Instant T9 du cycle cardiaque représentatif de la décélération.

Soient U, V et W les trois composantes du vecteur vitesse respectivement dans les directions longitudinale (X), verticale (Y) et transversale (Z). Pour l'exemple, les figures 3 et 4 représentent les cartographies des contours de U, V, W dans les différents plans verticaux (XY), respectivement pour les instants T9 ($t=0.42s$) et T11 ($t=0.51s$) caractéristiques des écoulements secondaires dans le sac anévrismal ([1]). Les projections des vecteurs vitesses dans le plan XY ont été tracées sur la composante V afin de mieux représenter l'écoulement.

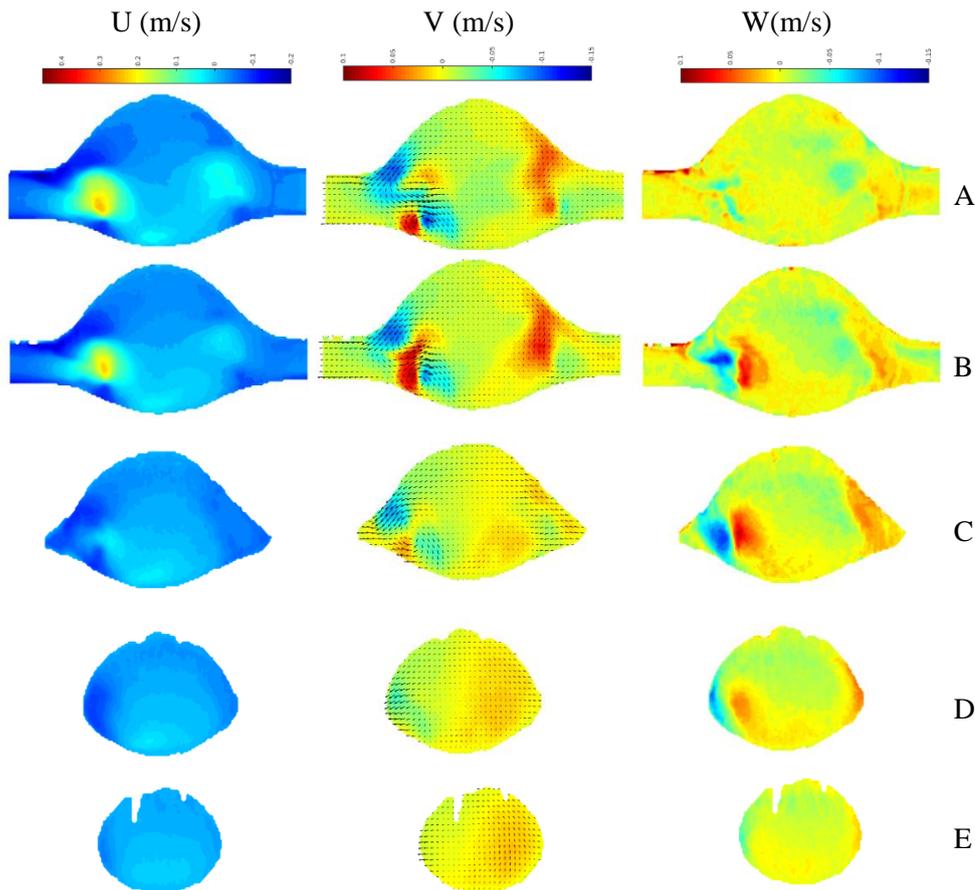


Figure 4 : Cartographies des contours de U (à gauche), V (au centre), W (à droite) dans les différents plans verticaux (XY) : lignes 1 à 5. Instant T11 du cycle cardiaque représentatif d'un débit rétrograde.

Les figures 3 et 4 sont bien représentatives des structures secondaires qui se développent dans le sac anévrismal. Elles permettent également de mettre évidence l'importance de la quantification de la troisième composante de la vitesse, notamment dans les plans B, C, et D.

En effet, alors que dans le plan A l'amplitude du vecteur 3D ne diffère de celle du vecteur 2D que de 5.21% en moyenne, cette différence atteint 9.7, 20.16, 19.54 et 12.2% en moyenne respectivement pour les plans B, C, D, et E pour l'instant T9 (figure 5). Pour un débit rétrograde, ces pourcentages sont du même ordre de grandeur avec 5.06, 11.13, 15.88, 14.01 et 12.3%.

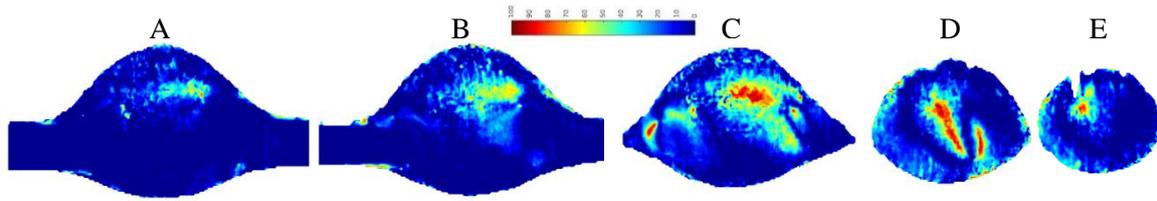


Figure 5 : Représentation en « % » de la différence relative entre l'amplitude du vecteur vitesse 2D versus le vecteur 3D pour l'instant T9 et les plans A, B, C, D et E; ($\% = \left| \frac{\sqrt{u^2+v^2+w^2} - \sqrt{u^2+v^2}}{\sqrt{u^2+v^2+w^2}} \right| \times 100$).

Ainsi alors que le plan A est bien un plan de symétrie avec une faible composante 3D les autres plans transversaux présentent une composante 3D non négligeable.

4 Conclusion

Il apparaît ainsi clairement que la mise en œuvre de la PIV stéréoscopique permet une analyse plus pertinente des structures tridimensionnelles qui se développent et se propagent dans le sac anévrysmal. Certaines études assez récentes s'accordent à dire qu'il existe des corrélations entre la dynamique de ces structures 3D et l'existence de matériel thrombotique dans le sac anévrysmal [7]. Ainsi leur analyse 3D pourra apporter des éléments de compréhension sur les mécanismes de développement du thrombus.

Références

- [1] V. Deplano, Y. Knapp, L. Bailly, E. Bertrand, Flow of a blood analogue fluid in a compliant abdominal aortic aneurysm model : experimental modelling, *Journal of Biomechanics* (2014) 47, 1262-1269.
- [2] C.Y. Chen, R. Anton, M.Y. Hung, P.G. Menon, E.A. Finol, K. Pekkan, Effects of intraluminal thrombus on patient specific abdominal aortic aneurysm hemodynamics via stereoscopic PIV and CFD modeling, *Journal of Biomechanical Engineering* (2014) 136, (3):031001.
- [3] KA. Brookshier and JM. Tarbell. Evaluation of a transparent blood analog fluid: aqueous xanthan gum/glycerine, *Biorheology*(1993) 30, 107-116.
- [4] N. Benard, S. Jarny, D. Coisne. Definition of an Experimental Blood Like Fluid for Laser Measurements in Cardiovascular Studies. *Applied Rheology*, 17, (2007) 44151-1-44251-8.
- [5] GB. Thurston. Viscoelastic properties of blood and blood analogs. *Advances in Haemodynamics and Haemorheology*. (1996) Edited by T.V. How, JAI Press, Inc.
- [6] A. Long, L.Rouet, A.Bissery, P. Rossignol, D.Mouradian, M.Sapoval, Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Dopplerimaging: correlation with aneurysm size, *Journal of Vascular Surgery*(2005) 42, 18–26.

[7] J. Biasetti, F. Hussain, T.C. Gasser. Blood flow and coherent vortices in the normal and aneurysmatic aortas: a fluid dynamics approach to intra-luminal thrombus formation, Journal of the Royal Society Interface (2011) 8, 1449-1461.