



HAL
open science

In vitro assessment of abdominal aortic dissection hemodynamics based on particle image velocimetry

Anaïs Moravia, Wenyang Pan, Hélène Walter Le Berre, Marine Menut, Benyebka Bou-Said, Mahmoud Elhajem, Xavier Escriva, Pascale Kulisa, Serge Simoëns, Patrick Lermusiaux, et al.

► **To cite this version:**

Anaïs Moravia, Wenyang Pan, Hélène Walter Le Berre, Marine Menut, Benyebka Bou-Said, et al.. In vitro assessment of abdominal aortic dissection hemodynamics based on particle image velocimetry. 24^{ème} Congrès Français de Mécanique CFM 2019, Aug 2019, Brest, France. hal-02388811

HAL Id: hal-02388811

<https://hal.science/hal-02388811v1>

Submitted on 2 Dec 2019

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.

In VITRO Assessment of ABDOMINAL AORTic dissection Hemodynamics based on Particle IMAGE VELOCIMETRY

Anaïs Moravia ¹, Wenyang Pan ², Hélène Walter Le Berre ², Marine Menut ³, Benyebka Bou-said ³, Mahmoud Elhajem ¹, xavier escriva ¹, Pascale Kulisa ¹, Serge Simoëns ¹, Patrick Lermusiaux ⁴, Antoine Millon ⁴, Iris Naudin ⁴

1. Univ Lyon, INSA de Lyon, Ecole Centrale de Lyon, Université Lyon 1, CNRS, LMFA UMR 5509, Villeurbanne Cedex, France.

2. Lamcos, INSA de Lyon, France.

3. CISTEN, 66 Bd. N. Bohr, CS 52132, 69603 Villeurbanne.

4. Hôpital Louis Pradel HCL 59 Boulevard Pinel, 69500 Bron .

Résumé :

La dissection aortique est une condition dans laquelle la couche interne de l'artère « fuit » en causant une séparation entre cette couche interne et les couches centrales du vaisseau. Une possibilité de « réparation » nécessite la pose d'un stent au niveau de la zone endommagée de façon à renforcer les parois et à rediriger l'écoulement sanguin [1]. Ces fuites, l'insertion des outils de chirurgie et la nécessité de pose précise du « stent » génèrent des perturbations des flux sanguins dans le corps du patient. Beaucoup d'études existent qui concernent les perturbations de flux en cas de l'anévrisme au niveau de l'aorte abdominale (AA). Elles ont essentiellement été réalisées à l'aide d'un « fantôme » aortique dans des cas relativement sains. D'autres parts l'utilisation d'un fluide non Newtonien aux propriétés proches de celles du sang du patient a rarement été réalisée. Nous proposons ici une étude relative à un fantôme d'AA reproduisant les propriétés élastiques classiques [2-4] ainsi qu'un écoulement reproduisant les cycles sanguins pour un fluide non Newtonien aux propriétés proches de celles d'un patient type.

Abstract :

Aortic Dissection (AD) is a condition in which the inner layer of the vessel tears causing separation between the inner and middle layers of the aorta. Blood surges into the tears, resulting in vulnerable secondary blood flow channel. Surgery consists in positioning a stent graft in the damaged area to reinforce vessel walls and redirect flow [1]. Tears, surgical tools insertion and stent graft positioning generate flow field disturbances that may influence the evolution of the disease. Many studies have investigated flow disturbances in Abdominal Aorta (AA) under healthy, dissection and post-surgical conditions with the use of AA phantom [2-4]. However, non-Newtonian behaviour is rarely investigated in such aorta phantom. The current study focuses on replicating AA non-Newtonian flow patterns in pathological and stented AA compliant phantoms.

Mots clefs : Aorte Abdominale (AA), PIV, Fluide Non Newtonien, Cycle Sanguin, élasticité.

1 Introduction

Les pathologies liées à l'aorte comme la dissection aortique et l'anévrisme, sont difficiles à diagnostiquer. Elles sont souvent mortelles. Par manque d'informations précises relatives en particulier aux flux sanguins pour un patient donné, les opérations aortiques sont compliquées. Ainsi pour chaque patient l'évolution de ces pathologies ainsi que la préparation d'opérations potentielles devraient être prévisibles. Une aide importante, ces dernières années, a eu lieu grâce aux techniques d'imagerie médicale comme l'IRM ou le scanner. Néanmoins ces techniques sont lourdes d'emploi et ne fournissent pas l'informations liées aux débits sanguins nécessaires en particulier en cas d'opération. Une aide précieuse pourrait exister au travers de calculs numériques fournissant les informations en temps réels chez un patient donné. Avant l'obtention de ce type de résultats il est nécessaire de mener des études expérimentales d'écoulements sanguins dans l'aorte réelle (en géométrie et élasticité a minima). Les modèles numériques pourront alors être validés sur des cas réels à partir 1) des images de la structure aortique d'intérêt puis 2) la reproduction de l'écoulement en condition opératoire via une expérience qui fournira des données de flux sanguins. Cela permettra ensuite de réaliser des calculs valides a priori (sans expérience supplémentaire). Dans ce cadre un banc expérimental a été développé au sein des laboratoires LaMCoS (INSA Lyon) et LMFA (ECL, INSA Lyon, UCB Lyon I). Ce banc est instrumenté pour reproduire et étudier l'écoulement sanguin dans des fantômes d'aortes tout en préservant les propriétés d'élasticité des parois ainsi que de la visco-élasticité du sang. Ce banc est réalisé pour rendre possible des mesures par PIV (Particle Image Velocimetry) qui soient conditionnées en temps par rapport au cycle sanguin imposé. Ainsi un champ de vitesse local 2D sera fourni à chaque expérience et cas d'écoulement aortique étudié. Un scannage de zone nous permet de remonter a minima à l'information de flux massique. De plus les déformations locales des parois devraient être observables simultanément à ces mesures PIV. Sur le banc, différents type de fantômes sont adaptables afin d'étudier différentes pathologies et zones de l'aorte.

Sur ce banc sera, à terme, réalisé des poses d'endoprothèses sur une reproduction bio-fidèle en polymère (dont les propriétés mécaniques variables seront au plus proche de celle de l'aorte du patient d'intérêt. Ainsi ce banc sera aussi considéré comme un **simulateur expérimental** pour la pose d'une endoprothèse sur une artère aortique du patient à traiter. En lien avec les simulations numériques et l'acquisition 4D (3D et temporelle), seront reproduits les flux sanguins. Le fluide utilisé (Non Newtonien) permettra d'approcher au plus près la réalité clinique. En temps réel et en situation de flux sanguin, la vérification que le largage de l'endoprothèse n'induirait pas de complications sur le patient sera possible.

2 Montage expérimental

2.1 Expériences

Le modèle d'Aorte Abdominale : Les expériences sont conduites à l'aide d'un modèle d'aorte en silicone souple et transparent. C'est une reproduction exacte d'une aorte réelle étendue aux iliaques du patient. Ce modèle a été obtenu grâce à des mesures par IRM auprès d'un patient. Cela a permis de fournir la géométrie exacte de la zone reproduite.

Le cycle variable du flux sanguin : Une pompe hélicoïdale est utilisée et une valve pilotable permet de contrôler le débit de l'écoulement pour le fluide choisi. Tout est contrôlé et visualisé via un programme LabView (LabVIEW 2017, National Instrument, US). En particulier la valve de débit est parfaitement monitoré afin de fournir le cycle sanguin fourni en même temps que les données IRM. La pression et le débit sont aussi contrôlés en temps réel à l'aide de capteurs de pression et de débits disposés en entrée et en sortie du dispositif (Fig.1)

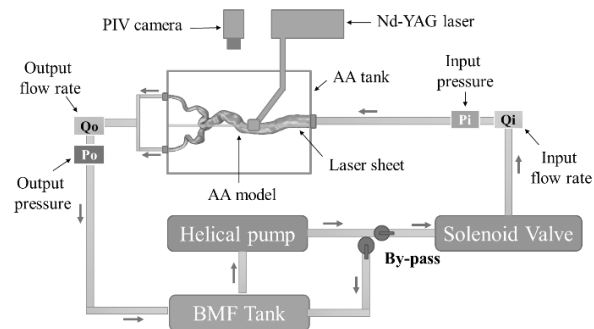


Figure 1: Vu du dessus du montage expérimental. Les flèches décrivent la direction prise par l'écoulement sanguin. (Top view of the experimental set-up. Arrows describe flow direction in the circuit).

Reproduction des propriétés rhéologiques du sang (Blood mimicking fluid (BMF)): Il est à l'heure actuelle classique de reproduire le sang pour un écoulement de laboratoire par un mélange de Gomme de Xanthane (faiblement diluée) et de glycérol. Le polymère permet de reproduire les propriétés de « shear thinning » (rhéofluidifiantes) du sang alors que le second fluide permet d'ajuster la viscosité à faibles contraintes (« initiales ») du sang. Les courbes de viscosité sous contraintes, dans la gamme a priori existante au sein de l'écoulement sanguin, sont reproduites. Nous disposons au sein du laboratoire d'un rhéomètre, Anton Paar MCR 302, qui nous permet de vérifier tout au long d'une expérience que les propriétés de viscoélasticité du fluide ne sont pas altérées. L'utilisation de la pompe hélicoïdale est à cet effet nécessaire pour éviter de modifier les propriétés par casse des chaînes polymères.

Un point important et nécessaire pour les mesures envisagées est la transparence du fantôme polymère de l'aorte ainsi que du fluide utilisé pour l'écoulement. De plus le montage du fantôme pour réaliser les mesures par visualisation est positionné au sein d'une boîte aux parois solides, transparentes afin de pouvoir « matché » en dehors de l'écoulement aortique l'indice de réfraction du polymère aortique. Cette technique est classique en génie des procédés lorsque l'on réalise par exemple des mesures par PIV au sein d'une cuve Holland et Chapman donc cylindrique [5]. Ici le problème est encore plus important puisque les parois aortiques n'ont pas de dimension pour laquelle la paroi est droite. La déformabilité des parois sous contraintes de l'écoulement fluide hypothèque de plus toute correction à l'aide d'images enregistrées a priori d'une mire de forme connue.

2.2 Technique de Mesure

Particle Image velocimetry (PIV ou VIP velocimétrie par Image de Particules) : L'écoulement est éclairé à l'aide d'un système Classique constitué d'un double laser Nd-Yag (Nano L120-20 PIV, 532 nm, Litron Lasers) et de lentilles cylindriques et sphériques. Ces dernières sont nécessaires afin de générer un plan d'épaisseur contrôlée qui sera amené à traverser la zone d'intérêt à l'aide d'un bras laser muni de miroirs de renvoi positionnables de façon « simple » au sein du montage. Comme évoqué précédemment, la cuve rectangulaire qui contient le montage aortique fantôme contient le même fluide BMF qui circule dans l'aorte. Une caméra PCO CMOS de taille 2600*2300 pixels sur 16 bits est utilisée dans un premier temps pour réaliser des plans qui traverseront l'aorte verticalement. Cette dernière est disposée de façon à ce que la direction longitudinale de l'écoulement corresponde à l'horizontale. Plusieurs plans verticaux sont réalisés variants de positions en profondeur afin de réaliser au final une carte de vitesse en 3D de l'écoulement conditionné par le temps au sein du cycle sanguin généré. Ainsi un écoulement moyen est obtenu qui devrait nous amener à fournir les débits massiques de l'écoulement.

Le fluide utilisé estensemencé à l'aide de micro-particules fluorescentes afin d'éviter les réflexions parasites de l'éclairage laser. La caméra est munie d'un filtre passe-bande centré sur la longueur d'onde de fluorescence propre aux particules [6].

Enfin une mire fluorescente est disposée en paroi de l'aorte afin de visualiser à l'aide d'une seconde caméra le mouvement de la paroi aortique en cours d'écoulement.

3 Résultats

L'écoulement sanguin est reproduit parfaitement dans tout son cycle. De premières mesures par Vélocimétrie (PIV) sont réalisées. On peut voir sur la figure 2 l'exemple du champ de Vitesse moyenne obtenu au sein de la partie amont de l'aorte répliquée. On visualise les détails locaux de la vitesse moyenne obtenue dans un plan de prise de vue (sur la partie du « diamètre » vertical de l'aorte) obtenu par PIV. Cette carte montre des maxima locaux au centre de l'aorte. On voit ainsi que des descriptions du champ de vitesse sont obtenues par une méthode PIV pour un écoulement au sein d'un fantôme aortique. Nous présenterons ici les résultats de l'écoulement moyen conditionné par leur position temporelle au sein du cycle sanguin. Le choix d'un paramètre adapté sera fait afin de caractériser l'écoulement sanguin au cours de son cycle et ce pour que la modification de cet écoulement lors de la pénétration des outils de chirurgie soit analysable.

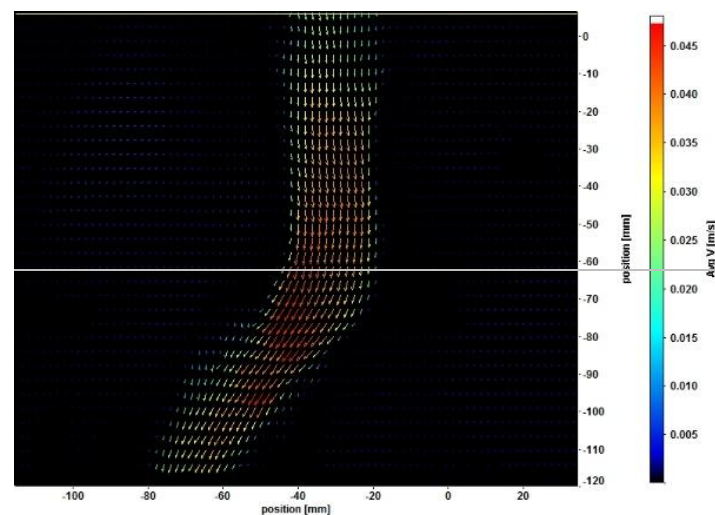


Figure 2: Champ de Vitesse moyenne pour un écoulement au sein d'une reproduction aortique abdominale, avec prise en compte du cycle de flux sanguin. L'écoulement au sein de l'aorte va du haut vers le bas. La vitesse est exprimée en m/s.

4 Discussion :

La description in vitro d'un écoulement Non Newtonien au sein du fantôme d'une Aorte Abdominale a été réalisée. Pour le moment cet écoulement est relatif à un patient en « bonne santé » (pour lequel aucun problème n'a été détecté). Nous avons réalisé une expérience sur laquelle il est possible d'interchanger un modèle d'AA de façon rapide sans modifier nos conditions de mesure. Nous avons pu générer un écoulement qui reproduit le cycle sanguin avec un fluide dont les propriétés sont au plus proche de celles du sang. Dans le cas d'opérations, le modèle sera remplacé par un modèle de dissection aortique. Durant et après le positionnement d'un stent les mêmes mesures par PIV seront faites. Une comparaison des flux sera alors possible afin de voir dans quelle mesure cela pourrait être néfaste pour le patient.

5 Conclusions :

Dans ce travail nous avons reproduit au plus près l'écoulement pulsatile qui a lieu tout au long d'une aorte abdominale (en bonne santé). Nous l'avons réalisé avec une aorte "fantôme" reproduite à l'échelle 1 à partir d'un modèle In Vivo. Nous avons ainsi reproduit un écoulement type en respectant les débits avec un fluide ayant toutes les propriétés du sang. Nous sommes ainsi en mesure de montrer l'évolution de l'écoulement au sein d'une artère dont la structure est soumise aux contraintes fluides tout au long du cycle et ceci pour plusieurs cycles indépendants. Cela nous amènera ainsi à obtenir des caractéristiques statistiques que nous pourrions comparer à celles obtenues dans les mêmes conditions mais avec des « outils » embarqués lors d'une opération chirurgicale au sein de l'artère. Ces résultats devraient de plus nous permettre des comparaisons avec les mesures de débits obtenus à l'aide de capteurs disposés aux extrémités du montage « artériel ». Nous montrerons de plus les premiers essais de la déformation des parois artérielles qui auront lieu lors de l'écoulement.

Remerciements :

Ces travaux sont réalisés dans le cadre du projet @NEDA (Analyse et traitement Numérico-Expérimental de la Dissection Aortique) financé dans le cadre du programme Pack Ambition recherche de la Région Auvergne Rhones Alpes (ARA). This work is granted by Auvergne Rhône-Alpes Region, Pack Ambition Recherche Program : @NEDA (Analyse et traitement Numérico-Expérimental de la Dissection Aortique).

Références

1. Criado 2011, Tex Heart Inst J. 38(6):694-700, 2011.
2. Stamatopoulos et al, Exp in Fluids 50(6):1695-1709, 2011
3. Kung et al. Ann Biomed Eng, 39(7):1974-60,2011
4. Deplano et al, Med Eng Phys, 35(6):800-809, 2013.
5. S Malik, E Lévêque, M Bouaïfi, L Gamet, E Flottes, S Simoëns, M. ElHajem,
6. Shear improved Smagorinsky model for large eddy simulation of flow in a stirred tank with a Rushton disk turbine, Chemical Engineering Research and Design 108, 69-80
7. Strubel, Vincent and Simoens, Serge and Vergne, Philippe and Fillot, Nicolas and Ville, Fabrice and El Hajem, Mahmoud and Devaux, Nicolas and Mondelin, Alexandre and Maheo, Yves, Fluorescence Tracking and π -PIV of Individual Particles and Lubricant Flow in and around Lubricated Point Contacts, Tribology Letters, 65, 75 (2017)