



HAL
open science

Comportement mécanique de la crosse aortique et simulations numériques de l'écoulement sanguin validées par IRM 4D

Marine Menut, Benyebka Bou-Said, Hélène Walter Le Berre, Xavier Escriva, Yann Marchesse, Philippe Vezin, Loic Boussel, Antoine Millon

► To cite this version:

Marine Menut, Benyebka Bou-Said, Hélène Walter Le Berre, Xavier Escriva, Yann Marchesse, et al.. Comportement mécanique de la crosse aortique et simulations numériques de l'écoulement sanguin validées par IRM 4D. 3e Journées scientifiques Franco-Maghrébines : Caractérisation des Matériaux Complexes, Nov 2016, PARIS, France. 6 p. hal-02441135

HAL Id: hal-02441135

<https://hal.science/hal-02441135>

Submitted on 15 Jan 2020

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.

Comportement mécanique de la crosse aortique et simulations numériques de l'écoulement sanguin validées par IRM 4D

M. Menut¹, B. Bou-Saïd¹, H. Walter-Le Berre¹, X. Escriva², Y. Marchesse³, P. Vézina⁴, L. Bousset⁵, A. Millon⁵

¹Université de Lyon, INSA-Lyon, LaMCoS, France, marine.menut@insa-lyon.fr. ²Université de Lyon, LMFA, France.

³Université de Lyon, labECAM, France. ⁴IFSTTAR, LBMC, France. ⁵Hospices Civils de Lyon, France

Résumé / Abstract : Ce travail fait partie d'un projet de recherche en chirurgie virtuelle avec pour objectif la proposition d'une solution de localisation et de contrôle peropératoire précis du largage d'une endoprothèse dans un anévrisme de l'aorte thoracique.

Une technique de corrélation d'images a été utilisée pendant un test en gonflement et un test de traction uni-axiale afin d'observer les déformations sur une aorte thoracique. Une loi polynomiale de comportement hyperélastique incompressible isotrope a été utilisée pour caractériser mécaniquement le matériau. Des simulations d'écoulement sanguin dans l'aorte thoracique ont ensuite été réalisées chez un patient sain avec le logiciel OpenFOAM. Le modèle rhéologique non-Newtonien de Phan-Thien et Tanner modifié (MPTT) a été implanté dans OpenFOAM et les résultats obtenus à partir de ce modèle comparés au modèle Newtonien ainsi qu'aux données de l'IRM 4D pendant un cycle cardiaque. Le modèle rhéologique MPTT montre plus de similarités avec les données IRM pendant les phases systolique et diastolique que le modèle Newtonien ou Newtonien généralisé. Les résultats expérimentaux sur la crosse aortique ont permis d'obtenir des coefficients pour la loi de comportement de la structure. Un couplage fluide-structure réalisé entre OpenFOAM et Abaqus© permettra de valider plus précisément les résultats en se rapprochant des conditions d'obtention de l'imagerie dynamique.

Mots-clés : crosse aortique, comportement hyperélastique, rhéologie du sang, couplage fluide-structure

1. Introduction

Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde et les problématiques pluridisciplinaires que posent ces pathologies nécessitent une diversité, une transversalité et une complémentarité des approches [1]. La zone d'intérêt de cette étude est l'aorte thoracique plus particulièrement la crosse aortique en forme de canne à partir de laquelle naissent les artères qui alimentent le cerveau et les bras. Une de ces maladies vasculaires consiste en la formation d'un anévrisme, c'est-à-dire une dilatation localisée et permanente de la paroi d'une artère aboutissant à la formation d'une poche de taille variable, dont la rupture provoque une hémorragie interne. En pratique, la décision d'un traitement endovasculaire de cette pathologie est basée essentiellement sur la mesure du diamètre de l'anévrisme, de la tortuosité des artères iliaques et de l'état de santé du patient. La prise en charge de la maladie, souvent difficile et empirique, nécessite alors de nouveaux critères pour proposer une solution opérationnelle fiable de localisation et de contrôle peropératoire précis du largage de l'endoprothèse. L'intégration d'une modélisation précise et réaliste des interactions entre les outils et les tissus devient nécessaire pour la proposition d'une solution personnalisée pour le choix d'un système de largage et d'une endoprothèse adaptés. Dans ce contexte, le comportement mécanique de la paroi aortique et les caractéristiques hémodynamiques propres du patient sont indispensables à l'outil de diagnostic et d'aide à la planification clinique. L'approche envisagée du projet de recherche consiste donc à identifier le comportement mécanique de l'aorte thoracique ainsi que celui de l'écoulement du sang pour réaliser

des calculs numériques d'interaction entre le fluide et la structure validés par l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) dynamique.

Il existe différentes techniques de caractérisation de l'aorte : des tests en gonflement, des tests en traction uni-axiaux et bi-axiaux et des méthodes d'indentation. Ces méthodes ont démontré le caractère non linéaire, anisotrope et viscoélastique de la paroi aortique ainsi que le comportement hétérogène entre les parois saines et malades. La technique de corrélation d'images permet d'identifier le comportement des matériaux non linéaires. Elle est appliquée pour mesurer le champ de déformations d'une aorte thoracique pendant un test en gonflement et un test en traction uni-axiale. Concernant l'écoulement sanguin, grâce aux progrès de l'imagerie, avec l'IRM de flux il est possible d'évaluer de nombreux paramètres comme les champs des vitesses et les pressions endovasculaires, en complément de l'imagerie de l'aorte thoracique obtenue par CT-scanner. Avec ces données expérimentales obtenues in-vivo on peut valider les calculs en mécanique des fluides avec notamment un modèle rhéologique d'écoulement prenant en compte entre autres l'effet rhéofluidifiant du sang.

2. Matériels et méthodes

2.1. Tests en gonflement

Les prélèvements d'aortes ont été effectués sur des sujets humains provenant du Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de médecine de Lyon dans le cadre du don du corps à la science. Ils ont été conservés à +4°C au maximum 4 jours après le décès puis nettoyés à l'aide d'une solution saline de façon à ne conserver que l'aorte thoracique comprenant l'aorte ascendante, la crosse et l'aorte descendante. L'échantillon est rendu étanche à l'aide de sutures et de colle chirurgicale puis monté sur un support fabriqué à cet effet après l'installation des tuyaux à ses deux extrémités. L'échantillon est moucheté puis plongé dans un bassin de capacité 125 L d'eau chauffée à 37°C de façon à s'approcher des conditions physiologiques (Figure 1). Les caméras d'acquisition sont installées à l'extérieur du bassin.

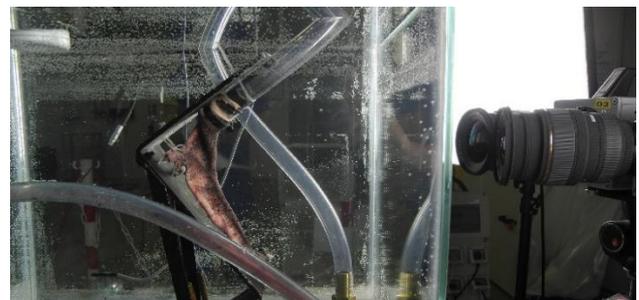


Figure 1 Aorte installée sur son support et immergée dans l'eau avant l'essai.

L'une des principales difficultés lors de l'utilisation de la technique de corrélation d'images sur des tissus biologiques est l'hydratation. La surface de l'échantillon brille et reflète la lumière, entraînant l'apparition de pixels parasites qui empêchent la corrélation. Le fait que l'aorte soit plongée dans l'eau permet d'avoir des images mates, conditions optimales pour la corrélation. Les caméras utilisées sont des caméras d'acquisition rapide dont la fréquence d'acquisition est fixée ici à 50 Hz et l'ouverture du diaphragme est de 16 mm ce qui permet d'obtenir une profondeur de champ suffisante pour le gonflement de la crosse aortique. La pression est mesurée avec deux capteurs de pression EPB-PW-3.5BS-/L3M dont un est installé en amont du tuyau d'entrée pour mesurer la pression à l'arrivée. Le deuxième capteur est installé dans la crosse aortique afin d'avoir les mesures exactes de pressions associées aux images. La pompe utilisée a un débit moyen de 5 L/min et le gonflement de l'aorte est assuré avec une vanne réglable en sortie de circuit.

2.2. Tests en traction uni-axiale sur du tissu sain

Les prélèvements de tissus sains ont été effectués dans le cadre d'un projet de recherche déclaré à l'agence de la biomédecine et proviennent de patients donateurs d'organes et de tissus (Figure 2 a). Ils ont été conservés dans une solution saline à +4°C et testés 2 jours après le décès.

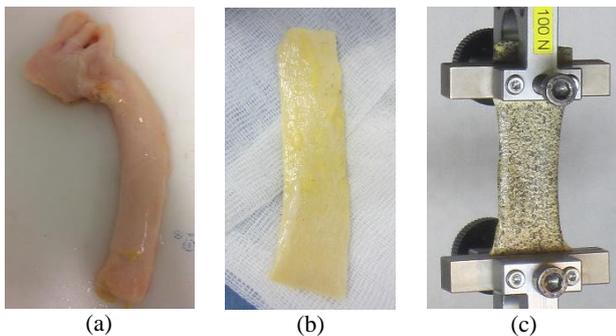


Figure 2 (a) Aorte saine (homme, 42 ans) après prélèvement (b) Echantillon prélevé pour le test en traction (c) Echantillon moucheté et installé sur la machine en traction

Les échantillons ont été découpés selon la longueur de l'aorte et sectionnés en éprouvettes rectangulaires d'épaisseur 1,62 ± 0,02 mm (Figure 3) mesurée à plusieurs endroits. La contrainte est calculée en divisant la force par la surface de la section et le ratio d'allongement en divisant la longueur instantanée par la longueur initiale de l'échantillon mesurée par corrélation d'images (Figure 3).

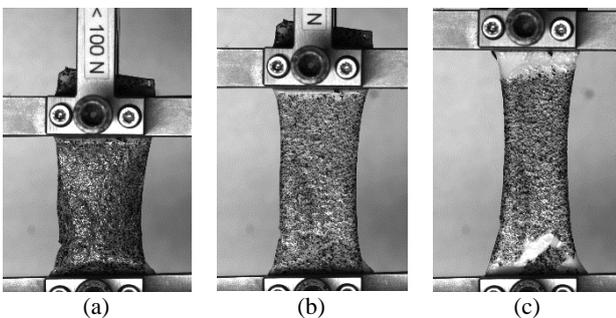


Figure 3 (a) Allongement L_0 de l'échantillon d'aorte (b) Allongement intermédiaire avec déformation du mouchetis (c) Des fibres de l'intima cèdent et se détachent de la média (zone non exploitée par corrélation d'images)

2.3. Modèle mathématique

Un modèle hyperélastique isotrope incompressible est utilisé pour modéliser le comportement mécanique du tissu testé. La fonction d'énergie de déformation utilisée est celle d'un modèle à 5 paramètres de type Mooney-Rivlin :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (1)$$

Les contraintes principales du tenseur de Cauchy exprimées en fonction des élongations principales s'écrivent sous la forme :

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad (2)$$

Avec l'hypothèse d'incompressibilité, les invariants du tenseur de déformations de Cauchy-Green deviennent pour le test en gonflement et le test en traction uni-axiale respectivement :

$$\begin{cases} I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \frac{1}{\lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2} \\ I_2 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 + \frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} \end{cases} \quad (3)$$

et

$$\begin{cases} I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \\ I_2 = 2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \end{cases} \quad (4)$$

Les relations contraintes-déformations sont ensuite déterminées à la fois pour le test en gonflement et le test en traction uni-axiale. Les paramètres du modèle polynomial sont ensuite calculés en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt sur Matlab© par une méthode de recalage des courbes.

2.4. Modélisation numérique du fluide

Obtention de l'IRM de flux

L'acquisition de l'IRM de flux comprend une séquence dynamique pour couvrir toute l'aorte thoracique avec 30 phases cardiaques. Une imagerie en contraste de phase 2D est aussi réalisée perpendiculairement à l'axe des vaisseaux pour l'étude des flux en entrée et sortie de l'aorte thoracique ainsi que sur les troncs supra-aortiques, afin d'obtenir une mesure locale de vitesses [2]. L'acquisition a été réalisée sur un patient sain dont les images CT-scanner ont été utilisées pour la reconstruction du modèle 3D.

Configuration du modèle et conditions aux limites

Les équations de Navier-Stokes sont résolues pour un écoulement considéré laminaire et incompressible avec le logiciel libre d'accès OpenFOAM. Dans une première étape, la résolution est effectuée en régime transitoire et pour un fluide Newtonien dont la viscosité dynamique vaut $\mu = 6,0 \times 10^{-3}$ Pa.s. Dans une seconde étape, les modèles non-Newtonien de Phan-Thien et Tanner modifié (MPTT) et Newtonien Généralisé de Carreau Yasuda sont utilisés. Ces deux modèles permettent de caractériser un comportement rhéofluidifiant

donc une décroissance de la viscosité avec l'augmentation de la contrainte de cisaillement. Pour ces deux modèles, la viscosité à fort taux de cisaillement vaut $\mu = 5,0 \times 10^{-3}$ Pa.s et celle à faible taux de cisaillement $\mu = 5,0 \times 10^{-2}$ Pa.s. Le modèle MPTT a été implanté dans OpenFOAM. Il traduit le comportement rhéologique de lubrifiants constitués d'un solvant additivé de polymères soumis à certaines conditions de sollicitations. Son utilisation appropriée pour l'hémodynamique a été analysée dans [3]. Une légère modification au modèle de Phan-Thien et Tanner permet de prendre en compte l'effet rhéofluidifiant. On obtient alors l'équation constitutive du modèle [4]:

$$\lambda_{i,0} \frac{D\tau_{ij}}{Dt} + \sigma_{ij}(\text{tr}\tau_{ij})\tau_{ij} = 2\eta_m D_{ij} \quad (5)$$

$$\sigma_{ij} = \exp\left(\epsilon \frac{\text{tr}\tau_{ij}}{G_{i,0}}\right) \quad (6)$$

Avec τ_{ij} le tenseur des contraintes, D_{ij} le tenseur des déformations et η_m la viscosité donnée par la loi de Carreau :

$$\eta_m = \eta_p \frac{1 + \xi(2 - \xi)\lambda^2\dot{\gamma}^2}{(1 + \Gamma^2\dot{\gamma}^2)^{(1-n)/2}} \quad (6)$$

Avec η_p la viscosité cinématique des globules rouges lorsque le taux de cisaillement est faible, ξ le taux de glissement entre les globules et le plasma, λ le temps de relaxation du fluide, $\dot{\gamma}$ le taux de cisaillement, Γ un paramètre de dimension égale à un temps valant $11,08 \times \lambda$ et n le degré de la loi puissance. Les parois sont considérées rigides. Le modèle de Windkessel [5] a été développé dans OpenFOAM afin de prendre en compte la compliance vasculaire due à l'élasticité des artères qui ne sont pas modélisées. Ce modèle est appliqué aux 3 sorties des troncs supra-aortiques ainsi qu'à l'aorte descendante. Un profil de Poiseuille basé sur les débits mesurés par l'acquisition de l'imagerie de phase 2D [2] est imposé en entrée sur l'aorte ascendante.

3. Résultats

3.1. Paramètres du modèle hyperélastique isotrope

Le comportement élastique des tissus est fortement non linéaire pour des grandes déformations. Les résultats pour les deux tests présentent des différences importantes en ce qui concerne la raideur du matériau. Le test en traction uni-axiale permet d'obtenir des rapports d'allongement beaucoup plus élevés que le test en gonflement. De plus, les deux échantillons proviennent de deux patients différents : celui du test en gonflement présentaient des pathologies et provenait d'un patient âgé (86 ans) tandis que le prélèvement pour le test en traction provenait d'un patient sain et plus jeune (42 ans). La contrainte pour le test en gonflement a été calculée comme la moyenne des deux contraintes principales pour chaque valeur de l'allongement mesuré par corrélation d'images. Ceci permet l'établissement d'une seule courbe de contraintes-déformations pour le calcul des coefficients de la loi hyperélastique polynomiale (Figure 4). La Figure 5 montre la répétabilité de l'essai : le test en traction uni-axiale a été réalisé sur deux échantillons prélevés longitudinalement sur la même aorte thoracique.

Les paramètres de la loi Mooney-Rivlin sont ensuite calculés de façon à s'approcher au plus près des courbes expérimentales. Le Tableau 1 compare les résultats obtenus pour les prélèvements d'aorte thoracique avec les résultats de la littérature [6] pour une artère fémorale humaine.

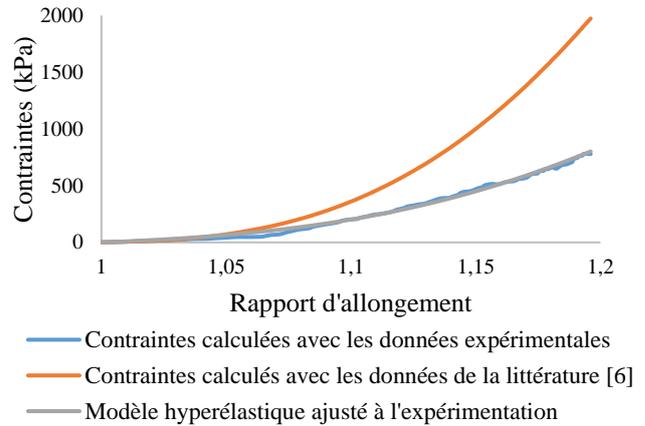


Figure 4 Courbes de contraintes-déformations pour un test en gonflement sur une aorte thoracique humaine pathologique (femme, 86 ans) réalisé 3 jours après le décès.

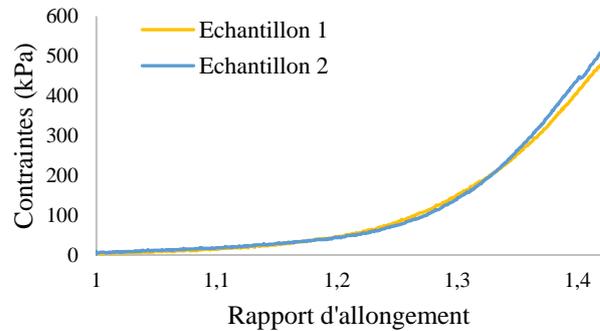


Figure 5 Courbes de contraintes-déformations pour deux tests uni-axiaux longitudinaux sur une aorte thoracique descendante humaine saine (homme, 42 ans) réalisés 2 jours après le décès

Tableau 1 Comparaison des paramètres du modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin (Eq. 1) issus de l'expérimentation avec ceux de la littérature

	Paramètres pour une artère fémorale (kPa) Prendergast et al. (2003) [6]	Paramètres issus de l'expérimentation pour une aorte thoracique (kPa)
C_{10}	18.9	74.6
C_{01}	2.75	~ 0
C_{20}	590.42	~ 0
C_{11}	857.18	513.4
C_{02}	0	~ 0

3.2. Simulations numériques du fluide : comparaison des modèles Newtonien et MPTT avec l'imagerie dynamique

Les paramètres du modèle de Windkessel (Tableau 2) ont été ajustés pour les 4 sorties du modèle numérique en se basant sur les données de l'imagerie de phase 2D qui mesure à 30 instants du cycle les débits dans une coupe prédéfinie. Sur la Figure 6 sont tracés les différents débits aux sorties du modèle comparés aux données de l'imagerie. Le débit entrant dans l'aorte thoracique ascendante est imposé.

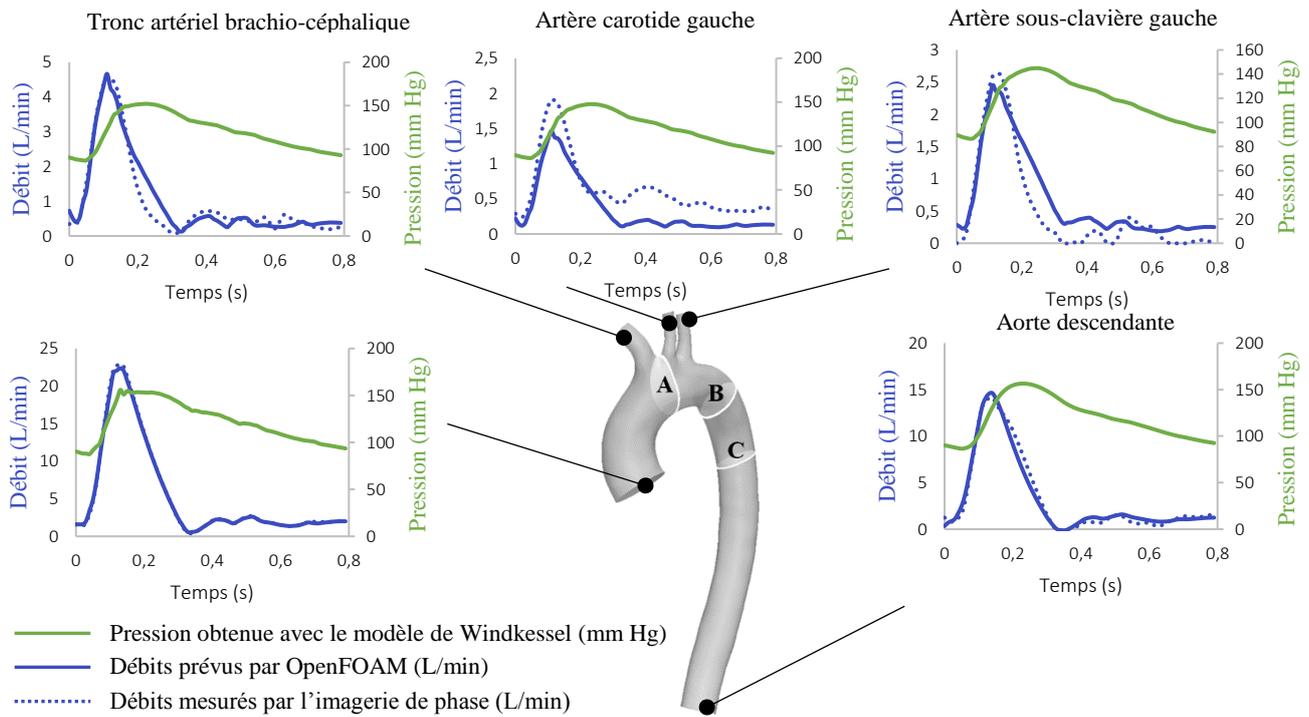


Figure 6 L'évolution de la pression et des débits aux différentes conditions aux limites pendant un cycle cardiaque. La comparaison entre les débits obtenus par l'imagerie de phase 2D (pointillés) et les débits calculés dans OpenFOAM (bleu) montrent le recalage des paramètres du modèle de Windkessel

Tableau 2 Paramètres du modèles de Windkessel appliqués aux sorties du modèle fluide et recalée avec les données de l'imagerie de phase 2D.

	R1 ($m^{-1}.s^{-1}$)	R2 ($10^6 m^{-1}.s^{-1}$)	C ($10^{-7} m.s^2$)
Tronc artériel brachio-céphalique	52500	0.8337	8.6334
Artère carotide gauche	147000	2.3203	3.1003
Artère sous-clavière gauche	71985	1.2135	5.9511
Aorte descendante	15443	0.2603	0.2774

Différents modèles rhéologiques ont été comparés avec les profils de vitesses obtenus par imagerie dynamique. Le modèle MPTT montre plus de similarités avec les données IRM pendant les phases systolique et diastolique que les modèles Newtonien ou de Carreau-Yasuda. La Figure 7 montre des profils de vitesse au pic systolique et pendant la diastole, ceci sur 3 coupes notées A, B et C au niveau de la crosse aortique et l'aorte descendante. (Figure 6). Les profils en systole pour les modèles Newtonien et Carreau-Yasuda sont similaires bien qu'ils présentent des différences en diastole. Cependant ils diffèrent des profils obtenus par imagerie dynamique.

4. Discussion

4.1. Caractérisation mécanique du tissu aortique

Les parois vasculaires présentent une structure stratifiée, composée de 3 couches : l'intima, la média et l'adventice, où

3 constituants fondamentaux, les fibres d'élastine, de collagène et musculaires lisses, apparaissent en proportions et arrangements différents. Ceci est à l'origine des propriétés mécaniques fortement anisotropes des vaisseaux. Dans cette étude, le comportement global du tissu aortique a été caractérisé avec des tests en gonflement et en traction uni-axiale. Le comportement élastique de tous les prélèvements est fortement non linéaire pour les grandes déformations. Cependant, des déformations plus élevées sont observées pour les tests en traction uni-axiale. Ceci est lié d'une part au fait que les échantillons soient sollicités longitudinalement et donc dans le sens de des fibres d'élastine [7], assurant des propriétés de compliance artérielle de la média. D'autre part, les échantillons sont issus de tissus sains ayant alors des caractères plus élastiques. Les tests en gonflement sur aorte thoracique entière, et donc sans endommagement du tissu artériel, ont permis de prendre en compte les effets de contraintes et de déformations résiduelles [8]. Le caractère non linéaire est notable à de faibles déformations. Cependant, les prélèvements pour les tests en gonflement sont issus de patients âgés expliquant alors les fortes hétérogénéités donc non linéarités. Les résultats de corrélation d'images montrent l'hétérogénéité « structurée » du champ de déformations sous la crosse aortique, bien que le caractère orthotrope du tissu aortique soit bien fondé dans la littérature pour les tissus sains [9]. Ces hétérogénéités peuvent aussi être dues à la calcification présente sur ces prélèvements.

Le modèle de Mooney-Rivlin choisi pour cette étude présente ses limites, principalement en termes d'isotropie alors que des modèles plus élaborés prenant en compte par exemple le caractère orthotrope existent déjà [10] [11].

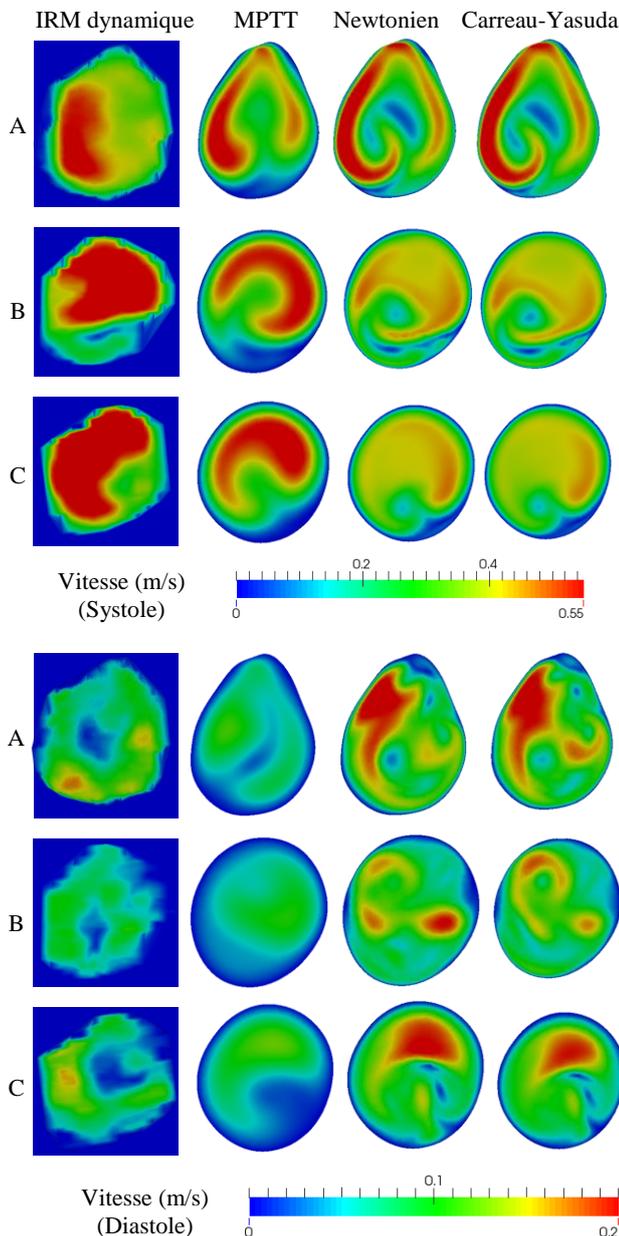


Figure 7 Comparaison de 3 modèles pour le fluide : MPTT, Newtonien et Carreau-Yasuda au pic systolique et pendant la diastole. Les coupes A, B et C sont notées sur la Figure 6.

Cependant, de par la grande variabilité entre les individus, selon leur âge, leur sexe, leurs conditions physiques, le modèle de Mooney-Rivlin peut être considéré comme donnant des résultats raisonnables dans le cadre de ce projet de recherche.

4.2. Modélisation du flux sanguin

Le modèle aux parois rigides utilisé pour ces simulations donne des premières estimations de flux comparées avec l'imagerie dynamique. L'aorte thoracique est l'une des artères qui se déforme le plus sous l'effet de la pulsation cardiaque : son diamètre augmente d'environ 10% [12], d'où la nécessité de futures simulations d'interaction entre le fluide et la structure. Il sera alors possible de comparer les vitesses expérimentales avec les vitesses calculées en se rapprochant des conditions physiologiques.

En ce qui concerne la condition d'entrée du fluide dans l'aorte ascendante, l'hypothèse du profil de Poiseuille n'est pas idéale. Bien qu'un profil de Womersley puisse apporter une amélioration au modèle, des simulations en utilisant directement le profil obtenu par imagerie dynamique sont en cours et pourront affiner les résultats dans la crosse aortique ainsi qu'au début de l'aorte descendante.

Le caractère pulsatile de l'écoulement influe sur le caractère rhéofluidifiant du sang et nécessite donc un modèle rhéologique pertinent permettant d'évaluer au mieux les contraintes sanguines sur la paroi artérielle. Les paramètres de ces modèles influencent les résultats des calculs numériques et des simulations sont en cours pour mesurer leur impact. La viscosité du sang à fort et faible cisaillement varie à la fois entre les individus mais aussi pour chaque individu.

5. Conclusion

L'objectif de cette étude sur le moyen terme est de pouvoir simuler virtuellement l'ensemble de la procédure endovasculaire visant à implanter une endoprothèse dans le but de contenir un anévrisme. Cette procédure présente un fort taux de succès à court terme et son taux d'indication par rapport à la chirurgie ouverte est en constante augmentation. Malgré de nombreux avantages (réduction des pertes sanguines, de la morbidité peropératoire et de la durée d'hospitalisation), le recul reste insuffisant et des limites liées à des configurations anatomiques complexes, à la difficulté du geste minimalement invasif et à la méconnaissance, à ce jour, de la durabilité du traitement persistent. Cette procédure nécessite donc d'être fiabilisée et sécurisée. Dans ce contexte, il est important de pouvoir identifier le comportement mécanique du tissu aortique pour des simulations numériques ultérieures.

L'approche envisagée s'inscrit ainsi dans une moindre mesure dans le cadre des gestes médicaux et chirurgicaux assistés par ordinateur afin de proposer une solution opérationnelle de localisation et de contrôle peropératoire précis du largage de l'endoprothèse mais surtout l'intégration d'une modélisation précise et réaliste des interactions outils / tissus et la recherche et proposition d'une solution personnalisée pour le choix d'un système de largage et d'une endoprothèse adaptés.

6. Remerciements

Les auteurs remercient l'institut Carnot de Lyon I@L pour le financement de cette thèse.

7. Déclaration d'éthique

Tous les tests et les procédures étaient en accord avec les règles d'éthique françaises et les lois qui autorisent les expérimentations sur les corps humains (PMHS) pour la recherche biomédicale dans le cadre du don de corps à la science. Les prélèvements de tissus sains ont été effectués sous le protocole de recherche n°PFS14-014 enregistré à l'agence de la biomédecine et à la cellule bioéthique.

8. Références

- [1] OMS, «Rapport sur la situation mondiale des maladies non transmissibles 2010. 2011,» Genève.
- [2] L. Bousset, V. Rayz, A. Martin et G. Acevedo-Bolton, «Phase-Contrast MRI measurements in intra-cranial aneurysms in-vivo of flow patterns, velocity fields and wall shear stress,» *Magn Reson Med*, vol. 61, n°12, p. 409–417, 2009.
- [3] A. Amblard et B. Bou-Saïd, «Modelling the blood flow in an aorta; the MPTT and Modified MPTT models,» *Tribology and Interface Engineering Series*, vol. 48, pp. 381-387, 2005.
- [4] A. Amblard, H. Walter-Le Berre, B. Bou-Saïd et M. Brunet, «Analysis of type I endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm,» *Medical engineering & physics*, vol. 31, n°11, pp. 27-33, 2009.
- [5] I. E. Vignon-Clementel, C. A. Figueroa, K. E. Jansen et C. A. Taylor, «Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries,» *Computer methods in applied mechanics and engineering*, vol. 195, n°129, pp. 3776-3796, 2006.
- [6] P. Prendergast, C. Lally, S. Daly, A. Reid, T. Lee, D. Quinn et F. Dolan, «Analysis of prolapse in cardiovascular stents: a constitutive equation for vascular tissue and finite-element modelling,» *Journal of biomechanical engineering*, vol. 125, n°15, pp. 692-699, 2003.
- [7] V. Flamini, C. Kerskens, C. Simms et C. Lally, «Fibre orientation of fresh and frozen porcine aorta determined non-invasively using diffusion tensor imaging,» *Medical Engineering and Physics*, vol. 35, pp. 765-776, 2013.
- [8] D. Peterson et J. Bronzino, *Biomechanical: Principales and Applications*, LLC, Éd., New York: CRS Press Taylor & Francis Group, 2008.
- [9] Y. Fung, *Biomechanics Circulation*, New york: Springer-Verlag, 1996.
- [10] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser et R. W. Ogden, «A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models,» *Journal of Elasticity*, vol. 68, pp. 1-48, 2000.
- [11] T. C. Gasser, W. R. Ogden et G. A. Holzapfel, «Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations,» *J. R. Soc. Interface*, 2006.
- [12] T. Morrison, G. Choi, C. Zarins et C. Taylor, «Circumferential and longitudinal cyclic strain of the human thoracic aorta: age-related changes,» *J Vasc Surg*, vol. 49, n°14, pp. 1029-36, 2009.
- [13] M. Raghavan, M. Webster et D. Vorp, «Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: Assessment using a new mathematical model,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 24, pp. 573-582, 1996.
- [14] J. Geest, M. Sacks et D. Vorp, «The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta,» *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1324-1334, 2006.
- [15] P. Haigron, G. Mouktadiri et B. Bou-Saïd, «Angiovision: Aortic stent-graft placement by augmented angionavigation,» *IRBM*, vol. 34, pp. 167-175, 2013.
- [16] M. Adham, J.-P. Gournier et J.-P. Favre, «Mechanical Characteristics of Fresh and Frozen Human Descending Thoracic Aorta,» *Journal of Surgical Research*, vol. 64, pp. 32-34, 1996.