



## **Modélisation et simulation numérique de l'écoulement sanguin dans l'aorte**

**Belaghit A. \*, Aour B., Larabi M.**

Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux, Département de Génie

Mécanique, Ecole Nationale Polytechnique d'Oran

\*Contact: belaghitakim47@gmail.com

**Résumé** - Nombreux sont les interrogations soulevées par la médecine interventionnelle, concernant la prise en charge des pathologies de la paroi artérielle (anévrisme, dissection, coarctation, athérosclérose, sténose). Pour cela nous avons fait la modélisation et la simulation numérique de l'écoulement du sang dans l'aorte. En ne considérant que le sang comme un fluide newtonien et écoulement stationnaire. Les résultats obtenus en termes des paramètres physiques tels que la vitesse et la pression dynamique permet d'obtenir des informations concernant les endroits de turbulence, de pression transmissible et de distribution du flux au sein de l'aorte et d'expliquer les phénomènes de sténose ou de thrombose dans les artères.

**Mots-clés** : Ecoulement sanguin, Aorte, Eléments finis, Paroi artérielle, Sténose, Pression dynamique.

## **Modeling and numerical simulation of flow blood in the aorta**

**Abstract** - Many questions raised by interventional medicine, concerning the management of pathologies of the arterial wall (aneurysm, dissection, coarctation, atherosclerosis, stenosis). To this end modeling and numerical simulations of the flow blood in the aorta have been carried out. Considering only blood as a Newtonian fluid and stationary flow. The results obtained in terms of the physical parameters such as the speed and the dynamic pressure make it possible to obtain information concerning the turbulence zones, transmissible pressure and distribution of the flow within the aorta and explain the phenomena of stenosis or thrombosis in the arteries.

**Keywords:** Blood flow, Aorta, Finite elements, Arterial wall, Stenosis, Dynamic pressure.

## 1. Introduction

De nombreuses études ont été effectuées sur l'écoulement sanguin dans les systèmes artériels, avec des données physiques et pathologiques, dans le but de trouver des réponses aux maladies et complications, pour mener une étude numérique permettant de comprendre et définir les facteurs essentiels influençant sur l'écoulement sanguin dans l'aorte et afin d'étudier la relation entre l'écoulement du sang et la physiopathologie, il est nécessaire de connaître les effets de ces derniers sur le comportement de l'aorte [1].

De plus en plus les praticiens des mathématiques purs et appliquées s'y intéressent, de façon symétrique de plus en plus les biologistes et les médecins ressentent le besoin d'une telle approche, et font appel à des techniques physiques et informatiques pour analyser les variations des paramètres de fonctionnement des organes qui composent le corps humain. Ces différents organes sont alimentés par le sang, un liquide de couleur rouge qui circule dans le corps à travers les vaisseaux. Il possède des propriétés biomécaniques qui dépendent des caractéristiques structurelles de sa paroi. Différentes pathologies peuvent concerner ce vaisseau, d'ordre génétique par défaut du tissu élastique, ou liées à la dégénérescence pariétale dû essentiellement à l'hypertension artérielle essentielle ou l'athérosclérose, l'anévrisme, ou la sténose [2].

La sténose artérielle est une maladie fréquente, qui se rapporte à un rétrécissement d'une artère, dû au dépôt de plaques d'athéroscléroses sur les parois internes du vaisseau, et qui peut entraver partiellement ou totalement l'écoulement dans le réseau artériel. Pour mener une étude numérique permettant de comprendre et définir les facteurs essentiels influençant l'écoulement sanguin dans une artère présentant une sténose, il faut tenir compte du caractère non-newtonien du sang, qui est essentiellement rhéofluidifiant [3].

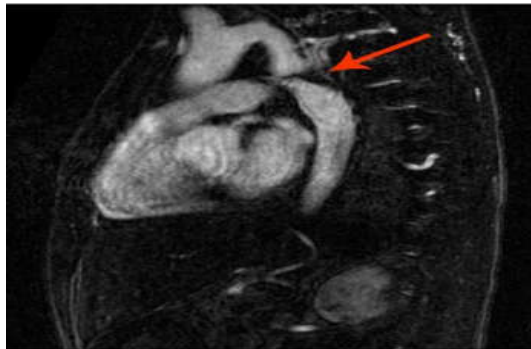


Fig. 1. Coarctation de l'aorte (sténose).

Dans ce travail nous nous sommes intéressés à la modélisation numérique des écoulements sanguins dans l'aorte numérique en utilisant le Logiciel ANSYS- Fluent et en considérant une géométrie spatiale adaptée très proche du réel. Un maillage assez fin a été utilisé en se basant sur des conditions aux limites très proches des données réelles.

## 2. Mise en équations des écoulements sanguins

La simulation numérique des écoulements sanguins a été basée sur les modèles utilisés en mécanique des fluides. Le point de départ consiste à considérer les équations de Navier-Stokes qui modélisent les écoulements incompressibles

$$\begin{cases} \rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla) u \right) - \nu \Delta u + \nabla p = f \\ \operatorname{div} u = \sigma \end{cases} \quad (1)$$

Dans l'équation (1),  $u$ , est la vitesse du fluide en un point,  $p$ , sa pression (ce sont des inconnues), les constantes  $\rho$  et  $\nu$  sont respectivement la densité et la viscosité du fluide et  $f$  représente les forces extérieures (par exemple la gravité). On adjoint en général à ces équations qui sont posées dans le domaine fluide, des conditions aux limites qui modélisent le comportement sur la limite du domaine fluide.

Toutefois, dans des écoulements sanguins pour lesquels l'influence de la taille des vaisseaux est cruciale, l'équation se simplifie, les termes inertiels disparaissent et seule la viscosité du fluide joue un rôle pertinent. On utilise ainsi généralement l'équation de Stokes qui est donnée comme suit:

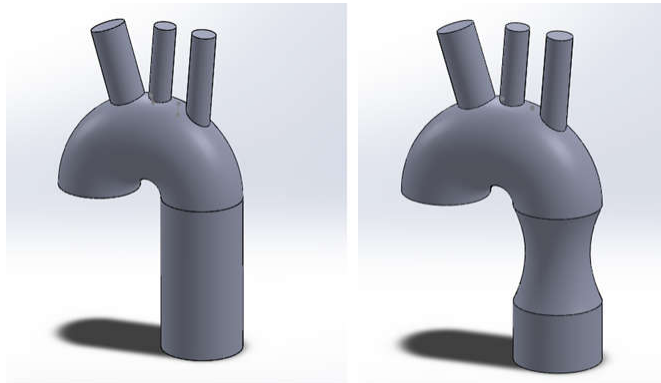
$$\begin{cases} \nu \Delta u + \nabla p = f \\ \operatorname{div} u = \sigma \end{cases} \quad (2)$$

## 3. Conception de la géométrie

Il est axiomatique que les êtres humains puissent avoir des arcs aortiques de tailles différentes avec des formes légèrement différentes, pour cela on a choisi dans un modèle qui est statistiquement le plus proche de la réalité. Dans notre modèle l'arc aortique est représenté comme un tube incurvé de rayons extérieur 2.57cm et intérieur 0.37cm.

Un tube rectiligne est lié à cet arc, sa longueur est 4cm et son diamètre est 2.2cm. Les trois branches bifurquant de l'arc sont représentées par des tubes cylindriques avec des diamètres différents, le plus grand est celui de 0.94cm et les deux autres sont presque identiques et leurs diamètres sont 0.60cm et 0.66cm respectivement.

Concernant, le modèle avec coarctation, nous avons déformé le modèle précédent au niveau du début de l'aorte descendante, juste en dessous de l'artère sous-cava gauche en insérant une déformation géométrique avec un aspect hyperboloïde dont la longueur est de 2 cm et le degré de réduction est de 40%.



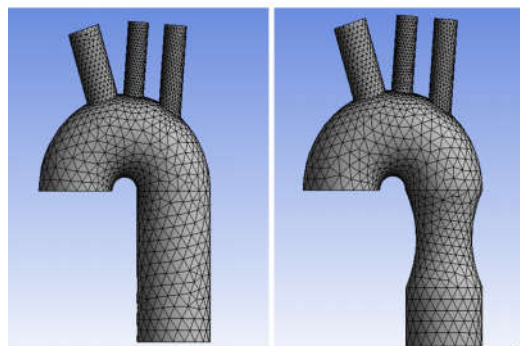
(a) cas normale

(b) Cas avec coarctation

Fig. 2. Modèle simplifié de l'aorte.

#### 4. Modélisation par éléments finis

La génération du maillage est aussi réalisée à l'aide du code ANSYS-fluent, où des éléments tétraédriques ont été utilisés pour le maillage du modèle simplifié de l'aorte. En effet, nous avons utilisé 623761 éléments avec 157930 nœuds pour le maillage de l'aorte dans le cas normal, et 853421 éléments avec 172201 nœuds pour le cas de l'aorte avec coarctation. Notant que ce maillage a été choisi après une étude de sensibilité à la finesse du maillage en se basant sur la stabilité des résultats avec un temps minimal.



(a) cas normale

(b) Cas avec coarctation

Fig. 3. Le maillage réalisé.

## 5. Résultats et discussion

L'étude des contraintes mécaniques et hémodynamiques permet de mieux comprendre les pathologies des vaisseaux tels que la sténose et thrombose, et de proposer des améliorations thérapeutiques.

L'écoulement sanguin dans l'aorte est calculé à partir des équations de Navier-stokes résolues à l'aide de Fluent 14.5 par la méthode des volumes fins. Dans ce type de problème, le sang est considéré comme un fluide newtonien de viscosité 0.004, de masse volumique  $1050 \text{ kg/cm}^3$  et de vitesse d'entrée  $0.3 \text{ m/s}$ . Les parois de l'artère rénale sont traitées dans la simulation comme solides. La simulation permet de visualiser les lignes de courant colorées en fonction du champ de vitesse, le profil de vitesse et de la pression dynamique.

### 5.1. Cas normal

#### 5.1.1. Profil de la vitesse d'écoulement

Nos résultats démontrent que la vitesse d'écoulement est en croissance dans l'arc aortique et atteint son maximum aux points de bifurcations là où il se forme des boucles (tourbillonnaires) (voir figure 4).

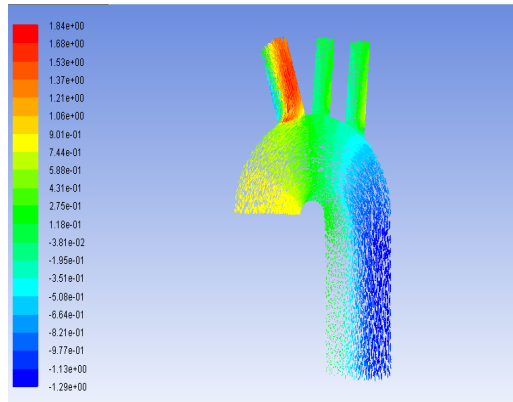


Fig. 4. Contours de vitesse d'écoulement.

#### 5.1.2. Profil de la pression

Les résultats présentés dans la Figure 5, nous montrent que la pression augmente toute en s'éloignant du centre de la courbure de l'aorte (Ceci est due à la force centrifuge). Cette augmentation est visible aussi à proximité des branches de l'arc.

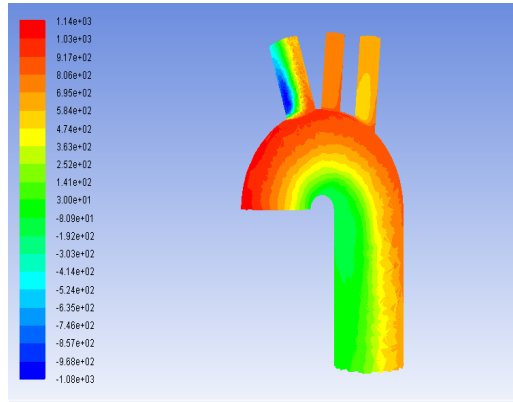


Fig. 5. Contours de pression.

### 5.1.3. Profil des forces de cisaillement

Les forces de cisaillement sont fortement dynamiques. Mais sont généralement élevées le long de la paroi externe à proximité des branches et faibles le long de la paroi interne (voir figure 6).

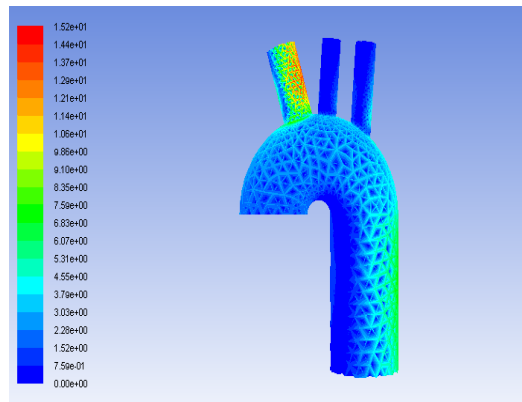


Fig. 6. Contours de force de cisaillement.

## 5.2. Cas avec coarctation

### 5.2.1. Profil des vitesses

A partir de la figure 7, on peut remarquer que La vitesse d'écoulement est en croissance dans l'arc aortique et atteint son maximum aux points de la coarctation.

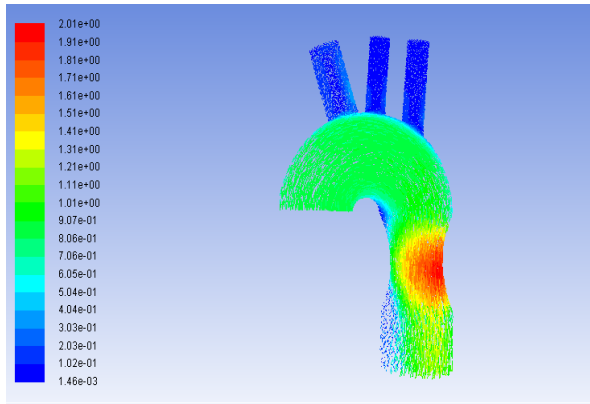


Fig. 7. Contours de vitesse d'écoulement.

### 5.2.2. Profil de la pression

Les résultats présentés dans la Figure 8, nous montrent que la pression augmente toute en s'éloignant du centre de la courbure de l'aorte.

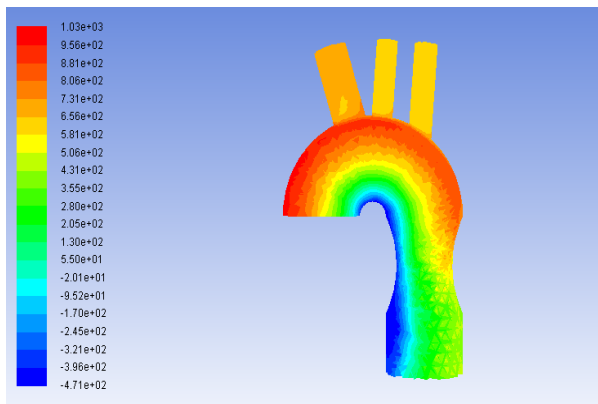


Fig. 8. Contours de pression.

### 5.2.3. Profil des forces de cisaillement

A Partir de la figure 9, on peut observer que les forces de cisaillement sont fortement dynamiques. Mais sont généralement élevées le long de la paroi externe à proximité des branches et faibles le long de la paroi interne et elles sont maximales au niveau de la coarctation (sténose).

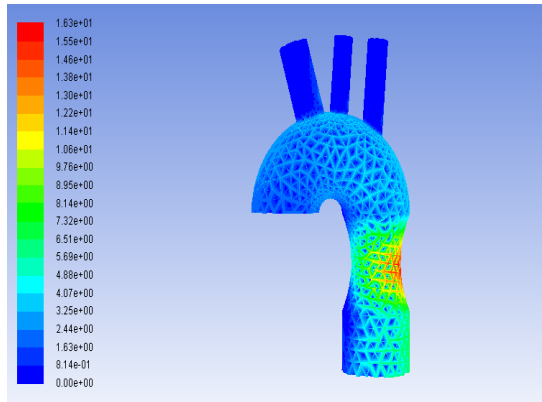


Fig. 9. Contours de force de cisaillement.

## 6. Conclusion

Dans ce travail, on s'est intéressé à l'étude de l'écoulement sanguin dans la crosse aortique (aorte) avant et après la sténose pendant la durée systolique et en particulier les effets turbulents résultant aux abords et dans les trois bifurcations considérés dans la géométrie choisie.

Nos résultats confirment que la présence de turbulence à certains endroits précis peut être amplifiée par la présence de sténoses qui vont réduire le flux sanguin en modifiant la viscosité et en étranglant l'écoulement en ces endroits. De ce fait, pour certaines conditions hémodynamiques anormales aux abords des sténoses, c'est-à-dire à des sollicitations ou contraintes de cisaillement extrêmes, il se crée des réponses (déformations) anormales. Ceci peut créer des effets turbulents assez intenses pouvant provoquer des athéroscléroses menant à des thromboses ou d'ischémies qui provoqueront à coup sûr un accident cardiovasculaire.

## Références

- [1] Lau Sylvie, Stent pour limiter la dilatation progressive de l'aorte ascendante dans les cas de bicuspidie de la valve aortique : preuve de concept Mémoire de maîtrise (2014).
- [2] Mounien M., 2010, Etudes des effets turbulents de l'écoulement sanguin dans la crosse aortique. Théorie et simulation, Mémoire de Magister, Université d'Oran Es-sénia, Oran 2010.
- [3] Achab et Benhadid, Rhéologie. Application d'une loi constitutive dans l'étude numérique de l'écoulement sanguin à travers une artère sténosée, Rhéologie, Vol. 7, 28-34 (2005).
- [4] Alla H., M.S. Gueblaoui, M.H. Bensaid, Contribution à la modélisation et simulation numérique de l'écoulement du sang dans l'artère Congrès Français de Mécanique Marseille, 24-28 août 2009.



- [5] <http://www.ansys.com/Products/Fluids/ANSYS-Fluent>
- [6] Lagrée P.Y., Rossi M., Modélisation de l'écoulement sanguin par une approche de type couche limite instationnaire. mise en œuvre d'une méthode inverse pour trouver l'élasticité de la paroi et la viscosité du fluide, février 1997..
- [7] P. Flaud, D. Geiger, C. Oddou, D. Quemada, Dispositif expérimental pour la modélisation de l'écoulement sanguin dans les artères revue de physique appliquée mars 1997.
- [8] Z. Kharboutly, J.M. Treutenaere, I. Claude, M. Fenech, C. Legallais, Validation des procédures de maillage pour l'étude des écoulements sanguins dans une fistule artério-veineuse réelle 18ème Congrès Français de Mécanique Grenoble, 27-31 août 2007 .