

ANALYSE DE L'INTERACTION FLUIDE STRUCTURE ELASTIQUE DANS LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE « SANG/AORTE »

Mbaya Ilunga Edouard¹, Beya Dibue Jean-Pierre², Mansiantima Lutete Doris³, Dzama Likwanda Yohanan⁴, Mutombo Muana Donat⁵, and Bope Mikobi Bonomi⁶

¹Assistant à l'Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, RD Congo

²Professeur à l'Institut Supérieur des Techniques Médicales de Kinshasa, RD Congo

³Chef des Travaux à l'Université Pédagogique Nationale de Kinshasa, RD Congo

⁴Assistant à l'Université Pédagogique Nationale de Kinshasa, RD Congo

⁵Chef des Travaux à l'Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, RD Congo

⁶Assistant à l'Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, RD Congo

Copyright © 2018 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ABSTRACT: This study showed how the aorta is continually to blood pulsatile stresses caused by the effect of the heart. These constraints are noted by an elastic deformation of the organ.

We have implemented some methodologies mathematics that have allowed us to evaluate the blood interaction / aorta by solving differential equations to describe the mechanical characteristics. The device doppler echo and Solidwokes software have been exploited to establish consistency between the literature review and experimental observations in the laboratory.

KEYWORDS: Interaction, fluid, elastic structure, system, cardiovascular, blood, aorta.

RÉSUMÉ: Cette étude a montré comment l'aorte est continuellement exposée aux contraintes sanguines provoquées par l'effet pulsatile du cœur. Ces contraintes se font remarquer par une déformation élastique de l'organe.

Nous avons mis en place quelques méthodologies mathématiques qui nous ont permis d'évaluer l'interaction sang/aorte par la résolution des équations différentielles et de décrire les caractéristiques mécaniques. L'appareil écho doppler et le logiciel Solidwokes ont été exploités, pour établir la cohérence entre la revue de la littérature et les observations expérimentales au laboratoire.

MOTS-CLEFS: Interaction, fluide, structure élastique, système, cardiovasculaire, sang, aorte.

1 INTRODUCTION

Outil utile, sans façade unique, indispensable pour le développement des milieux des vies humaines, les expériences ont montré que les solides (structures) réagissent aux contraintes par une déformation[1 – 6].

Il ressort que les contraintes émanent des substances de plusieurs natures, dans le cadre de cette étude nous énumérons les fluides. Mais tous les solides ne se déforment pas de la même manière[7 – 9]. Ce qui suscite une question pendante sur le comportement des conduites élastiques soumises aux contraintes internes ou externes en science d'une manière générale,

en particulier la biomécanique s’y intéresse pour le système cardiovasculaire[10 – 16]. De ce constat, l’investigation du comportement de l’aorte face au flux sanguin justifie l’initiation de cet article, avec l’objectif d’aider les corps médicaux à bien interpréter la variation des paramètres physiques et mathématiques de cet artère.

2 MÉTHODES ET MATÉRIELS

Pour réaliser ce travail, nous avons dans un premier temps fait recours à la méthode documentaire. Ensuite, nous avons pu recueillir les différentes données grâce à une collaboration que nous avons eu avec les médecins et d’autres corps médicaux du département d’imagerie médicale, radiologie, échographie, mammographie, scanner de l’Hôpital General de Kinshasa. Pour une bonne compréhension des données obtenues, nous avons recouru à la méthode documentaire. La manipulation de l’appareil écho doppler et l’utilisation du logiciel Solidwoks ont permis de nous rassurer de la conformité entre la théorie et la pratique.

3 MODÉLISATION MATHÉMATIQUE

Dans cette partie du travail, nous nous basons essentiellement à formuler un modèle général du fluide circulant dans un tube élastique.

3.1 POSITION DU PROBLÈME

Soit le tube ci-dessous représentant l’aorte rempli du sang réalisé avec le logiciel SolidWoks. Il présente les caractéristiques suivantes :

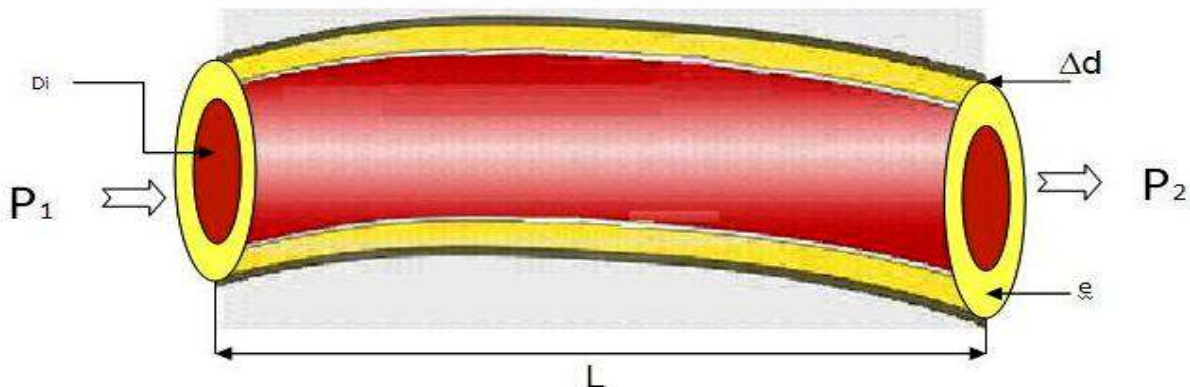


Figure 1 : Aorte à l’état physiologique

La figure 1 montre l’écoulement du sang dans l’aorte. Ce modèle désigne un cas de figure où il n’y a pas de pathologie. Mais pour prendre une décision des résultats de notre recherche, nous considérons le cas où la pression artérielle augmente et il y a déformation de l’aorte en tenant compte des différentes grandeurs physiques et d’autres qui font partie de l’écoulement sanguin que le modèle indique.

Ces différentes grandeurs sont :

- pression d’entrée (P_1) : 160mmhg = 0,21280MPa ;
- pression de sortie (P_2) : 100mmhg = 0,13300 MPa ;
- diamètre intérieur (D_i) : 25,4 mm ;
- déformation (Δd) : 10% ;
- longueur (L) : 120mm ;
- épaisseur (e) : 2mm.

3.2 MODÉLISATION DE LA PRESSION ARTÉRIELLE EN FONCTION DE LA LONGUEUR

Dans le système cardiovasculaire, la pression artérielle à l'entrée est supérieure à celle de la sortie, c.à.d. elle diminue suivant la longueur. Cette situation peut être exprimée par l'équation différentielle ci-après :

$$\frac{dp}{dx} = -kx \quad (1)$$

Où

p : désigne la pression artérielle ;

x : désigne la longueur du tube aortique ;

k : désigne le coefficient de variation de la pression.

L'équation différentielle ci-dessus étant du premier ordre, sa résolution est simple suivant les étapes ci-après :

$$\begin{aligned} \frac{dp}{dx} &= -kx \quad \Leftrightarrow \quad dp = -kx dx \\ \int dp &= \int -kx dx \quad \Leftrightarrow \quad p + c_1 = -k \frac{x^2}{2} + C_2 \\ p &= \frac{-k}{2} x^2 + C_2 - C_1 \end{aligned} \quad (2)$$

Or $C_2 - C_1 = C$

L'expression (2) prend la forme :

$$p = \frac{-k}{2} x^2 + C \quad (3)$$

3.3 DÉTERMINATION DES CONSTANTES DE LA SOLUTION DE L'ÉQUATION DIFFÉRENTIELLE

La détermination des constantes se fera sur base des conditions aux limites suivantes :

$x = 0 \rightarrow p = p_1$ (Avec p_1 la pression à l'entrée)

$x = L \rightarrow p = p_2$ (Avec p_2 la pression à la sortie)

C'est-à-dire :

$$p_1 = \frac{-k}{2} 0^2 + C \quad \Leftrightarrow \quad c = p_1 \quad (4)$$

$$p_2 = \frac{-k}{2} L^2 + p_1 \quad \Leftrightarrow \quad \frac{-k}{2} L^2 = p_2 - p_1$$

$$k = \frac{2(p_1 - p_2)}{L^2} \quad (5)$$

$$p = -\frac{2(p_1 - p_2)x^2}{L^2} + p_1 \quad (6)$$

4 CARACTÉRISTIQUES MÉCANIQUES DE L'AORTE

D'une manière générale, les vaisseaux sanguins sont soumis à des efforts mécaniques durant le pompage du sang par le cœur. Ce qui fait qu'ils ont des propriétés mécaniques qui leur donnent les aptitudes de résistance à ces efforts. Comme les propriétés mécaniques des vaisseaux sanguins sont fonctions de la structure fondamentale du tissu, nous pouvons approximer le comportement de l'aorte sous charge en tant que biomatériau, en divisant sa longueur en parties égales.

La relation (5) nous permet de connaître la valeur de la pression artérielle à chaque pas suivant la longueur de l'aorte.

Nous devons retenir que l'aorte comme tous les vaisseaux sanguins vivent dans une gamme de contrainte. De ce fait, l'expression (5) de la pression artérielle, nous permettra une fois de plus de déterminer les caractéristiques de l'aorte qui définissent son comportement, comme :

- l'effort normal (N) ;
- la contrainte normale (σ N) ;
- la déformation Δr .

Pour ce faire, considérons les deux figures ci-dessous qui sont une orientation pour la détermination des expressions mathématiques des paramètres cités ci-haut.

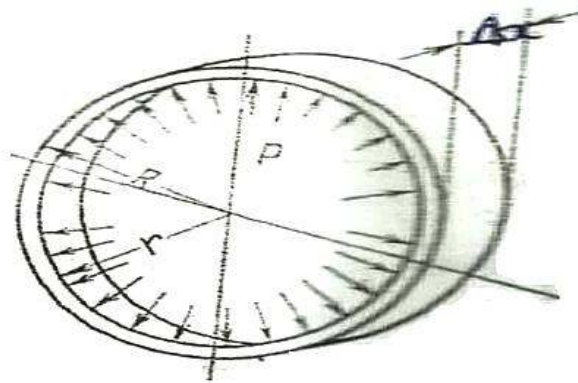


Figure 2 : le modèle physique du diamètre de l'aorte

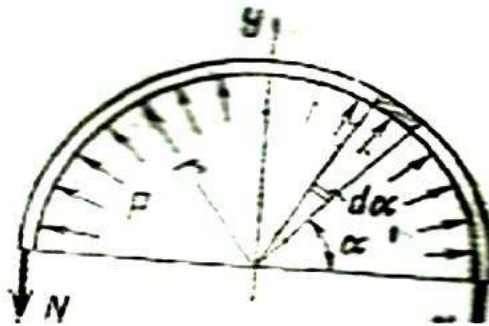


Figure 3 : le rayon de l'aorte

4.1 EXPRESSION DE L'EFFORT NORMAL

Considérons un anneau (figure 2) de rayon intérieur (r) et de rayon extérieur (R), de longueur (L), soumis à l'action d'une pression radiale intérieure p . Pour déterminer les efforts longitudinaux de traction qui apparaissent dans la paroi de l'anneau, effectuons une section suivant un plan diamétral (figure 3) et écrivons la condition d'équilibre pour un demi anneau en projetant toutes les forces et les efforts sur l'axe de y ; nous aurons :

$$\int_0^{\frac{\pi}{2}} pr \Delta x \sin s \, ds = p r \Delta x \quad (7)$$

Avec

p : pression artérielle (MPa) ;

r : rayon intérieur (mm) ;

Δx : pas de variation (mm).

4.2 CONTRAINTE NORMALE

Comme nous l'avons évoqué précédemment, l'aorte est une grande artère qui part du cœur et amène le sang aux organes qui composent le corps humain, à travers d'autres vaisseaux. Sa paroi est continuellement exposée à des efforts mécaniques dynamiques dus à l'effet pulsatile du cœur avec une perte d'énergie minimale en raison de ses propriétés biomécaniques unique. La contrainte normale dans la paroi aortique est donnée par la relation :

$$\sigma_N = \frac{N}{AL} = \frac{pr\Delta x}{(R-r)\Delta x} = \frac{pr}{(R-r)} \quad (8)$$

Avec

σ_N : Contrainte normale(Mpa) ;

N: Effort normal ;

AL: Section latérale de la paroi (mm²) ;

4.3 DÉFORMATION Δr

Pour déterminer la déformation, nous devons savoir bien avant, la valeur de son Module d'élasticité longitudinale E.

D'après la loi de Hooke, on trouve l'accroissement absolu du rayon interne de l'anneau par l'expression:

$$2\pi(r + \Delta r) - 2\pi r = \frac{N2\pi r}{E(R-r)\Delta x} \quad (9)$$

Après développement on obtient :

$$\Delta r = \frac{pr^2}{E(R-r)\Delta x} \quad (10)$$

5 RÉSULTATS ET INTERPRÉTATIONS

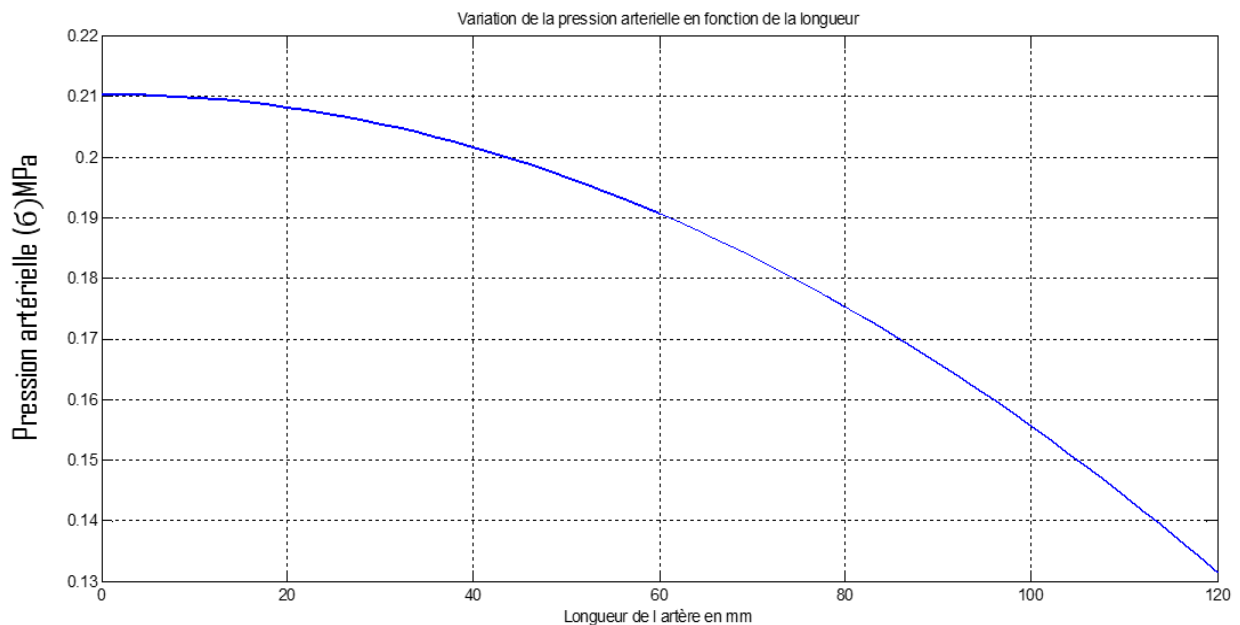


Figure 4 : variation de la pression artérielle en fonction de la longueur.

La figure 4 concerne la variation de la pression artérielle en fonction de la longueur de l'artère. Nous constatons que la pression artérielle part de 0,21280 MPa pour diminuer de 0,13300 MPa. Ce qui revient à dire qu'il y a perte de pression le long de l'artère.

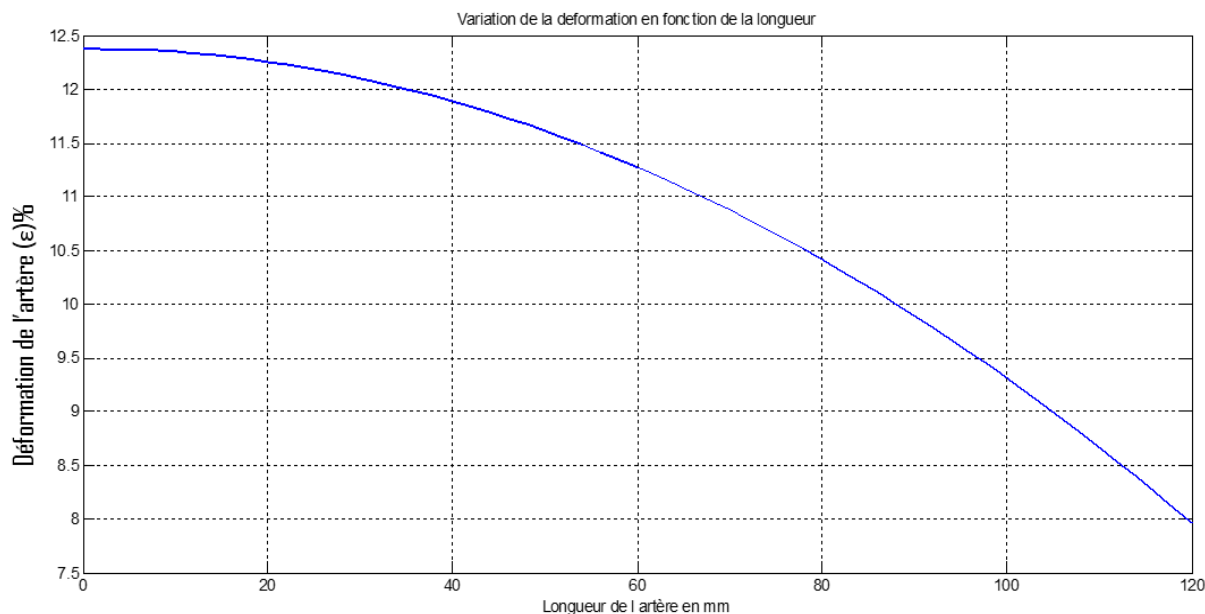


Figure 5 : variation de la déformation de l'artère en fonction de la longueur.

La figure 5 montre l'évolution de la déformation de l'artère en fonction de sa longueur (120mm). Il nous fait remarquer que la déformation de l'artère quitte de 12,4 % pour diminuer de 7,9 % en fonction de la longueur de l'artère.

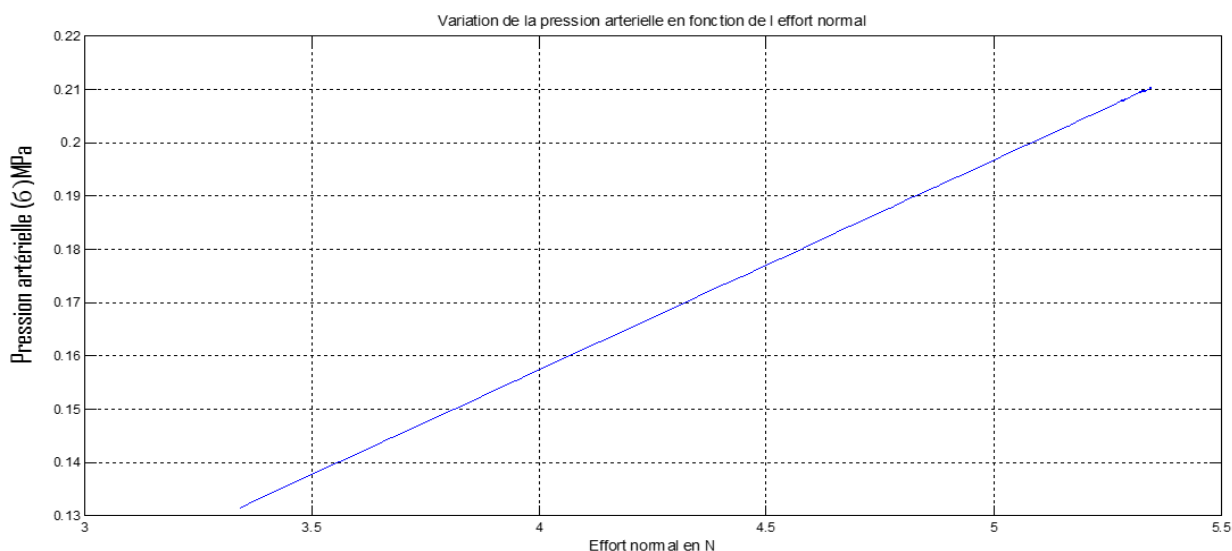


Figure 6 : Variation de la pression artérielle en fonction de l'effort normal.

La figure 6 indique la variation de la pression artérielle en fonction de l'effort normal. Nous remarquons que la pression artérielle quitte de 0,21280 MPa au point 5,3848508 N de l'effort normal pour se réduire de 0,13300 MPa au point 3,51107587 N de l'effort normal.

6 DISCUSSION

Notre expérience à confirmer que la pression est une contrainte, qui se manifeste essentiellement par une déformation de la structure. L'effet pulsatile du sang par le cœur dans l'aorte biologique, s'accompagne d'une contrainte normale variable de 7 à 10% selon Anne AMBLARD e NGUYEN S. [17 – 18]. Cette déformation est modélisée par une pulsation du diamètre du

vaisseau synchronisé avec le flux sanguin. Comme nous avons décidé de soumettre l'aorte biologique à une pression sanguine supérieure à la normale, notre résultat de la déformation aortique est supérieur à ceux des auteurs énumérés ci haut à deux pourcent. Et l'effort normal varie en fonction de la pression sanguine.

7 CONCLUSION

Notre travail était orienté vers l'analyse du comportement de l'aorte soumise à une contrainte sanguine. Il a pris en compte plusieurs éléments : la pression sanguine, le diamètre, la longueur, l'épaisseur et la déformation de l'aorte en faisant recours aux équations différentielles et des caractéristiques mécaniques qui ont prouvé que l'aorte est une structure et le sang un fluide, la contrainte exercée par ce dernier dans cette structure provoque sa déformation élastique. Nous avons manipulé l'appareil écho doppler et utiliser le logiciel Solidwoks pour la phase expérimentale.

REMERCIEMENTS

Nous avons l'obligation de nous acquitter d'un agréable devoir, celui de remercier l'éternel Dieu tout puissant qui nous a accordé le souffle de vie. Et toutes les personnes, qui ont contribué de loin ou de près à la rédaction de cet article. Nos remerciements s'adressent particulièrement aux professeurs Ahuka Shamba André, Beta Mwakatita Mura, Silla Sembella, Bali Barume Deo, Tshaona Tshimbadi Marcel, Zoumbou Boko Romaric pour leurs orientations.

REFERENCES

- [1] Jean Rossel (1963), Physique générale, éditions du griffon Neuchatel diffusion, dunod-paris P₁₁₆
- [2] D.David,R.CAPLAIN (1988), méthode usuelles de caractéristiques dessurfaces,Eyrolles,Paris.
- [3] DESY,J.VIDTS (1968), Métallurgie structurale.Dunod.2^e édition, Paris.
- [4] WILLIAM D. CALLISTER (2001),Science et Génie des Matériaux,5^eédition Module éditeur, Quebec, Canada.
- [5] W.KURZ ,J.P. MARCIER,Zambeli (1987) introduction à la science dematériaux, presses Polytechniques normandes, Lausanne.
- [6] J.BRATON et C.GUILLEMET (2005), leverren science et technologie, EDP Sciences.
- [7] Ahuka Shamba André (2008) Connaissance des matériaux. Collection sciences Appliquées éditions Universitaires Africaines.
- [8] M.F. ASHBY,D.R.H JONES (1996) Matériaux,propriétés et applications,tome 1,Dunod,Paris
- [9] M.F.ASHBY,D.R.H JONES (1991),Matériaux :microstructure et mise en œuvre, tome 2,Dunod,Paris.
- [10] L.Landau et al (1971), Physique générale théorie, tome VI. Mécanique des fluides, éditions Mir Moscou.
- [11] BAYLISS (1952), Deformation and flow in biological systems-Fres-Wijssling editor, Amsterdam.
- [12] DOBRIN P.(1983), vascular mechanic's. In :Hand book of physiology. Section 2: The cardiovascular system, volum III. Peripheral circulation and organ blood flow.
- [13] MCHEDLISHVILLI.G. (1998), disturbed blood flow structuring ascritical factor of hemorheological disorders in microcirculation. Clin Hemorheol Microcirc.
- [14] CHAMBOLLE A.,DESJARDINS B.,ESTERBAN M.J.,and GrandmontC.(2003),existence of weak solutions for an unsteady fluid-plate interaction problem. Cahier du ceremade.
- [15] BOULAKIA M.(2005), existence of weak solutions for an interaction problem between an elastic Structure and a compressible viscous fluid. Journal de mathématiques pures et appliqués.
- [16] HUMPHREY J.D. et Na S.(2002),Elastodynamics and arterial wall stress. Annals Springer-verlag,New York.
- [17] Anne AMBLARD (2006), Thèse Contribution à l'étude du comportement d'une endoprothèse aortique abdominale. Analyse des endofuites de type
- [18] NGUYEN S. (1997) étude de l'interface stent-collet aortique : rapport de Projet de Fin d'Etudes, Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides, INSA de Lyon.