

IDENTIFICATION NUMERIQUE D'UN BIOMATERIAU AORTIQUE

*Mbaya Ilunga Edouard¹, Mansiantima Lutete Doris², Dzama Likwanda Yohanan², Lupongo Mande Kashikisha Luck²,
and Kialanda Madiengele Maxim²*

¹Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, RD Congo

²Université Pédagogique Nationale de Kinshasa, RD Congo

Copyright © 2017 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: It is not to show how biomaterials earn significant gap in the evolutionary perspective of man. In this article, we initially developed the concepts of materials and biomaterials. Then we are interested in studying the cardiovascular system of the human body, which allowed us to identify the bodies of the latter can be replaced or reinforced biomaterials. Given our research subject, we exploited Matrix Laboratory software (MatLab) to determine the characteristics of a new biomaterial bringing organic aorta.

KEYWORDS: identification, digital, biomaterial, aortic.

RESUME: Il n'est pas à démontrer combien les biomatériaux gagnent un espace important dans la perspective évolutive de l'homme. Dans cet article, nous avons dans un premier temps développé les notions des matériaux et des biomatériaux. Ensuite, nous nous sommes intéressés à étudier le système cardiovasculaire du corps humain, ce qui nous a permis d'identifier les organes de ce dernier qui peuvent être remplacés ou renforcés par les biomatériaux. Compte tenu de notre sujet de recherche, nous avons exploité le logiciel Matrix Laboratory (MatLab) pour établir les caractéristiques d'un nouveau biomatériau rapprochant l'aorte biologique.

MOTS-CLEFS: identification, numérique, biomatériau, aortique.

1 INTRODUCTION

Le développement durable n'est pas seulement un facteur basé sur les infrastructures, cependant, il se justifie aussi à la recherche de la substitution des solides appelés biomatériaux aux organes biologiques défaillants pour assurer la stabilité de fonctionnement du corps humain. Plusieurs études menées dans ce sens ont prouvé qu'un biomatériau demeure un élément étranger dans le corps humain, quel que soit la satisfaction qu'il peut donner et la technique utilisée pour l'obtenir.

Etant donné que, les biomatériaux constituent un champ vaste exploitable dans les domaines techniques et médical, le but de notre étude, est de donner les caractéristiques d'un nouveau biomatériau rapprochant l'aorte biologique, dans l'objectif de proposer une solution durable dans le domaine médical.

2 METHODES ET MATERIELS

La démarche méthodologique a consisté à l'analyse des situations concrètes, à s'informer et à interroger les différents groupes de personnes informées en la matière. Ces deux moyens nous ont conduits à fréquenter le laboratoire des matériaux de la faculté polytechnique de l'université de Kinshasa et à visiter l'atelier et le service orthopédique des cliniques universitaires de Kinshasa. Nous avons également échangé avec les corps médicaux et les patients intervenus, en vue de murir nos connaissances scientifiques sur la revue de la littérature. Pour la phase expérimentale, nous avons exploité le logiciel MatLab.

3 LES MATERIAUX ET LES BIOMATERIAUX

3.1 LES MATERIAUX

Les matériaux sont des solides utilisés par l'homme pour fabriquer les supports de son cadre de vie[1].

3.2 BIOMATERIAUX

Les biomatériaux sont des matériaux non viables, d'origine naturelle ou artificielle, utilisés dans l'élaboration de dispositifs médicaux destinés à être mis en contact avec des tissus biologiques[2].

3.3 LES MATERIAUX À VOCATION DES BIOMATERIAUX

Quatre grandes catégories de biomatériaux peuvent être envisagées[3] :

- les métaux et alliages métalliques ;
- les céramiques au sens large ;
- les polymères et la matière "molle" ;
- les matériaux d'origine naturelle.

4 LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE

Le système cardiovasculaire représente étroitement l'ensemble du cœur et des vaisseaux.

4.1 LE CŒUR

Le cœur est un organe composé d'un muscle creux appelé myocarde et entouré d'une membrane : le péricarde.

Son fonctionnement porte sur le mécanisme suivant : le sang le parvient par deux veines caves : la veine cave supérieure et la veine cave inférieure, qui conduisent le sang dans l'oreillette droite, vers la fin de la diastole. La contraction de l'oreillette droite achève de remplir le ventricule droit du sang, ce dernier après contraction, l'envoi aux poumons (petite circulation ou circulation pulmonaire).

A ce niveau, le sang est oxygéné (respiration) et les poumons à leur tour l'envoi dans l'oreillette gauche, qui après contraction remplit le ventricule gauche et qui à son tour propulse le sang dans le reste du corps (grande circulation)

Le ventricule gauche, est bien plus massif que le ventricule droit, parce qu'il doit fournir une force considérable pour forcer le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle. Il est également essentiel de retenir que le cœur fonctionne comme une pompe dont les vaisseaux sont des canaux, telle que l'illustre la figure 1 ci-dessous[4].

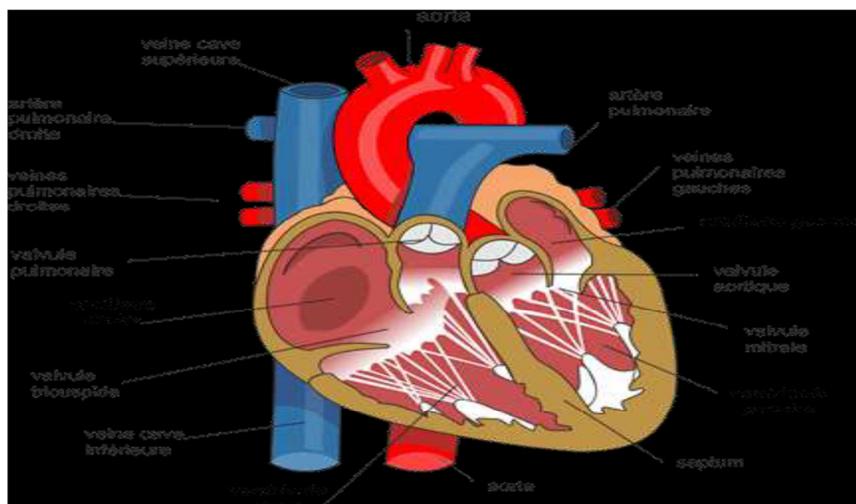


Figure 1 : La composition et le fonctionnement du cœur

La figure 1 représente la composition du cœur et indique son principe de fonctionnement à travers les différentes flèches qui s’y trouvent[5].

4.2 LE SANG

Le sang est un liquide organique visqueux de couleur rouge, constitué d’une partie liquide (plasma) et d’éléments figurés en suspension (Érythrocyte, leucocyte, thrombocytes) propulsé par le cœur en circuit fermé à travers les artères, les capillaires et les veines. Il est aussi Considéré du point de vue histologique, comme un tissu (tissu sanguin) et du point de vue physiologique comme un organe. Il assure un grand nombre de fonctions : apport d’oxygène aux tissus par l’intermédiaire de l’hémoglobine, des érythrocytes, ainsi que des substances nutritives indispensables. Il assure également le transport des déchets jusqu’aux organes excréteurs (reins, poumons etc.), des hormones, des vitamines et de certaines enzymes maintenant l’équilibre humoral et la température.la masse sanguine représente approximativement 1/13 du poids total du corps humain[6 – 10].Le sang contient de très nombreux antigènes et anticorps spécifiques (agglutinogènes agglutinines)[11].

4.2.1 DISTRIBUTION DU SANG DANS LE CORPS HUMAIN

Le débit (Q) de sang dans les vaisseaux dépend de la différence de pression et de la résistance vasculaire[12]. Celui – ci est le volume du sang s’écoulant dans les vaisseaux par unité de temps et il est proportionnel à la résistance de pression (Δp) et inversement proportionnel à la résistance vasculaire (R).

$$Q = \frac{\Delta p}{R} \tag{1}$$

La figure 2 suivante, nous illustre la distribution du sang dans le corps humain.

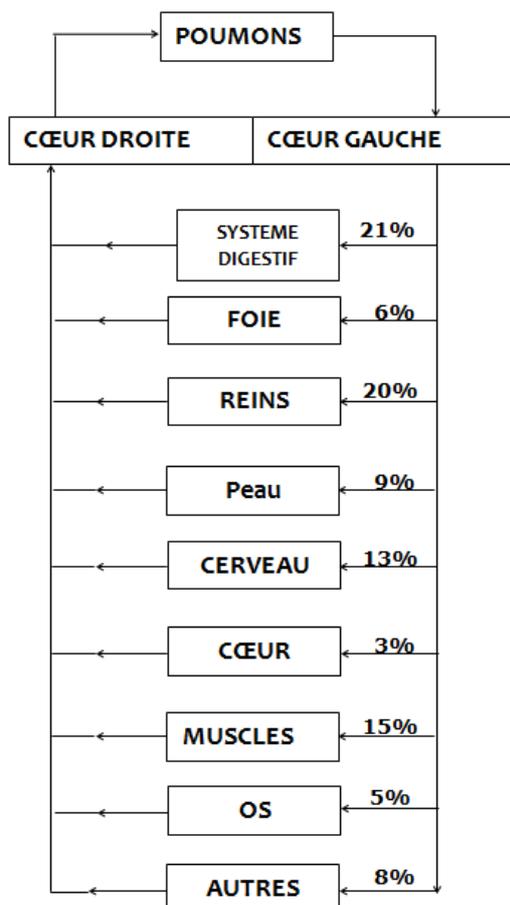


Figure 2 : Circulation sanguine dans le corps humain [13]

La figure ci-dessus est une combinaison du système cardiaque et du système vasculaire. Elle nous indique comment le système cardiaque propulse le sang dans le système vasculaire sous une répartition en pourcentage dans les différents organes.

4.2.2 SYSTÈME VASCULAIRE

Le corps humain est constitué d'un réseau des vaisseaux sanguins d'une longueur totale moyenne dépassant 100000km [14] permettant la circulation du sang dans les organes du corps humain. Le système vasculaire est composé des vaisseaux suivants :

- les artères ;
- les veines ;
- les artérioles ;
- les veinules ;
- les capillaires.

4.3 LES CHAMPS D'APPLICATION DES BIOMATERIAUX DANS LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE

Nous distinguons :

- valves cardiaques ;
- matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...) ;
- coeur artificiel ;
- assistance ventriculaire ;
- stimulateurs cardiaques ;
- prothèses vasculaires ;
- matériels pour angioplastie luminale coronarienne et stents.

4.4 MODE D'IMPLANTATION DES BIOMATERIAUX DANS LE SYSTEME VASCULAIRE

D'une manière générale, il est plus qu'important de savoir qu'un biomatériau à l'état brute ne peut pas faire objet de l'implantation dans le corps humain ; il faut le façonner afin de lui donner les caractéristiques que possède l'organe défaillant pour qu'il soit appelé prothèse. Le plus souvent, l'implication du remplacement d'un segment d'artère à l'état pathologique par une prothèse synthétique ou biomatériau pour former un nouveau canal dans lequel le sang peut circuler, se fait par le traitement conventionnel appelé chirurgie ouverte (« open surgery » ou « OPEN ») telle qu'illustré dans la figure 3 ci-dessous.

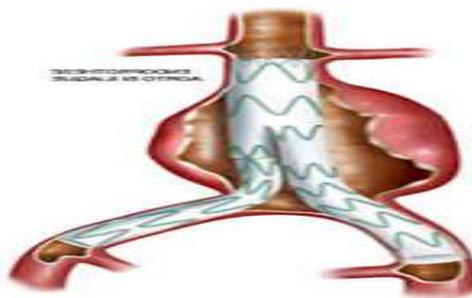


Figure 3. : Implantation d'une prothèse.

La figure 3 indique l'implantation d'une prothèse dans l'aorte abdominale.

5 BIOMATERIAUX VASCULAIRES

Dans le domaine médical, plusieurs matériaux prothétiques ont été successivement utilisés pour le remplacement des vaisseaux, dont nous citons : L'ivalon, le crylon, goretex, téflon, dacron[15].

Des tous ces biomatériaux, seuls le dacron et le téflon qui ont donné satisfaction, car ces sont des matériaux inertes bien tolérés par l'organisme, avec une trame ayant une solidité remarquable[16].

6 SIMULATION NUMERIQUE

Nous avons effectué la simulation numérique à partir des données ci-dessous, dont l'implémentation s'est fait par lancement du programme en logiciel MatLab.

6.1 DONNÉES À SIMULER

- Pression d'entrée (P_1) : 140mmhg ;
- Pression de sortie (P_2) : 90mmhg ;
- Diamètre intérieur (D_i) : 25,4 mm ;
- Déformation (Δd) : 10% ;
- Epaisseur (e) : 2mm ;
- Longueur (L) : 120mm.

6.2 RÉSULTATS ET INTERPRÉTATIONS

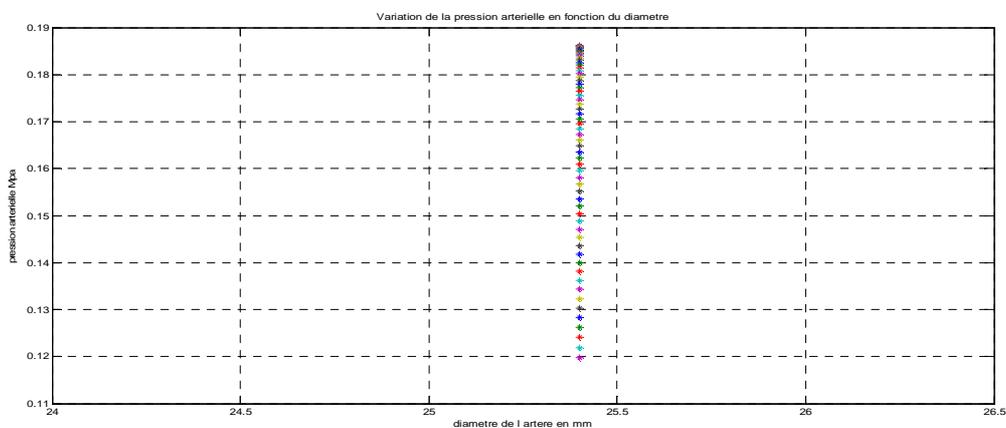


Figure 4 : Variation de la pression artérielle en fonction du diamètre

La figure 4 indique la variation de la pression artérielle en fonction du diamètre de l'artère. La pression artérielle quitte de 0,1862MPa en diminuant progressivement jusqu'à 0,1170 MPa, pendant que le diamètre de l'artère part de 25,4mm et reste constant.

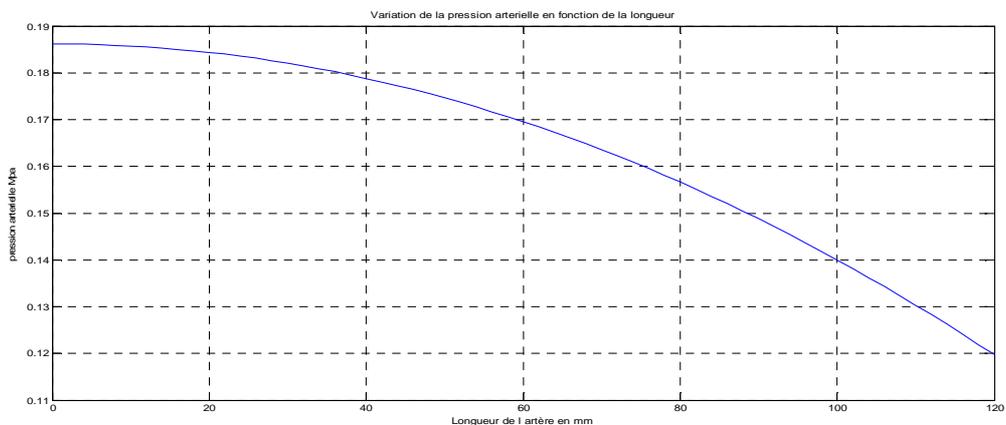


Figure 5 : Variation de la pression artérielle en fonction de la longueur

La figure 5 Concerne la variation de la pression artérielle en fonction de la longueur de l'artère. Nous constatons que la pression artérielle part de 0,18620 MPa pour diminuer jusqu'à 0,11970 MPa en fonction de la longueur de l'artère (120 mm).Ce qui revient à dire qu'il y a perte de pression le long de l'artère.

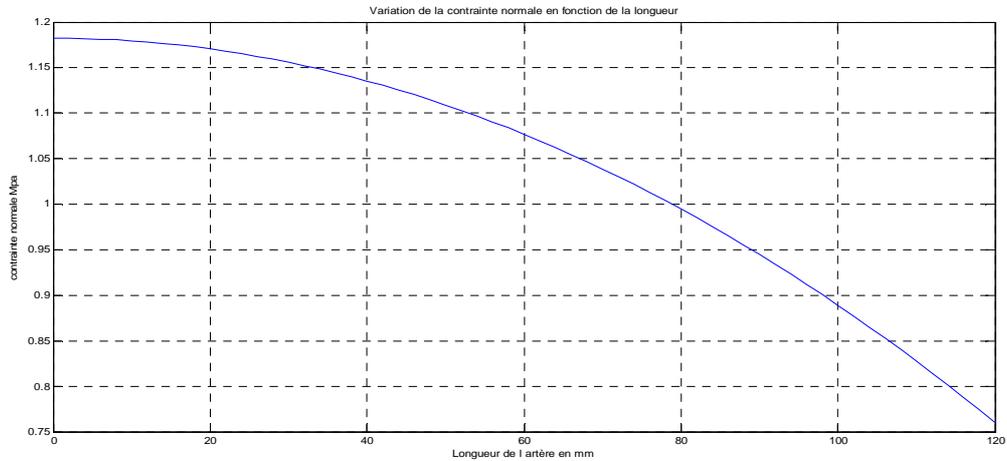


Figure 6 : Variation de la contrainte normale en fonction de la longueur.

La figure 6 montre la contrainte normale que le sang exerce sur l'artère en fonction de sa longueur (120mm). Elle indique que la contrainte normale quitte de 1,18237 MPa à 0,760095 MPa.

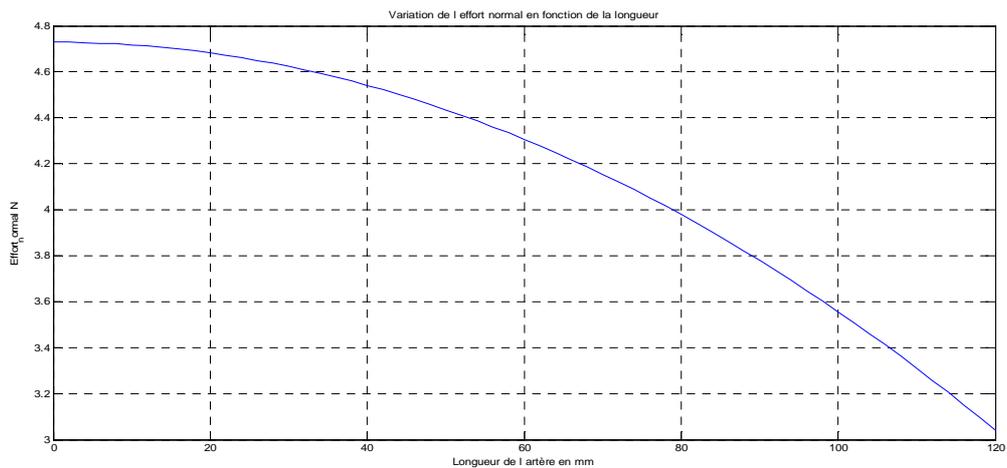


Figure 7 : Variation de l'effort normal en fonction de la longueur.

La figure 7 présente la variation de l'effort normal qu'exerce le sang sur l'artère en fonction de sa longueur (120 mm). Nous remarquons cet effort normal part de 4,72948 N à 3,04038 N.

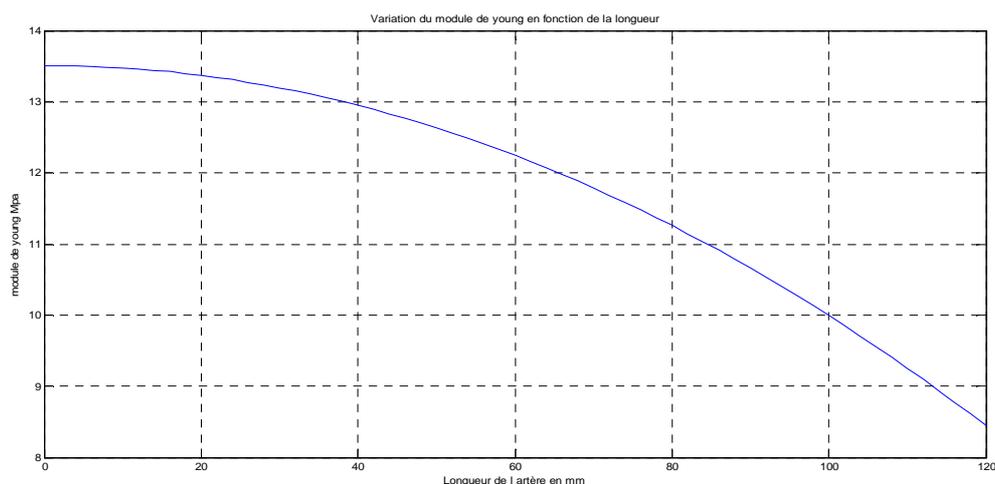


Figure 8 : Variation du module de young en fonction de la longueur.

La figure 8 illustre la variation du module de young en fonction de la longueur de l'artère (120mm). Nous constatons que le module de young part de 13,5128 MPa en diminuant progressivement jusqu'à 8,4455MPa.

7 DISCUSSION

Il est vrai que les problèmes des biomatériaux sont regroupés selon deux grands thèmes [17]:

- physicochimiques des biomatériaux ;
- biocompatibilité et biofonctionnalité.

Dans cette étude de l'identification numérique d'un biomatériau aortique, la discussion s'est focalisée en considérant seulement l'aspect biocompatibilité et biofonctionnalité.

Les biomatériaux étant au centre d'innovation et un domaine pluridisciplinaire impliquant les sciences physiques, chimiques, les sciences de l'ingénieur, les sciences du vivant et la médecine, cette discussion s'est basée à la comparaison de nos résultats à ceux trouvés par d'autres scientifiques.

Tableau 1 : Comparaison de nos résultats de pression artérielle à ceux de Modeste Dallochio et Jacques clément dans l'ordre de mono tendu [18]

Auteurs	pression systolique (entrée)	pression diastolique (sortie)
Nous	140 mmhg	90mmhg
Dallochio et Jacques clément	140 mmhg	90mmhg

Nos résultats de la pression systolique et diastolique sont égaux à ceux de **Dallochio et Jacques clément** pour la pression systolique et diastolique ;

Tableau 2 : Comparaison de notre Module de young à celui de Guyens, Luboz et ceux trouvés par Boisse et al., en 2009 pour les textiles vascutek [19], [20], [21]

Auteurs	Module de young	Unité
Nous	12	MPa
Guyens	10	MPa
Luboz	10 à 100	MPa

Tableau 3 : Modules de young des textiles vascutek trouvés par Boisse et al en 2009.

θ	0°	11,25°	22,5°	33,75°	45°	56,25°	67,5°	78,75°	90°	0°
E_{θ} (MPa)	225	130	32	15	15	15	32	190	1000	

Notre module de young rapproche celui de Guyens et ceux trouvés par **Boisse et al.** plus précisément à l'angle de 33,75°;45°;56,25° repris dans le tableau3. Il se trouve également dans la fourchette de seuil de module young des textiles aortiques établis par Luboz. A ce sujet, j.B.Park et al. [22]dans leurs expériences ont trouvé qu'une artère a en moyenne un module d'élasticité de l'ordre 1MPa; observant le nôtre, il est irréprochable.

Tableau 4 : Comparaison du résultat de notre contrainte normale à ceux de COMOLET R[23]

Auteurs	unité MPa	unité MPa	unité MPa
Nous	1,16	-----	-----
COMOLET. R.	1,17	1,12	1,08

Notre résultat de la contrainte normale rapproche ceux de COMOLET

S'agissant de l'effort normal que le sang exerce sur notre aorte synthétique, sachant que tout matériau réagit aux contraintes par une déformation, la valeur du module deyoung de notre matériau montre qu'il va répondre favorablement à ces diverses contraintes.

8 CONCLUSION

Notre étude expérimentale, a produit les résultats porteurs des caractéristiques du nouveau biomatériau aortique. Ces différents résultats sont obtenus par l'exploitation du logiciel MatLab, et ont été confrontés à ceux trouvés par d'autres chercheurs. Ces résultats, sont une contribution d'une envergure capitale dans le domaine médical.

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 Beta Mwakatita Mura et Ahuka Shamba André, à l'assistant Luzitu Kilonga Kastro pour leurs orientations.

REFERENCES

- [1] AhukaShamba André (2008) Connaissance des matériaux Collection sciences Appliquées éditions Universitaires Africaines P₆.
- [2] William D.(2010) Callister
- [3] A.S.Hoffman et al. (1996) Biomaterials Science: An introduction to Materials in Medicine Academic Press, San Diego, P₂
- [4] Antoine Hamel ; Didier Hannouche ; Frédéric Sailhan Biocompatibilité Biomatériaux définitions – aspects fondamentaux DESC de Chirurgie Pédiatrique
- [5] Hubert Mely thèse (2011) Modélisation de la transformation des biomatériaux par un modèle de percolation
- [6] MBAYA ILUNGA E. DEA (2015) Modélisation numérique de l'anévrisme de l'aorte abdominale P₁₀.
- [7] Stanley Davidson (2005) Médecine interne Principes et Pratique Maloine P₃₆₀.
- [8] W.Rutishauser (1992) Cardiologie Clinique édition Masson P₁₃₄₋₁₃₅.
- [9] Garnier Delamare 30^{ème} édition dictionnaire illustré des termes médecine P₇₈₂.
- [10] CARO C.G.(1978) The mechanics of the circulation, Oxford : Oxford University Press, p₅₄₂
- [11] Professeur Michel Porrier (2004), Dictionnaire édition Flammarion P₁₉₆.
- [12] Dictionnaire médical Flammarion 7 édition P₇₈₈.
- [13] L.Manuila, A Manuila, P. Lowalle, M.Nicoulin, 9^e édition Dictionnaire Médical P₄₄₅.
- [14] Marc Gentilini (1995) Médecine Tropicale 12^{ème} édition P₆₀₁
- [15] Claude K.W.Friedli (2005), chimie générale pour ingénieur, presses polytechniques et universitaires romandes,(ISBN 2880744288) P₄₇₁.
- [16] Crawford ES.(1991) Ruptured abdominal aortic aneurysm ;an editorials vasc surg;13:348-50.
- [17] Laurent SEDEL et Christian JANOT, Rapport sur les BIOMATERIAUX P₁₇
- [18] Modeste Dallochio et Jacques clémenty (1992) conduite pratique face à l'hypertension artérielle.
- [19] 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, p₂₅.
- [20] LUBOZ V., Mémoire de doctorat - Chapitre 10,
Disponible sur <http://www.timc.imag.fr/Vincent.Luboz/activites/these/13Chapitre10.pdf> (consulté le 27.06.2006)
- [21] P. Boisse, N. Hamila, P. Badel, E. Vidal (2009) Simulations éléments-finis de la déformation de textiles aux échelles macro et mésoscopique. Mécanique & Industrie, salle 10:15–19,
- [22] J.B. Park (1979) Eds Plenum press, Biomaterials: an introduction, New-York.
- [23] COMOLET R. (1984), Biomécanique circulatoire, Paris : Masson, P₂₃₂.