



HAL
open science

Caractérisation des propriétés mécaniques d'un tronçon d'aorte par méthode inverse basée sur une mesure ex-vivo du champ de déformations

Jean-Pierre Vassal, Stéphane Avril, Katia Genovese

► To cite this version:

Jean-Pierre Vassal, Stéphane Avril, Katia Genovese. Caractérisation des propriétés mécaniques d'un tronçon d'aorte par méthode inverse basée sur une mesure ex-vivo du champ de déformations. 19ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2009, Marseille, France. hal-01080621

HAL Id: hal-01080621

<https://hal.science/hal-01080621>

Submitted on 7 Nov 2014

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.

Caractérisation des propriétés mécaniques d'un tronçon d'aorte par méthode inverse basée sur une mesure ex-vivo du champ de déformations

J.-P. VASSAL^a, S. AVRIL^a, K. GENOVESE^b

a. Centre Ingénierie et Santé (CIS), Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 158 cours Fauriel, 42023 Saint-Etienne cedex 2, FRANCE

b. Dipartimento di Ingegneria e Fisica dell'Ambiente, Università degli Studi della Basilicata, 85100, Potenza, ITALIE

Résumé :

Cette contribution a pour objectif de caractériser les propriétés hyperélastiques du tissu composant l'aorte humaine. Pour cela, un nouveau dispositif de mesures ex vivo du champ de déformations est employé en parallèle avec une méthode inverse reposant sur des simulations éléments finis.

Abstract :

This paper presents a novel ex vivo approach for characterizing the hyperelastic properties of arterial tissues. An optical technique is used for measuring the whole displacement fields of arterial segments simultaneously pressurized and loaded in axial tension. An inverse method based on finite element model updating is used for deducing the mechanical properties from the experimental data.

Mots clefs : tissu biologique, essai de gonflement, mesure de champs, méthode inverse, propriétés hyperélastiques

1 Introduction

La communauté mécanicienne s'est intéressée depuis de nombreuses années aux simulations numériques d'hémodynamique [1]. Cela a permis de déterminer des corrélations quasi systématiques entre la localisation de lésions de type athérosclérose et la localisation des régions où l'écoulement du sang est perturbé et présente des recirculations [2].

Plus récemment, l'intérêt s'est étendu vers la communauté de mécanique du solide car les phénomènes de recirculation ne peuvent expliquer seuls l'évolution des lésions. Une attention a été portée aux propriétés mécaniques des artères dans les zones pouvant développer une lésion, en particulier au niveau des coronaires, siège des troubles présentant la plus grande morbidité.

Dans ce contexte, il est nécessaire de caractériser et comprendre ces propriétés. Parallèlement au développement des essais in vivo basés sur des techniques d'imageries par ultrasons ou résonance magnétique [3,4], les méthodes ex vivo semblent encore indispensables pour déterminer de manière fiable les propriétés mécaniques des artères. Bien qu'il soit unanimement reconnu que l'essai mécanique de référence pour la caractérisation des artères ex vivo est l'essai de gonflement [5], la géométrie particulière des zones à fort risque lésionnel soulève des difficultés quant à la mise en œuvre de ce type d'essai mécanique. Ces difficultés sont amplifiées par le comportement non linéaire, hétérogène et anisotrope des artères [6-8]. Ceci tend à démontrer que l'essai de gonflement classique, avec mesure de la pression et du diamètre moyen, ne donne pas suffisamment d'informations sur la réponse mécanique pour résoudre le problème d'identification. Ce constat est à l'origine de la présente étude. On retrouve déjà dans la littérature des propositions de nouveaux protocoles utilisant des mesures de champs pour avoir accès à une réponse plus riche [9]. Toutefois, l'exploitation de ces protocoles pour en déduire une loi de comportement nécessite encore de résoudre le problème inverse associé.

Afin d'identifier la loi de comportement d'une aorte humaine cette contribution propose de résoudre ce

problème en s'appuyant sur une technique d'imagerie 3D innovante [10] et une méthode inverse basée sur le recalage d'un modèle éléments finis 3D. Il s'agit d'abord d'une étude de faisabilité. L'artère étudiée ici ne présente en effet aucun trouble lésionnel particulier. L'objectif était de valider une nouvelle méthode de caractérisation expérimentale du comportement mécanique des tissus artériels sous chargement proche des conditions physiologiques. Dans un premier temps le dispositif expérimental utilisé est présenté. Les résultats expérimentaux obtenus sont ensuite exposés. La méthode inverse est finalement mise en œuvre pour identifier les propriétés mécaniques du tissu aortique.

2 Méthodes expérimentales

2.1 Description du dispositif

Les figures 1.a et 1.b illustrent le dispositif expérimental utilisé dans cette étude. Ce dispositif est constitué d'un miroir conique de précision en acier inoxydable d'angle 45° (repéré 4). Ce miroir conique est rempli de solution physiologique (repérée 5) et l'échantillon à caractériser (repéré 3) est positionné de manière à être coaxial avec l'axe du miroir. L'échantillon est maintenu dans cette position par deux adaptateurs cylindriques en PTFE (repérés 9a -9b) sur lesquels il est fixé à l'aide de fils de suture. L'adaptateur supérieur (repéré 9a) est fixe et permet d'assurer une fermeture étanche de l'échantillon. Il est solidarisé avec un plateau en PMMA (repéré 2) positionné au dessus du miroir conique. L'adaptateur inférieur (repéré 9b) est mobile. Il est solidaire d'une cellule de force (repérée 10) et d'un système de translation 1D (repéré 11) coaxial avec l'axe de l'échantillon et du miroir. Ceci permet d'appliquer différentes elongations axiales à l'échantillon et d'enregistrer l'effort résultant au cours de l'essai. De plus, l'adaptateur inférieur est creux et permet le passage d'une canule (repérée 7). Cette canule est reliée à une seringue (repérée 8) équipée d'un capteur de pression (repéré 6) (résolution: 0.1 mbar, précision ± 2 mbar).

L'ensemble formé par le miroir conique, la plaque de PMMA, les capteurs d'effort et de pression, la seringue, les adaptateurs et l'échantillon est placé sous une caméra CMOS (repérée 1) (2344x1728 pixel, 30 image/s) équipée d'un objectif 28-105 mm focalisé sur l'image virtuelle de l'échantillon. Des procédures de réglage et de calibrage de la caméra ont été mises au point [10]. L'éclairage uniforme de l'échantillon est assuré par quatre lampes halogènes de 100 W.

2.2 Description de l'échantillon

Cette contribution est basée sur l'étude d'un segment droit d'artère aortique humaine (longueur initiale $L_0 \approx 35$ mm, rayon initial $r_0 \approx 20$ mm, épaisseur initiale $e_0 \approx 1.3$ mm). Cette artère a été prélevée sur un donneur sain de 65 ans par l'équipe de chirurgie cardiovasculaire du Professeur Barral au CHU de Saint-Etienne. Après avoir nettoyé l'intérieur de l'artère et ligaturé les artérioles intercostales, environ 300 marqueurs sphériques de diamètre moyen 0.44 mm, teintés en noir, sont fixés à l'aide de micro gouttes de cyanoacrylate sur la surface extérieure de l'artère (voir figure 1.c).

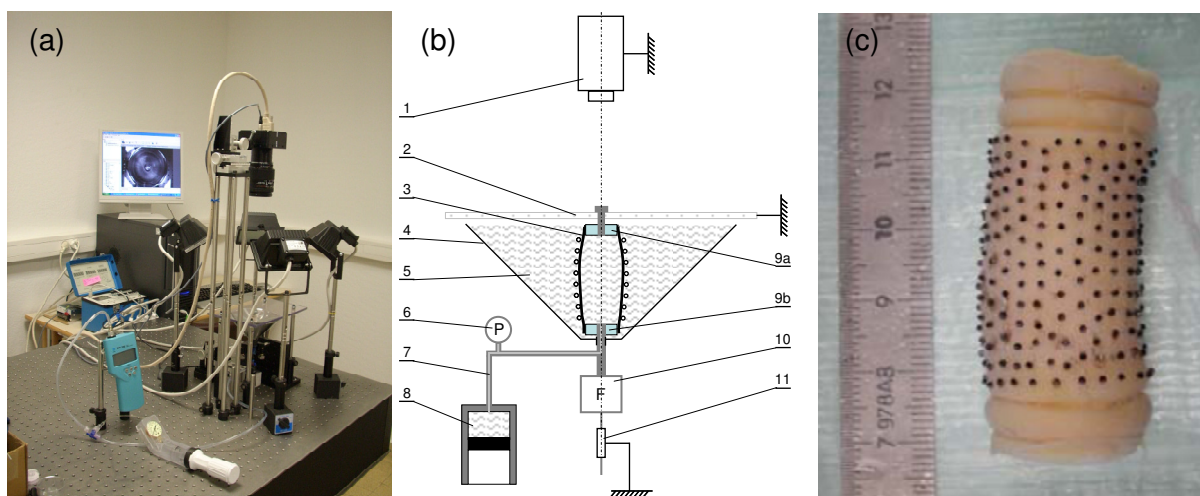


FIG. 1 – (a) Photo et (b) schéma de principe du dispositif. (c) Photo de l'artère testée recouverte d'environ 300 marqueurs.

2.3 Déroulement d'un essai

Une fois l'échantillon d'artère préparé et le dispositif réglé et calibré, un préconditionnement de 8 cycles de gonflement entre 0 et 80 mmHg et de 8 cycles d'étirement jusqu'à une élongation $L/L_0 = 1.4$ est réalisé. Le déroulement d'un essai consiste alors :

- à lancer l'acquisition synchronisée de la caméra, du capteur d'effort et du capteur de pression,
- à appliquer une élongation permanente à l'échantillon. Cette déformation est mesurée par le système optique,
- à gonfler l'artère à l'aide de la seringue de liquide physiologique. La seringue est actionnée manuellement à une vitesse de mise sous pression d'environ 12 mmHg/s.

3 Résultats des mesures

A partir des images enregistrées par la caméra, une méthode de traitement d'images a été mise en place afin de mesurer la position des marqueurs en 3D. La position des marqueurs a été déterminée pour une élongation $L/L_0 = 1.4$ (tension longitudinale caractéristique des conditions physiologiques) et 7 pressions de gonflement, notées P , ($0 \leq P \leq 127$ mmHg). Les figures 2.a et 2.b présentent respectivement les données expérimentales obtenues pour $P = 0$ mmHg et $P = 130$ mmHg.

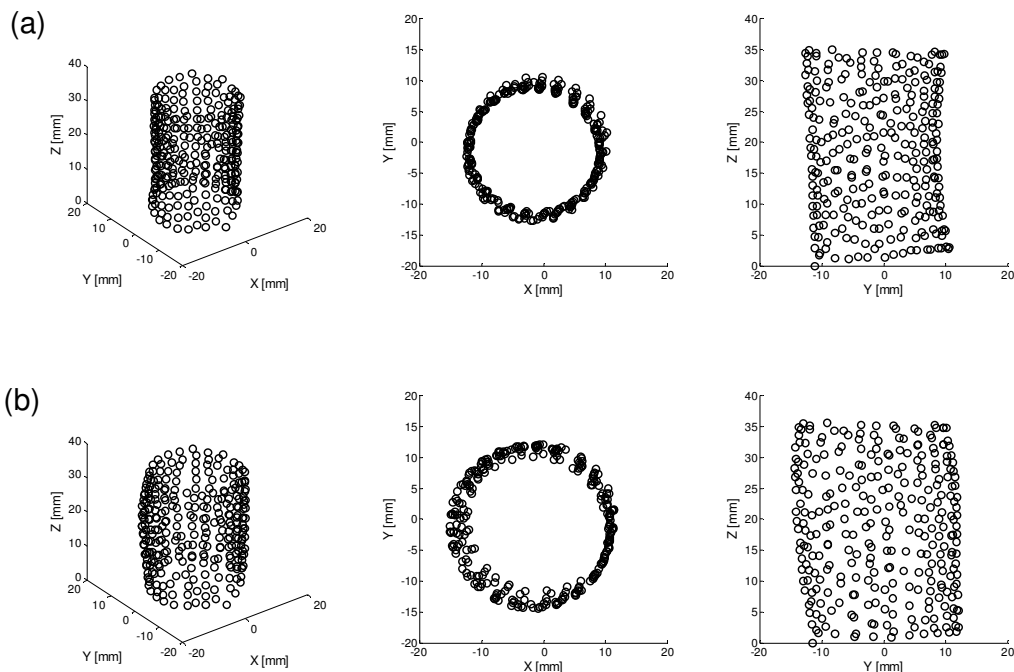


FIG. 2 – Position des marqueurs déterminée à l'aide de la caméra CCD et du miroir conique. Mesures effectuées sur une artère saine pour (a) $P = 0$ mmHg et (b) $P = 130$ mmHg

4 Identification

4.1 Identification analytique directe

Afin d'identifier le comportement mécanique d'une artère en gonflement lorsqu'elle est soumise à une élongation axiale $L/L_0 = 1.4$, nous avons procédé en deux étapes. Une première étape s'appuyant sur une approche analytique directe est réalisée. Le modèle analytique repose sur les hypothèses suivantes :

- le matériau est isotrope
- les contraintes et déformations sont uniformes (hypothèses de Saint Venant pour cylindre infiniment long),
- les contraintes dans l'épaisseur sont négligeables.

On note λ l'élongation dans la direction circonférentielle, r le rayon courant et e l'épaisseur courante de l'artère. On note r_0 et e_0 le rayon et l'épaisseur initiale de l'artère. On se place dans le cas $r \gg e$, ce qui permet de négliger les contraintes dans l'épaisseur.

Soit Ψ le potentiel hyperélastique, I_1 et I_2 les deux premiers invariants du tenseur des dilatations de Cauchy, alors on peut écrire :

$$P = 2\rho \left(\frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) (1 - \lambda^{-4}). \quad (1)$$

L'objectif est d'identifier le potentiel Ψ permettant au mieux de reproduire le comportement de l'artère. Plusieurs formes de potentiels hyperélastiques ont été testées :

- Néo-Hookéen : forme polynomiale de degré 1 : $\rho\Psi = C_{10}(I_1 - 3)$,
- Yéoh limité à l'ordre 2, forme polynomiale de degré 2 : $\rho\Psi = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2$
- Forme exponentielle : $\rho\Psi = C_{10}[\exp(k(I_1 - 3)) - 1]$

L'identification de ces trois modèles a été réalisée sur les données expérimentales obtenues sur le tronçon central de l'artère ($10 < Z < 25$ mm). Les résultats sont donnés dans le tableau 1. Les réponses correspondant aux lois de comportement identifiées sont présentées sur la figure 3. On constate que le modèle utilisant un potentiel avec une forme exponentielle de l'invariant d'ordre 1 reproduit au mieux les résultats expérimentaux.

De surcroît, il est intéressant de caractériser un module tangent dans la zone physiologique, entre les pressions de 80 et 120 mmHg. En faisant l'hypothèse que le coefficient de Poisson $\nu = 0.45$, on trouve par linéarisation entre $P = 54.7$ mmHg et $P = 126.7$ mmHg : $E = 4.45$ MPa (tableau 1).

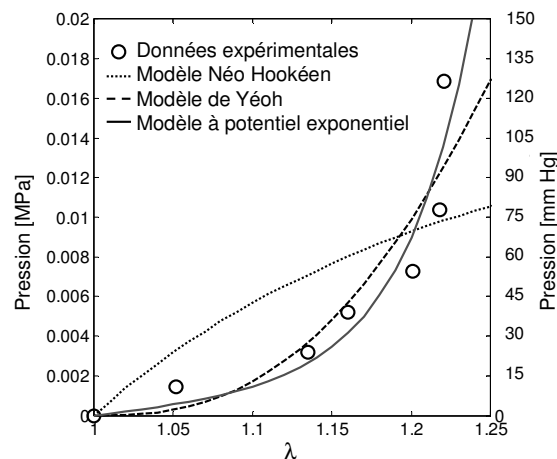


FIG. 3 – Réponses observées et simulées avec les différents modèles.

4.2 Identification par méthode inverse

Les résultats obtenus précédemment semblent cohérents avec la littérature en termes d'ordre de grandeur [11]. Toutefois, le dépouillement analytique des résultats expérimentaux présenté précédemment souffre de plusieurs limitations : (i) les conditions aux limites expérimentales ne sont pas reproduites (hypothèse d'un cylindre infiniment long), (ii) l'anisotropie du matériau n'est pas prise en compte et (iii) l'existence de couplages entre les déformations axiales appliquées et le comportement mécanique n'est pas modélisée.

Afin de dépasser ces limitations, une méthode inverse a été mise en œuvre. Cette méthode consiste :

1. à reconstruire numériquement la géométrie de l'artère au repos à partir des mesures expérimentales et à la mailler (figure 4.a) en éléments finis volumiques (5000 tétraèdres pour l'étude en hyperélastique).
2. à imposer des conditions aux limites : les extrémités de l'artère sont fixées à des embouts infiniment rigides. La surface intérieure de l'artère est soumise à une pression de gonflement homogène.
3. à imposer une loi de comportement pour l'artère (élastique puis hyperélastique homogène dans cette première étude).
4. à déterminer numériquement les déformations de l'artère qui satisfont les conditions d'équilibre mécanique en utilisant le solveur éléments finis Comsol 3.4 (figure 4.b).

5. à évaluer une fonction coût F_c , définie comme :

$$F_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\|\mathbf{U}_{\text{exp}}^i - \mathbf{U}_{\text{num}}^i\|}{\|\mathbf{U}_{\text{exp}}^i\|}, \quad (2)$$

où n est le nombre de marqueurs, \mathbf{U}_{num} sont les déplacements calculés par éléments finis et \mathbf{U}_{exp} les déplacements mesurés expérimentalement.

6. à minimiser cette fonction coût en modifiant itérativement les paramètres du modèle éléments finis élaboré. Cette minimisation a été réalisée par l'algorithme de NelderMead sous Matlab 7.5. Le solveur de Comsol 3.4 est préconfiguré pour faciliter les dialogues avec Matlab. Les valeurs initiales du processus itératif de minimisation sont celles fournies par l'identification analytique directe précédente. Les résultats de l'identification sont reportés dans le tableau 1. Une loi de comportement élastique linéaire a d'abord été considérée dans le régime physiologique entre $P = 54.7$ mmHg et $P = 126.7$ mmHg (exemple de résultat figure 4.b). Par rapport à l'identification analytique directe, une amélioration a pu être apportée puisque les paramètres d'une loi isotrope transverse ont pu être identifiés.

Pour l'identification du comportement hyperélastique (exemple de résultat figure 4.c), seul le potentiel hyperélastique de forme exponentielle a été considéré, ce potentiel étant celui qui reproduit le mieux le comportement de l'artère étudiée ici.

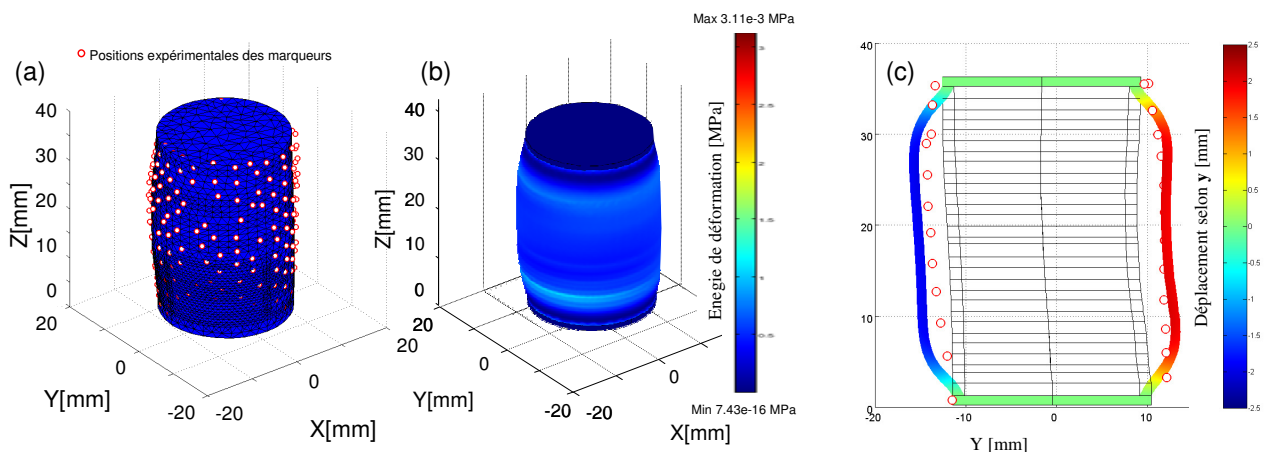


FIG. 4 – Étude du comportement élastique (a) configuration initiale à $P = 54.7$ mmHg et $L/L_0 = 1.4$: points expérimentaux et maillage, (b) état déformé numérique (déformations $\times 5$) et carte de l'énergie de déformation pour $P = 126.7$ mmHg, $L/L_0 = 1.4$ avec $E = 4.49$ MPa. (c) Étude du comportement hyperélastique à $P = 126.7$ mmHg et $L/L_0 = 1.4$: déplacements selon Y , déformée expérimentale (ronds rouges) et numérique (déformations $\times 2$) d'une coupe d'artère dans le plan (Y,Z) issue du modèle 3D.

5 Discussion et conclusion

Les résultats de préidentification analytique directe puis d'identification par méthode inverse résumés dans le TAB. 1 amènent à plusieurs commentaires :

- l'approche de préidentification analytique directe permet d'obtenir des résultats très pertinents par rapport à la littérature [11]. Ces bons résultats sont à relier au type de chargement expérimental étudié. Dans le cas de la présente étude, le chargement est relativement simple : gonflement pour une unique elongation axiale. Au regard de la longueur du tronçon d'artère, l'hypothèse de type « cylindre infiniment long » semble donc pertinente. Cette approche ne permet cependant pas la prise en compte des effets de bords, ni l'étude de chargements ou de comportements mécaniques plus complexes.
- l'approche d'identification par méthode inverse permet d'affiner les résultats obtenus analytiquement. Après optimisation, le modèle numérique obtenu reproduit la forme générale des déformations observées expérimentalement. Cependant, il existe localement d'importants écarts entre les résultats expérimentaux et les simulations (voir exemple figure 4.c). Ces écarts conduisent à des valeurs optimales de fonction coût (2) relativement éloignées de zéro (comprises entre 0.4 pour le modèle hyperélastique et 0.9 pour le modèle élastique linéaire isotrope). Ce résultat laisse supposer que les hypothèses d'homogénéité des propriétés mécaniques et d'épaisseur constante pourraient être à reconsidérer. Cette problématique

constitue la prochaine étape de ce travail.

- le cas du comportement anisotrope en linéaire élastique a aussi pu être abordé avec la méthode inverse. La prise en compte de l'anisotropie permet de réduire la valeur optimale de la fonction coût. Une sensibilité à l'anisotropie du matériau a notamment été mise en évidence à proximité des bords.

Les résultats présentés dans ce papier sont une première étape encourageante qui a permis la validation d'un dispositif expérimental innovant et d'une méthode inverse basée sur le recalage d'un modèle éléments finis. Ces premiers travaux sont une base pour poursuivre vers l'implantation de modèles plus riches et l'étude de chargements plus complexes. Les prochaines étapes consisteront (i) à considérer les éventuelles hétérogénéités de propriétés de l'échantillon, (ii) à prendre en compte dans le processus d'identification la mesure d'efforts réalisée sur l'adaptateur inférieur, (iii) à traiter des données obtenues pour plusieurs elongations axiales, (iv) à reproduire ces travaux sur d'autres donneurs pour étudier la variabilité des propriétés et (v) à implanter un modèle de comportement hyperélastique anisotrope [11], homogène puis hétérogène.

Modèle	Domaine de validité	Paramètres identifiés par méthode analytique directe	Paramètres identifiés par méthode inverse
Elastique isotrope	55<P<127 mmHg	$E = 4.45$ MPa	$E = 4.49$ MPa
Elastique anisotrope	55<P<127 mmHg		$E_x = E_y = 4.37$ MPa $E_z = 5.82$ MPa $G_{xy} = 1.51$ MPa $G_{yz} = G_{xz} = 1.94$ MPa
Hyperélastique	Néo Hookéen	$C_{10} = 6.88 \times 10^{-2}$ MPa	/
	Ordre 2	$C_{10} = 1 \times 10^{-3}$ MPa $C_{20} = 2.70 \times 10^{-1}$ MPa	/
	Exponentiel	$C_{10} = 7.76 \times 10^{-4}$ MPa $k = 13.67$	$C_{10} = 1.05 \times 10^{-4}$ MPa $k = 44.49$

TAB. 1 – Résumé des résultats d'identification

Références

- [1] Pivkin I.V., Richardson P.D., Laidlaw D.H., Karniadakis G.E., Combined effects of pulsatile flow and dynamic curvature on wall shear stress in a coronary artery bifurcation model, *Journal of Biomechanics*, 38, 1283–1290, 2005.
- [2] Glagov S., Haemodynamic factor in the localization of atherosclerosis. *Acta Cardiologica*, 11, 311-337, 1965.
- [3] Slager C.J., Wentzel J.J., Schuurbiens J.C., Oomen, J.A., Kloet J., Krams R., von Birgelen C., van der Giessen W.J., Serruys P.W., de Feyter P.J., True 3-dimensional reconstruction of coronary arteries in patients by fusion of angiography and IVUS and its quantitative validation, *Circulation* 102, 511–516, 2000.
- [4] Avril S., Huntley J.M., Cusack R., In-Vivo measurements of blood viscosity and wall stiffness in the carotid using PC-MRI, *European Journal of Computational Mechanics*, 18(1), 9-20, 2009.
- [5] Fung Y.C., *Biomechanics: Circulation*, 2nd edition, Springer, New York, 1997.
- [6] Humphrey J.D., *Cardiovascular solid mechanics – Cells, tissues and organs*, New York: Springer, 2002.
- [7] Hariton I., deBotton G., Gasser T.C., Holzapfel G.A., Stress-modulated collagen fiber remodeling in a human carotid bifurcation, *Journal of Theoretical Biology*, 248, 460–470, 2007.
- [8] Saravanan U., Baek S., Rajagopal K.R., Humphrey J.D., On the deformation of the circumflex coronary artery during inflation test at constant length, *Experimental mechanics*, 46, 647-656, 2006.
- [9] Everett W.N., Shih P., Humphrey J.D., A bi-plane video-based system for studying the mechanics of arterial bifurcations, *Exp Mech*, 45(4), 377–82, 2005.
- [10] Albertazzi G.A., Melao I., Devece E., Measurement of thermal deformation of an engine piston using a conical mirror and ESPI. In: Pryputniewicz R.J., Brown G.M., Jueptner W.P., editors. *Proceedings of the SPIE, Laser interferometry IX: applications*, 3479, 274–283, 1998.
- [11] Holzapfel G.A., Gasser T.C., Ogden R.W., A new constitutive framework for arterial wall mechanics and comparative study of material models, *J Elasticity*, 61, 1–48, 2000.