

Modélisation du module de cisaillement de la matière cérébrale

Moez CHAKROUN* et M^{ed} Hédi BEN GHOZLEN

Laboratoire de Physique des Matériaux de la Faculté des Sciences de Sfax, Unité ultrasons, Institut Préparatoire aux Etudes d'Ingénieurs de Sfax, Département Technologie, Sfax, BP 1172-3018, Tunisie

* Correspondance, courriel : mchakroun1@yahoo.fr

Résumé

La tête est la partie du corps la plus menacée par les lésions mortelles au cours des accidents. Ce travail présente une tentative de modélisation du module de cisaillement de la matière cérébrale. Ce matériau est supposé viscoélastique, homogène, incompressible et isotrope. Les modèles qui ont été utilisés pour cette modélisation sont le modèle de Boltzmann et Maxwell- Kelvin- Voigt. Les résultats qui servent de référence pour les auteurs depuis plusieurs années sont celles de Shuck et Advani réalisés sur le cerveau de l'homme. Les Propriétés viscoélastiques issues de cette modélisation sont nécessaires pour être introduites dans le code de calcul des modèles à éléments finis (EF) de la tête humaine. Ces modèles à EF sont utilisés pour simuler des chocs et déduire les limites de tolérances du cerveau. La finalité est de protéger la tête contre les chocs par des casques intelligents. Nous avons réussi dans ce travail à modéliser le module de cisaillement complexe du cerveau de porc et la partie réelle de ce module relative au cerveau humain.

Mots-clés : *viscoélastique, module de cisaillement complexe, modélisation.*

Abstract

Modeling of the shear modulus of the cerebral matter

The head is the part of the body most threatened by the fatal injuries during accidents. This work presents an attempt at modeling of the brain matter's shear modulus. This material is assumed viscoelastic, homogeneous, incompressible and isotropic. The models that have been used for this modeling is the model of Boltzmann and Maxwell Kelvin- Voigt. The results serve as reference for authors for several years are those of Shuck and Advani conducted on human brain. Viscoelastic Properties from this modeling are required to be introduced into the model calculates code finite element (FE) of the human head. These models are used to simulate EF shocks and deduct the tolerances of the brain. The purpose is to protect the head against impact by intelligent helmets. We have succeeded in this work to model the complex shear modulus of porcine brain and the real part of this module relative to the human brain.

Keywords : *viscoelastic, complex shear modulus, modeling.*

1. Introduction

En 1847, lors de la présentation de son mémoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain à l'Académie des Sciences de Paris, [1] a soulevé pour la première fois le problème des propriétés mécaniques des tissus mous et durs du corps humain. Wertheim a signalé que ces propriétés ont un grand intérêt dans les pratiques cliniques telles que la chirurgie, l'orthopédie et la science médico-légale. Il a proposé entre autre d'étudier l'influence des forces extérieures sur ces tissus pour tenter de déterminer celles qui présentent des dangers, et même d'évaluer la dépendance de ces tissus à l'âge, au sexe et à d'autres facteurs. Depuis ce temps, plusieurs efforts ont été effectués pour tenter de déterminer les propriétés mécaniques de différents tissus vivant comme la peau [2], l'os [3], le poumon [4], le muscle [5] et surtout la matière cérébrale [6-13]. La fonction souvent étudiée pour caractériser la matière cérébrale, considéré comme matière viscoélastique, est celle entre la déformation et la contrainte de cisaillement agissant sur le matériau. Cette fonction de transfert est présentée en mode dynamique sous forme d'une fonction complexe.

$$G^*(\omega) = \frac{\sigma(\omega t)}{\varepsilon(\omega t)} = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} e^{j\varphi} = G'(\omega) + jG''(\omega) \quad (1)$$

La partie réel $G'(\omega)$ de ce module complexe est appelée module élastique ou module de conservation, elle traduit la capacité du fluide à conserver l'énergie sous forme élastique (en phase avec ε). La partie imaginaire $G''(\omega)$ est appelée module visqueux ou module de perte, elle représente les propriétés visqueuses (déphasage de $\pi/2$ avec ε) du matériau. [14] ont mesuré en 1972 le module de cisaillement complexe, $G^*(\omega) = G'(\omega) + jG''(\omega)$, de cerveaux humains (**Figure 1**) sur une bande de fréquence allant de 20 à 350 Hz en soumettant leurs échantillons non endommagés, constitués à la fois de substances blanche et grise, à une torsion sinusoïdale de petites amplitudes. Ces tests sont parmi les rares tests réalisés sur le cerveau humain. Les tests de Shuck et Advani servent de références depuis plusieurs années dans les modèles numériques de la tête humaine. Malgré la différence dans l'ordre de grandeur, les courbes des modules de stockage $G'(\omega)$ et de perte $G''(\omega)$ en fonction de la fréquence ressemblent dans leur évolution à celles de Thibault [15] qui présentent aussi un croisement entre 100 et 150 Hz (**Figure 2**). D'après Thibault, la différence entre les ordres de grandeurs peut être attribuée à la différence des protocoles opératoires et des espèces étudiées.

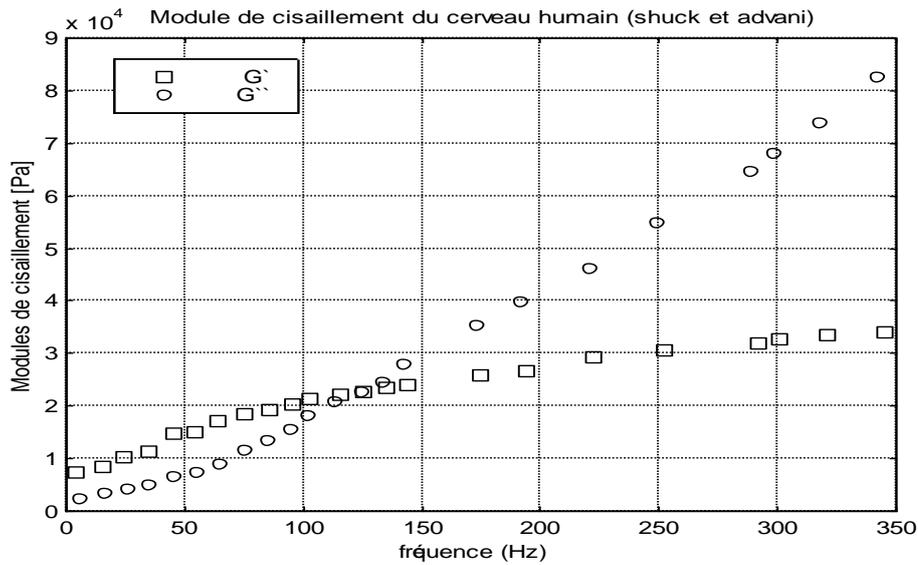


Figure 1 : Variation de $G'(\omega)$ et $G''(\omega)$ en fonction de la fréquence (Shuck et Advani, 1972, [14] cerveau humain)

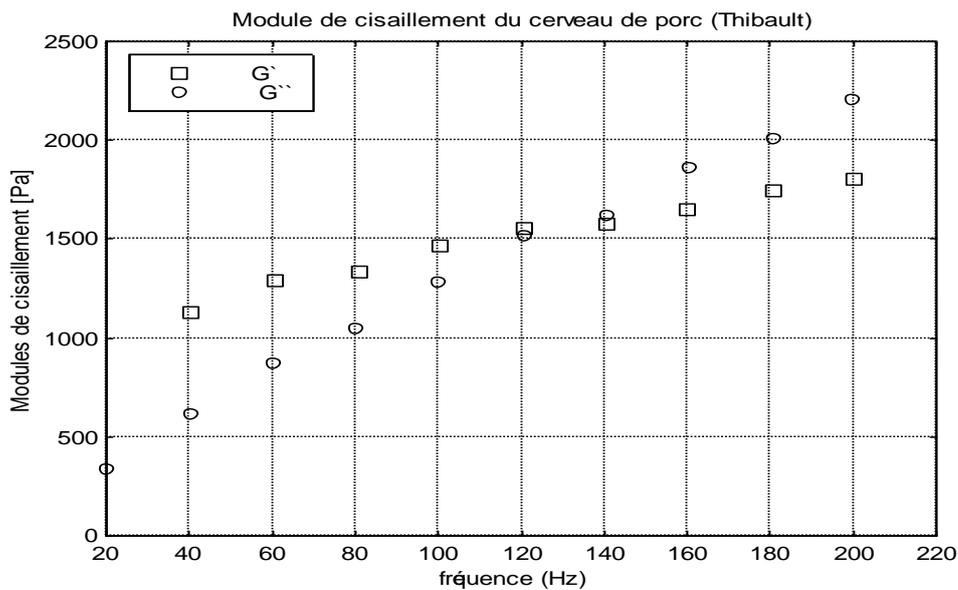


Figure 2 : Variation de $G'(\omega)$ et $G''(\omega)$ en fonction de la fréquence (Thibault, 1998 [15], cerveau de porc)

Plusieurs essais de modélisation du comportement viscoélastique linéaire de la matière cérébrale en cisaillements (modules de stockage $G'(\omega)$ et de perte $G''(\omega)$) sont rapportés dans la littérature. La plupart des modèles utilisés pour cette modélisation reposent sur les hypothèses d'un matériau viscoélastique, incompressible et isotrope. Miller [16] affirme qu'il est raisonnable de considérer les tissus cérébraux comme isotropes si l'on cherche à représenter un comportement global de l'organe à l'échelle centimétrique.

2. Méthodologie

Le comportement viscoélastique de la matière cérébrale peut être décrit conceptuellement comme résultant de l'association de ressorts et d'amortisseurs. Toutes les associations de ressorts et d'amortisseurs, aussi complexes soient-elles, correspondent à un comportement viscoélastique linéaire. A partir des lois d'association en série et en parallèle, on peut établir l'équation rhéologique de chaque modèle (constitué de ressorts et d'amortisseurs) et en déduire la fonction de relaxation $\sigma(\omega)/\varepsilon(\omega)$ (ou de fluage $\varepsilon(\omega)/\sigma(\omega)$) dans chaque cas particulier. Bien que l'aspect visuel de ces modèles suggère une utilisation en traction et en compression, ils sont également utilisés pour décrire le comportement en cisaillement. Pour une déformation constante, c'est dire une vitesse de déformation nulle ($\dot{\varepsilon} = 0$), l'équation rhéologique d'état (fonction de relaxation) est présentée sous la forme suivante :

$$G^*(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \exp(-\beta t) \quad (2)$$

Les propriétés viscoélastiques déterminées à base de ces modèles sont utiles pour les introduire dans le code de calcul des modèles à élément finis tridimensionnels de la tête humaine [17-18]. Ces propriétés viscoélastiques en terme de G_{∞} module statique de cisaillement, G_0 , module dynamique de cisaillement, et β constant de décadence, dépendent du modèle viscoélastique théorique utilisé et sont fonction des paramètres utilisés dans les modèles rhéologiques (E_1, E_2, η , etc.). L'ensemble des propriétés mécaniques utilisées pour le cerveau dans les modèles tridimensionnels de la tête humaine élaborés par différents auteurs sont présentés en **Tableau 1**.

Tableau 1 : L'ensemble des propriétés mécaniques utilisées, pour le cerveau dans les modèles EF de la tête humaine, élaborés par différents auteurs [17]

Auteurs	Années	G_{∞} (kPa)	G_0 (kPa)	β (s ⁻¹)
Khalil, Viano	1982	16.2	49	145
Huang . M	1990	2.87	26.9	50
Dimasi	1991	17.225	34.45	100
Galbraith	1993	5.512	11.02	200
Zhou	1995	6.3	34	700
Substance grise		7.6	41	700
Substance blanche				
Kang	1997	16.7	49	140
Willinger	1999	168	528	0.035×10^{-3}

Nous présentons dans ce qui suit notre tentative de modélisation des modules de cisaillement complexe relatifs aux tests réalisés sur le cerveau humain par Shuck et Advani en 1972 et sur le cerveau de porc par Thibault en 1998. Les modèles qui ont été utilisés pour cette modélisation sont les modèles de Boltzmann (B) et Maxwell-Kelvin-Voigt (MKV). L'optimisation de chaque modèle a été réalisée avec le logiciel de calcul MATLAB.

3. Résultats et discussion

Le premier modèle testé est le modèle de Maxwell-Kelvin-Voigt présenté en **Figure 3**.

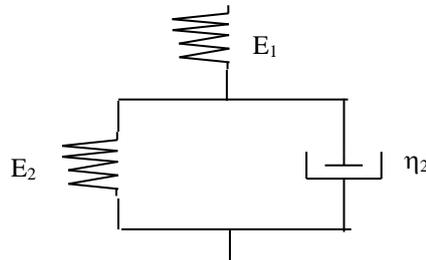


Figure 3 : *Modèle de Maxwell- Kelvin-Voigt*

Les modules de stockage et de perte théoriques relatifs à ce modèle sont donnés par les fonctions suivantes [19] :

$$G''(\omega) = \frac{\eta_2 (E_1)^2 \omega}{(E_1 + E_2)^2 + \eta_2^2 \omega^2} \tag{3}$$

$$G'(\omega) = \frac{E_1 E_2 (E_1 + E_2) + E_1 \eta_2^2 \omega^2}{(E_1 + E_2)^2 + \eta_2^2 \omega^2}$$

La **Figure 4** représente le résultat de modélisation du module de cisaillement complexe déterminé par Shuck et Advani en 1972. Les valeurs des paramètres relatives à ce modèle sont : $E_1 = 33800$ Pa, $E_2 = 11100$ Pa et $\eta_2 = 71$ Pa.s. L'erreur moyenne est de 5.6 % pour $G'(\omega)$ et de 58.4% pour $G''(\omega)$.

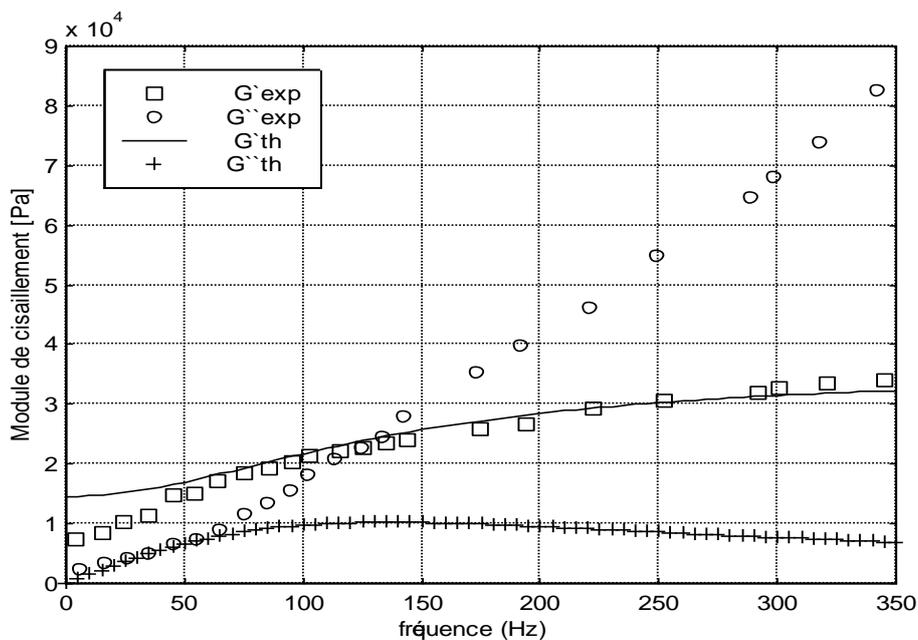


Figure 4 : *Modèle de Maxwell-Kelvin-Voigt appliqué aux données expérimentales de Shuck et Advani en 1972 (cerveau humain)*

Les propriétés viscoélastiques déterminées à base de ce modèle sont :

$$G_{\infty} = \frac{E_1 \cdot E_2}{E_1 + E_2} = 83.56 \text{ kPa} ; \quad G_0 = E_1 = 33.8 \text{ kPa} ; \quad (4)$$

$$\beta = \frac{E_1 + E_2}{\eta_2} = 632.4 \text{ s}^{-1} .$$

La **Figure 5** représente la modélisation du module de cisailment complexe déterminé par Thibault en 1998. Les valeurs des paramètres relatives à ce modèle sont : $E_1=7800 \text{ Pa}$, $E_2=1300 \text{ Pa}$ et $\eta_2=2.8 \text{ Pa.s}$. L'erreur moyenne est de 6.33 % pour $G'(\omega)$ et de 10.34 % pour $G''(\omega)$.

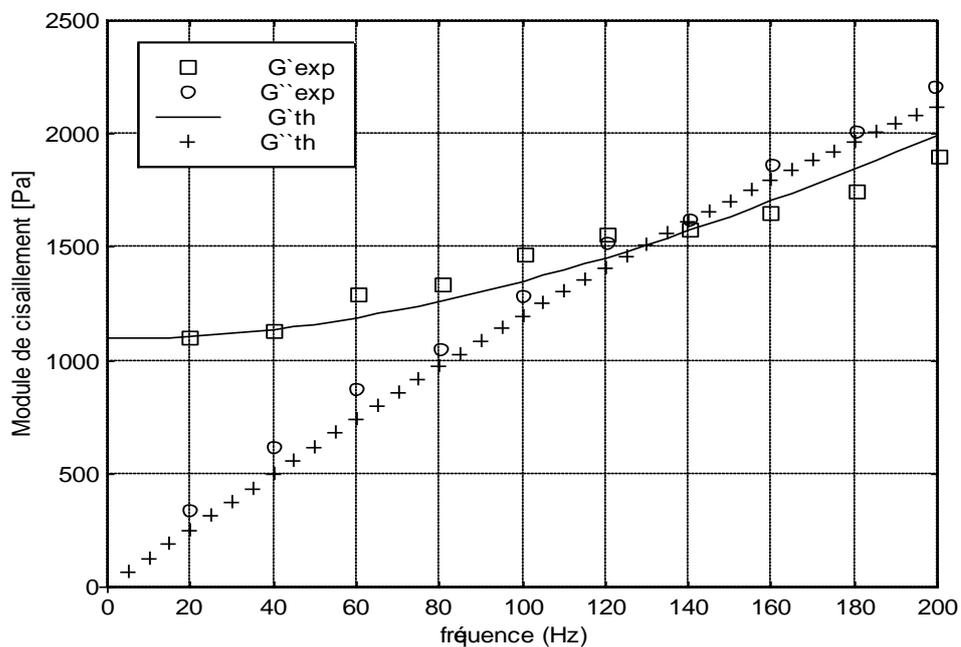


Figure 5 : *Modèle de Maxwell-Kelvin-Voigt appliqué aux données expérimentales de Thibault en 1998 (cerveau de porc)*

Les propriétés viscoélastiques déterminées à base de ce modèle sont :

$$G_{\infty} = \frac{E_1 \cdot E_2}{E_1 + E_2} = 11.14 \text{ kPa} ; \quad G_0 = E_1 = 7.8 \text{ kPa} \quad (5)$$

$$\beta = \frac{E_1 + E_2}{\eta_2} = 3250 \text{ s}^{-1}$$

Le deuxième modèle testé pour la modélisation est le modèle de Boltzmann présenté en **Figure 6**.

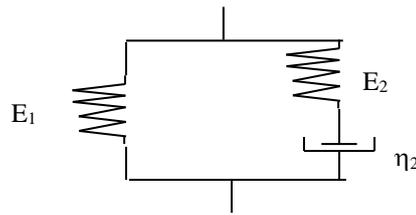


Figure 6 : Modèle de Boltzmann

Les modules de stockage et de perte théoriques relatifs à ce modèle sont donnés par les fonctions suivantes [19]:

$$G''(\omega) = \frac{\frac{(E_2)^2}{\eta_2} \omega}{\left(\frac{E_2}{\eta_2}\right)^2 + \omega^2} \quad G'(\omega) = E_1 + \frac{E_2 \omega^2}{\left(\frac{E_2}{\eta_2}\right)^2 + \omega^2} \quad (6)$$

La **Figure 7** représente le résultat de modélisation du module de cisaillement complexe déterminé par Shuck et Advani en 1972. Les valeurs des paramètres relatifs à ce modèle sont: $E_1 = 12000$ Pa, $E_2 = 151000$ Pa et $\eta_2 = 30$ Pa.s. L'erreur moyenne est de 26.52 % pour $G'(\omega)$ et de 24.55 % pour $G''(\omega)$.

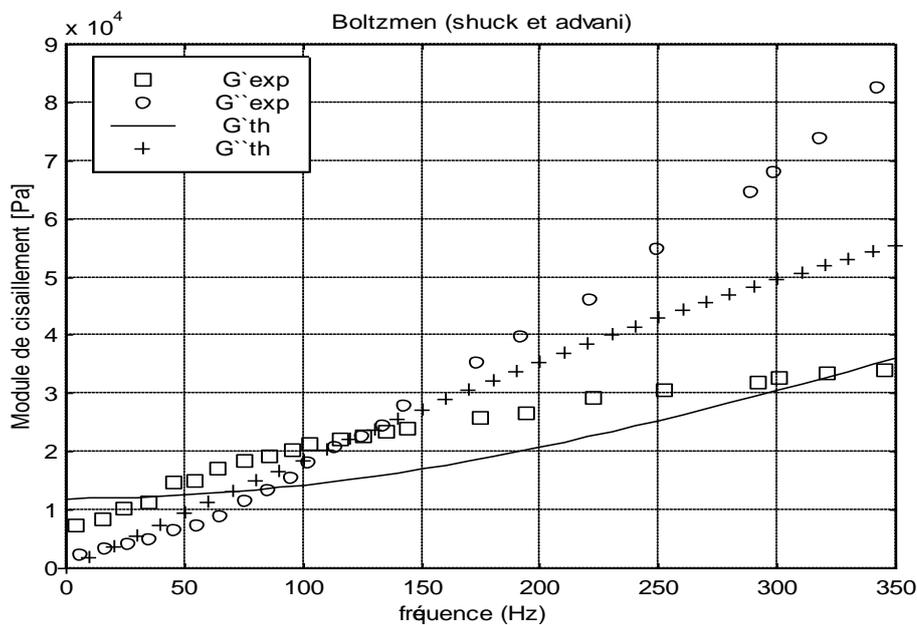


Figure 7 : Modèle de Boltzmann appliqué aux données expérimentales de Shuck et Advani en 1972 (cerveau humain)

Les propriétés viscoélastiques déterminées à base de ce modèle sont :

$$G_{\infty} = E_1 = 12 \text{ kPa} ; \quad G_0 = E_1 + E_2 = 163 \text{ kPa} \quad (7)$$

$$\beta = \frac{E_2}{\eta_2} = 5033 \text{ s}^{-1}$$

La **Figure 8** représente la modélisation du module de cisailment complexe déterminé par Thibault en 1998. Les valeurs des paramètres relatives à ce modèle sont : $E_1=1200 \text{ Pa}$, $E_2 = 9100 \text{ Pa}$, $\eta_2 = 2 \text{ Pa.s}$. L'erreur moyenne est de 4.39 % pour $G'(\omega)$ et 11.93 % pour $G''(\omega)$.

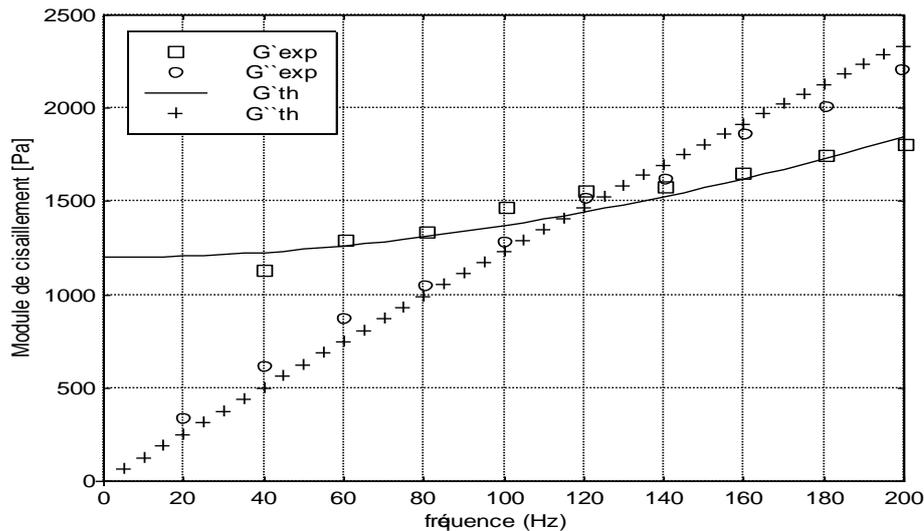


Figure 8 : *Modèle de Boltzmann appliqué aux données expérimentales de Thibault en 1998 (cerveau de porc)*

Les propriétés viscoélastiques déterminées à base de ce modèle sont :

$$G_{\infty} = E_1 = 1.2 \text{ kPa} ; \quad G_0 = E_1 + E_2 = 10.3 \text{ kPa}$$

$$\beta = \frac{E_2}{\eta_2} = 4550 \text{ s}^{-1} \quad (8)$$

4. Conclusion

Nous remarquons que les deux modèles (MKV et B) que nous avons présentés approchent les données de Thibault presque de la même façon avec une erreur globale de l'ordre de 8%. Pour ce qui concerne les données de Shuck et Advani nous remarquons que le modèle de MKV ajuste de façon très raisonnable la partie réelle du module de cisailment complexe mais s'avère imparfait pour approcher la partie imaginaire de ce même module. Les différentes expériences réalisées par les auteurs sur matière cérébrale se distinguent par la variété des conditions protocolaires. Celles-ci concernent l'espèce étudiée, le temps post-mortem au bout duquel les tests ont été effectués, l'âge des individus, la cause de la mort, le site du prélèvement de l'échantillon ainsi que sa la direction, les proportions de substance blanche et grise au sein des échantillons et les taux de déformation appliqués aux échantillons. La variation dans les conditions protocolaire des études réalisées par les différents auteurs rend la comparaison des résultats un peu

difficile. Les valeurs présentées dans le tableau.1 sont du même ordre de grandeur mais l'inconvénient est qu'il n'est pas indiqué dans la littérature les modèles utilisés par les auteurs pour la détermination de ces paramètres viscoélastiques. Ainsi, toute comparaison entre ces paramètres est risquée et peut ne pas avoir de sens.

Références

- [1] - M. G. WERTHEIM, Mémoire sur l'élasticité et l'adhésion des principaux tissus du corps humain. *J Chim. Phys*, 21, 385- 414, (1847).
- [2] - M. D. RIDGE et V. WRIGHT, The description of skin stiffness. *Biorheology*, 2, 67-74, (1964).
- [3] - W. DEMPSTER et R. LIDDICOAT, Compact bone as non-isotropic material, *Am.J.Anat*, 91, 331-362, (1952).
- [4] - F. FARSHAD, M. BARBEZAT, P. FLÜELER, F. SCHMIDLIN, P. GRABE, P NIEDERER, Material characterization of the pig kidney in relation with the biomechanical analysis of renal trauma, *Journal of Biomechanics*, 32 (4), 417-425, (1999).
- [5] - G. GEFEN, E. N. GEFEN, LINDER-GANZ, In Vivo Muscle Stiffening Under Bone Compression Promotes Deep Pressure Sores, *Journal of Biomechanical Engineering*, 127, 512-524, (2005).
- [6] - S. MEHDIZADEH, M. KHOSHGOFTAR, S. NAJARIAN, F. FARMANZAD, Comparison between Brain Tissue Gray and White Matters in Tension Including Necking Phenomenon, *American Journal of Applied Sciences*, 5 (12), 1701-1706, (2008).
- [7] - M. CHAKROUN., M. H. BEN GHOZLEN, I. ELLOUMI, S. NICOLLE, Détermination du module d'élasticité de la matière cérébrale, *C. R. Physique, Elsevier*, 10, 236-241, (2009).
- [8] - S. CHATELIN, A. CONSTANTINESCO, R. WILLINGER, Fifty years of brain tissue mechanical testing. *J of Biorheology*, vol. 47, 255-276, (2010).
- [9] - L. E. BILSTON, "Brain tissue mechanical properties. *Studies in mechanobiology*," *Tissue Engineering and Biomaterials*, vol. 3, 11-24, (2011).
- [10] - MOEZ CHAKROUN, HÉDI BEN GHOZLEN, Mechanical Impedance of Cerebral Material, *Journal of Modern Physics. Scientific research*, Vol3, 271-273, (2012).
- [11] - X. JIN, F. ZHU, H. MAO, M. SHEN, KH. A. YANG, comprehensive experimental study on material properties of human brain tissue. *J Biomech*, 46(16), (2013).
- [12] - B. RASHID, M. DESTRADE, M. D. GILCHRIST, Mechanical characterization of brain tissue in tension at dynamic strain rates. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*, (2014).
- [13] - MOEZ CHAKROUN, caractérisation mécanique de tissus biologiques par vibrométrie laser (Application à la matière cérébrale), Thèse Physique, Faculté des Science de Sfax, Tunisie, Soutenu le 13/12/(2015).
- [14] - SHUCK, ADVANI, Rheological response of human brain tissue in shear, *ASME Journal of Basic Engineering*, 94, 905-911, (1972).
- [15] - K. THIBAUT, S. MARGULIES, Material Properties of the Developing Porcine Brain, IRCOBI International Conference on the Biomechanics of Impact, Dublin, Ireland, (1997).
- [16] - K. MILLER et K. CHINZEI, Mechanical Properties of Brain Tissue in Tension, *Journal of Biomechanics*, (2002), 35, 483-490.
- [17] - R. WILLINGER., H-S. KANG, B. M. DIAW, and B. CHINN, Three-Dimensional human head Finite-Element model validation again two experimental impacts, *Journal of Biomedical Engineering*, 27, 403-410, (1999).
- [18] - LAMY, M. BAUMGARTNER, D. YOGANANDAN, N. STEMPER, B. D. WILLINGER, R. Experimentally validated three-dimensional finite element model of the rat for mild traumatic brain injury , *Medical and Biological Engineering and Computing*, (2013).
- [19] - P. COUSSOT, J. L. E. GROSSIORT, Comprendre la rhéologie, EDP Sciences, (2001).