

Physique / Biophysique

## Détermination du module d'élasticité de la matière cérébrale

Moez Chakroun<sup>a,b,\*</sup>, M<sup>ed</sup> Hédi Ben Ghazlen<sup>a,b</sup>, Imed Elloumi<sup>a,b</sup>, S. Nicolle<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> *Laboratoire de physique des matériaux de la faculté des sciences de Sfax, Équipe physique & technologie médicale, Institut supérieur de biotechnologie de Sfax, 3038 Sfax, Tunisie*

<sup>b</sup> *Laboratoire des systèmes biomécaniques et cognitifs de l'institut de mécanique des fluides et des solides de Strasbourg, Université Louis-Pasteur, 4, rue Blaise-Pascal, 67070 Strasbourg cedex, France*

Reçu le 26 mai 2008 ; accepté après révision le 4 mars 2009

Disponible sur Internet le 21 avril 2009

Présenté par Jacques Villain

### Résumé

Plusieurs tests vibratoires sur la matière cérébrale sont rapportés dans la littérature. Le but de ces tests a été toujours de caractériser cette matière et modéliser sa loi de comportement pour l'introduire dans le code de calcul des modèles EF.

La courbe expérimentale du module de la fonction de transfert en fonction de la fréquence de vibration (entre 40 et 600 Hz) a été réalisée par vibrométrie laser. L'expression de la fonction de transfert associée au modèle multicouches du type Kelvin–Voigt (KV) a été aussi déterminée.

L'approche semi-linéaire basée sur le modèle du type Maxwell n'a pas permis de décrire le comportement vibratoire de la matière cérébrale dans l'intervalle comprise entre 340 et 500 Hz. Un modèle non linéaire du type KV a été alors proposé dans cet article. Une nouvelle procédure de détermination des paramètres du modèle KV a été présentée. Ces paramètres ont permis de faire converger la fonction de transfert théorique vers la fonction de transfert expérimentale. L'approche non linéaire basée sur le modèle de KV permet de modéliser la fonction de transfert sur toute la bande fréquence de notre étude. Ainsi, les variations du module d'élasticité et du coefficient d'amortissement interne en fonction de la fréquence ont été déterminées. **Pour citer cet article : M. Chakroun et al., C. R. Physique 10 (2009).**

© 2009 Académie des sciences. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

### Abstract

**Determination of the elastic modulus of cerebral matter.** Several cerebral matter vibratory tests are reviewed from the literature; the goal of these tests was always the characterisation of this matter and the modelling of its behaviour law to introduce it in the EF models calculation code.

The experimental curve of the transfer module function according to the vibration frequency (between 40 and 600 Hz) has been achieved with laser vibrometry. The transfer function expression associated to the multilayered model of Kelvin–Voigt (KV) types has also been determined.

The semi-linear approach based on the Maxwell type model did not permit the description of the cerebral matter's vibratory behaviour in the interval between 340 and 500 Hz. A non-linear model of the KV type has been proposed in this Note. A new procedure for the determination of the parameters of the KV model has been presented. These parameters permitted the convergence of the theoretical transfer function toward the experimental transfer function. The non-linear approach based on the model of KV permits one to model the transfer function over all the frequency band of our survey. Thus, elastic modulus variations and the

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [m.chakroun1@voila.fr](mailto:m.chakroun1@voila.fr) (M. Chakroun).

internal amortisation coefficient depending to the frequency have been determined. *To cite this article: M. Chakroun et al., C. R. Physique 10 (2009).*

© 2009 Académie des sciences. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

*Mots-clés* : Fonction de transfert ; Vibrométrie laser ; Modèle non linéaire ; Module d'élasticité

*Keywords* : Transfer function; Vibrometer laser; Non-linear model; Elastic modulus

## 1. Introduction

La tête est la partie du corps la plus menacée par les lésions mortelles au cours des accidents. Durant un accident, un chargement mécanique extérieur est transmis au cerveau. Ce dernier peut subir des dommages, via un mécanisme de lésions, si sa réponse mécanique dépasse une certaine limite. Des informations sont donc nécessaires quant à ce mécanisme afin d'améliorer les mesures de préventions, le diagnostic et le traitement des lésions cérébrales.

Étant donnée que la détermination de tels mécanismes est impossible *in vivo*, des modèles numériques de type éléments finis (EF) de la tête sont souvent utilisés [1–4]. Ces modèles sont tous basés sur l'hypothèse d'homogénéité et d'isotropie de la matière cérébrale.

Des tests vibratoires concernant la matière cérébrale sont rapportés dans la littérature. Le but de ces tests est de caractériser cette matière et de tenter de modéliser sa loi de comportement pour l'introduire dans le code de calcul des modèles EF de la tête humaine [5–12].

En 1969, Falleinstein [13] a mesuré à 9 et 10 Hz et à l'aide d'un transducteur électromagnétique le module de cisaillement complexe de cerveaux humains. Les échantillons testés sont des échantillons de substance blanche de forme rectangulaire ( $I \times L \times h = 2 \text{ cm} \times 3 \text{ cm} \times (0,4 \text{ à } 0,7) \text{ cm}$ ). Les tests ont été réalisés sur des cerveaux d'individus d'âges différents et entre 10 et 62 heures après leurs morts. Les valeurs du module de stockage  $G'$  mesurés varient de 600 à 1100 Pa et celles du module de perte  $G''$  de 300 à 650 Pa ce qui implique un module de cisaillement dynamique  $G^*$  qui varie de 670 à 1277 Pa.

La technique de vibrométrie laser permet d'étudier la vibration en situation de traction-compression d'un échantillon cylindrique de la matière cérébrale. Ce type de sollicitation est rarement étudié dans la littérature à cause des problèmes techniques liés à l'application d'une déformation de traction à un matériau viscoélastique tel que la matière cérébrale.

Ainsi, peu de résultats [7,14,15] concernant le module d'élasticité  $E$  de la matière cérébrale sont présentés dans la littérature.

Le but de ce travail est de mettre au point un modèle permettant de caractériser la matière cérébrale en terme de module d'élasticité et d'amortissement interne sur toute la gamme de fréquence (40–600 Hz).

## 2. Méthode

### 2.1. Fonction de transfert

L'échantillon, d'un mélange de substances grise et blanche de cerveau de porc prélevé du cortex cérébral, est de forme cylindrique, de diamètre  $d = 2 \text{ cm}$ , de hauteur  $h = 3 \text{ mm}$  et de masse  $M = 1 \text{ g}$ . Il est sollicité à sa surface inférieure avec un déplacement sinusoïdal  $x_0 = a \exp(j2\pi ft)$  procurée par un pot vibrant sur lequel l'échantillon est déposé. Le déplacement de la face supérieure de l'échantillon  $x_p$  est mesuré par un capteur de déplacement à laser. Un accéléromètre mis en contact avec le plateau vibrant du pot nous permet de mesurer l'accélération  $\ddot{x}_0$ ; l'amplitude du déplacement  $x_0$  correspondant à chaque fréquence d'excitation est déduit par double intégration.

La fonction de transfert  $H_p(f)$  de notre étude est le rapport du déplacement de la surface supérieure  $x_p$  par le déplacement imposé à la surface inférieure  $x_0$ . La phase de la fonction de transfert  $\Phi_p(f)$  est déduite à partir des courbes de Lissajous  $x_p = F(x_0)$  relatives aux différentes fréquences d'excitation du pot.

### 2.2. Dispositif et protocole expérimental

Le dispositif expérimental comprend un pot vibrant, un accéléromètre, un capteur de déplacement à laser (Hélium Néon) et un ordinateur avec sa carte d'acquisition. Notons que l'expérience a été réalisée 3 fois avec trois échantillons différents, de mêmes dimensions, prélevés de la même région (cortex cérébral).

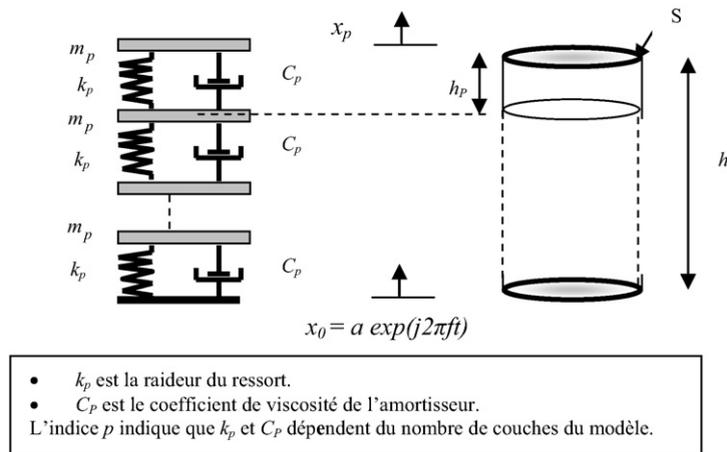


Fig. 1. Modèle de KV.

Fig. 1. KV model.

Le protocole expérimental comprend les étapes suivantes :

- Branchement du montage ;
- Mise en place de l'échantillon sur le plateau en plexiglas ;
- Illumination de la surface supérieure de l'échantillon par le laser d'Hélium Néon ;
- Lancement de la vibration du pot ;
- Acquisition des données expérimentales sous HPVEE (logiciel d'acquisition) ;
- Traitement des données par MATLAB et MAPLE.

Plus de détails concernant le dispositif et le protocole expérimental se trouve à la référence [16].

### 2.3. Modèle multicouches

Pour la mise en équation de la vibration de l'échantillon d'étude nous lui avons associé un modèle mécanique multicouches de types Kelvin–Voigt (KV) (Fig. 1). Les ressorts et les amortisseurs modélisent respectivement l'élasticité et la viscosité de la matière cérébrale. La vibration de l'échantillon est assimilée à la vibration de  $p$  couches cylindriques superposées l'une sur l'autre. Chaque couche est alors de hauteur  $h_p = h/p$  de masse  $m_p = M/p$  et de diamètre  $d$ .

$k_p$  et  $C_p$  sont reliés au module d'élasticité  $E$  et à l'amortissement interne  $\mu$  par :  $E = \frac{h_p k_p}{S}$  et  $\mu = \frac{h_p C_p}{S}$

L'expression théorique [17] du rapport  $x_p/x_0$  relative au modèle de KV est

$$H_p(f) = \frac{x_p}{x_0} = \left[ 1 + \sum_{n=1}^p \frac{(p+n)!}{(p-n)!(2n)!} \left( \frac{j m_p 2\pi f}{C_p - j \frac{k_p}{2\pi f}} \right)^n \right]^{-1}$$

Avec  $f$  est la fréquence de vibration du pot,  $k_p$  est la raideur du ressort,  $C_p$  est le coefficient de viscosité de l'amortisseur et  $p$  le nombre de couches du modèle.

### 2.4. Détermination des paramètres du modèle

Nous présentons dans ce qui suit une modélisation basée sur le modèle de Kelvin–Voigt. Dans ce modèle nous considérant que les propriétés de la matière cérébrale dépendent de la fréquence d'excitation du pot.

Ce modèle de KV comprend 5 couches massiques ( $p = 5$ ). Ses paramètres  $k_5$  et  $C_5$  sont ajustés de manière qu'ils permettent d'obtenir le meilleur accord théorie/expérience. Pour déterminer les valeurs de  $k_5$  et  $C_5$  relatives à chaque

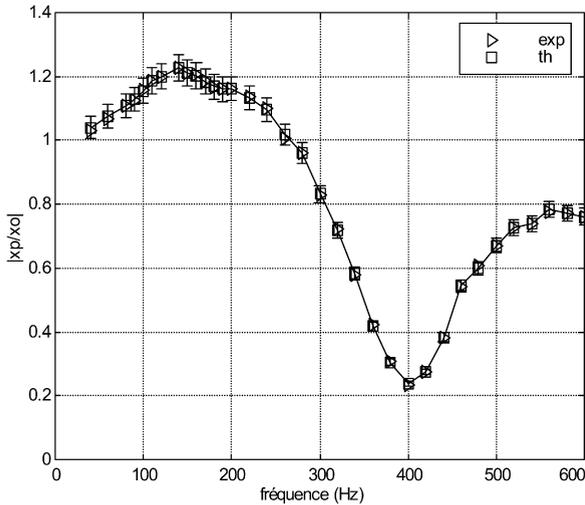


Fig. 2. Superpositions de la courbe expérimentale et la courbe du modèle non linéaire de KV ( $p = 5$ ).

Fig. 2. Superpositions of the experimental curve and the KV non-linear model's curve ( $p = 5$ ).

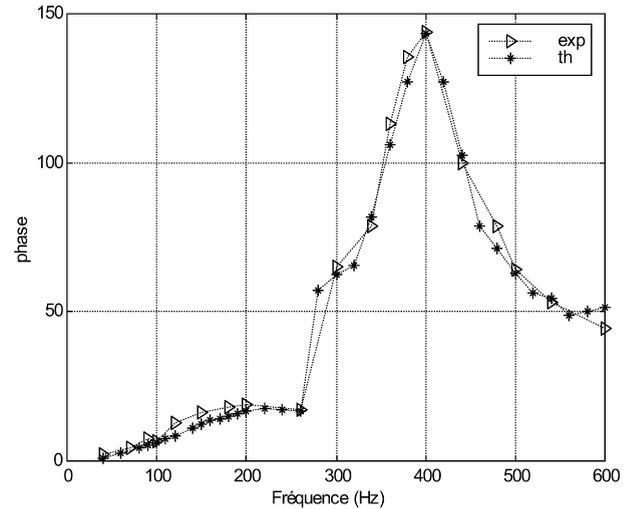


Fig. 3. Variation de la phase de la fonction de transfert en fonction de la fréquence.

Fig. 3. Variation with frequency of the dephasage.

fréquence de vibration et en conséquence déduire celle de  $E$  et  $\mu$ , nous avons résolu des systèmes à deux équations de types :

$$G_5(f, k_5, C_5) = G_{\text{exp},f} ; \quad \Phi_5(f, k_5, C_5) = \Phi_{\text{exp},f}$$

où  $G_{\text{exp},f}$  et  $\Phi_{\text{exp},f}$  sont respectivement la valeur expérimentale de  $|x_p/x_0|$  et celle de la phase de  $x_p/x_0$  correspondantes à la fréquence  $f$ .  $G_5$  et  $\Phi_5$  sont le module et la phase de la fonction de transfert théorique  $H_5(f)$  relatifs à  $p = 5$ .

La résolution de ces systèmes est assurée à l'aide du logiciel MAPLE. Les résultats obtenus de  $E$  et  $\mu$  déduites des valeurs de  $k_5$  et  $C_5$  calculées sont présentés dans ce qui suit en Figs. 4 et 5. Notant que le choix de  $p = 5$  provient du fait que, les valeurs de  $k_p$  et  $C_p$  obtenu pour  $p$  inférieur à 5, sont des valeurs qui non pas de signification physique car ils sont soit complexes soit négatifs. Les valeurs obtenus pour  $p$  supérieur à 5 sont presque les mêmes pour  $p = 5$ . Ce même problème a été rencontré avec la modélisation semi linéaire relative au modèle de Maxwell.

### 3. Résultats

Les Figs. 2 et 3 représentent les superpositions des courbes expérimentales du module et de la phase de la fonction de transfert avec celles théoriques, relatives au modèle de KV, basé sur les valeurs calculées de  $k_p$  et  $C_p$ . Notons ainsi que les courbes relatives aux trois échantillons testés sont presque les mêmes.

Nous présentons dans les Figs. 4 et 5 les variations de l'amortissement interne  $\mu$  et du module d'élasticité  $E$  en fonction de la fréquence.

La Fig. 6 représente la variation du module de la déformation  $|\varepsilon| = \left| \frac{x_p - x_0}{h} \right|$  subite par l'échantillon en fonction de la fréquence d'excitation du pot vibrant.

### 4. Discussion

On note sur les Figs. 4 et 5 que les courbes des variations du module d'élasticité  $E$  et de l'amortissement interne  $\mu$  en fonction de la fréquence représentent chacune d'elles une discontinuité vers 260 Hz. Notons qu'à cette fréquence nous avons  $|x_p| = |x_0|$  (Fig. 6). La matière cérébrale de porc se comporte donc comme un matériau élastique à 260 Hz. Les propriétés mécaniques de cette matière se distinguent par deux zones fréquentielles. La première, entre 40 Hz et 260 Hz, est caractérisée par une augmentation du module d'élasticité  $E$  en fonction de la fréquence. La deuxième, entre 260 Hz et 600 Hz, est particularisée par une diminution du module d'élasticité  $E$  en fonction de la fréquence.

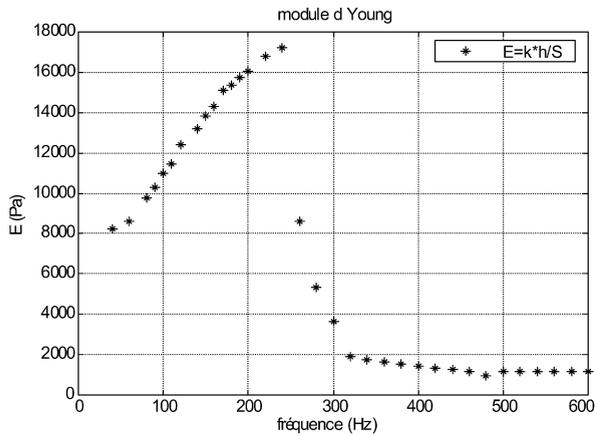


Fig. 4. Variation de l'amortissement interne en fonction de la fréquence.

Fig. 4. Variation with frequency of the internal amortization.

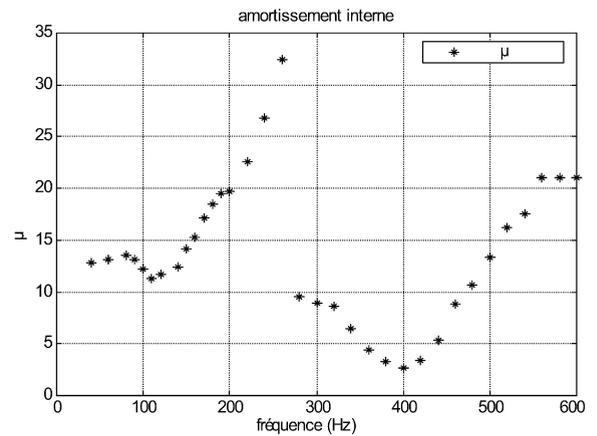


Fig. 5. Variation du module d'élasticité en fonction de la fréquence.

Fig. 5. Variation with frequency of the elastic modulus.

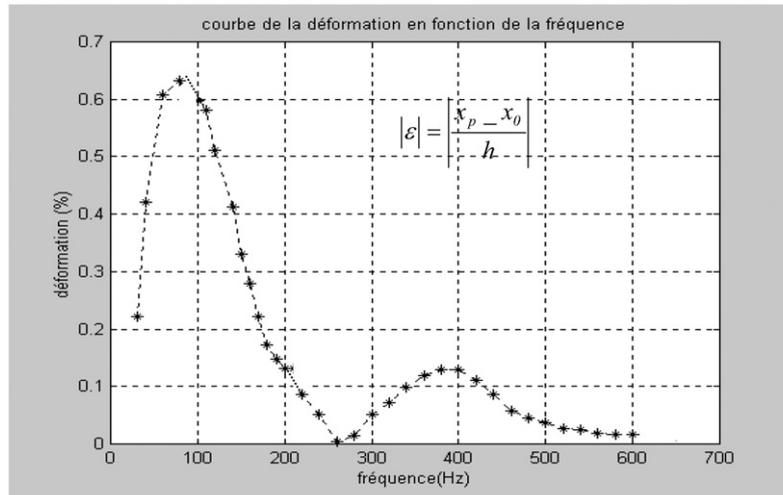


Fig. 6. La variation du module de la déformation en fonction de la fréquence.

Fig. 6. The variation with frequency of the strain modulus.

La courbe de variation de l'amortissement interne  $\mu$  en fonction de la fréquence présente deux minimums ; le premier vers 130 Hz alors que le deuxième est au alentours de 400 Hz. La courbe de variation du module de la déformation subite par l'échantillon d'étude en fonction de la fréquence (Fig. 6) représente deux maximums aux alentours de ces deux fréquences.

## 5. Conclusions

Le modèle semi-linéaire de type Maxwell (Tableau 1) considère que les propriétés mécaniques de la matière cérébrale sont linéaires par intervalle de fréquence. L'inconvénient de ce modèle semi-linéaire est qu'il ne peut pas décrire le comportement vibratoire de la matière cérébrale dans l'intervalle comprise entre 340 et 500 Hz.

L'approche non linéaire de la matière cérébrale de porc basée sur le modèle de KV, semble apporter plus de description des propriétés mécaniques de ce matériau que l'approche semi-linéaire.

La différence dans les conditions protocolaires des expériences réalisées par les différents auteurs dans la littérature empêche la comparaison des différents résultats présentés par ces auteurs.

Tableau 1

Propriétés internes de la matière cérébrale : Modèle semi-linéaire [16].

Tableau 1

The cerebral matter's internal properties of: Semi-linear model [16].

Fréquence (Hz)	20–300	300–340	340–500	500–650
$k$ (N/m)	5900	6800		4000
$E$ (kPa)	28,170	32,467	–	19,098
$C$ (N s/m)	4,2	2,95	–	2,65
$\mu$ (Pa s)	20,05	14,08	–	12,65

La technique de vibrométrie laser est une technique prometteuse dans la caractérisation des matériaux visco-élastiques tel que la matière cérébrale en situation de traction-compression. Notons que ce type de déformation est rarement étudié dans la littérature.

## Remerciement

Ce travail a été effectué dans le cadre d'un projet CMCU (00F/1119) en collaboration avec le Laboratoire des Systèmes Biomécaniques et Cognitifs (LSBMC) de l'Institut de mécanique des fluides de Strasbourg (IMF) dirigé par le Pr. R. Willinger.

## Références

- [1] J. Ruan, T. Khalil, A. King, Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis, *Journal of Biomechanical Engineering* 116 (1994) 44–50.
- [2] K. Mendis, R. Stalnaker, S. Advani, A constitutive relationships for large deformation finite element modelling of brain tissue, *Trans. ASME, Journal of Biomechanical Engineering* 117 (1995) 279–285.
- [3] H.-S. Kang, Modélisation de la tête humaine sous accélérations extrêmes par la méthode des éléments finis – application au choc et à l'hypergravité, Université Louis Pasteur de Strasbourg, Thèse, 1998.
- [4] D.B. Macoudou, Modèle élément finis du couplage tête humain – casque de protection et reconstruction numérique d'accidents, Université Louis Pasteur de Strasbourg, Thèse, 1999.
- [5] Ommaya, K. Ayub, Mechanical properties of tissues of the nervous system, *Journal of Biomechanics* 1 (1968) 127–138.
- [6] M.S. Estes, J. McElhaney, Response of brain tissue of compressive loading, *ASME paper*, 70, BHF 13 (1970).
- [7] J.E. Galford, J.H. McElhaney, A viscoelastic study of scalp, brain and dura, *Journal of Biomechanics* 3 (1970) 211–221.
- [8] M.R. Pamidi, S.H. Advani, Non-linear constitutive relations for human brain tissue, *Transactions of ASME, Journal of Biomechanical Engineering* 100 (1978) 44–48.
- [9] K. Miller, K. Chinzei, Compression of swine brain tissue: experiment in-vitro, *Journal of Mechanical Engineering* 50 (1996) 106–115.
- [10] K. Miller, How test soft biological tissues in extension, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 651–657.
- [11] B.R. Donnelly, L. Medige, Shear properties of human brain tissue, *Journal of Biomechanical Engineering* 119 (1997) 423–432.
- [12] T.H. Mc Elhaney, Dynamic response of biological materials, *J. Appl. Phys.* 24 (1966), pp. 4.
- [13] G.T. Fallenstein, V.D. Hulce, J.W. Melvin, Dynamic mechanical properties of human brain tissue, *Journal of Biomechanics* 2 (1969) 217–226.
- [14] K. Hirakawa, K. Hashizume, T. Hayashi, Viscoelastic property of human brain – for the analysis of impact injury, *author's transl.*, 33, 1981, pp. 1057–1065.
- [15] Koeneman, Viscoelastic properties of brain tissue, in: *Engineering*, Case Institute of Technology, Cleveland, 1966, p. 83.
- [16] M. Chakroun, M. Zagrouba, I. Elloumi, Modélisation du comportement vibratoire de la matière cérébrale : modèle de Maxwell semi-linéaire, *J. Rhéologie* 6 (2004) 67–73.
- [17] M. Chakroun, S. Nicolle, I. Elloumi, Modélisation de la vibration de la matière cérébrale, 1<sup>er</sup> congrès international de mécanique – Constantine, Algérie, le 14, 15 et 16 décembre 2002.