Quantification du coefficient non linéaire par la théorie de l'acoustoélasticité en élastographie par résonance magnétique

Gwenaël Pagé¹, Jean-Luc Gennisson², Bernard E. Van Beers^{1,3}, Philippe Garteiser¹

¹Laboratoire des biomarqueurs en imagerie, Université Paris Cité, Inserm, CRI, Paris, France, ²BIOMAPS, Laboratoire d'imagerie biomédicale multimodale à Paris Saclay, U-ParisSaclay, CNRS, INSERM, CEA, Orsay, France ³Service de radiologie, Hôpital Beaujon, AP-HP, Clichy

Objectifs : En élastographie par résonance magnétique (ERM) l'étude des paramètres mécaniques tels que la rigidité ou les modules de stockage et de perte a montré son efficacité dans le diagnostic de différentes pathologies. En élastographie par ultrasons, une approche basée sur la théorie de l'acoustoélasticité, permet la quantification du coefficient non-linéaire du module de cisaillement (A) [1]. L'objectif de cette étude est de montrer la faisabilité d'une mesure du coefficient non linéaire en ERM.

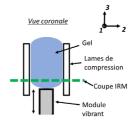


Figure 1: Référence du système avec une compression uniaxiale appliquée suivant l'axe 2.

Matériels et Méthodes : L'expérience consiste à

mesurer la longueur d'onde locale dans une direction d'une onde de cisaillement pour calculer les propriétés mécaniques d'un milieu soumis à une contrainte uniaxiale. L'expérience a été appliquée sur un fantôme de gel d'agar (1%) et sur du foie de bœuf inclus dans du gel (agar : 1.5%, gélatine : 2%) ayant des paramètres mécaniques semblables à celles du foie. Des séquences ERM ont été appliquées sur un scanner IRM 7T (Pharmascan, Bruker) avec une fréquence d'excitation de 300 Hz. Le module de cisaillement a été mesuré dans chaque direction de l'espace à différents niveaux de compression. A partir des équations développées par Gennisson et al. [1] il est possible d'obtenir une mesure du coefficient non linéaire dans trois configurations.

$$G_{12} = G_0 - \ \sigma_2 \left(1 + \frac{A}{12G_0} \right); \ G_{21} = G_0 - \ \sigma_2 \left(\frac{A}{12G_0} \right); \ G_{13} = \ G_0 + \ \sigma_2 \left(1 + \frac{A}{6G^*_0} \right)$$

Avec G_0 le module de stockage sans compression, σ_2 la force de contrainte dans la direction 2 (axe présenté dans la figure 1), le premier indice de G est la direction de polarisation de l'onde et le second la direction de propagation.

Résultats : Sur le fantôme d'agar (G = 1.8 kPa), une mesure similaire de A est obtenue par rapport à la configuration choisie ((12): A = -34.0 kPa, (21): A = -34.8 kPa, (13) : A = -31.3 kPa). Sur le fantôme de bœuf, tandis que le module de stockage est similaire ($G_{Foie} = 1.0 \text{ kPa}$, $G_{Gel} = 1.6 \text{ kPa}$) on obtient un coefficient non linéaire, moyenné selon les trois configurations, 4 fois supérieur dans le foie que dans le gel ($A_{Foie} = -25.7 \text{ kPa}$, $A_{Gel} = -6.6 \text{ kPa}$).

Conclusion: Conformément à la théorie, une mesure similaire du coefficient non linéaire est obtenue indépendamment de la configuration choisie. Comme en ultrasons [2], la mesure du coefficient non linéaire met en évidence les différences mécaniques entre le foie et le gel. Cette étude est une preuve de la faisabilité de la mesure du coefficient non linéaire en ERM malgré la différence de méthode entre une estimation de la vitesse pour les ultrasons et une estimation de longueur d'onde pour l'ERM.

Références : [1] Gennisson et al. J. Acoust. Am. 2007 [2] Bernal et al. IEEE Trans Untrason Ferroelectr. 2016