



**HAL**  
open science

# Développement d'un banc d'élastographie par résonance magnétique (ERM) pour la mesure des propriétés mécaniques

Abdlatif Benmoussa, Sylvie Clerjon, Jean-Louis Damez, J.-M. Bonny

► **To cite this version:**

Abdlatif Benmoussa, Sylvie Clerjon, Jean-Louis Damez, J.-M. Bonny. Développement d'un banc d'élastographie par résonance magnétique (ERM) pour la mesure des propriétés mécaniques. Cahier des Techniques de l'INRA, 2013, 79, pp.1-12. hal-02642197

**HAL Id: hal-02642197**

**<https://hal.inrae.fr/hal-02642197>**

Submitted on 28 May 2020

**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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - ShareAlike 4.0 International License

## Développement d'un banc d'élastographie par résonance magnétique (ERM) pour la mesure des propriétés mécaniques

Abdélatif Ben Moussa, Sylvie Clerjon, Jean-Louis Damez, Jean-Marie Bonny<sup>1</sup>

**Résumé.** Nous avons conçu et réalisé un banc d'élastographie dans le but de mesurer les propriétés viscoélastiques locales des produits agroalimentaires par élastographie par résonance magnétique (ERM) qui est une nouvelle technique d'imagerie par résonance magnétique (IRM). L'intérêt pour notre équipe est de pouvoir évaluer les propriétés viscoélastiques pour une large gamme d'aliments, et particulièrement le module de cisaillement qui est prépondérant dans les mécanismes de déstructuration lors de la mastication. L'imagerie offre de nouvelles perspectives car ces propriétés sont habituellement évaluées par des tests sensoriels ou mécaniques, par essence peu localisés. Le banc d'élastographie décrit ici assure le positionnement et l'excitation mécanique de l'échantillon dans l'imageur. La chaîne électronique associée permet de maîtriser la forme et la synchronisation du train d'ondes mécaniques. Nous illustrons ce développement méthodologique avec des images qui reflètent la propagation d'une onde mécanique dans des échantillons modèles (gélatine), images acquises en utilisant ce banc d'élastographie.

**Mots clés :** imagerie par résonance magnétique, élastographie par résonance magnétique, propriétés mécaniques, excitation mécanique, actionneurs piézoélectriques, synchronisation, adaptation de puissance

### Introduction

L'élastographie par résonance magnétique (ERM) est une nouvelle méthode expérimentale qui permet de mesurer, par imagerie par résonance magnétique (IRM), les propriétés mécaniques locales sur un large éventail de produits et de façon non invasive. La mesure indirecte de ces propriétés mécaniques est basée sur la propagation d'une onde mécanique basse fréquence dans l'échantillon qui peut être visualisée grâce à l'IRM. Pour cela, la phase de l'onde mécanique est synchronisée avec la séquence utilisée pour acquérir les images.

L'ERM a été étudiée depuis le début des années 1990, dans le but de développer un nouvel outil de diagnostic médical non invasif [Muthupillai et al., 1995]. En effet, elle permet la mesure indirecte des propriétés mécaniques locales d'un échantillon, mesure très proche de la palpation du clinicien, et indispensable chaque fois que la dureté d'un tissu peut être une aide au diagnostic. L'ERM est un apport particulièrement important pour les tissus non accessibles à la palpation parce que trop profonds ou trop protégés comme le foie [Rouviere et al., 2006] ou le cerveau [Sack et al., 2008]. La gamme des propriétés mécaniques accessibles est très large puisque l'ERM permet de mesurer le module de cisaillement de l'humeur vitreuse de l'œil (0,01kPa) jusqu'à celui de l'os (0,8.10<sup>6</sup>kPa) [Mariappan et al., 2010].

Cet outil est pertinent pour notre équipe de l'unité QuaPA dans l'objectif d'étudier les relations entre structure et propriétés locales des produits agro-alimentaires.

---

<sup>1</sup> INRA-UR370-QuaPA, Qualité des Produits Animaux, Imagerie et Transferts,

Parmi les propriétés d'intérêt, les propriétés mécaniques tiennent une place importante. En effet, dans le domaine des produits carnés par exemple, la tendreté de la viande est le principal critère d'acceptabilité retenu par les consommateurs. Or, la perception sensorielle du consommateur pendant la mastication est fortement corrélée aux propriétés viscoélastiques de l'aliment et tout particulièrement au module de cisaillement [Shackelford et al., 2001] mesurable par ERM.

Les produits carnés ne sont pas les seuls produits alimentaires concernés. La mesure de la fermeté des fruits et légumes est par exemple un indicateur incontournable de leur maturité. De même, l'évaluation de la texture des fromages ou de la dureté de biscuits sont autant d'exemples de l'importance de la maîtrise des propriétés mécaniques lors de l'élaboration des produits agroalimentaires.

L'ERM, par ses possibilités de cartographie tridimensionnelle et *in situ* des propriétés mécaniques est donc une méthode pertinente dans le domaine agro-alimentaire.

Ce manuscrit présente un nouveau dispositif générique, développé dans l'équipe, qui permet le positionnement et l'excitation mécanique d'un échantillon pour une analyse en ERM.

## 1. Matériel et méthodes

### 1.1. Présentation de la méthode

L'ERM s'appuie sur la mesure de la propagation d'une onde mécanique basse fréquence dans l'échantillon (entre 50 et 300 Hz, suivant les propriétés viscoélastiques de l'échantillon). La visualisation de cette propagation est possible grâce à l'IRM qui permet de quantifier le déplacement en tout point de l'échantillon et donc de connaître la vitesse et l'amplitude de l'onde mécanique de cisaillement. Ces deux paramètres permettent, dans un second temps, de calculer les propriétés viscoélastiques locales du produit, et plus particulièrement le module de cisaillement qui est directement lié aux mécanismes de déstructuration tels que la mastication.

La **Figure 1** résume les dispositifs nécessaires à cette méthode. L'échantillon est placé dans l'IRM. Il est excité *in situ* par une vibration mécanique sinusoidale basse fréquence synchronisée avec la séquence IRM (programme informatique qui pilote l'acquisition des images). Cette séquence particulière mesure, à intervalles réguliers, les déplacements locaux dus à l'onde mécanique. L'analyse des données IRM acquises fournit la vitesse et l'amplitude de l'onde mécanique qui se propage dans l'échantillon. Les propriétés viscoélastiques locales sont déduites de ces deux paramètres en chaque point de l'image, ce qui aboutit à une cartographie 3D. L'IRM utilisé ici est un aimant horizontal de 4,7 Tesla du fabricant Bruker et il a un diamètre d'ouverture de 40 cm. L'acquisition des images se fait par l'association d'un système de gradients BGA-12 et d'une antenne volumique radiofréquence (RF) de type "Birdcage" qui résonne à la fréquence du proton ( $^1\text{H}$ ), soit 200 MHz pour un champ statique de 4,7 Tesla.

Pour adapter la sensibilité de cette séquence IRM aux mouvements, il est possible de jouer à la fois sur les paramètres de la séquence comme sur ceux de l'excitation mécanique.

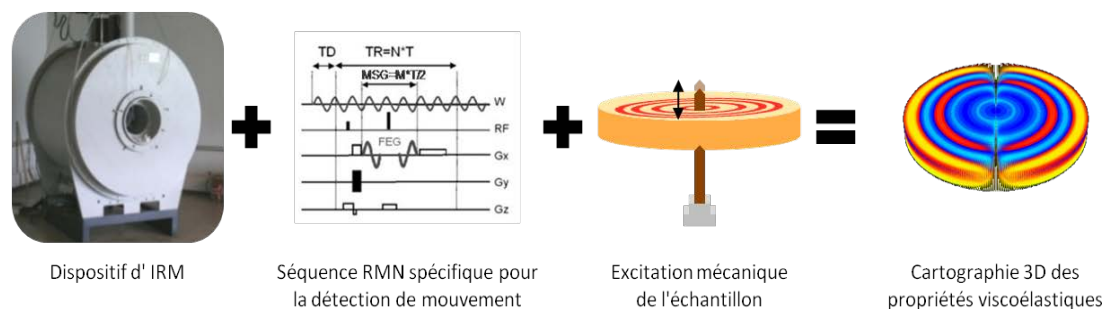


Figure 1 . Schéma de principe de la mesure des propriétés viscoélastiques locales par ERM.

## 1.2. Description du dispositif expérimental

La **Figure 2** schématise les parties fonctionnelles essentielles à l'IRM d'une part et à l'excitation mécanique d'autre part. Le processus d'acquisition est piloté par une station de travail (PC) qui délivre un signal de synchronisation sous la forme d'un front montant. Ce front déclenche le train d'onde mécanique qui se propage ensuite dans l'échantillon. Durant chaque répétition de ce processus, l'acquisition des images RMN est synchronisée sur l'onde mécanique, ce qui permet d'acquérir huit images réparties régulièrement sur une période de l'onde mécanique.

Pour générer l'onde mécanique déclenchée à chaque front montant, un générateur de fonction fournit un signal sinusoïdal électrique qui est amplifié et adapté pour alimenter les deux actuateurs piézoélectriques du banc d'excitation mécanique. Ceux-ci convertissent ce signal électrique en contrainte mécanique appliquée à l'échantillon.

Ce banc d'excitation s'insère dans l'antenne RF qui, une fois placée dans l'aimant, permet d'exciter l'échantillon à étudier et de recueillir le signal RMN.

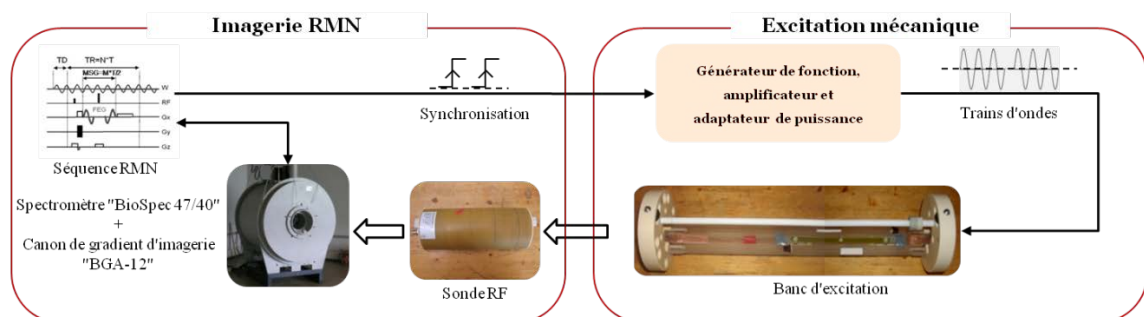


Figure 2 . Schéma fonctionnel du dispositif expérimental.

## 1.3. Montage mécanique du banc d'élastographie

Le conditionnement de l'échantillon dans l'IRM est prépondérant. Il doit

1. assurer un positionnement fiable,
2. assurer une isolation mécanique,
3. permettre l'excitation mécanique.

L'ensemble de ce montage mécanique doit bien entendu répondre aux contraintes liées à l'environnement électromagnétique dans l'IRM : pas de matériaux magnétiques dans l'aimant et pas de métaux dans l'antenne. Nos choix se sont donc portés sur des matériaux amagnétiques en plastique.

Les différentes pièces ont été réalisées dans nos ateliers. Les matériaux amagnétiques choisis pour la fabrication sont le polyoxyméthylène (POM) et le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), respectivement appelés "Delrin" et "Plexiglas". Le POM, grâce à sa structure et à sa haute cristallinité, a une excellente stabilité dimensionnelle, une bonne isolation électrique et une large plage de température d'utilisation. Le PMMA a les avantages d'être transparent et résistant. Les vis et les écrous utilisés pour assembler les différentes pièces sont en nylon ou en acier inoxydable (inox) amagnétique. L'inox étant un métal conducteur, ces pièces sont placées en dehors de l'antenne RF. Ce montage mécanique est placé dans l'antenne RF, celle-ci est placée dans le gradient d'imagerie qui est lui-même fixé dans l'IRM. La photo de la **Figure 3** représente une vue d'ensemble du banc ERM. Les coupes représentées sur la **Figure 3** sont détaillées sur les schémas des **Figures 4 et 5**.

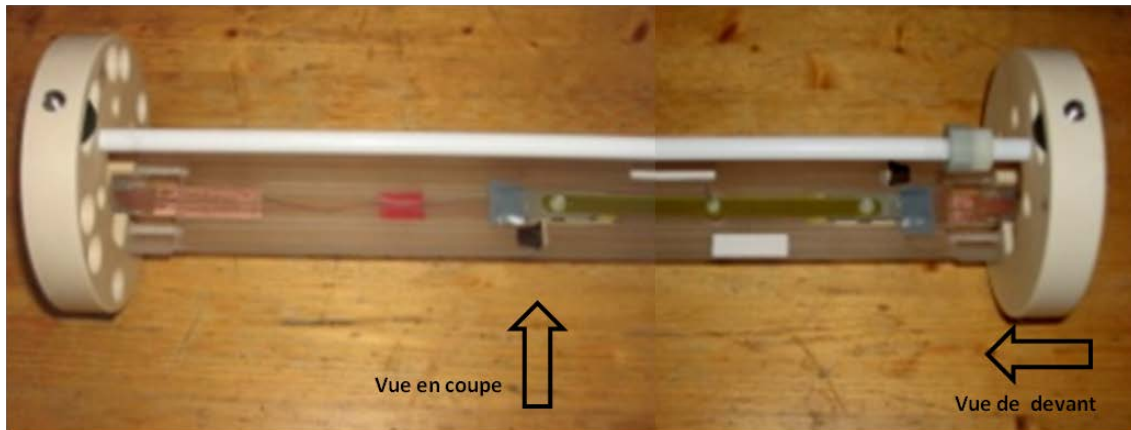


Figure 3 : Vue d'ensemble du banc d'élastographie

La Figure 4 présente en coupe longitudinale l'ensemble de ce montage mécanique. On y retrouve l'aimant supraconducteur, le canon de gradients d'imagerie et l'antenne RF dans laquelle s'intègre notre dispositif. Le banc d'élastographie comprend deux disques en POM qui sont placés à l'avant et à l'arrière de l'antenne RF. Ils assurent son positionnement et sa fixation dans le canon de gradients. Le support pont en PMMA est une plaque sur laquelle se fixe le pont d'excitation mécanique qui est le cœur de ce montage. Il se compose d'un pont ancré sur les deux actuators piézoélectriques pour transmettre les ondes mécaniques à travers une aiguille de bois dans l'échantillon. Deux lumières usinées sur chaque disque permettent de le régler en hauteur (1). Ce pont est décrit plus en détail dans le paragraphe suivant. La transparence du support pont permet de vérifier le bon placement des différentes pièces.

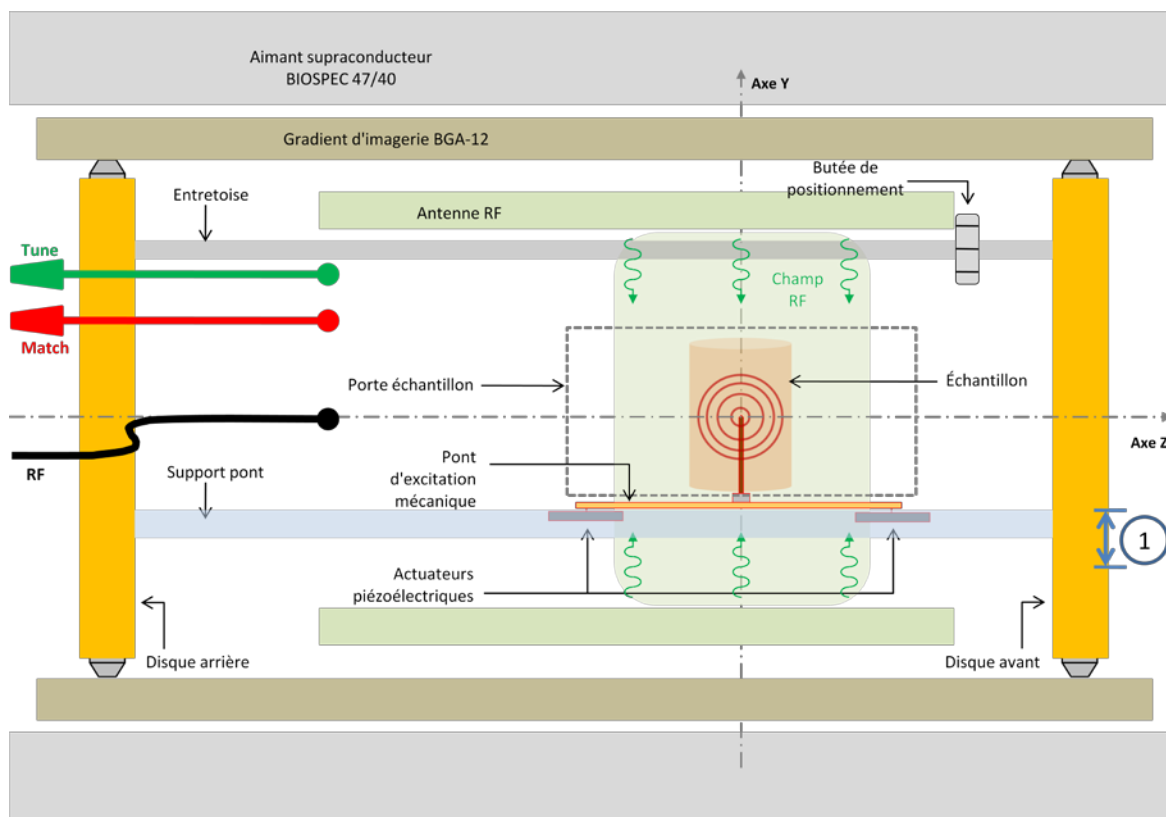


Figure 4 . Vue en coupe du banc d'élastographie positionné dans l'imageur RMN.

La **Figure 5** nous montre une vue de l'avant de l'ensemble du montage. C'est de ce côté que les opérations de positionnement sont effectuées. Des orifices permettent de faire passer les commandes d'accord (tune et match) et le câble coaxial de l'antenne RF nécessaire à l'expérience RMN. L'embase *Jack* est vissée dans les disques pour connecter l'alimentation des actuateurs piézoélectriques. Le câblage de l'alimentation électrique est réalisé avec du ruban de cuivre adhésif collé sur la face interne des disques et sur la partie supérieure du support pont. Le contact électrique entre ces deux pièces mécaniques se fait par pression grâce à des ressorts en cuivre fixés sur le champ du support pont.

Le support échantillon est un berceau en forme de "U" en polystyrène extrudé. Sa base est percée pour laisser passer l'aiguille en bois qui transmet les vibrations au cœur de l'échantillon. Ses angles reposent sur le diamètre interne de l'antenne RF pour que l'échantillon ne soit en contact avec le banc d'élastographie que par l'aiguille. Cette configuration assure l'isolation mécanique de l'échantillon. Ainsi, les seules vibrations auxquelles il est soumis sont celles issues de l'aiguille et donc des actuateurs piézoélectriques. Sa forme laisse suffisamment d'espace au dessus pour placer un échantillon de dimension maximale de 40 mm × 60 mm × 100 mm (hauteur × largeur × longueur). La position du pont d'excitation est réglable en hauteur grâce à deux lumières. Celles-ci permettent de déplacer le support pont sur une hauteur de 4 mm, ce qui donne la possibilité de choisir entre deux positions :

- la position "haute" où la base du support échantillon repose sur la surface supérieure du support pont utile lors de la mise en place de l'échantillon à l'extérieur de l'aimant ;
- la position "basse" où le support pont ne touche ni l'antenne RF en bas, ni le support échantillon en haut, pour assurer une isolation mécanique entre le banc d'élastographie et l'antenne RF lors des acquisitions.

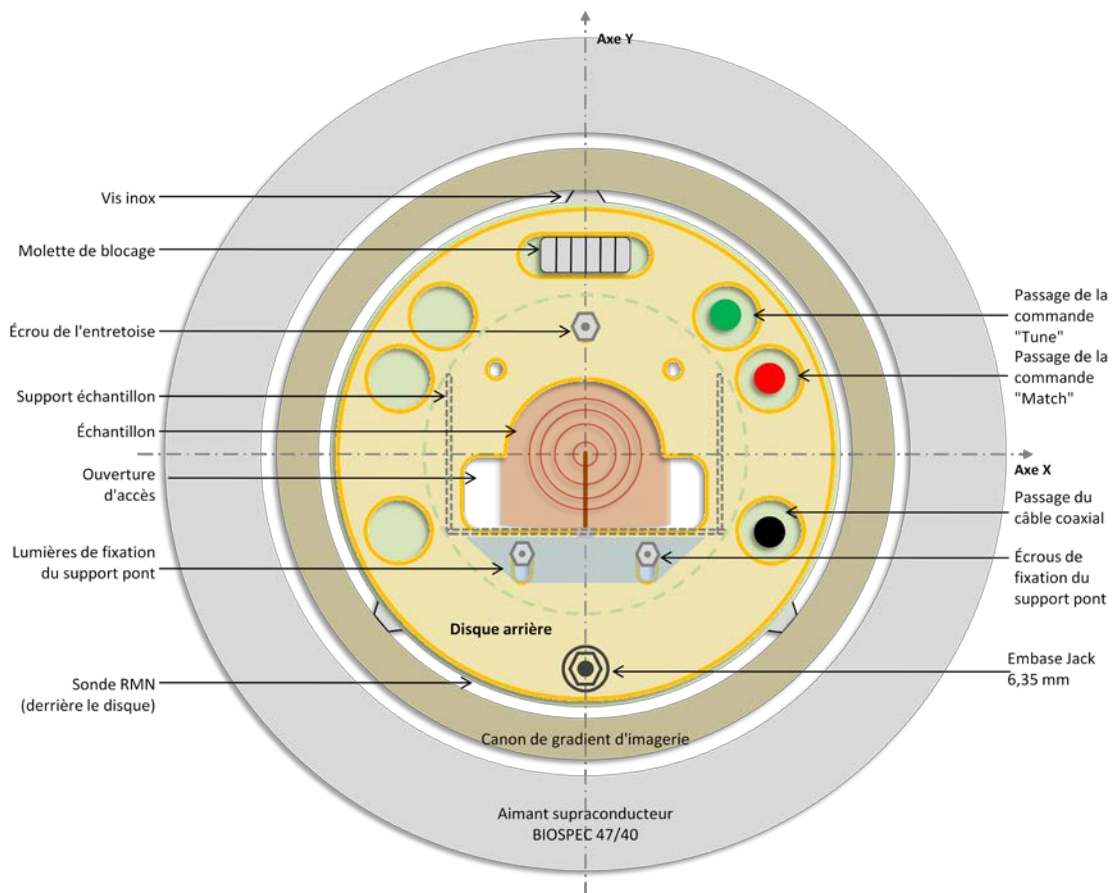


Figure 5 . Vue de devant du banc d'élastographie.

## 1.4. Excitation mécanique

Comme nous venons de le décrire dans la partie précédente, l'excitation mécanique de l'échantillon est assurée par un pont d'excitation détaillé dans la Figure 6.

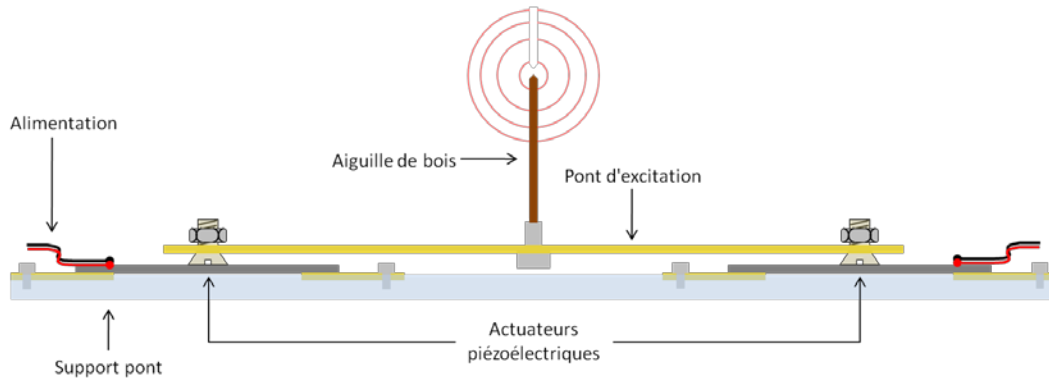


Figure 6 . Le pont d'excitation mécanique.

Pour délocaliser les actuateurs piézoélectriques hors du champ RF de l'antenne RMN, la stratégie retenue est d'utiliser deux actuateurs piézoélectriques, de les placer de part et d'autre du champ vu par l'antenne RF et de les relier mécaniquement par un pont. Cette solution offre de plus l'avantage de doubler la puissance mécanique du système.

Pour transmettre au mieux les vibrations, le pont a été réalisé à partir d'une plaque d'époxy, matériau rigide et compatible avec l'environnement RMN. Au centre de cette plaque est fixée une aiguille de bois verticale de 2 mm de diamètre et d'environ 25 mm de longueur qui vibre suivant sa longueur. C'est cette dernière, plantée au cœur de l'échantillon, assure *in fine* l'excitation mécanique.

Nous avons choisi des actuateurs piézoélectriques car ils sont compatibles avec l'environnement magnétique. Les actuateurs piézoélectriques offrent de plus la facilité d'être pilotables par un générateur de fonctions basse fréquence, aisément synchronisables avec nos acquisitions IRM. Les actuateurs piézoélectriques tirent profit de l'effet piézoélectrique inverse, un champ électrique étant utilisé pour induire une déformation ou un déplacement. Parmi l'offre importante sur ce type de produit, nous avons fondé notre choix sur les critères suivants :

- la taille (suffisamment petits pour ne pas encombrer le dispositif),
- la gamme de fréquence (la littérature sur l'ERM du muscle [Dresner et al., 2001] indiquant de travailler dans la gamme 200-300 Hz),
- l'amplitude des déplacements générés qui doivent être suffisants pour être visibles en IRM (de l'ordre du  $\mu\text{m}$ ).

Ces trois critères sont remplis par un produit de chez *PIEZO SYSTEMS, INC.*<sup>2</sup> (Q234-A4CL-303XB *Custom Quick Mount Bender*) illustré dans la Figure 7. Ces dimensions sont : 31,8 mm  $\times$  12,7 mm  $\times$  0,86 mm (longueur  $\times$  largeur  $\times$  épaisseur), sa fréquence de résonance à vide est de 285,2 Hz et sa déflexion maximale à vide est de  $\pm$  320  $\mu\text{m}$  pour une tension maximale de  $\pm$  250 V.

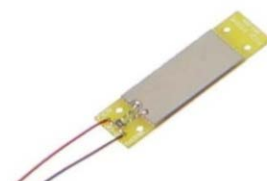


Figure 7

<sup>2</sup> 186 Massachusetts Avenue, Cambridge, Massachusetts, 02139, USA.

Ce pont d'excitation mécanique est piloté par une chaîne électronique qui comprend :

- un générateur de fonction arbitraire "HP 33120A",
- un amplificateur audio "Kool Sound TXA-800" capable de délivrer une puissance maximale de 1440  $W_{RMS}$  (puissance efficace) sous une charge de  $8 \Omega$ ,
- un adaptateur de puissance développé au laboratoire.

Le générateur "HP 33120A" possède une entrée de déclenchement externe sur laquelle est branchée la sortie de synchronisation de la station de travail. Il a été paramétré de telle sorte qu'un front montant TTL sur cette entrée génère un train de  $N$  ondes électriques sinusoïdales en sortie du générateur, de période  $T$  et de tension crête à crête  $V_{pp}$  égale à  $1 V$ .  $N$  et  $T$  sont des paramètres primordiaux pour la synchronisation avec la séquence IRM et donc pour l'excitation mécanique. Ce signal électrique est ensuite amplifié par l'amplificateur audio. L'impédance de nos actuateurs piézoélectriques ( $Z_{piezo}$ ) étant d'environ  $28 K\Omega$  à notre fréquence de travail, un adaptateur de puissance est nécessaire pour transmettre toute cette puissance aux actuateurs. L'utilisation d'un transformateur, comme le montre la **Figure 8**, a permis d'avoir l'impédance vue par l'amplificateur ( $Z_{out}$ ) proche de la valeur optimale de  $8 \Omega$ .

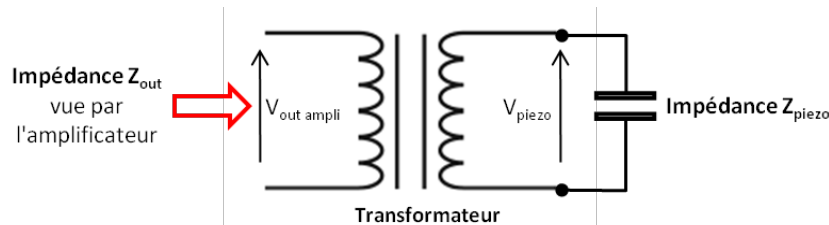


Figure 8 . Schéma électronique de l'adaptateur de puissance.

Une étude électronique a été réalisée pour dimensionner ce transformateur (voir **Annexe**).

D'après une simulation électronique, nous avons observé que le régime stationnaire est atteint au bout de 4 ou 5 passages d'ondes. Afin de s'affranchir de ces biais, le paramétrage de la séquence IRM a été modifié pour laisser passer un nombre suffisant d'ondes mécaniques avant d'acquérir les images RMN.

### 1.5. Étude de la sensibilité

Pour mesurer les propriétés viscoélastiques du produit, la séquence IRM doit être sensible aux déplacements dans l'échantillon. Pour optimiser cette sensibilité à nos conditions expérimentales, nous avons joué sur deux types de paramètres :

- l'excitation mécanique : la fréquence et la tension d'alimentation des piézoélectriques qui modulent l'intensité du déplacement ;
- la séquence IRM.

Pour chacun de ces paramètres, nous avons observé les images de phase, dont l'intensité est proportionnelle au déplacement de l'onde mécanique, et retenu les conditions de contraste (différence de phase) maximum sur ces images.



Le choix de la fréquence de travail est déterminé par la réponse en fréquence des piézoélectriques chargés par un échantillon modèle (fréquence de résonance mécanique). Expérimentalement, il a été déterminé que la sensibilité est maximale à 200 Hz (Figure 9).

De même, à la fréquence de 200 Hz déterminée ci-dessus, nous avons fait varier la tension d'alimentation  $V_{\text{piezo}}$  de 75 à 200 V crête. La réponse augmente avec la tension (Figure 10). Pour des tensions supérieures à 200 V crête, la zone centrale des images présente du bruit (Figure 12). Nous avons donc choisi de travailler à 200 V crête qui semble être le meilleur compromis.

Une fois les conditions "mécaniques" optimisées, nous avons amélioré la sensibilité aux déplacements en modulant la durée et l'amplitude du gradient d'encodage de la séquence IRM. La Figure 11 montre que la sensibilité aux déplacements augmente avec cette durée. Malgré tout, comme dans le cas de la tension d'alimentation des piézoélectriques, au-delà de 10 demi-périodes, nous observons sur les images du bruit dans la zone de l'aiguille (Figure 12). Nous avons donc travaillé avec des durées de gradient de 10 demi-périodes.

La Figure 12 est une image de phase réalisée sur un échantillon de gélatine. Elle montre la présence du bruit cité ci-dessus, au centre de l'image, là où le déplacement est maximal. Ce bruit appelé "Salt & Pepper" pour son aspect très évocateur "poivre et sel" est dû à une excitation mécanique trop intense qui crée une saturation sur les images brutes et des sauts sur les images de phase lors de la reconstruction en complexe. Les cercles en hyper signal correspondent aux déplacements maximum et inversement, les cercles noirs à une absence de déplacement.

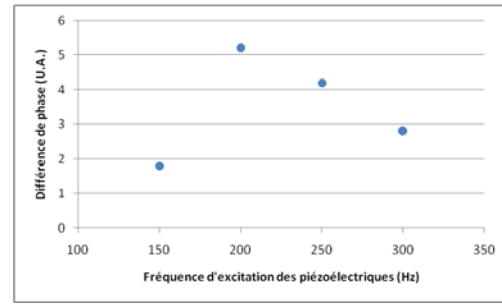


Figure 9 . Optimisation de la fréquence de travail.

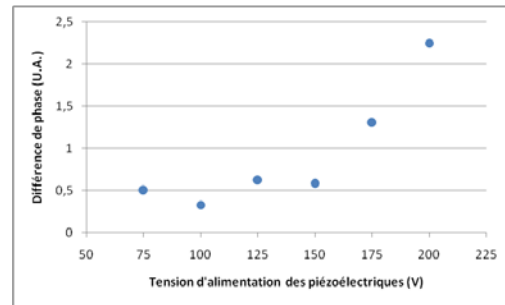


Figure 10. Optimisation de la tension d'alimentation.

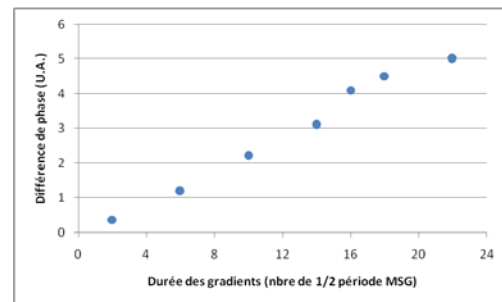


Figure 11. Optimisation de la durée du gradient d'encodage de la séquence IRM.

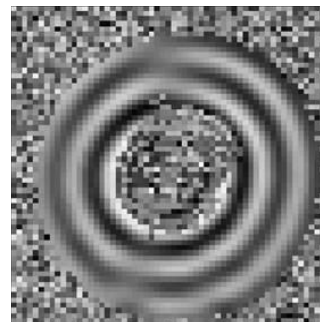


Figure 12 . Image de phase proportionnelle au déplacement dans l'échantillon présentant du bruit "Salt & Pepper" au centre.

## 2. Résultats et discussions

De nombreuses acquisitions ERM ont été menées au laboratoire sur des fantômes de gélatine homogène à 7,5g/100g d'eau puis nos choix ont été validés sur un fantôme de gélatine composite comportant une partie "molle" 7,5g/100g et une partie "dure" 15g/100g. La gélatine utilisée est une gélatine de type A, 75-100 Bloom de chez Sigma.

Les images acquises lors de ces expérimentations ont une taille de voxel de  $64 \times 64 \times 3 \text{ mm}^3$ . La Figure 13 montre, dans le cas d'une gélatine homogène, une image de phase dont l'intensité est proportionnelle au déplacement dans l'échantillon. Le point central correspond à la position de l'aiguille de bois qui transmet l'excitation mécanique. Ces images sont suffisamment résolues et contrastées pour pouvoir mesurer la longueur d'onde spatiale dans l'échantillon et l'amortissement du déplacement en fonction de la distance au point d'excitation.

Ce sont ces deux grandeurs qui par la résolution d'un problème inverse, basée sur le module de Young, permettent de remonter aux propriétés viscoélastiques locales de l'échantillon. Nous ne sommes pas allés jusqu'au calcul des propriétés mécaniques au laboratoire, mais il existe des logiciels libres qui assurent ce traitement, par exemple celui de la Mayo Clinic à Boston [MRE/Wave 2013].

Par conséquent, nous n'avons donc pas réalisé une approche métrologique. Cependant les images de phases acquises sur nos échantillons de gélatines sont suffisamment répétables ; il est possible de calibrer le dispositif dans une gamme souhaitée avec des gélatines de propriétés connues. Les incertitudes liées à ce dispositif proviennent essentiellement de celles de la fréquence d'excitation et de l'imagerie.

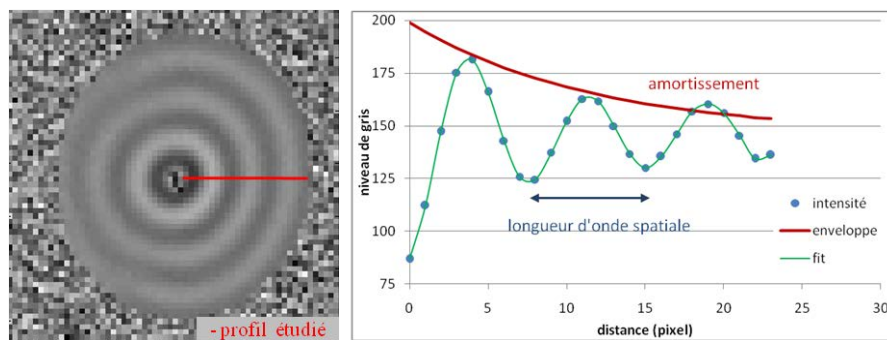


Figure 13 . Image reflétant le déplacement mécanique dans l'échantillon (gauche). Caractérisation de la longueur d'onde spatiale et de l'amortissement du profil d'intensité étudié (droite).

La Figure 14 montre le même type de résultat mais sur une gélatine composée d'une partie dure (1/3 supérieur) et d'une partie molle (2/3 inférieurs). On peut noter que dans la partie dure de la gélatine, le déplacement est plus faible et la longueur d'onde spatiale plus élevée.

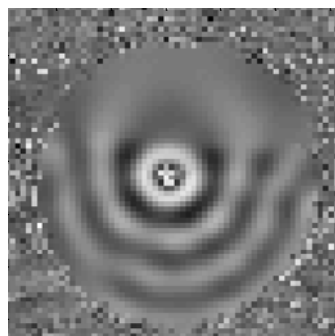


Figure 14. Image de phase proportionnelle au déplacement dans une gélatine biphasique.

## Conclusions

Nous avons développé une méthodologie et une instrumentation qui a permis au laboratoire de se donner un nouveau moyen d'investigation par IRM : **la cartographie des propriétés viscoélastiques des produits par ERM**. En particulier un banc d'excitation mécanique a été conçu. Ce dispositif comporte une partie mécanique qui assure le positionnement et la vibration mécanique de l'échantillon et une partie électronique pour alimenter les actionneurs piézoélectriques et les synchroniser avec l'acquisition IRM.

Les solutions choisies lors de cette étude nous ont permis de dimensionner la gamme de puissances nécessaires à cette application. Par contre, l'actionneur de puissance n'est optimal que sur une faible bande passante (200-300 Hz) qui est imposée par l'échantillon (charge et composition).

Les études de sensibilité nous ont permis d'évaluer l'ordre de grandeur de la force mécanique à fournir à l'échantillon afin de pratiquer l'ERM avec notre équipement. À terme, la partie électronique qui sert d'actionneur de puissance pourra être remplacée par un amplificateur du commerce dédié aux actionneurs piézoélectriques qui offre l'avantage de couvrir une gamme de fréquence plus large.

L'ensemble des développements associés à ce projet d'ERM ont fait l'objet d'une documentation qualité conforme au référentiel qualité de l'Inra.

## Remerciements

L'ensemble des expérimentations liées à ce projet ont été effectuées sur les outils de la plate-forme de résonance magnétique des systèmes biologiques (RMSB) du Centre Inra de Theix.

## Références bibliographiques

Dresner MA, Rose GH, Rossman PJ, Muthupillai R, Manduca A, Ehman RL (2001) Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imag* **13**, 269-276.

Muthupillai R, Lomas D, Rossman PJ, Greenleaf J, Manduca A, Ehman RL (1995) Magnetic-resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science* **269**, 1854-1857.

Mariappan YK, Glaser KJ, Ehman RL (2010) Magnetic Resonance Elastography : A Review. *Clinical Anatomy*, **23**, 497-511.

Rouviere O, Yin M, Dresner MA, Rossman PJ, Burgart LJ, Fidler JL, Ehman RL (2006) MR elastography of the liver: Preliminary results. *Radiology*, **240**, 440-448.

Shackelford S D et al. (2001) Consumer impressions of Tender Select beef. *J Anim Sci* **79**, 2605-2614.

Sack I, Beierbach B, Hamhaber U, Klatt D, Braun J (2008) Non-invasive measurement of brain viscoelasticity using magnetic resonance elastography. *NMR in Biomedicine* **21**, 265-271.

MRE/Wave 2013, logiciel libre pour la résolution du problème inverse : <http://www.mayo.edu/research/labs/magnetic-resonance-imaging/mre-wave>

Annexe

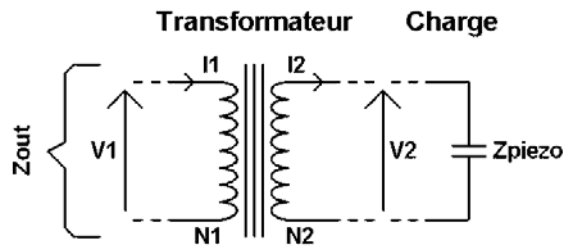


Figure 15

On a pour un transformateur supposé parfait (Figure 15) :

$$m = \left| \frac{N_2}{N_1} \right| = \left| -\frac{I_1}{I_2} \right| = \left| -\frac{V_2}{V_1} \right|$$

Avec "m" appelé le rapport de transformation,  $N_1$  et  $N_2$  sont respectivement les nombres de spires du primaire et du secondaire,  $I_1$  et  $I_2$  les courants qui les parcourent et  $V_1$  et  $V_2$  les tensions à leur borne. L'impédance de la charge vu par l'amplificateur se calcule par :

$$Z_{out} = \frac{V_1}{I_1}$$

Or,

$$V_1 = -\frac{V_2}{m} = -\frac{Z_{piezo} * I_2}{m} = \frac{Z_{piezo} * I_1}{m^2}$$

Donc,

$$Z_{out} = \frac{Z_{piezo}}{m^2}$$

Cette adaptation ne dépend plus que du rapport de transformation m. Pour atteindre le transfert de puissance maximal notre charge  $Z_{out}$  doit être égale à l'impédance de sortie de l'amplificateur  $Z_s$  à la fréquence f de travail souhaitée.

$$Z_s = \frac{Z_{piezo}}{m^2} = \frac{1}{(2 * \pi * f * C_{piezo} * m^2)}$$

$$m = \sqrt{\frac{1}{2 * \pi * f * C_{piezo} * Z_s}}$$

On remarque, que plus la capacité équivalente de l'actuateur piézo-électrique est élevée plus le rapport "m" décroît. Il est à notre avantage de choisir une charge piézoélectrique de capacité élevée. Une solution pour augmenter la capacité de la charge est de monter les actuateurs piézoélectriques en parallèle puisque les capacités s'additionnent. Dans notre cas f vaut 285,2 Hz,  $Z_s$  vaut 8 Ohms et  $C_{piezo}$  vaut 19,8 nF. On obtient donc pour avoir un transfert de puissance optimal le rapport de transformation :

$$m = 59,35$$

Deux transformateurs toriques 12/230V ont été combinés pour se rapprocher de la valeur optimale de ce rapport de transformation. La simulation de ce montage réalisée sous le logiciel de CAO électronique "PROTEUS" a produit l'oscillographe de la **Figure 16**.

Il représente les tensions de sortie de l'amplificateur ( $V_{out\ ampli}$ ) et celle aux bornes des actuateurs piézoélectriques ( $V_{piezo}$ ). Elle met en évidence un phénomène de distorsion (1) et de modulation d'amplitude (2) sur les premières alternances.

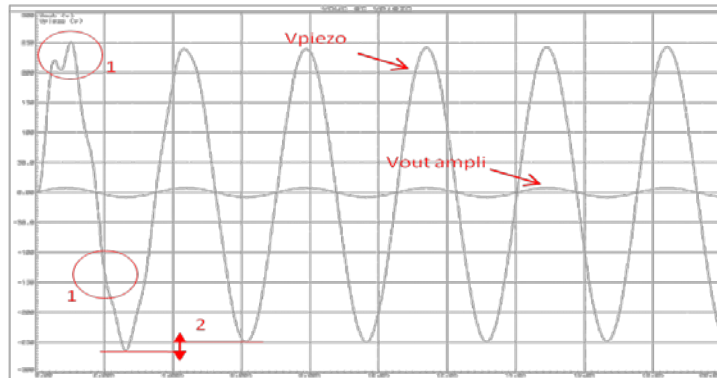


Figure 16. Oscillographe de la tension aux bornes des piézoélectriques ( $V_{piezo}$ ) en fonction de la tension de sortie de l'amplificateur ( $V_{out\ ampli}$ ).