

# Modèle numérique d'estimation 2D de la déformation des tissus mous biologiques à partir d'images échographiques radiofréquence : Résultats sur simulations numériques et données expérimentales

Elisabeth BRUSSEAU, Ghada SAID, Patrick CLARYSSE

CREATIS UMR CNRS 5515 INSERM U630

Bâtiment Blaise Pascal, 7 avenue Jean Capelle, 69621 Villeurbanne, France

elisabeth.brusseau@creatis.insa-lyon.fr, ghada.said@creatis.insa-lyon.fr

patrick.clarysse@creatis.insa-lyon.fr

**Résumé** – L'objectif de cette étude est l'estimation 2D de la déformation des tissus mous biologiques sous l'action d'une contrainte, à partir du traitement numérique d'images ultrasonores radiofréquence. Peu de travaux ont été effectués sur ce sujet. Dans cet article, nous proposons un nouveau modèle numérique 2D itératif et adaptatif, permettant l'estimation des paramètres de la déformation sans limite de résolution. Ce modèle intègre une stratégie de minimisation d'une fonction objectif avec contraintes d'inégalités linéaires. Des cartographies des champs de déplacement et de déformation axiaux et latéraux sont présentés, conformes à la théorie.

**Abstract** – The aim of this study is the estimation of the 2D strain occurring in soft biological tissues under load, from the processing of radiofrequency ultrasound images. Few works have been performed on that subject. In this article, we propose a new adaptive and iterative 2D numerical model, allowing full-resolved strain parameters estimation. This model is based on an objective function minimization with linear inequalities constraints. Lateral and axial, displacement and strain fields are presented, that corroborate the theory.

## 1 Contexte et objectifs

L'élastographie est une technique d'imagerie émergente, basée sur l'échographie. Son but est de fournir au médecin une information sur l'élasticité locale du tissu. Ce paramètre, non disponible avec les modalités d'imagerie actuelles, présente un intérêt majeur en diagnostic clinique car le développement d'une pathologie s'accompagne souvent d'une modification de l'élasticité des tissus. A titre d'exemple, certaines tumeurs cancéreuses comme celles du sein ou de la prostate, se présentent sous la forme de nodules beaucoup plus rigides que les tissus sains environnants [1]. Les maladies diffuses, telles que la cirrhose du foie, sont connues pour réduire de manière significative l'élasticité du tissu [2]. L'élastographie ultrasonore permet d'accéder à l'élasticité locale via une cartographie de la déformation puisque, sous l'action d'une même contrainte, les zones molles se déforment davantage que les zones rigides. En pratique, deux images ultrasonores (US) radiofréquence (RF) sont acquises l'une avant compression du milieu, l'autre après. L'estimation locale de la déformation est alors réalisée par une analyse des signaux RF acquis avant et après compression. Il est à noter que la compression du milieu est généralement effectuée à l'aide de la sonde échographique et est donc dirigée dans l'axe du faisceau ultrasonore (direction axiale, fig. 1).

Les techniques d'estimation de la déformation actuellement utilisées en élastographie sont principalement monodimensionnelles, caractère limitatif puisque la déformation des tissus est tridimensionnelle. En effet lorsqu'un milieu biologique subit une compression suivant une dimension (axiale), il en résulte également une dilatation dans les deux autres dimensions (latérale et azimutale). Si l'on ne tient pas compte de ces dilatations, le profil de déformation sera d'autant plus erroné que la com-

pression appliquée sera importante. Estimer avec précision la déformation d'un milieu suivant une dimension nécessite donc de prendre en compte le mouvement 3D du tissu. Dans cette étude, nous considérons l'estimation de la déformation en 2D à partir d'acquisitions ultrasonores RF bidimensionnelles.

Très peu de méthodes 2D ont été développées. Trois approches peuvent être citées. La première est le suivi de speckle 2D, technique classique d'estimation du déplacement, duquel se déduit la déformation par calcul du gradient. Cependant l'estimation manque de robustesse vis-à-vis de la décorrélation des signaux induite par la compression. En effet, en première approximation, le signal US RF acquis après compression du milieu peut être vu comme une réplique localement déphasée et comprimée du signal avant compression [3-4]. La seconde approche [5] propose d'opérer d'abord, une compensation globale de la déformation axiale par un étirement temporel des signaux après compression, ainsi qu'une interpolation latérale. Puis pour chaque signature acoustique 1D, sa version déformée est itérativement recherchée dans les directions axiale et latérale. Deux limites sont pourtant à souligner : l'étirement temporel global n'est pas adéquat puisqu'il conduit à modifier la forme des signatures acoustiques qui initialement ne s'étaient pas déformées. De plus la résolution du déplacement latéral est limitée par le taux d'interpolation opéré. La dernière approche [6] compense la déformation d'une région 2D RF de l'image après compression jusqu'à l'obtention du minimum de l'erreur quadratique moyenne avec la région avant compression. Cette minimisation est réalisée par un algorithme Levenberg-Marquardt, qui faute de contraintes peut conduire à une fonction objectif présentant de nombreux minima locaux.

Nous proposons donc un nouveau modèle numérique de traitement 2D des données US RF pour l'estimation de la défor-

mation axiale avec prise en compte du déplacement latéral. Ce modèle, itératif et adaptatif, intégrant une stratégie de minimisation sous contraintes, permet l'estimation des paramètres de la déformation sans limite de résolution.

## 2 Méthode

Soient  $I_1(x, y)$  et  $I_2(x, y)$  les images (matrices de signaux) US RF respectivement acquises avant et après compression du milieu. Le principe de la méthode consiste pour chaque région US RF 2D sélectionnée sur l'image avant compression du milieu et notée  $R_1$ , à rechercher sa version déformée  $R_2$  dans l'image après compression et à en estimer la déformation. Il est à noter que les images ultrasonores sont caractérisées par une résolution anisotrope. La résolution ultrasonore axiale est déterminée par la longueur de l'onde émise, fonction de la fréquence centrale. La résolution latérale est limitée par la largeur du faisceau ultrasonore et est dégradée par rapport à la résolution axiale.

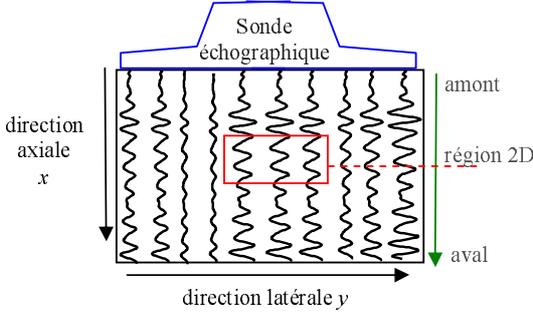


FIG. 1: Géométrie de l'acquisition

La déformation de la région US RF 2D peut être modélisée de la façon suivante. Dans la direction axiale,  $R_2$  est vue comme une réplique localement déphasée et comprimée de  $R_1$ . Le déphasage résulte du cumul des déformations axiales des régions en amont (fig. 1). Dans la direction latérale, seuls des déplacements seront considérés en raison de la résolution. Localement, après avoir compensé le déphasage axial, l'inverse du facteur de compression axial,  $\alpha$ , et le déplacement latéral  $\tau$  seront estimés comme les arguments qui minimisent la fonction objectif  $f(\alpha, \tau)$ . Cette fonction représente l'opposé du coefficient de corrélation entre la région 2D initiale et sa version déformée compensée pour le facteur d'échelle axial et le déplacement latéral. Si aucune contrainte n'est introduite, la fonction  $f$  a l'inconvénient majeur de conduire à un problème d'optimisation présentant de nombreux minima locaux. Cependant si la zone de recherche est suffisamment réduite,  $f$  sera généralement caractérisée par un minimum global. La méthode développée comporte donc 3 étapes :

- 1/ déplacement 2D adaptatif de la région d'étude;
- 2/ estimation conjointe du facteur d'échelle axial  $\alpha$  et du déplacement latéral  $\tau$ ;
- 3/ détermination des champs de déformations.

### 2.1 Déplacement 2D adaptatif de la région d'étude.

Afin de considérer la même zone tissulaire avant et après déformation et ainsi limiter la zone de recherche, un déplacement adaptatif de la région d'étude est réalisé. Alors que sur  $I_1(x, y)$ , la région d'étude  $R_1$  est déplacée régulièrement d'un pas axial  $\Delta_{ax}$  et d'un pas latéral  $\Delta_{lat}$ ,  $R_2$  est déplacée d'un pas adaptatif sur  $I_2(x, y)$ . Le déplacement axial résulte du cumul des déformations axiales des régions en amont, et le déplacement latéral est fonction des déplacements latéraux des régions adjacentes. Soit  $p_{R1}$  la position de  $R_1$  sur  $I_1(x, y)$ . La position  $p_{R2}$  de la région correspondante  $R_2$  sur  $I_2(x, y)$  est donnée par :

$$p_{R1}(m, n) = m \cdot \Delta_{ax} \vec{i} + n \cdot \Delta_{lat} \vec{j} \quad (1)$$

$$p_{R2}(m, n) = \sum_{k=0}^{m-1} (1 + \varepsilon_k) \Delta_{ax} \vec{i} + \sum_{k=0}^{n-1} u_k \vec{j} \quad (2)$$

avec  $\varepsilon_k$  la déformation axiale des régions situées en amont aux positions  $p_{R1}(k, n)$  et  $u_k$  le déplacement latéral. Le déphasage axial est ainsi directement compensé. Seuls le facteur d'échelle axial et le déplacement latéral, de faible amplitude, sont à estimer.

### 2.2 Estimation conjointe du facteur d'échelle axial $\alpha$ et du déplacement latéral $\tau$

Deux régions acoustiques RF 2D en correspondance sur les images avant et après déformation étant sélectionnées,  $R_1(x, y)$  à la position  $p_{R1}$  sur  $I_1$  et  $R_2(x, y)$  à la position  $p_{R2}$  sur  $I_2$ , l'estimation conjointe des paramètres  $(\alpha, \tau)$  est réalisée par la minimisation de la fonction objectif  $f(\alpha, \tau)$  avec contraintes d'inégalités linéaires :

$$[\hat{\alpha}, \hat{\tau}] = \arg \min_{\alpha, \tau} f(\alpha, \tau) \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \alpha_{min} &\leq \alpha \leq \alpha_{max} \\ \tau_{min} &\leq \tau \leq \tau_{max} \end{aligned}$$

avec

$$f(\alpha, \tau) = \frac{-\sum (R_1(x, y) - \overline{R_1}(x, y))(R_2(\alpha x, y + \tau) - \overline{R_2}(\alpha x, y + \tau))}{\sqrt{\sum (R_1(x, y) - \overline{R_1}(x, y))^2 \cdot \sum (R_2(\alpha x, y + \tau) - \overline{R_2}(\alpha x, y + \tau))^2}} \quad (4)$$

La stratégie d'optimisation mise en œuvre est une méthode de descente, avec vérification des conditions de Kuhn et Tucker. Soit  $x_0(\alpha_0, \tau_0)$ , le vecteur de paramètres initial appartenant à  $K = \{(\alpha, \tau) \mid \alpha_{min} \leq \alpha \leq \alpha_{max}, \tau_{min} \leq \tau \leq \tau_{max}\}$  l'ensemble des points admissibles.  $K$  formant un pavé de  $\mathbb{R}^2$ ,  $x_0$  est choisi comme le centre de cet ensemble convexe. La minimisation consiste alors à générer une séquence d'itérés admissibles selon le schéma :

$$x_{l+1} = x_l + \rho_l \cdot SD_l \quad (5)$$

où  $\rho_l$  est le pas de descente, déterminé par une recherche linéaire et  $SD_l$ , la direction de descente. Cette dernière est une direction de Newton calculée par résolution du sous problème quadratique associé, faisant intervenir le Hessien du Lagrangien. Celui-ci n'est pas calculé directement mais il est initialisé à la matrice identité et une approximation définie positive

en est construite itérativement avec des mises à jour de type BFGS. La sélection adaptative de  $R_1$  et  $R_2$  ainsi que l'introduction des contraintes sont primordiales pour limiter l'occurrence de minima locaux.

### 2.3 Estimation des déformations

Le facteur de compression axiale  $1/\alpha_k$  et le déplacement latéral  $\tau_k$  étant localement connus, les champs de déformations peuvent être déterminés. La déformation axiale, directement liée au facteur d'échelle, est obtenue par la formule suivante:

$$\varepsilon_k = 1/\alpha_k - 1 \quad (6)$$

La déformation latérale est calculée comme le gradient du déplacement.

## 3 Résultats

Afin d'évaluer la méthode développée, de premiers tests ont été réalisés sur des données simulées.

### 3.1 Sur des données simulées

Un milieu numérique a été créé, consistant en un cube de 5 cm d'arête au centre duquel se trouve une inclusion de 2 cm de diamètre. Le module d'Young de l'inclusion a été fixé à 100 kPa, et celui du milieu cubique à 50 kPa. La compression axiale appliquée est de 1.5 kPa. La déformation du milieu a été calculée à l'aide des éléments finis et les images échographiques RF correspondant aux milieux avant et après compression ont été générées à l'aide du logiciel FIELD II [7], spécifiquement dédié à la simulation des données ultrasonores. Les propriétés acoustiques du milieu cubique et de l'inclusion ont été choisies proches. La simulation ultrasonore a été effectuée pour une sonde de fréquence centrale 3 MHz, et pour une fréquence d'échantillonnage de 100 MHz.

Les paramètres utilisés pour l'estimation de la déformation sont les suivants: la région d'intérêt  $R_1$  mesure 5,1 mm en axial et 0,56 mm en latéral. La dimension axiale correspond à 10 fois la longueur d'onde  $\lambda$ . Sur l'image avant déformation, cette région est déplacée régulièrement avec un recouvrement de 75 % dans la direction axiale (soit  $\Delta_{ax} = 1,2$  mm) et de 60 % dans la direction latérale ( $\Delta_{lat} = 0,23$  mm). Les valeurs minimales et maximales du facteur d'échelle axial et du déplacement latéral recherchés sont  $\alpha_{min}=1$ ,  $\alpha_{max}=1,08$ ,  $\tau_{min}=-0,9$  mm,  $\tau_{max}=+0,9$  mm. La dimension axiale de la région d'intérêt et les bornes des facteurs d'échelle résultent d'études antérieures pour l'estimation 1D de la déformation [4]. Enfin  $x_0$  est fixé à ( $\alpha_0=1,04, \tau_0=0$ ), centre du domaine admissible.

Les résultats obtenus sont présentés figure 2. Nous pouvons remarquer que, bien que l'inclusion ne soit pas détectable à l'échographie (fig.2j), elle est clairement mise en évidence sur l'image des déformations axiales (fig.2f). En axial, les champs de déformation et de déplacement sont très proches de la théorie. En latéral le déplacement est conforme à la théorie, mais son estimation est plus bruitée en raison de la mauvaise résolution dans cette direction. Cependant l'inclusion est également visible sur l'image des déformations latérales. Enfin, la fonction objectif étant basée sur le coefficient de corrélation entre

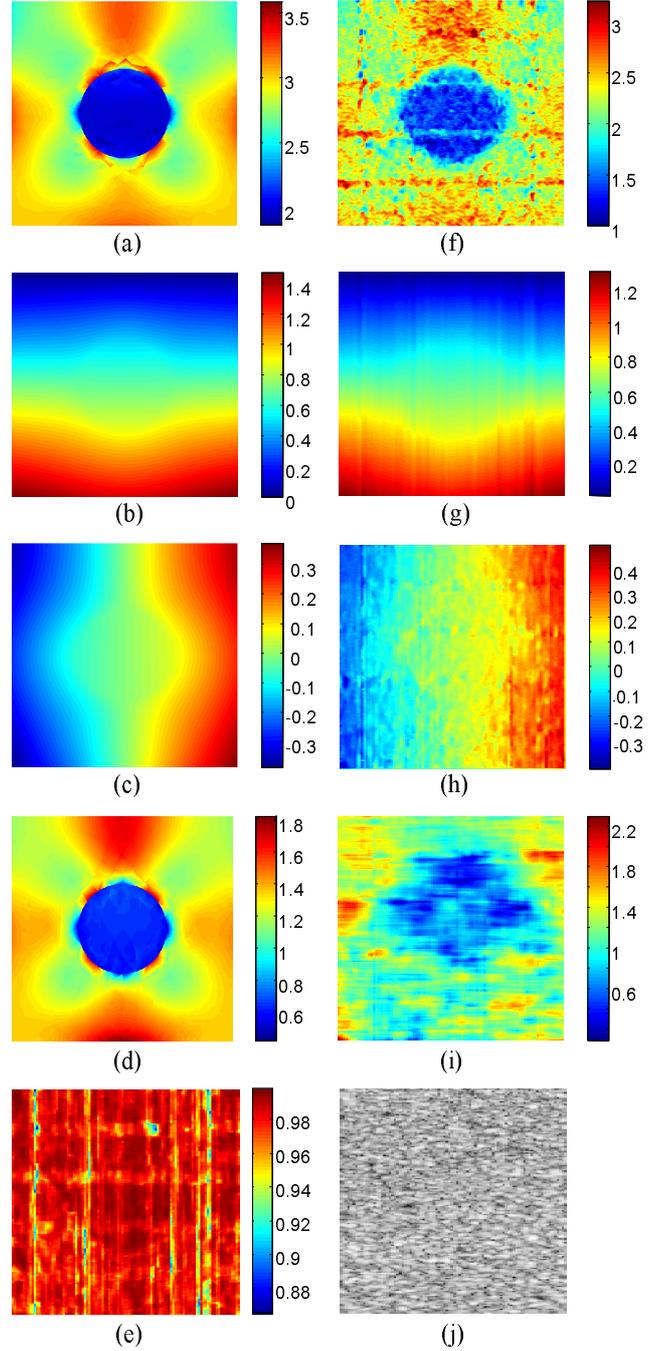


FIG. 2: Résultats sur données simulées.

Les champs de déplacements et de déformations théoriques, issus du calcul par éléments finis, sont notés (a)-(d) et ceux estimés sont représentés (f)-(i).

(a),(f): déformations axiales en % ou % de compression, (b),(g): déplacements axiaux en mm, (c),(h): déplacements latéraux en mm, (d),(i): déformations latérales en % ou % de dilatation, (e) image des coefficients de corrélation, (j) image échographique du milieu.

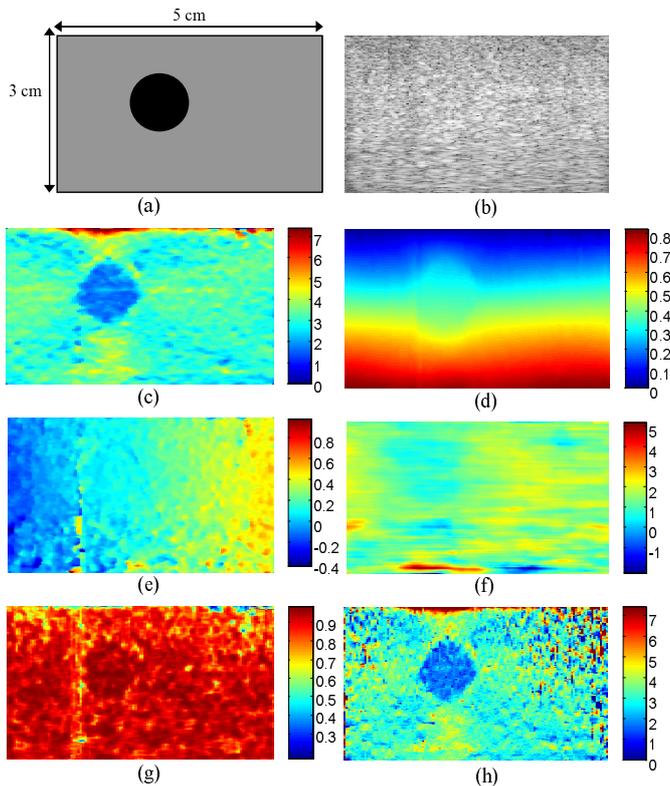


FIG. 3: Résultats sur données expérimentales. (a) schéma du milieu, (b) image échographique, (c) déformations axiales en %, (d) déplacements axiaux en mm, (e) déplacements latéraux en mm, (f) déformations latérales en %, (g) image des coefficients de corrélation, (h) déformations axiales estimées avec une méthode 1D.

la région 2D initiale et sa version déformée compensée, ce dernier a été estimé en moyenne à 0.96, son minimum étant 0.86.

### 3.2 Sur des données expérimentales

Des résultats issus d'une expérience sont également présentés. Les images échographiques RF ont été acquises pour un objet test de forme parallélépipédique, de dimensions  $3 \times 5 \times 4 \text{ cm}^3$  (axial  $\times$  latéral  $\times$  azimutal) contenant une inclusion cylindrique plus dure (fig.3a). Cet objet test a été fabriqué avec un cryogel d'alcool de polyvinyl (PVA-C), matériau imitant les propriétés mécaniques et acoustiques des tissus biologiques, et dont le module d'Young augmente avec le nombre de cycles de congélation-décongélation [8]. Le milieu parallélépipédique a été soumis à 1 cycle de congélation-décongélation alors que l'inclusion cylindrique a subi 3 cycles. Le milieu a été déformé en abaissant la sonde de 0,9 mm, générant ainsi une déformation moyenne de 3%. Les images US RF ont été acquises avec une sonde de fréquence centrale 7 Mhz et une fréquence d'échantillonnage de 50 MHz. Chaque image est composée de 128 lignes RF. Les paramètres d'estimation sont les mêmes que précédemment, exceptée la taille de  $R_1$ , 2,2 mm ( $=10.\lambda$ ) en axial et 0.65 mm en latéral. Le déplacement de cette région d'intérêt s'effectue toujours avec un recouvrement de 75% en axial et de 60% en latéral.

Les résultats sont présentés en figure 3. Alors que l'inclusion n'est pas visible sur l'échographie (fig.3b), elle apparaît claire-

ment sur l'image des déformations axiales (fig.3c). Le déplacement axial (fig.3d) maximal est estimé à 0,83 mm, et la déformation axiale moyenne à 3,05%, corroborant les conditions expérimentales. L'estimation des déplacements latéraux est bruitée, mais reste conforme à la théorie. Son amplitude non négligeable démontre la nécessité de tenir compte du mouvement latéral pour une meilleure estimation de la déformation axiale. La distribution des coefficients de corrélation entre une région 2D initiale et sa version déformée compensée est uniforme et estimée en moyenne à 0.89. Le calcul de la déformation axiale avec la méthode 1D des facteurs d'échelle (fig.3h) montre la dégradation de l'estimation avec le mouvement latéral.

## 4 Conclusions et perspectives

Un nouveau modèle numérique 2D d'estimation de la déformation des tissus mous biologiques à partir de données US RF a été développé. Son caractère adaptatif et itératif permet une estimation précise et sans limite de résolution des paramètres de la déformation. Les premiers résultats obtenus sont très encourageants. Une étude va être menée pour automatiser le choix des paramètres latéraux (taille de la région d'intérêt,  $\tau_{min}$ ,  $\tau_{max}$ ), automatisation déjà existante pour les paramètres axiaux. Enfin l'évaluation de la méthode va se poursuivre en incluant notamment des essais sur des échantillons de tissus biologiques *in vitro*, puis *in vivo*.

## Références

- [1] T.A. Krouskop, T.M. Wheeler, F. Kallel, B.S. Garra, T. Hall. *Elastic moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression*. Ultrason. Imaging, 20:260-274, 1998.
- [2] W.A.D. Anderson et J.M. Kissane. *Pathology*. St. Louis : C.V. Mosby Co. - 9ème édition, 1953.
- [3] K.S. Alam, J. Ophir, E. Konofagou. *An adaptive strain estimator for elastography*. IEEE UFFC, 45(2):461-472, 1998.
- [4] E. Brusseau, C. Perrey, P. Delachartre, M. Vogt, D. Vray, H. Ermert. *Axial Strain Imaging using a Local Estimation of the Scaling Factor from RF Ultrasound Signals*. Ultrason. Imaging, 22(2):95-107, 2000.
- [5] E. Konofagou, J. Ophir. *A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratio in tissues*. Ultras. Med. Biol., 24:1183-99, 1998.
- [6] R.L. Maurice, J. Ohayon, Y. Frétygny, M. Bertrand, G. Soulez, G. Cloutier. *Non-invasive vascular elastography: Theoretical framework*. IEEE TMI, 23(2):164-180, 2004.
- [7] J.A. Jensen. *Field: A program for simulating ultrasound systems*. Med. Biol. Eng. Comp., 10th NordicBaltic Conference on Biomedical Imaging, 1996, Vol.4, Supplement 1, Part 1, pp. 351-353.
- [8] K.C. Chu, B.K. Rutt. *Polyvinyl Alcohol Cryogel: An Ideal Phantom Material for MR Studies of Arterial Flow and Elasticity*. Mag. Res. Med., 37(2):314-319, 1997.