

## MRE における加振方法による Elastography への影響に関する評価

## The evaluation of effect of elastography through different vibration ways of MRE

○沈 中桓 (東大院) 武井 祐介 (東大院) 小林 英津子 (東大院)

Bingnan Li(NUS) 沼野 智一 (首都大) 鷺尾 利克 (産総研) 佐久間 一郎 (東大院)

Zhonghuan SHEN, The University of Tokyo

Yusuke TAKEI, The University of Tokyo

Etsuko KOBAYASHI, The University of Tokyo

Bingnan LI, National University of Singapore

Tomokazu NUMANO, Tokyo Metropolitan University

Toshikatsu WASHIO, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

Ichiro SAKUMA, The University of Tokyo

**Abstract:** Magnetic resonance elastography (MRE) is a technique to evaluate elastic property (elastography) noninvasively and quantitatively of biological tissues. It has been known as a new diagnosis way to evaluate the change of elastic property of morbid biological tissues. In this method, mechanical cyclic vibration which is synchronized to the MRI sequence should be added to biological tissues. The aim of this work is to discuss the effect of elastography through different vibration ways of MRE. We simulated the propagating waves obtained in a semi-infinite isotropic homogeneous medium when the vibration was added using different sizes of vibrators. We found that the stiffness tended to approach the theoretical value when the size of vibrator became smaller and the elastography tended to be homogeneous when the size of vibrator became bigger, on the other hand. For the future work, we need to inspect this result of simulation experimentally.

**Key Words:** MRE, elastography, simulation, vibrator size, propagating wave

## 1. 緒言

Magnetic Resonance Elastography 法 (以下は MRE) は生体組織の剛性率分布を非侵襲的かつ定量的に測定する手法であり、疾病等による剛性率の変化を捉える新たな診断手法として注目されている<sup>(1)</sup>。MRE 法では生体に与える力学的な作用として、MRI の撮像シーケンスに同期させた微小振動を加える必要がある。撮像部位にもよるが、振動の周波数は 100Hz 程度で、振幅は数十  $\mu\text{m}$  がよく適用されている<sup>(2)</sup>。このための加振装置として、MRI 適合性の観点から音圧型の加振装置がしばしば用いられる。これは空気の振動をホースによって MRI ガントリ内の撮像対象である生体組織に伝播させるものである。実際 MRE 撮像を行う際、加振装置の仕様 (生体組織と接触する加振板の大きさ等) および加振パラメータ (周波数、振幅など) を決める必要があるため、それらの違いによる生体組織の剛性率計算への影響を具体的に検討する必要があると考えられる。

そこで本研究では、それらの諸要素の中の一つとして、加振板の大きさの違いによる剛性率計算への影響をシミュレーションで検討したので報告する。

## 2. MRE の原理

MRE の原理について簡単に説明する。

MRE 法では、1.で述べたように MRI 撮像シーケンスと同期した振動を外部から撮像対象に加えながら撮像を行う。このとき、撮像対象の内部を伝播するせん断波を MRI で画像として観測することができる。MRE 法では、この画像から、撮像対象の内部を伝わるせん断波の波長を測定し、以下の式に従って撮像対象の剛性率マップを導き出す<sup>(3)</sup>。

$$\mu = \rho f^2 \lambda^2$$

ただし、 $\mu$ : 剛性率[Pa]、 $f$ : 加振周波数[Hz]、 $\rho$ : 密度[kg/m<sup>3</sup>]  
 $\lambda$ : せん断波の波長[m]。

## 3. シミュレーション原理

シミュレーション原理について説明する。

半無限の等方かつ均一な物質の表面で、面に垂直に振動する半径  $b$  の微小な円板を考える (Fig.1)。振動による変位が微小で、かつ粘性による減衰の効果が十分小さいと仮定する。このとき、球面座標系で物質内の変位  $u_R$  と  $u_\theta$  はそれぞれ以下の式で表される<sup>(4)</sup>。

ただし、 $\omega$ : 振動の周波数、 $\rho$ : 密度、 $\lambda_m, \mu_m$ : ラーメ定数。また、ここで、加振の時間に依存する振動の要素を省略し、加振のための圧力を 1 と規格化する。

$$u_R(R, \theta) = -\frac{b^2}{2\mu_m} \frac{e^{-ik_1 R} \cos \theta (\eta^2 - 2 \sin^2 \theta)}{R F_0(\sin \theta)} \dots \textcircled{1}$$

$$u_\theta(R, \theta) = -\frac{ib^2 \eta^3}{2\mu_m} \frac{e^{-ik_2 R} \sin 2\theta \sqrt{\eta^2 \sin^2 \theta - 1}}{R F_0(\eta \sin \theta)} \dots \textcircled{2}$$

ここで、

$$F_0(\zeta) = (2\zeta^2 - \eta^2)^2 - 4\zeta^2 \sqrt{\zeta^2 - \eta^2} \sqrt{\zeta^2 - 1} \dots \textcircled{3}$$

$$\eta = \frac{k_2}{k_1}, \quad k_1 = \omega \sqrt{\frac{\rho_m}{\lambda_m + 2\mu_m}}, \quad k_2 = \omega \sqrt{\frac{\rho_m}{\mu_m}} \dots \textcircled{4}$$

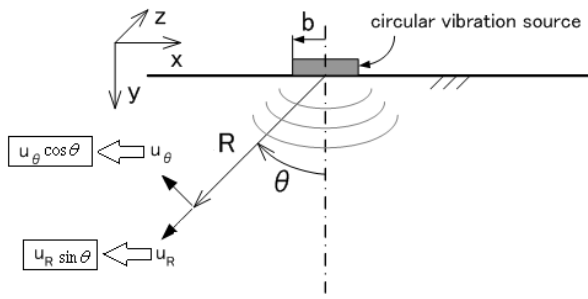


Fig.1 Principle of wave simulation

今回は、MREでx成分のみを画像化することとし、ここで、シミュレートする波の変位を  $u_\theta \cos \theta + u_R \sin \theta$  とする。  
 また、加振板の振動膜形状を sin 形状と見なし、振動膜上の各振動源からの振動場を、振動膜の形状を境界条件として重ね合わせる。

4. シミュレーション結果と考察

シミュレーション条件として、物質の剛性率は4kpa、密度は  $1000\text{kg/m}^3$ 、ポアソン比は0.49、加振周波数は100Hz、シミュレーション範囲は  $13\text{cm} \times 13\text{cm}$  とする。

Fig.2 はせん断波の伝播様子を加振板の大きさごとに示す。Fig.2 から、加振板の半径が大きくなることでせん断波の回折角度が小さくなるのがわかる。

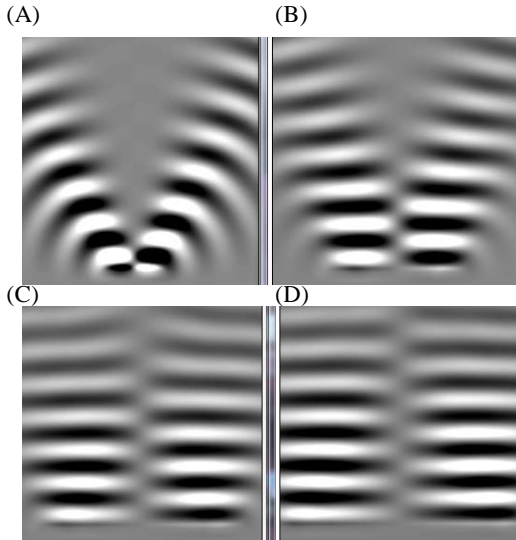


Fig.2 Results of propagating wave simulation using different sizes of vibrators (A)radius:1cm (B)3cm (C)5cm (D)6.5cm

Fig.3 は Fig.2 に基づき導きだした剛性率マップを示す。(Mayo Clinic の MRE WAVE を使用) Fig.3 から加振板の半径が大きくなることで、得られた剛性率マップはより均一になるのがわかる。

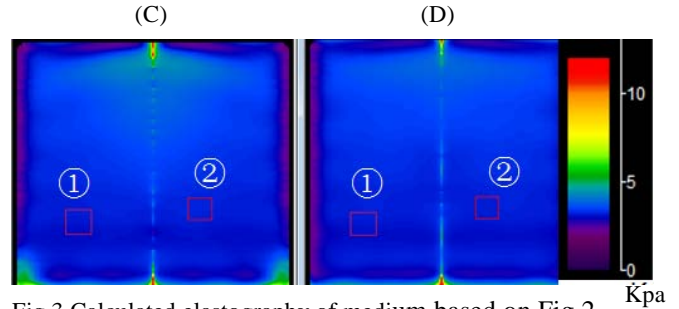
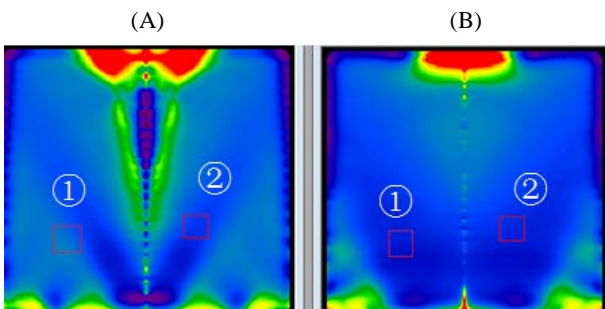


Fig.3 Calculated elastography of medium based on Fig.2 (A) radius:1cm (B)3cm (C)5cm (D)6.5cm

また、得られた剛性率の絶対値を評価するために、Fig.3 のように  $20\text{pixel} \times 20\text{pixel}$  の四角形のパート①と②をそれぞれ同じ位置で取り、剛性率平均を計算した。Fig.4 はその結果を示す。

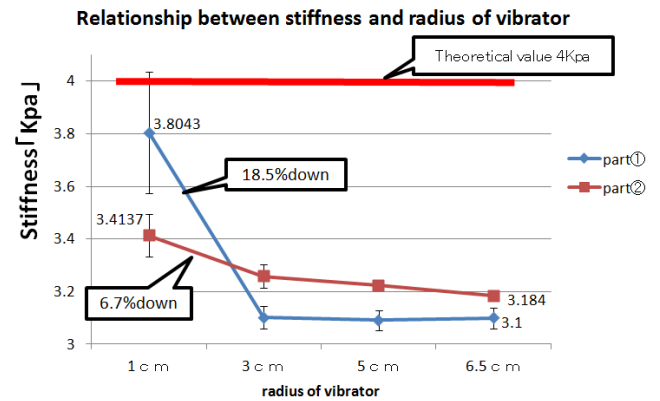


Fig.4 Relationship between stiffness and radius of vibrator

Fig.4 から加振器の半径が大きくなることで、剛性率が小さくなるのがわかる。また、剛性率は3.1Kpa付近で収束する傾向が伺える。パート①では、加振板半径が6.5cmのときの剛性率平均は1cmのときより18.5%降下することになる。同様にパート②では、6.7%降下することになる。ただし、いずれの場合も導き出した剛性率は理論値である4Kpaより小さいことがわかる。

5. まとめ

MREで加振板の大きさの違いによる撮像対象物の剛性率マップへの影響についてシミュレーションで検討した。シミュレーション結果から、加振板の半径が大きくなることで、得られた剛性率マップはより均一になる一方、剛性率の絶対値はより小さくなり、理論値と比べて誤差はより大きくなるのがわかる。これは、剛性率の絶対値を問題視するときより小さな加振板を、物質内の相対的な剛性率(それぞれの剛性率の違いを区別するために)を問題視するときより大きな加振板を使用すべきと示唆していることと考えられる。

今後は実際のMRE実験で今回得られたシミュレーション結果を検証する予定である。

参考文献

(1) Muthupillai, R. et al.. Science 1995;Vol.269(5232):1854.  
 (2)Uffmann, K. et al.. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 2008;Vol.27 (3): pp.28-34.  
 (3) Catheline S, et al.. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1999;46(4):1013-9.  
 (4) Graff KF. Wave motion in elastic solids. New York: Dover Publications, Inc; 1991