

Micro MRI による軟組織の MRE 測定

MRE for Soft Tissue Using Micro MRI

○ 鈴木逸人 (北大院) 但野 茂 (北大工)

Hayato SUZUKI, Graduate School of Engineering, Hokkaido University

Shigeru TADANO, Faculty of Engineering, Hokkaido University

Abstract: Magnetic resonance elastography (MRE) is an imaging technique using the magnetic resonance imaging (MRI) to measure the distribution of stiffness in viscoelastic materials by mechanical excitation. Since soft tissues usually show viscoelastic behavior, the stiffness is expressed by the storage shear modulus G' and loss shear modulus G'' of the incompressible viscoelasticity model for a viscoelastic medium. Authors developed the MRE system using micro MRI and bar type longitudinal excitation system. In this study, we investigated the viscoelastic property of soft tissue measured by the MRE system. Specimens made by gelatin gel and pig liver and bovine muscle. The value of G' and G'' in all specimens increased with excitation frequency. Distribution images of G' and G'' indicated different pattern between the liver and muscle. The MRE system using micro MRI and longitudinal excitation measured dynamic viscoelastic property of liver as isotropic soft tissue and muscle as fibrous soft tissue.

Key Words: MR Elastography, Viscoelastic Property, Soft Tissue

1. 緒言

軟組織やゲル材料に代表される粘弾性体の形状と弾性率分布を非侵襲に測定する方法に、Magnetic Resonance Elastography (MRE) (1)がある。MRE では、MRI 装置内で測定対象に加振機を用いて振動を加え、加振周波数と傾斜磁場の勾配反転周波数を合わせることで、MR 信号の位相変化から組織内に生じる変位分布を取得する。この変位は、物質の密度と弾性率に依存することから、数値モデルを用いた逆解析により、弾性率分布の計算を行う。Ehman らはスピーカー型加振装置を利用し、加振周波数 50~100 Hz、振幅 0.1 mm 程度の縦波入力により発生した横波変位分布の観察から、肝臓など疾患による臓器硬さ変化の測定を実現している(2)。但野らは、空間分解能 $1.2 \times 1.2 \times 1.8 \text{ mm}^3$ を有する micro MRI を用いて縦波加振 (周波数 50~250Hz、振幅 0.1~1.5mm) により発生したせん断波から弾性率分布を測定する MRE 方法を提案した(3)。鈴木らは、micro MRI を用いた MRE によりアガロースゲルの測定を行い、弾性率の周波数依存特性と硬さの異なる二層ゲルの弾性率分布測定が可能であることを報告した(4)。

本研究では、micro MRI を用いた MRE により軟組織の弾性率分布を測定した。アガロースゲルのように均一な材料と近い性質を持つと考えられる肝臓と繊維性材料に近いと考えられる筋について MRE 測定を行い、弾性率の周波数依存性および均一材料と繊維性材料における弾性率分布の違いについて検討した。

2. 測定原理

MRI 撮影シーケンスに加振周波数と同じ周波数で勾配が反転する傾斜磁場 (MSG) を印加する。傾斜磁場中を振動する核磁化の位相変化を θ_β とする。 β は、加振位相に対する傾斜磁場振動の位相遅れである。せん断波により引き起こされる変位 u は、位相差を用いて式(1)となる。

$$u = \text{Re}(u) + i \text{Im}(u) = \frac{f}{N\gamma M_0} [(\theta_0 - \theta_\pi) + i(\theta_{\pi/2} - \theta_{3\pi/2})] \quad (1)$$

f および N , γ , M_0 はそれぞれ加振周波数, MSG 印加回数, 磁気回転比, 各方向の傾斜磁場振動の振幅を示す。粘弾性体のせん断弾性率を複素せん断弾性率 G^* を用いて表現す

るとき、実部と虚部はそれぞれ貯蔵弾性率 G' , 損失弾性率 G'' となる。 G' と G'' は、それぞれ弾性成分と粘性成分を示す。Incompressible viscoelasticity model(5)を用いると変位と G' および G'' は、式(2)で表される。

$$\begin{cases} \nabla \cdot [2(G' + iG'')\epsilon(u)] + \rho(2\pi f)^2 u = 0 \\ \nabla \cdot u = 0 \end{cases} \quad (2)$$

ρ および ϵ は、それぞれ密度, ひずみテンソルを示す。Integral method(5)を用いて式(2)を解くことにより、 G' および G'' を求めた。

$$G' = -\rho(2\pi f)^2 \text{Re} \left(\frac{\int_D |u|^2 dx}{\int_D u \Delta u dx} \right) \quad (3)$$

$$G'' = \rho(2\pi f)^2 \text{Im} \left(\frac{\int_D |u|^2 dx}{\int_D u \Delta u dx} \right) \quad (4)$$

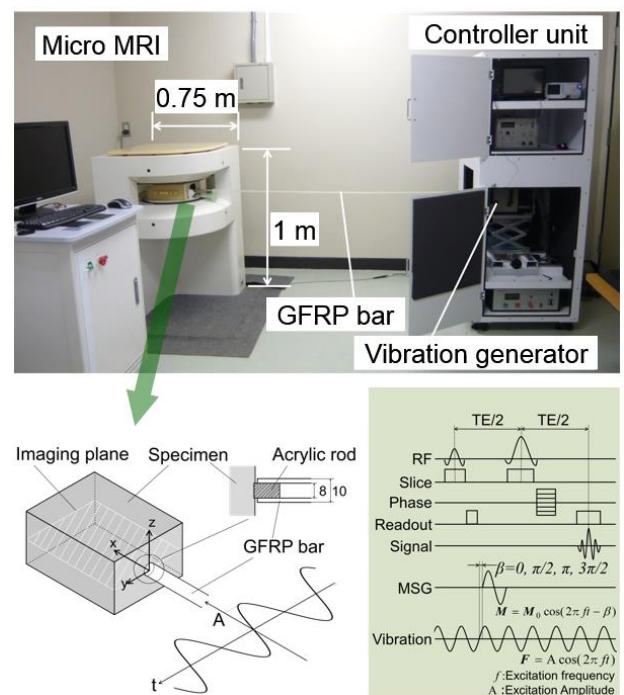


Fig. 1 MRE system

3. 実験方法

実験装置は、0.3T Micro-MRI (MR Technology 社製) と動伝型加振機 (C-5015LV D-master, 旭製作所社製), 加振機からの振動を試験片に伝達するためのガラス繊維強化プラスチック (GFRP) 製の棒 (加振棒) を使用した. 図 1 に本 MRE システムを示す. MRI シークエンスは, スピンエコーシークエンスを使用した.

試験片は, ブタ肝臓試験片とウシ筋試験片を用いた. ブタ肝臓試験片は, ブタ肝臓を 7%ゼラチンゲルに内包して作成した. ウシ筋試験片はウシ大腿筋から切り出し作成した (図 2). ウシ筋試験片において, 筋繊維方向に平行または直交する方向に対して加振棒を設置した. 加振時の境界条件は, 底面を固定し他面は自由とした. 加振条件を表 1 に示す.

Specimen	Amplitude [mm] (x direction)	Frequency [Hz]
Pig liver (n=1)	0.5	50, 100, 150, 200
Bovine muscle (n=5)	1.5	50, 62.5, 100, 125

4. 結果・考察

図 3 に加振周波数 50, 100Hz における変位および G' , G'' の分布画像測定結果を示す. ブタ肝臓試験片とウシ筋試験片の変位分布画像を比較すると, 肝臓試験片は x, y, z の各方向に等方的な振動が伝搬しているのに対して, 筋試験片は各方向に異なる変位分布画像を得た. また, ウシ筋試験片測定結果において加振方向に対して筋繊維方向が平行な場合と直交する場合において, 異なる変位分布を得た. G' および G'' 分布画像は, ブタ肝臓試験片がウシ筋試験片よりも均一な分布となった. ウシ筋試験片の G' 分布は, ブタ肝臓試験片と比較して約 2 倍ばらつく結果となった. G' , G'' 分布画像は, 筋繊維と加振方向の違いにより異なる分布画像を得ることが出来た.

図 4 に各周波数における G' および G'' の値を示す. ブタ肝臓試験片およびウシ筋試験片ともに G' が周波数に対して線形的に増加した. ブタ肝臓および, ウシ筋繊維方向加振, ウシ筋繊維直交方向加振の各周波数に対する G' の線形近似直線における傾きは, それぞれ 0.02 および 0.07, 0.04 となった. G'' の平均値は, G' の平均値に対してブタ肝臓の場合が 5%, ウシ筋の場合が 10% となった.

繊維性材料であるウシ筋に対して繊維方向, 繊維直交方向に縦波加振を行った場合, 異なる変位分布画像および貯蔵弾性率 G' の周波数依存性の違いを示した. 本計算手法では, 等方性を仮定して計算を行った. 異方性材料に対して各方向に異なる G' および G'' を求めるには, 計算手法の検討が必要である. また, 組織中に硬さの異なる物質が存在する場合についても検討していく必要がある.

参考文献

(1) Muthupillai, R., Lomas, D. J. et al., Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves, Science, Vol.269, No.5232, pp.1854-1857, 1995.
 (2) Venkatesh, S. K., Yin, M. et al., MR elastography of liver tumors: preliminary results, American Journal of Roentgenology, Vol.190, No.6, pp.1534-1540, 2008.
 (3) Tadano, S., Fujisaki, K. et al., Excitation System for Magnetic Resonance Elastography Using Micro MRI,

Journal of Biomechanical Science and Engineering, Vol.7, No.4, pp.463-474, 2012.

(4) 鈴木逸人, 藤崎和弘 他, micro-MRIによる2層アガロースゲルのMRE画像, 日本機械学会2012年度年次大会講演論文集, DVD-ROM, J022035, 2 pages, 2012.
 (5) Jiang, Y., and Nakamura, G., Viscoelastic properties of soft tissues in a living body measured by MR elastography, Journal of Physics: Conference Series, Vol.290, 012006, 2008.

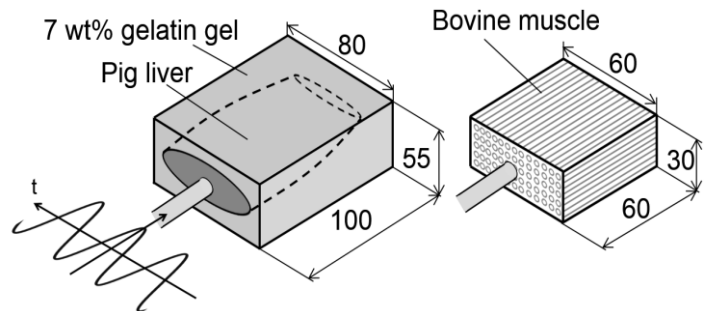


Fig. 2 MRE specimens

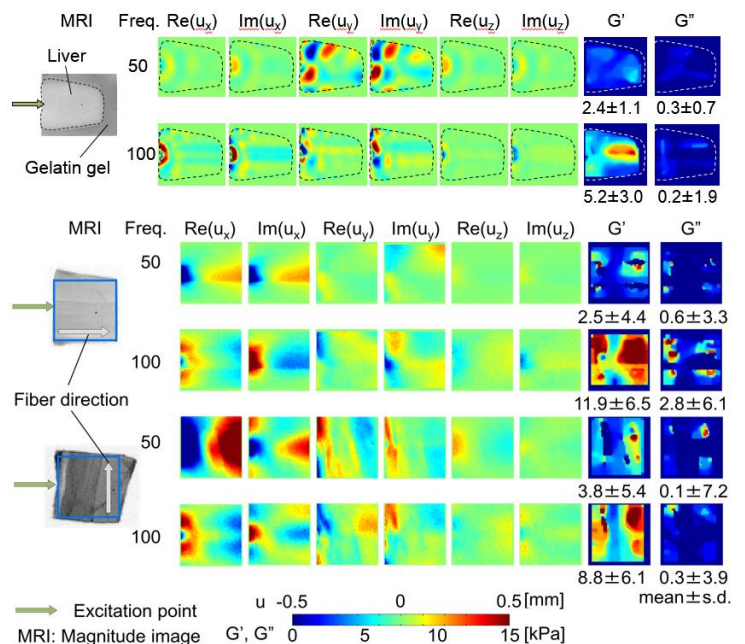


Fig.3 Distribution images of displacement and G' , G''

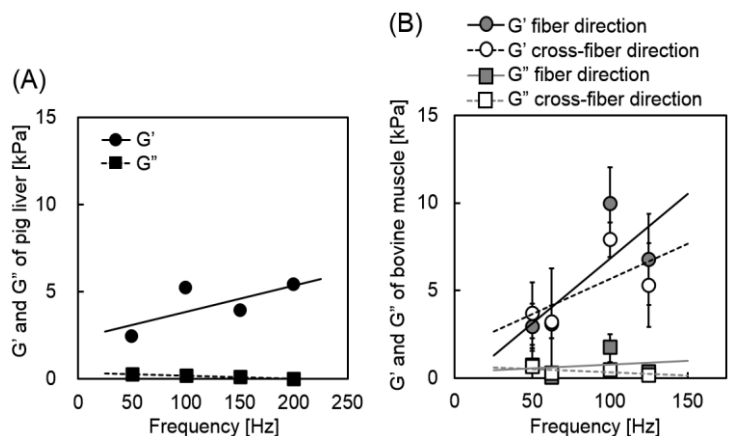


Fig. 4 G' , G'' versus excitation frequency. (A) Pig liver specimen, (B) Bovine muscle specimen.