

コンパクトMRIによる過渡剪断波の画像化 および硬度推定法の検討

Study of imaging of transient shear waves and hardness estimation method using compact MRI

菅 幹生¹⁾, 北本 理久²⁾

Mikio Suga and Riku Kitamoto

1) 博(人・環) 千葉大学 フロンティア医工学センター

(〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町1-33, E-mail: mikio.suga@faculty.chiba-u.jp)

2) 修(工) 千葉大学 工学研究科

(〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町1-33, E-mail: kitariku1223@chiba-u.jp)

Magnetic resonance elastography (MRE) and ultrasound elastography (USE) are methods that can non-invasively evaluate the stiffness of living tissues. This study aimed to develop an MRE system that overlaps the shear wave frequency bands of USE using a compact MRI that can image shear waves with three-dimensional and high spatial resolution. We confirmed that the developed system can image transient shear waves and estimate tissue-mimicking gel phantoms' stiffness.

Key Words : *Elastography, Transient shear waves, MRE, USE, Stiffness*

1. はじめに

健康組織と病変組織は硬さが異なるという知識に基づいて、医師は触診により病変を発見し、進行度を評価する。しかし、触診は定性的な診断手法であり、医師の経験や技量に依存する。近年、医用画像診断装置を利用した定量的かつ非侵襲的な硬度(粘弾性)測定手法としてエラストグラフィ(elastography)があり、肝線維症のステージ診断などに利用されている[1]。エラストグラフィには、magnetic resonance imaging (MRI)を用いる magnetic resonance elastography (MRE) [2]と超音波診断装置を用いる ultrasound elastography (USE) [3]がある。エラストグラフィは、対象内部に弾性波(主に剪断波)を発生させるための外部加振装置、剪断波を検出するためのMRI装置や超音波診断装置およびその制御ソフトウェア、剪断波伝播速度や硬度を求める解析手法、の3つの要素から構成されている。粘性のある生体組織は測定周波数に依存して硬度が変化する。

生体模擬粘弾性モデル(ファントム)を対象とした実験などによりMREとUSE、USEのメーカーや機種が異なると硬度測定値に差が生じることが確認されている[4, 5]。したがって現状では、肝線維症などの病期診断に統一した硬度指標(閾値)を設定できない課題がある。測定値に差が生じる原因として測定周波数と、測定時に利用する外的刺激と対象内部に発生させる剪断波の種類の違いが考えられる。具体的には、一般的なMREでは加振周波数60 Hzで対象表面を強制加振することによって対象内部に発生させた定常状態の剪断波を利用しているが、USEの中のshear wave elastography (SWE)では収束超音波を利用したパルス状の刺激によって発生させた過渡状態の剪断波

を利用している。したがって、MREとUSEで測定条件を近づけることで測定値が近づくと考えられる。本研究では、この仮説が成り立つか、値が一致しない場合にはさらにその原因が何であるかを実験的に確認できるようにするために、USE-SWEでの剪断波の振動周波数帯域(100から500 Hz)と重複し、過渡波を3次元・高空間分解能で画像化できるコンパクトMRIを用いたエラストグラフィシステム(コンパクトMRE)を構築することを目的とした。

2. 方法

(1) 過渡波撮像コンパクトMREシステムの開発

過渡波撮像用のコンパクトMREシステムは、定常波観察用に開発済みのコンパクトMREシステム[6]を改良することで構築した。剪断波の振幅は、定常波よりも過渡波で小さくなる。したがって、MREで一般的に利用している定常波よりも過渡波では、amplitude to noise ratio (ANR = 剪断波振幅 / 背景ノイズの標準偏差)が低くなるため、定常波と比較して過渡波での剪断波伝播速度の推定誤差は大きくなると考えられる。剪断波をMRIで画像化するための傾斜磁場(motion encoding gradient: MEG)を外部的加振と同じ周波数で複数回印可することで、剪断波画像の振幅が大きくなるようにした。また、過渡波を観察するために、外部加振を始めるタイミングと振動周期数を調整した。

均一な生体擬似粘弾性ファントムの上面を加振する設定にしたMRE実測実験での撮像パラメータは、echo time=45.9 ms, repetition time=600 ms, FOV=32 mm×32 mm, matrix size=128×128, MEG and external vibration frequency=300 Hz, number of MEG cycle=4とした。ファン

トム上面に対して外部振動が加わり始めてからMEGが印可されるまでの時間（delay time: DT）を3、3.5、4周期に設定した。

(2) 過渡波画像からの硬度推定

剪断波の波面が平行に伝播するようにできれば、移動平均により剪断波画像のANR向上を達成できる。そこで、円柱状のファントムの中心から同心円柱状に剪断波が伝播するように、中心に棒を貫通させたファントムを作製できる治具を開発した。この治具を用いて、硬度が異なる3種類の均一なファントムを作製した。撮像中に貫通させた棒を上下に振動させることで剪断波画像を取得した。剪断波画像から硬度を推定するための手法として、剪断波画像の見かけの波長から硬度を推定する手法、局所波長推定法（local frequency estimation: LFE [7]）、外部加振の初期位相が90°異なる2枚の剪断波画像から剪断波伝播方向への位相遅れを求めることで剪断波伝播速度を推定する手法、の3種類を使用した。

3. 結果と考察

(1) 過渡波撮像コンパクトMREシステムの開発

加振周波数が300 Hz、DTが3、3.5、4周期で取得した剪断波画像を図1に示す。DTを半周期ずつ長くすることで、剪断波が半波長ずつ深部方向に伝播していることから、開発システムで過渡波が観察できることを確認した。

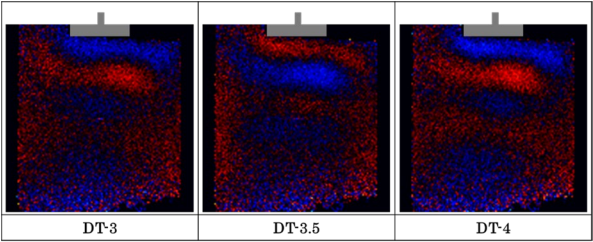


図1 加振周波数を300 Hz、delay time (DT)を3、3.5、4周期として取得した剪断波画像

(2) 過渡波画像からの硬度推定

図2の1行目に示した剪断波画像から、ファントムに貫通させた棒を中心に過渡波が伝播の様子が確認できた。

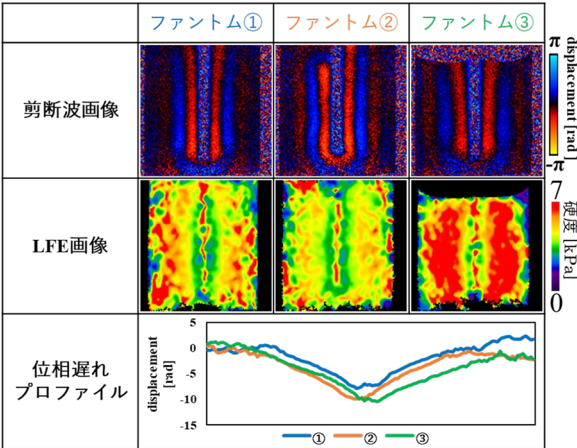


図2 粘弾性が異なる3種類のファントムを対象とした剪断波画像、LFE画像、位相遅れ

この画像にLFEを適用することで得た弾性率画像を図2の2行目に示す。図3には、図2の1行目の剪断波画像の過渡波伝播方向（左右方向）のプロファイルを示す。このプロファイルは、過渡波が平面波として伝播している領域において棒の軸方向と平行な上下方向に加算平均処理を施すことでANRを向上させている。図3のプロファイルから位相遅れを求めた結果を図2の3行目に示す。

表1に示した3種類のファントムの硬度の大小関係は、硬度推定法によらず一致したが、解析手法で推定値に差が生じた。位相遅れから算出した硬度推定値は、他の手法と比較して高く算出された。剪断波画像のANRを向上させる手法の検討などが必要と考えられる。

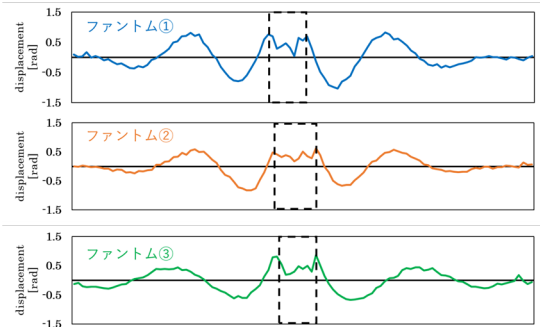


図3 粘弾性が異なる3種類のファントム内を伝播する剪断波のプロファイル
破線で囲んだ領域は棒が埋まっている場所を示す

表1 3種類のファントム硬度推定値

	見かけの波長 [kPa]	LFE [kPa]	位相遅れ [kPa]
①	3.24	3.41	4.42
②	4.10	3.44	5.69
③	5.41	4.72	7.44

4. まとめ

本研究では、USEと測定周波数帯域が重複し、過渡波を3次元・高空間分解能で画像化できるコンパクトMREシステムを開発した。具体的には、定常波撮像用のコンパクトMREシステムに対するパルスシーケンスと加振方法の改良と、得られた過渡波画像から硬度に変換する推定手法を検討した。MRE撮像時の外部加振のタイミングと振動周期数を調整することで、過渡波を画像化できることを確認した。また、棒を中央に貫通させたファントムを対象とした実験により、平面波状に伝播する過渡波を画像化できることを示した。粘弾性の異なる3種類のファントムを対象にした硬度評価結果より、ファントムの硬度の大小関係は、硬度推定法によらず一致した。硬度推定法で推定値に差が生じる原因の調査と改善法の検討については今後の課題である。

謝辞:千葉大学フロンティア医工学センター関根雅技術専

門員に，中心に棒を貫通させたファントムを作製するための治具を作成頂きました。

参考文献

- [1] Yin M, Talwalkar JA, Glaser KJ, et al: Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, 5(10): 1207-1213, 2007.
- [2] Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, et al: Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*, 269: 1854–1857, 1995.
- [3] Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging*, 13(2):111-134, 1991.
- [4] Kishimoto R, Suga M, Koyama A, et al. Measuring shear-

wave speed with point shear-wave elastography and MR elastography: a phantom study. *BMJ Open*, 7(1):e013925, 2017.

- [5] Kishimoto R, Suga M, Usumura M, et al. Shear wave speed measurement bias in a viscoelastic phantom across six ultrasound elastography systems: a comparative study with transient elastography and magnetic resonance elastography. *J Med Ultrason* (2001). 2022;49(2):143-152, 2001.
- [6] 佐藤大徳, 武田将岳, 黒川要, 金田風雅, 小賀野慎, 菅幹生: コンパクトMRIを用いた高周波数帯エラストグラフィシステム, 電子情報通信学会論文誌 D, J105-D(1), 97-105, 2022.
- [7] Knutsson H, Westin CF, Granlund G: Local multiscale frequency and bandwidth estimation. *International Conference on Image Processing*, 36-40, 1994