

弾性波あてはめ法による MR Elastography からの粘弾性定数の導出

笈田 武範[†] 大野 友和[†] 天野 晃[†] 松田 哲也[†] 姜 有峯^{††}
東 高志^{††} 堤 定美^{††} 岡本 淳^{†††} 瀧澤 修^{†††}

[†] 京都大学大学院情報学研究科 〒 606-8501 京都市左京区吉田本町

^{††} 京都大学再生医科学研究科 〒 606-8507 京都市左京区聖護院川原町 53

^{†††} シーメンス旭メディテック株式会社

〒 141-8644 東京都品川区東五反田 3-20-14 高輪パークタワー

E-mail: [†]{oida, ohno}@sys.i.kyoto-u.ac.jp, {amano, tetsu}@i.kyoto-u.ac.jp, ^{††}{bong, azuma, tsutsumi}@frontier.kyoto-u.ac.jp, ^{†††}{Jun.Okamoto, Osamu.Takizawa}@siemens.com

あらまし 医療分野において組織の硬さは、診断あるいは疾患の進行状況の把握に用いられる重要な情報の一つであり、客観的な診断のためには、硬さの定量的な計測法が重要である。硬さの指標である粘弾性定数を非侵襲的に計測する手法として、Magnetic Resonance Elastography (MRE) 法が提案されている。MRE 法では、伝播する波の局所波長と局所減衰率から粘弾性定数を求めるが、MRE 画像は S/N が低いため、ノイズの影響を低減させる目的で位相の異なる多重位相 MRE 画像を用いる手法が検討されている。本研究では、多重位相 MRE 画像に対する関数あてはめにより粘弾性定数を導出する弾性波あてはめ法を提案する。提案手法は、多重位相 MRE 画像に対して粘弾性波をあてはめるが、粘弾性定数の空間方向への変化率や画像に含まれるノイズに応じて導出の空間分解能を任意に設定できるという特長がある。シミュレーション画像を用いた実験により提案手法の有効性を確認した。

キーワード MR Elastography, 多重位相画像, 粘弾性定数, 関数あてはめ

Estimation of Viscoelastic Properties from Multiple Phase MR Elastography using Elastic Wave Fitting Method

Takenori OIDA[†], Tomokazu OHNO[†], Akira AMANO[†], Tetsuya MATSUDA[†], Yubong KANG^{††},
Takashi AZUMA^{††}, Sadami TSUTSUMI^{††}, Jun OKAMOTO^{†††}, and Osamu TAKIZAWA^{†††}

[†] Graduate School of Informatics, Kyoto University Yoshida Hon-machi, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501 Japan

^{††} Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University
53 Kawahara-cho Shogoin, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507, Japan

^{†††} Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd.

Takanawa Park Tower 3-20-14 Higashi-Gotanda, Shinagawa-ku, Tokyo 141-8644 Japan

E-mail: [†]{oida, ohno}@sys.i.kyoto-u.ac.jp, {amano, tetsu}@i.kyoto-u.ac.jp, ^{††}{bong, azuma, tsutsumi}@frontier.kyoto-u.ac.jp, ^{†††}{Jun.Okamoto, Osamu.Takizawa}@siemens.com

Abstract The tissue stiffness is one of the most important information for the diagnosis of the diseases and the quantitative measurement methods of the tissue stiffness are desired to make convinced diagnosis. One of the non-invasive measurement method is an MR Elastography (MRE), which calculates the viscoelastic properties of the tissue by measuring local wavelength and local damping factor from the MR image of the viscoelastic wave. To deal with low S/N of MRE, procedures that derive viscoelastic properties from multiple MRE images with different phases we considered. In this paper, we propose an elastic wave fitting method which uses the function fitting on the multiple phase MRE images. The proposed method is capable of choosing the arbitrary spatial resolution of measuring wavelength and damping factor. Thus the spatial resolution can be set to the optimal value for various the spatial characteristics of the viscoelastic property and noise levels. To show the effectiveness of the proposed method, the results of the experiments on the simulation data are described.

Key words MR Elastography, Multiple phase images, Viscoelastic properties, Function fitting

1. 序 論

医療分野において組織の力学的特性である硬さの情報は、疾患や機能障害のある組織の診断、あるいはその進行状況の把握に用いられる重要な診断指標の一つである。従来、硬さの情報は触診として臨床的に用いられてきたが、医師の経験に負うところが大きく主観的で、定量的な診断は困難であるという問題があった。また、仮想現実技術を用いることにより体内臓器の可触化を実現し、医学生の教育などに用いることが期待されているが、生体内の各組織の剛性率や粘性率などの粘弾性定数には定量的な計測データが少なく、定量的な硬さの計測が次第に重要視されつつある。

硬さの定量的測定法として、力学的弾性測定法が存在するが、この手法は侵襲的であり、患者の負担が大きい。また、組織の切り出しには組織の変性を伴う可能性があるため、生体組織の粘弾性定数を正確に測定することは困難である。これらの問題を解決するため、近年、非侵襲的に粘弾性定数を画像化する手法が注目されている。これらの方法では、対象組織に対して外部から一定の力学的応力を与え、組織内部に生じる歪みを超音波画像または磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging; MRI) を用いて画像化する [1][2] が、計測対象表面から加えられた応力による各位置の変形量を計測することは困難である。

これに対し、複雑な設定が不要で物理的制限を改善した方法として、MRI を用いて非侵襲的に生体組織の粘弾性定数を計測する Magnetic Resonance Elastography (MRE) 法が Muthupillai らによって提案された [3][4]。この方法では、外部から与えられた振動が計測対象内部を伝播する時に生じる小さな周期的変位を画像として取得し、粘弾性波の局所波長と局所減衰率を導出することにより、生体組織内部の局所粘弾性定数を計測する。計測対象組織の粘弾性定数を高精度に計測するには、伝播する波の局所波長、局所減衰率の高精度、高分解能な導出法が必要である。しかし、MRE 画像は S/N が低いため、ノイズの影響を受けにくい波長・減衰率導出法が必要となるが、一方で実用的な時間内に計算が可能である必要がある。

ノイズの影響を低減するため、位相の異なる複数の MRE 画像を撮影し、この多重位相 MRE 画像を用いて波長・減衰率を導出する方法が検討されている。この多重位相画像を用いた導出法として Multiple Phase Patchwork Offsets 法 (MPPO 法) が菅らにより提案されている [5][6]。この手法は微分演算を含まないためノイズに対して頑強であり、連続な信号に適用する場合、空間分解能は多重位相画像数に比例して向上する。しかし、この手法では MRE 画像が離散信号列であるため、シャノンの標本化定理により使用可能な多重位相画像数の最大値が制限されるという問題がある。

本論文では、MRE 画像から生体組織の粘弾性定数を高い空間分解能で高精度に導出する手法として、「弾性波あてはめ法」を提案する。本手法は、多重位相 MRE 画像に対し、粘弾性波をあてはめることにより粘弾性定数を導出する手法であり、導出に使用可能な多重位相画像数に制限がなく、導出の空間分解能も任意に設定することができる。

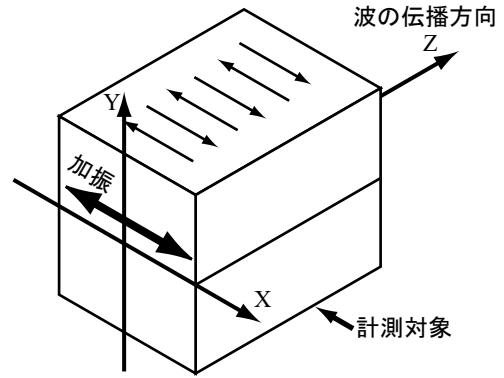


図 1 波長・減衰率導出で用いる座標系

2. MR Elastography

2.1 粘弾性定数と粘弾性波

MRE 法では、計測対象に外部から振動を与え、この振動により引き起こされる波の波長と減衰率から粘弾性定数を導出する。波長を l 、減衰率を β とすると、剛性率 G 及び粘性率 η は以下の式から求めることができる [7]。

$$G = \rho \frac{\omega^2(k^2 - \beta^2)}{(k^2 + \beta^2)^2} \quad (1)$$

$$\eta = \rho \frac{2\omega k\beta}{(k^2 + \beta^2)^2} \quad (2)$$

$$k = 2\pi/l$$

ここで、 ρ は計測対象の密度であり、 ω は外部振動の角周波数を表す。式 (1)、式 (2) から剛性率と粘性率を計算するためには、MRE 画像から局所波長と局所減衰率を高精度に導出することが重要となる。また、高精度な計測のためには密度 ρ を測定する必要があるが、生体組織の場合、密度はほぼ水と同じ $\rho \approx 1.0$ と仮定できる。

計測対象中の粘弾性波の進行方向を Z 軸とし、外部から $z = 0$ の面に対し、 X 軸に平行な方向に周期 $T (= 2\pi/\omega)$ の振動を与え、 $y = 0$ の面を MRE 画像として取得するとする (図 1)。ここでは簡単のため Z 軸に平行な直線上の信号は全て同じ輝度であると仮定し、 Z 軸上の信号のみを考える。時刻 t 、位置 z における粘弾性波の変位 $S(t, z)$ は、振幅を A 、初期位相を θ 、位置 z における波数と減衰率をそれぞれ $k(z)$ 、 $\beta(z)$ とすると、以下の式で表わされる。

$$S(t, z) = A \exp(-\xi(z)) \cos(\omega t - \phi(z) + \theta) \quad (3)$$

$$\phi(z) = \int_0^z k(r) dr$$

$$\xi(z) = \int_0^z \beta(r) dr$$

2.2 MRE による粘弾性波の画像化

MRE 法では、既知の周波数 $f (= \omega/2\pi)$ の振動を与え、その振動が引き起こす波が計測対象内を伝播する様子を画像化する。この波は、ある点に注目すると微細な振幅の単振動として観測される。MRI における位相シフト法では、NMR 信号に運動

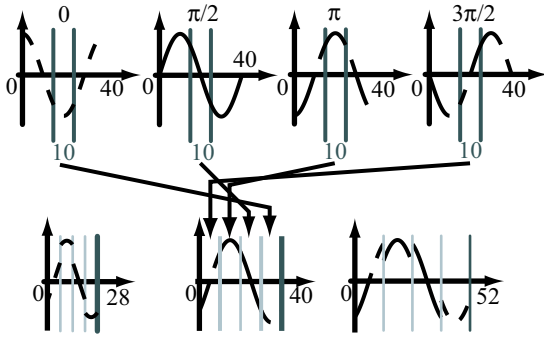


図 2 MPPO 法の模式図

の情報を重畳することができる。MRE 画像の撮影には、この位相シフト法を用いるが、外部振動による組織各点の変位は微小であるので、NMR 信号に含まれる運動情報も微小である。従って、単振動の周期性を利用し、運動による位相シフト量を増幅するという操作を加える。つまり、外部から与える振動と同期するように motion-sensitizing gradient (MSG) と呼ばれる交代勾配磁場を与え、位相シフト量を増幅する。運動による変位ベクトルを $\mathbf{u}(t)$ 、印加する勾配磁場を $\mathbf{G}(t)$ 、勾配磁場の印加時間を τ とすると、運動による位相シフト量 φ は以下のように表わされる。

$$\varphi = \gamma \int_0^{\tau} \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{u}(t) dt \quad (4)$$

ここで、 γ は磁気回転比である。この位相シフト φ を抽出することにより計測対象の運動を計測する。そして、この画像から波長及び減衰率を測定し、式 (1)、式 (2) から剛性率や粘性率を算出する。

3. MRE 画像からの波長・減衰率導出

3.1 従来法

単一 MRE 画像を用いる導出法として local frequency estimation algorithm (LFE) 法 [8] や direct inversion (DI) 法 [9] が挙げられるが、これらの手法は、MRE 画像の S/N の低さから、高精度な波長・減衰率導出は困難であるという問題点がある。この問題を解決するために多重位相 MRE 画像を用いる方法が検討されている。

MRE 法では、外部振動と MSG の間の位相差を制御することにより、位相が異なる複数の MRE 画像を撮影することができる。これを多重位相 MRE 画像と呼ぶ。本研究では、波長・減衰率導出においてノイズの影響を低減する目的でこの多重位相画像を用いる。

多重位相画像を用いた従来法として菅らにより提案された MPPO 法が存在する。MPPO 法では、各位置における局所波長を波長の全解探索により求める。具体的には、以下のような手続きで行う。 N 枚の多重位相画像を取得したとし、 $z = z_0$ における波長を λ と仮定する。各多重位相画像から z_0 を中心に λ/N の範囲の波形を抽出し、これらを図 2 に示すように並べる。そして、この操作により生成される合成波形のパワースペクトラムが基本波に最も集中する時の λ を z_0 における局所

波長とする。本手法はノイズに対して頑強であると考えられるが、使用可能な多重位相画像数の最大値が制限され、多重位相画像数を増加させることによる導出精度向上には限界がある。また、本手法では減衰が考慮されておらず、減衰率を導出していないという問題がある。

本研究では、多重位相 MRE 画像を用いた粘弾性定数の導出法として「弾性波あてはめ法」を提案する。

3.2 弾性波あてはめ法

本論文では、多重位相 MRE 画像からの局所波長及び局所減衰率導出において関数あてはめを用いることにより、画像のノイズ量に応じて使用する多重位相画像数や導出の空間分解能を任意に設定できる、弾性波あてはめ法を提案する。

ここで、位置 $z = z_0$ 近傍において一様な粘弾性定数を有する式 (3) のモデル化を考える。時刻 t 、位置 z_0 における粘弾性波の位相を $\theta(z_0) + \omega t$ 、振幅を $A(z_0)$ 、波数を $k(z_0)$ 、減衰率を $\beta(z_0)$ とする。近傍における波数及び減衰率は一定であると仮定すると、 z_0 近傍における Z 軸上の粘弾性波の変位 E は次のように表わされる。

$$E(t, z) = A(z_0) \exp(-\beta(z_0)(z - z_0)) \cos(\theta(z_0) + \omega t - k(z_0)(z - z_0)) \quad (5)$$

本研究では、このモデルを用いて MRE 画像より波長・減衰率の導出を行う。

時刻 $t_i (i = 0, \dots, N-1)$ に撮影された N 枚の MRE 画像があり、 Z 軸上の離散的な点 $z_j (j = 0, \dots, Z-1)$ における対象物体の変位が $s(t_i, z_j)$ として得られているとする。対象物体の波数と減衰率が一定である範囲を $z_{j-(W-1)/2} \leq z \leq z_{j+(W-1)/2}$ とすると、 z_j における粘弾性波の振幅 $A_j (= A(z_j))$ 、 $t = 0$ における位相 $\theta_j (= \theta(z_j))$ 、波数 $k_j (= k(z_j))$ 、減衰率 $\beta_j (= \beta(z_j))$ は、次の最小二乗法により求められる。

$$\arg \min_{A_j, \theta_j, k_j, \beta_j} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{l=s}^e |s(t_i, z_l) - E(t_i, z_l)|^2 \quad (6)$$

$$s = j - (W-1)/2, e = j + (W-1)/2$$

ここで、 W は、 Z 軸方向に波長及び減衰率が一定であると仮定する範囲である。

本手法は、波長、減衰率の導出に用いる多重位相画像数、空間方向の観測点数に制限がないため、計測対象に合わせてそれらを適切に設定できるという利点がある。

上記最小化は、非線形最小二乗法により解を求めることができるが、一般に非線形問題の最小化には初期値によって最適解が得られないという初期値問題が存在する。ここでは、本問題において、最適解に近い初期値を求める方法を説明する。

式 (6) には、振幅 A 、位相 θ 、波数 k 、減衰率 β の 4 個の未知数が含まれているが、 $z = z_0$ 、 $W = 1$ とすると、 β 、 k の項が消去されるため、未知数が A と θ の 2 個になる。 t_i のサンプリングが等間隔の場合、これは 1 周期分の正弦波の最適推定問題となる。従って、フーリエ変換により最適解を求めることができ、 Z 軸上の各点における振幅 A 及び $t = 0$ における位相

θ を求めることができる。

次に、 $z = z_j$ における波数 k_j は、局所波長の逆数であり、 $t = 0$ における $z = z_j$ 及び $z = z_{j+1}$ の位相 θ_j, θ_{j+1} から次の式で求めることができる。

$$k_j = \frac{\theta_{j+1} - \theta_j}{z_{j+1} - z_j}$$

また、 $z = z_j$ における減衰率 β_j も同様に、 $z = z_j$ 及び $z = z_{j+1}$ における振幅 A_j, A_{j+1} から次の式で求めることができる。

$$\beta_j = -\frac{\log_e A_{j+1} - \log_e A_j}{z_{j+1} - z_j}$$

反射や屈折により 2 種類の進行波が重なるような場合、波の伝播の様子を表わす画像から、それぞれの波の波長や減衰率を容易に導出することはできない。本研究では、この問題を回避するため、組織内部には反射や屈折により生じる進行波は存在しないと仮定した。

4. 実験

提案手法による波長・減衰率導出精度を確認するため、シミュレーション実験を行った。

対象として、粘弾性定数が異なる二つの層からなる粘弾性体を考え、対象中を伝播する粘弾性波の変位を輝度とする画像を入力画像とした（図 3(a)）。実験に使用した画像は 48×48 [pixel] であり、波の伝播する方向を Z 軸とし、画像上で Z 軸と直交する方向を X 軸とする。また、使用する多重位相画像数を N とする。二つの層を伝播する粘弾性波は以下の式で表されるデータを使用する（図 3(c)）。

$$s(t, x, z) = A \exp(-\xi(x, z)) \cos(2\pi t/T - \phi(x, z)) \quad (7)$$

$$(0 \leq t < T, 0 \leq x < 48, 0 \leq z < 48)$$

ここで、各 MRE 画像は $t_i = iT/N (i = 0, \dots, N-1)$, $z_j = j (j = 0, \dots, 47)$ として撮影したものとする。ただし、パラメタとして以下の値を用いる。

$$A = 3$$

$$\phi(x, z) = 2\pi \int_0^z \frac{1}{\lambda(r)} dr$$

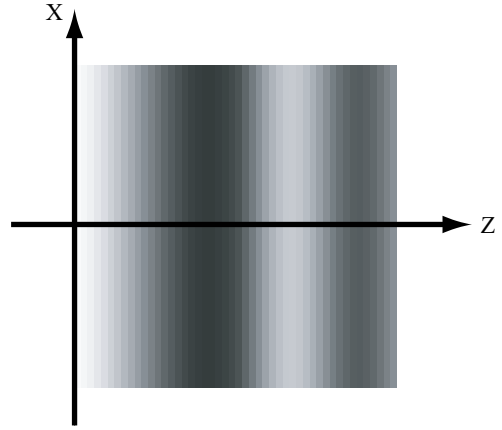
$$\lambda(r) = \begin{cases} 40 & (0 \leq r < 24) \\ 20 & (24 \leq r < 48) \end{cases}$$

$$\xi(x, z) = \int_0^z \beta(r) dr$$

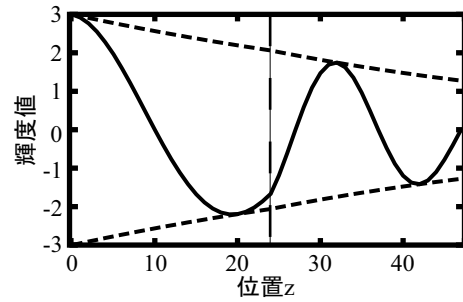
$$\beta(r) = \begin{cases} 1/64 & (0 \leq r < 24) \\ 1/48 & (24 \leq r < 48) \end{cases}$$

また、画像には平均 0、標準偏差が最大振幅の 6% ($SD = A \times 0.06$) 及び 8% ($SD = A \times 0.08$) のガウスノイズを付加した。そして、多重位相画像数 N として、4 から 16 のセットをそれぞれ 4 セットずつ生成した。なお、本実験では、 Z 軸に平行な直線上の信号は全て同じ輝度であるので、 $x = 0$ の直線上の輝度変化のみを用いた。

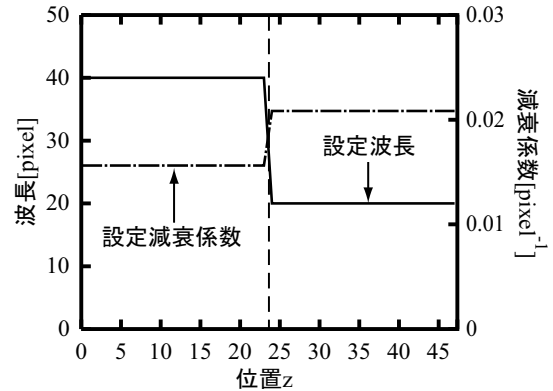
ノイズの標準偏差が 8% のシミュレーションデータに対して



(a) シミュレーション画像



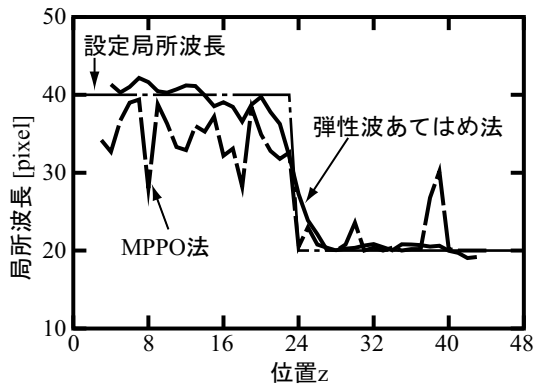
(b) 画像の Z 軸方向のプロファイル



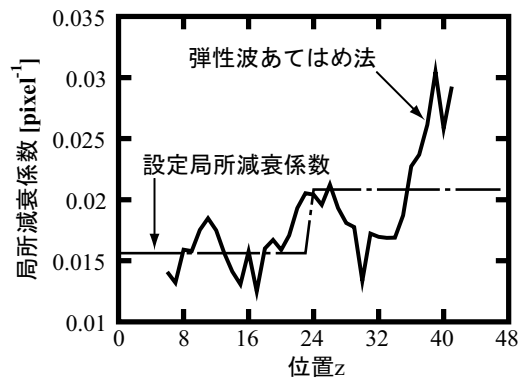
(c) シミュレーションの設定

図 3 シミュレーション

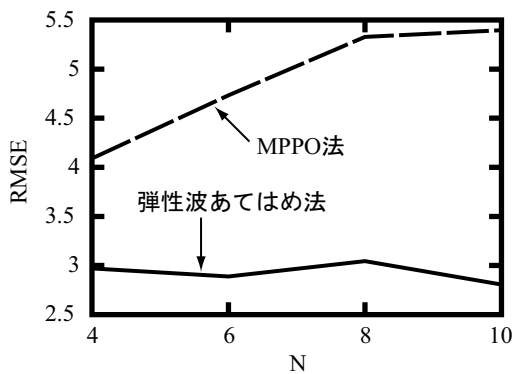
提案手法を適用し、波長及び減衰率を導出した。また、比較のため従来法である MPPO 法による波長導出も行った。多重位相画像数 $N = 10$ 、空間分解能 $W = 7$ のときの提案手法による波長導出結果、及び MPPO 法による導出結果を図 4(a) に示す。この結果から、提案手法により大きな誤差なく波長を導出できていることがわかる。波長導出精度比較のため、異なる N のデータセットに対して提案手法及び MPPO 法による導出を行い、各導出結果の正解に対する平均二乗誤差を計算した結果を図 4(b) に示す。なお、提案手法では、空間分解能 W が任意に設定可能であるため、ここでは各 N に対して、最良の結



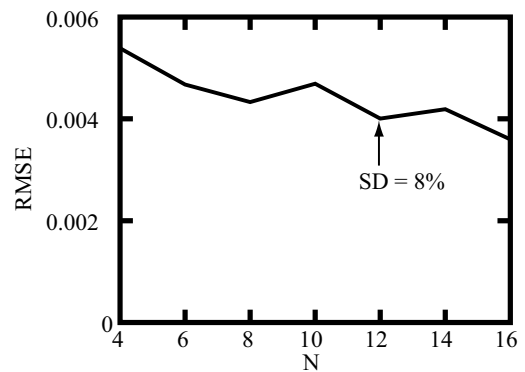
(a) 導出結果



(a) 導出結果



(b) 導出誤差



(b) 導出誤差

図 4 ノイズ 8%における波長導出

図 5 ノイズ 8%における減衰率導出

果が得られる W を選択した．また，MPPO 法では使用可能な多重位相画像数に制限があるため，MPPO 法適用時に使用可能な $N \leq 10$ の場合のみについて結果を示した．誤差計算には，波長導出が可能な $8 \leq z \leq 39$ の範囲を用いている．この結果から，従来法である MPPO 法より提案手法が高精度に波長導出可能であることがわかる．また，図 5(a) に減衰率の導出結果を示す．重要な点は，従来法である MPPO 法では減衰率を導出することができないのに対し，提案手法では減衰率の導出が可能という点である．

次に，導出に使用する多重位相画像数 N と空間分解能 W による波長導出精度の変化を調べるため，画像のノイズ 6%及び 8%で $N = 4, 8, 12, 16$ の画像に対し， $W = 3, 5, 7, 9, 11, 13$ とし提案手法により波長導出を行った．波長導出精度を図 6 に示す．画像ノイズ 6%の場合， $N = 4, 8$ では， $W = 7$ のときに最良の結果となり， $N = 12, 16$ では， $W = 5$ のときに最良の結果を示している．同様に，画像ノイズ 8%の場合， $N = 4, 8$ では， $W = 9$ のとき， $N = 12, 16$ では， $W = 7$ のときに最良の結果を示している．このことから，画像に含まれるノイズの大きさと対象となる多重位相画像数に対して空間分解能を適切に設定することにより，波長導出精度を向上させることが可能であることがわかる．

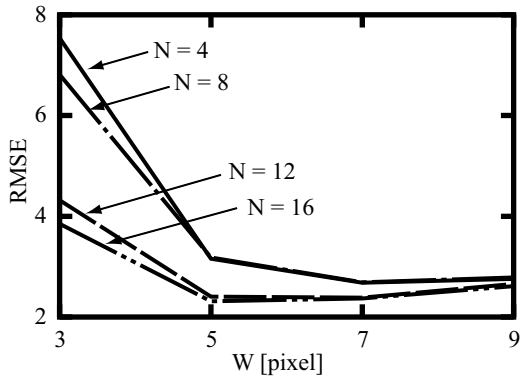
最後に，粘弾性定数の空間方向の変化率と導出の空間分解能

の関係を調べるため，前述のシミュレーション画像より，粘弾性定数の空間方向の変化率が平坦な図 7(a) の設定により生成したシミュレーション画像を用いた実験を行った．画像ノイズ 8%において $N = 4, 8, 12, 16$ の画像に対し， $W = 3, 5, 7, 9, 11, 13$ とし提案手法により波長導出を行った．波長導出精度を図 7(b) に示す．全ての N において， $W = 13$ のときに最良の結果を示している．図 3(c) から生成したデータにおける導出の空間分解能の最適値は， $W = 7$ または， $W = 9$ であったのに対し，図 7(a) から生成したデータでは， $W = 13$ が最適となったことから，粘弾性定数の空間方向への変化率に伴って導出の空間分解能の最適値が変化することがわかる．

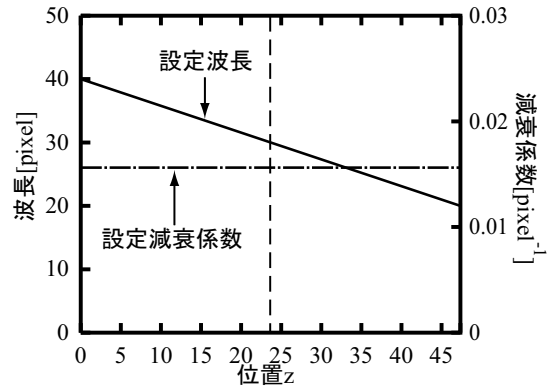
MRE 画像からの粘弾性定数導出では，利用可能な多重位相画像数が事前に決定されるため，導出の空間分解能を任意に設定できない MPPO 法では空間分解能の最適値の変化に対応できず，最良の結果が得られる保証がない．しかし，導出の空間分解能を任意に設定できる提案手法では，最良の結果となる空間分解能を設定することができる．

5. 結 論

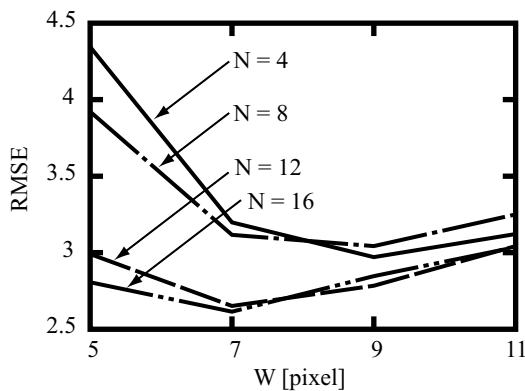
本研究では，多重位相 MRE 画像を用いた粘弾性定数導出手法として，弾性波あてはめ法を提案した．従来法である MPPO 法には，波長と取得画像の解像度によって使用可能な多重位相



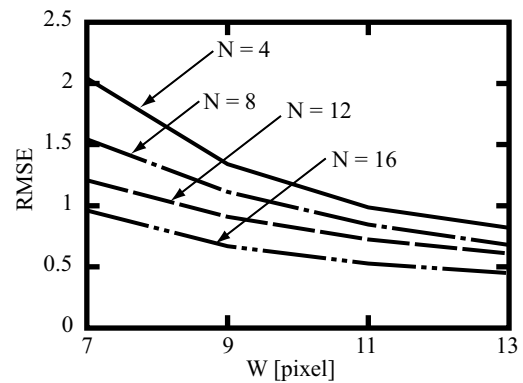
(a) ノイズ 6%



(a) シミュレーションの設定



(b) ノイズ 8%



(b) ノイズ 8%における各多重位相画像数と導出の空間分解能における波長導出精度

図 6 各多重位相画像数と導出の空間分解能における波長導出精度

図 7 粘弾性定数の空間方向の変化率が平坦なシミュレーション

画像数が制限され、多重位相画像数の増加による導出精度の向上に限界があるという問題が存在する。提案手法では、この問題を解決し、使用可能な多重位相画像数に制限はなく、また導出の空間分解能も任意に設定可能である。

シミュレーション実験によって従来法との性能比較を行い、波長導出において弾性波あてはめ法が従来法と比較して導出精度が高いことを確認した。また、提案手法では減衰率の導出が可能であることも確認した。さらに、ノイズと粘弾性定数の空間方向の変化率に応じて空間分解能を設定することにより、適切な分解能で高精度に波長・減衰率を導出できることを示した。

今後の課題として、本研究では考慮しなかった反射、屈折、さらに MRE 画像に含まれる直流成分の影響などを考慮した、より高精度な導出法の開発が望まれる。また、より高精度に粘弾性定数を導出するためには、導出の空間分解能を最適化する手法を検討する必要があると考えられる。

文 献

- [1] Sumi C, Nakayama K : A Robust Numerical Solution to Reconstruct a Globally Relative Shear Modulus Distribution from Strain Measurements. IEEE Trans Med Imag 17 : 419-428, 1998
- [2] Chenevert TL, Skovoroda AR, O'Donnell M, Emelianov SY : Elasticity reconstructive imaging by means of stimulated echo MRI. MRM 39 : 482-490, 1998
- [3] Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ et al : Magnetic

- Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves. SCIENCE 269 : 1854-1857, 1995
- [4] Manduca A, Muthupillai R, Rossman PJ et al : Image Processing for Magnetic Resonance Elastography. SPIE 2710 : 616-623, 1996
- [5] Mikio Suga, Tetsuya Matsuda, Kotaro Minato et al : Measurement of in vivo Local Shear Modulus Using MR Elastography Multiple Phase Patchwork Offsets. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. To be appeared
- [6] Mikio Suga, Tetsuya Matsuda, Kotaro Minato et al : Measurement of in-vivo Local Shear Modulus by Combining Multiple Phase Offsets MR Elastography. MEDINFO2001 : 933-937, 2001
- [7] 大城 理, 菅 幹生, 太田 信, 他 : MRE を用いた剛性率と粘性率の計測. Med Imag Tech 19 : 389-399, 2001
- [8] Knutsson H, Westin CF, Granlund G : Local Multiscale Frequency and Bandwidth Estimation. Proceedings of the IEEE Intl Conf on Image Processing : 36-40, 1994
- [9] Manduca A, Dutt V, Borup DT, Muthupillai R et al : Reconstruction of Elasticity and Attenuation Map in Shear Wave Imaging: In Inverse Approach. Proceedings Lecture Notes in Computer Science 1496 : 606-613, 1998