

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

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

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

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

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、伝搬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 画像に対する関数当てはめにより粘弾性定数を導出する弾性波当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当てはめるが、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とシリコンゲルファントム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 MRE 画像, 粘弾性定数, 関数当てはめ

1. ま え が き

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、医学生教育などに用いることが期待

されているが、正確な触覚を再現するために必要な各組織の生体内における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。

硬さの定量的計測法として、力学的弾性計測法 [1] があるが、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計測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。このような画像化法の一つとして、対象組織に対し外部から一定の力学的応力を与え、組織内部に生じる静的なひずみを超音波画像または磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging : MRI) を用いて画像化し、組織の粘弾性定数を計算する手法が報告されている [2] ~ [4]。しかし、これらの方法では、計測対象表面から与えられた応力から、体内の各位置における応力分布を測定することは通常は困難であるた

[†] 京都大学大学院情報学研究所, 京都市
 Graduate School of Informatics, Kyoto University, Kyoto-shi, 606-8501 Japan

^{††} 京都大学再生医科学研究所, 京都市
 Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University, Kyoto-shi, 606-8507 Japan

^{†††} シーメンス旭メディテック株式会社, 東京都
 Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd., Tokyo, 141-8644 Japan

a) E-mail: oida@sys.i.kyoto-u.ac.jp

め、正確な粘弾性定数の導出には、逆問題的に応力分布を推定する必要が出てくる。

これに対し、粘弾性定数導出の際の境界値条件などの複雑な設定が不要で非侵襲的な弾性計測法として超音波を用いた手法 Supersonic Shear Imaging (SSI) が提案されている [5]。SSI では、非定常波を励起し、その振動の伝搬を超音波画像として取得する。本手法は超音波を用いて画像を取得するため、高い時間分解能の画像を得ることができる。

また、一定の力学的応力ではなく振動を与え、対象組織内部に生じる動的なひずみを MRI を用いて画像化する Magnetic Resonance Elastography (MRE) 法が Muthupillai らによって提案されている [6], [7]。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搬するとき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非侵襲的に計測する。同様に、動的な変位を超音波画像を用いて計測する方法も提案されている [8], [9]。この手法は MRE 法と同様に変位画像を取得し、その変位画像から粘弾性定数へ変換する手法であり、両手法とも同様の粘弾性定数導出法が利用できる。また、両手法により得られる変位画像の時間・空間分解能は同程度であり、 S/N 及び時間・空間分解能向上のために総撮影時間を増大させた場合、体動を抑制できない状況や能動運動を行う臓器を対象とした計測は困難になる。

MRE 法では、計測対象組織の粘弾性定数を高精度に計測するには、伝搬する波の局所波長、局所減衰率を高い空間分解能で高精度に導出する方法が必要である。MRE 法では信号を加算平均して、取得画像の S/N を向上させることが可能であるが、原理的に MRE 画像は S/N が低いいため、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。単一 MRE 画像を用いる導出法として local frequency estimation algorithm (LFE) 法 [10] や direct inversion (DI) 法 [11] が挙げられるが、これらの手法はノイズの影響のために高精度な導出は困難である。

MRE 法では、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。MRE 法では超音波画像法を用いた弾性計測のような時間分解能は得られないが、多重位相画像を用いることにより、撮影される波の時間分解能を向上させることができる。現在の臨床用撮影装置

では $10 \mu\text{s}$ 程度まで時間分解能を向上させることができる。多重位相画像を用いた導出法として、MPPO (Multiple Phase Patchwork Offsets : MPPO) 法が菅らにより提案されている [12], [13]。この手法は微分演算を含まないためノイズに対して頑健であり、連続信号に対して適用する場合、波長導出の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、離散信号列である MR 画像にこの手法を適用すると、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ため、使用する多重位相画像数の増加による精度向上に限界があ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、「弾性波当てはめ法 (Elastic Wave Fitting Method : EWFEM)」を提案する。本手法は、多重位相 MRE 画像に対し、粘弾性波を当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。したがって、本手法は導出に用いるデータ量を任意に設定でき、データ量を増大させることにより導出精度を向上させることができる。

2. MR Elastography

MRE 法では、計測対象に既知の角周波数 ω の振動を与え、その振動が励起する粘弾性波が計測対象内を伝搬する様子を画像化する。そして、この画像化された粘弾性波の波長と減衰率から粘弾性定数を導出する。波長を λ 、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られる [14]。

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

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

$$k = 2\pi/\lambda$$

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。生体組織の密度は、肺や骨などの特殊な組織を除いた多くの生体組織においてほぼ 1 である [15], [16] ため、上記の計算では $\rho = 1$ とする。式 (1), (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い空間分解能で高精度に導出することが重要となる。

計測対象中の粘弾性波の進行方向を Z 軸とし、外部から $z = 0$ の面に対して X 軸に平行な方向に角周

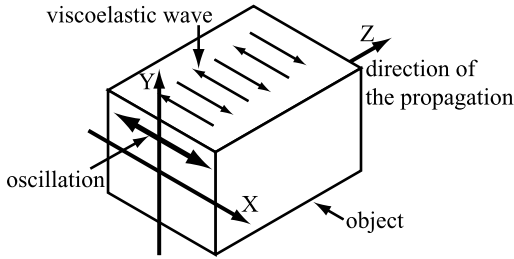


図 1 波長・減衰率導出に用いる座標系
Fig. 1 The coordinates of measuring wavelength and damping factor.

波数 ω の外部振動を与え、 $x = 0$ 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 軸に直交する平面上の変位はすべて同じ大きさであるとし、その変位を MRE 撮影により取得した信号はすべて同じ輝度であると仮定し、 Z 軸上の信号のみを考える。振幅を A 、 $t = 0$ における外部振動の初期位相を θ 、位置 z における波長と減衰率をそれぞれ $\lambda(z)$ 、 $\beta(z)$ とすると、MRE 画像として取得される時刻 t 、位置 z における理想粘弾性波の変位 $S(t, z)$ は、以下の式で表される。

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

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

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

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 [10] や direct inversion (DI) 法 [11] 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、外部振動とこれに同期するように印加される交代こう配磁場 motion-sensitizing gradient (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

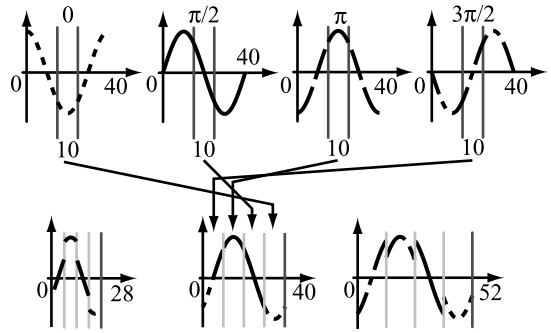


図 2 MPPO 法の模式図
Fig. 2 An view showing a frame format of the MPPO method.

された MPPO 法が挙げられる。MPPO 法では、各位置における局所波長を波長の全探索により求める。 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ルが基本波に最も集中するときの 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健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。

3.2 弾性波当てはめ法

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当てはめを用いた弾性波当てはめ法を提案する。本手法では、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することができる。

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、計測対象が位置 $z = z_0$ 近傍で一様な粘弾性定数を有すると仮定する。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 $A(z_0)$ 、波長を $\lambda(z_0)$ 、減衰率を $\beta(z_0)$ とする。このとき、 z_0 近傍における Z 軸上の粘弾性波の変位 E は次のように表される。

$$E(t, z) = A(z_0) \exp(-\beta(z_0)(z - z_0)) \times \cos \left(\theta(z_0) + \omega t - 2\pi \frac{z - z_0}{\lambda(z_0)} \right) \quad (4)$$

ここで、 $z = z_0$ 近傍において一様な粘弾性定数を

有すると仮定する領域の幅を w とし, $z_0 - w/2 \leq z \leq z_0 + w/2$ の範囲を評価領域とする. また, 時刻 $t_0 \leq t \leq t_0 + T$ まで粘弾性波の変位を取得した信号を $s(t, z)$ と表すとすると, 次の最小二乗法により波長及び減衰率を求めることができる.

$$\arg \min_{A(z_0), \beta(z_0), \lambda(z_0), \theta(z_0)} \int_{t_0}^{t_0+T} \int_{z_0-w/2}^{z_0+w/2} |s(t, z) - E(t, z)|^2 dz dt \quad (5)$$

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, 初期値によっては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 (5) には, 振幅 $A(z_0)$, 減衰率 $\beta(z_0)$, 波長 $\lambda(z_0)$, 位相 $\theta(z_0)$ の 4 個の未知数が含まれているが, $w \rightarrow 0$ とすると, $\beta(z_0)$, $\lambda(z_0)$ の項が消去されるため, 未知数が $A(z_0)$ と $\theta(z_0)$ の 2 個になる. このとき, z_0 における粘弾性波の変位 $s(t, z_0)$ の時間軸上の変化をフーリエ変換し, その周波数スペクトルにおける ω 成分の絶対値及び位相を求めると, $A(z_0)$ と $\theta(z_0)$ が計算可能である. また, 波長 $\lambda(z_0)$ は, z_0 における時刻 $t = 0$ の位相の空間変化から得られる.

$$\lambda(z_0) = 2\pi \left. \frac{dz}{d\theta} \right|_{z=z_0} \quad (6)$$

同様に, 減衰率 β は, 振幅の空間変化から求めることができる.

$$\beta(z_0) = - \left. \frac{d \log_e A}{dz} \right|_{z=z_0} \quad (7)$$

このようにして求めた振幅, 位相, 波長, 減衰率を初期値として非線形最小二乗法により最適解を求める.

MRE データは, 時間方向, 空間方向ともに離散的であるため, 本論文では式 (5) を次のように離散化した. 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 $z_j (j = 0, \dots, Z-1)$ における粘弾性波の変位が $s(t_i, z_j)$ として得られているとする. 本手法では, 粘弾性波の波長と減衰率が一定である範囲を切出し幅 W と呼び, $z_{j-[W-1]/2} \leq z \leq z_{j+[W-1]/2}$ とすると, z_j における粘弾性波の振幅 $A_j (= A(z_j))$, $t = 0$ における減衰率 $\beta_j (= \beta(z_j))$, 波長 $\lambda_j (= \lambda(z_j))$, 位相 $\theta_j (= \theta(z_j))$ は, 次の最小二乗法により求められる.

$$\arg \min_{A_j, \theta_j, \lambda_j, \beta_j} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{l=j-[W-1]/2}^{j+[W-1]/2} |s(t_i, z_l) - E(t_i, z_l)|^2 \quad (8)$$

ここで, $\lfloor \cdot \rfloor$ は床関数を, $\lceil \cdot \rceil$ は天井関数を表す.

また, 初期値問題については, $W = 1$ とすると, β_j , λ_j の項が消去されるため, 未知数は A_j と θ_j の 2 個となる. t_i のサンプリングが等間隔, つまり, $\omega t_i = 2\pi i/N$ である場合, これは 1 周期分の正弦波の最適推定問題となる. したがって, 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, $z = z_j$ における波長 λ_j は, $t = 0$ 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.

$$\lambda_j = 2\pi \frac{z_{j+1} - z_j}{\theta_{j+1} - \theta_j} \quad (9)$$

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.

$$\beta_j = - \frac{\log_e A_{j+1} - \log_e A_j}{z_{j+1} - z_j} \quad (10)$$

なお, 式 (8) が一意の解をもつためには, 波長・減衰率の導出に用いる多重位相画像数 N として $N \geq 3$ を満たす整数を, 空間方向の観測点数である切出し幅 W として $W \geq 2$ を満たす整数を選択する必要がある. MPPO 法では撮影した波の波長により利用可能なデータ量, つまり, 利用可能な多重位相画像数及び空間分解能が決定される. しかし, 提案手法には使用可能な多重位相画像数に上限はなく, 切出し幅も上記の制限内で任意に設定できるため, 導出に使用するデータ量を増加させることにより, 導出精度を向上させることができる.

4. 実験

4.1 シミュレーション実験

はじめに, 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, 一様な粘弾性体を想定し, 対象中を伝搬する粘弾性波の変位を輝度値とする画像を入力画像とする. 実験に使用した画像は処理時間を短縮するため 48×48 [pixel] とし, 波の伝搬する方向を Z 軸, 画

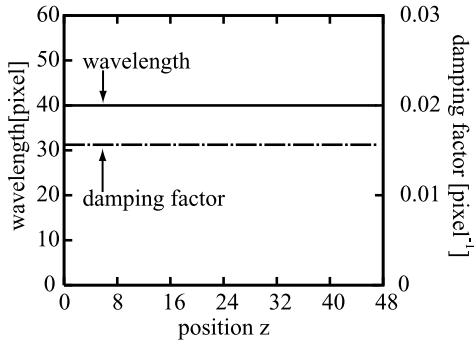


図3 一様シミュレーションの設定
Fig. 3 A homogeneous simulation data.

像上で Z 軸と直交する方向を Y 軸とする．また，使用する多重位相画像数を N とする．粘弾性波は以下の式で表されるデータを使用する（図 3）．

$$s(t, y, z) = A \exp(-\xi(y, z)) \times \cos(\omega t - \phi(y, z))$$

$$(0 \leq t < T, 0 \leq y < 48, 0 \leq z < 48) \quad (11)$$

ここで，各 MRE 画像は $t_i = \frac{2\pi}{\omega} \times \frac{i}{N} (i = 0, \dots, N - 1)$ ， $z_j = j (j = 0, \dots, 47)$ として撮影したものとする．ただし，パラメータとして以下の値を用いる．

$$A = 3$$

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

$$\lambda(r) = 40$$

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

$$\beta(r) = 1/64$$

MRE 画像は，NMR 信号の位相情報を輝度値として表示するため，その範囲は $-\pi \leq A < \pi$ である．しかし，実際には最大の輝度値を正確に π に一致させるように撮影条件を設定することは困難であるため，ここでは $A = 3$ とした．図 4 に，上述の設定において時刻 $t = 0$ におけるシミュレーション画像とその画像の Z 軸方向のプロファイルを示す．また，画像には平均 0，標準偏差が最大振幅の 2% ($SD = A \times 0.02$)，4% ($SD = A \times 0.04$)，6% ($SD = A \times 0.06$)，8% ($SD = A \times 0.08$) のガウスノイズを付加した．多重位相画像数 N として， $N = 4, 8, 12, 16$ をそれぞれ 20 セット生成した．なお，本実験では，Z 軸に直交する平面上の信号はすべて同じ輝度であるとして， $y = 0$ の直線上の輝度変化のみ

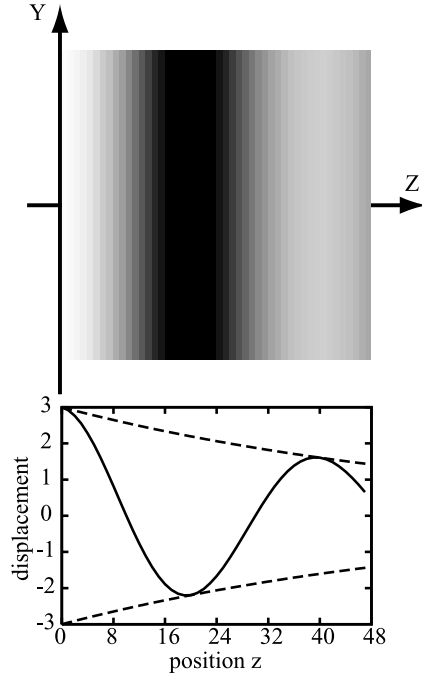


図4 シミュレーション画像と Z 軸方向のプロファイル
Fig. 4 An example of simulation image of MRE and its profile.

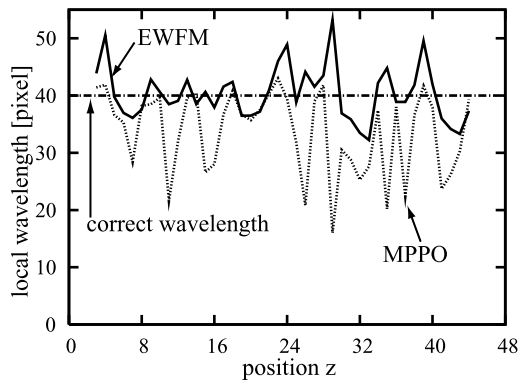


図5 一様シミュレーションに対する波長導出結果（ノイズ 8%）
Fig. 5 The result of measuring wavelength for homogeneous simulation with 8% noise.

を用いた．

はじめに，多重位相画像数 $N = 8$ のデータセットに対して提案手法を適用し，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．このとき，提案手法の切出し幅は MPPO 法と同等の空間分解能となる $W = 5$ とした．ノイズ 8% の画像に対する波長導出結果を図 5 に示す．

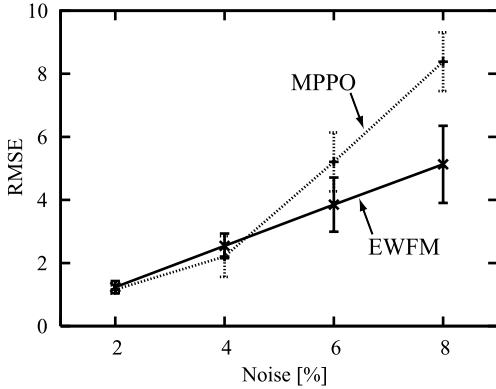


図 6 一様シミュレーションに対する波長導出精度
Fig. 6 The accuracy of measuring wavelength for homogeneous simulation with 8% noise.

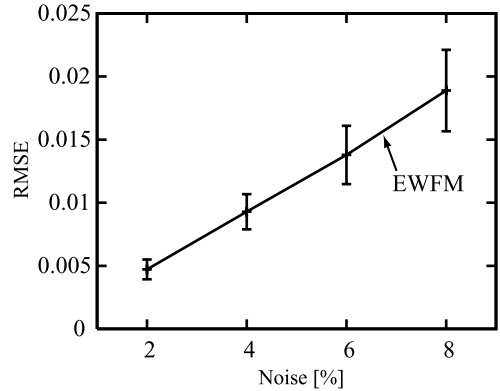


図 8 一様シミュレーションに対する減衰率導出精度
Fig. 8 The accuracy of measuring damping factor for homogeneous simulation with 8% noise.

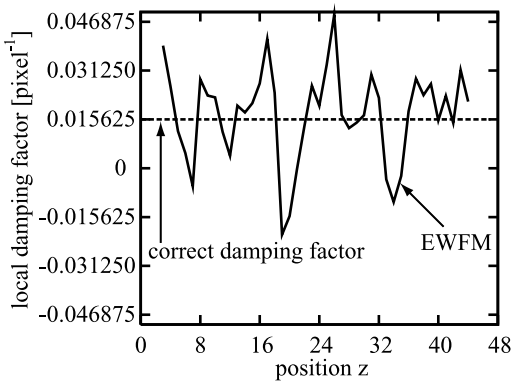


図 7 一様シミュレーションに対する減衰率導出結果 (ノイズ 8%)
Fig. 7 The result of measuring damping factor for homogeneous simulation with noise 8%.

また、それぞれの手法の波長導出精度を比較するため、正解に対する各導出結果の平均二乗誤差を計算した結果を図 6 に示す。図 6 より、ノイズが 2%、4% の場合には両手法の導出精度にほとんど差がないことが確認できる。また、ノイズが 6%、8% の場合には提案手法が従来法と比較して誤差が小さくなっている。MPPO 法は大きなノイズに対し、パワースペクトルが偶然基本波に集中するはずれ値が出現しやすくなるため、ノイズが大きい場合、誤差が増大していると考えられる。上述の実験結果より、提案手法は MPPO 法と比較して、同程度かそれ以上の導出精度を有することが確認できる。

ノイズ 8% の画像に対する減衰率導出結果を図 7 に示す。また、提案手法の減衰率導出精度を確認するた

め、正解に対する各導出結果の平均二乗誤差を計算した結果を図 8 に示す。図 7 及び図 8 に示した結果より、減衰率導出はノイズに非常に敏感であることが確認できる。ノイズ 2% の場合でも正解に対して約 30% の誤差が存在し、ノイズ 8% の場合では正解に対して 100% 程度の誤差が存在する。したがって、提案手法では減衰率導出に関しては十分な精度を得ることは困難であり、減衰率導出精度の向上は今後の課題である。

次に、多重位相画像数や切出し幅を大きくすることにより、波長・減衰率導出精度の向上が可能であることを確認するため、多重位相画像数 $N = 4, 8, 12, 16$ 、ノイズ 8% の画像に対して、切出し幅 $W = 3, 5, 7, 9, 11$ として弾性波当てはめ法を適用し、波長・減衰率を導出した。また、すべての場合において波長・減衰率導出が可能であった $5 \leq z \leq 42$ に関する正解に対する各導出結果の平均二乗誤差を計算し、導出精度とした。各設定における波長及び減衰率の導出精度を表 1 及び表 2 に示す。表中の値は、各設定における 20 セットのデータに対する導出精度の平均及び標準偏差である。表 1 及び表 2 より、対象が一様な場合、多重位相画像数や切出し幅を大きくすることにより波長・減衰率導出精度の向上が可能であることが確認できる。

以上の結果から、一様な粘弾性体を想定したシミュレーション実験では、多重位相画像数や切出し幅を増加させ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確認できた。しかし、硬さの異なる部分が存在する場合、多重位相画像数に関しては大きいほど導出及び硬さの異なる部分の検出精度が向上す

表 1 一様シミュレーションデータに対する弾性波当てはめ法による波長導出精度 (ノイズ 8%)

Table 1 The accuracy of measuring wavelength for homogeneous simulation with 8% noise. (RMSE)

		切出し幅 W				
		3	5	7	9	11
多重位相画像数 N	4	90.28 (104.93)	7.41 (1.95)	3.73 (0.59)	2.55 (0.49)	1.90 (0.35)
	8	29.13 (59.22)	5.11 (0.82)	2.87 (0.45)	2.01 (0.32)	1.51 (0.27)
	12	11.97 (5.47)	3.86 (0.79)	2.27 (0.45)	1.53 (0.28)	1.12 (0.23)
	16	9.61 (3.96)	3.34 (0.69)	1.90 (0.42)	1.31 (0.32)	0.97 (0.27)

表内の数字は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の平均値、括弧内は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の標準偏差を表す。

表 2 一様シミュレーションデータに対する弾性波当てはめ法による減衰率導出精度 (ノイズ 8%)

Table 2 The accuracy of measuring damping factor for homogeneous simulation with 8% noise. (RMSE)

		切出し幅 W				
		3	5	7	9	11
多重位相画像数 N	4	0.0596 (0.0078)	0.0269 (0.0038)	0.0162 (0.0023)	0.0106 (0.0016)	0.0078 (0.0014)
	8	0.0421 (0.0056)	0.0184 (0.0032)	0.0108 (0.0017)	0.0072 (0.0011)	0.0053 (0.0008)
	12	0.0314 (0.0036)	0.0148 (0.0021)	0.0088 (0.0017)	0.0058 (0.0012)	0.0044 (0.0010)
	16	0.0303 (0.0052)	0.0141 (0.0030)	0.0082 (0.0017)	0.0054 (0.0010)	0.0039 (0.0007)

表内の数字は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の平均値、括弧内は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の標準偏差を表す。

ることが予想されるが、切出し幅の増大は常に精度向上に結び付くとは限らない。導出及び硬さの異なる部分の検出精度向上のためには、多重位相画像数に関しては可能な限り大きいものを選択し、切出し幅に関しては空間分解能と S/N との関係から最適なものを選択する必要があると考えられる。

最後に、多重位相画像数と切出し幅の組合せに対する波長導出の空間分解能と硬さの異なる部分の検出精度を確認するため、粘弾性の異なる部分が存在する三層シミュレーションデータを用いた実験を行った。硬さの異なる部分を検出する例として乳ガンの検診が考えられるが、この場合、正常な組織の剛性率が 5 kPa、病変組織が 25 kPa 前後であり、硬さの比が約 5 倍から 10 倍であるといわれている [14]。本実験では、約 5 kPa の組織中に約 25 kPa の病変部があることを想定した。計測対象の密度が 1 g/cm^3 、加振周波数 100 Hz、

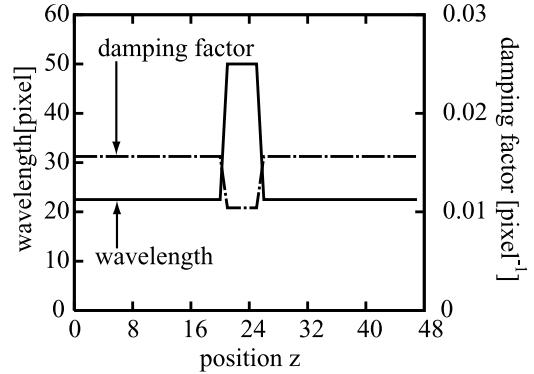


図 9 三層シミュレーションの設定
Fig. 9 A three layer simulation data.

撮影画像の空間分解能 $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ の設定で撮影したとすると、それぞれの硬さに対応する波長がそれぞれ約 22.5 pixel、約 50 pixel となる。以上より、本実験では波長として 22.5 pixel と 50 pixel を採用した。また、数 mm の病変部を検出することを想定し、今回の実験では硬さの異なる病変部を 5 pixel とした。実験に使用した画像の設定は一様シミュレーションと同様とし、粘弾性波のパラメータとして以下の値を用いる (図 9)。

$$A = 3$$

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

$$\lambda(r) = \begin{cases} 22.5 & (0 \leq r < 21) \\ 50 & (21 \leq r < 26) \\ 22.5 & (26 \leq r < 48) \end{cases}$$

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

$$\beta(r) = \begin{cases} 1/64 & (0 \leq r < 21) \\ 1/96 & (21 \leq r < 26) \\ 1/64 & (26 \leq r < 48) \end{cases}$$

ここで、簡単のために反射は考慮しないものとした。画像には平均 0、標準偏差が最大振幅の 8% ($SD = A \times 0.08$) のガウスノイズを付加した。多重位相画像数 N として、 $N = 4, 8, 12, 16$ をそれぞれ 20 セット生成した。なお、本実験では、 Z 軸に直交する平面上の信号はすべて同じ輝度であるとして、 $y = 0$ の直線上の輝度変化のみを用いた。

これらの多重位相 MRE 画像に対して、切出し幅 $W = 3, 5, 7, 9, 11$ として弾性波当てはめ法を適用し、

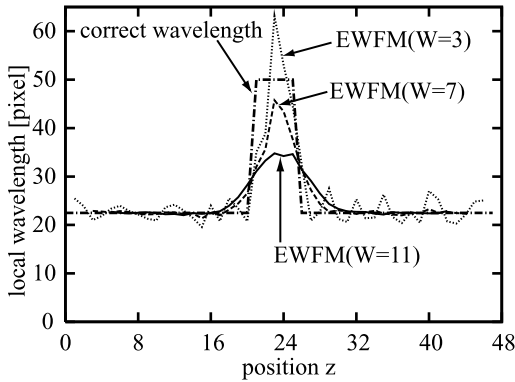


図 10 三層シミュレーションに対する波長導出結果 (ノイズ 8%)

Fig. 10 The result of measuring wavelength for three layer simulation with 8% noise.

表 3 三層シミュレーションデータに対する弾性波当てはめ法による波長導出精度

Table 3 The accuracy of measuring wavelength for three layer simulation with 8% noise. (RMSE)

		切出し幅 W				
		3	5	7	9	11
多重位相画像数 N	4	26.65 (38.34)	5.81 (0.94)	5.21 (0.56)	5.81 (0.45)	6.66 (0.42)
	8	23.49 (64.19)	4.71 (0.55)	5.06 (0.35)	5.75 (0.26)	6.46 (0.19)
	12	6.52 (1.93)	4.67 (0.41)	5.11 (0.34)	5.77 (0.28)	6.59 (0.30)
	16	5.80 (1.14)	4.53 (0.40)	4.98 (0.30)	5.73 (0.18)	6.47 (0.12)

表内の数字は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の平均値、括弧内は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の標準偏差を表す。

波長を導出した。また、導出した波長に対して標準偏差の 2 倍をしきい値としたアウトライヤ除去によりはずれ値を除去し、平均値 λ_{Ave} 及び標準偏差 λ_{SD} を計算した。そして、 $\lambda_{Ave} + 20\lambda_{SD}$ をしきい値として硬い層と軟らかい層に分離し、病変部である硬い層を検出した。

多重位相画像数 $N = 16$ に対する波長導出結果を図 10 に示す。図 10 より、切出し幅 $W = 3$ の場合、導出範囲全体で誤差が大きいが、軟らかい層と硬い層の境界が明りょうに導出されている。切出し幅 $W = 11$ の場合、軟らかい層に関しては非常に高精度に導出できているが、硬い層の導出は誤差が大きく、軟らかい層と硬い層の境界も明りょうではない。

多重位相画像数や切出し幅を変更した場合の波長導出精度を表 3 に示す。本実験では、正解に対する導出

表 4 三層シミュレーションデータに対する病変部の検出精度

Table 4 The accuracy of detecting the stiff layer from three layer simulation with 8% noise.

		切出し幅 W				
		3	5	7	9	11
多重位相画像数 N	4	0.89 (0.02)	0.90 (0.03)	0.90 (0.04)	0.92 (0.04)	0.91 (0.04)
	8	0.89 (0.02)	0.91 (0.03)	0.93 (0.05)	0.95 (0.02)	0.94 (0.03)
	12	0.89 (0.02)	0.93 (0.03)	0.96 (0.02)	0.96 (0.02)	0.94 (0.04)
	16	0.91 (0.03)	0.95 (0.03)	0.96 (0.02)	0.95 (0.03)	0.92 (0.04)

表内の数字は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の平均値、括弧内は 20 セットのデータに対する平均二乗誤差の標準偏差を表す。

結果の平均二乗誤差を導出精度とし、表中の値は、各設定における 20 セットのデータに対する導出精度の平均及び標準偏差である。また、多重位相画像数や切出し幅を変更した場合の検出精度を表 4 に示す。本実験では、導出範囲全体の画素数に対する検出の正解画素数の割合を検出精度とし、表中の値は、各設定における 20 セットのデータに対する検出精度の平均及び標準偏差である。また、表中の太字は同一多重位相画像数における最良値を示している。表 3 より、使用する多重位相画像数の変化により最適な切出し幅が変化することが分かる。 $N = 4$ では、 $W = 7$ のときに最良の結果となり、 $N = 8, 12, 16$ では、 $W = 5$ のときに最良の結果を示している。このことから、使用する多重位相画像数に応じて切出し幅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分かる。検出に関しては、今回の検出の設定では、すべての設定において 89%以上の正解率を示しているが、中でも $N = 4, 8, 12$ では、 $W = 9$ のときに最良の結果となり、 $N = 16$ では、 $W = 7$ のときに最良の結果を示している。どちらの結果からも多重位相画像数を大きくするに従って精度が向上することが確認できる。また、切出し幅に関しては、図 10 からも分かるように、切出し幅を小さく設定するとノイズの影響による誤差が増大し、切出し幅を大きく設定すると硬い層と軟らかい層の境界付近において誤差が増大する。このため、対象となる多重位相 MRE 画像の S/N や使用する多重位相画像数に対して、最適な切出し幅が変化する。導出精度が最良となる切出し幅と比較して検出が最良となる切出し幅が大きい原因であるが、今回使用した検出の方法が波長導出結果が

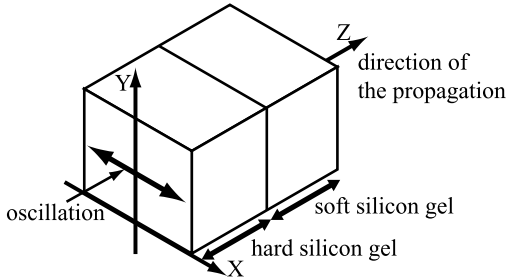


図 11 シリコンゲルファントムの模式図

Fig. 11 A diagram of the phantom with silicon gel.

らはずれ値を除去し、その平均や標準偏差を用いてしきい値を決める手法であるため、導出結果の標準偏差が小さくなる切出し幅の大きな実験結果において、検出結果がよくなっているためであると考えられる。提案手法の空間分解能は切出し幅により決定されるが、今回実験で用いた 5 pixel の病変部は 89%以上の精度で検出可能であることが確認できた。MRE 法の空間分解能には撮影自体の空間分解能と波長・減衰率導出の空間分解能が存在するが、病変部が数画素分として撮影されれば、検出は十分可能であると考えられる。

4.2 ファントム実験

次に、実 MRE 画像に対する本手法の精度確認のため、ファントム実験を行った。撮影対象として、硬質・軟質 2 種類の硬さをもつシリコンゲルを二層に重ね合わせたシリコンゲルファントム（京都科学株式会社）を用いた（図 11）。撮影には、臨床用 MRI 撮影装置（MAGNETOM Sonata, シーメンス旭メディテック株式会社）を用い、撮影パラメータとして繰返し時間（repetition time : TR）: 100 ms, エコー時間（echo time : TE）: 14 ms, 撮影視野（field of view : FoV）: 128 mm × 128 mm, スライス厚 8 mm, 解像度 128 pixel × 128 pixel を用いた。加振装置として、計測対象に平面波を励起するシステム [17] を利用し、125 Hz（周期 8 ms）の振動を 4 回加えることにより撮影を行った。このとき、振動開始から撮影までの遅延時間を $24 + 8 \times n / 32$ ($n = 1, 2, \dots, 32$) ms とすることで、32 枚の多重相画像を撮影した。図 12 に $n = 1$ （遅延時間 24.25 ms）の MRE 画像とその $y = 0$ におけるプロファイルを示す。同時に撮影した T2 強調画像より、硬質シリコンゲルの範囲は $0 \leq z \leq 45$, 軟質シリコンゲルの範囲は $46 \leq z \leq 93$ であることを確認している。また、剛性率・粘性率の導出精度を確認するため、機械的に剛性率・粘性率を測定できる動的粘

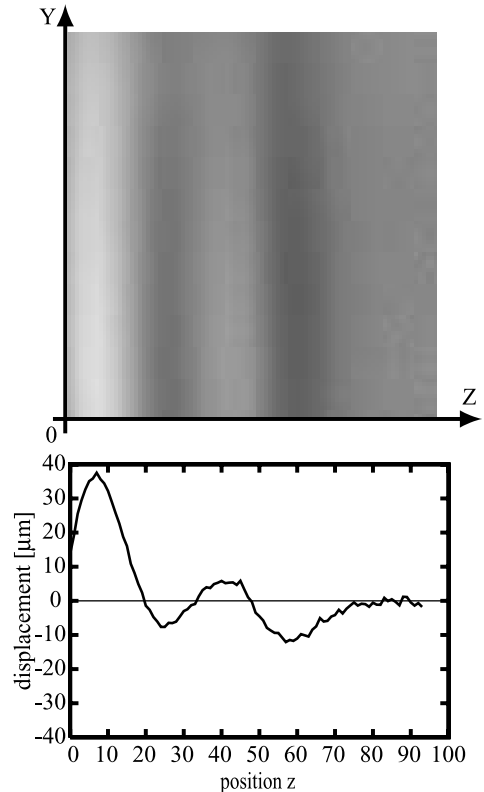


図 12 シリコンゲルファントムの MRE 画像と Z 軸方向のプロファイル

Fig. 12 An example of MRE image of phantom with silicon gel and its profile.

弾性測定装置（Rheogel-E4000, 株式会社 UBM）により同一の素材の剛性率・粘性率を計測した。3 回の機械的な粘弾性測定（viscoelastic analyzer）の結果、硬質のシリコンゲルファントムの剛性率及び粘性率の平均はそれぞれ 21.5 kPa（標準偏差：0.6）、18.9 Pa·s（標準偏差：0.6）であり、軟質のシリコンゲルファントムの剛性率及び粘性率の平均はそれぞれ 10.9 kPa（標準偏差：0.5）、13.5 Pa·s（標準偏差：0.8）であった。また、本計測より推定される本実験の撮影条件における波長は、硬質のシリコンゲルファントムにおいて約 38 mm（約 38 pixel）、軟質のシリコンゲルファントムにおいて約 27 mm（約 27 pixel）であった。

更に、取得した多重相画像から波の伝搬方向を計測した結果、Z 軸との成す角は 0.79° であり、波の伝搬方向は Z 軸とほぼ一致していることが確認できた。そこで、Z 軸上のデータを抽出することとして、提案手法により波長及び減衰率を計算し、剛性率・粘

性率を導出した．本実験における撮影条件では，硬質のシリコンゲルと軟質のシリコンゲルの境界及びシリコンゲルファントムの表面において粘弾性波が反射することが予想される．しかし，弾性波当てはめ法及び MPPO 法は反射波の存在を考慮していないため，反射波が存在する場合，剛性率・粘性率の導出精度が低下すると考えられる．本実験では，反射波の影響を低減するため，取得した多重位相画像に Manduca らにより提案された spatio-temporal directional filter (STDF)[18] を適用した．

最初に，提案手法と MPPO 法の剛性率導出精度を比較するため，両手法を適用して剛性率導出を行った．ここで，前述のシャノンの標本化定理による制限のため，MPPO 法における使用可能な最大多重位相画像数は MRE 画像に描出される波長の 1/2 以下であることが必要である．前述の機械計測の結果より MRE 画像に描出される波長は短いもので約 27 pixel であった．したがって，本実験の MPPO 法における使用可能な最大多重位相画像数は約 13 となる．しかし，実際には，各位相画像間の位相差は等間隔であることが必要なため，使用可能な最大多重位相画像数は 8 となる．そこで，本実験では画像番号 $i = 4, 8, \dots, 32$ の MRE 画像を用い，多重位相画像数 $N = 8$ の多重位相 MRE 画像を用いた．この多重位相 MRE 画像に STDF を適用した後，各手法により波長を計測し，剛性率を導出した．このとき，MPPO 法における空間分解能は高いもので約 3.4 pixel であるので，提案手法における空間分解能も同程度とするため，切出し幅 $W = 3$ として導出を行った．また，STDF 適用後の多重位相画像から撮影された粘弾性波の振幅を計測すると，最大振幅は $25.8 \mu\text{m}$ であり，また，波がほとんど存在せずノイズの量を表現していると考えられる $74 \leq z \leq 93$ の範囲における平均振幅は $2.17 \mu\text{m}$ であった．この結果から，対象とした多重位相画像には最大振幅の約 8.4% のノイズが含まれると考えられる．各手法の空間分解能は約 3 pixel であるため，この 3 pixel の平均振幅がノイズの振幅以下となる $59 \leq z$ の範囲については導出対象外とした．

剛性率導出結果を図 13 及び表 5 に，機械的な粘弾性計測値に対する剛性率導出の平均二乗誤差を表 6 に示す．弾性波当てはめ法による剛性率導出の結果は，MPPO 法と比較すると局所的に誤差が大きくなっている点が多く，これが誤差増大の要因となっていると考えられる．各手法による導出誤差を比較すると，軟

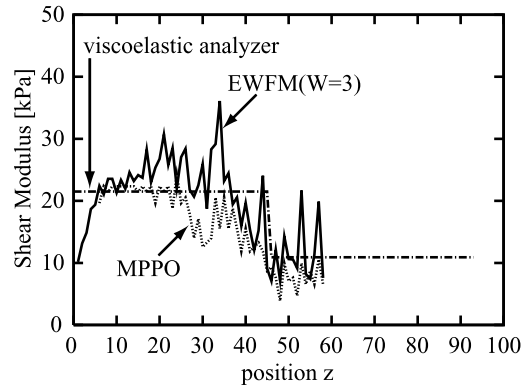


図 13 シリコンゲルファントムに対する剛性率導出結果
Fig. 13 The result of measuring local shear moduli from actual MRE images of phantom with silicon gel.

表 5 剛性率導出結果 (平均 ± 標準偏差 [kPa])
Table 5 The average of measuring local shear moduli from actual MRE images of phantom with silicon gel (average ± standard deviation [kPa]).

範囲	$6 \leq z \leq 45$	$46 \leq z \leq 58$
EWFM ($W = 3$)	23.0 ± 5.0	11.3 ± 4.6
MPPO	18.4 ± 4.1	7.6 ± 2.0
viscoelastic analyzer	21.5 ± 0.6	10.9 ± 0.5

表 6 機械的な粘弾性計測値に対する剛性率導出の平均二乗誤差 ([kPa])

Table 6 The root mean square error of measured shear moduli ([kPa]).

範囲	$6 \leq z \leq 45$	$46 \leq z \leq 58$	$6 \leq z \leq 58$
EWFM ($W = 3$)	5.21	4.57	5.06
MPPO	5.16	3.82	4.87

質シリコンゲルファントムにおいて MPPO 法による剛性率導出がやや誤差の小さい結果となっているが，各手法による導出精度にはほとんど差がなかった．

次に，提案手法における多重位相画像数や切出し幅の変化に対する導出精度を比較するため，多重位相画像数 $N = 8$ 及び 32 の多重位相 MRE 画像に対して，切出し幅 $W = 3, 7, 11$ の弾性波当てはめ法を適用し，剛性率を導出した．前述の実験と同様に，各 MRE 画像から粘弾性波の振幅を計測した結果，各切出し幅の平均振幅がノイズの振幅以下となる部分は計測対象外とした．そして，すべての剛性率導出において導出が可能であった $6 \leq z \leq 58$ の範囲に関して導出精度を評価した．

機械的な粘弾性計測値に対する各剛性率導出の平均二乗誤差を図 14 に示す．図 14 より，多重位相画像数

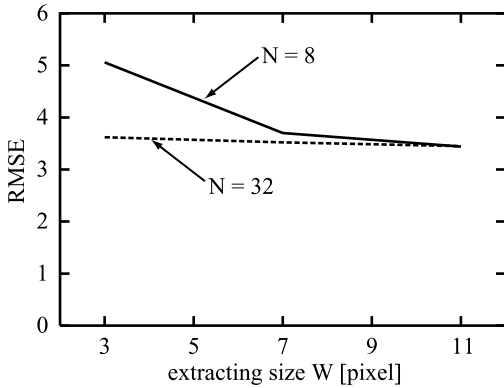


図 14 シリコンゲルファントムに対する剛性率導出精度
Fig. 14 The accuracy of measuring local shear moduli from actual MRE images of phantom with silicon gel.

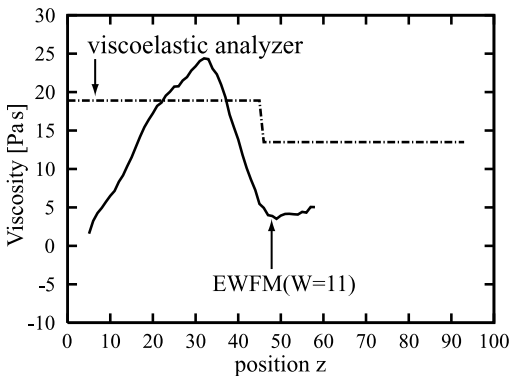


図 15 シリコンゲルファントムに対する粘性率導出結果
Fig. 15 The result of measuring local viscosity from actual MRE images of phantom with silicon gel.

について比較すると $W = 3$ において導出精度が向上していることが確認できる。しかし、 $W = 7, 11$ では同程度の導出精度となっている。また、切出し幅について比較すると $N = 8, 32$ とともに切出し幅を増加させるに従って導出精度が向上していることが確認できる。

最後に、上述の設定を用いて粘性率導出を行った。多重位相画像数 $N = 32$ 、切出し幅 $W = 11$ の設定における粘性率導出結果を図 15 に示す。硬質シリコンゲルファントム・軟質シリコンゲルファントムともに機械的な粘弾性計測値とは大きく異なる結果となった。また、 $6 \leq z \leq 58$ の範囲における機械的な粘弾性計測値に対する粘性率導出の平均二乗誤差は $8.02 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ であり、機械的な粘弾性計測値 $18.9 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ 及び $13.5 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ に対して 50%程度の誤差が存在することになる。した

がって、弾性波当てはめ法では粘性率導出は可能であるが、十分な精度を得られなかったと考えられる。

5. む す び

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、弾性波当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。また、MRE 画像に描出される波長が短い方が、本手法による波長導出精度は向上すると考えられる。しかしながら、臨床応用を考慮すると、対象となる生体組織の周波数依存性や、装置のノイズの影響から、一般に波長が短い方が導出精度が高くなるとはいえない。

シミュレーション実験によって、弾性波当てはめ法と従来法を比較すると、同程度のデータ量を用いて波長を導出した場合、同程度の導出精度を得られることを確認した。また、提案手法では、導出に用いるデータ量を増加させることにより、導出精度の向上が可能であることも確認できた。更に、提案手法では減衰率の導出が可能であるが、導出精度が実用に対して十分には得られないことを確認した。三層シミュレーションでは、硬さの異なる部分を含む対象の波長導出を行う場合、切出し幅を変化させることにより導出精度が変化することが確認された。これは、画像ノイズと粘弾性定数の空間変化の緩急に応じて空間分解能を任意に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唆している。導出の空間分解能である切出し幅の最適化に関しては、事前知識を利用した最適化手法 [19] 等を用いることにより切出し幅を決定することが考えられるが、今後の課題である。

ファントム実験では、実際に撮影された多重位相 MRE 画像からの剛性率の導出が可能であることを確認したが、粘性率については十分な精度が得られなかった。また、弾性波当てはめ法と従来法を比較すると、同程度のデータ量を用いて剛性率を導出した場合、同程度の導出精度を得られることを確認した。また、提案手法では、導出に用いるデータ量を増加させることにより、導出精度の向上が可能であることも確認できた。

今後の課題として、本研究では考慮しなかった反射、屈折、更に 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。

謝辞 本研究の一部は、文部科学省科学研究費基盤研究(C)(2)14570854及び基盤研究(B)17300150の補助を受けて行った。

文 献

- [1] 貝原 眞, 坂西明郎, “動的粘弾性測定” バイオレオロジー, pp.47-49, 米田出版, 千葉, 1999.
- [2] C. Sumi and K. Nakayama, “A robust numerical solution to reconstruct a globally relative shear modulus distribution from strain measurements,” IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.3, pp.419-428, 1998.
- [3] M. Yamakawa and T. Shiina, “Tissue elasticity reconstruction based on modified 3-dimensional finite-element model,” Jpn. J. Appl. Phys., vol.44, no.6B, pp.4567-4577, 2005.
- [4] T.L. Chenevert, A.R. Skovoroda, M. O'Donnell, and S.Y. Emelianov, “Elasticity reconstructive imaging by means of stimulated echo MRI,” Magnetic Resonance in Medicine, vol.39, no.3, pp.482-490, 1998.
- [5] J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink, “Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissues elasticity mapping,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control, vol.51, no.4, pp.396-409, 2004.
- [6] R. Muthupillai, D.J. Lomas, P.J. Rossman, J.F. Greenleaf, A. Manduca, and R.L. Ehman, “Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves,” Science, vol.269, pp.1854-1857, 1995.
- [7] A. Manduca, R. Muthupillai, P.J. Rossman, J.F. Greenleaf, and R.L. Ehman, “Image processing for magnetic resonance elastography,” SPIE, vol.2710, pp.616-623, 1996.
- [8] M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff, and J.-L. Gennisson, “Ultra high speed imaging of elasticity,” IEEE Ultrasonics Symposium, pp.1811-1820, 2002.
- [9] M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, and M. Fink, “Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: Application to transient elastography,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control, vol.49, no.10, pp.1363-1374, 2002.
- [10] H. Knutsson, C.F. Westin, and G. Granlund, “Local multi scale frequency and bandwidth estimation,” Proc. IEEE Intl. Conf. on Image Processing, pp.36-40, 1994.
- [11] A. Manduca, V. Dutt, D.T. Borup, R. Muthupillai, R.L. Ehman, and J.F. Greenleaf, “Reconstruction of elasticity and attenuation map in shear wave imaging: Inverse approach,” Proc. LNCS, vol.1496, pp.606-613, 1998.
- [12] M. Suga, T. Matsuda, K. Minato, O. Oshiro, K. Chihara, J. Okamoto, O. Takizawa, M. Komori, and T. Takahashi, “Measurement of invivo local shear modulus using MR elastography multiple phase patchwork offsets,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.50, no.7, pp.908-915, 2003.
- [13] M. Suga, T. Matsuda, K. Minato, O. Oshiro, K. Chihara, J. Okamoto, O. Takizawa, M. Komori, and T. Takahashi, “Measurement of in-vivo local shear modulus by combining multiple phase offsets MR elastography,” MEDINFO2001, pp.933-937, 2001.
- [14] 大城 理, 菅 幹生, 太田 信, 松田哲也, 堤 定美, 湊小太郎, 千原國宏, 高橋 隆, “MRE を用いた剛性率と粘性率の計測” Med. Imaging Technol., vol.19, pp.389-399, 2001.
- [15] J. Braun, G. Buntkowsky, J. Bernarding, T. Tolxdorff, and I. Sack, “Simulation and analysis of magnetic resonance elastography wave images using coupled harmonic oscillators and Gaussian local frequency estimation,” Magnetic Resonance Imaging, vol.19, pp.703-713, 2001.
- [16] M.M. Burlew, E.L. Madsen, J.A. Zagzebsky, R.A. Banjavic, and S.W. Sum, “A new ultrasound tissue-equivalent material,” Radiology, vol.134, pp.517-520, 1980.
- [17] T. Oida, Y. Kang, T. Matsuda, J. Okamoto, T. Azuma, O. Takizawa, A. Amano, and S. Tsutsumi, “Bed-type oscillator for MR elastography,” Proc. ISMRM 12th Scientific Meeting, p.1773, 2004.
- [18] A. Manduca, D.S. Lake, S.A. Kruse, and R.L. Ehman, “Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of MR elastography images,” Medical Image Analysis, vol.7, pp.465-473, 2003.
- [19] 間瀬 茂, 武田 純, 空間データモデリング, 共立出版, 東京, 2001.

(平成 17 年 7 月 11 日受付, 18 年 1 月 9 日再受付)



笈田 武範 (学生員)

平 13 京大・工・電気電子卒・平 15 同大大学院情報学研究所修士課程了。同大学院情報学研究所博士後期課程在学中。生体組織弾性計測, 医用画像処理に関する研究に従事。ISMRM, 日本磁気共鳴医学会, 日本生体医工学会各会員。



大野 友和

平 15 京大・工・電気電子卒．平 17 同大大学院情報学研究所修士課程了．現在，オリコム勤務．



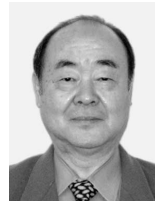
瀧澤 修

昭 42 京大・理卒．昭 51 京大・理・化学博．昭 54～59 オランダ，ドイツで磁気共鳴による分子物性の研究に従事．昭 59 シーメンス旭メディテック社入社．現在，マーケティング本部チーフサイエンティスト．



天野 晃 (正員)

昭 63 京大・工・電気卒．平 2 同大大学院修士課程了．平 5 同大学院博士課程学修退学．同年工学部助手．平 7 広島市立大学助教授．平 14 京都大学大学院情報学研究所助教授．生体シミュレーション，コンピュータビジョン，文書画像処理の研究に従事．IEEE BME，CS，人工知能学会，日本エム・イー学会各会員．



堤 定美

昭 42 京大・工・機械卒．同年阪大歯学部助手．昭 55 京大・工・学博．同年京大医用高分子研究センター助手．昭 63 同センター助教授．平 6 京大生体医科学研究所教授．平 10 京大再生医科学研究所教授．生体力学に関する研究に従事．



姜 有峯

平 10 同志社大・工卒．同年京大再生研研究生．平 14 同志社大学院修士了．平 18 京大工学研究科博士課程了．同年京大再生研研究員．生体力学シミュレーション，MRE の研究に従事．



松田 哲也 (正員)

昭 56 京大・医卒．昭 63 同大大学院医学研究科博士課程了．同年京都大学医学部附属病院第 3 内科助手．平 9 同医療情報部助教授．平 12 京都大学大学院情報学研究科教授．心臓の収縮モデルに関する研究，医用 VR システムの開発，循環器領域の MRI 撮影法及び画像処理に関する研究に従事．IEEE BME，ISMRM，循環器学会，内科学会，日本磁気共鳴医学会，日本エム・イー学会各会員．



岡本 淳 (正員)

昭 60 北大・工卒．昭 62 同大大学院工学研究科修士課程了．同年旭化成(株)入社．昭 63 シーメンス旭メディテックへ出向．平 17 より旭化成情報技術研究所．MRI の開発及び研究に従事．現在は音声認識の研究に従事．



東 高志

平 3 阪大・歯・歯科技工士学校卒．平 9 京都工繊大・繊維・高分子卒．京大生医工研研究生を経て，京大再生研教務補佐として現在に至る．平 14～15 先端医療振興財団客員研究員．研究分野は生体工学で MR 撮像法に関する研究に従事．日本磁気共鳴医学会，IADR (国際歯科学会) 等各会員．平 16 日本磁気共鳴医学会国際飛躍賞受賞．