最大エントロピー法を用いた投射角制限下回折トモグラフィ 画像復元法の実験的検討

正員 濱 本 和 彦 (東海大)

正員 椎 名 毅 (筑波大)

Experimental Investigation on Maximum Entropy Image Restoration of Limited Angle Diffraction Tomography

Kazuhiko Hamamoto, Member (Tokai University), Tsuyoshi Shiina, Member (University of Tsukuba)

In clinical diagnosis, ultrasound is superior to X-ray in respects of safety and ability to image characteristic of soft tissues. A pulse-echo ultrasonic imaging is now widely applied to the clinical use. Unfortunately, however, the images are not quantitative and their resolution is not sufficient since the imaging uses reflected ultrasound signals on the assumption that the ultrasonic beam is very sharp and travels in straight lines. The assumption is not true in all biological tissues. Images of ultrasonic CT by using technique of X-ray CT also have artifacts because of the same reasons.

Diffraction tomography, which is CT considering wave diffraction effect, is expected to reconstruct quantitatively a higher resolution image. In clinical use, however, the range of insonifying angle is often limited. It is therefore an important problem how accurate image under this ill-posed condition can be reconstructed. In regard to this problem, we have proposed a new restoration method by using maximum entropy method and iterative revisions. Simulation results have shown that it is possible to restore the image under this ill-posed condition.

In this paper, we present the results of experimental investigation on this method. The results coincide with the same tendency as simulation results.

キーワード：回折トモグラフィ，超音波，悪条件問題，逆散乱問題，最大エントロピー法，実験的検討

1. ま え が き

超音波を用いて生体の音響特性を画像化する超音波断層法は、X線を用いた方法に比べ安全性が高く、MRIなどと比べても装置が簡単で安価であり、操作も容易である。現在主流となっている方法はパルスエコー法である。この方法は、超音波パルスビームを生体内に入射し、その反射パルスの振幅と伝搬時間を利用して断層像を得る方法である。超音波パルスは音響インピーダンスが異なる組織境界で反射する。つまり、この方法では組織境界の位置情報を画像化することは可能であるが、より多くの診断情報を含んでいる定量的な画像を再構成することは困難である。またこの方法には、その画像化のプロセスにおいて超音波ビームの直進性と生体内音速が既知で一定であることを仮定しているため、音速不均一部分で波動の回折効果や時間ずれの影響を受け、アーチファクトを生じやすい欠点がある。更にその分解能はパルス進行方向がパルス幅程度、走

査方向がビーム幅程度で両者とも数mm程度であり、十分ではない。このため、超音波を用いて高分解能で定量的な画像を得る方法の開発が広く望まれている。このような研究は“tissue characterization”と呼ばれている。

これを実現する方法の一つに計算機トモグラフィ(CT)がある。またCTには、パルスエコー法では画像化できなかった組織を画像化できる可能性もあるため、新たな診断情報を提供可能な手段としても期待される。これまでに提案されている代表的な超音波CTは、X線CTの原理をそのまま適用して、音速分布や超音波吸収係数分布を画像化するCTである⁽¹⁾⁽²⁾。しかしX線CTはX線の直進を仮定しており、比較的波長が長い超音波の場合にはその波動性の影響が無視できなくなり、アーチファクトが生じてしまう⁽³⁾。

超音波の波動性(散乱、回折)を考慮して、散乱データから断層像を得る方法に回折トモグラフィがある⁽⁴⁾⁻⁽⁷⁾。この基本原理は不均一媒質中における波動方程式の逆問題

を解くことである。再構成される音響特性は音速分布である。また、この分解能は等方的に波長以下であることが理論的に示されており、パルスエコー法よりも高分解能な画像再構成が期待される。

一般に、CTで画像を再構成する場合には、十分密な間隔で物体の周囲半周にわたってデータを測定することが必要である（ただし、再構成される物体関数が実関数の場合）。しかし、回折トモグラフィはBorn近似やRytov近似に代表される弱散乱仮定を適用しているため、強散乱体である骨を含む領域のデータ測定は不可能である。このため、実際の臨床においては、この領域を避けてデータ測定を行わなければならない、投射角が制限され、十分なデータ測定ができない場合が多い。この問題は、投射角制限下回折トモグラフィ画像復元問題として、既にいくつかの検討結果が報告されている^{(8)~(11)}。

著者らは、この問題について、繰返し修正法(IR)と最大エントロピー法(MEM)を組み合わせた新しい画像復元法、MEM+IRを既に開発し、シミュレーションによる検討の結果、従来提案されている方法と比較して、本手法が投射角制限下回折トモグラフィの画像復元に非常に有効であることを示している⁽¹²⁾。また、反射型への適用も検討している⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾。

本論文では、このMEM+IRによる投射角制限下回折トモグラフィ画像復元法を実験によって検討している。その結果、シミュレーションによる検討結果と同様な結果が得られ、本手法を用いて定量的で高分解能な医用超音波画像を再構成可能であることが実験によっても確認された。

2. MEMを用いた投射角制限下回折トモグラフィ画像復元法

〈2・1〉 投射角制限下回折トモグラフィ 回折トモグラフィは、(1)式で表される不均一媒質中での波動方程式の逆問題を弱散乱仮定の下に解くことによって、物体関数 $f(x, y)$ を再構成するCTである。 $f(x, y)$ は(2)式で表さ

れる refractive index を示しており、音速分布 $c(x, y)$ を定量的に画像化できる。

$$\nabla^2 u(x, y) + k_0^2 u(x, y) = -f(x, y)u(x, y) \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$f(x, y) = k_0^2 \left(\frac{c_0^2}{c^2(x, y)} - 1 \right) \quad \dots\dots\dots (2)$$

ただし、 $u(x, y)$ ：観測波、 k_0 ：物体を囲む媒質中の波数、 c_0 ：物体を囲む媒質中の音速

代表的な弱散乱仮定であるBorn近似やRytov近似が十分に成立すると仮定すると、この逆散乱問題は図1のフーリエ回折理論によって解くことができる。この理論は次のことを表現している。

ある角度で投射された連続平面波が物体によって散乱され、物体を挟んで投射波の伝搬方向に垂直に位置する受信器で受信されるような測定系を想定する。このとき、受信された観測波のフーリエ変換は、物体関数 $f(x, y)$ のフーリエ変換の、波数を半径とする円弧上の値となる。

この理論により、物体の周りで投射角が制限されることなくデータ測定が可能であるならば、図2(a)のように半径 $\sqrt{2}k_0$ の円内でデータを取得することができる。このデータを二次元逆フーリエ変換することにより画像が再構成される。このときの分解能は $\lambda/2\sqrt{2}$ (λ ：波長)であり、波長以下となる。しかし、実際の医療応用を想定した場合には、様々な要因で投射角が制限されてしまう。この場合、取得することができるデータ領域は図2(b)のように制限される。このように、画像再構成問題は悪条件問題となり、画像復元法の開発が必要となる。

〈2・2〉 MEMを用いた画像復元法 著者らはこの問題について、MEMとIRを組み合わせた画像復元法(MEM+IR)を既に提案し、シミュレーションによる検討を行っている⁽¹²⁾。ここではその概要について述べ、具体的な計算方法は付録にその概説を示すのみとする。

MEMを応用したX線CTの再構成法は、文献(15)に代表されるように、これまで数多く提案されている⁽¹⁶⁾。

図1 フーリエ回折理論
Fig. 1. Fourier diffraction theorem.

図 2 周波数領域におけるデータ取得範囲
Fig. 2. Range filled up with measured data in Frequency domain.

しかし、回折トモグラフィの場合には、画素値の総和 $\Sigma f(x, y)$ が既知ではないため、これらの手法を用いることはできない。よって著者らは、宇宙 X 線からの天体像再構成法として提案されている方法⁽¹⁷⁾を応用した。提案するアルゴリズムは、この方法を FFT と IR⁽¹⁸⁾を用いて高速化し、文献(17)中の天体像よりも画素数が多い医用画像にも適用可能としたアルゴリズムである⁽¹²⁾。まず、FFT を応用することにより計算量が約 1/2,500 に減少した。更に IR と組み合わせることにより、処理が収束するために必要な繰返し回数を 5 回から 2 回へ減少させることができた (シミュレーション結果)。著者らはこの画像復元法を MEM+IR と呼んでいる。

3. 実験による検討

〈3・1〉 装置の構成⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾ 実験装置の構成を図 3 に示す。高速 $c_0=1,500.6$ m/s の水槽中に送信トランスジューサ、疑似生体試料、受信ハイドロホンを配置し、疑似生体試料からの透過散乱波を観測直線上で測定する。

実験においては、照射平面波音場の不均一性による散乱特性の測定誤差が画像劣化の大きい原因となるため、本実験では連続平面波の代わりに RF バースト波を照射波として用い、その立上り直後の定常状態部分を選択して計測区間として用いることにより、純粋な平面波成分だけを含んだ信号を実現する。バースト波の周波数は 803.2 kHz で、トランスジューサには線焦点型で焦点深度が深い長方形圧電セラミック板を用いている。開口幅は 130 mm で、焦点距離 60 mm の位置に高さ 12 mm の二次元水平シート状の収束音場が形成される (図 4)。なお、水槽の内壁には吸音材を取り付けて不要反射の影響を取り除く。

疑似生体試料と受信器はトランスジューサによって形成される収束平面内に配置される。受信器には直径 1 mm の広帯域型 PVDF 製の円形ハイドロホンを使用する。散乱波は、疑似生体試料の中心から 24 mm の距離の、トラ

図 3 実験装置の構成
Fig. 3. Experimental set-up.

図 4 トランスジューサの構成
Fig. 4. Schematic of transmitting transducer.

ンスジューサと平行な直線上の計測範囲 64 mm の間で 1 mm (約 1/2 波長) の間隔で、デジタル同期検波方式により入射波によって正規化された振幅位相形式で測定される。

今回の実験では、疑似生体試料の形状がそれほど複雑で

はないため、試料を取り付けた回転ステージを 11.25° ごとに回転し、円周上の 32 箇所の回転角で同様の測定を繰り返した後、画像再構成時に線形補間により 2° 間隔のデータとしている。パースト波の計測時間は、波形が定常状態に到達してからエッジ波が重畳して波形が不規則に変動を始めるまでの時間で、2 周期 ($2.46 \mu\text{s}$) である。計測器には HP のデジタルオシロスコープ HP 54201 A を用いている。ビット数は 6 ビット、サンプリング周波数は 200 MHz である。

疑似生体試料は、図 5 に示すような音速比 c/c_0 が 1.024 となるようにプロパノール溶液を混入して作製したシストあり円形寒天ファントムを用いる。なお、実験中は、プロパノールの浸出を防ぐために全体を円筒状のラテックス製ゴムで包む。

〈3・2〉 実験結果 図 6 にコンピュータ作製した真の画像と、角度制限がない場合の再構成画像を示す。また、図 4 中の A-A' 断面も併せて示す。実線が真の画像、破線が再構成画像である。

S_{error} は次式で計算される画像誤差である。

$$S_{\text{error}} = \frac{\sum_{i=1}^{n_2} |f_i^r - f_i^t|}{\sum_{i=1}^{n_2} f_i^t} \times 100\% \quad (3)$$

ただし、 n_2 : 物体領域内の画素数、 f_i^r : 再構成画素値、 f_i^t : 真の画素値

画像誤差が大きくなってしまった原因は、投射間隔が広がったことと周波数領域における内挿誤差と考えられるが、

形状、定量性ともに疑似生体試料を良く表現した画像が再構成されている。特に、シストとシストの間隔は約 1 mm であり波長 (約 2 mm) 以下であるにもかかわらず、四つのシストはそれぞれ分離されており、分解能が波長以下であることが示されている。

投射角が 120° の場合の結果を図 7 に、 100° の場合の結果を図 8 に示す。

それぞれ、(a) 図がデータ欠落部を 0 として IFFT のみにより得られた画像、(b) 図が文献 (11) で提案されている IR により得られた画像、(c) 図が著者らが提案している MEM+IR により得られた画像である。また、 ΔS_{error} は次式で計算される画像誤差である。

$$\Delta S_{\text{error}} = S_{\text{error}} - 30.8\% \quad (4)$$

図 5 実験用疑似生体試料 (単位: mm)
Fig. 5. Arrangement of the test object.

図 6 真の画像と角度制限がない場合の再構成画像
Fig. 6. True image and experimental reconstruction from complete data.

図 7 投射角が 120° に制限された場合の再構成画像と断面図
Fig. 7. Experimental reconstructions and numerical comparisons in the case where limited angle is 120° .

図 8 投射角が 100° に制限された場合の再構成画像と断面図
Fig. 8. Experimental reconstructions and numerical comparisons in the case where limited angle is 100° .

図 7 により, IFFT のみの画像はデータ欠落方向にアーチファクトを生じ, 定量性にも欠けていることがわかる。IR による画像は IFFT による画像より画質が向上している。しかし, MEM+IR によって, 更にそれよりも画像誤差が少なく定量性が増した画像が得られている。

図 8 により, 投射角の制限が厳しくなると IFFT のみの場合には画質が著しく劣化することがわかる。IR による画像には画像復元の効果が見られるが, 図 7 の場合と比較すると, 画像復元効果は低下している。これに対して, MEM+IR による画像では, 図 7 の場合とほぼ同じで復元効果が得られている。このことは, 投射角の制限が厳しい場合には特に, MEM+IR のほうが有効な画像復元法であることを示している。

これらの結果は, 文献(12)で示されているシミュレーションの結果と一致する。

以上の結果から, MEM+IR の有効性が実験によっても確認された。

4. ま と め

投射角制限下回折トモグラフィの画像復元法として提案している, 最大エントロピー法 (MEM) と繰返し修正法 (IR) を組み合わせた画像復元法 “MEM+IR” の効果を, ファントム実験によって検討した。

投射角が 100° と 120° に制限された場合について検討した。その結果, 従来提案されている IR のみを用いた場合よりも画像復元効果が高く, 特に角度制限が厳しくなった場合にその差が大きくなることが示された。この結果はシミュレーションの結果と一致し, MEM+IR が有効な画像復元法であることが実験によっても確認された。

以上の結果から, 本手法を用いて, 近年望まれている定量的かつ高分解能な医用超音波画像の再構成が可能であると考えられる。

本手法を実際に医用超音波画像計測に適用するには, 次のような問題点が残されている。一つは, 測定系の問題である。今回のような透過型の測定系では装置が大型になり, 実用的ではない。もう一つは, Born 近似または

Rytov 近似を適用しているために生じる, 生体内での入射波形のひずみに起因した計測データの誤差である。よって今後は, より実用的な測定系 (例えば反射型) における回折トモグラフィの画像再構成問題の検討や, 物体内での波動の変形を考慮した近似法 (Eikonal 近似など) を用いた画像再構成理論の検討, そして本手法の更なる高速化などが実用化へ向けての課題となる。

本研究のために実験データを提供していただいた東京農工大学工学部電子情報工学科山田晃助教授に深謝いたします。

(平成 7 年 2 月 27 日受付, 同 7 年 6 月 19 日再受付)

文 献

- (1) J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, W. F. Samayoa & F. A. Duck: "Algebraic Reconstruction of Spatial Distribution of Acoustic Velocities in Tissue from Their Time-Flight Profiles", *Acoustic Holography*, 6, 71 (1975)
- (2) K. A. Dine & A. C. Kak: "Ultrasonic Attenuation Tomography of Soft Tissues", *Ultrasonic Imaging*, 1, No. 1, 16 (1979)
- (3) C. R. Crawford & A. C. Kak: "Multipath Artifact Corrections in Ultrasonic Transmission Tomography", *ibid.*, 4, 234 (1982)
- (4) A. C. Kak & M. Slaney: "Principles of Computerized Tomographic Imaging", IEEE Press, p. 203 (1987)
- (5) A. J. Devaney: "A Filtered Backpropagation Algorithm for Diffraction Tomography", *Ultrasonic Imaging*, 4, 336 (1982)
- (6) A. J. Devaney: "Geophysical Diffraction Tomography", *IEEE Trans. Geoscience and Remote Sensing*, GE-22, No. 1, 3 (1984)
- (7) R. K. Muller, M. Kaveh & G. Wade: "Reconstructive Tomography and Applications to Ultrasonics", *Proc. IEEE*, 67, No. 4, 567 (1979)
- (8) S. K. Keneue & J. F. Greenleaf: "Limited Angle Multifrequency Diffraction Tomography", *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, SU-29, No. 6, 213 (1982)
- (9) M. Kaveh, M. Soumekh & J. F. Greenleaf: "Signal Processing for Diffraction Tomography", *ibid.*, SU-31, No. 4, 230 (1984)
- (10) C. Lan, X. Li & G. Wade: "A Pseudoinverse Filter for Limited-Angle Diffraction Tomography Involving Objects with Planar Structure", *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control*, UFFC-35, No. 6, 821 (1988)
- (11) C. Q. Lan, K. K. Xu & G. Wade: "Limited Angle Diffraction Tomography and Its Application to Planar Scanning System", *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, SU-32, No. 1, 9 (1985)
- (12) 濱本和彦・椎名 毅: 「最大エントロピー法を用いた投射角制限下回折トモグラフィ画像復元法の検討」, 計測自動制御学論, 29, No. 8, 867 (平 5)

- (13) K. Hamamoto & T. Shiina: "Reconstruction Method of Limited Angle Reflection Mode Diffraction Tomography Using Maximum Entropy Method", *IEICE Trans. Fundamentals*, **E76-A**, No. 7, 1212 (1993)
- (14) K. Hamamoto, T. Shiina & M. Ito: "An Investigation on Practicability of Reflection Mode Diffraction Tomography", *Japan. J. Appl. Phys., Part 1*, **33**, 5B, 3181 (1994)
- (15) G. Minerbo: "MENT: A Maximum Entropy Algorithm for Reconstructing a Source from Projection Data", *Comput. Graphics Image Processing*, **10**, 48 (1979)
- (16) Y. Wang & W. Lu: "Multicriterion Maximum Entropy Image Reconstruction from Projections", *IEEE Trans. Medical Imaging*, **MI-11**, No. 1, 70 (1992)
- (17) S. J. Werneck & L. R. D'addario: "Maximum Entropy Image Reconstruction", *IEEE Trans. Comput.*, **C-26**, No. 4, 351 (1977)
- (18) T. Sato, S. J. Norton, M. Linzer, O. Ikeda & M. Hiram: "Tomographic Image Reconstruction from Limited Projections Using Iterative Revisions in Image and Transform Spaces", *Appl. Opt.*, **20**, No. 3, 395 (1981)
- (19) 山田 晃・倉橋一夫: 「超音波回折トモグラフィの画像誤差軽減法の検討」, 信学論 A, **J76-A**, 1270 (平 5-9)
- (20) A. Yamada & K. Kurahashi: "Experimental Image Quality Estimation of Ultrasonic Diffraction Tomography", *Japan. J. Appl. Phys., Part 1*, **32**, 5B, 2507 (1993)

付 録

回折トモグラフィの画像復元への最大エントロピー法の応用^{(12)~(14)}

回折トモグラフィの画像再構成問題は、再構成画像ベクトル $\mathbf{f} = (f_1, \dots, f_N)^T$ ($N = N' \times N''$: 画素数), 受信周波数成分ベクトル $\mathbf{y} = (y_1, \dots, y_M)^T$ (M : 受信周波数成分数), $M \times N$ フーリエ変換行列 $F_{M \times N}$ を用いて次の式で表すことができる。

$$\mathbf{y} = F_{M \times N} \mathbf{f} \quad \text{..... (付 1)}$$

また、画像のエントロピーは次式で定義する⁽¹⁷⁾。

$$H = - \sum_{i=1}^N \log f_i \quad \text{..... (付 2)}$$

(付 1) 式と (付 2) 式より、画像のエネルギー関数 $J(\mathbf{f})$ を次のように定義する。

$$J(\mathbf{f}) = -H + \eta \|\mathbf{y} - F_{M \times N} \mathbf{f}\|^2 \quad \text{..... (付 3)}$$

ここで、 η : ラグランジュの乗数

この結果、回折トモグラフィの画像復元問題は (付 3) 式を最小とする再構成画像ベクトルを求める問題となる。これは、文献 (17) における天体像再構成問題と同等である。このエネルギー関数には停留点が一つしか存在しないのは明かであるから、直接 $\nabla J = 0$ を解くことにより次式のよう各画素値を求めることができる。

$$f_n^{(k+1)} = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad \text{..... (付 4)}$$

ただし、

$$a = -2\eta \cdot M$$

$$b = 2\eta \sum_{i=1}^M \{ [y_i^R - (y_i^{R(k)} - f_n^{(k)} \cos \phi_i)] \cos \phi_i - [y_i^I - (y_i^{I(k)} + f_n^{(k)} \sin \phi_i)] \sin \phi_i \}$$

$$\phi_i = 2\pi(u_i x_n + v_i y_n) / N'$$

$$\mathbf{y}^{(k)} = (y_1^{(k)}, \dots, y_M^{(k)})^T = F_{M \times N} \mathbf{f}^{(k)}$$

$$c = 1$$

R : real part, I : imaginary part,

k : iteration number

このように、FFT を応用して b を求めることにより、従来の方法⁽¹⁷⁾ と比較して大幅な計算量の減少が実現できた。更に IR と組み合わせることにより、処理が収束するために必要な繰返し回数の減少を実現している。

このように、本手法は従来のアルゴリズムよりも高速なアルゴリズムとなっており、比較的画素数が多い医用画像への適用が可能となった。

濱 本 和 彦 (正員) 1994 年東京農工大学大学院博士後期課程修了。同年東海大学工学部助手, 1995 年同講師。工学博士。医用電子工学の分野において、超音波を用いた生体加温・画像処理および信号処理、医療情報通信の研究に興味をもつ。IEEE, 日本 ME 学会, 日本超音波医学会, 電子情報通信学会会員。

椎 名 毅 (正員) 1987 年東京大学大学院電子工学専門課程修了。同年東京農工大学工学部講師, 1989 年同助教授。1992 年筑波大学電子・情報工学系助教授。工学博士。医用電子工学, 特に超音波などによる生体情報の可視化技術, 生体時系列信号処理, 医用画像理解などの研究に従事。日本超音波医学会評議委員, 日本 ME 学会専門別研究会幹事。電子情報通信学会, 計測自動制御学会, IEEE 会員。