

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-161318

(P2018-161318A)

(43) 公開日 平成30年10月18日(2018.10.18)

(51) Int.Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

F1

A61B 8/13

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-60570 (P2017-60570)
 (22) 出願日 平成29年3月27日(2017.3.27)

(特許庁注:以下のものは登録商標)

1. MATLAB

(出願人による申告)平成26年度 独立行政法人科学技術振興機構、革新的研究開発推進プログラム(IMPACT)「生体データ解析に基づく健康・医療リスク予測モデルの構築」に係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 504202472
 大学共同利用機関法人情報・システム研究機構
 東京都立川市緑町10番3号
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 卓二
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100125874
 弁理士 川端 純市
 (72) 発明者 備瀬 電馬
 東京都千代田区一ツ橋二丁目1番2号 大学共同利用機関法人情報・システム研究機構 国立情報学研究所内

最終頁に続く

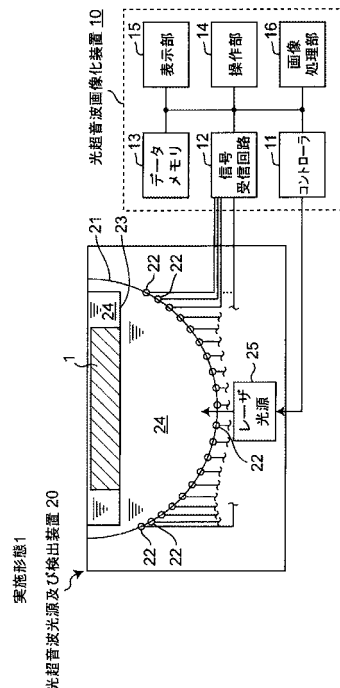
(54) 【発明の名称】光超音波画像化装置及び方法、光超音波画像化装置の制御プログラム並びに記録媒体

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】従来と比較して高精度で対象物を画像化する技術を提供する。

【解決手段】対象物に対して光を照射して対象物から発生する超音波を複数のセンサ22で検出し、音圧空間分布を示す複数の検出信号からなる音圧データに基づいて対象物を画像化する画像化処理を行う光超音波画像化装置10において、所定の初期音速データに基づいて、音速データのプロジェクション行列に初期の音圧ベクトルを乗算したときの乗算結果を音圧データとするときに、初期の音圧ベクトルに関する目的関数であって、対象物の画像データのスパース性、もしくは、画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのスパース性を表す目的関数の値が所定のしきい値以下になるように、音速が異なる複数の領域の音速を含む音速ベクトルを変化させて、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定することで、音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光超音波画像化法により、対象物に対して光を照射して前記対象物から発生する超音波を複数のセンサで複数の検出信号として検出し、音圧空間分布を示す複数の検出信号からなる音圧データに基づいて前記対象物を画像化する画像化処理を行う制御手段を備えた光超音波画像化装置において、

前記制御手段は、所定の初期音速データに基づいて、音速データのプロジェクション行列に初期の音圧ベクトルを乗算したときの乗算結果を音圧データとするときに、前記初期の音圧ベクトルに関する目的関数であって、前記対象物の画像データのスパース性、もしくは、前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのスパース性を表す目的関数の値が所定のしきい値以下になるように、音速が異なる複数の領域の音速を含む音速ベクトルを変化させて、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定することで、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算することを特徴とする光超音波画像化装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記目的関数の値が実質的に最小になるように、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算することを特徴とする請求項 1 記載の光超音波画像化装置。

【請求項 3】

前記目的関数は、前記対象物の画像データ、もしくは前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータの L_1 ノルム、 L_2 ノルム、又は全変動、又はこれらの組み合わせであることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光超音波画像化装置。

20

【請求項 4】

前記制御手段は、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定する途中の前記対象物の画像データ、もしくは、前記画像化後の画像データを表示部に出力することで可視化することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のうちのいずれか 1 つに記載の光超音波画像化装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記光超音波画像化法の空間解像度と時間解像度のうちの少なくとも一方を昇順で変化させて、前記光超音波画像化法により画像化処理をそれぞれ実行し、各画像化処理で得られた音速ベクトルを次の初期音速ベクトルとして用いて画像化処理を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のうちのいずれか 1 つに記載の光超音波画像化装置。

30

【請求項 6】

前記対象物は互いに音速が異なる第 1 及び第 2 の領域を含み、
前記制御手段は、

(1) 所定の初期音速ベクトルを用いて、所定の画像化法を用いて前記対象物を画像化して画像データを計算し、

(2) 前記計算された画像データに対して所定の画像処理を行うことで、前記第 2 の領域を推定し、

(3) 所定の位置合わせ法により、前記推定した第 2 の領域を、前記対象物の各領域の音速初期値を地図で示す所定の音速初期値アトラスに位置合わせすることで初期音速マップを計算し、

40

(4) 前記位置合わせされた初期音速マップを用いて、請求項 1 ~ 5 のうちのいずれか 1 つに記載の画像化処理を行うことを特徴とする光超音波画像化装置。

【請求項 7】

光超音波画像化法により、対象物に対して光を照射して前記対象物から発生する超音波を複数のセンサで複数の検出信号として検出し、音圧空間分布を示す複数の検出信号からなる音圧データに基づいて前記対象物を画像化する画像化処理を行う制御手段を備えた光超音波画像化装置のための光超音波画像化方法において、

前記制御手段が、所定の初期音速データに基づいて、音速データのプロジェクション行列に初期の音圧ベクトルを乗算したときの乗算結果を音圧データとするときに、前記初期

50

の音圧ベクトルに関する目的関数であって、前記対象物の画像データのスパース性、もしくは、前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのスパース性を表す目的関数の値が所定のしきい値以下になるように、音速が異なる複数の領域の音速を含む音速ベクトル又はその変化量変化させて、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定することで、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算するステップを含むことを特徴とする光超音波画像化方法。

【請求項 8】

前記制御手段が、前記目的関数の値が実質的に最小になるように、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算するステップを含むことを特徴とする請求項 7 記載の光超音波画像化方法。

10

【請求項 9】

前記目的関数は、前記対象物の画像データ、もしくは前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータの L_1 ノルム、 L_2 ノルム、又は全変動、又はこれらの組み合わせであることを特徴とする請求項 7 又は 8 記載の光超音波画像化方法。

【請求項 10】

前記制御手段が、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定する途中の前記対象物の画像データ、もしくは、前記画像化後の画像データを表示部に出力することで可視化するステップを含むことを特徴とする請求項 7 ~ 9 のうちのいずれか 1 つに記載の光超音波画像化方法。

20

【請求項 11】

前記制御手段が、前記光超音波画像化法の空間解像度と時間解像度のうちの少なくとも一方を昇順で変化させて、前記光超音波画像化法により画像化処理をそれぞれ実行し、各画像化処理で得られた音速ベクトルを次の初期音速ベクトルとして用いて画像化処理を行うことを特徴とする請求項 7 ~ 10 のうちのいずれか 1 つに記載の光超音波画像化方法。

【請求項 12】

前記対象物は互いに音速が異なる第 1 及び第 2 の領域を含み、
前記制御手段が、

(1) 所定の初期音速ベクトルを用いて、所定の画像化法を用いて前記対象物を画像化して画像データを計算し、

(2) 前記計算された画像データに対して所定の画像処理を行うことで、前記第 2 の領域を推定し、

30

(3) 所定の位置合わせ法により、前記推定した第 2 の領域を、前記対象物の各領域の音速初期値を地図で示す所定の音速初期値アトラスに位置合わせすることで初期音速マップを計算し、

(4) 前記位置合わせされた初期音速マップを用いて、請求項 7 ~ 11 のうちのいずれか 1 つに記載の画像化処理を行うステップを含むことを特徴とする光超音波画像化方法。

【請求項 13】

請求項 7 ~ 12 のうちのいずれか 1 つに記載の光超音波画像化方法の各ステップを含むことを特徴とする、コンピュータにより実行可能な光超音波画像化装置の制御プログラム。

40

【請求項 14】

請求項 13 記載の光超音波画像化装置の制御プログラムを格納することを特徴とする、コンピュータにより読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光超音波画像化法を用いて検査対象物を画像化する光超音波画像化装置及び方法、光超音波画像化装置の制御プログラム並びに記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

50

光音響イメージング (Photoacoustic Imaging: 以下、P A イメージング又は P A 画像化ともいう) は、癌、腫瘍血管新生物、及びその他の多くの疾患の早期臨床診断のための有望な新技術である (例えば、非特許文献 1 参照)。P A イメージングは、造影剤なしでも高空間分解能で、生体の血管を非侵襲的に視覚化することができ、多くの医療用途に有用である。ここで、P A イメージングは光音響効果を利用する。すなわち、画像化された組織 (すなわち、血管) は、短パルス近赤外線照射のレーザエネルギーを吸収して熱に変換し、熱弾性膨張と超音波の放出をもたらす。放射された光音響波を検知することにより物体の 3 次元構造を再構成することができる (例えば、非特許文献 2 参照)。

【 0 0 0 3 】

再構成問題には以下の 2 つの大きな困難性がある。第 1 の困難性として、P A イメージングのデータ取得速度は、レーザの繰り返し速度と超音波センサの数によって制限される。サンプリングの回数はリアルタイム撮像のために制限され、システムコストが低減される。この不十分なサンプリングは、通常、ストリーキングアーチファクトを引き起こす。第 2 の困難性として、ほとんどの P A 再構成方法で音速が正しく与えられていると仮定し、再構成精度は、与えられた速度の精度に大きく依存する。音速はしばしば温度と組織の変化に伴って変化し、それに応じてそれを調整することが不可欠である。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 では、略球冠形状または略球帯形状に沿って多数の振動子を配置して構成される探触子を用いて、高精度な被検体情報を取得するための被検体情報取得装置が開示されている。この被検体情報取得装置は、測定対象からの音響波を受信して電気信号を生成する複数の振動子と、複数の振動子の少なくとも一部の指向軸が集まるように支持する支持体と、点音源と、測定対象と支持体の相対位置を制御する手段と、複数の振動子それぞれから測定対象の注目位置までの距離を求めて注目位置における特性情報を生成する処理手段と、点音源から複数の振動子への音響波の受信時刻と、音速を用いて、複数の振動子それぞれの位置情報の補正データを求める補正手段を有する被検体情報取得装置を用いることを特徴としている。

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 では、超音波イメージングに用いる音速を最適化することで、従来に比して高分解能な超音波画像を取得することができる超音波イメージング装置を提供することが開示されている。当該超音波イメージング装置では、分解能最適化ユニットは、走査断面内の各位置毎の組織成分に応じた最適音速を判定し、この最適音速を用いて、走査断面内の各位置からの受信ビーム毎の受信遅延時間等を計算する。制御プロセッサは、最適音速を用いて計算される受信遅延時間を用いて、実際に診断に用いられる超音波画像を取得するためのスキャンにおける遅延加算処理を実行する。これにより、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正し、分解能が最適化された超音波画像を取得することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 6 - 0 5 5 1 6 2 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 2 6 4 5 3 1 号 公 報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 非特許文献 1 】 Kitai, T. et al., "Photoacoustic mammography: initial clinical results," *Breast Cancer*, 21, pp.146-153 (2014).

【 非特許文献 2 】 Li C. et al. "Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine," *Physics in Medicine and Biology*, 54 (19), pp.59-97 (2009).

【 非特許文献 3 】 Candes, E.J et al., "Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information," *IEEE Transactions on Information Theory*, pp. 489-509, (2006).

10

20

30

40

50

【非特許文献4】Zhang, Z. et al., "Total variation based gradient descent algorithm for sparse-view photoacoustic image reconstruction," *Ultrasonics*, 52, pp.1046-1055, (2012).

【非特許文献5】Xu M et al., "Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries," *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, 50(9), pp.1086-1099, (2003).

【非特許文献6】Xu Y et al., "Exact frequency-domain reconstruction for thermoacoustic tomography I: Planar geometry," *IEEE Medical Imaging*, 21(7), pp.823-828, (2002).

【非特許文献7】Xu, M. et al., "Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography," *Physical Review*, 71, 016706, (2005). 10

【非特許文献8】Guo, Z. et al., "Compressed sensing in photoacoustic tomography in vivo," *Journal of Biomedical Optics*, 15(2), 021311, (2010).

【非特許文献9】Treeby, BE. et al., "Automatic sound speed selection in photoacoustic image reconstruction using an autofocus approach," *Journal of Biomedical Optics*, 16(9), 090501, (2011).

【非特許文献10】Li, C. et al., "An Efficient Augmented Lagrangian Method with Applications to Total Variation Minimization," *Computational Optimization and Applications*, 56(3), pp.507-530, (2013).

【非特許文献11】Treeby, BE. et al., "K-wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields," *Journal of Biomedical Optics*, 15(2), 021314, (2010). 20

【非特許文献12】Kruger, RA. et al., "Dedicated 3D photoacoustic breast imaging," *Medical Physics*, 40(11), 113301, pp.1-8 (2013).

【非特許文献13】Mast, TD. et al., "Simulation of ultrasonic pulse propagation through the abdominal wall," *Journal of Acoustic Society of America*, 102(2), pp.1177-1190, (1997).

【非特許文献14】三村和史, 「圧縮センシング - 疎情報の再構成とそのアルゴリズム」, 数理解析研究所講究録, 第1803巻, 2012年26-56, (2012).

【非特許文献15】R. Baraniuk et al., "Random projections of smooth manifolds," *11 Foundations of Computational Mathematics*, Vol. 9, No. 1, pp. 51-77, 2009. 30

【非特許文献16】Y. C. Eldar et al., "Robust recovery of signals from a union of subspaces," *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol. 55, No. 11, pp. 5302-5316, 2009.

【非特許文献17】R. Baraniuk, V. et al., "Model-based compressive sensing," Preprint, 2008

【非特許文献18】A. W. Fitzgibbon, "Robust Registration of 2D and 3D Point Sets," *Proceedings of the British Machine Vision Conference*, 2001.

【非特許文献19】Rueckert, D. et al., "Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8, pp.712-721 (1999). 40

【非特許文献20】R. Bise et al., "Vascular Registration in Photoacoustic Imaging by Low-Rank Alignment via Foreground, Background and Complement Decomposition," *Proceedings of International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp.326-334, (2016).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1又は2の装置を用いて、検査対象物を画像化する場合において、音速は既知である必要があるが、音速は検査対象物の組織又は温度でゆらぎがあり、 50

想定された音速とは異なり、画像が劣化し、画像の精度がまだ低いという問題点があった。

【0009】

本発明の目的は以上の問題点を解決し、従来技術に比較して高精度で対象物を画像化できる光超音波画像化装置及び方法、光超音波画像化装置の制御プログラム並びに記録媒体を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

第1の発明にかかる光超音波画像化装置は、光超音波画像化法により、対象物に対して光を照射して前記対象物から発生する超音波を複数のセンサで複数の検出信号として検出し、音圧空間分布を示す複数の検出信号からなる音圧データに基づいて前記対象物を画像化する画像化処理を行う制御手段を備えた光超音波画像化装置において、

前記制御手段は、所定の初期音速データに基づいて、音速データのプロジェクション行列に初期の音圧ベクトルを乗算したときの乗算結果を音圧データとするときに、前記初期の音圧ベクトルに関する目的関数であって、前記対象物の画像データのスパース性、もしくは、前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのスパース性を表す目的関数の値が所定のしきい値以下になるように、音速が異なる複数の領域の音速を含む音速ベクトルを変化させて、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定することで、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算することを特徴とする。

【0011】

前記光超音波画像化装置において、前記制御手段は、前記目的関数の値が実質的に最小になるように、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算することを特徴とする。

【0012】

また、前記光超音波画像化装置において、前記目的関数は、前記対象物の画像データ、もしくは前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのL1ノルム、L2ノルム、又は全変動、もしくはこれらの組み合わせであることを特徴とする。

【0013】

さらに、前記光超音波画像化装置において、前記制御手段は、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定する途中の前記対象物の画像データ、もしくは、前記画像化後の画像データを表示部に表示することで可視化することを特徴とする。

【0014】

またさらに、前記光超音波画像化装置において、前記制御手段は、前記光超音波画像化法の空間解像度と時間解像度のうちの少なくとも一方を昇順で変化させて、前記光超音波画像化法により画像化処理をそれぞれ実行し、各画像化処理で得られた音速ベクトルを次の初期音速ベクトルとして用いて画像化処理を行うことを特徴とする。

【0015】

またさらに、前記光超音波画像化装置において、

前記対象物は互いに音速が異なる第1及び第2の領域を含み、

前記制御手段は、

(1) 所定の初期音速ベクトルを用いて、所定の画像化法を用いて前記対象物を画像化して画像データを計算し、

(2) 前記計算された画像データに対して所定の画像処理を行うことで、前記第2の領域を推定し、

(3) 所定の位置合わせ法により、前記推定した第2の領域を、前記対象物の各領域の音速初期値を地図で示す所定の音速初期値アトラスに位置合わせすることで初期音速マップを計算し、

(4) 前記位置合わせされた初期音速マップを用いて、請求項1～5のうちのいずれか1つに記載の画像化処理を行うことを特徴とする。

【0016】

第2の発明に係る光超音波画像化方法は、光超音波画像化法により、対象物に対して光を照射して前記対象物から発生する超音波を複数のセンサで複数の検出信号として検出し、音圧空間分布を示す複数の検出信号からなる音圧データに基づいて前記対象物を画像化する画像化処理を行う制御手段を備えた光超音波画像化装置のための光超音波画像化方法において、

前記制御手段が、所定の初期音速データに基づいて、音速データのプロジェクション行列に初期の音圧ベクトルを乗算したときの乗算結果を音圧データとするときに、前記初期の音圧ベクトルに関する目的関数であって、前記対象物の画像データのスパース性、もしくは、前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのスパース性を表す目的関数の値が所定のしきい値以下になるように、音速が異なる複数の領域の音速を含む音速ベクトルを変化させて、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定することで、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算するステップを含むことを特徴とする。

10

【0017】

前記光超音波画像化方法において、前記制御手段が、前記目的関数の値が実質的に最小になるように、前記音速ベクトルに基づく画像化された画像データを計算するステップを含むことを特徴とする。

【0018】

また、前記光超音波画像化方法において、前記目的関数は、前記対象物の画像データ、もしくは前記画像データに対して所定の変換を行ったときの変換の基底のデータのL1ノルム、L2ノルム、又は全変動、もしくはこれらの組み合わせであることを特徴とする。

20

【0019】

さらに、前記光超音波画像化方法において、前記制御手段が、音圧ベクトルと音速ベクトルを同時に推定する途中の前記対象物の画像データ、もしくは、前記画像化後の画像データを表示部に出力することで可視化するステップを含むことを特徴とする。

【0020】

またさらに、前記光超音波画像化方法において、前記制御手段が、前記光超音波画像化法の空間解像度と時間解像度のうちの少なくとも一方を昇順で変化させて、前記光超音波画像化法により画像化処理をそれぞれ実行し、各画像化処理で得られた音速ベクトルを次の初期音速ベクトルとして用いて画像化処理を行うことを特徴とする。

30

【0021】

またさらに、前記光超音波画像化方法において、

前記対象物は互いに音速が異なる第1及び第2の領域を含み、
前記制御手段が、

(1) 所定の初期音速ベクトルを用いて、所定の画像化法を用いて前記対象物を画像化して画像データを計算し、

(2) 前記計算された画像データに対して所定の画像処理を行うことで、前記第2の領域を推定し、

(3) 所定の位置合わせ法により、前記推定した第2の領域を、前記対象物の各領域の音速初期値を地図で示す所定の音速初期値アトラスに位置合わせすることで初期音速マップを計算し、

40

(4) 前記位置合わせされた初期音速マップを用いて、請求項1～5のうちのいずれか1つに記載の画像化処理を行うステップを含むことを特徴とする。

【0022】

第3の発明に係る、コンピュータにより実行可能な光超音波画像化装置の制御プログラムは、前記光超音波画像化方法の各ステップを含むことを特徴とする。

【0023】

第4の発明に係る、コンピュータにより読み取り可能な記録媒体は、前記光超音波画像化装置の制御プログラムを格納することを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 2 4 】

従って、本発明に係る光超音波画像化装置等によれば、従来技術に比較して高精度で検査対象物を画像化できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】本発明の一実施形態に係る光超音波画像化システムの構成例を示す模式断面図及びブロック図である。

【 図 2 】光超音波画像化処理の結果画像であって、(a)は真値画像、(b)はバックプロジェクション法による画像、(c)は不正確な音速を用いた圧縮センシング法(以下、CS法という)による画像、及び(d)は正確な音速を用いたCS法による画像を示す図である。

10

【 図 3 】一定の音速 c の場合における時刻 t_1 での超音波伝搬を示す平面図である。

【 図 4 】実施形態 1 に係る光超音波画像化処理を示すフローチャートである。

【 図 5 】真値画像と複数のセンサ 2 2 の位置との関係を示す正面図である。

【 図 6 】従来例であるバックプロジェクション法及びCS法、並びに実施形態 1 に係る画像化法による音速に対するPSNR (Peak Signal to Noise Ratio) 特性を示すグラフである。

【 図 7 】真値画像及び実施形態 1 に係る画像化法による画像におけるデータセットの音速に対する推定された音速を示すグラフである。

【 図 8 】種々の音速における画像化画像であって、(a)はバックプロジェクション法による画像、(b)はCS法による画像、及び(c)は実施形態 1 に係る画像化法による画像を示す図である。

20

【 図 9 】(a)の音速の組み合わせを用いた画像化結果画像であって、(b)はバックプロジェクション法による画像、(c)はCS法による画像、(d)は実施形態 1 に係る画像化による画像、(e)は(c)の画像の拡大画像、及び(f)は(d)の画像の拡大画像を示す図である。

【 図 1 0 】本発明の実施形態 2 に係る高精度化光超音波画像化処理の一例を示すフローチャートである。

【 図 1 1 】本発明の実施形態 3 に係る高精度化光超音波画像化処理の一例を示すフローチャートである。

30

【 図 1 2 】本発明の実施形態 4 に係る音速初期値アトラスを用いた画像化処理を示すフローチャートである。

【 図 1 3 】図 1 2 の画像化処理で用いる音速初期値アトラスを示す模式図である。

【 図 1 4 A 】図 1 2 のステップ S 3 1 における処理を示す模式図である。

【 図 1 4 B 】図 1 2 のステップ S 3 2 における処理を示す模式図である。

【 図 1 4 C 】図 1 2 のステップ S 3 3 の位置合わせ前における処理を示す模式図である。

【 図 1 4 D 】図 1 2 のステップ S 3 3 の位置合わせ後における処理を示す模式図である。

【 図 1 4 E 】図 1 2 のステップ S 3 4 における処理を示す模式図である。

【 図 1 4 F 】図 1 2 のステップ S 3 5 における処理を示す模式図である。

【 発明を実施するための形態 】

40

【 0 0 2 6 】

以下、比較例及び本発明に係る実施形態について図面を参照して説明する。なお、以下の各実施形態において、同様の構成要素については同一の符号を付している。

【 0 0 2 7 】

本発明の実施形態の目的は、限定された数のサンプリングデータから画像化された検査対象物(オブジェクト)の3次元構造を回復するときに、同時に音速を推定しながら画像化するための新しい圧縮センシング法(以下、CS法という)による画像化法を提案することにある。CS法は、多くの信号が適切な基準又は辞書でわずか数の非ゼロ係数で表されるという基本的な事実に基づいており、限られた数の観測からでも再構成精度を向上させるのに有効である。ここで、非線形最適化は、そのような信号を少数の測定から回復す

50

ることを可能にする（例えば、非特許文献3参照）。CS法による画像化は、様々な医用画像化方式に適用されてきたが、MRI、CT、及びPAなどのような様々な方法がある（例えば、非特許文献4参照）。現在のPAイメージングのCS法は、誤った音速の場合には有効に機能しないという問題点があった。

【0028】

図2は光超音波画像化処理の結果画像であって、図2(a)は真値画像、図2(b)はバックプロジェクション法による画像、図2(c)は不正確な音速を用いたCS法による画像、及び図2(d)は正確な音速を用いたCS法による画像を示す図である。

【0029】

図2(d)から明らかなように、正しい音速が与えられたとき、CS法は真値画像(図2(a))と同様の良好な結果を得ることができる。対照的に、与えられた音速が正しくない場合、バックプロジェクション法とCS法の両方では、あまり良い画像を得ることができない。(図2(b)及び図2(c)参照)。

【0030】

以上の問題点を解決するために、本実施形態では、スパース性を有する超音波信号から再構成問題を同時に解決し、音速を推定することができるPAイメージングのための新しいCS法による画像化処理を提案する。様々なCS法の最適化技術を当該実施形態内で使用することができる。特に、本発明者らは、拡張されたラグランジュ乗数法を用いて全変動(Total Variation)を最小化するCS法を最適化する方法を使用した。発明者による実験の結果は、この提案された方法の有効性を実証することができ、音速を評価して画像化画質を大幅に改善することができたものであり、本実施形態は、音速を同時に推定しながら画像再構成の問題に取り組むための最初の試みである。なお、従来例では、均一な音速を想定してもこの問題は解決されていなかったものである。

【0031】

図1は本発明の一実施形態に係る光超音波画像化システムの構成例を示す模式断面図及びブロック図である。

【0032】

図1において、本実施形態に係る光超音波画像化システムは、光超音波光源及び検出装置20と、光超音波画像化装置10とを備えて構成される。

【0033】

光超音波光源及び検出装置20において、例えば半球面形状のセンサ支持部21に互いに所定の間隔を有して、超音波を検出する複数のセンサ22が設けられる。上記半球面の内部に水24を浸して、検査対象物1を載置するメッシュ板23を支持している。なお、検査対象物1が水24内に沈められているものとする。センサ支持部21の最底部には、PAイメージングのための所定波長のレーザ光を検査対象物1に対して放射するためのレーザ光源25が設けられる。ここで、レーザ光源25は後述するコントローラ11により制御され、PAイメージングによりレーザ光に応答して検査対象物1から放射される超音波を複数のセンサ22により検出する。複数のセンサ22により検出された超音波は電気信号に変化された後、後述する信号受信回路12に送られる。

【0034】

検査対象物1は撮像対象である。具体例としては、乳房等の生体や、装置の調整などにおいては生体の音響特性と光学特性を模擬したファントムが挙げられる。音響特性とは具体的には音響波の伝播速度および減衰率であり、光学特性とは具体的には光の吸収係数および散乱係数である。なお、メッシュ板23は検査対象物1を支持し、光、超音波に対する透過特性を持つことが好ましい。

【0035】

光超音波画像化装置10は、装置の動作を制御するコントローラ11と、信号受信回路12と、データメモリ13と、操作部14と、表示部15と、画像処理部16とを備えて構成される。信号受信回路12は、複数のセンサ22で変換された複数の電気信号を受信して所定のサンプリング周波数でA/D変換してデータメモリ13に格納する。操作部1

10

20

30

40

50

4は光超音波画像化装置10の操作者がデータ又は指示を入力するためのマウス、キーボードを含み構成される。表示部15は、入力されたデータ又は指示を表示するとともに、光超音波画像化処理の途中又は処理後の結果画像を可視化して表示する。画像処理部16はコントローラ11により制御され、詳細後述する光超音波画像化処理を実行する。

【0036】

なお、図1の実施形態では、半球形状のセンサ支持部21を用いているが、本発明はこれに限らず、複数のセンサ22を所定の領域に指向軸が集まり、所定の検出領域を形成できる配置であればよい。

【0037】

図1の光超音波画像化システムでは、光超音波画像化法を用いて、光音響効果を利用して例えば生体の血管を非侵襲的に視覚化することができ、癌及び他の多くの疾患の早期臨床診断に有用である。検査対象物1である画像化すべき組織はレーザエネルギーを吸収し、そのエネルギーを熱弾性膨張に変換し、超音波を放射する。光超音波を検出することによって検査対象物1の物体の3次元構造を再構成することができる。ほとんどのPAイメージングでは、音速は正しく与えられていると想定されているが、音速は伝播媒体及び組織の温度に依存して変化することが知られている。従って、生体でこの値を正確に知るとは困難であるが、本実施形態では、再構成問題を同時に解決し、音速を推定するPAのための新しい圧縮センシング法を提案する。

【0038】

例えば、本実施形態に関連する文献において、逆球面ラドン変換に基づくPA再構成法は、時間領域（例えば、非特許文献5参照）と周波数領域（例えば、非特許文献6参照）の両方で提案されている。非特許文献7において提案されたフィルタリングされたバックプロジェクション法は、その利便性のために最も普及している。これらの方法の1つの問題点は、サンプリング数が不十分であるときに生成される深刻なアーチファクトである。スパース性を有するサンプリングデータを用いて画質を改善するために、CS法による再構成にCS理論を適用した。非特許文献8では、PA再構成においてCS理論を用いる可能性を実証した。また、非特許文献4では、勾配降下による目的関数としての全変動(TV)を反復的に最小化する方法を提案した。これらの方法は、音速が正しく与えられていることを前提としている。音速を選択するために、非特許文献9は、様々な候補音速を用いて画像を繰り返し再構築する自動焦点アプローチを提案したが、音速が空間的に均一であると仮定される場合、次に、鮮明度のメトリックを最大にする最良の音速を選択する。しかし、音速が異なる複数の領域がある場合には、組み合わせの数は指数関数的に大きくなるという問題点があった。本発明者らが知る限り、この挑戦的な問題に最初に取り組んでおり、本実施形態に係る方法は最適化において音速のセットを反復的に更新することを特徴としている。

【0039】

まず、音速推定によるPAイメージングのための圧縮センシングについて以下に説明する。ここで、PA伝播の離散化された定式化について簡単に説明する初期の音圧がどのようにして超音波として検出器に伝播するかを示す。PAイメージングでは、再構成される目標画像マップは、音響初期音圧の空間分布であると考えることができる。

【0040】

図3は一定の音速cの場合における時刻t1での超音波伝搬を示す平面図である。図3において、光吸収物体A及びCからの超音波信号は、時刻t1で別のセンサ22に到着したばかりであり、音速cと時刻t1との積から距離Rを算出することができる。時刻t1でのセンサ22の観測信号は丁度到着した超音波信号の合計であると考えることができる。非特許文献4によれば、この前方伝搬問題は次式で表される。

【0041】

$$b = A(c)u \quad (1)$$

【0042】

ここで、 $TK \times 1$ ベクトルbは、複数のセンサ22からなるセンサアレイによって測定

10

20

30

40

50

された電気信号を示し、 K はセンサ22の数であり、 T はタイムスロットの数である。ベクトル u は初期音圧の空間分布を表し、ここで、 $u(N = N_x \times N_y \times N_z)$ の大きさは視野に依存する。 N_x は x 方向のセンサ22の数であり、 N_y は y 方向のセンサ22の数であり、 N_z は z 方向のセンサ22の数である。

【0043】

ここで、 $T \times K \times N$ 行列 $A(c)$ をプロジェクション(射影)行列と定義し、音圧がどのように各位置と時間に伝播するかを記述する。 $A(c)$ の実施例は補足説明A2に記載されている。

【0044】

再構成問題は、 $b = A(c)u$ を満たす初期音圧 u の分布を解くことを含む。サンプリングデータが不十分な場合は、その逆の問題は悪い考えである。これは、再構成された画像に縞模様のアーチファクトをもたらすからである。この問題に対処するために、CS法において、再構成問題の最適化における目標画像の特性を考慮に入れる。ここでは、例えば、フーリエドメイン(例えば、非特許文献3参照)、小さな全変動(例えば、非特許文献4参照)のような、より基本的なドメインにおけるスパース性を仮定して、CS法における再構成問題を以下のように定式化することができる。

【0045】

【数1】

$$\min_{u,c} f(u) \quad \text{s.t. } b = A(c)u,$$

(2)

【0046】

ここで、「s.t.」は「so that」の略で制約条件を示す。 f は目標画像の特性(スパース性などの特徴)を記述する目的関数である。典型的には、 $L1$ ノルム $\|u\|_1$ 又は全変動 $TV(u)$ は目的関数 f のために使用される。ここで、 A はスパース変換行列である。音速マップ c が正しく与えられていれば、プロジェクション行列 A を計算して固定することができる。上記式(2)では、 $b = A(c)u$ の条件のもとで、音圧の空間分布 u と音速 c とを変化させて目的関数 $f(u)$ の値が小さくなるような、音圧の空間分布 u と音速 c を求める。従って、CS法(例えば、非特許文献8参照)を用いて画像を再構成することができる。しかし、この問題を解くことは、未知数の数が多く、プロジェクション行列 $A(c)$ は通常の音速 c では非線形であるために、 u と c を同時に推定することは困難である。

【0047】

次いで、音速 c を推定するための反復線形化について以下に説明する。

【0048】

上述のように、式(2)の最適化問題は直接扱いにくい。ここで、大きな困難性の1つは、 $2N$ 個の多数の未知パラメータである。この問題に対処するために、発明者らは追加的だが現実的な仮定を導入することによってそれを緩和することができる。撮像対象では、本発明者らは異なる音速を持つ領域はほんのわずかであり、これらの領域の位置は大体知られている。すなわち、例えば検査対象物1の組織の位置は患者によって大きく異なるわけではないため、小さな位置の差異は再構成に深刻な影響を与えない。ここで、音速ベクトル c を次式で表す。

【0049】

$$c = [c_1, c_2, \dots, c_L] \quad (3)$$

【0050】

ここで、 c_l は l 番目の領域の音速であり、 L は速度の異なる領域の数である。以下、本発明者らは再構成問題における L 個の速度(音速)を推定する。もう一つの難点是非線形性であり、音響伝搬関数 $A(c)$ は音速 c に対して線形ではない。音速 c の変化が小さい場合には、音速 c の現在の推定値について線形化することによって、 $c = [c_1 |$

10

20

30

40

50

... | c_L] に対して、プロジェクション行列 $A(c)$ を近似することができる。ここで、 $A_{i,j,k}(c + \Delta c)$ の要素は、次式のように近似することができる。

【0051】

【数2】

$$A_{i,j,k}(c + \Delta c) \approx A_{i,j,k}(c) + \sum_l \frac{\partial A_{i,j,k}(c)}{\partial c_l} \Delta c_l.$$

(4)

【0052】

これは、未知数 u , c における最適化問題につながり、目的関数は次式のように記述できる。

【0053】

【数3】

$$\min_{u, \Delta c} f(u) \quad \text{s.t. } b = \left(A(c) + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l \right) u.$$

(5)

【0054】

線形化は局所的にしか保持されないので、式(5)からの解 $(c + \Delta c)$ が式(1)を正確に解くことを期待すべきではない。式(1)の局所最小値を見つけるために、本発明者らは音速ベクトル c の現在の推定値を繰り返し線形化し、式(5)の一連の最適化を解くことができる。後述する実験結果でわかるように、初期の音速の速度差が大きすぎない限り、この反復は、初期音圧 u 及び音速 c を推定することができる。完全な最適化手順は、図4の光超音波画像化処理として要約される。なお、式(5)では、目的関数の値が最小値であるときの結果データ (u, c) を求めているが、本発明はこれに限らず、実質的に最小値、もしくは当該最小値に近傍である、所定のしきい値以下の値である上記結果データを求めてもよい。

【0055】

図4は実施形態1に係る光超音波画像化処理を示すフローチャートである。当該光超音波画像化処理は、線形化された最適化のシーケンスを表す。

【0056】

図4のステップS1において、まず、初期音速ベクトルを c とする。次いで、ステップS2において、ベクトル化された検出信号データを b とする。

【0057】

【数4】

$$b \in \mathcal{R}^{TK}$$

【0058】

ここで、 b は、 T 個のタイムスロットと、 K 個のセンサ数とで形成される空間におけるベクトル化された検出信号データである。

【0059】

ステップS3では、現在の音速ベクトル c に基づいて、次式を用いてプロジェクション行列 $A(c)$ 及びヤコビアン行列を計算する。

【0060】

【数5】

$$A \leftarrow A(c)$$

$$\frac{\partial A}{\partial c_l} \leftarrow \frac{\partial A(c)}{\partial c_l}, l = 1, \dots, L$$

(6)

【0061】

10

20

30

40

50

次いで、ステップ S 4 では、次式を用いて、線形最適化の計算を行うことで結果データ (u^*, c^*) を計算する。ここで、 c は音速変化量ベクトルであり、 c^* は線形最適化後の音速変化量ベクトルである。

【0062】

【数6】

$$(u^*, \Delta c^*) \leftarrow \min_{u, \Delta c} f(u) \quad \text{s.t. } b = (A + \sum_l \frac{\partial A}{\partial c_l} \Delta c_l) u$$

(7)

【0063】

式(7)では、具体的には、補足説明 A 1 における式(10)を用いる。

【0064】

ステップ S 5 では、 $c + c^*$ を計算して次回の音速ベクトル c とおく。ステップ S 6 では、現在の音圧データ u^* を用いて信号データ $b = A(c)u^*$ の計算を行って信号データ b を計算して表示部 15 に出力して中間画像化画像を表示部 15 に表示する。次いで、ステップ S 7 では、収束条件 ($c^* < c_{th}$) が満たすか否かを判断し、YES のときはステップ S 8 進む一方、NO のときはステップ S 3 に戻る。ここで、 c_{th} は、音速変化量ベクトルのしきい値である。さらに、ステップ S 8 では、結果データ (u^*, c^*) 及び信号データ b を表示部 15 に出力して画像化画像を表示して当該処理を終了する。

【0065】

次いで、各繰り返しの最適化について以下に説明する。

【0066】

提案された最適化方法では、様々な CS 法を使用することができる。本実施形態では、全変動 (TV: Total Variation) の目的関数を用いる。全変動の目的関数を最小化する TV 最小化法は、現代の生物医学的画像再構成において広く使用されており、PA イメージングについても適用されている (例えば、非特許文献 4 参照)。全変動の目的関数では、基礎となる信号の勾配が疎である (スパース性を有する) ことが前提である。これは、L1 の最小化と比較してより正確にエッジ又は境界を保存することによって、再構成された画像をより鮮明にするためである。全変動の目的関数を用いた最小化問題を解決するために、本発明者らは、拡張ラグランジュ乗数 (ALM) (例えば、非特許文献 10 参照) を含む方法 (拡張ラグランジュ乗数法) を用いる。具体的には、CS 再構成のための離散 TV モデルは次式で表される。

【0067】

【数7】

$$\min_{u, w, \Delta c} \sum_i \|w_i\|_2 \quad \text{s.t. } b = \left(A(c) + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l \right) u, \text{ and } D_i u = w_i \quad \forall i,$$

(8)

【0068】

ここで

【数8】

$$\|w_i\|_2 = \|D_i u\|_2$$

の和は全変動の目的関数における期間を示し、 $D_i u$ はボクセル i における音圧空間分布 u の離散的勾配である。式(8)の最適化問題は、次式の拡張ラグランジュ関数を最小化することによって解決することができる。

【0069】

10

20

30

40

50

【数 9】

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{u}, \mathbf{w}, \Delta \mathbf{c}, \sigma, \delta} \sum_i \|w_i\|_2 - \sigma^T (D\mathbf{u} - \mathbf{w}) - \delta^T \left(\left(A(\mathbf{c}) + \sum_l \frac{\partial A(\mathbf{c})}{\partial c_l} \Delta c_l \right) \mathbf{u} - \mathbf{b} \right) + \frac{\beta}{2} \|D\mathbf{u} - \mathbf{w}\|^2 + \frac{\mu}{2} \left\| \left(A(\mathbf{c}) + \sum_l \frac{\partial A(\mathbf{c})}{\partial c_l} \Delta c_l \right) \mathbf{u} - \mathbf{b} \right\|^2$$

(9)

【 0 0 7 0 】

10

ここで、DはN×N行列であり、i行目がD_iであり、及びは各制約条件に対するラグランジュ乗数行列であり、とμは正のスカラー値である。なお、最適化の詳細については、補足説明A1を参照してください。

【 0 0 7 1 】

次いで、実験的評価について以下に説明する。

【 0 0 7 2 】

本発明者らは、PA再構成に対する本方法の有効性を検証するためにシミュレーションを行った。MATLABのk-waveツールボックス(例えば、非特許文献11参照)を使用して光音響伝播をシミュレートした。なお、このツールボックスは光音響シミュレーションに広く使用されている。ここで、シミュレーションは2次元で行った。

20

【 0 0 7 3 】

図5は真値画像と複数のセンサ22の位置との関係を示す正面図である。図5において、右端のグレースケールは最初の音響音圧の強さを示す。黒い点はセンサ22の位置を示す。ここで、センサ22の数は70である。再構成画像のサイズは216×216ピクセルであり、各画素のサイズは0.0463[mm]であった。

【 0 0 7 4 】

まず、音速が一定の場合の手法を評価した。1460~1550[m/s]の種々の音速を使用してテストデータセットを生成し、音速の増分は10[m/s]であり、生体組織の音速はこの範囲内にあることが多いからである。その結果を、時間逆転法(例えば、非特許文献11参照)を用いたバックプロジェクション法、及びALMを用いた全変動目的関数を最小化するCS法(例えば、非特許文献10参照)で得られた結果と比較した。これらの方法は、各シミュレートされたデータセットに適用され、音速は1500[m/s]とした。

30

初期の音速として1500[m/s]を設定した再構成プロセスにおける速度を推定した。

【 0 0 7 5 】

図8は種々の音速における画像化画像であって、図8(a)はバックプロジェクション法による画像、図8(b)はCS法による画像、及び図8(c)は実施形態1に係る画像化法による画像を示す図である。ここで、バックプロジェクション及びCS法は、誤って与えられた音速のためにアーチファクトを被ることが分かる。対照的に、本実施形態に係る方法は1480~1540[m/s]の音速範囲で画像を正常に再生できた。画質を定量的に評価するために、元のファントムを参照して再構成画像のピーク信号対雑音比(P SNR)を計算した。ここで、P SNRの値が大きいほど、画像の品質が良くなる。

40

【 0 0 7 6 】

図6は従来例であるバックプロジェクション法及びCS法、並びに実施形態1に係る画像化法による音速に対するP SNR(Peak Signal to Noise Ratio)特性を示すグラフである。図6から明らかなように、本実施形態に係る結果の画質は1480~1540[m/s]の中で最高である。

【 0 0 7 7 】

図7は真値画像及び実施形態1に係る画像化法による画像におけるデータセットの音速

50

に対する推定された音速を示すグラフである。すなわち、図7は本実施形態の音速推定を評価したものである。本実施形態に係る方法は1480から1540 [m/s]までの正確な音速を正常に推定した。次に、速度の異なる複数の領域が存在する場合の方法を評価した。

【0078】

図9(a)の音速の組み合わせを用いた画像化結果画像であって、図9(b)はバックプロジェクション法による画像、図9(c)はCS法による画像、図9(d)は実施形態1に係る画像化による画像、図9(e)は図9(c)の画像の拡大画像、及び図9(f)は図9(d)の画像の拡大画像を示す図である。ここで、図9(a)に示す音速の組み合わせを用いてテストデータセットを生成し、音速の範囲は1470~1540 [m/s]であった。図9から明らかなように、音速が1540~1510 [m/s]でバックプロジェクション法(図9(b))及びCS法(図9(c))の結果においてアーチファクトが発生している。対照的に、本実施形態に係る方法は、画像を正常に回復し、すべての組み合わせについて音速を推定した。ここで、平均PSNRは以下の通りであった。

(1) バックプロジェクション法：21.75；

(2) CS法：23.46；

(3) 実施形態1に係る方法：28.45、

なお、平均音推定誤差は2.17 [m/s] (1.4%)であった。

【0079】

以上説明したように本実施形態に係る方法によれば、PAイメージングのための新しい再構成方法を提案し、スパース性を有する超音波信号から再構成問題を、CS法を使用して音速を同時に推定することで解くことができた。実験の結果は、実施形態に係る方法の有効性を実証し、音速と画質の大幅な改善に成功した。

【0080】

(補足説明A1) ALMの最適化。

式(9)の最適化問題は、次式(10)のように反復的に最小化される。

【0081】

【数10】

$$d^{(k)} = -D^T \sigma^{(k)} - \left(A(c) + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l \right)^T \delta^{(k)} + \beta D^T (D \mathbf{u}^{(k)} - \mathbf{w}^{(k)})$$

$$+ \mu \left(A(c) + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l^{(k)} \right)^T \left(A(c) \mathbf{u}^{(k)} + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l^{(k)} \mathbf{u}^{(k)} - \mathbf{b} \right)$$

$$\mathbf{u}^{(k+1)} = \mathbf{u}^{(k)} - \alpha d^{(k)}, \mathbf{w}^{(k+1)} = \max \left\{ \|D \mathbf{u}^{(k+1)} - \frac{1}{\beta} \sigma\|, \frac{1}{\beta} \right\} \text{sgn} \left(D \mathbf{u}^{(k+1)} - \frac{1}{\beta} \sigma \right)$$

【数11】

$$\begin{pmatrix} \Delta c_1^{(k+1)} \\ \dots \\ \Delta c_l^{(k+1)} \\ \dots \\ \Delta c_L^{(k+1)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu v_1^T v_1 & \mu v_2^T v_1 & \dots & \mu v_L^T v_1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \mu v_1^T v_l & \mu v_2^T v_l & \dots & \mu v_L^T v_l \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \mu v_1^T v_L & \mu v_2^T v_L & \dots & \mu v_L^T v_L \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} v_1^T (\delta^{(k)} - \mu(A(c) \mathbf{u}^{(k+1)} - \mathbf{b})) \\ \dots \\ v_l^T (\delta^{(k)} - \mu(A(c) \mathbf{u}^{(k+1)} - \mathbf{b})) \\ \dots \\ v_L^T (\delta^{(k)} - \mu(A(c) \mathbf{u}^{(k+1)} - \mathbf{b})) \end{pmatrix}$$

$$v_l = \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \mathbf{u}^{(k+1)}$$

【数 1 2】

$$\sigma^{(k+1)} = \sigma^{(k)} - \beta(Du^{(k+1)} - w^{(k+1)})$$

$$\delta^{(k+1)} = \delta^{(k)} - \mu \left(\left(A(c) + \sum_l \frac{\partial A(c)}{\partial c_l} \Delta c_l^{(k+1)} \right) u^{(k+1)} - b \right)$$

(1 0)

【 0 0 8 2】

ここで、「sgn」は符号関数であり、kは反復のインデックスであり、Amijoのような非モントーンラインサーチを用いて決定される。 10

【 0 0 8 3】

(補足説明 A 2) プロジェクション行列。

非特許文献 1 3 によれば、プロジェクション行列 A (c) に次式の減衰正弦波を用いる。

【 0 0 8 4】

【数 1 3】

$$A_{i,j,k}(c) = \rho^{-\frac{1}{2}} \sin(\omega_0(t_j - \sum_l \frac{d_l}{c_l})) e^{-\frac{(t_j - \sum_l \frac{d_l}{c_l})^2}{2\sigma^2}}$$

20

(1 1)

【 0 0 8 5】

ここで、 ω_0 は超音波信号の周波数であり、i は位置指数であり、 t_j は j 番目のタイムスロットの時間、 d_l は、k 番目のセンサ 2 2 と音源との間の経路に音速 c_l を有するエリア上の距離である。

【 0 0 8 6】

なお、プロジェクション行列 A (c) に関して、以下を利用してもよい。

平均を

【数 1 4】

$$\sum_l \frac{d_l}{c_l}$$

、分散とする Gauss 分布関数等のタイムスロット t_j が

【数 1 5】

$$\sum_l \frac{d_l}{c_l}$$

のとき最大となり、これから離れるにつれて指数的に減衰する形状の関数。

【 0 0 8 7】

(実施形態 1 の変形例)

以上の実施形態 1 において用いる目的関数としては以下の種々のもの、もしくは、前記目的関数又はこれらの組み合わせを用いることができる。

(1) 再構成画像を表す音圧空間分布 u を所定の変換関数により変換した後の基底ドメイン (ベースドメイン) でのスパース性を用いる場合：

L_1 ノルム $\| u \|_1$ を利用する。ここで、例えば以下の変換関数の基底を用いることができる。

(a) フーリエ変換： は逆フーリエ変換の基底である。

(b) ウェーブレット (Wavelet) 変換： は逆 Wavelet 変換の基底である。

。

50

(c) 離散コサイン変換

(d) Dictionary of orthogonal bases (例えば、非特許文献16参照)

(2) 再構成画像を表す音圧空間分布 u 自体のスパース性を用いる場合:

L_1 ノルム $|u|_1$ を利用する。ここで、例えば以下の関数を用いる。

(a) TV (total variation): 全変動;

(b) L_1 ノルム: $|TV(u)|_1$: 局所的な輝度の変化がスパースである;

(c) L_2 ノルム: $|TV(u)|_2$: 局所的な輝度の変化量の総和が少ない;

(d) low dimensional smooth manifolds (例えば、非特許文献17参照);

(e) union of sub-spaces (例えば、非特許文献18参照);

(f) block-sparsity (例えば、非特許文献19参照)。

(3) 上記(1)及び(2)の組み合わせ(例えば線形結合など)を用いてもよい。

【0088】

実施形態2.

図10は本発明の実施形態2に係る高精度化光超音波画像化処理の一例を示すフローチャートである。実施形態2では、センサ22の数 N を例えば $N = 20 \times 20 \times 20$ 、 $N = 40 \times 40 \times 40$ 、 $N = 100 \times 100 \times 100$ と少ない数から多い数に変化させることで空間解像度を昇順で変化させて、実施形態1に係る光超音波画像化処理(S100)をそれぞれを実行して各処理で得られた音速ベクトル c^* を次の初期音速ベクトル c として用いて画像化処理を行うことを特徴としている。

【0089】

図10において、ステップS11において、センサ数 $N = 20 \times 20 \times 20$ として、ステップS12でステップS100の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を求める。次いで、ステップS13において、上記求めた音速ベクトル c^* を次の画像化処理のための初期音速ベクトルとして用いる。

【0090】

次いで、ステップS14において、センサ数 $N = 40 \times 40 \times 40$ として、ステップS15でステップS100の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を求める。次いで、ステップS16において、上記求めた音速ベクトル c^* を次の画像化処理のための初期音速ベクトルとして用いる。

【0091】

次いで、ステップS15において、センサ数 $N = 100 \times 100 \times 100$ として、ステップS16でステップS100の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を含む結果データ (u, c^*) を求めて表示部15に出力して可視化して表示する。

【0092】

以上説明したように実施形態2によれば、空間解像度を昇順で変化させて、実施形態1に係る光超音波画像化処理(S100)をそれぞれを実行して各処理で得られた音速ベクトル c^* を次の初期音速ベクトル c として用いて画像化処理を行うことで、画像化画像の精度を高めることができる。

【0093】

実施形態3.

図11は本発明の実施形態3に係る高精度化光超音波画像化処理の一例を示すフローチャートである。実施形態3では、所定の単位時間当たりのタイムスロットの数 T (サンプリング周波数の逆数に対応する) を例えば $T = 50$ 、 $T = 200$ 、 $T = 1000$ と少ない数から多い数に変化させることで時間解像度を昇順で変化させて、実施形態1に係る光超音波画像化処理(S100)をそれぞれを実行して各処理で得られた音速ベクトル c^* を次の初期音速ベクトル c として用いて画像化処理を行うことを特徴としている。

【0094】

図11において、ステップS21において、タイムスロット数 $T = 50$ として、ステッ

10

20

30

40

50

ステップ S 2 2 でステップ S 1 0 0 の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を求める。次いで、ステップ S 2 3 において、上記求めた音速ベクトル c^* を次の画像化処理のための初期音速ベクトルとして用いる。

【0095】

次いで、ステップ S 2 4 において、タイムスロット数 $T = 200$ として、ステップ S 2 5 でステップ S 1 0 0 の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を求める。次いで、ステップ S 1 6 において、上記求めた音速ベクトル c^* を次の画像化処理のための初期音速ベクトルとして用いる。

【0096】

次いで、ステップ S 2 5 において、タイムスロット数 $T = 1000$ として、ステップ S 2 6 でステップ S 1 0 0 の光超音波画像化処理を実行して、音速ベクトル c^* を含む結果データ (u, c^*) を求めて表示部 1 5 に出力して可視化して表示する。

10

【0097】

以上説明したように実施形態 3 によれば、時間解像度を昇順で変化させて、実施形態 1 に係る光超音波画像化処理 (S 1 0 0) をそれぞれを実行して各処理で得られた音速ベクトル c^* を次の初期音速ベクトル c として用いて画像化処理を行うことで、画像化画像の精度を高めることができる。

【0098】

なお、実施形態 2 及び 3 を組み合わせてもよい。すなわち、空間解像度と時間解像度の少なくとも一方を昇順で変化させて、実施形態 1 に係る光超音波画像化処理 (S 1 0 0) をそれぞれを実行して各処理で得られた音速ベクトル c^* を次の初期音速ベクトル c として用いて画像化処理を行ってもよい。

20

【0099】

実施形態 4 .

図 1 2 は本発明の実施形態 4 に係る音速初期値アトラスを用いた画像化処理を示すフローチャートである。実施形態 4 に係る画像化処理は、音速初期値アトラスを用いて画像化精度を高めることを特徴としている。ここで、音速初期値アトラスとは予め作成及び保持しており実施形態 1 において初期音速 (標準値) を決めるために利用される 2 次元又は 3 次元の音速アトラスであって、標準音速エリアが示されている地図 (マップ) をいう。

【0100】

図 1 3 は図 1 2 の画像化処理で用いる音速初期値アトラスを示す模式図である。図 1 3 から明らかなように、検査対象物 1 内の脂肪と筋肉の各領域で音速初期値が異なる。ここで、脂肪と筋肉は音速が互いに異なる一例の領域である。

30

【0101】

図 1 2 のステップ S 3 1 において、まず、音速を例えば 1500 m/s で固定とし、公知のバックプロジェクション法 (又は CS 法) を用いて画像データの再構成を行う (図 1 4 A)。ここで、音速が異なると画質には影響が出るが、大まかな組織の場所を知る上では、影響は少ないと考えられる。次いで、ステップ S 3 2 において、ステップ S 3 1 で得られた画像データに対して、公知のスムージング、膨張等の処理と、しきい値処理等の公知の画像処理を行って、血管分布から、血管を含む体組織領域を推定する (図 1 4 B)。ステップ S 3 3 において、ステップ S 3 2 で、公知の位置合わせ法 (例えば、非特許文献 20 参照) を用いて推定した体組織領域と、音速初期値アトラスとの間で位置合わせを行う (図 1 4 C) ことで初期音速マップ (図 1 4 D) を計算する。具体的には、例えばステップ S 2 2 で求めた体組織領域 (一点鎖線内) をアトラスの領域 (点線内) に対して位置合わせを以下の方法で行う。

40

(1) 例えばアフィン変換で、体組織領域を平行移動、スケール、回転等によりアトラス領域に位置合わせする (例えば、非特許文献 18 参照)。

(2) 例えば格子点をコントロール点とした非剛体位置合わせ (例えば、非特許文献 19 参照) により、体組織領域をアトラス領域に位置合わせする。

【0102】

50

次いで、ステップ S 3 4 において、ステップ S 3 3 で求めた位置合わせ後の初期音速マップを用いて、異なる音速を有する領域及び初期音速マップを生成する。さらに、ステップ S 3 5 において、ステップ S 3 4 で生成した初期音速マップを初期音速として用いて光超音波画像化処理 (S 1 0 0) を実行することで音速マップ及び再構築画像データを推定する。

【 0 1 0 3 】

以上説明したように本実施形態によれば、音速初期値アトラスを用いて、実施形態 1 と組み合わせて位置合わせすることで、実施形態 1 に係る方法に比較して高精度で画像化できる。

【 0 1 0 4 】

以上の各実施形態に係る画像化処理又は方法の各ステップをコンピュータで実行可能なプログラムとして構成することができる。当該プログラムは例えば C D - R O M 又は D V D - R O M などのコンピュータにより読取可能な記録媒体に格納することができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 5 】

以上詳述したように、本発明によれば、従来技術に比較して高精度で、例えば人体などの生体組織の対象物を画像化できる医用画像化装置等を提供することができる。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 6 】

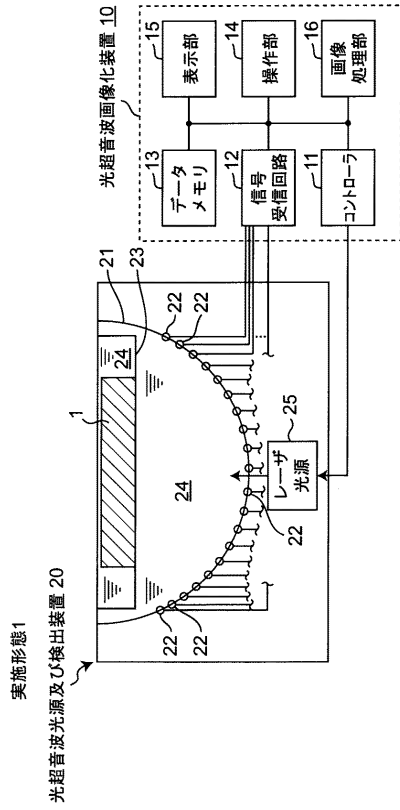
- 1 ... 検査対象物、
- 1 0 ... 光超音波画像化装置、
- 1 1 ... コントローラ、
- 1 2 ... 信号受信回路、
- 1 3 ... データメモリ、
- 1 4 ... 操作部、
- 1 5 ... 表示部、
- 1 6 ... 画像処理部、
- 2 0 ... 光超音波光源及び検出装置、
- 2 1 ... センサ支持部、
- 2 2 ... センサ、
- 2 3 ... メッシュ板、
- 2 4 ... 水、
- 2 5 ... レーザ光源。

10

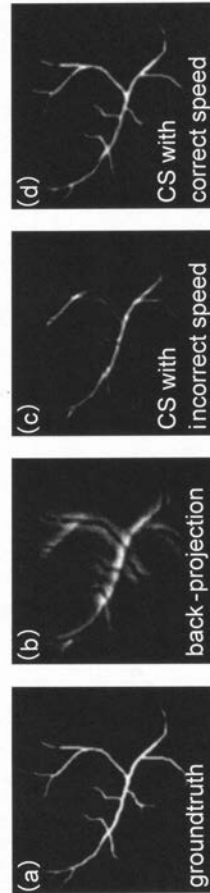
20

30

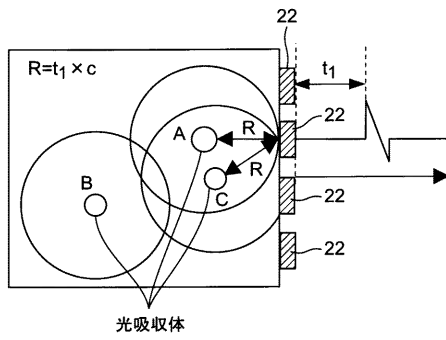
【 図 1 】



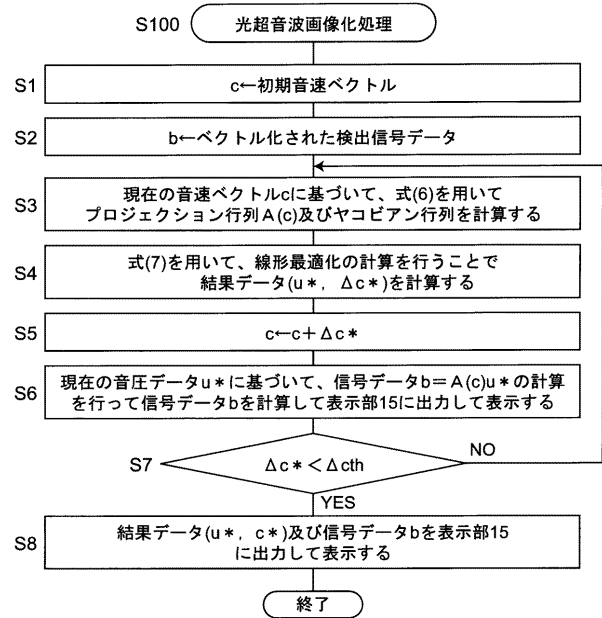
【 図 2 】



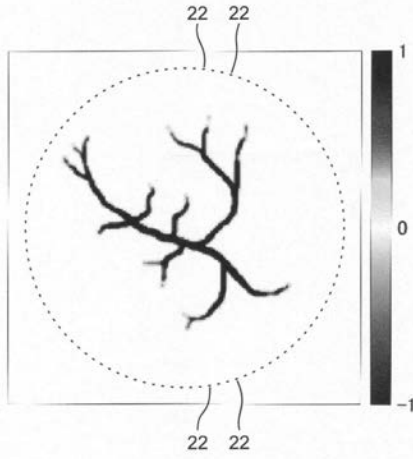
【 図 3 】



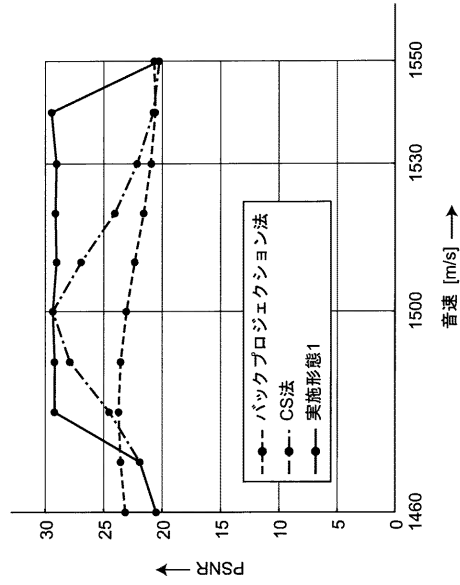
【 図 4 】



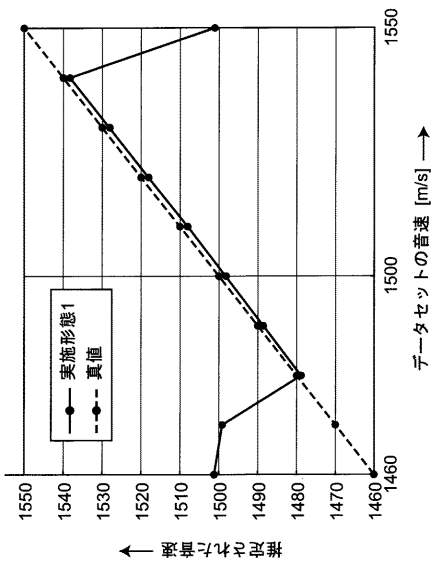
【 図 5 】



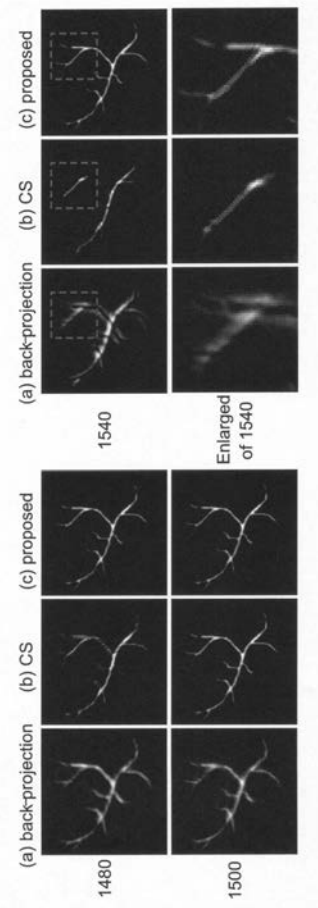
【 図 6 】



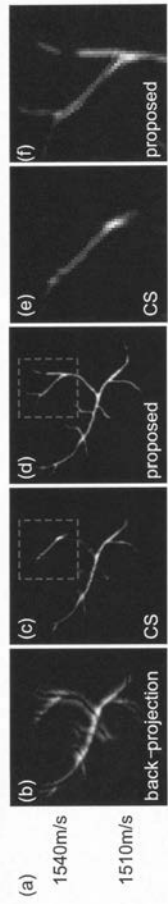
【 図 7 】



【 図 8 】

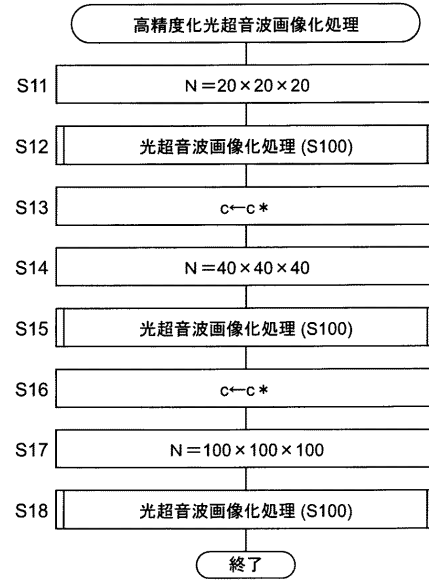


【 図 9 】



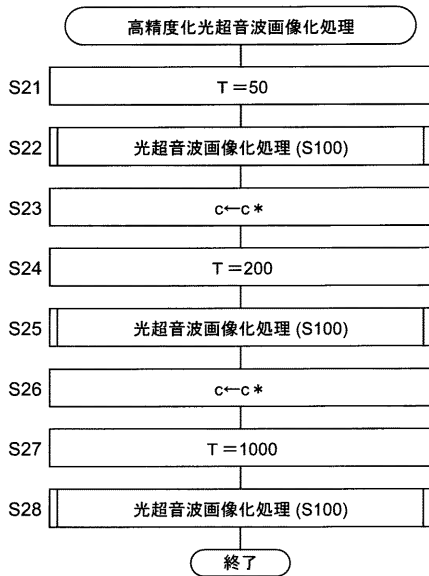
【 図 1 0 】

実施形態2



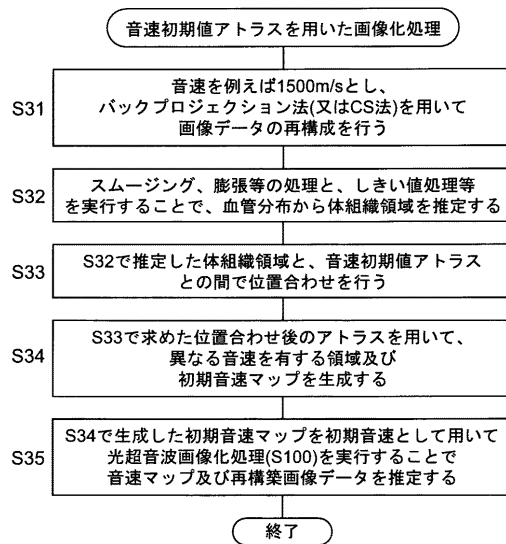
【 図 1 1 】

実施形態3

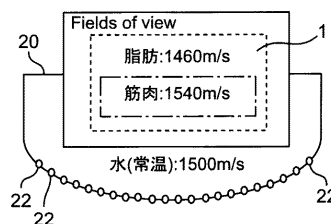


【 図 1 2 】

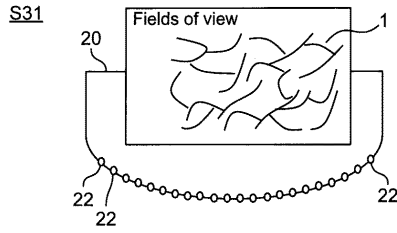
実施形態4



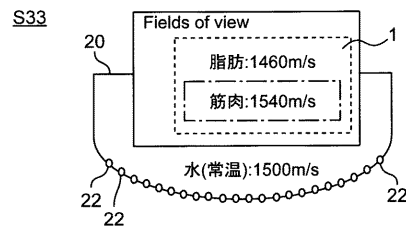
【 図 1 3 】



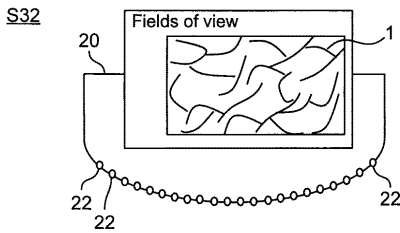
【 図 1 4 A 】



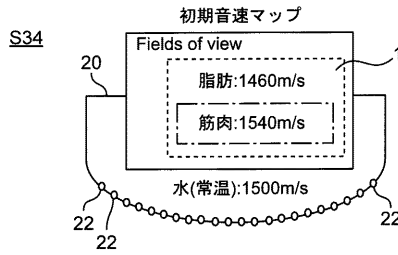
【 図 1 4 D 】



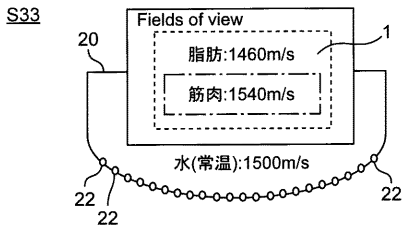
【 図 1 4 B 】



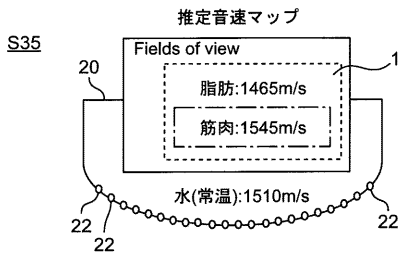
【 図 1 4 E 】



【 図 1 4 C 】



【 図 1 4 F 】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 いまり

東京都千代田区一ツ橋二丁目1番2号 大学共同利用機関法人情報・システム研究機構 国立情報学研究所内

Fターム(参考) 4C601 DE16 EE04 HH21 JB34 JB47 JC11

专利名称(译)	光学超声成像设备和方法，用于光学超声成像设备的控制程序和记录介质		
公开(公告)号	JP2018161318A	公开(公告)日	2018-10-18
申请号	JP2017060570	申请日	2017-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	RES ORG信息与保险观测		
申请(专利权)人(译)	信息和系统的大学间研究所公司研究组织		
[标]发明人	備瀬 竜馬 佐藤 いまり		
发明人	備瀬 竜馬 佐藤 いまり		
IPC分类号	A61B8/13		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/EE04 4C601/HH21 4C601/JB34 4C601/JB47 4C601/JC11		
代理人(译)	山田卓司 田中，三夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题与现有技术相比，提供一种高精度成像物体的技术。通过用光照射物体从物体产生的超声波由多个传感器22检测，并且基于包括指示声压空间分布的多个检测信号的声压数据，物体，基于作为声压数据和声压数据的预定初始声速数据，将声速数据的投影矩阵乘以初始声压矢量得到的乘法结果，它表示与初始声压矢量相关的目标函数，并且表示当对图像数据执行预定转换时对象的图像数据的稀疏性或转换的基础数据的稀疏性。作为目标函数的值低于预定阈值时，声速是改变包含声音的速度在不同的区域中的声音速度矢量，同时估计的声压向量和声波向量，声音基于快速矢量计算成像的图像数据。点域1

