

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-526173

(P2018-526173A)

(43) 公表日 平成30年9月13日(2018.9.13)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 56 頁)

(21) 出願番号 特願2018-529735 (P2018-529735)  
 (86) (22) 出願日 平成28年8月29日 (2016. 8. 29)  
 (85) 翻訳文提出日 平成30年4月25日 (2018. 4. 25)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/070321  
 (87) 国際公開番号 W02017/037023  
 (87) 国際公開日 平成29年3月9日 (2017. 3. 9)  
 (31) 優先権主張番号 15182877.9  
 (32) 優先日 平成27年8月28日 (2015. 8. 28)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 501075970  
 エト・チューリッヒ  
 スイス国 8092 チューリッヒ, レー  
 ミシュトラーセ 101 エト・トランス  
 ファー  
 (74) 代理人 100140109  
 弁理士 小野 新次郎  
 (74) 代理人 100118902  
 弁理士 山本 修  
 (74) 代理人 100106208  
 弁理士 宮前 徹  
 (74) 代理人 100120112  
 弁理士 中西 基晴  
 (74) 代理人 100101373  
 弁理士 竹内 茂雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手持ち式医療器具および医用超音波システム

(57) 【要約】

手持ち式医用超音波装置(10)は、超音波を放出する超音波トランスデューサ(1)と、放出された超音波の少なくとも一部分を反射するリフレクタ(2)と、トランスデューサ(1)とリフレクタ(2)の間の相対位置および/または方位の指示を可能にする、インジケータ(21、22、311、312)とを備える。

【選択図】 図1

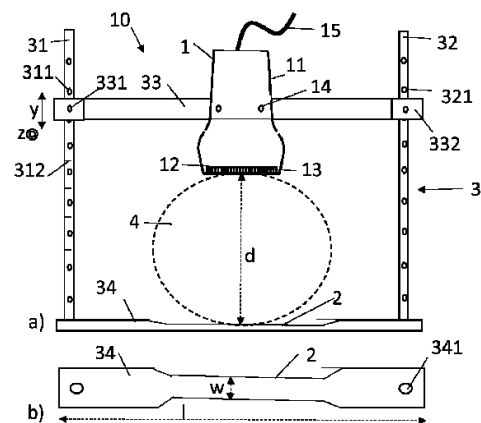


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を放出する、超音波トランスデューサ(1)と、  
前記放出された超音波の少なくとも一部分を反射する、リフレクタ(2)と  
を備える、手持ち式医用超音波装置(10)。

## 【請求項 2】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(1)の間の相対位置および/または方位の指示を可能にする、インジケータ(21、22、311、312)を備える、請求項1に記載の装置。

## 【請求項 3】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)が、互いに対向して、機械的構造(3)に取り付けられている、請求項1または2に記載の装置(10)。

## 【請求項 4】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離(d)を変えるための距離調節部を備え、前記距離調節部の少なくとも一部がインジケータ(311、312)として作用する、請求項3に記載の装置(10)。

## 【請求項 5】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)がそれに取り付けられた第1のフレーム(33)と、前記リフレクタ(2)がそれに取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれで構成された、第2のフレーム(34)と、前記第1および第2のフレーム(33、34)の両方がそれに装着された、少なくとも第1の棒材(31)とを備え、

前記フレームの少なくとも一方(33)が、前記第1の棒材(31)の上に摺動可能に装着されている、請求項3または4に記載の装置(10)。

## 【請求項 6】

前記第1の棒材(31)が、前記少なくとも一方のフレーム(33)を所定の位置に保持するための、位置決め手段を備える、請求項4または5に記載の装置(10)。

## 【請求項 7】

前記位置決め手段が、前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に穿孔(311)を含むとともに、

前記少なくとも一方のフレーム(33、34)が、前記少なくとも一方のフレーム(31)を前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に保持するために、前記穿孔(311)中に少なくとも部分的に挿入可能な、ピン(331)を備える、請求項6に記載の装置(10)。

## 【請求項 8】

前記ピン(331)が、前記穿孔(311)のいずれかの中に少なくとも部分的に到達する第1の位置と、前記穿孔(311)から出た第2の位置であって、前記第1の棒材(31)の2つの隣接する穿孔(311)の間で前記フレーム(33)を摺動させるために必要とされる、第2の位置とをとるように、前記少なくとも一方のフレーム(34)内に装着されているとともに、

特に、前記ピン(331)が前記第1の位置から前記第2の位置まで、弾性力に抗して移動可能である、請求項7に記載の装置(10)。

## 【請求項 9】

前記機械的構造(3)が第1の棒材(32)を含み、

前記第1のフレーム(33)が前記第1および第2の棒材(31、32)の両方に装着されており、

前記第2のフレーム(34)が前記第1および第2の棒材(31、32)の両方に装着されており、

前記フレームの少なくとも一方(33)が、前記第1および第2の棒材(33、34)の両方の上に摺動可能に装着されており、

10

20

30

40

50

前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1 、 3 2 ) のそれぞれが、前記一方のフレーム ( 3 3 ) を所定の位置に保持するための位置決め手段を含む、請求項 5 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 0】

前記位置決め手段が、前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1 、 3 2 ) のそれぞれにおける前記所定の位置に穿孔 ( 3 1 1 、 3 2 1 ) を含み、

前記少なくとも一方のフレーム ( 3 3 ) が、前記少なくとも一方のフレーム ( 3 3 ) を前記所定の位置に保持するために、前記第 1 の棒材 ( 3 1 ) の前記穿孔 ( 3 1 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能なピン ( 3 1 1 ) と、前記第 2 の棒材 ( 3 2 ) の前記穿孔 ( 3 2 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能な別のピン ( 3 2 1 ) とを含む、請求項 9 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

10

【請求項 1 1】

前記インジケータが、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間の位置および / または方位それぞれを特定するための位置および / または方位センサ ( 5 ) を含むとともに、

特に、前記位置および / または方位センサ ( 5 1 ) が磁気式または光学式センサである、請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 2】

前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 1 ) とが機械的に分離されており、

特に、前記リフレクタ ( 1 ) は、平面フレーム ( 3 4 ) に取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれから構成されている、請求項 1 1 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

20

【請求項 1 3】

前記インジケータがリフレクタ ( 2 ) を含み、前記リフレクタ ( 2 ) は、単一の層を含むか、または異なる超音波反射特性の 2 つ以上の層 ( 2 1 、 2 2 ) を含む、請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 4】

前記第 1 のフレーム ( 3 3 ) および前記第 2 のフレーム ( 3 4 ) はそれぞれ、幅 ( w ) および長さ ( l ) を有し、前記長さ ( l ) は前記幅 ( w ) を超えており、

各フレーム ( 3 3 、 3 4 ) の幅 ( w ) は、少なくとも、調査しようとする組織 ( 4 ) と接触するために割り当てられた領域内で、2 cm 未満である、請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

30

【請求項 1 5】

請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) と、

プロセッサ ( 5 1 ) と

を備え、

前記トランスデューサ ( 1 ) は、前記プロセッサ ( 5 1 ) に電氣的に接続されており、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、前記超音波トランスデューサ ( 1 ) によって受波される反射超音波 ( u s r ) を受けて、超音波バーストモグラフィイメージを特定するように構成されている、医用超音波システム。

【請求項 1 6】

40

前記トランスデューサ ( 1 ) が、一組の放出器素子 ( T x ) と一組の受波器素子 ( R x ) とを備え、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、一組の放出器素子 ( T x ) - 受波器素子 ( R x ) 組合せに対して、それぞれの放出器素子 ( T x ) に、超音波 ( u s r ) を放出させて、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間に配設される組織 ( 4 ) を通過して、リフレクタ ( 2 ) まで進行し、前記リフレクタ ( 2 ) から組織 ( 4 ) を通過して受波器素子 ( R x ) へと戻るようにトリガリングするように構成されており、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、前記一組の放出器素子 ( T x ) - 受波器素子 ( R x ) 組合せに対して、前記放出器素子 ( T x ) から前記受波器素子 ( R x ) へ進行する超音波 ( u s r ) に対する飛行時間値 ( t p ) を特定するように構成されており、

50

前記プロセッサ(51)は、前記飛行時間値( $t_p$ )に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)とによって画定される面( $x, y$ )内のセル( $c_{i, j}$ )に対して、超音波( $usr$ )の超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記超音波パラメータ値(、)をイメージに変換するように構成されている、請求項15に記載の医用超音波システム。

【請求項17】

前記プロセッサ(51)が、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値(、)の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16に記載の医用超音波システム。

10

【請求項18】

前記プロセッサ(51)は、前記面( $x, y$ )における少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16または17に記載の医用超音波システム。

【請求項19】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存するとともに、前記第1の方向と異なる、前記面( $x, y$ )内の第2の方向における、超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項18に記載の医用超音波システム。

20

【請求項20】

前記第1の方向が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向( $y$ )であり、前記第2の方向( $x$ )が、前記第1の方向( $y$ )に直交する、請求項19に記載の医用超音波システム。

【請求項21】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、前記面( $x, y$ )内の第2の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、かつ前記面( $x, y$ )内の第3の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17または18に記載の医用超音波システム。

30

【請求項22】

前記第1の方向( $y$ )が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向であり、

前記第2の方向が、前記第1の方向に対する最大角度( $\theta_{max}$ )によって定義され、前記最大角度は、 $\theta_{max} = \arctan(W / (2 * d))$ によって定義され、 $W$ は、前記トランスデューサ(1)のトランスデューサ素子の線形アレイの幅であり、 $d$ は、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離であり、

前記第3の方向は、負の最大角度( $\theta_{max}$ )によって定義される、請求項21に記載の医用超音波システム。

40

【請求項23】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値の重み付け勾配に依存する一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17から22のいずれか一項に記載の医用超音波。

【請求項24】

前記プロセッサ(51)が、同一方向の全勾配に同一の重み( $k$ )を適用するとともに、方向毎に異なる重み( $k, 1 - k$ )を適用するように構成されている、請求項23に記載の医用超音波システム。

【請求項25】

50

前記プロセッサ(51)が、第1の重み(k)を前記第1の方向のすべての勾配に適用するとともに、第2の重み(1-k)を前記第2の方向のすべての勾配に適用するように構成されており、前記第1の重み(k)は前記第2の重み(1-k)を超える、請求項19または20に記載の医用超音波システム。

【請求項26】

前記プロセッサ(51)が、第1の重みを前記第1の方向のすべての勾配に適用し、第2の重みを前記第2の方向のすべての勾配に適用し、第3の重みを前記第3の方向のすべての勾配に適用するように構成されている、請求項21または22に記載の医用超音波システム。

【請求項27】

前記超音波パラメータ( , )が音速度( )であり、  
前記プロセッサ(51)が、各セル(c<sub>i</sub>, j)に対する音速度値( )を、好ましくは、単一値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項28】

前記超音波パラメータ( , )が音響減衰( )であり、  
前記プロセッサ(51)が、各セル(c<sub>i</sub>, j)に対する音響減衰値( )を、好ましくは単一の値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項29】

前記超音波パラメータ値( , )が、いくつかの放出超音波周波数において識別されて、そのようなパラメータの周波数依存性を再構築することを可能にする、請求項16から28のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項30】

前記プロセッサ(51)が、前記トランスデューサ(1)における超音波をトリガリングすることに対応して、飛行時間値(t<sub>p</sub>)に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離を特定するように構成されている、請求項14から18のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項31】

前記処理ユニットが、トモグラフィ超音波イメージの計算において全変動正則化を適用するように構成されており、

特に、前記全変動正則化において、解こうとする式が、形式  $\arg \min_{\mathbf{t}} \{ \|\mathbf{t} - \mathbf{L} \mathbf{d}\|_1 + \lambda \|\mathbf{D} \mathbf{d}\|_1 \}$ 、またはそのような形式の任意の組合せに従い、ここで  $\mathbf{t}$  は測定量のベクトルであり、 $\mathbf{d}$  は再構築される、前記未知のベクトルであり、 $\mathbf{L}$  は設定幾何学形状の考慮の下で幾何学的に計算されるマトリックスであり、 $\mathbf{D}$  は勾配マトリックスであり、 $\lambda$  は定数であって、

特に、前記式は凸最適化を用いて解かれる、請求項14に記載の医用超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、手持ち式医用超音波装置と、医用超音波システムとに関する。

【背景技術】

【0002】

乳房組織における腫瘍およびその他特定の異常(anomalies)は、従来式Bモード超音波システムにおいて、常に検出可能であるとは限らない。しかしながら、これらの病変は、超音波伝播速度および減衰などの、その他の超音波特性に関して、高いコントラストを提示する。X線コンピュータトモグラフィ(CT: Computed Tomography)と同様に、これらのパラメータの空間的に解像されたイメージを得るため

10

20

30

40

50

に、超音波は、複数角度方向において送波され、記録される。現在、これには、ハイエンドの特定用途超音波コンピュータトモグラフィ (USCT: Ultrasound Computed Tomography) 機器を必要とし、それらは、Duricらによる、「Breast density measurements with ultrasound tomography: A comparison with film and digital mammography」、Med. Phys. 40 (1)、2013年1月、に記載された、乳房のまわりに配置された多数の静止超音波センサに基づくか、またはNebekerらによる、「Imaging of Sound Speed Using Reflection Ultrasound Tomography」、Ultrasound Med 2012、31、1389~1404ページ、に記載された、乳房のまわりに機械的に回転する超音波センサによっており、両方のシステムとも、乳房を水タンクに浸漬し、嵩張るカスタムメイドの超音波システムで走査する必要がある。結果は正確であるが、それらのシステムは、日常の臨床使用では負担が大きく、医院に追加のスペースと、実施するための専門人員を必要とし、通常、コストが高く、所与の特定の目的に対してのみ使用できる。

10

20

30

40

50

#### 【0003】

超音波音速および減衰イメージングに対する現在のX線マンモグラフィの拡張が研究されており、例えば、Kruegerらによる、「Limited-angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast. IEEE Ultrasonics Symposium 1998、1345~1348ページ」に記載されている。この場合に、乳房は、2つの静止加圧プレートの間で完全に加圧されて、超音波トランスデューサが、加圧プレートの上方および/または下方に配置される。その他の実施形態においては、プレートの一方が削除されて、乳房は、トランスデューサと静止プレートの間で加圧され、これはChangらによる「Re-construction of ultrasonic sound velocity and attenuation coefficient using linear arrays: clinical assessment、2007年、1681~1687ページ」に記載されている。これらの設定によって乳房を圧縮すると、X線マンモグラフィに類似して、痛みのある診断手順となる。そのような加圧は、超音波トランスデューサが、加圧プレートに対して平行に動くように固定または制約されるので、フレキシビリティも低下させて、 coronal plane) だけにアクセスを有する。小寸の乳房および胸壁近くの超音波イメージングも不可能となる可能性もある。USCT機器について、マンモグラフィ設備は、限定された組の角度方向を通る送波および記録だけを可能にし、このことは、病変(例えば、腫瘍)の位置および幾何学形状が事前に分かっている場合には、得られた超音波イメージ内に強いアーチファクトを生じる。さらに、加圧プレートと乳房の間に、小さな空隙を回避するのが難しく、それらは、超音波イメージ内に、強いアーチファクトを誘発する。結果として、これらのシステムによって得られる、診断の品質は、現在では貧弱であり、商業的実現レベルに達したものはまだ無い。

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

本発明によって解決しようとする課題は、したがって、超音波コンピュータトモグラフィ (USCT) の広範囲な使用を可能にすることである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

この課題は、超音波を放出するための超音波トランスデューサと、放出された超音波の少なくとも一部分を反射するためのリフレクタと、好ましくは、トランスデューサとリフレクタの間の相対位置および/または方位の指示を可能にするインジケータとを備える、手持ち式医用超音波装置によって解決される。

## 【 0 0 0 6 】

この装置は、必ずしもフルスケールの超音波コンピュータトモグラフィシステムを包含するものではないが、この装置は、そのようなシステムのそのようなトモグラフィユニットの一部であり、且つ/またはそれに接続されている。

## 【 0 0 0 7 】

超音波装置は、その使用が医療文脈に含まれることを示唆する、医用装置である。すなわち、この装置は、医用スクリーニング、診断、（例えば、癌の）ステージング、術前プランニング、術中ガイダンス、および術後フォローアップの内の1つまたは複数に対して使用される。

## 【 0 0 0 8 】

この文脈における手持ち式とは、携帯可能、または移動可能であることを意味している。この装置は、医師または看護師などの音波検査技師（sonographer）が、患者を検査中に、保持することができる。したがって、その重量およびその拡張は、トランスデューサに対する静的な設定に拘束されることなく、任意の場所に装置を適用するように寸法決めされている。

## 【 0 0 0 9 】

超音波トランスデューサは、好ましくは、1 MHz から 40 MHz の間の範囲のある周波数において、より好ましくは、3 MHz から 14 MHz の間の範囲において、超音波を放出する少なくとも1つの素子を備える。超音波トランスデューサは、好ましくは、例えば、圧電変換器をそのような素子として用いて、電気信号を超音波に変換する。非常に好ましい実施形態において、超音波トランスデューサはまた、反射された超音波を受波するため、特に、以下で説明されるように、反射された超音波を受波するために、さらに受波された超音波を電気信号に変換するために、少なくとも1つの受波器素子、好ましくはそれよりも多くを備える。

## 【 0 0 1 0 】

装置は、トランスデューサによって放出されて被検査組織を通過して移動する、反射超音波のリフレクタをさらに備える。したがって、リフレクタは、超音波反射特性を有するものであり、組織と異なる音響インピーダンスにおけるリフレクタを選択することによるか、または金属（例えば、アルミニウム、鋼）、ポリマー/プラスチック（例えば、PMMA、ポリカーボネート、ABS、ゴム、シリコン）、封入空気または流体層、ガラス、セラミックス、鈳物骨材、およびその他の複合材またはメタマテリアルなどの、物質を、超音波に対して反射性であるリフレクタの中またはその上に適用することによって、達成することができる。

## 【 0 0 1 1 】

動作に際して、好ましくは、女性の乳房である、試験しようとする体組織は、トランスデューサとリフレクタの間に配設されるものと想定するのが好ましい。リフレクタとトランスデューサは、組織を通過して移動した後の、トランスデューサによって放出された超音波の少なくとも一部に対して、リフレクタが露出されるように、相互に配設されるのが好ましい。好ましくは、トランスデューサとリフレクタとは、リフレクタが、トランスデューサに直接、またはおよそそれに向かって面する状態で、互いに対向して配設されている。

## 【 0 0 1 2 】

超音波は、1つまたは複数の放出素子から順次に送波され、乳房ターゲットを通過して伝達され、リフレクタプレートにおいて反射および/または散乱されて、受波素子の内の1つまたは複数によって再取得される。このことによって、超音波パラメータ、特に、異なる角度方向に沿った、超音波伝播速度および/または超音波減衰の測定が可能となり、装置がそれに接続されている、トモグラフィユニット内で、USCTイメージの再構築が可能になる。トモグラフィユニットは、装置によって供給される信号を、例えば、音波検査技師に対して表示されるイメージに変換するものと理解される。

## 【 0 0 1 3 】

10

20

30

40

50

それがあある場合には、装置のインジケータは、トランスデューサとリフレクタの間の相対的位置および/または方位の指示を可能にする。位置と方位の両方を常に指示することは必要ではなく、位置は、好ましくはトランスデューサとリフレクタの間の距離を意味し、これに対して方位は、トランスデューサとリフレクタの間の角度を意味する。特に、例えば他方の尺度がいずれかの方法で、例えば、装置におけるトランスデューサとリフレクタの配設によって、事前定義されているときには、これらの2つの尺度の一方で十分である。インジケータは、装置自体における位置および/または方位を必ずしも示す必要はないが、それを可能にしてもよい。一実施形態においては、装置自体において、ユーザが臨機応変に位置および/または方位を導出するための、手段が設けられている。そのような手段は、好ましくは、スケール、またはその他の視覚的インジケータを含み、例えば、トランスデューサとリフレクタの間の距離を予測することを可能にしてもよい。別の実施形態においては、装置は、位置および/または方位を特定することの内の1つまたは複数のためのセンサを収納してもよい。ここでは、センサ信号をこれに対して送波することのできる、トモグラフィユニットなどのリモートユニット内で、対応するセンサ信号を評価して、位置および/または方位を特定してもよい。第3の変形形態においては、トランスデューサによって受波された反射超音波から導出され、最終的にトモグラフィユニットのディスプレイ上に表示されるイメージにおける、リフレクタ-トランスデューサ位置/方位の同定を可能にするように、リフレクタ自体を準備してもよい。

10

20

30

40

50

#### 【0014】

装置は、医療分野における超音波コンピュータトモグラフィ(USCT)において使用して、従来のBモードイメージにおいては見ることはできないか、または見ることはできるが、Bモードイメージだけでは診断または分類することができない、乳房組織における腫瘍性封入体(tumorous inclusions)を検出することが好ましい。好ましくは、装置は、トランスデューサからリフレクタへ、およびトランスデューサに戻るまでの経路で、超音波の速度を測定することを可能にするように準備される。超音波トランスデューサと既知の位置と方位のリフレクタの間の組織を通るとともに、組織を通過してトランスデューサへ戻るように、超音波を送波することによって、USCTイメージを得ることができる。超音波の超音波パラメータは、最も簡単な場合にはトランスデューサとリフレクタの間の距離の2倍に等しい、超音波が移動する経路の長さに応じて、および超音波パルスの放出と超音波パルスの反射部分の受波の間に測定される時間である、この経路を移動するのにかかった時間に応じて、演算することができる。したがって、本装置は、好ましくは、USCTトモグラフィユニットの手持ち式拡張と考えることができる。

#### 【0015】

好ましくは、セル当たりで決まる、超音波パラメータは、音速度(speed of sound)(超音波速度)、音響減衰、周波数依存音響量、音速度分散の内の1つとすることができる。以下の実施形態は、ほとんど、超音波パラメータとして特定される音速度に関係しているが、以下の実施形態のいずれにおいても、音速度は、関連のある超音波パラメータとしての音響減衰、または列挙されたその他のパラメータのいずれかに置き換えられることを理解されたい。

#### 【0016】

次いで、測定された超音波パラメータを組み合わせ、例えば、組織温度(例えば、アブレーション処置中の)、または質量密度、または一般に、測定された超音波パラメータと相関のある、健常組織または患部組織の任意の特性などの、その他の組織特性を評価することができる。反復される超音波測定値を、時間経過における組織変化をモニタリングするのに使用することができる。

#### 【0017】

測定された超音波パラメータも、同様に、とりわけ、機械的励振(例えば、音声振とう(vocal fremitus)などの、予圧縮または振動場)、または(例えば、アブレーション処置中の)温度場などの、組織に加えられる外部摂動(perturbation)の関数として特定することができる。

## 【0018】

好ましくは、実施形態のいずれかによる手持ち式装置と、トモグラフィイメージを特定するための処理ユニットとを備える、この超音波システムは、リフレクタからの超音波エコーを検出して、腫瘍などの組織不均質性の存在によって導入される、音速度または減衰などの、関連のある音響パラメータにおける摂動を検出するように具現化されている。

## 【0019】

この目的で、超音波トランスデューサは、一組の放出器 ( e m i t t e r ) 素子と一組の受波器素子とを備える。これらの組の素子は、放出器素子は超音波を放出することだけが可能であるのに対して、受波器素子は超音波を受波することだけが可能であるように、異なる素子としてもよいが、異なる実施形態においては、単一のトランスデューサ素子を、超音波を放出し、且つ受波するように構成してもよい。そのようなトランスデューサ素子は、それぞれ、放出器素子として、且つ受波器素子として作用すると言われる。各組は、好ましくは、2つ以上の素子、好ましくは数百を超える素子を備える。

10

## 【0020】

好ましくは、放出器素子と受波器素子の組合せは、対とも呼ばれ、同時に動作される、すなわち、プロセッサは、それぞれの放出器素子が、超音波を放出するようにトリガリングし、同時に受波器素子が、放出されて反射された超音波をある遅延で受波する。それを追跡すると、超音波は、放出器素子からトランスデューサとリフレクタの間に配設された組織を通りリフレクタへと進行し、組織を通り受波器素子へと戻り、それにより波線経路 ( r a y p a t h ) を画定する。受波器素子において受波された反射超音波は、無線周波数 ( R F ) トレースとも呼ばれる、時間経過に対する電気信号に変換される。

20

## 【0021】

したがって、時間遅延は、放出器素子からの超音波の放出時間と、受波器素子における反射超音波の受波時間の間の時間差の形態で測定される。この時間遅延は、飛行時間とも呼ばれる。様々な放出器 - 受波器素子の組合せがプロセッサによって順次にトリガリングされるとすると、それぞれの組合せに対して、対応する R F トレースが記録される。好ましくは、すべての可能な放出器素子 - 受波器素子組合せがトリガリングされて、組合せの集合を定義する。しかしながら、異なる実施形態においては、すべての可能な組合せからの1つの選択だけが、組合せの集合において定義される。

## 【0022】

好ましい実施形態においては、Nトランスデューサ素子を備える単一のトランスデューサが適用されて、R F トレースを有する、「マルチスタティックマトリックス」、および/または、すべての可能な  $N \times N$  放出器素子 - 受波器素子組合せに対する対応する飛行時間値が記憶される。次いで、飛行時間  $t_p$  および  $t_{e,r}$  が等価となるように、特定の経路  $p$  を識別するために、トランスデューサ放出器素子  $e$  およびトランスデューサ受波器素子  $r$  の指標を使用するのが好ましい。

30

## 【0023】

その他の変形形態が可能である：例えば、いくつかの隣接する放出器素子が、同時に、または漸増的な時間遅延を有して発射されて、いわゆる「平面波」放出を生成して、測定された組織中に結合される音響強度レベルを増大させ、かつ/またはいくつかの隣接するトランスデューサの R F トレースを、平均化するか、または任意の形態に組み合わせて、ノイズを低減してもよい。したがって、イメージ再構築への好ましい開始点は、特定の放出器発射時に、個々の受波器素子によって取得される、したがって、それぞれが放出器素子 - 受波器素子位置対に対応する、デジタル化された R F トレースの組である。この R F トレースマトリックスから、対応する飛行時間マトリックス  $t_p$  を、例えば、R F トレースを解析することによって生成してもよい。この処理ステップは、描写 ( d e l i n e a t i o n ) とも呼ばれる。

40

## 【0024】

波線経路  $p$  は、トランスデューサとリフレクタによって画定される面内にあると仮定される。この面は、好ましくは、異なる放出器素子 - 受波器素子対に対応する、有限の組の

50

波線経路 p によって横断されるセルに離散化される。動作に際して、組織がトランスデューサとリフレクタの間に配設されるとき、これらのセルは、対象面における組織内の場所を反映する。このセル構造は、その部分が封入体とも呼ばれる、腫瘍性であると考えられる、組織の部分の位置同定を支援する。セルサイズは、前もって定義され、イメージの解像度を決定する。飛行時間値に基づいて、セル当たりの超音波パラメータを決定するプロセスは、再構築とも呼ばれる。最終的に、プロセッサは、特定された超音波パラメータ値を、システムのスクリーン上で医療関係者に示される、イメージに変換するように構成されている。この変換には、超音波パラメータ値の色への符号化、例えば、グレースケールへの符号化を含めてもよい。

【0025】

一実施形態において、それぞれの放出器素子からリフレクタ素子まで、および受波器素子に戻る、波線経路 p 当たりの既知の経路長  $l_p$  「m」が与えられて、飛行時間値  $t_p$  - 遅延とも呼ばれる - が、この実施形態においては、音速度 (S o S) 増分  $c$  - セル c 当たりの遅さ増分 (s l o w n e s s i n c r e m e n t s) とも呼ばれる - の関数として計算される、すなわち：

【0026】

【数1】

$$\Delta t_p = \sum_{c=1}^C l_{p,c} \sigma_c \quad p = 1K P, P \geq C \quad (1)$$

【0027】

この式(1)は、ある経路 p に対する飛行時間値  $t_p$  を、個々のセル c 当たりの経路長  $l_{p,c}$  の部分を有する対象経路 p に沿って通行されたセルの数 C に対して、セル c 当たりの個々の音速度値  $c$  の合計として説明している。

【0028】

全体経路数 P は、好ましくは、指定の線形システムのためのセル数 C 以上である。式(1)で表わされたシステムは、集合  $t = L$  の放出器素子 - 受波器素子組合せを表わす全経路 p に対して、マトリックス形式で表わすことが可能であり、この場合に、経路長  $l_{p,c}$  は、マトリックス L に集められて、トランスデューサとリフレクタ配設の設定、ならびにセルの大きさおよび形状、特にそれらの粒度 / 解像度に依存する、幾何学的情報を表わす。

【0029】

セル c 当たりの遅さ値  $c$  を含む  $t_p$  を求めることは、逆問題である。それゆえに、結果として得られるマトリックス  $t_p$  は、セル c を横断する、すなわち、対象面における組織がそれに分割される仮想セルに対する、特に、そのようなセルにおける音速度が、非腫瘍組織を含むセルにおける音速度と異なると仮定すると、封入体の影響を受けるセル c に対する、音速度分布を表わす。

【0030】

面におけるセル c を識別するために、デカルト座標 x および y を、好ましくは、x をフラットリフレクタに平行、水平方向とも呼ばれる、方位にして、y をそれに直交する、垂直方向とも呼ばれる、方位として使用するのが好ましい。インデックス i および j は、それぞれ x および y 方向のセルを数えるのに使用される。

【0031】

式(1)で書かれたような、遅延  $t_p$  および遅さ増分  $c$  は、均質組織、すなわち封入体がある中に存在しない組織モデルに対して、封入体により生じた摂動を表わすのが好ましい。好ましくは、次いで、事前ステップを使用して、測定された飛行時間マトリックス  $t_p$  から平均音速度  $v_B$  を評価する。次いで、 $t_p$  は、 $t_p$  から均質組織によって生じた遅延を減算した後の、遅延残余に対応する、すなわち

【0032】

10

20

30

40

【数 2】

$$\Delta t_p = t_p - \sum_{c=1}^C l_{p,c} / v_B \quad (2)$$

【0033】

本発明の特定の実施形態に対する、 $v_B$  計算の詳細は、図 8 と合わせて、以降により詳細に紹介される。定量的な音速度イメージ  $v [m, s]$  は、面内で座標  $x$  および  $y$  によってアドレス指定される、個々のセル  $c$  に対して、 $v_B$  および遅さ増分  $[s/m]$  から計算される：

$$v(x, y) = v_B (1 + (x, y))^{-1} \quad (3)$$

逆問題は、波線経路  $p$  の完全な角度集合が各セル  $c$  に対して利用可能であれば、良設定 (well-posed) である。言い換えると、すべての可能な方位  $[-180, 180]$  ( $^\circ$ ) において、すべてのセルを横断する、波線経路  $p$  の集合が利用可能である。しかしながら、このことは、 $360^\circ$  トランスデューサ、または回転トランスデューサをそれぞれ備える、ハイエンド超音波コンピュータトモグラフィ (USCT) 機器でのみ達成することができる。しかしながら、本明細書に記載された装置の手持ち式機器を用いると、装置の所与の方位に対して、限定された集合の角度方向だけが波線経路に含まれ、したがって限定された集合の角度波線経路方向だけがセル当たり利用可能である。

【0034】

このことは、本発明者らによって識別された 2 種類のイメージ歪みにつながる：

a) 欠落した角度方向に沿った解像度損失：例えば、リフレクタに平行な波線経路が欠落しているため、この水平方向には非常に良好な解像度が得られるが、垂直方向には粗い解像度だけが得られる。

【0035】

b) 強いストリークアーチファクト (streaking artifact)：これらは、 $\theta$  が任意に小さい場合に、 $\theta = \theta_{max} + \epsilon$  に対して情報が存在しない、限定的な角度方位  $\theta = \theta_{max}$  における、急な遷移の結果である。

【0036】

したがって、本質的に悪設定 (ill-posed) である、式 (2) による不完全な再構築問題を解くことが望ましい。このことは、対応する数学式が一意的に解けないことを意味する。音速度マトリックス  $\mathbf{L}$  に対する、またはより一般的に、超音波パラメータマトリックスに対する、いくつかの潜在的な解が可能である。しかしながら、式 (2) を解く際に、封入体の最善の幾何学描写と、封入体内の音速度値に対する最善の精度をもたらす、可能な解の集合から、解を見出すのが好ましく、望ましい。しかしながら、可能な解の集合を特定しようとするものではない。これらの他の解を知る必要性なく、可能な解の集合から解を特定すれば十分である。

【0037】

好ましくは、この最適化アプローチは次式で実現される：

【0038】

【数 3】

$$\hat{\sigma} = \arg \min_{\sigma} \{ \|\Delta t - \mathbf{L}\sigma\|_2 \} \quad (4)$$

【0039】

但し、可能な音速度値  $\sigma$  からの特定の音速度値

【0040】

【数 4】

$\hat{\sigma}$

【0041】

に対して、誤差関数  $\|\Delta t - \mathbf{L}\sigma\|_2$ 、および好ましくはその第 2 のノルム、 $\|\cdot\|_2$  が最小化される。しかしながら、 $1$ -ノルム  $\|\cdot\|_1$  などの、いかなるノルムでも、このコスト項目に対し

て使用できる。しかしながら、シナリオによっては、この数値的に解かれた問題における、に対する解は、垂直方向において低解像度となる可能性のある、低いイメージ品質を生じる可能性があり、同時に、アーチファクトが、腫瘍の識別とセグメント化を妨げる可能性がある。

【0042】

したがって、数学的な正則化を導入して、均質な組織背景における、1つまたは複数の腫瘍性封入体の位置および幾何学的形状の満足のできる再構築を可能にする、数値的に有界の解を得るのが好ましい。

【0043】

第1の実施形態においては、SoSイメージの平滑度(smoothness)のために、次式による正則化仮定を導入する：

【0044】

【数5】

$$\hat{\sigma}_{TV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_2 + \lambda \|\mathbf{D}\sigma\|_n \right\} \quad (5)$$

【0045】

したがって、誤差関数  $t - L^*$  が最小化されるだけでなく、誤差関数と追加項  $D^*$  の合計も最小化される。 $D$ は、どのセルが互いに隣接しているかを導入する勾配マトリックスであり、それに対応して、 $D^*$  は、面内の隣接セルの音速度の勾配を表わす。項目  $D^*$  の使用は、式(2)の所望の解が、均質な組織背景において、1つまたは複数の閉じた封入体幾何学形状を示すとの洞察に基づいている。したがって、式(2)を解く、可能なSoS値の集合から、それらの解は、少なくとも、必要な場合には、突然の遷移を有する、区分的に一定のセル値を用いて誤差関数を最小化することと組み合わせ、選択される。

【0046】

しかしながら、別の実施形態においては、 $D$ は、(2次導関数を正則化するための)曲率マトリックス、周波数成分を正則化するためのDFT/DCFT、または任意のウェーブレット変換などの、任意その他の関係する特性とすることができる。したがって、超音波パラメータ値は、超音波パラメータ値の曲率、離散フーリエ/余弦変換、ウェーブレット変換などの、「その他の線形組合せ」 $D$ 、すなわちそれらの導関数に依存する可能性がある。

【0047】

好ましい実施形態においては、 $\|D\|_n$  は、再構築されたイメージの水平勾配と垂直勾配の合計を最小化し、 $\lambda$  は定数である。

平滑度項  $D^*$  のノルム  $n$  は、再構築結果に重大な影響を及ぼす。例えば、任意のベクトル  $q$  に対して  $\|q\|_2 = \|q\|_q (q)^2$  で定義される、 $L_2$ -ノルム ( $n=2$ ) が  $D^*$  に適用されると、式(5)の閉じられた解(チホノフ(Tikhonov)正則化)を求めることができるが、鋭い勾配に対して、平滑な勾配が好ましい。異なる組織を含有する可能性がある、隣接するセルのSoS値における大きなジャンプは、 $L_2$ -ノルムによって不必要にペナルティを科せられて、非現実的に平滑な結果を生成する。

【0048】

しかしながら、 $L_1$ -ノルム  $n=1$  が使用される場合には、 $\|q\|_1 = \|q\|_q$  となり、これは、正則化の文脈において全変動(TV: total variation)正則化または圧縮センシングとも呼ばれ、鋭い勾配および平滑な勾配が等しく重み付けされて、このことは、区分的に均質な領域の再構築につながる。 $n=1$ とすると、式(5)は、凸問題(convex problem)、特に二次錐計画問題(Second Order Cone Programming problem)となり、この問題は、内点法(Interior Point Method)および交互方向乗数法(ADMM: Alternating Directions Method of Multipliers)などの最適化方法で反復的に解くのが好ましい。

10

20

30

40

50

【0049】

本発明の様々な実施形態によれば、好ましくは最適化に寄与する正則化項は、L1-ノルム(式6)またはL2,1-ノルム(式7)などのTV挙動を示す1つのノルムによって計算することができる:

$$\|D\|_1 = \sum_{i,j} (|\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|) \quad (6)$$

【0050】

【数6】

$$\|D\sigma\|_{2,1} = \sum_{i,j} \sqrt{|\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}|^2 + |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|^2} \quad (7)$$

10

【0051】

一般的に、セルが、水平方向に行をなして隣接して配設されて、垂直方向にセルの列を形成しているような、面内のグリッド状のセル組織においては、各セルは、水平方向に少なくとも1つの隣接セルと、垂直方向に少なくとも1つの隣接セルとを有する。したがって、そのような正則化項は、方向性勾配、具体的にはx軸に沿った勾配、およびy軸に沿った別の勾配を導入する。各セルの指標iおよびjは、それぞれxおよびy軸に沿った位置を指す。結果として得られるSoSベースイメージは、限定角度アーチファクトを首尾よくフィルタリング除去し、閉じた封入体幾何学形状を描写する。相応して、各角度方向において利用可能な情報の量は、平滑度再構築に組み込まれる。

20

【0052】

上記に配置されたように、トランスデューサの非360°設定によって欠落した角度方位は、再構築されたSoSイメージにおける歪みをもたらす。しかしながら、波伝播/波線経路は、手持ち式装置によって規定されるので、腫瘍性封入体により導入される小さな摂動とは別に、各セルに対してどの角度方位が利用可能であるかは、事前に分かっている。したがって、異なる角度方向において、好ましくは、これらの方向のそれぞれにおける波線情報の利用可能性および/または影響度に応じて、SoS勾配寄与を重み付けするのが大変好ましい。結果として得られる正則化は、「非等方性重み付け空間正則化(Anisotropically Weighted Spatial Regularization)」とも呼ばれる。特定の実施形態において、この概念は、全変動アプローチと組み合わせられるとともに、以下においては、「非等方性重み付け全変動(AWTV: Anisotropically Weighted Total Variation)」と呼ばれる。

30

【0053】

したがって、上記で言及された直交方向xおよびyなどの、2方向に対する最も基本的な形態において、定数αが、重みとして正則化項に導入され、この定数は、水平および垂直の勾配を、各方向における利用可能な波線情報に応じて、均衡させる。

【0054】

$$\|D\|_{AWTV} = \sum_{i,j} (1 - \alpha) |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + \alpha (|\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|) \quad (8)$$

40

このことは、パラメータαによって軸成分に異なる重み付けをすることによって、式7に対して同様に達成することができる。本明細書においては、軸整列重み付け(axis-aligned weighting)を優先するが、非軸整列重み付けは、式6および7における導関数成分を、テンソルに投影することによっても達成できることに留意されたい。重みαは、個々のセルcに対して調整することができる。しかしながら、好ましい実施形態においては、単一の値αが、全イメージに対して定義される、すなわち、同一の重みαが、一方の軸の全勾配に対して適用され、同時に、重み1-αが他方の軸yの全勾配に対して適用される。α=0.5という仮定の下で、方向/軸の一方に沿った勾配は、他方の方向/軸に沿った勾配に対して強調される。非常に好ましい実施形態において、α=0.9である。

50

【 0 0 5 5 】

別の実施形態において、正則化において使用される勾配方向は、直交方向に限定はされない。3つ以上の方向を、空間正則化項に導入して、これを「多角度AWTV」(MA-AWTB)と呼んでもよい：

【 0 0 5 6 】

【 数 7 】

$$\|D\sigma\|_{MA-AWTV} = \sum_{i,j} \sum_{\alpha \in \{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N\}} K_\alpha |D_\alpha \sigma| \quad (9)$$

【 0 0 5 7 】

10

ここで、 $D = D \cdot e$  は、傾斜の単位ベクトルに沿った方向導関数である。最大利用可能角度を

$$\phi_{\max} = \arctan(0.5W/d) \quad (10)$$

とすると、手持ち式装置において、 $W$ をトランスデューサにおけるトランスデューサ要素の線形アレイの幅とし、 $d$ をトランスデューサとリフレクタの間の距離として、合計 $N$ の異なる方向に対する勾配方向は、好ましくは以下のように選択され：

【 0 0 5 8 】

【 数 8 】

$$\{\alpha\} = \{\phi_i, 180^\circ - \phi_i\}, \quad \phi_i \in \left\{ 0, \phi_{\max} \frac{1}{N_\alpha/2-1}, \phi_{\max} \frac{2}{N_\alpha/2-1}, \dots, K, \phi_{\max} \right\} \quad (11)$$

20

【 0 0 5 9 】

重みは、好ましくは、以下のアルゴリズムで計算される：

1) 重みを初期化  $w = \{0\}$ ；

2) セル $c$ を横切る各波動路 $p$ に対して：

a. 波動経路  $\theta = \pm \arctan(0.5(e - r)/d)$ の傾斜を計算する、但し、 $e, r$ は、組合せの対応する放出器素子 $T \times$ および受波器素子 $R \times$ の水平位置であり、 $d$ はリフレクタ深さである；

b. セル $c$ との経路 $p$ の幾何学的重複によって、 $\theta$ に対する、最も近い勾配方向 $\{\alpha\}$ の重み  $w$ を増大させる。 $|\theta - \alpha| > \phi_{\max}$ である場合には、式(10)を参照して、 $w$ を増大させない；

30

3) 全セルにわたって、 $w$ を平均化する。

【 0 0 6 0 】

ステップ3が省略される場合には、セル特有の値を使用することもできる。好ましい実施形態においては、3つの勾配方向、好ましくは、 $[0, \phi_{\max}, -\phi_{\max}]$ が使用され、ここで $0^\circ$ は $y$ 軸に沿った、すなわちリフレクタおよび/またはトランスデューサの長手方向延長によって定義される $x$ 軸に沿った第2の方向と直交する、第1の方向 $y$ として定義される。 $\phi_{\max}$ は式(10)に定義される。

【 0 0 6 1 】

好ましい実施形態において、式(5)は、具体的には以下のように具現化される：

40

【 0 0 6 2 】

【 数 9 】

$$\hat{\sigma}_{AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_2 + \lambda \sum_{i,j} \sqrt{[K|\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}|]^2 + [(1-K)|\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|]^2} \right\} \quad (12)$$

【 0 0 6 3 】

異なる実施形態においては、式(5)は具体的には以下のように具現化される：

【 0 0 6 4 】

【数 1 0】

$$\hat{\sigma}_{AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_1 + \lambda \sum_{i,j} \kappa |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + (1-\kappa) |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}| \right\} \quad (13)$$

【0 0 6 5】

さらに別の実施形態において、式(5)は、具体的には以下のように具現化される：

【0 0 6 6】

【数 1 1】

$$\hat{\sigma}_{MA-AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_1 + \lambda \sum_{i,j} \sum_{\alpha \in \{\alpha_1, \alpha_2, \kappa, \alpha_N\}} \kappa_{\alpha} |D_{\alpha} \sigma| \right\} \quad (14)$$

10

【0 0 6 7】

式(12)および式(13)に対して同じ正則化を一定に保つために、重みは、好ましくは、 $\kappa = 1$ となるように正規化される。

誤差関数項  $\|\Delta t - L\sigma\|_1$  に対する  $L_2, 1$ -ノルム(式7)、またはTV挙動を示す、その他任意のノルムを使用することができる。

【0 0 6 8】

好ましい実施形態において、正則化定数とも呼ばれる、定数  $\lambda$  は、イメージ解像度およびイメージアスペクト比の内の1つまたは複数に応じて設定される。イメージアスペクト比は、 $W$ がリフレクタおよび/またはトランスデューサの長手方向延長を表わし、 $d$ がトランスデューサとリフレクタの間の距離を表わすとした場合の、比  $W/d$  と考えられる。イメージ解像度は、セルの高さを表わすパラメータ  $h$  によって与えられ、好ましくはまた、正方形セルの場合には、セルの幅によって与えられる。図10および11に従って詳細に後述される、好ましい実施形態において、式13および式14内の定数  $\lambda$  は、以下のように設定される：

20

【0 0 6 9】

【数 1 2】

$$\lambda = \lambda_{ref} \frac{h}{h_{ref}} \sqrt{\frac{W}{d}} \quad (15)$$

30

【0 0 7 0】

ここで、128素子超音波アレイに対する一特定例においては、 $D = W = 3.8 \text{ E} - 3 \text{ m}$ 、および  $h_{ref} = 3.00 \text{ E} - 6 \text{ m}$  として、基準正則化定数は  $\lambda_{ref} = 0.013$  であり、基準セルサイズ  $h_{ref} = 3.00 \text{ E} - 3$  は、アレイピッチ(トランスデューサ素子間の平均間隔)に等しい。解項目に全変動を使用することの追加の利点は、誤差関数(コスト)および空間正則化項の両方が互いに共通の尺度を有するので、 $\lambda$  は封入体コントラスト  $\text{max}_c$  に依存しないことである。

40

【0 0 7 1】

好ましい実施形態において、超音波パラメータ値は、いくつかの放出超音波周波数に対して特定されて、そのようなパラメータの周波数依存性を再構築することを可能にする。測定は、好ましくは、超音波機において放出器周波数を異なる値に設定しながら、反復される。これによって、非線形SOSおよび減衰再構築が可能となる。次いで、異なる再構築されたパラメータが、例えば周波数当たりの変化率において、情報を露呈する。

【0 0 7 2】

好ましい実施形態において、特定のセルのラインに対して、最も好ましくは水平方向  $x$  においてセルの最低の行または最高の行に対して、正則化は適用されない。したがって、これらのセルに対する値は、この行のセルに対する最良の音速度を探すときの、式(4)

50

による誤差関数だけに基づいて求められる。そのような手段によって、ベースラインアーチファクトを解放することができる：遅さ分布 における、小さなDC成分は、式(12)または式(13)により再構築されたイメージの垂直方向における階段状アーチファクト(staircase artifact)につながることもある。これらのアーチファクトは、イメージにおける解放ライン、すなわち平滑度正則化がそれに適用されない、セルの行を定義することによって最小化することができる。通常、これは、最低の水平ライン(j = 1)に対して実施される。この解放ラインは、DC成分を に蓄積し、このDC成分は、次いで、イメージ上に均質に分布される。次に、式(12)は次のように書き直される：

【0073】

【数13】

$$v = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - Lv\|_1 + \lambda \sum_{i=1, j=2}^{I, J} \kappa |\sigma_{i+1, j} - \sigma_{i, j}| + (1 - \kappa) |\sigma_{i, j+1} - \sigma_{i, j}| \right\} \tag{16}$$

$$\hat{\sigma}_{AIVTV} = v + (IJ)^{-1} \sum_{i=1}^I \sigma_{i, 1}$$

10

【0074】

さらに、再構築されたイメージのエッジにおいて、勾配は規定されない。好ましくは、 $i + 1, j = 0$ 、 $i, j + 1 = 0$ を境界条件として設定して、この条件は、エッジの遅さ値の最小化に導き、再構築において良好な安定性をもたらす。

20

【0075】

一実施形態においては、試験しようとする組織について、事前情報を利用可能としてもよい。そのようなシナリオにおいては、一定SoS値を、再構築されたイメージの一部の領域に対して割り当ててもよい。例えば、乳房組織の場合に、一定音速度値それぞれに、嚢胞性領域または脂肪層の内の1つまたは複数割り当てられてもよい。好ましくは組織内の領域に関する事前情報は、以下の好ましいアルゴリズムで導入してもよい：

1) 誤差関数  $\| | t - L | | m$

a) 事前情報が利用可能な同一領域に属するすべての 値を、単一の値にグループ化する；

30

b) グループ化された 値に対応するLのすべての列を合計する；

2) 正則化項  $\| | D | | n$

a) 事前情報が利用可能な同一領域に属するすべての 値を、単一の値にグループ化する；

b) グループ化された 値に対応するDのすべての列を合計する。

【0076】

この実施形態において、面内の複数セルを含む領域が均質に処置されて、既知の音速度値が割り当てられる。そのようなグループ化された 領域は、Lにおいてより長い関連の相対経路長  $l_p, c$ を示す。結果的に、グループ化された領域の誤差重み付けは、それらの表面に比例する。

40

【0077】

勾配マトリックスDは、好ましくは隣接セルに対する形式[+1, -1]の差を含むので、グループ化された値に対応する正則化制約は消失する。しかしながら、事前に分かっていた領域のエッジは、好ましくは、正則化制約を保存する。

【0078】

イメージの再構築の実施形態において使用されるL1ノルムとしての、全変動は、腫瘍とその周辺に対して典型的であるように、封入体などの区分的に一定のイメージ領域を再構築する上で特によく機能する。しかしながら、シナリオによっては、平滑なSoS領域を再構築することが必要となることもある。これらの場合には、上記の全変動は、階段状アーチファクトを示すことがある。これらの効果を軽減する可能性は、平滑度正則化にお

50

いて高次差分を考慮することである。具体的な例は、全一般化変動である：

【 0 0 7 9 】

【 数 1 4 】

$$\|D\sigma\|_{TGV} = \min_v \left\{ \|D\sigma - v\|_1 + \|Dv - Dv^T\|_1 \right\} \quad (17)$$

【 0 0 8 0 】

これは、関数の第 1 と第 2 の導関数の間を均衡させる。したがって、別の実施形態においては、プロセッサは、以下の関数に従って最小化することによって音速度値を特定するように構成されている。

【 0 0 8 1 】

【 数 1 5 】

$$\|D\sigma\|_{TGV-AWTV} = \min_v \left\{ \sum_{i,j} \kappa \left| \sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j} \right| - v_1 + \left| (1-\kappa) \left( \sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j} \right) - v_2 \right| + \|Dv - Dv^T\|_1 \right\} \quad (18)$$

【 0 0 8 2 】

イメージの再構築は、測定された RF トレースにおいて識別された、飛行時間値  $t_p$  に依拠する。第 1 に、飛行時間値  $t_p$  は、空間分解イメージのトモグラフィ再構築の前に、好ましくは、受波器素子において受波された、エコー / RF トレースにおいて識別される。蓄積経路摂動が組織座標において再構築 / それに投射される。そのような事前処理は、再構築から独立した、描写とも呼ばれる。より良好な腫瘍描写と定量的 S o S 再構築を含む、イメージ改善は、再構築ステップにおいて達成されるが、描写ステップにおいては、再構築ステップに対して自動的に好適な入力データを供給することである。

【 0 0 8 3 】

通常は、受波器素子において受波される RF トレースは、振動性圧力パターンを有する、変調された超音波波形である。記録された RF トレースは、放出器素子においてトリガリングされたパルスに対応する、単一のパルスではなく、複数の局所極大値を示す。局所極大値は、さらに、波線経路に依存する変動する振幅を示す。それぞれの記録された RF トレースにおける最大ピークを単に抽出するだけでは、異なる放出器素子 - 受波器素子に対して、異なるピークが選択される場合があるので、不正確な飛行時間値が得られる。

【 0 0 8 4 】

本発明の好ましい実施形態において、プロセッサは、すべての放出器 - 受波器素子組合せの、記録された RF トレースを同時に評価して、遅延マトリックスとも呼ばれる、飛行時間マトリックス  $t$  を提供するための、リフレクタエコー / RF トレースを描写するように構成される。このステップは、好ましくは、エネルギー関数を最小化して、 $t$  において最適の飛行時間値を与える、大域的最適化アプローチで実施される。正則化は、例えば、隣接する放出器 - 受波器対の間の遅延連続性、および / または許容されるリフレクタ位置および方位についての制約の項として、このエネルギー関数に組み込むことができる。

【 0 0 8 5 】

一実施形態において、プロセッサは、完全 RF トレースデータセット、すなわち各受波器素子に対する時間経過に対するデジタル化された電気信号を、同時にのみ考慮する。このことは、RF トレース / 信号は、同じ時間ベースを有する、すべての RF トレースの同時解析によって、遅延  $t$  マトリックスに対する飛行時間値の定量化が改善されることが期待されると仮定して、解析される前に記録されることを意味する。

【 0 0 8 6 】

その好ましい実施形態においては、プロセッサは、RF トレースにおける振動性パターンを検出するように構成される。この検出は、RF トレースの全部について同時に実行される。この検出には、大域的成本マトリックス  $C(1, t_1)$  を生成することを含み、このマトリックスは、N 個のタイミング候補のリスト

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

【 数 1 6 】

$$t_l = t_l^0, t_l^1, \dots, t_l^N$$

【 0 0 8 8 】

、すなわち、放出器素子によって放出されたパルスを表わすことのできる、現在の R F トレース  $l$  における可能な時間サンプル / イベントのリストに対して、連続する R F トレース  $l$  (隣接する放出器 - 受波器対) に沿って累積的に蓄積され、このサンプルの中から、最良候補が識別される。トレース識別子  $l$  は、先に使用されたトレース識別子  $p$  と等しい。好ましくは、メモリマトリックス  $M(l, t_l)$  は、各 R F トレースおよびその中の候補に対する、離散的なタイミング決定を記録する。次いで、最適なリフレクタタイミングが、例えば、動的計画法 (DP: Dynamic Programming) に基づいて、累積コストを最小化するとともに、最適リフレクタ描写  $T(l)$  :

10

【 0 0 8 9 】

【 数 1 7 】

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} C(l, t_l) \\ M(l, t_l) \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \min_{t_{l-1}} \{C(l-1, t_{l-1}) + f_1(t_l, t_{l-1})\} + f_0(t_l) \\ \arg \min_{t_{l-1}} \{C(l-1, t_{l-1}) + f_1(t_l, t_{l-1})\} \end{pmatrix} \quad 0 \\ T(l) &= \begin{cases} \arg \min_{t_l} C(l, t_l), & l = L; \\ M(l+1, T(l+1)), & l = 1 \dots L-1 \end{cases} \end{aligned} \quad (19)$$

20

【 0 0 9 0 】

と逆方向に  $M(l, t_l)$  に追従することによって求められ、ここで、 $f_0$  および  $f_1$  を、現在  $t_l$  と隣接  $t_{l-1}$  R F トレースに対する飛行時間が組み込まれた、非線形関数とする。式 (19) の一般的定式化は、リフレクタタイミング問題に正則化を導入し、振動性パターン、平滑度、多重エコー、経路幾何学形状の内の 1 つまたは複数などの、利用可能な事前情報の最適化への自然な組み込みを可能にする。したがって、この実施形態においては、リフレクタ超音波エコーの遅延が、単一の放出器 - 受波器組合せに対応する、個々の R F トレースにおいて順次に識別されるのではなく、すべての記録された R F トレースの情報と同時に組み入れる、大域的成本関数に基づいて最適化される。そのようなコストは、また、グラフカット (graph-cuts)、マルコフ確率場 (Markov-random Fields)、条件付き確率場 (Conditional Random Fields) などの、当業者には周知の離散的かつグラフベースの最適化手法を使用して最小化することもできる。本発明の一実施形態において、最適リフレクタ描写  $T(l)$  は、先に定義された飛行時間マトリックス  $t_p$  に等しい。別の実施形態においては、リフレクタ幾何学形状および組織  $v_B$  における平均音速度が、最適リフレクタ描写  $T(l)$  が、先の定義された遅延残差  $t_p$  と等価となるように、既知のパラメータまたは最適化変数として、コスト関数に組み入れられる。

30

【 0 0 9 1 】

描写ステップ、特には対応する R F トレースからの飛行時間値の識別に関連する、記述された実施形態は、R F トレースの任意の変換形態、例えば、相関器の出力または信号包絡線の導関数にも適用することができる。

40

【 0 0 9 2 】

セル当たり特定される、超音波パラメータは、以下のものの内の 1 つとすることができる :

- 音速度 (超音波速度)、
- 音響減衰、
- 周波数依存音響量、
- 音速度分散。

50

## 【 0 0 9 3 】

一実施形態において、トモグラフィイメージ再構築は、音響減衰に基づいている。音響減衰（dB/cm）は、トランスデューサとリフレクタの間における組織内の吸収および散乱による、信号振幅の損失を記述する。減衰測定は、装置および方法のいずれかの実施形態により、以下のように実施することができる。初期リフレクタ描写が定義されている場合には、遅延  $t_p$  は各経路  $p$  に対して既知であり、信号振幅  $a_p$  は、 $t_p$  において受波器素子によって供給される信号から抽出することができる。

## 【 0 0 9 4 】

それゆえに、これらの実施形態においては、飛行時間値の代わりに、測定された遅延値に対応する、波形サンプルにおける（そのまりの）RF波振幅が、代わりに識別されて、これは、トランスデューサおよび/またはリフレクタ入射角度に基づいて補正/縮尺することもできる。

10

## 【 0 0 9 5 】

次いで、事前ステップを使用して、測定された振幅  $a_p$  から、均質組織モデルに基づいて、平均組織音響減衰  $\alpha_B$  を評価する。対数スケールにおける残差振幅  $\log a_p$  は、均質組織に対する、封入体によって生じた摂動を表わし、音響減衰分布を再構築するのに使用することができる。音速度と関係して述べた、すべてのイメージ再構築方法を適用することができる。

## 【 0 0 9 6 】

図8に詳細に後述される、本発明の特定の実施形態において、トランスデューサと平面リフレクタの間で伝達される第1のエコーを考え、かつトランスデューサ素子、組織およびリフレクタ間の不完全な結合を仮定すると、組織の平均音響減衰  $\alpha_B$  は次式で記述することができる：

20

## 【 0 0 9 7 】

## 【 数 1 8 】

$$\begin{aligned} a_{e,r} &= S_e S_r R_{e,r} \exp(-\alpha_B d_{e,r}) \\ d_{e,r} &= \sqrt{4d^2 + (\xi_r - \xi_e)^2 + 4\sin^2\theta(\xi_r \xi_o - d^2) - 2\sin(2\theta)d(\xi_r + \xi_o)} \end{aligned} \quad (20)$$

30

## 【 0 0 9 8 】

ここで、 $S_e$  および  $S_r$  は、それらの位置における信号結合に依存する、放出器素子  $e$  および受波器素子  $r$  の感度であり、 $R_{e,r}$  は、 $e$  および  $r$  が与えられるときの反射係数であり、 $\alpha_B$  は、組織における平均音響減衰であり、 $d_{e,r}$  は、図8と合わせてより詳細に紹介される経路長である。項目  $R_{e,r} = R^s_{(e+r)/2} + R^a_{(e-r)/2}$  は、入射リフレクタ位置に依存するその対称成分  $R^s$  結合項目と、入射角度に依存する非対称成分  $R^a$  反射項目とに分割することができる。成分  $R^a$  は、 $d_{e,r}$  の考慮の下で、物理モデルから当てはめ、または推定することができる。

## 【 0 0 9 9 】

したがって、式(20)は、対数スケールで次のように書き直される：

40

$$\log a_{e,r} = \log S_e + \log S_r + \log R^s_{(e+r)/2} + \log R^a_{(e-r)/2} - \alpha_B d_{e,r} \log(\exp(1)) \quad (21)$$

式(21)は最適化問題につながり、この問題は先述の方法によって解くことができる。特に、 $d_{e,r}$  が利用可能である場合には、式21は、 $N$  放出器 - 受波器対と最大  $4N + 1$  までの未知数 ( $\log S_e$ 、 $\log S_r$ 、 $\log R^s_{(e+r)/2}$ 、 $\log R^a_{(e-r)/2}$ ) に基づく  $N \times N$  式の過剰根の線形系として書くことが可能であり、これは、例えば、最小二乗法によって解くことができる。さらなる簡略化の過程を導入して、未知数の数を低減することができる。組織における平均音響減衰  $\alpha_B$  が得られると、対数スケールにおける残差振幅  $\log a_{i,j}$  を用いて音響減衰分布を再構築することができる

50

。音速度と関係して記載された、すべてのイメージ再構築方法を適用することができる。

【0100】

別の実施形態において、トモグラフィイメージ再構築は、周波数依存音響量に基づいている。放出器 - 受波器対の各素子に対して、超音波エコー遅延  $t_{e,r}$  が既知である、初期のリフレクタ描写が与えられると、時間  $t$  の関数である超音波リフレクタエコー信号  $S_{e,r}(t)$  を各 RF ライン  $RF_{e,r}(t)$  に対して抽出することができる：

$$S_{e,r}(t) = RF_{e,r}(t - t_{e,r}) w(t) \quad (22)$$

ここで、 $w(t)$  は、所与の期間  $T$  の窓関数、例えば、矩形関数  $w(t) = \text{rect}((t - T/2)/T)$  である。エッジ不連続性を低減するために、その他の窓関数、例えばハニング (Hanning)、ガウシアン、その他も使用してもよい。次いで、記録された  $S_{e,r}(t)$  は、周波数ドメイン  $f$  において、例えばフーリエ変換、余弦変換またはウェーブレット変換によって、別個の振幅  $a_{e,r}(f)$  および位相  $\phi_{e,r}(f)$  成分で表される：

【0101】

【数19】

$$s_{e,r}(f) = a_{e,r}(f) \exp(-i\hat{\phi}_{e,r}(f)) \quad (23)$$

【0102】

別の実施形態において、トモグラフィイメージ再構築は、音速度分散  $c_c(f)$  に基づいており、この場合に  $v_B(f) = v_B(1 + c_c(f))$  は、式(2)を次のように書き直すことによって位相  $\phi_{e,r}(f)$  から直接的に計算することができる：

【0103】

【数20】

$$t_{e,r}(f) = t_{e,r} + \frac{\phi_{e,r}(f)}{2\pi f} + \Delta t_{e,r}(f) = (1 + x_c(f))^{-1} t_{e,r} + \Delta t_{e,r}(f) \quad (24)$$

【0104】

組織における平均 S o S 分散  $x_c(f)$  は、式(24)で当てはめを行われて、遅延  $t_{e,r}(f)$  の残差は、周波数依存 S o S イメージ  $S_{e,r}(f)$  を再構築するのに使用される。音速度特定と関係して記述されたすべてのイメージ再構築方法を適用することができる。同様に、周波数依存減衰は、式(21)において  $a_{e,r}$  を  $a_{e,r}(f)$  で置き換えることによって測定することができる。次いで、平均  $v_B(f)$  を推定することができる。同様に、残差  $\log a_{e,r}(f)$  を使用して、周波数依存音響減衰イメージを再構築することができる。音速度特定と関係して記述されたすべてのイメージ再構築方法を適用することができる。

【0105】

好ましい実施形態において、トランスデューサは、トランスデューサ素子の線形アレイを有し、それゆえに、これらの素子に沿った、平坦で、長手方向延長を有する。好ましくは、リフレクタは、長手方向延長を有する、平坦なリフレクタである。しかしながら、トランスデューサおよび/またはリフレクタのその他の幾何学形状、例えば1つまたはそれぞれの凸形実現形態が可能である。好ましくは、トランスデューサ対とリフレクタの間の幾何学的経路は、そのような他の幾何学形状に対して定義することができ、このことは一般に任意の幾何学形状に対して可能である。このために、レイトレーシング式またはより先進的な完全波シミュレーションアプローチ、例えば、有限差分時間領域シミュレーションを適用することができる。

【0106】

線形アレイトランスデューサに基づく2次元再構築、特に、そのイメージの2次元再構築が、トランスデューサとリフレクタによって画定される面内であることが好ましい。複

10

20

30

40

50

数のそのような2次元測定値は、3次元体積を形成するように縫い合わせることができる。別の実施形態においては、2つ以上のリフレクタまたはアレイトランスデューサ、あるいはそれらの組合せを、例えば、視野を増大させるために、または各再構築セルに対して、より多くの経路方向で情報を拡充するために、使用することができる。別の実施形態においては、装置は、処理ユニットが、異なる面における放出器 - 受波器対情報を組み合わせることによって、3次元イメージを再構築することを可能にする、トランスデューサ素子の2次元アレイを備えるマトリックストランスデューサを含んでもよい。異なる実施形態においては、2次元手持ち式装置は、3次元イメージスタックを生成するために、それぞれ異なる面において、複数回使用することができる。ここで概説した手持ち式装置はまた、3次元イメージスタックを提供するが、複数の面に沿って順次に移動して、この順次の移動が自動的に制御される、自動化走査システムに組み込むこともできる。別の実施形態においては、視野を拡大するために、または各再構築セルに対してより多くの経路方向で情報を拡充するために、3つ以上のリフレクタ（例えば、図153）、またはアレイトランスデューサ、またはそれらの組合せ（例えば、図14）を使用することができる。異なる実施形態においては、3次元イメージスタックを生成するために、2次元手持ち式装置を、それぞれ異なる面において、複数回使用することができる。ここで概説した手持ち式装置はまた、3次元イメージスタックを提供するが、複数の面に沿って順次に移動して、この順次移動が自動的に制御される、自動化走査システムに組み込むこともできる。

10

## 【0107】

本発明は、好ましくは、超音波トランスデューサとリフレクタの間の位置と方位を正確に制御することが可能としながら、USCTに適用可能である、手持ち式の局所乳房圧縮用の装置を提供する。これに対して、その他のほとんどの知られているUSCTシステムは、乳房を水タンク内に浸漬する必要があり、このことは応用において追加の複雑さを付加するのに対して、本発明の装置システムは手持ち式で、使用におけるフレキシビリティが得られる。

20

## 【0108】

さらに、知られているシステムの専用化されて高コストのトランスデューサ機構と対照的に、例えば、従来式のBモード走査により知られている、標準的な超音波トランスデューサを、使用することも可能であり、このことにより、臨床医が、装置のその他の要素をそれから単に切り離すことによって、従来式臨床Bモードイメージング用に、このトランスデューサを使用することも可能になる。

30

## 【0109】

本発明の実施形態においては、トランスデューサとリフレクタは、機械的構造に取り付けられて、その一体部分となっている。トランスデューサとリフレクタは、好ましくは、互いに対向して配設される。この機械的構造は、好ましくは、音波検査技師が、トランスデューサとリフレクタの間の距離を変化させることを可能にするための距離調節部を備える。この距離調整部の少なくとも一部は、インジケータとして作用する。具体的には、機械的構造は、トランスデューサがそれに取り付けられる、第1のフレームと、リフレクタがそれに取り付けられるか、またはそれに一体化されているか、またはそれから構成されている、第2のフレームと、第1および第2のフレームの両方がそれに装着されている、少なくとも第1の棒材とを備える。これらのフレームの少なくとも一方は、例えば、各フレームが、棒材がその中に挿入される穴を設けることによって、第1の棒材の上を摺動可能である。この第1の棒材は、好ましくは、第1の棒材内の穿孔（*bo r i n g*）などの、少なくとも一方のフレームを所定の位置に保持するための、位置決め手段を備える。少なくとも一方のフレームは、少なくとも一方のフレームを第1の棒材における所定の位置に保持するために、穿孔の中に一時に1つを少なくとも部分的に挿入可能な、ピンを備える。そのような実施形態において、ピンは、穿孔のいずれかの中に到達する第1の位置と、穿孔の外の第2の位置とをとるように、好ましくは少なくとも一方のフレームに装着されおり、この場合に、第2の位置は、第1の棒材の2つの隣接する穿孔の間でフレームを摺動させるために必要となる。好ましくは、ピンは、弾性力に抗して、第1の位置から第

40

50

2の位置まで移動可能である。ピンは、好ましくは、第2の位置を達成するための弾性力が手動力によって達成できるように調節された、バネ機構によって穿孔中に保持される。ピンと穿孔の代わりに、スナップ嵌めなどの、その他の解除可能な調節機構を、棒材に対してフレームを調節するために使用してもよい。異なる実施形態において、第1の棒材は、第1および/または第2のフレームが、例えばハンドホイールによって作動されて、それに沿って移動する、線形ステージのスピンドルとしてもよい。好ましくは、位置および/または距離を、装置に割り当てられたディスプレイ上でユーザに対して表示してもよく、この場合には、例えばハンドホイールの位置が検出されて、トランスデューサとリフレクタの間の距離に変換される。または、カーソルがスピンドルに接続されて、音波検査技師に距離の読取り値を提供する。

10

**【0110】**

しかしながら、機械的な安定性を向上させるために、機械的構造が、第2の棒材を備えて、第1のフレームが第1および第2の棒材の両方に装着されて、第2のフレームが第1および第2の棒材の両方に装着された状態とすることが好ましいことがある。ここでも、フレームの少なくとも一方は、第1および第2の棒材の両方の上に摺動可能に装着される。位置決め手段は、少なくとも一方のフレームを所定の位置に保持するために、この場合には、第1および第2の棒材の両方に設けられる。位置決め手段は、好ましくは、第1および第2の棒材のそれぞれにおける所定の位置に、穿孔を含む。少なくとも一方のフレームは、少なくとも一方のフレームを所定の位置に保持するために、第1の棒材の穿孔に少なくとも部分的に挿入可能なピンと、第2の棒材の穿孔に少なくとも部分的に挿入可能な別のピンとを備える。

20

**【0111】**

トランスデューサとリフレクタを、手持ち操作可能な機械的構造に取り付けるか、またはそれと一体化することによって、乳房は局所的にのみ圧縮される。機械的構造を収納する装置は、トランスデューサとリフレクタの間の固定相対方位を確保し、トランスデューサとターゲット、例えば乳房との間の直接接触をもたらし、好ましくは、圧縮面積を超音波トランスデューサの能動横断面積に低減し、任意に配向された走査面とリフレクタ距離の迅速な調節とを可能にする、手持ち操作を可能にする。手持ち操作は、従来式超音波イメージングにおいては標準的であり、検査中の音波検査技師には必須である。

30

**【0112】**

第2の実施形態において、トランスデューサとリフレクタの間の相対位置および/または方位を特定することを可能にするために、位置センサおよび/または方位センサが、装置に設けられている。好ましくは、センサの部品は、トランスデューサとリフレクタの両方に取り付けられている。一実施形態においては、磁石と、磁場を検知するためのセンシング素子とを含む、磁気センサが使用される。光学的、電磁氣的、慣性測位式のセンシング、または一般に、トランスデューサとリフレクタの間の相対位置および/または方位を、ほとんど独立した運動を保ちながら記録する、任意のセンサ技術などの、その他の技術が可能である。トランスデューサとリフレクタの間の相対位置および/または方位が、USCTイメージングの要件を満足すると、付加的な整列不良を、センサ情報と超音波測定から抽出された追加の特徴とに基づいて、イメージ処理アルゴリズムによって補償してもよい。この第2の実施形態において、トランスデューサとリフレクタとは、機械的に接続されておらず、乳房ターゲットに対して、例えば、別の手を用いて、別個に操作することが可能である。しかしながら、例えば、トランスデューサとリフレクタの一方または両方を、動きにおいて制限して、例えば、所定の方向および/または方位にだけ移動することを可能にしてもよい。

40

**【0113】**

第3の実施形態において、単層または多層の連続リフレクタが使用される。単層は、その表側および裏側の両方での反射を可能にするので、十分である。薄い共振リフレクタ層を、追跡リフレクタ信号に音響シグネチャを導入するために、付加することが可能であり、この音響シグネチャは、望ましくない構造において、例えば、組織内部で、またはトラ

50

ンスデューサ/ターゲット乳房/リフレクタ間の空隙において観察される反射から、分離させることができる。これによって、USCTイメージ再構築の間の、例えば、超音波ジェルに捕捉された空気界面からの、望ましくない情報を相殺することが可能となり、再構築/イメージングの質が向上する。さらに、異なる層からのよく分離された超音波信号を得るために、より厚いリフレクタ層を適用することができる。層の幾何学形状の考慮の下で、両方の分離された超音波信号の連合識別 (joint identification) によって、望ましくない反射性構造の判別を行う。そのような層表面 (または厚さ) は、反射超音波イメージにおける、その弁別を可能にするために、周波数リップルパターンなどにより、工業処理/マイクロマシニングを行うこともできる。リフレクタ幾何学形状は、任意選択で積層化された構造は別として、現在紹介された実施形態に限定されるものではないことに留意すべきである。例えば、弯曲したリフレクタも考えられる。

10

#### 【0114】

好ましくは、リフレクタを備える、少なくとも第2のフレーム、および、利用可能な場合には、トランスデューサを備える、第1のフレームは、全乳房圧縮には到らない幾何学形状のものである。それゆえに、フレームは、それぞれ幅  $w$  と長さ  $l$  を有して、長さ  $l$  は幅  $w$  を超えてもよく、各フレームの幅  $w$  は、少なくとも、調査しようとする組織に接触するために指定された領域における、トランスデューサの能動横断面幅に概略、一致して、例えば2cm未満であり、具体的には1cm以下であるのが好ましい。したがって、現行のマンモグラフィシステムにおいて行われるように、全乳房が2つのプレート間で圧縮されて、それが痛みのある診断手順へと変わるとともに、フレキシビリティを低下させることは避けられる。その代りに、検査中に患者のくつろいだ休止が促進されるとともに、トランスデューサに対するリフレクタ位置および/または方位の正確な追跡を維持しながら、乳房の手持ち式の局所的な圧縮が達成される。

20

#### 【0115】

すべての実施形態において、相対位置および/または方位が正確に抽出可能であること、およびイメージングの品質が、トランスデューサとリフレクタの間の正確な位置決めおよび配向に高度に依存することを仮定すると、優れた品質のイメージを達成することができる。さらに、マンモグラフィ設備と比較して、トランスデューサは、圧縮プレートに沿って移動するように制約され、コロナル面へのアクセスのみが可能であるということはない。代わりに、トランスデューサは手操作されるとともに、乳房と直接接触しており、このことにより、任意の乳房位置と方位へのフレキシブルなアクセスが可能となる。同様の文脈において、従来技術圧縮プレートと乳房との間の小さな空隙を避けることができる。これらの空隙は、USCTイメージにおいて強いアーチファクトを導入する。次いで、小寸の乳房および胸壁近くの超音波イメージングへの適応が、従来技術の圧縮プレートシステムと比較して、容易になっている。

30

#### 【0116】

要約すると、乳房圧縮は、現在では超音波トランスデューサの横断面に限定され、このことは、診断に係る対象者の痛みを大幅に低減する。乳房に対するトランスデューサの任意の配向および位置決めが可能となり、これによって、従来式の手操作Bモードトランスデューサと比較して、USCTのための同様のフレキシビリティが音波検査技師に与えられる。圧縮プレートと乳房の間の小さな空隙は、圧縮面積を低減することによって最小化される。さらに、残りの空気封入体を識別して、利用可能な場合には、リフレクタの積層構造の便益によって、イメージから除去することができる。

40

#### 【0117】

本発明は、従来技術ハイエンド超音波トモグラフィシステムに対する、低コストの手持ち式代替案を提供する。従来式Bモードシステムは、受動式機械構成要素に専用ソフトウェアを加えたわずかな追加によって、UCT用として使用することができる。本発明の装置は、特に、乳癌検出用に、従来式Bモード超音波機器へのアドオンとして使用することができる。しかしながら、本発明はまた、病変 (lesion) / 乳腺線維腺腫 (fi

50

bradenoma) / 嚢腫 (cysts) などの対象組織のその他の異常の検出と弁別を可能とし、また大きさおよび / または深さおよび / または場所についての情報を与える。

【0118】

乳房走査を別にして、その他の応用およびターゲットも考えられ、それらにおいては、記述された試験幾何学形状が、例えば、指 / 足 / 手の走査のための医用イメージングにおいて、または一般的には、物質、生物または非生物の非破壊試験に対して、応用可能である。さらに、トモグラフィイメージング用の超音波トランスデューサに対する、リフレクタの再現可能な位置決め、その他の応用が、医用イメージングにおいて、または材料特性、例えば、発泡材などの、柔らかく、変形可能な固体材料の非破壊試験用にも見出される。

10

【0119】

その他の有利な実施形態は、独立請求項ならびに以下の説明に列挙されている。

本発明の上記で定義された実施形態、およびさらなる実施形態、特徴および利点は、以下に記述されて、添付の図面を参照して説明される、実施例から導出することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図1】本発明の実施形態による装置を示す図である。

【図2】本発明の別の実施形態による装置を示す図である。

20

【図3】本発明の第3の実施形態による装置を示す図である。

【図4】本発明の実施形態によるシステムのブロック図である。

【図5】図1の実施形態の詳細を示す図である。

【図6】図6a)は、本発明の実施形態による装置の斜視図であり、図6b)は、本発明の実施形態による装置の模擬乳房への適用時における図である。図6の装置は、好ましくは図1に概略的に示された装置と一致している。

【図7】本発明の実施形態による装置を示す、模擬乳房への応用における斜視図であり、図7の装置は、好ましくは図2に概略的に示された装置と一致している。

【図8】図3の実施形態の詳細を示す図である。

【図9】図9a)は、本発明の実施形態による装置のリフレクタ配設の分解図であり、図9b)は、本発明の実施形態による装置のリフレクタ配設の組立図であり、そのリフレクタ配設は図3に示された装置において具体的に使用されてもよい。

30

【図10】本発明の実施形態によって提案されたデータ評価によって再構築されたサンプルトモグラフィイメージを示す図である。

【図11】本発明の実施形態によって提案されたデータ評価によって再構築されたサンプルトモグラフィイメージを示す図である。

【図12】本発明の実施形態による装置を示す概略図である。

【図13】本発明の実施形態による装置を示す概略図である。

【図14】本発明の実施形態による装置を示す概略図である。

【図15】乳房検査への応用における、本発明の実施形態による装置を示す図である。

40

【図16】列a)において、組織における人工的な封入体の異なる例を示し、列b)からf)において、本発明の実施形態によるシステムおよび / または方法によって達成されたシミュレーション結果のイメージを示す図である。

【図17】a. 2) ~ a. 4)、b. 2) ~ b. 4)、およびc. 2) ~ c. 4)において、本発明の実施形態による、システムにおいて使用されたときの測定結果を示すグラフである。

【図18】好ましくは図16に示された方法と一致する、本発明の実施形態によるシステムおよび / または方法を応用して、改良型音速度イメージをそれに対して達成することのできる、装置を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 1 2 1 】

## 図面の詳細な説明

すべての図にわたって、同一の要素が同一の参照番号によって参照される。

図 1 a ) は、本発明の第 1 の実施形態による、手持ち式医用超音波装置 1 0 の側面図を示す。装置 1 0 は、超音波トランスデューサ 1 およびリフレクタ 2 を備える。トランスデューサ 1 およびリフレクタ 2 は、互いに対向して配設されている。その間には、ターゲットが配設され、調査しようとする、そのターゲットの組織は、参照番号 4 で指示されており、この例においては女性の乳房である。超音波放出器 1 2 のアレイによって放出される超音波は、乳房の組織 4 を通過して進行して、その少なくとも一部分がリフレクタ 2 によって反射される。トランスデューサ 1 2 は、反射された超音波を受波して、これらを電気信号に変換するための、超音波受波器 1 3 のアレイをさらに備える。超音波放出器 1 2 および受波器 1 3 は、図 1 に示されているような一般のアレイによって形成することができる。

10

## 【 0 1 2 2 】

トランスデューサ 1 は、ネジのような固定手段 1 4 を用いて第 1 のフレーム 3 3 に固定される、ハウジング 1 1 を備える。トランスデューサ内にネジ穴が利用可能でない場合には、固定手段 1 4 は、トランスデューサ幾何学形状を正確に再生するプラスチック型とすることができる。この成形品は、例えば、任意の商用トランスデューサ幾何学形状に対して、3 D プリンティング装置によって製造することができる。トランスデューサは、次いで、プラスチック型中に挿入されて固定される。トランスデューサ 1 は、好ましくは、ケーブル 1 5 を介して、トモグラフィユニット、好ましくは従来型医用超音波システム（図示せず）に接続されて、受波された超音波、またはそれから抽出された信号を表わす、電気信号を送波するように構成されている。

20

## 【 0 1 2 3 】

第 1 のフレーム 3 3 は、金属または剛性材料で構成される。第 1 のフレーム 3 3 は、第 1 の棒材 3 1 および第 2 の棒材 3 2 の上を y 軸に沿って摺動可能に装着されている。第 1 および第 2 の棒材 3 1、3 2 は、それぞれ、金属またはプラスチックなどの剛性材料で構成されており、好ましくは円筒形の中空形状をとる。第 1 および第 2 の棒材 3 1、3 2 のそれぞれは、好ましくは、第 1 のフレーム 3 3 のための位置決め手段として、等距離に配設された穿孔 3 1 1、3 2 1 を有する。第 1 のフレーム 3 3 は、その端部のそれぞれに、穿孔 3 3 1、3 3 2 の 1 つに少なくとも部分的に挿入することのできる、ピン 3 3 1、3 3 2 を備える。各ピン 3 3 1、3 3 2 は、例えば、ボルト、ネジ、または棒材 3 1、3 2 の穿孔中に挿入可能である限り、その他の要素としてもよい。それゆえに、穿孔 3 1 1 およびピン 3 3 1 は、一緒に、第 1 のフレーム 3 3 の左端を指定された位置に保持する手段を提供し、これに対してボア 3 2 1 およびピン 3 2 2 は、一緒に、第 1 のフレーム 3 3 の右端を指定された位置に保持する手段を提供する。ピン 3 3 1 および 3 3 2 が、穿孔 3 1 1、3 2 1 のいずれにも挿入されていない場合には、第 1 のフレーム 3 3 は、各棒材 3 1、3 2 の隣接する 2 つの穿孔の間で y 軸に沿って移動可能である。このシナリオは、図 5 a ) において、切り出し図内に、ピン 3 3 1 について、示されている。その代わりに、図 5 b ) は、ピン 3 3 1 が穿孔 3 1 1 の 1 つに挿入されている切り出し図内に、シナリオを示している。ピン 3 3 1 は z 方向に移動可能である。好ましくは、ピン 3 3 1 および 3 3 2 は、弾性力、例えばパネ機構に抗して第 1 のフレーム 3 3 内に装着されており、これによって、それぞれのピンは、穿孔を越えると、その中に進入する。第 1 のフレーム 3 3 を穿孔から解放するためには、第 1 のフレーム 3 3 を棒材 3 1 および 3 2 に沿って移動可能にするために、例えば、手で、それぞれの弾性力に抗して、2 つのピン 3 3 1 および 3 3 2 を持ち上げて、z 方向にすべらせる。それゆえに、トランスデューサ 1 を含む第 1 のフレーム 3 3 は、手動操作で、リフレクタ 2 を含む第 2 のフレーム 3 4 に向かって、垂直にすべらせることができる。弾性力は、位置が調節されると、2 つのフレーム 3 3 および 3 4 をターゲット 4 に対して安定に保つのに十分に高いが、フレームが再び移動可能にならないと、手で解放するのに十分に小さい。締め付けリングなどの追加

30

40

50

の要素を使用して、指定されたピン位置にフレーム 3 3 を安定化させてもよい。

【 0 1 2 4 】

その下端において、2つの棒材 3 1 および 3 2 は、第 2 のフレーム 3 4 に取り付けられ、好ましくは溶接、ネジ止め、またはその他の方法で、解放可能に、または解放不能に装着されている。この例においては、トランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間の距離は、第 1 のフレーム 3 3 を第 2 のフレーム 3 4 に対して移動させることによって調節することができる。別の実施形態においては、例えば、第 2 のフレーム 3 4 の端部において対応するピンを設けることによって、第 2 のフレーム 3 4 はさらに、第 1 のフレーム 3 3 と同様に、2つの棒材 3 1 および 3 2 の上で摺動可能にしてもよい。異なる実施形態においては、第 1 のフレーム 3 3 は、棒材 3 1 および 3 2 によってその位置に固定され、リフレクタ 2 を備える、第 2 のフレーム 3 4 だけが、棒材 3 1 および 3 2 の上を摺動可能である。

10

【 0 1 2 5 】

それゆえに、フレーム 3 3 および 3 4 に加えて、棒材 3 1 および 3 2 は、トランスデューサ 1 およびリフレクタ 2 を保持するための機械的構造 3 が、トランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間の距離  $d$  を変化 / 調節することを可能にすること、およびトランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間で調節された距離を特定することの両方に寄与する。この目的を支援するために、棒材 3 1、3 2 の一方または両方に、音波検査技師が距離を読み取る、推定する、または推測することを可能にするスケール 3 1 2 を設けるか、またはこの距離を、センサによって自動的に読み取ってもよい。それゆえに、ピン / 穿孔機構は、距離調節器として作用し、これは、一方で、ピンによって指定された解放ポイントが穿孔の 1 つに進入するまで、第 1 のフレーム 3 3 を、第 2 のフレーム 3 4 に向かって手動ですべらせることによって、指定された圧縮厚さを固定することを可能にする。圧縮は、好ましくは、単に第 1 のフレーム 3 3 を上方にすべらせることによって、解放される。この行程中に、ネジを緩めること、または締め付けることは必要ではない。一実施形態においては、スケールさえも必要ではないが、音波検査技師は、隣接する穿孔間の距離の知識と合わせて、例えば 2 つのフレーム 3 3、3 4 間の空の穿孔の数だけによって、距離を特定することができる。

20

【 0 1 2 6 】

図 1 b ) は、図 1 a ) に示される装置の第 2 のフレーム 3 4 の上面図を示す。その両端において、第 2 のフレーム 3 4 を棒材 3 1 および 3 2 に装着するため、例えば、これらの場所での溶接のために、装着穴 3 4 1 が設けられている。第 2 のフレーム 3 4 は、長さ  $l$  および幅  $w$  を有し、その幅  $w$  は、ターゲット、すなわち乳房の組織 4 に接触することが予期される、第 2 のフレーム 3 4 の場所において画定される。第 2 のフレーム 3 4 は、均一な幅のものとするか、または図 1 b ) に示されるように、その長さ  $l$  に沿って変化する幅のものとしてもよい。幅  $w$  は、好ましくは、通常 2 cm 未満であり、好ましくは 1 cm 以下である、トランスデューサの能動横断面幅に概略一致する。それゆえ、第 2 のフレーム 3 4 は、圧縮プレートではなく、局所的に乳房を圧縮するだけの役割を果たす。好ましくは、第 1 のフレーム 3 3 は、局所化された圧縮概念が妨げられないように、圧縮の場所において、類似の幅のものである。

30

【 0 1 2 7 】

乳房 4 の超音波読取り値を採取するために、音波検査技師は、乳房の形状に適合させるために、好ましくは、第 1 のフレーム 3 3 を、投射の面から出入りする方向に移動させ、それによって可能であれば、トランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間の距離  $d$  を調節する。音波検査技師は、各位置において、ケーブル 1 5 に接続されたトモグラフィユニットによって組み立てて、可視化することのできる、超音波イメージを記録してもよい。

40

【 0 1 2 8 】

リフレクタ 2 は、第 2 のフレーム 3 4 に取り付けられる、その中に一体化される、または第 2 のフレーム 3 4 に代えられる、の内の 1 つとしてもよい。例えば、最後の場合には、第 2 のフレーム 3 4 は、全体が金属であり、リフレクタ 2 として作用する。異なる実施形態において、リフレクタ材料は、第 2 のフレーム 3 4 に取り付けられ、例えば接着され

50

てもよく、第2のフレーム34は、この場合には、超音波反射材料で製造されなくてもよく、例えばプラスチックで構成される。

【0129】

図2は、本発明の第2の実施形態による、手持ち式医用超音波装置の側面図を示す。装置10は、図1のトランスデューサ1と同一の超音波トランスデューサ1と、図1のリフレクタと同一のリフレクタ2とを備える。トランスデューサ1およびリフレクタ2は、互いに対向して配設されて、調査しようとするターゲットは、その間に、好ましくはわずかに圧縮されて配設される。しかしながら、機械的な安定性、ならびにトランスデューサ1とリフレクタ2の間の、指定された距離 $d$ および/または指定された方位を与えるための、棒材は設けられない。しかしながら、異なる実施形態においては、トランスデューサおよびリフレクタの一方または両方を、指定された方向または方位にだけ移動することを可能にするように装着してもよい。例えば、リフレクタは、その一端にピボット装着して、したがって回転によってその位置だけを変化させてもよい。この実施形態においては、位置および/または方位センサ6が設けられる。そのようなセンサ6は、トランスデューサ1とリフレクタ2の間の距離、またはそれらの間の方位のいずれか、または好ましくは両方を特定してもよい。センサ6は、トランスデューサ1およびリフレクタ2の両方に配設された素子を備えてもよい。センサ6は、医療用に認可された技術に基づいて構築される。例えば、磁気位置追跡のために、センサ6は、強い磁場を誘発するためのベースと、誘発された磁場を読み取るための小型の受波器コイルとを含む。ベースと受波器コイルとは、位置を推測するために、すべて、同一のユニットに接続(配線)される。この場合に、受波器コイルは、リフレクタ2とトランスデューサ1の両方に配設してもよい。別の可能性としては、リフレクタ2とトランスデューサ1の両方に、受動型および能動型のマーカを配設することによって、例えば赤外線または可視光による、光学追跡を使用してもよい。または、センシング原理に従って、センサ6を、トランスデューサ1とリフレクタ2の一方のみに配設してもよい。

10

20

【0130】

図3は、本発明の第3の実施形態による、手持ち式医用超音波装置の側面図を示す。装置10は、図1のトランスデューサ1と同一の超音波トランスデューサ1と、リフレクタ2とを備える。トランスデューサ1とリフレクタ2とは、互いに対向して配設されて、調査しようとするターゲットは、その間に配置される(図3においては明示的に示されていない)。ここでも、トランスデューサ1とリフレクタ2の間の機械的な安定性を与えるための、棒材は設けられていない。その代わりに、リフレクタ2は、第2の反射特性を有する第2の層 $L_2$ と、超音波に対する第1の反射特性を有する、第2の層 $L_2$ の上の第1の層 $L_1$ とを含む、2層構成を備え、この第2の反射特性は第1の反射特性と異なる。それゆえに、放出された超音波 $u_s$ の第1の部分は、層 $L_1$ によって反射されて、反射超音波信号 $u_{sr1}$ としてトランスデューサ1内の受波器によって受波される。放出された超音波 $u_s$ の別の部分は、第2の層 $L_2$ によって反射され、反射超音波信号 $u_{sr2}$ としてトランスデューサ1内の受波器によって受波される。層 $L_1$ の厚さは、追跡されたリフレクタ信号における音響シグネチャ、例えば、特定された超音波周波数の相殺または増強を誘発するのに十分に薄い。層 $L_2$ の厚さは、十分に離隔された超音波信号 $u_{sr2}$ および $u_{sr1}$ を得るのに十分に大きい。層 $L_1$ および $L_2$ の両方が、望ましくない構造、例えば、組織とリフレクタ2の間の空隙 $AG$ 、における反射 $u_{sr3}$ を相殺する、相補的な判別手段を与える。これらの判別手段は、したがって、個別に使用することが可能であり、例えば、リフレクタは、層 $L_1$ または $L_2$ だけで構成されるか、あるいはより良好な判別のために組み合わせられる。さらなる層を、必要な場合には追加してもよい。

30

40

【0131】

図8は、単一のリフレクタ層 $L_2$ だけが使用される、特定の実施形態を示す。トランスデューサ1の送波器素子とも呼ばれる、放出器素子 $i$ と、トランスデューサ1の受波器素子 $o$ の間の任意波伝播経路を考え、この素子 $i$ 、 $o$ は、任意のトランスデューサ素子対としてもよい。トランスデューサ1は、リフレクタ2から未知の距離 $d$ だけ離隔さ

50

れており、リフレクタ2は、トランスデューサ1に対して、未知の角度  $\theta$  だけ傾斜している。 $c_B$  は、トランスデューサ1とリフレクタ2（図示せず）の間の乳房組織媒体内の未知の平均超音波伝播速度である。パラメータ  $\xi_o$ 、 $\xi_i$ 、 $c_B$  は、それぞれ、上記のパラメータ  $e$ 、 $o$  および  $v_B$  と等価である。厚さ  $l$  と、層  $L_2$  内の平均超音波伝播速度  $c_L$  は既知である。リフレクタ2の上部界面および下部界面における超音波反射信号  $u_{sr1}$  および  $u_{sr2}$  の、測定された到着時間  $t_1$ 、 $t_2$  は未知のパラメータの関数である。上部表面における反射  $u_{sr1}$  に対して、到着時間  $t_1$  は、以下のように計算される：

【0132】

【数21】

$$t_1 = c_B^{-1} \sqrt{4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 + 4\sin^2 \theta (\xi_i \xi_o - d^2)} - 2\sin(2\theta)d(\xi_o + \xi_i) \quad (25)$$

10

【0133】

なお、 $\theta = 0^\circ$  であれば、式は次のように減縮される：

$$t_1^2 = (c_B^{-2}) (4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2) \quad (26)$$

これは、線形最小二乗最適化によって、 $d$  と  $c_B$  の両方に対して最適化することが可能である。しかしながら、先の式(25)は、線形ではなく、非線形最適化アプローチ、好ましくは *Nelder-Mead* シンプレックス最適化またはその他の任意の適当な方法を用いて解かなくてはならない。

20

【0134】

それゆえ、式(25)によって、単一の反射性層から記録された遅延  $t_1$  から、リフレクタ距離  $d$ 、傾斜  $\theta$ 、および組織  $c_B$  における平均超音波伝播層度を特定することができる。

【0135】

別の実施形態においては、式(25)は、未知の時間バイアス  $t_{off}$  を導入することによって修正され、この時間バイアスは、データ収集に対するシステムラグに対する時間オフセットに加えて、どの超音波エコー特徴が反響パルスとして受波信号から選択されるかの判定に依存し、特に、その振動が次のように選択される：

【0136】

【数22】

$$t_1 = t_{off} + c_B^{-1} \sqrt{4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 + 4\sin^2 \theta (\xi_i \xi_o - d^2)} - 2\sin(2\theta)d(\xi_o + \xi_i) \quad (27)$$

30

【0137】

図17は、本発明の実施形態による、単一の反射性層の遅延  $t_1$  からの、好ましい実施形態によるリフレクタ2の推定、特に、図8に示される装置によるトランスデューサ1からのその距離  $d$ 、および角度  $\theta$  の推定と関係するグラフを示す。

【0138】

ここで、トランスデューサおよびリフレクタを含む装置は、音速度  $c_B$  がそれに対して精密に測定されている媒体、例えば、蒸留水媒体内で描写された。図17a.2)に示されるチャートによれば、トランスデューサ1とリフレクタ2の間の距離は修正されていた。時間バイアス値  $t_{off}$ 、音速度  $c_B$ 、距離  $d$  および角度  $\theta$  の同時に推定によって、大きな誤差を生じる ( $c_B$  における、不確定度  $> 10\%$ ) ことが導出できる。したがって、時間バイアス値  $t_{off}$  を前もって較正することが好ましい。音速度  $c_B$  は、すべての距離に対して一定であると安全に仮定することができる。したがって、仮定された時間バイアス値  $t_{off}$  の集合が、当てはめ式(27)に対して仮定され、時間バイアス値  $t_{off}$  が、好ましいものとして選択されて、その値が、すべての試験距離にわたって音速度  $c_B$  の標準偏差を最小化する(図17a.4)を参照)。時間バイアス値  $t_{off}$  が記述の

40

50

ように較正されると、 $d$ の関数における音速度 $c_B$ の不確定度を解析することができる(図17a.3)を参照)。音速度 $c_B$ の不確定度は、それに対して近接場効果が起こる、例えば5~10mmの間などの、短いリフレクタ-トランスデューサ距離において最大であり、より長い距離に対して減少する。これらの変形例は、放射圧力場をシミュレーションすることによって再生することができる。粗較正試験および細較正試験に対する距離 $d$ の不確定度は、トランスデューサおよびリフレクタが取り付けられている、位置決めフレームの機械的精度に関係しており、正確さ $< 1 \text{ m/s}$  ( $< 0.1\%$ )での音速度の再構築を可能にする。

#### 【0139】

チャート17b.2)~b.4)によって示される別のステップにおいて、装置は、好ましくは、固定リフレクタ位置、すなわち固定距離 $d$ および角度 に対して、異なる音速度 $c_B$ 値において較正される。異なる音速度 $c_B$ 値は、トランスデューサとリフレクタの間の組織/流体の温度、したがってここでは蒸留水の温度、を変化させることによって達成することができる。均質な温度分布を確実にするために、水は、冷却行程中にファンで攪拌することができる。

10

#### 【0140】

最終的に、17c.2)~c.4)によって示されるように、リフレクタ2とトランスデューサ1の間の異なる傾斜が、リフレクタ上、または別個に位置して、面内または面外のいずれかの超音波反射を生成する、一組のアルミニウム三角形プリズム、例えば $0^\circ$ 、 $1^\circ$ 、 $2^\circ$ 、 $5^\circ$ 、 $7.5^\circ$ 、 $10^\circ$ 、 $15^\circ$ 、および $20^\circ$ 上での超音波反射を解析することによって、一定の音速度に対して試験される。面内反射は、例えば、リフレクタ-またはこの例においてはプリズム-がトランスデューサの長手方向延長に対して傾斜している、したがって角度 だけ傾斜しているとき、トランスデューサとリフレクタによって画定される面における反射と考えられる。面外反射は、リフレクタ-またはプリズム-が、面内と直交する面に対して傾斜しているとき、すなわちリフレクタがその長手方向軸のまわりに傾斜しているときに、達成される。信号レベルが、面内および面外の傾斜の関数として測定される(チャート18c.3)および18c.4)を参照)。この結果は、各トランスデューサ素子に対して、シミュレーションによる指向性関数(*directivity function*)と比較される。面内傾斜は、 $20^\circ$ のような大きい傾斜シフトに対して、5dBのオーダーの小さな信号損失を生じる。しかしながら、超音波トランスデューサによって検出することのできない、面外傾斜は、 $5^\circ$ の整列不良に対して20dBの信号損失という、大きな効果を有する。これは、良好な面外較正の重要性を示しており、それは、位置決めフレームまたは追加のセンサ手段、例えば、光学または磁気追跡センサを用いて達成することができる。図17におけるような線形トランスデューサの代わりに、トランスデューサ素子の2次元アレイを備えるマトリックストランスデューサが使用される場合には面内および面外の傾斜の両方を、超音波トランスデューサによって検出することができる。

20

30

#### 【0141】

図8に対する、第2の反射性層 $t_2$ の場合、すなわち下部表面 $usr_2$ における反射に対して、到着時間 $t_2$ は、式(28)による4次多項式を解くことによって計算される：

40

#### 【0142】

## 【数 2 3】

$$\begin{aligned}
 t_2 &= c_B^{-1} \sqrt{4\hat{d}^2 + x^2} + c_L^{-1} \sqrt{4l^2 + (t-x)^2} + c_B^{-1} \sqrt{[t \cos \theta - (\xi_o - \xi_i)]^2 + [t \sin \theta]^2} \\
 t &= (\xi_o - \xi_i) (\cos \theta - \sin \theta) x / (2\hat{d}) \\
 p_4 x^4 + p_3 x^3 + p_2 x^2 + p_1 x + p_0 &= 0 \\
 p_4 &= (c_B^{-2} - c_L^{-2}) [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})]^2 \\
 p_3 &= -2(\xi_o - \xi_i) (c_B^{-2} - c_L^{-2}) [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})] \cos \theta; \\
 p_2 &= c_B^{-2} [4l^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 \cos^2 \theta] - c_L^{-2} [4\hat{d}^2 + 4\hat{d} \sin \theta (\xi_o - \xi_i) + (\xi_o - \xi_i)^2] \\
 p_1 &= 8(\xi_o - \xi_i) c_L^{-2} \hat{d}^2 [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})] \cos \theta \\
 p_0 &= -4\hat{d}^2 c_L^{-2} (\xi_o - \xi_i)^2 \cos \theta \\
 \hat{d} &= (d + \tan \phi \xi_i) \cos \theta
 \end{aligned}
 \tag{10}$$

## 【0 1 4 3】

ここで、 $i$  は既知の送波器横位置、 $o$  は既知の受波器横位置、 $d$  は第 1 のトランスデューサ素子に対する、トランスデューサとプレートの間の未知の距離、 $\theta$  はトランスデューサとプレートの間の未知の傾斜、 $c_B$  は被検査媒体 4 における未知の平均超音波伝播速度、 $l$  はプレート L 2 の既知の厚さ、 $c_L$  はプレート内での既知の平均超音波伝播速度である。 20

## 【0 1 4 4】

図 8 b) は、送波器素子  $i$  について、層 L 2 が 5 mm 厚さの Plexiglas (登録商標) プレート ( $c_L = 2760 \text{ m/s}$ ) である、好ましい構成に対して計算された、反射遅延を示す。選択された材料パラメータを用いて、2 つのリフレクタ  $usr1$  と  $usr2$  の間の、制御された、ほぼ一定の遅延が達成され (約  $3 \mu\text{s}$ )、これは、連続的超音波反射信号の時間判別と、リフレクタ L 2 が厚いほど低くなる、第 2 のエコー  $usr2$  の SN (signal - to - noise) 比との間の妥協である。実験結果が図 11 b) に示されている。 30

## 【0 1 4 5】

図 8 c) は、ここでも第 1 のトランスデューサ素子  $i$  に対して、リフレクタトラックの口バスタ性を向上させるために、2 つのエコー  $usr1$ 、 $usr2$  の同時検出の適用可能性を示す。リフレクタ 2 の各横位置  $y$  に対して、少なくとも、そのような位置において反射された、超音波信号  $usr1$  に対応する受波器位置に加えて、それぞれ位置  $y$  において入射および反射された、超音波信号  $usr2$  に対する 2 つの受波器位置がある。3 つの信号は、同じ位置  $y$  に対して同時に検出可能であって、さらに上記の式による一貫性のある時間推定値  $t1$  および  $t2$  をもたらすべきである。したがって、非線形最適化アルゴリズムにおいて複数の反射信号を同時に考慮することは、反射タイミングの正確さを向上させるとともに、図 3 に示されるように、望ましくない構造における反射  $usr3$  をフィルタリング除去するために、使用することができる。外れ値検出 (outlier detection) アルゴリズム、例えば、ランダムサンプルコンセンサス (RANSAC: Random sample consensus) を使用して、そのような望ましくない構造を、測定された時間マトリックスからフィルタリング除去することができる。上記に示した式は、トランスデューサ素子とリフレクタ 2 の間の直線の波線軌跡を仮定する、簡略化された式である。より一般的な実現形態において、これらの式は、不均質組織媒体内部での屈折、回折および散乱の現象を考慮する、全波解 (full-wave solution) を伴う収束まで、反復的に改善される。同様に、時間遅延 (超音波減衰、線形周波数応答、非線形効果) とは別のその他の音波シグネチャを、提示された実施形態によって、リフレクタ追跡およびトモグラフィ再構築のために使用することができる。 40

## 【0 1 4 6】

図4は、本発明の実施形態によるシステムのブロック図を示す。このシステムは、先行の実施形態のいずれか1つによる携帯可能な装置10と、装置10から遠隔位置にある静止トモグラフィユニット50とを備える。この装置のトランスデューサ1は、反射された超音波 $usr$ を表わす、電気信号を、トモグラフィユニット50の処理ユニット51に送波し、ここで信号 $usr$ は評価されて、好ましくはターゲットの切断視イメージに変換される。結果として得られるイメージは、好ましくは、トモグラフィユニット50のディスプレイ52上に表示される。トランスデューサ1とリフレクタ2の間の距離および/または方位が、装置10内の対応するセンサによって検知される場合には、この位置情報 $ps$ は、センサの設定に従って、トランスデューサ1によるか、またはリフレクタ2によって、プロセッサユニット51へも送波されるのが好ましい。

10

## 【0147】

トモグラフィユニット50は、一実施形態において、商用のFDA認可研究超音波機械、例えば、カナダのブリティッシュコロンビア州、リッチモンドのUltrasonix Medical CorporationのSonix Tablet/Sonix Touch(登録商標)に基づくものであってもよい。そのような機械は、ユーザ定義された超音波収集順序を、それを用いて定義することのできる、プログラミングインターフェイスを提供する。同様の機械が、その他の製造業者、例えば、米国のワシントン州、カークランドのVerasonics Inc.やフランスのAix-en-ProvenceのSuperSonicから、市販されている。好ましい実施形態によれば、現在の超音波トモグラフィに対して、トランスデューサ1の放出器および受波器レイは、通常、各素子が個別に発射して、残部が受波する、マルチスタティックモードで動作される。この概念が、図10a)に図解されており、1素子の送波器および受波器開口による、超音波イメージングと等価である。厚い乳房組織を通過して透過しているときのSN比を向上させるために、より大きな送波開口、典型的には2つまたは4つの素子を使用してもよい。一般に、送波器および受波器開口の両方の定義を可能にする任意の臨床的に認可された超音波機械は、反射されたエコー $usr1$ 、 $usr2$ が十分な時間解像度でサンプリングされる限り、本発明による超音波トモグラフィにも使用してもよい。したがって、Bモードイメージがリフレクタ検出に使用される場合でも、無線周波数データRFが、一般的に好ましい。

20

## 【0148】

一般的に、上記の実施形態にかかわらず、特にトランスデューサ1とリフレクタ2の間で決まる距離を、ターゲットを通過する超音波の速度を特定するのに使用してもよく、その速度は組織不規則性を指示することができる。および/または、トランスデューサ1とリフレクタ2の間の位置および/または方位を、ターゲットによって取得された、切出しイメージにおける関連面積を識別するために使用してもよい。

30

## 【0149】

それゆえに、一般的には、乳房組織における、区分的に均質な封入体の、リフレクタベース全変動音速イメージングおよび描写が、前もって封入体の位置を知る必要なく、一実施形態において提案される。例えば、トランスデューサにおける128放出/受波素子アレイが、マルチスタティックモードで動作されて、各素子は、個々に発射して、残部は受波する。好ましくは、上記のような大域最適化アプローチ(式19)は、サンプルの背後のリフレクタから反射されたエコーの遅延を測定する。とりわけ、グラフ理論またはランダムマルコフ場(random Markov fields)に基づく、その他のアルゴリズムを、連続的にエコーの遅延を追跡するのに使用してもよい。128x128遅延マトリックスの非線形最適化、例えば、Nelder-Meadシンプレックス最適化および/またはRANSAC外れ値フィルタリングは、音速不均質性によって誘発される、相対遅延 $t$ と共に、平均音速、プレート距離および傾斜を与える。既知の幾何学的経路長 $L$ (すなわち、トランスデューサとリフレクタの間の距離)によって、相対遅さ増分(relative slowness increments)(低:高音速/硬封入体;高:低音速/軟封入体)は、好ましくは、悪条件の線形システム $t=L$ から解か

40

50

れる。全変動正則化  $\arg \min_{\{ || t - L ||_1 + || D ||_1 \}}$ 、または上述のような変形例は、Dを勾配マトリックスとして、好ましくは凸最適化 (convex optimization) を用いて解かれる。同じ式構造または反復的に調節されたバージョンを、超音波減衰またはその他の線形もしくは非線形特徴などの、その他の音波シグネチャについて解くのに使用することができる。

#### 【0150】

図6は、本発明の実施形態による装置を、図6a)に斜視図で、図6b)に模擬乳房への応用において示しており、図6の装置は、好ましくは、以下の開示が特に図1の実施形態に適用可能となるように、図1に概略的に示される装置と一致する。超音波トランスデューサ1は、好ましくは、商用の線形アレイである(本明細書に提示された一実施形態においては、カナダのブリティッシュコロンビア州、リッチモンドのUltraso-nix Medical CorporationのL14-5)。それは、合計で128のトランスデューサ素子を備え、これらは、送波器または受波器として交互に作用することが可能であり、素子間のピッチは300 $\mu$ mであり、素子高さは7mm、全開口は38mmである。トランスデューサ1は、トランスデューサ素子に垂直な面内での2次元超音波イメージングを提供し、このイメージの幅は線形アレイ方向に対応し、深さはトランスデューサ素子に対して垂直方向に対応し、これらのトランスデューサ素子に沿って、超音波エコーが時間の関数として記録される(図1および図11を参照)。その他のトランスデューサタイプ、例えば、凸アレイ超音波プローブまたは2次元超音波アレイを同様に使用することができる。

10

20

#### 【0151】

リフレクタ2は、好ましくは、ターゲット接触領域において、幅wが10mmのアルミニウムプレートであり、このプレートは、トランスデューサ1に対向して配設されている。図6b)は、女性乳房4を模擬する、超音波ファントム(米国、バージニア州、ノーフォークのComputerized Imaging Reference Systems, Inc(CIRS)のModel059)を検査中の同じ実現形態を示す。固定手段14は、ここでは、3Dプリンティング技術で製造された、トランスデューサ幾何形状のプラスチック型(ポリカーボネート)である。第1のフレーム33および第2のフレーム34の両方が、アルミニウムで構成され、第2のフレーム34は、同時にリフレクタ2として作用する。棒材31および32は、円筒形で、大きくて重く、ステンレス鋼で製作されている。穿孔は、棒材31、32中に機械加工された、90°座ぐり穿孔である。それらの穿孔は、5mmまたは10mmのステップの位置決め基準として、等距離に配設されている。ピンは、ボールベアリング先端を有するネジであって、ナットで第2のフレーム34に取り付けられている。ボールベアリングは、紐でネジ(圧力ネジ)に取り付けられて、第1のフレーム33を手持ち式で固定し、解除するための、適当な弾性力を提供する。

30

#### 【0152】

図7は、本発明の実施形態による、模擬乳房への応用における、装置を斜視図で示しており、図6の装置は、好ましくは、以下の開示が図2の実施形態にも特に適用可能であるように、図2に概略的に示される装置と一致している。トランスデューサ1、リフレクタ2および乳房ファントム4は、図6におけるものと同じである。トランスデューサ1およびリフレクタ2は、別の手で自由に、かつ独立して動かすことができる。光学センサは、トランスデューサ1とリフレクタ2の両方に取り付けられた受動および能動マーカ51および52を含み、相互間の相対変位および方位のリアルタイム追跡を可能にする。音波検査技師は、最初に、トランスデューサ1を乳房4に沿って動かすことによって、関心領域を探索して、好ましくは、超音波トモグラフィユニットのディスプレイ上にBモード超音波イメージによるリアルタイムフィードバックを受ける。所望の位置が識別されると、リフレクタ2が、トランスデューサ1に概して対向して整列されるまで、手で動かされる。良好な音響結合を達成するために、両方の素子が、好ましくはその間に結合剤(例えば、水、超音波ジェル、蜂蜜、油)を用いて、乳房の上にわずかに押し当てられる。光学セン

40

50

サ5は、ディスプレイ52上にリアルタイムフィードバックを与えて、トモグラフィイメージングを実施するのに十分なほど整列が良好になるときを知らせる。さらに、光学センサ5は、乳房ファントムに対するトランスデューサ1とリフレクタ2の幾何学的基準を与えて、既知の位置と方位における超音波イメージ面の連続取得による容量計測乳房走査の構築を可能にする。

#### 【0153】

図9は、本発明の実施形態における装置において使用されるリフレクタ配設を示し、このリフレクタ配設は、以下の開示が、図3の実施形態にも特に適用可能となるように、とりわけ、図3に示される装置において使用することができる。リフレクタ2は、図8b)と関係して計算されるような、特定の材料幾何学形状を含んでもよい。図3とは対照的に、単一の5mm厚の、 $w = 100\text{ mm}$ 幅のリフレクタ層L2が、リフレクタ2として使用される。リフレクタ2は、Plexiglas(登録商標)( $c_L = 2670\text{ m/s}$ 、 $\rho_L = 1200\text{ kg/m}^3$ )で構成され、これは、組織( $c_B = 1540\text{ cm/s}$ 、 $\rho_B = 1000\text{ kg/m}^3$ )と良好な音響コントラストを示す。層L2の上部表面は、被検査乳房組織と接触して、 $R = (c_L * \rho_L - c_B * \rho_B) / (c_L * \rho_L + c_B * \rho_B) = 0.35$ の反射超音波信号usr1に対して、(正常入射による)反射係数を与える。L2の下部表面は、空気( $c_{Air} = 346\text{ m/s}$ 、 $\rho_{Air} = 1.2\text{ kg/m}^3$ )と接触して、反射超音波信号usr2に対して、反対符号の強い反射係数、 $R = (c_{Air} * \rho_{Air} - c_L * \rho_L) / (c_{Air} * \rho_{Air} + c_L * \rho_L) = -0.9997$ を与える。usr2の再生可能な反射挙動に対して、層L2の下部表面は好ましくは透明に保たれる。このために、プレート21は、関心領域におけるPlexiglas-空気界面を確保する彫版(engraving)211で、リフレクタ層L2の下方に取り付けられる。装着されたリフレクタ配設が、図9b)に示されており、ネジ穴212を通して、例えば、第2のフレーム34に取り付けられてもよい。

10

20

#### 【0154】

図10は、本発明の実施形態により、提案されたデータ評価による、超音波トモグラフィ例を示す。2つの5mm円筒形封入体を包含するゼラチンファントム4が、 $< 1\%$ 超音波伝播速度コントラストで、トランスデューサ1で検査されている(図11a)を参照)。封入体は、背景に対してエコー発生性コントラストを示さず、したがって、Bモードイメージにおいては目に見えず、その対応するイメージが図11c)に示されている。単一の反射界面を有する、リフレクタ2の大型プレートが追跡される。上述の適応振幅追跡により、サンプル背後のリフレクタ2から反射されたエコーの遅延が測定される(図11b)を参照)。 $128 \times 128$ 遅延マトリックスのNelder-Meadシンプレックス最適化によって、マルチスタティック波軌跡に応じた、時間プロファイルの最小二乗(LS)当てはめが達成されて、リフレクタ2の平均音速 $c_0$ 、プレート距離 $d_0$ 、および傾斜 $\theta$ が得られる。何らかの病変がある傾向のある、高密度の乳房は、平均の乳房よりも、より高い音速を示すので、平均音速 $c_0$ は、すでに診断値を有している。3つの異なる勾配方向が式11によって計算されるとともに、正規化パラメータ $\alpha$ が式15によって計算される、提案された、式14による「非等方性重み付け全変動正規化」による限定角度再構築は、従来技術において観察された強いストリークアーチファクトの被害を受けない。逆に、2つの封入体は、再構築された音速イメージにおいて、明確に、かつ区分的に平滑に描写される(図11b)を参照)。封入体の位置または幾何学形状についての事前知識は必要ではない。

30

40

#### 【0155】

図11は、本発明の実施形態による、提示された手持ち式装置の癌性塊(cancerous mass)検出への応用を実証している。乳房ファントムが、図6または1による装置によって調査されている(図12a)を参照)。図9に示されたリフレクタシステムが使用される。2つの十分に離隔された超音波エコーusr1およびusr2が、リフレクタ2において取得されて、これから、図8に記述されるようにロバストな反射追跡が

50

可能になる(図12b)を参照)。第2の反射信号 $u_{sr2}$ は、Plexiglas-空気界面における負の反射係数のために、第1の反射信号 $u_{sr1}$ に対して反対の符号を示す。この反射構成は、超音波信号の非常にロバストな追跡を可能にして、高品質の時間遅延マトリックス  $t$ を達成する(図12b)を参照)。比較として、従来技術マンモグラフィ設備(Kruegerら、1998年、Changら、2007年)において実施されたような、幅広のリフレクタプレートと単一のリフレクタ層とによる測定は、無制御の空隙の存在と、偽性の面外伝播経路の存在が理由で、大幅にノイズの多い遅延マトリックス  $t$ を生じることが明らかに観察される。それゆえに、本発明に記載された装置は、より高い診断フレキシビリティを達成し、診断時の痛みを低減することを別にして、記録された超音波信号の品質の明らかな改善をもたらす。

10

## 【0156】

再構築された音速イメージは、約5%の強く、局所化された音速度の増加(遅さの減少)を示し、幅 = 25 mm、深さ = 12 mmにおいて堅い封入体を露呈させた(図12b)を参照)。堅い封入体は、癌性腫瘍の代表であり、したがって超音波乳房診断における最も関心の高いものである。対応する部位のBモードイメージ(図12c)を参照)は、この位置における不均質性の指示を与えているが、その性質についての結論的な診断フィードバックは与えない。例えば、Bモードイメージにおける、深さ20から30 mmの間のその他の疑わしい塊は、はるかに低い堅さコントラストを示し、その嚢胞性質(cystic nature)を指示しており、Bモードイメージにおいては露呈されない。3つの異なる勾配方向が式11によって計算され、正則化パラメータ  $\alpha$ が式15によって計算される、式14による「非等方性重み付け全変動正則化アプローチ」は、堅い封入体と背景の間の優れたコントラストを有する、区分的に平滑な超音波イメージを提供する。したがって、この装置は、腫瘍性封入体を描写して、そのような封入体を良性の嚢胞性塊と弁別することを可能にする、高品質トモグラフィイメージを提供することができる。

20

## 【0157】

図12は、本発明の実施形態による装置の概略図を示し、超音波イメージの再構築に有用な尺度および寸法を図解している。ここでも、トランスデューサは、番号1で参照され、リフレクタは番号2で参照される。トランスデューサ1は、 $T \times 1$ 、 $T \times 2$ 、 $T \times 3$ 、などとも呼ばれる、複数の放出器12と、 $R \times 1$ 、 $R \times 2$ 、 $R \times 3$ 、などとも呼ばれる、複数の受波器13とを含み、この場合に、好ましくは、各放出器は、「 $T \times 2 = R \times 2$ 」によって指示されるように、受波器としても動作させ、それによってトランスデューサ素子を表わすことも可能である。それゆえに、アレイは、 $N$ 個のトランスデューサ素子を含む。隣接するトランスデューサ素子間の距離は、ピッチ  $p_t$ と呼ばれる。水平方向  $x$ とも呼ばれる、方向  $x$ におけるトランスデューサ素子12、13の延長は、幅  $W$ と呼ばれる。トランスデューサ1およびリフレクタ2は、互いに距離  $d$ で配設されている。トランスデューサ1とリフレクタ2の間には、調査しようとする組織が配設される。好ましくは、距離  $d$ が、幅  $W$ の全体に適用されるように、リフレクタ2は平坦である。

30

## 【0158】

トランスデューサ1とリフレクタ2によって画定される面は、デカルト座標  $x$  および  $y$  によって定量化可能とされて、ここで  $y$  は  $x$  と直交する。これは、イメージがそれに対して再構築されるのが望ましい、面  $x$ 、 $y$  である。方位もまた、この面における角度方向とも呼ばれ、 $y$  方位と具体的に関係している。3つのサンプル波線経路  $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$  が、この面  $x$ 、 $y$  において図12に図解されている。波線経路  $p_2$  を生成するために、放出器  $T \times 2$  において超音波が発射される。そのエコーが、同じトランスデューサ素子  $T \times 2 = R \times 2$  の受波器  $R \times 2$  において受波される。ここで、破線経路  $p_2$  は、角度方向  $\theta_2 = 0^\circ$  を有する。波線経路  $p_1$  を生成するために、放出器  $T \times 1$  において超音波が発射される。そのエコーが、 $T \times 1$  および  $R \times 1$  が素子の行の中で最も離れた2つの素子である、受波器  $R \times 1$  において受波される。したがって、この対応数する波線経路  $p_1$  は、この種の装置で可能な、最大角度方向  $\theta_3 = \theta_{max}$  を示す。最大角度方向  $\theta_{max}$  は、 $\arctan(W/(2d))$  によって求められ、それゆえに、トランスデューサ素子の行の

40

50

幅  $W$  と、トランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間の距離とに依存する。トランスデューサ 1 とリフレクタ 2 の間の面  $x$ 、 $y$  は、好ましくはそれぞれ正方形サイズ  $h$  のデカルト座標  $x$ 、 $y$  に沿って配向された、セル  $c$  の行と列に実質的に分割されている。測定に関連するこれらのセル、例えば、測定中に組織が存在する、幅  $W$  と距離  $d$  によって画定される四角形内部の、特定のセルのそれぞれに対して、組織組成に応じて、セル毎に変動する可能性がある、音速度（超音波速度）値が特定される。しかしながら、装置の設定と、波線経路がとることのできる関係する限定された角度方向とを考慮すると、各セル  $c$  は、限定された数の波線経路だけによって横断され、すなわちこの限定された数の対応する角度方向のみからだけ、対象セル  $c$  に対する音速度を特定するために情報を抽出することができる。例えば、一般にそのような設定において、最大角度範囲は、 $[-\theta_{\max}, \theta_{\max}]$  によって与えられる。S o S イメージアスペクト比 1 : 1、すなわち  $W =$  深さ  $D$  に対して、最大の利用可能な角度方向は、 $\theta_{\max} = \arctan(1/2) = 27^\circ$  で与えられる。 $[\theta_{\max}, 180^\circ]$  と  $[-180^\circ, -\theta_{\max}]$  の間の角度方位からのイメージ情報が欠落している。しかしながら、波線経路、およびリフレクタ 2 に平行な対応する角度方向、すなわち  $x$  方向が欠落しており、非常に良好な解像度が、この水平方向において達成されるが、直交する垂直方向  $y$  においては粗い解像度だけが達成される。 $y$  方向における解は、上述のような「非等方性重み付け空間正則化」が適用される場合には、大幅に改善される。特に、正則化なしの通常の垂直方向の封入体伸び率（*elongation*）（ $> 300\%$ ）は、AWSR によって  $< 15\%$  に低減される。

【0159】

好ましい実施形態において、セルサイズ  $h$  は、ピッチ  $p_t$  に等しく選択される。この尺度は、それに対して異なる音速度値が特定されて、最終的には異なる種類の組織組成を示す、面内における最小の単位であるので、再構築解像度も定義する。ピッチ  $p_t$  で離隔された  $N$  素子の線形アレイを有するトランスデューサ 1 を仮定すると、システムの動作において、処理ユニットが、それぞれの放出器素子における超音波パルスの発射を制御し、トリガリングして、受波器素子によって供給される、対応する信号を読み取る。イメージアスペクト比  $W/d$  は、幅  $W$  および距離  $d$  として、例えば、1 : 1 としてもよい。問題  $t_{p \times 1} = L_{p \times c} \quad c \times 1$  を考えると、記録された波線経路の数は、 $P = N^2$  である。低密度のセル、すなわち最も密度の高いセルを横切る波線の  $< 10\%$  によって横切られるセルは、再構築されないのが好ましく、その結果として、この例においては、セルの数  $C$  は、 $C = 0.96 N^2$  である。

【0160】

装置およびシステムの特定の例においては、 $N = 128$ 、 $p_{ref} = n_{ref}$  である。式 (13) および式 (14) の両方に対して、正則化定数は  $r_{ref} = 0.013$  である。

【0161】

図 13 は、本発明の別の実施形態による装置の概略図である。この実施形態において、リフレクタ 2 は、2 つの方位の、特に面内で直交する方位の、2 つのリフレクタ部分 21 および 22 を含む（図 12 において導入された  $x/y$  座標は、図 13 から 15 における図にも当てはまる）。この配設において、セル  $c$  に対する角度方位集合を増大させることができる。

【0162】

図 14 の実施形態、トランスデューサ 1 は、2 つのトランスデューサ部分 100 および 102 を含む、リフレクタ 2 は、ここでもセル  $c$  に対する角度方位集合を増大させるために、互いに対向する、2 つのリフレクタ部分 21 および 22 を含む。

【0163】

図 15 は、乳房検査への応用における、本発明の実施形態による装置の図を示す。この実施形態においては、第 1 の棒材を、例えば、ハンドホイール (302) を介して作動させて、第 1 および / または第 2 のフレーム (301) を、それに沿って移動させることのできる、線形ステージのスピンデル (300) としてもよい。好ましくは、位置および /

10

20

30

40

50

または距離を、ユーザに対して装置に割り当てられたディスプレイ上に表示してもよく、この場合には、例えば、ハンドホイールの位置が検出されて、トランスデューサとリフレクタの間の距離に変換される。または、カーソル(303)を、スピンドルに接続して、音波検査技師に距離の読み値を与えてもよい。

【0164】

図16は、列a)において、組織(灰色)内の人工的な封入体(黒色)の13の異なる例を示す。列b)からf)は、各サンプルの上部ラインに延びる仮想トランスデューサおよび各サンプルの下部ラインの仮想リフレクタ(この仮想装置はサンプルを反響させる)のシミュレーション結果と、それぞれの行におけるサンプルP1からP13の各々に提供されるそれぞれのイメージを用いて、各イメージにおける仮想セルに対する音速度値を決定する異なる方法とに基づく画像を示す。特に、イメージは、正則化における異なるアプローチによって再構築され、特に、この場合に、以下の式によるか、またはそれに含まれる正則化項が使用される：

b) Kruegerらによる、「Limited-angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast. IEEE Ultrasonics Symposium 1998, 1345~1348ページ」において実現された従来技術による；

c) 式(5)、「全変動(TV)」；

d) 式(6)、式(5)におけるように誤差関数項に適用されるL2ノルムを有する、「非等方性重み付け全変動(AWTV)」；

e) 式(13)、誤差関数項に適用されるL1ノルムを有し、式(16)により組み込まれた解放ラインを有する、「非等方性重み付け全変動(AWTV)」；

f) 式(14)、3つの勾配方向 $[0, 25^\circ, -25^\circ]$ を有する、「多角度非等方性重み付け全変動(MA-AWTV)」。

【0165】

図18は、リフレクタの代わりに、2つの対向するトランスデューサ(1、201)を使用し、それによって各トランスデューサの特定の素子を、送波器素子として、または受波器素子として使用することができる、装置を示す。この場合には、超音波のための戻り経路が必要ではなく、このことは信号損失を最少化して、より厚い組織を検査することを潜在的に可能にする。本発明の実施形態による、好ましくは図16に示される方法と一致する、このシステムおよび/または方法を適用することによって、改善された音速度イメージを達成することができる。

【 図 1 】

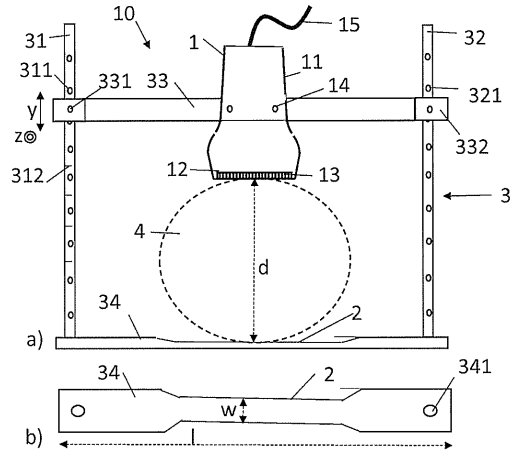


FIG. 1

【 図 2 】

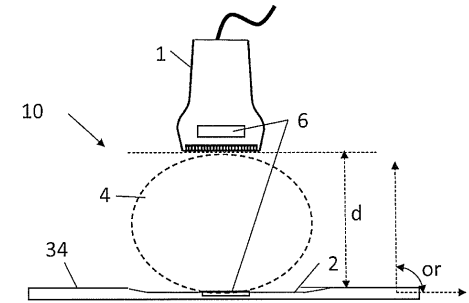


FIG. 2

【 図 6 】

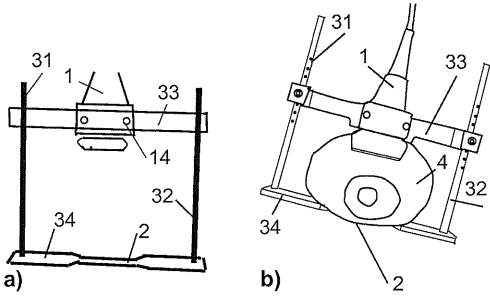


FIG. 6

【 図 7 】

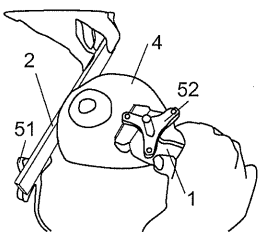


FIG. 7

【 図 3 】

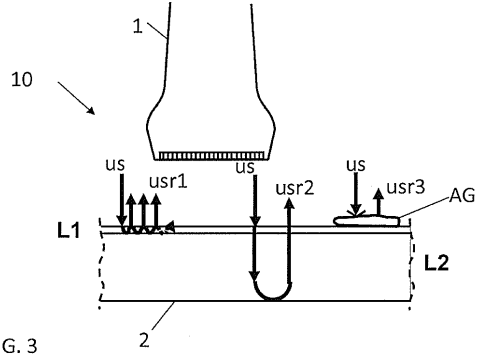


FIG. 3

【 図 4 】

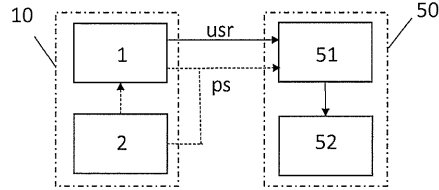


FIG. 4

【 図 5 】

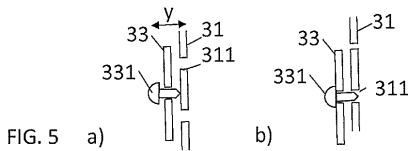


FIG. 5

【 図 8 】

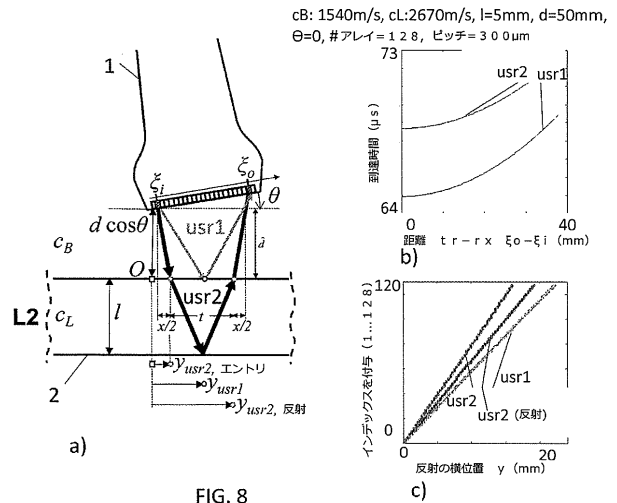


FIG. 8

【 図 9 】

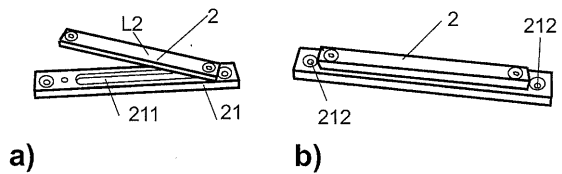
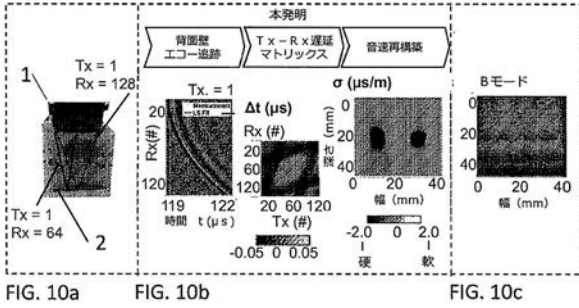
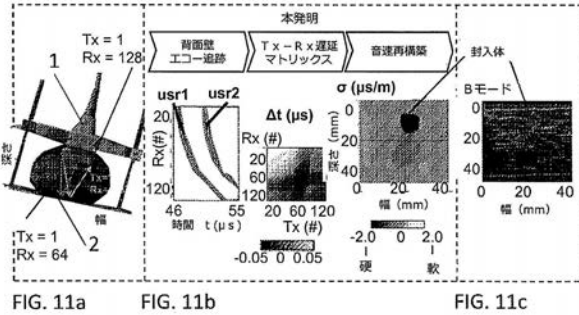


FIG. 9

【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

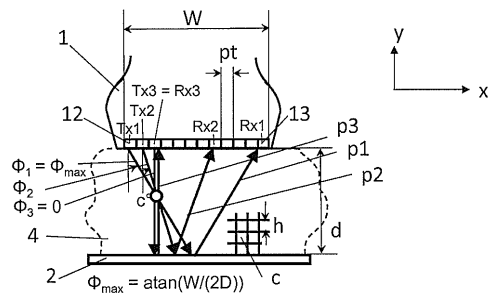


FIG. 12

【 図 1 3 】

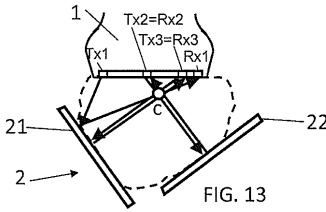


FIG. 13

【 図 1 4 】

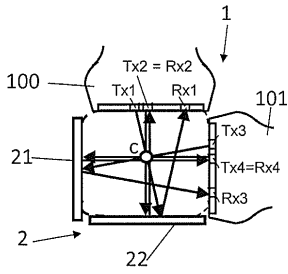


FIG. 14

【 図 1 5 】

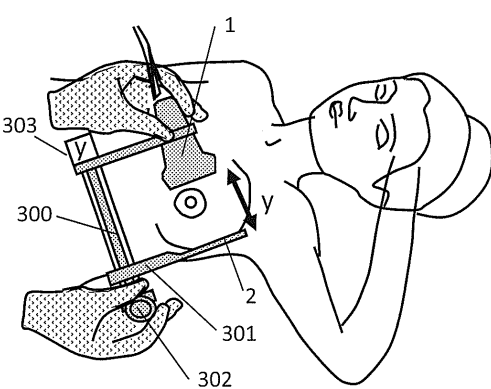


FIG. 15

【 図 1 6 】

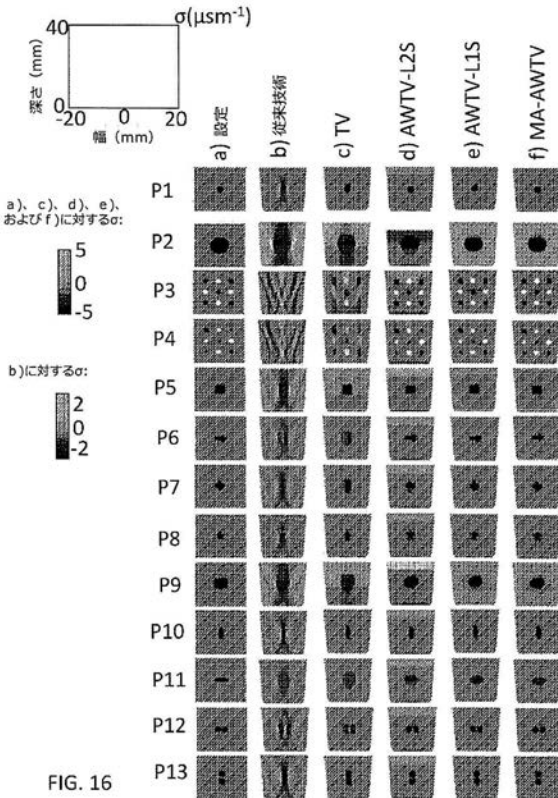


FIG. 16

【 図 1 7 】

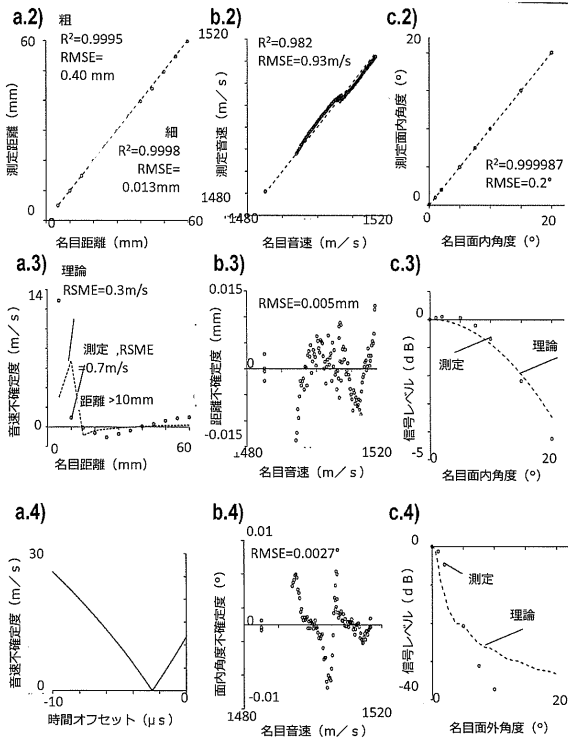


FIG. 17

【 図 1 8 】

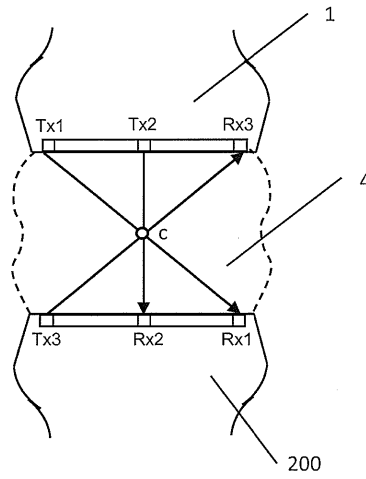


FIG. 18

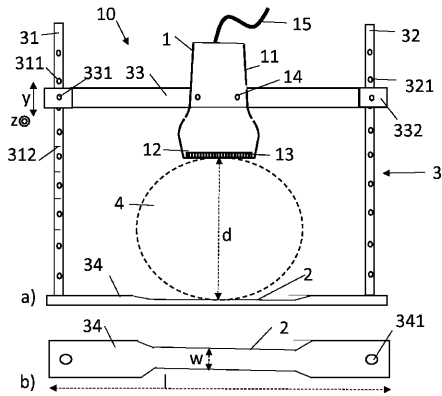


FIG. 1

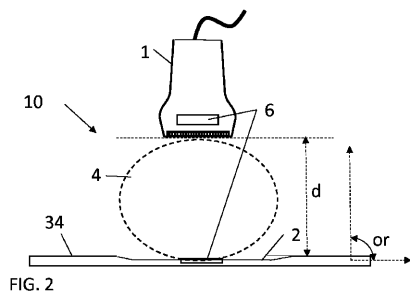


FIG. 2

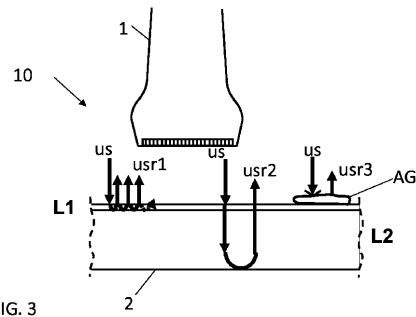


FIG. 3

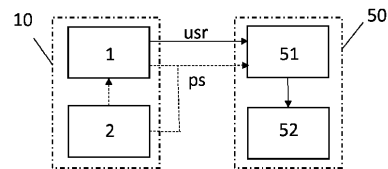


FIG. 4

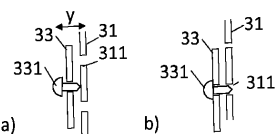


FIG. 5 a) b)

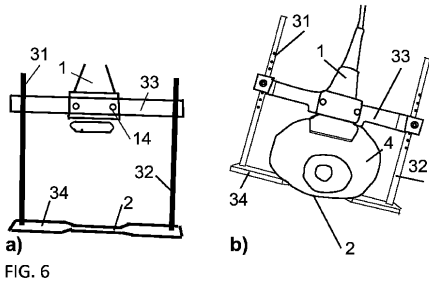


FIG. 6

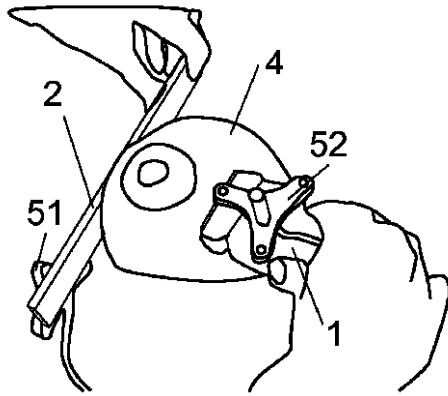


FIG. 7

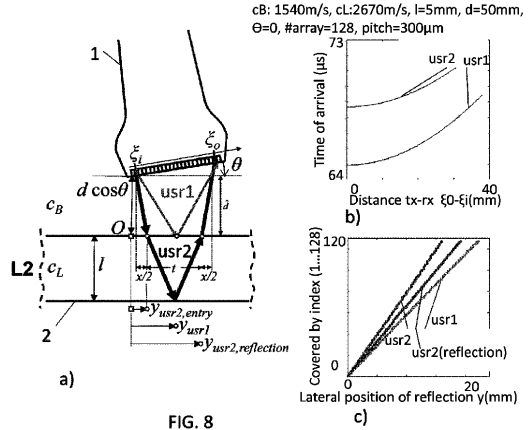


FIG. 8

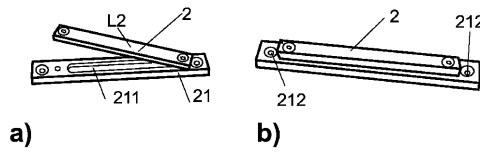


FIG. 9

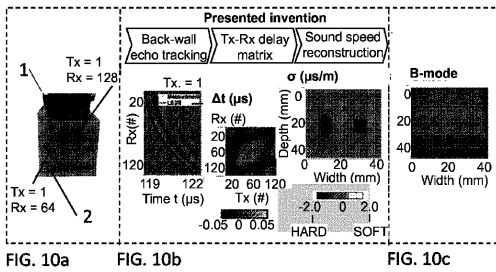


FIG. 10a

FIG. 10b

FIG. 10c

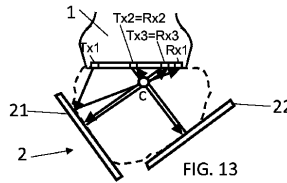


FIG. 13

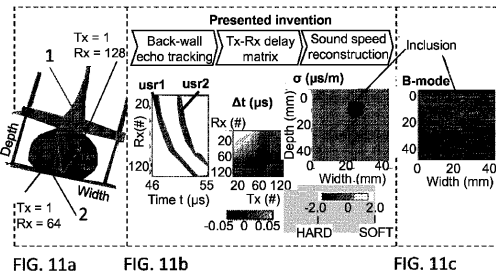


FIG. 11a

FIG. 11b

FIG. 11c

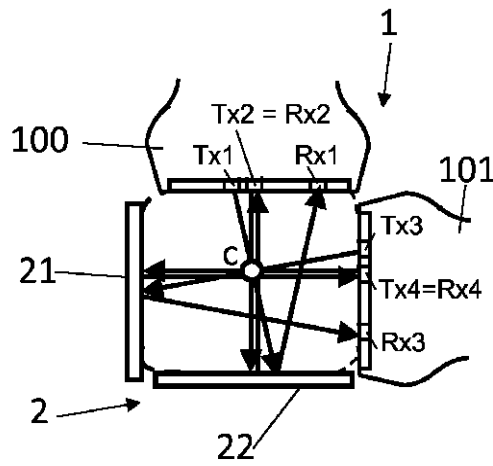


FIG. 14

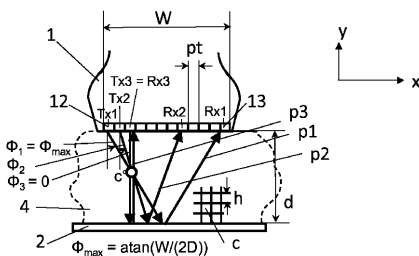


FIG. 12

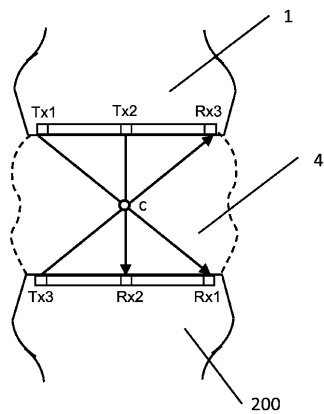
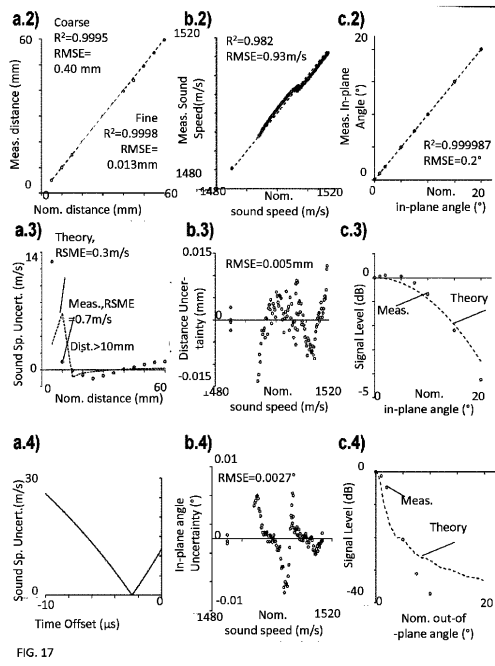
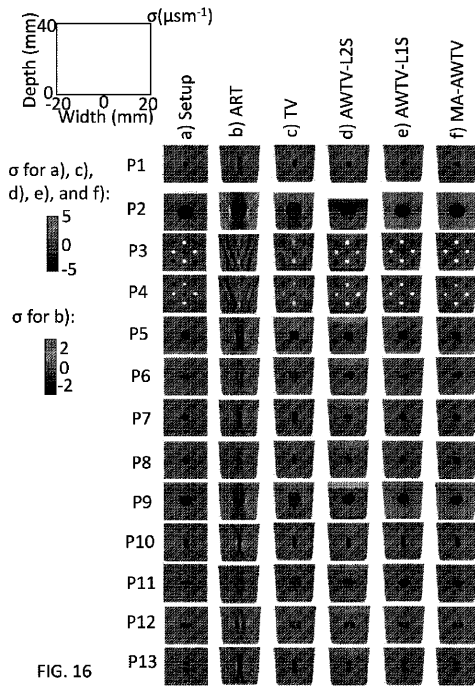


FIG. 18

## 【手続補正書】

【提出日】平成30年5月2日(2018.5.2)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

超音波を放出する、超音波トランスデューサ(1)と、  
前記放出された超音波の少なくとも一部分を反射する、リフレクタ(2)と  
を備える、手持ち式医用超音波装置(10)。

## 【請求項2】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の相対位置および/または方位の指示を可能にする、インジケータ(21、22、311、312)を備える、請求項1に記載の装置。

## 【請求項3】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)が、互いに対向して、機械的構造(3)に取り付けられている、請求項1または2に記載の装置(10)。

## 【請求項4】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離(d)を変えるための距離調節部を備え、前記距離調節部の少なくとも一部がインジケータ(311、312)として作用する、請求項3に記載の装置(10)。

## 【請求項5】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)がそれに取り付けられた第1のフレーム(33)と、前記リフレクタ(2)がそれに取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれで構成された、第2のフレーム(34)と、前記第1および第2のフレーム(33、34)の両方がそれに装着された、少なくとも第1の棒材(31)とを備え、

前記フレームの少なくとも一方が、前記第1の棒材(31)の上に摺動可能に装着されている、請求項3または4に記載の装置(10)。

## 【請求項6】

前記第1の棒材(31)が、前記少なくとも一方のフレームを所定の位置に保持するための、位置決め手段を備える、請求項4または5に記載の装置(10)。

## 【請求項7】

前記位置決め手段が、前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に穿孔(311)を含むとともに、

前記少なくとも一方のフレームが、前記少なくとも一方のフレームを前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に保持するために、前記穿孔(311)中に少なくとも部分的に挿入可能な、ピン(331)を備える、請求項6に記載の装置(10)。

## 【請求項8】

前記ピン(331)が、前記穿孔(311)のいずれかの中に少なくとも部分的に到達する第1の位置と、前記穿孔(311)から出た第2の位置であって、前記第1の棒材(31)の2つの隣接する穿孔(311)の間で前記フレーム(33)を摺動させるために必要とされる、第2の位置とをとるように、前記少なくとも一方のフレーム内に装着されているとともに、

特に、前記ピン(331)が前記第1の位置から前記第2の位置まで、弾性力に抗して移動可能である、請求項7に記載の装置(10)。

## 【請求項9】

前記機械的構造(3)が第1の棒材(32)を含み、

前記第 1 のフレーム ( 3 3 ) が前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1 , 3 2 ) の両方に装着されており、

前記第 2 のフレーム ( 3 4 ) が前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1 , 3 2 ) の両方に装着されており、

前記フレームの少なくとも一方が、前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) の両方の上に摺動可能に装着されており、

前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) のそれぞれが、前記一方のフレーム ( 3 3 ) を所定の位置に保持するための位置決め手段を含む、請求項 5 に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 0】

前記位置決め手段が、前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) のそれぞれにおける前記所定の位置に穿孔 ( 3 1 1、3 2 1 ) を含み、

前記少なくとも一方のフレームが、前記少なくとも一方のフレームを前記所定の位置に保持するために、前記第 1 の棒材 ( 3 1 ) の前記穿孔 ( 3 1 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能なピン ( 3 3 1 ) と、前記第 2 の棒材 ( 3 2 ) の前記穿孔 ( 3 2 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能な別のピン ( 3 3 2 ) とを含む、請求項 9 に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 1】

前記インジケータが、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間の位置および / または方位それぞれを特定するための位置および / または方位センサ ( 5 ) を含むとともに、

特に、前記位置および / または方位センサ ( 5 1 ) が磁気式または光学式センサである、請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 2】

前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 1 ) とが機械的に分離されており、

特に、前記リフレクタ ( 1 ) は、平面フレーム ( 3 4 ) に取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれから構成されている、請求項 1 1 に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 3】

前記インジケータがリフレクタ ( 2 ) を含み、前記リフレクタ ( 2 ) は、単一の層を含むか、または異なる超音波反射特性の 2 つ以上の層 ( 2 1、2 2 ) を含む、請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 4】

前記第 1 のフレーム ( 3 3 ) および前記第 2 のフレーム ( 3 4 ) はそれぞれ、幅 ( w ) および長さ ( l ) を有し、前記長さ ( l ) は前記幅 ( w ) を超えており、

各フレーム ( 3 3、3 4 ) の幅 ( w ) は、少なくとも、調査しようとする組織 ( 4 ) と接触するために割り当てられた領域内で、2 cm 未満である、請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 )。

【請求項 1 5】

請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) と、

プロセッサ ( 5 1 ) と

を備え、

前記トランスデューサ ( 1 ) は、前記プロセッサ ( 5 1 ) に電氣的に接続されており、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、前記超音波トランスデューサ ( 1 ) によって受波される反射超音波 ( u s r ) を受けて、超音波バーストモグラフィイメージを特定するように構成されている、医用超音波システム。

【請求項 1 6】

前記トランスデューサ ( 1 ) が、一組の放出器素子 ( T x ) と一組の受波器素子 ( R x ) とを備え、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、一組の放出器素子 ( T x ) - 受波器素子 ( R x ) 組合せに対して、それぞれの放出器素子 ( T x ) に、超音波 ( u s r ) を放出させて、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間に配設される組織 ( 4 ) を通過して、リフ

レクタ(2)まで進行し、前記リフレクタ(2)から組織(4)を通過して受波器素子(Rx)へと戻るようにトリガリングするように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記一組の放出器素子(Tx) - 受波器素子(Rx)組合せに対して、前記放出器素子(Tx)から前記受波器素子(Rx)へ進行する超音波(usr)に対する飛行時間値( $t_p$ )を特定するように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記飛行時間値( $t_p$ )に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)とによって画定される面(x, y)内のセル( $c_{i,j}$ )に対して、超音波(usr)の超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記超音波パラメータ値(、)をイメージに変換するように構成されている、請求項15に記載の医用超音波システム。

【請求項17】

前記プロセッサ(51)が、近傍セル( $c_{i,j}$ )の超音波パラメータ値(、)の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16に記載の医用超音波システム。

【請求項18】

前記プロセッサ(51)は、前記面(x, y)における少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i,j}$ )の超音波パラメータ値の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16または17に記載の医用超音波システム。

【請求項19】

前記プロセッサ(51)が、前記面(x, y)内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存するとともに、前記第1の方向と異なる、前記面(x, y)内の第2の方向における、超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項18に記載の医用超音波システム。

【請求項20】

前記第1の方向が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向(y)であり、前記第2の方向(x)が、前記第1の方向(y)に直交する、請求項19に記載の医用超音波システム。

【請求項21】

前記プロセッサ(51)が、前記面(x, y)内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、前記面(x, y)内の第2の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、かつ前記面(x, y)内の第3の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17または18に記載の医用超音波システム。

【請求項22】

前記第1の方向(y)が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向であり、

前記第2の方向が、前記第1の方向に対する最大角度( $m_{ax}$ )によって定義され、前記最大角度は、 $m_{ax} = \arctan(W / (2 * d))$ によって定義され、Wは、前記トランスデューサ(1)のトランスデューサ素子の線形アレイの幅であり、dは、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離であり、

前記第3の方向は、負の最大角度( $m_{ax}$ )によって定義される、請求項21に記載の医用超音波システム。

【請求項23】

前記プロセッサ(51)が、前記面(x, y)内の少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i,j}$ )の超音波パラメータ値の重み付け勾配に依存する一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17から22のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 24】

前記プロセッサ(51)が、同一方向の全勾配に同一の重み(k)を適用するとともに、方向毎に異なる重み(k, 1 - k)を適用するように構成されている、請求項23に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 25】

前記プロセッサ(51)が、第1の重み(k)を前記第1の方向のすべての勾配に適用するとともに、第2の重み(1 - k)を前記第2の方向のすべての勾配に適用するように構成されており、前記第1の重み(k)は前記第2の重み(1 - k)を超える、請求項19または20に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 26】

前記プロセッサ(51)が、第1の重みを前記第1の方向のすべての勾配に適用し、第2の重みを前記第2の方向のすべての勾配に適用し、第3の重みを前記第3の方向のすべての勾配に適用するように構成されている、請求項21または22に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 27】

前記超音波パラメータ( , )が音速度( )であり、  
前記プロセッサ(51)が、各セル(c<sub>i</sub>, j)に対する音速度値( )を、好ましくは、単一値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 28】

前記超音波パラメータ( , )が音響減衰( )であり、  
前記プロセッサ(51)が、各セル(c<sub>i</sub>, j)に対する音響減衰値( )を、好ましくは単一の値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 29】

前記超音波パラメータ値( , )が、いくつかの放出超音波周波数において識別されて、そのようなパラメータの周波数依存性を再構築することを可能にする、請求項16から28のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 30】

前記プロセッサ(51)が、前記トランスデューサ(1)における超音波をトリガリングすることに応答して、飛行時間値(t<sub>p</sub>)に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離を特定するように構成されている、請求項15から18のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

## 【請求項 31】

前記処理ユニットが、トモグラフィ超音波イメージの計算において全変動正則化を適用するように構成されており、

特に、前記全変動正則化において、解こうとする式が、形式  $\arg \min_{\mathbf{t}} \{ \|\mathbf{t} - \mathbf{L}\|_1 + \lambda \|\mathbf{D}\|_1 \}$ 、またはそのような形式の任意の組合せに従い、ここで  $\mathbf{t}$  は測定量のベクトルであり、 $\lambda$  は再構築される、前記未知のベクトルであり、 $\mathbf{L}$  は設定幾何学形状の考慮の下で幾何学的に計算されるマトリックスであり、 $\mathbf{D}$  は勾配マトリックスであり、 $\lambda$  は定数であって、

特に、前記式は凸最適化を用いて解かれる、請求項15に記載の医用超音波システム。

## 【手続補正書】

【提出日】平成30年5月7日(2018.5.7)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を放出する、超音波トランスデューサ(1)と、前記放出された超音波の少なくとも一部分を反射する、リフレクタ(2)とを備える、手持ち式医用超音波装置(10)。

## 【請求項 2】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の相対位置および/または方位の指示を可能にする、インジケータ(21、22、311、312)を備える、請求項1に記載の装置。

## 【請求項 3】

前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)が、互いに対向して、機械的構造(3)に取り付けられている、請求項1または2に記載の装置(10)。

## 【請求項 4】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離(d)を変えるための距離調節部を備え、前記距離調節部の少なくとも一部がインジケータ(311、312)として作用する、請求項3に記載の装置(10)。

## 【請求項 5】

前記機械的構造(3)が、前記トランスデューサ(1)がそれに取り付けられた第1のフレーム(33)と、前記リフレクタ(2)がそれに取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれで構成された、第2のフレーム(34)と、前記第1および第2のフレーム(33、34)の両方がそれに装着された、少なくとも第1の棒材(31)とを備え、

前記第1のフレーム(33)および前記第2のフレーム(34)の少なくとも一方が、前記第1の棒材(31)の上に摺動可能に装着されている、請求項3または4に記載の装置(10)。

## 【請求項 6】

前記第1の棒材(31)が、前記少なくとも一方のフレームを所定の位置に保持するための、位置決め手段を備える、請求項5に記載の装置(10)。

## 【請求項 7】

前記位置決め手段が、前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に穿孔(311)を含むとともに、

前記少なくとも一方のフレームが、前記少なくとも一方のフレームを前記第1の棒材(31)における前記所定の位置に保持するために、前記穿孔(311)中に少なくとも部分的に挿入可能な、ピン(331)を備える、請求項6に記載の装置(10)。

## 【請求項 8】

前記ピン(331)が、前記穿孔(311)のいずれかの中に少なくとも部分的に到達する第1の位置と、前記穿孔(311)から出た第2の位置であって、前記第1の棒材(31)の2つの隣接する穿孔(311)の間で前記少なくとも一方のフレームを摺動させるために必要とされる、第2の位置とをとるように、前記少なくとも一方のフレーム内に装着されているとともに、

特に、前記ピン(331)が前記第1の位置から前記第2の位置まで、弾性力に抗して移動可能である、請求項7に記載の装置(10)。

## 【請求項 9】

前記機械的構造(3)が第1の棒材(32)を含み、

前記第1のフレーム(33)が前記第1および第2の棒材(31、32)の両方に装着されており、

前記第2のフレーム(34)が前記第1および第2の棒材(31、32)の両方に装着されており、

前記第1のフレーム(33)および前記第2のフレーム(34)の少なくとも一方が、

前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) の両方の上に摺動可能に装着されており、

前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) のそれぞれが、前記一方のフレーム ( 3 3 ) を所定の位置に保持するための位置決め手段を含む、請求項 5 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 0】

前記位置決め手段が、前記第 1 および第 2 の棒材 ( 3 1、3 2 ) のそれぞれにおける前記所定の位置に穿孔 ( 3 1 1、3 2 1 ) を含み、

前記少なくとも一方のフレームが、前記少なくとも一方のフレームを前記所定の位置に保持するために、前記第 1 の棒材 ( 3 1 ) の前記穿孔 ( 3 1 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能なピン ( 3 3 1 ) と、前記第 2 の棒材 ( 3 2 ) の前記穿孔 ( 3 2 1 ) 中に少なくとも部分的に挿入可能な別のピン ( 3 3 2 ) とを含む、請求項 9 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 1】

前記インジケータが、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間の位置および / または方位それぞれを特定するための位置および / または方位センサ ( 5 ) を含むとともに、

特に、前記位置および / または方位センサ ( 5 1 ) が磁気式または光学式センサである、請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 2】

前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 1 ) とが機械的に分離されており、

特に、前記リフレクタ ( 1 ) は、平面フレーム ( 3 4 ) に取り付けられるか、またはそれに一体化されるか、またはそれから構成されている、請求項 1 1 に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 3】

前記インジケータがリフレクタ ( 2 ) を含み、前記リフレクタ ( 2 ) は、単一の層を含むか、または異なる超音波反射特性の 2 つ以上の層 ( 2 1、2 2 ) を含む、請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 4】

前記第 1 のフレーム ( 3 3 ) および前記第 2 のフレーム ( 3 4 ) はそれぞれ、幅 ( w ) および長さ ( l ) を有し、前記長さ ( l ) は前記幅 ( w ) を超えており、

各フレーム ( 3 3、3 4 ) の幅 ( w ) は、少なくとも、調査しようとする組織 ( 4 ) と接触するために割り当てられた領域内で、2 cm 未満である、請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) 。

【請求項 1 5】

請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の装置 ( 1 0 ) と、

プロセッサ ( 5 1 ) と

を備え、

前記トランスデューサ ( 1 ) は、前記プロセッサ ( 5 1 ) に電氣的に接続されており、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、前記超音波トランスデューサ ( 1 ) によって受波される反射超音波 ( u s r ) を受けて、超音波バーストモグラフィイメージを特定するように構成されている、医用超音波システム。

【請求項 1 6】

前記トランスデューサ ( 1 ) が、一組の放出器素子 ( T x ) と一組の受波器素子 ( R x ) とを備え、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、一組の放出器素子 ( T x ) - 受波器素子 ( R x ) 組合せに対して、それぞれの放出器素子 ( T x ) に、超音波 ( u s r ) を放出させて、前記トランスデューサ ( 1 ) と前記リフレクタ ( 2 ) の間に配設される組織 ( 4 ) を通過して、リフレクタ ( 2 ) まで進行し、前記リフレクタ ( 2 ) から組織 ( 4 ) を通過して受波器素子 ( R x ) へと戻るようにトリガリングするように構成されており、

前記プロセッサ ( 5 1 ) は、前記一組の放出器素子 ( T x ) - 受波器素子 ( R x ) 組合せに対して、前記放出器素子 ( T x ) から前記受波器素子 ( R x ) へ進行する超音波 ( u s r ) に対する飛行時間値 ( t p ) を特定するように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記飛行時間値( $t_p$ )に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)とによって画定される面( $x, y$ )内のセル( $c_{i, j}$ )に対して、超音波( $usr$ )の超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されており、

前記プロセッサ(51)は、前記超音波パラメータ値(、)をイメージに変換するように構成されている、請求項15に記載の医用超音波システム。

【請求項17】

前記プロセッサ(51)が、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値(、)の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16に記載の医用超音波システム。

【請求項18】

前記プロセッサ(51)は、前記面( $x, y$ )における少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値の勾配に依存する、一組の超音波パラメータ値から前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項16または17に記載の医用超音波システム。

【請求項19】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存するとともに、前記第1の方向と異なる、前記面( $x, y$ )内の第2の方向における、超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項18に記載の医用超音波システム。

【請求項20】

前記第1の方向が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向( $y$ )であり、前記第2の方向( $x$ )が、前記第1の方向( $y$ )に直交する、請求項19に記載の医用超音波システム。

【請求項21】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の第1の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、前記面( $x, y$ )内の第2の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存し、かつ前記面( $x, y$ )内の第3の方向における超音波パラメータ値の勾配に依存する、前記一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17または18に記載の医用超音波システム。

【請求項22】

前記第1の方向( $y$ )が、前記リフレクタ(2)および/または前記トランスデューサ(1)の長手方向延長に直交する方向であり、

前記第2の方向が、前記第1の方向に対する最大角度( $m_{ax}$ )によって定義され、前記最大角度は、 $m_{ax} = \arctan(W / (2 * d))$ によって定義され、 $W$ は、前記トランスデューサ(1)のトランスデューサ素子の線形アレイの幅であり、 $d$ は、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離であり、

前記第3の方向は、負の最大角度( $m_{ax}$ )によって定義される、請求項21に記載の医用超音波システム。

【請求項23】

前記プロセッサ(51)が、前記面( $x, y$ )内の少なくとも2つの方向において、近傍セル( $c_{i, j}$ )の超音波パラメータ値の重み付け勾配に依存する一組の超音波パラメータ値から、前記超音波パラメータ値(、)を特定するように構成されている、請求項17から22のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項24】

前記プロセッサ(51)が、同一方向の全勾配に同一の重み( $k$ )を適用するとともに、方向毎に異なる重み( $k, 1 - k$ )を適用するように構成されている、請求項23に記載の医用超音波システム。

【請求項25】

前記プロセッサ(51)が、第1の重み(k)を前記第1の方向のすべての勾配に適用するとともに、第2の重み(1-k)を前記第2の方向のすべての勾配に適用するように構成されており、前記第1の重み(k)は前記第2の重み(1-k)を超える、請求項19または20に記載の医用超音波システム。

【請求項26】

前記プロセッサ(51)が、第1の重みを前記第1の方向のすべての勾配に適用し、第2の重みを前記第2の方向のすべての勾配に適用し、第3の重みを前記第3の方向のすべての勾配に適用するように構成されている、請求項21または22に記載の医用超音波システム。

【請求項27】

前記超音波パラメータ( , )が音速度( )であり、

前記プロセッサ(51)が、各セル( $c_{i,j}$ )に対する音速度値( )を、好ましくは、単一値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項28】

前記超音波パラメータ( , )が音響減衰( )であり、

前記プロセッサ(51)が、各セル( $c_{i,j}$ )に対する音響減衰値( )を、好ましくは単一の値として、または周波数の関数として、または組織に加えられる任意の摂動の関数として、特定するように構成されている、請求項15から26のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項29】

前記超音波パラメータ値( , )が、いくつかの放出超音波周波数において識別されて、そのようなパラメータの周波数依存性を再構築することを可能にする、請求項16から28のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項30】

前記プロセッサ(51)が、前記トランスデューサ(1)における超音波をトリガリングすることに対応して、飛行時間値( $t_p$ )に応じて、前記トランスデューサ(1)と前記リフレクタ(2)の間の距離を特定するように構成されている、請求項15から18のいずれか一項に記載の医用超音波システム。

【請求項31】

前記処理ユニットが、トモグラフィ超音波イメージの計算において全変動正則化を適用するように構成されており、

特に、前記全変動正則化において、解こうとする式が、形式  $\arg \min_{\mathbf{t}} \{ \|\mathbf{t} - \mathbf{L} \mathbf{D}^{-1}\|_1 + \|\mathbf{D} \mathbf{t}\|_1 \}$ 、またはそのような形式の任意の組合せに従い、ここで  $\mathbf{t}$  は測定量のベクトルであり、 $\mathbf{D}$  は再構築される、前記未知のベクトルであり、 $\mathbf{L}$  は設定幾何学形状の考慮の下で幾何学的に計算されるマトリックスであり、 $\mathbf{D}$  は勾配マトリックスであり、 $\lambda$  は定数であって、

特に、前記式は凸最適化を用いて解かれる、請求項15に記載の医用超音波システム。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|   |
|---|
| International application No<br>PCT/EP2016/070321 |
|---|

| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br>INV. A61B8/15 A61B8/08<br>ADD. G06T11/00  |   |  |
|---|---|--|
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC   |   |  |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b><br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>A61B G06T   |   |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched   |   |  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)<br>EPO-Internal, WPI Data  |   |  |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>   |   |  |
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.  |
| X   | CHANG ET AL: "Reconstruction of Ultrasonic Sound Velocity and Attenuation Coefficient Using Linear Arrays: Clinical Assessment",<br>ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, vol. 33, no. 11, 26 October 2007 (2007-10-26), pages 1681-1687, XP022317511, ISSN: 0301-5629, DOI: 10.1016/J.ULTRASMEDBIO.2006.10.013 | 1-10,<br>13-16,<br>27,28   |
| Y   | the whole document  | 17-22,<br>29-31  |
| X   | WO 2010/029556 A1 (SLENDER MEDICAL LTD [IL]; AZHARI HAIM [IL]; TSOREF LIAT [IL]; GROSS YO) 18 March 2010 (2010-03-18)<br>the whole document   | 1-12,14,<br>15   |
|   | -----<br>-/--   |  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.   |   |  |
| * Special categories of cited documents :<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date<br>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention<br>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone<br>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art<br>"&" document member of the same patent family |   |  |
| Date of the actual completion of the international search<br>27 February 2017   |   | Date of mailing of the international search report<br>07/03/2017 |
| Name and mailing address of the ISA/<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel. (+31-70) 340-2040,<br>Fax: (+31-70) 340-3016  |   | Authorized officer<br>Küster, Gunilla                            |

3

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|   |
|---|
| International application No<br>PCT/EP2016/070321 |
|---|

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |  |                       |
|--|--|-----------------------|
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No. |
| A  | EP 1 281 354 A2 (ERMERT HELMUT PROF DR-ING [DE]; ASHFAQ MOHAMMAD DIPL-ING [DE]; HILTAWS) 5 February 2003 (2003-02-05)<br>the whole document  | 1,15                  |
| A  | US 2006/116579 A1 (LI PAI-CHI [TW] ET AL)<br>1 June 2006 (2006-06-01)<br>the whole document  | 1,15                  |
| A  | HANSEN C ET AL: "Reconstruction of Speed of Sound for a Correction of Transit Time in Full Angle Spatial Compounding", 2007 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1 October 2007 (2007-10-01), pages 785-788, XP031195092, DOI: 10.1109/ULTSYM.2007.201 ISBN: 978-1-4244-1383-6 sections I and II.A., figs. 1-3              | 1,15                  |
| Y  | RADOVAN JIRIK ET AL: "Sound-speed image reconstruction in sparse-aperture 3-D ultrasound transmission tomography", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, vol. 59, no. 2, 1 February 2012 (2012-02-01), pages 254-264, XP011434042, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2012.2185 | 17-22,<br>30,31       |
| A  | sections III and VII   | 23-26                 |
| Y  | JIRIK R ET AL: "3D regularized speed-map reconstruction in ultrasound transmission tomography", 2009 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS) PROCEEDINGS, 20 September 2009 (2009-09-20), pages 2272-2275, XP031654477, ISBN: 978-1-4244-4389-5 section III   | 17-22,<br>30,31       |
| Y  | CUIPING LI ET AL: "Breast ultrasound tomography with total-variation regularization", PROCEEDINGS OF SPIE, vol. 7265, 1 January 2009 (2009-01-01), pages 726506-726506-8, XP055031262, DOI: 10.1117/12.811044 section 2.2  | 31                    |
|  | -----<br>-/--  |                       |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|   |
|---|
| International application No<br>PCT/EP2016/070321 |
|---|

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |  |                       |
|--|--|-----------------------|
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No. |
| Y  | INTRATOR MIRANDA ET AL: "Ultrasound bent-ray tomography with a modified total-variation regularization scheme", PROCEEDINGS OF SPIE, vol. 9419, 17 March 2015 (2015-03-17), pages 941917-941917, XP060051511, ISSN: 1605-7422, DOI: 10.1117/12.2082192 ISBN: 978-1-5106-0027-0 section 2.3 | 31                    |
| Y  | -----<br>US 2003/220569 A1 (DIONE DONALD P [US] ET AL) 27 November 2003 (2003-11-27) paragraph [0100]<br>-----   | 29                    |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/EP2016/070321**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
  
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2016/ 070321

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 2-15(completely); 1(partially)

Hand-held ultrasound apparatus comprising a transducer and a reflector, further comprising means for indicating a relative position and/or orientation between the transducer and the reflector; in particular comprising a mechanical structure comprising two frames, a position and/or orientation sensor, or the reflector comprising layers of different ultrasound reflecting properties  
---

2. claims: 16-31(completely); 1(partially)

Hand-held ultrasound apparatus comprising a transducer and a reflector, a processor configured to determine an ultrasound based tomographic image, further comprising features relating to details of determining ultrasound parameter values and converting them into the image  
---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/070321

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s)                                  | Publication date                       |
|--|------------------|--|--|
| WO 2010029556 A1                       | 18-03-2010       | NONE   |  |
| EP 1281354 A2                          | 05-02-2003       | DE 10137186 A1<br>EP 1281354 A2                          | 20-02-2003<br>05-02-2003               |
| US 2006116579 A1                       | 01-06-2006       | NONE   |  |
| US 2003220569 A1                       | 27-11-2003       | US 2003220569 A1<br>US 2005054924 A1<br>US 2006106307 A1 | 27-11-2003<br>10-03-2005<br>18-05-2006 |

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100188329

弁理士 田村 義行

(72)発明者 ゴクセル, オルチュン

スイス国 8044 チューリッヒ, ボルタシュトラッセ 65

(72)発明者 サナブリア, セルジオ

スイス国 8049 チューリッヒ, セガンティーニシュトラッセ 125

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB17 DD08 DD20 DD21 DE17 EE04 EE11 EE14

GA25 GB06 HH29 KK31 LL26

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 手持式医疗设备和医疗超声系统   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2018526173A</a>  | 公开(公告)日 | 2018-09-13 |
| 申请号            | JP2018529735   | 申请日     | 2016-08-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 苏黎世等   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | ET-苏黎世   |         |            |
| [标]发明人         | ゴクセルオルチュン<br>サナブリアセルジオ   |         |            |
| 发明人            | ゴクセル,オルチュン<br>サナブリア,セルジオ   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/14   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/15 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4209 A61B8/4254 A61B8/4263 A61B8/4427 A61B8/4488<br>A61B8/48 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/587 G06T11/005 G06T2210/41    |         |            |
| FI分类号          | A61B8/14   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/HH29 4C601/KK31 4C601/LL26 |         |            |
| 代理人(译)         | 山本修<br>宫前彻<br>中西 基晴<br>竹内茂雄<br>田村善之  |         |            |
| 优先权            | 2015182877 2015-08-28 EP   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

摘要(译)

手持式医疗超声设备 ( 10 ) 包括发射超声波的超声换能器 ( 1 ) , 反射至少一部分发射的超声波的反射器 ( 2 ) , 换能器 ( 1 ) 和反射器 ( 1 ) 。指示器 ( 21、22、311、312 ) , 用于指示两者之间的相对位置和/或方向。 [选型图]图1

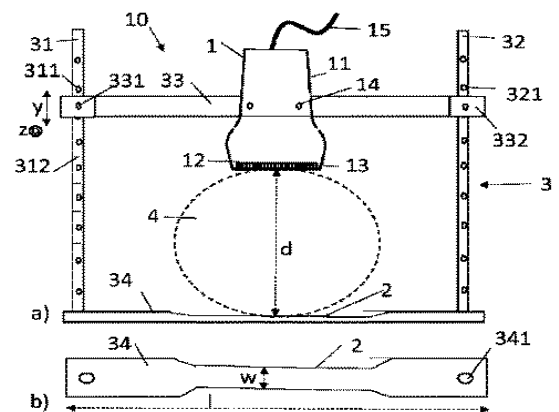


FIG. 1