

(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2015-508012

(P2015-508012A)

(43) 公表日 平成27年3月16日(2015.3.16)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2014-558823 (P2014-558823)  
 (86) (22) 出願日 平成25年2月21日 (2013. 2. 21)  
 (85) 翻訳文提出日 平成26年10月15日 (2014. 10. 15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/027120  
 (87) 国際公開番号 W02013/126559  
 (87) 国際公開日 平成25年8月29日 (2013. 8. 29)  
 (31) 優先権主張番号 61/601, 482  
 (32) 優先日 平成24年2月21日 (2012. 2. 21)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511032992  
 マウイ イマギング, インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
 089 スンイブアルエ スイテ 10  
 7 ギブラルタル ドライブ 256  
 (74) 代理人 100097456  
 弁理士 石川 徹  
 (72) 発明者 ドナルド エフ. スペクト  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
 089 スンイブアルエ スイテ 10  
 7 ギブラルタル ドライブ 256

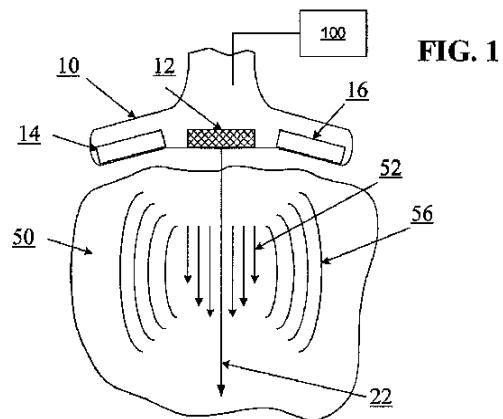
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多数開口超音波を用いた物質の硬度の決定

(57) 【要約】

組織の硬度の変化は、昔から疾患に関連付けられている。超音波検査法を用いて組織の硬度を決定するシステム及び方法は、伝播するせん断波を組織中に発生させて伝播速度を追跡する装置を備え、該伝播速度は、組織の硬度及び密度に直接関連する。伝播せん断波の速度は、高フレームレートでの組織を画像化して、伝播せん断波を乱されていない状態の組織のベースライン画像に対する連続画像フレームの摂動として検出することによって求めることができる。一部の実施態様では、十分に高いフレームレートは、非集束全方向ピンギが目的の領域（イメージング平面又は半球）に送信されるピンギベース超音波イメージング技術を用いて達成することができる。全方向ピンギのエコーを多数の受信開口で受信することにより、実質的に改善された方位分解能が可能となる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

目的の領域で伝播せん断波を発生させる波面を送信するように構成された第1の超音波トランスデューサアレイ；

該目的の領域に円形波形を送信し、該円形波形のエコーを受信するように構成された第2の超音波トランスデューサアレイ；及び

該伝播せん断波を該目的の領域で検出するのに十分なフレームレートで該円形波形から該目的の領域の複数のBモード画像を形成するように構成された信号プロセッサを備える、超音波イメージングシステム。

**【請求項 2】**

前記第1の超音波トランスデューサアレイが、フェーズドアレイ素子のアレイを含む、請求項1記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記第1の超音波トランスデューサアレイが、圧電リングの環状アレイを含み、前記信号プロセッサが、位相遅延を調整することによって様々な深さに前記波面を集束させるようにさらに構成されている、請求項1記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記第1の超音波トランスデューサアレイが切り替え型リングトランスデューサを備える、請求項3記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記第1の超音波トランスデューサアレイが単一圧電トランスデューサを備える、請求項1記載のシステム。

**【請求項 6】**

前記フレームレートが少なくとも500 fpsである、請求項1記載のシステム。

**【請求項 7】**

前記フレームレートが少なくとも1,000 fpsである、請求項1記載のシステム。

**【請求項 8】**

前記フレームレートが少なくとも2,000 fpsである、請求項1記載のシステム。

**【請求項 9】**

前記フレームレートが少なくとも4,000 fpsである、請求項1記載のシステム。

**【請求項 10】**

前記信号プロセッサが、前記複数のBモード画像の第1のフレームにおける前記せん断波の第1の位置を特定し、前記複数のBモード画像の第2のフレームにおける前記せん断波の第2の位置を特定し、前記第1のフレームと前記第2のフレームとの間で前記せん断波が移動した距離を決定し、前記第1のフレームと前記第2のフレームとの間で経過した時間を決定し、そして該移動距離を該経過時間で除すことによって前記伝播せん断波の速度を計算するようにさらに構成されている、請求項1記載のシステム。

**【請求項 11】**

前記第1のフレームが、前記第2の超音波トランスデューサアレイの多数の素子によって受信されたエコーによって形成されるサブ画像の組み合わせの結果である、請求項10記載のシステム。

**【請求項 12】**

前記信号プロセッサが、前記目的の領域を移動するポイントクラウドとして前記伝播せん断波を識別するように構成されている、請求項1記載のシステム。

**【請求項 13】**

前記信号プロセッサが、ズーム、パニング、及び深さ選択の組み合わせを用いて前記目的の領域の部分の部分を識別する画像ウィンドウを定義するように構成されている、請求項1記載のシステム。

**【請求項 14】**

選択された画像ウィンドウの同時Bモード画像を表示するように構成されている、請求

10

20

30

40

50

項14に記載のシステム。

【請求項15】

超音波を用いて組織の硬度を決定する方法であって、  
超音波イメージングシステムを用いて目的の領域のベースライン画像を形成するステップ；

伝播せん断波を該目的の領域に発生させるように構成された超音波パルスを送信するステップ；

該伝播せん断波を検出して該目的の領域の複数の画像フレームを形成するのに十分なフレームレートで該目的の領域を画像化するステップ；

少なくとも2つの該形成された画像フレームから該ベースライン画像を差し引いて少なくとも2つの差分フレームを得るステップ；

該少なくとも2つの差分フレームにおける該伝播せん断波の位置を決定するステップ；  
及び

該少なくとも2つの差分フレームにおける該位置から、該目的の領域における該伝播せん断波の伝播速度を計算するステップを含む、前記方法。

【請求項16】

前記目的の領域の組織の硬度を前記伝播速度から計算するステップをさらに含む、請求項15記載の方法。

【請求項17】

前記送信するステップが、第1の超音波トランスデューサアレイを用いて超音波パルスを送信するステップを含み、前記画像化するステップが、第2の超音波トランスデューサアレイを用いて前記目的の領域を画像化するステップを含む、請求項15記載の方法。

【請求項18】

前記形成するステップが、第1の送信開口から円形波形を送信するステップ、及び第1の受信開口でエコーを受信するステップを含む、請求項15記載の方法。

【請求項19】

前記画像化するステップが、前記第1の送信開口から円形波形を送信するステップ、及び前記第1の受信開口で該円形波形のエコーを受信するステップを含む、請求項18記載の方法。

【請求項20】

前記第1の送信開口及び前記第1の受信開口が、重複トランスデューサ素子を備えていない、請求項19記載の方法。

【請求項21】

前記フレームレートが少なくとも500 fpsである、請求項15記載の方法。

【請求項22】

前記伝播せん断波を、前記目的の領域を移動するポイントクラウドとして識別するステップをさらに含む、請求項15記載の方法。

【請求項23】

伝播せん断波を発生させるように構成された前記超音波パルスの送信方向を示す線を含む、前記目的の領域の同時画像を表示するステップをさらに含む、請求項15記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、引用により本明細書中に組み込まれている、2012年2月21日出願の米国仮特許出願第61/601,482号の利益を請求するものである。

【0002】

本出願はまた、2007年10月1日出願の米国特許出願第11/865,501号(名称:多数の開口を用いて超音波画像を形成する方法及び装置「(Method And Apparatus To Produce Ultrasonic Images Using Multiple Apertures)」);2010/0262013として公開された2010年

10

20

30

40

50

4月14日出願の米国特許出願第12/760,375号（名称：「ユニバーサル多数開口医療用超音波プローブ（Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe）」）；2010年4月14日出願の米国特許出願第12/760,327号（名称：「多数開口超音波アレイアライメント取り付け具（Multiple Aperture Ultrasound Array Alignment Fixture）」）；2011年10月21日出願の米国特許出願第13/279,110号（名称：「超音波プローブの校正（Calibration of Ultrasound Probes）」）；2011年10月12日出願の米国特許出願第13/272,098号（名称：多数開口プローブ内部装置及びケーブルアセンブリ「（Multiple Aperture Probe Internal Apparatus and Cable Assemblies）」）；2011年10月12日出願の米国特許出願第13/272,105号（名称：「凹状超音波トランスデューサ及び3Dアレイ（Concave Ultrasound Transducers and 3D Arrays）」）；2011年2月17日出願の米国特許出願第13/029,907号（名称：「多数開口超音波イメージングを用いた点源送信及び音速の補正（Point Source Transmission And Speed-Of-Sound Correction Using Multi-Aperture Ultrasound Imaging）」）；及び2012年11月30日出願の米国特許出願第13/690,989号（名称：「ピングベース及び多数開口ドップラー超音波を用いた運動の検出（Motion Detection Using Ping-Based and Multiple Aperture Doppler Ultrasound）」）にも関連する。

10

## 【0003】

（引用による組み込み）

本明細書で言及される全ての刊行物及び特許出願は、それぞれの刊行物及び特許出願が引用により明確かつ個別に本明細書中に組み込まれると示されたかのように、引用により本明細書中に組み込まれるものとする。

20

## 【0004】

（分野）

本開示は、一般に、多数開口超音波プローブを用いて超音波せん断波を発生させてかつ追跡する、物質の硬度を決定するイメージング法及び装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0005】

（背景）

組織の硬度の変化は、昔から疾患に関連付けられている。従来、触診は、組織の病態を検出して特徴付ける主な方法の一つである。器官内の硬い塊は、異常のサインである場合が多いことは周知の通りである。組織の硬度の非侵襲的な特徴付けを行うために、近年、いくつかの診断イメージング技術が開発された。

30

## 【0006】

組織の硬度の一つの尺度は、ヤング率と呼ばれる物理量であり、このヤング率は、典型的にはパスカルの単位、より一般的にはキロパスカル（kPa）で表される。外部の均一な圧縮力（又は応力、S）が固体組織に加えられ、これにより組織の変形（又はひずみ、e）が生じる場合、ヤング率は、加えられた応力と生じたひずみとの間の比として単純に定義される：

## 【0007】

$$E=S/e。$$

## 【0008】

硬組織は、軟組織よりも高いヤング率を有する。組織のヤング率を測定できると、医師による良性腫瘍と悪性腫瘍との区別、肝線維症及び肝硬変の検出、前立腺癌の病変の検出などに役立つ。

40

## 【0009】

医師が超音波検査で組織の硬度を評価することができるように一連の画像診断法及び処理技術が開発された。これらの技術は、本明細書ではまとめてエラストグラフィと呼ばれる。組織の硬度についての情報を提供するのに加えて、いくつかのエラストグラフィ技術を用いて、組織の他の硬度特性、例えば、軸方向のひずみ、横方向のひずみ、ポアソン比、並びに他の一般的なひずみ及びひずみ関連パラメータを明らかにすることもできる。これら又は他のひずみ関連パラメータのどれかを、陰影グレースケール又はカラーディスプレイ

50

レイで表示して、このようなひずみ関連パラメータを視覚的な表現することができる。このような情報は、2次元データ又は3次元データに関連付けて表示することができる。

【0010】

エラストグラフィ技術は、「準静的エラストグラフィ」技術と「動的エラストグラフィ」技術の2つのカテゴリーに大きく分けることができる。

【0011】

準静的エラストグラフィでは、目的の組織領域の機械的な圧縮、例えば、プローブ、手、又は他の装置で組織を押圧することで組織のひずみを生じさせる。他の場合、ひずみは、筋肉作用又は隣接器官の運動によって起こる圧縮によって生じ得る。次いで、目的の組織領域の画像を、2つ（又はそれ以上）の準静的状態、例えば、非圧縮及び所与の正の圧縮で得る。ひずみは、相対的な局所シフトの勾配又は圧縮軸に沿った画像の変位を計算することによって、これらの2つの画像から推定することができる。準静的エラストグラフィは、医師が組織を押圧して、この圧力で組織が凹む量を検出することによって硬度を決定する医師の組織の触診に類似している。

10

【0012】

動的エラストグラフィでは、低周波数振動が組織に加えられて、生じる組織の振動速度が検出される。生じる低周波の速度は、この低周波が移動する組織の硬度に関連しているため、組織の硬度を、波伝播速度から近似することができる。

【0013】

多くの既存の動的エラストグラフィ技術では、伝播振動の速度を検出するために超音波ドップラーイメージング法を使用する。しかしながら、標準的なドップラーイメージングに特有の制限により、所望の伝播速度を測定しようとするとかかなり困難である。これは、最も重要な波が最初の低周波数振動の方向に対して垂直な方向にかなりの伝播成分を有する傾向にあることが少なくとも一因である。

20

【0014】

本明細書で使用される動的エラストグラフィという語は、音響放射圧インパルスイメージング (Acoustic Radiation Force Impulse imaging: ARFI) ; 仮想接触組織イメージング (Virtual Touch Tissue Imaging) ; せん断波分散超音波振動測定法 (Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry: SDUV) ; 調和運動イメージング (Harmonic Motion Imaging: HMI) ; 超音速せん断イメージング (Supersonic Shear Imaging: SSI) ; 空間変調超音波放射圧 (Spatially Modulated Ultrasound Radiation Force: SMURF) イメージングを含む様々な技術を含み得る。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0015】

(開示の概要)

多数開口超音波イメージング (MAUI) プローブを用いたエラストグラフィの実施は、従来のシステム及び方法に対してユニークな利点を提供する。例えば、一実施態様では、画像フレームにおける摂動として伝播せん断波を検出するために、多数開口プローブの高分解能と高フレームレートイメージング性能とを組み合わせることができる。他の実施態様では、多数開口ドップラーイメージング技術を使用して、伝播せん断波の速度を決定することができる。一部の実施態様では、これらの技術の一方又は両方は、画素ベースイメージング技術及び点源送信技術からさらなる恩恵を受け得る。

40

【0016】

一部の実施態様では、超音波イメージングシステムが提供され、該システムは、伝播せん断波を目的の領域で発生させる波面を送信するように構成された第1の超音波トランスデューサアレイ、該目的の領域に円形波形を送信し、該円形波形のエコーを受信するように構成された第2の超音波トランスデューサアレイ、及び該伝播せん断波を該目的の領域で検出するのに十分なフレームレートで該円形波形から該目的の領域の複数のBモード画像を形成するように構成された信号プロセッサを備えている。

50

## 【 0 0 1 7 】

一部の実施態様では、第1の超音波トランスデューサアレイは、フェーズドアレイ素子のアレイを含む。他の実施態様では、第1の超音波トランスデューサアレイは、圧電リングの環状アレイを含み、信号プロセッサは、位相遅延を調整することによって様々な深さに波面を集束させるようにさらに構成されている。別の実施態様では、第1の超音波トランスデューサアレイは、切り替え型リングトランスデューサを備えている。なおさらなる実施態様では、第1の超音波トランスデューサアレイは、1つの圧電トランスデューサを備えている。

## 【 0 0 1 8 】

一部の実施態様では、フレームレートは、少なくとも500 fps、少なくとも1,000 fps、少なくとも2,000 fps、又は少なくとも4,000 fpsとすることができる。

10

## 【 0 0 1 9 】

一実施態様では、信号プロセッサは、複数のBモード画像の第1のフレームにおけるせん断波の第1の位置を特定し、該複数のBモード画像の第2のフレームにおけるせん断波の第2の位置を特定し、該第1のフレームと該第2のフレームとの間で該せん断波が移動した距離を決定し、該第1のフレームと該第2のフレームとの間で経過した時間を決定し、そして該移動距離を該経過時間で除すことによって伝播せん断波の速度を計算するようにさらに構成されている。

## 【 0 0 2 0 】

一部の実施態様では、第1のフレームは、第2の超音波トランスデューサアレイの多数の素子によって受信されたエコーによって形成されるサブ画像の組み合わせの結果である。

20

## 【 0 0 2 1 】

別の実施態様では、信号プロセッサは、目的の領域を移動するポイントクラウドとして伝播せん断波を識別するように構成されている。

## 【 0 0 2 2 】

一実施態様では、信号プロセッサは、ズームング、パニング、及び深さ選択の組み合わせを用いて目的の領域の部分を識別する画像ウィンドウを定義するように構成されている。

## 【 0 0 2 3 】

一部の実施態様では、該システムは、選択された画像ウィンドウの同時Bモード画像を表示するように構成されている。

30

## 【 0 0 2 4 】

超音波を用いて組織の硬度を決定する方法が提供され、該方法は、超音波イメージングシステムを用いて目的の領域のベースライン画像を形成するステップ、伝播せん断波を該目的の領域に発生させるように構成された超音波パルスを送信するステップ、該伝播せん断波を検出して該目的の領域の複数の画像フレームを形成するのに十分なフレームレートで該目的の領域を画像化するステップ、少なくとも2つの該形成された画像フレームから該ベースライン画像を差し引いて少なくとも2つの差分フレームを得るステップ、該少なくとも2つの差分フレームにおける該伝播せん断波の位置を決定するステップ、及び該少なくとも2つの差分フレームにおける該位置から、該目的の領域における該伝播せん断波の伝播速度を計算するステップを含む。

40

## 【 0 0 2 5 】

一部の実施態様では、この方法は、目的の領域の組織の硬度を伝播速度から計算するステップをさらに含む。

## 【 0 0 2 6 】

一実施態様では、送信するステップは、第1の超音波トランスデューサアレイを用いて超音波パルスを送信するステップを含み、画像化するステップは、第2の超音波トランスデューサアレイを用いて目的の領域を画像化するステップを含む。

## 【 0 0 2 7 】

別の実施態様では、形成するステップは、第1の送信開口から円形波形を送信するステ

50

ップ、及び第1の受信開口でエコーを受信するステップを含む。

【0028】

なお別の実施態様では、画像化するステップは、第1の送信開口から円形波形を送信するステップ、及び第1の受信開口で該円形波形のエコーを受信するステップを含む。

【0029】

一部の実施態様では、第1の送信開口及び第1の受信開口は、重複トランスデューサ素子を備えていない。

【0030】

別の実施態様では、フレームレートは、少なくとも500 fps、少なくとも1,000 fps、少なくとも2,000 fps、又は少なくとも4,000 fpsである。

【0031】

一部の実施態様では、この方法は、伝播せん断波を、目的の領域を移動するポイントクラウドとして識別するステップをさらに含む。

【0032】

別の実施態様では、この方法は、伝播せん断波を発生させるように構成された超音波パルスの送信方向を示す線を含む、目的の領域の、同時画像を表示するステップをさらに含む。

【0033】

(図面の簡単な説明)

本発明の新規な特徴は、以下の添付の特許請求の範囲に詳細に記載される。本発明の特徴及び利点は、本発明の原理が利用されている例示的な実施態様を説明する以下の詳細な説明及び添付の図面を参照すれば、より良く理解できるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】図1は、多数開口超音波エラストグラフィプローブの一実施態様及び粘弾性媒質内の目的の領域における伝播せん断波の略図である。

【0035】

【図2】図2は、1つのせん断波開始トランスデューサアレイ及び4つのイメージング・トランスデューサ・アレイを備える多数開口超音波エラストグラフィプローブの一実施態様の略図である。

【0036】

【図3】図3は、1つのせん断波開始トランスデューサアレイ及び2つの凹状曲面イメージング・トランスデューサ・アレイを備える多数開口超音波エラストグラフィプローブの一実施態様の略図である。

【0037】

【図3A】図3Aは、せん断波パルス開始領域として指定された連続的な凹状曲面アレイの部分を含む多数開口超音波エラストグラフィプローブの一実施態様の図である。

【0038】

【図3B】図3Bは、せん断波パルス開始領域として指定された素子群を用いる3Dイメージング用に構成された連続的な2D凹状トランスデューサアレイを備える多数開口超音波エラストグラフィプローブの一実施態様の図である。

【0039】

【図4】図4は、せん断波開始トランスデューサアレイ又は1つ以上のイメージング・トランスデューサ・アレイに使用することができる環状アレイの略図である。

【0040】

【図5】図5は、高分解能多数開口イメージングプロセスの一実施態様を例示するフローチャートである。

【0041】

【図6】図6は、高フレームレート多数開口イメージングプロセスの一実施態様を例示するフローチャートである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

【 図 7 】 図7は、エラストグラフィデータ収集プロセスの一実施態様を例示するフローチャートである。

【 0 0 4 3 】

【 図 8 】 図8は、伝播せん断波によって生じる摂動を示す差分フレームの例である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 4 】

( 詳細な説明 )

添付の図面を参照して様々な実施態様を詳細に説明する。特定の例及び実施についての言及は、例示目的であり、本発明の範囲又は特許請求の範囲を限定することを意図するものではない。

10

【 0 0 4 5 】

一部の実施態様では、せん断成分及び圧縮成分を有する力学的な波が粘弾性媒質（例えば、生物学的組織）で生成される超音波イメージング法が提供される。生じるせん断波の伝播速度は、せん断波が媒質中を伝播するときに高フレームレートで媒質を画像化しながら測定することができる。伝播せん断波の速度は、既知の時間間隔で得られる複数のフレームにおけるせん断波の位置の変化を検出することによって決定することができる。以下にさらに詳細に説明されるように、ピングベース及び多数開口超音波イメージングの様々な実施態様は、これらの方法を用いて組織の硬度の正確な分析を行うために高分解能及び高フレームレートの画像を得るのに特に適している。一部の実施態様では、受信エコーデータの定性分析及び/又は定量分析を行って、粘弾性媒質の残りの部分とは異なる硬度の領域を検出することができる。

20

【 0 0 4 6 】

本明細書の実施態様は、組織のせん断弾性率を決定するために超音波エラストグラフィを行うためのシステム及び方法を提供する。一部の実施態様では、せん断弾性率を決定する方法は、力学的なせん断波を試験媒質に送信するステップ、次いで、せん断波が媒質中を伝播するときに高フレームレートBモード超音波イメージング技術を用いて被験媒質をイメージングするステップを含む。せん断波の伝播中に得られる各画像フレームを、せん断波を送信する前に作成された基準画像と比較することにより、伝播速度を決定することができる。

30

【 0 0 4 7 】

様々な実施態様が、様々な解剖学的構造のイメージング及び硬度の評価に関連して本明細書で説明されるが、本明細書で図示され説明される多くの方法及び装置を、他の用途、例えば、非解剖学的構造及び物体のイメージング及び評価にも使用することができることを理解されたい。例えば、本明細書で説明される超音波プローブ、システム、及び方法は、様々な機械的物体、構造的物体、もしくは材料、例えば、溶接部、管、梁、プレート、加圧容器、層状構造、土壌、地面、コンクリートなどの非破壊試験又は評価に使用するために適合することができる。従って、医学的又は解剖学的イメージングの標的、組織、もしくは器官への本明細書での言及は、本明細書で説明される様々な装置及び技術を用いて画像化又は評価することができるほぼ無限の様々な標的の非限定例を単に示すためである。

40

【 0 0 4 8 】

( 重要な語及び概念の説明 )

本明細書で使用される「超音波トランスデューサ」及び「トランスデューサ」という語は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解する通常の意味を有し得、限定されるものではないが、電気信号を超音波信号に変換し、かつ/又は逆も同様に行うことができる任意の単一構成要素を意味し得る。例えば、一部の実施態様では、超音波トランスデューサは、圧電素子を含み得る。一部の代替の実施態様では、超音波トランスデューサは、容量性微細加工超音波小トランスデューサ (CMUT) を含み得る。

【 0 0 4 9 】

50

トランスデューサは、しばしば、多数の個々のトランスデューサ素子のアレイに構成される。本明細書で使用される「トランスデューサアレイ」又は「アレイ」という語は、一般に、共通の支持プレートに取り付けられた一連のトランスデューサ素子を指す。このようなアレイは、1次元（1D）、2次元（2D）、1.X次元（例えば、1.5D、1.75Dなど）、又は3次元（3D）を有し得る（このようなアレイは、2D、3D、又は4Dイメージングモードでのイメージングに使用することができる）。当業者が理解できる他の次元のアレイも使用することができる。環状アレイ、例えば、同心の円形アレイ及び楕円形アレイも使用することができる。トランスデューサアレイの素子は、アレイの最も小さい個々に機能する構成要素であり得る。例えば、圧電トランスデューサ素子のアレイの場合には、各素子は、単一の圧電結晶、又は圧電結晶の単一機械加工部分とすることができる。

10

**【0050】**

本明細書で使用される「送信素子」及び「受信素子」という語は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解する通常の意味を有し得る。「送信素子」という語は、限定されるものではないが、電気信号が超音波信号に変換される送信機能を少なくとも瞬間的に果たす超音波トランスデューサ素子を指すこともある。同様に、「受信素子」という語は、限定されるものではないが、該素子に衝当する超音波信号を電気信号に変換する受信機能を少なくとも瞬間的に果たす超音波トランスデューサ素子を指すこともある。超音波の媒質への送信は、本明細書では「超音波照射」と呼ばれることもある。超音波を反射する物体又は構造は、「反射体」又は「散乱体」と呼ばれることもある。

20

**【0051】**

本明細書で使用される「開口」という語は、超音波信号を送信し、かつ/又は受信することができる概念的な「開口部」を意味し得る。実際の実施では、開口は、単に、単一トランスデューサ素子、又はイメージング制御電子機器によって共通の群としてまとめて管理されるトランスデューサ素子群である。例えば、一部の実施態様では、開口は、隣接する開口の素子から物理的に分離することができる素子の物理的な集団とすることができる。しかしながら、隣接する開口は、必ずしも物理的に分離する必要はない。

**【0052】**

本明細書で使用される「受信開口」、「超音波照射開口」、及び/又は「送信開口」という語は、所望の物理的地点又は開口から所望の送信機能又は受信機能を果たす個々の素子、アレイ内の素子群、又は共通のハウジング内のアレイ全体さえも意味することに留意されたい。一部の実施態様では、このような送信開口及び受信開口は、専用の機能を有する物理的に別個の構成要素として形成することができる。他の実施態様では、任意の数の送信開口及び/又は受信開口を、必要に応じて電子的に、動的に定義することができる。他の実施態様では、多数開口超音波イメージングシステムは、専用の機能の開口と動的な機能の開口との組み合わせを使用することができる。

30

**【0053】**

本明細書で使用される「全開口」という語は、全てのイメージング開口の全積算サイズを指す。言い換えれば、「全開口」という語は、特定のイメージングサイクルに使用される送信素子及び/又は受信素子の任意の組み合わせにおける最も遠いトランスデューサ素子間の最大距離によって決定される1つ以上の寸法を指すこともある。従って、全開口は、特定のサイクルで送信開口又は受信開口として指定される任意の数のサブ開口から構成される。単一開口イメージング構成の場合、全開口、サブ開口、送信開口、及び受信開口は、全て同じ寸法を有する。多数開口イメージング構成の場合、全開口の寸法は、全ての送信開口及び受信開口の寸法の合計を含む。

40

**【0054】**

一部の実施態様では、2つの開口は、互いに隣接して連続アレイ上に配置することができる。なお他の実施態様では、2つの開口は、少なくとも1つの素子が2つの別個の開口の一部として機能するように、連続アレイ上に互いに重ね合わせることができる。開口の位置、機能、素子の数、及びサイズは、特定の適用例に必要な任意の方式で動的に決定することができる。特定の適用例のこれらのパラメータに対する制約が以下に示され、かつ/

50

又はこのような制約は当業者には明白であろう。

【0055】

本明細書で説明される素子及びアレイは、多機能とすることもできる。即ち、一例でトランスデューサ素子又はアレイを送信機として指定することは、次の例でこれらを受信機として再指定することが排除されるものではない。さらに、本明細書の制御システムの実施態様は、ユーザーの入力、プリセットスキャンもしくは分解能基準、又は他の自動的に決定される基準に基づいてこのような指定を電子的に行う能力を含む。

【0056】

組織中のせん断波の伝播速度は、以下の式により組織の硬度（ヤング率又はせん断弾性率）及び密度に関連している：

$$E=3 \rho c^2$$

式中、 $c$ はせん断波の伝播速度であり、 $E$ はヤング率であり、 $\rho$ は組織の密度である。組織の密度は、殆ど変化しない傾向にあり、速度の項を二乗するため、弾性率は、近似密度値を仮定して、せん断波の伝播速度のみを測定することによって計算することができる。場合によっては、仮定密度値は、イメージングされる組織についての既知の情報、例えば、既知の器官の組織についての密度の近似範囲によって異なり得る。例えば、肝組織は、約1.05 kg/lの密度を有し得、心組織は約1.03 kg/lであり得、骨格筋組織は約1.04 kg/lであり得る。組織の弾性率の変化は、様々な疾患状態に関連することが知られている。従って、癌又は他の病的状態を、組織を通るせん断波の伝播速度を測定することによって組織で検出することができる。

【0057】

一部の実施態様では、せん断波は、強い超音波パルス組織を加えることによって組織内で発生させることができる。一部の実施態様では、せん断波を発生させる超音波パルス（本明細書では「開始」パルス又は「init」パルスとも呼ばれる）は、高い振幅及び長い継続時間（例えば、約100マイクロ秒）を有し得る。超音波パルスは、音響放射圧を発生させて組織を押圧し、これにより、組織の層が超音波パルスの方向に沿ってスライドする。組織のこれらのスライド（せん断）運動は、せん断波と見なすことができ、このせん断波は、低周波数（例えば、10～500 Hz）であり、超音波パルスの方向に対して垂直方向に伝播し得る。

【0058】

超音波せん断波は、典型的には、組織を僅か数ミクロン変位させる。この量は、殆どのイメージングシステムの分解能よりも小さいため、変位の検出がさらなる課題である。一部の実施態様では、せん断波によって生じる組織の変位は、Bモードイ・メージング・エコーの戻りの位相シフトとして検出することができる。

【0059】

せん断波の伝播速度は、典型的には、概ね約1～10 m/s（1～300 kPaの組織弾性率に対応する）である。次に、伝播せん断波は、約6～60ミリ秒で6 cm幅の超音波画像平面を横断し得る。従って、6 cm幅の画像を高速で運動するせん断波の少なくとも3つの画像を収集するためには、1秒当たり少なくとも500フレームのフレームレートを必要とし得る。最新の放射線超音波システムは、僅か17～33ミリ秒（1秒当たり約58～約30フレームのフレームレートに対応する）ごとに完全な画像を更新するが、これは、1つのフレームを得ることができる前にせん断波が視野から消失するため、伝播せん断波を画像化するには遅すぎる。十分に詳細なせん断波を収集するためには、1秒当たり1,000以上の画像のフレームレートが必要である。

【0060】

（高フレームレート超音波イメージング）

スキャンラインベース超音波イメージングシステムのフレームレートは、1フレーム当たりのスキャンライン数によって除されたパルス繰り返し周波数（PRF、画像化される媒質中での超音波の往復時間によって制限される）である。典型的なスキャンラインベース超音波イメージングシステムは、1フレーム当たり約64～約192のスキャンラインを使用し

10

20

30

40

50

、1秒当たり僅か約50フレームの典型的なフレームレートとなる。

【0061】

ピングベース超音波イメージング技術の使用により、一部の超音波イメージング及び方法は、1秒当たり数千のフレームのフレームレートを達成することができる。このようなシステム及び方法の一部の実施態様は、1つの送信パルスから完全な2D画像を得ることができ、18 cmの深さまでイメージングする場合に1秒当たり4,000以上のパルスレート（従ってフレームレート）を達成することができる。この更新レートでは、最も速いせん断波に対して約2.5 mmの移動距離の増分で、そしてより遅いせん断波に対してはより短い増分でせん断波を収集することが可能である。より浅い深さで画像化する場合は、さらに高いフレームレートを達成することができる。例えば、2 cmの深さで画像化する場合は、ピングベース超音波イメージングシステムは、1秒当たり約75,000フレームのパルスレート（従ってフレームレート）を達成することができる。さらに高いフレームレートを、重複パルス又は重複ピング（例えば、後述するような）を送信することによって達成することができる。

10

【0062】

従来のスキャンラインベースフェーズドアレイ超音波イメージングシステムとは対照的に、多数開口超音波イメージングシステムの一部の実施態様は、パルスの送信中に点源送信を使用することができる。点源（本明細書では「ピング」又は非集束超音波波面とも呼ばれる）から送信される超音波波面は、それぞれ円形又は球形の波面で目的の全領域に該当する。1つの受信トランスデューサ素子によって受信される1つのピングから受信されるエコーをビーム形成して、目的の超音波照射領域の完全な画像を形成することができる。広幅プローブ全体にわたる多数の受信トランスデューサからのデータと画像を組み合わせ、そして多数のピングからのデータを組み合わせ、非常に高分解能の画像を得ることができる。さらに、このようなシステムは、非常に高いフレームレートでの画像化を可能にする。なぜなら、フレームレートは、ピング繰り返し周波数、即ち、送信トランスデューサ素子、最大深さの反射体、最も遠い受信トランスデューサ素子間を移動する送信波面の往復時間の逆数によってのみ制限されるためである。一部の実施態様では、ピングベース・イメージング・システムのフレームレートは、ピング繰り返し周波数のみと同等であり得る。他の実施態様では、2つ以上のピングからフレームを形成するのが望ましい場合は、ピングベース・イメージング・システムのフレームレートは、ピング繰り返し周波数を1フレーム当たりのピング数で除した値と同等であり得る。

20

30

【0063】

本明細書で使用される「点源送信」及び「ピング」という語は、送信される超音波エネルギーの1つの空間位置から媒質への導入を意味し得る。これは、1つの超音波トランスデューサ素子又は一緒に送信する隣接トランスデューサ素子の組み合わせを用いて達成することができる。前記素子（複数可）からの1回の送信は、均一な球形波面に近似することができる。2Dスライス画像化する場合には、該2Dスライス内に均一な円形波面を形成する。場合によっては、点源送信開口からの円形又は球形波面の1回の送信は、本明細書では「ピング」、「点源パルス」、又は「非集束パルス」と呼ばれることもある。

【0064】

点源送信は、トランスデューサ素子アレイから特定の方向（スキャンラインに沿った）にエネルギーを集束させるスキャンラインベース「フェーズドアレイ送信」又は「誘導パルス送信」とは空間的特徴の点で異なる。フェーズドアレイ送信は、目的の特定の領域に照射する波を強める又は誘導するために、トランスデューサ素子群の位相を順に操作する。

40

【0065】

一部の実施態様では、一連の送信ピングを用いる多数開口イメージングは、第1の送信開口から点源ピングを送信し、そして送信されたピングのエコーを2つ以上の受信開口の素子で受信することによって行うことができる。完全な画像は、送信と受信エコーとの間の遅延時間に基づいて反射体の位置を三角測量することによって形成することができる。

50

結果として、各受信開口は、各送信ピングのエコーから完全な画像を形成することができる。一部の実施態様では、1つの時間領域フレームを、1つの送信ピングからの2つ以上の受信開口で受信されたエコーから形成される画像を組み合わせることによって形成することができる。他の実施態様では、1つの時間領域フレームは、2つ以上の送信ピングからの1つ以上の受信開口で受信されたエコーから形成される画像を組み合わせることによって形成することができる。一部のこのような実施態様では、多数の送信ピングは、異なる送信開口を起源とし得る。

【0066】

「ビーム成形」は、一般に、多数の別個の受容器で受信されるイメージング信号を組み合わせることで完全なコヒーレント画像を形成するプロセスであると理解されている。ピングベースビーム成形のプロセスは、この理解に一致している。ピングベースビーム成形の実施態様では、一般に、超音波信号が移動し得る経路、仮定される一定の音速、及びピングの送信からエコーの受信時まで経過した時間に基づいて受信エコーデータの各部分に対応する反射体の位置を決定する。言い換えれば、ピングベースイメージングは、仮定速度及び測定時間に基づいた距離の計算を含む。このような距離が計算されたら、どの反射体の可能な位置も三角測量することが可能である。この距離計算は、送信トランスデューサ素子と受信トランスデューサ素子との相対位置及び画像化された媒質中の超音波の速度についての正確な情報で可能となる。上記参照した本出願人の以前の出願で考察されているように、多数開口プローブ及び他のプローブを校正して、少なくとも所望の精度で各トランスデューサ素子の音響位置を決定することができ、このような素子の位置情報を、イメージング又はビーム形成システムにアクセス可能な位置にデジタル保存することができる。

【0067】

図1は、エラストグラフィを実施するように構成された多数開口超音波プローブ10の一実施態様を概略的に例示している。図1のプローブ10は、2つのイメージング・トランスデューサ・アレイ14、16及び1つのせん断波開始トランスデューサアレイを備え、このせん断波トランスデューサアレイは、本明細書では「init」送信トランスデューサアレイ12と呼ばれる。initトランスデューサアレイは、比較的low周波数のせん断波開始パルス（本明細書では「initパルス」とも呼ばれる）を送信するように構成することができる。

【0068】

プローブ10は、送信超音波信号及び受信超音波信号を電子的に制御するように構成された電子制御装置100に接続するように構成することもできる。この制御装置は、フェーズドアレイ又はピング超音波信号を送信する、イメージング・トランスデューサ・アレイによって受信されたエコーを受信して処理する、受信ビーム成形プロセスを行う、及び受信して処理されたエコーからBモード画像を形成するように構成することができる。制御装置100はまた、initアレイからのせん断波面の送信を制御するように構成することもでき、かつ本明細書に記載されるいずれかの実施態様に従って、目的の領域におけるせん断波の位置及び組織の弾性率を決定するように構成することができる。制御装置100はまた、本明細書で説明される様々な方法及びプロセスを含む、画像情報、画像処理、エコーデータの保存、又は任意の他のプロセスを制御するように構成することもできる。一部の実施態様では、制御装置100の一部又は全てをプローブに組み込むことができる。他の実施態様では、制御装置は、プローブに電子的に接続することができるが（例えば、有線又は無線電子通信法によって）、プローブ自体から物理的に分離することができる。なおさらなる実施態様では、1つ以上の別個の追加の制御装置を、プローブ10及び/又は制御装置100に電子的に接続することができる。このような追加の制御装置は、本明細書で説明されるいずれか1つ以上の方法又はプロセスを実行するように構成することができる。

【0069】

図1に例示されている実施態様では、initトランスデューサアレイ12は、左側イメージング・トランスデューサ・アレイ14と右側イメージング・トランスデューサ・アレイ16との間の中心に配置されている。代替の実施態様では、initアレイは、任意の他の位置、例えば、左側の位置14、右側の位置16、又は図1に示されている位置に加えて別の位置に配

置することができる。さらなる実施態様では、多数開口プローブにおけるいくつかのトランスデューサアレイのいずれか1つを、initアレイとして動作するように一時的又は永久的に割り当てて制御することができる。

【0070】

さらなる実施態様では、initトランスデューサは、必ずしも別個のアレイとする必要はない。むしろ、他の方法でイメージングに使用することができるより大きなアレイの一部である1つのトランスデューサ素子又はトランスデューサ素子群を、initアレイとして一時的又は永久的に指定して制御し/作動させることができる。

【0071】

以下にさらに詳細に説明されるように、プローブ10のイメージング・トランスデューサ・アレイ14、16は、目的の領域50を画像化するために使用することができる。イメージング・トランスデューサ・アレイ14、16は、超音波イメージングに適した任意のトランスデューサアレイ構造、例えば、圧電結晶又はCMUT素子の1D、1.XD、2Dアレイを含み得る。

【0072】

多数開口超音波イメージングプローブの実施態様は、様々な物理的配置の任意の数のイメージング開口を備えることができる。例えば、図2は、中心initトランスデューサアレイ12及び2対のイメージングアレイ14、15、16、17を備える多数開口エラストグラフィプローブ11の一実施態様を例示し、これらのイメージングアレイの4つ全てを、多数開口イメージングプロセスに使用することができる。一部の実施態様では、initアレイ12は、代替として、他のアレイ14、15、16、17のいずれかの位置にしても良い。

【0073】

一部の実施態様では、多数開口プローブは、概ね凹状の組織係合面を有することができる、かつ複数のイメージング開口を備えることができる。一部の実施態様では、多数開口プローブのそれぞれの開口は、別個の異なるトランスデューサアレイを備えることができる。他の実施態様では、個々の開口は、大きい連続的なトランスデューサアレイに動的かつ/又は電子的に割り当てることができる。

【0074】

図3は、中心initトランスデューサアレイ12及び一对の凹状曲面外側イメージングアレイ18、20を備える多数開口エラストグラフィプローブの一実施態様を例示している。一部の実施態様では、多数のイメージング開口は、引用により本明細書中に組み込まれている本出願人の以前の米国特許出願第13/272,105号に記載されているような凹状外側アレイ18、20の一方又は両方に動的に割り当てることができる。あるいは、凹状曲面外側アレイはそれぞれ、別個の開口として取り扱うこともできる。

【0075】

図3Aは、1つの連続的な凹状曲面トランスデューサアレイ19を備える多数開口エラストグラフィプローブの一実施態様を例示している。上述の他の実施態様と同様に、連続的な曲面アレイ19のいずれの部分も、initアレイとして一時的又は永久的に構成し、指定し、かつ制御し/作動させることができる。

【0076】

図3Bは、本出願人の以前の米国特許出願第13/272,105号に記載されているような3Dアレイ25を備える多数開口エラストグラフィプローブの一実施態様を例示している。トランスデューサ素子群12が、せん断波開始領域として指定されて示されている。上記の実施態様と同様に、3Dアレイ25の任意の他の領域をinit領域として指定することができる。

【0077】

一部の実施態様では、少なくとも3つのアレイを備えたプローブは、少なくとも1つのトランスデューサアレイを低周波数initトランスデューサアレイに置き換えることによってエラストグラフィに適合し得る。一部の実施態様では、多数開口プローブのinitトランスデューサアレイは、少なくとも2つの他のアレイ間に配設することができる。このようなプローブの構造として、調整可能なプローブ、心臓プローブ、ユニバーサルプローブ、静脈内超音波(IVUS)プローブ、腔内プローブ、直腸内プローブ、経食道プローブ、又は特

10

20

30

40

50

定の用途向けに構成された他のプローブを挙げることができる。

【0078】

同様に、任意の他の多数開口又は単一開口超音波イメージングプローブは、本明細書で説明されるエラストグラフィシステム及び方法と共に使用するのに適合し得る。なおさらなる実施態様では、initアレイは、イメージングプローブから完全に独立した別個のプローブに設けることができる。例えば、initプローブは、イメージングプローブのハウジングとは別個のハウジングを備えることができる。一部の実施態様では、独立したinitプローブは、イメージングプローブに一時的に取り付けるように構成することができる。このような実施態様では、このような別個のinitプローブは、イメージングプローブと同じ超音波イメージングシステムによって制御しても良いし、又はイメージングシステムから独立して制御しても良い。独立して制御されるエラストグラフィinitパルス制御装置は、initパルスが送信される時間を示す正確なタイミング情報をイメージングシステムに供給するために、超音波イメージングシステムと同期させることができる。

10

【0079】

代替の実施態様では、平面波面を送信し（例えば、共通のアレイにおけるいくつかのトランスデューサから同時パルスを送信することによって）、エコーを受信し、そして上記の技術に類似した技術を用いて受信エコーを画素位置にマッピングすることによって、同様のフレームレートを達成することができる。このような平面波送信システムの一部の実施態様は、ピングベースイメージング技術で達成できるフレームレートと同様のフレームレートを達成することができる。

20

【0080】

（せん断波開始トランスデューサの実施態様）

プローブの構造にかかわらず、initアレイ12の実施態様は、約1 MHz～約10 MHzの周波数のせん断波開始超音波パルスを送信するように構成することができる。他の実施態様では、initアレイ12は、最大約18 MHz以上の周波数のせん断波開始超音波パルスを送信するように構成することができる。一部の実施態様では、initパルスを発生させる超音波周波数は、イメージングに使用される超音波周波数の約半分とすることができる。材料及び構造によって、単一トランスデューサアレイは、initパルス用の低い周波数の超音波パルス及びイメージング用の比較的高い周波数の超音波パルスの両方を発生させることができる。しかしながら、一部の実施態様では、比較的狭い周波数用に最適化されたトランスデューサを使用して、initパルス又はイメージングパルスのより効率的な制御を可能にするのが望ましいであろう。

30

【0081】

従って、一部の実施態様では、initトランスデューサアレイ12は、例えば、予定init周波数範囲内で効率的に機能するように最適化することによって、initアレイとしてのみ機能するように構成された別個のアレイを備えることができる。結果として、一部の実施態様では、initアレイは、別個のイメージングアレイとは構造的に異なっても良い。他の実施態様では、initアレイは、イメージングアレイと物理的に同一とすることができ、その動作及び使用に関してのみ異なり得る。

【0082】

一部の実施態様では、initトランスデューサアレイ12は、圧電素子の長方形又は他の形状のアレイ（例えば、1D、1.xD、2D、又は他の長方形アレイ）を含み得る。他の実施態様では、initトランスデューサアレイ12は、容量性微細加工超音波トランスデューサ（CMUT）素子の長方形又は他の形状のアレイを含み得る。

40

【0083】

他の実施態様では、initアレイ12は、例えば、図4に示されているような環状アレイ30を含み得る。環状アレイは、同心の円形又は楕円形パターンに配置された複数のトランスデューサ素子を備えることができる。このような環状アレイ20はまた、任意の適切なトランスデューサ材料を使用することができる。一部の実施態様では、initアレイ12は、切り替え型輪環状トランスデューサアレイ（switched ring annular transducer array）を含

50

み得る。

【0084】

一部の実施態様では、切り替え型輪環状アレイは、ディッシュ型超音波トランスデューサ（例えば、球形のセグメント）を備えることができ、このディッシュ型超音波トランスデューサは、最も内側の素子が平面環又は完全なディッシュとすることができる複数の同心環状トランスデューサ素子に分割することができる。一部の実施態様では、環状アレイ20の前面の曲率、及びトランスデューサと目的の表面の領域との間の任意のレンズ又はインピーダンス整合層の曲率は、トランスデューサの焦点距離を少なくとも部分的に決定し得る。他の実施態様では、環状アレイは、実質的に平面とすることができ、音響レンズは、送信超音波エネルギーを集束させるために利用することができる。

10

【0085】

環状アレイ20は、図4に示されているような中心ディスクに加えて、任意の数のリング、例えば、3つのリングを備えることができる。他の実施態様では、環状アレイは、中心のディスク又はディッシュに加えて、2つ、4つ、5つ、6つ、7つ、8つ、9つ、又は10以上のリングを備えることができる。一部の実施態様では、これらのリングは、エッチング、スクライピング、完全な切断、又は他の方法でリングを各リング内の複数のリング素子に分割することによってさらに分離することができる。一部の実施態様では、25 cmの深さまで動作する環状アレイトランスデューサは、40 mmの直径を有することができ、外側リングを約1.85 mmの幅として222 mm<sup>2</sup>の表面積とすることができ；内側リングを約0.8 mmの幅として、約10.6 mmの半径で延在して55 mm<sup>2</sup>の表面積とすることができ。

20

【0086】

一部の実施態様では、各リング（又はリング内の各リング素子）は、個々の電気接続を有することができ、これにより、各リング（又はリング素子）が、制御システムによって別個のトランスデューサ素子として個々に制御することができるため、該リングを、せん断波開始パルスが目的の領域内の所望の深さに誘導されるように段階的にすることができる。加えられるエネルギーの振幅により、環状アレイ20の面から離れる方向に移動する放射超音波の振幅を決定することができる。

【0087】

一部の実施態様では、initアレイにおける素子のサイズ及び/又は数は、発生させるせん断波の形状又は他の特性によって決定することができる。

30

【0088】

一部の実施態様では、initトランスデューサアレイ12によって発生するせん断波開始パルスは、送信中に集束させて目的の領域に最大出力を供給することができる。一部の実施態様では、initパルスは、init線22（例えば、図1、図2、及び図3に示されているような）に集束させることができる。initパルスは、所望の深さで最大破壊出力が得られるように所望の深さに集束させることもできる。一部の実施態様では、軸方向の集束線及び集束深さ点は、複数のトランスデューサ素子から一連の適切な遅延で（即ち、「フェーズドアレイ」技術を用いて）パルスを送信することによって決定することができる。一部の実施態様では、送信遅延は、上記のように一連の切り替え型リングを備えた環状アレイを用いる場合は除外することができる。

40

【0089】

一部の実施態様では、initパルスは、電子的に誘導可能にする必要はない。このような実施態様では、プローブは、該プローブに対して一定の線に沿ってinitパルスを常に送信するように構成することができる。一部の実施態様では、initパルスの予想線は、超音波ディスプレイに表示して（例えば、目的の領域の同時Bモード画像を重ね合わせる）、操作者に、目的の画像化された領域に対するinitパルスの経路を視覚的に表示することができる。このような実施態様では、超音波検査者は、ディスプレイがエラストグラフィによって評価されるべき物体を通る代表的なinit線を示すまでプローブを操作することができる。

【0090】

50

代替の実施態様では、initパルスは、操作者によって示される方向に電子的に誘導することができる。このような実施態様では、initパルスの線は、プローブを動かすことなく任意の適切なユーザーインターフェイスとの対話を介して操作者が選択することができる。一部の実施態様では、ユーザーインターフェイスとの対話は、ディスプレイ画面上のinit線の視覚的表示（例えば、目的の領域の同時Bモード画像を重ね合わせる）を含み得る。所望のinitパルス方向が選択されたら、initパルスを、選択された線に沿って移動するように電子的に誘導することができる。

【0091】

（せん断波伝播速度を検出するための実施態様）

図1に戻り、せん断波伝播の一例を説明する。せん断波は、多数開口エラストグラフィプローブ10（又は任意の他の適切に構成されたエラストグラフィプローブ）からのinitパルスから目的の領域50で開始することができる。上記のように、initパルスは、initトランスデューサレイ12から目的の領域に少なくとも所望の深さまで延びた線22に沿って集束させることができる。一部の実施態様では、線22は、initトランスデューサレイ12に対して垂直とすることができる。init線22に沿って送信される開始パルス52は、画像平面内の線22から外側に伝播する波面56を発生させる傾向にある。initパルスによって発生する伝播波面56は、組織を伝播の方向に押圧する。弾性媒質、例えば、ヒト組織は、復元力によってこの押圧に応答し、これにより、線22から組織を横断するように伝播するせん断波を含む力学的な波が発生する。

【0092】

ここで、エラストグラフィ・イメージング・プロセスの実施態様を図1のプローブの構造及び図5～図7のフローチャートを参照して説明する。これらのプロセスは、上記のように任意の適切に構成されたプローブを用いて使用することができる。一部の実施態様では、左側トランスデューサレイ14及び右側トランスデューサレイ16を使用して、高フレームレート超音波イメージング技術及び高分解能多数開口超音波イメージング技術の何れか一方、両方、又はこれらの組み合わせを用いて目的の領域50を画像化することができる。これらの技術は、以下に要約され、これらの技術のさらなる詳細は、各パルス又は「ピング」から画像全体を形成するために円形波面の送信及び受信のみのビーム形成を用いるイメージング技術（ピングベースイメージング技術とも呼ばれる）の実施態様を例示する米国特許出願第13/029,907号に記載されている。

【0093】

「高分解能イメージング」及び「高フレームレートイメージング」という語は、代替のイメージングプロセスの短縮された名称として本明細書で使用される。これらの語は、「高分解能イメージング」プロセスが、他のイメージング技術と比較して高いフレームレートで動作することもでき、かつ「高フレームレートイメージング」プロセスが、他のイメージング技術よりも実質的に高い分解能の画像を形成することもできるため、限定又は他の排除を意図するものではない。さらに、せん断波の伝播速度は、本明細書で説明された又は言及されたイメージング技術以外の高フレームレートイメージング技術及び/又は高分解能イメージング技術を用いて検出することができる。

【0094】

図5は、図1に示されているような多数開口超音波イメージングプローブを用いることができる高分解能多数開口イメージングプロセス60の実施態様を例示している。一部の実施態様では、イメージングアレイ14、16の一方又は両方は、送信素子T1～Tnとして一時的又は永久的に指定される1つ以上のトランスデューサ素子を備えることができる。イメージングアレイ14、16の一方又は両方の残りのトランスデューサ素子は、受信素子として指定することができる。

【0095】

一部の実施態様では、高分解能多数開口超音波イメージングプロセス60は、一連の異なる送信開口（T1．．．Tn）62から一連の連続パルスを送信するステップ、各パルスからのエコー64を受信開口の複数の素子で受信するステップ、及び各送信パルスから受信したエ

10

20

30

40

50

コーから完全な画像66を得るステップを含み得る。次いで、これらの画像を、最終的な高分解能画像に組み合わせることができる68。このような高分解能多数開口イメージングプロセスの実施態様は、上記参照した本出願人の以前の米国特許出願第13/029,907号に図示され説明されているプロセスと実質的に同様とすることができる。

【0096】

図5に示されているように、高分解能イメージングプロセスの第1のサイクルの最中に、超音波信号を送信するステップ62A、エコーを受信するステップ64A、及び画像を形成するステップ66Aを第1の送信トランスデューサT1を用いて行うことができる。第2のサイクルの最中に、信号を異なる送信トランスデューサTiから送信することができ62B、エコーを受信することができ64B、そして第2の画像を形成することができる66B。ステップ62x~66xのプロセスを、超音波プローブ内の任意の所望の位置にそれぞれ配置することができる異なる送信トランスデューサを用いて繰り返すことができる。所望の数の画像（画像層とも呼ばれる）が形成されたら、このような画像層を1つの画像フレームに組み合わせて68、画質を向上させることができる。次いで、必要に応じて、プロセス60を繰り返して多数の時間領域フレームを得、次いで、該時間領域フレームを使用者に連続的に表示することができる。

10

【0097】

図6は、高フレームレート・イメージング・プロセス70の実施態様を例示している。一部の実施態様では、高フレームレート超音波イメージングプロセス70は、1つの送信開口Txから連続ピングを送信するステップ72、送信された各ピング72から受信したエコー74から完全な画像76を形成するステップ、及び連続的な時間領域フレームとして各画像76を取り扱うステップを含み得る。このように、目的の領域50における反射体の位置の僅かな変化を、非常に高いフレームレートでサンプリングすることができる。

20

【0098】

図6に示されているように、第1のサイクルの最中に、ピングを、選択された送信トランスデューサTxから送信することができ72A、エコーを受信することができ74A、そして第1のフレームを形成することができる76A。次いで、同じサイクルの送信するステップ72B及び受信するステップ74Bを繰り返して、第2のフレームを形成し76B、第3のフレームを形成し（ステップ72C、74C、76C）、そして本明細書の他の部分に記載されるように、所望の数又は必要な数のフレームを続けて形成することができる。

30

【0099】

一部の実施態様では、ピング繰り返し周波数（即ち、連続的なピングが送信される周波数）が往復移動時間（即ち、超音波が送信トランスデューサから該送信トランスデューサから所望の距離の反射体まで移動する時間に、エコーが該反射体から同じ又は異なる経路に沿って受信トランスデューサに戻るまでの時間を加えた値）の逆数に等しい場合に、ピングベースイメージング技術を用いるイメージングシステムの最大フレームレートに到達し得る。他の実施態様では、重複ピングを、符号化励起又は重複エコーを識別する他の方法と共に使用することができる。即ち、第2のピングを、第1のピングからの全てのエコーが受信される前に送信することができる。これは、送信ピング信号を、符号化することができる限り、又は第1のピングのエコーが第2のピングのエコーとは異なることを認識できるように他の方法で識別できる限り可能である。いくつかの符号化励起技術が、当業者に公知であり、これらの任意の励起技術を、点源多数開口イメージングプローブと共に使用することができる。あるいは、重複ピングはまた、異なる周波数でピングを送信することによって、又は任意の他の適切な技術を用いることによって識別することもできる。重複ピングの使用により、さらに高いイメージングフレームレートを達成することができる。

40

【0100】

一部の実施態様では、エラストグラフィ・イメージング・プロセスを開始する前に、Bモードイメージングプロセス中に画像ウィンドウを定義することができる。定義された画像ウィンドウは、エラストグラフィが行われる目的の領域の部分とすることができる。例えば、画像ウィンドウは、プローブの位置決め、深さ選択、ズーム、パニングなどの

50

任意の組み合わせの後に定義することができる。一部の実施態様では、画像ウィンドウは、目的の超音波照射領域全体と同じ大きさにすることができる。他の実施態様では、画像ウィンドウは、目的の全領域の小さい部分（例えば、「ズームイン」部分）のみとすることができる。一部の実施態様では、画像ウィンドウは、生データメモリ装置から取り出すエコーデータを用いたイメージングセッションの後に定義することができる。

#### 【0101】

図7は、例えば、図1に示されているようなプローブを用いるエラストグラフィプロセス80の一実施態様を例示している。例示されている実施態様では、エラストグラフィプロセス80は、一般に、ベースライン画像を得るステップ82、該ベースライン画像を保存するステップ84、せん断波開始パルス（initパルス）を目的の領域50に送信するステップ86、高フレームレート・イメージング・プロセスを用いて目的の領域50を画像化するステップ88、及び高フレームレート・イメージング・プロセス88中に得られる各フレームからベースライン画像を差し引くステップ90を含み得る。次いで、残りの一連の「異なるフレーム」を分析して、目的の領域50の組織中を伝播するせん断波56によって変位した組織についての情報を得ることができる。せん断波56の伝播速度を、異なるフレームの時系列での組織の摂動の分析によって得ることができる。

10

#### 【0102】

一部の実施態様では、エラストグラフィ対応超音波プローブで目的の領域内の選択された画像ウィンドウを画像化している間に、init線22（図1に示されている）を、超音波画像ディスプレイ画面の標的領域の画像上に表示することができる。一部の実施態様では、超音波イメージングシステムは、図5を参照して上記説明された高分解能イメージングプロセスで目的の領域を連続的に画像化することができる。あるいは、任意の他の望ましい超音波イメージングプロセスを使用して、エラストグラフィプロセスによって分析される領域の画像を得ることができる。

20

#### 【0103】

プローブ10が、init線22が目的の領域の望ましい標的物体又は部分に交差するような望ましい向きに来たら、エラストグラフィ深さを選択することができる。そしてエラストグラフィプロセス80を開始することができる。一部の実施態様では、エラストグラフィ深さは、適切なユーザーインターフェイス操作によって操作者が選択することができる。他の実施態様では、エラストグラフィ深さは、超音波イメージング制御システムによって自動的に選択することができる。一部の実施態様では、エラストグラフィプロセスは、該超音波システムの操作者が手動で開始することができる。他の実施態様では、エラストグラフィプロセス80は、検査されるべき構造の自動認識時に超音波システムによって自動的に開始することができる。

30

#### 【0104】

図7の実施態様に示されているように、図1に示されているようなプローブ（又は任意の他の適切に構成されたプローブ）を用いるエラストグラフィプロセス80は、目的の標的領域50のベースライン画像を得て82、該ベースライン画像を保存すること84によって開始することができる。一実施態様では、ベースライン画像は、上記説明されているような高フレームレート・イメージング・プロセスを用いて1つのフレームを得ることによって形成することができる。このような実施態様では、ベースライン画像は、第1の外側トランスデューサアレイ14、16（例えば、右アレイ16）の1つのトランスデューサ素子Txからイメージングパルスを送信して、第2の外側トランスデューサアレイ14、16（例えば、左アレイ14）の多数の素子でエコーを受信することによって形成することができる。一部の実施態様では、送信パルスからのエコーは、第1のトランスデューサアレイ（例えば、右アレイ16）の受信素子によって受信することもできる。次いで、ベースライン画像を形成し、後のステップで使用するために保存することができる84。代替の実施態様では、ベースライン画像は、上記説明されたような高分解能イメージングプロセスを用いて得ることができる82。

40

#### 【0105】

50

ベースライン画像82を得たら、initトランスデューサアレイを作動させて、せん断波開始パルスを目的の領域に送信することができる86。initパルスは、上記説明された任意の適切な装置及び方法によって発生させることができる。一部の実施態様では、せん断波開始パルスは、表示されるinit線22に沿って集束させることができ、かつ目的の領域内の特定の深さに集束させることができる。

**【0106】**

initパルスが送信されたら86、システムは、外側イメージングアレイ14、16を用いて高フレームレートで目的の領域のイメージングを開始することができる88。一部の実施態様では、高フレームレート・イメージング・プロセスは、図6を参照して上記説明されたプロセスを含み得る。一実施態様では、高フレームレート・イメージング・プロセスは、1つの送信開口Txから一連の送信パルスを送信するステップ、及び少なくとも1つの受信開口の複数の素子でエコーを受信するステップを含み得る。一部の実施態様では、高フレームレートの画像化88は、ベースライン画像を得るステップ82に使用されるものと同じ送信素子（又は開口）から超音波パルスを送信することによって行うことができる。一部の実施態様では、高フレームレートの画像化は、少なくとも、生じるせん断波の伝播が停止する又は所望の程度まで進むまで続けることができる。高フレームレートの画像化の時間は、予想最小伝播速度及び画像サイズに基づいて事前に計算することができる。あるいは、高フレームレートの画像化88は、イメージングフレームの範囲でのせん断波の伝播の検出時に停止することができる。

10

**【0107】**

一部の実施態様では、高フレームレート・イメージング・プロセス88中に1つのフレームを形成するステップは、異なる受信トランスデューサ素子で受信したエコーから得た画像層を組み合わせるステップを含み得る。例えば、別の画像を、受信開口のそれぞれのトランスデューサ素子によって受信されたエコーから形成して、1つの改善された画像を形成することができる。次いで、第1の受信開口の全ての要素によって受信されたエコーによって形成される第1の画像を、得られる画像の質をさらに改善するために、第2の受信開口の全ての素子によって受信されたエコーによって形成される画像と組み合わせることができる。一部の実施態様では、次いで、このような組み合わせから得られる画像を、高フレームレート・イメージング・プロセス88で1つのフレームとして使用することができる。このような画像の組み合わせのさらなる例が、上記参照した米国特許出願第13/029,907号に記載されている。

20

30

**【0108】**

一部の実施態様では、次いで、ベースライン画像を、高フレームレート・イメージング・プロセス88で得られたそれぞれのフレームから差し引くことができる90。例えば、1つのフレームの各画素値を、ベースライン画像の対応する各画素値から減じることができる。このような減算から得られる画像は、「差分画像」又は「差分フレーム」と呼ぶこともある。このようにして得られる差分画像は、せん断波形と全てのノイズのみを実質的に表す画素値を含む。

**【0109】**

一部の実施態様では、ベースライン画像を得るステップ82、initパルスを送信するステップ86、高フレームレートで連続的に画像化するステップ88、及び差分画像フレームを得るステップ90は、所望に応じて何回でも繰り返すことができる。このような多数のサイクルによる差分画像を、S/N比を改善するために平均する又は他の方法で組み合わせることができる。

40

**【0110】**

伝播せん断波形は、後の差分フレームにおける摂動（即ち、通常なら「正常」なパターンでの小さな変化）を検出することによってinitパルスの方向（例えば、図1に示されている）に対して垂直な線に沿って検出することができる。せん断波の伝播速度は、既知の時間間隔で得られる多数の画像フレームにおけるせん断波の位置を決定することによって得ることができる。

50

## 【0111】

場合によっては、伝播せん断波によって生じる摂動は、伝播波面の比較的分散した画像 (relatively disbursed image) を形成することができる。例えば、摂動は、図8に示されているようなスペックルパターン92として差分フレームに出現し得る。ポイントクラウド92のほぼ中心の線94を決定して、伝播せん断波の位置の表示として取り扱うことができる。一部の実施態様では、線、曲線、又は他の経路94を、任意の適切な経路適合アルゴリズムを用いてポイントクラウド92に適合させることができる。例えば、一部の実施態様では、差分フレームの絶対値を計算することができ、せん断波の局所位置を、最も近いx点の位置を平均することによって決定することができる。

## 【0112】

一部の実施態様では、この分析は、ポイントクラウド92 (及び/又は対応する中心線94) の一部のみ限定され得る。例えば、せん断波面の小さいセグメントが近接セグメントよりも速く伝播すると決定された (目視検査又は自動分析によって) 場合は、明らかに高い又は低い伝播速度の領域 (複数可) を選択することができ、そして伝播速度を、せん断波面のその部分のみについて計算することができる。

## 【0113】

所与の差分フレームにおける集束init線22と適合線94との間の距離を計算することにより、該差分フレームにおけるせん断波の近似位置を計算することができる。任意の2つのフレーム間の波面の伝播速度は、せん断波が移動した距離を、2つのフレームを得る間に経過した時間で除すことによって決定することができる。代替の実施態様では、所与のフレームにおけるせん断波の位置は、任意の他の適切なデータに対して測定することができる。

## 【0114】

様々な実施態様では、せん断波の伝播速度を測定するために必要なフレーム数は様々であり得る。一部の実施態様では、近似速度測定値を、既知の時間間隔で得られる僅か2つ又は3つのフレームから得ることができる。他の実施態様では、十分に正確な時間測定値を得るためには、既知の時間間隔で得られる少なくとも10のフレームを必要とし得る。さらなる実施態様では、既知の時間間隔で得られる少なくとも100のフレームを使用して、より正確な時間測定値を得ることができる。なおさらなる実施態様では、200フレーム以上を使用することができる。一般に、せん断波の伝播速度の測定値の精度は、このような測定が行われるフレーム数と共に上昇する。フレーム数が増加すると、計算の複雑さも増すため、使用するべきフレーム数を得られる処理能力とバランスさせることができる。

## 【0115】

3つ以上のフレームを伝播速度の測定に利用できる場合は、任意の数のアルゴリズムを使用することができる。例えば、一部の実施態様では、せん断波の位置を利用可能な各フレームで検出することができ、速度を連続する各フレーム対間で計算することができ、そしてこのような全ての速度測定の結果を平均して1つの速度値を得ることができる。他の実施態様では、速度測定値は、様々な数のフレーム間及び/又は可変数のフレーム間の時間間隔及び相対的なせん断波の位置に基づいて計算することができる。例えば、伝播速度は、3フレーム毎、5フレーム毎、10フレーム毎、50フレーム毎などに計算することができる。次いで、このような測定値を、互いに平均し、かつ/又は連続的なフレーム対から得られる測定値と平均する。一部の実施態様では、加重平均を使用することもできる。

## 【0116】

一部の実施態様では、全エラストグラフィプロセス80 (図7) を、initトランスデューサレイ12に対して異なる集束深さで繰り返すことができる。一部の実施態様では、様々な深さで得られる非ビーム形成エラストグラフィエコーデータを、さらなる後処理並びに/又は後の表示及び分析のために保存し、組み合わせることで1つの2D又は3Dデータセットにすることができる。様々な実施態様では、非ビーム形成エラストグラフィエコーデータを、イメージングシステム又は任意の他の適切なコンピュータハードウェアでの後処理のために収集して保存することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 7 】

代替の実施態様では、せん断波の伝播速度は、2012年11月30日に出願された本出願人の同時係属の米国特許出願第13/690,989号（名称：「ピングベース及び多数開口ドップラー超音波を用いた運動の検出（Motion Detection Using Ping-Based And Multiple Aperture Doppler Ultrasound）」）に記載されている多数開口ドップラー技術を用いて組織の移動/変位速度を決定することによって測定することができる。

## 【 0 1 1 8 】

せん断波が収集され、その伝播速度が測定されたら、ヤング率（E）によって定量化される、目的の領域の組織の硬度を、制御装置、信号プロセッサ、又はコンピュータによって測定又は決定することができる。弾性率（E）及びせん断波の伝播速度（c）は、単純な式により直接関連している：

10

## 【 0 1 1 9 】

$$E=3 \quad c^2$$

## 【 0 1 2 0 】

式中、 $\rho$  は、 $\text{kg/m}^3$ の単位で表される組織の密度である。組織の密度が殆ど変化しないため、弾性率を計算するために、近似密度値を、測定された伝播速度値を用いて仮定することができる。速度の項を二乗することにより、仮定密度値のあらゆる誤差の影響をさらに最小限にする。従って、組織の弾性率は、せん断波伝播速度cのみを測定した後、組織密度の仮定近似値を用いて計算することができる。

## 【 0 1 2 1 】

20

一部の実施態様では、密度値を、制御装置内又は該制御装置によって電子的にアクセス可能なデジタルメモリ装置に保存することができる。他の実施態様では、密度値は、任意の適切なユーザーインターフェイス装置を介して使用者が手動で入力又は編集することができる。せん断波の伝播速度が、目的の領域内の所望の領域で測定されたら、制御装置が、密度値を取り出して該所望の領域の弾性率を計算することができる。

## 【 0 1 2 2 】

一部の実施態様では、弾性率推定値を、目的の領域の画像に重ね合わせることができる。一部の実施態様では、このような重ね合わせは、色分け陰影画像とし、弾性率の高い領域を弾性率の低い領域に対して色で対比して示すことができる。あるいは、伝播せん断波を画像に表示することができる。一部の実施態様では、伝播せん断波を、動画の動く線として、変化する色として、移動するポイントクラウドとして、又は他の方法で表示することができる。さらなる実施態様では、せん断波の伝播速度の数値を表示することができる。他の実施態様では、弾性率の数値を目的の領域の画像に表示することができる。軟組織は、比較的低い弾性率の値を有する傾向にあり、液体で満たされた領域は、せん断波が全く通らない。

30

## 【 0 1 2 3 】

（生エコーデータメモリ）

上記のシステム及び方法の様々な実施態様は、イメージングセッション中にデジタル化されたエコー波形を保存するように構成された超音波イメージングシステムを用いることによってさらに向上させることができる。次に、このようなデジタルエコーデータは、イメージングシステム上もしくは独立したコンピュータ上で、又はエコーデータをビーム形成し、処理して画像を形成するように構成された他のワークステーションで処理することができる。一部の実施態様では、このようなワークステーション装置は、上記の任意の技術を用いてエコーデータを動的にビーム形成して処理するソフトウェアを備えた任意のデジタル処理システムを備えることができる。例えば、このような処理は、超音波信号の送受信に使用される超音波イメージングシステムから完全に独立したデータ処理ハードウェアを用いて行うことができる。このような代替の処理ハードウェアとして、デスクトップコンピュータ、タブレット型コンピュータ、ラップトップコンピュータ、スマートフォン、サーバー、又は任意の他の汎用データ処理ハードウェアを挙げることができる。

40

## 【 0 1 2 4 】

50

様々な実施態様では、受信エコーデータ（高フレームレート・イメージング・プロセス中に受信するエコーを含む）を、きれいなアナログエコー信号から完全に処理されたデジタル画像又はデジタルビデオまでもの様々な段階で保存することができる。例えば、きれいな生のアナログ信号は、アナログ記録媒体、例えば、アナログ磁気テープを用いて保存することができる。やや高度なレベルの処理で、アナログ信号がアナログデジタル変換器を通過した直後に、デジタルデータを保存することができる。さらなる処理、例えば、バンドパスフィルタリング、補間、ダウンサンプリング、アップサンプリング、他のフィルタリングなどを、デジタル化エコーデータに対して行うことができ、そして生データを、このような追加のフィルタリングステップ又は処理ステップの後に保存することができる。次いで、このような生データをビーム形成して、各受信エコーの画素位置を決定し、これにより画像を形成することができる。個々の画像をフレームとして組み合わせてビデオにすることができる。一部の実施態様では、ほんの僅かな処理を行った後に（例えば、デジタルエコーデータのある種のフィルタリング及び調整の後であるが、ビーム形成又は画像処理を行う前に）、デジタル化エコーデータを保存するのが望ましいであろう。一部の超音波システムは、ビーム形成エコーデータ又は完全に処理された画像データを保存する。それでもなお、本明細書で使用される「生のエコーデータ」及び「生データ」という句は、ビームを形成する前の任意のレベルの処理で受信超音波エコー（RXデータ）を記述する保存されたエコー情報を指すこともある。生のエコーデータは、Bモードピンギング、ドップラーピンギング、又は任意の他の超音波送信信号から得られるエコーデータを含み得る。

10

20

**【0125】**

受信エコーデータに加えて、特定のセットのエコーデータを生成した1つ以上の超音波送信信号についての情報を保存することも望ましいであろう。例えば、上記のように多数開口ピンギング超音波法を用いて画像化する場合、特定のセットのエコーを生成した送信ピンギングについての情報を知ることが望ましい。このような情報は、1つ以上の送信素子の識別及び/又は位置、並びに周波数、大きさ、パルス長、期間、又は送信超音波信号を記述する他の情報を含み得る。送信データは、本明細書ではまとめて「TXデータ」と呼ばれる。

**【0126】**

一部の実施態様では、TXデータは、せん断波開始パルスが送信される際に沿う線を定義する情報、及びこのようなせん断波開始パルスが受信エコーデータに関連して送信される時間を示す時間情報を含み得る。

30

**【0127】**

一部の実施態様では、このようなTXデータは、生のエコーデータが保存される同じ生データメモリ装置に明示的に保存することができる。例えば、送信信号を記述するTXデータは、生のエコーデータのセットが送信信号によって生成される前にヘッダーとして保存するか、または該生のエコーデータのセットの生成の後にフッターとして保存することができる。

**【0128】**

他の実施態様では、TXデータは、ビーム形成プロセスを実施しているシステムにもアクセス可能な別個のメモリ装置に明示的に保存することができる。送信データが明示的に保存される実施態様では、「生のエコーデータ」又は「生データ」という句は、このような明示的に保存されるTXデータも含み得る。なおさらなる実施態様では、トランスデューサ素子の位置情報を、同じ又は別個のメモリ装置に明示的に保存することができる。このような素子の位置データは、「校正データ」又は「素子位置データ」とも呼ばれ、一部の実施態様では、一般に、「生データ」の中に含まれ得る。

40

**【0129】**

TXデータは、暗示的に保存することもできる。例えば、イメージングシステムが、常に定義される超音波信号（例えば、一定の大きさ、形状、周波数、期間など）を一定又は既知の順序で送信するように構成されている場合、このような情報は、ビーム形成プロセス中に仮定することができる。このような場合、エコーデータに関連させる必要がある情報は、送信トランスデューサ（複数可）の位置（又は識別）だけである。一部の実施態様で

50

は、このような情報は、生データメモリ内の生のエコーデータの構成に基づいて暗示的に得ることができる。例えば、システムは、各ピングの後に定数のエコー記録を保存するように構成することができる。このような実施態様では、第1のピングからのエコーを、メモリ位置0～「n」に保存することができ（この「n」は、各ピングについて保存された記録の数である）、第2のピングからのエコーは、メモリ位置n+1～2n+1に保存することができる。他の実施態様では、1つ以上の空の記録をエコーセット間に残しても良い。一部の実施態様では、受信エコーデータは、送信ピングと受信エコーデータ点（又はエコーの群）との間の関係を暗示する様々なメモリインターリーピング技術を用いて保存することができる。同様に、仮定データを、一定の既知のサンプリングレートでサンプリングし、各エコーデータ点が受信される時間を、メモリ内の該データ点の位置から推測することができる。一部の実施態様では、同じ技術を用いて、多数の受信チャンネルからのデータを1つの生データメモリ装置に暗示的に保存することもできる。

10

#### 【0130】

一部の実施態様では、エラストグラフィプロセスが行われているイメージングセッションの最中に、生TXデータ及び生エコーデータを収集して保存することができる。次いで、結果をさらに改善するために、このようなデータを後にメモリ装置から取り出して、ビーム形成ステップ、画像処理ステップ、及びせん断波測定ステップを異なる仮定、入力、又はアルゴリズムを用いて繰り返すことができる。例えば、このような保存されたデータの再処理の際に、組織密度又は音速の仮定値を使用することができる。リアルタイムイメージングセッションに関連したこのような再処理の際に、ビーム形成、画像層の組み合わせ、又は速度測定値平均化アルゴリズムを変更することもできる。一部の実施態様では、保存されたデータを再処理する間、エコーデータの特定のセットに対するパラメータの最適なセットを特定するために、仮定定数及びアルゴリズムを繰り返し変更することができる。

20

#### 【0131】

特定の好ましい実施態様及び例の文脈で本発明を開示したが、当業者であれば、本発明が、具体的に開示された実施態様を超えて、本発明の他の代替の実施態様及び/又は使用並びに本発明の明らかな変更及びその等価物まで拡大されることを理解されよう。当業者には、上記の実施態様に対する様々な変更が容易であることは明らかであり、本明細書で定義された一般原理は、本発明の概念又は範囲から逸脱することなく他の実施態様に適用することができる。従って、本明細書で開示される本発明の範囲は、上記の特定の開示された実施態様によって限定されるべきものではなく、以下の特許請求の範囲の正しい解釈によってのみ決定されるべきものである。

30

#### 【0132】

特に、材料及び製造技術は、当業者のレベルの範囲内で利用することができる。さらに、単数のアイテムの言及は、同じアイテムが複数存在する可能性があることを含む。より具体的には、本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用される単数形「1つの(a)」、「及び(and)」、「前記(said)」、及び「その(the)」は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、複数の指示対象を含む。特段の記載がない限り、本明細書で使用される「又は(or)」という語は、提示される全ての選択肢を含み、一般的に使用される句「及び/又は(and/or)」と実質的に同じ意味である。従って、例えば、「A又はBは青色であり得る」という句は、次の全てを意味し得る：Aのみが青色である、Bのみが青色である、AとBの両方が青色である、及びAとBとCが青色である。特許請求の範囲は、任意選択の要素を全て排除するように作成できることにさらに留意されたい。従って、この文章は、クレームの構成要素の記述に関連した「だけ(solely)」及び「のみ(only)」などの排他的な語の使用、又は「負の」限定の使用のための先行詞として機能することを目的とする。本明細書に特段の記載がない限り、本明細書で使用される全ての科学技術用語は、本発明の属する分野の一般的な技術者が一般に理解する意味と同じ意味を有する。

40

【 図 1 】

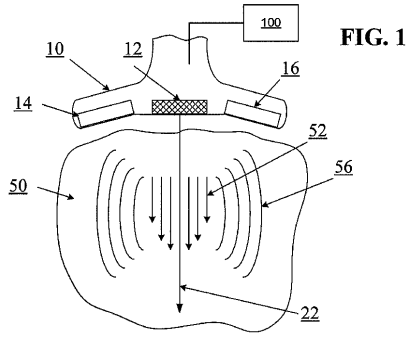


FIG. 1

【 図 2 】

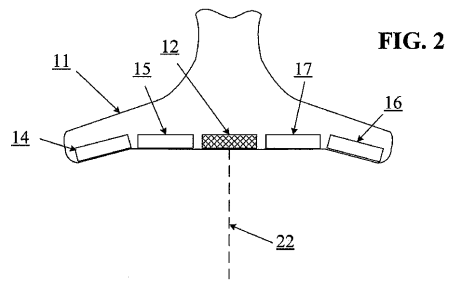


FIG. 2

【 図 3 】

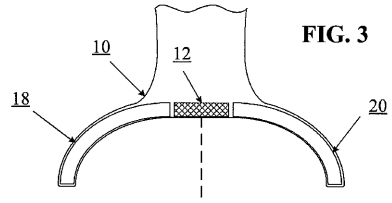


FIG. 3

【 図 3 A 】

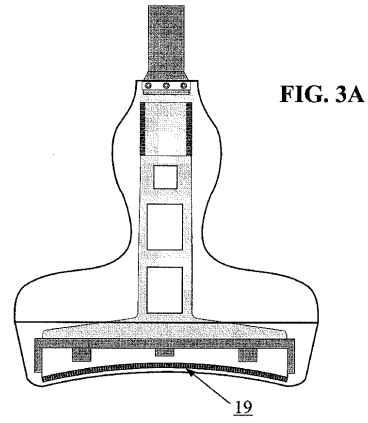


FIG. 3A

【 図 3 B 】

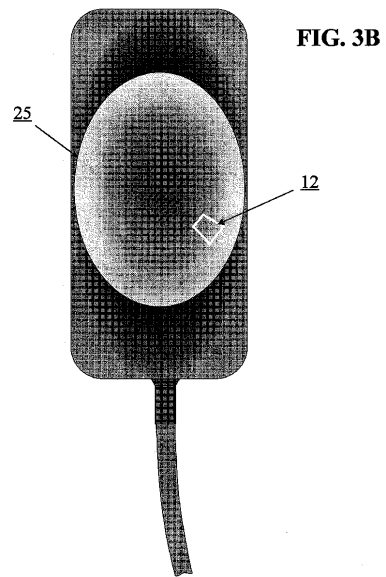


FIG. 3B

【 図 4 】

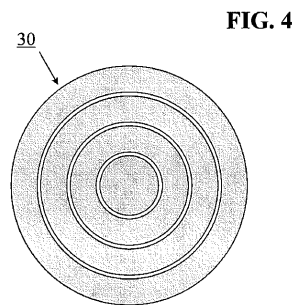
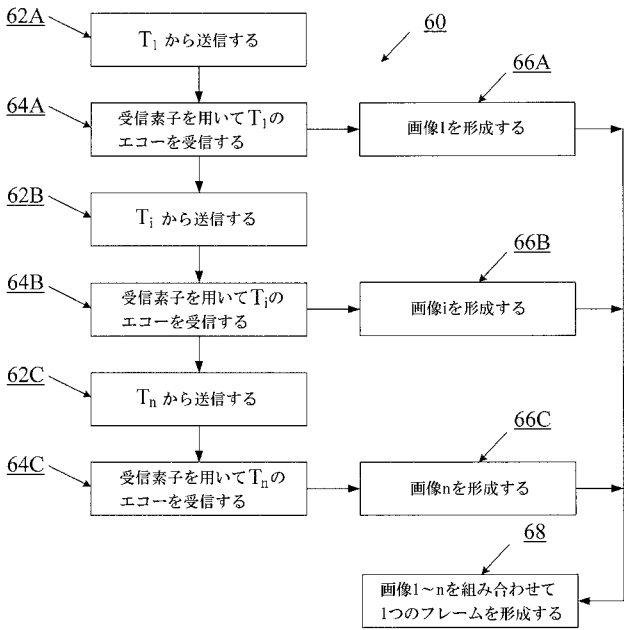


FIG. 4

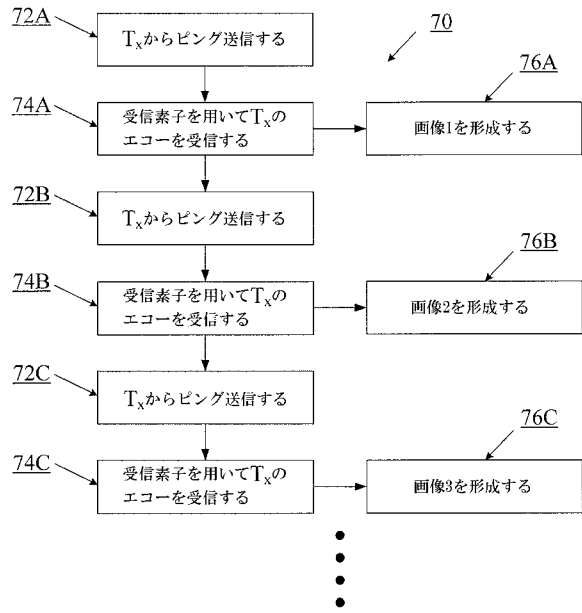
【 図 5 】

図 5



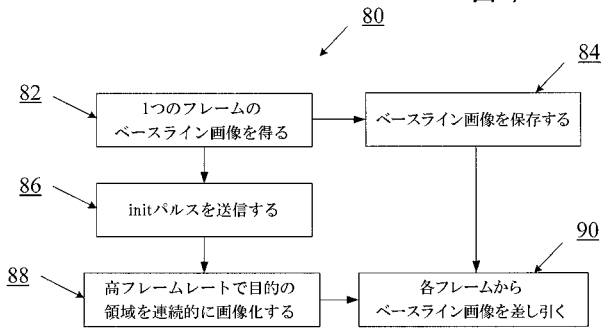
【 図 6 】

図 6



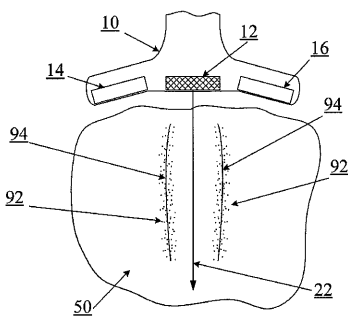
【 図 7 】

図 7





【 図 8 】

FIG. 8



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/US2013/027120</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 8/00(2006.01)i, G01N 29/24(2006.01)i, G06T 5/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/00; A61B 8/13; G01N 33/48; G01N 29/00; G01N 29/24; G06T 5/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ultrasound, shear, wave, stiffness		
<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	US 2010-0240994 A1 (YONGPING ZHENG) 23 September 2010 See paragraphs [0020]-[0043], claims 1-9 and figures 1-5.	1-23
A	US 2011-0066030 A1 (LINXIN YAO) 17 March 2011 See paragraphs [0026]-[0038], claims 1-3 and figures 1-2.	1-23
A	US 2008-0249408 A1 (MARK L. PALMERI et al.) 09 October 2008 See paragraphs [0050]-[0056], claims 1-4 and figures 1-3.	1-23
A	US 2004-0068184 A1 (GREGG E. TRAEHY et al.) 08 April 2004 See paragraphs [0028]-[0044], claims 1-9 and figures 1-3.	1-23
A	KR 10-2009-0103408 A (INDUSTRY-ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION, YONSEI UNIVE RSITY) 01 October 2009 See pages 9-10, claims 1-4 and figures 1-3.	1-23
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 25 June 2013 (25.06.2013)		Date of mailing of the international search report <b>26 June 2013 (26.06.2013)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsu-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Tae Hoon Telephone No. 82-42-481-8407 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2013/027120**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010-0240994 A1	23.09.2010	CN 101843501 A CN 101843501 B US 8147410 B2	29.09.2010 14.12.2011 03.04.2012
US 2011-0066030 A1	17.03.2011	CN 102018533 A EP 2294983 A1	20.04.2011 16.03.2011
US 2008-0249408 A1	09.10.2008	US 8118744 B2	21.02.2012
US 2004-0068184 A1	08.04.2004	US 6764448 B2	20.07.2004
KR 10-2009-0103408 A	01.10.2009	KR 10-1048554 B1	11.07.2011

## 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, 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 ケンネットフ ディー・ブレウエル

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 スンソイブアルエ スイテ 107 ギブラルタル ドライブ 256

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 EE01 EE08 GA03 GB08 GB13 HH13 HH14 HH26  
HH38 JC18 KK12

专利名称(译)	用多孔径超声测定材料的硬度		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015508012A</a>	公开(公告)日	2015-03-16
申请号	JP2014558823	申请日	2013-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	茂伊成像股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊岛Imagingu公司		
[标]发明人	ドナルドエフスペクト ケンネトフディーブレウエル		
发明人	ドナルド エフ.スペクト ケンネトフ ディー.ブレウエル		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8915 G01S15/8922 G01S15/8929 G01S15/8959 G01S15/8979 G01S15/8993 G01S15/8997 A61B8/145 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5246 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/GA03 4C601/GB08 4C601/GB13 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH26 4C601/HH38 4C601/JC18 4C601/KK12		
代理人(译)	石川彻		
优先权	61/601482 2012-02-21 US		
其他公开文献	JP6438769B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

长期以来，组织硬度的变化与疾病有关。使用超声检查法确定组织硬度的系统和方法包括在组织中产生传播的剪切波以跟踪传播速度的设备，该速度与组织硬度和密度直接相关。相关。可以通过以高帧频对组织成像并检测传播的剪切波作为连续图像帧相对于未扰动组织的基线图像的扰动来确定传播的剪切波的速度。在一些实现中，可以使用基于ping的超声成像技术来实现足够高的帧速率，其中将未聚焦的全向ping传输到感兴趣区域（成像平面或半球）。在多个接收孔处接收全向ping回波可大大提高横向分辨率。[选型图]图1

