

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-183705

(P2009-183705A)

(43) 公開日 平成21年8月20日(2009.8.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-22442 (P2009-22442)
 (22) 出願日 平成21年2月3日(2009.2.3)
 (31) 優先権主張番号 12/027, 957
 (32) 優先日 平成20年2月7日(2008.2.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄

(74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

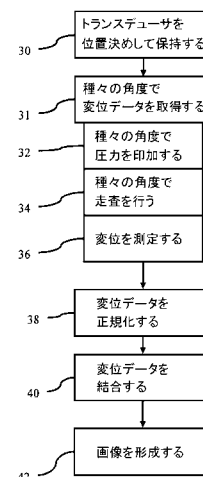
(54) 【発明の名称】 超音波ベースの変位イメージング方法およびコンピュータで読み出し可能な記憶媒体

(57) 【要約】

【課題】変位画像のアーティファクトを低減する。

【解決手段】本発明では、トランスデューサの第1の位置に相応する第1の領域に対する第1の変位フレームを取得し、該第1の変位フレームの変位データは第1の角度に相応し、前記トランスデューサの前記第1の位置に相応する前記第1の領域に対する第2の変位フレームを超音波により取得し、該第2の変位フレームの変位データは前記第1の角度とは異なる第2の角度に相応し、前記第1の領域の空間的位置ごとに前記第1の変位フレームの前記変位データと前記第2の変位フレームの前記変位データとを結合し、結合された変位データに基づいて前記第1の領域の画像を形成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

トランスデューサの第 1 の位置に相応する第 1 の領域に対する第 1 の変位フレームを取得し、該第 1 の変位フレームの変位データは第 1 の角度に相応し、

前記トランスデューサの前記第 1 の位置に相応する前記第 1 の領域に対する第 2 の変位フレームを超音波により取得し、該第 2 の変位フレームの変位データは前記第 1 の角度とは異なる第 2 の角度に相応し、

前記第 1 の領域の空間的位置ごとに前記第 1 の変位フレームの前記変位データと前記第 2 の変位フレームの前記変位データとを結合し、

結合された変位データに基づいて前記第 1 の領域の画像を形成する

ことを特徴とするアーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング方法。

10

【請求項 2】

前記第 1 の変位フレームを取得する際に前記トランスデューサにより患者に対して種々の量の圧力を印加して走査を行うあいだ前記トランスデューサを前記第 1 の位置に保持し、前記第 2 の変位フレームを取得する際に前記トランスデューサにより患者に対して種々の量の圧力を印加して走査を行うあいだ前記トランスデューサを前記第 1 の位置に保持する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 の変位フレームを取得する際に、前記第 1 の領域に音圧を印加し、該音圧のあるときおよび該音圧のないときに走査を行う、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 4】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 の変位フレームを取得する際に、前記第 1 の領域の異なる圧力に関連する 2 つ以上の超音波データフレームのあいだの 2 次相関を求める、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

さらに、前記第 1 の変位フレームの変位データおよび前記第 2 の変位フレームの変位データを正規化し、正規化された前記第 1 の変位データおよび前記第 2 の変位データに基づいて前記結合を行う、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 の変位フレームを取得する際に、少なくとも部分的に前記第 1 の角度および前記第 2 の角度に相応する種々のステアリング角での走査を行う、請求項 1 記載の方法。

30

【請求項 7】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 のフレームを取得する際に、前記第 1 の角度および前記第 2 の角度に相応する種々の角度から前記第 1 の領域に対して変位をもたらす圧力を印加する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 の変位フレームを取得する際に、少なくとも部分的に前記第 1 の角度および前記第 2 の角度に相応する種々のステアリング角での走査を行う、請求項 7 記載の方法。

40

【請求項 9】

前記第 1 の変位フレームを取得する際および前記第 2 の変位フレームを取得する際に、第 1 の走査周波数および第 2 の走査周波数で走査を行う、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

アーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング方法に対してプログラミングされたプロセッサにより実行される命令を表すデータを記憶したコンピュータで読み出し可能な記憶媒体において、

当該の記憶媒体は、種々の変位力角度に対して同じ領域を表す複数の組織変位のデータフレームを形成する命令、ならびに、該複数の組織変位のデータフレームに基づいて当該

50

の領域の画像を形成する命令を含む
ことを特徴とするコンピュータで読み出し可能な記憶媒体。

【請求項 1 1】

前記複数の組織変位のデータフレームを形成する際に、外部の力源により前記領域に対する前記種々の力角度に相応する種々の位置でエラストグラフィデータフレームを形成する命令を含む、請求項 1 0 記載の記憶媒体。

【請求項 1 2】

前記複数の組織変位のデータフレームを形成する際に、音響放射源により前記力角度に配向された音響放射力により音響放射力データフレームを形成する命令を含む、請求項 1 0 記載の記憶媒体。

10

【請求項 1 3】

前記複数の組織変位のデータフレームを形成する際に、超音波データと種々の量の変位力の印加された組織とを相関させる命令を含む、請求項 1 0 記載の記憶媒体。

【請求項 1 4】

さらに前記組織変位のデータフレームを正規化する命令を含む、請求項 1 0 記載の記憶媒体。

【請求項 1 5】

前記複数の組織変位のデータフレームに基づいて前記領域の画像を形成する際に、前記複数の組織変位のデータフレームが種々の変位力角度に対応する同じ位置を表すようにする命令を含む、請求項 1 0 記載の記憶媒体。

20

【請求項 1 6】

イメージングすべき領域に隣接してトランスデューサを位置決めし、
該トランスデューサから該トランスデューサに対する第 1 のグループの 1 つまたは複数の角度で第 1 の音響放射力を送信し、
前記領域において前記第 1 の音響放射力に対応する第 1 の組織変位を求め、
該トランスデューサから該トランスデューサに対する前記第 1 のグループとは異なる第 2 のグループの 1 つまたは複数の角度で第 2 の音響放射力を送信し、
前記領域において前記第 2 の音響放射力に対応する第 2 の組織変位を求め、
前記領域全体を走査するための走査線に相応する前記第 1 のグループおよび前記第 2 のグループを用いて前記領域の空間的位置ごとに前記第 1 の変位および前記第 2 の変位を結合し、

30

前記空間的位置ごとに結合された前記第 1 の変位および前記第 2 の変位に基づいて前記領域の画像を形成する
ことを特徴とするアーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング方法。

【請求項 1 7】

前記第 1 の組織変位を求める際および前記第 2 の組織変位を求める際に、送信の前後に前記領域を走査し、該複数回の走査に基づいて変位を求める、請求項 1 6 記載の方法。

【請求項 1 8】

前記結合を行う際に平均を形成する、請求項 1 6 記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 のグループおよび前記第 2 のグループは全領域に対して前記第 1 の音響放射力および前記第 2 の音響放射力を印加するための走査線から成る、請求項 1 6 記載の方法。

40

【請求項 2 0】

前記第 1 の音響放射力および前記第 2 の音響放射力を送信する際ならびに前記第 1 の組織変位および前記第 2 の組織変位を求める際に前記トランスデューサを同じ位置に保持する、請求項 1 6 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は超音波イメージングに関する。特に、本発明は、超音波イメージングにより組

50

織変位の画像を形成することに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波変位イメージングの第1のステップは特定のイメージング角度からの変位前画像を形成することである。このとき、対象物に所望の変位角度から超音波手段またはその他の機械的手段を介して変位力が印加される。ついで同じイメージング角度からの変位後画像が形成される。当該の変位前画像と変位後画像とを相関させることにより変位画像が形成される。ここでは、エラストグラフィ、音響放射力イメージング A R F I、歪みおよび歪み率イメージングなど種々の変位イメージング技術が用いられる。

【0003】

超音波変位イメージングの1つのモードとして弾性イメージングが挙げられる。米国特許第5107837号明細書、米国特許第5293870号明細書、米国特許第5178147号明細書および米国特許第6508768号明細書には、隣接するフレーム間での相対的な組織変位を用いて弾性画像が形成されることが記載されている。変位力は皮膚表面への圧力印加によって形成される。例えば音波検査者が患者に配置されたトランスデューサを押圧する。プレートまたはトランスデューサなどのデバイスを介して力を印加してもよい。米国特許第6558324号明細書には、色符号化を用いて弾性を表す方法が記載されている。

【0004】

変位イメージングのために圧力が印加され、内部組織に応力が生じる。圧力印加または応力解放に対する内部組織の応答が超音波エネルギーにより測定される。例えば、種々の応力負荷のかかった組織を表すBモードデータを相関させることにより、組織変位が求められる。変位データは歪み、歪み率、弾性率または他の組織変位に相応するパラメータを含む。当該の変位は損傷ないし病変を表す。損傷部位ないし病変部位は周囲の健康組織に比べて剛性が高いからである。

【0005】

心臓イメージングでは、応力源としての心臓の運動を用いて変位率が求められる。応力は音響手段により印加されることもある。音響放射力イメージング A R F I により、損傷部位ないし病変部位と周囲組織との剛性の差が表現される。例えばこの手法は米国特許第6371912号明細書に記載されており、その開示内容は本発明に関連するのでこれを本発明の参考文献とする。強いプッシングパルスの放射力は標的領域にマイクロレベルの変位を引き起こす。2次元のスペックル追跡により組織の運動のミリ秒オーダーの期間にわたる変位が求められる。

【0006】

対象物の機械的特性に空間的变化が存在するため、変位力の空間分布における変化をモデリングするのは困難である。これは、変位画像の信号雑音比 S N R が低下し、ひいては歪みなどの変位を基礎とした予測の精度が低下するからである。同様に、屈折界面または異所性領域を介した音速の空間的变化や減衰性または反射性の高い組織も、シャドーイングや焦点外れなどを発生させ、変位前画像および変位後画像での幾何学的歪みをモデリングしにくくする。このため信号雑音比 S N R ひいては超音波画像の精度が低下してしまうのである。音響放射力イメージング A R F I では、音響放射源のフォーカシングおよびフィールドの送信深度の有限範囲に起因して、変位力の空間的な非均一性が生じる。

【0007】

使用される音響的機械的エネルギーが組織内で変化すると、変位量も相応に変化し、変位画像にアーティファクトが生ずる。こうなると、例えば音響放射力イメージング画像における暗領域が屈折の影に起因するのか、減衰の影に起因するのか、または剛性の組織を表しているのかを判別することができなくなってしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

10

20

30

40

50

【特許文献 1】米国特許第 5 1 0 7 8 3 7 号明細書
【特許文献 2】米国特許第 5 2 9 3 8 7 0 号明細書
【特許文献 3】米国特許第 5 1 7 8 1 4 7 号明細書
【特許文献 4】米国特許第 6 5 0 8 7 6 8 号明細書
【特許文献 5】米国特許第 6 5 5 8 3 2 4 号明細書
【特許文献 6】米国特許第 6 3 7 1 9 1 2 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の基礎とする課題は、変位画像のアーティファクトを低減することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の第 1 の構成はアーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング方法に関し、トランスデューサの第 1 の位置に相応する第 1 の領域に対する第 1 の変位フレームを取得し、該第 1 の変位フレームの変位データは第 1 の角度に相応し、前記トランスデューサの前記第 1 の位置に相応する前記第 1 の領域に対する第 2 の変位フレームを超音波により取得し、該第 2 の変位フレームの変位データは前記第 1 の角度とは異なる第 2 の角度に相応し、前記第 1 の領域の空間的位置ごとに前記第 1 の変位フレームの前記変位データと前記第 2 の変位フレームの前記変位データとを結合し、結合された変位データに基づいて前記第 1 の領域の画像を形成することを特徴とする。

20

【0011】

本発明の第 2 の構成は超音波ベースの変位イメージング方法に対してプログラミングされたプロセッサにより実行される命令を表すデータを記憶したコンピュータで読み出し可能な記憶媒体に関し、当該記憶媒体は、種々の変位力角度に対して同じ領域を表す複数の組織変位のデータフレームを形成する命令、ならびに、該複数の組織変位のデータフレームに基づいて当該領域の画像を形成する命令を含むことを特徴とする。

【0012】

本発明の第 3 の構成はアーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング方法に関し、イメージングすべき領域に隣接してトランスデューサを位置決めし、該トランスデューサから該トランスデューサに対する第 1 のグループの 1 つまたは複数の角度で第 1 の音響放射力を送信し、前記領域において前記第 1 の音響放射力に対する第 1 の組織変位を求め、該トランスデューサから該トランスデューサに対する前記第 1 のグループとは異なる第 2 のグループの 1 つまたは複数の角度で第 2 の音響放射力を送信し、前記領域において前記第 2 の音響放射力に対する第 2 の組織変位を求め、前記領域全体を走査するための走査線に相応する前記第 1 のグループおよび前記第 2 のグループを用いて、前記領域の空間的位置ごとに前記第 1 の変位および第 2 の変位を結合し、前記空間的位置ごとに結合された前記第 1 の変位および前記第 2 の変位に基づいて前記領域の画像を形成することを特徴とする。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

40

【図 1】アーティファクトの低減される超音波変位イメージング方法の実施例のフローチャートである。

【図 2】変位イメージングのステアリング合成に対する走査線を示す図である。

【図 3】超音波変位イメージング装置のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

最初に説明する以下の有利な実施例は、アーティファクトの低減される超音波ベース変位のイメージング方法、アーティファクトの低減される超音波ベースの変位イメージング装置、および、コンピュータで読み出し可能な記憶媒体を含んでいる。変位データの種々のフレームを結合することによりアーティファクトが低減される。変位データの各フレ

50

ムは2つ以上のコンポーネントフレームから求められ、例えば種々の圧力をかけられた同じ領域の走査から得られたBモードデータに相関している。変位フレームは種々の変位力またはイメージング角度を有しているが、同じ領域を表している。異なる角度に関連する変位データを結合することにより、アーティファクトの効果が低減される。

【0015】

本発明は特許請求の範囲によって規定される。ここでの説明は特許請求の範囲を限定するものでないことに注意されたい。さらに本発明のさらなる有利な特徴および利点を以下に有利な実施例に基づいて説明する。本発明の特徴は独立にまたは任意に組み合わせて特許請求の範囲に規定される。

【実施例】

10

【0016】

図の各構成要素は必ずしも縮尺通りに描かれてはおらず、本発明の原理を示すために拡大されていることがあることに注意されたい。さらに、図中、対応する要素には同じ参照番号を付してある。

【0017】

変位力の非均一性からくるアーティファクトを低減するために、複数の変位画像が結合される。超音波変位画像のアーティファクトは、種々の角度、焦点および/または周波数の点に関連する複数の変位画像を結合することにより低減される。画像成分ごとに、特定のイメージング角度から第1の変位前画像が形成される。このとき、対象物に所望の変位角度から超音波手段またはその他の機械的手段を介して変位力が印加される。ついで同じイメージング角度から変位後画像が形成される。当該の変位前画像と変位後画像とを相関させることにより変位画像が形成される。さらに、少なくとも1つの別のイメージング角度の組または変位角度の組に対して上述のステップが反復され、得られた画像成分が結合され、アーティファクトの低減された変位画像が得られる。

20

【0018】

空間的变化により、いっそう正確な組織変位応答の表現が形成される。典型的には、意図的な空間的合成は臨床マーカの喪失という望ましくない結果をもたらす。しかし、変位イメージングは臨床マーカなしでも有効に行うことができる。

【0019】

図1にはアーティファクトの低減される超音波変位イメージング方法が示されている。本発明の方法は弾力性超音波イメージングにも適用される。また、本発明の方法は音響放射力イメージングARFIにも適用可能である。なお、図示の構成に対して異なったステップが設けられてもよいし、より少ないステップしか設けられなくてもよい。例えば、ステップ32またはステップ34は選択可能なステップである。変位力の印加および/または変位検出のための走査に対して種々の角度が用いられる。他の実施例として、正規化ステップ38または画像形成ステップ42を行わなくてもよい。また、各ステップは図示の順序で実行するのが有利であるが、異なった順序で実行することもできる。

30

【0020】

ステップ30で、トランスデューサがイメージングすべき領域に隣接して位置決めされる。Bモードイメージングまたは他の超音波イメージングが変位イメージングに先だって行われる。ユーザはトランスデューサを移動させることにより関心領域を識別し、イメージング深度の変更、走査フォーマットの変更、走査境界の変更など、イメージングパラメータの調整を行う。このときプロセッサが関心領域の識別を補助するかまたは関心領域の識別を担当してもよい。

40

【0021】

イメージングすべき領域が識別されると、トランスデューサはその位置に保持される。トランスデューサは同じ位置に保持されるが、そのあいだ、患者または音波検査者の動きに起因して、トランスデューサの関心領域に対する運動が生じることがある。ユーザまたは機械的構造体がトランスデューサを関心領域の走査のための位置に保持する。トランスデューサは、変位力の送信位置、あるいは、変位測定ないし変位検出のための超音波の送

50

受信が行われる位置に保持される。

【 0 0 2 2 】

ステップ 3 1 で、超音波による種々の変位データフレームが取得される。変位データはトランスデューサ位置に関連する関心領域を表す。関心領域は走査領域の一部であっても全部であってもよい。種々のフレームは種々の圧力または種々の走査角度に関連しているので、種々のフレームは当該の領域のほぼ全体をカバーするが、ステアリング（配向操作）により位置のオーバーラップは生じない。ステップ 3 2、ステップ 3 4 およびステップ 3 6 は変位のデータフレームを取得するために行われる。

【 0 0 2 3 】

ステップ 3 2 では、種々の量の変位をもたらす圧力が関心領域に印加される。種々の量とは、変位を形成する圧力のレベルが 2 つ以上あること、例えば圧力ゼロと最大圧力とが存在することを意味する。変位をもたらす圧力は関心領域に印加される。圧力は種々の方向から印加されてもよいし、同じ方向から種々の時点で印加されてもよい。圧力源はトランスデューサの位置にあってもよいし、また、圧力源がトランスデューサを挟む位置、包囲する位置、隣接する位置、トランスデューサから離れた位置にあってもよい。

【 0 0 2 4 】

変位力は音響放射力イメージングに関連して音響的に印加されるかまたは弾性イメージングに関連して機械的に印加される。変位データは手動の触診、外部の振動源、内的組織の運動（心臓の拍動、呼吸運動など）または音響放射力イメージングによって形成することもできる。音響放射力イメージングでは変位画像または弛緩画像が形成される。音響放射力は治療用超音波送信器によって形成することもできる。音響放射力はステップ 3 4 での走査に際して送信されるパワーであってもよいし、個別に送信されるパワーであってもよい。

【 0 0 2 5 】

ステップ 3 4 では、関心領域が走査され、変位が測定される。当該の関心領域は種々の量の圧力が印加されているあいだ走査される。例えば、走査は種々の量の音圧が印加されている期間において行われる。例えば音響放射圧をかけたときとかけないときとで走査が行われる。別の実施例では、走査はトランスデューサを介して患者に種々の量の圧力を印加しているあいだに行われる。このときトランスデューサは第 1 の位置に保持される。エラストグラフィデータフレームは外部の手動の力源または非音響的力源によって形成される。

【 0 0 2 6 】

変位のデータフレームを取得するために、少なくとも 2 回の走査が行われる。走査は 1 つまたは複数の走査線に沿った送受信を含む。無線周波数が受信される。これらのデータは超音波の送信およびエコーに回答するものである。無線周波数のデータはビームにより形成され、超音波により走査される種々の空間的位置を表す。同じ領域を 2 回以上走査することにより、トランスデューサが保持されている位置のデータが取得される。走査は同じ走査線フォーマットにより反復される。これにより 2 つ以上のデータフレームが取得される。各データフレームは完全な走査または同じ位置に配置されたトランスデューサに関連する 2 次元または 3 次元の走査領域を表す。3 次元イメージングでは、2 次元走査が複数回行われて所定の体積が表される。

【 0 0 2 7 】

別の実施例では、変位力源はイメージング用送信器としても機能するが、受信器としては機能しない。例えば放射力を形成する高出力送信に続けてイメージングのための低出力送信が行われる。この場合、ラウンドトリップ用のイメージング角度は送信軸線と受信軸線とのあいだに配向される。

【 0 0 2 8 】

ステップ 3 6 で、変位が測定される。変位データはその時点の変位または関連する変位特性などの組織の剛性の予測値である。変位データは歪み率、弾性率または弛緩率などのその時点の変位の特性である。その時点での変位は関連する剛性および変形率を表してい

10

20

30

40

50

る。歪み率は歪みの 1 次導関数である。局所歪み率は筋の健康な状況を損なう心筋の収縮を表す。弾性率、例えばヤング率は、歪みまたは歪み率が正規化されて応力測定に関連づけられる際に形成される。他には体表面の圧力をトランスデューサに取り付けられたセンサにより測定する手法が存在する。応力のフィールドパターンは測定された歪みのポイントすなわち所定のピクセルまたはヴォクセルに対して外挿される。ヤング率は応力を歪みによって除算した値として定義される。局所弾性率の値が計算され、その数値が表示のためのグレースケール値または色値へ変換される。

【0029】

変位データは種々のレベルの圧力または歪みの印加された領域を表す 2 つ以上の超音波データフレームから求められる。当該の領域において、変位力に対する組織変位が求められる。各超音波データフレームは変位力の印加前、印加中、印加後の関心領域を表す。他の超音波データフレームは異なる量の変位力のかかった関心領域を表している。変位は種々の変位圧力に相応する走査に基づいて求められる。

10

【0030】

いずれの変位関数も使用可能である。例えば、種々のフレームの B モードデータが 1 次元、2 次元または 3 次元で相関される。2 つの超音波データフレーム間の方向相関の平均値または他の統計値が求められる。変位データは 1 次元 (M モード)、2 次元 (B モード)、3 次元 (スタティックヴォリュームトリ) または 4 次元 (ダイナミックヴォリュームトリ) でのフレーム取得およびイメージングにより形成される。こうした変位データを形成する手法の例は米国特許第 5 107837 号明細書、米国特許第 5 293870 号明細書、米国特許第 5 178147 号明細書、米国特許第 6 508768 号明細書または米国特許第 6 558324 号明細書に記載されている。

20

【0031】

アーティファクト低減のために、2 つ以上の変位データフレームが取得される。ステップ 31, 32, 34, 36 は少なくとも 2 回反復される。トランスデューサは反復のあいだ同じ位置に保持され、これにより同じ領域を表す複数の変位データが取得される。

【0032】

種々の変位データのフレームは種々の角度、周波数および / または焦点位置に相応する。例えば、ステップ 34 での走査は 2 つの異なる送信周波数、受信周波数および / または送受信周波数で行われる。

30

【0033】

別の実施例として、種々の変位データフレームが種々の角度に対して得られる。種々の角度は変位圧力方向および / または走査方向に相当する。例えば、図 2 にはトランスデューサ 18 がこのトランスデューサ 18 に対してそれぞれ異なる角度をなす走査線 26, 28 を有することが示されている。走査線 26, 28 は音響放射力の印加および / または走査ビームの送受信に用いられる。走査角度が異なるので、1 つの変位データフレームによってカバーされる領域の一部は他の角度に基づく他のデータフレームによってはカバーされないことになる。セクタ走査または Vector^(R) 走査が適用される。走査角度はデータフレームごとに異なる。セクタ走査または Vector^(R) 走査の起点は各変位データフレームに対して異なって位置決めされる。1 つまたは複数の角度は同じ角度を有するが異なる起点を有しており、種々の変位データフレームが形成される。各変位データフレームの走査線グループは 1 つまたは複数の角度を用いている。2 つの異なるフレームから成る第 2 のグループは起点の相違によって第 1 のグループの 1 つまたは複数の角度とは異なる 1 つまたは複数の角度を有する。各グループは相応の変位データフレームに関連する領域全体に対する全ての走査線から成る。当該の角度の相違は領域内の所定の空間的位置ごとの走査角度の相違および / または変位力の印加の形態の相違として現れる。

40

【0034】

図 2 には種々の角度での走査の様子が示されている。変位圧力は、種々の走査に対して、同一の角度または異なる角度から印加される。変位圧力は、種々の角度の走査に対して、同一の角度または異なる角度から印加される。変位力は当該の領域に対する種々の変位

50

力角度に相応する異なる位置を起点としている。例えば、音響放射力の変位データフレームは種々の角度に配向された音響放射力によって取得される。変位はフレーム全体の走査に対する同じ位置および/または同じ角度に由来する。

【0035】

図1の選択的なステップ38では、変位データのフレームが正規化される。1つまたは複数のフレームが他のフレームに対して正規化される。これに代えて、種々のフレームの取得をそれぞれ正規化してもよい。組織変位のフレームを正規化する公知のまたは将来開発されるアルゴリズムまたは処理のうち任意のアルゴリズムまたは処理を使用することができる。例えば、変位データの振幅が正規化される。各フレームの変位データの平均値またはメディアン値が求められる。所望の平均値または他のフレームの平均値からのオフセット値が求められる。当該のオフセット値が変位データに加算され、平均値の振幅が等化される。

10

【0036】

別の実施例では、変位データのダイナミックレンジが更新される。各変位データフレームは種々の圧縮の結果であってよく、圧縮パラメータまたはその他の弾性パラメータの点でそれぞれ異なっていてよい。同じ組織について、2つの異なる圧縮力のもとで形成された2つの変位特性は異なるダイナミックレンジを有する。ここでは変位が相対値となるので、その数値は応力が既知とならなければ診断情報としては容易に用いることができない。

【0037】

変位が暗示的となるこうした欠点を克服するために、変位データのダイナミックレンジが更新される。たいていの適用事例において、関心領域ないし観察フィールドは、基準として利用可能な健康な軟性組織、例えば胸の脂肪組織を含む。健康な軟組織は他の健康な組織または病変した組織に比べて関心領域において最も高い変位を有する。フックの法則により、変位は応力に対して線形に比例する。線形の関係は圧縮度が小さいときに有効となる。超音波の適用分野では実際に当該の圧縮度は小さい。種々の組織における変位の比は計量値として一定の値に保持されるが、変位の値は種々の圧縮力に応じて変化しうる。

20

【0038】

ダイナミックレンジを更新するために、各変位データフレームは当該のフレームまたは他のフレームの最も高い変位の値を用いて正規化される。例えば、変位の最大値は E_{max} である。ピクセル (x, y) ごとに変位 $e(x, y)$ が求められる。パーセンテージ $p(x, y)$ は変位 $e(x, y)$ を最大値 E_{max} で除算した値である。イメージングに用いられる色符号化は当該のパーセンテージ $p(x, y)$ と色符号化の範囲 $[a, 1]$ とを基礎としている。パーセンテージは範囲 $[a, 1]$ のあいだでマッピングされる。値1は通常値であって色は透明であり、値 a は最も硬質な値であって色は赤である。値 a は病理学的データのセットから実験により(経験的に)求められる。

30

【0039】

正規化の後、各データフレームは類似したダイナミックレンジを有する。ステップ40において、変位データフレームが結合される。例えば、正規化された種々の角度の変位データフレームが結合される。正規化は結合の後に行ってもよい。

40

【0040】

関心領域の空間的位置ごとに、複数の変位データフレームが結合される。所定のフレームがステアリング角に基づく所定の空間的位置を表すデータを含まない場合、当該のフレームは当該の空間的位置に対する結合に関与しない。ここでは、走査変換されたデータが結合される。これに代えて、走査フォーマットのデータが補間法、外挿法または隣接選択法により所定の空間的位置を表すために選択される。当該の領域の各空間的位置に対する変位データが結合される。同じ位置を表す組織変位のデータフレームと異なる変位力角度に対するデータフレームとが合成される。結合関数は、平均、重みづけ平均、最大値選択、最小値選択、メディアン値選択あるいはその他の公知のまたは将来開発される関数など、いずれのものが用いられてもよい。

50

【 0 0 4 1 】

ステップ 4 2 では、結合されたデータフレームから画像が形成される。結合された変位の値は表示のために出力される。例えば、変位の値はグレースケールまたはカラーマップによりマッピングされる。他の情報を付加することもできる。例えば、カラーマップが変位データに対して選択され、グレースケールマップが B モードデータに対して選択されるように構成してもよい。変位データと他のデータとの線形の結合または非線形の結合に対する表示値を出力する共通のマップが形成される。

【 0 0 4 2 】

画像は関心領域の変位を表す。画像は組織変位のデータフレームの関数である。各空間的位置に対する変位データが結合され、画像が形成される。画像は同じ角度または異なる角度でさらなる複数の変位データフレームが取得されたときに更新される。新たなフレームが結合の際に付加されるか、または、何らかの窓関数によって選択されたフレームから結合が行われる。マッピングなしでの画像または結合フレームは後の画像形成のために記憶される。

【 0 0 4 3 】

図 3 にはアーティファクトの低減される超音波変位イメージング装置 1 6 が示されている。超音波変位イメージング装置 1 6 は図 1 の方法または別の方法を実行する。超音波変位イメージング装置 1 6 は診断画像形成装置 1 7、トランスデューサ 1 8、プロセッサ 2 0、メモリ 2 2 およびディスプレイ 2 4 を含む。付加的に、いくつかの異なった構成要素が設けられていてもよい。例えば、プロセッサ 2 0 および / またはメモリ 2 2 は超音波変位イメージング装置 1 6 から分離されることもできる。他の実施例として、観察パラメータの手動選択または補助選択あるいは他のコントロールのためにユーザ入力装置を設けることもできる。さらに別の実施例として、超音波変位イメージング装置 1 6 は P C、ワークステーション、P A C S ステーション、ネットワークを介したリアルタイム処理または画像取得後の処理を行うその他のローカル装置または分散装置など、トランスデューサ 1 8 を含まないものであってもよい。

【 0 0 4 4 】

トランスデューサ 1 8 は変換素子のアレイである。1 次元、2 次元または多次元のアレイを用いることができる。圧電素子または c M U T 素子を使用可能である。トランスデューサ 1 8 は超音波、例えば低い強度の音響エネルギーの送受信に対して大きさおよび形状が選定されている。トランスデューサ 1 8 は走査および / または変位力の印加のために音響エネルギーと電気エネルギーとのあいだの変換を行う。種々の角度での送受信のための種々のアパーチャを選択するスイッチまたは他の部品を設けることもできる。

【 0 0 4 5 】

或る実施例では、トランスデューサ 1 8 はハンドヘルド型ケーシング内に収容されている。ハンドヘルド型ケーシングは変位をもたらす圧力を印加するために用いられる。これに代えて、ハンドヘルド型ケーシング内に取り付けられた 1 つまたは複数のコンポーネントまたはケーシングとは別個のコンポーネントを圧力の印加に用いてもよい。例えば、可動プレートまたはトランスデューサがケーシング内のトランスデューサの各端部に設けられる。ユーザまたはモータがプレートを介して患者の皮膚に圧力を印加する。当該の領域に対して種々の角度で印加される圧力の空間分布が形成される。

【 0 0 4 6 】

診断画像形成装置 1 7 はビーム形成装置、ディテクタ（例えば B モード検出器および / またはドップラー検出器）、スキャニングコンバータおよびディスプレイを含む。幾つかの要素、例えばフィルタが付加されていてもよいし、逆に幾つかの要素が省略されていてもよい。診断画像形成装置 1 7 はトランスデューサ 1 8 による走査に対する送信波形を形成する。送信波形は音響放射のための高い振幅または走査のための低い振幅を含む。トランスデューサ 1 8 は診断画像形成装置 1 7 によるビーム形成のためにエコーを電気信号へ変換する。ビームのデータは検出され、イメージングに用いられる。別の実施例では、診断画像形成装置 1 7 はエコーに応答した B モードデータまたは強度データを形成する B モ

10

20

30

40

50

ード検出器を含む。さらに別の実施例として、診断画像形成装置 17 がエコーに応答した速度または組織の運動を予測するドップラー検出器を含んでもよい。診断画像形成装置 17 は公知のまたは将来開発される変位イメージング手段、弾性イメージング手段または音響放射力イメージング手段 (ARFI 手段) を含みうる。さらに別の実施例として、治療装置を設け、音響放射力の形成に用いてもよい。

【0047】

プロセッサ 20 は制御プロセッサ、汎用プロセッサ、デジタルシグナルプロセッサ、ASIC、FPGA またはグラフィックプロセッサである。ドップラプロセッサ、デジタル回路、アナログ回路またはこれらの組み合わせ、あるいはその他の公知のまたは将来開発される変位検出手段ないし相関手段を利用することもできる。プロセッサ 20 は診断画像形成装置 17 の一部であるが、別個の装置の一部であってもよい。プロセッサ 20 は診断画像形成装置 17 の動作を制御する。

【0048】

これに代えてまたはこれに加えて、プロセッサ 20 はエコーの関数として歪みまたは変位を求める。診断画像形成装置 17 は診断パルスなどの所定のパルスシーケンスを送信する。相応のエコーから検出されたデータが変位の算出に用いられる。変位は組織変位の関数として求めることもできる。他の実施例では、プロセッサ 20 は、種々の送信イベントに由来する B モードデータを相関させる。1 次元、2 次元または 3 次元での最良の適合または十分な適合を探索することにより、種々の送信イベントのあいだの変位量が求められる。他の実施例として、ドップラー検出器が種々の送信イベントから形成されたエコーからドップラー量を予測してもよい。例えば、速度が予測される。速度および時間は所定の変位の算出に用いられる。これに代えて、変位を直接に速度に基づいて予測することもできる。プロセッサ 20 は複数の空間的位置に対する変位を少なくとも 2 回求め、各フレームの変位を走査方向または変位力方向に関連づける。

【0049】

メモリ 22 はコンピュータで読み出し可能な記憶媒体であって、例えばキャッシュ、バッファ、レジスタ、RAM、リムーバブルメディア、ハードディスク、光学記憶デバイスあるいは他の種々のタイプの揮発性または不揮発性の記憶媒体である。メモリ 22 は診断画像形成装置 17 ひいては超音波変位イメージング装置 16 の一部であるが、別個の装置であってもよい。メモリ 22 にはプロセッサ 20 によってアクセスすることができる。

【0050】

或る実施例では、メモリ 22 はプロセッサ 20 によって使用されるデータ、例えば変位の算出に用いられる検出データおよび / または画像データを記憶する。これに代えてまたはこれに加えて、メモリ 22 はアーティファクトの低減される超音波変位イメージング方法のためにプログラミングされたプロセッサ 20 により実行される命令を表すデータを記憶している。プロセス、方法および / または技術を実現するための命令はコンピュータで読み出し可能な記憶媒体に格納される。本明細書または図面において説明した機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ読み出し可能な記憶媒体に記憶されている 1 つまたは複数の命令のセットに응答して実行される。機能、ステップまたはタスクは命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジなどのタイプに依存せずに実行可能であり、単独または任意に組み合わせられたソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードその他などによって実行される。同様に、処理ストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスク処理、並列処理などを含んでもよい。別の実施例では、命令はローカル装置またはリモート装置による読み出しのためにリムーバブルメディアに記憶されている。さらに別の実施例では命令はリモート位置に記憶されており、コンピュータネットワークまたは電話回線を介して伝送される。また、命令を所定のコンピュータ、CPU、GPU またはシステム内に記憶しておいてもよい。

【0051】

これまで本発明について様々な実施形態に基づき説明してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく種々の変更ないし修正を行えることは自明である。上記の詳細な説明は制

10

20

30

40

50

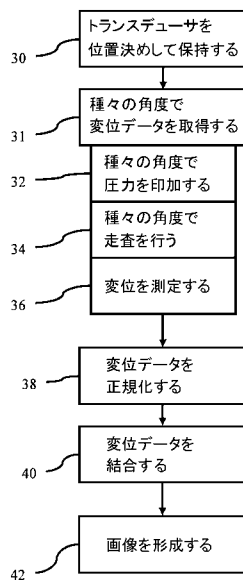
限ではなく説明を意図していることに注意されたい。本発明の内容および範囲を規定するのは特許請求の範囲の特徴およびこれと等価の特徴であることは明らかである。

【符号の説明】

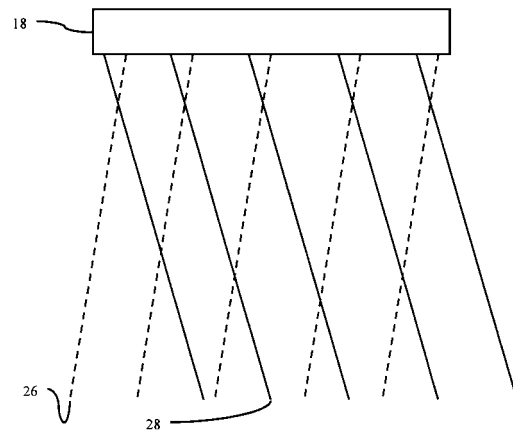
【 0 0 5 2 】

16 超音波変位イメージング装置、 17 診断画像形成装置、 18 トランスデューサ、 20 プロセッサ、 22 メモリ、 24 ディスプレイ、 26、 28 走査線

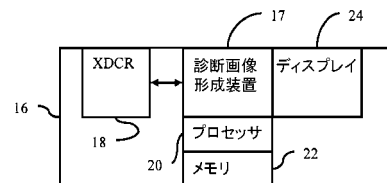
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(74)代理人 100110593

弁理士 杉本 博司

(74)代理人 100112793

弁理士 高橋 佳大

(74)代理人 100128679

弁理士 星 公弘

(74)代理人 100135633

弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100114890

弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト

(72)発明者 クティ ウスツナー

アメリカ合衆国 カリフォルニア マウンテン ビュー チャーチ ストリート 6 0 2

Fターム(参考) 4C601 DD15 EE04 JB30 JB41 JC37 KK02 KK11

专利名称(译)	基于超声波的位移成像方法和计算机可读存储介质		
公开(公告)号	JP2009183705A	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2009022442	申请日	2009-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	クテイウスツナー		
发明人	クテイ ウスツナー		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/5206 G01S7/52071 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/JB30 4C601/JB41 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK11		
代理人(译)	矢野俊夫 杉本博司 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	12/027957 2008-02-07 US		
其他公开文献	JP2009183705A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波基础位移成像方法，该方法涉及超声波成像并减少位移图像的伪影。解决方案：该方法包括将第一位移框架的第一位移数据与第二位移框架的第二位移数据耦合以给出耦合的位移数据，然后将其用作形成第一区域的图像的基础，其中第一区域对应于换能器的第一位置；第一位移框架和第二位移框架是第一区域的位移框架；第一位移数据和第二位移数据分别对应于彼此不同的第一角度和第二角度。Z

