

(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2013-59622
(P2013-59622A)

(43) 公開日 平成25年4月4日(2013.4.4)

(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 請求項の数 21 O L 外国語出願 (全 47 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-195016 (P2012-195016)</p> <p>(22) 出願日 平成24年9月5日 (2012.9.5)</p> <p>(31) 優先権主張番号 13/229, 408</p> <p>(32) 優先日 平成23年9月9日 (2011.9.9)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(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 Solutions 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 Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.</p> <p>(74) 代理人 100114890 弁理士 アイゼル・フェリックス＝ラインハルト</p>
--	---

最終頁に続く

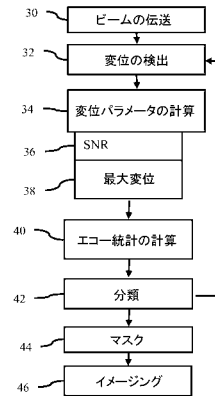
(54) 【発明の名称】 医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理

(57) 【要約】

【課題】分類前処理 (3 0 - 4 0) が、医用超音波剪断波イメージング (4 6) のために提供される。

【解決手段】ストレスに応答して、患者内の 1 つ以上の位置における変位が測定される (3 2)。経時的な変位は、位置のシフトを表す曲線である。曲線の 1 つ以上の特性、例えば、信号対雑音比および最大変位を用いて、位置を分類する (4 2)。位置は、流体、流体組織、固形組織、あるいは、非限定物として分類される。次の剪断波イメージング (4 6) は、他の位置ではない固形組織の位置に対する剪断情報を提供することができる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用超音波剪断波イメージングに用いられる分類前処理の方法であって、前記方法は、超音波を用いて、インパルス励起に応答した患者内の第 1 の位置における経時的な変位を測定するステップ (32) と、

前記経時的な変位の最大値を決定するステップ (38) と、

前記経時的な変位の信号対雑音比を決定するステップ (36) と、

プロセッサ (18) を用いて、前記第 1 の位置を、複数の種類の組織のうちの第 1 の種類として分類するステップ (42) と、

を有し、

前記分類するステップ (42) は、前記経時的な変位の前記最大値および前記経時的な変位の前記信号対雑音比の関数である、

ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

音響励起を患者内に伝送するステップ (30) をさらに有し、

前記インパルス励起は前記音響励起を含み、

前記変位を測定するステップ (32) は、超音波を用いて、前記第 1 の位置を繰り返し走査するステップを有する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記変位を測定するステップ (32) は、

複数回実行される、超音波を前記組織に伝送するステップ (30) と、

複数回実行される、前記伝送するステップ (30) からの反射を受信するステップと、

前記複数回の受信するステップの反射から、前記変位を検出するステップと、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記分類するステップ (42) を複数の位置に関して繰り返すステップと、

前記第 1 の位置および前記複数の位置を含む前記患者の剪断波イメージングを実行するステップ (46) と、

前記剪断波イメージングを、前記第 1 の位置および前記複数の位置に対する分類するステップ (42) の関数として、空間的にマスクするステップ (44) と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記経時的な変位を測定するステップ (32) は、前記組織が、前記インパルス励起後に弛緩したとき、前記変位を測定するステップ (32) を有する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記信号対雑音比を決定するステップ (36) は、

前記経時的な変位をフィルタリングするステップと、

前記経時的な変位から前記フィルタリングされた経時的な変位を減算するステップと、

前記減算の結果の二乗平均平方根を計算するステップと、

前記フィルタリングされた変位の積分を、前記二乗平均平方根によって除算するステップと、

を有し、

前記除算の結果は、前記信号対雑音比を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記分類するステップ (42) は、前記第 1 の種類を、流体、固形組織および特定不能物からなる群の 1 つとして分類するステップを有する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記分類するステップ(42)は、前記第1の種類を、流体組織あるいは固形組織として分類するステップ(42)を有する、
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項 9】

前記分類するステップ(42)は、ファジー理論あるいは確率関数を用いて分類するステップ(42)を有する、
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項 10】

超音波信号の信号対雑音比を決定するステップと、
経時的な前記超音波信号の非相関係数を決定するステップと、
をさらに有し、
前記分類するステップ(42)は、前記経時的な変位の前記最大値、前記経時的な変位の前記信号対雑音比、前記超音波信号の前記信号対雑音比、経時的な前記超音波信号の前記非相関係数の関数として分類するステップ(42)を有する、
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

10

【請求項 11】

プログラムプロセッサ(18)によって実行可能な、医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用の命令を表すデータを記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)において、前記記憶媒体(22)は、
患者内の応答の変位プロファイルを決定する(32)ための命令と、
前記変位プロファイルの第1の特性を計算する(34)ための命令と、
前記第1の特性に少なくとも部分的に基づいて、固形組織から流体および流体組織を区別する(42)ための命令と、
剪断波情報を、流体あるいは流体組織のイメージからマスクする(44)ための命令と、
を有することを特徴とする持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

20

【請求項 12】

前記変位プロファイルを決定する(32)ことは、異なる時点における前記患者の領域を表すデータを受信することと、前記データを関連付けることと、を含む、
ことを特徴とする請求項11に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

30

【請求項 13】

前記変位プロファイルを決定する(32)ことは、前記患者内の組織の変位を生じさせるインパルスの後、変位の大きさを、時間の関数として決定することを含む、
ことを特徴とする請求項11に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

【請求項 14】

前記計算する(34)ことは、前記変位プロファイルの信号対雑音比を計算する(36)ことを含む、
ことを特徴とする請求項11に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

【請求項 15】

前記計算する(34)ことは、前記変位プロファイルからの最大変位を計算する(38)ことを含む、
ことを特徴とする請求項11に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

40

【請求項 16】

前記区別する(42)ことは、前記第1の特性の関数として分類する(42)ことを含む、
ことを特徴とする請求項11に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体(22)。

【請求項 17】

前記区別する(42)ことは、(a)前記流体および前記流体組織、(b)固形組織、(c)他のクラスの間で分類する(42)ことを含む、

50

ことを特徴とする請求項 11 に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体 (22)。

【請求項 18】

前記マスクする (44) ことは、固形組織領域用であって、流体あるいは流体組織領域用ではない剪断波情報を表す前記イメージを表示する (46) ことを含む、ことを特徴とする請求項 11 に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体 (22)。

【請求項 19】

医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用のシステムであって、前記システムは、

音響インパルス励起を患者内に伝送し、前記患者の領域を、超音波を用いて走査するように構成されたトランスデューサ (14) と、

前記音響インパルス励起後に、超音波を用いた前記走査によって生成され、異なる時点における前記領域を表すデータを生成するように構成された受信ビームフォーマ (16) と、

前記音響インパルス励起によって導入された組織変位を推定し、前記組織変位のプロファイルの特性を示す少なくとも 1 つのパラメータを導出し、前記少なくとも 1 つのパラメータに基づいて、前記領域内の組織を分類するように構成されたプロセッサ (18) と、

前記組織の前記分類の関数として決定された第 1 の位置に対する剪断を表すイメージを表示するように構成されたディスプレイ (20) と、

を有することを特徴とするシステム。

【請求項 20】

前記プロセッサ (18) は、

前記パラメータを信号対雑音比として導出するように構成され、

他のパラメータを前記プロファイルの最大変位として導出するように構成され、

前記信号対雑音比および前記最大変位に基づいて分類するように構成されている、

ことを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記プロセッサ (18) は、

前記パラメータを信号対雑音比として導出するように構成され、

他のパラメータを前記プロファイルの最大変位として導出するように構成され、

前記データの統計を、時間、空間、時間および空間において計算するように構成され、

前記統計、前記信号対雑音比および前記最大変位に基づいて分類するように構成されている、

ことを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波イメージングに関するものである。特に、超音波剪断波イメージングを改良することができる。

【背景技術】

【0002】

剪断波速度情報は、診断に有効となりうる。剪断波情報は、音響インピーダンス (例えば、B モード) およびドップラー (例えば、フローモード) イメージングに加えて、組織特性を示す。しかしながら、組織内の剪断波伝播の複雑さは、重大な誤りにつながるおそれがある。例えば、剪断波速度は、流体あるいは流体組織に対して正確に決定されず、見たところ任意の値につながる。

【0003】

剪断波イメージから流体の影響を除去するために、攪拌後の流れを測定することによって、流体領域は固形組織領域から分離される。攪拌のために、音響エネルギーが用いられ、流体内に流動を発生させる。連続したエコー信号間の相関係数が計算され、攪拌された流体から固形組織を区別する。しかしながら、ライブ走査では、固形組織の動きは、音響

10

20

30

40

50

エネルギーの攪拌によって導入された流体の動きと同じ非相関の大きさを生じうる。区別する能力は制限されうる。

【発明の概要】

【0004】

導入として、以下に示す好適実施形態は、医用超音波剪断波イメージング用の分類前処理のための方法、命令およびシステムを含む。ストレスに应答して、患者内の1つ以上の位置における変位が測定される。経時的な変位は、位置のシフトを表す曲線である。曲線の1つ以上の特性、例えば、信号対雑音比および最大変位を用いて、位置を分類する。位置は、流体、流体組織、固形組織、非限定物、あるいは他のクラスとして分類される。次の剪断イメージングは、他の位置ではない固形組織の位置に対する剪断情報を提供することができる。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

第1の態様では、医用超音波剪断波イメージングに用いられる分類前処理の方法が提供される。超音波を用いて、インパルス励起に应答した患者内の第1の位置における経時的な変位を測定する。経時的な変位の最大値を決定する。経時的な変位の信号対雑音比を決定する。プロセッサは、第1の位置を、複数の種類の組織のうちの第1の種類として分類する。分類は、経時的な変位の最大値および経時的な変位の信号対雑音比の関数である。

【0006】

第2の態様では、持続性コンピュータ可読記憶媒体は、プログラムプロセッサによって実行可能な、医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用の命令を表すデータを記憶している。記憶媒体は、患者内の应答の変位プロファイルを決断するための命令と、変位プロファイルの第1の特性を計算するための命令と、第1の特性に少なくとも部分的に基づいて、固形組織から流体および流体組織を区別するための命令と、剪断波情報を、流体あるいは流体組織のイメージからマスクするための命令と、を含む。

20

【0007】

第3の態様では、医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用のシステムが提供される。トランスデューサは、音響インパルス励起を患者内に伝送し、患者の領域を、超音波を用いて走査するように構成されている。受信ビームフォーマは、音響インパルス励起後に、異なる時点における領域を表すデータを生成するように構成されている。データは、超音波での走査によって生成される。プロセッサは、音響インパルス励起によって導入された組織変位を推定し、組織変位のプロファイルの特性を示す少なくとも1つのパラメータを導出し、少なくとも1つのパラメータに基づいて、領域内の組織を分類するように構成されている。ディスプレイは、第1の位置に対する剪断を表すイメージを表示するように構成されている。第1の位置は、組織の分類の関数として決定される。

30

【0008】

本発明は、以下の請求項によって規定され、明細書の記載は、請求項を限定するものとしてみなすべきではない。以下、本発明の他の態様および有利な効果は、好適実施形態とともに説明され、また、独立してあるいは組み合わせて請求項に記載される。

【0009】

構成要素および図面は、必ずしも縮尺どおりに描かれておらず、本発明の原理を説明するために強調されている。さらに、図面を通して、対応する部品には類似の参照符号が用いられている。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】医用超音波剪断波イメージングに用いられる分類前処理の方法の一実施形態を示すフローチャートである。

【図2】医用超音波イメージの一例である。

【図3】図2に表された2つの位置の経時的な変位を示すグラフの一例である。

【図4】図2に表された2つの位置の滑らかな変位曲線およびノイズ変位曲線の例を示す

50

。

【図5】一実施形態に従って、最大変位および信号対雑音比に基づく分類を示すグラフである。

【図6】左図は、Bモードイメージの医用イメージの一例であり、右図は、信号対雑音比から生成された医用イメージの一例である。

【図7】医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用のシステムの一実施形態を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

関心領域内の位置は、固形組織あるいは他の種類の材料として分類される。固形組織領域では、より高精度に剪断を測定することができる。他の種類、例えば、流体あるいは流体組織は、剪断速度の測定の精度が劣る。固形組織に関連した位置は、剪断イメージングに含められ、他の位置は、剪断波伝播領域のイメージングからあらかじめ除外される。分類は、代替としてあるいは追加として、剪断波イメージングから除外するために、シャドーイング領域および/またはハイポエコー(hypo echoic)領域に関連付けられた領域を識別する。

10

【0012】

関心領域は、流体(例えば、血液あるいは尿)、骨、組織を含むことができる。組織は、組織のような流体(すなわち、流体組織)あるいは固形組織を含むことができる。固形組織は、筋肉、脂肪、臓器、流体および骨より比較的弾性力のある特性を有する他の構造を含む。嚢胞あるいは他の組織構造は、流動性の高い内容物を含むことができる。剪断波イメージングにおける誤りを低減するために、流体組織あるいは流体は、固形組織から分離される。

20

【0013】

固形組織および流体組織がインパルス力によって励起されると、両方の組織は変位する。経時的な変位プロファイルの特性は、組織の種類によって異なる。固形組織における変位は、剪断波方程式によって支配され、流体組織における変位は、ナビエ・ストークス方程式によって支配されている。流体組織における結果として生ずる変位プロファイルは、固形組織における変位プロファイルと比較して、著しいノイズを示す。エコー信号の信号対雑音比(SNR)もまた、変位プロファイルのSNRに寄与する。

30

【0014】

SNRに加えて、あるいは、SNRの代わりに、変位プロファイルの他のパラメータを用いて分類することもできる。例えば、変位プロファイルにおける最大変位は、流体あるいは流体組織を、固形組織のハイポエコー領域から識別することができる。SNRおよび最大変位は、ともに用いられ、流体および流体組織を、軟固形組織および硬固形組織から識別することができる。

【0015】

インパルス励起によって導入された組織変位が推定される。変位プロファイルの特性を示す少なくとも1つのパラメータが推定される。組織は、導出されたパラメータに基づいて、複数のカテゴリから少なくとも1つのカテゴリに分類される。一例では、変位プロファイルのSNRおよび最大値を用いて、組織を流体あるいは固形組織という種類に分類する。他の例では、他の特性、例えば、エコー信号の統計(例えば、平均あるいは高次統計)を、SNRおよび最大変位とともに分類のために用いる。

40

【0016】

図1は、医用超音波剪断波イメージングに用いられる分類前処理の方法を示す。方法は、図7のシステムあるいは異なるシステムによって実行される。異なる動作を追加しても良いし、削減してもよい。例えば、動作30を実行せず、ストレス源を、体によって、手動で、サンパー(thumper)を用いて、あるいは他のメカニズムによって供給してもよい。他の例では、動作36におけるSNRおよび/または動作38における最大変位の代わりに、変位の異なるパラメータを計算する。動作40は任意である。さらに他の例では、

50

動作 4 4 および / または動作 4 6 は提供されず、分類は他の目的のために用いられる。動作は、図示の順番で実行されるが、他の順番で実行されてもよい。

【 0 0 1 7 】

図 1 の方法は、図 2 に示される例と関連して説明される。図 2 は、乳房組織の 2 次元領域の B モードイメージすなわちエコーイメージを示す。方法は、他の臓器に用いることもできる。領域は、嚢胞（位置 B の周辺の暗い領域）を含む。その領域では、複数の嚢胞が存在してもよいし、存在しなくてもよい。領域は、他の種類の材料、例えば、骨や流体を含むことができる。2 つの代表的な位置 A、B が図示されている。位置 A は固形組織領域内にあり、位置 B は流体組織内にある。方法は 1 つ以上の位置に対して実行される。一実施形態では、方法は、視野全体あるいは関心領域において、B モードあるいは走査サンプル位置の各々に対して実行される。より濃いあるいはより薄いサンプルを用いてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 の動作 3 0 では、音響励起を患者内に伝送する。音響励起は、インパルス励起として機能する。例えば、パワー、すなわち、ピーク振幅レベルが、組織をイメージングするための B モード伝送と同一あるいはより高い、4 0 0 サイクルの伝送波形を伝送する。一実施形態では、伝送は、視野に与えられる放射力のシーケンスである。任意の音響放射力イメージング（ARFI）シーケンスを用いることができる。

【 0 0 1 9 】

伝送は、パワー、振幅、タイミングあるいは、1 つ以上の位置において組織を変位させるのに十分な、組織に与えられるストレスの他の特性によって構成されている。例えば、伝送力は、底部近くの視野の中央に位置付けられ、視野全体にわたる変位を生じさせる。伝送は、複数の小領域に対して繰り返してもよい。

20

【 0 0 2 0 】

励起を、超音波トランスデューサから伝送する。励起は音響エネルギーである。音響エネルギーを集中し、3 次元のビームプロファイルを形成する。励起を、フェイズドアレイおよび / または機械的焦点を用いて集中する。励起は 1 次元、例えば上位の次元には集中されなくてもよい。励起を、患者の組織内に伝送する。

【 0 0 2 1 】

動作 3 2 では、患者内の応答の変位プロファイルを決定する。例えば、位置 A、B に対する変位プロファイルが図 3 に示される。励起は組織の変位を生じさせる。剪断波は、焦点領域（focal region）から発生し伝播する。剪断波が組織を通過して伝播すると、組織は変位する。変位を生じさせる縦波あるいは他の波を用いることもできる。組織は、患者内で移動させられる。

30

【 0 0 2 2 】

力あるいはストレスによって生じた変位を測定する。変位を、時間をかけて 1 つ以上の位置において測定する。ストレスあるいはインパルスが終了する前に、例えば、異なる周波数やコーディングを用いて、変位測定を開始することができる。あるいは、インパルスの終了後に変位測定を開始する。ストレスの点あるいは領域から離れた、組織内の変位を生じさせる、剪断波（横波）、縦波、他の波は、伝播するのに時間がかかるので、図 3 に示すように、弛緩状態あるいは部分的にストレスがかかった状態の変位から、最大変位まで、そして再び弛緩状態に戻った変位を測定することができる。あるいは、変位は、組織が弛緩して最大を形成している間だけ測定される。

40

【 0 0 2 3 】

変位の量あるいは大きさを測定する。組織は任意の方向に移動する。最大に移動する方向に沿って測定することができる。動きベクトルの大きさを決定する。あるいは、組織が他の方向にどのくらい変位するかに関係なく、所定の方向に沿って、例えば、走査線に垂直に測定する。

【 0 0 2 4 】

超音波走査を用いて変位を検出する。領域、例えば、関心領域、視野全体、関心小領域を、超音波で走査する。所定の時間、超音波を組織あるいは関心領域に伝送する。現在知

50

られているあるいは将来開発される変位イメージングを用いることができる。例えば、1～5サイクルの持続時間を有し、強度が 720 mW/cm^2 未満のパルスを用いる。他の強度のパルスを用いることもできる。

【0025】

伝送からのエコーすなわち反射を受信する。エコーはビーム成形され、ビーム成形されたデータは1つ以上の位置を表す。変位を検出するために、超音波エネルギーを、変位を経験している組織に伝送し、エネルギーの反射を受信する。任意の伝送および受信シーケンスを用いることができる。

【0026】

伝送および受信を複数回実行することによって、異なる時点における1次元、2次元あるいは3次元領域を表すデータを受信する。伝送および受信を複数回実行し、変位による変化を決定する。超音波で繰り返し走査することによって、異なる時点における組織の位置を決定する。

10

【0027】

エコーを、Bモードあるいはドップラー検出を用いて検出する。変位を、各空間的位置に対する差異から検出する。例えば、速度、分散、強度パターンにおけるシフト（例えば、スペckルトラッキング）、他の情報を、受信データから変位として検出する。

【0028】

一実施形態では、Bモードデータを用いて、種々の走査からのデータを相互に関連付ける。例えば、現在のデータセットを、参考のデータセットと複数回関連付ける。2つのデータセット間の、異なる相対的な移動（relative translation）および/または回転を実行する。参考セット内の所定の位置に集中されたデータのサブセットの位置を、現在のセットにおいて識別する。

20

【0029】

参考は、データの第1セットあるいは他の走査からのデータである。同一の参考を、全変位検出に用いる、あるいは、参考データは、進行するあるいは移動するウィンドウにおいて変化する。

【0030】

相関は、1次元、2次元、あるいは、3次元である。例えば、トランスデューサから離れる方向および向かう方向の走査線に沿った相関を用いる。2次元走査では、移動は、2軸に沿って、回転の有無を伴う。3次元走査では、移動は、3軸に沿っており、3軸以下の軸の周りの回転の有無を伴う。種々のオフセットの各々におけるデータの類似性あるいは相関のレベルを計算する。最大の相関を伴う移動および/または回転は、参考と比較される現在のデータに関連付けられた時間に対する動きベクトルあるいはオフセットを表す。

30

【0031】

現在知られているあるいは将来開発される任意の相関、例えば、相互相関、パターンマッチング、絶対差の最小和を用いることができる。組織構造および/またはスペckルは相関されている。ドップラー検出を用いて、クラッタフィルタは、移動する組織に関連付けられた情報を通過させる。組織の速度を、複数のエコーから導出する。速度を用いて、トランスデューサに近づく方向および離れる方向の変位を決定する。あるいは、相関あるいは種々の位置における速度間の差異は歪（strain）あるいは変位を示すことができる。

40

【0032】

図3は、変位プロファイルの2つの例を示す。経時的な動きベクトルの参考データからの距離の大きさが示されている。分析の期間は、約 $10\text{ }\mu\text{s}$ 超であるが、それより長くても短くてもよい。固形組織に関連した位置Aのための変位プロファイルは、流体組織に関連した位置Bのための変位プロファイルより滑らかな外観である。他の変位プロファイルは可能である。

【0033】

動作34では、変位プロファイルの特性を計算する。任意の特性を用いることができる

50

。複数の特性を計算することもできる。図 1 の例では、変位プロファイルの S N R（動作 3 6）および最大変位（動作 3 8）を計算する。異なる、追加の、あるいはより少ない特性を計算することもできる。

【 0 0 3 4 】

動作 3 6 では、変位プロファイルの S N R を決定する。経時的なあるいは時間の関数としての変位の S N R を、プロファイルからノイズを識別することによって決定する。任意の方法、例えば、プロファイルの高周波数成分を選択することによって、ノイズを識別することができる。フーリエ変換を用いて、高周波ノイズを決定することができる。

【 0 0 3 5 】

ノイズを識別するための一実施形態では、変位プロファイルはフィルタリングされる。ローパスフィルタ、例えば、バターワースフィルタがプロファイルに適用される（すなわち、時間フィルタリング）。フィルタは、無限インパルス応答（I I R）フィルタ、あるいは、有限インパルス応答（F I R）フィルタである。フィルタリングされた経時的な変位を、フィルタリング前の経時的な変位から減算する。その差がノイズを表す。

【 0 0 3 6 】

図 4 の左側は、フィルタリング前後の位置 A、B の変位プロファイルを示す。フィルタリングされていない変位曲線もまた、図 4 の左側に破線で示されている。フィルタリングされた変位プロファイルでは、高周波数情報は除去される、あるいは、低減される。図 4 の右側は、フィルタリングされていない変位曲線からフィルタリングされた変位曲線を減算して得られたノイズを示す。ノイズの振幅は、流体組織に関連した位置 B の方が、固形組織に関連した位置 A よりも変化し、かつ、大きい。

【 0 0 3 7 】

S N R を計算するために、ノイズ情報を定量化する。ノイズ信号の二乗平均平方根（R M S）を計算し、ノイズレベルを表す。他の計算、例えば、ピークの絶対値の平均を用いることもできる。

【 0 0 3 8 】

S N R を決定するために、信号レベルを計算する。一実施形態では、信号レベルは、フィルタリングされた変位プロファイルの下の領域によって表される。フィルタリングされた変位の積分を計算する。他の信号レベルの測定を用いることもできる。

【 0 0 3 9 】

S N R は、信号（例えば、フィルタリングされた変位の積分）をノイズ（例えば、ノイズの R M S）によって除算することによって得られる。他の変数を含む他の関数を用いることもできる。図 4 の例では、2 つの位置 A、B に関して S N R を計算する。他の位置に関して S N R を計算してもよい。

【 0 0 4 0 】

動作 3 8 では、最大変位を計算する。最大変位を、変位プロファイルから計算する。平面内あるいは体積内で線に沿って、動きのピークあるいは最大量あるいは組織によるシフトの大きさを計算する。滑らかな、すなわち、フィルタリングされた変位曲線を、最大計算に用いる。他の実施形態では、未加工の、すなわち、フィルタリングされていない変位曲線を用いることができる。プロファイル全体あるいはプロファイルの部分における最大値を識別あるいは決定する。図 4 の例では、0 . 9 μ m の最大変位が、位置 A に対して約 1 . 7 m s で発生し、1 . 3 μ m の最大変位が、位置 B に対して約 0 . 8 m s で発生する。

【 0 0 4 1 】

任意の動作 4 0 では、変位プロファイル以外のパラメータを計算する。図 1 の例では、他のパラメータはエコー情報の統計、エコー信号の信号対雑音比および / または経時的なエコー信号の非相関測定を含むことができる。例えば、変位プロファイルに用いられる、同じ期間にわたる位置に対する B モードの平均を計算する。代わりに、あるいは、追加として、高次の統計を計算することができる。任意の統計あるいは他のパラメータを分類に用いることもできる。統計は、空間的および / または時間的とすることができる。エコー

10

20

30

40

50

信号の S N R は、伝送を有する受信信号強度と有さないものとの比として計算可能である。A R F I あるいは他の励起ビームの前後に検出されたエコー信号の正規化した相関係数を、1 からマイナスして、非相関係数を計算することができる。

【 0 0 4 2 】

動作 4 2 では、1 つ以上の位置を分類する。各位置における組織あるいは他の材料を、独立に、すなわち、別個に分類する。各位置のための分類は、その位置に関するデータに基づき、他の位置に関するデータには基づかない。代替実施形態では、空間フィルタリングあるいは隣接位置からの情報を用いて、所定位置を分類することができる。

【 0 0 4 3 】

分類は材料を識別する。任意の種類 of 材料を識別することができる。一実施形態では、分類は、位置を流体（流体組織を含むカテゴリあるいは種類）、固形組織、その他（例えば、特定不能）として識別する。位置を 1 つのグループとして分類する。グループは、例えば、(a) 流体あるいは流体組織と (b) 固形組織との間で選択する、多少の選択肢あるいはクラスを含むことができる。

10

【 0 0 4 4 】

分類は、固形組織を他の材料、例えば、流体組織および他のクラスから識別する。プロセッサは、ユーザ選択あるいは入力なしに、分類を実行する。プロセッサは、他の情報あるいはパラメータを用いて、あるいは、用いずに、変位プロファイルの特性を使用する。例えば、プロセッサは、S N R、最大変位、あるいは、S N R および最大変位の関数として分類する。S N R および最大変位を用いた分類は、流体組織、固形組織、およびその他の、すなわち特定不能物を識別することができる。

20

【 0 0 4 5 】

図 5 は、2 つのパラメータ、すなわち、変位プロファイルの S N R および最大変位を用いた分類の一実施形態を示す。ジッタノイズレベルを用いて、「特定不能」のカテゴリを分類する。最大変位が低い場合、情報が不十分であるか、非組織あるいは流体材料が存在しうる。低い最大変位に対して、分類は存在しない、すなわち、クラスは「特定不能」のカテゴリである。低い S N R および高い変位に対しては、その位置における材料は流体あるいは流体組織として分類される。2 つのパラメータの他の組み合わせに対しては、その位置における材料は固形組織として分類される。図 5 に示したものの以外の関数を用いることもできる。

30

【 0 0 4 6 】

分類関数は、実験、数学関数、統計、他の情報に基づく。例えば、ファジー理論が分類に用いられる。この方法では、各組織種類のメンバーシップ関数は、実験的に、各パラメータ（例えば、S N R、最大変位）に対して定義され、位置における入力パラメータが与えられた各メンバーシップ関数の出力は合算され、組織種類の可能性を生成する。合計の最大値は、割り当てられる組織種類に対応する。他の例として、クラスに関する既知のグラウンドトルースを伴って、訓練サンプルあるいはデータの収集からの機械学習を用いて、統計、あるいは、分類用の行列関数を決定する。確率関数は所定の位置に対する各クラスの可能性を示し、最高確率を有するクラスが選択される。ルックアップテーブル、ファジー理論関数、プログラム関数、行列関数を用いて分類を実行する。

40

【 0 0 4 7 】

再び図 1 を参照すると、動作 4 2 から動作 3 2 へのフィードバックは、複数の位置に関する分類の繰り返しを表す。例えば、変位プロファイルおよび変位プロファイルのための特性は、視野における各位置に対して決定される。繰り返しは、動作 3 0 における、同一の、あるいは、異なる伝送を用いる。関心領域が十分に小さい場合、1 つのインパルスが用いられる。異なる位置における変位は、各位置の中心にあるウィンドウを用いて決定される。各位置に対して、ウィンドウあるいはカーネルは、位置にわたって集中される。ウィンドウ内の空間的位置を表すデータが相関に用いられる。変位は別個に各位置に対して決定される。他の実施形態では、伝送動作 3 0 が繰り返される。1 つ、複数、あるいは、関心領域の部分集合に対する変位は、動作 3 0 の各伝送に回答して決定される。

50

【 0 0 4 8 】

変位プロファイルを、任意の大きさの領域にわたって検出する。一実施形態では、診断されるべき組織を含む可能性が高い関心領域において、変位を検出し、関心領域は、例えば、Bモードイメージング用の完全な走査領域の約 $1/3$ から $1/2$ である。より大きいかより小さい関心領域、あるいは、関心領域を用いずに、全イメージング領域にわたる変位を検出してもよい。関心領域が狭いと、動作 30 の励起波形を伝送する繰り返しを少なくして、変位を検出することができる。形成可能な受信ビームの数およびサンプル濃度に依存して、繰り返しなし、あるいは 1 つ以上の繰り返しを用いることができる。

【 0 0 4 9 】

全 B モードサンプル位置における変位をサンプリングすることのような完全なサンプリングを用いることができる。B モード走査格子に比較して、より多いあるいはより少ない（例えば、まばらな）変位のサンプリングを用いることができる。図 6 は、B モードイメージおよび SNR イメージを同一のサンプリング密度で示す。SNR 情報は、嚢胞をより良く表す。SNR イメージはユーザに示してもよいし示さなくてもよい。

10

【 0 0 5 0 】

動作 44 では、分類を用いて、剪断波情報を空間的にマスクする。剪断波情報を、固形組織の位置に対して表示することができる。他の位置に対して、例えば、流体組織あるいは特定不能な位置に対しては、剪断波情報を表示しない。位置をマスクする。マスクングに基づいて、決定された剪断波情報を表示しない、あるいは、剪断波情報を計算さえしない。流体あるいは流体組織からの不確かな剪断情報は、混乱を避けるために、ユーザに対してイメージに表示されない。

20

【 0 0 5 1 】

動作 46 では、剪断波イメージングを実施する。剪断速度、係数、あるいは、剪断波に対する組織の応答から決定された他の情報を検出する。任意の剪断イメージングを用いることができる。動作 44 のマスクングにより、表示されたイメージは固形組織領域の剪断波情報を表し、流体あるいは流体組織の領域の情報を表さない。

【 0 0 5 2 】

剪断情報を、同一の位置に対して変位として検出する。変位計算よりも、異なる伝送および走査を、剪断イメージングのために用いる。あるいは、同一の伝送および変位プロファイルさえも、剪断イメージング用に分類用として用いる。剪断波が出発点（例えば、伝送焦点領域）から位置まで伝わる時間を決定する。最大変位あるいは変位プロファイルの他の部分は、剪断波の到着の時間を表す。剪断波の速度をタイミング情報から計算する。

30

【 0 0 5 3 】

剪断波イメージングに対して、インパルス励起は、空間的位置における剪断波を生成する。励起が十分に強い場合、剪断波は生成される。剪断波は、組織を通り、音波放射方向に縦波よりゆっくりと伝播する。剪断波は、ストレスが与えられた方向に垂直な方向も含め、様々な方向に伝播する。剪断波の変位は、剪断波が生成した位置に近接した位置ほど大きい。

【 0 0 5 4 】

超音波データを得る。超音波データの少なくとも一部は、剪断波を表す。関心領域を監視し、剪断波を検出する。関心領域は任意の大きさ、例えば、横方向に 6 mm、軸方向に 10 mm である。この検出領域を、超音波によって監視する。例えば、B モード走査を実行し、剪断波によって生じた組織変位を検出する。ドップラー、カラーフロー、あるいは他の超音波モードを用いて、剪断波を監視することができる。

40

【 0 0 5 5 】

監視を、任意数の走査線に対して実行する。例えば、4 つの受信ビームを、各伝送に回答して形成する。励起を伝送し、剪断波を生成した後、単一の走査線、および、4 つの隣接した走査線に沿った受信に沿って、それぞれ、B モード伝送を実行する。他の実施形態では、各伝送に回答して、単一の受信ビーム、あるいは、他の数の受信ビームを形成する。任意数、例えば、約 120 回の繰り返しを用いることができる。超音波データの一部、

50

例えば、繰り返しの初めと終わりは、切断波に応答しなくてもよい。

【0056】

切断波は走査線を通して伝播するので、Bモード強度は、組織の変位によって変化する。監視された走査線に関して、切断波から生じた、組織の動きの時間プロファイルを表す一連のデータが与えられる。例えば、（例えば、走査線に沿った）複数の空間的位置からのデータは、時間の関数として相関される。任意の弾性的な検出を用いることができる。各深さあるいは空間的位置に対して、複数の深さあるいは空間的位置に関する相関が実行される（例えば、64深さのカーネル、中心深さは、プロファイルが計算されるための点である）。2次元あるいは空間における3次元の変位を用いることができる。走査線あるいはビームとは異なる方向に沿った1次元の変位を用いることもできる。

10

【0057】

所定の時点における最大あるいは十分な相関を有する空間的なオフセットは、変位量を示す。変位は、異なる時点における所定の位置に対して決定される。所定の位置に対する時間的なプロファイルは、切断波の検出を示す。プロファイルは、ノイズなしの、あるいは、変化の一例のために分析される。時間的なローパスフィルタリングを有する、あるいは、有さないプロファイルのピークは、切断波面の通過を示す。最大変位が選択されるが、平均あるいは他の変位統計を用いることもできる。所定位置における最大切断を検出する。あるいは、平均あるいは他の切断を検出する。

【0058】

より広い領域を監視するために、監視している伝送ビームに反応して、追加の受信ビームを形成する。あるいは、他の切断波を生成し、伝送ビームおよび受信ビームを、切断波が生成した点から異なる距離において供給する。上述した6mm×10mmの例では、36本の受信走査線を供給することができる。伝送ビームごとの4つの受信ビームでは、異なる横方向の空間に対して9回の工程を繰り返す。各受信ビームの位置に対して、動き情報の時間プロファイルが与えられ、超音波データによって表される。同一の切断波を監視するための異なる走査線に沿った伝送は、時間プロファイルの形成の間回避され、より高次の時間分解能を提供するが、インタリーブあるいはシフティング走査位置を提供することもできる。

20

【0059】

上述した議論は、1つの深さに対するものである。サンプリングは、関心領域の全軸範囲をカバーする1つのゲートを提供するように構成可能である。他の実施形態では、サンプルは、各受信ビームに対して複数の深さで得られる。横方向位置と同様に各軸深さに対して、別個の時間プロファイルが提供される。5mmに対して約200、10mmに対して400のような任意数の深さを用いることができる。

30

【0060】

関心領域の異なる位置を表す超音波データが得られる。超音波データは、走査によりリアルタイムで得られる、あるいは、メモリから得られる。各位置に対して、動き情報は、異なる時点における反応を表す。他の走査、監視、技術を用いて、音波データを得て、切断の大きさを推定することができる。

【0061】

切断速度を、組織の異なる空間的位置に対して検出する。各位置に対して、時間の関数としての変位を決定する。切断速度は、切断波の生成から異なる地点における切断波の検出までの時間を決定することによって得られる。時間および位置までの距離が速度を決定する。距離は、走査線空間（例えば、切断波を生成するための伝送ビームの位置および切断波を検出するための受信ビームの位置）から分かる。時間は、切断波の発生と検出との間の相対時間から分かる。

40

【0062】

他の技術を用いて、プロファイルにおけるピークを検出することができる。例えば、回帰が適用される。切断波速度は線形であるので、外れ値の自動検出を伴うロバスト線形回帰は、切断波速度を示すことができる。関心領域におけるサンプル点の全てに対する超音

50

波データは、時間の関数として距離に対して、あるいは、時間および距離によってプロットされる。線形回帰はプロットあるいはデータに適用され、データに合う線を提供する。線の傾きは剪断波速度を表す。

【0063】

剪断波情報は、カラーオーバーレイあるいは表示値の他の調節のために用いられる。例えば、剪断波情報はBモード情報の上に、あるいは、ともに表示される。変位データは、表示フォーマットである、あるいは、表示フォーマットに走査変換されうる。変位データは、カラーあるいはグレースケールデータであるが、グレースケールあるいはカラースケールでマッピングする前のデータとすることもできる。情報を、線形にあるいは非線形に表示値にマップすることができる。

10

【0064】

イメージは変位情報、例えば、異なる位置に対する剪断あるいは係数（剪断弾性係数）を表す。関心領域あるいは視野における格子点の全てに対して値が決定される場合、表示のピクセルは、その領域に対する剪断速度を表す。表示格子は、走査格子および/または変位が計算されるための格子とは異なってもよい。色、明度、輝度、色相、他の特性は、変位の関数として調節される。

【0065】

イメージは、他のデータを含むことができる。例えば、Bモードデータあるいは同一の領域において組織、流体、造影剤を表す他のデータが含まれる。変位データは他のデータのオーバーレイに、あるいは、組み合わせに用いられる。他のデータは、ユーザが取り扱うべき組織に対するビームの位置を決定するのを支援する。

20

【0066】

図7は、医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用のシステム10の一実施形態を示す。システム10は、図1の方法あるいはその他の方法を実施する。システム10は、伝送ビームフォーマ12と、トランスデューサ14と、受信ビームフォーマ16と、イメージプロセッサ18と、ディスプレイ20と、メモリ22と、を含む。さらに多くのあるいは少ないコンポーネントを設けることもできる。例えば、ユーザがシステムと対話するためのユーザ入力装置を設けることもできる。

【0067】

システム10は、超音波イメージングの医用診断システムである。代替実施形態では、システム10は、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、PACSステーション、同位置またはネットワーク上に分散したリアルタイムまたは遅延型の画像収集のその他の装置である。

30

【0068】

伝送ビームフォーマ12は、超音波伝送器、メモリ、パルサ（pulser）、アナログ回路、デジタル回路、あるいはその組み合わせである。伝送ビームフォーマ12は、種々の振幅、遅延および/または位相を有する、複数チャンネル用の波形を生成するように動作する。生成した波形に応答して、トランスデューサ14から音波を伝送すると、1または複数のビームが形成される。一連の伝送ビームが生成され、2次元または3次元の領域を走査する。セクター、ベクター（登録商標）、リニアあるいは他の走査形式を用いることができる。同一領域は複数回走査される。フローあるいはドップラーイメージングおよび剪断イメージングのために、一連の走査が用いられる。ドップラーイメージングでは、シーケンスは、隣接した走査線を走査する前に、同一の走査線に沿った複数のビームを含む。剪断イメージングでは、走査あるいはフレームインターリーブが用いられる（すなわち、再走査する前に全領域を走査する）。代替実施形態では、伝送ビームフォーマ12は、より高速走査のために平面波あるいは発散波を生成する。

40

【0069】

同一の伝送ビームフォーマ12は、インパルス励起あるいは音響エネルギーを生成するための電気波形を生成し、変位を生じさせる。代替実施形態では、異なる伝送ビームフォーマがインパルス励起を生成するために設けられる。伝送ビームフォーマ12は、トラン

50

スデューサ 14 に、高密度焦点式超音波の波形を生成させる。

【0070】

トランスデューサ 14 は、電気波形から音響エネルギーを生成するためのアレイである。アレイでは、相対遅延が音響エネルギーを集中させる。所定の伝送イベントは、実質的に同時に遅延が与えられた複数の要素による音響エネルギーの伝送に対応する。伝送イベントは、組織を変位させるための超音波エネルギーのパルスを供給する。パルスはインパルス励起である。インパルス励起は多数のサイクル（例えば、500 サイクル）を有する波形を含むが、比較的短い時間で発生し、組織をより長い時間で変位させる。

【0071】

トランスデューサ 14 は、圧電性あるいは容量性の膜要素の 1 次元、1.25 次元、1.5 次元、1.75 次元、あるいは 2 次元のアレイである。トランスデューサ 14 は、音響エネルギーと電気エネルギーとを変換する複数の要素を含む。受信信号は、トランスデューサ 14 の要素に衝突する超音波エネルギー（エコー）に応答して発生する。要素は、伝送ビームフォーマ 12 と受信ビームフォーマ 16 のチャンネルを接続する。あるいは、機械的焦点を有する単一要素が用いられる。

10

【0072】

受信ビームフォーマ 16 は、振幅、遅延および/または位相回転を有する複数のチャンネルと、1 つ以上の加算器と、を含む。各チャンネルは、1 つ以上のトランスデューサ要素を接続する。受信ビームフォーマ 16 は、ハードウェアまたはソフトウェアによって構成され、相対遅延、位相および/またはアポディゼーションを適用し、各イメージング伝送に 20 応答して、1 つ以上の受信ビームを形成する。受信動作は、組織を変位させるのに用いるインパルス励起からのエコーに対して生じない。受信ビームフォーマ 16 は、受信信号を用いて、空間的位置を表すデータを出力する。相対遅延および/または位相と、異なる要素からの信号の加算は、ビーム形成を提供する。代替実施形態では、受信ビームフォーマ 16 は、フーリエ変換あるいはその他の変換を用いて、サンプルを生成するためのプロセッサである。

20

【0073】

受信ビームフォーマ 16 は、フィルタ、例えば、第 2 高調波あるいは伝送周波数帯域に対する他の周波数帯域で情報を分離するためのフィルタを含むことができる。このような情報は、所望の組織、造影剤および/またはフロー情報を含むことが多い。他の実施形態では、受信ビームフォーマ 16 は、メモリすなわちバッファと、フィルタと、加算器と、を含むことができる。2 つ以上の受信ビームが結合され、所望の周波数帯域で、例えば、第 2 高調波、第 3 高調波、あるいは他の帯域において、情報が分離される。

30

【0074】

伝送ビームフォーマ 12 と連携して、受信ビームフォーマ 16 は、複数の時点における領域を表すデータを生成する。音響インパルス励起の後、受信ビームフォーマ 16 は、複数の時点における種々の線あるいは位置を表すビームを生成する。対象領域を超音波で走査することによって、データ（例えば、ビーム形成サンプル）は生成される。

【0075】

受信ビームフォーマ 16 は、空間的位置を表すビーム加算データを出力する。単一位置に対するデータ、線に沿った位置、面積用の位置、体積用の位置が出力される。動的集束が提供可能である。データは、種々の目的のためである。例えば、種々の走査が、変位用ではなく、B モードあるいは組織データ用に実行される。あるいは、B モードデータを用いて、変位を決定することもできる。他の例として、変位に基づく分類用のデータおよび 40 剪断イメージングは、一連の共有された走査とともに実行され、B モードあるいはドップラー走査は別個に、あるいは、同一データの一部を用いて実行される。

40

【0076】

プロセッサ 18 は、B モード検出器、ドップラー検出器、パルス波ドップラー検出器、 50 相関プロセッサ、フーリエ変換プロセッサ、特定用途向け集積回路、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、イメージプロセッサ、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ、デ

50

デジタル信号プロセッサ、アナログ回路、デジタル回路、その組み合わせ、ビーム形成された超音波サンプルから表示用の情報を検出および処理するための現在知られている、あるいは、将来開発される装置である。一実施形態では、プロセッサ18は、1つ以上の検出器と、別個のプロセッサと、を含む。別個のプロセッサは、制御プロセッサ、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ、ネットワーク、サーバー、プロセッサ群、データバス、その組み合わせ、変位を決定し、変位プロファイル特性を計算するための現在知られている、あるいは、将来開発される装置である。例えば、別個のプロセッサは、ハードウェアおよび/またはソフトウェアによって構成され、図1に示す1つ以上の動作の組み合わせを実行する。

【0077】

プロセッサ18は、音響インパルス励起によって導入された組織変位を推定するように構成されている。相関、トラッキング、動き検出、他の変位測定を用いて、組織の位置のシフト量が推定される。推定は、期間中、例えば、インパルスによって組織が動く前から組織が大部分あるいは完全に弛緩状態（例えば、インパルス励起によるストレスから回復した状態）に戻った後までの期間、複数回実行される。

【0078】

プロセッサ18は、組織変位のプロファイルの特性を表す少なくとも1つのパラメータを導出するように構成されている。例えば、変位プロファイルの信号対雑音比が導出される。他の例として、変位プロファイルの最大変位が導出される。プロセッサ18は他のパラメータ、例えば、時間、空間、時間および空間におけるデータの統計を計算することもできる。例えば、各位置に対する時間および/または空間にわたる、平均Bモードあるいは音響インピーダンス値が計算される。

【0079】

プロセッサ18は、領域中の組織を分類するように構成されている。組織は、流体組織あるいは固形組織とすることができる。組織の種類の間、組織と流体の間、組織の種類と1つ以上の他のクラスとの間で分類される。一実施形態では、プロセッサ18は、ある位置の材料を流体/流体組織、固形組織、他/非限定物として分類する。

【0080】

分類は、少なくとも1つのパラメータに基づく。例えば、分類は、変位プロファイルの1つ以上の特性の値に基づく。信号対雑音比および最大変位は、このような特性の2つである。他の情報、例えば、他のデータの統計を分類に用いることもできる。

【0081】

プロセッサ18はファジー理論、確率関数、ルックアップテーブル、あるいは他のプロセスを実施する。入力特性（例えば、変位プロファイルの特性）はプロセスに適用され、位置が分類（label）されるべきカテゴリが決定される。

【0082】

プロセッサ18は、メモリ22あるいは医用超音波剪断波イメージングにおける分類前処理用の他のメモリに記憶された命令に従って動作する。プロセッサ18は、高密度焦点式超音波用のフィードバックを提供するようにプログラムされている。メモリ22は持続性コンピュータ可読記憶媒体である。本明細書に記載のプロセス、方法および/または技術を実行するための命令は、コンピュータ可読記憶媒体あるいはメモリ、例えば、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブルメディア、ハードドライブ、他のコンピュータ可読記憶媒体で提供される。コンピュータ可読記憶媒体は、各種の揮発性および不揮発性の記憶媒体を含む。図面および明細書に記載された機能、動作、タスクは、コンピュータ可読記憶媒体に記憶された1つ以上の命令セットに回答して実行される。機能、動作、タスクは、特定の種類の命令セット、記憶媒体、プロセッサ、プロセッシングストラテジには無関係であり、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコード等によって単独あるいは組み合わせで実行可能である。同様に、プロセッシングストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、パラレルプロセッシング等を含むことができる。一実施形態では、命令は、ローカルシステムあるいはリモートシステムに

10

20

30

40

50

よって読み出されるリムーバブルメディア装置に記憶される。他の実施形態では、命令は、コンピュータネットワークあるいは電話線を介して伝送される遠隔地に記憶される。さらに他の実施形態では、命令は所定のコンピュータ、CPU、GPUあるいはシステム内に記憶される。

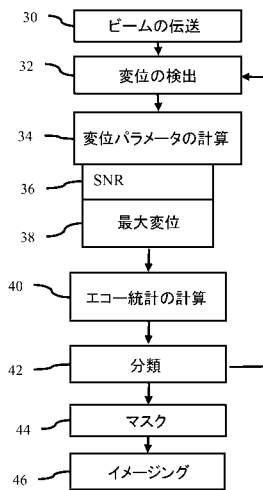
【0083】

ディスプレイ20は、CRT、LCD、プロジェクタ、プラズマ、あるいは2次元画像または3次元画像を表示するその他のディスプレイである。ディスプレイ20は、プロセッサ18あるいはその他の装置によって、イメージとして表示されるべき信号を入力されるように構成されている。ディスプレイ20は、対象領域における異なる位置に対する剪断を表すイメージ、あるいは、全イメージを表示する。分類を用いて位置を分離する。固形組織に関連した位置は、調節され、剪断用の情報を含む。他の位置はマスクされ、剪断用の情報を含まない。その代わりに、他の位置は、剪断情報のより多いフィルタリングを被る。

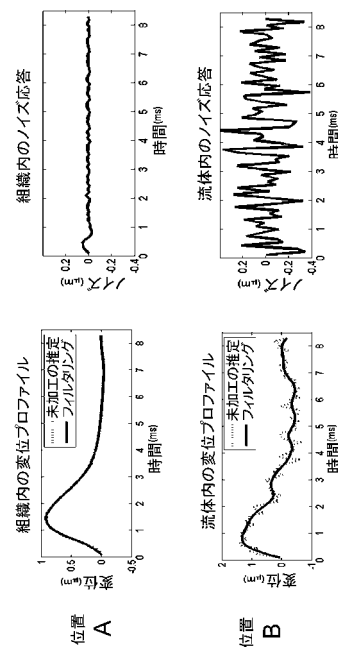
【0084】

以上のとおり、各種実施形態を参照して、本発明を説明したが、多数の変更および修正が、本発明の範囲を逸脱することなく可能であるということを理解されたい。それゆえ、詳細な説明は、制限するものではなく、例示的であり、本発明の精神を規定するものと意図しているのは、以下の特許請求の範囲であるということを理解されたい。

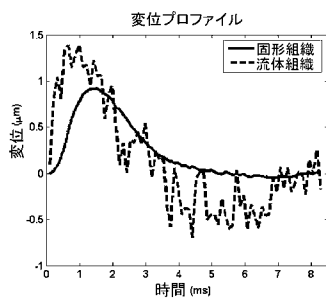
【図1】



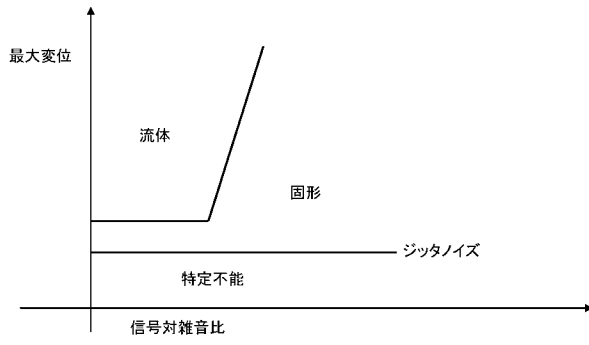
【図4】



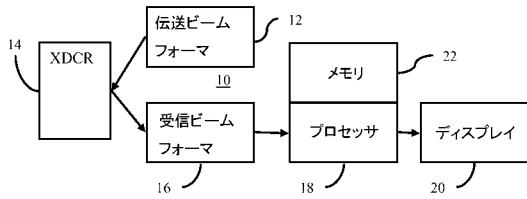
【図3】



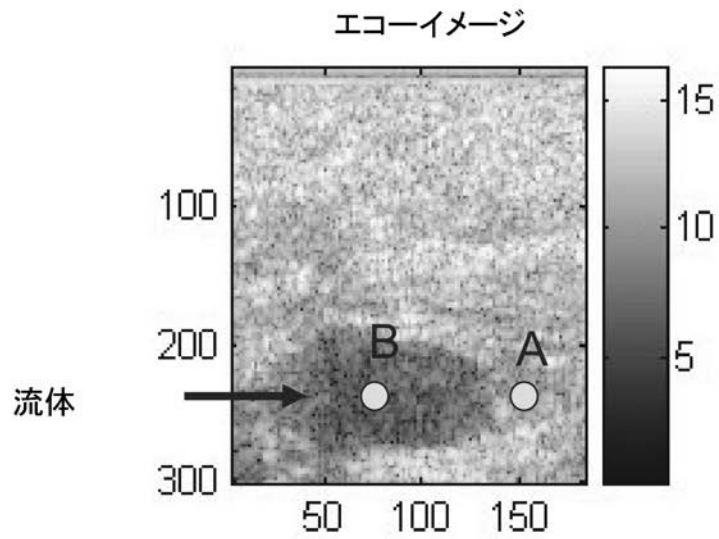
【 図 5 】



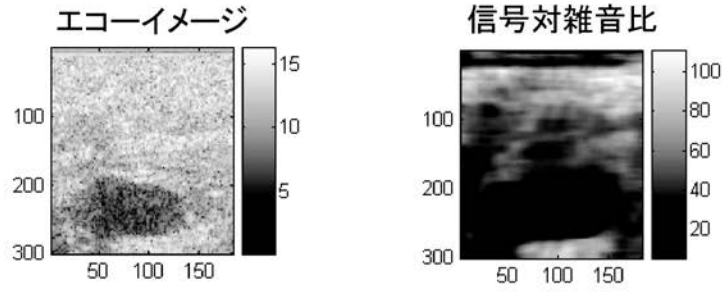
【 図 7 】



【 図 2 】



【 図 6 】



エコーイメージは固形
および流体組織を示す
(カラーバーは対数圧縮
目盛りを示す)

変位プロファイルから
導出された信号対雑音比は
固形および流体組織を明確に示す

フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 リーシャン ファン

アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ トゥハンドレッドセブンティサード プレイス サ
ウスイースト 1204

(72)発明者 ポール フレイバーガー

アメリカ合衆国 ワシントン シアトル トゥウエンティーフィフス アヴェニュー イースト
2611

(72)発明者 ジョン ベンソン

アメリカ合衆国 ワシントン イサクア トゥーハンドレッドサーティフィフス プレイス サウ
スイースト 5130

Fターム(参考) 4C601 DD03 DD08 DD18 DD23 JB36 JC18 JC23 JC37

【外国語明細書】

Title of Invention

CLASSIFICATION PREPROCESSING IN MEDICAL ULTRASOUND SHEAR
WAVE IMAGING

Detailed Explanation of the Invention**BACKGROUND**

The present embodiments relate to ultrasound imaging. In particular, ultrasound shear wave imaging may be improved.

Shear wave velocity information may be useful for diagnosis. Shear wave information may indicate tissue characteristics in addition to acoustic impedance (e.g., B-mode) and Doppler (e.g., flow mode) imaging. However, the complexity of shear wave propagation in tissue may result in significant errors. For example, shear wave velocity may be less accurately determined for fluid or fluid tissue, resulting in seemingly arbitrary values.

To remove the effects of fluid from shear wave images, fluid regions may be separated from solid tissue regions by measuring the flow after stirring. For stirring, acoustic energy is used to generate streaming in fluid. A correlation coefficient between successive or sequential echo signals is computed to distinguish solid tissue from the stirred fluid. However, in live scanning, the motion of solid tissue may produce the same magnitude of decorrelation as fluid motion induced by the acoustic energy stirring. The ability to distinguish may be limited.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, instructions, and systems for classification preprocessing for medical ultrasound shear wave imaging. In response to stress, the displacement at one or more locations in a patient is measured. The displacement over time is a curve representing shift in the position of the location. One or more characteristics of the curve, such as signal-to-noise ratio and maximum displacement, are used to classify the location. The location is classified as fluid or fluid tissue, solid tissue, non-determinative, or other class. Subsequent shear imaging may provide shear information for locations of solid tissue and not at other locations.

In a first aspect, a method is provided for classification preprocessing to be used in medical ultrasound shear wave imaging. Displacement over time at a

first location within a patient in response to an impulse excitation is measured with ultrasound. A maximum of the displacement over time is determined. A signal-to-noise ratio of the displacement over time is determined. A processor classifies the first location as a first one of a plurality types of tissue. The classification is a function of the maximum of the displacement over time and the signal-to-noise ratio of the displacement over time.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging. The storage medium includes instructions for determining a displacement profile of response in a patient, calculating a first characteristic of the displacement profile, distinguishing fluid and fluid tissue from solid tissue based, at least in part, on the first characteristic, masking out shear wave information from an image for fluid or fluid tissue.

In a third aspect, a system is provided for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging. A transducer is configured to transmit an acoustic impulse excitation into a patient and configured to scan with ultrasound a region of the patient. A receive beamformer is configured to generate data representing the region at different times after the acoustic impulse excitation. The data is generated from the scan with ultrasound. A processor is configured to estimate tissue displacement induced by the acoustic impulse excitation, derive at least one parameter describing a characteristic of a profile of the tissue displacement, and classify tissue in the region based on at least the one parameter. A display is configured to display an image representing shear for first locations. The first locations are determined as a function of the classification of the tissue.

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments and may be later claimed independently or in combination.

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in

the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

Brief Explanation of the Drawings

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for classification preprocessing to be used in medical ultrasound shear wave imaging;

Figure 2 is an example ultrasound medical image;

Figure 3 is an example graph of displacement over time of two locations represented in Figure 2;

Figure 4 shows example smoothed and noise displacement curves for the two locations represented in Figure 2;

Figure 5 is a graphical representation of classification based on maximum displacement and signal-to-noise ratio, according to one embodiment;

Figure 6 shows two example medical images with a B-mode image on the left and an image generated from signal-to-noise ratio on the right; and

Figure 7 is a block diagram of one embodiment of a system for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Locations in a region of interest are classified as solid tissue or other types of material. Solid tissue regions may allow for more accurate measurement of shear. Other types, such as fluid or fluid tissue, may be less accurately measured for shear velocity. Locations associated with solid tissue are included in shear imaging, and other locations may be pre-excluded from imaging of the shear wave propagation field. Classification may alternatively or additionally identify regions associated with shadowing or/and hypo echoic regions for exclusion from shear wave imaging.

A region of interest may include fluid (e.g., blood or urine), bone, and tissue. Tissue may include fluid like tissue (i.e., fluid tissue) or solid tissue. Solid tissues include muscle, fat, organs or other structure with a relatively more elastic character than fluid and bone. Cysts or other tissue structure may have a high

fluid content. To reduce inaccuracies in shear wave imaging, the fluid tissue or fluid is segmented from solid tissue.

When solid tissue and fluid tissue are excited by an impulse force, both tissues are displaced. The characteristic of the displacement profile over time may be different by the type of tissue. Displacement in solid tissue is governed by the shear wave equation, and displacement in fluid tissue is governed by Navier-Stokes equation. The resulting displacement profile in fluid tissue shows significant noise compared with the displacement profile in solid tissue. The signal-to-noise ratio (SNR) of echo signal also contributes to the SNR of the displacement profile.

Other parameters of the displacement profile in addition to or as an alternative to the SNR may be used for classifying. For example, the maximum displacement in the displacement profile may differentiate fluid or fluid tissue from a hypo echoic region of solid tissue. Used together, the SNR and maximum displacement may discriminate fluid and fluid tissue from soft and hard solid tissue.

Tissue displacements induced by impulse excitation are estimated. At least one parameter describing the characteristics of the displacement profile is estimated. Tissues are classified into at least one category from a plurality of categories based on the derived parameter. In one example, the SNR and the maximum value of the displacement profile are used to classify tissue into fluid or solid tissue types. In another example, another characteristic, such as a statistic (e.g., mean or higher order statistic) of an echo signal is used with the SNR and maximum displacement to classify.

Figure 1 shows a method for classification preprocessing to be used in medical ultrasound shear wave imaging. The method is implemented by the system of Figure 7 or a different system. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 30 is not performed and the source of stress is provided by the body, manually, using a thumper, or by other mechanism. As another example, different parameters of the displacement are calculated instead of SNR in act 36 and/or maximum displacement in act 38. Act 40 is optional. In yet another example, acts 44 and/or 46 are not provided, and the classification is used

for other purposes. The acts are performed in the order described or shown, but may be performed in other orders.

The description of the method of Figure 1 is provided in the context of an example represented in Figure 2. Figure 2 shows a B-mode or echo image of a two dimensional region of breast tissue. The method may be used for other organs. The region includes a cyst (darker region around the location B). More than one or no cysts may be in the region. The region may include other types of material, such as bone or fluid. Two representative locations A and B are shown. Location A is within a solid tissue area, and location B is inside fluid tissue. The method is performed for one or more locations. In one embodiment, the method is performed for each of the B-mode or scan sample locations in an entire field of view or a region of interest. Less or more dense sampling may be used.

In act 30 of Figure 1, an acoustic excitation is transmitted into a patient. The acoustic excitation acts as an impulse excitation. For example, a 400 cycle transmit waveform with power or peak amplitude levels similar or higher than B-mode transmissions for imaging tissue is transmitted. In one embodiment, the transmission is a radiation force sequence applied to the field of view. Any acoustic radiation force imaging (ARFI) sequence may be used.

The transmission is configured by power, amplitude, timing or other characteristic to cause stress on tissue sufficient to displace the tissue at one or more locations. For example, a transmit focus is positioned near a bottom, center of the field of view to cause displacement throughout the field of view. The transmission may be repeated for different sub-regions.

The excitation is transmitted from an ultrasound transducer. The excitation is acoustic energy. The acoustic energy is focused, resulting in a three-dimensional beam profile. The excitation is focused using a phased array and/or mechanical focus. The excitation may be unfocused in one dimension, such as the elevation dimension. The excitation is transmitted into tissue of a patient.

In act 32, a displacement profile of response in the patient is determined. For example, the displacement profiles for locations A and B are demonstrated in Figure 3. The excitation causes displacement of the tissue. A shear wave is generated and propagates from the focal region. As the shear wave travels through

tissue, the tissue is displaced. Longitudinal waves or other causes of displacement may be used. The tissue is forced to move in the patient.

The displacement caused by the force or stress is measured. The displacement is measured over time at one or more locations. The displacement measurement may begin before the stress or impulse ends, such as using a different frequency or coding. Alternatively, the displacement measurement begins after the impulse ends. Since the shear, longitudinal or other wave causing the displacement in tissue spaced from the point or region of stress takes time to travel, the displacement from a relaxed or partially stressed state to a maximum displacement and then to a relaxed state may be measured, as represented in Figure 3. Alternatively, the displacement is measured only while the tissue is relaxing to form the maximum.

The measurement is of the amount or magnitude of the displacement. The tissue is moved in any direction. The measurement may be along the direction of greatest movement. The magnitude of the motion vector is determined. Alternatively, the measurement is along a given direction, such as perpendicular to the scan line regardless of whether the tissue is displaced more or less in other directions.

The displacement is detected with ultrasound scanning. A region, such as a region of interest, entire field of view, or sub-region of interest, is scanned with ultrasound. For a given time, ultrasound is transmitted to the tissue or region of interest. Any now known or later developed displacement imaging may be used. For example, pulses with 1-5 cycle durations are used with an intensity of less than 720 mW/cm^2 . Pulses with other intensities may be used.

Echoes or reflections from the transmission are received. The echoes are beamformed, and the beamformed data represents one or more locations. To detect the displacement, ultrasound energy is transmitted to the tissue undergoing displacement and reflections of the energy are received. Any transmission and reception sequence may be used.

By performing the transmitting and receiving multiple times, data representing a one, two, or three-dimensional region at different times is received. The transmission and reception are performed multiple times to determine change

due to displacement. By repetitively scanning with ultrasound, the position of tissue at different times is determined.

The echoes are detected using B-mode or Doppler detection. The displacement is detected from the differences for each spatial location. For example, the velocity, variance, shift in intensity pattern (e.g., speckle tracking), or other information is detected from the received data as the displacement.

In one embodiment using B-mode data, the data from different scans is correlated. For example, a current set of data is correlated multiple times with a reference set of data. Different relative translations and/or rotations between the two data sets are performed. The location of a sub-set of data centered at a given location in the reference set is identified in the current set.

The reference is a first set of data or data from another scan. The same reference is used for the entire displacement detection or the reference data changes in an ongoing or moving window.

The correlation is one, two or three-dimensional. For example, correlation along a scan line away and toward the transducer is used. For a two dimensional scan, the translation is along two axes with or without rotation. For three dimensional scanning, the translation is along three axes with or without rotation about three or fewer axes. The level of similarity or correlation of the data at each of the different offset positions is calculated. The translation and/or rotation with a greatest correlation represents the motion vector or offset for the time associated with the current data being compared to the reference.

Any now known or later developed correlation may be used, such as cross-correlation, pattern matching, or minimum sum of absolute differences. Tissue structure and/or speckle are correlated. Using Doppler detection, a clutter filter passes information associated with moving tissue. The velocity of the tissue is derived from multiple echoes. The velocity is used to determine the displacement towards or away from the transducer. Alternatively, the relative or difference between velocities at different locations may indicate strain or displacement.

Figure 3 shows two example displacement profiles. The magnitude in distance of the motion vector over time from reference data is shown. The period

of analysis is over about 10 milliseconds, but may be longer or shorter. The displacement profile for the location A associated with solid tissue has a smoother appearance than the displacement profile for the location B associated with the fluid tissue. Other displacement profiles are possible.

In act 34, a characteristic of the displacement profile is calculated. Any characteristic may be used. More than one characteristic may be calculated. In the example of Figure 1, both the SNR of the displacement profile (act 36) and the maximum displacement (act 38) are calculated. Different, additional, or fewer characteristics may be calculated.

In act 36, the SNR of the displacement profile is determined. The SNR of the displacement over or as a function of time is determined by identifying noise from the profile. Noise may be identified in any way, such as selecting high frequency components of the profile. A Fourier transform may be used to determine the high frequency noise.

In one embodiment for identifying the noise, the displacement profile is filtered. A low pass filter, such as a Butterworth filter, is applied to the profile (i.e., temporal filtering). The filter is an infinite impulse response (IIR) filter or a finite impulse response (FIR) filter. The filtered displacement over time is subtracted from the displacement over time prior to filtering. The difference represents the noise.

Figure 4 shows the displacement profiles for locations A and B before and after filtering (left side). The unfiltered displacement curves are also represented in Figure 4 as the dashed lines on the left side. In the filtered displacement profile, the high frequency information is removed or reduced. The noise obtained by subtracting the filtered displacement curves from the unfiltered displacement curves is also shown (right side). The noise is more variable and of greater amplitude for location B, associated with fluid tissue, than for location A, associated with solid tissue.

To calculate the SNR, the noise information is quantified. The root mean square (RMS) of the noise signal is calculated to represent the noise level. Other calculations may be used, such as an average of the absolute values of the peaks.

To determine the SNR, the signal level is calculated. In one embodiment, the signal level is represented by the area under the filtered displacement profile. The integral of the filtered displacement is calculated. Other signal level measurements may be used.

The SNR is provided by dividing the signal (e.g., integral of the filtered displacement) by the noise (e.g., RMS of the noise). Other functions may be used, including other variables. In the example from Figure 4, the SNR is calculated for two locations A, B. The SNR may be calculated for other locations.

In act 38, the maximum displacement is calculated. The maximum displacement is calculated from the displacement profile. The peak or highest amount of motion or magnitude of shift by the tissue along a line, within a plane, or within a volume is calculated. The smoothed or filtered displacement curve is used for the maximum calculation. In other embodiments, the raw or unfiltered displacement curve may be used. The maximum value over the entire or portion of the profile is identified or determined. In the example of Figure 4, the maximum displacement of 0.9 micrometers occurs at about 1.7 milliseconds for location A, and the maximum displacement of 1.3 micrometers occurs at about .8 milliseconds for location B.

In optional act 40, another parameter other than from the displacement profile is calculated. In the example of Figure 1, other parameters may include a statistic of the echo information, echo signal's signal to noise ratio, and/or de-correlation measurement of echo signal over time. For example, the mean of the B-mode information for a location over the same period used for the displacement profile is calculated. Higher order statistics may be calculated instead or in addition. Any statistic or other parameter may be used for classification. The statistic may be spatial and/or temporal. Echo signal's SNR may be calculated as ratio between the receive signal intensity with and without transmits. De-correlation coefficient may be calculated as the 1 minus the normalized correlation coefficient of the echo signals detected before and post the ARFI or other excitation beam.

In act 42, one or more locations are classified. The tissue or other material at each location is independently or separately classified. The

classification for each location relies on data for that location and not data for other locations. In alternative embodiments, spatial filtering or information from adjacent locations may be used for classifying a given location.

The classification identifies the material. Any type of material may be identified. In one embodiment, the classification identifies the location as fluid (a category or type including fluid tissue), solid tissue, or other (e.g., not determinable). The location is classified as one of the group. The group may include more or fewer options or classes, such as selecting between (a) fluid or fluid tissue and (b) solid tissue.

The classifying distinguishes solid tissue from other materials, such as from fluid tissue and another class. A processor performs the classifying without user selection or input. The processor uses the characteristic of the displacement profile with or without other information or parameters. For example, the processor classifies as a function of the SNR, maximum displacement, or SNR and maximum displacement. Classifying with the SNR and the maximum displacement may distinguish between fluid tissue, solid tissue and other or non-determined.

Figure 5 shows one embodiment of classification using two parameters, SNR and maximum displacement, of the displacement profile. The jitter noise level is used to class a “not determined” category. If the maximum displacement is low, there may be insufficient information or non-tissue or fluid material. For low maximum displacement, there is no classification or the class is the “not determined” category. For lower SNR and higher displacement, the material at the location is classified as fluid or fluid tissue. For other combinations of the two parameters, the material at the location is classified as solid tissue. Other functions than shown in Figure 5 may be used.

The classification function is based on experiments, a mathematical function, statistics, or other information. For example, fuzzy logic is used to classify. In this method, a membership function of each tissue type is empirically defined for each parameter (e.g. SNR, maximum displacement), the outputs of each membership function given the input parameters at a location are summed to generate the likelihood of a tissue type. The maximum value of the sum

corresponds to the tissue type to be assigned. As another example, machine learning from a collection of training samples or data with known ground truth regarding the class is used to determine statistics or a matrix function for classifying. A probability function indicates the likelihood of each class for a given location, and the class with the highest probability is selected. The classification is performed using a lookup table, fuzzy logic function, programmed function, or matrix function.

Referring again to Figure 1, the feedback from act 42 to act 32 represents repeating the classifying for a plurality of locations. For example, the displacement profile and characteristics for the displacement profile are determined for each location in a field of view. The repetition uses the same or different transmission in act 30. Where the region of interest is sufficiently small, one impulse is used. The displacement at different locations is determined using a window centered on each of the locations. For each location, the window or kernel is centered over the location. The data representing spatial locations within the window is used for correlation. Displacement is separately determined for each location. In other embodiments, the transmission act 30 is repeated. Displacements for one, some or a subset of a region of interest are determined in response to each transmission of act 30.

The displacement profiles are detected over any size region. In one embodiment, the displacement is detected in a region of interest likely to include the tissue to be diagnosed, such as about $1/3$ to $1/2$ the complete scan region for B-mode imaging. Greater, lesser, or no region of interest may be used, such as detecting displacement over the entire imaging region. Narrower regions of interest may allow for displacement detection with fewer repetitions of transmitting the excitation waveform of act 30. Depending on the number of receive beams that may be formed and the sample density, none, one, or more repetitions may be used.

Full sampling, such as sampling displacement on every B-mode sample location, may be used. Greater or lesser (e.g., sparse) sampling of displacement relative to the B-mode scan grid may be used. Figure 6 shows a B-mode image

and an SNR image for the same sampling density. The SNR information better indicates the cyst. The SNR image may or may not be displayed to the user.

The classification is used to spatially mask out shear wave information in act 44. Shear wave information is to be displayed for locations of solid tissue. For other locations, such as for fluid tissue or non-determined locations, the shear wave information is not displayed. The locations are masked. Based on the masking, determined shear wave information is not displayed, or shear wave information is not even calculated. The unreliable shear information from fluid or fluid tissue is not presented to the user in the image, avoiding confusion.

In act 46, shear wave imaging is performed. The shear velocity, modulus or other information determined from tissue reaction to a shear wave is detected. Any shear imaging may be used. Due to the masking of act 44, the displayed image represents shear wave information for solid tissue regions and not for fluid or fluid tissue regions.

The shear information is detected for the same locations as the displacement. Different transmission and scanning are used for shear imaging than displacement calculation. Alternatively, the same transmissions and even displacement profiles are used for the shear imaging as for classifying. The time for the shear wave to travel from the origin (e.g., transmit focal region) to the location is determined. The maximum displacement or other part of the displacement profile indicates the time of arrival of the shear wave. The velocity of the shear wave is calculated from the timing information.

For shear wave imaging, an impulse excitation generates a shear wave at a spatial location. Where the excitation is sufficiently strong, a shear wave is generated. The shear wave propagates through tissue more slowly than the longitudinal wave along the acoustic wave emission direction. The shear wave propagates various directions, including a direction perpendicular to the direction of the applied stress. The displacement of the shear waves is greater at locations closer to the location at which the shear wave is generated.

Ultrasound data is obtained. At least some of the ultrasound data is responsive to a shear wave. A region of interest is monitored to detect the shear wave. The region of interest is any size, such as 6 mm in lateral and 10 mm in

axial. This detection region is monitored by ultrasound. For example, B-mode scans are performed to detect tissue displacement caused by the shear wave. Doppler, color flow, or other ultrasound mode may be used to monitor for the shear wave.

The monitoring is performed for any number of scan lines. For example, four receive beams are formed in response to each transmission. After transmitting the excitation to generate the shear wave, B-mode transmissions are performed repetitively along a single scan line and receptions along four adjacent scan lines. In other embodiments, only a single receive beam or other numbers of receive beams are formed in response to each transmission. Any number of repetitions may be used, such as about 120 times. Some of the ultrasound data, such as at the beginning or end of the repetitions, may not be responsive to the shear wave.

As the shear wave propagates through the scan lines, the B-mode intensity may vary due to displacement of the tissue. For the monitored scan lines, a sequence of data is provided representing a time profile of tissue motion resulting from the shear wave. For example, data from a plurality of spatial locations (e.g., along the scan lines) is correlated as a function of time. Any elasticity detection may be used. For each depth or spatial location, a correlation over a plurality of depths or spatial locations (e.g., kernel of 64 depths with the center depth being the point for which the profile is calculated) is performed. Two or three-dimensional displacement in space may be used. One-dimensional displacement along a direction different than the scan lines or beams may be used.

The spatial offset with the highest or sufficient correlation at a given time indicates the amount of displacement. Displacements are determined for a given location at different times. The temporal profile for a given location indicates detection of the shear wave. The profile is examined for a non-noise or single instance of variation. A peak in the profile, with or without temporal low pass filtering, indicates the passing of the shear wave front. The greatest displacement is selected, but the average or other displacement statistic may be used. The maximum shear at a given location is detected. Alternatively, an average or other shear is detected.

To monitor a larger region, additional receive beams are formed in response to the monitoring transmit beam. Alternatively, another shear wave is generated and the transmit beams and receive beams are provided at a different distance from the shear wave generation point. In the 6mm x 10mm example above, 36 receive scan lines may be provided. At four receive beams per transmit beam, the process is repeated for different lateral spacing nine times. For each receive beam location, a time profile of motion information is provided, represented by the ultrasound data. Transmissions along different scan lines to monitor a same shear wave are avoided during formation of the temporal profile to provide higher temporal resolution, but interleaved or shifting scanning positions may be provided.

The discussion above is for one depth. The sampling may be arranged to provide one gate covering the entire axial extent of the region of interest. In another embodiment, samples are obtained at multiple depths for each receive beam. A separate time profile is provided for each axial depth as well as lateral location. Any number of depths may be used, such as about 200 for 5mm or 400 for 10 mm.

Ultrasound data representing different locations in the region of interest is obtained. The ultrasound data is obtained in real-time with the scanning or obtained from a memory. For each location, the motion information represents the response at different times. Other scanning, monitoring, or techniques may be used to obtain ultrasound data to estimate shear magnitude.

Shear velocity is detected for the different spatial locations of the tissue. For each location, the displacement as a function of time is determined. The shear velocity is obtained by determining a time from generation of the shear wave until detection of the shear wave at a different location. The time and distance to the location determine the velocity. The distance is known from the scan line spacing (i.e., the transmit beam position for generating the shear wave and the receive beam position for detecting the shear wave). The time is known from the relative time between generation and detection of the shear wave.

Other techniques may be used to detect the peak in the profile. For example, a regression is applied. Since the shear wave velocity is linear, a robust

linear regression with automated outlier detection may indicate the shear wave velocity. The ultrasound data for all of the sample points in the region of interest is plotted for distance as a function of time or by time and distance. The linear regression is applied to the plot or data, providing a line fit to the data. The slope of the line indicates the shear wave velocity.

The shear wave information is used for a color overlay or other modulation of display values. For example, shear wave information is displayed over or with B-mode information. The displacement data is in a display format or may be scan converted into a display format. The displacement data is color or gray scale data, but may be data prior to mapping with gray scale or color scale. The information may be mapped linearly or non-linearly to the display values.

The image represents the displacement information, such as shear or moduli (e.g., the shear moduli) for the different locations. Where the values are determined for all of the grid points in a region of interest or field of view, the pixels of the display represent the shear velocities for that region. The display grid may be different from the scan grid and/or grid for which displacements are calculated. Color, brightness, luminance, hue, or other characteristic is modulated as a function of the displacement.

The image may include other data. For example, B-mode or other data representing tissue, fluid, or contrast agents in the same region is included. The displacement data is used for an overlay of or combination with the other data. The other data assists the user in determining the location of the beam relative to the tissue to be treated.

Figure 7 shows one embodiment of a system 10 for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging. The system 10 implements the method of Figure 1 or other methods. The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a display 20, and a memory 22. Additional, different or fewer components may be provided. For example, a user input is provided for user interaction with the system.

The system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system. In alternative embodiments, the system 10 is a personal computer, workstation,

PACS station, or other arrangement at a same location or distributed over a network for real-time or post acquisition imaging.

The transmit beamformer 12 is an ultrasound transmitter, memory, pulser, analog circuit, digital circuit, or combinations thereof. The transmit beamformer 12 is operable to generate waveforms for a plurality of channels with different or relative amplitudes, delays, and/or phasing. Upon transmission of acoustic waves from the transducer 14 in response to the generated waveforms, one or more beams are formed. A sequence of transmit beams are generated to scan a two or three-dimensional region. Sector, Vector®, linear, or other scan formats may be used. The same region is scanned multiple times. For flow or Doppler imaging and for shear imaging, a sequence of scans is used. In Doppler imaging, the sequence may include multiple beams along a same scan line before scanning an adjacent scan line. For shear imaging, scan or frame interleaving may be used (i.e., scan the entire region before scanning again). In alternative embodiments, the transmit beamformer 12 generates a plane wave or diverging wave for more rapid scanning.

The same transmit beamformer 12 generates impulse excitations or electrical waveforms for generating acoustic energy to cause displacement. In alternative embodiments, a different transmit beamformer is provided for generating the impulse excitation. The transmit beamformer 12 causes the transducer 14 to generate high intensity focused ultrasound waveforms.

The transducer 14 is an array for generating acoustic energy from electrical waveforms. For an array, relative delays focus the acoustic energy. A given transmit event corresponds to transmission of acoustic energy by different elements at a substantially same time given the delays. The transmit event provides a pulse of ultrasound energy for displacing the tissue. The pulse is an impulse excitation. Impulse excitation includes waveforms with many cycles (e.g., 500 cycles) but that occurs in a relatively short time to cause tissue displacement over a longer time.

The transducer 14 is a 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- or 2-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. The transducer 14 includes a plurality of elements for transducing between acoustic and electrical energies.

Receive signals are generated in response to ultrasound energy (echoes) impinging on the elements of the transducer 14. The elements connect with channels of the transmit and receive beamformers 12, 16. Alternatively, a single element with a mechanical focus is used.

The receive beamformer 16 includes a plurality of channels with amplifiers, delays, and/or phase rotators, and one or more summers. Each channel connects with one or more transducer elements. The receive beamformer 16 is configured by hardware or software to apply relative delays, phases, and/or apodization to form one or more receive beams in response to each imaging transmission. Receive operation may not occur for echoes from the impulse excitation used to displace tissue. The receive beamformer 16 outputs data representing spatial locations using the receive signals. Relative delays and/or phasing and summation of signals from different elements provide beamformation. In alternative embodiments, the receive beamformer 16 is a processor for generating samples using Fourier or other transforms.

The receive beamformer 16 may include a filter, such as a filter for isolating information at a second harmonic or other frequency band relative to the transmit frequency band. Such information may more likely include desired tissue, contrast agent, and/or flow information. In another embodiment, the receive beamformer 16 includes a memory or buffer and a filter or adder. Two or more receive beams are combined to isolate information at a desired frequency band, such as a second harmonic, cubic fundamental or other band.

In coordination with the transmit beamformer 12, the receive beamformer 16 generates data representing the region at different times. After the acoustic impulse excitation, the receive beamformer 16 generates beams representing different lines or locations at different times. By scanning the region of interest with ultrasound, data (e.g., beamformed samples) is generated.

The receive beamformer 16 outputs beam summed data representing spatial locations. Data for a single location, locations along a line, locations for an area, or locations for a volume are output. Dynamic focusing may be provided. The data may be for different purposes. For example, different scans are performed for B-mode or tissue data than for displacement. Alternatively, the B-

mode data is also used to determine displacement. As another example, data for displacement-based classification and shear imaging is performed with a series of shared scans and B-mode or Doppler scanning is performed separately or using some of the same data.

The processor 18 is a B-mode detector, Doppler detector, pulsed wave Doppler detector, correlation processor, Fourier transform processor, application specific integrated circuit, general processor, control processor, image processor, field programmable gate array, digital signal processor, analog circuit, digital circuit, combinations thereof or other now known or later developed device for detecting and processing information for display from beamformed ultrasound samples. In one embodiment, the processor 18 includes one or more detectors and a separate processor. The separate processor is a control processor, general processor, digital signal processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, network, server, group of processors, data path, combinations thereof or other now known or later developed device for determining displacement and calculating displacement profile properties. For example, the separate processor is configured by hardware and/or software to perform any combination of one or more of the acts shown in Figure 1.

The processor 18 is configured to estimate tissue displacement induced by the acoustic impulse excitation. Using correlation, tracking, motion detection, or other displacement measuring, the amount of shift in position of the tissue is estimated. The estimation is performed multiple times through a period, such as from prior to the tissue moving due to the impulse to after the tissue has mostly or completely returned to a relaxed state (e.g., recovered from the stress caused by the impulse excitation).

The processor 18 is configured to derive at least one parameter describing a characteristic of a profile of the tissue displacement. For example, the signal-to-noise ratio of the displacement profile is derived. As another example, the maximum displacement of the displacement profile is derived. The processor 18 may calculate other parameters, such as a statistic of the data in time, space, or time and space. For example, an average B-mode or acoustic impedance value over time and/or space for each location is calculated.

The processor 18 is configured to classify tissue in the region. Tissue may be fluid tissue or solid tissue. The classification may be between types of tissue, between tissue and fluid, or between types of tissue and one or more other classes. In one embodiment, the processor 18 classifies the material at a location as fluid/fluid tissue, solid tissue, and other/non-determinative.

The classification is based on at least one parameter. For example, the classification is based on values for one or more characteristics of the displacement profile. The signal-to-noise ratio and the maximum displacement are two such characteristics. Other information, such as a statistic of other data, may be used in the classification.

The processor 18 implements fuzzy logic, a probability function, lookup table, or other process. The input features (e.g., characteristics of the displacement profile) are applied to the process to determine a category to which the location should be labeled.

The processor 18 operates pursuant to instructions stored in the memory 22 or another memory for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging. The processor 18 is programmed for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The memory 22 is a non-transitory computer readable storage media. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on the computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing, and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for

transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

The display 20 is a CRT, LCD, projector, plasma, or other display for displaying two-dimensional images or three-dimensional representations. The display 20 is configured by the processor 18 or other device by input of the signals to be displayed as an image. The display 20 displays an image representing shear for different locations in a region of interest or an entire image. The classification is used to segment the locations. Locations associated with solid tissue are modulated or include information for shear. Other locations are masked to not include shear information. The other locations may instead be subject to greater filtering of the shear information.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

Claims

1. A method for classification preprocessing to be used in medical ultrasound shear wave imaging, the method comprising:

measuring (32), with ultrasound, displacement over time at a first location within a patient in response to an impulse excitation;
determining (38) a maximum of the displacement over time;
determining (36) a signal-to-noise ratio of the displacement over time; and
classifying (42), with a processor (18), the first location as a first one of a plurality types of tissue, the classifying (42) being a function of the maximum of the displacement over time and the signal-to-noise ratio of the displacement over time.

2. The method of claim 1 further comprising:

transmitting (30) an acoustic excitation into a patient, the impulse excitation comprising the acoustic excitation;

wherein measuring (32) the displacement comprises repetitively scanning the first location with the ultrasound.

3. The method of claim 1 wherein measuring (32) the displacement comprises transmitting (30) ultrasound to the tissue and receiving reflections from the transmitting (30), the transmitting (30) the ultrasound and receiving being performed multiple times, and detecting the displacement from the reflections from the multiple receiving.

4. The method of claim 1 further comprising:

repeating the classifying (42) for a plurality of locations;
performing shear wave imaging (46) of the patient including the first location and the plurality of locations; and
spatially masking (44) the shear wave imaging as a function of the classifying (42) for the first location and the plurality of locations.

5. The method of claim 1 wherein measuring (32) the displacement over time comprises measuring (32) the displacement as the tissue relaxes after the impulse excitation.
6. The method of claim 1 wherein determining (36) the signal-to-noise ratio comprises:
 - filtering the displacement over time;
 - subtracting the filtered displacement over time from the displacement over time;
 - calculating a root mean square of a result of the subtracting; and
 - dividing an integral of the filtered displacement by the root mean square, a result of the dividing comprising the signal-to-noise ratio.
7. The method of claim 1 wherein classifying (42) comprises classifying (42) the first one as one of a group consisting of fluid, solid tissue, and not determinable.
8. The method of claim 1 wherein classifying (42) comprises classifying (42) the first one as fluid tissue or solid tissue.
9. The method of claim 1 wherein classifying (42) comprises classifying (42) with fuzzy logic or a probability function.
10. The method of claim 1 further comprising
 - determining a signal-to-noise ratio of an ultrasound signal; and
 - determining a de-correlation coefficient of the ultrasound signal over time;
 - wherein classifying (42) comprises classifying (42) as a function of the maximum of the displacement over time, the signal-to-noise ratio of the displacement over time, the signal-to-noise ratio of the ultrasound signal, and the de-correlation coefficient of the ultrasound signal over time.

11. A non-transitory computer readable storage medium (22) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (18) for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging, the storage medium (22) comprising instructions for:

- determining (32) a displacement profile of response in a patient;
- calculating (34) a first characteristic of the displacement profile;
- distinguishing (42) fluid and fluid tissue from solid tissue based, at least in part, on the first characteristic; and

- masking (44) out shear wave information from an image for fluid or fluid tissue.

12. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein determining (32) the displacement profile comprises receiving data representing a region of the patient at different times and correlating the data.

13. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein determining (32) the displacement profile comprise determining a magnitude of displacement as a function of time after an impulse causing displacement of tissue in the patient.

14. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein calculating (34) comprises calculating (36) a signal-to-noise ratio of the displacement profile.

15. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein calculating (34) comprises calculating (38) a maximum displacement from the displacement profile.

16. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein distinguishing (42) comprises classifying (42) as a function of the first characteristic.

17. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein distinguishing (42) comprises classifying (42) between (a) the fluid and the fluid tissue, (b) solid tissue, and (c) another class.

18. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 11 wherein masking (44) comprises displaying (46) the image representing shear wave information for solid tissue regions and not for fluid or fluid tissue regions.

19. A system for classification preprocessing in medical ultrasound shear wave imaging, the system comprising:

a transducer (14) configured to transmit an acoustic impulse excitation into a patient and configured to scan with ultrasound a region of the patient;

a receive beamformer (16) configured to generate data representing the region at different times after the acoustic impulse excitation, the data generated from the scan with ultrasound;

a processor (18) configured to estimate tissue displacement induced by the acoustic impulse excitation, derive at least one parameter describing a characteristic of a profile of the tissue displacement, and classify tissue in the region based on at least the one parameter; and

a display (20) configured to display an image representing shear for first locations, the first locations determined as a function of the classification of the tissue.

20. The system of claim 19 wherein the processor (18) is configured to derive the one parameter as a signal-to-noise ratio, is configured to derive another parameter as a maximum displacement of the profile, and is configured to classify based on the signal-to-noise ratio and the maximum displacement.

21. The system of claim 19 wherein the processor (18) is configured to derive the one parameter as a signal-to-noise ratio, is configured to derive another parameter as a maximum displacement of the profile, is configured to compute a statistic of the data in time, space, or time and space, and is configured to classify based on the statistic, signal-to-noise ratio and the maximum displacement.

ABSTRACT

Classification preprocessing (30-40) is provided for medical ultrasound shear wave imaging (46). In response to stress, the displacement at one or more locations in a patient is measured (32). The displacement over time is a curve representing a shift in location. One or more characteristics of the curve, such as signal-to-noise ratio and maximum displacement, are used to classify (42) the location. The location is classified as fluid or fluid tissue, solid tissue, or non-determinative. Subsequent shear imaging (46) may provide shear information for locations of solid tissue and not at other locations.

FIG. 1

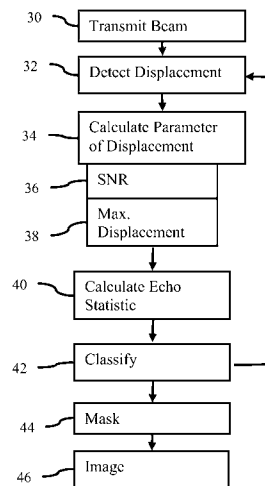


FIG. 2

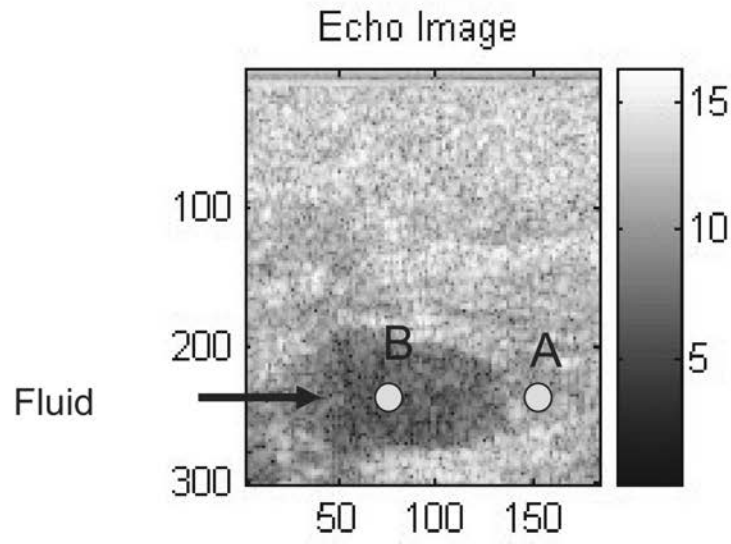


FIG. 3

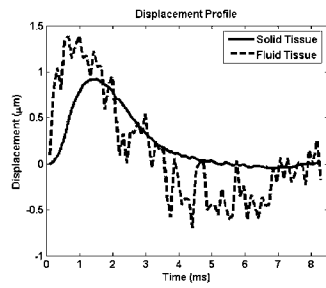


FIG. 4

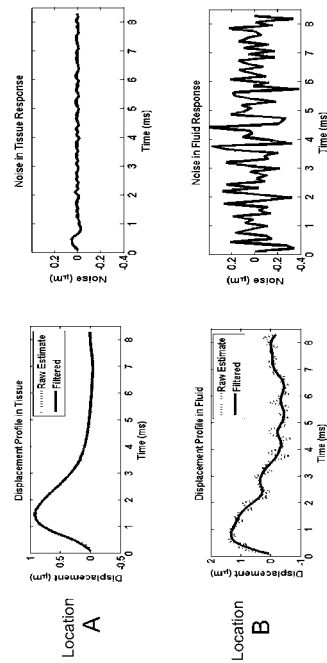


FIG. 5

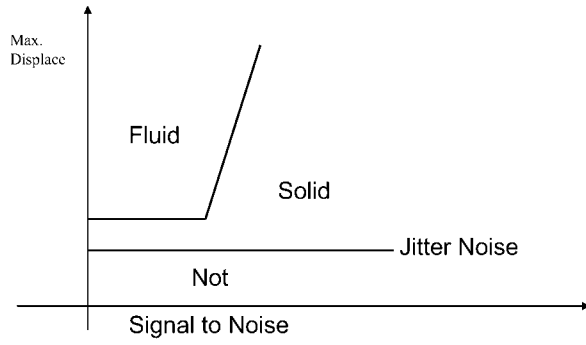


FIG. 6

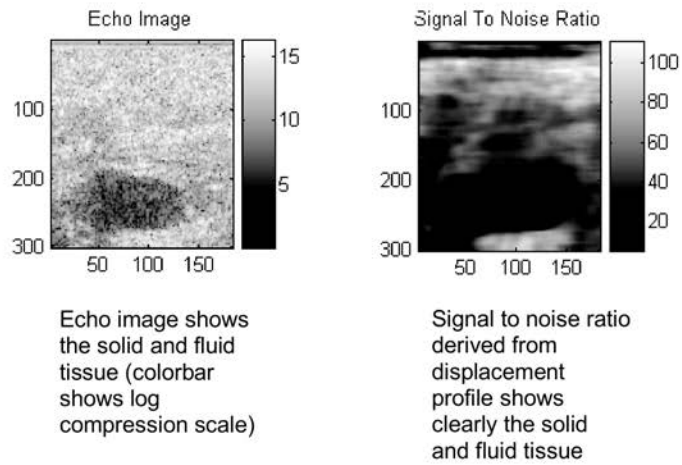
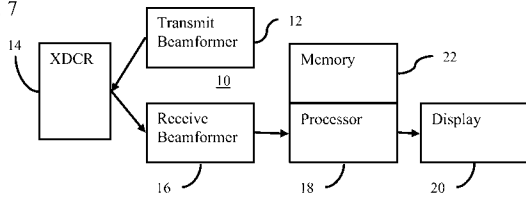


FIG. 7



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013059622A5	公开(公告)日	2015-08-27
申请号	JP2012195016	申请日	2012-09-05
[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	リーシアンファン ポールフレイバーガー ジョンベンソン		
发明人	リーシアン ファン ポール フレイバーガー ジョン ベンソン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52036 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD08 4C601/DD18 4C601/DD23 4C601/JB36 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/JC37		
优先权	13/229408 2011-09-09 US		
其他公开文献	JP2013059622A JP6140953B2		

摘要(译)

要解决的问题：为医疗超声剪切波成像提供医疗预处理（30-40）（46）。响应于压力，测量患者体内一个或多个位置的位移（32）。随时间的位移是表示位置偏移的曲线。使用曲线的一个或多个特征对位置（42）进行分类，例如信噪比和最大位移。位置分类为流体，流体组织，实体组织或非限制性的。下一个剪切成像（46）可以提供不在其他位置的实体组织位置的剪切信息。点域1