

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-503680

(P2013-503680A)

(43) 公表日 平成25年2月4日(2013.2.4)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-527417 (P2012-527417)
 (86) (22) 出願日 平成22年8月18日 (2010.8.18)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年3月1日 (2012.3.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/053733
 (87) 国際公開番号 W02011/027253
 (87) 国際公開日 平成23年3月10日 (2011.3.10)
 (31) 優先権主張番号 61/239, 993
 (32) 優先日 平成21年9月4日 (2009.9.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フェード制御を用いた超音波弾性イメージング歪イメージング

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、使用者が参照組織の地点又は領域を指定することができる、歪みイメージを作り出す。その後、ある地点での歪み値の、参照組織に関する歪み値に対する比である、イメージ内のその地点で、歪み比イメージが作り出される。歪み比イメージ内の歪み比値は、歪み比値に対応して色分けされ、カラーバーが、色分けを示す。ある範囲又は閾値を超える歪み比値が、容易に識別できるように独特に色分けされ得る。歪み比イメージは、対応している B モードイメージと、B モードイメージ単独、歪み比のベタイメージ、又は 2 つのイメージの半透明の組み合わせを見るために、行ったり来たりフェードされた、一方の又は両方のイメージとで、解剖学的レジストレーションで重ね合わせられ得る。

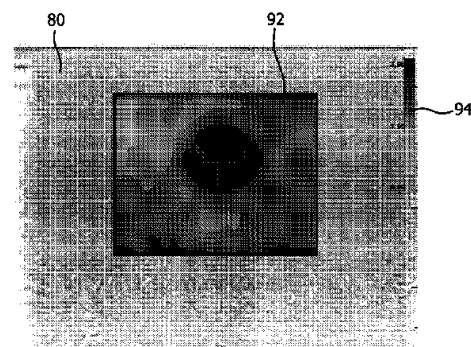


FIG. 6

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

イメージフィールドのイメージデータの複数のフレームを取得するよう動作可能な、アレキ振動子を有する超音波プローブ；

前記イメージデータに応答して、前記イメージフィールド内の複数の地点で、推定された歪み値を生み出すための、歪み推定器；

前記イメージフィールド内の地点で推定された前記歪み値に応答して、前記イメージフィールドの解剖学的な歪みイメージ作り出す、歪みイメージ処理装置；

前記イメージデータに応答して、前記解剖学的な歪みイメージに空間的に対応する、解剖学的な B モードイメージを作り出す、B モード処理装置；

前記歪みイメージ処理装置及び前記 B モード処理装置につながれ、解剖学的なレジストレーションで、解剖学的な歪みイメージ及び解剖学的な B モードイメージの重ね合わせを作り出す、ディスプレイ；及び

重ねあわされた前記解剖学的な歪みイメージ及び前記解剖学的な B モードイメージの相対的な透明度を変更する、ユーザー作動可能なフェード制御装置；

を含む、歪みイメージを作り出すための、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 2】

重ねあわされた前記解剖学的な歪みイメージは、完全に透明なものから完全に不透明なものまでの範囲で、変更可能である、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記歪みイメージ処理装置は、推定された前記歪み値に対応して、色分けされた歪みイメージ表示値を作り出し、

前記ディスプレイは、更に、前記色分けされた歪みイメージ表示値のカラーバーを作り出すよう作動する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム

【請求項 4】

前記歪み推定器は、更に、スペックルトラッキングによって、イメージデータの複数のフレームに亘って、変位を検出するよう作動する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記イメージデータに応答し、前記歪み推定器につながれ、歪み推定のために、ドップラシフトデータ又は組織のドップラー速度データを供する、ドップラー処理装置を更に含む、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記イメージデータに応答し、前記歪み推定器につながれ、歪み推定のために、振幅検出されたイメージデータを供する、B モード処理装置を更に含む、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

歪みイメージ内の基準組織を指定するよう作動する、ユーザー制御装置を更に含む、

前記歪みデータ処理装置は更に、前記イメージフィールド内の地点で推定された前記歪み値の、前記基準組織の歪み値に対する比についての、解剖学的な歪みイメージを作り出すよう作動する、

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記歪み推定器は更に、前記フレーム毎のイメージ変位の局所的評価として、歪み値を作り出すよう作動する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記イメージ変位は、イメージ化されている対象者の生理的動きによって作り出される

10

20

30

40

50

、請求項 8 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

前記イメージ変位は、イメージ化されている対象者のユーザー圧縮によって作り出される、請求項 8 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

歪みイメージ内の基準組織を自動的に指定するよう作動する、基準組織選択機を更に含み、

前記歪みイメージ処理装置は更に、前記イメージフィールド内の地点で推定された前記歪み値の、前記基準組織歪み値に対する比についての、解剖学的な歪みイメージを作り出すよう作動する、

10

請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システムに関連し、具体的には、弾性イメージング技術 (elastography) によって、体内の組織領域の剛性を評価する、超音波システムに関連する。

【背景技術】

【0002】

弾性イメージング技術は、体内の組織の弾性特性の評価である。体内の組織の剛性は、細胞が悪性であり得るか又は良性であり得るかどうかの示唆を与え得るということがわかってきている。女性の胸は、例えば、種々様々な、しこり、嚢胞又は他の腫瘍を含み得、それらのいくらかは、悪性であり得、いくらかは、良性であり得る。不要なバイオプシーから患者を見逃し、必要であるときにそれを実行するために、超音波は、疑わしい組織を調べるかどうかを決定するために、組織特性を評価するために、頻繁に使用される。弾性イメージング技術は、胸が、より柔らかい領域を含むか又はより堅い (固い) 領域を含むかどうかを決定するために、実行され得る。より堅い組織は、悪性の塊と、より相互に関連があるので、より堅い組織の領域を同定することは、バイオプシーによる堅実な診断を下す必要性を示し得る。

20

【0003】

弾性イメージング技術により引き起こされる問題は、体内で非侵襲的に、組織の定量化できる特性を測定する必要性である。このことは、標的組織の特性は、組織のサイトにおいて、直接的に測定され得ず、介在する組織を通じて、体の表面でなされた測定を通じてだけでなされるということの意味する。したがって、問題を簡素化し、有効データ及び解析に繋がるであろう、(複数の) 近似及び仮定をすることが望ましい。頻繁になされる過程の 1 セットは、検査されている組織が、均質で等方性であるということである。これらの仮定によって、物質方程式のある特性を、前記問題に適用することができる。ポアソン比及びヤング率である。ポアソン比は、サンプルが、所定の方向で伸ばされる又は圧縮されるとき、伸縮力若しくは圧縮力に対する、垂直な膨張若しくは収縮 (変形) の、前記力の方向の軸方向への膨張若しくは収縮に対する比率である。関連する基準は、剛性の基準である、ヤング率であり、サンプルに適用された一軸の応力 (圧力) の、結果である一軸の変形 (歪み) に対する比として定義される。しかしながら、標的組織での応力成分は、一般的に知られておらず、非侵襲的に測定することは困難である。

30

40

【0004】

これらの材料特性の各々は、歪み (変形) の関数として表現され得るので、多数の研究者は、異なる適用された圧力で、組織によって示された歪み又は変形を評価ことに集中している。歪みは、有益なパラメータであると示されているものの、その欠点は、適用された圧力で変わることである。したがって、組織に異なる圧力を適用する又は圧力を適用する異なる技術を使用する研究者によって、得られた異なる結果を有する、技術依存性 (technique-dependent) があることである。結果は、個々の患者間で、

50

又は、個々の検査間で、直接比較することができないということである。1種類の圧力にさらされた患者は、異なる形態又は量の圧力にさらされた別の患者と比較して、異なる歪み（変形）値を示すであろう。

【0005】

患者間の圧力変動に関して釣り合いを取るために、圧力レベルを示す基準点の歪みが、標的領域の歪みを標準化するために使用され得る。さらに、正常組織と腫瘍との間の歪み比は、患者内の2つの領域間の同様の圧力を仮定すれば、それらの剛比を示し得る。

【発明の概要】

【0006】

研究者らは、正常組織及び疑わしい組織の相対的な評価が、診断に関して重要となり得るということを報告している。したがって、本願発明者らは、正常組織又は基準組織の歪みの、標的組織の歪みに対する比である、歪み比を計算する。（従来技術は、ポアソン比のように、側面の、軸方向の歪みに対する比率を参照するために、“歪み比”なる用語を使用しているが、それは、本特許において、その用語が使用される方法ではない。）悪性病変は、良性病変よりもより堅い傾向にある。悪性病変に関する歪み比は、良性病変のそれよりもかなり高くなり得る。歪み比を測定することにより、標的組織の剛比及び悪性の可能性が、究明され得る。

【0007】

イメージ中の標的組織における、歪み比の計算は、標的組織をカーソルで示す又はマーキングすること、正常組織を示す又はマーキングすること、イメージフィールド内の各々の位置で歪みを測定し、その後歪み比を計算することによって実行され得る。しかしながら、臨床医は、イメージフィールド内のポイントの数で、測定を行う必要があり得るので、このプロセスは時間がかかり得る。さらに、臨床医は、Bモードイメージ内の腫瘍又は他の病理の存在を、その空間的に対応する歪み特性で、比較的に評価したいかもしれず、病理が、Bモード内でわずかにだけ可視的であるとき、問題が困難な状態になった。本発明の本質に従って、超音波システムは、イメージフィールド内の歪み値の解剖学の歪みイメージを形成する。システムは、また、対応する解剖学のBモードイメージを形成し、2つのイメージは、表示のために重ねあわされる。システムのフェード制御は、重ねあわされたBモードの相対透過度を変更するよう作動し、それらの境界、剛性及び他の特性は、相対的に評価され得る。図において：

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、ブロック図の形態で、本発明の本質に従って構成された超音波診断イメージングシステムを説明する。

【図2】図2は、イメージフィールドの歪み比イメージを作り出すための方法の段階を説明する。

【図3】図3は、歪み比イメージの決定のために、正常な組織のある地点を指定するように使用されたカーソルを有する、同じ組織について、歪みイメージの隣にBモードイメージを説明する。

【図4】図4は、歪み比イメージの決定のために、正常な組織のある領域を指定するように使用された円の図形を有する、同じ組織について、歪みイメージの隣にBモードイメージを説明する。

【図5】図5は、歪み比イメージの決定のために、正常な組織のある領域を指定するように使用された正方形の図形を有する、より大きいBモードイメージを重ね合わせている歪みイメージウインドウを説明する。

【図6】図6は、対応するBモードイメージを重ね合わせている図6のイメージウインドウ内の歪み比イメージを説明する。

【図7】図7は、歪み比イメージの、剛性に関するカラーバーと共に、標的領域のBモードイメージと、歪み比イメージを重ね合わせているBモードイメージと、が並んで示される、他のイメージ表示を示す。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0009】

先ず、図1を参照して、本発明の本質に従って構成された、超音波システムが、ブロック図形態で示される。超音波プローブ10は、体のある領域へと超音波を伝え、そこからのエコーを受信する、アレイ振動子12を有する。アレイ振動子は、体内の2次元イメージフィールド又は3次元イメージフィールドをスキャンするための、振動子要素の一次元アレイ又は振動子要素の2次元アレイであり得る。アレイ振動子の要素は、アレイからの発信ビームのステアリング、焦点調節及び通過率 (penetration) を制御する、送信ビームフォーマ (transmit beamformer) 16によって駆動される。受信ビームフォーマ18、振動子要素からのエコーを受信し、それらを結合し、イメージフィールド内の (複数の) 地点からのコヒーレントエコー信号 (coherent echo signals) を形成する。送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマは、伝送の間、傷つきやすい受信回路を保護する、送信/受信スイッチ14によって、振動子アレイ要素につながる。ビームフォーマ制御装置20は、ビームフォーマの作動に同期し、制御する。

【0010】

受信したエコー信号は、直角位相帯域通過 (QBP) フィルタ22によって、直角位相サンプル (quadrature samples) (I及びQ) へと復調される。QBPフィルタは、また、受信した信号の帯域制限及び帯域通過フィルタリングを供することができる。受信した信号は、その後、信号処理装置24によって、調波分離 (harmonic separation) 及び周波数複合 (frequency compounding) といった、更なる信号処理を受け得る。処理されたエコー信号は、Bモード処理装置26に関して、式 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ によって、エコー信号の振幅検出を行う検出器25と、イメージフィールド内の (複数の) 地点のドップラーシフト検出のための、ドップラー検出器28と、に適用される。本発明の本質に従って、各々のイメージフレーム (イメージフィールドの各々のスキャン) のベースバンドI及びQのエコー信号が、フレームメモリ30に適用される。Bモード処理装置26及びドップラー処理装置28の出力は、また、フレームメモリ30につながる。フレームメモリは、イメージフィールド内の粒子のフレーム間の変位から、歪み推定器32による歪みの計算のために、空間ベースで (on a spatial basis)、イメージフィールドの連続サンプリングを格納する; 歪みは、変位の空間微分として計算される。歪みは、無線周波数 (RF) 又はベースバンドI及びQデータから計算されても良く、また、検出された振幅 (Bモード) データ又は組織ドップラーデータから計算されても良い。歪み、横方向の軸方向に対するゆがみの割合、歪み速度といった、歪み計算の如何なる形態が、用いられても良い。例えば、連続フレームにおける、共通の地点で受信したエコーは、その地点での変位を推定するために、相互に関連付けられても良い。もし、その地点で、動きが存在しないなら、連続フレームからのエコーは、同じであろう。もし動きが存在するなら、エコーは、異なるであろうし、動きベクトルは、変位を示す。米国特許6,558,324 (Von Behren et al.) は、歪みを推定するための、振幅及び位相の両方に敏感な技術を述べ、ブロックマッチング及び相互関係を通じて、歪み推定するために、スペクルトラッキングを採用する。米国特許5,524,636 (Sarvazyan et al.) も、弾性イメージング技術を実行するために、スペクルトラッキングを使用し、米国特許6,527,717は (Jackson et al.) は、スペクルを相関することにより、組織移動を決定する。米国特許5,474,070は (Ophir et al.) は、A-lineペア (A-line pairs) 部分の間のタイムシフト差から組織圧縮を推定する。米国特許6,099,471 (Torp et al.) は、組織速度の傾きとして計算された、歪み速度の推定を述べる。米国特許5,800,356 (Criton et al.) は、適用された力の方向で、歪み推定のための地点を選択するために、ドップラーベクトルの使用を述べる。Von Behrenによって認められるように、r.f. データは、通常、歪みについての最も正確な推定を生み

出すので、好ましくは、位相敏感な技術が使用される。

【0011】

組織変位は、プローブによって体に適用された圧力を変更することによって、又は、好ましくは、体の生理的な動きによって引き起こされた変位によって、引き起こされ得る。機械的振動又は音響放射力の作用を含む、如何なる種類の圧縮ソースを、代替的に使用することができる。例えば、変位は、呼吸の間、胸壁の動きによって、又は、頸動脈若しくは肝動脈といった、近くの血管の血流拍動によって引き起こされても良い。位相敏感な技術で歪み推定することが好ましい他の理由は、これらの生理的活動によって生み出されるわずかな動きや、プローブを体に保持しながら発生する、小さく、事実上感知できない動きでさえも、感知することができ、歪み推定器32によって歪みを推定するために使用することができるということである。

10

【0012】

歪み推定器32は、イメージフィールド内の各々の地点での、推定された歪み値を生み出し、これらの値は、34でのイメージフィールドの歪みイメージとして格納される。歪みイメージは、Bモード処理装置26及びドップラー処理装置28の出力であるような、イメージ処理装置42につながる。イメージ処理装置は、これらのソースからのイメージデータを、例えば、所望のイメージフォーマット、イメージ重ね合わせ、などへの走査変換によって、処理し、ディスプレイ50上に、表示のためのイメージを作り出す。次の図面で見られるように、歪み画像の表示のための1つのフォーマットは、構造上の位置確認のために、Bモードイメージ上に重ね合わされる。

20

【0013】

本発明の本質に従って、歪みイメージは、また、346で、歪み比イメージを作り出すために使用される。歪み比イメージは、正常な組織に関する歪み値によって、歪みイメージの各々の歪み値を割ることによって生み出される。この値は、（使用者は、疑わしい腫瘍をイメージの中央に位置づけるという仮定において、）イメージのコーナーのある領域における歪み値といった、複数の歪み値の平均値又は中央値を平均化すること又は採用することのように、自動的に供され得る。本発明の実施において、正常な組織に関する歪み値は、使用者が指すイメージ内の正常な組織の表示(indication)から取られる。この目的のために、歪み比イメージは、イメージ内の正常な組織の地点又は領域を示すために、使用者が操作した制御パネル40からの参照カーソルにตอบสนองする。歪みイメージ内の各々の歪み値は、36で、歪み比イメージを作り出すために、正常な組織の歪み値によって割られる。

30

【0014】

歪み比イメージ内の疑わしい腫瘍領域をより良好に表現するために、使用者は、歪み比値が比較される、閾値又は値の範囲を設定するよう、制御パネル40の制御を操作することができる。閾値又は値の範囲を超える歪み比値は、独自の色又は明るさを有してそれらを表示するように、歪み比イメージ内で独自に強調される。例えば、使用者は、5に閾値を設定することができ、5又はそれより大きい値を有する、歪み比表示内の全ての地点が、明るい赤色で表示され得る。使用者は、歪み比イメージ内の独特な明るい赤色から、イメージ内の疑わしい領域に、迅速に目印を付けることができる。

40

【0015】

本発明の更なる様態に従って、使用者は、イメージ処理装置42につながる制御パネル40上で、フェード制御を操作することができる。イメージ処理装置が、Bモードイメージの対応する位置を重ね合わせている、歪み比イメージを表示するとき、フェード制御によって、使用者は、Bモードイメージ及び歪み比イメージの相対透過度を調節することができる。使用者は、対応している構造的なイメージだけを見るために、完全に透明であるよう、歪み比イメージの色を薄くすることができる、又は、歪み比イメージだけをみるために、Bモード組織イメージの色を薄くすることができる。或いは2つの重なったイメージに関して、中間の透明度設定を行う。

【0016】

50

図 2 は、上述された超音波システムを使用する、歪み比イメージを作り出すためのプロセスを説明する。60で、超音波データのフレームが、基準時間 t_1 で取得される。60において、超音波データの別のフレームが、基準時間 t_2 で取得される。2つのフレームの超音波データは、その後、64で、データの本質に依存して、2次元又は3次元のいずれかで歪み（変位）を推定するために使用される。如何なる歪み推定技術が、上述された如何なるそれらを含んで、使用されても良い。推定された歪み値は、66で歪みイメージを作り出すために、空間的に描かれる（mapped）。歪みイメージから、使用者が、68で正常な組織を指定する。別の方法として、使用者は、Bモードイメージといった、別のイメージ内の正常な組織を指定することができ、歪みイメージの空間的に対応する歪み値は使用される。70で、使用者は、歪み比イメージ内の歪み比値が強調され得る、歪み比閾値を設定する。72で、歪み比が、歪み値及び正常な組織の歪み値から計算され、色分けされた、カラーの歪み比イメージを生み出し（color-coded to produce a color strain ratio image）、74で表示される。76で、使用者は、随意に、重ねあわされた歪み比イメージ及びBモードイメージをフェードしても良い。この機能をそのように持ち合わせた超音波システムに関して。

【0017】

図 3 は、ある模型（phantom）のBモードイメージ80が、ディスプレイの左側に表示され、歪みイメージ82が右に表示される、本発明の実施の表示の例である。これらのイメージから見受けられるように、Bモードイメージの中央に、硬質介在物が辛うじて目に見えるが、歪みイメージにおいて、84で明確に見える。腫瘍86が、歪みイメージの左上に示される。使用者は、この腫瘍86を移動させるように、制御パネルの制御を操作することができ、それは、正常組織のイメージ領域を覆い、指定する。超音波システムは、その後、正常組織の歪み値を生み出すために、腫瘍86の位置から、1つ以上の歪み値を使用するであろう。例えば、システムは、平均化された正常組織歪み値を生み出すために、腫瘍の中央で、10ずつのグループのピクセルを平均化しても良い。正常な組織の歪み値は、その後、歪み比イメージを作り出すために使用される。

【0018】

図 4 は、正常な組織の領域を指定するために、使用者が、歪みイメージ亘って、図形88を操作する場合を除いて、図3に同様である。この例において、図形は円形である。使用者は、イメージに亘って円形図形88を操作することができ、円形のサイズを選択又は制御することもできる。また、他の形状の図形が使用されても良い。超音波システムは、図形内のピクセルの（複数の）歪み値を取り、それらを組み合わせ、正常組織の歪み値の平均又は中央を平均化する又は計算することといった、代表的な正常組織の歪み値を生み出す。好ましくは、システムは、図形が操作される又は、カラーバー上に対応する色値を示すように、正常な組織の歪み値を断続的に計算し、歪み比イメージを同時に示しても良い。

【0019】

図 5 は、解剖学的なレジストレーション（registration）で、歪みイメージ82がBモード80を重ね合わせる表示を示す。この例において、硬質介在物84の歪みイメージは、Bモードイメージ80内の介在物の位置を重ね合わせる。使用者は、歪み比イメージの計算のために、正常な組織に亘って、ボックス90を操作している。図6は、図5の歪みイメージ82と同じ参照ボックス内に作り出された、歪み比イメージ92を示す。歪み比イメージ92は、正常組織の歪み値との関連で、腫瘍及びカラーボックス内のピクセルの歪み値をシャープに表現する。イメージの右側にあるカラーバー94は、歪み比値の色分けする。カラーバーは、カラーイメージの白黒表示において、非常に暗い陰影で、より高い剛性値を表し、腫瘍84は、歪み比イメージ92内で非常に暗く見受けられ、腫瘍組織の相対的に高い剛性値を示している。使用者は、ベタ画像、半透明イメージ、透明なBモードイメージ及び透明な歪み比イメージの間を行ったり来たりしてフェードするよう、制御パネル40上の透明制御を操作することができる。使用者が、図6で示されるようなベタ（非透明な）画像から完全に透明に、歪み比イメージ92をフェードすると

10

20

30

40

50

き、使用者は、その後、歪み比イメージ内の暗い腫瘍領域の基礎になる、グレースケールでの腫瘍を見ることができる。使用者はその後、腫瘍の状況及びその境界を評価することができる。ディスプレイ内の解剖学的なレジストレーションの後援で、それらは、歪み比イメージ及びBモードイメージの両方で現れるので。

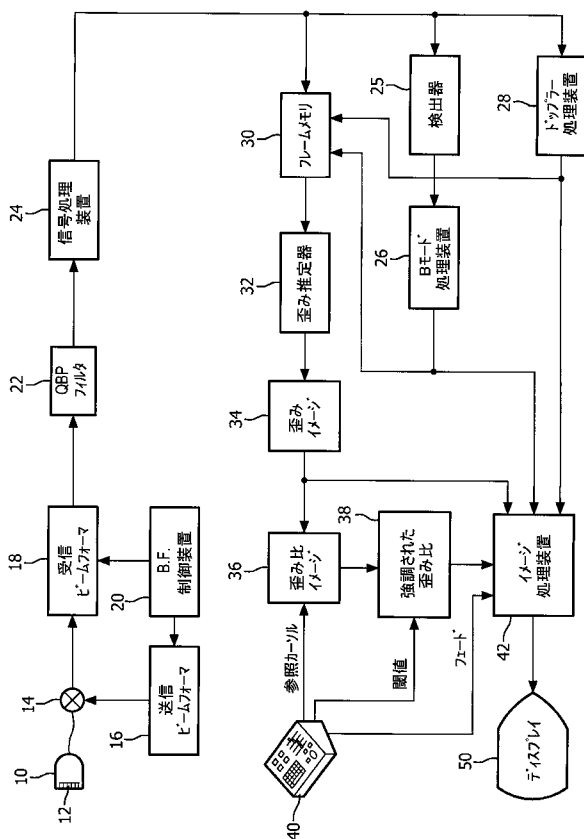
【 0 0 2 0 】

図 7 は、本発明の別の歪み比表示を説明し、この場合、ディスプレイの左側に単独で示された B モードイメージ 8 0 と、歪み比イメージ 9 2 の重ね合わせた重ね合わせを有する B モードイメージと、を有する。この例において、より高い剛性は、カラーイメージのこの白黒表示内のより白い陰影のように見えるもので、色分けされる。カラーバー 9 4 の色の剛性は、“ソフト”から“ハード”へと定量的に示される。この例において、腫瘍 8 4 は、周囲の組織よりも、相対的に硬いと感じられる。この図はまた、歪み比イメージ 9 2 の右に配置された I 形状のカーソルで、重ね合わされたイメージペアの B モードイメージ内に示されている、正常な組織も示す。カーソル 9 6 の正常な組織位置で計算された歪み値は、その後、歪み比イメージ 9 2 を作り出すために使用される。

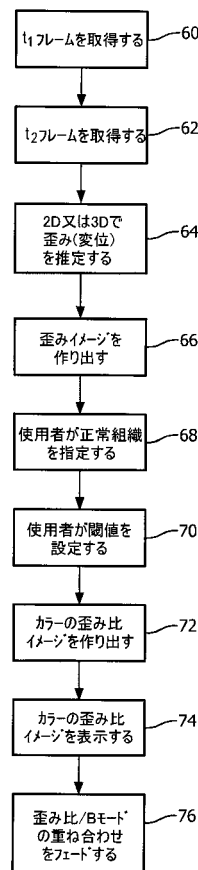
【 0 0 2 1 】

他の表示バリエーションは、当業者が容易に気付くであろう。例えば、図 7 において、歪みイメージは、歪み比イメージと並んで示され得、使用者は、歪みイメージ内の正常な組織の領域を指定することができ、歪みイメージに隣接する、結果の歪み比イメージを見ることができる。歪みイメージ及び歪み比イメージの一方又は両方を、解剖学的レジストレーションで、B モードイメージを重ね合わせて、示すことができる。フェード制御は、その対応する登録された B モードイメージを重ね合わせる、歪みイメージの相対的な透明度を変更するように使用されても良い。歪み比値は、上述されたそれらの逆数、即ち、ある地点での歪み値に対する基準値、として計算され得る。歪み比イメージは、リアルタイムで又は後処理イメージレビューで作り出され得る。

【圖 1】



【 ㄨ 2 】



10

20

【図 3】

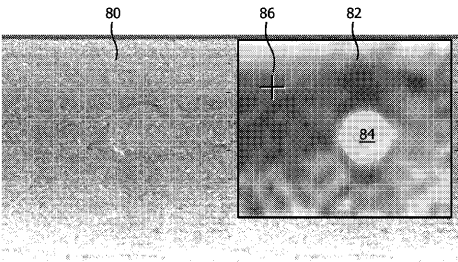


FIG. 3

【図 5】

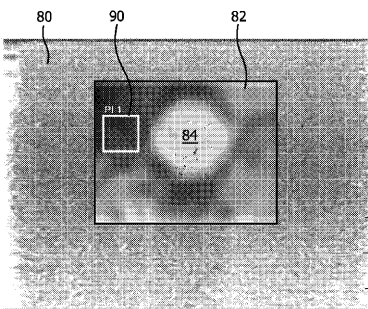


FIG. 5

【図 4】

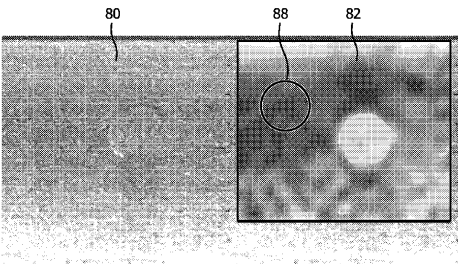


FIG. 4

【図 6】

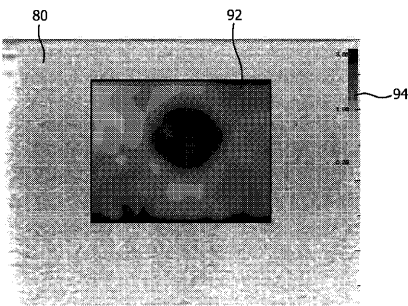
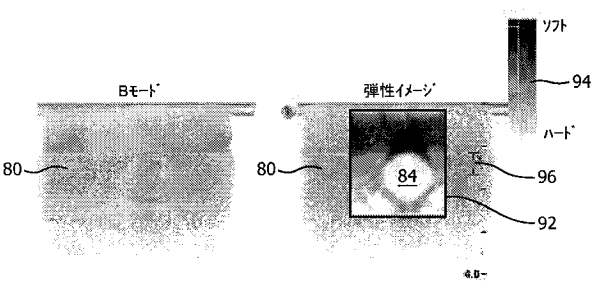


FIG. 6

【図 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2010/053733

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/52 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/054930 A1 (RICKETS IAN W [GB] ET AL) 10 March 2005 (2005-03-10) * abstract; figures 1,5-6c paragraphs [0002] - [0025] paragraphs [0034] - [0040] -----	1-6,8-10 7,11
X	EP 2 030 572 A1 (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 4 March 2009 (2009-03-04) * abstract; figures 1,2,22-27 paragraphs [0001] - [0021] paragraphs [0023] - [0035] paragraphs [0115] - [0148] ----- -/--	1-11
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
25 January 2011		31/01/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040 Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2010/053733

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009/001077 A2 (ISIS INNOVATION [GB]; KADOUR MICHAEL JOSEPH [GB] ISIS INNOVATION [GB];) 31 December 2008 (2008-12-31)	1-6,8-10
Y	* abstract; figures 1-6,9-10e page 1, line 4 - page 3, line 2 page 5, line 5 - page 7, line 19 page 8, line 19 - page 14, line 1 -----	7,11
X	EP 1 554 982 A1 (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 20 July 2005 (2005-07-20)	1-6,8-10
Y	* abstract; figures 1-3,6-9 paragraphs [0001] - [0046] -----	7,11
Y	US 6 558 324 B1 (VON BEHREN PATRICK L [US] ET AL) 6 May 2003 (2003-05-06) cited in the application * abstract; figures 1-6 column 1, line 12 - column 9, line 45 -----	1-11
Y	US 2007/230761 A1 (GUNDEL LUTZ [DE] ET AL G UMACR NDEL LUTZ [DE] ET AL) 4 October 2007 (2007-10-04) the whole document -----	1-11
Y	US 2007/073145 A1 (FAN LIEXIANG [US] ET AL FAN LIEXIANG [US] ET AL) 29 March 2007 (2007-03-29) * abstract; figures 1-4 paragraphs [0003] - [0006] paragraphs [0013] - [0028] -----	1-11
A	GAO L ET AL: "Imaging of the elastic properties of tissue-a review", ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 22, no. 8, 1 January 1996 (1996-01-01), pages 959-977, XP002559046, ISSN: 0301-5629, DOI: DOI:10.1016/S0301-5629(96)00120-2 the whole document -----	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2010/053733

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005054930	A1	10-03-2005	NONE
EP 2030572	A1	04-03-2009	CN 101553172 A 07-10-2009 WO 2007138881 A1 06-12-2007 US 2009177084 A1 09-07-2009
WO 2009001077	A2	31-12-2008	EP 2160136 A2 10-03-2010 JP 2010531185 T 24-09-2010 US 2010179413 A1 15-07-2010
EP 1554982	A1	20-07-2005	CN 1705460 A 07-12-2005 CN 101427931 A 13-05-2009 WO 2004039262 A1 13-05-2004 JP 3932482 B2 20-06-2007 JP 2004135929 A 13-05-2004 US 2006052702 A1 09-03-2006
US 6558324	B1	06-05-2003	NONE
US 2007230761	A1	04-10-2007	CN 1981707 A 20-06-2007 DE 102005059209 A1 21-06-2007 JP 2007160094 A 28-06-2007
US 2007073145	A1	29-03-2007	US 2008188744 A1 07-08-2008

フロントページの続き

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

(72)発明者 ペ, ウンミン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

(72)発明者 マン, ジュンジョン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

Fターム(参考) 4C601 DD19 DE03 JC21 KK02 KK24

专利名称(译)	使用衰落控制的超声弹性成像畸变成像		
公开(公告)号	JP2013503680A	公开(公告)日	2013-02-04
申请号	JP2012527417	申请日	2010-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ペウンミン マンジュンジョン		
发明人	ペ,ウンミン マン,ジュンジョン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52071 G01S7/52042 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE03 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/239993 2009-09-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统产生失真图像，其允许用户指定参考组织的点或区域。然后在图像中的该点处创建失真率图像，其是一点处的失真值与参考组织的失真值的比率。失真率图像中的失真率值对应于失真率值进行颜色编码，颜色条表示颜色编码。超出范围或阈值的失真比值可以是唯一的颜色编码，以便可以容易地区分它们。通过组合相应的B模式图像，单独的B模式图像，失真率的实心图像或两个图像的半透明组合，可以获得失真率图像，两个图像可以与解剖学配准叠加。

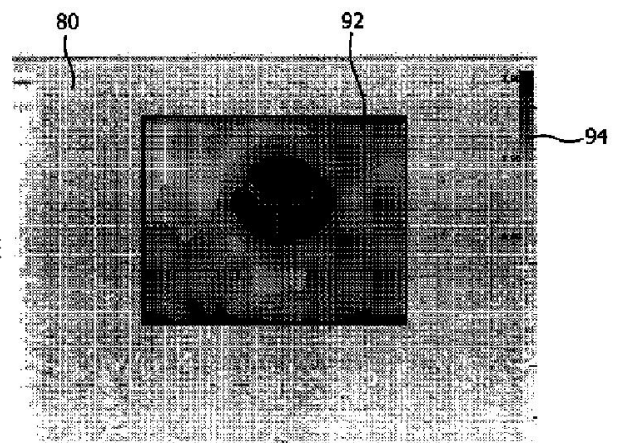


FIG. 6