

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/063691

発行日 平成23年3月31日 (2011. 3. 31)

(43) 国際公開日 平成21年5月22日 (2009. 5. 22)

(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 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号 特願2009-541068 (P2009-541068)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2008/067160	
(22) 国際出願日 平成20年9月24日 (2008. 9. 24)	
(31) 優先権主張番号 特願2007-297891 (P2007-297891)	(74) 代理人 100091096 弁理士 平木 祐輔
(32) 優先日 平成19年11月16日 (2007. 11. 16)	(74) 代理人 100102576 弁理士 渡辺 敏章
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内
	Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 EE09 JB42 JB46 JB54 JC21 JC23 JC37 KK02

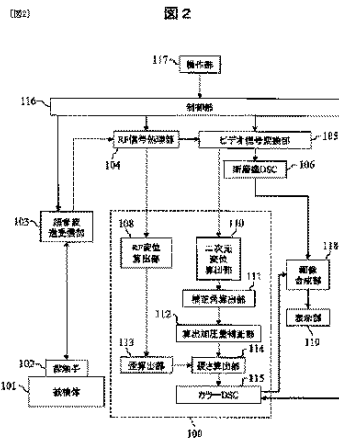
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像システム

(57) 【要約】

予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じる場合に、ずれに起因した誤差を小さくし、弾性画像の精度向上が可能な超音波撮像システムを提供する。

R F信号間の相互相関により算出した超音波伝播方向に関するR F変位と、二次元ビデオ画像間のブロックマッチングにより求めたベクトル変位マップから求めた補正角マップを用いた圧力の超音波伝播方向成分マップから、変位方向のずれが補正されたエラストグラフィを作る。この方法により、組織の変位ベクトルの超音波探触子の送波面の法線ベクトルの向きからずれても、精度を落とさずに硬さ率の画像化が出来る。



- 117 OPERATION SECTION
- 116 CONTROL UNIT
- 103 ULTRASONIC TRANSMITTING/RECEIVING SECTION
- 102 PROBE
- 101 SAMPLE UNDER TEST
- 104 RF SIGNAL PROCESSING SECTION
- 105 RF DISPLACEMENT CALCULATING SECTION
- 106 DISTORTION CALCULATING SECTION
- 107 VIDEO SIGNAL CONVERTING SECTION
- 110 TWO-DIMENSIONAL DISPLACEMENT CALCULATING SECTION
- 111 CORRECTION ANGLE CALCULATING SECTION
- 112 CALCULATED PRESSURE AMOUNT CORRECTING SECTION
- 114 HARDNESS CALCULATING SECTION
- 115 COLOR DSC SECTION
- 106 TOMOGRAM DSC SECTION
- 116 IMAGE SYNTHESIZING SECTION
- 118 DISPLAY SECTION

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を照射し反射エコーを受波する超音波探触子と、

被検体の着目する変形の前に照射した超音波に対応する第1のRFラスタースignalと、前記着目する変形の後に照射した超音波に対応する第2のRFラスタースignalを取得するRF信号処理部と、

前記第1のRFラスタースignalと第2のRFラスタースignalから、被検体各部のラスタースignal方向の変位量を取得するRF変位算出部と、

前記着目する変形の前後における被検体各部の変位を表す二次元変位ベクトルを算出する二次元変位算出部と、

前記算出された二次元変位ベクトルの方向と超音波照射方向に対応して前記着目する変形による加圧算出量を補正する加圧算出量補正部と、

前記補正された加圧算出量と二次元変位ベクトルとから、前記被検体各部の歪みを算出する歪み算出部と、

前記歪み算出部によって算出された歪み情報を表示する表示部とを有することを特徴とする超音波撮像システム。

10

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波撮像システムにおいて、前記加圧算出量補正部は、前記被検体各部での前記二次元変位ベクトルと超音波照射方向のなす角度を補正角として求め、前記求められた補正角に基づいて前記着目する変位の加圧算出量を補正することを特徴とする超音波撮像システム。

20

【請求項 3】

請求項2に記載の超音波撮像システムにおいて、前記変位量を空間微分し、被検体各部の硬さ情報を算出する硬さ算出部をさらに有し、

前記硬さ算出部は、前記補正された加圧算出量と前記歪み情報から、被検体各部の硬さを算出することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 4】

請求項1に記載の超音波撮像システムにおいて、前記二次元変位算出部は、前記着目する変形の前に着目する被検体の超音波画像フレームと変形の後に着目する被検体の超音波画像フレームをそれぞれ複数の領域に分割し、2つのフレームの領域間を比較することにより各領域の二次元変位ベクトルを算出することを特徴とする超音波撮像システム。

30

【請求項 5】

請求項1に記載の超音波撮像システムにおいて、前記二次元変位算出部は、第一の方向に対する超音波送受波によって求められた第一の変位量と、これと異なる第二の方向に対する超音波送受波によって求められた第二の変位量から二次元変位ベクトルを算出することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 6】

請求項1に記載の超音波撮像システムにおいて、前記二次元変位算出部は、二次元RFデータからブロックマッチングもしくは相互相関関数によって変位ベクトルも求めることを特徴とする超音波撮像システム。

40

【請求項 7】

請求項1に記載の超音波撮像システムにおいて、前記RF信号処理部は、前記超音波探触子によって受信された時系列のRF信号データを格納するメモリと、前記格納された2つの時間軸上で隣接するフレーム中の一組のRFラスタースignalを選択するRF信号選択部と、を有することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 8】

請求項7に記載の超音波撮像システムにおいて、前記RF信号選択部は、第1フレーム目のRFラスタースignal中に深さを限定する相関窓を設定し、第2フレーム目のRFラスタースignalに深さを限定する探索領域を設定することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 9】

50

請求項 2 に記載の超音波撮像システムにおいて、前記補正角は 45 度未満、望ましくは 20 度以上 30 度以下に設定することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波撮像システムにおいて、前記変位二次元ベクトルは、二つの計測ベクトル各々に直交する方向に補助線を引き、その交点を終点とするベクトルから求めることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 11】

請求項 5 に記載の超音波撮像システムにおいて、前記第一の方向と第二の方向のうち、片方は前記超音波探触子の送波面の法線方向に一致することを特徴とする超音波撮像システム。

10

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波撮像システムにおいて、前記第一の方向と第二の方向のうち、前記超音波探触子の送波面の法線方向に一致しない方向に関しては、フレーム毎に異なる方向になるように設定することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波撮像システムにおいて、前記二次元変位算出部は、3 以上の方向に関して超音波送受波を行い、求められた各方向の変位量から一つの二次元変位ベクトルを算出することを特徴とする超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検体の生体組織の歪みや硬さなどの性状を現わす弾性画像を撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置として、被検体の生体組織の歪みや硬さなどの性状が現わされた弾性画像を撮像するものが知られている（例えば、特許文献 1）。

【0003】

通常、超音波撮像における点応答関数は、超音波の伝播方向に短く、伝播方向に直交する方向（以下、方位方向と呼ぶ）に広がっているため、局所変位計測は伝播方向のみに関して計測をおこなう。実際には、必ずしも被検体に圧力を与えた際に生体組織が実際に変位する方向（以下、組織変位方向という）と、生体組織の変位を計測する弾性演算方向（以下、変位探索方向という）は平行でない状況がある。このような状況に対応する手法として、変位探索方向を組織変位方向に一致させる方法がある（例えば、特許文献 2）。

30

【特許文献 1】 特開 2004-57653 号公報

【特許文献 2】 国際公開 2006/073088 号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記従来技術では、生体組織の変位方向がより複雑な動きをする場合、予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じることが未解決の問題であった。

40

【0005】

本発明の目的は、予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じる場合に、ずれに起因した誤差を小さくし、弾性画像の精度向上が可能な超音波撮像システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波撮像システムは、被検体に対して超音波を照射し反射エコーを受波する超音波探触子と、被検体の着目する変形の前に照射した超音波に対応する第 1 の RF ラスター信号と、前記着目する変形の後に照射した超音波に対応する第 2 の RF ラスター信号

50

を取得するRF信号処理部と、前記第1のRFラスタースignalと第2のRFラスタースignalから、被検体各部のラスタースignal方向の変位量を取得するRF変位算出部と、前記着目する変形の前後における被検体各部の変位を表す二次元変位ベクトルを算出する二次元変位算出部と、前記算出された二次元変位ベクトルの方向と超音波照射方向に対応して前記着目する変形による加圧算出量を補正する加圧算出量補正部と、前記補正された加圧算出量と二次元変位ベクトルとから、前記被検体各部の硬さを算出する硬さ算出部と、前記硬さ算出部によって算出された硬さ情報を表示する表示部と、を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じる場合に、ずれに起因した誤差を小さくし、弾性画像の精度向上が可能な超音波撮像システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】 超音波撮像の概略説明図。

【図2】 超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図3】 超音波撮像処理のフロー図。

【図4】 変位探索方向と組織変位方向の関係を説明する図。

【図5】 一組のRFラスタースignalの例を示す図。

【図6】 相関窓を設定する深さをずらして変位算出を行う処理の説明図。

【図7】 ブロックマッチング法の説明図。

【図8】 相関ブロックと探索領域の位置をずらして変位ベクトルを求める処理の説明図。

【図9】 超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図10】 超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図11】 2方向の超音波送波の説明図。

【図12】 超音波撮像処理のフロー図。

【図13】 超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図14】 超音波撮像処理のフロー図。

【図15】 超音波送波方向に関する他の例の説明図。

【符号の説明】

【0009】

100 弾性画像構成部

101 被検体

102 探触子

103 超音波送受信部

104 RF信号処理部

105 ビデオ信号処理部

106 断層像DSC

108 RF変位算出部

110 二次元変位算出部

111 補正角算出部

112 算出加圧量補正部

113 歪算出部

114 硬さ算出部

115 カラーDSC

116 制御部

117 操作部

118 画像合成部

119 表示部

120 加圧補正值計算部

10

20

30

40

50

- 1 2 1 歪補正部
- 3 0 1 組織変位方向
- 3 0 2 変位探索方向
- 5 0 0 口径
- 5 0 1 ラスター
- 5 0 2 相関窓
- 5 0 3 探索領域
- 5 0 4 相関ブロック
- 5 0 5 探索領域
- 5 0 6 変位量
- 5 0 7 変位ベクトル

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 1 0】

以下、本発明の実施形態の例を説明する。

【実施例 1】

【0 0 1 1】

まず図 1 を用いて超音波撮像の概略を説明する。超音波探触子 1 0 2 内の口径 5 0 0 a を用いて送受信を行い、ラスタ 5 0 1 a 上のエコーデータを取得する。このラスタ方向を以下深さ方向と呼ぶ。ラスタ 5 0 1 a でエコーデータの取得が終わると、口径 5 0 0 b に移動し、ラスタ 5 0 1 b 上のエコーデータを取得し、口径移動と取得ラスタの移動をラスタ 5 0 1 c に対応する口径 5 0 0 c まで繰り返す、一フレーム分のエコーデータを取得する。このラスタの並んだ方向を、方位方向と呼ぶ。超音波撮像のフレームレートは、

20

$(\text{一本のラスタ上のエコーデータを取得する時間}) \times (\text{ラスタ本数})$

で決まり、一本のラスタ上のエコーデータを取得するのに要する時間は (往復の距離 / 音速) である。生体の音速はほぼ一定であるため、視野が決まると、一本のラスタのデータを取得する時間は決まってしまう。そのため生体の動きに追従可能なフレームレートで撮像を行う場合には、ラスタの本数は限られてしまい、通常 1 0 0 本から 2 0 0 本程度である。このため、深さ方向にはフレームレートの低下を招かずにサンプリング間隔を細かくできるが、方位方向には細かくすることができない。被検体の変形を調べる場合に、深さ方向には高精度に測定できるが、方位方向には精度が悪くなってしまう。このため弾性画像の形成に当たっては、通常は、加圧の方向と深さ方向を一致させるように撮像を行う。

30

【0 0 1 2】

本発明は、高精度一次元変位算出と、二次元変位算出に基づく変位の角度算出を行うことを特徴としている。高精度一次元変位算出では、精度は高いが超音波伝播方向の変位量しか算出できない。一方、二次元変位算出を用いると、変位をベクトルとして求めることができる。硬さの算出には、変位量と、加圧量の二つのパラメータが必要となる。本発明では、超音波伝播方向に平行な高精度変位算出方向と、変位をもたらす加圧ベクトルとが平行でないときに、加圧ベクトルから変位算出方向成分を抽出し、加圧ベクトルの変位算出方向成分と高精度変位算出量を用いて、硬さを算出する。

40

【0 0 1 3】

以下、本発明を適用した超音波診断装置及び超音波撮像方法の実施例について図面を参照して説明する。図 2 は、本実施例の超音波診断装置のブロック図である。図 3 は、図 2 に示した装置における処理のフロー図である。

【0 0 1 4】

図 2 に示すように、超音波診断装置は、被検体 1 0 1 との間で超音波を送受する超音波探触子 (以下、探触子) 1 0 2、探触子 1 0 2 に送波用の駆動信号を供給すると共に探触子 1 0 2 から出力される受信信号を処理する超音波送受信部 1 0 3、超音波送受信部 1 0 3 の出力信号を処理する R F 信号処理部 1 0 4、R F 信号をビデオ信号に変換するビデオ

50

信号変換部105、ビデオ信号から断層像を形成する断層像デジタルスキャンコンバータ(以下、断層像DSC)106、超音波送受信部103の出力信号から計測される生体組織の変位に基づき弾性画像を構成する弾性画像構成部100、弾性画像を表示する表示手段としての画像表示部119などを備えている。ここでの弾性画像構成部100は、RF変位算出部108、二次元変位算出部110、補正角算出部111、算出加圧量補正部112、歪算出部113、硬さ算出部114、カラーデジタルスキャンコンバータ(以下、カラーDSC)115などから構成されている。また、超音波送受信部103や弾性画像構成部100などに制御指令を出力する制御部116が設けられている。

【0015】

次に図3を用いて、処理フローを説明する。まず1フレーム目の画像データを取得する(S11)。次に、2フレーム目の画像データを取得する(S12)。被検体中では、1フレーム目と2フレーム目の間に、加圧によって組織変位が生じているものとする。加圧は典型的には探触子102で被検体を押圧することによって与えるが、例えば動脈の拍動によって生じたものであってもよい。この二つの工程で得たRFデータの対応するラスタ、深さのデータ間の相互相関演算により各深さでの変位を計算する(S13)ここで、関数 $f_1(x)$ と $f_2(x)$ の相互相関演算は $\int f_1(v)f_2^*(v-x)dv$ で表される。次に1フレームのビデオ画像データ(RFデータの包絡線検波を行い、Log圧縮、深さ方向のリスampling処理を行ったもの)を、二次元のサブリージョンに分割する(S14)。このサブリージョンに対応する探索領域を、2フレーム目の画像データ中に設定し、絶対値誤差和が最小となる二フレーム目のサブリージョン位置を探索し(S15)、探索結果のサブリージョンの移動量を二次元変位ベクトルとして計算する(S16)。ステップ16で得た二次元変位ベクトルから、変位の超音波伝播方向成分を計算するため、変位の方向と超音波伝播方向のなす角 α を求める。

【0016】

ここで、角度 α を、図4を使って説明する。図4(a)のように動脈の拍動によって、組織変位が起きている場合や、図4(b)のように、対象部位近傍に骨や気管など硬さの異なる領域が存在するため、組織の変位方向301が揃わない場合がある。このような場合には、仮に超音波探触子102などによる加圧の大きさが一定であったとしても、超音波伝播方向(変位探索方向)302の加圧成分は一定とならない。以下の硬さ計測においては、加圧量が一定であることを仮定して、加圧量と歪量から硬さを求めているので、加圧量が一定でない場合には、硬さの算出の精度が低下する可能性がある。本発明においては、RF信号に基づいた従来の変位計測(超音波伝播方向に関する)に加えて、二次元ビデオ画像から変位ベクトルマップを求め、変位の方向を算出、加圧方向と変位方向のなす角を補正角 α として求める(S17)。この補正角 α に基づいて算出加圧量の補正を行う(S18)。

【0017】

算出加圧量の補正を行ったあとは、従来の超音波エラストグラフィにおける硬さの算出と同様に、歪を計算し(S19)、硬さを計算(S20)する。ここで、変位を ΔL とすると、歪 S は変位の空間微分なので、 $S = \Delta L / \Delta x$ として求まる。弾性率 E は、応力 ΔP を均一と仮定すると、 $E = \Delta P / S$ として算出することが出来る。

【0018】

なお、ここで ΔP は、実際の値を求めることは困難な場合が多い。しかし画像のなかで ΔP の空間変化が S や E の空間的な変化に比べて小さければ、画像内での E の分布は、真の E に対して一定の係数 ϵ が掛った状態で求めることが出来る。この係数 ϵ は、一般に求めることは困難であるが、弾性率のイメージングにおいて、画像内で弾性率の異なる部分を、その形状が視認できる形で提示することが最も重要であり、弾性率の値を提示できなくても、十分に画像診断方法としては有用である。本発明の特徴である、角度の補正に関しても、係数 ϵ を求めることが目的ではなく、 ΔP の画像内での変化を補正することが目的である。

【0019】

以下、より詳細に本実施例の超音波診断装置について説明する。超音波診断装置の構成要素は、超音波送受系、断層像撮像系、弾性画像撮像系、表示系、制御系に大別される。超音波送受系は、探触子102と超音波送受信部103を備えている。探触子102は、機械的又は電子的にビーム走査を行うことによって被検体101との間で超音波を送受する超音波送受面を有する。超音波送受面には、複数の振動子が並べて配設されている。各振動子は、電気信号と超音波とを相互に変換する。

【0020】

超音波送受信部103は、探触子102に送受信手段を介して送波用の駆動信号（パルス）を供給する送信手段と、探触子102から送受信手段を介して出力される受信信号を処理する受信手段とを有する。

10

【0021】

超音波送受信部103の送信手段は、探触子102の振動子を駆動して超音波を発生させる駆動信号としての送波パルスを設定間隔で送信する回路や、探触子102から射出される超音波送波ビームの収束点の深度を設定する回路を有する。ここで本実施例の送信手段は、送受信手段を介してパルスを供給する振動子群を選択すると共に、探触子102から送信される超音波ビームが組織変位方向に走査されるように、送波パルスの発生タイミングを制御する。すなわち、送信手段は、該パルス信号の遅延時間を制御することにより、超音波ビームの走査方向を制御するようになっている。

【0022】

超音波送受信部103の受信手段は、探触子102から送受信手段を介して出力される信号に対して所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受エコー信号を生成する回路や、RF信号の位相を整相加算してRF信号データを時系列に生成する回路を有する。このような受信手段は、送受信手段を介して探触子102から送信された超音波ビームによって取得した受信エコー信号に所定の遅延時間を与え位相を揃えて整相加算する。

20

【0023】

断層像撮像系は、RF信号処理部104、ビデオ信号処理部105、断層像DSC106を有する。RF信号処理部は、超音波送受信部103から出力されたRF信号に対しローパスフィルタや周波数移動処理を施し、複素RFデータを生成している。この複素RFデータから自乗和ルートで絶対値に変換し、時間軸上のデータのリサンプリングによってデータ量を圧縮し、更にLog圧縮処理をビデオ信号処理部105にて行い、被検体101

30

【0024】

弾性画像撮像系は、超音波送受信部103の断層像撮像系のRF信号処理部104から分岐して設けられたRFラスタメモリと、同じく断層像撮像系のビデオ信号処理部105から分岐して設けられたフレームメモリの二つをデータの入力部としている。図3においては、RFラスタメモリはRF変位推定部108に内蔵され、フレームメモリは二次元変異推定部110に内蔵されている。

40

【0025】

RF変位算出部108は、超音波送受信部103から出力されるRF信号データに基づき被検体101の生体組織の超音波伝播方向に関する変位を計測する。このRF変位算出部108は、RF信号選択部と、計算部と、フィルタ部とを有する。このRF信号選択部は、超音波送受信部103から出力された時系列のRF信号データを格納したRFラスタメモリから、二つの時間軸上で隣接するフレーム中の一組のRFラスタ信号を選択部により選択する。一組のRFラスタ信号の例を図5に示す。次に1フレーム目のRFラスタ信号中に深さを限定する相関窓502を設定し、2フレーム目のRFラスタ信号に深さを限定する探索領域503を設定する。

【0026】

50

以上の処理を、数式を用いて説明する。以下、 i フレーム、 j ラスタ、深さ方向のサンプリング点 k_1 から k_2 の RF データを $\text{wave}(k_1 \sim k_2, j, i)$ と表記する。例えば、1 フレームと 2 フレームの間での、 J ラスタ、深さ（超音波伝播方向） K における RF 変位 $\text{disp}(K, J, 1)$ は、 $\text{wave}(K - \Delta K / 2 \sim K + \Delta K / 2, J, 1)$ と $\text{wave}(K - \Delta S / 2 \sim K + \Delta S / 2, J, 2)$ の二つのベクトル（RF データ）の間で相互相関関数を取り、その最大値をとる位置の変化を変位量 506 として扱う。

【0027】

変位量を求める処理を図で説明すると、2 フレーム目の RF 信号から探索領域 503 で切り出された信号の中で、1 フレーム目の RF 信号から相関窓 502 内で切り出した信号にもっとも形状に近い波形を探す操作である。相関窓 502 の位置と探索領域 503 から抽出された最も類似する波形の位置までのずれが変位量となる。ここで、 ΔK は相関窓 502 の幅であり、 ΔS は探索領域 503 の幅である。 ΔS は ΔK より、算出される範囲内でのフレーム間最大移動量の分だけ大きくとる。 ΔK は小さいほど空間分解能がよくなるが、信号対雑音比が劣化するため、信号によって適切な ΔK を選択する。 ΔS に関しては、大きすぎると演算コストが大きくなるが、小さすぎると探索範囲が変位最大値より小さくなり、適切な変位算出が出来ない可能性がある。ある深さにおける変位の算出が完了すると、図 6 に示すように、相関窓 502 を設定する深さをずらして、対応した探索領域 503 を設定し、再び変位算出を行う。このように、相関窓と探索領域の位置を最も深い位置までずらしていくことで、全深さに関する変位算出が終了すると、隣のラスタに移る。この操作をすべてのラスタに関して行うことで、1 フレーム分の変位の算出が行われる。

【0028】

二次元変位算出部 110 の計算は、例えば、相関処理としてブロックマッチング法を適用することによって、断層像の各ピクセルに対応する生体組織の変位探索方向における変位や変位ベクトル（以下、変位と総称する）を求める。ここでの変位ベクトルとは、変位の方向と大きさに関する二次元変位分布である。ブロックマッチング法とは、図 7 に示すように画像を例えば $N \times N$ 画素からなる相関ブロック 504 に分け、隣接フレームの探索領域 505 内で相関ブロック 504 に最も類似する領域を探し、相関ブロック 504 の変位ベクトル 507 を相関ブロックの中心点の移動として求める方法である。類似する領域を探すのは、画素同士の差分値の絶対値の総和が最小となる領域を探す方法や、二次元の相互相関関数により、ブロックの移動を求める方法がある。ある相関ブロックに関して、変位ベクトル 507 が求まると、図 8 に示すように、相関ブロック 504 及び、対応する探索領域 505 の位置をずらし、同様な探索により変位ベクトルを求める。この操作をフレーム内全域に対して行うことで、変位ベクトルマップを求める。変位ベクトルマップには、断層像のピクセル座標 (x, y) を変数として変位ベクトルと超音波照射方向のなす角 $\alpha(x, y)$ が記録される。

【0029】

歪み推定部 113 は、変位推定部 108 から出力された生体組織の移動量、例えば変位 ΔL を空間微分して生体組織の歪みデータ ($S = \Delta L / \Delta X$) を算出する。また、硬さ推定部 114 は、圧力変化を変位の変化で除することによって生体組織の硬さデータを算出する。硬さ推定部 114 は、探触子 102 の超音波送受面に加えられた圧力 Δp を補正角度推定部 111 の結果に基づいて、変位方向のムラによって発生する圧力の超音波伝播方向成分を補正し、圧力 Δp と変位 ΔL に基づき硬さデータとして例えば $(\Delta P \times \cos \alpha) / S$ を求める。具体的には、生体組織のあるピクセル座標 (x, y) での硬さデータは次のように求められる。

【0030】

$$(\Delta P(x, y) \times \cos \alpha(x, y)) / S(x, y)$$

このように硬さ推定部 114 は、断層像の各点に対応して硬さデータをそれぞれ求めることによって二次元の硬さ画像データを取得する。また、歪みデータと硬さデータを含めて硬さデータと適宜総称する。なお、 ΔP は一定もしくは、探触子 102 からの距離の関

数として近似してよいことを仮定する。

【0031】

ここまでは図2に示した硬さを補正して表示する場合に関して、説明を行ったが、加圧量が均一とみなせるような補正値を歪みに対して適用する場合に関して、図13、14を使って説明する。図13はブロック図、図14はフローチャートである。実測で求めた歪 S に対して、加圧が均一だった場合の歪を S' とする。このとき加圧量が均一でなくなる要因が、加圧ベクトルが角度 α でずれた効果で説明できるとすると、 $S(x, y) = S'(x, y) \times \cos \alpha(x, y)$ と表現できる。つまり実測値 S と角度補正量 α がわかると、 $S'(x, y) = S(x, y) / \cos \alpha(x, y)$ と補正できる。勿論、厳密な物理としては、加圧とひずみはテンソルの関係にあり、このような補正は難しい。しかし歪みの空間的なばらつきと、加圧の空間的なばらつきが混ざった状態で得られる、歪みの空間分布画像に対して、理想的な均一加圧が実現できた場合とのずれを補正することは実用上の意義がある。

【0032】

カラーDSC115は、歪推定部113から出力された歪データもしくは、硬さ推定部114から出力された硬さデータに基づき、被検体101の生体組織に関するカラー弾性画像を構成する。カラーDSC115のカラースキャンコンバータは、硬さ推定部114から出力された硬さデータに対し、カラーマップに基づき色調変換処理を実行する色調変換部である。ここでのカラーマップは、硬さデータの大きさに対し、赤(R)、緑(G)、青(B)で定まる色相情報に関連付けたものである。なお、赤(R)、緑(G)、青(B)のそれぞれは256階調を有し、255の階調に近づくにつれて大輝度に表示されるし、ゼロの階調に近づくにつれて低輝度に表示される。

【0033】

例えば、歪データを表示する場合はカラーDSC115のカラースキャンコンバータは、歪推定部113から出力された歪データが小さいときに青色コードに変換するとともに、歪みデータが大きいときは赤色コードに変換してフレームメモリに格納する。また、硬さデータを表示する場合はカラーDSC115のカラースキャンコンバータは、硬さ推定部114から出力された硬さデータが大きいときに青色コードに変換するとともに、硬さデータが小さいときは赤色コードに変換してフレームメモリに格納する。そして、画像合成部118は、制御指令に応じ、フレームメモリから歪フレームデータもしくは硬さフレームデータをテレビ同期で読み出して表示部119に表示させる。ここでの色調変換後の歪フレームデータに基づいた硬さ画像は、生体組織の硬い部位(例えば、腫瘍、歪が小さい)が青色系に描画されるとともに、柔らかい部位の周辺部位が赤色系に描画されたものになる。そのような硬さ画像を視認することにより、例えば腫瘍の広がりや大きさを視覚的に把握できる。なお、カラーDSC115は、制御演算部116を介して接続されているキーボードなどの操作部117操作部117を介して入力された指令に応じ、カラーマップの色合いなどを変更できる。

【0034】

表示系は、画像合成部118、画像表示器119などを備えている。画像合成部118は、断層像DSC106から出力された断層像と、カラーDSC115から出力された硬さ画像とを合成して1つの超音波像を生成する。例えば、画像合成部118は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを有する。ここでのフレームメモリは、断層像DSC106から出力された断層像や、カラーDSC115から出力された硬さ画像を読み出し、断層像や弾性画像の同一座標系で相互に対応する画素に対し、その各画素の輝度情報や色相情報を設定割合で加算して合成する。すなわち、画像処理部は、断層像上に弾性画像を同一座標系で相対的に重畳させる。画像選択部は、制御指令に応じ、フレームメモリに格納された画像群のうちから表示部119に表示させる画像を選択する。表示器119は、画像合成部118から出力された画像データを表示するモニタなどを有する。

【0035】

本実施例では、ビデオ信号から二次元変位ベクトルを求めたが、図9に示すように二次

元RFデータからブロックマッチングもしくは相互相関関数によって変位ベクトルも求めることも可能である。データ数が増えるため、計算精度は向上する。通常のビデオデータは、RFデータから検波し、Log圧縮したラスタースignalを複数並べたものであるが、二次元RFデータとは、検波やLog圧縮などをせずに、単純にRFラスタースignalデータを複数並べたものである。もちろん、深さ方向に多少リサンプリングを行い、データ点数を減らしたのも、ここでいう二次元RFデータに含まれる。

【0036】

これは、例えば対象とする組織の奥に、骨や気管、腸管など硬さが変わる領域が含まれている場合に、超音波探触子で対象組織に対して加圧した場合などに、複雑な動きが生じる場合に有用である。また、加圧源と、測定対象部位の間にすべり面（臓器境界面など）が有る場合にも、すべり面を介して力が伝わるため、動きの向きが不均一になりやすい。乳腺領域や、前立腺などにおいては、このような複雑な動きはあまり問題とならないが、上記の複雑な動きにも歪イメージングができるようになると、その適応対象が広がることになる。その場合、前記ずれに起因した誤差が計測値に含まれるおそれがなくなる。よって、組織の変位の均一性が乏しい場合にも、精度の高い弾性率画像を求めることができる。

10

【実施例2】

【0037】

実施例1においては、補正角を算出するために、二次元画像のブロックマッチング法を用いたが、本実施例においては、二方向の変位測定から、補正角を算出する方法について

20

【0038】

図10は、本実施例の超音波診断装置のブロック図である。この装置は、二次元変位算出部110cがRF変位算出部108から出力されるデータに基づいて二次元変位を算出する点で、図2あるいは図9に示した装置構成と異なる。

【0039】

まず2方向の超音波送波を、図11を用いて説明する。フェーズドアレイ600を用いた電子スキャンによる超音波撮像においては、素子間の遅延時間を制御することによって、超音波ビームを正面だけでなく、正面から角度 θ 偏向させて、送受波を行うことが出来る。そこで、素子の被検体に面する面と垂直な方向と角度 $-\theta$ をなす方向を第1の計測方向（計測ベクトル1方向）601aとする。このステアリングで被検体の変形前後にフレーム1の撮像を複数回（例えば二回）行い、フレーム間の相関で角度 $-\theta$ 方向の変位を求める（変位探索ベクトル1方向の変位）。次に、被検体の変形前後に第2の計測方向（計測ベクトル2方向）601bで撮像を行い、フレーム間の相関で角度 $+\theta$ 方向の変位を求める（変位探索ベクトル2方向の変位）。この計測ベクトル1と計測ベクトル2との加算処理により、二次元歪に対応する変位二次元ベクトルを求める。

30

【0040】

計測ベクトル1と計測ベクトル2が直交する場合は、二つの計測ベクトルの加算により、変位二次元ベクトルを得ることは容易である。しかし、超音波撮像において、ステアリング角を大きくしすぎる場合、グレーティングビームによるアーチファクトを大きくする可能性がある。そこで、ステアリング角は45度未満、望ましくは20度以上30度以下に設定してもよい。その上、二つの計測ベクトル各々に直交する方向に補助線を引き、その交点を終点とする変位二次元ベクトル602を求めてもよい。

40

【0041】

また、図11では、送波面の法線ベクトルを中心に左右に角度 θ ずつひらいたステアリング角の例で説明したが、図15(a)に示すように、法線ベクトルと、角度 θ のステアリング角の組み合わせのように、左右非対称に設定しても良い。ステアリング角0度の場合、グレーティング角が最少となるので、音響信号対雑音比を極力小さくすることが出来る。この図では法線ベクトルと左にステアリングした組み合わせを用いているが、対称性の観点から、左右に交互に振っても良い。また、図15(b)に示すように、変位方向を

50

計算するためのステアリングは三本以上にしても良い。この場合、フレームレートは低下するが、変位検出の推定精度を向上することが出来る。またこの場合は交点の位置が二つ以上になる場合があるが、その場合は、その平均値をもって、一つの交点を求めることが出来る。

【0042】

図12は、本実施例における処理のフロー図である。第1の計測方向601aについて、被検体の変形前後にRFデータを取得し(S21, S22)、相互相関演算により第1の計測方向601aへの変位を計算する(S23)。次に、第2の計測方向601bについて、被検体の変形前後にRFデータを取得し(S24, S25)、同様に相互相関演算により第1の計測方向601aへの変位を計算する(S26)。次に、第1の計測方向601aへの変位及び第2の計測方向601bへの変位から二次元変位ベクトルを計算する(S27)。このようにして二つの異なる方向に関するRF相関から二次元変位ベクトルを求めた後は、実施例1に説明した方法によって、角度補正を行い(S28)、推定加圧量を補正し(S29)、あらかじめ求めた(図11のθが0の方向での撮像から求めた)歪推定結果から硬さを推定する(S30, S31)。本方法によれば、実施例1よりはフレームレートが低下するものの、変位ベクトルの推定精度は向上することが出来る。

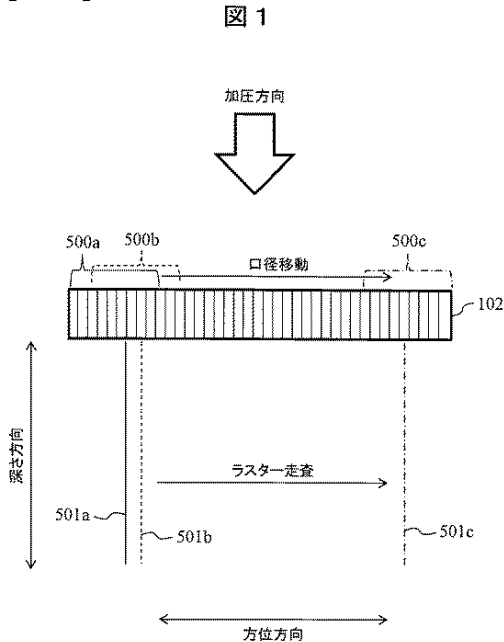
10

【0043】

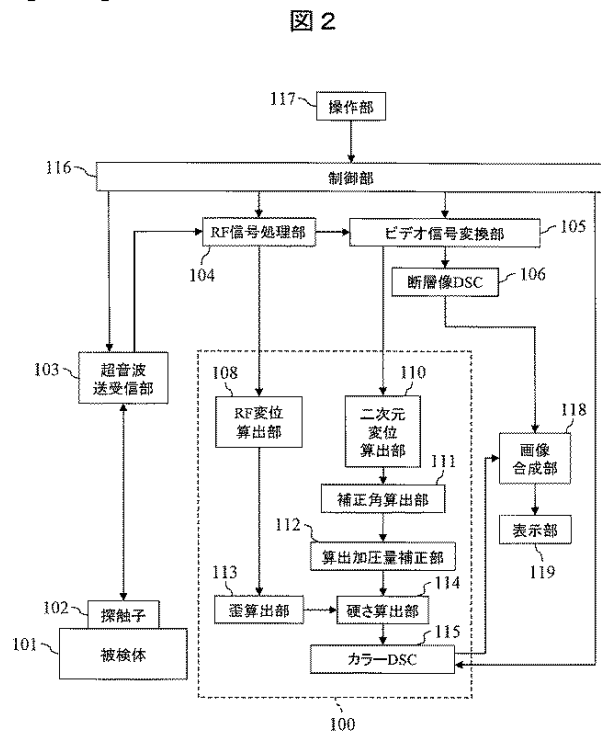
上述のとおり、本発明を適用した実施例の超音波診断装置を説明したが、本発明を適用した超音波診断装置は、その精神又は主要な特徴から逸脱することなく、他の様々な形態で実施できる。そのため、前述の実施例はあらゆる点で単なる例示に過ぎず、限定的に解釈されるものではない。

20

【図1】

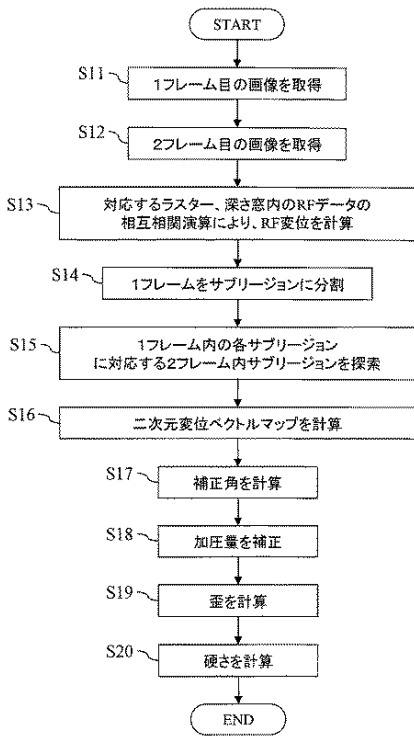


【図2】



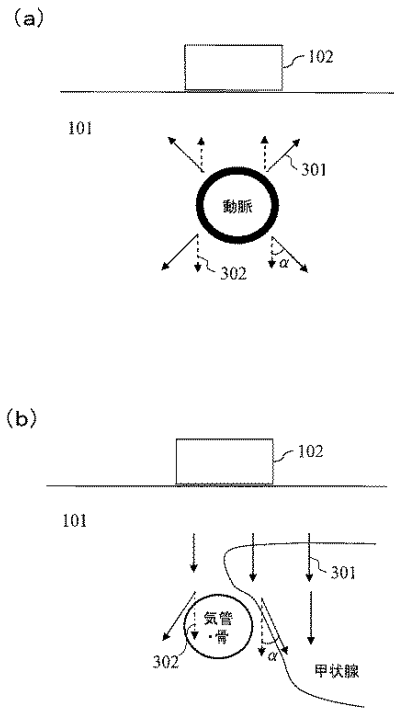
【図3】

図3



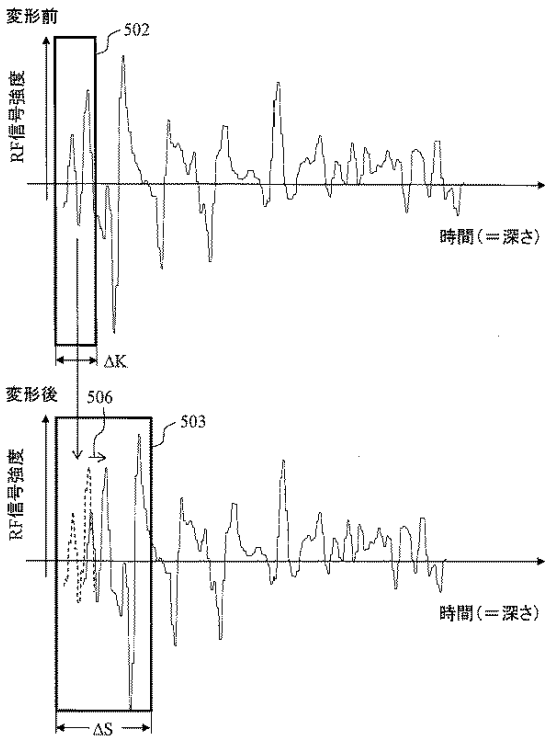
【図4】

図4



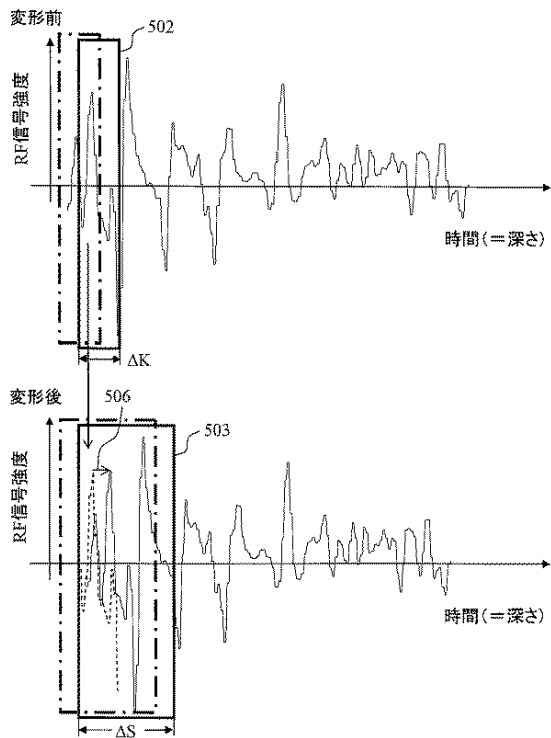
【図5】

図5

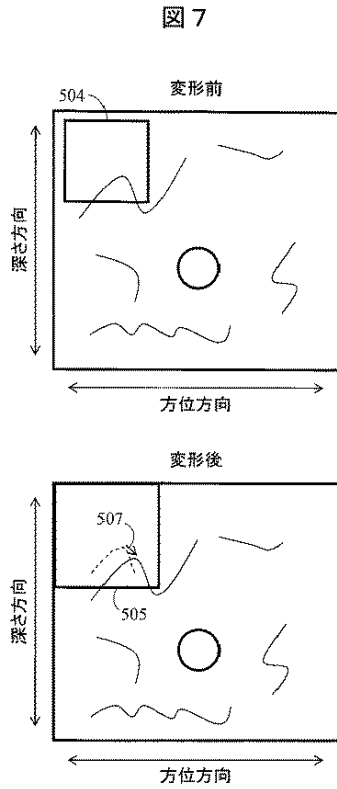


【図6】

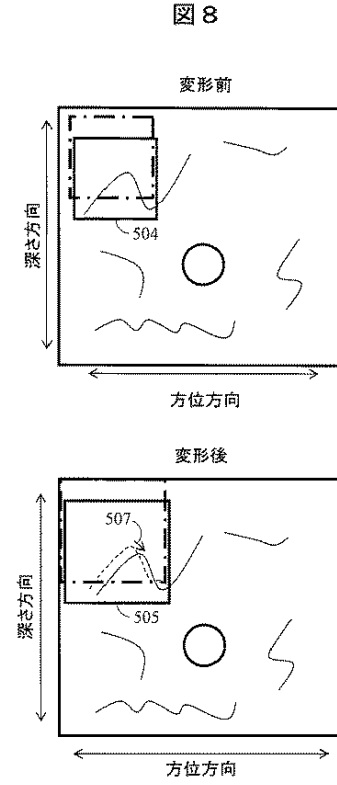
図6



【図 7】

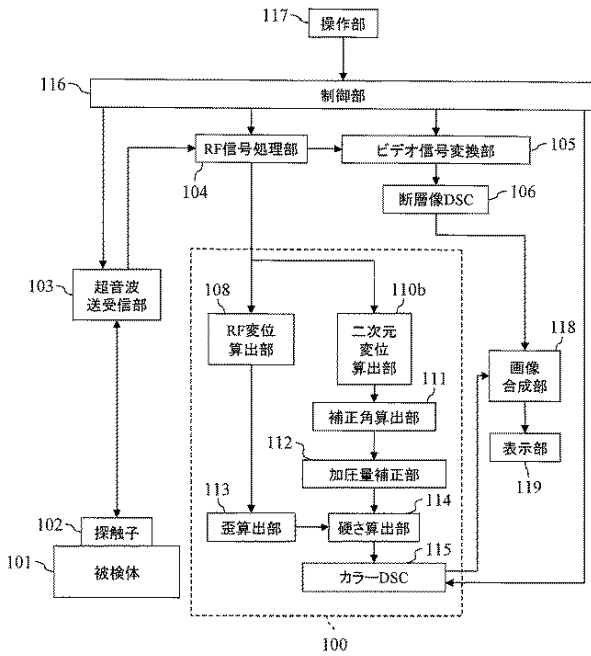


【図 8】



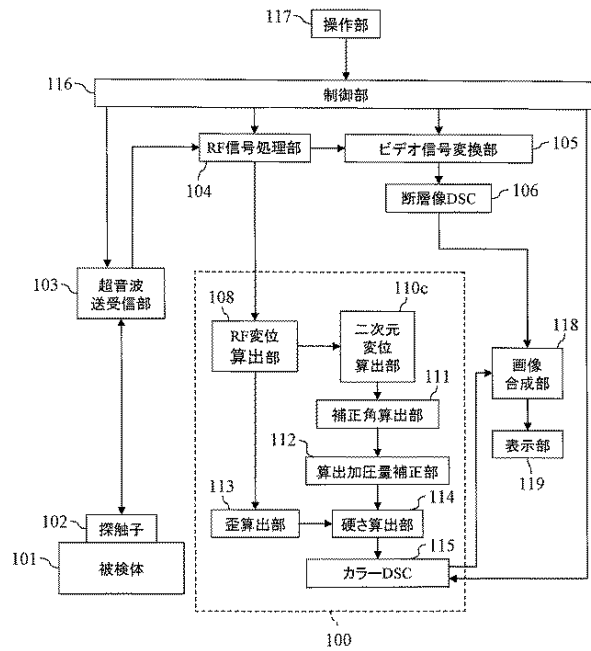
【図 9】

図 9



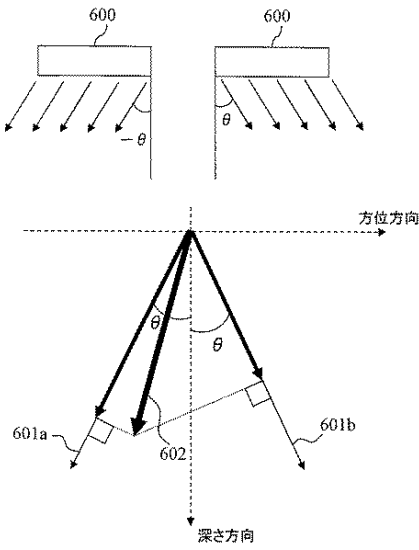
【図 10】

図 10



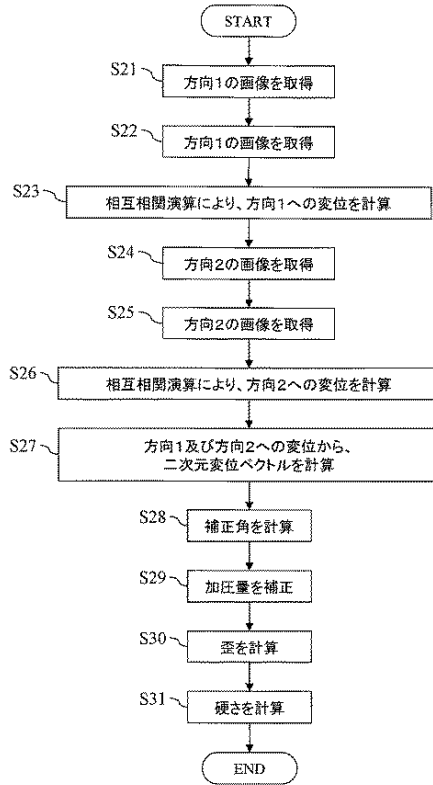
【図11】

図11



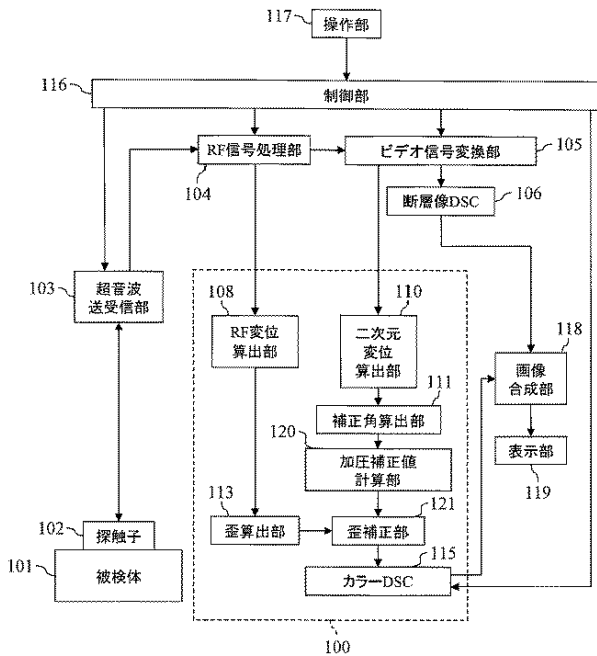
【図12】

図12



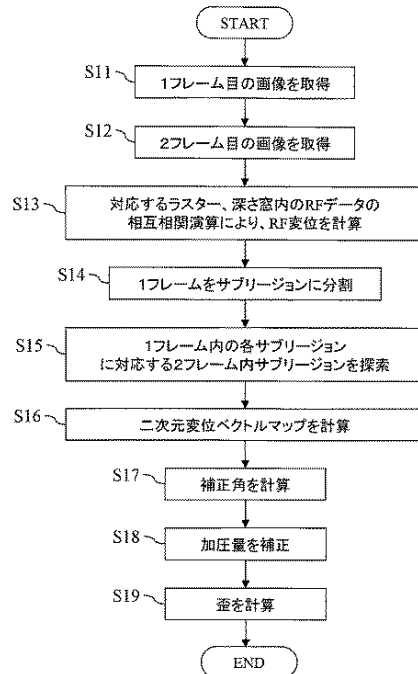
【図13】

図13



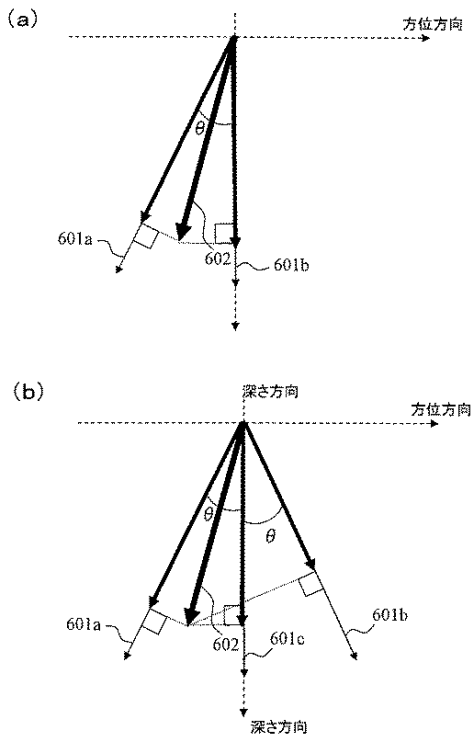
【図14】

図14



【図15】

図15



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2008/067160
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
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) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-282932 A (Hitachi Medical Corp.), 01 November, 2007 (01.11.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
A	WO 2007/083745 A1 (Hitachi Medical Corp.), 26 July, 2007 (26.07.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
A	WO 2007/046272 A1 (Hitachi Medical Corp.), 26 April, 2007 (26.04.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 10 October, 2008 (10.10.08)		Date of mailing of the international search report 21 October, 2008 (21.10.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/067160

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/025425 A1 (Hitachi Medical Corp.), 24 March, 2005 (24.03.05), Full text; all drawings & US 2007/0112267 A1 & EP 1665987 A1 & CN 1849096 A	1-13
A	JP 2004-261198 A (Hitachi Medical Corp.), 24 September, 2004 (24.09.04), Full text; all drawings & US 2006/0173306 A1 & EP 1591068 A1 & WO 2004/062503 A1 & CN 1738576 A	1-13
A	JP 2004-89362 A (Hitachi Medical Corp.), 25 March, 2004 (25.03.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 6 7 1 6 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
A	JP 2007-282932 A (株式会社日立メディコ) 2007.11.01, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13	
A	WO 2007/083745 A1 (株式会社日立メディコ) 2007.07.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13	
A	WO 2007/046272 A1 (株式会社日立メディコ) 2007.04.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13	
A	WO 2005/025425 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.03.24, 全文, 全図 & US 2007/0112267 A1 & EP 1665987 A1 & CN 1849096 A	1-13	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 10.10.2008		国際調査報告の発送日 21.10.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 6 7 1 6 0

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2004-261198 A (株式会社日立メディコ) 2004.09.24, 全文, 全図 & US 2006/0173306 A1 & EP 1591068 A1 & WO 2004/062503 A1 & CN 1738576 A	1-13
A	JP 2004-89362 A (株式会社日立メディコ) 2004.03.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, 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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像系统		
公开(公告)号	JPWO2009063691A1	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009541068	申请日	2008-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	東隆		
发明人	東隆		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB42 4C601/JB46 4C601/JB54 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2007297891 2007-11-16 JP		
其他公开文献	JP4903271B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声成像系统，当在预测的组织运动方向和位移搜索方向之间出现偏差时，可以减小由该偏差引起的误差，从而提高弹性图像的精度。基于与基于RF信号之间的互相关而计算出的与超声波传播方向有关的RF位移和所施加的超声波传播方向分量图，创建校正了位移方向上的偏差的弹性成像图像。使用基于基于在二维视频图像之间进行块匹配而获得的矢量位移图确定的校正角图的压力。根据该方法，即使组织位移矢量偏离超声探头的波透射表面的法线矢量的取向，也可以在降低精度的情况下获取弹性率的图像。

