

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4903271号
(P4903271)

(45) 発行日 平成24年3月28日(2012.3.28)

(24) 登録日 平成24年1月13日(2012.1.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-541068 (P2009-541068) (86) (22) 出願日 平成20年9月24日(2008.9.24) (86) 国際出願番号 PCT/JP2008/067160 (87) 国際公開番号 W02009/063691 (87) 国際公開日 平成21年5月22日(2009.5.22) 審査請求日 平成22年4月28日(2010.4.28) (31) 優先権主張番号 特願2007-297891 (P2007-297891) (32) 優先日 平成19年11月16日(2007.11.16) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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 (74) 代理人 100091096 弁理士 平木 祐輔 (74) 代理人 100102576 弁理士 渡辺 敏章 (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 審査官 宮川 哲伸</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像システム

(57) 【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ラスタ信号を取得するRF信号処理部と、
 前記第1のRFラスタ信号と第2のRFラスタ信号から、被検体各部のラスタ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。

【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。

【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おける被検体の超音波画像フレームと変形の後におけ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。

10

【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。

20

【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 ラスター信号を選択する 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 ラスター信号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 ラスター信号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。

30

【請求項 9】

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。

40

【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】

50

【 0 0 0 1 】

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 】

【 0 0 0 2 】

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）。

【 0 0 0 3 】

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）。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 5 7 6 5 3 号公報

【特許文献 2】国際公開 2 0 0 6 / 0 7 3 0 8 8 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 】

【 0 0 0 4 】

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。

【 0 0 0 5 】

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 】

【 0 0 0 6 】

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 R F 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 R F ラスター信号を取得する R F 信号処理部と、前記第 1 の R F ラスター信号と第 2 の R F ラスター信号から、被検体各部のラスター方向の変位量を取得する R F 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 】

【 0 0 0 7 】

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 】

【 0 0 0 8 】

【 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 R F ラスター信号の例を示す図。

【 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。

10

20

30

40

50

【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】

10

【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

20

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

30

121 歪補正部

301 組織変位方向

302 変位探索方向

500 口径

501 ラスター

502 相関窓

503 探索領域

504 相関ブロック

505 探索領域

506 変位量

40

507 変位ベクトル

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態の例を説明する。

【実施例 1】

【0011】

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 102 内の口径 500 a を用いて送受信を行い、ラスター 501 a 上のエコーデータを取得する。このラスター方向を以下深さ方向と呼ぶ。ラスター 501 a でエコーデータの取得が終わると、口径 500 b に移動し、ラスター 501 b 上のエコーデータを取得し、口径移動と取得ラスターの

50

移動をラスタ-501cに対応する口径500cまで繰り返し、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、

(一本のラスタ-上のエコーデータを取得する時間) × (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100本から200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。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

図2に示すように、超音波診断装置は、被検体101との間で超音波を送受する超音波探触子(以下、探触子)102、探触子102に送波用の駆動信号を供給すると共に探触子102から出力される受信信号を処理する超音波送受信部103、超音波送受信部103の出力信号を処理するRF信号処理部104、RF信号をビデオ信号に変換するビデオ信号変換部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 $f_1(\quad)f_2^*(\quad-x)d$ 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、深さ方向のリサンプリング処理を行ったもの)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を求める。

【0016】

ここで、角度を、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として求める(S17)。この補正角に基づいて算出加圧量の補正を行う(S18)。

10

【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Lとすると、歪Sは変位の空間微分なので、 $S = L / x$ として求まる。弾性率Eは、応力Pを均一と仮定すると、 $E = P / S$ として算出することが出来る。

20

【0018】

なお、ここでP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P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が掛った状態で求めることが出来る。この係数は、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、係数を求めることが目的ではなく、P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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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

10

【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。

20

【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】

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 $wave(k_1 \sim k_2, j, i)$ 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 $disp(K, J, 1)$ は、 $wave(K - K/2 \sim K + K/2, J, 1)$ と $wave(K - S/2 \sim K + S/2, J, 2)$ 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。

30

【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、 K は相関窓502の幅であり、 S は探索領域503の幅である。 S は K 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。 K 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 K を選択する。 S に関しては、大き過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

40

50

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×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るのは、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る方法や、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θ(x, y)が記録される。

10

【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Lを空間微分して生体組織の歪みデータ(S = L / 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p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pと変位Lに基づき硬さデータとして例えば(P × cos θ) / 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。

20

【0030】

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

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、P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。

30

【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值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θでずれた効果で説明できるとすると、S(x, y) = S'(x, y) × cos θ(x, y)と表現できる。つまり実測値Sと角度補正量θがわかると、S'(x, y) = S(x, y) / cos θ(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。

40

【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)で定まる色相情報を関連付けたものである。なお、赤(R)、緑(G)、青(B)

50

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。

10

【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。

20

【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圧縮したラスタ信号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。

30

【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。

40

【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

50

説明する。

【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 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 - 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 - 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 + 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。

【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。

【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 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 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 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。

【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

10

20

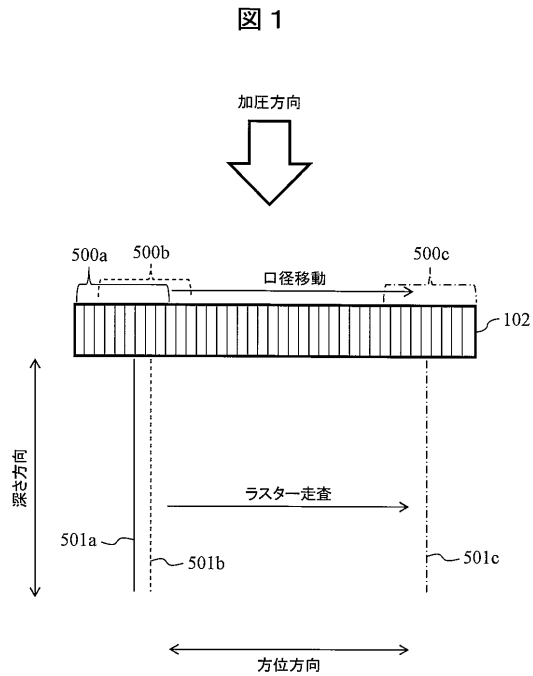
30

40

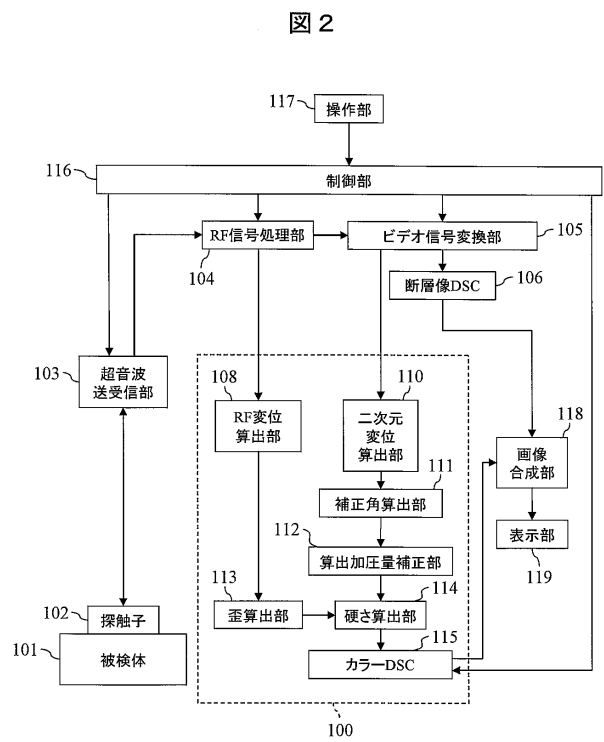
50

積されるものではない。

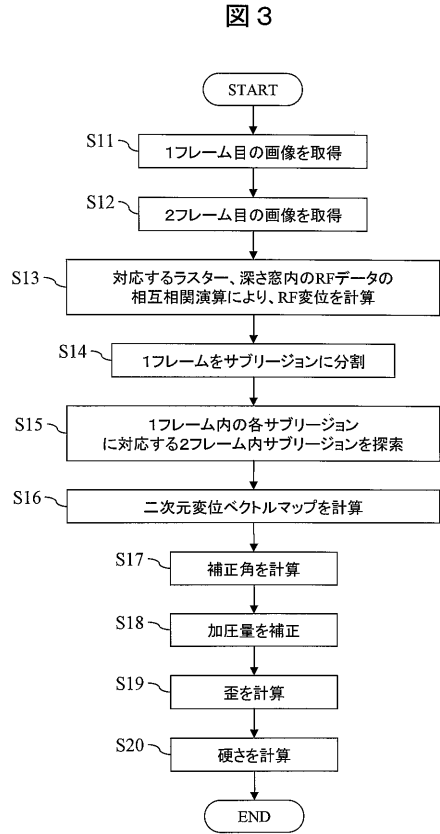
【図1】



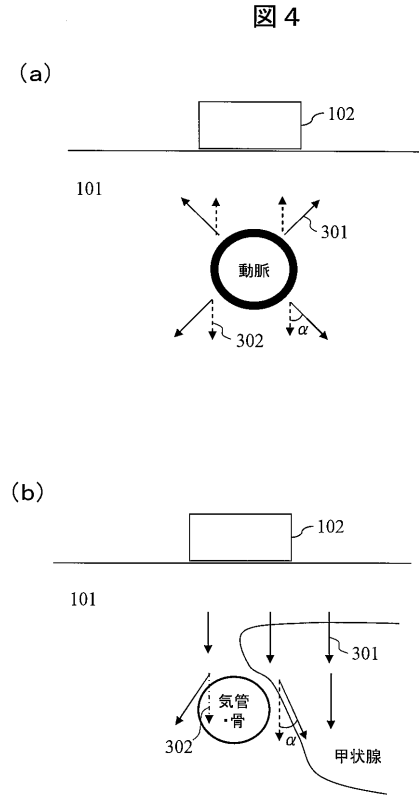
【図2】



【 図 3 】

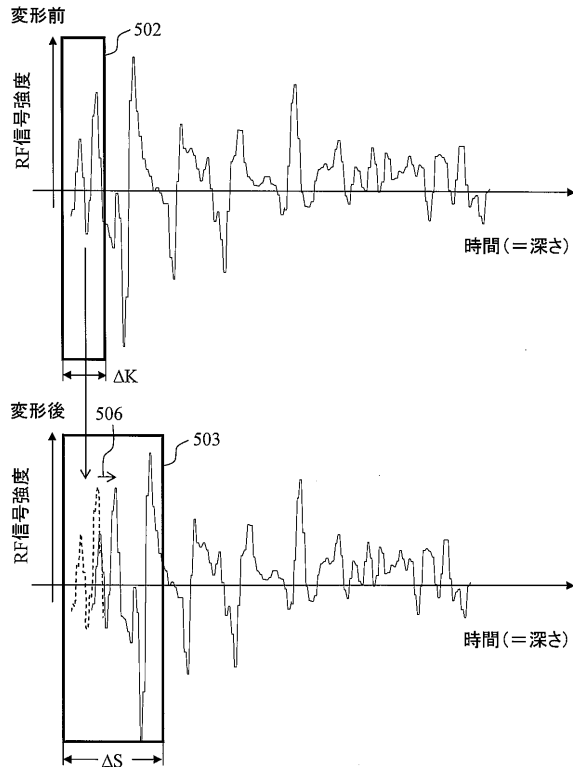


【 図 4 】



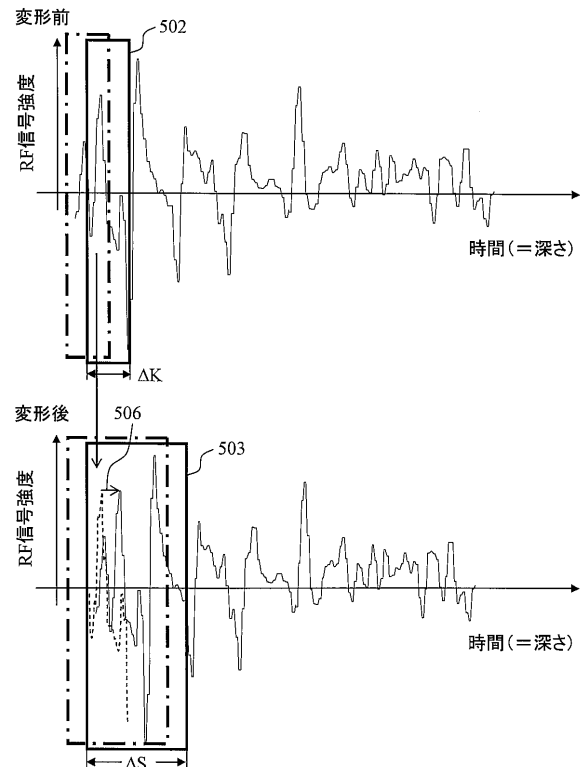
【 図 5 】

図 5



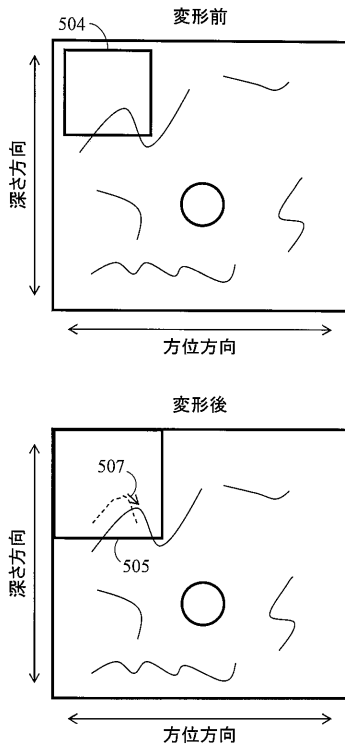
【 図 6 】

図 6



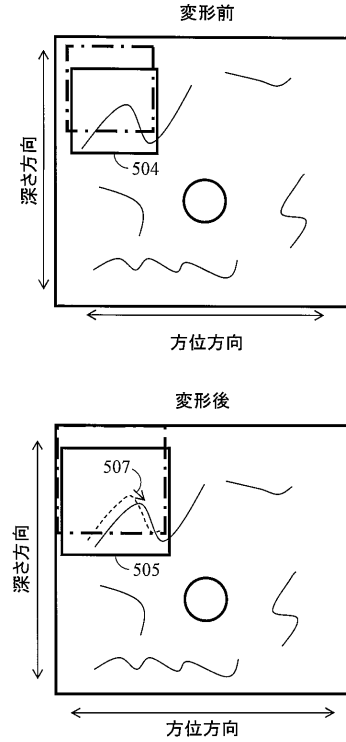
【図7】

図7



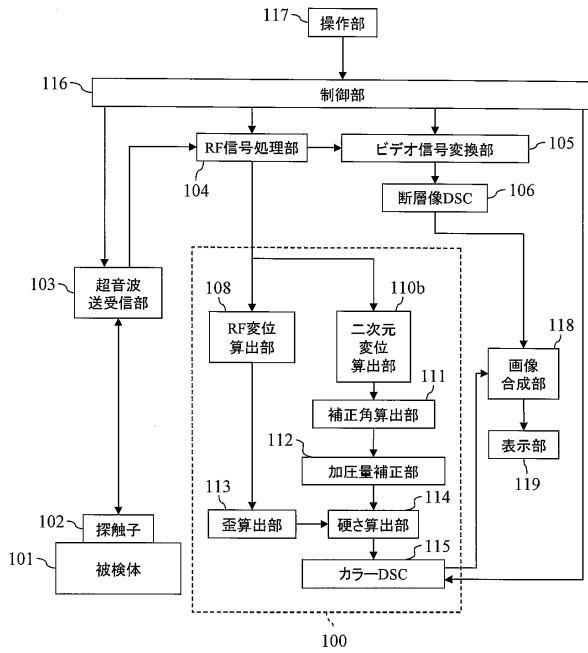
【図8】

図8



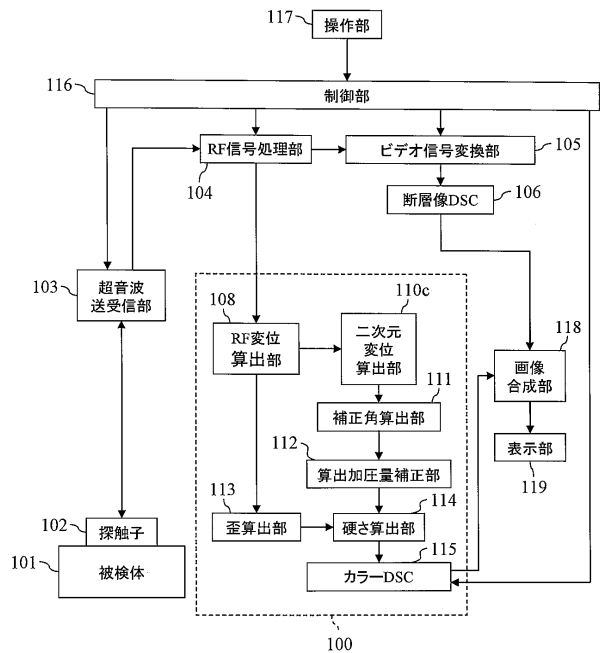
【図9】

図9



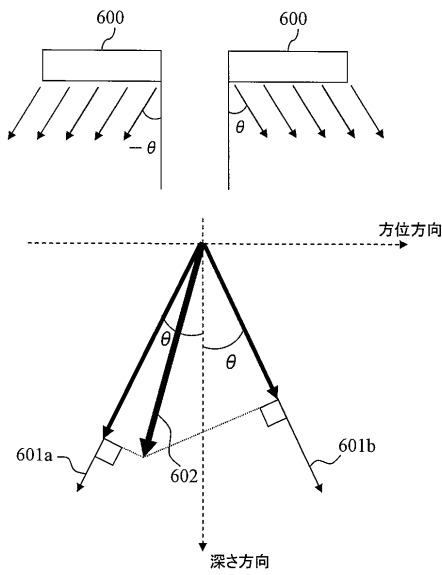
【図10】

図10



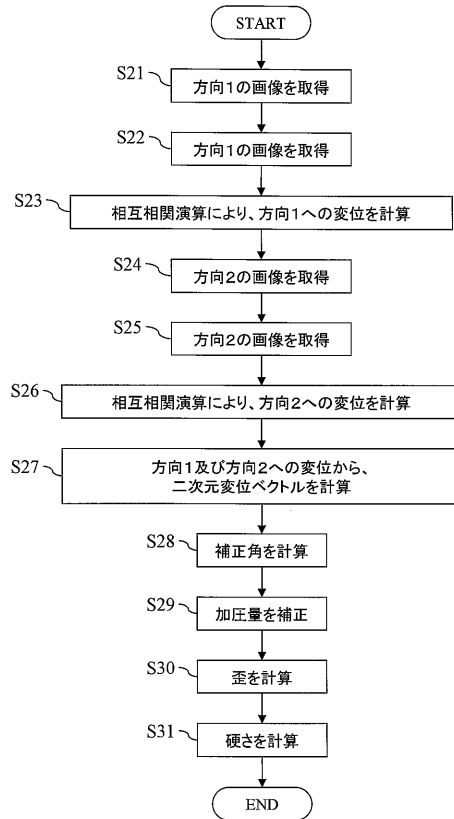
【図11】

図11



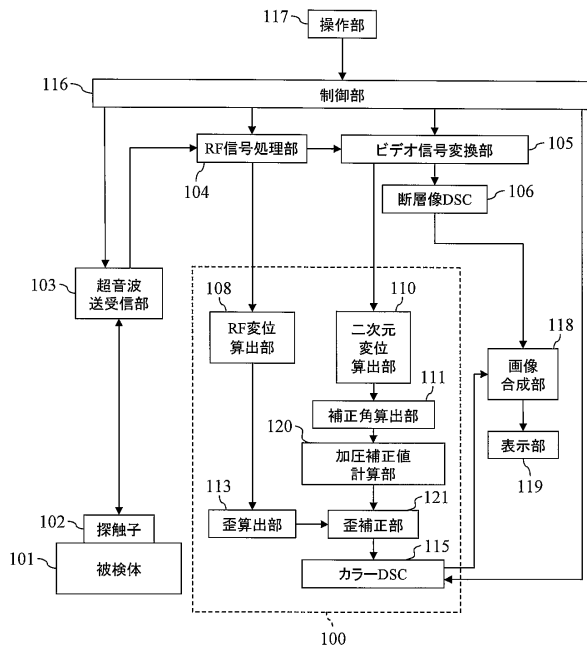
【図12】

図12



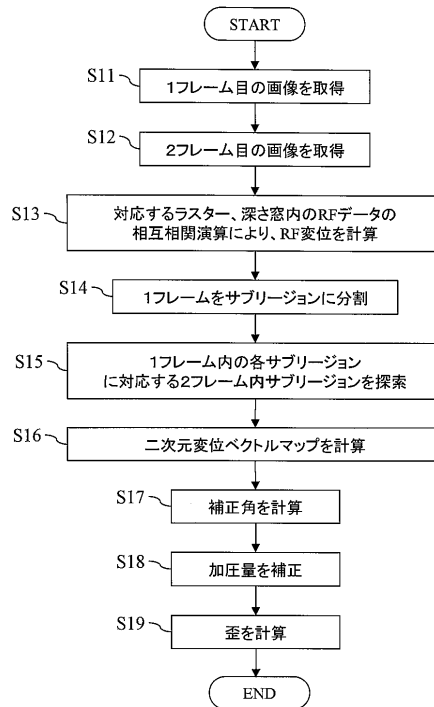
【図13】

図13



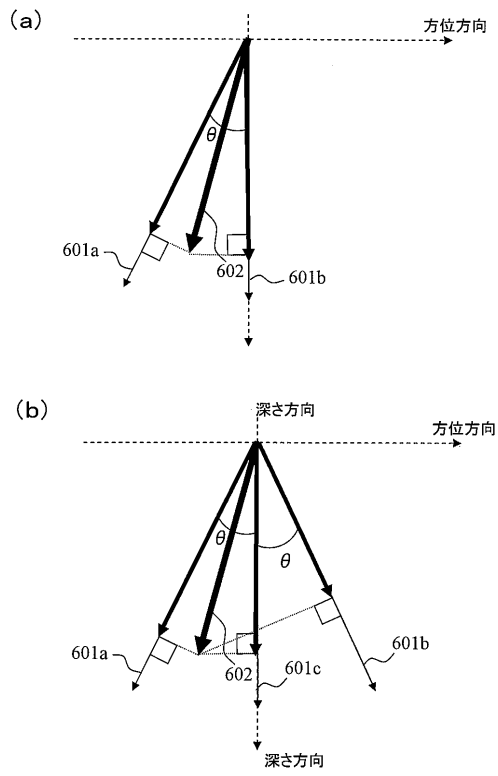
【図14】

図14



【図 15】

図 15



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-282932(JP,A)
国際公開第2007/083745(WO,A1)
国際公開第2007/046271(WO,A1)
国際公開第2005/025425(WO,A1)
特開2004-261198(JP,A)
特開2004-89362(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声成像系统		
公开(公告)号	JP4903271B2	公开(公告)日	2012-03-28
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		
当前申请(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		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2007297891 2007-11-16 JP		
其他公开文献	JPWO2009063691A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像系统，其能够减小由偏移引起的误差，并且在期望的组织位移方向和位移搜索方向之间发生偏差时提高弹性图像的精度。根据RF信号与根据通过二维视频图像之间的块匹配而获得的矢量位移图获得的校正角度图之间的互相关计算的超声波传播方向上的RF位移的压力的超声波传播方向分量图并且创建其中位移方向上的位移被校正的弹性图。通过该方法，即使组织的位移矢量偏离超声波探头的透射表面的法向矢量的方向，也可以在不降低精度的情况下成像硬度比。

