

(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2015-100613

(P2015-100613A)

(43) 公開日 平成27年6月4日(2015.6.4)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-244951 (P2013-244951)

(22) 出願日 平成25年11月27日 (2013.11.27)

(71) 出願人 000002185

ソニー株式会社

東京都港区港南1丁目7番1号

(74) 代理人 100082131

弁理士 稲本 義雄

(74) 代理人 100121131

弁理士 西川 孝

(72) 發明者 高橋 良知

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
式会社内

(72) 發明者 坂口 竜己

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD19 EE09 GB06 JB41 JB51
KK24

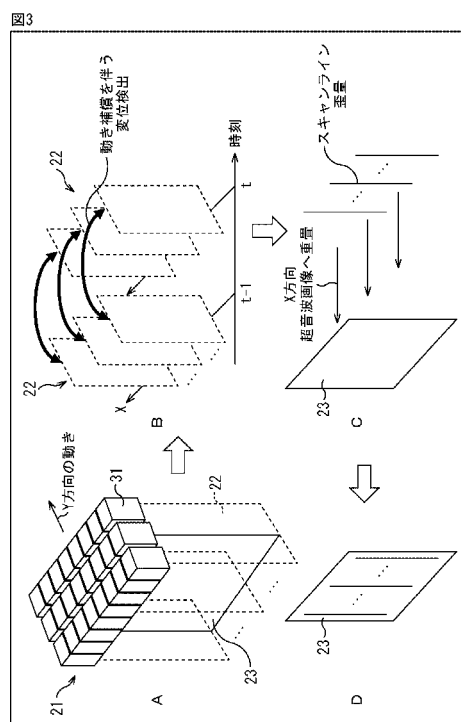
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および方法、並びに超音波診断装置

(57)【要約】 (修正有)

【課題】プローブが移動する場合にも正確に変位検出を行うことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】Y方向の動きを検出するためには、X方向の8素子分における時刻の異なる2枚のY方向超音波画像22が用いられる。Y方向に動くことでラインがずれているので、検出された動きベクトルを用いて、動き補償を伴う変位検出が行われる。これらの処理は、Y方向の3素子分行われる。したがって、この3素子分の結果を集約することで、X方向超音波画像に対して、1スキャンライン分の歪量データが作成される。例えば、超音波画像を撮影するプローブからの信号から、超音波画像を生成し、表示する超音波画像処理装置に適用することができる。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部と
を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記歪量算出部により算出された歪量を、Bモード画像に重畳する重畳部を
さらに備える請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向の画像である

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記プローブが移動する方向に平行な方向の画像である

請求項 2 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 6】

前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に直交する方向のBモード画像に重畳する

請求項 2 の記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に平行する方向のBモード画像に重畳する

請求項 2 の記載の画像処理装置。

30

【請求項 8】

前記歪量算出部により算出された歪量を、被写体に関する内視鏡画像に重畳する重畳部を

さらに備える請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

画像処理装置が、

プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正し、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する

画像処理方法。

40

【請求項 10】

プローブと、

画像処理部と

を備え、

前記画像処理部は、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部と

50

を備える超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記画像処理部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、Bモード画像に重畳する重畳部を

さらに備える請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記プローブは、第 1 の方向および第 1 の方向に直交する第 2 の方向に、それぞれ複数の圧電素子を有し、

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、画像処理装置および方法、並びに超音波診断装置に関し、特に、プローブが移動する場合に正確に変位検出を行うことができるようにした画像処理装置および方法、並びに超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波を用いて組織の硬さを評価するエラストグラフィにおいては、プローブを静止した状態で、深さ方向に振動させることで組織の変位を検出している。

【0 0 0 3】

しかしながら、プローブを動かした状態では、組織の変位を正しく検出できない。これは、変位検出で用いる対応点が動きにより移動してしまいが、その補正をしていないためである。

【0 0 0 4】

なお、音響放射圧インパルス(ARFI)においては、所望の照射位置と実際の照射位置のずれ量の検出を行うものがある(特許文献 1 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特開 2 0 1 0 - 1 7 2 6 9 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

すなわち、プローブを動かした状態では、変位検出で用いる対応点が動きにより移動してしまい、フレーム間に対応するラインが揃っていない。このため、プローブを動かした状態では、組織の変位を正しく検出できない。

【0 0 0 7】

本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、プローブが移動する場合に正確に変位検出を行うことができるものである。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 8】

本開示の一側面の画像処理装置は、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部とを備える。

【0 0 0 9】

前記歪量算出部により算出された歪量を、Bモード画像に重畳する重畳部をさらに備えることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記 B モード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である。

【 0 0 1 1 】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記 B モード画像が生成される方向に平行な方向の画像である。

【 0 0 1 2 】

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記プローブが移動する方向に平行な方向の画像である。

【 0 0 1 3 】

前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に直交する方向の B モード画像に重畳することができる。

【 0 0 1 4 】

前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に平行する方向の B モード画像に重畳することができる。

【 0 0 1 5 】

前記歪量算出部により算出された歪量を、被写体に関する内視鏡画像に重畳する重畳部をさらに備えることができる。

【 0 0 1 6 】

本開示の一側面の画像処理方法は、画像処理装置が、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正し、前記第 1 のフレームと前記ずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する。

【 0 0 1 7 】

本開示の一側面の超音波診断装置は、プローブと、画像処理部とを備え、前記画像処理部は、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部とを備える。

【 0 0 1 8 】

前記画像処理部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、B モード画像に重畳する重畳部をさらに備えることができる。

【 0 0 1 9 】

前記プローブは、第 1 の方向および第 1 の方向に直交する第 2 の方向に、それぞれ複数の圧電素子を有し、前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記 B モード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である。

【 0 0 2 0 】

本開示の一側面においては、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量が補正される。そして、前記第 1 のフレームと前記ずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量が算出される。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本開示によれば、変位検出を行うことができる。特に、プローブが移動する場合に正確に変位検出を行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 プローブの軸と動きについて説明する図である。

【 図 2 】 本技術において用いられるプローブの構成例を示す図である。

【 図 3 】 本技術の概要を説明する図である。

10

20

30

40

50

【図 4】プローブの偏心について説明する図である。

【図 5】本技術を適用した超音波画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【図 6】Bモード画像生成部の構成例を示すブロック図である。

【図 7】歪画像生成部の構成例を示すブロック図である。

【図 8】フレーム間変位算出部の構成例を示すブロック図である。

【図 9】IQデータの補間処理の例を示す図である。

【図 10】超音波画像処理の例について説明するフローチャートである。

【図 11】コンピュータの構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

10

以下、本開示を実施するための形態（以下実施の形態とする）について説明する。なお、説明は以下の順序で行う。

1. 第 1 の実施の形態（超音波画像処理装置）

2. 第 2 の実施の形態（コンピュータ）

【0024】

< 第 1 の実施の形態 >

< プローブの軸と動きの例 >

まず、図 1 を参照して、プローブの軸と動きについて説明する。なお、説明を簡単にするため、1Dのプローブが直方体の形状をしていることとする。

【0025】

20

プローブ 11 の軸として、長軸方向、短軸方向、深さ方向へ、X軸、Y軸、Z軸をそれぞれ割り当て、以下、XYZを用いて説明する。プローブ 11 は、複数の圧電素子が配列されて構成される。長軸方向とは、配列する圧電素子の数が短軸方向より多く、圧電素子の全長が長い方向である。短軸方向とは、配列する圧電素子の数が長軸方向より少なく、圧電素子の全長が長軸方向よりも短い方向である。深さ方向とは、超音波出力方向である深さ方向である。

【0026】

例えば、1Dプローブである場合に、X方向の配列されている圧電素子で受信したRF信号を並べることで超音波画像 12 が生成される。

【0027】

30

なお、プローブ 11 の動きとして、Z方向に対しては、プローブ 11 からのエラストグラフィを取得するための振動がある。また、X方向とY方向に対しては、使用者の操作などによる規則的または不規則的な運動が想定される。一例として、Y方向へはスweep動作による等速移動、X方向へは手振れなどによる不規則な移動などが考えられる。

【0028】

< プローブの構成例 >

図 2 は、本技術において用いられるプローブの構成例を示す図である。なお、本技術においては、図 1 で示したY方向の動きを検知するために、Y方向に 2 つ以上の圧電素子（例えば、振動子）31 が配列されている必要がある。すなわち、プローブ 21 は、1.5Dまたは2Dアレイのプローブとして構成される。なお、後述するが、使用する画像と重畳する画像の方向によっては、1Dのプローブも用いることができる。

40

【0029】

図 2 の例においては、圧電素子 31 が、X方向へ8素子、Y方向へ3素子配列された1.5Dのプローブ 21 が示されている。

【0030】

図 1 において上述したように、各圧電素子 31 で受信したRF信号を並べることで超音波画像が生成される。図 2 の例においては、X方向に着目すると、8つの圧電素子 31 が3列に配列されているので、3枚の超音波画像（以下、X方向超音波画像と称する）23 が生成される。同様に、Y方向に着目すると、3つの圧電素子 31 が8列に配列されているので、8枚の超音波画像（以下、Y方向超音波画像と称する）22 が生成される。X方向超音波

50

画像 2 3 は、Bモード画像生成に用いられる。

【 0 0 3 1 】

このように、本技術のプローブにおいては、Y方向にも超音波画像が生成されるので、それを用いてブロックマッチングができて、変位検出で用いる対応点を追跡することができる。

【 0 0 3 2 】

なお、図 2 の例においては図示されないが、2Dアレイのプローブの場合、圧電素子は、X方向とY方向に同数配列される。

【 0 0 3 3 】

< 本技術の概要 >

図 3 は、本技術を具体的に説明する図である。図 3 A に示されるように、Y方向の動きがある場合が示されている。Y方向の動きを検出するためには、図 3 B に示されるように、X方向の 8 素子分における時刻の異なる 2 枚（時刻 t と時刻 $t-1$ の 2 枚）のY方向超音波画像 2 2 が用いられる。この動き検出には、例えば、ブロックマッチングを使った手法などを適用することができる。これにより、動きベクトルを求めることができる。

【 0 0 3 4 】

図 3 の例においては、Y方向に 3 素子配列されているので、素子間ピッチ $\times 2$ [um] の動きまで検出することが可能である。Y方向により多くの圧電素子 3 1 が並ぶほど、大きな動きの検出が可能となる。

【 0 0 3 5 】

次に、Y方向に動くことで、フレーム間で対応するラインがずれているので、図 3 B に示されるように、検出された動きベクトルを用いて、動き補償を伴う変位検出が行われる。すなわち、検出された動きベクトルを用いて、 $t-1$ の画像に対して動き補償が行われ、動き補償画像が生成される。なお、この際、動きベクトルが素子間ピッチよりも短い場合、補間処理が行われて、小数位置の画素が作られる。よって、素子間ピッチよりも小さな動きも補償可能である。

【 0 0 3 6 】

そして、時刻 t の画像と時刻 $t-1$ の動き補償画像の間で、位相差検出処理を行う。例えば、位相差検出処理として、自己相関法を用いることが可能である。そして、位相差検出結果より、変位および歪量が検出される。

【 0 0 3 7 】

なお、上述したこれらの処理は、Y方向の 3 素子分で行われる。したがって、この 3 素子分の結果を集約することで、X方向超音波画像 2 3 に対して、1 スキャンライン分の歪量データが作成される。この集約の方法は、平均やメディアンなどがあるが、集約する方法であればどんな方法でもかまわない。また、集約でなくても、3 素子分のうちのどれか 1 素子分（例えば、真ん中の 1 素子）を選択して用いる方法でもよい。

【 0 0 3 8 】

さらに、動き検出補償においては、多くの素子分を用い、位相差検出処理においてそのうちの数素子分や 1 素子分を用いることも可能である。

【 0 0 3 9 】

以上の処理を、X方向超音波画像 2 3 の各スキャンラインに対応する 3 素子を使って繰り返すことで、すべてのスキャンラインの歪量データを生成することが可能である。この歪量データは、図 3 C に示されるように、X方向超音波画像 2 3 に重畳して表示される。

【 0 0 4 0 】

以上のように、動きの方向に平行な超音波画像を用いて動き検出補償をして、その結果が、動きの方向と直交する超音波画像(Bモード画像)に重畳して表示される。換言するに、Bモード画像が生成される方向に直交する超音波画像を用いて動き検出補償をして、その結果が、Bモード画像に重畳して表示される。

【 0 0 4 1 】

なお、2Dプローブの場合、例えば、X方向に8素子並び、Y方向に8素子並ぶので、Y方向

10

20

30

40

50

に動きがあるとき、Y方向（平行方向）の画像で動きを検出補償し、Y方向（平行方向）の画像に重畳することもある。この場合は、8素子のデータを集約することなしに、Y方向の8面分の画像に対してそれぞれ行うことができる。

【0042】

また、上記説明においてはY方向の動きを検出する例を説明したが、X方向の動きを検出することも可能である。例えば、1Dプローブの場合、X方向に動きがあるとき、X方向（平行方向）の動き検出補償し、X方向（平行方向）の画像に重畳することができる。

【0043】

さらに、2Dプローブの場合、X方向に動いていて、X方向（平行方向）に動き検出補償して、Y方向（直交方向）に重畳することもある。

10

【0044】

すなわち、本技術においては、プローブが移動する場合に、異なる時刻の2フレームの間のずれ量を補正し、第1のフレームとずれ量が補正された第2フレームとの位相差を検出して、検出された位相差に基づいて、歪量を算出するようにした。

【0045】

これにより、プローブが動いた状態で、正確な変位検出を行うことができる。したがって、組織の硬さを正しく求めることができる。

【0046】

なお、本技術は、X軸、Y軸、Z軸に沿ってだけ動くものではなく、斜めに動く場合にも適用することができる。斜めに動く場合には、動きの成分をX方向とY方向に分解して、各方向で動き検出と変位検出を行い、統計処理（例えば、平均化）をした結果から歪量を求めることができる。

20

【0047】

さらに、本技術は、プローブ21が偏心して動く（回転角度を有する動きを行う）場合にも適用可能である。

【0048】

<プローブの偏心>

図4は、プローブの偏心について説明する図である。

【0049】

プローブ21の偏心には、プローブ21から超音波が出力される方向（超音波出力方向）の、ヨー(yaw)方向の回転角度、ピッチ(pitch)方向の回転角度、及び、ロール(roll)方向の回転角度の3種類がある。

30

【0050】

プローブ21が、例えば、直前に、検査対象者に当てられたときの、そのプローブ21の位置を原点とし、かつ、z軸を重力の方向とする3次元座標系を、プローブ座標系ということとする。このとき、ピッチ(pitch)方向の回転角度は、プローブ座標系のx軸回りの回転角度を表し、ロール(roll)方向の回転角度は、プローブ座標系のy軸回りの回転角度を表し、ヨー(yaw)方向の回転角度は、プローブ座標系のz軸回りの回転角度を表す。

【0051】

ここで、説明を簡単にするため、プローブ21が直方体の形状をしていることとする。超音波出力方向がプローブ座標系のz軸と一致している状態のプローブ21としての直方体の面のうちの、超音波出力方向と平行な1つの面としての正面21Aが、例えば、図4に示すように、手前側を向いている場合と、z軸回りに180度回転して向こう側を向いている場合とでは、プローブ21の見た目の状態は同一であるが、ヨー(yaw)方向の回転角度が異なる。

40

【0052】

また、図4の例においては、超音波画像の座標系のx軸及びy軸を図示してあるが、超音波画像の座標系のx軸及びy軸は、それぞれ、超音波画像の横方向及び縦方向を表し、プローブ座標系のx軸及びy軸とは異なる。

【0053】

50

なお、ピッチ(pitch)方向の回転は、x方向を2枚使って動き検出可能であり、ロール(roll)方向の回転は、y方向を2枚使って動き検出可能である。ヨー(yaw)方向の回転は、斜め方向の動きと同様に、x方向とy方向に分解して動き検出することで対応可能である。

【0054】

このようにプローブ21が偏心して動く(回転角度を有する動きを行う)場合にも、本技術を適用することができる。例えば、アフィンパラメータなどをフレーム間で求めることで、斜めに動く場合などと同様に対応することができる。

【0055】

<超音波画像処理装置の構成例>

図5は、本技術の画像処理装置を適用した超音波画像処理装置の構成例を示す図である。

10

【0056】

図5に示される超音波画像処理装置100は、超音波を用いて検査対象者(対象物)の内部の画像(すなわち、超音波画像)を撮影し、表示する装置である。超音波画像処理装置100は、例えば、医療用として患者の身体の内臓や胎児などの撮影に用いられ、手術中に臓器や組織に直接当てて用いられ、工業用として製品の内部の断面などの撮影に用いられる。

【0057】

特に、この超音波画像処理装置100は、被写体の超音波画像を撮影し、超音波を用いて組織の硬さを評価(検査)するエラストグラフィ画像(歪画像とも称する)を表示する。

20

【0058】

超音波画像処理装置100は、図2のプローブ21および画像処理部111を含むように構成されている。

【0059】

プローブ21は、被写体(生体;例えば、皮膚)などに押しつけて、被写体の画像を撮影する部位である。なお、プローブ21は、1.5Dアレイであってもよいし、2Dアレイであってもよい。

【0060】

プローブ21は、超音波を出力するとともに、検査対象者(の体内)で超音波が反射されることにより戻ってくる反射波を受信する超音波プローブであり、超音波送受信部121を有する。

30

【0061】

超音波送受信部121は、例えば、プローブ21の先端に設けられている。超音波送受信部121は、超音波を発生して出力するとともに、検査対象者で反射された超音波の反射波を受信し、その反射波の強度を表す反射波データ(RFデータ)を、画像処理部111の複素化部131に出力する。

【0062】

画像処理部111は、複素化部131、X/Y方向成分分離部132、Bモード画像生成部133、歪画像生成部134、および画像重畳部135を含むように構成されている。

40

【0063】

複素化部131には、プローブ21において受信された $N \times M$ 本のRFデータが入力される。ここで、 N は、X方向の素子数、 M はY方向の素子数である。複素化部131は、実数のRFデータを複素数のIQデータに変換する。例えば、直交変換やヒルベルト変換が用いられる。複素化部131は、IQデータをX/Y方向成分分離部132に出力する。

【0064】

X/Y方向成分分離部132は、複素化部131からのIQデータのペア(X方向IQデータとY方向IQデータ)を生成する。X方向IQデータは、X方向に並んだIQデータであり、例えば、 $M/2$ の位置の N 本のIQデータ群である。Y方向IQデータは、Y方向に並んだIQデータであり、例えば、0乃至 $N-1$ の各位置における M 本のIQデータ群である。

50

【 0 0 6 5 】

X方向IQデータは、Bモード画像生成に用いられる。Y方向IQデータは、動きを考慮した歪量を算出するために用いられる。X/Y方向成分分離部 1 3 2 は、X方向IQデータをBモード画像生成部 1 3 3 に出力し、Y方向IQデータを歪画像生成部 1 3 4 に出力する。

【 0 0 6 6 】

Bモード画像生成部 1 3 3 は、X/Y方向成分分離部 1 3 2 からのX方向IQデータから、X方向B(Brightness)モード画像（輝度画像）を生成し、生成したX方向Bモード画像を、画像重畳部 1 3 5 に出力する。

【 0 0 6 7 】

歪画像生成部 1 3 4 は、X/Y方向成分分離部 1 3 2 からのY方向IQデータを用いて、Z方向振動に伴う変位を検出し、変位量から歪量を算出し、その歪量を色情報に変換したY方向歪画像（エラストグラフィ画像）を、画像重畳部 1 3 5 に出力する。

【 0 0 6 8 】

画像重畳部 1 3 5 は、Bモード画像生成部 1 3 3 からのX方向のBモード画像と、歪画像生成部 1 3 4 からのY方向のエラストグラフィ画像を重畳する。これにより、画像重畳部 1 3 5 からは、Bモード画像に重畳されたエラストグラフィ画像（歪画像）が出力され、図示せぬ後段の表示部などに表示される。

【 0 0 6 9 】

< Bモード画像生成部の構成 >

図 6 は、Bモード画像生成部の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 7 0 】

図 6 の例において、Bモード画像生成部 1 3 3 は、包絡線算出部 1 4 1 および対数変換部 1 4 2 を含むように構成されている。

【 0 0 7 1 】

包絡線算出部 1 4 1 は、X方向IQデータを用いて、包絡線（絶対値）を算出する。対数変換部 1 4 2 は、包絡線算出部 1 4 1 により算出された包絡線に基づいて、対数変換を行い、包絡線の振幅を輝度に変換することで、X方向Bモード画像（輝度画像）を生成する。対数変換部 1 4 2 は、生成したX方向Bモード画像を、画像重畳部 1 3 5 に供給する。

【 0 0 7 2 】

< 歪画像生成部の構成 >

図 7 は、歪画像生成部の構成例を示すブロック図である。なお、歪画像生成部 1 3 4 における処理は、0乃至N-1の各位置におけるM本のIQデータ群のそれぞれに対して実行される。

【 0 0 7 3 】

図 7 の例において、歪画像生成部 1 3 4 は、フレームメモリ 1 5 1、フレーム間変位算出部 1 5 2、歪量算出部 1 5 3、および可視化処理部 1 5 4 を含むように構成されている。

【 0 0 7 4 】

フレームメモリ 1 5 1 およびフレーム間変位算出部 1 5 2 には、図 5 のX/Y方向成分分離部 1 3 2 からのY方向IQデータが入力される。

【 0 0 7 5 】

フレームメモリ 1 5 1 は、X/Y方向成分分離部 1 3 2 からのY方向IQデータ（異なる時刻（例えば、直前）のデータ）を蓄積する。

【 0 0 7 6 】

フレーム間変位算出部 1 5 2 は、X/Y方向成分分離部 1 3 2 からの時刻tのY方向IQデータ（以下、IQデータ(t)とも称する）と、フレームメモリ 1 5 1 からの時刻t-1のY方向IQデータ（以下、IQデータ(t-1)とも称する）とを用いて、Z方向振動に伴う変位を検出する。その際、Y方向に動くことにより発生するラインのずれが検出され、補正されて、Z方向振動に伴う変位が検出される。なお、時刻t-1のデータは、直前のデータを意味するが、これに限らず、異なる時刻のデータであればよい。フレーム間変位算出部 1 5 2 は、検出

10

20

30

40

50

した変位の量を、歪量算出部 1 5 3 に供給する。

【 0 0 7 7 】

歪量算出部 1 5 3 は、フレーム間変位算出部 1 5 2 からの変位量に基づいて歪量を算出する。例えば、歪量は、変位量を微分することで求められる。例えば、微分値の傾きが大きいと大きな歪みがあることを示し、傾きが小さいと歪みが小さいことを示す。歪量算出部 1 5 3 は、算出した歪量を可視化処理部 1 5 4 に供給する。

【 0 0 7 8 】

可視化処理部 1 5 4 は、歪量をカラー情報に変換する。なお、歪みが大きいと、柔らかいということであり、歪みが小さいと硬いということである。例えば、歪量の画面内平均値をGreen、歪量の画面内平均よりも小さな値をBlue、歪量の画面内平均よりも大きな値

10

【 0 0 7 9 】

< フレーム間変位算出部の構成 >

図 8 は、フレーム間変位算出部の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 8 0 】

図 8 の例において、フレーム間変位算出部 1 5 2 は、絶対値 / 位相分離部 1 6 1 - 1 および 1 6 1 - 2、動き検出部 1 6 2、動き補償部 1 6 3、および位相差検出部 1 6 4 を含むように構成される。

【 0 0 8 1 】

図 6 の X/Y 方向成分分離部 1 3 2 からの Y 方向 IQ データ (t) は、絶対値 / 位相分離部 1 6 1 - 1 および位相差検出部 1 6 4 に入力される。図 7 のフレームメモリ 1 5 1 からの Y 方向 IQ データ (t-1) は、絶対値 / 位相分離部 1 6 1 - 2 および動き補償部 1 6 3 に入力される。

20

【 0 0 8 2 】

絶対値 / 位相分離部 1 6 1 - 1 は、Y 方向 IQ データ (t) から絶対値と位相とを分離し、IQ データ (t) の絶対値を取得し、取得した絶対値を、動き検出部 1 6 2 に出力する。絶対値 / 位相分離部 1 6 1 - 2 は、Y 方向 IQ データ (t-1) から絶対値と位相とを分離し、IQ データ (t-1) の絶対値を取得し、取得した絶対値を、動き検出部 1 6 2 に出力する。

【 0 0 8 3 】

動き検出部 1 6 2 は、IQ データの絶対値成分を用いて、時刻 t と時刻 t-1 の間の動き量を検出する。例えば、動き量は、ブロックマッチングを用いて、動きベクトルとして検出される。なお、動き検出により位置合わせが行われる。すなわち、位置合わせができれば、動き検出に限定されず、また、動き検出方法もブロックマッチングに限定されない。動き検出部 1 6 2 は、検出された動きベクトルを、動き補償部 1 6 3 に出力する。

30

【 0 0 8 4 】

動き補償部 1 6 3 は、動き検出部 1 6 2 により検出された動きベクトルを用いて、時刻 t-1 の IQ データに対して補間処理を行い、動き補償後の複素データを生成する。この補間処理について図 9 を参照して説明する。

【 0 0 8 5 】

図 9 は、補間処理の例を示す図である。図 9 の例において、m と m+1 は、隣接する IQ データである。移動量 w が素子間ピッチ未満のとき、m と m+1 の間の IQ データを補間処理によって作ることになる。例えば、移動量 w を重み量とした線形補間を、複素数データに適用することで、補間データ (動き補償後の複素データ) を作ることができる。動き補償部 1 6 3 は、動き補償後の複素データを、位相差検出部 1 6 4 に出力する。

40

【 0 0 8 6 】

位相差検出部 1 6 4 は、時刻 t の IQ データと、動き補償後の時刻 t-1 の IQ データの間の位相差を検出し、変位量を算出する。例えば、位相差検出の方法としては、自己相関法などが用いられる。位相差検出部 1 6 4 は、算出した変位量を、歪量算出部 1 5 3 に供給する。

50

【 0 0 8 7 】

< 超音波画像生成処理 >

次に、図 10 のフローチャートを参照して、超音波画像処理装置 100 の超音波画像処理について説明する。

【 0 0 8 8 】

プローブ 21 の超音波送受信部 121 は、超音波を発生して出力するとともに、検査対象者で反射された超音波の反射波を受信し、その反射波の強度を表す反射波データ(RFデータ)を、画像処理部 111 の複素化部 131 に供給する。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 111 において、複素化部 131 は、2次元RFデータを取得する。

10

【 0 0 9 0 】

ステップ S 112 において、複素化部 131 は、取得したRFデータの複素化を行う。すなわち、複素化部 131 は、実数のRFデータを複素数のIQデータに変換し、変換されたIQデータを、X/Y方向成分分離部 132 に出力する。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 113 において、X/Y方向成分分離部 132 は、X方向複素数データとY方向複素数データとに分離を行う。X/Y方向成分分離部 132 は、X方向IQデータをBモード画像生成部 133 に出力し、Y方向IQデータを歪画像生成部 134 に出力する。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 114 において、Bモード画像生成部 133 は、X/Y方向成分分離部 132 からのX方向IQデータから、X方向Bモード画像(輝度画像)を生成する。すなわち、包絡線算出部 141 は、X方向IQデータを用いて、包絡線(絶対値)を算出する。対数変換部 142 は、包絡線算出部 141 により算出された包絡線に基づいて、対数変換を行い、包絡線の振幅を輝度に変換することで、X方向Bモード画像(輝度画像)を生成する。Bモード画像生成部 133 (対数変換部 142) は、生成したX方向Bモード画像を、画像重畳部 135 に出力する。

20

【 0 0 9 3 】

歪画像生成部 134 において、図 6 のX/Y方向成分分離部 132 からのY方向IQデータ(t)は、絶対値/位相分離部 161 - 1 および位相差検出部 164 に入力される。図 7 のフレームメモリ 151 からのY方向IQデータ(t-1)は、絶対値/位相分離部 161 - 2 および動き補償部 163 に入力される。

30

【 0 0 9 4 】

ステップ S 115 において、絶対値/位相分離部 161 - 1 および 161 - 2 は、Y方向IQデータの絶対値を取得する。すなわち、絶対値/位相分離部 161 - 1 は、Y方向IQデータ(t)から絶対値と位相とを分離し、IQデータ(t)の絶対値を取得し、取得した絶対値を、動き検出部 162 に出力する。絶対値/位相分離部 161 - 2 は、Y方向IQデータ(t-1)から絶対値と位相とを分離し、IQデータ(t-1)の絶対値を取得し、取得した絶対値を、動き検出部 162 に出力する。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 116 において、動き検出部 162 は、時刻tと時刻t-nのフレーム間で動き検出を行い、動きベクトルを求める。動き検出部 162 は、検出された動きベクトルを、動き補償部 163 に出力する。

40

【 0 0 9 6 】

ステップ S 117 において、動き補償部 163 は、動き検出部 162 により検出された動きベクトルを用いて、時刻t-nのフレームの動き補償を行う。すなわち、動き補償部 163 は、IQデータ(t-n)に対して補間処理を行い、動き補償後の複素データを生成する。動き補償部 163 は、動き補償後の複素データを、位相差検出部 164 に出力する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 118 において、位相差検出部 164 は、動き補償フレーム(動き補償後の時刻t-1のIQデータ)と、時刻tのIQデータとの間の位相差を検出し、変位量を算出する。

50

位相差検出部 1 6 4 は、算出した変位量を、歪量算出部 1 5 3 に出力する。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 1 1 9 において、歪量算出部 1 5 3 は、フレーム間変位算出部 1 5 2 からの変位量を歪量に変換する。例えば、歪量は、変位量を微分することで求められる。歪量算出部 1 5 3 は、変換により算出した歪量を可視化処理部 1 5 4 に供給する。

【 0 0 9 9 】

次に、可視化処理部 1 5 4 は、歪量をカラー情報に変換する。可視化処理部 1 5 4 は、変換したカラー情報を、エラストグラフィ画像（Y方向歪画像）として、図 5 の画像重畳部 1 3 5 に出力する。

【 0 1 0 0 】

ステップ S 1 2 0 において、画像重畳部 1 3 5 は、Bモード画像生成部 1 3 3 からのX方向のBモード画像と、歪画像生成部 1 3 4 からのY方向のエラストグラフィ画像を重畳する。これにより、画像重畳部 1 3 5 からは、Bモード画像に重畳されたエラストグラフィ画像（歪画像）が出力される。

【 0 1 0 1 】

本技術においては、プローブが移動する場合に、プローブが移動する方向のフレーム間のずれ量を補正した後で、位相差を検出して歪み量を算出するようにした。

【 0 1 0 2 】

これにより、プローブが動いた状態で、正確な変位検出を行うことができる。したがって、組織の硬さを正しく求めることができる。

【 0 1 0 3 】

また、プローブを動かしながら、組織の硬さを評価できるため、検査時間の短縮になり、術者（検査対象者）の負担軽減にもつながる。

【 0 1 0 4 】

なお、プローブの動きとしては、図 1 を参照して上述したように、使用者の故意の操作による動きだけでなく、使用者の意図せぬ手振れなどの動きも含まれる。すなわち、手振れをしたとしても、正確な変位検出を行うことができる。

【 0 1 0 5 】

さらに、上記説明においては、エラストグラフィ画像（歪画像）に、Bモード画像を合成して表示する例を説明したが、Bモード画像を合成することなしに表示させてもよい。また、合成する画像としては、Bモード画像だけに限らず、どんな画像であってもよい。具体的には、エラストグラフィ画像に、被写体に関する画像として、被写体のCT画像、被写体のMRI画像、被写体の内視鏡画像（内視鏡により撮影されたビデオ画像または静止画像）などを合成することも可能である。

【 0 1 0 6 】

なお、本技術は、プローブを故意に動かす場合に限らず、手振れなどで動く場合などにも適用することができる。

【 0 1 0 7 】

また、本技術は、医療用途および非医療用途のいずれにも用いることが可能である。また、本技術は、人間だけでなく、例えば、動物や植物、人工物など、超音波により被写体の断面の撮影を行う様々な場面に用いることができる。

【 0 1 0 8 】

上述した一連の処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な汎用のパーソナルコンピュータなどが含まれる。

【 0 1 0 9 】

< 第 2 の実施の形態 >

10

20

30

40

50

[コンピュータの構成例]

図 1 1 は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【0110】

コンピュータにおいて、CPU(Central Processing Unit) 4 0 1、ROM(Read Only Memory) 4 0 2、RAM(Random Access Memory) 4 0 3 は、バス 4 0 4 により相互に接続されている。

【0111】

バス 4 0 4 には、さらに、入出力インタフェース 4 0 5 が接続されている。入出力インタフェース 4 0 5 には、入力部 4 0 6、出力部 4 0 7、記憶部 4 0 8、通信部 4 0 9、およびドライブ 4 1 0 が接続されている。

10

【0112】

入力部 4 0 6 は、キーボード、マウス、マイクロホンなどよりなる。出力部 4 0 7 は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部 4 0 8 は、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる。通信部 4 0 9 は、ネットワークインタフェースなどよりなる。ドライブ 4 1 0 は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブル記録媒体 4 1 1 を駆動する。

【0113】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU 4 0 1 が、例えば、記憶部 4 0 8 に記憶されているプログラムを入出力インタフェース 4 0 5 及びバス 4 0 4 を介して RAM 4 0 3 にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

20

【0114】

コンピュータ (CPU 4 0 1) が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブル記録媒体 4 1 1 に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

【0115】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブル記録媒体 4 1 1 をドライブ 4 1 0 に装着することにより、入出力インタフェース 4 0 5 を介して、記憶部 4 0 8 にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部 4 0 9 で受信し、記憶部 4 0 8 にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM 4 0 2 や記憶部 4 0 8 に、あらかじめインストールしておくことができる。

30

【0116】

なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

【0117】

また、本明細書において、システムの用語は、複数の装置、ブロック、手段などにより構成される全体的な装置を意味するものである。

【0118】

なお、本開示における実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

40

【0119】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、開示はかかる例に限定されない。本開示の属する技術の分野における通常の知識を有するであれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例また修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【0120】

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

50

(1) プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部と
を備える画像処理装置。

(2) 前記歪量算出部により算出された歪量を、Bモード画像に重畳する重畳部をさらに備える前記(1)に記載の画像処理装置。

(3) 前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である

前記(2)に記載の画像処理装置。

10

(4) 前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向の画像である

前記(2)に記載の画像処理装置。

(5) 前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記プローブが移動する方向に平行な方向の画像である

前記(2)に記載の画像処理装置。

(6) 前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に直交する方向のBモード画像に重畳する

前記(2)に記載の画像処理装置。

(7) 前記重畳部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、前記歪量が算出された方向に平行する方向のBモード画像に重畳する

20

前記(2)に記載の画像処理装置。

(8) 前記歪量算出部により算出された歪量を、被写体に関する内視鏡画像に重畳する重畳部を

さらに備える前記(2)に記載の画像処理装置。

(9) 画像処理装置が、

プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正し、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する

30

画像処理方法。

(10) プローブと、

画像処理部と

を備え、

前記画像処理部は、プローブが移動する場合に、第 1 のフレームと、前記第 1 のフレームとは異なる時刻のフレームである第 2 のフレームとの間のずれ量を補正するずれ量補正部と、

前記第 1 のフレームと前記ずれ量補正部によりずれ量が補正された第 2 フレームとから検出された位相差に基づいて歪量を算出する歪量算出部と

を備える超音波診断装置。

40

(11) 前記画像処理部は、前記歪量算出部により算出された歪量を、Bモード画像に重畳する重畳部を

さらに備える前記(10)に記載の超音波診断装置。

(12) 前記プローブは、第 1 の方向および第 1 の方向に直交する第 2 の方向に、それぞれ複数の圧電素子を有し、

前記第 1 のフレームおよび前記第 2 のフレームは、前記Bモード画像が生成される方向に平行な方向以外の方向の画像である

前記(11)に記載の超音波診断装置。

【符号の説明】

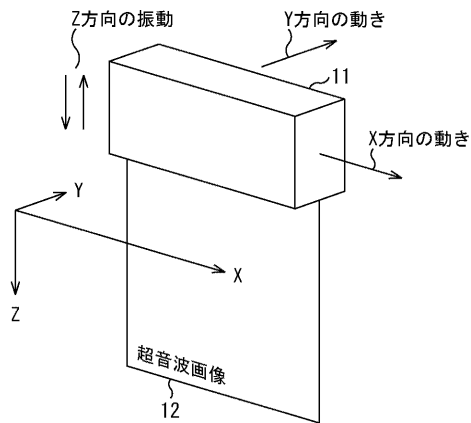
【 0 1 2 1 】

50

2 1 プローブ, 3 1 圧電素子, 2 2 X方向超音波画像, 2 3 Y方向超音波画像, 1 0 0 超音波画像処理装置, 1 1 1 画像処理部, 1 2 1 超音波送受信部, 1 3 1 複素化部, 1 3 2 X/Y方向成分分離部, 1 3 3 Bモード画像生成部, 1 3 4 歪画像生成部, 1 3 5 画像重畳部, 1 4 1 包絡線算出部, 1 4 2 対数変換部, 1 5 1 フレームメモリ, 1 5 2 フレーム間変位算出部, 1 5 3 歪量算出部, 1 5 4 可視化処理部, 1 6 1 - 1, 1 6 1 - 2 絶対値/位相分離部, 1 6 2 動き検出部, 1 6 3 動き補償部, 1 6 4 位相差検出部

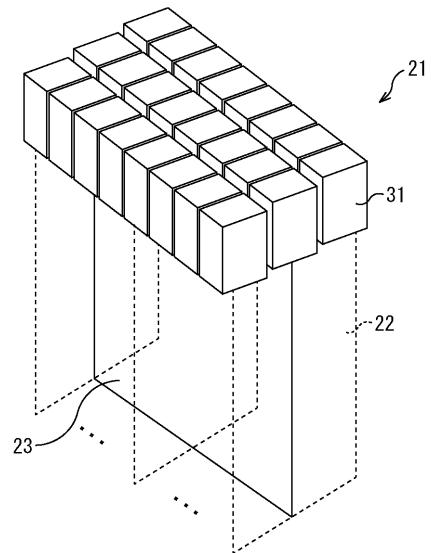
【図 1】

図1

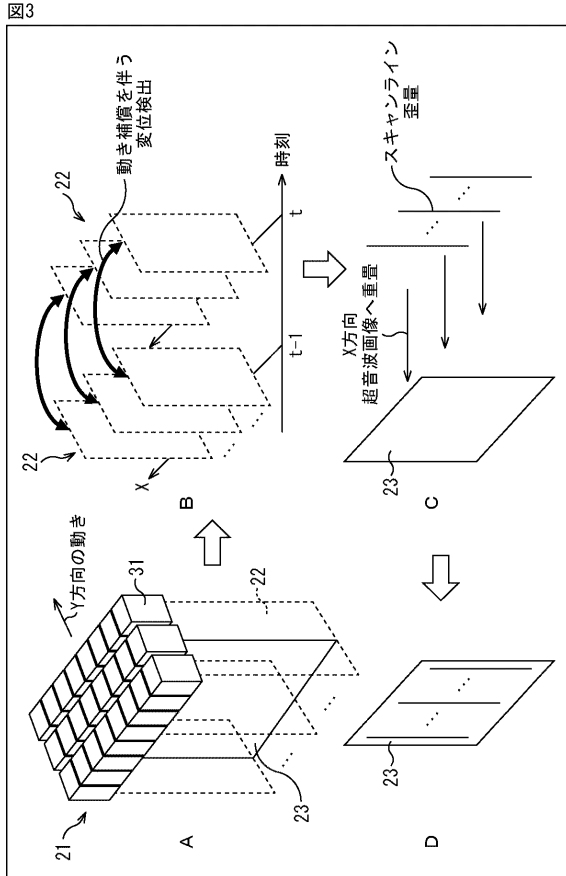


【図 2】

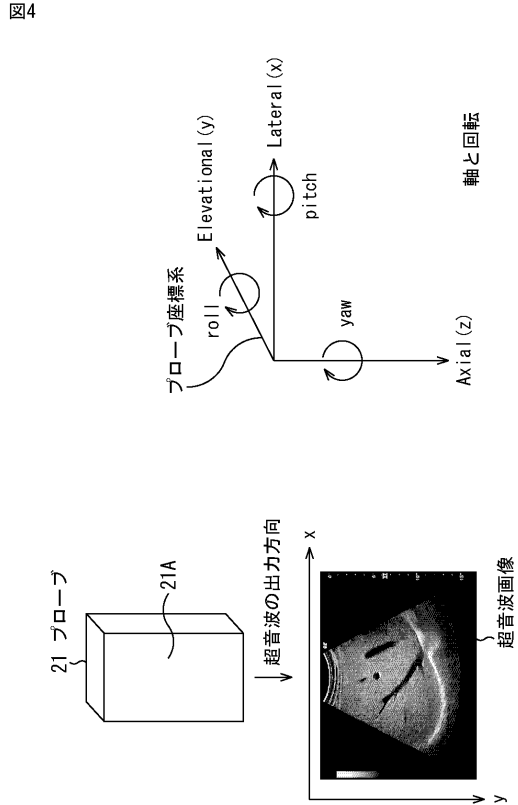
図2



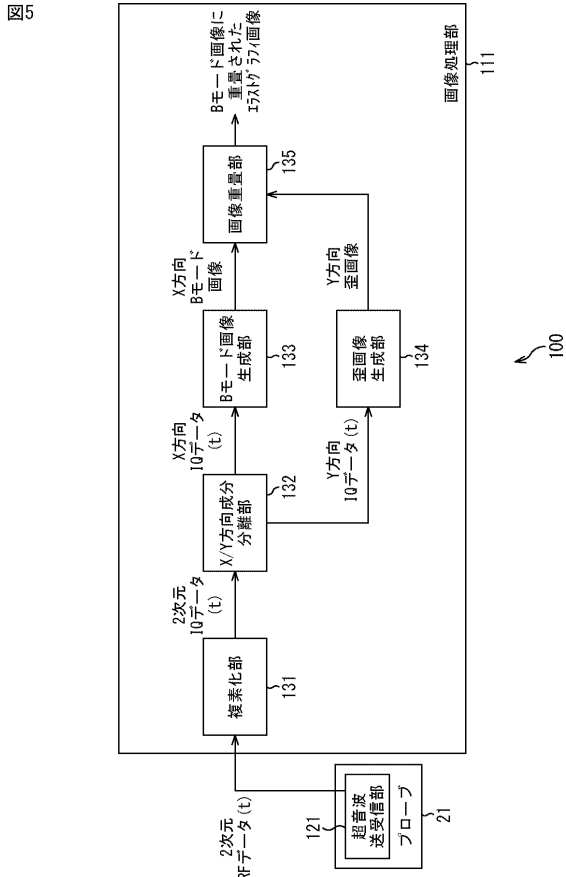
【図 3】



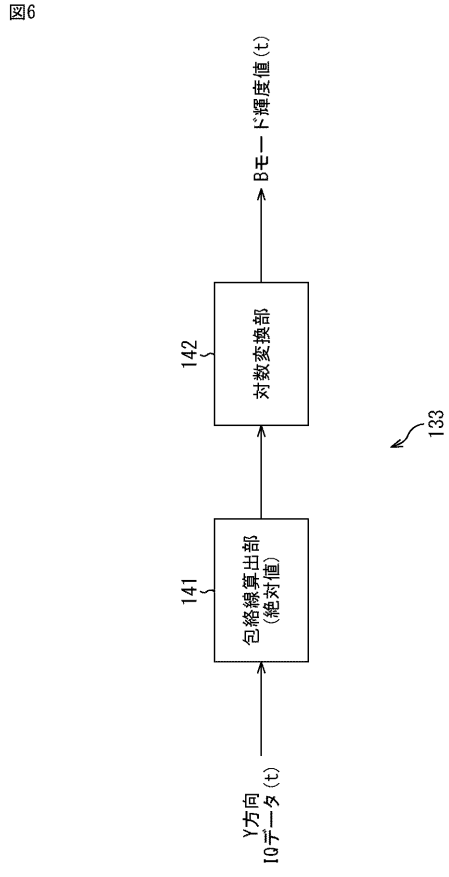
【図 4】



【図 5】

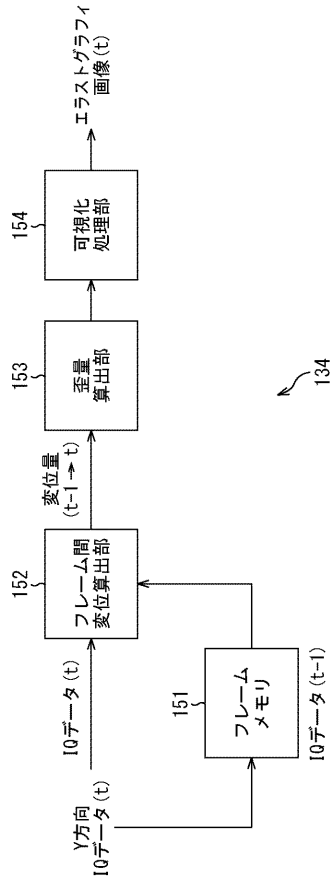


【図 6】



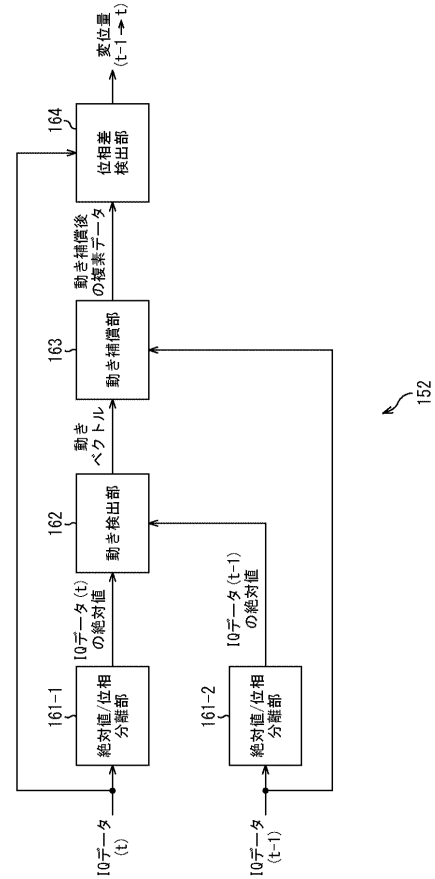
【図 7】

図7



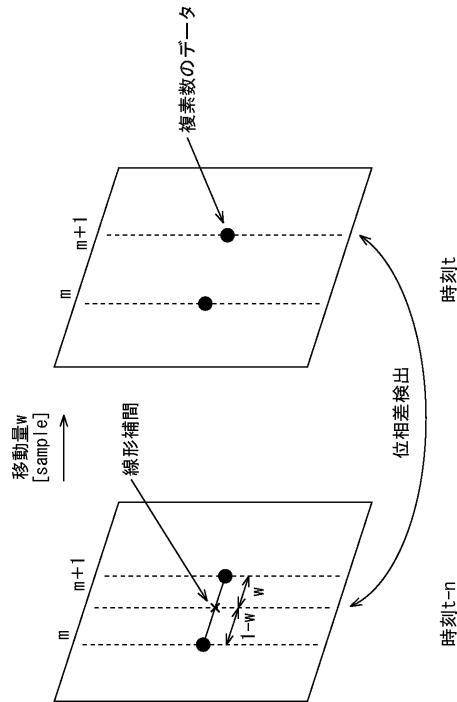
【図 8】

図8



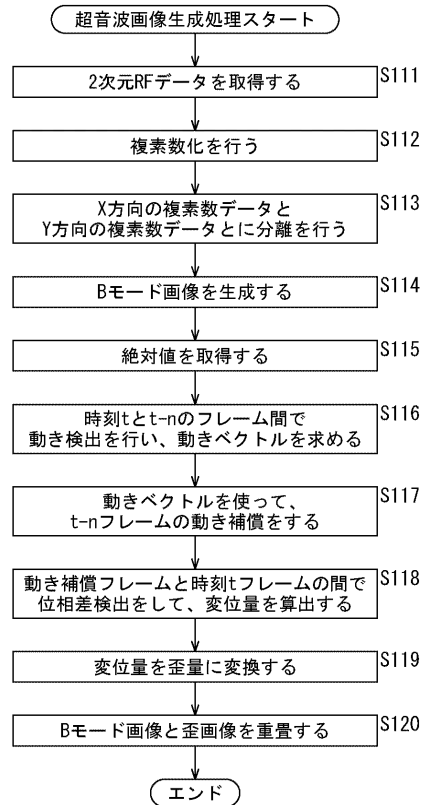
【図 9】

図9

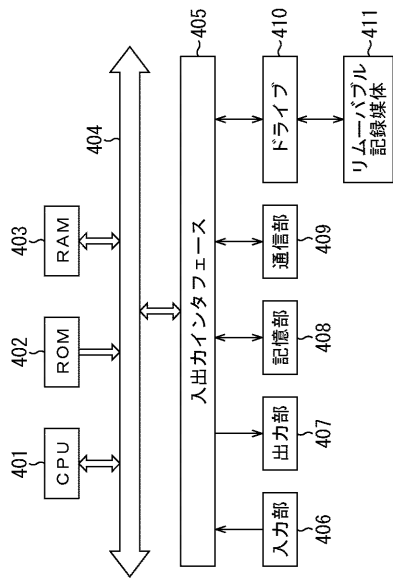


【図 10】

図10



【図 11】
図 11



专利名称(译)	图像处理设备和方法，超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015100613A	公开(公告)日	2015-06-04
申请号	JP2013244951	申请日	2013-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	高橋良知 坂口竜己		
发明人	高橋 良知 坂口 竜己		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T3/0006 G06T11/60		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/JB41 4C601/JB51 4C601/KK24		
代理人(译)	西川 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种即使在探针移动时也能够准确地检测位移的超声波诊断装置。 SOLUTION：为了检测Y方向上的运动，使用了X方向上八个元素在不同时间的两个Y方向超声图像22。由于线条由于沿Y方向的移动而发生位移，因此使用检测到的运动矢量执行带有运动补偿的位移检测。对Y方向上的三个元素执行这些处理。因此，通过对这三个要素的结果进行汇总，针对X方向超声波图像生成一条扫描线的畸变量数据。例如，其可以应用于从捕获超声图像的探头的信号生成并显示超声图像的超声图像处理设备。[选择图]图3

