

(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2015-54007

(P2015-54007A)

(43) 公開日 平成27年3月23日(2015.3.23)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F I  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2013-187949 (P2013-187949)  
(22) 出願日 平成25年9月11日 (2013.9.11)(71) 出願人 000002369  
セイコーエプソン株式会社  
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号  
(74) 代理人 100104710  
弁理士 竹腰 昇  
(74) 代理人 100090479  
弁理士 井上 一  
(74) 代理人 100124682  
弁理士 黒田 泰  
(72) 発明者 日向 崇  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB06 EE04 EE09 GB04 GB06  
GB19 GB44 JB50 KK12 KK31  
KK41

(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定装置の制御方法

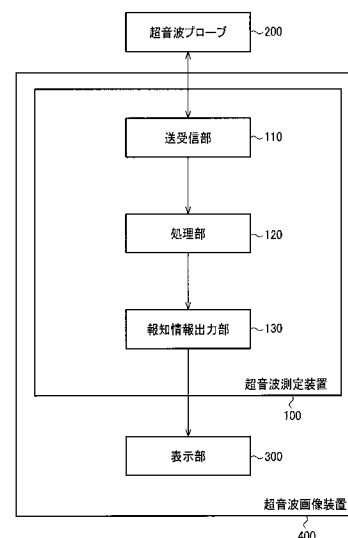
## (57) 【要約】

【課題】 超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを測定者等に報知することができる超音波測定装置等の提供。

【解決手段】 超音波測定装置は、超音波の送受信制御を行う送受信部110と、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行う処理部120と、プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む報知情報出力部130を含む。処理部120は、測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号に基づき第1の超音波画像を生成し、第2のタイミングの第2の受信信号に基づき第2の超音波画像を生成し、第1の超音波画像と第2の超音波画像に基づき、輝度勾配、アキュタンス、及び輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出し、傾斜評価値に基づき、第1のタイミングと第2のタイミング間のプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行う。

。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波トランスデューサデバイスに対して超音波の送受信制御を行う送受信部と、  
前記送受信部が受信した受信信号に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブ  
のプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行う処理部と、

前記姿勢ずれ検出処理の結果に基づいて、報知情報出力する報知情報出力部と、  
を含み、

前記処理部は、

測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号に基づいて、第 1 の超音波画像を生成  
し、前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号に基づいて、第 2 の超音波画像  
を生成し、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキ  
ュータンス、或いは前記輝度勾配又は前記アキュータンスにより求められる値のいずれか  
である傾斜評価値を算出し、前記傾斜評価値に基づいて、前記第 1 のタイミングと前記第  
2 のタイミング間における前記プローブ姿勢の前記姿勢ずれ検出処理を行い、

前記報知情報出力部は、

検出された前記プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む前記報知情報出力することを特徴  
とする超音波測定装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 において、

前記処理部は、

前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像において、輝度のピーク検出処理を行  
い、検出したピークに基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内において前記  
傾斜評価値を算出することを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は 2 において、

前記処理部は、

前記第 1 の超音波画像を、前記超音波プローブの前記プローブ姿勢の基準姿勢を示す基  
準画像に設定し、前記基準画像における前記プローブ姿勢と、前記第 2 の超音波画像にお  
ける前記プローブ姿勢との差を、前記プローブ姿勢の前記姿勢ずれとして検出すること  
を特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、

前記処理部は、

前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像において、生体組織層の境界検出処理  
を行い、検出した組織境界に基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内におい  
て前記傾斜評価値を算出することを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、

前記処理部は、

前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像において、特徴点検出処理を行い、検  
出した特徴点群に基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内において前記傾斜  
評価値を算出することを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 6】**

請求項 1 乃至 5 のいずれかにおいて、

前記報知情報出力部は、

前記測定対象の表面に対する前記プローブ姿勢の姿勢ずれ量及び姿勢ずれ方向の少なく  
とも一方を表す情報を、前記報知情報として出力することを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 7】**

請求項 1 乃至 6 のいずれかにおいて、

前記報知情報出力部は、

10

20

30

40

50

前記測定対象の表面に対する前記プローブ姿勢の姿勢変更指示量及び姿勢変更指示方向の少なくとも一方を表す情報を、前記報知情報として出力することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 において、  
前記報知情報出力部は、  
前記報知情報として、画像情報を出力することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれかにおいて、  
前記傾斜評価値は、  
B モード画像における深さ方向での輝度変化の度合いを表す値であることを特徴とする超音波測定装置。

10

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の超音波測定装置と、  
前記報知情報を表示する表示部と、  
を含むことを特徴とする超音波画像装置。

【請求項 11】

超音波トランスデューサーデバイスに対して超音波の送受信制御を行い、  
測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号に基づいて、第 1 の超音波画像を生成し、  
前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号に基づいて、第 2 の超音波画像を生成し、  
前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキュータンス、及び輝度勾配又はアキュータンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出し、  
前記傾斜評価値に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出する姿勢ずれ検出処理を行い、  
検出された前記プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む報知情報を出力することを特徴とする超音波測定装置の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定装置の制御方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体である人体の内部を検査するために用いる装置として、対象物に向けて超音波を出射し、対象物内部における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信する超音波測定装置が注目されている。

【0003】

さらに、超音波測定装置は、脂肪層や筋肉層の厚さの測定や血流量の測定など、被検体の表層の画像診断にも応用されており、特許文献 1 等において開示されている。

40

【0004】

また、超音波測定装置等を用いて測定を行っている際には、超音波プローブの姿勢ずれが生じることが多い。姿勢ずれが発生したことを検出する発明としては、特許文献 2 及び特許文献 3 において開示される発明がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 4 - 2 3 1 9 4 5 号公報

50

【特許文献2】特開2008-149044号公報

【特許文献3】特開2007-132683号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波測定装置を用いて測定を行う際には、測定箇所の表皮上に塗ったジェル等により、超音波プローブが滑って傾き、生体組織層の界面又は対象組織に対する超音波プローブのプローブ姿勢が適切な姿勢ではなくなってしまうことがある。

【0007】

本発明の幾つかの態様によれば、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを測定者等に報知することができる超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定装置の制御方法等を提供することができる。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様は、超音波トランスデューサーデバイスに対して超音波の送受信制御を行う送受信部と、前記送受信部が受信した受信信号に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行う処理部と、前記姿勢ずれ検出処理の結果に基づいて、報知情報出力する報知情報出力部と、を含み、前記処理部は、測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号に基づいて、第1の超音波画像を生成し、前記測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号に基づいて、第2の超音波画像を生成し、前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキュタンス、或いは前記輝度勾配又は前記アキュタンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出し、前記傾斜評価値に基づいて、前記第1のタイミングと前記第2のタイミング間における前記プローブ姿勢の前記姿勢ずれ検出処理を行い、前記報知情報出力部は、検出された前記プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む前記報知情報出力する超音波測定装置に係する。

20

【0009】

本発明の一態様では、第1の超音波画像と第2の超音波画像とに基づいて、輝度勾配、アキュタンス、及び輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出する。そして、算出した傾斜評価値に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行い、検出されたプローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む報知情報出力する。

30

【0010】

これにより、超音波プローブの姿勢ずれを測定者等に報知することが可能になる。

【0011】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像において、輝度のピーク検出処理を行い、検出したピークに基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内において前記傾斜評価値を算出してもよい。

【0012】

これにより、超音波画像の輝度値のピーク毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

40

【0013】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第1の超音波画像を、前記超音波プローブの前記プローブ姿勢の基準姿勢を示す基準画像に設定し、前記基準画像における前記プローブ姿勢と、前記第2の超音波画像における前記プローブ姿勢との差を、前記プローブ姿勢の前記姿勢ずれとして検出してもよい。

【0014】

これにより、少しずつ超音波プローブのプローブ姿勢がずれる場合であっても、プローブ姿勢の姿勢ずれを検出すること等が可能になる。

【0015】

50

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像において、生体組織層の境界検出処理を行い、検出した組織境界に基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内において前記傾斜評価値を算出してもよい。

【0016】

これにより、超音波画像の境界線毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

【0017】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像において、特徴点検出処理を行い、検出した特徴点群に基づいて深度範囲を設定し、設定した前記深度範囲内において前記傾斜評価値を算出してもよい。

【0018】

これにより、超音波画像の特徴点毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

【0019】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、前記測定対象の表面に対する前記プローブ姿勢の姿勢ずれ量及び姿勢ずれ方向の少なくとも一方を表す情報を、前記報知情報として出力してもよい。

【0020】

これにより、どの方向に又はどのくらいの角度だけプローブ姿勢がずれたかを、測定者が把握すること等が可能になる。

【0021】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、前記測定対象の表面に対する前記プローブ姿勢の姿勢変更指示量及び姿勢変更指示方向の少なくとも一方を表す情報を、前記報知情報として出力してもよい。

【0022】

これにより、どの方向に又はどのくらいの角度だけプローブ姿勢を動かせば良いかを、測定者が把握すること等が可能になる。

【0023】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、前記報知情報として、画像情報を出力してもよい。

【0024】

これにより、測定者が表示部を見て直感的に、プローブ姿勢の姿勢ずれや姿勢変更指示を把握すること等が可能になる。

【0025】

また、本発明の一態様では、前記傾斜評価値は、Bモード画像における深さ方向での輝度変化の度合いを表す値であってもよい。

【0026】

これにより、輝度変化に基づいて、超音波プローブの姿勢ずれを検出すること等が可能になる。

【0027】

また、本発明の他の態様では、前記超音波測定装置と、前記報知情報を表示する表示部と、を含む超音波画像装置に係する。

【0028】

また、本発明の他の態様では、超音波トランスデューサーデバイスに対して超音波の送受信制御を行い、測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号に基づいて、第 1 の超音波画像を生成し、前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号に基づいて、第 2 の超音波画像を生成し、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキュタンス、及び輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出し、前記傾斜評価値に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出する姿勢ずれ検出処理を行い、検出された前記プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む報知情報を出力する超音波測定装置の制御方法に係する。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本実施形態のシステム構成例。

【図2】図2(A)～図2(C)は、超音波測定装置の具体的な機器構成の一例。

【図3】図3(A)、図3(B)は、測定時の様子の説明図。

【図4】図4(A)は、Bモード画像の説明図であり、図4(B)は、Aモード波形の説明図。

【図5】図5(A)～図5(C)は、超音波プローブの姿勢ずれの説明図。

【図6】図6(A)、図6(B)は、姿勢ずれを表す報知情報の説明図。

【図7】第1の姿勢ずれ検出処理を行う際の全体の流れを説明するフローチャート。

10

【図8】図8(A)～図8(F)は、ピークに基づく傾斜評価値の説明図。

【図9】図9(A)は、輝度勾配の説明図であり、図9(B)は、アキュータンスの説明図。

【図10】第2の姿勢ずれ検出処理を行う際の全体の流れを説明するフローチャート。

【図11】図11(A)～図11(F)は、境界線に基づく傾斜評価値の説明図。

【図12】第3の姿勢ずれ検出処理を行う際の全体の流れを説明するフローチャート。

【図13】図13(A)、図13(B)は、特徴点の検出処理の説明図。

【図14】図14(A)、図14(B)は、特徴点の対応付け処理の説明図。

【図15】図15(A)～図15(F)は、特徴点に基づく傾斜評価値の説明図。

【図16】図16(A)～図16(C)は、超音波トランスデューサー素子の構成例。

20

【図17】超音波トランスデューサーデバイスの構成例。

【図18】図18(A)、図18(B)は、各チャンネルに対応して設けられる超音波トランスデューサー素子群の構成例。

## 【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、本実施形態について説明する。まず、本実施形態の概要を説明し、次に本実施形態のシステム構成例について説明する。そして、フローチャートを用いて本実施形態の処理の流れについて詳細に説明し、次に本実施形態の手法についてまとめる。さらに、超音波トランスデューサー素子及び超音波トランスデューサーデバイスの構成例について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また、本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

30

【0031】

## 1. 概要

被検体である人体の内部を検査するために用いる装置として、対象物に向けて超音波を出射し、対象物内部における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信する超音波測定装置が知られている。さらに、超音波測定装置の応用例としては、脂肪層や筋肉層の厚さの測定や血流量の測定など、被検体の表層の画像診断を行うポケット型超音波ビューアなどがあり、ヘルスケア分野への展開が期待されている。

40

【0032】

そして、このような超音波測定装置に関する発明としては、特許文献1において開示される発明がある。特許文献1の皮下脂肪表示計測器は、小型で容易に取り扱え、かつ正確に脂肪層を計測でき、計測結果を詳細に判りやすく表示することができる。そのため、これを用いれば被検体の脂肪層の全体像を容易に把握できる。また、特許文献1の発明では、超音波断層情報(Aモード波形)のピーク値を検出することで、皮下脂肪層と他層との境界を検出することもできる。

【0033】

また、このような場合に正確な測定結果を得るためには、測定を行っている間、超音波プローブを生体組織層の界面又は対象組織に対して垂直に当てた状態を保つ必要がある。

【0034】

50

しかし、実際には、超音波画像において組織境界が鮮明に映し出されているかを確認するために、測定者は測定中に表示部を注視していることが多く、測定箇所表皮上に塗ったジェル等により、超音波プローブが滑って傾き、適切な姿勢ではなくなってしまうことがある。この場合には、超音波ビームの走査面の方向が理想的な方向とずれてしまい、正しい測定結果を得ることができないおそれがある。

【 0 0 3 5 】

また、脂肪層の厚さ等の測定を行う場合には、測定者がノンエキスパートである場合も多い。測定者がノンエキスパートである場合には、尚更、超音波プローブの姿勢を同じ姿勢に保ち続けることは困難である。さらに、超音波画像は似たような画像に見えるため、超音波プローブの姿勢が変わってしまっても、表示部を注視しているだけでは画像変化に気付かないことも多い。

10

【 0 0 3 6 】

そのため、超音波プローブの姿勢ずれが発生した場合には、超音波プローブの姿勢ずれを検出し、測定者に報知することが求められている。これに対し、超音波プローブの姿勢を検出する発明としては、以下で説明する特許文献 2 及び特許文献 3 に記載される発明がある。

【 0 0 3 7 】

まず、特許文献 2 には、被検者の胴体姿勢を基準とするために、被検者の頭部に角度センサーを設置し、超音波プローブにも角度センサーを設置して、両角度センサーから取得した情報に基づいて、姿勢角度を演算することで、被検者とプローブ姿勢を決定する発明が開示されている。

20

【 0 0 3 8 】

また、特許文献 3 において開示される超音波探傷装置は、圧力検出手段を有しており、圧力検出手段により被検体への探傷プローブの押し付け圧力を検出し、検出した圧力に基づいて、探傷プローブと被検体との接触状態を検出する。

【 0 0 3 9 】

特許文献 2 や特許文献 3 において開示される発明は、超音波プローブの姿勢や位置等を算出するが、角度センサーやひずみゲージ等を複数設置するため、専用装置を用いることが必須である。また、特許文献 2 の発明は、被検者の頭部に角度センサーを設置するため、被検者に負荷が掛かるという問題もある。さらに、センサーのキャリブレーション作業等も必要である。

30

【 0 0 4 0 】

本来であれば、被検者に負荷をかけず、専用装置を用いたり、キャリブレーション作業を行ったりもせず、超音波プローブの姿勢ずれを検出することが望ましい。

【 0 0 4 1 】

そこで、本実施形態の超音波測定装置等は、例えば超音波プローブが滑って傾くこと等による超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出し、検出した姿勢ずれを測定者等に報知する。具体的には、異なるタイミングにおいて取得された複数の B モード画像に対して画像解析を行うことより、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出する。そして、姿勢ずれが検出された際には、傾き量と傾き方向を可視化して、表示部に警告表示する。そのため、測定者は警告表示に従って、プローブ姿勢の姿勢ズレ補正動作やプローブ傾き調整を行うことで、適切な姿勢における超音波画像を観察又は取得することができる。

40

【 0 0 4 2 】

本実施形態は、被検者に負荷をかけることもないし、専用装置を用いたり、キャリブレーション作業を行ったりする必要もないため、極めて利用することが容易である。

【 0 0 4 3 】

2. システム構成例

次に、本実施形態の超音波測定装置 100 及び超音波画像装置 400 の構成例を図 1 に示す。超音波測定装置 100 は、送受信部 110 と、処理部 120 と、報知情報出力部 1

50

30と、を含む。さらに、超音波画像装置400は、超音波測定装置100と、表示部300と、を含む。なお、超音波測定装置100及びこれを含む超音波画像装置400は、図1の構成に限定されず、これらの一部の構成要素を省略したり、他の構成要素を追加したりするなどの種々の変形実施が可能である。例えば、超音波測定装置100及びこれを含む超音波画像装置400は、設定値等を入力するためのユーザインターフェース部（操作部）や記憶部を含んでいても良い。また、本実施形態の超音波測定装置100及びこれを含む超音波画像装置400の一部又は全部の機能は、通信により接続されたサーバーにより実現されてもよい。

#### 【0044】

次に各部で行われる処理について説明する。

10

#### 【0045】

まず、送受信部110は、超音波トランスデューサデバイスに対して超音波の送受信制御を行う。例えば送受信部110は、送信パルス発生器と、送信遅延回路と、送受信切替スイッチと、受信遅延回路と、フィルター回路と、メモリと、A/D変換回路等を含む。

#### 【0046】

具体的に、送信パルス発生器（パルサー回路）は、送信パルス電圧を印加させ、超音波プローブ200を駆動させる。

#### 【0047】

また、送信遅延回路は、送波ビームをフォーカシングする。そのために、送信遅延回路は、送信パルス電圧の印加タイミングに関して、チャンネル間で時間差を与え、複数の振動素子から発生した超音波を集束させる。このように、遅延時間を変化させることにより、焦点距離を任意に変化させることが可能である。

20

#### 【0048】

また、送受信切替スイッチは、超音波の送受信の切り替え処理を行う。送受信切替スイッチは、送信時の振幅パルスが受信回路に入力されないように保護し、受信時の信号を受信回路に通す。

#### 【0049】

受信遅延回路は、受波ビームをフォーカシングする。ある反射体からの反射波は球面上に広がるため、受信遅延回路は、各振動子に到達する時間が同じになるように遅延時間を与え、遅延時間を考慮して反射波を加算する。

30

#### 【0050】

そして、フィルター回路は、受信信号に対して帯域通過フィルターによりフィルター処理を行い、雑音を除去する。

#### 【0051】

また、メモリは、フィルター回路から出力された受信信号を記憶するもので、その機能はRAM等のメモリやHDDなどにより実現できる。

#### 【0052】

ここで、超音波プローブ200は、超音波トランスデューサデバイスを含む。

#### 【0053】

そして、超音波トランスデューサデバイスは、走査面に沿って対象物をスキャンしながら、対象物に対して超音波ビームを送信すると共に、超音波ビームを送信したことにより得られる超音波エコーを受信する。圧電素子を用いるタイプを例にとれば、超音波トランスデューサデバイスは、複数の超音波トランスデューサ素子（超音波素子アレイ）と、複数の開口がアレイ状に配置された基板とを有する。そして、超音波トランスデューサ素子としては、薄手の圧電素子と金属板（振動膜）を貼り合わせたモノモルフ（ユニモルフ）構造を用いたものを用いる。超音波トランスデューサ素子（振動素子）は、電気的な振動を機械的な振動に変換するものであるが、この場合には、圧電素子が面内で伸び縮みすると貼り合わせた金属板（振動膜）の寸法はそのままであるため反りが生じる。従って、圧電体膜に交流電圧を印加することで、振動膜が膜厚方向に対して振動し、この

40

50



振動膜の振動により超音波が放射される。なお、圧電体膜に印加される電圧は、例えば 10 ~ 30 V であり、周波数は例えば 1 ~ 10 MHz である。

【0054】

また、超音波トランスデューサデバイスでは、近隣に配置された数個の超音波トランスデューサ素子で一つのチャンネルを構成し、1 回に複数のチャンネルを駆動しながら、超音波ビームを順次移動させるものであってもよい。

【0055】

なお、超音波トランスデューサデバイスとしては、圧電素子（薄膜圧電素子）を用いるタイプのトランスデューサを採用できるが、本実施形態はこれに限定されない。例えば c M U T (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers) などの容量性素子を用いるタイプのトランスデューサを採用してもよいし、バルクタイプのトランスデューサを採用してもよい。超音波トランスデューサ素子及び超音波トランスデューサデバイスのさらに詳細な説明については、後述する。

10

【0056】

次に、処理部 120 は、送受信部 110 が受信した受信信号に基づいて、超音波プローブ 200 のプローブ姿勢の姿勢ずれの検出処理を行う。

【0057】

例えば、処理部 120 は、超音波の受信信号の振幅を主として解析して、被検体の内部構造を画像化した B (Brightness) モード画像（断層画像）のデータを生成し、生成した B モード画像データに基づいて、超音波プローブ 200 のプローブ姿勢の姿勢ずれの検出処理を行う。B モード画像データとは、超音波の A (Amplitude) モード波形における振幅を点の明るさ（輝度）として表した画像データのことをいう。このような B モード画像データを生成する場合には、処理部 120 は、例えば検波処理部と、対数変換処理部と、ゲイン・ダイナミックレンジ調整部と、S T C (Sensitivity Time Control) と、D S C (Digital Scan Converter) と、を含む。

20

【0058】

そして、検波処理部は、受信信号に対して絶対値（整流）処理を行った後に、低域通過フィルターをかけて、非変調信号を抽出する。

【0059】

次に、対数変換処理部は、非変調信号に対して L o g 圧縮を行い、受信信号の信号強度の最大部分と最小部分を同時に確認しやすいように、表現形式を変換する。

30

【0060】

そして、ゲイン・ダイナミックレンジ調整部は、信号強度及び関心領域を調整する。具体的に、ゲイン調整処理では、L o g 圧縮後の信号に対して、直流成分を加える。また、ダイナミックレンジ調整処理では、L o g 圧縮後の信号に対して、任意の数を乗算する。

【0061】

さらに、S T C は、生体組織での深さに応じて信号の増幅度（明るさ）を補正し、画面全体で一様な明るさの画像を取得する。

【0062】

そして、D S C は、走査変換処理を行って、B モード画像データを生成する。例えば、D S C は、バイリニアなどの補間処理により、ライン信号を画像信号に変換する。

40

【0063】

なお、処理部 120 の機能は、各種プロセッサ（C P U 等）、A S I C（ゲートアレイ等）などのハードウェアや、プログラムなどにより実現できる。

【0064】

また、報知情報出力部 130 は、プローブ姿勢の姿勢ずれの検出処理の結果に基づいて、表示部 300 に報知情報を出力する。報知情報出力部 130 は、例えば表示部 300 と有線又は無線により通信を行う通信部（インターフェース部）であってもよいし、画像出力部（画像生成部）であってもよい。

【0065】

50

さらに、表示部 300 は、報知情報出力部 130 から取得された報知情報を表示する。また、表示部 300 は、例えば液晶ディスプレイや有機 EL ディスプレイ、電子ペーパーなどにより実現できる。

#### 【0066】

ここで、本実施形態の超音波測定装置 100（広義には電子機器）の具体的な機器構成の例を図 2（A）～図 2（C）に示す。図 2（A）はハンディタイプの超音波測定装置 100 の例であり、図 2（B）は据置タイプの超音波測定装置 100 の例である。図 2（C）は超音波プローブ 200 が本体に内蔵された一体型の超音波測定装置 100 の例である。

#### 【0067】

図 2（A）及び図 2（B）の超音波測定装置 100 は、超音波プローブ 200 と超音波測定装置本体 101（広義には電子機器本体）を含み、超音波プローブ 200 と超音波測定装置本体 101 はケーブル 210 により接続される。また、超音波プローブ 200 の先端部分には、プローブヘッド 220 が設けられており、超音波測定装置本体 101 には、画像を表示する表示部 300 が設けられている。図 2（C）では、表示部 300 を有する超音波測定装置 100 に超音波プローブ 200 が内蔵されている。図 2（C）の場合、超音波測定装置 100 は、例えばスマートフォンなどの汎用の携帯情報端末により実現できる。

#### 【0068】

##### 3. 処理の詳細

まず、本実施形態の測定対象の一例として、被検体（人間）の腹部（腹直筋）を図 3（A）に示し、その際の被検体の腹部の断面図（エコー画像）を図 3（B）に示す。図 3（A）のように、超音波プローブ PB を腹部に押し付けた場合には、図 3（B）に示す測定領域 EA の生体組織（生体組織層）の解析処理が行われる。なお、生体組織層とは、例えば脂肪層、筋肉層、骨、内臓及び血管等のことを指す。

#### 【0069】

また、超音波の画像表示方法は数種類あり、超音波の受信信号における振幅を輝度に変換して 2 次元画像として表示する B モードと呼ばれる方法と、超音波の振幅をグラフとして描く A モードと呼ばれる方法がある。具体的に、B モード画像の一例を図 4（A）に示し、A モード波形の一例を図 4（B）に示す。図 4（A）の B モード画像では、縦軸が被検体の表層面からの深さを表している。一方で、図 4（B）の A モード波形は、図 4（A）の B モード画像中の破線 L1 部分の輝度値を表しており、縦軸は表層面からの深さを表す。なお、前述したように、一般的な A モード波形の横軸は、受信信号の振幅強度（受信強度）を表すが、図 4（B）の例では振幅を輝度値に変換した値を用いている。このような B モード画像や A モード波形を解析することにより、皮下脂肪層と筋肉層との境界は BD1 であり、筋肉層と内臓との境界は BD2 であると判別すること等が可能である。

#### 【0070】

ここで、超音波測定装置を用いて測定対象を計測する際には、繰り返し精度を高めるために毎回同じ場所に超音波プローブ PB を当てる必要がある。そのため、解剖学的に測定位置を予め決めておいて測定を行う。例えば腹部を測定する場合には、臍点横へ超音波プローブ PB を約 4 cm 移動させて、その位置から約 4 cm 上部の位置を計測する。超音波プローブ PB を当てる際には、図 5（A）に示すような位置 P1 に予めマーキングをしておく。

#### 【0071】

また、被検体の体内には必ずしも皮膚と垂直に生体組織層があるわけではなく、皮膚に対して生体組織層が斜めに傾いている場合も多い。組織境界が鮮明に映し出され、読影に適した図 4（A）のような超音波画像を取得するためには、図 5（B）に示すように、超音波ビームの走査面の方向が、生体組織層の界面又は対象組織に対し垂直な方向 DR1 になるように、超音波プローブ PB を当てる必要がある。そのため、測定者は表示部を注視しながら、超音波プローブ PB の傾きを調整する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 2 】

ところが、姿勢調整後に測定を行う際に、表皮上に塗ったジェルによって、超音波プローブPBが滑って傾いてしまうことがある。測定者がノンエキスパートである場合には、適正な姿勢を保つことはなおさら困難であり、結果的に図5(C)に示すように、超音波ビームの走査面の方向が、適正な方向DR1と異なる方向DR2になってしまうことが度々ある。

## 【 0 0 7 3 】

そこで、本実施形態では、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出し、図6(A)及び図6(B)に示すように、プローブ姿勢の姿勢ずれ情報を画像化してBモード画像と共に表示し、姿勢ずれを測定者に報知する。例えば図6(A)の例では、姿勢ずれ情報として、プローブ姿勢の姿勢ずれ量と姿勢ずれ方向を矢印画像SSにより表示する。一方、図6(B)の例では、図6(A)の場合と同じ姿勢ずれが生じた際の姿勢ずれ情報として、測定者に超音波プローブのプローブ姿勢を修正させるための姿勢変更指示量と姿勢変更指示方向を、矢印画像MSにより表示している。なお、図6(A)では、矢印画像SSの向きが姿勢ずれ方向を表し、姿勢ずれ量が大きいほど、矢印画像SSが長くなる。また、姿勢ずれ量が大きくなるほど、矢印画像SSを太くしてもよい。図6(B)の矢印画像MSについても同様である。さらに、図6(A)と図6(B)のどちらの場合にも、測定者に姿勢の修正を促すメッセージMG等も併せて表示してもよい。

## 【 0 0 7 4 】

## 3.1 第1の姿勢ずれ検出方法

第1の姿勢ずれ検出方法は、Bモード画像の任意のX座標における輝度のピークを検出し、検出したピークの周囲の輝度勾配又はアキュタンスに基づいて、二枚の超音波画像間の明瞭さの差を表す傾斜評価値を算出し、算出した傾斜評価値に基づいて、姿勢ずれを検出するものである。

## 【 0 0 7 5 】

また、二枚の超音波画像においてピークを検出し、検出したピークにおける輝度値の差に基づいて、姿勢ずれを検出する方法も考えられるが、この方法では、複数のピークが検出された際に、どのピークの輝度値を用いればよいかという問題がある。以下で詳述する第1の姿勢検出方法を用いれば、この問題を解決することが可能である。

## 【 0 0 7 6 】

以下では、第1の姿勢ずれ検出方法を行う場合の本実施形態の処理の流れについて、図7のフローチャートを用いて説明する。なお、図7では、Bモード画像を生成した後の処理から説明する。Bモード画像は、任意の方法で生成してもよい。また、Bモード画像は生成される度に記憶部に逐次一時的に格納されていき、処理に必要な画像が処理部120により逐次読み込まれるものとする。

## 【 0 0 7 7 】

まず、対となる超音波画像(Bモード画像)A及び超音波画像Bを読み込む(S121)。ここで、超音波画像Aは、第1のタイミングで得られるBモード画像であり、超音波画像Bは、第1のタイミングと異なる第2のタイミングで得られるBモード画像であるものとする。

## 【 0 0 7 8 】

そして、超音波画像A及び超音波画像Bのピークを検出する(S122)。

## 【 0 0 7 9 】

図8(A)～図8(F)を用いて具体例を説明する。図8(A)は、超音波プローブが適正な姿勢であるtフレーム目(第1のタイミング)において取得されたBモード画像(超音波画像A)を表している。本例では、このBモード画像のうち、任意のX座標 $x_1$ における深さ(Y軸)方向での輝度値の変化に着目する。 $x_1$ における輝度値の変化を、図8(B)のグラフに表す。図8(B)のグラフは、横軸がBモード画像の深さ(Y軸座標値)を表し、縦軸が輝度値を表す。そして、図8(B)のグラフにおいて、輝度値が山なりになっている部分、すなわち輝度値の変化量が正から負に変わる点をピークとして検出

10

20

30

40

50

し、この時の輝度値をピーク値として求める。なお、この際にはノイズを除去するために、前回のピーク（又は  $Y = 0$  の点）からの振幅変化量が所与の閾値以上になった場合に限って、ピーク検出を行うものとする。

【0080】

一方で、図8(D)は、超音波プローブの姿勢が傾いた( $t + t$ )フレーム目(第2のタイミング)において取得されたBモード画像(超音波画像B)を表しており、このBモード画像の任意のX座標 $x_1$ における輝度値の変化を図8(E)のグラフに表す。図8(E)におけるピーク検出も、図8(B)を用いて前述した例と同様に行う。

【0081】

次に、検出した各ピーク周辺の輝度に基づいて、傾斜評価値を求める( $S123$ )。

10

【0082】

まず、例えばピークが $N$ ( $N$ は正の整数)個ある場合に、図8(B)に示す超音波画像Aの輝度値のグラフから、 $N$ 番目のピークである $Y = 133$ のピーク周辺の輝度値を抜き出すと、図8(C)のグラフのようになる。そして、 $Y = 133$ のピークについて、輝度勾配を求める。

【0083】

ここで、輝度勾配とは、画像上の所与の範囲における輝度変化の傾き(輝度変化の度合いを表す量)のことをいう。例えば、輝度勾配 $G$ は、図9(A)に示すように、Bモード画像のY軸座標上の位置 $y_a$ から位置 $y_b$ における輝度変化( $f_D$ )の傾きを表す値であり、下式(1)により表される。

20

【0084】

【数1】

$$G = \frac{f_D}{|y_a - y_b|} \quad \dots \quad (1)$$

【0085】

また、輝度勾配の替わりに下式(2)により表されるアキュータンスを求めても良い。

【0086】

【数2】

$$A = \left\{ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{\Delta f_i}{\Delta y} \right)^2 \right\} / f_D \quad \dots \quad (2)$$

30

【0087】

なお、式(2)において、 $y$ は、図9(B)に示すように、Bモード画像のY軸座標上の位置 $y_i$ から $y_{i+1}$ までの距離であり、 $f_i$ は、位置 $y_i$ から $y_{i+1}$ までにおける輝度変化量である。

【0088】

そして、 $N$ 番目のピークについて、 $Y = 130 \sim Y = 133$ の範囲で、輝度勾配 $G_{t\_N}$ を求めると、 $G_{t\_N} = 26.67$ となり、アキュータンス $A_{t\_N}$ を求めると、 $A_{t\_N} = 9.067$ となる。

40

【0089】

なお、本処理は、図8(C)に例示した $N$ 番目( $Y = 133$ )のピークだけでなく、1番目から( $N - 1$ )番目までの他のピークについても同様に行い、各ピークについて輝度勾配又はアキュータンスを算出する。また、本例では、輝度変化の傾きが正になる範囲において輝度勾配又はアキュータンスを求めたが、輝度変化の傾きが負になる範囲における輝度勾配又はアキュータンスを求めてもよい。

【0090】

さらに、図8(E)に示す超音波画像Bの輝度値についても同様に、例えば $M$ ( $M$ は正の整数)個ピークがあるうちの $M$ 番目( $Y = 142$ )のピーク周辺の輝度値を抜き出すと

50

、図 8 ( F ) のグラフのようになる。そして、M 番目のピークについて、輝度勾配  $G_{t+t-M}$  又はアキュタンス  $A_{t+t-M}$  を求めると、 $G_{t+t-M} = 11.3$  となり、 $A_{t+t-M} = 6.314$  となる。また、1 番目から ( M - 1 ) 番目までの他のピークについても同様に輝度勾配又はアキュタンスを計算する。

【 0 0 9 1 】

そして、下式 ( 3 ) に示す t フレーム目の超音波画像 A の平均輝度勾配  $G_t$  と、下式 ( 4 ) に示す ( t + t ) フレーム目の超音波画像 B の平均輝度勾配  $G_{(t+t)}$  をそれぞれ求める。

【 0 0 9 2 】

【 数 3 】

$$G_t = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N G_{t-j} \quad \cdots \quad (3)$$

【 0 0 9 3 】

【 数 4 】

$$G_{t+\Delta t} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^M G_{t+\Delta t-j} \quad \cdots \quad (4)$$

【 0 0 9 4 】

平均輝度勾配は、各ピークについて求めた輝度勾配の平均値である。したがって、平均輝度勾配  $G_t$  は、t フレーム目の超音波画像 A の明瞭さを示す指標であり、平均輝度勾配  $G_{(t+t)}$  は、( t + t ) フレーム目の超音波画像 B の明瞭さを示す指標となる。

【 0 0 9 5 】

さらに、下式 ( 5 ) に示すように、平均輝度勾配  $G_t$  と平均輝度勾配  $G_{(t+t)}$  との差  $v$  を、傾斜評価値として求める。

【 0 0 9 6 】

【 数 5 】

$$v = G_{t+\Delta t} - G_t \quad \cdots \quad (5)$$

【 0 0 9 7 】

この傾斜評価値は、t フレーム目の超音波画像 A と ( t + t ) フレーム目の超音波画像 B 間の明瞭さの差を表している。なお、輝度勾配の替わりにアキュタンスを求めた場合にも、下式 ( 6 ) に示すように、傾斜評価値を求めることができる。また以下では、輝度勾配を用いて傾斜評価値を算出した場合について説明するが、アキュタンスを用いた場合にも、以下で説明する処理を適用することが可能である。

【 0 0 9 8 】

【 数 6 】

$$v = A_{t+\Delta t} - A_t = \frac{1}{N} \left( \sum_{j=1}^M A_{t+\Delta t-j} - \sum_{j=1}^N A_{t-j} \right) \quad \cdots \quad (6)$$

【 0 0 9 9 】

次に、求めた傾斜評価値に基づいて、警告表示画像を生成する ( S 1 2 4 ) 。

【 0 1 0 0 】

ここで、超音波画像 ( B モード画像 ) は、超音波プローブの走査面の方向が生体組織層の界面又は対象組織に対して垂直な方向に近づくほど、明瞭になり、エッジがシャープになるため、前述した平均輝度勾配が大きくなる。

【 0 1 0 1 】

したがって、( t + t ) フレーム目の平均輝度勾配  $G_{(t+t)}$  が、t フレーム目の平均輝度勾配  $G_t$  よりも大きい場合には、超音波プローブの走査面の方向が生体組織層の界面又は対象組織に対して垂直な方向により近付いたこと、すなわち超音波プローブの

10

20

30

40

50

姿勢が適正な姿勢に近付いていることを示している。この際には、傾斜評価値として用いる平均輝度勾配の差  $v$  が正の値になる。よって、傾斜評価値が正の値である場合には、警告表示画像を非表示にする。

#### 【0102】

一方で、 $(t + t)$  フレーム目の平均輝度勾配  $G_{(t + t)}$  が、 $t$  フレーム目の平均輝度勾配  $G_t$  よりも小さい場合、すなわち傾斜評価値が負の値である場合には、超音波プローブの走査面の方向が生体組織層の界面又は対象組織に対して垂直な方向から離れてしまい、超音波プローブの姿勢が適正な姿勢ではなくなってしまうと判断できる。また、傾斜評価値の絶対値が大きければ大きいほど、2枚の超音波画像間の明瞭さが大きく変化し、超音波プローブの姿勢が急激に傾いてしまったと判断できる。よって、この場合には、姿勢ずれが発生したことを報知する警告表示画像を生成する。警告表示画像は、例えば前述した図6(A)の姿勢ずれ量及び姿勢ずれ方向を報知する矢印画像SSであってもよいし、図6(B)の姿勢変更指示量及び姿勢変更指示方向を報知する矢印画像MSであってもよい。矢印画像SS及び矢印画像MSは、姿勢ずれ量が大きくなればなるほど、長く又は太くする。また、矢印画像の長さや太さを同時に変更してもよい。

10

#### 【0103】

そして、超音波画像Bに警告表示画像を重ね合わせ、合成画像を生成し、表示部に合成画像を表示して(S125)、一連の処理を終了する。

#### 【0104】

また、図7のフローチャートの処理後には、超音波プローブの姿勢ずれを確認した測定者が、超音波プローブの姿勢を修正して、再度測定を行い、図7のステップS121からの処理を繰り返す。この時、測定者が超音波プローブの姿勢を修正する際には、前述した傾斜評価値が正になるため、警告表示画像を非表示にする。ただし、姿勢変更指示方向への超音波プローブの姿勢変更量が、姿勢変更指示量よりも大きくなった場合には、反対方向に傾いてしまうため、傾斜評価値が負にもなり得る。この場合には、警告表示画像を表示する。

20

#### 【0105】

##### 3.2 第2の姿勢ずれ検出方法

第2の姿勢ずれ検出方法は、Bモード画像の境界線を検出し、検出した境界線の周囲の輝度勾配又はアキュタンスに基づいて、二枚の超音波画像間の明瞭さの差を表す傾斜評価値を算出し、算出した傾斜評価値に基づいて、姿勢ずれを検出するものである。

30

#### 【0106】

具体的に、第2の姿勢ずれ検出方法を行う場合の本実施形態の処理の流れについて、図10のフローチャートを用いて説明する。なお、ステップS221、S225及びS226は、図7のフローチャートのステップS121、S124及びS125の処理とそれぞれ同様のため、説明を省略する。

#### 【0107】

まず、ステップS221において取得した超音波画像A及び超音波画像Bのそれぞれにおいて、生体組織層の境界線を検出する(S222)。生体組織層の境界線とは、例えば、脂肪層と筋肉層との境界線や、筋肉層と骨や内臓との境界線などである。

40

#### 【0108】

ここで、具体例を図11(A)～図11(F)に示す。図11(A)は、超音波プローブが適正な姿勢である $t$ フレーム目において取得されたBモード画像(超音波画像A)であり、ここでは境界線の検出処理によって2つの境界線S1及びS2が検出されている。一方で、図11(D)は、超音波プローブの姿勢が傾いた $(t + t)$ フレーム目において取得されたBモード画像(超音波画像B)であり、ここでも2つの境界線S3及びS4が検出されている。なお、境界線S1と境界線S3、境界線S2と境界線S4のそれぞれは、画像上の映り方に差異はあるが、実際には同じ組織境界である。

#### 【0109】

次に、超音波画像A及び超音波画像Bのそれぞれにおいて、境界線毎にピークを検出す

50

る ( S 2 2 3 )。

【 0 1 1 0 】

例えば、図 1 1 ( A ) の例では、境界線 S 1 及び S 2 のそれぞれについてピークを検出するが、ここでは一例として境界線 S 2 のピーク検出について説明する。

【 0 1 1 1 】

まず本例では、Y 軸方向での境界線 S 2 からの距離に応じて平均輝度値を計算する。ここで、平均輝度値とは、境界線から Y 軸方向へ任意の距離に位置する画素の輝度値の相加平均のことを言う。例えば、境界線との距離が 0 である場合の平均輝度値は、境界線上の全画素の輝度値の平均値であり、境界線との距離が + 5 である場合の平均輝度値は、境界線から B モード画像の深さ方向 ( 図 1 1 ( A ) の Y 軸方向 ) に + 5 だけ離れた位置にある全画素の輝度値の平均値である。すなわち、平均輝度値は、境界線の形状に沿って、境界線から見て同じ方向で、かつ境界線から所与の距離にある画素の輝度値を平均した値とも言える。

【 0 1 1 2 】

ここで、その計算結果として得られるグラフを図 1 1 ( B ) に示す。図 1 1 ( B ) のグラフは、図 1 1 ( A ) の B モード画像における境界線 S 2 の周囲における平均輝度値を表すグラフであり、横軸が境界線 S 2 からの距離を表し、縦軸が平均輝度値を表す。

【 0 1 1 3 】

このようにして、境界線 S 2 の周囲の平均輝度値を求め、平均輝度値の傾きが正から負に変わる境界線との距離をピークとして検出する ( S 2 2 3 )。例えば、図 1 1 ( B ) のグラフから、境界線 S 2 との距離が - 7 ~ 6 の範囲における平均輝度値を抜き出すと、図 1 1 ( C ) のようになるが、図 1 1 ( C ) のグラフにおいて、平均輝度値の傾きが正から負に変わる境界線との距離を探索すると、境界線 S 2 との距離が ± 0 となる線、すなわち境界線自体をピークとして検出できる。

【 0 1 1 4 】

そして、平均輝度値を用いて、上式 ( 1 ) の輝度勾配又は上式 ( 2 ) のアキュタンスを求める。式 ( 1 ) では、 $y_a$  が検出したピークでの境界線との距離、 $y_b$  がピークではない任意の境界線との距離を表し、 $y_a$  における平均輝度値と、 $y_b$  における平均輝度値との差を  $f_D$  とする。式 ( 2 ) についても同様に、 $y_i$  及び  $y_{i+1}$  が境界線との距離を表し、 $y_i$  及び  $y_{i+1}$  との差を  $y$  と表し、 $y_i$  における平均輝度値と、 $y_{i+1}$  における平均輝度値との差を  $f_i$  とする。この処理は、超音波画像 A の境界線だけでなく、図 1 1 ( D ) ~ 図 1 1 ( F ) に例示する超音波画像 B の境界線についても同様に行う。

【 0 1 1 5 】

次に、求めた輝度勾配を下式 ( 7 ) に代入し、2 枚の超音波画像の各境界線における輝度勾配の変化量  $v_j$  を算出する。なお、下式 ( 7 ) において、 $j$  は境界線番号を表す。また、超音波画像 A と超音波画像 B において対応する境界線についての輝度勾配を求める。すなわち、図 1 1 ( A ) ~ 図 1 1 ( F ) の例では、境界線 S 1 と境界線 S 3 における輝度勾配の変化量と、境界線 S 2 と境界線 S 4 における輝度勾配の変化量をそれぞれ求める。

【 0 1 1 6 】

【 数 7 】

$$v_j = G_{t+\Delta t} - G_t \quad \cdots \quad (7)$$

【 0 1 1 7 】

そして、境界線が複数ある場合には、下式 ( 8 ) に従って、輝度勾配の平均変化量  $V$  を傾斜評価値として求める ( S 2 2 4 )。なお、本例において式 ( 8 ) の  $m$  は、検出された境界線の総数とする。

【 0 1 1 8 】

10

20

30

40

【数 8】

$$V = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m v_j \quad \dots \quad (8)$$

【0 1 1 9】

以降の処理の流れは、前述した例と同様である。

【0 1 2 0】

3.3 第3の姿勢ずれ検出方法

第3の姿勢ずれ検出方法は、Bモード画像中の特徴点を検出し、検出した特徴点の周囲の輝度勾配又はアキュタンスに基づいて、二枚の超音波画像間の明瞭さの差を表す傾斜評価値を算出し、算出した傾斜評価値に基づいて、姿勢ずれを検出するものである。第3の姿勢ずれ検出方法は、内臓等を測定している際に特に有用である。

【0 1 2 1】

具体的に、第3の姿勢ずれ検出方法を行う場合の本実施形態の処理の流れについて、図12のフローチャートを用いて説明する。ステップS321、S326及びS327は、図7のフローチャートのステップS121、S124及びS125の処理とそれぞれ同様のため、説明を省略する。

【0 1 2 2】

まず、ステップS321において読み込んだ超音波画像A及び超音波画像Bの特徴点を抽出する(S322)。特徴点とは、画像中から際立って観測できる点のことをいう。図13(A)には、第1のタイミングであるtフレーム目のBモード画像(超音波画像A)における特徴点を丸印で囲って表し、図13(B)には、第2のタイミングであるt'(=t+t)フレーム目のBモード画像(超音波画像B)における特徴点を丸印で囲って表す。

【0 1 2 3】

本例では、特徴点の抽出方法として、コーナー検出法等を用いるが、その他のコーナー部検出(固有値、FAST特徴検出)を用いても良いし、SIFT(Scale invariant feature transform)に代表される局所特徴量記述子やSURF(Speeded Up Robust Feature)等を用いても良い。

【0 1 2 4】

そして、超音波画像A及び超音波画像Bにおいて抽出された特徴点群の中から、互に対応する特徴点のペアを選択する(S323)。言い替えれば、超音波画像Aにおける特徴点と同じ部位を指し示す特徴点を、超音波画像Bにおける特徴点群の中から特定(推定)し、二つの特徴点をペアとして対応付ける。本例では、RANSAC(RANdom SAMple Consensus)を用いて対応点関係を特定するが、これ以外にも、最小二乗法、最小メジアン法、M推定法などといった手法を用いても良い。

【0 1 2 5】

具体例として、超音波画像A及び超音波画像Bにおいて対応付けを行った結果を図14(A)及び図14(B)に示す。ここでは、図14(A)に示す超音波画像Aと図14(B)に示す超音波画像Bにおいて、対応付けができた白い丸印で示す特徴点を矢印で結んでいる。図14(A)及び図14(B)に示すように、必ずしも全ての特徴点に対応付けできるわけではなく、また、必ずしも全ての特徴点に対応付けする必要もない。ただし、対応付けができた特徴点の数が多ければ多いほど、後の姿勢ずれの検出処理の精度が向上する。

【0 1 2 6】

次に、超音波画像A及び超音波画像Bのそれぞれにおいて、特徴点毎にピークを検出する(S324)。

【0 1 2 7】

ここで、具体例を図15(A)～図15(F)に示す。図15(A)は、超音波プローブが適正な姿勢であるtフレーム目において取得されたBモード画像(超音波画像A)の



一部を示す画像であり、複数の特徴点が抽出されている。一方で、図 15 (D) は、超音波プローブの姿勢が傾いた ( $t + t$ ) フレーム目において取得された B モード画像 (超音波画像 B) の一部を示す画像であり、こちらも複数の特徴点が抽出されている。

#### 【0128】

本例では、図 15 (A) に示す超音波画像 A の特徴点 SP1 と、図 15 (D) に示す超音波画像 B の特徴点 SP2 に着目して、以降の処理を説明する。特徴点 SP2 は、ステップ S323 において、特徴点 SP1 に対応付けられた特徴点である。ただし、以降の処理は、対応付けが行われた他の特徴点についても行うものである。

#### 【0129】

まず、図 15 (A) に示す特徴点 SP1 の周囲における輝度値のグラフを図 15 (B) に示す。図 15 (B) のグラフは、横軸が B モード画像の深さ方向 (Y 座標) を表し、縦軸が輝度値を表す。

#### 【0130】

そして、図 15 (B) のグラフにおいて、輝度値の変化量が正から負に変わる部分をピークとして検出し、この時の輝度値を特徴点 SP1 の周囲のピーク値として求める (S324)。図 15 (E) の特徴点 SP2 におけるピーク検出も、図 15 (B) を用いて説明した例と同様に行う。

#### 【0131】

次に、各特徴点のピーク周辺の輝度に基づいて、傾斜評価値を求める (S325)。本処理では、図 10 のフローチャートのステップ S224 と同様の処理を行う。ただし、対応付けられた特徴点が複数ある場合には、上式 (7) に表されるように、輝度勾配の差  $v_j$  が特徴点分の数だけ算出されるため、上式 (8) と同様に、輝度勾配の差  $v_j$  の平均値  $V$  を求め、これを傾斜評価値とする。なお、本例において式 (7) の  $j$  は、特徴点の番号を表し、式 (8) の  $m$  は、対応付けられた特徴点の数を表すものとする。また、測定箇所表面から各特徴点までの距離 (Y 軸座標値) に応じて、輝度勾配に重み付けを行って平均した加重平均値を、傾斜評価値として求めても良い。

#### 【0132】

以降の処理の流れは、前述した例と同様である。

#### 【0133】

### 4. 本実施形態の手法

次に、本実施形態の手法について説明する。

#### 【0134】

以上の本実施形態の超音波測定装置 100 は、超音波トランスデューサーデバイスに対して超音波の送受信制御を行う送受信部 110 と、送受信部 110 が受信した受信信号に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブ 200 のプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行う処理部 120 と、姿勢ずれ検出処理の結果に基づいて、報知情報出力する報知情報出力部 130 と、を含む。そして、処理部 120 は、測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号に基づいて、第 1 の超音波画像を生成し、測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号に基づいて、第 2 の超音波画像を生成し、第 1 の超音波画像及び第 2 の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキュータンス、或いは輝度勾配又はアキュータンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出し、傾斜評価値に基づいて、第 1 のタイミングと第 2 のタイミング間におけるプローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理を行ってもよい。さらに、報知情報出力部 130 は、検出されたプローブ姿勢の姿勢ずれ情報を含む報知情報出力する。

#### 【0135】

なお、検出する超音波プローブ 200 のプローブ姿勢の姿勢ずれは、測定対象表面に対する超音波プローブ 200 の走査面の時間的な接触角度の変化を指すものであって、測定対象を測定する際における超音波プローブ 200 の理想的な姿勢 (例えば、測定対象が最も明瞭に映る超音波画像を取得可能な超音波プローブ 200 の姿勢) からのずれを指すものではない。すなわち、プローブ姿勢の姿勢ずれは、第 1 のタイミングから第 2 のタイミ

10

20

30

40

50

ングの間に発生したプローブ姿勢のずれのことである。

【0136】

本実施形態では、超音波トランスデューサデバイスに対して超音波の送受信制御を行う。そして、測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号に基づいて、第1の超音波画像を生成し、測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号に基づいて、第2の超音波画像を生成する。さらに、生成した第1の超音波画像及び第2の超音波画像に基づいて、輝度勾配、アキュタンス、及び輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値のいずれかである傾斜評価値を算出する。

【0137】

ここで、第2のタイミングとは、測定期間内において第1のタイミングよりも後のタイミングである。第1のタイミングと第2のタイミングは、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれが発生し得る間隔だけ離れていることが望ましい。例えば本例では第1のタイミングと第2のタイミングは、数フレーム分、離れていることを想定している。ただし、これには限定されず、隣接する超音波出射タイミング（隣接フレーム）であってもよい。

【0138】

また、第1の受信信号とは、第1のタイミングにおいて出射した超音波に対する超音波エコーを受信した時に得られる信号のことをいう。

【0139】

同様に、第2の受信信号とは、第2のタイミングにおいて出射した超音波に対する超音波エコーを受信した時に得られる信号のことをいう。

【0140】

そして、第1の超音波画像とは、第1の受信信号に基づいて生成される超音波画像であり、例えば、前述した図8（A）に示す超音波画像である。

【0141】

同様に、第2の超音波画像とは、第2の受信信号に基づいて生成される超音波画像であり、例えば、前述した図8（D）に示す超音波画像である。

【0142】

そして、傾斜評価値に基づいて、測定対象の表面に対する超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを検出する姿勢ずれ検出処理を行い、検出された超音波プローブの姿勢ずれを報知する報知情報を出力する。

【0143】

ここで、報知情報とは、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを表す画像データや文字情報等である。さらに、報知情報は、姿勢ずれを報知する音声データや振動データ等であってもよい。なお、報知情報の具体例については後述する。

【0144】

これにより、2枚の超音波画像の輝度の差に基づいて、超音波プローブの姿勢ずれを検出することが可能になる。その結果、超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれを測定者等に報知することが可能になる。そして、測定者は、例えば表示部を注視するだけで、疎かになりがちな超音波プローブのプローブ姿勢の姿勢ずれの確認を行うことができる。さらに、測定者は警告表示に従って、プローブ姿勢の姿勢ズレ補正動作や姿勢調整を行って、適切な姿勢における超音波画像を観察又は取得することができる。

【0145】

また、本実施形態では、超音波画像のみから超音波プローブの姿勢ずれを検出するため、角度センサーなどの追加デバイスが不要であり、ソフトウェアアップデートなどにより従来装置でも容易に利用可能であるという利点もある。

【0146】

また、第1の超音波画像と第2の超音波画像は、1又は複数のフレーム間隔で得られる超音波画像であってもよい。

【0147】

これにより、超音波プローブの姿勢がずれる前後の超音波画像を取得すること等が可能

10

20

30

40

50

になる。

【 0 1 4 8 】

また、傾斜評価値は、Bモード画像における深さ方向での輝度変化の度合いを表す値であってよい。

【 0 1 4 9 】

ここで、傾斜評価値とは、2枚の超音波画像における明瞭さの変化の度合いを評価するために用いる値のことをいう。例えば傾斜評価値は、前述した上式(5)～上式(8)により表される(平均)輝度勾配の差分値などである。ただし、これには限定されず、傾斜評価値として、各超音波画像の明瞭さを表す値、すなわち上式(1)～上式(4)などにより表される値を用いても良い。つまり、傾斜評価値として、一つの値を算出してもよいし、複数の値を算出してもよい。具体的には、傾斜評価値として、輝度勾配を用いても良いし、アキュタンスを用いても良いし、輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値を用いても良い。なお、輝度勾配は、上式(1)により表される値であり、アキュタンスは、上式(2)により表される値である。また、輝度勾配又はアキュタンスにより求められる値には、上式(3)～上式(8)の式により求められる値が相当する。

10

【 0 1 5 0 】

これにより、輝度変化に基づいて、超音波プローブの姿勢ずれを検出すること等が可能になる。なお、本実施形態では、超音波画像のうち一部の画素のみを姿勢ずれ検出処理を行っても良い。例えば、Bモード画像を構成するラインデータの一部のデータのみを用いてもよい。

20

【 0 1 5 1 】

また、超音波画像の輝度変化を表す値として、輝度勾配又はアキュタンスを求めて、プローブ姿勢の姿勢ずれを検出すること等が可能になる。さらに、アキュタンスを用いる場合には、輝度勾配を用いる場合に比べて、より細かい輝度の変化を反映した傾斜評価値を求めることができる。一方で、輝度勾配を用いる場合には、アキュタンスを用いる場合よりも、計算量が小さいという利点がある。

【 0 1 5 2 】

また、第1の姿勢ずれ検出処理として説明したように、処理部120は、第1の超音波画像及び第2の超音波画像において、輝度のピーク検出処理を行い、検出したピークに基づいて深度範囲を設定し、設定した深度範囲内において傾斜評価値を算出してもよい。

30

【 0 1 5 3 】

例えば、深度範囲とは、図8(C)及び図8(F)において輝度値を抽出した、ピーク周辺のY軸座標範囲のことである。

【 0 1 5 4 】

また、超音波画像の輝度のピーク検出処理は、Bモード画像を用いて行う。なお、ピーク検出処理を行う前には、超音波画像に対してスムージング処理を行っておくことが望ましい。スムージング処理とは、ノイズ等に起因する受信信号の細かな変動や、細かい輝度変化を滑らかに補正する処理である。スムージング処理を行うことで、ノイズによる細かい変動を除去し、本来ピークではない点をピークとして誤検出してしまうことを防ぐことができる。

40

【 0 1 5 5 】

これにより、超音波画像の輝度値のピーク毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

【 0 1 5 6 】

また、第2の姿勢ずれ検出処理として説明したように、処理部120は、第1の超音波画像及び第2の超音波画像において、生体組織層の境界検出処理を行い、検出した組織境界に基づいて深度範囲を設定し、設定した深度範囲内において傾斜評価値を算出してもよい。

【 0 1 5 7 】

この場合の深度範囲とは、例えば前述した図11(C)及び図11(F)に示すような

50

、境界線から所与の距離にある Y 軸座標範囲のことである。図 1 1 ( A ) では、 S 2 により表される範囲であり、図 1 1 ( D ) では、 S 4 により表される範囲である。本例の深度範囲は、境界線の形状に沿って、 X 座標毎に Y 軸座標範囲が異なる。

【 0 1 5 8 】

これにより、超音波画像の境界線毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

【 0 1 5 9 】

また、第 3 の姿勢ずれ検出処理として説明したように、処理部 1 2 0 は、第 1 の超音波画像及び第 2 の超音波画像において、特徴点検出処理を行い、検出した特徴点群に基づいて深度範囲を設定し、設定した深度範囲内において傾斜評価値を算出してもよい。

【 0 1 6 0 】

例えば、深度範囲とは、前述した図 1 5 ( C ) 及び図 1 5 ( F ) において輝度値を抽出した、特徴点のピーク周辺の Y 軸座標範囲のことである。

【 0 1 6 1 】

これにより、超音波画像の特徴点毎に傾斜評価値を算出すること等が可能になる。

【 0 1 6 2 】

次に、報知情報の報知方法について説明する。

【 0 1 6 3 】

まず、報知情報出力部 1 3 0 は、測定対象の表面に対するプローブ姿勢の姿勢ずれ量及び姿勢ずれ方向の少なくとも一方を表す情報を、報知情報として出力してもよい。

【 0 1 6 4 】

例えば、前述した図 6 ( A ) の矢印画像 S S は、矢印の向きが姿勢ずれ方向を表し、矢印の長さ又は太さが姿勢ずれ量を表す画像 ( 情報 ) である。

【 0 1 6 5 】

これにより、どの方向に又はどのくらいの角度だけプローブ姿勢がずれたかを、測定者が把握すること等が可能になる。

【 0 1 6 6 】

また、図 6 ( A ) は、実際のプローブ姿勢の姿勢ずれ量と姿勢ずれ方向を表示しているが、姿勢ずれが発生した際に、プローブ姿勢をどう修正すれば良いかを測定者に指示するような報知情報を表示してもよい。

【 0 1 6 7 】

すなわち、報知情報出力部 1 3 0 は、測定対象の表面に対するプローブ姿勢の姿勢変更指示量及び姿勢変更指示方向の少なくとも一方を表す情報を、報知情報として出力してもよい。

【 0 1 6 8 】

例えば、前述した図 6 ( B ) の矢印画像 M S は、矢印の向きが姿勢変更方向を表し、矢印の長さ又は太さが姿勢変更量を表す画像 ( 情報 ) である。

【 0 1 6 9 】

これにより、どの方向に又はどのくらいの角度だけプローブ姿勢を動かせば良いかを、測定者が把握すること等が可能になる。

【 0 1 7 0 】

また、姿勢ずれ方向を示す報知情報から超音波プローブを上下左右のどの方向に傾ければ良いかが分かり、姿勢ずれ量を示す報知情報からどの程度の角度だけ、超音波プローブを傾ければ良いかが分かるため、測定者が被検体の体表に視線を動かさずに操作を行うこと等が可能になる。なお、図 6 ( A ) に示す矢印画像 S S と図 6 ( B ) に示す矢印画像 M S は、同時に表示してもよい。

【 0 1 7 1 】

また、報知情報出力部 1 3 0 は、報知情報として、画像情報を出力してもよい。

【 0 1 7 2 】

これにより、測定者が表示部 3 0 0 を見て直感的に、プローブ姿勢の姿勢ずれや姿勢変更指示を把握すること等が可能になる。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 7 3 】

さて、前述した図 7 のフローチャートのステップ S 1 2 4 等では、傾斜評価値の絶対値と所与の閾値とを比較し、傾斜評価値の絶対値が所与の閾値以下である場合には、超音波プローブのプローブ姿勢がずれていないと判断し、傾斜評価値の絶対値が所与の閾値よりも大きい場合には、超音波プローブのプローブ姿勢がずれたと判断する。例えばこの場合には、第 1 の超音波画像として前回取得した超音波画像を用い、第 2 の超音波画像としては今回取得した超音波画像を用いる。すなわち、姿勢ずれ検出処理を行う度に、第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とがそれぞれ変わるものである。この手法では、所与の閾値の大きさを定めることにより、検出する姿勢ずれの精度を調整することが可能である。

## 【 0 1 7 4 】

しかし、この手法では姿勢ずれ検出処理を行うたびに、所与の閾値以下の姿勢ずれが続けて発生している場合には、各回の姿勢ずれ検出処理において姿勢ずれは検出されないが、測定を開始した時点での超音波プローブのプローブ姿勢（又は後述する基準姿勢）と比べると、所与の閾値よりも大きなずれが発生していることがある。

## 【 0 1 7 5 】

そこで、プローブ姿勢の姿勢ずれ検出処理において、特定の超音波画像を第 1 の超音波画像として毎回用いても良い。

## 【 0 1 7 6 】

すなわち、処理部 1 2 0 は、第 1 の超音波画像を、超音波プローブ 2 0 0 のプローブ姿勢の基準姿勢を示す基準画像に設定し、基準画像におけるプローブ姿勢と、第 2 の超音波画像におけるプローブ姿勢との差を、プローブ姿勢の姿勢ずれとして検出してもよい。

## 【 0 1 7 7 】

ここで、基準画像とは、超音波プローブ 2 0 0 のプローブ姿勢が基準姿勢である場合において取得された超音波画像である。そして、基準姿勢とは、測定対象（測定箇所）の表面に対する適正な超音波プローブのプローブ姿勢であって、例えば超音波プローブの走査面の方向が生体組織層の界面又は対象組織に対して垂直な方向になる時の超音波プローブのプローブ姿勢のことをいう。また、基準姿勢は、測定開始時の超音波プローブのプローブ姿勢であってもよいし、測定者により設定された超音波プローブのプローブ姿勢であってもよい。

## 【 0 1 7 8 】

これにより、少しずつ超音波プローブのプローブ姿勢がずれる場合であっても、プローブ姿勢の姿勢ずれを検出すること等が可能になる。すなわち、超音波プローブのプローブ姿勢が基準姿勢であった時から、今回の姿勢ずれ検出処理を行うまでに累積した姿勢ずれを検出すること等が可能になる。ただし、本実施形態はこれに限定されず、前述したように、前回の姿勢ずれ検出処理から今回の姿勢ずれ検出処理の間に生じた姿勢ずれを検出してもよい。

## 【 0 1 7 9 】

また、傾斜評価値が最大になる超音波プローブ 2 0 0 のプローブ姿勢と、第 2 の超音波画像における超音波プローブ 2 0 0 のプローブ姿勢との差を、プローブ姿勢の姿勢ずれとして検出してもよい。

## 【 0 1 8 0 】

なお、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 及び超音波画像装置 4 0 0 等は、その処理の一部または大部分をプログラムにより実現してもよい。この場合には、CPU 等のプロセッサがプログラムを実行することで、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 及び超音波画像装置 4 0 0 等が実現される。具体的には、情報記憶媒体に記憶されたプログラムが読み出され、読み出されたプログラムを CPU 等のプロセッサが実行する。ここで、情報記憶媒体（コンピューターにより読み取り可能な媒体）は、プログラムやデータなどを格納するものであり、その機能は、光ディスク（DVD、CD 等）、HDD（ハードディスクドライブ）、或いはメモリー（カード型メモリー、ROM 等）などにより実現できる。そして、CPU 等のプロセッサは、情報記憶媒体に格納されるプログラム（データ）に基

10

20

30

40

50

づいて本実施形態の種々の処理を行う。即ち、情報記憶媒体には、本実施形態の各部としてコンピューター（操作部、処理部、記憶部、出力部を備える装置）を機能させるためのプログラム（各部の処理をコンピューターに実行させるためのプログラム）が記憶される。

#### 【0181】

##### 5．超音波トランスデューサー素子

図16(A)～図16(C)に、超音波トランスデューサーデバイスの超音波トランスデューサー素子10の構成例を示す。この超音波トランスデューサー素子10は、振動膜（メンブレン、支持部材）50と圧電素子部とを有する。圧電素子部は、第1電極層（下部電極）21、圧電体層（圧電体膜）30、第2電極層（上部電極）22を有する。

10

#### 【0182】

図16(A)は、基板（シリコン基板）60に形成された超音波トランスデューサー素子10の、素子形成面側の基板60に垂直な方向から見た平面図である。図16(B)は、図16(A)のA-A'に沿った断面を示す断面図である。図16(C)は、図16(A)のB-B'に沿った断面を示す断面図である。

#### 【0183】

第1電極層21は、振動膜50の上層に例えば金属薄膜で形成される。この第1電極層21は、図16(A)に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波トランスデューサー素子10に接続される配線であってもよい。

#### 【0184】

圧電体層30は、例えばPZT（ジルコン酸チタン酸鉛）薄膜により形成され、第1電極層21の少なくとも一部を覆うように設けられる。なお、圧電体層30の材料は、PZTに限定されるものではなく、例えばチタン酸鉛（ $PbTiO_3$ ）、ジルコン酸鉛（ $PbZrO_3$ ）、チタン酸鉛ランタン（ $(Pb, La)TiO_3$ ）などを用いてもよい。

20

#### 【0185】

第2電極層22は、例えば金属薄膜で形成され、圧電体層30の少なくとも一部を覆うように設けられる。この第2電極層22は、図16(A)に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波トランスデューサー素子10に接続される配線であってもよい。

#### 【0186】

振動膜（メンブレン）50は、例えば $SiO_2$ 薄膜と $ZrO_2$ 薄膜との2層構造により開口40を塞ぐように設けられる。この振動膜50は、圧電体層30及び第1、第2電極層21、22を支持すると共に、圧電体層30の伸縮に従って振動し、超音波を発生させることができる。

30

#### 【0187】

開口40は、基板60（シリコン基板）の裏面（素子が形成されない面）側から反応性イオンエッチング（RIE）等によりエッチングすることで形成される。この開口40の開口部45のサイズによって超音波の共振周波数が決定され、その超音波は圧電体層30側（図16(A)において紙面奥から手前方向）に放射される。

#### 【0188】

超音波トランスデューサー素子10の下部電極（第1電極）は、第1電極層21により形成され、上部電極（第2電極）は、第2電極層22により形成される。具体的には、第1電極層21のうちの圧電体層30に覆われた部分が下部電極を形成し、第2電極層22のうちの圧電体層30を覆う部分が上部電極を形成する。即ち、圧電体層30は、下部電極と上部電極に挟まれて設けられる。

40

#### 【0189】

##### 6．超音波トランスデューサーデバイス

図17に、超音波トランスデューサーデバイス（素子チップ）の構成例を示す。本構成例の超音波トランスデューサーデバイスは、複数の超音波トランスデューサー素子群UG1～UG64、駆動電極線DL1～DL64（広義には第1～第nの駆動電極線。nは2

50

以上の整数)、コモン電極線  $CL1 \sim CL8$  (広義には第1～第 $m$ のコモン電極線。 $m$ は2以上の整数)を含む。なお、駆動電極線の本数( $n$ )やコモン電極線の本数( $m$ )は、図17に示す本数には限定されない。

#### 【0190】

複数の超音波トランスデューサー素子群  $UG1 \sim UG64$  は、第2の方向  $D2$  (スキャン方向) に沿って64列に配置される。 $UG1 \sim UG64$  の各超音波トランスデューサー素子群は、第1の方向  $D1$  (スライス方向) に沿って配置される複数の超音波トランスデューサー素子を有する。

#### 【0191】

図18(A)に、超音波トランスデューサー素子群  $UG$  ( $UG1 \sim UG64$ ) の例を示す。図18(A)では、超音波トランスデューサー素子群  $UG$  は第1～第4の素子列により構成される。第1の素子列は、第1の方向  $D1$  に沿って配置される超音波トランスデューサー素子  $UE11 \sim UE18$  により構成され、第2の素子列は、第1の方向  $D1$  に沿って配置される超音波トランスデューサー素子  $UE21 \sim UE28$  により構成される。第3の素子列( $UE31 \sim UE38$ )、第4の素子列( $UE41 \sim UE48$ )も同様である。これらの第1～第4の素子列には、駆動電極線  $DL$  ( $DL1 \sim DL64$ ) が共通接続される。また、第1～第4の素子列の超音波トランスデューサー素子にはコモン電極線  $CL1 \sim CL8$  が接続される。

#### 【0192】

そして、図18(A)の超音波トランスデューサー素子群  $UG$  が、超音波トランスデューサーデバイスの1チャンネルを構成する。即ち、駆動電極線  $DL$  が1チャンネルの駆動電極線に相当し、送信回路からの1チャンネルの送信信号は駆動電極線  $DL$  に入力される。また、駆動電極線  $DL$  からの1チャンネルの受信信号は駆動電極線  $DL$  から出力される。なお、1チャンネルを構成する素子列数は図18(A)のような4列には限定されず、4列よりも少なくてもよいし、4列よりも多くてもよい。例えば図18(B)に示すように、素子列数は1列であってもよい。

#### 【0193】

図17に示すように、駆動電極線  $DL1 \sim DL64$  (第1～第 $n$ の駆動電極線) は、第1の方向  $D1$  に沿って配線される。駆動電極線  $DL1 \sim DL64$  のうちの第  $j$  ( $j$  は1  $j \leq n$  である整数) の駆動電極線  $DLj$  (第  $j$  のチャンネル) は、第  $j$  の超音波トランスデューサー素子群  $UGj$  の超音波トランスデューサー素子が有する第1の電極(例えば下部電極)に接続される。

#### 【0194】

超音波を出射する送信期間には、送信信号  $VT1 \sim VT64$  が駆動電極線  $DL1 \sim DL64$  を介して超音波トランスデューサー素子に供給される。また、超音波エコー信号を受信する受信期間には、超音波トランスデューサー素子からの受信信号  $VR1 \sim VR64$  が駆動電極線  $DL1 \sim DL64$  を介して出力される。

#### 【0195】

コモン電極線  $CL1 \sim CL8$  (第1～第 $m$ のコモン電極線) は、第2の方向  $D2$  に沿って配線される。超音波トランスデューサー素子が有する第2の電極は、コモン電極線  $CL1 \sim CL8$  のうちのいずれかに接続される。具体的には、例えば図17に示すように、コモン電極線  $CL1 \sim CL8$  のうちの第  $i$  ( $i$  は1  $i \leq m$  である整数) のコモン電極線  $CLi$  は、第  $i$  行に配置される超音波トランスデューサー素子が有する第2の電極(例えば上部電極)に接続される。

#### 【0196】

コモン電極線  $CL1 \sim CL8$  には、コモン電圧  $VCOM$  が供給される。このコモン電圧  $VCOM$  は一定の直流電圧であればよく、0V、即ちグランド電位(接地電位)でなくともよい。

#### 【0197】

そして送信期間では、送信信号電圧とコモン電圧との差の電圧が超音波トランスデュー

10

20

30

40

50

サ一素子に印加され、所定の周波数の超音波が放射される。

【0198】

なお、超音波トランスデューサー素子の配置は、図17に示すマトリックス配置に限定されず、いわゆる千鳥配置等であってもよい。

【0199】

また図18(A)及び図18(B)では、1つの超音波トランスデューサー素子が送信素子及び受信素子の両方に兼用される場合について示したが、本実施形態はこれに限定されない。例えば送信素子用の超音波トランスデューサー素子、受信素子用の超音波トランスデューサー素子を別々に設けて、アレイ状に配置してもよい。

【0200】

以上のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。また、超音波測定装置及び超音波画像装置の構成、動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形実施が可能である。

【符号の説明】

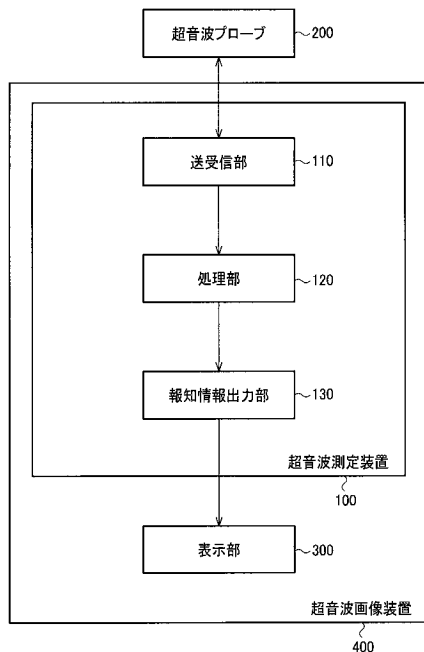
【0201】

100 超音波測定装置、101 超音波測定装置本体、110 送受信部、  
120 処理部、130 報知情報出力部、200 超音波プローブ、210 ケーブル、  
220 プローブヘッド、300 表示部、400 超音波画像装置

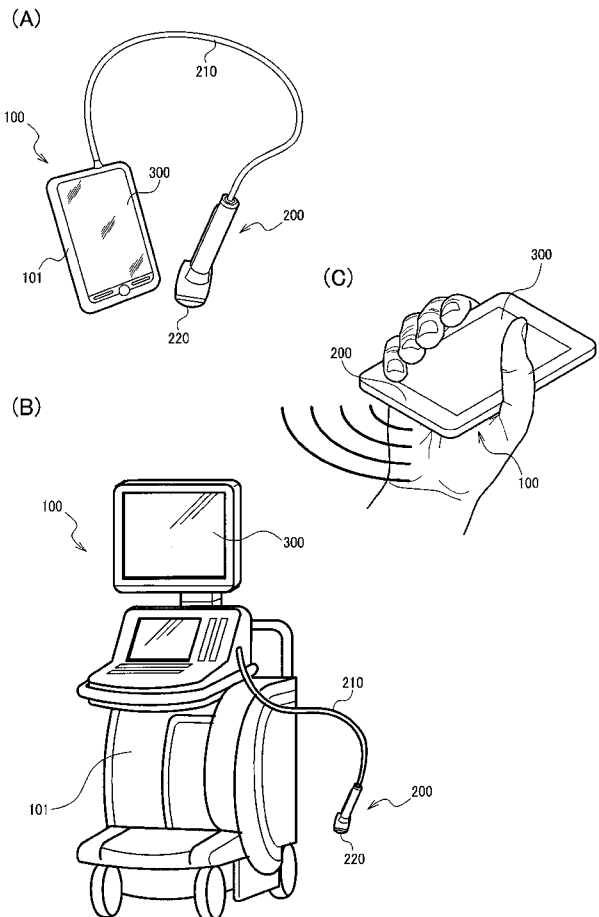
10

20

【図1】

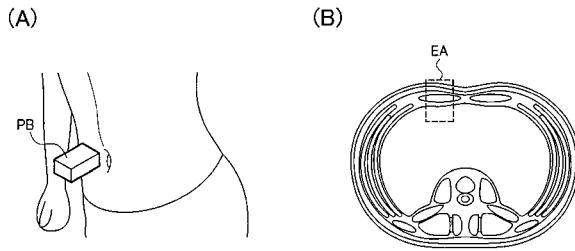


【図2】

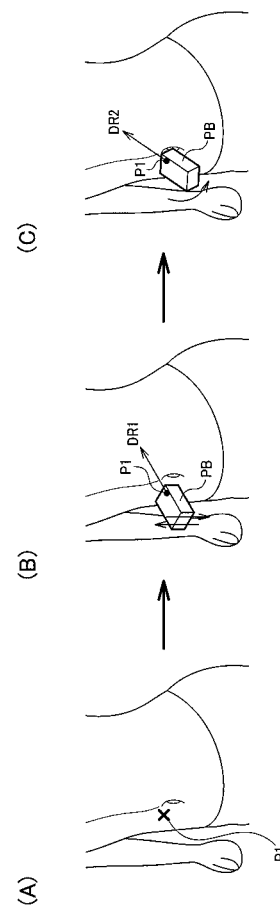




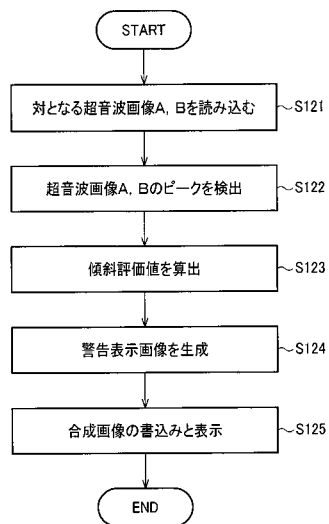
【図 3】



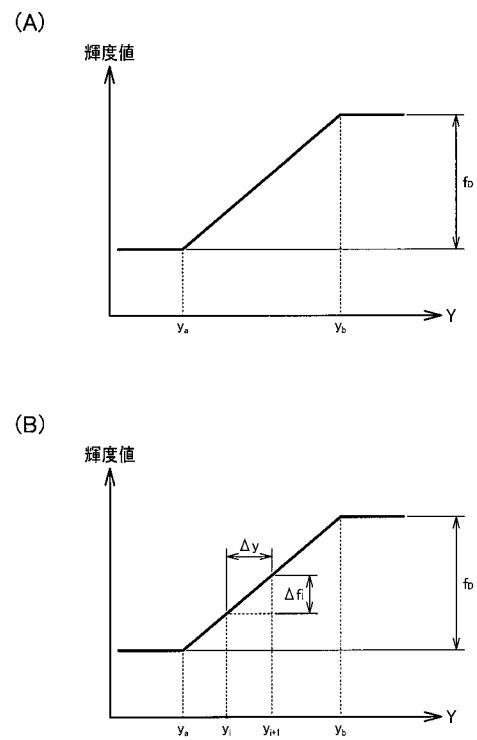
【図 5】



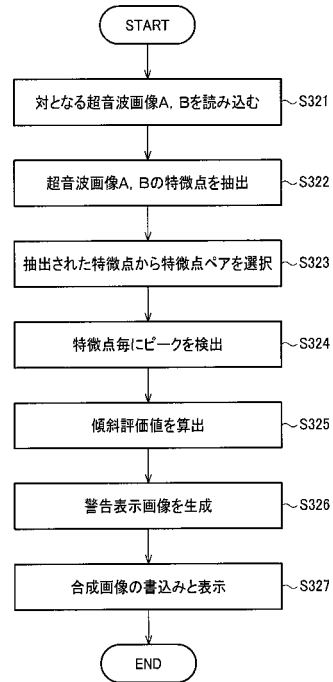
【図 7】



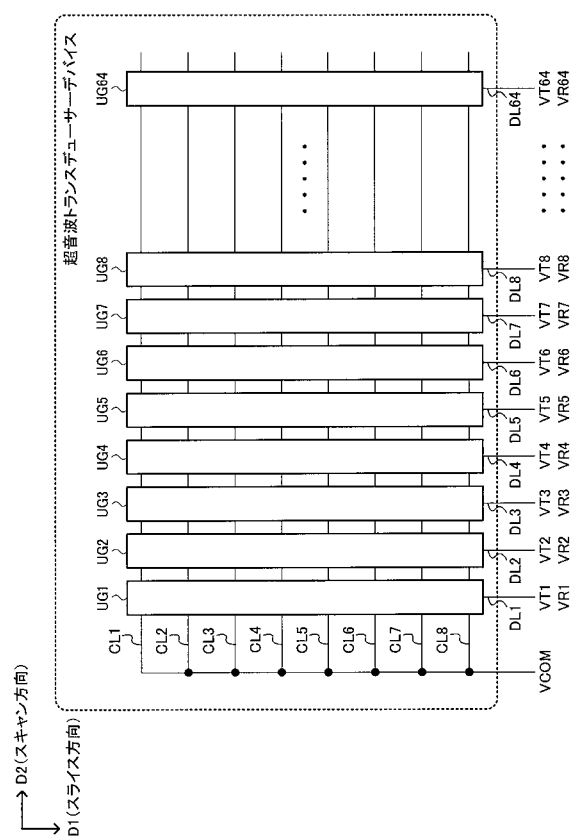
【図 9】



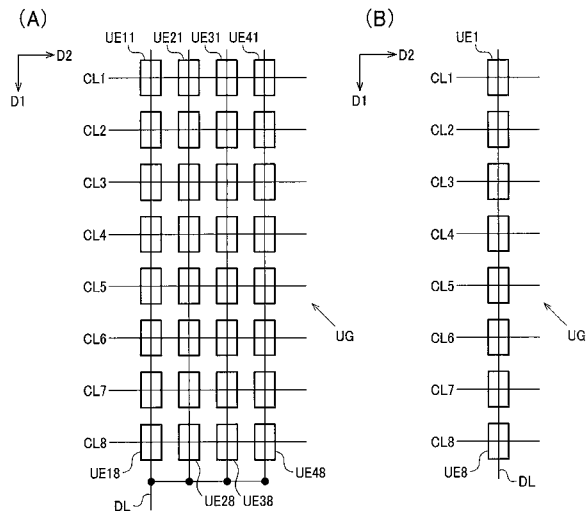
【 図 1 2 】



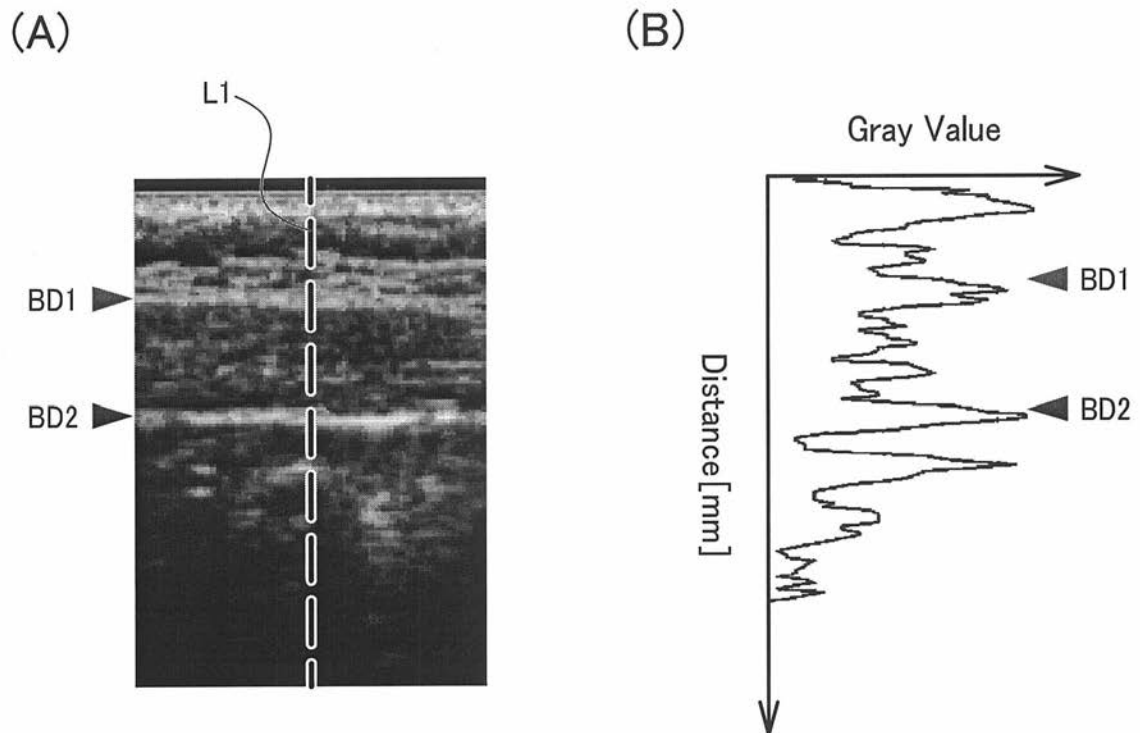
【 図 1 7 】



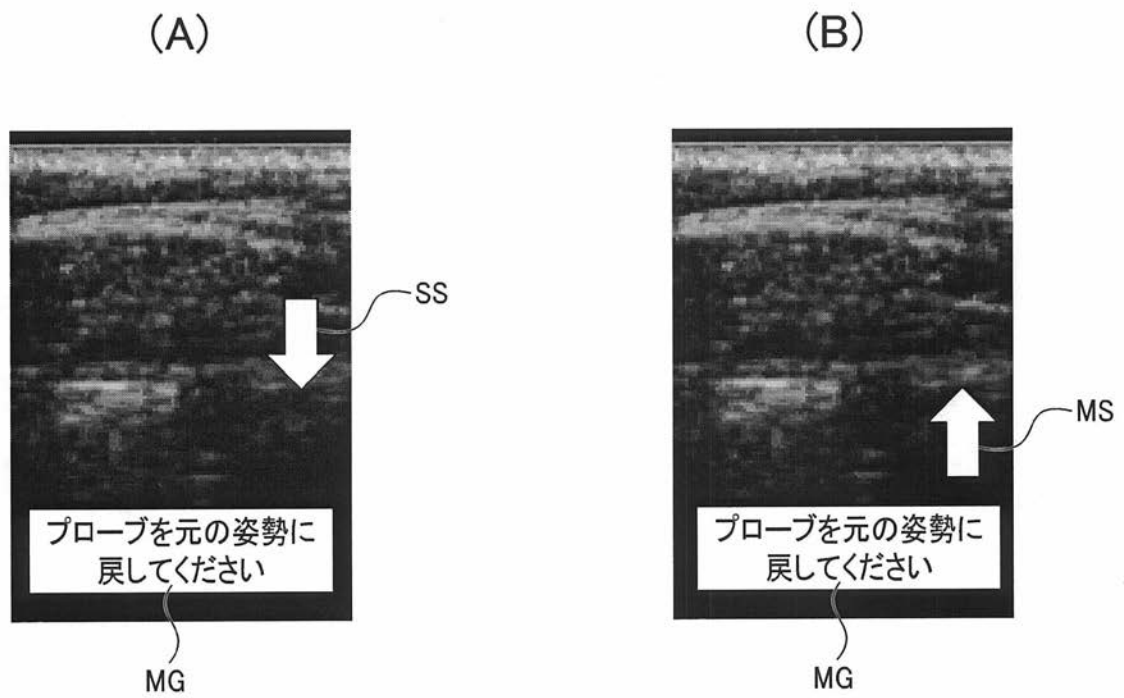
【図 18】



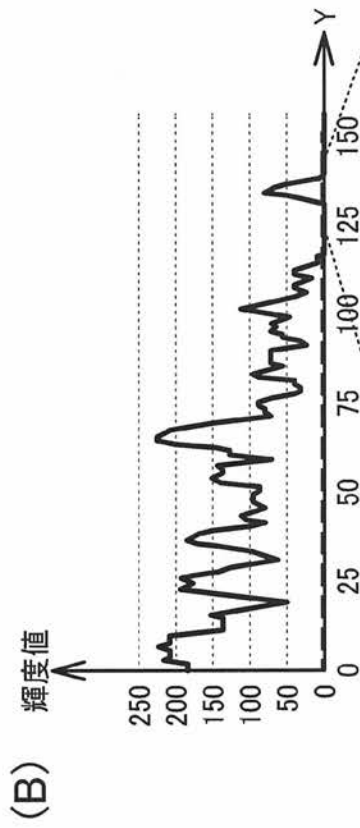
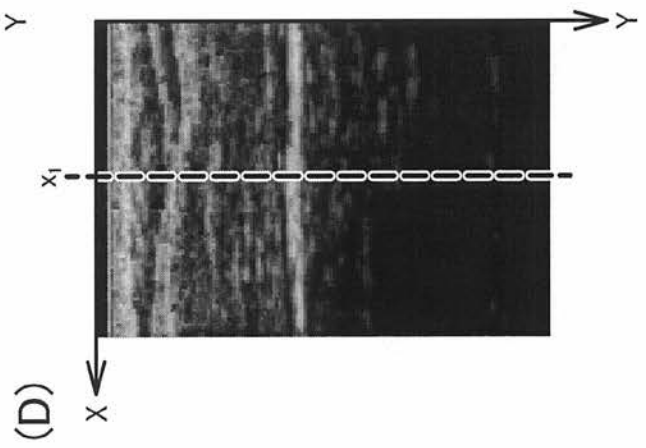
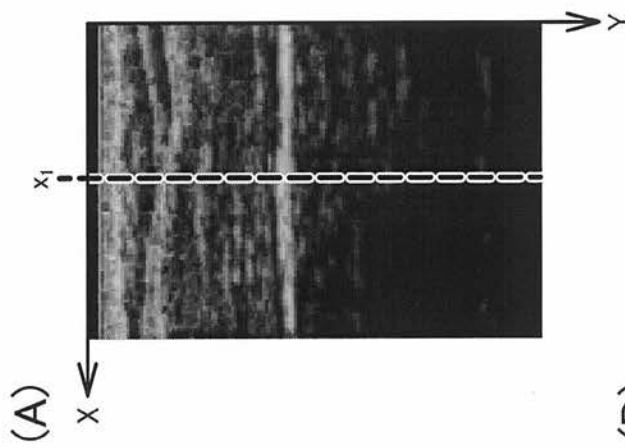
【図 4】



【図 6】

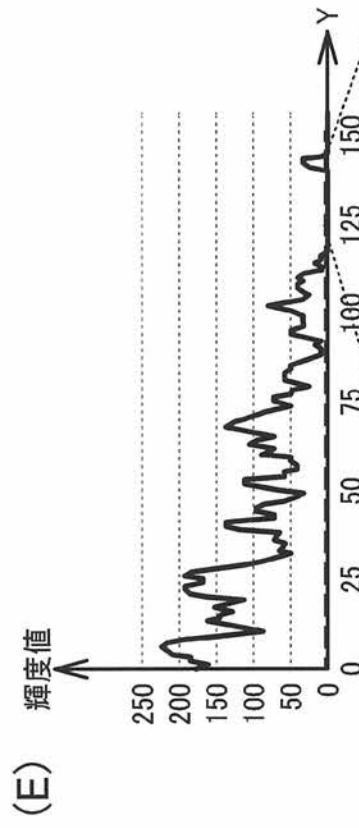


【 図 8 】



(C)

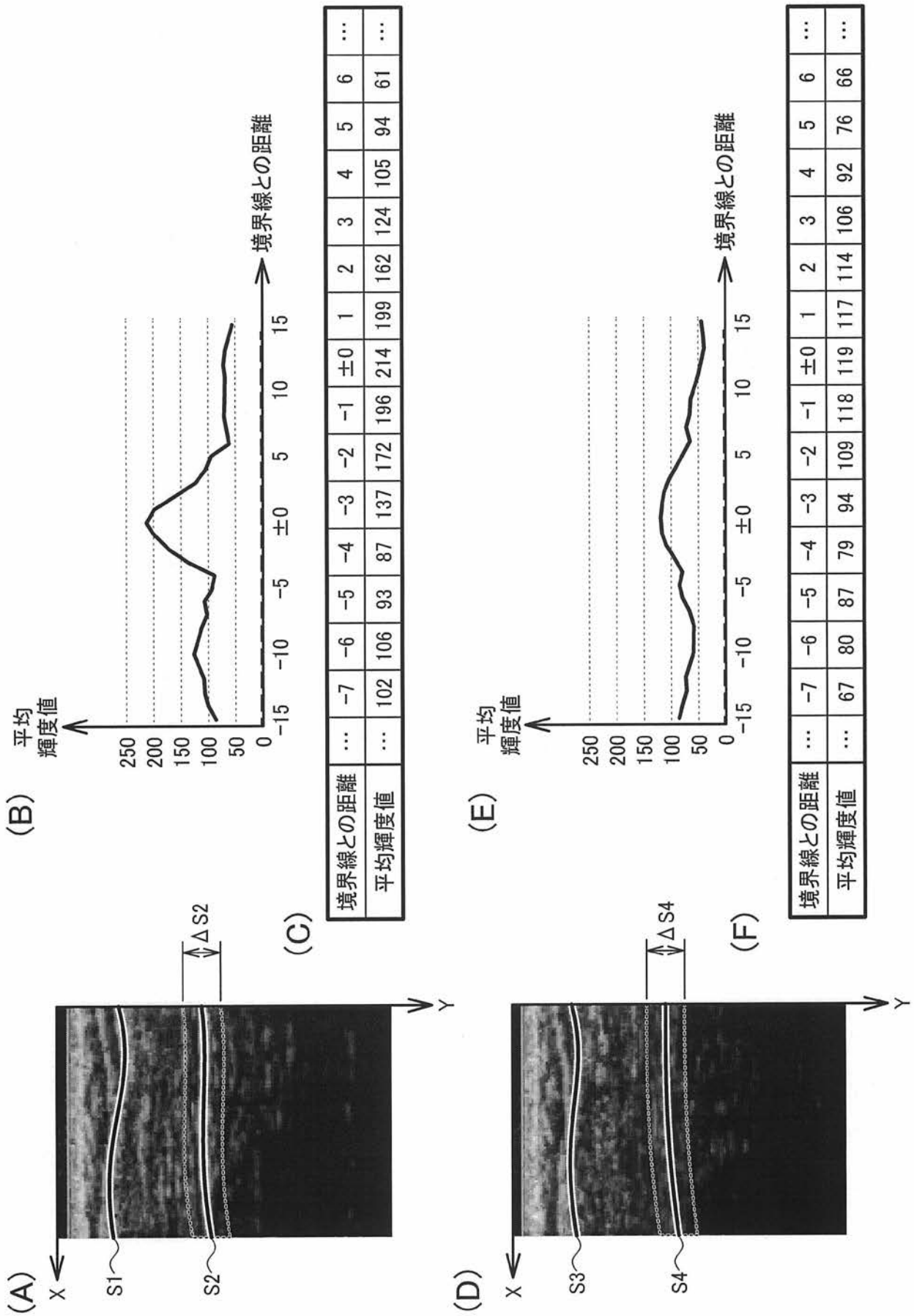
Y座標	...	126	127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	...
輝度値	...	0	0	0	0	0	24	48	80	72	56	32	8	0	0	...



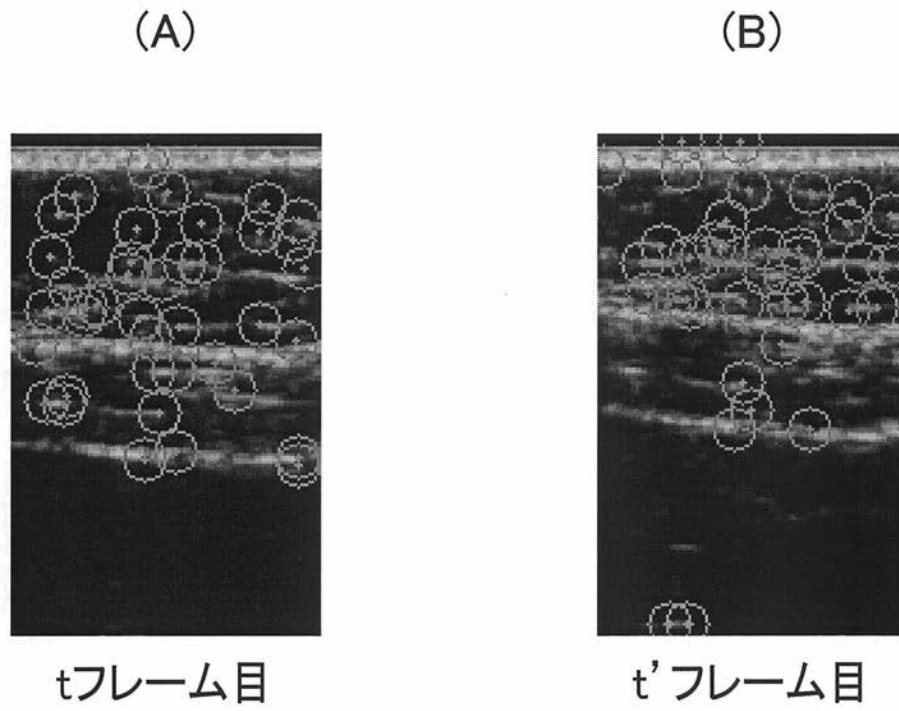
(F)

Y座標	...	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	...
輝度値	...	0	0	0	0	0	0	24	32	34	8	0	0	0	0	...

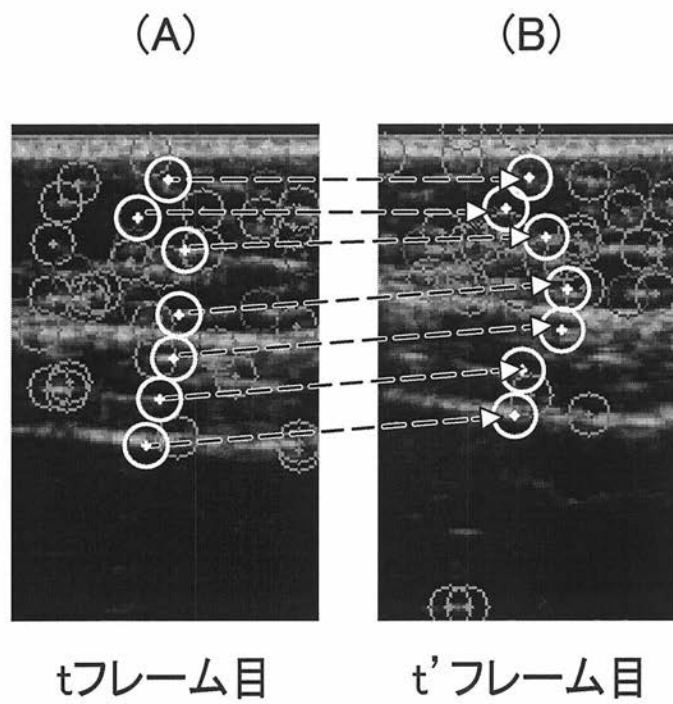
【図 11】



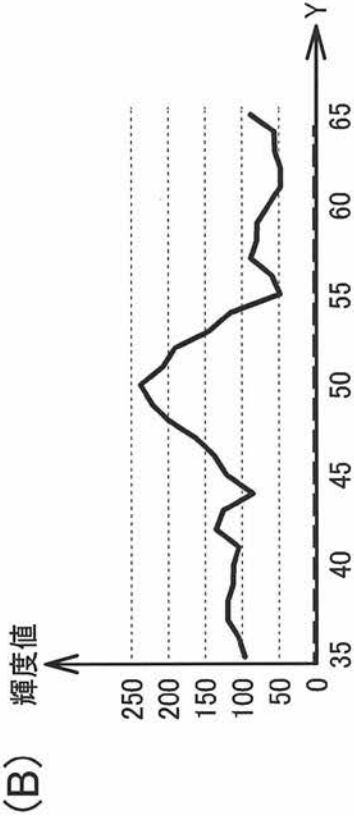
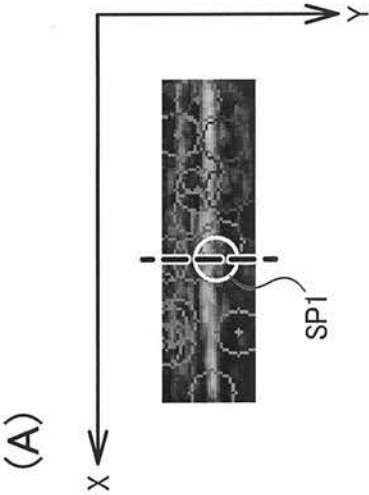
【図 1 3】



【図 1 4】

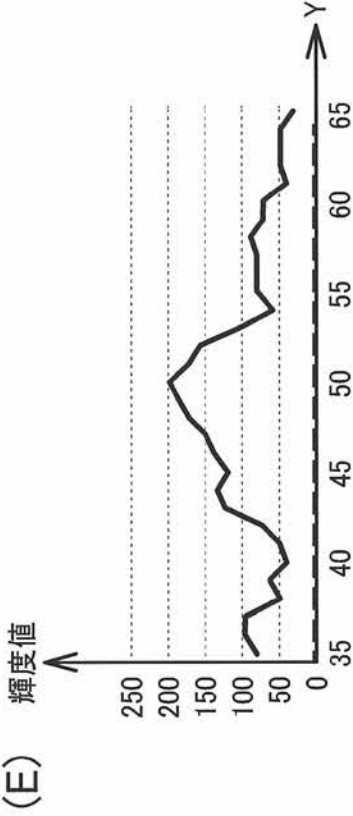
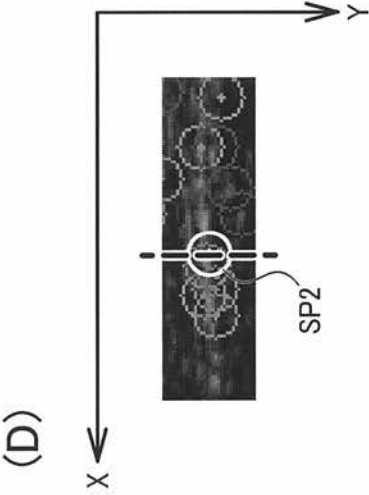


【図 15】



(C)

Y座標	...	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	...
輝度値	...	127	85	120	136	160	200	224	238	208	192	144	117	48	58	...



(F)

Y座標	...	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	...
輝度値	...	123	134	119	138	148	172	187	198	172	158	102	58	80	80	...



专利名称(译)	超声波测量装置，超声波成像装置和超声波测量装置的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015054007A</a>	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013187949	申请日	2013-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	日向崇		
发明人	日向 崇		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB44 4C601/ JB50 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/KK41		
代理人(译)	井上 一 黑田靖		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波测量装置等，其能够将超声波探头的探头姿势的姿势偏差通知给测量者等。超声波测量装置包括：控制超声波的发送/接收的发送/接收单元110；执行对测量对象的表面的超声波探头的探头姿势的姿势偏差检测处理以及探头姿势的姿势偏差的处理单元120。包括输出包括信息的通知信息的通知信息输出单元130。处理单元120在测量周期内在第一定时基于第一接收信号生成第一超声图像，并且在第二定时基于第二接收信号生成第二超声图像。基于第一超声图像和第二超声图像，生成亮度梯度，锐度，并基于斜率评估值来计算作为通过亮度梯度或锐度获得的值之一的斜率评估值。进行第一时刻和第二时刻之间的探测姿势的态度偏差检测处理。[选型图]图1

