

(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2014-188149

(P2014-188149A)

(43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-65760 (P2013-65760)
(22) 出願日 平成25年3月27日 (2013.3.27)(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 100095728
弁理士 上柳 雅誉
(74) 代理人 100127661
弁理士 宮坂 一彦
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(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 DD02 DD26 EE09 JC07
JC08 JC11 JC13 JC16 JC20
KK02 KK33

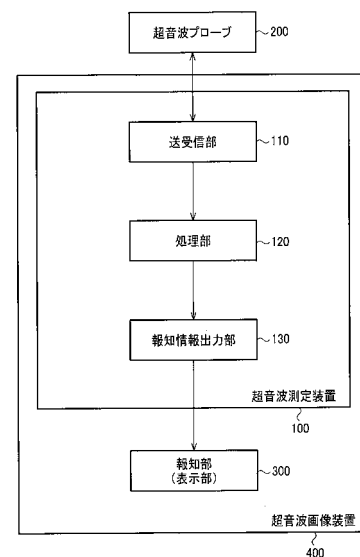
(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法

(57) 【要約】

【課題】 被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させ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100は、超音波トランスデューサデバイスに対し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き被検体の生体組織層の解析処理を行う処理部120と、解析処理の結果に基づき報知情報を出力する報知情報出力部130を含む。生体組織層は測定期間内に変形させられ、処理部120は、測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号と、測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号に基づき、被検体の複数の生体組織層を特定し、特定した複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析する解析処理を行う。報知情報出力部130は各生体組織層の厚さ情報の解析処理の結果を報知情報として出力する。

【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、被検体の生体組織層の解析処理を行う処理部と、

前記解析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、

前記生体組織層は、

測定期間内に変形させられ、

前記処理部は、

前記測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号と、前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号とに基づいて、前記被検体の複数の生体組織層を特定して、特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析する前記解析処理を行い、

前記報知情報出力部は、

前記各生体組織層の前記厚さ情報の前記解析処理の結果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。

10

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記処理部は、

前記受信信号に基づいて前記生体組織層の特徴点群を求め、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特徴点の変位量情報に基づいて、前記複数の生体組織層を特定することを特徴とする超音波測定装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記処理部は、

前記第 1 の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の第 1 の特徴点と第 2 の特徴点間の第 1 の距離情報を求め、

前記第 2 の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の、前記第 1 の特徴点に対応付けられた第 3 の特徴点と、前記第 2 の特徴点に対応付けられた第 4 の特徴点との間の第 2 の距離情報を求め、

30

前記第 1 の距離情報と前記第 2 の距離情報の差分情報に基づいて、前記第 1 の特徴点の前記変位量情報を求めることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 において、

前記処理部は、

前記特徴点の前記変位量情報のグループ分け処理を行って、前記グループ分け処理結果に基づいて前記複数の生体組織層を特定することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記処理部は、

前記特徴点の前記変位量情報のヒストグラムを作成し、作成した前記ヒストグラムに基づいて前記変位量情報の前記グループ分け処理を行うことを特徴とする超音波測定装置。

40

【請求項 6】

請求項 2 乃至 5 のいずれかにおいて、

前記処理部は、

前記第 1 の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点と、前記第 2 の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、前記対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の前記変位量情報を求めることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 7】

50

請求項 1 において、

前記処理部は、

前記第 1 の受信信号に基づいて前記生体組織層の第 1 の特徴点群と、前記第 2 の受信信号に基づいて前記生体組織層の第 2 の特徴点群を求め、

前記第 1 の特徴点群の中の各特徴点と、前記第 2 の特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、

前記対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の変位量情報を求め、

求めた前記変位量情報のグループ分け処理を行って、前記グループ分け処理結果に基づいて前記複数の生体組織層を特定し、

特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析することを特徴とする超音波測定装置。

10

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかにおいて、

前記報知情報出力部は、

前記処理部により特定された前記複数の生体組織層のうちの第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる画素値により表す画像を、前記報知情報として生成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 7 のいずれかにおいて、

前記報知情報出力部は、

前記処理部により特定された前記複数の生体組織層のうちの第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる色又は明るさで表す画像を、前記報知情報として生成することを特徴とする超音波測定装置。

20

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれかにおいて、

前記報知情報出力部は、

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各生体組織層の厚さの変化量を表す画像を、前記報知情報として生成することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 10 のいずれかにおいて、

前記生体組織層は、

超音波プローブの押し付け動作により、変形させられることを特徴とする超音波測定装置。

30

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 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 13】

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、

測定期間内に被検体の生体組織層が変形させられ、

前記測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号と、前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号とに基づいて、前記被検体の複数の生体組織層を特定し、

特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析し、

前記各生体組織層の厚さ情報を解析した結果を報知情報として出力することを特徴とする超音波測定方法。

40

【発明の詳細な説明】

【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方法等に関係する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

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。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いる。

【 0 0 0 3 】

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。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開平 4 - 2 3 1 9 4 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

一般的に体組織構成が異なる脂肪層や筋肉層の境界線においては、超音波の反射が強く表れる。しかし、ダイエットとリバウンドを繰り返した場合には、ダイエット痕が体組織に残ってしまい、ダイエット痕による疑似境界線が超音波画像（Bモード画像）に表れてしまう。そのため、複数の境界線が表れて読影が困難になり、各生体組織層の厚さの正確な計測が出来なくなることがある。

20

【 0 0 0 6 】

本発明の幾つかの態様によれば、被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させ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方法等を提供することができる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

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、被検体の生体組織層の解析処理を行う処理部と、前記解析処理の結果に基づいて、報知情報を出力する報知情報出力部と、を含み、前記生体組織層は、測定期間内に变形させられ、前記処理部は、前記測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号と、前記測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号とに基づいて、前記被検体の複数の生体組織層を特定して、特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析する前記解析処理を行い、前記報知情報出力部は、前記各生体組織層の前記厚さ情報の前記解析処理の結果を前記報知情報として出力する超音波測定装置に係する。

30

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様では、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う。そして、測定期間内に被検体の生体組織層が变形させられ、測定期間内の第 1 のタイミングの第 1 の受信信号と、測定期間内の第 2 のタイミングの第 2 の受信信号とに基づいて、被検体の複数の生体組織層を特定する。次に、特定した複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析し、各生体組織層の厚さ情報を解析した結果を報知情報として出力する。

40

【 0 0 0 9 】

これにより、被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させることが可能となる。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記受信信号に基づいて前記生体組織層の特徴点群を求め、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特徴点の変位量情報に基づいて、前記複数の生体組織層を特定してもよい。

【 0 0 1 1 】

50

これにより、受信信号において観察すべき点として特徴点を求め、特徴点の変位量情報に基づいて、受信信号のどの部分がどの生体組織層を表すのかを特定すること等が可能になる。

【0012】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第1の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の第1の特徴点と第2の特徴点間の第1の距離情報を求め、前記第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の、前記第1の特徴点に対応付けられた第3の特徴点と、前記第2の特徴点に対応付けられた第4の特徴点との間の第2の距離情報を求め、前記第1の距離情報と前記第2の距離情報の差分情報に基づいて、前記第1の特徴点の前記変位量情報を求めてもよい。

10

【0013】

これにより、第1のタイミングと第2のタイミング間における、任意の特徴点と、任意の特徴点の周囲に位置する他の特徴点との位置関係の変化量を、任意の特徴点の変位量情報として求めること等が可能になる。

【0014】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記特徴点の前記変位量情報のグループ分け処理を行って、前記グループ分け処理結果に基づいて前記複数の生体組織層を特定してもよい。

【0015】

これにより、同じグループに分けられた特徴点群がまとまっている領域を、一つの生体組織層が占める範囲として特定すること等が可能になる。

20

【0016】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記特徴点の前記変位量情報のヒストグラムを作成し、作成した前記ヒストグラムに基づいて前記変位量情報の前記グループ分け処理を行ってもよい。

【0017】

これにより、輝度ピーク値が各生体組織層の境界線にない場合でも、精度良く各生体組織層の特定を行うこと等が可能になる。

【0018】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第1の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点と、前記第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、前記対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の前記変位量情報を求めてもよい。

30

【0019】

これにより、第1のタイミングと第2のタイミング間における各特徴点の変位量情報として、各特徴点の移動量を算出すること等が可能になる。

【0020】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第1の受信信号に基づいて前記生体組織層の第1の特徴点群と、前記第2の受信信号に基づいて前記生体組織層の第2の特徴点群を求め、前記第1の特徴点群の中の各特徴点と、前記第2の特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、前記対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の変位量情報を求め、求めた前記変位量情報のグループ分け処理を行って、前記グループ分け処理結果に基づいて前記複数の生体組織層を特定し、特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析してもよい。

40

【0021】

これにより、被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させること等が可能になる。

【0022】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、前記処理部により特定された前記複数の生体組織層のうちの第1の生体組織層と第2の生体組織層とを異なる画素値により

50

表す画像を、前記報知情報として生成してもよい。

【0023】

これにより、表示部が、第1の生体組織層と第2の生体組織層とを異なる画素値により表す画像を表示すること等が可能になる。

【0024】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、前記処理部により特定された前記複数の生体組織層のうちの第1の生体組織層と第2の生体組織層とを異なる色又は明るさで表す画像を、前記報知情報として生成してもよい。

【0025】

これにより、表示部が、第1の生体組織層と第2の生体組織層とを異なる色又は明るさにより表す画像を表示すること等が可能になる。

【0026】

また、本発明の一態様では、前記報知情報出力部は、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各生体組織層の厚さの変化量を表す画像を、前記報知情報として生成してもよい。

【0027】

これにより、表示部が、第1のタイミングと第2のタイミング間における各生体組織層の厚さの変化量を表す画像を表示すること等が可能になる。

【0028】

また、本発明の一態様では、前記生体組織層は、超音波プローブの押し付け動作により、変形させられてもよい。

【0029】

これにより、簡単な動作で、生体組織が外部から圧力を加えられた時の変化を検出すること等が可能になる。

【0030】

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関係する。

【0031】

また、本発明の他の態様では、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い、測定期間内に被検体の生体組織層が変形させられ、前記測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号と、前記測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号とに基づいて、前記被検体の複数の生体組織層を特定し、特定した前記複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析し、前記各生体組織層の厚さ情報を解析した結果を報知情報として出力する超音波測定方法に関係する。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【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モード画像の説明図。

【図5】図5(A)～図5(C)は、押圧下と非押圧下における生体組織の説明図。

【図6】本実施形態の処理の流れを説明するフローチャート。

【図7】図7(A)、図7(B)は、特徴点の検出処理の説明図。

【図8】図8(A)、図8(B)は、特徴点の対応付け処理の説明図。

【図9】図9(A)、図9(B)は、特徴点の変位量情報の算出処理の説明図。

【図10】変位量情報のヒストグラムの説明図。

【図11】図11(A)、図11(B)は、ノイズになる特徴点の説明図。

【図12】生体組織層の厚さ情報の解析処理の説明図。

【図13】図13(A)、図13(B)は、表示画像の説明図。

10

20

30

40

50

【図 1 4】図 1 4 (A) ~ 図 1 4 (C) は、超音波トランスデューサー素子の構成例。

【図 1 5】超音波トランスデューサーデバイスの構成例。

【図 1 6】図 1 6 (A)、図 1 6 (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】

【 0 0 3 3 】

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。そして、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。

10

【 0 0 3 4 】

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。

20

【 0 0 3 5 】

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、前述した特許文献 1 において開示される発明がある。前述した特許文献 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。

【 0 0 3 6 】

一般的に体組織構成が異なる脂肪層や筋肉層の境界線においては、超音波の反射が強く表れる。しかし、ダイエットとリバウンドを繰り返した場合には、ダイエット痕が体組織に残ってしまい、ダイエット痕による疑似境界線が超音波画像 (B モード画像) に表れてしまう。そのため、複数の境界線が表れて読影が困難になり、各生体組織層の厚さの正確な計測が出来なくなることがある。

30

【 0 0 3 7 】

そこで、本実施形態の超音波測定装置等は、被検体にダイエット痕等による疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させる。具体的には、皮下脂肪層は筋肉層と比べて潰れやすいという体組織特性に基づき、被検体の測定箇所に対して超音波プローブによる押し動作を行い、押し動作の前後における B モード画像中の特徴点の変位量を算出する。そして、算出した変位量に基づいて、各生体組織層を特定し、各生体組織層の厚さ情報を解析する。

40

【 0 0 3 8 】

2. システム構成例

次に、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 の構成例を図 1 に示す。超音波測定装置 1 0 0 は、送受信部 1 1 0 と、処理部 1 2 0 と、報知情報出力部 1 3 0 とを含む。さらに、超音波画像装置 4 0 0 は、超音波測定装置 1 0 0 と、表示部 3 0 0 と、を含む。なお、超音波測定装置 1 0 0 及びこれを含む超音波画像装置 4 0 0 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 1 0 0 及びこれを含む超音波画像装置 4 0 0 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 1 0 0 及びこれを

50

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。

【００３９】

次に各部で行われる処理について説明する。

【００４０】

まず、送受信部１１０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。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。

【００４１】

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。

【００４２】

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。

【００４３】

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。

【００４４】

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。

【００４５】

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。

【００４６】

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。

【００４７】

ここで、超音波プローブ２００は、超音波トランスデューサーデバイスを含む。

【００４８】

そして、超音波トランスデューサーデバイスは、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、超音波ビームによ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ーデバイスは、複数の超音波トランスデューサー素子（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ー素子としては、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ー素子（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。

【００４９】

また、超音波トランスデューサーデバイスでは、近隣に配置された数個の超音波トランスデューサー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。

【００５０】

なお、超音波トランスデューサーデバイスとしては、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ーを採用できるが、本実施形態はこれに限定されない。例え

10

20

30

40

50

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ーを採用してもよいし、バルクタイプのトランスデューサーを採用してもよい。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さらに詳細な説明については、後述する。

【0051】

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、被検体の生体組織層の解析処理を行う。

【0052】

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、生体組織の解析処理を行う。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。

10

【0053】

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。

【0054】

20

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

30

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。

【0058】

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。

【0059】

また、報知情報出力部130は、解析処理の結果に基づいて、報知部300に報知情報を出力する。報知情報出力部130は、例えば報知部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) であってもよいし、音声出力部 (音声生成部) であってもよい。

40

【0060】

さらに、報知部 (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報知する。また、報知部300は表示部300であってもよく、その場合には表示部300は、例えば液晶ディスプレイや有機E Lディスプレイ、電子ペーパーなどにより実現できる。

【0061】

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

50

。

【0062】

図2(A)、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。

10

【0063】

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の生体組織の解析処理が行われる。

【0064】

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方向となっている。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方向の距離を表す。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。

20

【0065】

有識者によれば、図4(A)のBモード画像において白く表示されている領域から、皮下脂肪層と筋肉層との境界は境界BD1であり、筋肉層と内臓との境界は境界BD2であると判別できる。しかし、筋肉内に蓄積した脂肪やダイエット痕などからも強い反射強度が得られることがあり、例えば図4(A)に示すように、境界BD1及び境界BD2以外にも白く表示される部分が確認できる。これにより、画像処理により自動的に組織境界を判別することが困難になっている。また、図4(B)に示すAモード波形についても、境界BD1及び境界BD2以外の部分にも波形の山ができるため、同様の問題がある。本実施形態では、このように被検体に疑似境界線等がある場合において、Bモード画像に基づいて組成解析(被検体の皮下脂肪厚、及び筋厚を測定する)を行って、組織境界の判別精度を向上させる。

30

【0066】

具体的には、超音波プローブにより被検体に所与の押圧を加えた時と押圧を加えない時に、被検体に対して超音波を出射し、それぞれBモード画像を生成する。そして、所与の押圧を加えた時に得られるBモード画像と、押圧を加えない時に得られるBモード画像とに基づいて、生体組織を解析する。

40

【0067】

具体例を図5(A)~図5(C)に示す。図5(A)~図5(C)は、非押圧状態(図5(A))から、生体組織の測定箇所(所与)の押圧をかけて(図5(B))、再度、非押圧状態に戻した時(図5(C))に得られるBモード画像を、時系列順に並べたものである。図5(A)~図5(C)では、網目状の模様が描かれている部分が脂肪層FTであり、斜線が描かれている部分が筋肉層MSである。

【0068】

図5(A)~図5(C)に示すように、所与の押圧下では、脂肪層FTの厚さは非押圧下と比べて薄くなっていることが確認できる。一方で、筋肉層MSは、非押圧下と比べて

50

所与の押圧下の方が多少薄くなっているものの、脂肪層 F T ほど大きな変化は見られない。これは、前述したように各生体組織（ここでは脂肪層と筋肉層）の性質の違いに起因するものであり、このように、非押圧下と押圧下での変位量を特定して比較すれば、変位量の違いによって各生体組織を特定することが可能となる。

【 0 0 6 9 】

以下では、図 6 の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説明する。なお、図 6 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、前述した方法を含め、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 1 2 0 により逐次読み込まれるものとする。

10

【 0 0 7 0 】

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（S 6 0 1）。ここで、超音波画像 A は、被検体に所与の押圧が加えられた時に得られる B モード画像であり、超音波画像 B は、超音波画像 A と隣接するタイミングかつ非押圧下で得られる B モード画像であるものとする。

【 0 0 7 1 】

次に、超音波画像 A 及び超音波画像 B の特徴点を抽出する（S 6 0 2）。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 7（A）には、非押圧下の t フレーム目の B モード画像における特徴点を丸印で囲って表し、図 7（B）には、所与の押圧下の t' （ $= t + \Delta t$ ）フレーム目の B モード画像における特徴点を丸印で囲って表す。

20

【 0 0 7 2 】

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 0 7 3 】

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（S 6 0 3）。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、RAN SAC（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。

30

【 0 0 7 4 】

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 8（A）及び図 8（B）に示す。ここでは、図 8（A）に示す超音波画像 A 及び図 8（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 8（A）及び図 8（B）に示すように、必ずしも全ての特徴点が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を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、後の生体組織の特定処理の精度が向上する。

【 0 0 7 5 】

さらに、対応付けられた特徴点毎に変位量を算出する（S 6 0 4）。特徴点の変位量とは、隣接したフレーム間で特徴点がどの程度移動したかを表す移動量のことをいう。本例では、B モード画像の 2 次元平面上において、各特徴点と、各特徴点に近接する他の特徴点との距離変化量 D_i の平均値を、各特徴点の変位量 d として求める。すなわち、 t フレーム目から t' （ $= t + \Delta t$ ）フレーム目までの特徴点 A の変位量 d は、下式（1）で表される。なお、 n は、近接する特徴点の数であり、 i は 1 以上 n 以下の変数である。

40

【 0 0 7 6 】

【数 1】

$$\Delta d = \frac{\sum_{i=1}^n D_i}{n} \quad \dots \quad (1)$$

【0077】

具体例を、図8(A)の一部を拡大した図9(A)と、図8(B)の一部を拡大した図9(B)を用いて説明する。図9(A)は、tフレーム目の脂肪層における特徴点(A_t、B_t、C_t、D_t)を表し、図9(B)は、t'フレーム目の脂肪層における特徴点(A_{t'}、B_{t'}、C_{t'}、D_{t'})を表す。また、図9(A)及び図9(B)において、特徴点Aの近接特徴点は、B、C及びDの3点であるものとする(n=3)。さらに、特徴点A_{t'}は特徴点A_tに対応する特徴点であって、特徴点A_tの座標値を(x_a、y_a)とする。他の特徴点についても同様である。この時、tフレーム目からt'フレーム目における特徴点Aの変位量dは、下式(2)で表される。なお、式(2)中のD₁は下式(3)で、D₂は下式(4)で、D₃は下式(5)で表される。

10

【0078】

【数 2】

$$\Delta d = \frac{D_1 + D_2 + D_3}{3} \quad \dots \quad (2)$$

20

【数 3】

$$D_1 = \sqrt{(x_b - x_a)^2 + (y_b - y_a)^2} - \sqrt{(x'_b - x'_a)^2 + (y'_b - y'_a)^2} \quad \dots \quad (3)$$

【数 4】

$$D_2 = \sqrt{(x_c - x_a)^2 + (y_c - y_a)^2} - \sqrt{(x'_c - x'_a)^2 + (y'_c - y'_a)^2} \quad \dots \quad (4)$$

【数 5】

$$D_3 = \sqrt{(x_d - x_a)^2 + (y_d - y_a)^2} - \sqrt{(x'_d - x'_a)^2 + (y'_d - y'_a)^2} \quad \dots \quad (5)$$

【0079】

30

なお、ここでは、2点間距離を用いて計算しているが、水平方向のみの移動量や、垂直方向のみの移動量を計算して、これを特徴点の変位量として扱っても良い。

【0080】

次に、各特徴点の変位量に基づき、境界位置を算出する(S605)。具体的には図10に示すように、全ての特徴点についての変位量のヒストグラムを作成する。すると、ヒストグラムは複数のピークを持つことが分かる。ここでは、皮下脂肪層FTと筋肉層MSを所与の閾値THに基づいて分類する。前述したように、所与の押圧下における筋肉層MSの変位量は、皮下脂肪層FTの変位量よりも小さい。そのため、図10のヒストグラムにおいて、閾値THよりも小さい変位量は、後述する図11(A)において白丸で表す筋肉層MSの特徴点群の変位量であると判定でき、閾値TH以上の変位量は、後述する図11(A)において灰色の丸で表す皮下脂肪層FTの特徴点群の変位量であると判定できる。なお、閾値THの算出方法としては、Pタイル法、モード法及び判別分析法といった手法を用いるものとする。

40

【0081】

また、各特徴点の変位量だけを用いるのみならず、平面上の位置関係も考慮して孤立した特徴点(周辺を異なる特性で囲まれたもの)を入れ替えるなどの補正処理を行ってもよい。具体的には、図11(A)に示すようにP1の位置に検出されている特徴点は、他の特徴点群と乖離した位置にあるため、ノイズであると判断し、図11(B)のようにP1の位置にある特徴点を処理対象外としてもよい。

【0082】

50

次に、境界位置に基づいて、生体組織を解析する（S606）。ここでは、上記で得られた境界線情報に基づいて画像上端から境界線までの深さ（垂直）方向距離を計測する。一例として、図12に示すように、皮下脂肪層FTの厚さは、画像中央部（10mm範囲内）における皮下脂肪境界面から筋肉境界面までの深度距離の平均値を用いる。また、筋肉層MSの厚さは、画像中央部（10mm範囲内）における筋肉境界面から内臓境界面（又は骨境界面等）までの深度距離の平均値を用いて算出する。

【0083】

そして、超音波画像Bに境界位置情報を重ね合わせ、合成画像を生成し（S607）、表示部に合成画像を表示する（S608）。

【0084】

具体的に、図13（A）には、皮下脂肪層と筋肉層の2つの領域を色分けして表示する例を示している。なお、図示の都合上、図13（A）では、図5（A）～図5（C）と同様に、脂肪層の領域に網目状の模様を描いているが、実際には緑色で表示されているものとする。同様に、筋肉層の領域には、斜線が描かれているが、実際には赤色で表示されているものとする。以上が本実施形態の処理の流れである。

【0085】

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。

【0086】

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、被検体の生体組織層の解析処理を行う処理部120と、解析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。ここで、生体組織層は、測定期間内に変形させられる。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の受信信号と、測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号とに基づいて、被検体の複数の生体組織層を特定して、特定した複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析する解析処理を行う。さらに、報知情報出力部130は、各生体組織層の厚さ情報の解析処理の結果を報知情報として出力する。

【0087】

本実施形態では、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う。そして、測定期間内に被検体の生体組織層が変形させられ、測定期間内の第1のタイミングの第1の受信信号と、測定期間内の第2のタイミングの第2の受信信号とに基づいて、被検体の複数の生体組織層を特定する。

【0088】

ここで、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。

【0089】

また、第1のタイミングとは、例えば測定期間内において、生体組織層が変形させられる前の任意のタイミングのことを指す。

【0090】

さらに、第2のタイミングとは、第1のタイミングとは異なるタイミングであって、例えば測定期間内において、生体組織層が変形させられた後の任意のタイミングのことを指す。ただし、第1のタイミング及び第2のタイミングは、前述したタイミングであるとは限らない。

【0091】

ここで、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。

【0092】

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。

【0093】

10

20

30

40

50

次に、特定した複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析し、各生体組織層の厚さ情報を解析した結果を報知情報として出力する。

【0094】

ここで、厚さ情報とは、厚さを表す情報であり、例えばスカラー量であってもよいし、ベクトル量であってもよい。

【0095】

また、報知情報とは、例えば生体組織の厚さを表す数値や画像データ等であってもよいし、生体組織の厚さを報知する音声データであってもよい。

【0096】

これにより、被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させることが可能となる。また、超音波の受信信号のみに基づいて処理を行うため、他のセンサーを取り付ける必要がないという利点もある。

10

【0097】

具体的に、生体組織層は、超音波プローブ200の押し付け動作により、変形させられてもよい。

【0098】

これにより、簡単な動作で、生体組織が外部から圧力を加えられた時の変化を検出すること等が可能になる。その結果、押圧に対する各生体組織の特性に基づいて、測定範囲において、どこからどこまでがどの生体組織であるかを特定すること等が可能になる。

【0099】

さて、受信信号を受信した段階では、受信信号のうち、どこからどこまでが、どの生体組織層を表す信号なのかも分からない状態である。そのため、まず受信信号において、どの部分がどの生体組織層を表すものなのかを特定する必要がある。

20

【0100】

そこで、処理部120は、受信信号に基づいて生体組織層の特徴点群を求め、第1のタイミングと第2のタイミング間における特徴点の変位量情報に基づいて、複数の生体組織層を特定してもよい。

【0101】

これにより、受信信号において観察すべき点として特徴点を求め、特徴点の変位量情報に基づいて、受信信号のどの部分がどの生体組織層を表すのかを特定すること等が可能になる。

30

【0102】

しかし、第1のタイミングにおける任意の特徴点が、第2のタイミングの特徴点群のうち、どの特徴点に対応するかが分からなければ、特徴点の変位量情報を求めることができない。

【0103】

そこで、処理部120は、第1の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点と、第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の変位量情報を求めてもよい。

【0104】

具体的に、第1の受信信号に基づいて求められる特徴点群とは、例えば前述した図8(A)の超音波画像Aに示される特徴点群であり、第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群とは、例えば前述した図8(B)の超音波画像Bに示される特徴点群である。

40

【0105】

これにより、第1のタイミングと第2のタイミング間における各特徴点の変位量情報として、各特徴点の移動量を算出すること等が可能になる。

【0106】

また具体的には、処理部120は、第1の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の第1の特徴点と第2の特徴点間の第1の距離情報を求めてもよい。そして、処理部120は、第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群の中の、第1の特徴点に対応付けら

50

れた第3の特徴点と、第2の特徴点に対応付けられた第4の特徴点との間の第2の距離情報を求めてもよい。さらに、処理部120は、第1の距離情報と第2の距離情報の差分情報に基づいて、第1の特徴点の変位量情報を求めてもよい。

【0107】

例えば前述した図9(A)及び図9(B)の例に当てはめて説明すると、第1の特徴点は、特徴点 A_t である。そして、第2の特徴点は、第1の特徴点の近傍に位置する他の特徴点の一つであって、例えば特徴点 B_t である。この場合には、第1の距離情報は、特徴点 A_t 及び特徴点 B_t 間の距離を表す情報になる。

【0108】

また、第3の特徴点とは、第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群において、前述した対応付け処理によって、第1の特徴点に対応付けられた特徴点のことをいう。第3の特徴点は、第1の特徴点と全く同じ部位を表す点であることが望ましいが、対応付け処理が誤っている場合には、第1の特徴点と異なる部位を表す点になってしまうこともある。具体的に図9(B)では、第1の特徴点が A_t である場合には、第3の特徴点は A_t であると推定される。

【0109】

同様に、第4の特徴点とは、第2の受信信号に基づいて求められる特徴点群において、前述した対応付け処理によって、第2の特徴点に対応付けられた特徴点のことをいう。対応付け処理が誤っている場合には、第2の特徴点と異なる部位を表す点になってしまうことも同様である。具体的に図9(B)では、第2の特徴点が B_t である場合には、第4の特徴点は B_t である。

【0110】

そして、この場合には、第2の距離情報は、特徴点 A_t 及び特徴点 B_t 間の距離を表す情報である。

【0111】

さらに、前述した式(3)のように、第1の距離情報と第2の距離情報の差分情報を求め、式(1)に従って、第1の特徴点の変位量情報を求める。

【0112】

これにより、第1のタイミングと第2のタイミング間における、任意の特徴点と、任意の特徴点の周囲に位置する他の特徴点との位置関係の変化量を、任意の特徴点の変位量情報として求めること等が可能になる。

【0113】

また、前述したように、変形時の特性は生体組織層毎に異なる。例えば、押圧が加えられた場合には、筋肉層よりも脂肪層の方が縮みやすいし、骨は多少の押圧がかかっただけでは変形しない。よって、上記で求めた特徴点の変位量情報は、生体組織層毎に似た情報になる。

【0114】

そこで、処理部120は、特徴点の変位量情報のグループ分け処理を行って、グループ分け処理結果に基づいて複数の生体組織層を特定してもよい。

【0115】

これにより、同じグループに分けられた特徴点群がまとまっている領域を、一つの生体組織層が占める範囲として特定すること等が可能になる。

【0116】

そのため、図11(A)に示すように、同じグループに分けられた特徴点群がまとまっている領域の中に、異なるグループに分けられた特徴点が散在している場合には、筋肉内脂肪やダイエット痕であると判定し、脂肪層又は筋肉層として扱う(処理対象から外す)こと等が可能になる。

【0117】

また、処理部120は、特徴点の変位量情報のヒストグラムを作成し、作成したヒストグラムに基づいて変位量情報のグループ分け処理を行ってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 8 】

具体的には、前述した図 1 0 のようなヒストグラムを作成してもよい。

【 0 1 1 9 】

これにより、輝度ピーク値が各生体組織層の境界線にない場合でも、精度良く各生体組織層の特定を行うこと等が可能になる。

【 0 1 2 0 】

ここまでの処理の流れをまとめると、処理部 1 2 0 は、第 1 の受信信号に基づいて生体組織層の第 1 の特徴点群と、第 2 の受信信号に基づいて生体組織層の第 2 の特徴点群を求めてもよい。そして、処理部 1 2 0 は、第 1 の特徴点群の中の各特徴点と、第 2 の特徴点群の中の各特徴点との対応付け処理を行って、対応付け処理により対応付けが行われた特徴点の変位量情報を求めてもよい。さらに、処理部 1 2 0 は、求めた変位量情報のグループ分け処理を行って、グループ分け処理結果に基づいて複数の生体組織層を特定し、特定した複数の生体組織層の各生体組織層の厚さ情報を解析してもよい。

10

【 0 1 2 1 】

これにより、被検体に疑似境界線がある場合において、生体組織層の厚さ情報の解析精度を向上させること等が可能になる。

【 0 1 2 2 】

次に、報知情報の報知方法について説明する。

【 0 1 2 3 】

まず、報知情報出力部 1 3 0 は、処理部 1 2 0 により特定された複数の生体組織層のうちの第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる画素値により表す画像を、報知情報として生成してもよい。

20

【 0 1 2 4 】

ここで、第 1 の生体組織層とは、例えば脂肪層であり、第 2 の生体組織層とは、例えば筋肉層であるものとする。

【 0 1 2 5 】

これにより、表示部 3 0 0 は、第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる画素値により表す画像を表示すること等が可能になる。

【 0 1 2 6 】

さらに、報知情報出力部 1 3 0 は、処理部 1 2 0 により特定された複数の生体組織層のうちの第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる色又は明るさで表す画像を、報知情報として生成してもよい。

30

【 0 1 2 7 】

これにより、表示部 3 0 0 は、第 1 の生体組織層と第 2 の生体組織層とを異なる色又は明るさにより表す画像を表示すること等が可能になる。

【 0 1 2 8 】

また、各生体組織を表す領域は、変位量に応じて表示態様を変えても構わない。例えば、変位量の大小に応じて、輝度値（色相、彩度、明度等の組み合わせでもよい）を高くしたり低くしたりしてもよい。

【 0 1 2 9 】

また、報知情報出力部 1 3 0 は、第 1 のタイミングと第 2 のタイミング間における各生体組織層の厚さの変化量を表す画像を、報知情報として生成してもよい。

40

【 0 1 3 0 】

ここで、第 1 のタイミングと第 2 のタイミング間における各生体組織層の厚さの変化量を表す画像とは、例えば図 1 3 (B) に矢印で示すようなベクトル情報等を指す。図 1 3 (B) のベクトルは、変形前の特徴点の位置から、変形後の特徴点の位置までのベクトルである。また、第 1 のタイミングと第 2 のタイミング間における各生体組織層の厚さの変化量を表す画像は、必ずしもベクトルである必要はなく、変位量に応じて異なる矢印等を表示してもよい。

【 0 1 3 1 】

50

これにより、表示部が、第1のタイミングと第2のタイミング間における各生体組織層の厚さの変化量を表す画像を表示すること等が可能になる。よって、ベクトルの色、太さ及び長さ等によって特徴点の変位量を表現すること等が可能になる。

【0132】

また、超音波プローブ200を生体組織に軽く当てたまま、生体組織を被検体が動かし、その動作の前後において、前述してきた測定処理を行っても良い。例えば、上腕前部に超音波プローブ200を当てて、腕の曲げ伸ばし動作を行い、腕を伸ばした状態と腕を曲げた状態における生体組織の伸縮収縮の変位量を演算してもよい。ここでは、水平方向の移動量のみを考慮する。また、水平方向成分だけでなく、垂直方向成分も用いる場合には、水平方向成分の重みを大きくして変位量を計算してもよい。

10

【0133】

また、本実施形態の超音波測定装置は、組織特性を表す硬さ及び柔らかさ等に基づいて被検体の生体組織を判別している。このことから、非侵襲で測定及び解析することが求められる分野、例えば健康医療、農業（肉質/量の評価）、漁業（肉質/量の評価）などにおける応用も期待できる。

【0134】

なお、本実施形態の超音波測定装置100及び超音波画像装置400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100及び超音波画像装置400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。

20

【0135】

5. 超音波トランスデューサー素子

図14(A)～図14(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。

30

【0136】

図14(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14(B)は、図14(A)のA-A'に沿った断面を示す断面図である。図14(C)は、図14(A)のB-B'に沿った断面を示す断面図である。

40

【0137】

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14(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。

【0138】

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。

【0139】

50

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14(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。

【0140】

振動膜(メンブレン)50は、例えばSiO₂薄膜とZrO₂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。

【0141】

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14(A)において紙面奥から手前方向)に放射される。

【0142】

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。

【0143】

6. 超音波トランスデューサーデバイス

図15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以上の整数)、コモン電極線CL1~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15に示す本数には限定されない。

【0144】

複数の超音波トランスデューサー素子群UG1~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~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。

【0145】

図16(A)に、超音波トランスデューサー素子群UG(UG1~UG64)の例を示す。図16(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~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~UE28により構成される。第3の素子列(UE31~UE38)、第4の素子列(UE41~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~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~CL8が接続される。

【0146】

そして、図16(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16(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16(B)に示すよう

10

20

30

40

50

に、素子列数は１列であってもよい。

【０１４７】

図１５に示すように、駆動電極線ＤＬ１～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～ＤＬ６４のうちの第ｊ（ｊは１～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。

【０１４８】

超音波を出射する送信期間には、送信信号ＶＴ１～ＶＴ６４が駆動電極線ＤＬ１～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～ＶＲ６４が駆動電極線ＤＬ１～ＤＬ６４を介して出力される。

10

【０１４９】

コモン電極線ＣＬ１～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～ＣＬ８のうちのいずれかに接続される。具体的には、例えば図１５に示すように、コモン電極線ＣＬ１～ＣＬ８のうちの第ｉ（ｉは１～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。

【０１５０】

コモン電極線ＣＬ１～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。

20

【０１５１】

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サー素子に印加され、所定の周波数の超音波が放射される。

【０１５２】

なお、超音波トランスデューサー素子の配置は、図１５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。

【０１５３】

また図１６（Ａ）～図１６（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。

30

【０１５４】

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。

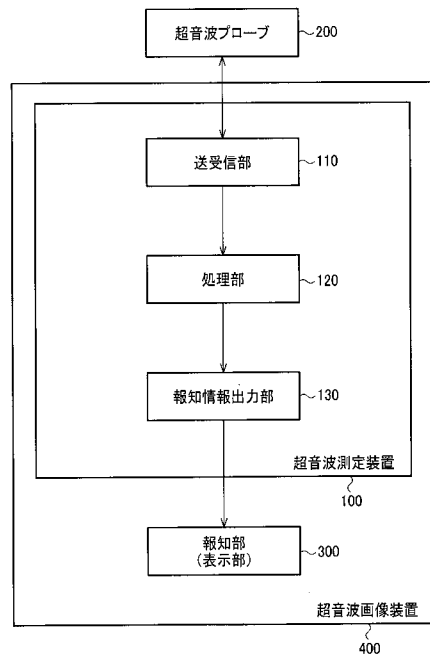
40

【符号の説明】

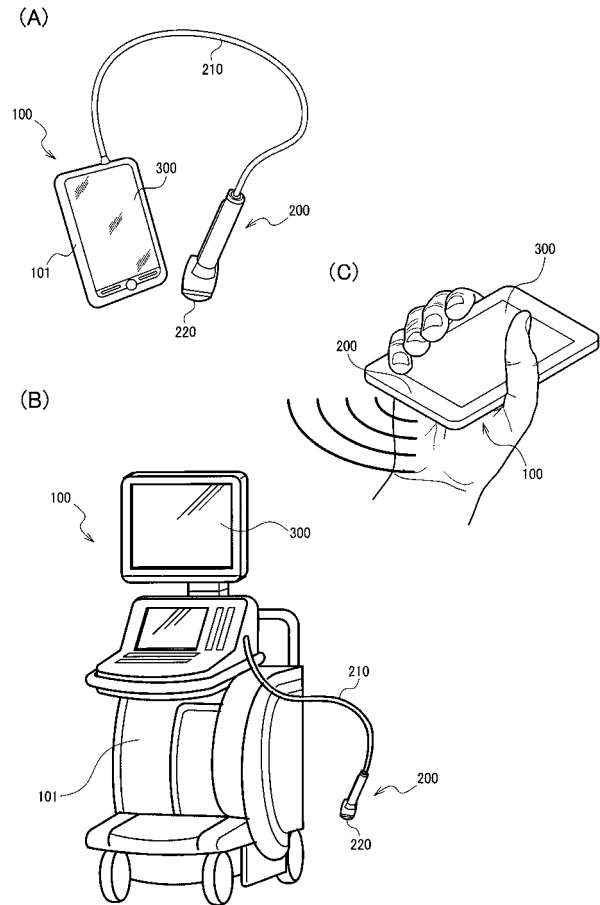
【０１５５】

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 報知部（表示部）、
４００ 超音波画像装置

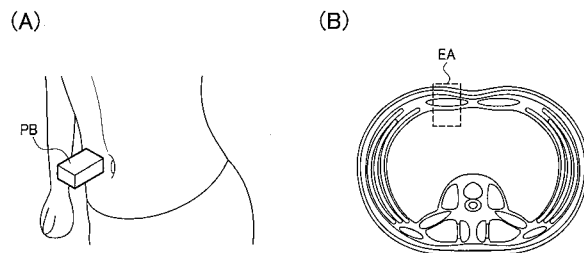
【図 1】



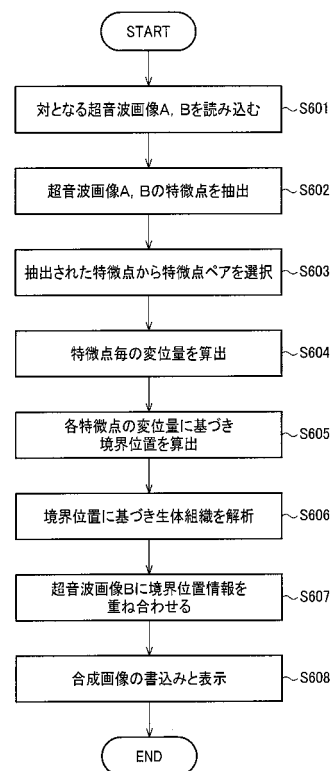
【図 2】



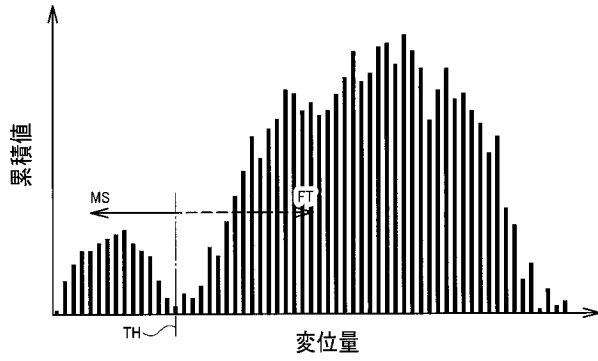
【図 3】



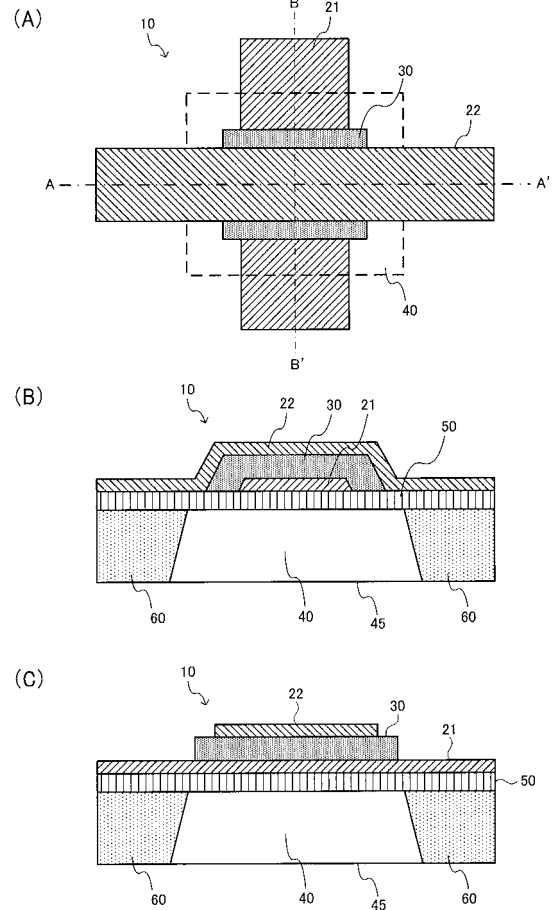
【図 6】



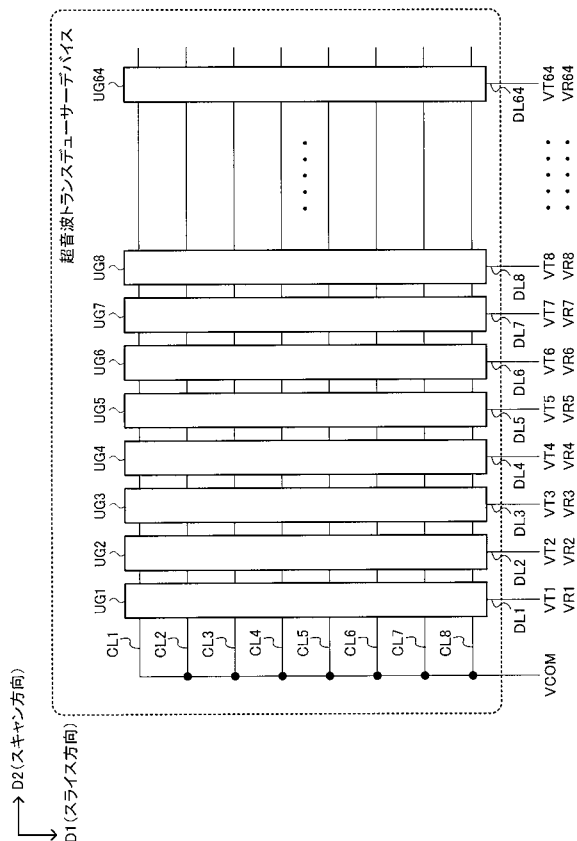
【図 10】



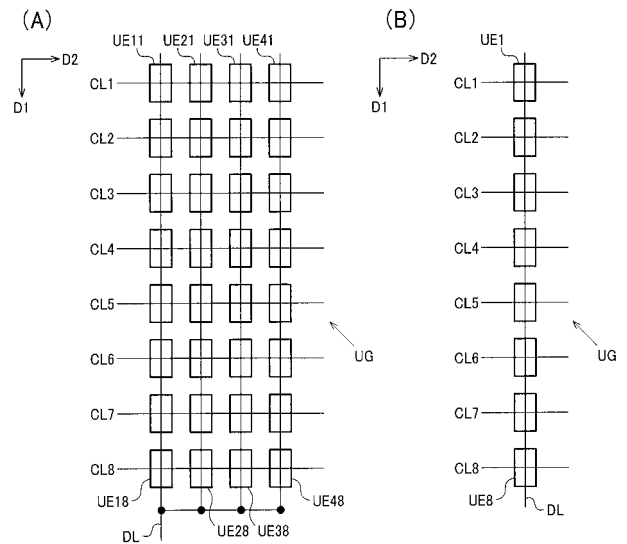
【図 14】



【図 15】

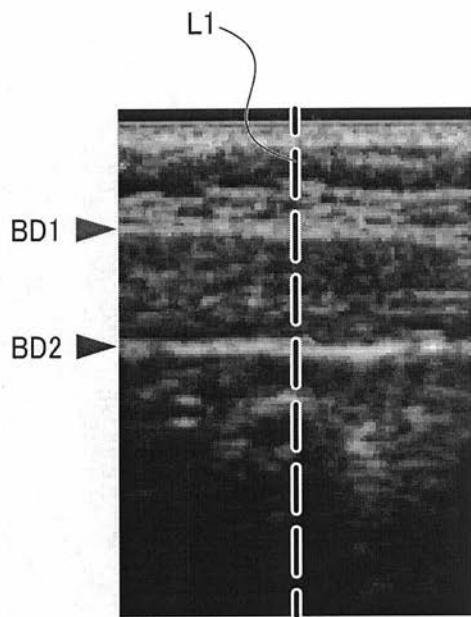


【図 16】

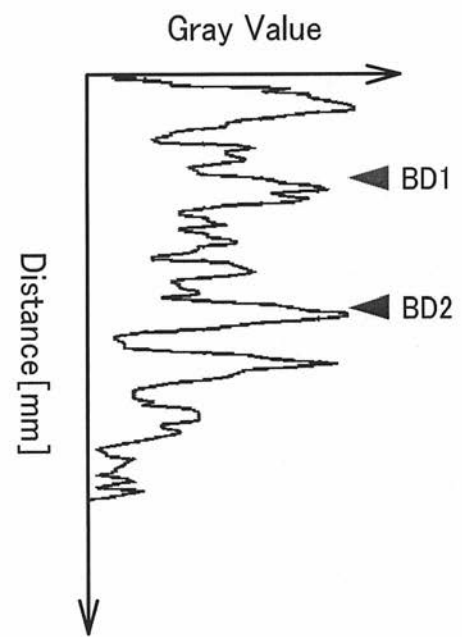


【 図 4 】

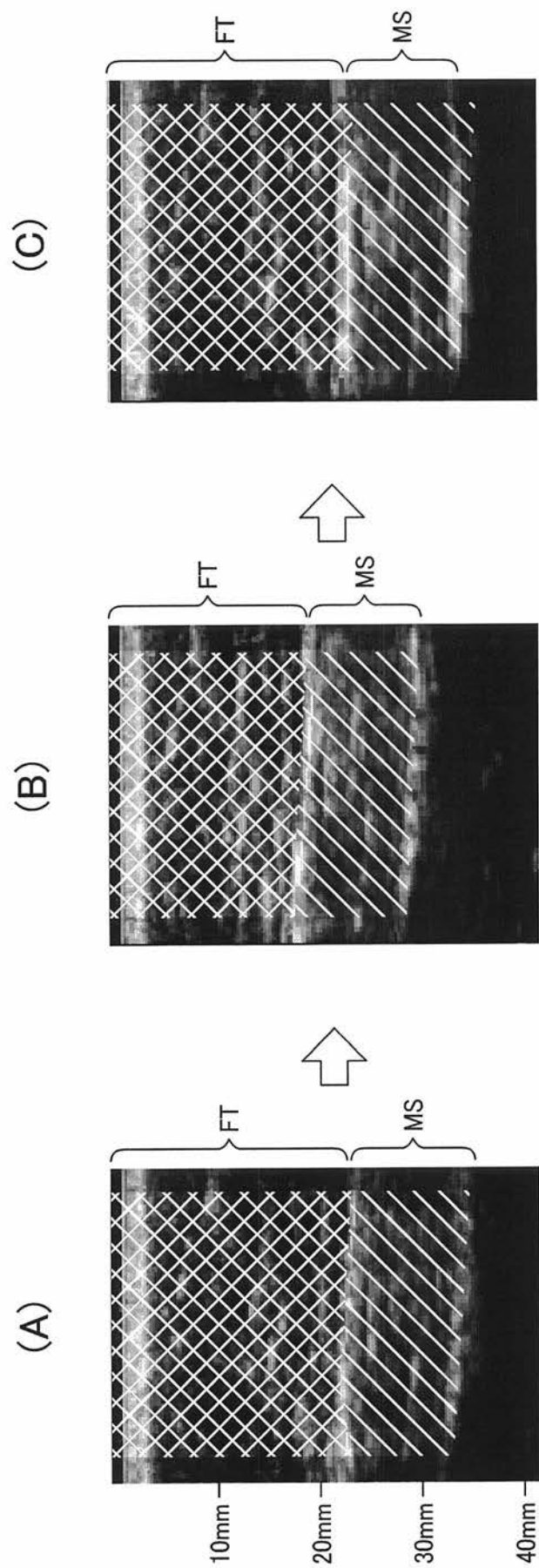
(A)



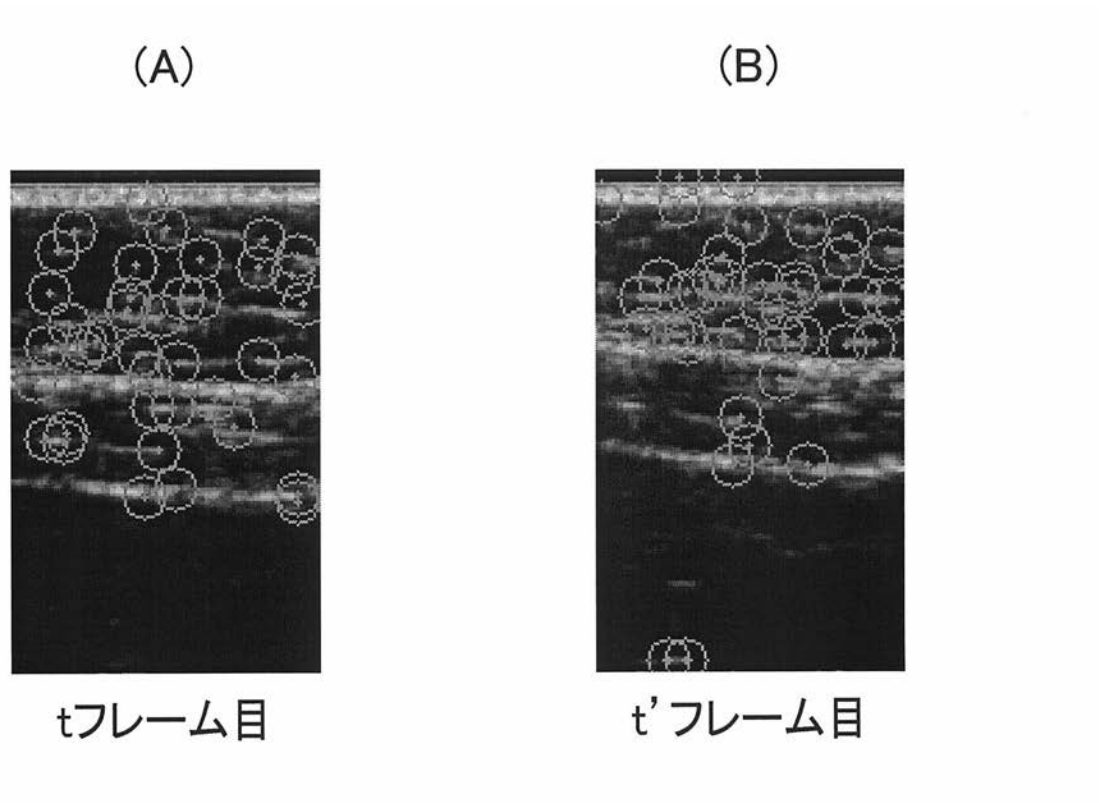
(B)



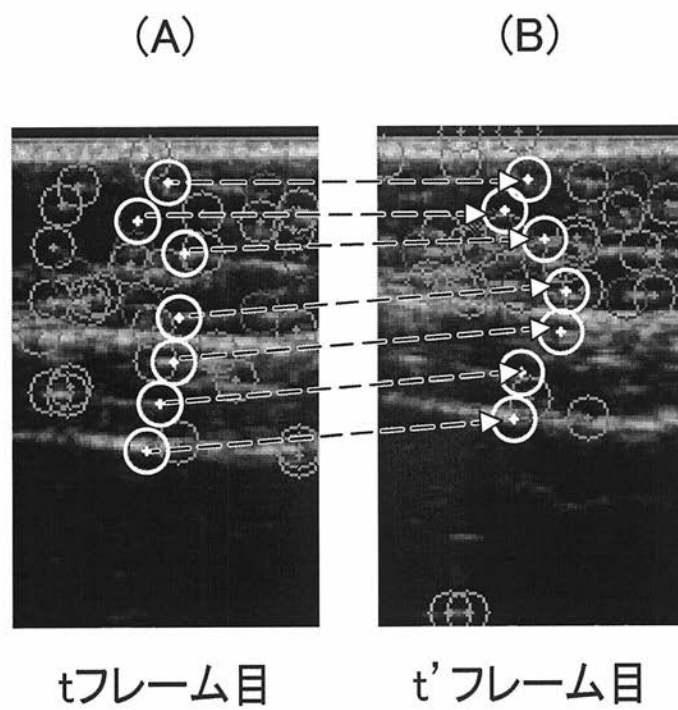
【図 5】



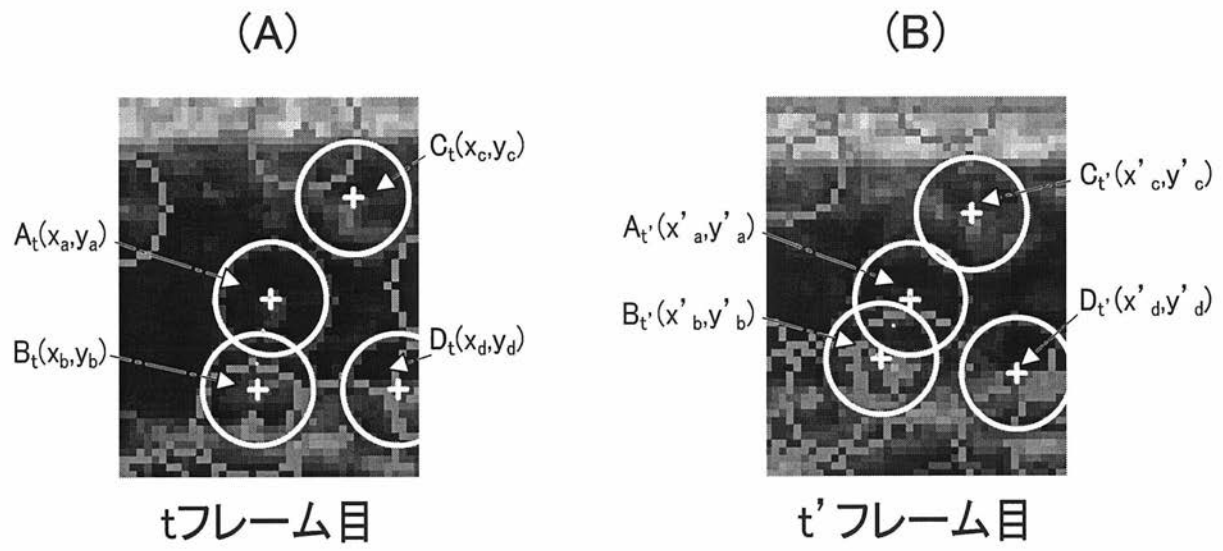
【図 7】



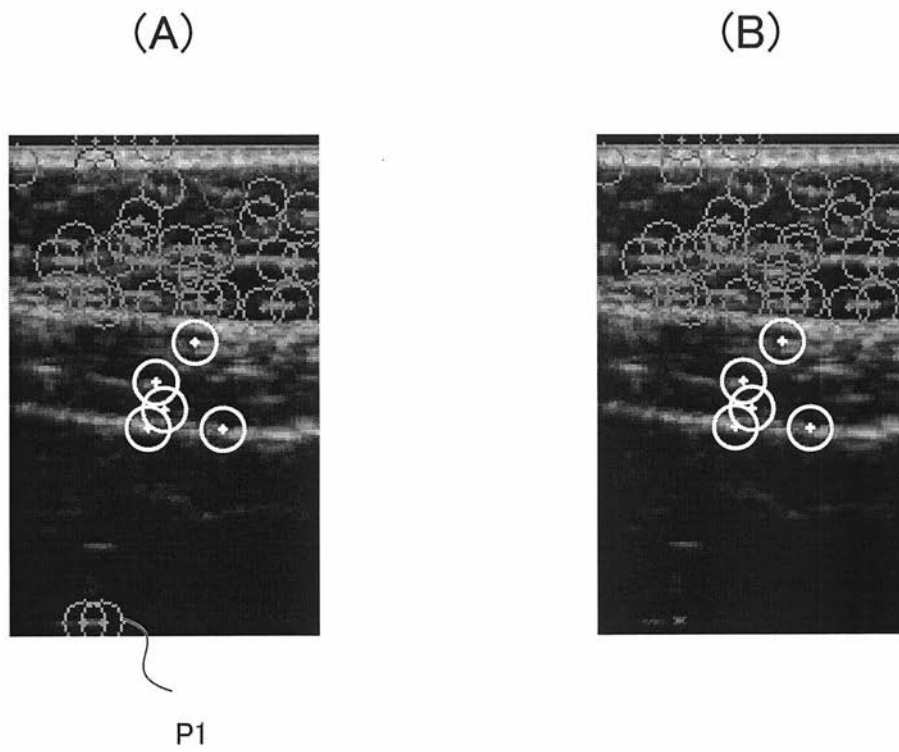
【図 8】



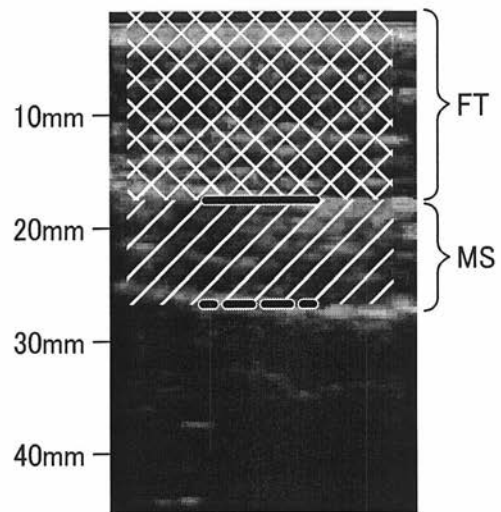
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【図 1 2】



【図 1 3】

