

(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2014-124429

(P2014-124429A)

(43) 公開日 平成26年7月7日(2014.7.7)

(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 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-284475 (P2012-284475)
(22) 出願日 平成24年12月27日 (2012.12.27)

(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 新井 義雄
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 EE11 HH29 JB40 JB46 JB50
JC06 JC09 JC21 JC37 KK12
LL05 LL38

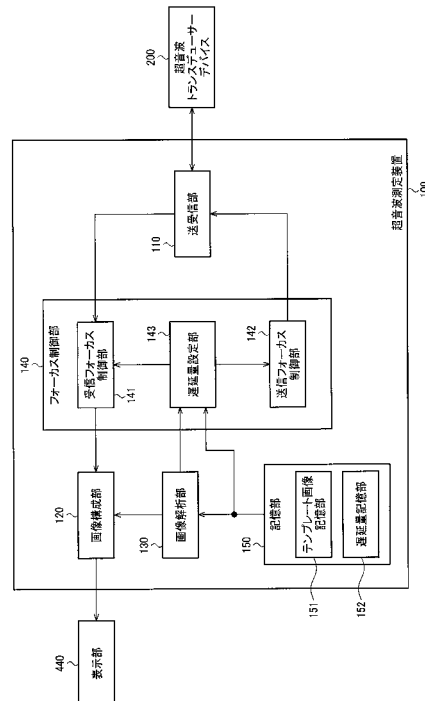
(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、プログラム及び超音波測定方法

(57) 【要約】

【課題】 使用者が着目する被写体の位置に、自動的に焦点を合わせることができる超音波測定装置、プログラム及び超音波測定方法等の提供。

【解決手段】 超音波測定装置100は、超音波トランスデューサーデバイス200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、測定画像を構成する画像構成部120と、測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する画像解析部130と、検出された特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についての焦点位置を制御するフォーカス制御を行うフォーカス制御部140と、を含む。

【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、測定画像を構成する画像構成部と、前記測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する画像解析部と

、
検出された前記特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についての焦点位置を制御するフォーカス制御を行うフォーカス制御部と、
を含む超音波測定装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 において、

前記画像解析部は、

前記生体組織についての前記特徴点として、第 1 の特徴点と、前記第 1 の特徴点と深度位置が異なる第 2 の特徴点とを検出し、

前記フォーカス制御部は、

検出された前記第 1 の特徴点に対応する第 1 の焦点位置に合焦させる第 1 のフォーカス制御を行い、

前記画像構成部は、

前記第 1 のフォーカス制御を行ったときに撮像される第 1 の画像を取得し、

前記フォーカス制御部は、

20

検出された前記第 2 の特徴点に対応する第 2 の焦点位置に合焦させる第 2 のフォーカス制御を行い、

前記画像構成部は、

前記第 2 のフォーカス制御を行ったときに撮像される第 2 の画像を取得し、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを合成し、表示部に表示するための前記測定画像を生成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、

前記画像解析部は、

前記特徴点として、骨、筋膜、腹膜、血管壁のうち少なくとも一つの生体組織についての特徴点を検出することを特徴とする超音波測定装置。

30

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、

前記画像解析部は、

前記測定画像に基づいて、前記特徴点の検出範囲を特定し、前記測定画像に対応する A モード波形における前記検出範囲でのピーク波形の深度位置から、前記特徴点の深度位置を検出し、

前記フォーカス制御部は、

前記特徴点の前記深度位置に基づいてフォーカス制御を行うことを特徴とする超音波測定装置。

40

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかにおいて、

前記画像解析部は、

前記解析処理として、前記生体組織の代表的な構造を表すテンプレート画像と前記測定画像とのパターンマッチング処理を行い、前記特徴点を検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 5 において、

超音波測定の各測定箇所に関連付けて前記テンプレート画像を記憶する記憶部を含み、前記画像解析部は、

50

指定された前記測定箇所に関連付けられた前記テンプレート画像を読み出して、読み出した前記テンプレート画像と前記測定画像とに基づいて前記パターンマッチング処理を行う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、

前記焦点位置及び前記焦点位置の方向の少なくとも一方に関連付けて遅延量を記憶する記憶部と、

前記画像解析部により検出された前記特徴点に基づいて、前記記憶部に記憶された前記遅延量を設定する遅延量設定部と、

を含み、

前記フォーカス制御部は、

設定された前記遅延量に基づいて、フォーカス制御を行うことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかにおいて、

前記送受信部の制御に従って、超音波の送受信を行う前記超音波トランスデューサーデバイスを含むことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 9】

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、測定画像を構成する画像構成部と、

前記測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する画像解析部と

、
検出された前記特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行うフォーカス制御部として、

コンピューターを機能させるプログラム。

【請求項 10】

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、

前記送受信部が受信した受信信号に基づいて、測定画像を構成し、

前記測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出し、

検出された前記特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行うことを特徴とする超音波測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波測定装置、プログラム及び超音波測定方法等に関係する。

【背景技術】

【0002】

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装置として、例えば被検体である人体の内部を検査するために用い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、内臓脂肪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ヘルスケア分野への展開が期待されている。

【0003】

このような画像診断を行う場合には、一点に合焦している画像ではなく、画像全体に合焦している画像を用いることが望ましい。そのため、異なる点に合焦している画像を複数枚、合成して、画像全体に合焦している画像を生成する手法が考案されている。このような手法では、焦点位置を変更する必要があるため、焦点位置を変更する方式の一つとして、例えば特許文献 1 に示されるような電子焦点方式が考案されている。具体的に特許文献 1 に示される手法では、駆動素子列数を変えて、異なる焦点による送受信を繰り返し、画像合成を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

また、特許文献 2 では、電子フォーカスにより複数個の焦点位置で送受信を行うことで、近距離から遠距離にわたって分解能の良い画像を得ることができる手法が示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開昭 5 7 - 2 0 0 8 8 0 号公報

【 特許文献 2 】 特開昭 6 2 - 8 7 1 4 0 号公報

【 特許文献 3 】 特開平 1 - 9 4 8 3 0 号公報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかし、前述したように複数の焦点距離（焦点位置）で送受信することは、その分の処理時間がかかり、フレームレートを低下させてしまう。また、フォーカスする焦点位置を少なくしても、見たい画像部分の分解能が悪くなる場合もあるため、使用者が合焦状態で見たい被写体の位置に合わせて焦点位置をその都度、変更する必要があった。

【 0 0 0 7 】

そこで特許文献 3 では、受信信号のピーク値を検出して、そのピーク値が検出されるまでの時間から焦点距離を制御することで、所望の位置（部位）に焦点を合わせるオートフォーカス方式が示されている。

20

【 0 0 0 8 】

しかし、特許文献 3 のピーク値検出によるオートフォーカス方法では、所望の部位の特徴を捉えているわけではないため、所望の位置に焦点を合わせることが難しいという問題があった。

【 0 0 0 9 】

本発明の幾つかの態様によれば、使用者が着目する被写体の位置に、自動的に焦点を合わせることができる超音波測定装置、プログラム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 】

30

【 0 0 1 0 】

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、測定画像を構成する画像構成部と、前記測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する画像解析部と、検出された前記特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についての焦点位置を制御するフォーカス制御を行うフォーカス制御部と、を含む超音波測定装置に係する。

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様では、まず送受信部が超音波トランスデューサーデバイスに対して、超音波ビームを測定箇所へ送信する制御を行う。そして、送受信部は、超音波トランスデューサーデバイスに対して、測定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超音波エコーを受信する制御を行い、受信信号を取得する。次に、画像構成部が、送受信部が受信した受信信号に基づいて、測定画像を構成し、画像解析部が、測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する。そして、フォーカス制御部が、検出された特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行う。

40

【 0 0 1 2 】

これにより、使用者が着目する被写体の位置に、自動的に焦点を合わせることが可能となる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明の一態様では、前記画像解析部は、前記生体組織についての前記特徴点と

50

して、第1の特徴点と、前記第1の特徴点と深度位置が異なる第2の特徴点とを検出し、前記フォーカス制御部は、検出された前記第1の特徴点に対応する第1の焦点位置に合焦させる第1のフォーカス制御を行い、前記画像構成部は、前記第1のフォーカス制御を行ったときに撮像される第1の画像を取得し、前記フォーカス制御部は、検出された前記第2の特徴点に対応する第2の焦点位置に合焦させる第2のフォーカス制御を行い、前記画像構成部は、前記第2のフォーカス制御を行ったときに撮像される第2の画像を取得し、前記第1の画像と前記第2の画像とを合成し、表示部に表示するための前記測定画像を生成してもよい。

【0014】

これにより、複数の深度位置に合焦している測定画像を取得すること等が可能になる。

10

【0015】

また、本発明の一態様では、前記画像解析部は、前記特徴点として、骨、筋膜、腹膜、血管壁のうちの少なくとも一つの生体組織についての特徴点を検出してもよい。

【0016】

これにより、骨、筋膜、腹膜、血管壁のうちの少なくとも一つの生体組織についての特徴点に合焦した測定画像を生成すること等が可能になる。

【0017】

また、本発明の一態様では、前記画像解析部は、前記測定画像に基づいて、前記特徴点の検出範囲を特定し、前記測定画像に対応するAモード波形における前記検出範囲でのピーク波形の深度位置から、前記特徴点の深度位置を検出し、前記フォーカス制御部は、前記特徴点の前記深度位置に基づいてフォーカス制御を行ってもよい。

20

【0018】

これにより、特徴点をより精度良く検出すること等が可能になる。

【0019】

また、本発明の一態様では、前記画像解析部は、前記解析処理として、前記生体組織の代表的な構造を表すテンプレート画像と前記測定画像とのパターンマッチング処理を行い、前記特徴点を検出してもよい。

【0020】

これにより、2次元の情報を有する測定画像から特徴点を検出すること等が可能になり、1次元の情報からは検出することが困難な特徴点を検出すること等が可能になる。

30

【0021】

また、本発明の一態様では、超音波測定の各測定箇所に関連付けて前記テンプレート画像を記憶する記憶部を含み、前記画像解析部は、指定された前記測定箇所に関連付けられた前記テンプレート画像を読み出して、読み出した前記テンプレート画像と前記測定画像とに基づいて前記パターンマッチング処理を行ってもよい。

【0022】

これにより、テンプレート画像を外部の情報記憶媒体等から読み出す場合に比べて、テンプレート画像を取得するための通信処理及び通信時間の削減を図ること等が可能になる。

【0023】

また、本発明の一態様では、前記焦点位置及び前記焦点位置の方向の少なくとも一方に関連付けて遅延量を記憶する記憶部と、前記画像解析部により検出された前記特徴点に基づいて、前記記憶部に記憶された前記遅延量を設定する遅延量設定部と、を含み、前記フォーカス制御部は、設定された前記遅延量に基づいて、フォーカス制御を行ってもよい。

40

【0024】

これにより、特徴点の位置から焦点位置を特定し、焦点位置及び焦点位置の方向の少なくとも一方により、遅延量を決定すること等が可能になる。

【0025】

また、本発明の一態様では、前記送受信部の制御に従って、超音波の送受信を行う前記超音波トランスデューサーデバイスを含んでもよい。

50

【0026】

これにより、超音波測定装置のコンパクト化を図ること等が可能になる。

【0027】

また、本発明の他の態様では、上記各部としてコンピューターを機能させるプログラムに関係する。

【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、前記送受信部が受信した受信信号に基づいて、測定画像を構成し、前記測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出し、検出された前記特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行うことを特徴とする超音波測定方法に関係する。

10

【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】腕や大腿部を測定した際の測定画像の一例。

【図4】骨のテンプレート画像の一例。

【図5】焦点位置を変更する送信フォーカス制御の説明図。

【図6】焦点位置を変更する受信フォーカス制御の説明図。

【図7】図7(A)及び図7(B)は、腹部を測定した際の測定画像とAモード波形の一例。

20

【図8】図8(A)及び図8(B)は、頸動脈周辺を測定した際の測定画像とAモード波形の一例。

【図9】図9(A)及び図9(B)は、腕や大腿部を測定した際の測定画像とAモード波形の一例。

【図10】本実施形態の処理の流れを説明したフローチャート。

【図11】第1の変形例の処理の流れを説明したフローチャート。

【図12】第2の変形例の処理の流れを説明したフローチャート。

【図13】第3の変形例の処理の流れを説明したフローチャート。

【図14】図14(A)～図14(C)は、超音波トランスデューサー素子の構成例。

30

【図15】超音波トランスデューサーデバイスの構成例。

【図16】図16(A)、図16(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、本実施形態の手法について説明し、その後、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する。また、本実施形態の処理の変形例についても併せて説明する。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。

40

【0031】

1. システム構成例

次に、図1に本実施形態の超音波測定装置の構成例を示す。

【0032】

超音波測定装置100は、送受信部110と、画像構成部120と、画像解析部130と、フォーカス制御部140と、記憶部150と、を含む。図1のように、一般的な超音波測定装置では、超音波プローブ(超音波トランスデューサーデバイス200を含む)と、測定結果を表示する表示部440とは、別筐体で構成されている。一方、前述したようなヘルスケア分野では、超音波プローブと表示部とを一体化して装置のコンパクト化を図

50

ることが望まれる。この場合には、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 200 や、表示部 440 などを含む。なお、超音波測定装置 100 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。

【0033】

次に各部で行われる処理について説明する。

【0034】

送受信部 110 は、超音波トランスデューサーデバイス 200 に対して超音波の送受信制御を行う。

【0035】

画像構成部 120 は、送受信部 110 が受信した受信信号に基づいて、測定画像を構成する。

【0036】

画像解析部 130 は、測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する。

【0037】

なお、送受信部 110 と、画像構成部 120 と、画像解析部 130 との機能は、各種プロセッサ（CPU 等）、ASIC（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。

【0038】

また、フォーカス制御部 140 は、検出された特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についての焦点位置を制御するフォーカス制御を行う。また、フォーカス制御部 140 は、受信フォーカス制御部 141 と、送信フォーカス制御部 142 と、遅延量設定部 143 と、を含む。

【0039】

受信フォーカス制御部 141 は、超音波エコーの受信について焦点位置を制御するフォーカス制御を行う。

【0040】

一方、送信フォーカス制御部 142 は、超音波ビームの送信について焦点位置を制御するフォーカス制御を行う。

【0041】

さらに、遅延量設定部 143 は、画像解析部 130 により検出された特徴点に基づいて、記憶部 150 に記憶された遅延量を設定する。

【0042】

なお、フォーカス制御部 140 の各機能は、後に詳述する図 5 や図 6 の構成により実現することができる。

【0043】

記憶部 150 は、各種のデータを記憶するものであり、例えば RAM や HDD（ハードディスクドライブ）等により実現される。記憶部 150 は、テンプレート画像記憶部 151 と、遅延量記憶部 152 と、を含む。テンプレート画像記憶部 151 は、超音波測定の各測定箇所に関連付けてテンプレート画像を記憶する。遅延量記憶部 152 は、焦点位置及び焦点位置の方向の少なくとも一方に関連付けて遅延量を記憶する。

【0044】

また、超音波トランスデューサーデバイス 200 は、走査面に沿ってスキャンしながら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 200 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。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。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

10

20

30

40

50

るため反りが生じる。なお、超音波トランスデューサーデバイス200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。例えばc-MUT（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。

【0045】

そして、表示部440は、画像構成部120によって構成された測定画像を表示する。表示部440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。

【0046】

ここで、本実施形態の超音波測定装置（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400の例であり、図2（B）は据置タイプの超音波測定装置400の例である。図2（C）は超音波プローブ300が本体に内蔵された一体型の超音波測定装置400の例である。

【0047】

図2（A）、図2（B）の超音波測定装置400は、超音波プローブ300と超音波測定装置本体401（広義には電子機器本体）を含み、超音波プローブ300と超音波測定装置本体401はケーブル312により接続される。超音波プローブ300の先端部分には、プローブヘッド320が設けられており、超音波測定装置本体401には、画像を表示する表示部440が設けられている。図2（C）では、表示部440を有する超音波測定装置400に超音波プローブ300が内蔵されている。図2（C）の場合、超音波測定装置400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。

【0048】

2. 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。

【0049】

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200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、測定画像を構成する画像構成部120と、測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する画像解析部130と、検出された特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行うフォーカス制御部140と、を含む。

【0050】

本実施形態では、まず送受信部110が超音波トランスデューサーデバイス200に対して、超音波ビームを測定箇所へ送信する制御を行う。そして、送受信部110は、超音波トランスデューサーデバイス200に対して、測定対象物内部における音響インピーダンスが異なる界面からの超音波エコーを受信する制御を行い、受信信号を取得する。

【0051】

次に、画像構成部120が、送受信部110が受信した受信信号に基づいて、測定画像を構成する。

【0052】

具体例として、腕や大腿部の測定画像（断面図）を図3に示す。図3では、表皮EP、脂肪層FT、筋肉MS、筋肉MSに挟まれた筋膜MF及び骨BNを模式的に示している。骨BNは、音響インピーダンスが他の部位と大きく異なるために、その境界面で大きな反射信号が得られて白く表示されるが、その境界で音波がほとんど反射してしまうため、骨BNの内部は黒く表示されるという特徴がある。また、筋膜MFも超音波を反射するため、筋に沿って白く表示される。

【0053】

そして、画像解析部130が、測定画像の解析処理を行って、生体組織についての特徴点を検出する。ここで、特徴点とは、例えば表皮EP、脂肪層FT、筋肉MS、筋膜MF

10

20

30

40

50

及び骨 B N の境界点などのことをいう。

【 0 0 5 4 】

さらに、フォーカス制御部 1 4 0 が、検出された特徴点に基づいて、超音波の送信及び受信についてのフォーカス制御を行う。

【 0 0 5 5 】

図 3 の例では、特徴点として骨 B N の境界と筋膜 M F の境界を検出し、骨 B N の境界面に焦点位置 F P 1 1、筋膜 M F の境界面の位置に焦点位置 F P 1 2 を設定している。また、特徴点として骨 B N の境界と筋膜 M F の境界を検出した場合に、骨 B N と筋膜 M F の略中間点に焦点位置 F P 2 1 を、表皮 E P と筋膜 M F の略中間点に焦点位置 F P 2 2 を設定してもよい。

10

【 0 0 5 6 】

これにより、使用者が着目する被写体の位置に、自動的に焦点を合わせることが可能となる。そのため、画像内で着目する複数の位置に焦点位置を手動で設定する煩わしさを、使用者に感じさせずに、高分解能の最良の画像を得ることが可能となる。よって、例えば救命医療などのようにできるだけ早く内部状態を知りたいような場面でも、瞬時に最適な測定画像を得ること等が可能になる。

【 0 0 5 7 】

また、画像解析部 1 3 0 は、解析処理として、生体組織の代表的な構造を表すテンプレート画像と測定画像とのパターンマッチング処理を行い、特徴点を検出してもよい。

【 0 0 5 8 】

ここで、テンプレート画像とは、生体組織の代表的な構造を表す画像であって、例えば図 4 に示す T I M のような画像のことをいう。図 4 のテンプレート画像 T I M は、骨 B N とその周辺部を表すテンプレート画像である。

20

【 0 0 5 9 】

このようなテンプレート画像と、実際に撮像した測定画像とのパターンマッチング処理を行って、特徴点を検出する。パターンマッチング処理の具体的な内容については、後述する。

【 0 0 6 0 】

これにより、2次元の情報を有する測定画像から特徴点を検出すること等が可能になり、1次元の情報からは検出することが困難な特徴点を検出すること等が可能になる。

30

【 0 0 6 1 】

また、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 は、記憶部 1 5 0 に超音波測定の各測定箇所に関連付けてテンプレート画像を記憶するテンプレート画像記憶部 1 5 1 を含んでもよい。そして、画像解析部 1 3 0 は、指定された測定箇所に関連付けられたテンプレート画像を読み出して、読み出したテンプレート画像と測定画像とに基づいてパターンマッチング処理を行ってもよい。

【 0 0 6 2 】

これにより、テンプレート画像を外部の情報記憶媒体等から読み出す場合に比べて、テンプレート画像を取得するための通信処理及び通信時間の削減を図ること等が可能になる。

40

【 0 0 6 3 】

また、本実施形態においては、電子フォーカス制御を行って、焦点位置を調整する。その際には、超音波の送受信に関する遅延量を焦点位置に応じて設定し、遅延量に応じてフォーカス制御を行う。

【 0 0 6 4 】

すなわち、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 は、記憶部 1 5 0 に焦点位置及び焦点位置の方向の少なくとも一方に関連付けて遅延量を記憶する遅延量記憶部 1 5 2 と、フォーカス制御部 1 4 0 に画像解析部 1 3 0 により検出された特徴点に基づいて、遅延量記憶部 1 5 2 に記憶された遅延量を設定する遅延量設定部 1 4 3 と、を含んでもよい。そして、フォーカス制御部 1 4 0 は、設定された遅延量に基づいて、フォーカス制御を行ってもよ

50

い。

【0065】

具体例として、図1のフォーカス制御部140及び送受信部110のうちの送信回路構成を示すブロック図を図5に示す。フォーカス制御部140は、遅延量設定部143として遅延素子DD1～DD7を有しており、遅延量設定部143が入力された駆動タイミング信号OTSに対して、遅延量DQを設定する。一方、送受信部110は、遅延素子DD1～DD7に対応する発振回路OC1～OC7を有している。そして、振動子アレイVAの振動子それぞれに所定の遅延時間を持たせて発信させることで、収束波面を形成してビーム径を絞り、所定の位置に電子フォーカスをかけている。例えば、図5の場合には、焦点位置がFP2である場合には、振動子アレイVAの中央の振動子にかける遅延量を、焦点位置がFP1である場合に比べて大きくして、電子フォーカスをかける。

10

【0066】

一方で、図1のフォーカス制御部140及び送受信部110のうちの受信回路構成を示すブロック図を図6に示す。フォーカス制御部140は、遅延素子DD1～DD7を有しており、受信信号に対して、遅延量DQを設定する。一方、超音波トランスデューサデバイス200の受信器は、受信アンプと振動子アレイVAを有している。そして、振動子アレイVAからの受信信号を、それぞれ所定の遅延時間を持たせて加算することにより、焦点位置近傍の超音波ビームの幅を絞り、分解能を向上させることができる。例えば図5の例と同様に図6の場合にも、焦点位置がFP2である場合には、振動子アレイVAの中央の振動子にかける遅延量を、焦点位置がFP1である場合に比べて大きくして、電子フォーカスをかける。

20

【0067】

これにより、特徴点の位置から焦点位置を特定し、焦点位置及び焦点位置の方向の少なくとも一方により、遅延量を決定すること等が可能になる。

【0068】

さらに、例えば機械スキャンなどと異なり、フォーカス制御を行うための大掛かりな追加装置等が不要であるため、例えば超音波プローブの小型化と構造の単純化を図ること等が可能になる。

【0069】

また、ヘルスケアなどで脂肪層や筋肉の厚みをチェックする場合などには、体内の一点のみを詳細に確認するのではなく、測定画像に映る生体組織の全体の様子を確認したい場合が多い。そのため、測定画像は、一点にのみ合焦している画像ではなく、画像全体に合焦している画像であることがより望ましい。

30

【0070】

そこで、画像解析部130は、生体組織についての特徴点として、第1の特徴点と、第1の特徴点と深度位置が異なる第2の特徴点とを検出してもよい。次に、フォーカス制御部140は、検出された第1の特徴点に対応する第1の焦点位置に合焦させる第1のフォーカス制御を行ってもよい。そして、画像構成部120は、第1のフォーカス制御を行ったときに撮像される第1の画像を取得してもよい。さらに、フォーカス制御部140は、検出された第2の特徴点に対応する第2の焦点位置に合焦させる第2のフォーカス制御を行ってもよい。そして、画像構成部120は、第2のフォーカス制御を行ったときに撮像される第2の画像を取得し、第1の画像と第2の画像とを合成し、表示部に表示するための測定画像を生成してもよい。

40

【0071】

ここで、深度位置とは、振動子アレイの位置を基準とした相対位置のことをいう。

【0072】

具体例を挙げて説明する。例えば、図3の例で、第1の特徴点として骨BNを検出し、第2の特徴点として筋膜MFを検出したものとする。次に、図5において、第1の特徴点である骨BNに対応する第1の焦点位置をFP1とし、第2の特徴点である筋膜MFに対応する第2の焦点位置をFP2とする。そして、前述したように、遅延量に基づいたフォ

50

ーカス制御を行って、第1の焦点位置FP1に合焦した第1の画像と、第2の焦点位置FP2に合焦した第2の画像と、を取得する。

【0073】

ここで、この時に得られる第1の画像は、骨BNとその周辺部分だけがはっきりと映っており、他の部分がぼやけている画像である。また、第2の画像は、筋膜MFとその周辺部分だけがはっきりと映っており、他の部分がぼやけている画像である。

【0074】

そして、第1の画像と第2の画像とを合成して、骨BNと筋膜MFとそれらの周辺部分がはっきりと映った測定画像を生成する。この時に生成される測定画像は、骨BNと筋膜MFだけでなく、他の部分もしっかりと映っている（合焦している）ことが望ましい。

【0075】

これにより、複数の深度位置に合焦している測定画像を取得すること等が可能になる。

【0076】

また、画像解析部130は、特徴点として、骨、筋膜、腹膜、血管壁のうちの少なくとも一つの生体組織についての特徴点を検出してもよい。

【0077】

例えば、図7(A)は、腹部の測定画像(断面図)を示しており、表皮EP、脂肪層FT、筋肉MS、筋肉MSに挟まれた筋膜MF、横隔膜DPを模式的に示している。筋膜MFや横隔膜DPは、超音波を反射するため、筋にそって白く表示される。

【0078】

図7(A)では、検出したこれらの特徴点に基づいて、横隔膜DPの境界面に焦点位置FP31、筋膜MFの位置に焦点位置FP32を設定している。また、横隔膜DPと筋膜MFの略中間点にも焦点位置FP41、表皮EPと筋膜MFの略中間点に焦点位置FP42を設定してもよい。

【0079】

本実施形態では、このような位置に自動的に焦点を合わせることが可能であるため、横隔膜DPや筋膜MFの境界の組織や、筋肉MSや脂肪層FTを常に高分解能で表示することが可能であり、常に鮮明な測定画像を得ることができる。

【0080】

また、図8(A)は、頸動脈などの血管の測定画像(断面図)を示しており、表皮EP、脂肪層FT、筋肉MS及び血管壁BWを模式的に示している。血管壁BWも超音波を反射するため血管壁にそって、白く表示される。

【0081】

図8(A)では、検出したこの特徴点に基づいて、血管壁の上下に焦点位置FP51及びFP52を設定している。また、血管の略中央位置にも焦点位置FP71を、表皮EPと血管の略中間点に焦点位置FP72を設定した例を示している。

【0082】

このような位置に自動的に焦点を合わせてくれるので、血管壁や内部組織、血管の周囲組織を常に高分解能で表示することが可能で、常に鮮明な測定画像が得られる。

【0083】

これにより、骨、筋膜、腹膜、血管壁のうちの少なくとも一つの生体組織についての特徴点に合焦した測定画像を生成すること等が可能になる。

【0084】

また、画像解析部130は、測定画像に基づいて、特徴点の検出範囲を特定し、測定画像に対応するAモード波形における検出範囲でのピーク波形の深度位置から、特徴点の深度位置を検出してもよい。そして、フォーカス制御部140は、特徴点の深度位置に基づいてフォーカス制御を行ってもよい。

【0085】

具体例を説明する。図7(B)、図8(B)、図9(B)には、縦軸を深度位置、横軸を受信電圧RX Pとして、測定画像の中心部分のAモード波形RWを示す。

10

20

30

40

50

【0086】

図7(B)では、表皮EP、筋膜MF、横隔膜DPからの超音波エコーに対応する受信電圧RXPが他の部分に比べて大きいことが分かる。同様に、図8(B)では、表皮EP及び血管壁BWに対応する受信電圧RXPが、図9(B)では、表皮EP、筋膜MF及び骨BNに対応する受信電圧RXPが他の部分に比べて大きいことが分かる。

【0087】

本例では、まず測定画像から特徴点が存在するおおよその範囲を検出する。そして、その後前述したような音響インピーダンスが部位ごとに異なる性質を利用して、Aモード波形RWに基づいて検出した範囲内での詳細な特徴点の位置を検出する。例えば、図9(B)の例では、受信電圧が所定の閾値Thを超えた部分であるP1を特徴点として検出する。

10

【0088】

これにより、特徴点をより精度良く検出すること等が可能になる。

【0089】

また、本実施形態の超音波測定装置100は、送受信部110の制御に従って、超音波の送受信を行う超音波トランスデューサデバイス200を含んでもよい。

【0090】

これにより、超音波測定装置100のコンパクト化を図ること等が可能になる。

【0091】

なお、本実施形態の超音波測定装置100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

30

【0092】

3. 処理の詳細

以下では、図9(A)、図9(B)及び図10を用いて、本実施形態の処理の流れについて説明する。図9(B)は、図3で示す測定画像の中央部のAモード波形(受信信号波形)を示す図であり、図10は、骨の境界面で自動的に焦点を合わせる手順を示すフローチャートである。

【0093】

前述のとおり、骨の境界面では音響インピーダンスが他の部位とは大きく異なるため、図9(B)に示すように骨の境界面で大きな受信信号が得られる、また、その骨の境界面で音波がほとんど反射してしまうため、骨内部からは受信信号がほとんど得られない。

40

【0094】

このような特徴を検出して、骨の境界面で自動的に焦点を合わせる手順を、図10を使って説明する。まず、遅延量設定部が遅延量記憶部から、遅延量の初期値を読み出して、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送り、送受信の遅延量が設定される(ステップS1)。

【0095】

次に、送信フォーカス制御部から超音波トランスデューサデバイスに対して、設定された遅延量に基づいた制御信号を送信して、超音波トランスデューサデバイスが電子フォーカスのかかった送信パルス(超音波ビーム)を発生させる(ステップS2)。

50

【 0 0 9 6 】

これに対して、超音波トランスデューサーデバイスが反射した信号（超音波エコー）を受信し、受信フォーカス制御部で整相加算して受信信号波形を得る（ステップS3）。さらに、画像構成部が、走査毎の受信信号から、測定画像を生成する（ステップS4）。

【 0 0 9 7 】

次に、画像解析部で、所定レベル以上の受信信号の検出と、その後続く受信電圧の得られない部分の検出を行い、骨を認識して、骨表面の位置を算出する（ステップS5）。ここで、所定レベル以上の受信信号が検出できる部分とは、骨の境界目のことを指し、一方、受信電圧の得られない部分とは、骨の内部のことを指す。

【 0 0 9 8 】

さらに、遅延量設定部で、ステップS5の骨の位置情報から骨の境界位置に焦点を結べる遅延量を遅延量記憶部から読みだして、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送る（ステップS6）。それ以降は、ステップS2に戻り、フォーカス制御を行うことで、骨の境界面に自動的に焦点を合わせることができる。

【 0 0 9 9 】

次に、図10を用いた説明では、Aモード波形におけるピーク波形などの特徴から骨の境界面を検出する方法を示したが、画像空間的に特徴点を検出する他の方法を以下に示す。

【 0 1 0 0 】

まず、パターンマッチングにより特徴点を検出して自動的に焦点を合わせる手順を、図9（A）、図9（B）及び図11に示すフローチャートを用いて、以下に説明する。図11は、パターンマッチングにより、骨表面（骨の境界面）に自動的に焦点を合わせる手順を示すフローチャートである。なお、骨のテンプレート画像としては、前述した図4に示すようなテンプレート画像を用いる。

【 0 1 0 1 】

まず、オートフォーカスを行う上で使用者が希望する設定を行う。具体的には、大腿前部、上腕前部、腹部などの測定部位を使用者が設定し（ステップS11）、測定部位において自動で焦点を合わせたい深度位置、例えば脂肪、筋肉、筋膜、骨表面などを焦点位置として指定する（ステップS12）。焦点位置は、複数設定可能で、複数焦点による画像構成を可能とするものであるが、図11のフローチャートでは、大腿前部の骨表面に自動調整する場合を示す。

【 0 1 0 2 】

また、画像表示前、若しくは画像がフリーズ状態、または表示状態である場合にも、これらの焦点位置の設定を変更可能にしてもよいが、図11の説明では、画像表示前からの設定を変更しないものとする。

【 0 1 0 3 】

次に、測定部位と焦点位置から、遅延量設定部が遅延量記憶部から、遅延量の初期値を読みだして、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送り（ステップS13）、送信フォーカス制御部が超音波トランスデューサーデバイスに制御信号を送って、電子フォーカスのかかった送信パルスを発生させる（ステップS14）。

【 0 1 0 4 】

そして、超音波トランスデューサーデバイスで受信した信号を、受信フォーカス制御部で整相加算して受信信号波形を得て（ステップS15）、走査線ごとの受信信号波形から、画像構成部で超音波表示画像を生成し表示する（ステップS16）。

【 0 1 0 5 】

次に、画像解析部で処理されるパターンマッチングによる特徴領域の検出を、以下のステップS17～S19で行う。

【 0 1 0 6 】

まず、テンプレート画像の読み出しを行う（ステップS17）。本例の測定部位は大腿前部であり、焦点位置は大腿前部の骨表面であるため、図4に示す大腿部の骨のテンプレ

10

20

30

40

50

ート画像を、テンプレート画像記憶部から読み出す。なお、測定部位と焦点位置に応じたテンプレート画像は、あらかじめテンプレート画像記憶部に用意されている。また、テンプレート画像は、被測定者によるサイズ差やプローブのあて方による角度差を考慮して、所定の刻みで所定の倍率や回転の変化を施したテンプレートを用意してもよい。

【0107】

次に、読み出したテンプレートでパターンマッチングを行う（ステップS18）。パターンマッチングの方法としては、測定画像とテンプレート画像の画素値の差の2乗の和でスコアを求めるSSD法や、明るさの差があっても安定的に類似度を計算できる正規化相互相関法といった一般的な評価関数を用いる。

【0108】

そして、評価関数のスコアから、テンプレートの位置を特定し、骨表面の位置を算出する（ステップS19）。

【0109】

さらに、遅延量設定部は、骨表面の位置に焦点を結べる遅延量を遅延量記憶部から読み出して、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送る（ステップS20）。以降、ステップS14の送信に戻り処理を繰り返すことで、常に骨表面に焦点を合わせることができる。以上は、骨の検出であったが、血管も同様なパターンマッチング方法で検出でき、オートフォーカスを行うことが可能である。

【0110】

図11のフローチャートを用いて説明した処理は、骨表面に焦点を合わせる処理であったが、次に図9(A)の筋膜に焦点を合わせるための方法を説明する。特徴点の検出は画像解析部で行われ、その他の処理は図11と同様であるため、図11のステップS17～S19の代わりとなる処理ステップS27～ステップS29のみを示す図12を用いて説明する。図12の実施例では、エッジ検出を使って筋膜を検出し、筋膜の位置を算出する方法を示している。

【0111】

まず、画像のエッジ成分を検出する（ステップS27）。画像情報に空間2次微分演算を行い、零を横切る位置を、エッジとして検出する。これは、ゼロ交差法と呼ばれる方法であるが、その他にも検索ベースの手法を用いてもよい。なお、エッジ検出に影響するノイズ成分を抑圧するために、エッジ検出前に、メディアンフィルタなどで画像を平滑化処理してもよい。

【0112】

次に、筋膜の検出を行う（ステップS28）。筋膜のエッジであるか否かは、空間1次微分値である変化の勾配の大きさが所定のレベル以上のエッジを空間的に追跡して、略X方向に連続した所定の長さの曲線になっているか否かにより判断する。

【0113】

そして、筋膜の位置検出を行う（ステップS29）。筋膜画像は所定の幅を持つ白線画像であるため、筋膜のエッジは、所定の幅の2本の略平行な曲線として検出される。そのため、筋膜の位置は、画像中央の2本の曲線の中央値として算出される。

【0114】

以上の画像解析を行うことで、常に筋膜に焦点を合わせることができる。以上は、筋膜の検出であったが、横隔膜も同様な検出により、オートフォーカスを行うことが可能である。

【0115】

なお、筋肉へのオートフォーカスについては、横隔膜と筋膜の中間位置や筋膜と表層の中間位置を、焦点位置として設定することもできる。また、横隔膜と筋膜の中間の複数の位置や筋膜と表層の中間の複数の位置を、焦点位置として設定してもよい。さらに、筋膜は複数発生する場合もあるので、複数発生した筋膜の中央位置を焦点位置として設定してもよい。

【0116】

10

20

30

40

50

最後に、複数焦点の画像構成方法について、図13のフローチャートを用いて説明する。図11の説明と重複する部分については、省略あるいは簡単に記載している。

【0117】

まず、測定部位を設定するが、本例では大腿前部を測定部位に設定する（ステップS30）。次に、自動で焦点を合わせたい焦点位置を使用者が指定するが（ステップS31）、本例では、第1の焦点（骨表面）と第2の焦点（筋膜）の二つの焦点を指定する。

【0118】

そして、二つの焦点位置メモリに、骨表面と筋膜の焦点位値の初期値を読み込む（ステップS32）。なお、この際に測定部位に応じて選択される焦点位置の初期値は、あらかじめ用意されたメモリに記憶されているものとする。

【0119】

次に、第1の焦点位置メモリ（骨表面）から読みだした位置に焦点を結べる遅延量を遅延量記憶部から読みだして、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送り（ステップS33）、超音波の送受信処理を行う（ステップS34）。そして、第1の焦点位置（骨表面）に合焦した第1の測定画像を生成し、画像メモリに保存する（ステップS35）。さらに、生成した第1の測定画像から特徴点（骨表面）を検出して、その位置を算出し、第1の焦点位置メモリに記憶する（ステップS36）。

【0120】

今度は、第2の焦点位置メモリ（筋膜）から読みだした位置に焦点を結べる遅延量を遅延量記憶部から読みだして、送信フォーカス制御部及び受信フォーカス制御部に送り（ステップS37）、超音波の送受信処理を行い（ステップS38）、第2の焦点位置（筋膜）に合焦した第2の測定画像を生成する（ステップS39）。

【0121】

その後、画像メモリに保存されている骨表面に合焦させた第1の測定画像を読み出して、第1の測定画像と第2の測定画像の画像合成処理を行い（ステップS40）、合成した画像を表示部に表示する。さらに、特徴点（筋膜）を検出してその位置を算出し、第2の焦点位置メモリに記憶する（ステップS41）。

【0122】

以降、ステップS33の送受信遅延設定に戻り処理を繰り返すことで、常に骨表面と筋膜に焦点を合わせた画像合成が可能となる。以上は、焦点が二つの場合であるが、複数焦点の場合もステップS34～37の一連の処理とメモリを増やすことで可能となる。

【0123】

4. 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200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。

【0124】

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。

【0125】

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。

【0126】

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、PZ

10

20

30

40

50

T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。

【0127】

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。

【0128】

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。

【0129】

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。

【0130】

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。

【0131】

5. 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200(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200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。

【0132】

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。

【0133】

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。

【0134】

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。

10

20

30

40

50

また駆動電極線 DL から 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) に示すように、素子列数は 1 列であってもよい。

【0135】

図 15 に示すように、駆動電極線 DL 1 ~ DL 64 (第 1 ~ 第 n の駆動電極線) は、第 1 の方向 D 1 に沿って配線される。駆動電極線 DL 1 ~ DL 64 のうちの第 j (j は 1 j n である整数) の駆動電極線 DL j (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 UG j 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。

10

【0136】

超音波を出射する送信期間には、送信信号 VT 1 ~ VT 64 が駆動電極線 DL 1 ~ DL 64 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 VR 1 ~ VR 64 が駆動電極線 DL 1 ~ DL 64 を介して出力される。

【0137】

コモン電極線 CL 1 ~ CL 8 (第 1 ~ 第 m のコモン電極線) は、第 2 の方向 D 2 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 CL 1 ~ CL 8 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 CL 1 ~ CL 8 のうちの第 i (i は 1 i m である整数) のコモン電極線 CL i 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。

20

【0138】

コモン電極線 CL 1 ~ CL 8 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、0 V、即ちグランド電位 (接地電位) でなくてもよい。

【0139】

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。

【0140】

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。

30

【0141】

また図 14 (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。

【0142】

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、超音波測定装置等の構成、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】

【0143】

100 超音波測定装置、110 送受信部、120 画像構成部、130 画像解析部、
140 フォーカス制御部、141 受信フォーカス制御部、142 送信フォーカス制

50

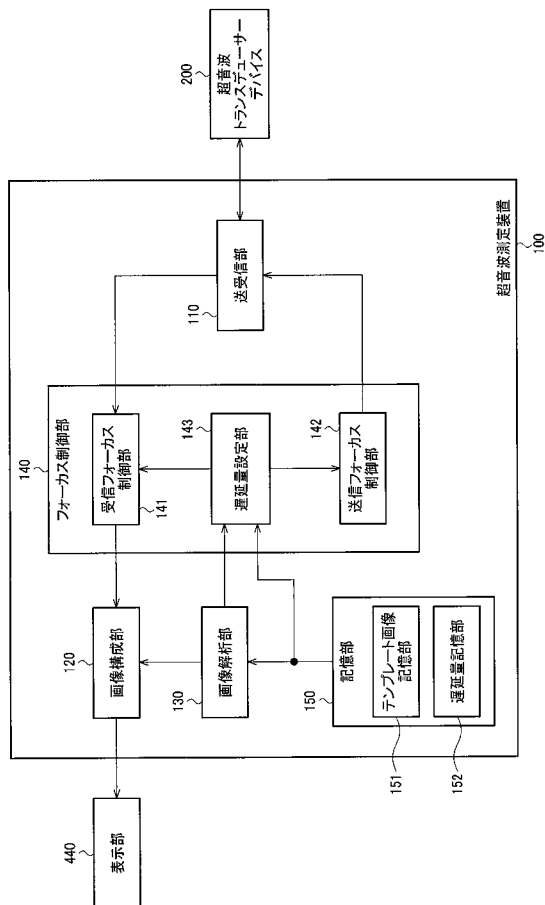
御部、

143 遅延量設定部、150 記憶部、151 テンプレート画像記憶部、152 遅延量記憶部、

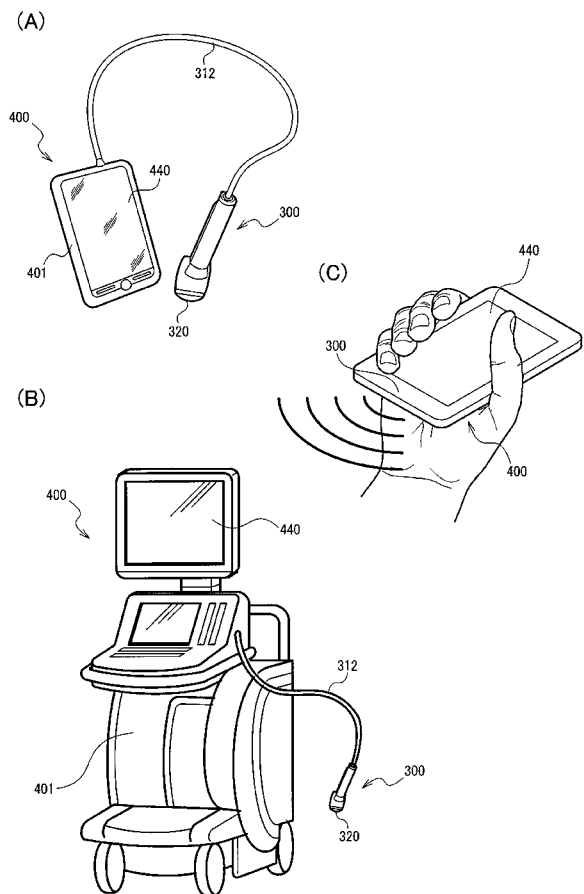
200 超音波トランスデューサーデバイス、300 超音波プローブ、312 ケーブル、

320 プローブヘッド、400 超音波測定装置、401 超音波測定装置本体、440 表示部

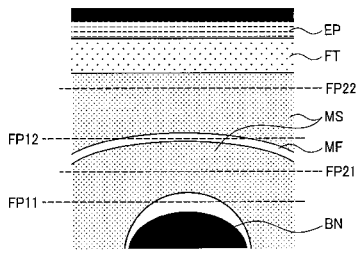
【図1】



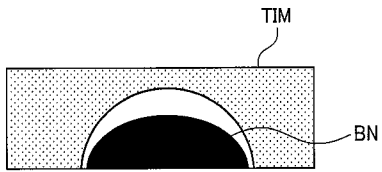
【図2】



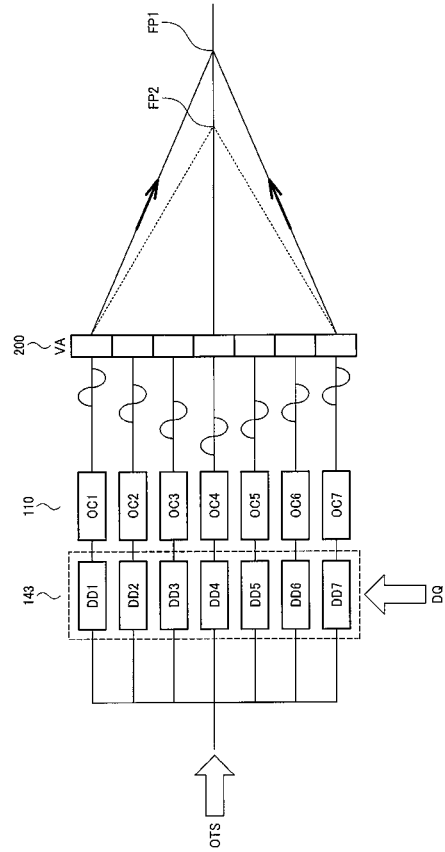
【 図 3 】



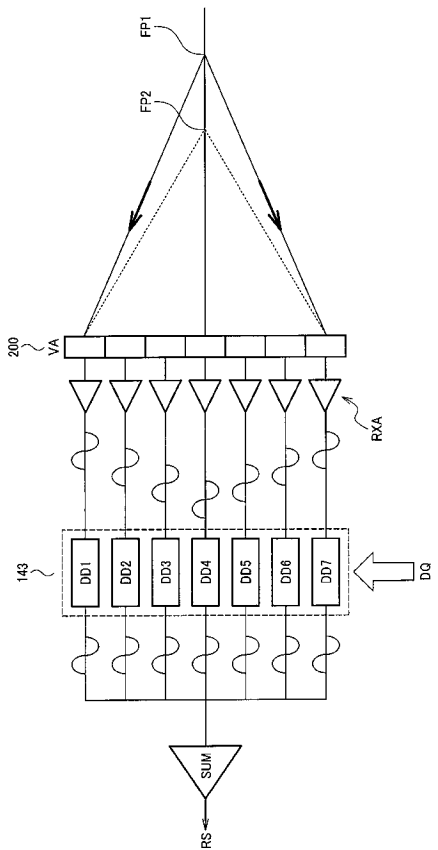
【 図 4 】



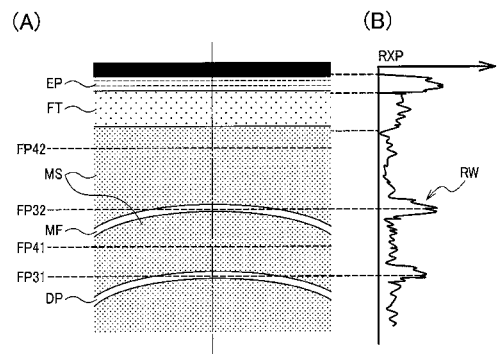
【 図 5 】



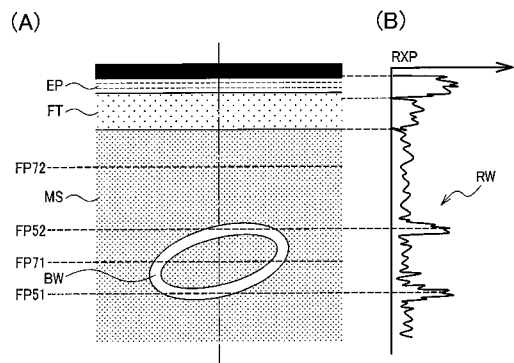
【 図 6 】



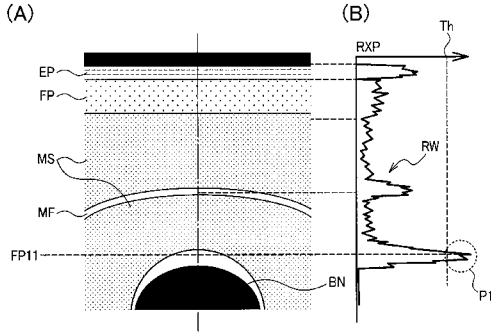
【 図 7 】



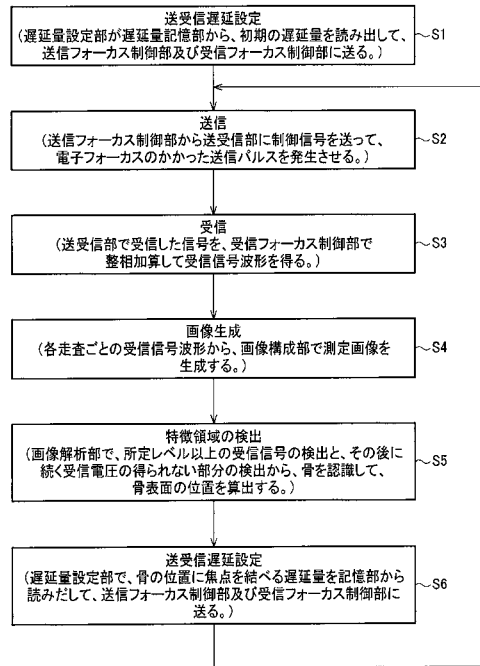
【 図 8 】



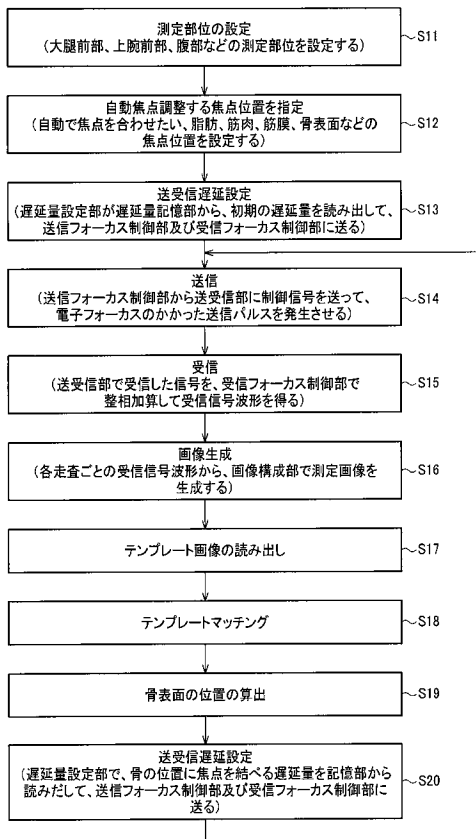
【 図 9 】



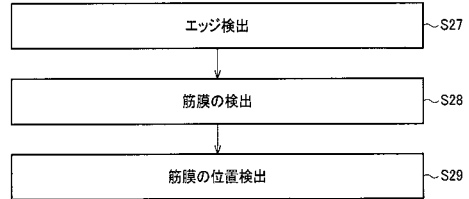
【 図 1 0 】



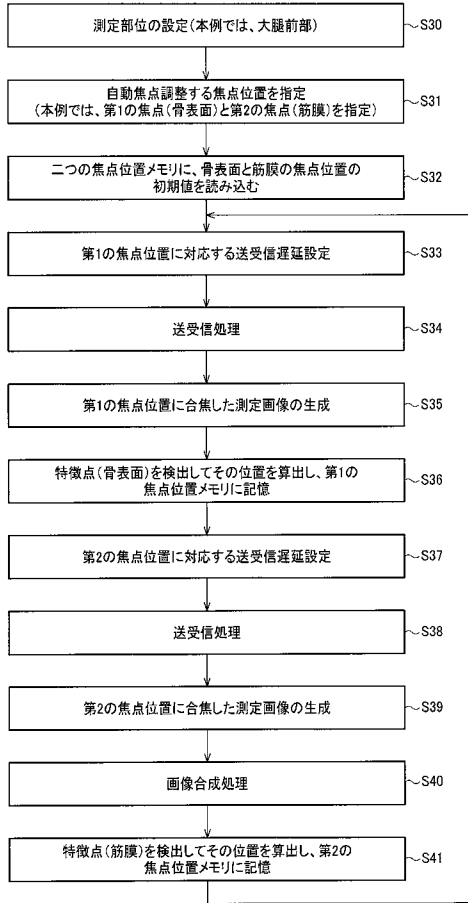
【 図 1 1 】



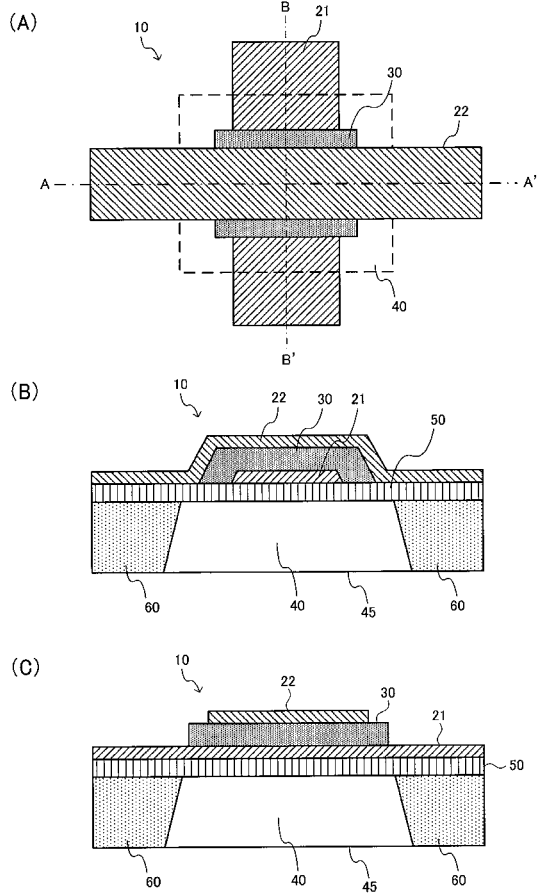
【 図 1 2 】



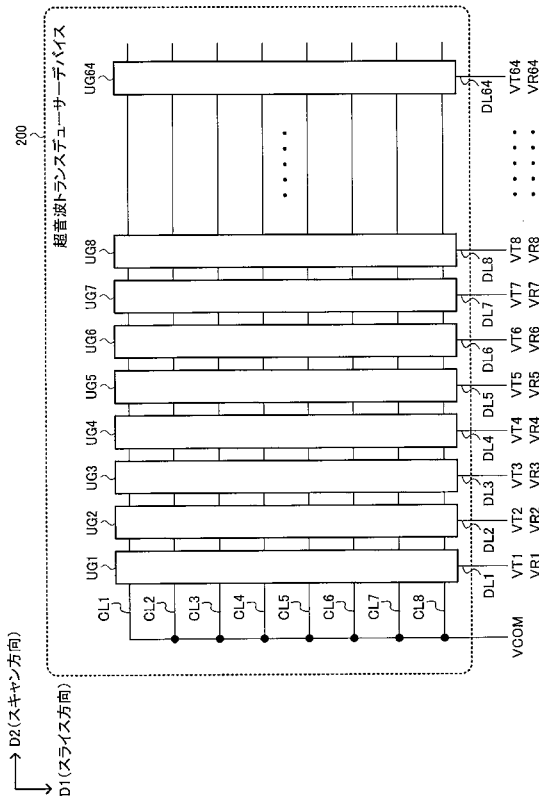
【 図 1 3 】



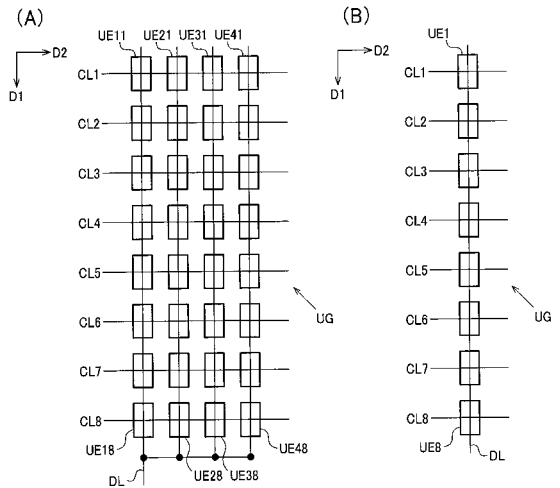
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



专利名称(译)	超声波测量装置，程序和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP2014124429A	公开(公告)日	2014-07-07
申请号	JP2012284475	申请日	2012-12-27
[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	新井義雄		
发明人	新井 義雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/HH29 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	宫坂和彦 渡边和明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波测量装置，程序，超声测量方法等，其能够自动聚焦于用户注意的对象的位置。解决方案：超声波测量装置100包括：发送/接收单元110，用于控制向超声换能器装置200的超声波的发送和接收；图像构造单元120，用于基于发送/接收单元110接收的接收信号来构造测量图像；图像分析单元130，用于对测量图像进行分析处理以检测关于生物组织的特征点；聚焦控制单元140，用于进行聚焦控制，以基于检测到的特征点来控制与超声波的发送和接收有关的聚焦位置。

