

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2008/032685

発行日 平成22年1月28日 (2010.1.28)

(43) 国際公開日 平成20年3月20日 (2008.3.20)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

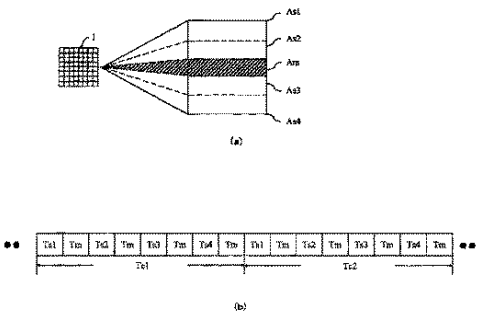
出願番号	特願2008-534335 (P2008-534335)	(71) 出願人	000005821 パナソニック株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/067612		大阪府門真市大字門真1 0 0 6 番地
(22) 国際出願日	平成19年9月10日 (2007. 9. 10)	(74) 代理人	100105647 弁理士 小栗 昌平
(31) 優先権主張番号	特願2006-245223 (P2006-245223)	(74) 代理人	100108589 弁理士 市川 利光
(32) 優先日	平成18年9月11日 (2006. 9. 11)	(74) 代理人	100119552 弁理士 橋本 公秀
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	福喜多 博 愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソ ニック四国エレクトロニクス株式会社内
		(72) 発明者	秋山 恒 愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソ ニック四国エレクトロニクス株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明は、関心領域については高速に、その他の領域については低速に走査することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

本発明に係る超音波診断装置は、複数の超音波素子を2次元的に配列して形成された2次元アレイプローブ1が、3次元領域に超音波ビームを送信し、反射信号を受信するものである。超音波ビームは角錐上の領域を走査し、走査領域は関心領域である主走査領域A mと、従走査領域に分割される。従走査領域は小領域A s 1、A s 2、A s 3、A s 4に分割される。主走査領域の主走査回数は、従走査領域の従走査回数より多い。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記主走査領域と前記従走査領域は 2 次元走査領域、あるいは 3 次元走査領域から構成され、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う超音波診断装置。

【請求項 2】

主走査領域と従走査領域から構成される全走査領域において、前記主走査領域が全走査領域のいかなる位置にある場合においても、時間的に等間隔に主走査される請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

走査領域が 2 次元または 3 次元の領域に広がり、複数の走査領域がある請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

複数の走査領域が互いに交差する請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差がある請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の従走査からなる送信超音波ビームの走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を有し、前記走査変換器は主走査領域と従走査領域で異なるパースピテンスを設定可能である請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

主走査領域と従走査領域の境界にマーカーが表示される請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、関心領域については高速に、その他の領域については低速に走査する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来の超音波診断装置は、図 5 (a)、図 5 (b) に示すように複数の超音波素子を 2 次元的に配列して形成された 2 次元アレイプロープ 1 と対象物の 3 次元走査を間欠的に行うように前記 2 次元アレイプロープを駆動制御するように構成されており、間欠的に行われる各 3 次元走査 T 3 の間、該 3 次元走査時の走査レート以上の走査レートで 2 次元走査 T 2 を行い、3 次元走査により得られた方法に基づき 3 次元画像を形成し、2 次元走査により得られた方法に基づき 2 次元画像を形成している (例えば特許文献 1 参照)。

【0003】

【特許文献 1】特開 2000-139906 号公報 (段落 0009、0010、第 2 図、第 4 図)

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、3 次元 (従) 走査を行っている間に 2 次元 (主) 走査を行うことが出来ないという問題があった。

【0005】

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、従走査領域で従走査を行っている間に、主走査領域で主走査を行うことのでき、かつ関心領域である主走査領域の主走査については高速に、その他の領域である従走査領域の従走査については低速に走査する

10

20

30

40

50

超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波診断装置は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記主走査領域と前記従走査領域は2次元走査領域、あるいは3次元走査領域から構成され、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を有している。

【0007】

この構成により、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行い、かつ関心領域の主領域の主走査については高速に、その他の従領域の従走査については低速に走査することができる。 10

【0008】

また、本発明の超音波診断装置は、主走査領域と従走査領域から構成される全走査領域において、前記主走査領域が全走査領域のいかなる位置にある場合においても、時間的に等間隔に主走査される構成を有している。

【0009】

この構成により、主走査領域の組織が時間的に変位する場合、その時間変位を把握することが容易になる。

【0010】

さらに、本発明の超音波診断装置は、走査領域が2次元または3次元の領域に広がり、複数の走査領域がある構成を有している。 20

【0011】

この構成により、関心領域が2次元または3次元の複数の存在する時、関心領域である主走査領域の走査レートを高めることができる。

【0012】

さらに、本発明の超音波診断装置は、複数の走査領域が互いに交差する構成を有している。

【0013】

この構成により、複数の関心領域が交差する場合について、関心領域である主走査領域の走査のレートを高めることができる。 30

【0014】

さらに、本発明の超音波診断装置は、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差がある構成を有している。

【0015】

この構成により、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い領域の従走査のレートを高めることができる。

【0016】

さらに、本発明の超音波診断装置は、走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の走査からなる送信超音波ビームの従走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を有し、前記走査変換器は主走査領域と従走査領域で異なるパーステンスを設定可能である構成を有している。 40

【0017】

この構成により、走査領域における送信超音波ビームの走査速度と、表示装置の画像更新速度を一致させることができる。

【0018】

さらに、本発明の超音波診断装置は、主走査領域と従走査領域の境界にマーカーが表示される構成を有している。

【0019】

この構成により、主走査領域と従走査領域の境界を明確に区別できる。

【発明の効果】

【0020】

本発明は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を設けることにより、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行うことができ、関心領域である主走査領域の主走査を継続することができ、かつ関心領域の主走査については高速に、その他の領域の従走査については低速に走査するという効果を有する超音波診断装置を提供することができるものである。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】 本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図 10

【図2】 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査領域と走査のタイミングとを示す図

【図3】 本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図

【図4】 本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の表示部のブロック図と走査のタイミングとを示す図

【図5】 従来の超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図

【符号の説明】

【0022】

20

1 2次元アレイプローブ

A_m 主走査領域

A_{s1} 小領域

A_{s2} 小領域

A_{s3} 小領域

A_{s4} 小領域

2 走査変換器

3 表示部

4 メモリー

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0023】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。

【0024】

本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図1(a)、走査のタイミングを図1(b)に示す。

【0025】

図1(a)において、複数の超音波素子を2次元的に配列して形成された2次元アレイプローブ1は、3次元領域に超音波ビームを送信し、反射信号を受信する。超音波ビームは角錐上の領域を走査し、走査領域は関心領域である主走査領域A_mと、従走査領域に分割される。従走査領域は小領域A_{s1}、A_{s2}、A_{s3}、A_{s4}に分割される。図1(b) 40

において、主走査領域A_mを主走査する時間をT_mで、小領域A_{s1}を従走査する時間をT_{s1}で、小領域A_{s2}を従走査する時間をT_{s2}で、小領域A_{s3}を従走査する時間をT_{s3}で、小領域A_{s4}を従走査する時間をT_{s4}で示す。

【0026】

以上のように構成された超音波診断装置について、図1(a)、図1(b)を用いてその動作を説明する。

【0027】

まず、小領域A_{s1}を時間T_{s1}で従走査する。次に、主走査領域A_mを時間T_mで主走査する。次に小領域A_{s2}を時間T_{s2}で従走査する。次に、主走査領域A_mを時間T_mで主走査する。次に小領域A_{s3}を時間T_{s3}で従走査する。次に、主走査領域A_mを 50

時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s4} を時間 T_{s4} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。走査領域の走査を時間 T_{c1} で完了する。このようにして、走査領域全体を 1 回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を 4 回主走査できる。時間 T_{c2} においても、同様に走査が行われる。このようにして、走査領域を走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を等間隔で主走査することも可能になる。

【0028】

このような本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域を関心領域である主走査領域 A_m と、従走査領域に分割し、従走査領域を小領域 A_{s1} 、 A_{s2} 、 A_{s3} 、 A_{s4} に分割することにより、走査領域全体を 1 回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を複数回主走査できる。また、走査領域を走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を等間隔で主走査することも可能になり、主走査領域の組織が時間的に変位する場合、その時間変位を把握することが容易になる。

10

【0029】

次に、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図 2 (a)、走査領域を図 2 (b)、走査のタイミングを図 2 (c) に示す。

【0030】

図 2 (a) において、走査領域は走査領域 R_1 と走査領域 R_2 の複数存在する。走査領域 R_1 と R_2 は互いに交差している。図 2 (b) において、走査領域 R_1 は、主走査領域 A_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A_{s1} と、小走査領域 A_{s2} に分割される。走査領域 R_2 は、主走査領域 a_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 a_{s1} と、小走査領域 a_{s2} に分割される。図 2 (c) において、主走査領域 A_m を主走査する時間を T_m で、小領域 A_{s1} を従走査する時間を T_{s1} で、小領域 A_{s2} を従走査する時間を T_{s2} で、主走査領域 a_m を主走査する時間を t_m で、小領域 a_{s1} を従走査する時間を t_{s1} で、小領域 a_{s2} を従走査する時間を t_{s2} で示す。

20

【0031】

以上のように構成された超音波診断装置について、図 2 (b)、図 2 (c) を用いてその動作を説明する。

【0032】

まず、小領域 A_{s1} を時間 T_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s2} を時間 T_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。このようにして走査領域 R_1 の走査を完了する。次に小領域 a_{s1} を時間 t_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 a_m を時間 t_m で主走査する。次に小領域 a_{s2} を時間 t_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 a_m を時間 t_m で主走査する。このようにして走査領域 R_2 の走査を完了する。このようにして、各走査領域 R_1 と R_2 を 1 回、時間 T_{c1} で走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m と a_m をそれぞれ 2 回主走査できる。時間 T_{c2} においても同様に走査される。なお、図 2 (c) においては、各主走査領域について A_m 、 A_m 、 a_m 、 a_m の順に主走査したが、 A_m 、 a_m 、 A_m 、 a_m の順に主走査することも可能である。そのようにして、関心領域である主走査領域 A_m と a_m を等間隔で主走査することが可能になる。

30

【0033】

以上のように本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域が走査領域 R_1 と走査領域 R_2 の複数存在し、走査領域 R_1 と R_2 は互いに交差し、走査領域 R_1 は、主走査領域 A_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A_{s1} と、小走査領域 A_{s2} に分割され、走査領域 R_2 は、主走査領域 a_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 a_{s1} と、小走査領域 a_{s2} に分割されることにより、各走査領域 R_1 と R_2 を 1 回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m と a_m をそれぞれ 2 回主走査することができる。

40

【0034】

次に、本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図 3 (a)、走査のタイミングを図 3 (b) に示す。

50

【0035】

図3 (a)において、走査領域R1は、主走査領域Amと従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域As1と、小走査領域As2、小走査領域As3に分割される。図3 (b)において、主走査領域Amを主走査する時間をTmで、小領域As1を従走査する時間をTs1で、小領域As2を従走査する時間をTs2で、小領域As3を従走査する時間をTs3で示す。

【0036】

以上のように構成された超音波診断装置について、図3 (b)を用いてその動作を説明する。

【0037】

10

まず、小領域As1を時間Ts1で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。次に小領域As2を時間Ts2で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。次に小領域As1を時間Ts1で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。次に小領域As2を時間Ts2で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。次に小領域As3を時間Ts3で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。走査領域R1の走査を時間Tc1で完了する。このようにして、走査領域R1を1回走査する間に、関心領域である主走査領域Amを4回主走査でき、さらに、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差を設けることにより、従走査領域の小走査領域As1とAs2を各2回、従走査領域の小走査領域As3を1回従走査できる。時間Tc2においても、同様に走査が行われる。このように、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い領域の従走査のレートを高めることができる。

20

【0038】

以上のように本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置によれば、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差を設けることにより、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い小走査領域As1とAs2の従走査のレートを、従走査領域の小走査領域As3よりも高めることができる。

【0039】

次に、本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置を表示部のブロックを図4 (a)、走査のタイミングを図4 (b)に示す。

30

【0040】

図4 (a)において、2次元アレイ振動子からの受信信号は、走査変換器2において画像信号に変換される。走査変換器2の画像信号はメモリー4に記憶される。走査変換器2の画像信号は表示部3に表示される。表示部3において、走査領域R1が表示される。走査領域R1は、主走査領域Amと従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域As1と、小走査領域As2に分割される。主走査領域Amと従走査領域の境界、すなわち、主走査領域Amと小走査領域As1の境界、および主走査領域Amと小走査領域As2の境界には、マーカー4が表示される。図4 (b)において、主走査領域Amを主走査する時間をTmで、小領域As1を従走査する時間をTs1で、小領域As2を従走査する時間をTs2で示す。

40

【0041】

以上のように構成された超音波診断装置について、図4 (a)、図4 (b)を用いてその動作を説明する。

【0042】

まず、小領域As1を時間Ts1で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。次に小領域As2を時間Ts2で従走査する。次に、主走査領域Amを時間Tmで主走査する。このようにして、走査領域全体を1回走査する間に、関心領域である主走査領域Amを2回主走査できる。時間Tc2においても、同様に走査が行われる。時間Ts1の画像データと、時間Tmの画像データと、時間Ts2の画像データで画像フレームF1が形成される。同様にして、時間Ts2の画像データと、時間Tmの画像データと

50

、時間 T_{s1} の画像データで画像フレーム F_2 が形成される。このようにしてフレーム F_3 、フレーム F_4 、フレーム F_5 が形成される。形成されたフレームはメモリー 4 に記憶される。一方、表示部の表示は時間 T_{c1} 、 T_{c2} 、の間隔で行われる。領域 R_1 の走査において実時間で表示されるのはフレーム F_1 、フレーム F_3 、フレーム F_5 となる。しかし、全てのフレームはメモリー 4 に記憶されているので、メモリー 4 からの画像の読み出し速度を下げれば全ての画像フレームを表示部 3 に表示することが出来る。

【0043】

なお、走査変換器 2 において、主走査領域 A_m の画像 V_m と従走査領域の小領域 A_{s1} と A_{s2} の各画像 V_{s1} と V_{s2} にパーシステンス（残像効果）を与えることも可能である。この場合、主走査領域は、単位時間当たりの主走査回数が多いので、パーシステンスを比較的強く効かせ、従走査領域は、単位時間当たりの従走査回数が少ないのでパーシステンスを比較的弱く効かせても良い。あるいは、主走査領域の組織の時間的に変位が大である場合、主走査領域のパーシステンスを比較的弱く効かせ、従走査領域のパーシステンスを比較的強く効かせても良い。

10

【0044】

以上のように本発明の第 4 の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の従走査からなる送信超音波ビームの走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を設けることにより、走査領域における送信超音波ビームの走査速度と、表示装置の画像更新速度を一致させることができる。

20

【0045】

さらに、本発明の超音波診断装置は、主走査領域に対応する画像のパーシステンスが、従走査領域に対応する画像のパーシステンスと異なる構成とすることにより、主走査領域の関心領域の組織の高速な変位と、従走査領域の組織の低速な変位に適した画像表示を行うことが出来る。

なお、以上の実施例において、主走査領域と従走査領域が共に 2 次元走査で得られ、かつ前記 2 次元走査面が同一平面上にある場合には、プローブ 1 は 1 次元アレイでも良い。

【0046】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

30

本出願は、2006 年 9 月 11 日出願の日本特許出願（特願 2006-245223）に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

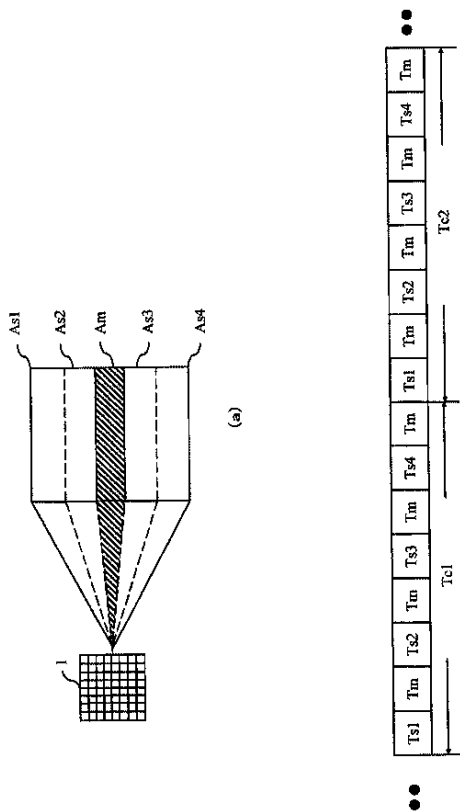
【産業上の利用可能性】

【0047】

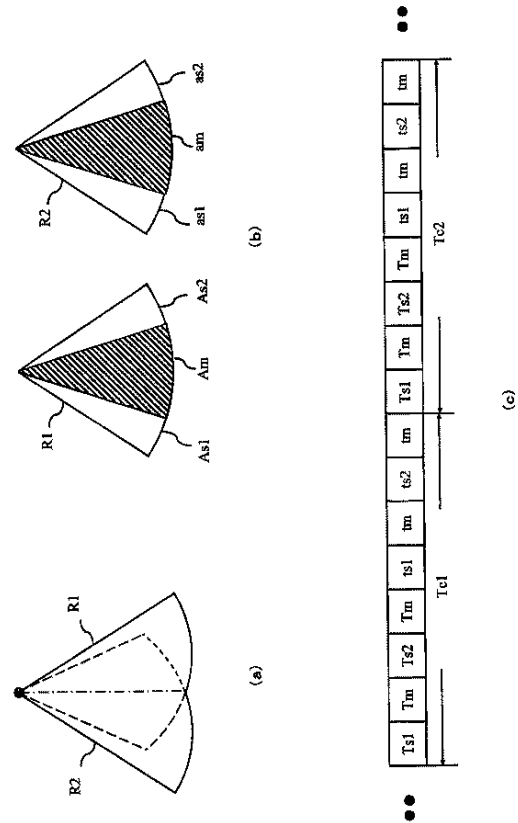
以上のように、本発明にかかる超音波診断装置は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を設けることにより、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行うことができ、関心領域である主走査領域の主走査を継続することができるという効果を有し、関心領域については高速に、その他の領域については低速に走査する超音波診断装置等として有用である。

40

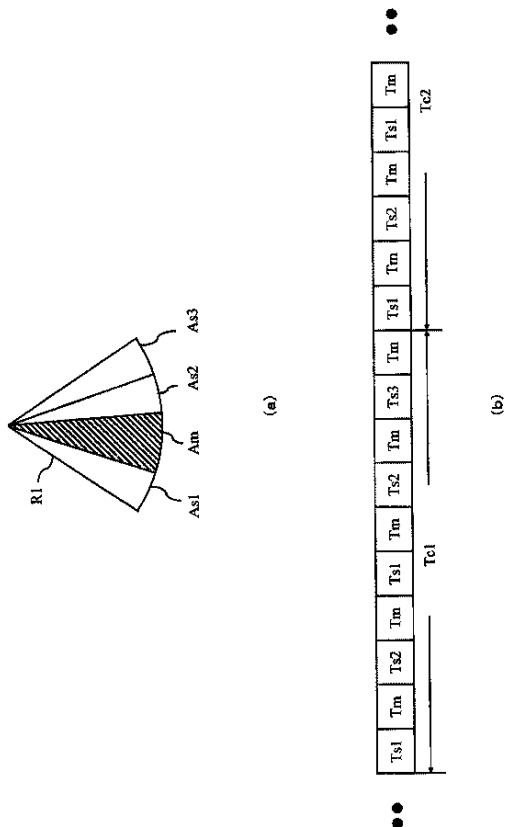
【図 1】



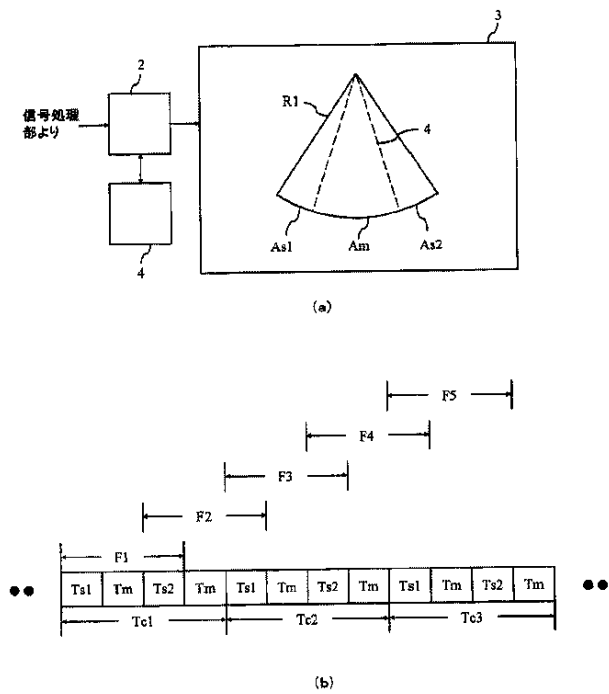
【図 2】



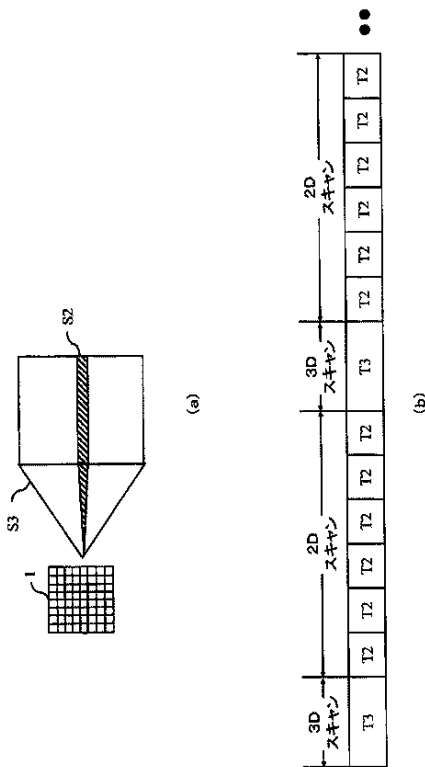
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【手続補正書】

【提出日】平成20年2月8日(2008.2.8)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記主走査領域と前記従走査領域は2次元走査領域、あるいは3次元走査領域から構成され、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う超音波診断装置であって、

前記主走査領域と前記従走査領域から構成される全走査領域において、前記主走査領域が全走査領域のいかなる位置にある場合においても、時間的に等間隔に主走査され、

前記走査領域が2次元または3次元の領域に広がり、複数の走査領域がある超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の走査領域が互いに交差する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差がある請求項 1 ないし請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の従走査からなる送信超音波ビームの走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を有し、前記

走査変換器は主走査領域と従走査領域で異なるパーステンスを設定可能である請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

主走査領域と従走査領域の境界にマーカーが表示される請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

(削除)

【請求項 7】

(削除)

【手続補正書】

【提出日】平成 21 年 3 月 10 日 (2009.3.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、関心領域については高速に、その他の領域については低速に走査する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、図 5 (a)、図 5 (b) に示すように複数の超音波素子を 2 次元的に配列して形成された 2 次元アレイプロープ 1 と対象物の 3 次元走査を間欠的に行うように前記 2 次元アレイプロープを駆動制御するように構成されており、間欠的に行われる各 3 次元走査 T 3 の間、該 3 次元走査時の走査レート以上の走査レートで 2 次元走査 T 2 を行い、3 次元走査により得られた方法に基づき 3 次元画像を形成し、2 次元走査により得られた方法に基づき 2 次元画像を形成している (例えば特許文献 1 参照)。

【0003】

【特許文献 1】特開 2000-139906 号公報 (段落 0009、0010、第 2 図、第 4 図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、3 次元 (従) 走査を行っている間に 2 次元 (主) 走査を行うことが出来ないという問題があった。

【0005】

本発明の目的は、従走査領域で従走査を行っている間に、主走査領域で主走査を行うことのでき、かつ関心領域である主走査領域の主走査については高速に、その他の領域である従走査領域の従走査については低速に走査する超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波診断装置は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記主走査領域と前記従走査領域は 2 次元走査領域、あるいは 3 次元走査領域から構成され、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を有している。

【0007】

この構成により、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行い、かつ関心領域の主領域の主走査については高速に、その他の従領域の従走査については低速に走査する

ことができる。

【0008】

また、本発明の超音波診断装置は、主走査領域と従走査領域から構成される全走査領域において、前記主走査領域が全走査領域のいかなる位置にある場合においても、時間的に等間隔に主走査される構成を有している。

【0009】

この構成により、主走査領域の組織が時間的に変位する場合、その時間変位を把握することが容易になる。

【0010】

さらに、本発明の超音波診断装置は、走査領域が2次元または3次元の領域に広がり、複数の走査領域がある構成を有している。

【0011】

この構成により、関心領域が2次元または3次元の複数の存在する時、関心領域である主走査領域の走査レートを高めることができる。

【0012】

さらに、本発明の超音波診断装置は、複数の走査領域が互いに交差する構成を有している。

【0013】

この構成により、複数の関心領域が交差する場合について、関心領域である主走査領域の走査のレートを高めることができる。

【0014】

さらに、本発明の超音波診断装置は、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差がある構成を有している。

【0015】

この構成により、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い領域の従走査のレートを高めることができる。

【0016】

さらに、本発明の超音波診断装置は、走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の走査からなる送信超音波ビームの従走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を有し、前記走査変換器は主走査領域と従走査領域で異なるパーステンスを設定可能である構成を有している。

【0017】

この構成により、走査領域における送信超音波ビームの走査速度と、表示装置の画像更新速度を一致させることができる。

【0018】

さらに、本発明の超音波診断装置は、主走査領域と従走査領域の境界にマーカーが表示される構成を有している。

【0019】

この構成により、主走査領域と従走査領域の境界を明確に区別できる。

【発明の効果】

【0020】

本発明は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を設けることにより、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行うことができ、関心領域である主走査領域の主走査を継続することができ、かつ関心領域の主走査については高速に、その他の領域の従走査については低速に走査するという効果を有する超音波診断装置を提供することができるものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。

【0022】

本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図1(a)、走査のタイミングを図1(b)に示す。

【0023】

図1(a)において、複数の超音波素子を2次元的に配列して形成された2次元アレイプローブ1は、3次元領域に超音波ビームを送信し、反射信号を受信する。超音波ビームは角錐上の領域を走査し、走査領域は関心領域である主走査領域 A_m と、従走査領域に分割される。従走査領域は小領域 A_{s1} 、 A_{s2} 、 A_{s3} 、 A_{s4} に分割される。図1(b)において、主走査領域 A_m を主走査する時間を T_m で、小領域 A_{s1} を従走査する時間を T_{s1} で、小領域 A_{s2} を従走査する時間を T_{s2} で、小領域 A_{s3} を従走査する時間を T_{s3} で、小領域 A_{s4} を従走査する時間を T_{s4} で示す。

【0024】

以上のように構成された超音波診断装置について、図1(a)、図1(b)を用いてその動作を説明する。

【0025】

まず、小領域 A_{s1} を時間 T_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s2} を時間 T_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s3} を時間 T_{s3} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s4} を時間 T_{s4} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。走査領域の走査を時間 T_{c1} で完了する。このようにして、走査領域全体を1回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を4回主走査できる。時間 T_{c2} においても、同様に走査が行われる。このようにして、走査領域を走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を等間隔で主走査することも可能になる。

【0026】

このような本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域を関心領域である主走査領域 A_m と、従走査領域に分割し、従走査領域を小領域 A_{s1} 、 A_{s2} 、 A_{s3} 、 A_{s4} に分割することにより、走査領域全体を1回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を複数回主走査できる。また、走査領域を走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を等間隔で主走査することも可能になり、主走査領域の組織が時間的に変位する場合、その時間変位を把握することが容易になる。

【0027】

次に、本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図2(a)、走査領域を図2(b)、走査のタイミングを図2(c)に示す。

【0028】

図2(a)において、走査領域は走査領域 $R1$ と走査領域 $R2$ の複数存在する。走査領域 $R1$ と $R2$ は互いに交差している。図2(b)において、走査領域 $R1$ は、主走査領域 A_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A_{s1} と、小走査領域 A_{s2} に分割される。走査領域 $R2$ は、主走査領域 a_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 a_{s1} と、小走査領域 a_{s2} に分割される。図2(c)において、主走査領域 A_m を主走査する時間を T_m で、小領域 A_{s1} を従走査する時間を T_{s1} で、小領域 A_{s2} を従走査する時間を T_{s2} で、主走査領域 a_m を主走査する時間を t_m で、小領域 a_{s1} を従走査する時間を t_{s1} で、小領域 a_{s2} を従走査する時間を t_{s2} で示す。

【0029】

以上のように構成された超音波診断装置について、図2(b)、図2(c)を用いてその動作を説明する。

【0030】

まず、小領域 A_{s1} を時間 T_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s2} を時間 T_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。このようにして走査領域 $R1$ の走査を完了する。次に小領域 a_{s1} を時間 t_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 a_m を時間 t_m で主走査する。次に小領域 a_{s2}

2を時間 t_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 a_m を時間 t_m で主走査する。このようにして走査領域 R_2 の走査を完了する。このようにして、各走査領域 R_1 と R_2 を1回、時間 T_{c1} で走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m と a_m をそれぞれ2回主走査できる。時間 T_{c2} においても同様に走査される。なお、図2(c)においては、各主走査領域について A_m 、 A_m 、 a_m 、 a_m の順に主走査したが、 A_m 、 a_m 、 A_m 、 a_m の順に主走査することも可能である。そのようにして、関心領域である主走査領域 A_m と a_m を等間隔で主走査することが可能になる。

【0031】

以上のように本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域が走査領域 R_1 と走査領域 R_2 の複数存在し、走査領域 R_1 と R_2 は互いに交差し、走査領域 R_1 は、主走査領域 A_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A_{s1} と、小走査領域 A_{s2} に分割され、走査領域 R_2 は、主走査領域 a_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 a_{s1} と、小走査領域 a_{s2} に分割されることにより、各走査領域 R_1 と R_2 を1回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m と a_m をそれぞれ2回主走査することができる。

【0032】

次に、本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置における走査の概要を図3(a)、走査のタイミングを図3(b)に示す。

【0033】

図3(a)において、走査領域 R_1 は、主走査領域 A_m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A_{s1} と、小走査領域 A_{s2} 、小走査領域 A_{s3} に分割される。図3(b)において、主走査領域 A_m を主走査する時間を T_m で、小領域 A_{s1} を従走査する時間を T_{s1} で、小領域 A_{s2} を従走査する時間を T_{s2} で、小領域 A_{s3} を従走査する時間を T_{s3} で示す。

【0034】

以上のように構成された超音波診断装置について、図3(b)を用いてその動作を説明する。

【0035】

まず、小領域 A_{s1} を時間 T_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s2} を時間 T_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s1} を時間 T_{s1} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s2} を時間 T_{s2} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。次に小領域 A_{s3} を時間 T_{s3} で従走査する。次に、主走査領域 A_m を時間 T_m で主走査する。走査領域 R_1 の走査を時間 T_{c1} で完了する。このようにして、走査領域 R_1 を1回走査する間に、関心領域である主走査領域 A_m を4回主走査でき、さらに、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差を設けることにより、従走査領域の小走査領域 A_{s1} と A_{s2} を各2回、従走査領域の小走査領域 A_{s3} を1回従走査できる。時間 T_{c2} においても、同様に走査が行われる。このように、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い領域の従走査のレートを高めることができる。

【0036】

以上のように本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置によれば、従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差を設けることにより、従走査領域のなかでも比較的関心度の高い小走査領域 A_{s1} と A_{s2} の従走査のレートを、従走査領域の小走査領域 A_{s3} よりも高めることができる。

【0037】

次に、本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置を表示部のブロックを図4(a)、走査のタイミングを図4(b)に示す。

【0038】

図4(a)において、2次元アレイ振動子からの受信信号は、走査変換器2において画

像信号に変換される。走査変換器 2 の画像信号はメモリー 4 に記憶される。走査変換器 2 の画像信号は表示部 3 に表示される。表示部 3 において、走査領域 R 1 が表示される。走査領域 R 1 は、主走査領域 A m と従走査領域に分割され、従走査領域は、小走査領域 A s 1 と、小走査領域 A s 2 に分割される。主走査領域 A m と従走査領域の境界、すなわち、主走査領域 A m と小走査領域 A s 1 の境界、および主走査領域 A m と小走査領域 A s 2 の境界には、マーカー 4 が表示される。図 4 (b) において、主走査領域 A m を主走査する時間を T m で、小領域 A s 1 を従走査する時間を T s 1 で、小領域 A s 2 を従走査する時間を T s 2 で示す。

【0039】

以上のように構成された超音波診断装置について、図 4 (a)、図 4 (b) を用いてその動作を説明する。

【0040】

まず、小領域 A s 1 を時間 T s 1 で従走査する。次に、主走査領域 A m を時間 T m で主走査する。次に小領域 A s 2 を時間 T s 2 で従走査する。次に、主走査領域 A m を時間 T m で主走査する。このようにして、走査領域全体を 1 回走査する間に、関心領域である主走査領域 A m を 2 回主走査できる。時間 T c 2 においても、同様に走査が行われる。時間 T s 1 の画像データと、時間 T m の画像データと、時間 T s 2 の画像データで画像フレーム F 1 が形成される。同様にして、時間 T s 2 の画像データと、時間 T m の画像データと、時間 T s 1 の画像データで画像フレーム F 2 が形成される。このようにしてフレーム F 3、フレーム F 4、フレーム F 5 が形成される。形成されたフレームはメモリー 4 に記憶される。一方、表示部の表示は時間 T c 1、T c 2、の間隔で行われる。領域 R 1 の走査において実時間で表示されるのはフレーム F 1、フレーム F 3、フレーム F 5 となる。しかし、全てのフレームはメモリー 4 に記憶されているので、メモリー 4 からの画像の読み出し速度を下げれば全ての画像フレームを表示部 3 に表示することが出来る。

【0041】

なお、走査変換器 2 において、主走査領域 A m の画像 V m と従走査領域の小領域 A s 1 と A s 2 の各画像 V s 1 と V s 2 にパーシステンス（残像効果）を与えることも可能である。この場合、主走査領域は、単位時間当たりの主走査回数が多いので、パーシステンスを比較的強く効かせ、従走査領域は、単位時間当たりの従走査回数が少ないのでパーシステンスを比較的弱く効かせても良い。あるいは、主走査領域の組織の時間的に変位が大である場合、主走査領域のパーシステンスを比較的弱く効かせ、従走査領域のパーシステンスを比較的強く効かせても良い。

【0042】

以上のように本発明の第 4 の実施の形態の超音波診断装置によれば、走査領域における複数回の主走査領域の主走査と、従走査領域の従走査からなる送信超音波ビームの走査が完了する毎に実時間の表示画像の更新を行う走査変換器を設けることにより、走査領域における送信超音波ビームの走査速度と、表示装置の画像更新速度を一致させることができる。

【0043】

さらに、本発明の超音波診断装置は、主走査領域に対応する画像のパーシステンスが、従走査領域に対応する画像のパーシステンスと異なる構成とすることにより、主走査領域の関心領域の組織の高速な変位と、従走査領域の組織の低速な変位に適した画像表示を行うことが出来る。

なお、以上の実施例において、主走査領域と従走査領域が共に 2 次元走査で得られ、かつ前記 2 次元走査面が同一平面上にある場合には、プローブ 1 は 1 次元アレイでも良い。

【0044】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2006 年 9 月 11 日出願の日本特許出願（特願 2006-245223）

に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

【産業上の利用可能性】

【0045】

以上のように、本発明にかかる超音波診断装置は、走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う構成を設けることにより、従走査領域の従走査の間に主走査領域の主走査を行うことができ、関心領域である主走査領域の主走査を継続することができるという効果を有し、関心領域については高速に、その他の領域については低速に走査する超音波診断装置等として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】 本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図

【図2】 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査領域と走査のタイミングとを示す図

【図3】 本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図

【図4】 本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の表示部のブロック図と走査のタイミングとを示す図

【図5】 従来の超音波診断装置の走査の概要と走査のタイミングとを示す図

【符号の説明】

【0047】

1 2次元アレイプローブ

A m 主走査領域

A s 1 小領域

A s 2 小領域

A s 3 小領域

A s 4 小領域

2 走査変換器

3 表示部

4 メモリー

【手続補正2】

【補正対象書類名】 特許請求の範囲

【補正対象項目名】 全文

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

走査領域を主走査領域と従走査領域に分割し、前記従走査領域を複数の小領域に分割し、前記主走査領域と前記従走査領域は2次元走査領域、あるいは3次元走査領域から構成され、前記複数の小領域の従走査の間に前記主走査領域の主走査を行う超音波診断装置であって、

前記主走査領域と前記従走査領域から構成される全走査領域において、前記主走査領域が全走査領域のいかなる位置にある場合においても、時間的に等間隔に主走査され、

前記走査領域が2次元または3次元の領域に広がり、複数の走査領域がある超音波診断装置。

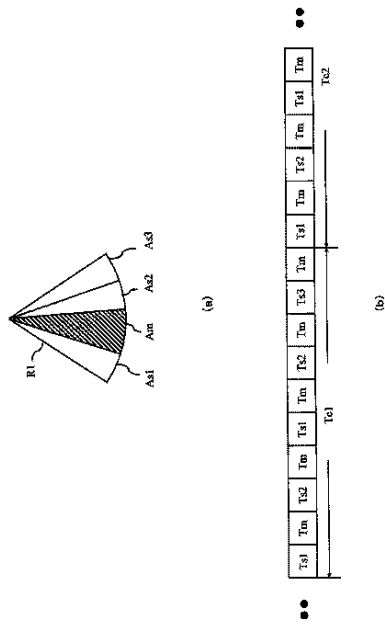
【請求項2】

複数の走査領域が、互いに交差する請求項1記載の超音波診断装置。

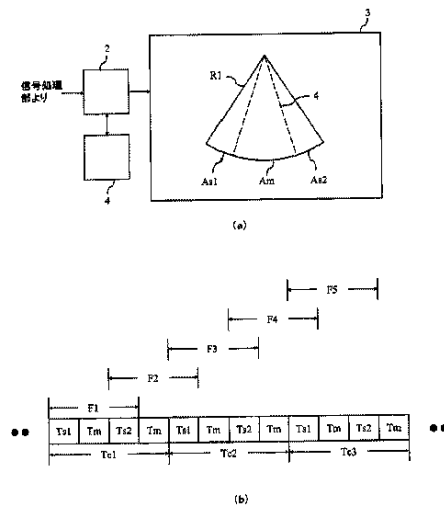
【請求項3】

従走査領域のなかで、単位時間当たり送信超音波ビームの照射回数に差がある請求項1

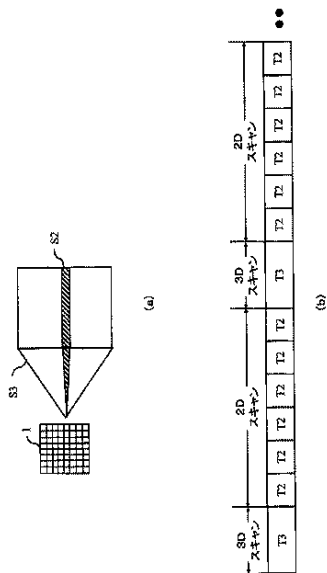
【例 3】



【図 4】



【图 5】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/067612
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 59-118142 A (Hitachi Medical Corp.), 07 July, 1984 (07.07.84), Page 1, lower right column, lines 1 to 6; page 3, lower left column, line 2 to page 3, lower right column, line 1; Fig. 4 (Family: none)	1, 2, 5, 7 3, 4
Y	JP 2005-185333 A (Aloka Co., Ltd.), 14 July, 2005 (14.07.05), Par. No. [0048]; Fig. 3 (Family: none)	3, 4
A	JP 2004-195024 A (Aloka Co., Ltd.), 15 July, 2004 (15.07.04), Par. Nos. [0022], [0025]; Fig. 4 (Family: none)	6
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 November, 2007 (29.11.07)		Date of mailing of the international search report 11 December, 2007 (11.12.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/067612

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-139906 A (Toshiba Corp.), 23 May, 2000 (23.05.00), Par. No. [0018]; Fig. 4 & US 6245017 B1	1-7
A	Mark Doyle et al, Block Regional Interpolation Scheme for k-Space (BRISK): A Rapid Cardiac Imaging Technique, Magnetic Resonance in Medicine, vol.33, no.2, 1995.02, pp.163-170 (particularly, p.166, Fig.2)	5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/067612

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature disclosed in claims 1, 2, 7 cannot be "a special technical feature" since it is substantially identical to the technical feature disclosed in JP 59-118142 A. Accordingly, from the viewpoint of a special technical feature, the inventions of the claims are divided into the following three groups:

Claims 1-4, 7: a plurality of scan regions
 Claim 5: scan rate in the dependent scan regions
 Claim 6: persistence setting

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 7 6 1 2	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X Y	JP 59-118142 A (株式会社日立メディコ) 1984. 07. 07 1 頁右下欄 1-6 行目、3 頁左下欄 2 行目-3 頁右下欄 1 行目、図 4 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 7 3, 4	
Y	JP 2005-185333 A (アロカ株式会社) 2005. 07. 14 段落 48、図 3 (ファミリーなし)	3, 4	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 29. 11. 2007		国際調査報告の発送日 11. 12. 2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2 Q 9808

様式 PCT/I S A / 2 1 0 (第 2 ページ) (2007 年 4 月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 7 6 1 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2004-195024 A (アロカ株式会社) 2004. 07. 15 段落 22, 25、図 4 (ファミリーなし)	6
A	JP 2000-139906 A (株式会社東芝) 2000. 05. 23 段落 18、図 4 & US 6245017 B1	1-7
A	Mark Doyle et al, Block Regional Interpolation Scheme for k-Space (BRISK): A Rapid Cardiac Imaging Technique, Magnetic Resonance in Medicine, vol.33, no.2, 1995.02, pp.163-170 (特に、p.166, Fig.2 参照)	5

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 7 6 1 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとその国際調査機関は認めた。

請求の範囲 1, 2, 7 に記載された事項は、JP 59-118142 A に記載された事項と本質的に相違しないから、「特別な技術的特徴」ではない。そこで、特別な技術的特徴という観点で請求の範囲を整理すると、次の3つの発明に区分される。

請求の範囲 1-4, 7 : 複数の走査領域

請求の範囲 5 : 従走査領域内の走査レート

請求の範囲 6 : パーシステンスの設定

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2007年4月）

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 EE08 GB06 HH15 HH31 JC37

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2008032685A1	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2008534335	申请日	2007-09-10
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福喜多博 秋山恒		
发明人	福喜多 博 秋山 恒		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH31 4C601/JC37		
代理人(译)	桥本 公秀		
优先权	2006245223 2006-09-11 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备可以高速扫描感兴趣的区域而低速扫描其他区域。在本发明的超声波诊断装置中，通过将多个超声波元件二维地排列而形成的二维阵列探头1将超声波束二维地发送到三维区域并接收反射信号。超声波束扫描金字塔上的区域，并且将扫描区域划分为关注区域的主扫描区域Am和副扫描区域。副扫描区域被分成小区域As1，As2，As3和As4。主扫描区域的主扫描次数大于副扫描区域的副扫描次数。

