

(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2013-146498

(P2013-146498A)

(43) 公開日 平成25年8月1日(2013.8.1)

(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 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-11423 (P2012-11423)
(22) 出願日 平成24年1月23日 (2012.1.23)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100159651
弁理士 高倉 成男
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

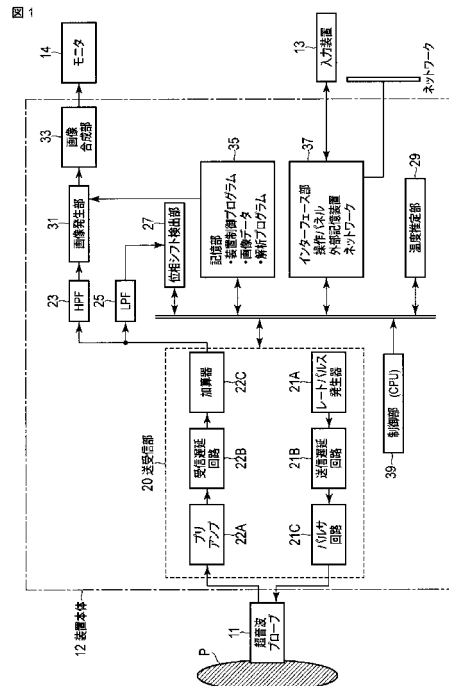
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、および超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブ表面の異常発熱を検出可能な超音波診断装置および超音波プローブを提供すること。

【解決手段】本実施形態に係る超音波診断装置1は、音響整合層と配列された複数の振動子を有する振動子層とバックリング層との積層構造を有する超音波プローブ11と、振動子を介して被検体に対して超音波を送受信する送受信部20と、送受信部20の出力に基づいて画像データを発生する画像発生部31と、複数の振動子のうち特定の振動子による超音波発生と特定の振動子とは異なる振動子による超音波受信とを同期させるために送受信部を制御する制御部39と、超音波発生と超音波受信との同期に対応する送受信部からの出力信号の基準信号に対する位相シフトを検出する位相シフト検出部27とを具備し、制御部39は、検出された位相シフトが所定の閾値に達したとき、振動子に印加される電圧を低下させるため、または電圧を前記振動子に印加することを停止するために、送受信部20をさらに制御すること、を特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

音響整合層と配列された複数の振動子を有する振動子層とバックング層との積層構造を有する超音波プローブと、

前記振動子を介して被検体に対して超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力に基づいて画像データを発生する画像発生部と、

前記複数の振動子のうち特定の振動子による超音波発生と前記特定の振動子とは異なる振動子による超音波受信とを同期させるために前記送受信部を制御する制御部と、

前記超音波発生と前記超音波受信との同期に対応する前記送受信部からの出力信号の基準信号に対する位相シフトを検出する位相シフト検出部とを具備し、

前記制御部は、

前記検出された位相シフトが所定の閾値に達したとき、前記振動子に印加される電圧を低下させるため、または前記電圧を前記振動子に印加することを停止するために、前記送受信部をさらに制御すること、

を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記音響整合層の温度に対する前記位相シフトの依存性に基づいて、前記音響整合層の温度を推定する温度推定部をさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位相シフト検出部は、前記位相シフトを時間間隔として検出すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、前記画像データに関する超音波の送受信とは異なる時相に、前記超音波発生と前記超音波受信とを同期させるために前記送受信部をさらに制御すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記画像データの発生に関する超音波の周波数と異なる前記超音波発生と前記超音波受信とを同期させるために、前記送受信部をさらに制御すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記特定の振動子は、前記画像データの発生に関する超音波の周波数と異なる前記超音波発生に関する振動子であること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送受信部からの出力のうち、前記出力信号を抽出するためのローパスフィルタをさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

配列された複数の振動子を有する振動子層と、

前記振動子層の背面側に設けられたバックング材と、

前記振動子層の前面側に設けられた複数の音響整合層とを具備し、

前記複数の振動子のうちの特定の振動子は、被検体に送信される超音波の周波数より低い周波数の超音波を発生し、前記特定の振動子とは異なる振動子は、前記音響整合層を伝搬した超音波を受信すること、

を特徴とする超音波プローブ。

40

【請求項 9】

前記音響整合層の少なくとも一つは、非分割構造を有すること、

を特徴とする請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

50

前記特定の振動子は、開口の中心に位置すること、
を特徴とする請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置と超音波プローブとに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号に基づいて、被検体の内部状態を画像化することができる。具体的には、超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体内に超音波を送信する。超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる被検体内からの反射波を受信し、受信信号を発生する。超音波診断装置は、受信信号に基づいて、被検体の内部状態を画像化する。

10

【0003】

従来、超音波プローブは、図 1 1、図 1 2 に示すように、アレイ状に配列され超音波を発生する複数の振動子と、振動子から被検体接触面側に向かって、振動子と被検体との間の音響インピーダンスの不整合を緩和する複数の音響整合層と、超音波を収束させる音響レンズとを有する。また、超音波プローブは、振動子の背面側に、信号引き出し用のフレキシブルプリント基板 (Flexible Printed Circuits: 以下、FPC と呼ぶ) とパッキング材とを有する。複数の振動子各々は、超音波診断装置からの送信信号に基づいて振動し、超音波を発生する。

20

【0004】

超音波プローブにおいて、被検体に接触する部分 (以下、被検体接触部分と呼ぶ) は、振動子の駆動により温度上昇を伴うことが一般的である。通常は超音波診断装置では適切な駆動条件が設定されている。しかしながら、何らかの異常により想定を超えた発熱が発生し続けた場合、被検体に火傷などの危害を与える可能性がある。

【0005】

そのため、製品安全性向上の観点から、以下のような幾つかの技術が提案されている。例えば、図 1 3 に示すように、超音波駆動時に被検体接触部分の温度を検出するために、超音波プローブ内部にサーミスタ等の温度センサを配置する技術が提案されている。この時、サーミスタ等の温度センサは、超音波伝播に影響を与えてしまうために、パッキング材内部に配置される。この時、超音波診断装置は、サーミスタから出力される信号を用いてパッキング材の温度をモニタリングすることで、異常発熱を検出し、振動子の駆動を停止させることができる。

30

【0006】

しかしながら、超音波プローブ内部から超音波信号線とは別にサーミスタの信号線を引き出す必要がある。サーミスタの信号線の引き出しは、超音波プローブの製造を煩雑にし、製造コストを増大させる問題がある。加えて、サーミスタからの信号によりモニタリングされる温度は、パッキング材の温度であって、被検体接触部分の温度ではない。すなわち、上記技術は、時間的かつ空間的検出精度の観点から被検体接触部分の温度を直接的にモニタリングするものではなく、間接的な温度モニタリングシステムである。

40

【0007】

また、別例として超音波プローブ外部に加圧センサを設置し、超音波プローブ未使用状態を識別する技術が提案されている。この技術の主目的は、未使用時に超音波プローブの駆動を停止することにより製品の劣化を防ぐことであるが、不要な発熱を低減することで製品安全性の向上に寄与することも可能である。

【0008】

しかしながら、超音波信号線とは別に加圧センサの信号線を引き出す必要があり、上記技術と同様な問題がある。加えて、超音波プローブの使用中に発生した発熱異常には対処

50

できない問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特許第3863234号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

目的は、サーミスタまたは加圧センサなどの設置および超音波信号線とは異なる配線の引き出しが不要であって、超音波プローブ表面の異常発熱検知が可能な超音波診断装置および超音波プローブを提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

本実施形態に係る超音波診断装置は、音響整合層と配列された複数の振動子を有する振動子層とバッキング層との積層構造を有する超音波プローブと、前記振動子を介して被検体に対して超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力に基づいて画像データを発生する画像発生部と、前記複数の振動子のうち特定の振動子による超音波発生と前記特定の振動子とは異なる振動子による超音波受信とを同期させるために前記送受信部を制御する制御部と、前記超音波発生と前記超音波受信との同期に対応する前記送受信部からの出力信号の基準信号に対する位相シフトを検出する位相シフト検出部とを具備し、前記制御部は、前記検出された位相シフトが所定の閾値に達したとき、前記振動子に印加される電圧を低下させるため、または前記電圧を前記振動子に印加することを停止するために、前記送受信部をさらに制御すること、を特徴とする。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】図2は、本実施形態に係り、送信中心周波数と画像データに関する周波数帯域とを、位相シフトの検出に用いられる周波数とともに示すパワースペクトラムの一例を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態に係り、音響整合層を伝搬する超音波の横波の概略の一例を示す概略図である。

30

【図4】図4は、本実施形態に係り、FEM用いられる超音波プローブの計算モデルの一例を示す図である。

【図5】図5は、本実施形態に係り、図4の計算モデルを用いたシミュレーション結果であり、500kHzの周波数の超音波を5波送信したときの出力信号(80)を、基準信号(25)とともに示す図である。

【図6】図6は、本実施形態に係り、図5との比較のためのシミュレーション結果であり、3MHzの周波数の超音波を5波送信したときの出力信号(80)を、基準信号(25)とともに示す図である。

【図7】図7は、本実施形態に係り、基準信号に対する出力信号の位相シフトを検出し、検出された位相シフトが所定の閾値以上である場合、被検体への超音波の送信を停止する手順を示すフローチャートである。

40

【図8】図8は、本実施形態の変形例に係り、超音波プローブの開口における特定の振動子と受信振動子との一例を示す図である。

【図9】図9は、本実施形態の変形例に係り、図5との比較のためのシミュレーション結果であり、100kHzの周波数の超音波を5波送信したときの出力信号(80)を、基準信号(25)とともに示す図である。

【図10】図10は、本実施形態の変形例に係り、図5との比較のためのシミュレーション結果であり、10MHzの周波数の超音波を5波送信したときの出力信号(80)を、基準信号(25)とともに示す図である。

50

【図 1 1】図 1 1 は、従来の超音波プローブにおいて、レンズ方向の断面図である。

【図 1 2】図 1 2 は、従来の超音波プローブにおいて、アレイ方向の断面図である。

【図 1 3】図 1 3 は、従来のサーミスタを有する超音波プローブにおいて、アレイ方向の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0014】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示す構成図である。同図に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1、装置本体 1 2、装置本体 1 2 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体 1 2 に取り込むための入力装置 1 3、モニタ 1 4 を有する。加えて本超音波診断装置 1 には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、後述するインターフェース部 3 7 を介して接続されてもよい。

【0015】

超音波プローブ 1 1 は、複数の振動子を有する振動子層と、複数の音響整合層と、振動子層の背面側に設けられるバッキング材とを有する。複数の振動子は、圧電セラミックス等の音響/電気可逆的変換素子である。複数の振動子は並列され、超音波プローブ 1 1 の先端に装備される。複数の音響整合層は、振動子層の前面に積層して配置される。以下、複数の音響整合層は、説明を簡単にするため、3 種類であるとする。すなわち、振動子層の超音波放射面側（以下、放射面側と呼ぶ）に第 1 の音響整合層が積層される。第 1 の音響整合層の放射面側には、第 2 の音響整合層が積層される。第 2 の音響整合層の放射面側には第 3 の音響整合層が積層される。なお、複数の音響整合層のうち少なくとも一つの音響整合層は、複数の振動子に対して非分割である。例えば、第 1、第 2 の音響整合層は、振動子層における複数の振動子に対応して分割される。第 3 の音響整合層は、振動子層における複数の振動子に対して非分割な構造を有する。

【0016】

複数の振動子が 1 次元に配列されている場合（以下、1 次元アレイ振動子と呼ぶ）、音響レンズが第 3 の音響整合層の放射面側に配置される。複数の振動子が 2 次元に配列されている場合（以下、2 次元アレイ振動子と呼ぶ）、音響レンズは不要となる。圧電振動子と音響レンズの間に共通電極が配置される。

【0017】

バッキング材は、振動子の後方への超音波の伝搬を防止する。振動子層とバッキング材との間には、複数の振動子にそれぞれ対応する複数の個別電極を有するフレキシブルプリント基板（Flexible Printed Circuits：以下、FPC と呼ぶ）が配置される。FPC は、超音波プローブ 1 1 からケーブルを介して、装置本体 1 2 の後述する送受信部に接続される。以下、1 つの振動子が 1 チャンネルを構成するものとして説明する。

【0018】

複数の振動子各々は、後述する送受信部 2 0 のパルサから供給される駆動信号に応答して、超音波を発生する。超音波プローブ 1 1 を介して被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波（以下、送信超音波と呼ぶ）は、被検体内の生体組織における音響インピーダンスの不連続面で反射される。振動子は、反射された超音波を受信し、エコー信号を発生する。エコー信号の振幅は、超音波の反射に関する不連続面を境界とする音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が移動している血流、および心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号の周波数は、ドプラ効果により、移動体（血流および心臓壁の表面）の超音波送信方向の速度成分に依存して偏移する。

【0019】

10

20

30

40

50

以下、超音波プローブ11は、1次元アレイにより2次元走査するプローブとして説明する。なお、超音波プローブ11は、1次元アレイを複数の振動子の配列方向と直交する方向に揺動させて3次元走査を実行するメカニカル4次元プローブであってもよい。また、超音波プローブ11は、メカニカル4次元プローブに限定されず、2次元アレイ振動子を有する2次元アレイプローブであってもよい。

【0020】

装置本体12は、送受信部20と、ハイパスフィルタ(High Pass Filter:以下、HPFと呼ぶ)23と、ローパスフィルタ(Low Pass Filter:以下、LPFと呼ぶ)25と、位相シフト検出部27と、温度推定部29と、画像発生部31と、画像合成部33と、記憶部35と、インターフェース部37と、制御部(中央演算処理装置:Central Processing Unit:以下CPUと呼ぶ)39とを有する。

10

【0021】

送受信部20は、レートパルス発生器21Aと、送信遅延回路21B、複数のチャンネル各々に対応するパルサ回路21C、プリアンプ22A、図示していないアナログデジタル(Analog to digital(以下、A/Dと呼ぶ))変換器、受信遅延回路22Bと、加算器22Cを有する。送受信部20は、後述するCPU39による制御のもとで、超音波プローブ11における複数の振動子各々に駆動信号を供給する。

【0022】

レートパルス発生器21Aは、所定のレート周波数 f_r Hz(周期:1/ f_r 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。発生されたレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路21Bに送られる。送信遅延回路21Bは、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、送信遅延時間と呼ぶ)を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信遅延時間(以下、送信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する記憶部35に記憶される。記憶部35に記憶された送信遅延パターンは、後述するCPU39により超音波の送信時に参照される。パルサ回路21Cは、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の複数の振動子各々に電圧パルス(駆動信号)を印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

20

【0023】

プリアンプ22Aは、超音波プローブ11を介して取り込まれた被検体Pからのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路22Bは、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、受信遅延時間と呼ぶ)を与える。エコー信号の受信方向または受信遅延時間(以下、受信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する記憶部35に記憶される。記憶部35に記憶された受信遅延パターンは、後述するCPU39により超音波の受信時に参照される。

30

【0024】

加算器22Cは、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、送受信部20は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号(RF(radio frequency)信号ともいう)を発生する。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この総合的な指向性により、超音波ビーム(いわゆる「超音波走査線」)が決まる。なお、プリアンプ22AとA/D変換器と受信遅延回路22Bとの代わりにデジタルビームフォーマが用いられてもよい。

40

【0025】

送受信部20は、後述するCPU39による制御のもとで、複数の振動子のうち特定の振動子による超音波発生と、特定の振動子とは異なる振動子(以下、受信振動子と呼ぶ)による超音波受信とを同期させる。超音波発生と超音波受信との同期は、例えば、走査範囲を走査するごとに実行される。なお、超音波発生と超音波受信との同期は、走査範囲における1走査線の超音波送受信ごとに実行されてもよい。なお、受信振動子は、特定の振

50

動子に隣接する振動子（以下、隣接素子と呼ぶ）であってもよい。

【0026】

また、超音波発生と超音波受信との同期は、所定の間隔だけ離れた2つの振動子（以下、振動子対と呼ぶ）に対して実行されてもよい。この時、所定の間隔は、第3の音響整合層を伝搬する超音波の横波の減衰量、および音響レンズ表面における超音波の反射波の振動子への到達時間とに基づいて決定される。所定の間隔とは、例えば、1乃至2の振動子の距離を隔てた間隔である。なお、振動子対は複数であってもよい。この時、後述する温度推定部29により、第3の音響整合層の温度分布を推定することも可能となる。また、特定の振動子は、一つであっても、受信振動子は複数であってもよい。また、受信振動子は、開口において任意の位置に設定可能である。

10

【0027】

送受信部20は、後述する超音波画像に影響しない周波数であっても、かつ第3の音響整合層の横波の共振周波数（固有周波数）に近い周波数を有する超音波を発生させるための電圧を、特定の振動子に印加する。走査範囲を超音波で走査後に、特定の意振動子により発生される超音波は、第3の音響整合層を横波として伝搬しやすい波数およびパルス繰り返し周波数（Pulse Repetition Frequency：以下、PRFと呼ぶ）と、上記周波数とを有する。

【0028】

送受信部20は、後述するCPU39による制御のもとで、特定の振動子による超音波発生と同期して、第3の音響整合層を伝搬した超音波の横波を、受信振動子で受信する。具体的には、特定の振動子で発生された超音波は、非分割の音響整合層にて横波に変換される。横波は、超音波の放射方向（以下、音響放射方向と呼ぶ）と直交する方向（以下、直交方向と呼ぶ）に非分割の音響整合層を伝搬する。非分割の音響整合層を伝搬した横波は、受信振動子に到達する。送受信部20は、受信振動子から出力される出力信号を、後述するLPF25に出力する。

20

【0029】

図2は、3MHzの送信周波数、および画像化に用いられる1MHz乃至5MHzの周波数帯域を、後述する位相シフトの検出に関する出力信号に関する周波数とともに示した周波数スペクトルに関する図である。以下、画像化に関する超音波の送信周波数を、画像化送信周波数と呼ぶ。

30

【0030】

HPF23は、送受信部20から出力された受信信号のうち、画像化に関する高周波成分（図2の1MHz乃至5MHzの周波数帯域）を通過させるデジタルフィルタである。HPF23を通過した受信信号は、後述する画像発生部31に出力される。なお、HPF23は、超音波発生と超音波受信との同期に対応した送受信部20から出力された出力信号を、遮断する。

【0031】

LPF25は、送受信部20から出力された受信信号のうち、後述する位相シフトの検出に関する低周波成分（図2の1MHz以下の周波数帯域）を通過させるデジタルフィルタである。具体的には、LPF25は、超音波発生と超音波受信との同期に対応する送受信部20からの出力信号を通過させる。超音波発生と超音波受信との同期に対応する送受信部20からの出力信号とは、音響整合層を伝搬した超音波の横波を受信することにより、受信振動子から出力される信号（以下、横波受信信号と呼ぶ）である。LPF25は、画像化に関する受信信号を遮断する。

40

【0032】

なお、HPF23とLPF25とは、位相シフトの検出のための超音波受信と画像化のための超音波の受信と同期して、通過できる周波数帯域を切り替えるフィルタであってもよい。

【0033】

図3は、超音波プローブ11のアレイ方向から見た断面図であっても、第3の音響整合層

50

を伝搬する超音波の横波の一例を示す図である。超音波はプローブ内を伝搬する過程で、その一部が非分割の音響整合層にて横波に変換され、音響放射方向とは直行方向にも伝搬し、隣接素子に到達する。

【0034】

位相シフト検出部27は、LPF25を通過した出力信号(横波受信信号)の基準信号に対する位相シフトを検出する。具体的には、位相シフト検出部27は、後述する記憶部35に記憶された基準信号を、記憶部35から読み出す。位相シフト検出部27は、基準信号に対する横波受信信号の位相シフトを検出する。位相シフトとは、例えば、基準信号における所定の波数における最大振幅の時刻と、所定の波数と同じ波数における横波受信信号の最大振幅の時刻との間隔(以下、時間間隔と呼ぶ)である。基準信号とは、例えば、第3の音響層整合層の温度が25度であって、特定の振動子における超音波発生と受信振動子における超音波受信との同期に対応する送受信部20からの出力信号である。位相シフト検出部27は、検出した位相シフトを、後述するCPU39と温度推定部29とに出力する。

10

【0035】

位相シフト検出部27は、複数の振動子対にそれぞれ対応する複数の位相シフトを検出することも可能である。位相シフト検出部27は、複数の位相シフトを、後述するCPU39と温度推定部29とに出力する。

【0036】

図4は、有限要素法(Finite Element Method:以下、FEMと呼ぶ)によるコンピュータ・シミュレーションにおける計算モデルの一例を示す図である。計算モデルとして中心周波数約3MHzのセクタレイブローブを想定した。図4におけるAは、特定の振動子を示している。図4におけるBは、受信振動子を示している。図5は、図4の計算モデルを用いて、FEMによるシミュレーション結果の一例を示す図である。超音波の送信周波数は、500kHzで波数は5である。図5における実線は、第3の音響整合層の温度が通常使用状態に近い25度における基準信号の波形を示している。図5における点線は、第3の音響整合層の温度が明らかに異常発熱状態である80度における出力信号(横波受信信号)の波形を示している。音響整合層に使用される材料は温度に依存して音速が変化するため、本シミュレーションではそれぞれの温度における音速を規定して計算を行った。図5における矢印で挟まれた時間間隔は、2番目の波数において、基準信号の最大振幅値の時刻と横波受信信号の最大振幅値の時刻とで挟まれる位相シフトを示している。

20

30

【0037】

なお、図6は、図4の計算モデルを用いて、FEMによるシミュレーション結果の一例を示す図である。送信周波数は、3MHzで波数は5である。図6における実線は、第3の音響整合層の温度が25度における基準信号の波形を示している。図6における点線は、第3の音響整合層の温度が80度における出力信号(横波受信信号)の波形を示している。図6に示すように、送信周波数が3MHzの場合、位相シフトを検出できないことが示唆される。

【0038】

LPF25は、図2における画像データに関する周波数帯域の最小周波数より大きな周波数に関する受信信号を遮断し、図2における周波数帯域の最小周波数より小さい周波数に関する出力信号を通過させる。HPF23は、図2における画像データに関する周波数帯域の受信信号を通過させる。

40

【0039】

温度推定部29は、第3の音響整合層の温度に対する位相シフトの対応表(以下、整合層温度対応表と呼ぶ)を、後述する記憶部35から読み出す。温度推定部29は、位相シフト検出部27から出力された位相シフトと、整合層温度対応表とに基づいて、第3の音響整合層の温度を推定する。温度推定部29は、推定した温度を後述する画像合成部33に出力する。なお、温度推定部29は、推定した温度を、後述するCPU39および後述

50

するモニタ 14 に出力してもよい。温度推定部 29 は、複数の振動子対にそれぞれ対応した複数の位相シフトと整合層温度対応表とに基づいて、第 3 の音響整合層の温度分布を推定することも可能である。

【0040】

また、温度推定部 29 は、第 3 の音響整合層の温度に対する超音波プローブ 11 と被検体との接触面の温度の対応表（以下、接触面温度対応表と呼ぶ）を、記憶部 35 から読み出す。温度推定部 29 は、推定された第 3 の音響整合層の温度と接触面温度対応表とに基づいて、接触面の温度を推定する。温度推定部 29 は、推定した接触面の温度を後述する画像合成部 33 に出力する。なお、温度推定部 29 は、第 3 の音響整合層の温度分布と整合層温度対応表とに基づいて、接触面の温度分布を推定することも可能である。温度推定部 29 は、推定した温度分布を後述する画像合成部 33 に出力する。

10

【0041】

画像発生部 31 は、図示していない B モード処理ユニットと、ドブラ処理ユニットと、画像生成ユニットとを有する。画像発生部 31 は、超音波画像を発生する。超音波画像とは、後述する B モード画像、ドブラ画像である。

【0042】

B モード処理ユニットは、図示していない包絡線検波器、対数変換器などを有する。包絡線検波器は、HPF 23 から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。B モード処理ユニットは、対数変換器により強調された信号に基づいて、各走査線および各超音波送受信における深さごとの信号値（B モードデータ）を発生する。

20

【0043】

なお、B モード処理ユニットは、被走査領域におけるアジマス（Azimuth）方向、エレベーション（Elevation）方向、深さ方向（以下レンジ（Range）方向と呼ぶ）にそれぞれ対応付けて配列された複数の信号値からなる 3 次元 B モードデータを発生してもよい。レンジ方向とは、走査線上の深さ方向である。アジマス方向とは例えば、1 次元超音波振動子の配列方向に沿った電子走査方向である。エレベーション方向とは、1 次元超音波振動子の機械的揺動方向である。

【0044】

なお、3 次元 B モードデータは、複数の画素値または複数の輝度値などを、走査線に沿って、アジマス方向、エレベーション方向、レンジ方向にそれぞれ対応付けて配列させたデータであってもよい。また、3 次元 B モードデータは、被走査領域において予め設定された関心領域（Region Of Interest：以下 ROI と呼ぶ）に関するデータであってもよい。また、B モード処理ユニットは、3 次元 B モードデータの代わりにボリュームデータを発生してもよい。以下、B モード処理ユニットで発生されるデータをまとめて、B モードデータと呼ぶ。

30

【0045】

ドブラ処理ユニットは、図示していないミキサー、低域通過フィルタ、速度 / 分散 / Power 演算デバイス等を有する。ミキサーは、HPF 23 から出力された受信信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。低域通過フィルタは、ミキサーからの 2 種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラ処理ユニットは、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。

40

【0046】

なお、ドブラ処理ユニットは、ドブラ信号を発生するために、直交検波方式を用いてもよい。このとき、受信信号（RF 信号）は、直交検波され I Q 信号に変換される。ドブラ処理ユニット 142 は、I Q 信号を複素フーリエ変換することにより、ドブラ偏移周波数

50

f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。ドブラ信号は、例えば、血流、組織、造影剤によるエコー成分である。

【0047】

速度/分散/Power演算デバイスは、図示していないMTI(Moving Target Indicator)フィルタ、自己相関演算器等を有する。MTIフィルタは、発生されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。自己相関演算器は、MTIフィルタによって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して、自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等を算出する。速度/分散/Power演算デバイスは、複数のドブラ信号に基づく血流の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等に基づいて、カラードブラデータを発生する。以下、ドブラ信号とカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。

10

【0048】

また、ドブラデータとBモードデータとをまとめてローデータ(Raw Data)と呼ぶ。なお、ローデータは、エコー信号のうち、送信超音波の高調波成分によるBモードデータ、および被検体内の生体組織に関する弾性データであってもよい。Bモード処理ユニットおよびドブラ処理ユニットは、発生したローデータを画像生成ユニットに出力する。なお、Bモード処理ユニットおよびドブラ処理ユニットは、発生したローデータを図示していないシネメモリに出力することも可能である。

【0049】

20

画像生成ユニットは、図示していないデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter:以下DSCと呼ぶ)を有する。画像生成ユニットは、DSCに対して、座標変換処理(リサンプリング)を実行する。座標変換処理とは、例えば、ローデータからなる超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換することである。画像生成ユニットは、座標変換処理に続けて補間処理を、DSCに対して実行する。補間処理とは、隣り合う走査線信号列におけるローデータを用いて、走査線信号列間にデータを補間する処理である。

【0050】

画像生成ユニットは、ローデータに対して座標変換処理と補間処理とを実行することにより、表示画像としての超音波画像を生成する。なお、画像生成ユニットは、生成した超音波画像に対応するデータ(以下、画像データと呼ぶ)を記憶する画像メモリを有していてもよい。画像生成ユニットは、座標変換処理と補間処理とを実行したローデータを、画像合成部33に出力する。以下、Bモードデータを用いて発生された超音波画像をBモード画像と呼ぶ。また、ドブラデータを用いて発生された超音波画像をドブラ画像と呼ぶ。

30

【0051】

シネメモリは、例えばフリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0052】

画像合成部33は、発生された超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像合成部33は、合成された超音波画像をモニタ14に出力する。画像合成部33は、温度推定部29により推定された温度(接触面の温度と第3の音響整合層の温度とのうち少なくとも一つ)を、後述するモニタ14に出力するために、超音波画像に合成することも可能である。画像合成部33は、温度推定部29により推定された温度分布を、後述するモニタ14に出力するために、超音波画像に合成することも可能である。

40

【0053】

記憶部35は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターンおよび複数の送信遅延パターン、本超音波診断装置1の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、画像発生部31で発生されたローデータおよび超音波画像などを記憶する。記

50

憶部 35 は、整合層温度対応表を記憶する。記憶部 35 は、所定の閾値を記憶する。所定の閾値とは、例えば、第 3 の音響整合層の温度に対応する位相シフトの値である。所定の閾値とは、具体的には、例えば、被検体接触部分において、被検体に対する安全性に関する温度（以下、限界温度と呼ぶ）に対応する位相シフトの値である。なお、記憶部 35 は、後述する所定の警告、所定の警告音などを記憶してもよい。また、記憶部 35 は、限界温度を記憶してもよい。記憶部 35 は、接触面温度対応表を記憶してもよい。

【0054】

インターフェース部 37 は、入力装置 13、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体 12 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部 37 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。なお、インターフェース部 37 は、ネットワークを介して、図示していない他の医用画像診断装置で取得された被検体に関する医用画像を、ダウンロードすることも可能である。

10

【0055】

CPU 39 は、操作者により入力装置 13 を介して入力された B モードとドプラモードとの選択、フレームレート、被走査深度、送信開始・終了に基づいて、記憶部 35 に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターンと装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体 12 および超音波プローブ 11 を制御する。CPU 39 は、複数の振動子のうち特定の振動子による超音波発生と、特定の振動子とは異なる振動子による超音波受信とを同期させるために、送受信部 20 を制御する。CPU 39 は、記憶部 35 に記憶された所定の閾値を読み出す。CPU 39 は、検出された位相シフトが所定の閾値に達した場合、画像データの発生に関する超音波を発生させるために振動子に印加される電圧（以下、印加電圧と呼ぶ）を低減させるために、送受信部 20 を制御する。

20

【0056】

CPU 39 は、複数の振動子対にそれぞれ対応する複数の位相シフトが位相シフト検出部 27 から出力された場合、複数の位相シフトのうち最大の位相シフトを、所定の閾値と比較してもよい。また、CPU 39 は、複数の振動子対のうち、開口中心にもっとも近い受信振動子に関する位相シフトを、複数の位相シフトから選択し、所定の閾値と比較してもよい。

30

【0057】

なお、CPU 39 は、検出された位相シフトが所定の閾値に達した場合、以下のような制御を実行してもよい。CPU 39 は、印加電圧を振動子に印加することを停止するために、送受信部 20 を制御する。また、CPU 39 は、所定の警告をモニタに表示させるために、モニタ 14 を制御することも可能である。また、CPU 39 は、所定の警告音を図示していない音声出力部から出力するために、音声出力部を制御してもよい。

【0058】

なお、CPU 39 は、推定された温度を記憶部 35 に記憶された限界温度と比較してもよい。この時、CPU 39 は、推定された温度が限界温度に達した場合、振動子に印加される電圧（以下、印加電圧と呼ぶ）を低減させるため、または印加電圧を振動子に印加することを停止するために、送受信部 20 を制御する。

40

【0059】

入力装置 13 は、インターフェース部 37 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体 12 に取り込む。入力装置 13 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を CPU 39 に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチコマンドスクリーンでもよい。この場合、入力装置 13 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を CPU 39 に出力する。また、操作者が入力装置 13 の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体 12 は一時停止状態となる。

50

【0060】

モニタ14は、画像合成部33の出力に基づいて、Bモード画像およびドブラ画像などの超音波画像を表示する。なお、モニタ14は、表示された画像に対して、ブライトネス、コントラスト、ダイナミックレンジ、補正などの調整および、カラーマップの割り当てを実行してもよい。なお、モニタ14は、接触面の温度と第3の音響整合層の温度とのうち少なくとも一つを表示することも可能である。また、モニタ14は、第3の音響整合層の温度分布または接触面の温度分布を表示することも可能である。

【0061】

(位相シフト送受信制御機能)

位相シフト送受信制御機能とは、検出された位相シフトと所定の閾値とに基づいて超音波の送受信を制御する機能である。以下、位相シフト送受信制御機能に関する処理(以下、位相シフト送受信制御処理と呼ぶ)を説明する。

10

【0062】

図7は、位相シフト送受信制御処理の手順を示すフローチャートである。

被検体に超音波が送信され、Bモード画像が生成される(ステップSa1)。特定の振動子から、超音波が発生される(ステップSa2)。特定の振動子における超音波の発生と同期して、受信振動子を介して横波受信信号が発生される(ステップSa3)。基準信号に対する横波受信信号の位相シフトが検出される(ステップSa4)。検出された位相シフトが所定の閾値未満なら、ステップSa1からステップSa4までの処理が繰り返される(ステップSa5)。検出された位相シフトが所定の閾値以上のとき、被検体への超音波の送信が停止される(ステップSa6)。

20

【0063】

なお、検出された位相シフトを用いて音響整合層の温度が推定され、推定された温度と限界温度とに基づいて、被検体への超音波の送信停止されることも可能である。限界温度のデータは、記憶部35に記憶される。具体的には、位相シフトと対応表とに基づいて、第3の音響整合層の温度が推定される。推定された温度と記憶部から読み出した限界温度とが比較される。この時、推定された温度が限界温度未満ならば、ステップSa1からステップSa4までの処理が繰り返される。推定された温度が限界温度以上のとき、被検体への超音波の送信が停止される。

【0064】

(変形例)

実施形態との相違は、位相シフトの検出に用いられる送信中心周波数(以下、位相シフト検出周波数と呼ぶ)を有する超音波を発生する振動子(以下、第1の振動子と呼ぶ)と、第3の音響整合層を伝搬した超音波の横波を受信する振動子(以下、第2の振動子と呼ぶ)と、超音波画像を発生させるために被検体に送信する超音波を発生し、被検体内で反射された超音波を受信しエコー信号を発生する複数の振動子(以下、第3の振動子と呼ぶ)とを有する。なお、第1及び第2の振動子は、同じ構造の振動子であってもよい。第1、第2の振動子は、位相シフト検出専用の振動子であって、第3の振動子は、超音波画像の発生に関する専用の振動子である。

30

【0065】

第1の振動子は、超音波プローブの開口中心に位置させる。なお、第1の振動子は、開口中心近傍に位置させてもよい。開口中心とは、例えば、開口形状の重心である。第2の振動子は、第1の振動子の近傍に配置される。具体的には、第2の振動子は、第1の振動子に隣り合う位置に配置される。なお、第2の振動子は、第1の振動子から所定の間隔離れた位置に配置されてもよい。また、第1の振動子と第2の振動子とはそれぞれ対に複数配置されてもよい。

40

【0066】

第1の振動子は、例えば、画像化送信周波数が3MHzである場合、位相シフト検出周波数として、500kHzの周波数を有する超音波を、CPU39による制御のもとで発生する。位相シフト検出周波数は、例えば、第3の音響整合層の材質を用いたコンピュー

50

タ・シミュレーションにより、予め決定される。決定された位相シフト検出周波数を効率的に発生させるために、第1の振動子の材質及び厚みが決定される。

【0067】

図8は、2次元アレイ振動子を有する超音波プローブ11の超音波放射面における開口と、開口における第1乃至第3の振動子の配置の一例を示す図である。なお、第1乃至第3の振動子の開口における位置を示すために、第1乃至第3の音響整合層は省略している。図8におけるAは、第1の振動子を示している。図8におけるBは、第2の振動子を示している。

【0068】

図9は、図4の計算モデルを用いて、FEMによるシミュレーション結果の一例を示す図である。第1の振動子で発生される超音波の位相シフト検出周波数は、100kHzで波数は5である。図9における実線は、第3の音響整合層の温度が25における基準信号の波形を示している。図9における点線は、第3の音響整合層の温度が80における出力信号（横波受信信号）の波形を示している。図9に示すように、位相シフト検出周波数が100kHzの場合、位相シフトを検出できないことが示唆される。

10

【0069】

図10は、図4の計算モデルを用いて、FEMによるシミュレーション結果の一例を示す図である。第1の振動子で発生される超音波の位相シフト検出周波数は、10MHzで波数は5である。図10における実線は、第3の音響整合層の温度が25における基準信号の波形を示している。図10における点線は、第3の音響整合層の温度が80における出力信号（横波受信信号）の波形を示している。図10に示すように、位相シフト検出周波数が10MHzの場合、位相シフトを検出できないことが示唆される。

20

【0070】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、例えば第3の音響整合層のような非分割の音響整合層を伝搬しやすく、発生される超音波画像に影響しない周波数、波数およびPRFを有する超音波を、例えば超音波画像に関する走査範囲の走査ごとに、特定の振動子により発生することができる。本超音波診断装置1によれば、特定の振動子による超音波発生と、特定の振動子とは異なる振動子による超音波受信とを同期させ、同期に対応する出力信号の基準信号に対する位相シフトを検出することができる。本超音波診断装置1によれば、検出された位相シフトが所定の閾値に到達したとき、振動子に印加する印加電圧を低減させるため、または振動子への印加電圧の印加を停止するために、送受信部を制御することができる。

30

【0071】

これらのことから、本超音波診断装置1によれば、超音波プローブ11内に、サーミスタなどの温度センサ及び加圧センサと、各センサからの出力を引き出すための信号線とを設置することなく、超音波プローブ11と被検体との接触面の温度が高温になる前に、印加電圧の低減または印加電圧の印加の停止を実行することができる。本超音波診断装置1によれば、超音波プローブ11内に、サーミスタなどの温度センサ及び加圧センサの設置と、各センサからの出力を引き出すための信号線の設置とが不要となるため、超音波プローブ11の製造コストを低減させることができる。また、本超音波診断装置1によれば、開口における任意の位置で位相シフトを検出できるため、音響整合層の温度分布および接触面の温度分布を推定し、表示することも可能である。加えて、本超音波診断装置1によれば、位相シフトと閾値とに基づいて、所定の警告を表示、および所定の警告音を発生することができる。

40

【0072】

本超音波診断装置1の変形例によれば、位相シフトを検出するための振動子を、超音波プローブ11内に設置することができる。これにより、超音波画像の発生に関する振動子と、位相シフトの検出に用いられる振動子とを分離することができる。従って、超音波画像の発生および位相シフトの検出に最適な超音波の送受信条件を設定することができる。

50

【0073】

以上のことから、本超音波診断装置1によれば、超音波プローブ11の温度モニタリングが可能であって、本超音波画像に影響なくかつ、高性能で被検体にとってより安全な超音波診断装置を提供することができる。

【0074】

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【0075】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

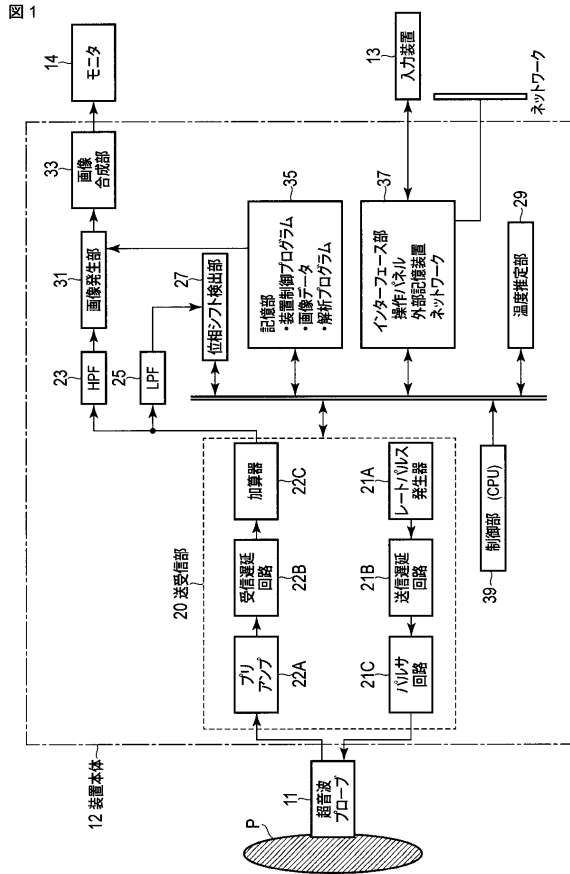
【符号の説明】

【0076】

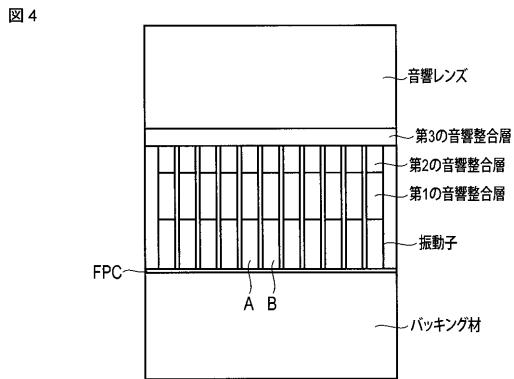
1 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、12 ... 装置本体、13 ... 入力装置、14 ... モニタ、20 ... 送受信部、21A ... レートパルス発生器、21B ... 送信遅延回路、21C ... パルサ回路、22A ... プリアンプ、22B ... 受信遅延回路、22C ... 加算器、23 ... HPF、25 ... LPF、27 ... 位相シフト検出部、29 ... 温度推定部、31 ... 画像発生部、33 ... 画像合成部、35 ... 記憶部、37 ... インターフェース部、39 ... 制御部（CPU）、

20

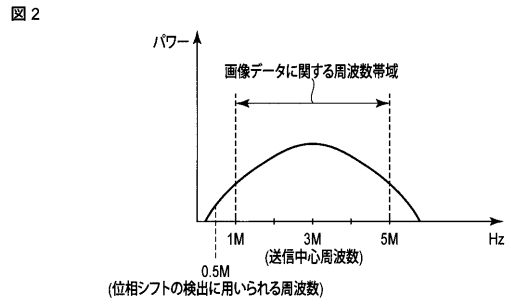
【 図 1 】



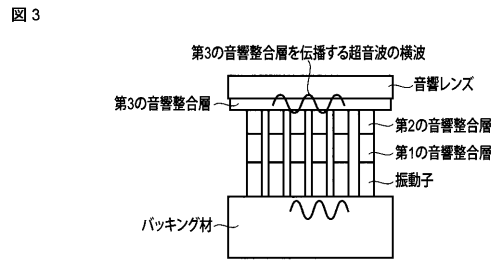
【 図 4 】



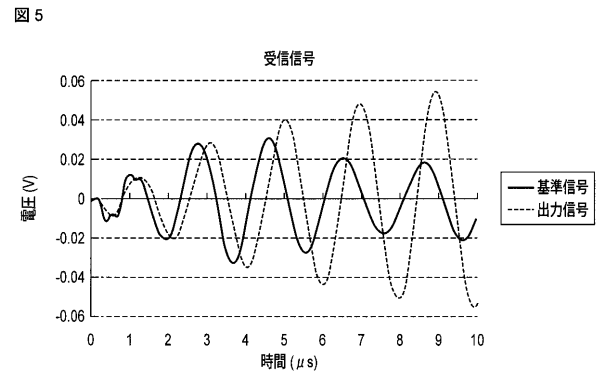
【 図 2 】



【 図 3 】

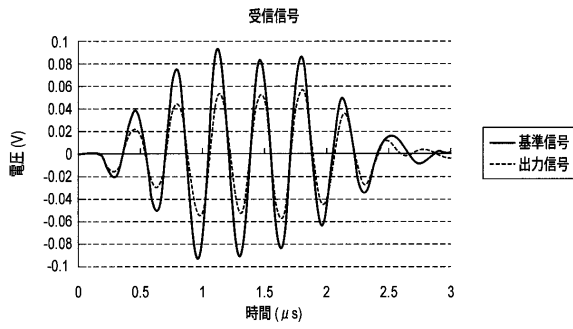


【 図 5 】



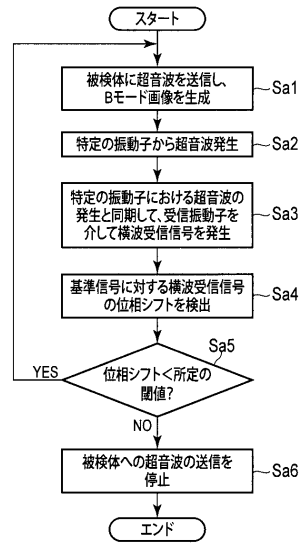
【 図 6 】

図 6



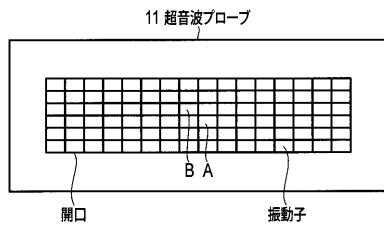
【 図 7 】

図 7



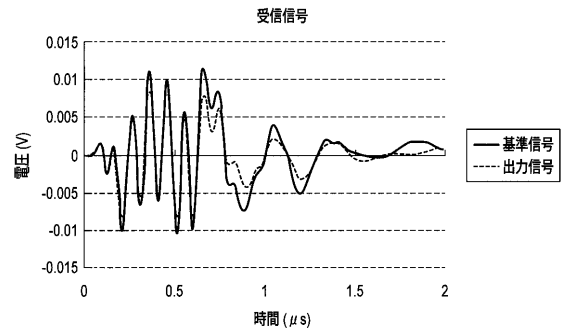
【 図 8 】

図 8



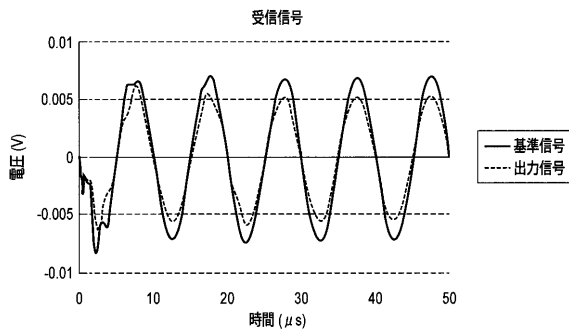
【 図 10 】

図 10



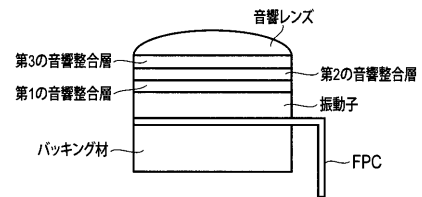
【 図 9 】

図 9



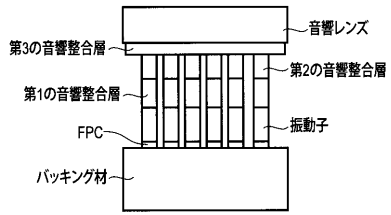
【 図 11 】

図 11



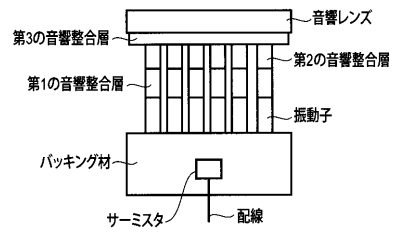
【 図 1 2 】

図 12



【 図 1 3 】

図 13



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 芝本 弘一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 武内 俊
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 手塚 智
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 EE19 GB03 GB19 GB20 GB26 GB28 HH05
HH06 JB31 KK16 KK31

专利名称(译)	超声波诊断仪和超声波探头		
公开(公告)号	JP2013146498A	公开(公告)日	2013-08-01
申请号	JP2012011423	申请日	2012-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	芝本弘一 武内俊 手塚智		
发明人	芝本 弘一 武内 俊 手塚 智		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4281 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/54 A61B8/546 B06B2201/40 B06B2201/55 B06B2201/76 F04C2270/041 G01S7 /5205		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE19 4C601/GB03 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601 /GB26 4C601/GB28 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB31 4C601/KK16 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP5972581B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一个实施例，超声探头（11）具有非分段声匹配层，具有阵列换能器的换能器层和背衬层的叠层结构。发送/接收单元（20）经由换能器向对象发送超声波并从对象接收超声波。控制单元（39）控制发送/接收单元（20）以使换能器的特定换能器的超声波发生与不同换能器的超声波接收同步。相移检测单元（27）检测来自发送/接收单元（20）的输出信号和参考信号之间的相移，该输出信号对应于超声波发生和超声波接收之间的同步。温度估计单元（29）基于相移对声匹配层的温度的依赖性来估计声匹配层的温度。

