

(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2012-187187

(P2012-187187A)

(43) 公開日 平成24年10月4日(2012.10.4)

(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 有 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-51508(P2011-51508)
(22) 出願日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 田辺 剛
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 EE15 GA17 GD04 HH14
HH31

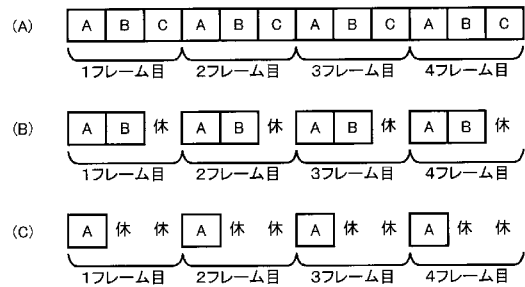
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブの集積回路基板等が発する熱に対して、安定した超音波診断を可能にする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブにおいて異なる方向に超音波の送受信を行い、診断装置本体において送受信方向の異なる複数の画像を合成して1つの超音波画像とする際に、超音波プローブの温度を測定して、この温度測定結果に応じて、合成画像数すなわち超音波の送受信回数を減ずることにより、前記課題を解決する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して受信した超音波に応じた受信信号を出力する圧電素子ユニット、前記圧電素子ユニットによる超音波の送信を制御する送信制御手段、前記圧電素子ユニットが出力した受信信号の処理を行なう信号処理手段、および、所定位置の温度を測定する温度測定手段を有する超音波プローブと、

前記超音波プローブの信号処理手段が処理した受信信号に応じた超音波画像を生成する診断装置本体とを有し、

前記診断装置本体は、所定数の前記超音波画像を合成して1つの前記合成超音波画像を生成する機能を有し、また、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成を行なうために、超音波の送受信方向が互いに異なる前記所定数と同数の複数種類の超音波の送受信を行なう機能を有し、

かつ、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成を行なう際には、前記温度測定手段による温度測定結果に応じて、合成超音波画像を生成するための超音波の送受信を、前記複数種類から0種類以上を減じた1種類以上とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記温度測定手段は、前記信号処理手段の温度を測定する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、少なくとも前記超音波の送受信の1種類は、前記合成超音波画像として出力する全域を包含する超音波画像が得られる超音波の送受信を行なう請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

閾値として、温度 T_1 と、この温度 T_1 より高温の温度 T_2 とが設定されており、

前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記温度測定手段による温度測定結果に応じて、温度測定結果が前記温度 T_1 未満である場合には、前記複数種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が前記温度 T_2 以上である場合には、設定された最少数の種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が前記温度 T_1 以上温度 T_2 未満の場合には、前記複数種類と最少数との間の数の種類の超音波の送受信を行なう、請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

閾値として、温度 T_1 と、この温度 T_1 より高温の温度 T_2 とが設定されており、

前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記温度測定手段による温度測定結果に応じて、温度測定結果が前記温度 T_1 未満である場合には、前記複数種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が温度 T_1 以上である場合には、時間的に連続する2つの前記合成超音波画像において、少なくとも一方は前記複数種類から1種類以上を減じ、かつ、前記複数種類からの減数が異なる数の種類の超音波の送受信を行なう請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記温度測定結果が温度 T_1 以上温度 T_2 未満である場合には、時間的に連続する2つ以内の前記合成超音波画像の一方において、前記複数種類から1種類以上を減じた超音波の送受信を行なう請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記温度測定結果が前記 T_2 以上である場合には、時間的に連続する2つ以内の前記超音波合成画像の両画像で前記複数種類から1種類以上を減じた超音波の送受信を行なう請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブは、時間的に連続する前記合成超音波画像において、最も近接する

10

20

30

40

50

超音波画像の超音波の送受信方向を等しくする請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記複数種類から 2 種類以上の超音波の送受信を減ずる場合には、時間的に連続する前記合成超音波画像において、連続する超音波画像を減ずるように前記超音波の送受信を行なう請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記複数種類から 1 種類以上の超音波の送受信を減ずる場合には、時間的に連続する前記合成超音波画像において、隣接する超音波画像を減ずるように前記超音波の送受信を行なう請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波プローブの発熱を抑制することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。

20

一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとする）と、診断装置本体とを有しており、プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、その受信信号を診断装置本体で電気的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

このような超音波診断装置において、超音波画像の画質を劣化させる要因として、いわゆるスペックル（スペックルノイズ/スペックルパターン）が知られている。スペックルとは、被検体内に存在する超音波の波長より小さな無数の散乱源によって、散乱波が生じ、この散乱波が互いに干渉することによって生じる、白い点状のノイズである。

【0004】

30

超音波診断装置において、このようなスペックルを低減させる方法として、特許文献 1 や特許文献 2 に開示されるような、空間コンパウンドが知られている。

空間コンパウンドとは、図 6 に概念的に示すように、圧電素子ユニット 100 から、被検体に対して方向（走査角度）が互いに異なる複数種類（複数方向）の超音波の送受信を行い、この複数種類の送受信によって得られた複数の超音波画像を合成することにより、1 つの合成超音波画像を生成する技術である。

【0005】

具体的には、図 6 に示す例においては、通常超音波画像の生成と同様の超音波の送受信（通常送受信）、通常に対して角度を傾けた方向の超音波の送受信、および、通常に対して角度を - 傾けた方向の超音波の送受信の、3 種類（3 方向）の超音波の送受信を行なう。

40

この通常送受信で得られた超音波画像 A（実線）、角度を傾けた送受信で得られた超音波画像 B（破線）、および、角度を - 傾けた送受信で得られた超音波画像 C（一点鎖線）を合成することで、実線で示す超音波画像 A の領域の合成超音波画像を生成する。

【0006】

ところで、このような超音波診断装置を構成するプローブは、被検体に超音波を送信し、かつ、被検体によって反射された超音波エコーを受信して、電気信号（受信信号）として出力する圧電素子ユニットを有する。

また、近年では、プローブは、圧電素子ユニットが出力した受信信号の増幅、A/D 変換や処理、圧電素子ユニットにおける超音波の送受信のタイミングの切り換え、さらには

50

、診断装置本体との無線通信によるコードレス化やノイズ低減等を行なうための、集積回路基板等を搭載する場合も有る。

【0007】

周知のように、圧電素子ユニットは、超音波の送受信を行なうことにより発熱する。また、圧電素子ユニットが送信する超音波の出力が高くなるほど、高画質な超音波画像が得られるが、その反面、圧電素子ユニットの発熱量も多くなる。

また、集積回路基板も、受信信号の処理等を行なうことによって発熱する。

【0008】

プローブが発熱すると、圧電素子ユニットの駆動が不安定になり、また、集積回路基板の各回路の動作も不安定になる。その結果、送信する超音波や受信した超音波に対する出力信号が不安定になり、さらに、集積回路基板における信号処理も不安定になり、超音波画像の画質が低下してしまう。

そのため、高画質な超音波画像を安定して得るためには、超音波診断装置では、プローブ内部での温度上昇を、できるだけ抑制する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2005-58321号公報

【特許文献2】特開2003-70786号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、空間コンパウンドによる超音波画像（合成超音波画像）の生成を行なう際に、超音波プローブ内で温度上昇を抑制すると共に、温度上昇が生じても、超音波画像の画質劣化を最小限に抑えることができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して受信した超音波に応じた受信信号を出力する圧電素子ユニット、前記圧電素子ユニットによる超音波の送信を制御する送信制御手段、前記圧電素子ユニットが出力した受信信号の処理を行なう信号処理手段、および、所定位置の温度を測定する温度測定手段を有する超音波プローブと、前記超音波プローブの信号処理手段が処理した受信信号に応じた超音波画像を生成する診断装置本体とを有し、前記診断装置本体は、所定数の前記超音波画像を合成して1つの前記合成超音波画像を生成する機能を有し、また、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成を行なうために、超音波の送受信方向が互いに異なる前記所定数と同数の複数種類の超音波の送受信を行なう機能を有し、かつ、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成を行なう際には、前記温度測定手段による温度測定結果に応じて、合成超音波画像を生成するための超音波の送受信を、前記複数種類から0種類以上を減じた1種類以上とすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0012】

このような本発明の超音波診断装置において、前記温度測定手段は、前記信号処理手段の温度を測定するのが好ましい。

また、前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、少なくとも前記超音波の送受信の1種類は、前記合成超音波画像として出力する全域を包含する超音波画像が得られる超音波の送受信を行なうのが好ましい。

【0013】

また、閾値として、温度T1と、この温度T1より高温の温度T2とが設定されており、前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記温

10

20

30

40

50

度測定手段による温度測定結果に応じて、温度測定結果が前記温度 T 1 未満である場合には、前記複数種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が前記温度 T 2 以上である場合には、設定された最少数の種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が前記温度 T 1 以上温度 T 2 未満の場合には、前記複数種類と最少数との間の数の種類の超音波の送受信を行なうのが好ましい。

【0014】

また、閾値として、温度 T 1 と、この温度 T 1 より高温の温度 T 2 とが設定されており、前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記温度測定手段による温度測定結果に応じて、温度測定結果が前記温度 T 1 未満である場合には、前記複数種類の超音波の送受信を行い、温度測定結果が温度 T 1 以上である場合には、時間的に連続する2つの前記合成超音波画像において、少なくとも一方は前記複数種類から1種類以上を減じ、かつ、前記複数種類からの減数が異なる数の種類の超音波の送受信を行なうのが好ましい。

10

また、前記温度測定結果が温度 T 1 以上温度 T 2 未満である場合には、時間的に連続する2つ以内の前記合成超音波画像の一方において、前記複数種類から1種類以上を減じた超音波の送受信を行なうのが好ましい。

また、前記温度測定結果が前記 T 2 以上である場合には、時間的に連続する2つ以内の前記超音波合成画像の両画像で前記複数種類から1種類以上を減じた超音波の送受信を行なうのが好ましい。

【0015】

20

また、前記超音波プローブは、時間的に連続する前記合成超音波画像において、最も近接する超音波画像の超音波の送受信方向を等しくするのが好ましい。

また、前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記複数種類から2種類以上の超音波の送受信を減ずる場合には、時間的に連続する前記合成超音波画像において、連続する超音波画像を減ずるように前記超音波の送受信を行なうのが好ましい。

さらに、前記診断装置本体が合成超音波画像を生成する際には、前記超音波プローブは、前記複数種類から1種類以上の超音波の送受信を減ずる場合には、時間的に連続する前記合成超音波画像において、隣接する超音波画像を減ずるように前記超音波の送受信を行なうのが好ましい。

30

【発明の効果】

【0016】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置は、超音波の送受信方向が異なる複数画像を合成する空間コンパウンドを行なう際に、超音波プローブ内の温度上昇に応じて、合成する画像の数を低減する。

そのため、本発明においては、空間コンパウンドを行なう際には、超音波プローブ内の温度に応じて、超音波プローブに搭載される集積回路や圧電素子ユニット等の駆動頻度を減らすことができる。従って、超音波プローブ内で発熱が生じた際に、これらの温度上昇を抑制することができる。また、超音波プローブが発熱した際にも、発熱を抑制して、画質の劣化を最小限に抑えることができる。

40

従って、本発明の超音波診断装置によれば、空間コンパウンドによって、高画質な超音波画像を、安定して得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の超音波診断装置を概念的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置で行なう空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【図3】(A)～(C)は、図1に示す超音波診断装置における空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【図4】(A)～(C)は、本発明の超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの別の例

50

を説明するための概念図である。

【図 5】(A) および (B) は、本発明の超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの別の例を説明するための概念図である。

【図 6】空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の超音波診断装置について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0019】

図 1 に、本発明の超音波診断装置の一例をブロック図で概念的に示す。

10

図 1 に示す超音波診断装置 10 は、超音波プローブ (超音波探触子) 12 と、この超音波プローブ 12 と無線通信で接続される診断装置本体 14 とを有して構成される。

【0020】

超音波プローブ 12 (以下、プローブ 12 とする) は、被検体に超音波を送信して、被検体によって反射された超音波エコーを受信し、受信した超音波エコーに応じた超音波画像号を出力するものである。

なお、本発明において、プローブ 12 の種類には、特に限定はなく、コンベックス型、リニア型、セクタ型等の各種の形式が利用可能である。また、体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。さらに、プローブ 12 は、ハーモニックイメージングに対応する、送信した超音波の二次以上の高調波を受信するための超音波振動子を有するものであってもよい。

20

【0021】

プローブ 12 は、超音波の送受信を行なう (超音波) トランスデューサ 18 を、一次元的もしくは二次元的に配列してなる圧電素子ユニット 16 を有する。また、圧電素子ユニット 18 には、個別信号処理部 20a を有する信号処理部 20 が接続される。

個別信号処理部 20a は、圧電素子ユニット 16 のトランスデューサ 18 の個々に対応して接続される。また、個別信号処理部 20a には、パラレル/シリアル変換部 24 を介して無線通信部 26 が接続されている。さらに、無線通信部 26 には、アンテナ 28 が接続される。

また、各トランスデューサ 18 には、送信駆動部 30 を介して送信制御部 32 が接続され、各個別信号処理部 20a は受信制御部 34 が接続され、無線通信部 26 に通信制御部 36 が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部 24、送信制御部 32、受信制御部 34 および通信制御部 36 に、プローブ制御部 38 が接続されている。

30

さらに、本発明の超音波診断装置では、プローブ 12 に、信号処理部 20 の温度を測定する温度測定手段 42 が設けられる。温度測定手段 42 による温度測定結果は、送信制御部 32 および受信制御部 34 に供給される。

【0022】

なお、プローブ 12 には、図示を省略するバッテリーが内蔵されており、このバッテリーから、各部位に駆動のための電力が供給される。

【0023】

40

圧電素子ユニット 16 は、超音波を被検体に送信し、被検体に反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じた電気信号を出力するトランスデューサ 18 を一次元的もしくは二次元的に配列して、バッキング層、音響整合層および音響レンズを積層してなる、公知のものである。

【0024】

トランスデューサ 18 は、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) や PVDf (ポリフッ化ビニリデン) 等からなる圧電体の両端に電極を形成した超音波振動子である。

超音波振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮して、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、それぞれの超音波の合成により、超音波ビームが形成される。

50

また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、この電気信号が超音波の受信信号として出力される。

【0025】

トランスデューサ18は、送信駆動部30から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、電気信号(受信信号)に変換して個別信号処理部20aに出力する。

送信駆動部30は、デジタル/アナログコンバータ、ローパスフィルタ、アンプ、パルサ等を有して構成され、駆動電圧を各トランスデューサ18(超音波振動子)に供給することにより、超音波振動子を振動させて、超音波を送信させる。

また、送信駆動部30は、送信制御部32によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ18から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ18に供給する。

【0026】

圧電素子ユニット16の各トランスデューサ18には、信号処理部20の個別信号処理部20aが接続される。

個別信号処理部20aは、LNA(Low-Noise Amplifier)、VCA(Voltage-Controlled Attenuator)、PGA(Programmable Gain Amplifier)、ローパスフィルタ、アナログ/デジタルコンバータ等からなるAFE(Analog Front End)を有する。個別信号処理部20aは、受信制御部34の制御の下、対応するトランスデューサ18から出力される受信信号をAFEで処理して、デジタルの受信信号に変換する。さらに、個別信号処理部20aでは、このデジタルの受信信号に、直交検波処理または直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部24に供給する。

パラレル/シリアル変換部24は、複数チャンネルの個別信号処理部20aによって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

【0027】

プローブ12には、信号処理部20(受信信号処理回路部)の温度を測定する温度測定手段42が設けられる。温度測定手段42による信号処理部20の温度測定結果は、送信制御部32および受信制御部34に送られる。

温度測定手段42には、特に限定はなく、公知の温度測定手段が利用可能である。

また、温度測定手段20による温度の測定対象は、信号処理部20に限定はされず、プローブ12の内部であればよい。しかしながら、プローブ12内において、最も発熱が大きいのは、トランスデューサ18が出力した受信信号を処理する信号処理部20(特にAFE)であるので、温度測定手段20が温度を測定するのは、信号処理部20とするのが好ましい。

【0028】

ここで、超音波診断装置10は、互いに方向が異なる超音波の送受信によって得られた複数の超音波画像を合成して、合成超音波画像を生成する、空間コンパウンドを行なう機能を有している。一例として、超音波診断装置10は、空間コンパウンドにおいて3つの超音波画像を合成する。これに応じて、受信制御部34および送信制御部32は、空間コンパウンドを行なう際には、前記合成する超音波画像の数に応じた、互いに送受信の方向が異なる3種(3方向)の超音波の送受信を行なうように、送信駆動部30および各個別信号処理部20aの駆動を制御する。

また、超音波診断装置10では、プローブ12内の所定位置の温度に応じて、空間コンパウンドで合成する画像の数を変更する。具体的には、受信制御部34および送信制御部32は、温度測定手段42が測定した信号処理部20の温度に応じて、空間コンパウンドを行なう超音波画像の数を変更するように、超音波の送受信の種類数を変更する。この点に関しては、後に詳述する。

【0029】

10

20

30

40

50

無線通信部 26 は、シリアルサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナ 28 に供給してアンテナ 28 から電波を送信することにより、シリアルサンプルデータを送信する。

変調方式としては、例えば、ASK (Amplitude Shift Keying)、PSK (Phase Shift Keying)、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying)、16QAM (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等が用いられる。

無線通信部 26 は、診断装置本体 14 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 14 に送信すると共に、診断装置本体 14 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 36 に出力する。通信制御部 36 は、プローブ制御部 38 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 26 を制御すると共に、無線通信部 26 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 38 に出力する。

10

【0030】

無線通信部 26 は、アンテナ 28 によって、診断装置本体 14 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 14 に送信すると共に、診断装置本体 14 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 36 に出力する。

通信制御部 36 は、プローブ制御部 38 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 26 を制御すると共に、無線通信部 26 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 38 に出力する。

【0031】

プローブ制御部 38 は、診断装置本体 14 から送信される各種の制御信号に基づいて、プローブ 12 の各部の制御を行う。

20

【0032】

前述のように、本発明の超音波診断装置 10 は、空間コンパウンドによる画像（合成超音波画像）を生成する機能を有する。

周知のように、空間コンパウンドとは、被検体に対して、超音波の送受信の方向（走査角度 / 走査方向）が互いに異なる、複数種類（複数方向）の超音波の送受信（以下、「送受信とする」）を行い、この複数種類の送受信によって得られた超音波画像を合成することにより、1つの合成超音波画像を生成する技術である。このような空間コンパウンドを行なうことで、超音波画像において、スペckルを低減することができる。

30

【0033】

図示例の超音波診断装置 10 において、空間コンパウンドを行なう際には、図 2 に概念的に示すように、プローブ 16 は、基本的に、通常の超音波画像を得る場合と同様の送受信（以下、通常の送受信とする）、通常の送受信に対して、送受信の方向を角度 傾けた送受信（角度 偏向した送受信）、および、通常の送受信に対して、送受信の方向を角度 - 傾けた送受信の、3種類の送受信を行なう。

すなわち、図示例においては、空間コンパウンドを行なう際には、基本的に、この3種類の送受信を、1つの合成超音波画像を得るための1つのフレーム（単位）として、この1フレームの送受信を繰り返し行なう。

【0034】

また、診断装置本体 14（後述する画像合成部 80）は、基本的に、通常の送受信で得られた超音波画像 A（実線）、通常の送受信に対して、角度を 傾けた送受信で得られた超音波画像 B（破線）、および、角度を - 傾けた送受信で得られた超音波画像 C（一点鎖線）の、3つの超音波画像を合成して、超音波画像 A の領域の合成超音波画像を生成する。

40

【0035】

従って、図示例においては、空間コンパウンドで合成する超音波画像の所定数は、3となる。言い換えれば、図示例においては、定常状態において空間コンパウンドで合成する超音波画像の数（すなわち合成する超音波画像の最大数）は、3である。

【0036】

50

なお、本発明において、空間コンパウンドによって合成する超音波画像の所定数は、3に限定はされず、2でもよく、あるいは、4以上であってもよい。

また、このような方向が異なる（超音波）送受信の方法は、図2に概念的に示すような、超音波送受信の遅延による方法に限定はされず、例えば前記特許文献1や特許文献2に記載される方法など、公知の方法が、各種、利用可能である。

さらに、図示例では、リニア型を例に説明をしているが、本発明は、コンベックス型やセクタ型等の各種の形式のプロープに利用可能であるのは、前述のとおりである。

【0037】

ここで、前述のように、プロープ16には、信号処理部20の温度を測定する、温度測定手段42が配置されており、その温度測定結果が、送信制御部32および受信制御部34に供給される。

また、プロープ16（送信制御部32および受信制御部34）には、温度の閾値として、第1の温度である $T1$ []と、この $T1$ よりも高温の第2の温度である $T2$ []とが設定されている。なお、本発明の超音波診断装置10においては、 $T1 < T2$ の関係が保たれていれば、この $T1$ および $T2$ は、固定でもよく、あるいは、可変としてもよい。

【0038】

空間コンパウンドを行なう場合には、温度測定手段42による温度測定結果が、 $T1$ 未満の場合、すなわち、プロープ16（信号処理部20）の温度が定常状態である場合には、1つのフレームにおいて、前記3種類（3つの超音波画像に対応する）の送受信を、全て行なう。

一例として、送信制御部32および受信制御部34は、まず、超音波画像Aを得るための通常の送受信を行なうように、送信駆動部30および各個別信号処理部20aの駆動を制御する。以下、便宜的に、この通常の送受信を、「画像Aの送受信」とする。

次いで、送信制御部32および受信制御部34は、超音波画像Bを得るための、通常の送受信に対して、角度を傾けた方向の送受信を行なうように、送信駆動部30および各個別信号処理部20aの駆動を制御する。以下、便宜的に、この角度を傾けた送受信を、「画像Bの送受信」とする。

さらに、送信制御部32および受信制御部34は、超音波画像Cを得るための、通常の送受信に対して、角度を傾けた方向の送受信を行なうように、送信駆動部30および各個別信号処理部20aの駆動を制御する。以下、便宜的に、この角度を傾けた送受信を、「画像Cの送受信」とする。

【0039】

すなわち、温度測定手段42による温度測定結果が、 $T1$ 未満の場合には、図3（A）に概念的に示すように、1つのフレームで、画像Aの送受信、画像Bの送受信、および画像Cの3種類の送受信を、全て行なう。すなわち、3画像分の送受信を行なう。診断装置本体14では、1フレームで得られた3つの超音波画像で、1つの合成超音波画像を生成する。

【0040】

これに対し、温度測定手段42による温度測定結果が、 $T1$ 以上 $T2$ 未満の場合には、プロープは、1つのフレームにおいて、合成超音波画像を生成するための送受信を1画像分減らして、2画像分の送受信を行ない、送受信を1画像分、行なわない（休止期間を設ける）。すなわち、温度が $T1$ 以上 $T2$ 未満の場合には、3種類の送受信から1種類を減らして、2種類の送受信を行なう。

一例として、温度測定結果が $T1$ 以上 $T2$ 未満の場合には、プロープ12は、1つのフレームで、まず、画像Aの送受信を行い、次いで、画像Bの送受信を行い、その次の画像Cの送受信は行なわない。

すなわち、温度測定手段42による温度測定結果が、 $T1$ 以上 $T2$ 未満の場合には、図3（B）に概念的に示すように、1フレームを画像Aの送受信、画像Bの送受信、および「休」として、このフレームを繰り返し行なう。診断装置本体14では、1フレームで得られた2つの超音波画像で、1つの合成超音波画像を生成する。

10

20

30

40

50

【0041】

さらに、温度測定手段42による温度測定結果が、T2以上の場合には、プローブは、1つのフレームで、合成超音波画像を生成するための送受信を2画像分減らして、1画像分のみ送受信を行ない、2画像分の送受信を行なわない(休止時間を、より長くする)。すなわち、温度がT2以上の場合には、3種類の送受信から2種類を減らして、1種類のみ送受信を行なう。

一例として、温度測定結果がT2以上の場合には、プローブ12は、1つのフレームで、まず、画像Aの送受信を行い、次いで、画像Bの送受信は行なわず、さらに、その次の画像Cの送受信も行なわない。

すなわち、温度測定手段42による温度測定結果が、T1以上T2未満の場合には、図3(B)に概念的に示すように、1フレームを画像Aの送受信、「休」、および「休」として、このフレームを繰り返し行なう。診断装置本体14では、1フレームで得られた1つの超音波画像で、1つの合成超音波画像を生成する。言い換えれば、超音波診断装置10においては、温度測定手段42による温度測定結果がT2以上の場合には、空間コンパウンドは行なわない。

10

【0042】

以上の説明より明らかなように、本発明の超音波診断装置10では、空間コンパウンドを行なう際に、プローブ12の温度が上昇した場合には、空間コンパウンドによる合成超音波画像を生成するためのフレームレートは変更せずに、信号処理部20等の駆動時間を減らす。すなわち、プローブ12の温度が上昇した場合には、温度に応じて、信号処理部20等の発熱部の駆動を休止する。

20

従って、本発明においては、空間コンパウンドを行なっている際に、プローブ12の温度が上昇しても、信号処理部20などの発熱部を休止させることで、プローブ12内の温度を速やかに低下させることができる。また、プローブ12内の温度上昇を抑制し、かつ、速やかに低下させることにより、プローブ12の温度上昇が生じて、画質劣化を最小限に抑えることができる。

【0043】

図3に示す例においては、1つのフレームにおける各画像の送受信の順序は、全てのフレームで同一であるが、本発明は、これに限定はされず、各フレームで、各画像の送受信の順序が異なってもよい。また、温度測定手段42による温度測定結果が、T1以上T2未満の場合と、T2以上の場合で、各フレームでの各画像の送受信の順序が異なってもよい。

30

図4および図5に、その一例を示す。なお、以下の説明では、説明を簡潔にするために、「画像xの送受信」における「の送受信」を省略して、「画像x」とも記す。

【0044】

例えば、温度測定手段42による温度測定結果が、T1未満の場合には、図4(A)に示すように、1フレーム目を「画像A 画像B 画像C」、2フレーム目を「画像C 画像B 画像A」、3フレーム目を「画像A 画像B 画像C」...のようにしてもよい。

また、温度測定手段42による温度測定結果が、T1以上T2未満で、画像Cを休止する場合には、図4(B)に示すように、1フレーム目を「画像A 画像B 休」、2フレーム目を「画像B 画像A 休」、3フレーム目を「画像A 画像B 休」...のようにしてもよい。

40

【0045】

すなわち、本発明においては、連続するフレーム(すなわち、時間的に連続する合成超音波画像)において、最も近接する超音波画像の送受信方向を、同方向にしてもよい。

このような送受信の順序によれば、同方向の送受信が連続するので、送信駆動部30や個別信号処理部20aの制御を、簡略化することができる。

【0046】

さらに、この際において、温度測定手段42による温度測定結果が、T1以上T2未満で、画像Cを休止する場合には、図4(C)に示すように、1フレーム目を「画像A 画

50

像 B 休」、2 フレーム目を「休 画像 B 画像 A」、3 フレーム目を「画像 A 画像 B 休」... ..として、連続するフレームで休止を連続させて、休止時間を長くしてもよい。

【0047】

また、以上の例においては、温度測定結果に応じた休止は、全てのフレームで同数であるが、本発明は、これに限定はされず、連続するフレームにおいて、互いの休止の数が異なってもよい。すなわち、本発明においては、プローブ 12 内の温度が上昇した場合には、前後 2 フレーム以内に、送受信の休止が入るようにすればよい。

例えば、温度測定手段 42 による温度測定結果が、T1 以上 T2 未満である場合に、図 5 (A) に示すように、1 フレーム目を「画像 B 画像 A 画像 C」、2 フレーム目を「画像 C 画像 A 休」、3 フレーム目を「画像 A 画像 B 休」、4 フレーム目を「画像 B 画像 A 画像 C」... ..のようにしてもよい。

また、温度測定手段 42 による温度測定結果が、T2 以上である場合に、図 5 (B) に示すように、1 フレーム目を「画像 B 画像 A 休」、2 フレーム目を「休 画像 A 休」、3 フレーム目を「休 画像 A 休」、4 フレーム目を「画像 A 画像 B 休」... ..のようにしてもよい。

【0048】

図 5 に示す例においては、図 4 に示す例と同様、連続するフレームで、最も近接する超音波画像の送受信方向を、同方向にしている。しかしながら、図 5 に示す連続するフレームで超音波画像の合成数が異なる態様では、これに限定はされず、図 3 に示す例のように、最も近接する超音波画像の送受信方向が異なってもよい。

【0049】

以上の例では、プローブ 12 内の温度が上昇した場合に休止するのは、画像 B の送受信および/または画像 C の送受信であるが、本発明は、これに限定はされない。すなわち、温度上昇に応じて、画像 A の送受信を休止して、画像 B の送受信および画像 C の送受信から、超音波画像 A の領域の合成超音波画像を生成してもよい。

しかしながら、診断装置本体 14 で生成する合成超音波画像は、超音波画像 A の領域の画像である。従って、やはり、画像 A の送受信(すなわち合成超音波画像の全域を包含する送受信)を行なった方が、安定して適正な合成超音波画像を得ることができる。なお、温度上昇に応じて送受信が 1 画像分になってしまった場合には、所定領域の超音波画像を出力するために、通常の送受信である画像 A の送受信を行なう必要がある。

【0050】

さらに、以上の例では、空間コンパウンドを行なう場合の所定数が 3 であるので、温度の閾値を 2 点にしたが、本発明は、これに限定はされず、所定数が 4 以上の場合には、閾値を 3 点以上設けてもよい。

また、所定数が 4 以上の場合あるいはさらに閾値が 3 点以上の場合でも、図 4 に示す連続するフレームで各画像の送受信の順序が異なる態様や、図 5 に示す連続するフレームで実施する送受信の数が異なる態様を利用可能であるのは、もちろんである。

【0051】

前述のように、プローブ 12 が出力する受信信号は、無線通信によって、診断装置本体 14 に供給される。

診断装置本体 14 は、アンテナ 50 が接続される無線通信部 52 を有し、この無線通信部 52 にシリアル/パラレル変換部 54 を介してデータ格納部 56 が接続され、データ格納部 56 に画像生成部 58 が接続されている。さらに、画像生成部 58 に表示制御部 62 を介して表示部 64 が接続されている。

また、無線通信部 52 に通信制御部 68 が接続され、シリアル/パラレル変換部 54、画像生成部 58、表示制御部 62 および通信制御部 68 に本体制御部 70 が接続されている。本体制御部 70 は、診断装置本体 14 内の各部の制御を行うものであり、空間コンパウンドの実施の有無などの各種の入力操作を行うための操作部 72 が接続されている。

【0052】

なお、診断装置本体 14 は、図示を省略する電源部が内蔵されており、この電源部から

10

20

30

40

50

、各部位に駆動のための電力が供給される。

また、診断装置本体 14 には、プローブ 12 に内蔵されるバッテリーに充電を行なうための、充電手段を有してもよい。

【0053】

無線通信部 52 は、プローブ 12 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号をプローブ 12 に送信する。また、無線通信部 52 は、アンテナ 50 によって受信される信号を復調することにより、シリアルサンプルデータを出力する。

通信制御部 68 は、本体制御部 70 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように、無線通信部 52 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 54 は、無線通信部 52 から出力されるシリアルサンプルデータを、パラレルサンプルデータに変換する。データ格納部 56 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部 54 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

【0054】

画像生成部 58 は、データ格納部 56 から読み出した 1 画像毎のサンプルデータに受信フォーカス処理等を施して、超音波画像を表す画像信号を生成する。この画像生成部は、整相加算部 76 と、画像処理部 78 と、画像合成部 80 とを有する。

【0055】

整相加算部 76 は、本体制御部 21 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【0056】

画像処理部 78 は、整相加算部 76 によって生成される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である超音波画像（Bモード画像）の画像信号を生成する。

画像処理部 78 は、STC（sensitivity time control）部と、DSC（digital scan converter：デジタル・スキャン・コンバータ）とを含んでいる。STC 部は、音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。DSC は、STC 部によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、超音波画像信号を生成する。

【0057】

画像合成部 80 は、空間コンパウンドを行なう際に、超音波画像の合成を行なう。

超音波診断装置 10 においては、空間コンパウンドを行なう際には、基本的に 3 つの超音波画像を合成する。ここで、超音波診断装置 10 においては、温度測定手段 42 によって受信処理部 20 の温度を測定し、この温度が、設定した温度の閾値を 1 段階上がる毎に、空間コンパウンドで合成する超音波画像の数を、適宜、減らして、受信処理部 20 などの休止時間を増やす。

一例として、プローブ 12 では、空間コンパウンドを行なう際には、温度測定手段 42 による温度測定結果に応じて、温度が T1 未満の場合には、図 3（A）に示すように、画像 A の送受信、画像 B の送受信および画像 C の送受信を行なう。また、プローブ 12 は、温度測定手段 42 による測定温度が T1 以上 T2 未満の場合には、図 3（B）に示すように、画像 A の送受信および画像 B の送受信のみを行なう（画像 C の送受信は休止）。さらに、プローブ 12 は、温度測定手段 42 による測定温度が T2 以上の場合には、図 3（C）に示すように、画像 A の送受信のみを行なう（画像 B および画像 C の送受信は休止）。

【0058】

これに応じて、空間コンパウンドを行なう際に、画像合成部 80 は、温度測定手段 42 によって測定された受信処理部 20 の温度に応じて送受信を行なわれた、3 画像の超音波

10

20

30

40

50

画像の合成、もしくは、2画像の超音波画像の合成、もしくは、1画像の超音波画像の合成を行う（画像合成無し）。

上記の図3に示す例においては、温度測定手段42による測定温度がT1未満の場合には、画像合成部80は、画像Aの送受信による超音波画像A、画像Bの送受信による超音波画像B、および画像Cの送受信による超音波画像Cの合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成する。

また、温度測定手段42による測定温度がT1以上T2未満の場合には、画像合成部80は、画像Aの送受信による超音波画像A、および画像Bの送受信による超音波画像Bの合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成する。

さらに、温度測定手段42による測定温度がT2以上の場合には、画像Aの送受信による超音波画像Aのみが供給されるので、画像合成部80は、画像合成を行わず、超音波画像Aの画像信号を、そのまま、出力する（通常の超音波画像の生成と同様）。

【0059】

表示制御部62は、画像生成部58によって生成される画像信号に基づいて、表示部64に超音波画像を表示させる。

表示部64は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部62の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0060】

以下、図1に示す超音波診断装置10の作用を説明する。

超音波診断装置10において、診断時には、まず、プローブ12の送信駆動部30から供給される駆動電圧に従って、複数のトランスデューサ18から超音波が送信される。

この超音波は、被検体によって反射され、被検体からの超音波エコーを受信した各トランスデューサ18から出力された受信信号がそれぞれ対応する個別信号処理部20aに供給されてサンプルデータが生成される。

【0061】

ここで、プローブ12では、空間コンパウンドを行なう場合には、温度測定手段42による信号処理部20の温度測定結果が送信制御部32および受信制御部34に送られる。

超音波診断装置10においては、この温度測定結果に応じて、受信処理部20の温度が、設定した温度の閾値を1段階上がる毎に、空間コンパウンドで合成する超音波画像の数を、適宜、減らす。そのため、プローブ12では、温度測定手段42による信号処理部20の温度測定結果に応じて、送受信を行なう超音波画像の数を、適宜、減らして、受信処理部20などの休止時間を増やす。

一例として、送信制御部32および受信制御部34は、温度測定手段42による温度測定結果に応じて、温度がT1未満の場合には、図3(A)に示すように、画像Aの送受信、画像Bの送受信および画像Cの送受信を行なうように、送信駆動部30および信号処理部20（各個信号処理部20a）の動作を制御する。

また、送信制御部32および受信制御部34は、温度測定手段42による測定温度結果がT1以上T2未満の場合には、図3(B)に示すように、画像Aの送受信および画像Bの送受信を行い、画像Cの送受信は休止するように、送信駆動部30および信号処理部20の動作を制御する。

さらに、送信制御部32および受信制御部34は、温度測定手段42による測定温度がT2以上の場合には、図3(C)に示すように、画像Aの送受信のみを行ない、画像Bおよび画像Cの送受信は休止するように、送信駆動部30および信号処理部20の動作を制御する。

【0062】

個別信号処理部20aで生成されたサンプルデータは、パラレル/シリアル変換部24に送られて、シリアル化された後に無線通信部26（アンテナ28）から診断装置本体14へ無線伝送される。

【0063】

診断装置本体14の無線通信部52で受信されたサンプルデータは、シリアル/パラレ

10

20

30

40

50

ル変換部 5 4 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 5 6 に格納される。

さらに、データ格納部 5 6 から 1 画像毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 5 8 で超音波画像の画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 6 2 により超音波画像が表示部 6 4 に表示される。

【 0 0 6 4 】

空間コンパウンドを行なう場合には、画像生成部 5 8 の画像合成部 8 0 において、超音波画像の合成が行なわれる。

ここで、前述のように、超音波診断装置 1 0 では、受信処理部 2 0 の温度が、設定した温度の閾値を 1 段階上がる毎に、空間コンパウンドで合成する超音波画像の数を、適宜、減らす。これに応じて、画像合成部 8 0 は、受信処理部 2 0 の温度に応じた、3 画像の合成、もしくは、2 画像の合成、もしくは、1 画像の合成を行う（画像合成無し）。 10

すなわち、前述の図 3 に示す例であれば、プローブ 1 2 の温度測定手段 4 2 による測定温度が T 1 未満の場合には、画像合成部 8 0 は、画像 A の送受信による超音波画像 A、画像 B の送受信による超音波画像 B、および画像 C の送受信による超音波画像 C の合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成し、表示制御部 6 2 に出力する。

また、プローブ 1 2 の温度測定手段 4 2 による測定温度が T 1 以上 T 2 未満の場合には、画像合成部 8 0 は、画像 A の送受信による超音波画像 A、および画像 B の送受信による超音波画像 B の合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成し、表示制御部 6 2 に出力する。

さらに、プローブ 1 2 の温度測定手段 4 2 による測定温度が T 2 以上の場合には、画像合成部 8 0 は、画像合成を行わず、超音波画像 A の画像信号を、そのまま表示制御部 6 2 に出力する。 20

【 0 0 6 5 】

以上、本発明の超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行なってもよいのは、もちろんである。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 6 】

医療現場等で各種の診断に用いられる超音波診断装置に、好適に利用可能である。

【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 (超音波)プローブ
- 1 4 診断装置本体
- 1 6 圧電素子ユニット
- 1 8 トランスデューサ
- 2 0 信号処理部
- 2 0 a 個別信号処理部
- 2 4 パラレル/シリアル変換部
- 2 6 , 5 2 無線通信部
- 2 8 , 5 0 アンテナ
- 3 0 送信駆動部
- 3 2 送信制御部
- 3 4 受信制御部
- 3 6 通信制御部
- 3 8 プローブ制御部
- 4 2 温度測定手段
- 5 4 シリアル/パラレル変換部
- 5 6 データ格納部
- 5 8 画像生成部

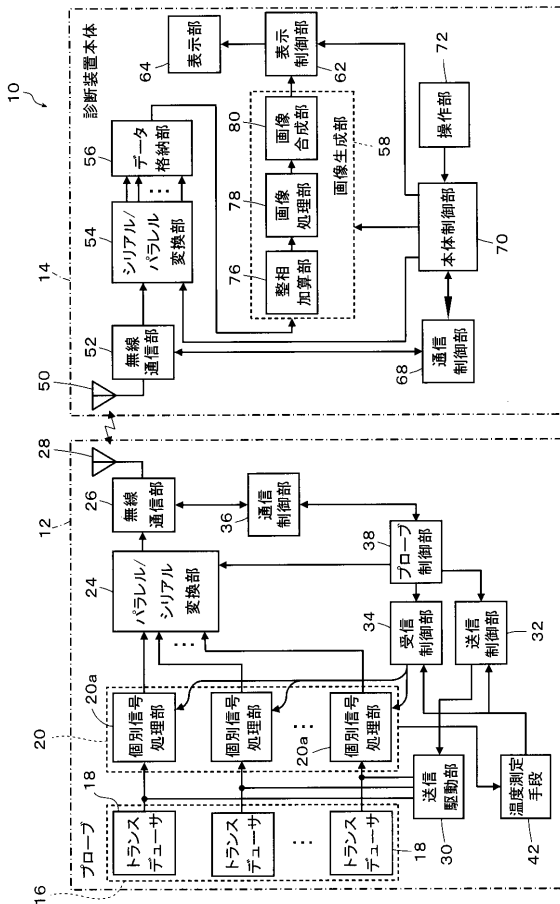
30

40

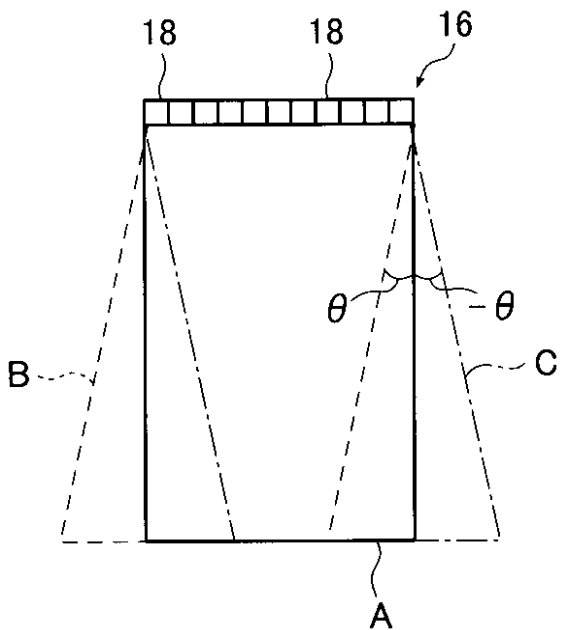
50

- 6 2 表示制御部
- 6 4 表示部
- 6 8 通信制御部
- 7 0 本体制御部
- 7 2 操作部
- 7 6 整相加算部
- 7 8 画像処理部
- 8 0 画像合成部

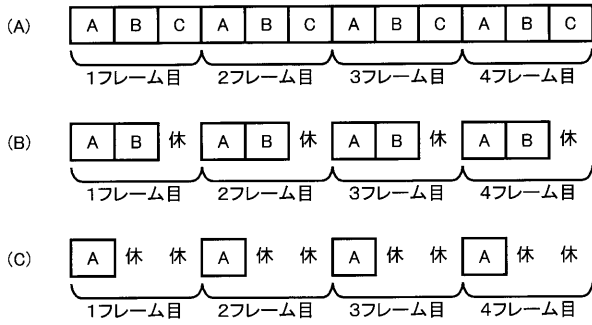
【図1】



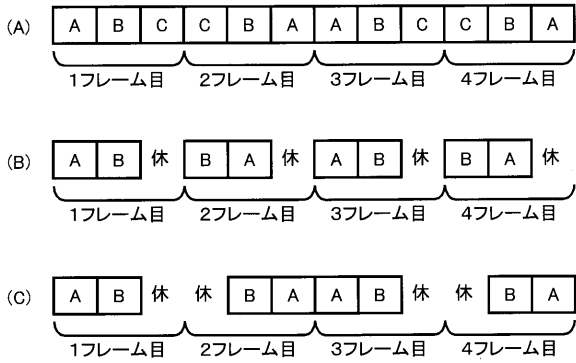
【図2】



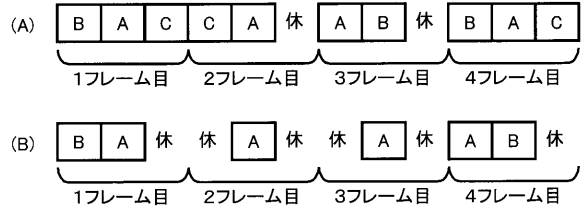
【 図 3 】



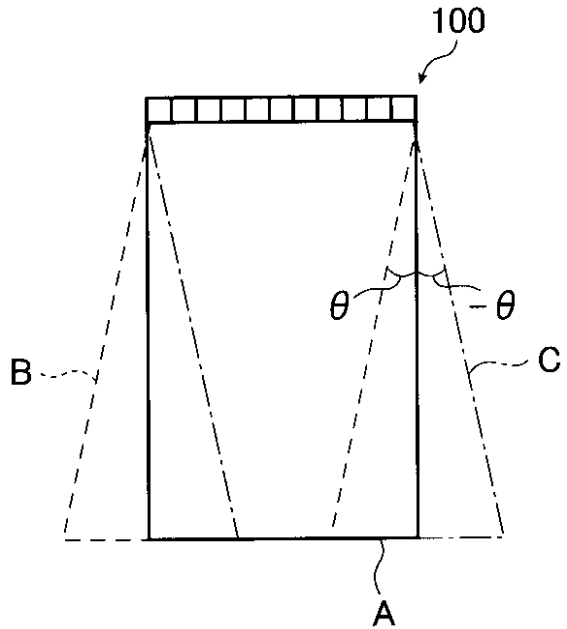
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012187187A	公开(公告)日	2012-10-04
申请号	JP2011051508	申请日	2011-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田边 剛		
发明人	田边 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE15 4C601/GA17 4C601/GD04 4C601/HH14 4C601/HH31		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5230765B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，使得能够对超声探头的集成电路板等中产生的热进行一致的超声诊断。解决方案：超声探头在不同方向上发送和接收超声波并且诊断设备主体结合在不同的发送和接收方向上捕获的多个图像以产生超声图像。在该处理中，超声波诊断装置测量超声波探头的温度，以减少超声波发送和接收的次数，更具体地，根据温度测量结果来组合的图像的数量。

