

(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2015-112164  
(P2015-112164A)

(43) 公開日 平成27年6月22日 (2015.6.22)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F1  
A61B 8/00

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2013-254570 (P2013-254570)  
(22) 出願日 平成25年12月9日 (2013.12.9)

(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  
(71) 出願人 594164531  
東芝医用システムエンジニアリング株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 田村 和宏  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
医用システムエンジニアリング株式会社内  
最終頁に続く

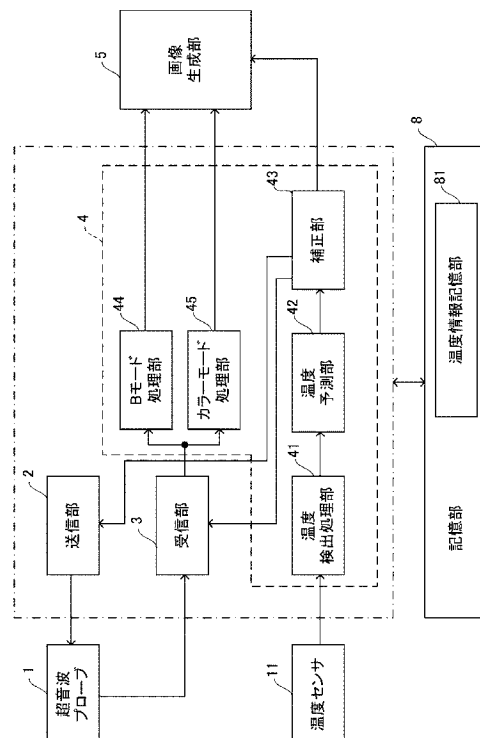
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体の形態や機能を表す超音波画像の精度のより一層の改善を図ることが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送信部2は、被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う。受信部3は、被検体からの超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う。温度予測部42は、検査部位の体表位置における体表温度と検査部位における被検体の内部の第1深度位置における体内中心温度とに基づいて、検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第1深度位置との間の第2深度位置における組織温度を予測する。補正部43は、温度予測部42によって予測された第2深度位置における組織温度に基づいて、送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う送信手段と、  
前記被検体からの前記超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う受信手段と、

前記検査部位の体表位置における体表温度と前記検査部位における前記被検体の内部の第 1 深度位置における体内中心温度とに基づいて、前記検査部位における前記被検体の内部の位置であって前記体表位置と前記第 1 深度位置との間の第 2 深度位置における組織温度を予測する温度予測手段と、

前記温度予測手段によって予測された前記組織温度に基づいて、前記送信ビームのフォーカス制御及び前記受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する制御変更手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記温度予測手段は、前記体表温度と前記体内中心温度との間を補間することにより前記第 2 深度位置における温度を前記組織温度として予測する、

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】**

前記第 1 深度位置と前記体内中心温度とを含む温度情報を記憶する温度情報記憶手段を含み、

前記温度予測手段は、前記温度情報記憶手段に記憶された前記温度情報を用いて前記第 2 深度位置における前記組織温度を予測する、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記温度情報記憶手段は、前記検査部位毎に設けられた温度情報、前記被検体の性別毎に設けられた温度情報、環境温度毎に設けられた温度情報、又は前記被検体の検温結果毎に設けられた温度情報を記憶し、

前記温度予測手段は、前記検査部位、前記被検体の性別、前記環境温度、又は前記被検体の検温結果に対応して前記温度情報記憶手段に記憶された温度情報を用いて前記第 2 深度位置における前記組織温度を予測する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記第 1 深度位置における体内中心温度を、指定手段により指定された温度に変更する第 1 変更手段を含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 深度位置を血管の位置に変更する第 2 変更手段を含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記送信手段は、超音波プローブが有する複数の振動子に対応する第 1 遅延制御情報に基づいて前記送信ビームのフォーカス制御を行い、

前記制御変更手段は、前記温度予測手段によって予測された前記組織温度に基づいて第 1 補正值を生成し、生成された前記第 1 補正值に基づいて前記第 1 遅延制御情報を変更することにより、前記送信ビームのフォーカス制御を変更する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記受信手段は、超音波プローブが有する複数の振動子に対応する第 2 遅延制御情報に基づいて、前記受信ビームのフォーカス制御を行い、

前記制御変更手段は、前記温度予測手段によって予測された前記組織温度に基づいて第 2 補正值を生成し、生成された前記第 2 補正值に基づいて前記第 2 遅延制御情報を変更す

10

20

30

40

50

ることにより、前記受信ビームのフォーカス制御を変更する、  
ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御変更手段により前記送信ビームのフォーカス制御及び前記受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更することにより得られた前記被検体からの前記超音波の反射波に基づく受信信号を記憶する記憶手段と、

前記受信信号に基づいて、所定の標準温度における超音波画像を生成する画像生成手段と、

を含むことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記検査部位に前記超音波を送信すると共に、前記被検体からの前記超音波の反射波を受信する超音波プローブを含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記検査部位の体表位置における体表温度を検出する温度検出手段を含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記検査部位の体表位置における体表温度を検出する温度検出手段を含み、

前記温度検出手段は、前記超音波プローブに設けられている、

ことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

それぞれが前記検査部位の体表位置における体表温度を検出する複数の温度検出手段を含み、

前記温度予測手段は、前記複数の温度検出手段により検出された複数の検出結果から求められる代表値を用いて、前記組織温度を予測する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う送信手段と、前記被検体からの前記超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う受信手段とを含む超音波診断装置においてフォーカス制御を行わせる超音波診断プログラムであって、

前記検査部位の体表位置における体表温度と前記検査部位における前記被検体の内部の第 1 深度位置における体内中心温度とに基づいて、前記検査部位における前記被検体の内部の位置であって前記体表位置と前記第 1 深度位置との間の位置である第 2 深度位置における組織温度を予測する温度予測手段と、

前記温度予測手段によって予測された前記組織温度に基づいて、前記送信ビームのフォーカス制御及び前記受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する制御変更手段として、

コンピュータを機能させることを特徴とする超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。

【0003】

超音波プローブは、超音波を送信すると共に、その反射波を受信する複数の超音波振動子を有する。各超音波振動子は、圧電素子と、これを挟む一对の電極とを含んで構成され

10

20

30

40

50

る。これら電極の間に電圧を印加することで、超音波振動子は、超音波を発生する。一方、超音波振動子は、被検体の内部において反射された反射波を受信し、電気信号として出力する。超音波診断装置は、送信フォーカス制御により複数の超音波を合波することによって形成される送信ビームを用いて被検体を走査する。また、超音波診断装置は、受信された反射波に対して受信フォーカス制御を行うことにより得られた受信信号の強度に基づいて、被検体内の形態や機能を表す画像（超音波画像）を生成する。

【0004】

送信フォーカス制御や受信フォーカス制御は、被検体の内部において音速が一定であることを前提として行われることが一般的である。ところが、音速は、伝播する物質の温度によって変化することが知られている。そのため、音速を固定値として用いると、超音波の実際の伝播速度との差異が生じ、超音波診断装置によって生成された超音波画像の精度が低下する。そこで、たとえば、被検体の体温を計測することにより得られた体温情報を利用して超音波画像の精度の改善を図ることが行われる場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-51380号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、被検体の身体部位のうち腕や足などの末端部位における浅い部位（皮下表層）やリウマチなどに対して超音波検査を行う場合、体表温度（表皮温度）と当該部位の体内温度との差異があるため、体温情報を単純に利用するだけでは超音波画像の精度を向上させることは困難である。

【0007】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであり、被検体の形態や機能を表す超音波画像の精度のより一層の改善を図ることが可能な技術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】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、送信手段と、受信手段と、温度予測手段と、制御変更手段とを含む。送信手段は、被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う。受信手段は、被検体からの超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う。温度予測手段は、検査部位の体表位置における体表温度と検査部位における被検体の内部の第1深度位置における体内中心温度とに基づいて、検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第1深度位置との間の第2深度位置における組織温度を予測する。制御変更手段は、温度予測手段によって予測された組織温度に基づいて、送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する。

実施形態の超音波診断プログラムは、送信手段と、受信手段とを含む超音波診断装置においてフォーカス制御を行わせる。送信手段は、被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う。受信手段は、被検体からの超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う。超音波診断プログラムは、温度予測手段と、制御変更手段として、コンピュータを機能させる。温度予測手段は、検査部位の体表位置における体表温度と検査部位における被検体の内部の第1深度位置における体内中心温度とに基づいて、検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第1深度位置との間の位置である第2深度位置における組織温度を予測する。制御変更手段は、温度予測手段によって予測された組織温度に基づいて、送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【 図 2 】 第 1 実施形態に係る超音波プローブの概略構成図。

【 図 3 】 第 1 実施形態に係る信号処理部の詳細な構成例のブロック図。

【 図 4 】 音速の温度依存性を表す説明図。

【 図 5 】 被検体の内部の温度分布の一例を示す図。

【 図 6 】 第 1 実施形態に係る温度予測部の動作説明図。

【 図 7 】 第 1 実施形態に係る温度情報の説明図。

【 図 8 】 補正部によりフォーカス制御が行われる送信部及び受信部の構成例のブロック図

10

。 【 図 9 】 図 8 の送信遅延回路の構成例のブロック図。

【 図 1 0 】 図 8 の受信遅延回路の構成例のブロック図。

【 図 1 1 】 第 1 実施形態に係る超音波診断装置の動作例のフロー図。

【 図 1 2 】 第 1 実施形態の変形例における温度予測部の動作説明図。

【 図 1 3 】 第 2 実施形態に係る信号処理部の詳細な構成例のブロック図。

【 図 1 4 】 第 2 実施形態に係る温度予測部の動作説明図。

【 図 1 5 】 第 3 実施形態に係る信号処理部の詳細な構成例のブロック図。

【 図 1 6 】 第 3 実施形態に係る温度予測部の動作説明図。

【 図 1 7 】 第 3 実施形態に係る超音波診断装置の動作例のフロー図。

【 発明を実施するための形態 】

20

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照しながら実施形態を説明する。

【 0 0 1 1 】

[ 第 1 実施形態 ]

( 超音波診断装置 )

第 1 実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の検査部位の体表位置（表面）における体表温度と当該検査部位における被検体の内部の所定の深度位置（第 1 深度位置）における体内中心温度とから、当該検査部位における体表位置と所定の深度位置までの間の 1 又は複数の深度位置（第 2 深度位置）における組織温度を予測する。超音波診断装置は、予測された組織温度に基づいて、送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する。送信ビームのフォーカス制御や受信ビームのフォーカス制御は、深度位置毎に行われる。これにより、体表温度と体内中心温度との差異が大きい被検体の末端部位の超音波画像の精度のより一層の改善を図ることが可能になる。

30

【 0 0 1 2 】

以下では、実施形態に係る超音波診断装置が、予測された 1 又は複数の深度位置における組織温度に基づいて、送信フォーカス制御及び受信フォーカス制御の双方を変更するものとして説明する。なお、「画像」と「画像データ」は一対一に対応するので、以下の実施形態においては、これらを同一視する場合がある。また、この実施形態では、「検査部位」は、被検体の体表と超音波プローブとの接触部位であるものとする。また、組織温度の「予測」は、組織温度の「算出」を意味する。

40

【 0 0 1 3 】

図 1 に、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の概略構成のブロック図を示す。

図 2 に、第 1 実施形態に係る超音波プローブの概略構成図を示す。

【 0 0 1 4 】

この実施形態に係る超音波診断装置 2 0 は、超音波プローブ 1 と、送信部 2 と、受信部 3 と、信号処理部 4 と、画像生成部 5 と、表示制御部 6 と、表示部 7 と、記憶部 8 と、制御部 9 と、操作部 1 0 と、温度センサ 1 1 とを含んで構成されている。なお、超音波診断装置 2 0 は、超音波プローブ 1 を有しないで、外部の超音波プローブ 1 に接続可能に構成されていてもよい。また、超音波診断装置 2 0 は、表示部 7 を有しないで、外部の表示部 7 に接続可能に構成されていてもよい。また、超音波診断装置 2 0 は、温度センサ 1 1 を

50

有していないで、外部の温度センサ 11 に接続可能に構成されていてもよい。

【0015】

(超音波プローブ)

超音波プローブ 1 は、図 2 に示すように、超音波送受信部 111 と、温度センサ 11a、11b とを含んで構成されている。この実施形態に係る超音波プローブ 1 には、複数の超音波振動子(振動子)が走査方向に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 1 は、ケーブルを介して超音波診断装置 20 に接続される。

【0016】

超音波送受信部 111 は、複数の超音波振動子と、整合層と、バック材とを有する。複数の超音波振動子を構成する各超音波振動子は、超音波診断装置 20 が有する送信部 2 から超音波振動子毎に印加されるパルス(駆動信号)に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、複数の超音波振動子により受信された被検体からの反射波を電気信号に変換し、エコー信号として出力する。整合層は、被検体側に超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層として機能する。バック材は、複数の超音波振動子によって発生された超音波の被検体と反対側への伝播を防止する。

10

【0017】

温度センサ 11a、11b は、被検体の検査部位における体表温度を検出する。図 2 では、温度センサ 11 が、温度センサ 11a、11b により構成される例を表している。温度センサ 11 については、後述する。

20

【0018】

なお、超音波プローブ 1 には、走査方向に 1 列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する揺動方向に揺動させる機械式 1 次元アレイプローブが用いられてもよい。また、超音波プローブ 1 は、超音波診断装置 20 に着脱自在に接続されていてもよい。

【0019】

(送信部)

送信部 2 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して所定の深度位置(焦点)にビームフォームした(つまり送信ビームフォームした)超音波を送信させる。すなわち、送信部 2 は、被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う。具体的には、送信部 2 は、超音波プローブ 1 が有する複数の超音波振動子に対応する第 1 遅延制御情報に基づいて、送信ビームのフォーカス制御を行う。第 1 遅延制御情報は、超音波プローブ 1 が有する複数の超音波振動子を構成する各超音波振動子に対応した遅延値群を含む。第 1 遅延制御情報は、1 又は複数の深度位置のそれぞれに対応した 1 又は複数の遅延値群を含んで構成される。各遅延値群は、各深度位置に対応する。なお、第 1 遅延制御情報は、各遅延値の変更(補正、調整)が可能に構成される。送信部 2 は、「送信手段」の一例である。

30

【0020】

(受信部)

受信部 3 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を取得する。受信部 3 は超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を取得し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された(つまり受信ビームフォームされた)デジタルの受信信号(受信データ)を生成する。すなわち、受信部 3 は、被検体からの超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う。具体的には、受信部 3 は、超音波プローブ 1 が有する複数の超音波振動子に対応する第 2 遅延制御情報に基づいて、受信ビームのフォーカス制御を行う。第 2 遅延制御情報は、超音波プローブ 1 が有する複数の超音波振動子を構成する各超音波振動子に対応した遅延値群を含む。第 2 遅延制御情報は、1 又は複数の深度位置のそれぞれに対応した 1 又は複数の遅延値群を含んで構成される。各遅延値群は、各深度位置に対応する。なお、第 2 遅延制御情報は、各遅延値の変更(補正、調整)が可能に構成される。受信部 3 は、「受信手段」の一例である。

40

【0021】

50

( 信号処理部 )

信号処理部 4 は、受信信号を受信部 3 から受けて、たとえば、B モード処理による受信信号の振幅情報の映像化や、CFM ( Color Flow Mapping ) 処理による血流情報の映像化を行う。信号処理部 4 は、信号処理が施された受信信号 ( 超音波ラスタデータ ) を画像生成部 5 に出力する。

【 0 0 2 2 】

また、信号処理部 4 は、温度センサ 1 1 により得られた検出結果を、被検体の検査部位の体表位置における体表温度として取得する。また、信号処理部 4 は、当該検査部位における被検体の内部の第 1 深度位置における体内中心温度を取得する。たとえば、第 1 深度位置は、当該検査部位における被検体の内部の血管の位置とすることができる。体内中心温度は、当該検査部位の深度方向における最高温度とすることができる。この実施形態では、信号処理部 4 は、予め設定された温度情報から体内中心温度を取得する。信号処理部 4 は、取得された体表温度と体内中心温度とから、当該検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第 1 深度位置との間の 1 又は複数の深度位置における組織温度を算出する。信号処理部 4 は、算出された 1 又は複数の深度位置における組織温度に基づいて、送信部 2 における送信フォーカス制御及び受信部 3 における受信フォーカス制御の双方を変更する。送信ビームのフォーカス制御の変更は、信号処理部 4 が、算出された各深度位置における組織温度に基づいて第 1 補正值を生成し、生成された第 1 補正值を用いて第 1 遅延制御情報を変更 ( 補正、調整 ) することにより行われる。また、受信ビームのフォーカス制御の変更は、信号処理部 4 が、算出された各深度位置における組織温度に基づいて第 2 補正值を生成し、生成された第 2 補正值を用いて第 2 遅延制御情報の遅延値を変更 ( 補正、調整 ) することにより行われる。

10

20

【 0 0 2 3 】

( 画像生成部 )

画像生成部 5 は、信号処理部 4 から出力された信号処理後の受信信号 ( 超音波ラスタデータ ) に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 5 は、たとえば、DSC ( Digital Scan Converter ) を有する。画像生成部 5 は、走査線の信号列で表される信号処理後の受信信号を、直交座標系で表される画像データに変換する ( スキャンコンバージョン処理 )。たとえば、画像生成部 5 は、B モード処理が施された受信信号にスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形態を表す B モード画像データを生成する。画像生成部 5 は、B モード画像データを表示制御部 6 に出力する。また、たとえば、画像生成部 5 は、CFM 処理が施された受信信号にスキャンコンバージョン処理を施すことにより、血流情報を表す CFM 画像データを生成する。画像生成部 5 は、CFM 画像データを表示制御部 6 に出力する。B モード画像データや CFM 画像データは、超音波画像データの一例である。画像生成部 5 は、「画像生成手段」の一例である。

30

【 0 0 2 4 】

( 表示制御部 )

表示制御部 6 は、上記の超音波画像データを画像生成部 5 から受けて、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 7 に表示させる。また、表示制御部 6 は、超音波画像以外の各種画像や、画像以外の各種情報を、表示部 7 に表示させることも可能である。

40

【 0 0 2 5 】

( 表示部 )

表示部 7 は、超音波画像などの各種画像や、その他各種情報を表示する。表示部 7 は、CRT ( Cathode Ray Tube ) や液晶ディスプレイなどの表示装置で構成されている。なお、この実施形態の表示部 7 は超音波診断装置の一部を構成しているが、超音波診断装置に接続可能な表示装置を表示部として用いることも可能である。

【 0 0 2 6 】

( 記憶部 )

記憶部 8 には、超音波診断装置 2 0 の各部を制御するための制御プログラムが記憶され

50

ている。また、記憶部 8 には、超音波診断装置 20 を構成する各部における処理（後述する組織温度の予測（算出）処理を含む信号処理、画像生成処理など）の途中結果や処理結果が記憶される。また、記憶部 8 には、上記の組織温度の予測処理に用いられる温度情報が記憶される。記憶部 8 は、たとえば、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）、HDD（Hard Disc Drive）などの記憶装置を含んで構成されている。記憶部 8 は、「記憶手段」の一例である。

#### 【0027】

（制御部）

制御部 9 は、超音波診断装置 20 の各部の動作を制御することができる。制御部 9 は、送信部 2 及び受信部 3 による超音波の送受信を制御する。制御部 9 は、信号処理部 4 における信号処理を制御する。制御部 9 は、画像生成部 5 における画像生成を制御する。制御部 9 は、表示制御部 6 における表示部 7 への画像表示を制御する。

10

#### 【0028】

（操作部）

操作部 10 は、ユーザによる操作を受けて、この操作内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。操作部 10 は、たとえば、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、又はキーボードなどで構成されている。また、操作部 10 は、ネットワークやメディアを介して信号や情報の入力を受ける機能を有していてもよい。操作部 10 は、「指定手段」の一例である。

20

#### 【0029】

（温度センサ）

温度センサ 11 は、被検体の検査部位の体表位置における体表温度を検出する。温度センサ 11 により得られた検出結果は、超音波診断装置 20 の本体に出力される。この実施形態では、図 2 に示すように温度センサ 11 が温度センサ 11 a、11 b により構成され、温度センサ 11 により得られた検出結果として、温度センサ 11 a、11 b により得られた検出結果から求められる代表値が用いられる。この代表値には、温度センサ 11 を構成する複数の温度センサにより得られた検出結果の平均値や中央値が用いられる。また、代表値には、複数の温度センサにより得られた検出結果のうち最も高い温度の検出結果、又は複数の温度センサにより得られた検出結果のうち最も低い温度の検出結果が用いられてもよい。また、代表値には、複数の温度センサにより得られた検出結果のうち最高値と最低値とを除く残りの検出結果から求められる平均値や中央値などが用いられてもよい。

30

#### 【0030】

なお、図 2 では、超音波プローブ 1 が温度センサ 11 a、11 b を有するものとして説明したが、超音波プローブ 1 が、単一の温度センサ、又は 3 以上の温度センサを有するものであってもよい。超音波プローブ 1 が単一の温度センサを有する場合より複数の温度センサを有する場合の方が、検査部位の体表位置における体表温度をより正確に取得することが可能な場合がある。温度センサ 11（温度センサ 11 a、11 b）は、「温度検出手段」の一例である。

#### 【0031】

超音波診断装置 20 は、CPU（Central Processing Unit）と、超音波診断装置 20 の各部を制御するための制御プログラムが記憶される記憶装置とを含んで構成されていてもよい。この場合、CPU は、記憶部 8 に記憶された制御プログラム、又は制御部 9 内の記憶装置に記憶された制御プログラムを読み込んで、制御プログラムに対応した処理を実行することで、信号処理部 4、画像生成部 5、表示制御部 6、及び制御部 9 の動作を実現することができる。

40

#### 【0032】

図 3 に、信号処理部 4 の詳細な構成例のブロック図を示す。図 3 では、信号処理部 4 の他に、超音波プローブ 1、温度センサ 11、画像生成部 5、及び記憶部 8 をあわせて図示している。図 3 において、図 1 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

50

## 【 0 0 3 3 】

信号処理部 4 は、温度検出処理部 4 1 と、温度予測部 4 2 と、補正部 4 3 と、B モード処理部 4 4 と、カラーモード処理部 4 5 とを含んで構成されている。また、記憶部 8 は、温度情報を記憶する温度情報記憶部 8 1 を有する。温度情報は、温度予測部 4 2 により参照される。温度情報記憶部 8 1 は、「温度情報記憶手段」の一例である。

## 【 0 0 3 4 】

( 温度検出処理部 )

温度検出処理部 4 1 は、温度センサ 1 1 により得られた検出結果を取得する。図 2 に示すように温度センサ 1 1 が複数の温度センサにより構成されている場合、温度検出処理部 4 1 は、複数の温度センサにより得られた検出結果から代表値を算出し、算出された代表値を温度センサ 1 1 により得られた検出結果 ( 検査部位における体表温度 ) として、温度予測部 4 2 へ出力する。

10

## 【 0 0 3 5 】

( 温度予測部 )

温度予測部 4 2 は、検査部位の体表位置における体表温度と、当該検査部位における被検体の内部の第 1 深度位置における体内中心温度とに基づいて、当該検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第 1 深度位置との間の第 2 深度位置における組織温度を予測する。体表温度は、温度検出処理部 4 1 から入力される。第 1 深度位置における体内中心温度は、温度情報記憶部 8 1 に記憶された温度情報に含まれる。

20

## 【 0 0 3 6 】

以下、温度予測部 4 2 の動作について説明する。

## 【 0 0 3 7 】

図 4 に、音速の温度依存性を表す説明図を示す。図 4 は、水の温度と音速との関係の一例を表す。

図 5 に、被検体の内部の温度分布の一例を示す。

## 【 0 0 3 8 】

いわゆる J I S ( J a p a n e s e I n d u s t r i a l S t a n d a r d s ) 規格では、標準温度である 3 7 . 0 における音速は 1 5 3 0 . 0 0 [ m / s ] と規定されている。温度が 3 5 . 0 になると、音速は 1 5 1 9 . 6 9 [ m / s ] であり、3 7 . 0 における音速との差異は、- 0 . 6 7 % となる。同様に、温度が 3 0 . 0 になると、音速は 1 5 0 9 . 3 8 [ m / s ] であり、3 7 . 0 における音速との差異は、- 1 . 3 7 % となる。温度が 2 5 . 0 になると、音速は 1 4 9 7 . 2 8 [ m / s ] であり、3 7 . 0 における音速との差異は、- 2 . 1 4 % となる。このように、伝播する物質の温度により、音速は変化することが知られている。

30

## 【 0 0 3 9 】

一方、被検体の内部の温度は、一般に、図 5 に示すように、身体部位によって異なる。具体的には、被検体の末端部位のように心臓から遠い部位ほど、被検体の内部の温度は、より低い温度となる。すなわち、被検体の末端部位の深度方向における最高温度である体内中心温度は、3 7 より低い温度になる。従って、当該部位の体表温度は、当該部位の体内中心温度から更に低い温度となる。

40

## 【 0 0 4 0 】

そこで、この実施形態に係る超音波診断装置 2 0 は、上記のように体表位置と第 1 深度位置との間の位置である第 2 深度位置における組織温度を予測し、予測された組織温度を用いて、送信ビームや受信ビームのフォーカス制御の変更などを行う。

## 【 0 0 4 1 】

図 6 に、温度予測部 4 2 の動作説明図を示す。図 6 は、横軸に深度位置を表し、縦軸に温度を表す。

## 【 0 0 4 2 】

この実施形態では、温度情報記憶部 8 1 に記憶された温度情報は、第 1 深度位置 d 1 と、第 1 深度位置 d 1 における体内中心温度 T 1 とを含む情報である。温度情報は、温度情

50

報記憶部 8 1 に予め設定される情報である。また、第 1 深度位置  $d_1$  より深い深度位置における被検体の内部の温度は体内中心温度  $T_1$  のままであるものとする。

【 0 0 4 3 】

温度予測部 4 2 は、温度情報を参照して、第 1 深度位置  $d_1$  と、これに対応した体内中心温度  $T_1$  とを取得する。また、温度予測部 4 2 は、温度センサ 1 1 により得られた検出結果から、当該検査部位の体表位置（深度位置は「0」）における体表温度  $t_0$  を取得する。温度予測部 4 2 は、体表位置における体表温度  $t_0$  及び第 1 深度位置  $d_1$  における体内中心温度  $T_1$  を用いて補間することにより、体表位置と第 1 深度位置  $d_1$  との間の第 2 深度位置  $d_2$  における組織温度  $t_2$  を算出する。すなわち、温度予測部 4 2 は、温度情報記憶部 8 1 に記憶された温度情報を用いて第 2 深度位置  $d_2$  における組織温度  $t_2$  を予測する。

10

【 0 0 4 4 】

その具体例として、標準温度における音速を固定値として用いる場合と比べて取得された超音波画像の精度を向上させつつ、軽い処理負荷で実現するために、温度予測部 4 2 は、線形補間により組織温度  $t_2$  を算出する。すなわち、温度予測部 4 2 は、体表位置における体表温度  $t_0$  と第 1 深度位置  $d_1$  における体内中心温度  $T_1$  とを直線で結び、第 2 深度位置  $d_2$  における当該直線上の温度を組織温度  $t_2$  として算出する。

【 0 0 4 5 】

温度予測部 4 2 は、体表位置と第 1 深度位置  $d_1$  との間を分割することにより得られた複数の深度位置のそれぞれについて、上記のように組織温度を算出する。たとえば、温度予測部 4 2 は、体表位置と第 1 深度位置  $d_1$  との間を 6 4 分割することにより得られた複数の深度位置のそれぞれについて、組織温度を算出する。温度予測部 4 2 によって算出された組織温度は、予測された組織温度として、補正部 4 3 に出力される。温度予測部 4 2 は、「温度予測手段」の一例である。

20

【 0 0 4 6 】

図 7 に、温度予測部 4 2 によって参照される温度情報の説明図を示す。たとえば、図 7 に示す温度情報が、温度情報記憶部 8 1 に予め設定される。

【 0 0 4 7 】

温度情報は、図 7 に示すように、検査部位及び被検体の性別のそれぞれに対応して、第 1 深度位置と、第 1 深度位置における体内中心温度とを含む情報である。超音波検査に先立って、超音波診断装置 2 0 に対し、操作部 1 0 を介して被検体の情報や検査内容を示す情報を含む検査情報が設定されると、温度予測部 4 2 は、設定された検査情報に基づいて、検査部位及び被検体の性別に対応した温度情報を読み出す。これにより、検査部位や被検体の性別によって異なる第 1 深度位置及び体内中心温度を、より正確に反映させた超音波画像の生成に寄与することができる。

30

【 0 0 4 8 】

このように、温度情報記憶部 8 1 は、検査部位毎に設けられた温度情報を記憶することができる。たとえば、温度情報記憶部 8 1 は、図 7 に示す頭部や腹部の他に、胸部や腕や足などの検査部位毎に温度情報を記憶することができる。心臓から遠い検査部位になるほど、細かく分割された部位毎に温度情報を設けることにより、組織温度の予測精度を向上させることが可能になる。その具体例として、温度情報記憶部 8 1 は、腹部について  $L$ （ $L$  は自然数）種類の温度情報を記憶し、腕について肩、上腕、肘、下腕、手などの部位毎に  $(L + Q)$ （ $Q$  は自然数）種類の温度情報を記憶することができる。また、温度情報記憶部 8 1 は、被検体の性別毎に設けられた温度情報を記憶することができる。

40

【 0 0 4 9 】

なお、温度情報記憶部 8 1 は、超音波検査が行われる室内の温度や周囲の温度などの環境温度毎に設けられた温度情報を記憶してもよい。また、温度情報記憶部 8 1 は、被検体の検温結果毎に設けられた温度情報を記憶してもよい。温度予測部 4 2 は、検査部位、被検体の性別、環境温度、又は被検体の検温結果に対応して温度情報記憶部 8 1 に記憶された温度情報を用いて第 2 深度位置  $d_2$  における組織温度を予測することが可能である。

50

## 【 0 0 5 0 】

( 補正部 )

補正部 4 3 は、温度予測部 4 2 によって予測された各深度位置における組織温度に基づいて、送信部 2 における送信ビームのフォーカス制御及び受信部 3 における受信ビームのフォーカス制御の双方を変更する。補正部 4 3 は、「制御変更手段」の一例である。

## 【 0 0 5 1 】

( B モード処理部 )

B モード処理部 4 4 は、受信信号を受信部 3 から受けて、受信信号の振幅情報の映像化を行う。具体的には、B モード処理部 4 4 は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

10

## 【 0 0 5 2 】

( カラーモード処理部 )

カラーモード処理部 4 5 は、受信信号を受信部 3 から受けて、血流情報の映像化を行う。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。カラーモード処理部 4 5 は、受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、FFT ( Fast Fourier Transform ) 処理を施すことにより血流速度を表すドプラ周波数分布を生成するようにしてもよい。

## 【 0 0 5 3 】

ここで、補正部 4 3 によるフォーカス制御の変更について具体的に説明する。

20

## 【 0 0 5 4 】

図 8 に、補正部 4 3 によりフォーカス制御が行われる送信部 2 及び受信部 3 の構成例のブロック図を示す。なお、図 8 では、超音波プローブ 1 に設けられた複数の超音波振動子が模式的に表されている。図 8 において、図 1 又は図 3 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

図 9 に、図 8 の送信遅延回路 2 2 の構成例のブロック図を示す。図 9 において、図 8 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

図 1 0 に、図 8 の受信遅延回路 3 3 の構成例のブロック図を示す。図 1 0 において、図 8 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

## 【 0 0 5 5 】

30

送信部 2 は、パルス発生回路 2 1 と、送信遅延回路 2 2 と、パルサ回路 2 3 とを含んで構成されている。パルス発生回路 2 1 は、所定の周期で超音波を発生するためのパルスを発生する。送信遅延回路 2 2 は、超音波をビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、超音波振動子毎に各パルスに与える。超音波振動子毎にパルスに与えられる遅延時間に対応した遅延値群が、この実施形態における第 1 遅延制御情報に相当する。パルサ回路 2 3 は、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように、送信遅延回路 2 2 によって超音波振動子毎に遅延時間が与えられたパルスを、超音波振動子毎に印加する。この際、予め登録されたパルス波形が記憶されたメモリを設け、パルサ回路 2 3 は、このメモリから読み出したパルス波形に基づいて、パルスを超音波振動子に印加するようにしてもよい。

40

## 【 0 0 5 6 】

受信部 3 は、プリアンプ回路 3 1 と、A / D 変換回路 3 2 と、受信遅延回路 3 3 と、加算回路 3 4 とを含んで構成されている。プリアンプ回路 3 1 は、超音波プローブ 1 からのエコー信号を超音波振動子毎に増幅する。A / D 変換回路 3 2 は、プリアンプ回路 3 1 によって増幅された各超音波振動子に対応したエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路 3 3 は、デジタル信号に変換されたエコー信号それぞれに対して、細かいビーム幅を得るために所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間とを与える。超音波振動子毎に、受信超音波を集束するための遅延時間と受信指向性を設定するための遅延時間のそれぞれに対応した遅延値群が、この実施形態における第 2 遅延制御情報に相当する。

50

加算回路 3 4 は、超音波振動子毎に上記の遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。  
加算回路 3 4 は、加算結果を受信信号として画像生成部 5 に出力する。

【 0 0 5 7 】

この実施形態に係る送信ビームのフォーカス制御は、パルス発生回路 2 1、送信遅延回路 2 2、及びパルサ回路 2 3 により行われる。補正部 4 3 は、温度予測部 4 2 によって予測された各深度位置における組織温度に基づいて第 1 補正値を生成し、生成された第 1 補正値を用いて送信遅延回路 2 2 における第 1 遅延制御情報を変更する。

【 0 0 5 8 】

その具体例として、補正部 4 3 は、予測された組織温度に基づいて標準温度 ( 3 7 ) における音速を補正する。たとえば、補正部 4 3 は、予測された組織温度に対応した係数と標準温度における音速との乗算結果を、補正後の音速として算出する。また、たとえば、補正部 4 3 は、図 4 に示す各温度における音速を用いた線形補間により、予測された組織温度に対応した音速を求め、求められた音速を、補正後の音速として算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 9 】

次に、補正部 4 3 は、補正された音速に基づいて、第 1 遅延制御情報を構成する遅延値に代えて第 1 補正値を算出する。補正部 4 3 は、算出された第 1 補正値を含む第 1 遅延制御情報を深度位置毎に算出しておき、深度位置に対応した第 1 遅延制御情報を読み出して、送信遅延回路 2 2 に適用する。すなわち、この実施形態では、補正部 4 3 は、事前に算出された第 1 補正値を含む第 1 遅延制御情報を、送信遅延回路 2 2 に適用することにより、送信遅延回路 2 2 における第 1 遅延制御情報を変更する。

【 0 0 6 0 】

図 9 に示すように、送信遅延回路 2 2 は、遅延処理回路 2 2 1 と、第 1 遅延制御情報記憶部 2 2 2 とを含んで構成されている。遅延処理回路 2 2 1 は、超音波プローブ 1 が有する複数の超音波振動子それぞれに対応して設けられた複数の遅延回路 2 2 1 a を有する。遅延回路 2 2 1 a は、パルス発生回路 2 1 からのパルスに対し、第 1 遅延制御情報により指定された遅延値に対応した遅延時間だけ遅延させる遅延処理を行う。

【 0 0 6 1 】

第 1 遅延制御情報は、深度位置毎に、複数の遅延回路 2 2 1 a のそれぞれに対応した遅延値を含む情報である。第 1 遅延制御情報記憶部 2 2 2 には、深度位置に対応して、複数の第 1 遅延制御情報 D L T 1 ~ D L T N ( N は 2 以上の自然数 ) が記憶されている。複数の第 1 遅延制御情報 D L T 1 ~ D L T N のそれぞれは、補正部 4 3 により生成された後に、第 1 遅延制御情報記憶部 2 2 2 に保存されたものである。所定のスキャンライン上で送信ビームが形成されるように、焦点となる深度位置が変更されるたびに、第 1 遅延制御情報記憶部 2 2 2 から、対応する第 1 遅延制御情報が読み出される。遅延処理回路 2 2 1 は、変更された深度位置に応じて第 1 遅延制御情報記憶部 2 2 2 から読み出された第 1 遅延制御情報に基づいて、パルスを超音波振動子毎に遅延させる。

【 0 0 6 2 】

これにより、超音波診断装置 2 0 は、被検体の内部の温度を反映させた超音波を被検体に向けて送信することが可能となる。

【 0 0 6 3 】

また、この実施形態に係る受信ビームのフォーカス制御は、プリアンプ回路 3 1、A / D 変換回路 3 2、受信遅延回路 3 3、及び加算回路 3 4 により行われる。また、補正部 4 3 は、温度予測部 4 2 によって予測された各深度位置における組織温度に基づいて第 2 補正値を生成し、生成された第 2 補正値を用いて受信遅延回路 3 3 における第 2 遅延制御情報を変更する。

【 0 0 6 4 】

その具体例として、補正部 4 3 は、上記のように、予測された組織温度に基づいて標準温度 ( 3 7 ) における音速を補正する。次に、補正部 4 3 は、補正された音速に基づいて、第 2 遅延制御情報を構成する遅延値に代えて第 2 補正値を算出する。補正部 4 3 は、

算出された第2補正值を含む第2遅延制御情報を、受信遅延回路33に適用することにより、受信遅延回路33における第2遅延制御情報を変更する。

【0065】

図10に示すように、受信遅延回路33は、遅延処理回路331と、第2遅延制御情報記憶部332とを含んで構成されている。遅延処理回路331は、超音波プローブ1が有する複数の超音波振動子それぞれに対応して設けられた複数の遅延回路331aを有する。遅延回路331aは、A/D変換回路32からのデジタル信号に対し、第2遅延制御情報により指定された遅延値に対応した遅延時間だけ遅延させる遅延処理を行う。

【0066】

第2遅延制御情報は、深度位置毎に、複数の遅延回路331aのそれぞれに対応した遅延値を含む情報である。第2遅延制御情報記憶部332には、深度位置に対応して、複数の第2遅延制御情報DLR1～DLRN（Nは2以上の自然数）が記憶されている。複数の第2遅延制御情報DLR1～DLRNのそれぞれは、補正部43により生成された後に、第2遅延制御情報記憶部332に保存されたものである。受信超音波を集束し、かつ、受信指向性が設定されるように、焦点となる深度位置が変更されるたびに、第2遅延制御情報記憶部332から、対応する第2遅延制御情報が読み出される。遅延処理回路331は、深度位置に応じて第2遅延制御情報記憶部332から読み出された第2遅延制御情報に基づいて、A/D変換回路32によって変換されたデジタル信号（エコー信号）を超音波振動子毎に遅延させる。

【0067】

これにより、超音波診断装置20は、被検体の内部の温度を反映させた被検体からの超音波を受信することが可能となる。

【0068】

以上のような構成を有する超音波診断装置20は、次のように動作する。

【0069】

図11に、第1実施形態に係る超音波診断装置20の動作例のフロー図を示す。

【0070】

(S01)

超音波診断装置20は、検査情報を受け付ける。具体的には、超音波診断装置20は、操作部10を介してユーザにより指定された検査情報を受け付け、受け付けられた検査情報を記憶部8に保存する。検査情報は、被検体の情報や検査内容を示す情報を含む。被検体の情報は、被検体の氏名、性別、検温結果などの情報を含むことができる。検査内容を示す情報は、検査部位、超音波診断装置20の検査モードを含む検査方法に関する情報などを含むことができる。また、検査情報は、超音波検査が行われる室内の温度などの環境温度を含んでもよい。

【0071】

(S02)

超音波診断装置20は、被検体の体表温度を取得する。具体的には、温度検出処理部41は、温度センサ11により取得された検出結果に基づいて体表温度を取得する。上記のように、取得された体表温度は、複数の温度センサにより取得された複数の検出結果に基づく代表値であってもよい。

【0072】

(S03)

超音波診断装置20は、組織温度を予測する。具体的には、温度予測部42は、予め設定された複数の温度情報の中からS01において設定された検査情報に対応した温度情報を読み出す。温度予測部42は、S02において取得された体表温度と、読み出された温度情報とに基づいて、上記のように、1又は複数の深度位置における組織温度を予測結果として算出する。

【0073】

(S04)

10

20

30

40

50

超音波診断装置 20 は、遅延制御情報を算出する。具体的には、補正部 43 は、上記のように、深度位置毎に、S03 において算出された組織温度に基づいて第 1 遅延制御情報及び第 2 遅延制御情報に含まれる遅延値を算出する。

【0074】

(S05)

超音波診断装置 20 は、S04 において算出された遅延制御情報を、送信ビームや受信ビームのフォーカス制御を行うための遅延制御情報と置き換えることにより補正する。

【0075】

(S06)

超音波診断装置 20 は、超音波撮像を行う。超音波診断装置 20 は、補正された第 1 遅延制御情報に基づいて送信ビームのフォーカス制御が行われた超音波を被検体に送信する。また、超音波診断装置 20 は、補正された第 2 遅延制御情報に基づいて受信ビームのフォーカス制御を行って受信信号を取得する。

【0076】

(S07)

超音波診断装置 20 は、S06 において行われた超音波撮像により得られた受信信号に基づいて、被検体の内部の形態や機能を表す超音波画像を生成する。具体的には、Bモード処理部 44 やカラーモード処理部 45 により映像化処理が施された超音波ラスタデータに基づいて、画像生成部 5 が、超音波画像データを生成する。

【0077】

以上で、超音波診断装置 20 は、一連の動作を終了する(エンド)。

【0078】

なお、この実施形態に係る超音波診断装置 20 は、S06 において行われた超音波撮像により取得された受信信号を用いて、標準温度(37 )における音速を適用したときの画像を生成することも可能である。すなわち、超音波診断装置 20 は、補正部 43 により送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更することにより得られた被検体からの超音波の反射波に基づく受信信号を記憶部 8 に保存する。記憶部 8 に保存された受信信号は、Bモード処理やカラーモード処理が施された受信信号であってもよい。超音波診断装置 20 は、画像生成部 5 において、記憶部 8 に記憶された受信信号に基づいて、所定の標準温度(37.0 )における超音波画像を生成することができる。

【0079】

具体的には、超音波診断装置 20 の動作モードとして、標準温度表示モードを追加し、操作部 10 を介してユーザにより標準温度表示モードが指定されたとき、超音波診断装置 20 は、標準温度における音速を適用したときの超音波画像を生成する。標準温度表示モードが指定されたとき、画像生成部 5 は、記憶部 8 に記憶された受信信号に対し、予測された組織温度と標準温度との差異に対応したスケール変換を行う。そして、画像生成部 5 は、スケール変換された受信信号に対しスキャンコンバージョン処理を施す。表示制御部 6 は、スキャンコンバージョン処理後の超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 7 に表示させる。

【0080】

このように、標準温度表示モードにより標準温度における音速を適用したときの超音波画像を生成するようにしたので、過去に音速を固定値として用いたときに得られた超音波画像との差異を、事後的に確認することができる。

【0081】

また、標準温度に限らず、操作部 10 を介してユーザにより任意の温度の設定が可能に構成することで、超音波診断装置 20 は、任意の温度に基づく受信信号のスケール変換を行って、設定された任意の温度における画像を生成することも可能である。

【0082】

また、第 1 実施形態の構成を、超音波診断プログラムとしての制御プログラムを読み込

10

20

30

40

50

んだCPUの処理により実現することも可能である。すなわち、第1実施形態に係る超音波診断装置の制御プログラムは、送信手段と、受信手段とを含む超音波診断装置においてフォーカス制御を行わせる。送信手段は、被検体の検査部位に対する超音波の送信ビームのフォーカス制御を行う。受信手段は、被検体からの超音波の反射波に基づく受信ビームのフォーカス制御を行う。この制御プログラムは、温度予測手段と、制御変更手段として、コンピュータを機能させる。温度予測手段は、検査部位の体表位置における体表温度と検査部位における被検体の内部の第1深度位置における体内中心温度とに基づいて、検査部位における被検体の内部の位置であって体表位置と第1深度位置との間の位置である第2深度位置における組織温度を予測する。制御変更手段は、温度予測手段によって予測された組織温度に基づいて、送信ビームのフォーカス制御及び受信ビームのフォーカス制御のうち少なくとも一方を変更する。

10

#### 【0083】

以上説明したように、第1実施形態によれば、検査部位における被検体の内部の組織温度を予測し、予測された組織温度に対応した送信ビームや受信ビームを形成するようにしたので、音速を固定値として用いる場合に比べて、被検体の形態や機能を表す超音波画像の精度の改善を図ることが可能になる。特に、検査部位の体表温度と当該検査部位の体内温度とに差異があっても、超音波画像の精度のより一層の改善を図ることが可能になる。

#### 【0084】

##### [変形例]

第1実施形態では、温度予測部42が、図6に示すように線形補間により第2深度位置d2における組織温度を算出するものとして説明したが、第1実施形態は、これに限定されるものではない。

20

#### 【0085】

図12に、第1実施形態の変形例における温度予測部42の動作説明図を示す。図12は、横軸に深度位置を表し、縦軸に温度を表す。図12において、図6と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

#### 【0086】

本変形例においても、温度予測部42は、第1実施形態と同様に、体表位置における体表温度 $t_0$ 及び第1深度位置d1における体内中心温度 $T_1$ を用いて補間することにより、体表位置と第1深度位置d1との間の第2深度位置d2における組織温度 $t_2$ を算出する。しかしながら、本変形例における温度予測部42は、図12に示すように上に凸の2次関数などの任意の関数に基づいて、組織温度 $t_2$ を算出する。

30

#### 【0087】

本変形例によれば、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。特に、被検体の検査部位の近傍に血管(血流)が多い場合、体表温度は体内中心温度に近くなる。本変形例によれば、第1実施形態と比較して、組織温度を高い温度として予測することが可能になる。

#### 【0088】

##### [第2実施形態]

第1実施形態では、温度情報として予め設定された体内中心温度が一定であるものとして説明したが、これに限定されるものではない。第2実施形態では、体内中心温度の変更が可能に構成される。以下、第2実施形態に係る超音波診断装置について、第1実施形態との相違点を中心に説明する。

40

#### 【0089】

図13に、第2実施形態に係る信号処理部4の詳細な構成例のブロック図を示す。図13において、図3と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

#### 【0090】

第2実施形態に係る超音波診断装置が第1実施形態に係る超音波診断装置20と異なる点は、第1変更部51を有する点である。第1変更部51は、第1深度位置d1における体内中心温度を、操作部10により指定された温度に変更する。第1変更部51の機能は

50

、制御部 9 により実現される。第 1 変更部 5 1 は、「第 1 変更手段」の一例である。

【0091】

図 1 4 に、第 2 実施形態に係る温度予測部 4 2 の動作説明図を示す。図 1 4 は、横軸に深度位置を表し、縦軸に温度を表す。図 1 4 において、図 6 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

【0092】

第 1 変更部 5 1 により、第 1 深度位置  $d_1$  における体内中心温度  $T_1$  が体内中心温度  $T_1'$  に変更されたものとする。なお、第 1 深度位置  $d_1$  より深い深度位置における被検体の内部の温度は体内中心温度  $T_1'$  のままであるものとする。

【0093】

温度予測部 4 2 は、体表位置における体表温度  $t_0$  及び第 1 深度位置  $d_1$  における体内中心温度  $T_1'$  を用いて補間することにより、体表位置と第 1 深度位置  $d_1$  との間の第 2 深度位置  $d_2$  における組織温度  $t_2'$  を算出する。すなわち、算出される組織温度  $t_2$  を、組織温度  $t_2'$  とすることができる。

【0094】

たとえば、被検体の検温結果が標準温度より高い場合、被検体の内部の温度は検温結果に応じて高くなる可能性がある。第 2 実施形態のように体内中心温度を変更可能に構成することにより、被検体の体調に応じた組織温度の予測が可能になる。

【0095】

なお、第 1 変更部 5 1 により変更可能な体内中心温度は、ユーザにより任意の温度に設定可能である。また、超音波診断装置 2 0 に対し、操作部 1 0 を介してユーザにより被検体の検温結果が設定されたとき、第 1 変更部 5 1 は、設定された被検体の検温結果に基づいて、温度情報に含まれる体内中心温度を変更するようにしてもよい。

【0096】

以上説明したように、第 2 実施形態によれば、第 1 実施形態の効果に加えて、組織温度を予測するための温度情報の体内中心温度の変更ができるように構成したので、被検体の体調に応じて組織温度を予測することが可能になる。従って、被検体の体調に応じて超音波画像の精度をより一層向上させることができる。

【0097】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、温度情報として予め設定された第 1 深度位置が一定であるものとして説明したが、これに限定されるものではない。第 3 実施形態では、検査部位の近傍に血管がある場合には体表温度が体内中心温度に近くなることに着目し、第 1 実施形態と比較して予測される組織温度が高くなるように第 1 深度位置の変更が可能に構成される。以下、第 3 実施形態に係る超音波診断装置について、第 2 実施形態との相違点を中心に説明する。

【0098】

図 1 5 に、第 3 実施形態に係る信号処理部 4 a の詳細な構成例のブロック図を示す。図 1 5 において、図 1 3 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図 1 に示す超音波診断装置 2 0 において、信号処理部 4 に代えて信号処理部 4 a の適用が可能である。

【0099】

第 3 実施形態に係る超音波診断装置が第 2 実施形態に係る超音波診断装置と異なる点は、血管検出部 4 6 が追加された点と、第 2 変更部 5 2 が追加された点である。血管検出部 4 6 は、カラーモード処理部 4 5 によるカラーモード処理により取得された血流情報に基づいて、血管（血流情報）の有無を検出する。また、血管検出部 4 6 は、血管があることが検出されたとき、体表位置を基準として当該血管の深度位置を検出する。血管検出部 4 6 による検出結果は、第 2 変更部 5 2 に出力される。第 2 変更部 5 2 の機能は、制御部 9 により実現される。第 2 変更部 5 2 は、「第 2 変更手段」の一例である。

【0100】

10

20

30

40

50

図 16 に、第 3 実施形態に係る温度予測部 42 の動作説明図を示す。図 16 は、横軸に深度位置を表し、縦軸に温度を表す。図 16 において、図 6 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

【0101】

第 2 変更部 52 により、第 1 深度位置  $d_1$  が第 1 深度位置  $d_1'$  に変更されたものとする。第 1 深度位置  $d_1'$  は、第 1 深度位置  $d_1$  より浅い位置である。すなわち、第 2 変更部 52 は、体表温度と体内中心温度とを結ぶ直線の傾きが急峻になるように変更する。なお、第 1 深度位置  $d_1'$  より深い深度位置における被検体の内部の温度は体内中心温度  $T_1$  のままであるものとする。

【0102】

温度予測部 42 は、体表位置における体表温度  $t_0$  及び第 1 深度位置  $d_1'$  における体内中心温度  $T_1$  を用いて補間することにより、体表位置と第 1 深度位置  $d_1'$  との間の第 2 深度位置  $d_2$  における組織温度  $t_2'$  を算出する。すなわち、算出される組織温度  $t_2$  を、組織温度  $t_2'$  とすることができる。これにより、算出される組織温度を、第 1 実施形態と比較して高い温度とすることができる。

【0103】

たとえば、被検体の検査部位の内部に血管が存在するとき、当該検査部位の内部の温度はあまり低下しない。第 3 実施形態のように第 1 深度位置を変更できるように構成することにより、血管の位置に応じた組織温度の予測が可能になる。

【0104】

なお、第 2 変更部 52 により変更可能な第 1 深度位置は、ユーザにより任意の深度位置に設定可能である。

【0105】

第 3 実施形態に係る超音波診断装置は、次のように動作する。

【0106】

図 17 に、第 3 実施形態に係る超音波診断装置の動作例のフロー図を示す。なお、図 17 では、第 1 変更部 51 により体内中心温度が変更されないものとする。

【0107】

(S11)

超音波診断装置は、S01 と同様に、検査情報を受け付ける。

【0108】

(S12)

超音波診断装置は、S02 と同様に、被検体の体表温度を取得する。

【0109】

(S13)

超音波診断装置は、プリスキャンを実行する。具体的には、操作部 10 を介したユーザによる指示に基づき、被検体の検査部位に対してプリスキャンを実行する。これにより、被検体の当該検査部位の深度方向における血管の有無を判断するための情報が取得される。

【0110】

(S14)

超音波診断装置は、プリスキャンにより取得された情報に基づき、血管の有無を判断する。具体的には、血管検出部 46 は、S13 において取得された情報に基づいて、血管の有無を判断する。また、血管があると判断されたとき、血管検出部 46 は、S13 において取得された情報に基づいて、血管の深度位置を検出する。

【0111】

(S15)

S14 において血管があると判断されたとき (S14: Y)、超音波診断装置は、S14 において検出された深度位置を、温度情報に含まれる第 1 深度位置と置き換えることにより補正する。すなわち、第 2 変更部 52 は、第 1 深度位置を血管の位置に変更する。

10

20

30

40

50

## 【0112】

(S16)

S14において血管がないと判断されたとき(S14:N)、又はS15に続いて、超音波診断装置は、組織温度を予測する。すなわち、超音波診断装置は、予め温度情報に含まれる第1深度位置、又はS15において補正された第1深度位置を用いて、S03と同様に組織温度を予測する。

## 【0113】

(S17)

超音波診断装置は、S04と同様に、遅延制御情報を算出する。この遅延制御情報は、第1遅延制御情報や第2遅延制御情報を含む。

10

## 【0114】

(S18)

超音波診断装置は、S05と同様に、S17において算出された遅延制御情報を、送信ビームや受信ビームのフォーカス制御を行うための遅延制御情報と置き換えることにより補正する。

## 【0115】

(S19)

超音波診断装置は、S06と同様に、超音波撮像を行う。

## 【0116】

(S20)

超音波診断装置は、S07と同様に、S19において行われた超音波撮像により得られた受信信号に基づいて、被検体の内部の形態や機能を表す超音波画像を生成する。

20

## 【0117】

なお、第3実施形態において、血管検出部46は、予め設定された閾値を用いて、カラーモード処理により取得された血流情報が多いと判断された血管のみを検出することも可能である。

## 【0118】

以上説明したように、第3実施形態によれば、第1実施形態や第2実施形態の効果に加えて、組織温度を予測するための温度情報の第1深度位置を変更できるように構成したので、検査部位における血管の位置に応じて組織温度を予測することが可能になる。従って、被検体の血管の位置に応じて超音波画像の精度をより一層向上させることができる。

30

## 【0119】

[その他]

なお、上記の実施形態又はその変形例では、体表温度を取得する手段として温度センサ11(温度センサ11a、11b)を例に説明したが、これに限定されるものではない。上記の実施形態又はその変形例に係る温度検出手段として、体温計、サーモグラフィー、サーミスタなどの公知の温度検出手段を用いることが可能である。また、温度検出手段は、接触型であってもよいし、非接触型であってもよい。温度検出手段は、組織温度の予測に先立って、被検体の検査部位の体表温度を取得できるものであればよい。

## 【0120】

また、上記の実施形態又はその変形例では、信号処理部において、受信信号に対して公知のBモード処理やカラーモード処理を行う例を説明したが、これに限定されるものではない。上記の実施形態又はその変形例に係る信号処理部は、信号処理の内容に限定されるものではない。

40

## 【0121】

また、上記の実施形態又はその変形例における温度情報は、上記のものに限定されるものではない。たとえば、温度情報は、被検体の個人毎に設けられていてもよい。また、温度情報は、年齢毎に設けられていてもよい。

## 【0122】

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

50

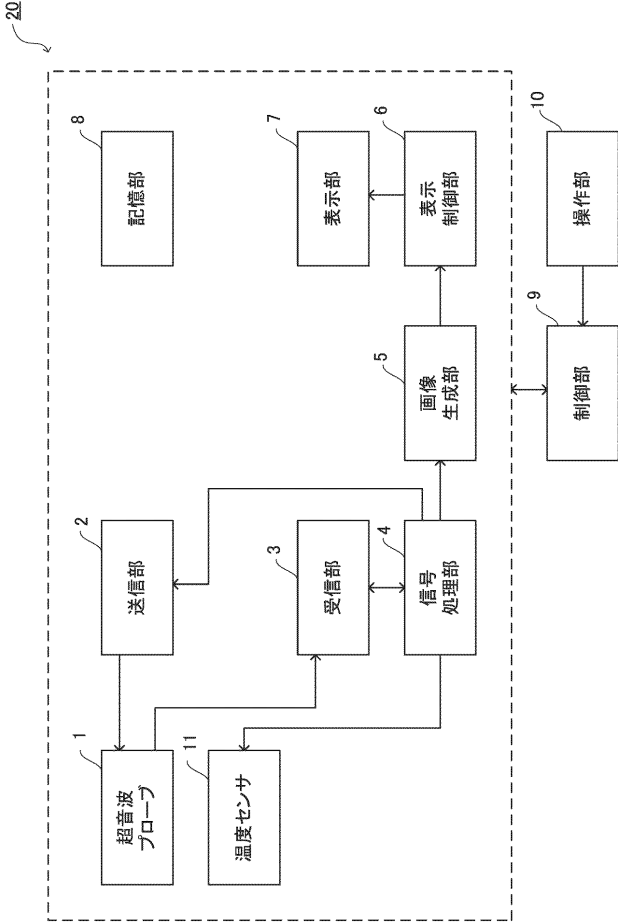
のであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると共に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

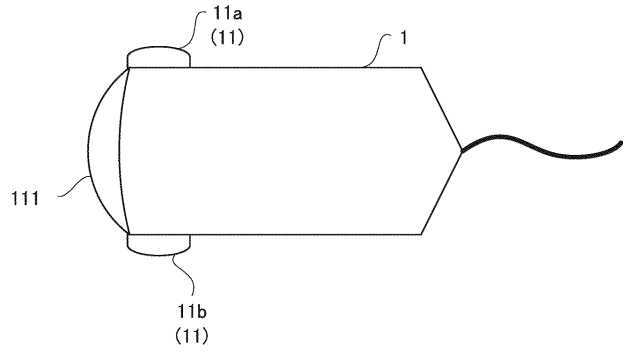
【0123】

1	超音波プローブ	
2	送信部	
3	受信部	10
4、4 a	信号処理部	
5	画像生成部	
6	表示制御部	
7	表示部	
8	記憶部	
9	制御部	
10	操作部	
11、11 a、11 b	温度センサ	
20	超音波診断装置	
21	パルス発生回路	20
22	送信遅延回路	
23	パルサ回路	
31	プリアンプ回路	
32	A / D変換回路	
33	受信遅延回路	
34	加算回路	
41	温度検出処理部	
42	温度予測部	
43	補正部	
44	Bモード処理部	30
45	カラーモード処理部	
46	血管検出部	
51	第1変更部	
52	第2変更部	
81	温度情報記憶部	
111	超音波送受信部	
221、331	遅延処理回路	
221 a、331 a	遅延回路	
222	第1遅延制御情報記憶部	
332	第2遅延制御情報記憶部	40

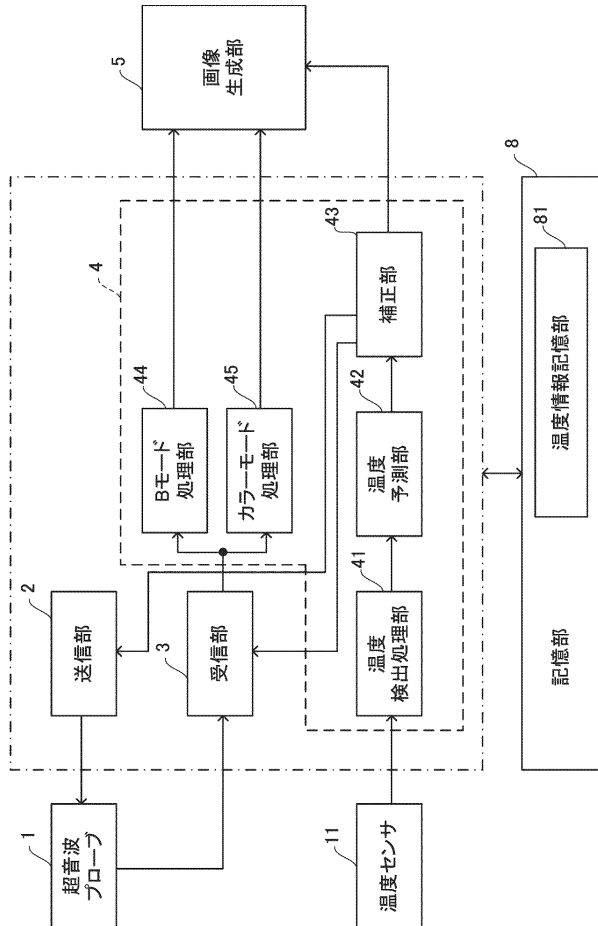
【図1】



【図2】



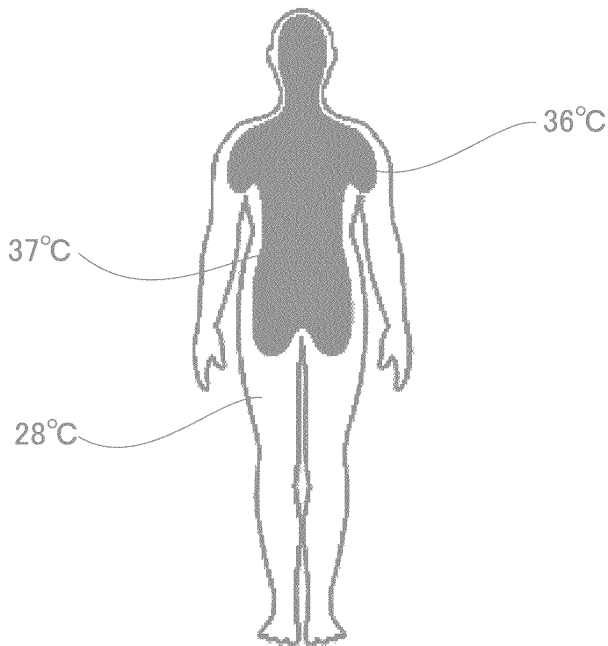
【図3】



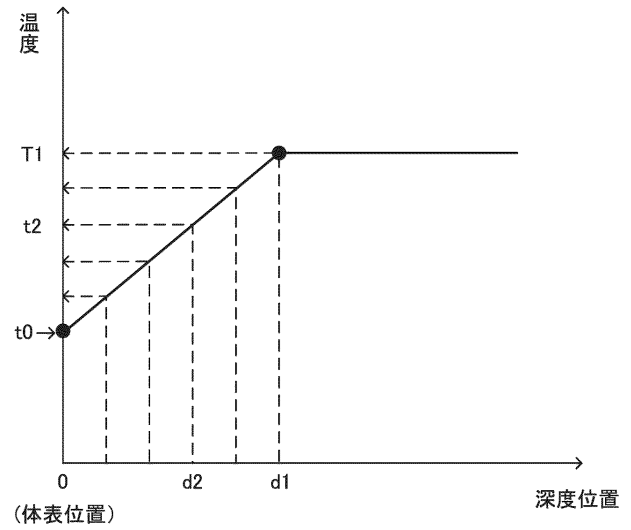
【図4】

温度(°C)	音速(m/s)	37.0°Cとの音速差異
25.0	1497.28	-2.14%
30.0	1509.38	-1.37%
35.0	1519.69	-0.67%
37.0	1530.00	—

【 図 5 】



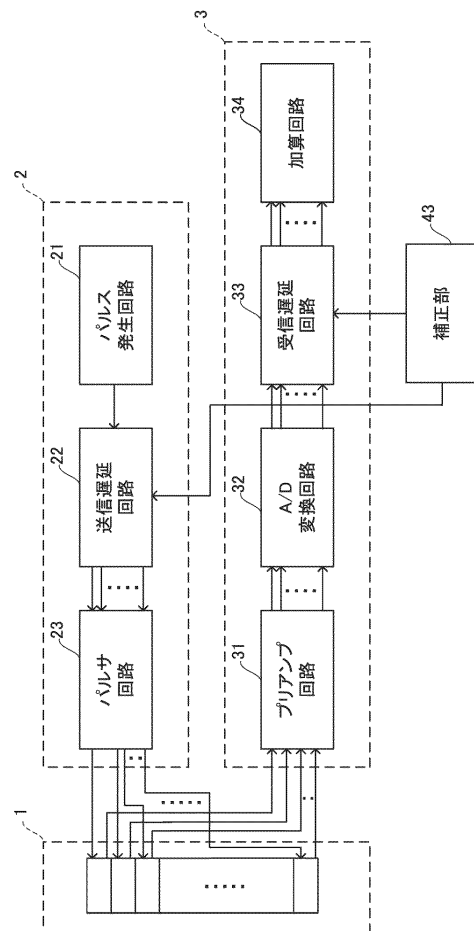
【 図 6 】



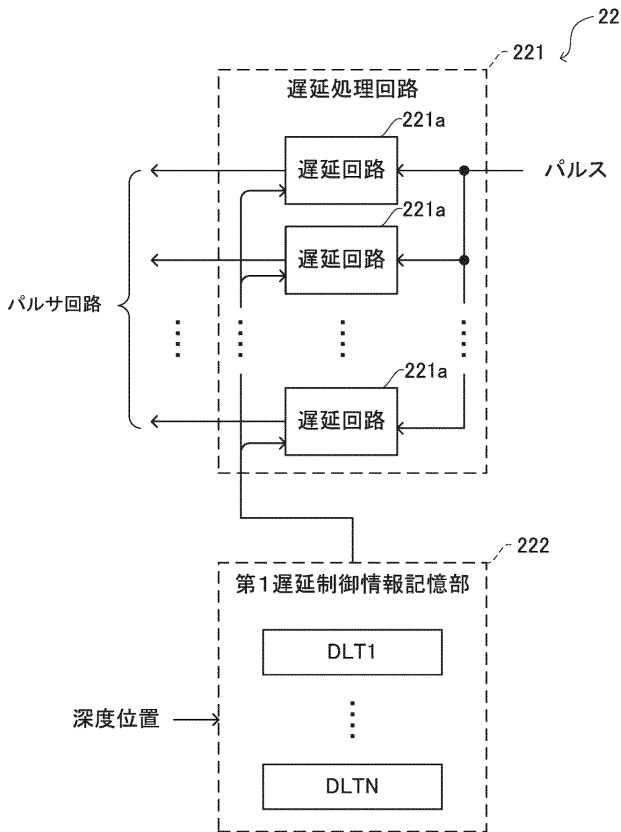
【 図 7 】

診断部位	性別	深度位置	体内中心温度
頭部	男性	D1	T1
頭部	女性	D2	T2
腹部	男性	D3	T3
腹部	女性	D4	T4
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮

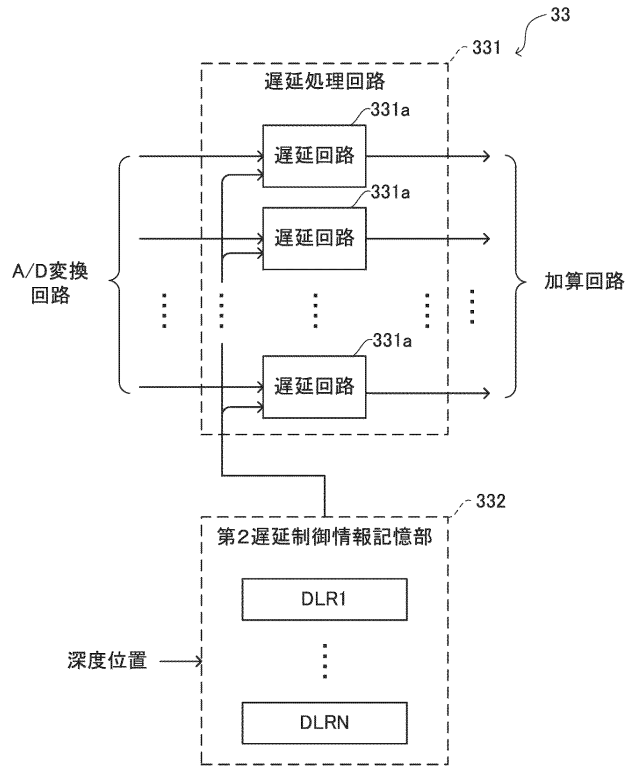
【 図 8 】



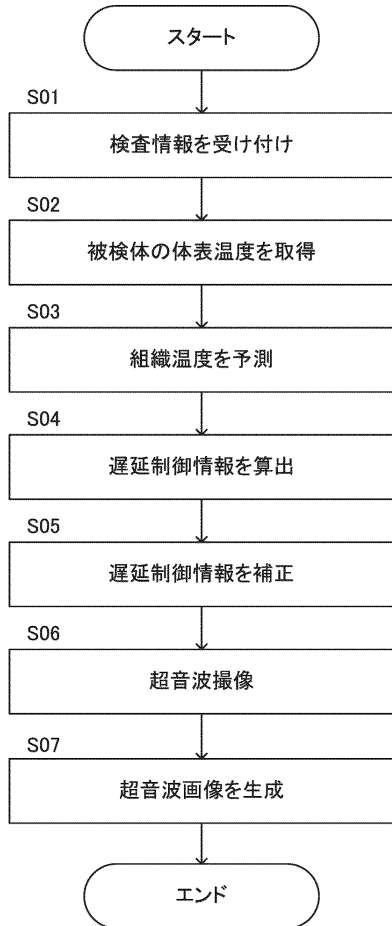
【図9】



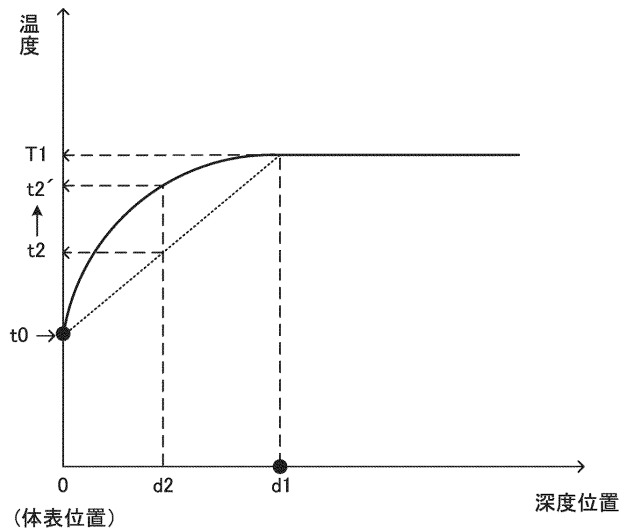
【図10】



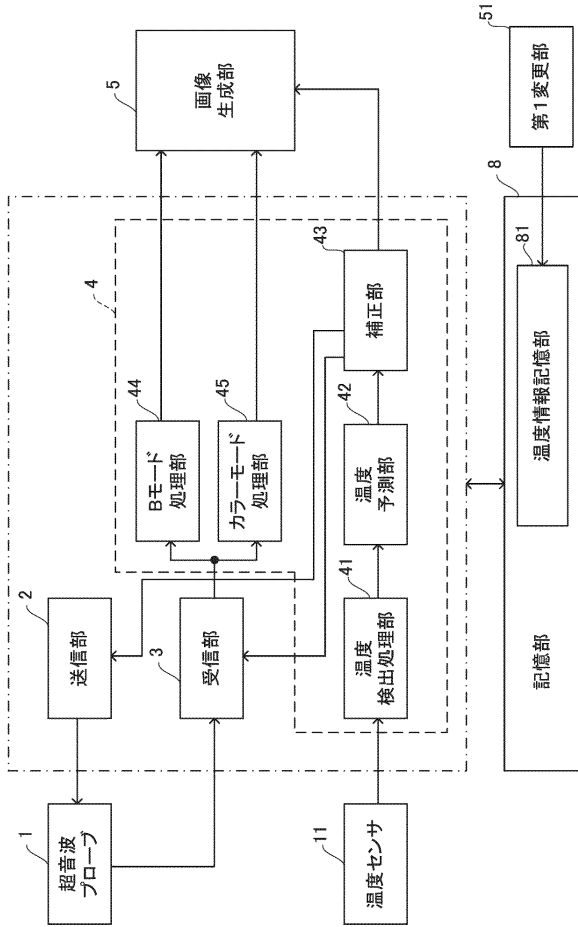
【図11】



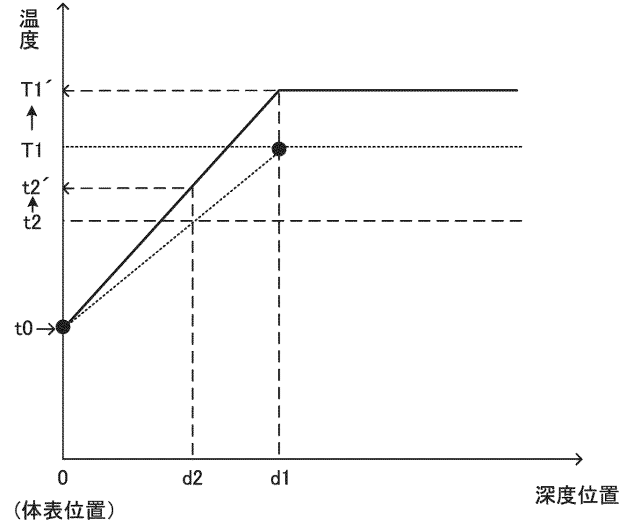
【図12】



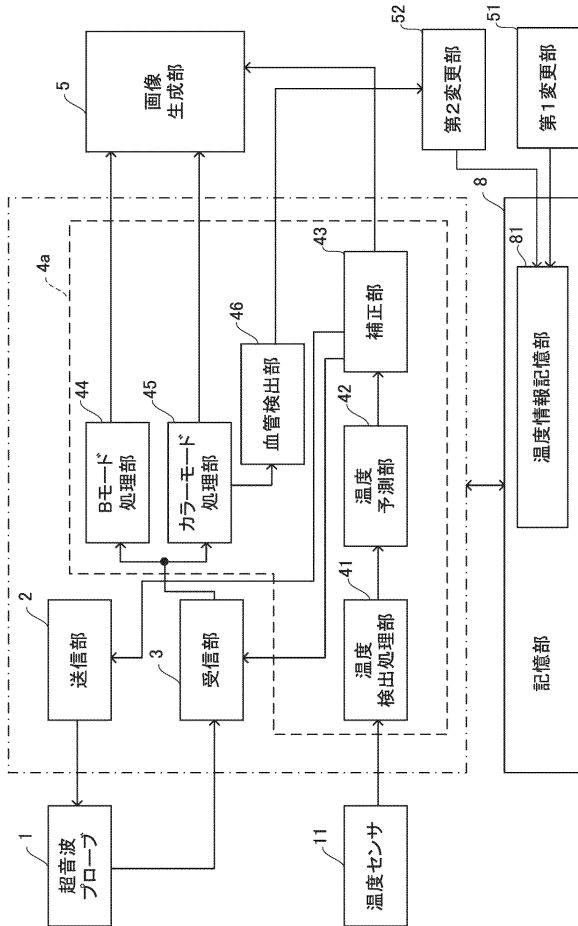
【図 1 3】



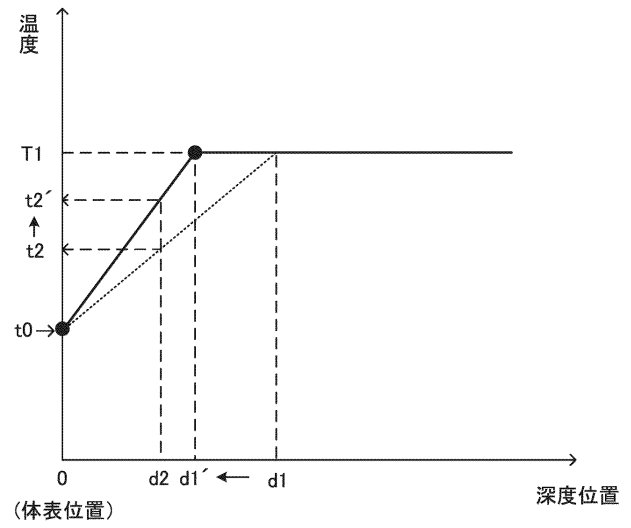
【図 1 4】



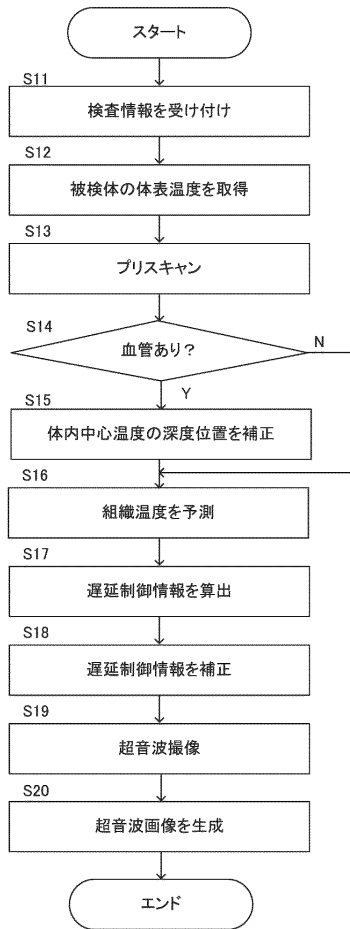
【図 1 5】



【図 1 6】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD20 DD22 EE09 EE22 HH29 HH33 JB52

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015112164A</a>	公开(公告)日	2015-06-22
申请号	JP2013254570	申请日	2013-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	田村和宏		
发明人	田村 和宏		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB52		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够进一步提高表示被检体的形态和功能的超声波图像的精度的超声波诊断装置。发射单元2相对于被检体的检查区域执行超声波发射束的聚焦控制。接收单元3基于来自被检体的超声波的反射波来控制接收束的聚焦。温度预测单元42基于检查部位的体表位置处的体表温度和检查部位在被检体内的第一深度位置处的体内温度，是检查部位处的被检体内的位置。预测身体表面位置和第一深度位置之间的第二深度位置的组织温度。校正单元43基于由温度预测单元42预测的第二深度位置处的组织温度来改变发送束的聚焦控制和接收束的聚焦控制中的至少一项。[选择图]图3

