

(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2017-51455
(P2017-51455A)

(43) 公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F I
A61B 8/12

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 23 頁)

(21) 出願番号 特願2015-178141 (P2015-178141)
(22) 出願日 平成27年9月10日 (2015.9.10)

(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 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(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 100179062
弁理士 井上 正

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

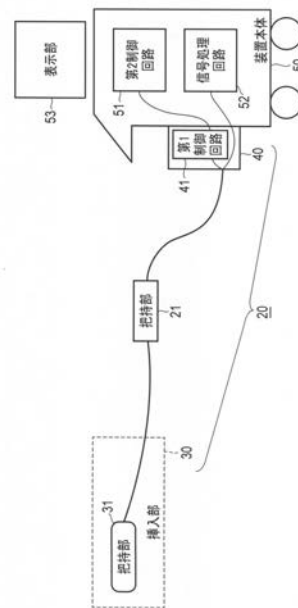
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波診断におけるユーザビリティを向上させた体腔内超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブ20は、把持部21、挿入部30、センサ及び電子回路を備えている。把持部は、診断時に操作者によって把持される。挿入部は、把持部から延在し、診断時に被検体内に挿入され、超音波を送受信する振動素子を先端部分に有する。センサは、挿入部の少なくとも一部の周辺環境を感知する。電子回路は、振動素子の駆動及び振動素子で発生したエコー信号の処理のうち少なくともいずれかに用いられ、センサによって感知された挿入部の少なくとも一部の周辺環境に応じて消費電力が変化する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

診断時に操作者によって把持される把持部と、
前記把持部から延在し、診断時に被検体内に挿入され、超音波を送受信する振動素子を先端部分に有する挿入部と、
前記挿入部の少なくとも一部の周辺環境を感知するセンサと、
前記振動素子の駆動及び前記振動素子で発生したエコー信号の処理のうち少なくともいずれかに用いられ、前記センサによって感知された前記周辺環境に応じて消費電力が変化する電子回路と、
を備えた超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記センサは、前記挿入部の少なくとも一部における明るさを感知する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記電子回路は、前記センサによって感知される明るさが低下した場合、消費電力が増大する、請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記挿入部は、前記センサ及び前記電子回路の少なくともいずれかを前記先端部分に有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記挿入部は、前記センサを複数有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記消費電力は、前記電子回路の内部を流れるバイアス電流、前記振動素子に印加する電圧、及び前記振動素子に電圧を印加する周期のうち少なくとも 1 つが変化することで変化する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記電子回路の制御を行う第 1 制御回路を備えた請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記第 1 制御回路は、前記把持部に設けられる、請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記処理により得られた受信信号に基づく画像を生成する画像生成部を有する筐体との接続を担うコネクタを備え、

30

前記第 1 制御回路は、前記コネクタに設けられる、請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記電子回路は、前記処理により得られた受信信号に基づく画像を生成する画像生成部を有する筐体内に設けられた第 2 制御回路によって制御される請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記挿入部は、前記先端部分の第 1 面に前記振動素子を有し、前記第 1 面の反対側の第 2 面に前記センサを有する請求項 4 に記載の超音波プローブ。

40

【請求項 12】

前記挿入部は、前記センサ及び前記電子回路を前記先端部分に有し、
前記電子回路は、前記センサに接続され、前記センサから出力された信号を増幅する増幅回路を有する請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 13】

前記挿入部は、2次元状に配列された複数の前記振動素子を有する、請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 14】

請求項 1 乃至請求項 13 のいずれか一項に記載の超音波プローブに超音波の送受信を実行させる第 2 制御回路と、

50

前記超音波プローブからの出力に基づいて生成された超音波画像を表示部に表示させる表示制御部と、

を備えた超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断において、超音波診断装置の使用者は、診断の目的に応じて超音波プローブを使い分けることになる。超音波プローブには、被検体の外側から超音波を送信する体表用プローブと、被検体の内側から超音波を送信する体内用プローブがある。体内用プローブとしては、例えば、図13(A)及び図13(B)に示す如き、TEE(transesophageal echocardiography: 経食道)プローブ1がある。TEEプローブ1は、振動素子が配置された細い管状の先端部2を有し、この先端部2を被検体の食道から挿入して被検体内から心臓などを観測するための超音波プローブである。先端部2は、食道を通過させるため、小型に設計されている。例えば、複数の振動素子がアジマス方向(ラテラル方向)およびエレベーション方向に配列された2DアレイタイプのTEEプローブ1は、電気的な制御により、例えば心臓の直交する断面を同時に観察することが可能であり、診断上の有効性が認識されている。

10

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2006-198239号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、従来の超音波プローブを不適当に扱っていると、診断を行うタイミングにおいて、既に振動素子付近が高温になってしまっていることがある。ここでの不適当な扱いは、例えば、超音波を送受信している状態の超音波プローブを被検体に当接せずに放置すること(空中放置)を含む。振動素子付近が高温のまま診断を行うと、被検体がやけどしてしまうおそれがある。あるいは、振動素子付近の温度が適当な温度に下がるまで診断を行わないと、診断時間が長くなってしまう。

30

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、超音波診断におけるユーザビリティを向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波プローブは、把持部、挿入部、センサ及び電子回路を備えている。

40

【0007】

前記把持部は、診断時に操作者によって把持される。

【0008】

前記挿入部は、前記把持部から延在し、診断時に被検体内に挿入され、超音波を送受信する振動素子を先端部分に有する。

【0009】

前記センサは、前記挿入部の少なくとも一部の周辺環境を感知する。

【0010】

前記電子回路は、前記振動素子の駆動及び前記振動素子で発生したエコー信号の処理のうち少なくともいずれかに用いられ、前記センサによって感知された前記挿入部の少なく

50

とも一部の周辺環境に応じて消費電力が変化する。

【0011】

また、実施形態に係る超音波診断装置は、制御部及び表示制御部を備えている。

【0012】

前記制御部は、上記超音波プローブに超音波の送受信を実行させる。

【0013】

前記表示制御部は、前記超音波プローブからの出力に基づいて生成された超音波画像を表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1の実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図2】同実施形態における超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図3】同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

【図4】第2の実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図5】同実施形態における超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図6】第3の実施形態に係る超音波プローブの先端部分の構成を示す模式図である。

【図7】第4の実施形態に係る超音波プローブに適用されたセンサ及びその後段の増幅回路の構成を示す模式図である。

【図8】第5の実施形態に係る超音波プローブの先端部分の構成を示す模式図である。

【図9】同実施形態における超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図10】同実施形態における超音波プローブ及び超音波診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図11】同実施形態の変形例を説明するためのフローチャートである。

【図12】第6の実施形態に係る超音波プローブの挿入部及び把持部の外観を示す模式図である。

【図13】一般的なTEEプローブの外観を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、各実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置について図面を用いて説明する。なお、超音波プローブとしては、TEEプローブを一例に挙げて説明するが、これに限らず、被検体内に挿入する挿入部を有するタイプの任意の超音波プローブが適用可能となっている。この適用可能な超音波プローブとしては、例えば、経膈プローブ及び経直腸プローブなどがある。

【0016】

< 第1の実施形態 >

図1及び図2は、第1の実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。図1中、超音波プローブ20は、診断時に操作者によって把持される把持部21と、把持部21から延在した挿入部30と、挿入部30とは反対方向に把持部21から延在したコネクタ部40とを備えている。把持部21は、図示しないハンドルの操作により、挿入部30の細管部分を所望の方向に湾曲させる機能や、挿入部30の先端部分31を揺動させる機能を有する。挿入部30は、診断時に被検体内に挿入され、超音波を送受信する振動素子を先端部分31に有する。コネクタ部40は、第1制御回路41を有し、超音波診断装置の装置本体50に接続されている。装置本体50は、例えば、超音波プローブ20に超音波の送受信を実行させる第2制御回路51と、超音波プローブ20から出力されたエコー信号に基づく画像を生成するための信号処理回路52とを筐体内に

10

20

30

40

50

有している。筐体上には表示部 5 8 が載置されている。

【0017】

ここで、超音波プローブ 2 0 の先端部分 3 1 は、図 2 に示すように、振動素子アレイ 3 2、センサ 3 3 及び電子回路チップ 3 4 を備えている。なお、振動素子アレイ 3 2 及び電子回路チップ 3 4 は、前述同様に、バッキング材、電子回路チップ、パンプ、電気信号再配線層、パンプ、振動素子アレイ及び音響整合層を順に積層した積層構造の一部として実装されている。また、センサ 3 3 は、例えば、音響整合層や振動素子アレイ 3 2 を有する第 1 面とは反対側のバッキング材を有する第 2 面に実装されている。但し、センサ 3 3 は、第 2 面に限らず、例えば、第 1 面（表側面）と第 2 面（裏側面）との間の第 3 面（先端部分 3 1 に向かって左側面）又は第 4 面（第 3 面とは反対側の面）に実装されてもよい。なお、第 3 面を 4 面の定義は交替してもよい。また、センサ 3 3 は、診断時に被検体に挿入される位置に配置されればよいので、必ずしも先端部分 3 1 に配置されなくてもよい。

10

【0018】

振動素子アレイ 3 2 は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子としての複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n を有する。複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n は並列され、超音波プローブ 2 0 の先端に装備される。なお、一つの振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n は、送信部 3 5 の複数のパルス 3 5 2 b - 1、3 5 2 b - 2、...、3 5 2 b - n からそれぞれ供給される駆動信号に 응답して超音波を発生する。複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n 各々は、被検体の生体組織で反射された超音波エコーの受信に 응답して、エコー信号を発生する。なお、超音波プローブ 2 0 は、複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n を 1 次元上に配列させた 1 次元アレイプローブであってもよいし、複数の振動素子 3 2 - 1、3 2 - 2、...、3 2 - n を 2 次元上に配列させた 2 次元アレイプローブであってもよい。

20

【0019】

センサ 3 3 は、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺環境を感知し、感知結果を示す信号を出力する。周辺環境の例としては、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺の光、音、熱、又はにおい等がある。センサ 3 3 から出力された信号は、第 1 制御回路 4 1 に伝送される。このとき、センサ 3 3 から出力される信号は、デジタル信号及びアナログ信号のいずれでもよい。アナログ信号の場合、例えば、電子回路 3 4 a 内の図示しない A / D 変換回路によりデジタル信号に変換してから第 1 制御回路 4 1 に伝送してもよい。あるいは、アナログ信号を第 1 制御回路 4 1 内の A / D 変換回路によりデジタル信号に変換してもよい。センサ 3 3 としては、例えば、フォト・ダイオードのように、挿入部 3 0 の少なくとも一部における明るさを感知する光センサが使用可能となっている。なお、光センサとしては、フォト・ダイオードに限らず、フォト・トランジスタや C d S セルなどといった任意の光センサが使用可能である。また、センサ 3 3 としては、光センサに限らず、感知対象の周辺環境（例、音、熱、又はにおい等）に応じたセンサ（例、音センサ、熱センサ、又はにおいセンサ等）が適宜、使用可能となっている。

30

【0020】

電子回路チップ 3 4 は、電子回路 3 4 a が形成された集積回路チップである。電子回路 3 4 a は、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n の駆動及び振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号の処理のうち少なくともいずれかに用いられ、センサ 3 3 によって感知された周辺環境に応じて消費電力が変化する。この例では、電子回路 3 4 a は、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n の駆動、及び振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号の処理の両者に用いられる。具体的には、電子回路 3 4 a は、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n を駆動する送信部 3 5 と、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号を処理する受信部 3 6 との各々の機能を実現する回路として用いられる。また、電子回路 3 4 a は、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n の駆動（以下、駆動処理ともいう）、及び振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号の処理（以下、エコー信号処理ともいう）の両者に用いられる場合、2 D アレイタイプ及び 1 D アレイタイプの両者

40

50

に適用可能である。同様に、電子回路 3 4 a は、駆動処理及びエコー信号処理のうち、エコー信号処理に用いられる場合、2 D アレイタイプ及び 1 D アレイタイプの両者に適用可能である。また、電子回路 3 4 a は、駆動処理及びエコー信号処理のうち、駆動処理に用いられる場合、伝送ケーブルの信号線数が 2 D アレイタイプに比べて少ない 1 D アレイタイプに適用可能である。さらに、電子回路 3 4 a は、周辺環境に応じて消費電力が変化する一例として、センサ 3 3 によって感知される明るさが低下した場合、消費電力が増大する回路としてもよい。また、電子回路 3 4 a は、周辺環境に応じて消費電力が変化する他の例として、センサ 3 3 によって被検体内の音、熱又はにおいが感知された場合、消費電力が増大する回路としてもよい。

【0021】

送信部 3 5 は、レートパルス発生器 3 5 1 と、チャンネル数にそれぞれ対応する複数の送信回路 3 5 2 - 1、3 5 2 - 2、...、3 5 2 - n とを有する。レートパルス発生器 3 5 1 は、所定のレート周波数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。レートパルス発生器 3 5 1 は、例えば 5 kHz のレート周波数で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、それぞれのチャンネルに接続された送信回路 3 5 2 - 1、3 5 2 - 2、...、3 5 2 - n に送られる。

【0022】

複数の送信回路 3 5 2 - 1、3 5 2 - 2、...、3 5 2 - n は、送信遅延回路 3 5 2 a - 1、3 5 2 a - 2、...、3 5 2 a - n とパルサ 3 5 2 b - 1、3 5 2 b - 2、...、3 5 2 b - n とをそれぞれ有する。以下、一つの送信回路 3 5 2 - 1 について説明する。送信遅延回路 3 5 2 a - 1 は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。パルサ 3 5 2 b - 1 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 2 0 の振動素子 3 2 - 1 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。

【0023】

受信部 3 6 は、プリアンプ回路 3 6 1、受信遅延回路 3 6 2、加算器 3 6 3 等を有する。被検体の生体組織で反射されたエコー信号は、超音波プローブ 2 0 を介してエコー信号としてチャンネル毎に取り込まれる。プリアンプ回路 3 6 1 は、超音波プローブ 2 0 を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延回路 3 6 2 は、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を与える。加算器 3 6 3 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、受信部 3 6 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を発生する。

【0024】

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（この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる）。受信部 3 6 は、被走査領域内の各走査線における深さごとの受信信号を、信号処理回路 5 2 に出力する。なお、受信部 3 6 は、1 回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。また、受信部 3 6 は、加算器 3 6 3 の一部を装置本体 5 0 に配置し、装置側で最終的ビームフォーミングを行うようにしてもよい。

【0025】

第 1 制御回路 4 1 は、コネクタ部 4 0 に設けられ、センサ 3 3 から受けた信号と、第 2 制御回路 5 1 から受けた制御信号とに基づいて、送信部 3 5 及び受信部 3 6 を制御する。具体的には、第 1 制御回路 4 1 は、第 2 制御回路 5 1 から受けた制御信号に基づいて、送信部 3 5 による振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n の駆動と、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号の受信部 3 6 による処理とを制御する。また、第 1 制御回路 4 1 は、センサ 3 3 から受けた信号に基づいて、送信部 3 5 及び受信部 3 6 を含む電子回路 3 4 a の消費電力を制御する。なお、第 1 制御回路 4 1 は、コネクタ部 4 0 に限らず、把持部 2 1 に設けてもよく、又はコネクタ部 4 0 と把持部 2 1 との中間位置に設けてもよい。あるいは、第 1 制御回路 4 1 は、超音波プローブ 2 0 から省略し、第 2 制御回路 5 1 に含めてもよい。

10

20

30

40

50

【0026】

ここで、電子回路34aの消費電力は、(1)電子回路34aの内部を流れるバイアス電流、(2)振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧、及び(3)振動素子32-1、...、32-nに電圧を印加する周期のうち少なくとも1つが変化することで変化する。このため、上記(1)(2)の低下及び(3)の長期化のうち少なくとも1つにより、電子回路34aの消費電力及び発熱を抑制可能である。以下、順に説明する。

【0027】

(1)電子回路34aの消費電力及び発熱は、バイアス電流の低下によって抑制可能である。補足すると、電子回路34aには、増幅器としてプリアンプ回路361が組み込まれる。増幅器はトランジスタで構成され、トランジスタには常時電流を流す必要がある。この定常的に流す電流をバイアス電流と呼ぶ。このバイアス電流を大きくするとノイズ性能や歪み性能がよくなる一方、電圧と電流で決まる電力のうちの電流が大きくなるので、電子回路34aの消費電力が上昇し、電子回路34aが高温になる。このため、センサ33からの信号に応じて第1制御回路41から出力される制御信号により、電子回路34aのバイアス電流が切り替え可能となるように受信部36の電子回路を設計しておく。これにより、超音波プローブ20を使用しないときには、電子回路34aのバイアス電流を低下させ、電子回路34aの消費電力及び発熱を抑制することが可能となる。なお、超音波プローブ20を使用していない場合、ノイズ性能や歪み性能が劣化しても問題ない。

10

【0028】

(2)電子回路34aの消費電力及び発熱は、振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧の低下によって抑制可能である。補足すると、電子回路34aには、各振動素子32-1、...、32-nに高圧パルス印加して超音波を出力させる送信動作を行う送信部35が組み込まれる。この高圧パルス印加している時間に送信部35から振動素子32-1、...、32-nに電流が流れる。この高圧パルスの電圧を高くすると、超音波画像の画質性能が良くなる一方、振動素子32-1、...、32-nに流れる電流と電圧値で決まる消費電力が上昇し、電子回路34aが高温になる。このため、第1制御回路41から出力される制御信号により、振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧が切り替え可能となるように送信部35の電子回路を設計しておく。これにより、超音波プローブ20を使用しないときには、振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧を低下させ、電子回路34aの消費電力及び発熱を抑制することが可能となる。なお、超音波プローブ20を使用していない場合、画質性能が劣化しても問題ない。

20

30

【0029】

(3)電子回路34aの消費電力及び発熱は、振動素子32-1、...、32-nに電圧を印加する周期の長期化によって抑制可能である。補足すると、送信動作に関する消費電力を決める要因として、前述した送信の瞬間に流れる電流と印加する電圧に加え、その繰り返し周期(以下、パルス繰り返し周期)が存在する。このパルス繰り返し周期は、表示深度で決まる最小に設定すると、超音波画像が診断対象(例えば心臓)の動きを正確に表現する一方、時間平均したときの消費電力が上昇し、電子回路34aが高温になる。このため、第1制御回路41から出力される制御信号により、振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧の周期が切り替え可能となるように送信部35の電子回路を設計しておく。これにより、超音波プローブ20を使用しないときには、振動素子32-1、...、32-nに印加する電圧の周期を長期化させ、電子回路34aの消費電力及び発熱を抑制することが可能となる。なお、超音波プローブ20を使用していない場合、画像フレームの更新周期が遅くなっても問題ない。

40

【0030】

なお、以上のような消費電力の抑制に代えて、超音波プローブ20を使用しないときには、バイアス電流又は印加電圧の供給停止により、電子回路34aの消費電力を無くすようにしてもよい。消費電力を無くす場合は、消費電力を抑制する場合の極限形態であり、消費電力を抑制する場合に含めて説明する。

【0031】

50

一方、超音波診断装置は、装置本体 50、表示部 58、装置本体 50 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体 50 に取り込むための入力部 59 を有する。さらに、超音波診断装置には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示しない生体信号計測部及びネットワークがインターフェース部 57 を介して接続されてもよい。

【0032】

装置本体 50 は、第 2 制御回路 51、信号処理回路 52、画像メモリ 53、画像合成部 54、表示制御部 55、記憶部 56 及びインターフェース部 57 を有する。

【0033】

第 2 制御回路 51 は、例えば、CPU からなり、操作者による入力部 59 の操作に応じて、記憶部 56 に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体 50 及び超音波プローブ 20 を制御する。入力部 59 の操作としては、例えば、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・終了などの指示を入力する操作が適用可能となっている。但し、第 2 制御回路 51 は、CPU に限らず、PLD (programmable logic device) や ASIC (application specific integrated circuit: 特定用途向け集積回路) などの回路から構成してもよい。

10

【0034】

信号処理回路 52 は、図示していない B モード処理ユニットと、ドプラ処理ユニットと、画像生成ユニットとを有する。信号処理回路 52 は、受信部 36 から出力された受信信号に基づいて、画像データを発生する。以下、画像データの発生に関して詳述する。画像データとは、B モードデータまたはドプラデータに基づいて発生された超音波画像データである。

20

【0035】

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、受信部 36 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、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、各走査線及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。

30

【0036】

なお、B モード処理ユニットは、被走査領域におけるラテラル方向、エレベーション方向、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。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、ラテラル方向、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。

40

【0037】

ドプラ処理ユニットは、図示していないミキサー、低域通過フィルタ (Low Pass Filter: 以下、LPF と呼ぶ)、速度 / 分散 / Power 演算デバイス等を有する。ミキサーは、受信部 36 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、ドプラ偏移周波数 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。LPF 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。ドプラ処理ユニットは、高い周波数成分 ($2f_0 + f_d$) の信号を取り除くことにより、ドプラ偏移周波数 f_d の成分を有するドプラ信号を発生する。

【0038】

50

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IQ信号に変換される。ドブラ処理ユニットは、IQ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 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。

【0039】

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

【0040】

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、送信超音波の高調波成分によるBモードデータ、及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及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及びドブラ処理ユニットは、発生したローデータを画像メモリ53に出力することも可能である。

20

【0041】

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。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、超音波画像データを生成する。

30

【0042】

なお、信号処理回路52は、3次元Bモードデータまたはボリュームデータをレンダリング処理することにより、表示部58における2次元のモニタに3次元の物体を表示するために、視線データの投影を実行してもよい。すなわち、信号処理回路52は、3次元物体を投影面に投影することにより、2次元平面上の画像を発生する。なお、レンダリング処理に当たっては、いずれの投映法を用いてもよい。

【0043】

画像メモリ53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。

40

【0044】

画像合成部54は、信号処理回路52で発生された超音波画像に種々のパラメータの文字情報及び目盛等を合成することにより、表示用の超音波画像を生成する。

【0045】

表示制御部55は、画像合成部54により生成された超音波画像を表示部58に表示させる。

【0046】

記憶部56は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン及び複数の送信遅延パ

50

ターンと、本超音波診断装置の制御プログラムと、診断プロトコルと、送受信条件等の各種データ群と、信号処理回路52で発生されたローデータ及び超音波画像とを記憶する。

【0047】

インターフェース部57は、入力部59、ネットワーク、図示していない外部記憶装置及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50によって得られた超音波画像等のデータ及び解析結果等は、インターフェース部57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57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。

【0048】

表示部58は、表示制御部55の出力に基づいて、Bモード画像及びドプラ画像などの超音波画像などを表示する。なお、表示部58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、補正などの調整及び、カラーマップの割り当てを実行してもよい。

【0049】

入力部59は、インターフェース部57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50に取り込む。入力部59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、検出した座標を第2制御回路51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、入力部59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、検出した座標を第2制御回路51に出力する。また、操作者が入力部59の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、第2制御回路51からの制御により、超音波プローブ20における超音波の送受信が終了し、装置本体50は一時的に使用停止状態となる。

【0050】

次に、以上のように構成された超音波プローブ及び超音波診断装置の動作を図3のフローチャートを用いて説明する。

【0051】

超音波プローブ20は、コネクタ部40が超音波診断装置の装置本体50に接続されると、振動素子32-1、...、32-nによる超音波の送受信が可能な状態となる。

【0052】

この状態で、超音波診断装置では、操作者による入力部59の操作に応じて、第2制御回路51が起動される。第2制御回路51は、超音波プローブ20に超音波の送受信を実行させる制御信号を超音波プローブ20の第1制御回路41に送出する。

【0053】

第1制御回路41は、この制御信号に基づいて、送信部35及び受信部36を制御する。送信部35は、第1制御回路41からの制御により、振動素子32-1、...、32-nを駆動する(ST1)。受信部36は、振動素子32-1、...、32-nで発生したエコー信号を処理し、当該処理により得られた受信信号を装置本体50の信号処理回路52に送出する。

【0054】

信号処理回路52は、受信部36から出力された受信信号に基づいて、超音波画像データを発生する。画像合成部54は、当該超音波画像データに種々のパラメータの文字情報及び目盛等を合成することにより、表示用の超音波画像を生成する。表示制御部55は、当該生成された超音波画像を表示部58に表示させる。

【0055】

一方、超音波プローブ20のセンサ33は、挿入部30の少なくとも一部の周辺環境を感知する(ST2)。ステップST2の具体例では、センサ33は、周辺環境としての明るさを感知し、感知結果を示す信号を出力する。

10

20

30

40

50

【0056】

電子回路34aは、ステップST2で感知された周辺環境に応じて消費電力が変化する(ST3: ST3-1~ST3-3)。ステップST3の具体例では、センサ33から出力された信号が第1制御回路41に伝送される。

【0057】

第1制御回路41は、センサ33からの信号に基づいて、挿入部30の少なくとも一部の周辺の明るさが低下したか否かを判定する(ST3-1)。ステップST3-1の判定結果が否を示す場合、超音波プローブ20は診断に使用されず、挿入部30が空中放置状態にある。このため、第1制御回路41は、電子回路34aの消費電力を低下させ(ST3-2)、電子回路34aの発熱を抑制する。すなわち、超音波診断が開始されておらず、高画質性能を得られる電力を供給する必要がないためである。ステップST3-2の終了後、超音波プローブ20は、ステップST2に戻って処理を継続する。

10

【0058】

ステップST3-1の判定結果が明るさの低下を示す場合、超音波プローブ20は診断に使用中であり、挿入部30が被検体内(例、食道)に挿入された状態にある。このため、第1制御回路41は、電子回路34aの消費電力を必要十分な電力に制御する(ST3-3)。すなわち、超音波診断中には、高画質性能を得るために必要十分な電力を電子回路34aに供給する必要があるためである。なお、ステップST3-3において、明るさの低下の検出直後には、電子回路34aの消費電力は増大する向きに制御され、超音波診断に必要な電力に達した後には、必要十分な電力を維持するように制御される。

20

【0059】

ステップST3-3の終了後、第1制御回路41は、超音波診断が終了か否かを判定する(ST4)。ステップST4の判定結果が否を示す場合、超音波プローブ20は、ステップST2に戻って処理を継続する。また、ステップST3-3の判定結果が超音波診断の終了を示す場合、超音波プローブ20は処理を終了する。

【0060】

上述したように本実施形態によれば、ステップST2~ST3に示したように、診断時に被検体内に挿入される挿入部30の少なくとも一部の周辺環境をセンサ33が感知し、この感知された周辺環境に応じて、電子回路34aの消費電力が変化する。これにより、診断に使用中か否かを正確に検出でき、使用停止状態から迅速に復帰することができる。従って、超音波診断におけるユーザビリティを向上させることができる。

30

【0061】

補足すると、挿入部30の少なくとも一部の周辺環境を感知することにより、挿入部30が被検体内に挿入されたか否かを感知できるので、診断に使用中か否かを正確に検出することができる。また、感知された周辺環境に応じて、使用停止状態から使用中の状態への変化を検出した場合にも消費電力が変化するので、使用停止状態から迅速に復帰することができる。

【0062】

これに加え、センサ33が、挿入部30の少なくとも一部における明るさを感知する場合には、明るさ以外の周辺環境を感知する場合に比べ、挿入部30が被検体内に挿入されたか否かを容易且つ確実に感知することができる。

40

【0063】

さらに、電子回路34aは、センサ33によって感知される明るさが低下した場合、消費電力が増大する構成により、挿入部30が被検体内に挿入されて周辺が暗いときには、消費電力の増大によって高画質性能を得るための動作を実行することができる。

【0064】

換言すると、電子回路34aは、センサ33によって感知される明るさが上昇した場合、消費電力が低下する構成により、挿入部30が被検体の外部にあって周辺が明るいときには、消費電力の低下によって発熱を抑制することができる。すなわち、超音波プローブ20が被検体の外部にあるときの無駄な発熱を抑制することができる。例えば、超音波プ

50

プローブ 20 が T E E プローブの場合、T E E プローブには厳格な発熱規制があり、人体接触部がある温度以上になったら装置動作を強制的に停止させなければならない。但し、超音波診断中に装置動作の停止を生じることが極力避ける必要がある。本実施形態によれば、使用中でないときの無駄な発熱を抑制するため、使用開始時の温度を低くすることができる。すなわち、本実施形態は、使用開始時の温度を低くして、使用開始時の温度と発熱規制された温度との差分（使用中に許容される温度上昇分）を大きくし、装置動作の停止に至る可能性を低くするように、被検体の外部にあるときの無駄な発熱を抑制している。

【0065】

また、挿入部 30 が、センサ 33 及び電子回路 34 a の少なくともいずれかを先端部分 31 に有する場合、先端部分 31 の幅及び高さが伝送ケーブルの直径よりも大きいことから、伝送ケーブルに実装する場合に比べ、容易に実装することができる。

10

【0066】

また、電子回路 34 a の消費電力が、次の(1)～(3)のうち少なくとも1つが変化することで変化する場合、当該(1)～(3)の制御によって消費電力を変化させることにより、消費電力の大きさに応じて発熱や画質性能を制御することができる。

【0067】

- (1) 電子回路 34 a の内部を流れるバイアス電流。
- (2) 振動素子 32 - 1、...、32 - n に印加する電圧。
- (3) 振動素子 32 - 1、...、32 - n に電圧を印加する周期。

【0068】

また、超音波プローブ 20 が、電子回路 34 a の制御を行う第 1 制御回路 41 を備えた場合には、超音波診断装置の装置本体 50 とは独立して、超音波プローブ 20 内でセンサ 33 の出力に応じて電子回路 34 a の消費電力を制御することができる。

20

【0069】

ここで、第 1 制御回路 41 は、電子回路 34 a の処理により得られた受信信号に基づく画像を生成する信号処理回路 52 を有する筐体との接続を担うコネクタ部 40 に設けられた場合、コネクタ部 40 が比較的大きいので、容易に実装することができる。なお、第 1 制御回路 41 は、コネクタ部 40 に限らず、例えば、把持部 21 に設けてもよい。第 1 制御回路 41 を把持部 21 に設ける場合も同様に、把持部 21 が超音波プローブ 20 内で比較的大きい部分であることから、容易に実装することができる。

30

【0070】

また、挿入部 30 において、先端部分 31 の第 1 面に振動素子 32 - 1、...、32 - n を有し、第 1 面の反対側の第 2 面にセンサ 33 を有する場合、振動素子 32 - 1、...、32 - n による超音波の送受信を妨げずに、センサ 33 を容易に実装することができる。

【0071】

また、挿入部 30 が、2次元状に配列された複数の振動素子 32 - 1、...、32 - n を有する場合、前述した作用効果を得られる 2D アレイタイプの超音波プローブ 20 を提供することができる。なお、挿入部 30 が、1次元状に配列された複数の振動素子 32 - 1、...、32 - n を有する場合、挿入部 30 が電子回路 34 a 及びセンサ 33 を更に備える構成であれば、前述した作用効果を得られる 1D アレイタイプの超音波プローブ 20 を提供

40

【0072】

一方、超音波診断装置においては、第 2 制御回路 51 が、上述した作用効果を得られる超音波プローブ 20 に超音波の送受信を実行させると共に、表示制御部 55 が、超音波プローブ 20 からの出力に基づいて生成された超音波画像を表示部 58 に表示させる。従って、超音波診断装置は、上述した作用効果に加え、診断時に被検体内に挿入される挿入部 30 の少なくとも一部の周辺環境に応じて電子回路 34 a の消費電力が変化し、この消費電力に応じた画質性能をもつ超音波画像を表示することができる。

【0073】

例えば、超音波診断装置は、超音波診断中でないときには、低下した消費電力に応じた

50

超音波画像を表示し、超音波診断中のときのみ、増大した消費電力に応じた超音波画像を表示することができる。

【0074】

<第2の実施形態>

図4及び図5は、第2の実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図であり、図1及び図2と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明を省略し、ここでは異なる部分について主に述べる。なお、以下の各実施形態も同様にして重複した説明を省略する。

【0075】

第2の実施形態は、第1の実施形態の変形例であり、電子回路34aが、受信部36の処理により得られた受信信号に基づく画像を生成する信号処理回路(画像生成部)52を有する筐体内に設けられた第2制御回路51aによって制御される構成となっている。

10

【0076】

具体的には、第2の実施形態は、超音波プローブ20から第1制御回路41を省略し、装置本体50内の第2制御回路51に代えて、第1制御回路41を第2制御回路51に含めた新たな第2制御回路51aを備えている。

【0077】

これに伴い、センサ33から出力された信号は、第2制御回路51aに伝送される。このとき、センサ33から出力される信号は、デジタル信号及びアナログ信号のいずれでもよい。アナログ信号の場合、例えば、電子回路34a内の図示しないA/D変換回路によりデジタル信号に変換してから第2制御回路51aに伝送してもよい。あるいは、アナログ信号を装置本体50の図示しないA/D変換回路によりデジタル信号に変換してから第2制御回路51aに伝送してもよい。

20

【0078】

ここで、第2制御回路51aは、前述した装置本体50及び超音波プローブ20を制御する機能を有している。ここで、超音波プローブ20を制御する機能は、センサ33から受けた信号に基づいて、電子回路34a内の送信部35及び受信部36を制御する機能を含んでいる。具体的には、第2制御回路51aは、制御プログラムに基づいて、送信部35による振動素子32-1、...、32-nの駆動と、振動素子32-1、...、32-nで発生したエコー信号の受信部36による処理とを制御する。また、第2制御回路51aは、センサ33から受けた信号に基づいて、送信部35及び受信部36を含む電子回路34aの消費電力を制御する。

30

【0079】

次に、以上のように構成された超音波プローブ及び超音波診断装置の動作を、前述した図3を参照しながら説明する。

【0080】

超音波プローブ20は、コネクタ部40が超音波診断装置の装置本体50に接続されると、振動素子32-1、...、32-nによる超音波の送受信が可能な状態となる。

【0081】

この状態で、超音波診断装置では、操作者による入力部59の操作に応じて、第2制御回路51aが起動される。第2制御回路51aは、超音波プローブ20に超音波の送受信を実行させる制御信号を超音波プローブ20の電子回路34aに送出する。すなわち、第2制御回路51aは、この制御信号により、電子回路34a内の送信部35及び受信部36を制御する。

40

【0082】

送信部35は、第2制御回路51aからの制御により、振動素子32-1、...、32-nを駆動する(ST1)。受信部36は、振動素子32-1、...、32-nで発生したエコー信号を処理し、当該処理により得られた受信信号を装置本体50の信号処理回路52に送出する。

【0083】

50

信号処理回路 5 2 は、受信部 3 6 から出力された受信信号に基づいて、超音波画像データを発生する。画像合成部 5 4 は、当該超音波画像データに種々のパラメータの文字情報及び目盛等を合成することにより、表示用の超音波画像を生成する。表示制御部 5 5 は、当該生成された超音波画像を表示部 5 8 に表示させる。

【 0 0 8 4 】

一方、超音波プローブ 2 0 のセンサ 3 3 は、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺環境を感知する (S T 2)。ステップ S T 2 の具体例では、センサ 3 3 は、周辺環境としての明るさを感知し、感知結果を示す信号を出力する。

【 0 0 8 5 】

電子回路 3 4 a は、ステップ S T 2 で感知された周辺環境に応じて消費電力が変化する (S T 3 : S T 3 - 1 ~ S T 3 - 3)。ステップ S T 3 の具体例では、センサ 3 3 から出力された信号が第 2 制御回路 5 1 a に伝送される。

10

【 0 0 8 6 】

第 2 制御回路 5 1 a は、センサ 3 3 からの信号に基づいて、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺の明るさが低下したか否かを判定する (S T 3 - 1)。ステップ S T 3 - 1 の判定結果が否を示す場合、挿入部 3 0 が空中放置状態にあるため、第 2 制御回路 5 1 a は、電子回路 3 4 a の消費電力を低下させ (S T 3 - 2)、電子回路 3 4 a の発熱を抑制する。ステップ S T 3 - 2 の終了後、第 2 制御回路 5 1 a は、ステップ S T 2 に戻って処理を継続する。

【 0 0 8 7 】

ステップ S T 3 - 1 の判定結果が明るさの低下を示す場合、挿入部 3 0 が被検体内 (例、食道) に挿入された状態にあるため、第 2 制御回路 5 1 a は、電子回路 3 4 a の消費電力を必要十分な電力に制御する (S T 3 - 3)。なお、ステップ S T 3 - 3 において、明るさの低下の検出直後には、電子回路 3 4 a の消費電力は増大する向きに制御され、超音波診断に必要な十分な電力に達した後は、必要十分な電力を維持するように制御される。

20

【 0 0 8 8 】

ステップ S T 3 - 3 の終了後、第 2 制御回路 5 1 a は、超音波診断が終了か否かを判定し (S T 4)、否を示す場合には、ステップ S T 2 に戻って処理を継続する。

【 0 0 8 9 】

ステップ S T 4 の判定結果が超音波診断の終了を示す場合、第 2 制御回路 5 1 a は処理を終了する。

30

【 0 0 9 0 】

上述したように第 2 の実施形態によれば、電子回路 3 4 a が、受信部 3 6 の処理により得られた受信信号に基づく画像を生成する信号処理回路 (画像生成部) 5 2 を有する筐体内に設けられた第 2 制御回路 5 1 a によって制御される。このように、前述した第 1 制御回路 4 1 を省略し、装置本体 5 0 内の第 2 制御回路 5 1 a から電子回路 3 4 a を制御するように変形しても、第 1 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

【 0 0 9 1 】

また、装置本体 5 0 内の第 2 制御回路 5 1 a が電子回路 3 4 a の消費電力を制御するので、より効果的な発熱制御を実現することができる。補足すると、前述した第 1 制御回路 4 1 は、コネクタ部 4 0 内の小さいスペースに設置する必要があったので、大きいスペースを要する複雑な回路にはできない。これに対し、第 2 制御回路 5 1 a は、装置本体 5 0 内の大きいスペースに設置できることから、電子回路 3 4 a の消費電力を制御する回路を第 1 制御回路 4 1 よりも複雑な回路とすることができ、もって、より効果的な発熱制御を実現することができる。

40

【 0 0 9 2 】

< 第 3 の実施形態 >

図 6 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの先端部分の構成を示す模式図である。

【 0 0 9 3 】

第 3 の実施形態は、第 1 及び第 2 の各実施形態の具体例であり、図 6 (A) に示すよう

50

に、挿入部 30 の先端部分 31 において、振動素子アレイ 32 及び電子回路チップ 34 が積層構造の一部として実装されている。この積層構造は、バッキング材 22、電子回路チップ 34、パンプ 23、電気信号再配線層 24、パンプ 25、振動素子アレイ 32 及び音響整合層 26 が順に積層されて構成されている。詳しくは、バッキング材 22 の一方の面上に電子回路チップ 34 が配置されている。電子回路チップ 34 内の電子回路 34a は、パンプ 23、電気信号再配線層 24 及びパンプ 25 を介して振動素子アレイ 32 内の振動素子 32-1、...、32-n に電氣的に接続されている。振動素子アレイ 32 は、パンプ 25 とは反対側の面上に音響整合層 26 が配置されている。また、電子回路チップ 34 内の電子回路 34a は、バッキング材 22 の他方の面上に配置されたセンサ 33 に配線 27 を介して電氣的に接続されている。さらに、電子回路チップ 34 内の電子回路 34a は、
10 図示しない伝送ケーブル及びコネクタ部 40 を介して装置本体 50 の内部回路に電氣的に接続されている。なお、センサ 33 は、電子回路 34a を介さずに、図示しない伝送ケーブルを介してコネクタ部 40 の内部回路に電氣的に接続されていてもよい。

【0094】

ここで、挿入部 30 は、図 6 (B) に示すように、先端部分 31 の第 1 面 s f 1 に音響整合層 26 や振動素子アレイ 32 (振動素子 32-1、...、32-n) を有し、第 1 面 s f 1 の反対側の第 2 面 s f 2 にセンサ 33 を有している。但し、センサ 33 は、第 2 面 s f 2 に限らず、例えば、第 1 面 s f 1 と第 2 面 s f 2 との間の第 3 面 s f 3 又は第 4 面 s f 4 に実装されてもよい。

【0095】

以上のような構成によれば、第 1 及び第 2 の各実施形態の作用効果に加え、(a) センサ 33 を容易に実装できる効果と、(b) センサ 33 に接続される配線のインピーダンスの影響を低減できる効果とを得ることができる。

【0096】

上記 (a) の効果について述べる。第 2 面 s f 2 は、センサ 33 が周辺環境を感知し易い点と、センサ 33 の実装が容易な点とから、センサ 33 を配置する位置として最適である。例えば、第 2 面 s f 2 は、先端部分 31 が被検体内に挿入されると、周辺が暗くなる位置にある。このため、第 2 面 s f 2 に配置されたセンサ 33 は、先端部分 31 が被検体内に挿入されたとき、明るさの低下を容易に感知することができる。これに加え、第 2 面 s f 2 は、加工の自由度がある構造を有する。例えば、第 2 面 s f 2 は、バッキング材 22 または放熱と支持を兼ねたアルミ等による構造体からなる面であるので、容易に加工できる。このため、第 2 面 s f 2 は、容易に加工した部位にセンサ 33 を格納できるので、センサ 33 を容易に実装することができる。このように、第 2 面 s f 2 は、センサ 33 を配置する位置として最適である。

【0097】

これに対し、第 2 面 s f 2 の反対側の第 1 面 s f 1 は、超音波を送受信する音響整合層 26 を有することからセンサ 33 を配置できないので、センサ 33 を配置する位置として不向きである。

【0098】

上記 (b) の効果について述べる。センサ 33 と電子回路 34a との間の配線 27 は、ごく短いので、インピーダンスの影響を無視できる。これに加え、センサ 33 から出力される信号は、電子回路 34a 内で増幅された後に、伝送ケーブルを介して装置本体 50 側に伝送される。伝送ケーブルの配線長は長いものの、電子回路 34a 内で増幅された信号であれば、伝送ケーブルの配線長に伴うインピーダンスの影響を低減できる。

【0099】

これに対し、センサ 33 から出力される信号を直接に伝送ケーブルを介して装置本体 50 の内部回路に伝送する場合、センサ 33 から出力される信号が微弱なため、伝送ケーブルの配線長に伴うインピーダンスの影響を受けやすい。例えば T E E プローブの場合、伝送ケーブルの配線長が、4 m 程度に長い。このような長さになると、配線のインピーダンスを無視できず、信号処理回路 52 により最終的に得られる情報の誤差が大きくなる。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

< 第 4 の実施形態 >

図 7 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブに適用されたセンサ及びその後段の増幅回路の構成を示す模式図である。

【 0 1 0 1 】

第 4 の実施形態は、第 1 乃至第 3 の各実施形態の具体例であり、フォト・ダイオードを用いたセンサ 3 3 に電圧を印加する電源 3 7 と、センサ 3 3 に接続され、センサ 3 3 から出力された信号を増幅する増幅回路 3 8 とを電子回路 3 4 a が備えている。この例では、増幅回路 3 8 として、抵抗 3 8 r 及びオペアンプ 3 8 a を用いる。挿入部 3 0 は、センサ 3 3 及び電子回路 3 4 a を先端部分 3 1 に有している。

10

【 0 1 0 2 】

ここで、フォト・ダイオードは、暗い状態（被検体内に挿入した状態）では通常のダイオードと同様の電圧 - 電流特性を示す一方で、明るい状態（空中放置状態）では逆方向の電流が増加する特性を持つ。このため、フォト・ダイオードは、例えば、カソードを電源 3 7 に接続し、アノードを増幅回路 3 8 に接続した構成により、センサ 3 3 周辺の明るさに対応して変化する電流を増幅回路 3 8 に出力する。

【 0 1 0 3 】

増幅回路 3 8 は、フォト・ダイオードから出力された電流を電圧に変換すると同時に適当な値に増幅し、得られた増幅信号を伝送ケーブルに出力する。この場合、増幅回路 3 8 としては、例えば、フォト・ダイオードのアノードと、抵抗 3 8 r の一端及びオペアンプ 3 8 a の反転入力端子とを接続し、抵抗 3 8 r の他端とオペアンプ 3 8 a の出力端子とを接続すればよい。これにより、オペアンプ 3 8 a のドライブ能力により、T E E プローブのように長い配線長の伝送ケーブルを有していても配線長の影響を抑えて増幅信号を装置本体 5 0 に伝送することが可能となる。

20

【 0 1 0 4 】

以上のような構成によれば、第 1 乃至第 3 の各実施形態の作用効果に加え、超音波プローブ 2 0 内の伝送ケーブルの配線長が長い場合でも、配線長の影響を抑えて増幅信号を伝送することができる。

【 0 1 0 5 】

< 第 5 の実施形態 >

図 8 は第 5 の実施形態に係る超音波プローブの先端部分の構成を示す模式図であり、図 9 は同実施形態における超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す模式図である。

30

【 0 1 0 6 】

第 5 の実施形態は、第 1 の実施形態の変形例であり、挿入部 3 0 内のセンサ 3 3 が周辺環境を感知する場合の信頼性を向上させる観点から、挿入部 3 0 が、センサ 3 3 を複数有する構成となっている。これは、例えば挿入部 3 0 をベッド等に放置した際に、ベッドにセンサ 3 3 の検出面が塞がれてセンサ 3 3 が周辺環境（例、低下した明るさ）を感知し、電子回路 3 4 a の消費電力を増大させてしまう可能性を無くすことを意図している。この例では、複数のセンサ 3 3 として、3 つのセンサ 3 3 - 1、... 3 3 - 3 を用いる。第 1 のセンサ 3 3 - 1 は、例えば先端部分 3 1 の第 3 面 s f 3 に配置され、第 2 のセンサ 3 3 - 2 は、先端部分 3 1 の第 2 面 s f 2 に配置され、第 3 のセンサ 3 3 - 3 は、先端部分 3 1 の第 4 面 s f 4 に配置される。但し、複数のセンサ 3 3 - 1、... の個数は、3 個に限らず、任意の複数個が使用可能となっている。また、複数のセンサ 3 3 - 1、... を配置する位置は、挿入部 3 0 内であれば、任意の位置が適用可能となっている。

40

【 0 1 0 7 】

複数のセンサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 は、前述同様に、それぞれ挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺環境を感知し、感知結果を示す信号を出力する。センサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 から出力された信号は、それぞれ第 1 制御回路 4 1 に伝送される。

【 0 1 0 8 】

第 1 制御回路 4 1 は、前述した機能において、1 つのセンサ 3 3 ではなく、全てのセン

50

サ 3 3 - 1 ~ 3 3 - 3 で明るさが低下した場合に、電子回路 3 4 a の消費電力を必要十分な電力に制御する機能を有する構成となっている。

【 0 1 0 9 】

他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 1 1 0 】

次に、以上のように構成された超音波プローブ及び超音波診断装置の動作を図 1 0 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 1 1 1 】

超音波プローブ 2 0 は、コネクタ部 4 0 が超音波診断装置の装置本体 5 0 に接続されると、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n による超音波の送受信が可能な状態となる。

10

【 0 1 1 2 】

この状態で、超音波診断装置では、操作者による入力部 5 9 の操作に応じて、第 2 制御回路 5 1 が起動される。第 2 制御回路 5 1 は、超音波プローブ 2 0 に超音波の送受信を実行させる制御信号を超音波プローブ 2 0 の第 1 制御回路 4 1 に送出する。

【 0 1 1 3 】

第 1 制御回路 4 1 は、この制御信号に基づいて、送信部 3 5 及び受信部 3 6 を制御する。送信部 3 5 は、第 1 制御回路 4 1 からの制御により、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n を駆動する (S T 1)。受信部 3 6 は、振動素子 3 2 - 1、...、3 2 - n で発生したエコー信号を処理し、当該処理により得られた受信信号を装置本体 5 0 の信号処理回路 5 2 に送出する。

20

【 0 1 1 4 】

信号処理回路 5 2 は、受信部 3 6 から出力された受信信号に基づいて、超音波画像データを発生する。画像合成部 5 4 は、当該超音波画像データに種々のパラメータの文字情報及び目盛等を合成することにより、表示用の超音波画像を生成する。表示制御部 5 5 は、当該生成された超音波画像を表示部 5 8 に表示させる。

【 0 1 1 5 】

一方、超音波プローブ 2 0 のセンサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 は、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺環境を感知する (S T 2 a)。ステップ S T 2 a の例では、センサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 は、周辺環境としての明るさを感知し、感知結果を示す信号を出力する。

【 0 1 1 6 】

電子回路 3 4 a は、ステップ S T 2 a で感知された周辺環境に応じて消費電力が変化する (S T 3 a : S T 3 a - 1、ステップ S T 3 - 2 ~ S T 3 - 3)。ステップ S T 3 a の具体例では、センサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 から出力された信号が第 1 制御回路 4 1 に伝送される。

30

【 0 1 1 7 】

第 1 制御回路 4 1 は、全てのセンサ 3 3 - 1、...、3 3 - 3 からの信号において、挿入部 3 0 の少なくとも一部の周辺の明るさが低下したか否かを判定する (S T 3 a - 1)。ステップ S T 3 a - 1 の判定結果が否を示す場合、超音波プローブ 2 0 は診断に使用されず、挿入部 3 0 が空中放置状態にある。このため、第 1 制御回路 4 1 は、電子回路 3 4 a の消費電力を低下させ (S T 3 - 2)、電子回路 3 4 a の発熱を抑制する。ステップ S T 3 - 2 の終了後、超音波プローブ 2 0 は、ステップ S T 2 a に戻って処理を継続する。

40

【 0 1 1 8 】

ステップ S T 3 a - 1 の判定結果が明るさの低下を示す場合、超音波プローブ 2 0 は診断に使用中であり、挿入部 3 0 が被検体内 (例、食道) に挿入された状態にある。このため、第 1 制御回路 4 1 は、電子回路 3 4 a の消費電力を必要十分な電力に制御する (S T 3 - 3)。

【 0 1 1 9 】

ステップ S T 3 - 3 の終了後、第 1 制御回路 4 1 は、超音波診断が終了か否かを判定する (S T 4)。ステップ S T 4 の判定結果が否を示す場合、超音波プローブ 2 0 は、ステップ S T 2 a に戻って処理を継続する。また、ステップ S T 4 の判定結果が超音波診断の

50

終了を示す場合、超音波プローブ 20 は処理を終了する。

【0120】

上述したように本実施形態によれば、挿入部 30 が、センサ 33 を複数有する構成により、第 1 の実施形態の効果に加え、挿入部 30 の少なくとも一部の周辺環境を感知するときの信頼性を向上させることができる。

【0121】

なお、本実施形態は、全てのセンサ 33 - 1、...、33 - 3 が明るさの低下を感知した場合に電子回路 34 a の消費電力を変化（増大）させる場合について説明したが、これに限定されない。例えば、本実施形態は、図 11 のステップ ST 3 b（ST 3 b - 1、ST 3 - 2、ST 3 - 3）等を示すように、全センサ数より少ない所定数のセンサが明るさの低下を感知した場合に消費電力を変化（増大）させるように変形することができる。ここで、所定数は、全センサ数を m 個としたとき、(m - 1) 個から 1 個までの範囲内の任意の個数である。この変形例は、本実施形態の効果に加え、例えば 1 つ以上のセンサ 33 - 1 が故障した場合でも、所定数のセンサ 33 - 2、33 - 3 が正常であれば、本実施形態の効果を同様に得ることができるので、より一層、信頼性を向上させることができる。

10

【0122】

また、本実施形態及びその変形例は、第 1 の実施形態に適用した場合を例に挙げて説明したが、これに限らず、第 2 乃至第 4 の各実施形態にも適用することができる。

【0123】

< 第 6 の実施形態 >

図 12 は、第 6 の実施形態に係る超音波プローブの挿入部及び把持部の外観を示す模式図である。

20

【0124】

第 6 の実施形態は、第 1 の実施形態の変形例であり、挿入部 30 のうち、先端部分 31 以外の部分にセンサ 33 を設けた構成となっている。この例では、挿入部 30 内の所定位置であって、先端部分 31 と把持部 21 との間の所定位置にセンサ 33 を設けている。ここで、センサ 33 を設ける所定位置としては、被検体内に挿入したときに周辺環境が変化する位置（例、周辺の明るさが低下する位置）であれば、任意の位置が適用可能である。

【0125】

以上のような構成としても、第 1 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。また、本実施形態は、第 1 の実施形態に適用した場合を例に挙げて説明したが、これに限らず、第 2 乃至第 5 の各実施形態にも適用することができる。なお、第 6 の実施形態を第 5 の実施形態に適用した場合、挿入部 30 のうち、先端部分 31 以外の部分に複数のセンサ 33 - 1、...、33 - 3 の全てを設けた構成としてもよい。あるいは、複数のセンサ 33 - 1、...、33 - 3 のうち、1 つ以上のセンサ 33 - 1、... を先端部分 31 に設け、残りのセンサ...、33 - 3 を先端部分 31 以外の部分に設けた構成としてもよい。また、前述した通り、複数のセンサ 33 - 1、... の個数は、任意の複数個が使用可能である。いずれにしても、本実施形態は、第 2 乃至第 5 の各実施形態にも適用することができる。

30

【0126】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、診断時に被検体内に挿入される挿入部 30 の少なくとも一部の周辺環境をセンサ 33 が感知し、この感知された周辺環境に応じて、電子回路 34 a の消費電力が変化する。これにより、診断に使用中か否かを正確に検出でき、使用停止状態から迅速に復帰することができる。

40

【0127】

なお、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同様に、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。

50

【符号の説明】

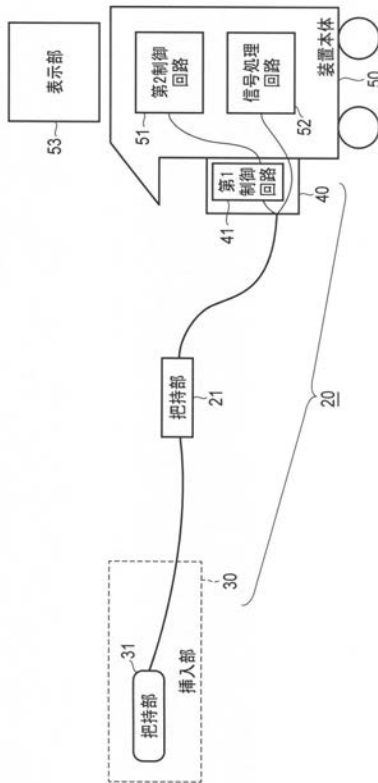
【0128】

20 ... 超音波プローブ、21 ... 把持部、22 ... バック材、23, 25 ... バンプ、24 ... 電気信号再配線層、26 ... 音響整合層、30 ... 挿入部、31 ... 先端部分、32 ... 振動素子アレイ、32-1 ~ 32-n ... 振動素子、33, 33-1 ~ 33-3 ... センサ、34 ... 電子回路チップ、34a ... 電子回路、35 ... 送信部、351 ... レートパルス発生器、352-1 ~ 352-n ... 送信回路、352a-1 ~ 352a-n ... 送信遅延回路、352b-1 ~ 352b-n ... パルサ、36 ... 受信部、361 ... プリアンプ回路、362 ... 受信遅延回路、363 ... 加算器、37 ... 電源、38 ... 増幅回路、38a ... オペアンプ、38r ... 抵抗、40 ... コネクタ部、41 ... 第1制御回路、50 ... 装置本体、51, 51a ... 第2制御回路、52 ... 信号処理回路、53 ... 画像メモリ、54 ... 画像合成部、55 ... 表示制御部、56 ... 記憶部、57 ... インターフェース部、58 ... 表示部、59 ... 入力部、sf1 ... 第1面、sf2 ... 第2面、sf3 ... 第3面、sf4 ... 第4面。

10

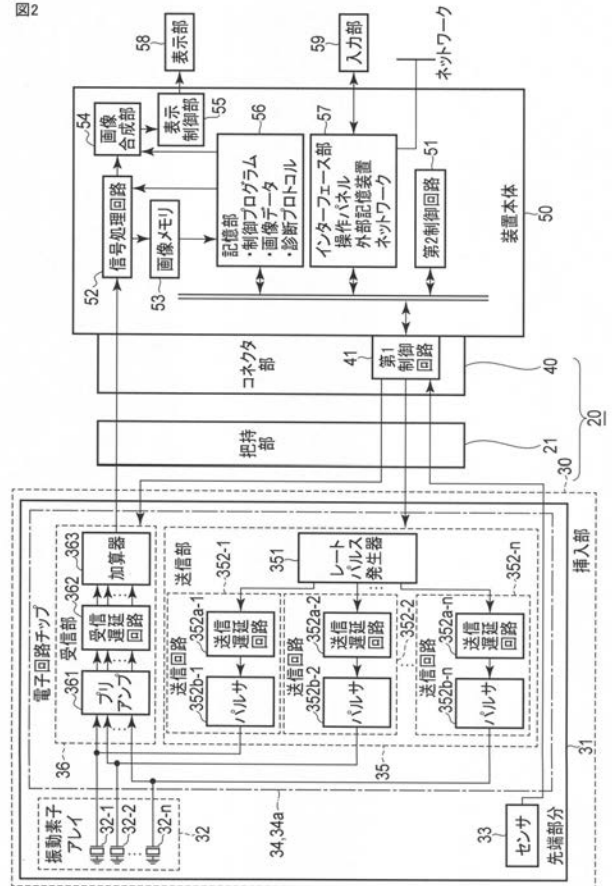
【図1】

図1



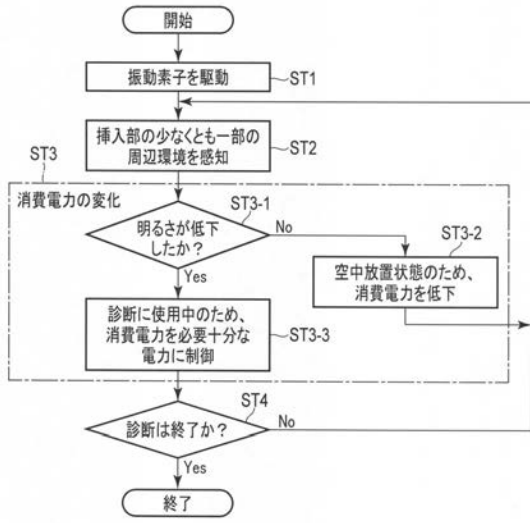
【図2】

図2



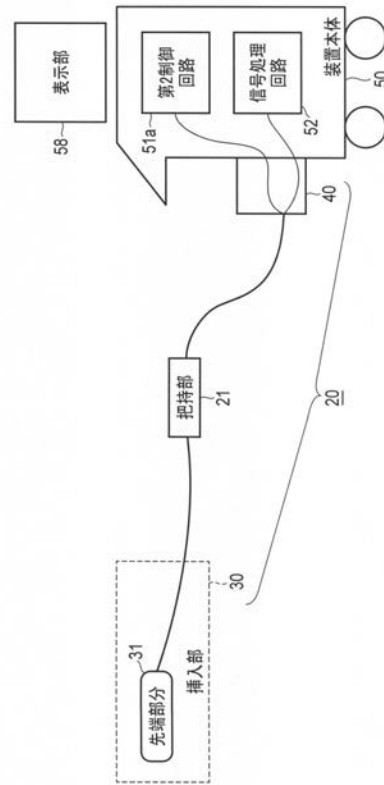
【図3】

図3



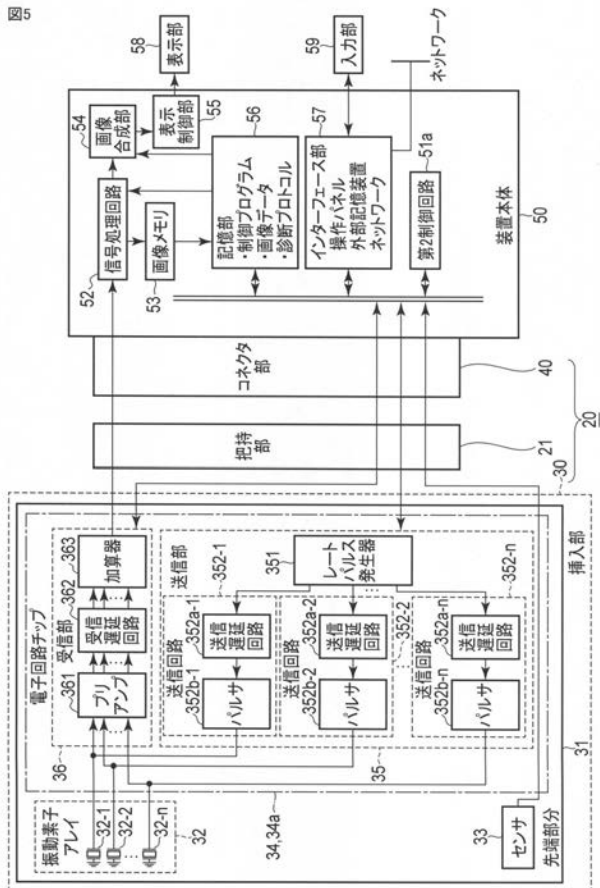
【図4】

図4



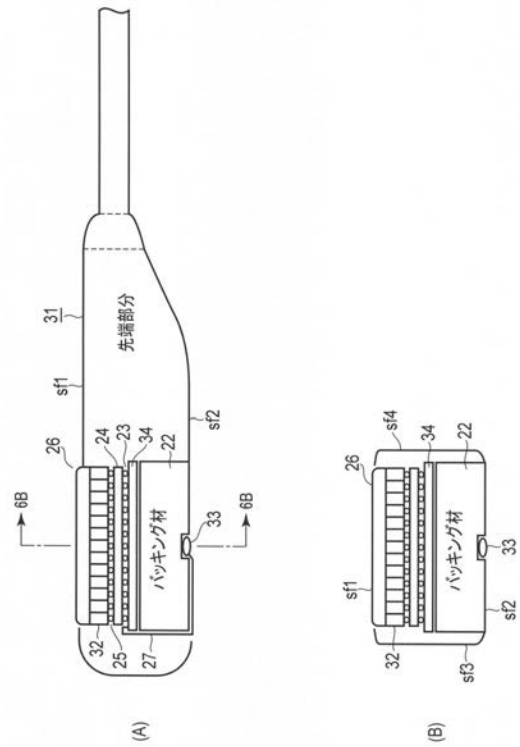
【図5】

図5

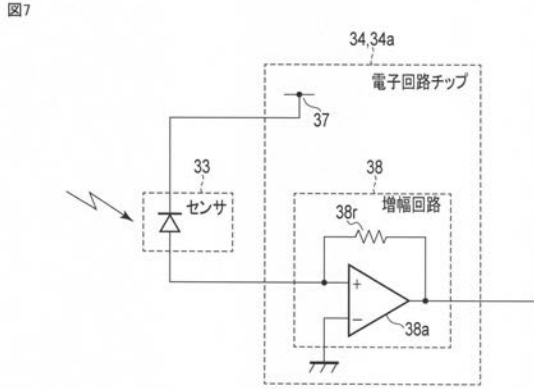


【図6】

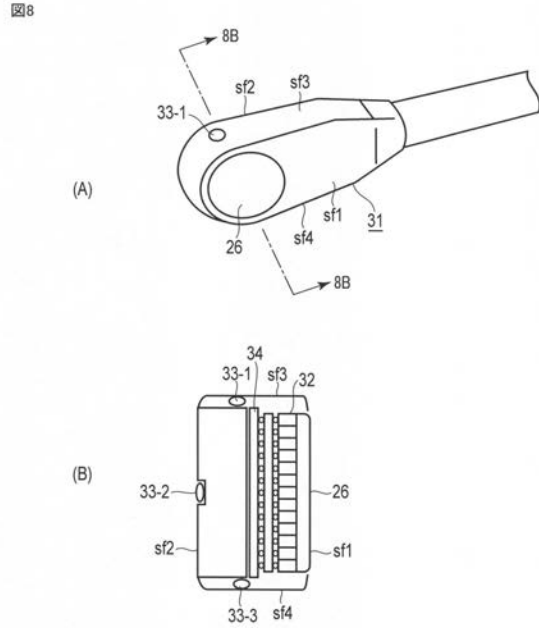
図6



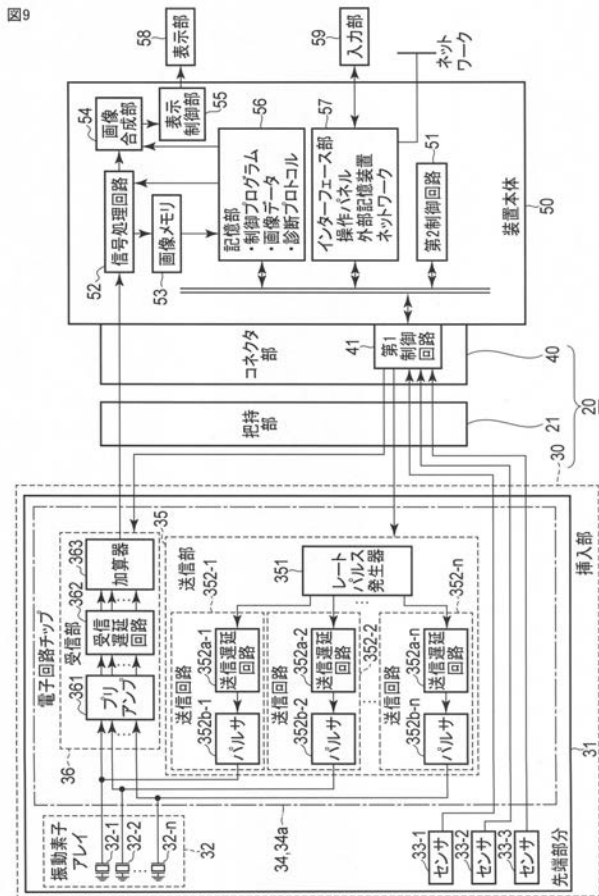
【 図 7 】



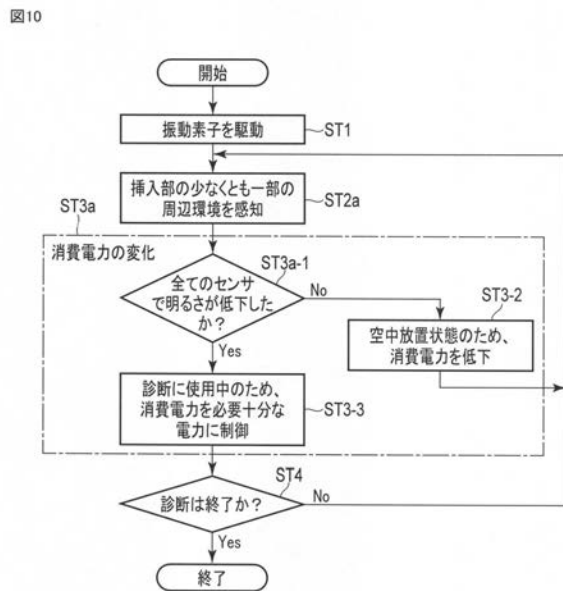
【 図 8 】



【 図 9 】

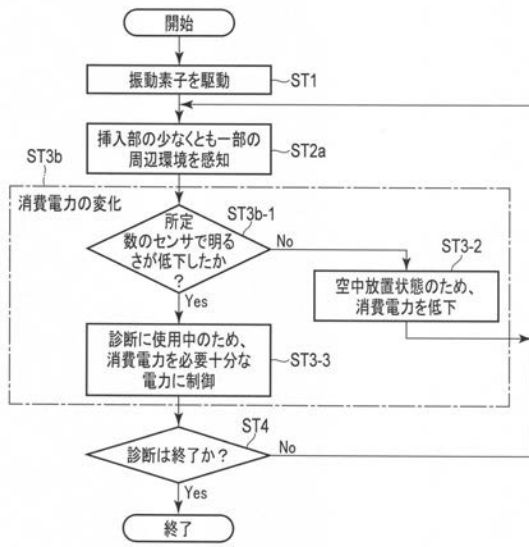


【 図 10 】



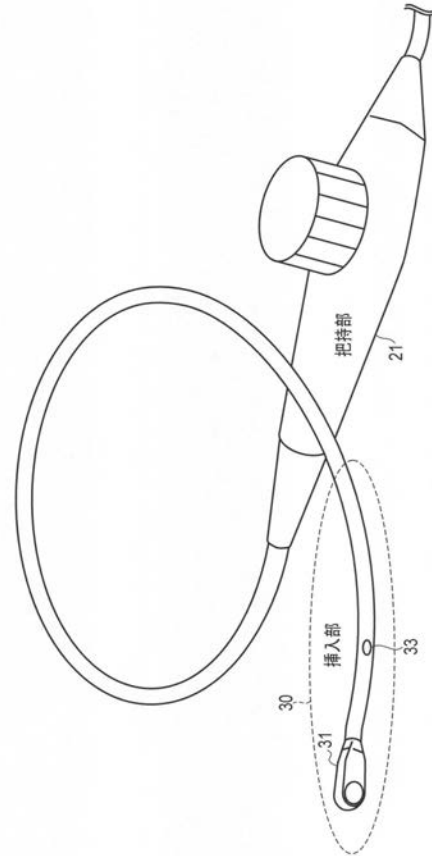
【 図 1 1 】

図11



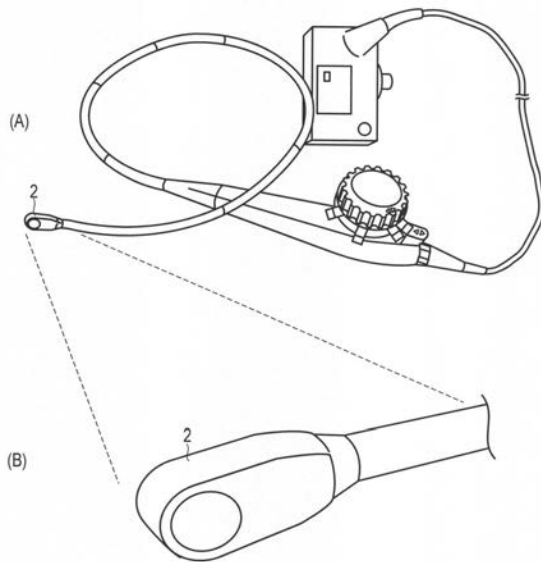
【 図 1 2 】

図12



【 図 1 3 】

図13



フロントページの続き

- (74)代理人 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
- (72)発明者 石塚 正明
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内
- (72)発明者 四方 浩之
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内
- (72)発明者 宮城 武史
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内
- (72)発明者 坂口 文康
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内
- (72)発明者 平野 亨
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内
- (72)発明者 岡田 健吾
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内
- (72)発明者 西原 財光
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内
- F ターム(参考) 4C601 EE11 FE01 GA40 GB06

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2017051455A	公开(公告)日	2017-03-16
申请号	JP2015178141	申请日	2015-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	石塚正明 四方浩之 宫城武史 坂口文康 平野亨 冈田健吾 西原财光		
发明人	石塚 正明 四方 浩之 宫城 武史 坂口 文康 平野 亨 冈田 健吾 西原 财光		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA40 4C601/GB06		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP6645778B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种体腔超声诊断仪，提高超声诊断的可用性。超声波探头包括抓握部分，插入部分，传感器和电子电路。在诊断时操作者抓握抓握部分。插入部分从握持部分延伸，在诊断时插入到对象中，并且在远端部分处具有用于发送和接收超声波的振动元件。传感器感测插入物的至少一部分的周围环境。电子电路用于振动元件的驱动和振动元件产生的回波信号的处理中的至少一个，并且功耗根据由传感器感测的插入部分的至少一部分的周围环境而改变。 点域1

图1

