

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5175945号
(P5175945)

(45) 発行日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月11日(2013.1.11)

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

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-19694 (P2011-19694)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成23年2月1日(2011.2.1)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(65) 公開番号	特開2012-157570 (P2012-157570A)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(43) 公開日	平成24年8月23日(2012.8.23)	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
審査請求日	平成24年6月11日(2012.6.11)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	中村 賢治 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて診断装置本体で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブに配置されると共に前記超音波プローブ内の発熱部に熱的に接続された少なくとも1つの放熱端子と、

操作者の身体に取り付け可能で且つ前記放熱端子に脱着可能に接続されて前記超音波プローブ内の発熱部で発生した熱を放出するための放熱ユニットと

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記放熱端子は、前記超音波プローブの筐体に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

互いに前記超音波プローブの異なる位置に配置された複数の前記放熱端子を備え、前記放熱ユニットは、複数の前記放熱端子のいずれかに接続される請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブの筐体から外部に引き出された放熱用ケーブルをさらに備え、

前記放熱端子は、前記放熱用ケーブルの先端に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記放熱ユニットは、操作者の手に嵌めるグローブまたはリストバンドに取り付けられている請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブに配置されると共に前記超音波プローブ内の各部に電氣的に接続された受電端子と、

前記放熱ユニット内に配置されると共に前記受電端子に脱着可能に接続されて前記超音波プローブ内の各部に給電を行うための給電部と

をさらに備えた請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記放熱端子と前記受電端子は、単一のコネクタ内に形成されている請求項 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と前記診断装置本体とが無線通信により接続されている請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波プローブの振動子アレイから超音波を送受信することにより生成された超音波画像に基づいて診断を行う超音波診断装置の超音波プローブの放熱対策に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、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。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波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超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣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では、振動子アレイから超音波を送信することで、振動子アレイから発熱が生じる。

ところが、通常、操作者が片手で超音波プローブを把持して振動子アレイの超音波送受信面を被検体の表面に当接しつつ診断を行うので、超音波プローブは操作者が片手で容易に把持し得る程度の小さな筐体内に収容されることが多い。このため、振動子アレイからの発熱により超音波プローブの筐体内が温度上昇することがある。

【0004】

また、近年、超音波プローブに信号処理のための回路基板を内蔵し、振動子アレイから出力された受信信号をデジタル処理した上で無線通信あるいは有線通信により装置本体に伝送することにより、ノイズの影響を低減して高画質の超音波画像を得るようにした超音波診断装置が提案されている。

この種のデジタル処理を行う超音波プローブでは、受信信号の処理時においても回路基板からの発熱が生じ、回路基板の各回路の安定した動作を保証するために筐体内の温度上昇を抑制する必要がある。

【0005】

超音波プローブの放熱対策については、例えば特許文献 1 に、水等の冷媒を用いて超音波プローブを冷却するように構成された超音波診断装置が開示されている。診断装置本体と超音波プローブとを接続するケーブルに沿って冷媒管を形成すると共に、このケーブルを診断装置本体に接続するためのプローブコネクタ部に冷媒の循環装置を装備し、循環装

10

20

30

40

50

置により冷媒管を介して診断装置本体のプローブコネクタ部と超音波プローブとの間で冷媒を循環させることで超音波プローブの冷却が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-158411号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1の装置では、冷媒の循環装置を診断装置本体のプローブコネクタ部に装備しなければならず、超音波診断装置が複雑化するという問題がある。また、診断装置本体と超音波プローブとを接続するケーブルに沿って冷媒管を形成するので、ケーブルが太径化すると共に可撓性が低下し、このため超音波プローブにとって重要な性能である操作性が損なわれるおそれがある。

10

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、簡単な構造で且つ超音波プローブの操作性を損なうことなく超音波プローブの放熱を行うことができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

20

この発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて診断装置本体で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、超音波プローブに配置されると共に超音波プローブ内の発熱部に熱的に接続された少なくとも1つの放熱端子と、操作者の身体に取り付け可能で且つ放熱端子に脱着可能に接続されて超音波プローブ内の発熱部で発生した熱を放出するための放熱ユニットとを備えたものである。

【0010】

放熱端子は、超音波プローブの筐体に配置することができる。この場合、互いに超音波プローブの異なる位置に配置された複数の放熱端子を備え、放熱ユニットが複数の放熱端子のいずれかに接続されるように構成することもできる。

30

また、超音波プローブの筐体から外部に引き出された放熱用ケーブルをさらに備え、放熱端子を放熱用ケーブルの先端に配置してもよい。

【0011】

好ましくは、放熱ユニットは、操作者の手に嵌めるグローブまたはリストバンドに取り付けられる。

超音波プローブに配置されると共に超音波プローブ内の各部に電氣的に接続された受電端子と、放熱ユニット内に配置されると共に受電端子に脱着可能に接続されて超音波プローブ内の各部に給電を行うための給電部とをさらに備えることもできる。この場合、放熱端子と受電端子を単一のコネクタ内に形成してもよい。

40

また、超音波プローブと診断装置本体とを無線通信により接続することもできる。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、超音波プローブ内の発熱部に熱的に接続された少なくとも1つの放熱端子を超音波プローブに配置し、放熱端子に脱着可能に接続される放熱ユニットを操作者の身体に取り付け可能としたので、超音波プローブ内の発熱部で発生した熱を放熱ユニットにより放出することができ、簡単な構造で且つ超音波プローブの操作性を損なうことなく超音波プローブの放熱を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

【図 1】この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】実施の形態 1 における超音波プローブを示す斜視図である。

【図 3】実施の形態 1 において放熱ユニットが取り付けられたグローブを示す図である。

【図 4】実施の形態 1 における放熱端子と受熱端子を示す図である。

【図 5】実施の形態 2 における超音波プローブを示す斜視図である。

【図 6】実施の形態 3 における超音波プローブを示す斜視図である。

【図 7】実施の形態 4 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 8】実施の形態 4 の変形例で用いられた同軸コネクタを示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

10

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、この超音波プローブ 1 と無線通信により接続された診断装置本体 2 と、超音波プローブ 1 に脱着可能に接続される放熱ユニット 3 とを備えている。

【0015】

超音波プローブ 1 は、1 次元又は 2 次元の振動子アレイの複数チャンネルを構成する複数の超音波トランスデューサ 4 を有し、これらトランスデューサ 4 にそれぞれ対応して受信信号処理部 5 が接続され、受信信号処理部 5 にデータ格納部 6、整相加算部 7 および信号処理部 8 を順次介して無線通信部 9 が接続されている。また、複数のトランスデューサ 4 に送信駆動部 10 を介して送信制御部 11 が接続され、複数の受信信号処理部 5 に受信制御部 12 が接続され、無線通信部 9 に通信制御部 13 が接続されている。そして、送信制御部 11、受信制御部 12 および通信制御部 13 にプローブ制御部 14 が接続されている。さらに、超音波プローブ 1 には、超音波プローブ 1 内の発熱を生じる各部に熱的に接続された放熱端子 15 が配設されている。

20

【0016】

複数のトランスデューサ 4 は、それぞれ送信駆動部 10 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受信信号を出力する。各トランスデューサ 4 は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

30

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。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、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0017】

送信駆動部 10 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、送信制御部 11 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 4 から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の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 4 に供給する。

40

【0018】

各チャンネルの受信信号処理部 5 は、受信制御部 12 の制御の下で、対応するトランスデューサ 4 から出力される受信信号に対して直交検波処理又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する。受信信号処理部 5 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

データ格納部 6 は、メモリ等によって構成され、複数の受信信号処理部 5 で生成された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

50

【 0 0 1 9 】

整相加算部 7 は、プローブ制御部 1 4 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。

信号処理部 8 は、整相加算部 7 により生成された音線信号に対し、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した後、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）することにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

10

【 0 0 2 0 】

無線通信部 9 は、信号処理部 8 で生成された B モード画像信号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に供給してアンテナから電波を送信することにより、B モード画像信号を送信する。変調方式としては、例えば、A S K（Amplitude Shift Keying）、P S K（Phase Shift Keying）、Q P S K（Quadrature Phase Shift Keying）、1 6 Q A M（16 Quadrature Amplitude Modulation）等が用いられる。

無線通信部 9 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、B モード画像信号を診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 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 1 3 に出力する。通信制御部 1 3 は、プローブ制御部 1 4 によって設定された送信電波強度で B モード画像信号の送信が行われるように無線通信部 9 を制御すると共に、無線通信部 9 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 4 に出力する。

20

【 0 0 2 1 】

プローブ制御部 1 4 は、診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

超音波プローブ 1 には、図示しないバッテリーが内蔵され、このバッテリーから超音波プローブ 1 内の各回路に電源供給が行われる。

なお、超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の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。

30

【 0 0 2 2 】

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 2 1 を有し、この無線通信部 2 1 に画像処理部 2 2 が接続され、画像処理部 2 2 に表示制御部 2 3 と画像格納部 2 4 がそれぞれ接続され、表示制御部 2 3 に表示部 2 5 が接続されている。また、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 6 が接続され、表示制御部 2 3 および通信制御部 2 6 に本体制御部 2 7 が接続されている。さらに、本体制御部 2 7 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 8 と、動作プログラム等を格納する格納部 2 9 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 3 】

無線通信部 2 1 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 2 1 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、B モード画像信号を出力する。

40

通信制御部 2 6 は、本体制御部 2 7 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 2 1 を制御する。

画像処理部 2 2 は、通信制御部 2 6 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 2 3 に出力する、あるいは画像格納部 2 4 に格納する。

【 0 0 2 4 】

表示制御部 2 3 は、画像処理部 2 2 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 2 5 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 5 は、例えば、L C D 等の

50

ディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 23 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【0025】

このような診断装置本体 2 において、画像処理部 22、表示制御部 23、通信制御部 26 および本体制御部 27 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 29 に格納される。格納部 29 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM または DVD-ROM 等を用いることができる。

【0026】

放熱ユニット 3 は、超音波プローブ 1 内で発生した熱を放出するためのもので、超音波プローブ 1 の放熱端子 15 に脱着可能に接続される受熱端子 31 と、この受熱端子 31 に熱的に接続された放熱部 32 とを有している。

【0027】

図 2 に示されるように、放熱端子 15 は、超音波プローブ 1 の筐体 1a に外部に露出するように配設されており、Cu、Al 等の熱伝導性に優れた伝熱部材を介して超音波プローブ 1 内の発熱を生じる各部、例えば複数の受信信号処理部 5、整相加算部 7 および信号処理部 8 等に熱的に接続されている。

一方、放熱ユニット 3 は、図 3 に示されるように、操作者の手に嵌めるグローブ 33 に取り付けられており、例えば、グローブ 33 の指部 34 の腹側に受熱端子 31 が突出形成されると共にグローブ 33 の甲部 35 に放熱部 32 として放熱板が装着され、受熱端子 31 と放熱部 32 とが互いに Cu、Al 等の熱伝導性に優れた伝熱部材 36 を介して接続されている。

【0028】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

まず、図 4 に示されるように、操作者は手にグローブ 33 を嵌め、グローブ 33 の指部 34 に突出形成された受熱端子 31 を超音波プローブ 1 の放熱端子 15 に押圧嵌着して受熱端子 31 と放熱端子 15 とを互いに接続させた状態で、超音波プローブ 1 の筐体 1a を把持する。これにより、複数の受信信号処理部 5、整相加算部 7 および信号処理部 8 等の超音波プローブ 1 内の発熱を生じる各部が、放熱端子 15、受熱端子 31 および伝熱部材 36 を介して放熱部 32 に熱的に接続される。

【0029】

この状態で診断が開始される。すなわち、超音波プローブ 1 の送信駆動部 10 から供給される駆動信号に従って振動子アレイを構成する複数のトランスデューサ 4 から超音波が送信され、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 4 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 5 に供給されてサンプルデータが生成され、整相加算部 7 で音線信号が生成された後、信号処理部 8 で生成された B モード画像信号が無線通信部 9 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 21 で受信された B モード画像信号は、画像処理部 22 で階調処理等の画像処理が施された後、この B モード画像信号に基づいて表示制御部 23 により超音波診断画像が表示部 25 に表示される。

【0030】

このような診断に際し、超音波プローブ 1 内では、信号の処理に伴って主に複数の受信信号処理部 5、整相加算部 7 および信号処理部 8 等から発熱が生じるが、これらの発熱部は超音波プローブ 1 内の伝熱部材を介して放熱端子 15 に熱的に接続され、さらに受熱端子 31 および伝熱部材 36 を介して放熱部 32 に熱的に接続されているため、超音波プローブ 1 内で発生した熱は、各発熱部から超音波プローブ 1 内の伝熱部材、放熱端子 15、受熱端子 31 および伝熱部材 36 を介して操作者が手に嵌めているグローブ 33 の放熱部 32 に伝導され、放熱部 32 から大気中へ放出される。

従って、超音波プローブ 1 内の温度上昇を効率的に抑制することができ、高精度の超音

10

20

30

40

50

波画像を得ることが可能となる。

【 0 0 3 1 】

なお、超音波プローブ 1 の操作を損なわないように、受熱端子 3 1 は、グローブ 3 3 の薬指、小指等の指部 3 4 に配置されることが好ましく、あるいはグローブ 3 3 の手のひらに配置することもできる。また、グローブ 3 3 における受熱端子 3 1 の配置位置に応じて、操作者が超音波プローブ 1 を把持しやすいように、超音波プローブ 1 の筐体 1 a における放熱端子 1 5 の配置位置を選択することが好ましい。

【 0 0 3 2 】

放熱端子 1 5 は、外部に露出するように超音波プローブ 1 の筐体 1 a に配設されていたが、開閉式の蓋体を形成して、グローブ 3 3 の受熱端子 3 1 を接続しないときには、外部から操作者の手や指が触れることのないように構成することもできる。このような蓋体を形成すれば、ゴミ等により放熱端子 1 5 が汚損されるおそれが低減される。

10

【 0 0 3 3 】

実施の形態 2

図 5 に実施の形態 2 に係る超音波プローブ 4 1 を示す。この超音波プローブ 4 1 は、筐体 4 1 a の上面、下面、側面等の互いに異なる位置に複数の放熱端子 1 5 a、1 5 b・・・を有し、これらの放熱端子 1 5 a、1 5 b・・・がそれぞれ超音波プローブ 4 1 内の発熱を生じる各部に熱的に接続されたものである。超音波プローブ 4 1 の内部構成は、実施の形態 1 における超音波プローブ 1 と同様である。

このように、筐体 4 1 a の互いに異なる位置に複数の放熱端子 1 5 a、1 5 b・・・が配設されているので、操作者は、超音波プローブ 4 1 の把持の仕方に応じて最も接続しやすい放熱端子にグローブ 3 3 の受熱端子 3 1 を適宜接続することができ、放熱を行いながらも超音波プローブ 4 1 の操作性を向上させることができる。

20

【 0 0 3 4 】

実施の形態 3

図 6 に実施の形態 3 に係る超音波プローブ 5 1 を示す。この超音波プローブ 5 1 は、筐体 5 1 a から外部に引き出された可撓性の放熱用ケーブル 5 2 を有し、この放熱用ケーブル 5 2 の先端に放熱端子 1 5 c が配置されたものである。放熱端子 1 5 c は、放熱用ケーブル 5 2 を介して超音波プローブ 5 1 内の発熱を生じる各部に熱的に接続されている。なお、超音波プローブ 5 1 の内部構成は、実施の形態 1 における超音波プローブ 1 と同様である。

30

【 0 0 3 5 】

このように、筐体 5 1 a から外部に引き出された可撓性の放熱用ケーブル 5 2 の先端に放熱端子 1 5 c を配置することにより、放熱端子 1 5 c を超音波プローブ 5 1 の筐体 5 1 a に対して自由な位置および向きに位置させることができ、放熱を行いながらも、さらに超音波プローブ 5 1 の操作性を向上させることが可能となる。

この場合、放熱端子 1 5 c に接続される受熱端子 3 1 は、図 3 に示したようなグローブ 3 3 に取り付けてもよく、あるいは、操作者が手に嵌めるリストバンドに取り付けることもできる。

40

【 0 0 3 6 】

実施の形態 4

図 7 に実施の形態 4 に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、診断装置本体 2 に無線通信により接続された超音波プローブ 6 1 と、この超音波プローブ 6 1 に脱着可能に接続される放熱ユニット 7 1 とを備えている。

【 0 0 3 7 】

超音波プローブ 6 1 は、図 1 に示した実施の形態 1 における超音波プローブ 1 において、超音波プローブ 6 1 の筐体に外部に露出するように配設された受電端子 6 2 と、受電端子 6 2 に電氣的に接続された受電部 6 3 とをさらに備えたものであり、その他の部材は超音波プローブ 1 と同様である。

受電部 6 3 は、超音波プローブ 6 1 内の電力を必要とする各部に電力を供給するための

50

ものである。

【0038】

放熱ユニット71は、図1に示した実施の形態1における放熱ユニット3において、超音波プローブ61の受電端子62に脱着可能に接続される給電端子72と、この給電端子72に電氣的に接続された給電部73と、給電部73に電氣的に接続されたバッテリー74とをさらに備えたものである。

給電部73は、給電端子72および超音波プローブ61の受電端子62を介してバッテリー74からの電力を超音波プローブ61の受電部63に供給するためのものである。

給電端子72は、受熱端子31と共に図3に示したグローブ33に取り付けることができ、あるいは、操作者が手に嵌めるリストバンドに取り付けることもできる。

10

【0039】

診断時には、操作者は放熱ユニット71の受熱端子31および給電端子72をそれぞれ超音波プローブ61の放熱端子15および受電端子62に押圧嵌着して受熱端子31と放熱端子15とを互いに接続させると共に給電端子72と受電端子62を互いに接続させる。これにより、放熱ユニット71内のバッテリー74が給電部73、給電端子72、超音波プローブ61の受電端子62を介して受電部63に電氣的に接続され、バッテリー74からの電力が超音波プローブ61内の各部に供給されて、診断が行われる。

【0040】

このとき、超音波プローブ61内で発生した熱は、各発熱部から超音波プローブ61内の伝熱部材、放熱端子15、受熱端子31および伝熱部材36を介してグローブ33の放熱部32に伝導され、放熱部32から大気中へ放出される。

20

このため、超音波プローブ61内の各部に電力供給を行いつつ、超音波プローブ61内の温度上昇を抑制しながら超音波診断を行うことができる。

【0041】

なお、受電部63から超音波プローブ61内の各部に電力を直接供給する代わりに、予め超音波プローブ61内にバッテリーを内蔵し、受電部63から超音波プローブ61の内蔵バッテリーに給電し、このバッテリーから超音波プローブ61内の各部に電力を供給してもよい。

【0042】

また、超音波プローブ61の放熱端子15および受電端子62を単一のコネクタ内に形成することもできる。例えば、図8に示されるような同軸コネクタのレセプタクル81を超音波プローブ61の筐体に取り付け、中心コンタクト82を受電部63に電氣的に接続して受電端子62として使用すると共に、絶縁部83により中心コンタクト82から絶縁された外部コンタクト84を超音波プローブ61内の発熱を生じる各部に熱的に接続して放熱端子15として使用することができる。

30

一方、レセプタクル81に嵌合するプラグ91を操作者の手に嵌めるグローブ33に取り付け、中心コンタクト92を給電部73に電氣的に接続して給電端子72として使用すると共に、絶縁部93により中心コンタクト92から絶縁された外部コンタクト94を放熱部32に熱的に接続して受熱端子31として使用する。

【0043】

40

このような同軸コネクタを用いることにより、グローブ33に取り付けられたプラグ91を超音波プローブ61の筐体に取り付けられたレセプタクル81に嵌合するだけで、放熱ユニット71の受熱端子31および給電端子72をそれぞれ超音波プローブ61の放熱端子15および受電端子62に接続することができ、作業性が向上する。

なお、超音波プローブ61の筐体に同軸コネクタのレセプタクル81が、グローブ33にプラグ91がそれぞれ取り付けられていたが、逆に、放熱端子15および受電端子62が形成されたプラグを超音波プローブ61の筐体に取り付け、受熱端子31および給電端子72が形成されたレセプタクルをグローブ33に取り付けてもよい。

【0044】

上述した実施の形態2と同様に、それぞれ放熱端子15および受電端子62が形成され

50

た複数のレセプタクル 8 1 を超音波プローブ 6 1 の筐体に配設し、超音波プローブ 6 1 の把持の仕方に応じて最も接続しやすいレセプタクル 8 1 にグローブ 3 3 のプラグ 9 1 を接続するように構成することもできる。このようにすれば、放熱および給電を行いながらも超音波プローブ 6 1 の操作性を向上させることができる。

なお、この場合、予め複数のレセプタクル 8 1 がそれぞれ独自の ID を有し、これら複数のレセプタクル 8 1 のうちプラグ 9 1 が接続されたレセプタクル 8 1 の ID を読み込むことにより、このレセプタクル 8 1 を特定した上で、給電を開始することが好ましい。

【 0 0 4 5 】

また、上述した実施の形態 3 と同様に、超音波プローブ 6 1 の筐体から可撓性のケーブルを外部に引き出し、このケーブルの先端にレセプタクル 8 1 を配置することもできる。このようにすれば、さらに超音波プローブ 6 1 の操作性が向上する。

10

【 0 0 4 6 】

上述した実施の形態 1 ~ 4 では、超音波プローブ 1 または 6 1 と診断装置本体 2 とが互いに無線通信により接続されていたが、これに限るものではなく、接続ケーブルを介して超音波プローブ 1 または 6 1 が診断装置本体 2 に接続されていてもよい。この場合には、超音波プローブ 1 または 6 1 の無線通信部 9 および通信制御部 1 3、診断装置本体 2 の無線通信部 2 1 および通信制御部 2 6 等は不要となる。

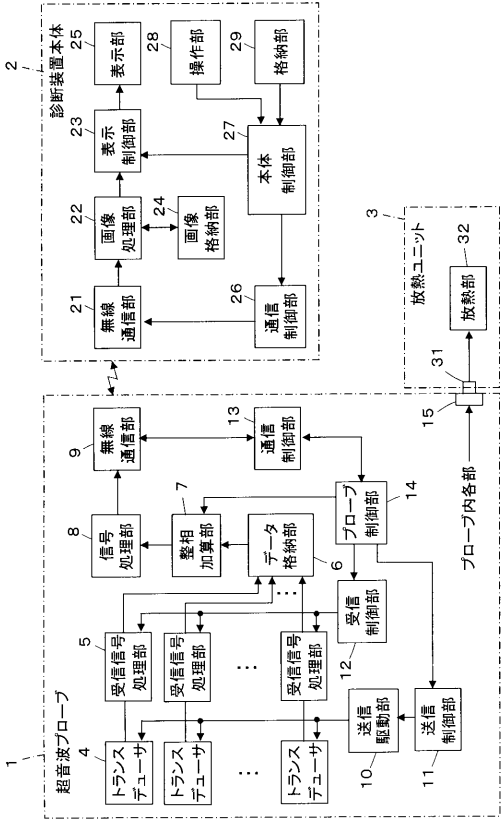
【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

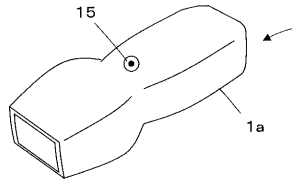
1, 4 1, 5 1, 6 1 超音波プローブ、1 a, 4 1 a, 5 1 a 筐体、2 診断装置本体、3, 7 1 放熱ユニット、4 トランスデューサ、5 受信信号処理部、6 データ格納部、7 整相加算部、8 信号処理部、9 無線通信部、1 0 送信駆動部、1 1 送信制御部、1 2 受信制御部、1 3 通信制御部、1 4 プローブ制御部、1 5, 1 5 a, 1 5 b, 1 5 c 放熱端子、2 1 無線通信部、2 2 画像処理部、2 3 表示制御部、2 4 画像格納部、2 5 表示部、2 6 通信制御部、2 7 本体制御部、2 8 操作部、2 9 格納部、3 1 受熱端子、3 2 放熱部、3 3 グローブ、3 4 指部、3 5 甲部、3 6 伝熱部材、5 2 放熱用ケーブル、6 2 受電端子、6 3 受電部、7 2 給電端子、7 3 給電部、7 4 バッテリ、8 1 レセプタクル、8 2, 9 2 中心コンタクト、8 3, 9 3 絶縁部、8 4, 9 4 外部コンタクト、9 1 プラグ。

20

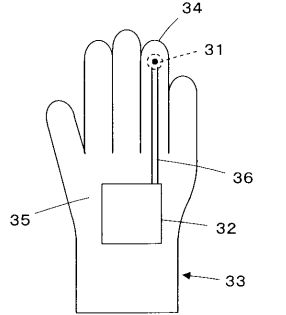
【図1】



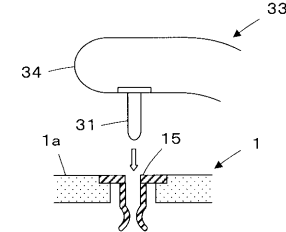
【図2】



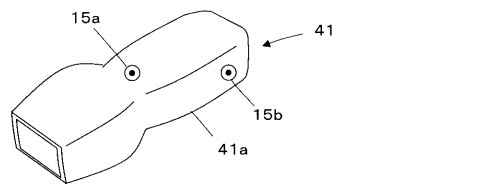
【図3】



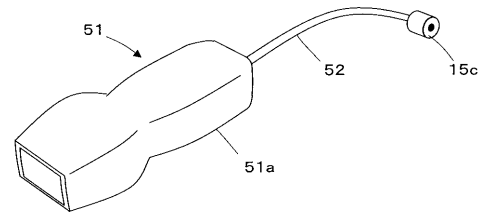
【図4】



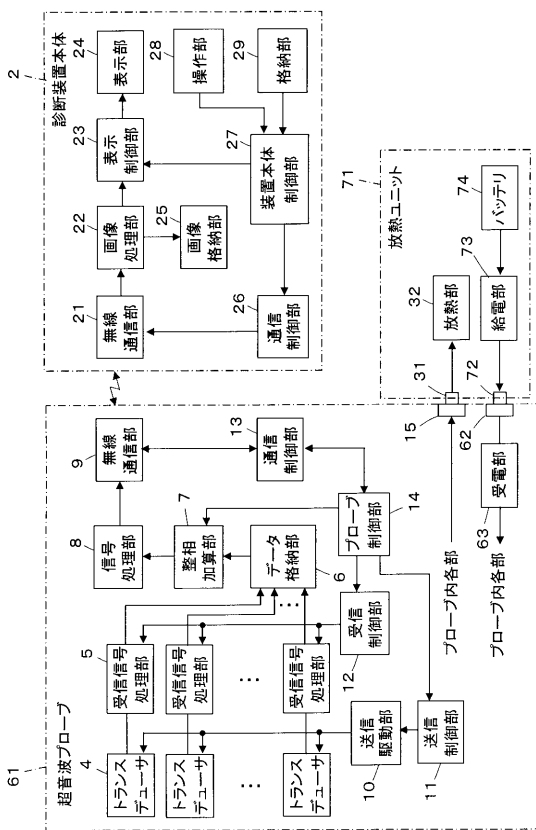
【図5】



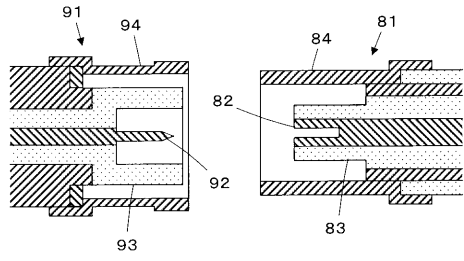
【図6】



【図7】



【 図 8 】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2010-220792(JP,A)
特開2002-291737(JP,A)
特開平07-074438(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5175945B2	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	JP2011019694	申请日	2011-02-01
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	中村賢治		
发明人	中村 賢治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4472		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GD04 4C601/GD12 4C601/GD18		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012157570A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以简单的结构辐射超声波探头的热量并且不会降低超声波探头的可操作性的超声诊断设备。 解决方案：安装在操作者身体上的散热单元3的受热端子31连接到超声波探头1的散热端子15，并且用于诊断的超声波探头1中的每个部分产生的热量被传递到每个发热部件。通过超声波探头1中的传热构件，热辐射单元3的热辐射单元32，热辐射单元3的热辐射端子15和热接收端子31，并从热辐射单元32排放到大气中。 点域1

【图 1】

