

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5666873号
(P5666873)

(45) 発行日 平成27年2月12日 (2015. 2. 12)

(24) 登録日 平成26年12月19日 (2014. 12. 19)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-230525 (P2010-230525)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年10月13日 (2010. 10. 13)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-81122 (P2012-81122A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年4月26日 (2012. 4. 26)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年7月10日 (2013. 7. 10)		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	宮地 幸哉
			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】

超音波プローブと診断装置本体とが通信ケーブルで接続され、前記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に基づいて前記診断装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記通信ケーブルの一端部は、本体側コネクタを介して前記診断装置本体と着脱可能に接続され、

前記超音波プローブの振動子アレイに接続されている複数の A / D コンバータで処理された受信信号を光信号に変換する電気－光変換手段と、

前記通信ケーブル内に設けられ、前記電気－光変換手段により光信号に変換された受信信号を伝送する光ファイバと、

前記本体側コネクタに内蔵され、前記光ファイバで伝送された受信信号を光信号から電気信号に変換する光－電気変換手段と、

前記診断装置本体の外面に対して沿うように前記本体側コネクタに内蔵され、一方の面に沿って前記光ファイバの一端部が所定の長さだけ差し込まれると共に、前記一方の面の反対側で且つ前記診断装置本体の外面对向する他方の面に接続のためのコネクタピンが立設するコネクタ基板と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブの前記複数のA/Dコンバータと前記電気-光変換手段の間に接続され、前記複数のA/Dコンバータからの受信信号をパラレルデータからシリアルデータに変換して前記電気-光変換手段に伝送するパラレル/シリアル変換器と、

前記本体側コネクタの前記光-電気変換手段の後段に接続され、前記光-電気変換手段からの受信信号をシリアルデータからパラレルデータに変換して診断装置本体に伝送するシリアル/パラレル変換器とをさらに有する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記電気/光変換手段は前記複数のA/Dコンバータに対応した複数の電気/光変換器を、前記光/電気変換手段は前記複数の電気/光変換器に対応した複数の光/電気変換器をそれぞれ有し、

10

前記複数の電気/光変換器で変換された光信号を合波して前記光ファイバに送信する光カプラと、

前記光ファイバを介して伝送された光信号を波長分割して前記複数の光/電気変換器にそれぞれ供給する波長分割光導波路とをさらに有する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記コネクタ基板の一方の面上には、前記光ファイバと共に、送信信号用信号線のケーブルコネクタと、前記光-電気変換手段と、アンプが搭載されている請求項1～3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記コネクタ基板の一方の面上には、前記光ファイバと共に、送信信号用信号線のケーブルコネクタと、前記光-電気変換手段と、アンプと、前記シリアル/パラレル変換器が搭載されている請求項2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項6】

前記通信ケーブルは、第1の光ファイバ用コネクタを介して前記超音波プローブに着脱可能に接続されると共に第2の光ファイバ用コネクタを介して前記本体側コネクタに着脱可能に接続される請求項1～5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、超音波プローブからの受信信号を光ファイバで診断装置本体へ伝送する超音波診断装置に関する。

30

【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】

近年、被検体の様々な部位に対して超音波診断が試みられており、その用途に応じた使い分けができるように多種類の超音波プローブが開発されている。また、3次元超音波画像を得るための超音波プローブとして、超音波ビームの焦点位置を全方位的に変更可能とした2次元アレイ型超音波プローブの開発も進められている。このような開発に伴い超音波プローブから伝送される受信信号の情報量も増大しており、受信信号の伝送を高速化することが求められている。

40

【0004】

そこで、例えば、特許文献1には、超音波プローブと診断装置本体とを接続する通信ケーブル内に光ファイバを設け、超音波プローブからの受信信号を光信号に変換して光ファイバにより伝送する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-42042号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1の超音波診断装置では、電気信号に比べて幅広い伝送帯域を有する光信号を利用するため、受信信号の伝送を高速化することが可能となる。しかしながら、光ファイバが内蔵された通信ケーブルと診断装置本体とが一体に接続されており、光信号により受信信号を送る超音波プローブと電気信号により受信信号を送る超音波プローブとを用途に応じて使い分けたい場合には、それぞれに対応した診断装置本体を別々に用意する必要があり、コストが嵩んでしまう。

10

【0007】

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、診断装置本体に対して光信号および電気信号により受信信号を送る超音波プローブをそれぞれ着脱して利用可能な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】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブと診断装置本体とが通信ケーブルで接続され、前記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に基づいて前記診断装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記通信ケーブルの一端部は、本体側コネクタを介して前記診断装置本体と着脱可能に接続され、前記超音波プローブの振動子アレイに接続されている複数のA/Dコンバータで処理された受信信号を光信号に変換する電気-光変換手段と、前記通信ケーブル内に設けられ、前記電気-光変換手段により光信号に変換された受信信号を送る光ファイバと、前記本体側コネクタに内蔵され、前記光ファイバで送られた受信信号を光信号から電気信号に変換する光-電気変換手段と、前記診断装置本体の外面对して沿うように前記本体側コネクタに内蔵され、一方の面に沿って前記光ファイバの一端部が所定の長さだけ差し込まれると共に、前記一方の面の反対側で且つ前記診断装置本体の外面对向する他方の面に接続のためのコネクタピンが立設するコネクタ基板とを備えるものである。

20

30

【0009】

ここで、前記超音波プローブの前記複数のA/Dコンバータと前記電気-光変換手段の間に接続され、前記複数のA/Dコンバータからの受信信号をパラレルデータからシリアルデータに変換して前記電気-光変換手段に送るパラレル/シリアル変換器と、前記本体側コネクタの前記光-電気変換手段の後段に接続され、前記光-電気変換手段からの受信信号をシリアルデータからパラレルデータに変換して診断装置本体に送るシリアル/パラレル変換器とをさらに有してもよい。

【0010】

40

また、前記電気/光変換手段は前記複数のA/Dコンバータに対応した複数の電気/光変換器を、前記光/電気変換手段は前記複数の電気/光変換器に対応した複数の光/電気変換器をそれぞれ有し、前記複数の電気/光変換器で変換された光信号を合波して前記光ファイバに送る光カプラと、前記光ファイバを介して送られた光信号を波長分割して前記複数の光/電気変換器にそれぞれ供給する波長分割光導波路とをさらに有してもよい。

【0011】

また、前記コネクタ基板の一方の面上には、前記光ファイバと共に、送信信号用信号線のケーブルコネクタと、前記光-電気変換手段と、アンプを搭載することができる。

【0012】

50

また、前記本体側コネクタは、コネクタ基板の一方の面に沿って前記光ファイバの一端部が所定の長さだけ差し込まれると共に他方の面にコネクタピンが立設してなり、前記コネクタ基板の一方の面上には、前記光ファイバと共に、送信信号用信号線のケーブルコネクタと、前記光－電気変換手段と、アンプと、前記シリアル／パラレル変換器を搭載することもできる。

また、前記通信ケーブルの他端部は、第１の光ファイバ用コネクタを介して前記超音波プローブに着脱可能に接続されると共に第２の光ファイバ用コネクタを介して前記本体側コネクタに着脱可能に接続されてもよい。

【発明の効果】

【００１３】

10

この発明によれば、光ファイバを内蔵した通信ケーブルと診断装置本体とを光／電気変換手段を有するコネクタを介して着脱可能に接続することにより、診断装置本体に対して光信号および電気信号により受信信号を伝送する超音波プローブをそれぞれ着脱して利用可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】この発明の実施形態１に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図２】実施形態２に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図３】実施形態３に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図４】実施形態４に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

20

【図５】実施形態５に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図６】実施形態５で用いられたコネクタの構成を示す平面断面図である。

【図７】実施形態５で用いられたコネクタの構成を示す側面断面図である。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

以下、この発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

実施形態１

図１に、この発明の実施形態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、超音波画像を生成する診断装置本体２と、超音波プローブ１に接続された通信ケーブル３と、通信ケーブル３と診断装置本体２とを着脱可能に接続するコネクタ４とを備えている。

30

【００１６】

超音波プローブ１は、複数の超音波トランスデューサからなる１次元または２次元の振動子アレイ５を有し、この振動子アレイ５に対応して複数のプリアンプ６が接続され、さらにそれぞれのプリアンプ６にアナログ／デジタル（Ａ／Ｄ）コンバータ７を介して電気／光変換器８が接続されている。また、超音波プローブ１は、振動子アレイ５に駆動信号を伝送する通信線を含んでいる。

【００１７】

振動子アレイ５を構成する複数のトランスデューサは、通信ケーブル３と接続された通信線を介して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。

40

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。振動子に対する駆動信号および受信信号の入出力は、図示しない送受信切替スイッチにより駆動信号を伝送する通信線とプリアンプ６のいずれかに振動子を選択的に

50

接続することで行われる。

【0018】

プリアンプ6は、振動子アレイ5の各チャンネルのトランスデューサから出力される受信信号を増幅する。振動子アレイ5は、特定の周波数帯域と特定の駆動電圧を有しており、プリアンプ6としては、振動子アレイ5の周波数帯域に対応した周波数帯域のものが使用される。

【0019】

A/Dコンバータ7は、プリアンプ6で増幅された受信信号をデジタル化する。A/Dコンバータ7でデジタル化された受信信号は、電気/光変換器8に供給される。

電気/光変換器8は、供給された受信信号を電気信号から光信号に変換するもので、例えば光源として半導体レーザなどを用い、電気信号に応じて光源の光信号を強度変調することで電気信号を光信号に変換する。

10

【0020】

通信ケーブル3は超音波プローブ1の複数の電気/光変換器8にそれぞれ対応して接続された複数の光ファイバ9を有し、電気/光変換器8で光信号に変換された受信信号が光ファイバ9を介して伝送される。また、通信ケーブル3は、超音波プローブ1の振動子アレイ5に接続された同軸配線10を有し、同軸配線10を介して振動子アレイ5に駆動信号が伝送される。

コネクタ4は、通信ケーブル3の複数の光ファイバ9にそれぞれ対応して接続された光/電気変換器11を有すると共に通信ケーブル3の同軸配線10に接続された通信線を含む。光/電気変換器11は、光ファイバ9により伝送された光信号を受光し、電気信号に変換する。

20

【0021】

診断装置本体2は、コネクタ4の複数の光/電気変換器11に接続されたデータメモリ12と、コネクタ4を介して通信ケーブル3の同軸配線10に接続された送信部13とを有する。また、データメモリ12には、画像形成部14を介して表示部15が接続されている。

データメモリ12は、光/電気変換器11により電気信号に変換された受信信号を受信データとして順次格納する。

画像形成部14は、データメモリ12に格納された受信データに受信フォーカス処理を施して、例えば被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像信号など、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。

30

【0022】

表示部15は、画像形成部14によって生成される画像信号に基づいて超音波診断画像を表示するもので、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでいる。

送信部13は、超音波プローブ1の振動子アレイ5と同軸配線10を介して接続されている。送信部13は、例えば、複数のパルサを含んでおり、振動子アレイ5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振動子アレイ5の複数のトランスデューサに供給する。

40

【0023】

この実施形態1においては、コネクタ4を介して光ファイバ9を有する通信ケーブル3と診断装置本体2とを接続するため、両者を着脱自在に接続することができる。

【0024】

次に、実施形態1の動作について説明する。

まず、診断装置本体2の送信部13から駆動信号が送信され、コネクタ4を介して送信部13に接続された通信ケーブル3の同軸配線10により、超音波プローブ1の振動子アレイ5に駆動信号が供給される。送信部13から供給される駆動信号に従って振動子アレイ5を構成する複数のトランスデューサから超音波が送信される。

【0025】

50

その後、送信部 13 と振動子アレイ 5 との接続が切断されると共にプリアンプ 6 が振動子アレイ 5 に接続され、被検体からの超音波エコーを受信した振動子アレイ 5 の各トランスデューサから出力された受信信号がプリアンプ 6 に入力される。受信信号は、プリアンプ 6 で増幅され、A/D コンバータ 7 に供給されてデジタル化された後、電気/光変換部 8 に供給されて光信号に変換される。光信号に変換された受信信号は、光ファイバ 9 を介してコネクタ 4 の光/電気変換器 11 に伝送される。その後、コネクタ 4 の光/電気変換器 11 に入力された受信信号は、電気信号に変換され、光/電気変換器 11 から診断装置本体 2 のデータメモリ 12 に出力される。

【0026】

このように、光ファイバ 9 と診断装置本体 2 を接続するコネクタ 4 に光/電気変換器 11 を設けることで診断装置本体 2 により光信号を処理する必要がなく、電気信号を伝送する通信ケーブルに接続された超音波プローブと光信号を伝送する通信ケーブルに接続された超音波プローブとがそれぞれ診断装置本体 2 に接続可能となる。

【0027】

光/電気変換器 11 から出力された受信信号は、データメモリ 12 に受信データとして順次格納される。続いて、画像形成部 14 がデータメモリ 12 に格納された受信データを入力し、超音波診断画像を表す画像信号が生成される。このようにして生成された画像信号に基づいて表示部 15 に超音波診断画像が表示される。

【0028】

この実施形態 1 によれば、通信ケーブル 3 に接続された超音波プローブ 1 をコネクタ 4 により交換するだけで、用途に応じた様々な種類の超音波プローブを診断装置本体に接続することができる。

【0029】

なお、光ファイバ 9 には、ガラス光ファイバ、プラスチック光ファイバ、マルチコアファイバなどを用いることができる。また、光ファイバ 9 において、光源には低電圧でも高速動作が可能な平面型の光源である VCSEL などが利用でき、受光器には大面積で接続が容易なわりに高速応答が可能な平面型の受光器である MSM PD や Lateral PIN PD などが利用できる。

【0030】

実施形態 2

上記の実施形態 1 で用いられた通信ケーブル 3 の光ファイバ 9 は、超音波プローブ 1 の振動子アレイ 5 に対応して複数用いられていたが、これに限るものではなく、パラレル/シリアル変換器を用いてその数を減少させることができる。

【0031】

例えば、図 2 に示すように、超音波診断装置で用いられる通信ケーブルには 1 本の光ファイバを配置してもよい。この超音波診断装置では、図 1 に示した実施形態 1 における超音波プローブ 1、通信ケーブル 3、およびコネクタ 4 に代えて、超音波プローブ 21、通信ケーブル 22、およびコネクタ 23 が用いられている。超音波プローブ 21 は、実施形態 1 の超音波プローブ 1 において、電気/光変換器 8 に代えて複数の A/D コンバータ 7 にパラレル/シリアル変換器 22 を接続し、このパラレル/シリアル変換器 22 に電気/光変換器 23 を接続したものである。また、通信ケーブル 22 は、実施形態 1 の通信ケーブル 3 において、複数の光ファイバ 9 に代えて超音波プローブ 21 の電気/光変換器 25 に 1 本の光ファイバ 26 を接続したものである。さらに、コネクタ 23 は、実施形態 1 のコネクタ 4 において、複数の光/電気変換器 11 に代えて光ファイバ 26 に光/電気変換器 27 を接続し、この光/電気変換器 27 にシリアル/パラレル変換器 28 を接続したものである。なお、コネクタ 23 のシリアル/パラレル変換器 28 は、診断装置本体 2 のデータメモリ 12 に接続されている。

パラレル/シリアル変換部 24 は、複数の A/D コンバータ 7 でデジタル化されたパラレルの受信信号を、シリアルを受信信号に変換する。また、シリアル/パラレル変換部 28 は、光/電気変換器 27 から出力されるシリアルの受信信号を、パラレルの受信信号に

10

20

30

40

50

変換する。

【0032】

実施形態1と同様にして、振動子アレイ5により出力された受信信号は、複数のプリアンプ6で増幅され、複数のA/Dコンバータ7によりデジタル化される。このようにしてデジタル化された平行の受信信号は平行/シリアル変換器24によりシリアルの受信信号に変換された後に電気/光変換器25に出力され、電気/光変換器25がシリアルの受信信号を光信号に変換する。光信号に変換されたシリアルの受信信号は、電気/光変換器25から通信ケーブル22に内蔵された1本の光ファイバ26を介して光/電気変換器27に伝送され、光/電気変換器27により光信号から電気信号に変換される。電気信号に変換されたシリアルの受信信号は、光/電気変換器27からシリアル/平行変換器28に出力され、シリアル/平行変換器28により平行の受信信号に変換される。平行の受信信号は、シリアル/平行変換器28から診断装置本体2のデータメモリ12に受信データとして順次格納される。

10

【0033】

この実施形態2によれば、超音波プローブ21内の電気/光変換器の数を減少させることができるため、超音波プローブ21内の温度上昇を抑制することができる。また、通信ケーブルの太さを細くし、取り扱いを容易にすることができる。

【0034】

なお、A/Dコンバータ7を複数のグループに分け、A/Dコンバータ7のグループ毎に平行/シリアル変換器24および電気/光変換器25を介して1本の光ファイバ26と接続することで、そのグループ毎に光信号を伝送する構成としてもよい。このようにして、通信ケーブル22内の光ファイバ26の数を状況に応じて変えることができる。

20

【0035】

実施形態3

上記の実施形態1で用いられた通信ケーブル3の光ファイバ9は、光カプラを用いてその数を減少させることもできる。

図3に、実施形態3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では、図1に示した実施形態1における超音波プローブ1、通信ケーブル3、およびコネクタ4に代えて、超音波プローブ31、通信ケーブル32、およびコネクタ33が用いられている。超音波プローブ21は、実施形態1の超音波プローブ1において、電気/光変換器8に代えてA/Dコンバータ7に対応した複数の電気/光変換器34を接続し、この電気/光変換器34に光カプラ35を接続したものである。また、通信ケーブル32は、実施形態1の通信ケーブル3において、複数の光ファイバ9に代えて超音波プローブ31の光カプラ35に1本の光ファイバ36を接続したものである。さらに、コネクタ33は、実施形態1のコネクタ4において、複数の光/電気変換器11に代えて光ファイバ36に波長分割光導波路37を接続し、電気/光変換器34に対応した複数の光/電気変換器38を波長分割光導波路37に接続したものである。なお、コネクタ33の複数の光/電気変換器38は、診断装置本体2のデータメモリ12にそれぞれ接続されている。

30

【0036】

電気/光変換器34は、入力される受信信号を電気信号からそれぞれの電気/光変換器34に応じて異なる波長を有する光信号に変換する。光カプラ35は、それぞれの電気/光変換器34により変換された波長の異なる光信号を結合して通信ケーブル32の光ファイバ36に出力する。波長分割光導波路37は、光カプラ35から光ファイバ36を介して伝送された光信号を波長分割し、それぞれの波長に基づいて電気/光変換器34に対応する光/電気変換器38に光信号をそれぞれ供給する。光/電気変換器38は、波長分割光導波路37から入力された光信号を電気信号に変換し、診断装置本体2のデータメモリ12に出力する。

40

【0037】

実施形態1と同様にして、振動子アレイ5により出力された受信信号は、複数のプリアンプ6で増幅され、複数のA/Dコンバータ7によりデジタル化される。電気/光変換器

50

34はデジタル化された受信信号を電気信号から、それぞれの電気／光変換器34に応じた異なる波長の光信号に変換する。このようにして互いに識別可能とされた光信号は、それぞれの電気／光変換器34から光カップラ35に出力され、光カップラ35により結合される。結合された受信信号は、光カップラ35から通信ケーブル32の光ファイバ36を介して波長分割光導波路37に伝送され、波長分割光導波路37により波長分割される。波長分割された受信信号は、波長分割光導波路37により、それぞれの波長に基づいて電気／光変換器34に対応する光／電気変換器38にそれぞれ供給される。光／電気変換器38は、受信信号を光信号から電気信号にそれぞれ変換し、電気信号化された受信信号が診断装置本体2のデータメモリ12に受信データとして順次格納される。

【0038】

10

この実施形態3によれば、通信ケーブルの太さを細くし、取り扱いを容易にすることができる。

【0039】

なお、電気／光変換器34を複数のグループに分け、電気／光変換器34のグループ毎に光カップラ35を介して1本の光ファイバ36と接続することで、そのグループ毎に光信号を伝送する構成としてもよい。このようにして、通信ケーブル22内の光ファイバ36の数を状況に応じて変えることができる。

【0040】

実施形態4

上記の実施形態1で用いられた超音波プローブ1およびコネクタ4は通信ケーブル3と一体に接続されていたが、これに限るものではなく、例えば図4に示すように、通信ケーブル3を超音波プローブ1およびコネクタ4に対してそれぞれ着脱可能に接続させることができる。

20

この超音波診断装置では、図1に示した実施形態1における超音波プローブ1と通信ケーブル3との間に光ファイバ用コネクタ41を、通信ケーブル3とコネクタ4との間に光ファイバ用コネクタ42を新たに備えている。超音波プローブ1の電気／光変換器8と通信ケーブル3の光ファイバ9は光ファイバ用コネクタ41を介して着脱可能に接続されると共に、通信ケーブル3の光ファイバ9とコネクタ4の光／電気変換器11は光ファイバ用コネクタ42を介して着脱可能に接続される。

【0041】

30

この実施形態4によれば、光ファイバ用コネクタ41および42を介して通信ケーブル3が超音波プローブ1およびコネクタ4にそれぞれ着脱可能に接続されるため、超音波プローブ1やコネクタ4と比べて耐久性の低い光ファイバ9が損傷した際には通信ケーブル3のみを交換することで超音波プローブ1を超音波診断に用いることができる。

【0042】

実施形態5

上記の実施形態1～4に係る超音波診断装置は、図5に示すように、超音波プローブ51に接続された通信ケーブル52と診断装置本体53とを着脱可能に接続するコネクタ54を診断装置本体53の側面に対して沿うように設置することができる。

【0043】

40

例えば、実施形態2に係る超音波診断装置で用いられたコネクタは、図6に示すような構成とすることができる。コネクタ54は、例えば10cm×5cm程度のコネクタ基板55を有し、ピグテイル構造により構成される。すなわち、コネクタ54は、コネクタ基板55の一方の面55aにケーブルコネクタ56が設置され、このケーブルコネクタ56により、通信ケーブル52から延びる同軸配線57と光ファイバ58の一端部がコネクタ基板55の一方の面55aに沿って所定長さLだけ差し込まれてコネクタ基板55に固定される。また、コネクタ54は、図7に示すように、他方の面55bにコネクタ基板55を貫通するコネクタピン59が立設して構成される。ここで、ケーブルコネクタ56は、所定長さLだけ差し込まれた光ファイバ58の先端部をコネクタ基板55に固定すると共にコネクタ基板55の差し込み口付近では光ファイバ58が損傷しない程度に移動できる

50

ようなゆとりを有して光ファイバ５８を設置する。このようにして、光ファイバ５８は、損傷し難い接続構造でコネクタ基板５５に接続されている。

【００４４】

また、コネクタ基板５５の一方の面５５aには、光ファイバ５８と接続された光／電気変換器６０が搭載されると共にこの光／電気変換器６０とアンプ６１（Trance Impedance Amp, Limiting Ampなど）を介して接続されたシリアル／パラレル変換器６２が搭載されている。このシリアル／パラレル変換器６２はコネクタ基板５５の他方の面５５bに立設するコネクタピン５９と接続されており、光ファイバ５８はこれらデバイスを介してコネクタピン５９と接続される。また、同軸配線５６から延びる送信信号用信号線もコネクタピン５９と接続されている。

10

通信ケーブル５２と診断装置本体５３は、コネクタ基板５５に立設するコネクタピン５９を診断装置本体５３に挿入することで接続される。これにより、コネクタ基板５５とそこから延びる通信ケーブル５２が診断装置本体５３の側面に対して沿うように設置される。

【００４５】

この実施形態５によれば、コネクタ基板５５の一方の面に沿って光ファイバ５７が配置されると共に他方の面にコネクタピンが立設してコネクタ５４が構成されるため、コネクタ５４の厚さDを厚くしないで設置することができる。また、通信ケーブル５２が診断装置本体５３の側面に沿うように配置されるため、通信ケーブル５２への接触による光ファイバ５７の損傷を抑制することができる。さらに、光ファイバ５７をコネクタ基板５５に所定の長さLだけ差し込むことで、光ファイバ５７への損傷を抑制した接続構造にすることができる。

20

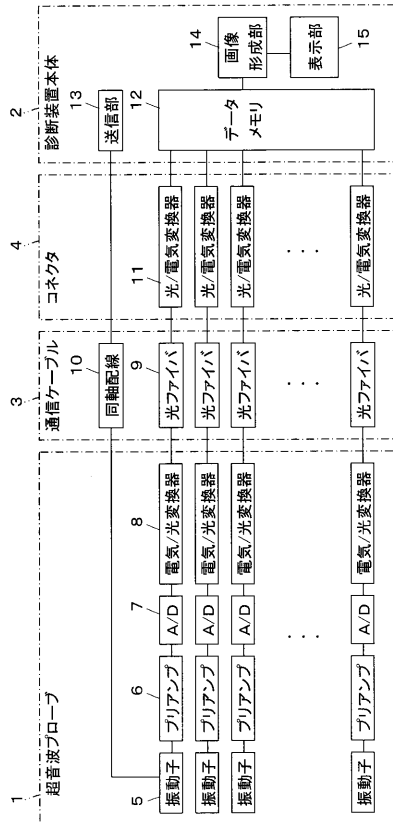
【符号の説明】

【００４６】

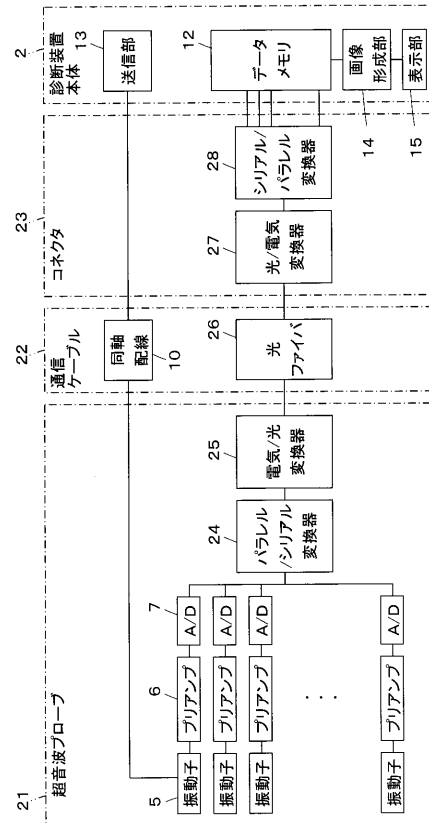
１，２１，３１，５１ 超音波プローブ、２，５３ 診断装置本体、３，２２，３２，５２ 通信ケーブル、４，２３，３３，５４ コネクタ、５ 振動子アレイ、６ プリアンプ、７ アナログ／デジタルコンバータ、８，２５，３４ 電気／光変換器、９，２６，３６，５８ 光ファイバ、１０，５７ 同軸配線、１１，２７，３８，６０ 光／電気変換器、１２ データメモリ、１３ 送信部、１４ 画像形成部、１５ 表示部、２４ パラレル／シリアル変換器、２８，６２ シリアル／パラレル変換器、３５ 光カップラ、３８ 波長分割光導波路、４１，４２ 光ファイバ用コネクタ、５５ コネクタ基板、５５a 一方の面、５５b 他方の面、５６ ケーブルコネクタ、５９ コネクタピン、６１ アンプ。

30

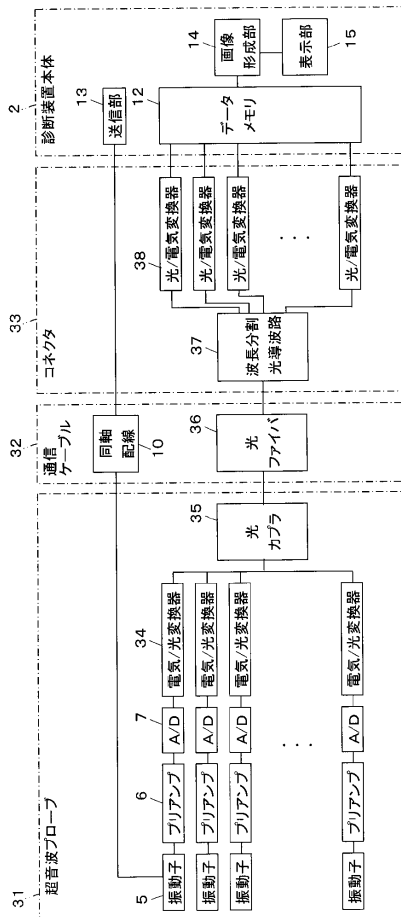
【図 1】



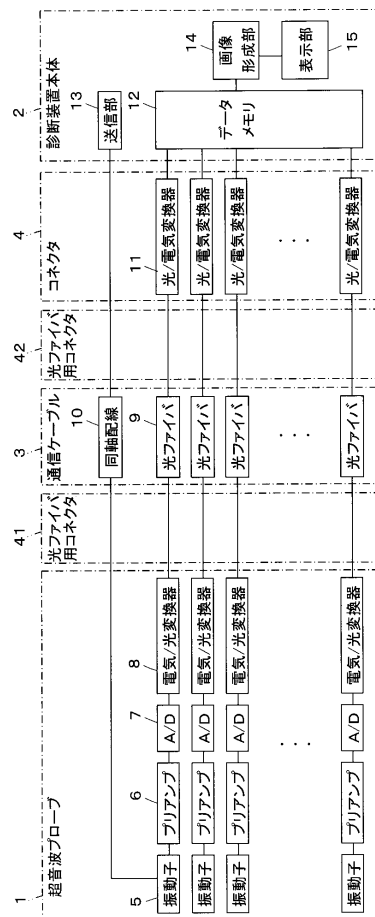
【図 2】



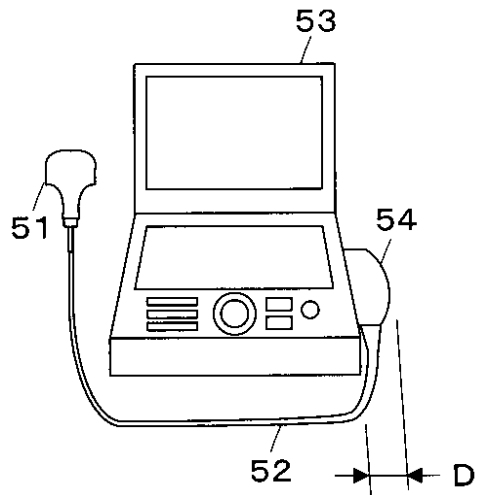
【図 3】



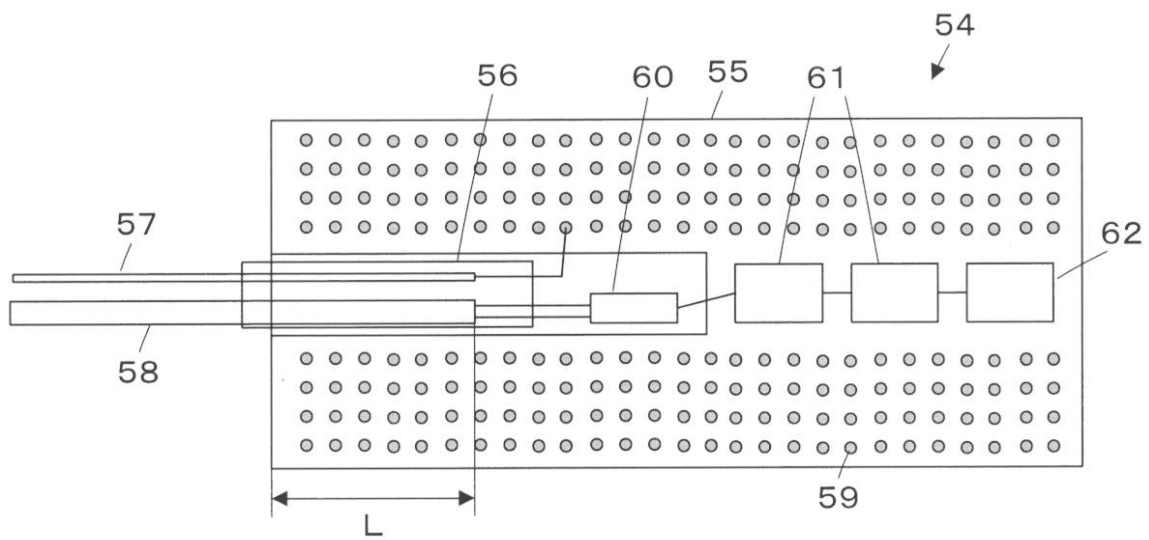
【図 4】



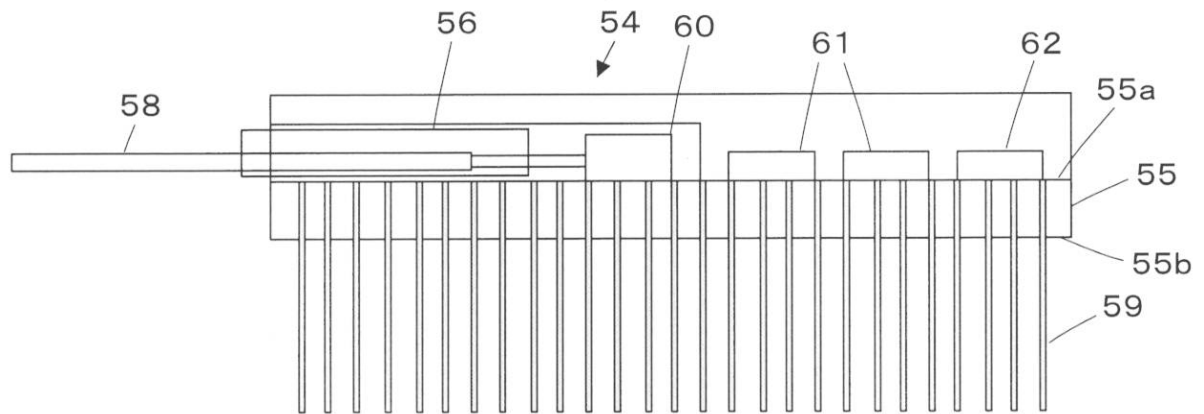
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2003-210461 (JP, A)
特開2005-279129 (JP, A)
特開2005-230378 (JP, A)
特開2003-339708 (JP, A)
特開2002-200083 (JP, A)
国際公開第2010/104775 (WO, A2)

- (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	JP5666873B2	公开(公告)日	2015-02-12
申请号	JP2010230525	申请日	2010-10-13
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/15 A61B8/4411 A61B8/56 G01S7/52079		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE14 4C601/GB03 4C601/GB18 4C601/GB22 4C601/GD03 4C601/GD18		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2012081122A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其可以通过可拆卸地连接超声探头来使用，该超声探头用于通过光信号和电信号将接收信号发送到检查设备主体。 解决方案：通信电缆3的一个端部经由主体侧连接器4可拆卸地连接到诊断设备主体2，并且连接到与超声波探头1的换能器阵列对应的多个A/D转换器7。光学-光学转换装置8，用于将处理后的接收信号转换成光学信号；光纤9，设置在通信电缆3中，用于通过电光转换装置8发送转换成光学信号的接收信号，并且光电转换装置11结合在主体侧连接器4中，并将由光纤9传输的接收信号从光信号转换为电信号。 点域1

