

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-81122

(P2012-81122A)

(43) 公開日 平成24年4月26日(2012.4.26)

(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 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2010-230525 (P2010-230525)
(22) 出願日 平成22年10月13日 (2010.10.13)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 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
Fターム(参考) 4C601 BB06 EE07 EE14 GB03 GB18
GB22 GD03 GD18

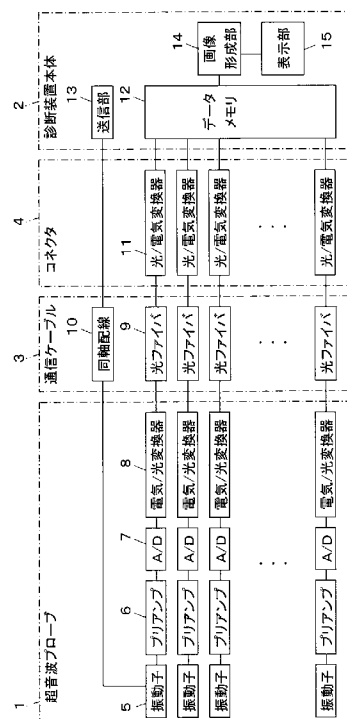
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】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な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】通信ケーブル3の一端部は、本体側コネクタ4を介して診断装置本体2と着脱可能に接続され、超音波プローブ1の振動子アレイにそれぞれ対応した複数のA/Dコンバータ7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8と、通信ケーブル3内に設けられ、電気-光変換手段8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9と、本体側コネクタ4に内蔵され、光ファイバ9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11とを備えている。

【選択図】 図1



【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

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、

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、他方の面にコネクタピンが立設してなる請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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 / パラレル変換器が搭載されている請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

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。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 1 0 - 4 2 0 4 2 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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伝送する超音波プローブと電気信号により受信信号を伝送す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。

30

【 0 0 0 7 】

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伝送す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 】

【 0 0 0 8 】

40

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-電気変換手段とを備えるものである。

50

【 0 0 0 9 】

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してもよい。

【 0 0 1 0 】

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してもよい。

10

【 0 0 1 1 】

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、他方の面にコネクタピンが立設してなることが好ましい。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。

【 0 0 1 2 】

20

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 】

【 0 0 1 3 】

30

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 】

【 0 0 1 4 】

【 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。

40

【 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 】

【 0 0 1 5 】

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

50

ネクタ 4 とを備えている。

【 0 0 1 6 】

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 に駆動信号を送信する通信線を含んでいる。

【 0 0 1 7 】

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、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、P V D F (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。

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送信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接続することで行われる。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 2 】

表示部 1 5 は、画像形成部 1 4 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 1 3 は、超音波プローブ 1 の振動子アレイ 5 と同軸配線 1 0 を介して接続されている。送信部 1 3 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。

10

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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 1 3 から駆動信号が送信され、コネクタ 4 を介して送信部 1 3 に接続された通信ケーブル 3 の同軸配線 1 0 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 1 3 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。

20

【 0 0 2 5 】

その後、送信部 1 3 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 1 1 に伝送される。その後、コネクタ 4 の光 / 電気変換器 1 1 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 1 1 から診断装置本体 2 のデータメモリ 1 2 に出力される。

【 0 0 2 6 】

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 1 1 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。

30

【 0 0 2 7 】

光 / 電気変換器 1 1 から出力された受信信号は、データメモリ 1 2 に受信データとして順次格納される。続いて、画像形成部 1 4 がデータメモリ 1 2 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 1 5 に超音波診断画像が表示される。

【 0 0 2 8 】

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。

40

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

実施形態 2

50

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。

【 0 0 3 1 】

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 2 1、通信ケーブル 2 2、およびコネクタ 2 3 が用いられている。超音波プローブ 2 1 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 2 2 を接続し、このパラレル / シリアル変換器 2 2 に電気 / 光変換器 2 3 を接続したものである。また、通信ケーブル 2 2 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 2 1 の電気 / 光変換器 2 5 に 1 本の光ファイバ 2 6 を接続したものである。さらに、コネクタ 2 3 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 1 1 に代えて光ファイバ 2 6 に光 / 電気変換器 2 7 を接続し、この光 / 電気変換器 2 7 にシリアル / パラレル変換器 2 8 を接続したものである。なお、コネクタ 2 3 のシリアル / パラレル変換器 2 8 は、診断装置本体 2 のデータメモリ 1 2 に接続されている。

パラレル / シリアル変換部 2 4 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 2 8 は、光 / 電気変換器 2 7 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変換する。

【 0 0 3 2 】

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パラレルの受信信号はパラレル / シリアル変換器 2 4 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 2 5 に出力され、電気 / 光変換器 2 5 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 2 5 から通信ケーブル 2 2 に内蔵された 1 本の光ファイバ 2 6 を介して光 / 電気変換器 2 7 に伝送され、光 / 電気変換器 2 7 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 2 7 からシリアル / パラレル変換器 2 8 に出力され、シリアル / パラレル変換器 2 8 によりパラレルの受信信号に変換される。パラレルの受信信号は、シリアル / パラレル変換器 2 8 から診断装置本体 2 のデータメモリ 1 2 に受信データとして順次格納される。

【 0 0 3 3 】

この実施形態 2 によれば、超音波プローブ 2 1 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 2 1 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。

【 0 0 3 4 】

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 のグループ毎にパラレル / シリアル変換器 2 4 および電気 / 光変換器 2 5 を介して 1 本の光ファイバ 2 6 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 2 2 内の光ファイバ 2 6 の数を状況に応じて変えることができる。

【 0 0 3 5 】

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 3 1、通信ケーブル 3 2、およびコネクタ 3 3 が用いられている。超音波プローブ 2 1 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 3 4 を接続し、この電気 / 光変換器 3 4 に光カプラ 3 5 を接続したものである。また、通信ケーブル 3 2 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 3 1 の光カプラ 3 5 に 1 本の光ファイバ 3 6 を接続したものである。さらに、コネクタ 3 3 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 1 1 に代えて光ファイバ 3 6 に波長分割光導波路 3 7 を接続し、電気 / 光変換器 3 4 に対応した複数の光 / 電気変換器 3 8 を波長分割光導波路 3 7 に接続したものである。なお、コネクタ 3 3 の複数の光 / 電気変換器 3 8 は、診断装置本体 2 のデータメモリ 1 2 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 3 6 】

電気 / 光変換器 3 4 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 3 4 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 3 5 は、それぞれの電気 / 光変換器 3 4 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 3 2 の光ファイバ 3 6 に出力する。波長分割光導波路 3 7 は、光カプラ 3 5 から光ファイバ 3 6 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 3 4 に対応する光 / 電気変換器 3 8 に光信号をそれぞれ供給する。光 / 電気変換器 3 8 は、波長分割光導波路 3 7 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 1 2 に出力する。

【 0 0 3 7 】

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 3 4 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 3 4 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 3 4 から光カプラ 3 5 に出力され、光カプラ 3 5 により結合される。結合された受信信号は、光カプラ 3 5 から通信ケーブル 3 2 の光ファイバ 3 6 を介して波長分割光導波路 3 7 に伝送され、波長分割光導波路 3 7 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 3 7 により、それぞれの波長に基づいて電気 / 光変換器 3 4 に対応する光 / 電気変換器 3 8 にそれぞれ供給される。光 / 電気変換器 3 8 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 1 2 に受信データとして順次格納される。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

なお、電気 / 光変換器 3 4 を複数のグループに分け、電気 / 光変換器 3 4 のグループ毎に光カプラ 3 5 を介して 1 本の光ファイバ 3 6 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 2 2 内の光ファイバ 3 6 の数を状況に応じて変えることができる。

【 0 0 4 0 】

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。

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 4 1 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 4 2 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 4 1 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 1 1 は光ファイバ用コネクタ 4 2 を介して着脱可能に接続される。

【 0 0 4 1 】

この実施形態 4 によれば、光ファイバ用コネクタ 4 1 および 4 2 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。

【 0 0 4 2 】

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 5 1 に接続された通信ケーブル 5 2 と診断装置本体 5 3 とを着脱可能に接続するコネクタ 5 4 を診断装置本体 5 3 の側面に対して沿うように設置することができる。

【 0 0 4 3 】

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 5 4 は、例えば 10 cm × 5 cm 程度のコネクタ基板 5 5 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 5 4 は、コネクタ基板 5 5 の一方の面 5 5 a にケーブルコネクタ 5 6 が設置され、このケーブルコネクタ 5 6 により、通信ケーブル 5 2 から延びる同軸配線 5 7 と光ファイバ 5 8 の一端部がコネクタ基板 5 5 の一方の面 5 5 a に沿って所定長さ L だけ差し込まれてコネクタ基板 5 5 に固定される。また、コネクタ 5 4 は、図 7 に示すように、他方の面 5 5 b にコネクタ基板 5 5 を貫通するコネクタピン 5 9 が立設して構成される。ここで、ケーブルコネクタ 5 6 は、所定長さ L だけ差し込まれた光ファイバ 5 8 の先端部をコネクタ基板 5 5 に固定すると共にコネクタ基板 5 5 の差し込み口付近では光ファイバ 5 8 が損傷しない程度に移動できるようなゆとりを有して光ファイバ 5 8 を設置する。このようにして、光ファイバ 5 8 は、損傷し難い接続構造でコネクタ基板 5 5 に接続されている。

【 0 0 4 4 】

また、コネクタ基板 5 5 の一方の面 5 5 a には、光ファイバ 5 8 と接続された光 / 電気変換器 6 0 が搭載されると共にこの光 / 電気変換器 6 0 とアンプ 6 1 (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 6 2 が搭載されている。このシリアル / パラレル変換器 6 2 はコネクタ基板 5 5 の他方の面 5 5 b に立設するコネクタピン 5 9 と接続されており、光ファイバ 5 8 はこれらデバイスを介してコネクタピン 5 9 と接続される。また、同軸配線 5 6 から延びる送信信号用信号線もコネクタピン 5 9 と接続されている。

通信ケーブル 5 2 と診断装置本体 5 3 は、コネクタ基板 5 5 に立設するコネクタピン 5 9 を診断装置本体 5 3 に挿入することで接続される。これにより、コネクタ基板 5 5 とそこから延びる通信ケーブル 5 2 が診断装置本体 5 3 の側面に対して沿うように設置される。

【 0 0 4 5 】

この実施形態 5 によれば、コネクタ基板 5 5 の一方の面に沿って光ファイバ 5 7 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 5 4 が構成されるため、コネクタ 5 4 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 5 2 が診断装置本体 5 3 の側面に沿うように配置されるため、通信ケーブル 5 2 への接触による光ファイバ 5 7 の損傷を抑制することができる。さらに、光ファイバ 5 7 をコネクタ基板 5 5 に所定の長さ L だけ差し込むことで、光ファイバ 5 7 への損傷を抑制した接続構造にすることができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

1, 2 1, 3 1, 5 1 超音波プローブ、2, 5 3 診断装置本体、3, 2 2, 3 2, 5 2 通信ケーブル、4, 2 3, 3 3, 5 4 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, 2 5, 3 4 電気 / 光変換器、9, 2 6, 3 6, 5 8 光ファイバ、10, 5 7 同軸配線、11, 2 7, 3 8, 6 0 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、2 4 パラレル / シリアル変換器、2 8, 6 2 シリアル / パラレル変換器、3 5 光カプラ、

10

20

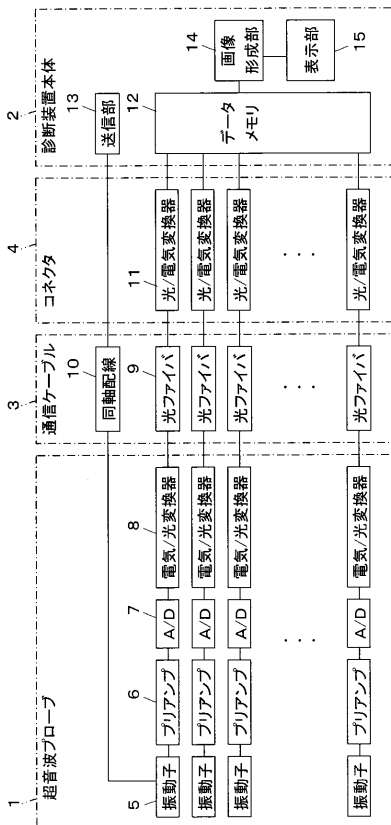
30

40

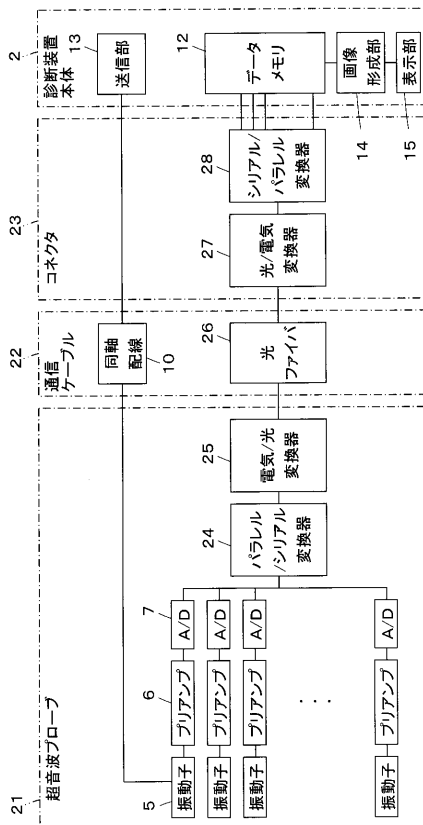
50

3 8 波長分割光導波路、4 1, 4 2 光ファイバ用コネクタ、5 5 コネクタ基板、5 5 a 一方の面、5 5 b 他方の面、5 6 ケーブルコネクタ、5 9 コネクタピン、6 1 アンプ。

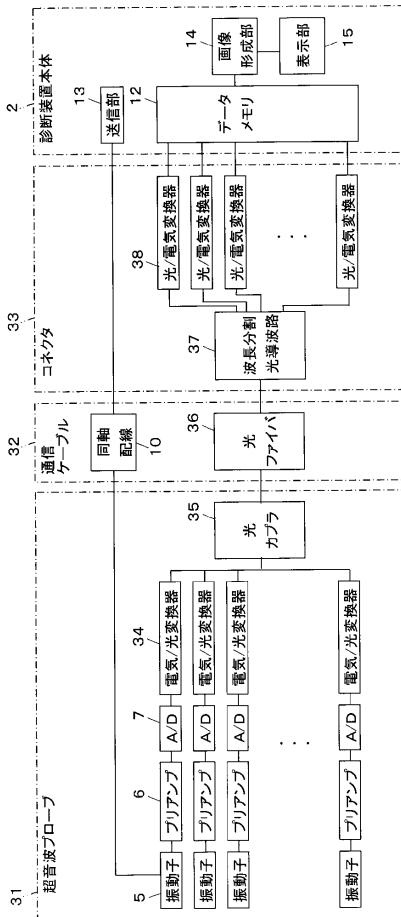
【図 1】



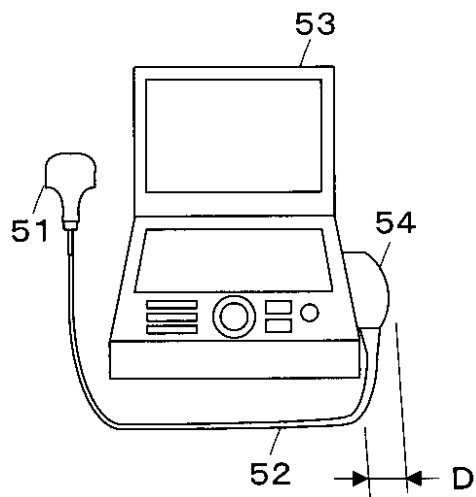
【図 2】



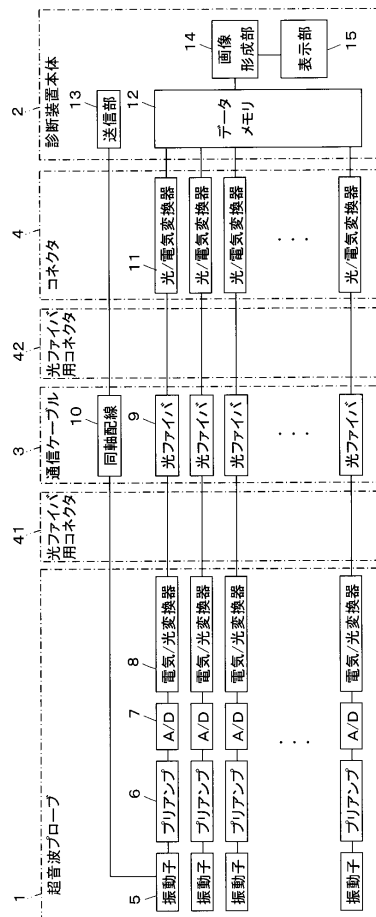
【図 3】



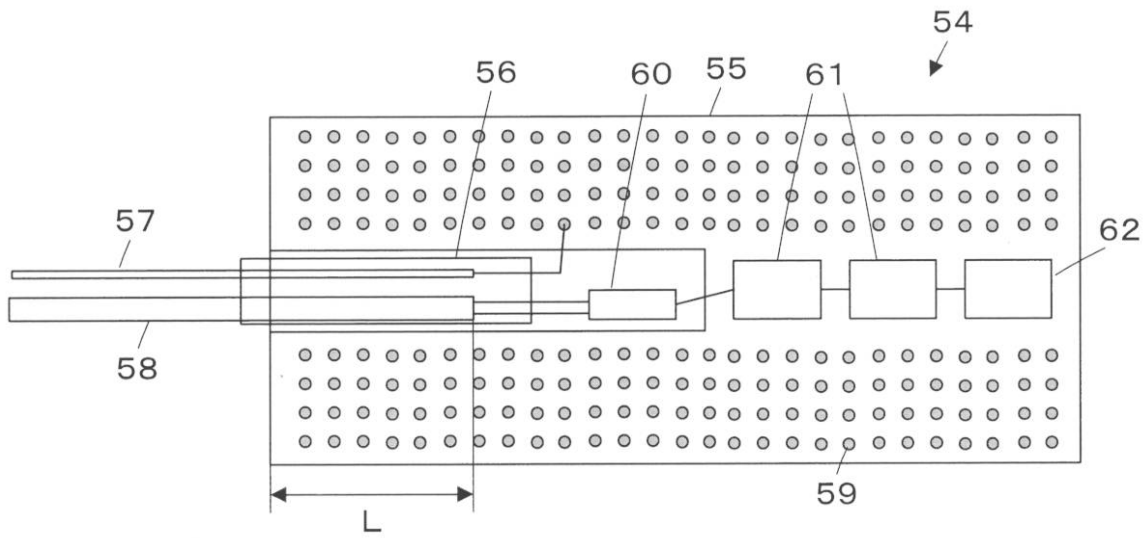
【図 5】



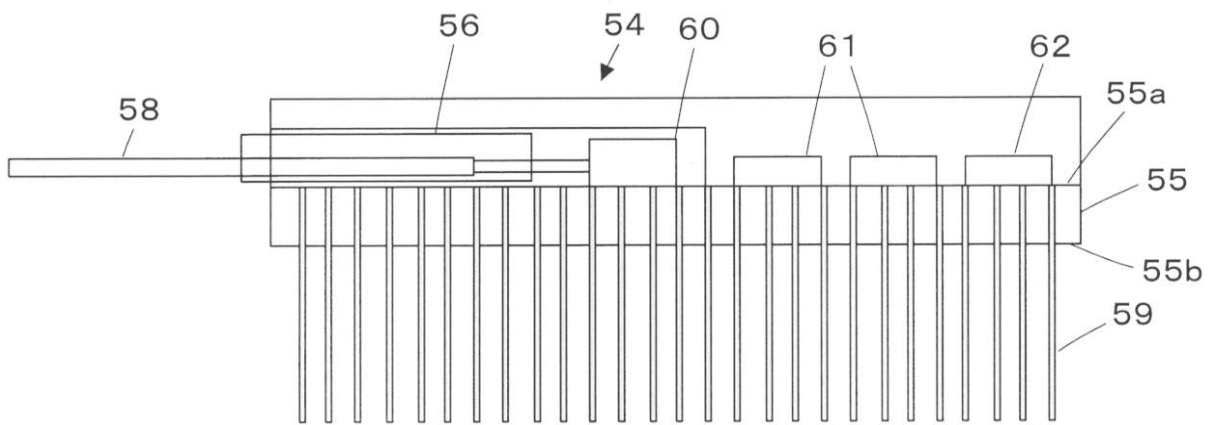
【図 4】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012081122A	公开(公告)日	2012-04-26
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		
[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		
其他公开文献	JP5666873B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备可以通过安装和拆卸超声探头来使用，以通过光信号和电信号将接收的信号传输到诊断设备主体。 解决方案：通信电缆3的一端通过主体侧连接器4可拆卸地连接到诊断设备主体2，并提供了分别对应于超声探头1的换能器阵列的多个A/D转换器7。用于将处理后的接收信号转换成光信号的电光转换装置8，以及设置在通信电缆3中的光纤9，用于传输由电光转换装置8转换成光信号的接收信号。主体侧连接器（4）具备用于将由光纤（9）发送的接收信号从光信号转换为电信号的光电转换单元（11）。[选型图]图1

