

(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2004-141328

(P2004-141328A)

(43) 公開日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/00

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C301  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-308519 (P2002-308519)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成14年10月23日(2002.10.23)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(72) 発明者	国田 正徳 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	三宅 康則 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

最終頁に続く

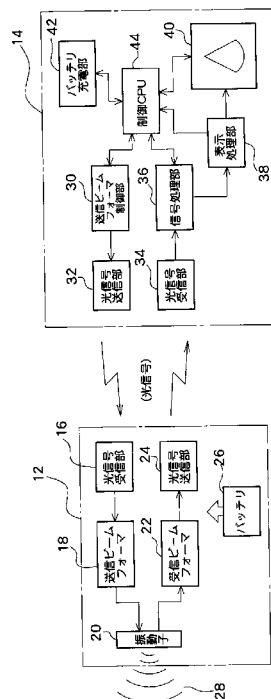
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】プローブケーブルの取り扱いの不便さを解消した超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置10の装置本体14は送信制御光信号を超音波プローブ12へ送信する。送信ビームフォーマ18は、予め登録されている遅延テーブルの中から送信制御光信号に対応する遅延テーブルを選択し、この遅延テーブルに基づいた振動子駆動信号を、複数の振動素子からなる振動子20に供給する。振動子20は超音波を送り被検体からの反射波を受波して受信信号を受信ビームフォーマ22へ出力する。受信ビームフォーマ22は振動子20から出力される複数の振動素子からの受信信号を整相加算する。整相加算された受信信号は光信号送信部24において受信光信号に変換されて装置本体14へ送信される。

【選択図】 図1



10: 超音波診断装置

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波送受ユニットと装置本体とを有する超音波診断装置であって、  
 前記超音波送受ユニットは、  
 前記装置本体から送信される送波制御光信号を受信する送波制御光信号受信部と、  
 前記送波制御光信号に基づいて振動子駆動信号を出力する超音波送信部と、  
 前記振動子駆動信号に基づいて被検体に超音波を送波し、被検体からの反射波を受波して  
 受波信号を出力する振動子と、  
 前記受波信号を処理する超音波受信部と、  
 前記超音波受信部において処理された受波信号に対応する受波光信号を前記装置本体に送  
 信する受波光信号送信部と、を有し、  
 前記装置本体は、  
 送波制御信号を生成する送波制御部と、  
 前記送波制御信号に対応する送波制御光信号を前記超音波送受ユニットに送信する送波制  
 御光信号送信部と、  
 前記超音波送受ユニットから送信される受波光信号を受信する受波光信号受信部と、  
 前記受波光信号受信部が受信した受波光信号に対して、動作モードに応じた所定の信号処  
 理を実行する信号処理部と、を有する、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、  
 前記振動子は複数の振動素子からなり、  
 前記超音波送信部は、前記各振動素子毎の超音波送波タイミングを規定した遅延テーブル  
 であって前記送波制御光信号により特定される遅延テーブルに基づいて各振動素子毎の駆  
 動信号である振動子駆動信号を出力する、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、  
 前記超音波送信部は、前記遅延テーブルの複数個が予め登録された記憶部と、前記記憶部  
 に登録された複数個の遅延テーブルの中から前記送波制御光信号に対応する遅延テーブル  
 を選択して遅延テーブルを特定する遅延テーブル選択部と、を有する、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波診断装置であって、  
 前記超音波受信部は、前記各振動素子毎に出力される前記受波信号を整相加算処理する、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、  
 前記超音波受信部は、近傍同士の配置関係にある前記振動素子で構成される各振動素子グ  
 ループを対象とする整相加算処理をそれぞれ実行する複数の近傍整相加算処理部と、前記  
 複数の近傍整相加算処理部の処理結果に基づいて前記複数の振動素子の全てを対象とする  
 整相加算処理を実行する全整相加算処理部と、を有する、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

40

## 【請求項 6】

請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、  
 前記超音波送受ユニットは、単一の筐体で形成されたポータブル型の超音波プローブであ  
 る、  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波診断装置であって、

50

前記超音波プローブはバッテリーを装備し、前記超音波プローブと前記装置本体との間を無線化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置であって、

前記装置本体は前記バッテリーの充電を行うバッテリー充電部を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

前記受波光信号受信部は、前記超音波送受ユニットの向きに応じて異なる方向に送信される前記受波光信号をそれぞれ送信された方向で取得する複数の受光部を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の超音波診断装置であって、

前記送波制御光信号送信部は、前記超音波送受ユニットに向けてそれぞれ異なる方向から前記送波制御光信号を出力する複数の発光部を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波プローブと装置本体の間の信号の授受を無線化した超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

生体内に超音波を送受波して生体内組織に関する情報を取得する超音波診断装置が広く普及している。超音波診断装置は生体内に超音波を送受波する超音波プローブと装置本体とがプローブケーブルで接続されている。装置本体はプローブケーブルを介して超音波プローブへ超音波送波信号を出力し、また、超音波プローブから超音波受波信号を取得して超音波画像の形成等を行う。超音波診断装置を利用する検査者は、患者の体表に超音波プローブを当接させて超音波プローブを所望の位置に移動することで目標組織の超音波画像を取得して診断を行う。

【0003】

複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する超音波プローブにおいて、超音波プローブと装置本体との間における信号の授受は各振動素子毎に行われる。アレイ振動子の振動素子数は数十から数百にもなり、従ってプローブケーブル内には数十から数百本もの信号線が必要とされる。さらに、各振動素子が超音波を出力するのに必要な電力を供給する電力供給線も必要とされる。この結果、プローブケーブルは物理的に太いケーブルになってしまい、検査者が超音波プローブを移動する際に不便さを感じるがあった。

【0004】

このため、超音波収集/操作ユニットを装置本体から独立させて検査者の手元に持っていて、この超音波収集/操作ユニットにプローブケーブルを介して超音波プローブを接続することでプローブケーブルを短くしてプローブケーブルの不便さを軽減した超音波診断装置が特許文献 1 に開示されている。

【0005】

【特許文献 1】

特開 2002 - 85405 号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

特許文献 1 に記載の超音波診断装置は、短くなっているが、やはりプローブケーブルが存在しており、プローブケーブルの不便さを解消するには至っていない。つまり、特許文

10

20

30

40

50

献 1 に記載の超音波診断装置では、超音波収集 / 操作ユニット内に操作手段や超音波の送波制御部が内蔵されているため、超音波収集 / 操作ユニットの小型化に限度があり、超音波収集 / 操作ユニットと超音波プローブを一体化してプローブケーブルを排除することができない。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、プローブケーブルの取り扱いの不便さを解消した超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波送受ユニットと装置本体とを有する超音波診断装置であって、前記超音波送受ユニットは、前記装置本体から送信される送波制御光信号を受信する送波制御光信号受信部と、前記送波制御光信号に基づいて振動子駆動信号を出力する超音波送信部と、前記振動子駆動信号に基づいて被検体に超音波を送波し、被検体からの反射波を受波して受波信号を出力する振動子と、前記受波信号を処理する超音波受信部と、前記超音波受信部において処理された受波信号に対応する受波光信号を前記装置本体に送信する受波光信号送信部とを有し、前記装置本体は、送波制御信号を生成する送波制御部と、前記送波制御信号に対応する送波制御光信号を前記超音波送受ユニットに送信する送波制御光信号送信部と、前記超音波送受ユニットから送信される受波光信号を受信する受波光信号受信部と、前記受波光信号受信部が受信した受波光信号に対して、動作モードに応じた所定の信号処理を実行する信号処理部と、を有するものとする。

10

20

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、超音波ユニットと装置本体との間の信号授受を、光信号により無線化できるため、超音波ユニットと装置本体との間のケーブルを物理的に細くする、望ましくはケーブルを無くすことにより、診断時のケーブルの煩わしさを解消できる。

【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記振動子は複数の振動素子からなり、前記超音波送信部は、前記各振動素子毎の超音波送波タイミングを規定した遅延テーブルであって前記送波制御光信号により特定される遅延テーブルに基づいて各振動素子毎の駆動信号である振動子駆動信号を出力するものとする。

30

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記超音波送信部は、前記遅延テーブルの複数個が予め登録された記憶部と、前記記憶部に登録された複数個の遅延テーブルの中から前記送波制御光信号に対応する遅延テーブルを選択して遅延テーブルを特定する遅延テーブル選択部と、を有するものとする。

【 0 0 1 2 】

上記構成によれば、超音波送受ユニット内に予め遅延テーブルが格納されており、装置本体から各振動素子毎の信号を送信する必要がないため、装置本体から超音波送受ユニットに送信する信号伝送容量を小さくすることができる。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記超音波受信部は、前記各振動素子毎に出力される前記受波信号を整相加算処理するものとする。

40

【 0 0 1 4 】

上記構成によれば、超音波送受ユニット内で整相加算処理が実行され、各振動素子毎の信号を送信する必要がないため、超音波送受ユニットから装置本体に送信する信号伝送容量を小さくすることができる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記超音波受信部は、近傍同士の配置関係にある前記振動素子で構成される各振動素子グループを対象とする整相加算処理をそれぞれ実行する複数の近傍整相加算処理部と、前記複数の近傍整相加算処理部の処理結果に基づいて前記複数の振動素子の全て

50

を対象とする整相加算処理を実行する全整相加算処理部と、を有するものとする。

【0016】

上記構成によれば、各近傍整相加算部は近傍同士の配置関係にある振動素子のみを対象としており、近傍同士の振動素子における遅延量の差が微小であることから比較的簡易なアナログ整相加算回路が適用できる。このため、一度に全ての振動素子を対象とする整相加算回路に比べて回路規模を小さくでき、超音波送受ユニットを小型化できる。

【0017】

望ましくは、前記超音波送受ユニットは、単一の筐体で形成されたポータブル型の超音波プローブとする。

【0018】

望ましくは、前記超音波プローブはバッテリーを装備し、前記超音波プローブと前記装置本体との間を無線化するものとする。

【0019】

上記構成によれば、超音波プローブと装置本体との間が無線化されるため、プローブケーブルの煩わしさを完全に解消できる。

【0020】

望ましくは、前記装置本体は前記バッテリーの充電を行うバッテリー充電部を有するものとする。

【0021】

望ましくは、前記受波光信号受信部は、前記超音波送受ユニットの向きに応じて異なる方向に送信される前記受波光信号をそれぞれ送信された方向で取得する複数の受光部を有するものとする。

【0022】

上記構成によれば、超音波送受ユニットの利用状況に応じて様々な方向に送信される光信号が受信可能になる。

【0023】

望ましくは、前記送波制御光信号送信部は、前記超音波送受ユニットに向けてそれぞれ異なる方向から前記送波制御光信号を出力する複数の発光部を有するものとする。

【0024】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0025】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。図1の超音波診断装置10は、超音波プローブ12と装置本体14との間における信号の授受を光信号により行うものである。

【0026】

超音波プローブ12は、光信号受信部16、送信ビームフォーマ18、振動子20、受信ビームフォーマ22、光信号送信部24及びバッテリー26で構成されており、超音波送受ユニットとして機能する。

【0027】

光信号受信部16は、装置本体14から送信される送波制御光信号を受信し、光電変換処理を施した送波制御電気信号を送信ビームフォーマ18に出力する。

【0028】

送信ビームフォーマ18は、送波制御電気信号に基づいて振動子駆動信号を生成する超音波送信部として機能する。振動子20は、振動子駆動信号に基づいて被検体である患者の生体内に超音波ビーム28を送波するとともに生体内からの反射波を受波して受波信号を出力する。受信ビームフォーマ22は、振動子20から出力される受波信号に対して整相加算処理等の受信処理を実行する超音波受信部として機能する。光信号送信部24は、受信ビームフォーマ22において処理された受波信号に対応する受波光信号を装置本体14に向けて送信する。超音波プローブ12は単一の筐体で形成されたポータブル型であり、

10

20

30

40

50

その内部にはバッテリー 26 が装備され、超音波プローブ 12 内の各部に電力を供給する。超音波プローブ 12 のバッテリー 26 は取り付け及び取り外し可能な構成でもよい。超音波プローブ 12 の各部詳細構成及び動作については後述する。

#### 【0029】

装置本体 14 は、送信ビームフォーマ制御部 30、光信号送信部 32、光信号受信部 34、信号処理部 36、表示処理部 38、ディスプレイ 40、バッテリー充電部 42、及び、これら各部を制御する制御 CPU 44 で構成されている。

#### 【0030】

送信ビームフォーマ制御部 30 は、光信号送信部 32 を介して送波制御信号を出力することで送信ビームフォーマ 18 を制御し、振動子 20 から送波する超音波ビーム 28 の送波制御を行う。つまり、送信ビームフォーマ制御部 30 は送波制御部として機能する。光信号送信部 32 は、送信ビームフォーマ制御部 30 が出力する送波制御信号に対応する送波制御光信号を超音波プローブ 12 に向けて送信する。光信号受信部 34 は、超音波プローブ 12 から送信される受波光信号を受信し、光電変換処理を施した受波電気信号を信号処理部 36 に出力する。信号処理部 36 は、光信号受信部 34 から出力される受波電気信号に基づいて、各種モードに対応する信号処理、例えば、Bモード用信号処理あるいはドップラモード用信号処理を行う。表示処理部 38 は、信号処理部 36 の出力に対して画像表示処理を施した画像データを形成してディスプレイ 40 に出力する。そして、ディスプレイ 40 上に超音波画像が表示される。バッテリー充電部 42 は、超音波プローブ 12 のバッテリー 26 を充電する。つまり、診断前に超音波プローブ 12 を装置本体 14 に取り付け  
20  
バッテリー充電部 42 によりバッテリー 26 を充電しておく。診断の際には充電が完了した超音波プローブ 12 が装置本体 14 から取り外され、超音波プローブ 12 と装置本体 14 との間にケーブルによる接続がない状態（無線化状態）で診断が行われる。

10

20

#### 【0031】

図 2 は、図 1 の超音波プローブにおける光信号受信部及び送信ビームフォーマの内部構成を示す図である。光信号受信部 16 は 4 つの光フィルタ 50、52、54、56 及び 4 つの光電変換素子 (O/E) 58 で構成されている。装置本体から出力される送信制御光信号は近赤外線による光信号であり、それぞれ波長が異なる 4 つのチャンネルで構成されている。4 つの光フィルタ 50、52、54、56 は 4 つのチャンネルにそれぞれ対応する帯域フィルタである。つまり、光フィルタ 50 は波長 1 の光信号のみを通過させ、光フ  
30  
ィルタ 52 は波長 2 の光信号のみを通過させ、光フィルタ 54 は波長 3 の光信号のみを通過させ、光フィルタ 56 は波長 4 の光信号のみを通過させる。このように、各光フィルタ 50、52、54、56 を通過することで送信制御光信号が波長の異なる 4 つのチャンネルに分離される。光電変換素子 58 は各光フィルタ 50、52、54、56 に対応して設けられ、各光フィルタ 50、52、54、56 において抽出された各チャンネル毎の送信制御光信号を電気信号に変換する。

30

#### 【0032】

送信制御光信号の 4 つのチャンネルにおいて、波長 1 のチャンネルにはタイミング信号が、残る 3 つのチャンネルには制御信号が伝送される。各チャンネルには、発光を「1」、発光停止を「0」とする輝度変調された光信号が伝送されており、タイミング信号の立  
40  
下り（「1」から「0」への切り替わり）時点における 3 つの制御信号の発光状態（「1」又は「0」）を所定の発光状態に設定することで、装置本体から超音波プローブへの送波制御信号が形成される。チャンネル数は 4 つに限定されるものではなく、タイミング信号が 1 チャンネル、制御信号 1 チャンネルからなる 2 チャンネル方式でもよく、また、タイミング信号が 1 チャンネル、制御信号が 4 チャンネル以上であってもよい。4 つの光電変換素子 58 で電気信号に変換された送信制御信号は送信ビームフォーマ 18 に出力される。

40

#### 【0033】

送信ビームフォーマ 18 は、遅延テーブル選択部 60、メモリ 62 及び遅延パルス発生回路 64 で構成されており、遅延テーブルに基づいて複数の振動素子 66 の各々に対してア  
50

50

ンプ68を介して振動子駆動信号を出力する。遅延テーブルとは各振動素子66毎の超音波出力タイミング(各振動素子毎の遅延調整量)を規定するテーブルであり、複数の遅延テーブルが予めメモリ62に登録されている。遅延テーブル選択部60は、光信号受信部16から出力される電気信号に変換された送波制御信号により特定される遅延テーブルをメモリ62から選択する。メモリ62には、電子走査において必要とされる全てのステアリング角度に対応する遅延テーブルが予め登録されている。遅延テーブル選択部60は、例えば、送波制御信号がステアリング角度「 $\theta$ 」に対応した送信制御信号の場合、メモリ62からステアリング角度「 $\theta$ 」に対応した遅延テーブルを取得して遅延パルス発生回路64に出力する。遅延パルス発生回路64は、遅延テーブル選択部60において選択された遅延テーブルに基づいて、その遅延テーブルが規定する超音波出力タイミングで各振動素子66に対してアンプ68を介して振動子駆動信号を出力する。

10

## 【0034】

このように、装置本体が所定のタイミングで所定のステアリング角度を特定する送波制御信号を送信することで、超音波プローブから所望の方向に超音波ビームを送波することができる。送信制御信号はステアリング角度を特定するものに限定されず、例えば、様々なフォーカス位置を規定する遅延テーブルをメモリ62に登録しておき、送波制御信号により所望のフォーカス位置を特定することも可能である。

## 【0035】

図3は、図1の超音波プローブにおける受信ビームフォーマ及び光信号送信部の内部構成を示す図である。受信ビームフォーマ22は近傍整相加算部70、全整相加算部72及びアナログデジタルコンバータ(ADC)74で構成されている。各振動素子66は患者の生体内から反射される超音波を受波して受波信号を出力する。受波信号は各振動素子66毎に設けられたアンプ76を介してローパスフィルタ78を通して受信ビームフォーマ22に出力される。受信ビームフォーマ22は各振動素子66が出力する受波信号毎に遅延調整を行い、遅延調整後の受波信号を加算処理する、いわゆる整相加算処理を行う。近傍整相加算部70は、近傍同士の配置関係にある4つの振動素子66からなる振動素子グループ毎に局所的な整相加算を行う。例えば、振動素子数が96個の振動子20の場合、振動素子グループが24グループになり、従って、近傍整相加算部70は全部で24個になる。各近傍整相加算部70の加算結果は後段の全整相加算部72に出力され、全整相加算部72において24個の近傍整相加算部70の出力に対する整相加算が実行される。このようにして近傍整相加算部70、全整相加算部72の二段の整相加算部により、全ての振動素子66に対する整相加算が実行される。各近傍整相加算部70は、近傍同士の配置関係にある振動素子66のみを対象としており、近傍同士の振動素子66における遅延量の差が微小であることから、比較的簡易なアナログ整相加算回路が適用できる。このため、整相加算部を二段構成にすることで、一度に全ての振動素子66を対象とする整相加算回路に比べて回路規模を小さくできる。

20

30

## 【0036】

全整相加算部72から出力される整相加算後の受波信号はADC74においてアナログデジタル変換されて光信号送信部24に出力される。

## 【0037】

光信号送信部24は、発光素子(E/O)80及び光フィルタ82で構成されている。ADC74から出力されるデジタル化された整相加算後の受波信号は発光素子80により受波光信号に変換される。受波光信号はADC74の出力の「Hレベル」・「Lレベル」のそれぞれに対応して発光・発光停止とする輝度変調により生成される。発光素子80の出力は光フィルタ82を介して装置本体に送信される。

40

## 【0038】

図3では、受波信号の整相加算を二段階に実行する構成を示したが、全ての振動素子66の出力を全てまとめて整相加算してもよいし、また、三段階以上の段階的な整相加算でもよい。

## 【0039】

50

図4は、本発明に係る超音波診断装置の超音波プローブの外観図である。図4の(a)は超音波送受波面90側から見た外観図であり、図4の(b)は光信号送受信面92側から見た外観図である。超音波プローブ12は単一の筐体で構成されており、超音波送受波面90から超音波の送受波を行い、光信号送受信面92から光信号の送受信を行う。超音波プローブ12内にはバッテリーが内蔵されており、超音波プローブ12内各部へ電力を供給している。バッテリーの充電は、取り付けフック94により超音波プローブ12を装置本体のバッテリー充電部に取り付けて行われる。超音波プローブ12には装置本体からバッテリー充電端子96を介して電力が供給され、供給された電力がバッテリーに蓄えられる。図4の超音波プローブ12と装置本体との間にケーブルが無い場合、診断の際のケーブルの煩わしさを解消できる。

10

**【0040】**

本発明に係る超音波プローブのバッテリーは、超音波プローブの筐体外部に設けられる構成でもよい。この場合、バッテリーを取り外し可能にすることで充電済みのバッテリーとの交換が容易になる。また、バッテリーを有さず電力のみを有線で装置本体から供給してもよい。この場合でも、光信号により信号線が無線化されているため、従来の有線による超音波プローブに比べてケーブルが細くなりケーブルの煩わしさを軽減できる。

**【0041】**

図5は、本発明に係る超音波診断装置を利用した診断方法を示す図である。超音波診断装置による診断は、図示しない検査者が超音波プローブ12を保持して、患者100の体表に超音波プローブ12を当接させて行われる。超音波プローブ12と装置本体14の間における信号の授受は光信号を介して行われる。超音波プローブ12から送信される光信号は装置本体14の光信号送受信部102で受信され、また、装置本体14の光信号送受信部102から超音波プローブ12へ向けて光信号が送信される。室内に設けられている複数の光反射板104は、超音波プローブ12が送信する光信号を受けて装置本体14の光信号送受信部102に反射するために設けられている。これにより、超音波プローブ12の利用状況に応じて様々な方向に送信される光信号を、光信号送受信部102で受信可能になる。複数の光信号送受信部102を光反射板104と同じ位置に設けることでも同様の効果が得られる。

20

**【0042】**

超音波診断装置は複数の超音波プローブ12を有しており、診断に利用される超音波プローブ12はその内部のバッテリー充電が完了しているものである。他の超音波プローブ12は装置本体14に取り付けられて充電状態にある。検査者は現在保持している超音波プローブ12のバッテリーが消耗した場合、充電している超音波プローブ12に取り替えて診断を続行する。

30

**【0043】**

上記実施例ではバッテリーが内蔵された超音波プローブ12を示したが、バッテリーが取り外し可能な構成であってもよい。この場合、複数のバッテリーを用意してその充電状態に応じてバッテリーを取り替えることで、高価な超音波プローブ12を複数用意することなく、診断の続行が可能になる。

**【0044】**

さらに、超音波診断装置を従来の有線超音波プローブとの併用型にすることで、例えば簡易な診断を無線超音波プローブで行い、詳細な診断については有線超音波プローブで行うことが可能になる。

40

**【0045】****【発明の効果】**

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置により、プローブケーブルの取り扱いの不便さを解消した超音波診断装置を提供することが可能になる。

**【図面の簡単な説明】**

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波プローブにおける光信号受信部及び送信ビームフォーマの内部構成

50

を示す図である。

【図3】図1の超音波プローブにおける受信ビームフォーマ及び光信号送信部の内部構成を示す図である。

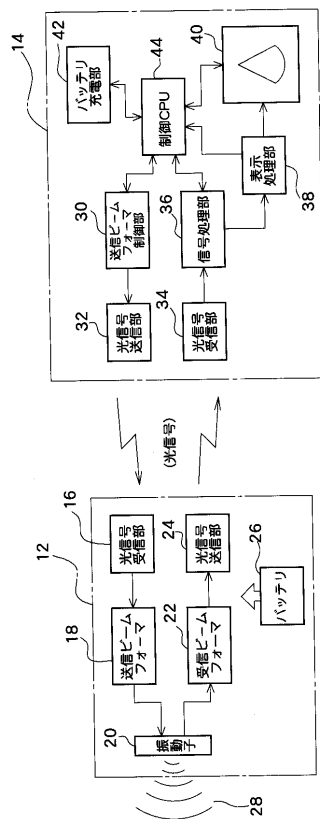
【図4】本発明に係る超音波診断装置の超音波プローブの外観図である。

【図5】本発明に係る超音波診断装置を利用した診断方法を示す図である。

【符号の説明】

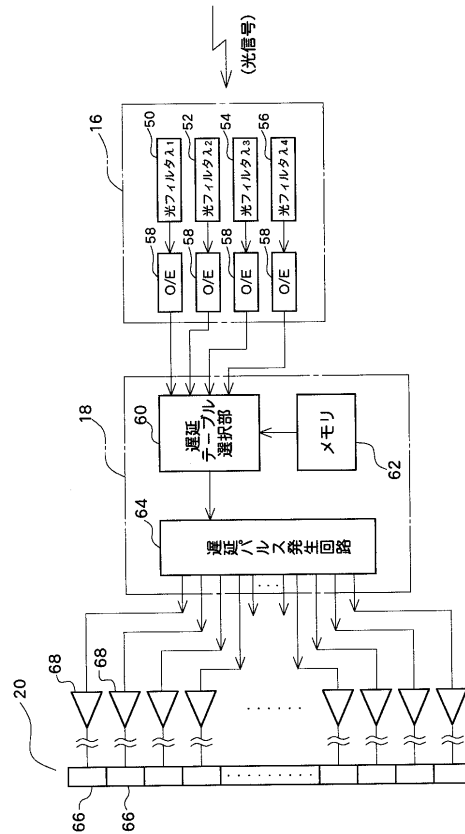
10 超音波診断装置、12 超音波プローブ、14 装置本体、16 光信号受信部、18 送信ビームフォーマ、22 受信ビームフォーマ、24 光信号送信部、26 バッテリ、30 送信ビームフォーマ制御部、32 光信号送信部、34 光信号受信部、42 バッテリ充電部。

【図1】

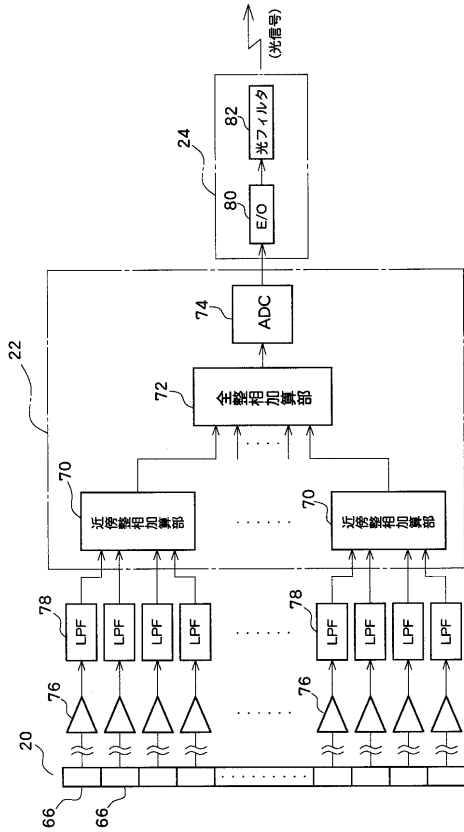


10：超音波診断装置

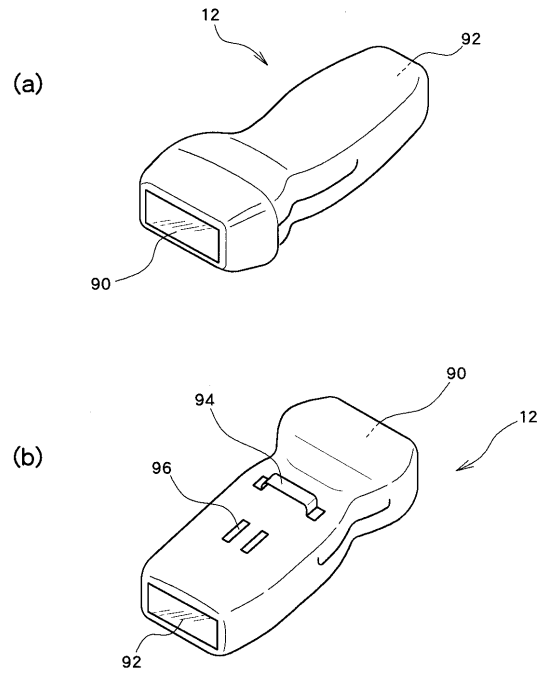
【図2】



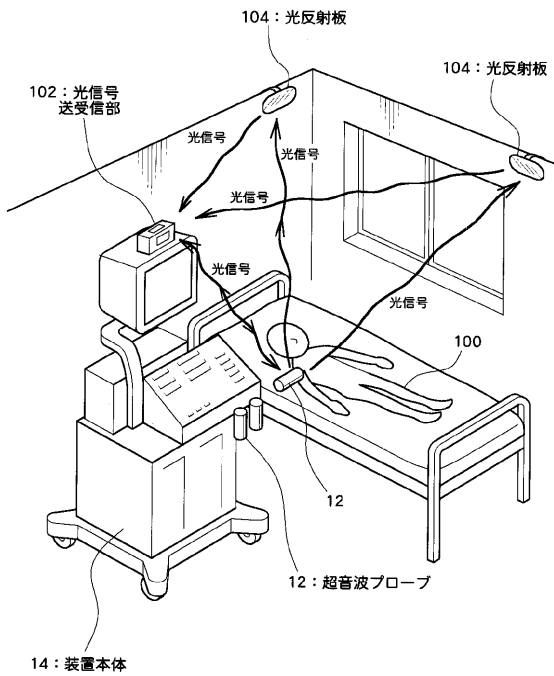
【図3】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 EE13 GA01 GA02 HH37 HH38 JA03 JA17 JA19 JA20  
JB29 LL05  
4C601 EE11 GA01 GA02 GD01 GD02 GD03 GD11 GD12 GD18 GD20  
HH31 JB01 JB34 JB45 LL01 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004141328A</a>	公开(公告)日	2004-05-20
申请号	JP2002308519	申请日	2002-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	国田正德 三宅康则		
发明人	国田 正德 三宅 康则		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/EE13 4C301/GA01 4C301/GA02 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JA03 4C301/JA17 4C301/JA19 4C301/JA20 4C301/JB29 4C301/LL05 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03 4C601/GD11 4C601/GD12 4C601/GD18 4C601/GD20 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/LL01 4C601/LL05		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该设备消除了处理探头电缆的不便之处。超声波诊断装置10的装置主体14将发送控制光信号发送至超声波探头12。传输波束形成器18从预先登记的延迟表中选择与传输控制光信号相对应的延迟表，并且基于该延迟表将振荡器驱动信号输出到由多个振荡器组成的振荡器20。供应给。振荡器20发送超声波，接收来自被检体的反射波，并将接收到的信号输出到接收波束形成器22。接收波束形成器22对从振荡器20输出的来自多个振动元件的接收信号执行相位相加。经受了相加的波接收信号在光信号发送器24中被转换成波接收光信号，并且被发送到设备主体14。[选型图]图1

