

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公 開 特 許 公 報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 143155

(P2002 - 143155A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マコ-ト\* ( 参考 )

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

H 0 4 B 10/22

H 0 4 B 9/00

A

5 K 0 0 2

10/00

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L ( 全 11数 )

(21)出願番号 特願2000 - 346995(P2000 - 346995)

(22)出願日 平成12年11月14日(2000.11.14)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(72)発明者 坪根 泉

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電  
子株式会社内

(72)発明者 中川 行雄

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電  
子株式会社内

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 ( 外 2 名 )

F タ-ム ( 参考 ) 4C301 EE04 JA03 JA17

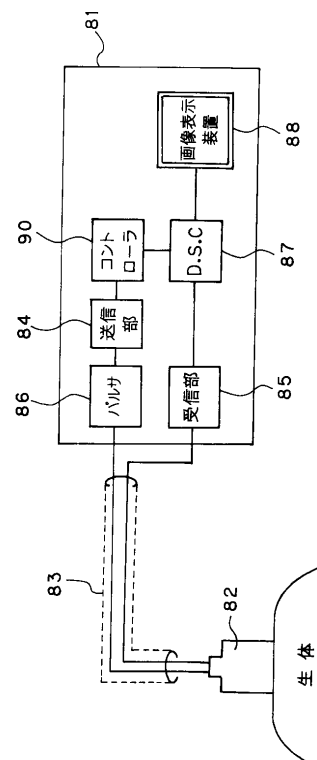
5K002 AA01 AA03 BA16 FA01

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】超音波断層法や超音波ドプラ法等を用いて生体内部組織を探知する超音波診断装置の画像表示の分解能を向上させるため、探触子と本体との間の伝送路の漏話を減少させたり、伝送路に外来雑音が入り込まないようにしてS/N比を高めるための手段を提供する。

【解決手段】超音波を生体内に送波し生体内部で反射した超音波を受波して電気信号に変換する振動子と、前記電気信号に基づく画像を表示する本体とを備えた超音波診断装置において、前記振動子と前記本体との間に、前記電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ、該光信号を伝送する光ファイバ、および該光ファイバが伝送する該光信号を再び電気信号に変換する光レシーバを有するケーブルを備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】超音波を生体内に送波し生体内部で反射した超音波を受波して電気信号に変換する振動子と、前記電気信号に基づく画像を表示する本体とを備えた超音波診断装置において、

前記振動子と前記本体との間に、電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ、該光信号を伝送する光ファイバ、および該光ファイバが伝送する該光信号を再び電気信号に変換する光レシーバを有するケーブルを備えたことを特徴とする超音波診断装置

【請求項 2】前記振動子と前記ケーブルとの間に、該振動子の励振電圧を発生するパルサを備え、該ケーブルが、該パルサを駆動する電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ、該光信号を伝送する光ファイバ、および該光ファイバが伝送する該光信号を再びパルサを駆動する電気信号に変換する光レシーバをも備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】前記光ファイバが、前記振動子で変換する電気信号から変換した第 1 の光信号と前記本体で発生する電気信号から変換した第 2 の光信号との双方を相互に異なるタイミングで伝送するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】前記ケーブルが前記本体に備えられた電源部から前記光トランスミッタ、前記光レシーバまたは前記パルサに給電する給電線を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、超音波断層法や超音波ドブラ法等を用いて生体内部組織を探知する超音波診断装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波は人体に無害であることから、生体内に超音波を送波し、その反射波を受波して画像信号に変換し、生体内部組織の状態を画像表示する超音波診断装置が医療分野で用いられている。

【0003】超音波診断装置は、パルス電圧などを超音波に変換して生体内に送波し、生体内部で反射した反射波を受波して電気信号に変換する振動子と、パルス電圧などを発生したり変換した電気信号を画像信号に変換して画像表示する本体と、それら振動子と本体との間をつなぐケーブルによって構成されている。

【0004】超音波診断装置を医学的診断に用いる方法として、生体内部組織の断面を把握する超音波断層法、血流等を把握する超音波ドブラ法等がある。

【0005】超音波断層法は、生体内部に超音波ビームを平行もしくは扇状に走査し、内部組織の断層像を画像表示する方法で、反射波の振幅の大きさを CRT の輝度信号に変換して B モード像を得る方法が一般に用いられる。また、生体内部に超音波を送波する方法にはパルス

エコー法と連続波法とがあるが、B モード像を得るにはパルスエコー法が用いられる。

【0006】パルスエコー法は、超音波の送受を時間によって区分し、送信する時間区分では生体内部にパルス波を数発（以下バースト波と称す）送信するが、受信する時間区分では送波は止めて反射波を受波する方法であり、連続波法は、振動子を送波用と受波用とに区分して送波と受波を同時に行い、送波用振動子から連続波を送波する方法である。

10 【0007】B モード像を得るには複数の振動子が配列された配列形探触子が用いられ、配列形探触子はさらに、振動子を直列に配列したリニアアレイ探触子、振動子を凸の円弧状に配列したコンベックス探触子、振動子を直列に配列し電子的に扇状走査するフェーズドアレイ探触子などに分類される。

【0008】超音波ドブラ法は、生体の内部組織の血流などを画像表示する方法で、移動する被検体の移動方向や移動速度によって反射波の周波数や位相が偏移するという性質（ドブラシフトと呼ぶ）から、被検体の移動速度や移動方向を探知する方法である。

【0009】超音波ドブラ法は生体内部に超音波を送波する方法の違いにより、さらにパルスドブラ法と連続波ドブラ法に分けられる。

【0010】パルスドブラ法は、生体の比較的深いところにある関心領域に焦点を合わせて超音波バースト波を送り、反射波のうちから関心領域で反射した電気信号をサンプリングし、ドブラシフト成分を抽出して血流速などを描画する方法（以下 PWD モードと称す）で、配列形探触子を用いる。

【0011】連続波ドブラ法は、生体の比較的浅いところにある関心領域に焦点を合わせて超音波連続波を送り、反射波を受波して得た電気信号のドブラシフト成分を抽出して血流速などを描画する方法（以下 CWD モードと称す）で、インディペンデント形探触子または配列形探触子を用いる。

【0012】図 1 は、超音波診断装置の本体とインディペンデント形探触子とこれらの間をつなぐケーブルの構成例を示す図である。

【0013】図 1 において、本体 1 のパルサ 6 で発生した励振電圧がケーブル 3 の送波用信号ライン 10 を経由してインディペンデント形探触子 2 の送波専用振動子 8 に印加され、送波専用振動子 8 はこの電圧により励振されて超音波を図示しない人体内部に送波する。受波専用振動子 7 は図示しない人体内部から反射波を受波して電気信号に変換し、その電気信号は受波用信号ライン 9 を経由して本体 1 の受信部 5 に送られる。

【0014】上述の通り、インディペンデント形探触子の振動子は、送波専用振動子と受波専用振動子とに分かれており、連続波法に用いられる。

【0015】したがって、ケーブル内の信号ラインも受

波用信号ライン 9 と送波用信号ライン 10 とに分けられるが、これらはともに絶縁被覆電線であり、同時に使用されるので、本体 1 から送波専用振動子 8 に励振電圧を送る送波用信号ライン 10 と受波専用振動子 7 から本体 1 に電気信号を送る受波用信号ライン 9 との間および受波用信号ライン相互間の静電結合または電磁結合により、送波用信号ライン 10 を経由して送波専用振動子 8 に印加される励振電圧が受波用信号ライン 9 に混入する近端または遠端漏話が起り易い。

【0016】近端漏話は S/N 比を劣化させ、遠端漏話は 10 アーチファクトの一因となる。

【0017】さらに、各信号ラインへ外来雑音が侵入しやすい。

【0018】図 2 は、超音波診断装置の本体と配列形探触子との間のケーブルの構成図である。

【0019】図 2 において、振動子 21a1 ~ 21an (一部図示せず)、本体 1 に設けられた受信部 5a1 ~ 5an (一部図示せず)、パルス 6a1 ~ 6an (一部図示せず) および送信部 4a1 ~ 4an (一部図示せず) はそれぞれ n 個ずつ、配列形探触子 20 と本体 1 と 20 の間をつなぐケーブル 30 には、信号ライン 23a1 ~ 23an (一部図示せず) を n 本備えている。

【0020】配列形探触子 20 を用いて連続波法を行う場合は、振動子 21ak ~ 21an は送波専用振動子、信号ライン 23ak ~ 23an は送波用信号ラインとなり、振動子 23a1 ~ 23aj は受波専用の振動子、信号ライン 23a1 ~ 23aj は受波用信号ラインとなる。

【0021】パルス 6ak ~ 6an で発生した励振電圧は送波信号ライン 23ak ~ 23an を経て送波専用振 30 動子 21ak ~ 21an を励振し、送波専用振動子 21ak ~ 21an は図示しない人体内に超音波を送波する。生体内部で反射した反射波は受波専用振動子 21a1 ~ 21aj で電気信号に変換され、その電気信号は受波用信号ライン 23a1 ~ 23aj を経由して、受信部 5a1 ~ 5aj で受信される。

【0022】パルスエコー法を行う場合は、ケーブル 30 の信号ライン 23a1 ~ 23an と振動子 21a1 ~ 21an を時間により区分して超音波や電気信号の送受 40 を行う。

【0023】図 3 は、パルスエコー法を行う場合に信号ラインを送受する電気信号をあらわす模式図である。

【0024】図 3 に示すように、送信に使用する時間区分 26 と受信に使用する時間区分 27 に分け、送信に使用する時間区分 26 には振動子のパルス電圧 29 が信号ラインに送られ、受信に使用する時間区分 27 には振動子が変換した電気信号 28 が信号ラインに送られる。

【0025】以下、これらの送信と受信が周期ごとに繰り返される。したがって、送信に使用する時間区分 26 には、図 2 のパルス 6a1 ~ 6an で発生したパルス 50

電圧が信号ライン 23a1 ~ 23an を経由して振動子 21a1 ~ 21an を励振し、振動子 21a1 ~ 21an は超音波を生体内に送波する。また、受信に使用する時間区分 27 では、生体内部で反射した反射波を振動子 21a1 ~ 21an が受波して電気信号に変換し、その電気信号が信号ライン 23a1 ~ 23an を経由して、本体 1 の受信部 5a1 ~ 5an に送られる。

【0026】なお、送信に使用する時間区分 26 が、受信に使用する時間区分 27 かによって、図示しないスイッチは、信号ライン 23a1 ~ 23an6 とパルス 6a1 ~ 6an との接続から信号ライン 23a1 ~ 23an と受信部 5a1 ~ 5an との間の接続に接続を切り替える。

【0027】上述の通り、配列形探触子の振動子は、このように送波専用振動子群と受波専用振動子群に分けて連続波法に用いる場合と、時間により区分してパルスエコー法に用いる場合とがあるが、ケーブル内の信号ラインは絶縁被覆電線であり、連続波法に用いる場合はインディペンデント形探触子の信号ラインと同様、本体から振動子にパルス電圧を送る送波用信号ラインと振動子から本体に電気信号を送る受波用信号ラインとの間および受波用信号ライン相互間に生じる静電結合または電磁結合により漏話が起り易い。また、パルスエコー法に用いる場合には、信号ライン相互の間に生じる静電結合または電磁結合により漏話が起り易い。近端漏話は S/N 比を劣化させ、遠端漏話は アーチファクトの一因となる。さらに、各信号ラインへ外来雑音が侵入しやすい。

【0028】

【発明が解決しようとする課題】超音波診断装置は生体内部の疾患を探知するために用いられるものであり、生体内部組織の断層像、内臓の運動状態、血流の状況などを鮮明に、感度よく画像表示する必要がある。このため、生体内部に送るパルス波のタイミングをずらし、関心領域に超音波ビームの焦点を合わせたり、超音波周波数を高くするなど診断画像の分解能を高める工夫がなされている。しかし、そのような工夫をしても、振動子と本体との間をつなぐケーブル内の信号ラインは絶縁被覆電線が用いられているので外来雑音を拾い易い。また、ケーブル内の信号ライン相互間は近接しているので静電結合や電磁結合による漏話が起り易く、連続波法を用いる場合には特に問題となる。また、遅延回路によりタイミングや位相をずらし電子的に扇状走査するフェーズドアレイ探触子を用いる場合は、同一地点から反射した信号を遅延させ加算する遅延加算演算回路が漏話信号により飽和が生じ易いため、プリアンプのゲインを抑制せざるを得ないという問題もある。さらに、遠端漏話による虚像 (アーチファクト) が生ずるおそれもある。

【0029】上記事情に鑑み、本発明は、信号ライン間の漏話や信号ラインに侵入する外来雑音などを防ぐことにより、受信感度の向上を図った超音波診断装置を提供

することを目的とする。

【0030】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成する本発明の超音波診断装置は、超音波を生体内に送波し生体内部で反射した超音波を受波して電気信号に変換する振動子と、上記電気信号に基づく画像を表示する本体とを備えた超音波診断装置において、上記振動子と上記本体との間に、電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ、該光信号を伝送する光ファイバ、および該光ファイバが伝送する該光信号を再び電気信号に変換する光レシーバを有するケーブルを備えたことを特徴とする。

【0031】このように、振動子と本体との間に光ファイバを備えるので、電気信号を光ファイバで伝送する場合のその信号ラインへの漏話の混入や外来雑音の侵入は防止できるので、良質な画像を表示できる。

【0032】また、上記振動子と上記ケーブルとの間に、パルス電圧を上記振動子に送るパルスを備え、該ケーブルが、該パルスを駆動する電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ、該光信号を伝送する光ファイバ、および該光ファイバが伝送する該光信号を再びパルスを駆動する電気信号に変換する光レシーバをも備えたことも好ましい。

【0033】また、上記光ファイバが、上記振動子で変換する電気信号から変換した第1の光信号と上記本体で発生する電気信号から変換した第2の光信号との双方を相互に異なるタイミングで伝送するものであることは好ましい態様である。

【0034】このように、パルスを振動子側に設け、ケーブル内の信号ラインをすべて光ファイバとすれば、連続波法、パルスエコー法のいずれを用いる場合においてもケーブル内の信号ライン相互間における漏話や信号ラインへの外来雑音の侵入を防止できるので、良質な画像を表示できる。

【0035】

【発明の実施の形態】本発明の第1の実施形態について説明する。

【0036】図4は、本発明の第1の実施形態を示す超音波診断装置のブロック図である。

【0037】図4に示すように、超音波診断装置は本体81と、探触子82と、これら本体81と探触子82との間のケーブル83とから構成されている。

【0038】本体81は装置全体を制御するコントローラ90、コントローラ90の制御信号により駆動信号を送出する送信部84、送信部84から駆動信号を受けてパルス電圧を発生するパルサ86、探触子82から送られる電気信号を受信してデジタル信号に変換する受信部85、受信部の変換するデジタル信号を画像信号に変換するデジタルスキャンコンバータ87およびデジタルスキャンコンバータ87が変換する画像信号を画像表示する画像表示装置88が備えられている。

【0039】コントローラ90は装置全体を制御し、送信部84はコントローラ90から制御信号を受けて駆動信号を発生し、パルサ86はその駆動信号により励振電圧を発生する。

【0040】パルサ86で発生した励振電圧は、ケーブル83を経て、探触子82に備える図示しない振動子に印加され、振動子を励振する。励振された振動子は、生体内に超音波を送波し、生体内部で反射した反射波を受波して電気信号に変換する。その電気信号は、ケーブル83を経て受信部85に送られる。

【0041】受信部85で受信した電気信号は、デジタルスキャンコンバータ87で座標変換、補間演算が行われて画像信号に変換された後、画像表示装置88に画像表示される。

【0042】図5は、本発明の第1の実施形態を示す超音波診断装置のケーブルの構成図である。

【0043】本実施形態の探触子はインディペンデント形探触子であり送波専用振動子と受波専用振動子に独立しており連続波法に用いられる。

【0044】図5において、図示しない生体に超音波を送波する送波専用振動子8と図示しない生体から反射波を受波して電気信号に変換する受波専用振動子7から構成され、送波専用振動子8はケーブル3に設けられた絶縁被覆電線からなる送波用信号ライン10を経て本体1のパルサ6、および送信部4に接続されている。

【0045】また、受波専用振動子7は電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ31、光信号を伝送する光ファイバ35、光信号を再び電気信号に変換する光レシーバ41を経て、本体1の受信部5に接続されている。なお、光トランスミッタ31は、ケーブルに設けた給電線51を経て本体1の電源部50に接続されている。

【0046】図6は、本実施形態に使用する光トランスミッタのブロック図を示す。

【0047】図6に示すように、光トランスミッタ31はバッファ回路16および発光回路17から構成されている。

【0048】光トランスミッタ31は、バッファ回路16で電気信号を受信し、その電気信号を整形して発光回路17に送り、発光回路17は図示しない発光素子により電気信号を光信号に変換する。

【0049】ここで、発光素子としては、たとえばフォトダイオードなどが用いられる。

【0050】なお、パルスエコー法におけるバースト波の送波時には通常百数十Vの電圧を印加して振動子を励振するので、バッファ回路16の前段には高圧をカットするリミット回路（図示しない）を設けて発光回路17を保護することが望ましい。

【0051】図7は、本実施形態に使用する光レシーバのブロック図を示す。

【0052】図7に示すように、光レシーバ41は受光回路18および増幅回路19から構成されている。

【0053】図7において、光信号を受光回路18が受信し、受光回路18中にある図示しない受光素子により光信号を電気信号に変換し、変換された電気信号は図4に示す本体1の受信部5の入力レベルに整合するように増幅回路19で増幅し図4に示す本体1の受信部5に受信される。ここで、受光素子としては、たとえばフォトトランジスタなどが用いられる。

【0054】再び図5に戻って説明する。

【0055】本体1のパルサ6は、送信部4から駆動信号を受けて励振電圧を発生する。

【0056】発信専用振動子8は本体1のパルサ6からケーブル3の信号ライン10を経て励振電圧を印加され、図示しない生体内に超音波を送波する。受波専用振動子7は図示しない生体内部から反射波を受波して電気信号に変換し、ケーブル3の光トランスミッタ31に送り、光トランスミッタ31はその電気信号を光信号に変換して光ファイバ35に送り、光ファイバ35を伝送された光信号は光レシーバ41で再び電気信号に変換され、変換された電気信号は本体1の受信部5で受信される。

【0057】このように、探触子2から本体1へ電気信号を送る受波用信号ラインは光リンクを用いるので、送波用信号ラインから受波用信号ラインへの近端漏話、受波用信号ライン相互間の遠端漏話はなくなり、受波用信号ラインへの外来雑音の侵入もなくなるので、光ファイバへの外来雑音の侵入はないので、SN比が改善され、アーチファクトの抑止ができるので、良質な画像を表示できる。

【0058】次に、本発明の第2実施形態について説明する。

【0059】本発明の超音波診断装置の第2の実施形態の構成は、図4に示した第1の実施形態と構成が同じなので、図および説明を省略する。

【0060】図8は本発明の第2の実施形態を示す超音波診断装置のケーブルの構成図である。

【0061】本実施形態は、図2に示した、従来例とくらべると、受波専用振動子群と本体との間に光ファイバを備えている点が相違する。

【0062】図8において、探触子20は配列形探触子であり、n個ある振動子21a1～21anは受波専用の受波専用振動子群21a1～21ajと、送波専用の送波専用振動子群21ak～21anに分けて用いる。

【0063】全振動子21a1～21anはケーブル30のに備える絶縁被覆電線からなる信号ライン23a1～23an（一部図図示せず）を経て本体1のパルサ6a1～6an（一部図図示せず）または受信部5a1～5an（一部図図示せず）のいずれかに、スイッチ（図示せず）によって切り換えられて接続される。

【0064】さらに、受波専用振動子群21a1～21ajには電気信号を光信号に変換する光トランスミッタ31a1～31aj、光信号を伝送する光ファイバ35a1～35ajおよび電気信号を光信号に変換する光レシーバ41a1～41ajからなる光リンクが接続されている。なお、光リンクは上述の各信号ライン23a1～23anと異なり、光レシーバ41a1～41ajが本体1の対応する受信部5a1～5ajに固定接続されている。

10 【0065】なお、光トランスミッタ31a1～31ajはケーブル30に設けた給電線51を経て本体1の電源部50に接続されている。

【0066】本実施形態に用いられる光トランスミッタは図6にブロック図を示す光トランスミッタと同じであるから、光レシーバは図7にブロック図を示す光レシーバと同じであり、説明を省略する。

20 【0067】本実施形態に用いられる光トランスミッタは図6にブロック図を示す光トランスミッタと同じであり、また光レシーバは図7にブロック図を示す光レシーバと同じなので、ブロック図およびその説明を省略する。

30 【0068】この実施形態の超音波診断装置を連続波法で使用する場合は、送波専用振動子群21ak～21anは、ケーブル30の絶縁被覆電線からなる信号ライン23ak～23anを経由して、本体1のパルサ6ak～6anで発生する励振電圧を印加され、図示しない生体内に超音波を送波する。受波専用振動子群21a1～21ajは、図示しない生体内部から反射波を受波して電気信号に変換し、その電気信号をケーブル30に備える光トランスミッタ31a1～31ajが光信号に変換して光ファイバ35a1～35ajに送り、その光信号を光レシーバ41a1～41ajが再び電気信号に変換して本体1の受信部5a1～5ajに送る。

40 【0069】このように、連続波ドブラ法を用いる場合は、探触子から本体への電気信号は光信号に変換されて光リンクで伝送され、励振電圧を送る送波用信号ラインからと光リンクへの近端漏話や光リンク相互間の遠端漏話はもとより、光リンクへの外来雑音の侵入はなくなるので、SN比を改善し、漏話によるアーチファクトを抑止できるので、良質な画像を表示できる。

【0070】次に、この実施形態の超音波診断装置をパルスエコー法で使用する場合は、送波専用振動子群21ak～21anおよび受波専用振動子群21a1～21ajの全数または一部を用いて超音波の送受を行なう。

【0071】図3に模式図を示したように、パルスエコー法は、送信に使用する時間区分26では各振動子で受波して変換した電気信号が各信号ラインに送られる。

50 【0072】このため、送信に使用する時間区分においては、振動子21ak～21anおよび振動子21a1～21aj（全数または一部）は、本体1のパルサ6a

k ~ 6 a n および図示しないパルス 6 a 1 ~ 6 a j (全数または一部) が発生するパルス電圧をケーブル 30 の絶縁被覆電線からなる信号ライン 23 a k ~ 23 a n および図示しない信号ライン 23 a 1 ~ 23 a j (全数または一部) を経由して印加され、図示しない生体内に超音波を送波する。また、受信に使用する時間区分においては、振動子 21 a 1 ~ 21 a j および振動子 21 a k ~ 21 a n (全数または一部) は図示しない生体内で反射した反射波を受波して電気信号に変換し、その電気信号を一部は、ケーブル 30 に備える光トランスミッタ 31 a 1 ~ 31 a j が光信号に変換して光ファイバ 35 a 1 ~ 35 a j に送り、その光信号を光レシーバ 41 a 1 ~ 41 a j が再び電気信号に変換して本体 1 の受信部 5 a 1 ~ 5 a j に送り、他の一部は、絶縁電線からなる信号ライン 23 a k ~ 23 a n を経由して、本体 1 の図示しない受信部 5 a k ~ 5 a n に送る。

【0073】このように、受信に使用する時間区分において、絶縁被覆電線からなる信号ラインを用いて伝送される一部区間を除けば、電気信号は光信号に変換されて光リンクで伝送されるので、絶縁被覆電線からなる信号ラインから光リンクへの遠端漏話、光リンク相互間の漏話、光リンクへの外来雑音の侵入はなくなるので、この方法で使用する場合においても、一部 S/N 比が改善され、アーチファクトの抑止ができるので、良質な画像を表示できる。

【0074】次に、本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態について説明する。

【0075】図 9 は本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すブロック図である。

【0076】図 4 に示す本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態に比べ、パルス 86 が探触子 82 とケーブル 90 との間に設けられ、ケーブル内を送受される信号はすべて光信号に変換されて光ファイバにより伝送される点が相違する。

【0077】図 10 は、本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すケーブルの構成図である。

【0078】図 5 に示す第 1 の実施形態のケーブル、および図 8 に示す第 2 の実施形態のケーブルと比べると、振動子から本体に送られる電気信号が光信号に変換され、光リンクで伝送される点はもとより、振動子を励振する励振電圧を発生するパルスが振動子とケーブルとの間に設けられ、パルスの駆動信号も光信号に変換されて光リンクで伝送される点が相違する。この結果、ケーブル内を送受される信号はすべて光信号に変換されて光リンクで伝送される。

【0079】図 10 において、探触子 20 は配列形探触子であり、全振動子 21 a 1 ~ 21 a n にはパルス 6 a 1 ~ 6 a n が直接接続されている。

【0080】ケーブル 40 に備える光レシーバ 43 a 1 ~ 43 a n はパルス 6 a 1 ~ 6 a n に接続され、ケーブル

ル 40 の光トランスミッタ 31 a 1 ~ 31 a n は全振動子 21 a 1 ~ 21 a n が接続され、このトランスミッタ 31 a 1 ~ 31 a n および光レシーバ 43 a 1 ~ 43 a n が光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a n に接続され、光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a n の他端が光レシーバ 41 a 1 ~ 41 a n および光トランスミッタ 33 a 1 ~ 33 a n に接続されている。

【0081】ここで、光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a n は一方向の光信号のみを伝送するものであっても良いし、図示しない方向性結合器またはカップラを備え、それらを介して双方向の光信号を伝送するものであってもよい。

【0082】方向性結合器またはカップラは双方向の光信号を伝送する場合には、双方を相互に異なるタイミングで伝送する。

【0083】パルス 6 a 1 ~ 6 a n の所要電源は本体の高圧電源部 60 から給電線 61 により供給され、探触子側にある光レシーバ 43 a 1 ~ 43 a n および光トランスミッタ 33 a 1 ~ 33 a n の所要電源は本体 1 の電源部 50 から給電線 51 により供給される。

【0084】なお、本実施形態に使用される光トランスミッタおよび光レシーバは図 6 に示す光トランスミッタおよび図 7 に示す光レシーバと同じであり、図および説明を省略する。

【0085】次に、本実施形態の超音波診断装置を連続波法で使用する場合は振動子 21 a k ~ 21 a n を送波専用の振動子群、光ファイバ 45 a k ~ 45 a n を送波信号ラインとし、振動子 21 a 1 ~ 21 a j を受波専用の振動子群、光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a j を受波信号ラインとして用いる。本体 1 の送信部 4 a k ~ 4 a n はパルスの駆動信号をケーブル 40 の光トランスミッタ 33 a k ~ 33 a n、光ファイバ 45 a k ~ 45 a n、光レシーバ 43 a k ~ 43 a n からなる光リンクを経由してパルス 6 a k ~ 6 a n に送り、送波専用振動子群 21 a k ~ 21 a n はパルス 6 a k ~ 6 a n で発生する励振電圧により励振されて図示しない生体内に超音波を送波する。受波専用振動子群 21 a 1 ~ 21 a j は図示しない生体内部から反射する反射波を受波して電気信号に変換し、その電気信号はケーブル 40 の光トランスミッタ 31 a 1 ~ 31 a j、光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a j、光レシーバ 31 a 1 ~ 31 a j からなる光リンクを経由して本体 1 の受信部 5 a 1 ~ 5 a j に送られる。

【0086】次に、パルスエコー法で使用する場合は、送信に使用する時間区分では本体 1 の送信部 4 a 1 ~ 4 a n はパルスの駆動信号を光トランスミッタ 33 a 1 ~ 33 a n、光ファイバ 45 a 1 ~ 45 a n、光レシーバ 43 a 1 ~ 43 a n からなる光リンクを経由してパルス 6 a 1 ~ 6 a n に送り、その駆動信号によりパルス 6 a 1 ~ 6 a n はパルス電圧を発生して振動子群 21 a 1 ~ 21 a n の全数または一部を励振する。励振された振

動子群 21a1 ~ 21an は超音波を図示しない生体内に送波する。

【0087】受信に使用する時間区分では、振動子群 21a1 ~ 21an の全数または一部は生体内部で反射した反射波を受波して電気信号に変換し、その電気信号は光トランスミッタ 31a1 ~ 31an、光ファイバ 45a1 ~ 45an、光レシーバからなる光リンクを経由して本体 1 の受信部 5a1 ~ 5an に送られる。

【0088】なお、光ファイバは、図示しない方向性結合器またはカップラを用いて光信号を双方向で伝送する場合は、双方を相互に異なるタイミングで伝送する。

【0089】このように、探触子と本体との間はずべて光信号に変換され光リンクで伝送されるので、超音波断層法、超音波ドップラ法のいずれを用いる場合であっても、ケーブル内の信号ライン相互間の漏話や光ファイバへの外来雑音の侵入はなくなるので、SN比やアーチファクトが改善され、良質な画像を表示できる。

【0090】

【発明の効果】本発明によれば、超音波診断装置の本体と探触子との間の信号は一部または全部が光信号に変換され光リンクで伝送され、これら信号への漏話の混入や外来雑音の侵入はないので、SN比やアーチファクトが改善され、診断画像の感度を向上させることができる。また、絶縁被覆電線を光ファイバに置換することによりケーブルの軽量化が図られ、装置の操作性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】超音波診断装置の本体とインディペンデント形探触子との間をつなぐケーブルの構成図である。

【図 2】超音波診断装置の本体と配列形探触子との間をつなぐケーブルの構成図である。

【図 3】パルスエコー法を行う場合の信号ラインに送受される電気信号をあらわす模式図である。

【図 4】本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を示すブロック図である。

【図 5】本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を示すケーブルの構成図である。

【図 6】本発明の実施形態に使用する光トランスミッタのブロック図を示す。

【図 7】本発明の実施形態に使用する光レシーバのブロック図を示す。

\*【図 8】本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を示すケーブルの構成図である。

【図 9】本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すブロック図である。

【図 10】本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すケーブルの構成図である。

【符号の説明】

1, 81 本体

2 インデペンデント形探触子

3, 30, 40, 83 ケーブル

4, 4a1 ~ 4an, 84 送信部

5, 5a1 ~ 5an, 85 受信部

6, 6a1 ~ 6an, 86 パルサ

7 受波専用振動子

8 送波専用振動子

9 受波用信号ライン

10 送波用信号ライン

16 バッファ回路

17 発光回路

18 受光回路

19 増幅回路

20 配列形探触子

21a1 ~ 21an 振動子

23a1 ~ 23an 信号ライン

26 送信に使用する時間区分

27 受信に使用する時間区分

28 電気信号

31, 31a1 ~ 31an, 33a1 ~ 33an 光トランスミッタ

35, 35a1 ~ 35aj, 45a1 ~ 45an 光ファイバ

41, 41a1 ~ 41an, 43a1 ~ 43an 光レシーバ

50 電源部

51, 61 給電線

60 高圧電源部

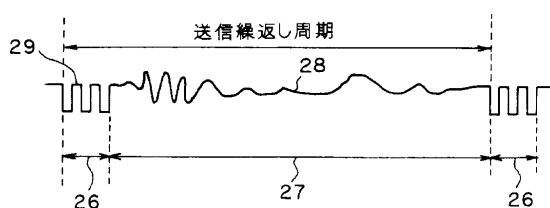
82 探触子

87 デジタルスキャンコンバータ

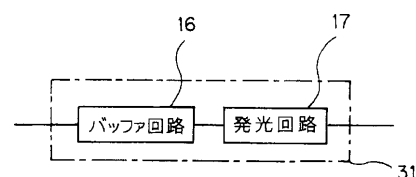
88 画像表示装置

\* 90 コントロ - ラ

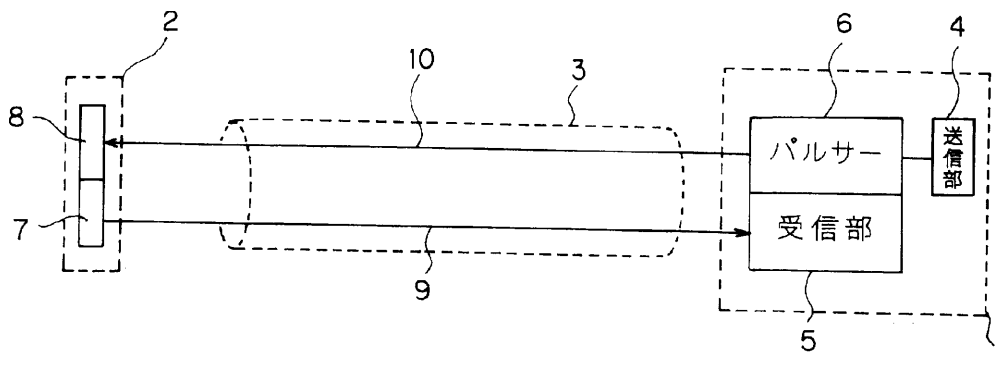
【図 3】



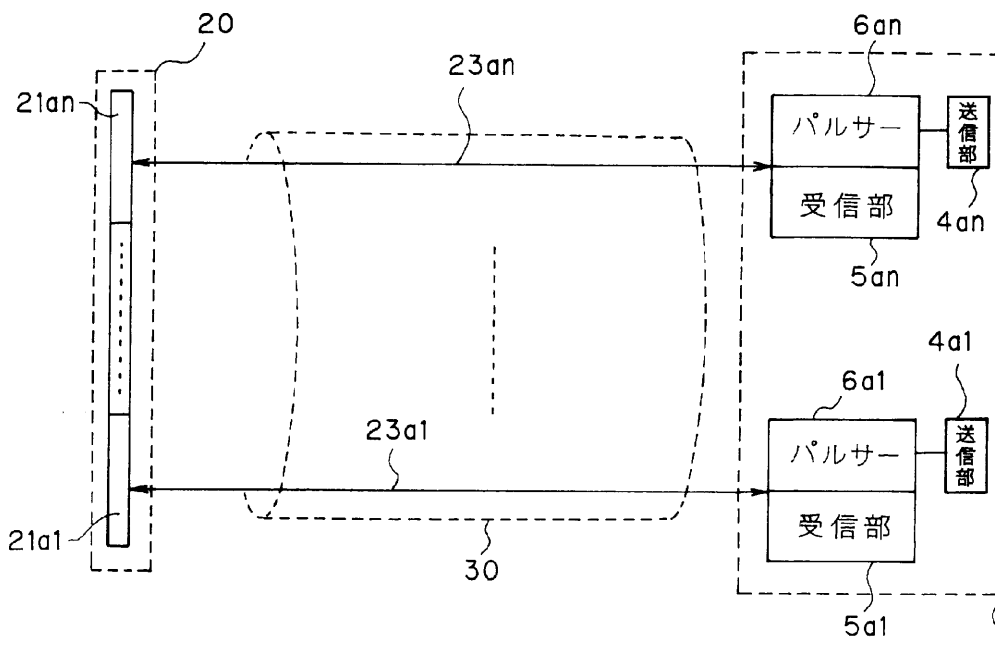
【図 6】



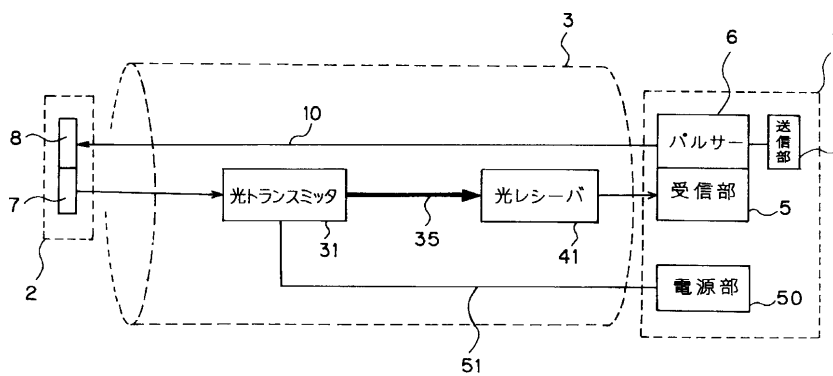
【図1】



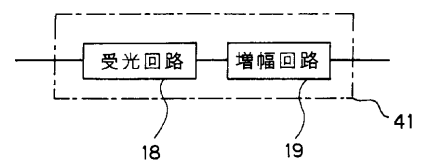
【図2】



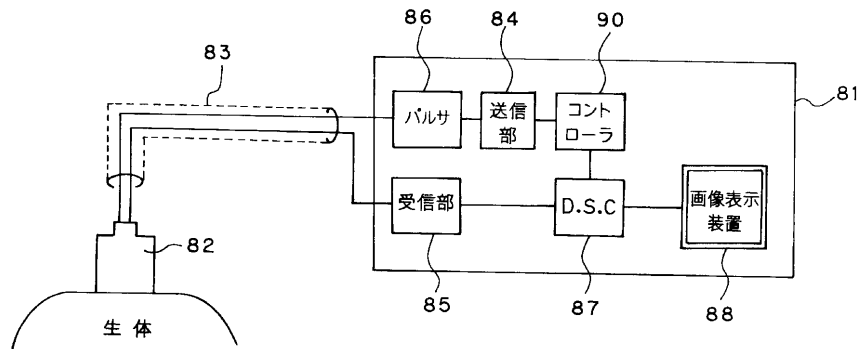
【図5】



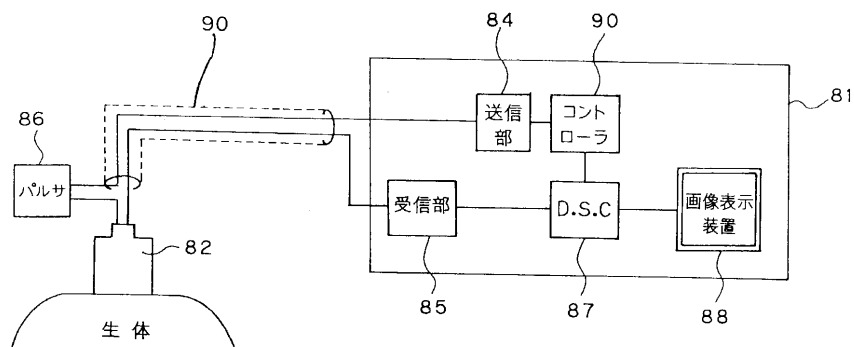
【図7】



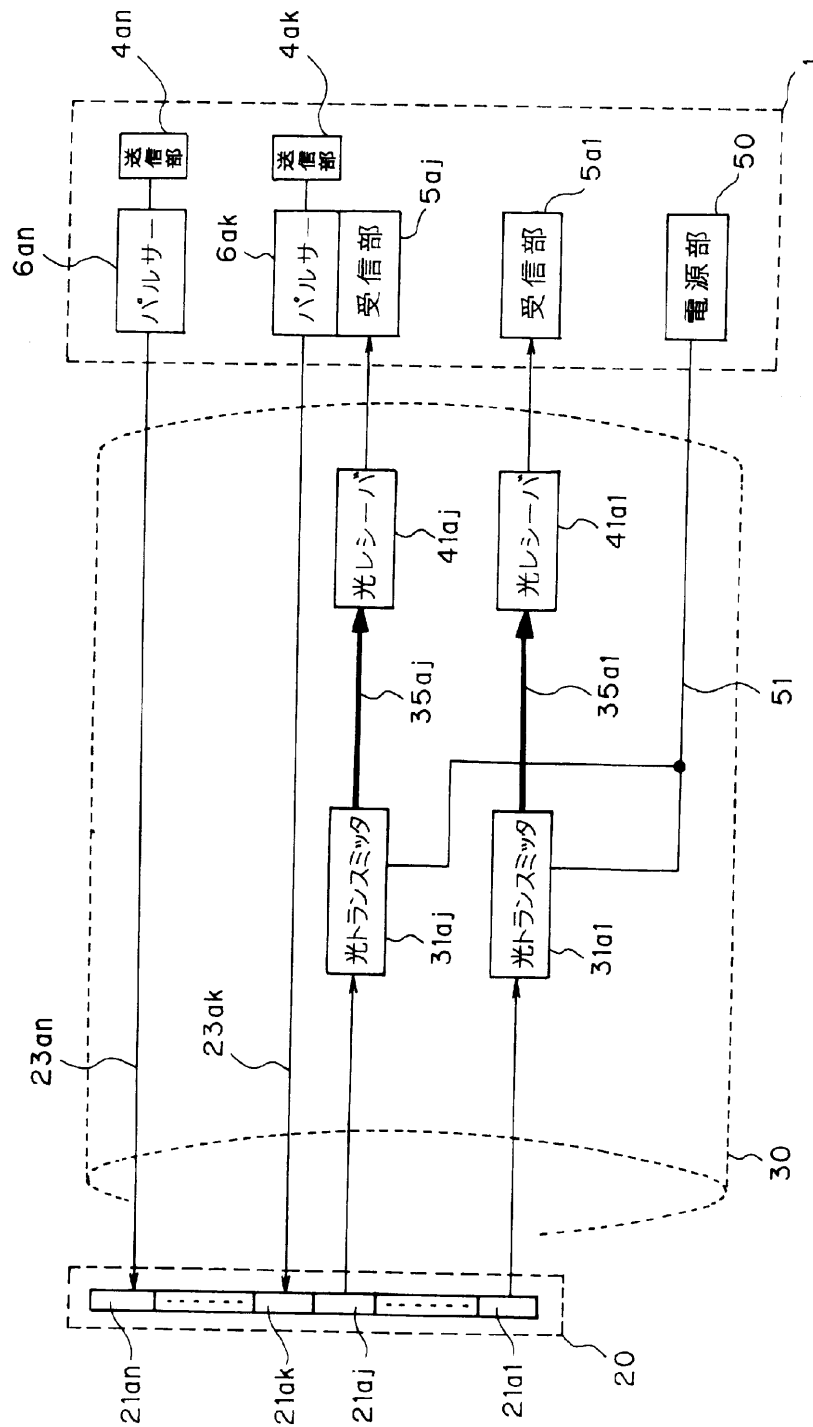
【図4】



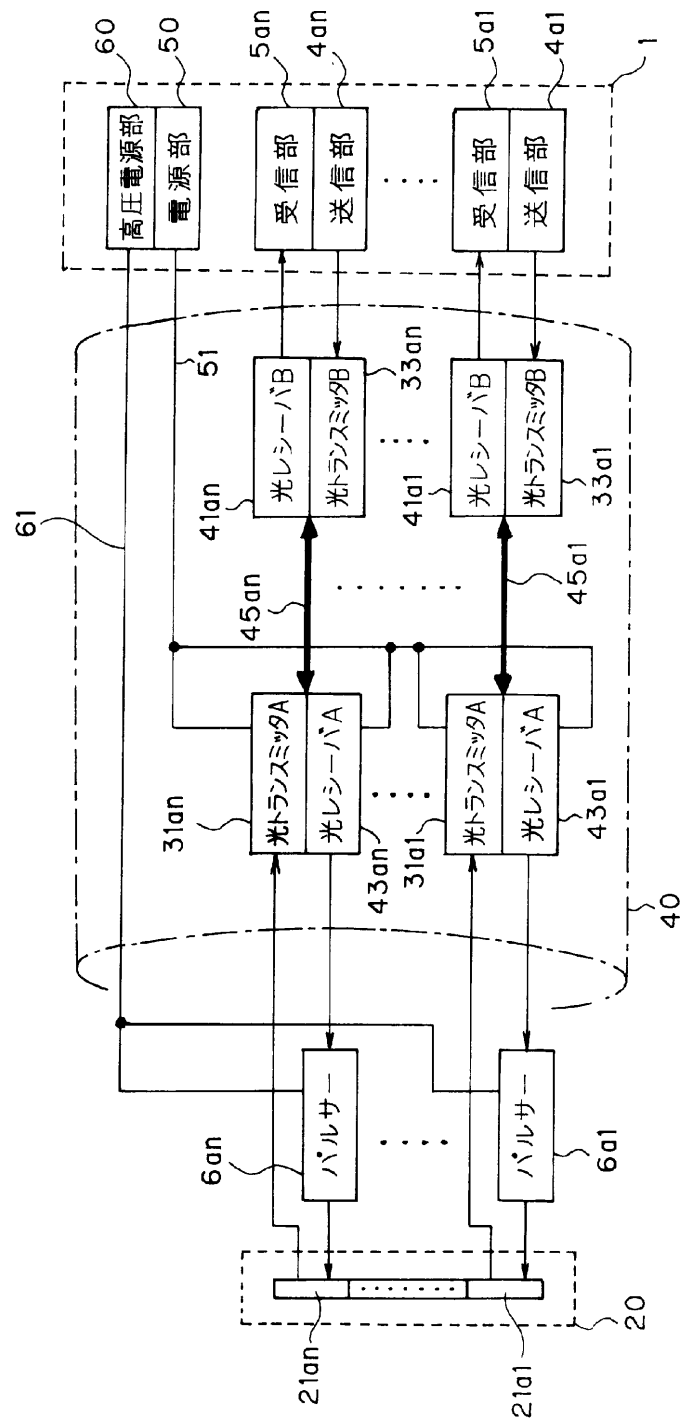
【図9】



【図8】



【図10】



|                |                                                                                                                                                                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                                                                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2002143155A</a>                                                                                                                                                                         | 公开(公告)日 | 2002-05-21 |
| 申请号            | JP2000346995                                                                                                                                                                                          | 申请日     | 2000-11-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 福田电子株式会社                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 福田电子株式会社                                                                                                                                                                                              |         |            |
| [标]发明人         | 坪根泉<br>中川行雄                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 坪根 泉<br>中川 行雄                                                                                                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 H04B10/00 H04B10/2507 H04B10/80 H04B10/22                                                                                                                                                    |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 H04B9/00.A H04B10/00 H04B10/2507 H04B10/80 H04B10/80.160 H04B9/00.251 H04B9/00.380                                                                                                           |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C301/EE04 4C301/JA03 4C301/JA17 5K002/AA01 5K002/AA03 5K002/BA16 5K002/FA01 4C601/EE02 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03 4C601/GD11 4C601/GD12 5K102/AA01 5K102/AB01 5K102/AN02 5K102/KA12 5K102/KA42 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                             |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种减少探头和主体之间传输线泄漏的方法，防止外来噪声进入传输线并提高SN比，以提高超声诊断的图像显示分辨率通过使用超声波断层摄影法或超声波多普勒法等检测生物体内部组织的装置。解决方案：超声波诊断装置设有振动器，用于将超声波发射到生物体内，接收反射的超声波。生物体的内部部分并将其转换成电信号，并且主体用于基于电信号显示图像。该装置还具有用于将电信号转换为光信号的光发射器，用于传输光信号的光纤和具有光接收器的电缆，用于将由光纤传输的光信号再次转换为电信号。振动器和主体。

