(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3892104号
(P3892104)
(45)発行日　平成19年3月14日(2007.3.14)　(24)登録日　平成18年12月15日(2006.12.15)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/00 (2006.01)　A61B 8/00

請求項の数 3　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平9-104743
(22)出願日　平成9年4月22日(1997.4.22)
(65)公開番号　特開平10-295688
(43)公開日　平成10年11月10日(1998.11.10)
審査請求日　平成16年4月22日(2004.4.22)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
(74)代理人　100087505
弁理士　西山　春之
(72)発明者　泉　美喜雄
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
株式会社日立メディコ内

審査官　後藤　順也

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】

被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理する超音波送受信手段及びこの超音波送受信手段からの信号により画像データを生成する画像生成手段並びにこの画像生成手段からの出力信号を画像として表示する画像表示手段を備えた超音波診断装置本体と、

を有し、前記超音波探触子から延びるケーブルをコネクタ部を介して超音波診断装置本体に接続することで前記超音波探触子を超音波診断装置本体に接続する超音波診断装置において、

前記超音波探触子の遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を、前記超音波診断装置本体以外の超音波探触子側にて前記コネクタ部のケース内に設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項２】

上記遅延等価手段は、安定抵抗型の複数の遅延等価器を直列に配置した多段の回路構成とされてい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３】

被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理する超音波送受信手段及びこの超音波送受信手段からの信号により画像データを生成す

る画像生成手段並びにこの画像生成手段からの出力信号を画像として表示する画像表示手段を備えた超音波診断装置本体と、
を有する超音波診断装置において、
前記超音波探触子によって受信され整相加算された反射エコー信号を入力してその遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を具備した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、被検体に対して超音波パルスを送受することにより、被検体の診断部位の断層像を得る超音波診断装置に関し、特に、超音波探触子によって受信された超音波の遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を具備することにより、高感度を維持しつつ良好なパルス応答特性を得て、診断部位の断層像の画質を向上する超音波診断装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
従来の超音波診断装置は、図９に示すように、被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子１と、超音波を送信する送波器２ａ，２ｂ，…，２ｎと、受信した超音波の反射エコー信号を増幅する前置増幅器３ａ，３ｂ，…，３ｎと、送波ビームに対応する受信ビームを形成し所望の方向の反射エコー信号を取り出す整相加算器４と、反射エコー信号をビデオ信号に変換する検波部５及びレベル圧縮器６と、ビデオ信号をテレビ信号に変換するスキャンコンバータ７と、テレビ信号に変換された被検体の断層像を表示する画像表示手段としての表示部８と、上記構成要素を制御する制御手段としての制御部９とを有して成っていた。なお、符号１０は超音波診断装置本体を示し、符号１１ａ，１１ｂ，…，１１ｎは、超音波探触子１と超音波診断装置本体１０とを電気的に結ぶ信号ケーブルを示している。
【０００３】
図１０は、従来の超音波診断装置における超音波探触子１を示す断面図である。この超音波探触子１は、ケース１１内に圧電セラミック振動子１２、バッキング材１３、音響マッチング層１４ａ，１４ｂ及び電極１５を有して成るものである。なお、上記超音波探触子１からは同軸ケーブル１６が延設されており、該同軸ケーブル１６の端部にはコネクタ部１７が配設されている。このコネクタ部１７内には、インダクタ１８が配設されている。
【０００４】
上記超音波探触子１により良好な画質であり且つ高度な分解能である診断部位の断層像を得るためには、上記超音波探触子１のパルス応答特性を良好にする必要があった。このため、超音波周波数そのものを高くすることでパルス幅を短くしたり、バッキング材１３の音響インピーダンスを圧電セラミック振動子１２の音響インピーダンスに近い値にして所謂ダンピングによりパルス幅の短い応答特性を得たりしていた。
【０００５】
【発明が解決しようとする課題】
しかし、このような従来の超音波診断装置においては、超音波周波数そのものを高くした場合は、超音波の特性により減衰が著しく大きくなり、深部の感度を著しく低下させてしまうという問題があった。また、バッキング材１３の音響インピーダンスを圧電セラミック振動子１２の音響インピーダンスに近くした場合は、超音波探触子１内部の損失が大きくなり、感度が低下するという問題があった。
【０００６】
そこで、本発明は、このような問題点に対処し、超音波探触子によって受信された超音波の遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を具備することにより、高感度を維持しつつ良好なパルス応答特性を得て、診断部位の断層像の画質を向上する超音波診断装

置を提供することを目的とする。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理する超音波送受信手段及びこの超音波送受信手段からの信号により画像データを生成する画像生成手段並びにこの画像生成手段からの出力信号を画像として表示する画像表示手段を備えた超音波診断装置本体と、を有し、前記超音波探触子から延びるケーブルをコネクタ部を介して超音波診断装置本体に接続することで前記超音波探触子を超音波診断装置本体に接続する超音波診断装置において、前記超音波探触子の遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を、前記超音波診断装置本体以外の超音波探触子側にて前記コネクタ部のケース内に設けたものである。

そして、上記遅延等価手段は、安定抵抗型の複数の遅延等価器を直列に配置した多段の回路構成とされている。

【０００８】

また、他の手段による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理する超音波送受信手段及びこの超音波送受信手段からの信号により画像データを生成する画像生成手段並びにこの画像生成手段からの出力信号を画像として表示する画像表示手段を備えた超音波診断装置本体と、を有する超音波診断装置において、前記超音波探触子によって受信され整相加算された反射エコー信号を入力してその遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を具備したものである。

【０００９】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図１は、本発明による超音波診断装置の第一の実施形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を被検体の診断部位に送信することによりその断層像を得るものであり、被検体内に超音波を送信すると共にその反射波を受信する超音波探触子１と、超音波を送信する送波器２ａ，２ｂ，…，２ｎと、受信した超音波の反射エコー信号を増幅する前置増幅器３ａ，３ｂ，…，３ｎと、送波ビームに対応する受信ビームを形成し所望の方向の反射エコー信号を取り出す整相加算器４と、反射エコー信号をビデオ信号に変換する検波部５及びレベル圧縮器６と、ビデオ信号をテレビ信号に変換するスキャンコンバータ７と、テレビ信号に変換された被検体の断層像を表示する画像表示手段としての表示部８と、上記構成要素を制御する制御手段としての制御部９とを有し、更に遅延等価回路１９及び遅延等価回路制御部２０を有して成っている。

【００１０】

また、上記送波器２ａ，２ｂ，…，２ｎと、前置増幅器３ａ，３ｂ，…，３ｎと、整相加算器４とで、超音波探触子１を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理する超音波送受信手段を構成している。そして、上記検波部５、レベル圧縮器６及びスキャンコンバータ７とで、前記超音波送受信手段からの信号により画像データを生成する画像生成手段を構成している。更に、上記超音波送受信手段、画像生成手段、画像表示手段及び制御手段とで、超音波診断装置本体１０を構成している。なお、符号１１ａ，１１ｂ，…，１１ｎは、超音波探触子１と超音波診断装置本体１０とを電気的に結ぶ信号ケーブルを示している。

【００１１】

ここで、本発明の第一の実施形態においては、超音波診断装置本体１０内において整相加算器４と検波部５の間に遅延等価回路１９が設けられ、この遅延等価回路１９に遅延等価回路制御部２０が接続されている。上記遅延等価回路１９は、超音波診断装置本体１０に取り付けられた超音波探触子１によって受信された超音波の遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段となるもので、その内部構成は、図２に示すように異なる遅延周波

数特性をもつ複数の遅延等価器２１ａ，２１ｂ，２１ｃが並列に配設され、入力側及び出力側にセレクタ２２ａ，２２ｂが接続されている。そして上記遅延等価回路１９に設けられた端子２３によって、後述する遅延等価回路制御部２０から発信された遅延等価器選択信号Ｓ１が入力され、上記セレクタ２２ａ，２２ｂに送られる。更に、遅延等価器選択信号Ｓ１を入力したセレクタ２２ａ，２２ｂは、該遅延等価器選択信号Ｓ１に基づいてＳ／Ｗを作動し、遅延等価器２１ａを選択する場合は接点ａ１，ａ２に、遅延等価器２１ｂを選択する場合は接点ｂ１，ｂ２に、遅延等価器２１ｃを選択する場合は接点ｃ１，ｃ２に切り替えて接続する。なお、図２において、Ｌはインダクタを示し、Ｃはコンデンサを示している。

【００１２】

上記遅延等価回路制御部２０は、上記超音波探触子１から探触子識別信号Ｓ２を入力し上記遅延等価回路１９に対して遅延等価器選択信号Ｓ１を送出して内部の遅延等価器２１ａ，２１ｂ，２１ｃを選択するように制御する制御手段となるもので、上記探触子識別信号Ｓ２に基づいて、超音波診断装置本体１０に接続された超音波探触子１の遅延周波数特性を平坦化するのに最適な遅延等価器２１ａ，２１ｂ，２１ｃ（図２参照）を選択するように、プログラムされたものである。この遅延等価回路制御部２０は、例えば上記探触子識別信号Ｓ２に含まれる超音波探触子１の周波数帯域に基づいて、遅延等価器２１を選択するテーブルであってもよい。

【００１３】

次に上記のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。複数の送波器２ａ，２ｂ，…，２ｎから所定の遅延パターンの電気パルス群が、図１で示す信号ケーブル１１ａ，１１ｂ，…，１１ｎによって、例えばアレイ形の超音波探触子１に印加され、被検体に対して超音波パルスが放射される。被検体内部からの反射エコーは、超音波探触子１によって受信され、電気信号に変換される。その後、該電気信号は前置増幅器３ａ，３ｂ，…，３ｎによって増幅され、整相加算器４によって所望の方向のエコー信号が取り出される。この整相加算器４によって取り出された信号は、遅延等価回路１９に入力されて遅延周波数特性が平坦化される。この平坦化された信号は、検波部５、レベル圧縮器６によりビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ７によってテレビ信号に変換された後、表示部８によって被検体の診断部位における断層像が表示される。なお、超音波探触子１から送信される超音波の走査は、制御部９によって行われる。

【００１４】

図３及び図４は、前記遅延等価回路１９における遅延周波数特性の平坦化作用を説明するための説明図である。この図において、図３（ａ）及び図３（ｂ）は、遅延等価回路１９が無い場合の超音波探触子１自体の遅延周波数特性及びゲイン特性である。この場合の遅延周波数特性は、信号の通過帯域の下端の周波数f1と上端の周波数f2とで極大を示しており、この極大を示す周波数の成分が他の遅延量の少ない成分に比べて遅れて伝達されるため、応答特性を劣化させる原因となっている。即ち、このような特性の超音波探触子１を通過したパルス波形は、図４（ａ）に示すような尾引きの長いパルス波形となり、断層像の画質を悪化させることとなる。図３（ｃ）及び図３（ｄ）は、遅延等価回路１９内の遅延等価器２１自体の遅延周波数特性及びゲイン特性である。この遅延等価器２１のゲイン特性は、図３（ｄ）で示すように理論上平坦である。一方、遅延等価器２１の遅延周波数特性は、図３（ｃ）で示すように、遅延周波数特性の周波数f1とf2との中間点frで頂点を有する山形状となっている。

【００１５】

そして、図３（ａ）と図３（ｃ）とを合成した遅延周波数特性、即ち遅延等価回路１９を具備した超音波診断装置の遅延周波数特性及びゲイン特性を図３（ｅ）及び図３（ｆ）に示す。この図からも分かるように、合成されたゲイン特性は、図３（ｂ）に示す遅延等価回路１９が無い場合の超音波探触子１自体のゲイン特性と同じであるため、感度が低下してしまう等の弊害もない。更に、合成された遅延周波数特性は、図３（ａ）で示される周波数f1とf2との間の谷部と、図３（ｃ）で示される山部とが相殺されて平坦となってい

る。従って、図４（ｂ）に示すようにパルス波形には尾引きがなくなって、断層像の画質が向上する。

【００１６】

上記第一の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波診断装置本体１０内に複数の遅延等価器２１を有する遅延等価回路１９を配設し、上記遅延等価器２１のうち最適なものを選択する構成であるため、超音波探触子１側に遅延周波数特性を平坦化する手段を配設する必要がない。従って、従来の超音波探触子をそのまま接続して遅延周波数特性を平坦化することができるため、汎用性を向上することができる。

【００１７】

図５は、本発明による超音波診断装置の第二の実施形態に係る超音波探触子１を示す断面図である。この実施形態は、一つの遅延等価器２１’を遅延等価手段として上記超音波診断装置本体１０以外の前記超音波探触子１内に設けたものである。この超音波探触子１は、ケース１１内に圧電セラミック振動子１２、バッキング材１３、音響マッチング層１４ａ，１４ｂ及び電極１５を有し、更に遅延等価器２１’を有して成る。なお、上記超音波探触子１からは同軸ケーブル１６が延設されており、該同軸ケーブル１６の端部にはコネクタ部１７が配設されている。上記ケース１１内には、インダクタ１８が配設されている。また、上記コネクタ部１７は、超音波診断装置本体１０に接続されて、該超音波診断装置本体１０と超音波探触子１との信号の授受を可能としている。

【００１８】

上記圧電セラミック振動子１２は、電気エネルギーと超音波エネルギーとを変換する圧電材料で構成されている。この圧電材料としては、例えばジルコン・チタン酸鉛（ＰＺＴ）系の圧電セラミック又はチタン酸鉛（$PbTiO_3$）系の圧電セラミックなどがある。ＰＺＴ系の圧電セラミックスは、電気エネルギーと超音波エネルギーとの変換効率を表わす電気機械結合係数が大きいことと、誘電率が大きく電気回路系との電気的インピーダンス整合がとりやすいという特徴がある。また、$PbTiO_3$ 系の圧電セラミックは、横効果の振動結合が著しく弱いことから、不要振動が激減し、純粋に厚み縦振動のみの理想に近い送受波特性が得られる点に特徴がある。

【００１９】

上記バッキング材１３は、上記圧電セラミック振動子１２の背面から出る音波が再び圧電セラミック振動子１２に戻ってこないように設けられたものであり、超音波の減衰の大きい材料を使用している。音響マッチング層１４ａ，１４ｂは、圧電セラミック振動子１２の音響インピーダンスが生体（被検体）の音響インピーダンスよりも著しく大きいため、これを整合して圧電セラミック振動子１２の振動が効率よく生体に伝播できるように設けられたものである。上記電極１５は、上記圧電セラミック振動子１２と第一の実施形態で説明した超音波診断装置本体１０とを電気的に結合するものである。

【００２０】

ここで、本発明の第二の実施形態においては、超音波探触子１のケース１１内に前記一つの遅延等価器２１' が配設されている。上記遅延等価器２１' は、図６に示す内部回路となっており、二つのコンデンサC_1,C_2、中点タップ付きインダクタL_1、インダクタL_2とで構成されている。この遅延等価器２１'を構成する回路は、次数が二次の全域通過フィルタであり、伝達関数のゲイン特性は全周波数帯域で一定であり、遅延周波数特性はフィルタを構成する素子C_1，C_2，L_1，L_2の定数によって決まる共振周波数と鋭さＱをもって極大となる。なお、このように構成された遅延等価器２１'による遅延周波数特性の平坦化の作用は、第一の実施形態の遅延等価器２１と同様である。従って、上述の第二の実施形態に係る超音波探触子１を有する超音波診断装置によれば、上記遅延等価器２１'を上記超音波診断装置本体１０以外の上記超音波探触子１側に設けたので、超音波診断装置本体１０側に遅延等価手段が備えられていない超音波診断装置に対しても、遅延周波数特性を平坦化して診断部位の断層像の画質を向上することができる。

【００２１】

図７は、本発明による超音波診断装置の第三の実施形態に係る超音波探触子１を示す断

面図である。この実施形態は、上述の第二の実施形態と同様、一つの遅延等価器２１’を遅延等価手段として上記超音波診断装置本体１０以外の前記超音波探触子１側にて超音波診断装置本体１０に接続するコネクタ部１７のケース内に設けたものである。上記超音波探触子１からは同軸ケーブル１６が延設されており、該同軸ケーブル１６の端部にはコネクタ部１７が配設されている。このコネクタ部１７のケース内には、インダクタ１８が配設されており、更に前記一つの遅延等価器２１’が配設されている。なお、上記コネクタ部１７は、超音波診断装置本体１０に接続されて、該超音波診断装置本体１０と超音波探触子１との信号の授受を可能としている。このような超音波探触子１を有する超音波診断装置によれば、既述した第二の実施形態と同様、超音波診断装置本体１０側に遅延等価手段が備えられていない超音波診断装置に対しても、遅延周波数特性を平坦化して診断部位の断層像の画質を向上することができる。

【００２２】

更に、上記第二～第三の実施形態の遅延等価器２１'は、安定抵抗型であるので、周波数全域において回路のインピーダンスが一定の値R_0となっており、図８の回路図に示すように、複数の遅延等価器２１'を直列に配置した多段の構成にすることができる。このように遅延等価器２１'を多段に設置することによって、超音波探触子１が受信した超音波の遅延周波数特性をより精密に平坦化することができる。また、図５及び図７に示すように、例えば超音波探触子１の前面に音響マッチング層１４ａ，１４ｂを複数設置することによって、検出する信号の広帯域化を図った場合、超音波探触子１の遅延周波数特性の凹凸がより複雑化する傾向にあるが、このような場合、多段に配置された遅延等価器２１'は好適である。また、複数の振動子の素子をアレイ化した一般の電子走査型の超音波探触子に本発明を適用する場合には、上記遅延等価器２１'をチャンネル数だけ上記実施形態と同様な箇所に配置すればよい。

【００２３】

以上、本発明に係る第一～第三の実施形態について説明したが、本発明の遅延等価回路１９及び遅延等価器２１，２１'は、上記回路構成に限られず、超音波探触子１によって受信された超音波の遅延周波数特性を平坦化するものであれば他のものであってもよい。

【００２４】

【発明の効果】

本発明は、以上のように構成されたので、請求項１に係る発明によれば、超音波診断装置本体以外の超音波探触子側にてコネクタ部のケース内に設けられた遅延等価手段により、前記超音波探触子の遅延周波数特性を平坦化することができる。したがって、超音波診断装置本体側に遅延等価手段が備えられていない超音波診断装置に対しても、遅延周波数特性を平坦化して診断部位の断層像の画質を向上することができる。これにより、高感度を維持しつつ良好なパルス応答特性を得て、診断部位の断層像の画質を向上することができる。

そして、請求項２に係る発明によれば、安定抵抗型の複数の遅延等価器を直列に配置した多段の回路構成とされた遅延等価手段により、超音波探触子が受信した超音波の遅延周波数特性をより精密に平坦化することができる。

【００２５】

また、請求項３に係る発明によれば、超音波探触子によって受信され整相加算された反射エコー信号を入力してその遅延周波数特性を平坦化するための遅延等価手段を具備したことにより、高感度を維持しつつ良好なパルス応答特性を得て、診断部位の断層像の画質を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明による超音波診断装置の第一の実施形態を示すブロック図である。

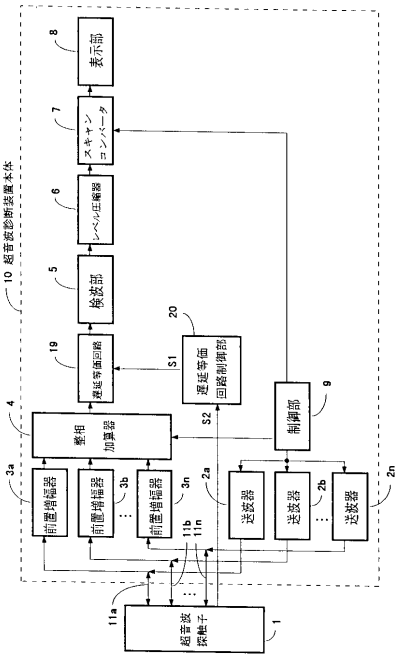
【図２】上記超音波診断装置における遅延等価回路の回路図である。

【図３】上記遅延等価回路における遅延周波数特性の平坦化作用を説明するための説明図である。

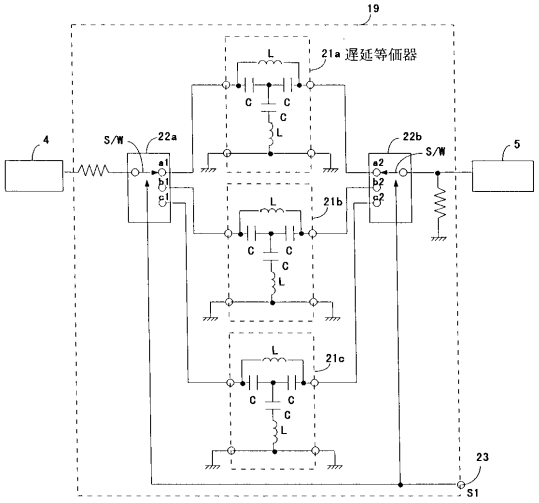
【図４】超音波探触子によって受信された超音波の波形を示す説明図であり、（ａ）は遅

延等価器を配設していない場合、（ｂ）は遅延等価器を配設している場合を示す説明図である。
【図５】本発明による超音波診断装置の第二の実施形態に係る超音波探触子を示す断面図である。
【図６】上記超音波診断装置に配設された遅延等価器を示す回路図である。
【図７】本発明による超音波診断装置の第三の実施形態に係る超音波探触子を示す断面図である。
【図８】多段に設置した上記超音波診断装置の遅延等価器を示す回路図である。
【図９】従来の超音波診断装置を示すブロック図である。
【図１０】従来の超音波診断装置に係る超音波探触子を示す断面図である。
【符号の説明】
１…超音波探触子
２…送波器
３…前置増幅器
４…整相加算器
５…検波部
６…レベル圧縮器
７…スキャンコンバータ
８…表示部
９…制御部
１０…超音波診断装置本体
１６…同軸ケーブル
１７…コネクタ部
１９…遅延等価回路
２０…遅延等価回路制御部
２１…遅延等価器

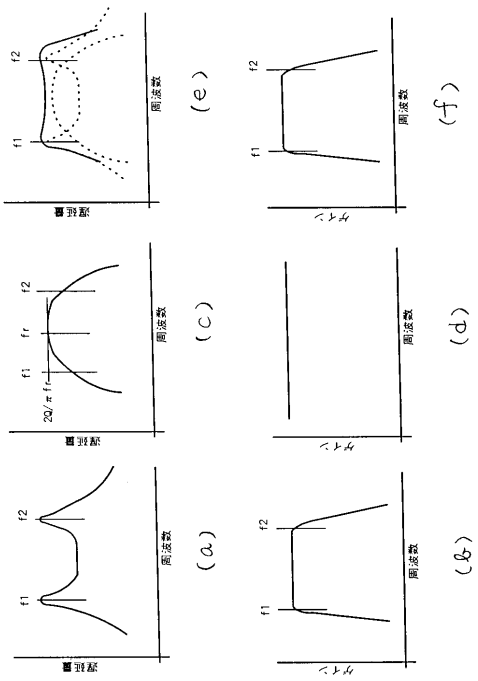
【図１】


10 超音波診断装置本体
超音波探触子
前置増幅器
整相加算器
遅延等価回路
検波部
スキャンコンバータ
表示部
遅延等価回路制御部
制御部
送波器
S1
S2

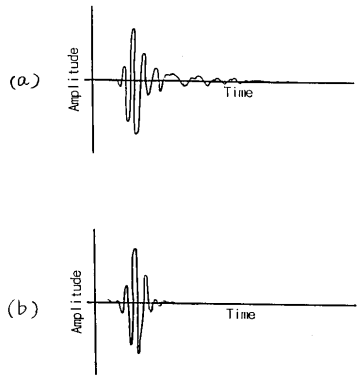
【図２】


19
21a 遅延等価器
21b
21c
S/W
22a
22b
23
S1

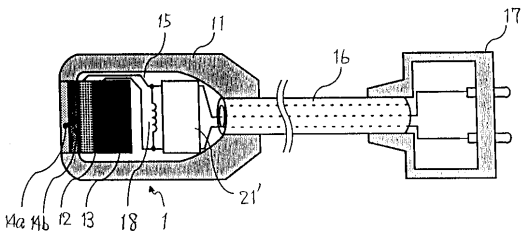
【図３】


(a)
(b)
(c)
(d)
(e)
(f)
(g)
周波数
遅延量
f1
f2
fr

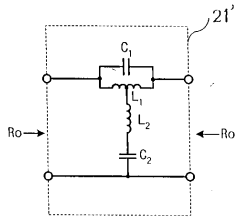
【図４】


(a)
(b)
Amplitude
Time

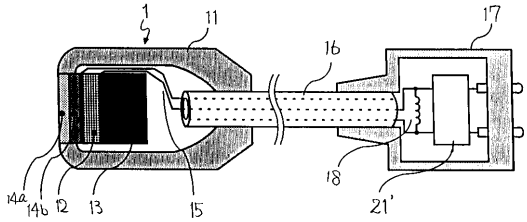
【図５】


15
11
16
17
21'
11a
11b
12
13
18
1

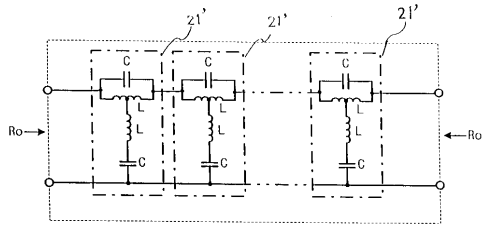
【図６】



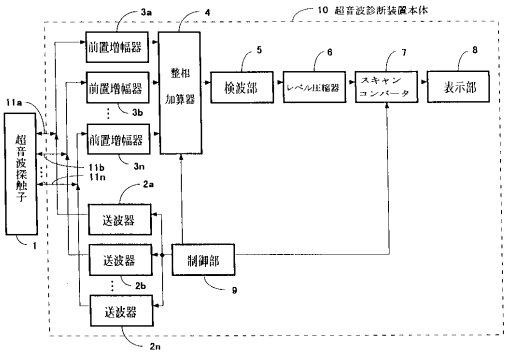
【図７】



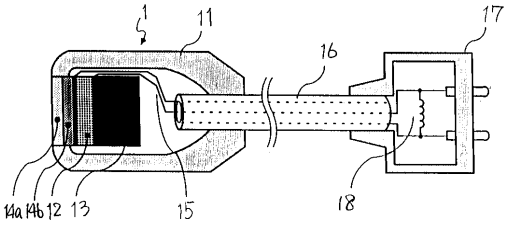
【図８】



【図９】



【図１０】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０６－０８６７７９（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－２１２５４４（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５５９０６５８（ＵＳ，Ａ）
特開昭５７－２０３４３４（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 8/00-8/15