

(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2010-264044

(P2010-264044A)

(43) 公開日 平成22年11月25日(2010.11.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-117354 (P2009-117354)
(22) 出願日 平成21年5月14日 (2009.5.14)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

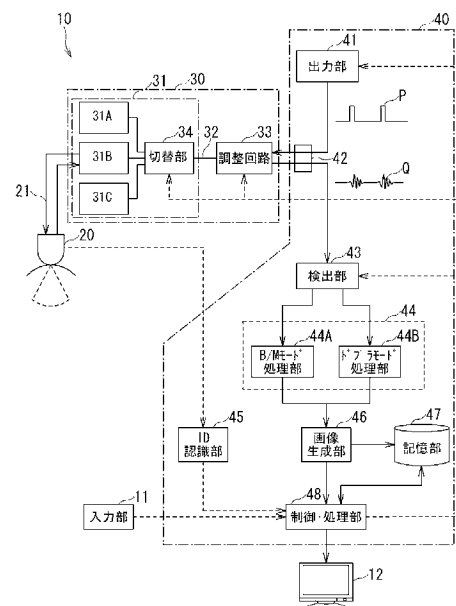
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及びそのアダプタ装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において超音波の反射波（エコー）が電気信号に変換されてケーブルを伝送する際に、伝送特性の調整を広い周波数帯域にわたり実施できる技術を提供することを目的とする。

【解決手段】超音波診断装置(10)において、被検体内に超音波を照射しその反射波を受信して電気信号に変換するプローブ(20)と、前記電気信号を検出する検出部(43)にこの電気信号を伝送させるケーブル(21,32)と、検出された前記電気信号に基づいて画像を生成する画像生成部(46)と、前記ケーブル(21,32)に接続するLC並列回路であってそのインダクタンス(L)及びキャパシタンス(c)が調整自在である調整回路(33)を、備えることを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に超音波を照射しその反射波を受信して電気信号に変換するプローブと、
前記プローブで変換された前記電気信号を伝送させるケーブルと、
前記ケーブルに伝送する前記電気信号を検出する検出部と、
前記検出部で検出された前記電気信号を処理して画像を生成する画像生成部と、
前記ケーブルに接続する LC 並列回路であってそのインダクタンス及びキャパシタンスのうち少なくともキャパシタンスを調整できる調整回路と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記調整回路は、前記インダクタンスも調整できることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記検出部及び前記画像生成部が設けられる装置本体に、前記調整回路を着脱自在に接続させるターミナルが備えられることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記プローブの型式に固有の ID 番号、前記被検体の撮像部位、関心領域、撮像モードの中から選択される少なくとも一つの情報に基づきデータベース化された前記インダクタンス又は前記キャパシタンスの適正値を記憶する記憶部と、

入力部から入力された前記情報に基づいて前記記憶部から呼び出された前記適正値に従って前記調整回路を調整する制御部と、を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ケーブルは、先端が前記プローブに接続する第 1 ケーブルと、先端が前記調整回路に接続する第 2 ケーブルと、に分離され、

前記第 1 ケーブルの終端に設けられるコネクタと、前記第 2 ケーブルの終端に設けられるポートと、が着脱自在に連結することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

複数のプローブがそれぞれ別々に連結する複数のポートが設けられ、

前記複数のポートの中から選択されたいずれか一つのポートに連結する前記第 1 ケーブルを、前記第 2 ケーブルに連結する連結部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体内に照射された超音波の反射波から変換される電気信号を検出部で検出し前記被検体内の画像を生成する超音波診断装置に設けられるアダプタ装置において、

前記超音波の照射及び前記反射波の受信をするプローブに接続して前記電気信号を伝送させる第 1 ケーブルの終端に連結するポートと、

前記ポートから前記検出部まで前記電気信号を伝送させる第 2 ケーブルと、

前記第 2 ケーブルに接続する LC 並列回路であってそのインダクタンス及びキャパシタンスのうち少なくともキャパシタンスを調整できる調整回路と、

前記調整回路を収容するとともに前記超音波診断装置に着脱自在に構成されるアダプタ本体と、を備えることを特徴とするアダプタ装置。

【請求項 8】

複数のプローブがそれぞれ別々に接続する複数のポートが設けられ、

前記複数のポートの中から選択されたいずれか一つのポートに連結する前記第 1 ケーブルと、前記第 2 ケーブルと、を連結させる連結部を備えることを特徴とする請求項 7 に記載のアダプタ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、プローブを介して被検体内に超音波を照射しその反射波（エコー）を信号処理して、臓器の断層像や血流速度といった被検体内の情報を得る超音波診断装置及びそのアダプタ装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、直進性に優れる超音波を扇状に走査しながら照射して生体の軟部組織の断層像を観察するBモード、その走査線のうち一方向の組織像を時間軸に沿って平行に配列することにより心臓や血管などの経時的な形態変化を詳細に観察するMモード、ドプラ効果を利用して血流のスペクトラムや空間的な広がりを取得するドプラモードなど種々のモードを備えている。

10

【0003】

このように超音波診断装置は、人体に対する侵襲性が低くリアルタイムでの画像観察が可能な医療診断装置であるために、その活用範囲は、心臓、腹部、乳腺、泌尿器、産科、婦人科など広範な領域におよんでいる。

【0004】

そして超音波診断装置は、実行するモードや被検体の関心領域に応じてプローブを適宜選択するようになっており、各種診断に応じて最適化された型式の異なるプローブが多数準備されている。

20

【0005】

このために、所有する複数のプローブを、インターフェースの異なる超音波診断装置の間で共有できるように、プローブ接続の互換性をもたせるアダプタが提供されている。

【0006】

しかし、アダプタを介してプローブを超音波診断装置に接続する場合、異種システム同士の組み合わせであることや、アダプタが追加されることに起因して、伝送線路特性の整合が崩れて期待する性能が得られない問題がある。

【0007】

このような問題を解決する従来技術として、超音波診断装置とプローブとの間に接続されるアダプタにおいて、可変インダクタンスを並列に配置して伝送線路特性を調整する技術が知られている（例えば、特許文献1）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平4 - 146732号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、従来技術は、並列インダクタンスのみの調整であるために、伝送線路特性の改善は、伝送線路に寄生する並列キャパシタンス成分との関係で定まる共振周波数近傍の狭い周波数帯域にとどまっている。

40

【0010】

このために、従来技術では、伝送線路特性の調整範囲が狭いという問題があり、例えば、広帯域信号が必要なBモードの特性調整としては不適である。

【0011】

本発明このような事情を考慮してなされたもので、超音波の反射波（エコー）が電気信号に変換されてケーブルを伝送する際に、伝送特性の調整を広い周波数帯域にわたり実施できる超音波診断装置及びそのアダプタ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】

【0012】

50

本発明に係る超音波診断装置は、被検体内に超音波を照射しその反射波を受信して電気信号に変換するプローブと、前記プローブで変換された前記電気信号を伝送させるケーブルと、前記ケーブルに伝送する前記電気信号を検出する検出部と、前記検出部で検出された前記電気信号を処理して画像を生成する画像生成部と、前記ケーブルに接続するLC並列回路であってそのインダクタンス及びキャパシタンスのうち少なくともキャパシタンスを調整できる調整回路と、を備えることを特徴とする。

【0013】

また本発明に係るアダプタ装置は、被検体内に照射された超音波の反射波から変換される電気信号を検出部で検出し前記被検体内の画像を生成する超音波診断装置に設けられるアダプタ装置において、前記超音波の照射及び前記反射波の受信をするプローブに接続して前記電気信号を伝送させる第1ケーブルの終端に連結するポートと、前記ポートから前記検出部まで前記電気信号を伝送させる第2ケーブルと、前記第2ケーブルに接続するLC並列回路であってそのインダクタンス及びキャパシタンスのうち少なくともキャパシタンスを調整できる調整回路と、前記調整回路を収容するとともに前記超音波診断装置に着脱自在に構成されるアダプタ本体と、を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、被検体内に超音波を照射しその反射波（エコー）を信号処理して被検体内の情報を得るに際し、反射波（エコー）から変換した電気信号は、広い周波数帯域にわたりその伝送特性を調整できる。このために信頼性が高く品質の高い被検体内情報を得る超音波診断装置が提供される。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の斜視図。

【図2】実施形態に係る超音波診断装置の内部機能を説明するブロック図。

【図3】実施形態に係る超音波診断装置に適用されるケーブルの構成単位である同軸ケーブルの構成図。

【図4】実施形態に係る超音波診断装置に適用される調整回路の回路図。

【図5】反射波の電気信号（エコー信号）の伝送線路を示す概念図。

【図6】図5に示される伝送線路上の各構成における等価回路。

30

【図7】図5及び図6に示される伝送線路の全体における等価回路。

【図8】図7に示される伝送線路の全体等価回路のうち並列成分の等価回路、及びこの並列成分におけるインピーダンスの導出式。

【図9】エコー信号の成分波の強度（Y軸）を周波数（X軸）に対して示した周波数スペクトルと、当該エコー信号波形を重ね書きしたグラフ。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明に係る超音波診断装置及びアダプタ装置の実施形態について図面を参照して説明する。

【0017】

40

図1に示されるように、超音波診断装置を10は、入力部11と、表示部12と、プローブ20（20A, 20B, 20C）と、アダプタ30と、装置本体40と、から構成される。

【0018】

このように構成される超音波診断装置10は、プローブ20から被検体内へ超音波パルスを照射し、体内の音響インピーダンスの不連続面で反射する反射波を検出して信号処理し、被検体の断面の断層像や血流の状況などの生体情報を表示部12に表示するものである。

【0019】

入力部11は、複数のスイッチ、キーボード、マウス、トラックボール等を備え（タッ

50

チスクリーンも含まれる)、オペレータが、各種設定、指示事項の入力、画面操作等をするものである。

【0020】

表示部12は、超音波診断装置10により取得された超音波画像(生体の形態像や、血流像)をリアルタイム表示したり、記録した超音波画像を再生表示させたりする。また、表示部12には、表示されている画像に関する検査情報や、操作画面等の各種表示画面なども表示される。

【0021】

通常の医療診断においては、オペレータが右手に持ったプローブ20を被検体の体表に当てて、表示部12に表示させた超音波画像の関心領域(ROI; Region of Interest)に対して所望する操作を、入力部11において左手で行う。

10

【0022】

プローブ20は、被検体との当接面に多数の超音波振動子24(図5参照)が並列に配列され、被検体内に超音波を照射しその反射波を受信して電気信号Q(図9参照)に変換するものである。

【0023】

この超音波振動子は、圧電セラミック等の音波と電気信号を可逆的に変換する素子である。そして超音波振動子は、後記する出力部41(図2参照)からの電気パルス信号Pを入力して固有の音波振動を被検体内に向けて出力し、反射した音波振動を入力してこの振動に同期した電気信号Qを出力する。

20

【0024】

さらに、複数の配列した超音波振動子により、直進性の優れた超音波ビームが出力され、それぞれの超音波振動子の出力タイミングを制御して、放射状(扇形状)に走査(スキャン)することができる。これにより、断層像がリアルタイムに表示できることになる。

【0025】

プローブ20(20A, 20B, 20C)は、観察対象となる関心領域に応じて、形状、超音波振動子の配列、スキャン方式等を最適化した複数の型式が準備されて、適宜選択できるようになっている(図では3つ例示)。さらに、プローブ20は、そのような型式に固有のID番号を有し、ケーブル21, 32内の信号線(図示略)により、装置本体40においていずれの型式であるかが自動認識されるようになっている(後に詳述)。

30

【0026】

そして、プローブ20(20A, 20B, 20C)は、第1ケーブル21(21A, 21B, 21C)の先端に設けられ、この第1ケーブル21の終端にはコネクタ23が設けられている。

【0027】

これにより複数のプローブ20は、アダプタ30を介して装置本体40に着脱自在に連結され、診断目的に応じて連結されている複数のプローブ20のうち任意のものを選択して使用することができる。

【0028】

40

第1ケーブル21(21A, 21B, 21C)は、複数の同軸ケーブル50(図3参照)が、束状に構成されるものである。これら複数の同軸ケーブル50のそれぞれは、プローブ20に配置されている複数の超音波振動子のそれぞれに対応している。

【0029】

また、アダプタ30に接続される第2ケーブル32も、第1ケーブル21の構成を延長するようにして、同様に複数の同軸ケーブル50が束状となって構成されている。

【0030】

同軸ケーブル50は、図3に示されるように、軸中心に位置する素線51と、その周りに同心状に配置される絶縁体52と、さらにその周りに同心状に配置される外部導体53と、さらにその周りに同心状に配置される保護被覆54とから構成されている。

50

【 0 0 3 1 】

このように構成される同軸ケーブル 5 0 は、出力部 4 1 (図 2 参照) が出力する電気パルス信号 P をプローブ 2 0 に伝送するとともに、このプローブ 2 0 が出力した電気信号 Q を検出部 4 3 に伝送するものである。

【 0 0 3 2 】

素線 5 1 は、その先端が超音波振動子の一方の電極 (図示略) に接続され、他端が出力部 4 1 及び検出部 4 3 に配線されている (図 2 参照) 。そして、この素線 5 1 の他端には、出力部 4 1 が出力する電気パルス信号 P はプローブ 2 0 の方向にのみ伝送し、プローブ 2 0 が出力する電気信号 Q は検出部 4 3 の方向にのみ伝送するように規制する回路 (図示略) が設けられている。

10

【 0 0 3 3 】

外部導体 5 3 は、その先端が超音波振動子の他方の電極 (図示略) に接続され、他端が接地 (アース) されている。

【 0 0 3 4 】

図 1 に戻って説明を続ける。

【 0 0 3 5 】

アダプタ 3 0 (アダプタ装置) は、連結部 3 1 と、第 2 ケーブル 3 2 と、調整回路 3 3 (図 4 参照) が内蔵されるアダプタ本体 3 3 a と、ロック機構 3 3 b とから構成される。

【 0 0 3 6 】

そして、第 2 ケーブル 3 2 は、その先端がアダプタ本体 3 3 a に接続し、その終端が連結部 3 1 に接続し、第 1 ケーブル 2 1 を延長するような構成になっている。

20

【 0 0 3 7 】

このように構成されるアダプタ 3 0 により、調整回路 3 3 は、装置本体 4 0 とは別体のアダプタ本体 3 3 a に収容され、装置本体 4 0 側の信号出入口端子であるターミナル 4 2 を介して着脱自在に接続する。そして、このアダプタ 3 0 が装置本体 4 0 に装着された状態で、ロック機構 3 3 b を操作すると抜け止めとなる。

【 0 0 3 8 】

そして、このアダプタ本体 3 3 a から第 2 ケーブル 3 2 を介して接続される連結部 3 1 には、複数のポート 3 1 A , 3 1 B , 3 1 C が設けられている。これらポート 3 1 A , 3 1 B , 3 1 C には、コネクタ 2 3 を介して複数のプローブ 2 0 (2 0 A , 2 0 B , 2 0 C) が着脱自在に連結し、その中から任意のプローブ 2 0 を選択して使用できるようになっている。

30

【 0 0 3 9 】

さらにアダプタ本体 3 3 a の内部に配置される調整回路 3 3 (図 4 参照) の機能により、プローブ 2 0 から出力される電気信号 Q に対する伝送線路の特性を最適化することができる。これにより、この電気信号 Q は、検出部 4 3 において高感度に検出される (後に詳述) 。

【 0 0 4 0 】

そして、アダプタ 3 0 は、超音波診断装置 1 0 の標準プローブとは異なる別システムのプローブであっても、ポート 3 1 A の形状等を含むインターフェース変換により互換性を持たせることができる。さらにアダプタ 3 0 は、調整回路 3 3 のインダクタンス及びキャパシタンスを適切に調整して伝送線路特性の整合をとり、別システムのプローブであっても、検出感度を改善させることができる。

40

【 0 0 4 1 】

これにより、複数の異なる超音波診断装置システムにおいて、使用するプローブを共通化することができる。

【 0 0 4 2 】

連結部 3 1 においては、図 2 に示されるように、複数のポート 3 1 A , 3 1 B , 3 1 C が、切換部 3 4 を介して調整回路 3 3 に接続されている。そして、この切換部 3 4 は、入力部 1 1 で選択されたいずれか一つのポートに連結する前記第 1 ケーブル 2 1 と、第 2 ケ

50

ケーブル 32 とを電氣的に接続切換して、プローブ 20 を任意選択できるようにしている。

【0043】

調整回路 33 は（適宜図 4 参照）、第 2 ケーブル 32 を構成する複数の同軸ケーブル 50（図 3 参照）のそれぞれに設けられるものである。

【0044】

そして、図 4 に示されるように、各素線 51（図 3 参照）又はその延長線に対し、一端が接続し、他端がグラウンドレベルに設定される複数のキャパシタンス C （ $C_1, C_2, \dots, C_n$ ）、及び複数のインダクタンス L （ $L_1, L_2, \dots, L_n$ ）が設けられている。

【0045】

これにより、調整回路 33 は、第 1 ケーブル 21 及び第 2 ケーブル 32 を連通する各素線 51 に対して LC 並列回路を個別に構成している。 10

【0046】

そして、これら複数のキャパシタンス C のそれぞれの値及び複数のインダクタンス L のそれぞれの値は、別々のものであって、付属するスイッチ S （ $S_1, S_2, \dots, S_n$ ）、スイッチ T （ $T_1, T_2, \dots, T_n$ ）による電氣的な開閉動作により、LC 並列回路におけるインダクタンス及びキャパシタンスが調整自在となっている。

【0047】

このように、付属するスイッチ S 及びスイッチ T の切り換えにより、プローブ 20 の交換をした場合の、伝送線路特性の最適化を図り、電気信号 Q の検出感度の向上を図れる。もしくは、同一のプローブ 20 を使用しつつ、被検体内の関心領域、実施するモード、撮像条件及び撮像部位を変更する場合は、電気信号 Q における所望する周波数帯の感度を向上させることができる。 20

【0048】

図 2 に戻って説明を続ける。

【0049】

装置本体 40 は、電気パルス信号 P を出力する出力部 41 と、アダプタ 30 を接続するターミナル 42 と、電気信号 Q を検出する検出部 43 と、各種処理モードに応じた表示データを生成する処理部 44 と、プローブ 20 の ID を認識する ID 認識部 45 と、表示データから画像を生成する画像生成部 46 と、生成した画像を記憶する記憶部 47 と、これら構成部の動作を制御する制御部 48 と、から構成される。 30

【0050】

このように構成される装置本体 40 は、プログラムに従い指定された演算やデータ処理をこれらの各構成部で実行するコンピュータとしての機能を果たす。

【0051】

出力部 41 は、図示略のクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路などを含んで構成され、プローブ 20 に設けられる複数の超音波振動子のそれぞれに対し電気パルス信号 P を出力するものである。

【0052】

クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する回路である。 40

【0053】

送信遅延回路は、超音波の送信タイミングに対し超音波振動子毎に異なる遅延を掛け、超音波ビームのフォーカスやスキャンを実施する回路である。

【0054】

パルサ回路は、複数の超音波振動子に接続するそれぞれの素線 51（図 3 参照）に個別に設けられ、前記クロック発生回路及び送信遅延回路で設定された条件に従った高周波の電気パルス P を、各素線 51 に出力するものである。

【0055】

検出部 43 は、複数の超音波振動子のそれぞれから出力されるアナログ形式の電気信号 Q を、アンプ 43a（図 6 参照）で増幅する。そして、この増幅信号を、A/D 変換器（ 50

図示略)によってデジタル信号に変換し、さらに受信遅延・加算処理などを行った上で、処理部44に信号送信する。

【0056】

ここで、受信遅延演算は、超音波振動子に入力した反射波の受信指向性に配慮して、電気信号Qの受信に遅延時間を与えて所定方向からの反射成分を強調する。

【0057】

処理部44は、B/Mモード処理部44A、ドプラモード処理部44B、及び三次元モード処理部(図示略)等を備え、検出部43で処理された電気信号Qのデジタル信号に対して各種診断モードに対応する処理を行う。なお、記載したモードは例示であって、これらに限定されるものではない。

【0058】

ここで、B/Mモードのうち、B(Brightness)モードとは、スキャンされる超音波ビームの反射波から扇形状の輝度分布で表示される断面画像を得るモードである。

【0059】

またB/Mモードのうち、M(Motion)モードとは、一定の方向に照射される超音波ビームに注目し、このビームに沿う一直線上の輝度分布の経時変化を画像化するモードである。

【0060】

ドプラ(Doppler)モードとは、血流や心臓壁などの移動表面で反射した反射波の周波数が、ドプラ効果により、当該移動速度に依存して変化する現象を利用するものである。これにより、生体組織における血流に関する有益な情報を得ることができる。

【0061】

このドプラモードは、パルスドプラ法(PWドプラ法)や連続波ドプラ法(CWドプラ法)に分類することができる。

【0062】

パルスドプラ法では、パルス波を用いることにより、或る特定の深度(プローブ20からの距離)における血流情報を得ることができる。このように、パルスドプラ法は、良好な距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の深度計測などに好適に用いられる。

【0063】

連続波ドプラ法では、パルスドプラ法と異なり連続波を用いることにより、超音波ビームが照射される全ての部位における情報が重畳された信号が得られる。すなわち超音波の照射経路上の血流状態を全て反映した信号が得られるために距離分解能は劣るが、高速に流れる血流の計測に好適に用いられる。

【0064】

画像生成部46は、処理部44における処理結果に基づいて各種診断モードに対応する画像を生成する。つまり、処理部44から出力された処理データは、標準テレビ走査方式の画像信号に変換するデジタルスキャンコンバータ(DSC; Digital Scan Converter)で処理される。そして、生成した画像信号は、表示部12上にリアルタイム表示されるか、若しくは、記憶部47に格納され、適時読み出されて表示部12上に再生表示される。

【0065】

制御部48は、他の演算回路とともにCPU(Central Processing Unit)等のマイクロプロセッサで構成され、インストールされているプログラムに基づいて超音波診断装置10の各構成部を全般にわたり制御するものである。ここでは、制御部48における、アダプタ30の機能、及びその周辺機能に関連する機能に絞って説明する。

【0066】

まず、制御部48は、オペレータが使用するプローブ20の繋がれるポート31Bが入力部11で選択されると、切換部34を動作させ、このポート31Bに連結する第1ケーブル21と第2ケーブル32とを電氣的に接続する。

【0067】

すると、ID認識部45は、切換部34が選択したポート31Bに連結するプローブ2

10

20

30

40

50

0 のプローブ ID を認識し、その結果を制御部 48 にフィードバックする。

【0068】

選択されたプローブ 20 の型式を認識した制御部 48 は、その他の入力条件も反映させて、調整回路 33 のインダクタンス及びキャパシタンスを所定値に設定変更する。なお、この設定変更は、選択されたプローブ 20 及びその他設定条件と、設定されるインダクタンス及びキャパシタンスの所定値と、の関係をデータベース化した情報に基づいて行われる。

【0069】

このような制御部 48 の機能に基づいて、型式の異なる複数のプローブ 20 を常時に装置本体 40 に連結させておくことができる。これにより、通常の医療診断において、適時、入力部 11 においてポート 31A, 31B, 31C のいずれかを指定するだけで、使用するプローブ 20 の変更をすることができる。さらに、そのようなプローブ 20 の変更を行った場合であっても、自動的に伝送線路特性の最適化が行なわれる。

【0070】

図 5 ~ 図 8 を参照し、調整回路 33 のインダクタンス及びキャパシタンスの調整により、伝送線路特性が最適化される原理について説明する。

【0071】

図 5 は、反射波の電気信号 Q (エコー信号) の伝送ルートの概略であって、プローブ 20 に配置される超音波振動子のうち一つを明示している。そして、この超音波振動子に繋がる同軸ケーブル 50 と、その延長線上に配置される調整回路 33 と、検出部 43 とを示している。

【0072】

そして、図 6 は前記伝送線路の各構成における等価回路を示している。なお寄生抵抗成分については記載を省略している。

【0073】

プローブ 20 及び検出部 43 においては寄生インダクタ L_a , L_f 及び寄生キャパシタ C_a , C_e が図示するように存在している。

【0074】

同軸ケーブル 50 では微小区分における寄生インダクタ $L_b, \dots, L_d$ 及び寄生キャパシタ $C_b, \dots, C_d$ の組み合わせを複数段重ねた分布モデルとして表される。

【0075】

調整回路 33 では、そのような寄生成分の他、スイッチ S_1 , T_2 (図 4 参照) の設定により調整されるインダクタンス L_2 及びキャパシタンス C_1 が並列配置されている。

【0076】

次に図 7 は、図 6 で示される寄生成分と、設定されるインダクタンス L_2 及びキャパシタンス C_1 の成分とをまとめ、一つの直列成分と一つの並列成分で表し、前記伝送線路全体の等価回路として示している。

【0077】

このうち伝送線路の全体の等価回路うち並列成分を単純化して LC 並列モデルとして示したのが図 8 である。

【0078】

この LC 並列モデルにおける誘導性インピーダンス Z_L は数式 (1) のように表され、容量性インピーダンス Z_C は数式 (2) のように表され、LC 並列モデルの合成インピーダンス Z_1 は数式 (3) のように表される。

【0079】

伝送線路の等価回路 (図 7) における並列成分の合成インピーダンス Z_1 は、この数式 (3) で示されるように、伝送信号の周波数 ω に依存する。このために、電気信号 Q (エコー信号) はその周波数帯によって伝送特性が異なる。

【0080】

さらに、数式 (4) を満たすように LC 並列モデルの合成インダクタンス L と、合成キ

10

20

30

40

50

ャパシタンス C とを設定すれば、共振周波数 ω_0 における合成インピーダンス Z_1 は、無限大となる。このとき、伝送される電気信号 Q （エコー信号）のうち、この共振周波数 ω_0 近傍の周波数帯の利得は最大となる。

【0081】

なお、超音波画像診断における調整回路33のキャパシタンス C 及びインダクタンス L の最適な設定値は、実行する診断モードが利用する電気信号 Q （エコー信号）の周波数帯域の利得が最大となるように設定するのが望ましい。

【0082】

またそのようなキャパシタンス C 及びインダクタンス L の最適な設定値は、実際に使用する超音波診断装置10から実験的に求めることができる。

10

【0083】

図9を参照して本発明による効果の確認結果を説明する。

【0084】

図9のグラフは、図6に示される等価回路を有する超音波診断装置10において、検出部43で検出される電気信号 Q （エコー信号）の波形と、その周波数スペクトルとを示している。

【0085】

そしてグラフは、調整回路33のインダクタンス L を一定値に固定した状態で、キャパシタンス C を50 pF（破線、符号 Q' ）、及び270 pF（実線、符号 Q ）に設定した場合を対比している。

20

【0086】

また、グラフの X 軸は電気信号 Q 、 Q' の周波数スペクトルの周波数帯を示し、 Y 軸はこの成分波の相対強度を示している。また電気信号 Q 、 Q' は、 X 軸が時間で、 Y 軸が電圧となっておりそれぞれ任意スケールで示されている。

【0087】

これより、調整回路33のキャパシタンス C を50 pFから270 pFに増量することにより、9 MHz近傍の周波数帯域の周波数スペクトルの強度が3.5 dB程度向上することが認められる。

【0088】

その他、グラフの掲載を省略するが、調整回路33のインダクタンス L の設定値、及びキャパシタンス C の設定値を適宜変更することにより、周波数スペクトルの強度が向上する周波数帯の位置が変化することが見出された。

30

【0089】

つまり調整回路33は、ケーブル21, 32を伝送する電気信号 Q の伝送特性の調整を広い周波数帯域にわたり実施することができる。これにより、超音波診断装置10において使用するプローブ20、実施するモード及び被検体内の関心領域に対応させて、反射波の電気信号 Q （エコー信号）の伝送線路特性を最適化することが容易になる。

【0090】

換言すると、ケーブル21, 32に接続するLC並列回路のインダクタンス L 及びキャパシタンス C を調整することによって、所望する周波数帯域の感度を向上させたエコー信号を検出部43において検出することができる。これにより、画像生成部46で生成される画像の画質及び信頼性を向上させることができる。

40

【0091】

さらに、他の適用例について述べると、超音波診断装置を旧システムから新システムに更新した場合において、旧システムのプローブをそのまま利用する場合が挙げられる。ここで、新システムの標準プローブを使用するのに比べ旧システムのプローブは、伝送線路が短くなるとする。

【0092】

この場合、新システムにおける設計上の想定値よりも、伝送線路における並列等価回路のキャパシタンスが小さくなり、系の共振点がずれて所定の周波数帯域の信号強度が低下

50

することが想定される。そこで、アダプタ 30 内のキャパシタンス C を付加する調整を行うことによって、その周波数帯域で必要な利得を得て新システムの標準プローブを使用した場合と同等の検出感度を得ることができる。

【0093】

ところで、本発明の実施形態は、前記したものに限定されるものでなく、調整回路 33 が装置本体 40 に内蔵されている場合もある。連結部 31 に設けられるポートの数も 3 つのものを例示したが、単数又は複数が設けられる。

【0094】

また、第 1 ケーブル 21、第 2 ケーブル 32 のように分割されたものでなく、連結部 31 を用いない一本の連続したケーブルが適用される場合もある。さらに、調整回路 33 は、交換対象となる複数のプローブに共有されるのではなく、プローブに直結するケーブルに個別に配置される場合もある。

10

【0095】

また、伝送線路特性を最適化するインダクタンス L 及びキャパシタンス C の設定値は、プローブやモード等の選択の各種組み合わせについて実験的に求めた最適値をデータベース化して予め登録（記憶部 47 に記憶）しておくことができる。そして、この登録されたデータベースから読み出されたデータに基づいてスイッチ S, T（図 4 参照）を自動的に切り換えることができるほか、現場において試行錯誤的にこれらのスイッチ S, T を手動で切り換えることもできる。また、ポート 31A, 31B, 31C の選択も、入力部 11 から実行する場合のほか、手動操作により行うことができる。

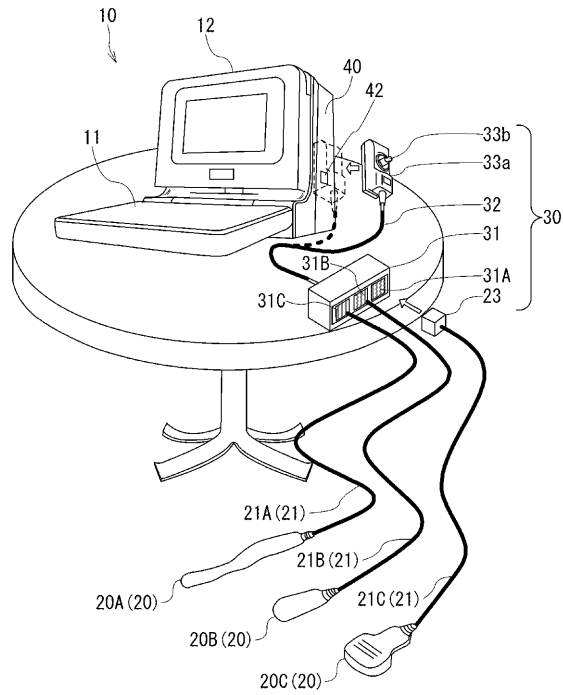
20

【符号の説明】

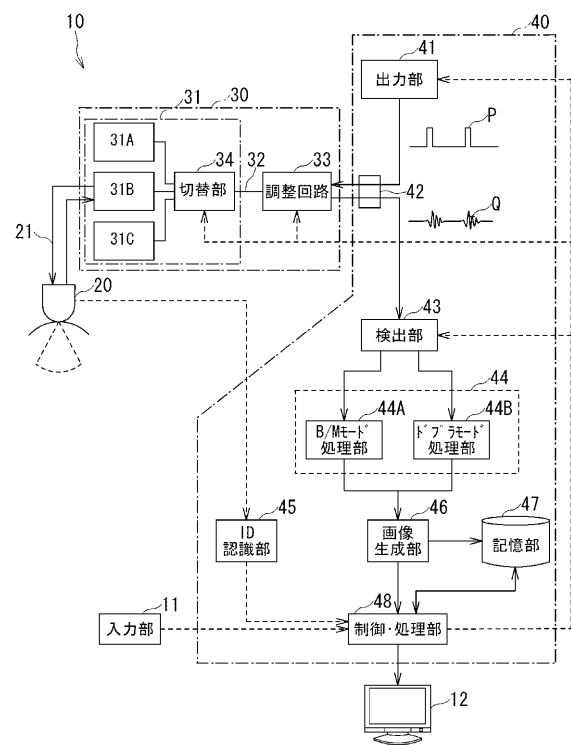
【0096】

10 ... 超音波診断装置、20 ... プローブ、21 ... 第 1 ケーブル、24 ... 超音波振動子、30 ... アダプタ、31 ... 連結部、31A, 31B, 31C ... ポート、32 ... 第 2 ケーブル、33 ... 調整回路、33a ... アダプタ本体、34 ... 切換部、40 ... 装置本体、41 ... 出力部、42 ... ターミナル、43 ... 検出部、44 ... 処理部、44A ... B / M モード処理部、44B ... ドプラモード処理部、45 ... ID 認識部、46 ... 画像生成部、48 ... 制御部、50 ... 同軸ケーブル、51 ... 素線、52 ... 絶縁体、53 ... 外部導体、54 ... 保護被覆、C ... キャパシタンス、L ... インダクタンス、Q ... 電気信号（エコー信号）。

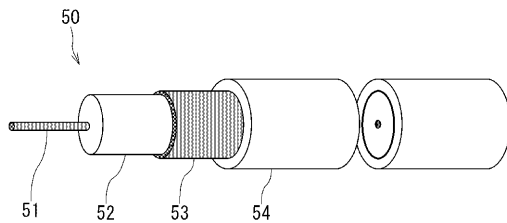
【図 1】



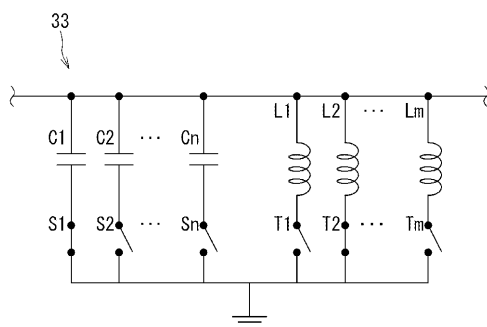
【図 2】



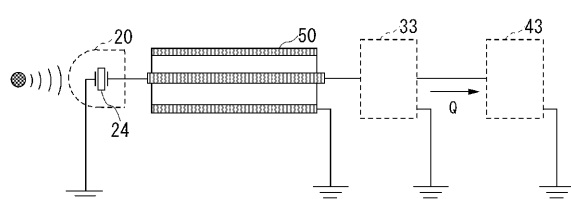
【図 3】



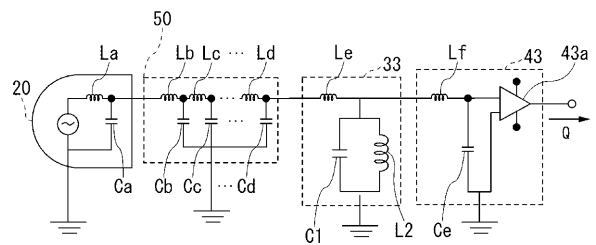
【図 4】



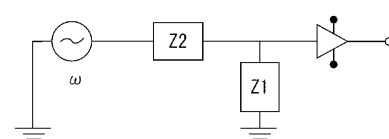
【図 5】



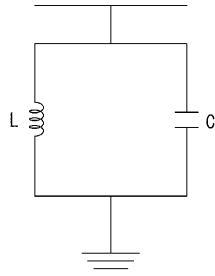
【図 6】



【図 7】



【 図 8 】



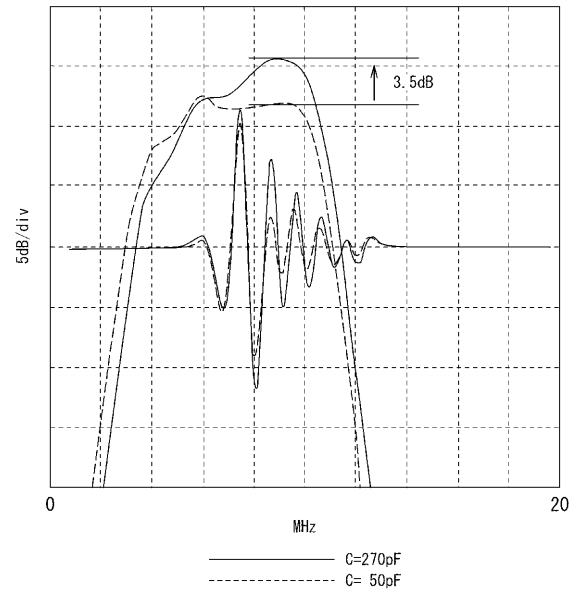
$$Z_L = j\omega L \quad (1)$$

$$Z_C = \frac{1}{j\omega C} \quad (2)$$

$$Z_1 = \frac{Z_L \cdot Z_C}{Z_L + Z_C} = \frac{j\omega L}{1 - \omega^2 LC} \quad (3)$$

$$\lim_{\omega \rightarrow \omega_0} Z_1 = \infty \left(\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \right) \quad (4)$$

【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 長野 玄
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 亀石 渉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宇南山 憲一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 友広
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 藤原 周太
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 倉俣 勝輝
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 EE04 GA01 GA33 GD12 GD18 JB33 JB51

专利名称(译)	超声波诊断装置及其适配器装置		
公开(公告)号	JP2010264044A	公开(公告)日	2010-11-25
申请号	JP2009117354	申请日	2009-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	長野玄 亀石涉 宇南山憲一 佐藤友広 藤原周太 倉俣勝輝		
发明人	長野 玄 亀石 涉 宇南山 憲一 佐藤 友広 藤原 周太 倉俣 勝輝		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GA01 4C601/GA33 4C601/GD12 4C601/GD18 4C601/JB33 4C601/JB51		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在超声波诊断设备中将超声波的反射波（回波）转换为电信号并通过电缆传输时在宽频带上调节传输特性的技术。

。 解决方案：在超声诊断设备（10）中，探头（20）用于向对象的内部照射超声波，接收其反射波并将其转换为电信号，还包括用于检测电信号的检测器（43）。）用于传输该电信号的电缆（21、32），用于基于检测到的电信号来生成图像的图像生成单元（46）以及连接至电缆（21、32）的LC并联电路。其特征在于包括调节电路（33），其电感（L）和电容（c）是可调节的。[选择图]图2

