

(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2004-97588  
(P2004-97588A)

(43) 公開日 平成16年4月2日(2004.4.2)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 3 0 1
H 0 4 R 3/00	H 0 4 R 3/00 3 3 0	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00	H 0 4 R 17/00 3 3 2	5 D 0 1 9

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-265050 (P2002-265050)	(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9月11日 (2002.9.11)	(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	小林 和裕 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		Fターム(参考)	2G047 CA01 DB02 EA07 EA14 EA16 GB02 GB17 GF24 4C301 DD13 EE20 GB02 HH48 JA01 JA11 JA19

最終頁に続く

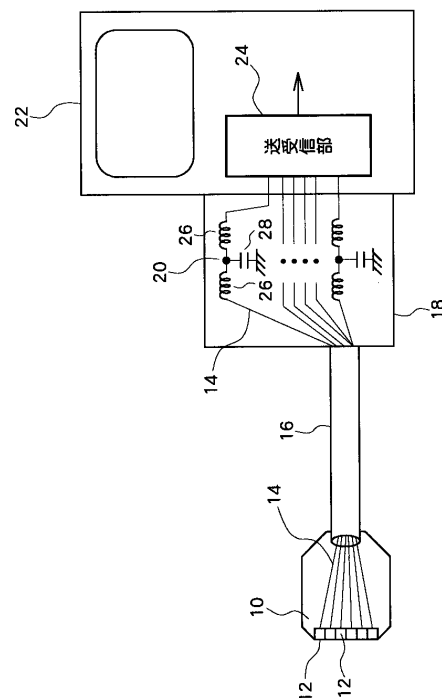
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 振動子に対して整合のための構成変更を伴うことなく、振動子と装置本体の間において、より効率よく信号伝送が行える超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 アレイ振動子10は複数の振動素子12で構成され、各振動素子12にはそれぞれ信号線14が接続されている。信号線14の装置本体22側端部にはコネクタ18が設けられ、コネクタ18内には整合回路20が設けられている。整合回路20は、信号線14と送受信部24の間に、各信号線14に対応して設けられる。各整合回路20は、コイル26とコンデンサ28で構成され、振動素子12から送受信部24までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行う。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を送受波する超音波振動子と、  
前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部と、  
前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行う整合回路を含む整合部と、  
を有する超音波診断装置であって、  
前記整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、電氣的インピーダンス整合を行うことを特徴とする、  
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、  
前記整合回路は、直列接続された複数の LC 回路によって構成され、前記各 LC 回路はそれぞれ固有の素子から成る LC 回路であり、前記複数の LC 回路の中で、前記信号線に最も近くに設けられる初段 LC 回路は、前記信号線のキャパシタンス成分と前記インダクタ素子とによる LC 回路であり、その他の LC 回路は前記キャパシタ素子と前記インダクタ素子とによる LC 回路であ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、  
前記初段 LC 回路は、さらに、補助的に設けられた前記キャパシタ素子を含むことを特徴とする、  
超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 2 または 3 記載の超音波診断装置であって、  
前記各 LC 回路の整合の中心周波数は、互いに異なる周波数に設定され、且つ、前記信号線の近くに設けられる LC 回路ほど低い周波数に設定されることを特徴とする、  
超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、  
前記各 LC 回路の特性インピーダンスは、前記送受信部の入力インピーダンスよりも大きく、且つ、前記超音波振動子のインピーダンスよりも小さく、且つ、前記信号線の近くの LC 回路ほど大きく設定されることを特徴とする、  
超音波診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、  
前記複数の LC 回路の中で、少なくとも一つの LC 回路が有する整合の中心周波数は、前記送受信部が前記超音波振動子へ出力する送信信号の周波数に対応して設定され、また、少なくとも一つの LC 回路が有する整合の中心周波数は、前記送受信部が前記超音波振動子から取得する受信信号の周波数に対応して設定されることを特徴とする、  
超音波診断装置。

40

## 【請求項 7】

請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、  
前記整合部は、前記信号線の前記送受信部側端部に設けられたコネクタ内に設けられることを特徴とする、  
超音波診断装置。

50

## 【請求項 8】

超音波を送受波する超音波振動子と、  
前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、  
前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、送信用整合回路、受信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、  
を有する超音波診断装置であって、  
前記送信用整合回路および前記受信用整合回路はそれぞれ、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い、  
前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記送信用整合回路と前記受信用整合回路とを切り替えることを特徴とする、  
超音波診断装置。

10

## 【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、  
前記超音波振動子は、複数の振動素子で構成されるアレイ振動子であり、  
前記信号線は、前記各振動素子ごとに設けられ、  
前記送信用整合回路および前記受信用整合回路は、前記各信号線ごとに設けられ、  
前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記各信号線ごとにそれに対応する前記送信用整合回路と前記受信用整合回路とを切り替えることを特徴とする、  
超音波診断装置。

20

## 【請求項 10】

超音波を送受波する超音波振動子と、  
前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、  
前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、受信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、  
を有する超音波診断装置であって、  
前記受信用整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い、  
前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記受信用整合回路を介した前記信号線と前記受信部との接続、および、前記信号線と前記送信部との直接接続、のいずれか一方を選択することを特徴とする、  
超音波診断装置。

30

40

## 【請求項 11】

超音波を送受波する超音波振動子と、  
前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、  
前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、送信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、  
を有する超音波診断装置であって、

50

前記送信用整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い、

前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記送信用整合回路を介した前記信号線と前記送受信部との接続、および、前記信号線と前記受信部との直接接続、のいずれか一方を選択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】

10

【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、特に超音波振動子から装置本体までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を施した超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置において、3次元空間内に超音波を送受波する2Dアレイ振動子が利用されている。2Dアレイ振動子は、複数の振動素子で構成されており、その素子面積は1Dアレイ振動子のものに比べて小さい。この結果、2Dアレイ振動子における振動素子の電氣的インピーダンスは比較的大きいものとなる。つまり、2Dアレイ振動子に接続される伝送ケーブルや、伝送ケーブルを介して振動子に接続される超音波診断装置本体の入力インピーダンスは、数10～100程度であるのに対し、2Dアレイ振動子における振動素子の電氣的インピーダンスは数1000程度にもなる。このため、2Dアレイ振動子を利用する超音波診断装置では、振動素子と伝送ケーブルとの間で電氣的インピーダンスの差が大きくなり、この不整合の影響により受信信号のレベルが小さくなるなどの悪影響が生じる。

20

【0003】

この不整合の対策として、振動素子と伝送ケーブルの間にインピーダンス変換器を挿入する、あるいは、振動素子を積層タイプのものにするなどの手法が考えられる。しかしながら、これらの手法では、2Dアレイ振動子のコストアップ、あるいは振動子の製造が困難になるなどの欠点が生じる。

30

【0004】

さらに、この欠点を克服するために、伝送ケーブルと超音波診断装置本体の間にインダクタンスを挿入して電氣的インピーダンス整合を行う手法が、文献“*Influence of Pulse Drive Shape and Tuning on the Broadband Response of a Transducer*”(1997 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM 1637頁～1642頁)に示されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

40

伝送ケーブルと超音波診断装置本体の間にインダクタンスを挿入してインピーダンス整合を行う手法では、整合の周波数帯域を広くすることが困難であり周波数帯域が狭くなるため、その結果、振動素子から超音波診断装置本体へ出力されるパルス特性が悪化し、また、振動素子の周波数領域における比帯域特性が狭くなるなどの問題が生じる。

【0006】

そこで本発明は、振動子に対して整合のための構成変更を伴うことなく、振動子と装置本体の間において、より効率よく信号伝送が行え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】

50

(1) 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、超音波を送受信する超音波振動子と、前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部と、前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行う整合回路を含む整合部と、を有する超音波診断装置であって、前記整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、電氣的インピーダンス整合を行うものとする。

【0008】

10

上記構成によれば、信号線と送受信部との間に設けられた整合回路が、超音波振動子と送受信部との間における電氣的インピーダンス整合を行うため、超音波振動子に対して整合対策を行うことなく、より効率よく、超音波振動子と超音波診断装置本体の間の信号伝送を行うことができる。その上、個々の超音波振動子に対して整合対策を施すことによるコストアップや製造工程の複雑化が回避できる。

【0009】

望ましくは、前記整合回路は、直列接続された複数のLC回路によって構成され、前記各LC回路はそれぞれ固有の素子から成るLC回路であり、前記複数のLC回路の中で、前記信号線に最も近くに設けられる初段LC回路は、前記信号線のキャパシタンス成分と前記インダクタ素子とによるLC回路であり、その他のLC回路は前記キャパシタ素子と前記インダクタ素子によるLC回路とする。

20

【0010】

上記構成によれば、インダクタ素子のみによる整合に比べ、整合の周波数帯域が広くなり、これに伴い信号伝送特性が良好になる。

【0011】

望ましくは、前記初段LC回路は、さらに、補助的に設けられた前記キャパシタ素子を含むものとする。

【0012】

上記構成によれば、信号線のキャパシタンス成分が小さい場合でも、補助的に設けられたキャパシタ素子により所望のキャパシタンス成分に設定できる。

30

【0013】

望ましくは、前記各LC回路の整合の中心周波数は、互いに異なる周波数に設定され、且つ、前記信号線の近くに設けられるLC回路ほど低い周波数に設定されるものとする。

【0014】

上記構成によれば、例えば、超音波振動子の周波数帯域を網羅するように、複数のLC回路それぞれの整合の中心周波数をずらして設計することで、超音波振動子本来の周波数特性を保持しつつ、信号線および送受信部との整合が可能になる。

【0015】

望ましくは、前記各LC回路の特性インピーダンスは、前記送受信部の入力インピーダンスよりも大きく、且つ、前記超音波振動子のインピーダンスよりも小さく、且つ、前記信号線の近くのLC回路ほど大きく設定されるものとする。

40

【0016】

望ましくは、前記複数のLC回路の中で、少なくとも一つのLC回路が有する整合の中心周波数は、前記送受信部が前記超音波振動子へ出力する送信信号の周波数に対応して設定され、また、少なくとも一つのLC回路が有する整合の中心周波数は、前記送受信部が前記超音波振動子から取得する受信信号の周波数に対応して設定されるものとする。

【0017】

上記構成によれば、例えば、2次高周波成分を利用した超音波診断装置、つまり、送信信号の周波数と異なる周波数の受信信号をも利用する超音波診断装置において、送受信それぞれの信号周波数を効率よく伝送する整合が可能になる。

50

## 【0018】

望ましくは、前記整合部は、前記信号線の前記送受信部側端部に設けられたコネクタ内に設けられるものとする。

## 【0019】

(2) また、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、超音波を送受波する超音波振動子と、前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、送信用整合回路、受信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、を有する超音波診断装置であって、前記送信用整合回路および前記受信用整合回路はそれぞれ、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い、前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記送信用整合回路と前記受信用整合回路とを切り替えるものとする。

10

## 【0020】

上記構成によれば、送信、受信それぞれ独立に整合を行うことができるため、送信、受信それぞれに最適な整合を実現できる。

## 【0021】

望ましくは、前記超音波振動子は、複数の振動素子で構成されるアレイ振動子であり、前記信号線は、前記各振動素子ごとに設けられ、前記送信用整合回路および前記受信用整合回路は、前記各信号線ごとに設けられ、前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記各信号線ごとにそれに対応する前記送信用整合回路と前記受信用整合回路とを切り替えるものとする。

20

## 【0022】

(3) さらにまた、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、超音波を送受波する超音波振動子と、前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、受信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、を有する超音波診断装置であって、前記受信用整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い、前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記受信用整合回路を介した前記信号線と前記受信部との接続、および、前記信号線と前記送信部との直接接続、のいずれか一方を選択するものとする。

30

## 【0023】

(4) さらにまた、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、超音波を送受波する超音波振動子と、前記超音波振動子に対して信号線を介して接続された送受信部であって、前記超音波振動子に対して送信信号を出力する送信部と、前記超音波振動子から受信信号を取得する受信部とを含む送受信部と、前記信号線と前記送受信部との間に設けられた整合部であって、送信用整合回路および送受切替回路を含む整合部と、を有する超音波診断装置であって、前記送信用整合回路は、前記信号線に対して直列接続された少なくとも一つのインダクタ素子と、前記信号線に対して並列接続された少なくとも一つのキャパシタ素子と、を含み、前記信号線のキャパシタンス成分、前記キャパシタ素子のキャパシタンス成分および前記インダクタ素子のインダクタンス成分により、前記超音波振動子から前記送受信部までの信号伝送経路における電氣的インピーダンス整合を行い

40

50

、前記送受切替回路は、送受信動作に応じて、前記送信用整合回路を介した前記信号線と前記送信部との接続、および、前記信号線と前記受信部との直接接続、のいずれか一方を選択するものとする。

【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。アレイ振動子10は、複数の振動素子12で構成されており、電子走査により3次元空間内に超音波を送受波する。アレイ振動子10には、複数の信号線14を有する伝送ケーブル16が接続されており、伝送ケーブル16内の各信号線14はアレイ振動子10内の各振動素子12とそれぞれ接続されている。さらに、伝送ケーブル16の他端にはコネクタ18が設けられている。コネクタ18内には複数の整合回路20が設けられており、これら複数の整合回路20により整合部が構成されている。各整合回路20は伝送ケーブル16内を通る各信号線14にそれぞれ接続されており、各整合回路20の他端は、超音波診断装置の装置本体22内の送受信部24に接続されている。もちろん、送受信部24は、装置本体22内の図示しない他回路にも接続されている。

10

【0026】

このように、アレイ振動子10と装置本体22の間には、各振動素子12ごとに送受信部24までの信号伝送経路が形成されている。各振動素子12は素子面積が小さく、このため、その電氣的インピーダンスが数1000程度にもなる。これに対し、伝送ケーブル16内を通る各信号線14および送受信部24の入力インピーダンスは数10~100程度であるため、振動素子12から送受信部24までの信号伝送経路には電氣的インピーダンスの不整合が生じている。これを解消するのが整合回路20である。整合回路20はインダクタ素子であるコイル26とキャパシタ素子であるコンデンサ28で構成されており、コイル26は信号線14に対して直列に接続され、コンデンサ28は並列に接続されている。なお、この整合回路20による電氣的インピーダンス整合の原理については、後に図3から図5を利用して詳述する。

20

【0027】

図2は、整合部の他の実施形態を示す図である。伝送ケーブル16および伝送ケーブル16の図示しない他端に接続されるアレイ振動子は、図1におけるものと同じ構成である。つまり、伝送ケーブル16内を通る各信号線14の図示しない他端は、アレイ振動子内の各振動素子にそれぞれ接続されている。各信号線14は、整合部30内の送受切替回路32に接続され、送受切替回路32を介して、送信用整合回路34と受信用整合回路36に接続される。送信用整合回路34の他端は送受信部24内の送信部38に、受信用整合回路36の他端は送受信部24内の受信部40に、それぞれ接続されている。

30

【0028】

このように、送受切替回路32によって、各信号線14ごとに送信用信号伝送経路と受信用信号伝送経路が選択的に形成される。したがって、送信用伝送経路、受信用伝送経路それぞれに適した整合を行うことが可能になる。送信用整合回路、受信用整合回路については図1における各整合回路と同様な構成である。

40

【0029】

なお、図2では、送信用整合回路34と受信用整合回路36の両方を用いる例を示しているが、必要に応じていずれか一方を無くしてもよい。つまり、例えば、受信用整合回路36のみを設けて、送受信部24が超音波振動子から受信信号を取得する時にのみ、送受切替回路32および受信用整合回路36を介して受信信号を取得し、超音波振動子へ送信信号を出力する時には整合回路を介さずに送受切替回路32のみを介して送信信号を出力することも可能である。一方、送信用整合回路34のみを設けて、送受信部24が超音波振動子へ送信信号を出力する時にのみ、送信用整合回路34および送受切替回路32を介し

50

て送信信号を出力し、超音波振動子から受信信号を取得する時には整合回路を介さずに送受切替回路 3 2 のみを介して受信信号を取得することも可能である。

【 0 0 3 0 】

また、送受切替回路 3 2 は、装置本体（図 1 の符号 2 2）から送信、受信のタイミングに基づく制御信号を受けて、送受の切り替えを行う構成にしてもよい。

【 0 0 3 1 】

次に、図 3 から図 5 を利用して、本実施の形態の整合回路における電氣的インピーダンス整合の原理について説明する。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、図 1 の超音波診断装置における、各振動素子から送受信部までの信号伝送経路を表わす回路図である。アレイ振動子内の振動素子が受波した超音波は電気信号に変換される。そこで、ある振動素子に注目しこの振動素子が出力する電気信号の電圧値を  $E_t$  とすると、振動子の出力は電圧値  $E_t$  を出力する電圧源  $E_t$  で表現できる。また、この振動素子のインピーダンス  $Z_t$  は、インピーダンス  $Z_t$  を有する負荷  $Z_t$  を電圧源  $E_t$  へ直列に接続することで表現できる。振動素子に接続される信号線の容量を  $C_c$  とすると、信号線は容量  $C_c$  を有するコンデンサ  $C_c$  を電圧源  $E_t$  へ並列に接続することで表現できる。

10

【 0 0 3 3 】

ここで、整合回路として LC 回路を二段接続した回路を考える。信号線に最も近い位置に、信号線に対して直列に接続されるインダクタ素子をコイル  $L_1$  とすると、信号線の容量  $C_c$ 、つまりコンデンサ  $C_c$  とコイル  $L_1$  により初段 LC 回路が形成される。さらに、この初段 LC 回路の右側には、コイル  $L_3$  およびコンデンサ  $C_2$  から成る第二段目 LC 回路が接続されている。このように、LC 回路を二段接続した整合回路が形成されている。さらに、整合回路の右端には送受信部の入力インピーダンスが  $R_0$  である負荷  $R_0$  が接続されている。このように、アレイ振動子内の振動素子から送受信部までの信号伝送経路が、図 3 の回路で表現される。なお、初段 LC 回路において信号線の容量成分  $C_c$  を変化させたい場合は、信号線に対して並列に、補助的な容量としてコンデンサを挿入してもよい。

20

【 0 0 3 4 】

図 3 において、端子 1 - 1' から右を見たインピーダンスを  $Z_1$  とすると、図 4 の等価回路が得られる。また、端子 2 - 2' を開放した際に、開放端に発生する電圧を  $E_{t'}$  とおき、端子 2 - 2' から右を見たインピーダンスを  $Z_2$ 、電圧源  $E_t$  を短絡し端子 2 - 2' から左を見たインピーダンスを  $Z_{t'}$  とすると、テブナンの定理により、図 5 の等価回路が得られる。

30

【 0 0 3 5 】

図 4、図 5 より、図 3 の電圧源  $E_t$  から負荷  $R_0$  へ最大電力が供給される条件は次のようになる。

【 0 0 3 6 】

【数 1】

$$\overline{Z_1} = Z_t$$

40

【数 2】

$$\overline{Z_2} = Z_{t'}$$

つまり、 $Z_1$  の複素共役と  $Z_t$  が等しく、且つ、 $Z_2$  の複素共役と  $Z_{t'}$  が等しい場合に整合条件が成立する。

【 0 0 3 7 】

したがって、数式 1 および数式 2 を満たすように図 3 に示す整合回路の各素子  $L_1$ 、 $C_2$ 、 $L_3$  を設定することにより、図 3 の回路においてインピーダンス整合を行うことができる。この際、初段 LC 回路および第二段目 LC 回路の、それぞれの整合の中心周波数をず

50

らして設定することもできる。

【0038】

図6は、二段LC回路による整合回路において、各段における整合の中心周波数をずらして設定した整合回路の周波数特性を示す図である。すなわち図6は、初段LC回路、つまりコンデンサ $C_c$ とコイル $L_1$ で構成されるLC回路(図3参照)における整合の中心周波数を $f_1$ とし、第二段目LC回路、つまりコンデンサ $C_2$ とコイル $L_3$ で構成されるLC回路(図3参照)における整合の中心周波数を $f_2$ とした場合に、周波数 $f_1$ と $f_2$ をずらして設定した整合回路の周波数特性を示している。このように、周波数 $f_1$ と $f_2$ をずらして、整合回路の各素子を設定するためには、数式1および数式2の条件に加え、数式3を満たす必要がある。

【0039】

【数3】

$$R_0 < \sqrt{\frac{L_3}{C_2}} < \sqrt{\frac{L_1}{C_c}} < |Z_t|$$

(1)      (2)

数式3において、(1)は第二段目LC回路の特性インピーダンスを、(2)は初段LC回路の特性インピーダンスを示している。また、各段の整合の中心周波数の関係は数式4のようになる。

【0040】

【数4】

$$f_1 < f_2$$

このように、初段LC回路、第二段目LC回路それぞれの整合の中心周波数 $f_1$ 、 $f_2$ を、例えば、振動素子の周波数帯域上においてずらして設定することにより、振動素子をより広帯域に利用できる整合が実現できる。

【0041】

一方、送受信兼用の整合回路(例えば、図1に示す整合回路20)においては、各LC回路における整合の中心周波数を、送信信号の周波数と受信信号の周波数、それぞれに対応して設定することも可能である。近年の超音波診断装置において、例えば、周波数 $f$ の送信波に対して、周波数 $2f$ の超音波をも受波して受信信号を形成する技術や、周波数 $f$ の送信波によって、血液中に送り込まれたマイクロバブルを破壊し、マイクロバブルから発生する周波数 $2f$ の超音波を受波する技術などがある。本実施の形態は、このような技術に適用すると効果的である。

【0042】

図7は、二段LC回路による整合回路において、初段LC回路における整合の中心周波数を $f$ 、二段目LC回路における整合の中心周波数を $2f$ と設定した整合回路の周波数特性を示す図である。このように、送信時において周波数 $f$ の信号を効率よく伝送し、受信時において周波数 $2f$ の信号を効率よく伝送するように、整合回路内の各素子を設定することで、送受信兼用の整合回路においても、両周波数を効率よく伝送できる。

【0043】

以上のように、整合回路内の各素子を設定するためには、数式1、数式2および数式3を満たすことが必要であった。ところが、振動素子のインピーダンス $Z_t$ は周波数特性を持っているため、厳密に数式1から数式3を解くことは困難な場合がある。この場合、コンピュータを利用した数値計算により $L_1$ 、 $C_2$ 、 $L_3$ の値を調整しながら、各式を満足する値を決定してもよい。

## 【 0 0 4 4 】

本実施の形態における整合回路は、LC回路が二段接続のものに限定されるものではなく、LC回路が三段以上の複数段直列接続されたものであってもよい。図8は、n段のLC回路で構成される整合回路を有する信号伝送経路を表わす回路図である。電圧源 $E_t$ 、負荷 $Z_t$ 、コンデンサ $C_c$ および負荷 $R_0$ については、図3におけるものと同じ構成である。図8と図3を比較すると、図3において二段のLC回路で構成されていた整合回路が、図8ではn段に拡張されている。つまり、図8において、コンデンサ $C_c$ とコイル $L_1$ により初段LC回路が形成され、コンデンサ $C_1$ およびコイル $L_2$ により第二段目LC回路が形成され、さらに、コンデンサ $C_{n-1}$ およびコイル $L_n$ により第n段目LC回路が形成されている。図8において $f_1$ から $f_n$ は、各段のLC回路における整合の中心周波数を示している。

10

## 【 0 0 4 5 】

n段への拡張に伴い、数式3および数式4を、n段のものに拡張すると次のようになる。

## 【 0 0 4 6 】

## 【数5】

$$R_0 < \sqrt{\frac{L_n}{C_{n-1}}} < \dots < \sqrt{\frac{L_2}{C_1}} < \sqrt{\frac{L_1}{C_c}} < |Z_t|$$

20

## 【数6】

$$f_1 < f_2 < \dots < f_{n-1} < f_n$$

数式5は、各段のLC回路の特性インピーダンスの大きさを示す式である。各LC回路の特性インピーダンスが、送受信部の入力インピーダンス $R_0$ よりも大きく、且つ、アレイ振動子内の振動素子のインピーダンス $Z_t$ よりも小さく、且つ、信号線に近いLC回路ほど、つまりnが小さいLC回路ほど大きく設定されることを示している。数式6は、各段のLC回路における整合の中心周波数の大きさを示す式であり、nが小さいLC回路ほど低い周波数に設定されることを示している。このように、三段以上のLC回路による整合回路も実現される。

30

## 【 0 0 4 7 】

次に、本実施の形態における整合回路と、従来の整合回路との比較を示す。図9は、本実施の形態との比較のために利用した、従来のコイルのみで構成された整合回路による信号伝送経路を表わす回路図である。本実施の形態を示す図3の回路図と、図9の回路図とでは、整合回路部のみが異なる。つまり、図3におけるコイル $L_1$ 、コンデンサ $C_2$ 、コイル $L_3$ による整合回路に換えて、図9ではコイル $L$ のみによる整合回路となる。

## 【 0 0 4 8 】

図10は、本実施の形態の整合回路による周波数特性と、従来の整合回路による周波数特性を示す図である。なお、図10の結果を取得するにあたり、本実施の形態の整合回路による特性は、図3の回路における各素子を、表1のように設定した。

40

## 【 0 0 4 9 】

## 【表1】

送信回路 内部インピーダンス : $Z_t$	20 $\Omega$
受信回路 入力インピーダンス : $R_0$	65 $\Omega$
ケーブル容量 : $C_c$	100 pF
L1	39 $\mu$ H
C2	470 pF
L3	10 $\mu$ H

10

また、従来の整合回路による特性は、図9の回路におけるコイルLを例えば、22  $\mu$ Hとし、その他、図3における素子と同じ素子は、表1における値に設定している。図10において、従来の整合回路では、比帯域が33%であるのに対し、本実施の形態による整合回路では、比帯域は45%と広がっている。ここで比帯域とは次のとおりである。

【0050】

すなわち、Gainの周波数依存性を示すグラフにおいて、Gainの最大値に対し、Gainが-3 dBとなる周波数幅が  $f$  である場合、その周波数幅  $f$  の中央に位置する周波数を  $f_c$  とすると、 $(f / f_c)$  が比帯域である。本実施の形態による整合回路は、従来の整合回路よりも整合の周波数帯域が広くなり、より良好な信号伝送特性が実現できる。

20

【0051】

【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、振動子に対して電気的なインピーダンス整合のための構成変更を伴うことなく、振動子と装置本体の間において、より効率よく信号伝送が行える。

【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。

30

【図2】整合部の他の実施形態を示す図である。

【図3】図1の超音波診断装置における、各振動素子から送受信部までの信号伝送経路を表わす回路図である。

【図4】電気的なインピーダンス整合の原理を説明するための図である。

【図5】電気的なインピーダンス整合の原理を説明するための図である。

【図6】中心周波数をずらして設定した整合回路の周波数特性を示す図である。

【図7】中心周波数を  $f$  と  $2f$  に設定した整合回路の周波数特性を示す図である。

【図8】 $n$  段のLC回路で構成される整合回路を有する信号伝送経路を表わす回路図である。

【図9】従来の各振動素子から送受信部までの信号伝送経路を表わす回路図である。

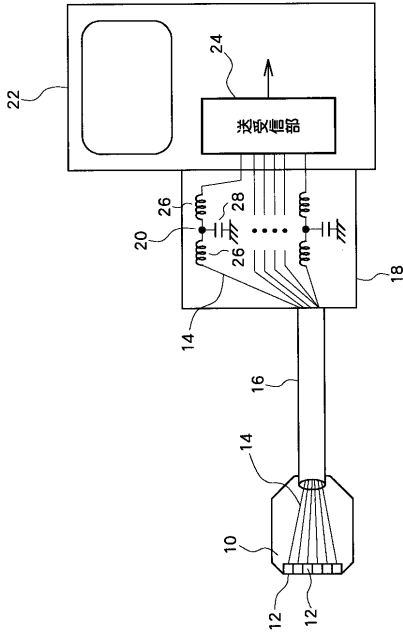
40

【図10】本発明の実施形態の整合回路による周波数特性と、従来の整合回路による周波数特性を示す図である。

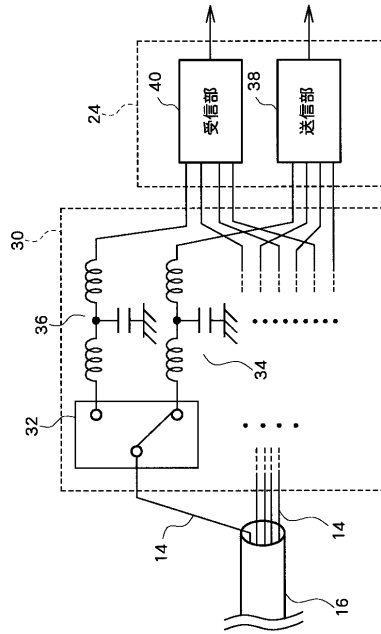
【符号の説明】

10 アレイ振動子、12 振動素子、14 信号線、16 伝送ケーブル、18 コネクタ、20 整合回路、22 装置本体、24 送受信部、26 コイル、28 コンデンサ、30 整合部、32 送受切替回路、34 送信用整合回路、36 受信用整合回路、38 送信部、40 受信部。

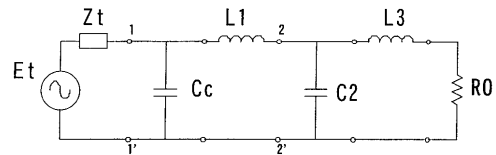
【 図 1 】



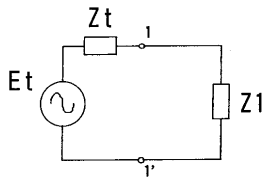
【 図 2 】



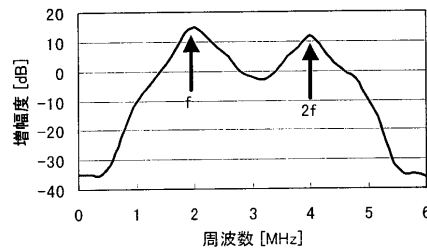
【 図 3 】



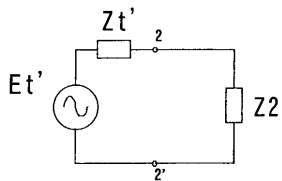
【 図 4 】



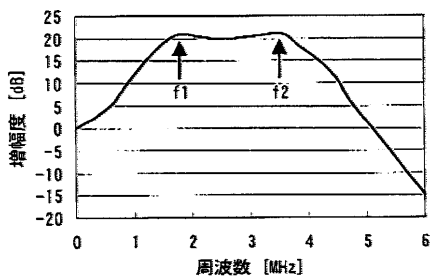
【 図 7 】



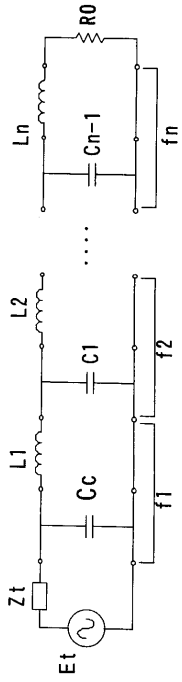
【 図 5 】



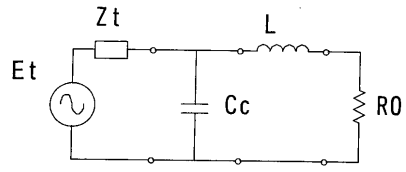
【 図 6 】



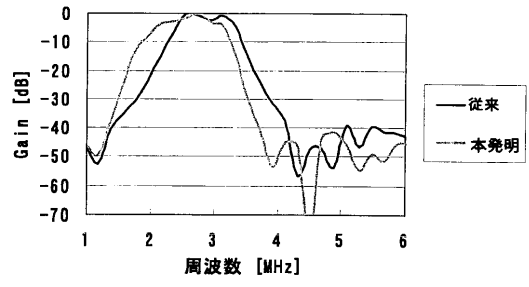
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD18 EE30 GB01 GB03 GD01 GD11 GD18 HH26 HH35  
5D019 BB17 FF04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004097588A</a>	公开(公告)日	2004-04-02
申请号	JP2002265050	申请日	2002-09-11
[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	小林和裕		
发明人	小林 和裕		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 H04R3/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R3/00.330 H04R17/00.332		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/EA14 2G047/EA16 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GF24 4C301/DD13 4C301/EE20 4C301/GB02 4C301/HH48 4C301/JA01 4C301/JA11 4C301/JA19 4C601/DD18 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GD01 4C601/GD11 4C601/GD18 4C601/HH26 4C601/HH35 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP3702259B2		
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，其能够在不改变与振动器匹配的配置的情况下更有效地在振动器与设备主体之间传输信号。阵列振动器由多个振动元件组成，并且信号线连接到每个振动元件。在信号线14的装置主体22侧的端部设有连接器18，在连接器18中设有匹配电路20。匹配电路20设置在信号线14和发送/接收单元24之间，以对应于每条信号线14。每个匹配电路20包括线圈26和电容器28，并且在从振动元件12到发送/接收单元24的信号传输路径中执行电阻抗匹配。[选型图]图1

