

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5702326号
(P5702326)

(45) 発行日 平成27年4月15日 (2015. 4. 15)

(24) 登録日 平成27年2月27日 (2015. 2. 27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2012-80793 (P2012-80793)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年3月30日 (2012. 3. 30)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-208295 (P2013-208295A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年10月10日 (2013. 10. 10)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年4月9日 (2014. 4. 9)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	大澤 敦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよびそれを備える超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

診断装置本体に接続され、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサによって超音波の送受信を行うことで受信信号を生成し、前記診断装置本体へ伝送する超音波プローブであって、

前記複数の超音波トランスデューサに接続され、前記受信信号の伝送経路中に所定のマッチング周波数を有する複数のインピーダンスマッチング要素を備え、

前記複数のインピーダンスマッチング要素は、対応する前記超音波トランスデューサのアレイ内における配列位置に起因する超音波の送受信の角度の影響を低減するために、それらのマッチング周波数が、対応する前記超音波トランスデューサのアレイ内における配列位置が中心によるほど高くなるような分布を有することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記インピーダンスマッチング要素は、少なくとも1つのインダクタまたはキャパシタを、直列または並列に接続することで構成されることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、前記複数の超音波トランスデューサを備えるプローブ本体と、前記プローブ本体と診断装置本体とを接続するケーブルと、前記ケーブルを前記診断装置本体に連結するコネクタとからなり、

前記インピーダンスマッチング要素は、前記コネクタの内部に設置されることを特徴と

10

20

する請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記超音波プローブは、前記複数の超音波トランスデューサを備えるプローブ本体と、前記プローブ本体と診断装置本体とを接続するケーブルと、前記ケーブルを前記診断装置本体に連結するコネクタとからなり、

前記インピーダンスマッチング要素は、前記プローブ本体の内部に設置されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記超音波プローブは、前記複数の超音波トランスデューサを備えるプローブ本体と、前記プローブ本体と診断装置本体とを接続するケーブルと、前記ケーブルを前記診断装置本体に連結するコネクタとからなり、

前記インピーダンスマッチング要素は、前記ケーブルの内部に設置されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超音波プローブと、前記超音波プローブが接続された診断装置本体とからなる超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波プローブおよびそれを備える超音波診断装置に係り、特に、診断装置本体に接続され、超音波の送受信を行う超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して、その受信信号を診断装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

特許文献 1 には、超音波振動子と、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の間に、直列接続されたインダクタ素子と並列接続されたキャパシタ素子とを含むことでインピーダンス整合を行う整合部を備える超音波診断装置が開示されている。

また、特許文献 2 および特許文献 3 には、異なる深さから反射してくる反射波を最良の状態を受信するために同調周波数を可変とすることができる超音波診断装置が開示されている。

このような超音波診断装置によれば、インピーダンス整合によって同調周波数を変更することで焦点深度に応じた最適な受信信号を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 3 7 0 2 2 5 9 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 2 2 5 8 8 1 号公報

【特許文献 3】特開昭 6 3 - 2 2 1 2 4 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、上述のとおり診断の部位や深さ等に応じてインピーダンス整合が行われているものの、個々の超音波トランスデューサは、正面方向に放射した場合の超音波エコーの特性しか考慮されておらず、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサにおける個々のトランスデューサの配列位置の相違、つまり、

10

20

30

40

50

それぞれの超音波トランスデューサに対する超音波エコーの入射角度の相違に起因する超音波画像の画質の低下については、何ら考慮されていなかった。

【0006】

本発明の目的は、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサに対する超音波エコーの入射角度の相違に起因する超音波画像の画質の低下を補償することができる超音波プローブおよびそれを備える超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波プローブは、診断装置本体に接続され、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサによって超音波の送受信を行うこと
10
とで受信信号を生成し、診断装置本体へ伝送する超音波プローブであって、複数の超音波トランスデューサに接続され、受信信号の伝送経路中に所定のマッチング周波数を有する複数のインピーダンスマッチング要素を備え、複数のインピーダンスマッチング要素は、対応する超音波トランスデューサのアレイ内における配列位置に起因する超音波の送受信の角度の影響を低減するために、それらのマッチング周波数が、対応する超音波トランスデューサのアレイ内における配列位置が中心によるほど高くなるような分布を有する。

【0008】

また、インピーダンスマッチング要素は、少なくとも1つのインダクタまたはキャパシタを、直列または並列に接続することで構成されることができ
20

【0009】

超音波プローブは、複数の超音波トランスデューサを備えるプローブ本体と、プローブ本体と診断装置本体とを接続するケーブルと、ケーブルを診断装置本体に連結するコネクタとからなり、インピーダンスマッチング要素は、コネクタの内部に設置されることが最も好ましく、また、インピーダンスマッチング要素は、プローブ本体の内部に設置されることが好ましく、なお、インピーダンスマッチング要素は、ケーブルの内部に設置されてもよい。

【0010】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上述の超音波プローブと、超音波プローブが接続された診断装置本体と備える。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサの配列位置に起因する個々の受信信号の中心周波数のズレの影響を補償することができるため、高画質な超音波画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波プローブの内部構成を示すブロック図である。

【図2】被検体内の反射点と超音波プローブの個々の超音波トランスデューサとの位置関係を模式的に示す図である。

【図3】実施の形態1に係る超音波プローブの個々の超音波トランスデューサの設置位置と対応するインピーダンスマッチング要素のマッチング周波数との関係を示すグラフである。

【図4】(A)～(F)は、実施の形態1に係る超音波プローブの伝送経路中に設置されるインピーダンスマッチング要素の一例を示す図である。

【図5】超音波プローブに接続される診断装置本体の内部構成を示すブロック図である。

【図6】この発明の実施の形態2に係る超音波プローブの内部構成を示すブロック図である。

【図7】この発明の実施の形態2の変形例に係る超音波プローブの内部構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 7 の超音波プローブに接続される診断装置本体の内部構成を示すブロック図である。

【図 9】この発明の実施の形態 3 に係る超音波プローブの内部構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波プローブ 4 の構成を示す。超音波プローブ 4 は、診断装置本体 5 とコネクタ 3 A および 3 B を介して接続され、超音波診断装置を構成する。

10

超音波プローブ 4 は、例えば、1 次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ からなるアレイトランスデューサ 11 を有するプローブ本体 1 と、プローブ本体 1 に接続され、プローブ本体 1 と診断装置本体 5 とを接続するケーブル 2 と、ケーブル 2 を診断装置本体 5 のコネクタ 3 B に連結するコネクタ 3 A とを備える。なお、ケーブル 2 は、プローブ本体 1 に対しては接続固定されているが、診断装置本体 5 に対しては、コネクタ 3 A、3 B を介して着脱可能に接続されている。

また、複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ は、伝送経路 6 によってそれぞれが独立して診断装置本体 5 と接続されており、個々の伝送経路 6 の途中、コネクタ 3 A 内部にインピーダンスマッチング要素 7 がそれぞれ設置される。

20

【0014】

複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ は、個々の伝送経路 6 を通じて送信回路 12 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各超音波トランスデューサ a_k ($k = 1 \sim 2n$) は、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、PVDF (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、PMN-PT (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0015】

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【0016】

図 2 に、プローブ本体 1 のアレイトランスデューサ 11 と被検体内の所定の反射点 R との位置関係を示す。アレイトランスデューサ 11 の複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ が 1 次元状に配列されると共に、互いに平行な音響放射面 11 S を有し、1 つの反射点 R がこれら複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ の音響放射面 11 S に対向して位置している。このため、反射点 R と各超音波トランスデューサ a_k における音響放射面 11 S のなす角度は、超音波トランスデューサ a_k 毎に異なったものとなる。ここで、超音波トランスデューサ a_k における音響放射面 11 S のなす角度 θ_k ($k = 1 \sim 2n$) は、超音波トランスデューサ a_k の音響放射面 11 S と反射点 R とを結ぶ直線と、音響放射面 11 S における法線との間に形成される角度で表される。なお、超音波トランスデューサ a_k における音響放射面 11 S のなす角度 θ_k は、超音波トランスデューサ a_k に対する反射点 R からの超音波エコーの入射角度でもある。そして、反射点 R が、アレイトランスデューサ 11 の中心線上にあるとすると、中心線に対して対称な位置にある超音波トランスデューサは互いに等しい大きさの超音波エコーの入射角度を持つ。すなわち、超音波トランスデューサ a_1 と a_{2n} 、 a_2 と $a_{(2n-1)}$ 、 a_3 と $a_{(2n-2)}$ 、 $\dots$ 、 a_n と $a_{(n+1)}$ とは互いに等しい大きさの超音波エコーの入射角度を持つ。

40

50

【 0 0 1 7 】

このように、反射点 R から戻ってくる超音波エコーの入射角度 θ_k が超音波トランスデューサ a_k 毎に異なることから、それぞれの超音波トランスデューサ a_k で得られる受信信号は、超音波エコーの入射角度 θ_k に応じて異なる中心周波数を有する。一般的に、超音波エコーの入射角度 θ_k が大きくなるほど、超音波トランスデューサ a_k において得られる受信信号の中心周波数は低くなる。

【 0 0 1 8 】

中心周波数の異なる受信信号をそのまま位相整合して音線信号を生成したのでは、超音波画像の画質の低下を招く。よって、超音波プローブ 4 においては、超音波トランスデューサ a_k からの個々の受信信号における中心周波数のズレの影響を補償するために、アレ
10
レイ状に配列された複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ に対して、コネクタ 3 A 内であって、個々の伝送経路 6 中に設置される複数のインピーダンスマッチング要素 7 が、図 3 に示すようなマッチング周波数の分布を備えるように調整される。なお、上述のとおり、反射点 R を通るアレイトランスデューサ 1 1 の中心線に対して対称な位置にある超音波トランスデューサは互いに等しい大きさの超音波エコーの入射角度を備えるため、図 3 に示すマッチング周波数の分布も中心に対して対称な分布を備える。

実施の形態 1 の超音波プローブ 4 は、個々の受信信号の伝送経路 6 中に設置された複数のインピーダンスマッチング要素 7 が、超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ の配列位置に対応した周波数分布を備え、個々のインピーダンスマッチング要素 7 によって個々の受信信号における中心周波数のズレの影響が補償されるため、診断装置本体 5 と接続されて
20
画質の高い超音波画像を生成することができる。

【 0 0 1 9 】

なお、インピーダンスマッチング要素 7 は、電氣的インピーダンスを調整するもので、例えば、図 4 (A) のように、個々の伝送経路 6 中にインダクタを直列接続したものでもよく、また、図 4 (B) のように、キャパシタを並列接続したものでもよく、また、図 4 (C) のようにキャパシタを直列接続したものでもよく、図 4 (D) のように、並列接続したキャパシタとインダクタとを直列接続したものでもよい。

また、さらに、図 4 (E) に示すように、主に受信感度の向上を目的とし、振動子側の電氣的インピーダンスが高い場合に用いられる Π 型マッチングや、図 4 (F) に示すように、主に受信感度の向上を目的とし、振動子側の電氣的インピーダンスが低い場合に用い
30
られる T 型マッチングなどが用いられてもよい。

超音波トランスデューサ a_k からの受信信号が対応するインピーダンスマッチング要素 7 を通ることで、それぞれの受信信号の中心周波数のズレの影響が補償される。

【 0 0 2 0 】

次に、診断装置本体 5 の内部構成を図 5 に示す。

診断装置本体 5 は、プローブ本体 1 の複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ と個々の伝送経路 6 を介して接続される送信回路 1 2 および受信回路 1 3 を備える。

また、診断装置本体 5 は、受信回路 1 3 に接続される信号処理部 1 7 を有し、この信号処理部 1 7 に、D S C (Digital Scan Converter) 1 8、画像処理部 1 9、表示制御部 2 0 および表示部 1 6 が順次接続されている。また、画像処理部 1 9 には、画像メモリ 2 1
40
が接続され、信号処理部 1 7、D S C 1 8、画像処理部 1 9 および画像メモリ 2 1 により画像生成部 2 2 が形成されている。

さらに、送信回路 1 2 および受信回路 1 3、信号処理部 1 7、D S C 1 8、ならびに表示制御部 2 0 に制御部 2 3 が接続されており、制御部 2 3 に操作部 1 5、および格納部 2 4 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 1 】

図 5 の送信回路 1 2 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部 2 3 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、図 1 のアレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサ $a_1 \sim a_{2n}$ から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサ a_1
50

～ a 2 n に供給する。

【 0 0 2 2 】

また、図 5 の受信回路は、各超音波トランスデューサ a k から送信される受信信号を増幅して A / D 変換した後、制御部 2 3 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（音線信号）が生成される。

【 0 0 2 3 】

診断装置本体 5 の信号処理部 1 7 は、受信回路 1 3 で生成された受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

D S C 1 8 は、信号処理部 1 7 で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

画像処理部 1 9 は、D S C 1 8 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 2 0 に出力する、あるいは画像メモリ 2 1 に格納する。

【 0 0 2 4 】

表示制御部 2 0 は、画像処理部 1 9 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 1 6 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 1 6 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 2 4 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。また、検査時には、必要に応じて検査のためのカーソルやキャリパ等が超音波診断画像に重畳表示される。

【 0 0 2 5 】

操作部 1 5 は、操作者が入力操作を行うため各種の操作ボタンを有している。また、格納部 2 4 は、動作プログラムおよび一連の検査項目を含む検査プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、D V D - R O M、S D カード、C F カード、U S B メモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

制御部 2 3 は、操作者により操作部 1 5 から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体 5 内の各部の制御を行う。

【 0 0 2 6 】

なお、信号処理部 1 7、D S C 1 8、画像処理部 1 9、表示制御部 2 0 を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【 0 0 2 7 】

次に、実施の形態 1 に係る超音波プローブ 4 を診断装置本体 5 に接続した超音波診断装置の動作を説明する。

診断装置本体 5 にコネクタ 3 A および 3 B を介して超音波プローブ 4 を接続し、診断装置本体 5 の電源スイッチを投入することにより、診断装置本体 5 内および超音波プローブ 4 内の各部に電力が供給され、超音波診断装置が起動される。

【 0 0 2 8 】

そして、診断装置本体 5 の送信回路 1 2 からの駆動信号に従って、アレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサ a 1 ～ a 2 n から順次超音波ビームが送信され、複数の超音波トランスデューサ a 1 ～ a 2 n で受信された受信信号が、個々の伝送経路 6 中に設置された所定の周波数分布を備える個々のインピーダンスマッチング要素 7 を通ることで、個々の受信信号の中心周波数のズレの影響が補償され、伝送経路 6 を介して順次診断装置本体 5 の受信回路 1 3 に出力されて受信データが生成される。これらの受信データに基づいて診断装置本体 5 の画像生成部 2 2 で画像信号が生成され、さらに、画像信号に基づいて表示制御部 2 0 により超音波画像が表示部 1 6 に表示される。

なお、上述の受信信号は、上述のとおりコネクタ 3 A にそれぞれ設置された超音波トランスデューサ a k の配列位置に対応するインピーダンスマッチング要素 7 によって、それ

10

20

30

40

50

ぞれの中心周波数のズレの影響が補償されているため、高画質な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 2 9 】

実施の形態 1 では、複数の受信信号における中心周波数のズレの影響を対応するインピーダンスマッチング要素 7 が所定のマッチング周波数の分布を備えることで補償しているが、インピーダンスマッチング要素 7 の設置位置を超音波プローブ 4 のコネクタ 3 A 内としているため、プローブ本体 1 の小型化を図ることができ、超音波プローブ 4 自体の操作が容易となる。

【 0 0 3 0 】

実施の形態 2

図 6 に、実施の形態 2 に係る超音波プローブ 4 1 の構成を示す。この超音波プローブ 4 1 は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波プローブ 4 において、インピーダンスマッチング要素 7 をコネクタ 3 A 内でなく、プローブ本体 1 内に設置したものであり、その他の構成は実施の形態 1 の超音波プローブ 4 と同様である。

このように、アレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサ a 1 ~ a 2 n にそれぞれ接続されるインピーダンスマッチング要素 7 をプローブ本体 1 内に配置しても、実施の形態 1 と同様の動作が行われ、個々の超音波トランスデューサ a 1 ~ a 2 n における中心周波数のズレの影響を補償して、高画質の超音波画像を得ることが可能となる。

【 0 0 3 1 】

さらに、実施の形態 2 の変形例として図 7 に示すように、実施の形態 1 では診断装置本体 5 内に設置されていた送信回路 1 2 および受信回路 1 3 をもプローブ本体 1 内に配置した超音波プローブ 4 2 を構成することもできる。

この場合、超音波プローブ 4 2 は、図 8 に示されるような診断装置本体 5 1 に接続されて使用される。この診断装置本体 5 1 は、図 5 に示した診断装置本体 5 において、送信回路 1 2 および受信回路 1 3 を省略したものである。

この超音波プローブ 4 2 では、アレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサ a 1 ~ a 2 n で得られた受信信号がそれぞれインピーダンスマッチング要素 7 を介して受信回路 1 3 に入力され、受信回路 1 3 でデジタル化された信号が診断装置本体 5 1 に伝送されることとなる。すなわち、デジタル式の超音波プローブ 4 2 が構成される。

【 0 0 3 2 】

実施の形態 3

図 9 に、実施の形態 3 に係る超音波プローブ 4 3 の構成を示す。この超音波プローブ 4 3 は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波プローブ 4 において、インピーダンスマッチング要素 7 をコネクタ 3 A 内でなく、ケーブル 2 内に設置したものであり、その他の構成は実施の形態 1 の超音波プローブ 4 と同様である。

このように、アレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサ a 1 ~ a 2 n にそれぞれ接続されるインピーダンスマッチング要素 7 をケーブル 2 内に配置しても、実施の形態 1 と同様の動作が行われ、個々の超音波トランスデューサ a 1 ~ a 2 n における中心周波数のズレの影響を補償して、高画質の超音波画像を得ることが可能となる。

【 0 0 3 3 】

また、上記の実施の形態 1 および 2 では、超音波プローブ 4、4 1 と診断装置本体 5 とが互いにケーブル 2 を介して接続され、また、超音波プローブ 4 2 と診断装置本体 5 1 とが互いにケーブル 2 を介して接続されていたが、これに限るものではなく、プローブ本体 1 が診断装置本体 5、5 1 に無線接続されていてもよい。

【 0 0 3 4 】

以上、本発明の超音波プローブおよびそれを備える超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【 符号の説明 】

10

20

30

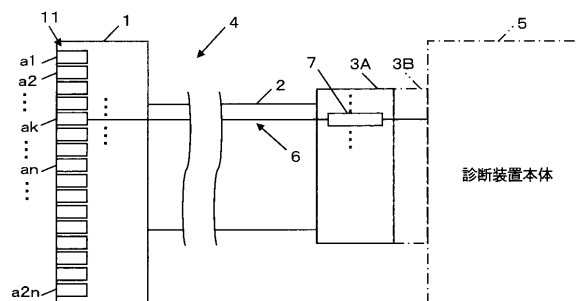
40

50

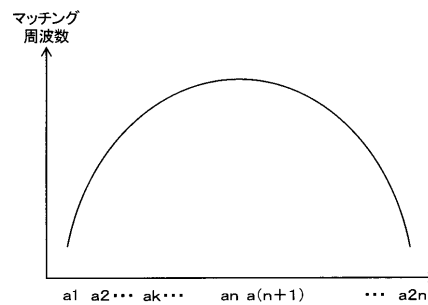
【 0 0 3 5 】

1 プローブ本体、 2 ケーブル、 3 A、 3 B コネクタ、 4 超音波プローブ、 5 診断装置本体、 6 伝送経路、 7 インピーダンスマッチング要素、 8 表示部、 9 タッチパネル、 11 アレイトランスデューサ、 11 S 音響放射面、 12 送信回路、 13 受信回路、 15 操作部、 16 表示部、 17 信号処理部、 18 D S C (Digital Scan Converter)、 19 画像処理部、 20 表示制御部、 21 画像メモリ、 22 画像生成部、 23 制御部、 24 格納部、 $a_1 \sim a_{2n}$ 超音波トランスデューサ。

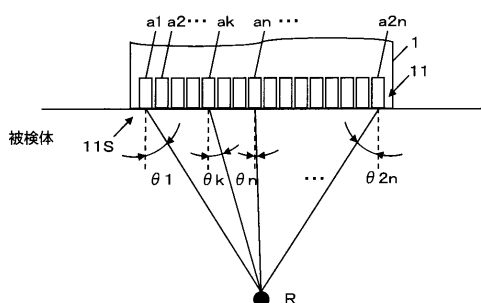
【 図 1 】



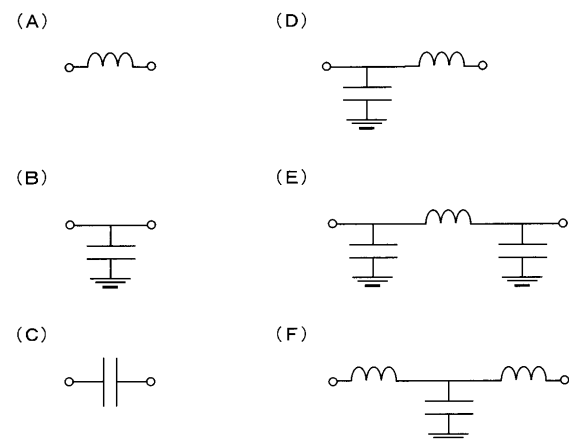
【 図 3 】



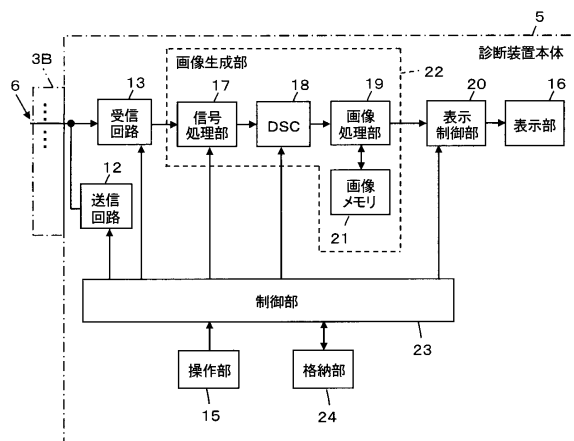
【 図 2 】



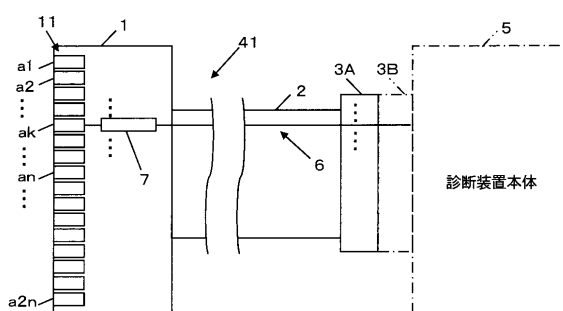
【 図 4 】



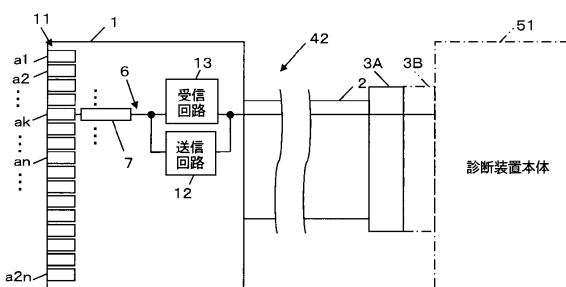
【図 5】



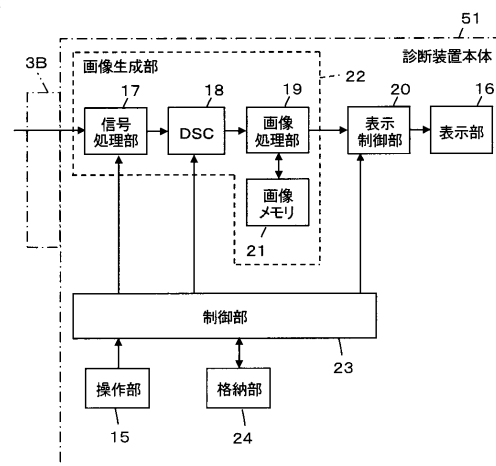
【図 6】



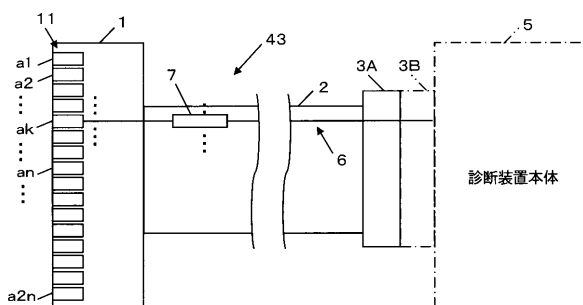
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開昭 6 4 - 3 8 6 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 7 7 2 0 5 (J P , A)
特許第 3 7 0 2 2 5 9 (J P , B 2)
特開平 6 - 2 2 5 8 8 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 1 5

专利名称(译)	超声波探头和具有该超声波探头的超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5702326B2	公开(公告)日	2015-04-15
申请号	JP2012080793	申请日	2012-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4472 A61B8/14 A61B8/4488 G01S7/52047 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GB18 4C601/GD11 4C601/JB15 4C601/JB31 4C601/JB54		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2013208295A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头(4)，其包括多个阻抗匹配元件(7)，所述多个阻抗匹配元件(7)连接到多个超声波换能器(a1-a2n)并且在用于接收信号的传输路径(6)中具有规定的匹配频率。为了减小由对应的超声换能器的阵列(11)中的布置位置引起的超声波发送/接收信号角度的影响，多个阻抗匹配元件(7)的匹配频率具有分布使得匹配频率越高，相应的布置位置越接近中心。由超声波探头(a1-a2n)接收的用于超声波探头(4)的接收信号通过包括规定频率分布的每个阻抗匹配元件(7)并布置在每个传输路径(6)中，结果：效果补偿每个接收信号的中心频率的位移，接收信号被顺序输出到诊断装置主体(5)，并产生接收数据;并且基于该接收数据生成高图像质量的超声图像。

【图2】

