

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4795707号

(P4795707)

(45) 発行日 平成23年10月19日(2011.10.19)

(24) 登録日 平成23年8月5日(2011.8.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-90080 (P2005-90080)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年3月25日(2005.3.25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-324008 (P2005-324008A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年11月24日(2005.11.24)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年3月21日(2008.3.21)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2004-122060 (P2004-122060)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成16年4月16日(2004.4.16)	(73) 特許権者	594164531
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の方向に所定間隔で並べられ、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対し超音波を送受信する複数の超音波圧電素子と、

前記各超音波圧電素子の前記第2の方向と略直交する2端面のうち一方の端面に設けられた導電性を有する音響整合層と、を備え、

前記音響整合層の少なくとも一部から前記複数の超音波圧電素子の少なくとも一部までに亘って、前記2端面のうち一方の端面の中央部から前記第1の方向及び第2の方向と直交する第3の方向に沿ってピッチの異なる複数の溝が形成されており、前記複数の超音波圧電素子は前記第3の方向に対して重み付けされた前記超音波の送受信を実行すること、
を特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項2】

前記複数の溝は、前記音響整合層の途中から前記複数の超音波圧電素子を介して前記各超音波圧電素子の他方の端面に形成された導電部材に亘って形成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記複数の溝は、前記複数の超音波圧電素子の途中から前記音響整合層に亘って形成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記複数の溝は、前記各超音波圧電素子の前記第2の方向と略直交する2端面のうちの

20

少なくとも一方の断面積が、前記中央部から前記第 3 の方向に沿って小さくなるように形成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記各超音波圧電素子の前記断面積は、サイン関数に従って変化することを特徴とする請求項 4 記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記複数の溝のピッチは、前記中央部から前記第 3 の方向に沿って小さくなることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記複数の溝のピッチは、サイン関数に従って変化することを特徴とする請求項 6 記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記各超音波圧電素子には、前記音響整合層を介して駆動電圧が印加されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

第 1 の方向に所定間隔で並べられ、前記第 1 の方向と略直交する第 2 の方向に対し超音波を送受信する複数の超音波圧電素子と、

前記各超音波圧電素子の前記第 2 の方向と略直交する 2 端面のうち一方の端面に設けられた導電性を有する音響整合層と、を備え、

前記音響整合層の少なくとも一部から前記複数の超音波圧電素子の少なくとも一部までに亘って、前記 2 端面のうち一方の端面の中央部から前記第 1 の方向及び第 2 の方向と直交する第 3 の方向に沿ってピッチの異なる複数の溝が形成されており、前記複数の超音波圧電素子は前記第 3 の方向に対して重み付けされた前記超音波の送受信を実行すること、を特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、送受信される超音波の送信強度及び受信感度に重み付けを行い、サイドローブを低減した超音波探プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブは、対象物内部の画像化等を目的として、対象物に向けて超音波を照射し、対象物内における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置である。このような超音波プローブが採用される超音波画像装置として、人体の内部を検査するための医用診断装置などがある。

【0003】

超音波プローブには、1次元アレイ超音波プローブと呼ばれるものがある。この1次元アレイ超音波プローブは、超音波の送受信を担う圧電素子ユニットを有している。この圧電素子ユニットは、アレイ方向に対して一定間隔で並設された複数の圧電素子層から構成される。圧電体ユニットの人体側には、音響整合層と音響レンズが全ての圧電素子層を覆うように設けられ、圧電体ユニットの人体側と反対側には背面材が設けられている。

【0004】

この1次元アレイ超音波プローブを使用する場合、駆動回路から各圧電素子層に駆動信号を印加する。このとき、遅延回路により各圧電素子層に印加する駆動信号の位相をずらすことで、超音波の照射位置をアレイ方向に走査する。

【0005】

各圧電素子層から発生した超音波は、音響整合層と音響レンズを介して被検者に送信される。そして、人体内で音響インピーダンスの不整合により生じる反射波を圧電素子ユニットで受信することで、人体の内部構造がモニタに映し出される。

【 0 0 0 6 】

この圧電素子ユニットを製造する場合、矩形状の圧電材料ブロックに音響整合層を接合する。そして、圧電材料ブロックのみをアレイ方向に対して所定間隔でダイシングし、圧電材料ブロックをアレイ化、すなわち複数の圧電素子層に分割する。

【 0 0 0 7 】

そして、音響整合層に音響レンズを接合するとともに、アレイ化した圧電材料ブロックに背面材を接合し、最後に駆動回路と各圧電素子層の電氣的接続を行って超音波プローブが完成する。

【 0 0 0 8 】

ところで、前述の 1 次元アレイ超音波プローブにおいて、各圧電素子層に矩形波形の駆動信号を印加した場合、レンズ方向の音場においてサイドローブが問題となることがある。そのため、近年では当該サイドローブを低減するために、圧電素子ユニットから送信される超音波の強度に重み付けをする技術が開示されている。

10

【 0 0 0 9 】

例えば、各圧電素子層にレンズ方向に対して間隔を変えながら溝を形成し、圧電素子を複数に分割した超音波プローブが開示されている（例えば、特許文献 1 参照。）。また、音響整合層にレンズ方向に対して間隔を変えながら溝を形成し、音響整合層を複数に分割した超音波プローブも開示されている（例えば、特許文献 2 参照。）。さらに、各圧電素子層をレンズ方向に対して一定間隔で分割し、各々に印加する駆動信号に重み付けを行った超音波プローブも開示されている（例えば、特許文献 3 参照。）。20

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 9 2 8 8 A 号公報

【特許文献 2】特開平 1 1 - 1 4 6 4 9 2 号公報

【特許文献 3】特開平 5 - 2 3 3 3 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、特許文献 1 に記載された超音波プローブでは、各圧電素子層に重み付け用の溝を形成しても、圧電素子層から放射される超音波は音響整合層で音響的クロストークを起こすため、所望の音圧分布を得ることが困難であった。

【 0 0 1 1 】

30

特許文献 2 に記載された超音波プローブでは、各音響整合層に重み付け用の溝を形成しても、圧電素子層から放射される超音波は既に圧電素子層内で音響クロストークを起こしているため、所望の音圧分布を得ることが困難であった。

【 0 0 1 2 】

特許文献 3 に記載された超音波プローブでは、装置や回路の構造が複雑化し、超音波プローブの信頼性悪化、製造プロセスの高価格化を招くという問題があった。しかも、駆動信号に重み付けをしても、圧電素子層から放射される超音波が音響整合層で音響クロストークを起こすため、所望の音圧分布を得ることが困難であった。

【 0 0 1 3 】

本発明は前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、装置構成を複雑化することなく、サイドローブを低減できる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することにある。40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波探プローブ及び超音波診断装置は次のように構成されている。

【 0 0 1 5 】

請求項 1 に記載の発明は、第 1 の方向に所定間隔で並べられ、前記第 1 の方向と略直交する第 2 の方向に対し超音波を送受信する複数の超音波圧電素子と、前記各超音波圧電素子の前記第 2 の方向と略直交する 2 端面のうち一方の端面に設けられた導電性を有する音50

響整合層と、を備え、前記音響整合層の少なくとも一部から前記複数の超音波圧電素子の少なくとも一部までに亘って、前記２端面のうち一方の端面の中央部から前記第１の方向及び第２の方向と直交する第３の方向に沿ってピッチの異なる複数の溝が形成されており、前記複数の超音波圧電素子は前記第３の方向に対して重み付けされた前記超音波の送受信を実行すること、を特徴とする超音波プローブである。

請求項９に記載の発明は、第１の方向に所定間隔で並べられ、前記第１の方向と略直交する第２の方向に対し超音波を送受信する複数の超音波圧電素子と、前記各超音波圧電素子の前記第２の方向と略直交する２端面のうち一方の端面に設けられた導電性を有する音響整合層と、を備え、前記音響整合層の少なくとも一部から前記複数の超音波圧電素子の少なくとも一部までに亘って、前記２端面のうち一方の端面の中央部から前記第１の方向及び第２の方向と直交する第３の方向に沿ってピッチの異なる複数の溝が形成されており、前記複数の超音波圧電素子は前記第３の方向に対して重み付けされた前記超音波の送受信を実行すること、を特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【００２０】

本発明によれば、装置構成を複雑化することなく、サイドローブを低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

以下、図面を参照しながら本発明を実施するための最良の形態を説明する。

20

【００２２】

まず、図１～図５を用いて本発明の第１実施形態を説明する。

【００２３】

図１は本発明の第１実施形態に係る超音波プローブ１０の概略的構成を示す斜視図、図２は同実施形態に係る超音波プローブ１０をレンズ方向に沿って切断して示す断面図、図３は同実施形態に係る超音波プローブ１０をアレイ方向に沿って切断して示す断面図。

【００２４】

図１～図３に示すように、この超音波プローブ１０は、いわゆる１次元アレイ超音波プローブであり、吸音性の背面材１１を有している。この背面材１１は矩形ブロック状に形成されており、その一側面にはフレキシブル印刷配線基板３１を介して圧電素子ユニット１２が設けられている。

30

【００２５】

この圧電素子ユニット１２は、短冊状に形成された多数の圧電素子１５により構成されている。これら圧電素子１５は、互いに直交するアレイ方向（第１の方向）とレンズ方向（第３の方向）に対して、それぞれ所定間隔で並べられており、全体としてマトリクス状に配列されている。

【００２６】

また、レンズ方向に対して並ぶ一連の圧電素子１５は、全体で１つの圧電素子層１５ａ（超音波圧電素子）を構成している。なお、レンズ方向に並ぶ圧電素子１５間の隙間は、圧電素子層１５ａに形成された複数の溝部４１（溝）とみなすことができる。

40

【００２７】

圧電素子１５の素材としては、圧電セラミックや圧電単結晶が用いられている。なお、各圧電素子１５は、その製造工程においてアレイ方向とレンズ方向に対して略直交する軸心線方向（第２の方向）に分極されている。

【００２８】

図４に示すように、これら圧電素子１５の軸心線方向と略直交する断面積は、サイン関数Ｓの関数値に従い、レンズ方向外側に行くにつれて小さくなるように、またレンズ方向中央部に行くにつれて大きくなるように形成されている。すなわち、レンズ方向外側に配置される圧電素子１５の断面積の方がレンズ方向中央部に配置される圧電素子１５よりも小さくなっている。なお、図４の横軸は圧電素子１５のレンズ方向に対する位置（中心部

50

は 0) を示し、S はサイン関数の関数曲線を示している。

【 0 0 2 9 】

各圧電素子 1 5 の両端面には、それぞれアース電極 2 3 a と信号電極 2 3 b が設けられている。これらアース電極 2 3 a と信号電極 2 3 b は、銅箔などの金属箔で形成されており、これら電極 2 3 a、2 3 b を介して圧電素子 1 5 に駆動信号を印加できるようになっている。

【 0 0 3 0 】

レンズ方向に並ぶ一連の信号電極 2 3 b は、フレキシブル印刷配線基板 3 1 の信号用配線 3 1 b (後述する) によってそれぞれ電氣的に接続されている。これら信号用配線 3 1 b は、アレイ方向に対して一定間隔で配列されており、各信号用配線 3 1 b に駆動信号を印加することで、レンズ方向に並ぶ全ての圧電素子 1 5 に同じ駆動信号を印加できるようになっている。

10

【 0 0 3 1 】

各圧電素子 1 5 で発生した超音波のうち、背面材 1 1 側 (以下、「下側」と呼ぶ。) に進行する超音波は、背面材 1 1 の吸音作用により消失する。そのため、圧電素子 1 5 で発生した超音波は、背面材 1 1 の反対側 (以下、「上側」と呼ぶ。) にだけ進行するようになっている。

【 0 0 3 2 】

また、各信号用配線 3 1 b に対して駆動信号として矩形電圧を印加した場合、この信号用配線 3 1 b に接続された全ての圧電素子 1 5 に同じ矩形電圧が印加される。しかしながら、本実施形態では、圧電素子層 1 5 a の面積にレンズ方向に対して粗密を与えているため、言い換えれば、圧電素子 1 5 の軸心線方向と略直交する断面積を、レンズ方向中心部で大きく、レンズ方向外側部で小さくすることで、各圧電素子 1 5 から発生する超音波強度を調整しているため、サイドローブの低い音場が得られるようにしている。

20

【 0 0 3 3 】

圧電素子ユニット 1 2 の上側面には、複数の音響整合層 1 7 がアレイ方向に対して一定間隔で並設されている。これら音響整合層 1 7 は、圧電素子 1 5 と被検者の音響インピーダンスを整合させるものであり、本実施形態では圧電素子 1 5 から被検者に向かって段階的に変化するように、材料の異なる第 1 の音響整合層 1 8 (音響整合層) と第 2 の音響整合層 1 9 により構成している。

30

【 0 0 3 4 】

第 1 の音響整合層 1 8 は導電性材料で形成されており、その下側面にはアレイ方向と平行に複数の溝部 4 2 (溝) が形成されている。これら溝部 4 2 は、それぞれ前記圧電素子層 1 5 a に形成された溝部 4 1 と対応位置している。これにより、これらの溝部 4 2 は、第 1 の音響整合層 1 8 の下側面に、圧電素子ユニット 1 2 側に突出する複数の矩形細棒部 2 1 を形成している。矩形細棒部 2 1 の下端面は、それぞれ圧電素子 1 5 上のアース電極 2 3 a に電氣的に接続されている。

【 0 0 3 5 】

第 2 の音響整合層 1 9 は短冊状に形成されており、第 1 の音響整合層 1 8 の上側面にそれぞれ接合されている。第 2 の音響整合層 1 9 の素材としては、絶縁性材料が用いてもよい。

40

【 0 0 3 6 】

第 2 の音響整合層 1 9 の上側面には、音響レンズ 2 2 が全ての第 2 の音響整合層 1 9 を覆うように設けられている。この音響レンズ 2 2 は、生体に近い音響インピーダンスを持つシリコーンゴム等を素材としたレンズであり、音響の屈折を利用して超音波ビームを収束させ、分解能を向上させる。

【 0 0 3 7 】

第 1 の音響整合層 1 8 の側面にはアース取り出し電極 2 4 が設けられている。このアース取り出し電極 2 4 は、導電性材料からなる第 1 の音響整合層 1 8 に対して電氣的に接続されており、その下端部は背面材 1 1 の側面側に配置されたフレキシブル印刷配線基板 3

50

1 と接続（後述する）、一体化される。

【0038】

このフレキシブル印刷配線基板 31 は二層構造をしており、第一層の内部にはアース用配線 31a が設けられ、第二層の内部にはアレイ方向に対して所定間隔で配列された複数の前記信号用配線 31b が設けられている。

【0039】

第一層の先端部は、アース取り出し電極 24 の下端部側方に配置されており、アース用配線 31a とアース取り出し電極 24 とは電氣的に接続されている。また、第二層の先端部は、前述のように背面材 11 と圧電素子ユニット 12 の間に配置されており、信号用配線 31b とレンズ方向に並ぶ一連の信号電極 23b とは電氣的に接続されている。

10

【0040】

次に、前記構成の超音波プローブ 10 を製造する工程について説明する。

【0041】

図 5 は同実施形態に係る超音波プローブ 10 の製造工程を示す概略図である。

【0042】

図 5 に示すように、まず第 1 の電極 51 と第 2 の電極 52 を備えた圧電体ブロック 53 を用意する。この圧電体ブロック 53 は、通常の圧電体製造方法により圧電セラミックスや圧電単結晶等の圧電材料を製造した後、この圧電材料の両側面に対して第 1、第 2 の電極 51、52 として Au 等のメッキあるいはスパッタを施し、最後に前記圧電材料を分極することにより得られる。

20

【0043】

圧電体ブロック 53 が得られたら、第 1 の電極 51 上に第 1 の音響整合材料 54 を接合し、圧電体ブロック 53 と第 1 の音響整合材料 54 をアレイ方向に沿って第 2 の電極 52 側からダイシングする。

【0044】

このダイシングは、いわゆる重み付け用のものであり、サイン関数の関数値に基づいてレンズ方向中心部に行くにつれてピッチ間隔が大きくなるように、かつ第 1 の音響整合材料 54 の中途部まで実行される。これにより、圧電体ブロック 53 と第 1 の音響整合材料 54 には、重み付け用の溝部 20 が形成される。なお、この溝部 20 は、後のアレイ化のためのダイシングにより溝部 41、42 となる。

30

【0045】

次に、第 1 の電極 51 にエポキシ樹脂等の非導電性接着剤でフレキシブル印刷配線基板 31 を接合し、その信号用配線 31b によりレンズ方向に分割された第 2 の電極 52 を電氣的に接続する。

【0046】

なお、エポキシ樹脂等の非導電性接着剤で電極を接合する際、これら一式を真空炉に入れて、溝部 41、42 内や圧電素子層 15a 間を非導電性接着剤で充填してもよい。また、フィルム状接着剤などを使用して溝部 41、42 内や圧電素子層 15a 間を中空に保つてもよい。

【0047】

次に、圧電体ブロック 53 に接合されたフレキシブル印刷配線基板 31 と第 1 の音響整合材料 54 にそれぞれ背面材 11 と第 2 の音響整合材料 55 を接合し、圧電体ブロック 53、第 1 の音響整合材料 54、および第 2 の音響整合材料 55 をレンズ方向に沿って第 2 の音響整合材料 55 側からダイシングする。

40

【0048】

このダイシングは、いわゆるアレイ化のためのものであり、アレイ方向に対して一定のピッチ間隔でフレキシブル印刷配線基板 31 が完全に分断されるまで実行される。これにより、圧電体ブロック 53、第 1 の音響整合材料 54、第 2 の音響整合材料 55、第 1 の電極 51、第 2 の電極 52、およびフレキシブル印刷配線基板 31 はアレイ化、すなわちアレイ方向に対して完全に分離される。

50

【 0 0 4 9 】

これら 2 回のダイシングにより、圧電体ブロック 5 3 は複数の前記圧電素子 1 5 に、第 1 の音響整合材料 5 4 は複数の前記第 1 の音響整合層 1 8 に、第 2 の音響整合材料 5 5 は複数の前記第 2 の音響整合層 1 9、第 1 の電極 5 1 は複数の前記アース電極 2 3 a、第 2 の電極 5 2 は複数の前記信号電極 2 3 b に、溝部 2 0 は溝部 4 1、4 2 になる。

【 0 0 5 0 】

なお、圧電体ブロック 5 3、第 1 の音響整合材料 5 4、第 2 の音響整合材料 5 5、第 1 の電極 5 1、第 2 の電極 5 2、およびフレキシブル印刷配線基板 3 1 を完全に分離しても、圧電体ブロック 5 3 にはフレキシブル印刷配線基板 3 1 を介して背面材 1 1 が接合されているため、各部がバラバラに分離することはない。

10

【 0 0 5 1 】

次に、第 2 の音響整合層 1 9 上に音響レンズ 2 2 を接合するとともに、第 1 の音響整合層 1 8 の側方にエポキシ樹脂等の非導電性接着剤でアース取り出し電極 2 4 を接合し、アース取り出し電極 2 4 とフレキシブル印刷配線基板 3 1 のアース用配線 3 1 a とを電氣的に接続する。これにより超音波プローブ 1 0 が完成する。

【 0 0 5 2 】

前記構成の超音波プローブ 1 0 によれば、重み付けのためのダイシングを行う際、圧電体ブロック 5 3 だけでなく、第 1 の音響整合材料 5 4 にまで溝部 2 0 を形成している。そのため、圧電素子 1 5 から発生した超音波が第 1 の音響整合層 1 8 内で音響ストロークを起こすことがないから、レンズ方向における音場のサイドローブを低減することができる。しかも、従来から行われていた重み付けのためのダイシングを、これまでより少しだけ深く、すなわち第 1 の音響整合材料 5 4 の中途部まで実行するだけで良いため、装置を複雑化する必要がない。

20

【 0 0 5 3 】

図 6 は同実施形態に係る超音波プローブ 1 0 による送信音圧分布を示す分布図、図 1 0 は従来の超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図である。なお、この図において、横軸は超音波プローブ 1 0 の軸心線方向に対する音響レンズ 2 2 からの距離、縦軸はレンズ方向に対する超音波プローブ 1 0 の軸心線からの距離、イ～ホは等音圧線（音圧の大小関係はイ>ロ>ハ>ニ>ホ）を示している。

【 0 0 5 4 】

図 6 と図 1 0 を比較すれば、この超音波プローブ 1 0 を用いることで、超音波の発信により生じた各等音圧線イ～ホが超音波プローブ 1 0 の軸心線側に接近していることが確認できる。

30

【 0 0 5 5 】

特に、等音圧線ニ、ホのように超音波プローブ 1 0 の軸心線から離れた位置にある等音圧線ほど超音波プローブ 1 0 の軸心線側に接近していることがわかる。このことは、超音波プローブ 1 0 から送信される超音波のレンズ方向に対するサイドローブが低減したことを示している。

【 0 0 5 6 】

さらに、超音波プローブ 1 0 の近傍では、従来と比較した場合に、等音圧線がかなり超音波プローブ 1 0 の軸心線側に接近していることがわかる。このことは、超音波プローブ 1 0 から送信される超音波の分解能が上昇したことを示している。

40

【 0 0 5 7 】

また、このような構成にしたことで、アース電極 2 3 a が圧電素子 1 5 ごとに分離されるから、従来の接続法ではアース電極 2 3 a とアース用配線 3 1 a の接続が困難となる。しかしながら、本実施形態では、第 1 の音響整合層 1 8 を導電性材料で形成している。しかも、重み付けのダイシングを行う際、第 1 の音響整合層 1 8 の一部を残すことによりアース電極 2 3 a を共通化し、この第 1 の音響整合層 1 8 を介してアース電極 2 3 a とアース用配線 3 1 a を接続している。そのため、アース用配線 3 1 a の接続構造や配置構造が複雑化することがないから、超音波プローブ 1 0 の構成を単純化できるとともに、製造工

50

程を簡単化することができる。

【 0 0 5 8 】

次に、本発明の第 2 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1 実施形態と同じ構成、作用については、その説明を省略する。

【 0 0 5 9 】

本実施形態に係る超音波プローブ 1 0 A では、圧電体ブロック 5 3 と第 1 の音響整合材料 5 4 に重み付け用のダイシングを行う際、第 2 の電極 5 2 側からではなく、第 1 の音響整合材料 5 4 側から圧電体ブロック 5 3 の中途部まで実行している。

【 0 0 6 0 】

このような構成にしても、圧電体ブロック 5 3 と第 1 の音響整合材料 5 4 は、圧電体ブ
ロック 5 3 の背面材 1 1 側の一部を残して分離されることになるから、第 1 実施形態と同
様にレンズ方向における音場のサイドローブを低減することができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、本実施形態では、第 1 の音響整合材料 5 4 を完全に分離している。そこで、各圧
電素子 1 5 からアース接続をとるために、図 7 に示すように、第 1 の音響整合層 1 8 と第
2 の音響整合層 1 9 の間に共通化電極 6 0 を配置し、この共通化電極 6 0 により各アース
電極 2 3 a を共通化している。

【 0 0 6 2 】

このようにすることで、各圧電素子 1 5 のアース電極 2 3 a とフレキシブル印刷配線基
板 3 1 のアース用配線 3 1 a との電氣的な接続を簡単に行うことができる。

20

【 0 0 6 3 】

次に、本発明の第 3 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1、第 2 実施形態と同じ構
成、作用については、その説明を省略する。

【 0 0 6 4 】

本実施形態に係る超音波プローブ 1 0 A では、圧電体ブロック 5 3 と第 1 の音響整合材
料 5 4 だけでなく、第 2 の音響整合材料 5 5 に対してもダイシングを行っている。このダ
イシングは、第 2 の音響整合材料 5 5 側から圧電体ブロック 5 3 の中途部まで実行される
。

【 0 0 6 5 】

このような構成にすれば、圧電素子層 1 5 a から送信された超音波が第 2 の音響整合層
1 9 内で音響クロストークを起こすことも防止できるから、より一層レンズ方向における
音場のサイドローブを低減することができる。

30

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態では、第 1 の音響整合材料 5 4 と第 2 の音響整合材料 5 5 を完全に分
離している。そこで、各圧電素子 1 5 からアース接続をとるために、図 8 に示すように、
第 2 の音響整合材料 5 5 を導電性材料で形成し、第 2 の音響整合材料 5 5 と音響レンズ 2
2 の間に共通化電極 6 0 を配置している。

【 0 0 6 7 】

このようにすることで、各圧電素子 1 5 のアース電極 2 3 a とフレキシブル印刷配線基
板 3 1 のアース用配線 3 1 a との電氣的な接続を簡単に行うことができる。

40

【 0 0 6 8 】

次に、図 9 を用いて本発明の第 4 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1 ~ 第 3 実施
形態と同様の構成、作用については説明を省略する。

【 0 0 6 9 】

図 9 は本発明の第 4 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【 0 0 7 0 】

図 9 に示すように、この超音波診断装置は、前記超音波プローブ 1 0、送受信部 1 1 0
、画像処理部 1 2 0 (画像生成装置)、表示部 1 3 0、制御部 1 4 0、および操作部 1 5
0 を有している。

【 0 0 7 1 】

50

送受信部 110 は、超音波プローブ 10 に駆動信号を出力するとともに、超音波プローブ 10 が受信した反射波に応じた受信信号を入力する。画像処理部 120 は、送受信部 110 から受信信号を入力し、この受信信号に基づいて画像信号を構成する。表示部 130 は、画像処理部 120 から画像信号を入力し、この画像信号に基づいて画像を表示する。制御部 140 は、操作部 150 から操作情報を入力し、この操作情報に基づいて送受信部 110、画像処理部 120、および表示部 130 を制御する。

【0072】

なお、本実施形態では、第 1 実施形態に係る超音波プローブ 10 を超音波診断装置に適用しているが、これに限定されるものではなく、例えば第 2、第 3 実施形態に係る超音波プローブ 10A、10B を用いてもよい。

10

【0073】

前記構成の超音波診断装置を使用する場合、医療従事者は超音波プローブ 10 を把持し、その先端部に設けられた音響レンズ 22 を被検者 h の検査部位に当てる。そして、超音波プローブ 10 から被検者 h に超音波を送信するとともに、被検者 h の体内で反射した超音波を受信し、この超音波に基づいて被検者 h の内部構造を表示部 130 に表示する。そして、表示部 130 に表示された画像を見ながら被検者 h の診断を行う。

【0074】

前記構成の超音波診断装置によれば、スライス方向におけるサイドローブを低減した超音波プローブ 10 を使用している。そのため、被検者 h の体内の鮮明な内部画像が得られるから、従来の超音波診断装置を用いた場合に比べて、より精密な診断を行うことができる。

20

【0075】

なお、本発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係る超音波プローブの概略的構成を示す斜視図。

30

【図 2】同実施形態に係る超音波プローブをレンズ方向に沿って切断して示す断面図。

【図 3】同実施形態に係る超音波プローブをアレイ方向に沿って切断して示す断面図。

【図 4】同実施形態に係る圧電素子の粗密を規定する関数の概略図。

【図 5】同実施形態に係る超音波プローブの製造工程を示す概略図。

【図 6】同実施形態に係る超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図。

【図 7】本発明の第 2 実施形態に係る超音波プローブの構成を一部省略して示す断面図。

【図 8】本発明の第 3 実施形態に係る超音波プローブの構成を一部省略して示す断面図。

【図 9】本発明の第 4 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 10】従来の超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図。

【符号の説明】

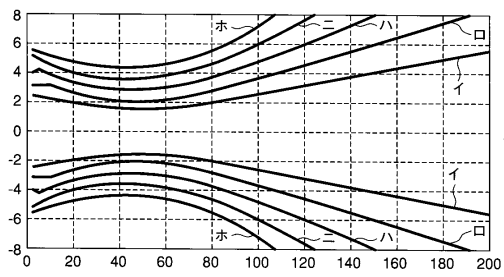
40

【0077】

10 ... 超音波プローブ、15a ... 圧電素子層（超音波圧電素子）、18 ... 第 1 の音響整合層（音響整合層）、41 ... 溝部（溝）、42 ... 溝部（溝）、120 ... 画像処理部（画像生成装置）。

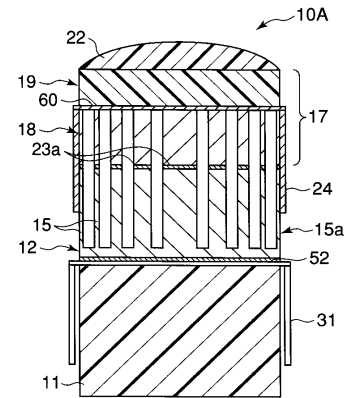
【図 6】

図 6



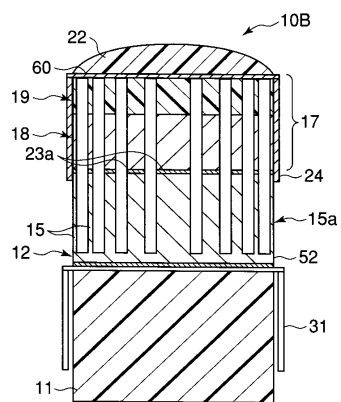
【図 7】

図 7



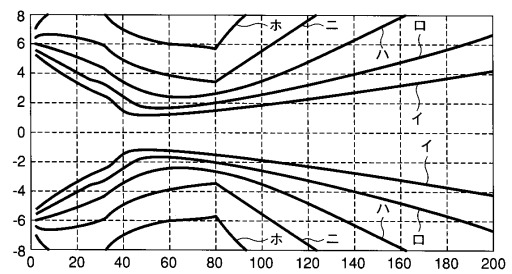
【図 8】

図 8



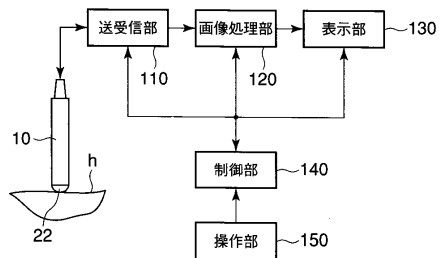
【図 10】

図 10



【図 9】

図 9



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 武内 俊

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社内

(72)発明者 小川 隆士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 芝本 弘一

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社内

(72)発明者 四方 浩之

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社内

(72)発明者 佐藤 太平

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社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 2 7 6 0 6 0 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 3 0 1 9 4 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 3 1 0 6 0 8 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 2 6 (J P , A)

特開昭 5 8 - 1 6 1 4 9 3 (J P , A)

米国特許第 0 5 0 9 9 4 5 9 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP4795707B2	公开(公告)日	2011-10-19
申请号	JP2005090080	申请日	2005-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	武内俊 小川隆士 芝本弘一 四方浩之 佐藤太平		
发明人	武内 俊 小川 隆士 芝本 弘一 四方 浩之 佐藤 太平		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB26 4C601/GB34 4C601/GB41 4C601/HH25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2004122060 2004-04-16 JP		
其他公开文献	JP2005324008A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少旁瓣的超声波探头，而不会使设备配置复杂化。解决方案：超声波探头包括多个压电层15a，其在几乎垂直于阵列方向的极化方向上发送和接收超声波；导电的第一声匹配层18，每个设置在几乎垂直于压电元件层15a的极化方向的两个端面中的一个端面上；用于柔性印刷电路板31的信号布线31b设置在压电元件层15a的另一个端面上。压电元件层15a和第一声匹配层18具有与阵列方向几乎平行并且从压电元件层15a的另一端面延伸到第一声匹配层的中间部分的多个凹槽部分41,42。根据多个凹槽部分41,42的布局 and 形式，在垂直于阵列方向和偏振方向的透镜方向上执行加权，以发送和接收超声波。Ž

