

(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2005-328507
(P2005-328507A)

(43) 公開日 平成17年11月24日(2005.11.24)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00	H04R 17/00 332A	4C601
A61B 8/00	A61B 8/00	5D019

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-102018 (P2005-102018)	(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
(22) 出願日	平成17年3月31日 (2005.3.31)	(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
(31) 優先権主張番号	特願2004-122061 (P2004-122061)	(71) 出願人	594164531 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
(32) 優先日	平成16年4月16日 (2004.4.16)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

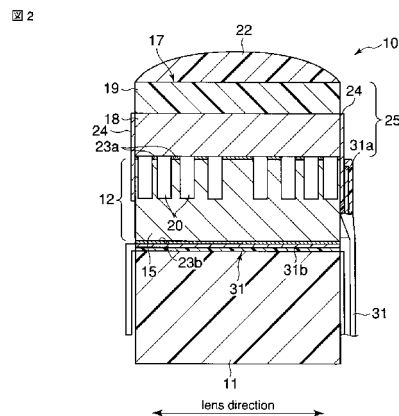
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】装置構成や製造工程を複雑化することなく、サイドローブを低減でき、さらに音場を均一化できる、高い信頼性を備えた超音波プローブを提供すること。

【解決手段】アレイ方向と略直交する上下方向に対し超音波を送受信する圧電素子15を備え、前記各圧電素子は、前記各圧電素子の前記上下方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記アレイ方向と平行で、且つ貫通しない複数の溝部20を有し、前記複数の溝部それぞれの形状または配置によって、前記アレイ方向及び上下方向と直交するレンズ方向に対して重み付けされて前記超音波の送受信が行われ、且つ前記各圧電素子の溝部を有する端面に前記レンズ方向に沿って導電性部材からなる第1の音響整合層18を接合した。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の方向に対して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圧電素子を備え、

前記各圧電素子は、前記各圧電素子の前記第 2 の方向に対して略直交する 2 端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第 1 の方向と平行で、且つ貫通しない複数の溝を有し、前記複数の溝それぞれの形状または配置によって、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向と直交する第 3 の方向に対して重み付けされて前記超音波の送受信が行われ、且つ前記各圧電素子の溝を有する端面に前記第 3 の方向に沿って導電性部材を接合していることを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

第 1 の方向に対して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圧電素子と、

前記各圧電素子の前記第 2 の方向に対して略直交する 2 端面に接合された電極とを備え、

前記各圧電素子は、前記第 2 の方向に対して略直交する 2 端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向と直交する第 3 の方向に対して重み付けして前記超音波の送受信を行うための、前記第 1 の方向と平行な複数の溝を有し、

前記各圧電素子の 2 端面のうち前記複数の溝を有する端面に接合された前記電極は、前記複数の溝によって複数に分断され、前記複数の溝に分断された前記電極は、導電性部材により連結されていることを特徴とする超音波プローブ。

20

【請求項 3】

前記複数の溝は略同じ深さに形成されており、前記第 3 の方向の両側に行くにつれて徐々に小さくなる間隔で配列されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複数の溝は前記第 3 の方向に対して略同じ間隔で形成されており、前記第 3 の方向の両側に行くにつれて徐々に深さが増すことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記各溝は底部が丸く形成されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 6】

前記導電性部材は、前記複数の溝に充填された非導電性接着剤によって前記電極に接合されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

被検体に対し超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブが受信した超音波に基づき前記被検体の超音波画像を生成する画像生成装置とを備え、

前記超音波プローブは、

第 1 の方向に対して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圧電素子を具備し、

40

前記各圧電素子は、前記各圧電素子の前記第 2 の方向に対して略直交する 2 端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第 1 の方向と平行で、且つ貫通しない複数の溝を有し、前記複数の溝それぞれの形状または配置によって、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向と直交する第 3 の方向に対して重み付けされて前記超音波の送受信が行われ、かつ前記各圧電素子の溝を有する端面に前記第 3 の方向に沿って導電性部材を接合していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体に対し超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブが受信した超音波に基づき前記被検体の超音波画像を生成する画像生成装置とを備え、

50

前記超音波プローブは、

第1の方向に対して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圧電素子と、

前記各圧電素子の前記第2の方向に対して略直交する2端面に接合された電極とを具備し、

前記各圧電素子は、前記第2の方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第1の方向及び前記第2の方向と直交する第3の方向に対して重み付けして前記超音波の送受信を行うための、前記第1の方向と平行な複数の溝を有し、

前記各圧電素子の2端面のうち前記複数の溝を有する端面に接合された前記電極は、前記複数の溝によって複数に分断され、前記複数の溝に分断された前記電極は、導電性部材により連結されていることを特徴とする超音波診断装置。 10

【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するとともに、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。 20

【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、音響整合層及び音響レンズが全ての圧電素子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】

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に駆動信号を印加する。このとき、遅延回路により各駆動信号に対して位相差を与えることで、超音波の照射位置をアレイ方向に走査する。 30

【0005】

各圧電素子から発生した超音波は、音響整合層と音響レンズとを介して人体に送信される。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、人体の内部構造を画像化し、表示モニタに映し出す。

【0006】

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に分割する。 40

【0007】

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の電氣的接続を行って超音波プローブが完成する。

【0008】

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ったり、レンズ方向の音場が不均一となることがある。

【0009】

そのため、近年では当該サイドローブを低減するとともに、音場を均一化する技術とし 50

て、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。

【0010】

例えば、各圧電素子をレンズ方向に対して間隔を変えながら分割し、レンズ方向に対する圧電素子の面積密度に変化を持たせ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。）。

【0011】

また、各圧電素子をレンズ方向に対して一定間隔で分割し、分割された各々に印加する駆動信号に強度差を持たせ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。）。

10

【特許文献1】特開2003-9288号公報

【特許文献2】特開平5-23331号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

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、圧電素子ユニットを製造する際に、各圧電素子がレンズ方向に対して完全に分割されてしまうため、分割された各圧電素子片同士を位置決めする工夫が必要となり、製造工程の増加、製造コストの上昇を招くという問題がある。

【0013】

また、分割された圧電素子片の間に樹脂を充填する場合、各圧電素子の端面に形成される電極が部分的に樹脂上に載ってしまうため、圧電素子に対する電極の密着性が低下して、装置の信頼性を低下させるという問題がある。

20

【0014】

一方、特許文献2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の悪化、製造プロセスの高価格化を招くという問題がある。さらに、駆動信号に強度差を持たせても、各圧電素子から放射される超音波は圧電素子内で既に音響的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は困難となる。しかも、この超音波プローブは1次元アレイ超音波プローブではない。

【0015】

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、装置構成や製造工程を複雑化することなくサイドローブを低減でき、さらに音場を均一化できる、高信頼性を備えた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。

30

【課題を解決するための手段】

【0016】

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。

【0017】

(1) 第1の方向に対して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圧電素子を備え、前記各圧電素子は、前記各圧電素子の前記第2の方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第1の方向と平行で、且つ貫通しない複数の溝を有し、前記複数の溝それぞれの形状または配置によって、前記第1の方向及び前記第2の方向と直交する第3の方向に対して重み付けされて前記超音波の送受信が行われ、且つ前記各圧電素子の溝を有する端面に前記第3の方向に沿って導電性部材を接合している。

40

【0018】

(2) 第1の方向に対して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圧電素子と、前記各圧電素子の前記第2の方向に対して略直交する2端面に接合された電極とを備え、前記各圧電素子は、前記第2の方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第1の方向及び前記第2の方向と直交

50

する第3の方向に対して重み付けして前記超音波の送受信を行うための、前記第1の方向と平行な複数の溝を有し、前記各圧電素子の2端面のうち前記複数の溝を有する端面に接合された前記電極は、前記複数の溝によって複数に分断され、前記複数の溝に分断された前記電極は、導電性部材により連結されている。

【0019】

(3)(1)または(2)に記載された超音波プローブにおいて、前記複数の溝は略同じ深さに形成されており、前記第3の方向の両側に行くにつれて徐々に小さくなる間隔で配列されている。

【0020】

(4)(1)または(2)に記載された超音波プローブにおいて、前記複数の溝は前記第3の方向に対して略同じ間隔で形成されており、前記第3の方向の両側に行くにつれて徐々に深さが増す。

10

【0021】

(5)(1)または(2)に記載された超音波プローブにおいて、前記各溝は底部が丸く形成されている。

【0022】

(6)(1)または(2)に記載された前記導電性部材は、前記複数の溝に充填された非導電性接着剤によって前記電極に接合されている。

【0023】

(7)被検体に対し超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブが受信した超音波に基づき前記被検体の超音波画像を生成する画像生成装置とを備え、前記超音波プローブは、第1の方向に対して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圧電素子を具備し、前記各圧電素子は、前記各圧電素子の前記第2の方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第1の方向と平行で、且つ貫通しない複数の溝を有し、前記複数の溝それぞれの形状または配置によって、前記第1の方向及び前記第2の方向と直交する第3の方向に対して重み付けされて前記超音波の送受信が行われ、かつ前記各圧電素子の溝を有する端面に前記第3の方向に沿って導電性部材を接合している。

20

【0024】

(8)被検体に対し超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブが受信した超音波に基づき前記被検体の超音波画像を生成する画像生成装置とを備え、前記超音波プローブは、第1の方向に対して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圧電素子と、前記各圧電素子の前記第2の方向に対して略直交する2端面に接合された電極とを具備し、前記各圧電素子は、前記第2の方向に対して略直交する2端面のうち少なくとも一方の端面に、前記第1の方向及び前記第2の方向と直交する第3の方向に対して重み付けして前記超音波の送受信を行うための、前記第1の方向と平行な複数の溝を有し、前記各圧電素子の2端面のうち前記複数の溝を有する端面に接合された前記電極は、前記複数の溝によって複数に分断され、前記複数の溝に分断された前記電極は、導電性部材により連結されている。

30

【発明の効果】

40

【0025】

本発明によれば、装置構成や製造工程を複雑化することなく、サイドローブを低減でき、音場を均一化できる。また、超音波プローブの信頼性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

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。

【0027】

まず、図1～図6を用いて本発明の第1実施形態を説明する。

【0028】

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

50

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である。

【0029】

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、吸音材製の背面材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。

【0030】

この圧電素子ユニット12は、短冊状に形成された複数の圧電素子15により構成されている。これら圧電素子15は、アレイ方向(第1の方向)に対して一定間隔で並べられており、各々の圧電素子15は超音波を送受信する、いわゆるチャンネルをなしている。

10

【0031】

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直交する上下方向(第2の方向)に分極されている。

【0032】

各圧電素子15の上端面と下端面には、それぞれアース電極23a(電極)と信号電極23b(電極)が設けられている。これらアース電極23aと信号電極23bは、銅箔などの金属箔で形成されており、これら電極23a、23bを介して圧電素子15に駆動電圧を印加できるようになっている。

20

【0033】

各圧電素子15の上端面には複数の溝部20(溝)が形成されている。これらの溝部20は上下方向に沿って形成されており、アレイ方向及び上下方向と直交するレンズ方向に対するピッチ間隔はサイン関数Sに基づいて決められている。

【0034】

図4は溝部20のピッチ間隔を決定するサイン関数Sを示す概略図である。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(レンズ方向の中心部は0)を示している。

【0035】

図4に示すように、溝部20のレンズ方向に対するピッチ間隔は、サイン関数の関数値に基づき、レンズ方向の中心に行くにつれて大きくなり、レンズ方向の外側に行くにつれて小さくなるように決められている。

30

【0036】

なお、本実施形態ではサイン関数に基づいて溝部20のレンズ方向に対するピッチ間隔を決定しているが、これに限定されるものではなく、例えばガウシアン等であっても構わない。

【0037】

各圧電素子15の信号電極23bは、それぞれフレキシブル印刷配線基板31の複数の信号用配線31b(後述する)に電氣的に接続されている。これら信号用配線31bは、アレイ方向に対して一定間隔で配列されており、アレイ方向に並ぶ複数の圧電素子15に対して別々に駆動信号を印加できるようになっている。

40

【0038】

圧電素子ユニット12の上側面には音響整合層ユニット25が設けられている。この音響整合層ユニット25は、短冊状に形成された複数の音響整合層17により形成されており、各音響整合層17は前記各圧電素子15と対応するよう配置されている。

【0039】

この音響整合層17は、圧電素子15と人体の音響インピーダンスを整合させるものであり、本実施形態では音響インピーダンスが圧電素子15から人体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18(導電性部材)と第2の音響整合層1

50

9により構成されている。

【0040】

第1の音響整合層18は導電性材料により形成されており、その下端面は圧電素子15上のアース電極23aと電氣的に接続されている。一方、第2の音響整合層19は絶縁性材料で形成されており、その下端面は第1の音響整合層18の上端面に接合されている。

【0041】

第2の音響整合層19の上側には、音響レンズ22が全ての第2の音響整合層19を覆うように設けられている。この音響レンズ22は、生体に近い音響インピーダンスを持つシリコ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。なお、第2の音響整合層19を導電性材料で形成し、第2の音響整合層19とアース取り出し電極24(後述する)とを電氣的に接続してもよい。

10

【0042】

アレイ方向に並べられた圧電素子15間の隙間及び各圧電素子15に形成された溝部20の内部には、エポキシ等の非導電性樹脂材料(非導電性接着剤)が充填されている。この非導電性樹脂材料は、圧電素子ユニット12及び音響整合層ユニット25に機械的強度を持たせ、また第1の音響整合層18をアース電極23aに接合するためのものである。

【0043】

各第1の音響整合層18の側面にはアース取り出し電極24が設けられている。これらのアース取り出し電極24は、それぞれ導電性材料からなる第1の音響整合層18に対して電氣的に接続されており、その下端部はフレキシブル印刷配線基板31と一体化されている。

20

【0044】

このフレキシブル印刷配線基板31は二層構造をしている。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。

【0045】

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、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、信号用配線31bと信号電極23bとは電氣的に接続されている。

30

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

図5(a)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体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Au等のメッキあるいはスパッタを施し、前記圧電材料を分極することにより得られる。

【0049】

次に、図5(b)に示すように、第1の電極51側から圧電体ブロック53をアレイ方向に沿ってダイシングする。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Sの関数値に基づいてレンズ方向の中心に行くにつれてピッチ間隔が大きくなるように、かつ圧電体ブロック53の中途部まで実行される。これにより、圧電体ブロック53の第1の電極51側の部分は複数の切端27に分割され、これらの切端27の間には溝列21が形成される。

40

【0050】

次に、図5(c)に示すように、圧電素子15と第1の音響整合材料54等をエポキシ接着剤等で充填かつ接着し、第1の電極51上に第1の音響整合材料54を電氣的に接合し、さらに図5(d)に示すように、第1の音響整合材料54上に第2の音響整合材料5

50

5を接合する。そして、図5(e)に示すように、第2の電極52に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と第2の電極52を電氣的に接続する。

【0051】

次に、図5(f)に示すように、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に背面材11を接合し、図5(g)に示すように、レンズ方向に沿って圧電体ブロック53、第1の音響整合材料54、第2の音響整合材料55、及びフレキシブル印刷配線基板31を第2の音響整合材料55側からダイシングする。

【0052】

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、及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、これらの間には隙間が形成される。

10

【0053】

これら2回のダイシングにより、圧電体ブロック53は前記複数の圧電素子15に、第1の音響整合材料54は前記複数の第1の音響整合層18に、第2の音響整合材料55は前記複数の第2の音響整合層19、第1の電極51は前記複数のアース電極23a、第2の電極52は前記複数の信号電極23b、溝列21は前記複数の溝部20になる。

【0054】

なお、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、及びフレキシブル印刷配線基板31を完全に分離しても、圧電体ブロック53にはフレキシブル印刷配線基板31を介して背面材11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。

20

【0055】

次に、図5(h)に示すように、第2の音響整合層19上に音響レンズ22を接合するとともに、第1の音響整合層18の側方に導電性接着剤でアース取り出し電極24を接合し、アース取り出し電極24とフレキシブル印刷配線基板31のアース用配線31aとを電氣的に接続する。これにより超音波プローブ10が完成する。

【0056】

前記構成の超音波プローブ10によれば、圧電体ブロック53に重み付けのためのダイシングを行う際、圧電体ブロック53を完全に分離しないようにすることで、各圧電素子15に形成される複数の溝部20を圧電素子15の中途部までに留めている。

30

【0057】

このため、圧電体ブロック53に重み付けのためのダイシングを行うことにより、圧電体ブロック53がバラバラに分離してしまうことがないから、超音波プローブ10の製造工程を簡単化することができる。

【0058】

また、圧電体ブロック53を形成した後、すなわち圧電材料に第1の電極51と第2の電極52を形成した後、圧電体ブロック53に対して重み付けのためのダイシングを行っている。

40

【0059】

そのため、超音波プローブ10の製造工程において、非導電性樹脂材料上に第1の電極51を接着する必要が無くなるから、圧電材料に対する第1の電極51の密着強度の低下を防止することができる。その結果、超音波プローブ10の信頼性を向上する。

【0060】

ところで、このような構成にしたことで、アース電極23aが圧電素子15の切端27ごとに分離されるから、従来の接続法ではアース電極23aとアース用配線31aの接続が困難となる。

【0061】

しかしながら、本実施形態では、第1の音響整合層18を導電性材料で形成することで

50

、アース電極 23 a を共通化し、この第 1 の音響整合層 18 を介してアース電極 23 a とアース用配線 31 a を接続している。

【0062】

そのため、アース用配線 31 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 10 の構成を単純化できるとともに、製造工程を簡単化することができる。

【0063】

ここで、本実施形態に係る超音波プローブ 10 から送信される超音波のレンズ方向に対する音場について見てみる。

【0064】

図 6 は同実施形態に係る超音波プローブ 10 による送信音圧分布を示す分布図、図 13 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、これらの図において、横軸は音響レンズ 22 から測定した超音波プローブ 10 の軸心線方向に対する距離、縦軸は超音波プローブ 10 の軸心線から測定したレンズ方向に対する距離、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。

10

【0065】

図 6 と図 13 を比較すれば、この超音波プローブ 10 を用いることで、各等音圧線イ～ホが超音波プローブ 10 の軸心線側に接近していることが確認できる。特に、等音圧線ニ、ホのように超音波プローブ 10 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 10 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 10 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。

20

【0066】

さらに、この超音波プローブ 10 を用いることで、各等音圧線イ～ホが滑らかな曲線となっていることが確認できる。このことは、超音波プローブ 10 から送信される超音波のレンズ方向の音場が均一化されていることを示している。

【0067】

以上の結果より、本実施形態のように、圧電体ブロック 53 の中途部までしか溝部を形成しない場合であっても、超音波プローブ 10 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を低減できるとともに、レンズ方向の音場を均一化できることが確認された。

【0068】

また、超音波プローブ 10 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 10 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 10 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。

30

【0069】

次に、図 7 を用いて本発明の第 2 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1 実施形態と同様の構成、作用については、その説明を省略する。

【0070】

図 7 は本発明の第 2 実施形態に係る超音波プローブ 10 A をレンズ方向に沿って切断して示す断面図である。図 7 に示すように、本実施形態に係る超音波プローブ 10 A では、圧電素子 15 の下端面に複数の溝部 20 が形成されている。

40

【0071】

このような構成にしても、第 1 実施形態と同等な効果、すなわち製造工程の簡単化、信頼性向上、超音波のレンズ方向に対するサイドローブの低減、超音波のレンズ方向に対する音場の均一化、及び超音波の分解能の向上等を得ることができる。

【0072】

更に、この構成ではアース電極 23 a が分割されないから、第 1 の音響整合層 18 を導電性材料にする必要が無い。そのため、第 1 の音響整合層 18 の素材選定幅が広げることができる。

【0073】

この構成では信号電極 23 b が複数の分割されるが、これら信号電極 23 b はフレキシ

50

ブル印刷配線基板 3 1 の信号用配線 3 1 b により電氣的に共通化されることになる。すなわち、本実施形態では、信号用配線 3 1 b が本発明における導電性部材として機能することになる。

【 0 0 7 4 】

次に、図 8 を用いて本発明の第 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 7 5 】

図 8 は本発明の第 3 実施形態に係る圧電素子 1 5 A を示す断面図である。図 8 に示すように、本実施形態に係る圧電素子 1 5 A の溝部 2 0 A には、何も充填されていない。このように、溝部 2 0 A に何も充填しないことで、圧電素子 1 5 内を伝播する超音波が圧電素子 1 5 内で音響的クロストークを起こすのを防止できる。

10

【 0 0 7 6 】

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、その説明を省略する。

【 0 0 7 7 】

図 9 は本発明の第 4 実施形態に係る圧電素子 1 5 B を示す断面図である。図 9 に示すように、本実施形態に係る圧電素子 1 5 B の溝部 2 0 B は、底面 2 6 a (底部) が丸く形成され、底面 2 6 a と側面 2 6 b とは滑らかに連結されている。このように、底面 2 6 a を丸くするとともに、溝部 2 0 B の底面 2 6 a と側面 2 6 b とを滑らか連結することで、非導電性樹脂材料と圧電素子 1 5 との間の熱膨張率の差や外部からの衝撃等によるクラック等に対して機械的強度を増すことができる。

20

【 0 0 7 8 】

なお、本実施形態では、溝部 2 0 B の底面 2 6 a を丸くしているが、これに限定されるものではなく、底面 2 6 a と側面 2 6 b が滑らかに連結されていれば、底面 2 6 a の大部分が平面であってもよい。

【 0 0 7 9 】

次に、図 1 0 を用いて本発明の第 5 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1 ~ 第 4 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 8 0 】

図 1 0 は本発明の第 5 実施形態に係る圧電素子 1 5 C を示す断面図である。図 1 0 に示すように、本実施形態に係る圧電素子 1 5 C の溝部 2 0 C は、レンズ方向に対して一定のピッチ間隔で、かつレンズ方向の両側に行くにつれて徐々になるように形成されている。なお、溝部 2 0 C の深さは、サイン関数 S の関数値に基づいて決められている。

30

【 0 0 8 1 】

ところで、圧電素子 1 5 から発信される超音波の強度は、溝部 2 0 C 近傍において弱まる傾向がある。そのため、本実施形態のように、溝部 2 0 C をレンズ方向の両側に行くにつれて深くすることによっても、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。

【 0 0 8 2 】

なお、本実施形態では、溝部 2 0 C のレンズ方向に対する深さをサイン関数 S の関数値に基づいて決定しているが、これに限定されるものではなく、例えばガウシアン等を用いてもよい。

40

【 0 0 8 3 】

次に、図 1 1 を用いて本発明の第 6 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1 ~ 第 5 実施形態と同様の構成、作用については、その説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

図 1 1 は本発明の第 6 実施形態に係る圧電素子 1 5 D を示す断面図である。図 1 1 に示すように、本実施形態に係る圧電素子 1 5 D の溝部 2 0 D は、圧電素子 1 5 D の上端面と下端面の両方に互いに向かい合うように形成されている。このように、圧電素子 1 5 D の上端面と下端面の両方に溝部 2 0 D を形成することで、圧電素子 1 5 内における音響的ク

50

ロストークをさらに抑制することができる。

【0085】

また、圧電素子15の形状が、その上下方向の中心線に対して対象となるため、圧電素子15と非導電性樹脂材料の熱膨張率に作があっても、その差によって圧電素子15に生じる反りを抑制することができる。

【0086】

次に、図12を用いて本発明の第7実施形態を説明する。なお、ここでは第1～第6実施形態と同様の構成、作用については説明を省略する。

【0087】

図12は本発明の第7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。図12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10、送受信部110、画像処理部120（画像生成装置）、表示部130、制御部140、及び操作部150を有している。 10

【0088】

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、及び表示部130を制御する。 20

【0089】

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（被検体）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。

【0090】

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。 30

【0091】

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6実施形態に係る超音波プローブを用いてもよい。

【0092】

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。 40

【0093】

すなわち、前記実施形態では、音響整合層17を第1の音響整合層18と第2の音響整合層19で構成しているが、これに限定されるものではなく、例えば第1の音響整合層18の一層だけで構成してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0094】

【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。

【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。 50

- 【図4】同実施形態に係る溝部のピッチ間隔を決定するサイン関数を示す概略図。
- 【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をレンズ方向に沿って切断して示す断面図。
- 【図8】本発明の第3実施形態に係る圧電素子を示す断面図。
- 【図9】本発明の第4実施形態に係る圧電素子を示す断面図。
- 【図10】本発明の第5実施形態に係る圧電素子を示す断面図。
- 【図11】本発明の第6実施形態に係る圧電素子を示す断面図。
- 【図12】本発明の第7実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。
- 【図13】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。

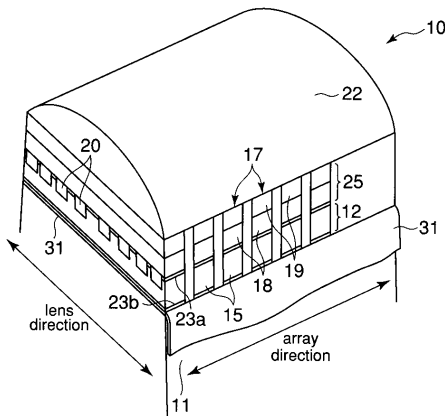
【符号の説明】

【0095】

10 ... 超音波プローブ、10A ... 超音波プローブ、15 ... 圧電素子、18 ... 第1の音響整合層（導電性部材）、20 ... 溝部（溝）、23a ... アース電極（電極）、23b ... 信号電極（電極）、26a ... 底面（底部）、120 ... 画像処理部（画像生成装置）、S ... サイン関数、h ... 被検者（対象物）。

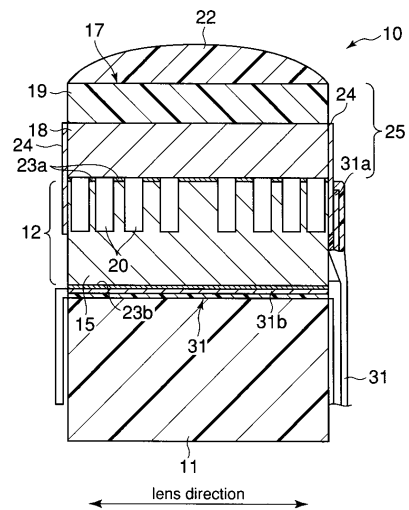
【図1】

図1



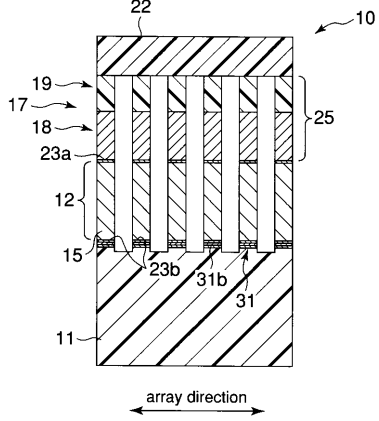
【図2】

図2



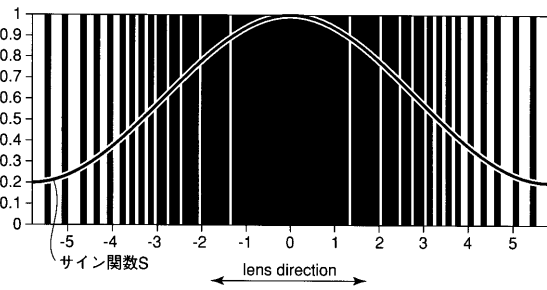
【 図 3 】

図 3



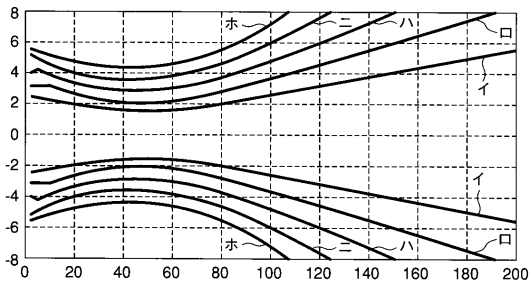
【 図 4 】

図 4



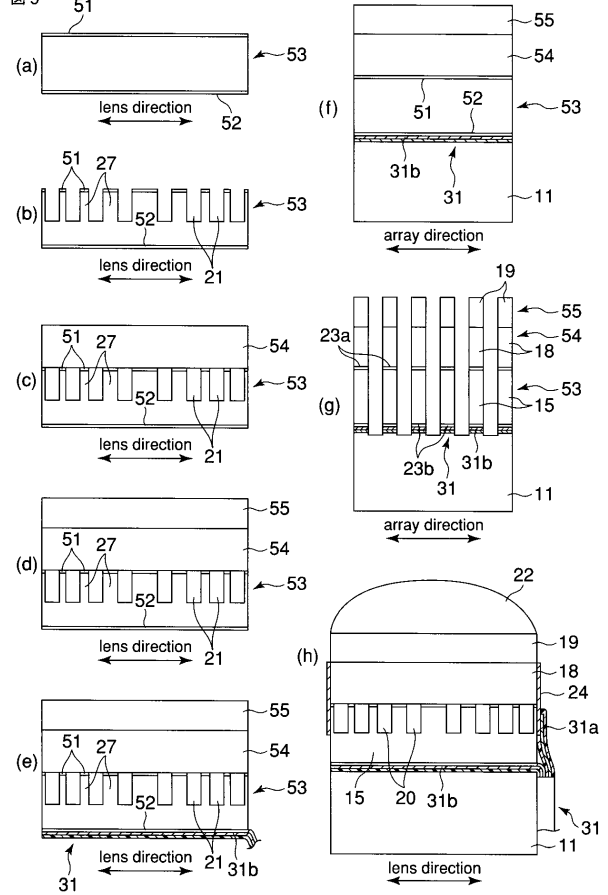
【 図 6 】

図 6



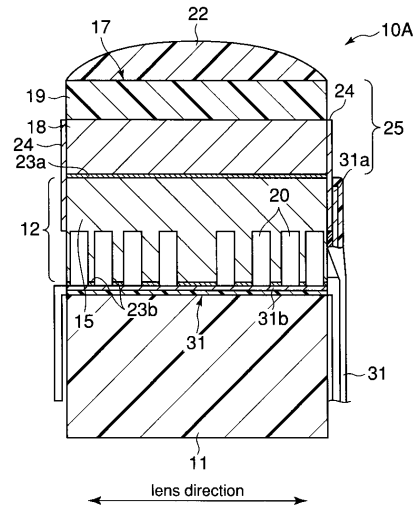
【 図 5 】

図 5



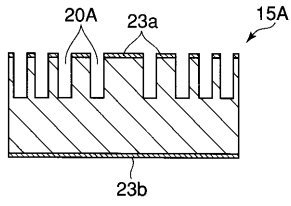
【 図 7 】

図 7



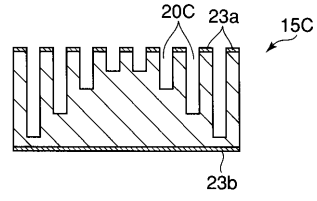
【 図 8 】

図 8



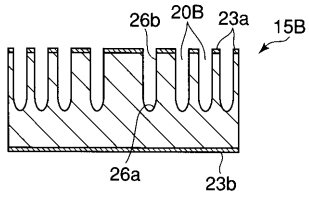
【 図 10 】

図 10



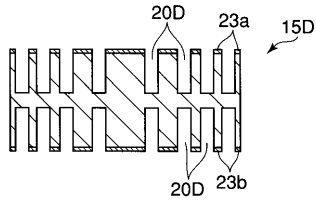
【 図 9 】

図 9



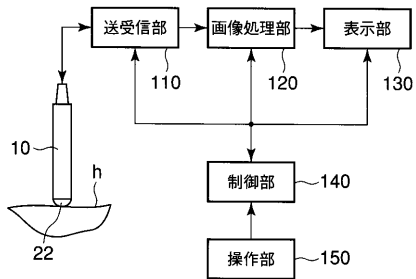
【 図 11 】

図 11



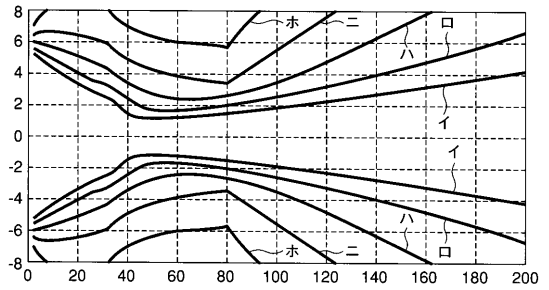
【 図 12 】

図 12



【 図 13 】

図 13



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(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 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 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本社内

(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本社内

(72)発明者 中村 寿

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本社内

F ターム(参考) 4C601 BB08 BB21 EE04 EE12 GA03 GB04 GB19 GB34 HH25

5D019 AA06 AA26 BB19 BB22 BB24 BB28

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2005328507A	公开(公告)日	2005-11-24
申请号	JP2005102018	申请日	2005-03-31
[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		
[标]发明人	小川隆士 武内俊 芝本弘一 中村寿		
发明人	小川 隆士 武内 俊 芝本 弘一 中村 寿		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	H04R17/00.332.A A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB34 4C601/HH25 5D019/AA06 5D019/AA26 5D019/BB19 5D019/BB22 5D019/BB24 5D019/BB28		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
优先权	2004122061 2004-04-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种高度可靠的超声波探头，该探头能够减少旁瓣并使声场均匀，而不会使设备配置和制造过程复杂化。设置有用于在与阵列方向大致正交的垂直方向上发送和接收超声波的压电元件（15），并且每个压电元件是压电元件的与垂直方向大致正交的两个端面中的至少一个。一个端面具有平行于阵列方向并且不穿透的多个凹槽部分20，并且相对于与阵列方向和垂直方向正交的透镜方向通过多个凹槽部分中的每个凹槽的形状或布置而被加重。通过以上方式发送和接收超声波，并且由导电构件制成的第一声匹配层18沿着透镜方向接合到具有每个压电元件的凹槽的端面。 [选择图]图2

