

(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2005-296127

(P2005-296127A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

H04R 17/00

F I

A61B 8/00

H04R 17/00 330H

H04R 17/00 332A

テーマコード (参考)

4C601

5D019

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-113496 (P2004-113496)

(22) 出願日 平成16年4月7日(2004.4.7)

(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

(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

(74) 代理人 100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 武内 俊

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社本社内

最終頁に続く

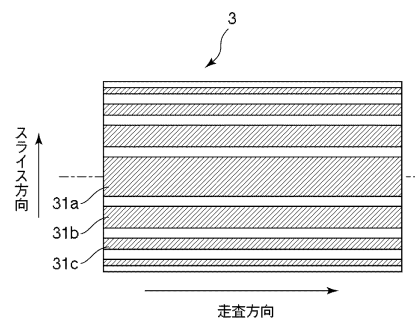
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 サイドローブが低減された超音波プローブ及びその超音波プローブを備えた超音波診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 超音波プローブに備えられた圧電体3の一面には、電極31が形成されている。電極31は走査方向に連続で、スライス方向に分割された複数の電極31a、31b、31c等から構成されている。圧電体3の中心部から端部に向けて、各電極31a、31b、31c等の幅は徐々に狭くなっている。その結果、各電極31a、31b、31c等の面積は、中心部に形成された電極31aが一番大きく、中心部から端部に向けて面積が徐々に小さくなっている。このように電極を配列することにより、超音波の送受信において、圧電体3の中心部の重み付けを大きくすることができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電極が形成された複数の圧電体を走査方向に配列して走査駆動することにより、超音波の送受信を行なう超音波プローブであって、

前記電極は、前記複数の圧電体の上面、下面又は上下両面に形成され、前記電極の面積が前記走査方向に直交する方向に重み付けされ、

前記複数の圧電体は、信号電極を引き出すためのフレキシブル基板又は導電性の整合層に、非導電性の接着材にて圧着して接合されていることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記走査方向に直交する方向の中心に近いほど、前記電極の面積が大きくなっていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。 10

【請求項 3】

前記電極は、前記走査方向に直交する方向の幅が重み付けされていることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記電極は、前記走査方向の幅が同じで、前記走査方向に直交する方向の中心に近い電極ほど前記走査方向に直交する方向の幅が広がっていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記電極は、前記走査方向に等間隔に配列され、前記走査方向に直交する方向の中心に近いほど、前記走査方向の幅が広がっていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。 20

【請求項 6】

電気信号を発生する手段と、

前記電気信号を受けて超音波を被検体に向けて送信し、前記被検体から受けた反射波に応じた受信信号を生成する請求項 1 乃至請求項 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生成した受信信号に応じて、前記被検体の画像を生成する画像処理手段と、

を有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】 30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関し、特に、送受信される超音波の強度に重み付けをする超音波プローブ及びその超音波プローブを備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号に基づいて、被検体の内部状態を画像化する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブで受信して受信信号を生成する。 40

【0003】

超音波プローブは、送信信号に基づいて振動して超音波を発生し、反射波を受けて受信信号を生成する圧電体を走査方向に複数個、配置している。このような圧電体は、例えば、走査方向に直交する方向（以下、スライス方向）に均一な矩形状の音圧分布を有する超音波を送信し、音響レンズにより遅延差を与えることにより、被検体内の所定の深さで焦点を形成している。

【0004】

しかしながら、上述した音響レンズによるビーム収集作用には限界があり、送受信波のサイドローブが高くなるという問題があった。そこで、スライス方向のビーム幅のばらつ 50

きを少なくし（スライス方向のビーム幅の均一化）、かつ、サイドローブを減少させるために、スライス方向について超音波の音圧に重み付けを与えることが行なわれている。

【0005】

例えば、スライス方向に沿って圧電体に溝を加工し、その溝に樹脂を入れ、圧電体の密度に重み付けをした超音波プローブが知られている（例えば、特許文献1）。

【0006】

また、スライス方向に電氣的に分割した圧電体に複数の送信回路を接続し、駆動電圧に重み付けをした超音波プローブが知られている（例えば、特許文献2）。

【0007】

【特許文献1】特開2003-9288号公報（段落[0019]-[0026]、図2） 10

【特許文献2】特開平5-23331号公報（段落[0016]-[0019]、図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1に記載されている超音波プローブでは、スライス方向に複数の溝を形成するため、製造コストが高くなってしまふ。また、圧電体の熱膨張率と樹脂の熱膨張率との差により、機械的な信頼性や電極との密着強度も悪化してしまう問題があった。

【0009】

一方、特許文献2に記載されている超音波プローブでは、実際に実施することが可能な電極数においては、重み付けのピッチが粗いため、サイドローブが高くなる問題があった。また、分割された個々の圧電体に電極を配置する必要があるため、製造工程数が増加し、更に、送信回路の規模が大きくなってしまい、その結果、超音波プローブの製造コストが高くなるといった問題があった。更に、超音波プローブ及び送信回路の構造が複雑になるため、超音波診断装置全体の信頼性の向上が困難となり、装置全体の製造コストが高くなるといった問題もあった。

【0010】

本発明は上記の問題を解決するものであり、圧電体自体に加工を施さないことにより、超音波プローブの構造を簡素化し、信頼性を確保した上で、スライス方向のビーム幅を均一にし、かつ、サイドローブを低減することが可能な超音波プローブ及びその超音波プローブを備えた超音波診断装置を提供するものである。 30

【課題を解決するための手段】

【0011】

請求項1記載の発明は、電極が形成された複数の圧電体を走査方向に配列して走査駆動することにより、超音波の送受信を行なう超音波プローブであって、前記電極は、前記複数の圧電体の上面、下面又は上下両面に形成され、前記電極の面積が前記走査方向に直交する方向に重み付けされ、前記複数の圧電体は、信号電極を引き出すためのフレキシブル基板又は導電性の整合層に、非導電性の接着材にて圧着して接合されていることを特徴とするものである。 40

【0012】

係る超音波プローブによると、圧電体の表面に形成されている電極の面積が、走査方向に直交する方向（スライス方向）に重み付けされているため、スライス方向に重み付けがされた超音波の送受信が行なわれる。また、非導電性の接着材で圧電体とフレキシブル基板又は整合層を圧着して接合することにより、余分な接着材が各電極間の隙間に充填され、電極とフレキシブル基板又は整合層とで導通をとることが可能となる。そして、フレキシブル基板に電圧を印加した際に、電極が形成されている部分のみに電場が形成される。その結果、所定の重み付けに従った超音波の送信又は受信が行なわれる。

【0013】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波プローブであって、前記走査方向に 50

直交する方向の中心に近いほど、前記電極の面積が大きくなっていることを特徴とするものである。

【0014】

係る超音波プローブによると、スライス方向の中心に近いほど、電極の面積が大きくなるため、超音波の送受信において、スライス方向の中心部の重み付けを大きくすることができる。

【0015】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波プローブであって、前記電極は、前記走査方向に直交する方向の幅が重み付けされていることを特徴とするものである。

10

【0016】

係る超音波プローブによると、圧電体の表面に形成された電極は、スライス方向の幅が、所定の重み付けに従って形成されているため、スライス方向に重み付けがされた超音波の送受信が行なわれる。

【0017】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波プローブであって、前記電極は、前記走査方向の幅が同じで、前記走査方向に直交する方向の中心に近い電極ほど前記走査方向に直交する方向の幅が広がっていることを特徴とするものである。

【0018】

20

係る超音波プローブによると、スライス方向の中心に近いほど、スライス方向の幅が広がっているため、圧電体のスライス方向の中心部に形成された電極の面積（＝走査方向の幅×スライス方向の幅）が一番大きくなり、端部に向けて小さくすることで、超音波の送受信において、スライス方向の中心部の重み付けを大きくすることができる。

【0019】

請求項5に記載の発明は、請求項1に記載の超音波プローブであって、前記電極は、前記走査方向に等間隔に配列され、前記走査方向に直交する方向の中心に近いほど、前記走査方向の幅が広がっていることを特徴とするものである。

【0020】

係る超音波プローブによると、複数の電極を走査方向に等間隔で配列し、スライス方向の中心部における走査方向の幅を最も広くし、端部に向けて幅を狭くすることで、超音波の送受信において、スライス方向の中心部の重み付けを大きくすることができる。

30

【0021】

請求項6に記載の発明は、電気信号を発生する手段と、前記電気信号を受けて超音波を被検体に向けて送信し、前記被検体から受けた反射波に応じた受信信号を生成する請求項1乃至請求項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生成した受信信号に応じて、前記被検体の画像を生成する画像処理手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0022】

係る超音波診断装置によると、超音波プローブに電圧を印加した際に、電極が形成されている部分のみに電場が形成され、所定の重み付けに従った超音波の送信又は受信が行なわれる。そして、その重み付けがされた超音波を被検体に送信し、反射波を受信して被検体の画像を生成する。

40

【発明の効果】

【0023】

請求項1に記載の超音波プローブによれば、圧電体の表面に形成されている電極の面積が、スライス方向に重み付けされているため、スライス方向に重み付けがされた超音波の送受信が行なわれる。その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布を得ることができ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。更に、圧電体に溝等の加工を施さず、圧電体の表面の電極に重み付けを付

50

けることにより、超音波プローブの構成を単純化することができる。その結果、製造コストも低くすることができ、信頼性を向上させることが可能となる。

【0024】

また、非導電性の接着材で圧電体とフレキシブル基板又は整合層を圧着して結合することにより、容易にそれらを結合することができ、圧着することにより、電極とフレキシブル基板又は整合層とで導通をとることが可能となる。更に、圧電体に電圧を印加した際に、電極が形成されている部分のみに電場が形成され、所定の重み付けに従った超音波の送受信が行なわれる。

【0025】

また、請求項2に記載の超音波プローブによれば、スライス方向の中心に近いほど、電極の面積が大きくなっているため、超音波の送受信において、スライス方向の中心部の重み付けを大きくすることができ、その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布を得ることができ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。

【0026】

また、請求項3に記載の超音波プローブによれば、圧電体の表面に形成されている電極は、スライス方向の幅が、所定の重み付けに従って形成されているため、スライス方向の幅の重み付けに応じて重み付けがされた超音波の送受信が行なわれる。その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布を得ることができ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。

【0027】

更に、請求項4に記載の超音波プローブによれば、圧電体のスライス方向の中心部に形成された電極の面積を一番大きくし、端部に向けて小さくすることにより、超音波の送受信において、圧電体の中心部の重み付けを大きくすることができ、その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布を得ることができ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。

【0028】

また、請求項5に記載の超音波プローブによれば、スライス方向の中心部における走査方向の幅を最も広くし、端部に向けて幅を狭くすることにより、超音波の送受信において、圧電体の中心部の重み付けを大きくすることができ、その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布を得ることができ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。

【0029】

請求項6に記載の超音波診断装置によれば、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の超音波プローブを備えることにより、スライス方向に重み付けがされた超音波の送受信が行なわれる。その結果、スライス方向のビーム幅が均一化し、かつ、サイドローブが減少した送受信音圧分布が得られ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。そのことにより、近距離から遠距離まで均一な音場が得られるため、従来技術と比較して高画質の超音波像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本願発明の実施形態について図1乃至図8を参照しつつ説明する。

【0031】

[第1の実施の形態]

本願発明の第1の実施形態に係る超音波プローブについて、図1乃至図6を参照しつつ説明する。

【0032】

(構成)

本願発明の第1の実施形態に係る超音波プローブの構成について図1及び図2を参照しつつ説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波プローブの概略構成を示す斜視図で

10

20

30

40

50

ある。超音波プローブは、ヘッド側とケーブル側とかなり、図 1 には超音波プローブのヘッド側が示されている。

【0033】

同図に示すように、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、背面材 2 と、その背面材 2 の上に操作方向に配列された複数の圧電体 3 と、その圧電体 3 の上に走査方向に配列された複数の導電性の整合層 4 と、その整合層 4 の上に設けられた音響レンズ 5 とからなる。また、整合層 4 は、第 1 整合層 4 a と、その第 1 整合層 4 a の上に設けられた第 2 整合層 4 b とからなる。尚、ケーブル側の説明は省略する。

【0034】

背面材 2 は、圧電体 3 から発振された超音波振動や受信時の超音波振動のうち、超音波診断装置の画像抽出にとって必要でない超音波振動成分を減衰吸収する。 10

【0035】

圧電体 3 には例えば、チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム $(LiNbO_3)$ 、チタン酸バリウム $(BaTiO_3)$ 、チタン酸鉛 $(PbTiO_3)$ 等のセラミック材料からなる。

【0036】

また、圧電体 3 の表面には、背面材 2 と接する面に電極 3 1 が形成されており、整合層 4 と接する面には電極 3 2 が形成されている。この電極により圧電振動を起こさせるための電圧が圧電振動子 3 に印加され、圧電現象の発生により機械的な振動に変換される。この電極は所定の重み付けに従って配列されている。この電極の配列については、後で詳述 20 する。

【0037】

また、整合層 4 を複数の層構造にすることで、音響レンズ 5 とあいまって被検体の体表との音響インピーダンスの差分による信号ロスの発生を抑えている。この整合層 4 は、導電性の材料、例えば、カーボングラファイトからなる。そして、整合層 4 と圧電体 3 とは、電極 3 2 を介して、非導電性の接着剤により接着している。

【0038】

音響レンズ 5 は、被検体の体表面に接触して超音波の送受信の仲介を行なう。この音響レンズ 5 により、体表より所定の深さにスライス方向の音響的な焦点を結ぶ。また、走査方向の音響的な焦点は、走査方向に短冊状に配置された複数の圧電体 3 の送信 / 受信のタイミングを切り替え制御することにより結ばれる。 30

【0039】

圧電体 3 及び整合層 4 は、走査方向に複数の分割されて配列されている。従って、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、1 次元アレイ超音波プローブである。

【0040】

また、背面材 2 と圧電体 3 との間に電極 3 1 を介して、全面に Cu 箔が形成された信号電極引き出し用のフレキシブル基板 6 a が接着されている。このフレキシブル基板 6 a は、非導電性の接着材により接着されている。更に、整合層 4 と音響レンズ 5 との間にアース引き出し用のフレキシブル基板 6 b が設けられている。尚、フレキシブル基板 6 a は、リード線の役割を果たす。 40

【0041】

そして、圧電体 3 に電圧を印加することで圧電現象により超音波を発生させ、その超音波を被検体の診断対象部位に向けて照射する。この照射された超音波は、それぞれ音響インピーダンスが異なる複数の境界面から反射される。この反射された超音波を圧電体 3 によって受信して電気信号に変換することにより、診断対象部位の内部状態を画像として抽出する。

【0042】

次に、本実施形態に係る圧電体 3 に形成されている電極 3 1、3 2 の配列について、図 2 を参照しつつ説明する。図 2 は、圧電体 3 の平面図である。同図に示すように、圧電体 3 の表面には電極 3 1 が形成されているが、この電極 3 1 は、走査方向に連続で、かつ、 50

スライス方向に分割された複数の電極 3 1 a、3 1 b、3 1 c・・・から構成されている。尚、図 2 は背面材 2 の方向から見た圧電体 3 が示されている。電極 3 1 が形成されている面の反対の面には、電極 3 2 が形成されており、電極 3 2 も電極 3 1 と同じようにスライス方向に分割された複数の電極から構成されている。

【0043】

尚、各電極の間、例えば電極 3 1 a と電極 3 1 b との間や、電極 3 1 b と電極 3 1 c との間には、圧電体 3 とフレキシブル基板 6 a 並びに整合層 4 とを接着する際に使用される非導電性の接着材が充填される。つまり、圧電体 3 とフレキシブル基板 6 a (整合層 4) とは非導電性の接着材で接着されているが、圧着して結合することにより、余分な接着材は各電極間の隙間に充填されることとなる。そのことにより、電極 3 1 とフレキシブル基板 6 a とで導通をとることができる。同じように、電極 3 2 と整合層 4 とで導通をとることができる。

10

【0044】

分割された各電極 3 1 a、3 1 b、3 1 c 等は、所定の重み付けに従って形成されている。本実施形態においては、走査方向の幅は、一定に形成されているが、スライス方向の幅は、所定の重み付け関数 (例えばガウス関数) に従って、重み付けがされている。この重み付けについて図 3 を参照しつつ説明する。図 3 において、横軸は圧電体 3 のスライス方向の幅を示しており、縦軸は走査方向を示している。

【0045】

図 3 に示すように、圧電体 3 の中心部に形成された電極 3 1 a のスライス方向の幅が一番広く、電極 3 1 a の両側に形成された電極 3 1 b のスライス方向の幅が 2 番目に広く、電極 3 1 b の隣に形成された電極 3 1 c のスライス方向の幅が 3 番目に広がっている。従って、圧電体 3 の中心部から端部に向けて、各電極 3 1 a、3 1 b、3 1 c 等の幅は徐々に狭くなっている。その結果、各電極 3 1 a、3 1 b、3 1 c 等の面積は、中心部に形成された電極 3 1 a が一番大きく、次に電極 3 1 b、電極 3 1 c と続き、中心部から端部に向けて面積が徐々に小さくなっている。尚、電極 3 2 も電極 3 1 と同じ重み付けがされている。

20

【0046】

このように、圧電体 3 の中心部に形成された電極の面積を一番大きくし、端部に向けて徐々に電極の面積を小さくすることで、超音波の送受信において、圧電体 3 の中心部の重み付けを大きくすることができる。すなわち、圧電体 3 が送信又は受信する超音波の音場のスライス方向の重み付けに応じて、電極 3 1 (3 2) のスライス方向の幅が決定されている。

30

【0047】

尚、本実施形態においては、電極 3 1 及び電極 3 2 の両方が同じように重み付けされている例について説明したが、本願発明はその例に限らない。電極 3 1 又は電極 3 2 のいずれか一方の電極が、重み付けされていればよい。

【0048】

(作用)

以上のような圧電体 3 を備えた超音波プローブ 1 によれば、次のような好適な作用が奏されることとなる。

40

【0049】

まず、圧電体 3 とフレキシブル基板 6 a 及び 6 b との電氣的な接合について、図 4 を参照しつつ説明する。図 4 は、圧電体 3 とフレキシブル基板 6 a 及び 6 b とを接合したときの、それらの断面図である。

【0050】

図 4 に示すように、電極 3 1 a、3 1 b (3 2 a、3 2 b) が形成されている部分のみ、フレキシブル基板 6 と電氣的に接合し、電極 3 1 (3 2) が形成されていない部分では、非導電性の接着剤 3 5 を介しているため、直接接合していない。すなわち、フレキシブル基板 6 a に電圧を印加した際に、電極 3 1 a、3 1 b (3 2 a、3 2 b) が形成されて

50

いる部分のみに電場が形成され、非導電性の接着材 3 5 が充填されている部分には電場が形成されないこととなる。

【 0 0 5 1 】

本実施形態においては、圧電体 3 の中心部に形成された電極の面積が一番大きく、端部に向けて徐々に電極の面積を小さくすることで、圧電体 3 の中心部の電場の大きさが大きく、端部に向けて徐々に電場の大きさが小さくなる。その結果、超音波の送受信において中心部の重み付けを大きくし、端部の重み付けを小さくすることが可能となる。

【 0 0 5 2 】

本実施形態の超音波プローブ 1 に、超音波の送信方向に電気信号を印加することにより、電極 3 1、3 2 の面積重み付けに従って、送信する超音波の音圧、又は、受信する超音波の音圧に重みが付けられる。 10

【 0 0 5 3 】

この作用について、図 5 及び図 6 を参照しつつ説明する。図 5 は、本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブの送信音圧分布を示すグラフであり、図 6 は、重み付けがされていない従来技術の超音波プローブの送信音圧分布を示すグラフである。

【 0 0 5 4 】

図 5 及び図 6 において、横軸は被検体の体表面からの深さを示しており、縦軸は送信された超音波のスライス方向のビーム幅を示している。また、両図には、 -3 [dB] ~ -20 [dB] の音圧分布が示されている。

【 0 0 5 5 】

図 6 に示すように、従来技術に係る超音波プローブにおいては、各音圧分布のスライス方向のビーム幅にばらつきがあり、不均一である。更に、大きなサイドローブが発生し、超音波を細く絞ることができていないため、超音波のビーム径は、全体的に広がったものとなってしまう。 20

【 0 0 5 6 】

一方、図 5 に示すように、本願発明の実施形態 1 に係る超音波プローブにおいては、各音圧分布のスライス方向のビーム幅は、従来技術と比較してばらつきが少なくなり均一となっている。更に、従来技術において発生したような大きなサイドローブの発生がなく、サイドローブを減少させることが可能となる。その結果、超音波を細く絞ることができるため、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。 30

【 0 0 5 7 】

以上のように、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、従来の矩形状の電場を印加して送信された超音波と比べて、スライス方向のビーム幅が均一で、かつ、サイドローブが低い超音波が得られる。その結果、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。更に、電極 3 1 (3 2) に重み付けしているため、従来技術のように圧電体 3 自体に溝等の加工を施す必要がなくなる。その結果、超音波プローブの構成を単純化することができるため、製造コストを低くすることができ、信頼性を向上させることが可能となる。

【 0 0 5 8 】

尚、本実施形態においては、電極 3 1 及び電極 3 2 の両方が、同じように重み付けされている例について説明したが、本願発明はその例に限られない。電極 3 1 又は電極 3 2 のいずれか一方の電極が、重み付けされていれば本願発明の作用及び効果を奏することが可能である。例えば、電極 3 1 のみが重み付けされており、電極 3 2 が重み付けされていない場合であっても、本願発明の作用及び効果を奏することができる。また、その逆として、電極 3 2 のみが重み付けされており、電極 3 1 が重み付けされていない場合であっても、同様の作用及び効果を奏する。 40

【 0 0 5 9 】

(製造方法)

次に、電極 3 1、3 2 の作製方法について説明する。まず、圧電セラミックスや圧電単結晶の製造方法により作製された圧電体 3 の上下面に、めっき又はスパッタにより Au 等の金属を形成する。そして、図 3 に示す電極のパターンに従ってレジスト等のマスクを形 50

成し、エッチングすることにより、マスクが形成されていない部分の電極を取り除き、重み付けがされた電極 3 1、3 2 を形成する。また、エッチングの他、ダイシングによってパターンニングを行い、重み付けがされた電極 3 1、3 2 を形成することもできる。

【0060】

尚、圧電体の両面の電極に重み付けを付けるときは、圧電体 3 の両面に形成された電極をパターンニングして、重み付けがされた電極 3 1、3 2 を形成する。一方、圧電体 3 の片面のみに重み付けをつけるときは、圧電体 3 の上面又は下面のどちらか一方の面の電極をパターンニングすることにより、一方の面には、重み付けがされ電極を形成し、他方の面には重み付けがされていない電極を形成する。例えば、圧電体 3 の下面に形成された電極のみをパターンニングした場合、電極 3 1 は重み付けがされるが、電極 3 2 は重み付けがされないこととなる。また、その逆であっても構わない。

10

【0061】

そして、この圧電体 3 の下面（電極 3 1 が形成されている面）に、全面に Cu 箔が形成されたフレキシブル基板 6 a を、エポキシ接着材等の非導電性の接着剤 3 5 を用いて圧着して接合する。このとき、非導電性の接着剤 3 5 の厚さを薄くして圧着することにより、電極 3 1 とフレキシブル基板 6 a とで導通をとることが可能となる。つまり、圧着することで、電極 3 1 とフレキシブル基板 6 a との間の接着剤 3 5 の厚さは薄くなり、電極 3 1 とフレキシブル基板 6 a とで導通をとることができる。そして、圧着によりはみ出した接着剤 3 5 は、電極 3 1 の間、例えば電極 3 1 a と電極 3 1 b との間に充填されることとなる。

20

【0062】

また、圧電体 3 の上面（電極 3 2 が形成されている面）に、例えばカーボングラファイト等の導電性の整合層 4 を非導電性の接着剤 3 5 を用いて圧着して結合する。そして、その整合層 4 の上にフレキシブル基板 6 b を接合することで、整合層 4 を介してフレキシブル基板 6 b と電氣的に接合する。圧電体 3 と整合層 4 とを接合する場合も、上述したフレキシブル基板 6 a と接合する場合と同様に、圧着することで、電極 3 2 と整合層 4 との間の接着剤 3 5 の厚さを薄くすることができ、圧電体 3 と整合層 4 とで導通をとることができる。そして、圧着によりはみ出した接着剤 3 5 は、電極 3 2 の間に充填されることとなる。

【0063】

接合された圧電体 3、フレキシブル基板 6 a、6 b 及び整合層 4 を、走査方向の素子ピッチに従ってダイシングにより削り、音響レンズ 5 を装着することで本実施形態の超音波プローブ 1 が形成される。

30

【0064】

[第 2 の実施の形態]

次に、本願発明の第 2 の実施形態に係る超音波プローブについて説明する。この第 2 の超音波プローブは、上述した第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 とほぼ同じ構成を有している。しかし、圧電体 3 の表面に形成されている電極の配置が、第 1 の実施形態に係る電極 3 1、3 2 の配置と異なり、重み付けの仕方が電極 3 1、3 2 と異なっている。尚、電極以外の構成は第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 と同じであるため、説明は省略する。

40

【0065】

本実施形態に係る超音波プローブに用いられる圧電体 3 の構成について、図 7 を参照しつつ説明する。図 7 は、圧電体 3 の平面図である。同図に示すように、圧電体 3 の表面には走査方向に等間隔に分割され、かつ、スライス方向に連続に複数の電極 3 3 が形成されている。分割された各電極 3 3 はほぼ同じ形状をしており、その面積もほぼ同じである。尚、図 7 は、背面材 2 の方向から見た圧電体 3 が示されている。電極 3 3 が形成されている面の反対の面には、電極 3 4 が形成されており、電極 3 4 も電極 3 3 と同じように走査方向に等間隔に分割された複数の電極から構成されている。また、走査方向の間隔は、素子のダイシングピッチと一致している。尚、電極 3 3、3 4 の作製方法は、上述した第 1

50

の実施形態に係る電極 3 1 (3 2) の作製方法と同じである。

【 0 0 6 6 】

分割された各電極 3 3 (3 4) は、所定の重み付けに従って形成されている。具体的には、各圧電体 3 3 (3 4) は、その走査方向の幅が、圧電体 3 (各電極 3 3 、 3 4) の中心部で一番広く、端部に向けて徐々に狭くなっている。

【 0 0 6 7 】

このように、圧電体 3 の中心部の幅を一番広くし、端部に向けて徐々に幅を狭くすることで、超音波の送受信において中心部の重み付けを大きくすることができる。すなわち、圧電体 3 が送信又は受信する超音波の音場のスライス方向の重み付けに応じて、電極 3 3 (3 4) の走査方向の幅が決定されている。

10

【 0 0 6 8 】

第 1 の実施形態と同様に、圧電体 3 の下面 (電極 3 3 が形成されている面) に、全面に Cu 箔が形成されたフレキシブル基板 6 a を、エポキシ接着材等の非導電性の接着材 3 5 を用いて圧着して接合する。このとき、非導電性の接着剤 3 5 の厚さを薄くして、圧着することにより、電極 3 3 とフレキシブル基板 6 a とで導通をとることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

また、圧電体 3 の上面 (電極 3 4 が形成されている面) に、例えばカーボングラファイト等の導通性の整合層 4 を非導電性の接着材 3 5 を用いて圧着して結合する。このとき、非導電性の接着材 3 5 の厚さを薄くして、圧着することにより、電極 3 4 と整合層 4 とで導通をとることが可能となる。そして、その整合層 4 を介してフレキシブル基板 6 b と電

20

【 0 0 7 0 】

そして、接合された圧電体 3、フレキシブル基板 6 a、6 b 及び整合層 4 を、電極 3 3、3 4 のパターンに沿ってダイシングにより削り、更に、音響レンズ 5 を装着することで本実施形態の超音波プローブが形成される。尚、ダイシングピッチが判別できるように、電極 3 3、3 4 の位置に対応して、圧電体 3 の側面に電極を配してもよい。

【 0 0 7 1 】

また、圧電体 3 と、走査方向に素子のダイシングピッチと一致する間隔で Cu 箔が形成されたフレキシブル基板 6 a、6 b とを圧着して接合し、フレキシブル基板 6 a、6 b に形成された Cu 箔の間隔に合わせてダイシングした後、音響レンズ 5 を接着して超音波プ

30

ローブを形成してもよい。このようにすることで、ダイシングの位置を正確に判別することができる。

【 0 0 7 2 】

以上のような圧電体 3 を備えた超音波プローブに、超音波の送信方向に電気信号を印加することにより、電極 3 3 (3 4) の面積重み付けに従って、送信する超音波の音圧、又は、受信する超音波の音圧に重みが付けられる。そして、従来の超音波プローブと比べて、スライス方向のビーム幅が均一で、かつ、サイドローブが低い超音波が得られ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。更に、電極 3 3 (3 4) に重み付けをしているため、従来技術のように圧電体 3 自体に溝等の加工を施す必要がなくなる。その結果、超音波プローブの構成を単純化することができるため、製造コストを低くすることが

40

【 0 0 7 3 】

尚、本実施形態においては、電極 3 3 及び電極 3 4 の両方が同じように重み付けされている例について説明したが、本願発明はその例に限られない。電極 3 3 又は電極 3 4 の何れか一方の電極が、重み付けされていればよい。例えば、電極 3 3 のみが重み付けされており、電極 3 4 が重み付けされていない場合であっても、本願発明の作用及び効果を奏することが可能である。また、その逆として、電極 3 4 のみが重み付けされており、電極 3 3 が重み付けされていない場合であっても、同様の作用及び効果を奏する。

【 0 0 7 4 】

また、本願発明に係る超音波プローブの電極は、圧電体の中心ほどその面積が大きくな

50

ればよい。電極の形状及び配列は、第 1 及び第 2 の実施形態に係る電極の形状及び配列に限られない。例えば、第 1 の実施形態においては、電極 31 (32) は走査方向に連続に形成されているが、走査方向に分割されていてもよい。また、第 2 の実施形態においても、電極 33 (34) がスライス方向に分割されていてもよい。更に、第 1 の実施形態においては、電極 31 (32) は走査方向に平行に形成されており、第 2 の実施形態においては、電極 33 (34) はスライス方向に平行に形成されているが、それぞれ斜めに形成されていても構わない。

【0075】

[第 3 の実施の形態]

次に、本願発明の超音波プローブを備えた超音波診断装置について、図 8 を参照しつつ説明する。図 8 は、本願発明の実施形態に係る超音波診断装置の主要部の構成を示すブロック図である。

10

【0076】

この超音波診断装置 70 には、超音波プローブ 71 と、送受信回路 72 と、送受信制御回路 73 と、画像データ変換回路 74 と、表示制御回路 75 と、制御回路 77 とからなる。

【0077】

超音波プローブ 71 には、本願発明の超音波プローブが使用され、患者等の被検体に対して超音波を送信し、被検体で反射した超音波をエコー信号として受信する。

【0078】

20

送受信回路 72 は、超音波プローブ 71 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 71 が受信したエコー信号を受信する。送受信制御回路 73 は、送受信回路 72 の送受信制御を行なう。

【0079】

画像データ変換回路 74 は、送受信回路 72 が受信したエコー信号を被検体の超音波画像データに変換する。表示制御回路 75 は、画像データ変換回路 74 によって変換された超音波画像データを、モニタ 76 を制御して表示する。また、制御回路 77 は、超音波診断装置 70 全体の制御を行なう。

【0080】

制御回路 77 には、送受信制御回路 73、画像データ変換回路 74 及び表示制御回路 75 が接続されており、制御回路 77 はこれら各部の動作を制御している。

30

【0081】

そして、超音波プローブ 71 の各圧電体に電気信号を印加して被検体に対して超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブ 71 で受信する。

【0082】

尚、送受信回路 72 が本発明の「電気信号を発生する手段」に相当し、画像データ変換回路 74 が本発明の「画像処理手段」に相当する。

【0083】

本願発明の超音波プローブを備えた超音波診断装置によれば、スライス方向のビーム幅が均一で、かつ、サイドローブが減少した音圧分布を有する超音波が得られ、超音波のビーム径を全体的に細めることが可能となる。その結果、近距離から遠距離まで均一な音場が得られるため、従来技術と比較して画質が向上した超音波像を得ることが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図 1】本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブの概略構成を示す斜視図である。

【図 2】本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブに備えられた圧電体の平面図である。

【図 3】本願発明の第 1 の実施形態に係る重み付け関数を示したグラフである。

50

【図 4】本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブとフレキシブル基板との電氣的接合を示す断面図である。

【図 5】本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブの送信音圧分布を示すグラフである。

【図 6】従来技術に係る超音波プローブの送信音圧分布を示すグラフである。

【図 7】本願発明の第 2 の実施形態に係る超音波プローブに備えられた圧電体の上面図である。

【図 8】本願発明の超音波プローブが備えられた超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

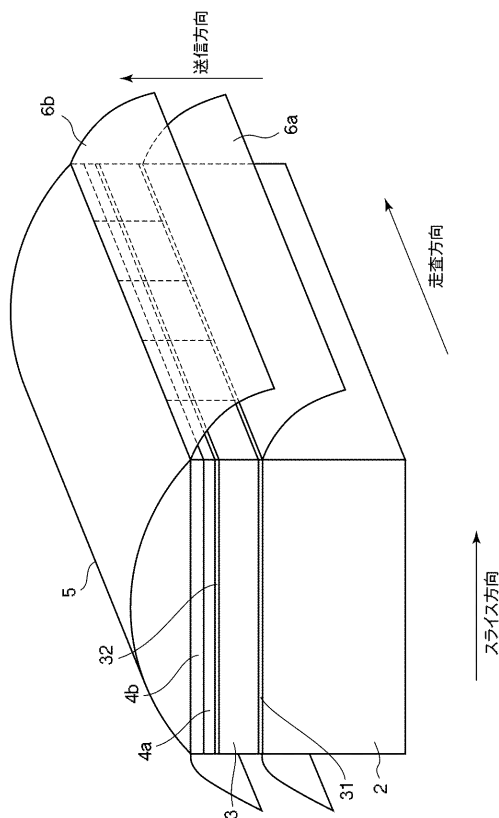
10

【 0 0 8 5 】

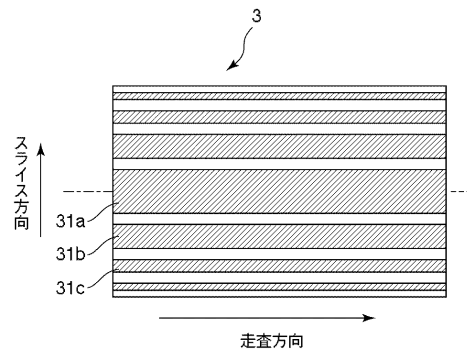
- 1 超音波プローブ
- 2 背面材
- 3 圧電体
- 3 1、3 2、3 3、3 4 電極
- 3 5 非導電性の接着材
- 4 整合層
- 5 音響レンズ
- 6 フレキシブル基板
- 7 0 超音波診断装置

20

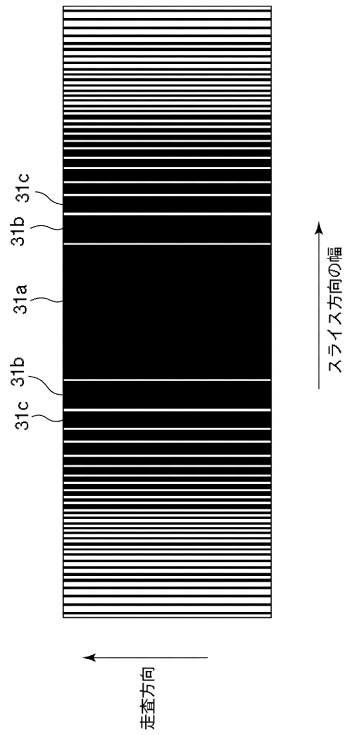
【図 1】



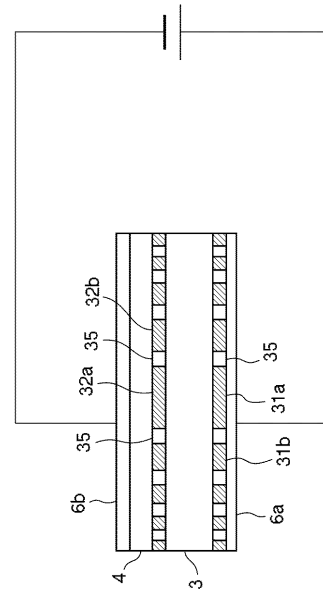
【図 2】



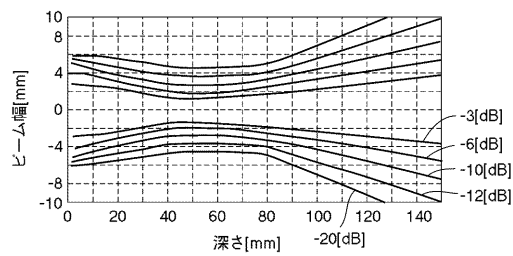
【図 3】



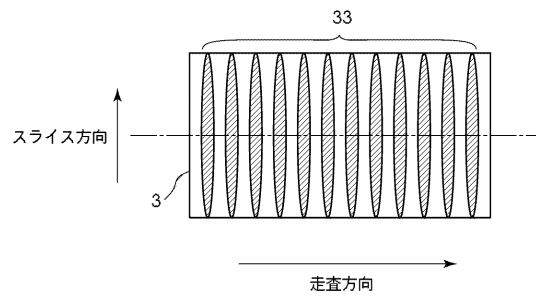
【図 4】



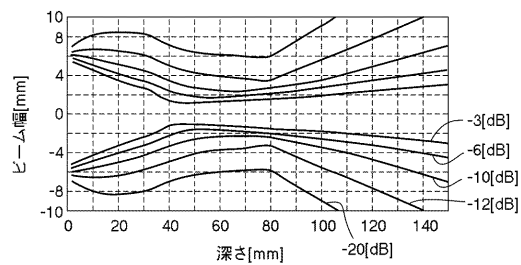
【図 5】



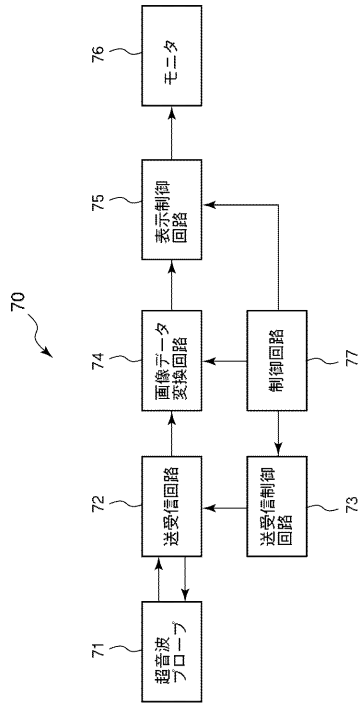
【図 7】



【図 6】



【図 8】



フロントページの続き

(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本社内

(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

F ターム(参考) 4C601 EE01 EE02 GB04 GB12 GB19 HH25

5D019 BB19 BB25 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2005296127A	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2004113496	申请日	2004-04-07
[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	武内俊 四方浩之 小川隆士		
发明人	武内 俊 四方 浩之 小川 隆士		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE02 4C601/GB04 4C601/GB12 4C601/GB19 4C601/HH25 5D019/BB19 5D019/BB25 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有减小的旁瓣的超声探头以及一种配备有该超声探头的超声诊断设备。在超声波探头所包含的压电体3的一个表面上形成有电极31。电极31在扫描方向上是连续的，并且由在切片方向上划分的多个电极31a，31b，31c等组成。电极31a，31b，31c等的宽度从压电体3的中心到端部逐渐减小。结果，电极31a，31b，31c等的面积在形成于中央部分的电极31a中最大，并且从中央部分到端部逐渐减小。通过以这种方式布置电极，可以增加压电体3的中央部分在发送和接收超声波时的重量。[选择图]图2

