

(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2007-68911**(P2007-68911A)**(43) 公開日 **平成19年3月22日(2007.3.22)**

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00
H 0 4 R	17/00	(2006.01)	H 0 4 R	17/00
			3 3 2 A	4 C 6 0 1
				5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-262255 (P2005-262255)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成17年9月9日 (2005.9.9)		松下電器産業株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	100115107
			弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100108589
			弁理士 市川 利光
		(74) 代理人	100119552
			弁理士 橋本 公秀
		(72) 発明者	斉藤 孝悦
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB06 EE04 GB04 GB32
			5D019 BB19 FF04

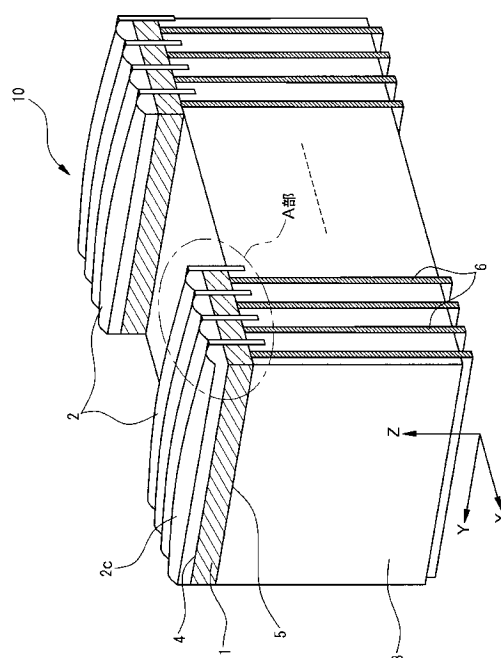
(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【要約】

【課題】 超音波探触子の指向性拡大及び可変を可能とし、高分解能な診断画像が取得可能な超音波探触子、及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 一定方向に配列された複数個の圧電素子1の配列方向Xと直行する方向Yに、媒体2の被検体側表面が曲面形状に形成され、曲面形状を変化させて指向性を任意に設定できるようにし、中心部では指向性を広くするために曲率半径を小さくし、両端部に行くにしたがって曲率半径が大きくなるように構成されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数個の圧電素子と、
前記圧電素子の前面及び背面に設けられた一対の電極と、を有する超音波探触子において、
前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、
前記複数個の圧電素子の方向に前記媒体が曲面形状に形成され、
前記媒体の曲面形状が、前記複数個の圧電素子と直行する方向に変化していることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

10

被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数個の圧電素子と、
前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一対の電極とを有する超音波探触子において、
前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、
前記複数個の圧電素子の方向に前記媒体が曲面形状に形成され、
前記媒体が、前記曲面形状を前記複数個の圧電素子と直行する方向に変化させることにより指向性を可変とする手段と、
前記媒体が、前記複数個の圧電素子と直行する方向に曲面形状をもたせて超音波を収束させる手段とを有することを特徴とする超音波探触子。

【請求項 3】

20

複数個に配列された圧電素子の方向に前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成され、当該複数の曲率半径が連続的に変化もしくは段階的に変化させて指向性を変化させる構成を有していることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径を有する曲面の組合せから構成され、当該複数の曲率半径が前記複数個の圧電素子の方向に連続的に変化し、若しくは段階的に変化していることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れかに記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径を有する曲面の組合せから構成され、前記複数個の圧電素子と直行する方向に、当該複数の曲率半径が連続的に変化、若しくは段階的に変化していることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れかに記載の超音波探触子。

30

【請求項 6】

前記媒体の音速を C_m 、被検体の音速を C_b としたとき、 $C_m < C_b$ の場合は前記被検体に対する前記曲面が凹形状、 $C_m > C_b$ の場合は前記曲面が凸形状であることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記複数の曲率半径の変化は、前記複数個の圧電素子と直行する方向において、各前記圧電素子の中心部に対応する位置で曲率半径が相対的に小さく、前記中心部から両端部に進むにしたがって曲率半径が相対的に徐々に大きくなることを特徴とする請求項 4 から 6 の何れかに記載の超音波探触子。

40

【請求項 8】

被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数個の圧電素子と、
前記圧電素子の前面及び背面に設けられた一対の電極と、を有する超音波探触子において、
前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、
前記媒体は前記複数個の圧電素子の方向に曲面形状に形成され、
前記媒体は、前記複数個の圧電素子と直行する方向に前記曲面を変化させて指向性を可変する手段と、
前記媒体が前記複数個に配列された圧電素子と直行する方向に曲面をもたせて超音波を

50

収束させる手段と、
を有することを特徴とする超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体等の被検体に当てて超音波を発信することにより、被検体の診断情報を得るために使用される超音波探触子に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波をヒトや動物等の生体の被検体内に照射し、生体内で反射されるエコー信号を検出して生体内組織の断層像等をモニタに表示し、被検体の診断に必要な情報を提供する。この際、超音波診断装置は、被検体内への超音波の送信と、被検体内からのエコー信号を受信するために超音波探触子を利用している。 10

【0003】

図8は、このような超音波探触子の一例を示している。図8において、超音波探触子20は、被検体（図示せず）との間で超音波を送受信するべく、一定方向に一直列に配列された複数の圧電素子11と、圧電素子11の被検体側の前面（図8の上方）に設けられる2層からなる音響整合層12（12a、12b）と、音響整合層12の被検体側表面に設けられた音響レンズ13と、圧電素子11に対して音響整合層12の反対側となる背面に設けられる背面負荷材14とから構成されている。 20

【0004】

圧電素子11の前面と背面には、それぞれ図示しない電極が配置され、圧電素子11との間で電気信号の送受信を行う。

【0005】

圧電素子11は、PZT系等の圧電セラミック、単結晶、あるいは前記材料と高分子を複合した複合圧電体等によって形成され、電圧を超音波に変換して被検体内に送信し、あるいは被検体内で反射したエコーを電気信号に変換して受信する。図示の例では、X方向に複数の圧電素子11が配列されている。このような圧電素子11の複数の配列は、電子的に超音波を走査して偏向あるいは集束することができ、いわゆる電子走査を可能とする。 30

【0006】

音響整合層12は、超音波を効率よく被検体内に送受信するために設けられ、より具体的には、圧電素子11の音響インピーダンスを段階的に被検体の音響インピーダンスに近づける役割を果たす。図示の例では、2層の音響整合層12a、12bが設けられているが、これは1層であっても3層以上であってもよい。また図示の例では、音響整合層12が複数の圧電素子11の上に一体に形成されているが、各圧電素子11にそれぞれ対応して分割して配置し、超音波の指向性を広くする構成も知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0007】

音響レンズ13は、診断画像の分解能を高めるために超音波ビームを絞る役割を果たす。図示の例では、音響レンズ13は図のY方向（圧電素子11の配列方向Xに直交する方向）に沿って延びると共に、Z方向に凸状となるかまぼこ型に形成され、超音波ビームをY方向に絞ることができる。音響レンズ13はオプション要素であり、必要に応じて設けられる。 40

【0008】

背面負荷材14は、圧電素子11に結合されてこれを保持し、さらに不要な超音波を減衰させる役割を果たす。なお、本明細書では、図のX方向を「（圧電素子の）配列方向」、Y方向を「（圧電素子の）幅方向」、Z方向を「（圧電素子の）厚さ方向」とも呼ぶものとする。

【0009】

上述した複数層で構成される音響整合層 1 2 に対し、従来技術ではさらに、音響整合層 1 2 b の縁部分を傾斜させた構成が開示されている（例えば、特許文献 2 参照）。縁部分を傾斜させて指向性を広くすることができるとしている。

【0010】

一方、超音波の指向性を広くするほかの構成として、音響整合層の上に指向性広げるための音響レンズを 2 次元アレイに設けた構成が開示されている。（例えば特許文献 3 参照）。

【特許文献 1】特開平 9—238399 号公報

【特許文献 2】特開 2004-15724 号公報

【特許文献 3】特開 2004-23781 号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

電子走査型の超音波診断装置は、圧電素子を任意の群にして個々の圧電素子に一定の遅延時間与えて駆動し、圧電素子から被検体内に超音波の送信と受信を行う。このような遅延時間を与えることで超音波ビームが収束あるいは拡散され、広い視野幅あるいは高分解能の超音波画像を得ることができる。

【0012】

この構成は、一般的なシステムとして既に知られている。超音波探触子として、係る高分解能の超音波画像を得るために重要なことは、電子的に走査する複数個の所定の方に配列された個々の圧電素子から音響整合層、更には必要に応じて音響レンズを介して被検体に放射される超音波ビームの指向性が優れていることであり、即ち指向性が広いことである。

20

【0013】

指向性を広くするための 1 つの方策として、特許文献 1 に示すような複数個の一定の方向に配列された圧電素子に対応して音響整合層を分割し、隣接する圧電素子相互間での音響的な結合を小さくした構成とすることが挙げられる。

【0014】

しかしながら、この構成においては、配列された圧電素子の間隔あるいは圧電素子の幅と駆動周波数とによって指向性が定まるため、それ以上に指向性を広くすることが困難であった。昨今では超音波探触子の使用周波数がより広帯域化される傾向にあり、複数の周波数で使用するケースが多くなってきていることから、高分解能の超音波画像を得るために、広帯域化と共に超音波探触子の指向性を広くすることがますます重要になってきている。

30

【0015】

一方、複数個の圧電素子の配列方向と直行する方向において、周波数を可変とし、かつ指向性に変化をもたせる方策として、圧電素子の幅を変える方法も提案されている。

【0016】

以上より、本発明は、圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、前記媒体が、一方向に配列された複数個の圧電素子の配列方向に曲面形状に形成され、前記曲面形状を変化させて指向性を任意に設定できるよう構成し、これによって、高分解能の診断画像を得ることができる超音波探触子を提供することを目的としている。

40

【0017】

また、圧電素子の被検体側面に超音波を偏向させる媒体が設けられ、前記媒体が前記複数個の配列された圧電素子の配列方向に曲面形状に形成され、前記媒体が前記複数個に配列された圧電素子と直行する方向に前記曲面を変化させて指向性を可変させ、かつ前記媒体が前記複数個に配列された圧電素子と直行する方向に曲面をもたせて超音波を収束させるよう構成し、これによって高分解能の診断画像を得ることができる超音波探触子を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 8 】

本発明は、複数個の配列された圧電素子の配列方向に、前記媒体が曲面形状に形成され、前記媒体が前記複数個の配列された圧電素子と直行する方向に曲面を変化させた形状の構成にすることにより、指向性を可変させることを特徴とする超音波探触子に関する。

【 0 0 1 9 】

本発明の超音波探触子は、被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数個の圧電素子と、前記圧電素子の前面及び背面に設けられた一对の電極と、を有する超音波探触子において、前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、前記複数個の圧電素子の方向に前記媒体が曲面形状に形成され、前記媒体の曲面形状が、前記複数個の圧電素子と直行する方向に変化していることを特徴とする。

10

【 0 0 2 0 】

本発明では、上記の構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明は、被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数個の圧電素子と、前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一对の電極とを有する超音波探触子において、前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、前記複数個の圧電素子の方向に前記媒体が曲面形状に形成され、前記媒体が、前記曲面形状を前記複数個の圧電素子と直行する方向に変化させることにより指向性を可変とする手段と、前記媒体が、前記複数個の圧電素子と直行する方向に曲面形状をもたせて超音波を収束させる手段とを有することを特徴とする。

20

【 0 0 2 2 】

本発明では、上記の構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 2 3 】

さらに、本発明は、複数個に配列された圧電素子の方向に前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成され、当該複数の曲率半径が連続的に変化もしくは段階的に変化させて指向性を変化させる構成を有していることを特徴とする。

30

【 0 0 2 4 】

この構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 2 5 】

また、本発明は、前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径を有する曲面の組合せから構成され、当該複数の曲率半径が前記複数個の圧電素子の方向に連続的に変化し、若しくは段階的に変化していることを特徴とする。

40

【 0 0 2 6 】

この構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 2 7 】

そして、本発明は、前記媒体の曲面形状が、複数の曲率半径を有する曲面の組合せから構成され、前記複数個の圧電素子と直行する方向に、当該複数の曲率半径が連続的に変化、若しくは段階的に変化していることを特徴とする。

50

【 0 0 2 8 】

また、本発明は、前記媒体の音速を C_m 、被検体の音速を C_b としたとき、 $C_m < C_b$ の場合は前記被検体に対する前記曲面が凹形状、 $C_m > C_b$ の場合は前記曲面が凸形状であることを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

この構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 3 0 】

さらに、本発明は、前記複数の曲率半径の変化は、前記複数の圧電素子と直行する方向において、各前記圧電素子の中心部に対応する位置で曲率半径が相対的に小さく、前記中心部から両端部に進むにしたがって曲率半径が相対的に徐々に大きくなることを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

この構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御できることになり、超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 0 0 3 2 】

また、本発明は、被検体との間で超音波を送受信するべく一列に配列された複数の圧電素子と、前記圧電素子の前面及び背面に設けられた一対の電極と、を有する超音波探触子において、前記圧電素子の被検体側面に超音波を拡散させる媒体が設けられ、前記媒体は前記複数の圧電素子の方向に曲面形状に形成され、前記媒体は、前記複数の圧電素子と直行する方向に前記曲面を変化させて指向性を可変する手段と、前記媒体が前記複数の圧電素子と直行する方向に曲面をもたせて超音波を収束させる手段と、を有することを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

この構成により、超音波の指向性を可変させ、また広くすることができ、多くの圧電素子の配列を使用して自由に位相制御でき、且つ、もう一方の方向においてもレンズ効果でも超音波ビームを細く絞る事ができ、また、超音波ビームを偏向する事ができるため、分解能の高い超音波画像を提供する超音波探触子を得ることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 4 】

本発明によれば、超音波探触子の圧電素子の配列方向における指向性を任意に可変することができ、また、配列する方向と直行する方向で指向性を可変することができ、また周波数の広帯域化も可能となり、高分解能な診断画像が得られる超音波探触子を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 5 】

(第 1 実施形態)

以下、本発明に係る第 1 実施形態の超音波探触子について、図面を参照して説明する。図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波探触子 10 の一部概略斜視図を示している。

【 0 0 3 6 】

この超音波探触子 10 は、一列に配列された複数の圧電素子 1 と、各圧電素子 1 に対応して被検体側（図の上方）となる厚さ方向前面に配置された媒体 2 と、必要に応じて圧電素子 1 に対して媒体 2 の反対側となる厚さ方向背面（図の下方）に配置された背面負荷材 3 とから構成されている。これら各構成要素のそれぞれの機能は、従来技術で説明したものと同様である。

【 0 0 3 7 】

圧電素子 1 の厚さ方向 Z の前面には接地電極 4 が、背面には信号用電極 5 がそれぞれ設けられている。両電極 4、5 は、金や銀の蒸着、スパッタリング、あるいは銀の焼き付け等により圧電素子 1 の前面、背面にそれぞれ形成される。

【0038】

両電極 4、5 は、電気端子 6 を経由しケーブルを介して図示しない超音波診断装置と電氣的に接続され、超音波診断装置で作られる規則正しいパルス電圧を圧電素子 1 に印加し、逆に圧電素子 1 が電気信号に変換したエコー受信波を超音波診断装置本体に送信する。

【0039】

また、図示の例では、媒体 2 は、各圧電素子 1 に対応して個々に分割されており、これら分割された溝の部分には音響的な結合が小さいシリコンゴムやウレタンゴム等のような材料が充填されている。図 2 は、図 1 に示す A 部の部分拡大図である。 10

【0040】

図 3 は、図 1 に示す複数の圧電素子 1 の配列方向 X と直交する方向の Y 方向（幅方向）に対して、媒体 2 の被検体側 7 の表面形状を複数の圧電素子 1 の方向に曲面を有する曲率半径の大きさと、それに対応した指向性の広さの変化を模擬的に表わした図である。

【0041】

複数の圧電素子 1 を配列したいいわゆる電子走査型の超音波探触子 10 では、配列した圧電素子 1 の方向の指向性を如何に広くできるか、あるいは任意の指向性を持たせることができるかが超音波画像の分解能を向上させる重要なポイントである。

【0042】

第 1 実施形態では、図 2 に示すように、媒体 2 の被検体側 7 の表面 2s を圧電素子 1 の配列方向に沿って曲面に形成して、その曲面を Y 方向で可変として指向性を Y 方向に対して任意に変化させるものとしている。 20

【0043】

すなわち、媒体 2 の表面 2s の形状に曲面を持たせることで、圧電素子 1 の配列方向 X に超音波ビームを拡散させることを可能にしている。具体的には、媒体 2 の音速 C_m と被検体の音速 C_b との差を利用し、表面形状を凹状、または凸状のいずれかの曲面に形成することで超音波を屈折して拡散させ、指向性を変化させるものとしている。

【0044】

図 3 は、横軸に Y 方向、縦軸に媒体 2 の表面 2s の曲率半径の大きさと、それに対応しての指向性の広さを模擬的に表わしているものである。図 3 では、Y 方向の中心部では媒体 2 の曲率半径を小さくして、両端部に行くにしたがって連続的に徐々に大きくした場合、指向性の広さは Y 方向の中心部が最も広く、両端部に行くにしたがって徐々に狭くなっていくことを表わしている。 30

【0045】

この媒体 2 として要望される特性は、例えば生体等の被検体 7 の音響インピーダンス（ $1.5 \sim 1.65$ メガレール）と同じかそれに近い値を有して、被検体 7 の音速（約 1.53 km/秒 ）より早いか遅い値、つまり被検体 7 の音速と違う値を有することが必要である。

【0046】

つまり媒体 2 と被検体 7 の音速差で屈折することを利用して、超音波の拡散（指向性）度合いを可変させるようにして Y 方向で指向性の度合いを変えるように媒体 2 の曲面形状を変えている。 40

【0047】

例えば、媒体 2 を構成する媒体材料として、音響インピーダンスが生体の被検体 7 に近く、音速が早いポリメチルペンテン（TPX：登録商標）が使用された場合、音響インピーダンス（ 1.67 メガレール）、音速 C_m は約 2.015 km/秒 となる。

【0048】

これに対して、被検体 7 が例えば生体であれば、被検体の音速 C_b は約 1.53 km/秒 となり、両者の間で $C_m > C_b$ の関係が成立する。この場合、図 1、2 に示すように、媒体 50

2 の表面 2 s の形状を被検体に対して凸面にすれば、超音波は拡散することになるため指向性を広くすることができる。

【0049】

この凸面の曲率半径を Y 方向に対して可変とすることにより、それぞれの曲率半径に対応した指向性を得ることが可能になる。この際の凸面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凸面形状等とすることができる。

【0050】

また、音響インピーダンスが生体の被検体 7 に近く、音速が早い、つまり 1.53 km / 秒 以上の材料はポリメチルペンテン以外の材料、例えばポリウレタン樹脂、エチレンビニルアクリレート (EVA)、あるいはエポキシ樹脂にプラスチックもしくはガラス等の中空体を充填した材料等を用いても同様の効果が得られる。

10

【0051】

また、媒体 2 の厚みに関しては限定することはないが、媒体 2 の減衰による感度低下等を最小限にするためにも薄くすることが必要である。

【0052】

また、音速の関係が前述とは逆に $C_m > C_b$ の関係の場合には、媒体 2 の表面 2 s の形状を凹面にすれば、超音波は拡散することになるため同様に指向性を広くすることができる。この際の凹面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凹面形状等とすることができる。

【0053】

例えば、媒体 2 を構成する媒体材料として、音響インピーダンスが生体の被検体 7 に近く、音速が遅いシリコンゴムが使用された場合、音速 C_m は約 1 km / 秒 となる。これに対して、被検体 7 が例えば生体であれば、被検体 7 の音速 C_b は約 1.53 km / 秒 となり、両者の間で $C_m < C_b$ の関係が成立する。

20

【0054】

この場合、媒体 2 の表面の形状を被検体 7 に対して凹面にすれば、超音波は拡散することになるため指向性を広くすることができる。この凹面の曲率半径を Y 方向に対して変化させることにより、それぞれの曲率半径に対応した指向性を得ることが可能になる。

【0055】

この際の凸面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凸面形状等とすることができる。また、音響インピーダンスが生体の被検体 7 に近く、音速が遅い、つまり 1.53 km / 秒 以下の材料、例えばフロロシリコンゴム、フッ素ゴム等を用いても同様の効果が得られる。

30

【0056】

また、図 1、2 に示すように、第 1 実施形態では、圧電素子 1 上に媒体 2 を形成した構成で説明したが、このほか、圧電素子 1 と媒体 2 の間に 1 層以上の音響整合層を設けた構成にした場合においても、本願特有の効果を得ることができる。

【0057】

このように、Y 方向の中心部を媒体 2 の表面 2 s の曲率半径を小さくし、両端部に行くにしたがって曲率半径をほぼ連続的に大きくしていく構成にすることにより、圧電素子 1 の配列方向 X の圧電素子 1 の指向性 (X 方向) は、Y 方向 (幅方向) における中心部は最も指向性が広くなり、両端部にいくに従い徐々に狭くなっていくという指向特性を有することになる。

40

【0058】

一方、圧電素子 1 の配列方向 X での電子的な遅延制御による超音波ビームは、任意の距離 (深さ) で絞ることができるが、圧電素子 1 から距離が遠い (深い) 領域では、それほど指向性が広くなるとも超音波ビームを絞ることができるが、近い距離では指向性が大きく影響して超音波ビームの絞り度合いも変わってくるので、指向性が広い特性のものが要望される。

【0059】

第 1 実施形態では、中心部付近が最も指向性が広がっているので、近い距離に電子制御で超音波ビームを絞る時に寄与するのが最も大きく、両端部に行くにしたがって寄与度

50

は小さくなる。したがって、圧電素子 1 の Y 方向では中心部の領域付近の小さい開口での超音波ビームの制御となるため、近距離領域は分解能の高い超音波画像を得ることができる。更には、遠距離においても、Y 方向の全ての幅を有効に使用することができるので分解能の高い超音波画像を得ることができる。

【0060】

なお、媒体 2 の表面 2 s の曲面形状は、圧電素子 1 の配列方向に対して一定の曲率半径を持たせた曲面としているが、これに限らず、例えば複数の曲率半径を有する曲面、台形、または多角形の形状に変化を持たせて指向性を可変とすることができるような他の形状とすることでもよい。

【0061】

また、媒体 2 の表面 2 s の曲面形状は、Y 方向に対して曲率半径を連続的に変化させる場合について説明したが、このほか、Y 方向を何分割かして段階的に曲面形状を変えても同様の効果が得られる。

【0062】

このように、媒体 2 の表面 2 s の曲面形状を Y 方向に変化させる構成にすることによって、指向性の広い Y 方向中心部分では、圧電素子 1 を多く用いて電子的に超音波ビームを偏向あるいは収束させることが可能となる。これは、高い周波数を利用して診断深さが浅い領域で診断する際に特に有効である。

【0063】

一方、Y 方向両端部の方は診断深さが深い領域が主となり、指向性もそれほど必要なくなり、両端部に至るまで有効に超音波を利用することができるようになる。媒体 2 の曲面形状を Y 方向（幅方向）に変化させることによって、圧電素子 1 の Y 方向において指向性を変化させることが可能となり、見かけ上、超音波探触子 10 の Y 方向の開口幅を変化させている状態に近くなる。このため、診断深さが浅い領域から深い領域までの診断画像の分解能を向上させることができるようになる。

【0064】

また、図 1、2 に示す例では、媒体 2 が各圧電素子 1 に対応して複数個に分割配列され、分割された圧電素子 1 の両電極面、特に信号用電極 5 は信号電気端子（図示せず）に接続されて、それぞれが単独で超音波の送受信を行うことができる。

【0065】

指向性を変化させるには、このように媒体 2 を各圧電素子 1 に対応して分割した構成とすることが好ましいが、媒体 2 を分割せず、媒体 2 の被検体 7 側の表面形状を圧電素子 1 の配列間隔に合わせて、その曲面形状を Y 方向で変化させる構成とした場合においても、本願特有の効果を得ることができる。

【0066】

（第 2 実施形態）

次に、本発明に係る第 2 実施形態の超音波探触子について、図面を参照して説明する。図 4 は、第 2 実施形態に係る超音波探触子 10 の一部概略斜視図を示している。

【0067】

図 4 において、超音波探触子 10 は、図 8 に示す従来技術によるものと基本的に同様であり、複数の圧電素子 1 と、各圧電素子 1 に対応して被検体側（図の上方）となる厚さ方向前面に配置された媒体 2 と、圧電素子 1 に対して媒体 2 の反対側となる厚さ方向背面（図の下方）に配置された背面負荷材 3 とから構成されている。これらの各構成要素におけるそれぞれの機能は、従来技術で説明したものと同様である。

【0068】

ここで、複数の配列する方向と直行する方向 Y の圧電素子 1 の厚みは、Y 方向における中心付近では薄く、端部に行くにしたがって厚くなるように不均一にし、曲面形状にしている。この圧電素子 1 の厚みを不均一にすることにより、超音波ビームの焦点深度を長くすることができ、且つ広帯域の周波数特性が得られて分解能を向上させるという特徴がある構成である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

圧電素子 1 の Y 方向における中心付近は厚みが薄いため、高い周波数成分の超音波が送受信され、両端部にいくにしたがって厚くなるので、低い周波数成分の超音波が送受信されることになる。一方、圧電素子 1 の配列方向 X の幅は、圧電素子 1 の配列方向 X と直交する方向 Y に対しては同じである。

【 0 0 7 0 】

直交する方向 Y において、圧電素子 1 はその中心部の厚さが薄いため周波数が高く、両端に行くに従いその厚さが厚くなることにより、周波数が低くなる構成において、圧電素子 1 の配列方向 X に対しての超音波の指向性は中心部の高い周波数の方が狭くなり、両端部の周波数が低い方は広がっている。

10

【 0 0 7 1 】

圧電素子 1 の配列方向 X においては、複数個の圧電素子 1 を電子的に遅延をかけて位相制御し、超音波ビームを絞るあるいは偏向させるため、超音波の指向性は広いことが高分解能の超音波画像を得るために望ましい。

【 0 0 7 2 】

しかし、この構成では、圧電素子 1 の中心部は指向性が狭いため、位相制御できる範囲は狭くなり、結果として高分解能の超音波画像を得ることが難しくなるという課題がある。これに対して、本実施の形態では、媒体 2 の被検体側表面の形状を Y 方向に曲面形状に変化を持たせることによって解消できるものである。

【 0 0 7 3 】

すなわち、Y 方向の中心部に位置する部分は圧電素子 1 の厚みが薄いため、高い周波数成分を有している。両端部に行くにしたがい、圧電素子 1 は厚くなるため、低い周波数成分になる。この周波数の変化に対応して指向性を変化させるように、媒体 2 における被検体側の表面の形状を曲面にし、しかも曲面形状（曲率半径）を高い周波数成分を持つ中心部では小さくして指向性を広くし、両端部に行くにしたがいほぼ連続的に徐々に曲率半径を大きくしていくようにすることができる。

20

【 0 0 7 4 】

これによって、それぞれの位置の周波数に対応して指向性を変化させることが可能になり、従来のような高い周波数成分を有する中心部での指向性が狭くなるという問題は解消できる構成にすることができる。

30

【 0 0 7 5 】

したがって、周波数の高い中心部の指向性を、周波数成分の低い両端部の指向性と同じにすることも、また、広くすることも媒体 2 の表面 2 s の曲面形状を任意に選択することで可能となる。

【 0 0 7 6 】

なお、媒体 2 の被検体側における表面形状の曲面は、第 1 実施形態で説明したように、媒体 2 と被検体の音速の比で、凸面の曲面にするか凹面の曲面にするかを選択することができる。また、媒体 2 の材料は、第 1 実施形態で説明したものと同一材料を用いることができる。

【 0 0 7 7 】

更に、媒体 2 の表面 2 s の曲面形状は、圧電素子 1 の配列方向 X に対して一定の曲率半径を持たせた曲面としているが、これに限らず、例えば複数の曲率半径を有する曲面、台形、または多角形の形状に変化を持たせて、指向性を変化させることができるような他の形状とすることもできる。

40

【 0 0 7 8 】

また、媒体 2 の表面の曲面形状は、Y 方向に対して曲率半径を連続的に変化させる場合について説明したが、このほか、Y 方向を何分割かして段階的に曲面形状を変えても同様の効果が得られる。

【 0 0 7 9 】

このように媒体 2 表面の曲面形状を Y 方向に変化させる構成とすることによって、指向

50

性の広いY方向の中心部分では、複数の圧電素子1を多く用いて電子的に超音波ビームを偏向あるいは収束させることが可能となる。これは、高い周波数を利用して診断深さが浅い領域で診断する際に特に有効である。

【0080】

一方、Y方向の端部の方は診断深さが深い領域が主となり、指向性もそれほど必要なくなり、端部に至るまで有効に超音波を利用することができるようになる。媒体2の曲面形状を幅方向に変化させることによって、圧電素子1の幅方向において指向性を変化させることが可能となり、見かけ上、超音波探触子10の開口幅を変化させている状態に近くなる。このため、診断深さが浅い領域から深い領域までの診断画像の分解能を向上させることができるようになる。

10

【0081】

なお、図4に示す例では、媒体2が各圧電素子1に対応して複数個に分割配列され、分割された圧電素子1の両電極面、特に信号用電極5は信号電気端子6に接続されてそれぞれが単独で超音波の送受信を行うことができる。

【0082】

指向性を変化させるには、このように媒体2を各圧電素子1に対応して分割した構成とすることが好ましいが、媒体2を分割せず、但し、媒体2の被検体側の表面形状における曲面形状を、圧電素子1の配列間隔に合わせてY方向で変化する構成とすることによって、本願特有の効果を得ることができる。

【0083】

また、第2実施形態では、圧電素子1上に媒体2を形成した構成で説明したが、このほか、圧電素子1と媒体2の間に1層以上の音響整合層を設けた構成にした場合も、本願特有の効果を得ることができる。

20

【0084】

第3実施形態

次に、本発明に係る第3実施形態の超音波探触子について図面を参照して説明する。図5は、第3実施形態に係る超音波探触子を示している。

【0085】

図5において、超音波探触子10は、図のX方向に配列された複数個の圧電素子1と、各圧電素子1に対して被検体側となるZ方向前面（図の上方）に配置された媒体2と、圧電素子1に対して媒体2の反対側となる厚さ方向背面に配置された背面負荷材3とから構成されている。

30

【0086】

これらの各構成要素におけるそれぞれの機能は、基本的に従来技術で説明したものと同様である。図5からも明らかなように、本実施の形態に係る超音波探触子10では、従来技術にあった音響レンズ（図8の符号13）が除かれている。

【0087】

圧電素子1の厚さ方向の前面には接地電極4が、背面には信号用電極5がそれぞれ設けられている。両電極4、5は、金や銀の蒸着、スパッタリング、あるいは銀の焼き付け等により圧電素子1の前面、背面にそれぞれ形成される。

40

【0088】

各圧電素子1の信号用電極5は、個別に信号用電気端子6に接続され、接地電極4と共にケーブルを介して図示しない超音波診断装置と電氣的に接続される。両電極4、5を利用し、超音波診断装置で作られる規則正しいパルス電圧が圧電素子1に印加され、逆に圧電素子1が電気信号に変換したエコー受信波が超音波診断装置本体に送信される。

【0089】

また、図示の例では、媒体2は、各圧電素子1に対応して個々に分割されており、これら分割された溝の部分には音響的な結合が小さいシリコンゴムやウレタンゴム等のような材料が充填されている。図6は、図5に示すA部の部分拡大図である。

【0090】

50

第3実施形態は、図5、6に示すように各圧電素子1に対応する媒体2の被検体側の表面を、圧電素子1の幅方向(Y方向)および配列方向(X方向)の双方に沿って曲面状に形成している。すなわち、媒体2の表面2s形状に曲面を持たせることで、圧電素子1の配列方向Xに超音波ビームを拡散させることを可能にしている。これによって、音響レンズを使用することなく、超音波ビームをそれぞれ収束、拡散させる機能を持たせるものとしている。

【0091】

第1実施形態で説明した図3と同じように、一定方向に配列した圧電素子1の方向に曲面を形成し、Y方向の中心部では媒体2の曲面の曲率半径を小さくして、両端部に行くにしたがって連続的に徐々に大きくした場合、指向性の広さはY方向の中心部が最も広く、両端部に行くにしたがって徐々に狭くなっていくように形成し超音波ビームを拡散させ指向性に変化をもたせる機能と、もう一方の方向に対して媒体2に曲面を持たせるように形成し超音波ビームを収束させる機能を持たせる媒体2の表面を曲面形状にする。

10

【0092】

図5に示す例では、幅方向Yには凸状、配列方向Xには凹状の曲面を形成している。この状況につき、図6、図7を参照してより詳細に説明する。

【0093】

図7は、図5に示す超音波探触子10のY軸に平行な幅方向断面を示している。例えば、媒体2を構成する媒体材料としてシリコーンゴムが使用された場合、音速 C_m は約1.0 km/秒となる。これに対して被検体7が生体であれば、音速 C_b は約1.53 km/秒となるため、両者の間には $C_m < C_b$ の関係が成立する。

20

【0094】

この場合、媒体2の表面2sの形状を図7に示すように被検体7に対して凸面にすれば、音速の差を利用して超音波を屈折させて被検体7内の任意の位置に焦点を定めて収束させることができる。この結果、媒体2が音響レンズと同様の機能を果たし、分解能を高める効果が得られる。

【0095】

この際の凸面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凸面形状等とすることができる。なお、媒体2の被検体側の表面形状の曲面は、第1実施形態で説明したように、媒体2と被検体の音速の比で凸面の曲面にするか凹面の曲面にするかを選択することができる。なお、媒体2の材料は、第1実施形態で説明したものと同一材料を用いる。

30

【0096】

媒体2の表面2sの曲面形状は、圧電素子1の幅方向に対して曲率半径を持たせた曲面としているが、これに限らず、例えば台形や多角形の一部等のように超音波ビームを収束できるものであれば他の形状とすることもよい。

【0097】

一方、図6は、図5に示す超音波探触子10のX軸に平行な配列方向の断面を示している。図6はその一部で、図示の形状がX方向(左右方向)に一定の長さで連続して、図5に示す超音波探触子10を構成する。

【0098】

媒体2の音速 C_m と被検体の音速 C_b の間には、 $C_m < C_b$ の関係が成立している。この場合、複数の圧電素子1の各々に対応した媒体2の表面を、図6に示すように被検体7に対して凹面に形成し、しかもY方向に凹面の曲面形状を徐々に変えることにより、Y方向の各位置の指向性を可変することができる。

40

【0099】

これにより、超音波を圧電素子1の配列方向X(図6の左右方向)に屈折、拡散させ、かつY方向の位置における拡散に変化をもたせ、超音波探触子10の指向性を広くする効果を得ることができる。

【0100】

なお、図5、6に示す例では、媒体2が各圧電素子1に対応して配列方向Xに分割して

50

配置されている。このように分割することで、隣接する圧電素子 1 間の音響的な結合を小さくすることができ、指向性を広げる効果が得られる。

【0101】

分割された溝の部分には、音響的な結合が小さいシリコンゴムやウレタンゴム等のような材料が充填され得る。但し、このように分割をせず、媒体 2 を複数の圧電素子 1 全体の上に一体となって配置するよう構成しても同様の効果を得ることができる。この場合の媒体 2 表面の曲面形状は、各圧電素子 1 に対応して形成される。

【0102】

なお、図 5、6 に示す例では、媒体 2 が被検体 7 の音速に対して遅い場合について説明したが、このほか、媒体 2 が被検体 7 の音速に対して早い場合には、曲面を逆つまり凸面 10 のものを凹面に、凹面のものを凸面の形状にした場合においても本願特有の効果を得ることができる。

【0103】

また、図 5、6 に示す例では、媒体 2 が各圧電素子 1 に対応して複数個に分割配列され、分割された圧電素子 1 の両電極面、特に信号用電極 5 は信号電気端子 6 に接続されてそれぞれが単独で超音波の送受信を行うことができるようになっている。指向性を変化させるには、このように媒体 2 を各圧電素子 1 に対応して分割した構成とすることが好ましいが、媒体 2 を分割せず、但し、媒体 2 の被検体側の表面形状を圧電素子 1 の配列間隔に合わせて曲面形状を Y 方向で可変する構成した場合においても、本願特有の効果を得ることができる。 20

【0104】

また、本実施の形態では、圧電素子 1 上に媒体 2 を形成した構成で説明したが、このほか、圧電素子 1 と媒体 2 の間に 1 層以上の音響整合層を設けた構成にした場合においても、本願特有の効果を得ることができる。

【産業上の利用可能性】

【0105】

本発明に係る超音波探触子は、人体等の被検体の超音波診断を行う各種医療分野、さらには材料や構造物の内部探傷を目的とした工業分野において利用が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0106】

【図 1】本発明に係る第 1 実施形態の超音波探触子を示す概略斜視図である。

【図 2】図 1 に示す超音波探触子の 1 つの態様を示す部分拡大側面図である。

【図 3】音響整合層表面の曲率半径と指向性の関係を示す定性的な模式図である。

【図 4】本発明に係る第 2 実施形態の超音波探触子を示す概略斜視図である。

【図 5】本発明に係る第 3 実施形態の超音波探触子を示す概略斜視図である。

【図 6】図 5 に示す超音波探触子の 1 つの態様を示す部分拡大側面図である。

【図 7】図 5 に示す超音波探触子の 1 つの態様を示す部分拡大側面図である。

【図 8】従来技術に係る超音波探触子の構成を示す概略斜視図である。

【符号の説明】

【0107】

- 1 圧電素子
- 2 媒体
- 3 背面負荷材
- 4 接地電極
- 5 信号用電極
- 6 電気端子
- 7 被検体
- 10 超音波探触子
- 11 圧電素子
- 12 音響整合層

10

20

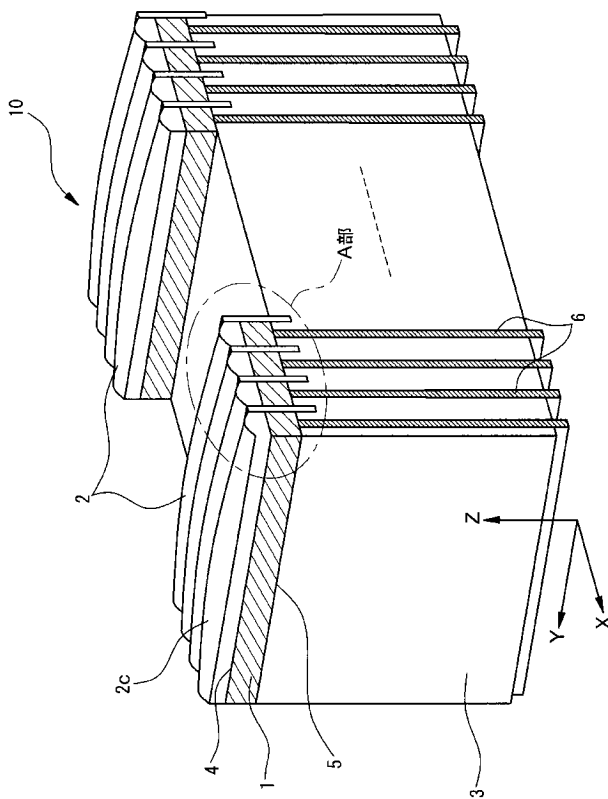
30

40

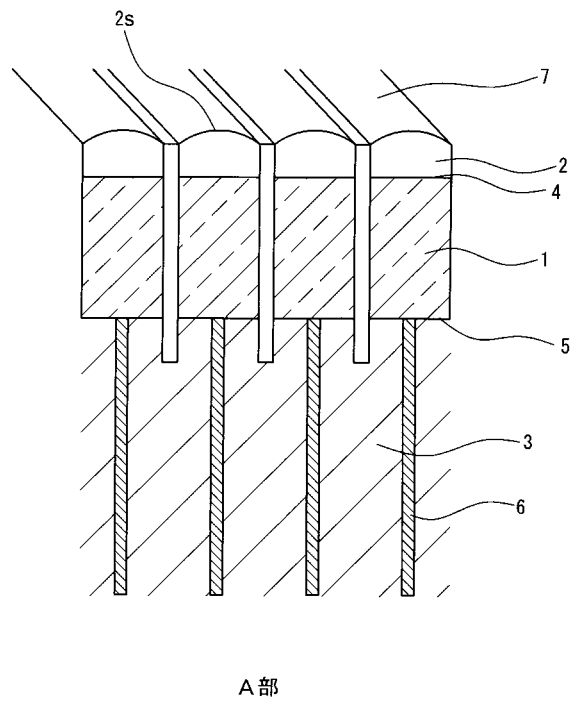
50

- 1 3 音響レンズ
- 1 4 背面負荷材
- 2 0 超音波探触子

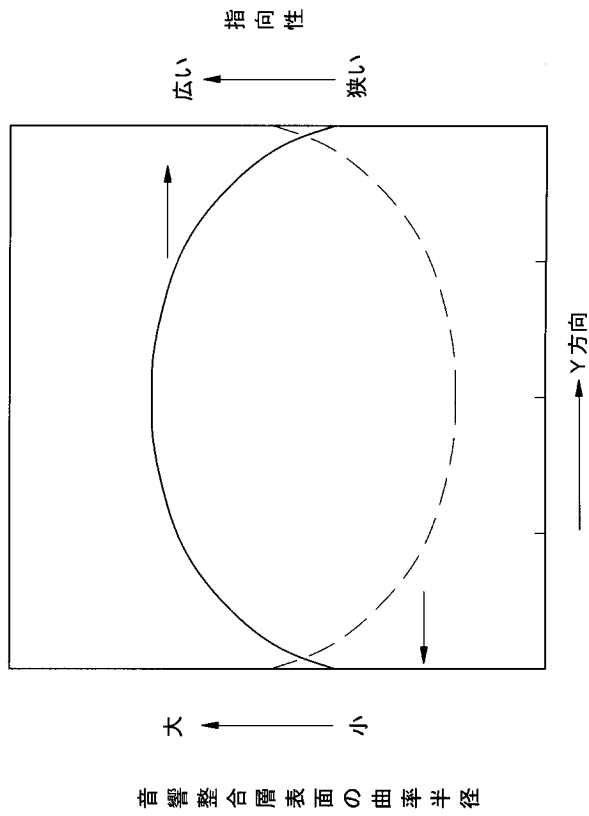
【図 1】



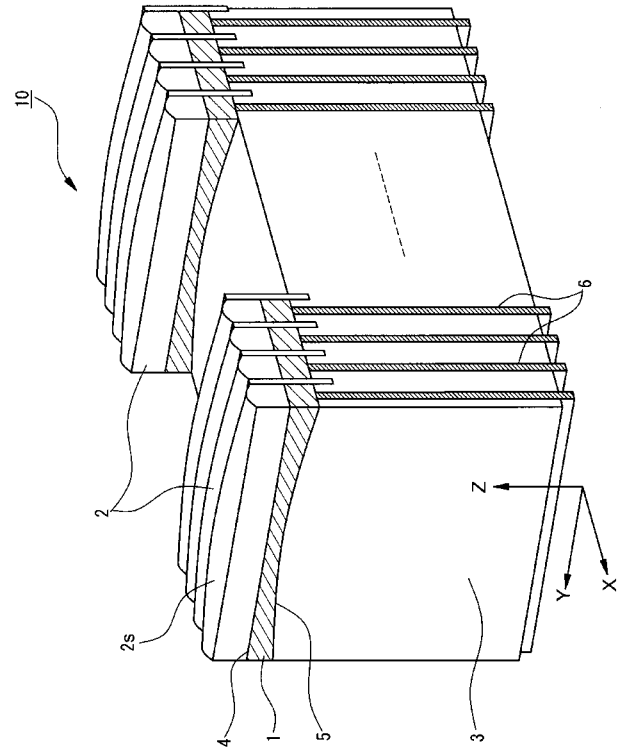
【図 2】



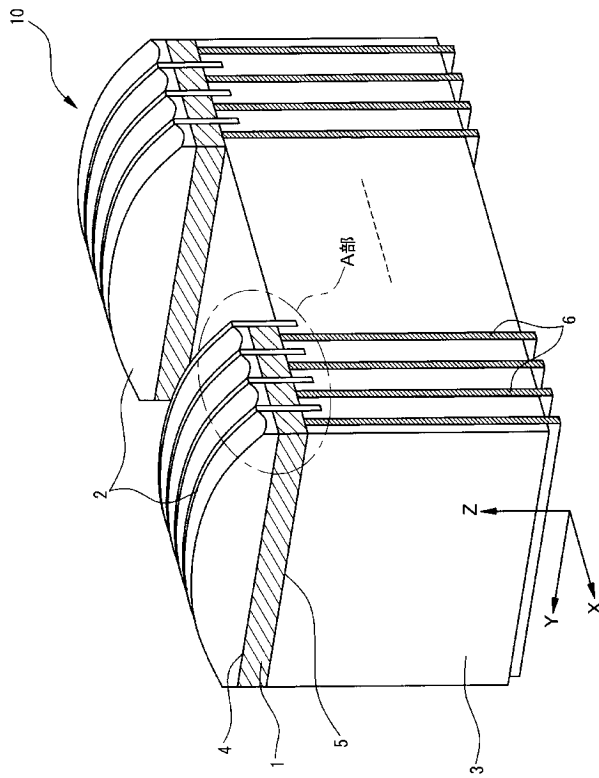
【図 3】



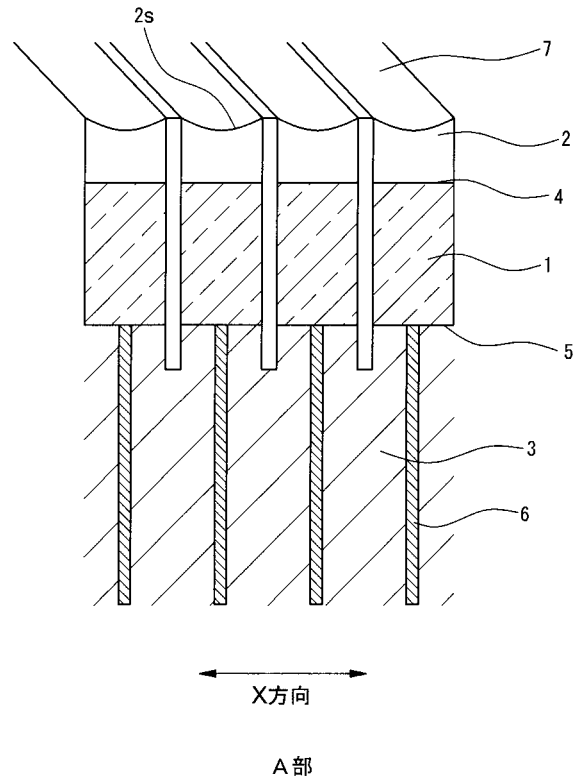
【図 4】



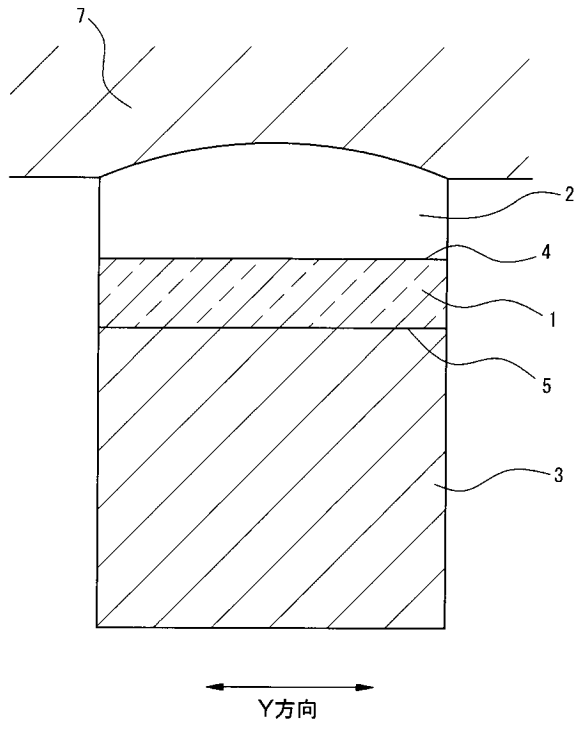
【図 5】



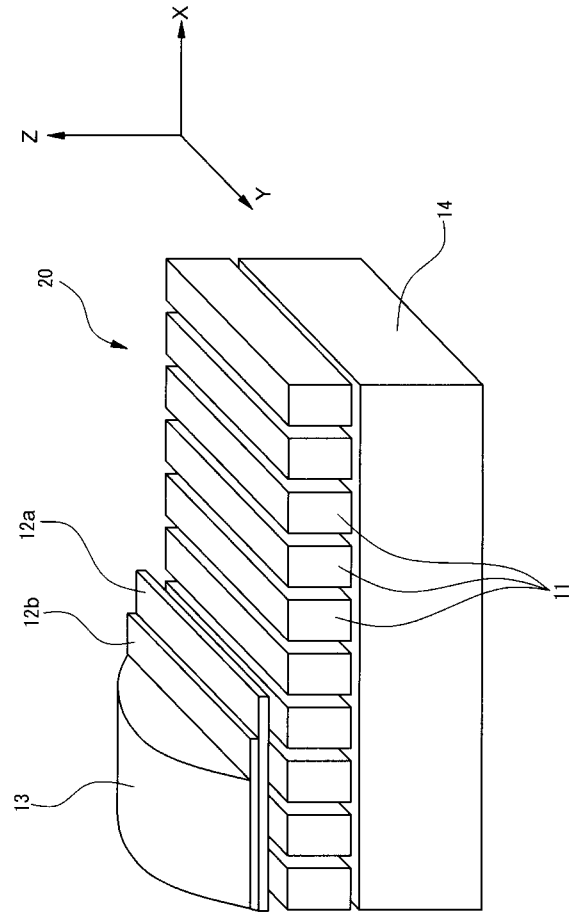
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波探触子		
公开(公告)号	JP2007068911A	公开(公告)日	2007-03-22
申请号	JP2005262255	申请日	2005-09-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	齐藤孝悦		
发明人	齐藤 孝悦		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB32 5D019/BB19 5D019/FF04 4C601/GB34 4C601/GB35		
代理人(译)	桥本 公秀		
其他公开文献	JP4799091B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够扩大和改变超声探头的方向性并且能够获得高分辨率诊断图像的超声探头，以及超声诊断设备。介质2的被摄体侧表面在与沿固定方向布置的多个压电元件1的布置方向X正交的方向Y上形成为弯曲形状，并且该弯曲表面形状改变为指向性。曲率半径被设定为任意设置，并且在中央部分减小曲率半径以加宽方向性，并且曲率半径朝向两端增大。[选型图]图1

