

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5692042号
(P5692042)

(45) 発行日 平成27年4月1日(2015.4.1)

(24) 登録日 平成27年2月13日(2015.2.13)

(51) Int.Cl.	F I
HO 4 R 17/00 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 O L
HO 1 L 41/09 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 O H
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 2 Y
GO 1 N 29/24 (2006.01)	HO 1 L 41/08 C
	A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2011-276257 (P2011-276257)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成23年12月16日(2011.12.16)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-128174 (P2013-128174A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成25年6月27日(2013.6.27)	(74) 代理人	100067828
審査請求日	平成26年3月12日(2014.3.12)		弁理士 小谷 悦司
		(74) 代理人	100115381
			弁理士 小谷 昌崇
		(74) 代理人	100111453
			弁理士 櫻井 智
		(72) 発明者	浅野 雅己
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
		(72) 発明者	松尾 隆
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧電セル、圧電素子、超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ペロブスカイト型強誘電体から形成された圧電部材と、
前記圧電部材に所定の電圧を印加するための一対の第1および第2電極とを備え、
前記圧電部材は、(111)面の極点図がリング状に分布した(100)配向膜および
(100)面の極点図がリング状に分布した(111)配向膜のうちのいずれか一方であ
り、

前記第1電極は略環形状の第1電極本体を備え、
前記第2電極は略環形状の第2電極本体を備え、
前記第1および第2電極は、前記第2電極本体が前記第1電極本体の径内側に同心とな
るように、前記圧電部材の一方面上に形成され、

前記圧電部材は、前記第1および第2電極に前記所定の電圧を印加した場合に、前記第
1および第2電極間に生じる径方向に略沿った方向に分極して33モードで駆動されるこ
と
を特徴とする圧電セル。

【請求項 2】

前記第2電極は、配線を行うために前記第2電極本体から引き出された第2電極引出線
を備え、

前記第1電極本体は、その一部が切り欠かれた切り欠き部が形成され、
前記第2電極引出線は前記圧電部材の前記一方面上で、前記切り欠き部から外部へ引き

出されていること

を特徴とする請求項 1 に記載の圧電セル。

【請求項 3】

前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、 ABO_3 型のペロブスカイト型強誘電体であって、PZT もしくは A サイト元素を A とし、B サイト元素を B とした場合に、前記 A には少なくとも Pb を含み、前記 B には少なくとも Zr および Ti を含み、

さらに前記 A には Ba, La, Sr, Bi, Li, Na, Ca, Cd, Mg, K からなる集合と、前記 B には V, Nb, Ta, Cr, Mo, W, Mn, Sc, Co, Cu, In, Sn, Ga, Cd, Fe, Ni からなる集合の少なくとも 1 つ以上を含むこと

を特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の圧電セル。

10

【請求項 4】

前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、シリコン単結晶ウェハ上に成膜されたものであること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の圧電セル。

【請求項 5】

前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、シリコン単結晶ウェハ上にスパッタ法によって成膜されたものであること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の圧電セル。

【請求項 6】

請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の圧電セルを複数備えること

20

を特徴とする圧電素子。

【請求項 7】

前記複数の圧電セルは、前記複数の圧電セルにおける前記第 1 および第 2 電極に前記所定の電圧をそれぞれ印加した場合に放射される該圧電素子としての音波が等方的であるように、配置されること

を特徴とする請求項 6 に記載の圧電素子。

【請求項 8】

請求項 6 または請求項 7 に記載の圧電素子を備えること

を特徴とする超音波探触子。

30

【請求項 9】

線形独立な 2 方向に 2 次元アレイ状に配列された、請求項 6 または請求項 7 に記載の複数の圧電素子を備えること

を特徴とする超音波探触子。

【請求項 10】

厚さが他の領域より薄い薄肉領域を持つ基板を備え、

前記圧電セルは、前記基板の前記薄肉領域上に形成されていること

を特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の超音波探触子。

【請求項 11】

請求項 8 ないし請求項 10 のいずれか 1 項に記載の超音波探触子を備えること

を特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、圧電現象を利用することによって電気エネルギーと機械エネルギーとを相互に変換可能な圧電セルに関する。そして、本発明は、この圧電セルを用いた圧電素子、超音波探触子および超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

圧電現象を利用することによって電気エネルギーと機械エネルギーとを相互に変換可能な 1 または複数の圧電セルを備えた圧電素子は、小型化や省電力化等が可能であることが

50

ら、振動センサ、ジャイロセンサ、圧電スピーカ、圧電アクチュエータおよびインクジェットプリンター等の様々な分野に応用されている。その一つに、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能であることから、欠陥の検査や疾患の診断等を行う、超音波を利用した超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、診断対象内を超音波で走査し、診断対象内から来た超音波により生成した受信信号に基づいて当該診断対象の内部状態を画像化する装置である。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。この超音波診断装置には、診断対象に対して超音波（超音波信号）を送受信する超音波探触子が用いられる。この超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動することによって超音波（超音波信号）を発生し、この超音波に起因して診断対象内部で音響インピーダンスの不整合等によって生じる超音波（超音波信号）を受けて受信の電気信号を生成する1または複数の圧電素子を備えている。このように超音波探触子では、送信の場合には、電気エネルギーが機械エネルギーに変換され、さらにこの機械エネルギーが音響エネルギーに変換され、一方、受信の場合には、音響エネルギーが機械エネルギーに変換され、さらにこの機械エネルギーが電気エネルギーに変換される。なお、超音波は、通常、16000Hz以上の音波をいう。

【0003】

この圧電素子には、種々のタイプが知られているが、その一つに、pMUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) と呼ばれる素子がある。このpMUTは、例えば、圧電部材によって形成されたダイヤフラムを太鼓のように振動させることによって超音波の送受信を行う装置である。このpMUTは、バルクのPZTをダイシングにより分割加工したタイプの圧電素子と比較した場合に、周波数帯域を広くすることができること、より微細化が可能であるため高解像度化が望めること、3次元画像を生成するための圧電素子の2次元アレイ化に適していること、および、より小型化および薄型化が可能であるため超音波内視鏡への応用が期待できること等の、様々な特長を有している。特に、2次元アレイ化の点では、1次元アレイの超音波探触子は、断層画像（2次元画像）しか形成することができないので、前記1次元アレイの超音波探触子の操作に起因して偽陰性が生じる危険性があるため、熟練の操作者が必要とされるが、2次元アレイの超音波探触子は、3次元画像を形成することができ、前記偽陰性が生じる危険性を低減することができる。このため、超音波探触子では、2次元アレイ化が要望されている。

【0004】

このようなpMUTは、例えば、特許文献1や特許文献2に開示されている。この特許文献1に開示の圧電型超音波センサは、1又は複数のダイヤフラムが形成された基板と、前記基板の一面に形成された圧電材料の薄膜と、前記圧電材料の薄膜のうち1つのダイヤフラムに対応する部分の両面にそれぞれ形成された金属薄膜の電極を備え、一方の面に形成された電極が複数の領域に分割されている素子である。また、この特許文献2に開示の超音波センサは、一部に薄肉部が形成された基板と、前記薄肉部上に形成され、圧電体薄膜を2つの電極間に配置してなる圧電振動子と、を含み、前記薄肉部と前記圧電振動子からなるメンブレン構造体が、所定周波数で共振するように構成された超音波センサであって、前記メンブレン構造体は、前記圧電振動子が振動しない状態の、構造体全体の内部応力が引張乃至ゼロに調整されており、前記薄肉部の一部に凹部が形成され、当該凹部の形成部位が他の部位よりも薄肉とされている素子である。

【0005】

このような圧電素子の圧電材料には、PZT（チタン酸ジルコニウム酸鉛）が代表例であるが、このPZTに関し、特許文献3がある。

【0006】

この特許文献3に開示の圧電部材は、一般式 $Pb_{1-x}Ln_xZr_yTi_{1-y}O_3$ （式中、Lnはランタン、ランタノイド元素、ニオブ、カルシウム、バリウム、ストロンチウム、鉄、マンガン、スズを表し、 $0 < x < 1$ 、 $0.43 \leq y \leq 0.65$ である。）で表

10

20

30

40

50

される化学組成を有し、かつ{111}配向（基板面に垂直な方向からのチルト角が15°以内の配向を含む）のエピタキシャル結晶（単結晶：完全配向）膜のチタン酸ジルコニウム酸鉛系膜である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-051686号公報

【特許文献2】特開2007-295406号公報

【特許文献3】特開2004-345939号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、圧電素子や超音波探触子は、異方性を考慮することなく利用することができ、その利用のし易さ等から、強度の点で音波を等方的に放射することが望ましく、放射方向によって音波の強度に偏りが無いことが望ましい。特に、2次元アレイの超音波探触子では、画像を形成するために、線形独立な2方向に音波が走査される。このため、遅延時間の設定や整相加算のし易さ等から、2次元アレイの超音波探触子は、強度の点で音波を等方的に放射することが望ましく、放射方向によって音波の強度に偏りが無いことが望ましい。しかしながら、従来の1次元アレイの超音波探触子に使用される一般的な圧電材料であるリラクサ単結晶は、音波を等方的に放射することができない。

【0009】

上記特許文献1および特許文献2には、上述の課題や、特に2次元アレイ化によって生じる上述の課題は、記載も示唆もなく、意識されていない。また、上記特許文献3に開示の圧電部材は、エピタキシャル結晶（単結晶：完全配向）膜のチタン酸ジルコニウム酸鉛系膜であるため、結晶方位に基づいて、音波の放射方向に異方性が生じてしまい、上述の課題を解決することができない。

【0010】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、音波をより等方的に放射することができる圧電セルならびにこの圧電セルを用いた圧電素子、超音波探触子および超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明の一態様にかかる圧電セルは、ペロブスカイト型強誘電体から形成された圧電部材と、前記圧電部材に所定の電圧を印加するための一対の第1および第2電極とを備え、前記圧電部材は、(111)面の極点図がリング状に分布した(100)配向膜および(100)面の極点図がリング状に分布した(111)配向膜のうちのいずれか一方であり、前記第1電極は略環形状の第1電極本体を備え、前記第2電極は略環形状の第2電極本体を備え、前記第1および第2電極は、前記第2電極本体が前記第1電極本体の径内側に同心となるように、前記圧電部材の一方面上に形成され、前記圧電部材は、前記第1および第2電極に前記所定の電圧を印加した場合に、前記第1および第2電極間に生じる径方向に略沿った方向に分極して33モードで駆動されることを特徴とする。

【0012】

このような構成の圧電セルは、極点図がリング状に分布した配向膜の圧電部材を備えるので、音波をより等方的に放射することができる。また、このような構成の圧電セルは、圧電材料がペロブスカイト型強誘電体であって、(100)配向膜または(111)配向膜であるので、音軸に沿った方向に配向させることによって、高い圧電定数を持った圧電部材となり、より強い強度の音波を放射することができる。

又、このような構成の圧電セルは、電界の方向と同じ方向(33方向)の歪みを利用す

る 3 3 モードで駆動されるため、より効率よく駆動され得る。そして、第 1 および第 2 電極は、圧電部材の一方面上に配置されるため、電極間隔をより長く（大きく）設定することが容易であり、高感度化（単位圧力に対する出力電圧の向上化）を図り易い。

【 0 0 1 3 】

また、他の一態様では、上述の圧電セルにおいて、前記第 2 電極は、配線を行うために前記第 2 電極本体から引き出された第 2 電極引出線を備え、前記第 1 電極本体は、その一部が切り欠かれた切り欠き部が形成され、前記第 2 電極引出線は前記圧電部材の前記一方面上で、前記切り欠き部から外部へ引き出されていることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、他の一態様では、これら上述の圧電セルにおいて、前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、 ABO_3 型のペロブスカイト型強誘電体であって、P Z T もしくは A サイト元素を A とし、B サイト元素を B とした場合に、前記 A には少なくとも P b を含み、前記 B には少なくとも Z r および T i を含み、さらに前記 A には B a , L a , S r , B i , L i , N a , C a , C d , M g , K からなる集合と、前記 B には V , N b , T a , C r , M o , W , M n , S c , C o , C u , I n , S n , G a , C d , F e , N i からなる集合の少なくとも 1 つ以上を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

この構成によれば、P Z T（チタン酸ジルコニウム酸鉛）または P Z T 系の圧電材料を用いた圧電セルが提供される。

【 0 0 1 7 】

また、他の一態様では、これら上述の圧電セルにおいて、前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、シリコン単結晶ウェハ上に成膜されたものであることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

シリコン単結晶ウェハの表面は、平滑性がよいので、この構成によれば、結晶性の優れた膜が得られる。また、この構成によれば、振動板の加工が容易である。

【 0 0 1 9 】

また、他の一態様では、これら上述の圧電セルにおいて、前記圧電部材の前記ペロブスカイト型強誘電体は、シリコン単結晶ウェハ上にスパッタ法によって成膜されたものであることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

この構成によれば、スパッタ法を用いるので、例えばゾルゲル法の場合よりも量産性に優れ、また、得られる強誘電体の結晶性も優れたものとなる。

【 0 0 2 1 】

また、他の一態様にかかる圧電素子は、これら上述のいずれかの圧電セルを複数備えることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

このような構成の圧電素子は、これら上述のいずれかの圧電セルを備えるので、音波をより等方的に放射することができる。

【 0 0 2 3 】

また、他の一態様では、上述の圧電素子において、前記複数の圧電セルは、前記複数の圧電セルにおける前記第 1 および第 2 電極に前記所定の電圧をそれぞれ印加した場合に放射される該圧電素子としての音波が等方的であるように、配置されることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

このような構成の圧電素子は、個々の圧電セルに異方性が残っている場合でも、圧電素子としての音波が等方的に放射されるように各圧電セルが配置されるので、圧電素子全体として、より等方的に音波を放射することができる。なお、もちろん、個々の圧電セルは、上述したように、従来の圧電セルに較べて音波をより等方的に放射することができる。

【 0 0 2 5 】

また、他の一態様にかかる超音波探触子は、これら上述のいずれかの圧電素子を備える

10

20

30

40

50

ことを特徴とする。

【0026】

このような構成の超音波探触子は、これら上述のいずれかの圧電素子を備えるので、音波をより等方的に放射することができる。

【0027】

また、他の一態様にかかる超音波探触子は、線形独立な2方向に2次元アレイ状に配列された、これら上述のいずれかの複数の圧電素子を備えることを特徴とする。

【0028】

このような構成の超音波探触子は、これら上述のいずれかの圧電素子を複数備えるので、前記複数の圧電素子が線形独立な2方向に2次元アレイ状に配列された場合であっても、音波をより等方的に放射することができる。このため、このような構成の超音波探触子によって超音波を送受信する際に、ビーム形成する場合でも、各圧電素子に対する各遅延時間処理や整相加算処理がより容易となる。

【0029】

また、他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、厚さが他の領域より薄い薄肉領域を持つ基板を備え、前記圧電セルは、前記基板の前記薄肉領域上に形成されていることを特徴とする。

【0030】

この構成によれば、p M U T型の圧電素子を備えた超音波探触子が提供される。

【0031】

また、他の一態様にかかる超音波診断装置は、これら上述のいずれかの超音波探触子を備えることを特徴とする。

【0032】

このような構成の超音波診断装置は、これら上述のいずれかの超音波探触子を備えるので、音波をより等方的に放射することができる。

【発明の効果】

【0033】

本発明にかかる圧電セルならびにこの圧電セルを用いた圧電素子、超音波探触子および超音波診断装置は、音波をより等方的に放射することができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。

【図4】実施形態の超音波探触子における圧電部の背面図である。

【図5】実施形態の超音波探触子における圧電部の要部を拡大した正面図である。

【図6】実施形態の超音波探触子における圧電部の、図5に示すI - I線における断面図である。

【図7】圧電部の結晶を模式的に示す模式図およびその極点図である。

【図8】参考例として示す、単結晶の場合における結晶の模式図およびその極点図である。

【図9】圧電部の他の結晶を模式的に示す模式図およびその極点図である。

【図10】実施形態の超音波探触子における他の構成の圧電部の要部を拡大した正面図である。

【図11】実施形態の超音波探触子における圧電部の、図10に示すII - II線における断面図である。

【図12】1個の圧電素子における複数の圧電セルの第1配置態様を示す正面図である。

【図13】1個の圧電素子における複数の圧電セルの第2配置態様を示す正面図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

10

20

30

40

50

以下、本発明にかかる実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、適宜、その説明を省略する。また、本明細書において、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。

【0036】

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図3は、実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。図4は、実施形態の超音波探触子における圧電部の背面図である。図5は、実施形態の超音波探触子における圧電部の要部を拡大した正面図である。図6は、実施形態の超音波探触子における圧電部の、図5に示すI-I線における断面図である。

10

【0037】

実施形態における超音波診断装置5は、図1に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（第1超音波信号）を送信すると共に、この第1超音波信号に基づく被検体内から来た超音波（第2超音波信号）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2へケーブル3を介して信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して第1超音波信号を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内から来た第2超音波信号に応じて超音波探触子2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備える。

20

【0038】

この第1超音波信号に基づく被検体内から来た超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不整合によって被検体内で第1超音波信号が反射した反射波（エコー）だけでなく、例えば微小気泡（マイクロバブル）等の超音波造影剤（コントラスト剤）が用いられている場合には、第1超音波信号に基づいて超音波造影剤の微小気泡で生成される超音波もある。超音波造影剤では、超音波の照射を受けると、超音波造影剤の微小気泡は、共振もしくは共鳴し、さらに一定の閾値以上の音圧では崩壊、消失する。超音波造影剤では、微小気泡の共振によって、あるいは微小気泡の崩壊、消失によって、超音波が生じている。

【0039】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像処理部14と、表示部15と、制御部16とを備えている。

30

【0040】

操作入力部11は、例えば、診断開始等を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するための装置であり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボードやマウス等である。

【0041】

送信部12は、制御部16の制御に従って、超音波探触子2に第1超音波信号を発信（送信）させる制御信号を生成するインターフェース回路である。送信部12の制御信号は、ケーブル3を介して超音波探触子2へ供給される。

40

【0042】

受信部13は、制御部16の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信するインターフェース回路であり、この受信信号を画像処理部14へ出力する。受信部13は、例えば、ケーブル3の伝送損失（伝送ロス）を補償するべく、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器等を備えている。

【0043】

画像処理部14は、制御部16の制御に従って、受信部13で受信された、第1超音波信号に基づく被検体内から来た第2超音波信号における所定の周波数成分に基づいて被検体内の内部状態を表す画像（超音波画像）を形成する回路である。前記所定の周波数成分は、例えば、基本波成分、ならびに、例えば2次高調波成分、3次高調波成分および4次

50

高調波成分等の高調波成分を上げることができる。画像処理部 14 は、複数の周波数成分を用いて超音波画像を形成するように構成されてもよい。画像処理部 14 は、例えば、受信部 13 の出力に基づいて被検体の超音波画像を生成する DSP (Digital Signal Processor)、および、表示部 15 に超音波画像を表示すべく、前記 DSP で処理された信号をデジタル信号からアナログ信号へ変換するデジタル - アナログ変換回路 (DAC 回路) 等を備えて構成される。前記 DSP は、例えば、B モード処理回路、ドプラ処理回路およびカラーモード処理回路等を備え、いわゆる B モード画像、ドプラ画像およびカラーモード画像の生成が可能とされている。

【0044】

表示部 15 は、制御部 16 の制御に従って、画像処理部 14 で生成された被検体の超音波画像を表示する装置である。表示部 15 は、例えば、CRT ディスプレイ、LCD (液晶ディスプレイ)、有機 EL ディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【0045】

制御部 16 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備え、これら超音波探触子 2、操作入力部 11、送信部 12、受信部 13、画像処理部 14 および表示部 15 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

【0046】

また、超音波探触子 (超音波プローブ) 2 は、被検体内に第 1 超音波信号を送信しこの第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た第 2 超音波信号を受信する装置である。超音波探触子 2 は、例えば、図 3 に示すように、信号処理回路 421 を搭載した平板状の信号処理部 42 と、信号処理部 42 上に積層された平板状の音響制動部材 (音響吸収部材、パッキング層、ダンパ層) 43 と、この音響制動部材 43 上に積層された圧電部 5 と、この圧電部 5 上に積層された保護層 41 とを備えている。このように本実施形態の超音波探触子 2 は、信号処理部 42 から音軸方向に沿って超音波送受信面に向かって、音響制動部材 43、圧電部 5 および保護層 41 の順で順次に積層されている。

【0047】

信号処理部 42 は、例えば、前記信号処理回路 421 を搭載した基板等を備えている。この信号処理回路 421 は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 と接続され、圧電部 5 に第 1 超音波信号を送信させるための送信信号の生成や、圧電部 5 で受信された第 2 超音波信号に基づく受信信号の生成等の、信号処理を行う回路である。

【0048】

より具体的には、信号処理回路 421 は、送信部 12 からケーブル 3 を介して送られてくる前記制御信号に基づいて圧電部 5 に第 1 超音波信号を送信させる電気信号の送信信号を生成する回路であり、例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えている。そして、超音波探触子 2 の圧電部 5 が複数の圧電素子を備える場合には、信号処理回路 421 は、超音波探触子 2 を構成する複数の圧電素子によって所定方向 (所定方位) にメインビーム (主ビーム) を形成した送信ビームの第 1 超音波信号を被検体内へ送信すべく、例えば、高圧パルス発生器で生成されるパルスに遅延回路で遅延時間を付与することによって駆動信号を生成する送信ビームフォーマ等も備えてよい。この信号処理回路 421 で生成された駆動信号は、複数の圧電素子のそれぞれに対し適宜に遅延時間を個別に設定した、パルス状の複数の信号であり、超音波探触子 2 における前記複数の圧電素子のそれぞれに供給される。この複数の駆動信号によって超音波探触子 2 は、各圧電素子から放射された超音波の位相が特定方向 (特定方位、方向制御) (あるいは、特定の送信フォーカス点、深度制御) において一致し、その特定方向にメインビームを形成した送信ビームの第 1 超音波信号を発生する。前記所定方向は、前記複数の圧電素子によって形成される超音波信号の送受信面における法線方向を基準 (0 度) とした角度によって表される。このような電子走査方式には、リニア走査方式、セクタ走査方式およびコンベックス方式等がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

そして、信号処理回路 4 2 1 は、信号処理に適した信号レベルに増幅するべく、圧電部 5 で受信された第 2 超音波信号に基づく受信信号を所定の増幅率で増幅する回路である。信号処理回路 4 2 1 には、送信時の送信ビームの形成と同様に、受信時においても整相加算することによって受信ビームが形成されてよい。すなわち、超音波探触子 2 における前記複数の圧電素子のそれぞれから出力される複数の出力信号に対し適宜に遅延時間が個別に設定され、これら遅延された複数の出力信号を加算することによって、各出力信号の位相が特定方向（特定方位）（あるいは、特定の受信フォーカス点）において一致し、その特定方向にメインビームが形成される。このような場合において、信号処理回路 4 2 1 は、例えば、前記増幅された各受信信号が入力される受信ビームフォーマ等を備えてよい。

10

【 0 0 5 0 】

このような信号処理回路 4 2 1 は、超音波診断装置本体 1 内に備えられても良いが、本実施形態のように超音波探触子 2 内に備えられることによって、超音波診断装置 5 は、ケーブル 3 の線数を低減することができ、ケーブル 3 が曲げ易くなり、この結果、超音波探触子 2 の操作性を向上することができる。あるいは、超音波診断装置 5 は、ケーブル 3 の線数を低減することができ、超音波内視鏡に好適な超音波探触子 2 を提供することができる。

【 0 0 5 1 】

音響制動部材 4 3 は、超音波を吸収する材料（超音波吸収材）から構成され、主に、圧電部 5 から音響制動部材 4 3 方向へ放射される超音波を吸収するものである。音響制動部材 4 3 は、超音波を十分に減衰することによって圧電部 5 の音響的特性を良好に保つべく、使用される超音波の波長に対して十分な厚みを有していることが好ましい。また、音響制動部材 4 3 は、圧電部 5 を機械的に支持するものであり、また、第 1 超音波信号のパルス波形を短くすべく音響的に制動をかけるものである。音響制動部材 4 3 は、一般に、音響負荷部材、バッキング層、ダンパ層あるいは音響吸収部材とも呼ばれる。音響制動部材 4 3 の材料として、例えばエポキシ樹脂等の樹脂に音響散乱粉体を混ぜた材料が挙げられる。このような材料では音響散乱粉体によって超音波の減衰率を大きくすることができる。音響散乱粉体は、タングステン（W）、モリブデン（Mo）、銀（Au）、白金（Pt）、パラジウム（Pd）、インジウム（In）、スカンジウム（Sc）、イットリウム（Y）およびタンタル（Ta）等を挙げることができるが、コストや入手の容易性から、タングステンが用いられることが好ましい。音響制動部材 4 3 には、信号処理部 4 2 と圧電部 5 とを電気的に接続するための貫通配線が圧電部 5 の圧電素子の個数に応じた個数で形成されている。

20

30

【 0 0 5 2 】

圧電部 5 は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電素子を備えている。圧電部 5 は、単体の圧電素子を備えて構成されても良いが、2 次元超音波画像や 3 次元超音波画像を形成するべく、複数の圧電素子を備えて構成されて良い。これら複数の圧電素子は、例えば、互いに所定の間隔を空けて直線的に配列され、1 次元リニアアレイ型超音波振動子を構成してもよく、また例えば、これら複数の圧電素子は、互いに所定の間隔を空けて平面視にて互いに線形独立な 2 方向に、例えば、互いに直交する 2 方向に j 行 $\times$ k 列で配列され、2 次元アレイ状に構成された 2 次元アレイ型超音波振動子を構成してもよい（ j 、 k は、正の整数である）。これら複数の圧電素子間には、相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材が充填されてもよい。圧電部 5 の構造等について、さらに後述する。

40

【 0 0 5 3 】

保護層 4 1 は、圧電部 5 を外部の環境から保護するとともに、診断に際して例えば生体等の被検体と当接し、圧電部 5 の音響インピーダンスと前記被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。そして、好ましくは、保護層 4 1 は、被検体が生体である場合には、前記当接の際に、生体に不快感を与えることがない部材である。保護層 4 1 は、

50

例えば、人体に近い音響インピーダンスを持つ比較的柔軟なシリコンゴム等から形成される。

【 0 0 5 4 】

なお、超音波探触子 2 は、超音波の波長帯域の波にレンズ作用を及ぼし、被検体に向けて送信される超音波を収束する部材である音響レンズをさらに保護層 4 1 上に積層形成されてもよい。このような音響レンズは、円弧状に膨出した形状とされる。例えば、1次元リニアアレイ型超音波振動子において、この音響レンズは、走査面に対し直交する方向で第 1 超音波信号を収束する。なお、このような音響レンズは、保護層 4 1 と一体に形成されてもよい。

【 0 0 5 5 】

圧電部 5 は、上述したように、単体の圧電素子を備えて構成されても良いが、本実施形態では、図 4 に示すように、複数の圧電素子 6 6 を備えている。そして、圧電部 5 は、上述したように、1次元リニアアレイ型超音波振動子となるように構成されても良いが、本実施形態では、これら複数の圧電素子 6 6 は、互いに直交する 2 方向に j 行 $\times$ k 列で 2 次元アレイ状に配列されている。

【 0 0 5 6 】

これら複数の圧電素子 6 6 のそれぞれは、複数の圧電セル 6 (6 A、6 B) を備えており、図 4 では、個々の圧電素子 6 6 は、便宜的に二点破線で示されている。圧電セル 6 は、超音波探触子 2 の診断部位に応じた周波数に対応した周波数で共振するように設計され、その形状や 1 個の圧電素子 6 6 での個数等が適宜に決定される。図 4 に示す例では、1 個の圧電素子 6 6 は、4 個の圧電セル 6 を備えており、これら 4 個の圧電セル 6 は、互いに直交する 2 方向に 2 行 $\times$ 2 列で 2 次元アレイ状に配列されており、これら 4 個の圧電セル 6 は、後述の各第 1 電極 6 2 (6 2 A、6 2 B) が共通接続されるとともに各第 2 電極 6 3 (6 3 A、6 3 B) が共通接続され、さらに、同時に駆動されるように信号処理部 4 2 の信号処理回路 4 2 1 と電気的に接続されている。これによって、これら 4 個の圧電セル 6 は、1 個の圧電素子 6 6 として機能する。

【 0 0 5 7 】

本実施形態の圧電セル 6 は、ペロブスカイト型強誘電体から形成された圧電部材 6 1 と、圧電部材 6 1 に所定の電圧を印加するための一対の第 1 および第 2 電極 6 2、6 3 とを備え、圧電部材 6 1 は、(1 1 1) 面の極点図がリング状に分布した (1 0 0) 配向膜および (1 0 0) 面の極点図がリング状に分布した (1 1 1) 配向膜のうちのいずれか一方である。

【 0 0 5 8 】

極点図は、試料の配向状態を記述した図であり、球 (投影球) の中心に試料を置いた場合に、その試料に含まれる特定の結晶面の法線ベクトルが前記球の球面を貫く位置に点 (前記法線ベクトルと前記球の球面との交点) を打ち、その点 (極) の分布を表した図あるいはその分布を平面 (ポーラネット) に射影することによって得られた図、または、その点の分布を球面上の等高線によって表した図、または、その前記球面上の等高線を平面に投影することによって得られた図である。

【 0 0 5 9 】

このような極点図は、X線回折装置を用い、入射 X 線の入射方向を走査しつつ、測定したい結晶面のフラッグ角 2θ に配置された X 線検出器で、前記入射 X 線の回折 X 線を検出することによって得られる。極点図を得る極点測定方法は、例えば、特開 2 0 0 1 - 5 6 3 0 4 号公報や特開 2 0 0 6 - 7 1 3 7 7 号公報等に記載されている。

【 0 0 6 0 】

より具体的には、圧電セル 6 の第 1 態様として圧電セル 6 A は、図 5 および図 6 に示すように、圧電部材 6 1 A と、第 1 電極 6 2 A と、第 2 電極 6 3 A とを備えている。圧電部材 6 1 A は、例えば P Z T (チタン酸ジルコニウム酸鉛) や、その他 A B O 3 型の P Z T - P M N 等のペロブスカイト型強誘電体から層状 (薄膜状) に形成される。このため、本実施形態における圧電セル 6 A は、P Z T または P Z T 系の効果を享受することができる

10

20

30

40

50

。

【0061】

ここで、Aサイト元素をAとし、Bサイト元素をBとした場合に、前記Aには少なくともPbを含み、前記Bには少なくともZrおよびTiを含み、さらに前記AにはBa, La, Sr, Bi, Li, Na, Ca, Cd, Mg, Kからなる集合と、前記BにはV, Nb, Ta, Cr, Mo, W, Mn, Sc, Co, Cu, In, Sn, Ga, Cd, Fe, Niからなる集合の少なくとも1つ以上を含むものである。

【0062】

そして、第1電極62Aおよび第2電極63Aは、圧電部材61Aの一方向上に配置され、圧電部材61Aに所定の電圧を印加するために一対で機能する。そして、圧電部材61Aならびに第1および第2電極62A、63Aは、圧電部材61Aが、第1および第2電極62A、63Aに所定の電圧を印加した場合に第1および第2電極62A、63Aによって生じた電界の方向に略沿った方向に分極して33モードで駆動されるように、それらの形状および配置が適宜に設計される。

10

【0063】

例えば、図5および図6に示す例では、第1電極62Aは、相対的に大径の略環形状（略リング形状）とされる第1電極本体621Aと、配線を行うために第1電極本体621Aから引き出された第1電極引出線622Aとを備え、圧電部材61Aの一方向上に形成される。第2電極63Aは、相対的に小径の略環形状（略リング形状）とされる第2電極本体631Aと、配線を行うために第2電極本体631Aから引き出された第2電極引出線632Aとを備え、第2電極本体631Aが第1電極本体621Aの径内側に同心となるように、圧電部材61Aの一方向上に形成される。したがって、第1電極本体621Aは、第2電極本体631Aより大きな直径で形成されている。そして、第1電極本体621Aは、第2電極引出線632Aが圧電部材61Aの前記一方向上でその外部へ引き出されるように、その一部が切り欠かれ、切り欠き部が形成されている。なお、第2電極引出線632Aが立体的に引き出される場合には、第1電極本体621Aには、このような切り欠き部は、不要である。第1電極62Aは、プラス極の外側電極とされ、第2電極63Aは、マイナス極の内側電極とされる。これら第1および第2電極62A、63Aは、例えば、金(Au)または白金(Pt)（それらの合金も含む）等で形成される。

20

【0064】

このような構成の圧電セル6Aでは、第1および第2電極62A、63Aに所定の電圧が印加されると、第1および第2電極62A、63A間に径方向に略沿った方向に電界が生じる。このように第1電極62Aと第2電極63Aとによって区画されたリング状領域が電界領域となっている。そして、この電界によって、圧電部材61Aは、この電界の方向に略沿った方向に分極して33モードで駆動する。このため、本実施形態の圧電セル6Aは、より効率よく駆動され得る。また、このような構成の圧電セル6Aでは、第1および第2電極62A、63Aは、圧電部材61Aの一方向上に配置されるため、これら第1および第2電極62A、63A間隔をより長く（大きく）設定することが容易であり、高感度化（単位圧力に対する出力電圧の向上化）を図り易い。

30

【0065】

そして、本実施形態の圧電素子66は、厚さが他の領域より薄い薄肉領域81を持つ基板8を備え、圧電セル6Aは、この基板8の薄肉領域81上に形成されている。本実施形態における圧電セル6Aは、いわゆるpMUT型である。このため、本実施形態における圧電セル6Aは、pMUTの効果を享受することができる。

40

【0066】

より具体的には、基板8は、板状体であり、下部基板82と、上部基板83とを備えている。上部基板83上には、圧電セル6Aが積層形成されており、上部基板83は、下部基板82によって支持される。下部基板82には、圧電セル6Aの第1電極本体621Aに対応する位置に、第1電極本体621Aの直径よりやや小さな直径の円筒形状の貫通孔821が形成されている。すなわち、貫通孔821では、上部基板83が臨んでいる。こ

50

の貫通孔 8 2 1 が形成されている領域に対応した上部基板 8 3 の領域が前記薄肉領域 8 1 となっている。上部基板 8 3 は、圧電部材 6 1 A により良好な電位分布を生じさせるために、電氣的な絶縁性を有する絶縁材料で形成され、例えば、二酸化シリコン (SiO_2) や窒化シリコン (SiN) 等から形成される。下部基板 8 2 は、いわゆる MEMS 技術によって圧電セル 6 A および圧電素子 6 6 を形成するべく、例えばシリコン (Si) 等から形成される。

【0067】

このような構成の圧電素子 6 6 では、圧電セル 6 A が送信信号によって駆動されると、薄肉領域 8 1 が太鼓のように振動し、これによって超音波が放射され、一方、超音波が受信されると、薄肉領域 8 1 が太鼓のように振動し、これによって圧電セル 6 A に受信信号として電圧が誘起される。ここで、第 2 電極 6 3 A の第 2 電極本体 6 3 1 A の径内側領域に対応する圧電部材 6 1 A は、存在していても良いが、より効率よく薄肉領域 8 1 を振動させるために、本実施形態では、図 5 および図 6 に示すように、第 2 電極本体 6 3 1 A の径内側領域に対応する圧電部材 6 1 A は、除去されており、上部基板 8 3 が臨んでいる。

【0068】

このように圧電素子 6 6 は、圧電セル 6 A と、振動板となる薄肉領域 8 1 とから成るユニモルフ構造のダイヤフラム構造となっており、圧電部材 6 1 A の歪みを効率よく薄肉領域 8 1 の撓み変形に変換することができる。ダイヤフラム構造は、その実効的な音響インピーダンスが被検体 (例えば生体) の音響インピーダンスに整合するように設計されることによって、超音波探触子 2 は、超音波を効率よく被検体へ伝えることができる。より具体的には、ダイヤフラム構造におけるその剛性が最適化される。さらに、ダイヤフラム構造における、共振周波数、送信特性 (例えば送信感度、送信周波数帯域) および受信特性 (例えば受信感度、受信周波数帯域) に応じて、振動板 (薄肉領域 8 1) の材料および厚さ、ダイヤフラム構造の直径、圧電部材 6 1 A の厚さ、第 1 および第 2 電極 6 2 A、6 3 A 間の間隔、第 1 および第 2 電極 6 2 A、6 3 A の直径等が適宜に設計される。

【0069】

このような圧電素子 6 6 および圧電セル 6 A は、次の各工程 (各製造プロセス) を経ることによって形成される。図 7 は、圧電部の結晶を模式的に示す模式図およびその極点図である。図 7 (A) は、圧電部の結晶を模式的に示す模式図であり、図 7 (B) は、極点図である。図 8 は、参考例として示す、単結晶の場合における結晶の模式図およびその極点図である。図 8 (A) は、結晶の模式図であり、図 8 (B) は、極点図である。

【0070】

まず、シリコン基板、例えば厚さ $400\text{ }\mu\text{m}$ 程度の単結晶シリコンウェハ (単結晶 Si ウェハ) が用意される。単結晶 Si ウェハは、その厚さが $300\text{ }\mu\text{m} \sim 725\text{ }\mu\text{m}$ であって直径が 3 インチ $\sim$ 8 インチ等の標準的なウェハであってよい。単結晶 Si ウェハの表面は、平滑性がよいので、この上に成膜することによって、結晶性の優れた誘電体膜が得られ、振動板の加工が容易である。はじめに、この単結晶 Si ウェハが熱酸化法によって熱酸化され、単結晶 Si ウェハに熱酸化膜 (シリコン酸化膜、 SiO_2 膜) が $1\text{ }\mu\text{m}$ 程度形成される。次に、このシリコン酸化膜と応力のバランスを取るために、このシリコン酸化膜上にシリコン窒化膜 (SiN) が化学気相成長法 (Chemical Vapor Deposition 法、CVD 法) によって $1\text{ }\mu\text{m}$ 程度形成される。これらシリコン酸化膜およびシリコン窒化膜のそれぞれの各厚さは、成膜されるシリコン酸化膜とシリコン窒化膜との膜応力のバランスを取りながら、前記ダイヤフラム構造の振動板として必要な厚さとなるように調整される。この熱酸化法では、単結晶 Si ウェハが配置されたウェット酸化用熱炉内に酸素雰囲気 (不活性ガスを含んでもよい) または水蒸気が導入され、前記酸素雰囲気または前記水蒸気の気体雰囲気中で単結晶 Si ウェハが、前記ウェット酸化用熱炉内を加熱することで高温に加熱され、その表面に所定の厚さ (例えば約 $1\text{ }\mu\text{m}$ 等) のシリコン酸化膜が形成される。シリコン窒化膜は、原料ガスに例えば SiH_4 および NH_3 を用いた CVD 法によって成膜される。なお、これらシリコン酸化膜およびシリコン窒化膜は、例えばスパッタ法等の他の成膜法によって形成されてもよい。したがって、シリコン酸化膜は、単結晶 Si

ウェハの一部を改質することによって形成されてもよく、また、単結晶 Si ウェハ上に積層形成されてもよい。

【0071】

次に、シリコン窒化膜上に厚さ 20 nm 程度のチタン膜 (Ti 膜) が例えばスパッタ法によって形成される。チタン膜成膜のスパッタ条件は、例えばアルゴン (Ar) 流量 20 sccm、圧力 0.4 Pa、ターゲットに印加する RF パワー 200 W、単結晶 Si ウェハの温度 530 °C である。次に、チタン膜成膜後に、RTA 炉 (急速加熱炉) で酸素雰囲気中で 700 °C 程度に単結晶 Si ウェハを加熱することによってルチル構造を持つ酸化チタンが形成された。このように形成されたシリコン酸化膜、シリコン窒化膜および酸化チタン膜の部分は、上部基板 83 の一例に相当し、単結晶 Si ウェハの部分は、下部基板 82 の一例に相当する。

10

【0072】

次に、単結晶 Si ウェハの酸化チタン上に、ペロブスカイト型強誘電体膜である PZT 膜が形成された。この PZT 膜は、圧電部材 61A の一例に相当する。このペロブスカイト型強誘電体膜の形成方法は、(111) 面の極点図がリング状に分布した (100) 配向膜または (100) 面の極点図がリング状に分布した (111) 配向膜を形成することが可能であれば、所定の成膜法であってもよい。ペロブスカイト型強誘電体膜の形成方法は、例えば、スパッタ法、パルスレーザーデポジション (PLD) 法やイオンプレーティング法等の物理成膜法、あるいは、MOCVD 法やゾルゲル法等の化学成膜法であってもよい。

20

【0073】

例えば、本実施形態では、ペロブスカイト型強誘電体膜の形成方法には、スパッタ法が用いられた。スパッタ法は、例えばゾルゲル法の場合よりも量産性に優れ、また、得られる強誘電体の結晶性も優れたものとなる。このスパッタ法のターゲットには、Zr/Ti 比が MPB (モロフォトリピック相境界) 組成である 52/48 である部材が用いられた。このターゲットの Pb 組成は、鉛 (Pb) が高温成膜時に再蒸発し易く、形成された薄膜が鉛不足に成り易いため、ペロブスカイト結晶の化学量論比よりも多めに添加され、その添加量は、成膜温度に依るが、ターゲットの Pb 量は、化学量論比よりも 10 ~ 30 % 増やすことが望ましい。そして、PZT 膜成膜のスパッタ条件は、Ar 流量 25 sccm、酸素 (O₂) 流量 0.4 sccm、圧力 0.4 Pa、基板温度 500 °C および RF パワー 500 W である。この条件によって、厚さ 5 μm の PZT 膜が形成された。

30

【0074】

このようなスパッタ条件によって成膜した PZT 膜を X 線回折装置で測定したところ、PZT 膜は、(100) 主配向であり、その配向度は、90 % であった。そして、その極点図で確認したところ、(111) 面は、図 7 (B) に示すように、リング状に観測された。すなわち、PZT 膜は、(111) 面の極点図がリング状に分布した (100) 配向膜であった。したがって、PZT 膜は、図 7 (A) に模式的に示すように、1 軸配向回転であって、面内方向には配向していないと、推察される。すなわち、PZT 膜は、基板 8 に垂直な方向に配向しており、そして、基板 8 の表面に平行な面内では、無配向である。

【0075】

なお、参考例として、単結晶では、図 8 (A) に模式的に示すように、結晶は、完全配向しており、その (111) 面の極点図は、図 8 (B) に示すように、4 回対称のスポットとなる。

40

【0076】

続いて、第 1 および第 2 電極 62A、63A となる Ti/Au 層 (Ti/Au 膜) が成膜される。この Ti に代え、亜鉛 (Zn) やニッケル (Ni) であってもよく、また、金 (Au) に代え、白金 (Pt) やパラジウム (Pd) 等であってもよい。次に、この Ti/Au 層が例えばエッチングやリフトオフ等のフォトリソグラフィ技術を用いることによってパターニングされ、上述の形状の第 1 および第 2 電極 62A、63A が形成される。

50

【 0 0 7 7 】

次に、第 2 電極 6 3 A の第 2 電極本体 6 3 1 A における径内側に対応する P Z T 膜が例えばエッチングによって除去される。

【 0 0 7 8 】

次に、第 1 電極 6 2 A の第 1 電極本体 6 2 1 A に対応する位置に、第 1 電極本体 6 2 1 A の直径よりやや小さな直径の円筒形状で単結晶 S i ウェハが例えばエッチングによって除去され、上述の貫通孔 8 2 1 が形成される。

【 0 0 7 9 】

次に、P Z T 膜の分極方向を電界印加方向に揃えるために、電気接続を行った後、第 2 電極 6 3 A - 第 1 電極 6 2 A 間に、数 V / μ m 以上の強度の電界が印加され、分極処理が行われる。

10

【 0 0 8 0 】

これによってダイヤフラム構造の p M U T 型の圧電セル 6 A および圧電素子 6 6 が形成される。

【 0 0 8 1 】

このような圧電セル 6 A、圧電素子 6 6 および超音波探触子 2 を備える超音波診断装置 S では、診断の際に、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 6 の制御によって送信部 1 2 で制御信号が生成される。この生成された制御信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。

【 0 0 8 2 】

20

超音波探触子 2 では、この制御信号によって信号処理部 4 2 の信号処理回路 4 2 1 は、前記制御信号に基づいて圧電部 5 に第 1 超音波信号を送信させる電気信号の送信信号を生成し、この送信信号によって圧電部 5 は、第 1 超音波信号を送信する。例えば、本実施形態では、圧電部 5 では、各パルス信号が前記複数の圧電素子 6 6 のそれぞれへ所定の遅延時間でそれぞれ供給される。圧電部 5 の圧電素子 6 6 では、このパルス信号が供給されることによって各圧電セル 6 A の各圧電部材 6 1 A が同期して径方向にそれぞれ歪み、その径方向の各歪みによって各薄肉領域 8 1 が厚さ方向に同期してそれぞれ撓み変形して、各薄肉領域 8 1 がそれぞれ同期して太鼓状に超音波振動する。

【 0 0 8 3 】

この撓み変形に際し、本実施形態では、圧電部材 6 1 A は、(1 1 1) 面の極点図がリング状に分布した (1 0 0) 配向膜であるため、等方的に変形する。すなわち、薄肉領域 8 1 における厚さ方向に沿った任意の断面 (静止状態の薄肉領域 8 1 の平面を x y 平面とした場合に z 軸に沿って前記 z 軸を含む任意の断面) は、略同一となる。したがって、前記超音波振動による超音波は、より等方的に放射される。すなわち、r θ ϕ 球座標 (静止状態の薄肉領域 8 1 の平面を x y 平面とし音軸方向を z 軸とした x y z 座標系に対し、 θ を z 軸となす角とし、 ϕ を x 軸となす角とした r θ ϕ 球座標) において、 θ が同じであれば、任意の ϕ の放射方向で、前記超音波振動による超音波は、略同一の強度となる。

30

【 0 0 8 4 】

そして、本実施形態では、圧電部材 6 1 A がペロブスカイト型強誘電体であって、(1 0 0) 配向膜であるので、音軸に沿った方向に配向させることによって、高い圧電定数を持った部材となり、変換効率がよく、より強い強度の音波を放射することができる。

40

【 0 0 8 5 】

また、本実施形態では、圧電素子 6 6 の圧電セル 6 A は、上述のように、電界の方向と同じ方向 (3 3 方向) の歪みを利用する 3 3 モードで駆動されるため、より効率よく駆動され得る。

【 0 0 8 6 】

そして、上記超音波振動によって、圧電部 5 は、第 1 超音波信号を放射する。圧電部 5 から音響制動部材 4 3 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響制動部材 4 3 によって吸収される。また、圧電部 5 から保護層 4 1 方向へ放射された第 1 超音波信号は、保護層 4 1 を介して放射される。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによ

50

て超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。

【 0 0 8 7 】

なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【 0 0 8 8 】

この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波となる。あるいは超音波造影剤が被検体内に注入されている場合には、第 1 超音波信号に起因して超音波造影剤によって超音波が生成される。この超音波には、送信された第 1 超音波信号の周波数（基本波の基本周波数）成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍等の 2 次高調波成分、3 次高調波成分および 4 次高調波成分等も含まれる。この超音波は、超音波探触子 2 で受信される。より具体的には、この超音波は、保護層 4 1 を介して圧電部 5 における圧電素子 6 6 で受信される。すなわち、この超音波は、圧電部 5 で受信され、圧電素子 6 6 の圧電セル 6 A で機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として取り出される。

10

【 0 0 8 9 】

そして、圧電部 5 で取り出されたこの電気信号の受信信号は、信号処理部 4 2 の信号処理回路 4 2 1 で受信処理され、ケーブル 3 を介して制御部 1 6 で制御される受信部 1 3 で受信される。受信部 1 3 は、この入力された受信信号を増幅等の処理を行い、画像処理部 1 4 へ出力する。

20

【 0 0 9 0 】

ここで、上述において、方位およびフォーカス深度（観察点）を変えながら電子走査を行うべく、圧電部 5 から順次に第 1 超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第 2 超音波信号が圧電部 5 で受信される。

【 0 0 9 1 】

そして、画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御によって、受信部 1 3 で処理された受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体の超音波画像を生成する。例えば、画像処理部 1 4 では、フィルタ法によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基づいてハーモニックイメージング技術を用いて被検体内部の内部状態の超音波画像が生成される。また例えば、画像処理部 1 4 では、位相反転法（パルスインバージョン法）によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基づいてハーモニックイメージング技術を用いて被検体内部の内部状態の超音波画像が生成される。そして、表示部 1 5 は、制御部 1 6 の制御によって、画像処理部 1 4 で生成された被検体の超音波画像を表示する。

30

【 0 0 9 2 】

なお、上述の実施形態において、圧電部材 6 1 A は、（ 1 1 1 ）面の極点図がリング状に分布した（ 1 0 0 ）配向膜であったが、図 9 に示すように、（ 1 0 0 ）面の極点図がリング状に分布した（ 1 1 1 ）配向膜であってもよい。図 9 は、圧電部の他の結晶を模式的に示す模式図およびその極点図である。図 9（ A ）は、圧電部の結晶を模式的に示す模式図であり、図 9（ B ）は、極点図である。このような（ 1 0 0 ）面の極点図がリング状に分布した（ 1 1 1 ）配向膜の圧電部材 6 1 A は、上述の製造プロセスにおいて、前記酸化チタンに代え、前記シリコン酸化膜上に酸化マグネシウム膜（ M g O 膜）を成膜することによって、形成される。このような製造プロセスでは、 M g O 膜が（ 1 1 1 ）配向であるため、 M g O 膜状に形成される P Z T 膜も M g O 膜の（ 1 1 1 ）配向を引き継ぎ、（ 1 1 1 ）配向の P Z T 膜となるものと、発明者は、推察している。

40

【 0 0 9 3 】

一方、（ 1 1 1 ）面の極点図がリング状に分布した（ 1 0 0 ）配向の P Z T 膜を成膜する前述の製造プロセスでは、表面がより平らであって結晶性がより良い下地を形成すると、（ 1 0 0 ）配向の P Z T 膜が形成され易い。（ 1 0 0 ）配向膜は、 P Z T 膜において、表面エネルギーが最も小さい状態である。このため、下地の影響が少ない状態では、この

50

エネルギー的に最も安定している（１００）配向のＰＺＴ膜が形成されるものと、発明者は、推察している。

【００９４】

また、上述の実施形態において、圧電部５の圧電セル６Ａの構造は、上述した図５および図６に示す構造だけでなく、図１０および図１１に示す構造の第２態様の圧電セル６Ｂであってもよい。図１０は、実施形態の超音波探触子における他の構成の圧電部の要部を拡大した正面図である。図１１は、実施形態の超音波探触子における圧電部の、図１０に示すⅠⅠ－ⅠⅠ線における断面図である。

【００９５】

図１０および図１１に示す構造の圧電セル６Ｂは、薄肉領域８１の直径よりも若干小さな直径である。この圧電セル６Ｂは、ペロブスカイト型強誘電体から形成された圧電部材６１Ｂと、圧電部材６１Ｂに所定の電圧を印加するための一対の第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂとを備え、圧電部材６１Ｂは、（１１１）面の極点図がリング状に分布した（１００）配向膜および（１００）面の極点図がリング状に分布した（１１１）配向膜のうちのいずれか一方である。

【００９６】

より具体的には、図１０および図１１に示すように、圧電セル６Ｂは、圧電部材６１Ｂと、第１電極６２Ｂと、第２電極６３Ｂとを備えている。圧電部材６１Ｂは、例えばＰＺＴや、ＰＺＴ系等のペロブスカイト型強誘電体から層状（薄膜状）に形成され、そして、平面視にて、薄肉領域８１の直径よりも若干小さな直径の円形状で形成されている。第１電極６２Ｂおよび第２電極６３Ｂは、圧電部材６１Ｂの一面上に配置され、圧電部材６１Ｂに所定の電圧を印加するために一対で機能する。そして、圧電部材６１Ｂならびに第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂは、圧電部材６１Ｂが、第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂに所定の電圧を印加した場合に第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂによって生じた電界の方向に略沿った方向に分極して３３モードで駆動されるように、それらの形状および配置が適宜に設計される。

【００９７】

例えば、図１０および図１１に示す例では、第１電極６２Ｂは、相対的に大径の略環形状（略リング形状）とされる第１電極本体６２１Ｂと、配線を行うために第１電極本体６２１Ｂから引き出された第１電極引出線６２２Ｂとを備え、圧電部材６１Ｂの一面上に形成される。第２電極６３Ｂは、相対的に小径の円形状とされる第２電極本体６３１Ｂと、配線を行うために第２電極本体６３１Ｂから引き出された第２電極引出線６３２Ｂとを備え、第２電極本体６３１Ｂが第１電極本体６２１Ｂの径内側に同心となるように、圧電部材６１Ｂの一面上に形成される。したがって、第１電極本体６２１Ｂは、第２電極本体６３１Ｂより大きな直径で形成されている。そして、第１電極本体６２１Ｂは、第２電極引出線６３２Ｂが圧電部材６１Ｂの前記一面上でその外部へ引き出されるように、その一部が切り欠かれ、切り欠き部が形成されている。なお、第２電極引出線６３２Ｂが立体的に引き出される場合には、第１電極本体６２１Ｂには、このような切り欠き部は、不要である。第１電極６２Ｂは、プラス極の外側電極とされ、第２電極６３Ｂは、マイナス極の内側電極とされる。これら第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂは、例えば、金（Ａｕ）または白金（Ｐｔ）（それらの合金も含む）等で形成される。

【００９８】

このような構成の圧電セル６Ｂでは、第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂに所定の電圧が印加されると、第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂ間に径方向に略沿った方向に電界が生じる。このように第１電極６２Ｂと第２電極６３Ｂとによって区画されたリング状領域が電界領域となっている。そして、この電界によって、圧電部材６１Ｂは、この電界の方向に略沿った方向に分極して３３モードで駆動する。このため、本実施形態の圧電セル６Ａは、より効率よく駆動され得る。また、このような構成の圧電セル６Ｂでは、第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂは、圧電部材６１Ｂの一面上に配置されるため、これら第１および第２電極６２Ｂ、６３Ｂ間隔をより長く（大きく）設定することが容易であり、高

10

20

30

40

50

感度化（単位圧力に対する出力電圧の向上化）を図り易い。

【0099】

そして、本実施形態の圧電素子66は、厚さが他の領域より薄い薄肉領域81を持つ基板8を備え、圧電セル6Bは、この基板8の薄肉領域81上に形成されている。本実施形態における圧電素子66は、いわゆるpMUT型である。このため、本実施形態における圧電セル6Aは、pMUTの効果を享受することができる。

【0100】

このような構成の圧電セル6Bも圧電セル6Aと同様な作用効果を奏する。

【0101】

また、上述の実施形態において、圧電素子66の複数の圧電セル6A、6Bは、それぞれ、平面視で任意の位置に配置されてよいが、圧電部5の複数の圧電セル6A、6Bは、これら複数の圧電セル6A、6Bにおける第1および第2電極62A、63A；62B、63Bに所定の電圧をそれぞれ印加した場合に放射される該圧電素子66としての音波が等方的に放射されるように、配置されることが好ましい。

【0102】

図12は、1個の圧電素子における複数の圧電セルの第1配置態様を示す正面図である。図13は、1個の圧電素子における複数の圧電セルの第2配置態様を示す正面図である。

【0103】

個々の圧電セル6A、6Bは、上述したように、圧電部材61A、61Bが、(111)面の極点図がリング状に分布した(100)配向膜および(100)面の極点図がリング状に分布した(111)配向膜のうちのいずれか一方であるため、従来に較べてより等方的に音波が放射される。第2電極引出線622A、632Bが例えばワイヤーボンディング等のように立体的に配線される場合には、第1および第2電極本体621A、631Bは、これらの同心点を中心にn回対称（nは2以上の任意の整数）であり、音波が等方的に放射される。しかしながら、図5および図6に示す圧電セル6Aならびに図10および図11に示す圧電セル6Bは、第1および第2電極62A、63A；62B、63Bを圧電部材61A、61Bの同一面上に形成しているため、第1および第2電極本体621A、631Bが第1および第2電極引出線622A、632Bを引き出すための前記切り欠き部を有し、その対称性が崩れている。このため、圧電セル6A、6Bは、音波の放射の点で、若干の異方性を有し、完全な等方性ではない。すなわち、圧電セル6A、6Bは、音波の放射の点で、その第1および第2電極本体621A、621Bの平面視での非対称性に起因する若干の異方性を有している。そこで、前記若干の異方性を見かけ上無くし、1個の圧電素子66全体として、音波が等方的に放射されるように、当該圧電素子66における複数の圧電セル6A、6Bが配置されることが好ましい。このように、このような構成の圧電素子66は、個々の圧電セル6A、6Bに異方性が残っている場合でも、圧電素子66としての音波が等方的に放射されるように各圧電セル6A、6Bが配置されるので、圧電素子66全体として、より等方的に音波を放射することができる。

【0104】

圧電セル6Aおよび圧電セル6Bは、同様に構成することができるが、ここでは、圧電セル6Aの場合について、図12および図13を用いて、より具体的に説明する。

【0105】

より具体的には、例えば、第1配置態様では、図12に示すように、1個の圧電素子66における複数の圧電セル6Aが、互いに直交する2方向に21行×2m列で2次元アレイ状に配列されている場合に、1個の圧電素子66における複数の圧電セル6Aのうちの互いに隣接する2個の圧電セル6A、6Aにおいて、これら2個の圧電セル6A、6Aは、音波の放射の点で前記異方性を有する箇所を互いに対向させて配置される。すなわち、互いに隣接する2個の圧電セル6A、6Aにおける一方の圧電セル6Aの第1電極本体621Aの前記切り欠き部と、その他方の圧電セル6Aの第1電極本体621Aの前記切り欠き部とが、互いに向き合うように、これら互いに隣接する2個の圧電セル6A、6Aは

、配置される。

【 0 1 0 6 】

図 1 2 に示す例では、1 個の圧電素子 6 6 は、互いに直交する 2 方向に 2 行 × 2 列で 2 次元アレイ状に配列された 4 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2、6 A - 2 1、6 A - 2 2 を備え、互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2 における一方の圧電セル 6 A - 1 1 の第 1 電極本体 6 2 1 A - 1 1 の前記切り欠き部と、その他方の圧電セル 6 A - 1 2 の第 1 電極本体 6 2 1 A - 1 2 の前記切り欠き部とが、互いに向き合うように、これら互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2 は、配置され、互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 2 1、6 A - 2 2 における一方の圧電セル 6 A - 2 1 の第 1 電極本体 6 2 1 A - 2 1 の前記切り欠き部と、その他方の圧電セル 6 A - 2 2 の第 1 電極本体 6 2 1 A - 2 2 の前記切り欠き部とが、互いに向き合うように、これら互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 2 1、6 A - 2 2 は、配置される。そして、互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2 における第 2 電極引出線 6 3 2 A - 1 1 と第 2 電極引出線 6 3 2 A - 1 2 とは、一直線となるように配置され、互いに隣接する 2 個の圧電セル 6 A - 2 1、6 A - 2 2 における第 2 電極引出線 6 3 2 A - 2 1 と第 2 電極引出線 6 3 2 A - 2 2 とは、一直線となるように配置される。このように 1 個の圧電素子 6 6 における複数の圧電セル 6 A が第 1 配置態様で配置されることによって、圧電素子 6 6 は、全体として、さらにより等方的に音波を放射することができる。

【 0 1 0 7 】

また、例えば、第 2 配置態様では、図 1 3 に示すように、1 個の圧電素子 6 6 における複数の圧電セル 6 A が、複数の圧電セル 6 A における各第 1 および第 2 電極 6 2 A、6 3 A の各同心点を、正多角形の各頂点位置にそれぞれ一致させて配列されている場合において、これら複数の圧電セル 6 A は、音波の放射の点で前記異方性を有する箇所を前記正多角形の重心位置（外接円の中心位置）に向けて配置される。すなわち、これら複数の圧電セル 6 A における各第 1 電極本体 6 2 1 A の前記各切り欠き部が前記正多角形の重心位置（外接円の中心位置）に向くように、これら複数の圧電セル 6 A は、配置される。言い換えれば、複数の圧電セル 6 A における各第 1 および第 2 電極 6 2 A、6 3 A の各同心点を、同一円周上に周方向に等間隔で配置するとともに、これら複数の圧電セル 6 A における各第 1 電極本体 6 2 1 A の前記各切り欠き部が前記円の中心に向くように、これら複数の圧電セル 6 A は、配置される。

【 0 1 0 8 】

図 1 3 に示す例では、1 個の圧電素子 6 6 は、正方形の各頂点位置に各第 1 および第 2 電極 6 2 A、6 3 A の各同心点を一致させて配列された 4 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2、6 A - 2 1、6 A - 2 2 を備え、各圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2、6 A - 2 1、6 A - 2 2 における第 1 電極本体 6 2 1 A - 1 1、6 2 1 A - 1 2、6 2 1 A - 2 1、6 2 1 A - 2 2 の前記各切り欠き部が、前記正方形の重心位置（外接円の中心位置）に向くように、これら 4 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2、6 A - 2 1、6 A - 2 2 は、配置される。そして、対角で配置されている 2 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 2 2 における第 2 電極引出線 6 3 2 A - 1 1 と第 2 電極引出線 6 3 2 A - 2 2 とは、一直線となるように配置され、対角で配置される 2 個の圧電セル 6 A - 1 2、6 A - 2 1 における第 2 電極引出線 6 3 2 A - 1 2 と第 2 電極引出線 6 3 2 A - 2 1 とは、一直線となるように配置され、これら 4 個の圧電セル 6 A - 1 1、6 A - 1 2、6 A - 2 1、6 A - 2 2 における第 2 電極引出線 6 3 2 A - 1 1、6 3 2 A - 1 2、6 3 2 A - 2 1、6 3 2 A - 2 2 は、一点で交差している。このように 1 個の圧電素子 6 6 における複数の圧電セル 6 A が第 2 配置態様で配置されることによって、圧電素子 6 6 は、全体として、さらにより等方的に音波を放射することができる。

【 0 1 0 9 】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および/または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する

変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

【符号の説明】

【 0 1 1 0 】

S 超音波診断装置

2 超音波探触子

6 A、6 B 圧電セル

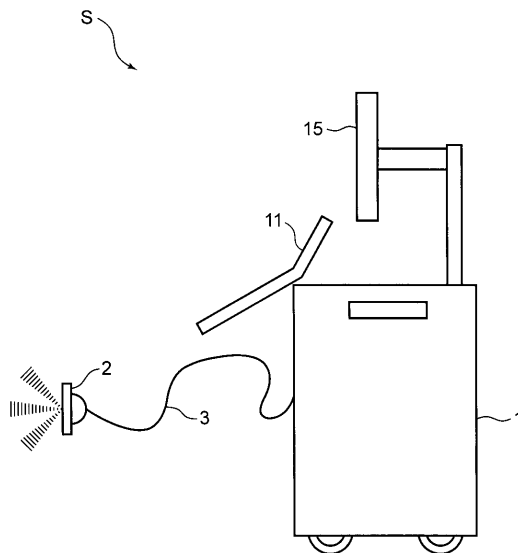
6 1 A、6 1 B 圧電部材

6 6 圧電素子

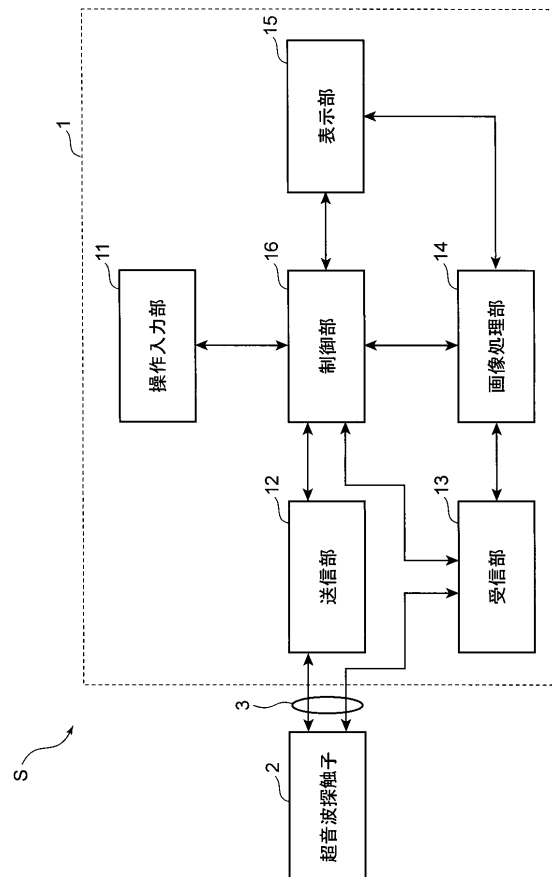
8 1 薄肉領域

10

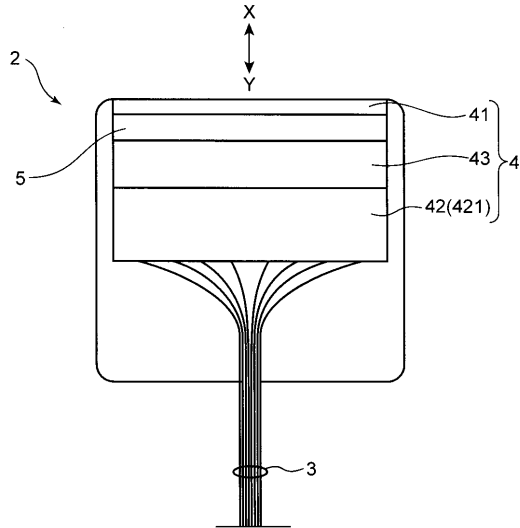
【図 1】



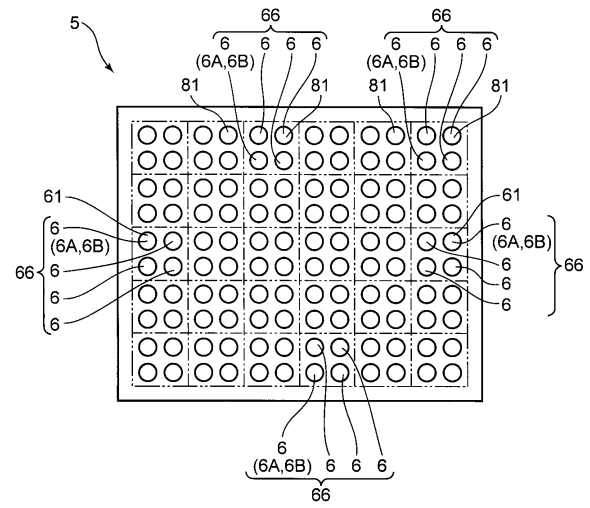
【図 2】



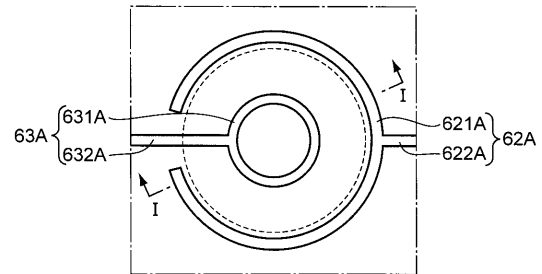
【図 3】



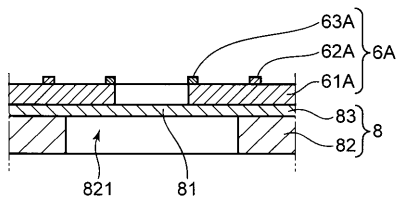
【図 4】



【図 5】

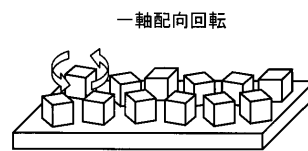


【図 6】

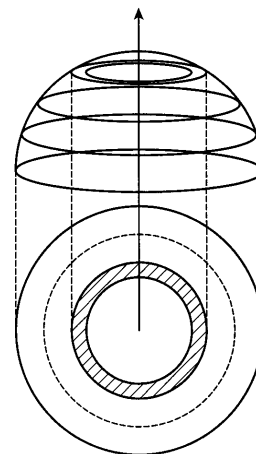


【図 7】

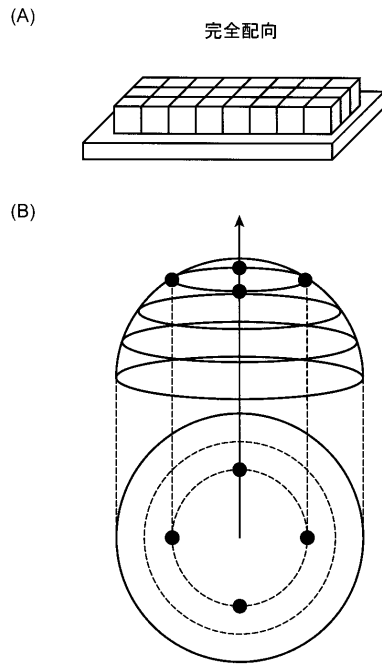
(A)



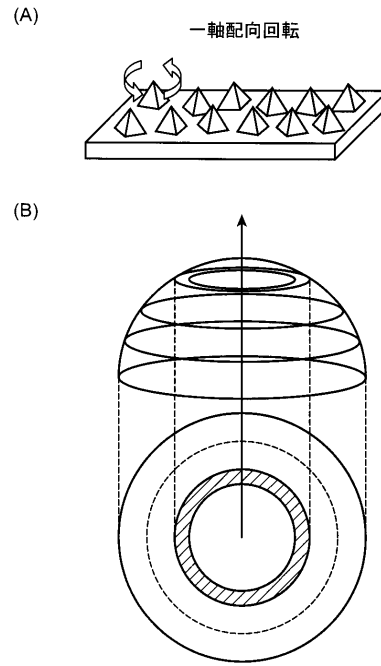
(B)



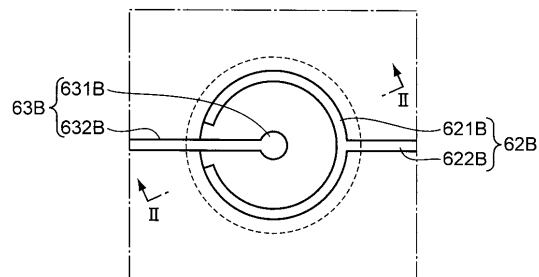
【図 8】



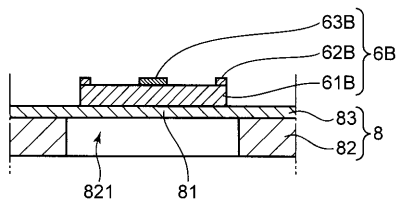
【図 9】



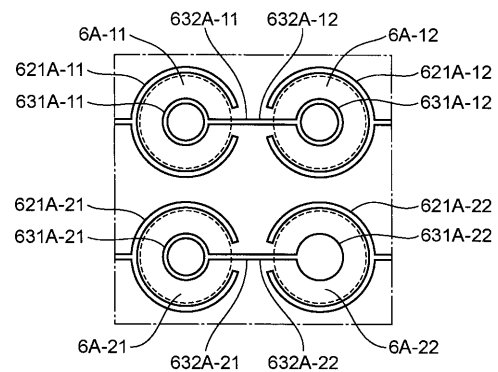
【図 10】



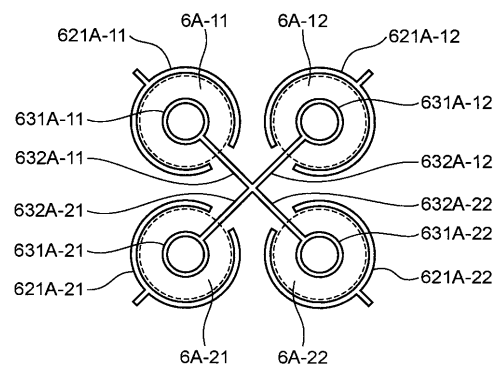
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 N 29/24

(72)発明者 鮫島 幸一
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

審査官 武田 裕司

(56)参考文献 特開2007-088447(JP,A)
特開2008-277672(JP,A)
特開昭62-005177(JP,A)
特開2011-217159(JP,A)
特開2007-235795(JP,A)
特表2006-516368(JP,A)
特開2007-116006(JP,A)
特開平07-222286(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
H 0 4 R 1 7 / 0 0
A 6 1 B 8 / 0 0
G 0 1 N 2 9 / 2 4
H 0 1 L 4 1 / 0 9

专利名称(译)	压电元件，压电元件，超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP5692042B2	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	JP2011276257	申请日	2011-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	浅野雅己 松尾隆 鯨島幸一		
发明人	浅野 雅己 松尾 隆 鯨島 幸一		
IPC分类号	H04R17/00 H01L41/09 A61B8/00 G01N29/24		
FI分类号	H04R17/00.330.L H04R17/00.330.H H04R17/00.332.Y H01L41/08.C A61B8/00 G01N29/24 A61B8/14 H04R17/00		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GB21 2G047/GB22 2G047/GF06 2G047/GF17 2G047/GF18 2G047/GG35 2G047/GH06 2G047/GH09 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB42 5D004/AA06 5D004/BB02 5D004/DD01 5D004/FF01 5D019/AA03 5D019/BB03 5D019/BB19 5D019/BB25 5D019/FF04		
代理人(译)	樱井 智		
审查员(译)	武田雄二		
其他公开文献	JP2013128174A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够更加各向同性地传输声波的压电单元，压电元件，超声波探头和超声波诊断装置。 解决方案：本发明的压电单元6A包括由钙钛矿型铁电体制成的压电构件61A，用于向压电构件61A施加预定电压的一对第一和第二电极62A，63A，（100）取向膜，其中（111）面的极图分布成环形，和（111）取向膜，其中（100）面的极图分布成环形另一方面。本发明的压电元件，超声波探头和超声波诊断装置包括该压电单元6A。 点域6

【 图 1 】

