

(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2008-311700

(P2008-311700A)

(43) 公開日 平成20年12月25日(2008.12.25)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2007-154704 (P2007-154704)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成19年6月12日 (2007. 6. 12)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100110777
			弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	日向 浩彰
			神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB02 EE03 EE19 FE02 GA03
			GB02 GB04 GB19 GB25 GB31
			GB33 GB47
			5D019 BB17 FF04

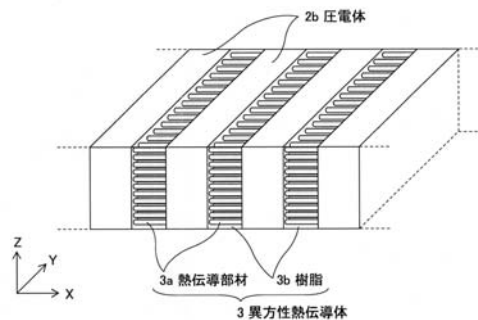
(54) 【発明の名称】 複合圧電材料、超音波探触子、超音波内視鏡、及び、超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波撮像において超音波を送信又は受信するために用いられる振動子アレイのピーク温度を低減することができる複合圧電材料、及び、それを用いた超音波探触子等を提供する。

【解決手段】複合圧電材料は、平面又は曲面に沿って配置された複数の圧電体と、複数の圧電体の間、及び/又は、複数の圧電体の外周部に配置され、少なくとも1つの方向に高い熱伝導率を有する異方性熱伝導体とを具備する。また、超音波探触子は、複合圧電材料を含む振動子アレイと、振動子アレイの第1の面に配置された音響整合層及び/又は音響レンズと、振動子アレイの第1の面に対向する第2の面に配置されたバッキング材とを具備する。

【選択図】 図3 B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

平面又は曲面に沿って配置された複数の圧電体と、
前記複数の圧電体の間、及び / 又は、前記複数の圧電体の外周部に配置され、少なくとも 1 つの方向に高い熱伝導率を有する異方性熱伝導体と、
を具備する複合圧電材料。

【請求項 2】

前記異方性熱伝導体が、前記複数の圧電体の間、及び、前記複数の圧電体の外周部に配置されている、請求項 1 記載の複合圧電材料。

【請求項 3】

前記異方性熱伝導体が、繊維状材料と樹脂とを含む、請求項 1 又は 2 記載の複合圧電材料。

10

【請求項 4】

前記繊維状材料の長手方向の熱伝導率が、前記樹脂の熱伝導率よりも高い、請求項 3 記載の複合圧電材料。

【請求項 5】

前記繊維状材料の長手方向と前記平面又は曲面とが略平行となるように前記繊維状材料が配向されている、請求項 3 又は 4 記載の複合圧電材料。

【請求項 6】

前記繊維状材料の長手方向と前記平面又は曲面とが略直交するように前記繊維状材料が配向されている、請求項 3 又は 4 記載の複合圧電材料。

20

【請求項 7】

前記繊維状材料が、カーボンファイバ、カーボンナノチューブ、金 (Au)、銀 (Ag)、銅 (Cu)、アルミニウム (Al)、シリコンカーバイド (SiC)、窒化アルミニウム (AlN)、タングステンカーバイド (WC)、窒化ボロン (BN)、及び、アルミナ (Al₂O₃) の内から選択された 1 つを含む、請求項 3 ~ 6 のいずれか 1 項記載の複合圧電材料。

【請求項 8】

前記複数の圧電体の各々が、少なくとも 1 つの内部電極層を挟んで交互に積層された複数の圧電体層を含む、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の複合圧電材料。

30

【請求項 9】

超音波を送信又は受信するために用いられる超音波探触子であって、
請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の複合圧電材料を含む振動子アレイと、
前記振動子アレイの第 1 の面に配置された音響整合層及び / 又は音響レンズと、
前記振動子アレイの第 1 の面に対向する第 2 の面に配置されたバックング材と、
を具備する超音波探触子。

【請求項 10】

前記バックング材の熱伝導率が、前記音響整合層又は前記音響レンズの熱伝導率の 10 倍以上である、請求項 9 記載の超音波探触子。

【請求項 11】

前記振動子アレイの第 1 の面に配置された前記音響整合層及び前記音響レンズの熱抵抗が、前記振動子アレイの第 2 の面に配置された前記バックング材の熱抵抗よりも大きい、請求項 9 又は 10 記載の超音波探触子。

40

【請求項 12】

可撓性を有する材料によって形成され、被検体の体腔内に挿入して使用される挿入部を有する超音波内視鏡であって、

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の複合圧電材料を含む振動子アレイと、
前記振動子アレイの第 1 の面に配置された音響整合層及び / 又は音響レンズと、
前記振動子アレイの第 1 の面に対向する第 2 の面に配置されたバックング材と、
被検体の体腔内を照明する照明手段と、

50

被検体の体腔内を光学的に撮像する撮像手段と、
を前記挿入部において具備する超音波内視鏡。

【請求項 13】

前記パッキング材の熱伝導率が、前記音響整合層又は前記音響レンズの熱伝導率の 10 倍以上である、請求項 12 記載の超音波内視鏡。

【請求項 14】

前記振動子アレイの第 1 の面に配置された前記音響整合層及び前記音響レンズの熱抵抗が、前記振動子アレイの第 2 の面に配置された前記パッキング材の熱抵抗よりも大きい、請求項 12 又は 13 記載の超音波内視鏡。

【請求項 15】

請求項 9 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波探触子と、
前記振動子アレイに複数の駆動信号を供給する駆動信号供給手段と、
前記振動子アレイから出力される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像データを生成する信号処理手段と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 16】

請求項 12 ~ 14 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡と、
前記振動子アレイに複数の駆動信号を供給する駆動信号供給手段と、
前記振動子アレイから出力される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像データを生成する信号処理手段と、
を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送信又は受信する超音波トランスデューサアレイにおいて用いられる複合圧電材料に関する。また、本発明は、そのような超音波トランスデューサアレイを備え、被検体について体腔外走査又は体腔内走査を行う際に用いられる超音波探触子、及び、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波内視鏡に関する。さらに、本発明は、そのような超音波探触子又は超音波内視鏡と本体装置とによって構成される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像とは、音響インピーダンスが異なる領域の境界（例えば、構造物の境界）において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術である。通常、超音波診断装置（又は、超音波撮像装置、超音波観測装置とも呼ばれる）には、被検体に接触させて用いられる超音波探触子や、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波探触子が備えられている。あるいは、被検体内を光学的に観察する内視鏡と超音波トランスデューサアレイとを組み合わせた超音波内視鏡も使用されている。

【0004】

そのような超音波探触子や超音波内視鏡を用いて、人体等の被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体において生じた超音波エコーを受信することにより、超音波画像情報が取得される。この超音波画像情報に基づいて、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の超音波画像が、超音波診断装置の表示部に表示される。

【 0 0 0 5 】

超音波探触子においては、超音波を送信及び受信する超音波トランスデューサとして、圧電効果を発現する材料（圧電体）の両面に電極を形成した振動子（圧電振動子）が、一般的に用いられている。圧電体としては、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、P V D F（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電材料等が用いられる。

【 0 0 0 6 】

そのような振動子の電極に電圧を印加すると、圧電効果により圧電体が伸縮して超音波が発生する。そこで、複数の振動子を1次元又は2次元状に配列し、それらの振動子を順次駆動することにより、所望の方向に送信される超音波ビームを形成することができる。また、振動子は、伝播する超音波を受信することによって伸縮して電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

10

【 0 0 0 7 】

超音波を送信する際には、大きなエネルギーを有する駆動信号が超音波トランスデューサに供給されるが、駆動信号のエネルギーの全てが音響エネルギーに変換される訳ではなく、かなりのエネルギーが熱となってしまうので、超音波探触子の使用中にその温度が上昇するという問題が生じている。しかしながら、医療用の超音波探触子は人体等の生体に直接接触させて用いられるので、低温火傷防止等の安全上の理由から、超音波探触子の表面温度を、23 の空气中に放置したときに50 以下、かつ、人体に接触した状態で43 以下にすることが要請されている。

20

【 0 0 0 8 】

関連する技術として、特許文献1には、振動子表面の温度上昇を抑制した超音波探触子が開示されている。この超音波探触子は、両主面に電極が形成された超音波発生用の圧電振動子と、該圧電振動子の一方の主面側に形成された音響整合層と、該圧電振動子の他方の主面側に装着されたバッキング材と、前記バッキング材を保持する金属製の放熱用基台と、該放熱用基台と前記圧電振動子の一方の主面の電極とを接続する熱伝導薄膜とからなる探触子本体を備えており、前記放熱用基台に熱伝導材を接続して該熱伝導材を前記探触子本体が収納されるケースから外部に導出したことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

特許文献2には、凸状曲面を有するバッキング部材において複数のチャンネルの圧電素子から背面側に向かう超音波を十分に減衰することが可能で、かつ、優れた放熱性を有し、発熱の集中を緩和することが可能なコンベックス型超音波プローブが開示されている。この超音波プローブは、(i) 所望のスペースを空けて配列され、圧電素子及び該圧電素子上に形成される音響整合層を有する複数のチャンネルと、(ii) 凸状曲面を有し、熱伝導率が70 W / (m · K) 以上の支持体と、該支持体の凸状曲面に接着されると共に、各チャンネルの圧電素子が載置され、前記チャンネルのスペースに対応する箇所に溝が形成され、全体の厚さが一様なシート状の音響吸収層とを含むバッキング材と、(iii) 各チャンネルの音響整合層上に形成される音響レンズとを具備し、前記音響吸収層の厚さを t_1 、前記圧電素子の厚さを t_2 としたときに、 $t_1 / t_2 = 6 \sim 20$ の関係を満たすことを特徴とする。

30

40

【 0 0 1 0 】

特許文献3には、圧電素子で発生する熱を効率的に放熱することのできる超音波探触子が開示されている。この超音波探触子は、圧電素子と、前記圧電素子の背面側に設けられた背面負荷材と、前記圧電素子と前記背面負荷材との間に設けられ、前記背面負荷材よりも熱伝導率が高い熱伝導材と、前記背面負荷材の周辺に設けられた放熱材とを備え、かつ、前記熱伝導材と前記放熱材とが熱的に接続されていることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

特許文献4には、内部の発熱体から体表に伝わる熱の量を低減する超音波探触子が開示されている。この超音波探触子は、圧電振動子と、該圧電振動子を覆う単層又は複数層の音響整合層とを含み、前記音響整合層の少なくとも1つの層の一方を低熱伝導性音響整合

50

層としたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

ところで、超音波探触子を用いて超音波を送信する際の温度上昇の要因としては、主に、次の3つが考えられる。

(1) 駆動信号が供給されて伸縮する振動子自身の振動エネルギーが、振動子内部で熱に変換される(自己発熱)。

(2) 振動子によって発生された超音波が、バックング材に吸収されて熱に変換される。

(3) 振動子によって発生された超音波が、音響整合層又は音響レンズの界面において多重反射されて、最終的に熱に変換される。

【 0 0 1 3 】

以上の要因の中で最も重大なのは、(1)の要因である。しかしながら、特許文献1～3においては、振動子において発生した熱を、振動子とバックング材との間の界面のみを介して放出させるので、放熱効率が良くない。即ち、振動子を構成するPZT等の圧電セラミックは熱伝導性が悪く、複数の振動子間に充填されているエポキシ樹脂、シリコーン樹脂、又は、ウレタン樹脂等も熱伝導性が悪いので、十分な放熱が期待できない。そのため、特に、振動子アレイの中央部における放熱が不十分となり、中央部における温度が他の部分よりも高くなる温度分布ができて、ピーク温度が高くなるという問題があった。また、特許文献4においては、少なくとも1つの音響整合層を低熱伝導性音響整合層としているが、振動子において発生した熱を効率的に外部に逃がさなければ、振動子の温度上昇は避けられない。

【特許文献1】特開平5 - 2 4 4 6 9 0号公報(第2頁、第1図)

【特許文献2】特開2 0 0 7 - 7 2 6 2号公報(第1 - 2頁、図1)

【特許文献3】特許第3 4 2 0 9 5 4号公報(第1頁、第1、3、5図)

【特許文献4】特開平1 0 - 7 5 9 5 3号公報(第1 - 2頁、図1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 4 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波撮像において超音波を送信又は受信するために用いられる振動子アレイのピーク温度を低減することができる複合圧電材料を提供することを目的とする。また、本発明は、そのような複合圧電材料を用いた超音波探触子、超音波内視鏡、及び、超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る複合圧電材料は、平面又は曲面に沿って配置された複数の圧電体と、複数の圧電体の間、及び/又は、複数の圧電体の外周部に配置され、少なくとも1つの方向に高い熱伝導率を有する異方性熱伝導体とを具備する。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の1つの観点に係る超音波探触子は、超音波を送信又は受信するために用いられる超音波探触子であって、本発明に係る複合圧電材料を含む振動子アレイと、振動子アレイの第1の面に配置された音響整合層及び/又は音響レンズと、振動子アレイの第1の面に対向する第2の面に配置されたバックング材とを具備する。

【 0 0 1 7 】

さらに、本発明の1つの観点に係る超音波内視鏡は、可撓性を有する材料によって形成され、被検体の体腔内に挿入して使用される挿入部を有する超音波内視鏡であって、本発明に係る複合圧電材料を含む振動子アレイと、振動子アレイの第1の面に配置された音響整合層及び/又は音響レンズと、振動子アレイの第1の面に対向する第2の面に配置されたバックング材と、被検体の体腔内を照明する照明手段と、被検体の体腔内を光学的に撮像する撮像手段とを挿入部において具備する。

【 0 0 1 8 】

加えて、本発明の１つの観点に係る超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子又は超音波内視鏡と、振動子アレイに複数の駆動信号を供給する駆動信号供給手段と、振動子アレイから出力される複数の受信信号を処理することにより、超音波画像を表す画像データを生成する信号処理手段とを具備する。

【発明の効果】

【００１９】

本発明によれば、複数の圧電体の間に少なくとも１つの方向に高い熱伝導率を有する異方性熱伝導体を配置することにより、圧電振動子において発生した熱を上記少なくとも１つの方向に速やかに逃がすことができるので、超音波撮像において超音波を送信又は受信するために用いられる振動子アレイのピーク温度を低減することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図１は、本発明の第１の実施形態に係る超音波探触子の内部構造を模式的に示す斜視図であり、図２は、図１に示す超音波探触子の内部構造をＹＺ平面と平行な面で切断したときの断面図である。この超音波探触子は、被検体に当接して体腔外走査を行う際に、又は、被検体の体腔内に挿入して体腔内走査を行う際に用いられる。

【００２１】

図１及び図２に示すように、この超音波探触子は、バックング材１と、バックング材１上に配置された複数の超音波トランスデューサ（圧電振動子）２と、それらの圧電振動子２間に配置された異方性熱伝導体３と、圧電振動子２上に設けられた１つ又は複数の音響整合層（図１及び図２においては、２つの音響整合層４ａ及び４ｂを示す）と、必要に応じて音響整合層上に設けられる音響レンズ５と、バックング材１の両側面及び底面に固定された２枚のフレキシブル配線基板（ＦＰＣ）６と、バックング材１、圧電振動子２、音響整合層４ａ及び４ｂの側面にＦＰＣ６を介して形成された絶縁樹脂７と、ＦＰＣ６に接続された電気配線８とを有している。図１においては、圧電振動子２の配列を示すために、ＦＰＣ６～電気配線８を省略し、音響レンズ５の一部をカットして示している。本実施形態においては、Ｘ軸方向に並べられた複数の圧電振動子２が、１次元振動子アレイを構成している。

20

30

【００２２】

図２に示すように、圧電振動子２は、バックング材１上に形成された個別電極２ａと、個別電極２ａ上に形成されたＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電体２ｂと、圧電体２ｂ上に形成された共通電極２ｃとを含んでいる。通常、共通電極２ｃは、接地電位（ＧＮＤ）に共通接続される。圧電振動子２の個別電極２ａは、バックング材１の両側面及び底面に固定された２枚のＦＰＣ６に形成されたプリント配線を介して、電気配線８に接続される。圧電体２ｂの幅（Ｘ軸方向）は１００μｍであり、長さ（Ｙ軸方向）は５０００μｍであり、厚さ（Ｚ軸方向）は３００μｍである。なお、圧電体２ｂの分極方向はＺ軸方向である。

【００２３】

40

ここで、Ｘ軸方向に並べられた複数の圧電体２ｂと、それらの圧電体２ｂの間に配置された異方性熱伝導体３とが、複合圧電材料を構成する。さらに、本実施形態及びその他の実施形態において、異方性熱伝導体３を複数の圧電体２ｂの外周部にも配置するようにしても良い。また、バックング材１及び圧電振動子２の側面に、ＦＰＣ６及び絶縁樹脂７を介して、少なくとも１つの放熱板（図２においては、２つの放熱板９を示す）を設けるようにしても良い。その場合に、放熱板９は、超音波探触子を超音波診断装置本体に接続するためのケーブルに設けられた導電体のシールド層に接続されても良い。放熱板９の材料としては、熱伝導率の高い銅（Ｃｕ）等の金属が用いられる。また、絶縁樹脂７としては、熱伝導率の高い樹脂を用いることが望ましい。圧電振動子２の中央部において発生した熱は、異方性熱伝導体３を介して側面方向（Ｙ軸方向）に移動し、絶縁樹脂７を介して放

50

熱板 9 に伝達する。

【 0 0 2 4 】

バックング材 1 は、例えば、フェライト粉や金属粉や P Z T 粉入りのエポキシ樹脂や、フェライト粉入りのゴムのように、音響減衰の大きい材料によって形成されており、複数の圧電振動子 2 から発生する不要な超音波の減衰を早める。なお、コンベックスアレイプローブの場合には、上面に凸型の形状を有するバックング材 1 が用いられる。

【 0 0 2 5 】

複数の圧電振動子 2 は、超音波診断装置本体からそれぞれ供給される複数の駆動信号に基づいて超音波を発生する。また、複数の圧電振動子 2 は、被検体から伝播する超音波エコーを受信することにより、複数の電気信号をそれぞれ発生する。これらの電気信号は超音波診断装置本体に出力され、超音波エコーの受信信号として処理される。

10

【 0 0 2 6 】

圧電振動子 2 の前面に形成された音響整合層 4 a 及び 4 b は、例えば、超音波を伝播し易いパイレックス（登録商標）ガラスや金属粉入りエポキシ樹脂等によって形成されており、生体である被検体と圧電振動子 2 との間の音響インピーダンスのマッチングを図っている。これにより、圧電振動子 2 から送信される超音波が効率良く被検体中に伝播する。

【 0 0 2 7 】

音響レンズ 5 は、例えば、シリコンゴムによって形成されており、超音波トランスデューサアレイ 1 2 から送信され、音響整合層 4 a 及び 4 b を伝播した超音波ビームを、被検体内の所定の深度において集束させる。

20

【 0 0 2 8 】

図 3 A は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図であり、図 3 B は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。本実施形態においては、振動子アレイの温度分布を平坦化してピーク温度を低減するために、図 3 A に示すように、振動子アレイを構成する複数の圧電体 2 b の間に異方性熱伝導体 3 が配置される。

【 0 0 2 9 】

図 3 B に示すように、異方性熱伝導体 3 は、長手方向が圧電振動子の超音波送受信面に対して略平行となるように並べられた複数の熱伝導部材 3 a と、それらの熱伝導部材 3 a の間に充填された樹脂 3 b とを含んでいる。なお、樹脂 3 b は一般に透明ではないが、図 3 A 及び図 3 B 等においては、樹脂 3 b を透視して熱伝導部材 3 a の状態を示している。熱伝導部材 3 a は、1 つの方向における熱伝導性を高めるために繊維状又は棒状の形状を有していても良いし、2 つの方向における熱伝導性を高めるために面状の形状を有していても良い。熱伝導部材 3 a の長手方向は、必ずしも圧電振動子の超音波送受信面と平行である必要はないが、振動子アレイの温度分布を平坦化するためには、熱伝導部材 3 a と超音波送受信面との為す角が 30 ° 以下であることが望ましい。

30

【 0 0 3 0 】

熱伝導部材 3 a の主材料としては、熱伝導率の良い無機材料が適しており、金 (A u) 、銀 (A g) 、銅 (C u) 、アルミニウム (A l) 等の金属、シリコンカーバイド (S i C) 、窒化アルミニウム (A l N) 、タングステンカーバイド (W C) 、窒化ボロン (B N) 、又は、アルミナ (酸化アルミニウム : $A l_2 O_3$) 、カーボンファイバ、カーボンナノチューブ等を用いることができる。

40

【 0 0 3 1 】

これらの材料の中で、セラミックである窒化アルミニウム及びアルミナ以外の材料は導電性を有しているので、その表面に絶縁材料の膜を形成することが望ましい。この膜は、主材料の表面に、絶縁樹脂を電着塗装したり、絶縁樹脂を塗布して硬化させたり、酸化シリコン ($S i O_2$) 等の絶縁材料を用いてスパッタ等により気相成膜することによって形成することができる。

【 0 0 3 2 】

樹脂 3 b としては、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコン樹脂、又は、アクリル樹

50

脂等を用いることができる。さらに、熱伝導率を向上させるために、樹脂 3 b 中に、ダイヤモンド、黒鉛、金属、シリコンカーバイド (S i C)、窒化アルミニウム (A l N)、タングステンカーバイド (W C)、窒化ボロン (B N)、又は、アルミナ (酸化アルミニウム : $A l_2 O_3$) 等の粒子を添加して混合しても良い。

【 0 0 3 3 】

以下においては、熱伝導部材 3 a としてカーボンファイバを用い、樹脂 3 b としてエポキシ樹脂を用いる場合について説明する。図 3 A 及び図 3 B に示すように、本発明の第 1 の実施形態において用いられる複合圧電材料においては、熱伝導部材 3 a としてのカーボンファイバが、圧電体 2 b の配列方向 (X 軸方向) に対して略平行となるように並べられている。これにより、振動子アレイにおける温度分布が平坦化される。熱伝導部材 3 a の長手方向は、必ずしも X 軸方向と平行である必要はないが、振動子アレイの温度分布を平坦化するためには、熱伝導部材 3 a と X 軸方向との為す角が 30° 以下であることが望ましい。

10

【 0 0 3 4 】

各々のカーボンファイバの直径は、約 $10\mu m$ である。複数のカーボンファイバの隙間にエポキシ樹脂を流し込んで硬化させることにより、樹脂 3 b が形成される。異方性熱伝導体 3 におけるカーボンファイバの体積分率は、 $20\% \sim 78\%$ が好ましく、本実施形態においては 50% となっている。

【 0 0 3 5 】

カーボンファイバの熱伝導率は、約 $800 W / (m \cdot K)$ であり、エポキシ樹脂の熱伝導率は、約 $0.2 W / (m \cdot K)$ である。従って、異方性熱伝導体 3 の熱伝導率は、カーボンファイバの長手方向について約 $400 W / (m \cdot K)$ となり、カーボンファイバの長手方向と直交する方向について約 $0.4 W / (m \cdot K)$ となるので、従来のエポキシ樹脂のみの場合の約 $0.2 W / (m \cdot K)$ と比較して大幅に向上する。第 1 の実施形態においては、特に、圧電振動子の配列方向 (X 軸方向) における熱伝導率の向上が著しい。

20

【 0 0 3 6 】

図 4 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 23 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。なお、表面温度測定に用いられる超音波探触子においては、図 2 に示す放熱板 9 は設けられていない。図 4 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 4 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

30

【 0 0 3 7 】

図 4 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 1 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_1 は 39° であったのに対し、第 1 の実施形態に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_2 は 30° となり、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによってピーク温度が低減されたことが分る。また、図 2 に示す放熱板 9 を設けることによって、超音波探触子の表面温度をさらに低減することが可能である。

40

【 0 0 3 8 】

次に、本発明の第 1 の実施形態の変形例について説明する。この変形例においては、圧電振動子を積層構造としており、その他の点に関しては第 1 の実施形態と同一である。

図 5 は、本発明の第 1 の実施形態とその変形例とにおける圧電振動子の構造を比較して示す図である。図 5 の (a) に示す第 1 の実施形態においては、圧電振動子が、個別電極 2 a と、個別電極 2 a 上に形成された圧電体 2 b と、圧電体 2 b 上に形成された共通電極 2 c とを含んでいる。

【 0 0 3 9 】

一方、図 5 の (b) に示す第 1 の実施形態の変形例においては、圧電振動子が、 P Z T 等によって形成されている複数の圧電体層 2 d と、下部電極層 2 e と、複数の圧電体層 2

50

d の間に交互に挿入された内部電極層 2 f 及び 2 g と、上部電極層 2 h と、絶縁膜 2 i と、側面電極 2 j 及び 2 k とを含んでいる。

【 0 0 4 0 】

ここで、下部電極層 2 e は、図中右側の側面電極 2 k に接続されていると共に、図中左側の側面電極 2 j から絶縁されている。上部電極層 2 h は、側面電極 2 j に接続されていると共に、側面電極 2 k から絶縁されている。また、内部電極層 2 f は、側面電極 2 j に接続されていると共に、絶縁膜 2 i によって側面電極 2 k から絶縁されている。一方、内部電極層 2 g は、側面電極 2 k に接続されていると共に、絶縁膜 2 i によって側面電極 2 j から絶縁されている。超音波トランスデューサの複数の電極をこのように形成することにより、3 層の圧電体層 2 d に電界を印加するための 3 組の電極が並列に接続される。なお、圧電体層の層数は、3 層に限られず、2 層又は 4 層以上としても良い。

10

【 0 0 4 1 】

このような積層型の圧電振動子においては、対向する電極の面積が単層の素子よりも増加するので、電気的インピーダンスが低下する。従って、同じサイズの単層の圧電振動子と比較して、印加される電圧に対して効率良く動作する。具体的には、圧電体層を N 層とすると、圧電体層の数は単層の圧電振動子の N 倍となり、各圧電体層の厚さは単層の圧電振動子の $1/N$ 倍となるので、圧電振動子の電気インピーダンスは $1/N^2$ 倍となる。従って、圧電体層の積層数を増減させることにより、圧電振動子の電気的インピーダンスを調整できるので、駆動回路又はプリアンプとの電気的インピーダンスマッチングを図り易くなり、感度を向上させることができる。一方、圧電振動子を積層型とすることにより静電容量が増加するので、各圧電振動子からの発熱量は増加してしまう。

20

【 0 0 4 2 】

図 6 は、本発明の第 1 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 2 3 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。図 6 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 6 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

【 0 0 4 3 】

図 6 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 1 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T 3 は 7 7 であつたのに対し、第 1 の実施形態の変形例に係る超音波探触子におけるピーク温度 T 4 は 4 6 となった。第 1 の実施形態の変形例によれば、積層型の圧電振動子からの発熱量が増加した場合においても、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによって、振動子アレイにおける温度分布を平坦化することができるので、振動子アレイのピーク温度の上昇を抑制することが可能となる。

30

【 0 0 4 4 】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。第 2 の実施形態においては、熱伝導部材の方向が第 1 の実施形態と異なっており、その他の点に関しては第 1 の実施形態と同一である。

40

図 7 A は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図であり、図 7 B は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。

【 0 0 4 5 】

図 7 A 及び図 7 B に示すように、本発明の第 2 の実施形態において用いられる複合圧電材料においては、熱伝導部材 3 a としてのカーボンファイバが、圧電体 2 b の長手方向 (Y 軸方向) に対して略平行となるように並べられている。これにより、振動子アレイにおける温度分布が平坦化される。熱伝導部材 3 a の長手方向は、必ずしも Y 軸方向と平行である必要はないが、振動子アレイの温度分布を平坦化するためには、熱伝導部材 3 a と Y 軸方向との為す角が 30° 以下であることが望ましい。

50

【 0 0 4 6 】

各々のカーボンファイバの直径は、約 $10\ \mu\text{m}$ である。複数のカーボンファイバの隙間にエポキシ樹脂を流し込んで硬化させることにより、樹脂 3 b が形成される。異方性熱伝導体 3 におけるカーボンファイバの体積分率は、 $20\% \sim 78\%$ が好ましく、本実施形態においては 50% となっている。第 2 の実施形態においては、特に、圧電振動子の長手方向（Y 軸方向）における熱伝導率の向上が著しい。

【 0 0 4 7 】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。第 3 の実施形態においては、X 軸方向及び Y 軸方向に並べられた複数の圧電振動子が 2 次元振動子アレイを構成しており、図 1 及び図 2 に示す音響レンズ 5 は形成されていない。

図 8 A は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図であり、図 8 B は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の側面図である。ここで、圧電体 2 b の一辺（X 軸方向、Y 軸方向）は $250\ \mu\text{m}$ であり、圧電体 2 b の厚さ（Z 軸方向）は $600\ \mu\text{m}$ である。なお、圧電体 2 b の分極方向は Z 軸方向である。

【 0 0 4 8 】

振動子アレイを構成する複数の圧電体 2 b の間に配置される異方性熱伝導体は、長手方向が Y 軸方向に対して略平行となるように複数の列に並べられた複数の第 1 の熱伝導部材 3 c と、第 1 の熱伝導部材 3 c の複数の列の間において、X 軸方向に対して略平行となるように並べられた複数の第 2 の熱伝導部材 3 d と、熱伝導部材 3 c 及び 3 d の間に充填された樹脂 3 e とを含んでいる。熱伝導部材 3 c 及び 3 d の各々は、1 つの方向における熱伝導性を高めるために繊維状又は棒状の形状を有している。熱伝導部材 3 c 及び 3 d の長手方向は、必ずしも Y 軸方向及び X 軸方向と平行である必要はないが、振動子アレイの温度分布を平坦化するためには、熱伝導部材 3 c 及び 3 d と Y 軸方向及び X 軸方向との為す角が、それぞれ 30° 以下であることが望ましい。

【 0 0 4 9 】

また、図 9 に示すように、第 1 の熱伝導部材 3 c と第 2 の熱伝導部材 3 d とを交互に重ねて配置しても良い。その場合には、第 2 の熱伝導部材 3 d の長さを比較的長くすることができる。このような構造を作製する場合には、予め第 1 の熱伝導部材 3 c と第 2 の熱伝導部材 3 d とを編み合わせておき、それを複数の圧電体 2 b 間の空隙に挿入する。

【 0 0 5 0 】

熱伝導部材 3 c 及び 3 d の材料は、第 1 の実施形態における熱伝導部材 3 a の材料と同じであり、樹脂 3 e の材料は、第 1 の実施形態における樹脂 3 b の材料と同じである。以下においては、熱伝導部材 3 c 及び 3 d としてカーボンファイバを用い、樹脂 3 e としてエポキシ樹脂を用いる場合について説明する。各々のカーボンファイバの直径は、約 $10\ \mu\text{m}$ である。複数のカーボンファイバの隙間にエポキシ樹脂を流し込んで硬化させることにより、樹脂 3 e が形成される。異方性熱伝導体 3 におけるカーボンファイバの体積分率は、 $20\% \sim 78\%$ が好ましく、本実施形態においては 40% となっている。

【 0 0 5 1 】

カーボンファイバの熱伝導率は、約 $800\ \text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ であり、エポキシ樹脂の熱伝導率は、約 $0.2\ \text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ である。従って、異方性熱伝導体の熱伝導率は、カーボンファイバの長手方向について約 $320\ \text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ となり、カーボンファイバの長手方向と直交する方向について約 $0.33\ \text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ となるので、従来のエポキシ樹脂のみの場合の約 $0.2\ \text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ と比較して大幅に向上する。第 3 の実施形態においては、X 軸方向と Y 軸方向との両方における熱伝導率の向上が著しい。

【 0 0 5 2 】

次に、本発明の第 3 の実施形態の変形例について説明する。この変形例においては、図 5 に示すのと同様に圧電振動子を積層構造としており、その他の点に関しては第 3 の実施形態と同一である。

【 0 0 5 3 】

図 10 は、本発明の第 3 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 23 の空気中において、音響整合層の表面温度を測定することによって行われた。図 10 の (a) は、音響整合層の表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 10 の (b) は、音響整合層の表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

【 0054 】

図 10 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 3 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_5 は 70 であつたのに対し、第 3 の実施形態の変形例に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_6 は 42 となった。第 3 の実施形態の変形例によれば、積層型の圧電振動子からの発熱量が増加した場合においても、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによって、振動子アレイにおける温度分布を平坦化することができるので、振動子アレイのピーク温度の上昇を抑制することが可能となる。

10

【 0055 】

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。第 4 の実施形態においては、熱伝導部材の方向が第 1 の実施形態と異なっており、その他の点に関しては第 1 の実施形態と同一である。

図 11 A は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図であり、図 11 B は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。本実施形態においては、圧電振動子において発生する熱を速やかにバック材 1 (図 1 及び図 2) に放出してピーク温度を低減するために、図 11 A に示すように、振動子アレイを構成する複数の圧電体 2 b の間に異方性熱伝導体 3 が配置される。

20

【 0056 】

異方性熱伝導体 3 は、図 11 B に示すように、長手方向が圧電振動子の振動方向 (Z 軸方向) に対して略平行となるように並べられた複数の熱伝導部材 3 a と、それらの熱伝導部材 3 a の間に充填された樹脂 3 b とを含んでいる。熱伝導部材 3 a は、1 つの方向における熱伝導性を高めるために繊維状又は棒状の形状を有している。熱伝導部材 3 a の長手方向は、必ずしも Z 軸方向と平行である必要はないが、圧電振動子において発生する熱をバック材に放熱するためには、熱伝導部材 3 a と Z 軸方向との為す角が 30° 以下であることが望ましい。

30

【 0057 】

以下においては、熱伝導部材 3 a としてカーボンファイバを用い、樹脂 3 b としてエポキシ樹脂を用いる場合について説明する。各々のカーボンファイバの直径は、約 $10 \mu m$ である。複数のカーボンファイバの隙間にエポキシ樹脂を流し込んで硬化させることにより、樹脂 3 b が形成される。異方性熱伝導体 3 におけるカーボンファイバの体積分率は、 $20\% \sim 78\%$ が好ましく、本実施形態においては 50% となっている。

【 0058 】

カーボンファイバの熱伝導率は、約 $800 W / (m \cdot K)$ であり、エポキシ樹脂の熱伝導率は、約 $0.2 W / (m \cdot K)$ である。従って、異方性熱伝導体 3 の熱伝導率は、カーボンファイバの長手方向について約 $400 W / (m \cdot K)$ となり、カーボンファイバの長手方向と直交する方向について約 $0.4 W / (m \cdot K)$ となるので、従来のエポキシ樹脂のみの場合の約 $0.2 W / (m \cdot K)$ と比較して大幅に向上する。第 4 の実施形態においては、特に、圧電振動子の振動方向 (Z 軸方向) における熱伝導率の向上が著しい。

40

【 0059 】

図 12 は、本発明の第 4 の実施形態における各部の材質等を示す図である。図 1 及び図 2 に示すバック材 1 としては、塩素系ポリエチレンゴム中に、重量分率 $80 wt\%$ の酸化第二鉄 (Fe_2O_3) を混入したものが用いられる。バック材 1 の熱伝導率は約 $1.1 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは $5 mm$ である。音響整合層 (下層) 4 a としては、

50

エポキシ樹脂中に、重量分率 75 wt % のジルコニア (ZrO_2) を混入したものが用いられる。音響整合層 (下層) 4 a の熱伝導率は約 $0.4 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.1 mm である。音響整合層 (上層) 4 b としては、エポキシ樹脂が用いられる。音響整合層 (上層) 4 b の熱伝導率は約 $0.2 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.1 mm である。音響レンズ 5 としては、シリコンゴムが用いられる。音響レンズ 5 の熱伝導率は約 $0.15 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.3 mm である。

【0060】

図 13 は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 23 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。図 13 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 13 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

10

【0061】

図 13 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 4 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_7 は 39 であつたのに対し、第 4 の実施形態に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_8 は 34 となり、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによってピーク温度が低減されたことが分る。

【0062】

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。第 5 の実施形態においては、図 1 及び図 2 に示すバックング材 1 として、音響整合層 4 a 及び 4 b や音響レンズ 5 よりも熱伝導率が高い材料を用いている。その他の点に関しては第 4 の実施形態と同一である。

20

【0063】

図 14 は、本発明の第 5 の実施形態における各部の材質等を示す図である。図 1 及び図 2 に示すバックング材 1 としては、エポキシ・ウレタン混合ゴム中に、重量分率 90 wt % のタングステンカーバイト (WC) を混入したものが用いられる。バックング材 1 の熱伝導率は約 $5 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 5 mm である。音響整合層 (下層) 4 a としては、エポキシ樹脂中に、重量分率 75 wt % のジルコニア (ZrO_2) を混入したものが用いられる。音響整合層 (下層) 4 a の熱伝導率は約 $0.4 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.1 mm である。音響整合層 (上層) 4 b としては、エポキシ樹脂が用いられる。音響整合層 (上層) 4 b の熱伝導率は約 $0.2 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.1 mm である。音響レンズ 5 としては、シリコンゴムが用いられる。音響レンズ 5 の熱伝導率は約 $0.15 W / (m \cdot K)$ であり、厚さは 0.3 mm である。これにより、振動子アレイの前面に配置された音響整合層 4 a 及び 4 b 及び音響レンズ 5 の熱抵抗が、振動子アレイの背面に配置されたバックング材 1 の熱抵抗よりも大きくなっている。

30

【0064】

図 15 は、本発明の第 5 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 23 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。図 15 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 15 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

40

【0065】

図 15 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 5 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_9 は 39 であつたのに対し、第 5 の実施形態に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_{10} は 28 と大きく低減された。

【0066】

次に、本発明の第 5 の実施形態の変形例について説明する。この変形例においては、図 5 に示すように、圧電振動子を積層構造としており、その他の点に関しては第 5 の実施形態と同一である。

50

【 0 0 6 7 】

図 1 6 は、本発明の第 5 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 2 3 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。図 1 6 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 1 6 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

【 0 0 6 8 】

図 1 6 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 5 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_{11} は 7 7 であつたのに対し、第 5 の実施形態の変形例に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_{12} は 3 8 となった。第 5 の実施形態の変形例によれば、積層型の圧電振動子からの発熱量が増加した場合においても、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによって、圧電振動子において発生した熱を速やかにバッキング材に放出することができるので、振動子アレイのピーク温度の上昇を抑制することが可能となる。

【 0 0 6 9 】

次に、本発明の第 6 の実施形態について説明する。第 6 の実施形態においては、X 軸方向及び Y 軸方向に並べられた複数の圧電振動子が 2 次元振動子アレイを構成している。

図 1 7 A は、本発明の第 6 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図であり、図 1 7 B は、本発明の第 6 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の側面図である。ここで、圧電体 2 b の一辺 (X 軸方向、Y 軸方向) は $250\text{ }\mu\text{m}$ であり、圧電体 2 b の厚さ (Z 軸方向) は $600\text{ }\mu\text{m}$ である。なお、圧電体 2 b の分極方向は Z 軸方向である。その他の点に関しては、第 5 の実施形態と同一である。

【 0 0 7 0 】

振動子アレイを構成する複数の圧電体 2 b の間に配置される異方性熱伝導体は、圧電振動子の振動方向 (Z 軸方向) に対して略平行となるように並べられた複数の熱伝導部材 3 a と、熱伝導部材 3 a の間に充填された樹脂 3 b とを含んでいる。熱伝導部材 3 a は、1 つの方向における熱伝導性を高めるために繊維状又は棒状の形状を有している。

【 0 0 7 1 】

以下においては、熱伝導部材 3 a としてカーボンファイバを用い、樹脂 3 b としてエポキシ樹脂を用いる場合について説明する。各々のカーボンファイバの直径は、約 $10\text{ }\mu\text{m}$ である。複数のカーボンファイバの隙間にエポキシ樹脂を流し込んで硬化させることにより、樹脂 3 b が形成される。異方性熱伝導体 3 におけるカーボンファイバの体積分率は、20% ~ 78% が好ましく、本実施形態においては 40% となっている。

【 0 0 7 2 】

カーボンファイバの熱伝導率は、約 $800\text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ であり、エポキシ樹脂の熱伝導率は、約 $0.2\text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ である。従って、異方性熱伝導体の熱伝導率は、カーボンファイバの長手方向について約 $320\text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ となり、カーボンファイバの長手方向と直交する方向について約 $0.33\text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ となるので、従来のエポキシ樹脂のみの場合の約 $0.2\text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ と比較して大幅に向上する。第 6 の実施形態においては、Z 軸方向における熱伝導率の向上が著しい。

【 0 0 7 3 】

次に、本発明の第 6 の実施形態の変形例について説明する。この変形例においては、図 5 に示すのと同様に圧電振動子を積層構造としており、その他の点に関しては第 6 の実施形態と同一である。

図 1 8 は、本発明の第 6 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。この測定は、温度 2 3 の空気中において、音響レンズの表面温度を測定することによって行われた。図 1 8 の (a) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る X 軸方向の温度分布を示しており、図 1 8 の (b) は、音響レンズの表面におけるピーク温度のポイントを通る Y 軸方向の温度分布を示している。

【 0 0 7 4 】

図 1 8 の (a) 及び (b) において、破線は、従来の超音波探触子の表面温度測定結果を示しており、実線は、第 6 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を示している。従来の超音波探触子におけるピーク温度 T_{13} は 70 であつたのに対し、第 6 の実施形態の変形例に係る超音波探触子におけるピーク温度 T_{14} は 33 となつた。第 6 の実施形態の変形例によれば、積層型の圧電振動子からの発熱量が増加した場合においても、複数の圧電体間に異方性熱伝導体を配置することによって、圧電振動子において発生した熱を速やかにバッキング材に放出することができるので、振動子アレイのピーク温度の上昇を抑制することが可能となる。

【 0 0 7 5 】

次に、本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡について、図 1 9 及び図 2 0 を参照しながら説明する。超音波内視鏡とは、被検体の体腔内を光学的に観察する内視鏡検査装置の挿入部の先端に、超音波トランスデューサ部を設けた装置である。

図 1 9 は、本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡の外観を示す模式図である。図 1 9 に示すように、超音波内視鏡 1 0 0 は、挿入部 1 0 1 と、操作部 1 0 2 と、接続コード 1 0 3 と、ユニバーサルコード 1 0 4 とを含んでいる。超音波内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 1 は、被検体の体内に挿入することができるように、可撓性を有する材料によって形成された細長い管となっている。挿入部 1 0 1 の先端部分には、超音波トランスデューサ部 1 1 0 が設けられている。操作部 1 0 2 は、挿入部 1 0 1 の基端に設けられており、接続コード 1 0 3 を介して超音波診断装置本体に接続されていると共に、ユニバーサルコード 1 0 4 を介して光源装置に接続される。操作部 1 0 2 には、挿入部 1 0 1 に処置具等を挿入するための処置具挿入口 1 0 5 が設けられている。

【 0 0 7 6 】

図 2 0 は、図 1 9 に示す挿入部の先端部分を拡大して示す図である。図 2 0 の (a) は、挿入部 1 0 1 の先端部分の上面を示す平面図であり、図 2 0 の (b) は、挿入部 1 0 1 の先端部分の側面を示す側面断面図である。なお、図 2 0 の (a) において、図 2 0 の (b) に示す音響整合層 1 2 4 は省略されている。

【 0 0 7 7 】

図 2 0 に示すように、挿入部の先端部分には、超音波トランスデューサ部 1 1 0 と、観察窓 1 1 1 と、照明窓 1 1 2 と、処置具挿通口 1 1 3 と、ノズル孔 1 1 4 とが設けられている。処置具挿通口 1 1 3 には穿刺針 1 1 5 が配置されている。図 2 0 の (a) において、観察窓 1 1 1 には、対物レンズが装着されており、この対物レンズの結像位置には、イメージガイドの入力端又は CCD カメラ等の固体撮像素子が配置されている。これらは、観察光学系を構成する。また、照明窓 1 1 2 には、光源装置からライトガイドを介して供給される照明光を出射させるための照明用レンズが装着されている。これらは、照明光学系を構成する。

【 0 0 7 8 】

処置具挿通口 1 1 3 は、図 1 9 に示す操作部 1 0 2 に設けられた処置具挿入口 1 0 5 から挿入される処置具等を導出させる孔である。この孔から穿刺針 1 1 5 や鉗子等の処置具を突出させ、操作部 1 0 2 においてこれを操作することにより、被検体の体腔内において種々の処置が行われる。ノズル孔 1 1 4 は、観察窓 1 1 1 及び観察窓 1 1 2 を洗浄するための液体（水等）を噴射するために設けられている。

【 0 0 7 9 】

超音波トランスデューサ部 1 1 0 は、コンベックス型の多列振動子アレイ 1 2 0 を含んでおり、振動子アレイ 1 2 0 は、湾曲した面上に 5 列に配置された複数の超音波トランスデューサ（圧電振動子） 1 2 1 ~ 1 2 3 を有している。図 2 0 の (b) に示すように、振動子アレイ 1 2 0 の前面には、音響整合層 1 2 4 が配置されている。音響整合層 1 2 4 上には、必要に応じて音響レンズが配置される。また、振動子アレイ 1 2 0 の背面には、バッキング材 1 2 5 が配置されている。

【 0 0 8 0 】

図 20 には、振動子アレイ 120 として、コンベックス型の多列アレイが示されているが、円筒形の面上に複数の超音波トランスデューサを配置したラジアル型の超音波トランスデューサ部や、球面上に複数の超音波トランスデューサを配置した超音波トランスデューサ部を用いても良い。本実施形態においては、本発明の第 1 の実施形態～第 6 の実施形態の変形例に係る超音波探触子と同様に、振動子アレイ 120 を構成する複数の圧電体の間に異方性熱伝導体が配置された複合圧電材料が用いられる。

【0081】

図 21 は、本発明の各実施形態に係る超音波探触子又は超音波内視鏡と超音波診断装置本体とによって構成される超音波診断装置を示す図である。ここでは、例として、超音波探触子を用いる超音波診断装置について説明する。

10

図 21 に示すように、超音波探触子 10 は、電気ケーブル 21 及びコネクタ 22 を介して超音波診断装置本体 20 に電氣的に接続される。電気ケーブル 21 は、超音波診断装置本体 20 において生成される複数の駆動信号をそれぞれの超音波トランスデューサに伝送すると共に、それぞれの超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号を超音波診断装置本体 20 に伝送する。

【0082】

超音波診断装置本体 20 は、超音波診断装置全体の動作を制御する制御部 23 と、駆動信号生成部 24 と、送受信切換部 25 と、受信信号処理部 26 と、画像生成部 27 と、表示部 28 とを含んでいる。駆動信号生成部 24 は、例えば、複数の駆動回路（パルサー等）を含み、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動するために用いられる複数の駆動信号を生成する。送受信切換部 25 は、超音波探触子 10 への駆動信号の出力と、超音波探触子 10 からの受信信号の入力とを切り換える。

20

【0083】

受信信号処理部 26 は、例えば、複数のプリアンプと、複数の A/D 変換器と、デジタル信号処理回路又は CPU とを含み、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号について、増幅、整相加算、検波等の所定の信号処理を施す。画像生成部 27 は、所定の信号処理が施された受信信号に基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する。表示部 28 は、そのようにして生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示する。

【産業上の利用可能性】

30

【0084】

本発明は、被検体について体腔外走査又は体腔内走査を行う際に用いられる超音波探触子、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波内視鏡、及び、それらを用いた超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子の内部構造を模式的に示す斜視図である。

【図 2】図 1 に示す超音波探触子の内部構造を YZ 平面と平行な面で切断したときの断面図である。

40

【図 3A】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

【図 3B】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態とその変形例とにおける圧電振動子の構造を比較して示す図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

50

【図 7 A】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

【図 7 B】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。

【図 8 A】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

【図 8 B】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の側面図である。

【図 9】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

10

【図 10】本発明の第 3 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

【図 11 A】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

【図 11 B】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の斜視図である。

【図 12】本発明の第 4 の実施形態における各部の材質等を示す図である。

【図 13】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

【図 14】本発明の第 5 の実施形態における各部の材質等を示す図である。

20

【図 15】本発明の第 5 の実施形態に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

【図 16】本発明の第 5 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

【図 17 A】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の平面図である。

【図 17 B】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波探触子における複合圧電材料の側面図である。

【図 18】本発明の第 6 の実施形態の変形例に係る超音波探触子の表面温度測定結果を従来と比較して示す図である。

30

【図 19】本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡の外観を示す模式図である。

【図 20】図 19 に示す挿入部の先端部分を拡大して示す図である。

【図 21】本発明の各実施形態に係る超音波探触子又は超音波内視鏡と超音波診断装置本体とによって構成される超音波診断装置を示す図である。

【符号の説明】

【0086】

1 バッキング材

2 超音波トランスデューサ（圧電振動子）

2 a 個別電極

2 b 圧電体

2 c 共通電極

2 d 圧電体層

2 e 下部電極層

2 f、2 g 内部電極層

2 h 上部電極層

2 i 絶縁膜

2 j、2 k 側面電極

3 異方性熱伝導体

3 a 熱伝導部材

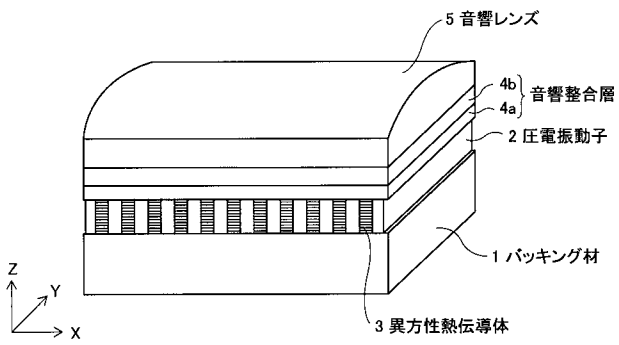
3 b 樹脂

40

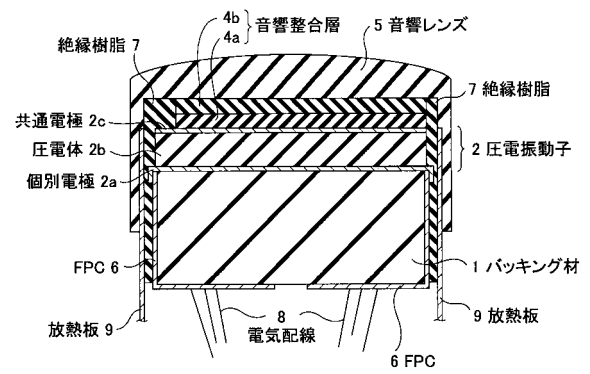
50

3 c	第 1 の熱伝導部材	
3 d	第 2 の熱伝導部材	
4 a、4 b	音響整合層	
5	音響レンズ	
6	F P C	
7	絶縁樹脂	
8	電気配線	
9	放熱板	
1 0	超音波探触子	
2 0	超音波診断装置本体	10
2 1	電気ケーブル	
2 2	コネクタ	
2 3	制御部	
2 4	駆動信号生成部	
2 5	送受信切換部	
2 6	受信信号処理部	
2 7	画像生成部	
2 8	表示部	
1 0 0	超音波内視鏡	
1 0 1	挿入部	20
1 0 2	操作部	
1 0 3	接続コード	
1 0 4	ユニバーサルコード	
1 0 5	処置具挿入口	
1 1 0	超音波トランスデューサ部	
1 1 1	観察窓	
1 1 2	照明窓	
1 1 3	処理部挿通口	
1 1 4	ノズル孔	
1 1 5	穿刺針	30
1 2 0	振動子アレイ	
1 2 1 ~ 1 2 3	超音波トランスデューサ（圧電振動子）	
1 2 4	音響整合層	
1 2 5	バッキング材	

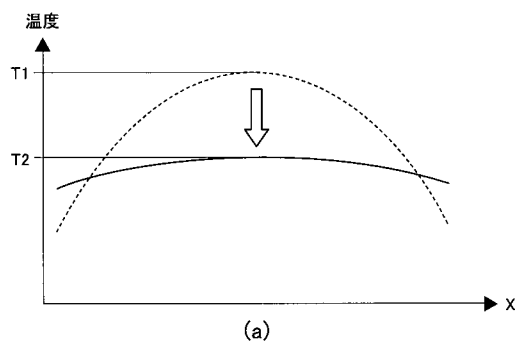
【図 1】



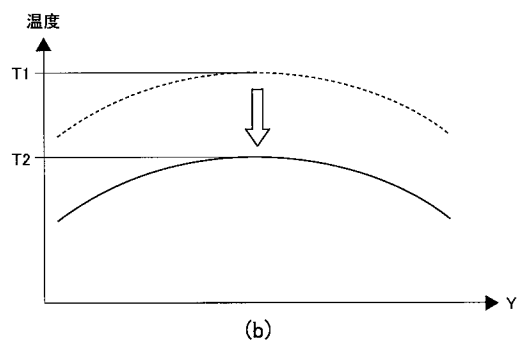
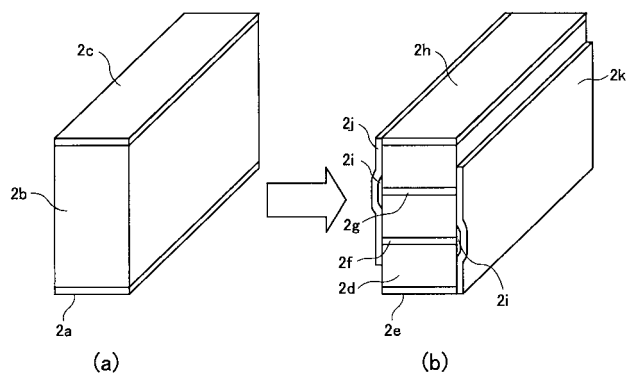
【図 2】



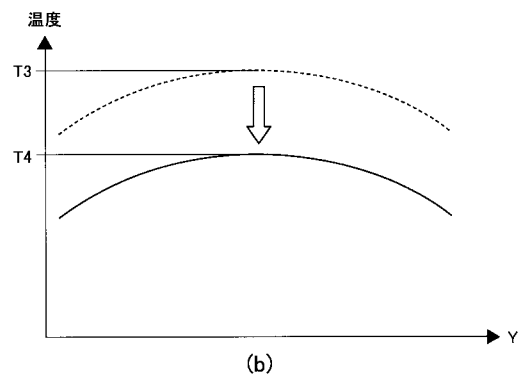
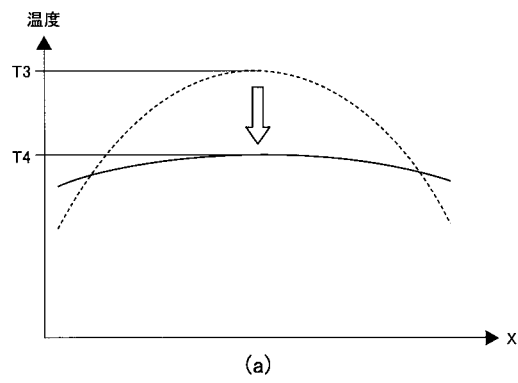
【図 4】



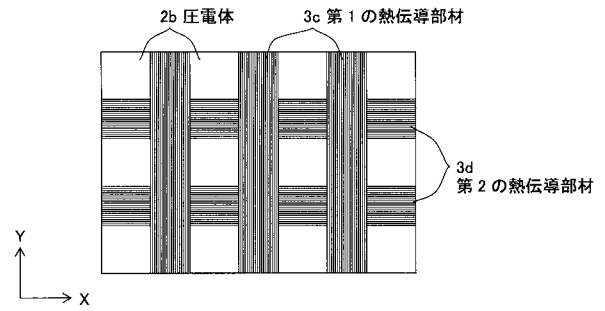
【図 5】



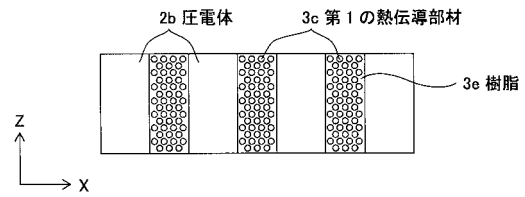
【図 6】



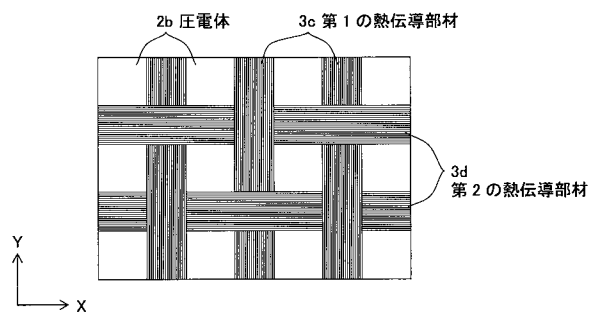
【図 8 A】



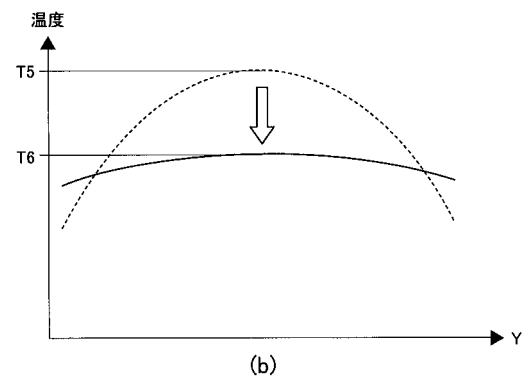
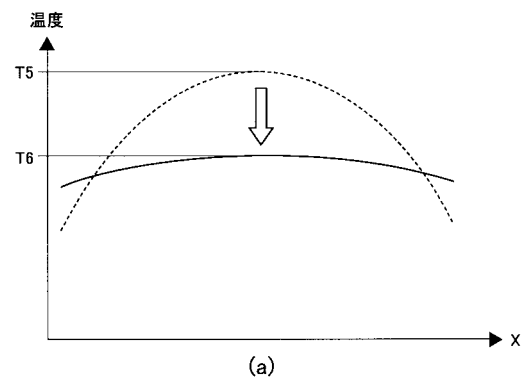
【図 8 B】



【図 9】



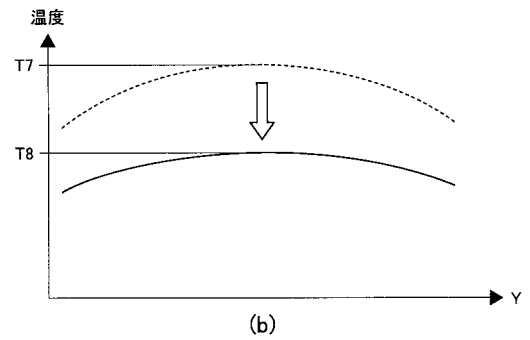
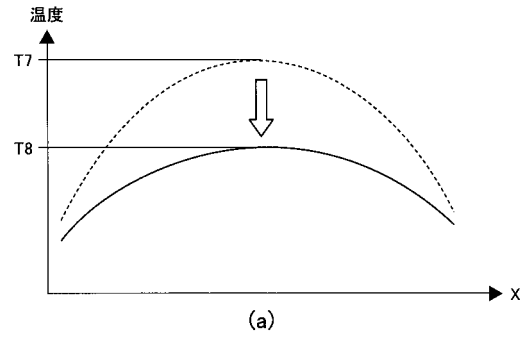
【図 10】



【図 1 2】

	材質	分率	熱伝導率	厚み (mm)
音響レンズ	シリコーンゴム		0.15	0.3
音響整合層 (上)	エポキシ		0.2	0.1
音響整合層 (下)	エポキシ + ZrO_2	75wt%	0.4	0.1
バックング材	塩素化ポリエチレンゴム+ Fe_2O_3	80wt%	1.1	5

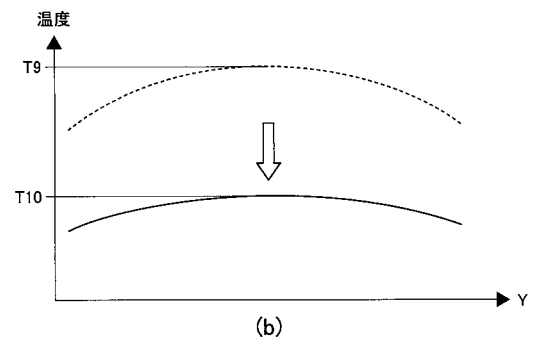
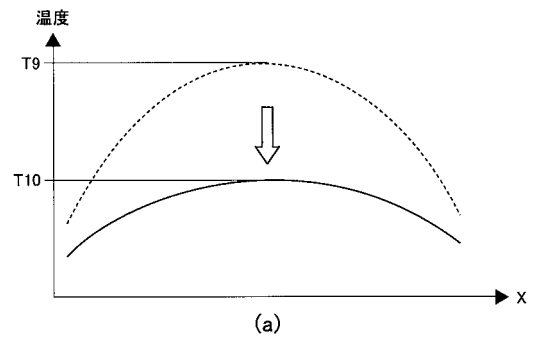
【図 1 3】



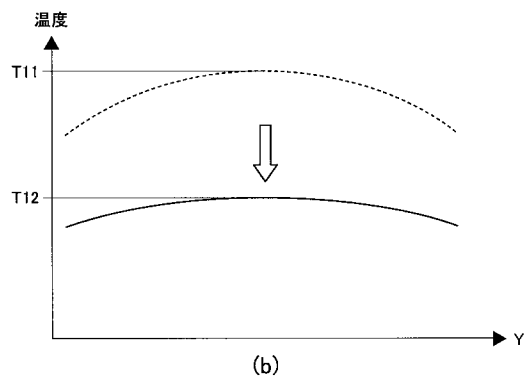
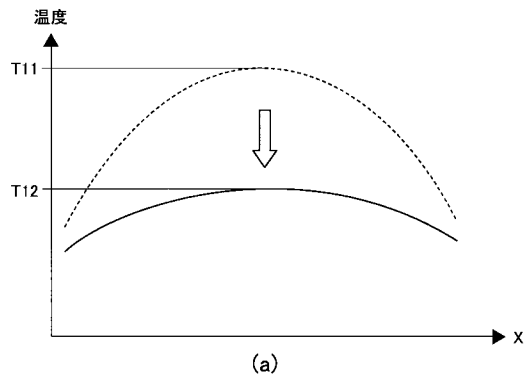
【図 1 4】

	材質	分率	熱伝導率	厚み (mm)
音響レンズ	シリコーンゴム		0.15	0.3
音響整合層 (上)	エポキシ		0.2	0.1
音響整合層 (下)	エポキシ + ZrO_2	75wt%	0.4	0.1
バックング材	エポキシ・ウレタン混合ゴム+WC	90wt%	5	5

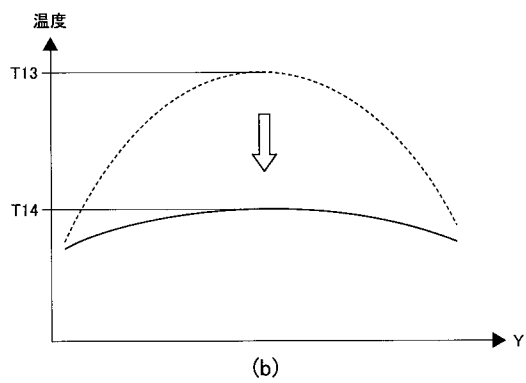
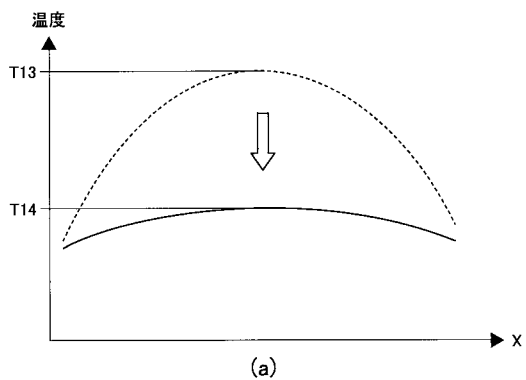
【図 1 5】



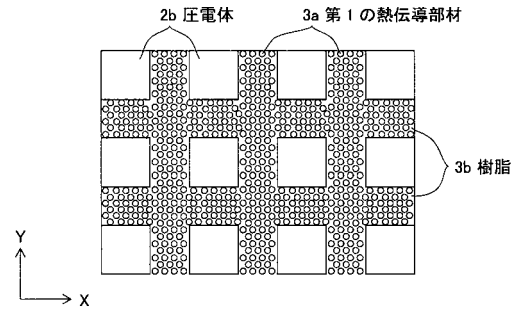
【図 16】



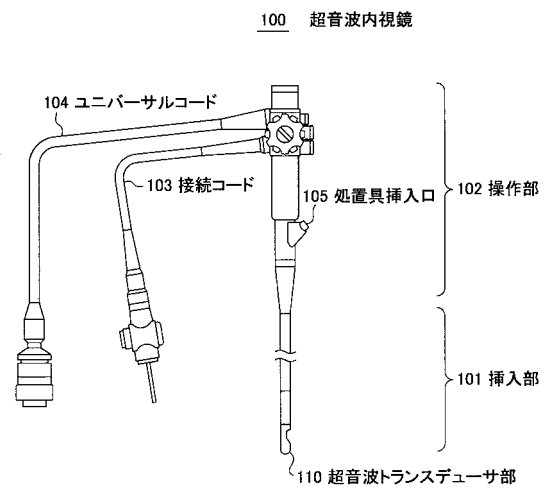
【図 18】



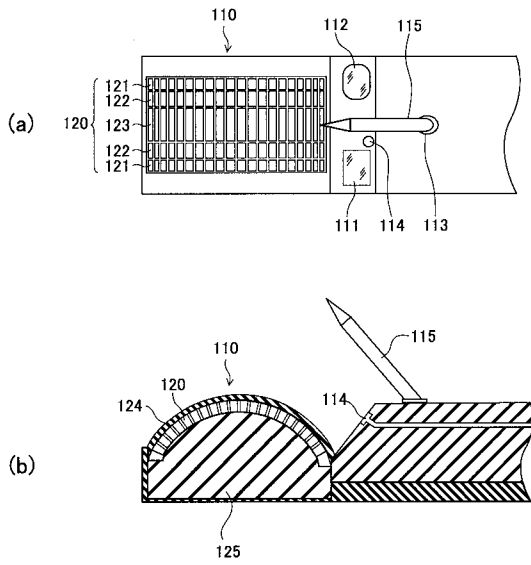
【図 17 A】



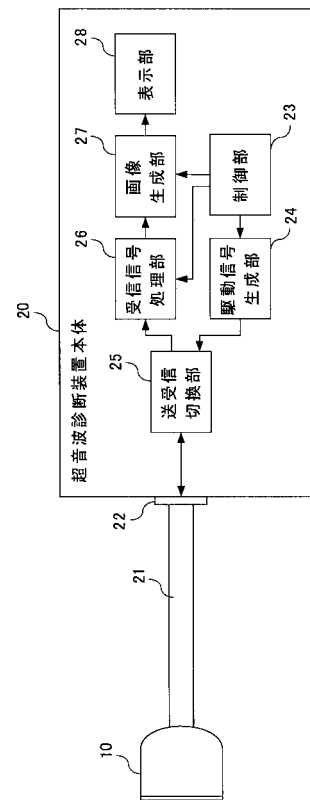
【図 19】



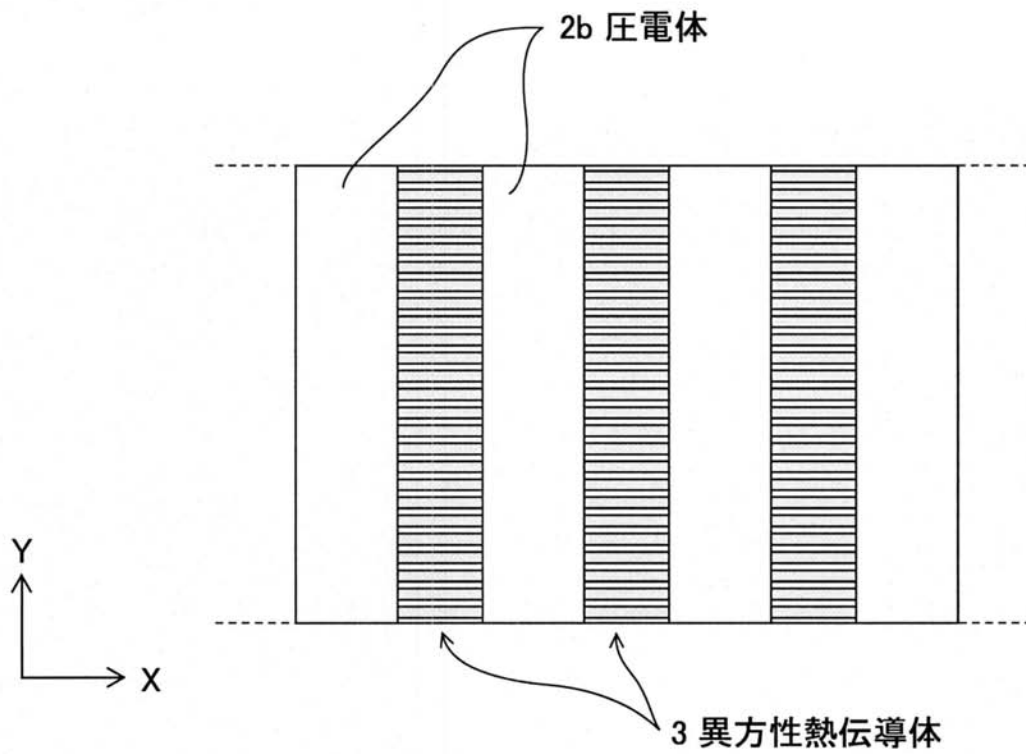
【図 20】



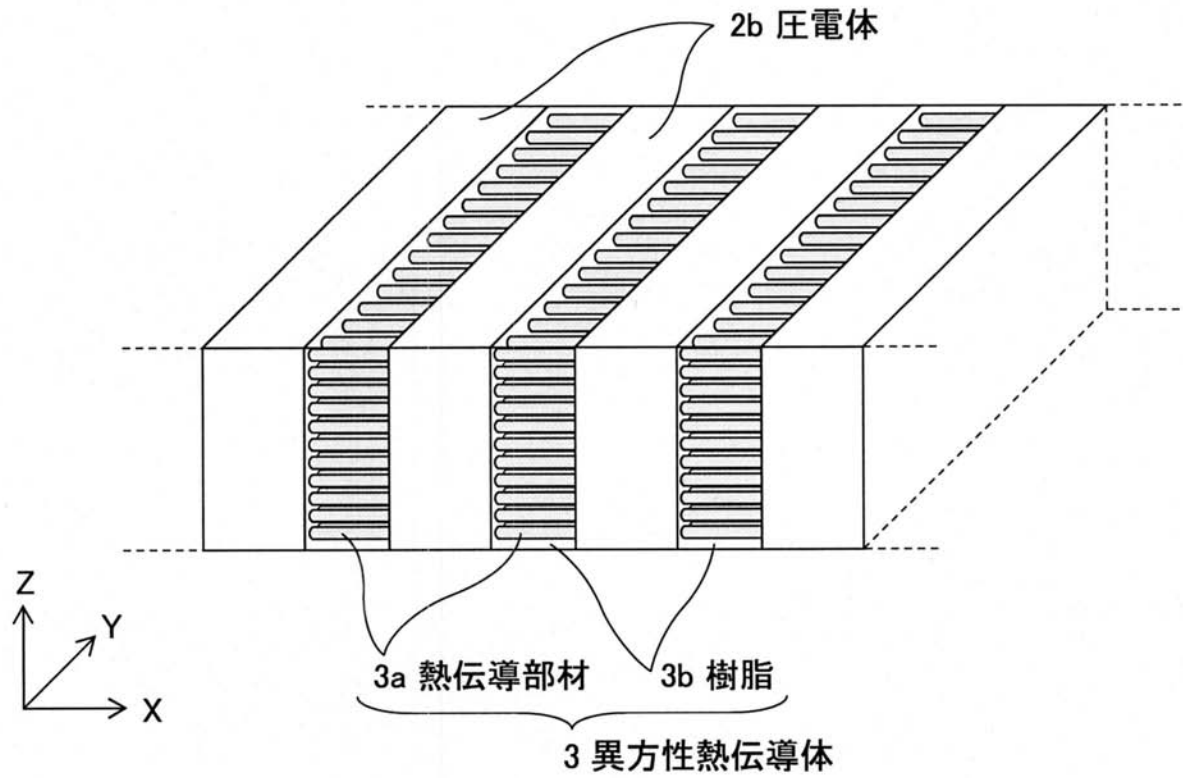
【図 21】



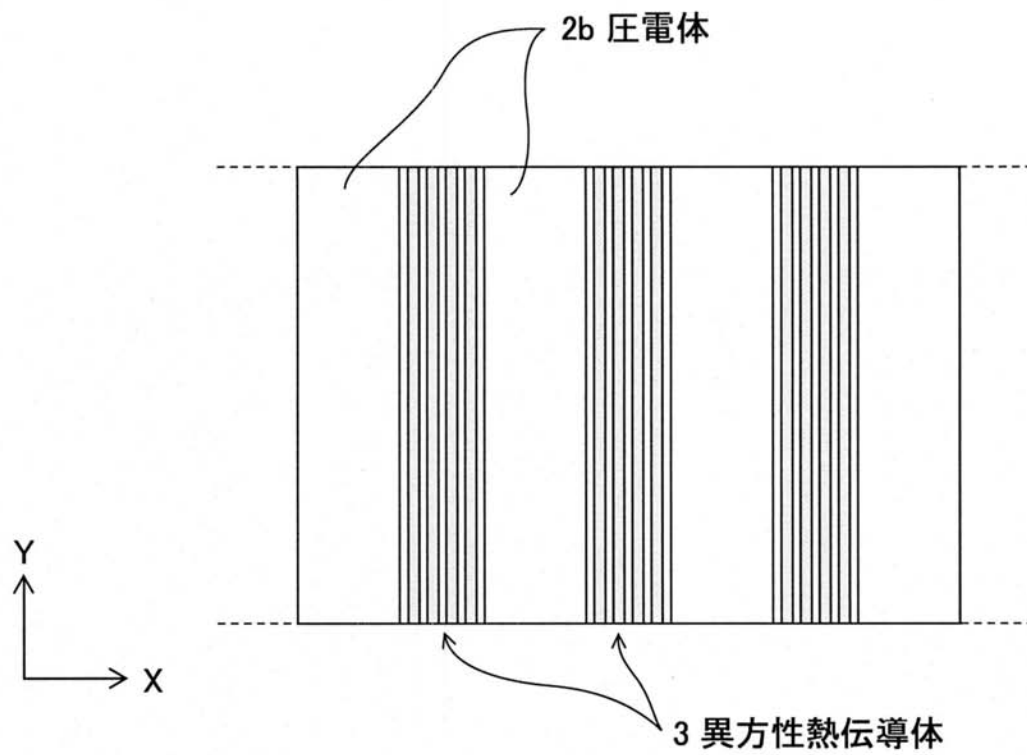
【図 3 A】



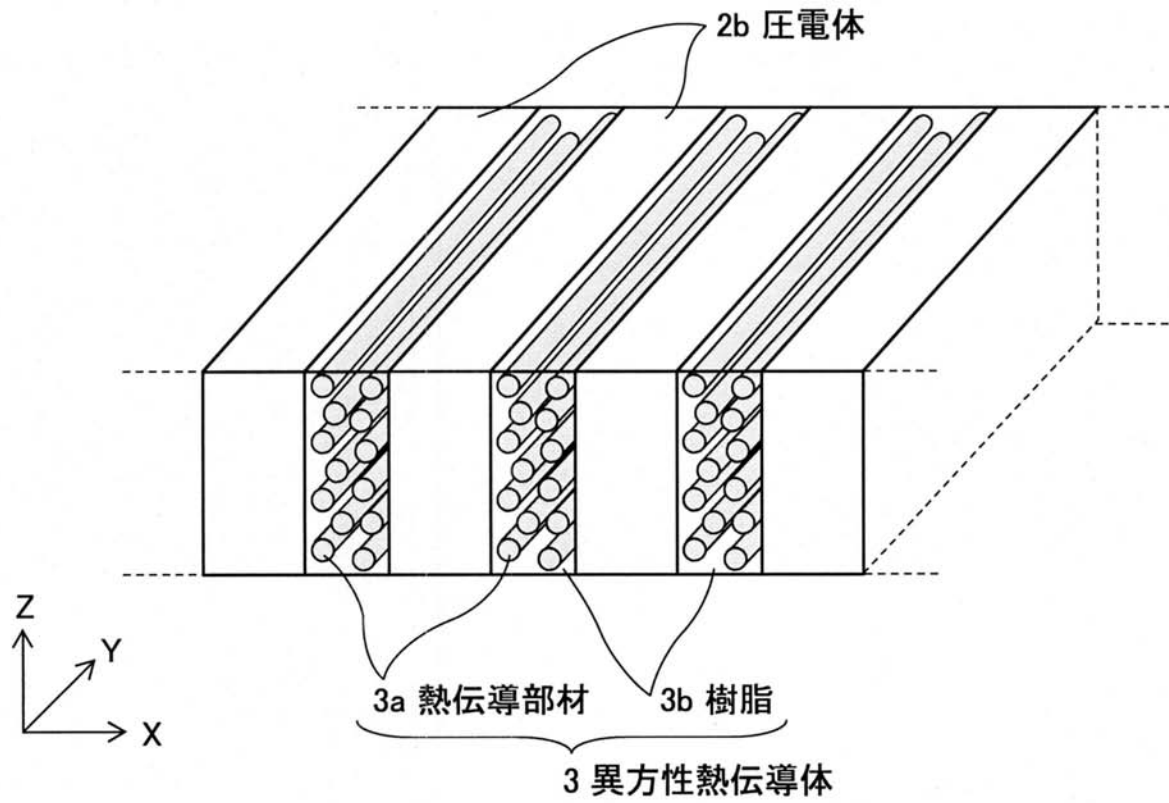
【図 3 B】



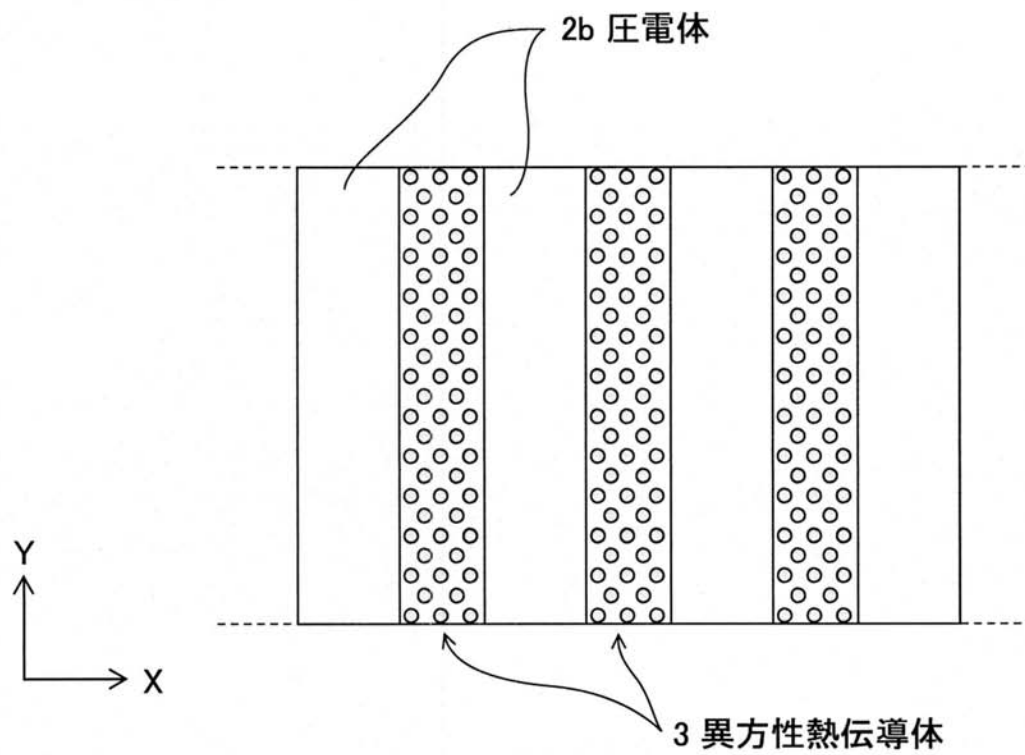
【図 7 A】



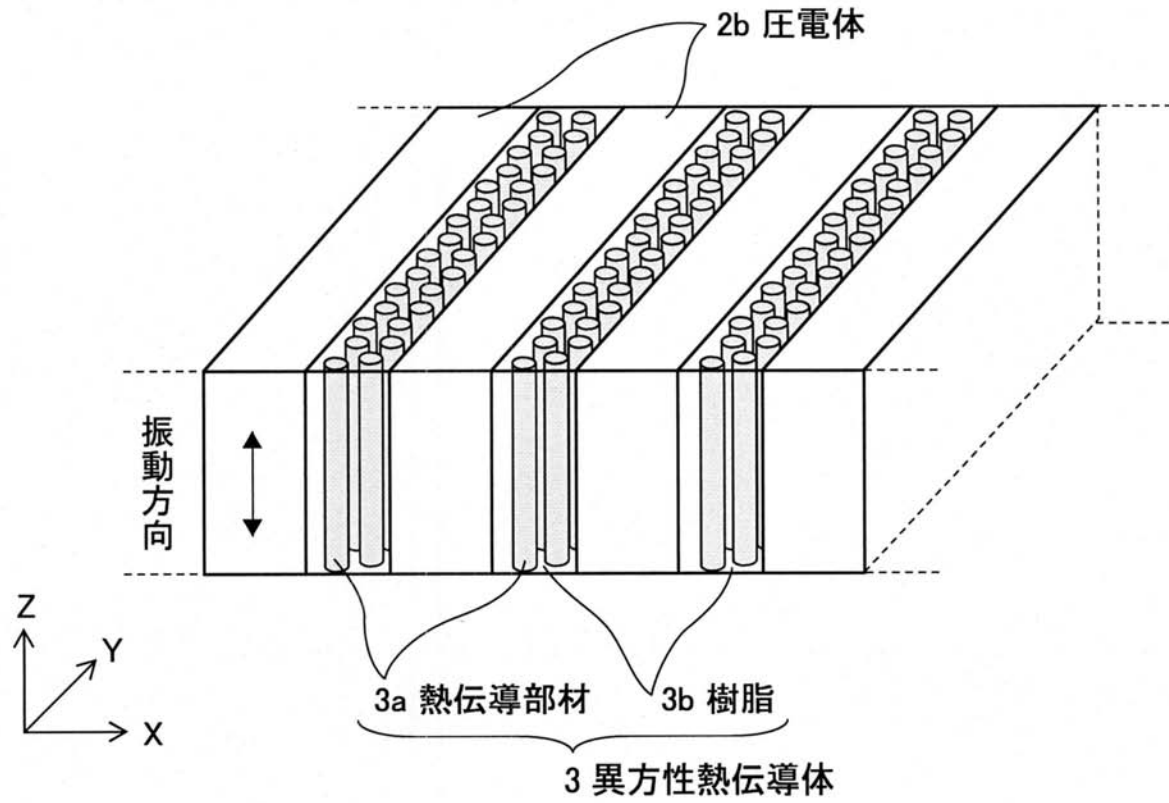
【図 7 B】



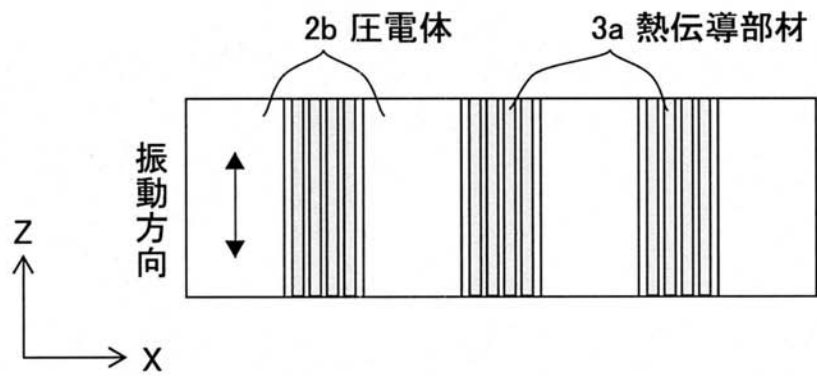
【図 1 1 A】



【図 1 1 B】



【図 1 7 B】



专利名称(译)	复合压电材料，超声波探头，超声波内窥镜和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2008311700A	公开(公告)日	2008-12-25
申请号	JP2007154704	申请日	2007-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	日向浩彰		
发明人	日向 浩彰		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/12		
CPC分类号	B06B1/0622 G10K11/004 H01L41/183		
FI分类号	H04R17/00.332.B A61B8/12 A61B8/14 H01L41/08.J H01L41/08.U		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE03 4C601/EE19 4C601/FE02 4C601/GA03 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB25 4C601/GB31 4C601/GB33 4C601/GB47 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP5031450B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种复合压电材料，其能够降低用于在超声成像中发送或接收超声波的换能器阵列的峰值温度，使用该换能器阵列的超声探头等。在沿着平面或曲面布置的多个压电体之间和/或在多个压电体之间和/或在多个压电体的外周部上布置复合压电材料，并且提供至少一个方向。并且具有高导热率的各向异性导热体。另外，超声探头包括换能器阵列，该换能器阵列包括复合压电材料，布置在换能器阵列的第一表面上的声匹配层和/或声透镜，以及在换能器阵列的第一表面上的声匹配层。以及位于相对的第二表面上的背衬材料。[选择图]图3B

