

(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2009-273838

(P2009-273838A)

(43) 公開日 平成21年11月26日(2009.11.26)

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

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2008-130755 (P2008-130755)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年5月19日 (2008.5.19)		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 EE22 FE02 GB02 GB15 GB16
			GB44
			5D019 BB01 BB14 BB19 FF04

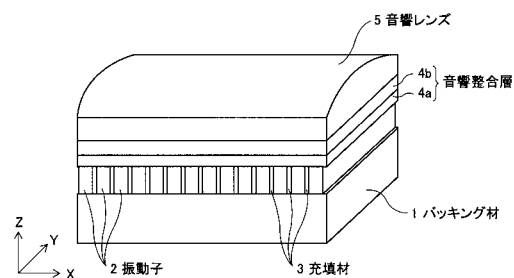
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、超音波診断装置及び超音波内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】超音波の送受信における超音波探触子の感度や比帯域幅を阻害することなく、超音波探触子の発熱を抑制して、基本性能と発熱抑制とを両立させた超音波探触子を提供する。

【解決手段】この超音波探触子は、超音波を送信及び受信する少なくとも1つの振動子であって、圧電歪定数 d_{33} が 500 pm/V 以下であり、圧電歪定数 d_{33} と圧電圧定数 g_{33} との積が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上である圧電材料を含む少なくとも1つの振動子と、少なくとも1つの振動子の第1の面上に配置された少なくとも1層の音響整合層と、少なくとも1つの振動子の第1の面と反対側の第2の面上に配置されたバックング材とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送信及び受信する少なくとも 1 つの振動子であって、圧電歪定数 d_{33} が 50 p m / V 以下であり、圧電歪定数 d_{33} と圧電電圧定数 g_{33} との積が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2 / \text{N}$ 以上である圧電材料を含む前記少なくとも 1 つの振動子と、

前記少なくとも 1 つの振動子の第 1 の面上に配置された少なくとも 1 層の音響整合層と、

前記少なくとも 1 つの振動子の第 1 の面と反対側の第 2 の面上に配置されたバッキング材と、

を具備する超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記圧電材料の圧電電圧定数 g_{33} が、 $20 \times 10^{-3} \text{ V m / N}$ 以上である、請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記圧電材料の機械的品質係数 Q_m が、100 以下である、請求項 1 又は 2 記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの振動子が、複合材料層と、前記複合材料層の両端に配置された第 1 の電極層及び第 2 の電極層とを含み、前記複合材料層が、前記第 1 の電極層と前記第 2 の電極層との間に電圧が印加されたときに形成される電界の方向と略平行な長手方向を有する複数の圧電体と、前記複数の圧電体の間に充填された樹脂とを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波探触子。

20

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの振動子が、第 1 の電極層及び第 2 の電極層と、前記第 1 の電極層と前記第 2 の電極層との間に少なくとも 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とを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの振動子が、第 1 の電極層及び第 2 の電極層と、前記第 1 の電極層と前記第 2 の電極層との間に少なくとも 1 つの内部電極層を挟んで交互に積層された複数の複合材料層とを含み、前記複数の複合材料層の各々が、該複合材料層を挟む 2 つの電極層の間に電圧が印加されたときに形成される電界の方向と略平行な長手方向を有する複数の圧電体と、前記複数の圧電体の間に充填された樹脂とを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波探触子。

30

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 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。

40

【請求項 8】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波探触子を含む超音波内視鏡と、

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、

を具備する超音波内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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に関する。さらに、本発明は、そのような超音波探触子と本体装置とによって構成され

50

る超音波診断装置、及び、超音波探触子を含む超音波内視鏡と本体装置とによって構成される超音波内視鏡装置に関する。

【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RI (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。

10

【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体腔内用の超音波探触子とを組み合わせた超音波内視鏡も使用されている。

【0004】

超音波探触子において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は、一般に、圧電体の両端に電極を形成した圧電振動子が用いられる。振動子の電極に電圧を印加すると、圧電体が伸縮して超音波が発生する。さらに、複数の振動子を1次元又は2次元状に配列し、所定の遅延を与えた複数の駆動信号によって駆動することにより、超音波ビームを所望の方向に向けて形成することができる。一方、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、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。

20

【0005】

従来の圧電振動子に使用される圧電体の選択指針としては、超音波の送信時において振動振幅が大きく（圧電歪定数 d_{33} が大きく）、かつ、発熱が小さいものが望ましいとされてきた。また、発熱低減のためには、機械的品質係数 Q_m が大きく、誘電損失 $\tan \delta_e$ が小さいことが重要と考えられてきた（特許文献1及び2、非特許文献1を参照）。

30

【0006】

関連する技術として、特許文献1には、超音波振動子として使用した場合に大きな振動を得ることができ、しかも、発熱の少ない圧電磁器材料が開示されている。この圧電磁器材料においては、機械的品質係数、圧電定数及び誘電体損失のすべてが、一定の水準以上である。

【0007】

また、特許文献2には、駆動時における発熱量を抑えて、これによる特性劣化を防止した超音波探触子が開示されている。特許文献2によれば、バッキング材上に超音波の発生源となる圧電素子を固着し、該圧電素子の前面に音響整合層を設けてケース内に収容した超音波探触子において、圧電素子の誘電損失を1.6%以下とし、該圧電素子の駆動時における発熱量を低下せしめる構成としている。

40

【0008】

また、非特許文献1には、撮像性能を犠牲にすることなく音響エネルギー放射能力を高めた多層の超音波撮像アレイが記載されている。非特許文献1において、単層の超音波撮像アレイに用いられたPZTの物理的性質が表1に記載されており、多層の超音波撮像アレイに用いられたPZTの物理的性質が表2に記載されている。

【特許文献1】特開平5 - 51222号公報（第2頁）

【特許文献2】特開平6 - 14398号公報（第1 - 2頁）

【非特許文献1】Michael J. Zipparo, "Multilayer Ultrasound Imaging Arrays showing Improved Thermal Performance", Proc. 2005 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 2235

50

-2238

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、超音波探触子の感度をさらに向上させるために、圧電歪定数 d_{33} が大きい材料を選択した場合には、超音波の送信時における発熱が増加するという問題が生じる。一方、発熱低減のために、機械的品質係数 Q_m が大きい材料を選択した場合には、超音波のパルス波形の尾引きが増大し、比帯域幅が狭くなってしまうという問題が生じる。即ち、従来の超音波探触子においては、超音波探触子の基本性能（感度や比帯域幅）と超音波探触子の発熱抑制とを十分に両立させることができていなかった。

10

【0010】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波の送受信における超音波探触子の感度や比帯域幅を阻害することなく、超音波探触子の発熱を抑制して、基本性能と発熱抑制とを両立させた超音波探触子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】

【0011】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波探触子は、超音波を送信及び受信する少なくとも1つの振動子であって、圧電歪定数 d_{33} が 500 pm/V 以下であり、圧電歪定数 d_{33} と圧電電圧定数 g_{33} との積が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上である圧電材料を含む少なくとも1つの振動子と、少なくとも1つの振動子の第1の面上に配置された少なくとも1層の音響整合層と、少なくとも1つの振動子の第1の面と反対側の第2の面上に配置されたバッキング材とを具備する。

20

【0012】

また、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。

【0013】

さらに、本発明の1つの観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明に係る超音波探触子を含む超音波内視鏡と、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。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、圧電歪定数 d_{33} が 500 pm/V 以下であり、圧電歪定数 d_{33} と圧電電圧定数 g_{33} との積が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上である圧電材料を用いて振動子を構成することにより、超音波の送受信における超音波探触子の感度や比帯域幅を阻害することなく、超音波探触子の発熱を抑制して、基本性能と発熱抑制とを両立させた超音波探触子を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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、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。

【0016】

図1に示すように、超音波探触子は、バッキング材1と、バッキング材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、振動子間における干渉を低減し、振動子の横方向の振動を抑えて振動子が縦方向のみに振動するようにするために、複数の

50

振動子 2 の間や周囲に充填されたエポキシ樹脂等の充填材 3 と、振動子 2 上に設けられた少なくとも 1 層の音響整合層（図 1 においては、2 層の音響整合層 4 a 及び 4 b 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 とを有している。

【0017】

本実施形態においては、複数の振動子 2 がアジマス方向（X 軸方向）に並べられて 1 次元振動子アレイを構成しているが、本発明は、複数の圧電振動子が 2 次元状に配列された 2 次元振動子アレイを有する超音波探触子や、1 つの圧電振動子を有する超音波探触子にも適用することができる。

【0018】

超音波探触子の超音波送受信動作を送信プロセスと受信プロセスとの 2 つに分けた場合に、発熱が生じるのは、主に送信プロセスである。本願発明者は、送信プロセスにおける発熱が、圧電体自身の振動振幅に起因し、圧電歪定数 d_{33} が大きい材料ほど発熱が大きいことを見出した。また、超音波探触子の送信性能は、電圧印加時の変位の大きさを表す圧電歪定数 d_{33} に比例し、超音波探触子の受信性能は、圧力印加時の発生電圧の大きさを表す圧電電圧定数 g_{33} に比例すると考えられる。

【0019】

従って、送信時の振動振幅を小さくして送信音響パワーを低減させると共に、受信感度を高くすることにより、超音波の送受信における超音波探触子の基本性能を維持しつつ、超音波探触子の発熱を抑制することが可能である。具体的には、発熱を低減するために、圧電歪定数 d_{33} を小さくすることが有効であり、例えば、 $0 < d_{33} \leq 500 \text{ pm/V}$ とすることが望ましい。一方、受信感度を高くするために、圧電電圧定数 g_{33} を大きくすることが有効である。発熱を低減しつつ送受信感度を維持するためには、例えば、 $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N} \leq d_{33} \times g_{33} \leq 20000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ とすることが望ましい。また、発熱を低減しつつ比帯域幅（深さ分解能）を維持するためには、機械的品質係数 Q_m をある程度小さくすることが有効であり、例えば、 $10 \leq Q_m \leq 100$ とすることが望ましい。

【0020】

各種の圧電材料を用いて図 1 に示す超音波探触子を実際に作製し、特性を測定した結果について、以下に説明する。図 1 に示す超音波探触子において、X 軸方向の長さを 50 mm とし、Y 軸方向の長さを 4 mm とした。また、各振動子 2 の Y 軸方向の長さを 4 mm とし、X 軸方向の長さを $110 \mu\text{m}$ とし、Z 軸方向の長さを $300 \mu\text{m}$ とした。

【0021】

感度及び比帯域幅の測定においては、1 次元振動子アレイの内の 1 つの振動子のみを駆動して、水槽中で超音波の送受信を行うことにより、その特性を測定した。送受信される超音波の中心周波数は 6 MHz であり、駆動信号を発生するために、超音波送受信装置（Panametrics 社製の Model 5900）を使用した。

【0022】

温度上昇 ΔT の測定においては、相対比較を目的として、ファンクションジェネレータ（Agilent 社製の Model 33220A）を用いて $-3 \text{ V} \sim +3 \text{ V}$ の電圧範囲の正弦波を 1 つの振動子に印加し、室温 23 の空気中において、非接触温度測定器を用いて表面温度の上昇を測定した。表面温度は、振動子の駆動開始直後から時間と共に上昇し、10 分程度でほぼ飽和したので、飽和後に温度測定を行った。

【0023】

図 2 は、各種の圧電材料の圧電性能と、それらの圧電材料を用いて作製された超音波探触子の特性を測定した結果を示す図である。図 2 においては、各種の圧電材料の圧電歪定数 d_{33} 、圧電電圧定数 g_{33} 、圧電歪定数と圧電電圧定数との積 $d_{33} \times g_{33}$ 、機械的品質係数 Q_m 、及び、それらの圧電材料を用いて作製された超音波探触子の温度上昇 ΔT 、送受信感度、比帯域幅が示されている。なお、比帯域幅 $f_{BW}(\%)$ は、次式によって表される。

$$f_{BW}(\%) = 100 \times (f_H - f_L) / f_C$$

10

20

30

40

50

ここで、周波数 f_H 及び f_L は、音圧がピーク値から 6 dB 減衰する 2 つの周波数であり ($f_L < f_H$)、周波数 f_C は、周波数 f_H と周波数 f_L との中心周波数である。

【0024】

従来例 1 ~ 5 は、超音波探触子用として従来から標準的に使用されてきた圧電材料 A ~ E を用いた超音波探触子であり、基本性能 (感度、比帯域幅) は良好であるが、発熱が大きいので温度上昇が大きい。比較例 1 ~ 4 は、圧電材料 F ~ I を用いた超音波探触子であり、温度上昇は抑制されているが、基本性能が低い。本発明の実施例 1 ~ 6 は、圧電材料 J ~ O を用いた超音波探触子であり、基本性能の維持と温度上昇の抑制とを両立させている。

【0025】

図 3 は、本発明の実施例 1 ~ 6 において用いられている圧電材料 J ~ O の組成を示す図である。これらの内、圧電材料 J、K、L は、ハード系の PZT (チタン酸ジルコン酸鉛: Pb(lead) zirconate titanate) の変型であり、圧電材料 M、N、O は、ソフト系の PZT の変型である。

【0026】

上記実験で用いられた圧電材料は、固相熱化学反応法と呼ばれる世の中で広く知られている一般的なセラミックス製造方法で製造された。その製造方法を以下に説明する。工程 (1) において、素原料を、酸化物もしくは炭酸塩として所望のモル比で調合し混合して、原料を作製する。工程 (2) において、800 ~ 1000 の大気雰囲気中で原料を仮焼して分解すると共に、固相熱化学反応により原料を固溶体化する。工程 (3) において、工程 (2) において得られた原料を微粒子に粉碎し、その後、工程 (2) に戻すことを複数回繰り返し、最終的にペロブスカイト単相が形成される。工程 (4) において、工程 (3) において得られた微粒子に対して、50 MPa ~ 300 MPa の圧力で乾式成形を行った後、1150 ~ 1350 の本焼成により未反応部分の化学反応を完結させると共に、焼結を行い、微粒子を緻密化させる。工程 (5) において、切断と研磨により最終的な形を整える。工程 (6) において、スパッタ法で電極を形成後、分極処理を行うことにより、圧電材料の製造が完了する。

【0027】

再び図 2 を参照すると、圧電材料 J、K、L を用いた実施例 1 ~ 3 は、発熱が小さく、感度が良好であるが、比帯域幅が比較的狭いので、用途が限られる。一方、圧電材料 M、N、O を用いた実施例 4 ~ 6 は、発熱が小さく、感度が良好であり、さらに、比帯域幅も良好であるので、広帯域用の超音波探触子に適している。

【0028】

図 4 は、圧電歪定数 d_{33} と温度上昇 ΔT との関係を示す図である。図 4 に示すように、温度上昇 ΔT は、圧電歪定数 d_{33} とほぼ比例関係にあり、 d_{33} が 500 pm/V 以下の圧電材料を使用することによって、従来例と比較して温度上昇 ΔT をほぼ半分に低減することができる。より好ましくは、 d_{33} が 400 pm/V 以下の圧電材料を使用することが推奨される。

【0029】

図 5 は、圧電歪定数と圧電電圧定数との積 $d_{33} \times g_{33}$ と送受信感度との関係を示す図である。図 5 に示すように、 $d_{33} \times g_{33}$ が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上であれば高感度を維持できるが、 $d_{33} \times g_{33}$ が $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 未満では、感度低下が顕著になる。従って、 $d_{33} \times g_{33}$ の値は、 $7000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上とすることが適切であり、好ましくは $9000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上であり、より好ましくは $10000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上であり、さらに好ましくは $11000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 以上である。

【0030】

ただし、圧電歪定数 d_{33} の値をあまり大きくすることは妥当でないので、 $d_{33} \times g_{33}$ の値の上限は、 $20000 \times 10^{-15} \text{ m}^2/\text{N}$ 程度となる。また、圧電電圧定数 g_{33} の値は、 $14 \times 10^{-3} \text{ V m}/\text{N}$ 以上とすることが適切であり、好ましくは 20×1

10

20

30

40

50

$0 \sim 3 \text{ V m / N}$ 以上であり、より好ましくは $2.5 \times 10^{-3} \text{ V m / N}$ 以上であり、さらに好ましくは $3.0 \times 10^{-3} \text{ V m / N}$ 以上である。

【0031】

図6は、機械的品質係数 Q_m と比帯域幅との関係を示す図である。図6に示すように、比帯域幅は、機械的品質係数 Q_m が小さいほど広がる傾向を示しており、 Q_m が100以下の圧電材料を使用することによって、ほぼ十分な広帯域特性を達成することができる。より好ましくは、 Q_m が90以下の圧電材料を使用し、さらに好ましくは、 Q_m が70以下の圧電材料を使用することが推奨される。

【0032】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波探触子の構造について説明する。第2の実施形態に係る超音波探触子は、第1の実施形態に係る超音波探触子の1次元振動子アレイにおいて、積層型の圧電振動子を用いたものである。

10

【0033】

図7は、本発明の第1の実施形態と第2の実施形態とにおける圧電振動子の構造を比較して示す図である。第1の実施形態においては、図7の(a)に示すように、圧電振動子が、個別電極2aと、個別電極2a上に形成された圧電体2bと、圧電体2b上に形成された共通電極2cとを含んでおり、単層構造を有している。

【0034】

一方、第2の実施形態においては、図7の(b)に示すように、圧電振動子が、PZT等によって形成されている複数の圧電体層2dと、下部電極層2eと、複数の圧電体層2dの間に交互に挿入された内部電極層2f及び2gと、上部電極層2hと、絶縁膜2iと、表側の側面電極2j及び裏側の側面電極(図示せず)とを含んでおり、積層構造を有している。

20

【0035】

ここで、下部電極層2eは、表側の側面電極2jに接続されていると共に、裏側の側面電極から絶縁されている。上部電極層2hは、裏側の側面電極に接続されていると共に、表側の側面電極2jから絶縁されている。また、内部電極層2fは、裏側の側面電極に接続されていると共に、絶縁膜2iによって表側の側面電極2jから絶縁されている。一方、内部電極層2gは、表側の側面電極2jに接続されていると共に、絶縁膜2iによって裏側の側面電極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2d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。

30

【0036】

このような積層型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、同じサイズの単層型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型圧電振動子の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/N²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、駆動回路又は信号ケーブル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、圧電振動子からの発熱量は増加してしまう。本実施形態においては、適切な圧電材料を選択することにより、超音波探触子の温度上昇を防止している。

40

【0037】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波探触子の構造について説明する。第3の実施形態に係る超音波探触子は、第2の実施形態に係る超音波探触子において、各圧電振動子において圧電体層部分を構成するバルクの圧電材料を、圧電体と樹脂との複合材料に置き換えることにより、圧電振動子を1-3コンポジット化したものである。

【0038】

1-3コンポジットの場合には、各々の振動子が棒状となることから、その振動モード

50

は、 33 振動モードとなる。 33 振動モードとは、第 3 の方向 (Z 軸方向) に分極処理 (ポーリング処理) が施された圧電体を、同じ第 3 の方向に電界を印加して振動させた場合の振動モードをいう。一般に、振動子においては、 33 振動モードにおける電気機械結合係数 k_{33} が、板状における電気機械結合係数 k_t や、棒状における電気機械結合係数 k_{33}' よりも大きいので、各々の振動子を棒状とすることにより、高い変換効率が得られる。

【0039】

図 8 は、本発明の第 2 の実施形態と第 3 の実施形態とにおける圧電振動子の構造を比較して示す図である。第 2 の実施形態においては、図 8 の (a) に示すように、バルクの圧電材料で構成された圧電体層 2d が用いられている。圧電体層 2d の音響インピーダンスは、約 30 MRayl である。一方、第 3 の実施形態においては、図 8 の (b) に示すように、圧電体と樹脂とで構成された複合材料層 2k が用いられている。複合材料層 2k の音響インピーダンスは、 10 MRayl よりも小さく、人体の音響インピーダンスである約 1.5 MRayl に近い値となっているので、超音波探触子と被検体 (人体) との界面における超音波の反射を低減することができる。

10

【0040】

図 9 は、図 8 の (b) に示す積層型の圧電振動子の最下層の構造を示す斜視図である。複合材料層 2k を挟む 2 つの電極層 (下部電極層 2e 及び内部電極層 2f) の間に電圧を印加すると、電界は Z 軸方向に形成される。図 9 に示すように、複合材料層 2k は、Z 軸方向と略平行な長手方向を有するように 2 次元状に配列された複数の圧電体 6 と、複数の圧電体 6 の間及び周囲に充填された樹脂 (例えば、エポキシ系樹脂) 7 とを含んでいる。以上においては、積層型の圧電振動子において複合材料層を用いる場合について説明したが、図 7 の (a) に示すような単層構造の圧電振動子において複合材料層を用いるようにしても良い。

20

【0041】

第 2 及び第 3 の実施形態に係る超音波探触子の特性を測定した結果について、以下に説明する。感度及び比帯域幅の測定においては、1 次元振動子アレイの内の 1 つの振動子のみを駆動して、水槽中で超音波の送受信を行うことにより、その特性を測定した。送受信される超音波の中心周波数は 6 MHz であり、駆動信号を発生するために、超音波送受信装置 (Panametrics 社製の Model 5900) を使用した。

30

【0042】

温度上昇 ΔT の測定においては、超音波探触子を超音波診断装置本体に接続して、温度上昇の観点から最も厳しい駆動モードであるカラードップラモードにおいて超音波探触子を連続的に駆動し、室温 23 の空気中において、非接触温度測定器を用いて表面温度の上昇を測定した。表面温度は、振動子の駆動開始直後から時間と共に上昇し、 10 分程度でほぼ飽和したので、飽和後に温度測定を行った。

【0043】

図 10 は、第 2 及び第 3 の実施形態に係る超音波探触子の特性を測定した結果を示す図である。図 10 においては、比較例 5 及び本発明の実施例 7 ~ 10 の超音波探触子における振動子の構造、圧電材料、送受信感度、比帯域幅、超音波探触子の温度上昇 ΔT が示されている。比較例 5 及び本発明の実施例 7 ~ 10 において、振動子の構造は 3 層積層構造であり、実施例 10 においては、第 3 の実施形態において説明した複合材料が使用されている。

40

【0044】

これらの超音波探触子の特性を、同じ圧電材料を用いた単層構造の振動子を有する超音波探触子の特性 (図 2 参照) と比較すると、振動子を 3 層積層構造とすることによって高性能化が実現され、感度が約 10 dB 向上し、比帯域幅が約 10% 広がる。ただし、振動子を 3 層積層構造とすると、単層構造の振動子と比較して、温度上昇 ΔT が 3 ~ 5 倍になるという問題がある。

【0045】

50

図 1 1 は、第 2 及び第 3 の実施形態に係る超音波探触子の温度上昇 ΔT の変化を示す図である。図 1 1 において、横軸は駆動時間 (分) を表しており、縦軸は温度上昇 ΔT を表している。比較例 5 は、標準的な圧電材料 C を用いた 3 層積層構造の振動子を有する超音波探触子であるが、温度上昇 ΔT は 5 0 に達し、超音波診断装置の安全規格 (ΔT 2 7) を大幅に越えてしまっている。一方、本発明の実施例 7 ~ 1 0 によれば、温度上昇 ΔT を 2 5 以下に抑制できるので、安全規格を満たすことができる。

【 0 0 4 6 】

再び図 1 0 を参照すると、実施例 1 0 は、実施例 8 におけるのと同じ圧電材料 O を用いているが、圧電材料 O と樹脂とを組み合わせる複合材料とし、圧電体を 1 - 3 コンポジット化することにより、実施例 8 と比較して感度が約 9 d B 向上し、比帯域幅が 2 5 % 向上している。また、温度上昇 ΔT は、実施例 8 と比較して 8 . 8 低減している。

10

【 0 0 4 7 】

以上の実施例においては、圧電材料として圧電セラミックを用いる場合について説明したが、本発明は、単結晶の圧電材料を用いる場合にも適用することができる。また、超音波探触子の表面温度を低減するために、熱伝導率の高いバッキング材を用いたり、熱伝導率の低い音響整合層又は音響レンズを用いるようにしても良い。さらに、振動子において発生する熱をバッキング材から筐体に放熱させる構造を用いることも有効である。

【 0 0 4 8 】

図 1 2 は、本発明の第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波探触子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。

20

図 1 2 に示すように、超音波探触子 1 0 は、電気ケーブル 2 1 及びコネクタ 2 2 を介して超音波診断装置本体 2 0 に電氣的に接続される。電気ケーブル 2 1 は、超音波診断装置本体 2 0 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 (圧電振動子) 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 2 0 に伝送する。

【 0 0 4 9 】

超音波診断装置本体 2 0 は、超音波診断装置全体の動作を制御する制御部 2 3 と、駆動信号生成部 2 4 と、送受信切換部 2 5 と、受信信号処理部 2 6 と、画像生成部 2 7 と、表示部 2 8 とを含んでいる。駆動信号生成部 2 4 は、例えば、複数の駆動回路 (パルス発生器) 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 2 5 は、超音波探触子 1 0 への駆動信号の出力と、超音波探触子 1 0 からの受信信号の入力とを切り換える。

30

【 0 0 5 0 】

受信信号処理部 2 6 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 C P U 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 2 7 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 2 8 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。

【 0 0 5 1 】

40

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子を用いた超音波内視鏡について、図 1 3 及び図 1 4 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 (超音波探触子) を設けた装置である。第 4 の実施形態においては、第 1 ~ 第 3 の実施形態において説明したのと同様の圧電振動子が用いられる。

【 0 0 5 2 】

図 1 3 は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子を用いた超音波内視鏡の外観を示す模式図である。図 1 3 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。

【 0 0 5 3 】

50

挿入部 101 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 101 の先端部分には、超音波トランスデューサ部（超音波探触子）110 が設けられている。

【0054】

操作部 102 は、挿入部 101 の基端に設けられており、接続コード 103 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 104 を介して光源装置に接続される。操作部 102 には、挿入部 101 に処置具等を挿入するための処置具挿入口 105 が設けられている。

【0055】

図 14 は、図 13 に示す超音波内視鏡の挿入部の先端部分を拡大して示す図である。図 14 の (a) は、挿入部 101 の先端部分の上面を示す平面図であり、図 14 の (b) は、挿入部 101 の先端部分の側面を示す側面断面図である。なお、図 14 の (a) において、図 14 の (b) に示す音響整合層 124 は省略されている。

10

【0056】

図 14 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 110 と、観察窓 111 と、照明窓 112 と、処置具挿通口 113 と、ノズル孔 114 とが設けられている。処置具挿通口 113 には穿刺針 115 が配置されている。図 14 の (a) において、観察窓 111 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 112 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。

20

【0057】

処置具挿通口 113 は、図 13 に示す操作部 102 に設けられた処置具挿入口 105 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 115 や鉗子等の処置具を突出させ、操作部 102 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 114 は、観察窓 111 及び観察窓 112 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。

【0058】

超音波トランスデューサ部 110 は、コンベックス型の多列振動子アレイ 120 を含んでおり、振動子アレイ 120 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）121～123 を有している。図 14 の (b) に示すように、振動子アレイ 120 の前面には、音響整合層 124 が配置されている。音響整合層 124 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 120 の背面には、パッキング材 125 が配置されている。

30

【0059】

図 14 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。超音波内視鏡においては小型化が要求されるので、本発明による発熱低減効果が特に有効である。

40

【0060】

図 15 は、図 13 に示す超音波内視鏡と超音波内視鏡装置本体とによって構成される超音波内視鏡装置を示す図である。超音波内視鏡 100 の超音波トランスデューサ部（超音波探触子）110 に含まれている複数の超音波トランスデューサ（圧電振動子）は、複数のシールド線により、挿入部 101、操作部 102、及び、接続コード 103 を介して、超音波内視鏡装置本体 50 に電氣的に接続される。それらのシールド線は、超音波内視鏡装置本体 50 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内視鏡装置本体 50 に伝送する。

50

【 0 0 6 1 】

超音波内視鏡装置本体 5 0 は、超音波制御部 5 1 と、駆動信号生成部 5 2 と、送受信切換部 5 3 と、受信信号処理部 5 4 と、画像生成部 5 5 と、超音波画像表示部 5 6 と、光源 6 0 と、撮像制御部 6 1 と、撮像素子駆動信号生成部 6 2 と、ビデオプロセス部 6 3 と、撮像表示部 6 4 とを含んでいる。

【 0 0 6 2 】

超音波制御部 5 1 は、超音波トランスデューサ部 1 1 0 を用いた撮像動作を制御する。駆動信号生成部 5 2 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 5 3 は、超音波トランスデューサ部 1 1 0 への駆動信号の出力と、超音波トランスデューサ部 1 1 0 からの受信信号の入力とを切り換える。

10

【 0 0 6 3 】

受信信号処理部 5 4 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 5 5 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。超音波画像表示部 5 6 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。

【 0 0 6 4 】

光源 6 0 は、被検体の照明に使用する光を発生する。光源 6 0 から出た光は、ユニバーサルコード 1 0 4 を介して、挿入部 1 0 1 の照明窓 1 1 2（図 1 4 の（a））を通して被検体を照明する。照明された被検体は、挿入部 1 0 1 の観察窓 1 1 1（図 1 4 の（a））を通して撮像素子によって撮像され、撮像素子から出力される映像信号が、接続コード 1 0 3 を介して、超音波内視鏡装置本体 5 0 のビデオプロセス部 6 3 に入力される。

20

【 0 0 6 5 】

撮像制御部 6 1 は、撮像素子を用いた撮像動作を制御する。撮像素子駆動信号生成部 6 2 は、撮像素子に供給される駆動信号を生成する。ビデオプロセス部 6 3 は、撮像素子から入力される映像信号に基づいて画像データを生成する。撮像表示部 6 4 は、ビデオプロセス部 6 3 から画像データを入力して、被検体の画像を表示する。

【 産業上の利用可能性 】

30

【 0 0 6 6 】

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において利用することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 7 】

【 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 】 各種の圧電材料の圧電性能と、それらの圧電材料を用いて作製された超音波探触子の特性を測定した結果を示す図である。

【 図 3 】 本発明の実施例 1 ～ 6 において用いられている圧電材料 J ～ O の組成を示す図である。

40

【 図 4 】 圧電歪定数 d_{33} と温度上昇 ΔT との関係を示す図である。

【 図 5 】 圧電歪定数と圧電電圧定数との積 $d_{33} \times g_{33}$ と送受信感度との関係を示す図である。

【 図 6 】 機械的品質係数 Q_m と比帯域幅との関係を示す図である。

【 図 7 】 本発明の第 1 の実施形態と第 2 の実施形態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 8 】 本発明の第 2 の実施形態と第 3 の実施形態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 9 】 図 8 の（b）に示す積層型の圧電振動子の最下層の構造を示す斜視図である。

50

【図 1 0】第 2 及び第 3 の実施形態に係る超音波探触子の特性を測定した結果を示す図である。

【図 1 1】第 2 及び第 3 の実施形態に係る超音波探触子の温度上昇 ΔT の変化を示す図である。

【図 1 2】本発明の第 1 ～ 第 3 の実施形態に係る超音波探触子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。

【図 1 3】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波探触子を用いた超音波内視鏡の外観を示す模式図である。

【図 1 4】図 1 3 に示す超音波内視鏡の挿入部の先端部分を拡大して示す図である。

【図 1 5】図 1 3 に示す超音波内視鏡と超音波内視鏡装置本体とによって構成される超音波内視鏡装置を示す図である。

10

【符号の説明】

【0 0 6 8】

- 1 バッキング材
- 2 振動子
- 3 充填材
- 4 a、4 b 音響整合層
- 5 音響レンズ
- 6 圧電体
- 7 樹脂

20

- 1 0 超音波探触子
- 2 0 超音波診断装置本体
- 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
- 5 0 超音波内視鏡装置本体
- 5 1 超音波制御部
- 5 2 駆動信号生成部
- 5 3 送受信切換部
- 5 4 受信信号処理部
- 5 5 画像生成部
- 5 6 超音波画像表示部
- 6 0 光源
- 6 1 撮像制御部
- 6 2 撮像素子駆動信号生成部
- 6 3 ビデオプロセス部
- 6 4 撮像表示部

30

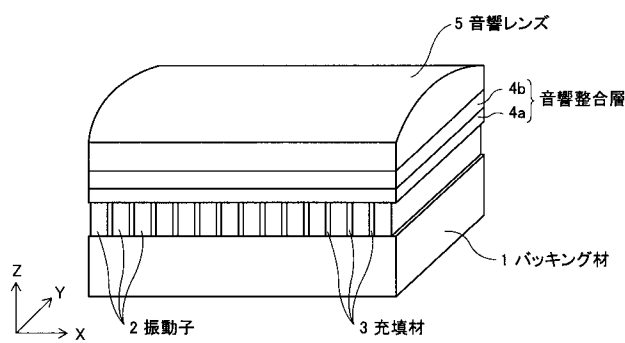
- 1 0 0 超音波内視鏡
- 1 0 1 挿入部
- 1 0 2 操作部
- 1 0 3 接続コード
- 1 0 4 ユニバーサルコード
- 1 0 5 処置具挿入口
- 1 1 0 超音波トランスデューサ部
- 1 1 1 観察窓

40

50

- 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
- 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
- 1 2 4 音響整合層
- 1 2 5 バッキング材

【 図 1 】



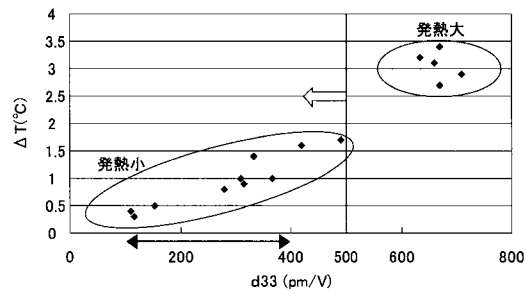
【 図 2 】

	圧電材料	d_{33} (pm/V)	g_{33} ($\times 10^{-3}$ V·m/N)	$d_{33} \times g_{33}$ ($\times 10^{-15}$ m ² /N)	Qm	$\Delta T(^{\circ}\text{C})$	感度 (dB)	比帯域幅 (%)	評価
従来例 1	A	670	17.9	11993	65	2.7	-70.5	60	従来一般的に使用されていた材料： 感度、帯域良好だが発熱が大きい。
従来例 2	B	710	13.9	9869	24	2.9	-71.4	60.3	従来一般的に使用されていた材料： 感度、帯域良好だが発熱が大きい。
従来例 3	C	670.7	16.5	11066.55	51.7	3.4	-70.1	61.5	従来一般的に使用されていた材料： 感度、帯域良好だが発熱が大きい。
従来例 4	D	635	13.2	8382	70	3.2	-73.2	56.2	従来一般的に使用されていた材料： 感度、帯域良好だが発熱が大きい。
従来例 5	E	660	16.3	10758	60	3.1	-69.8	62.4	従来一般的に使用されていた材料： 感度、帯域良好だが発熱が大きい。
比較例 1	F	116	16	1856	1880	0.3	-83.6	45.3	発熱小さい。感度低い。帯域狭い。
比較例 2	G	280	16.5	4620	1350	0.8	-79	49.8	発熱小さい。感度低い。帯域狭い。
比較例 3	H	154	32.4	4989.6	1900	0.5	-75.2	53.2	発熱小さい。感度低い。帯域狭い。
比較例 4	I	110	33.7	3707	1700	0.4	-77.6	47.7	発熱小さい。感度低い。帯域狭い。
実施例 1	J	367	29.2	10716.4	1200	1	-70.2	50.1	発熱小さい。感度良好。帯域狭い。
実施例 2	K	310	23.4	7254	2500	1	-71.6	51.9	発熱小さい。感度良好。帯域狭い。
実施例 3	L	315	25	7875	2000	0.9	-72	52.3	発熱小さい。感度良好。帯域狭い。
実施例 4	M	333	32.1	10689.3	90	1.4	-71	60.8	発熱小さい。感度良好。帯域良好。
実施例 5	N	490	23.2	11368	70	1.7	-72.7	61.1	発熱小さい。感度良好。帯域良好。
実施例 6	O	420	23.3	9786	80	1.6	-72.7	63	発熱小さい。感度良好。帯域良好。

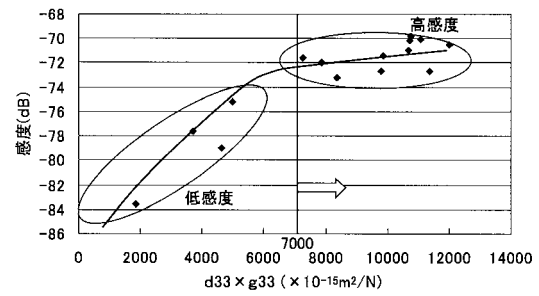
【図 3】

実施例 1	J	$(\text{Pb}_{0.95}\text{Sr}_{0.05})(\text{Zr}_{0.54}\text{Ti}_{0.46})\text{O}_3\text{:Mn}_{0.006}\text{Sb}_{0.006}\text{Nb}_{0.007}$
実施例 2	K	$\text{Pb}(\text{Zr}_{0.51}\text{Ti}_{0.49})\text{O}_3\text{:Nb}_{0.1}\text{Mn}_{0.015}\text{Co}_{0.015}$
実施例 3	L	$\text{Pb}(\text{Zr}_{0.51}\text{Ti}_{0.49})\text{O}_3\text{:Nb}_{0.05}\text{Mn}_{0.017}\text{Ag}_{0.011}\text{Sr}_{0.054}$
実施例 4	M	$(\text{Pb}_{0.96}\text{Ba}_{0.03}\text{Sr}_{0.01})(\text{Zr}_{0.54}\text{Ti}_{0.46})\text{O}_3\text{:Sb}_{0.006}\text{Nb}_{0.007}$
実施例 5	N	$(\text{Pb}_{0.94}\text{Ba}_{0.02}\text{Sr}_{0.04})(\text{Zr}_{0.53}\text{Ti}_{0.47})\text{O}_3\text{:Nb}_{0.016}\text{Sb}_{0.007}$
実施例 6	O	$(\text{Pb}_{0.95}\text{Sr}_{0.05})(\text{Zr}_{0.53}\text{Ti}_{0.47})\text{O}_3\text{:Nb}_{0.025}$

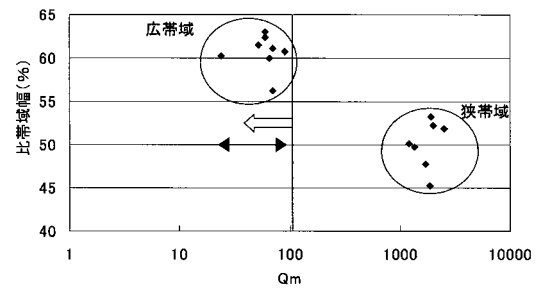
【図 4】



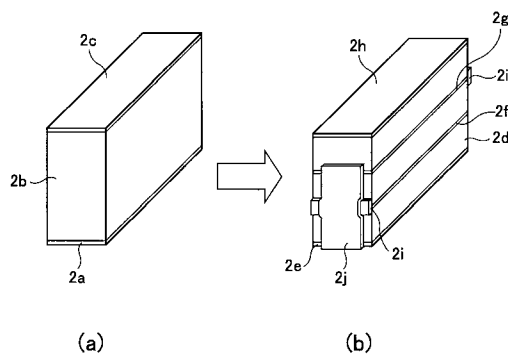
【図 5】



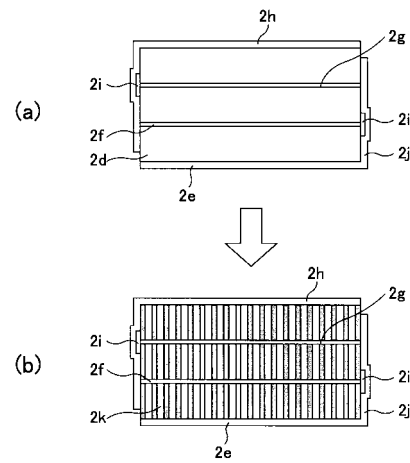
【図 6】



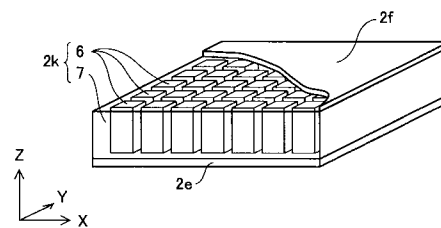
【図 7】



【図 8】



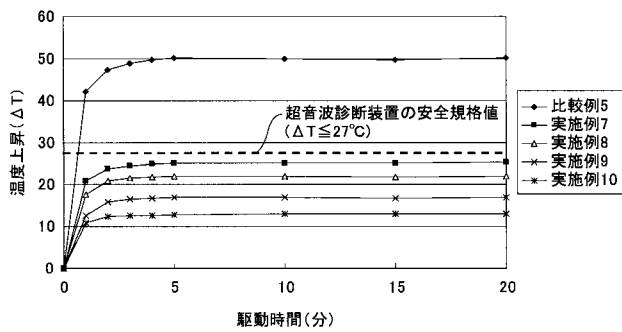
【図 9】



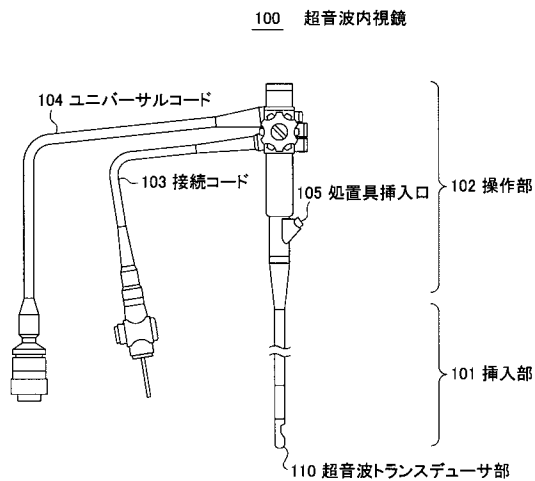
【図 10】

	振動子の構造	圧電材料	感度 (dB)	比帯域幅 (%)	$\Delta T(^{\circ}\text{C})$
比較例 5	3 層積層構造	C	-61.5	70.5	50
実施例 7	3 層積層構造	N	-60.1	70.1	25
実施例 8	3 層積層構造	O	-62.7	73	22
実施例 9	3 層積層構造	L	-61.9	60	17
実施例 10	複合材料使用・ 3 層積層構造	O	-54.1	98	13.2

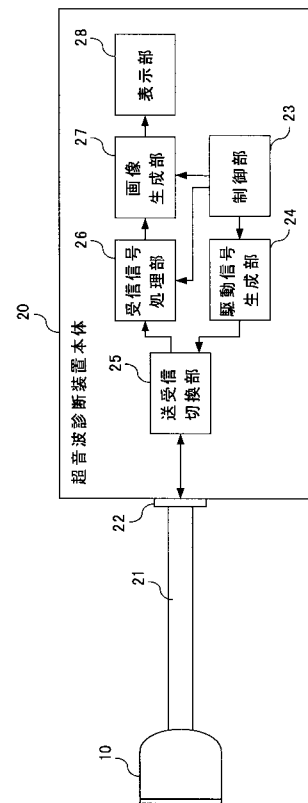
【図 11】



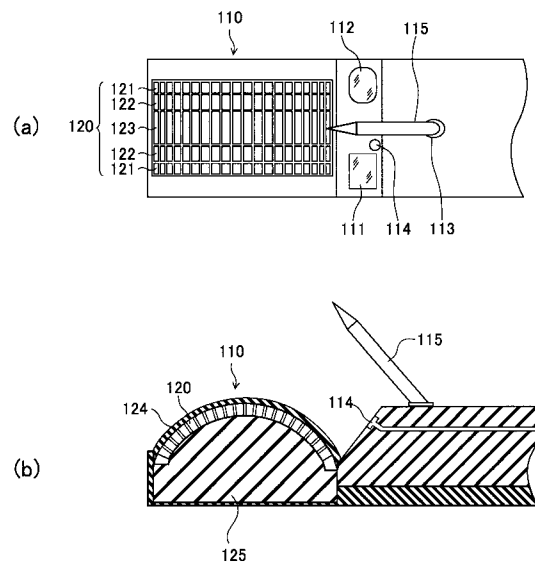
【図 13】



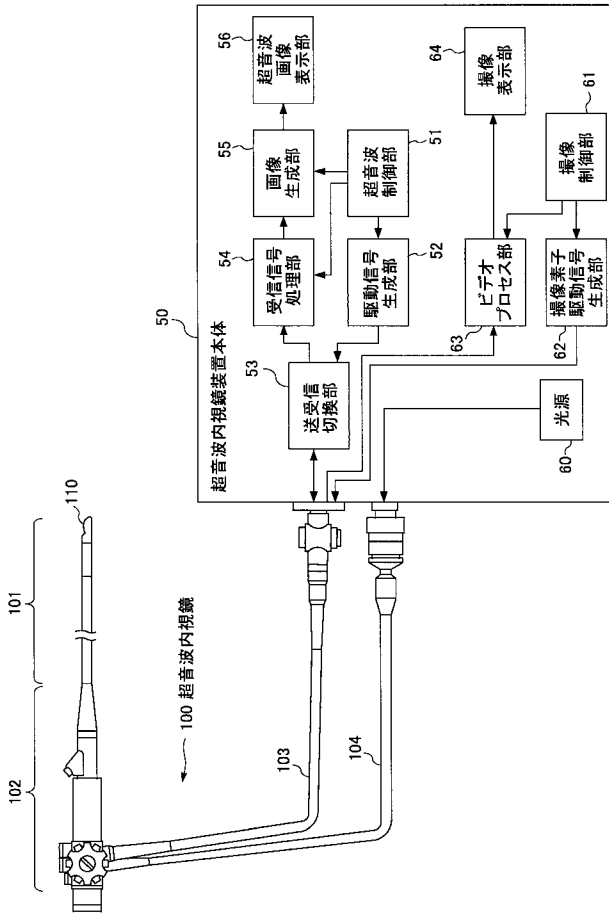
【図 12】



【図 14】



【図 15】



专利名称(译)	超音波探触子、超音波診断装置及び超音波内視鏡装置		
公开(公告)号	JP2009273838A	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2008130755	申请日	2008-05-19
[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	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0607 A61B8/12 A61B8/445 B06B1/0644		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.G H04R17/00.330.E H04R17/00.332		
F-TERM分类号	4C601/EE22 4C601/FE02 4C601/GB02 4C601/GB15 4C601/GB16 4C601/GB44 5D019/BB01 5D019/BB14 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种抑制其发热并满足基本性能和抑制发热的超声波探头，同时不会干扰超声波探头在超声波发射和接收中的灵敏度或相对带宽。ŽSOLUTION：超声波探头至少有一个发射和接收超声波的振荡器，其压电应变常数 d_{33} 为500 pm / V或更小，并配备至少一个振荡器，其中包含一个表现出 $7,000 \times 10^{-15} \text{ m}^2 / \text{N}$ 或者压电应变常数 d_{33} 和压电电压常数 g_{33} 的乘积，至少一个回波匹配层放置在至少一个振荡器的第一平面上并且包装材料放置在与所述至少一个振荡器的第一平面相对的第二平面上。Ž

