

(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2008-68017

(P2008-68017A)

(43) 公開日 平成20年3月27日(2008.3.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B 8/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2006-251476 (P2006-251476)	(71) 出願人	306037311 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
(22) 出願日	平成18年9月15日(2006.9.15)	(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	瀬戸 康宏 神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地 富士写真フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE19 EE22 FE02 GA17 GB15 GB21 GB41 LL17

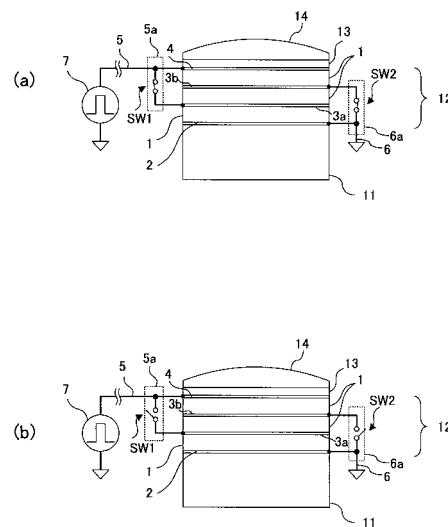
(54) 【発明の名称】 超音波用探触子、超音波内視鏡、及び、超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波用探触子における過剰な発熱を抑制しながら、画質の良い超音波画像を効率良く取得する。

【解決手段】 複数の圧電体層 1 及び複数の電極層 2、3 a、3 b、4 を含み、圧電体層と電極層とが交互に積層された構造を有する超音波トランスデューサ 12 と、駆動信号を超音波トランスデューサに供給するための配線 5 と、基準電位に接続される配線 6 と、上記複数の電極層に含まれる第 1 群の電極層 3 a、4 の内から選択された少なくとも 1 つの電極層を第 1 の配線に接続する接続部 5 a と、上記複数の電極層に含まれる第 2 群の電極層であって第 1 群の電極層と交互に配置されている第 2 群の電極層 2、3 b の内から選択された少なくとも 1 つの電極層を第 2 の配線に接続する接続部 6 a とを有し、接続部 5 a 及び 6 a の各々において選択される少なくとも 1 つの電極層を変更することにより複数の圧電体層の内駆動信号に基づいて動作する圧電体層の数が変更される。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体について体腔外走査又は体腔内走査を行う際に、超音波診断装置本体に接続されて用いられる超音波用探触子において、

複数の圧電体層及び複数の電極層を含み、圧電体層と電極層とが交互に積層された構造を有する超音波トランスデューサと、

前記超音波診断装置本体において生成された駆動信号を前記超音波トランスデューサに供給するための第 1 の配線と、

基準電位に接続される第 2 の配線と、

前記複数の電極層に含まれる第 1 群の電極層の内から選択された少なくとも 1 つの電極層を前記第 1 の配線に接続する第 1 の接続手段と、

前記複数の電極層に含まれる第 2 群の電極層であって前記第 1 群の電極層と交互に配置されている前記第 2 群の電極層の内から選択された少なくとも 1 つの電極層を前記第 2 の配線に接続する第 2 の接続手段と、

を具備し、

前記第 1 及び第 2 の接続手段の各々において選択される少なくとも 1 つの電極層を変更することにより、前記複数の圧電体層の中で前記駆動信号に基づいて動作する圧電体層の数が変更される、前記超音波用探触子。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の超音波用探触子と、

駆動信号を生成して、前記超音波トランスデューサに供給する駆動信号生成手段と、

前記超音波トランスデューサから出力された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手段と、

前記超音波用探触子の温度に関する値を求める手段と、

前記超音波用探触子の温度に関する値に基づいて、前記第 1 及び第 2 の接続手段の各々において選択される少なくとも 1 つの電極層を設定する制御手段と、  
を具備する超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記超音波用探触子の温度に関する値を求める手段が、

前記超音波用探触子内に設けられた温度検知手段と、

前記温度検知手段の検知結果に基づいて、前記超音波用探触子の温度に関する値を算出する手段と、

を含む、請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記超音波用探触子の温度に関する値を求める手段が、前記駆動信号生成手段において生成された駆動信号の電力を検出し、該電力の検出値に基づいて、前記超音波用探触子の温度に関する値を求める、請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記超音波用探触子の温度に関する値が、前記超音波用探触子の被検体当接面における温度の推定値を含む、請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記超音波用探触子の温度に関する値が予め定められた設定値に至った場合に、前記制御手段が、前記積層体の最上層及び最下層に配置された 2 つの電極層の間のみに電圧が印加されるように、前記第 1 及び第 2 の接続手段を制御する、請求項 2 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記超音波用探触子が、前記超音波用探触子の内部の熱を吸収する冷却手段をさらに具備し、

前記制御手段が、前記複数の圧電体層の中で、前記冷却手段により近い側の圧電体層を優先的に動作させるように、前記第 1 及び第 2 の接続手段を制御する、請求項 2 ~ 5 のい

10

20

30

40

50

ずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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と

、  
前記挿入部の先端部に設けられた、被検体の体腔内を照明する手段と、  
前記挿入部の先端部に設けられた、被検体の体腔内を光学的に撮像する手段と、  
前記挿入部の先端部に設けられた請求項 1 記載の超音波用探触子と、  
を具備する超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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用探触子、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し、さらには、そのような超音波用探触子や超音波内視鏡が接続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。

20

【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、超音波撮像装置（又は、超音波診断装置、超音波観測装置とも呼ばれる）には、被検体に当接して用いられる超音波用探触子や、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波用探触子が備えられている。或いは、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用探触子とが組み合わせられた超音波内視鏡が備えられている場合もある。このような超音波用探触子や超音波内視鏡（以下において、超音波用探触子等という）から人体等の被検体内に向けて超音波ビームを送信し、超音波用探触子等を用いて被検体内において生じた超音波エコーを受信することにより、超音波画像情報を取得する。この超音波画像情報に基づいて、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭が抽出される。

30

【0004】

図 11 は、一般的な超音波用探触子において用いられる、超音波トランスデューサ（電気音響変換素子）の構造を示している。一般に、超音波トランスデューサとしては、圧電体 901 の両面に電極 902 及び 903 を形成した振動子（圧電振動子）900 が用いられている。圧電体 901 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。また、通常、このような振動子 900 は、超音波送受信面側に音響整合層 904 や音響レンズ 905 が配置され、振動子 900 の背面にパッキング層 906 が配置された状態で使用される。

40

【0005】

そのような振動子 900 に、駆動信号供給源 907 から駆動信号を供給して 2 つの電極 902 及び 903 の間に電圧を印加すると、圧電効果により圧電体 901 が伸縮して超音波が発生する。そこで、複数の振動子 900 を 1 次元又は 2 次元状に配列して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 900 は、伝播する超音波を受信することにより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。

50

## 【 0 0 0 6 】

ところで、このような振動子においては、駆動信号が間欠的に供給されることにより、電気的なエネルギーが超音波のエネルギーに変換される。このときの変換効率は、例えば、10%～20%程度であり、変換によるエネルギー損失分は熱エネルギーとなる。そのため、超音波を送信すると振動子が発熱するので、振動子を収納している超音波用探触子自体の温度が上昇してしまう。しかしながら、医療用の超音波用探触子は人体等の生体に直接接触して用いられるので、超音波用探触子の温度が上昇すると、被検体に低温火傷等の害を及ぼすおそれがある。そのため、安全性の観点から、超音波用探触子の動作時ににおける被検体当接面の温度の上限が、法令や業界規格等によって定められている。例えば、日本工業規格 J I S T 0 6 0 1 - 2 - 3 7 ( 医用超音波診断装置及びモニタ機器の安全性に関する個別要求事項 ) において、当該温度の上限は 4 3 と規定されている。

10

## 【 0 0 0 7 】

このような法令等を遵守して、被検体への安全性を確保するために、従来の超音波用探触子においては、超音波送受信面の温度が、法令等による規定温度を超えないように、超音波の送信が制御されている。具体的には、振動子の近傍に温度センサを配置し、超音波用探触子の表面温度を推測し、この推測温度が所定の温度 ( 法定温度よりも低い設定値 ) に到達すると、振動子に対する送信電力 ( 送信電圧 ) の大きさを強制的に低下させたり、電力の送信自体を停止させるといった制御が行われている。しかしながら、このような制御を行う場合には、送信される超音波のパワーが低下することにより超音波画像の画質が著しく低下したり、一旦検査を中断せざるを得ないので、良質の医療診断を効率の良く行うことが困難である。

20

## 【 0 0 0 8 】

関連する技術として、特許文献 1 には、超音波振動子と温度センサとを含み、被検体に接触する部材に温度センサを配置した超音波探触子と、温度センサからの信号を温度情報に変換する温度検出手段と、超音波振動子に送信信号を送ると共に受信信号を診断画像に変換する送受信手段と、診断画像を表示する表示手段と、送受信手段から超音波振動子への超音波振動子駆動用信号を制御する制御手段と、制御手段を操作するための操作パネルとを備える超音波診断装置が開示されている。上記制御手段は、超音波振動子の駆動条件を設定するために送受信手段へ送る送信変数を、温度情報に応じて変化させる。

30

## 【 0 0 0 9 】

また、特許文献 2 には、超音波振動子とこの超音波振動子の超音波振動を被処置部へ伝達する処置用プローブと、このプローブを後端より挿入しそのプローブの先端を被処置部へと導くための処置チャンネル及び処置チャンネルに通じる送水口金を有する内視鏡とを有した超音波治療装置において、超音波振動子部の超音波発振と同期して内視鏡への送水を ON / OFF する切換機構が設けられた超音波振動子が開示されている。この超音波治療装置においては、超音波振動子の発振時に必要量の冷却水が内視鏡に送り込まれる。

## 【 0 0 1 0 】

特許文献 3 には、超音波の送受信を行う超音波振動子を備えた超音波探触子を含み、該超音波探触子には超音波振動子からの熱が伝達される媒体が流れる流路が形成され、該流路には、媒体を流通させる循環機構が接続されている超音波診断装置が開示されている。

40

## 【 0 0 1 1 】

ところで、超音波診断装置において画質の良い診断画像 ( 超音波画像 ) を得るためには、超音波用探触子の感度特性が重要な要素となっている。そのため、超音波用探触子をさらに高感度化するための研究が進められている。そのための 1 つの手法として、図 1 2 に示す積層型の超音波トランスデューサを用いることが検討されている。

## 【 0 0 1 2 】

図 1 2 に示すように、積層型超音波トランスデューサ 9 1 0 は、複数の圧電体層 9 1 1 と、下部電極層 9 1 2 と、内部電極層 9 1 3 及び 9 1 4 と、上部電極層 9 1 5 と、側面電極 9 1 6 及び 9 1 7 とを含んでいる。下部電極層 9 1 2 及び内部電極層 9 1 4 は、側面電極 9 1 6 に接続されていると共に、側面電極 9 1 7 から絶縁されている。一方、内部電極

50

層 9 1 3 及び上部電極層 9 1 5 は、側面電極 9 1 7 に接続されていると共に、側面電極 9 1 6 から絶縁されている。超音波トランスデューサ 9 1 0 の電極をこのように形成することにより、圧電体層 9 1 1 及びそれを挟む 2 つの電極層によって各々が構成される複数の振動部が、電氣的に並列に接続される。そのため、駆動信号供給源 9 0 7 から側面電極 9 1 6 及び 9 1 7 を介して、積層型超音波トランスデューサ 9 1 0 に駆動信号を供給すると、各圧電体層 9 1 1 が圧電効果により伸縮して超音波が発生する。

このような積層型超音波トランスデューサ 9 1 0 においては、層数が図 1 1 に示す単層の超音波トランスデューサの  $N$  倍 (図 1 2 においては、 $N = 3$ ) になるので、その分感度が向上する。

#### 【0013】

関連する技術として、非特許文献 1 には、次のような原理に基づいて、多層構造の超音波トランスデューサの層数を最適化することが述べられている。即ち、単層の超音波トランスデューサのインピーダンスを  $Z_T$  とすると、 $N_{TX}$  層の超音波トランスデューサにおいては、 $Z_T / N_{TX}^2$  が送信回路の出力インピーダンスと等しくなるときに、送信される超音波のエネルギー (音響出力) が最大となる。一方、 $N_{RX}$  層の超音波トランスデューサにおいては、 $Z_T / N_{RX}^2$  が同軸ケーブルのリアクタンスと等しくなるときに、受信信号 (電圧) が最大となる。これらの条件より、超音波トランスデューサの層数が幾何平均 ( $N_{TX} \cdot N_{RX}$ )<sup>1/2</sup> を満たすときに、超音波 (パルスエコー信号) の送受信感度が最大になる。

#### 【0014】

また、非特許文献 2 には、ドップラ法による超音波撮像において、圧電体層を積層構造とすることにより、プローブの外形寸法は現状のままで感度向上を図ることが報告されている。

#### 【0015】

しかしながら、 $N$  層の積層型超音波トランスデューサにおいては、単層の超音波トランスデューサと比較して、 $N^2$  倍の駆動電流が必要になるので、必然的に消費電力が増大する。そのため、超音波トランスデューサを駆動した際の発熱量も、やはり増加してしまう。即ち、積層型超音波トランスデューサは、高感度であるにもかかわらず、発熱の問題が実用化に対する障害になっている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 2 5 3 7 7 6 号公報 (第 1 頁)

【特許文献 2】特開平 5 - 9 2 0 0 7 (第 1 頁)

【特許文献 3】特開 2 0 0 3 - 3 8 4 8 5 号公報 (第 1、2 頁)

【非特許文献 1】ゴールドバーグ (Goldberg)、他、「多層 P Z T トランスデューサにおける S N 比の最適化 (OPTIMIZATION OF SIGNAL-TO-NOISE RATIO FOR MULTILAYER PZT TRANSDUCERS)」、超音波画像 (ULTRASONIC IMAGING)、1 9 9 5 年、第 1 7 巻、p . 9 5 - 1 1 3

【非特許文献 2】斉藤、他、「超音波プローブ用積層圧電体」、ジャーナル・オブ・メディカル・ウルトラソニクス (Jpn J Med Ultrasonics)、社団法人日本超音波医学会、1 9 8 9 年、第 1 6 巻、第 5 号、p . 4 1 9 - 4 2 4

#### 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0016】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波用探触子における過剰な発熱を抑制しながら、画質の良い超音波画像を効率良く取得することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

#### 【0017】

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用探触子は、被検体について体腔外走査又は体腔内走査を行う際に、超音波診断装置本体に接続されて用いられる超音波用探触子において、複数の圧電体層及び複数の電極層を含み、圧電体層と電極層とが交互に積層された構造を有する超音波トランスデューサと、上記超音波診断装置本体にお

10

20

30

40

50

いて生成された駆動信号を超音波トランスデューサに供給するための第1の配線と、基準電位に接続される第2の配線と、上記複数の電極層に含まれる第1群の電極層の内から選択された少なくとも1つの電極層を第1の配線に接続する第1の接続手段と、上記複数の電極層に含まれる第2群の電極層であって第1群の電極層と交互に配置されている第2群の電極層の内から選択された少なくとも1つの電極層を第2の配線に接続する第2の接続手段とを具備し、第1及び第2の接続手段の各々において選択される少なくとも1つの電極層を変更することにより、複数の圧電体層の中で駆動信号に基づいて動作する圧電体層の数が変更される。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、積層構造を有する超音波トランスデューサにおいて、第1群の電極層と第1の配線との接続状態、及び、第2群の電極層と第2の配線との接続状態を制御することにより、発熱量は多いが高い感度を得られる積層型の動作モードと、感度は一般的なレベルであるが発熱量を抑えられる単層型の動作モードとを容易に切り換えることができる。従って、例えば、積層型の動作モードで高感度の超音波検査を行っている間に、超音波用探触子の温度が上昇した場合に、単層型の動作モードに切り換えることにより、検査を中断することなく、一般的な感度レベルの超音波検査を継続することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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の実施形態に超音波用探触子の内部を示す図であり、図2は、超音波用探触子の外観及び内部の一部を示す斜視図である。この超音波用探触子は、被検体に当接して体腔外走査を行う際に用いられる。

【0020】

図1及び2に示すように、本実施形態に係る超音波用探触子は、バッキング層11と、1次元的に配列された複数の積層型超音波トランスデューサ12（以下において、単に「超音波トランスデューサ」ともいう）と、音響整合層13と、音響レンズ14とを含んでいる。これらの各層11～14は、筐体10内に収納されている。また、超音波トランスデューサ12の近傍には、温度センサ15が配置されている。このような超音波用探触子は、ケーブル16を介して超音波診断装置本体に接続されて使用される。

【0021】

バッキング層11は、例えば、フェライト粉や金属粉やPZT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、超音波トランスデューサレイ12から発生した不要な超音波の減衰を早める。

【0022】

超音波トランスデューサ12は、超音波診断装置本体から供給された駆動信号に基づいて超音波を発生し、また、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより、電気信号を発生する。この電気信号は、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。

【0023】

音響整合層13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超音波トランスデューサとの間の音響インピーダンスの不整合を解消する。これにより、超音波トランスデューサから送信された超音波が、効率良く被検体中に伝播する。なお、図2には、1層の音響整合層13が示されているが、必要に応じて複数の音響整合層を配置しても良い。

【0024】

音響レンズ14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レイ12から送信され、音響整合層13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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

温度センサ 1 5 は、例えば、熱電対やサーミスタを含んでおり、超音波用探触子の内部の温度を感知し、その感知結果（温度検知信号）を超音波診断装置本体に出力する。後述するように、この感知結果は、超音波用探触子の表面（被検体当界面）の温度を推定する際に用いられる。なお、図 2 において、温度センサ 1 5 は、バッキング層 1 1 の側面に配置されているが、バッキング層 1 1 上（超音波トランスデューサ 1 2 の配置面）や、バッキング層 1 1 の内部や、音響整合層 1 3 付近であっても構わない。

## 【 0 0 2 6 】

次に、超音波トランスデューサ 1 2 の構造及び動作について、図 1 を参照しながら説明する。図 1 の（ a ）及び（ b ）は、スイッチ S W 1 及び S W 2 の状態が互いに異なっている状態を示している。

10

図 1 の（ a ）及び（ b ）に示すように、超音波トランスデューサ 1 2 は、複数の圧電体層 1 と、下部電極層 2 と、内部電極層 3 a 及び 3 b と、上部電極層 4 とを含む積層体を含んでいる。圧電体層 1 は、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電材料によって形成されている。

## 【 0 0 2 7 】

内部電極層 3 a 及び上部電極層 4 は、接続部 5 a を介して配線 5 に接続されている。この配線 5 は、駆動信号供給源 7（後述する超音波診断装置本体における駆動信号生成部）に接続される。一方、それらの電極 3 a 及び 4 と交互に配置されている下部電極層 2 及び内部電極層 3 b は、接続部 6 a を介して配線 6 に接続されている。この配線 6 は、基準電位（図 1 においては、接地電位）に接続される。

20

## 【 0 0 2 8 】

接続部 5 a において配線 5 は 2 方向に分岐されており、分岐後の一方の配線は上部電極層 4 に接続されており、他方の配線は、スイッチ S W 1 を介して内部電極層 3 a に接続されている。即ち、スイッチ S W 1 によって内部電極層 3 a と配線 5 との電気的な接続を開閉することにより、内部電極層 3 a への駆動信号の供給のオン/オフが切り換えられる。一方、接続部 6 a において配線 6 は 2 方向に分岐されており、分岐後の一方の配線は下部電極層 2 に接続されており、他方の配線は、スイッチ S W 2 を介して内部電極層 3 b に接続されている。即ち、スイッチ S W 2 によって内部電極層 3 b と配線 6 との電気的な接続を開閉することにより、内部電極層 3 b の接地電位への接続のオン/オフが切り換えられる。これらのスイッチ S W 1 及び S W 2 は、例えば、Pチャネル M O S F E T と Nチャネル M O S F E T とを組み合わせたアナログスイッチによって構成される。

30

## 【 0 0 2 9 】

図 1 の（ a ）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 がオンの状態にあるときに、3 つの圧電体層 1 及びその両面に形成された電極を含む 3 つの振動部は、電気的に並列に接続される。従って、この状態の超音波トランスデューサ 1 2 に対して駆動信号供給源 7 から駆動信号を供給すると、超音波トランスデューサ 1 2 は、3 段の積層型超音波トランスデューサとして動作するので、超音波の送受信において高い感度を得ることができる。しかしながら、この状態においては、単層の超音波トランスデューサよりも多くの駆動電力が必要になるので、必然的に超音波用探触子における発熱量も多くなる。具体的には、積層数が 3 層になると共に各層の厚さが単層の 1 / 3 倍となるので、超音波トランスデューサ 1 2 には、単層の場合の約 3<sup>2</sup> 倍の駆動電流が流れることになる。

40

## 【 0 0 3 0 】

一方、図 1 の（ b ）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 がオフの状態にあるときには、内部電極層 3 a 及び 3 b は実質的に機能しない。従って、この状態の超音波トランスデューサ 1 2 に対して駆動信号を供給すると、超音波トランスデューサ 1 2 は、3 つの圧電体 1 が一体となった単層の超音波トランスデューサと同様に動作する。この状態においては、超音波の送受信においてそれほど高い感度を得ることはできないが、駆動電力もそれほど多くは必要とされないので、発熱量は抑制される。

なお、超音波トランスデューサ 1 2 が発生する超音波の周波数は、積層体 1 ~ 4 全体の

50

厚さによって決定されるので、図 1 の ( a ) 及び ( b ) のいずれにおいても同じである。

【 0 0 3 1 】

次に、図 3 を参照しながら、図 2 に示す超音波用探触子が接続される超音波診断装置本体の構成及び動作について説明する。

図 3 に示すように、超音波診断装置本体 2 0 0 は、システム制御部 2 0 1 と、送信ビーム制御部 2 0 2 と、駆動信号生成部 2 0 3 と、送受信切換部 2 0 4 と、プリアンプ ( 前置増幅器 ) 2 0 5 と、A D C ( アナログ / デジタル変換器 ) 2 0 6 と、受信信号演算部 2 0 7 と、ビームプロセッサ 2 0 8 と、ビデオプロセッサ 2 0 9 と、温度推定部 2 1 0 とを含んでいる。

【 0 0 3 2 】

システム制御部 2 0 1 は、超音波用探触子 1 0 0 及び超音波診断装置本体 2 0 0 を含むシステム全体の動作を制御する。また、システム制御部 2 0 1 は、温度センサ 1 5 ( 図 2 ) から出力される温度検知信号に基づいて、超音波トランスデューサ 1 2 に接続されているスイッチ S W 1 及び S W 2 のオン / オフを制御するためのスイッチ制御信号を出力する。このスイッチ制御方法については、後で説明する。

送信ビーム制御部 2 0 2 は、システム制御部 2 0 1 の制御の下で、複数の超音波トランスデューサ 1 2 にそれぞれ供給される複数の駆動信号の供給タイミング及び遅延時間を設定する。

【 0 0 3 3 】

駆動信号生成部 2 0 3 は、複数の超音波トランスデューサ 1 2 にそれぞれ供給される複数の駆動信号 D S を生成する複数のパルサを含んでいる。

送受信切換部 2 0 4 は、超音波用探触子 1 0 0 への複数の駆動信号の出力と、超音波用探触子 1 0 0 からの受信信号の入力とを切り換える。このような駆動信号 / 受信信号の受渡しのためには、同軸ケーブルが用いられる。

【 0 0 3 4 】

プリアンプ 2 0 5 は、超音波用探触子 1 0 0 から出力された受信信号を前置増幅する。また、A / D 変換器 2 0 6 は、前置増幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号 ( 受信データ ) に変換する。プリアンプ 2 0 5 及び A / D 変換器 2 0 6 は、超音波用探触子 1 0 0 に配置されている超音波トランスデューサ 1 2 の数だけ設けられている。

【 0 0 3 5 】

受信信号演算部 2 0 7 は、システム制御部 2 0 1 の制御の下で、取得された受信信号のレベルを調整して整相加算処理を施すことにより、超音波ビームの送信方向に対応する受信データ ( 音線データ ) を生成する。

【 0 0 3 6 】

ビームプロセッサ 2 0 8 は、受信データについて、検波、S T C ( sensitivity time control )、ダイナミックレンジ調整、フィルタ処理等の所定の信号処理を施す。

ビデオプロセッサ 2 0 9 は、所定の信号処理を施された受信データについて走査フォーマットを変換し、さらに、デジタル / アナログ変換処理を行うことにより、ビデオ信号 ( 画像信号 ) を生成して、表示装置等へ出力する。

【 0 0 3 7 】

温度推定部 2 1 0 は、温度センサ 1 5 ( 図 2 ) から出力された温度検知信号に基づいて、超音波用探触子 1 0 0 の表面 ( 被検体への当接面 ) の温度又は温度に関する値 ( 例えば、電圧等 ) を推定する。

【 0 0 3 8 】

このような超音波診断装置において、超音波用探触子の動作は次のような 2 つのモードで動作する。

( 1 - 1 ) 通常の動作モード

超音波検査の開始時において、システム制御部 2 0 1 は、図 1 の ( a ) に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオンにする。それにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、超音波の送受信において高い感度を得ることができる積層型として動作する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 9 】

## ( 1 - 2 ) 発熱時の動作モード

超音波検査を継続することにより、超音波用探触子の表面温度は徐々に上昇してくる。そして、温度推定部 2 1 0 によって算出された推定値が、所定の値（法令等により規定された上限温度よりも低い温度に対応する設定値）に至ると（又は、超えると）、システム制御部 2 0 1 は、図 1 の（ b ）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオフにする。それにより、内部電極層 3 a への駆動信号の供給と、内部電極層 3 b の接地電位への接続とが遮断され、超音波トランスデューサ 1 2 は、発熱量が少ない単層型として動作する。

## 【 0 0 4 0 】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波用探触子の表面温度が所定の値より低い場合には、高画質の超音波画像を取得することができ（通常の動作モード）、表面温度が予め設定された温度に近づいてきた場合にも、一般的な単層の超音波トランスデューサにおけるのと同等の画質で超音波診断を継続させることができる（発熱時の動作モード）。それにより、超音波用探触子が当接される被検体の安全を確保しつつ、良質な超音波画像を観察しながら効率良く検査を行うことが可能になる。

10

## 【 0 0 4 1 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波用探触子について説明する。

図 4 に示すように、超音波トランスデューサ 1 2 は、下部電極層 2 及び内部電極層 3 b が接続部 6 b を介して配線 6 に接続されているという点で、図 1 におけるものと異なっている。接続部 6 b には、S W 2 に加えて、配線 6 と下部電極層 2 との間の電氣的な接続を開閉するスイッチ S W 3 がさらに設けられている。従って、スイッチ S W 3 を制御するためのスイッチ制御信号が、システム制御部 2 0 1 （図 3 ）から供給される。本実施形態に係る超音波用探触子のその他の構成については、図 1 及び図 2 に示すものと同様である。

20

## 【 0 0 4 2 】

図 4 の（ a ）に示すように、スイッチ S W 1 ～ S W 3 の全てをオンにすることにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、高い感度を得られる 3 段の積層型として動作する。また、図 4 の（ c ）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオフにして、スイッチ S W 3 のみをオンにすることにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、若干感度を低下させる代わりに発熱を抑える単層型として動作する。

## 【 0 0 4 3 】

さらに、図 4 の（ b ）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオンにして、スイッチ S W 3 のみをオフにすることができる。このような状態の超音波トランスデューサ 1 2 に対して、駆動信号供給源 7 から駆動信号を供給すると、上 2 段の圧電体層 1、即ち、内部電極層 3 a と内部電極層 3 b とに挟まれた圧電体層 1、及び、内部電極層 3 b と上部電極層 4 とに挟まれた圧電体層 1 のみが伸縮する。即ち、超音波トランスデューサ 1 2 は、2 段の積層型トランスデューサと同様に動作する。この場合には、実質的な駆動面積は単層の場合の 2 倍となるので、超音波の送受信時における感度が向上する。一方、積層数は、3 段の積層型トランスデューサの 2 / 3 倍なるので、発熱量もそれに応じて少なくて済む。なお、超音波トランスデューサ 1 2 が発生する超音波の周波数は、積層体 1 ～ 4 全体の厚さによって決定されるので、図 4 の（ a ）～（ c ）のいずれかにおいても同じである。

30

40

## 【 0 0 4 4 】

次に、図 3 及び図 4 を参照しながら、本実施形態における超音波用探触子の動作について説明する。本実施形態においては、次の 3 段階のモードによって動作する。

## ( 2 - 1 ) 通常の動作モード

図 3 に示すシステム制御部 2 0 1 は、超音波検査の開始時には、図 4 の（ a ）に示すように、スイッチ S W 1 ～ S W 3 をオンにする。それにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、高い感度を得ることができる 3 段の積層型として動作する。

## 【 0 0 4 5 】

## ( 2 - 2 ) 中間時の動作モード

50

超音波検査を継続することにより超音波用探触子の表面温度が上昇し、温度推定部 2 1 0 によって算出された推定値が第 1 の所定の値（例えば、室温と法令等による上限温度との中間の温度に対応する設定値）に達する。すると、図 3 に示すシステム制御部 2 0 1 は、図 4 の（b）に示すように、スイッチ S W 3 をオフにする。それにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、若干感度は低下するものの、発熱量が少ない 2 段の積層型として動作する。

【 0 0 4 6 】

（ 2 - 3 ）発熱時の動作モード

さらに、超音波用探触子の表面温度が上昇して、温度推定値が第 2 の所定の値（法令等による上限温度よりも低い温度に対応する設定値）に達すると、システム制御部 2 0 1 は、図 4 の（c）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオフにすると共にスイッチ S W 3 をオンにする。それにより、超音波トランスデューサ 1 2 は、感度は若干低下するものの、発熱量がさらに少ない単層型として動作する。

【 0 0 4 7 】

このように、本実施形態によれば、超音波用探触子の動作を 3 段階で制御するので、超音波トランスデューサにおける感度の取得と、発熱の抑制との両立をより図りやすくなる。

ここで、本実施形態においては、発熱時の動作モードにおいて、下部電極層 2 と上部電極層 4 との間に電圧を印加することにより、3 つの圧電体層 1 を一体として動作させている。しかしながら、図 4 において、スイッチ S W 1 及び S W 3 をオフにし、スイッチ S W 2 のみをオンにすることにより、最上段の圧電体層 1 のみを動作させても良い。しかしながら、この場合には圧電体層の容量負荷が増加してしまうので、発熱量の観点からは、3 つの圧電体層 1 を一体として動作させる方が望ましい。

【 0 0 4 8 】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波用探触子について説明する。

図 5 に示すように、本実施形態に係る超音波用探触子には、図 1 に示す超音波用探触子に対して、冷却装置 1 7 がさらに設けられている。また、超音波トランスデューサ 1 2 の内部電極層 3 a 及び上部電極層 4 が、接続部 5 c を介して配線 5 に接続されている点においても、図 1 におけるものとは異なっている。なお、本実施形態に係る超音波用探触子のその他の構成については、図 1 及び図 2 に示すものと同様である。

【 0 0 4 9 】

冷却装置 1 7 としては、例えば、熱電効果（ペルチェ効果）により吸熱反応を生じる熱電モジュールや、冷却水を循環させる水冷装置等が用いられる。この冷却装置 1 7 の動作は、図 3 に示すシステム制御部 2 0 1 によって制御されている。

また、接続部 5 c には、スイッチ S W 1 に加えて、配線 5 と上部電極層 4 との間の電気的な接続を開閉するスイッチ S W 4 が設けられている。従って、スイッチ S W 4 を制御するためのスイッチ制御信号が、システム制御部 2 0 1（図 3）から供給される。

【 0 0 5 0 】

本実施形態においては、第 2 の実施形態と同様に、通常の動作モードにおいて、図 5 の（a）に示すように、スイッチ S W 1、S W 2 及び S W 4 の全てをオンにすることにより、超音波トランスデューサ 1 2 を 3 段の積層型として動作させる。一方、発熱時の動作モードにおいて、図 5 の（c）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオフにすると共に、スイッチ S W 4 をオンにすることにより、超音波トランスデューサ 1 2 を単層型として動作させる。

【 0 0 5 1 】

また、中間時の動作モードにおいては、図 5 の（b）に示すように、スイッチ S W 1 及び S W 2 をオンにすると共に、スイッチ S W 4 をオフにする。このような状態の超音波トランスデューサ 1 2 に対して、駆動信号供給源 7 から駆動信号を供給すると、下部電極層 2、内部電極層 3 a、及び、内部電極層 3 b によって挟まれた下 2 段の圧電体層が伸縮して超音波を発生する。即ち、超音波トランスデューサ 1 2 は、2 段の積層型として動作す

る。

【 0 0 5 2 】

ここで、本実施形態において、第 2 の実施形態（図 4 参照）と異なり、下 2 段の圧電体層 1 を動作させるのは、冷却装置 1 7 が超音波トランスデューサ 1 2 の下部に配置されているからである。その理由は、P Z T 等のような圧電体層 1 の材料は、熱伝導性があまり良くないので、冷却装置 1 7 により近い方の圧電体層 1 を動作させることにより、そこから発生した熱をより効率的に吸収することができるからである。

【 0 0 5 3 】

本実施形態に係る超音波用探触子の変形例として、超音波トランスデューサ 1 2 の上方に冷却装置を配置しても良い。具体的には、音響整合層の周囲に、熱電モジュールを貼り付けたり、冷却水を循環させるチューブを配置する。この場合には、圧電体層 1 の熱伝導性を考慮して、図 4 の（b）に示すように、中間時の動作モードにおいては、上 2 段の圧電体層を動作させることが望ましい。

10

【 0 0 5 4 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波用探触子及び超音波診断装置本体を含む超音波診断システムについて説明する。

図 6 に示すように、本実施形態に係る超音波診断システムは、超音波用探触子 1 5 0 と超音波診断装置本体 2 5 0 とを含んでいる。

【 0 0 5 5 】

超音波用探触子 1 5 0 は、図 2 に示す超音波用探触子から温度センサ 1 5 を除いたものであり、その他の構成については、図 2 に示すものと同様である。また、超音波トランスデューサ 1 2 の動作を制御するためのスイッチとしては、図 1、図 4、図 5 のいずれに示すものを用いても良い。

20

一方、超音波診断装置本体 2 5 0 は、図 3 に示す温度推定部 2 1 0 の替わりに、駆動電力検出部 2 2 0 を有している。その他の構成については、図 3 に示すものと同様である。

【 0 0 5 6 】

本実施形態においては、超音波用探触子 1 5 0 の表面（被検体への当接面）の温度を、駆動信号生成部 2 0 3 に接続された駆動電力検出部 2 5 1 において推定している。即ち、駆動電力検出部 2 5 1 は、各超音波トランスデューサ 1 2 に供給された駆動信号の電力を検出して、その累積値を求める。そして、この累積値が予め記憶されている参照値に至った（又は超えた）場合に、超音波用探触子 2 5 0 の表面温度が所定の温度（例えば、法令等による上限温度よりも低い設定温度）を超えたものと判断し、判定信号をシステム制御部 2 0 1 に出力する。システム制御部 2 0 1 は、この判定信号に基づいて、超音波トランスデューサ 1 2 に設けられたスイッチ S W 1 ~ S W 4（図 1、図 4、図 5）の開閉を制御することにより、超音波用探触子 2 5 0 の動作モードを変化させる。

30

【 0 0 5 7 】

駆動パワー検出部 2 5 1 に予め記憶されている参照値は、駆動信号のパワーの累積値と、超音波用探触子の表面温度の測定値とを、実験やシミュレーションにより求めて関連付けることにより設定することができる。

【 0 0 5 8 】

以上説明した第 1 ~ 第 4 の実施形態においては、超音波トランスデューサにおける電極の接続状態を変更する接続部（スイッチ S W 1 ~ S W 4）を超音波用探触子側に設けている。この場合には、超音波用探触子と超音波診断装置本体との間における配線数を削減できるという利点がある。一方、変形例として、接続部（スイッチ S W 1 ~ S W 4）を、超音波診断装置本体側に設けても良い。この場合には、超音波用探触子 1 0 0 と超音波診断装置本体との間の配線数が内部電極層の数だけ増加することになるが、超音波用探触子内にスイッチ S W 1 ~ S W 4 を設ける必要がなくなるので、探触子側の回路構成が簡単になると共に、スイッチ制御信号を超音波用探触子に出力するための信号線を設ける必要がなくなるという利点がある。

40

【 0 0 5 9 】

50

また、第 1 ~ 第 4 の実施形態においては、3 層の積層型超音波トランスデューサについて説明したが、圧電体層の積層数は、2 層又は 4 層以上であっても良い。その場合であっても、下部電極層、内部電極層、及び、上部電極層を、接続部を介して 2 つの配線 5 及び 6 に交互に接続することにより、上記の実施形態と同様に複数の動作モードを利用することができる。

【 0 0 6 0 】

さらに、第 1 ~ 第 4 の実施形態においては、複数の積層型超音波トランスデューサが 1 次元的に配列されている超音波用探触子について説明した。しかしながら、図 1、図 4 又は図 5 に示す超音波トランスデューサ 1 2 を 2 次元状に配置することにより、2 次元超音波用探触子を作製しても良い。特に、図 7 に示すような 2 次元マトリックス状の超音波トランスデューサアレイにおいては、中心部付近に熱がこもり易いので、超音波用探触子内の温度の推定値に基づいて超音波トランスデューサと配線との接続状態を制御することにより、複数の動作モードを利用する方式は有用である。

10

【 0 0 6 1 】

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 8 ~ 図 1 0 を参照しながら説明する。

図 8 は、超音波内視鏡の外観を示す模式図であり、図 9 は、図 8 に示す超音波内視鏡に接続されることにより医用画像を生成する装置を示す模式図であり、図 1 0 は、図 8 に示す挿入部 3 0 1 の先端部分を拡大して示す模式図である。

【 0 0 6 2 】

図 8 に示すように、超音波内視鏡 3 0 0 は、挿入部 3 0 1 と、操作部 3 0 2 と、接続コード 3 0 3 と、ユニバーサルコード 3 0 4 とを含んでいる。

20

挿入部 3 0 1 は、被検体の体腔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。操作部 3 0 2 は、挿入部 3 0 1 の基端に設けられており、接続コード 3 0 3 を介して、図 9 に示す超音波診断装置本体 2 0 0 に接続されると共に、ユニバーサルコード 3 0 4 を介して、図 9 に示す光源装置 3 2 0 に接続される。

【 0 0 6 3 】

図 9 に示す超音波診断装置本体 2 0 0 は、図 8 に示す超音波トランスデューサアレイ 3 1 0 に駆動信号を供給することによって超音波ビームを送信させると共に、超音波トランスデューサアレイ 3 1 0 が超音波エコーを受信することによって出力した受信信号に基づいて超音波画像信号を生成する。なお、超音波診断装置本体 2 0 0 の構成は、図 3 に示すものと同様である。

30

【 0 0 6 4 】

光源装置 3 2 0 は、被検体の体腔内を照射するための光を発生する。また、ビデオプロセッサ 3 3 0 は、挿入部の先端部に設けられている撮像素子から出力された検出信号に基づいて、被検体内の様子を表す光学観察画像信号を生成する。

【 0 0 6 5 】

ミキサ 3 4 0 は、超音波診断装置 2 0 0 から出力された超音波画像信号と、ビデオプロセッサ 3 3 0 から出力された光学観察画像信号とに基づいて、超音波画像、又は、光学観察画像、又は、それらの両方が 1 つの画面に表された画像信号を生成して表示装置 3 5 0 に出力する。表示装置 3 5 0 は、例えば、CRT や LCD 等の表示部を備えており、ミキサ 3 4 0 から出力された画像信号に基づいて超音波画像や光学観察画像を表示する。

40

【 0 0 6 6 】

図 1 0 の ( a ) は、挿入部 3 0 1 の先端部分の内部を示す側面図であり、図 1 0 の ( b ) は、その平面図である。図 1 0 に示すように、挿入部 3 0 1 の先端部分には、超音波トランスデューサアレイ 3 1 0 と、観察窓 3 1 1 と、照明窓 3 1 2 と、処置具挿通口 3 1 3 と、ノズル孔 3 1 4 とが設けられている。また、処置具挿通口 3 1 3 には、穿刺針 3 0 6 が配置されている。

【 0 0 6 7 】

50

超音波トランスデューサアレイ 310 は、コンベックス型の多列アレイであり、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 321 ~ 323 を含んでいる。各超音波トランスデューサ 321 ~ 323 の構造及び配線方法については、図 1、図 4 又は図 5 に示すものと同様である。

【0068】

また、図 10 の (b) に示すように、上方から見た場合に、エレベーション方向（電子走査方向に直交する方向）が処置具挿通口 313 に配置される処置具（例えば、穿刺針 306）の挿通方向と直交するように、超音波トランスデューサアレイ 310 を配置することが望ましい。それにより、処置具のエレベーション方向における先端位置を検出できるようになる。図示されていないが、超音波トランスデューサアレイ 310 の超音波送信面上には音響整合層が配置され、超音波トランスデューサアレイ 310 の超音波送信面とは反対側の面にはパッキング層が配置される。さらに、音響整合層の上層に、必要に応じて音響レンズを配置しても良い。

10

【0069】

観察窓 311 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、観察光学系を構成しており、固体撮像素子の検出信号は、図 9 に示すビデオプロセッサ 330 に出力される。また、照明窓 312 には、図 9 に示す光源装置 320 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

【0070】

処置具挿通口 313 は、操作部 302 に設けられた処置具挿入口 305（図 8）から挿入された処置具等を導出させる孔である。この孔から穿刺針 306 や鉗子等の処置具を突出させ、操作部 302 においてこれら进行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。さらに、ノズル孔 314 は、観察窓 311 及び観察窓 312 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。

【0071】

このような超音波内視鏡において、各超音波トランスデューサ 321 ~ 323 と駆動信号供給線や接地配線との接続状態を、超音波内視鏡の温度に応じて制御して、複数のモード（図 1、図 4、図 5 参照）で動作させることにより、超音波内視鏡検査時における超音波内視鏡の温度上昇を抑制することができる。従って、超音波内視鏡が体腔内に挿入される被検体の安全性を確保しつつ、良質な超音波画像を観察しながら効率良く検査を行うことが可能になる。

30

【産業上の利用可能性】

【0072】

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用探触子や、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波内視鏡において利用することが可能であり、さらには、そのような超音波用探触子や超音波内視鏡が接続される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】

40

【0073】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波用探触子の内部を示す図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波用探触子の外観及び内部の一部を示す斜視図である。

【図 3】図 2 に示す超音波用探触子が接続される超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波用探触子の内部を示す図である。

【図 5】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波用探触子の内部を示す図である。

【図 6】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波用探触子及び超音波診断装置本体を示す図である。

50

【図 7】 2次元マトリックス状の超音波トランスデューサアレイを示す平面図である。

【図 8】 図 1 に示す探触子が適用される超音波内視鏡を示す模式図である。

【図 9】 図 8 に示す超音波内視鏡に接続される医用画像生成装置を示す模式図である。

【図 10】 図 8 に示す挿入部の先端部分を拡大して示す模式図である。

【図 11】 一般的な超音波トランスデューサの構造を示す図である。

【図 12】 積層型の超音波トランスデューサの構造を示す図である。

【符号の説明】

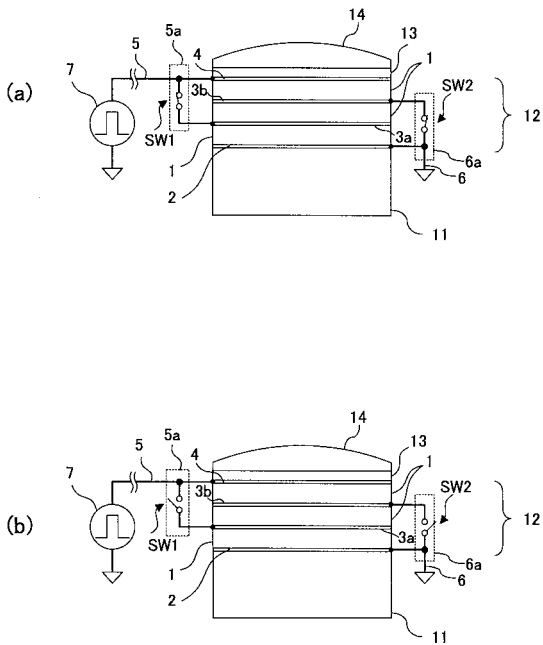
【 0 0 7 4 】

1、901、911	圧電体層	
2、902、912	下部電極層	10
3a、3b、913、914	内部電極層	
4、903、915	上部電極層	
5、6	配線	
5a、5c、6a、6b	接続部	
7、907	駆動信号供給源	
10	筐体	
11、906	パッキング層	
12、321、322、323、900、910	超音波トランスデューサ	
13、904	音響整合層	
14、905	音響レンズ	20
15	温度センサ	
16	ケーブル	
17	冷却装置	
100、150	超音波用探触子	
200、250	超音波診断装置本体	
201	システム制御部	
202	送信ビーム制御部	
203	駆動信号生成部	
204	送受信切換部	
205	プリアンプ	30
206	アナログ/デジタル変換器 (ADC)	
207	受信信号演算部	
208	ビームプロセッサ	
209、330	ビデオプロセッサ	
210	温度推定部	
251	駆動電力検出部	
300	超音波内視鏡	
301	挿入部	
302	操作部	
303	接続コード	40
304	ユニバーサルコード	
305	処置具挿入口	
306	穿刺針	
310	超音波トランスデューサアレイ	
311	観察窓	
312	照明窓	
313	処置具挿通口	
314	ノズル孔	
320	光源装置	
340	ミキサ	50

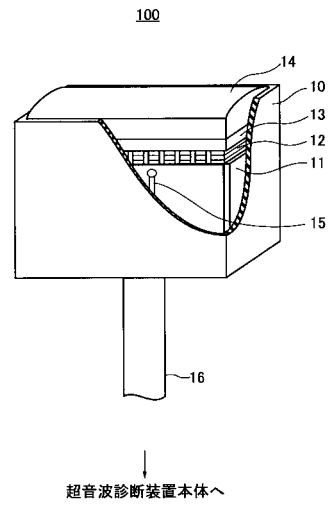
3 5 0 表示装置

9 1 6、9 1 7 側面電極

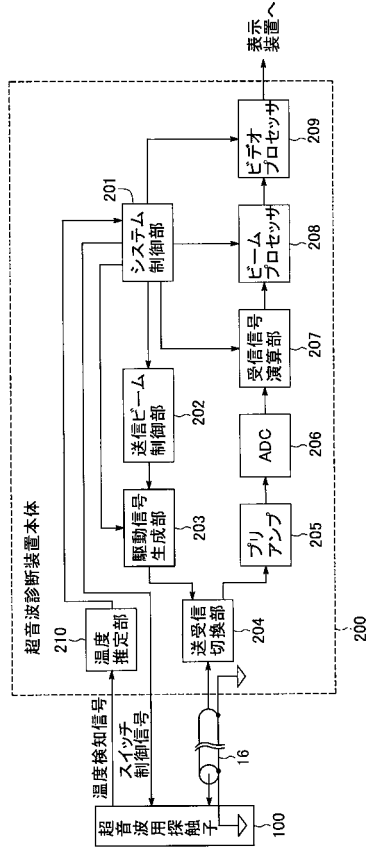
【 図 1 】



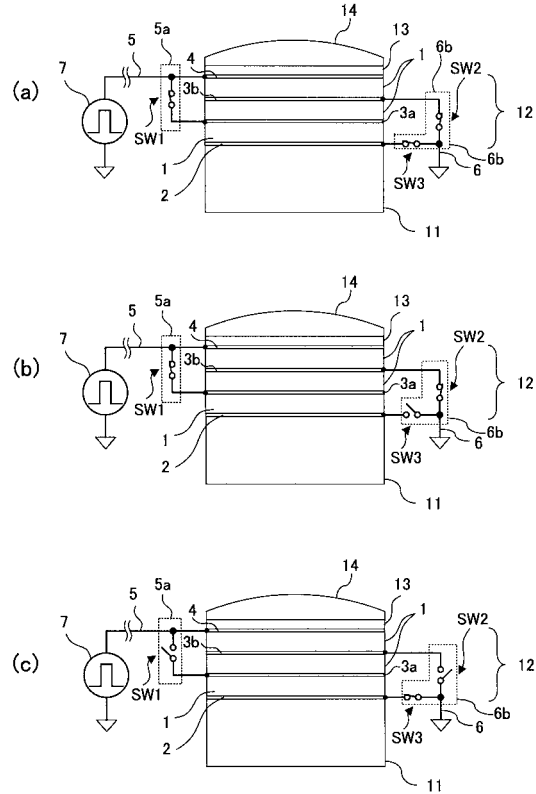
【 図 2 】



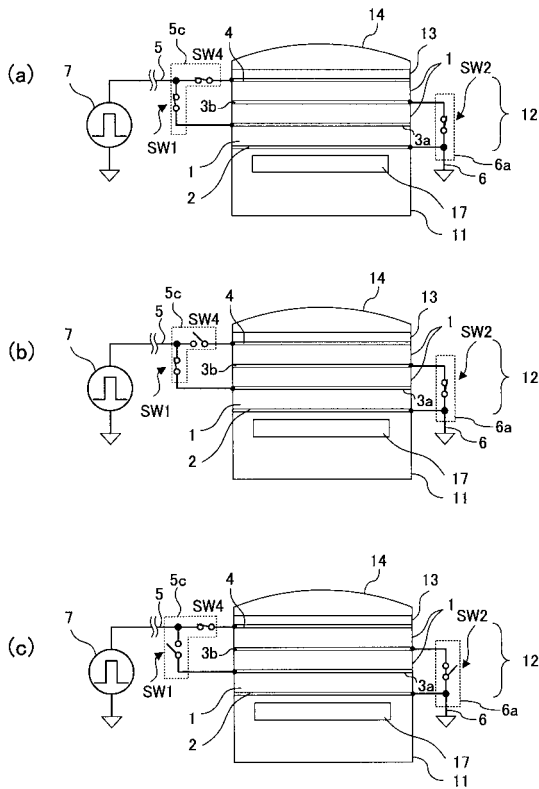
【 図 3 】



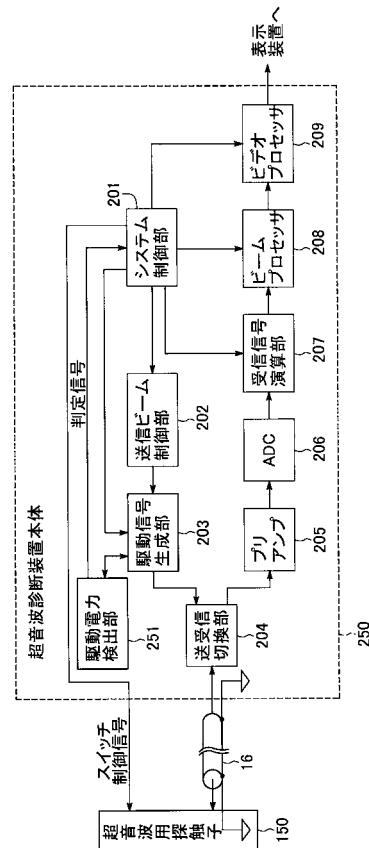
【 図 4 】



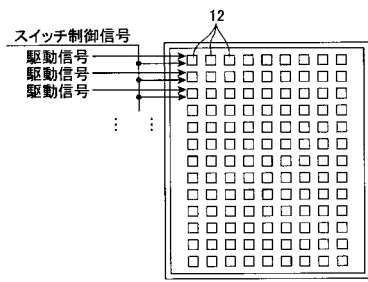
【 図 5 】



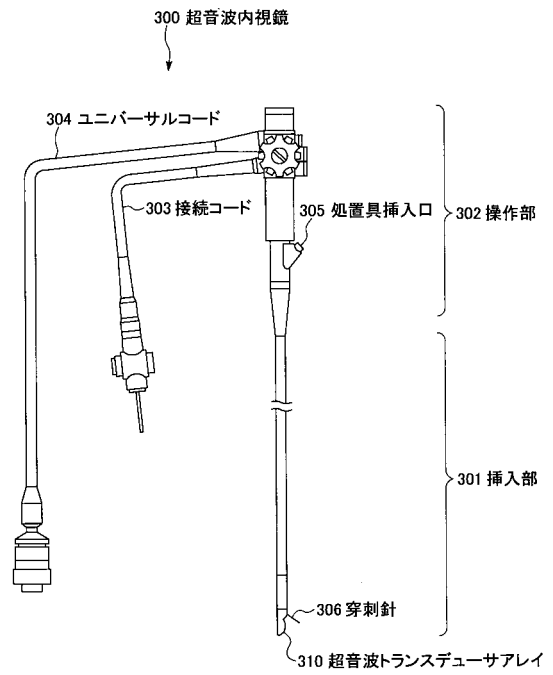
【 図 6 】



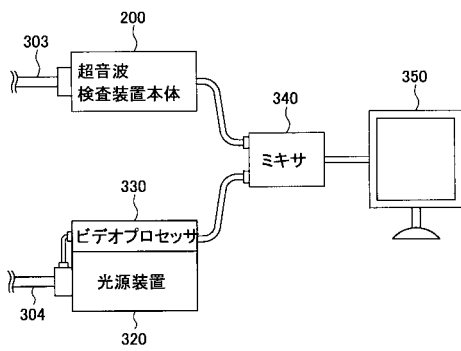
【 図 7 】



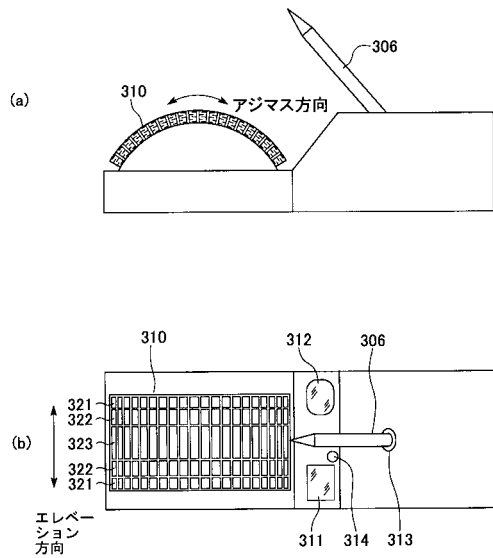
【 図 8 】



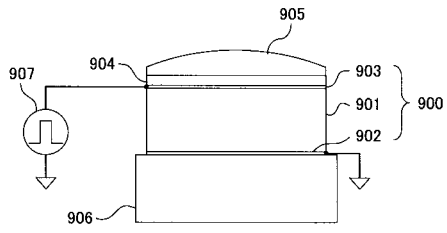
【 図 9 】



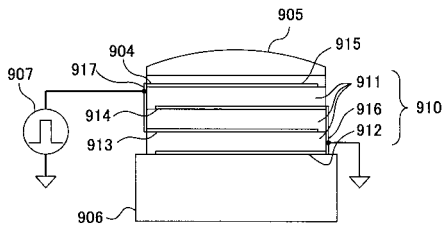
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声波探头，超声波内窥镜和超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008068017A</a>	公开(公告)日	2008-03-27
申请号	JP2006251476	申请日	2006-09-15
[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	瀬戸康宏		
发明人	瀬戸 康宏		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE19 4C601/EE22 4C601/FE02 4C601/GA17 4C601/GB15 4C601/GB21 4C601/GB41 4C601/LL17		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP4834500B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在抑制超声探头中过多的热量产生的同时，有效地获取高质量的超声图像。 解决方案：超声换能器12，包括多个压电层1和多个电极层2、3a，3b，4，并具有压电层和电极层交替层叠的结构以及驱动信号用于向超声波换能器供电的布线5，连接至参考电位的布线6，选自多个电极层中的第一组电极层3a，4中的至少一个电极层用于连接到第一布线的连接部分5a和包括在多个电极层中的第二组电极层2，第二组电极层与第一组电极层交替布置。；3b，具有从3b中选择的至少一个电极层以连接到第二布线，并且通过改变在连接部分5a和6a的每一个中选择的至少一个电极层 改变多个压电层中基于驱动信号进行操作的压电层的数量。 [选型图]图1

