

(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2008-86362

(P2008-86362A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A	
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 Z	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)		

(21) 出願番号 特願2006-267330 (P2006-267330)
 (22) 出願日 平成18年9月29日 (2006. 9. 29)

(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
 (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
 富士写真フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE10 FE02 GA01 GB30
 5D019 AA17 BB19 EE01 FF04

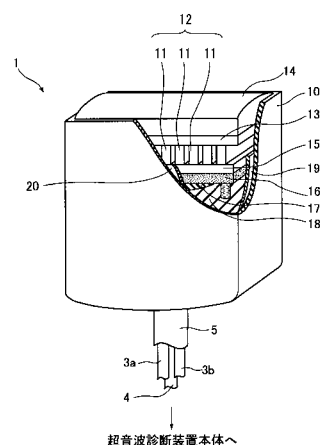
(54) 【発明の名称】 超音波用探触子、超音波内視鏡、及び、超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】医療用の超音波診断装置において用いられる超音波用探触子において、超音波トランスデューサによって送信又は受信される超音波の減衰を招くことなく、超音波トランスデューサの背後に放出される超音波を十分に吸収しながら、超音波トランスデューサを冷却する。

【解決手段】この超音波用探触子は、超音波を送受信するための複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、超音波トランスデューサアレイの前面に配置された音響整合層と、超音波トランスデューサアレイの背面に直接又は間接的に配置され、多孔質の部材を含む冷却機構と、超音波トランスデューサアレイの背面に少なくとも冷却機構を介して配置されたパッキング材と、冷却機構に液体の熱伝達物質を循環させるための流路とを具備する。

【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用いられる超音波用探触子において、

超音波を送受信するための複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記超音波トランスデューサアレイの前面に配置された音響整合層と、

前記超音波トランスデューサアレイの背面に直接又は間接的に配置され、多孔質の部材を含む冷却機構と、

前記超音波トランスデューサアレイの背面に少なくとも前記冷却機構を介して配置されたバッキング材と、

前記冷却機構に液体の熱伝達物質を循環させるための複数の流路と、
を具備する超音波用探触子。

10

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサアレイと前記冷却機構との間に配置された第 2 の音響整合層をさらに具備する請求項 1 記載の超音波用探触子。

【請求項 3】

前記冷却機構と前記バッキング材との間に配置された第 3 の音響整合層をさらに具備する請求項 1 又は 2 記載の超音波用探触子。

【請求項 4】

前記冷却機構が、前記多孔質部材の側面及び / 又は端面に形成された隔壁膜をさらに含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

20

【請求項 5】

前記複数の超音波トランスデューサの各々が、圧電体と、前記圧電体の対向する 2 つの面にそれぞれ形成された 2 つの電極とを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【請求項 6】

前記複数の超音波トランスデューサの各々が、複数の圧電体層と、前記複数の圧電体層の間に形成された複数の内部電極層と、前記複数の圧電体層の対向する 2 つの面にそれぞれ形成された 2 つの電極とを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

30

【請求項 7】

前記熱伝達物質が、流動パラフィン、シリコン系オイル、水、アルコール、水とアルコールとの混合物、及び、フッ素系不活性液体の内のいずれかを含む、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【請求項 8】

前記複数の流路が、

前記冷却機構に熱伝達物質を導入する導入流路と、

前記冷却機構から前記熱伝達物質を導出する導出流路と、

を含む、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

40

【請求項 9】

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、被検体の体腔内を照明する照明手段と、

前記挿入部の先端部に設けられ、被検体の体腔内を光学的に撮像する撮像手段と、

前記挿入部の先端部に設けられた請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子と

、

を具備する超音波内視鏡。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子と、

前記複数の超音波トランスデューサに複数の駆動信号をそれぞれ供給する駆動信号供給

50

手段と、

前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ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、

前記超音波用探触子の前記複数の流路に接続され、前記超音波用探触子から熱伝達物質を回収し、回収された熱伝達物質を冷却し、冷却された熱伝達物質を前記超音波用探触子に供給する熱伝達物質循環手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記熱伝達物質循環手段によって回収される熱伝達物質の温度を感知する温度感知手段と、

前記温度感知手段の感知結果に基づいて前記熱伝達物質循環手段の動作を制御する温度制御手段と、

をさらに具備する、請求項 1 0 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記超音波用探触子内の温度を感知する温度感知手段と、

前記温度感知手段の感知結果に基づいて前記熱伝達物質循環手段の動作を制御する温度制御手段と、

をさらに具備する請求項 1 0 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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する。さらに、本発明は、そのような超音波用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】

【0 0 0 2】

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。

【0 0 0 3】

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。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。

【0 0 0 4】

そ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」ともいう）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】

超音波用探触子においては、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

10

20

30

40

50

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が発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

【 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、超音波用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、医療用の超音波用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、超音波用探触子の表面温度を４３℃以下にすることが要請されている。

【 0 0 0 8 】

関連する技術として、特許文献１には、超音波を送受信する超音波用探触子ヘッド部と、該超音波用探触子ヘッド部に電氣的に接続されたケーブルと、該ケーブルの少なくとも一部に熱的に接続されたケーブル冷却部とを有する超音波用探触子が開示されている。しかしながら、特許文献１においては、超音波用探触子ヘッド部のごく一部が、ケーブルを介し、ケーブル冷却によって間接的に冷却されるだけなので、冷却効率はあまり良くない。

【 0 0 0 9 】

特許文献２には、体腔内に挿入して超音波像を撮像する体腔内用超音波用探触子において、吸音材の所定位置に、探触子の動作中に超音波変換器により発生する熱を冷却する冷却手段を設けた体腔内用超音波用探触子が開示されている。特許文献２においては、超音波用探触子に冷却用パイプを設け、そこに水等の冷却媒体を流すことにより、超音波振動子群を冷却している。しかしながら、超音波振動子群の側面に冷却用パイプを設ける場合（第３図）には、冷却用パイプと超音波振動子群との熱的結合が小さくなるので、冷却効率が良くない。一方、超音波振動子群の背後に冷却用パイプを設ける場合（第４～６図）には、超音波振動子群の背後に放出される超音波を十分に吸収できないおそれがある。

【 0 0 1 0 】

特許文献３には、吸音部材で発生した熱を吸音部材から離れた位置に導く伝達手段と、吸音部材から離れた位置に配置され、伝達手段が導いた熱を放出する放出手段とを具備する超音波診断装置が開示されている。吸音部材において、超音波振動子が設けられた面に対向する面は、超音波振動子から吸音部材へ向けて放射される超音波を反射して集中させるように焦点を有する曲面形状に形成されており、伝達手段の吸熱部位は、吸音部材内の焦点位置に配置されている（図６）。特許文献３においては、超音波用探触子のグリップ部内に設けられた電子冷却手段から、ヒートポンプを介して、挿入部先端の振動子部の温度が制御される（図５）。従って、振動子部はヒートポンプ等を介して間接的に冷却されることになり、冷却効率は良くない。

【 0 0 1 1 】

特許文献４には、超音波振動子とこれを収納したケースとを有する超音波用探触子において、超音波振動子における被検体当接面側に冷却体を導く手段を有する超音波用探触子が開示されている。しかしながら、音響レンズの前面、即ち、超音波用探触子の被検体当接面と音響レンズとの間の隔壁に冷却媒体を流す場合（第１図）には、超音波振動子と被検体との間の距離が長くなって、超音波振動子によって送受信される超音波の減衰を招いてしまう。一方、背面音響吸収材の内部に冷却媒体の流路を設ける場合（第３図）には、超音波振動子の背後に放出される超音波を十分に吸収できないおそれがある。また、背面音響結合材とケースとの間に冷却媒体の流路を設ける場合（第５図）には、超音波振動子

10

20

30

40

50

と冷却媒体との熱的結合が小さくなるので、冷却効率が良くない。

【0012】

特許文献5には、超音波振動子の外側に被検物と接する冷却用媒体の通路を設けた超音波用探触子が開示されている。しかしながら、特許文献5の第1図に示されているように、超音波振動子が配置されている空間から隔てられて冷却用媒体の通路が設けられているので、被検体当接面においては、超音波振動子の周囲が冷却されるだけであり、超音波振動子の発熱による影響を被検体が直接受けることに変わりはない。

【0013】

また、特許文献6には、被検物と接する熱電冷却素子であって、調温可能で電流の流れ方向を変えることにより被検物を加温又は冷却できる熱電冷却素子を超音波振動子の外側に設けた超音波用探触子が開示されている。しかしながら、特許文献6の第1図に示されているように、超音波振動子が配置されている空間から隔てられて熱電冷却素子の通路が設けられているので、被検体当接面においては、超音波振動子の周囲が冷却されるだけであり、超音波振動子の発熱による影響を被検体が直接受けることに変わりはない。

10

【0014】

特許文献7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用探触子を含み、該超音波用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。しかしながら、冷却媒体としての水が充填される水袋が探触子の生体側（即ち、超音波振動子の前方）に配置されるので、超音波振動子と被検体との間の距離が長くなって、超音波振動子によって送受信される超音波の減衰を招いてしまう。

20

【特許文献1】特開2002-291737号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開昭63-242246号公報（第1、3頁、第3-6図）

【特許文献3】特開平11-299775号公報（第1頁、図3-7）

【特許文献4】特開昭61-58643号公報（第1頁、第1、3、5図）

【特許文献5】実開昭57-88073号公報

【特許文献6】実開昭57-88074号公報

【特許文献7】特開2003-38485号公報（第2、3頁、図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0015】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、医療用の超音波診断装置において用いられる超音波用探触子において、超音波トランスデューサによって送信又は受信される超音波の減衰を招くことなく、超音波トランスデューサの背後に放出される超音波を十分に吸収しながら、超音波トランスデューサを冷却することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

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用いられる超音波用探触子において、超音波を送受信するための複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、超音波トランスデューサアレイの前面に配置された音響整合層と、超音波トランスデューサアレイの背面に直接又は間接的に配置され、多孔質の部材を含む冷却機構と、超音波トランスデューサアレイの背面に少なくとも冷却機構を介して配置されたバックング材と、冷却機構に液体の熱伝達物質を循環させるための流路とを具備する。

40

【0017】

また、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と、挿入部の先端部に設けられ、被検体の体腔内を照明する照明手段と、挿入部の先端部に設けられ、被検体の体腔内を光学的に撮像する撮像手段と、挿入部の先端部に設けられた上記の超音波用探触子とを具備する。

【0018】

50

さらに、本発明の１つの観点に係る超音波診断装置は、冷却機構に熱伝達物質を導入する導入流路と、冷却機構から熱伝達物質を導出する導出流路とを具備する上記の超音波用探触子と、複数の超音波トランスデューサに複数の駆動信号をそれぞれ供給する駆動信号供給手段と、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ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、超音波用探触子の複数の流路に接続され、超音波用探触子から熱伝達物質を回収し、回収された熱伝達物質を冷却し、冷却された熱伝達物質を超音波用探触子に供給する熱伝達物質循環手段とを具備する。

【発明の効果】

【００１９】

本発明によれば、超音波トランスデューサアレイとバッキング材との間に、多孔質の部材を含む冷却機構を設けることにより、音響インピーダンスのマッチングを図りながら超音波トランスデューサを冷却することができるので、超音波トランスデューサによって送信又は受信される超音波の減衰を招くことなく、超音波トランスデューサの背後に放出される超音波を十分に吸収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】

【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１は、被検体に当接して体腔外走査を行う際に用いられる。図１に示すように、超音波用探触子１のヘッド部は、筐体１０と、複数の超音波トランスデューサ（振動子）１１を含む超音波トランスデューサアレイ１２と、第１の音響整合層１３と、音響レンズ１４と、第２の音響整合層１５と、複数の超音波トランスデューサ１１を冷却する冷却機構としてのマイクロ流路１６と、第３の音響整合層１７と、バッキング材１８と、複数の超音波トランスデューサ１１の共通電極に接続されたフレキシブルプリント基板（flexible printed circuit：ＦＰＣ）１９と、複数の超音波トランスデューサ１１の信号電極に接続されたＦＰＣ２０とを有している。

【００２１】

本実施形態においては、複数の超音波トランスデューサ１１を冷却するために、超音波トランスデューサアレイ１２の背面において、第２の音響整合層１５と第３の音響整合層１７との間にマイクロ流路１６が形成されており、マイクロ流路１６を流れる熱伝達物質（熱伝達媒体）が、超音波トランスデューサアレイ１２を冷却する。ここで、第２の音響整合層１５及び第３の音響整合層１７は、超音波トランスデューサアレイ１２からマイクロ流路１６を介してバッキング材１８に至る超音波の伝達経路における音響インピーダンスのマッチングを図るために設けられている。これにより、超音波トランスデューサ１１の背後に放出される超音波が、バッキング材１８によって十分に吸収される。

【００２２】

具体的には、振動子の音響インピーダンスを Z_1 、熱伝達物質が充填されたマイクロ流路１６の音響インピーダンスを Z_m 、第２の音響整合層１５の音響インピーダンスを Z_2 、第３の音響整合層１７の音響インピーダンスを Z_3 、バッキング材１８の音響インピーダンスを Z_4 とすると、 $Z_1 > Z_2 > Z_m > Z_3 > Z_4$ となるように各部の材質を選択することが望ましい。

【００２３】

ここで、送受信される超音波の中心波長を λ とした場合に、振動子の厚さを $\lambda/2$ とすることが望ましい。また、第２の音響整合層１５の厚さと、第３の音響整合層１７の厚さを、それぞれ $\lambda/4$ とすることが望ましい。なお、マイクロ流路１６の厚さが大きく、マイクロ流路１６中の熱伝達物質における超音波の減衰が大きい場合には、第３の音響整合層１７を省略しても良い。また、各部の音響インピーダンスの値によっては、第２の音響整合層１５を省略しても良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

筐体 1 0 には、マイクロ流路 1 6 に熱伝達物質を循環させるための 2 本の循環チューブ 3 a 及び 3 b と、複数の同軸ケーブル及び / 又は単線ケーブルを含む電気ケーブル 4 と、それらを保護するケーブルカバー 5 とが接続されている。ここで、循環チューブ 3 a と、第 3 の音響整合層 1 7 及びパッキング材 1 8 に形成された流入孔とが、熱伝達物質を導入するための導入流路を形成し、循環チューブ 3 b と、第 3 の音響整合層 1 7 及びパッキング材 1 8 に形成された流出孔とが、熱伝達物質を導出するための導出流路を形成している。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、図 1 に示す超音波用探触子と超音波診断装置本体とが接続された状態を示す図である。図 2 に示すように、超音波用探触子 1 から延びる循環チューブ 3 a 及び 3 b が、熱伝達物質用コネクタ 2 1 を介して超音波診断装置本体 2 に接続されている。超音波診断装置本体 2 において、循環ポンプ付き冷却器 2 9 が、熱伝達物質を冷却し、冷却された熱伝達物質を、熱伝達用媒体循環用チューブ 3 a を介してマイクロ流路 1 6 (図 1) に供給すると共に、マイクロ流路 1 6 を通過した熱伝達物質を、熱伝達用媒体循環用チューブ 3 b を介して回収する。これにより、超音波用探触子 1 と超音波診断装置本体 2 との間で熱伝達物質が循環する。

【 0 0 2 6 】

また、超音波用探触子 1 は、電気ケーブル 4 及び電気コネクタ 2 2 を介して超音波診断装置本体 2 に電氣的に接続されている。電気ケーブル 4 は、超音波診断装置本体 2 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 2 に伝送する。

【 0 0 2 7 】

超音波診断装置本体 2 は、超音波用探触子 1 及び超音波診断装置本体 2 を含むシステム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、循環ポンプ付き冷却器 2 9 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 2 5 は、超音波用探触子 1 への駆動信号の出力と、超音波用探触子 1 からの受信信号の入力とを切り換える。

【 0 0 2 8 】

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 2 9 】

図 3 の (a) は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波用探触子の平面断面図である。また、図 3 の (b) は、図 3 の (a) に示す一点鎖線 3 B - 3 B ' における超音波用探触子の側面断面図である。さらに、図 3 の (c) は、図 3 の (a) に示す一点鎖線 3 C - 3 C ' における超音波用探触子の正面断面図である。図 3 の (a) ~ (c) において、矢印は、熱伝達物質の流れの方向を示している。

【 0 0 3 0 】

図 3 の (a) に示すように、超音波トランスデューサアレイ 1 2 は、1 次元状に配置された複数の超音波トランスデューサ 1 1 を含んでいる。図 4 に示すように、各々の超音波トランスデューサは、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等の圧電体 3 1 と、圧電体の向かい合う 2 つの面に形成された電極 3 2 及び 3 3 とによって構成されている。電極 3 2 と電極 3 3 との内的一方は、複数の超音波トランスデューサにおいて共通接続されることにより、共通電極とすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

再び図 3 を参照すると、複数の超音波トランスデューサ 1 1 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、複数の超音波トランスデューサ 1 1 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。なお、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の間における干渉を低減し、超音波トランスデューサ 1 1 の横方向の振動を抑えて超音波トランスデューサ 1 1 を縦方向のみに振動させるために、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の間に充填材を充填するようにしても良い。

【 0 0 3 2 】

2 枚の F P C 1 9 には、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の共通電極に接続される幾つかの配線パターンが形成されている。それらの配線パターンの一端は、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の共通電極に接続され、それらの配線パターンの他端は、複数の同軸ケーブルのアース側に接続されている。また、2 枚の F P C 2 0 には、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の信号電極にそれぞれ接続される複数の配線パターンが形成されている。各々の配線パターンの一端は、それぞれの超音波トランスデューサ 1 1 の信号電極に接続されており、各々の配線パターンの他端は、それぞれの同軸ケーブルのホット側に接続されている。なお、図 3 においては、熱伝達物質の流れを判り易く示すために、電気信号を伝送するためのケーブルは省略されている。

【 0 0 3 3 】

超音波トランスデューサ 1 1 の前面に形成された第 1 の音響整合層 1 3 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 1 1 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、超音波トランスデューサ 1 1 から送信される超音波が、効率良く被検体中に伝播する。なお、図 1 及び図 3 には、超音波トランスデューサ 1 1 の前面において 1 層の音響整合層が示されているが、必要に応じて複数の音響整合層を配置しても良い。

【 0 0 3 4 】

音響レンズ 1 4 は、例えば、シリコー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 1 3 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。

【 0 0 3 5 】

第 2 の音響整合層 1 5 及び第 3 の音響整合層 1 7 も、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るが、それらの音響インピーダンスは、先に説明した条件を満たすものとする。

【 0 0 3 6 】

バックング材 1 8 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、音響減衰の大きい材料によって形成されており、複数の超音波トランスデューサ 1 1 から発生する不要な超音波の減衰を早める。

【 0 0 3 7 】

マイクロ流路 1 6 は、多孔質セラミック等の多孔質材料を用いて形成されている。図 3 においては、マイクロ流路 1 6 が、第 2 の音響整合層 1 5 と第 3 の音響整合層 1 7 との間に形成されており、熱伝達物質の流出を防ぐために、マイクロ流路 1 6 の両側面及び両端面がバックング材 1 8 によってカバーされている。あるいは、マイクロ流路 1 6 の両側面及び両端面を覆うように、さらに、マイクロ流路 1 6 の図中上面及び / 又は下面を覆うように、樹脂材料等を用いて皮膜を形成しても良い。樹脂材料としては、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコーン樹脂、ポリイミド樹脂、アクリル樹脂等を用いることができる。

【 0 0 3 8 】

熱伝達物質は、マイクロ流路 1 6 を通過することにより、超音波トランスデューサ 1 1 から発生した熱を吸収する液体である。熱伝達物質としては、良好な熱伝達性を有する材

10

20

30

40

50

料が用いられる。例えば、流動パラフィン、シリコン系オイル、水、アルコール、水とアルコールとの混合物、及び、フッ素系不活性液体等を用いることができる。それらの内でも、高い流動性を備え、安定性に優れるという点で、流動パラフィンや、シリコン系オイルや、フッ素系不活性液体（例えば、住友スリーエム株式会社製のフロリナート（FLUORINERT（登録商標）））が好適であり、本実施形態においては、流動パラフィンが用いられる。

【0039】

第3の音響整合層17及びバックング材18には、熱伝達物質の流入孔6a及び流出孔6bが形成されている。さらに、バックング材18の下面において、流入孔6aに循環チューブ3aが接続され、流出孔6bに循環チューブ3bが接続されている。超音波診断装置本体から循環チューブ3aを介して超音波用探触子内に導入された熱伝達物質は、流入孔6aとマイクロ流路16と流出孔6bとを順次通過し、循環チューブ3bを介して超音波診断装置本体に回収される。

10

【0040】

このように、本実施形態においては、超音波診断装置本体2において冷却された熱伝達物質が、超音波用探触子1のマイクロ流路16に流される。マイクロ流路16は、第2の音響整合層15を介して複数の超音波トランスデューサ11に接しているが、第2の音響整合層15の厚さは超音波トランスデューサ（振動子）11の厚さよりも小さいので（1/2程度）、超音波トランスデューサ11が発生した熱は、熱伝達物質によって効率的に吸収される。

20

【0041】

従って、複数の超音波トランスデューサ11を万遍なく冷却することができ、熱がこもりやすい超音波トランスデューサアレイ12の中央部についても十分且つ均一に冷却することが可能となる。また、それにより、複数の超音波トランスデューサ11における温度分布が平均化されるので、超音波送受信動作に対する温度の影響（感度のバラツキ等）を低減することが可能となる。

【0042】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

図5の(a)は、本発明の第2の実施形態に係る超音波用探触子のヘッド部の内部を示す正面図である。また、図5の(b)は、図5の(a)に示す一点鎖線5B-5B'における超音波用探触子の平面断面図である。さらに、図5の(c)は、図5の(a)に示す一点鎖線5C-5C'における超音波用探触子の側面断面図である。なお、図5の(a)においては、図5の(b)に示す音響整合層43及び音響レンズ44は省略されている。

30

【0043】

図5の(a)に示すように、本発明の第2の実施形態に係る超音波用探触子は、複数の超音波トランスデューサ11が2次元状に配置された超音波トランスデューサアレイ42を有しており、それに伴い、超音波用探触子内に形成されるマイクロ流路の形態も、第1の実施形態におけるものとは異なっている。なお、超音波用探触子と超音波診断装置本体との接続形態については、図2を参照しながら説明したものと同様である。

【0044】

本実施形態に係る超音波用探触子のヘッド部は、筐体40と、複数の超音波トランスデューサ11を含む超音波トランスデューサアレイ42と、第1の音響整合層43と、音響レンズ44と、第2の音響整合層45と、液体の熱伝達物質（熱伝達媒体）を流すためのマイクロ流路46と、第3の音響整合層47と、バックング材48と、複数の超音波トランスデューサ11の共通電極に接続されたFPC49と、複数の超音波トランスデューサ11の信号電極に接続されたFPC50とを有している。また、この超音波用探触子は、循環チューブ3a及び3b並びに電気ケーブルを介して超音波診断装置本体に接続されている。なお、第1の音響整合層43、音響レンズ44、第2の音響整合層45、第3の音響整合層47、及び、バックング材48の材料及び機能については、第1の実施形態におけるのと同様である。

40

50

【 0 0 4 5 】

超音波トランスデューサアレイ 4 2 には、複数の超音波トランスデューサ 1 1 が 2 次元マトリックス状に配置されている。各々の超音波トランスデューサ 1 1 は、図 4 に示すように、圧電体 3 1 と、圧電体 3 1 の両面に形成された電極 3 2 及び 3 3 とによって構成されている。電極 3 2 と電極 3 3 との内の一方は、複数の超音波トランスデューサにおいて共通接続されることにより、共通電極とすることができる。なお、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の間における干渉を低減し、超音波トランスデューサ 1 1 の横方向の振動を抑えて超音波トランスデューサ 1 1 を縦方向のみに振動させるために、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の間に充填材を充填するようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

10

2 枚の F P C 4 9 には、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の共通電極に接続される幾つかの配線パターンが形成されている。これらの配線パターンの一端は、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の共通電極に接続され、これらの配線パターンの他端は、複数の同軸ケーブルのアース側に接続されている。また、2 枚の F P C 5 0 には、複数の超音波トランスデューサ 1 1 の信号電極にそれぞれ接続される複数の配線パターンが形成されている。各々の配線パターンの一端は、それぞれの超音波トランスデューサ 1 1 の信号電極に接続されており、各々の配線パターンの他端は、それぞれの同軸ケーブルのホット側に接続されている。なお、図 5 においては、熱伝達物質の流れを判り易く示すために、電気信号を伝送するためのケーブルは省略されている。

【 0 0 4 7 】

20

マイクロ流路 4 6 は、多孔質セラミック等の多孔質材料を用いて形成されている。図 5 においては、マイクロ流路 4 6 が、第 2 の音響整合層 4 5 と第 3 の音響整合層 4 7 との間に形成されており、熱伝達物質の流出を防ぐために、マイクロ流路 4 6 の両側面及び両端面がバックング材 4 8 によってカバーされている。あるいは、マイクロ流路 4 6 の 4 つの側面を覆うように、さらに、マイクロ流路 4 6 の図中上面及び / 又は下面を覆うように、樹脂材料等を用いて皮膜を形成しても良い。樹脂材料としては、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコン樹脂、ポリイミド樹脂、アクリル樹脂等を用いることができる。

【 0 0 4 8 】

本実施形態においては、熱伝達物質として、フロリナートが用いられる。第 3 の音響整合層 4 7 及びバックング材 4 8 には、熱伝達物質の流入孔 6 a 及び流出孔 6 b が形成されている。さらに、バックング材 4 8 の下面において、流入孔 6 a に循環チューブ 3 a が接続され、流出孔 6 b に循環チューブ 3 b が接続されている。超音波診断装置本体から循環チューブ 3 a を介して超音波用探触子内に導入された熱伝達物質は、流入孔 6 a を通ってマイクロ流路 4 6 内に導入され、図 5 の (a) に示すように 2 次元状に拡がる。その後、熱伝達物質は、超音波用探触子正面の対角線上において流入孔 6 a と対向する位置に形成された流入孔 6 b に流れ込み、循環チューブ 3 b を介して超音波診断装置本体に回収される。

30

【 0 0 4 9 】

図 5 に示すような 2 次元超音波トランスデューサアレイにおいては、特に、内側に配置された超音波トランスデューサから発生する熱が発散し難いので、中央付近に熱がこもりがちになる。しかしながら、本実施形態によれば、比較的小さい厚さを有する第 2 の音響整合層 4 5 を介して複数の超音波トランスデューサ 1 1 に接するマイクロ流路 4 6 に熱伝達物質を流すので、熱がこもりやすい中央付近の超音波トランスデューサであっても十分に冷却することができる。従って、2 次元超音波トランスデューサアレイにおいて温度勾配が生じるのを抑制できるので、超音波送受信動作に対する温度の影響（感度のバラツキ等）を低減することが可能となる。

40

【 0 0 5 0 】

なお、本実施形態においては、第 3 の音響整合層 4 7 及びバックング材 4 8 において端部の 2 箇所流入孔 6 a 及び流出孔 6 b を形成しているが、熱伝達物質をスムーズに循環することができれば、それ以外の位置に流入孔及び流出孔を形成しても良い。また、2 つ

50

以上の流入孔及び／又は２つ以上の流出孔を設けても良い。

【００５１】

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、図３又は図５に示す超音波用探触子において、図４に示す単層の圧電体を含む超音波トランスデューサの替わりに、図６に示す積層型の圧電体を含む超音波トランスデューサを用いることを特徴としている。

【００５２】

図６に示す積層型超音波トランスデューサは、ＰＺＴ等によって形成されている複数の圧電体層７１と、下部電極層７２と、内部電極層７３及び７４と、上部電極層７５と、絶縁膜７６と、側面電極７７及び７８とを含んでいる。

10

【００５３】

下部電極層７２は、図中左側の側面電極７７に接続されていると共に、図中右側の側面電極７８から絶縁されている。また、内部電極層７３及び７４は、複数の圧電体層７１の間に交互に挿入されている。内部電極層７３は、側面電極７８に接続されている共に、絶縁膜７６によって側面電極７７から絶縁されている。一方、内部電極層７４は、側面電極７７に接続されていると共に、絶縁膜７６によって側面電極７８から絶縁されている。さらに、上部電極層７５は、側面電極７８に接続されていると共に、側面電極７７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、５層の圧電体層７１に電界を印加するための５組の電極が並列に接続される。なお、圧電体層の層数は、図６に示す５層に限られず、２～４層又は６層以上としても良い。

20

【００５４】

このような積層型の超音波トランスデューサ（以下、「素子」ともいう）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素子と比較して、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（図６においては $N = 5$ ）、圧電体層の数は単層素子のＮ倍となり、各圧電体層の厚さは $1/N$ 倍となるので、素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、素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、素子を積層型とすることにより電気容量が増加するので、各素子からの発熱量は増加してしまう。

30

【００５５】

本実施形態によれば、図３に示すマイクロ流路１６、又は、図５に示すマイクロ流路４６に熱伝達物質を流すことにより、各素子を効率良く冷却することができるので、積層型の素子からの発熱量が増加した場合においても、超音波用探触子の温度上昇を抑制することが可能となる。

【００５６】

次に、本発明の第１～第３の実施形態に係る超音波用探触子が接続される超音波診断装置本体の変形例について、図７を参照しながら説明する。

図７に示す超音波診断装置本体２ａは、図２に示す超音波診断装置本体２と比較して、温度センサ９１及び温度制御部９２を更に有している。その他の構成については、図２に示す超音波診断装置本体２と同様である。

40

【００５７】

温度センサ９１は、サーミスタ又は熱電対等を含んでいる。温度センサ９１は、循環ポンプ付き冷却器２９に取り付けられており、超音波用探触子１から循環チューブ３ｂを介して回収される熱伝達物質の温度を感知する。温度制御部９２は、温度センサ９１から出力される信号に基づいて熱伝達物質の温度に関する値を求め、その値に基づいて、循環ポンプ付き冷却器２９の動作を制御する。例えば、温度制御部９２は、熱伝達物質の温度に関する値が所定の値を超えた場合に、冷却器の設定温度を低下させたり、又は、超音波用探触子１内における熱伝達物質の流速を上げるために循環ポンプの圧力を高くする。あるいは、熱伝達物質の温度に関する値が所定の値を超えた場合にのみ、循環ポンプ付き冷却

50

器 2 9 を動作させるようにしても良い。

【 0 0 5 8 】

本実施形態によれば、熱伝達物質の温度に基づいて循環ポンプ付き冷却器の動作をフィードバック制御するので、熱伝達物質の温度を一定の範囲に保つことが容易になると共に、循環ポンプ付き冷却器の運転コストを低減することが可能となる。なお、図 7 に示す超音波診断装置本体の変形例として、温度制御部 9 2 の替わりに、温度センサ 9 1 の感知結果に基づいて温度を算出する算出部を設け、その算出結果に基づいて、制御部 2 3 が循環ポンプ付き冷却器 2 9 を制御するようにしても良い。

【 0 0 5 9 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波用探触子について、図 8 及び図 9 を参照しながら説明する。図 8 は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波用探触子の内部を示す平面図であり、図 9 は、図 8 に示す超音波用探触子と超音波診断装置本体とが接続された状態を示す図である。

【 0 0 6 0 】

図 8 に示すように、本実施形態に係る超音波用探触子 1 a は、図 1 及び図 3 に示す超音波用探触子 1 に対して、超音波用探触子内の温度を感知する温度センサ 9 3 をさらに備えたものである。その他の構成については、図 1 及び図 3 に示す超音波用探触子 1 と同様である。

【 0 0 6 1 】

温度センサ 9 3 は、サーミスタ又は熱電対等を含んでおり、FPC 2 0 の表面に取り付けられている。あるいは、温度センサ 9 3 を、バッキング材の中又は上に配置しても良い。いずれにしても、温度センサ 9 3 を、なるべくマイクロ流路（図 3 の 1 6 若しくは図 5 の 4 6 ）又は超音波トランスデューサ 1 1 の近傍に配置することが望ましい。温度センサ 9 3 は、リード線 9 4 によって超音波診断装置本体 2 b（図 9）に電氣的に接続されている。

【 0 0 6 2 】

図 9 に示すように、本実施形態において用いられる超音波診断装置本体 2 b は、温度制御部 9 5 を有している。超音波診断装置本体 2 b のその他の構成については、図 2 に示す超音波診断装置本体 2 と同様である。

【 0 0 6 3 】

温度制御部 9 5 は、リード線 9 4 を介して入力される温度センサ 9 3 の感知結果に基づいて熱伝達物質の温度に関する値を求め、その値に基づいて、ヘッド部 4 内の温度が所定の範囲に入るように、循環ポンプ付き冷却器 2 9 の動作を制御する。例えば、温度制御部 9 5 は、ヘッド部 4 内の温度に関する値が所定の値を超えた場合に、冷却器の設定温度を低下させたり、循環ポンプの圧力を高くする。あるいは、ヘッド部 4 内の温度に関する値が所定の値を超えた場合にのみ、循環ポンプ付き冷却器 2 9 を動作させるようにしても良い。

【 0 0 6 4 】

本実施形態によれば、超音波用探触子 1 a のヘッド部内の温度に基づいて、循環ポンプ付き冷却器の動作をフィードバック制御するので、ヘッド部内の温度をより精度良く制御できると共に、循環ポンプ付き冷却器の運転コストを低減することが可能となる。なお、本実施形態においても、温度制御部 9 5 の替わりに、温度センサ 9 3 の感知結果に基づいてヘッド部内の温度に関する値を算出する算出部を設け、その算出結果に基づいて、制御部 2 3 が循環ポンプ付き冷却器 2 9 を制御するようにしても良い。

【 0 0 6 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 0 及び図 1 1 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、体腔内用超音波用探触子を設けた装置である。

【 0 0 6 6 】

図 1 0 は、超音波内視鏡の外観を示す模式図である。図 1 0 に示すように、超音波内視

10

20

30

40

50

鏡１００は、挿入部１０１と、操作部１０２と、接続コード１０３と、ユニバーサルコード１０４と、熱伝達物質用ケーブル１０５及び熱伝達物質用コネクタ１０６とを含んでいる。超音波内視鏡１００の挿入部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。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ている。

【００６７】

図１１は、図１０に示す挿入部１０１の先端部分を拡大して示す模式図である。図１１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１１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１１の（ａ）において、図１１の（ｂ）に示す音響整合層１３０は省略されている。

10

【００６８】

図１１に示すように、挿入部の先端部分には、観察窓１１１と、照明窓１１２と、処置具挿通口１１３と、ノズル孔１１４と、超音波トランスデューサアレイ１２０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１１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

【００６９】

処置具挿通口１１３は、図１０に示す操作部１０２に設けられた処置具挿入口１０７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においてこれを実行することにより、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。超音波トランスデューサアレイ１２０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１２１～１２３を含んでいる。

【００７０】

図１１の（ｂ）に示すように、超音波トランスデューサアレイ１２０の前面には、音響整合層１３０が配置されている。音響整合層１３０上には、必要に応じて、音響レンズが配置される。また、超音波トランスデューサアレイ１２０の背面には、第２の音響整合層１３１と、複数の超音波トランスデューサを冷却する冷却機構としてのマイクロ流路１３２と、第３の音響整合層１３３と、バックング材１３４とが配置されている。

30

【００７１】

本実施形態においては、複数の超音波トランスデューサを冷却するために、マイクロ流路１３２が、第２の音響整合層１３１と第３の音響整合層１３３との間に形成されており、マイクロ流路１３２を流れる熱伝達物質が、超音波トランスデューサアレイ１２０を冷却する。ここで、第２の音響整合層１３１及び第３の音響整合層１３３は、超音波トランスデューサアレイ１２０からマイクロ流路１３２を介してバックング材１３４に至る超音波の伝達経路における音響インピーダンスのマッチングを図るために設けられている。これにより、超音波トランスデューサの背後に放出される超音波が、バックング材１３４によって十分に吸収される。

40

【００７２】

本実施形態においても、第１の実施形態におけるのと同様に、送受信される超音波の中心波長を λ とした場合に、超音波トランスデューサ（振動子）の厚さを $\lambda/2$ とすることが望ましい。また、第２の音響整合層１３１の厚さと、第３の音響整合層１３３の厚さを、それぞれ $\lambda/4$ とすることが望ましい。なお、マイクロ流路１３２の厚さが大きく、マイクロ流路１３２中の熱伝達物質における超音波の減衰が大きい場合には、第３の音響整合層１３３を省略しても良い。また、各部の音響インピーダンスの値によっては、第２の

50

音響整合層 131 を省略しても良い。

【0073】

マイクロ流路 132 は、多孔質セラミック等の多孔質材料を用いて形成されている。図 11 においては、マイクロ流路 132 が、第 2 の音響整合層 131 と第 3 の音響整合層 133 との間に形成されており、熱伝達物質の流出を防ぐために、マイクロ流路 132 の両側面がパッキング材 134 によってカバーされている。あるいは、マイクロ流路 132 の両側面を覆うように、さらに、マイクロ流路 132 の図中上面及び / 又は下面を覆うように、樹脂材料等を用いて皮膜を形成しても良い。樹脂材料としては、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコン樹脂、ポリイミド樹脂、アクリル樹脂等を用いることができる。

【0074】

マイクロ流路 132 の一方の端面には、パッキング材 134 に形成された流入孔を介して、熱伝達物質を供給する循環チューブ 7a が接続されており、マイクロ流路 132 の他方の端面には、パッキング材 134 に形成された流出孔を介して、熱伝達物質を回収する循環チューブ 7b が接続されている。循環チューブ 7a 及び 7b は、熱伝達物質用ケーブル 105 (図 10 参照) に収納されており、超音波診断装置本体の内部又は外部に設けられた冷却装置に接続される。熱伝達物質は、これらの循環チューブ 7a 及び 7b を介して、マイクロ流路 132 と冷却装置との間を循環する。

【0075】

このように、マイクロ流路 132 に熱伝達物質を流すことにより、超音波トランスデューサ 121 ~ 123 を効率的に冷却することができる。それにより、超音波内視鏡の温度上昇が抑制されるので、超音波内視鏡検査における安全性を向上させることが可能となる。

【0076】

図 11 には、超音波トランスデューサアレイ 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アレイや、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アレイを用いても良い。また、図 11 に示す超音波内視鏡においても、温度を感知する温度センサをマイクロ流路 132 又は超音波トランスデューサの近傍に設け、温度センサから出力される信号に基づいて、熱伝達物質の冷却装置をフィードバック制御しても良い。

【産業上の利用可能性】

【0077】

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、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】

【0078】

【図 1】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 2】図 1 に示す超音波用探触子と超音波診断装置本体とが接続された状態を示す図である。

【図 3】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 4】単層型超音波トランスデューサを示す一部断面斜視図である。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波用探触子のヘッド部の内部を示す図である。

【図 6】積層型超音波トランスデューサを示す一部断面斜視図である。

【図 7】本発明の第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波用探触子が接続される超音波診断装置本体の変形例を説明するための図である。

【図 8】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波用探触子の内部を示す平面図である。

【図 9】図 8 に示す超音波用探触子と超音波診断装置本体とが接続された状態を示す図で

10

20

30

40

50

ある。

【図 1 0】本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡の構成を示す模式図である。

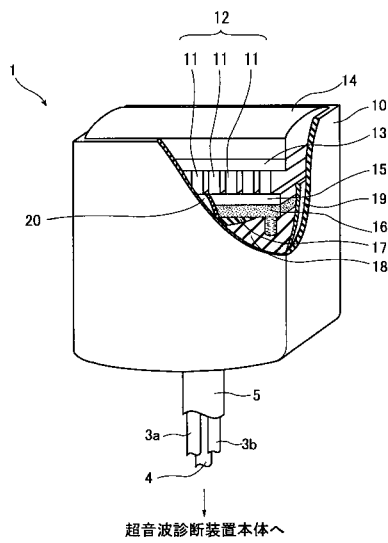
【図 1 1】図 1 0 に示す挿入部の先端部分を拡大して示す図である。

【符号の説明】

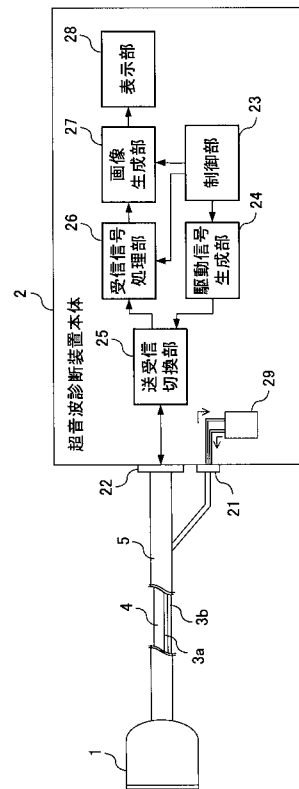
【 0 0 7 9 】

- 1 超音波用探触子
- 2、2 a、2 b 超音波診断装置本体
- 3 a、3 b、7 a、7 b 循環チューブ
- 4 電気ケーブル
- 5 ケーブルカバー 10
- 6 a 流入孔
- 6 b 流出孔
- 1 0、4 0 筐体
- 1 1 超音波トランスデューサ
- 1 2、4 2、1 2 0 超音波トランスデューサアレイ
- 1 3、4 3、1 3 0 第 1 の音響整合層
- 1 4、4 4 音響レンズ
- 1 5、4 5、1 3 1 第 2 の音響整合層
- 1 6、4 6、1 3 2 マイクロ流路
- 1 7、4 7、1 3 3 第 3 の音響整合層 20
- 1 8、4 8、1 3 4 バッキング材
- 1 9、2 0 フレキシブルプリント基板 (F P C)
- 2 1 熱伝達物質用コネクタ
- 2 2 電気コネクタ
- 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 30
- 2 9 循環ポンプ付き冷却器
- 9 1、9 3 温度センサ
- 9 2、9 5 温度制御部
- 9 4 リード線
- 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 熱伝達物質用ケーブル 40
- 1 0 6 熱伝達物質用コネクタ
- 1 0 7 処置具挿入口
- 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

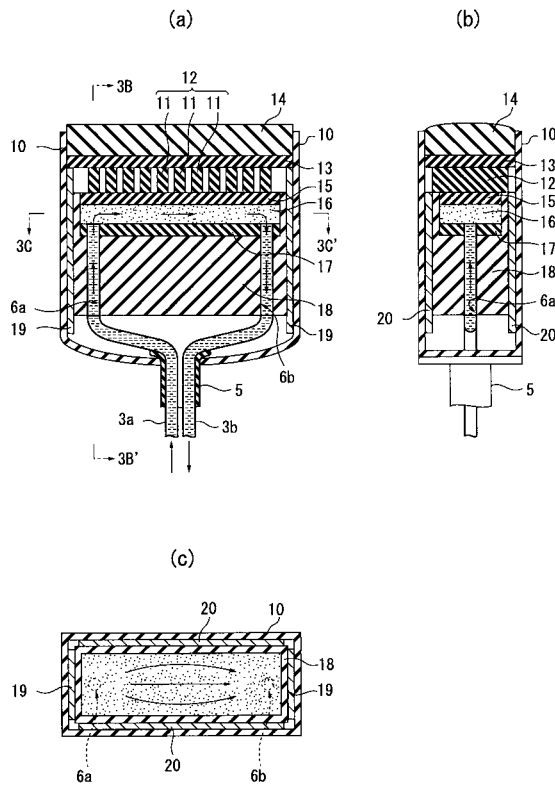
【図 1】



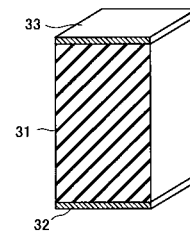
【図 2】



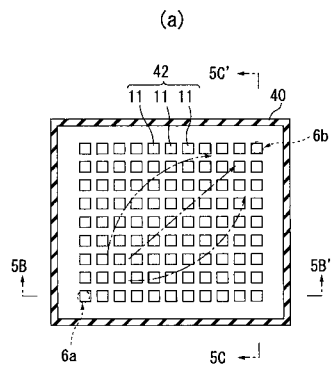
【図 3】



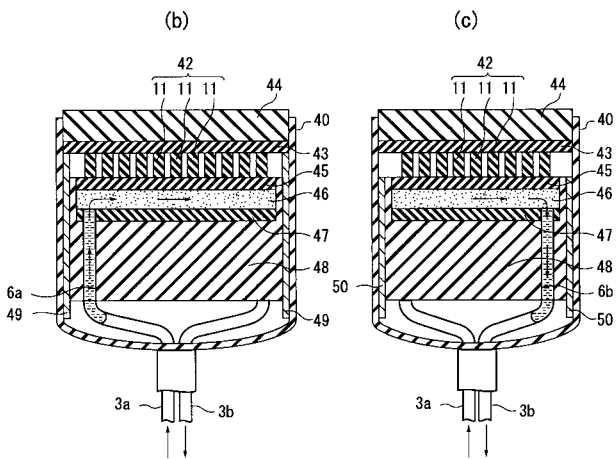
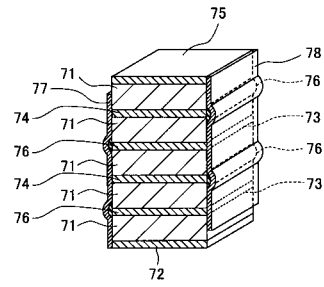
【図 4】



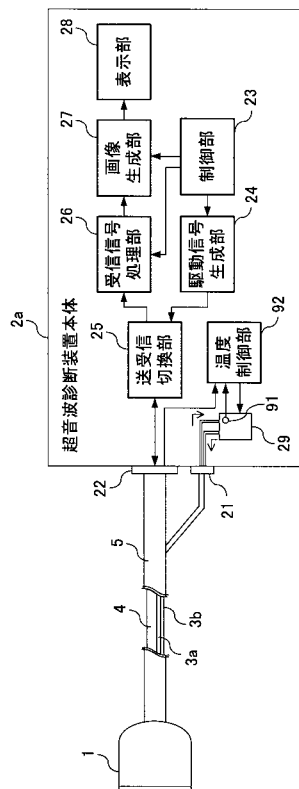
【図 5】



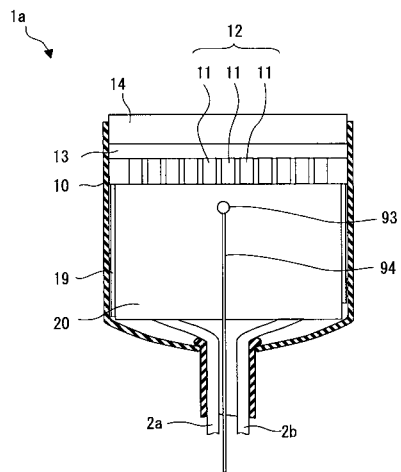
【図 6】



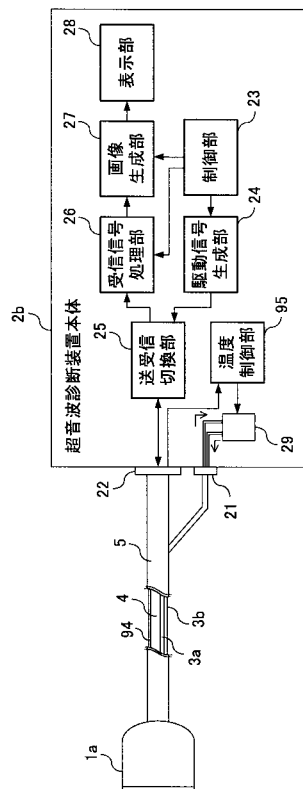
【図 7】



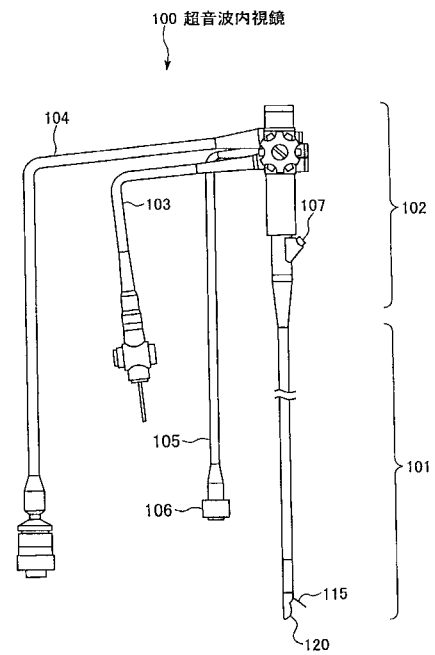
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

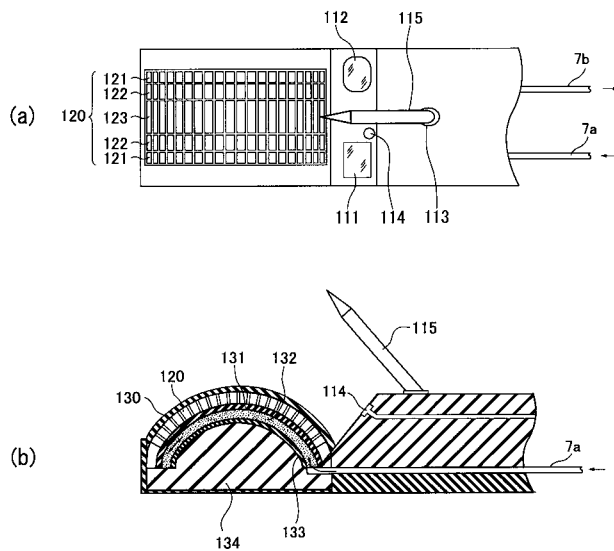


Figure 1 is a perspective view of a multi-layered, curved structure, likely a part of a vehicle body. The structure is composed of several layers, with the top layer labeled 11, 12, and 13. The bottom layer is labeled 14. The structure is shown in a cross-section view, revealing internal layers 15, 16, 17, 18, 19, and 20. A small detail view at the bottom shows a cross-section of a joint or connection, with labels 21, 22, 23, and 24.