

(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2009-160068  
(P2009-160068A)

(43) 公開日 平成21年7月23日(2009.7.23)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F 1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-340110 (P2007-340110)  
(22) 出願日 平成19年12月28日(2007.12.28)

(71) 出願人 303000420  
コニカミノルタエムジー株式会社  
東京都日野市さくら町1番地  
(74) 代理人 100067828  
弁理士 小谷 悦司  
(74) 代理人 100096150  
弁理士 伊藤 孝夫  
(74) 代理人 100099955  
弁理士 樋口 次郎  
(74) 代理人 100111453  
弁理士 櫻井 智  
(72) 発明者 羽生 武  
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ  
ルタエムジー株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 EE04 EE13 EE19 EE24 GA01

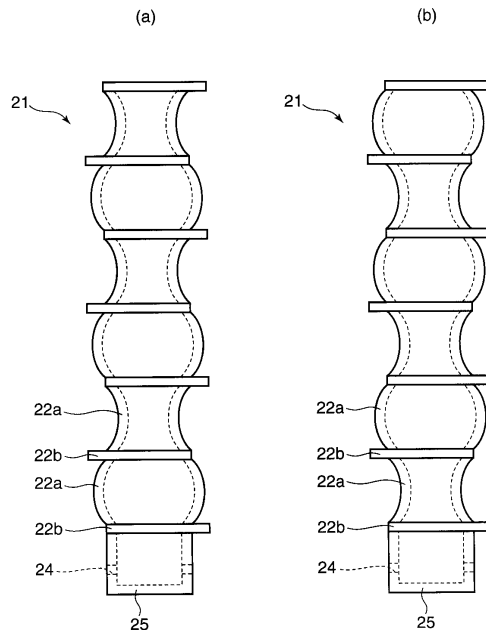
(54) 【発明の名称】 超音波探触子およびそれを用いる超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置に使用される超音波探触子において、超音波送受信子の冷却を小型化可能な構成で実現する。

【解決手段】前記超音波探触子に圧電素子ポンプ21を設ける。その圧電素子ポンプ21は、円筒状に形成されて両端部に電極22bを有する圧電素子22aが複数段接続され、入力側にキャップ25が設けられて流路面積が出力側より狭く形成されて成るポンプ本体22と、各段の圧電素子22aの電極22b間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆく制御電源とを備えて成る。したがって、(a)の動作と(b)の動作とを繰り返し行い、超音波送受信子へ冷却空気を供給するので、ファンなどに比べて大幅に小型化可能な構成で実現することができる。また、消費電力も、同じ冷却効果を得るにあたって、冷却ファンの場合の半分以下とすることができる。

【選択図】図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波送受信子から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波を前記超音波送受信子で受信して受信信号を得て、その受信信号に基づく画像を表示する超音波診断装置に使用される超音波探触子において、

筒状に形成されて両端部に電極を有する圧電素子が複数段接続されるとともに、入力側となる一方の端部側の流路面積が出力側となる他方の端部側の流路面積より狭く形成されて成るポンプ本体と、前記各段の圧電素子の電極間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆくことで、前記超音波送受信子へ冷却媒体を供給させる制御電源とを備えて構成される圧電素子ポンプを含むことを特徴とする超音波探触子。

10

**【請求項 2】**

前記圧電素子ポンプが吐出する前記冷却媒体は、空気であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

**【請求項 3】**

前記空気の流速は、10 cm / 秒以上であることを特徴とする請求項 2 記載の超音波探触子。

**【請求項 4】**

前記空気は、探触子内の電磁波シールド壁に沿って導入されることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の超音波探触子。

20

**【請求項 5】**

前記請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波探触子を用いることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

筒状に形成されて両端部に電極を有する圧電素子が複数段接続されるとともに、入力側となる一方の端部側の流路面積が出力側となる他方の端部側の流路面積より狭く形成されて成るポンプ本体と、

前記各段の圧電素子の電極間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆくことで、前記超音波送受信子へ冷却媒体を供給させる制御電源とを備えて構成されることを特徴とする圧電素子ポンプ。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に使用される超音波探触子（プローブ）およびそれを用いる超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

前記超音波診断装置は、超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等、多くの特長を有し、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）、および産婦人科系などで広く利用されている。

40

**【0003】**

このような医療用超音波診断装置に使用される超音波探触子は、高感度、高解像度の超音波の送受信を行うために、圧電セラミックの圧電効果が一般的に利用される。この場合、送信用圧電振動子には、単一圧電振動子であるシングル型探触子または複数の圧電振動子を1次元または2次元に配置したアレイ型探触子がよく使用される。アレイ型は精細な画像を得ることができるので、医療用として広く普及している。しかしながら、高精細化のための素子数の増大に伴い、開口面積を大きくすべき必要があるところ、寧ろ、使い勝

50

手から狭くなる傾向があり、密な圧電振動子の集積は、素子に電圧の負荷がかかり、稼働時には温度が上昇し、素子の感度に悪影響を与えている。そのため、放熱の工夫が必要となっている。

【0004】

そこで、特許文献1には、圧電振動子およびその駆動用の回路基板のそれぞれに熱伝導性の良好な板を取付け、探触子から離れた所へ発生した熱を伝搬させて、放熱フィンとなっているその板の他端側をファンで冷却している。

【0005】

一方、特許文献2には、圧電振動子の後背部に使用するバッキング材内部に、熱伝導性ファイバーを設けて放熱を行うことが示されている。また、特許文献3には、圧電振動子とケースとの間に充填される防水用モールド材に、中空金属材を混入することで、放熱性を高めることが示されている。

10

【特許文献1】特開2007-209699号公報

【特許文献2】特開2006-129965号公報

【特許文献3】特開2006-204622号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前記特許文献1の従来技術では、圧電振動子の冷却は充分に行え、したがって圧電振動子の温度上昇による画質の劣化を抑えることができる。しかしながら、熱伝導性の良好な板や放熱フィンなど、探触子部分は従来とさほど変らない大きさであっても、周囲に余計な放熱のための機構が必要となり、大型化するという問題がある。一方、特許文献2や特許文献3の従来技術では、圧電振動子の冷却を充分に行うことができず、また放熱側の筐体などが過熱したりするという問題がある。

20

【0007】

本発明の目的は、小型化可能な構成で超音波送受信子の充分な冷却を行うことができる超音波探触子およびそれを用いる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の超音波探触子は、超音波送受信子から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波を前記超音波送受信子で受信して受信信号を得て、その受信信号に基づく画像を表示する超音波診断装置に使用される超音波探触子において、筒状に形成されて両端部に電極を有する圧電素子が複数段接続されるとともに、入力側となる一方の端部側の流路面積が出力側となる他方の端部側の流路面積より狭く形成されて成るポンプ本体と、前記各段の圧電素子の電極間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆくことで、前記超音波送受信子へ冷却媒体を供給させる制御電源とを備えて構成される圧電素子ポンプを含むことを特徴とする。

30

【0009】

上記の構成によれば、超音波送受信子から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波を前記超音波送受信子で受信して受信信号を得て、その受信信号に基づく画像を表示する超音波診断装置に使用される超音波探触子において、前記超音波送受信子へ冷却媒体を供給する圧電素子ポンプを設ける。その圧電素子ポンプは、円筒状などの筒状に形成されて両端部に電極を有する圧電素子が複数段接続されるとともに、入力側となる一方の端部側の流路面積が出力側となる他方の端部側の流路面積より狭く形成されて成るポンプ本体と、前記各段の圧電素子の電極間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆく制御電源とを備えて構成され、前記のような電圧印加によってポンプ本体では、先ず入力側の筒が拡大して、入力側および次段の筒側から冷却媒体を吸込み、縮小すると流路面積の差によって前記流体は次段の筒側へ押出され、以降、各段の圧電素子は、冷却媒体を吸込み、押出すポンプ動作を、入力側から出力側へ順に行う。すなわち、ポンプ本体が、言わば腸の蠕動運動のようにして、冷却媒体を

40

50

押出してゆく。

【0010】

したがって、前記超音波送受信子の冷却を、ファンなどに比べて大幅に小型化可能で、低消費電力な構成で実現することができる。

【0011】

また、本発明の超音波探触子では、前記圧電素子ポンプが吐出する前記冷却媒体は、空気であることを特徴とする。

【0012】

上記の構成によれば、前記超音波送受信子を送風によって冷却する。

【0013】

したがって、前記超音波送受信子およびその周辺に冷却のための特別な構成を設ける必要はなく、超音波送受信子の性能を高めることができるとともに、熱を持った空気は探触子外に排出されるので、該探触子上に排熱のための構成を設ける必要がなく、筐体等が過熱することもない。

【0014】

さらにまた、本発明の超音波探触子では、前記空気の流速は、10cm/秒以上であることを特徴とする。

【0015】

上記の構成によれば、前記超音波送受信子の温度上昇を抑え、良好な画質を維持し続けることができる。

【0016】

また、本発明の超音波探触子では、前記空気は、探触子内の電磁波シールド壁に沿って導入されることを特徴とする。

【0017】

上記の構成によれば、空気の流路を特別に設ける必要がなくなる。

【0018】

さらにまた、本発明の超音波診断装置は、前記の超音波探触子を用いることを特徴とする。

【0019】

上記の構成によれば、探触子の小型化が可能な超音波診断装置を実現することができる。

【発明の効果】

【0020】

本発明の超音波探触子は、以上のように、筒状に形成されて両端部に電極を有する圧電素子が複数段接続されるとともに、入力側となる一方の端部側の流路面積が出力側となる他方の端部側の流路面積より狭く形成されて成るポンプ本体と、前記各段の圧電素子の電極間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆくことで、超音波送受信子へ冷却媒体を供給させる制御電源とを備えて構成される圧電素子ポンプを設ける。

【0021】

それゆえ、前記超音波送受信子の冷却を、ファンなどに比べて大幅に小型化可能で、低消費電力な構成で実現することができる。

【0022】

さらにまた、本発明の超音波診断装置は、以上のように、前記の超音波探触子を用いる。

【0023】

それゆえ、探触子の小型化が可能な超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施の一形態について説明するが、本発明はこの実施形態に限定される

10

20

30

40

50

ものではなく、本発明内において様々な態様が含まれる。

【0025】

[実施の形態1]

図1は、本発明の実施の一形態に係る超音波探触子1の断面図である。この超音波探触子1は、大略的に、電源供給や診断用の画像を表示したり印字出力したりする診断装置本体から延びる同軸ケーブル2の先端に取付けられ、掌大の筐体3内に、超音波送受信子10に、その駆動回路基板4,5が収納されて成る。

【0026】

前記筐体3において、前記同軸ケーブル2が引込まれた側とは反対側には開口6が形成されており、その開口6から前記超音波送受信子10が被検体に臨む。前記駆動回路基板4,5には、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)やFPGA(Field Programmable Gate Array)等が実装されており、前記診断装置本体からの駆動信号にตอบสนองして前記超音波送受信子10から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波が前記超音波送受信子10で受信されて得られた受信信号を適宜処理して、前記診断装置本体へ出力し、前記受信信号に基づく画像を表示させる。

10

【0027】

前記超音波送受信子10は、様々な態様に構成することが可能であるが、図1の例では、圧電振動子をアレイ状に並べた圧電素子群11の前面に2つの整合層12,13を、背面にダンパー14を設けて構成されている。前記圧電素子群11としては、 $32 \times 32$ 素子の2次元配置のリニアアレイを使用している。前記圧電振動子は、市販のPZT粉末から公知の手法によってグリーンシートを作成し、 $1200$ で焼結した後、ダイシングソーで前記 $32 \times 32$ のアレイ状に素子を形成し、さらに銀焼き付けで配線を形成して作成することができる。前記PZTの周波数定数としては、 $2200 \text{ Hz} \cdot \text{m}$ のものを使用し、したがって $629 \mu\text{m}$ の厚さで $3.5 \text{ MHz}$ の共振周波数を得ている。前記整合層12,13はシリコン樹脂から成り、前記ダンパー(バッキング材)14はタングステン粉末をエポキシ樹脂で固めて作成している。このように構成される超音波送受信子10および上述の駆動回路基板4,5の配置は、適宜選択されればよい。

20

【0028】

上述のように構成される超音波探触子1において、注目すべきは、本発明では、前記超音波送受信子10へ冷却空気を供給する圧電素子ポンプ21が設けられていることである。その圧電素子ポンプ21は、ポンプ本体22と、それを駆動する制御電源23とを備えて構成される。本実施の形態では、前記ポンプ本体22は、筐体3の同軸ケーブル2が引込まれた側において、その同軸ケーブル2を挟んで対称な位置に一对で設けられており、該ポンプ本体22側が吸気孔24となり、これに対応して、前記超音波送受信子10付近に一对で排気孔28が設けられ、それらの間は、電磁波の漏洩防止用のシールド壁26を流路として、矢印で示すように前記冷却空気が流れる。前記制御電源23は、前記駆動回路基板5に実装される前記ASICやFPGA等で実現される。

30

【0029】

図2は、前記ポンプ本体22の構造を示す図であり、(a)は側面図であり、(b)は上面図である。このポンプ本体22は、図3に示すような円筒状に形成され、その両端部に電極22bを有する圧電素子22aが複数段(図2の例では6段)接続されるとともに、入力側となる一方の端部側がキャップ25で閉塞され、かつそのキャップ25に前記吸気孔24が形成されて構成される。前記キャップ25は、円筒状の圧電素子22aに連なる円筒部25aと、その一方の端部を閉塞する端板25bとを備えて構成され、前記円筒部25aに前記吸気孔24が形成される(図2の例では周方向に等間隔に4つ)ことで、ポンプ本体22の流路面積は、吸気側が排気側に比べて狭くなっている。前記流路面積は、圧電素子22aの内周の軸直角断面績に対して、吸気孔24の軸直角断面績が、半分以下、特に四分の1以下程度にすることが好ましく、また吸気孔24の個数は任意であり、さらに吸気孔24が端板25bに設けられていてもよい。

40

【0030】

50

前記圧電素子 22 a は、たとえば圧電フィルムを打ち抜き切断することによって成型することができる。ここに使用される材料には、圧電性を示す無機材料や有機材料を使用することができる。無機材料としては、広く使用されている P Z T (鉛、ジルコニウム、チタンの合金)、脱鉛化を図ったチタン酸バリウムや鉛の代わりにニオブやビスマスを使用した無機材料、ポリ弗化ビニリデン、弗化ビニリデンと 3 弗化エチレンとの共重合体、ポリシアノビニリデン、ポリウレアなどを使用することができる。無機材料は、前記のようにフィルムから打ち抜きによって円筒の形に成型した前駆物質を、700 から 1300 の範囲で焼成して成型することができる。有機材料の場合は、フィルムに成型後、切断打ち抜きによって成型することができる。

#### 【0031】

前記電極 22 b としては、金、白金、銀、銅、アルミ、真鍮などを選択することができる。円筒の大きさとしては、外径が 50  $\mu$ m ~ 10 mm、長さ(高さ)が 1  $\mu$ m ~ 1 cm の範囲を選択するのが好ましい。そして、前記電極 22 b は、図 4 で示すように、一直線に縦続接続された各圧電素子 22 a 間で、相互に逆方向に電界が発生するように並列に接続されている。

#### 【0032】

したがって、前記制御電源 23 から各圧電素子 22 a の電極 25 b 間に、吸気孔 24 から数えて、奇数番目の圧電素子と偶数番目の圧電素子とに相互に逆極性(180°位相が異なる)の交番電圧を与えると、或るタイミングでは図 5 (a) で示すように奇数番目の圧電素子の内径が拡大し、偶数番目の圧電素子の内径が縮小し、次のタイミングではその逆に図 5 (b) で示すように奇数番目の圧電素子の内径が縮小し、偶数番目の圧電素子の内径が拡大する。したがって、各圧電素子 22 a は、電極 22 b の位置を節として、太ったり細ったりして、言わば腸の蠕動運動のような動作を行い、前記流路面積の差から、閉塞されている入力側から、開放されている出力側へ空気を押出してゆく。

#### 【0033】

前記圧電素子 22 a の共振周波数は、100 kHz より低いと可聴音が響くようになり、受診者に不快音を与えるので好ましくなく、また 100 MHz を超えるような圧電素子を形成する場合には、該圧電素子のポンプ効率が低下するので好ましくなく、このため 100 kHz ~ 100 MHz の間で任意に選択されればよい。その中でも、200 kHz ~ 20 MHz が好ましく、400 kHz ~ 10 MHz が最も好ましい。

#### 【0034】

図 6 ~ 図 8 は、本願発明者の実験結果を示すグラフである。実験に際して、前記ポンプ本体 22 の圧電素子 22 a には、周波数定数 1900 Hz · m の P Z T 圧電素子を使用し、1 単位素子として、長さ(高さ) t m を 1.9 mm (1 MHz 共振)、外径 t z を 5 mm、内径 t x を 4 mm とした。この素子を 6 段重ねて、内径 1 mm の吸気孔 24 を 4 個設けた端板 25 b で閉塞し、各電極 22 b に配線を施した。配線後は、ポリイミド膜で絶縁を行い、2 つのポンプ本体 22 を超音波探触子 1 に設置した。そして、圧電素子 22 a への印加電圧を変化させて、吸入量の変化を見たのが図 6 である。前記制御電源 23 からの駆動周波数は共振周波数の 1 MHz であり、駆動電圧を変化させたときの外気吸入速度の変化を示している。駆動電圧を上げるに従い、吸入速度が上昇しており、前記超音波送受信子 10 をより強い風で冷却し、温度上昇を抑えることができる。排熱は、前記排気孔 28 から行われ、筐体 3 は、むしろシールド壁 26 に沿って流れる前記空気によって、内側から冷却される。

#### 【0035】

図 7 は、超音波送受信子 10 の使用時間に対する温度上昇の測定結果を示すグラフである。前記圧電素子 22 a に印加する電圧を、0 V から 60 V まで変化している。電圧を 60 V まで昇圧すると、温度上昇が抑えられていることが理解される。したがって、この図 7 から、温度上昇を抑えられる電圧として前記 60 V、それに対応して前述の図 6 から、温度上昇を抑えられる吸入速度として、10 cm / 秒以上が得られる。

#### 【0036】

10

20

30

40

50

ここで、図 8 には、圧電素子 2 2 a の印加電圧が 0 V、すなわち冷却を行わなかった場合の画質変化を示す。超音波送受信子 1 0 の温度上昇は、図 7 のグラフと同様である。画質は、温度上昇に伴って悪くなってゆき、温度上昇が止まると、そのレベルを維持する。この図 8 での画質の評価は、前記診断装置本体の表示パネルに表示された画像を目視することで行い、最も優れる画像を「優」、優れている画像を「良」、普通の画像を「可」、画質が劣るものを「劣」と評価している。本願発明のように前記駆動電圧で 6 0 V、吸入速度で 1 0 c m / 秒以上で冷却を行うことで、前述の図 7 で示すように、温度上昇は殆どなく、したがってこの図 9 で示すような画質の劣化はなく、解像度、鮮鋭性、スペckルノイズの低減の現象が観察された。こうして、超音波送受信子 1 0 の温度上昇を抑えることで、鮮明な画像を安定に得ることができる。

10

#### 【 0 0 3 7 】

以上のように、本実施の形態の超音波探触子 1 では、筒状に形成されて両端部に電極 2 2 b を有する圧電素子 2 2 a が複数段接続され、入力側となる一方の端部側にキャップ 2 5 が設けられて、流路面積が出力側となる他方の端部側より狭く形成されて成るポンプ本体 2 2 と、前記各段の圧電素子 2 2 a の電極 2 2 b 間に、前記筒の内径が拡大した後縮小させる電圧を入力側から出力側へ順次印加してゆくことで、超音波送受信子 1 0 へ冷却空気を供給させる制御電源 2 3 とを備えて成る圧電素子ポンプ 2 1 を設けるので、前記超音波送受信子 1 0 の冷却を、ファンなどに比べて大幅に小型化可能な構成で実現することができる。また、消費電力も、同じ冷却効果を得るにあたって、冷却ファンの場合の半分以下とすることができる。さらにまた、大面積な放熱フィンを設けたり、診断装置本体側から同軸ケーブル 2 中を通して送風したりする構成に比べて、低コスト化を図ることもできる。

20

#### 【 0 0 3 8 】

また、前記圧電素子ポンプ 2 1 が吐出する冷却媒体を空気として、前記超音波送受信子 1 0 を送風によって冷却することで、前記超音波送受信子 1 0 およびその周辺に冷却のための特別な構成を設ける必要はなく、超音波送受信子 1 0 の性能を高めることができるとともに、熱を持った空気は探触子 1 外に排出されるので、該探触子 1 上に排熱のための構成を設ける必要がなく、筐体 3 等が過熱することもない。しかも前記空気を、探触子 1 内の電磁波シールド壁 2 6 に沿って導入することで、空気の流路を特別に設ける必要がない。

30

#### 【 0 0 3 9 】

##### [ 実施の形態 2 ]

図 9 は、本発明の実施の他の形態に係る超音波探触子におけるポンプ本体 3 2 の側面図であり、前述の図 2 で示すポンプ本体 2 2 に類似し、対応する部分には同一の参照符号を付して示し、その説明を省略する。注目すべきは、このポンプ本体 3 2 では、各圧電素子 2 2 a の電極 2 2 b 間に絶縁層 3 3 が介在されており、図示しない制御電源からは、各圧電素子 2 2 a を個別に制御する電圧が印加されることである。すなわち、前述のポンプ本体 2 2 では、隣接する圧電素子間の電極は共用であり、単に 1 8 0 ° 位相の異なる電圧が印加されただけであったのに対して、このポンプ本体 3 2 では、隣接する圧電素子間の電極を切離し、各圧電素子 2 2 a に細かな位相を行うようにしたことである。したがって、前記蠕動運動がより滑らかになり、同じ条件で駆動しても、前記ポンプ本体 3 2 に比べて、吐出空気量を大きくすることができる。

40

#### 【 0 0 4 0 】

このような圧電素子ポンプは、超音波探触子に限らず、他の微細加工 ( M E M S ) 材料に応用することができる。たとえば、生化学の分野の血液循環ポンプに応用することができる、また遺伝子診断の D N A 分離回路に使用することもできる。ここで、従来の超音波ポンプは、送液管に超音波振動子を接触させてその振動が管に伝達して送液するタイプであり、振動子により管が摩耗する欠点があったが、本実施の形態の圧電素子ポンプは、送液管が直接超音波振動子であるので、摩耗がなく、損傷しないという利点を有する。超音波振動子が弗化ビニリデンである超音波振動子は、薬液耐性も高いので、応用範囲を広く

50

することができる。本発明は空冷を基本としているが、水冷に使用することもできる。水冷の場合、防腐剤等を入れても化学反応をしにくい素材を選択すると有用である。

【0041】

なお、本発明の思想の範囲において、当業者であれば、各種の改変更例および修正例を容易に想起するものであるが、それら改変更例および修正例についても本発明の範囲に属するものと理解されるものである。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の実施の一形態に係る超音波探触子の断面図である。

【図2】本発明の実施の一形態に係るポンプ本体の構造を示す図である。

10

【図3】前記ポンプ本体を構成する1つの圧電素子の図である。

【図4】前記ポンプ本体の電極引回しを説明するための図である。

【図5】前記ポンプ本体の動きを説明するための図である。

【図6】本願発明者の実験結果であり、前記ポンプ本体への印加電圧を変化させたときの吸入量の変化を示すグラフである。

【図7】本願発明者の実験結果であり、超音波送受信子の使用時間に対する温度上昇の測定結果を示すグラフである。

【図8】本願発明者の実験結果であり、超音波送受信子を冷却しなかった場合の画質変化を示すグラフである。

【図9】本発明の実施の他の形態に係る超音波探触子におけるポンプ本体の側面図である。

20

【符号の説明】

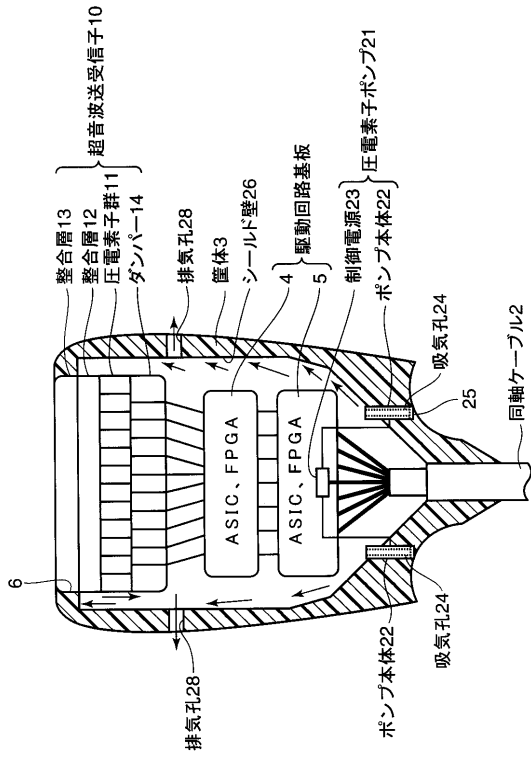
【0043】

- 1 超音波探触子
- 2 同軸ケーブル
- 3 筐体
- 4, 5 駆動回路基板
- 6 開口
- 10 超音波送受信子
- 11 圧電素子群
- 12, 13 整合層
- 14 ダンパー
- 21 圧電素子ポンプ
- 22 ポンプ本体
- 22 a 圧電素子
- 22 b 電極
- 23 制御電源
- 24 吸気孔
- 25 キャップ
- 26 シールド壁
- 28 排気孔

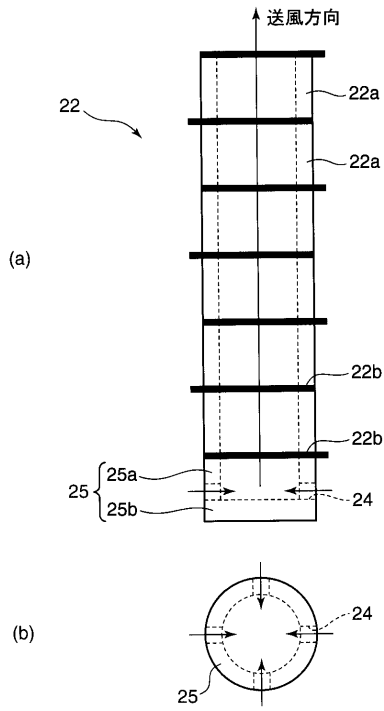
30

40

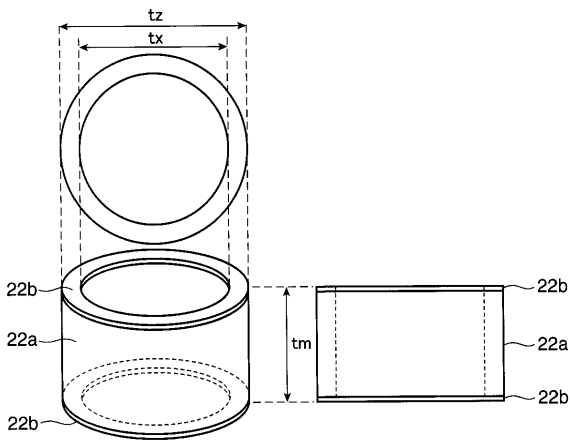
【 図 1 】



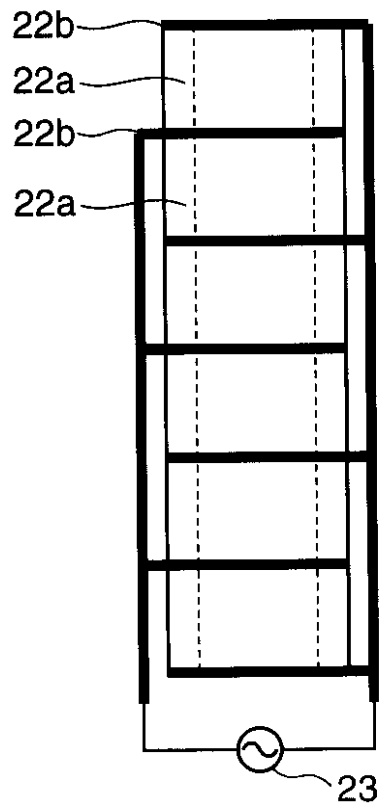
【 図 2 】



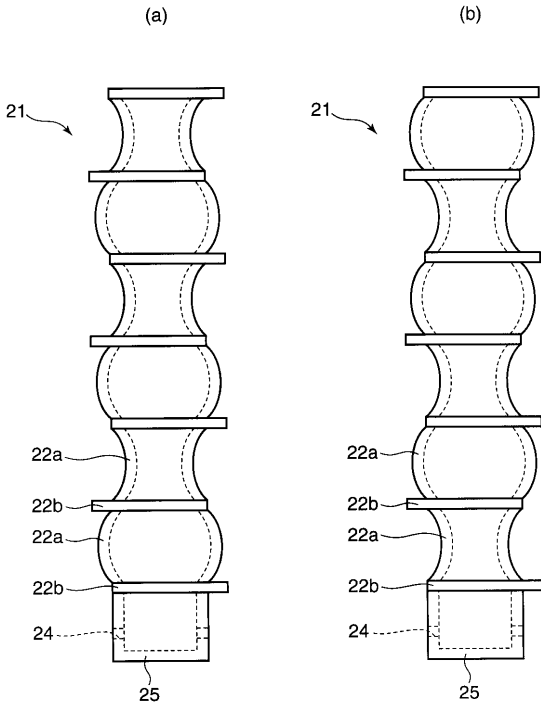
【 図 3 】



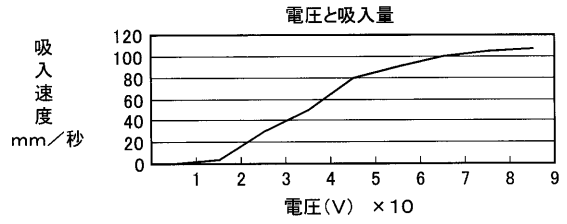
【 図 4 】



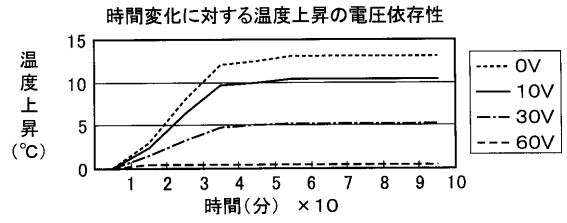
【 図 5 】



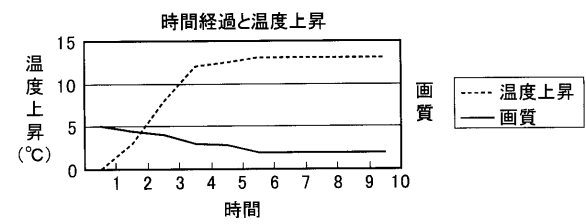
【 図 6 】



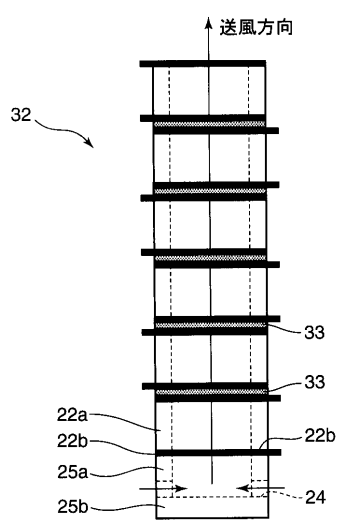
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声波探头和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009160068A</a>	公开(公告)日	2009-07-23
申请号	JP2007340110	申请日	2007-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	羽生武		
发明人	羽生 武		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE19 4C601/EE24 4C601/GA01		
代理人(译)	伊藤隆夫 樋口二郎 樱井 智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波诊断设备中使用的超声波探头中，通过可以减小尺寸的配置来冷却超声波发射器 - 接收器。解决方案：超声波探头设置有压电元件泵21。压电元件泵21包括：泵体22，其通过连接两级或更多级压电元件22a而构成，压电元件22a形成为圆柱形并且在两端具有电极22b，具有在输入侧的帽25，其中流动通道区域窄于输出侧的流动通道区域；控制电源用于连续施加电压以扩大圆柱体的内径，然后将其从各级的压电元件22a的电极22b之间的输入侧减小到输出侧。因此，由于操作 (a) 和 (b) 被重复执行并且冷却空气被供应到超声波发送器 - 接收器，所以通过与风扇等相比可以基本上减小尺寸的配置来实现。而且，当获得相同的冷却效果时，在冷却风扇的情况下，功耗可以是冷却风扇的一半或更少。Z

