

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5065593号
(P5065593)

(45) 発行日 平成24年11月7日(2012.11.7)

(24) 登録日 平成24年8月17日(2012.8.17)

(51) Int.Cl. F I
H04R 17/00 (2006.01) H04R 17/00 330G
A61B 8/00 (2006.01) H04R 17/00 330J
 A61B 8/00

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-347174 (P2005-347174)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成17年11月30日(2005.11.30)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2007-158468 (P2007-158468A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成19年6月21日(2007.6.21)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成20年11月11日(2008.11.11)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
審査番号	不服2011-17036 (P2011-17036/J1)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成23年8月8日(2011.8.8)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波画像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに平行な二面に夫々電極を有し、前記二面と略直角な方向に対してアレイ分割され、対象物に対して超音波の送受信を行う圧電振動子と、

前記圧電振動子に対して前記二面のうちの一面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、

前記背面材に連結され、前記背面材の熱を放出する放熱部材とを備えた超音波探触子において、

前記背面材は導電性を有し、前記圧電振動子と背面材との間には絶縁部材が介装され、アレイ分割による溝が前記絶縁部材の途中まで形成され、

前記背面材を挟んで前記圧電振動子の反対側には、前記背面材よりも超音波の減衰効果が高い減衰部材が配置され、

前記背面材は、カーボンのファイラーあるいはファイバーを含む樹脂混合物で形成され、音響インピーダンスが $2 \text{ Mray l} \sim 7 \text{ Mray l}$ の範囲である、

ことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

前記圧電振動子を挟んで前記背面材の反対側には、前記圧電振動子と前記対象物との間の音響インピーダンスを整合させる音響整合層が配置されており、前記絶縁部材の前記送受信方向への厚さは、前記音響整合層の前記送受信方向への厚さよりも小さい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】

前記絶縁部材の前記送受信方向への厚さは、前記超音波の波長の $1/10$ 以下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 4】

前記放熱部材は、前記背面材上であって前記圧電振動子と前記絶縁部材とから離間した位置に設けられてい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 5】

前記減衰部材の音響インピーダンスは、前記背面材の音響インピーダンスと略等しいことを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 6】

超音波探触子を備えた超音波画像装置において、
 前記超音波探触子は、
 互いに平行な二面に夫々電極を有し、前記二面と略直角な方向に対してアレイ分割され、対象物に対して超音波の送受信を行う圧電振動子と、
 前記圧電振動子に対して前記二面のうちの一面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、
 前記背面材に連結され、前記背面材の熱を放出する放熱部材とを備え、
 前記背面材は導電性を有し、前記圧電振動子と背面材との間には絶縁部材が介装され、アレイ分割による溝が前記絶縁部材の途中まで形成され、
 前記背面材を挟んで前記圧電振動子の反対側には、前記背面材よりも超音波の減衰効果が高い減衰部材が配置され、
前記背面材は、カーボンのフィラーあるいはファイバーを含む樹脂混合物で形成され、音響インピーダンスが $2 \text{ Mrayl} \sim 7 \text{ Mrayl}$ の範囲である、
 ことを特徴とする超音波画像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象物に対し超音波を送受信して、対象物内部を画像化する超音波探触子および超音波画像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波探触子は、対象物内部の画像化等を目的として、前記対象物に向けて超音波を照射し、当該対象物内における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信する装置である。超音波探触子が使用される超音波画像装置としては、人体等の生体内部を検査する超音波画像診断装置が知られている。

【0003】

超音波探触子は、操作者に把持されるケース体を有し、その内部には超音波を送受信するための超音波トランスデューサが収納されている。

【0004】

図 6 は従来のトランスデューサの構成図である。

【0005】

図 6 に示すように、従来の超音波トランスデューサ 100 は、操作者の手元側から順に、背面材 101、圧電振動子 102、音響整合層 103、及び音響レンズ 104 を具備しており、このうち圧電振動子 102 と音響整合層 103 は、超音波をスキャンする方向に対して複数の圧電素子 105 に分割されている。

【0006】

各圧電素子 105 は、音響整合層 103 側の面に GND 用電極 105a、背面材 101 側の面に信号用電極 105b を備え、各信号用電極 105b への電気信号に遅延を与えることで、超音波のスキャンを実行している。

【0007】

10

20

30

40

50

すなわち、超音波のスキャンを実行するためには、各圧電素子105の信号用電極105bに対して僅かな遅延時間を与えた電気信号を別々に印加する必要がある。そのため、複数の信号用電極105bと接触する背面材101には、信号用電極105b間の絶縁性を確保することができる絶縁体が使用されている。

【0008】

ところで、圧電振動子102から発生される超音波は、生体側へ放射される以外に、音響レンズ104や背面材101の内部で熱に変換される。そのため、超音波探触子には安全性の確保が義務づけられており、超音波探触子の生体接触部分の温度が規制値以下となるよう送信電圧を低く抑制する必要があるが生じている。

【0009】

しかしながら、送信電圧を低く抑えると、生体深部におけるS/N比が劣化して、画像診断能力が低下するという問題がある。そこで近年、この問題を解決するために、圧電振動子からの熱を背面材経由でケースやケーブルに放熱する方法が提案されている(例えば、特許文献1参照。)。

【特許文献1】特開2004-56504号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、背面材の材料である絶縁体は、熱伝導率が0.2[W/mK]~1[W/mK]程度であり、放熱効率があまり良くない。そのため、圧電振動子で発生した熱が背面材中を効率良く移送されず、超音波探触子の生体接触部分の温度が上昇するという問題がある。

【0011】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、圧電素子間の絶縁を確保したまま、表面温度の上昇を抑制することができる超音波探触子および超音波画像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波探触子および超音波画像装置は次のように構成されている。

【0013】

(1)互いに平行な二面に夫々電極を有し、前記二面と略直角な方向に対してアレイ分割され、対象物に対して超音波の送受信を行う圧電振動子と、前記圧電振動子に対して前記二面のうちの一面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、前記背面材に連結され、前記背面材の熱を放出する放熱部材とを備えた超音波探触子において、前記背面材は導電性を有し、前記圧電振動子と背面材との間には絶縁部材が介装され、アレイ分割による溝が前記絶縁部材の途中まで形成され、前記背面材を挟んで前記圧電振動子の反対側には、前記背面材よりも超音波の減衰効果が高い減衰部材が配置され、前記背面材は、カーボンのフィラーあるいはファイバーを含む樹脂混合物で形成され、音響インピーダンスが2Mrayl~7Mraylの範囲である。

【0019】

(2)超音波探触子を備えた超音波画像装置において、前記超音波探触子は、互いに平行な二面に夫々電極を有し、前記二面と略直角な方向に対してアレイ分割され、対象物に対して超音波の送受信を行う圧電振動子と、前記圧電振動子に対して前記二面のうちの一面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、前記背面材に連結され、前記背面材の熱を放出する放熱部材とを備え、前記背面材は導電性を有し、前記圧電振動子と背面材との間には絶縁部材が介装され、アレイ分割による溝が前記絶縁部材の途中まで形成され、前記背面材を挟んで前記圧電振動子の反対側には、前記背面材よりも超音波の減衰効果が高い減衰部材が配置され、前記背面材は、カーボンのフィラーあるいはファイバーを含む樹脂混合物で形成され、音響インピーダンスが2Mrayl~7Mraylの範囲である。

10

20

30

40

50

y 1 の範囲である。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、圧電素子間の絶縁を確保したまま、表面温度の上昇を抑制することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、図面を参照しながら本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0022】

図1～図4を用いて本発明の第1の実施形態について説明する。

10

【0023】

図1は本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略図である。

【0024】

図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置（超音波画像装置）は、超音波探触子1と超音波診断装置本体2とから構成され、超音波を利用して人体（対象物）の内部状態を画像化するものである。

【0025】

図2は同実施形態に係る超音波探触子1の構成図である。

【0026】

図2に示すように、超音波探触子1は、操作者により把持されるケース10と、ケース10内に配置され、人体に対して超音波を送受信するトランスデューサ20と、ケース10内に配置され、トランスデューサ20に対して電気信号を送受信するフレキシブルプリントサーキット（以下、「FPC」とする。）30と、ケース10内に配置され、トランスデューサ20の熱を放出させる放熱板（放熱部材）40と、ケース10の基端部に繋がれ、FPC30と超音波診断装置本体2とを接続するケーブル50とを具備している。

20

【0027】

次に、前記各構成要件について詳細に説明する。なお、以下の説明では、ケース10の先端側を上側、ケース10の基端側を下側とする。

【0028】

[ケース10]

ケース10は、その上端部に開口部11、下端部に挿通孔12を備えている。開口部11からはトランスデューサ20（実際には音響レンズ26）が僅かに突出し、挿通孔12にはケーブル50を保持するためのブッシュ60が嵌め込まれている。

30

【0029】

[トランスデューサ20]

図3は同実施形態に係るトランスデューサ20の斜視図である。

【0030】

図3に示すように、トランスデューサ20は、圧電振動子21、音響整合層22、ポリイミドフィルム（絶縁部材）23、第1の背面材（背面材）24、第2の背面材（減衰部材）25、及び音響レンズ26を具備している。

40

【0031】

圧電振動子21は、電気信号を受信して超音波に変換するとともに、超音波を受信して電気信号に変換するものである。この圧電振動子21は、多数の圧電素子211により構成されている。

【0032】

これら圧電素子211は短冊状をしており、ケース10の軸心線と略直角な方向に対して所定間隔で配列されている。圧電素子211の素材としては、2成分系あるいは3成分系の圧電セラミックス等が用いられる。以降、圧電素子211の配列方向をアレイ方向とし、アレイ方向および上下方向と略直角な方向をレンズ方向とする。

【0033】

50

圧電振動子 2 1 の隙間、すなわち圧電素子 2 1 1 と圧電素子 2 1 1 との隙間には、圧電振動子 2 1 の機械的強度を確保するための樹脂材（図示しない）が充填されている。樹脂材の素材としては、エポキシ樹脂等が用いられる。

【 0 0 3 4 】

各圧電素子 2 1 1 は、上端面に G N D 用電極（電極） 2 1 1 a、下端面に信号用電極（電極） 2 1 1 b を備え、これら電極 2 1 1 a、2 1 1 b 間に電気信号を印加することで、圧電素子 2 1 1 の軸心線の方向、すなわち上下方向に対して超音波を発生できるようになっている。

【 0 0 3 5 】

圧電振動子 2 1 のレンズ方向の一側面には、各圧電素子 2 1 1 の G N D 用電極 2 1 1 a を電氣的に共通化するための共通化電極 2 1 2 がアレイ方向の全域に亘って接合されている。前述した F P C 3 0 の G N D 配線 3 1 は、この共通化電極 2 1 2 を介して各 G N D 用電極 2 1 1 a に接続され、F P C 3 0 の信号配線 3 2 は、それぞれ各信号用電極 2 1 1 b に接続されている。

10

【 0 0 3 6 】

音響整合層 2 2 は、圧電振動子 2 1 と人体との間の音響インピーダンスを整合させるものである。この音響整合層 2 2 は、圧電振動子 2 1 の上側に配置され、多数の音響整合素子 2 2 1 により構成されている。

【 0 0 3 7 】

これら音響整合素子 2 2 1 は短冊状をしており、アレイ方向及びレンズ方向に対して、前記各圧電素子 2 1 1 と等しいピッチ間隔で配列されている。音響整合素子 2 2 1 の上下方向に対する厚さは、圧電振動子 2 1 から送信される超音波の波長 の 4 分の 1 に設定されている。

20

【 0 0 3 8 】

音響整合層 2 2 の隙間、すなわち音響整合素子 2 2 1 と音響整合素子 2 2 1 との隙間には、音響整合層 2 2 の機械的強度を確保するための樹脂材（図示しない）が充填されている。樹脂材の素材としては、エポキシ樹脂等が用いられる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態では、音響整合素子 2 2 1 を 1 つの素材で構成しているが、材質の異なる 2 つの素材を用いて、音響インピーダンスが圧電素子 2 1 1 から人体に向かって段階的に変化するよう構成してもよい。

30

【 0 0 4 0 】

ポリイミドフィルム 2 3 は、圧電素子 2 1 1 相互の絶縁を確保するものである。このポリイミドフィルム 2 3 は、圧電振動子 2 1 と第 1 の背面材 2 4 との間に介装されており、圧電振動子 2 1 や音響整合層 2 2 の隙間に対応する部分に溝部 2 3 1 を備えている。

【 0 0 4 1 】

なお、ポリイミドフィルム 2 3 の熱伝導率は 0 . 2 [W / m K] 程度であり、またポリイミドフィルム 2 3 の音響インピーダンスは、3 [M r a y l] ~ 4 [M r a y l] 程度である。

【 0 0 4 2 】

ポリイミドフィルム 2 3 の厚さは、超音波の波長 の 1 0 分の 1 以下、すなわち / 1 0 以下に設定されている。例えば、音速が 2 2 0 0 [m / s]、超音波の周波数が 5 [M H z] である場合、ポリイミドフィルム 2 3 の厚さは 4 4 [μ m] 以下となる。

40

【 0 0 4 3 】

第 1 の背面材 2 4 は、圧電振動子 2 1 で発生した超音波のうち下側、すなわち操作者の手元側に伝播してくる超音波を減衰して熱に変換するものである。この第 1 の背面材 2 4 は、ポリイミドフィルム 2 3 の下側に配置されている。

【 0 0 4 4 】

第 1 の背面材 2 4 の素材としては、高い熱伝導率と導電性を有する、等方性黒鉛、金属、又はカーボンのフィラーあるいはファイバーを含む樹脂混合物等が用いられる。また、

50

第1の背面材24の音響インピーダンスとしては、超音波の収斂が良好な2 [M r a y 1] ~ 7 [M r a y 1] の範囲が好ましい。

【0045】

そこで、本実施形態では、第1の背面材24の素材として、熱伝導率が90 [W / m K]、音響インピーダンスが5 [M r a y 1] である等方性黒鉛を用いている。これにより、トランスデューサ20の熱が第1の背面材24中を効率良く移送されるようになっている。

【0046】

第2の背面材25は、圧電振動子21で発生した超音波のうち、第1の背面材24で減衰し切れなかった超音波を減衰して熱に変換するものである。この第2の背面材25は、第1の背面材24の下側に配置されている。

10

【0047】

第2の背面材25の素材としては、酸化物フィラーを含む樹脂混合物が用いられる。また、第2の背面材25の音響インピーダンスとしては、第1の背面材24と第2の背面材25の接合面における超音波の反射を防止するために、等方性黒鉛の音響インピーダンスと略等しい5 [M r a y 1] に設定されている。

【0048】

音響レンズ26は、音響の屈折を利用して超音波ビームを収束させ、超音波の分解能を向上させるものである。この音響レンズ26は、音響整合層22の上側に全ての音響整合素子221を覆うように配置されている。

20

【0049】

音響レンズ26の素材としては、シリコーンゴム等が用いられる。また、音響レンズ26の音響インピーダンスとしては、人体と音響レンズ26の接触面における超音波の反射を防止するために、人体の音響インピーダンスに近い値に設定されている。

【0050】

[F P C 3 0]

F P C 3 0 は、トランスデューサ20のレンズ方向の一側に配置されており、主にGND配線31と信号配線32とによる平面2層構造となっている。これらGND配線31と信号配線32は、F P C 3 0 の中途部で分離されており、各々の先端部にて共通化電極212と信号用電極211bに夫々接続されている。

30

【0051】

[放熱板 4 0]

放熱板40は、第1の背面材24のレンズ方向の両側面に対して螺子(図示しない)等により接合されている。この放熱板40は、第1の背面材24の上下方向の中途部からケース10の下部側に延設されており、ケース10の下端部に最も接近したところで、ケーブル50の端面から突出したのシールド線(後述する)53に接続されている(図2参照)。放熱板40の素材としては、熱伝導率が200 [W / m K] 程度の銅が用いられる。

【0052】

[ケーブル 5 0]

図4は同実施形態に係るケーブル50の断面図である。

40

【0053】

図4に示すように、ケーブル50は、前記ブッシュ60によりケース10の下端部に保持されており、主に複数の信号線51と、信号線51の周囲を覆う樹脂材52と、樹脂材52の外周部に環状に配設された多数のシールド線53と、シールド線53の外側を覆う外皮54とから構成されている。

【0054】

シールド線53は、信号線51を外部のノイズから保護するためのものである。このシールド線53は、ケーブル50のケース10側の端面から突出し、放熱板40の下側部に接続されている。シールド線53の素材としては、銅やアルミ等の導電性の高い金属が用いられる。

50

【 0 0 5 5 】

次に、前記構成の超音波探触子 1 の製造工程について簡単に説明する。

【 0 0 5 6 】

まず圧電振動ブロックと音響整合ブロックを用意する。なお、圧電振動ブロックは、ブロック状に形成された圧電材料にメッキまたはスパッタリングで電極を形成し、その後、圧電材料に分極処理を施したものである。

【 0 0 5 7 】

圧電振動ブロックと音響整合ブロックを用意したら、圧電振動子ブロックの一方の電極に音響整合ブロックを接合し、これら圧電振動ブロックと音響整合ブロックを所望の厚さ・寸法に加工する。

10

【 0 0 5 8 】

次に、圧電振動子ブロックの電極のうち、音響整合ブロックが接合された電極に対して F P C 3 0 の信号配線 3 2 を接続する。この状態では、F P C 3 0 の信号配線は 1 枚の薄膜状である。そして、圧電振動子ブロックを挟んで音響整合ブロックの反対側にポリイミドフィルム 2 3、第 1 の背面材 2 4、及び第 2 の背面材 2 5 を順に接合し、音響整合ブロック側からポリイミドフィルム 2 3 の中途部に至るまでダイシング加工を行う。

【 0 0 5 9 】

これにより、圧電振動子ブロックは複数の圧電素子 2 1 1 に分割されて圧電振動子 2 1 となり、音響整合ブロックは複数の音響整合素子 2 2 1 に分割されて音響整合層 2 2 となる。また、ポリイミドフィルム 2 3 には複数の溝部 2 3 1 が形成される。さらに、F P C 3 0 の信号配線 3 2 は、圧電振動子 2 1 の圧電素子 2 1 1 ごとに分割される。

20

【 0 0 6 0 】

次に、圧電振動子 2 1 のレンズ方向の一側面に共通化電極 2 1 2 を接合し、この共通化電極 2 1 2 を介して各 G N D 用電極 2 1 1 a と F P C 3 0 の G N D 配線 3 1 とを接続する。

【 0 0 6 1 】

そして、圧電振動子 2 1 及び音響整合層 2 2 の隙間に樹脂材を充填した後、音響整合層 2 2 を挟んで圧電振動子 2 1 の反対側に音響レンズ 6 を接合する。以上で、前記構成のトランスデューサ 2 0 が完成する。

【 0 0 6 2 】

次に、このトランスデューサ 2 0 をケース 1 0 内に収納し、第 1 の背面材 2 4 のアレイ方向の両側面に放熱板 4 0 を接合する。そして、F P C 3 0 とケーブル 5 0 を接続するとともに、放熱板 4 0 とケーブル 5 0 のシールド線 5 3 を接続する。以上で、本実施形態に係る超音波探触子 1 が完成する。

30

【 0 0 6 3 】

次に、前記構成の超音波探触子による作用について説明する。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、圧電振動子 2 1 の下側に第 1 の背面材 2 4 を配置し、その素材として熱伝導率の高い等方性黒鉛を用いている。そのため、トランスデューサ 2 0 の熱が第 1 の背面材 2 4 で滞ることなく放熱板 4 0 に流入し、ケーブル 5 0 のシールド線 5 3 から迅速に放熱されるから、人体と接触する音響レンズ 2 6 の温度上昇を抑制することができる。

40

【 0 0 6 5 】

その結果、超音波診断時に使用する送信電圧を高く設定することが可能となるから、生体深部の画像化を行う場合であっても、S / N 比の良い高品質の超音波画像を取得することができる。

【 0 0 6 6 】

また、圧電振動子 2 1 と第 1 の背面材 2 4 の間にポリイミドフィルム 2 3 を介装している。そのため、圧電素子 2 1 1 相互の絶縁が確保され、各圧電素子 2 1 1 に対して別々の電気信号を印加することができる。

【 0 0 6 7 】

50

しかも、ポリイミドフィルム23の厚さを超音波の波長の $1/10$ 以下としている。そのため、送受信される超音波に対する音響的な影響が無視できる位に小さくできるから、本実施形態のように圧電振動子21と第1の背面材24との間にポリイミドフィルム23を介装しても、超音波画像の品質を低下させることがない。

【0068】

また、本実施形態では、第1の背面材24の下側に、第1の背面材24よりも高い減衰効果を有する第2の背面材25を配置している。そのため、第1の背面材24の素材が減衰効果の小さな素材であっても、圧電振動子21からの超音波を第2の背面材25で十分に減衰することができる。逆に言えば、本実施形態のように、第1の背面材24の下側に第2の背面材25を配置することで、第1の背面材24の素材選択の幅を広げることが可能となる。

10

【0069】

また、本実施形態では、第2の背面材25の音響インピーダンスを第1の背面材24の音響インピーダンスと等しい5 [M r a y l]としている。そのため、第1の背面材24と第2の背面材25の接合面における超音波の反射を防止することができる。

【0070】

なお、本実施の形態では、ポリイミドフィルム23の厚さを $1/10$ 以下としているが、音響整合層22の厚さ以下、すなわち $1/4$ 以下であれば、トランスデューサ20の熱が音響レンズ26側よりも背面材24、25側に伝わり易くなるから、超音波探触子1の人体と接触する部分の温度上昇を防止するという、本発明の目的を達成することが可能である。

20

【0071】

また、本実施形態では、超音波を減衰するために、圧電振動子21の下側に2つの背面材、すなわち第1の背面材24と第2の背面材25を配置しているが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0072】

すなわち、第1の背面材24の素材として、熱伝導率が500 [W / m K]のカーボンファイバを含む樹脂混合物を用いれば、減衰係数が5 [d B / M H z · m m]程度まで上昇するから、第1の背面材24だけで十分に超音波の減衰を行うことができる。

【0073】

なお、カーボンファイバを含む第1の背面材24の音響インピーダンスは、4 [M R a y l]程度であり、熱伝導率は10 [W / m K]程度である。

30

【0074】

次に、図5を用いて本発明の第2の実施形態について説明する。なお、ここでは第1の実施形態と同じ構成、作用については、その説明を省略する。

【0075】

図5は本発明の第2の実施形態に係る超音波探触子1Aの構成図である。

【0076】

図5に示すように、本実施形態は、本発明の技術を二次元アレイ型の超音波探触子1Aに適用した例である。二次元アレイ型の超音波探触子1Aは、ケース10内の基端側にトランスデューサ20を駆動するための駆動回路70を備えている。

40

【0077】

このため、二次元アレイ型の超音波探触子1Aを使用すると、この駆動回路70から熱が発生し、超音波探触子1Aが加熱されることがある。しかしながら、本実施形態のように、圧電振動子21の下側にポリイミドフィルム23を介して第1の背面材24を配置し、この放熱板40を介してケーブル50のシールド線53から熱を排出すれば、圧電素子211間の絶縁を確保したまま、駆動回路70に起因するトランスデューサ20の加熱も抑制することが可能となる。

【0078】

その結果、超音波診断時に使用できる送信電圧を高く設定することができるから、生体

50

深部を画像化する場合であっても、S/N比の良い高品質の超音波画像を取得することができる。

【0079】

本発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施の段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【0080】

すなわち、本発明の適用対象は、医用の超音波診断装置に限定されるものではなく、超音波探傷装置等の構造物(対象物)等の内部状態を画像化するものに適用してもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略図。

【図2】同形態に係る超音波探触子の構成図。

【図3】同実施形態に係るトランスデューサの斜視図。

【図4】同実施形態に係るケーブルの断面図。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る超音波探触子の構成図。

【図6】従来の超音波トランスデューサの構成図。

【符号の説明】

20

【0082】

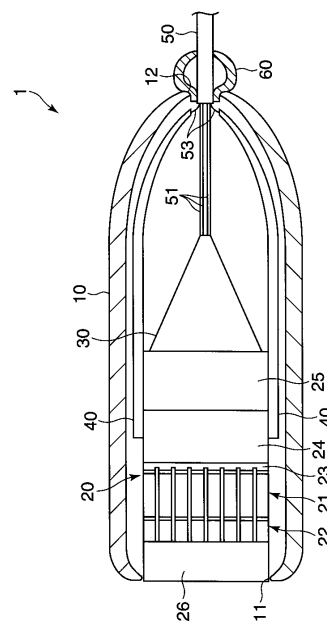
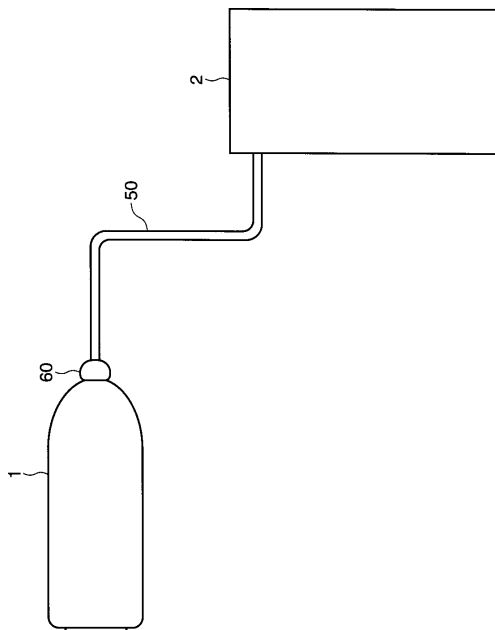
1...超音波探触子、1A...超音波探触子、21...圧電振動子、22...音響整合層、23...ポリイミドフィルム(絶縁部材)、24...第1の背面材(背面材)、25...第2の背面材(減衰部材)、40...放熱板(放熱部材)、211a...GND用電極(電極)、211b...信号用电極(電極)。

【図1】

【図2】

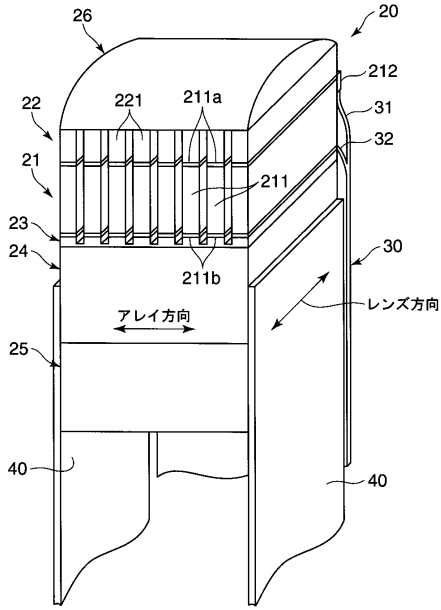
図1

図2



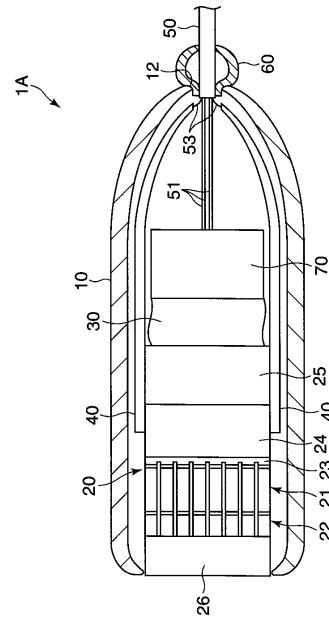
【図3】

図3



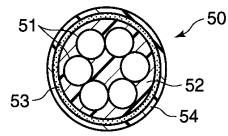
【図5】

図5



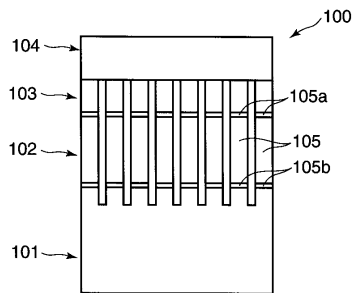
【図4】

図4



【図6】

図6



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(72)発明者 武内 俊

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 小川 隆士

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内

合議体

審判長 乾 雅浩

審判官 関谷 隆一

審判官 馬場 慎

(56)参考文献 特開2000-165995(JP,A)

特開2001-285996(JP,A)

特開昭61-296899(JP,A)

特開平7-248318(JP,A)

特開昭63-159750(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R17/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波成像设备		
公开(公告)号	JP5065593B2	公开(公告)日	2012-11-07
申请号	JP2005347174	申请日	2005-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	武内俊 小川隆士		
发明人	武内 俊 小川 隆士		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/546		
FI分类号	H04R17/00.330.G H04R17/00.330.J A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE19 4C601/GB03 4C601/GB26 4C601/GB31 5D019/BB25 5D019/EE02 5D019/FF04 5D019/GG01		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2007158468A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在确保压电元件之间的绝缘的同时抑制与生物体接触的部分的温度上升的超声波探头。 ŽSOLUTION：超声波探头包括：压电谐振器21，包括分别设置在彼此平行的两个平面上的GND电极211a和信号电极211b，在与两个平面几乎成直角的方向上进行阵列分割，并且发送/向人体接收超声波；第一后侧构件24，相对于压电谐振器设置在两个平面中的一个平面上，并使来自压电谐振器的超声波衰减；并且，散热器40连接到第一后侧构件，并且散热第一后侧构件的热量，第一后侧构件具有导电性，其中聚酰亚胺膜23介于压电谐振器和第一后侧构件之间，并且在聚酰亚胺薄膜23的路径上形成阵列分割的凹槽

