

(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2007-158468
(P2007-158468A)

(43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330G	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
	H04R 17/00 330J	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-347174 (P2005-347174)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年11月30日(2005.11.30)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

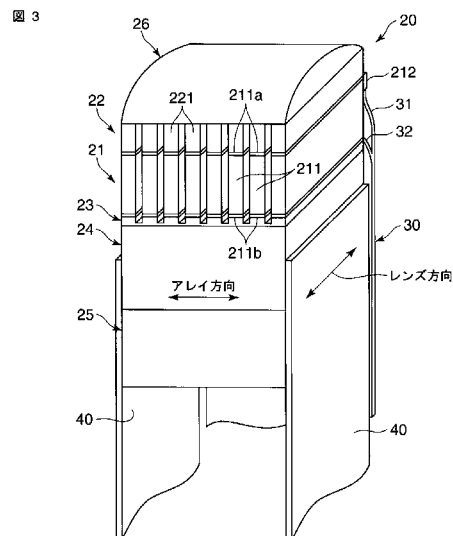
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波画像装置

(57) 【要約】

【課題】 圧電素子間の絶縁を確保したまま、生体接触部分の温度上昇を抑制することができる超音波探触子を提供すること。

【解決手段】 互いに平行な二面に夫々GND用電極211a及び信号用電極211b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、人体に対して超音波の送受信を行う圧電振動子21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第1の背面材24と、前記第1の背面材に連結され、前記第1の背面材の熱を放出する放熱板40とを備えた超音波探触子において、前記第1の背面材は導電性を有し、前記圧電振動子と第1の背面材との間にはポリイミドフィルム23が介装され、アレイ分割による溝が前記ポリイミドフィルム23の途中まで形成されている。

【選択図】 図3



【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ていることを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記背面材は、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で形成され、その音響インピーダンスが $2 \text{ Mraly} \sim 7 \text{ Mraly}$ の範囲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。

20

【請求項 4】

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 5】

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 6】

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 5 記載の超音波探触子。

【請求項 7】

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ていることを特徴とする超音波画像装置。

40

【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

50

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は従来の特許文獻1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、従来の特許文獻1のトランスデューサ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。

10

【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】

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を使用されている。

20

【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性が生じている。

【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、特許文獻1参照)。

30

【特許文獻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 $0.2 [W/mK] \sim 1 [W/mK]$ 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。

40

【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

50

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ている。

【0014】

(2)(1)に記載された超音波探触子において、前記背面材は、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で形成され、その音響インピーダンスが $2 \text{ Mray} \sim 7 \text{ Mray}$ の範囲である。

【0015】

(3)(1)に記載された超音波探触子において、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。

10

【0016】

(4)(1)に記載された超音波探触子において、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。

【0017】

(5)(1)に記載された超音波探触子において、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ている。

【0018】

(6)(5)に記載された超音波探触子において、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。

20

【0019】

(7)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ている。

【発明の効果】

30

【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。

【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。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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】

圧電振動子21の隙間、すなわち圧電素子211と圧電素子211との隙間には、圧電振動子21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。

【0034】

各圧電素子211は、上端面にGND用電極（電極）211a、下端面に信号用電極（電極）211bを備え、これら電極211a、211b間に電気信号を印加することで、圧電素子211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。

【0035】

圧電振動子21のレンズ方向の一側面には、各圧電素子211のGND用電極211aを電氣的に共通化するための共通化電極212がアレイ方向の全域に亘って接合されている。前述したFPC30のGND配線31は、この共通化電極212を介して各GND用電極211aに接続され、FPC30の信号配線32は、それぞれ各信号用電極211bに接続されている。

【0036】

音響整合層22は、圧電振動子21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22は、圧電振動子21の上側に配置され、多数の音響整合素子221により構成されている。

【0037】

これら音響整合素子221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211と等しいピッチ間隔で配列されている。音響整合素子221の上下方向に対する厚さは、圧電振動子21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。

【0038】

音響整合層22の隙間、すなわち音響整合素子221と音響整合素子221との隙間には、音響整合層22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。

【0039】

なお、本実施形態では、音響整合素子221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211から人体に向かって段階的に変化するように構成してもよい。

【0040】

ポリイミドフィルム23は、圧電素子211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23は、圧電振動子21と第1の背面材24との間に介装されており、圧電振動子21や音響整合層22の隙間に対応する部分に溝部231を備えている。

【0041】

なお、ポリイミドフィルム23の熱伝導率は0.2[W/mK]程度であり、またポリイミドフィルム23の音響インピーダンスは、3[Mraly]~4[Mraly]程度である。

【0042】

ポリイミドフィルム23の厚さは、超音波の波長の10分の1以下、すなわち/10以下に設定されている。例えば、音速が2200[m/s]、超音波の周波数が5[MHz]である場合、ポリイミドフィルム23の厚さは44[μm]以下となる。

【0043】

第1の背面材24は、圧電振動子21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24は、ポリイミドフィルム23の下側に配置されている。

【0044】

第1の背面材24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、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[Mraly]~7[Mraly]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/mK]、音響インピーダンスが5[Mraly]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。

【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[Mraly]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。

【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2

10

20

30

40

50

6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】

[FPC30]

FPC30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、FPC30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。

【0051】

[放熱板40]

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/mK]程度の銅が用いられる。

10

【0052】

[ケーブル50]

図4は同実施形態に係るケーブル50の断面図である。

【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。

20

【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。

【0055】

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。

30

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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FPC30の信号配線32を接続する。この状態では、FPC30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23、第1の背面材24、及び第2の背面材25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23の中途部に至るまでダイシング加工を行う。

40

【0059】

これにより、圧電振動子ブロックは複数の圧電素子211に分割されて圧電振動子21となり、音響整合ブロックは複数の音響整合素子221に分割されて音響整合層22となる。また、ポリイミドフィルム23には複数の溝部231が形成される。さらに、FPC30の信号配線32は、圧電振動子21の圧電素子211ごとに分割される。

【0060】

50

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。

10

【 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。

【 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。

20

【 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 】

しかも、ポリイミドフィルム 2 3 の厚さを超音波の波長 λ 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 2 1 と第 1 の背面材 2 4 との間にポリイミドフィルム 2 3 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。

30

【 0 0 6 8 】

また、本実施形態では、第 1 の背面材 2 4 の下側に、第 1 の背面材 2 4 よりも高い減衰効果を有する第 2 の背面材 2 5 を配置している。そのため、第 1 の背面材 2 4 の素材が減衰効果の小さな素材であっても、圧電振動子 2 1 からの超音波を第 2 の背面材 2 5 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 2 4 の下側に第 2 の背面材 2 5 を配置することで、第 1 の背面材 2 4 の素材選択の幅を広げることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態では、第 2 の背面材 2 5 の音響インピーダンスを第 1 の背面材 2 4 の音響インピーダンスと等しい $5 [M r a l y]$ としている。そのため、第 1 の背面材 2 4 と第 2 の背面材 2 5 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。

40

【 0 0 7 0 】

なお、本実施の形態では、ポリイミドフィルム 2 3 の厚さを $\lambda / 10$ 以下としているが、音響整合層 2 2 の厚さ以下、すなわち $\lambda / 4$ 以下であれば、トランスデューサ 2 0 の熱が音響レンズ 2 6 側よりも背面材 2 4、2 5 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。

【 0 0 7 1 】

50

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 2 1 の下側に 2 つの背面材、すなわち第 1 の背面材 2 4 と第 2 の背面材 2 5 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 2 4 の素材として、熱伝導率が 5 0 0 [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 2 4 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 2 4 の音響インピーダンスは、4 [M R a l l y] 程度であり、熱伝導率は 1 0 [W / m K] 程度である。

10

【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 1 A 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 1 A に適用した例である。二次元アレイ型の超音波探触子 1 A は、ケース 1 0 内の基端側にトランスデューサ 2 0 を駆動するための駆動回路 7 0 を備えている。

【0077】

このため、二次元アレイ型の超音波探触子 1 A を使用すると、この駆動回路 7 0 から熱が発生し、超音波探触子 1 A 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 2 1 の下側にポリイミドフィルム 2 3 を介して第 1 の背面材 2 4 を配置し、この放熱板 4 0 を介してケーブル 5 0 のシールド線 5 3 から熱を排出すれば、圧電素子 2 1 1 間の絶縁を確保したまま、駆動回路 7 0 に起因するトランスデューサ 2 0 の加熱も抑制することが可能となる。

20

【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。

30

【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。

【図面の簡単な説明】

40

【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】

【0082】

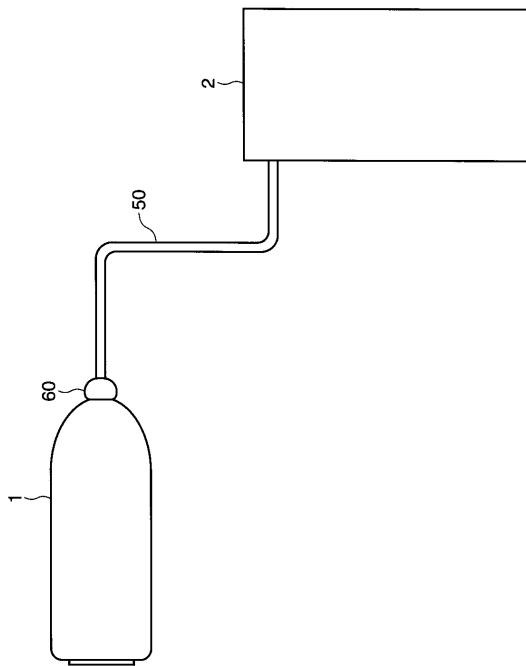
1 ... 超音波探触子、1 A ... 超音波探触子、2 1 ... 圧電振動子、2 2 ... 音響整合層、2 3

50

... 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)。

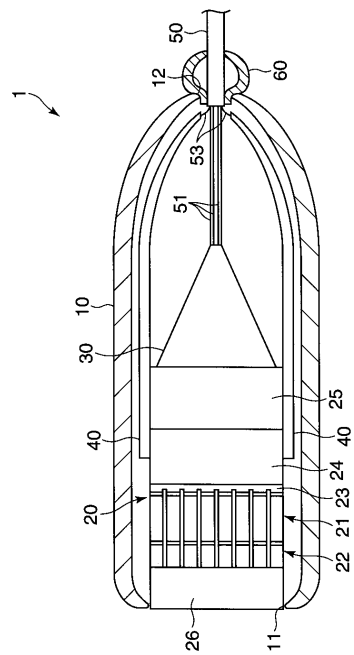
【図1】

図1



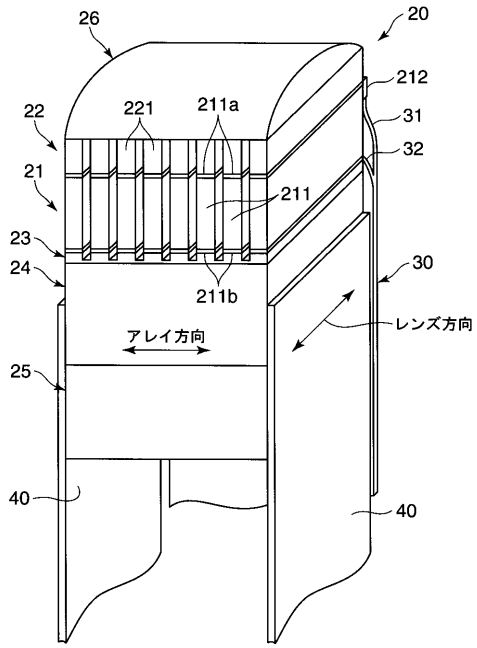
【図2】

図2



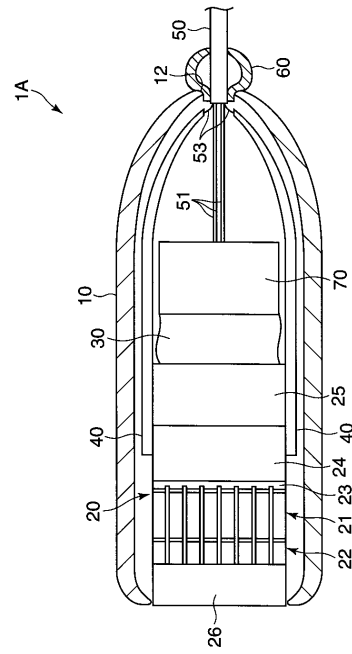
【 図 3 】

図 3



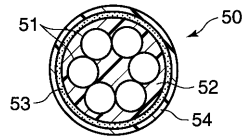
【 図 5 】

図 5



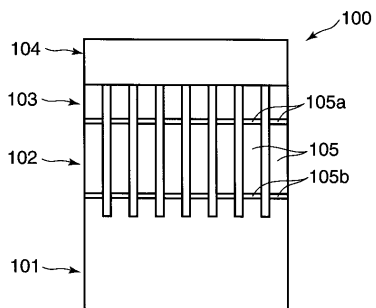
【 図 4 】

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 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 武内 俊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 小川 隆士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE19 GB03 GB26 GB31

5D019 BB25 EE02 FF04 GG01

专利名称(译)	超声波探头和超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2007158468A	公开(公告)日	2007-06-21
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		
[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 A61B8/00 H04R17/00.330.J		
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	JP5065593B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探针，该超声波探针能够在确保压电元件之间的绝缘的同时，抑制生物体接触部的温度上升。解决方案：一种压电元件，在彼此平行的两个表面上具有GND电极211a和信号电极211b，在基本上垂直于两个表面的方向上进行阵列划分，并且向/从人体发射/接收超声波。振动器21，相对于压电振动器设置在两个表面的一个表面侧上的用于衰减来自压电振动器的超声波的第一背衬构件24和第一背衬构件 在设有连接并散发第一背衬材料的热量的散热板40的超声探头中，第一背衬材料具有导电性，并且压电振动器和第一背衬材料具有导电性。聚酰亚胺膜23插入在聚酰亚胺膜23和材料之间，并且通过划分阵列而在聚酰亚胺膜23的中间形成槽。[选择图]图3

