

(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2011-229976

(P2011-229976A)

(43) 公開日 平成23年11月17日(2011.11.17)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
<b>H 0 4 R</b> 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D 0 1 9

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-172735 (P2011-172735)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年8月8日 (2011.8.8)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2005-347174 (P2005-347174)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成17年11月30日 (2005.11.30)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男

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

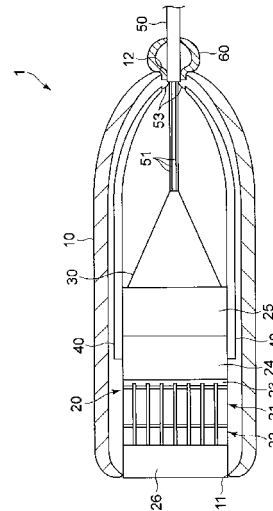
(57) 【要約】

【課題】 生体接触部分の上昇の抑制。

【解決手段】 ケース10は、操作者により把持される。圧電振動子21は、ケース10内に配置され、電極を有し、超音波を送受信する。背面材24は、圧電振動子21の下面側に配置され、圧電振動子21からの超音波を減衰させる。放熱部材40は、背面材24の側面に接合され、ケース10の下部側に延設され、背面材24の熱が流入される。フレキシブルプリントサーキット30は、電極に接続された配線を有し、圧電振動子21に対して電気信号を送受信する。ケーブル50は、ケース10の下部において保持され、フレキシブルプリントサーキット30に接続されている。ケーブル10は、放熱部材40の熱を放出するために放熱部材40に接続された複数のシールド線53を有する。

【選択図】 図2

図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

操作者により把持されるケースと、  
前記ケース内に配置され、電極を有し、超音波を送受信する圧電振動子と、  
前記圧電振動子の下面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、

前記背面材の側面に接合され、前記ケースの下部側に延設され、前記背面材の熱が流入される放熱部材と、

前記電極に接続された配線を有し、前記圧電振動子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と、

前記ケースの下部において保持され、前記フレキシブルプリントサーキットに接続されたケーブルであって、前記放熱部材の熱を放出するために前記放熱部材に接続された複数のシールド線を有するケーブルと、

を具備する超音波探触子。

**【請求項 2】**

前記複数のシールド線と前記放熱部材とは、前記ケースの下部において接続されている、請求項 1 記載の超音波探触子。

**【請求項 3】**

前記ケーブルは、複数の信号線と前記複数の信号線の周囲を覆う樹脂と前記樹脂の外周部に環状に配設された前記複数のシールド線とを有する、請求項 1 記載の超音波探触子。

**【請求項 4】**

前記複数のシールド線の素材は、銅またはアルミが用いられる、請求項 1 記載の超音波探触子。

**【請求項 5】**

前記背面材は、導電性を有し、

前記背面材と前記圧電振動子との間に介装された絶縁部材、をさらに備える、

請求項 1 記載の超音波探触子。

**【請求項 6】**

超音波探触子を具備する超音波画像装置において、

前記超音波探触子は、

操作者により把持されるケースと、

前記ケース内に配置され、電極を有し、超音波を送受信する圧電振動子と、

前記圧電振動子の下面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、

前記背面材の側面に接合され、前記ケースの下部側に延設され、前記背面材の熱が流入される放熱部材と、

前記電極に接続された配線を有し、前記圧電振動子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と、

前記ケースの下部において保持され、前記フレキシブルプリントサーキットに接続されたケーブルであって、前記放熱部材の熱を放出するために前記放熱部材に接続された複数のシールド線を有するケーブルと、

を有す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】**

本発明の実施形態は、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

10

20

30

40

50

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。超音波探触子を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は従来の特許文書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。

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)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2004-56504号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

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。

40

【0012】

実施形態は、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、生体接触部分の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】

【0013】

本実施形態に係る超音波探触子は、操作者により把持されるケースと、前記ケース内に

50

配置され、電極を有し、超音波を送受信する圧電振動子と、前記圧電振動子の下面側に配置され、前記圧電振動子からの超音波を減衰させる背面材と、前記背面材の側面に接合され、前記ケースの下部側に延設され、前記背面材の熱が流入される放熱部材と、前記電極に接続された配線を有し、前記圧電振動子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と、前記ケースの下部において保持され、前記フレキシブルプリントサーキットに接続されたケーブルであって、前記放熱部材の熱を放出するために前記放熱部材に接続された複数のシールド線を有するケーブルと、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

10

【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 of 超音波トランスデューサの構成図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

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。

20

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

30

【0021】

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。

【0022】

[ケース10]

40

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。

【0023】

[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。

【0024】

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。

50

## 【0025】

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。

## 【0026】

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。

## 【0027】

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。

## 【0028】

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。

## 【0029】

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。

## 【0030】

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。

## 【0031】

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。

## 【0032】

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。

## 【0033】

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。

## 【0034】

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。

## 【0035】

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[Mrayl]~4[Mrayl]程度である。

## 【0036】

10

20

30

40

50

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 [ M H z ] である場合、ポリイミドフィルム 23 の厚さは 44 [ μ m ] 以下となる。

【 0037 】

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。

【 0038 】

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 [ M r a y l ] ~ 7 [ M r a y l ] の範囲が好ましい。

10

【 0039 】

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 l ] 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。

【 0040 】

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。

20

【 0041 】

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 l ] に設定されている。

【 0042 】

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。

30

【 0043 】

音響レンズ 26 の素材としては、シリコ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。

【 0044 】

[ F P C 30 ]

F P C 30 は、トランスデューサ 20 のレンズ方向の一侧に配置されており、主に G N D 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 G N D 配線 31 と信号配線 32 は、F P C 30 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 211 b に夫々接続されている。

40

【 0045 】

[ 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 / m K ] 程度の銅が用いられる。

【 0046 】

[ 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。

50

## 【 0 0 4 7 】

図 4 に示すように、ケーブル 5 0 は、前記ブッシュ 6 0 によりケース 1 0 の下端部に保持されており、主に複数の信号線 5 1 と、信号線 5 1 の周囲を覆う樹脂材 5 2 と、樹脂材 5 2 の外周部に環状に配設された多数のシールド線 5 3 と、シールド線 5 3 の外側を覆う外皮 5 4 とから構成されている。

## 【 0 0 4 8 】

シールド線 5 3 は、信号線 5 1 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 5 3 は、ケーブル 5 0 のケース 1 0 側の端面から突出し、放熱板 4 0 の下側に接続されている。シールド線 5 3 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。

10

## 【 0 0 4 9 】

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 0 】

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 1 】

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。

20

## 【 0 0 5 2 】

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 3 】

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。

30

## 【 0 0 5 4 】

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 5 5 】

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 5 6 】

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。

40

## 【 0 0 5 7 】

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 5 8 】

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

50

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 5 9 】

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 0 】

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 1 】

しかも、ポリイミドフィルム 2 3 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 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。

【 0 0 6 2 】

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 3 】

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  $5 [ \text{Mrayl} ]$  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。

【 0 0 6 4 】

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  $1 / 10$  以下としているが、音響整合層 2 2 の厚さ以下、すなわち  $1 / 4$  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 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

すなわち、第 1 の背面材 2 4 の素材として、熱伝導率が  $500 [ \text{W} / \text{mK} ]$  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  $5 [ \text{dB} / \text{MHz} \cdot \text{mm} ]$  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。

【 0 0 6 7 】

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、 $4 [ \text{Mrayl} ]$  程度であり、熱伝導率は  $10 [ \text{W} / \text{mK} ]$  程度である。

【 0 0 6 8 】

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。

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0071】

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 21 1 間の絶縁を確保したまま、駆動回路 70 に起因するランスデューサ 20 の加熱も抑制することが可能となる。

【0072】

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。

10

【0073】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

【符号の説明】

【0074】

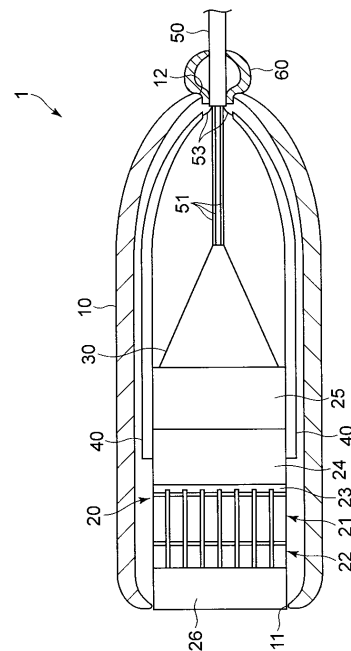
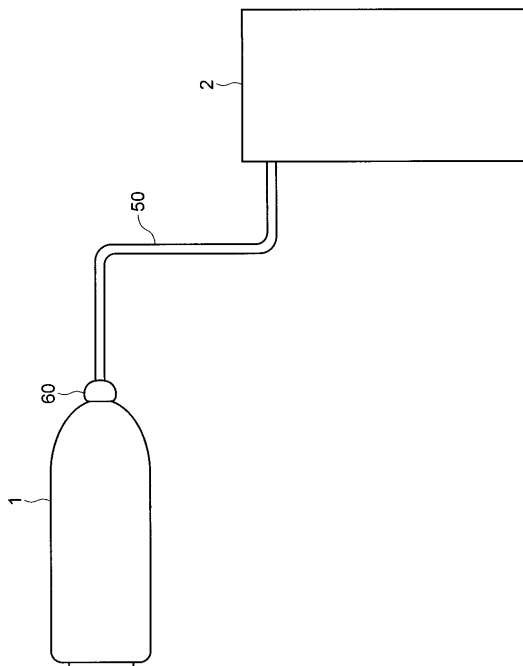
1 ... 超音波探触子、1A ... 超音波探触子、21 ... 圧電振動子、22 ... 音響整合層、23 ... ポリイミドフィルム（絶縁部材）、24 ... 第 1 の背面材（背面材）、25 ... 第 2 の背面材（減衰部材）、40 ... 放熱板（放熱部材）、211a ... GND 用電極（電極）、211b ... 信号用电極（電極）

【図 1】

【図 2】

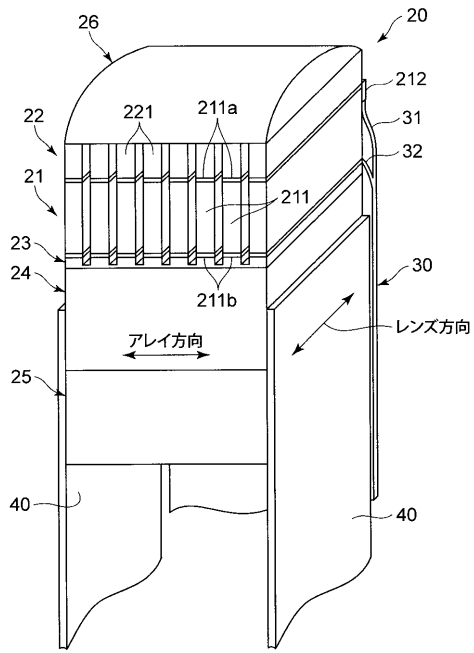
図 1

図 2



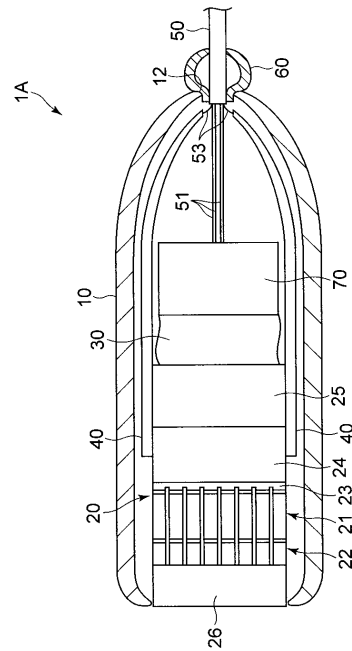
【 図 3 】

図 3



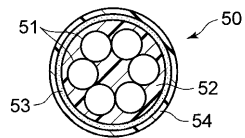
【 図 5 】

図 5



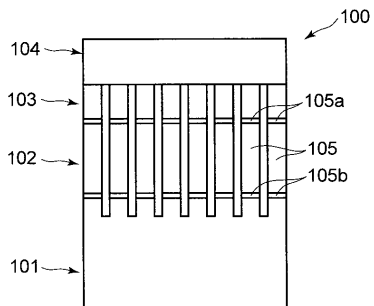
【 図 4 】

図 4



【 図 6 】

図 6



## フロントページの続き

- (74)代理人 100091351  
弁理士 河野 哲
- (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 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (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 EE04 EE19 GA02 GA04 GB20 GB31  
5D019 AA17 BB18 EE01 EE06 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011229976A</a>	公开(公告)日	2011-11-17
申请号	JP2011172735	申请日	2011-08-08
[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	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE19 4C601/GA02 4C601/GA04 4C601/GB20 4C601/GB31 5D019/AA17 5D019/BB18 5D019/EE01 5D019/EE06 5D019/FF04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：抑制生物体接触部分的上升。操作员握住了箱子。压电振动器21配置在壳体10的内部，具有电极，并发送和接收超声波。背面材料24配置在压电振动器21的下面侧，使来自压电振动器21的超声波衰减。散热构件40接合到后部材料24的侧面，延伸到壳体10的下侧，并且后部材料24的热量流入。柔性印刷电路30具有连接至电极的布线，并且向压电振动器21发送电信号以及从压电振动器21接收电信号。电缆50被保持在壳体10的底部并且连接到柔性印刷电路30。电缆10具有连接到散热构件40的多根屏蔽线53，以释放散热构件40的热量。[选择图]图2

