

(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2009-297352

(P2009-297352A)

(43) 公開日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(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 2 B	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-156883 (P2008-156883)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成20年6月16日 (2008.6.16)		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	100115381
			弁理士 小谷 昌崇
		(74) 代理人	100111453
			弁理士 櫻井 智
		(72) 発明者	西尾 昌二
			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
		(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

最終頁に続く

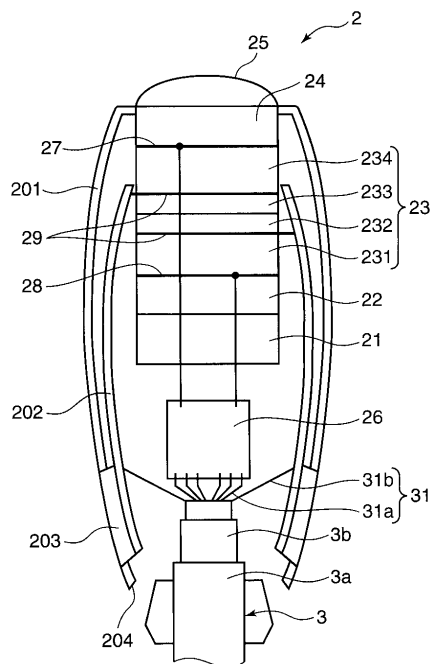
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】放熱効率が高く、温度上昇を抑えることができる超音波探触子およびそれを備えた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波探触子2は、圧電材料を備えてなり、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電部23と、圧電部23に接続される接地線29とを備え、圧電部23で生じた熱を、接地線29を介して放熱する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧電材料を備えてなり、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電部と、
前記圧電部に接続される接地線とを備え、
前記圧電部で生じた熱を、前記接地線を介して放熱する超音波探触子。

【請求項 2】

前記接地線と接続され、前記接地線を通じて伝導される前記熱を放熱する放熱板をさらに備えた請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記放熱板に接続され、外部に露呈するように設置された熱伝導部をさらに備えた請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記熱伝導部は、パイロリティックグラファイトである請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記圧電部は、第 1 圧電部および第 2 圧電部を備え、
前記第 1 圧電部および前記第 2 圧電部は互いに積層されている請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記圧電部における前記第 1 圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、
前記圧電部における前記第 2 圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料である請求項 5 に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

放熱窓が形成されている請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 8】

請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の超音波探触子を備えた超音波診断装置であって、

前記超音波探触子に接続される超音波診断装置本体と、

前記超音波診断装置本体と前記超音波探触子とを電氣的に接続し、複数の配線を有するケーブルと、

前記ケーブルにおける複数の配線のうち、前記接地線と接続された配線を冷却する冷却部とを備えた超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送受信可能な超音波探触子および超音波探触子を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波は、通常、16000Hz 以上の音波をいい、非破壊および無害でその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断などの様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。

【0003】

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 線のように被爆がなく安全性が高いおよびドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、脾臓、膵臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）および産婦人科系などの診断などに広く利用されてい

10

20

30

40

50

る。

【0004】

この超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子を備えている。この超音波探触子は、送信信号に基づいて機械振動をすることで超音波を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を受けて受信信号を生成する圧電素子を備えている。具体的には、超音波探触子は、圧電素子で構成される超音波送受信素子が例えばアレイ状に1次元または2次元配列されて構成されている。このような構成の超音波探触子は広く普及している。

【0005】

このような超音波診断装置における超音波探触子の内部の温度は、圧電素子が機械振動することにより発生する熱および超音波探触子内に設置されている電気回路基板から発生する熱などにより上昇しやすい。特に、設置される圧電素子の数が増加すればそれに伴い発生する熱も増加する。超音波探触子の内部温度が高くなりすぎると、超音波送受信素子の感度が悪くなるという問題がある。また、被検体に当接させる超音波探触子の外部まで温度が高くなると、安全面でも問題がある。そこで、超音波探触子内部の温度が高くなりすぎること防止すべく、様々な超音波診断装置が提案されている。

【0006】

例えば、特許文献1には、超音波探触子の内部から超音波探触子の外部へと伸びる放熱フィンを有し、それによって外部へと熱を放熱する超音波診断装置が開示されている。また、特許文献2には、超音波探触子内のバッキング材内部に熱伝導性ファイバーが充填されていて、それにより放熱する超音波診断装置が開示されている。また、特許文献3には、超音波探触子内において、回路基板から圧電素子側への熱抵抗を回路基板からケーブル側への熱抵抗に比べて大きくすることで圧電素子に流入する熱を低減し、熱による圧電素子への影響を低減する超音波診断装置が開示されている。また、特許文献4には、超音波探触子の内部に配置された、防水のためのモールド材に、熱伝導率が高い中空金属を混入し、それにより放熱する超音波診断装置が開示されている。

【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2006-25892号公報

【特許文献4】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】

【0007】

しかしながら、上述の超音波診断装置において、十分な放熱がなされているとはいえなかった。

【0008】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、放熱効率が高く、温度上昇を抑えることができる超音波探触子およびそれを備えた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】

【0009】

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明に係る超音波探触子の一態様では、圧電材料を備えてなり、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電部と、前記圧電部に接続される接地線とを備え、前記圧電部で生じた熱を、前記接地線を介して放熱する。

【0010】

これにより、あらたに部品を増やすことなく、放熱を効率よく行い、超音波探触子内の温度上昇を抑制することができる。また、超音波探触子内の温度上昇を抑制することから、熱による圧電材料の感度低下が生ずることがなく、超音波探触子の精度が低下すること

10

20

30

40

50

がない。また、超音波探触子が高温になりにくいと、超音波探触子の外部が熱くなりすぎることがなく、超音波探触子を被検体に当接させて使用した場合でも安全である。

【0011】

また、上述の超音波探触子は、前記接地線と接続され、前記接地線を通じて伝導される前記熱を放熱する放熱板をさらに備えていることが好ましい。

【0012】

これにより、圧電部で生じた熱を、さらに効率よく放熱することができる。また、圧電部で生じた熱を、圧電部から離れた箇所まで導き、放熱することができるため、熱による圧電材料の感度低下をより確実に防ぐことができる。

【0013】

また、上述の超音波探触子において、前記放熱板に接続され、外部に露呈するように設置された熱伝導部をさらに備えていることが好ましい。

【0014】

これにより、放熱板の熱を超音波探触子の外部に導いて放熱することができるので、超音波探触子内の温度上昇をさらに抑制することができる。

【0015】

また、上述の超音波探触子において、前記熱伝導部は、パイロリティックグラファイトであることが好ましい。

【0016】

パイロリティックグラファイトは、特に熱伝導率が高く、軽量であることから、さらに効率よく放熱することができ、かつ超音波探触子が重量化することがないため、超音波探触子の操作性が低下することがない。

【0017】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部は、第1圧電部および第2圧電部を備え、前記第1圧電部および前記第2圧電部は互いに積層されていることが好ましい。

【0018】

これにより、圧電部が2層の第1および第2圧電部を備えるので、いずれか一方を、例えば、第1圧電部を、超音波信号を送信する超音波送信部として用いると共に、他方を、例えば、第2圧電部を、超音波信号を受信する超音波受信部として用いることができる。このため、超音波送信部の第1圧電部を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第2圧電部を受信用により適したものとすることができると共に、第1および第2圧電部がそれぞれ超音波送信部および超音波受信部として最適化が可能となり、より高精度な画像を得ることが可能となる。さらに、第1および第2圧電部が積層されているので、小型化が可能となる。

【0019】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部における前記第1圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、前記圧電部における前記第2圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料であることが好ましい。

【0020】

これにより、送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子を第1圧電部に用いると共に、超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子を第2圧電部に用いた超音波探触子が提供される。

【0021】

また、上述の超音波探触子において、放熱窓が形成されていることが好ましい。

【0022】

これにより、超音波探触子の放熱効率がより高くなり、超音波探触子内の温度上昇をさらに抑制することができる。

【0023】

そして、本発明の他の一態様にかかる超音波診断装置は、これら上述のうちのいずれかの超音波探触子を備え、前記超音波探触子に接続される超音波診断装置本体と、前記超音

10

20

30

40

50

波診断装置本体と前記超音波探触子とを電氣的に接続し、複数の配線を有するケーブルと、前記ケーブルにおける複数の配線のうち、前記接地線と接続された配線を冷却する冷却部とを備える。

【0024】

このような構成の超音波診断装置は、接地線に接続されたケーブルの配線を冷却部により冷却することで、圧電部で生じた熱が伝導される接地線の放熱効果を促進する。したがって、超音波探触子内の温度上昇を抑制することができ、熱による圧電材料の感度低下を防ぎ、高精度の画像を得ることができる。

【発明の効果】

【0025】

本発明は、放熱効率が高く、温度上昇を抑えることができる超音波探触子およびそれを備えた超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0027】

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図3は、実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の内部の構成を示す図である。

【0028】

超音波診断装置5は、図1および図2に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信すると共に、被検体で反射した超音波の反射波（エコー）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して超音波を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内からの超音波の反射波に応じて超音波探触子2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。

【0029】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像処理部15と、表示部16と、制御部17と、記憶部14とを備えて構成されている。

【0030】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【0031】

送信部12は、制御部17の制御に従って、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を供給して超音波探触子2に超音波を発生させる回路である。送信部12は、例えば、高電圧のパルス生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。受信部13は、制御部17の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する回路であり、この受信信号を画像処理部15へ出力する。受信部13は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器、および、この増幅器で増幅された受信信号をアナログ信号からデジタル信号へ変換するアナログ-デジタル変換器等を備えて構成される。また、冷却部14は、制御部17の制御に従って、ケーブル3内の接地線31bを冷却する。冷却部14の構造は、例えばファンにより風を循環させる構成の空冷式のものとすればよい。なお、冷却部14の構造は、これに限定されるわけではなく、例えば空冷式あるいは水冷（油冷）式とすればよく、これら以外の冷却方法を用いるものでもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、所定の信号から画像を生成する。具体的には、被検体で反射した超音波信号（エコー）に基づく受信信号に基づいて例えばハーモニクイメージング技術等を用いて被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路であり、例えばマイクロプロセッサ等の演算回路を備えて構成される。また、画像処理部 15 は、例えば B モード処理回路、ドブラ処理回路またはカラーモード処理回路等を備えている。受信信号はこれら処理回路にて所定の処理を施される。例えば、B モード処理回路は受信信号の振幅情報の映像化を行い、受信信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。また、ドブラ処理回路は受信信号からドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに FFT（高速フーリエ変換）処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。また、カラーモード処理回路は、速度、分散、パワー等の情報を含む血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。前記血流情報は、2 値化情報として得られる。また、画像処理部 15 は、前記超音波ラスタデータを直交座標で表されるデータに変換する。

10

【 0 0 3 3 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 S は、3 次元表示が可能であることが好ましい。例えば、画像処理部 15 では、まず被検体の組織形状を 2 次元情報として表す多数の断層像データを生成する。さらに、画像処理部 15 は、超音波探触子 2 の位置情報に基づいて、この断層像を 3 次元的に並べ、断層像間の間隙を補間し、ボクセル（voxel）と呼ばれる輝度の値を持った小さな立方体の集合体であるボリュームデータを構築し、さらにレンダリング処理により 3 次元画像を生成する。

20

【 0 0 3 4 】

表示部 16 は、制御部 17 の制御に従って、画像処理部 15 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する装置である。表示部 16 は、例えば、CRT ディスプレイ、LCD、有機 EL ディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【 0 0 3 5 】

制御部 17 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部 11、送信回路 12、受信回路 13、冷却部 14、画像処理部 15 および表示部 16 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

30

【 0 0 3 6 】

ケーブル 3 は超音波探触子 2 と超音波診断装置本体 1 とを電氣的に接続するものであり、超音波探触子 2 の基板 26 等および超音波診断装置本体 1 の送信部 12、受信部 13 等の間で電気信号を授受するために、ケーブル信号線 31a、ケーブル接地線 31b からなる多数の導線 31 を束ねたものとなっている。より具体的には、ケーブル 3 は同心多軸ケーブルとすればよい。ケーブル 3 における導線 31 は銅などの金属により構成され、それぞれ絶縁体によって被覆された構成である。さらに、束ねた導線 31 の周りは電磁シールド用の金属部材 3b によって覆われ、その外側が絶縁体 3a で被覆されている。なお、本実施形態は、ケーブル接地線 31b を用いて熱を冷却部 14 まで伝導して外部に放熱する構成である。したがって、導線 31 はより太いほうが熱の伝導率が高いため好ましい。また、導線 31 が単線ではなく複線であるほうが好ましい。ただし、ケーブル 3 が太くなりすぎるとケーブル 3 の柔軟性が低下するため、超音波探触子 2 の操作性が低下することを考慮することが好ましい。なお、同軸多心ケーブルは超音波診断装置に一般的に用いられるケーブルであり、導線 31 である超極細同軸ケーブルが複数本束ねられた構成である。より具体的には、外径が $10\ \mu\text{m} \sim 60\ \mu\text{m}$ の超極細同軸ケーブルが 130 本以上束ねられている。

40

【 0 0 3 7 】

超音波探触子（超音波プローブ）2 は、例えば、図 3 に示すように、熱伝導層 21 と、音響制動部材 22 と、圧電部 23 と、第 1 音響整合層 24 と、音響レンズ 25 と、圧電部

50

23に電気信号を送受信するための第1および第2信号線27および28と、接地線29と、回路素子を実装された基板26と、接地線29と接続された放熱板202と、放熱板202と接続され、一部が外部に露呈している熱伝導部203と、音響レンズ25および熱伝導部203以外のこれらすべてを覆うプローブケース201とを備えている。また、超音波探触子2において、音響レンズ25とは対向する端部からはケーブル3が引き出されている。

【0038】

熱伝導層21は、熱伝導性の高い材料、例えば金属等により構成されていて、圧電素子が機械振動することにより発生する熱を放熱するために、圧電部23から離れる方向に熱を導く。音響制動部材22は、超音波を吸収する材料から構成された平板状の部材であり、圧電部23から音響制動部材22方向へ放射される超音波を吸収するものである。

10

【0039】

圧電部23は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換するものである。圧電部23は、超音波診断装置本体1の送信部12からケーブル3(導線31)を介して入力された送信の電気信号を超音波信号へ変換してこの超音波信号を送信すると共に、受信した超音波信号を電気信号に変換してこの電気信号(受信信号)を、ケーブル3を介して超音波診断装置本体1の受信部13へ出力する。超音波探触子2が被検体に当てられることによって圧電部23で生成された超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの超音波の反射波が圧電部23で受信される。

20

【0040】

圧電部23は、例えば、本実施形態では、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第1および第2圧電部231および234を備え、第1および第2圧電部231および234は、互いに積層されている。具体的には、第1圧電部231上に第2圧電部234が積層され、第2圧電部234の前方に超音波信号の送受信面がある。なお、本実施形態では、第1および第2圧電部231、234の間には、互いに積層された第2および第3音響整合層232および233が配置されている。この第2および第3音響整合層232、233は、第1圧電部231と第2圧電部234とを積層するための部材であり、第1圧電部231と第2圧電部234との音響インピーダンスを整合させるものである。なお、第1圧電部231と第2圧電部234との間の音響整合層は、第2および第3音響整合層232および233の2層構造とすることで、1層構造に比べて受信周波数の広帯域化が可能であり、整合させる音響インピーダンスの範囲が広がり、より効率良く超音波を伝えることができる。

30

【0041】

このように第1および第2圧電部231および234からなる2層構造の圧電部を備えているため、その一方を、例えば、第1圧電部231を、超音波信号を送信する超音波送信部に用いると共に、その他方、例えば、第2圧電部234を、超音波信号を受信する超音波受信部に用いることができる。このため、超音波送信部の第1圧電部231を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第2圧電部234を受信用により適したものとすることができると共に、超音波送信部の第1圧電部231および234がそれぞれ超音波送信部および超音波受信部として最適化が可能となり、より高精度な画像を得ることが可能となる。さらに、第1および第2圧電部231および234が積層されているので、小型化が可能となる。

40

【0042】

また、本実施形態では、例えば、圧電部23における第1圧電部231は、無機圧電材料を備えて構成されており、この無機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一对の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、例えば、送信すべき超音波の周波数や無機圧電材料の種類等によって適宜に設定される。無機圧電材料は、例えば、いわゆるPZT、水晶、ニオブ酸リチウム(LiNbO₃)、ニオブ酸タンタル酸カリウ

50

ム ($K(Ta, Nb)O_3$)、チタン酸バリウム ($BaTiO_3$)、タンタル酸リチウム ($LiTaO_3$) およびチタン酸ストロンチウム ($SrTiO_3$) 等である。本実施形態では、このように送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子が第1圧電部231に用いられている。

【0043】

そして、本実施形態では、例えば、圧電部23における第2圧電部234は、有機圧電材料を備えて構成されており、この有機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一對の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、例えば、受信すべき超音波の周波数や有機圧電材料の種類等によって適宜に設定されるが、例えば、中心周波数8MHzの超音波を受信する場合では、この圧電体の厚さは、約50μmである。有機圧電材料は、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、有機圧電材料は、フッ化ビニリデン(VDF)系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体(コポリマ)であり、他の単量体としては、3フッ化エチレン、テトラフルオロエチレン、パーフルオロアルキルビニルエーテル(PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。フッ化ビニリデン系コポリマは、その共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数(圧電効果)が変化するので、例えば、超音波探触子の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。例えば、フッ化ビニリデン/3フッ化エチレンのコポリマの場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が60mol%~99mol%が好ましく、有機圧電素子が無機圧電素子に積層する複合素子の場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が85mol%~99mol%がより好ましい。また、このような複合素子の場合では、他の単量体は、パーフルオロアルキルビニルエーテル(PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレンが好ましい。また例えば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合法で圧電体を作製することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $H_2N-R-NH_2$ 構造を挙げることができる。ここで、Rは、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、2価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であってもよい。好ましいポリ尿素として、4,4'-ジアミノジフェニルメタン(MDA)と4,4'-ジフェニルメタンジイソシアナート(MDI)を用いる芳香族ポリ尿素を挙げることができる。本実施形態では、このように超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子が第2圧電部234に用いられている。

【0044】

なお、圧電部23は音響制動部材22上に、互いに所定の間隔を空けて平面視にて線形独立な2方向、例えば、互いに直交する2方向にm行×n列で配列される2次元アレイ状に配列されている(m、nは、正の整数である)。なお、これら複数の圧電素子の相互干渉を低減するために、これら複数の圧電素子間に、超音波を吸収する音響吸収材が充填されてもよい。この音響吸収材によって各圧電素子間におけるクロストークの低減が可能となる。また、第1圧電部231の圧電素子の個数と第2圧電部234の圧電素子の個数を同一としてもよいし、異なることとしてもよい。例えば、第2圧電部234の圧電素子の個数が第1圧電部231の圧電素子の個数より多くてもよい。このように構成されることにより、第1圧電部231における1個の圧電素子のサイズ(大きさ)を大きくすることが可能となり、その送信パワーを大きくすることができると共に、第2圧電部234の圧電素子の個数を多くすることが可能となり、その受信分解能を向上させることが可能となる。

【0045】

また、第1音響整合層24は、圧電部23の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。より具体的には、本実施形態では、第1音響整合層24は、第1圧電部231の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとると共に、第2圧電部234の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスと

の整合をとる部材である。音響レンズ 25 は、圧電部 23 から被検体に向けて送信される超音波信号を収束する部材であり、例えば、図 3 に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。

【0046】

第 1 および第 2 信号線 27 および 28 は、超音波診断装置本体 1 の受信部 13 および送信部 12 と、基板 26、ケーブル 3 のケーブル信号線 31a を介して電氣的に接続されている。第 1 および第 2 信号線 27 および 28 は、それぞれ第 2 圧電部 234 から受信部 13 への電気信号および送信部 12 から第 1 圧電部 231 への電気信号を伝達する。本実施形態では、圧電部 23 の第 1 圧電部 231 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル信号線 31a および第 2 信号線 28 を介して電気信号が入力され、この電気信号を超音波信号へ変換し、この変換した超音波信号を第 2 および第 3 音響整合層 232、233、第 2 圧電部 234、第 1 音響整合層 24 および音響レンズ 25 を介して被検体へ送信する。そして、圧電部 23 の第 2 圧電部 234 は、超音波信号が音響レンズ 25 および第 1 音響整合層 24 を介して被検体から受信され、この受信された超音波信号を電気信号へ変換し、この変換した電気信号を受信信号として第 1 信号線 27 およびケーブル信号線 31a を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。本実施形態では、上述したように第 1 圧電部 231 が無機圧電素子であり、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となるため、このような圧電部 23 を備えた超音波探触子 2 は、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。そして、本実施形態では、上述したように第 2 圧電部 234 が有機圧電素子であり、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となるため、このような圧電部 23 を備えた超音波探触子 2 は、高調波の超音波信号を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

【0047】

また、接地線 29 は、第 1 および第 2 圧電部 231 および 234 のそれぞれを電氣的に接地するためのものである。そして、本実施形態においては、接地線 29 は圧電部 23 において発生した熱を放熱する働きをする。より具体的には、接地線 29 は放熱板 202 を介してケーブル 3 のケーブル接地線 31b と接続されており、第 1 および第 2 圧電部 231 および 234 により生じた熱は、接地線 29、放熱板 202 およびケーブル接地線 31b を伝わって冷却部 14 へと導かれる（図 1 参照）。ケーブル接地線 31b は、例えば冷却部 14 において接地されればよい。このように、接地線 29 を放熱手段として用いるため、接地線 29 は熱伝導性の高い材料により構成されることが好ましい。例えば、金、銀、白金等の貴金属、または銅、ニッケル／銅、イリジウムドーピングされた銀等により構成されることがとすればよい。また、接地線 29 は、電極（図示せず）を介して第 1 および第 2 圧電部 231 および 234 と電氣的に接続されているため、この電極についても接地線 29 と同様に上記熱伝導性の高い材料により構成されることが好ましい。例えば、金、銀、白金等の貴金属、または銅、ニッケル／銅、イリジウムドーピングされた銀等で構成されることがとすればよい。

【0048】

基板 26 には、電子回路素子が実装されていて、第 1 信号線 27、第 2 信号線 28 およびケーブル信号線 31a が接続されている。例えば、基板 26 には、超音波探触子 2 における超音波ビーム形成処理等の処理速度が向上するような回路が実装されることがとすれば好ましい。

【0049】

放熱板 202 は板状であって、接地線 29 と接続されている。放熱板 202 は、接地線 29 から圧電部 23 において生じた熱が伝導される。放熱板 202 は熱伝導性が高いことが好ましく、例えば、銅、アルミニウム、ジュラルミン、チタン、ステンレス、亜鉛、錫または金、銀、白金やパラジウムのような貴金属により構成されることが好ましい。なお、原子量の小さい元素であるチタンやジュラルミン等の金属により放熱板 202 を構成す

ること、超音波探触子2を軽量化できることから、特に好ましい。また、貴金属はコストが高いので、貴金属以外を用いることがコスト面では有利である。なお、本実施形態では、放熱板202は第1および第2圧電部231および234のそれぞれの接地線29に対応して1枚ずつ設置されている。また、放熱板202はケーブル接地線31bとも接続されている。これにより、圧電部23において生じた熱は、接地線29、放熱板202、ケーブル接地線31bを通じて冷却部14へと伝導する。

【0050】

熱伝導部203は放熱板202のケーブル3側の端部に接続されていて、その一部はプローブケース201を貫通して外部に露呈している。このような構成であることから、接地線29、放熱板202を通じて伝導してきた圧電部23において生じた熱を熱伝導部203により超音波探触子2の外部に放熱することができる。また、熱伝導部203が超音波探触子2の外部に露呈している箇所は、プローブケース201において、ケーブル3により近い位置とすることが好ましい。これにより、超音波探触子2の中央部からは放熱されることがなく、中央部が高温になることはない。そのため、操作者は、安心して超音波探触子2の中央部を把持して、操作することができる。

【0051】

ここで、熱伝導部203は、熱伝導性の高いことが好ましい。例えば、金属や、熱硬化性樹脂にセラミックフィラーを充填した樹脂とすればよい。より具体的には、セラミックフィラー70重量%以上95重量%以下と、熱硬化性樹脂5重量%以上30重量%以下からなることとすればよい。このように、熱硬化性樹脂に対して、高濃度にセラミックフィラーが充填されているため、熱伝導率を高くすることができる。なお、これ以上セラミックフィラーの充填量を増加させると、熱伝導部203の強度が低下する。なお、セラミックフィラーは球形状、針形状、ロッド形状、紡錘形状など適宜選択可能である。また、セラミックフィラーの直径は0.1 μ m以上100 μ m以下とすることが好ましい。セラミックフィラーの直径が、0.1 μ m未満の場合は、熱硬化性樹脂への分散が難しくなり、また100 μ mを超えると熱伝導部203を形成した場合に、その厚みが厚くなるため熱拡散性に影響を与える可能性がある。

【0052】

また、例えば、異なる粒径を有する複数のセラミックフィラーを充填してもよい。例えば、平均粒径3 μ mと平均粒径12 μ mの2種類のAl₂O₃を混合して、熱硬化性樹脂に充填した場合は、大きな粒径のAl₂O₃同士の間隙に小さな粒径のAl₂O₃が充填されることになり、充填量を増大させることができ、Al₂O₃を90重量%近くまで高濃度に充填できる。この場合には、熱伝導部203の熱伝導率は5W/(m $\cdot$ K)程度となる。なお充填するセラミックフィラーは、Al₂O₃に限定されるわけではなく、また1種類に限定されるわけではない。例えば、Al₂O₃、MgO、BN、SiO₂、SiC、Si₃N₄およびAlNの内の、少なくとも1つをセラミックフィラーとして用いればよい。セラミックフィラーを用いることで、熱伝導部203の放熱性を高めることができるという効果を奏する。また、セラミックフィラーとしてSiO₂を用いることで、熱伝導部203の誘電率を小さくでき、セラミックフィラーとしてBNを用いることで、熱伝導部203の線熱膨張係数を小さくできる。なお、放熱性の影響を考慮すると、熱伝導部203の熱伝導率は、1W/(m $\cdot$ K)以上とすることが好ましい。また、セラミックフィラーの充填量を増やすことで熱伝導率は高くなるが、充填量が多くなるほど、熱伝導部203の脆さが増し、加工性に影響を与えるため熱伝導率は20W/(m $\cdot$ K)以下とすることが好ましい。

【0053】

なお熱伝導部203に使用される熱硬化性樹脂は、エポキシ樹脂、フェノール樹脂およびシアネート樹脂の内、少なくとも1種類の樹脂を含むこととすればよい。また、これら以外であっても、耐熱性や電気絶縁性に優れた樹脂を用いればよい。なお、熱伝導部203は薄いほど熱抵抗が低下するため、熱を外気に放出し易く好ましいが、絶縁耐圧は弱くなる。そこで、熱抵抗および絶縁耐圧を考慮して、最適な厚さとすればよい。より具体的

10

20

30

40

50

には、50 μ m以上1cm以下の厚さとすることが好ましい。

【0054】

また、熱伝導部203は、金属や上述の樹脂以外にグラファイトまたはパイロリティックグラファイトから構成されることとしてもよい。熱伝導部203としてグラファイトまたはパイロリティックグラファイトを用いることで、金属を用いる場合に比べると、熱伝導部203の軽量化および放熱性の向上を実現できる。ここで、パイロリティックグラファイトとは、高温の真空炉中で、炭化水素を分解し、CVD (Chemical Vapor Deposition: 化学気相成長) 技術等を用いることで得られるグラファイトである。パイロリティックグラファイトの密度は、一般的なグラファイトよりも、若干大きくなるが、金属に比べると十分軽量である。なお、パイロリティックグラファイトは、熱分解によって沈積した炭素が黒鉛構造をとって機密に配列された構成であり、層構造であることに起因して異方性を有している。すなわち、方向によって熱伝導率が異なっていて、ある方向においては熱伝導率が高く、別の方向においては熱伝導率が低い。

10

【0055】

プローブケース201は、超音波診断装置Sを操作する際に操作者に把持されるものであり、プローブケース201の一方の端部には音響レンズ25が突出し、他方の端部からはケーブル3が引き出されて、超音波探触子2が形成されている。また、熱伝導部203もプローブケース201から外部に突出している。さらに、プローブケース201には、超音波探触子2には放熱窓204が形成されている。それにより、超音波探触子2内で発生した熱を放熱窓204から外部に放出することができるため、超音波探触子2内の温度上昇を抑えることができる。また、放熱部204はケーブル3の引き出し箇所近傍に形成されることが好ましい。これにより、操作時に操作者が放熱窓204付近を把持することのない構成とすることができる。また、放熱窓204は貫通孔としてもよいが、超音波探触子2内にほこり等が入ることを防ぐために、放熱窓204には格子状または網状の蓋等がされた構成としてもよい。さらに、放熱窓204には金属または熱伝導性の高い樹脂等がはまり込んだ構成としてもよい。

20

【0056】

このような構成の超音波診断装置Sでは、例えば、操作入力部11から診断開始の指示が入力されると、制御部17は、送信信号を生成するべく各部を制御し、反射受信信号を得るべく各部を制御する。すなわち、制御部17の制御によって送信部12で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル3のケーブル信号線31aを介して超音波探触子2へ供給される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル信号線31aおよび第2信号線28を介して超音波探触子2の第1圧電部231へ供給される。第1圧電部231は、この電気信号の送信信号が供給されることによって超音波信号を放射する。第1圧電部231から音響制動部材22方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材22によって吸収される。また、第1圧電部231から第2および第3音響整合層232および233方向へ放射された超音波信号は、第2および第3音響整合層232、233、第2圧電部234、第1音響整合層24および音響レンズ25を介して放射される。超音波探触子2が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子2から被検体に対して超音波が送信される。なお、超音波探触子2は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる1または複数の境界面で反射され、超音波の反射波(エコー)となる。この反射波には、送信された超音波信号の周波数(基本波の基本周波数)成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の2倍、3倍、4倍、5倍および6倍等の第2高調波成分、第3高調波成分、第4高調波成分、第5高調波成分および第6高調波成分等も含まれる。この反射波の超音波信号は、超音波探触子2で受信される。より具体的には、この反射波の超音波信号は、音響レンズ25および第1音響整合層24を介して圧電部23の第2圧電部234で受信され、第2圧電部234で機械的な振動が電気信号に変換されて反射受信信号として取り出

30

40

50

される。この取り出された電気信号の反射受信信号は、第 1 信号線 2 7、ケーブル 3 のケーブル信号線 3 1 a を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。受信部 1 3 は、この入力された反射受信信号を受信処理し、より具体的には、例えば増幅した後アナログ信号からデジタル信号へ変換し、制御部 1 7 を介して、画像処理部 1 5 へ出力する。

【 0 0 5 7 】

ここで、上述において、第 1 圧電部 2 3 1 における複数の圧電素子から順次に超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した超音波信号が第 2 圧電部 2 3 4 で受信される。

【 0 0 5 8 】

画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、信号処理部 1 4 で処理された反射受信に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成し、表示部 1 6 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 5 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。なお、画像処理部 1 5 における超音波画像の生成においては、高調波成分を用いるハーモニックイメージング技術を用いる。このハーモニックイメージング技術は、大別すると、フィルタ法と位相反転法（パルスインバージョン法）との 2 つの方法がある。フィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。また、位相反転法は、同一方向に続けて互いに位相が反転している第 1 および第 2 送信信号を送信し、これら第 1 および第 2 送信信号に対応する第 1 および第 2 受信信号を加算することによって高調波成分を抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。

【 0 0 5 9 】

また、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると制御部 1 7 は、冷却部 1 4 を制御して、駆動させる。上述のように、超音波の送受信における、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 の機械振動等により、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 において発生した熱はそれぞれの電極および接地線 2 9 を介して放熱板 2 0 2 およびケーブル接地線 3 1 b に順次伝わっていく。ケーブル接地線 3 1 b は、冷却部 1 4 まで伸びており、例えば冷却部 1 4 で接地されている。そのため、圧電部 2 3 で生じた熱はケーブル接地線 3 1 b を伝導し、冷却部 1 4 に伝わる。冷却部 1 4 においては、上述のように、空冷または水冷等によりケーブル接地線 3 1 b が冷却されている。このようにして、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 で発生した熱は放熱される。また、放熱板 2 0 2 は、熱伝導部 2 0 3 とも接続されていて、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 で発生した熱は、電極および接地線 2 9 を介して放熱板 2 0 2 および熱伝導部 2 0 3 に順次伝わって、外部に露呈された熱伝導部 2 0 3 を介して、超音波探触子 2 の外部に放熱される。さらに、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 で発生した熱および基板 2 6 等で発生した熱は放熱窓 2 0 4 から超音波探触子 2 の外部に放熱される。このように、本実施形態に係る超音波探触子 2 および超音波診断装置 S は、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 で発生した熱を、接地線 2 9 を介して放熱するので、あらたに部品を増やすことなく、効率よく放熱することができる。また、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 で発生した熱を、被検体に接触する音響レンズ 2 5 側ではなく、その反対側に導き放熱することから、音響レンズ 2 5 が高熱化することを防ぎ、被検体の安全面からも有効である。さらに、超音波探触子 2 内の温度上昇を防ぐことから、電気素子の誤動作の防止やノイズの低減につながり、画像の S / N 比が向上し、スペックルノイズが低減する。

【 0 0 6 0 】

ここで、本実施形態に係る超音波診断装置 S を実際に作製して診断を行った結果を示す。図 3 において、第 1 および第 2 圧電部 2 3 1 および 2 3 4 は、それぞれ 1 2 8 個の圧電素子が、アレイ状に線状に配列された構成とした。放熱板 2 0 2 は厚さが 1 mm であり、1 cm × 3 cm の面積を有する銅とし、第 1 圧電部 2 3 1 である無機圧電部の接地線 2 9 を接続した。そして、放熱板 2 0 2 と 3 本のケーブル接地線 3 1 b を接続した。冷却部 1

10

20

30

40

50

4 は、空冷ファンを有し、20 Wの冷却装置とした。このような超音波診断装置 S を30分稼動して、その被検体との接触面の温度上昇を測定した。なお、この超音波探触子2においては熱伝導部203を設けず、放熱窓204を形成していない。このときの、温度上昇は6であった。また、上記構成にさらに、面積が1 cm × 2 cmであるパイロリティックグラファイトを熱伝導部203として放熱板202に接続し、パイロリティックグラファイトの一部はプローブケース201を貫通して外部に露呈させた。このような超音波診断装置 S を30分稼動して、その被検体との接触面の温度上昇を測定した。このときの、温度上昇は4であった。熱伝導部203を有する上記構成にさらに、プローブケース201に直径が10 mmの円形の貫通孔を形成し、放熱窓204とした。この放熱窓204には厚さが2 mmのパイロリティックグラファイトをはめ込んでいる。このような超音波診断装置 S を30分稼動して、その被検体との接触面の温度上昇を測定した。このときの、温度上昇は3であった。

10

【0061】

なお、従来の超音波探触子、すなわち、放熱板202、熱伝導部203を有さず、放熱窓204も形成されていない構成の超音波探触子を備えた超音波診断装置を30分稼動して、その被検体との接触面の温度上昇を測定した。このときの、温度上昇は10であった。このように、本実施形態の超音波探触子2および超音波診断装置 S は放熱効率が高いことがわかる。

【0062】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および/または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

20

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の内部の構成を示す図である。

30

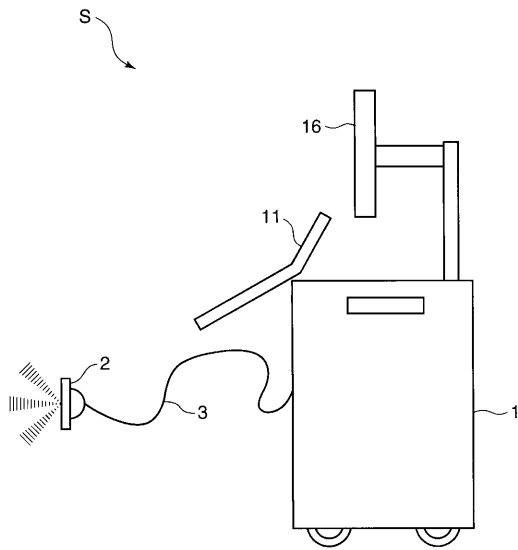
【符号の説明】

【0064】

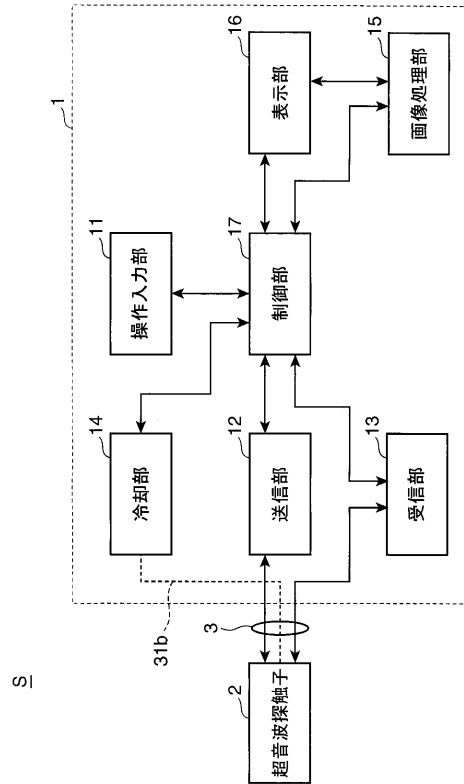
1	超音波診断装置本体	2	超音波探触子
3	ケーブル	3 a	絶縁体
3 b	金属部材	1 1	操作入力部
1 2	送信部	1 3	受信部
1 4	冷却部	1 5	画像処理部
1 6	表示部	1 7	制御部
2 1	熱伝導層	2 2	音響制動部材
2 3	圧電部	2 4	第1音響整合層
2 5	音響レンズ	2 6	基板
2 7	第1信号線	2 8	第2信号線
2 9	接地線	3 1	導線
3 1 a	ケーブル信号線	3 1 b	ケーブル接地線
2 0 1	プローブケース	2 0 2	放熱板
2 0 3	熱伝導部	2 0 4	放熱窓
2 3 1	第1圧電部	2 3 2	第2音響整合層
2 3 3	第3音響整合層	2 3 4	第2圧電部
S	超音波診断装置		

40

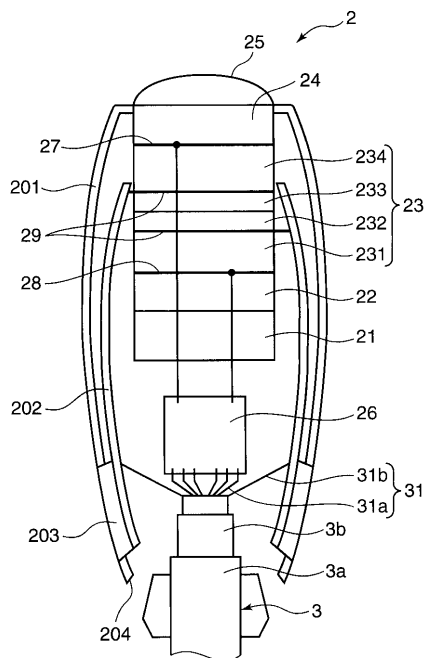
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE19 GA01 GB15
5D019 BB17 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2009297352A	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2008156883	申请日	2008-06-16
[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	西尾昌二 羽生武		
发明人	西尾 昌二 羽生 武		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/EE19 4C601/GA01 4C601/GB15 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	樱井 智		
其他公开文献	JP2009297352A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有高效热辐射的超声波探头，抑制温度升高；以及配备有该超声诊断设备的超声诊断设备。解决方案：超声波探头2包括具有压电材料的压电部件23，并利用压电现象在电信号和超声波信号之间转换信号，以及连接到压电部件23的接地导体29.压电部件23中产生的热量。通过接地导体29辐射

