

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する圧電振動子を有する超音波探触子と、
装置本体と、
前記装置本体および前記超音波探触子を電氣的に連結するケーブルとを備え、
前記ケーブル内には管状体が設置され、前記超音波探触子内と前記装置本体内とが前記管状体により連結されている超音波診断装置。

【請求項 2】

前記管状体は可撓性を有している請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記管状体は樹脂からなる請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ケーブルの内部には、複数の信号線が設置され、前記管状体は前記複数の信号線に沿って設置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記管状体は一对または複数対設置され、各対の管状体同士は、前記ケーブルの断面形状における前記ケーブルの中心に対して、点対称となるように配置されている請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記管状体の外径は $10\ \mu\text{m} \sim 200\ \mu\text{m}$ であり、前記管状体の内径は $5\ \mu\text{m} \sim 180\ \mu\text{m}$ である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記装置本体は、前記管状体内に冷却風を送風する冷却部を備え、
前記冷却風は前記管状体内を通過し、前記超音波探触子内に流入する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記冷却風の導入速度は $0.01\ \text{m}/\text{秒} \sim 10\ \text{m}/\text{秒}$ であり、前記冷却風と外気温度との差は、 $0 \sim -5$ である請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記冷却部は冷却フィンを備えている請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記管状体は複数であって、前記複数の管状体のうち、一部の管状体内に前記冷却風が送風され、

前記複数の管状体のうち、残りの管状体内は、前記超音波探触子から排出された空気が通過する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を用いて被検体内部を調べる超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波は、通常、 $16000\ \text{Hz}$ 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、膵臓

10

20

30

40

50

、脾臓)、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。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ク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、超音波探触子の放熱効率が高く、温度上昇を抑えることができ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】

【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、本発明に係る一態様に係る超音波診断装置では、超音波を送受信する圧電振動子を有する超音波探触子と、装置本体と、前記装置本体および前記超音波探触子を電氣的に連結するケーブルとを備え、前記ケーブル内には管状体が設置され、前記超音波探触子内と前記装置本体内とが前記管状体により連結されている。

【0010】

これにより、超音波探触子内で生じた発熱が管状体を介して装置本体へと放熱されるため、超音波探触子の放熱効率が向上する。そのため、超音波探触子内の温度上昇による超音波診断装置の感度の低下を防ぎ、かつ超音波探触子の外部が熱くなりすぎることがないので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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

また、上述の超音波診断装置において、前記管状体は可撓性を有している。

【 0 0 1 2 】

これにより、ケーブルの柔軟性が低下することなく、超音波探触子の操作性が低下することもない。

【 0 0 1 3 】

また、上述の超音波診断装置において、前記管状体は樹脂からなる。

【 0 0 1 4 】

これにより、ケーブルの柔軟性が低下することなく、操作性が低下することもない。

【 0 0 1 5 】

また、上述の超音波診断装置において、前記ケーブルの内部には、複数の信号線が設置され、前記管状体は前記複数の信号線に沿って設置されている。

【 0 0 1 6 】

それにより、管状体の空洞部分によりケーブル内に空間ができ、ケーブルの柔軟性が向上する。また、信号線間のクロストークを防ぐことができる。

【 0 0 1 7 】

また、上述の超音波診断装置において、前記管状体は一对または複数対設置され、各対の管状体同士は、前記ケーブルの断面形状における前記ケーブルの中心に対して、点対称となるように配置されている。

【 0 0 1 8 】

これにより、ケーブル内にバランス良く空間が形成されるので、柔軟性に偏りが生じない。

【 0 0 1 9 】

また、上述の超音波診断装置において、前記管状体の外径は $10\ \mu\text{m} \sim 200\ \mu\text{m}$ であり、前記管状体の内径は $5\ \mu\text{m} \sim 180\ \mu\text{m}$ である。

【 0 0 2 0 】

これにより、超音波探触子は放熱効率の向上を得ることができ、ケーブルは太くなりすぎず、適度な柔軟性を得ることができる。

【 0 0 2 1 】

また、上述の超音波診断装置において、前記装置本体は、前記管状体内に冷却風を送風する冷却部を備え、前記冷却風は前記管状体内を通過し、前記超音波探触子内に流入する。

【 0 0 2 2 】

これにより、超音波探触子内を空冷することができ、放熱効率が向上する。

【 0 0 2 3 】

また、上述の超音波診断装置において、前記冷却風の導入速度は $0.01\ \text{m/秒} \sim 10\ \text{m/秒}$ であり、前記冷却風と外気温度との差は、 $0 \sim 5$ である。

【 0 0 2 4 】

これにより、超音波探触子の放熱効率が向上するうえ、騒音が生じにくく、結露も生じにくい。

【 0 0 2 5 】

また、上述の超音波診断装置において、前記冷却部は冷却フィンを備えている。

【 0 0 2 6 】

これにより、超音波探触子の放熱効率がさらに向上する。

【 0 0 2 7 】

また、上述の超音波診断装置において、前記管状体は複数であって、前記複数の管状体のうち、一部の管状体内に前記冷却風が送風され、前記複数の管状体のうち、残りの管状体内は、前記超音波探触子から排出された空気が通過する。

【 0 0 2 8 】

これにより、超音波探触子の放熱効率が向上し、超音波探触子に通気孔を設ける必要が

10

20

30

40

50

ない。

【発明の効果】

【0029】

超音波探触子の放熱効率が高く、温度上昇を抑えることができる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】

【0030】

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。

【0031】

図1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2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3は、実施形態における超音波探触子の内部の構造を示す平面図である。

【0032】

超音波診断装置5は、図1および図2に示すように、生体などの被検体（図示せず）に対して超音波を送信すると共に、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画像化するための画像処理を行う超音波診断装置本体1と、超音波診断装置本体1と電氣的に接続される画像表示部15および操作入力部16とを備えて構成される。

【0033】

超音波診断装置本体1は、例えば図1に示すように、冷却部11と、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送信回路12と、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受信回路13と、受信回路13で受信した受信信号に基づいて被検体内の内部状態の画像を生成する画像処理部14と、超音波診断装置5の全体制御を行う制御部17とを備えて構成される。具体的には、制御部17は、冷却部11、送信回路12、受信回路13、画像処理部14、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報などのデータを入力するための操作入力部16および画像処理部14で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する画像表示部15を当該機能に応じて制御することによって超音波診断装置5の全体制御を行う。なお、本実施形態では、画像表示部15および操作入力部16を一体として、超音波装置本体1とは別に設けたコンパクトな携帯型としたが、例えば、これらの両方または片方を超音波装置本体1の構成要素としてもよい。

【0034】

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、超音波を送受信する超音波送受信素子であり圧電素子からなる複数の圧電振動子21と、被検体に向けて送信される超音波を収束させる音響レンズ22と、圧電振動子21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を整合させる整合層23と、圧電振動子21からの不要な超音波を吸収するダンパ24と、回路素子が実装された基板部25と、圧電振動子21および基板部25を覆うシールドケース26と、音響レンズ22以外のこれらすべてを覆うプローブケース27とを備えている。

【0035】

圧電振動子21は、複数備えられていて、例えば、被検体に対して超音波を放り射する放り射面が揃えられて複数の圧電振動子21が線形独立な2方向へm行×n列でアレイ状に2次元配列されて構成される。ここで、m、nは、正の整数であり、例えば、m、nともに130とされる。その場合には圧電振動子21は16900個となる。なお、圧電振動子21の配置は2次元配列以外の配置でも良く、例えば圧電振動子21が一直線上に配列された、1次元配列としても良い。この場合は圧電振動子21が例えば32個以上とす

10

20

30

40

50

ることが、性能上好ましい。なお、 m 、 n はそれぞれ1～600の範囲とすればよい。

【0036】

音響レンズ22は、圧電振動子21から被検体に向けて送信される超音波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。

【0037】

整合層23は、圧電振動子21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を整合させることで、圧電振動子21から発生された超音波を被検体に効率良く伝える働きをする。整合層23は一層で構成されても良いが、受信周波数の広帯域化に応じて2層あるいはそれ以上の層数としても良い。それにより、整合させる音響インピーダンスの範囲が広がり、より効率良く被検体に超音波を伝えることができる。

10

【0038】

ダンパ24は上述のように不要な振動を吸収するため、距離方向の分解能の低下を防ぐ。

【0039】

基板部25には、例えば受信信号を増幅するための受信アンプ25a、送受信を切り替えるためのスイッチ回路25bなどの回路素子が実装されており、これらは一般にIC化されている。また、基板部25の配線パターンにより、容量性成分および誘導性成分を持つ共振回路を形成しても良い。この共振周波数を、被検体で反射した超音波の反射波をもとに生成され、受信回路13へと送信される受信信号の周波数に合わせておけば、受信信号の減衰を防止することができる。基板部25上の信号線は、ケーブル3の信号線3aと接続されている。つまり、基板部25の信号線は超音波診断装置本体1に接続されている。

20

【0040】

さらに、圧電振動子21と基板部25との間は、信号伝達のための中継基板28によって電氣的に接続されている。中継基板28としては、例えばFPC（フレキシブルプリント基板）を用いれば良い。なお、FPCの代わりに、セラミックやガラスエポキシ等のプリント基板を用いても良い。

【0041】

シールドケース26は、電磁波などの侵入または漏洩を防止するためのもので、例えば金属で構成されている。

30

【0042】

プローブケース27の一方の端部には音響レンズ22が突出し、他方の端部からはケーブル5が引き出されて、超音波探触子2が形成されている。

【0043】

このような、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。

【0044】

次に、冷却部11およびケーブル3について説明する。

【0045】

40

ケーブル3は、回路基板部25と超音波診断装置本体1との間で電気信号を授受するために多数の信号線3aを束ねたものとなっている。これら信号線3a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、束ねた信号線3a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3cで被覆されている。具体的には、ケーブル3は同軸多心ケーブルとすれば良い。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、信号線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。例えば、同軸多心ケーブル内には外径が $10\mu\text{m} \sim 60\mu\text{m}$ の超極細同軸ケーブルが130本以上束ねられている。また、例えば、300本または500本束ねられている場合もある。

【0046】

50

ケーブル 3 は超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 とを連結するものであり、超音波診断装置 S を操作する際には、超音波診断装置本体 1 は固定されていて、超音波探触子 2 を被検体に当接して移動させるため、ケーブル 3 は柔軟性および機械的な強度を有していることが好ましい。しかし、圧電振動子 2 1 の数が増え、信号線 3 a を増加させる必要があることから、ケーブル 3 の柔軟性が損なわれる。それにより、超音波探触子 2 を移動させるにくくなり、超音波探触子 2 の操作性が損なわれる。また、信号線 3 a の数が増加すると、信号線 3 a を含むケーブル 3 内にも熱がこもるという問題がある。また、信号線 3 a が増加すると、信号線 3 a 同士間でのクロストークが発生し、表示画像の画質が劣化するという問題もある。

【0047】

本実施形態においては、ケーブル 3 には、信号線 3 a 以外に管状体 3 d を備えており、信号線 3 a と同様にケーブル 3 内に設置され信号線 3 a と共に束ねられている。管状体 3 d は、可撓性を有することが好ましく、例えば、樹脂製の極細チューブである。管状体 3 d が可撓性を有していれば、ケーブル 3 の柔軟性が損なわれることはない。

【0048】

管状体 3 d はケーブル 3 に含まれていることから、超音波診断装置本体 1 内部から超音波探触子 2 内部に伸びている。つまり、超音波診断装置本体 1 内部と超音波探触子 2 内部は管状体 3 d の空洞部を介してつながっている。管状体 3 d の超音波診断装置本体 1 側端部は、冷却部 1 1 と連結されている。冷却部 1 1 は冷却風を管状体 3 d 内部に送風する。冷却部 1 1 からの冷却風が管状体 3 d を通り超音波探触子 2 内に到達すると、超音波探触子 2 内に空気の流れを生じさせ、超音波探触子 2 の放熱効率を高める。なお、超音波探触子 2 のプローブケース 2 7 およびシールドケース 2 6 には、冷却部 1 1 から管状体 3 d を介して、送風された冷却風が抜けるように、通気孔（図示せず）を設けておくことが好ましい。また、このように通気孔を設けずに、管状体 3 d を複数備え、冷却部 1 1 から超音波探触子 2 内への冷却風が管状体 3 d の一部の内部を通り、超音波探触子 2 内部を循環した空気が、残りの管状体 3 d の内部を通して冷却部 1 1 に流入する構成としても良い。

【0049】

管状体 3 d は例えば P F A（テトラフルオロエチレンとパーフルオロアルキルビニルエーテルの共重合体）により作製し、外径は $10\ \mu\text{m}$ ～ $200\ \mu\text{m}$ とすればよい。管状体 3 d は細いほうが、ケーブル 3 の外径も太くなく、扱いやすい。また、管状体 3 d の内径、すなわち管状体 3 d の空洞部分の径は、 $5\ \mu\text{m}$ ～ $180\ \mu\text{m}$ とすればよい。それにより、空気は管状体 3 d の内部を十分通過する。また、管状体 3 d は可撓性を有していることが好ましく、それによりケーブルの柔軟性が失われることはない。また、管状体 3 d は樹脂であれば絶縁体であることから、信号線 3 a に電気的な影響を与えることはない。

【0050】

本実施形態によると、ケーブル 3 内に金属細線である信号線 3 a 以外に空洞を有する管状体 3 d を設けているため、ケーブル 3 内に空間が形成され、ケーブル 3 の柔軟性が高くなるという効果も奏する。また、管状体 3 d は一対または複数対設置され、各対の管状体 3 d 同士は、ケーブル 3 の断面形状における中心に対して、点対称となるように配置されていることが好ましい。それにより、ケーブル 3 内に形成された空間がバランスよく配置されるので、ケーブル 3 の柔軟性が曲げる方向によって偏るようなことはない。

【0051】

また、信号線 3 a 間に設置される管状体 3 d が、信号線 3 a に沿って設置されることとすればよい。それにより、信号線 3 a に沿って、空間が形成されるので、信号線 3 a 同士間のクロストークが低減されるという効果も奏する。また、信号線 3 a 同士間のクロストークが低減されることから、超音波探触子 2 および圧電振動子 2 1 の感度が向上する。また、ダイナミックレンジを広げることが可能となるので、超音波診断装置 S の性能が向上する。

【0052】

ここで、冷却部 1 1 について説明する。冷却部 1 1 は、例えば送風を行う冷却ファンで

10

20

30

40

50

あればよい。また、例えば冷却ファンの送風側に冷却フィンを備えることとしても良い。それにより超音波探触子 2 内部の放熱効率をさらに向上することができる。特に、超音波探触子 2 内部を循環した空気が、管状体 3 d を介して冷却部 1 1 に流入する構成とした場合は、超音波探触子 2 からの空気は、超音波探触子 2 内の熱を奪っており温度が高いため、冷却フィンによって温度が下がるようにすれば良い。それにより、超音波診断装置本体 1 内の温度上昇も防ぐことができる。冷却フィンは、熱伝導率の高い金属やセラミックなどで構成されれば良く、例えば冷却フィンは奪った熱を例えば超音波診断装置本体 1 の外部に逃がす構造とすればよい。また、冷却フィンに、例えばペルチェ素子などを接続して温度を下げるようにしても良い。

【0053】

冷却部 1 1 による送風の導入速度は 0.01 m / 秒 ~ 10 m / 秒とすることが好ましい。また、10 m / 秒を超えると、管状体 3 d に負荷が大きくなる上、管状体 3 d が細管であることから、騒音が発生する。また、冷却部 1 1 はクーラーであってもよい。つまり、外気温度よりも低い温度の冷却風を送風できることとしても良い。それにより、超音波探触子 2 内部の放熱効率をさらに向上させることができる。この場合に、冷却風と外気温度との差は 5 °C 以内とすることが好ましい。冷却風の温度がこれよりも下がると、結露が生じる可能性が高くなり、錆などの原因になるからである。

【0054】

以上、冷却部 1 1 について説明したが、他の実施形態に係る超音波診断装置として、冷却部 1 1 を備えないこととしても良い。管状体 3 d を備えていることで、冷却部 1 1 が無くても管状体 3 d を介して超音波探触子 2 内の熱が超音波診断装置本体 1 へと流入するので、超音波探触子 2 の放熱効率は向上する。

【0055】

次に、実施形態に係るケーブル 3 内における管状体 3 d の配置について図 4 を用いて説明する。図 4 は実施形態における管状体の配置を説明するためのケーブルの断面図であり、図 4 (A) は実施形態における第 1 態様に係るケーブルを示す断面図であり、図 4 (B) は実施形態における第 2 態様に係るケーブルを示す断面図であり、図 4 (C) は実施形態における第 3 態様に係るケーブルを示す断面図であり、図 4 (D) は実施形態における第 4 態様に係るケーブルを示す断面図であり、図 4 (E) は実施形態における第 5 態様に係るケーブルを示す断面図であり、図 4 (F) は実施形態における第 6 態様に係るケーブルを示す断面図である。

【0056】

まず、実施形態における第 1 態様に係るケーブル 3 について説明する。図 4 (A) に示すように、ケーブル 3 には銅線などからなる金属細線である多数の信号線 3 a と、1 本の管状体 3 d とがその内部に配置されている。管状体 3 d がケーブル 3 の中心付近に配置され、信号線 3 a がその周りに多数配置された状態で、これらは束ねられ、その周りを電磁シールド用の金属部材 3 b によって覆われ、さらにその外側が絶縁体 3 c で被覆されている。このような構成とすることで、ケーブル 3 を用いて冷却部 1 1 から超音波探触子 2 に冷却風を送風することができ、超音波探触子 2 の放熱効率が上がる。なお、この構成では、管状体 3 d が 1 本なので、超音波探触子 2 から冷却部 1 1 に空気を送ることはできない。したがって、プローブケース 2 7 およびシールドケース 2 6 に通気孔を設けることが好ましい。また、図 4 (A) において、管状体 3 d が配置されていなければ従来のケーブルの断面図を示す。

【0057】

次に、実施形態における第 2 態様に係るケーブル 3 について説明する。なお、第 2 態様に係るケーブル 3 は、図 4 (A) に示す第 1 態様に係るケーブル 3 と比べて管状体 3 d の配置が異なるが、他の構成は同一である。そこで、同一の箇所については説明を省略する。図 4 (B) に示すように、管状体 3 d は、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 の 2 本配置されている。これらは、信号線 3 a の中央から 1 層目に配置されている。このように、管状体 3 d の数を増やせば、その分、冷却風の送風量を増大させることができるので、

10

20

30

40

50

超音波探触子 2 の放熱効率をさらに高くすることができる。また、管状体 3 d - 1 および 3 d - 2 は一対であり、これらの配置はケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にある。このような配置とすることで、ケーブル 3 の柔軟性などに偏りが生じない。さらに、例えば、管状体 3 d - 1 を冷却部 1 1 から超音波探触子 2 への送風に用い、管状体 3 d - 2 を超音波探触子 2 から冷却部 1 1 への送風に用いることができる。

【 0 0 5 8 】

次に、実施形態における第 3 態様に係るケーブル 3 について説明する。なお、第 3 態様に係るケーブル 3 は、図 4 (B) に示す第 2 態様に係るケーブル 3 と比べて管状体 3 d の配置が異なるが、他の構成は同一である。そこで、同一の箇所については説明を省略する。図 4 (C) に示すように、管状体 3 d は、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 だけでなく、さらに管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 の 2 本が追加配置されている。これらは、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 と同様に、信号線 3 a の中央から 1 層目に配置されている。また、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 は一対であり、これらの配置もケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にある。このように、管状体 3 d の数を増やせば、その分、冷却風の送風量を増大させることができるので、超音波探触子 2 の放熱効率をさらに高くすることができる。また、管状体 3 d のうち各対の配置は、ケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にあるので、ケーブル 3 の柔軟性などに偏りが生じない。

10

【 0 0 5 9 】

次に、実施形態における第 4 態様に係るケーブル 3 について説明する。なお、第 4 態様に係るケーブル 3 は、図 4 (C) に示す第 3 態様に係るケーブル 3 と比べて管状体 3 d の配置が異なるが、他の構成は同一である。そこで、同一の箇所については説明を省略する。図 4 (D) に示すように、管状体 3 d - 1、管状体 3 d - 2、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 が、ケーブル 3 の中央から 2 層目に配置されている。また、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 の配置と、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 の配置とは、どちらもケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にある。管状体 3 d - 1、管状体 3 d - 2、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 を 2 層目に配置した場合であっても、1 層目に配置した場合と同様に、超音波探触子 2 の放熱効率をさらに高くすることができる。また、管状体 3 d のうち各対の配置は、ケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にあるので、ケーブル 3 の柔軟性などに偏りが生じない。

20

【 0 0 6 0 】

次に、実施形態における第 5 態様に係るケーブル 3 について説明する。なお、第 5 態様に係るケーブル 3 は、図 4 (D) に示す第 4 態様に係るケーブル 3 と比べて管状体 3 d の配置が異なるが、他の構成は同一である。そこで、同一の箇所については説明を省略する。図 4 (E) に示すように、管状体 3 d - 1、管状体 3 d - 2、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 が、ケーブル 3 の中央から 3 層目に配置されている。また、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 の配置と、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 の配置とは、どちらもケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にある。管状体 3 d - 1、管状体 3 d - 2、管状体 3 d - 3 および管状体 3 d - 4 を 3 層目に配置した場合であっても、1 または 2 層目に配置した場合と同様に、超音波探触子 2 の放熱効率をさらに高くすることができる。また、管状体 3 d のうち各対の配置は、ケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にあるので、ケーブル 3 の柔軟性などに偏りが生じない。

30

40

【 0 0 6 1 】

次に、実施形態における第 6 態様に係るケーブル 3 について説明する。なお、第 6 態様に係るケーブル 3 は、図 4 (B) に示す第 2 態様に係るケーブル 3 と比べて管状体 3 d の配置が異なるが、他の構成は同一である。そこで、同一の箇所については説明を省略する。図 4 (F) に示すように、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 が共に、ケーブル 3 の中心近傍に配置され、これらの配置もケーブル 3 の中心に対して点対称の関係にある。このように、管状体 3 d - 1 および管状体 3 d - 2 を、ケーブル 3 の中心近傍に配置した場合でも、1 層目に配置した場合と同様に、超音波探触子 2 の放熱効率をさらに高くすることができる。また、管状体 3 d - 1 および 3 d - 2 の配置はケーブル 3 の中心に対して点

50

対称の関係にあるので、ケーブル 3 の柔軟性などに偏りが生じない。

【 0 0 6 2 】

以上、ケーブル 3 における管状体 3 d の配置について説明したが、ケーブル 3 における管状体 3 d の配置は、上記説明した態様に限られるわけではない。管状体 3 d の数を増加させれば、さらに冷却風の送付量が増大するため、放熱効率は高まる。また、管状体 3 d の数を増加させれば、ケーブル 3 内に空間ができることから、ケーブルの柔軟性が向上するし、信号線 3 a 間のクロストークを低減させることにもなる。ケーブルの柔軟性が向上すると、操作性が上がる。しかし、管状体 3 d の数を増加させることで、ケーブルの製造コストも上がることも考慮する必要がある。そこで、管状体 3 d は 1 ~ 1 6 本程度が好ましい。また、ケーブル 3 の中心から、半径の 2 / 3 までの範囲内に管状体 3 d を配置することが好ましい。これよりも、外側に管状体 3 d が配置された場合は、ケーブル 3 の柔軟性があまり向上しないためである。

10

【 0 0 6 3 】

次に、本実施形態の動作について説明する。

【 0 0 6 4 】

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 1 6 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 7 の制御によって送信回路 1 2 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 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この送信信号は、超音波探触子 2 の圧電振動子 2 1 に供給される。送信信号は、例えば、所定の周期で繰り返される電圧パルスである。圧電振動子 2 1 は、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚み方向に伸縮し、この送信信号に応じて超音波振動し、整合層 2 3、音響レンズ 2 2 を介して超音波を放射する。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。

20

【 0 0 6 5 】

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、超音波の反射波となる。この反射波の超音波は、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は、音響レンズ 2 2、整合層 2 3 を介して圧電振動子 2 1 で受信され、機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として、取り出される。当該機械的な振動はダンパ 2 4 により共振が抑制される。

30

【 0 0 6 6 】

そして、画像処理部 1 4 は、制御部 1 7 の制御によって、受信回路 1 3 で受信した受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度などから被検体内の内部状態の画像を生成し、画像表示部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 4 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。

【 0 0 6 7 】

また、操作入力部 1 6 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 1 を稼働させる。具体的には、冷却部 1 1 は冷却風を送風する。冷却風は管状体 3 d を通って、超音波探触子 2 内部に到達する。例えば、冷却風はシールドケース 2 6 の壁面に沿って流れ、圧電振動子 2 3、ダンパ 2 4、基板部 2 5 などを冷却する。ケーブル 3 が、冷却部 1 1 へと空気を送るための管状体 3 d を備えていない場合には、冷却風はシールドケース 2 6 およびブローケース 2 7 に設けられた通気孔などから外部に排出され、冷却部 1 1 へと空気を送るための管状体 3 d を備えている場合は、その管状体 3 d を介して超音波探触子 2 から冷却部 1 1 へと空気が送られる。

40

【 0 0 6 8 】

このように、本実施形態の超音波診断装置 S では、冷却風により超音波探触子 2 の内部を冷却するので、超音波探触子 2 の放熱効率が高く、圧電振動子 2 1 が熱による影響を受けにくく、高感度の診断ができる。また、超音波探触子 2 が熱くなりすぎないので、超音波探触子 2 を被検体に当接させる場合も安全である。

50

(実施例)

本実施形態の超音波診断装置 S を用いて、その性能を評価した。評価結果は、表 1 に示している。

【 0 0 6 9 】

【表 1】

実験番号	圧電振動子数 (個)	信号線数 (本)	信号線の外径 (μm)	管状体の内径 (μm)	上昇温度 ($^{\circ}\text{C}$)	送風/帰還 (本)	冷却風速度 ($\text{m}/\text{秒}$)	冷却風温度 ($^{\circ}\text{C}$)	撮像解像 評価	プローブ操作 評価
1	25	28	60	—	2.6	—	—	—	劣	可
2	32	33	60	180	2.0	1/0	0	0	可	優
3	32	33	60	180	0.1	1/1	0.005	0	優	優
4	32	33	60	180	0.1	1/0	0.01	0	優	優
5	64	65	30	90	0.2	1/1	0.01	0	優	優
6	128	129	20	20	0.4	1/1	0.02	0	優	優
7	256	257	20	20	0.8	2/2	0.04	0	優	優
8	256	257	20	20	0.8	2/2	0.04	-2	優	優
9	512	513	5	5	1.6	2/2	0.08	0	優	優
10	512	513	5	5	1.6	2/2	0.08	0	優	優
11	4096	520	5	5	0.2	2/2	8	0	優	優
12	4096	520	5	5	0.2	2/2	8	-3	優	優
13	4096	520	5	5	0.2	2/2	10	-5	優	優
14	16384	520	5	5	0.2	2/2	10	-5	優	優
15	16384	520	5	5	0.2	2/2	10	-5	優	優
16	16384	520	5	5	0.2	2/2	10	-5	優	優
17	16900	520	5	5	0.2	2/2	10	-5	優	優
18	16900	520	5	—	8.2	—	—	—	劣	可

まず、超音波診断装置は、テレメッド社製のLogicScan 128 EXT-1Zのプロセッサを使用した。画像の評価は、表示パネル（画像表示部15）に表示される画像を目視で評価した。評価については、優れている場合を「優」、普通の場合を「可」、画質が劣る場合を「劣」と評価した。圧電振動子21は、市販のPZT粉末を常法により焼結して製造した。同軸ケーブル（ケーブル3）は、銅の金属極細線（信号線3a）をチャンネル数分束ねて構成した。同軸ケーブル中に組み込む空洞樹脂線（管状体3d）はPFA（テトラフルオロエチレンとパーフルオロアルキルビニルエーテルの共重合体）を用いて製造した。なお、金属極細線の被覆樹脂も同様にPFA被覆を使用した。

【0071】

プローブ（超音波探触子2）の圧電振動子21の数と、信号線3aの数と、信号線3aの外径と、管状体3dの内径（空洞部分の径）と、圧電振動子21の上昇温度と、送風用の管状体3dおよび帰還用の管状体3dの本数（送風／帰還）と、冷却風速度と、冷却風温度とをパラメータとして変化させ、その際の撮像解像およびプローブの操作性を評価した。なお、送風用の管状体3dとは冷却部11から超音波探触子2への送風に用いる管状体3dを示し、帰還用の管状体3dとは超音波探触子2から冷却部11への送風に用いる管状体3dを示す。また、冷却風温度は外気温度を基準とし、外気温度と冷却風の温度との差を示している。

【0072】

本実施例において、アース線の本数は1本以上圧電振動素子21の数以下とすることが可能であるが最小値としている。また、圧電振動素子21が4096個以上の場合には、信号線3aを増加させないために、圧電振動素子21からの信号をブロック処理またはカスケード処理することで信号線3aの本数を減少させて、信号線3aは520本までとした。また、信号線3aの太さが同一であるならば、信号線3aが増加するにつれて、ケーブルの太さは太くなる。そこで、適宜、信号線3aの太さを細くし、ケーブル3の太さが太くなりすぎないようにしている。

【0073】

実験番号1および18はケーブル3が管状体3dを有していない、従来の超音波診断装置によるものであり、本発明の超音波診断装置ではなく、比較用として実験をしている。また、実験番号2は冷却部11を備えていない超音波診断装置であり、表1においては送風／帰還を1／0と記載しているが、ケーブル3は1本の管状体3dを備えている。

【0074】

まず、実験番号1および18では、圧電振動子21の上昇温度が高すぎる。それにより、撮像解像度も低下しているのがわかる。また、実験番号2は圧電振動子21の温度上昇がある程度は抑制され、撮像解像度も問題がない。これにより、ケーブル3が管状体3dを有していることで、冷却部11を有していない場合であっても、放熱効率が向上していることがわかる。

【0075】

実験番号3～17については、ケーブル3に管状体3dが設けられていて、冷却部11により、冷却風が送風されている超音波診断装置Sであり、圧電振動子21の温度上昇はほとんど見られない。それにより、撮像解像度も優れている。また、実験番号2～17はケーブル3が管状体3dを有していることから、柔軟性が高く、プローブ操作性も優れている。特に、実験番号17では、圧電振動子21の本数を16900個としているが、上昇温度は0.2であり、管状体3dを有さないケーブル3を使用している場合（実験番号18）に比べて8.0も温度差が生じている。

【0076】

このように、ケーブル3に管状体3dが設けられていない従来の超音波診断装置に比べて、本発明の超音波診断装置は、圧電振動素子の温度上昇が抑制されて、良好な撮像解像を得ることができる。

【0077】

また、実験番号2～17は、管状体3dを有していることから、プローブ操作が優れて

10

20

30

40

50

いる。これは、管状体 3 d が設置されていることにより、ケーブル 3 内に空間ができ、ケーブル 3 の柔軟性が向上したことによると考えられる。

【 0 0 7 8 】

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つ十分に説明したが、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。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 7 9 】

【図 1】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 2】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 3】実施形態における超音波探触子の内部の構造を示す平面図である。

【図 4】実施形態における管状体の配置を説明するためのケーブルの断面図であり、図 4 (A) ~ 図 4 (F) は実施形態における第 1 ~ 第 6 態様に係るケーブルを示す断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 8 0 】

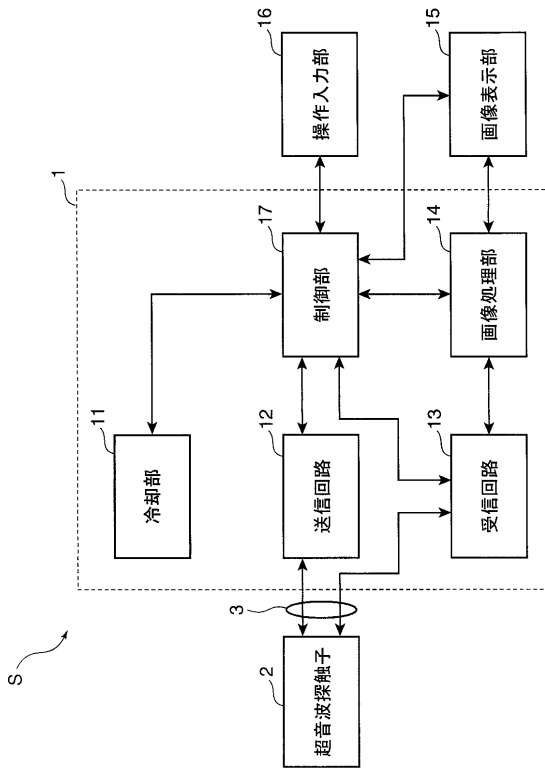
- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 3 ケーブル
- 3 a 信号線
- 3 b 金属部材
- 3 c 絶縁体
- 3 d 、 3 d - 1 、 3 d - 2 、 3 d - 3 、 3 d - 4 管状体
- 1 1 冷却部
- 1 2 送信回路
- 1 3 受信回路
- 1 4 画像処理部
- 1 5 画像表示部
- 1 6 操作入力部
- 1 7 制御部
- 2 1 圧電振動子
- 2 2 音響レンズ
- 2 3 整合層
- 2 4 ダンパ
- 2 5 基板部
- 2 5 a 受信アンテナ
- 2 5 b スイッチ回路
- 2 6 シールドケース
- 2 7 ブローブケース
- 2 8 中継基板

20

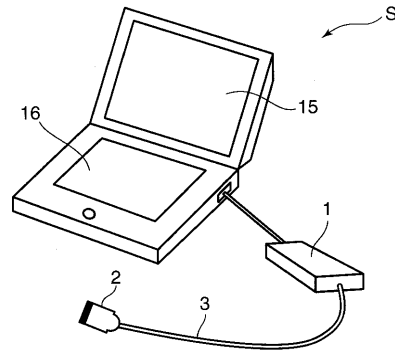
30

40

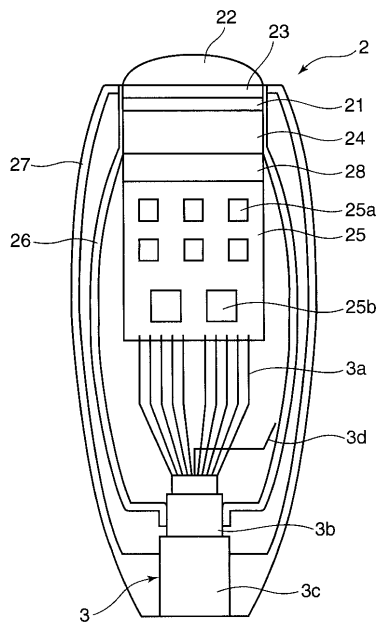
【図 1】



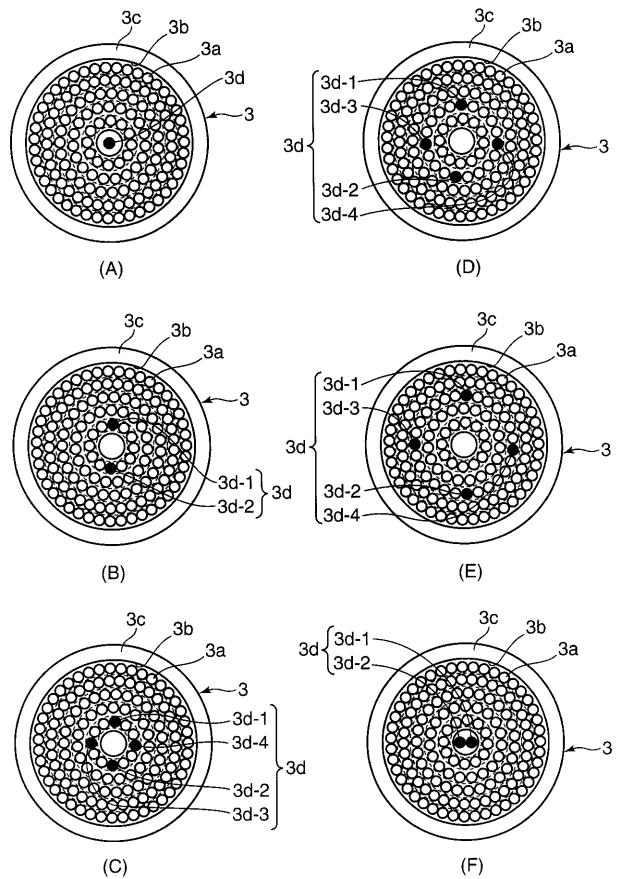
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009165509A	公开(公告)日	2009-07-30
申请号	JP2008003570	申请日	2008-01-10
[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 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE19 5D019/AA17 5D019/EE02 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤隆夫 樋口二郎 樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其具有超声波探头的高热辐射效率并抑制温度上升。 解决方案：超声诊断设备S包括具有用于发送和接收超声波的压电振动器的超声探头2，设备主体1，以及彼此电连接的设备主体1和超声探头2。并且电缆3.管状体安装在电缆3中，并且超声波探头2的内部和装置主体1的内部通过管状体连接。 点域1

