

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5305723号
(P5305723)

(45) 発行日 平成25年10月2日(2013.10.2)

(24) 登録日 平成25年7月5日(2013.7.5)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-118364 (P2008-118364)	(73) 特許権者	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20年4月30日(2008.4.30)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2009-261840 (P2009-261840A)	(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 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成21年11月12日(2009.11.12)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
審査請求日	平成23年4月21日(2011.4.21)	(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体との間で超音波を送受信する超音波送受信部と、
前記超音波送受信部に電氣的に接続されて信号処理を行う回路部と、
前記超音波の送信方向である前方に前記超音波送受信部を収納し、前記超音波送受信部の後方に前記回路部を収納するケースと、
前記超音波送受信部における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、前記超音波送受信部の熱を前記ケースの側面に向けて伝導して前記ケースの外部に放出させる第1放熱手段と、

前記第1放熱手段と離間して配置された、前記回路部の熱を後方向又は側方向に伝導して前記ケースの外部に放出させる第2放熱手段と、
を備えることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記超音波送受信部は、前後方向に電圧の印加を受けて超音波を発生する圧電素子と、前記圧電素子の前方に設けられ、前記圧電素子と前記被検体との間の音響インピーダンスを整合する音響整合層と、前記音響整合層の前方に設けられ、前記被検体に接触される接触材と、前記圧電素子の後方に配置され、前記圧電素子により発生された超音波を吸収するバッキング材とを含み、

前記音響整合層、前記接触材及び前記バッキング材のうちの少なくとも一つの部材は、前記第1放熱手段として、側方向に対する角度が前後方向に対する角度よりも小さくなる

10

20

ように配置された細線状の複数の繊維材を含有する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記繊維材は、これを含有する前記音響整合層、前記接触材及び前記バックキング材のうちの少なくとも一つの部材の材料よりも高い熱伝導率を有する材料により形成される、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記繊維材は、炭素繊維、炭化ケイ素繊維及びアルミナ繊維のうちのいずれかを含む、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記繊維材の平均径は、前記圧電素子により送信される超音波の波長の 10 分の 1 以下とされる、

ことを特徴とする請求項 2 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

被検体との間で超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部に電氣的に接続されて信号処理を行う回路部と、前記超音波の送信方向である前方に前記超音波送受信部を収納し、前記超音波送受信部の後方に前記回路部を収納するケースとを有する超音波プローブを含み、前記超音波プローブによる超音波の受信結果に基づいて前記被検体内の状態を画像化する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、前記超音波送受信部における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、前記超音波送受信部の熱を前記ケースの側面に向けて伝導して前記ケースの外部に放出させる第 1 放熱手段と、前記第 1 放熱手段と離間して配置された、前記回路部の熱を後方向又は側方向に伝導して前記ケースの外部に放出させる第 2 放熱手段とを備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波送受信部は、前後方向に電圧の印加を受けて超音波を発生する圧電素子と、前記圧電素子の前方に設けられ、前記圧電素子と前記被検体との間の音響インピーダンスを整合する音響整合層と、前記音響整合層の前方に設けられ、前記被検体に接触される接触材と、前記圧電素子の後方に配置され、前記圧電素子により発生された超音波を吸収するバックキング材とを含み、

前記音響整合層、前記接触材及び前記バックキング材のうちの少なくとも一つの部材は、前記第 1 放熱手段として、側方向に対する角度が前後方向に対する角度よりも小さくなるように配置された細線状の複数の繊維材を含有する、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記繊維材は、これを含有する前記音響整合層、前記接触材及び前記バックキング材のうちの少なくとも一つの部材の材料よりも高い熱伝導率を有する材料により形成される、
ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記繊維材は、炭素繊維、炭化ケイ素繊維及びアルミナ繊維のうちのいずれかを含む、
ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記繊維材の平均径は、前記圧電素子により送信される超音波の波長の 10 分の 1 以下とされる、

ことを特徴とする請求項 7 ~ 請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に対して超音波を送受信する超音波プローブ、及び、超音波プロー

10

20

30

40

50

ブによる受信結果に基づいて被検体内の状態を画像化する超音波診断装置に関する。特に、この発明は、二種類以上の熱源を有する超音波プローブ、及び、この超音波プローブを備えた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送信し、その体内からの反射波を受信して体内の状態を画像化する装置である。超音波の送受信は、超音波プローブによって行われる。

【0003】

超音波プローブは、たとえば特許文献1、2に示すように、圧電素子（超音波振動子）、バック材、音響整合層、音響レンズなどを含んで構成される。音響整合層や音響レンズは、圧電素子の前方（被検体に当接される側）に設けられる。音響レンズの前面は被検体に当接されている。バック材は、後方から圧電素子を支持する。

【0004】

圧電素子は、前後方向に電圧の印可を受けて前方及び後方に進行する超音波を発生する。前方に進行する超音波は、音響整合層及び音響レンズを介して被検体に入射する。音響整合層は、超音波エネルギーを効率よく伝播させるために、圧電素子と生体との間の音響インピーダンスを整合する。音響レンズは、超音波を集束（或いは拡散）させる。圧電素子は、この超音波の反射波を受信して電気信号を生成する。超音波診断装置は、この電気信号を解析して体内の状態を画像化する。

【0005】

他方、圧電素子から後方に進行する超音波は、その少なくとも一部がバック材によって減衰される。このとき、超音波エネルギーが熱エネルギーに変換される。また、圧電素子から前方に進行する超音波についても、その一部が音響整合層や音響レンズに減衰されて熱エネルギーに変換される。

【0006】

圧電素子の近傍には、特許文献1に示すように、電気信号処理を行う電気回路が配設される。この電気回路は、各圧電素子の電気容量の小ささを補助するために電気信号を増幅する。また、インピーダンス整合用の電気回路やスイッチ回路などが設けられる場合もある。これらの電気回路は、電力の消費に伴って熱エネルギーを発生する。

【0007】

ところで、超音波プローブは体表面に接触して使用されるため、体表面に触れる部分が高温になることを防止して被検体の安全を図る必要がある。

【0008】

一般に、画質（S/N比など）は超音波の送信パワー（送信音圧）に依存し、また、超音波プローブによる熱の発生量と送信パワーとは互いにトレードオフの関係にある。すなわち、超音波プローブによる熱の発生量を低く抑えるためには超音波の送信パワーを低く設定する必要があるが、そうすると画像のS/N比などが低下して画質が劣化してしまう。逆に、画質を向上させるために超音波の送信パワーを増大させると、超音波プローブによる熱の発生量が増大してしまう。

【0009】

特に、特許文献1に示すように二種類以上の熱源（超音波に起因する熱源や電力消費に起因する熱源など）を持つ超音波プローブを用いる場合には、発熱量の増大に伴って温度が高くなりやすいので配慮が必要である。

【0010】

特許文献1の発明は、圧電素子の部分と電気回路の部分との間の熱抵抗を大きくするとともに、電気回路からケーブル側への熱抵抗を小さくすることにより、圧電素子からの熱と電気回路からの熱とを分離し、これらを別々の経路で放熱させて放熱効率の向上を図っている。それにより、超音波プローブの表面温度の上昇を抑えつつ超音波の出力強度を確保している。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

また、特許文献 2 の発明は、炭素繊維等からなる充填材をバッキング材に混入することにより放熱効果の向上を図っている。特に、充填材は、その一部がバッキング材の厚さ方向に対して角度が 30 度以下になるように配列されている。

【 0 0 1 2 】

【特許文献 1】特開 2006 - 25892 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 33801 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 3 】

近年の超音波診断においては、たとえば THI (T i s s u e H a r m o n i c I m a g i n g) のようにエネルギーロスの多い検査手法が用いられるようになっている。したがって、安全性と画質の双方を満足するために、超音波プローブの放熱機能の更なる進化が期待されている。

【 0 0 1 4 】

この発明は、上記のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体に接触する部分の温度上昇を抑えつつ超音波の送信パワーの増大を図ることが可能な超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検体との間で超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部に電氣的に接続されて信号処理を行う回路部と、前記超音波の送信方向である前方に前記超音波送受信部を収納し、前記超音波送受信部の後方に前記回路部を収納するケースと、前記超音波送受信部における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、前記超音波送受信部の熱を前記ケースの側面に向けて伝導して前記ケースの外部に放出させる第 1 放熱手段と、前記第 1 放熱手段と離間して配置された、前記回路部の熱を後方向又は側方向に伝導して前記ケースの外部に放出させる第 2 放熱手段と、を備えることを特徴とする超音波プローブである。

【 0 0 1 6 】

また、請求項 6 に記載の発明は、被検体との間で超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部に電氣的に接続されて信号処理を行う回路部と、前記超音波の送信方向である前方に前記超音波送受信部を収納し、前記超音波送受信部の後方に前記回路部を収納するケースとを有する超音波プローブを含み、前記超音波プローブによる超音波の受信結果に基づいて前記被検体内の状態を画像化する超音波診断装置であって、前記超音波プローブは、前記超音波送受信部における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、前記超音波送受信部の熱を前記ケースの側面に向けて伝導して前記ケースの外部に放出させる第 1 放熱手段と、前記第 1 放熱手段と離間して配置された、前記回路部の熱を後方向又は側方向に伝導して前記ケースの外部に放出させる第 2 放熱手段とを備える、ことを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

この発明に係る超音波プローブは、超音波送受信部の熱を放熱する第 1 放熱手段と、回路部の熱を放熱する第 2 放熱手段とを備えている。第 1 放熱手段は、超音波送受信部における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、超音波送受信部の熱をケースの側面に向けて伝導してケースの外部に放出させる。第 2 放熱手段は、回路部の熱を後方向又は側方向、つまり超音波送受信部がある前方以外の方向に伝導して放熱する。

【 0 0 1 8 】

このような超音波プローブによれば、超音波送受信部の放熱と回路部の放熱とを別々の経路で行って放熱の効率化を図ることができる。更に、第 1 放熱手段により、超音波送受信部の熱を側方向に多く伝導させることができるので、被検体に接触する部分がある前方

10

20

30

40

50

に伝導される熱量を減少させることが可能である。このように、被検体に接触する部分への熱の伝導を抑制しつつ放熱効率の向上を図ることにより、被検体に接触する部分の温度上昇を抑えつつ超音波の送信パワーの増大を図ることが可能となる。

【0019】

この発明に係る超音波診断装置は、上記したこの発明に係る超音波プローブを備えている。したがって、この発明に係る超音波診断装置によれば、被検体に接触する部分の温度上昇を抑えつつ超音波の送信パワーの増大を図ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

この発明に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。この発明に係る超音波診断装置は、この発明に係る超音波プローブを含んで構成され、この超音波プローブによる超音波の受信結果に基づいて被検体内の状態を画像化する。

10

【0021】

なお、被検体は、人体であってもよいし、他の動物の体であってもよい。また、熱によって特性や特徴が変化する物質からなる物体であってもよい。

【0022】

以下の説明において、次のように方向を定義する。超音波プローブが超音波を送信する方向、つまり、被検体に接触される超音波プローブの部位（ヘッド）の方向を前方と呼び、これの逆方向を後方と呼ぶ。一般に、超音波プローブの後方側には、超音波診断装置の本体に向かって延びるケーブルが接続されている。また、前後方向に直交する方向を側方向と呼ぶ。

20

【0023】

[超音波診断装置]

この実施形態に係る超音波診断装置の構成例を図1に示す。超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、画像記憶部5、画像生成部6、表示制御部7、ユーザインターフェイス(UI)8、制御部9及び画像処理部10を備えている。また、心臓の超音波画像を取得する場合などには、超音波診断装置1に心電計が接続される。

【0024】

超音波プローブ2には、所定のパターンで配列された複数の圧電素子（超音波振動子）が設けられている。複数の圧電素子は、たとえば、所定方向（走査方向）に1列に配列されている（1次元アレイプローブ）。このような超音波プローブ2は、セクタスキャン、ラインスキャン、コンベックススキャンなど、各種の超音波スキャンを行うことができる。

30

【0025】

1次元アレイプローブとしての超音波プローブ2は、走査方向に直交する方向に複数の圧電素子を揺動させる機構を備えていてもよい。また、超音波プローブ2は、複数の圧電素子が2次元的に配列された2次元アレイプローブであってもよい。このような構成により、被検体内を3次元的に走査するボリュームスキャンを実行できる。なお、超音波プローブ2の構成の具体例については後述する。

40

【0026】

超音波プローブ2は、被検体の体表にあてがわれて使用され、被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

【0027】

送受信部3は、図示しない送信部と受信部とを備え、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ2が受信したエコー信号を受信する。

【0028】

送信部は、制御部9の制御の下、超音波プローブ2に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした超音波を送信させる。

50

【 0 0 2 9 】

送信部の構成を説明する。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各圧電素子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各圧電素子に供給する。

【 0 0 3 0 】

受信部は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことで、アナログの受信信号を整相されたデジタルの受信データに変換する。つまり、受信部は、対象とする反射体から各圧電素子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相（時間）を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ（1 走査線上の画像用信号）を生成する。

10

【 0 0 3 1 】

受信部の具体的な構成を説明する。受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各圧電素子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。この加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

20

【 0 0 3 2 】

信号処理部 4 は、Bモード処理部やCFM処理部などを備えている。送受信部 3 から出力されたデータは、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【 0 0 3 3 】

Bモード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。より具体的に説明すると、Bモード処理部は、送受信部 3 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 3 4 】

CFM (Color Flow Mapping) 処理部は、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。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報がある。これらの情報はたとえば2値化情報として得られる。より具体的には、CFM処理部は、位相検波回路、MTI (Moving Target Indication) フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器を備えている。CFM処理部は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理 (MTI フィルタ処理) を行い、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、CFM処理部は、組織信号を低減及び削減するための非線形処理を実行する場合もある。

30

【 0 0 3 5 】

信号処理部 4 にはドブラ処理部が設けられていてもよい。ドブラ処理部は、送受信部 3 から出力される受信信号を直交検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出す。更に、ドブラ処理部は、ドブラ偏移周波数成分に対してFFT処理を施して、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

40

【 0 0 3 6 】

信号処理部 4 は、信号処理後の超音波ラスタデータを画像記憶部 5 に出力する。画像記憶部 5 は、信号処理部 4 から超音波ラスタデータを受けて記憶する。

【 0 0 3 7 】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリュームスキャンが行なわれた場合、信号処理部 4 は、このボリュームスキャンにより得られるエコー信号に基づいてボリュームデータを生成する。この処理は、たとえば、複数の断面におけるBモード画像 (断層

50

像)を生成し、これら断層像のスタックデータを生成し、このスタックデータに補間処理等を施してボクセルを生成することにより行う。画像記憶部5は、信号処理部4からボリュームデータを受けて記憶する。

【0038】

画像生成部6は、画像記憶部5に記憶されている超音波ラスタデータに基づいて画像データを生成する。画像生成部6は、DSC(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)を備えている。DSCは、走査線信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。前述のBモード処理部にて信号処理が施された場合、画像生成部6は、Bモード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施して、被検体の組織形状を表すBモード画像データを生成する。

10

【0039】

また、ボリュームスキャンが行なわれている場合、画像生成部6は、画像記憶部5からボリュームデータを読み込み、このボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、被検体の組織形状を立体的に表す3次元画像データを生成する。また、画像生成部6は、ボリュームデータにMPR処理(Multi Planar Reconstruction)を施すことにより、任意断面における画像データ(MPR画像データ)を生成する。

【0040】

画像生成部6は、上記のようにして生成された超音波画像データを表示制御部7に出力する。また、画像生成部6は、これら超音波画像データを画像記憶部5に出力する。画像記憶部5は、これら超音波画像データを記憶する。

20

【0041】

前述のように、超音波診断装置1に心電計が接続されている場合、心電計は、被検体の心電波形(ECG(electrocardiogram)信号)を取得して制御部9に入力する。制御部9は、ECG信号を受け付け、各超音波ラスタデータに各超音波ラスタデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部5に記憶させる。たとえば、制御部9は、ECG信号からR波を検出し、R波が検出された心時相に取得された超音波ラスタデータに、R波を示す心時相を対応付けて画像記憶部5に記憶させる。

30

【0042】

表示制御部7は、画像生成部6から超音波画像データを受けて、心臓のBモード画像、MPR画像、3次元画像等の超音波画像をユーザインターフェイス(UI)8の表示部81に表示させる。たとえば、オペレータが操作部82を用いて任意の心時相を指定すると、画像生成部6は、指定された心時相に対応付けられた超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像を生成し、表示制御部7は、その心時相の超音波画像を表示部81に表示させる。

【0043】

制御部9は、超音波診断装置1の各部を制御する。画像処理部10は、画像記憶部5に記憶された画像データに対して各種の画像処理を施す。この画像処理としては、たとえば、ROI(Region of Interest)等の画像領域を抽出する処理、ROIのサイズを計測する処理などがある。

40

【0044】

〔超音波プローブ〕

超音波プローブ2の構成例を図2~図4に示す。図2は、超音波プローブ2の外観斜視図であり、その切欠部分には超音波プローブ2の内部構成の一部が示されている。

【0045】

図2及び図3に示すように、超音波プローブ2のケース2aには、超音波送受信部20と回路部30が収納されている。超音波送受信部20は、超音波の送信方向である前方に収納され、回路部30は超音波送受信部20の後方に収納される。超音波送受信部20の

50

前面はケース 2 a から露出している。超音波プローブ 2 は、超音波送受信部 2 0 の前面を被検体に接触させた状態で検査を行う（被検体の表面には、適宜、超音波ゼリー等の音響カップリング剤が塗布される）。

【 0 0 4 6 】

（超音波送受信部）

超音波送受信部 2 0 は、超音波を送信するとともに、この超音波の被検体内からの反射波を受信する。超音波送受信部 2 0 は、圧電素子 2 1、音響整合層 2 2、生体接触材 2 3 及びバッキング材 2 4 を含んで構成される。

【 0 0 4 7 】

これらの部材 2 1 ~ 2 4 は前後方向に積層されている（つまり前後方向は積層方向である）。また、回路部 3 0 は、超音波送受信部 2 0 の後方に配置されている。

【 0 0 4 8 】

圧電素子 2 1 は、前後方向に電圧の印可を受けて超音波を発生する。圧電素子 2 1 は、圧電セラミクス等の圧電材料と、この圧電材料の前面及び後面に形成された電極とを含んで構成される。電極は、たとえば、金、銀、ニッケル等の材料を、焼き付け処理、スパッタリング処理、メッキ処理等の手法によって圧電材料に付着させることで形成される。

【 0 0 4 9 】

音響整合層 2 2 は、たとえば絶縁接着剤によって圧電素子 2 1 の前面に接合されている。音響整合層 2 2 は、たとえばエポキシ樹脂を含む材料により形成される。圧電素子 2 1 と被検体との間の音響インピーダンスを整合する。音響整合層 2 2 は、一層構造であってもよいし、多層構造であってもよい。圧電素子 2 1 と音響整合層 2 2 は、たとえばダイシング加工によりアレイ状に分割されて複数のチャンネルを形成している。

【 0 0 5 0 】

生体接触材 2 3 は、たとえば絶縁接着剤によって音響整合層 2 2 の前面に接合されている。生体接触材 2 3 は、たとえばシリコン系の材料により形成される。生体接触材 2 3 の前面は被検体に接触される。超音波プローブ 2 が 1 次元アレイプローブである場合などには、生体接触材 2 3 はたとえば音響レンズにより構成される。また、たとえば 2 次元アレイプローブのように複数のチャンネルに対して電子的に遅延を掛けて超音波ビームを形成する場合、生体接触材 2 3 はレンズ状に形成されている必要はない（たとえば平面状の前面を有する）。

【 0 0 5 1 】

圧電素子 2 1 は、電圧の印可方向、すなわち前方及び後方に向けてそれぞれ超音波を発信する。前方に発信された超音波は、音響整合層 2 2 と生体接触材 2 3 を通過して被検体に入射する。

【 0 0 5 2 】

一方、圧電素子 2 1 から後方に発信された超音波は、バッキング材 2 4 によって減衰される。バッキング材 2 4 は、たとえば絶縁接着剤によって圧電素子 2 1 の後面に接合されている。

【 0 0 5 3 】

バッキング材 2 4 の構成例を図 4 に示す。バッキング材 2 4 は、超音波減衰材 2 4 a と伝熱材 2 4 b とを有する。超音波減衰材 2 4 a は、超音波を減衰させる作用を持つ材料を含んで構成される。超音波減衰材 2 4 a の材料としては、たとえばクロプレンゴム、ブチルゴム、ウレタンゴム、樹脂など、音響バッキング用の任意の材料を使用することができる。

【 0 0 5 4 】

伝熱材 2 4 b は、超音波減衰材 2 4 a に含有されている。伝熱材 2 4 b は、たとえば、細線状に形成された複数の繊維（繊維材；ファイバ）により構成され、各繊維材は前後方向に対して略直交する方向に沿うように配列される。

【 0 0 5 5 】

伝熱材 2 4 b は、超音波減衰材 2 4 a の材料よりも高い熱伝導率を持つ材料により形成

10

20

30

40

50

される。伝熱材 2 4 b の材料としては、たとえば、炭素繊維、炭化ケイ素繊維、アルミナ繊維などがある（前述の特許文献 2 を参照）。

【 0 0 5 6 】

伝熱材 2 4 b としては、圧電素子 2 1 が発信する超音波に影響を与えない程度の径を有する繊維材を用いることが望ましい。たとえば、圧電素子 2 1 から後方に進行する超音波の反射を低減させるために、超音波の波長の 1 0 分の 1 以下程度の平均径を有する繊維材を伝熱材 2 4 b として用いることができる。繊維材としては、たとえば、平均径 2 0 μm 以下、熱伝導率 8 0 W / m k 以上のものが用いられる。

【 0 0 5 7 】

なお、平均径とは、複数の繊維材の径の測定結果の平均値のみを意味するものではない。たとえば、或る径（たとえば 2 0 μm ）を目標として複数の繊維材を作成した場合、径の値にばらつきが出てしまうが、この径の目標値も「平均値」に相当するものとする。また、使用される繊維材のうちの所定数（たとえば 8 0 %）の径が閾値（たとえば 2 0 μm ）以下であるような場合も「平均値」に相当するものとする。

【 0 0 5 8 】

バックング材 2 4 は、たとえば、液体状の超音波減衰材 2 4 a の材料中に伝熱材 2 4 b を向きを揃えて投入し、その後に超音波減衰材 2 4 a の材料を固化させることにより作成できる。また、特許文献 2 と同様に、シートを積層する手法で作成することも可能である。なお、バックング材 2 4 を作成する際には、公知の添加剤を添加することもある。

【 0 0 5 9 】

繊維材からなる伝熱材 2 4 b の配置について補足する。伝熱材 2 4 b は、前後方向に対して直交する方向（側方向）に正確に沿っている必要はない。また、各伝熱材 2 4 b が全て同じ方向を向いている必要もない。たとえば上記のような手法でバックング材 2 4 を作成する場合において、伝熱材 2 4 b を所望の方向に向かせるように処理した結果として生じるズレは許容される。

【 0 0 6 0 】

伝熱材 2 4 b は、側方向に対する角度が前後方向に対する角度よりも小さくなるように配置されていけばよい。ここで、側方向に対する伝熱材 2 4 b の角度は、前後方向に直交する任意の方向と伝熱材 2 4 b とが成す角度である。更に言うと、当該角度は、前後方向に直交する平面に対する伝熱材 2 4 b の角度、つまり、側方向に対する伝熱材 2 4 b の最小の角度として定義できる。なお、伝熱材 2 4 b が屈曲形状である場合には、たとえば、伝熱材 2 4 b の両端を結ぶ直線の方法を伝熱材 2 4 b の向きとみなすことができる。また、伝熱材 2 4 b の向きとして、他の合理的な向きを定義することも可能である。

【 0 0 6 1 】

また、全ての伝熱材 2 4 b が当該方向を向いている必要もない。複数の伝熱材 2 4 b が、全体として、側方向に対する角度が前後方向に対する角度よりも小さくなっていけば十分である。つまり、複数の伝熱材 2 4 b が統計的に側方向寄りに配設されていけば十分である。更に言うと、大局的には、バックング材 2 4 の熱が前後方向よりも側方向に向かって多く伝導されるように伝熱材 2 4 b が配置されていけば十分である。

【 0 0 6 2 】

伝熱材 2 4 b は、繊維材に限定されるものではない。たとえば、粉末の高熱伝導材料を、あたかも線を引くように側方向に沿って並べることにより伝熱材 2 4 b を形成することが可能である。また、直方体状や球状の高熱伝導材料を側方向に沿って並べることにより伝熱材 2 4 b を形成することも可能である。

【 0 0 6 3 】

バックング材 2 4 と同様の構成を音響整合層 2 2 や生体接触材 2 3 に適用することが可能である。すなわち、たとえば繊維材からなる伝熱材を音響整合層 2 2 や生体接触材 2 3 に設けることができる。圧電素子 2 1 よりも前方に設けられる伝熱材 2 4 b は、特に、圧電素子 2 1 が発信する超音波に対して屈折や回折等の影響を与えない程度の径を有することが望ましい。これは、圧電素子 2 1 による受信結果のノイズを増加させないためである

10

20

30

40

50

。この実施形態においては、音響整合層 2 2、生体接触材 2 3 及びバッキング材 2 4 のうちの少なくとも一つの部材に伝熱材が設けられていればよい。

【 0 0 6 4 】

ここで、伝熱材 2 4 b による伝熱効果の実験例を示す。樹脂製の超音波減衰材 2 4 a の熱伝導率は 0.2 W/mk 程度である。炭素繊維からなる伝熱材 2 4 b の熱伝導率は $90 \sim 500 \text{ W/mk}$ 程度である。これらの材料を、音響インピーダンスが $2 \sim 6 \text{ Mrayl}$ 程度になるように混合する。この混合物の熱伝導率として、伝熱材 2 4 b の混合率に応じて、直交方向に $3 \sim 15$ 倍程度の異方性が認められた。たとえば図 4 に示す構成においては、伝熱方向の熱伝導率が前後方向の熱伝導率の $3 \sim 15$ 倍程度となる。換言すると、前後方向の熱抵抗が伝熱方向の熱抵抗の $3 \sim 15$ 倍程度となる。具体例として、前後方向の熱伝導率 1.8 W/mk 、伝熱方向の熱伝導率 12.5 W/mk となった。

10

【 0 0 6 5 】

超音波送受信部 2 0 の側面には伝熱板 2 5 が設けられている。伝熱板 2 5 は、その前部が超音波送受信部 2 0 の側面に接合され、後方に向かって延設されている。伝熱板 2 5 は、熱伝導率が高い材料（たとえば金属）により形成されている。それにより、伝熱板 2 5 は、超音波送受信部 2 0 の側面の熱を後方に向かって伝導するとともに、その表面から放熱する。放熱されたエネルギーは、ケース 2 a に伝わって外部に放出される。また、伝熱板 2 5 に対向するケース 2 a の位置に放熱用の孔部を形成してもよい。

【 0 0 6 6 】

ところで、前述のように、バッキング材 2 4 には、側方向に熱を伝導させる伝熱材 2 4 b が設けられている。伝熱板 2 5 は、伝熱材 2 4 b の長手方向に配設される。たとえば、図 4 に示す構成においては、伝熱板 2 5 は伝熱方向に配設される。このような構成を適用することにより、バッキング材 2 4 の熱は、伝熱材 2 4 b によって側方向に伝導され、バッキング材 2 4 の側面から伝熱板 2 5 に伝わり、伝熱板 2 5 によって放熱される。なお、音響整合層 2 2 や生体接触材 2 3 に伝熱材が設けられている場合においても、音響整合層 2 2 や生体接触材 2 3 の熱は同様の経路で放熱される。

20

【 0 0 6 7 】

(回路部)

回路部 3 0 は、超音波送受信部 2 0 の後方に配置され、超音波送受信部 2 0 に電氣的に接続されて所定の信号処理を行う。

30

【 0 0 6 8 】

図 3 に示すように、回路部 3 0 には増幅回路 3 1 やスイッチ回路 3 2 が設けられている。増幅回路 3 1 は、圧電素子 2 1 が超音波を受信したときに出力する受信信号信号を増幅する。スイッチ回路 3 2 は、圧電素子 2 1 による超音波の送信タイミングと受信タイミングとを切り換える。回路部 3 0 には、これらの他にも、インピーダンス整合用の電気回路などが実装されていてもよい。これらの回路は、一般に IC (Integrated Circuit) 化されている。

【 0 0 6 9 】

更に、回路部 3 0 には、増幅回路 3 1 やスイッチ回路 3 2 と超音波送受信部 2 0 とを電氣的に接続する回路基板 3 3 が設けられている。回路基板 3 3 は、たとえばフレキシブルプリント基板 (FPC)、セラミック基板、ガラスエポキシ基板などにより構成されている。フレキシブルプリント基板は、薄型で熱抵抗が高いため、回路部 3 0 の熱から超音波送受信部 2 0 への熱伝導の低減に有効である。ただし、電氣的に接続されている部位 (銅などの導体) を通じて熱が伝わることもある。特に、回路部 3 0 の発熱量が大きい場合には注意が必要である。

40

【 0 0 7 0 】

回路部 3 0 の側面には伝熱板 3 4 が接合されている。伝熱板 3 4 は、後方に向かって延設されている。伝熱板 3 4 の後端部は、金属部材 4 2 に接合されている。伝熱板 3 4 は、熱伝導率が高い材料からなる部材 (たとえば金属部材やヒートパイプ等) により形成されている。それにより、伝熱板 3 4 は、回路部 3 0 の熱を後方に向かって伝導する。更に、

50

回路部 30 で発生した熱は、超音波送受信部 20 で発生した熱と異なる経路で、すなわちケーブル 40 等を介して、超音波プローブ 2 の外部に放出される。

【0071】

伝熱板 34 は、伝熱板 25 と離間して配置される。伝熱板 34 と伝熱板 25 との間には、たとえば空気や発泡ポリウレタンのように、比較的断熱性の高い媒質が充填されている。それにより、伝熱板 34 の熱が伝熱板 25 に伝わることを防止している。特に、近年の超音波プローブにおいては回路部での発熱量が増大しているため、このような構成とすることにより、回路部からの熱が伝熱板を介して超音波送受信部に伝わることを防止できる。

【0072】

回路部 30 には、後方からケーブル 40 が接続されている。ケーブル 40 は、超音波診断装置 1 の本体（特に送受信部 3）と回路部 30 との間で電気信号を授受するためのものである。ケーブル 40 は多数の信号線 41 を有する。これら信号線 41 の少なくとも一部は、各チャンネルを個別に制御するためのものである。多数の信号線 41 は、束ねられた状態で電磁シールド用の金属部材 42 に覆われ、その外側が絶縁体 43 で被覆されている。

【0073】

回路部 30 の熱の一部は、信号線 41 を伝って後方に伝導される。金属部材 42 の側面には、伝熱板 34 の後端部が接合されている。伝熱板 34 の前方から後方に伝わってきた熱（回路部 30 で発生した熱等）は、金属部材 42 及びケーブル 40 等を介して超音波プローブ 2 の外部に放出される。

【0074】

前述のように、伝熱板 34 は、伝熱板 25 と離間して配置され、その間隙には比較的断熱性の高い媒質が充填されている。それにより、伝熱板 34 の熱が伝熱板 25 を介して超音波送受信部 20 に伝わることを防止している。更に、伝熱板 34 の熱がケース 2a を介して超音波送受信部 20 に伝わることを防止している。

【0075】

回路部 30 は、複数の回路基板を備えていてもよい（たとえば特許文献 1 を参照）。また、回路部 30 の熱を効果的に後方に伝導するための構成を設けることが可能である。たとえば、ヒートパイプ等の放熱部材を適用してもよいし、特開平 9 - 140706 号公報に記載のように回路部の熱を収集して後方に伝導する構成を適用してもよい。また、回路部 30 を積極的に冷却するための構成（水冷機構、空冷機構等）を適用してもよい。

【0076】

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波プローブ 2（及び超音波診断装置 1）の作用及び効果について説明する。

【0077】

超音波プローブ 2 は、被検体との間で超音波を送受信する超音波送受信部 20 と、超音波送受信部 20 の後方に配置され、超音波送受信部 20 に電氣的に接続されて信号処理を行う回路部 30 とを有する。超音波送受信部 20 の前面（生体接触材 23 の前面）は、被検体に当接される。

【0078】

更に、超音波プローブ 2 は、超音波送受信部 20 の熱を放熱するための第 1 放熱手段と、回路部 30 の熱を放熱するための第 2 放熱手段とを備えている。

【0079】

第 1 放熱手段は、バッキング材 24 に混入された伝熱材 24b を含む。伝熱材 24b は、比較的熱伝導率の高い材料により形成され、バッキング材 24 の熱を前後方向よりも側方向に向かって多く伝導するように作用する。つまり、伝熱材 24b は、バッキング材 24 における前後方向の熱抵抗を側方向の熱抵抗よりも大きくし、それにより、バッキング材 24 の熱を前後方向よりも側方向に多く伝導するように作用する。なお、前述のように

10

20

30

40

50

、音響整合層 2 2 や生体接触材 2 3 に同様の伝導材を混入させることも可能である。

【 0 0 8 0 】

また、第 1 放熱手段は、伝熱板 2 5 を含んでいてもよい。伝熱板 2 5 は、前述のように、超音波送受信部 2 0 の側面に接合されており、超音波送受信部 2 0 の熱を後方に伝導させて放熱するように作用する。

【 0 0 8 1 】

第 2 放熱手段は、伝熱板 3 4 やケーブル 4 0 を含んで構成される。第 2 放熱手段は、回路部 3 0 の熱を後方向に伝導して放熱するように作用する。

【 0 0 8 2 】

このような超音波プローブ 2 によれば、第 1 放熱手段により、超音波送受信部 2 0 の熱を側方向に効率的に伝導して放熱させることができるので、生体接触材 2 3 の前面（被検体に対する接触面）に向かう熱量が低減される。それにより、生体接触材 2 3 の前面の温度の上昇を抑止することができる。

10

【 0 0 8 3 】

更に、超音波プローブ 2 によれば、超音波送受信部 2 0 の熱を積極的に側方に伝導させて放熱できるとともに、回路部 3 0 の熱を放熱するための第 2 放熱手段を別途に備えているので、超音波送受信部 2 0 の熱と回路部 3 0 の熱とを個別の経路で放熱することができる。このようにして放熱の効率化を図ることにより、超音波の送信パワーを増大させて高画質の超音波画像を取得することが可能となる。

【 0 0 8 4 】

20

ところで、超音波送受信部 2 0 と回路部 3 0 とに温度差がある場合、温度が高い側から低い側に熱エネルギーが回路基板 3 3 を介して移動する。近年の超音波プローブにおいては、回路部による発熱量が増大し、この熱が超音波送受信部に移動して生体接触剤の前面の温度が上昇するおそれが高まっている。

【 0 0 8 5 】

この実施形態に係る超音波プローブ 2 によれば、回路部 3 0 から超音波送受信部 2 0 に移動した熱についても、効率的に側方向に伝導させて放熱されるので、生体接触材 2 3 の前面の温度上昇を抑えて安全性を担保しつつ、超音波の送信パワーを増大させて超音波画像の高画質化を図ることが可能である。

【 0 0 8 6 】

30

逆に、超音波送受信部 2 0 から回路部 3 0 に熱が移動するような状況であっても、超音波プローブ 2 によれば、この熱を第 2 放熱手段によって効率的に放熱することが可能である。

【 0 0 8 7 】

以上に詳述した構成は、この発明を実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 8 】

【 図 1 】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

40

【 図 2 】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態における超音波プローブの構成の一例を表す概略斜視図である。

【 図 3 】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態における超音波プローブの構成の一例を表す概略断面図である。

【 図 4 】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態における超音波プローブのバッキング材の構成の一例を表す概略斜視図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 9 】

1 超音波診断装置

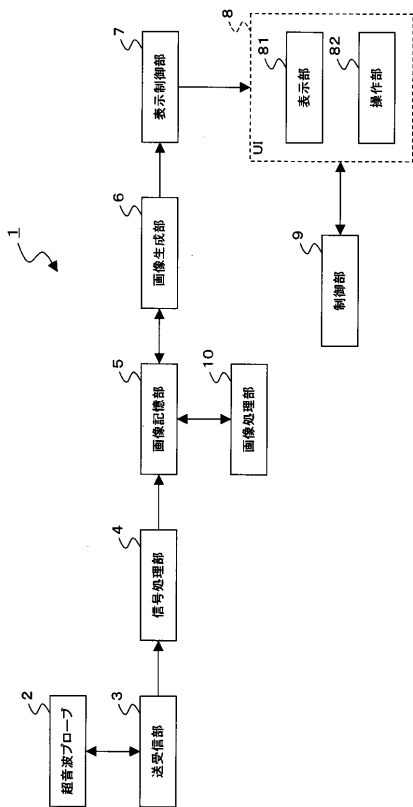
50

- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像記憶部
- 6 画像生成部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザーインターフェイス
- 9 制御部
- 10 画像処理部
- 20 超音波送受信部
- 21 圧電素子
- 22 音響整合層
- 23 生体接触材
- 24 バッキング材
- 24 a 超音波減衰材
- 24 b 伝熱材
- 25、34 伝熱板
- 30 回路部
- 31 増幅回路
- 32 スイッチ回路
- 33 回路基板
- 40 ケーブル

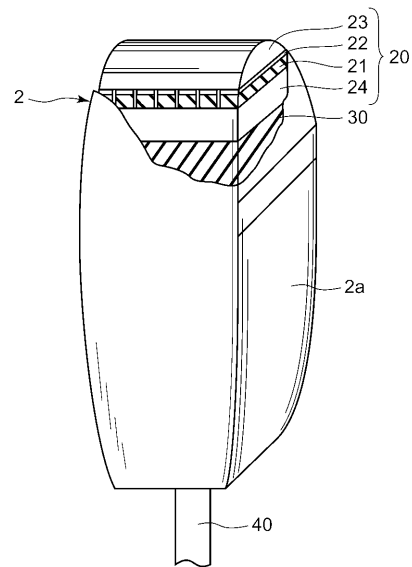
10

20

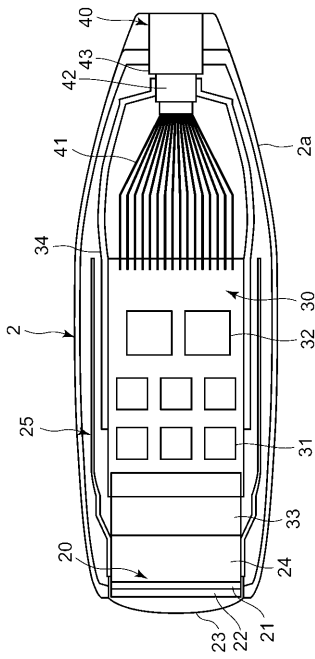
【図1】



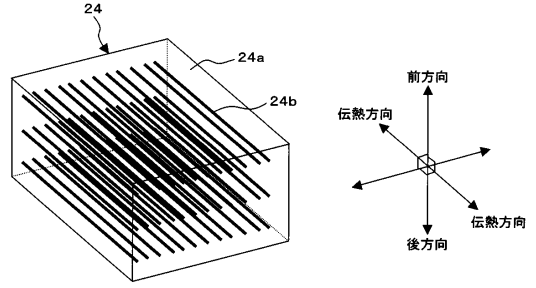
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (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内
- (72)発明者 牧田 裕久
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内
- (72)発明者 青木 稔
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内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2006-025892(JP,A)
特開2005-347804(JP,A)
特開2006-033801(JP,A)
特開2001-156227(JP,A)
特開2001-074710(JP,A)
特開2006-102135(JP,A)
特開2006-204552(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5305723B2	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2008118364	申请日	2008-04-30
[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	小川隆士 牧田裕久 青木稔		
发明人	小川 隆士 牧田 裕久 青木 稔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/002		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE19 4C601/GA01 4C601/GB03 4C601/GB18 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GB31 4C601/GB33		
其他公开文献	JP2009261840A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头，其允许增加超声波的发射功率，同时抑制与对象接触的部分中的温度升高。
 ŽSOLUTION：超声波探头2包括用于在超声波传送和接收部分20中释放热量的传热构件24b，以及用于在回路30中释放热量的传热板34和电缆40。传热构件24b是由具有高导热率的材料制成，并且在横向方向上在弯曲构件24中传热比在前后方向上更大。该热量通过传热板25从补偿构件24的侧面释放。这可以抑制生物体接触构件23的前面的温度升高。传热板34和电缆40传递热量电路30在后部方向和横向方向上的释放。因此，超声波传送和接收部分20中的热量和电路30中的热量在不同的路径中被有效地释放，从而增加了超声波的传输功率。Ž

