

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-503283
(P2015-503283A)

(43) 公表日 平成27年1月29日(2015.1.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 330J	2G047
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601
GO1N 29/24 (2006.01)	GO1N 29/24 502	5D019
	HO4R 17/00 332A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2014-543543 (P2014-543543)
 (86) (22) 出願日 平成24年11月20日 (2012.11.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年5月26日 (2014.5.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2012/066100
 (87) 国際公開番号 WO2013/081915
 (87) 国際公開日 平成25年6月6日 (2013.6.6)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-258659 (P2011-258659)
 (32) 優先日 平成23年11月28日 (2011.11.28)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

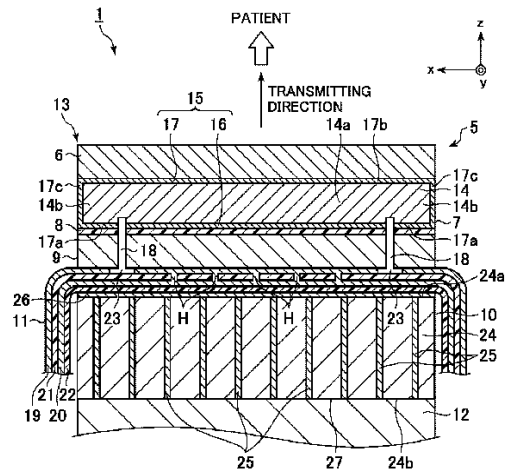
(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バックリング部材、超音波プローブおよび超音波画像表示装置

(57) 【要約】

超音波パイプレータから生じた熱を超音波プローブの表面とは逆の側に放出できる超音波プローブを提供する。超音波プローブ1に設けられたバックリング部材27が、超音波を被検体に送信する超音波パイプレータ7に対し、被検体への超音波送信方向とは逆の側に取り付けられ、該バックリング部材27は、プレート様バックリング材24と、バックリング材24の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で作製された熱導体25と熱伝導プレート26を含み、該熱導体25はバックリング材24に埋められ、バックリング材24の両方のプレート表面に届くように柱形状を有して形成され、該熱伝導プレート26は、バックリング材24のプレート表面24aと24bのうち、超音波パイプレータ7近くの少なくとも一方の表面に設けられている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブ(1)において、被検体に超音波を送信する超音波パイプレータ(7)に対し、前記被検体への前記超音波の送信方向とは逆の側に設けられたバッキング部材(27)であって、

プレート様バッキング材(24)と、前記バッキング材(24)の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で作製された熱導体(25)と熱伝導プレート(26)を含み、

前記熱導体(25)は前記バッキング材(24)に埋められ、前記バッキング材(24)の両方のプレート表面(24a、24b)に届くように柱形状を有して形成され、

前記熱伝導プレート(26)は前記バッキング材(24)の前記プレート表面(24a、24b)のうち、前記超音波パイプレータ(7)近くの少なくとも一方の表面に設けられている、バッキング部材(27)。

10

【請求項 2】

前記熱導体(25)が分散して前記バッキング材(24)に埋められている、請求項1に記載のバッキング部材(27)。

【請求項 3】

前記熱伝導プレート(26)の厚みが、前記超音波パイプレータ(7)から送信される超音波の中心周波数の波長の10%以下である、請求項1または2に記載のバッキング部材(27)。

【請求項 4】

請求項1から3のいずれか一項に記載のバッキング部材(27)を含むバッキング層を備える、超音波プローブ(1)。

20

【請求項 5】

前記超音波パイプレータ(7)近くの表面とは逆の前記バッキング層の表面と接触している金属体をさらに備える、請求項4に記載の超音波プローブ(1)。

【請求項 6】

前記バッキング材(24)の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で作製された熱伝導プレートが、前記バッキング材(24)の前記プレート表面(24a、24b)の他方の表面に設けられている、請求項4に記載の超音波プローブ(1)。

【請求項 7】

前記超音波パイプレータ(7)と前記バッキング層の間に設けられ、前記超音波パイプレータ(7)から送信された超音波を反射する反射層を備える、請求項4から6のいずれか一項に記載の超音波プローブ(1)。

30

【請求項 8】

前記反射層が、前記超音波パイプレータ(7)よりも高い音響インピーダンスを有し、前記超音波パイプレータ(7)から送信された超音波を反射する固定端部として機能する、請求項7に記載の超音波プローブ(1)。

【請求項 9】

前記熱導体(25)と前記熱伝導プレート(26)が、金属または炭素で作製されている、請求項4から8のいずれか一項に記載の超音波プローブ(1)。

40

【請求項 10】

請求項4から9のいずれか一項に記載の超音波プローブ(1)を備える、超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブの表面温度の上昇を抑制できるバッキング部材、超音波プローブおよび超音波画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

50

超音波画像表示装置は、被検体に対し超音波スキャンを行って得られたエコー信号に基づいて超音波画像を表示する。上述の超音波画像表示装置においては、超音波スキャンは、プローブケーブルにより装置の本体に接続された超音波プローブを使用して行われる。

【0003】

超音波プローブは、超音波パイプレータ、音響整合層およびバッキング部材を含む。より具体的には、音響整合層は超音波パイプレータに対し被検体の近くに設けられるのに対し、バッキング部材は被検体とは逆側に設けられる（例えば特許文献1を参照）。被検体に接触する音響レンズは、音響整合層に対し被検体の近くに設けられる。超音波パイプレータはPZT（ジルコン酸チタン酸鉛）などの圧電変換器で作製され、超音波パイプレータに電圧が印加されて超音波が照射される。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-61112号公報

【発明の概要】

【0005】

超音波の受送信中、超音波パイプレータ上に熱が生じる。バッキング部材の熱伝導率は音響整合層の熱伝導率よりも低いので、超音波パイプレータ上で生じた熱は、バッキング部材ではなく音響整合層に、すなわち被検体に伝わる。したがって、超音波プローブを連続使用すると、音響レンズ表面の温度が上昇する。そこで、超音波の受送信中の音響レンズ表面の温度上昇を回避するために、超音波パイプレータからの超音波の出力が制限される。これらから、超音波パイプレータ上で生じた熱を超音波プローブ表面とは逆側に放出できる超音波プローブが求められている。

20

【0006】

前述の問題を解決する本発明は、超音波プローブにおいて、超音波を被検体に送信する超音波パイプレータに対し被検体への超音波送信方向とは逆側に設けられた、バッキング部材であり、前記バッキング部材は、プレート様バッキング材と、前記バッキング材の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で作製された熱導体および熱伝導プレートを含み、前記熱導体は、前記バッキング材に埋められ、前記バッキング材の両方のプレート表面に届くように柱形状を有して形成され、前記熱伝導プレートは、前記バッキング材のプレート表面のうち超音波パイプレータ近くの少なくとも一方の表面に設けられ、前記バッキング部材を有するバッキング層を含む超音波プローブ、および前記超音波プローブを含む超音波画像表示装置である。

30

【0007】

別の態様によると、前記熱導体は、上述の発明の前記バッキング材に分散して埋められている。

【発明の効果】

【0008】

本発明の態様によると、超音波パイプレータに対して被検体への超音波送信方向の逆側に設けられたバッキング部材は、バッキング材、熱導体および熱伝導プレートを含む。熱伝導プレートは、バッキング材のプレート表面のうち少なくとも超音波パイプレータ近くのプレート表面に設けられ、熱導体は、バッキング材の両方のプレート表面に届くように柱形状を有して形成されている。したがって、超音波パイプレータから生じた熱は、熱伝導プレートと熱導体を通じて超音波プローブの表面とは逆の側に放出され得る。したがって、超音波プローブの表面温度の上昇を回避できる。

40

【0009】

本発明の別の態様によると、熱導体はバッキング材に分散して埋められ、これによりバッキング層の音響吸収材としての効果の低下が回避できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

50

【図 1】一実施形態による超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【図 2】前記実施形態による超音波プローブの外観を示す斜視図である。

【図 3】図 2 に示される超音波プローブの機能素子ユニットだけの外観を示す斜視図である。

【図 4】図 2 に示される超音波プローブの機能素子ユニットの切断線 x - z における断面図である。

【図 5】熱導体が埋め込まれたバックグ部材の一部を示す平面図である。

【図 6】超音波の照射を表す図である。

【図 7】第 1 の実施形態の変形による超音波プローブの機能素子ユニットの切断線 x - z における断面図である。

10

【図 8】第 2 の実施形態による超音波プローブの機能素子ユニットだけの外観を示す斜視図である。

【図 9】図 8 に示される超音波プローブの機能素子ユニットの切断線 x - z における断面図である。

【図 10】第 2 の実施形態の変形による超音波プローブの機能素子ユニットの切断線 x - z における断面図である。

【図 11】湾曲バックグ部材の一部を示す端面図である。

【図 12】熱導体が埋め込まれた別のバックグ部材の一部を示す平面図である。

【図 13】熱導体が埋め込まれた別のバックグ部材の一部を示す平面図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0011】

本発明の実施形態を以下に記載する。図 1 に示される超音波診断装置は、患者（本発明では被検体）に超音波を送信し患者からの超音波を受信して患者の超音波画像を表示し、本発明による超音波画像表示装置の一例である。超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、超音波プローブ 1 が接続される装置本体 101 を含む。

【0012】

装置本体 101 は、送信 / 受信ユニット 102、エコーデータ処理ユニット 103、表示制御ユニット 104、表示ユニット 105、操作ユニット 106 および制御ユニット 107 を含む。

【0013】

30

送信 / 受信ユニット 102 は、所定の走査条件下で超音波プローブ 1 から超音波を送信するための電気信号を、制御ユニット 107 からの制御信号に基づき超音波プローブ 1 に供給する。送信 / 受信ユニット 102 は、超音波プローブ 1 により受信されたエコー信号に対する A / D 変換または整相 / 加算処理などの信号処理も行う。

【0014】

エコーデータ処理ユニット 103 は、送信 / 受信ユニット 102 から出力されたエコーデータに対する超音波画像を生成する処理を行う。例えば、エコーデータ処理ユニット 103 は、対数圧縮処理または包絡復調処理などの B モード処理を行って、B モードデータを生成する。

【0015】

40

表示制御ユニット 104 は、スキャン・コンバータを用いてエコーデータ処理ユニット 103 から入力されたデータに対し走査変換を行って、超音波画像データを生成し、その超音波画像データに基づき表示ユニット 105 に超音波画像を表示させる。表示制御ユニット 104 は、B モードデータに基づき B モード画像データを生成し、B モード画像を例えば表示ユニット 105 に表示する。

【0016】

表示ユニット 105 は、例えば LCD（液晶ディスプレイ）または CRT（陰極線管）で作製される。操作ユニット 106 は、オペレータが指令または情報を入力するのに使用するスイッチ、キーボードおよびポインティング・デバイス（図示せず）を含む。

【0017】

50

制御ユニット107は、特に図示しないがCPU（中央処理装置）を含むように構成される。制御ユニット107は、図示しない記憶ユニットに記憶された制御プログラムを読み取り、超音波診断装置100内の各ユニットの機能を実行する。

【0018】

超音波プローブ1を図2から図6を参照しながら説明する。超音波プローブ1は、患者に対し超音波スキャンを行う。超音波プローブ1は、超音波エコー信号の受信もする。

【0019】

超音波プローブ1は、前端部に音響レンズユニット2を有する。超音波プローブ1は、プローブハウジング3と、超音波プローブ1を装置本体101に接続する接続ケーブル4を含む。図2ではセクタ型プローブが示されていることに注意されたい。

10

【0020】

機能素子ユニット5がプローブハウジング3内に設けられている。機能素子ユニット5を、図3から図5を参照しながら詳述する。機能素子ユニット5は、音響整合層6、超音波パイプレータ7、接着層8、反射層9、バッキング層10、可撓性基体11および支持体12を含む。音響整合層6、超音波パイプレータ7および反射層9は、それぞれx軸方向に長い矩形立体形状を有し、超音波の照射方向に沿ってz軸方向に積層されて積層体13を形成している。複数の積層体13がy軸方向に整列されている。

【0021】

音響整合層6は、超音波パイプレータ7の超音波照射側の表面に接着されている（接着層は図示されていない）。音響整合層6は、超音波パイプレータ7と音響レンズユニット2の中間の音響インピーダンスを有する。音響整合層6は、送信超音波の中心周波数の約4分の1の厚みを有し、異なる音響インピーダンスを有する境界表面での反射を阻害する。音響整合層6はこの実施形態では1つだけであるが、2つ以上の音響整合層6を形成してよい。

20

【0022】

超音波パイプレータ7は、圧電部材14と、圧電部材14の表面に形成された導電層15を含む。圧電部材14はPZTなどである。導電層15は、スパッタリングにより圧電部材14の表面に形成される。

【0023】

導電層15は信号電極16と外側電極17を有する。信号電極16は、圧電部材14の後に説明する孔18と18の間の部分14aの表面に形成されている。外側電極17は、圧電部材14の端部分14bと14bで孔18と18を渡って信号電極16と同じ表面上に形成されている第1部分17aと17aと、圧電部材14の第1部分17aと17aが形成されている表面とは逆の表面に形成されている第2部分17bと、第1部分17aと17aと第2部分17bの間の、矩形立体形状を有する超音波パイプレータ7の側面に形成されている第3部分17cと17cを含む。信号電極16は、外側電極17の第1部分17aと17aの間に挟まれるように形成されており、電極16も電極17も孔18と18により電氣的に隔離されている。

30

【0024】

超音波パイプレータ7と接着層8の全体的厚みは、超音波パイプレータ7の振動により生成される超音波の中心周波数の約4分の1である。具体的には、超音波パイプレータ7の厚みは、約数百マイクロメートルである。

40

【0025】

反射層9は、超音波パイプレータ7の患者への超音波照射方向とは反対（音響整合層6の逆側）の表面にエポキシレジン接着剤で作製された接着層8で接着されている。反射層9は、信号電極16および第1部分17aと17aに接着されている。

【0026】

超音波パイプレータ7近くの反射層9の表面は、鏡面研磨される。超音波パイプレータ7の信号電極16および第1部分17aと17aの表面も鏡面研磨される。この処理により、超音波パイプレータ7近くの反射層9の表面ならびに超音波パイプレータ7の信号電

50

極 16 および第 1 部分 17 a と 17 a の表面には僅か数マイクロメートルの凹凸しかない。したがって、接着層 8 は、数マイクロメートルの厚みを有するように設定でき、これによって接着層 8 は均等な厚みを有しなるべく薄く形成することができる。

【0027】

上述したように、接着層 8 の厚みは、信号電極 16 の表面の凹凸、第 1 部分 17 a と 17 a の表面の凹凸、および反射層 9 の表面の凹凸とほぼ同じである。したがって、接着層 8 はエポキシレジン接着剤を含む絶縁部材であるが、信号電極 16、第 1 部分 17 a と 17 a および反射層 9 とはそれらの表面の凹凸で局部的に接触し、したがって導電が成立する。

【0028】

反射層 9 は、超音波パイプリータ 7 の振動により反射層 9 に向けて生じる超音波を患者方向に反射させる固定端部として機能する。反射層 9 で反射される超音波は患者への超音波入射出力を増大させる。反射層 9 は、本発明の一実施形態による反射層の一例である。反射層 9 は、超音波パイプリータ 7 から生じた超音波を反射するために、圧電部材 14 よりも大きい音響インピーダンスを有する材料で作製される。例えば、反射層 9 はタングステンで作製される。

【0029】

反射層 9 を形成するタングステンは導電性を有するので、反射層 9 は、後述する可撓性基体 11 の第 1 の銅箔層 19 と第 2 の銅箔層 20 と、超音波パイプリータ 7 の信号電極 16 と外側電極 17 を電氣的に接続する機能を有する。したがって、第 1 の銅箔層 19 と第 2 の銅箔層 20 から供給される電圧は、反射層 9 を通して超音波パイプリータ 7 に印加される。

【0030】

孔 18 と 18 は、反射層 9、接着層 8 および超音波パイプリータ 7 の長手方向の両端部に形成されている。孔 18 と 18 は、超音波パイプリータ 7 と反射層 9 を接着層 8 で接着した後、反射層 9 からダイヤモンド砥石を使用しての切断処理により形成される。

【0031】

可撓性基体 11 は、反射層 9 の超音波パイプリータ 7 が接着されている表面と逆の表面とパッキング層 10 の間に接着されている（接着層は図示されていない）。可撓性基体 11 はパッキング層 10 の側面に沿って幅方向に伸長し、接続ケーブル 4 に接続する（接続構造は図示されていない）。

【0032】

可撓性基体 11 の構造を説明する。可撓性基体 11 は、4 つの層、すなわち第 1 の銅箔層 19、第 2 の銅箔層 20、第 1 のポリイミド膜層 21 および第 2 のポリイミド膜層 22 を含む。第 1 の銅箔層 19 と第 2 の銅箔層 20 は第 1 のポリイミド膜層 21 により互いに電氣的に隔離されている。第 1 の銅箔層 19 は、孔 18 と 18 から反射層 9 の両端部に位置するように反射層 9 に接着されて形成されている。第 2 の銅箔層 20 は、第 1 のポリイミド膜層 21 と第 2 のポリイミド膜層 22 の間に積層され、孔 18 と 18 の間の反射層 9 の中央部分で貫通孔 H を介して第 1 の銅箔層 19 と同じ表面に存在している。同一表面に存在する第 1 の銅箔層 19 と第 2 の銅箔層 20 は、分離チャンネル 23 により互いに絶縁されている。分離チャンネル 23 は、反射層 9 が可撓性基体 11 に接着された状態で、孔 18 と 18 に位置するように形成されている。この構造により、第 1 の銅箔層 19 は、孔 18 と 18 から導電性を有する反射層 9 の端部に電氣的に接続され、第 2 の銅箔層 20 は、孔 18 と 18 の間で反射層 9 の中央部分に電氣的に接続される。したがって、第 1 の銅箔層 19 は、超音波パイプリータ 7 上の外側電極 17 の第 1 部分 17 a と 17 a に反射層 9 を通じて電氣的に接続され、第 2 の銅箔層 20 は、超音波パイプリータ 7 の信号電極 16 に反射層 9 を通じて電氣的に接続される。

【0033】

外側電極 17 に接続する第 1 の銅箔層 19 は、可撓性基体 11 の前表面全体に形成されているので、y 軸方向に整列された全ての超音波パイプリータ 7 の外側電極 17 の導電が

10

20

30

40

50

成立する。一方、第2の銅箔層20は、図示しない銅箔分割チャネルによりy軸方向に複数部に分割され、可撓性基体11に形成される図示しない複数の銅箔パターンを含む。銅箔パターンは、y軸方向に整列された複数の積層体13の各々に形成される。

【0034】

バッキング層10は、可撓性基体11の反射層9とは逆の表面に接着されるか、またはバッキング層10は、可撓性基体11の裏表面に直接形成されて、可撓性基体11を支持する。バッキング層10は、本発明の一実施形態によるバッキング層の一例である。

【0035】

バッキング層10は、バッキング材24、熱導体25および熱伝導プレート26で作製されたバッキング部材27を含む。バッキング部材27は、本発明の一実施形態によるバッキング部材の一例である。

10

【0036】

バッキング材24は、例えば金属粉を分散および凝固させて形成されたエポキシレジンで作製される。熱導体25および熱伝導プレート26は、バッキング材24の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で作製され、例えば金属製である。この構造により、バッキング層10の耐熱性は従来事例よりも低い。

【0037】

唯一必要なのは、熱導体25および熱伝導プレート26をバッキング材24の熱伝導率の数百倍あるいは数千倍の熱伝導率を有する材料で作製することであり、必ずしも金属に限られない。例えば、熱導体25と熱伝導プレート26を炭素で作製してもよい。

20

【0038】

バッキング材24は、プレート様の形状に形成される。熱導体25は、バッキング材24に埋められる。熱導体25は、バッキング材24の両方の表面に届くように柱形状を有して形成される。熱導体25は、図5に示されるように、二次元的に分散するように形成される。この実施形態では、熱導体25はx方向とy方向に所定間隔で整列されている。

【0039】

熱導体25は、平面視で矩形を有するように形成され、長手方向がy軸方向に向いている。熱導体25は、例えばバッキング材24に形成された穴に挿入されることでバッキング材24に埋められている。熱導体25をバッキング材24に取り付ける方法は、これに限定されない。

30

【0040】

熱伝導プレート26は、バッキング材24のプレート表面24aに接着されている。プレート表面24aは、本発明の一実施形態によるバッキング材の一表面の一例である。熱伝導プレート26の厚みは、好ましくは、超音波パイプレータ7から送信される超音波の中心周波数の波長の10%以下である。その理由を以下に述べる。超音波パイプレータ7から反射層9に向けて（患者とは逆側に向けて）照射される超音波のほとんどは反射層9で患者に向けて反射される。しかし、低周波の超音波は反射層9を透過してバッキング材24に達し、バッキング材24に吸収される。

【0041】

熱伝導プレート26が厚すぎると、反射層9を通過する超音波はバッキング材24に吸収される前に熱伝導プレート26で反射され得る。このため、熱伝導プレート26は、熱伝導プレート26での超音波の反射を回避できる上述の厚みを有するように形成される。

40

【0042】

バッキング層10は、接着剤で支持体12に接着されている（接着剤は図示されていない）。支持体12は金属製であり、例えばプローブハウジング3の一部を形成している。支持体12は、本発明の一実施形態による金属体の一例である。

【0043】

この実施形態における超音波プローブ1の機能素子ユニット5の操作を説明する。信号電極16と外側電極17の間に電圧が印加されると、超音波パイプレータ7は共振振動を励起する。患者側は音響整合層6で構成される低音響インピーダンスであり、患者とは逆

50

のバッキング層 10 側は反射層 9 で構成される高音響インピーダンスである。したがって、図 6 に示すように、共振振動は定在波 W を形成し、ここで患者側は自由端部として、反射層 9 は固定端部として作用する。

【 0 0 4 4 】

図 6 下部の z 軸上の座標位置は、図 6 に示される超音波バイブレータ 7 と反射層 9 の z 軸方向の位置に対応している。

【 0 0 4 5 】

図 6 は、患者近くの超音波バイブレータ 7 の表面で振幅が最大になり、超音波バイブレータ 7 近くの反射層 9 の表面で振幅がゼロになる定在波 W を示している。反射層 9 は、固定端部として機能する。上述したように、超音波バイブレータ 7 上で定在波 W が生成し、超音波バイブレータ 7 の z 軸方向の厚みは共振状態で 1 / 4 の波長として設定されている。

10

【 0 0 4 6 】

上述したように接着層 8 の厚みは均等に薄いので、接着層 8 が反射層 9 の固定端部としての機能を低下させるようなことはない。

【 0 0 4 7 】

超音波照射中に生成した超音波バイブレータ 7 の熱は、反射層 9 と可撓性基体 11 に伝わり、バッキング層 10 に達する。バッキング層 10 に達する熱は、熱伝導プレート 26 と熱導体 25 に伝わり、金属製の支持体 12 に達する。したがって、超音波バイブレータ 7 からの熱を音響レンズユニット 2 の逆側に放出できるので、音響レンズユニット 2 の温度上昇を回避できる。

20

【 0 0 4 8 】

熱伝導プレート 26 は、可撓性基体 11 が接触しているバッキング層 10 の表面に設けられ、プレート表面 24 a はバッキング材 24 の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料で全体的に覆われている。したがって、熱は可撓性基体 11 からバッキング層 10 へと効率的に伝わる。

【 0 0 4 9 】

熱導体 25 はバッキング材 24 に埋められているが、熱導体 25 は x 方向と y 方向に所定の間隔を有して分散している。したがって、バッキング層 10 は音響吸収材としての機能を呈し得る。

30

【 0 0 5 0 】

金属製の熱導体 25 がバッキング層 10 の表面に形成されている場合でも、超音波バイブレータ 7 から患者の逆側に送信された超音波は反射層 9 で反射されるので、音響条件的に悪影響をもたらすことはない。

【 0 0 5 1 】

次に、第 1 の実施形態の変形を図 7 を参照しながら説明する。この変形では、熱伝導プレート 28 もバッキング材 24 のプレート表面 24 b に設けられている。熱伝導プレート 26 と同じく、熱伝導プレート 28 もバッキング材 24 の熱伝導率よりも高い熱伝導率を有する材料、例えば金属または炭素で作製されている。プレート表面 24 b は、本発明の一実施形態によるバッキング材の他の表面の一例である。

40

【 0 0 5 2 】

バッキング層 10 は、接着シート層 29 で支持体 12 に固定されている。金属の耐熱性よりも高い耐熱性を有する材料で作製されている層がバッキング層 10 と支持体 12 の間にある場合でも、熱伝導プレート 28 が支持体 12 と接触しているプレート表面 24 b 全体に設けられているので、熱はバッキング層 10 から支持体 12 へと効率的に伝わる事ができる。

【 0 0 5 3 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態を図 8 と図 9 を参照しながら説明する。第 1 の実施形態と同じ構成要素は同じ番号で特定されている。

50

【 0 0 5 4 】

この実施形態による超音波プローブ 1 では、積層体 1 3 ' は反射層 9 を有さず、音響整合層 6 と超音波パイプレータ 7 しか有さない。

【 0 0 5 5 】

この実施形態による超音波プローブ 1 においても、バッキング層 1 0 は第 1 の実施形態と同じ構成を有するので、音響レンズユニット 2 の温度上昇は第 1 の実施形態による超音波プローブ 1 と同様に回避できる。

【 0 0 5 6 】

第 2 の実施形態の変形を図 1 0 を参照しながら説明する。この変形では、第 1 の実施形態の変形と同じく、熱伝導プレート 2 8 もバッキング材 2 4 のプレート表面 2 4 b に設けられている。バッキング層 1 0 は接着シート層 2 9 により支持体 1 2 に固定されている。熱伝導プレート 2 8 もプレート表面 2 4 b に設けられているので、第 1 の実施形態の変形と同じく、熱は支持体 1 2 に効率的に伝わることができる。

10

【 0 0 5 7 】

本発明を実施形態を参照しながら説明してきた。本発明の範囲を逸脱することなく様々な変形が可能であることは自明であろう。例えば、超音波プローブ 1 は、コンベックス型かりニア型のプローブでもよい。超音波プローブ 1 がコンベックス型プローブである場合、バッキング層 1 0 は、図 1 1 に示されるように、バッキング部材 2 7 を曲げ z 軸方向に突き出して形成される。この場合、バッキング部材 2 7 を容易に曲げるために、x 軸方向に沿って形成されるスリット 5 0 がバッキング材 2 4 のプレート表面 2 4 a と 2 4 b に形成され得る。超音波パイプレータ 7 の整列方向 (y 軸方向) の熱伝導体 2 5 (図 1 1 には示されていない) の数は、超音波パイプレータ 7 の数と等しくてよい。この構造によりバッキング部材 2 7 は容易に曲げられ得る。バッキング部材 2 7 の熱伝導体 2 5 の間には y 軸方向に間隙があるので、バッキング部材 2 7 は容易に曲げられ得る。

20

【 0 0 5 8 】

各実施形態において、複数の熱伝導体 2 5 が x 方向と y 方向に整列するようにバッキング材 2 4 に埋められている。しかし、熱伝導体 2 5 の整列はそれに限定されない。唯一必要なのは、熱伝導体 2 5 が分散してバッキング材 2 4 に埋められていることである。例えば、熱伝導体 2 5 は図 1 2 に示すように散在させてよい。

30

【 0 0 5 9 】

熱伝導体 2 5 は、各実施形態におけるように平面視で矩形を有するとは限らない。例えば、熱伝導体 2 5 は、図 1 3 に示すように、平面視で円形を有してよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

- 1 熱音波プローブ
- 2 レンズユニット
- 3 プローブハウジング
- 4 接続ケーブル
- 5 機能素子ユニット
- 6 音響整合層
- 7 超音波パイプレータ
- 8 接着層
- 9 反射層
- 1 0 バッキング層
- 1 1 可撓性基体
- 1 2 支持体
- 1 3 積層体
- 1 3 ' 積層体
- 1 4 圧電部材
- 1 5 導電層

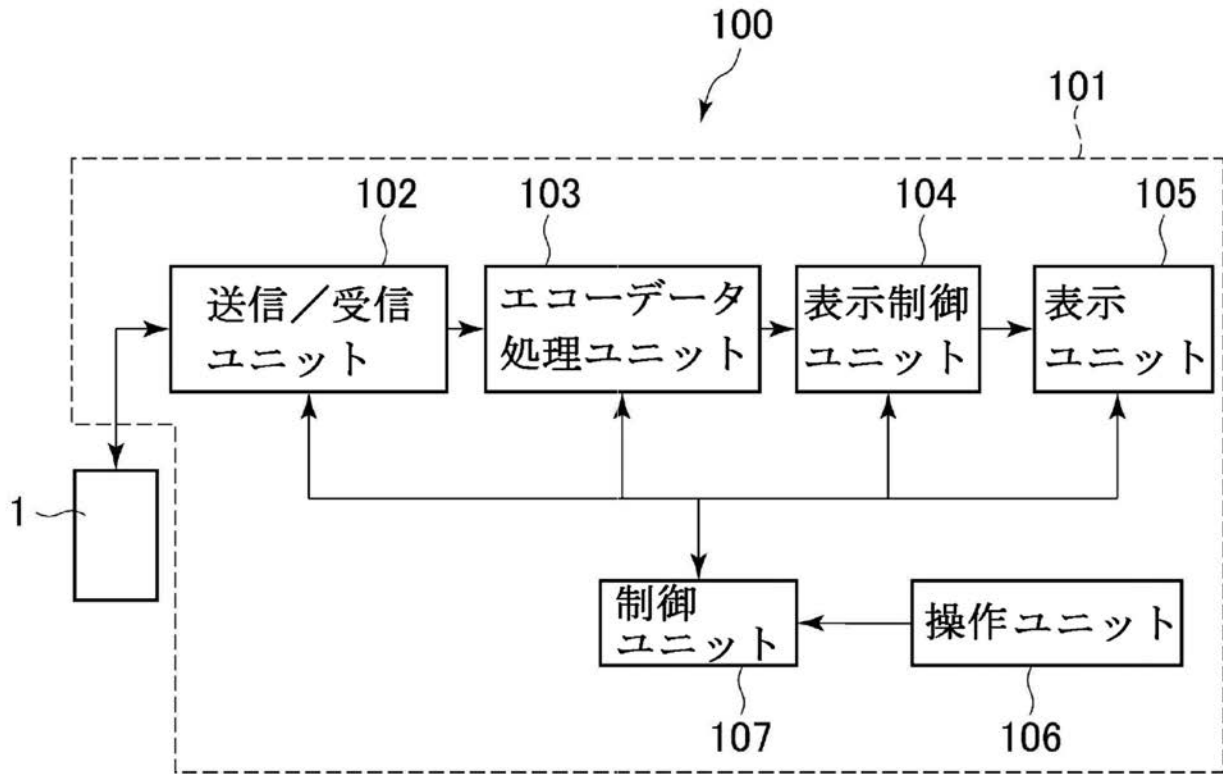
40

50

1 6	信号電極	
1 7	外側電極	
1 7 a	圧電部材 1 4 の第 1 部分	
1 7 b	圧電部材 1 4 の第 2 部分	
1 7 c	圧電部材 1 4 の第 3 部分	
1 8	孔	
1 9	可撓性基体 1 1 の第 1 の銅箔層	
2 0	可撓性基体 1 1 の第 2 の銅箔層	
2 1	第 1 のポリイミド膜層	
2 2	第 2 のポリイミド膜層	10
2 3	分離チャンネル	
2 4	バッキング材	
2 4 a	バッキング材 2 4 のプレート表面	
2 4 b	バッキング材 2 4 のプレート表面	
2 5	熱導体	
2 6	熱伝導プレート	
2 7	バッキング部材	
2 8	熱伝導プレート	
2 9	接着シート層	
5 0	スリット	20
1 0 0	超音波診断装置	
1 0 1	装置本体	
1 0 2	受信ユニット	
1 0 3	エコーデータ処理ユニット	
1 0 4	表示制御ユニット	
1 0 5	表示ユニット	
1 0 6	操作ユニット	
1 0 7	制御ユニット	

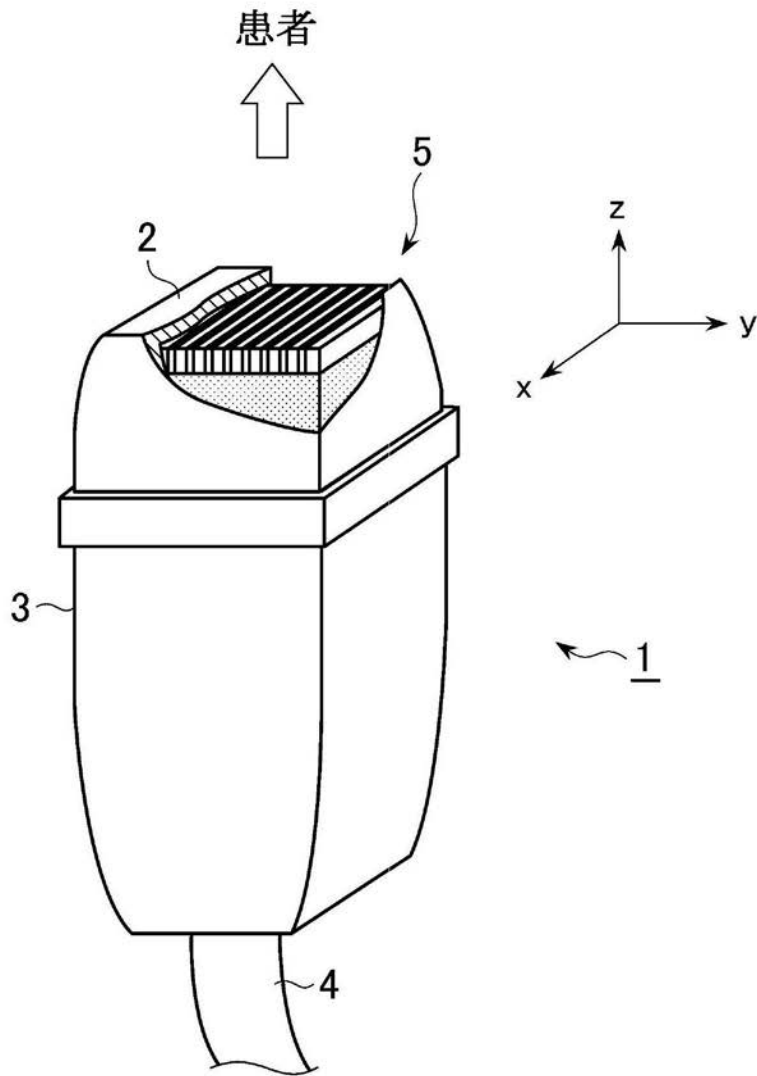
【図 1】

FIG. 1



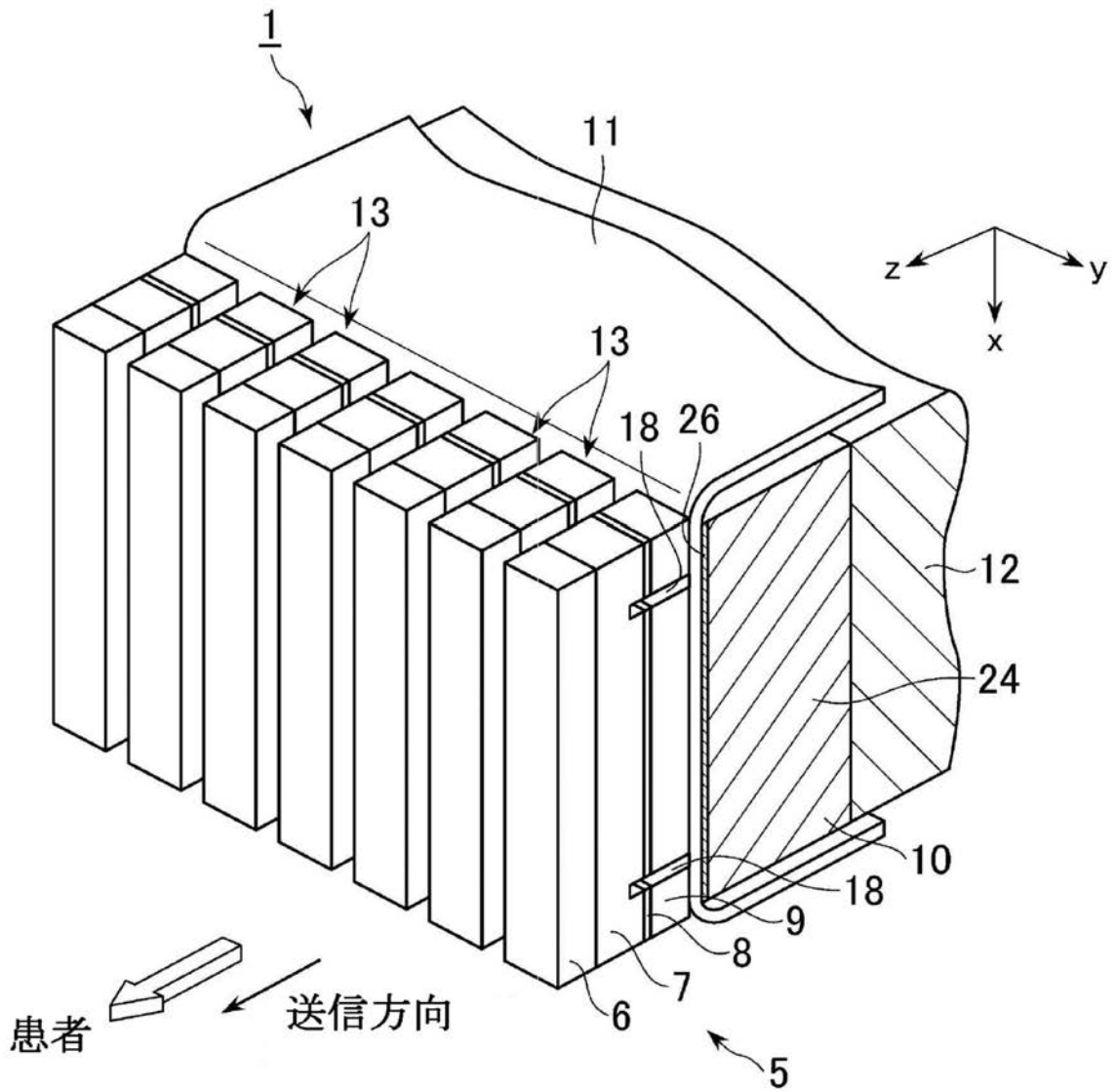
【 図 2 】

FIG. 2



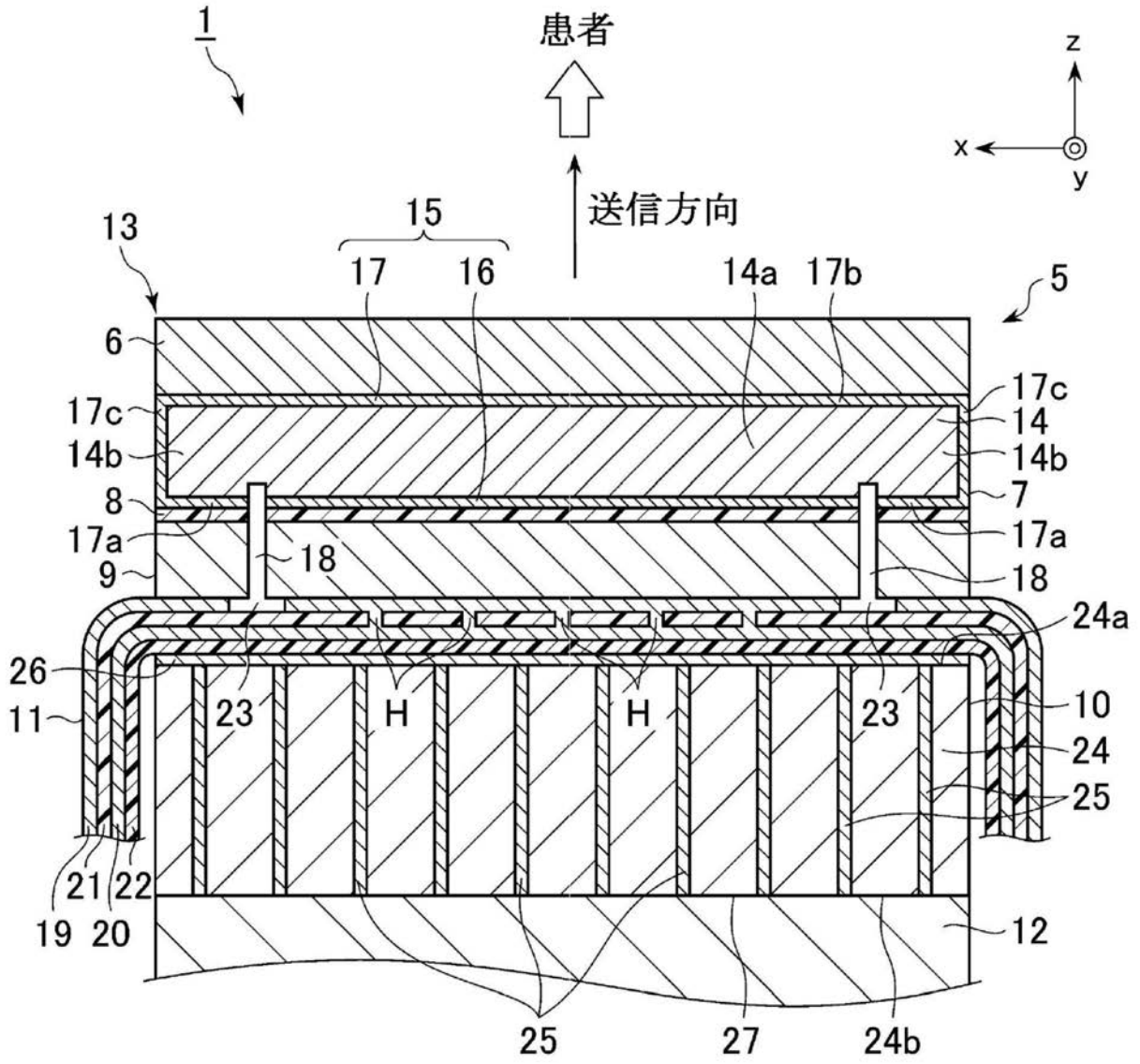
【 図 3 】

FIG. 3



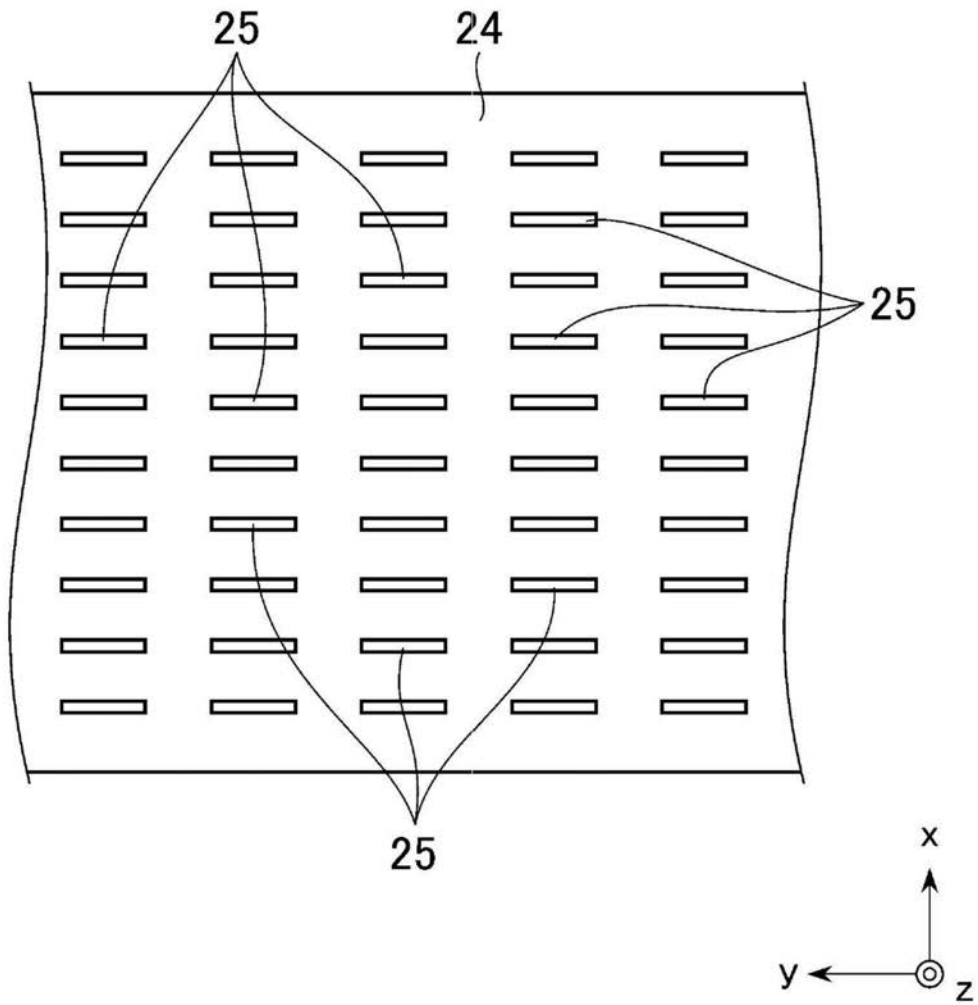
【 図 4 】

FIG. 4



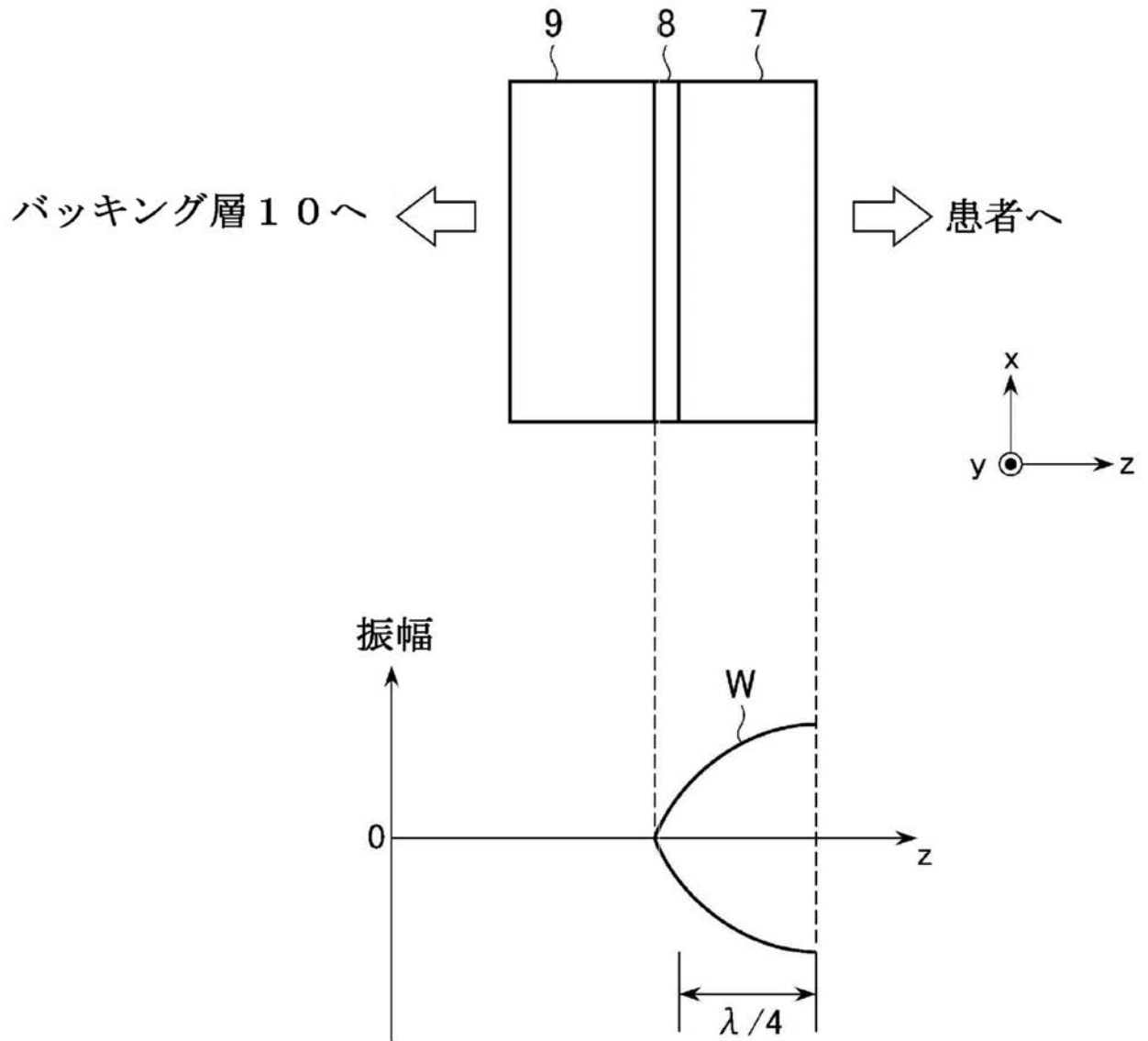
【 図 5 】

FIG. 5



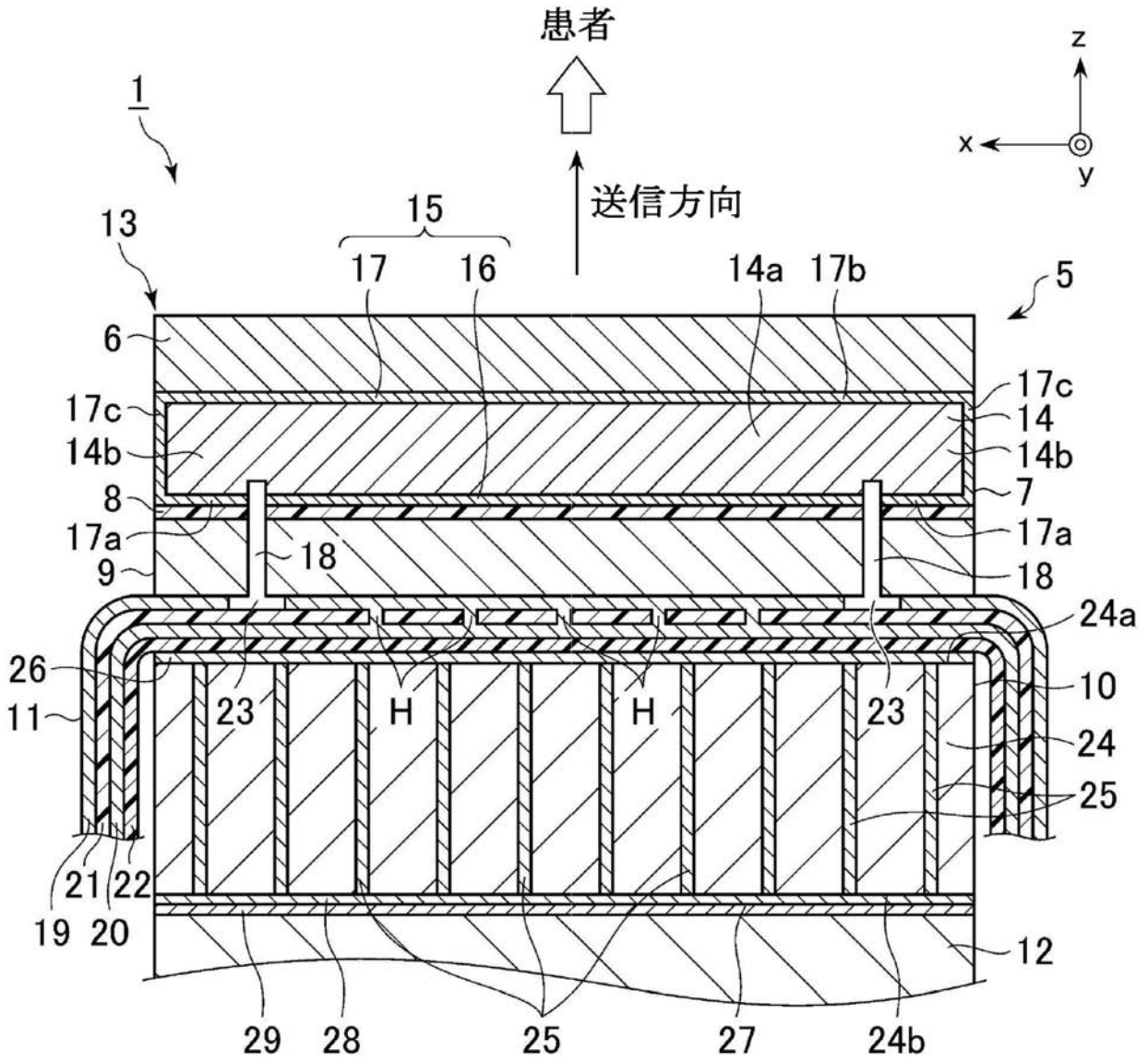
【 図 6 】

FIG. 6



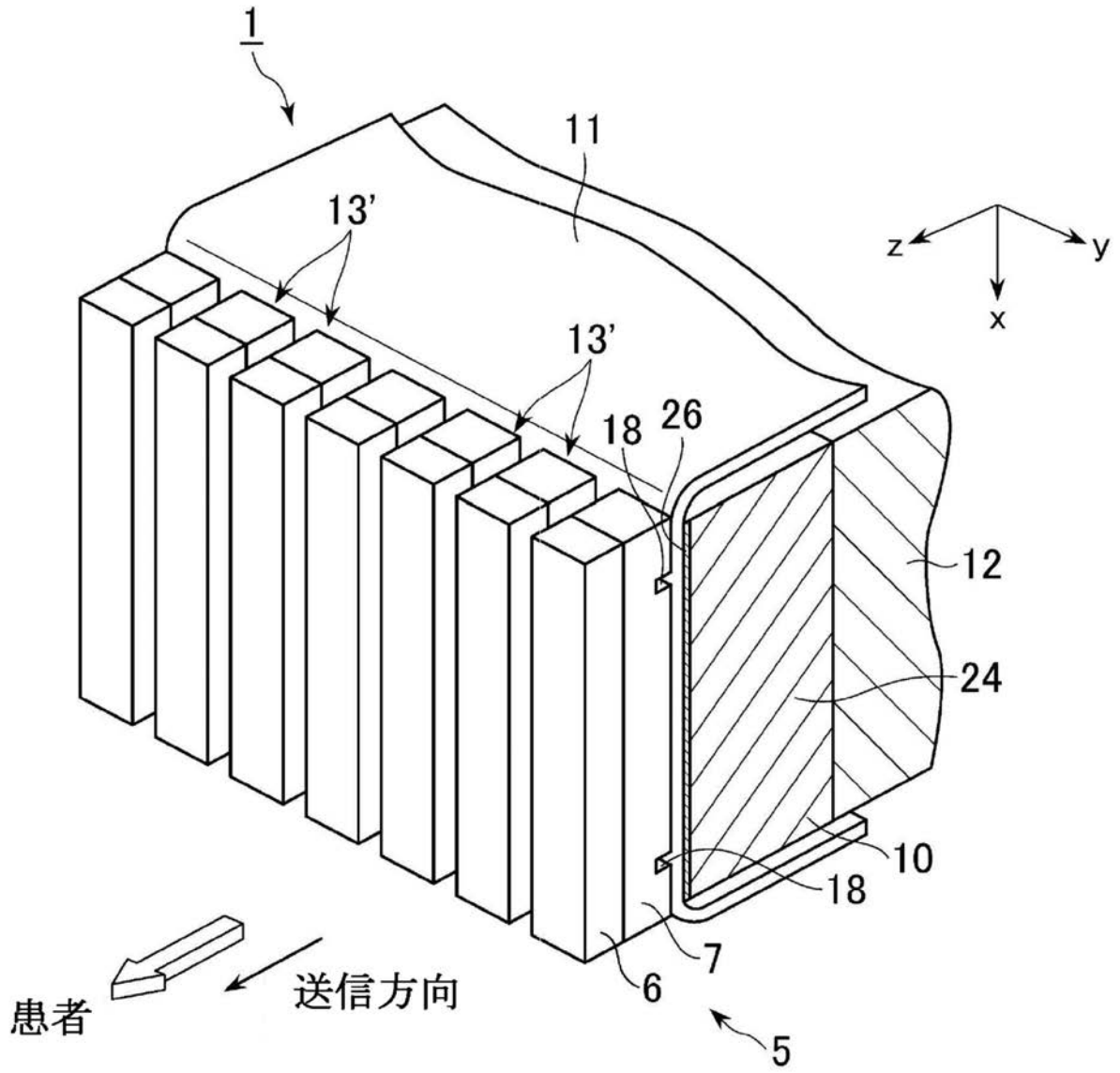
【 図 7 】

FIG. 7



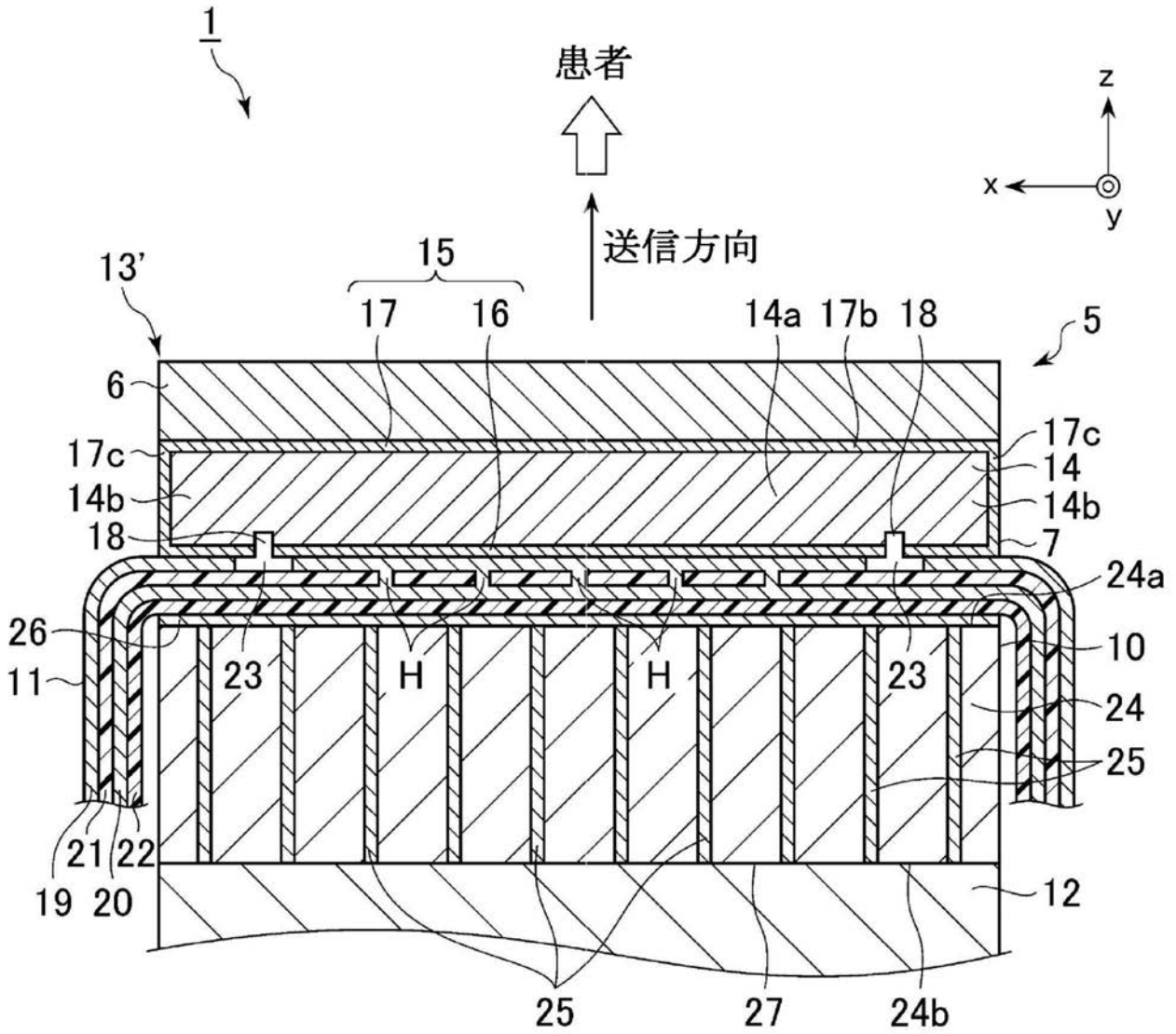
【 図 8 】

FIG. 8



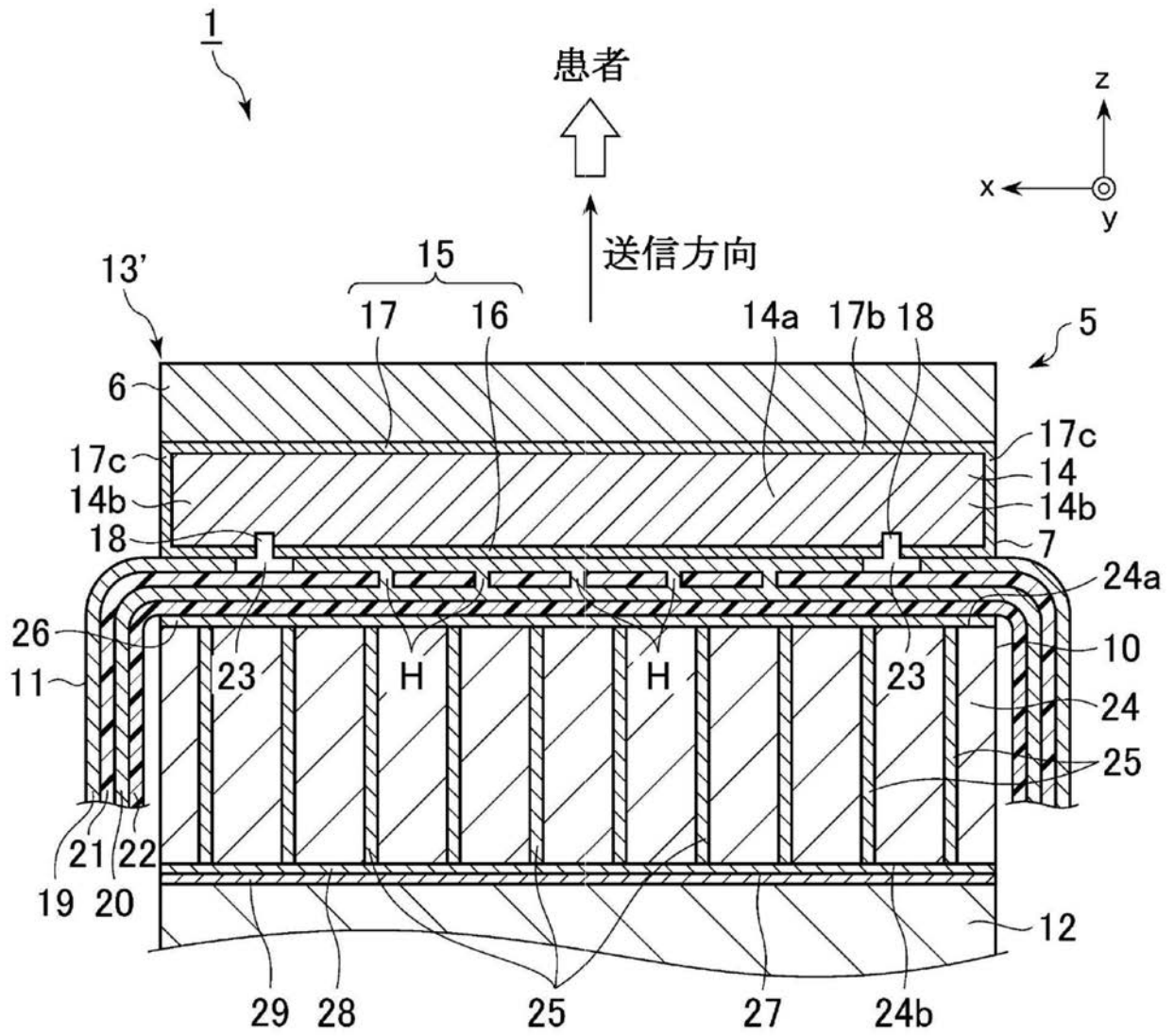
【図9】

FIG. 9



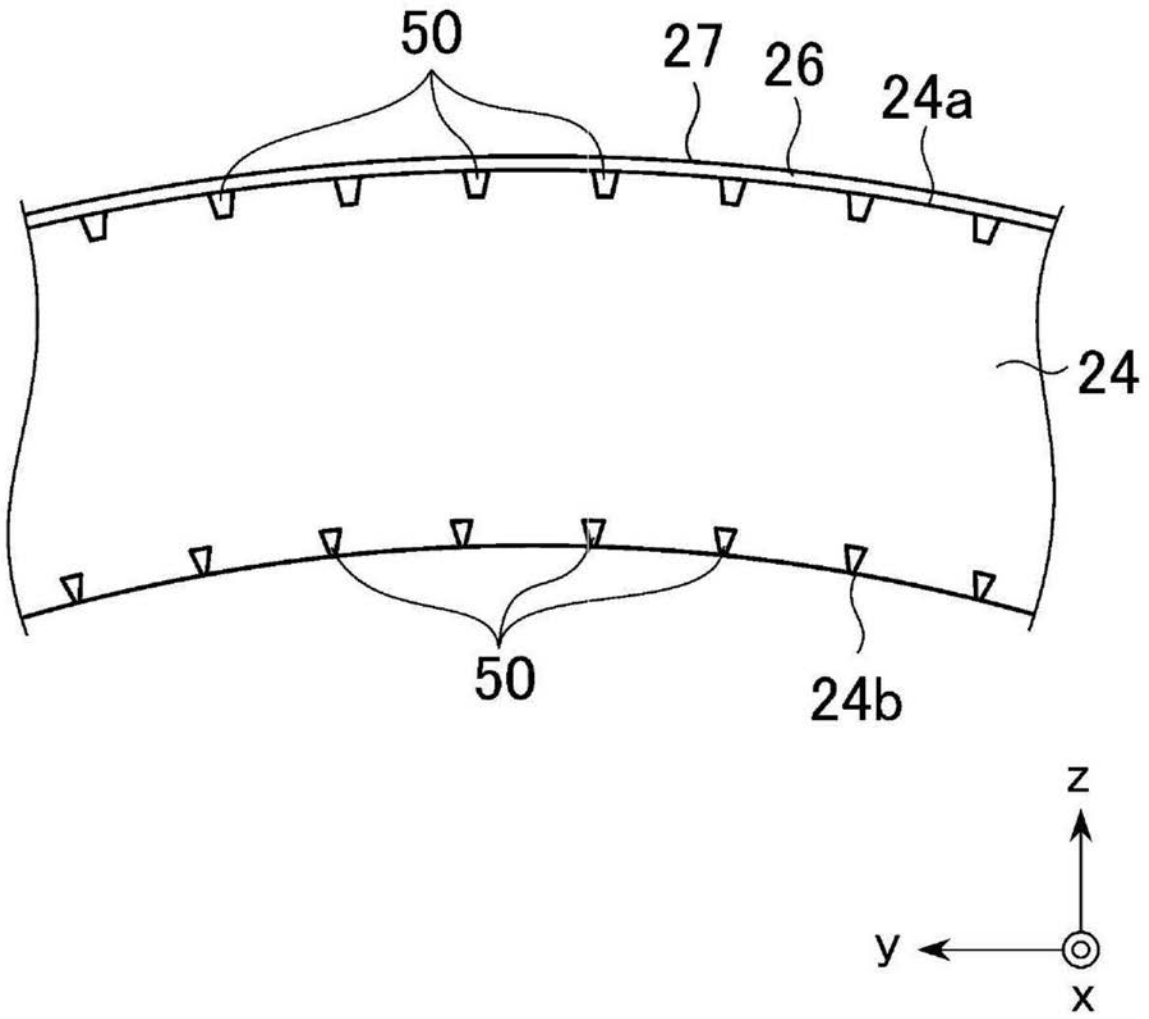
【図10】

FIG. 10



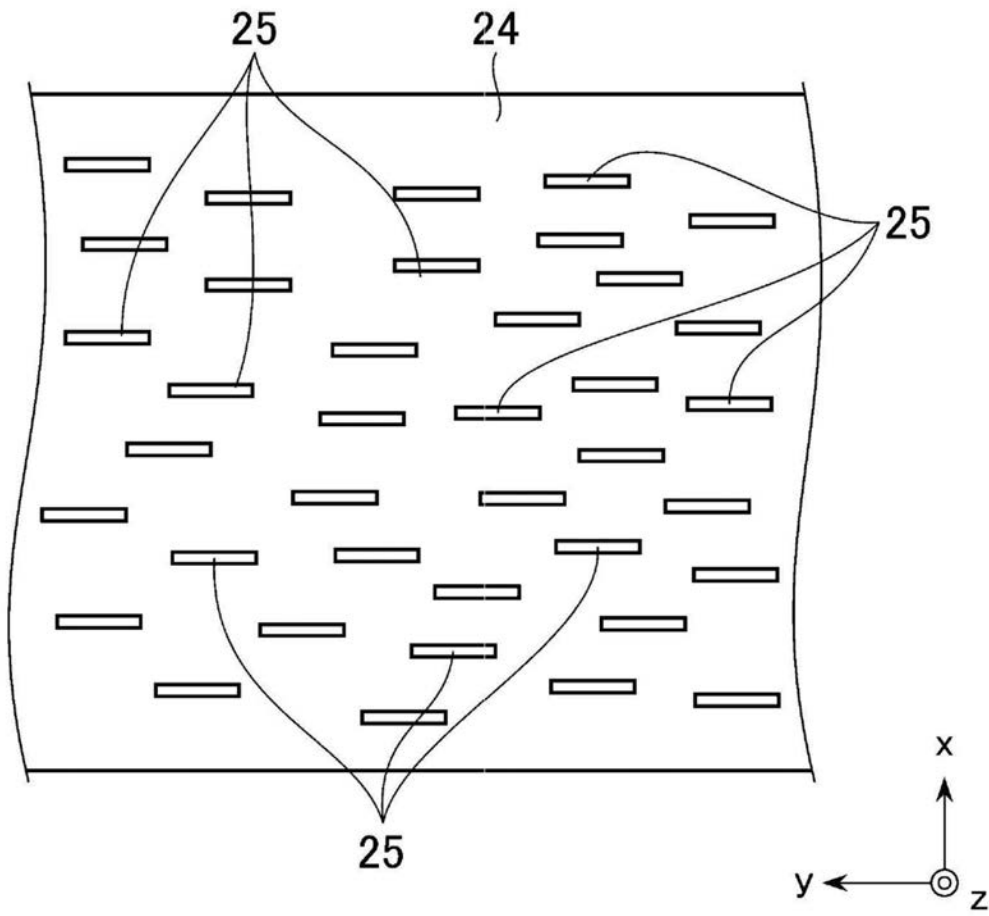
【 図 1 1 】

FIG. 11



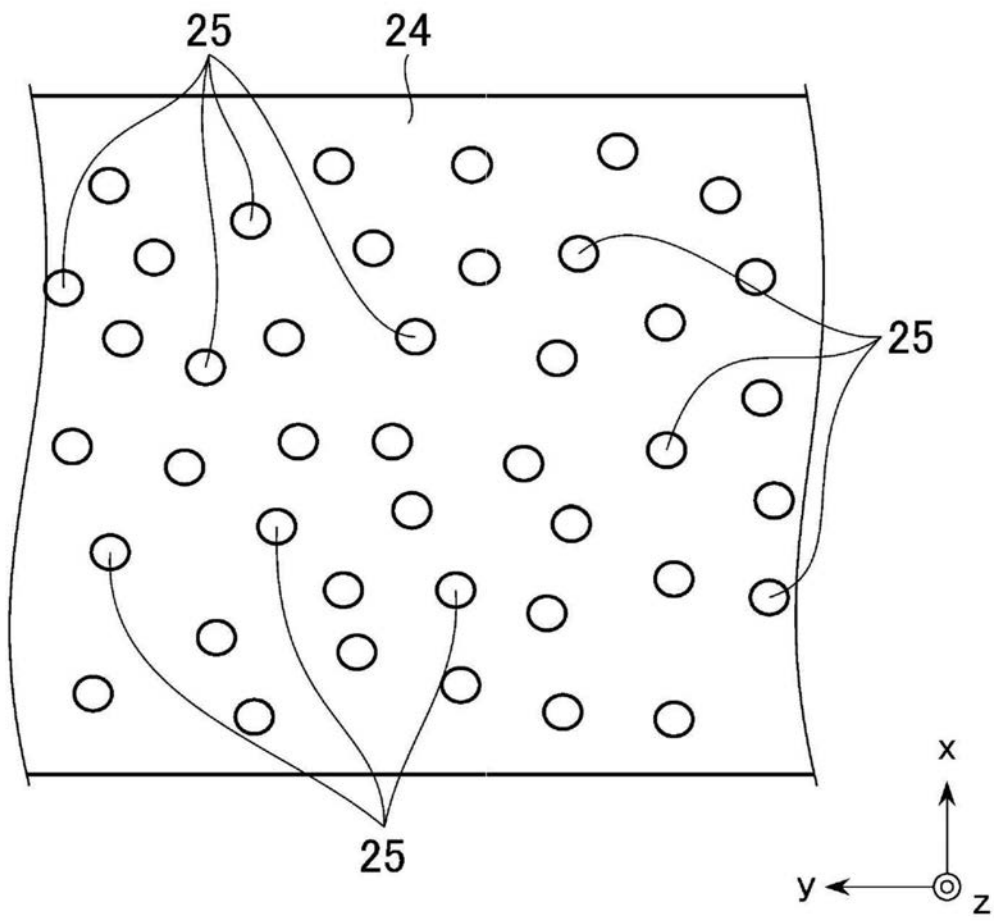
【 図 1 2 】

FIG. 12



【 図 1 3 】

FIG. 13



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2012/066100

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. B06B1/06 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) B06B A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	EP 1 671 588 A1 (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD [JP]) 21 June 2006 (2006-06-21) paragraphs [0001], [0029] - [0039], [0049] - [0053]; figures 1,2,5 -----	1-6,9,10 7,8
X Y A	US 2005/275313 A1 (YAMASHITA YOHACHI [JP] ET AL) 15 December 2005 (2005-12-15) paragraphs [0050] - [0063]; figure 2 -----	1-6,10 7,8 9
Y	US 2009/069689 A1 (ISONO HIROSHI [JP]) 12 March 2009 (2009-03-12) cited in the application FAMILY MEMBER OF JP2009061112 CITED BY APPLICANT; paragraphs [0072] - [0074], [0087], [0088]; figures 3,6 -----	7,8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 2 July 2013		Date of mailing of the international search report 09/07/2013
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Bream, Philip

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2012/066100

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
EP 1671588	A1	21-06-2006	CN 1859871 A	08-11-2006
			EP 1671588 A1	21-06-2006
			JP 4624659 B2	02-02-2011
			JP 2005103078 A	21-04-2005
			US 2007276248 A1	29-11-2007
			WO 2005030055 A1	07-04-2005

US 2005275313	A1	15-12-2005	JP 4319644 B2	26-08-2009
			JP 2006033801 A	02-02-2006
			US 2005275313 A1	15-12-2005
			US 2009009035 A1	08-01-2009

US 2009069689	A1	12-03-2009	CN 101380627 A	11-03-2009
			JP 2009061112 A	26-03-2009
			US 2009069689 A1	12-03-2009

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(72)発明者 磯野 洋

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

(72)発明者 吉川 泰生

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 2G047 BC13 CA01 EA11 GB02 GB21 GB23 GB29 GB34

4C601 EE10 GB03 GB19 GB20 GB26 GB27 GB30 GB31 GB43

5D019 AA17 BB02 BB18 FF04 GG06

专利名称(译)	背衬构件，超声波探头和超声波图像显示装置		
公开(公告)号	JP2015503283A	公开(公告)日	2015-01-29
申请号	JP2014543543	申请日	2012-11-20
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	磯野洋 吉川泰生		
发明人	磯野 洋 吉川 泰生		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	H01L41/053 B06B1/0622		
FI分类号	H04R17/00.330.J A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA11 2G047/GB02 2G047/GB21 2G047/GB23 2G047/GB29 2G047/GB34 4C601/EE10 4C601/GB03 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB26 4C601/GB27 4C601/GB30 4C601/GB31 4C601/GB43 5D019/AA17 5D019/BB02 5D019/BB18 5D019/FF04 5D019/GG06		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
优先权	2011258659 2011-11-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头，其能够将超声波振子产生的热量散发到与超声波探头的表面相反的一侧。设置在超声波探头1中的背衬构件27安装在超声波振动器7上，超声波振动器7向与被检体的超声波传送方向相反的一侧的被检体发送超声波，板状背衬材料24，由导热率高于背衬材料24的导热率的材料制成的导热体25，以及嵌入背衬材料24中的导热板26形成成为具有圆柱形状以便到达背衬材料24的两个板表面。导热板26由靠近超声波振动器7的背衬材料24的板表面24a和24b中的至少一个形成。它是在表面上提供的。

