

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4560417号
(P4560417)

(45) 発行日 平成22年10月13日 (2010.10.13)

(24) 登録日 平成22年7月30日 (2010.7.30)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 O G
H 0 4 R 31/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 O J
	H 0 4 R 31/00 3 3 O

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-25297 (P2005-25297)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成17年2月1日 (2005.2.1)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2006-212076 (P2006-212076A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成18年8月17日 (2006.8.17)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成19年7月3日 (2007.7.3)		弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536
			弁理士 小林 英了
		(72) 発明者	大澤 敦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ、およびその製造方法、並びに超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

曲率を有する形状のバックング材、およびバックング材の表面に配置された複数の圧電素子を有し、複数の圧電素子のうちの複数個を1つのブロックとして同時に超音波およびエコー信号を送受信する超音波トランスデューサであって、

前記バックング材の裏面に、前記表面の方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子の方向に超音波が反射することを防止するV字状の溝を形成し、

前記溝の角度 θ_2 は、バックング材の曲面の内半径を R_1 、外半径を R_2 、バックング材の曲面中心からみた、同時に超音波およびエコー信号を送受信する1ブロック分の圧電素子の角度範囲を θ_1 としたとき、

$$\theta_2 < \arccos \{ (R_1 - R_2 \cos \theta_1) / (R_1^2 + R_2^2 - 2 R_1 R_2 \cos \theta_1)^{1/2} \}$$

を満たすことを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

少なくとも前記バックング材の前記溝が形成された部分に、超音波散乱材を添加したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 3】

サンドブラスト、ダイシング、型押し、または鋳型成形のうちのいずれかを用いて、前記溝を形成したことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

10

20

曲率を有する形状のバックング材、およびバックング材の表面に配置された複数の圧電素子を有し、複数の圧電素子のうちの複数個を１つのブロックとして同時に超音波およびエコー信号を送受信する超音波トランスデューサの製造方法であって、

前記バックング材の裏面に、前記表面の方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子の方向に超音波が反射することを防止するV字状の溝を形成する工程を備え

バックング材の曲面の内半径を R_1 、外半径を R_2 、バックング材の曲面中心からみた、同時に超音波およびエコー信号を送受信する１ブロック分の圧電素子の角度範囲を θ_1 としたとき、前記溝の角度 θ_2 を、

$$\theta_2 < \arccos \{ (R_1 - R_2 \cos \theta_1) / (R_1^2 + R_2^2 - 2 R_1 R_2 \cos \theta_1)^{1/2} \} \quad 10$$

を満たすように形成することを特徴とする超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項５】

少なくとも前記バックング材の前記溝が形成された部分に、超音波散乱材を添加する工程を備えたことを特徴とする請求項４に記載の超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項６】

サンドブラスト、ダイシング、型押し、または鋳型成形のうちのいずれかを用いて、前記溝を形成したことを特徴とする請求項４または５に記載の超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項７】

請求項１ないし３のいずれかに記載の超音波トランスデューサが内蔵されたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項８】

体腔内に挿入して使用する体腔内診断用であることを特徴とする請求項７に記載の超音波プローブ。

【請求項９】

生体の所要部の光学画像を取得するための撮像素子が内蔵されたことを特徴とする請求項７または８に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、バックング材、およびバックング材の表面に配置される圧電素子を有する超音波トランスデューサ、およびその製造方法、並びに超音波プローブに関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、超音波プローブとコネクタを介して接続された超音波観測器で、生体からのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを複数個配置し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式の超音波プローブも知られている。

【０００３】

超音波トランスデューサは、バックング材、圧電素子、電極、および音響整合層からなり、超音波プローブの挿入部先端に内蔵されている（特許文献１参照）。バックング材は、生体と逆方向に圧電素子から発せられる超音波を吸収し、圧電素子の余分な振動を抑えるために設けられている。

【特許文献１】特開平８－１７２６９５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

ところで、超音波プローブを生体内に挿入する際の患者への負担を軽減させるためには、また、より細径な検査対象（血管や気管支など）用の超音波プローブや、生体の所要部の光学画像を取得するための撮像素子が超音波トランスデューサとともに内蔵された、いわゆる超音波内視鏡の作製にあたっては、超音波プローブの挿入部の細径化、延いては、挿入部先端に内蔵される超音波トランスデューサの小型化が最も重要な課題となる。

【 0 0 0 5 】

超音波トランスデューサの大きさは、これを構成する部品であるバックリング材、圧電素子、電極、および音響整合層の大きさに左右されるが、これらの部品のうち、圧電素子や音響整合層の大きさに関しては、発振する超音波の周波数によって一義的に決まってしまう。したがって、超音波トランスデューサの小型化を実現するためには、バックリング材の大きさ、特に厚みを薄くすることが有効である。しかしながら、バックリング材の厚みを単に薄くすると、バックリング材の裏面で反射した超音波によって、エコー信号にノイズが乗ってしまうおそれがある。

10

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、エコー信号にノイズが乗ることを防ぎ、且つ超音波プローブの挿入部の細径化に寄与することができる超音波トランスデューサ、およびその製造方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

また、本発明は、挿入部の細径化を実現させることができる超音波プローブを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、バックリング材、およびバックリング材の表面に配置された圧電素子を有する超音波トランスデューサであって、前記バックリング材の裏面に、前記表面の方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子の方向に超音波が反射することを防止する溝を形成したことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

なお、少なくとも前記バックリング材の前記溝が形成された部分に、超音波散乱材を添加することが好ましい。また、サンドブラスト、ダイシング、型押し、または鋳型成形のうちのいずれかを用いて、前記溝を形成することが好ましい。さらに、前記バックリング材は、曲率を有する形状であることが好ましい。

30

【 0 0 1 0 】

請求項 5 に記載の発明は、バックリング材、およびバックリング材の表面に配置された圧電素子を有する超音波トランスデューサの製造方法であって、前記バックリング材の裏面に、前記表面の方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子の方向に超音波が反射することを防止する溝を形成する工程を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

なお、少なくとも前記バックリング材の前記溝が形成された部分に、超音波散乱材を添加する工程を備えることが好ましい。また、サンドブラスト、ダイシング、型押し、または鋳型成形のうちのいずれかを用いて、前記溝を形成することが好ましい。

40

【 0 0 1 2 】

請求項 8 に記載の発明は、超音波プローブにおいて、請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波トランスデューサが内蔵されたことを特徴とする。なお、体腔内に挿入して使用する体腔内診断用であることが好ましい。また、生体の所要部の光学画像を取得するための撮像素子が内蔵されることが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明の超音波トランスデューサ、およびその製造方法によれば、バックリング材の裏面に、バックリング材の表面の方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子の

50

方向に超音波が反射することを防止する溝を形成したので、エコー信号にノイズが乗ることを防ぐことができる。また、バックング材の厚みを薄くすることが可能となり、超音波プローブの挿入部の細径化に寄与することができる。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の超音波プローブによれば、請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波トランスデューサが内蔵されたので、挿入部の細径化を実現させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

図 1 において、超音波診断装置 2 は、超音波内視鏡 1 0、超音波観測器 1 1、および光源装置（図示せず）などから構成される。超音波内視鏡 1 0 は、生体内に挿入される挿入部 1 2 と、挿入部 1 2 の基端部分に連設された操作部 1 3 と、超音波観測器 1 1、光源装置にそれぞれ接続される接続コード 1 4、ユニバーサルコード 1 5 とを備えている。操作部 1 3 には、処置具が挿通される鉗子口 1 6 が設けられている。また、挿入部 1 2 の先端 1 2 a には、超音波トランスデューサ 1 7、および生体内撮影用の撮像装置を構成する撮像素子 1 8（ともに図 2 参照）が内蔵されている。

10

【 0 0 1 6 】

光源装置には、ユニバーサルコード 1 5 を通して超音波内視鏡 1 0 に照明光を供給する光源が搭載されている。光源からの照明光は、先端 1 2 a に設けられた照明窓を介して生体の所要部に照射される。また、先端 1 2 a には、生体内の観察部位の像光を撮像素子 1 8 に取り込むための対物光学系が組み込まれた観察窓が設けられている。撮像素子 1 8 で取得された光学画像は、光学画像表示専用の内視鏡モニタ（図示せず）に表示される。

20

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置 2 では、撮像素子 1 8 で生体内の画像を取得し、この画像を観察することで探索された生体の所要部に、超音波トランスデューサ 1 7 からの超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることができる。超音波内視鏡 1 0 で得られた超音波断層画像は、超音波観測器 1 1 のモニタ 1 9 に表示される。

【 0 0 1 8 】

図 2 において、超音波トランスデューサ 1 7 には、複数（例えば 1 9 2 個）の圧電素子 2 0 が電極（図示せず）に挟まれてバックング材 2 1 の表面 2 1 a（図 3 参照）に配置された、いわゆるラジアル電子走査方式が採用されている。なお、図示は省略するが、圧電素子 2 0 上には、音響整合層と音響レンズとが配されている。

30

【 0 0 1 9 】

超音波観測器 1 1 は、CPU 2 2 により全体の動作を統括的に制御される。CPU 2 2 には、キーボード、マウスなどの入力装置を備えた操作部 2 3 が接続されている。CPU 2 2 は、この操作部 2 3 からの操作信号を受けて、超音波観測器 1 1 の各部を動作させる。

【 0 0 2 0 】

送受信回路 2 4 は、CPU 2 2 の制御の下に、超音波トランスデューサ 1 7 への駆動信号（超音波トランスデューサ 1 7 を励振させるための電圧パルス）の送信とともに、超音波トランスデューサ 1 7 で取得された生体からのエコー信号の受信を媒介し、これらの信号の切り替えタイミングや、駆動する超音波トランスデューサ 1 7 の選択を行う。

40

【 0 0 2 1 】

送受信回路 2 4 で受信されたエコー信号は、A/D変換器（A/D）2 5 に入力される。A/D 2 5 は、送受信回路 2 4 から入力されたエコー信号をデジタル変換し、バッファメモリ 2 6 に送信する。バッファメモリ 2 6 は、A/D 2 5 によりデジタル変換されたエコー信号を一時記憶する。

【 0 0 2 2 】

デジタルスキャンコンバータ（DSC；Digital Scan Converter）2 7 は、CPU 2 2 の制御の下に、バッファメモリ 2 6 からエコー信号を読み出して、これをテレビ信号の走査方式（NTSC方式）に変換し、画像メモリ 2 8 に送信する。D/A変換器（D/A）

50

29は、DSC27によりNTSC方式に変換された信号を画像メモリ28から読み出し、これを再びアナログ信号に変換する。モニタ19は、D/A29で変換されたアナログ信号を超音波断層画像として表示する。

【0023】

図3に示すように、超音波トランスデューサ17は、生体に超音波を走査する際には、複数の圧電素子20うちの、角度 θ_1 の範囲内の数個から数十個が1つのブロックとして同時に駆動される。生体からのエコー信号を受信する際にも、角度 θ_1 の範囲内の数個から数十個のブロックが同時に駆動される。また、駆動信号およびエコー信号の一回の送受信毎に、駆動すべき圧電素子20が少なくとも1個ずつ図3に示す時計回りにずらされ、駆動信号およびエコー信号を送受信する圧電素子20が選択的に切り替えられる。

10

【0024】

バックリング材21の裏面21bには、溝30が形成されている。溝30は、各圧電素子20に対して1個ずつ設けられ、圧電素子20の中心を対称軸としてV字状となっており、圧電素子20の幅 L_1 と同じ大きさを有している。

【0025】

溝30の形成にあたっては、サンドブラスト、ダイシング、型押し、または鋳型成形のうちのいずれかが用いられる。具体的には、バックリング材21に比較的軟らかい材質のものを選定した場合は、サンドブラスト、ダイシング、または型押しにより、バックリング材21に直接溝30を形成する。また、バックリング材21に熔融成形が可能なプラスチックなどを用いた場合は、サンドブラスト、またはダイシングにより、溝30に対応する溝を

20

【0026】

溝30は、バックリング材21の表面21aの方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子20の方向に超音波が反射することを防止するように、その形状が決定されている。すなわち、バックリング材21の内半径を R_1 、外半径を R_2 、溝30の角度を θ_2 とした場合、望ましくは θ_2 が次式の条件を満たすように、溝30が形成される。

$$\theta_2 < \arccos \{ (R_1 - R_2 \cos \theta_1) / (R_1^2 + R_2^2 - 2 R_1 R_2 \cos \theta_1)^{1/2} \}$$

【0027】

ここで、例えば、 θ_1 を 35° 、バックリング材21の内半径 R_1 を 3.25 mm としたとき、従来ならばバックリング材21の厚みを 1.25 mm 程度とする必要があるが、 $\theta_2 < 89.64^\circ$ 、例えば $\theta_2 = 85^\circ$ として溝30を形成すれば、バックリング材21の厚みを 0.7 mm と薄くすることが可能である。なお、上式による溝30の形状は一例であり、特に本発明を限定するものではない。

30

【0028】

次に、上記構成を有する超音波診断装置2の動作手順について説明する。まず、超音波内視鏡10の挿入部12が生体内に挿入され、撮像素子18で得られる画像が観測されながら、生体内の所要部が探索される。そして、生体内の所要部に超音波内視鏡10の挿入部12の先端12aが到達し、操作部23が操作されてフリーズが解除されると、CPU22の制御の下に、送受信回路24から超音波トランスデューサ17に駆動信号が発せられる。超音波トランスデューサ17は、この駆動信号により励振され、これにより生体の所要部に超音波が照射される。

40

【0029】

駆動信号の送信後、CPU22の制御の下に、送受信回路24の送受信が切り替えられ、超音波トランスデューサ17で取得された生体からのエコー信号が送受信回路24に入力される。このとき、バックリング材21の裏面21bに形成された溝30によって、エコー信号にノイズが乗ることが防がれる。

【0030】

送受信回路24に入力されたエコー信号は、A/D25によりデジタル変換され、バッファメモリ26に一時記憶される。バッファメモリ26に記憶されたデジタル変換された

50

エコー信号は、DSC27によりNTSC方式に変換され、画像メモリ28に送信される。そして、D/A29により再びアナログ信号に変換され、モニタ19に超音波断層画像として表示される。

【0031】

以上詳細に説明したように、バックング材21の裏面21bに、バックング材21の表面21aの方向、若しくは、生体からのエコー信号を受信する圧電素子20の方向に超音波が反射することを防止する溝30を形成したので、エコー信号にノイズが乗ることが防がれ、且つ超音波内視鏡10の挿入部12aの細径化に寄与することができる。

【0032】

また、上記実施形態のような超音波内視鏡10や、より細径な検査対象（血管や気管支など）用の超音波プローブ、カプセル内視鏡など、超音波トランスデューサの小型化が最も重要な課題となるものに対して本発明を適用すれば、特に優れた効果を奏する。

【0033】

また、上記実施形態のラジアル電子走査式の超音波プローブ2のように、バックング材21に曲率を有するものを用いた場合は、溝30の角度をあまり大きくしなくても、生体からのエコー信号を受信する圧電素子20の方向に超音波が反射することを防止することができ、より容易にエコー信号にノイズが乗ることを防ぐことができる。

【0034】

上記実施形態では、各圧電素子20に1個ずつ溝30を設けているが、図4に示すように、各圧電素子20に対して、溝30を複数個（この場合は3個）設けてもよい。また、図5に示すように、少なくともバックング材21の溝30が形成された部分に、アルミナ、タングステン、またはPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）粉末などからなる超音波散乱材40を添加してもよい。このようにすれば、バックング材21の裏面21bに反射する超音波自体を減らすことができ、バックング材21の厚みをさらに薄くすることが可能となる。

【0035】

さらに、図6に示すように、溝30の形状を工夫して、溝30に超音波が捕捉されて溝30の外に反射しないような構造としてもよい。また、図7に示すように、溝30を縦横方向に交互に配置した、無響室の壁面に用いられる構造を採用してもよい。

【0036】

なお、上記実施形態では、バックング材21の内半径 R_1 や外半径 R_2 を参照して、溝30の形状を決定しているが、これに加えて、駆動信号およびエコー信号の送受信タイミングを考慮して、溝30の形状を決定してもよい。

【0037】

また、超音波トランスデューサ17を構成する圧電素子20の個数、一度に駆動する圧電素子20の個数、エコー信号を受信する圧電素子20の位置および個数などは、上記実施形態で挙げられている数値に限定されず、超音波診断装置2の仕様に応じて適宜変更することができる。

【0038】

上記実施形態では、ラジアル電子走査方式の超音波内視鏡10を例に挙げて説明したが、コンベックス電子走査式やリニア電子走査式などの他の超音波プローブについても、本発明を適用することが可能である。また、体腔内診断用の超音波プローブに限らず、体腔外診断用の超音波プローブに適用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図2】超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】超音波トランスデューサの拡大図である。

【図4】超音波トランスデューサの別の実施形態を示す拡大図である。

【図5】超音波トランスデューサのさらに別の実施形態を示す拡大図である。

10

20

30

40

50

【図 6】超音波トランスデューサのさらに別の実施形態を示す拡大図である。

【図 7】超音波トランスデューサのさらに別の実施形態を示す拡大図である。

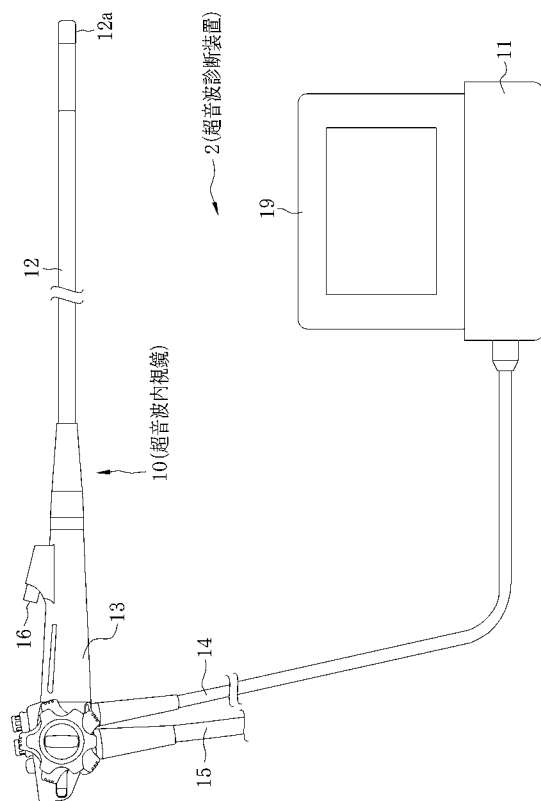
【符号の説明】

【 0 0 4 0 】

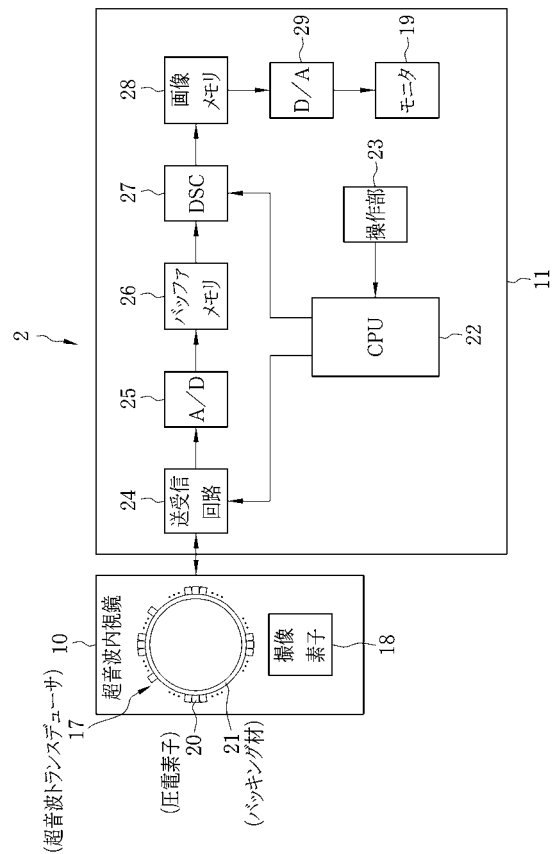
- 2 超音波診断装置
- 10 超音波内視鏡
- 11 超音波観測器
- 12 挿入部
- 12 a 先端
- 17 超音波トランスデューサ
- 18 撮像素子
- 20 圧電素子
- 21 バッキング材
- 21 a、21 b 表面、裏面
- 22 C P U
- 30 溝
- 40 超音波散乱材

10

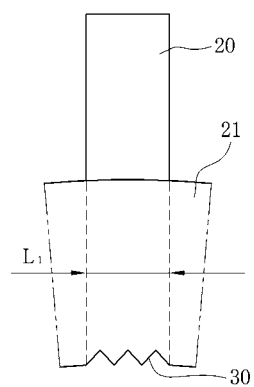
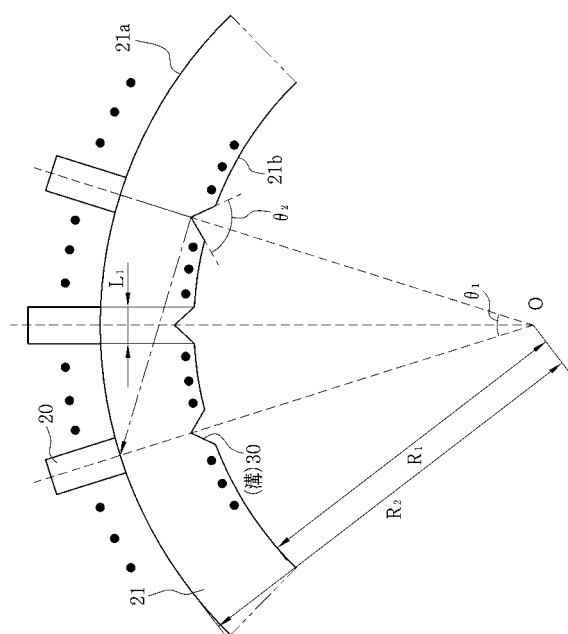
【図 1】



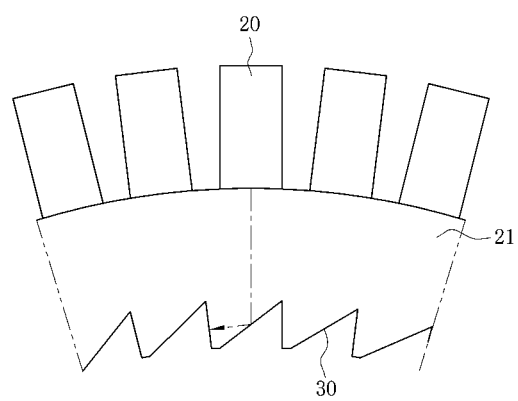
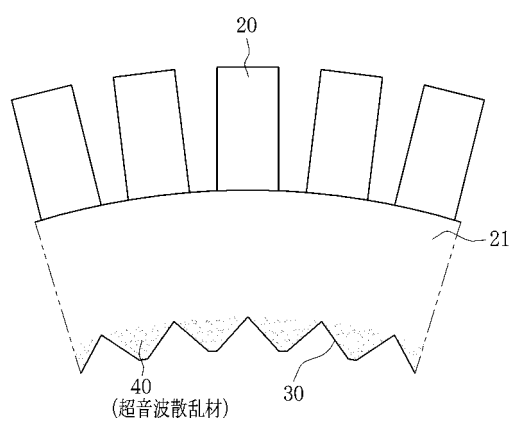
【図 2】



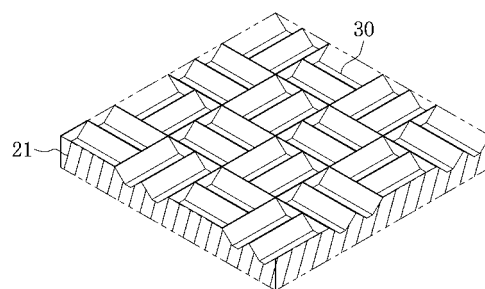
【 図 4 】



【 図 6 】



【圖 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09-010216(JP,A)
特開平07-322394(JP,A)
特開2004-329495(JP,A)
特開2004-350700(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
H04R 17/00
H04R 31/00

专利名称(译)	超声换能器，其制造方法，超声波探头		
公开(公告)号	JP4560417B2	公开(公告)日	2010-10-13
申请号	JP2005025297	申请日	2005-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H04R31/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G H04R17/00.330.J H04R31/00.330 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB30 4C601/GB41 5D019/FF04 5D019/GG06 5D019/HH01		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2006212076A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止噪声叠加在回波信号上，并缩小超声波探头插入部分的直径。
 解决方案：结合在超声波内窥镜10的插入部分12的远端12a中的超声换能器17设置有背衬材料21和布置在背衬材料21的表面21a上的压电元件20。在后表面21b上在背衬材料21上形成凹槽30。确定凹槽30的形状以防止超声波在背衬材料21的表面21a的方向上或者从接收来自活体的回波信号的压电元件20的方向上反射。当形成凹槽30时，使用喷砂，切割，模压或浇铸成型中的一种。
 附图说明

