

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3949989号
(P3949989)

(45) 発行日 平成19年7月25日(2007.7.25)

(24) 登録日 平成19年4月27日(2007.4.27)

(51) Int. Cl.	F I
HO 4 R 17/00 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 2 B
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
GO 1 N 29/24 (2006.01)	GO 1 N 29/24 5 0 2
HO 4 R 31/00 (2006.01)	HO 4 R 31/00 3 3 0

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-89767 (P2002-89767)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成14年3月27日(2002.3.27)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2003-289597 (P2003-289597A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成15年10月10日(2003.10.10)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成17年2月22日(2005.2.22)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波プローブ製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも一方の端部に非振動領域を有する超音波振動子をアレイ状に複数配列した超音波振動子群と、

前記超音波振動子の非振動領域同士を接着する第1の接着剤と、

前記超音波振動子の前記非振動領域以外の領域である振動領域同士を接着し、前記第1の接着剤よりも低い音響結合特性を有する第2の接着剤と、

を具備することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記第1の接着剤はエポキシ樹脂からなり、前記第2の接着剤はシリコン樹脂からなることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。 10

【請求項3】

圧電素子と前記圧電素子に電圧を印加するための電極とを有し、少なくとも一方の端部に非振動領域が形成される超音波振動子をアレイ状に複数配列する工程と、

前記各超音波振動子の前記非振動領域以外の領域である振動領域をマスキングする工程と、

隣り合う前記超音波振動子の非振動領域の間に、第1の接着剤を充填し硬化させる工程と、

前記マスキングを除去し、隣り合う前記超音波振動子の前記振動領域間に、前記第1の接着剤よりも低い音響結合特性を有する第2の接着剤を充填し硬化させる工程と、 20

を具備することを特徴とする超音波プローブ製造方法。

【請求項 4】

前記第 1 の接着剤はエポキシ接着剤であり、前記第 2 の接着剤はシリコン接着剤であることを特徴とする請求項 3 記載の超音波プローブ製造方法。

【請求項 5】

圧電素子と前記圧電素子に電圧を印加するための電極とを有し、少なくとも一方の端部に非振動領域が形成される超音波振動子をアレイ状に複数配列する工程と、

前記各超音波振動子の前記非振動領域をマスキングする工程と、

隣り合う前記超音波振動子の振動領域の間に、第 1 の接着剤を充填し硬化させる工程と

、

前記マスキングを除去し、隣り合う前記超音波振動子の前記非振動領域間に、前記第 1 の接着剤よりも高い音響結合特性を有する第 2 の接着剤を充填し硬化させる工程と、

を具備することを特徴とする超音波プローブ製造方法。

【請求項 6】

前記第 1 の接着剤はシリコン接着剤であり、前記第 2 の接着剤はエポキシ接着剤であることを特徴とする請求項 5 記載の超音波プローブ製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波プローブ及び超音波プローブ製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波プローブは、対象物の内部状態を画像化等を目的として、超音波を対象物に向けて照射し、その対象物における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置である。このような超音波プローブが採用された超音波画像装置として、例えば、人体内部を検査するための医用診断装置や金属溶接内部の探傷を目的とする検査装置等が存在する。特に、医用診断装置としての超音波診断装置においては、例えば人体の断層像（Bモード像）、超音波の血流によるドプラシフトを利用して血流の速度を2次元でカラー表示するカラーフローマッピング（CFM）法、二次高調波を画像化したティッシュハーモニクイメージング（THI）法等、種々の撮影技術が開発されている。超音波

【0003】

典型的な超音波プローブは、圧電素子と、当該圧電素子に電圧を印加するための電極と、を有する超音波振動子をアレイ状に複数配列した超音波振動子群を有している。この超音波振動子の電極には、フレキシブル配線基板の電極が半田付けや導電性接着剤により接続されている。このフレキシブル配線基板は、超音波振動子と超音波診断装置本体との電気的な接続を行い、超音波振動子を駆動するための駆動信号及び超音波振動子で受波した受信信号を伝達する。各超音波振動子には、このフレキシブル配線基板の接続のため、電圧の印加によって圧電振動を行う振動領域と、電気配線を確保するための非振動領域とが存在する。

【0004】

通常、超音波プローブの各超音波振動子間には、超音波振動子の支持のためにシリコン接着剤等の音響結合性の低い接着剤が充填されている。しかしながら、このような音響結合性の低い接着剤の充填では、超音波振動子の振動により、超音波振動子とフレキシブル配線基板の接続部で超音波振動子にひび割れ等の破損が生じることが多い。

【0005】

又、エポキシ樹脂やウレタン接着剤等の音響結合性の高い樹脂等の音響結合性の高い樹脂等によって超音波振動子間を充填すると、電極結合部の強度は向上するが、音響特性が悪化してしまう。従って、被検体内等に照射する超音波ビームの集束性が悪くなり、収集さ

10

20

30

40

50

れた超音波画像の画質が低下するという問題がある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、圧電素子と電極との間で高い結合強度を有し、且つ、音響特性が良好で画質の良い超音波画像を提供することのできる超音波プローブ、及び当該超音波プローブの製造方法を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0008】

本発明の第1の視点は、少なくとも一方の端部に非振動領域を有する超音波振動子をアレイ状に複数配列した超音波振動子群と、前記超音波振動子の非振動領域同士を接着する第1の接着剤と、前記超音波振動子の前記非振動領域以外の領域である振動領域同士を接着し、前記第1の接着剤よりも低い音響結合特性を有する第2の接着剤と、を具備することを特徴とする超音波プローブである。

10

【0009】

本発明の第2の視点は、圧電素子と前記圧電素子に電圧を印加するための電極とを有し、少なくとも一方の端部に非振動領域が形成される超音波振動子をアレイ状に複数配列する工程と、前記各超音波振動子の前記非振動領域以外の領域である振動領域をマスキングする工程と、隣り合う前記超音波振動子の非振動領域の間に、第1の接着剤を充填し硬化させる工程と、前記マスキングを除去し、隣り合う前記超音波振動子の前記振動領域間に、前記第1の接着剤よりも低い音響結合特性を有する第2の接着剤を充填し硬化させる工程と、を具備することを特徴とする超音波プローブ製造方法である。

20

【0010】

本発明の第3の視点は、圧電素子と前記圧電素子に電圧を印加するための電極とを有し、少なくとも一方の端部に非振動領域が形成される超音波振動子をアレイ状に複数配列する工程と、前記各超音波振動子の前記非振動領域をマスキングする工程と、隣り合う前記超音波振動子の振動領域の間に、第1の接着剤を充填し硬化させる工程と、前記マスキングを除去し、隣り合う前記超音波振動子の前記非振動領域間に、前記第1の接着剤よりも高い音響結合特性を有する第2の接着剤を充填し硬化させる工程と、を具備することを特徴とする超音波プローブ製造方法である。

30

【0011】

このような構成によれば、圧電素子と電極との間で高い結合強度を有し、且つ音響特性の高い超音波プローブ、及び当該超音波プローブの製造方法を実現することができる。

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

【0013】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の概略構成を示したブロック図である。まず、同図を基に超音波診断装置10の構成と信号の流れを説明する。

40

【0014】

超音波診断装置10は、被験者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ12と、この超音波プローブを駆動しかつ超音波プローブの受信信号を処理する装置本体11と、この装置本体に接続されかつオペレータからの指示情報を装置本体に入力可能な入力部13とを具備している。

【0015】

超音波プローブ12は、被験者との間で超音波信号の送受信を担う探触子である。この超音波プローブ12の構成については、後で詳しく説明する。

50

【 0 0 1 6 】

入力部 1 3 には、診断装置の制御や様々な画質条件設定を行うことが可能な、ボタン、キーボード、トラックボールなどが含まれる。

【 0 0 1 7 】

装置本体 1 1 は、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、Bモード処理回路 2 3、ドプラ処理回路 2 4、画像処理回路 2 5、イメージメモリ回路 2 6、表示部 2 8、心拍検出ユニット 2 9、記憶媒体 3 0、ネットワーク回路 3 1、コントローラ 3 2、を具備している。

【 0 0 1 8 】

超音波送信ユニット 2 1 は、図示しないが、トリガ発生器、遅延回路およびパルサ回路からなり、パルス状の超音波を生成してプローブ 1 2 の振動素子に送ることで収束超音波パルスを生成する。被検体内の組織で散乱したエコー信号は再びプローブ 1 2 で受信される。

10

【 0 0 1 9 】

プローブ 1 2 から素子毎に出力されるエコー信号は、超音波受信ユニット 2 2 に取り込まれる。ここでエコー信号は、図示しないが、チャンネル毎にプリアンプで増幅され、A/D変換後に受信遅延回路により受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算器で加算される。この加算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。この送信指向性と受信指向性とにより送受信の総合的な超音波ビームが形成される。

【 0 0 2 0 】

超音波受信ユニット 2 2 からの出力は、Bモード処理回路 2 3 に送られる。ここでエコー信号対数増幅、包絡線検波処理などが施され、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータとなる。ドプラ処理回路 2 4 は、エコー信号から速度情報を周波数解析し、解析結果を画像処理回路 2 5 に送る。

20

【 0 0 2 1 】

画像処理回路 2 5 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。この変換後の信号は、必要に応じて種々の設定パラメータの文字情報や目盛、ガイダンス画像などと共に合成され、ビデオ信号として表示部 2 8 に出力される。

【 0 0 2 2 】

表示部 2 8 は、画像処理回路 2 5 から入力した信号に基づいて、被検体組織形状を表す断面を表示する。

30

【 0 0 2 3 】

イメージメモリ回路 2 6 は、画像データを格納する記憶メモリから成る。この情報は、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、複数枚を使つての動画再生が可能となる。

【 0 0 2 4 】

記憶媒体 3 0 は、後述の診断解析プログラム等に使用する種々のソフトウェアプログラム、音声・画像などのライブラリが保管されている。またイメージメモリ回路 2 6 中の画像の保管などにも使用される。なお、記憶媒体 3 0 のデータは、ネットワーク回路 3 1 を経

40

【 0 0 2 5 】

コントローラ 3 2 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。またコントローラ 3 2 では、後述するが、本発明の主要部であるワークフローシステムが実行される。

【 0 0 2 6 】

（超音波プローブ）

次に、超音波プローブ 1 2 の構成について、図 2、図 3 を参照しながら詳しく説明する。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、超音波プローブ 1 2 の構成を説明するための図である。図 2 において、超音波プ

50

ローブ12は、圧電素子121、第1の電極122、第2の電極123、バッキング材124、音響マッチング層125、音響レンズ126、アース電極127、フレキシブル配線基板128を具備している。

【0028】

圧電素子121は、矩形状に整形された2成分系或いは3成分系の圧電セラミックス等であり、アレイ状に並べられている。所定周期の送信パルス電圧を印加することにより、各圧電素子121は被検体を発生する。

【0029】

図3は、図2に示した圧電素子121の拡大図である。

【0030】

各圧電素子121は、図3に示すように、圧電振動を行う振動領域と、圧電振動を行わない非振動領域とを有している。非振動領域には、アース電極127、フレキシブル配線基板128が設けられ、圧電素子への電圧印加及び受信信号取り出しのための配線が確保される。すなわち、圧電素子121は、非振動領域に設けられたアース電極127、フレキシブル配線基板128信号を介して、ケーブルを経由し、超音波診断装置本体のパルサ又はレシーバと電氣的なやり取りを行う。

【0031】

また、各圧電素子121は、接着層(図2、図3には図示せず。図6参照)によって互いに接着され一体化されている。この接着層は、音響結合の比較的低い第1の接着領域と、音響結合の比較的高い第2の接着領域とを有している。第1の接着領域は、隣り合う圧電素子121の振動領域間を接着し、第2の接着領域は、隣り合う圧電素子121の非振動領域間を接着する。第1の接着領域は、音響結合の低い樹脂、例えばシリコン接着剤等からなり、第2の接着領域は、音響結合の高い樹脂、例えばエポキシ接着剤等からなる。この接着層の形成については、後述する超音波プローブ製造方法において詳しく説明する。

【0032】

第1の電極122は、各圧電素子121の超音波照射側の面に設けられた電極である。また、第2の電極123は、第1の電極122と反対側の面に設けられた電極である。各電極122、123に電位差を生じさせることにより、圧電素子121を圧電振動させることで、超音波が照射される。

【0033】

バッキング材124は、フレキシブル配線基板128の背面に設けられており、圧電素子121を機械的に支持する。また、バッキング材124は、超音波パルスを短くするために、圧電素子121を制動している。このバッキング材124の厚さは、トランスデューサの音響的特性を良好に保つため、使用する超音波周波数の波長に対して十分な厚さ(十分減衰される厚さ)に保たれている。

【0034】

音響マッチング層125は、図示していない被検体と圧電素子121との間に位置するように設けられており、単層或いは多層から成っている。当該音響マッチング層125における音速、厚み、音響インピーダンス等のパラメータを調節することで、被検体と圧電素子121との音響インピーダンスの整合を図ることができる。

【0035】

音響レンズ126は、音響インピーダンスが生体に近いシリコーンゴム等から成るレンズであり、音波の屈折を利用して超音波ビームを集束させ分解能を向上させる。

【0036】

アース電極127は、第1の電極122の一端に設けられている共通電極板であり、圧電素子121に電力の印加等するための電極である。

【0037】

フレキシブル配線基板128は、第2の電極123の一端に設けられており、各圧電素子121に電力を印加するための柔軟性を備えた電極基板である。

【0038】

10

20

30

40

50

(超音波プローブ製造方法)

次に、超音波プローブ12の製造方法について、図4、図5(a)、(b)、図6(a)、(b)を参照しながら説明する。

【0039】

図4は、超音波プローブ12を製造する手順を示したフローチャートである。図5(a)、(b)、図6(a)、(b)は、超音波プローブ12の各製造プロセスを説明するための図である。

【0040】

図4において、まず圧電結晶体を所定の形状、サイズにて切断し、圧電素子121を形成する(ステップS1)。すなわち、所定厚のブレードにより、圧電結晶体をダイシングソーで所定ピッチにて切り出すことで、圧電素子121を形成する。切断され形成された各圧電素子121は、図5(a)に示すように、所定間隔にてアレイ状に配列される。

【0041】

次に、図5(b)に示すように、各圧電素子121の振動領域に、テープ等にてマスキング処理を行う(ステップS2)。すなわち、図3に示したように、圧電素子121には、振動領域と非振動領域とが存在する。この各圧電素子121の振動領域を、図5(b)に示すようにマスキングする。

【0042】

次に、マスキングされていない非振動領域に対して、比較的音響結合の高い樹脂、例えばエポキシ接着剤を充填し、硬化させる(ステップS3)。このとき、充填するエポキシ接着剤は、圧電素子121の振動領域に流入しない程度の粘度を有するものが好ましい。

【0043】

図6(a)は、マスキングされていない非振動領域に対して、エポキシ樹脂剤を充填した様子を示した図である。同図に示す様に、振動領域には、比較的音響結合の高いエポキシ樹脂は充填されない。また、粘度の高いエポキシ樹脂を使用することで、振動領域への流入を防止することができる。

【0044】

次に、マスキングを除去し、圧電素子121の振動領域に対して、比較的音響結合の低い樹脂、例えばシリコン接着剤を充填し、硬化させる(ステップS4)。

【0045】

図6(b)は、マスキングが除去された振動領域に対して、比較的音響結合の低いシリコン接着剤を充填した様子を示した図である。同図に示す様に、接着層129は、音響結合の比較的低いシリコン接着剤が充填された第1の接着領域と、音響結合の比較的高いエポキシ樹脂が充填された第2の接着領域とを有している。すなわち、圧電素子121の振動領域は第1の接着領域により接着され、非振動領域は第2の接着領域により接着されるから、音響特性を悪化させずに、圧電素子121と各電極127、128とを高い強度にて接合することができる。

【0046】

次に、第1の電極122にアース電極127を、第2の電極123にフレキシブル配線基板128を、導電ペーストを用いて接続し(ステップS5)、第1の電極122側に音響マッチング層125を形成し(ステップS6)、第2の電極123にバック材をエポキシ樹脂等で接着する(ステップS7)。

【0047】

次に、音響マッチング層125上に音響レンズ126を接着する(ステップS8)。すなわち、ダイシングソーにより所定厚のブレードで、アレイ方向に所定ピッチで溝を形成する。その溝にシリコン系の接着剤を充填し、音響レンズ126を音響マッチング層125に接着する。

【0048】

最後に、所定の筐体に格納し、例えば静電容量110pF/m、長さ2mの同軸ケーブルを前記フレキシブル配線基板128に接続することで、1次元アレイ型超音波プローブ1

10

20

30

40

50

2を製造することができる(ステップS9)。

【0049】

なお、図4のフローに示した手順では、最初に非振動領域に接着剤を充填し、次いで振動領域に接着剤を充填した。この逆の順序、すなわち、圧電素子121の非振動領域領域にマスキングをし、振動領域の間に接着剤を充填した後、非振動領域に接着剤を充填する構成であってもよい。この場合、最初に充填される接着剤、すなわち振動領域の間に充填される接着剤については、圧電素子121の非振動領域に流入しない程度の粘度を有するものを使用する。

【0050】

また、図7に示すように、圧電素子121の両端に非振動領域が存在する場合であっても、本手法にて、例えば非振動領域に音響結合の強い樹脂を充填し、振動領域に音響結合の弱い樹脂を充填すればよい。

10

【0051】

以上述べた構成によれば、圧電素子と電極の間で高い強度を有し、かつ良好な音響特性を有する超音波プローブを得ることができる。その結果、対象物内に集束性の高い超音波ビームを照射することができ、診断、観察に良好な超音波画像を取得することができる。

【0052】

また、簡易な手法にて音響結合特性の異なる層をもつ超音波振動子接着層を形成することができる。従って、対象物内に集束性の高い超音波ビームを照射することができ、診断、観察に良好な超音波画像を取得可能な超音波プローブを、迅速かつ低コストにて製造することができる。

20

【0053】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。

【0054】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせ実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも1つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

30

【0055】

【発明の効果】

以上本発明によれば、圧電素子と電極との間で高い結合強度を有し、且つ音響特性の良い超音波プローブを実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の概略構成を示したブロック図である。

【図2】図2は、超音波プローブ12の構成を説明するための図である。

40

【図3】図3は、図2に示した圧電素子121の拡大図である。

【図4】図4は、超音波プローブ12を製造する手順を示したフローチャートである。

【図5】図5(a)、(b)は、超音波プローブ12の各製造プロセスを説明するための図である。

【図6】図6(a)、(b)は、超音波プローブ12の各製造プロセスを説明するための図である。

【図7】図7は、医療用途の超音波プローブに使用される圧電素子の外観図である。

【符号の説明】

10...超音波診断装置

11...装置本体

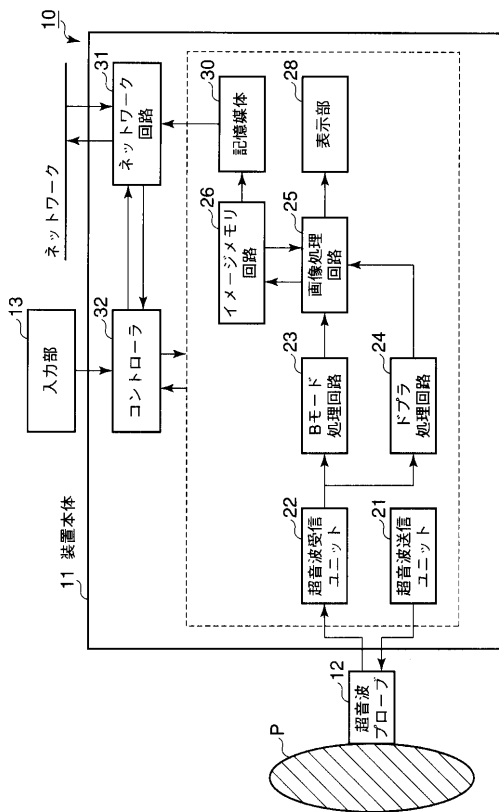
50

- 1 2 ... 超音波プローブ
- 1 3 ... 入力部
- 2 1 ... 超音波送信ユニット
- 2 2 ... 超音波受信ユニット
- 2 3 ... Bモード処理回路
- 2 4 ... ドプラ処理回路
- 2 5 ... 画像処理回路
- 2 6 ... イメージメモリ回路
- 2 8 ... 表示部
- 2 9 ... 心拍検出ユニット
- 3 0 ... 記憶媒体
- 3 1 ... ネットワーク回路
- 3 2 ... コントローラ
- 1 2 1 ... 圧電素子
- 1 2 2 ... 第1の電極
- 1 2 3 ... 第2の電極
- 1 2 4 ... バッキング材
- 1 2 5 ... 音響マッチング層
- 1 2 6 ... 音響レンズ
- 1 2 7 ... アース電極
- 1 2 8 ... フレキシブル配線基板
- 1 2 9 ... 接着層

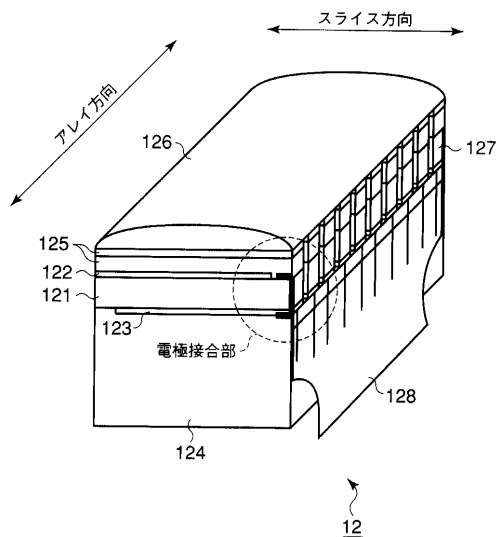
10

20

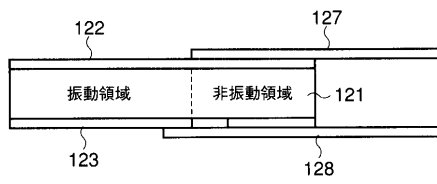
【 図 1 】



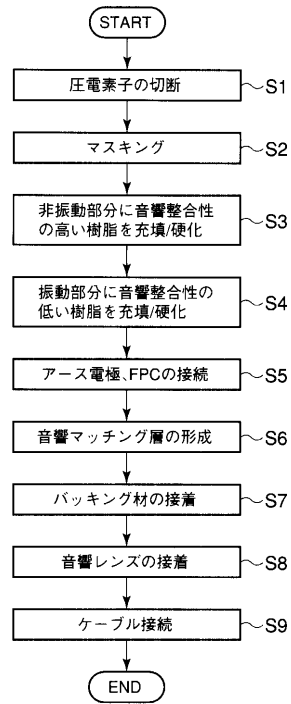
【 図 2 】



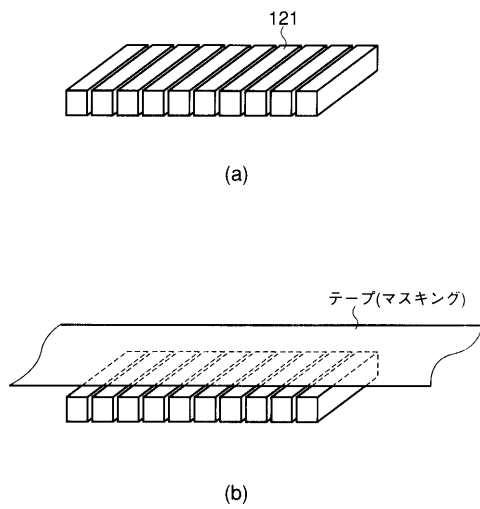
【 図 3 】



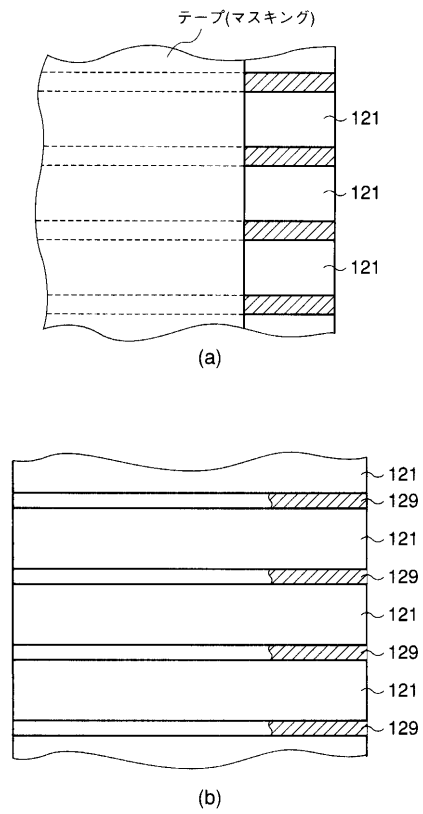
【 図 4 】



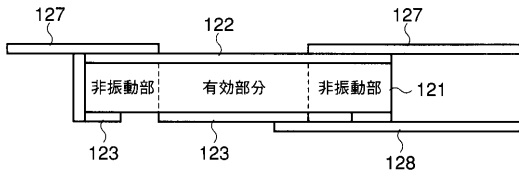
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 湯浅 克敏

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 新川 圭二

(56)参考文献 特開2000-261891(JP,A)

特開2000-253496(JP,A)

特開昭60-256040(JP,A)

特開昭62-179300(JP,A)

特開2000-108345(JP,A)

特開2001-025093(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R 17/00

A61B 8/00

G01N 29/24

H04R 31/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波探头的制造方法		
公开(公告)号	JP3949989B2	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	JP2002089767	申请日	2002-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	湯浅克敏		
发明人	湯浅 克敏		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24 H04R31/00		
FI分类号	H04R17/00.332.B A61B8/00 G01N29/24.502 H04R31/00.330		
F-TERM分类号	2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA07 2G047/GB02 2G047/GB13 2G047/GB17 2G047/GB21 2G047/GB22 2G047/GB32 4C301/EE07 4C301/GB03 4C301/GB19 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/GB27 4C301/GB33 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB26 4C601/GB32 4C601/GB41 5D019/BB18 5D019/BB25 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/GG01 5D019/GG03 5D019/GG06 5D019/HH03		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2003289597A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种在压电元件和电极之间具有高耦合强度并具有高声学特性的超声波探头，以及制造超声波探头的方法。解决方案：超声波振动器的非振动区域由具有高声学耦合的树脂支撑，并且用于利用具有低声学耦合的树脂支撑超声波振动器的振动区域的粘合层用作超声波换能器。之间。在具有粘合剂层的超声波探头的制造中，相对于在开始时在压电元件的振动区域和非振动区域中的一个中充电的粘合剂，需要增加不流入压电元件121的振动区域和非振动区域中的另一个的程度。按重量使用。

図 1

