

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-350700

(P2004-350700A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int.Cl.⁷A61B 8/12
H04R 17/00

F I

A61B 8/12
H04R 17/00 332

テーマコード (参考)

4C601
5D019

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2003-148303 (P2003-148303)
(22) 出願日 平成15年5月26日 (2003.5.26)(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 安達 日出夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 沢田 之彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 今橋 拓也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

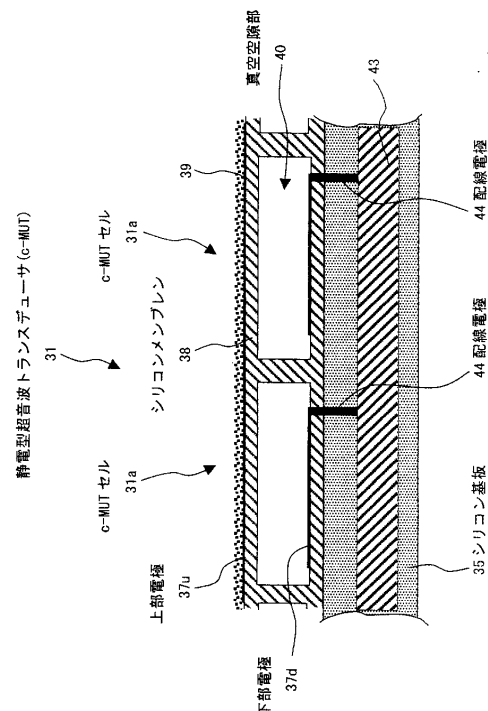
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】超音波内視鏡に設けられる超音波トランスデューサの鉛フリー及び性能のバラツキを防止した超音波内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】超音波トランスデューサは、静電型超音波トランスデューサ(以下、c-MUT 31とも記載する)31であり、シリコンプロセスで自動で製造される。c-MUT 31は、複数のc-MUTセル31aを配列して形成される。複数のc-MUTセル31a,...,31aは微小所定ピッチで複数列、複数行で整列配置されている。c-MUTセル31aは、シリコン基板35上に形成された、信号入出力用電極である下部電極37d、シリコンメンブレン38及び接地電極である上部電極37uで主に構成され、真空空隙部40はシリコンメンブレン38の制動層になっている。複数のc-MUTセル31aが配列されるシリコン基板35にはアクセス回路形成部43や、配線電極44が設けられている。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入された超音波トランスデューサで超音波を送受波して生体組織情報を得る超音波内視鏡と、この超音波内視鏡から伝送される生体組織情報に関する電気信号の信号処理及び前記超音波トランスデューサの駆動制御を行う超音波観測装置とを具備する超音波内視鏡装置において、

前記超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサを、シリコン半導体基板で形成したことを特徴とする超音波内視鏡装置。

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサは、シリコンマイクロマシーニング技術を用いて加工した、静電型超音波トランスデューサであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波内視鏡と超音波観測装置とを備えた超音波内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、体腔内に超音波を照射し、そのエコー信号から体内の状態を画像化して診断する超音波診断法が広く普及している。

図30(a)ないし図30(c)に示すように体腔内の超音波断層画像を得る超音波内視鏡装置としては、挿入部201を構成する先端部202に照明光学部203及び観察光学部204とともに超音波観察部205を設けた超音波内視鏡200がある。なお、符号206は図示しないバルーンが配置されるバルーン配置用溝である。

【0003】

前記超音波内視鏡200では超音波を送受する超音波トランスデューサ207、208が先端部205に設けられている。図30(b)に示す超音波トランスデューサ207は電子走査式であり、この超音波トランスデューサ207は複数の超音波トランスデューサ素子207a, ..., 207aを配列して構成されている。これら超音波トランスデューサ素子207a, ..., 207aを図示しない超音波観測装置を介してリニア又はセクタ走査することによって、超音波が超音波内視鏡200の軸方向に対して垂直方向に出射されて、リニア或いはセクタ超音波断層画像が表示装置(不図示)に表示されるようになっている。

【0004】

一方、図30(c)に示す超音波トランスデューサ208は機械走査式であり、この超音波トランスデューサ208はハウジング209を有している。そして、このハウジング209を図示しない駆動モータの駆動力によって機械的に回転させることによって、このハウジング209の回転とともに超音波が超音波内視鏡200の軸に対して直交する方向に出射されて、ラジアル超音波断層画像が表示されるようになっている。

【0005】

図31に示すように前記超音波トランスデューサ208は、例えば円板状の複合圧電体211を使用したものである。この複合圧電体211は、ジルコン酸チタン酸鉛Pb(Zr, Ti)O₃等のPZT系圧電セラミックス等で形成されている複数の圧電体(不図示)の隙間及び周囲にポリウレタン、エポキシ等の樹脂部材(不図示)を充填して構成したものであり、この複合圧電体211は金属製のケース体212内に配設されている。

【0006】

前記複合圧電体211には上面側表面に設けた第1電極211aと、下面側表面に設けた第2電極211bとが設けられている。前記第2電極211bと前記第1電極211aとは電氣的に別体であり、第1電極211aを設けた上面側が超音波放射面になっている。前記第2電極211bには信号用導体213が接続され、前記第1電極211aにはグラ

10

20

30

40

50

ンド線 2 1 4 が接続されている。

【 0 0 0 7 】

前記ケース体 2 1 2 内に配設されている複合圧電体 2 1 1 の下面側には超音波吸収体 2 1 5 が配設され、曲面を形成した上面側にはケース体 2 1 2 の先端面までを覆う音響整合層の振幅条件を満たす音響整合層を兼ねる音響レンズ 2 1 6 が設けてある。また、前記超音波吸収体 2 1 5 及び複合圧電体 2 1 1 の外周側には第 1 電極 2 1 1 a と第 2 電極 2 1 1 b との電氣的な接触を防止する樹脂製の絶縁部材 2 1 7 が設けてある。さらに、前記超音波トランスデューサ 2 0 8 の表面を、耐水性、耐薬品性に優れたパリレン（ポリパラキシリレン）等で形成された保護膜（不図示）で覆っている。

【 0 0 0 8 】

一方、図 3 2 に示すように複数の超音波トランスデューサ素子 2 0 7 a , ... , 2 0 7 a を配列した超音波トランスデューサ 2 0 7 は、ジルコン酸チタン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 等の P Z T 系圧電セラミックス等で形成された圧電素子 2 2 1 とこの圧電素子 2 2 1 の背面側に配設されるバッキング材 2 2 2 とで構成されている。前記圧電素子 2 2 1 の両面には電極 2 2 1 a , 2 2 1 b が設けられている。そして、前記電極 2 2 1 b にはフレキシブルプリント基板 2 2 3 のパターン 2 2 3 a が図示しない半田で電氣的に接続されている。

【 0 0 0 9 】

前記圧電素子 2 2 1 は、厚み方向に対してバッキング材 2 2 2 まで届く深さ寸法のダイシング溝 2 2 4 によって長手方向に短冊状に等間隔で分離されて長手方向に複数のトランスデューサ素子 2 0 7 a を配列している。このダイシング溝 2 2 4 によって、半田による接続部をそれぞれ隣接する接続部と分離することにより、各パターン 2 2 3 a は 1 つのトランスデューサ素子 2 0 7 をそれぞれ形成する 2 つのサブエレメント素子 2 0 7 b に接続されている。前面側の電極 2 2 1 a の上には図示しない音響整合層が設けられ、前面側の電極 2 2 1 a を図示しない G N D 配線材により隣接する電極 2 2 1 a と互いに接続されてグランド電位に設定されている。

【 0 0 1 0 】

【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、前記超音波内視鏡では、電子走査式、機械走査式に関わらず、超音波トランスデューサを構成する圧電体に鉛が含まれている。このため、近年の環境問題を踏まえて、体腔内に挿入されて使用される超音波内視鏡に設けられる超音波トランスデューサの鉛フリー化が望まれている。

【 0 0 1 1 】

また、機械走査式で用いられる超音波トランスデューサでは、複数の圧電体の隙間及び周囲に樹脂部材を、常時均一に充填することが難しく、作成者、或いは製造日等によって性能にバラツキが生じていた。一方、電子走査式の超音波トランスデューサではダイシング溝を形成する作業に熟練をようし、作成者、或いは製造日等によって性能にバラツキが生じていた。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波内視鏡に設けられる超音波トランスデューサの鉛フリー及び性能のバラツキを防止した超音波内視鏡装置を提供することを目的にしている。

【 0 0 1 3 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明の超音波内視鏡装置は、体腔内に挿入された超音波トランスデューサで超音波を送受波して生体組織情報を得る超音波内視鏡と、この超音波内視鏡から伝送される生体組織情報に関する電気信号の信号処理及び前記超音波トランスデューサの駆動制御を行う超音波観測装置とを具備する超音波内視鏡装置であって、前記超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサを、シリコン半導体基板で形成している。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

そして、前記超音波トランスデューサは、シリコンマイクロマシーニング技術を用いて加工した、静電型超音波トランスデューサである。

【 0 0 1 5 】

これらの構成によれば、シリコンマイクロマシーニング技術を用いることにより、クリーンな環境で、ダイシング溝に起因した不具合を解消した、鉛フリーの高精細な超音波トランスデューサが形成される。

【 0 0 1 6 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

10

（ 第 1 実施形態 ）

図 1 ないし図 1 3 は本発明の第 1 実施形態にかかり、図 1 は超音波内視鏡装置を説明する図、図 2 は超音波内視鏡の先端部の構成を説明する図、図 3 は超音波トランスデューサを説明する図、図 4 は図 3 の矢印 A で示す部分の拡大図及び c - M U T セルを説明する図、図 5 は c - M U T セルの断面の構成例を説明する図、図 6 は超音波観測装置及び超音波トランスデューサの構成を説明するブロック図、図 7 は c - M U T の他の構成例を説明する図、図 8 は c - M U T セルの配列及びセル形状を説明する図、図 9 は超音波送受波方向を前方にした c - M U T を説明する図、図 1 0 は超音波走査面の開口形状を多角形状にした前方を超音波送受波方向とした c - M U T を示す図、図 1 1 は超音波走査面の開口形状を円形状にした前方を送受波方向とした c - M U T を示す図、図 1 2 は貫通孔を形成した前方を送受波方向とした c - M U T を示す図、図 1 3 は機械走査式の超音波内視鏡の c - M U T を説明する図である。

20

【 0 0 1 7 】

なお、図 8 (a) は c - M U T セルを格子状に配列したときの図、図 8 (b) は c - M U T セルの他のセル形状を示す図、図 8 (c) は c - M U T セルの別のセル形状を示す図、図 1 3 (a) は機械走査式の c - M U T を説明する図、図 1 3 (b) は c - M U T を配置した機械走査式の超音波内視鏡を示す図である。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように本実施形態の超音波内視鏡装置 1 は、後述する静電型超音波トランスデューサを備える超音波内視鏡（以下、内視鏡と略記する）2 と、照明光を供給する光源部（不図示）及び図示しない撮像素子の駆動及びこの撮像素子から伝送される電気信号の各種信号処理を行って内視鏡観察画像用の映像信号を生成する信号処理部を具備する内視鏡観察装置 3 と、前記静電型超音波トランスデューサの駆動及びこの静電型超音波トランスデューサから伝送される電気信号の各種信号処理を行って超音波断層画像用の映像信号を生成する信号処理部を具備する超音波観測装置 4 と、この超音波観測装置 4 及び前記内視鏡観察装置 3 で生成された映像信号を基に観察用画像を表示するモニタ 5 とを備えて主に構成されている。

30

【 0 0 1 9 】

前記内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の基端側に位置する操作部 1 2 と、この操作部 1 2 の側部から延出するユニバーサルコード 1 3 とで主に構成されている。

40

【 0 0 2 0 】

前記ユニバーサルコード 1 3 の基端部には前記内視鏡観察装置 3 に接続される内視鏡コネクタ 1 4 が設けられている。この内視鏡コネクタ 1 4 の先端部には前記内視鏡観察装置 3 の光源部に接続される照明用コネクタ 1 4 a が設けられ、側部には前記信号処理部に電気接続される図示しない電気コードが着脱自在に接続される電気コネクタ 1 4 b が設けられている。また、この内視鏡コネクタ 1 4 の基端部からは前記超音波観測装置 4 に電氣的に接続される超音波コネクタ 1 5 a を有する超音波ケーブル 1 5 が延出している。

【 0 0 2 1 】

前記挿入部 1 1 は、先端側から順に硬質部材で形成した先端硬性部 6 と、この先端硬性部

50

6の基端側に連設する湾曲自在な湾曲部7と、この湾曲部7の基端側に連設して前記操作部12の先端側に至る細径かつ長尺で、可撓性を有する可撓管部8とで構成されている。

【0022】

前記先端硬性部6には、直視による内視鏡観察を行う観察光学部及び照明光学部を配置した内視鏡観察部20及び超音波を送受する複数の超音波トランスデューサ素子を配列して超音波走査面を形成した超音波観察ユニット30とが設けられている。

【0023】

前記操作部12には前記湾曲部7を湾曲制御するアングルノブ16、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン17a、吸引操作を行うための吸引ボタン17b、体腔内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口18等が設けられている。前記モニタ5に表示させる表示画像を切り換えたり、フリーズ、リリース等の指示を行う各種操作スイッチ19が設けられている。なお、符号9は患者の口腔に配置されるマウスピースである。

【0024】

図2に示すように前記先端硬性部6の先端側には超音波観察を行うための超音波観察ユニット30が配置されている。また、前記先端硬性部6には斜面部21が形成されており、この斜面部21には観察部位に照明光を照射する照明光学部を構成する照明レンズカバー22、観察部位の光学像をとらえる観察光学部を構成する観察用レンズカバー23、前記処置具挿入口18から導入された処置具が突出する開口である鉗子出口24が設けてある。

【0025】

前記先端硬性部6には超音波透過性を有するラテックスやテフロン(R)ゴム等で膨縮自在に形成された図示しないバルーンを必要に応じて取り付けするための周状のバルーン溝25が形成されている。また、このバルーン溝25近傍にはバルーン内へ超音波伝達媒体である水等の給排水を行うための図示しない管路開口が設けられている。

【0026】

なお、前記照明レンズカバー22には前記内視鏡観察装置3に設けられている光源部からの照明光を伝送するライトガイドファイバ(不図示)が臨まれており、前記観察用レンズカバー23の結像位置には図示しない信号ケーブルを延出する固体撮像素子(不図示)が配置されている。

【0027】

前記超音波観察ユニット30は、超音波の送受信を行う超音波トランスデューサ31と、この超音波トランスデューサ31を収納し、前記先端硬性部6に取付け固定されるハウジング部32とで主に構成されている。

【0028】

図2及び図3に示す前記超音波トランスデューサ31は、シリコン半導体基板をシリコンマイクロマシーニング技術を用いて加工した、静電型超音波トランスデューサ(以下、c-MUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer))31とも記載する)であり、手作業によらず、シリコンプロセスで、完全にクリーンな環境で操作シーケンスにしたがって忠実に自動で製造される。

【0029】

前記c-MUT31は、複数のc-MUTセル31aを配列して、例えば方形セクタタイプとして形成されている。このc-MUT31の各c-MUTセル31a、...、31aと信号線33、...、33とはケーブル接続部34を介して電氣的に接続される構成になっている。このケーブル接続部34から延出する信号線33、...、33はひとまとめにされて、挿入部11内を挿通する図示しない例えばチューブ内に挿通された状態で操作部12方向に延出して、前記超音波観測装置4に電氣的に接続されるようになっている。

【0030】

なお、前記ハウジング部32の先端部には図示しないバルーンを必要に応じて取り付けするための周状のバルーン溝32aを有する凸部32bが設けられている。また、前記c-MUT31の表面及び前記ハウジング部32の一部は、耐水性、耐薬品性に優れたパリレン

10

20

30

40

50

(ポリパラキシリレン)等で形成された保護膜(図4の符号39参照)で被覆されている。

【0031】

図4及び図7に示すように前記c-MUT31を構成する各c-MUTセル31aのセル形状は例えば六角形状で形成されている。そして、複数のc-MUTセル31a,...,31aを微小所定ピッチで複数列、複数行にハニカム構造で整列配置させて、超音波走査面の開口形状を例えば四角形状にしている。

【0032】

前記c-MUTセル31aは、シリコン基板35上に形成された、下部電極37d、電極間距離を設定する絶縁性支柱36、シリコン又はシリコン化合物から形成されたシリコンメンブレン38、及び上部電極37uで主に構成されている。前記下部電極37dは前記シリコン基板35の上面に設けられ、前記上部電極37uはシリコンメンブレン38の上面に設けられている。符号40は真空空隙部(以下、空隙部と略記する)であり、本形態においてはシリコンメンブレン38の制動層になっている。

【0033】

複数のc-MUTセル31aが配列されるシリコン基板35にはc-MOS集積回路で構成されたアクセス回路を設けたアクセス回路形成部43や、配線電極44が設けられている。前記シリコンメンブレン38に設けられた上部電極37uは接地電極であり、前記下部電極37dは信号入出力用電極である。そして、前記上部電極37uの上面には前記保護膜39が被覆されている。

【0034】

図2に示すように超音波観察ユニット30を構成する図3に示すc-MUT31には複数のc-MUTセル31aが配列されている。これらc-MUTセル31aは、超音波観測装置4に設けられているCPU51から出力される動作指示信号に基づいて駆動制御されるようになっている。

【0035】

前記超音波観測装置4には図6に示すように前記CPU51、トリガー信号発生回路52、セクタ53、エコー信号処理回路54、ドップラー信号処理回路55、高調波信号処理回路56、超音波画像処理部57や送信遅延回路61、バイアス信号印加回路62、駆動信号発生回路63、送受信切換回路64、c-MUTセル31aにプリアンプ65、ビームフォーマ66が備えられている。

【0036】

前記CPU51はこの超音波観測装置4に設けられている各種回路及び処理部に動作指示信号を出力したり、各種回路及び処理部からのフィードバック信号を受信して、各種制御を行う。

【0037】

前記トリガー信号発生回路52は、各c-MUTセル31aを駆動させて送波及び受波のタイミング信号である繰り返しのパルス信号を出力する。

前記セクタ53は前記CPU51の動作指示信号に基づいて指示された所定のc-MUTセル31aに対してパルス信号を伝送する。

【0038】

前記エコー信号処理回路54は、各c-MUTセル31aから出力される超音波から生体内の臓器及びその境界などで反射し、前記c-MUTセル31aに戻ってきて受信された後述する受信ビーム信号を基に可視像の画像データを生成する。

【0039】

前記ドップラー信号処理回路55は、前記c-MUTセル31aから出力される受信ビーム信号からドップラー効果を利用して組織の移動成分、すなわち血流成分を抽出し、超音波断層像内における血流の位置を着色するためのカラーデータを生成する。

【0040】

前記高調波信号処理回路56は、各c-MUTセル31aから出力される受信ビーム信号

10

20

30

40

50

から第2高調波周波数又は第3高調波周波数を中心周波数とするフィルタでその周波数成分の信号を抽出、増幅してハーモニックイメージング診断用の画像データを生成する。

【0041】

前記超音波画像処理部57は前記エコー信号処理回路54、前記ドップラー信号処理回路55、前記高調波信号処理回路56等で生成された画像データを基に、それぞれBモード画像、ドップラー画像、ハーモニックイメージング像等を構築する。また、同時に、CPU51を介して文字等のキャラクタのオーバーレイを行う。そして、この超音波画像処理部57で構築した映像信号をモニタ5に出力して、モニタ5の画面上に観察画像の1つである超音波断層画像を表示させる。

【0042】

前記送信遅延回路61は各c-MUTセル31aに駆動電圧を印加するタイミングを決定して、所定のセクタ走査等を行うように設定する。

前記バイアス信号印加回路62は前記駆動信号発生回路63に所定のバイアス信号を印加する。このバイアス信号としては、送受信時に同じ直流電圧を使用するもの、送信時に高い電圧に設定して受信時には低い電圧に変化させるもの、例えば相関を取るために直流成分に交流成分を重畳させたものなどがある。

【0043】

DCバイアス電圧は、送信時においては送信電圧波形と同じ波形の超音波送信波形を得るために必要である。前記DCバイアス電圧が重畳しないと、送信超音波信号の周波数は駆動電圧信号の2倍となり、その振幅は二分の一となる。

【0044】

一方、受信時はバイアス電圧印加は必用である。このバイアス電圧は直流電圧であれば受信超音波と同一の波形になる。また、DC電圧とともに更に交流電圧信号を重畳させ、後段の信号処理によって、その交流電圧信号の中心周波数のバンドパスフィルタで濾波し、SNを改善することも可能である。さらに、他のバイアス電圧印加の利用方法としてc-MUTセル選択が可能となる。これは、バイアス電圧がないと原理的に受信信号が得られないことを利用するものであり、セル選択を行わないセルに対してDC電圧を与えないようにすることで、セル選択が可能になる。直流信号成分が重畳した受信信号は、コンデンサ等の直流信号阻止手段でrf信号に変換され、受信信号とされ、信号処理部に伝送される。

【0045】

前記駆動信号発生回路63は前記送信遅延回路61からの出力信号に基づいて、所望する超音波波形に対応する駆動電圧信号であるバースト波を発生する。前記送受信切換回路64は1つのc-MUTセル31aを送波状態と受波状態とに切り換えるものである。送波状態のときには前記駆動電圧信号をc-MUTセル31aに印加し、受波状態では前記エコー情報を受信することによってc-MUTセル31aの電極37u、37d間に発生した電荷信号をプリアンプに出力する。

【0046】

前記プリアンプ65は前記送受信切換回路64から出力された電荷信号を電圧信号に変化するとともに増幅する。

前記ビームフォーマ66は前記プリアンプ65から出力された各超音波エコー信号を前記送信遅延回路61での遅延と同様又は異なる遅延時間で合成した受信ビーム信号を出力する。

【0047】

そして、CPU51の動作指示信号に基づいて、所定の位相差を与えて、それぞれのc-MUTセル31aを駆動して、超音波観察ユニット30の超音波走査面から所定の焦点距離に設定した超音波を送波して、前記ビームフォーマ66で前記送信遅延回路61での遅延と同様な遅延をかけて合成して受信ビーム信号として出力することによって、前記焦点距離に設定した超音波による超音波観測を行える。

【0048】

10

20

30

40

50

なお、前記ビームフォーマ６６で前記送信遅延回路６１での遅延と異なる所望の遅延時間で合成して出力することによって、このビームフォーマ６６の遅延時間に対応した受信ビーム信号を得て、超音波観測装置４を経て所望の超音波断層画像を得られる。

【００４９】

また、本実施形態においては複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａの制御回路及び配線電極等をシリコン基板３５の第１中間誘電体層４１及び第２中間誘電体層４２に形成した層状配置のｃ－ＭＵＴ３１としているが、ｃ－ＭＵＴ３１の構成は層状配置に限定されるものではなく、図７に示すようにｃ－ＭＵＴ３１の一面側に複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａを配列させたｃ－ＭＵＴセル形成部３１ｂと、前記制御回路、配線電極等を形成した回路形成部３１ｃとを設けた、面内配置の超音波トランスデューサ３１Ａを構成するようにしてもよい。 10

【００５０】

さらに、本実施形態においてはｃ－ＭＵＴセル３１ａのセル形状を六角形形状に形成し、それらをハニカム構造で整列配置させた構成としているが、ｃ－ＭＵＴセル３１ａの形状及び配列はこれに限定されるものではなく、図８（ａ）に示すように複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａを格子状に整列配置させる構成であったり、図８（ｂ）に示すような円形形状や楕円形状（不図示）でｃ－ＭＵＴセル３１ｄを形成したり、図８（ｃ）に示すような八角形形状等の多角形形状でｃ－ＭＵＴセル３１ｅを形成するようにしてもよい。

【００５１】

又、本実施形態においては複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａを配列させて構成したｃ－ＭＵＴ３１の超音波走査面から出射される超音波を超音波内視鏡２の長手軸方向に対して略直交する側方に出射させる構成としているが、図９（ａ）に示すようにｃ－ＭＵＴ３１から延出する信号線３３を超音波走査面の背面側から延出させてｃ－ＭＵＴ３１Ｂを構成にすることによって、図９（ｂ）に示すようにこのｃ－ＭＵＴ３１Ｂを前方視タイプの内視鏡観察部２０Ａを有する挿入部先端面１１ａに配置することによって、超音波走査面から出射される超音波を挿入部１１の挿入方向前方に設定した前方視の方形セクタ電子スキャンタイプの超音波内視鏡２Ａを構成することができる。 20

【００５２】

また、本実施形態では複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａを整列配置させて、超音波走査面の開口形状を四角形形状としているが、ｃ－ＭＵＴセル３１ａを整列配置して形成する超音波走査面の開口形状及び開口の大きさ等は図に示したものに限定されるものではなく、図１０（ａ）に示すような八角形形状等の多角形形状のｃ－ＭＵＴ３１Ｃを形成したり、図１１（ａ）に示すような円形形状や図示しない楕円形状等のｃ－ＭＵＴ３１Ｄを形成するようにしてもよい。 30

【００５３】

そして、これらｃ－ＭＵＴ３１Ｃ、３１Ｄを図１０（ｂ）及び図１１（ｂ）に示すよう挿入部先端面１１ａに配置して前方視の多角形セクタ電子スキャンタイプの超音波内視鏡２Ｂを構成したり、前方視の円形セクタ電子スキャンタイプの超音波内視鏡２Ｃを構成するようにしてもよい。なお、このとき、ケーブル接続部３４の形状をｃ－ＭＵＴの形状にあわせて変化させている。 40

【００５４】

上述のように構成したｃ－ＭＵＴを超音波観察ユニットに設けた超音波内視鏡の作用を説明する。

超音波内視鏡装置１のモニタ５の画面上に表示される内視鏡画像を観察しながら挿入部１１を体腔内に挿入していく。そして、この挿入部１１の先端硬性部６が観察部位近傍に配置されたなら、例えば図示しないバルーンを膨張させるとともに、超音波観測装置４を操作してｃ－ＭＵＴ３１を駆動状態にする。

【００５５】

すると、この超音波観測装置４のＣＰＵ５１から観察者の操作指示に対応した動作指示信号が出力され、トリガー信号発生回路５２でパルス信号に変換されて、セレクト５３を介してｃ－ＭＵＴ３１を構成する所定のｃ－ＭＵＴセル３１ａに向けて出力されていく。 50

【 0 0 5 6 】

このパルス信号は、送信遅延回路 6 1 に入力され、所定の遅延をかけた駆動電圧信号を駆動信号発生回路 6 3 及びバイアス信号印加回路 6 2 を介して出力し、送受信切換回路 6 4 によって送波状態に切り換えられたとき、この駆動電圧信号が c - M U T セル 3 1 a に印加されて超音波が出射される。

【 0 0 5 7 】

そして、前記 C P U 5 1 では配列されたそれぞれの c - M U T セル 3 1 a に対して動作指示信号を出力して、例えば、中央の c - M U T セル 3 1 a に対して駆動電圧信号に大きな遅延をかけ、配列の中央から離れていく c - M U T セル 3 1 a に対して駆動電圧信号に小さな遅延をかける等して 1 つの超音波波形を形成して、c - M U T 3 1 の超音波走査面から出力されていく。 10

【 0 0 5 8 】

つまり、C P U 5 1 の制御に基づいて各 c - M U T セル 3 1 a から超音波を出射させて、軸方向に対するセクタ走査や、軸方向に対して直交した方向に対するセクタ走査を行える。

【 0 0 5 9 】

一方、これら c - M U T セル 3 1 a では、前記送受信切換回路 6 4 によって送波状態と受波状態とが切換制御されている。このため、送受信切換回路 6 4 が受波状態であるときには、c - M U T セル 3 1 a でエコー情報を受信したことによって電極 3 7 u、3 7 d 間に発生した電荷信号がプリアンプ 6 5 に出力される。 20

【 0 0 6 0 】

このプリアンプ 6 5 に出力された電荷信号は、電圧信号に変換するとともに増幅され、ビームフォーマ 6 6 で適当な遅延をかけた受信ビーム信号として超音波観測装置 4 に出力される。

【 0 0 6 1 】

そして、各 c - M U T セル 3 1 a から順次出力される受信ビーム信号をエコー信号処理回路 5 4、ドップラー信号処理回路 5 5、高調波信号処理回路 5 6 等を経て所定の処理を行い、その後、超音波画像処理部 5 7 で標準的な映像信号に変換すると同時に、C P U 5 1 を介してオーバーレイを行ってモニタ 5 に出力する。このことによって、モニタ 5 の画面上には前記内視鏡画像とともに超音波断層画像が表示される、或いは、前記内視鏡画像に 30 換えて超音波断層画像が表示される。

このことによって、対象観察部位の超音波観察を行える。

【 0 0 6 2 】

このように、超音波内視鏡の先端部に設けられた超音波観察ユニットに配置される超音波トランスデューサを、シリコン半導体基板をシリコンマイクロマシーニング技術を用いて複数の c - M U T セルを配列させた、静電型超音波トランスデューサで構成したことによって、鉛フリーの超音波トランスデューサを実現することができる。

【 0 0 6 3 】

また、シリコンマイクロマシーニング技術を用いることによって、静電型超音波トランスデューサを、クリーンな環境で、自動作成することができる。このことによって、精細な c - M U T セルの配列を、ダイシング歪みやバラツキを発生させることなく行えるので、信頼性の高い超音波観察ユニットを安価に提供することが可能になる。 40

【 0 0 6 4 】

さらに、c - M U T セルのセル形状や、超音波走査面の開口形状を所望の形状及び大きさに設定して、超音波観察ユニットの小型化及び高精度化を図ることができる。

【 0 0 6 5 】

なお、図 1 2 (a) に示すようにリング形状の c - M U T 3 1 E を形成して、この c - M U T 3 1 E の略中央部に貫通孔 2 4 a を形成するようにしてもよい。本実施形態においては前記貫通孔 2 4 a を形成するため信号線 3 3 をケーブル接続部 3 4 の縁部側から延出させている。

【 0 0 6 6 】

そして、前記貫通孔 2 4 a を有する c - M U T 3 1 E を図 1 2 (b) に示すように例えば挿入部先端面 1 1 a に配設することによって、前記貫通孔 2 4 a を前記処置具チャンネルの鉗子出口 2 4 にした超音波内視鏡 2 D を構成することができる。

【 0 0 6 7 】

また、上述した実施形態においては電子走査式の超音波トランスデューサを備えた超音波内視鏡について説明したが、機械走査式の超音波内視鏡においても超音波トランスデューサを c - M U T で構成するようにしてもよい。

【 0 0 6 8 】

具体的には、図 1 3 (a) に示すように c - M U T セル 3 1 a を配列して超音波走査面を円板状に形成して c - M U T 3 1 F を形成する。このとき、これら c - M U T セル 3 1 a を構成する上部電極 3 7 u 同士及び下部電極 3 7 d 同士を電氣的に連結状態にし、ハウジング部 7 1 内に駆動部材 7 2 によって回動自在に軸支されているハウジング 7 3 に配設して、超音波内視鏡 7 0 を構成する。なお、前記 c - M U T 3 1 F から延出する図示しない信号線は前記駆動部材 7 2 内を挿通して超音波観測装置 4 に電氣的に接続されている。 10

【 0 0 6 9 】

前記超音波内視鏡 7 0 の挿入部 1 1 を体腔内に挿通させた状態で、図示しない駆動モータの駆動力で前記ハウジング 7 3 を回転させるとともに、超音波駆動信号を超音波観測装置 4 から c - M U T 3 1 F に向けて出力する。このことによって、c - M U T 3 1 F では超音波を送受波しながらラジアル走査して、断層面のエコー情報を電気信号に変換して、受信ビーム信号として前記超音波観測装置 4 に出力する。また、前記ハウジング 7 3 の回転角度は、前記駆動部材 7 2 の回転を検出するロータリエンコーダ 7 4 によって検出されるようになっている。つまり、前記 c - M U T 3 1 F の回転角度は、逐次、回転角度信号として前記受信ビーム信号とともに超音波観測装置 4 に出力される。 20

【 0 0 7 0 】

したがって、前記超音波観測装置 4 では、得られた受信ビーム信号に対して、包絡線検波、対数増幅、A / D 変換等、公知の各種処理を施すとともに、さらに回転角度信号を基に極座標系のデジタルエコーデータをモニタ 5 に出力できるような直交座標系に変換する処理を施し、超音波断層画像を構築する映像信号を生成してモニタ 5 に出力する。このことによって、モニタ 5 の画面上に超音波断層画像が表示させて、対象観察部位の超音波観察を行うことができる。 30

【 0 0 7 1 】

ここで、図 1 4 ないし図 2 3 を参照して複数の c - M U T セル 3 1 a を配列して構成される c - M U T の変形例を説明する。

【 0 0 7 2 】

図 1 4 を参照して超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの他の配列構成を説明する。

なお、図 1 4 (a) は開口寸法を所定の規則で変化させた c - M U T セルを配列させて構成した超音波トランスデューサを示す図、図 1 4 (b) は c - M U T セルの A 1 - A 2 方向配列を規制する開口分布曲線を示す図、図 1 4 (c) は c - M U T セルの B 1 - B 2 方向配列を規制する開口分布曲線を示す図である。 40

【 0 0 7 3 】

図 1 4 (a) に示すように本実施形態の c - M U T 3 1 G においては、この c - M U T 3 1 G を構成する各 c - M U T セル 3 1 の開口寸法を配列方向によって、規則的に変化させている。即ち、上述した実施形態のように c - M U T セル 3 1 a の開口寸法を全て一定に形成するのではなく、配列方向にしたがって、例えば図 1 4 (b) 及び図 1 4 (c) に示す R 値分布曲線に基づいて設定している。

【 0 0 7 4 】

前記図 1 4 (b) 及び図 1 4 (c) に示した R 値分布曲線は、c - M U T セルにおいて電極面積は静電容量に比例し、その結果、送受信音圧に比例することを応用して作成したも 50

のであり、電極面積を例えばガウス分布関数に設定している。つまり、本実施形態の c - M U T 3 1 G においては中央に位置する c - M U T セル 3 1 a の開口寸法が最大になって、この中央から前記 c - M U T 3 1 G の周辺に向かうにしたがって前記曲線と同様に開口寸法が小さくなっている。

【 0 0 7 5 】

このことによって、c - M U T セルの示す指向特性（＝このエレメントの開口の回折パターン）に、前記 c - M U T セルをアレイ状に配列させたときに相互の干渉効果によって発生する干渉パターンが乗じられておこる指向特性の強弱であるグレーティングローブが改善されて、擬情報であるアーティファクトの発生を抑圧することができる。

したがって、良好な超音波断層画像を得られる。

10

【 0 0 7 6 】

図 1 5 を参照して超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの他の配置構成を説明する。

なお、図 1 5 (a) は配列される c - M U T セルを送信用セルと受信用セルと不使用セルとに分割した一構成例を示す図、図 1 5 (b) は配列される c - M U T セルを送信用セルと受信用セルと不使用セルとに分割した他の構成例を示す図である。

【 0 0 7 7 】

上述した実施形態では前記送受信切換回路 6 4 を設けて送波状態と受波状態とを切り換えることによって、1つの c - M U T セル 3 1 a で送受信を行う構成としていたが、本実施形態においては複数の c - M U T セルを送波専用の送信用セル 3 1 f と、受波専用の受信信用セル 3 1 g、と送波及び受波のどちらの機能も有していない不使用セル 3 1 h としている。

20

【 0 0 7 8 】

そして、図 1 5 (a) に示すように一对の送信用セル 3 1 f と受信用セル 3 1 g とで構成した送受信セル群 3 1 k 及び不使用セル 3 1 h を帯状の群である不使用セル群 3 1 m として形成し、この不使用セル群 3 1 m と送受信セル群 3 1 k とを例えば列方向に交互に配列させて c - M U T 3 1 H を構成している。

【 0 0 7 9 】

このことによって、列方向に配列された送信セル群 3 1 f の間又は受信セル群 3 1 g の間に、送信時は受信セル群 3 1 g と不使用セル群 3 1 h が、受信時は送信セル群 3 1 f と不使用セル群 3 1 h が物理的な所定間隔を設けることによりクロストークの軽減を図ることができる。したがって、画質の良好な超音波断層画像を得られる。

30

【 0 0 8 0 】

なお、送受信セル群 3 1 k を一对の送信用セル 3 1 f と受信用セル 3 1 g とで構成する代わりに、図 1 5 (b) に示すように2つの送信用セル 3 1 f と1つの受信用セル 3 1 g とで送受信セル群 3 1 n を構成して、例えば行方向に配列された送受信セル群 3 1 n の間に略帯状の不使用セル群 3 1 m を配列させて、隣り合う送受信セル群 3 1 n 同士の間物理的な所定間隔を設ける構成にして c - M U T 3 1 J を構成するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、本実施形態においては c - M U T を構成する c - M U T セルを受信用セル 3 1 g、送信用セル 3 1 f、不使用セル 3 1 h とした構成例を示しているが、複数の受信用セル 3 1 g のそれぞれ電極を一体で電氣的に連結してひとまとめにした受信セル群、複数の送信用セル 3 1 f のそれぞれの電極を一体で電氣的に連結してひとまとめにした送信セル群及び前記不使用セル群として構成し、それぞれのセル群を前記図 1 5 (a) や前記図 1 5 (b) に示すように配列させて c - M U T を構成するようにしてもよい。

40

【 0 0 8 2 】

図 1 6 を参照して超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの別の配置構成を説明する。

図 1 6 (a) は c - M U T セルを送信用群と受信用群とに分割した構成を示す図、図 1 6 (b) は図 1 6 (a) の矢印 B で示す送信用群の送信用セル群と不使用セル群との配列を

50

説明する拡大図、図 16 (c) は図 16 (a) の矢印 C で示す受信用群の受信用セル群と不使用セル群との配列を説明する拡大図である。

【0083】

図 16 (a) に示すように本実施形態の c - M U T 3 1 K には複数の c - M U T セル 3 1 a を配列して形成したリング状セル群が 2 つ設けられている。2 つのリング状セル群のうち、例えば外側に配置されたリング状セル群は送信用群 3 1 p として構成されており、内側に配置されたリング状セル群は受信用群 3 1 s として構成している。

【0084】

そして、図 16 (b) に示すように前記送信用群 3 1 p では、配列される c - M U T セル 3 1 a の中から一連の送信用セル 3 1 f のそれぞれの電極を互いに電氣的に連結して図中の着色部で示すような形状の送信用セル群 (以下、活性群とも記載する) 3 1 q として形成し、複数の不使用セル 3 1 h を図中の白抜き部で示すように前記送信用セル群 3 1 q 同士の間物理的な間隔を持たせる不使用セル群 3 1 r として形成している。そして、この不使用セル群 3 1 r と送信用セル群 3 1 q とを交互に配列して送信用群 3 1 p を構成している。

10

【0085】

一方、図 16 (c) に示すように前記受信用群 3 1 s では、配列される c - M U T セル 3 1 a の中から一連の受信用セル 3 1 g のそれぞれの電極を互いに電氣的に連結して図中の着色部で示すような形状の受信用セル群 3 1 t (以下、活性群とも記載する) として形成し、複数の不使用セル 3 1 h を図中の白抜き部で示すように前記受信用セル群 3 1 t 同士の間物理的な間隔を持たせる不使用セル群 (以下、不活性群とも記載する) 3 1 r として形成している。そして、この不使用セル群 3 1 r と受信用セル群 3 1 t とを交互に配列して受信用群 3 1 s を構成している。

20

【0086】

このことによって、c - M U T 3 1 K 内に、超音波送信する送信用群 3 1 p と超音波を受信する受信用群 3 1 s とを分離した状態で設けることができる。

また、送信用群 3 1 p 及び受信用群 3 1 s を、活性群と不活性群とを交互に配置して構成したことによって、隣り合う活性群同士の間物理的な所定間隔を設けてクロストークの軽減を図ることができる。

30

したがって、画質の良好な超音波断層画像を得られる。

【0087】

図 17 及び図 18 を参照して超音波内視鏡に設けられ超音波観察ユニットの他の構成を説明する。

なお、図 17 (a) は超音波観察ユニットに 2 方向の走査を行える c - M U T を設けた超音波内視鏡の構成を説明する図、図 17 (b) は超音波観察ユニットに走査方向の異なる c - M U T を設けた超音波内視鏡の他の構成を説明する図、図 18 (a) は図 17 (a) で示した c - M U T の構成を説明する図、図 18 (b) は図 18 (a) の c - M U T の矢印 D で示す部分の配列を説明する拡大図、図 18 (c) は図 18 (a) の c - M U T の矢印 E で示す部分の配列を説明する図である。

40

【0088】

図 17 (a) に示すように本実施形態の超音波内視鏡 2 E ではハウジング部 3 2 に、軸方向に対するセクタ走査を行える第 1 超音波走査面 8 1 及び軸方向に対して直交した方向に対するセクタ走査を行える第 2 超音波走査面 8 2 を超音波走査面として一体に設けたパイプレンタイプ c - M U T 3 1 L が設けてある。

【0089】

図 18 (a) 及び図 18 (b) に示すように第 2 超音波走査面 8 2 は、超音波送受信の複数の c - M U T セル 3 1 a のそれぞれ電極を電氣的に連結して帯状に形成した送受信セル群 8 3 と、超音波の送受信機能を有していない不使用セル 3 1 h を帯状に形成して、隣り合う送受信セル群 8 3 同士の間物理的な所定間隔を設けてクロストークの軽減を図る、不使用セル群 8 4 とで構成されている。これら送受信セル群 8 3 と不使用セル群

50

８４とは矢印Ｆ方向に交互に配列されている。

【００９０】

一方、図１８（ａ）及び図１８（ｃ）に示すように第１超音波走査面８１は、超音波送受信の複数のｃ－ＭＵＴセル３１ａのそれぞれ電極を電氣的に連結して帯状に形成した送受信セル群８３と、超音波の送受信機能を有していない不使用セル３１ｈを帯状に形成して、隣り合う送受信セル群８３同士の間物理的な所定間隔を設けてクロストークの軽減を図る、不使用セル群８４とで構成されている。これら送受信セル群８３と不使用セル群８４とは矢印Ｇ方向に交互に配列されている。

【００９１】

このことによって、１つの超音波内視鏡を使用して複数方向に走査した超音波断層画像を得ることができる。 10

なお、図１７（ｂ）に示すように超音波観察ユニット３０を構成するハウジング部３２の先端面部及び側面部に例えば走査方向が軸方向であるｃ－ＭＵＴ３１Ｍと、走査方向が軸方向に対して直交するｃ－ＭＵＴ３１Ｎとを配設して超音波内視鏡２Ｆを構成するようにしてもよい。このことによって、１つの超音波内視鏡を使用して複数方向に走査した超音波断層画像を得ることができる。また、前記ハウジング３２の先端面部及び側面部に配設するｃ－ＭＵＴの走査方向を、軸方向のもの、或いは、軸方向に対して直交したもの、或いは図１８（ａ）に示したバイプレーンタイプのものを適宜選択して設けることによって、所望の超音波断層画像を得て対象部位の超音波観察を行える。

【００９２】

図１９の曲面部にｃ－ＭＵＴを設けた超音波内視鏡を示す図及び図２０のｃ－ＭＵＴチップを実装した基板を説明する図を参照して超音波内視鏡に設けられる超音波観察ユニットの別の構成を説明する。 20

なお、図１９（ａ）はコンベックス走査型の超音波内視鏡を示す図、図１９（ｂ）はラジアル走査型の超音波内視鏡を示す図、図２０（ａ）はｃ－ＭＵＴチップ実装基板の一構成例を示す図、図２０（ｂ）は図２０（ａ）で示すｃ－ＭＵＴチップ実装基板の作用を説明する図、図２０（ｃ）はｃ－ＭＵＴチップ実装基板の他の構成例を示す図である。

【００９３】

図１９（ａ）に示すように本実施形態の超音波内視鏡２Ｇは、コンベックス走査が可能なように超音波観察ユニット３０を構成するハウジング部３２の先端部に曲面形状ｃ－ＭＵＴ９１を配置して構成されている。一方、図１９（ｂ）に示すように本実施形態の超音波内視鏡２Ｈは、内視鏡挿入方向に対して直交する方向のラジアル走査が可能なように挿入部先端部の周方向に帯状ｃ－ＭＵＴ９２を配置して構成されている。 30

【００９４】

前記帯状ｃ－ＭＵＴ９２は、図２０（ａ）に示すように柔軟性を有する平面基板９３に、複数のｃ－ＭＵＴセルを配列させてチップ状に構成したｃ－ＭＵＴチップ９４を所定間隔で複数、実装配置して構成したものである。この帯状ｃ－ＭＵＴ９２は、複数のｃ－ＭＵＴチップ９４を所定間隔で実装配置させたことによって、図２０（ｂ）に示すように所定形状に変形する。したがって、この帯状ｃ－ＭＵＴ９２を挿入部先端部に周方向に配置させることによって、ラジアル走査による超音波断層画像を得られる超音波内視鏡２Ｈが構成される。 40

【００９５】

一方、図２０（ｃ）に示すように曲面形状ｃ－ＭＵＴ９１は、所定の曲面形状に形成した曲面基板９５に、複数のｃ－ＭＵＴチップ９４を所定間隔で実装配置して構成したものであり、この曲面形状ｃ－ＭＵＴ９１を超音波観察ユニット３０の先端部に配置することによって、コンベックス走査による超音波断層画像を得られる超音波内視鏡２Ｇが構成される。

【００９６】

なお、超音波観察ユニット３０の先端部に所定形状の曲面部を予め形成して、この曲面部に所定形状に変形するように構成した帯状ｃ－ＭＵＴ９２を配置させてコンベックス走査 50

による超音波断層画像を得られる超音波内視鏡 2 G を構成するようにしてもよい。

【 0 0 9 7 】

また、前記超音波内視鏡 2 G の超音波観察ユニット 3 0 の基端部側に破線に示すように帯状 c - M U T 9 2 を配置してパイプレンタイプの超音波内視鏡を構成するようにしてもよい。

【 0 0 9 8 】

図 2 1 を参照して c - M U T セルの他の構成例を説明する。

図に示すように本実施形態の c - M U T セル 1 0 0 においてはコンデンサ部を構成する上部電極 3 7 u と下部電極 3 7 d との間に形成されている空隙部 4 0 内に、高誘電率を有する所定厚みの誘電体膜 1 0 1 を設けている。

10

このことによって、コンデンサ部の静電容量を大きくして送受信感度を高めることができる。

【 0 0 9 9 】

なお、図 2 2 の c - M U T セルのポーラス処理を説明する、図 2 2 (a) に示すようにメンブレン 3 8 にポーラス処理を施して音響インピーダンスを樹脂材料並みに小さなポーラス音響整合層 1 1 7 を設けて c - M U T セル 1 0 3 を構成するようにしてもよい。図 2 2 (b) に示すようにポーラス処理の化成処理工程においては、処理時間によって音響インピーダンスが大きく変化する。つまり、音響インピーダンスは、化成処理時間に強く依存するので、この化成処理時間を制御してポーラス音響整合層 1 1 7 を設けることによって、送受信感度を高めることができる。

20

【 0 1 0 0 】

図 2 3 を参照して c - M U T セルの別の構成例を説明する。

なお、図 2 3 (a) は従来の c - M U T セルの構成を示す図、図 2 3 (b) は基板上面に特徴のある c - M U T セルの構成を示す図である。

【 0 1 0 1 】

図 2 3 (a) に示すように従来の c - M U T セル 2 5 0 では真空中で空隙部 4 0 が形成されているため、c - M U T 形成後に、大気中に放置されると、メンブレン 3 8 に設けられた上部電極 3 7 u が屈曲変形していた。本実施形態においては図 2 3 (b) に示すようにシリコン基板 3 5 の上面に予め、前記屈曲変形を踏まえた所定の凹面 1 1 0 を設けて、c - M U T セル 1 0 1 に空隙部 1 1 2 を形成する構成にしている。

30

【 0 1 0 2 】

このことによって、上部電極 3 7 u と下部電極 3 7 d との間隔を均一かつ幅狭に形成して、コンデンサ部の静電容量を大きくして送受信感度を高めることができる。

【 0 1 0 3 】

なお、図 2 4 の c - M U T セルのまた他の構成例を示す図のようにシリコン基板 3 5 の表面に所定凹凸形状の凹凸曲面 1 1 3 を形成して曲面下部電極 1 1 4 を設ける一方、このシリコン基板 3 5 に対向して配置されるメンブレン 3 8 に設けられる上部電極を前記凹凸曲面 1 1 3 に略一致する曲面上部電極 1 1 5 として構成することによって、曲面上部電極 1 1 5 及び曲面下部電極 1 1 4 の面積を大きくして、c - M U T セル 1 0 2 のコンデンサ部の静電容量を大きくして送受信感度を高めることができる。なお、符号 1 1 6 は曲面空隙部である。

40

【 0 1 0 4 】

(第 2 実施形態)

図 2 5 ないし図 2 9 は本実施形態の第 2 実施形態にかかり、図 2 5 は c - M U T に加えて、シリコン基板上にシリコン発光素子及びシリコン受光素子を設けた多機能超音波トランスデューサを配置した超音波内視鏡を説明する図、図 2 6 は多機能超音波トランスデューサの断面の構成例を説明する図、図 2 7 はシリコン発光素子及びシリコン受光素子を配設した多機能超音波トランスデューサの他の構成例を説明する図、図 2 8 はさらにマイクロジャイロセンサを配設した多機能超音波トランスデューサの構成を説明する図、図 2 9 はシリコン基板上に静電容量測定用セルを設けた多機能超音波トランスデューサの構成を説

50

明する図である。

【 0 1 0 5 】

なお、図 2 7 (a) は外形形状の異なる多機能超音波トランスデューサの構成を説明する図、図 2 7 (b) はシリコン発光素子及びシリコン受光素子を中央部に配置するときの他の配置例を示す図、図 2 7 (c) はシリコン発光素子及びシリコン受光素子を外側に配置するときの他の配置例を示す図、図 2 9 (a) は静電容量測定用のダミー c - M U T セルを設けた多機能超音波トランスデューサを示す図、図 2 9 (b) はダミー c - M U T セルの作用及び機能を説明するフローチャート。

【 0 1 0 6 】

図 2 5 に示すように本実施形態の超音波内視鏡 1 2 0 においては、挿入部 1 2 1 の先端面 1 2 1 a には多機能超音波トランスデューサ 1 2 2 が配設されている。この多機能超音波トランスデューサ 1 2 2 にはシリコンマイクロマシーニング技術を用いて形成した超音波走査面の開口形状をリング状に形成した c - M U T 1 3 1 と、このリング状の c - M U T 1 3 1 の略中央部に位置する同一面にシリコン発光素子で構成した発光部 1 2 3 及びシリコン受光素子で構成した受光部 1 2 4 とが併設されている。

【 0 1 0 7 】

図 2 6 に示すように本実施形態の c - M U T 1 3 1 においては複数の c - M U T セル 1 3 1 a が配列されるシリコン基板 3 5 には、例えば第 1 中間誘電体層 4 1 及び第 2 中間誘電体層 4 2 で形成され、これら誘電体層 4 1、4 2 に前記アクセス回路形成部に加えて、前記所定の制御を行う c - M O S 集積回路で構成した前記発光部 1 2 3 及び受光部 1 2 4 の制御を行う各種制御回路 4 3 a、4 3 b、4 3 c、... や、配線電極 4 4 a、4 4 b、4 4 c、4 4 d、... が設けてある。

【 0 1 0 8 】

そして、下部電極 3 7 d と配線電極 4 4 a、配線電極 4 4 a と配線電極 4 4 b、配線電極 4 4 b と配線電極 4 4 c、配線電極 4 4 c と制御回路 4 3 c、配線電極 4 4 d と制御回路 4 3 b、配線電極 4 4 d と制御回路 4 3 c 等とをそれぞれビアホール 4 5 によって電氣的に接続している。

【 0 1 0 9 】

前記発光部 1 2 3 及び前記受光部 1 2 4 からは図示しない電気ケーブルが延出しており、前記内視鏡観察装置 3 と電氣的に接続されている。したがって、本実施形態の超音波内視鏡装置 1 においては内視鏡観察装置に光源部として照明光を発するランプが不要であるとともに、超音波内視鏡 1 2 0 に照明光を伝送するライトガイドファイバが不要になっている。

【 0 1 1 0 】

なお、図中の破線に示すように多機能超音波トランスデューサ 1 2 2 の所定位置に鉗子出口用の貫通孔 1 2 5 を形成するようにしてもよい。また、前記発光部 1 2 3 は例えば発光ダイオード、レーザーダイオードであり、前記受光部 1 2 4 は例えば C - M O S、C C D 等のいずれかである。その他の構成は前記第 1 実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。符号 1 2 6 は緩衝領域である。

【 0 1 1 1 】

本実施形態においては多機能超音波トランスデューサ 1 2 2 の c - M U T 1 3 1 をリング状に形成し、この中央部に配設される発光部 1 2 3 及び受光部 1 2 4 を円形に形成した構成を示しているが、この多機能超音波トランスデューサの c - M U T 形状及び照明部及び受光部の形状及び配置位置等はこれらに限定されるものではなく、例えば、図 2 7 (a) に示すように角形の受光部 1 2 4 を c - M U T 1 3 1 の中央部に設け、角形の発光部 1 2 3 を c - M U T 1 3 1 の四隅に設けて角形の多機能超音波トランスデューサ 1 2 7 を形成するようにしてもよい。

【 0 1 1 2 】

また、図 2 7 (b) に示すようにリング状の c - M U T 1 3 1 の中央部に多角形状の受光部 1 2 4 を設け、この多角形の受光部 1 2 4 の周囲に多角形の発光部 1 2 3 を複数、設け

10

20

30

40

50

て多機能超音波トランスデューサ 128 を形成するようにしてもよい。

【0113】

さらに、図 27 (c) に示すように円形の c - M U T 31 を形成して、この c - M U T 31 の周囲に例えば多角形の発光部 123 及び受光部 124 を規則的に併設して多機能超音波トランスデューサ 129 を形成するようにしてもよい。

【0114】

上述のように構成した超音波内視鏡 120 の作用を説明する。

まず、超音波内視鏡 120 の挿入部 121 の先端面に配置されている多機能超音波トランスデューサ 122 に設けられている発光部 123 によって観察部位を照らし、この発光部 123 によって照明された観察部位の内視鏡画像を受光部 124 で撮像する。このことによ

10

【0115】

そして、この挿入部 121 の先端部が対象観察部位近傍に配置されたなら、例えば、超音波伝達媒体である水で先端部を水没状態にするとともに、超音波観測装置 4 を操作して多機能超音波トランスデューサ 122 の c - M U T 131 を駆動状態にする。

【0116】

すると、前記第 1 実施形態で説明したようにこの超音波観測装置 4 の C P U 51 から観察者の操作指示に対応した動作指示信号が c - M U T 131 に向けて出力される。そして、c - M U T セル 131 a を送波状態 / 受波状態に切り換えて超音波を出射する一方、反射

20

【0117】

このように、c - M U T に加えて照明部及び受光部をシリコンマイクロマシーニング技術を用いて形成した多機能超音波トランスデューサを挿入部先端面に配設して超音波内視鏡を構成することによって、超音波内視鏡に観察光学部及び照明光学部を設けることなく超音波内視鏡を構成することができる。

【0118】

このことによって、超音波内視鏡の細径化及び小型化が実現される。

【0119】

30

また、c - M U T セルの配列を適宜設定することによって超音波トランスデューサの開口形状を所望の形状及び大きさに設定できるとともに、照明部及び受光部の形状及び大きさ、数量を適宜設定して多機能超音波トランスデューサを作成することによって小型化や高精度化を図る等、超音波内視鏡の設計の自由度が増大する。

その他の作用及び効果は前記第 1 実施形態と同様である。

【0120】

ここで、図 28 及び図 29 を参照して多機能超音波トランスデューサの変形例を説明する。

図 28 に示す多機能超音波トランスデューサ 132 では、c - M U T 131、発光部 123 及び受光部 124 にさらに加えて、超音波内視鏡の先端部の動きを検知して位置検知を行

40

【0121】

このことによって、静電型マイクロジャイロセンサ 133、134 から出力される位置検知信号を図示しない演算部で演算処理することによって、超音波内視鏡の先端部の位置を常時、定量的に把握することができる。

【0122】

図 29 (a) に示す多機能超音波トランスデューサ 135 では c - M U T 131 を構成する任意の位置の複数の c - M U T セルを静電容量測定用セル 136 として使用している。そして、この静電容量測定用セル 136 から出力される電気信号を基に、超音波駆動信号

50

を補正して出力する構成にしている。

【0123】

つまり、超音波観測装置4で静電容量を測定するための指示を出力すると、図29(b)のステップS1に示すようにそれぞれの静電容量測定用セルから逐次、動作時のデータが静電容量測定補正部に入力される。すると、この静電容量測定補正部では、ステップS2に示すように入力されたデータの平均値を算出した後、ステップS3に移行してこの算出値と予め設定されている基準値との比較を行ってその差異を評価し、ステップS4に移行する。このステップS4ではステップS3での評価結果を基にc-MUT駆動信号を補正する。このことによって、c-MUTセルには補正された超音波駆動信号が出力される。

【0124】

このように、c-MUTを構成するc-MUTセルの一部を静電容量測定用セルとして設けることによって、c-MUTセルを構成するc-MUTセルに常時、最適に補正した超音波駆動信号を出力して、超音波診断画像を得ることができる。

【0125】

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0126】

[付記]

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0127】

(1) 体腔内に挿入された超音波トランスデューサで超音波を送受波して生体組織情報を得る超音波内視鏡と、この超音波内視鏡から伝送される生体組織情報に関する電気信号の信号処理及び前記超音波トランスデューサの駆動制御を行う超音波観測装置とを具備する超音波内視鏡装置において、
前記超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサを、シリコン半導体基板で形成した超音波内視鏡装置。

【0128】

(2) 前記超音波トランスデューサは、シリコンマイクロマシーニング技術を用いて加工した、静電型超音波トランスデューサである付記1に記載の超音波内視鏡装置。

【0129】

(3) 前記静電型超音波トランスデューサは、多数の超音波トランスデューサ素子を直線状に配列して構成したアレイ構造である付記2に記載の超音波内視鏡装置。図15

(4) 前記静電型超音波トランスデューサは、多数の超音波トランスデューサ素子を2次元に配列したアレイ構造である付記2に記載超音波内視鏡装置。

【0130】

(5) 前記静電型超音波トランスデューサは、多数の超音波トランスデューサ素子をリング状に配列したアレイ構造である付記2に記載の超音波内視鏡装置。

【0131】

(6) 前記超音波トランスデューサ素子を、所定の規則に基づいて分布させて所定開口形状を形成した付記3ないし付記5のいずれかに記載の超音波内視鏡装置。

【0132】

(7) 前記超音波トランスデューサ素子を、異なる機能を有する、少なくとも2つの群で構成した付記3ないし付記5のいずれかに記載の超音波内視鏡装置

(8) 前記群を分離して配置した付記7に記載の超音波内視鏡装置。

【0133】

(9) 前記群を、さらに細分化した細分化群を形成し、これら細分化群同士を交互に配置した付記7に記載の超音波内視鏡装置。

【0134】

(10) 前記群は、それぞれの群を構成する各超音波トランスデューサ素子をひとつおき

10

20

30

40

50

に交互に配置して構成される付記 7 に記載の超音波内視鏡装置。

【0135】

(11) 前記群のうち、少なくとも一つの群は、超音波を送信する機能を有し、他の少なくとも一つの群は超音波を受信する機能を有する付記 7 に記載の超音波内視鏡装置。

【0136】

(12) 前記リング状に配列したアレイ状超音波トランスデューサに貫通孔を形成した付記 5 に記載の超音波内視鏡装置。

【0137】

(13) 前記貫通孔を処置具チャンネルに連通する鉗子出口として構成する付記 12 に記載の超音波内視鏡装置。

10

【0138】

(14) 前記静電型超音波トランスデューサを構成する上部電極と下部電極とでコンデンサ部を構成する空隙部内に、高誘電率を持つ誘電体膜を形成した付記 2 に記載の超音波内視鏡装置。

【0139】

(15) 前記静電型超音波トランスデューサを構成する基板の表面に凹凸面を形成した付記 2 に記載の超音波内視鏡装置。

【0140】

(16) 前記 2 次元アレイ超音波トランスデューサを超音波内視鏡の曲面部に配置した付記 4 に記載の超音波内視鏡装置。

20

【0141】

(17) 前記 2 次元アレイ超音波トランスデューサを超音波内視鏡挿入部に周方向に配置した付記 16 に記載の超音波内視鏡装置。

【0142】

(18) 前記超音波トランスデューサをチップ状超音波トランスデューサとして構成し、このチップ状超音波トランスデューサを基板に実装した付記 2 に記載の超音波内視鏡装置。

【0143】

(19) 前記基板は柔軟性を有する平面基板である付記 18 に記載の超音波内視鏡装置。

【0144】

(20) 前記基板は所定曲面形状に形成した曲面基板である付記 18 に記載の超音波内視鏡装置。

30

【0145】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、超音波内視鏡に設けられる超音波トランスデューサの鉛フリー及び性能のバラツキを防止した超音波内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 ないし図 13 は本発明の第 1 実施形態にかかり、図 1 は超音波内視鏡装置を説明する図

【図 2】超音波内視鏡の先端部の構成を説明する図

40

【図 3】超音波トランスデューサを説明する図

【図 4】図 3 の矢印 A で示す部分の拡大図及び c - MUT セルを説明する図

【図 5】c - MUT セルの断面の構成例を説明する図

【図 6】超音波観測装置及び超音波トランスデューサの構成を説明するブロック図

【図 7】c - MUT の他の構成例を説明する図

【図 8】c - MUT セルの配列及びセル形状を説明する図

【図 9】超音波送受波方向を前方にした c - MUT を説明する図

【図 10】超音波走査面の開口形状を多角形状にした前方を超音波送受波方向とした c - MUT を示す図

【図 11】超音波走査面の開口形状を円形状にした前方を送受波方向とした c - MUT 50

を示す図

【図 1 2】貫通孔を形成した前方を送受波方向とした c - M U T を示す図

【図 1 3】機械走査式の超音波内視鏡の c - M U T を説明する図

【図 1 4】図 1 4 ないし図 2 3 は複数の c - M U T セルを配列して構成される c - M U T の変形例を説明する図であり、図 1 4 は超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの他の配列構成を説明する図

【図 1 5】超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの他の配置構成を説明する図

【図 1 6】超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの別の配置構成を説明する図

10

【図 1 7】2 方向の走査を行えるように c - M U T を設けた超音波内視鏡を説明する図

【図 1 8】図 1 7 (a) に設けた c - M U T の構成を説明する図

【図 1 9】曲面部に c - M U T を設けた超音波内視鏡を示す図

【図 2 0】c - M U T チップを実装した基板を説明する図

【図 2 1】c - M U T セルの他の構成例を説明する図

【図 2 2】ポーラス処理を施した c - M U T セルの構成及びポーラス処理時間と音響インピーダンスとの関係を説明する図

【図 2 3】c - M U T セルの別の構成例を説明する図

【図 2 4】c - M U T セルのまた他の構成例を示す図

【図 2 5】図 2 5 ないし図 2 9 は本実施形態の第 2 実施形態にかかり、図 2 5 は c - M U T に加えて、シリコン基板上にシリコン発光素子及びシリコン受光素子を設けた多機能超音波トランスデューサを配置した超音波内視鏡を説明する図

20

【図 2 6】多機能超音波トランスデューサの断面の構成例を説明する図

【図 2 7】シリコン発光素子及びシリコン受光素子を配設した多機能超音波トランスデューサの他の構成例を説明する図

【図 2 8】さらにマイクロジャイロセンサを配設した多機能超音波トランスデューサの構成を説明する図

【図 2 9】シリコン基板上に静電容量測定用セルを設けた多機能超音波トランスデューサの構成を説明する図

【図 3 0】従来の超音波内視鏡を説明する図

30

【図 3 1】機械走査式の超音波トランスデューサの構成例を示す図

【図 3 2】超音波走査式の超音波トランスデューサの構成例を示す図

【符号の説明】

2 ... 超音波内視鏡

3 0 ... 超音波観察ユニット

3 1 ... 静電型超音波トランスデューサ (c - M U T)

3 1 a ... c - M U T セル

3 5 ... シリコン基板

3 7 d ... 下部電極

3 7 u ... 上部電極

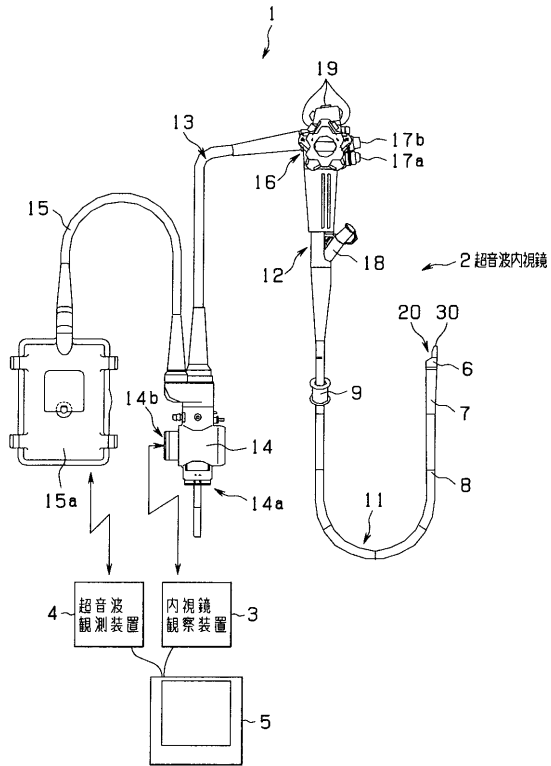
3 8 ... シリコンメンブレン

4 0 ... 真空空隙部

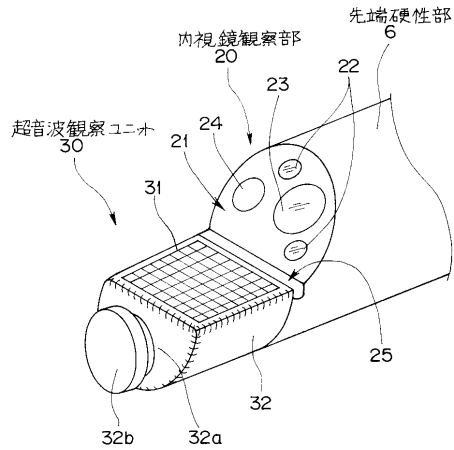
4 4 ... 配線電極

40

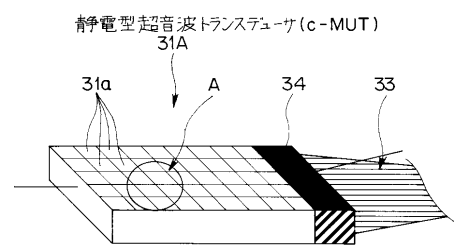
【 図 1 】



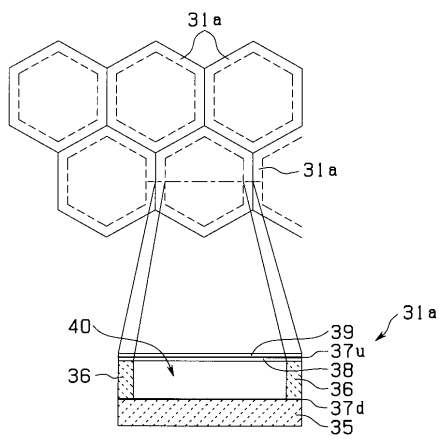
【 図 2 】



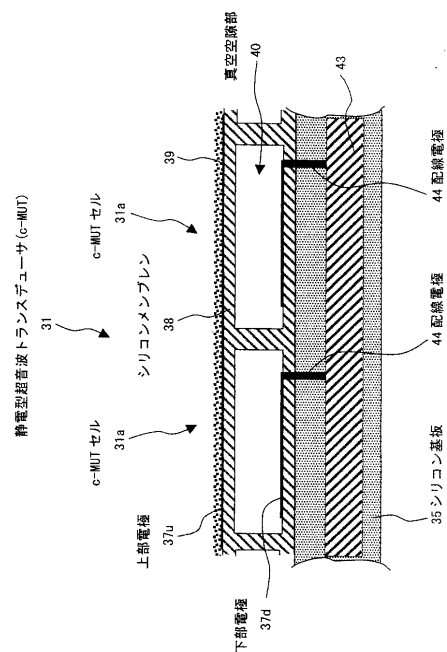
【 図 3 】



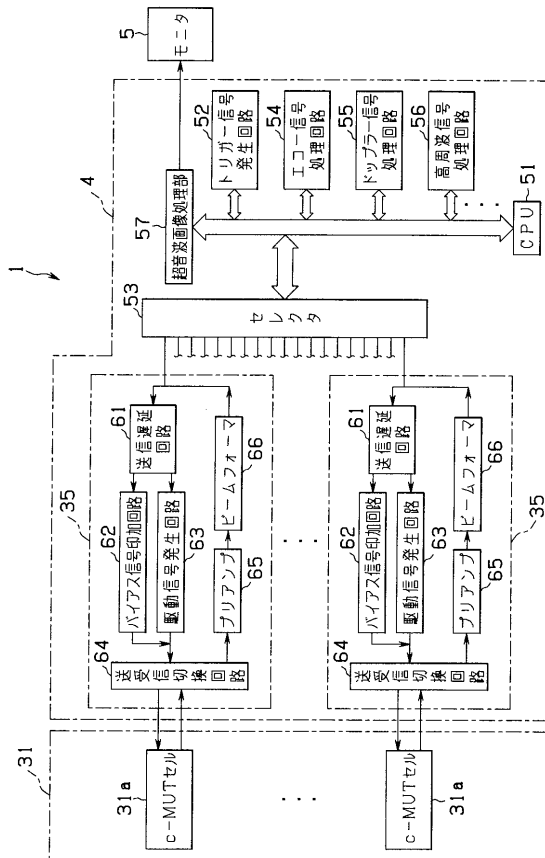
【 図 4 】



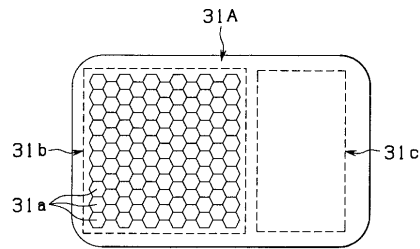
【 図 5 】



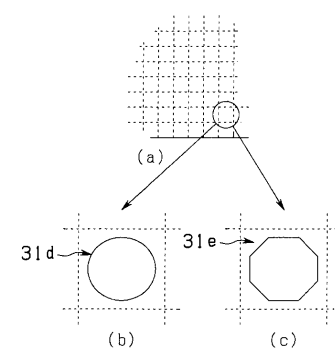
【 図 6 】



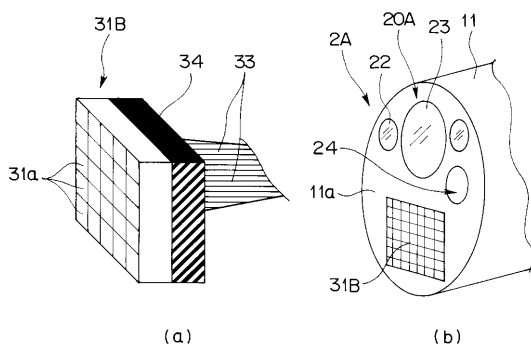
【 圖 7 】



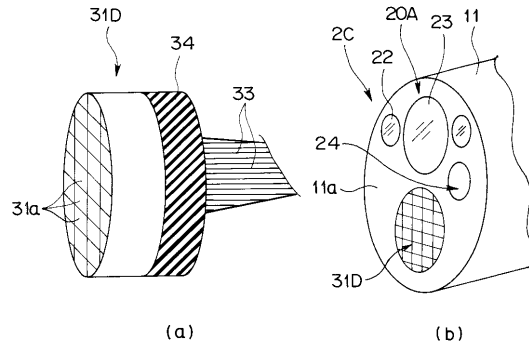
【 図 8 】



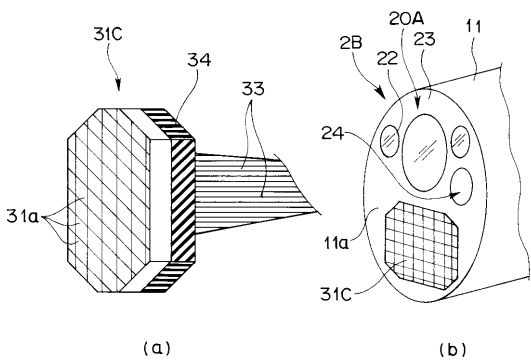
【 図 9 】



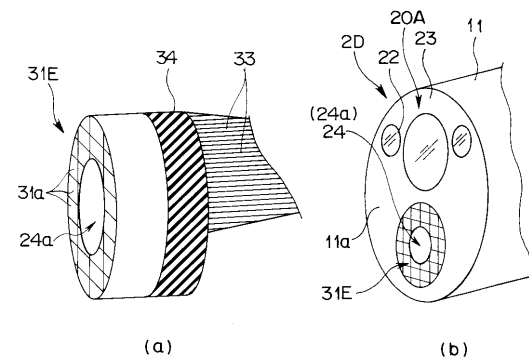
【 図 1 1 】



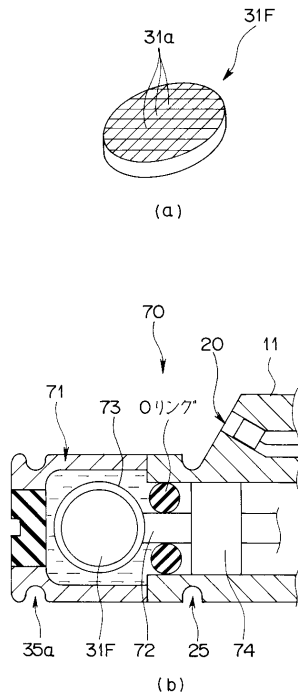
【 図 1 0 】



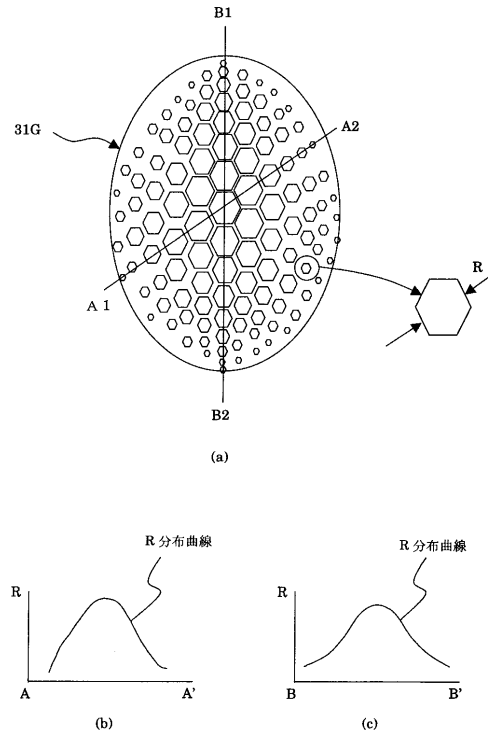
【 図 1 2 】



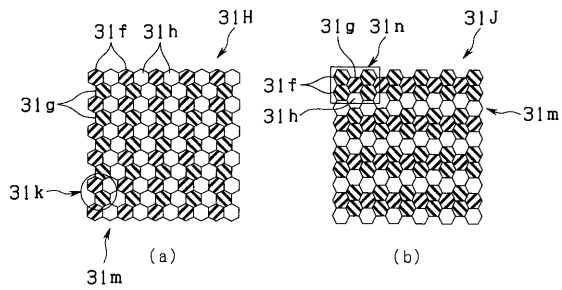
【図 13】



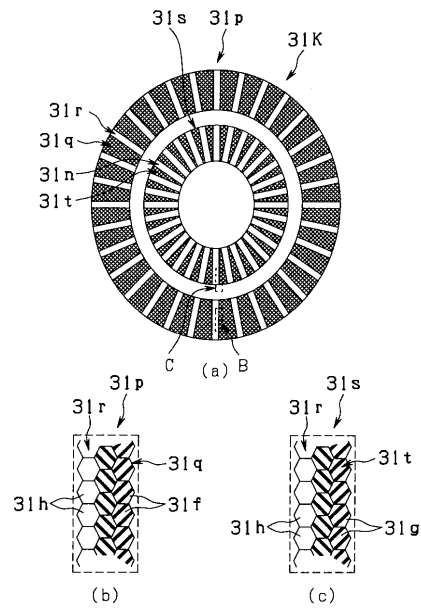
【図 14】



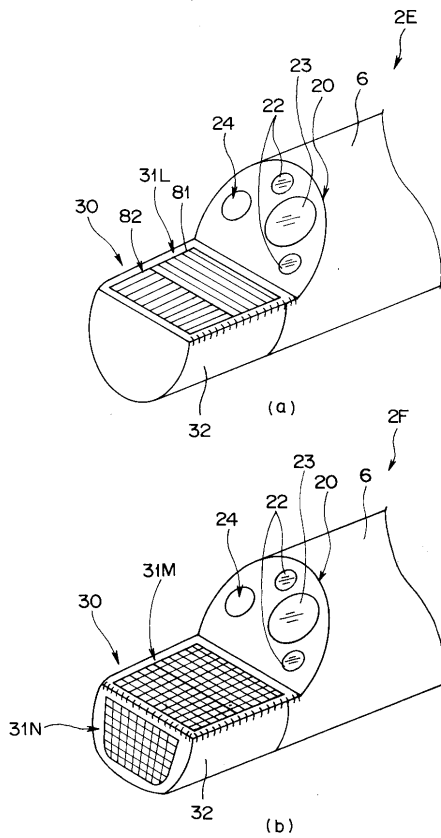
【図 15】



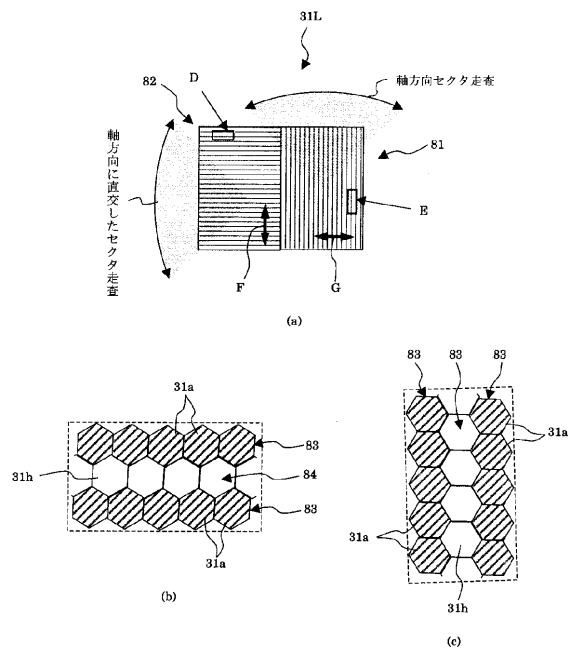
【図 16】



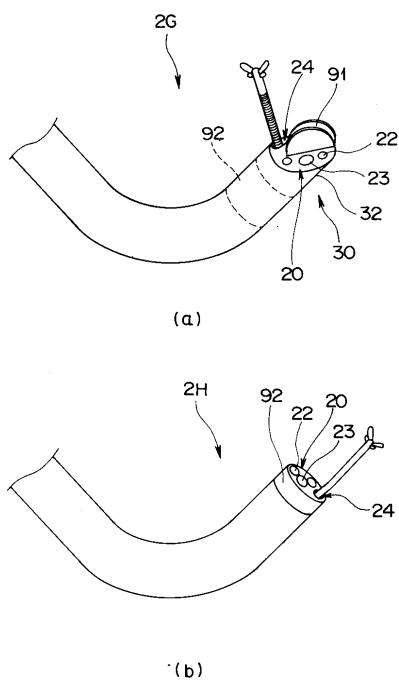
【図 17】



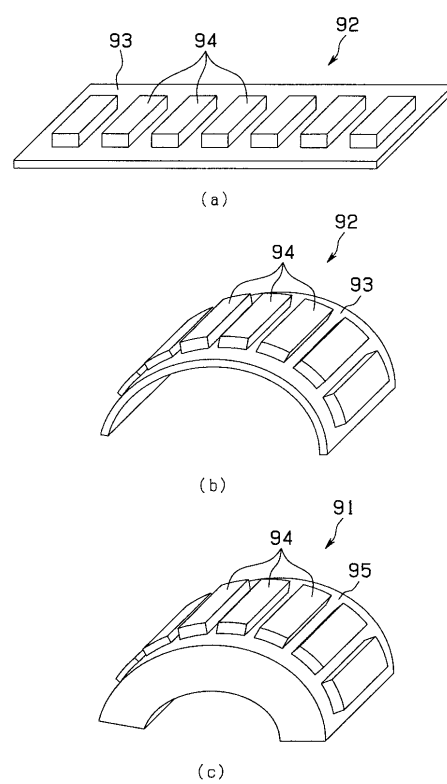
【図 18】



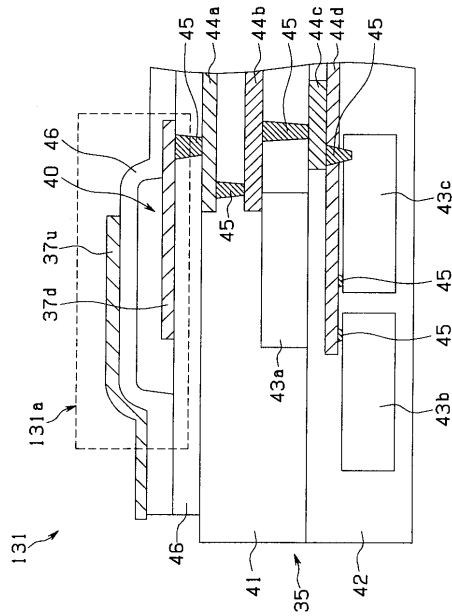
【図 19】



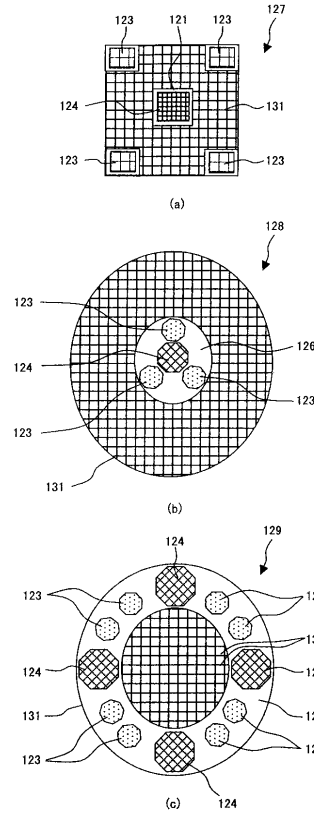
【図 20】



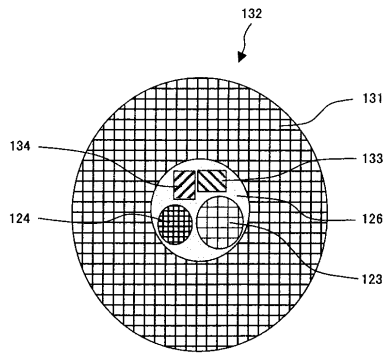
【図 26】



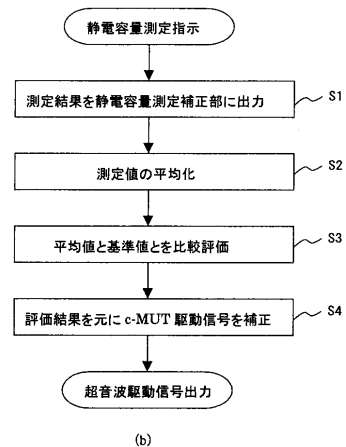
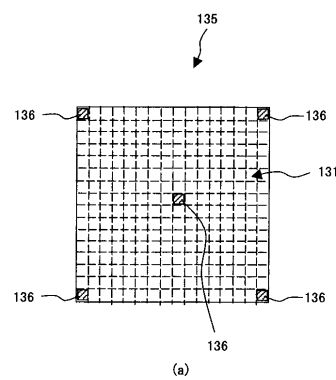
【図 27】



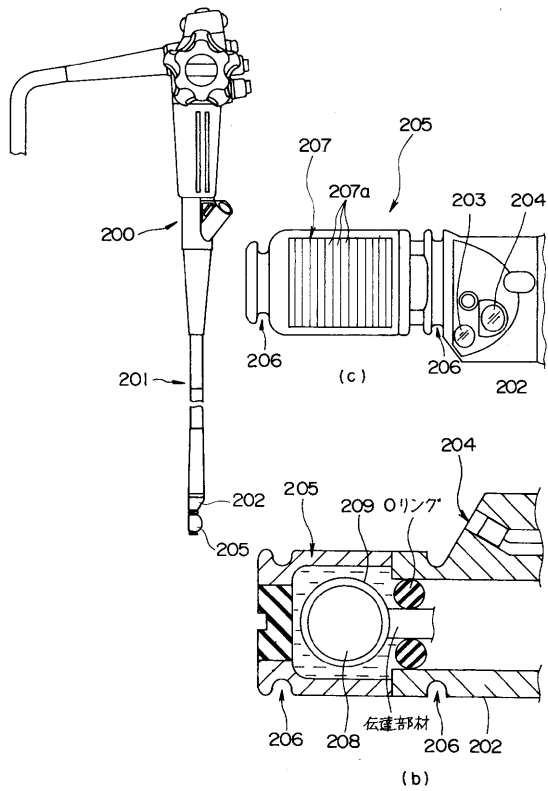
【図 28】



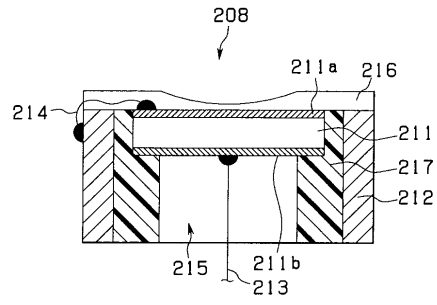
【図 29】



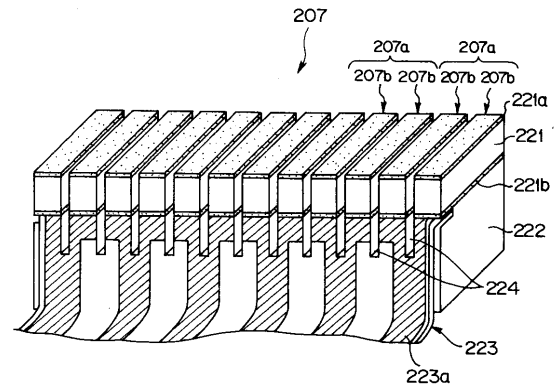
【図 30】



【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

(72)発明者 水沼 明子
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3番 2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 川島 知直
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3番 2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 御園 和裕
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3番 2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 下田 直水
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3番 2号 オリンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE10 EE23 FE02 GB02 GB04 GB06 GB31 GB41 GB42
5D019 AA04 BB07 DD01 FF04

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004350700A5	公开(公告)日	2006-06-08
申请号	JP2003148303	申请日	2003-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 沢田之彦 今橋拓也 水沼明子 川島知直 御園和裕 下田直水		
发明人	安達 日出夫 沢田 之彦 今橋 拓也 水沼 明子 川島 知直 御園 和裕 下田 直水		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.332		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE23 4C601/FE02 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB31 4C601/GB41 4C601/GB42 5D019/AA04 5D019/BB07 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004350700A JP4370120B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波内窥镜设备，其中，防止了超声波内窥镜中所设置的超声波换能器的无铅和性能变化。 超声换能器是静电超声换能器（以下也称为c-MUT31）31，其通过硅工艺自动制造。 通过布置多个c-MUT单元31a来形成c-MUT 31。 多个c-MUT单元31a，...，31a以微小的预定间距排列成多列和多行。 c-MUT单元31a主要由形成在硅基板35上的下部电极37d（作为信号输入/输出电极），硅膜38和上部电极37u（作为接地电极）构成，并且真空腔40由硅制成。 它是隔膜38的阻尼层。 在硅基板35上设有存取电路形成部43和配线电极44，在该硅基板35上配置有多个c-MUT单元31a。 [选择图]图5