

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4657357号
(P4657357)

(45) 発行日 平成23年3月23日(2011.3.23)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl.

F I

H O 4 R 19/00 (2006.01)

H O 4 R 19/00 3 3 0

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2009-170581 (P2009-170581)
 (22) 出願日 平成21年7月21日(2009.7.21)
 (62) 分割の表示 特願2003-148303 (P2003-148303)
 の分割
 原出願日 平成15年5月26日(2003.5.26)
 (65) 公開番号 特開2009-239976 (P2009-239976A)
 (43) 公開日 平成21年10月15日(2009.10.15)
 審査請求日 平成21年7月21日(2009.7.21)

(73) 特許権者 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
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (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
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (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
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入され、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において、

半導体基板においてマイクロマシン技術を使って形成された静電型超音波トランスデューサと、

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所定の凹凸曲面を形成することにより設けられた曲面下部電極と、

前記曲面下部電極に対向した位置に配置された、前記凹凸曲面と略一致する形状を呈する曲面上部電極と、

を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡、詳しくは、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に関する。

【背景技術】

【0002】

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。

【 0 0 0 3 】

図 3 0 (a) ないし図 3 0 (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 2 0 1 を構成する先端部 2 0 2 に照明光学部 2 0 3 及び観察光学部 2 0 4 とともに超音波観察部 2 0 5 を設けた超音波内視鏡 2 0 0 がある。なお、符号 2 0 6 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。

【 0 0 0 4 】

前記超音波内視鏡 2 0 0 では超音波を送受する超音波トランスデューサ 2 0 7、2 0 8 が先端部 2 0 5 に設けられている。図 3 0 (b) に示す超音波トランスデューサ 2 0 7 は電子走査式であり、この超音波トランスデューサ 2 0 7 は複数の超音波トランスデューサ素子 2 0 7 a , ... , 2 0 7 a を配列して構成されている。これら超音波トランスデューサ素子 2 0 7 a , ... , 2 0 7 a 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 2 0 0 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。

10

【 0 0 0 5 】

一方、図 3 0 (c) に示す超音波トランスデューサ 2 0 8 は機械走査式であり、この超音波トランスデューサ 2 0 8 はハウジング 2 0 9 を有している。そして、このハウジング 2 0 9 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 2 0 9 の回転とともに超音波が超音波内視鏡 2 0 0 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。

20

【 0 0 0 6 】

図 3 1 に示すように前記超音波トランスデューサ 2 0 8 は、例えば円板状の複合圧電体 2 1 1 を使用したものである。この複合圧電体 2 1 1 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 2 1 1 は金属製のケース体 2 1 2 内に配設されている。

【 0 0 0 7 】

前記複合圧電体 2 1 1 には上面側表面に設けた第 1 電極 2 1 1 a と、下面側表面に設けた第 2 電極 2 1 1 b とが設けられている。前記第 2 電極 2 1 1 b と前記第 1 電極 2 1 1 a とは電氣的に別体であり、第 1 電極 2 1 1 a 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 2 1 1 b には信号用導体 2 1 3 が接続され、前記第 1 電極 2 1 1 a にはグラウンド線 2 1 4 が接続されている。

30

【 0 0 0 8 】

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。

40

【 0 0 0 9 】

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 1 0 】

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

50

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。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

10

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 2 】

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。

20

【 0 0 1 3 】

また、従来、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においては、図 2 3 (a) に示すように 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 が屈曲変形するという問題があった。

【 0 0 1 4 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、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において、c - M U T セルのコンデンサ部の静電容量が大きく送受信感度が高い超音波内視鏡を提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波内視鏡は、体腔内に挿入され、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において、半導体基板においてマイクロマシン技術を使って形成された静電型超音波トランスデューサと、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所定の凹凸曲面を形成することにより設けられた曲面下部電極と、前記曲面下部電極に対向した位置に配置された、前記凹凸曲面と略一致する形状を呈する曲面上部電極と、を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

以上説明したように本発明によれば、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において、c - M U T セルのコンデンサ部の静電容量が大きく送受信感度が高い超音波内視鏡を提供することを目的にしている。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態である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

【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 - M U T セルを説明する図

【図 5】c - M U T 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

50

【図 7】 c - M U T の他の構成例を説明する図

【図 8】 c - M U T 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 - M U T 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 - M U T 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 - M U T を示す図

【図 12】 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 13】 機械走査式の超音波内視鏡の c - M U T を説明する図

【図 14】 図 14 ないし図 23 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 14 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 15】 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 16】 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

【図 17】 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 18】 図 17 (a) に設けた c - M U T の構成を説明する図

【図 19】 曲面部に c - M U T を設けた超音波内視鏡を示す図

【図 20】 c - M U T チップを実装した基板を説明する図

【図 21】 c - M U T セルの他の構成例を説明する図

【図 22】 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 23】 c - M U T セルの別の構成例を説明する図

【図 24】 c - M U T セルのまた他の構成例を示す図

【図 25】 図 25 ないし図 29 は本実施形態の第 2 実施形態にかかり、図 25 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 26】 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 27】 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 28】 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 29】 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 30】 従来の超音波内視鏡を説明する図

【図 31】 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 32】 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

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 実施形態)

図 1 は本発明の第 1 実施形態である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 10 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 11 は超音波走査面の開口形状を円形状にした前方

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 9 】

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 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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 3 】

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 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 1 2 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。

【 0 0 2 4 】

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 2 0 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 3 0 とが設けられている。

【 0 0 2 5 】

前記操作部 1 2 には前記湾曲部 7 を湾曲制御するアングルノブ 1 6、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン 1 7 a、吸引操作を行うための吸引ボタン 1 7 b、体腔内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口 1 8 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 1 9 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。

【 0 0 2 6 】

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 3 0 が配置されている。また、前記先端硬性部 6 には斜面部 2 1 が形成されており、この斜面部 2 1 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 2 2、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 2 3、前記処置具挿入口 1 8 から導入された処置具が突出する開口である鉗子出口 2 4 が設けてあ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 7 】

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（登録商標）（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のための周状のバルーン溝 2 5 が形成されている。また、このバルーン溝 2 5 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。

【 0 0 2 8 】

なお、前記照明レンズカバー 2 2 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 2 3 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。

10

【 0 0 2 9 】

前記超音波観察ユニット 3 0 は、超音波の送受信を行う超音波トランスデューサ 3 1 と、この超音波トランスデューサ 3 1 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 3 2 とで主に構成されている。

【 0 0 3 0 】

図 2 及び図 3 に示す前記超音波トランスデューサ 3 1 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 - M U T（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer）3 1 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。

20

【 0 0 3 1 】

前記 c - M U T 3 1 は、複数の c - M U T セル 3 1 a 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 - M U T 3 1 の各 c - M U T セル 3 1 a , ... , 3 1 a と信号線 3 3 , ... , 3 3 とはケーブル接続部 3 4 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 3 4 から延出する信号線 3 3 , ... , 3 3 はひとまとめにされて、挿入部 1 1 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 1 2 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。

【 0 0 3 2 】

なお、前記ハウジング部 3 2 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のための周状のバルーン溝 3 2 a を有する凸部 3 2 b が設けられている。また、前記 c - M U T 3 1 の表面及び前記ハウジング部 3 2 の一部は、耐水性、耐薬品性に優れたポリレン（ポリバラキシリレン）等で形成された保護膜（図 4 の符号 3 9 参照）で被覆されている。

30

【 0 0 3 3 】

図 4 及び図 7 に示すように前記 c - M U T 3 1 を構成する各 c - M U T セル 3 1 a 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 - M U T セル 3 1 a , ... , 3 1 a 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。

【 0 0 3 4 】

40

前記 c - M U T セル 3 1 a は、シリコン基板 3 5 上に形成された、下部電極 3 7 d、電極間距離を設定する絶縁性支柱 3 6、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 3 8、及び上部電極 3 7 u で主に構成されている。前記下部電極 3 7 d は前記シリコン基板 3 5 の上面に設けられ、前記上部電極 3 7 u はシリコンメンブレン 3 8 の上面に設けられている。符号 4 0 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 3 8 の制動層になっている。

【 0 0 3 5 】

複数の c - M U T セル 3 1 a が配列されるシリコン基板 3 5 には c - M O S 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 4 3 や、配線電極 4 4 が設けられている。前記シリコンメンブレン 3 8 に設けられた上部電極 3 7 u は接地電極であり、前記

50

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。

【0036】

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-MUT 31 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 CPU 51 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。

【0037】

前記超音波観測装置 4 には図 6 に示すように前記 CPU 51、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。

【0038】

前記 CPU 51 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。

【0039】

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 CPU 51 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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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、CPU 51 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。

【0044】

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。

【0045】

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

10

20

30

40

50

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。

【0046】

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。

10

【0047】

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。

【0048】

20

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。

【0049】

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、超音波観測ユニット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。

30

【0050】

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。

【0051】

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。

40

【0052】

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。

50

【 0 0 5 3 】

又、本実施形態においては複数の c - M U T セル 3 1 a を配列させて構成した c - M U T 3 1 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射出させる構成としているが、図 9 (a) に示すように c - M U T 3 1 から延出する信号線 3 3 を超音波走査面の背面側から延出させて c - M U T 3 1 B を構成することによって、図 9 (b) に示すようにこの c - M U T 3 1 B を前方視タイプの内視鏡観察部 2 0 A を有する挿入部先端面 1 1 a 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 1 1 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 2 A を構成することができる。

【 0 0 5 4 】

10

また、本実施形態では複数の c - M U T セル 3 1 a を整列配置させて、超音波走査面の開口形状を四角形状としているが、c - M U T セル 3 1 a 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 1 0 (a) に示すような八角形状等の多角形状の c - M U T 3 1 C を形成したり、図 1 1 (a) に示すような円形状や図示しない楕円形状等の c - M U T 3 1 D を形成するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

そして、これら c - M U T 3 1 C 、 3 1 D を図 1 0 (b) 及び図 1 1 (b) に示すよう挿入部先端面 1 1 a 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 2 B 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 2 C を構成する

20

ようにしてもよい。なお、このとき、ケーブル接続部 3 4 の形状を c - M U T の形状にあわせて変化させている。

【 0 0 5 6 】

上述のように構成した c - M U T 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 1 1 を体腔内に挿入していく。そして、この挿入部 1 1 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 - M U T 3 1 を駆動状態にする。

【 0 0 5 7 】

30

すると、この超音波観測装置 4 の C P U 5 1 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 5 2 でパルス信号に変換されて、セクタ 5 3 を介して c - M U T 3 1 を構成する所定の c - M U T セル 3 1 a に向けて出力されていく。

【 0 0 5 8 】

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 9 】

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。

40

【 0 0 6 0 】

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 6 1 】

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

50

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 64 が受波状態であるときには、c - M U T セル 31 a でエコー情報を受信したことによって電極 37 u、37 d 間に発生した電荷信号がプリアンプ 65 に出力される。

【0062】

このプリアンプ 65 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 66 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。

【0063】

そして、各 c - M U T セル 31 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 54、ドップラー信号処理回路 55、高調波信号処理回路 56 等を経て所定の処理を行い、その後、超音波画像処理部 57 で標準的な映像信号に変換すると同時に、C P U 51 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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

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。

【0067】

なお、図 12 (a) に示すようにリング形状の c - M U T 31 E を形成して、この c - M U T 31 E の略中央部に貫通孔 24 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 24 a を形成するため信号線 33 をケーブル接続部 34 の縁部側から延出させている。

【0068】

そして、前記貫通孔 24 a を有する c - M U T 31 E を図 12 (b) に示すように例えば挿入部先端面 11 a に配設することによって、前記貫通孔 24 a を前記処置具チャンネルの鉗子出口 24 にした超音波内視鏡 2 D を構成することができる。

【0069】

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。

【0070】

具体的には、図 13 (a) に示すように c - M U T セル 31 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 31 F を形成する。このとき、これら c - M U T セル 31 a を構成する上部電極 37 u 同士及び下部電極 37 d 同士を電氣的に連結状態にし、ハウジング部 71 内に駆動部材 72 によって回動自在に軸支されているハウジング 73 に配設して、超音波内視鏡 70 を構成する。なお、前記 c - M U T 31 F から延出する図示しない信号線は前記駆動部材 72 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。

【0071】

前記超音波内視鏡 70 の挿入部 11 を体腔内に挿通させた状態で、図示しない駆動モ-

10

20

30

40

50

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 では超音波を送受信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。

【 0 0 7 2 】

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

10

【 0 0 7 3 】

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 4 】

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。

20

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。

【 0 0 7 5 】

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。

30

【 0 0 7 6 】

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 7 】

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。

40

したがって、良好な超音波断層画像を得られる。

【 0 0 7 8 】

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 9 】

50

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。

【 0 0 8 0 】

そして、図 1 5 (a) に示すように一対の送信用セル 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。

10

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

なお、送受信セル群 3 1 k を一対の送信用セル 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

20

【 0 0 8 3 】

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。

【 0 0 8 4 】

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。

30

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説明する拡大図、図 1 6 (c) は図 1 6 (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。

【 0 0 8 5 】

図 1 6 (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。

40

【 0 0 8 6 】

そして、図 1 6 (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

【 0 0 8 7 】

一方、図 1 6 (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

50

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。

【0088】

このことによって、c-MUT 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。

したがって、画質の良好な超音波断層画像を得られる。

【0089】

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-MUT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-MUT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-MUTの構成を説明する図、図18(b)は図18(a)のc-MUT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-MUTの矢印Eで示す部分の配列を説明する図である。

【0090】

図17(a)に示すように本実施形態の超音波内視鏡2Eではハウジング部32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81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82を超音波走査面として一体に設けたバイプレーンタイプのc-MUT 3 1 Lが設けてある。

【0091】

図18(a)及び図18(b)に示すように第2超音波走査面82は、超音波送受信用の複数のc-MUT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用セル群83と、超音波の送受信機能を有していない不使用セル3 1 hを帯状に形成して、隣り合う送受信用セル群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。これら送受信用セル群83と不使用セル群84とは矢印F方向に交互に配列されている。

【0092】

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、超音波送受信用の複数のc-MUT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用セル群83と、超音波の送受信機能を有していない不使用セル3 1 hを帯状に形成して、隣り合う送受信用セル群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。これら送受信用セル群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。

【0093】

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。

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-MUT 3 1 Mと、走査方向が軸方向に対して直交するc-MUT 3 1 N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、前記ハウジング部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、

10

20

30

40

50

或いは図 18 (a) に示したパイプレンタイプのも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。

【0094】

図 19 の曲面部に c - M U T を設けた超音波内視鏡を示す図及び図 20 の c - M U T 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。

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 - M U T 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 - M U T チップ実装基板の作用を説明する図、図 20 (c) は c - M U T チップ実装基板の他の構成例を示す図である。

10

【0095】

図 19 (a) に示すように本実施形態の超音波内視鏡 2 G 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 - M U T 91 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 2 H 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 - M U T 92 を配置して構成されている。

【0096】

前記帯状 c - M U T 92 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 - M U T セルを配列させてチップ状に構成した c - M U T 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 - M U T 92 は、複数の c - M U T 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 - M U T 92 を挿入部先端部に周方向に配置させることによって、

20

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 2 H が構成される。

【0097】

一方、図 20 (c) に示すように曲面形状 c - M U T 91 は、所定の曲面形状に形成した曲面基板 95 に、複数の c - M U T 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 - M U T 91 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 2 G が構成される。

30

【0098】

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 - M U T 92 を配置させ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 2 G を構成するようにしてもよい。

【0099】

また、前記超音波内視鏡 2 G の超音波観察ユニット 30 の基端部側に破線に示すように帯状 c - M U T 92 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。

【0100】

図 21 を参照して c - M U T セルの他の構成例を説明する。

40

図に示すように本実施形態の c - M U T セル 100 においてはコンデンサ部を構成する上部電極 37 u と下部電極 37 d との間に形成されている空隙部 40 内に、高誘電率を有する所定厚みの誘電体膜 101 を設けている。

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。

【0101】

なお、図 22 の c - M U T セルのポーラス処理を説明する、図 22 (a) に示すようにメンブレン 38 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 117 を設けて c - M U T セル 103 を構成するようにしてもよい。図 22 (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

50

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 117 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。

【0102】

図23を参照してc-MUTセルの別の構成例を説明する。

なお、図23(a)は従来のc-MUTセルの構成を示す図、図23(b)は基板上面に特徴のあるc-MUTセルの構成を示す図である。

【0103】

図23(a)に示すように従来のc-MUTセル250では真空中で空隙部40が形成されているため、c-MUT形成後に、大気中に放置されると、メンブレン38に設けられた上部電極37uが屈曲変形していた。本実施形態においては図23(b)に示すようにシリコン基板35の上面に予め、前記屈曲変形を踏まえた所定の凹面110設けて、c-MUTセル101に空隙部112を形成する構成にしている。

【0104】

このことによって、上部電極37uと下部電極37d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。

【0105】

なお、図24のc-MUTセルのまた他の構成例を示す図のようにシリコン基板35の表面に所定凹凸形状の凹凸曲面113を形成して曲面下部電極114を設ける一方、このシリコン基板35に対向して配置されるメンブレン38に設けられる上部電極を前記凹凸曲面113に略一致する曲面上部電極115として構成することによって、曲面上部電極115及び曲面下部電極114の面積を大きくして、c-MUTセル102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116は曲面空隙部である。

【0106】

(第2実施形態)

図25ないし図29は本実施形態の第2実施形態にかかり、図25はc-MUT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26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27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28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29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明する図である。

【0107】

なお、図27(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27(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27(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29(a)は静電容量測定用のダミーc-MUT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29(b)はダミーc-MUTセルの作用及び機能を説明するフローチャート。

【0108】

図25に示すように本実施形態の超音波内視鏡120においては、挿入部121の先端面121aには多機能超音波トランスデューサ122が配設されている。この多機能超音波トランスデューサ122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-MUT131と、このリング状のc-MUT131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123及びシリコン受光素子で構成した受光部124とが併設されている。

【0109】

図26に示すように本実施形態のc-MUT131においては複数のc-MUTセル1

10

20

30

40

50

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 1 0 】

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 等とをそれぞれピアホール 4 5 によって電氣的に接続している。

10

【 0 1 1 1 】

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 2 】

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。

20

【 0 1 1 3 】

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が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。

30

【 0 1 1 4 】

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、設けて多機能超音波トランスデューサ 1 2 8 を形成するようにしてもよい。

【 0 1 1 5 】

さらに、図 2 7 (c) に示すように円形の c - M U T 3 1 を形成して、この c - M U T 3 1 の周囲に例えば多角形の発光部 1 2 3 及び受光部 1 2 4 を規則的に併設して多機能超音波トランスデューサ 1 2 9 を形成するようにしてもよい。

【 0 1 1 6 】

40

上述のように構成した超音波内視鏡 1 2 0 の作用を説明する。

まず、超音波内視鏡 1 2 0 の挿入部 1 2 1 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 1 2 2 に設けられている発光部 1 2 3 によって観察部位を照らし、この発光部 1 2 3 によって照明された観察部位の内視鏡画像を受光部 1 2 4 で撮像する。このことによって、モニタ 5 の画面上に内視鏡画像が表示される。このことによって、術者はこの内視鏡画像を観察しながら挿入部 1 2 1 を体腔内に挿入していく。

【 0 1 1 7 】

そして、この挿入部 1 2 1 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 1 2 2 の c - M U T 1 3 1 を駆動状態にする。

50

【 0 1 1 8 】

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 CPU 5 1 から観察者の操作指示に対応した動作指示信号が c - MUT 1 3 1 に向けて出力される。そして、c - MUT セル 1 3 1 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、反射超音波を受信してモニタ 5 の画面上に超音波断層画像を表示させる。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 1 1 9 】

このように、c - MUT 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。

10

【 0 1 2 0 】

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。

【 0 1 2 1 】

また、c - MUT 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することができるとともに、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。

【 0 1 2 2 】

20

ここで、図 2 8 及び図 2 9 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 2 8 に示す多機能超音波トランスデューサ 1 3 2 では、c - MUT 1 3 1、発光部 1 2 3 及び受光部 1 2 4 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う、X 方向及び Y 方向に対応するように配置された静電型マイクロジャイロセンサ 1 3 3、1 3 4 が併設している。

【 0 1 2 3 】

このことによって、静電型マイクロジャイロセンサ 1 3 3、1 3 4 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。

30

【 0 1 2 4 】

図 2 9 (a) に示す多機能超音波トランスデューサ 1 3 5 では c - MUT 1 3 1 を構成する任意の位置の複数の c - MUT セルを静電容量測定用セル 1 3 6 として使用している。そして、この静電容量測定用セル 1 3 6 から出力される電気信号を基に、超音波駆動信号を補正して出力する構成にしている。

【 0 1 2 5 】

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 2 9 (b) のステップ S 1 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 S 2 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 S 3 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 S 4 に移行する。このステップ S 4 ではステップ S 3 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。

40

【 0 1 2 6 】

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。

【 0 1 2 7 】

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

50

しない範囲で種々変形実施可能である。

【 0 1 2 8 】

[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。

【 0 1 2 9 】

(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、

10

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。

【 0 1 3 0 】

(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。

【 0 1 3 1 】

(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 1 5

(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。

20

【 0 1 3 2 】

(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。

【 0 1 3 3 】

(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。

【 0 1 3 4 】

(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。

30

【 0 1 3 5 】

(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。

【 0 1 3 6 】

(1 0) 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。

【 0 1 3 7 】

(1 1) 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。

【 0 1 3 8 】

(1 2) 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。

40

【 0 1 3 9 】

(1 3) 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 1 2 に記載の超音波内視鏡装置。

【 0 1 4 0 】

(1 4) 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。

【 0 1 4 1 】

50

(1 5) 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。

【 0 1 4 2 】

(1 6) 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。

【 0 1 4 3 】

(1 7) 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 1 6 に記載の超音波内視鏡装置。

【 0 1 4 4 】

(1 8) 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。

10

【 0 1 4 5 】

(1 9) 前記基板は柔軟性を有する平面基板である付記 1 8 に記載の超音波内視鏡装置。

【 0 1 4 6 】

(2 0) 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 1 8 に記載の超音波内視鏡装置。

【符号の説明】

【 0 1 4 7 】

2 ... 超音波内視鏡

20

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

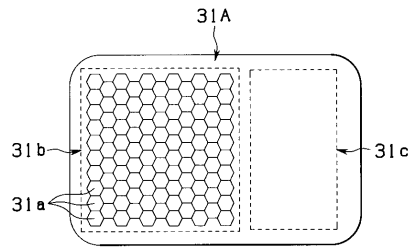
3 7 u ... 上部電極

3 8 ... シリコンメンブレン

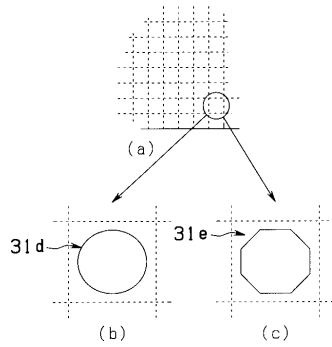
4 0 ... 真空空隙部

4 4 ... 配線電極

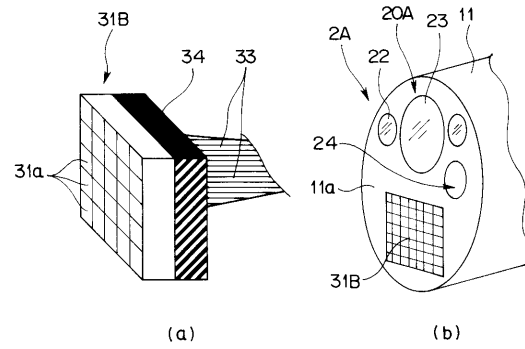
【図 7】



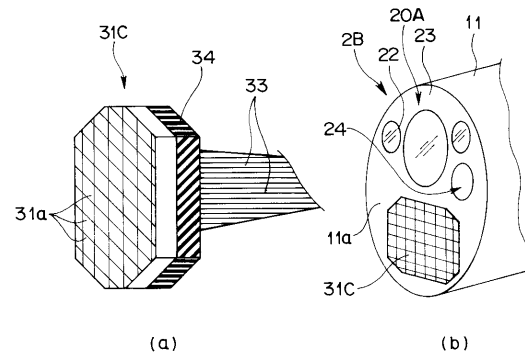
【図 8】



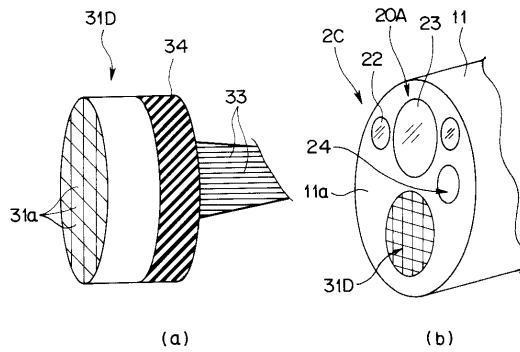
【図 9】



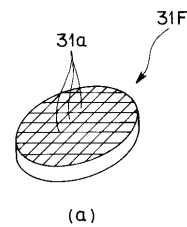
【図 10】



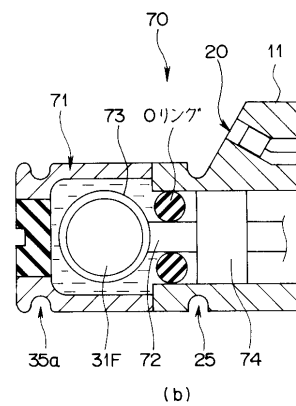
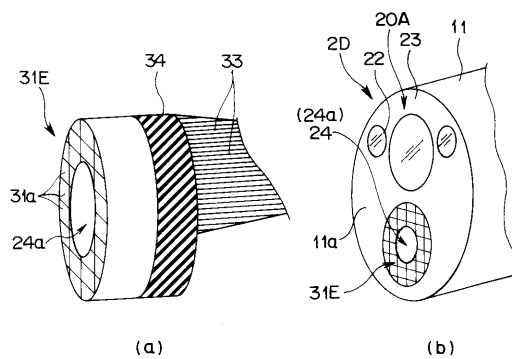
【図 11】



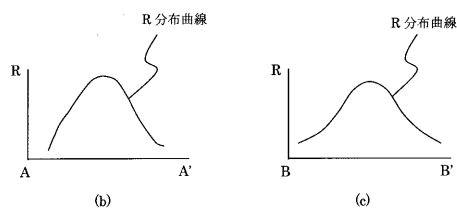
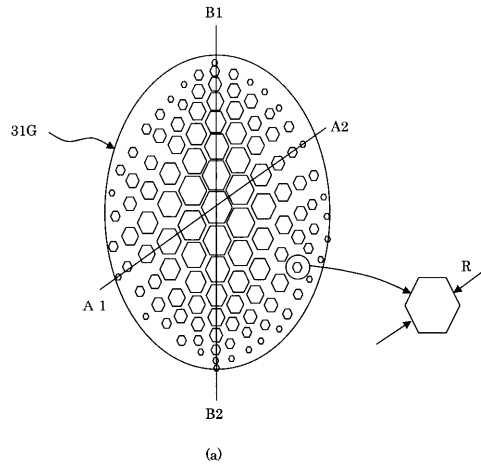
【図 13】



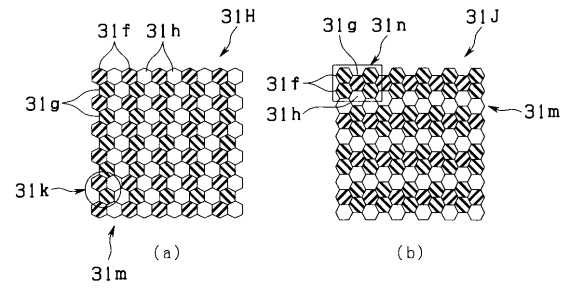
【図 12】



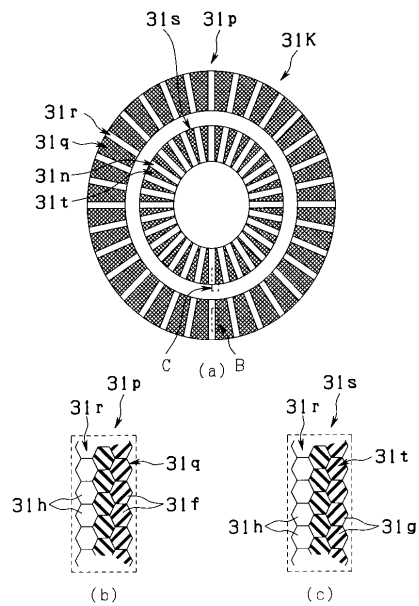
【図 14】



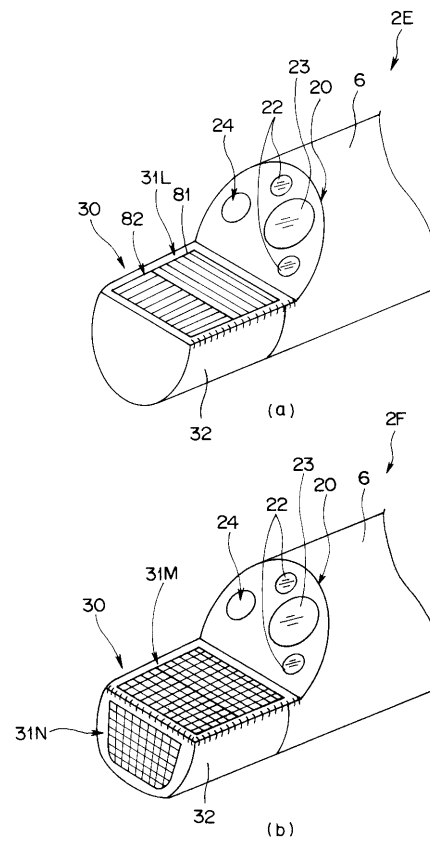
【図 15】



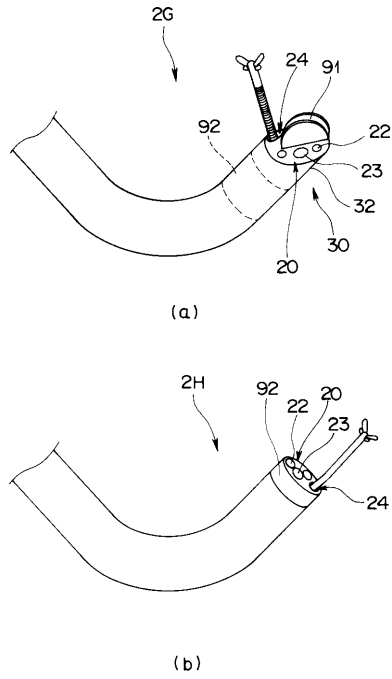
【図 16】



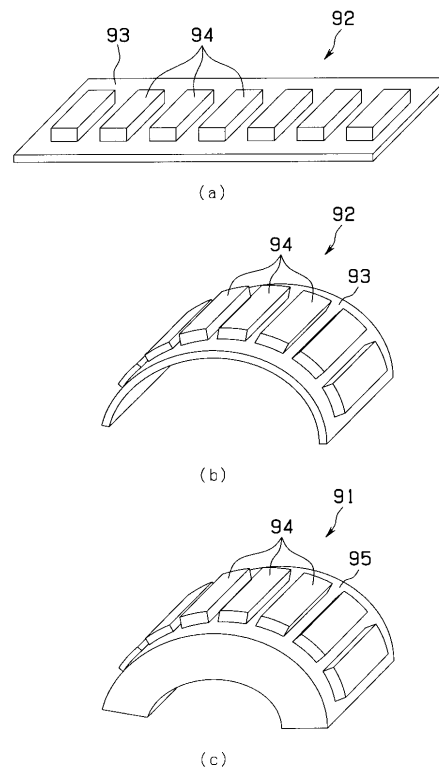
【図 17】



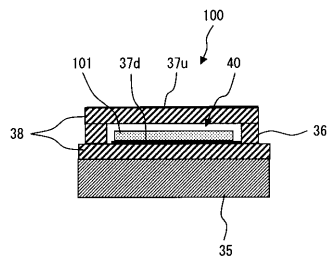
【図 19】



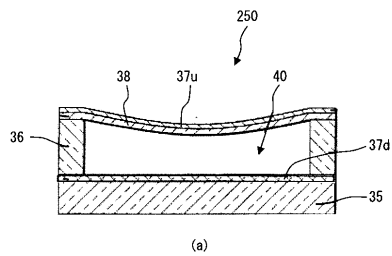
【図 20】



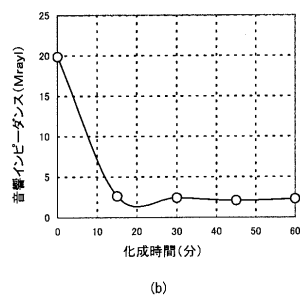
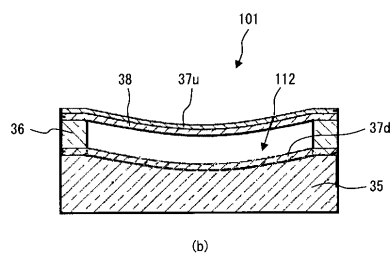
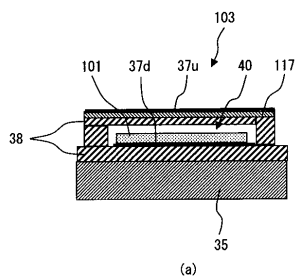
【図 21】



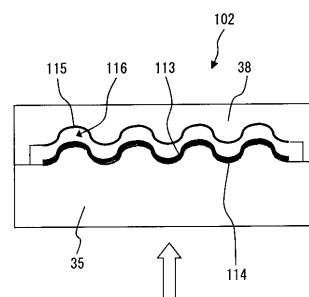
【図 23】



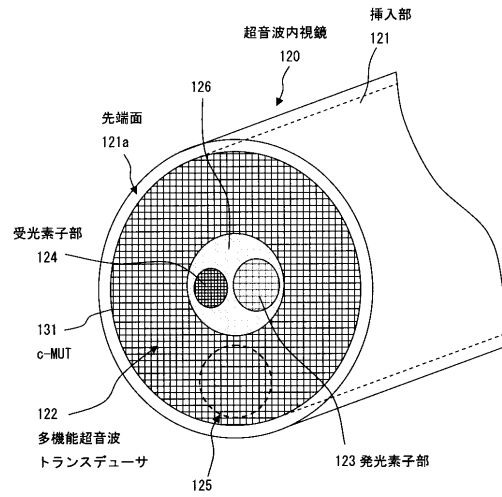
【図 22】



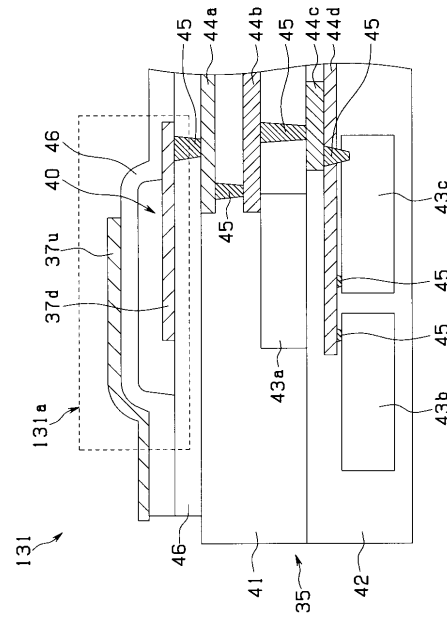
【図 24】



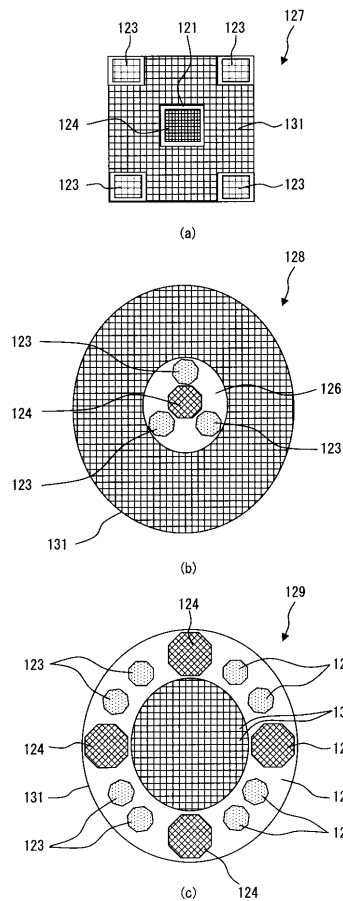
【図 25】



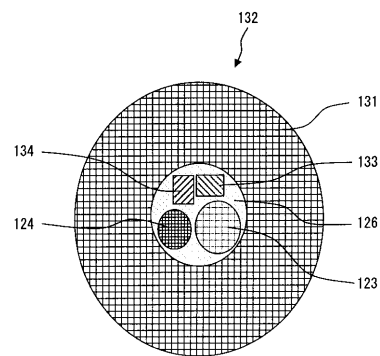
【図 26】



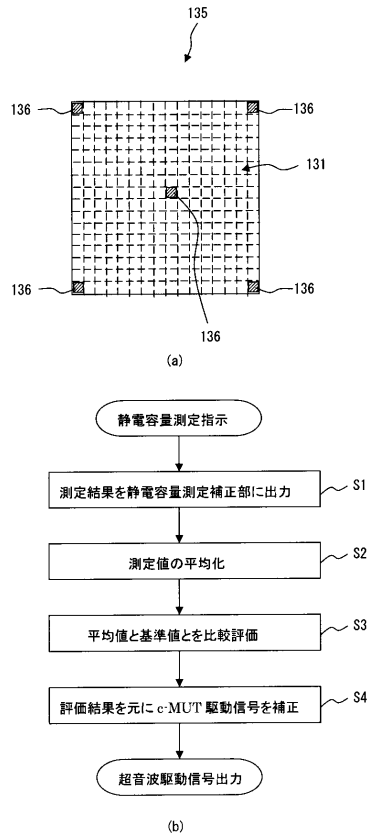
【図 27】



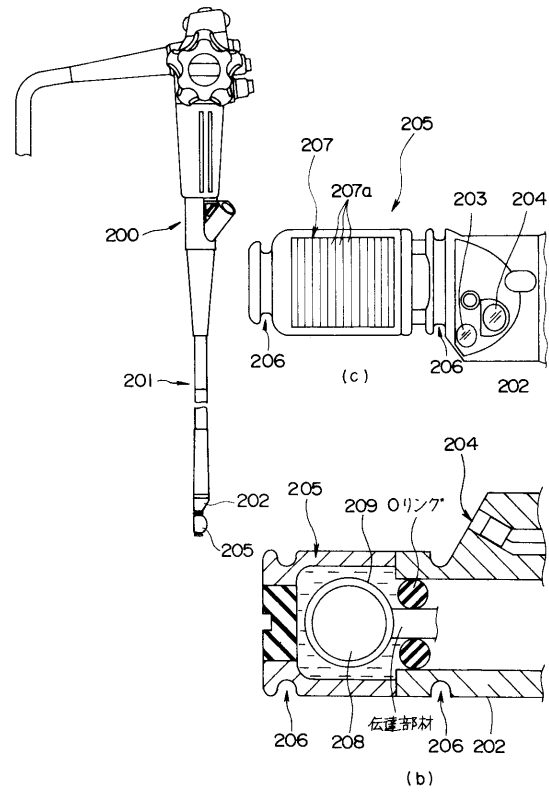
【図 28】



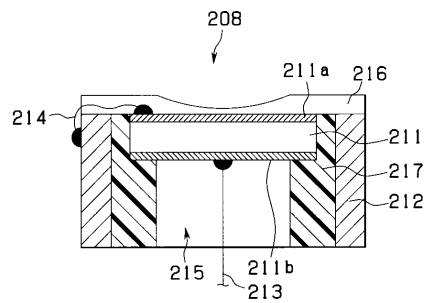
【図 29】



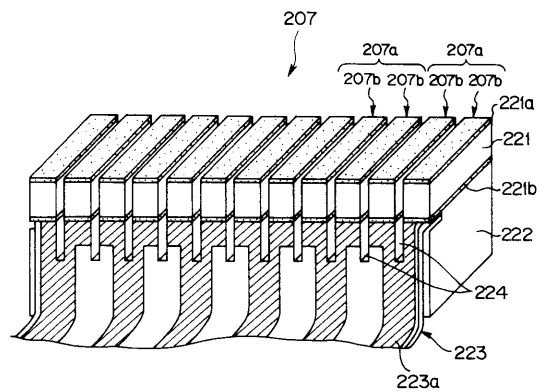
【図 30】



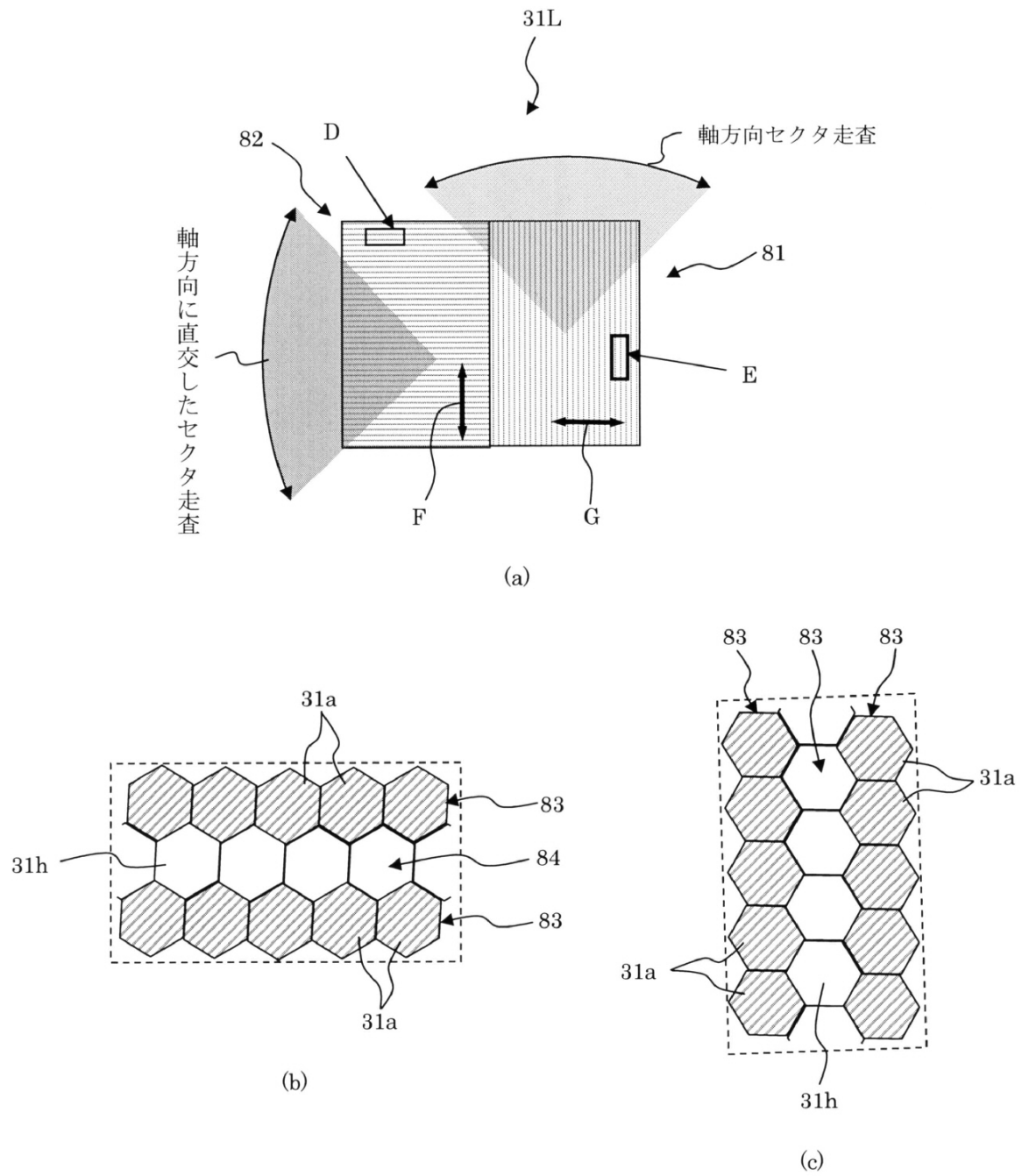
【図 31】



【図 32】



【 図 1 8 】



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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 大野 弘

- (56)参考文献 特開昭 5 8 - 0 5 7 8 9 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 2 5 2 9 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|-----------|
| H 0 4 R | 1 7 / 0 0 |
| A 6 1 B | 8 / 0 0 |

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP4657357B2	公开(公告)日	2011-03-23
申请号	JP2009170581	申请日	2009-07-21
[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		
当前申请(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	H04R19/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB42 5D019/BB19 5D019/BB25 5D019/BB28 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	大野 弘		
其他公开文献	JP2009239976A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供在c-MUT单元的电容器部分中具有高静电容量的超声波内窥镜和高发送 - 接收灵敏度。ŽSOLUTION：超声波内窥镜通过超声波换能器发射和接收超声波而插入细胞内以获得身体组织信息，其配备有：通过微机械技术在半导体衬底上形成的静电型超声换能器;通过在基板表面上形成规定的凹凸曲面，在构成静电型超声波换能器的基板上设置下弯曲电极;上弯曲电极与下弯曲表面相对设置，并具有与上述凹凸曲面大致相等的表面形状。Ž

