

(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2004-350702
(P2004-350702A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 8/12**
H04R 17/00

F 1

A 61 B 8/12
H 04 R 17/00 3 3 2

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1
5 D O 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2003-148305 (P2003-148305)
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

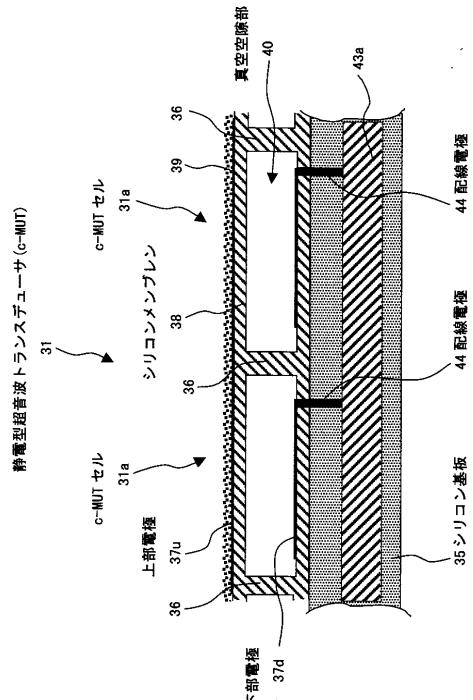
(54) 【発明の名称】超音波診断プローブ装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブに設けられる超音波トランステ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診断プローブ装置を提供すること。

【解決手段】超音波トランステューサは、静電型超音波トランステューサ(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プローブと、この超音波プローブ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診断プローブ装置において、

前記超音波プローブ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診断プローブ装置。

【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 に記載の超音波診断プローブ装置。 10

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波プローブと超音波観測装置とを備えた体腔内挿入を目的とした超音波診断プローブ装置に関する。 20

【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。 20

体腔内の超音波断層画像を得る超音波診断装置として、図 22(a) に示すように体腔内に挿入される内視鏡 200 の挿入部 201 に設けられている図示しない器具挿通チャンネルに連通する器具挿通口 202 を介して体腔内に導かれる図 22(b) 及び図 22(c) に示す超音波プローブ 203、205 がある。 30

【0003】

図 22(b) に示す超音波プローブ 203 の挿入部 204 の先端部内には超音波を送受する機械走査式の超音波トランスデューサ 208 が配設されており、図 22(c) に示す超音波プローブ 205 の挿入部 206 の先端部には超音波を送受する複数の超音波トランスデューサ素子 207a、...、207a を例えれば挿入部方向に配列して構成した電子走査式の超音波トランスデューサ 207 が設けられている。 30

【0004】

前記超音波トランスデューサ 207 は、これら超音波トランスデューサ素子 207a、...、207a を規則的に電子走査して超音波断層画像を得られるようになっている。一方、前記機械走査式の超音波トランスデューサ 208 はハウジング 209 に一体配置されている。このハウジング 209 は、図示しない駆動モータの駆動力を伝達する例えはフレキシブルシャフト等の伝達部材 210 の先端部に固定されており、前記伝達部材 210 を回転させてハウジング 209 に一体な超音波トランスデューサ 208 を機械的に回転走査して超音波断層画像を得るようになっている。 40

【0005】

図 23 に示すように前記超音波トランスデューサ 208 は、例え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。 40

【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 とは電気的に別体であり、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 50

ンド線 214 が接続されている。

【0007】

前記ケース体 212 内に配設されている複合圧電体 211 の下面側には超音波吸収体 215 が配設され、曲面を形成した上面側にはケース体 212 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 216 が設けてある。また、前記超音波吸収体 215 及び複合圧電体 211 の外周側には第 1 電極 211a と第 2 電極 211b との電気的な接触を防止する樹脂製の絶縁部材 217 が設けてある。さらに、前記超音波トランスデューサ 208 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。

【0008】

一方、図 24 に示すように複数の超音波トランスデューサ素子 207a, ..., 207a を配列した超音波トランスデューサ 207 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た圧電素子 221 とこの圧電素子 221 の背面側に配設されるバッキング材 222 とで構成されている。前記圧電素子 221 の両面には電極 221a, 221b が設けられている。そして、前記電極 221b にはフレキシブルプリント基板 223 のパターン 223a が図示しない半田で電気的に接続されている。

【0009】

前記圧電素子 221 は、厚み方向に対してバッキング材 222 まで届く深さ寸法のダイシング溝 224 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 207a を配列している。このダイシング溝 224 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 223a は 1 つのトランスデューサ素子 207 をそれぞれ形成する 2 つのサブエレメント素子 207b に接続されている。前面側の電極 221a 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 221a を図示しない GND 配線材により隣接する電極 221a と互いに接続されてグランド電位に設定されている。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前記超音波プローブでは、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プローブ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。

【0011】

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。

【0012】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波プローブ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診断プローブ装置を提供することを目的にしている。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波診断プローブ装置は、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プローブと、この超音波プローブ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診断プローブ装置であって、前記超音波プローブ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。

【 0 0 1 4 】

また、前記超音波トランステューサは、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テューサである。

【 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、鉛フリーの小型で高精細な超音波トランステ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10は本発明の第1実施形態にかかり、図1は超音波診断プローブ装置を説明する図、図2は超音波プローブの先端部の構成を説明する図、図3は超音波トランステ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-MUTセルを説明する図、図5はc-MUT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テューサの構成を説明するブロック図、図7はc-MUTの他の構成例を説明する図、図8はc-MUT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軸方向に対して直交した方向にしたc-MUTを配置した超音波プローブを示す図、図10は超音波送受波方向を軸方向にしたc-MUTを配置した超音波プローブを示す図である。

20

【 0 0 1 7 】

なお、図8(a)はc-MUTセルを格子状に配列したときの図、図8(b)はc-MUTセルの他のセル形状を示す図、図8(c)はc-MUTセルの別のセル形状を示す図である。

【 0 0 1 8 】

図1に示すように本実施形態の超音波診断プローブ装置1は、超音波観察装置2と、内視鏡装置7とで構成されている。

前記超音波観察装置2は、先端側に後述する超音波トランステューサ(図2の符号31参照)を内蔵した細長な挿入部3aを備えた超音波プローブ3と、前記超音波プローブ3の基端部に設けた接続部3bが着脱自在に接続される連結部4aを備えた図示しない回転駆動源及びこの回転駆動源の回転角度データを取得してラジアル走査の際の超音波ビームの回転角度情報として回転角度データを後述する超音波観測装置に出力する例えはエンコーダを備えたプローブ駆動ユニット(以下、駆動ユニットと略記する)4と、この駆動ユニット4とコネクタ4bを介して電気的に接続され、前記超音波トランステューサの駆動及びこの静電型超音波トランステ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を行う超音波観測装置5と、この超音波観測装置5で生成した映像信号を入力して超音波断層画像を表示する超音波画像表示装置6とで主に構成されている。なお、前記接続部3bを前記駆動ユニット4の連結部4aに配設することによって、機械的及び電気的な接続状態になる。

30

【 0 0 1 9 】

前記内視鏡装置7は、撮像装置を内蔵した電子内視鏡(以下、内視鏡と略記する)8と、この電子内視鏡8に照明光を供給する光源装置9と、前記電子内視鏡8の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を行うビデオプロセッサ10と、このビデオプロセッサ10で生成された映像信号を入力して内視鏡観察用画像を表示する内視鏡画像表示装置11とで主に構成されている。

40

【 0 0 2 0 】

前記内視鏡8は、体腔内に挿入される細長の挿入部12と、この挿入部12の基端側に位置する操作部13と、この操作部13の側部から延出するユニバーサルコード14とで主に構成されている。

50

【 0 0 2 1 】

前記ユニバーサルコード 14 の基端部には前記光源装置 9 に接続される内視鏡コネクタ 14 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 14 a の側部には電気コネクタ 14 b が設けられている。この電気コネクタ 14 b には前記ビデオプロセッサ 10 と電気的に接続される映像ケーブル 15 が接続される。

【 0 0 2 2 】

前記挿入部 12 の先端面 12 a には直視による内視鏡観察を行うための照明光窓 16 a 及び観察窓 16 b 及び鉗子出口 16 c 等が設けられている。

前記操作部 13 には前記挿入部 12 を構成する湾曲部 17 を湾曲制御するアングルノブ 18 、体腔内に導入される処置具の導入口となる、前記鉗子出口 16 c に連通した処置具挿入口 19 、前記内視鏡画像表示装置 11 に表示させる表示画像を切り換えたり、フリーズ、レリーズ等の指示を行う各種操作スイッチ 20 等が設けられている。

【 0 0 2 3 】

図 2 に示すように前記超音波プローブ 3 の挿入部 3 a の先端部には超音波透過性に優れた高密度ポリエチレン、ポリメチルペンテン等の部材で形成された先端キャップ 21 が配置されている。この先端キャップ 21 の内部には超音波トランスデューサ 31 を設けたハウジング 22 が回転自在に配置されている。このハウジング 22 の基端部には前記駆動ユニット 4 に備えられている回転駆動源の回転駆動力を伝達する回転力伝達部材である例えばフレキシブルシャフト 23 の一端部が固定されている。なお、このフレキシブルシャフト 23 の他端部は前記駆動ユニット 4 の回転駆動源に固定されている。

【 0 0 2 4 】

したがって、前記駆動ユニット 4 に備えられている回転駆動源を駆動状態にすることによって、この回転駆動源の回転駆動力がフレキシブルシャフト 23 を介してハウジング 22 に伝達されて、このハウジング 22 に設けられている超音波トランスデューサ 31 が回転状態になる。

【 0 0 2 5 】

前記フレキシブルシャフト 23 の内部には前記超音波トランスデューサ 31 と前記超音波観測装置 5 とを電気的に接続する例えば同軸ケーブルで構成された後述する信号線 33 をひとまとめにした信号ケーブル（不図示）が挿通している。また、前記挿入部 3 a 内には例えば流動パラフィン、カルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体 24 が充填される。さらに、前記挿入部 3 a の先端側には前記先端キャップ 21 を覆うよう図示しない膨縮自在なバルーンが必要に応じて取り付けられるようになっている。

【 0 0 2 6 】

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 - M U T (C a p a c i t i v e M i c r o m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r) 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。

【 0 0 2 7 】

前記 c - M U T 31 は、複数の c - M U T セル 31 a を配列して、例えば各セルに位相差を設けた駆動を行い、合成超音波ビームをセクタ走査したり、いくつかの配列グループに分割して、配列グループ毎に一次元的にリニア走査、又はセクタ走査することができる。さらには、全素子を並列接続して単一素子としてラジアル走査することも可能である。さらには、全素子を同心枠型アレイ構造にして、それぞれのアレイエレメントに位相差を持った駆動を行い、超音波ビームの収束機能を実現することも可能である。なお、枠型アレイ構造とは、大きさの異なる複数の枠状のアレイエレメントを、例えばそれらの重心位置を一致させて配置したものである。また、上記の各場合に対応して接続ケーブルの特性、配置或いは本数が変化する。この c - M U T 31 の各 c - M U T セル 31 a , ... , 31 a と信号線 33 , ... , 33 とはケーブル接続部 34 を介して電気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、

10

20

30

40

50

挿入部 12 内を挿通する図示しない例えはチューブ内に挿通された状態で操作部 13 方向に延出して、前記超音波観測装置 5 に電気的に接続されるようになっている。

【 0 0 2 8 】

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、耐薬品性に優れたパリレン（ポリパラキシリレン）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。

【 0 0 2 9 】

図 4 及び図 5 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 のセル形状は例えは六角形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は四角形形状にしている。10

【 0 0 3 0 】

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 の振動を制動する層になっている。

【 0 0 3 1 】

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送信遅延回路 6 1 、バイアス信号印加回路 6 2 、駆動信号発生回路 6 3 、送受信切換回路 6 4 、c - M U T セル 3 1 a にプリアンプ 6 5 、ビームフォーマ 6 6 等からなる制御回路部 4 3 a 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、前記下部電極 3 7 d は信号入出力用電極である。そして、前記上部電極 3 7 u の上面には前記保護膜 3 9 が被覆されている。20

【 0 0 3 2 】

図 6 に示すように前記 c - M U T 3 1 には複数の c - M U T セル 3 1 a が配列されている。これら c - M U T セル 3 1 a は、超音波観測装置 5 に設けられている C P U 5 1 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。

【 0 0 3 3 】

前記超音波観測装置 5 には前記 C P U 5 1 、トリガー信号発生回路 5 2 、セレクタ 5 3 、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 、超音波画像処理部 5 7 、三次元画像構築回路 5 8 が備えられている。30

【 0 0 3 4 】

前記 C P U 5 1 はこの超音波観測装置 5 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。

【 0 0 3 5 】

前記トリガー信号発生回路 5 2 は、各 c - M U T セル 3 1 a 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。40

前記セレクタ 5 3 は前記 C P U 5 1 の動作指示信号に基づいて指示された所定の c - M U T セル 3 1 a に対してパルス信号を伝送する。

【 0 0 3 6 】

前記エコー信号処理回路 5 4 は、各 c - M U T セル 3 1 a 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 - M U T セル 3 1 a 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。

【 0 0 3 7 】

前記ドップラー信号処理回路 5 5 は、前記 c - M U T セル 3 1 a 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。50

【0038】

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。

【0039】

前記三次元画像構築回路58は、前記c-MUTセル31aから出力される受信ビーム信号から3次元画像を構築し、3次元画像データを出力する。

【0040】

以上のように、二次元に配列されたc-MUTセル31aからの受信信号だけから三次元画像を構築することは可能であるが、その他、c-MUTセル31aを一次元アレイに配列して電子走査で二次元画像を得て、且つ、一次元アレイに配列した振動子をラジアル回転させて、回転角度情報を得て三次元画像を構築することも可能である。 10

【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、三次元画像構築回路58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からの出力に所定のバイアス信号を重畠させる。このバイアス信号としては、送受信時に同じ直流電圧のみを使用する方法、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方法、更には例えば直流成分に交流成分を重畠させS/Nを改善したり、その交流成分とエコー信号との相関をとることによってS/Nを改善させる方法がある。 20

【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ゆがみのない波形の超音波送信波形を得るために必要である。前記DCバイアス電圧が重畠していないと、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。 30

【0044】

一方、受信時はバイアス電圧印加は必是である。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畠させ、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、S/N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して、セル選択が可能になる。直流信号成分が重畠した受信信号は、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。 40

【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。なお、前記送受信切換回路64は、c-MUTセル31aを送信専用と受信専用とに分割して使用する際には不要である。

【0046】

10

20

30

40

50

前記プリアンプ 6 5 は前記送受信切換回路 6 4 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 6 6 は前記プリアンプ 6 5 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 6 1 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。

【 0 0 4 7 】

そして、C P U 5 1 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 - M U T セル 3 1 a を駆動して、c - M U T 3 1 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 6 6 で前記送信遅延回路 6 1 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。 10

【 0 0 4 8 】

なお、前記ビームフォーマ 6 6 で前記送信遅延回路 6 1 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 6 6 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 5 を経て所望の超音波断層画像を得られる。

【 0 0 4 9 】

また、本実施形態においては複数の c - M U T セル 3 1 a の制御回路及び配線電極等をシリコン基板 3 5 に形成した層状配置の c - M U T 3 1 としているが、c - M U T 3 1 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 - M U T 3 1 の一面側に複数の c - M U T セル 3 1 a を配列させた c - M U T セル形成部 3 1 b と、前記制御回路、配線電極等を形成した回路形成部 3 1 c とを設けた、面内配置の超音波トランステューサ 3 1 A を構成するようにもよい。 20

【 0 0 5 0 】

さらに、本実施形態においては c - M U T セル 3 1 a 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 - M U T セル 3 1 a 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 - M U T セル 3 1 a 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橢円形状(不図示)で c - M U T セル 3 1 d 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 - M U T セル 3 1 e を形成するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

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プローブの作用を説明する。 30

まず、超音波診断プローブ装置 1 の内視鏡装置 7 に設けられている内視鏡画像表示装置 1 1 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 2 を体腔内に挿入していく。そして、この挿入部 1 2 の先端面が観察部位近傍に到達したら、前記超音波観察装置 2 の挿入部 3 a を前記処置具挿入口 1 9 から挿入してこの挿入部 3 a の先端部を鉗子出口 1 6 c から突出させる。そして、前記先端キャップ 2 1 の突出位置や湾曲部 1 7 の湾曲状態を調整して、この先端キャップ 2 1 を所望する位置に配置する。その後、例えば図示しないバルーンを膨張させる、又は、超音波媒体である水で先端キャップ 2 1 を水没させ、超音波観測装置 5 を操作して c - M U T 3 1 を駆動状態にする。このとき、駆動ユニット 4 も駆動状態にする。 40

【 0 0 5 2 】

すると、前記駆動ユニット 4 の回転駆動源の回転駆動力がフレキシブルシャフト 2 3 を介してハウジング 2 2 に伝達されて c - M U T 3 1 が回転状態になるとともに、超音波観測装置 5 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、セレクタ 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 3 】

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 50

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 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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及び軸周りのラジアル走査が行われる。 10

【 0 0 5 6 】

一方、前記エンコーダからは回転駆動源の回転角度データが超音波観測装置 5 に隨時入力される。また、前記複数の 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。

【 0 0 5 7 】

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 5 に出力される。 20

【 0 0 5 8 】

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 、三次元画像構築回路 5 8 、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、回転角度データに基づいて極座標系データをモニタ 6 に出力できるような直交座標系に変換する等の処理を行い、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 の画面上には三次元の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三次元的に行える。

【 0 0 5 9 】

なお、本実施形態においては、前記駆動ユニット 4 の回転駆動源を動作させて、つまり c - M U T 3 1 をラジアル走査とともにセクタ走査を行って三次元画像を得る実施形態を示しているが、前記回転駆動源を動作させることなく 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するセクタ走査を行って超音波断層画像を取得するようにしてもよい。

【 0 0 6 0 】

このように、超音波プローブ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 1 】

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できる。

【 0 0 6 2 】

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 3 】

又、c - M U T セルを配列させて構成した c - M U T をハウジングに配設し、この c - M 50

UTを配設したハウジングを回転力伝達部材によって回転させて、セクタ走査及びラジアル走査を行う構成にすることによって、3次元の超音波画像を得るのに必要なエコーデータを瞬時に得ることができる。

【0064】

このことによって、心臓の拍動の影響等を受ける部位であっても、瞬時に3次元の超音波画像を得るのに必要なエコーデータを取得して、精度の高い3次元の超音波画像による観察を行える。

【0065】

なお、c-MUTセルを配列して超音波走査面を円板状に形成してc-MUTを形成するとき、これらc-MUTセルを構成する上部電極同士及び下部電極同士を電気的に連結状態にすることによって、前記図22(b)で示した超音波プローブでの使用が可能になる。10

【0066】

また、図9に示すように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たc-MUT31Bを先端部に設けて、挿入方向に対して直交する方向を超音波送受波方向としたセクタタイプの超音波プローブ3Aを構成したり、図10に示すようにc-MUT31Cを先端部に設けて、挿入方向に対して前方を超音波送受波方向としたセクタタイプの超音波プローブ3Bを構成するようにしてもよい。

【0067】

ここで、図11ないし図14を参照して複数のc-MUTセル31aを配列して構成されるc-MUTの変形例を説明する。20

【0068】

図11を参照して超音波トランスデューサを構成するc-MUTセルの他の配列構成を説明する。

なお、図11(a)は開口寸法を所定の規則で変化させたc-MUT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11(b)はc-MUTセルのA1-A2方向配列を規制する開口分布曲線を示す図、図11(c)はc-MUTセルのB1-B2方向配列を規制する開口分布曲線を示す図である。

【0069】

図11(a)に示すように本実施形態のc-MUT31Gにおいては、このc-MUT31Gを構成する各c-MUTセル31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-MUTセル31a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11(b)及び図11(c)に示すR値分布曲線に基づいて設定している。30

【0070】

前記図11(b)及び図11(c)に示したR値分布曲線は、c-MUT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-MUT31Gにおいては中央に位置するc-MUTセル31aの開口寸法が最大になって、この中央から前記c-MUT31G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。40

【0071】

このことによって、c-MUT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-MUT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音圧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。

【0072】

図12を参照して超音波トランスデューサを構成するc-MUTセルの他の配置構成を説明する。50

なお、図12(a)は配列されるc-MUT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12(b)は配列されるc-MUT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。

【0073】

上述した実施形態では前記送受信切換回路64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-MUTセル31a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-MUTセルを送波専用の送信用セル31fと、受波専用の受信用セル31g、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31hとしている。

【0074】

そして、図12(a)に示すように一対の送信用セル31fと受信用セル31gとで構成した送受信セル群31k及び不使用セル31hを帯状の群である不使用セル群31mとして形成し、この不使用セル群31mと送受信セル群31kとを例えば列方向に交互に配列させてc-MUT31Hを構成している。

【0075】

このことによって、列方向に配列された送信セル群31fの間又は受信セル群31gの間に、送信時は受信セル群31gと不使用セル群31hが、受信時は送信セル群31fと不使用セル群31h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。

【0076】

なお、送受信セル群31kを一対の送信用セル31fと受信用セル31gとで構成する代わりに、図12(b)に示すように2つの送信用セル31fと1つの受信用セル31gとで送受信セル群31nを構成して、例えば行方向に配列された送受信セル群31nの間に略帶状の不使用セル群31mを配列させて、隣り合う送受信セル群31n同士の間に物理的な所定間隔を設ける構成にしてc-MUT31Jを構成するようにしてもよい。

【0077】

また、本実施形態においてはc-MUTを構成するc-MUTセルを受信用セル31g、送信用セル31f、不使用セル31hとした構成例を示しているが、複数の受信用セル31gのそれぞれ電極を一体で電気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31fのそれぞれの電極を一体で電気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12(a)や前記図12(b)に示すように配列させてc-MUTを構成するようにしてもよい。

【0078】

図13及び図14を参照して超音波プローブに設けられるc-MUTの別の構成を説明する。

図13は曲面部にc-MUTを設けた超音波プローブを示す図、図14はc-MUTチップを実装した基板を説明する図である。なお、図13(a)はコンベックス走査型の超音波プローブを示す図、図13(b)はラジアル走査型の超音波プローブを示す図、図14(a)はc-MUTチップ実装基板の一構成例を示す図、図14(b)は図14(a)で示すc-MUTチップ実装基板の作用を説明する図である。

【0079】

図13(a)に示すように本実施形態の超音波プローブ3Cは、コンベックス走査が可能なよう挿入部3aの先端部に帯状c-MUT92を配置して構成されている。一方、図13(b)に示すように本実施形態の超音波プローブ3D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。

【0080】

前記帯状c-MUT92は、図14(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-MU

10

20

30

40

50

Tチップ94を所定間隔で実装配置させたうえで、図14(b)に示すように所定形状に変形させる。したがって、この帯状c-MUT92を挿入部先端部の所望の方向に配置させて、コンベックス走査、ラジアル走査による超音波断層画像を得られる超音波プローブを構成することができる。

【0081】

(第2実施形態)

図15ないし図21は本実施形態の第2実施形態にかかり、図15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プローブを説明する図、図16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17は多機能超音波トランスデューサを配置した超音波プローブを説明する図、図18はc-MUTに加えて、シリコン基板上に他の機能デバイスを設けた多機能超音波トランスデューサを説明する図、図19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20は図15の多機能超音波トランスデューサに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21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。

【0082】

なお、図17(a)は多機能超音波トランスデューサを配置した超音波プローブの先端部の構成示す図、図17(b)は多機能超音波トランスデューサを配置した超音波プローブの作用を説明する図、図18(a)はc-MUTに加えて、シリコン基板上にシリコン発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プローブを説明する図、図18(b)はc-MUTに加えて、シリコン基板上に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プローブを説明する図、図21(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21(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である。

【0083】

図15に示すように本実施形態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角形形状に形成したc-MUT131と、この角形形状のc-MUT131の例えば略中央部に位置する同一面上にシリコン発光素子で構成した発光素子部123及びシリコン受光素子で構成した受光素子部124とが併設されている。

【0084】

図16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131aが配列されるシリコン基板35には、例えば第1中間誘電体層41及び第2中間誘電体層42で形成され、これら誘電体層41、42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-MOS集積回路で構成した前記発光素子部123及び受光素子部124の制御を行う各種制御回路43a、43b、43c、…や、配線電極44a、44b、44c、44d、…が設けてある。

【0085】

そして、下部電極37dと配線電極44a、配線電極44aと配線電極44b、配線電極44bと配線電極44c、配線電極44cと制御回路43c、配線電極44dと制御回路43b、配線電極44dと制御回路43c等とをそれぞれビアホール45によって電気的に接続している。

【0086】

前記発光素子部123及び前記受光素子部124からは図示しない電気ケーブルが延出してあり、前記超音波観測装置5と電気的に接続されている。

【0087】

なお、前記発光素子部123は例えば発光ダイオード、レーザーダイオード等であり、前記受光素子部124は例えばC-MOS、CCD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126は

10

20

30

40

50

緩衝領域である。

【0088】

上述のように構成した多機能超音波トランスデューサ122の作用を説明する。

図17(a)に示すように超音波プローブ120の挿入部3a内のハウジング22には前記多機能超音波トランスデューサ122が配設されている。このため、図17(b)に示すようにこの多機能超音波トランスデューサ122の超音波観測面を体壁に対向させた状態にして、発光素子部123によって観察部位を照らし、この発光素子部123によって照明された観察部位の内視鏡画像を受光素子部124で撮像することによって、超音波画像表示装置6の画面上には内視鏡画像が表示させて、超音波走査面に対向した体壁表面の内視鏡的観察を行える。

10

【0089】

この状態で、例えば、超音波伝達媒体である水で超音波プローブ120の先端部を水没状態にするとともに、超音波観測装置5を操作して多機能超音波トランスデューサ122のc-MUT131を駆動状態にすると、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5のCPU51から観察者の操作指示に対応した動作指示信号がc-MUT131に向けて出力される。そして、c-MUTセル131a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の画面上に三次元の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。

20

【0090】

このように、c-MUTに加えて、発光素子部及び受光素子部をシリコンマイクロマシン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ハウジングに配設して超音波プローブを構成することによって、超音波プローブによって、超音波観察のみならず、超音波走査面に対向した体壁表面の内視鏡的観察を行うことができる。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。

20

【0091】

なお、図18(a)に示すように前記多機能トランスデューサ122の代わりに発光素子部123だけを設けた多機能超音波トランスデューサ122Aを配置して超音波プローブを構成するようにしてもよい。このことによって、内視鏡8の挿入部12の先端面12aから前記超音波プローブを突出させることによって、この超音波プローブに設けられている多機能超音波トランスデューサ122Aの発光素子部123から照射される照明光を補助光にして内視鏡装置7による内視鏡観察を行うことができる。

30

【0092】

また、図18(b)に示すように前記多機能トランスデューサ122の代わりに受光素子部124だけを設けた多機能超音波トランスデューサ122Bを配置して超音波プローブを構成するようにしてもよい。このことによって、内視鏡8の挿入部12の先端面12aから前記超音波プローブを突出させることによって、前記内視鏡装置7による内視鏡観察に加えて、超音波プローブに設けられている多機能超音波トランスデューサ122Aの受光素子部124による内視鏡観察を行うことができる。

30

【0093】

さらに、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、発光素子部及び受光素子部の形状、大きさ、数量及び配置位置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、高機能化、或いは高精度化を図る等、超音波プローブの設計の自由度が増大させることができる。

40

【0094】

本実施形態においては多機能超音波トランスデューサ122のc-MUT131を角形形状に形成し、その中央部に配設される発光素子部123及び発光素子部124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-MUT形状及び発光素子部及び受光素子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19に示すように角形の受光素子部124をc-MUT131の中央部に設け、角

50

形の発光素子部 123 を c - M U T 131 の四隅に設けて角形の多機能超音波トランスデューサ 127 を形成するようにしてもよい。また、受光素子部及び発光素子部をそれぞれ複数ずつ設ける等、変更するようにしてもよい。

【 0 0 9 5 】

ここで、図 20 及び図 21 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 20 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、発光素子部 123 及び発光素子部 124 にさらに加えて、超音波プローブ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 133、134 が併設している。

10

【 0 0 9 6 】

この多機能超音波トランスデューサ 132 をハウジングに配設して超音波プローブを構成することによって、この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、超音波プローブの先端部の位置を常時、定量的に把握することができる。

【 0 0 9 7 】

このことによって、挿入部の処置具挿通チャンネルの所定位置に、この超音波プローブを配設させておくことにより、前記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もとに挿入部の位置検出も行える。

【 0 0 9 8 】

一方、図 21 (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、超音波駆動信号を補正して出力する構成にしている。

20

【 0 0 9 9 】

つまり、超音波観測装置 5 で静電容量を測定するための指示を出力すると、図 21 (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 - M U T 駆動信号を補正する。このことによって、c - M U T セルには補正された超音波駆動信号が出力される。

30

【 0 1 0 0 】

このように、c - M U T を構成する c - M U T 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 - M U T セルを構成する c - M U T 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 0 1 】

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。

40

【 0 1 0 2 】

[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 0 3 】

(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プローブと、この超音波プローブ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診断プローブ装置において、

前記超音波プローブ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診断プローブ装置。

50

【 0 1 0 4 】

(2) 前記超音波トランステューサは、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テューサである付記 1 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 0 5 】

(3) 前記静電型超音波トランステューサは、多数の超音波トランステ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 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 0 6 】

(4) 前記静電型超音波トランステューサは、多数の超音波トランステューサ素子を 2 次元に配列したアレイ構造である付記 2 に記載超音波診断プローブ装置。

【 0 1 0 7 】

(5) 前記超音波トランステューサ素子を、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 又は付記 4 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 0 8 】

(6) 前記超音波トランステューサ素子を、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 又は付記 4 に記載の超音波診断プローブ装置

(7) 前記群を分離して配置した付記 6 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 0 9 】

(8) 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 6 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 0 】

(9) 前記群は、それぞれの群を構成する各超音波トランステ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 6 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 1 】

(1 0) 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 6 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 2 】

(1 1) 前記超音波トランステューサをチップ状超音波トランステューサとして構成し、このチップ状超音波トランステューサを基板に実装した付記 2 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 3 】

(1 2) 前記基板は柔軟性を有する平面基板である付記 1 1 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 4 】

(1 3) 前記基板を超音波プローブの曲面部に配置した付記 1 2 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 5 】

(1 4) 前記基板を超音波プローブ挿入部に周方向に配置した付記 1 2 に記載の超音波診断プローブ装置。

【 0 1 1 6 】**【発明の効果】**

以上説明したように本発明によれば、超音波プローブに設けられる超音波トランステ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診断プローブ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 10 は本発明の第 1 実施形態にかかり、図 1 は超音波診断プローブ装置を説明する図

【図 2】 超音波プローブの先端部の構成を説明する図

【図 3】 超音波トランステ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

10

20

30

40

50

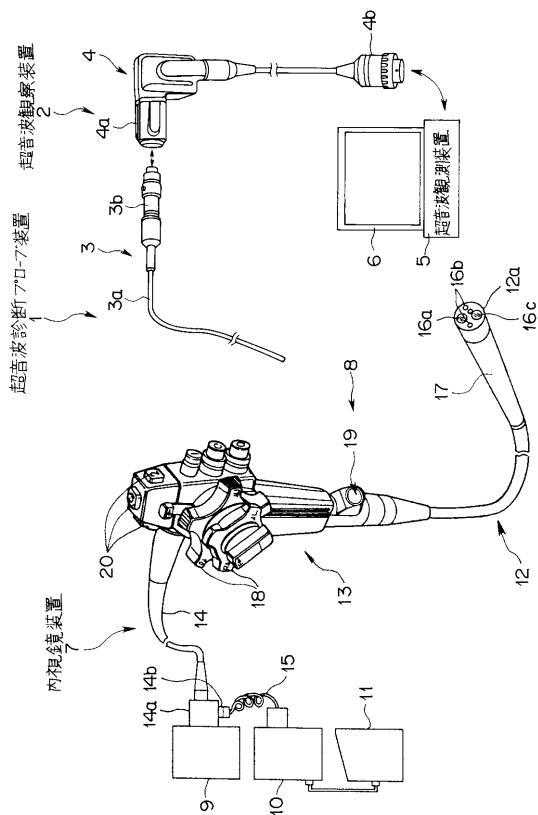
- 【図 5】c - M U T セルの断面の構成例を説明する図
 【図 6】超音波観測装置及び超音波トランスデューサの構成を説明するブロック図
 【図 7】c - M U T の他の構成例を説明する図
 【図 8】c - M U T セルの配列及びセル形状を説明する図
 【図 9】超音波送受波方向を軸方向に対して直交した方向にした c - M U T を配置した超音波プローブを示す図
 【図 10】超音波送受波方向を軸方向にした c - M U T を配置した超音波プローブを示す図
 【図 11】超音波トランスデューサを構成する c - M U T セルの他の配列構成を説明する図
 【図 12】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 13】曲面部に c - M U T を設けた超音波プローブを示す図
 【図 14】c - M U T チップを実装した基板を説明する図
 【図 15】図 15ないし図 21 は本実施形態の第 2 実施形態にかかり、図 15 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プローブを説明する図
 【図 16】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 17】多機能超音波トランスデューサを配置した超音波プローブを説明する図
 【図 18】c - M U T に加えて、シリコン基板上に他の機能デバイスを設けた多機能超音波トランスデューサを説明する図
 【図 19】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 20】図 15 の多機能超音波トランスデューサに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 21】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 22】従来の超音波プローブを説明する図
 【図 23】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 24】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 ... 超音波プローブ
 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

10

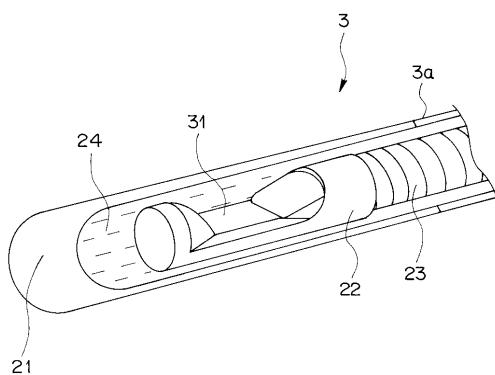
20

30

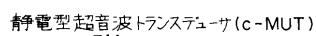
【 図 1 】



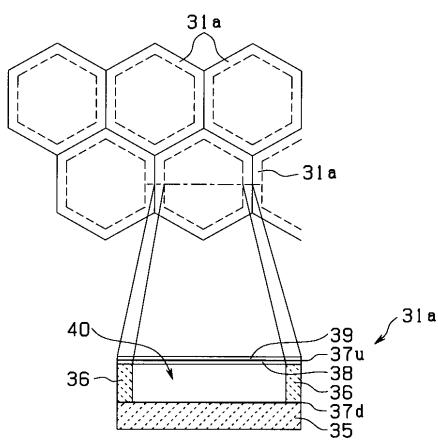
【 図 2 】



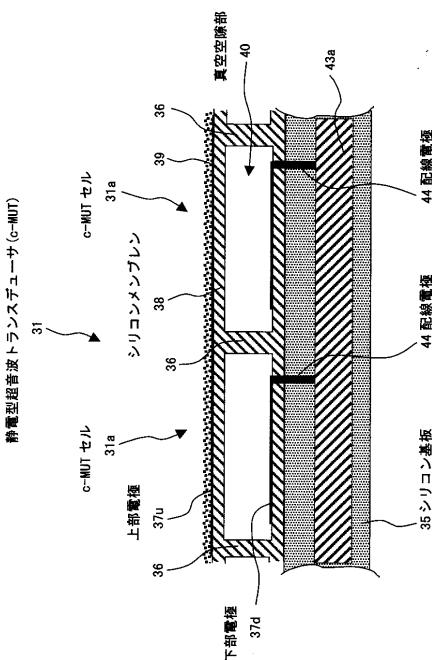
【 四 3 】



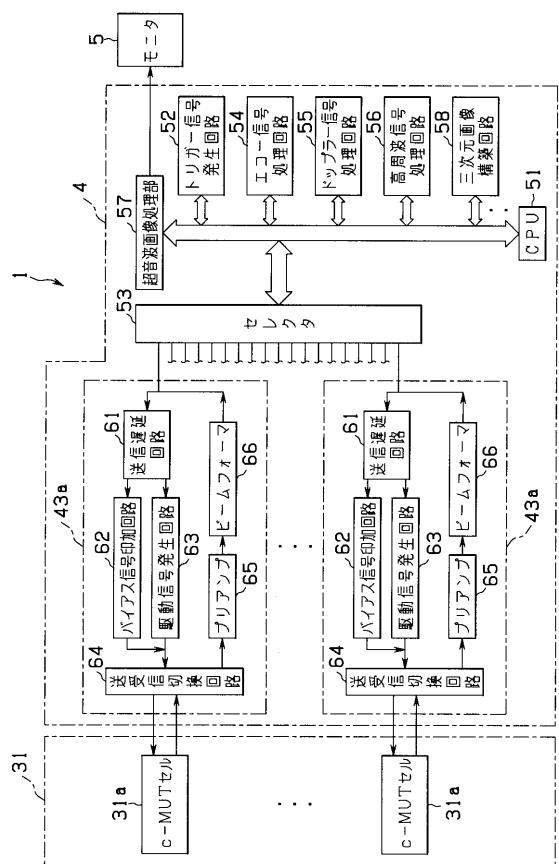
【 四 4 】



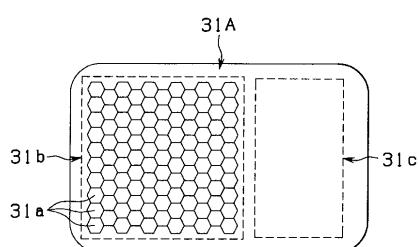
【 图 5 】



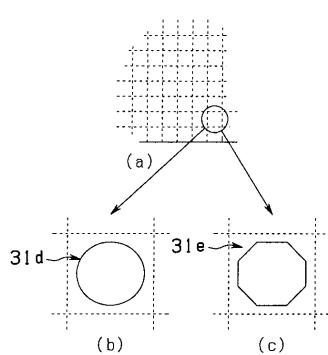
【図6】



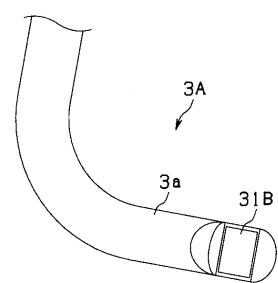
【図7】



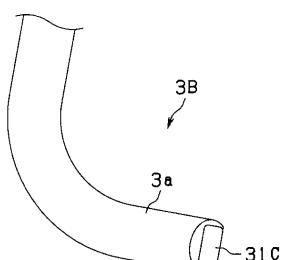
【図8】



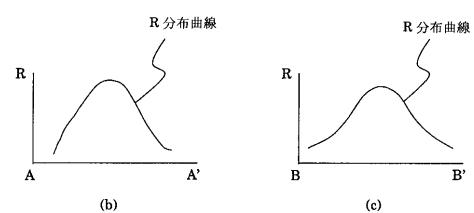
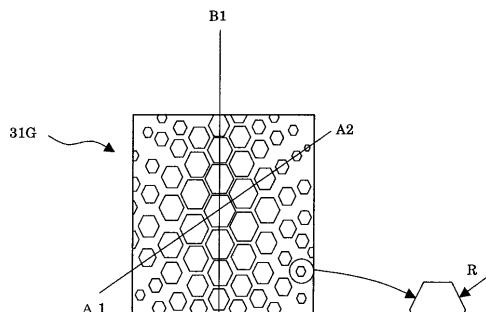
【図9】



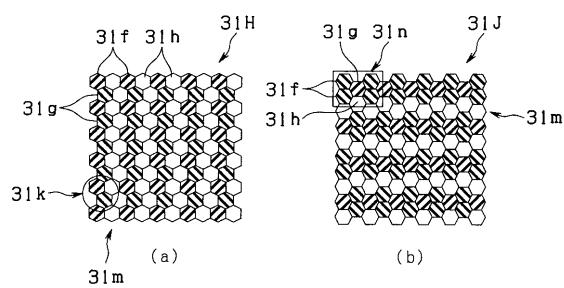
【図10】



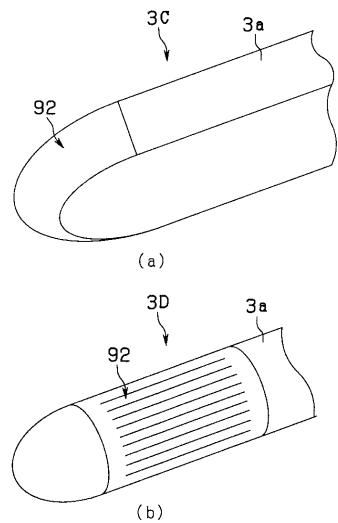
【図11】



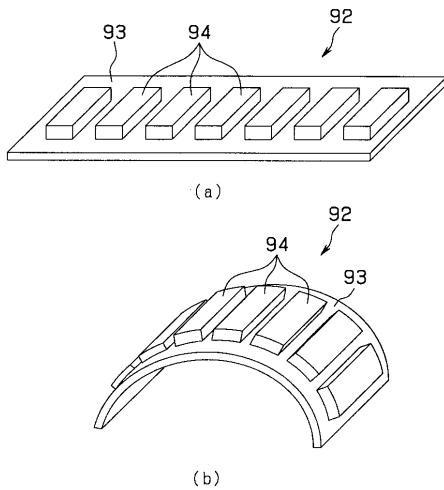
【図12】



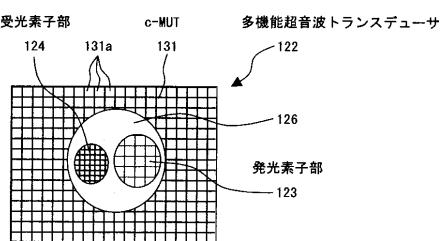
【図13】



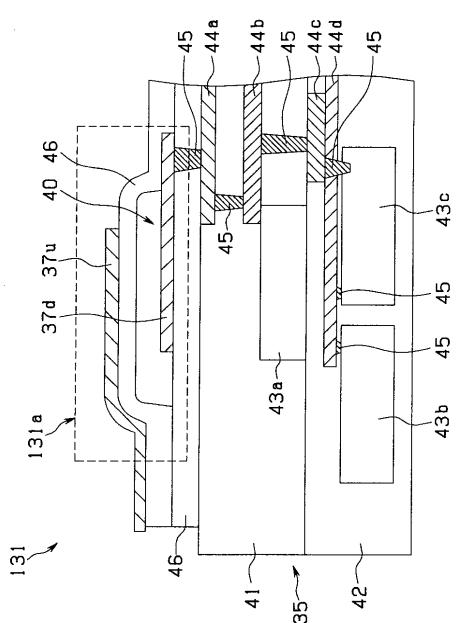
【図14】



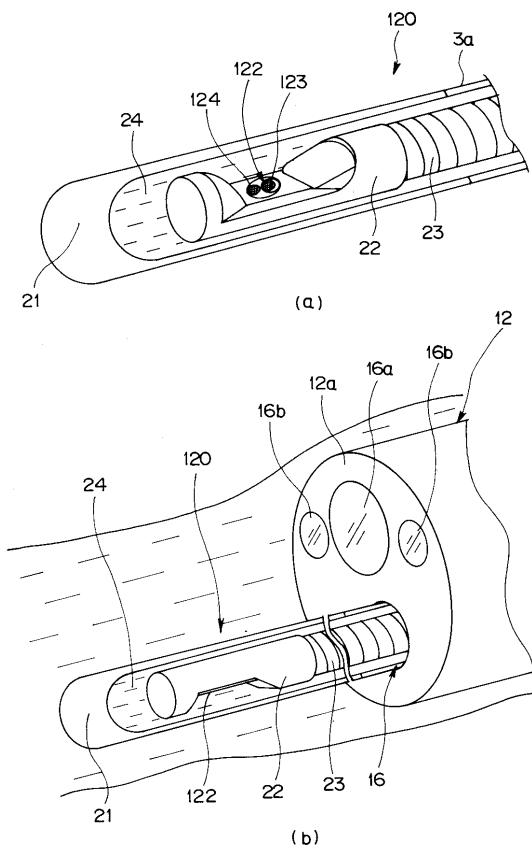
【図15】



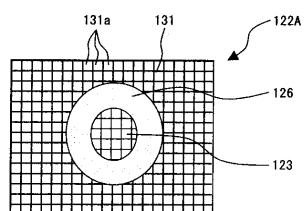
【図16】



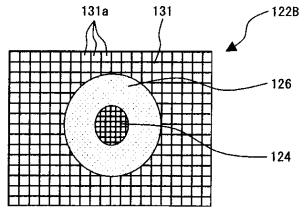
【図17】



【図 18】

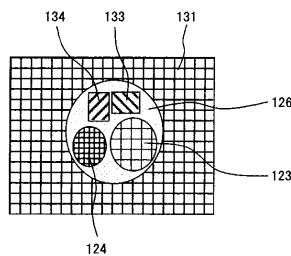


(a)



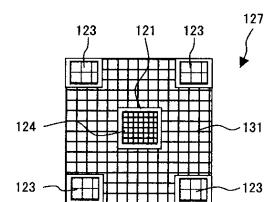
(b)

【図 20】

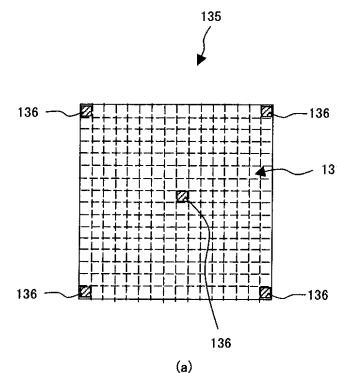


124

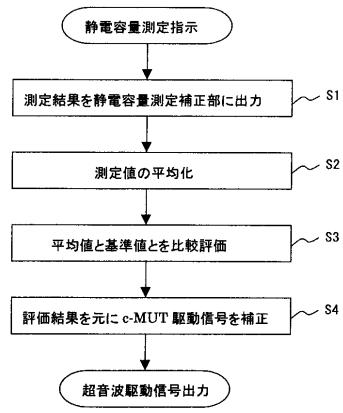
【図 19】



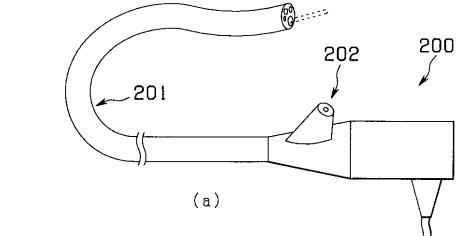
【図 21】



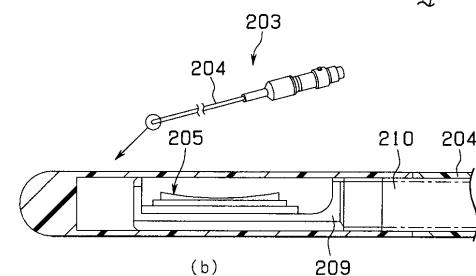
(a)



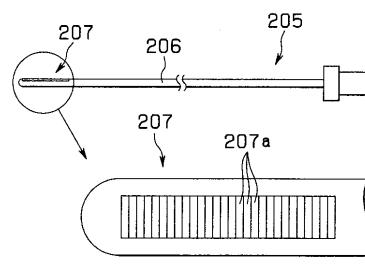
【図 22】



(a)

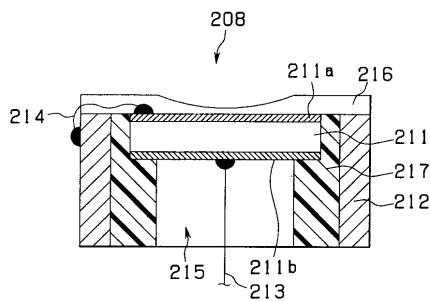


(b)

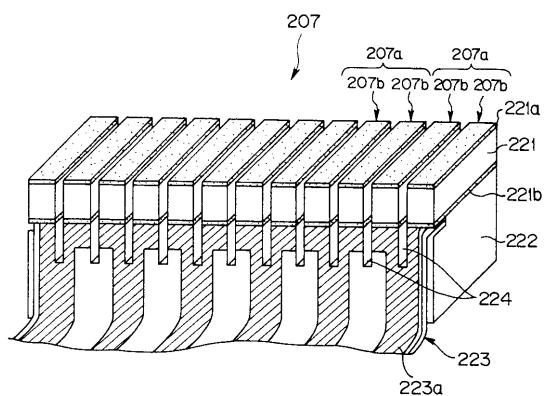


(c)

【図23】



【図24】



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43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43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43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43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 EE10 EE20 EE23 FE02 FE03 GB02 GB04 GB06
GB41 GB42
5D019 AA04 BB07 DD01 FF04

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004350702A5	公开(公告)日	2006-06-08
申请号	JP2003148305	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 沢田之彥 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 之彥 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/BB02 4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/EE20 4C601/EE23 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB06 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	JP4294376B2 JP2004350702A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断探针装置，其中，防止了超声波探针中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