

(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2004-350704

(P2004-350704A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12	A 6 1 B 8/12	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00	3 2 0 B
A 6 1 B 5/07	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1
		4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-148307 (P2003-148307)	(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
(22) 出願日	平成15年5月26日 (2003.5.26)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	宮本 眞一 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	内田 優子 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	費 敏幸 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)	4C038 CC00 CC10

最終頁に続く

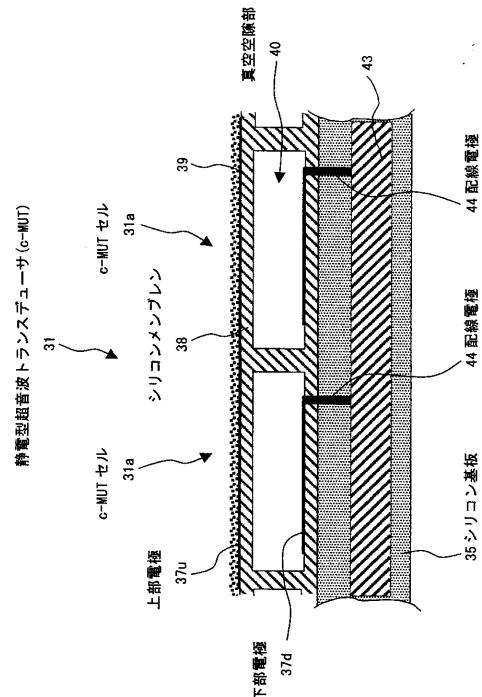
(54) 【発明の名称】 カプセル超音波内視鏡装置

(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安価なカプセル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4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受波して体腔内のエコー情報を得る超音波トランスデューサを備えたカプセル超音波内視鏡と、少なくとも前記カプセル超音波内視鏡から出力される超音波データを処理する超音波信号処理部を備えた超音波観測装置とを具備するカプセル超音波内視鏡装置において、

前記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カプセル超音波内視鏡装置。

【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 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を送受信する超音波トランスデューサをカプセルに備え、このカプセルを体腔内に導いて超音波診断を行うカプセル超音波内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年では、医療用に構成したカプセル部を体腔内に送り込んで、体腔内の画像を得るカプセル型の内視鏡が実用化されつつある。また、観測用超音波信号を生体組織へ送受波し、この生体組織から反射するエコー信号によって、診断用の超音波断層画像を得る超音波診断分野においても超音波診断医用カプセルが開平 9 - 135832 号公報に提案されている。この超音波診断医用カプセルでは、超音波プローブで診断が困難な部位の超音波診断が可能になる。

20

【0003】

前記超音波診断医用カプセルでは、超音波カプセル内に配置されている超音波トランスデューサをモータで回転させることによって超音波ビームを、例えばカプセルの中心軸に対して垂直な放射方向（ラジアル方向）に超音波を出射させるように構成した機械走査式のもの、超音波カプセルの表面に複数のトランスデューサ素子で構成したアレイ型振動子を複数配列させて、電子スイッチによって順次アレイ型振動子を駆動して超音波を出射させるように構成した電子走査式のものなどが示されている。

30

【0004】

図 18 示すように機械走査式で使用される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 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 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。

【0005】

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 にはグラウンド線 214 が接続されている。

40

【0006】

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整合層 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 との電氣的な接触を防止する樹脂製の絶縁部材 217 が

50

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、耐薬品性に優れたバリレン(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。

【0007】

一方、図19に示すように電子走査式で使用される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を配列している。この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氣的に接続されている。

10

【0008】

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。

【0009】

20

【特許文献1】特開平9-135832号公報(第2-5頁、図1-6)

【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。

【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、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。そして、どちらのタイプの超音波トランスデューサでも小型化を図ることによって、高精度なものをバラツキなく安価に製作することが困難になる。

30

【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小型で安価なカプセル超音波内視鏡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】

40

本発明のカプセル超音波内視鏡装置は、超音波を送受波して体腔内のエコー情報を得る超音波トランスデューサを備えたカプセル超音波内視鏡と、少なくとも前記カプセル超音波内視鏡から出力される超音波データを処理する超音波信号処理部を備えた超音波観測装置とを具備するカプセル超音波内視鏡装置であって、前記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。

【0014】

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。

【0015】

これらの構成によれば、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

50

て加工することにより、クリーンな環境で、製造工程の手作業に起因した不具合を解消した、小型で且つ高精細な、鉛フリーの超音波トランスデューサが形成される。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

(第1実施形態)

図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1はカプセル超音波内視鏡を説明する図、図2はカプセル超音波内視鏡の構成を示すブロック図、図3は図1(b)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4はc-MUTセルの断面の構成例を説明する図、図5は超音波走査面の形状の異なるc-MUTを示す図である。

10

【0017】

なお、図1(a)はカプセル超音波内視鏡を説明する図、図1(b)はc-MUTを説明する斜視図、図5(a)は四角形に形成したc-MUTを説明する図、図5(b)は多角形に形成したc-MUTを説明する図である。

【0018】

図1(a)ないし図2に示すように本実施形態のカプセル超音波内視鏡装置1は、例えばCRT等の観察部21を備えた外部装置である超音波観測装置2と、体腔内に嚙下されるカプセル超音波内視鏡(以下、超音波カプセルと略記する)3とで構成されている。

【0019】

本実施形態においては前記超音波観測装置2と前記超音波カプセル3との間の信号の授受を無線で行う形態を示しているが、前記超音波カプセル3から信号線を延出させ、この信号線によってこの超音波カプセル3と前記超音波観測装置2との間の信号の授受を行う形態であってもよい。

20

【0020】

前記超音波カプセル3は、カプセル本体部4と、キャップ部5とで主に構成されている。前記カプセル本体部4は生体適合性を有する硬質な樹脂部材で、略円筒状で一端部を略半球形状にして形成されている。前記キャップ部5はポリメチルペンテンやポリエチレン、ポリエーテルブロックアミド等の超音波透過性に優れた樹脂部材で略半球形状に形成されている。前記カプセル本体部4の開口部と前記キャップ部5の開口部とを例えば接着剤によって一体に固定してカプセル6が構成される。

30

【0021】

前記超音波カプセル3内には超音波トランスデューサ31、超音波信号制御部7、増幅回路部8、電源部9及びカプセル用アンテナ10が設けられている。なお、符号11及び符号12はカプセル6内を複数の空間に区分する隔壁部材である。この隔壁部材11と前記キャップ部5とで形成される空間は水密空間部になっている。

【0022】

前記超音波トランスデューサ31は超音波の送受を行う。この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。

40

【0023】

本実施形態のc-MUT31は、複数のc-MUTセル31aを配列して、超音波走査面を例えば円形に形成した、円形セクタタイプとして形成されている。このc-MUT31は前記水密空間部に配置され、この水密空間部内には例えば流動パラフィン、水、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13が充填される。

【0024】

前記c-MUT31の表面は、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3の符号39参照)で被覆されている。また、前記カプセル

50

6の先端部には前記キャップ部5を覆うように図示しないバルーンが取り付けられるようになっている。

【0025】

図3及び図4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、複数行に八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円形に形成している。

【0026】

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。

10

【0027】

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が層状に設けてある。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。なお、符号46は絶縁層である。

20

【0028】

前記図2に示した、前記超音波信号制御部7は、各c-MUT31に所定の位相差を与えて駆動制御して超音波を送受波させるとともに、これらc-MUT31で受波したエコー信号を前記カプセル用アンテナ10から出力可能な超音波観察用画像信号に変換する処理を行う。

【0029】

前記c-MUT31の各c-MUTセル31aは、前記超音波信号制御部7によって送波状態と受波状態とに切り換えられるようになっている。そして、送波状態のときに駆動電圧信号が印加されることによって超音波を出射し、受波状態では生体内の臓器及びその境界などで反射したエコー情報を受信する。

30

【0030】

前記増幅回路8は、前記c-MUT31で受波したエコー情報を増幅して前記超音波信号制御部7に出力する。

【0031】

前記電源部9は例えば小型のボタン型電池であり前記超音波信号制御部7に電力を供給する。前記カプセル用アンテナ10は、前記超音波観測装置2の後述する観測側アンテナ25との間で信号の授受を行う。

【0032】

前記超音波観測装置2は、前記観察部21、超音波観察用画像処理部22、増幅回路23、送受信回路24、観測側アンテナ25で主に構成されている。

40

前記観測側アンテナ25は前記カプセル用アンテナ10との間で信号の授受を行う。前記送受信回路24では前記観測側アンテナ25で受信した信号又はこの観測側アンテナ25から出力される信号の処理を行う。

【0033】

前記増幅回路23は少なくとも前記超音波カプセル3から送信された超音波観察用画像信号の増幅を行う。前記超音波観察用画像処理部22では前記超音波カプセル3から送信された超音波観察用画像信号を、Bモード画像、ドップラー画像、ハーモニクイメージング像等の映像信号に生成して観察部21に出力する。前記観察部21には前記超音波観察用画像処理部22で生成された映像信号に基づく超音波断層画像が表示される。

【0034】

50

なお、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、それらを八二カム構造で整列配置させた構成を示しているが、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い。

【0035】

また、本実施形態においては複数の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円形形状としたが、c - M U Tセル3 1 aを整列配置させ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5 (a) に示すようにc - M U Tセル3 1 aを配列させて四角形形状のc - M U T 3 1 Bを形成したり、図5 (b) に示すようにc - M U Tセル3 1 aを配列させて八角形形状等、多角形形状のc - M U T 3 1 Cを形成するようにしてもよい。

10

【0036】

上述のように構成したカプセル超音波内視鏡装置1の作用を説明する。

前記超音波カプセル3で例えば、食道及び小腸付近の超音波観察を行う場合、まず、被験者は、バルーン内に超音波伝達媒体が予め所定量注入されていて、超音波観測状態である超音波カプセル3を嚥下する。すると、嚥下された超音波カプセル3が、蠕動運動によって食道内を移動していく。このとき、c - M U T 3 1が前記超音波信号制御部7によってセクタ走査されているので、各c - M U Tセル3 1 aから超音波が出射される。

【0037】

一方、これらc - M U Tセル3 1 aでは生体組織から反射したエコー情報を受信して増幅回路8で増幅して前記超音波信号制御部7に出力する。すると、この超音波信号制御部7で超音波観察用画像信号を生成し、カプセル用アンテナ10から観測側アンテナ25に向けて超音波観察用画像信号が出力される。

20

【0038】

前記超音波カプセル3からの超音波観察用画像信号を受信した超音波観測装置2では送受信回路24を介して増幅回路23に伝送し、この増幅回路23で信号の増幅を行った後、超音波観察用画像処理部22で超音波観察用画像信号を、Bモード画像、ドップラー画像、ハーモニクイメーキング像等、超音波観察可能な映像信号に生成して、前記観察部21に出力する。

このことによって、観察部21の画面上に超音波断層画像が表示されて、対象観察部位の超音波観察を行える。

30

【0039】

このように、カプセル超音波内視鏡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として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。

【0040】

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、精細なc - M U Tセルを配列して構成される静電型超音波トランスデューサが、クリーンな環境で、自動作成されるので、従来の製造工程において発生していたバラツキによる不具合を皆無にして、信頼性の高い精細な超音波トランスデューサを安価に提供することができる。

40

【0041】

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製造することによって、カプセル超音波内視鏡の小型化及び設計の自由度の向上を図ることができる。

【0042】

なお、上述した実施形態においては、c - M U Tセル3 1を送波状態と受波状態とに切り換えて、1つのc - M U Tセル3 1 aで送受信を行う構成を説明したが、図6に示すように複数の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とで構成するようにしてもよい。

50

【0043】

図6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。

なお、図6(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6(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。

【0044】

図6(a)に示すように一对の送信用セル31f及び受信用セル31gで構成した送受信セル群31kと、不使用セル31hを帯状の群に構成した一体不使用セル群31mとを形成し、この一体不使用セル群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を構成する。

10

【0045】

このことによって、列方向に配列された送受信セル群31kと列方向に配列された送受信セル群31kとの間に一体不使用セル群31mが配列させて、列方向に配列された送受信セル群31k同士の間、一体不使用セル群31mで形成される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。

【0046】

なお、送受信セル群31kを一对の送信用セル31f及び受信用セル31gで構成する代わりに、図6(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、例えば行方向に配列させた送受信セル群31nと行方向に配列させた送受信セル群31nとの間に略帯状の一体不使用セル群31mを配列させて、行方向に配列された送受信セル群31n同士の間、一体不使用セル群31mで形成される物理的な所定間隔を設ける構成にしてc-MUT31Jを構成してもよい。

20

【0047】

また、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たが、複数の受信用セル31gに設けられている電極37u、37d同士をそれぞれ一体で電氣的に連結してひとまとめにした一体受信セル群、複数の送信用セル31fに設けられている電極37u、37d同士をそれぞれ一体で電氣的に連結してひとまとめにした一体送信セル群及び前記一体不使用セル群として構成し、それぞれの一体セル群を前記図6(a)や前記図6(b)に示すように列状又は行状に配列させてc-MUTを構成するようにしてもよい。

30

【0048】

上述した実施形態においてはc-MUTを電子走査式としたが、c-MUTは電子走査式に限定されるものではなく、機械走査式の超音波カプセルにおいてもc-MUTを用いる構成であってもよい。

【0049】

具体的には、図7に示すようにc-MUTセル31aを配列して超音波走査面を円板状にしたc-MUT60を形成する。このとき、このc-MUT60を構成するc-MUTセル31aの上部電極37u同士及び下部電極37d同士を電氣的に連結状態にしておく。そして、このc-MUT60を駆動モータ61の駆動軸と一体に回転するように軸支されているハウジング62に配設して、超音波カプセル3Aを構成する。

40

【0050】

なお、符号63はハウジング62に配設されているc-MUT31の回転角度を検出するために、前記ハウジング62の回転状態を検出するロータリエンコーダである。このロータリエンコーダ63の検出結果は、超音波信号制御部7に設けられているエンコーダ制御部64に入力されて、前記カプセル用アンテナ10から出力可能な回転角度信号に変換される。また、カプセル用アンテナ10から出力された回転角度信号は前記超音波観測装置2の超音波観察用画像処理部22で処理される。符号65は隔壁を兼ねるカプセル本体部材であり、符号66は水密を保持するリングである。

50

【0051】

前記超音波カプセル3Aでは駆動モータ61を駆動状態にすることによって、モータの駆動力で前記ハウジング62が回転する。このことによって、前記ハウジング62の回転角度をロータリエンコーダ63が検出するとともに、c-MUT60では回転しながら超音波を送受波する。つまり、ラジアル走査を行って断層面のエコー情報を取得する。このとき、超音波信号制御部7では超音波観察用画像信号を生成して前記超音波観測装置2に向けて送信するとともに、逐次、回転角度信号を超音波観測装置2に向けて送信する。

【0052】

この結果、前記超音波観測装置2の超音波観察用画像処理部22では、前記超音波カプセル3Aから送信された超音波観察用画像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、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観察部21に出力できるような直交座標系に変換する処理を施し、映像信号を生成して観察部21に出力する。

10

このことによって、観察部21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。

【0053】

図8及び図9を参照してc-MUTの変形例を説明する。

図8はc-MUT帯状体の構成及び作用を説明する図、図9はc-MUT帯状体を設けた超音波カプセルを説明する図であり、図8(a)はc-MUT帯状体の構成を示す図、図8(b)は図8(a)で示したc-MUT帯状体の作用を説明する図、図9(a)はc-MUT帯状体のカプセルへの配置例を示す図、図9(b)はc-MUT帯状体のカプセルへの他の配置例を示す図、図9(c)はc-MUT帯状体のカプセルへの別の配置例を示す図である。

20

【0054】

図8(a)に示すようにc-MUT帯状体92は、柔軟性を有する平面基板93に、複数のc-MUTセルを配列させて所定のチップ状に構成したc-MUTチップ94を複数、所定間隔で実装配置して構成される。つまり、このc-MUT帯状体92は、いわゆるc-MUTチップ実装基板である。このc-MUT帯状体92は、複数のc-MUTチップ94を所定間隔で実装配置したことによって、図8(b)に示すように所定形状に変形可能になっている。

30

【0055】

したがって、このc-MUT帯状体92を図9(a)に示すように例えば超音波透過性に優れた樹脂部材で形成されているカプセル90の例えば端部側内周面に、カプセル中心軸に対して略直交する周方向に配置することによって、電子走査によってラジアルの超音波断層画像を得ることのできる超音波カプセル3Bが構成される。

【0056】

なお、前記c-MUT帯状体92を図9(b)に示すように前記カプセル90の例えば端部側内周面にカプセル中心軸に対して略平行な向きで配置することによって、電子走査によってリニアの超音波断層画像を得ることができる超音波カプセル3Cが構成される。また、前記c-MUT帯状体92を図9(c)に示すように前記カプセル90の例えば端部側内周面に、カプセル中心軸に対して略直交する周方向及びカプセル中心軸に対して略平行な向きにそれぞれ配置することによって、電子走査によってラジアル及びリニアの超音波断層画像を得ることができるバイプレーンタイプの超音波カプセル3Dが構成される。

40

【0057】

(第2実施形態)

図10ないし図12は本発明の第2実施形態にかかり、図10は貫通孔を形成したc-MUTを説明する図、図11は貫通孔を形成したc-MUTを配置したカプセル超音波内視鏡の構成を説明する図、図12はカプセル超音波内視鏡装置の構成を説明するブロック図である。

【0058】

50

図10ないし図12を参照してカプセル超音波内視鏡装置の構成を説明する。

図に示すように本実施形態の超音波カプセル3Eにはリング形状のc-MUT31Eが配設されている。このc-MUT31Eの略中央部には所定の内径寸法の貫通孔24aが形成されている。前記超音波カプセル3Eに配設された前記c-MUT31Eの貫通孔24a内には、光学観察手段となるCCDやC-MOSを備えて構成された撮像装置95が配設されている。また、前記c-MUT31Eの外周側周囲には光学観察手段となる例えばLED照明等の照明部材96が複数、設けられている。

【0059】

また、前記カプセル6内には前記超音波信号制御部7に加え、前記撮像装置95と電氣的に接続された撮像信号制御部97が設けられている。この撮像信号制御部97は、前記撮像装置95の駆動及び、この撮像装置95の撮像面に結像した光学像の光電変換した電気信号を前記カプセル用アンテナ10から出力可能な内視鏡観察用画像信号に変換する。

10

【0060】

一方、超音波観測装置2Aには前記撮像信号制御部97からカプセル用アンテナ10を介して伝送された内視鏡観察用画像信号を内視鏡観察用の映像信号に生成する内視鏡観察用画像処理部98が設けられている。

【0061】

なお、本実施形態においては図示しないバルーンを超音波透過性を有するとともに、ある程度の光透過性を有する樹脂部材で形成している。また、貫通孔24aの形成位置は中央部に限定されるものではなく、観察目的に応じて適宜変更可能である。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。

20

【0062】

上述のように構成したカプセル超音波内視鏡装置1Aの作用を説明する。

前記超音波カプセル3Eで例えば、食道及び小腸付近の超音波観察を行う場合、前記c-MUT31Eがセクタ走査されて超音波の送受波を行うとともに、撮像装置95を撮像状態にすることにより、照明部材96によって照らされている観察部位の光学画像が撮像面に結像する。

【0063】

したがって、超音波カプセル3E内の超音波信号制御部7にはc-MUTセル31aで受信されたエコー情報が増幅回路8を介して入力され、前記撮像信号制御部97には前記撮像装置95で光電変換した電気信号が入力される。

30

【0064】

そして、前記超音波信号制御部7で生成された超音波観察用画像信号がカプセル用アンテナ10から観測側アンテナ25に向けて出力される。また、撮像信号制御部97で生成された内視鏡観察用画像信号がカプセル用アンテナ10から観測側アンテナ25に向けて出力される。

【0065】

前記超音波カプセル3から送信された超音波観察用画像信号及び内視鏡観察用信号を受信した超音波観測装置2Aでは、増幅回路23で増幅された超音波観察用画像信号を超音波観察用画像処理部22で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、超音波観察可能な映像信号に生成して観察部21に出力するとともに、内視鏡観察用画像処理部98で超音波観察用画像信号を内視鏡観察可能な映像信号に生成して観察部21に出力する。すると、観察部21の画面上に超音波断層画像とともに内視鏡観察画像が表示される。

40

【0066】

つまり、観察部21には超音波断層画像のみならず、この超音波断層画像で表示されている観察部位の体壁等の内視鏡観察画像を表示させられるので、観察部位の内視鏡画像と超音波断層画像とを同時に表示させることによって、診断能の向上を図れる。

【0067】

また、前記観察部21に表示される内視鏡観察画像を観察することによって体壁の粘膜の

50

見え方の違い等によって超音波断層画像のとらえている部分がどの消化管であるかの判定を容易に行える。このため、特に、超音波カプセルから伝送される超音波断層画像に関するデータ及び内視鏡観察画像に関するデータを超音波観測装置の図示しない記憶装置に保存し、検査終了後に一括して超音波断層画像の観察を行う場合には、観察部位の内視鏡画像と超音波断層画像とを同時に表示させることによって、消化管の特定を内視鏡画像を見ることによって行えるので、目的観察部位近傍の超音波断層画像を容易に見つけられる。

【0068】

このように、超音波カプセル内に配設されるc-MUTに貫通孔を形成することによって、キャップ部内の空間部を有効利用して、c-MUT内に撮像部を設けることができる。このことによって、超音波観察及び内視鏡観察を行える体腔内観察用カプセルを提供することができる。

10

なお、前記c-MUTに撮像部用の貫通孔に加えて、照明部用の貫通孔等を設ける構成にしてもよい。

【0069】

(第3実施形態)

図13ないし図17は本発明の第3実施形態にかかり、図13は多機能超音波トランスデューサの構成及び多機能超音波トランスデューサを配置した超音波カプセルを示す図、図14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15は超音波カプセルによる検査状態を説明する図、図16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17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である。

20

【0070】

なお、図13(a)は多機能超音波トランスデューサを配置した超音波カプセルを示す図、図13(b)は多機能超音波トランスデューサの構成を説明する図、図16(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16(b)シリコン発光素子及びシリコン受光素子の他の配置例を示す図、図16(c)はシリコン発光素子及びシリコン受光素子の別の配置例を示す図である。

【0071】

図13(a)及び図13(b)に示すように本実施形態の超音波カプセル3Fには、前記第2実施形態で示した撮像装置95及び照明部材96の代わりに多機能超音波トランスデューサ122を配置している。なお、超音波観測装置2Aの図は省略している。

30

【0072】

前記多機能超音波トランスデューサ122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がリング状のc-MUT131に加えて、光学観察手段としてこのリング状のc-MUT131の中央部の同一面に位置するように形成した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を併設して形成されている。

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のいずれかであり、前記受光素子部124はC-MOS、CCD、SIT、CMD、VMISの1つである。

符号126は緩衝領域である。

40

【0073】

図14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、例えば第1中間誘電体層41及び第2中間誘電体層42を設けて形成している。これら誘電体層41、42には前記アクセス回路形成部(不図示)に加えて、前記発光素子部123及び受光素子部124の制御を行うc-MOS集積回路で構成した各種制御回路43a、43b、43c、...や、配線電極44a、44b、44c、44d、...が設けてある。

【0074】

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

50

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。

その他の構成は前記第 2 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。

【 0 0 7 5 】

上述のように構成したカプセル超音波内視鏡装置の作用を説明する。

前記超音波カプセル 3 F で例えば、食道及び小腸付近の超音波観察を行う場合、例えば前記図 1 5 に示すように超音波カプセル 3 F に設けられてたバルーン 1 0 0 を膨張させて体壁に密着させ、このバルーン膨張状態で蠕動運動によってこの超音波カプセル 3 F を移動させる。

【 0 0 7 6 】

そして、前記 c - M U T 1 3 1 をセクタ走査して超音波の送受波を行うとともに、前記受光素子部 1 2 4 を撮像状態にして前記発光素子部 1 2 3 によって照らされている観察部位の光学画像が撮像面に結像させる。

【 0 0 7 7 】

このことによって、超音波カプセル 3 F 内の超音波信号制御部 7 には c - M U T セル 1 3 1 a で受信されたエコー情報が増幅回路 8 を介して入力され、前記撮像信号制御部 9 7 には前記受光素子部 1 2 4 で光電変換した電気信号が入力される。

【 0 0 7 8 】

そして、前記超音波信号制御部 7 で生成された超音波観察用画像信号がカプセル用アンテナ 1 0 から観測側アンテナ 2 5 に向けて出力される。また、撮像信号制御部 9 7 で生成された内視鏡観察用画像信号がカプセル用アンテナ 1 0 から観測側アンテナ 2 5 に向けて出力される。

【 0 0 7 9 】

前記超音波カプセル 3 から送信された超音波観察用画像信号及び内視鏡観察用信号を受信した超音波観測装置 2 A では、増幅回路 2 3 で増幅された超音波観察用画像信号を超音波観察用画像処理部 2 2 で B モード画像、ドップラー画像、ハーモニクイメーキング像等、超音波観察可能な映像信号に生成して観察部 2 1 に出力するとともに、内視鏡観察用画像処理部 9 8 で超音波観察用画像信号を内視鏡観察可能な映像信号に生成して観察部 2 1 に出力する。すると、観察部 2 1 の画面上に超音波断層画像とともに内視鏡観察画像が表示される。

【 0 0 8 0 】

つまり、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 を構成したことによって、前記撮像装置 9 5 や前記照明部材 9 6 を設けることなく、前記第 2 実施形態と同様に観察部 2 1 に超音波断層画像のみならず、この超音波断層画像で表示されている観察部位の体壁等の内視鏡観察画像を表示させて、観察部位の内視鏡画像と超音波断層画像とを同時に表示させることによって、診断能の向上を図れる。

【 0 0 8 1 】

また、前記観察部 2 1 に表示される内視鏡観察画像を観察することによって体壁の粘膜の見え方の違い等によって超音波断層画像のとらえている部分がどの消化管であるかの判定を容易に行える。このため、特に、超音波カプセルから伝送される超音波断層画像に関するデータ及び内視鏡観察画像に関するデータを超音波観測装置の図示しない記憶装置に保存し、検査終了後或いは所定時間経過後に一括して超音波断層画像の観察を行う場合には、観察部位の内視鏡画像と超音波断層画像とを同時に表示させることによって、消化管の特定を内視鏡画像を見ることによって行えるので、目的観察部位近傍の超音波断層画像を容易に見つけられる。

【 0 0 8 2 】

なお、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、その中央部に配設される発光素子部 1 2 3 及び受光素子部 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

10

20

30

40

50

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16(a)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、角形の発光素子部123をc-MUT131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。

【0083】

また、図16(b)に示すようにリング状のc-MUT131の中央部に多角形状の受光素子部124を設け、この多角形の受光素子部124の周囲に多角形の発光素子部123を複数設けて、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。

【0084】

さらに、図16(c)に示すように円形のc-MUT131を形成して、このc-MUT131の周囲に例えば多角形の発光素子部123及び受光素子部124を規則的に併設させて多機能超音波トランスデューサ129を形成してもよい。

【0085】

このように、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてc-MUTに加えて、シリコン素子で構成される発光素子部及び受光素子部を併設させて、多機能超音波トランスデューサを形成し、この多機能超音波トランスデューサをキャップ部に配設して超音波カプセルを構成することによって、超音波カプセル内にこの多機能超音波トランスデューサの他に別体の撮像部及び照明部を設けることなく、超音波カプセルを構成することができる。

【0086】

このことによって、超音波観察機能に加えて内視鏡観察機能を備えた小型な超音波カプセルが実現される。

【0087】

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できるとともに、発光素子部及び受光素子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超音波カプセルの設計の自由度が増大させることができる。

その他の作用及び効果は上述した実施形態と同様である。

【0088】

ここで、図17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17(a)は多機能超音波トランスデューサのまた他の構成を示す図、図17(b)はカプセル超音波内視鏡装置の構成を説明する図である。

【0089】

図17(a)及び図17(b)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132は、c-MUT131、光学観察手段である発光素子部123及び受光素子部124にさらに加えて、カプセル位置特定手段として超音波カプセルの動きを検知してX方向及びY方向の位置検出を行う静電型マイクロジャイロセンサ(以下、ジャイロと記載)133、134を併設配置している。

【0090】

そして、この多機能超音波トランスデューサ132を超音波カプセル3Gに配置してカプセル超音波内視鏡装置1Bを構成している。

前記超音波カプセル3Gには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前記カプセル用アンテナ10から出力可能なカプセル位置報知信号に変換するジャイロ制御部135が設けられ、超音波観測装置2Bにはカプセル位置報知信号を演算処理してカプセル位置情報を前記観察部21に出力する位置情報演算処理部136が設けてある。

【0091】

このように、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてc-MUTに加えて、シリコン素子で構成される発光素子部及び受光素子部を併設させるとともに、X方向及びY方向用の静電型マイクロジャイロセンサを併設させて、多機能超音波トランスデューサを形成し、この多機能超音波トランスデューサをキャップ部内に配設して超音波カプセルを構成す

ることによって、観察部には超音波断層画像のみならず、この超音波断層画像で表示されている観察部位の体壁等の内視鏡観察画像及び超音波カプセルの位置を告知するカプセル位置情報の定量表示を行うことができる。

【0092】

このことによって、超音波断層画像を観察する際、この超音波断層画像とともに表示される内視鏡観察画像によって映し出されている超音波断層画像がどの消化管であるかの特定を行えるばかりでなく、カプセル位置情報から移動距離等を考慮することにより、その消化管のどの部位であるかの特定まで行える。

【0093】

なお、c-MUTに加えて静電型マイクロジャイロセンサだけを設けて、多機能超音波トランスデューサを構成するようにしてもよい。このことによって、静電型マイクロジャイロセンサによって、超音波カプセルの移動位置の定量的な検出を可能にする超音波カプセルを安価に提供することができる。

【0094】

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。

【0095】

[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。

【0096】

(1) 超音波を送受波して体腔内のエコー情報を得る超音波トランスデューサを備えたカプセル超音波内視鏡と、少なくとも前記カプセル超音波内視鏡から出力される超音波データを処理する超音波信号処理部を備えた超音波観測装置とを具備するカプセル超音波内視鏡装置において、前記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カプセル超音波内視鏡装置。

【0097】

(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に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0098】

(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たアレイ構造である付記2に記載の超音波カプセル超音波内視鏡装置。

【0099】

(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二次元に配列したアレイ構造である付記2に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0100】

(5) 前記二次元アレイ構造の静電型超音波トランスデューサは帯状である付記4に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0101】

(6) 前記二次元アレイ構造の静電型超音波トランスデューサを一对備え、それぞれの静電型超音波トランスデューサを直交配置した付記5に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0102】

(7) 前記二次元アレイ構造の静電型超音波トランスデューサを前記カプセル部の側胴部に周回配置した付記5又は付記6に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

(8) 前記二次元アレイ構造の静電型超音波トランスデューサを前記カプセル部の曲面に沿って配置した付記7に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0103】

(9) 前記静電型超音波トランスデューサの構造が、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に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 4 】

(1 0) 前記アレイ構造の構成の静電型超音波トランスデューサは、超音波トランスデューサ素子の有する上部電極同士、及び下部電極同士をそれぞれ電氣的に接続した二端子構造を有する付記 4 又は付記 9 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【 0 1 0 5 】

【 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安価なカプセル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 】

10

【 図 1 】 図 1 ないし図 5 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 はカプセル超音波内視鏡を説明する図

【 図 2 】 カプセル超音波内視鏡の構成を示すブロック図

【 図 3 】 図 1 (b) 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 4 】 c - M U T セルの断面の構成例を説明する図

【 図 5 】 超音波走査面の形状の異なる c - M U T を示す図

【 図 6 】 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 7 】 c - M U T の他の構成を説明する図

【 図 8 】 図 8 及び図 9 を参照して c - M U T の変形例にかかり、図 8 は c - M U T 帯状体の構成及び作用を説明する図

20

【 図 9 】 c - M U T 帯状体を設けた超音波カプセルを説明する図

【 図 1 0 】 図 1 0 ないし図 1 2 は本発明の第 2 実施形態にかかり、図 1 0 は貫通孔を形成した c - M U T を説明する図

【 図 1 1 】 貫通孔を形成した c - M U T を配置したカプセル超音波内視鏡の構成を説明する図

【 図 1 2 】 カプセル超音波内視鏡装置の構成を説明するブロック図

【 図 1 3 】 図 1 3 ないし図 1 6 は本発明の第 3 実施形態にかかり、図 1 3 は多機能超音波トランスデューサの構成及び多機能超音波トランスデューサを配置した超音波カプセルを示す図

【 図 1 4 】 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

30

【 図 1 5 】 超音波カプセルによる検査状態を説明する図

【 図 1 6 】 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 1 7 】 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 1 8 】 図 1 8 及び図 1 9 は従来の超音波トランスデューサを説明する図であり、図 1 8 は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 1 9 】 電子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 】

40

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

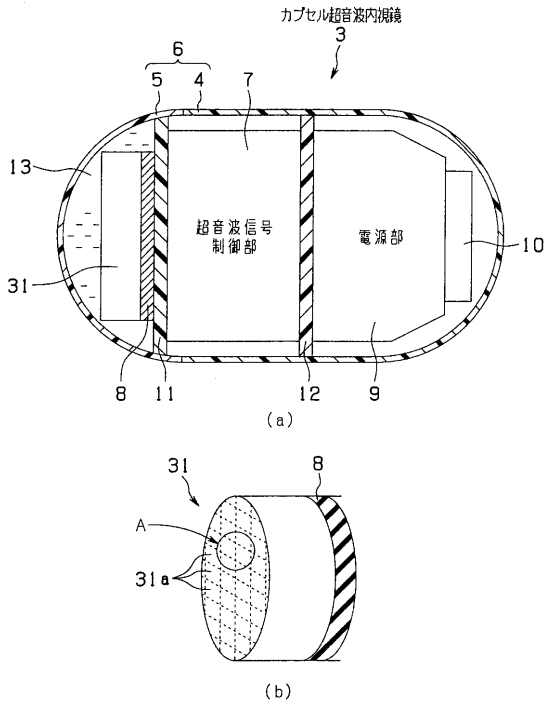
3 7 u ... 上部電極

3 8 ... シリコンメンブレン

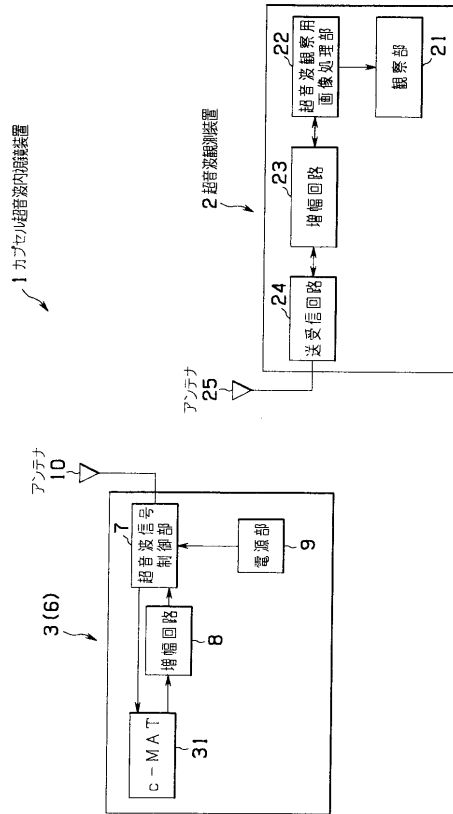
4 0 ... 真空空隙部

4 4 ... 配線電極

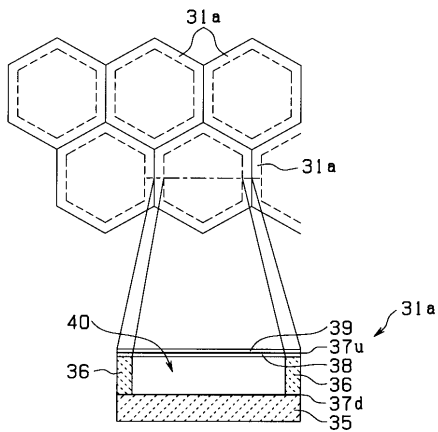
【 図 1 】



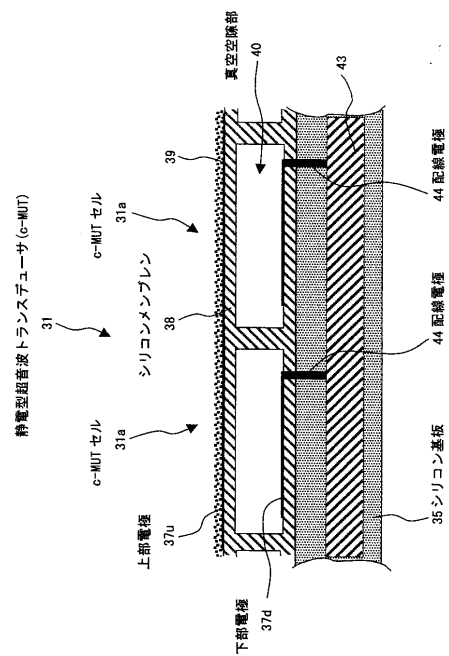
【 図 2 】



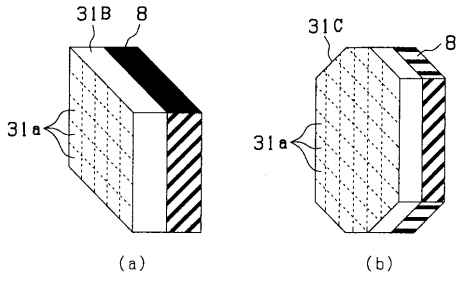
【 図 3 】



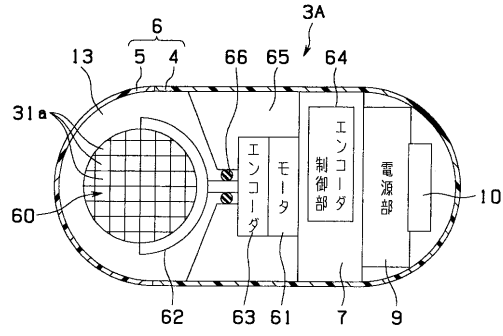
【 図 4 】



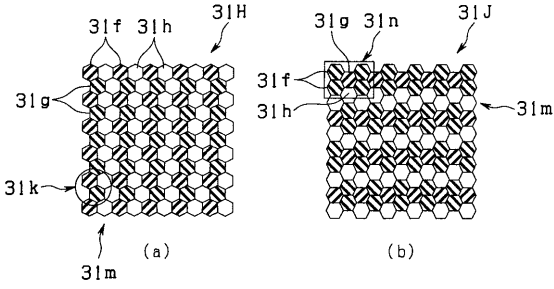
【図5】



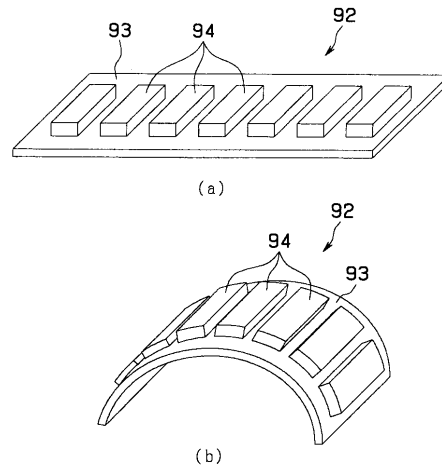
【図7】



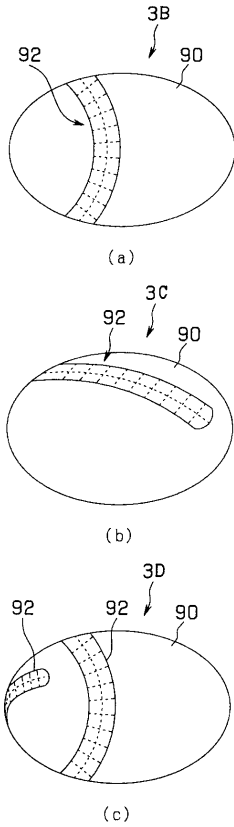
【図6】



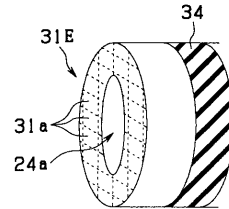
【図8】



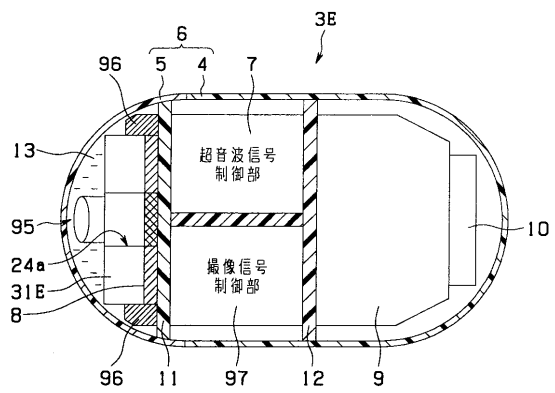
【図9】



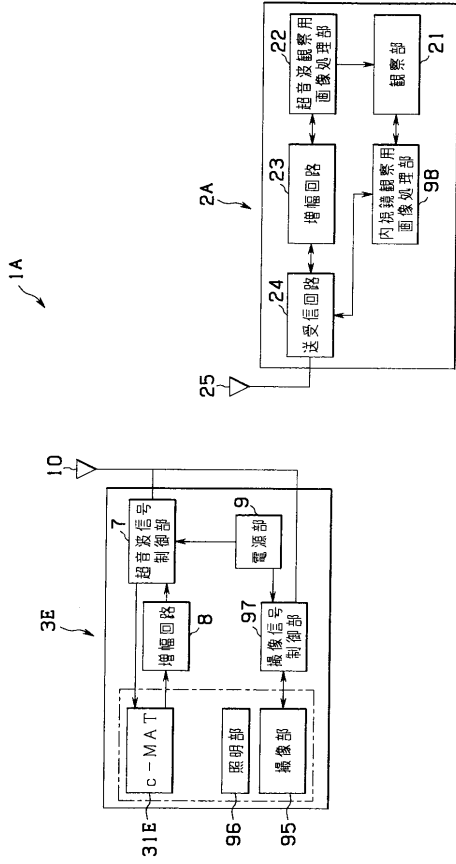
【図10】



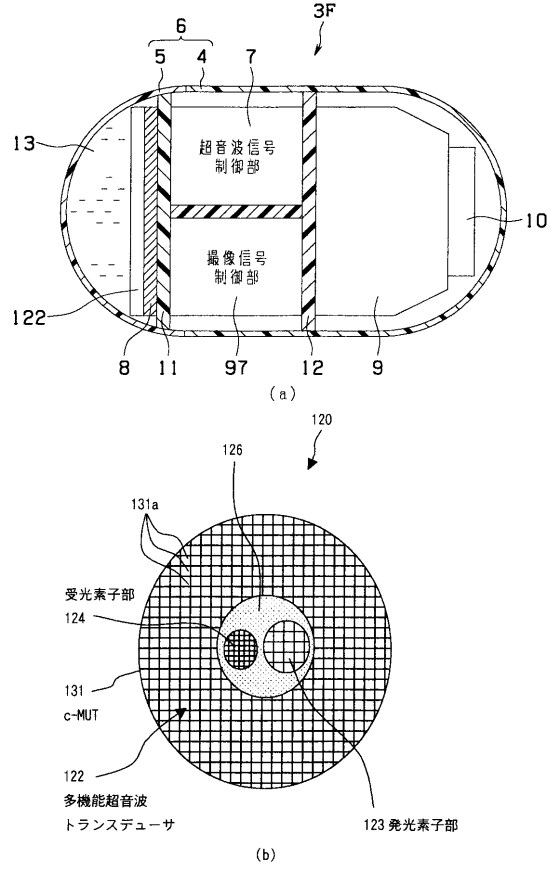
【図11】



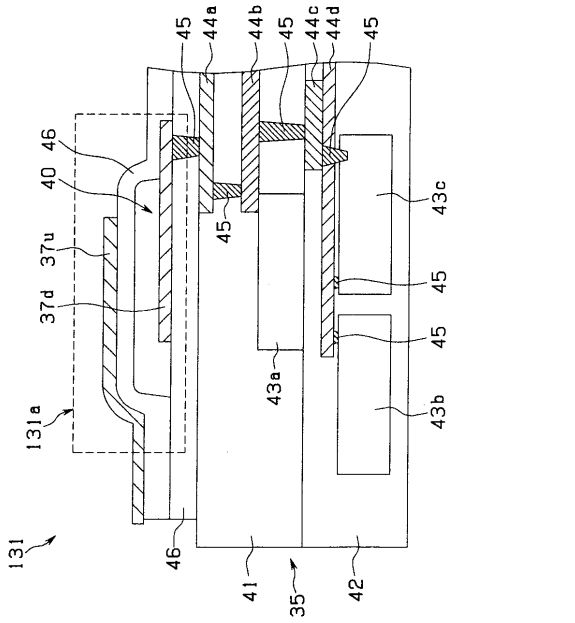
【 図 1 2 】



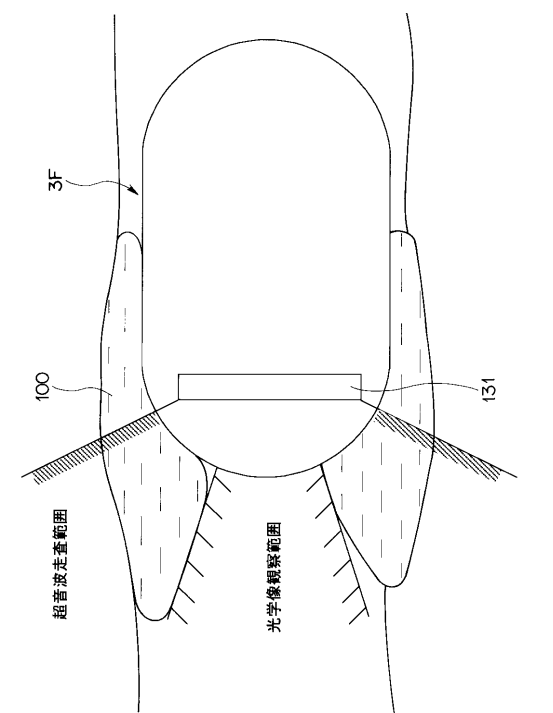
【 図 1 3 】



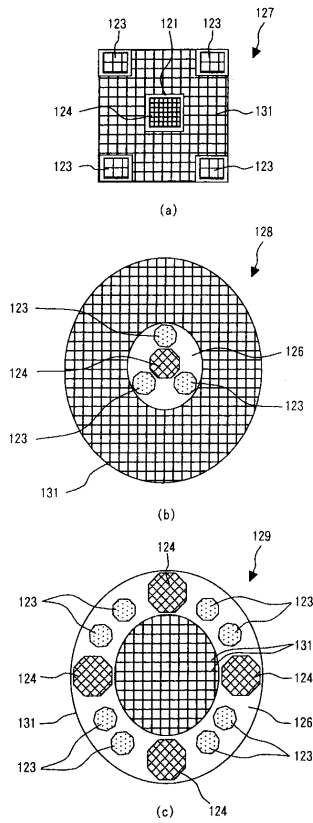
【 図 1 4 】



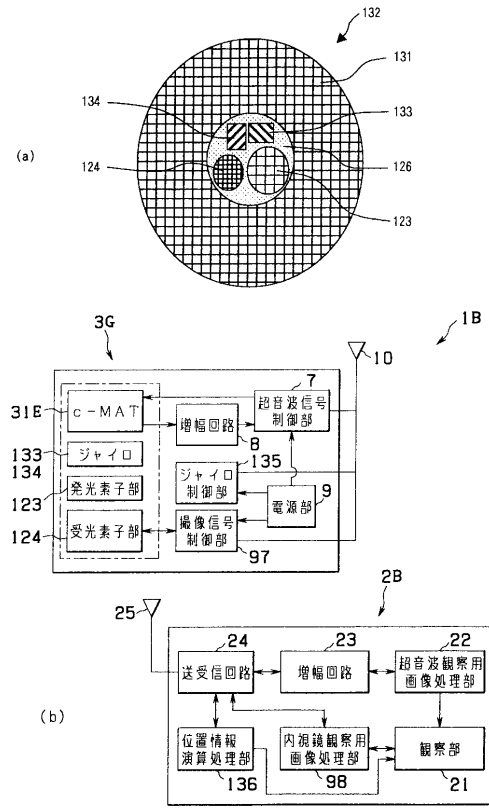
【 図 1 5 】



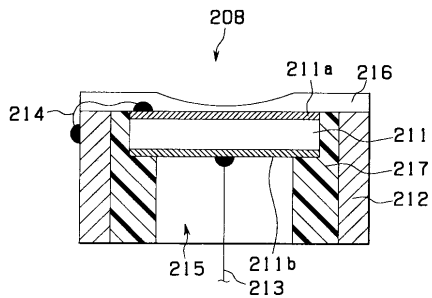
【図16】



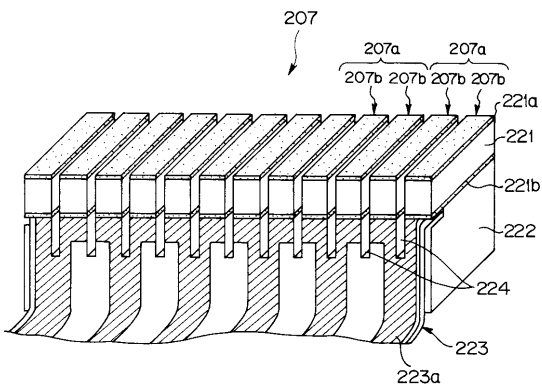
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 BB08 CC06 DD10 FF50 JJ01 JJ06 JJ11 LL02
4C601 BB02 BB03 EE10 EE13 EE23 FE01 FE02 GB05 GB06 GB41
GB42

专利名称(译)	胶囊超声内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2004350704A	公开(公告)日	2004-12-16
申请号	JP2003148307	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	宫本真一 内田優子 寶敏幸		
发明人	宫本 真一 内田 優子 寶 敏幸		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.530 A61B1/00.610 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C038/CC00 4C038/CC10 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/EE23 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB42 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF50 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种廉价的胶囊型超声内窥镜设备，其中防止了设置在超声内窥镜中的无铅超声换能器的性能变化。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4

