

(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2004-350705  
(P2004-350705A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	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 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-148308 (P2003-148308)	(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4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4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4番2号 オ リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	齋 敏幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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

最終頁に続く

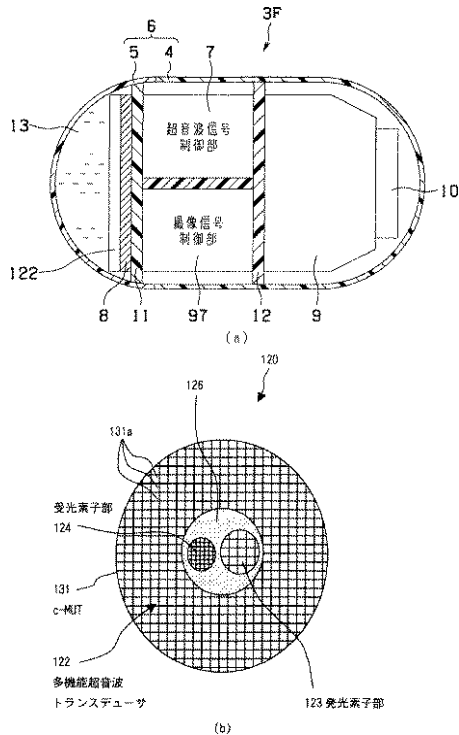
(54) 【発明の名称】 カプセル超音波内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】カプセル超音波内視鏡に備えられている超音波トランスデューサによって得られる超音波断層画像と、体腔内位置との関係を把握して超音波観察を行えるカプセル超音波内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】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、カプセル位置特定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。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が表示される。

【選択図】 図13



**【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、

前記カプセル超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサが、シリコンマイクロマシーニング技術によって加工した、複数の超音波トランスデューサ素子を配列した二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサであるとき、

前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに、他の機能を有するデバイスを少なくとも1つ設けたことを特徴とするカプセル超音波内視鏡装置。 10

**【請求項 2】**

前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの周囲の光学像を得る光学観察手段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。

**【請求項 3】**

前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの位置を特定するカプセル位置特定手段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。

**【発明の詳細な説明】**

20

**【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情報を元に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、特開平9-135832号公報に超音波診断医用カプセルが提案されている。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。 30

**【0003】**

前記超音波診断医用カプセルでは、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と、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が示されている。

**【0004】**

40

**【特許文献1】**特開平9-135832号公報（第2-5頁、図1-6）

**【0005】****【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、前記超音波診断医用カプセルでは、電子走査式、機械走査式に関わらず、このカプセルを蠕動運動によって移動させて超音波観測を行う。したがって、カプセルの移動状態は蠕動に左右され、停滞状態になることや、移動途中でカプセルの向きが変化することが考えられる。このため、超音波断層画像を表示装置に表示させて観察を行ったとき、その超音波断層画像を一見して観測部位を把握することが難しかった。

**【0006】**

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、カプセル超音波内視鏡に備えられている 50

超音波トランスデューサによって、超音波断層画像に加えて、他のデバイス情報を得て、超音波断層画像と体腔内位置との関係を把握して超音波観察を行える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。

【0007】

【課題を解決するための手段】

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、前記カプセル超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサが、シリコンマイクロマシーニング技術によって加工した、複数の超音波トランスデューサー素子を配列した二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサであるとき、

10

前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに、他の機能を有するデバイスを少なくとも1つ設けている。

【0008】

そして、前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの周囲の光学像を得る光学観察手段である。

【0009】

または、前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの位置を特定するカプセル位置特定手段である。

20

【0010】

これらの構成によれば、二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサで得られる超音波画像とともに、この静電型超音波トランスデューサ近傍の観察対象部位の内視鏡画像を光学観察手段で得て、両画像を表示させることによって、診断能の向上を図れる。

【0011】

または、カプセル位置特定手段から出力される出力情報を基に、カプセル超音波内視鏡の体腔内における位置の把握を精度良く行える。

【0012】

【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。

30

(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。

【0013】

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。

【0014】

40

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

50

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。

【0017】

前記超音波カプセル 3 内には超音波トランスデューサ 3 1、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 1 0 が設けられている。なお、符号 1 1 及び符号 1 2 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 1 1 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。

10

【0018】

前記超音波トランスデューサ 3 1 は超音波の送受を行う。この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 ( 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 ) 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。

【0019】

本実施形態の c - M U T 3 1 は、複数の c - M U T セル 3 1 a 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。

20

この c - M U T 3 1 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 1 3 が充填される。

【0020】

前記 c - M U T 3 1 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 3 9 参照）で被覆されている。

また、前記カプセル 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。

【0021】

図 3 及び図 4 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。

30

【0022】

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。

【0023】

40

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 が層状に設けてある。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。

【0024】

前記図 2 に示した、前記超音波信号制御部 7 は、各 c - M U T 3 1 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 - M U T 3 1 で受波したエコー信号を前記カプセル用アンテナ 1 0 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。

50

## 【0025】

前記c - M U T 3 1の各c - M U Tセル3 1 a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。

## 【0026】

前記増幅回路8は、前記c - M U T 3 1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。

## 【0027】

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。

## 【0028】

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。

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。

## 【0029】

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、ハーモニッ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。

## 【0030】

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。

## 【0031】

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。

## 【0032】

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。

## 【0033】

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。

## 【0034】

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、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。

【0035】

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。

10

【0036】

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。

【0037】

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。

【0038】

なお、上述した実施形態においては、c - M U T セル 31 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 31 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 31 f と、受波専用の受信用セル 31 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 31 h とで構成するようにしてもよい。

20

【0039】

図 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 セルの他の配置構成を説明する。

なお、図 6 ( 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 6 ( 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。

30

【0040】

図 6 ( a ) に示すように一对の送信用セル 31 f 及び受信用セル 31 g で構成した送受信セル群 31 k と、不使用セル 31 h を帯状の群に構成した一体不使用セル群 31 m とを形成し、この一体不使用セル群 31 m と送受信セル群 31 k とを例えば列方向に交互に配列させて c - M U T 31 H を構成する。

【0041】

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

40

【0042】

なお、送受信セル群 31 k を一对の送信用セル 31 f 及び受信用セル 31 g 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 31 f と 1 つの受信用セル 31 g とで送受信セル群 31 n を構成し、例えば行方向に配列させた送受信セル群 31 n と行方向に配列させた送受信セル群 31 n との間に略帯状の一体不使用セル群 31 m を配列させて、行方向に配列された送受信セル群 31 n 同士の間、一体不使用セル群 31 m で形成される物理的な所定間隔を設ける構成にして c - M U T 31 J を構成してもよい。

【0043】

50

また、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たが、複数の受信用セル3 1 gに設けられている電極3 7 u、3 7 d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3 1 fに設けられている電極3 7 u、3 7 d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 - M U Tを構成するようにしてもよい。

【0044】

上述した実施形態においてはc - M U Tを電子走査式としたが、c - M U T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 - M U Tを用いる構成であってもよい。

10

【0045】

具体的には、図7に示すようにc - M U Tセル3 1 aを配列して超音波走査面を円板状にしたc - M U T 6 0を形成する。このとき、このc - M U T 6 0を構成するc - M U Tセル3 1 aの上部電極3 7 u同士及び下部電極3 7 d同士を電氣的に連結状態にしておく。そして、このc - M U T 6 0を駆動モータ6 1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6 2に配設して、超音波カプセル3 Aを構成する。

【0046】

なお、符号6 3はハウジング6 2に配設されているc - M U T 3 1の回転角度を検出するために、前記ハウジング6 2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6 3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6 4に入力されて、前記カプセル用アンテナ1 0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1 0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2 2で処理される。符号6 5は隔壁を兼ねるカプセル本体部材であり、符号6 6は水密を保持するリングである。

20

【0047】

前記超音波カプセル3 Aでは駆動モータ6 1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6 2が回転する。このことによって、前記ハウジング6 2の回転角度をロータリエンコーダ6 3が検出するとともに、c - M U T 6 0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。

30

【0048】

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2 2では、前記超音波カプセル3 A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2 1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2 1に出力する。

このことによって、観察部2 1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。

40

【0049】

図8及び図9を参照してc - M U Tの変形例を説明する。

図8はc - M U T帯状体の構成及び作用を説明する図、図9はc - M U T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 - M U T帯状体の構成を示す図、図8 ( b )は図8 ( a )で示したc - M U T帯状体の作用を説明する図、図9 ( a )はc - M U T帯状体のカプセルへの配置例を示す図、図9 ( b )はc - M U T帯状体のカプセルへの他の配置例を示す図、図9 ( c )はc - M U T帯状体のカプセルへの別の配置例を示す図である。

【0050】

図8 ( a )に示すようにc - M U T帯状体9 2は、柔軟性を有する平面基板9 3に、複数

50

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。

**【0051】**

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。

10

**【0052】**

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。

**【0053】**

(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。

20

**【0054】**

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。

30

**【0055】**

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。

**【0056】**

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。

40

**【0057】**

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。

**【0058】**

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

50

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。

【0059】

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。

【0060】

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。

10

【0061】

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。

【0062】

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。

20

【0063】

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。

30

【0064】

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。

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。

【0065】

(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。

40

【0066】

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

50

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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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3F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15に示すように超音波カプセル3Fに設けられてたバルーン100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3Fを移動させる。

【0072】

そして、前記c-MUT131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124を撮像状態にして前記発光素子部123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。

【0073】

このことによって、超音波カプセル3F内の超音波信号制御部7にはc-MUTセル131a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には前記受光素子部124で光電変換した電気信号が入力される。

【0074】

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。

【0075】

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

10

20

30

40

50

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 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。

【0076】

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。

10

【0077】

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。

20

【0078】

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 1 6 ( a ) に示すように角形の受光素子部 1 2 4 を c - M U T 1 3 1 の中央部に設け、角形の発光素子部 1 2 3 を c - M U T 1 3 1 の四隅に設けて、角形の多機能超音波トランスデューサ 1 2 7 を形成するようにしてもよい。

【0079】

また、図 1 6 ( 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素子部 1 2 4 を設け、この多角形の受光素子部 1 2 4 の周囲に多角形の発光素子部 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。

30

【0080】

さらに、図 1 6 ( c ) に示すように円形の c - M U T 1 3 1 を形成して、この c - M U T 1 3 1 の周囲に例えば多角形の発光素子部 1 2 3 及び受光素子部 1 2 4 を規則的に併設させて多機能超音波トランスデューサ 1 2 9 を形成してもよい。

【0081】

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 - M U T 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。

40

【0082】

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。

【0083】

また、c - M U T セルの配列を適宜設定することによって超音波トランスデューサの開口形状を所望の形状及び大きさに設定できるとともに、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

50

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。

【0084】

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。

【0085】

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。

10

【0086】

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。

20

【0087】

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。

【0088】

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。

30

【0089】

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。

【0090】

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

【0091】

[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。

【0092】

(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、

50

前記カプセル超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサが、シリコンマイクロマシーニング技術によって加工した、複数の超音波トランスデューサー素子を配列した二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサであるとき、  
前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに、他の機能を有するデバイスを少なくとも１つ設けたカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 3 】

( 2 ) 前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの周囲の光学像を得る光学観察手段である付記 1 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 4 】

( 3 ) 前記光学観察手段は、シリコン半導体基板で構成される観察対象部位を照射する発光素子部と、この発光素子部で照らされた観察対象部位を撮像する撮像部である付記 2 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 5 】

( 4 ) 前記発光素子部及び撮像部を設けるととき、  
前記カプセル超音波内視鏡に撮像信号制御部を設け、前記超音波観測装置に前記撮像信号制御部から出力される撮像信号を処理する撮像信号処理部を設けた付記 3 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 6 】

( 5 ) 前記二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサに設ける他の機能デバイスは、超音波カプセルの位置を特定するカプセル位置特定手段である付記 1 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 7 】

( 6 ) 前記カプセル位置特定手段は、シリコン半導体基板で構成される X 方向及び Y 方向に対応する静電型マイクロジャイロセンサである付記 5 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 8 】

( 7 ) 前記静電型マイクロジャイロセンサを設けるととき、  
前記カプセル超音波内視鏡にジャイロ制御部を設け、前記超音波観測装置に前記ジャイロ制御部から出力される検出信号を処理する演算処理部を設けた付記 6 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 0 9 9 】

( 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は帯状である付記 1 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 1 0 0 】

( 9 ) 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 8 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 1 0 1 】

( 1 0 ) 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 8 又は付記 9 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 1 0 2 】

( 1 1 ) 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 1 0 に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

## 【 0 1 0 3 】

( 1 2 ) 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、

前記カプセル超音波内視鏡に搭載される超音波トランスデューサが、シリコンマイクロマシーニング技術によって加工した、複数の超音波トランスデューサー素子をリング状に配

10

20

30

40

50

列した二次元アレイ型の静電型超音波トランスデューサであるとき、前記超音波トランスデューサの中央部に撮像装置を設け、その撮像装置の周囲に照明部材を設けたカプセル超音波内視鏡装置。

【0104】

(13) 前記撮像装置及び前記照明部材を設けると、前記カプセル超音波内視鏡に撮像信号制御部を設け、前記超音波観測装置に前記撮像信号制御部から出力される撮像信号を処理する撮像信号処理部を設けた付記12に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

【0105】

(14) 前記二次元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1又は付記12に記載のカプセル超音波内視鏡装置。

10

【0106】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、カプセル超音波内視鏡に備えられている超音波トランスデューサによって得られる超音波断層画像と、体腔内位置との関係を把握して超音波観察を行える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】

【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

20

【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-MUTセルを説明する図

【図4】c-MUT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-MUTを示す図

【図6】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図

【図7】c-MUT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-MUTの変形例にかかり、図8はc-MUT帯状体の構成及び作用を説明する図

【図9】c-MUT帯状体を設けた超音波カプセルを説明する図

【図10】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

30

【図11】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】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13】図13ないし図16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】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】超音波カプセルによる検査状態を説明する図

【図16】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

40

【図17】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

【符号の説明】

30 ... 超音波観察ユニット

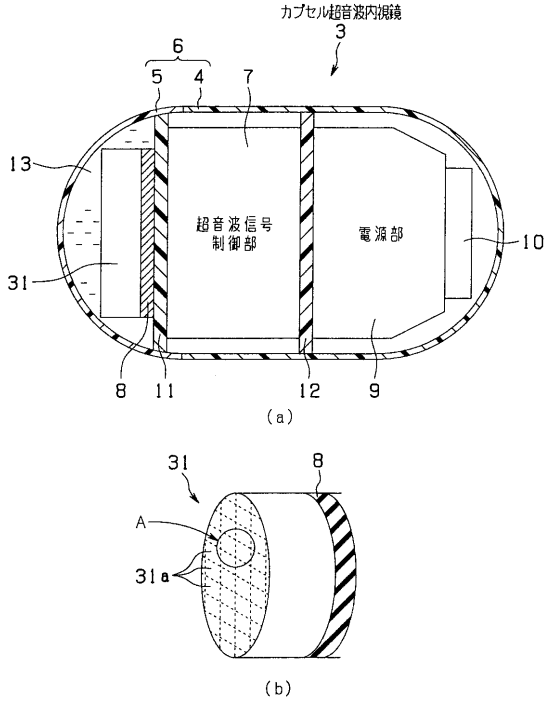
122 ... 多機能超音波トランスデューサ

123 ... 発光素子部

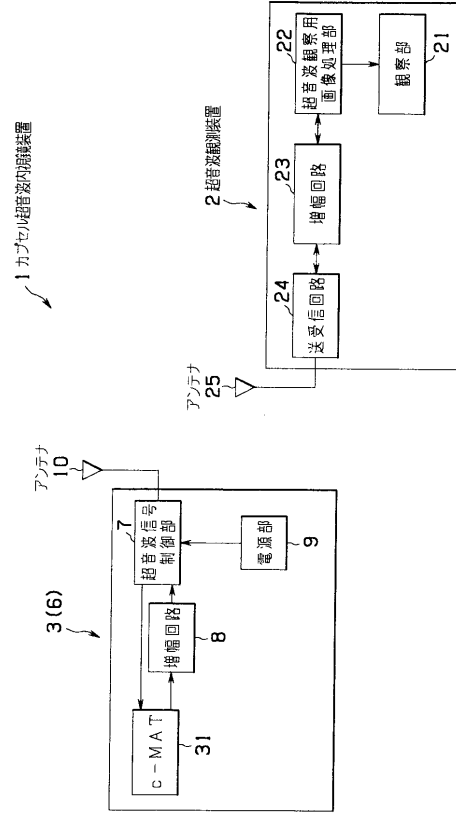
124 ... 受光素子部

131 ... 静電型超音波トランスデューサ(c-MUT)

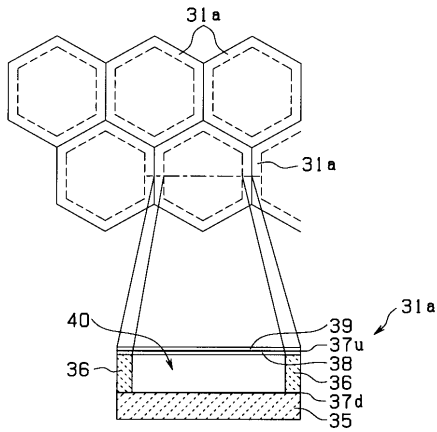
【 図 1 】



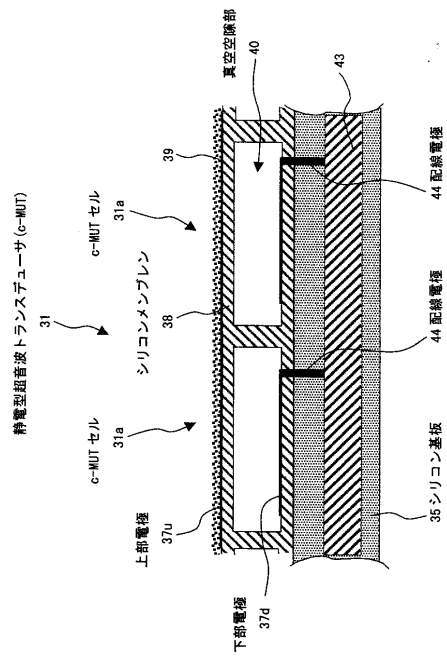
【 図 2 】



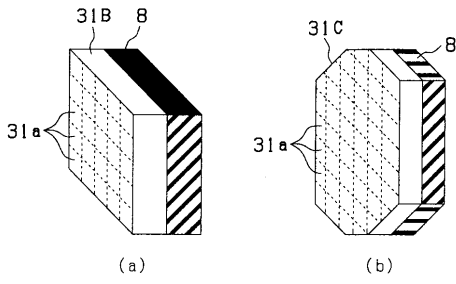
【 図 3 】



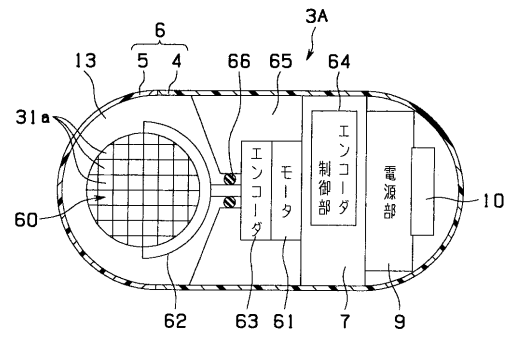
【 図 4 】



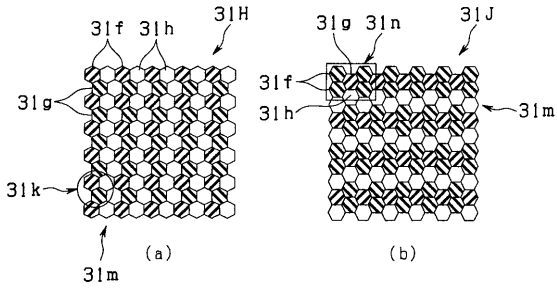
【図5】



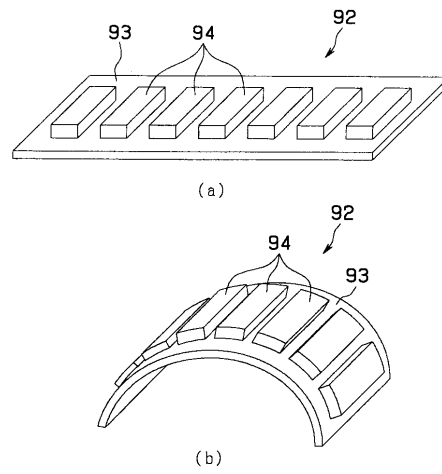
【図7】



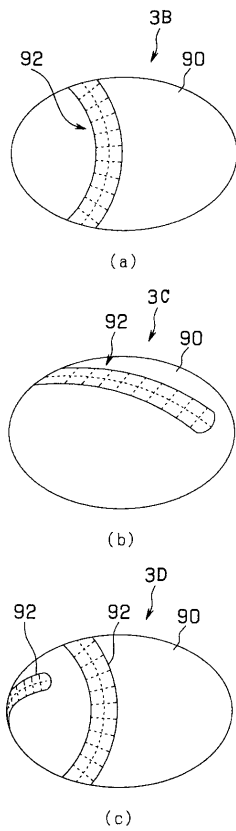
【図6】



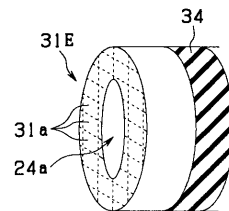
【図8】



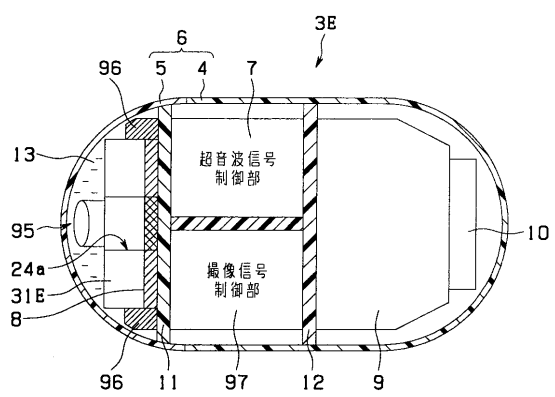
【図9】



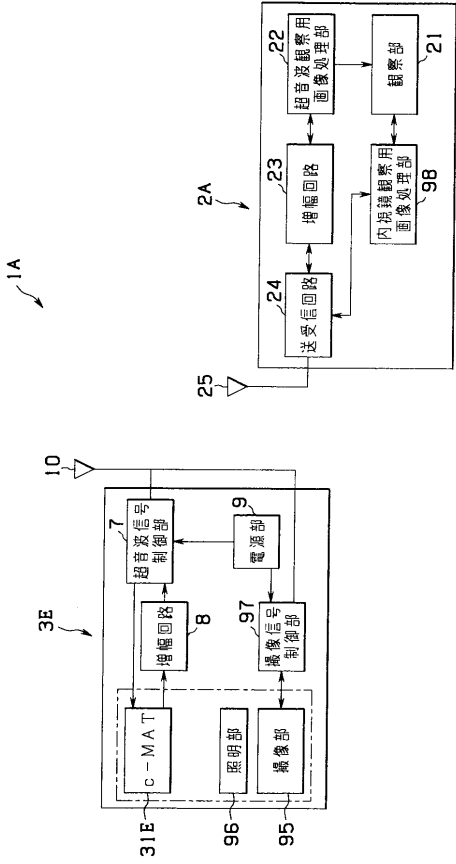
【図10】



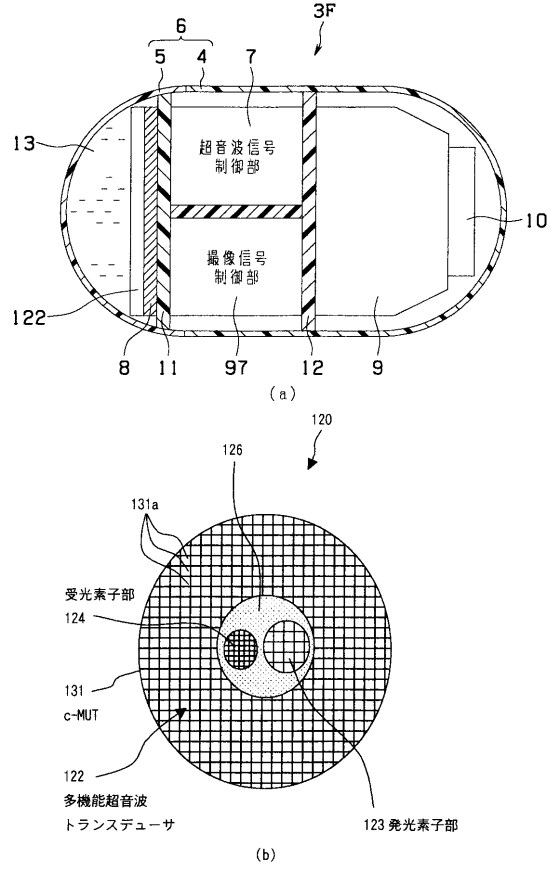
【図11】



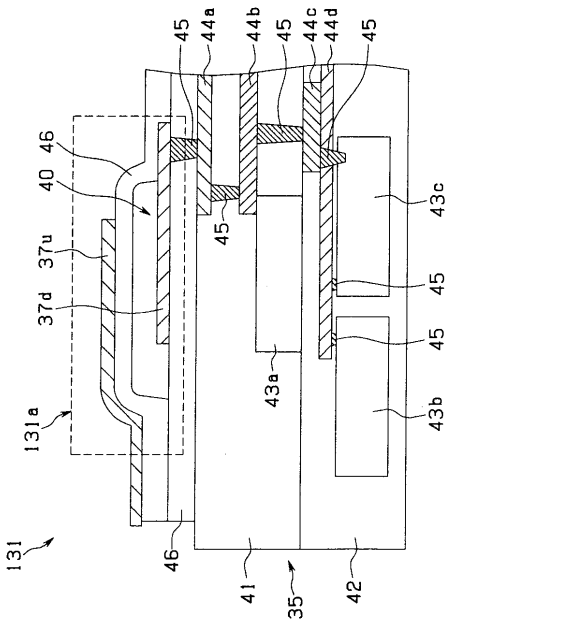
【 図 1 2 】



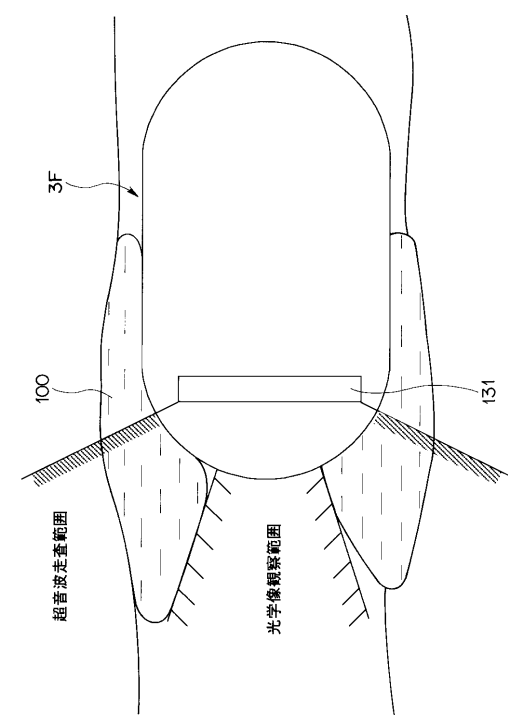
【 図 1 3 】



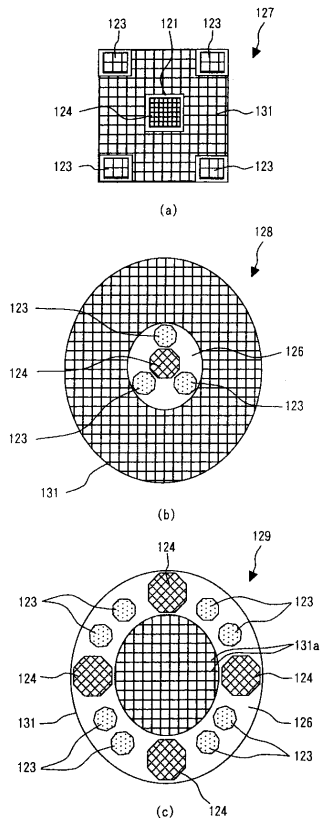
【 図 1 4 】



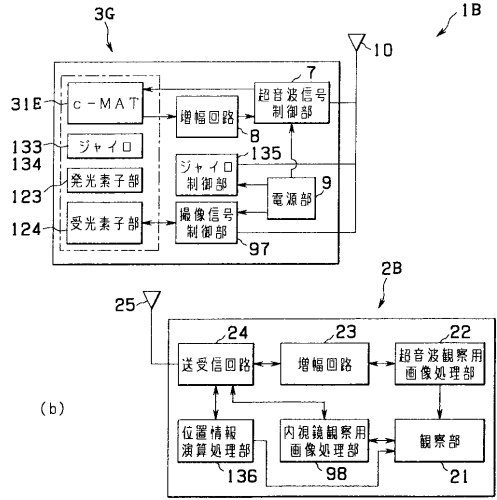
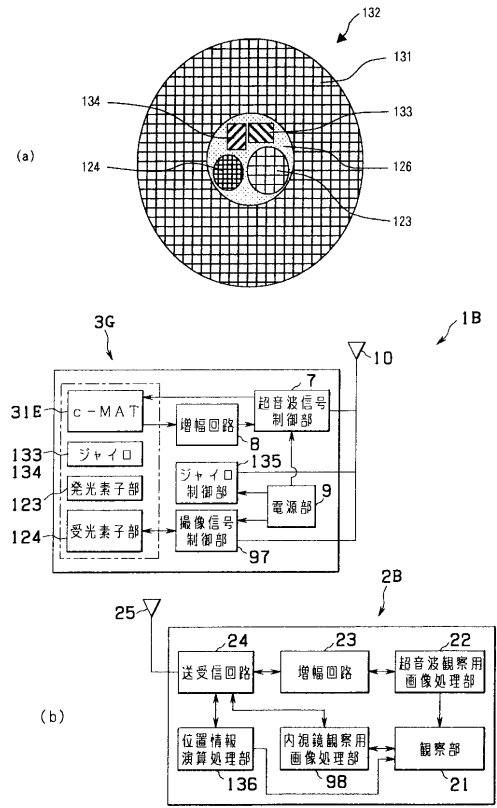
【 図 1 5 】



【図16】



【図17】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB01 BB08 CC06 DD10 JJ01 JJ06 QQ06 UU06  
WW16  
4C601 BB03 DD30 EE11 EE30 FE01 FE02 GA19 GB41 GB42

专利名称(译)	胶囊超声波内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004350705A</a>	公开(公告)日	2004-12-16
申请号	JP2003148308	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 A61B1/00.552 A61B1/00.610		
F-TERM分类号	4C038/CC00 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C061/WW16 4C601/BB03 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/EE30 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GB41 4C601/GB42 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/QQ06 4C161/UU06 4C161/WW16		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊型超声波内窥镜装置，该装置能够通过掌握由设置在胶囊型超声波内窥镜中的超声波换能器获得的超声波断层图像与体腔内的位置之间的关系来进行超声波观察。要做。通过使用硅微机械加工技术形成多功能超声换能器122，并且除了具有环形的超声扫描表面的开口形状的c-MUT 131之外，该环形c-MUT 131形成有由硅发光元件形成的发光元件部分123和由硅光接收元件形成的光接收元件部分124，它们形成为位于c-MUT 131中心的同一平面上。观察单元21不仅显示超声断层图像，而且显示在超声断层图像中显示的观察部位的体壁等的内窥镜观察图像。[选择图]图13

