

(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2005-52358
(P2005-52358A)

(43) 公開日 平成17年3月3日(2005.3.3)

(51) Int. Cl. 7

A61B 1/00
G02B 23/24

F

A 6 1 B 1/00
A 6 1 B 1/00
G 0 2 B 23/24

テーマコード（参考）

$$\begin{array}{r} 2\text{H}_2\text{O}_2 \\ 4\text{CO}_2 \\ \hline 6\text{H}_2\text{O} \end{array}$$

審査請求 未請求 請求項の数 7 O.L. (全 19 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日

特願2003-286091 (P2003-286091)
平成15年8月4日 (2003. 8. 4)

(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 藤森 紀幸
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

(72) 発明者 緒方 雅紀
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 宮田 慶治
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) 2H040 BA00 CA02 CA22 DA55
最終頁に繰く

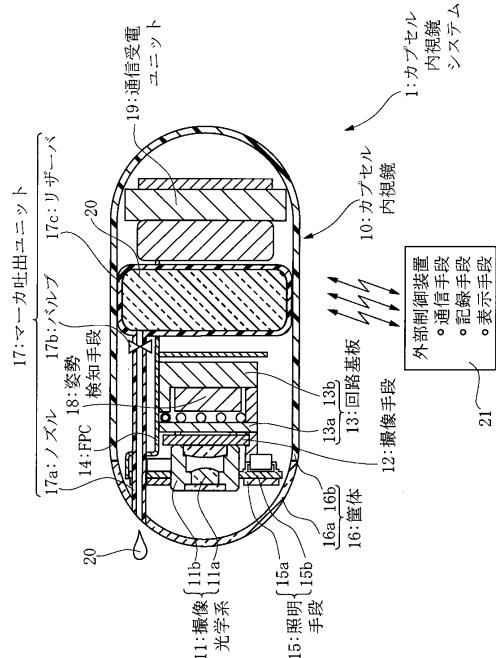
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57) 【要約】

【課題】カプセル内視鏡を用いて発見した病変部等の所望の部位に所定のマーカーを留置して再検査等における当該部位の再発見を容易に行ない得るようにするカプセル内視鏡を提供する。

【解決手段】撮像光学系 11 と照明手段 15 と撮像手段 12 と回路基板 13 とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡 10 において、体腔内にマーカー部材 20 を留置するマーキング手段 17 を具備して構成する。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、

体腔内にマーカー部材を留置するマーキング手段を具備することを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】

上記マーキング手段は、蛍光物質の射出手段であることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】

上記マーキング手段は、X 線不透過物質の射出手段であることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 4】

上記マーキング手段は、染料の射出手段であることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 5】

上記マーキング手段は、金属部材の射出手段であることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 6】

撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、

体腔内の被検体に対して薬剤を射出する手段を具備することを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 7】

撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、

外装部材を分割可能に構成したことを特徴とするカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、カプセル内視鏡、詳しくは略カプセル形状の筐体内部に撮像光学系及び撮像手段等が一体に組み込まれて構成されるカプセル内視鏡に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来より、例えば体腔内等の検査等を行うのに際しては、先端に撮像素子等を備えた管状の挿入部と、この挿入部に連設される操作部及びこれに接続される画像処理装置・表示装置・光源装置等の各種装置等からなり、挿入部を被検者の口腔等から体腔内へと挿入して体腔内における所望の部位を観察し得るように構成される内視鏡装置が実用化され広く普及している。このような従来の内視鏡装置においては、体腔内に挿入される挿入部の長さ等の制約があることから、観察や検査等を行い得る範囲には制約がある。

【0003】

そこで、近年においては、例えばカプセル形状の筐体の内部に撮像光学系を含む撮像手段・照明手段・通信手段と受電手段又は電源等を収納した小型の内視鏡、いわゆるカプセル内視鏡と、このカプセル内視鏡との間で無線通信を行う通信手段や受信した信号を記録する記録手段及び同信号を C R T や L C D 等を用いて表示する表示手段等からなるカプセル内視鏡システムについて、種々の提案がなされている。

【0004】

従来のカプセル内視鏡を用いて体腔内の検査を行った際に、その被検者の体腔内に病変等が発見された場合には、その後、一般的な内視鏡等を用いた精密検査を行ったり、これに合わせて所定の処置等を実施することがある。

10

20

30

40

50

【0005】

このような場合において、先に行ったカプセル内視鏡検査により発見された病変部等の正確な位置情報を取得しておけば、後日行う内視鏡検査等の精密検査の際に、その目的とする病変部を再発見することは容易であると考えられる。

【0006】

そこで、従来提案されているカプセル内視鏡を用いて検査及び診断等を行うのに際して、体腔内に挿入した後の当該カプセル内視鏡の位置を検出する手段についての提案が、例えば特開2001-46357号公報等によって種々のなされている。

【0007】

上記特開2001-46357号公報によって開示されているカプセル内視鏡システムにおいては、体腔内に挿入された後のカプセル内視鏡の位置を検出する位置検出手段を外部受信装置側に設けて構成している。この位置検出手段は、体腔内のカプセル内視鏡から発信される所定の信号を受信して、その信号強度に基づいて当該カプセル内視鏡の体腔内における位置に関する情報を取得するようになっているものである。

【特許文献1】特開2001-46357号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

ところが、上述の特開2001-46357号公報によって開示されている位置検出手段では、体腔内のカプセル内視鏡から送信される信号が微弱であることから、充分な精度で位置検出を行うことができないと考えられる。

【0009】

したがって、後日行う精密検査等の際に、検査の目的とする病変部位であって、先にカプセル内視鏡検査によって発見した病変部等を再発見するために、術者は労力を割かなければならないという可能性があった。

【0010】

このように、カプセル内視鏡を用いた検査を行う際には、その検査によって発見し得た病変部等の位置情報を取得しておくようすれば極めて至便であるが、この位置情報について高精度なものが望まれていることは当然である。

【0011】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、体腔内に挿入されたカプセル内視鏡を用いて発見した病変部等の所望の部位に対して所定の情報（マーカー）を留置し得るようにすることで、後日行なう再検査等において当該病変部の再発見を容易に行ない得るようにして、後日の再検査又は処置等を確実に行わしめることに寄与することのできるカプセル内視鏡を提供することである。

【0012】

また、カプセル内視鏡の外装部材を分割構造とすることで、使用時の形態としては大型のものでありますながら分割した個々のカプセルを小型化することによって、被検者に負担をかけることなく嚥下し易い構成とし、よってより確実に検査を行うようにしたカプセル内視鏡を提供することである。

【0013】

そして、体腔内に挿入したカプセル内視鏡の観察方向について、少なくとも二方向のうちの所望の一方向を選択的に観察し得ると共に、観察方向を切換自在となるように構成することで、より広い視野を確保して確実な検査を行い得るようにしたカプセル内視鏡を提供することである。

【課題を解決するための手段】**【0014】**

上記目的を達成するために、第1の発明によるカプセル内視鏡は、撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、体腔内にマーカー部材を留置するマーキング手段を具備することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0015】

また、第2の発明は、上記第1の発明によるカプセル内視鏡において、上記マーキング手段は、蛍光物質の射出手段であることを特徴とする。

【0016】

そして、第3の発明は、上記第1の発明によるカプセル内視鏡において、上記マーキング手段は、X線不透過物質の射出手段であることを特徴とする。

【0017】

第4の発明は、上記第1の発明によるカプセル内視鏡において、上記マーキング手段は、染料の射出手段であることを特徴とする。

【0018】

第5の発明は、上記第1の発明によるカプセル内視鏡において、上記マーキング手段は、金属部材の射出手段であることを特徴とする。

【0019】

第6の発明によるカプセル内視鏡は、撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、体腔内の被検体に対して薬剤を射出する手段を具備することを特徴とする。

【0020】

第7の発明によるカプセル内視鏡は、撮像光学系と照明手段と撮像手段と回路基板とを少なくとも含んで構成されるカプセル内視鏡において、外装部材を分割可能に構成したことを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、体腔内に挿入されたカプセル内視鏡を用いて発見した病変部等の所望の部位に対して所定の情報（マーカー）を留置し得るようにすることで、後日行なう再検査等において当該病変部の再発見を容易に行ない得るようにして、後日の再検査又は処置等を確実に行わしめることに寄与し得るカプセル内視鏡を提供することができる。

【0022】

また、カプセル内視鏡の外装部材を分割構造とすることで、使用時の形態としては大型のものでありながら分割した個々のカプセルを小型化することによって、被検者に負担をかけることなく嚥下し易い構成とし、よってより確実に検査を行い得るカプセル内視鏡を提供することができる。

【0023】

そして、体腔内に挿入したカプセル内視鏡の観察方向について、少なくとも二方向のうちの所望の一方向を選択的に観察し得ると共に、観察方向を切換自在となるように構成することで、より広い視野を確保して確実な検査を行い得るようにしたカプセル内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態のカプセル内視鏡及びこれを含むカプセル内視鏡システムの概要を示す概略構成図である。なお、図1においては、カプセル内視鏡の断面図を図示することで、その内部構成を示している。

【0025】

図1に示すように本実施形態のカプセル内視鏡システム1は、カプセル状の筐体内部に各種の構成部材を備えて構成されるカプセル内視鏡10と、当該カプセル内視鏡10を外部から制御する制御手段等からなる外部制御装置21等によって構成されている。

【0026】

外部制御装置21には、上述したように制御手段のほかに、例えばカプセル内視鏡10との間で通信を行う通信手段や当該カプセル内視鏡10の内部電気回路が必要とする電力を無線給電する給電手段及び当該カプセル内視鏡10により取得した画像信号を受けてこ

10

20

20

30

40

50

れを記録する記録手段に加えて当該カプセル内視鏡 10 により取得した画像信号に基づく画像を表示する表示手段(図示せず)等を含んで構成される。

【0027】

つまり、本カプセル内視鏡 10 においては、内部電気回路のそれぞれが必要とする電力は、上述したように外部制御装置 21 によって無線給電されるようになっている。そのために、外部制御装置 21 には所定の給電手段が設けられている。これに応じて、カプセル内視鏡 10 のわには当該給電手段に対応する通信受電ユニット 19 が設けられている。

【0028】

カプセル内視鏡 10 は、内部を液密に封止する外装部材である筐体 16 と、この筐体 16 の内部に配設される各種の構成部材、例えば体腔内の消化器等の被検体を照明する発光ダイオード(LED)等の発光光源 15a 及びこの発光光源 15a を駆動制御する電気回路が実装される発光光源搭載基板 15b とからなる照明手段 15 と、この照明手段 15 により照明される被検体の光学像を形成する複数のレンズ群 11a 及びこれを保持するレンズ鏡筒 11b 等からなる撮像光学系 11 と、この撮像光学系 11 により結像される被検体の光学像を受けて所定の光電変換処理等を行って画像信号を生成する撮像素子等からなる撮像手段 12 と、この撮像手段 12 から出力される画像信号を受けて各種の信号処理(画像信号処理や通信処理等)を行う電気回路や当該カプセル内視鏡 10 の内部電気回路全体を統括的に制御する制御回路等を実装した複数の基板 13a・13b 等からなる回路基板 13 と、この回路基板 13 を構成する複数の基板同士及び後述する通信受電ユニット 19 との間を電気的に接続するフレキシブルプリント基板(FPC) 14 と、マーカ射出ユニット 17(詳細は後述する)と、回路基板 13 に実装され当該カプセル内視鏡 10 の姿勢を検知する姿勢検知手段 18 等によって構成されている。

【0029】

本カプセル内視鏡 10 の筐体 16 は、例えば樹脂等の硬質部材によって形成され、当該カプセル内視鏡 10 の前面部分を覆い保護すると同時に照明手段 15 から出射される照明光束や撮像光学系 11 へと入射する光束を透過させ得る透明窓部 16a と、当該筐体 16 の主要部分を構成し各種の内部構成部材等が配置されこれらを外部より覆い保護する本体部 16b とによって構成されている。

【0030】

撮像光学系 11 は、複数のレンズ群 11a と、これを保持するレンズ鏡筒 11b 等によって構成されている。そして、この撮像光学系 11 の後方の所定の位置に配設される回路基板 13 の所定の基板 13a の実装面上に撮像手段 12 が実装配置されている。

【0031】

撮像手段 12 は、上述したように撮像光学系 11 の後方において所定の位置に配設されている。この撮像手段 12 は、撮像光学系 11 を透過して形成される被検体の光学像を受けて光電変換処理を行う CCD 又は CMOS 等の撮像素子や、この撮像素子を駆動させて所定の信号処理を行わしめる複数の電気部品等によって構成される電気回路等からなる。そのために、これらの電気回路や撮像素子等は回路基板 13 の所定の基板 13a 上に実装されている。

【0032】

したがって、上述の照明手段 15 によって被検体が照明され、その照明光束が被検体により反射されると、その反射光束は撮像光学系 11 によって集光され、これを透過した後、撮像手段 12 の撮像素子の受光面上に被検体の光学像が結像されるようになっている。

【0033】

そして、撮像手段 12 は、撮像光学系 11 により形成される被検体の光学像を受けて所定の光電変換処理等の信号処理を行い、当該被検体の光学像に対応する電気信号(画像信号)を生成するようになっている。

【0034】

回路基板 13 は、上述したように複数の基板 13a・13b 等からなり、例えば各種の画像信号処理や駆動制御処理及び信号通信処理等を行う電気回路や当該カプセル内視鏡 1

10

20

30

40

50

0の全体を制御する制御回路等が実装されている。なお、これらの電気回路は、それぞれが例えれば半導体のワンチップ構成によってなるものである。

【0035】

ここで、撮像手段12・回路基板13の詳細な構成を以下に説明する。

【0036】

図2は、本実施形態のカプセル内視鏡における撮像光学系と撮像手段と回路基板とを取り出して拡大して示す要部拡大断面図である。また、図3は撮像手段を製造する際の手順を概略的に示す図である。なお、図3(F)の状態が当該撮像手段の製造完了時の形態を示す断面図である。

【0037】

撮像手段12は、図2及び図3(F)に示すようにガラス部材12aと撮像素子(以下、イメージセンサという)12cとを接合して構成されている。この場合において、ガラス部材12aは、イメージセンサ12cの前面側、即ち撮像光学系11に対向する側の面であって撮像面が形成される側の面に配設されている。

【0038】

したがって、イメージセンサ12cの前面側(ガラス部材12aとの接合面)に設けられる電極を外部へ取り出すことができない状態になる。そこで、これらの電極をイメージセンサ12cの前面側から背面側へと取り出すために、当該イメージセンサ12cには貫通電極12d及び突起電極(バンプ)12eが設けられている。つまり、このイメージセンサ12cでは、貫通電極12d及び突起電極12eを介してイメージセンサ12cの前面側から背面側へと電極を取り出し得るように電気回路が形成されている。

【0039】

貫通電極12dは、イメージセンサ12cを貫通する極めて微細な孔からなり、電極の数だけ複数設けられている。この貫通電極12dのそれぞれに突起電極12eが設けられている。この突起電極12eはメッキにてウエハー状態で一括して形成されるものである(詳細は後述する)。

【0040】

また、ガラス部材12aには、イメージセンサ12cとの対向する側の面に、凹部が形成されている。これは、ガラス部材12aとイメージセンサ12cとが接合されたときに、イメージセンサ12cの表面が気密的に封止されるようにするための措置である。これによって、両者が接合された状態では、両者間の所定の領域に空気層12bが形成されるようになっている(図2・図3(F)参照)。

【0041】

このように構成される撮像手段12は、次に示す手順によって製造される。

【0042】

まず、図3(A)に示すように素材としてのイメージセンサウエハー12cccに対して、図3(B)に示すように補強部材100を所定の接着剤等の仮接合部材101によって仮接合する。

【0043】

次いで、図3(B)の状態のイメージセンサウエハー12cccに対して所定の工作機械等を用いて所定の厚さ寸法となるように研磨加工を施す。これによって図3(C)に示す状態となる。

【0044】

この研磨加工によってイメージセンサウエハー12cccは極薄膜状に形成されることになる。この状態では、当該イメージセンサウエハー12cccに対して各種の加工処理を施すことが困難な状態となる。

【0045】

ここで、薄膜状のイメージセンサウエハー12cccに対して補強部材100を接合することによって、当該イメージセンサウエハー12cccを加工処理する際に損壊等しないように補強しているのである。

【0046】

図3(C)の状態に有る(規定厚の)イメージセンサウェハー12ccに対して所定の位置に所定数の貫通電極12dを形成する。これによって図3(D)に示すような形態のイメージセンサ12cが形成される。なお、貫通電極12dの形成は、例えばドライエッティング等の手段が用いられる。

【0047】

次いで、この図3(D)に示すイメージセンサ12cの各貫通電極12dに対してメッキ等によって突起電極12eを一括して形成する。これによって図3(E)に示すイメージセンサ12cが形成される。

【0048】

そして、この図3(E)に示す状態から補強部材100及び仮接合部材101を除去する。その後、イメージセンサ12cの所定の面(前面)側にガラス部材12aを接合する。これによって図3(F)に示す状態になる。この場合において、ガラス部材12aの凹部が設けられる側の面は、イメージセンサ12cの前面側(撮像面)に対向するように配置される。これによって、ガラス部材12aとイメージセンサ12cとの間の所定の領域に空気層12bが形成される。この状態が撮像手段12の製造完了時の形態となる。即ち、図3(F)に示す形態である。そして、この撮像手段12が回路基板13のうちの基板13aに実装されている。

【0049】

ここで、回路基板13を構成する基板13a・13bは、図2に示すように、その内層に例えればインダクタ13aa・集積回路(ΙC)13ab・薄膜抵抗13ba・コンデンサ13bb等を埋め込んだ形態で形成されている。

【0050】

図1に戻って、回路基板13のうち当該カプセル内視鏡10の略中央部分に配設される基板13bには姿勢検知手段18が実装されている。この姿勢検知手段18は、体腔内に挿入されて使用中のカプセル内視鏡10の三次元的な姿勢を検知するためのジャイロ等からなるものである。この姿勢検知手段18によって検出されるデータに基づいて当該カプセル内視鏡10の姿勢制御を行うようにしている。

【0051】

また、当該カプセル内視鏡10の内部において一方の端部近傍の所定の位置には上述したように通信受電ユニット19が配設されている。この通信受電ユニット19は、当該カプセル内視鏡10と外部制御装置21との間の通信を担う役目と、外部制御装置21からの電力の受電を担う役目とを兼ね備えて構成されるものである。

【0052】

即ち、通信受電ユニット19は、例えは体腔内で使用中のカプセル内視鏡10と体腔外に設けられる外部制御装置21との間において各種の制御信号の授受を行ったり当該カプセル内視鏡10によって取得した被検体の画像信号を外部制御装置21へと伝送するためのアンテナ部材等からなる無線手段と、外部制御装置21から無線給電される電力を受電して、これを当該カプセル内視鏡10の内部電気回路のそれぞれに配電する受電手段とによって構成される。

【0053】

なお、通信受電ユニット19は、例えは電気二重コンデンサ(いわゆるスーパーイヤパシタ)及び無指向性アンテナ・発信器VCO(通信手段)と、レギュレーター及び受電アンテナ(受電手段)等によって構成されている。

【0054】

照明手段15は、上述したように被検体を照明するための複数の発光ダイオード(LED)等からなる発光光源15aと、この発光光源15aを載置して、当該発光光源15aの駆動制御を行う電気回路等が実装された発光光源搭載基板15bによって構成されている。

【0055】

10

20

30

40

50

この場合において、発光光源 15a は、具体的には撮像光学系 11 のレンズ鏡筒 11b の外周縁部の近傍に複数配置されている。そして、当該発光光源 15a を構成する複数の発光ダイオードのそれぞれは、当該カプセル内視鏡 10 の前面側に向けて所定の光束を出射し得るように配設されている。

【0056】

また、カプセル内視鏡 10 の内部における所定の位置には、体腔内に所定のマーカー部材 20 (詳細は後述する) を射出して体腔内に留置するためのマーキング手段であるマーカ射出ユニット 17 が設けられている。このマーカ射出ユニット 17 は、ノズル 17a・バルブ 17b・リザーバ 17c 及びこのリザーバ 17c の内部に充填されるマーカー部材 20 等によって構成されている。

10

【0057】

リザーバ 17c は、カプセル内視鏡 10 の筐体 16 の内部において、発光光源搭載基板 15b よりも後ろ側であって、当該カプセル内視鏡 10 の略中央部近傍に配置されている。このリザーバ 17c の内部には、体腔内の任意の部位に付着させることで病変部等のマーキング (目印) とするためのマーカー部材 20 が予め加圧された状態で充填されている。

【0058】

このマーカー部材 20 は、例えば蛍光物質・X線不透過物質・染料等の液体状のものが用いられる。そして、このマーカー部材 20 を加圧する手段としては、例えば電磁力若しくは静電力等によって予め施すようにすればよい。

20

【0059】

ノズル 17a は、極めて細径の管状部材によって構成されている。このノズル 17a は、リザーバ 17c の所定の部位から発光光源搭載基板 15b を貫通して筐体 16 の透明窓部 16a に向けて延出するように配設されている。そして、ノズル 17a の先端部位は、透明窓部 16a の近傍の所定の位置において、当該透明窓部 16a の外表面より外部に突出しないように配置されている。また、ノズル 17a の先端部位は、撮像光学系 11 による撮影視野の範囲内に入るように設定されている。

【0060】

ノズル 17a の所定の部位 (リザーバ 17c 寄りの部位) には、バルブ 17b が設けられている。このバルブ 17b は、例えば圧電素子によって開閉する圧電バルブや微小領域の空気圧によって開閉するニューマティックバルブ (空気バルブ) 若しくは電磁式の電磁バルブ等が用いられる。したがって、このバルブ 17b によって、リザーバ 17c とノズル 17a とは任意に開閉自在となっている。

30

【0061】

そして、このバルブ 17b を開状態とした時に、リザーバ 17c 内部のマーカー部材 20 は、リザーバ 17c の内圧によってノズル 17a を通過してカプセル内視鏡 10 の外部前方の目標とする病変部等の被検体に向けて射出するようになっている。

【0062】

なお、バルブ 17b の開閉制御によるマーカー部材 20 の射出制御は、外部制御装置 21 による遠隔制御によって実行される。つまり、当該システム 1 の操作者が外部制御装置 21 の所定の操作部材を任意に操作することによって射出制御がなされるようになっている。このようにマーカ射出ユニット 17 は、マーカー部材 20 を射出する射出手段となっている。

40

【0063】

一方、外部制御装置 21 は、上述したように主にカプセル内視鏡 10 を外部から制御する等、当該システム全体を統括的に制御する制御手段に加えて、カプセル内視鏡 10 によって取得され当該カプセル内視鏡 10 の無線通信手段を介して無線伝送される画像信号等を受けて所定の信号処理を行う画像処理手段と、カプセル内視鏡 10 との間で通信を行う通信手段と、受信した画像信号等を記録する記録手段と、当該画像信号に基づいて所定の信号処理を行った後、これを視認可能な画像として表示するための表示手段と、カプセル

50

内視鏡 10 に向けて必要となる電力を無線給電する給電手段等を含んで構成されている。

【0064】

このうち表示手段としては、例えばプラウン管 (C R T ; Cathod-Ray Tube) 型表示装置や液晶表示 (L C D ; Liquid Crystal Display) 装置・プラズマディスプレイ (Plasma Display) 装置・電子蛍光ディスプレイ (Electro Luminescent Display ; E L ディスプレイ) 装置等の一般的な表示装置が用いられる。

【0065】

このように構成される本実施形態のカプセル内視鏡 10 とこれを含むカプセル内視鏡システム 1 の作用を以下に説明する。

【0066】

まず、体腔内に挿入されたカプセル内視鏡 10 は、所望の被検体に応じた画像信号を取得し、これに対して所定の信号処理を施した後、通信受電ユニット 19 を介して外部制御装置 21 に向けて送信する。具体的には次に示すようになる。

【0067】

即ち、当該カプセル内視鏡 10 を用いた検査を行うのに際しては、まずカプセル内視鏡 10 を被検者に嚥下させる。

【0068】

当該カプセル内視鏡 10 は、被検者の体腔内臓器による蠕動運動又は所定の移動手段等によって体腔内を進み、やがて観察及び検査を所望する目的の部位（被検体の近傍）に到達する。ここで外部制御装置 21 からカプセル内視鏡 10 への給電動作を起動させる。

【0069】

なお、外部制御装置 21 からカプセル内視鏡 10 への給電動作の時期については、上述の例に限らず、例えばカプセル内視鏡 10 を被検者が嚥下する直前に開始させる等、所望する任意の時期に行うようにすればよい。

【0070】

カプセル内視鏡 10 が外部制御装置 21 からの電力を受電して起動した状態になると照明手段 15 も同時にオン状態となる。すると、当該カプセル内視鏡 10 は照明手段 15 によって体腔内を照明しながら移動する。そしてこのとき体腔内の光学像は、撮像光学系 11 によって撮像手段 12 の受光面上に結像される。

【0071】

これを受け撮像手段 12 では所定の光電変換処理が行われる。この光電変換処理により被検体の光学像に応じた画像を表わす電気信号（画像信号）が生成される。この画像信号は F P C 14 を介して回路基板 13 上に実装される所定の素子等へと出力されて各種の信号処理が施される。

【0072】

そして、その結果により生成された被検体像を表わす画像信号は通信受電ユニット 19 を介して外部制御装置 21 へと出力される。これを受けて外部制御装置 21 は、受信した画像信号に対して所定の信号処理を施した後、自己の内部に設けられる記録手段や表示手段へと各対応する所定の形態の電気信号、即ち記録するのに適した記録用画像信号や表示するのに適した表示用画像信号等として伝送する。

【0073】

つまり、当該被検体の画像信号は、記録するのに適した所定の形態の記録用画像信号となるように変換されて記録手段へと電送され、所定の記録媒体（図示せず。記録手段に含まれる）の所定の記録領域に記録される。また、表示するのに適した所定の形態の表示用画像信号となるように変換されて表示装置へと電送され、その表示部を用いて視認可能な画像として表示される。

【0074】

このようにして、表示装置の表示部に表示される被検体の画像を観察する。これによって、その被検体の検査及び診断等を行う。

【0075】

10

20

30

40

50

そして、上述したように体腔内に挿入されたカプセル内視鏡10が観察及び検査を所望する部位(被検体)の近傍にある時に、本システム1の操作者は外部制御装置21の所定の操作を行うことでカプセル内視鏡10のマーカ射出ユニット17を動作させてマーカー部材20の射出制御を行う。

【0076】

このとき、マーカ射出ユニット17のノズル17aは、撮像光学系11の撮影視野の範囲内に入るように設定されていることから、ノズル17aの少なくとも先端部分は被検体と共に外部制御装置21の表示装置の表示部(特に図示せず)において観察し得るようになっている。したがって、操作者は、マーカー部材20によるマーキングの目標とする被検体とノズル17aとを同時に観察しながらマーカ射出ユニット17を用いてマーカー部材20の射出操作を行う。

【0077】

これによってマーカ射出ユニット17からマーカー部材20が所定量だけ射出されると、このマーカー部材20は体腔内の所望の目標部位に留置される。このようにして病変部等の被検体にマーキングが施される。

【0078】

なお、この射出動作は一回の検査について少なくとも一回行うようにすればよいが、複数回の射出動作を行うようにしてもよい。

【0079】

以上説明したように上記第1の実施形態によれば、撮像手段12を用いて体腔内を観察しながら、所望の部位、例えば病変部等の被検体に対して任意にマーカー部材20を留置してマーキングを施すマーキング手段であるマーカ射出ユニット17を備えたので、当該カプセル内視鏡10を用いた検査の後、改めて行なう検査の際に、先に発見した病変部等の被検体を再発見することが容易となる。

【0080】

この場合において、マーカー部材20として染料等を用いた場合には、のちに実施する検査、例えば通常の内視鏡等を用いた精密検査等の際に、当該マーカー部材20を留置した部位(病変部等の被検体)を再発見することが容易である。

【0081】

また、蛍光物質をマーカー部材20として用いた場合には、特に蛍光観察を行うことによって病変部等の再発見が容易となる。

【0082】

そして、X線不透過物をマーカー部材20として用いた場合には、当該カプセル内視鏡10による検査の後に、X線検査を行うことによって体外から病変部等の正確な部位を把握することができる。

【0083】

また、マーカ射出ユニット17のノズル17aを撮像光学系11の撮影視野の範囲内に入るように設定してあるので、ノズル17aの先端部分と被検体とを外部制御装置21の表示装置の表示部(特に図示せず)の同一画面上において同時に観察することができる。したがって、マーカ射出ユニット17を用いる射出操作を容易に行うことができる。

【0084】

なお、上述の第1の実施形態においては、リザーバ17cを図1に示すようにカプセル内視鏡10の内部の所定の位置に固設して構成している。このような構成とした場合には、リザーバ17c内部のマーカー部材20の種類ごとにカプセル内視鏡10を用意して、実行する検査等に応じて複数種類のカプセル内視鏡10から所望のカプセル内視鏡10を選択して使用することになる。

【0085】

これとは別の形態として、例えばリザーバ17cをユニット化して構成し、このリザーバユニットをカプセル内視鏡10に対して着脱自在に構成するようにしてもよい。

【0086】

10

20

30

40

50

このような構成とした場合には、カプセル内視鏡10の使用開始時に、これから行おうとする検査等に適した所望のマーカー部材20が充填されているリザーバユニットを任意に選択し、これをカプセル内視鏡10に装着することになる。

【0087】

つまり、この場合においては、カプセル内視鏡10本体構造物は共通のもので構成し、リザーバユニットのみを任意に選択し、カプセル内視鏡10の本体に装着すれば、所望の検査に応じたマーカー部材20を選択することができる。

【0088】

したがって、より効率的に資材管理等を行うことのできるシステムを構成することができる。これと同時に、製造時においてもリザーバユニットのみをマーカー部材20の種類毎に製造管理すれば良いので製造工程の効率化を実現すると共に、製造コストの低減化にも寄与することができる。

【0089】

なお、上述の第1の実施形態では、カプセル内視鏡10への電力供給方式としては、外部制御装置21からの無線給電を受電する通信受電ユニット19を備えた外部供給方式を適用した場合の例を示しているが、これとは異なる電力供給方式、例えばカプセル内視鏡10の内部に一次電池や二次電池等の電源電池を設けた内蔵電源方式としてカプセル内視鏡10を構成することも容易である。

【0090】

この場合には、外部制御装置21における給電手段は不要となり、カプセル内視鏡10の通信受電ユニット19から受電手段を除去した通信ユニットを適用することになる。

【0091】

なお、これによればカプセル内視鏡の使用可能時間は電源容量に依存することになるが、カプセル内視鏡の内部回路等の電気的な構成としては単純化することができ、製造コストの低減化に寄与し得る。

【0092】

さらに、上述の第1の実施形態では、被検体近傍にマーキングを施すためのマーカー部材20をマーカ射出ユニット17のリザーバ17cの内部に充填するようしているが、このマーカー部材20に代えて、病変部等に作用する治療用又は処置用の薬剤等をリザーバ17c内に充填することも可能である。

【0093】

このように構成すれば、カプセル内視鏡10を用いて光学像を取得し表示させることで目視による検査を行うのと同時に、その検査中に病変部等を発見した場合には、マーカ射出ユニット17を用いて薬剤等を射出させることで、任意に簡単な処置又は治療等を行うこともできる。

【0094】

一方、上述の第1の実施形態においては、マーカー部材20として主に液体状のものを被検体に向けて射出するように構成した例を示しているが、マーカー部材20としては、このような形態の液体状部材に限ることはない。例えば図4・図5に示す本発明の第2の実施形態のような構成も考えられる。

【0095】

即ち、図4は本発明の第2の実施形態のカプセル内視鏡及びこれを含むカプセル内視鏡システムの概要を示す概略構成図である。なお、図4においては、カプセル内視鏡の断面図を図示することで、その内部構成を示している。図5は、本実施形態のカプセル内視鏡10の先端部近傍の要部拡大断面図であって、当該カプセル内視鏡から個体状のマーカー部材を射出し所望の被検体にマーキングを施した場合の状態を示す図である。

【0096】

本実施形態は、図4に示すように上述の第1の実施形態と略同様の構成からなるものであって、カプセル内視鏡の内部に設けるマーカ射出ユニットの構成が若干異なるのみである。したがって、本実施形態においては、上述の第1の実施形態と同様の構成は同じ符号

10

30

40

50

を用いてその詳細な説明は省略し、異なる構成についてのみ図4・図5を用いて以下に説明する。

【0097】

本実施形態のマーカ射出ユニット17Aは、クリップ状の個体からなるマーカー部材17A dを射出すべく、筒状の射出管17A aと、マーカー部材17A dを射出させるバネ等の付勢部材17A e等によって構成されている。

【0098】

射出管17A aには、マーカー部材17A dが複数収納されており、付勢部材17A eはマーカー部材17A dを任意の時に外部に向けて射出し得るように所定の機構が構成されている。

10

【0099】

マーカー部材17A dは、上述したようにクリップ状の個体からなる部材であって、例えば金属部材等によって形成されるものである。このマーカー部材17A dは、射出管17A aの内部に収納されている時には、図4に示すように略粒状の形態となっており、任意の時に所定の操作がなされて射出されると、図5に示すように略先端部から針状部17A d dが突出するようになっている。そして、この針状部17A d dが被検体103に刺さることで、当該マーカー部材17A dは、その部位に留置されるようになっている。

【0100】

その他の構成は、上述の第1の実施形態と略同様である。また、本実施形態の作用については、マーカ射出ユニット17Aから射出するマーカー部材17A dが異なるのみで、上述の第1の実施形態と略同様である。

20

【0101】

以上説明したように、上記第2の実施形態によれば、上述の第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0102】

また、本実施形態では、金属製等からなる個体状のマーカー部材17A dを体腔内の所望の部位に留置し得るように構成したので、当該カプセル内視鏡10Aを用いた検査の後にX線検査を行なうことによって、病変部等の位置を体外から正確に把握することができる。

30

【0103】

次に、本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡及びカプセル内視鏡システムについて以下に説明する。

【0104】

図6・図7・図8は、本実施形態のカプセル内視鏡を示す図であって、図6は本カプセル内視鏡の一部を構成する主カプセルの概要を示す概略構成図、図7は本カプセル内視鏡の他の一部を構成する電源カプセルの概要を示す概略構成図である。そして、図8は図6の主カプセルと図7の電源カプセルを連結させた状態であって本カプセル内視鏡の使用時の状態を示す図である。

【0105】

本実施形態のカプセル内視鏡10Bは、二つのカプセル状の筐体、即ち図6に示すように撮像手段などの主要構成部材を内部に収納した主カプセル10B aと、図7に示すように主に電源電池等の電源手段を構成する部材を内部に収納した電源カプセル10B bとによって構成されている。そして、この二つの別体のカプセル（主カプセル10B a・電源カプセル10B b）が所定の連結手段（詳細は後述する）を用いて連結するようになっており、両者が連結状態となったときにカプセル内視鏡10Bとして機能するようになっている。

40

【0106】

なお、本実施形態のカプセル内視鏡10Bの内部構成部材において、上述の第1の実施形態のカプセル内視鏡10と同様の機能を有する構成部材については同じ符号を附してその詳細な説明は省略する。また、図8においては、上述したように図6の主カプセルと図

50

7 の電源カプセルを連結した状態を示すものであるので、図面の煩雑化を避けるために各部に付される符号を省略して図示している。

【0107】

主カプセル10B aは、内部を液密に封止する外装部材である筐体16Aと、この筐体16Aの内部に収納される各種の構成部材によって構成されている。

【0108】

筐体16Aは、全体としてはカプセル状の一端を平面形状とした形態となっている。即ち、この筐体16Aは、例えば透明樹脂等の硬質部材によって中空の半球形状に形成され、当該カプセル内視鏡10Bの前面部分を覆い保護すると同時に照明手段15から出射される照明光束や撮像光学系11Bへと入射する光束を透過させ得る透明窓部16A aと、例えば樹脂等の硬質部材により一端に開口を有する略円筒形状に形成され当該筐体16Aの主要部分を構成し内部に各種の構成部材等が配置されこれらを外部より覆い保護する本体部16A bとによって構成されている。

【0109】

筐体16Aの内部には、図6に示すように撮像光学系11Bと、撮像手段12と、複数の基板13a・13b等からなる回路基板13と、フレキシブルプリント基板14と、発光光源15a及び発光光源搭載基板15b等からなる照明手段15と、姿勢検知手段18と、連結手段である永久磁石22aと、トランス(変圧器)23a等がそれぞれ所定の位置に配設されている。

【0110】

撮像光学系11Bは、当該カプセル内視鏡10Bの長軸方向に対して側方の所定の二方向から入射する光束(図6に示す符号O1・O2)のうち何れか一方からの光束を選択的に撮像手段12の受光面へと導き得るように構成されている。

【0111】

そのために、当該撮像光学系11Bは、異なる二方向からの光束を入射させるように互いに対向する位置に配置される第1レンズ群11a及び第2レンズ群11eと、撮像手段12の受光面の前面側近傍に配置される第3レンズ群11cと、第1レンズ群11a又は第2レンズ群11eを透過した光束の何れか一方を受けて第3レンズ群11cへと導く反射鏡11d等によって構成されている。

【0112】

反射鏡11cは、図6に示す符号Xを中心として所定の範囲内で矢印R方向に回動自在となるように配設されている。この場合において、反射鏡11cの可動範囲は、第1レンズ群11aを透過する光束の光軸O1に対して角度略45度となる位置と、第2レンズ群11eを透過する光束の光軸O2(点線で示す)に対して角度略45度となる位置との間で可動するようになっている。

【0113】

なお、本実施形態においては、本カプセル内視鏡10Bと外部制御装置(図示せず)との間で通信を行う通信手段は、回路基板13に実装するようにしている。

【0114】

一方、電源カプセル10B bは、内部を液密に封止する外装部材である筐体16A cと、この筐体16A cの内部に収納される各種の構成部材によって構成されている。

【0115】

筐体16A cは、全体としては上述の主カプセル10B aの筐体16Aと略同形状に形成されているものであるが、全体が主カプセル10B aの本体部16A bと同様の樹脂等の硬質部材によって形成されている。

【0116】

筐体16A cの内部には、複数の一次電池や二次電池等の電源電池19Aと、連結手段である永久磁石22bと、トランス(変圧器)23b等によって構成されている。

【0117】

永久磁石22bは、上述の主カプセル10B a側の永久磁石22aとは反対の極性を有

10

20

30

40

50

するものが用いられる。したがって、主カプセル 10B a と電源カプセル 10B b (筐体 16A b と筐体 16A c) とは、主カプセル 10B a 側の永久磁石 22a と電源カプセル 10B b 側の永久磁石 22bとの間に生じる磁力によって、図 8 に示すような形態で連結するようになっている。

【0118】

また、トランス 23b は、上述の主カプセル 10B a 側のトランス 23a と組み合わされることによって、非接触状態で電力を供給することができるようになっている。

【0119】

つまり、主カプセル 10B a と電源カプセル 10B b とが図 8 に示すように連結された状態となった時に作動することで、互いが非接触状態にあっても電源カプセル 10B b の側から主カプセル 10B a の側へと電力を供給するものである。 10

【0120】

このように構成された本実施形態のカプセル内視鏡 10B の作用を以下に説明する。

【0121】

本カプセル内視鏡 10B を用いた検査等を行なうのに際して被検者は、まず主カプセル 10B a と電源カプセル 10B b とをそれぞれ別に嚥下する。すると、両者は体腔内において永久磁石 22a・22b の作用によって連結される。

【0122】

両者が図 8 に示す連結状態になると、トランス 23a・23b が作動して、電源カプセル 10B b の側から主カプセル 10B a の側へと所定の電力が供給される。これにより、 20 本カプセル内視鏡 10B はその機能を開始する。

【0123】

ここで、外部制御装置 (図示せず) の制御によって撮像光学系 11B の反射鏡 11d の向きを制御する。これによって、当該カプセル内視鏡 10B の側方における所定の二方向のうちの何れか一方向にある被検体を選択的に観察することができる。図 8 に示す状態では、反射鏡 11d は第 1 レンズ群 11a を透過した光束を撮像手段 12 の側へと導くよう 20 に設定されている。

【0124】

そして、検査が終了した後は、当該カプセル内視鏡 10B は、被検者の体腔内臓器による蠕動運動等によって体腔外へと排出されることになる。 30

【0125】

以上説明したように上記第 3 の実施形態によれば、主カプセル 10B a と電源カプセル 10B b とを別体に構成し、両者を永久磁石 22a・22b によって連結するようにし、両者が連結した時には電源カプセル 10B b から主カプセル 10B a へと電力が供給されるようにしている。

【0126】

したがって、各カプセルのそれぞれの単体としての大きさを小型化することができる。

【0127】

また、各カプセルのそれぞれの大きさを大きくしたとしても、被検者は容易に嚥下することができるので、被検者に対する負担を増大させることなくカプセル内視鏡としての大きさを大型化することができる。このことは、各カプセルについてより広い内部容積を確保することができるので、例えば主カプセル 10B a においては、より広い内部容積によってより多くの構成部材を配設することができ、より高性能化又は多機能化を実現し得る。また、例えば電源カプセル 10B b においては、より多くの電源電池を収納することができるので、使用時間の延長に寄与することができる。さらに、異なる種類の電源電池、例えば一次電池や二次電池に代えて、例えば燃料電池等による発電デバイス等を収納することも可能となる。 40

【0128】

なお、上述の第 3 の実施形態においては、主カプセル 10B a と電源カプセル 10B b とを連結させる連結手段として永久磁石 22a・22b を用いて構成しているが、連結手 50

段としてはこれに限ることはない。

【0129】

例えば、永久磁石22a・22bのうちの少なくとも一方を電磁石で構成するようにしてもよい。このように構成した場合には、外部制御装置を用いて当該電磁石の磁力を制御することによって、主カプセル10Baと電源カプセル10Bbとの両者を任意に切り離すこともできるようになる。したがって、検査開始前には両者を別別に嚥下した後、両者を連結させた状態で所望の検査を行ない、その後、両者を切り離すようにすれば、両カプセル10Ba・10Bbの体腔外への排出を容易に行なうことができるという効果がある。

【0130】

また、上述の第3の実施形態では、電源カプセル10Bbの内部に電源電池を収納するようにしているが、これとは別に、上述の第1の実施形態で示すように外部から無線送電によって供給される電力を受ける受電手段を設けることも容易にできる。この場合においては、電源電池と受電手段とを設け内蔵電源方式と外部給電方式とを併用するようにしてもよいし、何れか一方の給電方式のみによって構成するようにしてもよい。

【0131】

一方、上述の第3の実施形態においては、カプセル内視鏡10Bの側方における所定の二方向のうちの何れか一方向にある被検体を選択的に観察し得るように撮像光学系11Bが構成されている。これに代えて、例えばカプセル内視鏡10Bの側方の一方向又は前方の所定の範囲を観察し得るように構成することも可能である。

【0132】

即ち、図9は、本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡における主カプセルの変形例を示す概略構成図である。

【0133】

この変形例では、図9に示すように主カプセル10Caの内部構成部材のうち撮像光学系11Cの構成が、上述の第3の実施形態とは異なるのみである。したがって、主カプセル10Caのうち撮像光学系11C以外の構成部材と電源カプセルの構成については、上述の第3の実施形態と全く同様であるものとして、その図示及び詳細説明は省略する。

【0134】

この変形例のカプセル内視鏡の主カプセル10Caにおける撮像光学系11Cは、図9に示すように異なる二方向からの光束を入射させる二つのレンズ群、即ち第1レンズ群11a及び第2レンズ群11fと、撮像手段12の受光面の前面側近傍に配置される第3レンズ群11cと、第1レンズ群11a又は第2レンズ群11fを透過した光束の何れか一方を受けて第3レンズ群11cへと導く反射鏡11d等によって構成されている。

【0135】

二つのレンズ群のうち第1レンズ群11aは、上述の第3の実施形態と同様にカプセル内視鏡の側方における所定の一方向からの光束を透過させ得る位置に配置され側方視野を観察し得るようになっている。また、第2レンズ群11fは、カプセル内視鏡の前方から入射する光束を透過させ得る位置に配置され前方視野を観察し得るようになっている。

【0136】

そして、反射鏡11cは、図9に示す符号X1を中心として所定の範囲内で矢印R方向に回動自在となるように配設されている。この場合において、反射鏡11cの可動範囲は、第1レンズ群11aを透過する光束の光軸O1に対して角度略45度となる位置（図9の実線で示す位置）と、第2レンズ群11fを透過する光束（光軸O3）から退避する位置（図9の二点鎖線で示す位置）との間で稼動するようになっている。その他の構成及びその作用は、上述の第3の実施形態と略同様である。

【0137】

以上説明したように上記変形例においても上述の第3の実施形態と同様の効果を有すると共に、カプセル内視鏡の前方視界と側方視界の何れかを選択的に切り換えて観察することができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0138】

【図1】本発明の第1の実施形態のカプセル内視鏡及びこれを含むカプセル内視鏡システムの概要を示す概略構成図。

【図2】図1のカプセル内視鏡における撮像光学系と撮像手段と回路基板とを取り出して拡大して示す要部拡大断面図。

【図3】図1のカプセル内視鏡における撮像手段を製造する際の手順を概略的に示す図。

【図4】本発明の第2の実施形態のカプセル内視鏡及びこれを含むカプセル内視鏡システムの概要を示す概略構成図。

【図5】図4のカプセル内視鏡における先端部近傍の要部拡大断面図。

10

【図6】本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡の一部を構成する主カプセルの概要を示す概略構成図。

【図7】本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡の他の一部を構成する電源カプセルの概要を示す概略構成図。

【図8】本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡の使用時の状態を示す概略構成図。

【図9】本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡における主カプセルの変形例を示す概略構成図。

【符号の説明】

【0139】

1 ……カプセル内視鏡システム

20

10・10A・10B ……カプセル内視鏡

10Ba・10Ca ……主カプセル

10Bb ……電源カプセル

11・11B・11C ……撮像光学系

11c・11d ……反射鏡（撮像光学系）

12 ……撮像手段

12a ……ガラス部材

12b ……空気層

12c ……イメージセンサ

12cc ……イメージセンサウエハー

30

12d ……貫通電極

12e ……突起電極

13 ……回路基板

13a・13b ……基板

15 ……照明手段

15a ……発光光源

15b ……発光光源搭載基板

16・16A・16Ab・16Ac ……筐体

16a・16Aa ……透明窓部

16b・16Ab ……本体部

40

17・17A ……マーク射出ユニット（マーキング手段）

18 ……姿勢検知手段

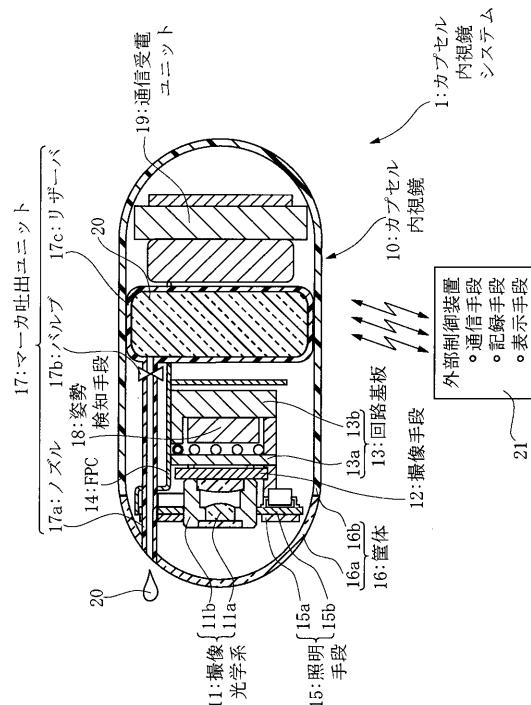
19 ……通信受電ユニット

19A ……電源電池

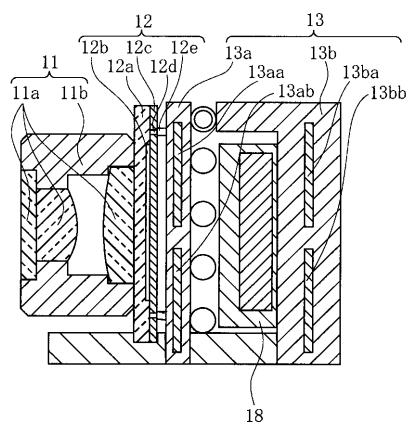
17Ad・20 ……マークー部材

21 ……外部制御装置

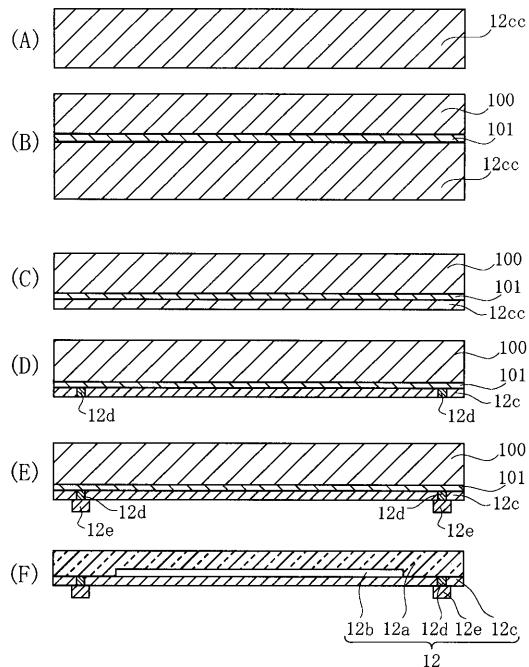
【図1】



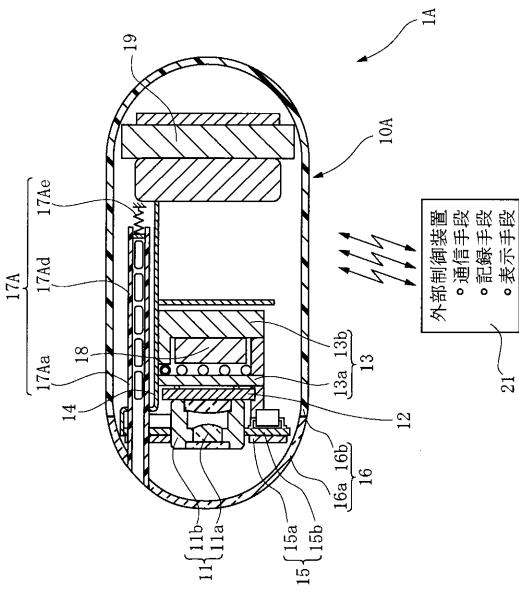
【図2】



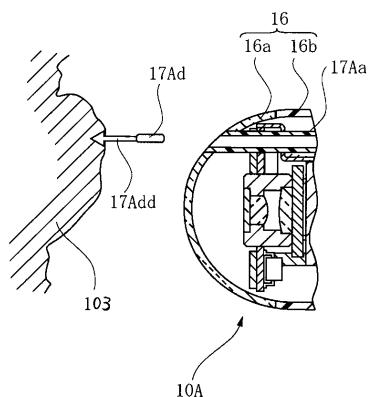
【図3】



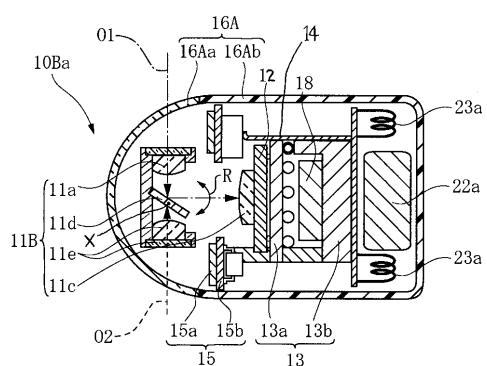
【図4】



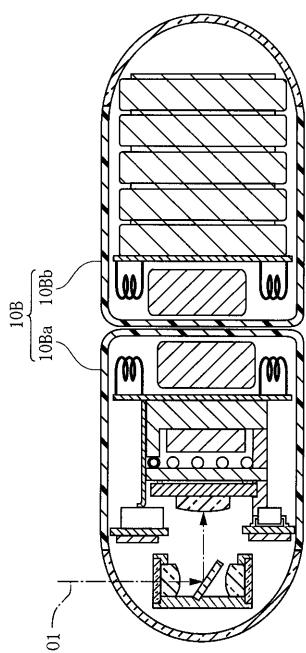
【図5】



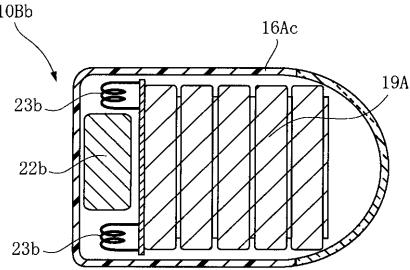
【図6】



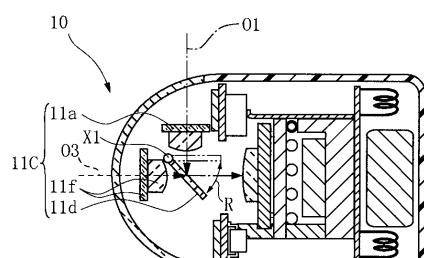
【図8】



【図7】



【図9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 DD10 HH01 JJ17 JJ19 LL02 UU06

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2005052358A	公开(公告)日	2005-03-03
申请号	JP2003286091	申请日	2003-08-04
[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	藤森紀幸 緒方雅紀 宮田憲治		
发明人	藤森 紀幸 緒方 雅紀 宮田 憲治		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00029 A61B1/00032 A61B1/00087 A61B1/042 A61B5/4839 A61B34/32 A61B34/72 A61B90/361 A61B90/39 A61B2017/00893 A61B2090/309 A61B2090/3908 A61B2090/3933 A61B2090 /395 A61B2090/3987 A61B2560/0214		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.330.C G02B23/24.C A61B1/00.C A61B1/00.334.A A61B1/00.610 A61B1 /018.511 A61B1/12.523		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA02 2H040/CA22 2H040/DA55 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH01 4C061 /JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF16 4C161/FF17 4C161/HH01 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4436631B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种封装的内窥镜，通过将预定的标记物留置在期望的部位（例如使用胶囊内窥镜找到的病变部位）中，有助于在复查等中再次找到病变部位。解决方案：该封装内窥镜10包括图像拾取光学系统11，发光装置15，图像拾取装置12和电路基板13，并且还设置有标记装置17，该标记装置20将标记构件20留置在体腔中。Z

