

(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2004-290563

(P2004-290563A)

(43) 公開日 平成16年10月21日(2004.10.21)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

A61B 1/04

H04N 7/18

F I

A61B 1/00

A61B 1/04

H04N 7/18

320B

362J

M

テーマコード(参考)

4C061

5C054

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-89964 (P2003-89964)

(22) 出願日 平成15年3月28日(2003.3.28)

(71) 出願人 599121137

株式会社グローバルコム

東京都立川市曙町1-11-9 第3伊藤

ビル5階

(74) 代理人 100107995

弁理士 岡部 恵行

(72) 発明者 春山 真一郎

神奈川県逗子市沼間3丁目27番43号

(72) 発明者 中川 正雄

神奈川県横浜市青葉区美しが丘西3丁目3

8番17号

Fターム(参考) 4C061 AA01 CC06 LL01 QQ06 SS13

UU05

5C054 AA01 CC07 CD01 DA07 EA01

EB05 EG09 HA12

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置及びシステム

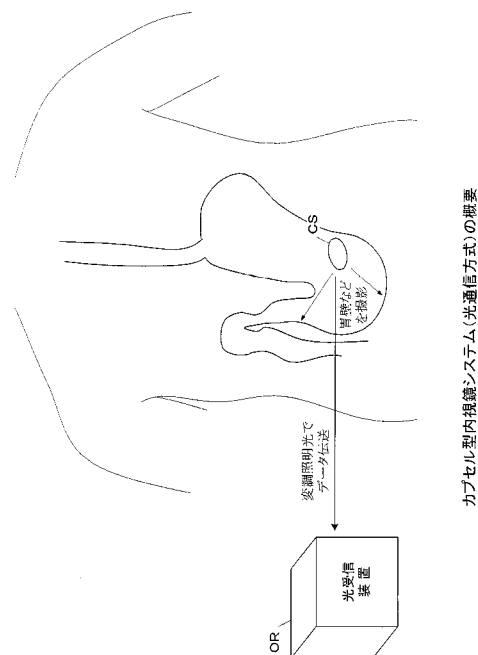
(57) 【要約】

【課題】 撮像用照明光を撮像情報伝送のためにも用いることによって、カプセルを小型化しつつ所望の撮像情報を得ると共に、他部への悪影響をなくする。

【解決手段】 このカプセル型内視鏡システムでは、密閉されたカプセルCSの内部に、光源、画像信号生成及び変調手段が設けられる。カプセルCSが体内にあるとき、光源からの光がカプセル外に照射され、この光が照射される被観察対象の画像に対応する画像信号が画像信号生成手段で生成される。変調手段では、この画像信号に従って光源の照射光が所定の方式で変調され、画像信号で変調された照射光は体外の光受信装置ORで受光される。光受信装置ORでは、受光に応じた受信信号が元の画像信号に復調され、復調後の画像信号に基づいて被観察対象の撮像画像が表示される。画像信号の変調には、被観察対象画像の内容に拘わらず平均光量を一定にする変調方式(例えば、PPMやBPSK等)が採用される。

。

【選択図】 図2



カプセル型内視鏡システム(光通信方式)の概要

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

密閉されたカプセルの内部に、
カプセル外に光を照射する光照射手段と、
この光が照射される被観察対象の画像に対応する画像信号を生成する画像信号生成手段と、
生成された画像信号に従って上記光を変調する変調手段と
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記変調手段は、被観察対象の画像の内容に拘わらず平均光量を一定にすることができる
変調方式で変調することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。 10

【請求項 3】

前記カプセルの内部には、さらに、
カプセル外からの遠隔起動信号により、カプセル内に備えられた各手段を動作状態とする
ための始動スイッチ手段
を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 4】

密閉されたカプセルの内部に、カプセル外に光を照射する光照射手段と、この光が照射さ
れる被観察対象の画像に対応する画像信号を生成する画像信号生成手段と、生成された画
像信号に従って上記光を変調する変調手段とを備えたカプセル型内視鏡装置、及び、 20
上記光を受けて、受光に応じた受信信号を生成する受信手段と、この受信信号を復調する
復調手段とを備えた光受信装置
から成ることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 5】

前記変調手段は、被観察対象の画像の内容に拘わらず平均光量を一定にすることができる
変調方式で変調し、
前記復調手段は、上記変調方式に対応する復調方式で復調する
ことを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 6】

前記受信手段は、前記光を受ける複数の光感知素子を備え、これら光感知素子の出力を加
算して受信信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡システム 30
。

【発明の詳細な説明】

◎

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、カプセル内の照明光を用いて撮像情報を通信することができるカプセル型内
視鏡装置及びシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、消化管などを検査するための内視鏡は、管体の先端に CCD などの撮像素子を取
り付け、撮像素子に接続する信号線を管体内部に挿入して管体末端部から信号線を引き
出す構造になっており、被験者の咽喉から胃などの検査対象の消化器官まで管体の先端を
挿入した上、管体の先端に位置する撮像素子で当該消化器官の内壁を撮像し、これにより
得た画像情報を信号線を通して外部に取り出しモニターにて撮像画像を観測するのが一般
的である。このような内視鏡の構造では、体内に挿入された管体を經由して有線で画像情
報をモニター側に送信するようになっているので、検査中は、管体が咽喉から観察中の消
化器官にまで挿入されたままの状態にされた被験者には、大きな苦痛を強いるものであ
った。

【0003】

40

50

これに対し、近年、例えば、非特許文献 1 に見られるように、電波による伝送方式を用いたカプセル型内視鏡が研究されている。

【0004】

【非特許文献 1】

株式会社アールエフ NORIKA プロジェクトチーム プロジェクト 21 「近未来の技術『カプセル型内視鏡「NORIKA」システム』」日本放射線技術学会雑誌、2002 年 8 月、第 58 巻第 8 号、第 985～990 頁。

【0005】

このような電波方式タイプのカプセル型内視鏡は、飲み込み可能なカプセルに撮像及び送信部を内蔵させたものであり、図 1 (1) に示されるように、胃壁などを撮像して得た画像データを無線で体外の無線受信機に送信するようになっている。カプセルの内部には、図 1 (2) に示すように、照明光源 A、レンズ B、撮像素子 C、送信機 D、送信アンテナ E、無線伝送式電源回路 F 等が収納されている。 10

【0006】

検査に当っては、このカプセルを被験者が飲み込まれると、このカプセルでは、体外から無線で電力伝送される無線伝送式電源回路 F のパワーにより照明光源 A、撮像素子 C 及び送信機 D が駆動され、カプセルが消化器系を経由している間に、カプセル内の撮像素子 C により消化器管の内壁を撮影する。すなわち、まず、照明光源 A の光で照らされた胃壁などの画像をレンズ B を通して撮像素子 C で撮影し、そして、撮影された画像情報を、送信機 D で処理した後、アンテナ E より無線で外部の受信機に送信する。 20

【0007】

この方式のカプセル型内視鏡では、被験者の咽喉に通す信号線用管体を必要としないので、上述の管体挿入タイプの内視鏡に比べると、被験者への負担が遥かに軽減される。

【0008】

しかしながら、図 1 のような電波による伝送方式を用いたカプセル型内視鏡では、画像情報を体外に送信するのに高周波の電波を用いているので、高周波回路やアンテナなどの部品をカプセル内に持たなければならず、カプセルの小型化の障害になっている。また、カプセルから送信される電波は、人体という殆ど成分が水分である媒体を通過することになるので、送信電力が大幅に減衰する。つまり、人体を通過して体外に出てくる電波の電力が非常に小さくなり、その結果、伝送速度が遅くなってしまう。これを回避するには送信機 D の送信電力を増大しなければならないので、装備の大型化を招く。さらに、送信機 D から信号伝送だけでなく無線伝送式電源回路 F によるパワーの供給にも電波を用いているので、これら電波の使用によって、被験者身体の安全性に悪影響をもたらしたり、他の医療設備に障害を引き起こすおそれがある。 30

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

この発明は、このような事情に鑑み、体外との伝送手段に電波を用いず、撮像のために用いる照明光を撮像情報を伝送するためにも用いることによって、カプセルを小型化しつつ所望の撮像情報を得ることができるだけでなく、被験者の身体に対する安全性を図り、他の医療設備に対する悪影響をもなくすることができるカプセル型内視鏡システムを提供することを目的とする。 40

【0010】

【課題を解決するための手段】

この発明の主たる特徴に従うと、密閉されたカプセル (6) の内部に、カプセル外に光を照射する光照射手段 (1) と、この光が照射される被観察対象の画像に対応する画像信号 (Sv) を生成する画像信号生成手段 (3, 41～43) と、生成された画像信号 (Sv) に従って上記光を変調する変調手段 (44, 45) とを備えるカプセル型内視鏡装置 (CS) [請求項 1]、並びに、密閉されたカプセル (6) の内部に、カプセル外に光を照射する光照射手段 (1) と、この光が照射される被観察対象の画像に対応する画像信号 (Sv) を生成する画像信号生成手段 (3, 41～43) と、生成された画像信号 (Sv) 50

に従って上記光を変調する変調手段（４４，４５）とを備えるカプセル型内視鏡装置（ＣＳ）、及び、上記光を受けて、受光に応じた受信信号（ＳＭ）を生成する受信手段（７）と、この受信信号（ＳＭ）を復調する復調手段（８１）とを備えた光受信装置（ＯＲ）から成るカプセル型内視鏡システム〔請求項４〕が提供される。なお、括弧書きは、後述する実施例の対応する参照記号又は用語を表わす。

【００１１】

この発明によるカプセル型内視鏡装置においては、変調手段（４４，４５）は、被観察対象の画像の内容に拘わらず平均光量を一定にすることができる変調方式（ＰＰＭ，ＢＰＳＫ等）で変調する〔請求項２〕ように構成することができる。また、カプセル（６）の内部には、さらに、カプセル外からの遠隔起動信号（９）により、カプセル内に備えられた各手段（１，３，４１～４５）を動作状態とするための始動スイッチ手段（ＳＴ）を備える〔請求項３〕ように構成することができる。

10

【００１２】

また、この発明によるカプセル型内視鏡システムにおいては、変調手段（４４，４５）は、被観察対象の画像の内容に拘わらず平均光量を一定にすることができる変調方式（ＰＰＭ，ＢＰＳＫ等）で変調し、復調手段（８１）は、この変調方式に対応する復調方式で復調する〔請求項５〕ように構成することができる。また、受信手段（７）は、前記光を受ける複数の光感知素子を備え、これら光感知素子の出力を加算して受信信号（ＳＭ）を生成する〔請求項６〕ように構成することができる。

【００１３】

20

〔発明の作用〕

この発明のカプセル型内視鏡システムによると、カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）は、密閉されたカプセル（６）の内部に設けられた光源（１）、画像信号生成（３，４１～４３）及び変調手段（４４，４５）で構成される。カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）が体内にあるとき、光源からの光がカプセル外に照射され、画像信号生成手段（３，４１～４３）は、この光が照射される被観察対象の画像を撮影し、この画像に対応する撮像情報を表わす画像信号（Ｓｖ）が生成される。変調手段（４４，４５）では、この画像信号（Ｓｖ）に従って光源の照射光が所定の方式で変調され、画像信号（Ｓｖ）で変調された照射光は、体外の光受信装置（ＯＲ）で受光される。光受信装置（ＯＲ）では、受光に応じた受信信号（ＳＭ）が、元の撮像情報を表わす画像信号（ＳＶ）に復調され、復調後の画像信号（ＳＶ）に基づいて、被観察対象の撮像画像をディスプレイ表示するなどの処理がなされる。

30

【００１４】

このように、このカプセル型内視鏡システムでは、被験者の体内で撮像情報を得るための照明光を、体外の受信装置（ＯＲ）に当該撮像情報を伝送するのにも利用するという、新しい光伝送方式を採用しているので、従来のようにカプセル（６）の内部に高周波回路やアンテナなどの大形の装備を持つ必要はなくなる。従って、カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）は、より小型化、省電力化することができ、これに相応して、カプセル（６）内の電氣的装備に電源を供給するバッテリー（５）も小型化することができる。

【００１５】

また、光源（１）から照射する光の振幅を大きくすれば、被観察部への照明光が明るくなって被観察部から得られる撮像情報の内容が大きくなると共に、カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）から外部の光受信装置（ＯＲ）に送信される伝送光も大きくなる（強度が高くなる）という相乗効果により、外部では所望の鮮明な撮像情報を容易に得ることができる。さらに、光伝送方式を用いているので、被験者身体の安全性に悪影響をもたらすおそれ、他の医療設備に障害を引き起こすおそれもない。

40

【００１６】

この発明では、画像信号（Ｓｖ）の変調に、被観察対象画像の内容に拘わらず平均光量を一定に維持することができる変調方式を採用することができる〔例えば、ＰＰＭ（図６及び図７）やＢＰＳＫ等の方式〕。このように、平均電力がデータ内容に依存しない変調方式の採用によって、光源（１）を定常光量の照明機器として使うことができ、画像信号生

50

成手段（３，４１～４３）で撮影される画像にちらつきを無くすることができる。また、カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）については、始動スイッチ手段（ＳＴ）を設け、カプセル外からの遠隔起動信号（９）によりこれをトリガすることにより、カプセル（６）内に備えられた各手段（１，３，４１～４５）を動作状態とするようにしているので、必要時に電源供給を開始させることができ、一層の省電力化に寄与することができる。さらに、光受信装置（ＯＲ）については、カプセル型内視鏡装置（ＣＳ）からの伝送光を受ける複数の光感知素子の出力を加算して受信信号を生成するようにしているので、身体を通過して減衰している伝送光に対して、特別の光感知素子を用いることなく、判別可能な所望感度の受信信号を得ることができる。

【００１７】

10

【発明の実施の形態】

〔システムの概略〕

図２は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡システムの全体的な構成を表わす。このカプセル型内視鏡システムは、内部に設けた光源が照明源と光信号発信源を兼ねるように構成されたカプセル型内視鏡装置ＣＳと、この装置ＣＳから発信された光信号を受信して撮像情報を取り出す光受信装置ＯＲとを備え、胃壁などの画像を撮像するために使用される照明光を、撮像画像を送信する送信手段としても利用することを大きな特徴としている。

【００１８】

より詳しく説明すると、カプセル型内視鏡装置ＣＳは、光源、撮像部及び信号処理部を内蔵しており、被験者の体内に飲み込まれた状態でカプセル内の光源から放射される光は、胃壁などの消化器官の観察対象を照射すると共に、体外の光受信装置ＯＲにて感知可能である。この状態においては、図２のように、照射された観察対象の画像が撮像部で撮影され、この撮像内容は信号処理部で撮像信号に変換される。信号処理部は更にこの撮像信号で光源の放射光を変調し、外部の光受信装置ＯＲは、変調された照射光から撮像データを取り出す。従って、光源の放射光は、体内の観察対象を照射する照明手段として機能するだけでなく、外部光受信装置ＯＲに撮像データを伝送するデータ伝送手段として機能させることができる。

20

【００１９】

〔カプセルの内部構成例〕

30

図３は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡装置の内部構成を表わし、図４は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡装置の機能ブロック図である。このカプセル型内視鏡装置（以下、単にカプセルという）ＣＳの内部には、図３に示すように、光源１、入射レンズ２、２次元イメージセンサ３、信号処理回路４、バッテリー（電池）５等が備えられ、これらの部材１～５は、耐消化液性の合成樹脂製のカプセル外殻６に収納されている。

【００２０】

光源１は、ＬＥＤ（例えば、白色ＬＥＤや、赤外線ＬＥＤ、他波長ＬＥＤなどの１つ或いは複数）などの発光効率の高い小型発光素子が用いられ、カプセルＣＳの前方を広い角度をもって強力に照射する。２次元イメージセンサ３は、図４に示すように、光電変換部３１、信号転送部３２及び駆動回路３３を備える固体撮像素子で構成される。光電変換部３１は、多数の光電変換要素がマトリクス状に配列されて成り、信号転送部３２は、光電変換要素に結合した信号転送要素が駆動回路３３により走査され、これら光電変換要素で２次元空間的に発生される光電変換信号を時系列の撮像信号Ｓｐとして取り出す。このような固体撮像素子には、例えば、信号転送要素にＣＣＤを用いたＣＣＤ型撮像素子が用いられる。

40

【００２１】

信号処理回路４は、カプセル増幅部４１、Ａ／Ｄ変換部４２、ＤＳＰ（Ｄｉｇｉｔａｌ Ｓｉｇｎａｌ Ｐｒｏｃｅｓｓｏｒ）部４３、変調信号生成部４４、変調実行部４５、電源制御部４６及びカプセル制御部４７を備え、各部４１～４６をカプセル制御部４７は、

50

マスタークロック発生器 C K 及び始動スイッチ S T を有する。カプセル制御部 4 7 のマスタークロック発生器 C K は、信号処理回路 4 が動作状態にあるとき、各部 4 1 ～ 4 6 及び 2 次元イメージセンサ 3 の駆動回路 3 3 にマスタークロックを与えて、イメージセンサ 3 及び処理回路 4 の動作を同期させるのに用いられる。

【0022】

始動スイッチ S T は、カプセル C S が被験者の体内にあるとき、外部に設けられた起動装置 9 (図 5 で後述する) によってカプセル C S を動作状態するための電磁的作動装置である。すなわち、起動装置 9 の人為的な作動で発生される電磁気的な遠隔起動信号が始動スイッチ S T をトリガすると、カプセル制御部 4 7 は、電源制御部 4 6 を制御してバッテリー 5 からカプセル C S 内各部への電力供給を開始させると共に、各部の制御を開始する。これにより、2 次元イメージセンサ 3 の駆動回路 3 3 及び信号処理回路 4 内の各部 4 1 ～ 4 5 は、カプセル制御部 4 7 の管理の下で動作状態に投入される。

10

【0023】

また、バッテリー 5 は、光源 1、イメージセンサ 3 の駆動回路 3 3 及び処理回路 4 に電力を供給する小型高性能の電池である。カプセル外殻 6 は、光源 1 からカプセル外部に光を広角で照射することができるように、カプセル C S の前面側 (図 3 の左側) の半球部分が透明の耐消化液性合成樹脂で形成される。また、他の部分は白色又は有色の耐消化液性合成樹脂で形成され、両部分は、信号処理回路 4 のタイマをセットした後、互いに密着して接合されて完全に密閉される。なお、他の部分を更に中間の円筒部と光面側 (図 3 の右側) の半球部分とに分けて、カプセル外殻 6 を 3 つの部分で形成してもよい。さらに、何れの場合も、カプセル外殻 6 全体を透明樹脂で形成してもよく、この場合は、カプセル内が透視可能になり、しかも、光源 1 からの広角な光照射に都合がよい。

20

【0024】

さて、このように構成されるカプセル C S においては、信号処理回路 4 の始動スイッチ S T がトリガされると、制御部 4 7 は、電源制御部 4 6 を制御して、バッテリー 5 に、光源 1、2 次元イメージセンサ 3 の駆動回路 3 3 及び信号処理回路 4 の各部 4 1 ～ 4 5 への電力供給を開始させ、これら各部は動作状態となる。カプセル C S が、図 2 のように、消化器管内にある状態では、光源 1 からの放射光は消化器官の内部を照射し、2 次元イメージセンサ 3 は、この放射光で照明された胃壁などの被観察体の画像を入射レンズ 2 を通して感知する。つまり、2 次元イメージセンサ 3 の光電変換部 3 1 は、2 次元に配列された多数の光電変換要素により被観察体画像の光を感知して、被観察体の 2 次元画像を表わす光電変換信号を発生し、信号転送部 3 2 は、信号処理回路 4 のマスタークロック C K に同期した駆動回路の走査に従い、光電変換信号を時系列の撮像信号 S p に変換し、これを信号処理回路 4 に出力する。

30

【0025】

信号処理回路 4 のカプセル制御部 4 7 は動作状態になると、所定の動作シーケンスに従って各部 4 1 ～ 4 5 を制御する。カプセル増幅部 4 1 は、2 次元イメージセンサ 3 からのアナログ撮像信号 S p を増幅し (S a)、A/D 変換部 4 2 は、ディジタル画像信号 S d に A/D 変換し、DSP 部 4 3 は、このディジタル画像信号 S d に対して、データ量の減少や確実なデータ伝送などのためにデータ圧縮や符号化などの所定の処理を行い、所定形式 (例えば、MPG) のディジタル映像信号 S v に変換する。さらに、変調信号生成部 4 4 は、映像信号 S v に基づく変調信号 S m を生成する。そして、変調実行部 4 5 は、カプセル制御部 4 7 から指令される変調度に応じて、この変調信号 S m によりバッテリー 5 から光源 1 への供給電圧 V o を変調し、変調された駆動電圧 V m により光源 1 を駆動する。これにより、光源 1 の照射光の強度には、撮影した画像データを用いて所望の変調が加えられる。

40

【0026】

〔光受信装置の構成例〕

図 5 は、この発明の一実施例による光受信装置側の構成例を表わす。この例では、光受信装置 O R は、カプセル C S からの照射光を受ける受光装置 7 と、受信装置の本体であり、

50

受光装置 7 からの受信信号を処理する受信データ処理装置 8 とから構成される。受光装置 7 は、図 5 (1) に示すように、受光面 7 A を内側に備えた可撓性の環状ベルト体 7 B で構成される。このベルト体 7 B の一端部には固定具 7 C の一端が取り付けられており、また、他端部の外面には結合部が設けられ、固定具 7 C の他端にも結合部が設けられて、両結合部により面ファスナーのような離合可能な結合構造が形成される。従って、検査の際には、被験者の胴部に受光面 7 A が対向するように、ベルト体 7 B を被験者に装着し、固定具 7 C の他端をベルト体 7 B の他端部の適宜位置に結合することによって、被験者の胴部の周りにベルト体 7 B を設置することができる。

【0027】

受光装置 7 は、受光のための機能ブロックとしては、図 5 (2) に示すように、複数の光電変換素子を有する受光部 7 1 と、受光部 7 1 からの光電変換信号を選択するためのセレクタ 7 2 と、セレクタ 7 2 からの光電変換信号を受信データ処理装置 8 で取扱い可能な大きさに増幅する受信増幅部 7 3 とを備える。ベルト体 7 B の内側には、受光部 7 1 の複数の光電変換素子が分布して設けられ、各光電変換素子の変調光入射面はベルト体 7 B の受光面 7 A に位置する。また、セレクタ 7 2 及び受信増幅部 7 3 もベルト体 7 B の内部に設けられる。セレクタ 7 2 は、受信データ処理装置 8 から通信ケーブルを介して与えられる選択信号により駆動され、受信増幅部 7 3 で増幅された信号は同通信ケーブルを介して受信信号 S M として受信データ処理装置 8 に出力される。

【0028】

受信データ処理装置 8 は復調部 (デコーダ) 8 1、画像処理部 8 2 及び本体制御部 8 3 から成り、起動装置 9 が接続される。本体制御部 8 3 は、このシステムの使用の際に起動装置 9 の作動を可能にし、システムの動作時には、復調部 8 1 及び画像処理部 8 2 を制御すると共に受光装置 7 のセレクタ 7 2 及び受信増幅部 7 3 を制御する。起動装置 9 は、既述のように、人為的な操作で作動されたとき、カプセル C S の始動スイッチ S T を電磁的にトリガし、カプセル C S 内の各部を動作状態とする。復調部 8 1 は、受信増幅部 7 3 からの受信信号 S M を復調したデジタル画像信号 S V を生成し、画像処理部 8 2 は、この画像信号 S V に基づく画像データを処理して、対応する観察画像をディスプレイ (図示せず) 上に表示する。

【0029】

画像処理部 8 2 及び本体制御部 8 3 には、パーソナルコンピュータ (P C) などの汎用の情報処理装置を用いることができる。この場合、復調部 8 1 による復調後のデジタル画像信号 S V は、インターフェースを介して情報処理装置内に導入され、所要の画像処理がなされ、処理された画像データはディスプレイ上に表示され、そのうち必要なデータは情報処理装置の記憶手段に記録される。なお、更に復調部 8 1 を含む受信データ処理装置 8 の全機能を汎用情報処理装置で実現してもよい。

【0030】

さて、検査の際には、被験者の胴部に受光装置 7 のベルト体 7 B を装着し、被験者の体内にあるカプセル C S の光源 1 からの被変調照射光を受光部 7 1 で感知する。この場合、受信データ処理装置 8 の本体制御部 8 3 は、受光部 7 1 からの光電変換信号の大きさから、受光部 7 1 の光電変換素子のうち、受光部 7 1 で感知された照射光強度の平均値が最大の光電変換素子 (又は光電変換素子群) を決定し、対応する選択信号をセレクタ 7 2 に与えて、当該光電変換素子 (群) の出力を選択させる。

【0031】

ここで、決定・選択される光電変換素子は、通常の場合、光電変換素子群即ち複数の光電変換素子からなるグループである。ただし、特に高感度の光電変換素子を用いる場合は、単一の光電変換素子でもよい。また、照射光強度の平均値が所定の下限值に達しないときは、ベルト体 7 B の装着位置を当該下限値が得られる位置に調整した上、セレクタ 7 2 を設定する。これにより、カプセル C S が被験者の消化器管内でどの方向を向いていても、光源 1 から広角に照射される変調光を捕獲することができる。

【0032】

10

20

30

40

50

セクタ 72 で選択された光電変換信号は、受信増幅部 73 にて増幅成形されてデジタル受信信号 SM に変換される。この場合、セクタ 72 により複数の光電変換素子から光電変換信号が選択される場合は、これらの信号を受信増幅部 73 の前段又は後段にて足し合わせて受信強度を高めることができる。受信増幅部 73 からのデジタル受信信号 SM は、このような加算により受信強度が高められており、受信データ処理装置 8 の復調部 81 に出力される。カプセル CS 内で画像信号 Sv により変調されている受信信号 SM は、復調部 81 で復調され、画像信号 Sv に相当する画像信号 SV を出力し、これを画像処理部 82 に手渡す。画像処理部 82 は、制御部 83 による画像処理プログラムに従って、この画像信号 SV に基づく画像データに対して所定の画像処理を行い、画像処理が施された観察画像をディスプレイ上に表示する。

10

【0033】

〔変復調例〕

この発明によるカプセル型内視鏡システムでは、画像データで変調された照射光により、人体内のカプセル CS と人体外の光受信装置との間のデータ伝送を行うようにしているので、変調方式としては、光源 1 に供給される平均電力が画像データの内容に依存しない方式を用いるのが好ましい。このような変調方式には、例えば、パルス位置変調 (PPM: Pulse Position Modulation) や搬送波を用いた変調方式 (BPSK: Binary Phase Shift Keying 等) などの任意の方式を適用することができる。かかる変調方式を用いることにより、光源 1 からの照射光は、データ内容に拘わらず一定の平均光量を維持するので、カプセル CS 内の 2 次元イメージセンサ 3 で感知される画像について、ちらつきを無くすることができる。

20

【0034】

図 6 及び図 7 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡システムで採用可能な PPM 変調方式の動作を説明するための図である。この例では、変調原理を分かり易くするために、2 bit 分の 4 データ値 “0” ~ “3” を PPM 方式で変調する「4-PPM」変調器 4M を変調信号生成部 4 に用いるものとして説明する。また、復調部 81 には、図 6 に対応して、図 7 下部に示すように、スロット積分器 8Da、コード選択器 8Db 及びスロットクロック発生器 8Dc から成る 4-PPM 復調器 8D を用いるものとする。

【0035】

信号処理回路 4 の DSP 部 43 で生成される符号化された映像信号 Sv が、最小の伝送時間単位である 1 伝送フレームの間に、例えば、4 つのデジタル値 “0” ~ “3” の何れかの値をもつ場合、図 6 上部に示す 4-PPM 変調器 4M は、各値 “0” ~ “3” に応じて、図 6 下部の 4 つの波形に示すように、第 1 ~ 4 スロットの何れか 1 つに真値 (“1") をもつ変調出力信号 Sm を出力する。

30

【0036】

光受信装置 OR の受光部 7 は、この変調出力信号 Sm により変調された光源 1 から照射光から、変調出力信号 Sm と同内容のデジタル受信信号 SM を取り出しデータ処理装置 8 の復調部 81 即ち図 7 の 4-PPM 復調器 8D に入力する。復調器 8D のスロットクロック発生器 8Dc は、この入力信号 SM の真値 (“1") の繰返し周期から統計学的に伝送フレームの位置を算出し各伝送フレーム中の 1 スロットクロック毎にスロット積分器 8Da をセットし、積分器 8Da は、各スロット毎に積分した値をコード選択器 8Db に出力する。

40

【0037】

コード選択器 8Db は、これら 4 スロットのうち積分値が最大となるスロットを決定し、当該スロットが表わすデータ値を選択して出力する。すなわち、選択器 8Db は、積分値が最大となるスロットが第 1 ~ 4 スロットの何れであるかに応じて、図 7 の上部に示すように、データ値 “0” ~ “3” の何れかを復調後の映像信号 SV として画像処理部 82 に出力する。

【0038】

このように、PPM 変調方式を用いると、1 伝送フレームの間に必ず真値 (“1") が現

50

れるので、光源 1 からの照射光は、被観察体画像の 1 画面分に要する走査期間に比べて十分に短い周期をもつ高周波数スペクトラムとなり、画像データの明暗などの内容に拘わらず一定の高い変調周波数成分を維持することができる。従って、光源 1 に供給される平均電力が画像データの内容に依存しないため、照射光の変調があっても、2 次元イメージセンサ 3 に入力される被観察対象画像には、感知し得るちらつきが生じないという利点を得られる。なお、画像データの内容に依存せずに平均光量を一定に維持することができる方式であれば、B P S K 等の搬送波を用いた変調方式など、他の任意の変調方式を用いることによって、同様の利点を得ることができる。

【0039】

〔種々の実施態様〕

以上、図面を用いてこの発明の好適な一実施例について説明したが、これは単なる一例であって、この発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。例えば、受光装置 7 については、実施例では環状ベルト体 7 B に設置する構造を用いているが、任意の構造とすることができる。例えば、照射光を感知可能な被験者の近傍位置にユーザの手で持ち運び出来るハンディな構造の受光装置として、セクタ 7 2 を用いないようにしてもよい。また、受光装置を固定しておき、被験者側がこの受光装置に近づくことができるようにしても、受光装置及び被験者側の双方を移動可能としてもよい。要は、受光装置と被験者身体との間をできるだけ接近させることができる構造であればよい。

【0040】

また、実施例では、起動装置 9 及び始動スイッチ S T を用いて単にカプセル C S 内の各部の動作をスタートされるものとしたが、起動装置 9 を遠隔制御装置とし、遠隔制御信号により、起動だけでなく、停止を含む種々の制御を指令するようにしてもよい。また、実施例では、カプセル C S の姿勢や入射レンズの焦点合わせなどの制御について言及しなかったが、必要に応じて、所要のリモート制御技術を用いてこれらの制御が可能になるように構成してもよい。

【0041】

変調方式については、P P M や B P S K などの方式に限らず、画像情報の利用に差し支えない範囲で通常採用される任意の方式を適用することができる。例えば、カプセル C S 内で演奏情報をデジタル化せず、アナログ映像信号をそのまま N T S C などの汎用方式で伝送するようにしてもよい。

【0042】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明によると、撮像のために用られる照明光を撮像情報を伝送するためにも用いているので、カプセル内に高周波回路やアンテナなどの大形の送信部品を持たせる必要がなくなる。従って、カプセル内部品の一層の小型化及び省電力化が可能となると共に、これら部品に電源を供給するためにバッテリーを用いてもこれを十分に小型化することができる。

【0043】

また、この発明によれば、照明光と伝送光の併用に基つき、光源からの光量の増大に応じて、外部への伝送光が大きくなると共に、この伝送光により運ばれる撮像情報の内容自体も、観察対象への照明光の増大を反映して大きくなるという相乗作用が得られ、この作用によって、外部の光受信装置には撮像情報が確実に伝達され、所望の鮮明な撮像情報を容易に得ることができる。さらに、光伝送方式を用いているので、被験者身体の安全性に悪影響をもたらすおそれもなく、他の医療設備に障害を引き起こすおそれもなく、他部への悪影響をなくすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は、従来技術による無線方式のカプセル型内視鏡を説明するための図である。

【図 2】図 2 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡システムの概略構成をイメージ的に表わす図である。

10

20

30

40

50

【図 3】図 3 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡装置のカプセル内部の構成を表わすブロック図である。

【図 4】図 4 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡装置における各部の機能を表わす機能ブロック図である。

【図 5】図 5 は、この発明の一実施例による光受信装置側の構成を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡システムで採用可能な変調方式の一例を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、この発明の一実施例によるカプセル型内視鏡システムで採用可能な復調方式の一例を説明するための図である。

【符号の説明】

C S、O R カプセル型内視鏡装置及び光受信装置、

1、2 光源（光照射手段）及び入射レンズ、

3 光电変換部 3 1、信号転送部 3 2 及び駆動回路 3 3 を備える 2 次元イメージセンサ、

4 カプセル増幅部 4 1、A/D 変換部 4 2、DSP 部 4 3、変調信号生成部 4 4、変調実行部 4 5、電源制御部 4 6、及び、マスタクロック発生器 C K と始動スイッチ S T を有するカプセル制御部 4 7 を備える信号処理回路、

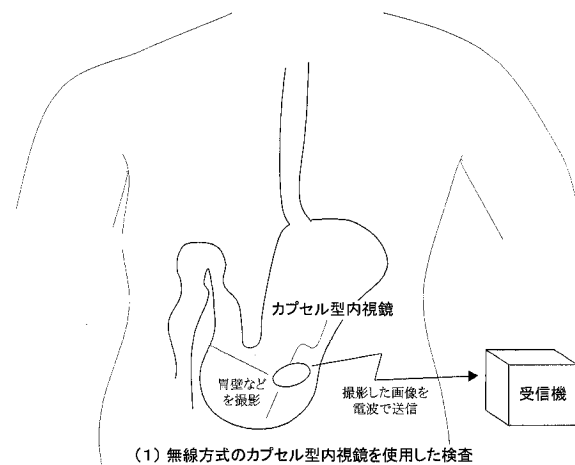
5、6 バッテリ及びカプセル外殻、

7 受光面 7 A を備える環状ベルト体 7 B と固定具 7 C で構成され、受光部 7 1、セクタ 7 2 及び受信増幅部 7 3 を備える受光装置、

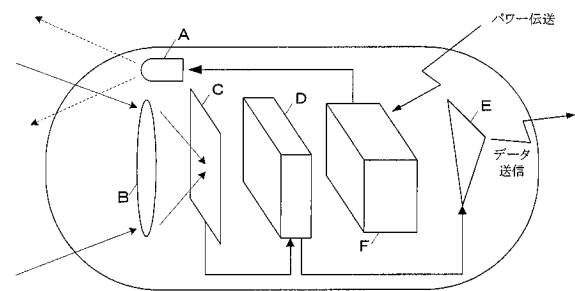
8 復調部（デコーダ）8 1、画像処理部 8 2 及び本体制御部 8 3 を備える受信データ処理装置、

9 起動装置（遠隔制御手段）。

【図 1】



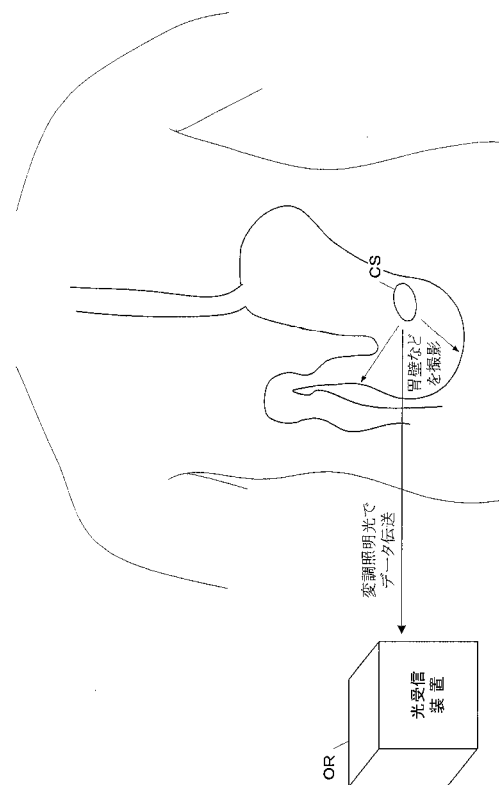
(1) 無線方式のカプセル型内視鏡を使用した検査



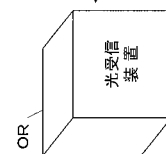
(2) カプセル内部の構成

従来技術

【図 2】

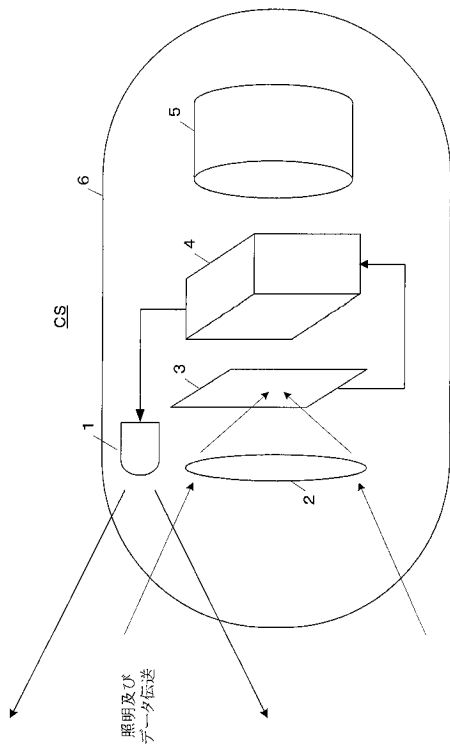


カプセル型内視鏡システム(光通信方式)の概要



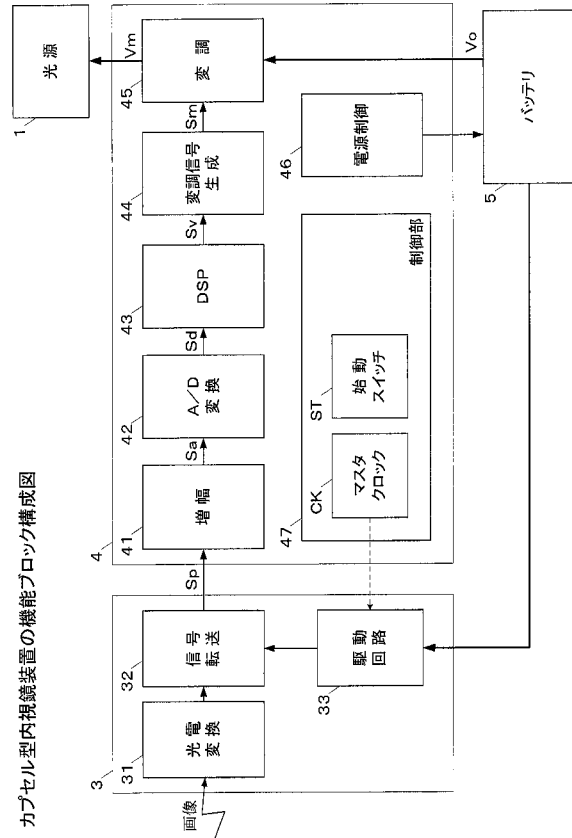
O R

【図 3】



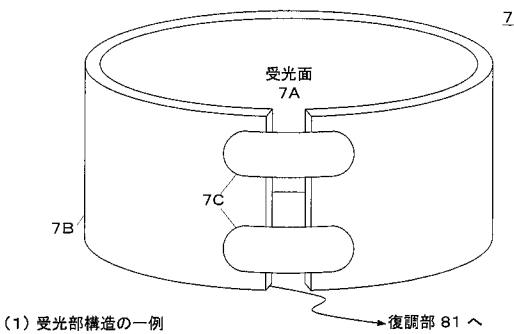
カメラ型内視鏡装置の内部構成

【図 4】

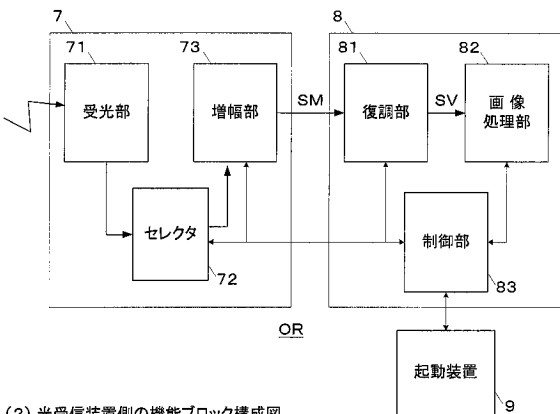


カメラ型内視鏡装置の機能ブロック構成図

【図 5】



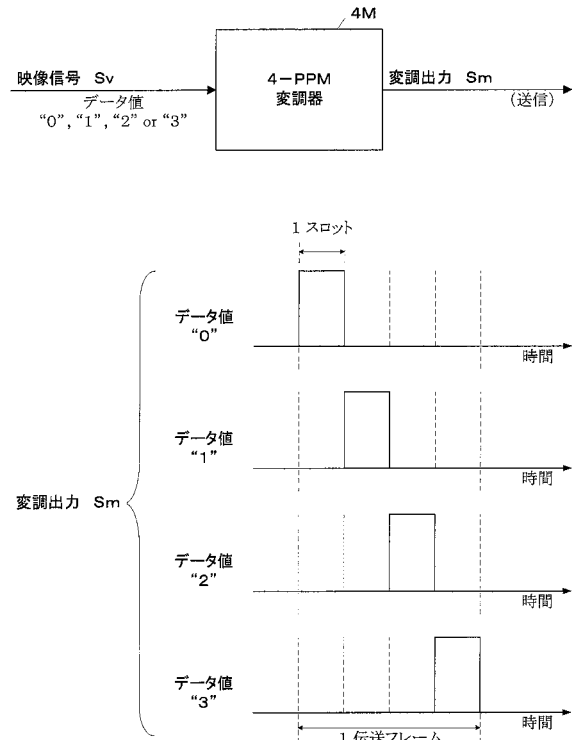
(1) 受光部構造の一例



(2) 光受信装置側の機能ブロック構成図

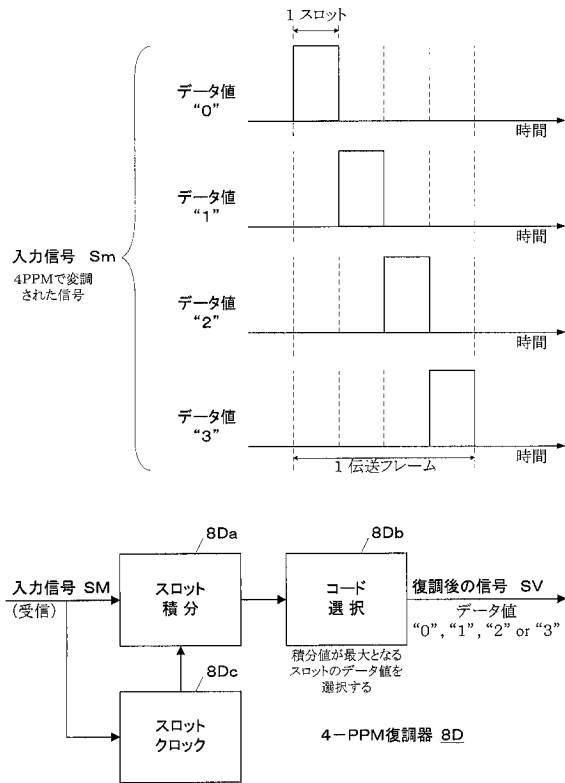
光受信装置側の構成例

【図 6】



光変調方式の一例 (PPM変調)

【図 7】



光復調方式の一例 (PPM復調)

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置和系统		
公开(公告)号	JP2004290563A	公开(公告)日	2004-10-21
申请号	JP2003089964	申请日	2003-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	全球的COM		
申请(专利权)人(译)	有限公司环球的COM		
[标]发明人	春山真一郎 中川正雄		
发明人	春山 真一郎 中川 正雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J H04N7/18.M A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/045.642		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/CC06 4C061/LL01 4C061/QQ06 4C061/SS13 4C061/UU05 5C054/AA01 5C054/CC07 5C054/CD01 5C054/DA07 5C054/EA01 5C054/EB05 5C054/EG09 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/LL01 4C161/QQ06 4C161/SS13 4C161/UU05 4C161/UU07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过将照明光用于图像拾取以及传输图像拾取信息来获得所需的图像拾取信息，同时减小胶囊的尺寸，并消除对其他部件的不利影响。在该胶囊型内窥镜系统中，在密封的胶囊CS的内部设置有光源，图像信号生成及调制单元。当胶囊CS在体内时，来自光源的光辐射到胶囊的外部，并且图像信号生成装置生成与照射了光的观察对象的图像相对应的图像信号。在调制装置中，通过预定方法根据该图像信号调制光源的照射光，并且由图像信号调制的照射光由光接收装置OR接收到体外。在光接收器OR中，与接收到的光相对应的接收信号被解调为原始图像信号，并且基于解调后的图像信号显示观察对象的捕获图像。对于图像信号的调制，采用使平均光量恒定而与观察图像的内容无关的调制方法（例如，PPM，BPSK等）。[选择图]图2

