

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4789762号
(P4789762)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年7月29日(2011.7.29)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07

請求項の数 9 (全 14 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2006-258217 (P2006-258217) | (73) 特許権者 | 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (22) 出願日 | 平成18年9月25日(2006.9.25) | (74) 代理人 | 100075281 弁理士 小林 和憲 |
| (65) 公開番号 | 特開2008-73376 (P2008-73376A) | (74) 代理人 | 100095234 弁理士 飯嶋 茂 |
| (43) 公開日 | 平成20年4月3日(2008.4.3) | (74) 代理人 | 100117536 弁理士 小林 英了 |
| 審査請求日 | 平成21年2月19日(2009.2.19) | (72) 発明者 | 松浦 康治 埼玉県朝霞市泉水3-11-46 富士写 真フイルム株式会社内 |
| | | 審査官 | 井上 香緒梨 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像手段を内蔵し、この撮像手段によって生体内を撮像して画像データを取得するカプセル型内視鏡を用いて前記生体内の検査を行うカプセル型内視鏡システムにおいて、

接続手段を介して前記カプセル型内視鏡に対して接続及び切離し自在に結合する挿入ケーブルと、

前記カプセル型内視鏡と前記挿入ケーブルとが接続状態のとき、前記カプセル型内視鏡で取得される画像データを前記挿入ケーブルを介して外部機器へ送信する有線送信手段と

、
前記カプセル型内視鏡と前記挿入ケーブルとを切離し状態とするための切離し指示を出力する切離し指示手段とを備え、

前記切離し指示手段は、前記外部機器に設けられていることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 2】

前記カプセル型内視鏡が前記切離し指示を受けたとき、前記カプセル型内視鏡と前記挿入ケーブルとを切離し状態とするとともに、前記有線送信手段への電源供給を停止することを特徴とする請求項 1 記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像データに基づく判定を行い、その判定結果に応じて前記切離し指示を出力する判定手段を前記外部機器に備えていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のカプセル

10

20

型内視鏡システム。

【請求項 4】

前記カプセル型内視鏡は、無線でデータの送信を行う無線送信手段を有し、前記挿入ケーブルが切離し状態となったとき、前記無線送信手段を介して前記外部機器に前記画像データを送信することを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 5】

前記カプセル型内視鏡と前記挿入ケーブルとが接続状態のとき、前記カプセル型内視鏡は、前記外部機器から出力される制御信号を受けて電源オン/オフ状態を切り替えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか記載のカプセル型内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記カプセル型内視鏡は、電源となる電池と、この電池から得られる電力を前記撮像手段及び前記無線送信手段を含む各部に供給する電力供給手段とを備え、前記挿入ケーブルが切離し状態となったとき、前記電力供給手段による電力供給を間欠的に行わせることを特徴とする請求項 5 記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 7】

前記電池は、二次電池であり、前記カプセル型内視鏡は、前記挿入ケーブルを介して供給される電力によって前記二次電池を充電することを特徴とする請求項 6 記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 8】

前記カプセル型内視鏡は、前記生体内の撮影及び画像データの転送を実行していないときに、前記二次電池の充電を行うことを特徴とする請求項 7 記載のカプセル型内視鏡システム。

20

【請求項 9】

前記カプセル型内視鏡は、前記接続手段と前記二次電池との間に挟装され前記二次電池の充電/放電経路が形成された L 字型又はコ字型の基板を有し、前記基板上に、少なくとも前記画像データを取得する撮像手段と、前記生体内に光を照射する照明手段と、前記無線送信手段と、前記電力供給手段と、が配設されていることを特徴とする請求項 8 記載のカプセル型内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内を撮像して画像データを取得するカプセル型内視鏡を用いて、生体内の検査を行うカプセル型内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、生体内の検査を行うために内視鏡が使用されている。その内視鏡は、挿入型と、カプセル型とに大別される。挿入型内視鏡は、口腔や肛門などから挿入する屈曲自在なチューブ状の挿入部を備えており、この挿入部の先端には、CCDなどの撮像素子と、撮像部位に光を照射する照明装置とを備えた撮像ユニットが配されている。挿入部を生体内へ挿入して生体内を撮像することで、口腔や肛門から程近い胃や大腸などを検査することができる（例えば、特許文献 1 参照）。このことから挿入型内視鏡は、一般的に、胃カメラとか大腸内視鏡とも呼ばれている。

40

【0003】

一方、カプセル型内視鏡は、超小型のカプセル内に、撮像ユニットの他、取得した画像データを外部機器へ無線送信する送信手段を備えている。カプセル型内視鏡は、口腔から飲み込まれることで、生体内を撮像して画像データを取得し、それと同時に画像データを外部機器へ送信することができる（例えば、特許文献 2～5 参照）。チューブなどによって外部機器と接続されておらず、カプセル型内視鏡は、口腔から遠い腹腔を蛇行する小腸

50

などの検査も行うことができる。また、患者の負担は少なく済む。但し、自走機能を有しておらず、胃や大腸などを精密に検査する場合には、挿入型内視鏡を用いた方が良い。なお、カプセル型内視鏡は、一般的に、使い捨てである。

【0004】

ところで、カプセル型内視鏡は、およそ7～8時間にわたり撮像によって画像データを取得し、その画像データを外部機器へ無線送信する。そのため、必要とする電力量は少なく、電池は所定の大きさを必要とし、カプセル型内視鏡の小型化には限度があった。そこで、特許文献2のカプセル型内視鏡は、電気を受信する電力受信アンテナを設けて、外部機器から電気を逐次補給できるようにし、電池を小さくしてカプセル型内視鏡の小型化を図っている。また、特許文献4、5のカプセル型内視鏡は、磁石や赤外線センサを利用した電源スイッチを設けて、口腔から飲み込まれる時点から通電状態とし、電気消費量を最小限に抑えている。

【特許文献1】特開2001-037719号公報

【特許文献2】特開2001-224551号公報

【特許文献3】特開2002-345743号公報

【特許文献4】特開2003-210395号公報

【特許文献5】特開2005-073887号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カプセル型内視鏡（例えば、特許文献2～5参照）を用いることで、患者の負担を少なくして、口腔から肛門まで消化管全体の検査を行うことができるが、あくまで簡易的な検査になってしまう。精密な検査を行う場合には、検査部位に応じて異なる種類の内視鏡を用いる必要がある。

【0006】

また、特許文献4、5のカプセル型内視鏡は、例えば小腸を精密に検査する場合であっても、少なくとも口腔から作動させる必要があり、検査部位に到達するまでに無駄な電気を消費することになる。また、特許文献2のカプセル型内視鏡は、別途、電力受信アンテナを設ける必要があり、唯でさえ高額であるカプセル型内視鏡を更にコストアップさせる要因となる。

【0007】

本発明は、上記課題を解決するためのものであり、検査部位に応じた適正な観察を行うことを可能とし、且つ電力消費を抑制したカプセル型内視鏡システムをローコストに提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、撮像手段を内蔵し、この撮像手段によって生体内を撮像して画像データを取得するカプセル型内視鏡を用いて生体内の検査を行うカプセル型内視鏡システムであって、接続手段を介してカプセル型内視鏡に対して接続及び切離し自在に結合する挿入ケーブルと、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとが接続状態のとき、カプセル型内視鏡で取得される画像データを挿入ケーブルを介して外部機器へ送信する有線送信手段と、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとを切離し状態とするための切離し指示を出力する切離し指示手段とを備えたことを特徴とする。

【0009】

なお、切離し指示手段は、外部機器に設けられていることが好ましい。

【0010】

また、カプセル型内視鏡が切離し指示を受けたとき、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとを切離し状態とするとともに、有線送信手段への電源供給を停止することが好ましい。

【0011】

また、画像データに基づく判定を行い、その判定結果に応じて切離し指示を出力する判

10

20

30

40

50

定手段を外部機器に備えていることが好ましい。

【0012】

また、カプセル型内視鏡は、無線でデータの送信を行う無線送信手段を有し、挿入ケーブルが切離し状態となったとき、無線送信手段を介して外部機器に画像データを送信することが好ましい。

【0013】

また、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとが接続状態のとき、カプセル型内視鏡は、外部機器から出力される制御信号を受けて電源オン/オフ状態を切り替えることが好ましい。

【0014】

また、カプセル型内視鏡は、電源となる電池と、この電池から得られる電力を撮像手段及び無線送信手段を含む各部に供給する電力供給手段とを備え、挿入ケーブルが切離し状態となったとき、電力供給手段による電力供給を間欠的に行わせることが好ましい。

【0015】

また、電池は、二次電池であり、カプセル型内視鏡は、挿入ケーブルを介して供給される電力によって二次電池を充電することが好ましい。

【0016】

また、カプセル型内視鏡は、生体内の撮影及び画像データの転送を実行していないときに、二次電池の充電を行うことが好ましい。

【0017】

また、カプセル型内視鏡は、接続手段と二次電池との間に挟装され二次電池の充電/放電経路が形成されたL字型又はコ字型の基板を有し、基板上に、少なくとも画像データを取得する撮像手段と、生体内に光を照射する照明手段と、無線送信手段と、電力供給手段と、が配設されていることが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明のカプセル型内視鏡システムによれば、撮像手段を内蔵し、この撮像手段によって生体内を撮像して画像データを取得するカプセル型内視鏡を用いて生体内の検査を行うカプセル型内視鏡システムであって、接続手段を介してカプセル型内視鏡に対して接続及び切離し自在に結合する挿入ケーブルと、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとが接続状態のとき、カプセル型内視鏡で取得される画像データを挿入ケーブルを介して外部機器へ送信する有線送信手段と、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとを切離し状態とするための切離し指示を出力する切離し指示手段とを備えているので、胃の検査状況に応じてカプセル型内視鏡を切り離して、引き続き小腸などの検査を行うことができる。また、カプセル型内視鏡が切り離される以前は、挿入ケーブルを介した安定した画像データの取得が望める。

【0019】

また、カプセル型内視鏡が切離し指示を受けたとき、カプセル型内視鏡と挿入ケーブルとを切離し状態とするとともに、有線送信手段への電源供給を停止するので、電気消費量を抑えることができる。

【0020】

また、画像データに基づく判定を行い、その判定結果に応じて切離し指示を出力する判定手段を外部機器に備えているので、医師の判断なくして胃の検査状況に応じて小腸などの検査を引き続き行うことができる。

【0021】

また、カプセル型内視鏡は、電源となる電池と、この電池から得られる電力を撮像手段及び無線送信手段を含む各部に供給する電力供給手段とを備え、挿入ケーブルが切離し状態となったとき、電力供給手段による電力供給を間欠的に行わせるので、必要とする電気を減らすことができ、電池を小さくしてカプセル型内視鏡を小型化することができる。

【0022】

10

20

30

40

50

また、電池は、二次電池であり、カプセル型内視鏡は、挿入ケーブルを介して供給される電力によって二次電池を充電するので、カプセル型内視鏡は再利用され得る。

【0023】

また、カプセル型内視鏡は、生体内の撮影及び画像データの転送を実行していないときに、二次電池の充電を行うので、効率良く充電することができる。

【0024】

また、カプセル型内視鏡は、接続手段と二次電池との間に挟装され二次電池の充電/放電経路が形成されたL字型又はコ字型の基板を有し、基板上に、少なくとも画像データを取得する撮像手段と、生体内に光を照射する照明手段と、無線送信手段と、電力供給手段と、が配設されているので、カプセル型内視鏡を小型化することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明のカプセル型内視鏡システム11について図面を参照しながら説明する。図1に示すように、カプセル型内視鏡システム11は、生体内を検査するシステムであって、プロセッサ12、ビデオスコープ13、カプセル型内視鏡14、受信装置15、及びコンソール16から構成される。コンソール16は、プロセッサ12を操作する操作信号を入力するキーボードやマウスからなる操作部17と、操作画面を表示するとともに撮影された画像をリアルタイムで表示するモニタ18とから構成される。

【0026】

ビデオスコープ13は、生体内に挿入される挿入ケーブル19と、この挿入ケーブル19の基端に接続された操作部20と、この操作部20をプロセッサ12と接続させるコード21とからなる。そして、挿入ケーブル19の先端には、生体内を撮影するカプセル型内視鏡14が切離し及び接続自在に結合されている。例えば、電磁石61、62を用いた電磁ロックによって実現される(図2、3参照)。

【0027】

カプセル型内視鏡14は、図2に示すように、一端が略半球形状となった筒状の前カバー22及び後カバー23が互いに嵌合して形成する水密なカプセル24に、被検査部位の像光を取り込むための対物光学系25と、被検査部位の像光を撮像するCCDなどの撮像素子26と、撮像素子26によって得られる撮像信号を画像データに変換する撮像回路27とからなる撮像部28、被検査部位に光照射する白色LEDなどの照明光源29、信号処理回路30や送信回路31などと共に回路を形成するコ字型のマザー基板32、電気の供給源となる電池33、電池33などから電気を受けて各部へ供給する電源回路34(図4参照)、各部への電気の供給を調節するスイッチ回路35(図4参照)、二次電池である電池33を充電する充電回路56(図4参照)、挿入ケーブル19との電氣的接続のためのインターフェース37などを内蔵する構成となっている。なお、カプセル24に内蔵される構成部品は、マザー基板32上に配設されている。

【0028】

対物光学系25は、前カバー22の略半球形状となった先端部に配された、透明な凸型の光学ドーム25aと、光学ドーム25aの後端に取り付けられ、後端に向けて先細となったレンズホルダー25bと、レンズホルダー25bに固着されたレンズ25cとから構成される。対物光学系25は、光軸36を中心軸として、例えば、前方視野角140°~180°の撮影範囲を有し、この撮影範囲における被検査部位の全方位画像を像光として取り込む。

【0029】

後カバー23の略半球状となった先端部には開口23aが形成されている。その開口23aは、挿入ケーブル19の断面径と略同一の円形状をしており、開口23aの内部にインターフェース37が設けられている。図3(A)に示すように、開口23aとインターフェース37との隙間は、合成樹脂などでできたリング60で塞がれ、カプセル24は水密に保たれている。インターフェース37には、挿入ケーブル19との物理的な接続及び切離しを切り替える電磁石(電磁ロック)61、62が埋め込まれている。また、図3

10

20

30

40

50

(B)に示すように、挿入ケーブル19の先端には、電磁石61、62に対応するように、永久磁石63、64が設けられている。例えば、その永久磁石63、64がN極である場合、電磁石61、62をS極として永久磁石との間で引力を発生させ、その引力により、カプセル型内視鏡14と挿入ケーブル19との物理的な接続状態を保持することができる。そして、電磁石61、62をN極に切り替えて永久磁石との間で反発力を発生させ、その反発力により、カプセル型内視鏡14と挿入ケーブル19との物理的な接続を切り離すことができる。なお、電磁石61、62の極の切替えは、後述するCPU38によって制御される。

【0030】

インターフェース37には、画像データなどを外部へ送出す出力端子65、撮影指示などの操作信号を受信する入力端子66、電気の供給を受ける電力端子67、68が配設されている。一方、挿入ケーブル19の先端には、インターフェース37の各端子65~68に対応するように、詳しくは後述する通信ワイヤ69、70、電源線(VC)71、グラウンド線(GN)72の各先端部が配設されている。これらの端子65~68とワイヤ69~72が接続されることで、カプセル型内視鏡14はプロセッサ12と通信などを行うことができる。なお、インターフェース37の各端子65~68及び挿入ケーブル19の先端に覗くワイヤ69~72は、例えば、非腐食性の金属に金メッキが施されたものであり、腐食して生体に害を及ぼすことがないようにになっている。

【0031】

インターフェース37は、その通信用電源が入ることにより、物理的に接続する挿入ケーブル19の各ワイヤ69~72と電氣的に接続される。インターフェース37の通信用電源は、後述するCPU38によって制御される。インターフェース37が挿入ケーブル19と物理的に接続されると通信用電源は入れられ、インターフェース37が挿入ケーブル19から物理的に切り離されると通信用電源は切られる。つまり、インターフェース37が挿入ケーブル19に物理的に接続されると、カプセル型内視鏡14は挿入ケーブル19と電氣的に接続され、インターフェース37が挿入ケーブル19から物理的に切り離されると、カプセル型内視鏡14は挿入ケーブル19との電氣的接続が解除される。このように、カプセル型内視鏡14が挿入ケーブル19から物理的に切り離されているときには、インターフェース37の通信用電源を切るの、不必要な電気の消費を抑えている。

【0032】

図4に示すように、カプセル型内視鏡14は、CPU38によって全体の動作が統括的に制御されている。CPU38には、カプセル型内視鏡14の動作を制御する各種プログラムやデータが記憶されたROM39が接続されている。CPU38は、ROM39から必要なプログラムやデータを読み出して、カプセル型内視鏡14の動作を制御する。

【0033】

撮像素子26は、例えば、2フレーム/秒のフレームレートで、対物光学系25から入射した被検査部位の像光を撮像面に結像させ、各画素からこれに応じた撮像信号を出力する。撮像回路27は、撮像素子26から出力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、及びA/D変換を施して、その撮像信号をデジタルの画像データに変換する。そして、画像データは、インターフェース37の通信用電源が入っているときには、挿入ケーブル19などを介してプロセッサ12に送られる。一方、インターフェース37の通信用電源が切れているときには、画像データは信号処理回路30に出力される。

【0034】

信号処理回路30は、撮像回路27から出力された画像データにデジタル直交変調を施し、RF信号を生成する。送信回路31は、アンテナ40を介して、信号処理回路30で生成されたRF信号を電波41として受信装置15に送信する。

【0035】

電源回路34は、プロセッサ12や電池33から電気を受けて、各部へ電気を供給する。電源回路34には、DC/DCコンバータが組み込まれている。DC/DCコンバータは、入力される直流電圧の電気を、異なる直流電圧の電気に変換してから出力する回路で

10

20

30

40

50

あり、各部へ供給される電気は、所定の直流電圧となる。スイッチ回路35は、電源回路34の動作を周期的に切り替えるスイッチである。カプセル型内視鏡14が挿入ケーブル19から切り離されると、スイッチ回路35は作動し、所定の周期でオン/オフ信号を電源回路34に出力する。電源回路34は、オン信号を受信したとき、各部に電気を供給し、オフ信号を受信したときに電気の供給を停止する。スイッチ回路35によってオン/オフが周期的に切り換えられた電源回路34は、それまで連続的に供給していた電気を、例えば、3秒に0.5秒の割合の断続的な供給とし、電気消費量を抑える。カプセル型内視鏡14と挿入ケーブル19とが接続状態のとき、プロセッサ12から電気が供給され、充電回路56が電池33を常時充電する。電池33が充電可能な二次電池であるので、カプセル型内視鏡14は、使い捨てにされずに再利用され得る。

10

【0036】

ところで、カプセル型内視鏡14には、挿入ケーブル19から切り離されて肛門から排出された場合であっても、挿入ケーブル19から切り離されずに口腔から取り戻された場合であっても、使用後は細菌が付着している。つまり、カプセル型内視鏡14は、再利用されるにあたり、滅菌洗浄される必要がある。滅菌洗浄とは、細菌を除去し又は死滅させる洗浄のことをいう。カプセル型内視鏡14の滅菌洗浄には、例えばオーエムラボテック株式会社製のオートクレーブを用いると良い。オートクレーブは、一般的に医療器具の滅菌洗浄にも用いられる装置であり、高圧蒸気によって細菌を死滅させる。このように、広く医療器具の滅菌洗浄に用いられるオートクレーブを、カプセル型内視鏡14の滅菌洗浄に用いるので、カプセル型内視鏡システム11を医療現場に導入するとき、カプセル型内視鏡14専用の滅菌洗浄装置を用意しなくても良い。

20

【0037】

受信装置15は、図5に示すように、患者42のベルトに取り付けられるなどして携帯され、使用される。受信装置15は、患者42が身に着けたシールドシャツ43内に装着された複数のアンテナ44を介して、患者42の口腔から挿入され、挿入ケーブル19から切り離されたカプセル型内視鏡14から送信された電波41(RF信号)を受信する。そしてRF信号は、受信装置15において、受信回路(図示せず)で増幅された後に、復調回路(図示せず)で、例えばデジタル直交検波が施されて画像データに復調され、メモリ(図示せず)に記憶される。シールドシャツ43は、アンテナ44がカプセル型内視鏡14から送信される電波41のみを受信するために、外部からの電波を遮断するためのシャツである。受信装置15の前面には、図1に示すように、各種設定画面を表示する液晶表示ディスプレイ(LCD)45、及び各種設定を行うための操作ボタン46が設けられている。受信装置15は、プロセッサ12にUSBケーブル47などで接続され、メモリに記憶したデータをプロセッサ12へ送ることができる。

30

【0038】

図1に示す、挿入ケーブル19の内部には、撮像素子26(図2参照)の撮影アングルを変化させるためのアングルワイヤ、カプセル型内視鏡14から送られる画像データや、撮影指示などの操作信号を伝達する通信ワイヤ69、70、カプセル型内視鏡14に電気を供給する電源ワイヤ(電源線71、グラウンド線72)などが挿通されている。

【0039】

操作部20には、アングルワイヤの巻取りと送出しとを行うアングルノブ、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離す切離し指示を出す切離しボタン48(図4参照)、静止画として画像データを記憶するための撮影指示を出すリリースボタン49(図4参照)などが設けられている。アングルノブを操作してアングルワイヤの巻取りや送出しをすると、挿入ケーブル19の先端の向きが変化して撮影アングルが所望の方向に向けられる。

40

【0040】

図4に示すように、プロセッサ12は、CPU50、データストレージデバイス(以下、単に「ストレージ」という。)51、RAM52、画像処理回路53から構成される。CPU50は、操作部17とモニタ18とからなるコンソール16や、ビデオスコープ1

50

3の操作部20が接続されており、操作部17及び20から入力される操作指示に従ってプロセッサ12全体の動作を統括的に制御する。ストレージ51には、プロセッサ12などの動作を制御する各種プログラム54が格納されている。CPU50は、プログラム54をRAM52にロードして、プログラム54に記述された処理を実行させる。RAM52は、CPU50が処理を実行するために使用される作業用メモリである。

【0041】

CPU50は、挿入ケーブル19に接続されるカプセル型内視鏡14に対し、その電源のオン/オフ状態を切り替える制御信号を出力する。そして、カプセル型内視鏡14の電源をオン状態として、撮像回路27などによって取得される画像データを取得し、リアルタイムでモニター18に表示する。一方、USBケーブル47(図1参照)を介して受信装置15が接続されているときには、受信装置15のメモリに記憶されたデータを読み取り、そのデータをストレージ51に記憶させたりモニター18に表示させたりする。

10

【0042】

また、切離しボタン48(図4参照)が操作されることによって発生する操作信号が入力されると、電磁ロックなどの接続手段に対して、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離す切離し信号を出力し、カプセル型内視鏡14を切り離す。

【0043】

さらに、カプセル型内視鏡14が挿入ケーブル19に接続されている場合において、リリースボタン49が操作されることによって発生する操作信号が入力されると、カプセル型内視鏡14から取得される画像データを静止画像データとしてストレージ51に記憶させる。

20

【0044】

画像処理回路(判定手段)53は、カプセル型内視鏡14が挿入ケーブル19に接続されている場合には、カプセル型内視鏡14が取得する画像データが入力され、リアルタイムでパターン認識などの画像解析を行う。そしてその画像解析結果を基に、引き続き小腸などを検査する必要があるか否かの判定をする。即ち、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離す必要があるか否かの判定をする。

【0045】

CPU50は、画像処理回路53によって、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離して引き続き検査をする必要があると判定されると、電磁ロック(電磁石61、62)などの接続手段に対して、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離す切離し信号を出力し、カプセル型内視鏡14を切り離す。

30

【0046】

以下、上記構成のカプセル型内視鏡システム11の作用について図6を参照しながら説明する。カプセル型内視鏡システム11を利用して医師が患者42の生体内を検査するときには、先ず、患者42に対して、シールドシャツ43を着用させ、受信装置15を携帯させる。カプセル型内視鏡システム11の電源を入れてから、挿入ケーブル19に接続されたカプセル型内視鏡14を、患者42の口腔から挿入する(図5参照)。

【0047】

挿入ケーブル19に接続されたカプセル型内視鏡14は、挿入ケーブル19の挿入状況に応じて口腔から胃までの画像データを逐次取得する。取得された画像データは、挿入ケーブル19を介してプロセッサ12へ送られ、リアルタイムでモニター18に表示される(図1参照)。医師は、モニター18に表示される生体内の画像データを見ながらアングルノブを操作して撮影アングルを所望の方向に向け、あらゆる方向を検査することができる。また、プロセッサ12に送られた画像データは、画像処理回路53に入力され、リアルタイムでパターン認識などの画像解析が行われる。画像処理回路53は、その画像解析結果に基づいて、カプセル型内視鏡14を挿入ケーブル19から切り離すか否かの判定をする(図4参照)。なお、カプセル型内視鏡14へは、挿入ケーブル19を介してプロセッサ12から電気が供給されている。この供給される電気は、カプセル型内視鏡14に内蔵された電池33に充電されて蓄えられると共に、カプセル型内視鏡14の各部を動作させて

40

50

いる。

【 0 0 4 8 】

リリースボタン 4 9 が操作されると、そのタイミングの画像データが静止画像データとしてストレージ 5 1 に記憶される（図 4 参照）。

【 0 0 4 9 】

モニタ 1 8 を見る医師によって小腸などの検査が必要と判断されて、切離しボタン 4 8 が操作されると、カプセル型内視鏡 1 4 と挿入ケーブル 1 9 との接続手段である電磁ロックに対して切離し信号が出力される（図 4 参照）。

【 0 0 5 0 】

また、切離しボタン 4 8 が操作されない場合であっても、画像処理回路 5 3 によって小腸などの検査が必要と判定されると、カプセル型内視鏡 1 4 と挿入ケーブル 1 9 との接続手段である電磁ロックに対して切離し信号が自動的に出力される（図 4 参照）。いずれの場合であっても、切離し信号により電磁ロックは解除され、カプセル型内視鏡 1 4 は挿入ケーブル 1 9 から物理的に切り離される（図 2 参照）。この物理的切離しにより、プロセッサ 1 2 からカプセル型内視鏡 1 4 への電気の供給が断たれ、電池 3 3 の充電は終了する。そして、カプセル型内視鏡 1 4 は、電池 3 3 からの電気供給となる。また、物理的切離しに併せて、インターフェース 3 7 の通信用電源は切られ、不必要な電気の消費は抑えられる。また、カプセル型内視鏡 1 4 との接続が切り離されたプロセッサ 1 2 には、画像データが送られなくなり、画像データはモニタ 1 8 に表示されなくなる。

【 0 0 5 1 】

カプセル型内視鏡 1 4 が挿入ケーブル 1 9 から切り離されると、スイッチ回路 3 5 が作動し、電気の供給が断続的なものとなる。断続的な電気の供給によって、カプセル型内視鏡 1 4 は間欠的な動作となるので、電気の消費量を抑えることができる。

【 0 0 5 2 】

撮像部 2 8 で取得された画像データは、信号処理回路 3 0 でデジタル直交変調を施されて R F 信号となる。R F 信号はアンテナ 4 0 を介して電波 4 1 として受信装置 1 5 に送信される（図 4 参照）。

【 0 0 5 3 】

受信装置 1 5 は、アンテナ 4 4 を介してカプセル型内視鏡 1 4 から送信された電波 4 1 （R F 信号）を受信する。F R 信号は、増幅された後に、直交検波が施されて画像データに復調され、受信装置 1 5 内のメモリに記憶される（図 5 参照）。

【 0 0 5 4 】

検査開始から 7 ～ 8 時間で生体内の画像撮影は終了する。医師などは、生体内の画像撮影が終了した後に、U S B ケーブル 4 7 などを通してプロセッサ 1 2 に受信装置 1 5 を接続する。医師などによって操作部 1 7 などが操作され、受信装置 1 5 に蓄積された画像データはモニタ 1 8 に表示される。医師などは、モニタ 1 8 に表示される画像データを見ることで生体内の検査をすることができる。なお、撮影の終了したカプセル型内視鏡 1 4 は、肛門から自然に排出され、回収される。

【 0 0 5 5 】

一方、切離しボタン 4 9 が操作されず、且つ画像処理回路 5 3 によって小腸などの検査が必要と判定されない場合には、切離し信号は出力されることはなく、電磁ロックは解除されず、カプセル型内視鏡 1 4 が挿入ケーブル 1 9 から切り離されることはない。よってこの場合、挿入ケーブル 1 9 が口腔へ引き戻されることで、カプセル型内視鏡 1 4 は回収される。

【 0 0 5 6 】

回収されたカプセル型内視鏡 1 4 は、オートクレーブで洗浄されることで再利用され得る。

【 0 0 5 7 】

なお、上記実施形態において、カプセル型内視鏡 1 4 には、コ字型のマザー基板 3 2 が内蔵されている場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、図 7 に示すように

10

20

30

40

50

L字型のマザー基板 55 が内蔵されていても良い。

【0058】

また、上記実施形態において、挿入ケーブル 19 の内部には、アングルワイヤが挿通されて、撮影アングルを変化させて検査することができる場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、挿入ケーブル 19 の内部には、アングルワイヤが挿通されていなくても良い。この場合、挿入ケーブル 19 を細くすることができる。

【0059】

また、上記実施形態において、挿入ケーブル 19 の内部に挿通する通信ワイヤは、金属線である場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、光ファイバであっても良い。この場合、カプセル型内視鏡 14 との接続部に当たる光ファイバの先端、及び、カプセル型内視鏡 14 の光ファイバとの接続部は、強化ガラスで構成されていることが好まれる。

10

【0060】

また、上記実施形態において、カプセル型内視鏡 14 の切離しは、ビデオスコープ 13 の操作部 20 (切離しボタン 48) が操作されることでなされる場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、プロセッサ 12 に接続されるコンソール 16 の操作部 17 が操作されることでなされても良い。

【0061】

また、上記実施形態において、カプセル型内視鏡 14 は、ビデオスコープ 13 を介してプロセッサ 12 に接続され、ビデオスコープ 13 の操作部 20 が操作されることで切り離される場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、生体内へ挿入するためのケーブルのみを介してプロセッサ 12 に接続され、プロセッサ 12 に接続されたコンソール 16 の操作部 17 が操作されることで切り離されるのも良い。

20

【0062】

また、上記実施形態において、カプセル型内視鏡 14 と挿入ケーブル 19 とが接続状態のとき、電池 33 が常時充電される場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、接続状態であって、且つ生体内の撮影や画像データの転送を実行していないときにのみ電池 33 の充電が行われるのも良い。この場合、電池 33 の充電と、撮影や画像データの転送とが別々に行われるので、画像データにノイズが混入することを防止することができる。

30

【0063】

また、上記実施形態において、電池 33 は、二次電池である場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、一次電池であっても良い。この場合、一次電池は交換可能であることが好ましい。

【0064】

また、上記実施形態において、画像処理回路 53 は、プロセッサ 12 に設けられている場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、カプセル型内視鏡 14 に内蔵されていても良い。

【0065】

また、上記実施形態において、カプセル型内視鏡 14 は、挿入ケーブル 19 から切り離されると、アンテナ 40 を介して RF 信号 (画像データ) を電波 41 として受信装置に送信する場合を例に説明したが、これに限定されるのではなく、カプセル 24 内にメモリを設けて、そのメモリに画像データを逐次記憶させても良い。この場合、カプセル型内視鏡 14 を必ず回収し、メモリに記憶された画像データを読み取る必要がある。

40

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図 1】カプセル型内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【図 2】挿入ケーブルから切り離されたカプセル型内視鏡の断面図である。

【図 3】(A)カプセル型内視鏡及び(B)挿入ケーブル、それぞれ互いの接続部の正面図である。

50

【図4】カプセル型内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図5】カプセル型内視鏡を用いた生体内の検査を説明する図である。

【図6】カプセル型内視鏡システムの作用を説明するフローチャートである。

【図7】切離し状態のカプセル型内視鏡の作用を説明するフローチャートである。

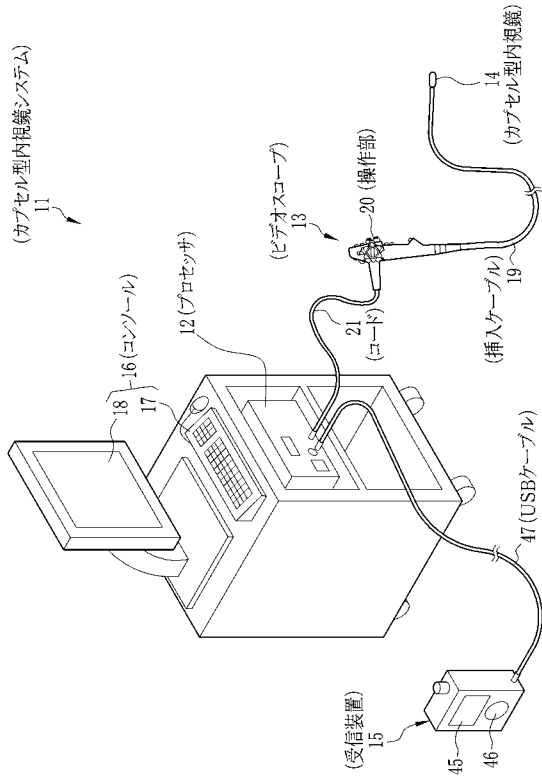
【図8】L字型のマザー基板を内蔵するカプセル型内視鏡の断面図である。

【符号の説明】

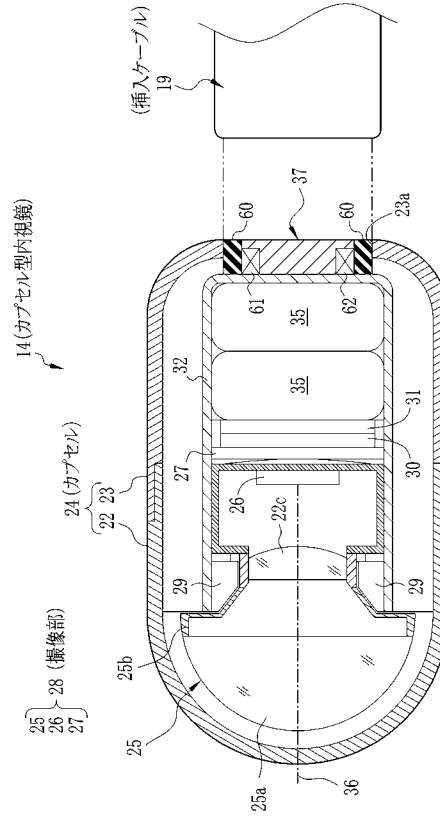
【0067】

| | | |
|---------|--------------|----|
| 1 1 | カプセル型内視鏡システム | |
| 1 2 | プロセッサ | |
| 1 3 | ビデオスコープ | 10 |
| 1 4 | カプセル型内視鏡 | |
| 1 5 | 受信装置 | |
| 1 6 | コンソール | |
| 1 7 | 操作部 | |
| 1 8 | モニタ | |
| 1 9 | 挿入ケーブル | |
| 2 0 | 操作部 | |
| 2 6 | 撮像素子 | |
| 2 7 | 撮像回路 | |
| 2 8 | 撮像部 | 20 |
| 2 9 | 照明光源 | |
| 3 0 | 信号処理回路 | |
| 3 1 | 送信回路 | |
| 3 2、5 5 | マザー基板 | |
| 3 3 | 電池 | |
| 3 4 | 電源回路 | |
| 3 5 | スイッチ回路 | |
| 3 7 | インターフェース | |
| 4 0 | アンテナ | |
| 4 2 | 患者 | 30 |
| 4 4 | アンテナ | |
| 4 8 | 切離しボタン | |
| 5 3 | 画像処理回路 | |
| 5 6 | 充電回路 | |

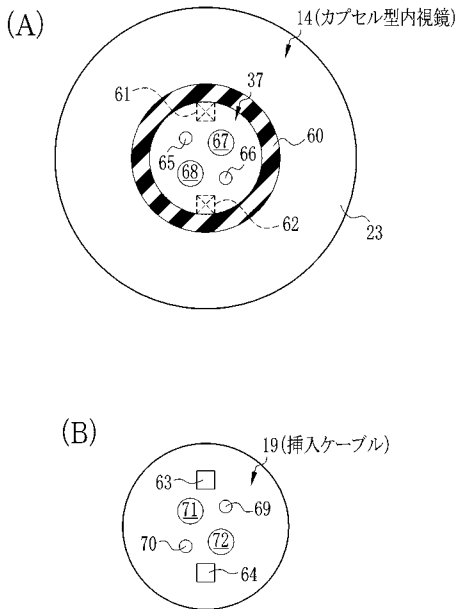
【図1】



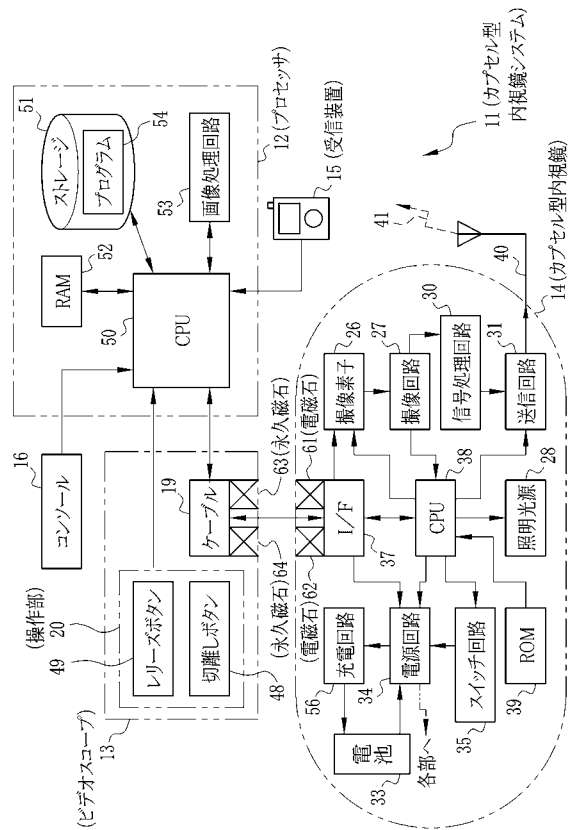
【図2】



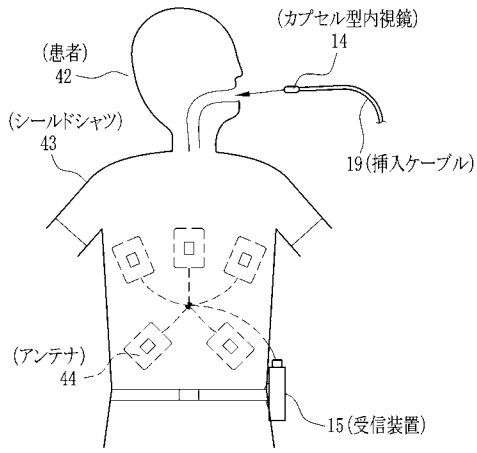
【図3】



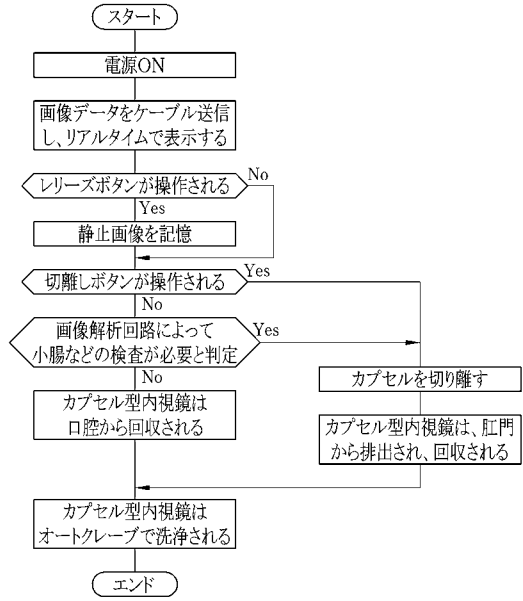
【図4】



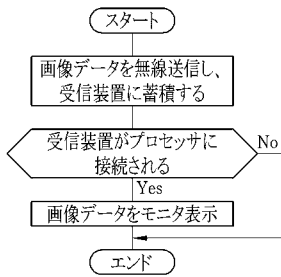
【 図 5 】



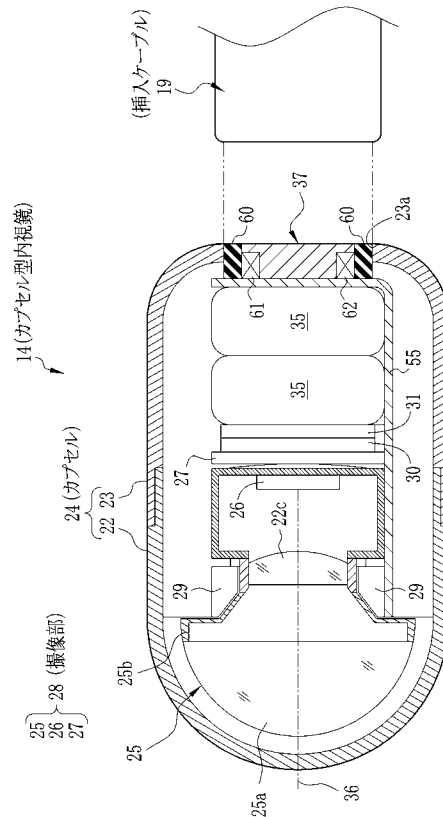
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-049756(JP,A)
特開2002-360508(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
A61B 5/07

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 胶囊型内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP4789762B2 | 公开(公告)日 | 2011-10-12 |
| 申请号 | JP2006258217 | 申请日 | 2006-09-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 松浦康治 | | |
| 发明人 | 松浦 康治 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B5/07 | | |
| CPC分类号 | A61B1/041 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682 | | |
| F-TERM分类号 | 4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/ UU03 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU03 4C161/UU06 | | |
| 代理人(译) | 小林和典 饭岛茂 | | |
| 其他公开文献 | JP2008073376A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜系统，可以根据检查现场进行适当的观察，并以低成本抑制功耗。连接到插入缆线的胶囊内窥镜根据插入缆线的插入状态顺序地获取从口腔到胃的图像数据。所获取的图像数据经由插入电缆19发送到处理器12并实时显示在监视器18上。当看着监视器18的医生判断需要进行诸如小肠的检查并且操作断开按钮48时，断开信号被发送到电磁锁，该电磁锁是胶囊内窥镜14和插入电缆19之间的连接装置。并输出。通过断开信号释放电磁锁，并且胶囊内窥镜14与插入电缆19物理地断开。点域6

【 图 1 】

