

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5019589号
(P5019589)

(45) 発行日 平成24年9月5日 (2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日 (2012.6.22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 5/07

請求項の数 20 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-83457 (P2007-83457)
 (22) 出願日 平成19年3月28日 (2007.3.28)
 (65) 公開番号 特開2008-237640 (P2008-237640A)
 (43) 公開日 平成20年10月9日 (2008.10.9)
 審査請求日 平成22年3月18日 (2010.3.18)

(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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (74) 代理人 100117536
 弁理士 小林 英了
 (72) 発明者 西納 直行
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡、およびカプセル内視鏡システム、並びにカプセル内視鏡の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段と、
 前記複数の撮像手段の動作を制御する動作制御手段とを備え、
 前記動作制御手段は、当該被検体の関心領域との位置関係に応じて、前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を変更し、
 前記撮影回数は、前記位置関係に応じて予め最適化された前記撮影回数の比率、および前記撮影回数を総計した総撮影回数を元に設定されることを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】

前記撮像により得られた画像データを無線受信して、これを記憶する受信装置からの前記撮影回数を設定するための制御コマンドを無線受信する無線受信手段を備え、
 前記動作制御手段は、前記制御コマンドに従って前記変更を行う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】

前記制御コマンドにより設定される前記撮影回数を記憶する記憶手段を備えることを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 4】

前記被検体内における向きを検出する方向検出手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項 5】

10

20

前記方向検出手段は、加速度を測定する加速度センサと、

前記加速度センサの測定結果を積分する積分手段とを含むことを特徴とする請求項4に記載のカプセル内視鏡。

【請求項6】

前記動作制御手段は、前記複数の撮像手段に一定のタイミングで前記撮像を行わせる第一の動作モードと、

任意のタイミングで前記撮像を行わせる第二の動作モードと、

前記撮像を休止させる第三の動作モードとを選択的に実行させることを特徴とする請求項1ないし5のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項7】

前記位置関係の情報は、過去の診断で得られた当該被検体の診断情報と、検査中に得られる現在情報とを比較した結果に基づいて取得されることを特徴とする請求項1ないし6のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項8】

前記診断情報は、前記関心領域周辺の画像情報を含むことを特徴とする請求項7に記載のカプセル内視鏡。

【請求項9】

前記診断情報は、前記関心領域周辺の位置情報を含むことを特徴とする請求項7または8に記載のカプセル内視鏡。

【請求項10】

前記位置情報は、前記撮像により得られた画像データに関連付けて記憶されていることを特徴とする請求項9に記載のカプセル内視鏡。

【請求項11】

前記位置情報は、前記関心領域周辺を撮像したときの前記カプセル内視鏡の位置、動作時間、または移動距離のうち、少なくともいずれか一つからなることを特徴とする請求項9または10に記載のカプセル内視鏡。

【請求項12】

前記位置関係の情報は、一般的な症例から得られた症例情報と、検査中に得られる現在情報とを比較した結果に基づいて取得されることを特徴とする請求項1ないし11のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項13】

前記症例情報は、典型的な病変部、または異物のうち、少なくともいずれか一つの画像情報を含むことを特徴とする請求項12に記載のカプセル内視鏡。

【請求項14】

前記撮像手段は、少なくとも前後両端に配されていることを特徴とする請求項1ないし13のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項15】

被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段を有するカプセル内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた画像データを無線受信して、これを記憶する受信装置とからなるカプセル内視鏡システムにおいて、

前記受信装置は、当該被検体の関心領域との位置関係の情報を取得する情報取得手段と、

前記位置関係の情報に応じて、前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を設定するための制御コマンドを生成する制御コマンド生成手段と、

前記制御コマンドを無線送信する無線送信手段とを有し、

前記カプセル内視鏡は、前記制御コマンドを無線受信する無線受信手段と、

前記制御コマンドに従って、前記複数の撮像手段の動作を制御する動作制御手段とを有し、

前記撮影回数は、前記位置関係に応じて予め最適化された前記撮影回数の比率、および前記撮影回数を総計した総撮影回数を元に設定されることを特徴とするカプセル内視鏡シ

10

20

30

40

50

ステム。

【請求項 1 6】

前記カプセル内視鏡は、前記被検体内における向きを検出する方向検出手段を有し、

前記情報取得手段は、前記方向検出手段の検出結果に基づいて、当該画像データが、前記複数の撮像手段のうち、いずれの撮像手段で得られたものかを表す撮影情報を取得することを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記撮影情報は、当該画像データに関連付けて記憶されることを特徴とする請求項 1 6 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記受信装置から前記画像データを取り込んで、これを記憶・管理する情報管理装置を備え、

前記情報管理装置は、過去の診断で得られた当該被検体の診断情報を記憶する第一記憶手段を有し、

前記受信装置は、前記情報管理装置から取り込んだ前記診断情報を記憶する第二記憶手段を有し、

前記情報取得手段は、前記診断情報と、前記カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較して、前記位置関係の情報を取得することを特徴とする請求項 1 5 ないし 1 7 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記情報管理装置は、一般的な症例から得られた症例情報を記憶する第三記憶手段を有し、

前記受信装置は、前記情報管理装置から取り込んだ前記症例情報を記憶する第四記憶手段を有し、

前記情報取得手段は、前記症例情報と、前記カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較して、前記位置関係の情報を取得することを特徴とする請求項 1 5 ないし 1 8 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 2 0】

被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段を有するカプセル内視鏡の作動方法であって、

当該被検体の関心領域との位置関係の情報を情報取得手段で取得する情報取得ステップと、

前記位置関係の情報に応じて、動作制御手段で前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を変更する撮影回数変更ステップとを備え、

前記撮影回数は、前記位置関係に応じて予め最適化された前記撮影回数の比率、および前記撮影回数を総計した総撮影回数を元に設定されることを特徴とするカプセル内視鏡の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、複眼タイプのカプセル内視鏡、および複眼タイプのカプセル内視鏡で取得した被検体内の画像を用いて医療診断を行うカプセル内視鏡システム、並びに複眼タイプのカプセル内視鏡の動作制御方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

最近、撮像素子や照明光源などが超小型のカプセルに内蔵されたカプセル内視鏡による医療診断が実用化されつつある。カプセル内視鏡を利用した医療診断では、まず、患者にカプセル内視鏡を嚥下させ、照明光源で人体内の被観察部位（人体管路の内壁面）を照明しつつ、撮像素子で被観察部位を撮影する。そして、これにより得られた画像データを受信装置に無線送信し、受信装置に設けられたフラッシュメモリなどの記憶媒体に逐次記

10

20

30

40

50

憶していく。検査中、または検査終了後、ワークステーションなどの情報管理装置に画像データを取り込み、モニタに表示された画像を読影して診断を行う。

【 0 0 0 3 】

カプセル内視鏡は、一個の撮像素子が内蔵され、一方向の撮影を行ういわゆる単眼タイプが主流であるが、被観察部位によっては、一方向を撮影しただけでは病変部を見落とすおそれがあった。このような撮りこぼしを防止するため、複数の撮像素子を備えたいわゆる複眼タイプのカプセル内視鏡が提案されている（特許文献 1 および 2 参照）。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、ミラーなどの光学部材を用いて、前後、左右などの周囲を撮影可能としたカプセル内視鏡が開示されている。特許文献 2 には、前後に撮像素子を有し、これら

10

【特許文献 1】特表 2 0 0 5 - 5 0 3 1 8 2 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 0 6 8 5 3 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

カプセル内視鏡の単位時間あたりの撮影回数（フレームレート）は、例えば 2 f p s （フレーム / 秒）であり、その撮影時間は約 8 時間以上にも及ぶため、受信装置に記憶される画像データの量は膨大となる。したがって、検査終了後に画像を読影して診断を行う際に、撮影された画像全てを読影しようとする、多大な時間と労力が掛かるという問題が

20

【 0 0 0 6 】

一方、カプセル内視鏡を利用した医療診断は、従来の挿入型内視鏡による医療診断と比べて患者に対する負担が軽微であるという利点（低侵襲性）がある。このことから、今後、定期検診や術後経過の検査に大いに利用される可能性がある。このため、前回の定期検診時に発見された病変部や、手術を施した病変部など、経過観察を行いたい関心領域の読影を、より詳細且つ短時間で行いたいという要望が高まっている。

【 0 0 0 7 】

特許文献 1、および特許文献 2 に記載の発明は、撮りこぼしの防止には確かに有効であり、関心領域の読影も単眼タイプと比べて詳細に行うことはできる。しかしながら、単眼

30

タイプと比べて画像データの量が倍加するので、読影の負担がさらに重くなり、関心領域の読影も短時間で行うことはできない。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、画像データの量を減らして、読影の負担を軽くすることができるカプセル内視鏡、およびカプセル内視鏡システム、並びにカプセル内視鏡の動作制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段と、前記複数の撮像手段の動作を制御する動作制御手段とを備え

40

、前記動作制御手段は、当該被検体の関心領域との位置関係に応じて、前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を変更することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

前記撮影回数は、前記位置関係に応じて予め最適化された前記撮影回数の比率、および前記撮影回数を総計した総撮影回数を元に設定されることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

前記撮像により得られた画像データを無線受信して、これを記憶する受信装置からの前記撮影回数を設定するための制御コマンドを無線受信する無線受信手段を備え、前記動作制御手段は、前記制御コマンドに従って前記変更を行うことが好ましい。この場合、前記制御コマンドにより設定される前記撮影回数を記憶する記憶手段を備えることが好ましい

50

。

【 0 0 1 2 】

前記被検体内における向きを検出する方向検出手段を備えることが好ましい。この場合、前記方向検出手段は、加速度を測定する加速度センサと、前記加速度センサの測定結果を積分する積分手段とを含むことが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記動作制御手段は、前記複数の撮像手段に一定のタイミングで前記撮像を行わせる第一の動作モードと、任意のタイミングで前記撮像を行わせる第二の動作モードと、前記撮像を休止させる第三の動作モードとを選択的に実行させることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

前記位置関係の情報は、過去の診断で得られた当該被検体の診断情報と、検査中に得られる現在情報とを比較した結果に基づいて取得されることが好ましい。この場合、前記診断情報は、前記関心領域周辺の画像情報を含むことが好ましい。また、前記診断情報は、前記関心領域周辺の位置情報を含むことが好ましい。

【 0 0 1 5 】

前記位置情報は、前記撮像により得られた画像データに関連付けて記憶されていることが好ましい。また、前記位置情報は、前記関心領域周辺を撮像したときの前記カプセル内視鏡の位置、動作時間、または移動距離のうち、少なくともいずれか一つからなることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

前記位置関係の情報は、一般的な症例から得られた症例情報と、検査中に得られる現在情報とを比較した結果に基づいて取得されることが好ましい。この場合、前記症例情報は、典型的な病変部、または異物のうち、少なくともいずれか一つの画像情報を含むことが好ましい。

【 0 0 1 7 】

前記撮像手段は、少なくとも前後両端に配されていることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

請求項 1 6 に記載の発明は、被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段を有するカプセル内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた画像データを無線受信して、これを記憶する受信装置とからなるカプセル内視鏡システムにおいて、前記受信装置は、当該被検体の関心領域との位置関係の情報を取得する情報取得手段と、前記位置関係の情報に応じて、前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を設定するための制御コマンドを生成する制御コマンド生成手段と、前記制御コマンドを無線送信する無線送信手段とを有し、前記カプセル内視鏡は、前記制御コマンドを無線受信する無線受信手段と、前記制御コマンドに従って、前記複数の撮像手段の動作を制御する動作制御手段とを有することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

前記カプセル内視鏡は、前記被検体内における向きを検出する方向検出手段を有し、前記情報取得手段は、前記方向検出手段の検出結果に基づいて、当該画像データが、前記複数の撮像手段のうち、いずれの撮像手段で得られたものかを表す撮影情報を取得することが好ましい。この場合、前記撮影情報は、当該画像データに関連付けて記憶されることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

前記受信装置から前記画像データを取り込んで、これを記憶・管理する情報管理装置を備え、前記情報管理装置は、過去の診断で得られた当該被検体の診断情報を記憶する第一記憶手段を有し、前記受信装置は、前記情報管理装置から取り込んだ前記診断情報を記憶する第二記憶手段を有し、前記情報取得手段は、前記診断情報と、前記カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較して、前記位置関係の情報を取得することが好ましい。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

前記情報管理装置は、一般的な症例から得られた症例情報を記憶する第三記憶手段を有し、前記受信装置は、前記情報管理装置から取り込んだ前記症例情報を記憶する第四記憶手段を有し、前記情報取得手段は、前記症例情報と、前記カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較して、前記位置関係の情報を取得することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

請求項 2 1 に記載の発明は、被検体内の被観察部位の像光を撮像する複数の撮像手段を有するカプセル内視鏡の動作制御方法であって、当該被検体の関心領域との位置関係の情報を取得する情報取得ステップと、前記位置関係の情報に応じて、前記複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を変更する撮影回数変更ステップとを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明のカプセル内視鏡、およびカプセル内視鏡システム、並びにカプセル内視鏡の動作制御方法によれば、カプセル内視鏡と関心領域との位置関係に応じて、複数の撮像手段の各々の単位時間あたりの撮影回数を変更するので、診断に必要な関心領域以外を撮影した画像データの量を減らすことができる。したがって、読影の負担を軽くすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

図 1 において、カプセル内視鏡システム 2 は、患者 1 0 の口部から人体内に嚥下されるカプセル内視鏡 (Capsule Endoscope、以下、C E と略す) 1 1 と、患者 1 0 がベルトなどに取り付けて携帯する受信装置 1 2 と、C E 1 1 で得られた画像を読影して、医師が診断を行うためのワークステーション (以下、W S と略記する) 1 3 とから構成される。

20

【 0 0 2 5 】

C E 1 1 は、人体内管路を通過する際に管路の内壁面を撮像し、これにより得られた画像データを、電波 1 4 a にて受信装置 1 2 に無線送信する。また、C E 1 1 は、受信装置 1 2 からの制御コマンドを電波 1 4 b で無線受信して、制御コマンドに基づいて動作する。

【 0 0 2 6 】

受信装置 1 2 は、各種設定画面を表示する液晶表示器 (以下、L C D と略記する) 1 5、および各種設定を行うための操作部 1 6 を備えている。受信装置 1 2 は、C E 1 1 から電波 1 4 a で無線送信された画像データを無線受信し、これを記憶する。また、受信装置 1 2 は、過去のカプセル内視鏡検査などの診断で得られた患者 1 0 の診断情報を元に制御コマンドを生成し、これを電波 1 4 b にて C E 1 1 に無線送信する。つまり、C E 1 1 は、制御コマンドによって動作されるスレイブ、受信装置 1 2 は、制御コマンドで C E 1 1 に指令を与えるマスターとして機能する。

30

【 0 0 2 7 】

C E 1 1 と受信装置 1 2 間の電波 1 4 a、1 4 b の送受信は、C E 1 1 内に設けられたアンテナ 4 2 (図 2、および図 3 参照) と、患者 1 0 が身に付けたシールドシャツ 1 7 内に装着された複数のアンテナ 1 8 とを介して行われる。アンテナ 1 8 には、C E 1 1 からの電波 1 4 a の電界強度を測定する電界強度測定センサ 1 9 が内蔵されている。電界強度測定センサ 1 9 は、電界強度の測定結果を位置検出回路 7 9 (図 4 参照) に出力する。

40

【 0 0 2 8 】

W S 1 3 は、プロセッサ 2 0 と、キーボードやマウスなどの操作部 2 1 と、モニタ 2 2 とを備えている。プロセッサ 2 0 は、例えば、U S B ケーブル 2 3 (赤外線通信などの無線通信を用いても可) で受信装置 1 2 と接続され、受信装置 1 2 とデータのやり取りを行う。プロセッサ 2 0 は、C E 1 1 による検査中、または検査終了後に、受信装置 1 2 から画像データを取り込み、患者毎に画像データを蓄積・管理するとともに、検査開始前に、診断情報を受信装置 1 2 に送信する。また、画像データからテレビ画像を生成し、これをモニタ 2 2 に表示させる。

50

【 0 0 2 9 】

図 2 において、C E 1 1 は、透明な前カバー 3 0 と、この前カバー 3 0 に嵌合して水密な空間を形成する後カバー 3 1 とからなる。両カバー 3 0、3 1 は、その先端または後端が略半球形状となった筒状に形成されている。

【 0 0 3 0 】

両カバー 3 0、3 1 が作る空間内には、被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 3 2 a、3 2 b と、被観察部位の像光を撮像する C C D や C M O S などの撮像素子 3 3 a、3 3 b とからなる二つの撮像部 3 4 a、3 4 b が組み込まれている。撮像部 3 4 a、3 4 b は、カプセル内視鏡 1 1 の中心に関して対称な位置に配されている。撮像素子 3 3 a、3 3 b は、対物光学系 3 2 a、3 2 b から入射した被観察部位の像光が撮像面に結像され、各画素からこれに応じた撮像信号を出力する。

10

【 0 0 3 1 】

対物光学系 3 2 a、3 2 b は、前カバー 3 0 の先端、および後カバー 3 1 の後端の略半球形状となった部分に配された、透明な凸型の光学ドーム 3 5 a、3 5 b と、光学ドーム 3 5 a、3 5 b に取り付けられ、カプセル内視鏡 1 1 の中心に向けて先細となったレンズホルダー 3 6 a、3 6 b と、レンズホルダー 3 6 a、3 6 b に固着されたレンズ 3 7 a、3 7 b とから構成される。対物光学系 3 2 a、3 2 b は、光軸 3 8 a、3 8 b を中心軸として、例えば、前方視野角 1 4 0 ° ~ 1 8 0 ° の撮影範囲を有し、この撮影範囲における被観察部位の全方位画像を像光として取り込む。なお、本実施形態では、対物光学系 3 2 a、3 2 b の視野角は同一とする。

20

【 0 0 3 2 】

以下の説明では、後カバー 3 1 側から前カバー 3 0 側に向かう光軸 3 8 a、3 8 b に平行な方向を A 方向、その逆方向を B 方向と定義する。つまり、C E 1 1 が A 方向を進行方向として移動しているときには、撮像素子 3 3 a は前方、撮像素子 3 3 b は後方の被観察部位を撮像する。逆に、C E 1 1 が B 方向を進行方向として移動しているときには、撮像素子 3 3 a は後方、撮像素子 3 3 b は前方の被観察部位を撮像する。

【 0 0 3 3 】

両カバー 3 0、3 1 内には、撮像部 3 4 a、3 4 b の他に、被観察部位に光を照射する照明光源部 3 9 a、3 9 b、送受信回路 5 5 や電力供給回路 6 0 (ともに図 3 参照) が実装された電気回路基板 4 0、ボタン型の電池 4 1、および電波 1 4 a、1 4 b を送受信するためのアンテナ 4 2 などが収容されている。

30

【 0 0 3 4 】

図 3 において、C P U 5 0 は、C E 1 1 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 5 0 には、R O M 5 1、および R A M 5 2 が接続されている。R O M 5 1 には、C E 1 1 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶される。C P U 5 0 は、R O M 5 1 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 5 2 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。なお、R A M 5 2 には、受信装置 1 2 からの制御コマンドによって設定される撮像素子 3 3 a、3 3 b の各々の単位時間あたりの撮影回数の比率 (以下、撮影デューティー比という)、および撮像素子 3 3 a、3 3 b の撮影回数を総計した総撮影回数のデータも一時的に記憶される。

40

【 0 0 3 5 】

撮像素子 3 3 a、3 3 b には、ドライバ 5 3 a、5 3 b、および A F E (Analog Front End) 5 4 a、5 4 b が接続されている。ドライバ 5 3 a、5 3 b は、制御コマンドで設定された撮影デューティー比、および総撮影回数で設定される撮影回数で撮影が行われるように、撮像素子 3 3 a、3 3 b、および A F E 5 4 a、5 4 b の動作を制御する。A F E 5 4 a、5 4 b は、撮像素子 3 3 a、3 3 b 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、および A / D 変換を施して、撮像信号をデジタルの画像データに変換する。なお、撮像素子 3 3 a、3 3 b のうち、一方の撮像素子で撮影を行っているときには、他方の撮像素子で撮影は行われない。

【 0 0 3 6 】

50

アンテナ４２には、送受信回路５５が接続されている。送受信回路５５には、変調回路５６、および復調回路５７が接続され、これらはＣＰＵ５０に接続している。変調回路５６は、ＡＦＥ５４ａ、５４ｂから出力されたデジタルの画像データを電波１４ａに変調し、変調した電波１４ａを送受信回路５５に出力する。復調回路５７は、受信装置１２からの電波１４ｂを元の制御コマンドに復調し、復調した制御コマンドをＣＰＵ５０に出力する。送受信回路５５は、変調回路５６からの電波１４ａを増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ４２に出力するとともに、アンテナ４２を介して受信した電波１４ｂを増幅して帯域通過濾波した後、復調回路５７に出力する。

【００３７】

加速度センサ５８は、Ａ、Ｂ方向のＣＥ１１の加速度を測定し、この測定結果を積分回路５９に出力する。ＣＥ１１がＡ方向を進行方向として移動して加速、またはＢ方向を進行方向として移動して減速したときには、加速度センサ５８の測定結果は正となるように設定されている。このため、ＣＥ１１がＡ方向を進行方向として移動して減速、またはＢ方向を進行方向として移動して加速したときには、加速度センサ５８の測定結果は負となる。ＣＥ１１がＡ、Ｂ方向に関して等速運動、または静止、もしくはＡ、Ｂ方向に対して垂直となって移動しているときには、加速度センサ５８の測定結果は０となる。積分回路５９は、加速度センサ５８の測定結果を適当な時間間隔で一回積分して、Ａ、Ｂ方向のＣＥ１１の移動速度を求める。積分回路５９は、求めた移動速度のデータをＣＰＵ５０に出力する。

【００３８】

ＣＰＵ５０は、積分回路５９から逐次出力される移動速度を、加速度の測定開始時から積算して、その時点でのＣＥ１１の移動速度を算出する。ＣＥ１１がＡ方向を進行方向として移動しているときには、移動速度は正となる。ＣＥ１１が静止したとき、もしくはＡ、Ｂ方向に対して垂直となって移動しているときには、移動速度は０となる。また、ＣＥ１１がＢ方向を進行方向として移動しているときには、移動速度は負となる。したがって、移動速度の極性をみれば、ＣＥ１１がＡ、Ｂ方向のうち、いずれの方向を進行方向として移動しているか、すなわち、ＣＥ１１の向きを検出することができる。

【００３９】

ＣＰＵ５０は、算出した移動速度の極性が反転したときに、ＣＥ１１の向きが変わって進行方向が逆転したと判断する。ＣＰＵ５０は、ＣＥ１１の向きが変わった旨を表す信号を変調回路５６に出力する。変調回路５６に出力された信号は、画像データの場合と同様に、変調回路５６で電波１４ａに変調され、送受信回路５５で増幅、帯域通過濾波された後、アンテナ４２から無線送信される。

【００４０】

電力供給回路６０は、電池４１の電力をＣＥ１１の各部に供給する。なお、符号６１ａ、６１ｂは、ＣＰＵ５０の制御の下に、照明光源部３９ａ、３９ｂの駆動を制御するためのドライバである。

【００４１】

図４において、ＣＰＵ７０は、受信装置１２の全体の動作を統括的に制御する。ＣＰＵ７０には、バス７１を介して、ＲＯＭ７２、およびＲＡＭ７３が接続されている。ＲＯＭ７２には、受信装置１２の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶される。ＣＰＵ７０は、ＲＯＭ７２から必要なプログラムやデータを読み出してＲＡＭ７３に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、ＣＰＵ７０は、操作部１６からの操作入力信号に応じて、受信装置１２の各部を動作させる。

【００４２】

アンテナ１８には、送受信回路７４が接続されている。送受信回路７４には、バス７１を介して、変調回路７５、および復調回路７６が接続されている。変調回路７５は、制御コマンドを電波１４ｂに変調し、変調した電波１４ｂを送受信回路７４に出力する。復調回路７６は、受信装置１２からの電波１４ａを元の画像データ、およびＣＥ１１の向きが変わった旨を表す信号に復調し、復調した画像データ、および信号をＤＳＰ７７、および

CPU70にそれぞれ出力する。送受信回路74は、変調回路75からの電波14bを増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ18に出力するとともに、アンテナ18を介して受信した電波14aを増幅して帯域通過濾波した後、復調回路76に出力する。

【0043】

DSP(Digital Signal Processor)77は、復調回路76で復調された画像データに対して、y変換やYC変換などの各種信号処理を施した後、画像データをデータストレージ78に出力する。データストレージ78は、例えば、記憶容量が1GB程度のフラッシュメモリからなる。データストレージ78は、DSP77から順次出力される画像データを記憶・蓄積する。

【0044】

10

位置検出回路79は、電界強度測定センサ19による電波14aの電界強度の測定結果を元に、人体内のCE11の現在位置を検出し、この検出結果(以下、位置情報という)をデータストレージ78、およびデータ解析回路81に出力する。データストレージ78は、位置検出回路79からの位置情報を、DSP77からの画像データに関連付けて記憶する。また、データストレージ78は、位置情報に加えて、CPU70に出力されたCE11の向きが変わった旨を表す信号に基づいて、その画像データが進行方向前方側、または後方側のうち、いずれの撮像素子で撮影されたものかを表す情報(以下、撮影情報という)を、画像データに関連付けて記憶する。

【0045】

なお、人体内のCE11の位置を検出する具体的な方法としては、例えば、複数のアンテナ18による電波14aの電界強度分布と、人体内のCE11の位置とを事前に実験で求めておき、これらの関係に対応させたデータテーブルを予めROM72に記憶しておく。そして、電界強度測定センサ19の測定結果とデータテーブルの電界強度分布とを照らし合わせ、該当するCE11の位置をデータテーブルから読み出すことで行う。

20

【0046】

もしくは、各アンテナ18への電波14aの到達時間のずれ量、すなわち、電波14aの位相差を検出し、これを元に位置を検出してもよい。この場合、電波14aの位相差は、各アンテナ18とCE11との相対的な位置関係(距離)を表している。位置検出回路79は、適当な換算式やデータテーブルを用いて、電波14aの位相差を各アンテナ18とCE11との距離に換算することで、CE11の位置の検出を行う。さらには、少なくとも二つのアンテナ18への電波14aの到来方向を検出し、二つのアンテナ18間の距離を基線長とする三角測量の原理に基づいて、CE11の位置を検出してもよい。

30

【0047】

データベース80には、プロセッサ20からの診断情報が記憶される。診断情報とは、例えば、定期検診などで患者10が過去にカプセル内視鏡検査を行ったときに、病変部であると医師が診断した、あるいは疑診した部位周辺の画像データ、およびその画像データに関連付けられた位置情報を含む。また、患者10に手術を施して、手術を施した部位の術後経過を診るためにカプセル内視鏡検査を行う場合は、手術を施した部位を座標データ化した位置情報(操作部21を操作して医師が入力する)も含む。

【0048】

40

データ解析回路81は、データベース80から診断情報を読み出す。そして、位置検出回路79からの位置情報(以下、現在位置情報と呼ぶ)と、診断情報に含まれる位置情報(以下、過去位置情報と呼ぶ)とを比較する。また、データ解析回路81は、CE11からの画像データ(以下、現在画像データと呼ぶ)と、診断情報に含まれる画像データ(以下、過去画像データと呼ぶ)とを比較する。データ解析回路81は、これらの比較結果をCPU70に出力する。

【0049】

現在位置情報と過去位置情報との比較結果は、CE11の現在位置が、過去に病変部と診断された部位、あるいは手術を施した部位(以下、纏めて関心領域という)周辺にどの程度近いかを表す尺度となる。つまり、現在位置情報と過去位置情報との一致の度合いが

50

高いほど、C E 1 1 の現在位置が関心領域周辺であることを示している。データ解析回路 8 1 は、現在位置情報と過去位置情報との比較結果として、例えば、これらの一致の度合いを示す評価値（以下、位置評価値という）を出力する。

【 0 0 5 0 】

一方、現在画像データと過去画像データとの比較結果は、C E 1 1 で現在撮影している部位が、関心領域周辺であるか否かを表す尺度となる。つまり、現在画像データと過去画像データとの一致の度合いが高いほど、C E 1 1 が関心領域周辺を撮影していることを示している。データ解析回路 8 1 は、現在画像データと過去画像データとの比較結果として、例えば、これらの一致の度合いを示す評価値（以下、画像評価値という）を出力する。

【 0 0 5 1 】

データ解析回路 8 1 は、デジタルカメラで用いられている周知の顔検出技術（例えば、特開 2 0 0 5 - 2 8 4 2 0 3 号公報、特開 2 0 0 5 - 2 8 6 9 4 0 号公報、特開 2 0 0 5 - 1 5 6 9 6 7 号公報参照）を応用して、画像評価値を算出する。具体的には、例えば、過去画像データの関心領域をテンプレートとし、現在画像データの所定の領域（サーチエリア）毎に、テンプレートとの形状や色の一致の度合いを検出していく。このとき、サーチエリアの大きさや角度を種々変えながら、現在画像データの全領域に亘って検出を行う。そして、一致の度合いが最も高い部分を関心領域と判断し、その部分の面積の大きさを画像評価値とする。

【 0 0 5 2 】

バス 7 1 には、上記各部に加えて、L C D 1 5 の表示制御を行うドライバ 8 2、U S B コネクタ 8 3 を介してプロセッサ 2 0 とのデータの遣り取りを媒介する通信 I / F 8 4、電池 8 5 の電力を受信装置 1 2 の各部に供給する電力供給回路 8 6 などが接続されている。

【 0 0 5 3 】

ここで、進行方向前方側、後方側にある撮像素子をそれぞれ、撮像素子 F、R、撮像素子 F、R によって撮影された画像データをそれぞれ、画像データ F、R、画像データ F、R の画像評価値をそれぞれ、画像評価値 F、R とする。

【 0 0 5 4 】

C P U 7 0 は、位置評価値、および画像評価値 F、R に応じて、制御コマンドを生成する。C P U 7 0 は、生成した制御コマンドを変調回路 7 5 に出力する。制御コマンドとは、撮像素子 F、R の撮影デューティ比、および総撮影回数を設定するためのもので、例えば、撮像素子 F を基準として、8 7 . 5 %（総撮影回数を 1 0 0 % として、撮像素子 F : 8 7 . 5 %、撮像素子 R : 1 2 . 5 % という意）、5 0 %、1 2 . 5 % の三段階の撮影デューティ比を設定することが可能となっている。また、1 6 回、8 回、1 回の三段階の総撮影回数を設定することが可能となっている。なお、本実施形態では、総撮影回数の上限値を 1 6 回とする。

【 0 0 5 5 】

以下、図 5 を参照して、位置評価値、および画像評価値 F、R の時間的な推移を考察する。図 5 では、C E 1 1 が管路内を移動していて、関心領域から離れた部位の（A）の区間から、関心領域前側付近の（B）の区間、関心領域前側周辺の（C）の区間を経て、関心領域直下の（D）の区間に到達し、関心領域後側周辺の（E）の区間、関心領域後側付近の（F）の区間を通過して、関心領域から離れた区間（G）に到るまでの各評価値の挙動の例を示している。

【 0 0 5 6 】

なお、図 5 に示す例は、あくまでも各評価値の時間的な推移を考察するためのものである。各評価値の挙動は、対物光学系 3 2 a、3 2 b の視野角や、関心領域の大きさなどによって、図 5 に示す例から若干ずれることがある。また、ここでは、「関心領域付近」を、「関心領域から離れた部位」と「関心領域周辺」の間にあり、「関心領域周辺」よりも関心領域から若干離れた部位として定義する。さらに「前側」、「後側」をそれぞれ、関心領域に関して C E 1 1 の進行方向上流側、C E 1 1 の進行方向下流側の部位と定義する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

まず、位置評価値は、(A) の区間では低く、(B)、(C) の区間から次第に高くなる。そして、(D) の区間では、現在位置情報と過去位置情報が略一致し、位置評価値も最大となる。(E)、(F) の区間では次第に低くなり、(G) の区間では(A) の区間と同じく低くなる。

【 0 0 5 8 】

画像評価値 F の挙動を考察すると、(A) の区間では低く、(B) の区間において、撮像素子 F で関心領域が撮影され始めると高くなり、(D) の区間の中間前寄りの地点において、撮像素子 F 側の対物光学系の視野角全体で関心領域を捉えたときに最大となる。そして、関心領域が撮像素子 F 側の対物光学系の視野角から外れていき、撮像素子 F で撮影される関心領域の面積が小さくなるにつれて低くなり、(D) の区間の中間後寄りの地点において、撮像素子 F で関心領域が撮影されなくなると、(A) の区間と同じく低くなる。

10

【 0 0 5 9 】

画像評価値 R は、(D) の区間の中間点 (関心領域の位置) を対称軸として、丁度画像評価値 F の特性を反転した形になる。すなわち、(A) ~ (C) の区間においては、撮像素子 R で関心領域が撮影されないので低く、(D) の区間の中間前寄りの地点において、撮像素子 R 側の対物光学系の視野角に関心領域が入り、撮像素子 R で関心領域が撮影され始めると高くなり、(D) の区間の中間後寄りの地点において、撮像素子 R 側の対物光学系の視野角全体で関心領域を捉えたときに最大となる。そして、撮像素子 R で撮影される関心領域の面積が小さくなるにつれて低くなり、(F)、(G) の区間において、撮像素子 R で関心領域が撮影されなくなると、(A) ~ (C) の区間と同じく低くなる。

20

【 0 0 6 0 】

上記考察を踏まえて、診断に不要な画像を極力減らし、重点的に診断を行いたい関心領域周辺の画像を多く得られるようにするためには、C E 1 1 が関心領域から離れた部位にあるとき、撮像素子 F、R の総撮影回数を減らし、且つ撮像素子 F、R を均等な撮影回数で撮影させ、C E 1 1 が関心領域直下にあるときには、総撮影回数を増やし、且つ撮像素子 F、R を均等な撮影回数で撮影させ、撮像素子 F、または撮像素子 R で関心領域が撮影され始めたときには、総撮影回数を増やし、且つ撮像素子 F、または撮像素子 R の撮影回数を一方よりも増やせばよい。

30

【 0 0 6 1 】

すなわち、図 6 に示すように、C P U 7 0 は、C E 1 1 が (A) の区間以前にあり、両評価値が低い状態のとき、撮影デューティー比を 5 0 %、総撮影回数を 1 回に設定した制御コマンドを生成する。また、C P U 7 0 は、C E 1 1 が (B) の区間に到達し、位置評価値から閾値 T p (図 5 参照) を減算した差分が負から正になったとき、撮影デューティー比は 5 0 % のままで、総撮影回数を 8 回に設定した制御コマンドを生成する。

【 0 0 6 2 】

さらに、C P U 7 0 は、C E 1 1 が (C) の区間に到達し、画像評価値 F から閾値 T g 1 (図 5 参照) を減算した差分が負から正になったとき、撮影デューティー比を 8 7 . 5 %、総撮影回数を 1 6 回に設定した制御コマンドを生成する。なお、閾値 T p は、画像評価値が閾値 T g 1 を超えるよりも、C E 1 1 が関心領域の手前にあるときに位置評価値が超えるような値に設定されている。

40

【 0 0 6 3 】

また、C P U 7 0 は、C E 1 1 が (D) の区間に到達し、画像評価値 F から閾値 T g 2 (> T g 1、図 5 参照) を減算した差分が負から正になったとき、総撮影回数は 1 6 回のままで、撮影デューティー比を 5 0 % に設定した制御コマンドを生成する。さらに、C P U 7 0 は、C E 1 1 が (E) の区間に到達し、画像評価値 R から T g 2 を減算した差分が正から負になったとき、総撮影回数は 1 6 回のままで、撮影デューティー比を 1 2 . 5 % に設定した制御コマンドを生成する。

【 0 0 6 4 】

50

CPU70は、CE11が(F)の区間に到達し、画像評価値RからTg1を減算した差分が正から負になったとき、撮影デューティ比を50%、総撮影回数を8回に設定した制御コマンドを生成する。また、CPU70は、CE11が(G)の区間に到達し、撮影デューティ比を50%、総撮影回数を8回に設定してから所定時間経過したとき、撮影デューティ比を50%、総撮影回数を1回に設定した制御コマンドを生成する。なお、前回設定した撮影デューティ比、および総撮影回数、並びにこれらを設定してからの経過時間は、RAM73にデータとして記憶されている。

【0065】

纏めると、制御コマンドで設定される撮影デューティ比は、関心領域から離れた部位(A)→関心領域前側付近(B)→関心領域前側周辺(C)→関心領域直下(D)→関心領域後側周辺(E)→関心領域後側付近(F)→関心領域から離れた部位(G)へのCE11の移動に伴って、50%→50%→87.5%→50%→12.5%→50%→50%と推移する。また、総撮影回数は、1回→8回→16回→16回→16回→8回→1回と推移する。さらに、撮影デューティ比、および総撮影回数を元に設定される撮像素子F(R)の撮影回数は、総撮影回数の下段に示すように、0.5回(0.5回)→4回(4回)→14回(2回)→8回(8回)→2回(14回)→4回(4回)→0.5回(0.5回)のように推移する。

【0066】

図7において、CPU90は、WS13の全体の動作を統括的に制御する。CPU90には、バス91を介して、モニタ22の表示制御を行うドライバ92、USBコネクタ93を経由した受信装置12とのデータの遣り取りを媒介し、受信装置12からの画像データを受信する通信I/F94、データストレージ95、およびRAM96が接続されている。

【0067】

データストレージ95には、WS13の動作に必要な各種プログラムやデータ、医師の診断を扶ける支援ソフトのプログラムなどとともに、診断情報が患者毎に整理して記憶されている。RAM96には、データストレージ95から読み出したデータや、各種演算処理により生じる中間データが一時記憶される。支援ソフトを立ち上げると、例えば、モニタ22に支援ソフトの作業ウィンドウが表示される。この作業ウィンドウ上で医師が操作部21を操作することにより、画像の表示・編集、診断情報の入力などを行うことができる。

【0068】

次に、上記のように構成されたカプセル内視鏡システム2で検査を行う際の処理手順を、図8、および図9のフローチャート、並びに図10のタイミングチャートを参照して説明する。まず、検査前の準備として、受信装置12とプロセッサ20とをUSBケーブル23で接続し、検査対象の患者10の診断情報を、WS13のデータストレージ95から受信装置12のデータベース80にダウンロードする。次いで、受信装置12、シールドシャツ17、およびアンテナ18を患者10に装着させ、CE11の電源を投入して、A方向が進行方向となるように、患者10にCE11を嚥下させる。

【0069】

CE11が患者10に嚥下され、検査の準備が整えられると、照明光源部39で人体内の被観察部位が照明されつつ、撮影デューティ比50%、総撮影回数1回の初期設定で、撮像素子33a、33bにより人体内部の内壁面が撮像される。このとき、対物光学系32から入射した人体内部の被観察部位の像光は、撮像素子33a、33bの撮像面に結像され、これにより撮像素子33a、33bから撮像信号が出力される。撮像素子33a、33bから出力された撮像信号は、AFE54a、54bで相関二重サンプリング、増幅、およびA/D変換が施され、デジタルの画像データに変換される。

【0070】

AFE54a、54bから出力されたデジタルの画像データは、変調回路56で電波14aに変調される。変調された電波14aは、送受信回路55で増幅、帯域通過濾波され

10

20

30

40

50

た後、アンテナ 18 から送信される。

【0071】

アンテナ 42 で電波 14a が受信されると、送受信回路 74 で電波 14a が増幅、帯域通過濾波された後、復調回路 76 で元の画像データに復調される。復調された画像データは、DSP 77 で各種信号処理が施された後、データストレージ 78 に出力される。

【0072】

また、このとき、電界強度測定センサ 19 で電波 14a の電界強度が測定される。そして、電界強度測定センサ 19 の測定結果を元に、人体内の CE 11 の位置が位置検出回路 79 で検出される。位置検出回路 79 の検出結果、すなわち、位置情報は、データストレージ 78、およびデータ解析回路 81 に出力される。

10

【0073】

さらに、図示は省略したが、CE 11 が患者 10 に嚥下されたときから、加速度センサ 58 による加速度の測定が開始される。そして、加速度センサ 58 の測定結果を元に、CPU 50 で CE 11 の向きが検出される。CE 11 の向きが変わったときには、その旨を表す信号が電波 14a として無線送信される。

【0074】

データ解析回路 81 では、データベース 80 から診断情報が読み出される。そして、現在位置情報と過去位置情報、および現在画像データと過去画像データとが比較され、比較結果として位置評価値、および画像評価値 F、R が出力される。これらの評価値は、CPU 70 に入力される。

20

【0075】

データ解析回路 81 からの各評価値を受けて、CPU 70 では、図 9 に示す手順で制御コマンドが生成される。すなわち、位置評価値から閾値 Tp を減算した差分が負から正になったとき、および画像評価値 R から Tg1 を減算した差分が正から負になったとき、「関心領域前側 or 後側付近？」が yes のとき）、撮影デューティ比 50%、総撮影回数 8 回に設定した制御コマンドが生成される。

【0076】

画像評価値 F から閾値 Tg1 を減算した差分が負から正になったとき、および画像評価値 R から Tg2 を減算した差分が正から負になったとき（「関心領域前側 or 後側周辺」が yes のとき）、撮影デューティ比 87.5% または 12.5%、総撮影回数 16 回に設定した制御コマンドが生成される。

30

【0077】

画像評価値 F から閾値 Tg2 を減算した差分が負から正になったとき（「関心領域直下？」が yes のとき）、撮影デューティ比 50%、総撮影回数 16 回に設定した制御コマンドが生成される。

【0078】

各評価値が低い状態のとき、および撮影デューティ比を 50%、総撮影回数を 8 回に設定してから所定時間経過したとき（「関心領域直下？」が no のとき）、撮影デューティ比 50%、総撮影回数 1 回に設定した制御コマンドが生成される。これらの制御コマンドの設定は、設定を変更するイベント（位置評価値や画像評価値 F、R が各閾値以上、あるいは各閾値以下となるときや、撮影デューティ比を 50%、総撮影回数を 8 回に設定してから所定時間経過したとき）が発生するまで維持される。

40

【0079】

図 8 に戻って、CPU 70 で上記のようにして撮影デューティ比、および総撮影回数が設定された制御コマンドは、変調回路 75 で電波 14b に変調される。変調された電波 14b は、送受信回路 74 で増幅、帯域通過濾波された後、アンテナ 42 から送信される。制御コマンドを電波 14b で送信した後、受信装置 12 では、DSP 77 からの画像データ、位置検出回路 79 からの位置情報、および撮影情報が関連付けられてデータストレージ 78 に記憶される。

【0080】

50

アンテナ 18 を介して電波 14 b が受信されると、カプセル内視鏡 11 では、受信された電波 14 b が送受信回路 55 を介して復調回路 57 に出力される。復調回路 57 に出力された電波 14 b は、復調回路 57 で元の制御コマンドに復調され、CPU 50 に出力される。そして、制御コマンドで設定された撮影デューティ比、および総撮影回数のデータが、RAM 52 に一時的に記憶される。

【0081】

RAM 52 に記憶された撮影デューティ比、および総撮影回数のデータは、ドライバ 53 a、53 b に読み出される。そして、ドライバ 53 a、53 b により、制御コマンドで設定された撮影デューティ比、および総撮影回数を元に設定される撮影回数で撮影が行われるように、撮像素子 33 a、33 b、および AFE 54 a、54 b の動作が制御される。これら一連の処理は、検査が終了して受信装置 12 から CE 11 に電波 14 b にて終了コマンドが送信されるまで続けられる。

10

【0082】

検査終了後、再び受信装置 12 とプロセッサ 20 とを USB ケーブル 23 で接続し、データストレージ 78 に記憶された画像データ、およびこれに関連付けられた位置情報、並びに撮影情報を WS 13 のデータストレージ 95 にアップロードする。そして、WS 13 にて、支援ソフトを用いて診断を行う。

【0083】

検査開始時の処理をタイミングチャートで表した図 10 において、CE 11 では、まず、撮影デューティ比 50 %、総撮影回数 1 回の初期設定で撮影が行われ、これにより得られた画像データが電波 14 a として受信装置 12 に送信される。電波 14 a を受けて、受信装置 12 では、データ解析が行われて制御コマンドが生成され、生成された制御コマンドが電波 14 b として CE 11 に送信される。

20

【0084】

電波 14 b を受けて、CE 11 では、制御コマンドの撮影デューティ比、および総撮影回数が記憶、設定される。このとき設定された撮影デューティ比、および総撮影回数は、次の撮影のときに反映される。一方、受信装置 12 では、画像データ、位置情報、および撮影情報が記憶される。つまり、本実施形態では、CE 11 で被観察部位の撮影を先に行い、CE 11 と受信装置 12 間で画像データを送受信した後に、制御コマンドの生成、送受信、撮影デューティ比、および総撮影回数の記憶、設定を行う。なお、CE 11 の向きが変わった旨を表す信号の無線送受信は、画像データを電波 14 a で無線送受信しておらず、且つ制御コマンドの電波 14 b を無線送受信していない間に行われる。

30

【0085】

図 11 (A) に示すように、CE 11 では、図 10 に示す一回の処理シーケンス (CE 11 : 撮影 → 画像データ送信 → 撮影回数記憶、設定、受信装置 12 : データ解析 → 制御コマンド送信 → データ記憶) が、1 秒間で等間隔に 16 回 (0.5 秒間で 8 回) 繰り返される (第一の動作モードに相当)。

【0086】

例えば、撮影デューティ比 50 %、総撮影回数 8 回に設定された場合は、(B) に示すように、撮像素子 F (実線で示す)、撮像素子 R (破線で示す) の撮影タイミングが、交互に等間隔で割り振られる。撮影デューティ比 50 %、総撮影回数 1 回の場合は、2 秒間で 1 回ずつ、1 秒毎に撮像素子 F、R で撮影する。また、撮影デューティ比 87.5 %、総撮影回数 16 回の場合は、(C) に示すように、撮像素子 F で 7 回撮影してから、撮像素子 R で 1 回撮影する。

40

【0087】

以上説明したように、CE 11 と関心領域との位置関係に応じて、撮像素子 F、R の撮影回数を変更するので、診断時にあまり必要がない関心領域以外の部位の画像の量が少なくなり、診断時に詳細に読影したい関心領域の画像の量が豊富になる。このため、関心領域の画像が撮影されないといった懸念がなくなる。また、関心領域の経過観察を目的とした定期検診や術後経過の検査を行う場合に、正確且つ迅速な診断を行うことができ、特に

50

好適である。

【 0 0 8 8 】

診断時にあまり必要がない関心領域以外の部位の画像の量が少なくなるので、フレームレートを一定にして撮影する場合よりも診断時に扱う画像の量が減り、医師の負担を軽くすることができる。また、画像の量が少なくなるので、データストレージ 7 8 の容量が小さくて済み、部品コストを削減することが可能となる。さらに、フレームレートを一定にして撮影する場合よりも撮影回数が減るので、撮影に掛かる電力消費も抑えることができ、C E 1 1 の長寿命化を図ることができる。なお、関心領域の画像の量は増えるが、関心領域は人体内のごく一部であり、その他大部分を占める関心領域以外の部位の画像の量が少なくなれば、トータルの画像の量や撮影回数は、フレームレートを一定にして撮影する場合よりも減ることが容易に理解されよう。

10

【 0 0 8 9 】

また、C E 1 1 を制御コマンドによって動作されるスレイブ、受信装置 1 2 を制御コマンドで C E 1 1 に指令を与えるマスターとして機能させるので、C E 1 1 にデータ解析回路 8 1 などの特別な機能を設ける必要がなく、C E 1 1 の小型化に寄与することができる。

【 0 0 9 0 】

上記実施形態では、撮影デューティ比、および総撮影回数を設定しているが、撮像素子 F、R の撮影回数そのものを個別に設定してもよい。撮影デューティ比、および総撮影回数を設定すると、撮像素子 F、R の撮影回数はこれらで一義的に決まってしまうが、個別に設定するようにすれば、撮影デューティ比、および総撮影回数で規制されないの

20

【 0 0 9 1 】

上記実施形態では、制御コマンドで設定された撮影デューティ比、および総撮影回数で C E 1 1 による撮影を行っているが、これに代えて、あるいは加えて、制御コマンドを撮像素子 F、R のいずれかに一回の撮影を行わせるためのリリース信号とし、制御コマンドの受信に応じて撮像素子 F、R のいずれかで被観察部位の一回の撮影を行わせてもよい（第二の動作モードに相当）。この場合、検査時の処理は上記実施形態と若干異なり、図 1 2 のフローチャート、および図 1 3 のタイミングチャートに示すようになる。

30

【 0 0 9 2 】

図 1 2、および図 1 3 において、診断情報のダウンロードなどが行われ、検査の準備が整えられると、制御コマンドが電波 1 4 b にて受信装置 1 2 から C E 1 1 に送信される。

【 0 0 9 3 】

アンテナ 1 8 を介して電波 1 4 b が受信されると、C E 1 1 では、上記実施形態のように撮影デューティ比、および総撮影回数の記憶、設定は行われず、撮像素子 F、R のうち、制御コマンドで指定された方で直ちに一回の撮影が行われ、これにより得られた画像データが電波 1 4 a にて受信装置 1 2 に送信される。

【 0 0 9 4 】

受信装置 1 2 では、位置検出が行われ、画像データ、位置情報、および撮影情報が関連付けられて記憶された後、上記実施形態と同様にデータ解析が行われる。そして、上記実施形態の撮影デューティ比、および総撮影回数で設定される撮影回数に準じた時間間隔で制御コマンドが生成され、電波 1 4 b にて送信される。C E 1 1 では、電波 1 4 b を受信したタイミングでその都度一回の撮影が行われる。これら一連の処理は、上記実施形態と同様に、終了コマンドが送信されるまで続けられる。

40

【 0 0 9 5 】

このように、制御コマンドをリリース信号とし、制御コマンドを受信したタイミングで撮影を行うようにすれば、決められた時間間隔で撮影を行う上記実施形態とは異なり、図 1 4 に示すように、任意の時間間隔での撮影が可能となる。

【 0 0 9 6 】

50

なお、決められた時間間隔で撮影を行う第一の動作モードと、制御コマンドの受信に応じて一回の撮影を行う第二の動作モードを併用する場合は、これらの動作モードの切り替えも、制御コマンドで行えばよい。

【 0 0 9 7 】

C E 1 1 が関心領域から離れた部位にあって、その状態が所定時間続いた場合、あるいは、次の関心領域に到達するまでに時間がある場合など、積極的に撮影を行う必要がない場合に、撮像素子 3 3 a、3 3 b やドライバ 5 3 a、5 3 b、A F E 5 4 a、5 4 b などの撮影に関わる各部の動作を休止させてもよい（第三の動作モードに相当）。この場合も、第三の動作モードへの切り替えは、制御コマンドで行うようにする。また、この場合は撮影が行われないので、電波 1 4 a による画像データの送信は当然行われないが、位置検出用のビーコン信号として電波 1 4 a を定期的に変調して送信する。なお、位置検出の必要がない場合は、送受信回路 5 5、および変調回路 5 6 の動作も休止させ、ビーコン信号の送信を行わなくてもよい。

10

【 0 0 9 8 】

上記実施形態では、診断情報を元に制御コマンドを生成する例を挙げて説明したが、この場合は以前カプセル内視鏡検査をした患者か、あるいは手術を施した患者のみの適用に限られる。そこで、診断情報に加えて、一般的な症例から得られた症例情報を元に制御コマンドを生成してもよい。症例情報とは、他の患者のカプセル内視鏡検査で得られた病変部周辺の画像データや、典型的な形状、色、大きさなどの特徴量をもつ病変部、あるいは寄生虫や食べ滓などの異物の画像データを含む。つまり、症例情報は、過去の診断によって培われた膨大なデータの中から、代表的なデータを選出したものである。

20

【 0 0 9 9 】

この場合も上記実施形態と同様に、現在画像データと症例情報の画像データとを比較し、画像評価値を算出する。そして、C P U 7 0 で画像評価値に応じて制御コマンドを生成する。但し、この場合、症例情報は位置情報をもたないので、位置評価値の算出、およびこれに応じた制御コマンドの生成は行われない。

【 0 1 0 0 】

このようにすれば、診断情報を元に制御コマンドを生成する場合と同様の処理を行うことができ、初めてカプセル内視鏡検査をする患者にも対処することができる。また、前回の検査では発生していなかった病変部を発見することができ、経過観察を行いたい部位以外の病変部（偶発病変）の発見に役立つ。なお、受信装置 1 2、および W S 1 3 の症例情報の記憶先は、診断情報と同じデータベース 8 0、およびデータストレージ 9 5 であってもよいし、これとは別に症例情報専用のデータベース、およびデータストレージを設けてもよい。データ解析も同様に、診断情報と同じデータ解析回路 8 1 で行ってもよいし、専用のデータ解析回路で行ってもよい。

30

【 0 1 0 1 】

なお、関心領域によっては、撮像素子 F、R のいずれかで捉えられても、一方では撮影されない場合がある。この場合、画像評価値 F、R のうち、関心領域が撮影されないほうの画像評価値の挙動は、図 5 に示すようにはならず、C E 1 1 が関心領域から離れた部位にあるときと同じく低いままとなる。

40

【 0 1 0 2 】

このため、画像評価値 F が閾値 T g 2 を超えてから、画像評価値 F から閾値 T g 1 を減算した差分が負になったとき、画像評価値 R が、C E 1 1 が関心領域から離れた部位にあるときと同じく低い値であった場合は、撮像素子 F のみで関心領域が捉えられ、撮像素子 R で関心領域が捉えられていないと判断し、撮影デューティ比、および総撮影回数を上記実施形態の（E）の区間のように 1 2 . 5 %、1 6 回とせず、（F）の区間で設定した 5 0 %、4 回とする。

【 0 1 0 3 】

一方、画像評価値 R から閾値 T g 1 を減算した差分が正になったとき、画像評価値 F が、C E 1 1 が関心領域から離れた部位にあるときと同じく低い値であった場合は、撮像素

50

子Fで関心領域が捉えられておらず、撮像素子Rのみで関心領域が捉えられたと判断し、撮影デューティ比、および総撮影回数を上記実施形態の(D)の区間のように50%、16回とする。

【0104】

さらに、関心領域は一つとは限らず、ある部位に複数集中して存在している場合もあり得る。関心領域同士の距離が比較的近く、同じ画角で撮影される場合は、一つの関心領域と見做して、撮影デューティ比、および総撮影回数、あるいは撮像素子F、Rの撮影回数を設定する。また、CE11が(C)~(E)の区間にあるときに、次の関心領域の位置評価値から閾値Tpを減算した差分が正になったときは、位置評価値を無視し、前の関心領域の撮影を優先する。

10

【0105】

上記実施形態では、位置情報を得るために電界強度測定センサ19を用いているが、この代わりに、例えば、CE11に磁石、アンテナ18にホール素子を設けて、磁石による磁界の強度をホール素子で測定して、この測定結果を元に、位置検出回路79で人体内におけるCE11の位置を検出してもよい。また、電界強度測定センサ19やホール素子などを用いずに、例えば、周知の画像認識技術を利用して画像データを解析する画像解析部を受信装置12に設け、この画像解析部でCE11からの画像データを解析することで、CE11の位置を検出してもよい。この場合、例えば、典型的な臓器の特定部位の画像をテンプレートとして用意し、このテンプレートとCE11からの画像データの一致の度合いに基づいて、CE11の位置を特定する。

20

【0106】

もしくは、CE11の位置を直接的に検出するのではなく、間接的に検出してもよい。例えば、CE11を嚥下して検査を開始したときからのCE11の動作時間を計測し、上記実施形態で直接的に検出したCE11の位置に代えて、あるいは加えて、この計測結果を元に制御コマンドを生成してもよい。この場合、例えば、CPU50やCPU70の内蔵クロック回路50a、70a(図3、および図4参照)で動作時間を計測する。あるいは、初回の検査で一定のフレームレートで撮影していた場合は、そのときの画像データの累計枚数から動作時間を計算する。そして、上記実施形態の位置の場合と同様に、画像データに関連付けて動作時間を記憶しておく。検査の際には、計測した現在の動作時間と記憶された過去の動作時間との一致の度合いを示す評価値を算出し、算出した評価値に応じて制御コマンドを生成する。

30

【0107】

また、例えば、CEを嚥下して検査を開始したときからのCEの移動距離を計測し、位置や動作時間に代えて、あるいは加えて、この計測結果を元に制御コマンドを生成してもよい。この場合、加速度センサ58の測定結果を、積分回路59で適当な時間間隔で二回積分して、CE11の移動距離を求め、求めた移動距離のデータをCPU50に出力する。

【0108】

CPU50は、積分回路59から逐次出力される移動距離を積算して、CE11のトータルの移動距離を算出する。そして、位置や動作時間の場合と同様に、画像データに関連付けて移動距離を記憶しておく。検査の際には、位置や動作時間の場合と同様にして、制御コマンドを生成する。このように、直接的に検出したCEの位置だけでなく、動作時間や移動距離を位置情報として併用すれば、より精密なCEと関心領域との位置関係を検出することができる。

40

【0109】

さらに、検査を開始したときからの動作時間や移動距離ではなく、CEが胃の出口である幽門を通過したことを検出し、検出した時点を動作時間や移動距離の基準点(ゼロ点)としてもよい。この場合、例えば、CE11にpHセンサを内蔵させる。

【0110】

pHセンサは、両カバー30、31からセンサ部が露呈されており、人体内の管路のp

50

Hを測定し、測定結果をCPU50に出力する。CE11が幽門を通過した際には、胃は強酸性(pH1~3)、胃から繋がる小腸はアルカリ性であるため、pHセンサの測定結果は酸性からアルカリ性に变化する。CPU50は、このpHセンサの測定結果の変化をモニタリングして、測定結果が酸性からアルカリ性に变化したときに、その旨を表す信号を電波14aにて送信させる。

【0111】

pHセンサの測定結果が酸性からアルカリ性に变化したことを表す信号が電波14aで受信されると、受信装置12で動作時間、または移動距離の計測が開始される。このようにすれば、患者によってばらつきがある胃の通過時間や移動距離をキャンセルすることができる。また、カプセル内視鏡検査で特に注目すべき小腸以降の臓器に関わる正確な位置情報を得ることができる。なお、pHセンサを用いずに、周知の画像認識技術を利用して受信装置12で画像データを解析し、この解析結果に基づいて幽門の通過を検出してもよい。なお、この場合は高精度な画像認識は必要なく、胃とそれ以外の部位を識別することができる程度でよい。

10

【0112】

これまで説明した位置情報の検出の仕方は一例であり、本発明を特に限定するものではない。要するに、人体内におけるCEの位置が分ればよく、上記で示した例以外の他の如何なる方法を用いてもよい。

【0113】

以上説明した各実施形態を具現化した場合の制御コマンドの一例を図15、および図16に示す。

20

【0114】

図15において、制御コマンドは、CEの電力制御に関わる電源系、撮像素子33a、33bやAFE54a、54bの動作制御に関わる撮影系、各種動作条件が予め設定されたプリセット、およびその他の種別に分けられている。

【0115】

電源系の制御コマンドは、CEの起動時や、予期せぬ不具合が発生したときにCEをシステムリセットするための「Reset」(コマンド00)、ビーコン信号を送信しない第三の動作モード(超低電力モード)に移行するための「Deep Sleep」(コマンド02)、ビーコン信号を送信する第三の動作モード(低電力モード)に移行するための「Sleep」(コマンド03)、および「Deep Sleep」、「Sleep」の状態から通常の状態に復帰させるための「Wake-Up」(コマンド01)からなる。

30

【0116】

撮影系の制御コマンドは、一定のフレームレートでCEに撮影を行わせる第一の動作モード(連続撮影)と、任意のタイミングでCEに撮影を行わせる第二の動作モード(1ショット撮影)とを切り替えるための「Mode」(コマンド10(n)、引数n=1が第一の動作モード、2が第二の動作モードに対応)、総撮影回数を設定するための「総撮影回数」(コマンド11(n)、引数n=1~32、総撮影回数n/2回)、撮影デューティ比を設定するための「撮影デューティ比」(コマンド12(n)、引数n=0~8、撮影デューティ比 $n \times 12.5\%$ (撮像素子Fを基準として))、および1ショット撮影時にリリース信号として送信する「Fリリース」、「Rリリース」、「F、Rリリース」(コマンド13~15、撮像素子Fで1ショット撮影、撮像素子Rで1ショット撮影、撮像素子F、Rで交互に1ショット撮影に該当)からなる。

40

【0117】

プリセットの制御コマンドは、関心領域周辺を撮影する場合に好適な「条件0」(コマンド30、撮影デューティ比50%、総撮影回数4回)、関心領域付近を撮影する場合に好適な「条件1」(コマンド31、撮影デューティ比50%、総撮影回数2回)、および関心領域から離れた部位を撮影する場合に好適な「条件2」(コマンド32、撮影デューティ比50%、総撮影回数1回)からなる。

50

【 0 1 1 8 】

その他の制御コマンドは、以前の動作条件に変更がない場合に送信する「継続」(コマンド 4 0)や、電波 1 4 a の送信電力を変更するための「送信電力」(コマンド 4 1 (n))、引数 $n = 1 \sim 16$ 、送信電力 $P = n / 16 \times P_{max}$ 、 P_{max} : 規格値を超えない送信電力の最大値) などから構成される。CE は、これら制御コマンドの番号でその種類を判別し、与えられた引数でどのような動作条件が設定されているかを判断する。

【 0 1 1 9 】

図 1 6 に示す例は、撮影デューティ比、および総撮影回数ではなく、撮像素子 F、R の撮影回数そのものを設定する場合の態様である。この場合、コマンド 1 1 (n)、1 2 (n) は、撮像素子 F、R の撮影回数を設定するために用いられる。また、プリセットの条件 0 ~ 2 も、撮像素子 F、R の撮影回数が設定される。

10

【 0 1 2 0 】

図 1 5 に示すコマンド 1 2 (n) では、撮影デューティ比 0 %、または 1 0 0 % の設定も行うことができるが、通常は設定されず、明らかにいずれかの撮像素子のみで関心領域を撮影している場合に用意されている。また、コマンド 1 1 (n)、1 2 (n) の送信タイミングとしては、上記実施形態のように一回の撮影毎でもよいし、一定の時間間隔(例えば、1 秒毎)を開けて送信してもよい。さらに、次のコマンド送信までの時間を併せて送信してもよい。但し、コマンド 1 3 ~ 1 5 が送信された場合は、直ちに撮影動作に移行し、撮影終了後は直ちに次のコマンドを受け付ける。

【 0 1 2 1 】

20

なお、図 1 5、および図 1 6 に示す例からも分かるように、撮影デューティ比、および総撮影回数、あるいは撮像素子 F、R の撮影回数は、上記実施形態で例示した組み合わせに限らず、例えば、症例情報を元にしたデータ解析で異物が発見されたときには、異物の直下で撮像素子 F、R の撮影デューティ比を 5 0 %、総撮影回数を 8 回とするなど、CE 1 1 の仕様に応じて適宜変更することが可能である。

【 0 1 2 2 】

上記実施形態では、共通のアンテナや送受信回路を用いて画像データと制御コマンドを送受信しているが、画像データ用、制御コマンド用に別々のアンテナや送受信回路を設けてもよい。

【 0 1 2 3 】

30

なお、上記実施形態で示したデータ解析の方法や制御コマンドの生成の仕方、位置検出、CE 1 1 の向きの検出の方法、制御コマンドで動作制御する CE の各部などは一例であり、本発明の主旨を逸脱しなければ、如何様な態様にも適宜変更することができる。例えば、診断情報や症例情報を用いて CE 1 1 と関心領域との位置関係を取得するのではなく、患者 1 0 の関心領域の位置と、CE 1 1 の動作時間または移動距離との関係に従って撮影デューティ比、および総撮影回数、あるいは撮像素子 F、R の撮影回数を予め設定して、このデータを CE 1 1 に記憶させておき、検査時にデータに従って CE 1 1 を動作させてもよい。

【 0 1 2 4 】

なお、撮像素子の個数や配置は、上記実施形態の前後両端に 1 個ずつに限定されず、2 個以上であっても、左右両端に配されていてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 5 】

【図 1】カプセル内視鏡の構成を示す概略図である。

【図 2】カプセル内視鏡の内部構成を示す断面図である。

【図 3】カプセル内視鏡の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4】受信装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 5】位置評価値、および画像評価値の時間的な推移の例を示す説明図である。

【図 6】撮影デューティ比、および総撮影回数の設定例を示す説明図である。

【図 7】ワークステーションの電氣的構成を示すブロック図である。

50

【図 8】カプセル内視鏡検査の処理手順を示すフローチャートである。

【図 9】制御コマンドを生成する際の処理手順を示すフローチャートである。

【図 10】カプセル内視鏡検査の処理手順を示すタイミングチャートである。

【図 11】カプセル内視鏡検査の処理手順を示すタイミングチャートであり、(A)は、図 10 に示す処理シーケンスを一定の時間間隔で繰り返す様子、(B)は撮影デューティ比 50%、総撮影回数 8 回、(C)は撮影デューティ比 87.5%、総撮影回数 16 回に設定した場合をそれぞれ示す。

【図 12】制御コマンドをリリース信号とした場合のカプセル内視鏡の検査の処理手順を示すフローチャートである。

【図 13】制御コマンドをリリース信号とした場合のカプセル内視鏡の検査の処理手順を示すタイミングチャートである。

10

【図 14】制御コマンドをリリース信号とした場合のカプセル内視鏡の検査の処理手順を示すタイミングチャートである。

【図 15】制御コマンドの例を示す説明図である。

【図 16】制御コマンドの例を示す説明図である。

【符号の説明】

【0126】

2 カプセル内視鏡システム

11 カプセル内視鏡 (CE)

12 受信装置

20

13 ワークステーション (WS)

14 a、14 b 電波

18 アンテナ

33 a、33 b 撮像素子

34 a、34 b 撮像部

42 アンテナ

50 CPU

52 RAM

53 a、53 b ドライバ

54 a、54 b AFE

30

55 送受信回路

57 復調回路

58 加速度センサ

59 積分回路

70 CPU

74 送受信回路

75 変調回路

78 データストレージ

80 データベース

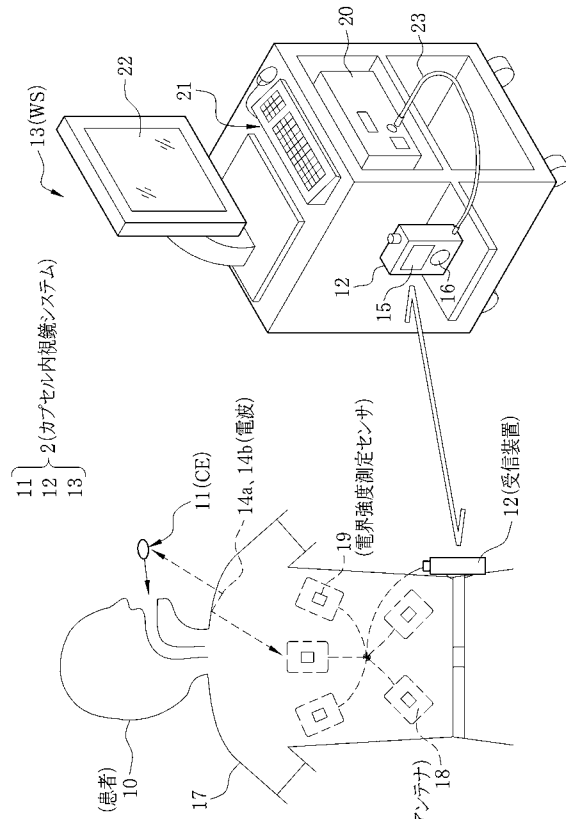
81 データ解析回路

40

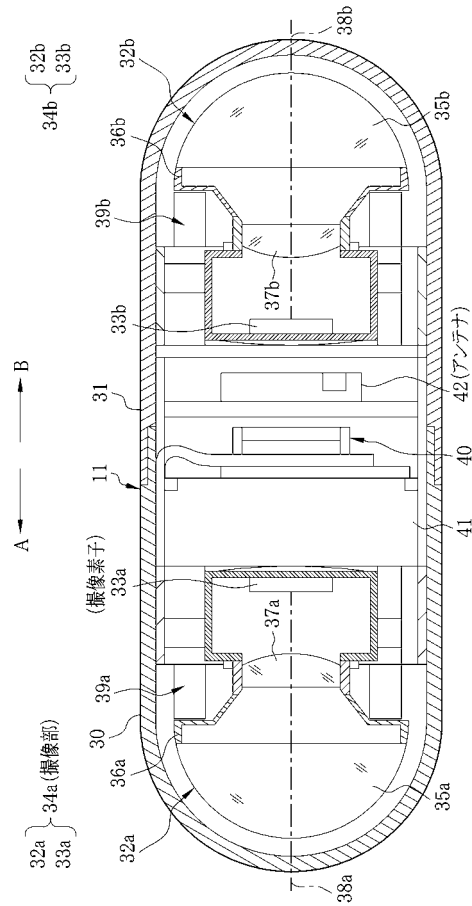
90 CPU

95 データストレージ

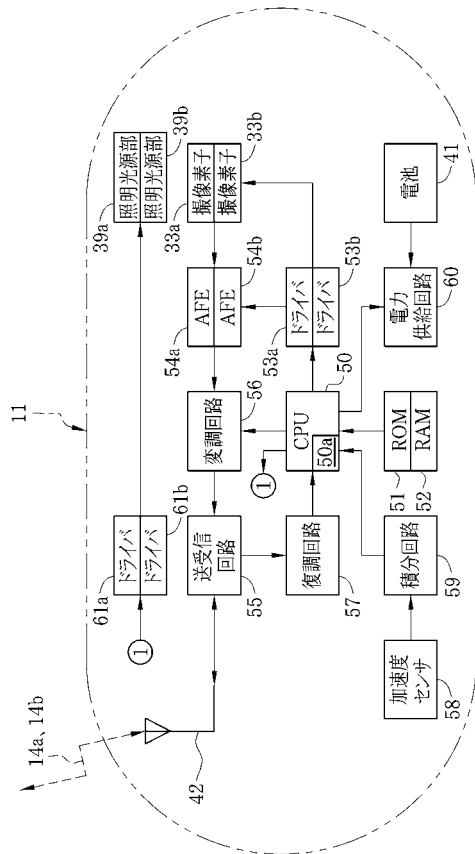
【図 1】



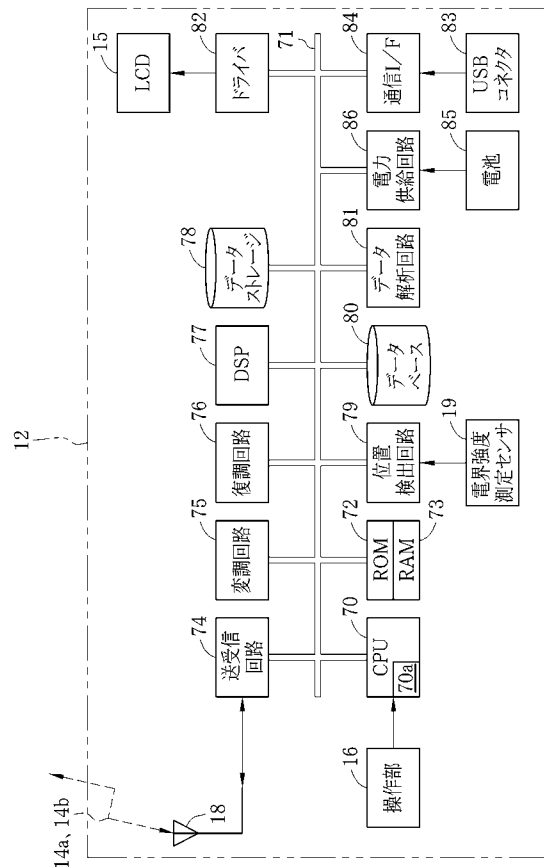
【図 2】



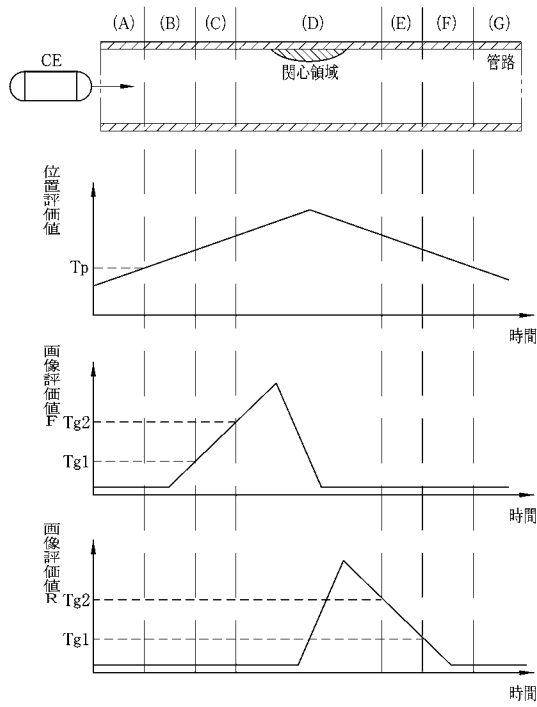
【図 3】



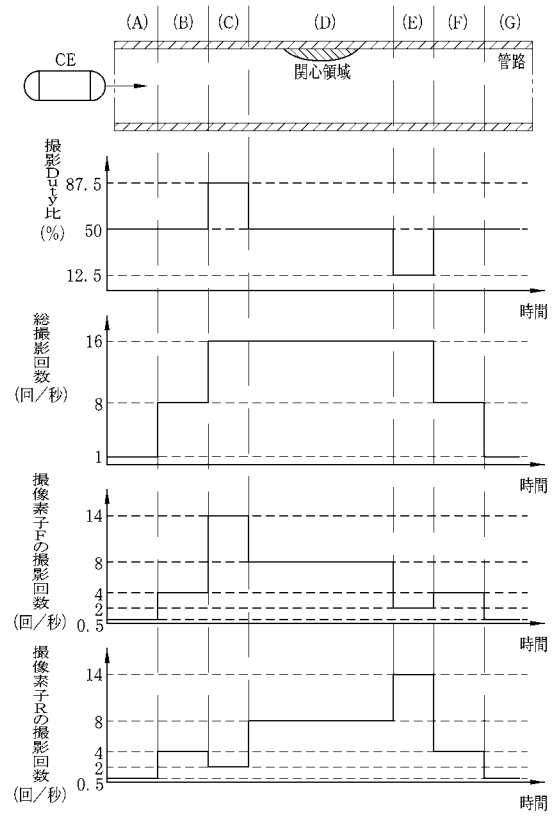
【図 4】



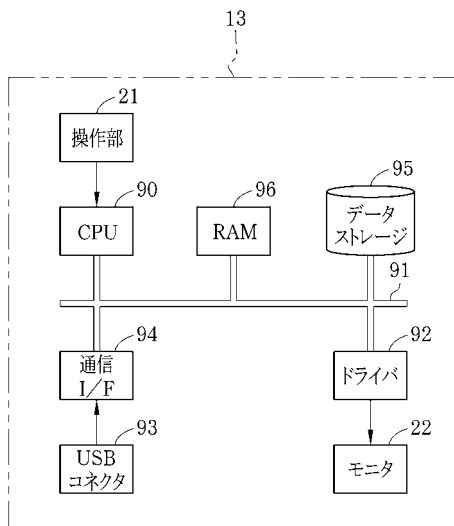
【図 5】



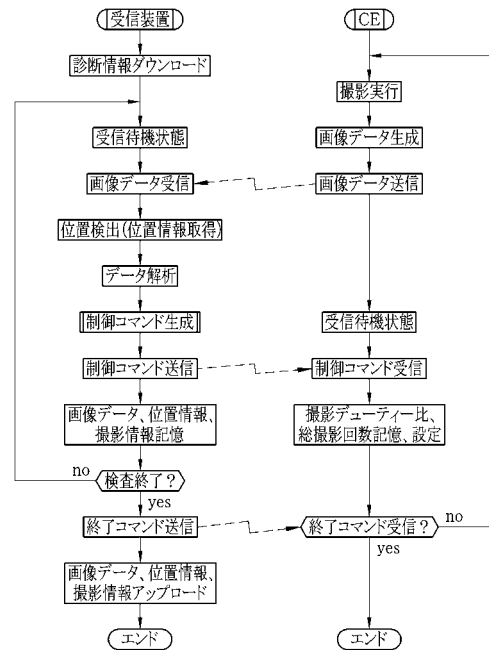
【図 6】



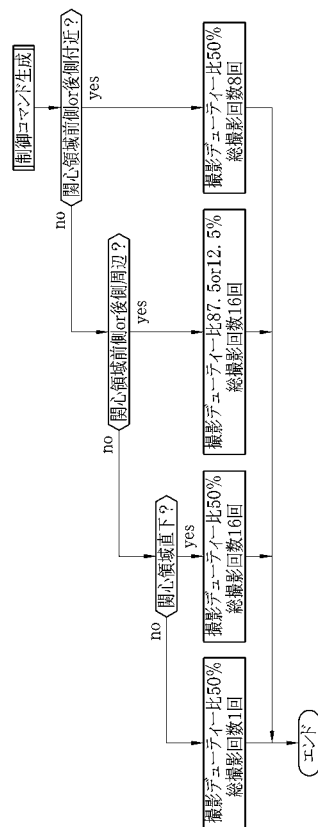
【図 7】



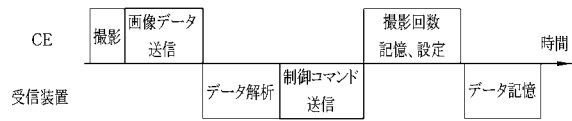
【図 8】



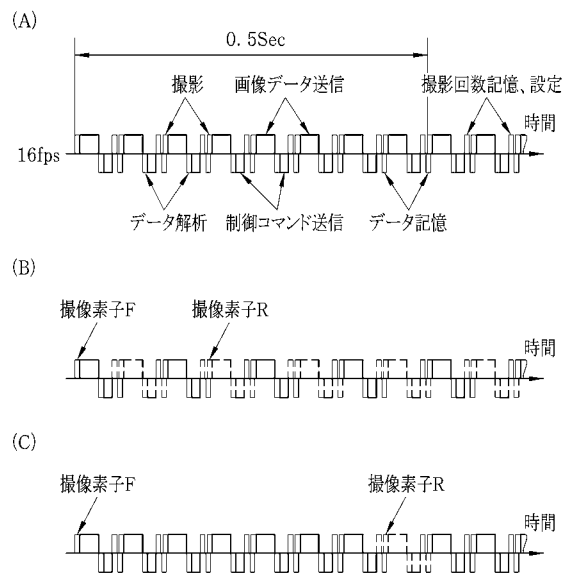
【図 9】



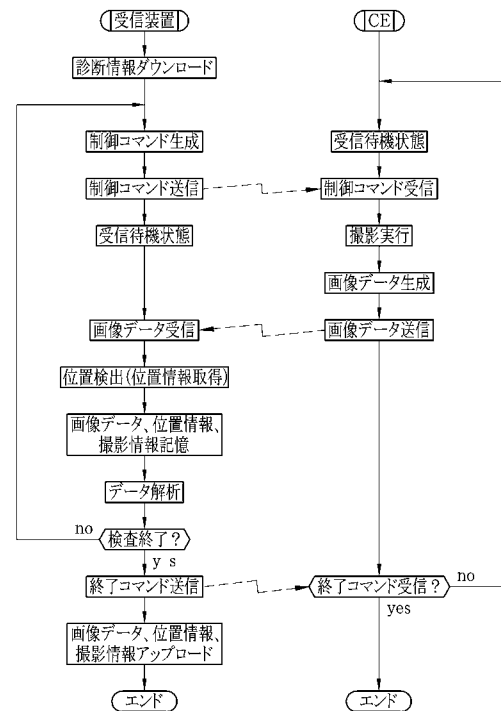
【図 10】



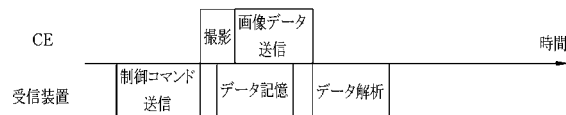
【図 11】



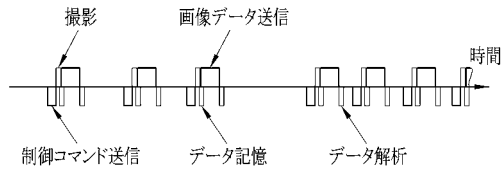
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【図 15】

種別	コマンド	引数	名称	内容、備考
電源系	00		Reset	システムリセット
	01		Wake-Up	Deep Sleep、Sleepから復帰
	02		Deep Sleep	ビーコン信号なし
	03		Sleep	ビーコン信号あり
撮影系	10(n)	1、2	Mode	1:連続撮影 2:1ショット撮影
	11(n)	1~32	総撮影回数	n/2(回)
	12(n)	0~8	撮影デューティ比	n×12.5%(撮像素子F基準)
	13		Fリリース	撮像素子F 1ショット撮影
	14		Rリリース	撮像素子R 1ショット撮影
	15		F、Rリリース	撮像素子F、R 1ショット撮影
プリセット	30		条件0	近接撮影／撮影デューティ比:50% 総撮影回数:4回
	31		条件1	準備動作／撮影デューティ比:50% 総撮影回数:2回
	32		条件2	通常動作／撮影デューティ比:50% 総撮影回数:1回
その他	40		継続	条件変更なし
	41(n)	1~16	送信電力	$P = n / 16 \times P_{max}$ P_{max} :規格値を超えない最大値

【図 16】

種別	コマンド	引数	名称	内容、備考
電源系	00		Reset	システムリセット
	01		Wake-Up	Deep Sleep、Sleepから復帰
	02		Deep Sleep	ビーコン信号なし
	03		Sleep	ビーコン信号あり
撮影系	10(n)	1、2	Mode	1:連続撮影 2:1ショット撮影
	11(n)	1~32	F撮影回数	n/2(回)
	12(n)	1~32	R撮影回数	n/2(回)
	13		Fリリース	撮像素子F 1ショット撮影
	14		Rリリース	撮像素子R 1ショット撮影
	15		F、Rリリース	撮像素子F、R 1ショット撮影
プリセット	30		条件0	近接撮影／F撮影回数:2回 R撮影回数:2回
	31		条件1	準備動作／F撮影回数:1回 R撮影回数:1回
	32		条件2	通常動作／F撮影回数:0.5回 R撮影回数:0.5回
その他	40		継続	条件変更なし
	41(n)	1~16	送信電力	$P = n / 16 \times P_{max}$ P_{max} :規格値を超えない最大値

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-070728(JP,A)
特開2004-154176(JP,A)
特開2004-350963(JP,A)
特開2006-166990(JP,A)
特表2006-509574(JP,A)
特開2006-068109(JP,A)
特開2005-338551(JP,A)
特開2006-212051(JP,A)
特開2003-038425(JP,A)
特開2005-168524(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/07

专利名称(译)	胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统以及操作胶囊内窥镜的方法		
公开(公告)号	JP5019589B2	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2007083457	申请日	2007-03-28
[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	西納直行		
发明人	西納 直行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/04 A61B1/045.631 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/RR03 4C061/RR24 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW02 4C061/WW14 4C061/WW15 4C061/YY12 4C061/YY13 4C061/YY18 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/RR03 4C161/RR24 4C161/SS21 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/WW02 4C161/WW14 4C161/WW15 4C161/YY12 4C161/YY13 4C161/YY18 5C054/CH03 5C054/CH08 5C054/DA07 5C054/EA07 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2008237640A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过减少图像数据量来减轻图像解释的负担。胶囊内窥镜11在前端和后端具有两个成像装置33a和33b。胶囊内窥镜11具有控制命令，该控制命令用于设定根据与感兴趣区域的位置关系预先优化的每单位时间的成像次数（成像占空比）的比率和通过合计图像的数量而获得的图像的总数。从接收设备12无线接收。根据控制命令，胶囊内窥镜11减少远离感兴趣区域的区域中的成像次数并增加感兴趣区域中的成像次数，并且改变行进方向之前和之后的图像的成像元件F和R的成像次数。到。[选图]图6

图 3

