

(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2008-237639

(P2008-237639A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2007-83456 (P2007-83456)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成19年3月28日 (2007. 3. 28)		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
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC09

最終頁に続く

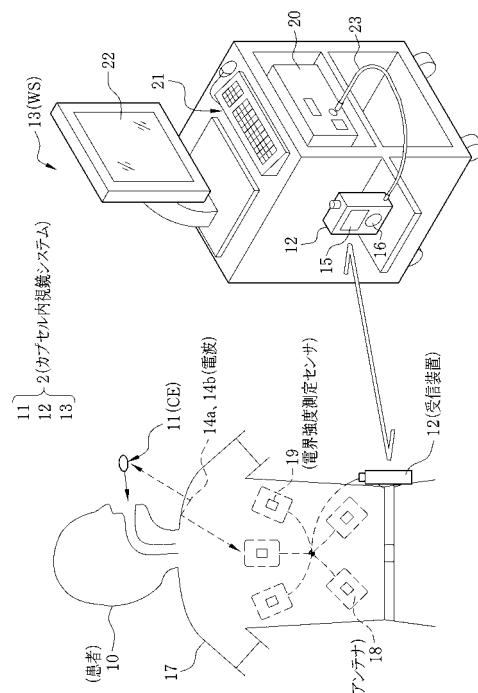
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム、およびカプセル内視鏡の動作制御方法

(57) 【要約】

【課題】 関心領域の読影をより詳細且つ短時間で行う。

【解決手段】 カプセル内視鏡システム2の受信装置12は、ワークステーション13のデータストレージ95から、過去の診断で得られた患者10の診断情報をダウンロードする。受信装置12のデータ解析回路81は、診断情報と、カプセル内視鏡11で検査中に得られる現在情報とを比較する。CPU70は、データ解析回路81の解析結果に基づいて、カプセル内視鏡11の撮影のフレームレートが設定された制御コマンドを生成する。生成された制御コマンドは、電波14bとして無線送信される。カプセル内視鏡11は、制御コマンドを電波14bで無線受信して、制御コマンドで設定されたフレームレートで撮影を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位を撮影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、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とからなるカプセル内視鏡システムにおいて、

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と、

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する第一データ解析手段と、

前記第一データ解析手段の解析結果に基づいて、前記カプセル内視鏡を構成する各部の動作を制御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応じた動作を前記各部に実行させる動作制御手段とを有することを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御コマンドは、前記撮影のフレームレートを設定するもの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システム。

【請求項 3】

前記制御コマンドは、前記撮影を行わせるためのリリース信号であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 4】

前記制御コマンドは、一定のフレームレートで前記撮影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影を行わせる第二の動作モードとを切り替えるものであ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システム。

【請求項 5】

前記第一の動作モードでは、前記撮影を先に行って、これにより得られた画像データを元に前記制御コマンドの生成を行い、

前記第二の動作モードでは、前記制御コマンドの生成を先に行って、これに応じて前記撮影を行うことを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御コマンドは、前記撮影を休止する第三の動作モードに切り替えるものであ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システム。

【請求項 7】

前記制御コマンドは、前記カプセル内視鏡の照明光源部の駆動条件を設定するものであ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システム。

【請求項 8】

前記駆動条件は、前記照明光源部を構成する照明光源の種類、点灯数、照射光量、または点灯時間のうち、少なくともいずれか一つ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システム。

【請求項 9】

前記診断情報は、当該被検体の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 1 ないし 8 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 10】

前記診断情報は、当該被検体の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 1 ないし 9 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記位置情報は、前記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 1 0 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記位置情報は、前記関心領域周辺を撮影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 1 0 または 1 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記カプセル内視鏡の位置を検出する位置検出手段、前記カプセル内視鏡の動作時間を測定する動作時間測定手段、または前記カプセル内視鏡の移動距離を測定する移動距離測定手段のうち、少なくともいずれか一つを備え、

前記位置検出手段の検出結果、前記動作時間測定手段の測定結果、または前記移動距離測定手段の測定結果のうち、少なくともいずれか一つを前記位置情報として用いることを特徴とする請求項 1 0 ないし 1 2 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記位置検出手段は、前記カプセル内視鏡と前記受信装置との間で送受信される無線信号の電界強度を測定する電界強度測定センサを含むことを特徴とする請求項 1 3 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記動作時間測定手段は、前記カプセル内視鏡、または前記受信装置に内蔵されたクロック回路を含むことを特徴とする請求項 1 3 または 1 4 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記移動距離測定手段は、前記カプセル内視鏡の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 1 3 ないし 1 5 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記カプセル内視鏡が幽門を通過したことを検出する幽門通過検出手段を備え、前記幽門通過検出手段で幽門の通過を検出した時点を、前記動作時間、および前記移動距離の基準点とすることを特徴とする請求項 1 2 ないし 1 6 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記幽門通過検出手段は、前記被検体内の pH を測定する pH センサを含むことを特徴とする請求項 1 7 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と、

前記症例情報と、前記現在情報とを比較する第二データ解析手段とを有し、

前記制御コマンド生成手段は、前記第二データ解析手段の解析結果に基づいて、前記制御コマンドを生成することを特徴とする請求項 1 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】

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 1 9 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 2 1】

前記カプセル内視鏡は、前記制御コマンドにより設定される前記各部の動作条件を記憶する第五記憶手段を有することを特徴とする請求項 1 ないし 2 0 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 2 2】

前記無線送信手段および前記無線受信手段は、前記画像データの無線送受信に兼用されていることを特徴とする請求項 1 ないし 2 1 のいずれかに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 2 3】

過去の診断で得られた当該被検体の診断情報を、情報管理装置から受信装置に取り込むデータ取り込みステップと、

前記診断情報と、カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較するデータ解析ステップと、

前記データ解析ステップにおける解析結果に基づいて、前記カプセル内視鏡を構成する各部の動作を制御するための制御コマンドを生成する制御コマンド生成ステップと、

前記受信装置と前記カプセル内視鏡との間で前記制御コマンドを無線送受信する制御コマンド無線送受信ステップと、

前記制御コマンドに応じた動作を前記各部に実行させる動作制御ステップとを備えることを特徴とするカプセル内視鏡の動作制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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、およびカプセル内視鏡の動作制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

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。

【0003】

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あった。従来、このような読影の負担を軽くするために、種々の提案がなされている（特許文献 1～3 参照）。

【0004】

特許文献 1、および特許文献 2 に記載の発明では、加速度センサや圧力センサを用いて、人体内におけるカプセル内視鏡の移動速度を検出し、移動速度が速い場合にはフレームレートを上げ、遅い場合には下げている。特許文献 3 に記載の発明では、カプセル内視鏡と受信装置との間で送受信される無線信号の信号強度を検出し、この検出結果に基づいてカプセル内視鏡の位置を検出し、その移動量を検出している。そして、移動量がある閾値以下であった場合に、撮像素子の駆動を停止させている。

【0005】

移動速度が遅い、あるいは移動量がある閾値以下であった場合は、カプセル内視鏡が一箇所に長時間滞留している場合が考えられ、この場合は殆ど変化のない同じような画像が何枚も撮影されることとなる。このため、特許文献 1、および特許文献 2 のようにフレームレートを下げたり、特許文献 3 のように撮像素子の駆動を停止させるようにすれば、類似する画像の数を減らすことができ、読影の負担も軽くすることができる。

【0006】

上記のように読影の負担を軽くする要望がある一方で、病変部など診断を重点的にやりたい部位（以下、関心領域という）の読影は詳細に行いたいという要望がある。つまり、診断に不要な画像は極力減らし、必要な画像はなるべく多く得られるようにしたい。この課題を解決するために、予め設定されたタイムスケジュールに従って撮影を行うカプセル内視鏡が提案されている（特許文献4参照）。

【0007】

特許文献4では、例えば、食道の場合はカプセル内視鏡が通過する時間が通常1秒以内と極めて短いため、食道を通過する際にはフレームレートを上げ、カプセル内視鏡が胃の中に落ちたときは、撮影動作を停止するようにタイムスケジュールを設定している。あるいは、カプセル内視鏡が関心領域を通過する際にはフレームレートを上げ、関心領域を通過した後はフレームレートを下げるといった例も開示されている。

10

【0008】

また、カプセル内視鏡の各部の動作状態を設定するパラメータを記憶するメモリをカプセル内視鏡に設け、メモリのデータを受信装置から無線で書き換え可能としたカプセル内視鏡が提案されている（特許文献5参照）。特許文献5では、メモリのデータを書き換えることで、照明光源の照射光量やホワイトバランスを適正な値に補正したり、照射光量を部位に応じて変化させたりしている。また、特許文献4の場合と同様に、関心領域付近ではフレームレートを上げ、関心領域から離れたところではフレームレートを下げる例が記載されている。

20

【特許文献1】特表2004-521662号公報

【特許文献2】特開2006-223892号公報

【特許文献3】特開2006-288808号公報

【特許文献4】特開2005-193066号公報

【特許文献5】特開2004-350963号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、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。

30

【0010】

しかしながら、特許文献1～3に記載の技術では、読影の負担を軽くすることはできるが、カプセル内視鏡の移動速度が遅い、あるいは移動量がある閾値以下であったときに、丁度関心領域にあたっていた場合は撮影が省かれてしまうので、関心領域を詳細に読影することができなくなるおそれがある。

【0011】

また、特許文献4、および特許文献5に記載の技術では、カプセル内視鏡が関心領域を通過する際にはフレームレートを上げ、関心領域を通過した後はフレームレートを下げるという例が開示されているものの、関心領域を特定するための具体例が記載されておらず、やはり特許文献1～3の場合と同様に、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に応えることができない。

40

【0012】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、関心領域の読影をより詳細且つ短時間で行うことができるカプセル内視鏡システム、および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】

【0013】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体内に嚥下され、被検体内

50

の被観察部位を撮影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、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とからなるカプセル内視鏡システムにおいて、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と、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する第一データ解析手段と、前記第一データ解析手段の解析結果に基づいて、前記カプセル内視鏡を構成する各部の動作を制御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応じた動作を前記各部に実行させる動作制御手段とを有することを特徴とする。

10

【0014】

前記制御コマンドは、前記撮影のフレームレートを設定するものであることが好ましい。

【0015】

前記制御コマンドは、前記撮影を行わせるためのリリース信号であることが好ましい。

【0016】

前記制御コマンドは、一定のフレームレートで前記撮影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影を行わせる第二の動作モードとを切り替えるものであることが好ましい。この場合、前記第一の動作モードでは、前記撮影を先に行って、これにより得られた画像データを元に前記制御コマンドの生成を行い、前記第二の動作モードでは、前記制御コマンドの生成を先に行って、これに応じて前記撮影を行う。

20

【0017】

前記制御コマンドは、前記撮影を休止する第三の動作モードに切り替えるものであることが好ましい。

【0018】

前記制御コマンドは、前記カプセル内視鏡の照明光源部の駆動条件を設定するものであることが好ましい。この場合、前記駆動条件は、前記照明光源部を構成する照明光源の種類、点灯数、照射光量、または点灯時間のうち、少なくともいずれか一つを含む。

【0019】

前記診断情報は、当該被検体の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、当該被検体の関心領域周辺の位置情報を含むことが好ましい。

30

【0020】

前記位置情報は、前記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。

【0021】

前記位置情報は、前記関心領域周辺を撮影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。

【0022】

前記カプセル内視鏡の位置を検出する位置検出手段、前記カプセル内視鏡の動作時間を測定する動作時間測定手段、または前記カプセル内視鏡の移動距離を測定する移動距離測定手段のうち、少なくともいずれか一つを備え、前記位置検出手段の検出結果、前記動作時間測定手段の測定結果、または前記移動距離測定手段の測定結果のうち、少なくともいずれか一つを前記位置情報として用いることが好ましい。

40

【0023】

前記位置検出手段は、前記カプセル内視鏡と前記受信装置との間で送受信される無線信号の電界強度を測定する電界強度測定センサを含む。

【0024】

前記動作時間測定手段は、前記カプセル内視鏡、または前記受信装置に内蔵されたクロック回路を含む。

【0025】

50

前記移動距離測定手段は、前記カプセル内視鏡の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。

【0026】

前記カプセル内視鏡が幽門を通過したことを検出する幽門通過検出手段を備え、前記幽門通過検出手段で幽門の通過を検出した時点を、前記動作時間、および前記移動距離の基準点とすることが好ましい。この場合、前記幽門通過検出手段は、前記被検体内のpHを測定するpHセンサを含む。

【0027】

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と、前記症例情報と、前記現在情報とを比較する第二データ解析手段とを有し、前記制御コマンド生成手段は、前記第二データ解析手段の解析結果に基づいて、前記制御コマンドを生成することが好ましい。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。

【0028】

前記カプセル内視鏡は、前記制御コマンドにより設定される前記各部の動作条件を記憶する第五記憶手段を有することが好ましい。また、前記無線送信手段および前記無線受信手段は、前記画像データの無線送受信に兼用されていることが好ましい。

【0029】

請求項23に記載の発明は、カプセル内視鏡の動作制御方法であって、過去の診断で得られた当該被検体の診断情報を、情報管理装置から受信装置に取り込むデータ取り込みステップと、前記診断情報と、カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報とを比較するデータ解析ステップと、前記データ解析ステップにおける解析結果に基づいて、前記カプセル内視鏡を構成する各部の動作を制御するための制御コマンドを生成する制御コマンド生成ステップと、前記受信装置と前記カプセル内視鏡との間で前記制御コマンドを無線送受信する制御コマンド無線送受信ステップと、前記制御コマンドに応じた動作を前記各部に実行させる動作制御ステップとを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0030】

本発明のカプセル内視鏡システム、およびカプセル内視鏡の動作制御方法によれば、過去の診断情報と、カプセル内視鏡で検査中に得られる現在情報との比較結果に応じて、カプセル内視鏡の各部の動作を制御するので、例えば、関心領域の画像や位置の情報を診断情報として用意しておけば、現在情報との比較により関心領域が特定され、カプセル内視鏡が関心領域を通過する際にはフレームレートを上げ、通過した後はフレームレートを下げるなどの制御を行うことができる。したがって、関心領域の読影をより詳細且つ短時間で行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

図1において、カプセル内視鏡システム2は、患者10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、CEと略す)11と、患者10がベルトなどに取り付けて携帯する受信装置12と、CE11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、WSと略記する)13とから構成される。

【0032】

CE11は、人体内部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14aにて受信装置12に無線送信する。また、CE11は、受信装置12からの制御コマンドを電波14bで無線受信して、制御コマンドに基づいて動作する。

【0033】

受信装置12は、各種設定画面を表示する液晶表示器(以下、LCDと略記する)15、および各種設定を行うための操作部16を備えている。受信装置12は、CE11から

10

20

30

40

50

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。

【0034】

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 3 9 (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。

10

【0035】

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。

【0036】

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。

20

【0037】

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 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 とからなる撮像部 3 4 が組み込まれている。撮像素子 3 3 は、対物光学系 3 2 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。

【0038】

対物光学系 3 2 は、前カバー 3 0 の先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 2 a と、光学ドーム 3 2 a 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 3 2 b と、レンズホルダー 3 2 b に固着されたレンズ 3 2 c とから構成される。対物光学系 3 2 は、光軸 3 5 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。

30

【0039】

両カバー 3 0、3 1 内には、撮像部 3 4 の他に、被観察部位に光を照射する照明光源部 3 6、送受信回路 5 5 や電力供給回路 5 8 (ともに図 3 参照) が実装された電気回路基板 3 7、ボタン型の電池 3 8、および電波 1 4 a、1 4 b を送受信するためのアンテナ 3 9 などが収容されている。

40

【0040】

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フレームレートのデータも一時的に記憶される。

【0041】

撮像素子 3 3 には、ドライバ 5 3、および A F E (Analog Front End) 5 4 が接続されている。ドライバ 5 3 は、制御コマンドで設定されたフレームレートで撮影が行われるよ

50

うに、撮像素子 3 3、および A F E 5 4 の動作を制御する。A F E 5 4 は、撮像素子 3 3 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。

【0042】

アンテナ 3 9 には、送受信回路 5 5 が接続されている。送受信回路 5 5 には、変調回路 5 6、および復調回路 5 7 が接続され、これらは C P U 5 0 に接続している。変調回路 5 6 は、A F E 5 4 から出力されたデジタルの画像データを電波 1 4 a に変調し、変調した電波 1 4 a を送受信回路 5 5 に出力する。復調回路 5 7 は、受信装置 1 2 からの電波 1 4 b を元の制御コマンドに復調し、復調した制御コマンドを C P U 5 0 に出力する。送受信回路 5 5 は、変調回路 5 6 からの電波 1 4 a を増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ 3 9 に出力するとともに、アンテナ 3 9 を介して受信した電波 1 4 b を増幅して帯域通過濾波した後、復調回路 5 7 に出力する。

10

【0043】

電力供給回路 5 8 は、電池 3 8 の電力を C E 1 1 の各部に供給する。なお、符号 5 9 は、C P U 5 0 の制御の下に、照明光源部 3 6 の駆動を制御するためのドライバである。

【0044】

図 4 において、C P U 7 0 は、受信装置 1 2 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 7 0 には、バス 7 1 を介して、R O M 7 2、および R A M 7 3 が接続されている。R O M 7 2 には、受信装置 1 2 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 7 0 は、R O M 7 2 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 7 3 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 7 0 は、操作部 1 6 からの操作入力信号に応じて、受信装置 1 2 の各部を動作させる。

20

【0045】

アンテナ 1 8 には、送受信回路 7 4 が接続されている。送受信回路 7 4 には、バス 7 1 を介して、変調回路 7 5、および復調回路 7 6 が接続されている。変調回路 7 5 は、制御コマンドを電波 1 4 b に変調し、変調した電波 1 4 b を送受信回路 7 4 に出力する。復調回路 7 6 は、受信装置 1 2 からの電波 1 4 a を元の画像データに復調し、復調した画像データを D S P 7 7 に出力する。送受信回路 7 4 は、変調回路 7 5 からの電波 1 4 b を増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ 1 8 に出力するとともに、アンテナ 1 8 を介して受信した電波 1 4 a を増幅して帯域通過濾波した後、復調回路 7 6 に出力する。

30

【0046】

D S P (Digital Signal Processor) 7 7 は、復調回路 7 6 で復調された画像データに対して、 γ 変換や Y C 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 7 8 に出力する。データストレージ 7 8 は、例えば、記憶容量が 1 G B 程度のフラッシュメモリからなる。データストレージ 7 8 は、D S P 7 7 から順次出力される画像データを記憶・蓄積する。

【0047】

位置検出回路 7 9 は、電界強度測定センサ 1 9 による電波 1 4 a の電界強度の測定結果を元に、人体内の C E 1 1 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 7 8、およびデータ解析回路 8 1 に出力する。データストレージ 7 8 は、位置検出回路 7 9 からの位置情報を、D S P 7 7 からの画像データに関連付けて記憶する。

40

【0048】

なお、人体内の C E 1 1 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 1 8 による電波 1 4 a の電界強度分布と、人体内の C E 1 1 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 R O M 7 2 に記憶しておく。そして、電界強度測定センサ 1 9 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 C E 1 1 の位置をデータテーブルから読み出すことで行う。

【0049】

もしくは、各アンテナ 1 8 への電波 1 4 a の到達時間のずれ量、すなわち、電波 1 4 a

50

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。

【００５０】

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。

10

【００５１】

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。

20

【００５２】

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高いほど、ＣＥ１１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８１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。

【００５３】

一方、現在画像データと過去画像データとの比較結果は、ＣＥ１１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、ＣＥ１１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８１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。

30

【００５４】

データ解析回路８１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２００５－２８４２０３号公報、特開２００５－２８６９４０号公報、特開２００５－１５６９６７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。

40

【００５５】

バス７１には、上記各部に加えて、ＬＣＤ１５の表示制御を行うドライバ８２、ＵＳＢコネクタ８３を介してプロセッサ２０とのデータの遣り取りを媒介する通信Ｉ／Ｆ８４、電池８５の電力を受信装置１２の各部に供給する電力供給回路８６などが接続されている。

【００５６】

ＣＰＵ７０は、位置評価値、および画像評価値に応じて、制御コマンドを生成する。ＣＰＵ７０は、生成した制御コマンドを変調回路７５に出力する。制御コマンドとは、撮像

50

素子 3 3 のフレームレートを制御するためのもので、例えば、16 fps（フレーム／秒）、4 fps、1 fps の三段階のフレームレートを設定することが可能となっている。

【0057】

ここで、位置評価値、および画像評価値の時間的な推移を考察する。まず、関心領域から離れた部位では、両評価値が低く、関心領域に近づくにつれて高くなる。そして、関心領域周辺では、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が略一致し、両評価値も最大となる。関心領域を過ぎると、両評価値は次第に低くなり、次の関心領域に近づくまで、両評価値は最初の状態と同じく低くなる。

【0058】

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、CE11 が関心領域から離れた部位にあるときにはフレームレートを下げ、CE11 が関心領域周辺にあるときにはフレームレートを上げればよい。

【0059】

すなわち、CPU70 は、CE11 が関心領域から離れた部位にあり、両評価値が低い状態のとき、フレームレートを 1 fps に設定した制御コマンドを生成する。また、CPU70 は、CE11 が関心領域付近にあり、位置評価値が第一の閾値以上となったとき、フレームレートを 4 fps に設定した制御コマンドを生成する。

【0060】

さらに、CPU70 は、CE11 が関心領域周辺にあり、画像評価値が第二の閾値以上となったとき、フレームレートを 16 fps に設定した制御コマンドを生成する。なお、このとき、位置評価値も第一の閾値以上となっているが、位置評価値に関わらず、画像評価値が第二の閾値以上である場合は、4 fps ではなく、16 fps にフレームレートが設定される。このため、第一の閾値は、画像評価値が第二の閾値を超えるよりも、CE11 が関心領域の手前にあるときに位置評価値を超えるような値に設定されている。

【0061】

また、CE11 が関心領域を通過し、両評価値が第一、第二の閾値以下となったとき、CPU70 は、フレームレートを 4 fps に設定した制御コマンドを生成する。CE11 が関心領域を離れ、両評価値が最初の状態と同じく低くなり、この状態で所定時間経過したとき、CPU70 は、フレームレートを 1 fps に設定した制御コマンドを生成する。つまり、制御コマンドで設定されるフレームレートは、関心領域から離れた部位→関心領域付近→関心領域周辺→関心領域通過→関心領域から離れた部位への CE11 の移動に伴って、1→4→16→4→1 と推移する。なお、前回設定したフレームレート、およびフレームレートを 4 fps に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。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。

【0062】

図 5 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/F 94、データストレージ 95、および RAM 96 が接続されている。

【0063】

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。RAM 96 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

10

20

30

40

50

る。

【0064】

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6、および図7のフローチャート、並びに図8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の電源を投入して患者10にCE11を嚥下させる。

【0065】

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36で人体内の被観察部位が照明されつつ、フレームレート1fpsの初期設定で、撮像素子33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33の撮像面に結像され、これにより撮像素子33から撮像信号が出力される。撮像素子33から出力された撮像信号は、AFE54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。

【0066】

AFE54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、帯域通過濾波された後、アンテナ18から送信される。

【0067】

アンテナ39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、DSP77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。

【0068】

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、人体内部のCE11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。

【0069】

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、および画像評価値が出力される。これら両評価値は、CPU70に入力される。

【0070】

データ解析回路81からの両評価値を受けて、CPU70では、図7に示す手順で制御コマンドが生成される。すなわち、位置評価値が第一の閾値以下（「関心領域付近？」が「no」の場合）で、且つ前回設定したフレームレートが4fpsでないとき（CE11が関心領域から離れた部位にあり、両評価値が低い状態のとき）は、フレームレートが1fpsに設定される。位置評価値が第一の閾値以上（「関心領域付近？」が「yes」の場合）、且つ画像評価値が第二の閾値以下（「関心領域周辺？」が「no」の場合）であったとき（CE11が関心領域付近にあったとき）には、フレームレートが4fpsに設定される。画像評価値が第二の閾値以上（「関心領域周辺？」が「yes」の場合）で、且つ位置評価値が第一の閾値以上であったとき（CE11が関心領域周辺にあったとき）は、フレームレートが16fpsに設定される。

【0071】

位置評価値が第一の閾値以下、且つ画像評価値が第二の閾値以下で、さらに前回設定したフレームレートが4fpsであり、フレームレートを4fpsに設定してから所定時間経過していなかったとき（CE11が関心領域を通過したとき）は、フレームレートは4fpsのまま変更されない。両評価値が第一、第二の閾値以下で、さらに前回設定したフ

10

20

30

40

50

フレームレートが4 f p sであり、フレームレートを4 f p sに設定してから所定時間経過したとき（C E 1 1が関心領域から離れたとき）は、フレームレートが1 f p sに設定される。

【0072】

図6に戻って、C P U 7 0で上記のようにしてフレームレート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39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、D S P 7 7からの画像データ、および位置検出回路79からの位置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。

【0073】

アンテナ18を介して電波14bが受信されると、カプセル内視鏡11では、受信された電波14b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14bは、復調回路57で元の制御コマンドに復調され、C P U 5 0に出力される。そして、制御コマンドで設定されたフレームレートのデータが、R A M 5 2に一時的に記憶される。

【0074】

R A M 5 2に記憶されたフレームレートのデータは、ドライバ53に読み出される。そして、ドライバ53により、制御コマンドで設定されたフレームレート、すなわち、1、4、16 f p sのいずれかで撮影が行われるように、撮像素子33、およびA F E 5 4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C E 1 1に電波14bにて終了コマンドが送信されるまで続けられる。

【0075】

検査終了後、再び受信装置12とプロセッサ20とをU S B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をW S 1 3のデータストレージ95にアップロードする。そして、W S 1 3にて、支援ソフトを用いて診断を行う。

【0076】

検査開始時の処理をタイミングチャートで表した図8において、C E 1 1では、まず、初期設定の1 f p sのフレームレートで撮影が行われ、これにより得られた画像データが電波14aとして受信装置12に送信される。電波14a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14bとしてC E 1 1に送信される。

【0077】

電波14bを受けて、C E 1 1では、制御コマンドのフレームレートが記憶、設定される。このとき設定されたフレームレートは、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、および位置情報が記憶される。つまり、本実施形態では、C E 1 1で被観察部位の撮影を先に行い、C E 1 1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、フレームレートの記憶、設定を行う（第一の動作モードに相当）。

【0078】

フレームレートが16 f p sに設定された場合は、C E 1 1、および受信装置12の処理は図9（A）に示すようになる。すなわち、図8に示す一回の処理シーケンス（C E 1 1：撮影→画像データ送信→フレームレート記憶、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、一秒間で等間隔に16回（0.5秒間で8回）繰り返される。

【0079】

また、フレームレートが4 f p sに設定された場合は、（B）に示すように、一回の処理シーケンスが実行された後は、三回分の処理シーケンスが飛ばされ、一秒間で等間隔に4回（0.5秒間で2回）の処理シーケンスが実行される。同様に、フレームレートが1 f p sに設定された場合は、一回の処理シーケンスが実行された後は、15回分の処理シ

10

20

30

40

50

ーケンスが飛ばされ、一秒間で1回の処理シーケンスが実行される。さらに、(C)に示すように、フレームレートが16fpsから4fpsに設定変更された場合は、16fpsから4fpsに切り替わる際に一回分の処理シーケンスが飛ばされる。

【0080】

以上説明したように、検査中に得られる現在情報と過去の診断情報との比較結果に応じて、CE11による撮影のフレームレートを設定するので、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、特に好適である。

【0081】

反対に、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78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、CE11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。

【0082】

上記実施形態では、制御コマンドで設定されたフレームレートでCE11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CE11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CE11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10のフローチャート、および図11のタイミングチャートに示すようになる。

【0083】

図10、および図11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14bにて受信装置12からCE11に送信される。

【0084】

アンテナ18を介して電波14bが受信されると、CE11では、上記実施形態のようにフレームレートの記憶、設定は行われず、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14aにて受信装置12に送信される。

【0085】

受信装置12では、位置検出が行われ、画像データ、および位置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、CE11が関心領域から離れた部位にあったときは、適当な時間間隔を空けて制御コマンドが生成され、電波14bにて送信される。CE11が関心領域付近、または関心領域周辺にあったときは、CE11が関心領域から離れた部位にあったときと比べて密な時間間隔で制御コマンドが生成され、電波14bにて送信される。CE11では、電波14b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。

【0086】

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12に示すように、任意の時間間隔での撮影が可能となる。

【0087】

なお、制御コマンドで設定されたフレームレート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。

【0088】

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 やドライバ 5 3、A F E 5 4 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。

【0089】

なお、制御コマンドで照明光源部の駆動条件を設定してもよい。この場合、例えば、図 1 3 に示す C E 1 0 0 のように照明光源部 1 0 1 を構成する。

【0090】

前カバー 3 0 の先端側から C E 1 0 0 を見た図 1 3 において、照明光源部 1 0 1 は、四個の近傍照射用光源 1 0 2（縦線ハッチングで示す）、二個の遠方照射用光源 1 0 3（横線ハッチングで示す）、および二個の非白色光源 1 0 4 の計八個の光源からなる。近傍照射用光源 1 0 2 は、光軸 3 5 を中心とする円の周りに、90°毎に等間隔で配置されている。遠方照射用光源 1 0 3、および非白色光源 1 0 4 は、近傍照射用光源 1 0 2 の位置から 45°ずれた位置に配置されている。

【0091】

図 1 4 に示すように、近傍照射用光源 1 0 2 には、比較的広い照射範囲（°）で、ある程度の照射強度が得られるような指向特性を有し、照射距離が比較的短い白色光源が用いられている。また、図 1 5 に示すように、遠方照射用光源 1 0 3 には、近傍照射用光源 1 0 2 よりも狭い照射範囲で照射強度が得られるような指向特性を有し、近傍照射用光源 1 0 2 よりも照射距離が長い白色光源が用いられている。非白色光源 1 0 4 には、分光画像を取得するために、白色光源とは異なる波長域の光、例えば、赤、青、緑色などの光を発する光源が用いられている。

【0092】

この場合、C E 1 0 0 と関心領域との位置関係に応じて、点灯させる光源を変更する。例えば、C E 1 0 0 が関心領域から離れた部位にあるときには、関心領域の発見を早めるために、対向する二個の近傍照射用光源 1 0 2、および全ての遠方照射用光源 1 0 3 を点灯させる。C E 1 0 0 が関心領域付近にあるときには、近傍照射用光源 1 0 2、および遠方照射用光源 1 0 3 を全て点灯させる。C E 1 0 0 が関心領域周辺にあるときには、鮮明な関心領域の画像を得るために、近傍照射用光源 1 0 2 を全て点灯させ、遠方照射用光源 1 0 3 を消灯させる。あるいは、近傍照射用光源 1 0 2、および遠方照射用光源 1 0 3 に流れる電流、もしくはこれらの光源の点灯時間を制御することで、C E 1 0 0 と関心領域との位置関係に適応した照射光量としてもよい。このようにすれば、常に最適な照明環境で撮影を行うことができ、正確な診断に供する鮮明な関心領域の画像を得ることができる。また、照射光源部の動作に掛かる電力消費を最低限に抑えることができる。

【0093】

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 1 9 を用いているが、この代わりに、例えば、C E 1 1 に磁石、アンテナ 1 8 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 7 9 で人体内における C E 1 1 の位置を検出してもよい。また、電界強度測定センサ 1 9 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 1 2 に設け、この画像解析部で C E 1 1 からの画像データを解析することで、C E 1 1 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 C E 1 1 からの画像データの一致の度合いに基づいて、C E 1 1 の位置を特定する。

【0094】

もしくは、C E 1 1 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、C E 1 1 を嚥下して検査を開始したときからのC E 1 1 の動作時間を計測し、上記実施形態で直接的に検出したC E 1 1 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、C P U 5 0 やC P U 7 0 の内蔵クロック回路5 0 a、7 0 a（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。

10

【0095】

また、例えば、C E を嚥下して検査を開始したときからのC E 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、図16に示すC E 1 1 0 のように、加速度センサ1 1 1、および積分回路1 1 2 を設ける。

【0096】

加速度センサ1 1 1 は、例えば、X、Y、Zの三軸の加速度を測定可能な三軸加速度センサからなり、C E 1 1 0 の進行方向（後カバー3 1 側から前カバー3 0 側に向かう光軸3 5 に平行な方向）、および進行方向に直交する二軸の加速度を測定し、この測定結果を積分回路1 1 2 に出力する。積分回路1 1 2 は、加速度センサ1 1 1 の測定結果を適当な時間間隔で二回積分して、C E 1 1 0 の移動距離を求め、求めた移動距離のデータをC P U 5 0 に出力する。

20

【0097】

C P U 5 0 は、積分回路1 1 2 から逐次出力される移動距離を積算して、C E 1 1 0 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C E 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C E と関心領域との位置関係を検出することができる。

【0098】

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、C E 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、図17に示すC E 1 2 0 のように、p Hセンサ1 2 1 を内蔵させる。

30

【0099】

p Hセンサ1 2 1 は、両カバー3 0、3 1 からセンサ部が露呈されており、人体内の管路のp Hを測定し、測定結果をC P U 5 0 に出力する。C E 1 2 0 が幽門を通過した際には、胃は強酸性（p H 1 ~ 3）、胃から繋がる小腸はアルカリ性であるため、p Hセンサ1 2 1 の測定結果は酸性からアルカリ性に変化する。C P U 5 0 は、このp Hセンサ1 2 1 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変化したときに、その旨を表す信号を電波1 4 a にて送信させる。

40

【0100】

p Hセンサ1 2 1 の測定結果が酸性からアルカリ性に変化したことを表す信号が電波1 4 a で受信されると、受信装置1 2 で動作時間、または移動距離（この場合は加速度センサ1 1 1、積分回路1 1 2 をC E 1 2 0 に設ける）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、p Hセンサ1 2 1 を用いずに、周知の画像認識技術を利用して受信装置1 2 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

50

ができる程度でよい。

【0101】

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。

【0102】

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。

【0103】

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、CPU70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。

【0104】

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12、およびWS13の症例情報の記憶先は、診断情報と同じデータベース80、およびデータストレージ95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81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。

【0105】

以上説明した各実施形態を具現化した場合のフレームレートの推移例を図18に示す。また、制御コマンドの一例を図19に示す。

【0106】

図18において、まず、検査を開始したときは、(A)に示すように、初期設定のフレームレート1fpsでCEが起動される。CEが人体内の管路を移動して、関心領域付近に到達したときには、関心領域の発見に備えるために、(B)に示すようにフレームレートが4fpsに設定変更される。そして、CEが関心領域周辺に到達したときは、十分な撮影枚数を確保するために、(C)に示すようにフレームレートが16fpsに設定変更される。CEが関心領域を通過したときは、次の関心領域の発見に備えるために、(D)に示すように再びフレームレートが4fpsに戻される。フレームレートを4fpsに設定してから所定時間経過したときには、電力消費を抑えるために、(E)に示すようにフレームレートが2fpsに設定変更される。

【0107】

症例情報を元にしたデータ解析で病変部が発見されたときには、(C)の場合と同様、(F)に示すようにフレームレートが16fpsに設定変更される。CEが病変部を通過したときは、(D)の場合と同様、(G)に示すように再びフレームレートが4fpsに戻される。フレームレートを4fpsに設定してから所定時間経過したときには、(E)の場合と同様、(H)に示すようにフレームレートが2fpsに設定変更される。

【0108】

(I)に示すように、フレームレートを2fpsに設定してからさらに所定時間経過したときには、電力消費を最小限に抑えるために、(J)に示すように、撮影を休止させて位置検出用のビーコン信号のみを送信する第三の動作モード（低電力モード）に移行する

。

【0109】

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、十分な撮影枚数を確保するために、(K)に示すようにフレームレートが8 f p sに設定変更される。C Eが異物を通過したときは、(D)、(G)の場合と同様、(L)に示すように再びフレームレートが4 f p sに戻される。

【0110】

図19において、制御コマンドは、C Eの電力制御に関わる電源系、撮像素子33やA F E 54の動作制御に関わる撮影系、照明光源部101の動作制御に関わる照明系、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。

10

【0111】

電源系の制御コマンドは、C Eの起動時や、予期せぬ不具合が発生したときにC E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。

【0112】

撮影系の制御コマンドは、一定のフレームレートでC E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C E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)、フレームレートを設定するための「フレームレート」(コマンド11(n)、引数n=1~32、フレームレートn/2 f p s)、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「リリース」(コマンド15)からなる。

20

【0113】

照明系の制御コマンドは、駆動させる照明光源の種類を指示するための「照明種類」(コマンド20(n)、引数n=1~4、引数n=1が近傍照射用光源102、2が遠方照射用光源103、3が近傍照射用光源102、遠方照射用光源103両方、4が非白色光源104にそれぞれ対応)、照明光源の点灯数を指示するための「点灯数」(コマンド21(n)、引数n=2、4、引数n=2が点灯数二個、4が点灯数四個に対応)、照明光源の照射光量を指示するための「光量」(コマンド22(n)、引数n=0~255、電流0.1×n(mA))、および照明光源の点灯時間を指示するための「点灯時間」(コマンド23(n)、引数n=0~255、点灯時間0.1×n(mSec))から構成される。

30

【0114】

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、フレームレート16 f p s、近傍照射用光源102を四個点灯)、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、フレームレート4 f p s、近傍照射用光源102を四個、遠方照射用光源103を二個点灯)、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、フレームレート0.5 f p s、近傍照射用光源102を二個、遠方照射用光源103を二個点灯)からなる。

40

【0115】

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40)や、電波14aの送信電力を変更するための「送信電力」(コマンド41(n)、引数n=1~16、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。C E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。

【0116】

なお、図18、および図19に示す例からも分かるように、フレームレートの値や照明

50

光源の点灯数などは、上記実施形態で例示した組み合わせに限らず、C E 1 1 の仕様に
じて適宜変更することが可能である。

【0 1 1 7】

ここで、検査対象の患者以外の診断情報を誤って受信装置 1 2 にダウンロードしてしま
い、検査が正常に行われない場合が懸念される。このため、受信装置 1 2 にダウンロード
した診断情報が、確かに検査対象の患者のものであるかを認証する必要がある。

【0 1 1 8】

認証の方法としては、例えば、診断情報と個々の患者を認証するための個人認証 I D と
を関連付けて記憶し、検査対象の患者の個人認証 I D を検査前に C E に登録しておく。診
断情報をダウンロードする際には、診断情報とともに個人認証 I D の情報も受信装置 1 2
に取り込む。そして、検査開始前に、個人認証 I D の情報を電波 1 4 a にて C E から受信
装置 1 2 に送信し、電波 1 4 a で送信された個人認証 I D と、診断情報をダウンロードし
た際に取り込んだ個人認証 I D とを受信装置 1 2 側で照合する。あるいは、データ解析の
結果、本来あるべき部位に関心領域がなかった場合は、診断情報を誤ってダウンロードし
た可能性が高いので、警告を表示するなどして検査を中止させてもよい。

【0 1 1 9】

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 0】

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
の方法、制御コマンドで動作制御する C E 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。

【図面の簡単な説明】

【0 1 2 1】

【図 1】カプセル内視鏡システム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】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。

【図 6】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 7】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 8】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 9】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) はフレ
ームレート 1 6 f p s、(B) は 4 f p s、(C) はフレームレートを 1 6 f p s から 4
f p s に設定変更した場合をそれぞれ示す。

【図 1 0】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 1 1】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 1 2】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 1 3】照明光源部の別の実施形態を示す平面図である。

【図 1 4】近傍照射用光源の指向特性を示す説明図である。

【図 1 5】遠方照射用光源の指向特性を示す説明図である。

【図 1 6】加速度センサおよび積分回路を設けた場合の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 1 7】p Hセンサを設けた場合の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 1 8】フレームレートの推移例を示す説明図である。

【図 19】制御コマンドの例を示す説明図である。

【符号の説明】

【0122】

2 カプセル内視鏡システム

11、100、110、120 カプセル内視鏡 (CE)

12 受信装置

13 ワークステーション (WS)

14a、14b 電波

18 アンテナ

19 電界強度測定センサ

10

33 撮像素子

34 撮像部

36、101 照明光源部

39 アンテナ

50 CPU

50a クロック回路

52 RAM

53 ドライバ

54 AFE

55 送受信回路

20

57 復調回路

70 CPU

70a クロック回路

74 送受信回路

75 変調回路

78 データストレージ

79 位置検出回路

80 データベース

81 データ解析回路

90 CPU

30

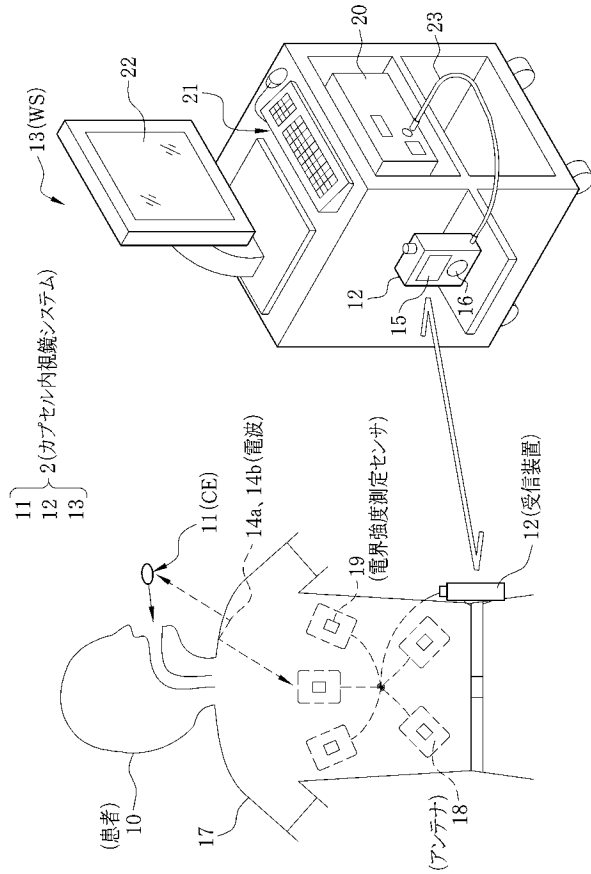
95 データストレージ

111 加速度センサ

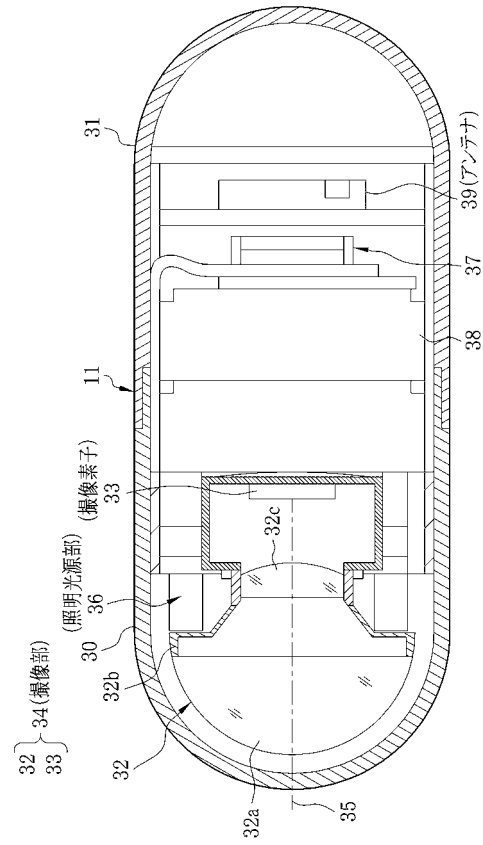
112 積分回路

121 pHセンサ

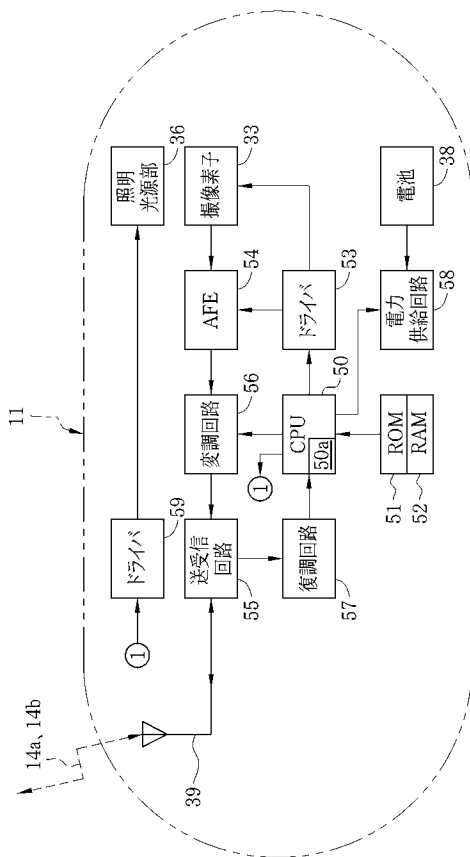
【図 1】



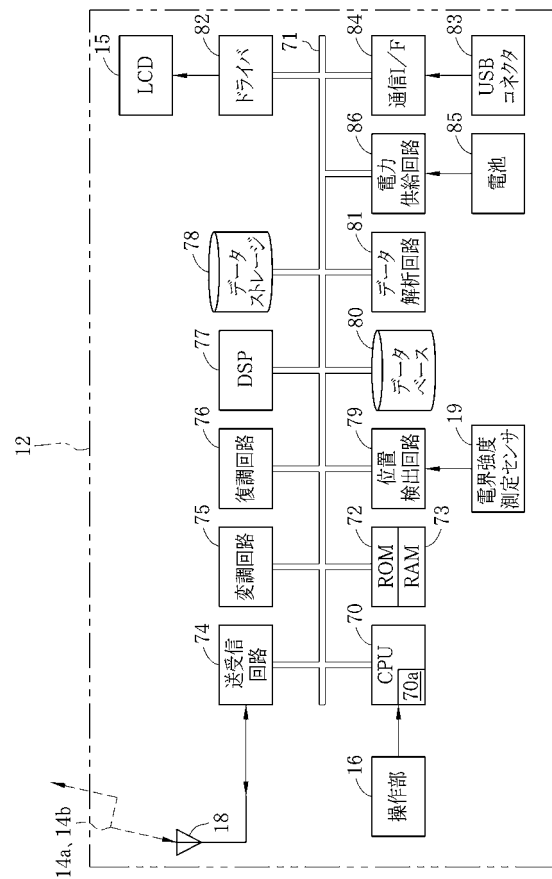
【図 2】



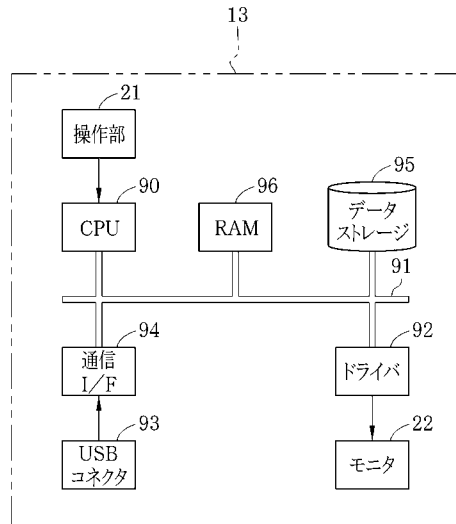
【図 3】



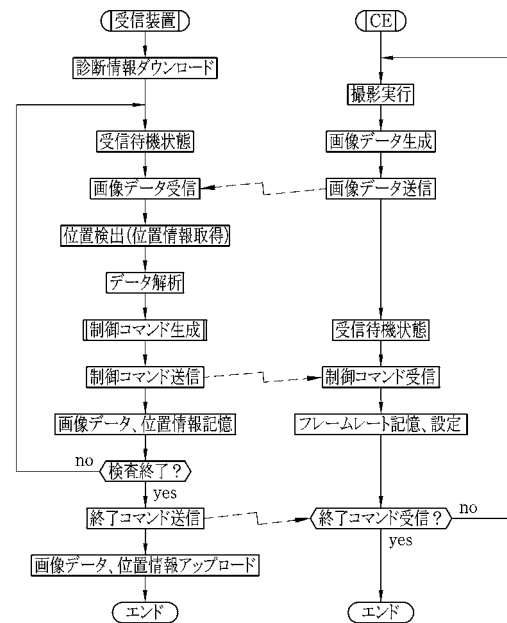
【図 4】



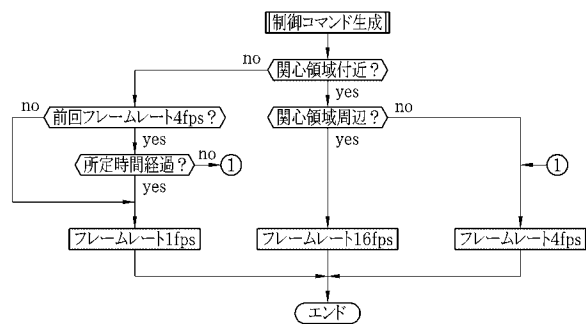
【図 5】



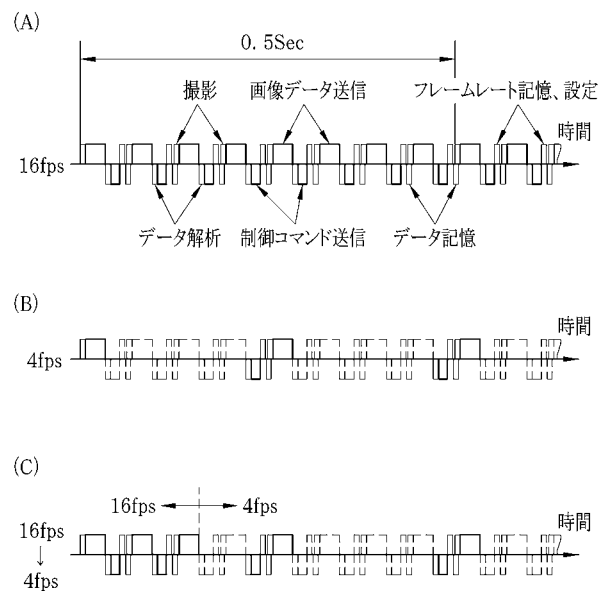
【図 6】



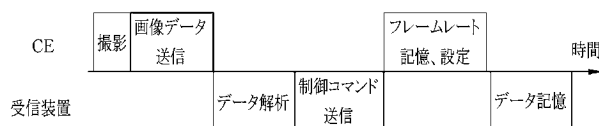
【図 7】



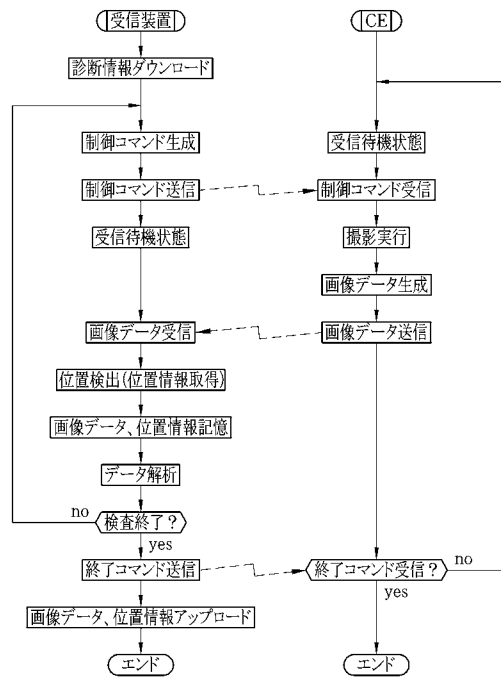
【図 9】



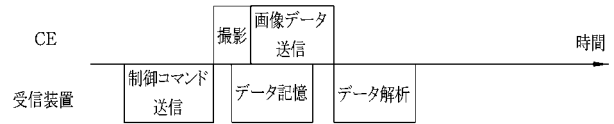
【図 8】



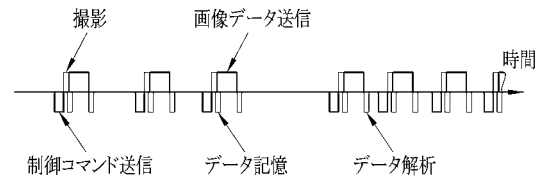
【図 10】



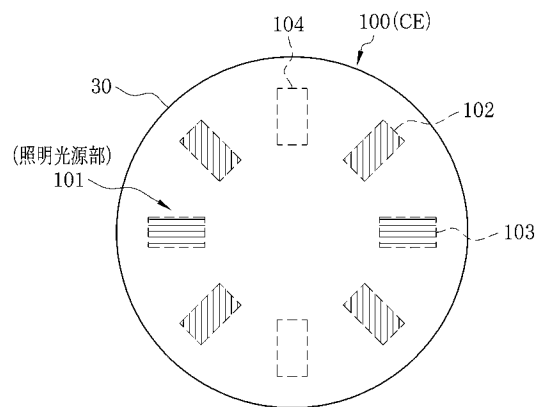
【図 11】



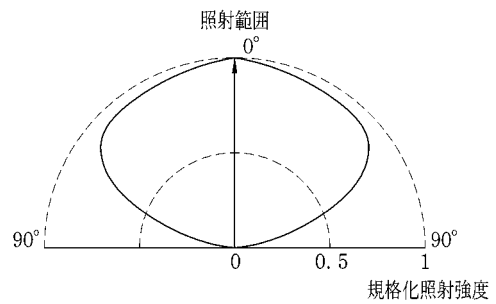
【図 12】



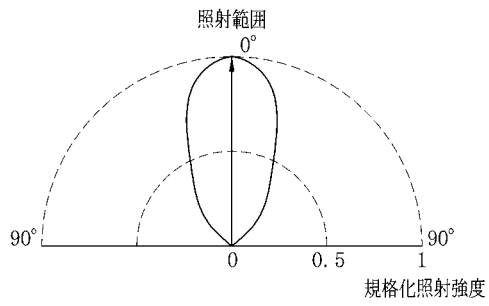
【図 13】



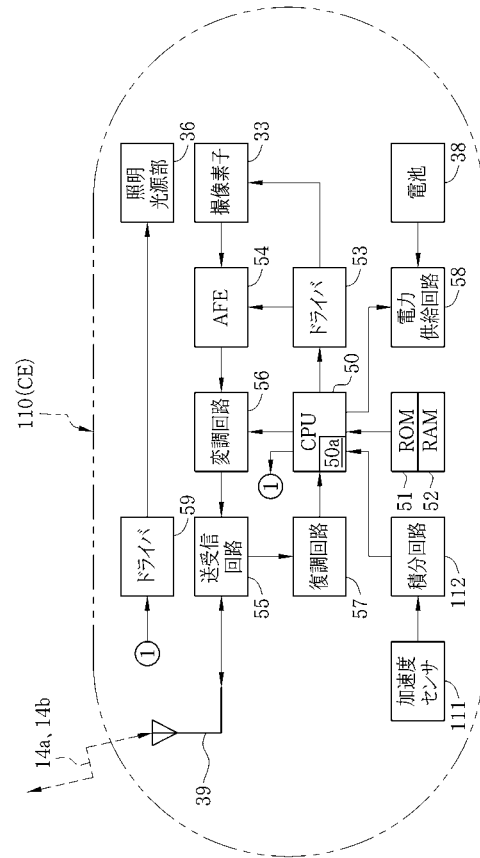
【図 14】



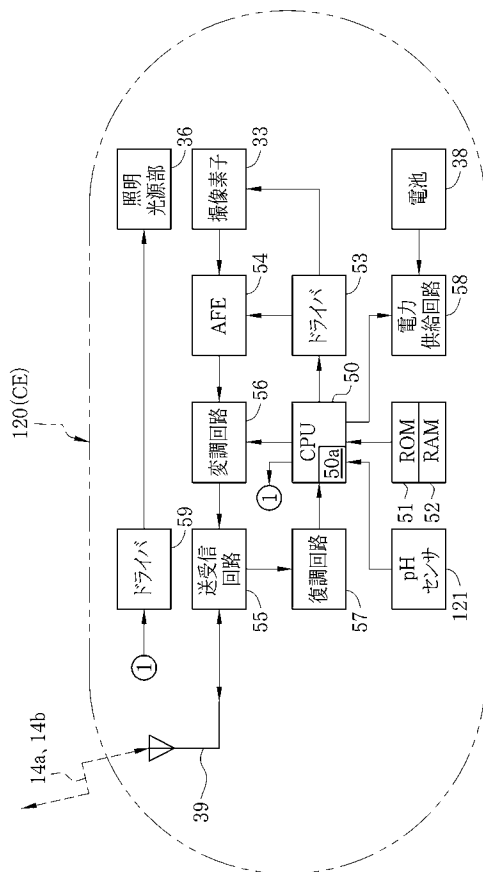
【図 15】



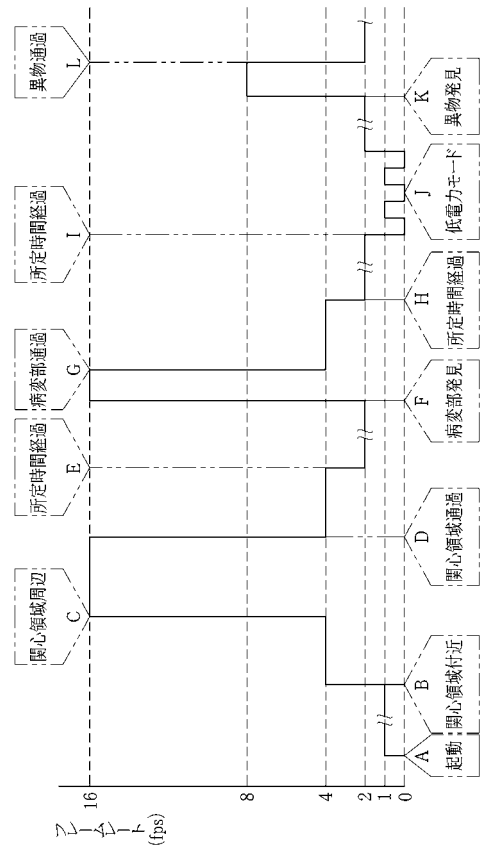
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【図 19】

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	フレームレート	$n/2$ (fps)
	15		レリーズ	1ショット撮影
照明系	20(n)	1~4	照明種類	1:近傍 2:遠方 3:近傍、遠方両方 4:非白色
	21(n)	2, 4	点灯数	
	22(n)	0~255	光量	$0.1 \times n$ (mA)
	23(n)	0~255	点灯時間	$0.1 \times n$ (mSec)
プリセット	30		条件0	近接撮影／フレームレート:16fps 照明:近傍四個点灯
	31		条件1	準備動作／フレームレート:4fps 照明:近傍四個、遠方二個点灯
	32		条件2	通常動作／フレームレート:0.5fps 照明:近傍二個、遠方二個点灯
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

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 DD00 JJ17 JJ19 LL02 NN01 NN03
NN05 NN07 PP12 QQ02 QQ06 QQ07 QQ09 RR02 RR03 RR06
RR26 SS13 UU06 UU08 UU09 WW02 YY12 YY13 YY18

专利名称(译)	胶囊内窥镜系统及胶囊内窥镜的操作控制方法		
公开(公告)号	JP2008237639A	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2007083456	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		
[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	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/045 A61B1/0638 A61B5/065 A61B5/14539 A61B2560/0209 A61B2562/0219		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR06 4C061/RR26 4C061/SS13 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C061/WW02 4C061/YY12 4C061/YY13 4C061/YY18 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR06 4C161/RR26 4C161/SS13 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/UU09 4C161/WW02 4C161/YY12 4C161/YY13 4C161/YY18		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP4936528B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在短时间内更详细地解释感兴趣区域的X射线。解决方案：胶囊内窥镜系统2的接收器12从工作站13的数据存储器95下载在过去诊断中获得的患者10的诊断信息。接收器12的数据分析电路81将诊断信息与当前信息进行比较在检查期间通过胶囊内窥镜11获得。CPU70根据数据分析电路81的分析结果，生成控制指令，其中胶囊型内窥镜11的拍摄帧率被设定。所生成的控制指令作为无线电14b进行无线发送。胶囊型内窥镜11通过无线电14b无线接收控制命令，并以由控制命令设定的帧速率进行拍摄。Z

