

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5031601号
(P5031601)

(45) 発行日 平成24年9月19日 (2012.9.19)

(24) 登録日 平成24年7月6日 (2012.7.6)

(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 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

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 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2008-17108 (P2008-17108)
 (22) 出願日 平成20年1月29日 (2008.1.29)
 (65) 公開番号 特開2009-178180 (P2009-178180A)
 (43) 公開日 平成21年8月13日 (2009.8.13)
 審査請求日 平成22年7月20日 (2010.7.20)

(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
 (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の動作制御方法

(57) 【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照明手段で照明しながら、撮像手段で撮影して得られた画像を外部に送信するカプセル内視鏡において、

前記被検体内におけるカプセル内視鏡の状態を検知する状態検知手段と、

前記状態検知手段の検知結果に応じて、前記照明手段の駆動を制御する駆動制御手段と

、

前記検知結果に応じて、前記画像の画素数を変換する画素数変換手段とを備え、

前記照明手段は、前記撮像手段の撮影範囲を分けした複数の区域毎に照明する複数の光源を有し、

前記状態検知手段は、病変部等の関心領域を撮影しているか否かを検知し、前記複数の区域のうち、前記関心領域が映し出された区域を特定し、

前記状態検知手段で前記関心領域を撮影していることが検知された場合、前記駆動制御手段は、前記複数の光源のうち、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源のみを点灯させるか、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源を点灯させるとともに、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源よりも低い照明光量で、その他の光源を点灯させることを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】

前記関心領域を撮影していることが検知された場合、前記画素数変換手段は、前記関心領域が映し出された区域を切り出すトリミング処理を実行することで、前記画素数を変換

することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】

前記複数の区域は、前記撮影範囲を m 分割 (m は 0、1 を除く自然数) してなる分割区域と、前記撮影範囲の中央に位置する中央区域とを含み、

前記複数の光源は、前記分割区域を照明するための近傍照射用光源と、前記近傍照射用光源よりも照射範囲が広く、照射距離が長い、前記中央区域を照明するための遠方照射用光源とを含む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。

【請求項 4】

前記状態検知手段は、前記被検体内におけるカプセル内視鏡の移動速度、移動距離、または画像の前後コマの類似度のうち、少なくともいずれか一つを検知することを特徴とする請求項 1 または 3 に記載のカプセル内視鏡。

10

【請求項 5】

前記駆動制御手段は、前記被検体内におけるカプセル内視鏡の移動速度、移動距離、または画像の前後コマの類似度のうち、少なくともいずれか一つの検知結果と予め設定された閾値とを比較し、この比較結果に応じて、前記照明手段の照明光量を変化させる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】

前記画素数変換手段は、前記検知結果と予め設定された閾値とを比較し、この比較結果に応じて、ピニング読み出し処理を実行することで、前記画素数を変換することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載のカプセル内視鏡。

20

【請求項 7】

前記画素数変換手段は、前記ピニング読み出し処理によって、前記撮像手段の最高の画素数と、前記最高の画素数の略 $1/n$ (n は 0、1 を除く自然数) の画素数の少なくとも二段階で前記画素数を変換し、

前記駆動制御手段は、前記ピニング読み出し処理を実行する際の照明光量を、前記最高の画素数の画像を出力する際の略 $1/n$ に変化させることを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 8】

前記撮像手段で撮影して得られた全ての画像を記憶する記憶手段を備え、

前記記憶手段に記憶された画像は、体外に排出されて回収後、まとめて外部に送信されることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

30

【請求項 9】

被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位を照明手段で照明しながら、撮像手段で撮影して得られた画像を外部に送信するカプセル内視鏡の動作制御方法であって、

前記被検体内におけるカプセル内視鏡の状態を状態検知手段で検知するステップと、

前記状態検知手段の検知結果に応じて、駆動制御手段で前記照明手段の駆動を制御するステップと、

前記検知結果に応じて、画素数変換手段で前記画像の画素数を変換するステップとを備え、

前記照明手段は、前記撮像手段の撮影範囲を区分けした複数の区域毎に照明する複数の光源を有し、

40

前記状態を検知するステップでは、病変部等の関心領域を撮影しているか否かを検知し、前記複数の区域のうち、前記関心領域が映し出された区域を特定し、

前記状態を検知するステップで前記関心領域を撮影していることが検知された場合、前記駆動を制御するステップでは、前記複数の光源のうち、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源のみを点灯させるか、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源を点灯させるとともに、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源よりも低い照明光量で、その他の光源を点灯させ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】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体内の画像を撮影するカプセル内視鏡、およびそ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検査が実用化されつつある。カプセル内視鏡を利用した医療検査では、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で無線受信し、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する。

10

【 0 0 0 3 】

カプセル内視鏡で人体内を撮影する際には、カプセル内視鏡と被観察部位との撮影距離が近過ぎて照明光量が適正量をオーバーし、画像が白飛びしたり、逆に離れ過ぎて照明光量が適正量に至らず、画像が黒飛びすることがある。画像が白飛び、または黒飛びすると、読影を正確に行うことが困難となるため、再検査や病変部等の見落としといった問題が発生する。こうした問題を解決するために、種々の提案がなされている（特許文献 1、2 参照）。

【 0 0 0 4 】

20

特許文献 1 には、四個の白色 L E D の発光量を可変するカプセル内視鏡が開示されている。具体的には、白色 L E D に与える電流値の大きさ、電流を流す時間等を変えて、発光量を数段階で可変し、その都度撮影を行う。そして、異なる発光量で撮影して得られた複数の画像を全て受信装置に無線送信し、記憶させる。あるいは、複数の画像から読影に適した画像を選択して受信装置に無線送信して記憶させ、他の画像は破棄する。もしくは、複数の画像から読影に適した合成画像を生成して受信装置に無線送信し、記憶させる。

【 0 0 0 5 】

特許文献 2 に記載の発明では、被観察部位からの反射光量をモニタリングして、その光量積分値が設定露光レベルに達したら照明光源の駆動電流をオフし、一回目の撮影を行う。次に、一回目の撮影よりも駆動電流を流す時間を短くし（駆動電流の大きさは一定）、露光アンダーの状態で二回目の撮影を行う。最後に、一回目の撮影よりも駆動電流を流す時間を長くし、露光オーバーの状態で三回目の撮影を行う。そして、都合三回の撮影で得られた画像を受信装置に無線送信して記憶させる。その後、三パターンの画像を合成、あるいは三パターンの画像の中から明るさの均一な画像を選択させる。

30

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 3 2 1 6 0 5 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 0 0 0 5 5 2 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1、2 に記載の技術は、確かに白飛び、黒飛びのない画像を得ることはできるが、消費電力の点に着目すると相当な無駄がある。すなわち、同一の被観察部位を複数回撮影するため、撮影に関わる処理の消費電力が高む。また、複数の画像から読影に適した画像を選択したり、合成したりしているが、破棄された画像、または合成元の画像は読影されないで、これらの画像に掛かる全ての消費電力が無駄となる。消費電力が高むと電池の消耗が早くなり、カプセル内視鏡が人体内にあるうちに電池が尽きてしまい、それ以降の画像が得られないといった問題が生じる。

40

【 0 0 0 7 】

カプセル内視鏡から受信装置に画像を無線送信する際に掛かる消費電力は、カプセル内視鏡の消費電力の大半を占めるため、異なる発光量で撮影した複数の画像を全て無線送信する場合は、益々消費電力が高む。複数の画像から読影に適した画像を選択したり、合成

50

したりしても、画像の無線送信に掛かる消費電力自体は一つの画像を無線送信する場合と変わらないし、反対に選択や合成の処理に電力を費消する。

【0008】

また、医師は、病変部等の関心領域が映し出された画像や、カプセル内視鏡の移動速度が比較的速く、撮影回数が少ない部位が映し出された画像といった、利用価値の高い画像を重点的に読影し、その他の画像は読影するといっても、関心領域の見落としを防ぐための参考程度である。特許文献1、2では、画像の利用価値に関わらず複数回の撮影や画像の選択、合成を行っているため、この点で観ても無駄な消費電力を使っている。

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、さらなる消費電力の低減を図りつつ、読影に供する画像を効率的に得ることができるカプセル内視鏡、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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位を照明手段で照明しながら、撮像手段で撮影して得られた画像を外部に送信するカプセル内視鏡において、前記被検体内における状態を検知する状態検知手段と、前記状態検知手段の検知結果に応じて、前記照明手段の駆動を制御する駆動制御手段と、前記検知結果に応じて、前記画像の画素数を変換する画素数変換手段とを備えることを特徴とする。

【0011】

前記照明手段は、前記撮像手段の撮影範囲を区分けした複数の区域毎に照明する複数の光源を有し、前記状態検知手段は、病変部等の関心領域を撮影しているか否かを検知し、前記複数の区域のうち、前記関心領域が映し出された区域を特定する。

【0012】

前記関心領域を撮影していることが検知された場合、前記駆動制御手段は、前記複数の光源のうち、前記関心領域が映し出された区域に該当する光源のみを点灯させることが好ましい。

【0013】

また、前記関心領域を撮影していることが検知された場合、前記画素数変換手段は、前記関心領域が映し出された区域を切り出すトリミング処理を実行することで、前記画素数を変換することが好ましい。

【0014】

前記複数の区域は、前記撮影範囲を m 分割（ m は0、1を除く自然数）してなる分割区域と、前記撮影範囲の中央に位置する中央区域とを含み、前記複数の光源は、比較的照射範囲が広く、照射距離が短い、前記分割区域を照明するための近傍照射用光源と、前記近傍照射用光源よりも照射範囲が広く、照射距離が長い、前記中央区域を照明するための遠方照射用光源とを含む。

【0015】

前記状態検知手段は、前記被検体内における移動速度、移動距離、または画像の類似度のうち、少なくともいずれか一つを検知する。

【0016】

前記駆動制御手段は、前記検知結果と予め設定された閾値とを比較し、この比較結果に応じて、前記照明手段の照明光量を変化させることが好ましい。

【0017】

また、前記画素数変換手段は、前記検知結果と予め設定された閾値とを比較し、この比較結果に応じて、ビニング読み出し処理を実行することで、前記画素数を変換することが好ましい。

【0018】

前記画素数変換手段は、前記ビニング読み出し処理によって、前記撮像手段の最高の画素数と、前記最高の画素数の略 $1/n$ （ n は0、1を除く自然数）の画素数の少なくとも

10

20

30

40

50

二段階で前記画素数を変換し、前記駆動制御手段は、前記ビニング読み出し処理を実行する際の照明光量を、前記最高の画素数の画像を出力する際の略 $1/n$ に変化させることが好ましい。

【0019】

前記撮像手段で撮影して得られた全ての画像を記憶する記憶手段を備え、前記記憶手段に記憶された画像は、体外に排出されて回収後、まとめて外部に送信されることが好ましい。

【0020】

また、本発明は、被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位を照明手段で照明しながら、撮像手段で撮影して得られた画像を外部に送信するカプセル内視鏡の動作制御方法であって、前記被検体内における状態を状態検知手段で検知するステップと、前記状態検知手段の検知結果に応じて、駆動制御手段で前記照明手段の駆動を制御するステップと、前記検知結果に応じて、画素数変換手段で前記画像の画素数を変換するステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明のカプセル内視鏡、およびカプセル内視鏡の動作制御方法によれば、被検体内におけるカプセル内視鏡の状態に応じて、照明手段の駆動を制御し、且つ画像の画素数を変換するので、通常よりも照明光量、および画素数を減じた場合、さらなる消費電力の低減を図りつつ、読影に供する画像を効率的に得ることができる。

【0022】

消費電力が低減されれば、カプセル内視鏡が人体内にあるうちに電池が尽きてしまい、それ以降の画像が得られないといった問題を回避することができる。あるいは、電池の容量を従来よりも小さくすることができ、カプセル内視鏡の低価格化、小型化に寄与することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

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で得られた画像を取り込んで、医師が読影を行うためのワークステーション（以下、WSと略す）13とから構成される。

【0024】

CE11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14にて受信装置12に無線送信する。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と略す）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から電波14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。

【0025】

CE11と受信装置12間の電波14の送受信は、CE11内に設けられたアンテナ39（図2、および図8参照）と、患者10が身に付けたシールドシャツ17内に装着された複数のアンテナ18とを介して行われる。アンテナ18には、CE11からの電波14の電界強度を測定する電界強度測定センサ19が内蔵されている。電界強度測定センサ19は、電界強度の測定結果を位置検出回路98（図11参照）に出力する。

【0026】

WS13は、プロセッサ20と、キーボードやマウスなどの操作部21と、モニタ22とを備えている。プロセッサ20は、例えば、USBケーブル23（赤外線通信などの無線通信を用いても可）で受信装置12と接続され、受信装置12とデータのやり取りを行う。プロセッサ20は、CE11による検査中、または検査終了後に、受信装置12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。また、画像データから表示用画像を生成し、これをモニタ22に表示させる。

【 0 0 2 7 】

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 2 8 】

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 3 3 とからなる撮像部 3 4 が組み込まれている。C C D 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。

【 0 0 2 9 】

10

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。

【 0 0 3 0 】

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、送信回路 6 5 や電力供給回路 6 7 (ともに図 8 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 を送信するためのアンテナ 3 9 などが収容されている。

20

【 0 0 3 1 】

前カバー 3 0 の先端側から C E 1 1 を見た図 3 において、照明光源部 3 6 は、四個の近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d (縦線ハッチングで示す)、二個の遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b (横線ハッチングで示す)、および二個の非白色光源 5 2 a、5 2 b の計八個の光源からなる。近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d は、光軸 3 5 を中心とする円の周りに、9 0 ° 毎に等間隔で配置されている。遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b、および非白色光源 5 2 a、5 2 b は、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d の位置から 4 5 ° ずれた位置に配置されている。

【 0 0 3 2 】

30

図 4 に示すように、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d 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 L E D が用いられている。また、図 5 に示すように、遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b には、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d 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 5 0 a ~ 5 0 d よりも照射距離が長い白色 L E D が用いられている。非白色光源 5 2 a、5 2 b には、分光画像を取得するために、白色 L E D 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 L E D が用いられている。

【 0 0 3 3 】

図 6 において、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d の照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d は、C C D 3 3 の撮影範囲 5 4 を四等分した正形状の等分区域 (請求項 5 の分割区域に相当) 5 5 a ~ 5 5 d にそれぞれ割り当てられている。照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d は円形であり、その中心は、等分区域 5 5 a ~ 5 5 d の中心と一致している。照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d は、等分区域 5 5 a ~ 5 5 d の境界で互いに重複している。

40

【 0 0 3 4 】

また、図 7 に示すように、遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b の照射範囲 5 6 a、5 6 b は、撮影範囲 5 4 の中央に位置する中央区域 5 7 に割り当てられている。中央区域 5 7 は、その四隅が等分区域 5 5 a ~ 5 5 d の中心に位置しており、等分区域 5 5 a ~ 5 5 d と同じ面積を有する。照射範囲 5 6 a、5 6 b も円形であるが、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d との指向特性の違いにより、照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d に比べて面積が小さい。照射範囲 5 6 a、5 6 b の中心は、中央区域 5 7 の中心から、遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b の配

50

列方向にずれた位置にある。照射範囲 5 6 a、5 6 b は、中央区域 5 7 の中心からその周囲にかけて、大部分で互いに重複している。

【 0 0 3 5 】

なお、符号 5 8 は、モニタ 2 2 に画像を表示する際の表示範囲であり、図 6、および図 7 の上下左右は、モニタ 2 2 に画像を表示する際の向きに一致している。また、各照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d、5 6 a、5 6 b は、実際には C E 1 1 と被観察部位との距離に応じて変わるが、ここでは煩雑を避けるため、各照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d、5 6 a、5 6 b と撮影範囲 5 4 とは、図 6 および図 7 に示す位置関係で略一定と見做す。さらに、各照射範囲 5 3 a ~ 5 3 d の中心は、等分区域 5 5 a ~ 5 5 d の中心に一致していなくてもよく、同様に、中央区域 5 7 の四隅が等分区域 5 5 a ~ 5 5 d の中心に位置していなくてもよい。また、各区域 5 5 a ~ 5 5 d、5 7 の形状は、上記の正形状に限定されず、例えば、表示範囲 5 8 と同じ円形でもよい。各区域 5 5 a ~ 5 5 d、5 7 の面積も、異なってもよい。

10

【 0 0 3 6 】

C E 1 1 は人体内管路を撮影するため、等分区域 5 5 a ~ 5 5 d には、C E 1 1 と相対的に距離が近い部位が映し出されることが多い。一方、中央区域 5 7 には、C E 1 1 と相対的に距離が遠い部位が映し出されることが多い。このため、本実施形態の如く、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d で等分区域 5 5 a ~ 5 5 d を、遠方照射用光源 5 1 a、5 1 b で中央区域 5 7 をそれぞれ照明すれば、C E 1 1 と被観察部位との距離に適応した照明が可能となる。

20

【 0 0 3 7 】

図 8 において、C P U 6 0 は、C E 1 1 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 6 0 には、R O M 6 1、および R A M 6 2 が接続されている。R O M 6 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 6 0 は、R O M 6 1 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 6 2 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。

【 0 0 3 8 】

R O M 6 1 には、一般的な症例から得られた画像データ（以下、症例画像データという）も記憶されている。症例画像データには、例えば、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がある。症例画像データは、画像解析回路 6 9 で画像解析をする際に読み出される。

30

【 0 0 3 9 】

C C D 3 3 には、ドライバ 6 3、および信号処理回路 6 4 が接続されている。ドライバ 6 3 は、所定のフレームレート（例えば、2 f p s（フレーム / 秒））で撮影が行われるように、C C D 3 3、および信号処理回路 6 4 の動作を制御する。信号処理回路 6 4 は、C C D 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。そして、変換した画像データに対して、γ 補正等の各種画像処理を施す。

【 0 0 4 0 】

40

アンテナ 3 9 には、送信回路 6 5 が接続されている。送信回路 6 5 には、変調回路 6 6 が接続され、変調回路 6 6 は C P U 6 0 に接続している。変調回路 6 6 は、信号処理回路 6 4 から出力されたデジタルの画像データを R A M 6 2 から読み出して、読み出した画像データ、およびその画素数の情報（以下、画素数情報という）を電波 1 4 に変調し、変調した電波 1 4 を送信回路 6 5 に出力する。送信回路 6 5 は、変調回路 6 6 からの電波 1 4 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。

【 0 0 4 1 】

電力供給回路 6 7 は、電池 3 8 の電力を C E 1 1 の各部に供給する。ドライバ 6 8 は、C P U 6 0 の制御の下に、照明光源部 3 6 の駆動を制御する。

【 0 0 4 2 】

50

図9において、ドライバ68は、定電圧源80と、五個のスイッチング素子81a~81eとを有する。定電圧源80は、各光源50a~50d、51a、51bの入力端にそれぞれ接続されている（非白色光源52a、52bは図示省略）。定電圧源80は、電力供給回路67から供給される電力を元に、各光源50a~50d、51a、51bに一定の電圧を出力する。定電圧源80から出力される電圧は、各光源50a~50d、51a、51bの定格電圧である。

【0043】

スイッチング素子81a~81eは、FETなどの周知の半導体スイッチング素子である。スイッチング素子81a~81dには、近傍照射用光源50a~50dの出力端がそれぞれ接続されている。スイッチング素子81eには、遠方照射用光源51a、51bの出力端が並列に接続されている。各光源50a~50d、51a、51bが接続されたスイッチング素子81a~81eの反対側は、接地されている。

10

【0044】

スイッチング素子81a~81eは、CPU60からのパルス信号Pa~PeがHighレベルのとき（図10参照）にオンし、パルス信号Pa~PeがLowレベル（図10参照）となるとオフする。スイッチング素子81a~81dがオンすると、近傍照射用光源50a~50dが各々点灯し、オフすると消灯する。スイッチング素子81eがオンすると、遠方照射用光源51a、51bが同時に点灯し、オフすると消灯する。パルス信号Pa~PeがHighレベルとなるのは、CCD33の露光期間（電子シャッタパルスが入力されてから、信号電荷が読み出されるまでの期間）の開始から、規定の露光量となるまでの時間である。

20

【0045】

図8に戻って、画像解析回路69は、CPU60の制御の下に、信号処理回路64から画像データを読み出す。また、画像解析回路69は、ROM61から症例画像データを読み出す。そして、信号処理回路64からの画像データと、症例画像データとを比較する。

【0046】

信号処理回路64からの画像データと症例画像データとの比較結果は、CE11で現在撮影している部位に関心領域があるか否かを表す尺度となる。つまり、二つの画像データの一致の度合いが高いほど、CE11が関心領域を撮影していることを示している。画像解析回路69は、信号処理回路64からの画像データと症例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を算出する。

30

【0047】

画像解析回路69は、周知の画像認識技術を応用して、評価値を算出する。具体的には、症例画像データの関心領域をテンプレートとし、信号処理回路64からの画像データの所定のサーチエリア毎に、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、信号処理回路64からの画像データの全域に亘って検出を行う。そして、一致の度合いが最も高い一部分に関心領域と判断し、その部分の面積の大きさを評価値とする。

【0048】

画像解析回路69は、算出した評価値と予め設定された閾値とを比較する。評価値が閾値以上であった場合、画像解析回路69は、関心領域と判断した部分が属する区域（以下、特定区域という）を表す情報（以下、区域情報という）をCPU60に出力する。評価値が閾値以下であった場合、言い換えれば、画像に関心領域が映し出されていない、あるいは関心領域は映し出されているが、その面積が極端に小さい場合は、区域情報は出力されない。

40

【0049】

特定区域は、例えば、各区域55a~55d、57のうち、関心領域と判断した部分の中心画素の位置と、その中心の位置が最も近い区域である。ここで、中央区域57は、等分区域55a~55dの一部を含んでいるが、中央区域57に関心領域と判断した部分が

50

中心の位置に近かった場合は、特定区域は等分区域 55a ~ 55d のいずれかとなる。中央区域 57 が特定区域となるのは、中央区域 57 を構成する四辺の midpoint を結んでできる正方形 59 (図 7 参照) の内部に、関心領域と判断された部分の中心画素が位置する場合である。

【0050】

図 10 (a) に示すように、CPU 60 は、画像解析回路 69 から区域情報が出力されない場合は、パルス信号 Pa ~ Pd をスイッチング素子 81a ~ 81d に出力する。これにより、全ての近傍照射用光源 50a ~ 50d が点灯され、全ての等分区域 55a ~ 55d が照明される。

【0051】

一方、CPU 60 は、画像解析回路 69 から区域情報が出力された場合、区域情報で表される特定区域に該当する近傍照射用光源のみを点灯させる。具体的には、特定区域が等分区域 55a であった場合、(b) に示すように、CPU 60 はパルス信号 Pa のみを出力し、近傍照射用光源 50a のみを点灯させる。特定区域が中央区域 57 であった場合は、(c) に示すように、パルス信号 Pe のみを出力し、遠方照射用光源 51a、51b を点灯させる。このように、特定区域に該当する光源に、CPU 60 から選択的にパルス信号を出力することにより、特定区域のみが照明される。

【0052】

再び図 8 に戻って、トリミング処理回路 70 は、CPU 60 の制御の下に、信号処理回路 64 から画像データを読み出し、画像データにトリミング処理を施す。トリミング処理回路 70 は、画像解析回路 69 から区域情報が出力されたときに駆動される。トリミング処理回路 70 は、特定区域のみを画像データから切り出す。トリミング処理回路 70 は、切り出した画像データ (以下、切り出し画像データという) を信号処理回路 64 に出力する。変調回路 66 は、トリミング処理回路 70 を経ずに信号処理回路 64 から出力された画像と同様に、信号処理回路 64 から切り出し画像データを読み出し、画素数情報とともに切り出し画像データを電波 14 に変調する。

【0053】

以上をまとめると、画像解析回路 69 から区域情報が出力されていないときには、近傍照射用光源 50a ~ 50d が点灯されて等分区域 55a ~ 55d が均等に照明される。また、信号処理回路 64 から出力された画像データは、トリミング処理回路 70 を経ずに、そのまま変調回路 66 に出力される。以下、この条件下での撮影を通常撮影という。

【0054】

一方、画像解析回路 69 から区域情報が出力されたときには、特定区域に該当する光源のみが点灯されて、特定区域のみが照明される。また、信号処理回路 64 から出力された画像データは、トリミング処理回路 70 によって特定区域のみが切り出されて切り出し画像データとされ、変調回路 66 に出力される。以下、この条件下での撮影を切り出し撮影という。本実施形態では、画像解析回路 69 から区域情報が出力されたら、切り出し撮影が例えば五回繰り返され、その後は自動的に通常撮影に戻される。

【0055】

図 11 において、CPU 90 は、受信装置 12 の全体の動作を統括的に制御する。CPU 90 には、バス 91 を介して、ROM 92、および RAM 93 が接続されている。ROM 92 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。CPU 90 は、ROM 92 から必要なプログラムやデータを読み出して RAM 93 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 90 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。

【0056】

アンテナ 18 には、受信回路 94 が接続されている。受信回路 94 には、復調回路 95 が接続されている。受信回路 94 は、アンテナ 18 を介して受信した電波 14 を増幅して帯域通過濾波した後、復調回路 95 に出力する。復調回路 95 は、受信装置 12 からの電波 14 を元の画像データ、および画素数情報に復調する。そして、復調した画像データを

10

20

30

40

50

D S P 9 6 に、画素数情報をデータストレージ 9 7 にそれぞれ出力する。

【 0 0 5 7 】

D S P (Digital Signal Processor) 9 6 は、復調回路 9 5 からの画像データに対して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 9 7 に出力する。データストレージ 9 7 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 9 7 は、D S P 9 6 から順次出力される画像データと、復調回路 9 5 からの画素数情報とを関連付けて記憶・蓄積する。

【 0 0 5 8 】

位置検出回路 9 8 は、電界強度測定センサ 1 9 による電波 1 4 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 9 7 に出力する。データストレージ 9 7 は、画素数情報とともに、位置検出回路 9 8 からの位置情報を D S P 9 6 からの画像データに関連付けて記憶する。

【 0 0 5 9 】

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、人体内の C E 1 1 の位置に応じた、複数のアンテナ 1 8 が受信する電波 1 4 の電界強度分布を事前に実験で求めておき、位置と電界強度分布の関係に対応させたデータテーブルを予め R O M 8 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。

【 0 0 6 0 】

もしくは、各アンテナ 1 8 への電波 1 4 の到達時間のずれ量、すなわち、電波 1 4 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 1 4 の位相差は、各アンテナ 1 8 と C E 1 1 との相対的な位置関係（距離）を表している。位置検出回路 9 8 は、適当な換算式やデータテーブルを用いて、電波 1 4 の位相差を各アンテナ 1 8 と C E 1 1 との距離に換算することで、C E 1 1 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 1 8 への電波 1 4 の到来方向を検出し、二つのアンテナ 1 8 間の距離を基線長とする三角測量の原理に基づいて、C E 1 1 の位置を検出してもよい。

【 0 0 6 1 】

バス 9 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 9 9、U S B コネクタ 1 0 0 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 1 0 1、電池 1 0 2 の電力を受信装置 1 2 の各部に供給する電力供給回路 1 0 3 などが接続されている。

【 0 0 6 2 】

図 1 2 において、C P U 1 1 0 は、W S 1 3 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 1 1 0 には、バス 1 1 1 を介して、モニタ 2 2 の表示制御を行うドライバ 1 1 2、U S B コネクタ 1 1 3 を経由した受信装置 1 2 とのデータの遣り取りを媒介し、受信装置 1 2 からの画像データを受信する通信 I / F 1 1 4、受信装置 1 2 からの画像データを記憶・蓄積するデータストレージ 1 1 5、および R A M 1 1 6 が接続されている。

【 0 0 6 3 】

データストレージ 1 1 5 には、画像データの他に、W S 1 3 の動作に必要な各種プログラムやデータ、医師の読影を支援する支援ソフトのプログラムが記憶されている。R A M 1 1 6 には、データストレージ 1 1 5 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。

【 0 0 6 4 】

支援ソフトを立ち上げると、モニタ 2 2 には、例えば、図 1 3 に示すような作業ウィンドウ 1 2 0 が表示される。この作業ウィンドウ 1 2 0 上で医師が操作部 2 1 を操作することにより、画像の表示・編集、検査情報の入力などを行うことができる。作業ウィンドウ 1 2 0 には、患者 1 0 の氏名、年齢などを記載した患者情報や、検査日などの検査情報が表示される領域 1 2 1 の他、領域 1 2 2 ~ 1 2 4 が設けられている。

【 0 0 6 5 】

領域 1 2 2 には、簡易的な人体の解剖図 1 2 5 が表示されており、位置情報から導かれる C E 1 1 の概略的な移動軌跡 1 2 6 が解剖図 1 2 5 内に表示されている。領域 1 2 3 には、データストレージ 1 1 5 に記憶された画像データのうち、切り出し撮影で得られた画像（図示は等分区域 5 5 a の画像）が連続表示される。また、切り出し撮影の前後に通常撮影をして得られた画像も、切り出し撮影で得られた画像の表示の間に適当な枚数で挿入される。領域 1 2 3 の画像表示は、下部に設けられたコントロールバー 1 2 7 にカーソル 1 2 8 を合わせて操作することで、再生、一時停止、および停止させることができる。なお、領域 1 2 3 に現在表示されている画像の撮影箇所を視覚的に特定可能とするため、移動軌跡 1 2 6 上の撮影箇所と領域 1 2 3 とは、点線 1 2 9 で結ばれている。

【 0 0 6 6 】

10

領域 1 2 4 には、領域 1 2 3 に現在表示されている切り出し撮影で得られた画像の前、または後に、通常撮影で得られた画像が一枚ずつ静止画表示される。領域 1 2 3 の場合と同様に、領域 1 2 4 の画像表示も、コントロールバー 1 3 0 を操作することで、再生、一時停止、および停止させることができる。領域 1 2 3、1 2 4 に表示させる画像の振り分けは、画素数情報を参照して行われる。なお、領域 1 2 4 にも、切り出し撮影で得られた画像を挿入してもよい。また、切り出し撮影で得られた画像の表示時間を、通常撮影で得られた画像よりも長くしてもよい。

【 0 0 6 7 】

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 1 4 のフローチャートを参照して説明する。まず、検査前の準備として、医師は、受信装置 1 2、シールドシャツ 1 7、およびアンテナ 1 8 を患者 1 0 に装着させ、C E 1 1 の電源を投入して患者 1 0 に C E 1 1 を嚥下させる。

20

【 0 0 6 8 】

C E 1 1 が患者 1 0 に嚥下されると、S 1 0 に示すように、全ての近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d で人体内の被観察部位が照明されつつ、フレームレート 2 f p s で撮影を行う通常撮影が設定され、C C D 3 3 により人体内管路の内壁面が撮像される。このとき、対物光学系 3 2 から入射した人体内の被観察部位の像光は、C C D 3 3 の撮像面に結像され、これにより C C D 3 3 から撮像信号が出力される。

【 0 0 6 9 】

S 1 1 において、C C D 3 3 から出力された撮像信号は、信号処理回路 6 4 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た後、各種画像処理が施される。

30

【 0 0 7 0 】

S 1 2 において、画像解析回路 6 9 では、信号処理回路 6 4 から画像データが、R O M 6 1 から症例画像データがそれぞれ読み出され、信号処理回路 6 4 からの画像データと症例画像データとが比較される。そして、これらの比較結果として評価値が算出され、算出された評価値と閾値とが比較される。

【 0 0 7 1 】

評価値が閾値以上であった場合は、解析した画像に関心領域が映し出されていると判断され（S 1 3 で y e s）、S 1 4 に移行する。評価値が閾値以下であった場合は、解析した画像に関心領域が映し出されていないか、あるいは関心領域は映し出されているが、その面積が極端に小さいと判断され（S 1 3 で n o）、S 1 9 に移行する。

40

【 0 0 7 2 】

S 1 4 において、解析した画像に関心領域が映し出されていると判断されると、画像解析回路 6 9 から C P U 6 0 に区域情報が出力される。画像解析回路 6 9 からの区域情報を受けて、C P U 6 0 では、S 1 5 に示すように、特定区域に該当する光源のスイッチング素子のみにパルス信号が出力され、特定区域に該当する光源のみが点灯される。そして、S 1 6 に示すように、特定区域のみが照明された状態で切り出し撮影が実行され、S 1 7 において、トリミング処理回路 7 0 によって、特定区域が画像データから切り出され、切り出し画像データが生成される。

50

【 0 0 7 3 】

画像解析回路 6 9 から区域情報が出力されなかった場合、信号処理回路 6 4 からの画像データは、画素数情報とともに変調回路 6 6 で電波 1 4 に変調される。一方、画像解析回路 6 9 から区域情報が出力された場合、トリミング処理回路 7 0 で生成された切り出し画像データが画素数情報とともに変調回路 6 6 で電波 1 4 に変調される。変調された電波 1 4 は、S 1 8 および S 1 9 に示すように、送信回路 6 5 で増幅、帯域通過濾波された後、アンテナ 3 9 から送信される。

【 0 0 7 4 】

S 1 6 ~ S 1 8 の各処理は、切り出し撮影が五回実行されるまで繰り返される (S 2 0 で n o)。切り出し撮影が五回実行された後 (S 2 0 で y e s)、または S 1 9 にて画像データ送信後、処理がリターンされる。なお、図示はしていないが、画像解析回路 6 9 から区域情報が出力された場合、画像解析に供された画像データは、切り出し撮影が実行される前に電波 1 4 に変調されてアンテナ 3 9 から送信される。

【 0 0 7 5 】

画像解析回路 6 9 から区域情報が出力されなかった場合、次の撮影も、全ての近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d が点灯されて通常撮影が行われる。一方、画像解析回路 6 9 から区域情報が出力された場合、特定区域に該当する近傍照射用光源のみが点灯されて切り出し撮影が五回行われた後、通常撮影に戻る。これら一連の処理は、C E 1 1 による検査が終了するまで続けられる。

【 0 0 7 6 】

受信装置 1 2 では、アンテナ 1 8 で電波 1 4 が受信されると、受信回路 9 4 で電波 1 4 が増幅、帯域通過濾波された後、復調回路 9 5 で元の画像データおよび画素数情報に復調される。復調された画像データは、D S P 9 6 で各種信号処理が施された後、画素数情報とともにデータストレージ 9 7 に出力される。

【 0 0 7 7 】

また、このとき、電界強度測定センサ 1 9 で電波 1 4 の電界強度が測定される。そして、電界強度測定センサ 1 9 の測定結果を元に、人体内の C E 1 1 の位置が位置検出回路 9 8 で検出される。位置検出回路 9 8 の検出結果、すなわち位置情報は、データストレージ 9 7 に出力される。データストレージ 9 7 には、画像データ、画素数情報、および位置情報が関連付けられて記憶される。

【 0 0 7 8 】

検査終了後、医師は、受信装置 1 2 とプロセッサ 2 0 とを U S B ケーブル 2 3 で接続し、データストレージ 9 7 に記憶された画像データ、およびこれに関連付けられた画素数情報、位置情報を W S 1 3 のデータストレージ 1 1 5 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読影を行う。

【 0 0 7 9 】

医師は、必要に応じてコントロールバー 1 2 7 を操作しながら、領域 1 2 3 に連続表示される切り出し撮影で得られた画像を読影する。そして、領域 1 2 3 に現在表示されている切り出し撮影で得られた画像の前、または後に、通常撮影で得られた画像を一枚ずつ領域 1 2 4 に静止画表示させ、より詳細な読影を行う。

【 0 0 8 0 】

以上説明した第一の実施形態によれば、関心領域が映し出された特定区域のみを照明して、特定区域のみをトリミング処理で切り出すので、重点的に読影したい画像を効率的に得ることができる。

【 0 0 8 1 】

より具体的に説明すると、光源を選択的に点灯させるため、近傍照射用光源 5 0 a ~ 5 0 d を全て点灯させる通常撮影と比べて、光源に掛かる消費電力が低減される。また、切り出し画像データの容量は、通常撮影で得られる画像データと比べて 1 / 4 であるので、無線送信する画像データの容量も 1 / 4 となる。このため、無線送信に掛かる消費電力も 1 / 4 となる。したがって、切り出し撮影では、通常撮影に比べて消費電力を大幅に低減

10

20

30

40

50

させることができる。そのうえ、切り出し撮影で得られた画像には、必ず関心領域が映し出されているので、読影時に利用価値が高い画像を提供することができる。

【 0 0 8 2 】

通常撮影のみを行う場合に比べて、画像データの容量が減るので、データストレージ 97 の容量が小さくて済み、部品コストを削減することができる。

【 0 0 8 3 】

切り出し撮影で得られた画像をモニタ 22 に表示させ、通常撮影で得られた画像は操作に応じて表示させるので、読影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。

【 0 0 8 4 】

上記実施形態では、特定区域が一つの場合を例示して説明したが、一つの画像に特定区域が複数ある場合も想定される。特定区域が複数あった場合は、通常撮影を実行してもよいし、複数の特定区域に該当する光源を点灯させ、トリミング処理も複数の特定区域に対して実行してもよい。例えば、特定区域が等分区域 55a、55c であった場合は、近傍照射用光源 50a、50c を点灯させる。そして、等分区域 55a、55c をそれぞれ切り出す。等分区域 55a と等分区域 55b あるいは等分区域 55d のように、特定区域が上下左右に連なっていた場合は、一つ一つ切り出すのではなく、連なった特定区域をまとめて切り出してもよい。一つの特定区域に複数の関心領域があった場合は、上記実施形態と同様の処理をすれば事足りる。

【 0 0 8 5 】

また、上記実施形態では、特定区域に該当する光源のみを点灯させ、その他の光源は消灯させているが、特定区域に該当する光源よりも低い照明光量で、その他の光源を点灯させてもよい。光源に掛かる消費電力低減の効果は減るが、特定区域に該当する光源のみを点灯させる場合と比べて、各照射範囲 53a ~ 53d、56a、56d が重複している各区域 55a ~ 55d、57 の境界の照明光量が多くなる。

【 0 0 8 6 】

ところで、CE11 の人体内における移動速度が比較的速い場合は、前後コマの類似箇所が少ない、映し出された被観察部位が異なる画像が撮影されるので、読影時の画像の利用価値が高い。一方、移動速度が比較的遅い、または CE11 が停止している場合は、前後コマの類似箇所が多い、映し出された被観察部位が略同じか全く同じ画像が撮影されるので、前者の場合と比較して、画像の利用価値が低い。利用価値が低い画像が撮影される状況としては、移動速度が遅い場合に限らず、移動距離が小さい、あるいは画像の類似度が高い場合も考えられる。

【 0 0 8 7 】

読影時の利用価値に関わらず、一律に通常撮影を行うと、利用価値が低い画像に掛ける消費電力が無駄となる。そこで、読影時の利用価値が低いと思われる画像は、以下の第二の実施形態で説明するように、通常撮影よりも画素数、および照明光量を減らして撮影を行う。

【 0 0 8 8 】

第二の実施形態を示す図 15 において、CE140 は、画像解析回路 69、トリミング処理回路 70 の代わりに、加速度センサ 141 と、積分回路 142 とを有する。画像解析回路 69、トリミング処理回路 70 がないため、信号処理回路 64 からの画像データは、これらに読み出されずに直接変調回路 66 に出力される。なお、第一の実施形態と同じ部材には同じ符号を付し、説明を省略する。また、以下の説明では、後カバー 31 側から前カバー 30 側に向かう光軸 35 に平行な方向を F 方向、その逆方向を R 方向（ともに図 2 参照）と定義する。CE140 が F 方向を進行方向として移動しているときには、CCD33 は前方の被観察部位を撮像する。逆に、CE140 が R 方向を進行方向として移動しているときには、CCD33 は後方の被観察部位を撮像する。

【 0 0 8 9 】

加速度センサ 141 は、F、R 方向の CE140 の加速度を測定し、この測定結果を積

10

20

30

40

50

分回路 142 に出力する。加速度センサ 141 は、CE 140 が F 方向を進行方向として移動して加速、または R 方向を進行方向として移動して減速したときには、測定結果が正となるように設定されている。反対に、CE 140 が F 方向を進行方向として移動して減速、または R 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 141 の測定結果は負となる。CE 140 が F、R 方向に関して等速運動、または静止、もしくは F、R 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 141 の測定結果は 0 となる。積分回路 142 は、加速度センサ 141 の測定結果を適当な時間間隔で一回積分して、F、R 方向の CE 140 の移動速度 V_0 を求める。積分回路 142 は、求めた移動速度 V_0 のデータを CPU 60 に出力する。

【0090】

10

CPU 60 は、積分回路 142 から逐次出力される移動速度 V_0 を、加速度の測定開始時から積算して、その時点での CE 140 の移動速度 V を算出する。CE 140 が F 方向を進行方向として移動しているときには、移動速度 V は正となる。CE 140 が静止したとき、もしくは F、R 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 V は 0 となる。また、CE 140 が R 方向を進行方向として移動しているときには、移動速度 V は負となる。

【0091】

CPU 60 は、例えば、五回の撮影毎（一定時間毎（例えば、1 秒毎）でも可）に、算出した移動速度 V の絶対値 $|V|$ と、予め設定された閾値 TH とを比較する。CPU 60 は、移動速度の絶対値 $|V|$ と閾値 TH との比較結果に応じて、CCD 33 で得られる画像の画素数を CCD 33 の最高の画素数 P_{max} 、および P_{low} の二段階で変換するための制御信号をドライバ 63 に出力する。ドライバ 63 は、CPU 60 からの各制御信号に基づいて、CCD 33 を駆動する。

20

【0092】

すなわち、CPU 60 は、移動速度の絶対値 $|V|$ が閾値 TH 以上であった場合（ $|V| \geq TH$ ）、第一の実施形態と同様の通常撮影（画素数 P_{max} ）を行わせる。また、移動速度の絶対値 $|V|$ が第一の閾値 TH 未満であった場合（ $|V| < TH$ ）、または移動速度の絶対値 $|V|$ が 0 であった（ $|V| = 0$ 、つまり CE 140 が停止）場合、CPU 60 は、画素数 P_{max} よりも少ない画素数 P_{low} で撮影（以下、低画素数撮影という）を行わせる。

30

【0093】

図 10 (d) に示すように、CPU 60 は、低画素数撮影では、通常撮影時よりもパルス幅（High レベルとなる時間）を減じたパルス信号 $P_a \sim P_d$ を出力し、近傍照射用光源 50a ~ 50d の点灯時間、すなわち被観察部位に当てられる照明光の照明光量（積算光量）を通常撮影時に比べて減らす。

【0094】

ここで、画素数を変換する方法の説明に移る前に、CCD 33 の概略構成を述べる。図 16 において、CCD 33 は、垂直方向 V および水平方向 H に沿って二次元正方格子状に配列された複数の受光素子 150 を有する。受光素子 150 は、たとえば pn 接合型ダイオード（フォトダイオード）であり、光電変換により入射光を信号電荷に変換して蓄積する。

40

【0095】

受光素子 150 の対物光学系 32 側には、赤色フィルタ、緑色フィルタ、青色フィルタ（それぞれ R、G、B で表す）のいずれかが設けられている。受光素子 150 は、各色フィルタに対応する色成分の光を受光し、R、G、B の各色の画素 151 を構成する。各色フィルタは、G の画素 151 が市松状に配置され、水平方向 H に配置された G の画素 151 間に R の画素 151 が配置された行と、R の画素 151 の代わりに B の画素 151 が配置された行とが垂直方向 V に交互に配列されてなる、いわゆるベイヤー配列をとっている。

【0096】

50

受光素子 150 の各列には、垂直電荷転送路（以下、VCCDと略す）152 が設けられている。受光素子 150 と VCCD 152 とは、読み出しゲート 153 を介して接続されている。VCCD 152 は、読み出しゲート 153 を介して受光素子 150 から読み出した信号電荷を垂直方向 V に転送する。

【0097】

各 VCCD 152 の終端には、ラインメモリ（以下、LMと略す）154 が接続され、LM 154 には、水平電荷転送路（以下、HCCDと略す）155 が接続されている。LM 154 は、各 VCCD 152 から一行分の画素 151 の信号電荷を順次に受け取り、信号電荷を選択的（例えば、一行分全て、あるいは一列分あけて）に HCCD 155 に転送する。HCCD 155 は、LM 154 から読み出した信号電荷を、水平方向 H に転送する。

10

【0098】

HCCD 155 の終端には、出力アンプ 156 が設けられている。出力アンプ 156 は、FD（フローティングディフュージョン）アンプからなり、HCCD 155 から信号電荷を順次に受け取り、電荷電圧変換により信号電荷を電圧信号（撮像信号）に変換して出力する。

【0099】

本実施形態では、画素数を変換するための手法として、ビニング読み出し処理を用いる。ビニング読み出し処理は、VCCD 152、または HCCD 155 で信号電荷を転送するときに、二以上の画素 151 の信号電荷を VCCD 152、または HCCD 155 上で

20

加算するものである。

【0100】

二以上の画素 151 の信号電荷を加算して一つの画素を表す信号とするので、最終的な画像データのデータ容量を大幅に削減することができ、また、見かけ上の CCD 33 の感度も向上する。なお、信号処理回路 64 による増幅の増幅率を上げれば、同様に CCD 33 の感度を上げることはできるが、ノイズが乗って画質が著しく劣化してしまい、読影に耐え得る画像とならない。対して、ビニング読み出し処理によれば、画質を維持しつつ、CCD 33 の感度を向上させることができる。

【0101】

図 17～図 20 を用いて、ビニング読み出し処理を概念的に説明する。まず、図 17 において、 4×4 の 16 個の画素 151（R、B 4 個ずつ、G 8 個）について着目する。この場合、図 18 に示すように、第一列目の R 画素 R_1 、 R_2 と、第三列目の R 画素 R_3 、 R_4 とを VCCD 152 上でそれぞれ加算し、 $R_1 R_2$ 、 $R_3 R_4$ とする。そして、これらを HCCD 155 上で加算し、 $R_1 R_2 R_3 R_4$ とする。

30

【0102】

同様に、図 19 に示すように、第二列目の B 画素 B_1 、 B_2 と、第四列目の B 画素 B_3 、 B_4 とを VCCD 152 上でそれぞれ加算し、 $B_1 B_2$ 、 $B_3 B_4$ とし、これらを HCCD 155 上で加算し、 $B_1 B_2 B_3 B_4$ とする。また、図 20 に示すように、第一列目の G 画素 G_1 、 G_2 、第二列目の G 画素 G_3 、 G_4 、および第三列目の G 画素 G_5 、 G_6 、第四列目の G 画素 G_7 、 G_8 も VCCD 152、HCCD 155 上で加算し、 $G_1 G_2$

40

$G_3 G_4$ 、および $G_5 G_6 G_7 G_8$ とする。

【0103】

次いで、図 18～図 20 の右側に示すように、 $R_1 R_2 R_3 R_4$ 、 $B_1 B_2 B_3 B_4$ 、 $G_1 G_2 G_3 G_4$ 、および $G_5 G_6 G_7 G_8$ のそれぞれを R、G、B 画素とする 2×2 の 4 個の加算画素 157 に再配列する。通常撮影時は、全画素 151 の信号電荷を個別に読み出して、CCD 33 の最高の画素数 P_{max} で画像を構成するが、こうした画素加算と再配列をすることにより、画素数が画素数 P_{max} の $1/4$ となる。本実施形態では、一例として、低画素数撮影時の画素数 P_{low} を画素数 P_{max} の $1/4$ （厳密に $1/4$ ではなく、略 $1/4$ でも可）とする。なお、ビニング読み出し処理の詳細については、特開 2000-350099 号公報を参照されたい。

50

【0104】

画素数 P_{low} を画素数 P_{max} の $1/4$ とすると、見かけ上の CCD 33 の感度が通常撮影時の四倍となる。このため、低画素数撮影では、近傍照射用光源 50a ~ 50d の照明光量を通常撮影時の $1/4$ とする。したがって、図 10 (d) に示すパルス信号 Pa ~ Pd のパルス幅は、(a) に示すパルス信号 Pa ~ Pd のパルス幅の $1/4$ となっている。

【0105】

第二の実施形態による処理手順を示す図 21 において、まず、第一の実施形態と同様に、通常撮影の設定で撮影 (S10)、画像データの出力 (S11)、および画像データの無線送信 (S19) が五回繰り返し行われた後 (S30 で yes)、S31 に示すように、CPU 60 にて、移動速度 V の絶対値 $|V|$ と、閾値 TH とが比較される。移動速度の絶対値 $|V|$ が閾値 TH 以上であった場合 ($|V| \geq TH$ 、S32 で yes) は、S33 において、第一の実施形態と同様の通常撮影がなされるように、CPU 60 からドライバ 63 およびドライバ 68 に制御信号およびパルス信号が出力される。

10

【0106】

移動速度の絶対値 $|V|$ が閾値 TH 未満であった場合 ($|V| < TH$ 、S32 で no) は、S34 において、通常撮影の $1/4$ の照明光量、および画素数 P_{max} の $1/4$ の画素数である画素数 P_{low} の低画素数撮影がなされるように、CPU 60 からドライバ 63 およびドライバ 68 に制御信号およびパルス信号が出力される。

【0107】

CPU 60 からの制御信号を受けて、通常、低画素数の各撮影のうち、設定された撮影に応じて、ドライバ 63 およびドライバ 68 により CCD 33 および照明光源部 36 が駆動される。通常撮影が設定された場合は、パルス信号 Pa ~ Pd によって近傍照射用光源 50a ~ 50d が全て点灯され、各等分区域 55a ~ 55d が照明される。また、全画素の信号電荷が個別に読み出され、画素数 P_{max} の画像が生成される。

20

【0108】

低画素数撮影が設定された場合は、通常撮影の $1/4$ のパルス幅のパルス信号 Pa ~ Pd が出力され、各等分区域 55a ~ 55d が通常撮影の $1/4$ の照明光量で照明される。また、ビニング読み出し処理が実行され、画素数 P_{low} の画像が生成される。そして、設定された撮影で五回の撮影が終了すると、再び CPU 60 による移動速度 V の絶対値 $|V|$ と閾値 TH との比較、および比較結果に応じた撮影の設定が実行される。これら一連の処理は、CE140 による検査が終了するまで続けられる。

30

【0109】

支援ソフトを用いて読影をする際には、通常撮影で得られた画像を領域 123 に表示させ、低画素数撮影で得られた画像を領域 124 に表示させる。

【0110】

このように、ビニング読み出し処理を実行して、CCD 33 の感度を上げつつ画素数を減らせば、CCD 33 の感度を上げた分照明光量を減らすことができ、光源に掛かる消費電力を低減することができるとともに、画像データの容量低減も達成することができる。

【0111】

第二の実施形態では、低画素数撮影に切り替えるトリガーとして、CE140 の移動速度を挙げたが、移動距離でもよい。この場合、例えば、加速度センサ 141 として、X、Y、Z の三軸の加速度を測定可能な三軸加速度センサを用い、F、R 方向、および F、R 方向に直交する二軸の加速度を測定する。そして、加速度センサ 141 の測定結果を、積分回路 142 で適当な時間間隔で二回積分して、CE11 の移動距離を求める。

40

【0112】

以下、第二の実施形態と同様に、単位時間あたり (または規定撮影回数毎) の移動距離の増分 (移動量) が大きい場合 (移動速度が速い場合と同義) は通常撮影とし、移動量が小さい場合 (移動速度が遅い場合と同義) は低画素数撮影とする。

【0113】

50

さらに、低画素数撮影に切り替えるトリガーは、上記のＣＥの移動速度、移動距離に限らない。例えば、図２２に示すＣＥ１６０のように、画像の類似度に応じて画素数を変化させてもよい。

【０１１４】

ＣＥ１６０には、前後コマ（例えば、前回送信した画像データと今回送信した画像データ）の類似度を算出する類似度算出回路１６１が設けられている。類似度算出回路１６１は、例えば、信号処理回路６４から出力された画像データを、前後コマの二フレーム分格納し、画像データが出力される毎に古い画像データを順次書き換えるフレームメモリを有する。類似度算出回路１６１は、前後コマに映し出された被観察部位の形状、色等を、周知の画像認識技術を用いて解析し、この解析結果を元に、前後コマの類似度を算出する。類似度は、前後コマに映し出された被観察部位が異なる箇所であれば低く、同じ箇所であれば高くなる。

10

【０１１５】

この場合も第二の実施形態と同様に、類似度が低い場合（移動速度が速い場合、移動量が大きい場合と同義）は通常撮影とし、類似度が高い場合（移動速度が遅い場合、移動量が小さい場合と同義）は低画素数撮影とする。

【０１１６】

もしくは、ＣＥが一定の距離を移動する毎に通常撮影を実行させ、その合間に低画素数撮影を実行させてもよい。あるいは、類似度が低い場合と比べて高い場合のフレームレートを下げ、通常撮影を実行させ、類似度が高い場合の通常撮影の合間に、低画素数撮影を実行させてもよい。

20

【０１１７】

ＣＥ１１が一定の距離を移動する毎、あるいは類似度が高い場合に、低フレームレートで通常撮影を実行させるだけだと、その合間に病変部等の関心領域があった場合、関心領域を撮影した画像の数が少なかったり、場合によっては撮影されずに見落とすおそれがある。対して、通常撮影の合間も低画素数撮影で画像を確保すれば、光源およびデータ送信に掛かる消費電力をできるだけ抑えつつ、関心領域の見落とし等が起こる懸念を少なくすることができる。また、一つの関心領域が複数の画像に納まっている可能性が高いので、一つの関心領域を複数の画像で多面的に読影したいという医師側の要望にも応えることができる。

30

【０１１８】

なお、ピニング読み出し処理を実行して近傍照射用光源５０ａ～５０ｄの照明光量を減らす低画素数撮影の代わりに、第一の実施形態の遠方照射用光源５１ａ、５１ｂで中央区域５７を照明する切り出し撮影を採用してもよい。

【０１１９】

ここで、通常撮影では、人体内の被観察部位の像光がＣＣＤ３３の撮像面に結像されて、信号処理回路６４によりデジタルの画像データが出力されるまでに要する時間（以下、撮影処理時間という）と、画像データが変調回路６６で電波１４に変調されて、アンテナ３９から送信されるまでに要する時間（以下、送信処理時間という）とを加えた時間は、フレームレートで規定される撮影時間間隔と同じである。一方、切り出し撮影、および低画素数撮影では、画像データの容量が減るので、撮影処理時間は通常撮影と同程度であるが、送信処理時間は通常撮影と比べて短くなる。したがって、フレームレートが一定の下で切り出し撮影、および低画素数撮影を実行したときには、撮影時間間隔のうち、撮影処理も送信処理も行わない空き時間ができる。

40

【０１２０】

上記の空き時間を、ＣＣＤ３３、ドライバ６３、信号処理回路６４などの撮影に関わる各部や、送信回路６５、変調回路６６などの送信に関わる各部の動作を休止させ、消費電力を抑える待機時間とすれば、電池３８の消耗をさらに抑えることができ、ＣＥの長寿命化を図ることができる。ＣＥの長寿命化が達成されれば、観察の途中に電池３８が尽きてＣＥの動作が停止され、撮りこぼしが生じてしまうといった問題が生じるおそれなくな

50

る。

【0121】

また、空き時間を待機時間にするのではなく、空き時間を無くして、画像データの送信後すぐに次の撮影を実行させてもよい。この場合、例えば、C Eが通過する時間が通常1秒以内と極めて短い食道や、蠕動運動によって移動速度が急激に速くなる腸など、他の人体内管路と比べて移動速度が速い部位の撮影時に限定して適用し、通常撮影時よりも画素数を減らして撮影時間間隔を狭めて（フレームレートを上げて）、撮影回数を増やす。その他の部位は、第一、第二の実施形態に記載の例を適用する。

【0122】

あるいは、C Eの電源投入直後に、C Eが患者10に嚥下されて食道を通ることを想定して、C Eの電源投入後から一定時間は、空き時間無しの切り出し撮影、または低画素数撮影を実行させ、一定時間経過後に第一、第二の実施形態の処理に移行してもよい。電源投入からの経過時間は、C P U 60の内蔵クロック等で計測すればよい。このように、移動速度が比較的速い部位は、画素数と撮影時間間隔を変化させて撮影回数を増やせば、移動速度が速い部位の撮りこぼしを少なくすることができるし、C Eの長寿命化を図ることもできる。なお、上記実施形態では特に記載していないが、撮影間隔（フレームレート）を変更する際には、C P U 60の内蔵クロック60aに基づいて行う。

【0123】

なお、変換する画素数は二段階に限らず、それ以上であってもよい。また、撮像素子としてC C Dを例示して説明したが、C M O Sであってもよい。この場合、ドライバ63、信号処理回路64等の機能は、C M O S撮像センサに一体的に含まれる。さらに、画素数情報、位置情報の他に、動作時間やフレームレートを画像データに関連づけてもよい。

【0124】

撮影毎に画像データを送信するのではなく、何回か撮影を実行した後に、それらで得られた画像データをまとめて送信してもよい。また、図23に示すC E 170のように、データストレージ97に相当するストレージデバイス171を搭載しておき、無線送信に関わる変調回路66等の各部の代わりに、ストレージデバイス171に蓄積されたデータを外部に送信（有線、無線いずれでも可）する通信I / F 172を持たせ、体外へ排出されたC E 170を回収後、ストレージデバイス171に蓄積されたデータを、通信I / F 172を介してまとめてプロセッサ20に取り込んでもよい。この場合も照明光量や画素数を減らせば電力が削減されるので、上記実施形態と同様の効果が得られる。

【0125】

上記実施形態では、通常撮影と切り出し撮影、または低画素数撮影とが目まぐるしく行われることを避ける目的で、所定回数撮影毎、あるいは一定時間毎に、画像解析や移動速度Vの絶対値 $|V|$ と閾値THとの比較を実行しているが、各閾値との比較判断にヒステリシス特性をもたせ、閾値 $\pm \alpha$ のときに撮影の切り替えを行うようにしてもよい。

【0126】

照明光量を減らす方法としては、上述したパルス信号のパルス幅を減らす他に、定電圧源80の代わりに可変電圧源または可変電流源を用い、近傍照射用光源50a~50dに与える電圧、電流の大きさや電圧、電流を与える時間を減らしてもよい。

【0127】

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、C E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98で人体内部におけるC E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回路を受信装置12に設け、この画像解析回路でC Eからの画像データを解析することで、C E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からの画像データの一致の度合いに基づいて、C Eの位置を特定する。要するに、人体内部におけるC Eの位置が分ればよく、上記で示した

10

20

30

40

50

例以外の他の如何なる方法を用いてもよい。

【 0 1 2 8 】

また、移動速度、移動距離の測定方法も上記実施形態で例示した態様に限らない。例えば、位置情報や動作時間から移動速度、移動距離を演算により割り出してもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 9 】

【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】照明光源部の構成を示す平面図である。

【図 4】近傍照射用光源の指向特性を示す説明図である。

10

【図 5】遠方照射用光源の指向特性を示す説明図である。

【図 6】近傍照射用光源の照射範囲と等分区域との位置関係を示す説明図である。

【図 7】遠方照射用光源の照射範囲と中央区域との位置関係を示す説明図である。

【図 8】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 9】照明光源部のドライバの構成を示す電気回路図である。

【図 10】各撮影におけるパルス信号を示す説明図である。

【図 11】受信装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 12】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 13】読影時の画像の表示例を示す図である。

【図 14】カプセル内視鏡の動作手順を示すフローチャートである。

20

【図 15】第二の実施形態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 16】C C D の概略構成を示す平面図である。

【図 17】ピンング読み出し処理の概略を説明するための図である。

【図 18】R 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 19】B 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 20】G 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 21】第二の実施形態におけるカプセル内視鏡の動作手順を示すフローチャートである。

【図 22】カプセル内視鏡の別の実施形態を示すブロック図である。

【図 23】カプセル内視鏡の別の実施形態を示すブロック図である。

30

【符号の説明】

【 0 1 3 0 】

2 カプセル内視鏡システム

1 1、1 4 0、1 6 0、1 7 0 カプセル内視鏡 (C E)

1 2 受信装置

1 3 ワークステーション (W S)

2 1 操作部

2 2 モニタ

3 3 C C D

3 4 撮像部

40

3 6 照明光源部

5 0 a ~ 5 0 d 近傍照射用光源

5 1 a、5 1 b 遠方照射用光源

5 4 撮影範囲

5 5 a ~ 5 5 d 等分区域

5 7 中央区域

6 0 C P U

6 3 ドライバ

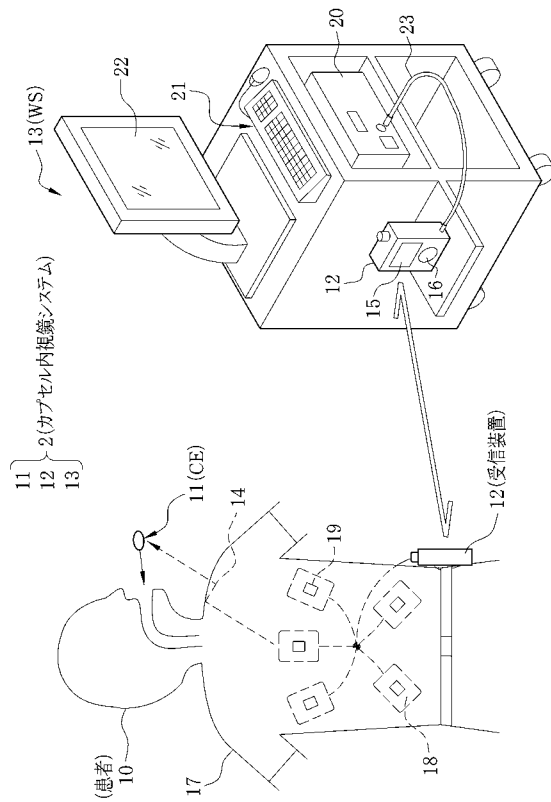
6 8 ドライバ

6 9 画像解析回路

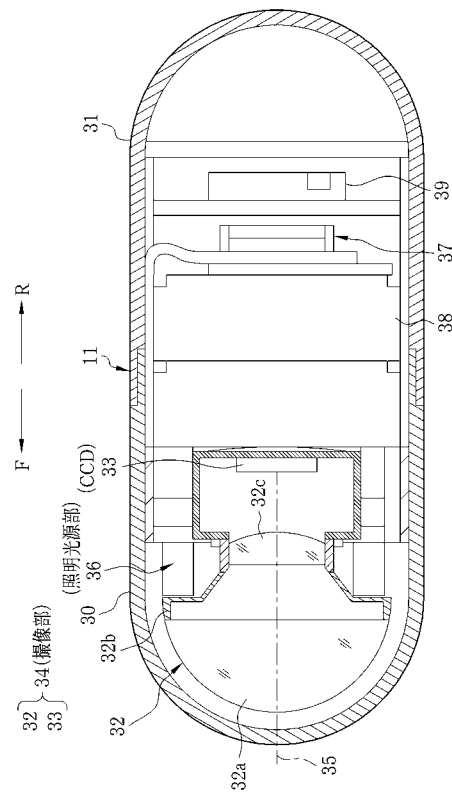
50

- 70 トリミング処理回路
- 90 CPU
- 97 データストレージ
- 110 CPU
- 115 データストレージ
- 141 加速度センサ
- 142 積分回路
- 161 類似度算出回路
- 171 ストレージデバイス

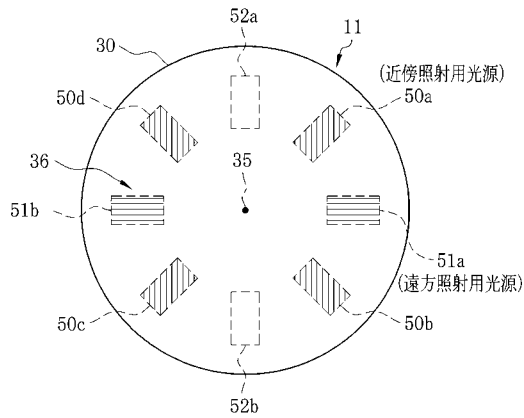
【図1】



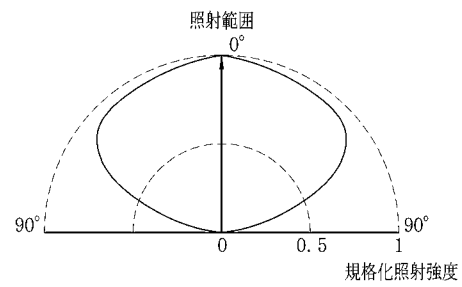
【図2】



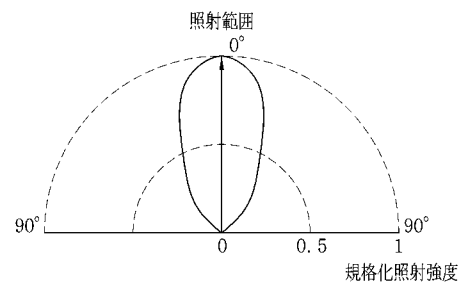
【図 3】



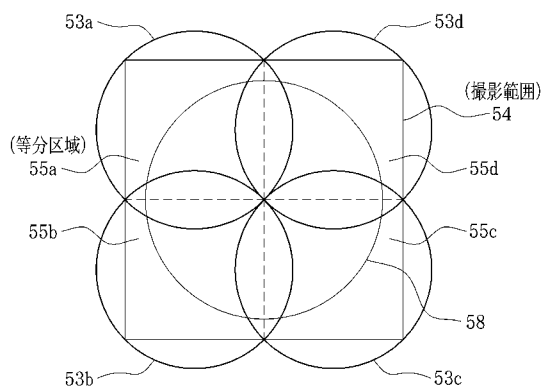
【図 4】



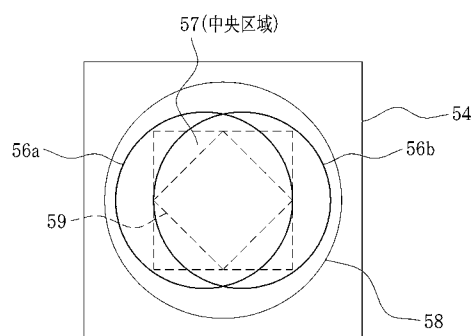
【図 5】



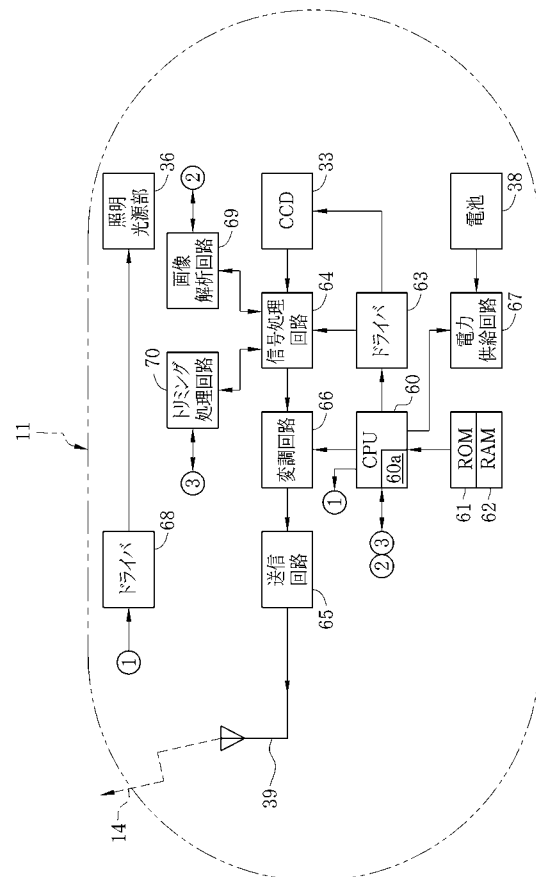
【図 6】



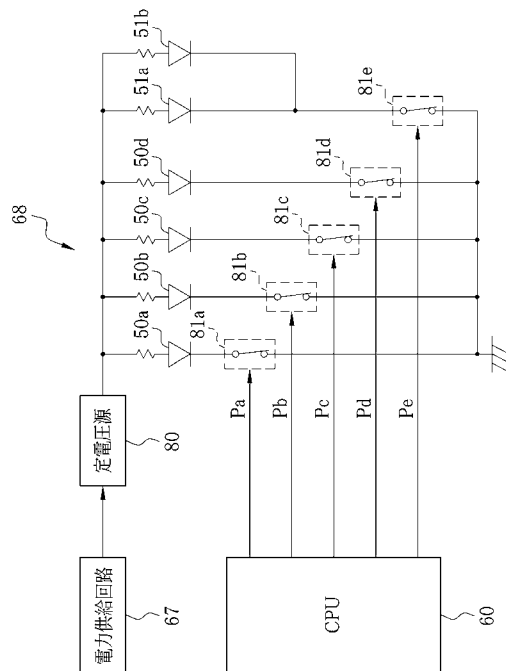
【図 7】



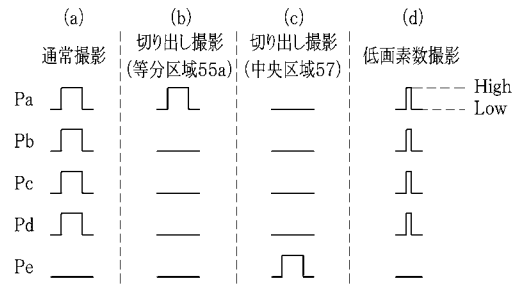
【図 8】



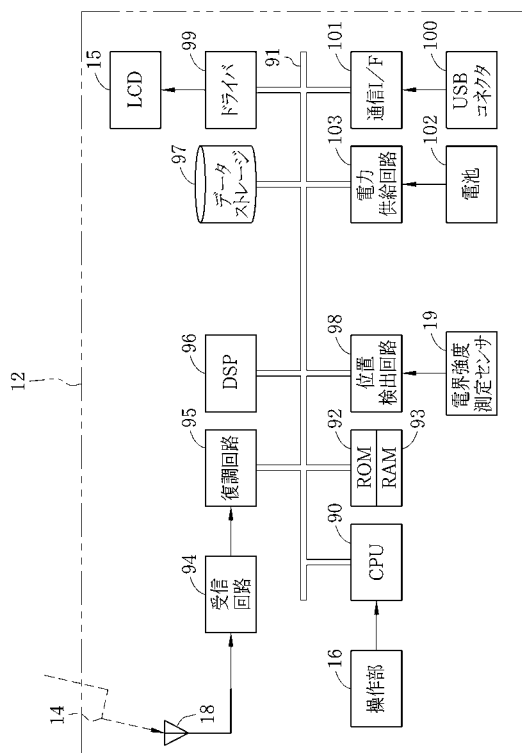
【図 9】



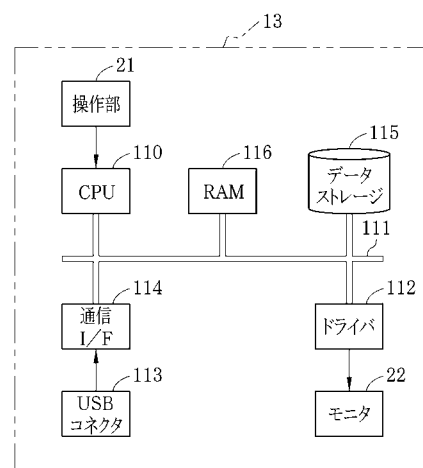
【図 10】



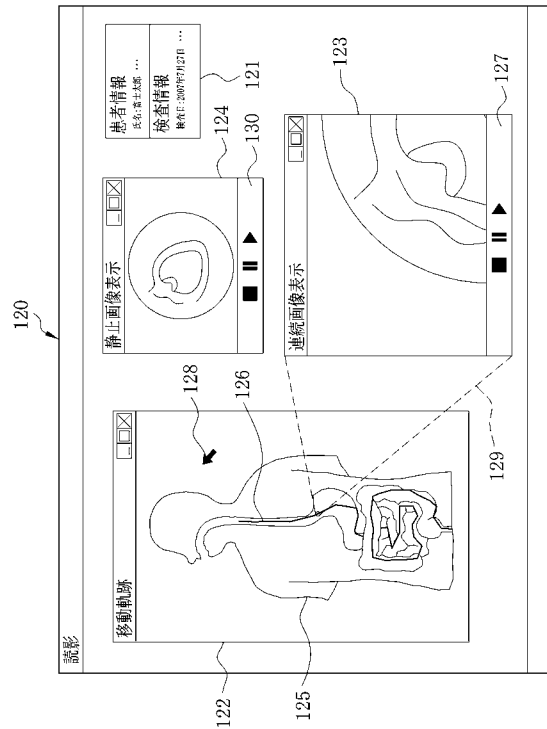
【図 11】



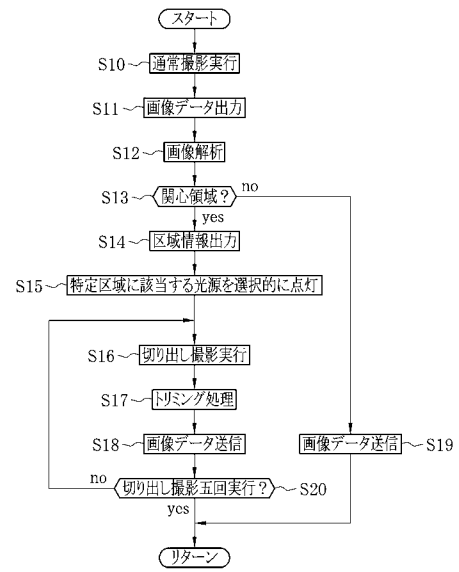
【図 12】



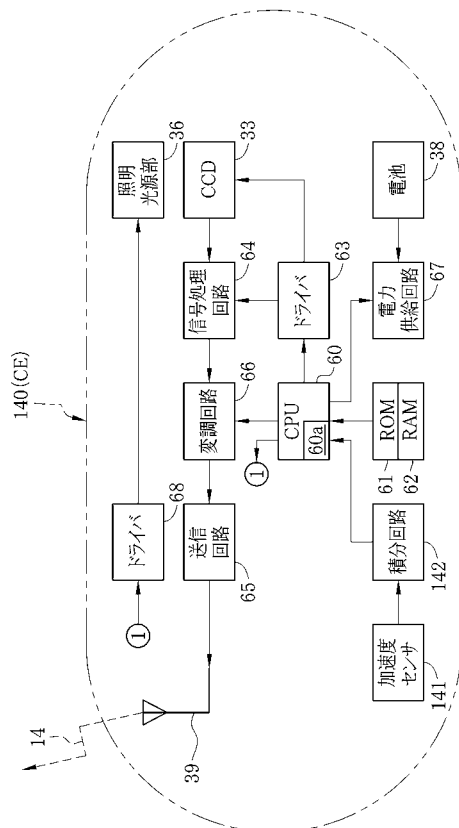
【 図 1 3 】



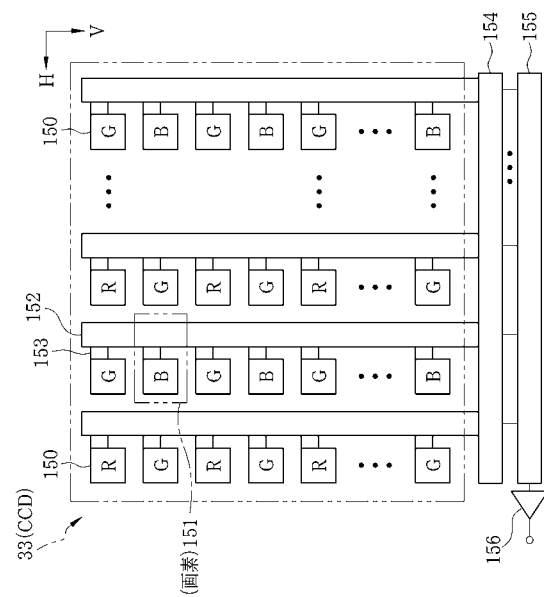
【 図 1 4 】



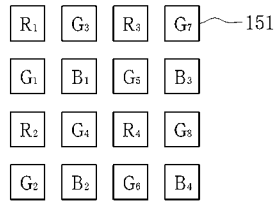
【 図 1 5 】



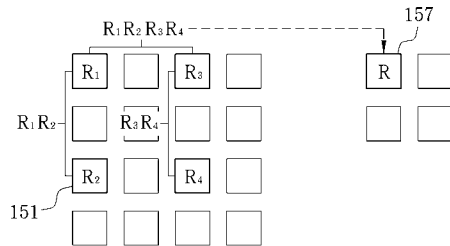
【 図 1 6 】



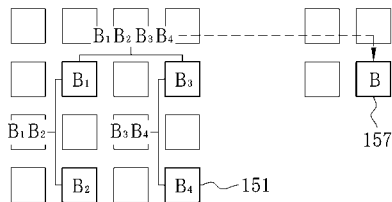
【図 17】



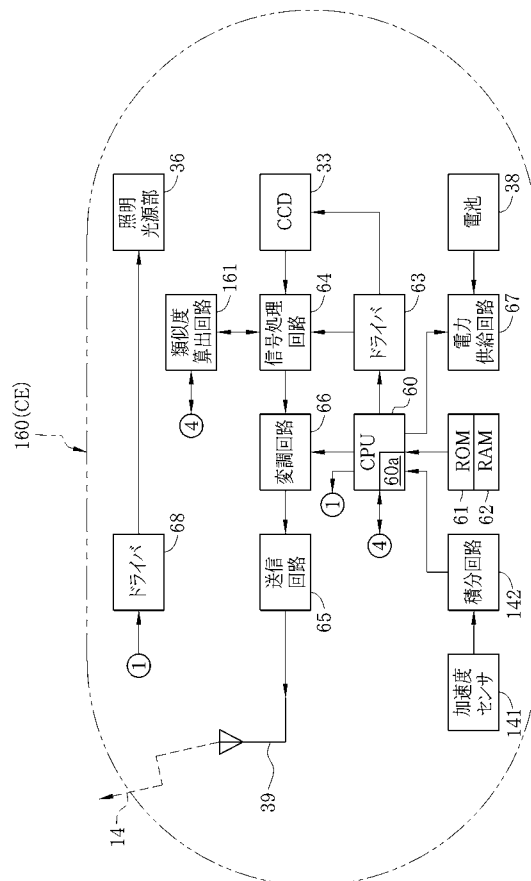
【図 18】



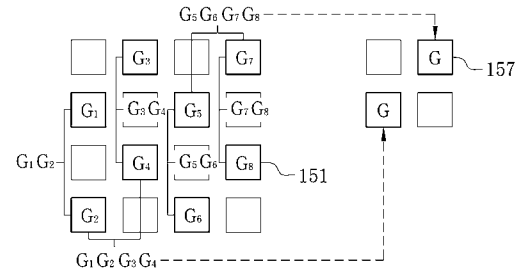
【図 19】



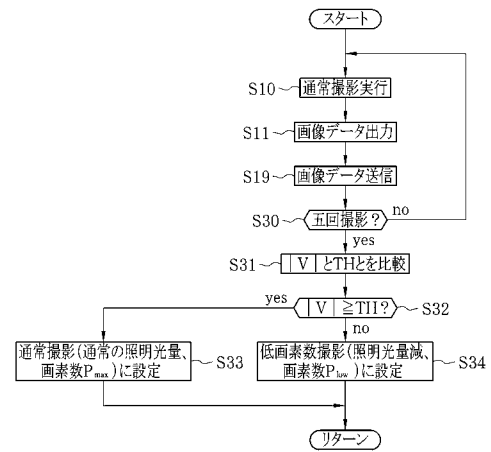
【図 22】



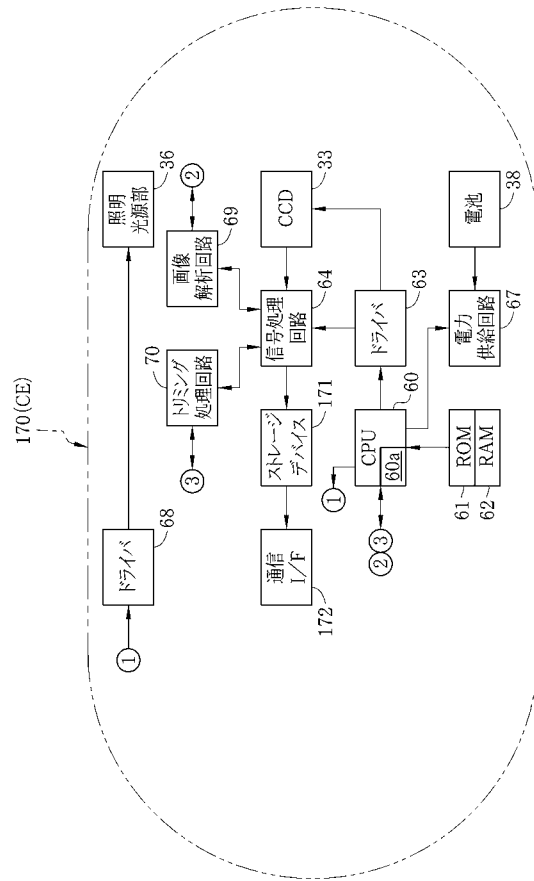
【図 20】



【図 21】



【図 23】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-154176(JP,A)
特開2005-103123(JP,A)
特開2005-124708(JP,A)
特開2005-323681(JP,A)
特開2007-222239(JP,A)
特開2001-212073(JP,A)
特開2007-236700(JP,A)
特開2005-143668(JP,A)
特開2004-357933(JP,A)
特表2004-521662(JP,A)
国際公開第2007/111309(WO,A1)
国際公開第2007/076198(WO,A1)
国際公開第2007/136087(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	胶囊内窥镜及胶囊内窥镜的操作控制方法		
公开(公告)号	JP5031601B2	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	JP2008017108	申请日	2008-01-29
[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 A61B1/06 A61B1/04 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.618 A61B1/06.531 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 G02B23/24.A G02B23/24.C H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA12 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR05 4C061/RR06 4C061/RR30 4C061/UU06 4C061/WW02 4C061/YY12 4C061/YY18 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR06 4C161/RR30 4C161/SS06 4C161/UU06 4C161/WW02 4C161/WW19 4C161/YY12 4C161/YY18 5C054/CC07 5C054/DA07 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2009178180A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，能够有效地获取要读取的图像，同时进一步降低功耗；以及控制胶囊内窥镜运动的方法。解决方案：该胶囊内窥镜11包括具有邻接照明光源50a-50d和距离照射光源51a和51b的照明光源部分36。邻接照明光源50a-50d分别照射通过对CCD 33的成像区域54进行四边形成的等分区域55a-55d。距离照射光源51a和51b照射位于成像区域54中心的中心区域57。图像分析电路69识别感兴趣区域从相应区域55a-55d和57中投射出的区域。驱动器68仅点亮对应于由图像分析电路69识别的区域的区域的光源。修整处理电路70仅剪切由图像分析电路69识别的部分。

【图 2】

