

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5035987号
(P5035987)

(45) 発行日 平成24年9月26日 (2012.9.26)

(24) 登録日 平成24年7月13日 (2012.7.13)

(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 1/04 (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 24 頁)

(21) 出願番号 特願2008-16339 (P2008-16339)
 (22) 出願日 平成20年1月28日 (2008.1.28)
 (65) 公開番号 特開2009-172287 (P2009-172287A)
 (43) 公開日 平成21年8月6日 (2009.8.6)
 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内蔵の撮像手段で撮影して得られた画像を、送信手段にて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移動距離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、前記画像の画素数を変換する画素数変換手段とを備え、

前記撮像手段は、前記検知結果に応じて、一定距離間隔で第一の撮影を実行し、前記第一の撮影の合間に第二の撮影を実行し、

前記画素数変換手段は、前記第一の撮影では、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数を変換し、前記第二の撮影では、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数を変換することを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、

前記撮像手段、および前記送信手段は、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数が変換された場合、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行し、

前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数が変換された場合、そのときに生まれる前記撮影と前記無線送信に関わる処理の空き時間に動作を休止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】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、

前記撮像手段、および前記送信手段は、前記画素数がいずれに変換されたかに関わらず、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行す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。

【請求項 4】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、

前記撮像手段、および前記送信手段は、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数が変換された場合、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行し、

前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数が変換された場合、そのときに生まれる前記撮影と前記無線送信に関わる処理の空き時間に動作を休止するか、前記空き時間を埋めるように、前記最高の画素数よりも低い画素数の前記撮影、および前記無線送信を実行するかを、前記検知結果と予め設定された閾値との比較結果に応じて決定す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。

10

【請求項 5】

前記画素数変換手段は、画素間引き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 3 または 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、ビニング読み出し処理、画素間引き処理、または平均化処理のうち、少なくともいずれか一つを実行することで、前記画素数を変換することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

20

【請求項 7】

前記送信手段は、前記画素数の情報を、前記画像に関連付けて送信す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、

前記送信手段は、体外に排出されて回収後、前記記憶手段に記憶された画像をまとめて外部に送信す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。

【請求項 9】

被検体内に嚥下され、被検体内の被観察部位を内蔵の撮像手段で撮影して得られた画像を、送信手段にて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、

30

前記被検体内におけるカプセル内視鏡の移動距離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、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、

前記撮像手段による撮像ステップでは、前記検知結果に応じて、一定距離間隔で第一の撮影を実行し、前記第一の撮影の合間に第二の撮影を実行し、

前記画素数を変換するステップでは、前記第一の撮影では、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数を変換し、前記第二の撮影では、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数を変換す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】

40

【技術分野】

【0001】

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、並びにカプセル内視鏡で取得した被検体内の画像を用いて読影を行うための情報管理装置に関する。

【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

50

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。

【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2fps（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、画像を読影する際に、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。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、2参照）。

10

【0004】

特許文献1、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。また、前後コマなどの二つの画像データを比較して類似度を判定し、類似度が低い場合はモニタに表示する際の表示レート（単位時間あたり表示画像数）を下げ（画像の表示時間を長くし）、類似度が高い場合は表示レートを上げ（画像の表示時間を短くし）ている。

【0005】

移動速度が遅い、あるいは比較した二画像の類似度が高いときには、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になる。このため、特許文献1、2のように、移動速度が遅い場合にフレームレートを下げたり、比較した二画像の類似度が高い場合に表示レートを上げたりすれば、類似する画像の数、類似する画像を読影する回数（または時間）を減らすことができ、読影の負担を軽くすることができる。

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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1、2に記載の技術は、確かに読影の負担を軽くすることはできるが、カプセル内視鏡から受信装置に画像データを無線送信する際に掛かる消費電力（カプセル内視鏡の消費電力の大半を占める）の点に着目すると、カプセル内視鏡の移動速度が速く、フレームレートを上げた場合は、無線送信の回数が増えるので、当然ながら消費電力が高む。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。

30

【0007】

また、画像データの送信に掛かる処理時間（撮影に掛かる処理時間と比べて大幅に長い）を考えると、撮影後に逐次画像データを送信するため、画像データの送信を終えない間に次の撮影を行うことはできないので、フレームレートを上げるのにも限界がある。このため、現行の性能で設定し得る最高のフレームレートに上げたとしても、病変部など読影を重点的に行いたい部位（以下、関心領域という）を見落とすおそれがある。そのうえ、フレームレートを極限まで上げると、益々消費電力が高む。さらには、フレームレートを下げ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、同様に関心領域を見落とすおそれがある。

40

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、画像データを無線送信する際に掛かる消費電力、および処理時間を低減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の動作制御方法を提供することを目的とする。

【0009】

また、本発明は、読影の負担を軽くすることができる情報管理装置を提供することを目

50

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内蔵の撮像手段で撮影して得られた画像を、送信手段にて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し、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、この比較結果を元に前記画素数を変換する。

10

【0012】

前記画素数変換手段は、前記撮像手段の最高の画素数と、前記最高の画素数よりも低い画素数の少なくとも二段階で前記画素数を変換する。

【0013】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、前記撮像手段、および前記送信手段は、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数が変換された場合、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行し、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数が変換された場合、そのときに生まれる前記撮影と前記無線送信に関わる処理の空

20

き時間に動作を休止することが好ましい。

【0014】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、前記撮像手段、および前記送信手段は、前記画素数がいずれに変換されたかに関わらず、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行することが好ましい。

【0015】

前記送信手段は、前記画像を無線送信にて外部に送信し、前記撮像手段、および前記送信手段は、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数が変換された場合、間を空けずに前記撮影と前記無線送信に関わる処理を実行し、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数が変換された場合、そのときに生まれる前記撮影と前記無線送信に関わる処理の空

30

き時間に動作を休止するか、前記空き時間を埋めるように、前記最高の画素数よりも低い画素数の前記撮影、および前記無線送信を実行するかを、前記検知結果と予め設定された閾値との比較結果に応じて決定することが好ましい。

【0016】

前記空き時間を埋める前記撮影を実行する場合、前記画素数変換手段は、画素間引き処理を実行することで、前記画素数を変換する。

【0017】

前記状態検知手段は、前記被検体内における移動距離を検知し、前記撮像手段は、前記検知結果に応じて、一定距離間隔で第一の撮影を実行し、前記第一の撮影の合間に第二の撮影を実行し、前記画素数変換手段は、前記第一の撮影では、前記撮像手段の最高の画素

40

数に前記画素数を変換し、前記第二の撮影では、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数を変換することが好ましい。

【0018】

また、前記状態検知手段は、前記画像の類似度を検知し、前記検知結果に応じて、前記撮像手段のフレームレートを変換するフレームレート変換手段を備え、前記撮像手段は、前記フレームレート変換手段で変換されたフレームレートで第三の撮影を実行し、前記フレームレートが最高のフレームレートよりも下げられた場合には、前記第三の撮影の合間に第四の撮影を実行し、前記画素数変換手段は、前記第三の撮影では、前記撮像手段の最高の画素数に前記画素数を変換し、前記第四の撮影では、前記最高の画素数よりも低い画素数に前記画素数を変換することが好ましい。

50

【0019】

上記の場合、前記状態検知手段は、前記被検体内における移動速度、または移動距離のうち、少なくとも一つを検知し、前記フレームレート変換手段は、前記検知結果に応じて、前記第四の撮影のフレームレートを変換する。

【0020】

前記送信手段は、前記画素数の情報を、前記画像に関連付けて送信する。

【0021】

前記画素数変換手段は、ビニング読み出し処理、画素間引き処理、または平均化処理のうち、少なくともいずれか一つを実行することで、前記画素数を変換する。

【0022】

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、前記送信手段は、体外に排出されて回収後、前記記憶手段に記憶された画像をまとめて外部に送信することが好ましい。

【0023】

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内蔵の撮像手段で撮影して得られた画像を、送信手段にて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、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。

【0024】

さらに、本発明は、被検体内に嚥下されるカプセル内視鏡で得られた被検体内の被観察部位の画像を取り込んで、これを蓄積・管理するとともに、読影に供する画像を表示する情報管理装置において、前記カプセル内視鏡は、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、前記画像の画素数を変換する画素数変換手段と、前記画素数の情報を、前記画像に関連付けて送信する送信手段とを有し、前記画素数の情報に応じて、前記画像の表示形態を変化させる表示制御手段を備えることを特徴とする。

【0025】

前記表示制御手段は、特定の画素数の前記画像を自動的に表示させ、前記特定の画素数と前記画素数が異なる画像は、操作入力手段の操作に応じて表示させることが好ましい。この場合、前記特定の画素数は、前記撮像手段の最高の画素数であることが好ましい。

【発明の効果】

【0026】

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、画像の画素数を変換するので、通常よりも低い画素数とした場合、画像データを送信する際に掛かる消費電力、および処理時間を低減することができる。

【0027】

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。

【0028】

また、処理時間が低減されれば、低減された時間を待機時間や撮影に充てることができる。待機時間に充てた場合は、消費電力がさらに低減され、撮影に充てた場合は、関心領域の見落としなどの懸念を払拭することができる。

【0029】

本発明の情報管理装置によれば、画素数の情報に応じて画像の表示形態を変化させるので、希少価値が高い画像を優先して表示することなどができ、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】

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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3参照)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88(図9参照)に出力する。

【0033】

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とデータの遣り取りを行う。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。

【0034】

図2において、CE11は、透明な前カバー30と、この前カバー30に嵌合して水密な空間を形成する後カバー31とからなる。両カバー30、31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。

【0035】

両カバー30、31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32と、被観察部位の像光を撮像するCCD33とからなる撮像部34が組み込まれている。CCD33は、対物光学系32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。

【0036】

対物光学系32は、前カバー30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32aと、光学ドーム32a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32bと、レンズホルダー32bに固着されたレンズ32cとから構成される。対物光学系32は、光軸35を中心軸として、例えば、前方視野角140°~180°の撮影範囲を有し、この撮影範囲における被観察部位の全方位画像を像光として取り込む。

【0037】

両カバー30、31内には、撮像部34の他に、被観察部位に光を照射する照明光源部36、送信回路55や電力供給回路57(ともに図3参照)が実装された電気回路基板37、ボタン型の電池38、および電波14を送信するためのアンテナ39などが収容されている。

【0038】

なお、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方向と定義する。CE11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、CE11がR方向

10

20

30

40

50

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。

【0039】

図3において、CPU50は、CE11の全体の動作を統括的に制御する。CPU50には、ROM51、およびRAM52が接続されている。ROM51には、CE11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。CPU50は、ROM51から必要なプログラムやデータを読み出してRAM52に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。

【0040】

CCD33には、ドライバ53、および信号処理回路54が接続されている。ドライバ53は、所定のフレームレート（例えば、2fps）で撮影が行われるように、CCD33、および信号処理回路54の動作を制御する。信号処理回路54は、CCD33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、補正等の各種画像処理を施す。

【0041】

アンテナ39には、送信回路55が接続されている。送信回路55には、変調回路56が接続され、変調回路56はCPU50に接続している。変調回路56は、信号処理回路54から出力されたデジタルの画像データを電波14に変調し、変調した電波14を送信回路55に出力する。送信回路55は、変調回路56からの電波14を増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ39に出力する。

【0042】

電力供給回路57は、電池38の電力をCE11の各部に供給する。なお、符号58は、CPU50の制御の下に、照明光源部36の駆動を制御するためのドライバである。

【0043】

加速度センサ59は、F、R方向のCE11の加速度を測定し、この測定結果を積分回路60に出力する。加速度センサ59は、CE11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、CE11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59の測定結果は負となる。CE11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59の測定結果は0となる。積分回路60は、加速度センサ59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CE11の移動速度 V_0 を求める。積分回路60は、求めた移動速度 V_0 のデータをCPU50に出力する。

【0044】

CPU50は、積分回路60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CE11の移動速度 V を算出する。CE11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。CE11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、CE11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。

【0045】

CPU50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、予め設定された第一、第二の閾値 TH_1 、 TH_2 （ $TH_1 > TH_2$ ）とを比較する。CPU50は、移動速度の絶対値 $|V|$ と各閾値 TH_1 、 TH_2 との比較結果に応じて、CCD33で得られる画像の画素数を P_{max} 、 P_{mid} 、および P_{low} の三段階で変換するための制御信号をドライバ53に出力する。ドライバ53は、CPU50からの各制御信号に基づいて、CCD33を駆動する。

【0046】

すなわち、CPU50は、移動速度の絶対値 $|V|$ が第一の閾値 TH_1 以上であった場

10

20

30

40

50

合 ($|V| < TH_1$)、CCD33の最高の画素数 P_{max} で撮影 (以下、通常撮影という) を行わせる。また、移動速度の絶対値 $|V|$ が第一の閾値 TH_1 未満、且つ第二の閾値 TH_2 以上であった場合 ($TH_2 \leq |V| < TH_1$)、CPU50は、画素数 P_{max} よりも低い画素数 P_{mid} で撮影 (以下、中画素数撮影という) を行わせる。さらに、移動速度の絶対値 $|V|$ が第二の閾値 TH_2 未満であった場合 ($|V| < TH_2$)、または移動速度の絶対値 $|V|$ が0であった ($|V| = 0$ 、つまりCE11が停止) 場合、CPU50は、画素数 P_{mid} よりもさらに低い画素数 P_{low} で撮影 (以下、低画素数撮影という) を行わせる。

【0047】

CPU50は、画素数の情報 (以下、画素数情報という) を変調回路56に出力する。変調回路56に出力された画素数情報は、画像データとともに電波14に変調され、送信回路55で増幅、帯域通過濾波された後、アンテナ39から無線送信される。

10

【0048】

ここで、画素数を変換する方法の説明に移る前に、CCD33の概略構成を述べる。図4において、CCD33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70を有する。受光素子70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。

【0049】

受光素子70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70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71を構成する。各色フィルタは、Gの画素71が市松状に配置され、水平方向Hに配置されたGの画素71間にRの画素71が配置された行と、Rの画素71の代わりにBの画素71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、いわゆるバイヤー配列をとっている。

20

【0050】

受光素子70の各列には、垂直電荷転送路 (以下、VCCDと略す) 72が設けられている。受光素子70とVCCD72とは、読み出しゲート73を介して接続されている。VCCD72は、読み出しゲート73を介して受光素子70から読み出した信号電荷を垂直方向Vに転送する。

【0051】

30

各VCCD72の終端には、ラインメモリ (以下、LMと略す) 74が接続され、LM74には、水平電荷転送路 (以下、HCCDと略す) 75が接続されている。LM74は、各VCCD72から一行分の画素71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HCCD75に転送する。HCCD75は、LM74から読み出した信号電荷を、水平方向Hに転送する。

【0052】

HCCD75の終端には、出力アンプ76が設けられている。出力アンプ76は、FD (フローティングディフュージョン) アンプからなり、HCCD75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。

【0053】

40

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、VCCD72、またはHCCD75で信号電荷を転送するときに、二以上の画素71の信号電荷をVCCD72、またはHCCD75上で加算するものである。二以上の画素71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CCD33の感度も向上する。

【0054】

図5～図8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5において、 4×4 の16個の画素71 (R、B4個ずつ、G8個) について着目する。この場合、図6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V

50

CCD72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HCCD75上で加算し、 $R_1 R_2 R_3 R_4$ とする。

【0055】

同様に、図7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VCCD72上でそれぞれ加算し、 $B_1 B_2$ 、 $B_3 B_4$ とし、これらをHCCD75上で加算し、 $B_1 B_2 B_3 B_4$ とする。また、図8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VCCD72、HCCD75上で加算し、 $G_1 G_2 G_3 G_4$ 、および $G_5 G_6 G_7 G_8$ とする。

【0056】

10

次いで、図6～図8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77に再配列する。通常撮影時は、全画素71の信号電荷を個別に読み出して、CCD33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、中画素数撮影時の画素数 P_{mid} を画素数 P_{max} の $1/4$ 、低画素数撮影時の画素数 P_{low} を画素数 P_{max} の $1/16$ 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。

【0057】

図9において、CPU80は、受信装置12の全体の動作を統括的に制御する。CPU80には、バス81を介して、ROM82、およびRAM83が接続されている。ROM82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。CPU80は、ROM82から必要なプログラムやデータを読み出してRAM83に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU80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。

20

【0058】

アンテナ18には、受信回路84が接続されている。受信回路84には、復調回路85が接続されている。受信回路84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85に出力する。復調回路85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DS86に、画素数情報をデータストレージ87にそれぞれ出力する。

30

【0059】

DSP(Digital Signal Processor)86は、復調回路85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87に出力する。データストレージ87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87は、DSP86から順次出力される画像データと、復調回路85からの画素数情報とを関連付けて記憶・蓄積する。

【0060】

位置検出回路88は、電界強度測定センサ19による電波14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87に出力する。データストレージ87は、画素数情報とともに、位置検出回路88からの位置情報をDSP86からの画像データに関連付けて記憶する。

40

【0061】

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、人体内のCE11の位置に応じた、複数のアンテナ18が受信する電波14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ROM82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。

【0062】

50

もしくは、各アンテナ 18 への電波 14 の到達時間のずれ量、すなわち、電波 14 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 14 の位相差は、各アンテナ 18 と C E 11 との相対的な位置関係（距離）を表している。位置検出回路 88 は、適当な換算式やデータテーブルを用いて、電波 14 の位相差を各アンテナ 18 と C E 11 との距離に換算することで、C E 11 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 14 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、C E 11 の位置を検出してもよい。

【0063】

バス 81 には、上記各部に加えて、L C D 15 の表示制御を行うドライバ 89、U S B コネクタ 90 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 / F 91、電池 92 の電力を受信装置 12 の各部に供給する電力供給回路 93 などが接続されている。

【0064】

図 10 において、C P U 100 は、W S 13 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 100 には、バス 101 を介して、モニタ 22 の表示制御を行うドライバ 102、U S B コネクタ 103 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 104、受信装置 12 からの画像データを記憶・蓄積するデータストレージ 105、および R A M 106 が接続されている。

【0065】

データストレージ 105 には、画像データの他に、W S 13 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 106 には、データストレージ 105 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。

【0066】

支援ソフトを立ち上げると、モニタ 22 には、例えば、図 11 に示すような作業ウィンドウ 110 が表示される。この作業ウィンドウ 110 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、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 110 には、患者 10 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 111 の他、領域 112 ~ 114 が設けられている。

【0067】

領域 112 には、簡易的な人体の解剖図 115 が表示されており、位置情報から導かれる C E 11 の概略的な移動軌跡 116 が解剖図 115 内に表示されている。領域 113 には、データストレージ 105 に記憶された画像データのうち、通常撮影で得られた画素数 P_{max} の画像が連続表示される。また、画素数 P_{max} の画像の前後に中画素数、低画素数撮影をして得られた画素数 P_{mid} 、 P_{low} の画像も、画素数 P_{max} の画像表示の間に適当な枚数で挿入される。領域 113 の画像表示は、下部に設けられたコントロールバー 117 にカーソル 118 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 113 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 116 上の撮影箇所と領域 113 とは、点線 119 で結ばれている。

【0068】

領域 114 には、領域 113 に現在表示されている画素数 P_{max} の画像の前後に、中画素数撮影、低画素数撮影で得られた画素数 P_{mid} 、 P_{low} の画像が一枚ずつ静止画表示される。領域 113 の場合と同様に、領域 114 の画像表示も、コントロールバー 120 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 113、114 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 114 にも、画素数 P_{max} の画像を挿入してもよい。また、画素数 P_{max} の画像の表示時間を、画素数 P_{mid} 、 P_{low} の画像よりも長くしてもよい。さらに、将来画素数 P_{max} がより増加して、画素数 P_{mid} が現状の画素数 P_{max} に相当する場合を見越して、上記とは逆に、領域 113 に画素数 P_{mid} の画像を動画表示し、領域 114 に画素数

10

20

30

40

50

P_{max} の画像を静止画表示してもよい。

【0069】

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12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。

【0070】

CE11が患者10に嚥下されると、S10に示すように、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2fps、画素数 P_{max} の通常撮影の設定で、CCD33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32から入射した人体内の被観察部位の像光は、CCD33の撮像面に結像され、これによりCCD33から撮像信号が出力される。

10

【0071】

S11において、CCD33から出力された撮像信号は、信号処理回路54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。信号処理回路54で生成された画像データは、変調回路56に出力される。

【0072】

変調回路56では、CPU50からの画素数情報とともに、信号処理回路54から出力されたデジタルの画像データが電波14に変調される。S12において、変調された電波14は、送信回路55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。

20

【0073】

受信装置12では、アンテナ18で電波14が受信されると、受信回路84で電波14が増幅、帯域通過濾波された後、復調回路85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、DSP86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87に出力される。

【0074】

また、このとき、電界強度測定センサ19で電波14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CE11の位置が位置検出回路88で検出される。位置検出回路88の検出結果、すなわち位置情報は、データストレージ87に出力される。データストレージ87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。

30

【0075】

さらに、CE11が患者10に嚥下されたときから、加速度センサ59による加速度の測定が開始される。そして、加速度センサ59の測定結果を元に、CPU50でCE11の移動速度Vが算出される。

【0076】

通常撮影による五回の撮影が終了すると(S13でyes)、S14に示すように、CPU50にて、まず、移動速度Vの絶対値 $|V|$ と、第一の閾値 TH_1 とが比較される。移動速度の絶対値 $|V|$ が第一の閾値 TH_1 以上であった場合($|V| \geq TH_1$ 、S15でyes)は、S16において、画素数 P_{max} の通常撮影がなされるように、CPU50からドライバ53に制御信号が出力される。移動速度の絶対値 $|V|$ が第一の閾値 TH_1 未満であった場合($|V| < TH_1$ 、S15でno)は、S17に移行する。

40

【0077】

S17において、今度は、CPU50で移動速度Vの絶対値 $|V|$ と、第二の閾値 TH_2 とが比較される。移動速度の絶対値 $|V|$ が第二の閾値 TH_2 以上であった場合($|V| \geq TH_2$ (且つ $|V| < TH_1$)、S18でyes)は、S19において、画素数 P_{max} の1/4の画素数である画素数 P_{mid} の中画素数撮影がなされるように、CPU50からドライバ53に制御信号が出力される。移動速度の絶対値 $|V|$ が第二の閾値 TH_2 未満であった場合、または移動速度の絶対値 $|V|$ が0であった場合($|V| < TH_2$

50

、または $|V| = 0$ 、 $S18$ で no) は、 $S20$ に示すように、画素数 P_{max} の $1/16$ 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、 $CPU50$ からドライバ53に制御信号が出力される。

【0078】

$CPU50$ からの制御信号を受けて、通常、中画素数、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53により $CCD33$ が駆動される。通常撮影が設定された場合は、全画素71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。中画素数、低画素数撮影が設定された場合は、ビニング読み出し処理が実行され、画素数 P_{mid} 、 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 $CPU50$ による移動速度 V の絶対値 $|V|$ と各閾値 TH_1 、 TH_2 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、 $CE11$ による検査が終了するまで続けられる。

10

【0079】

検査終了後、医師は、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87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 $WS13$ のデータストレージ105にアップロードする。そして、 $WS13$ にて、支援ソフトを用いて読影を行う。

【0080】

医師は、必要に応じてコントロールバー117を操作しながら、領域113に連続表示される通常撮影をした画素数 P_{max} の画像を中心に読影する。領域113に表示された画像に病変部等の関心領域を見付けた場合は、コントロールバー117を操作して領域113の表示を一時停止させる。そして、領域113に現在表示されている画素数 P_{max} の画像の前、または後に、中画素数撮影、低画素数撮影で得られた画素数 P_{mid} 、 P_{low} の画像を一枚ずつ領域114に静止画表示させ、より詳細な読影を行う。

20

【0081】

以上説明した第一の実施形態によれば、 $CE11$ の人体内における移動速度が比較的速度い場合 ($|V| \geq TH_1$) は $CCD33$ の最高の画素数 P_{max} 、移動速度が中程度の場合 ($TH_2 < |V| < TH_1$) は中程度の画素数 P_{mid} 、移動速度が比較的遅い、または $CE11$ が停止している場合 ($|V| < TH_2$ 、または $|V| = 0$) は低い画素数 P_{low} でそれぞれ撮影を行うので、画像データを無線送信する際に掛かる消費電力、および処理時間を低減することができる。

30

【0082】

より具体的に説明すると、図13において、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54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) t_p は、撮影の種類 (画素数) に関わらず略同じとなる。

【0083】

一方、画像データが変調回路56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) t_t は、送信する画像データの容量が大きいく程長くなる。このため、画像の画素数が最高で、したがって画像データの容量も最大の通常撮影時に送信処理時間 t_t が最大となり、送信に掛かる消費電力も最大となる。また、通常撮影では、撮影処理時間 t_p と送信処理時間 t_t とを加えた時間は、撮影時間間隔 t_n (本実施形態では、フレームレート $2fps$ であるので、 $t_n = 0.5$ 秒) と同じとなる。さらに言えば、撮影処理時間 t_p と送信処理時間 t_t とを加えた時間が撮影時間間隔 t_n となるように設計されている。

40

【0084】

画素数が比較的低く、したがって画像データの容量も小さくなる中画素数、低画素数撮影時は、通常撮影時と比べて送信処理時間 t_t が短くなり、送信に掛かる消費電力も少なくて済む。中画素数、低画素数撮影時は、通常撮影時と比べて送信処理時間 t_t が短くなるので、撮影時間間隔 t_n が一定の下では、撮影時間間隔 t_n のうち、撮影処理も送信処

50

理も行わない空き時間 t_b ができる。なお、中画素数、低画素数撮影時は、通常撮影の下段にそれぞれ示す如く撮影直後に送信を行う態様と、最下段に示す（ここでは代表として低画素数撮影のみ図示）如く撮影直後は送信を行わず、次の撮影の前に前回撮影した画像を送信する態様を取り得る。

【0085】

空き時間 t_b を、CCD 33、ドライバ 53、信号処理回路 54 などの撮影に関わる各部や、送信回路 55、変調回路 56 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 11 の長寿命化を図ることができる。CE 11 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 11 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る。

10

【0086】

また、CE 11 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、画像の希少価値が高い。一方、移動速度が中程度、あるいは比較的遅い、または CE 11 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、画像の希少価値が低い。したがって、画像の価値に見合った画素数で撮影を行えば、読影時の利便性を高めることができる。

【0087】

フレームレート、画素数を一定にして撮影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 87 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。

20

【0088】

通常撮影で得られた画素数 P_{max} の画像をモニタ 22 に表示させ、中画素数 P_{min} 、低画素数 P_{low} の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。

【0089】

なお、空き時間 t_b を待機時間にするのではなく、図 14 に示す第二の実施形態のように、空き時間 t_b 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。つまり、撮影の種類に応じて、画素数だけではなく、撮影時間間隔 t_n （つまりフレームレート）も動的に変化させるのである。

30

【0090】

図 14 に示す例をそのまま適用すると、CE 11 の長寿命化を図るという観点からは逆行する。そこで、例えば、CE 11 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、通常撮影時よりも画素数を低くして撮影時間間隔 t_n 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、第一の実施形態に記載の例を適用する。

【0091】

具体的には、第一、第二の閾値 TH_1 、 TH_2 に加えて、第三の閾値 TH_3 （ $TH_3 > TH_1$ ）を予め設定しておく。そして、図 15 に示すように、撮影を実行して画像データを送信後（S10～S12）、S30において、移動速度の絶対値 $|V|$ と第三の閾値 TH_3 とを比較し、移動速度の絶対値 $|V|$ が第三の閾値 TH_3 以上であった場合（ $|V| \geq TH_3$ 、S31で yes）、S32に示すように、図 14 に示す中画素数、または低画素数撮影（空き時間 t_b 無し）に切り替える。移動速度の絶対値 $|V|$ が第三の閾値 TH_3 未満であった場合（ $|V| < TH_3$ 、S31で no）は、第一の実施形態の処理に拠る（S15以降の処理は図示省略）。

40

【0092】

または、CE 11 の電源投入直後に、CE 11 が患者 10 に嚥下されて食道を通ることを想定して、CE 11 の電源投入後から一定時間は、図 14 に示す中画素数、または低画

50

素数撮影（空き時間 t_0 無し）を実行させ、一定時間経過後に第一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、CPU 50 の内蔵クロック 50 a（図 3 参照）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 t_n を変化させて撮影回数を増やし、その他の部位は画素数のみを変化させれば、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、CE 11 の長寿命化を図ることもできる。

【0093】

なお、第二の実施形態では、画素数を変換する方法として、全ての画素 71 の信号電荷を読み出すのではなく、特定の画素 71 の信号電荷を読み出さない、あるいは破棄し、画素 71 を適当に間引いて画像を生成する画素間引き処理を採用することが好ましい。画素間引き処理は、ピニング読み出し処理と比べて、演算処理が単純で、処理に要する時間も短いので、第二の実施形態の如くフレームレートを上げて撮影回数を増やしたい場合は、特に好適である。

【0094】

第一、第二の実施形態では、画素数や撮影時間間隔を変化させるためのトリガーを CE 11 の移動速度としているが、CE 11 の移動距離としてもよい。この場合、例えば、加速度センサ 58 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 59 の測定結果を、積分回路 60 で適当な時間間隔で二回積分して、CE 11 の移動距離 L を求め、求めた移動距離 L のデータを CPU 50 に出力する。

【0095】

以下、第一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 L の増分（移動量） L 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 L が小さい場合（移動速度が遅い場合と同義）は中画素数、あるいは低画素数撮影とする。または、第二の実施形態と同様に、移動量 L が比較的大きい部位では、図 14 に示す中画素数、または低画素数撮影（空き時間 t_0 無し）を実行させ、その他の部位は第一の実施形態に記載の例を適用してもよい。

【0096】

もしくは、図 16 に示す第三の実施形態のように、CE 11 が一定の距離を移動する毎に通常撮影（第一の撮影に相当）を実行させ、その合間に低画素数撮影（第二の撮影に相当）を実行させてもよい。

【0097】

図 16 において、第三の実施形態では、撮影を実行して画像データを送信後（S10 ~ S12）、S40 において、前回の通常撮影時を起点とした CE 11 の移動量 L と、予め設定された第四の閾値 TH_4 とが CPU 50 で比較される。そして、移動量 L が第四の閾値 TH_4 以上であった場合（ $L \geq TH_4$ 、S41 で yes）、S42 に示すように、通常撮影が設定され、画素数 P_{max} で撮影が実行される。移動量 L が第四の閾値 TH_4 未満であった場合（ $L < TH_4$ 、S41 で no）は、S43 に示すように、低画素数撮影が設定され、画素数 P_{low} 、所定のフレームレート（例えば、2 fps）で撮影が実行される。

【0098】

第三の実施形態を適用した場合の撮影の例を、図 17 および図 18 に示す。図 17、および図 18 では、横軸に移動距離、および時間をそれぞれとっている。まず、図 17 において、通常撮影が一定距離間隔で実行され、その合間に低画素数撮影が実行される。移動量 L が大きい場合（右側）は、一定距離移動するまでの時間が短いので、移動量 L が小さい場合（左側）と比べて、低画素数撮影の回数が少ない。また、図 18 に示すように、通常撮影の合間では、所定のフレームレート、すなわち一定の撮影時間間隔 t_n で低画素数撮影が繰り返される。

【0099】

CE 11 が一定の距離を移動する毎に通常撮影を実行させるだけだと、その合間に病変

10

20

30

40

50

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、第三の実施形態では、通常撮影の合間も低画素数撮影で画像を確保するので、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。

【0100】

なお、画素数を変化させるためのトリガーは、上記のCE11の移動速度、移動距離に限らない。例えば、図19などに示す第四の実施形態のように、画像の類似度に応じて画素数を変化させてもよい。

10

【0101】

図19に示すCE130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131が設けられている。類似度算出回路131は、例えば、信号処理回路54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131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SIを算出する。類似度算出回路131は、算出した類似度SIのデータをCPU50に出力する。類似度SI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。

20

【0102】

この場合も第一の実施形態と同様に、類似度SI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SI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）は中画素数、あるいは低画素数撮影とする。または、第二の実施形態を採用し、類似度SIが非常に低い部位では、撮影回数を稼ぐために、図14に示す中画素数、または低画素数撮影（空き時間 t_0 無し）を実行させ、その他の部位は第一の実施形態に記載の例を適用してもよい。

【0103】

あるいは、図20のフローチャートに示すように、類似度SI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（第三の撮影に相当）を実行させてもよい。この場合、通常撮影で撮影しきれない部位の画像を確保することを目的として、類似度SIが高い場合の通常撮影の合間に、低画素数撮影（第四の撮影に相当）を実行させる。

30

【0104】

図20において、撮影を実行して画像データを送信後（S10～S12）、S50に示すように、類似度算出回路131で前後コマの類似度SIが算出される。CPU50では、類似度算出回路131から類似度SIのデータを受け、S51に示すように、類似度SIと予め設定された第五の閾値 TH_5 とが比較される。

【0105】

そして、類似度SIが第五の閾値 TH_5 未満であった場合（ $S < TH_5$ 、S52でno）、S53に示すように、通常撮影、且つ高フレームレート（例えば、8fps）が設定される。類似度SIが第五の閾値 TH_5 以上であった場合（ $S \geq TH_5$ 、S52でyes）は、S54に移行する。

40

【0106】

S54において、規定回数（例えば、五回）連続して類似度SIが第五の閾値 TH_5 以上でなかった場合（S54でno）は、S53に移行し、類似度SIが第五の閾値 TH_5 未満であった場合と同様に、通常撮影、且つ高フレームレートが設定される。対して、規定回数連続して類似度SIが第五の閾値 TH_5 以上であった場合（S54、55でyes）、S56に示すように、通常撮影、且つ低フレームレート（例えば、1fps）が設定される。撮影時間間隔が低フレームレートで規定される分開いていなかった場合（S55でno）は、S57に示すように、低画素数撮影が設定され、所定のフレームレート（例

50

えば、4 f p s)で撮影が実行される。つまり、通常撮影、且つ低フレームレートが設定された場合は、前回の通常撮影から、低フレームレートで規定される撮影時間間隔の時間が経過したときに次の通常撮影が実行され、低フレームレートで規定される撮影時間間隔の時間が経過するまでは、所定のフレームレートで低画素数撮影が実行される。

【0107】

第四の実施形態を適用した場合の撮影の例を、図21に示す。図21では、横軸に時間をとっている。類似度S Iが高い場合(左側)は、通常撮影が低フレームレートで実行され、その合間に所定のフレームレート、すなわち一定の撮影時間間隔 t_n で低画素数撮影が繰り返される。類似度S Iが低い場合(右側)は、通常撮影が高フレームレートで実行される。

10

【0108】

類似度S I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、C E 1 1が一定の距離を移動する毎に通常撮影を実行させるだけの場合と同様に、関心領域を撮影した画像の数が少なかったり、見落とすおそれがある。対して、第四の実施形態では、低フレームレートで通常撮影を実行させている合間も低画素数撮影で画像を確保するので、第三の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0109】

なお、類似度S Iが高い場合に実行する低画素数撮影のフレームレートは、上記に例示した4 f p sに限らない。例えば、図22に示すように、図21に示す例よりも低画素数撮影のフレームレートを下げてもよい。この場合、低画素数撮影の撮影回数は減るが、図21に示す例よりも消費電力を抑えることができる。

20

【0110】

また、C E 1 1の移動速度、または移動距離に応じて、類似度S Iが高い場合に実行する低画素数撮影のフレームレートを変化させてもよい。例えば、C E 1 1の移動速度が0、または0に近く、C E 1 1が停止、またはC E 1 1の移動速度が極端に遅い場合は、図22に示す例を採用し、前者よりも移動速度は速いが、C E 1 1の移動速度が遅い場合は、図21に示す例を採用する。あるいは、類似度S Iが高い場合に実行する低画素数撮影のフレームレートを、C E 1 1を患者10に嚥下させる前に医師が設定可能に構成してもよい。

【0111】

30

なお、第三、第四の実施形態でいう低画素数撮影は、通常撮影と比べて画素数を抑えた撮影という意味で、第一、第二の実施形態でいう低画素数撮影とは意味が異なる。言い換えれば、第三、第四の実施形態の低画素数撮影は、第一、第二の実施形態の画素数 $P_{m i d}$ に相当する、画素数 $P_{m a x}$ の $1/4$ であってもよいし、それよりも画素数が高い画素数 $P_{m a x}$ の $1/2$ であってもよい。

【0112】

このように、C E 1 1の人体内における状態(移動速度、移動距離、画像の類似度)に応じて画素数を変換すれば、消費電力を抑えつつ、関心領域を見落とすおそれを少なくするような様々な態様を組み合わせ採用することが可能となる。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 5 0の内蔵クロック50aに基づいて行う。

40

【0113】

なお、変換する画素数は二段階、三段階に限らず、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53、信号処理回路54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。

【0114】

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 1 4 0のように、デ

50

ータストレージ 87 に相当するストレージデバイス 141 を搭載しておき、無線送信に関わる変調回路 56 等の各部の代わりに、ストレージデバイス 141 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 142 を持たせ、体外へ排出された CE 140 を回収後、ストレージデバイス 141 に蓄積されたデータを、通信 I/F 142 を介してまとめてプロセッサ 20 に取り込んでもよい。この場合も画素数が減れば通信に要する時間、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。

【0115】

移動速度、移動距離、画像の類似度と比較する各閾値 $TH_1 \sim TH_5$ は、固定値でなくともよく、医師が設定可能に構成してもよい。また、上記実施形態では、画素数変換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、移動速度 V の絶対値 $|V|$ と第一～第三の閾値 $TH_1 \sim TH_3$ とを比較しているが、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 のときに画素数変換を行うようにしてもよい。さらに、CCD 33 の画素 71 の配列やビニング読み出し処理の方法は、上記実施形態に記載の内容に限定されない。

【0116】

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、CE 11 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 88 で人体内における CE 11 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 CE 11 からの画像データを解析することで、CE 11 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 CE 11 からの画像データの一致の度合いに基づいて、CE 11 の位置を特定する。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。

【0117】

また、移動速度や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。

【0118】

上記実施形態では、ビニング読み出し処理を例示して説明したが、本発明はこれに限定されず、前述した画素間引き処理や、対象画素とその周りの画素の画素値の平均をとり、対象画素の画素値とする平均化処理を採用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0119】

【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】CCD の概略構成を示す平面図である。

【図 5】ビニング読み出し処理の概略を説明するための図である。

【図 6】R 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 7】B 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 8】G 画素の加算、再配列の様子を示す説明図である。

【図 9】受信装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 10】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 11】読影時の画像の表示例を示す図である。

【図 12】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 13】通常、中画素数、および低画素数の各撮影における撮像、無線送信処理時間の関係を示す説明図である。

【図 14】中解像、および低画素数撮影が設定されたときに生まれる空き時間を埋めて撮影を行う第二の実施形態を説明するための図である。

【図 1 5】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 1 6】一定距離間隔を通常撮影する合間に低画素数撮影を実行する第三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 1 7】第三の実施形態の撮影の例を示す図である。

【図 1 8】第三の実施形態の撮影の例を示す図である。

【図 1 9】前後コマの類似度を算出する類似度算出回路を設けた第四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 2 0】第四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。

10

【図 2 1】第四の実施形態の撮影の例を示す図である。

【図 2 2】第四の実施形態の撮影の例を示す図である。

【図 2 3】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。

【符号の説明】

【 0 1 2 0 】

2 カプセル内視鏡システム

1 1、1 3 0、1 4 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

3 9 アンテナ

5 0 C P U

5 3 ドライバ

5 5 送信回路

5 6 変調回路

5 9 加速度センサ

6 0 積分回路

8 0 C P U

8 7 データストレージ

1 0 0 C P U

1 0 2 ドライバ

1 0 5 データストレージ

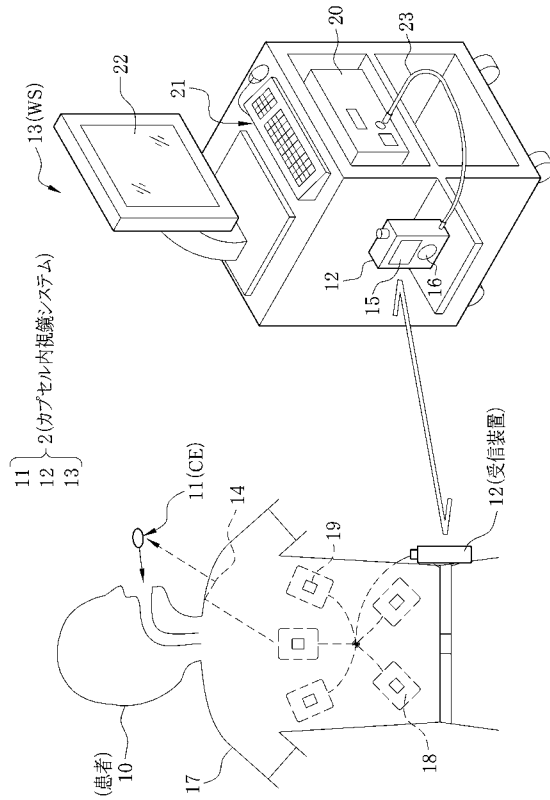
1 3 1 類似度算出回路

1 4 1 ストレージデバイス

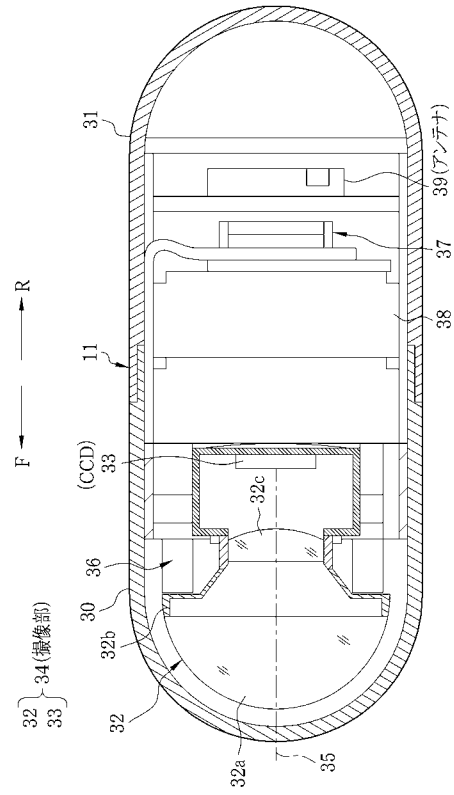
20

30

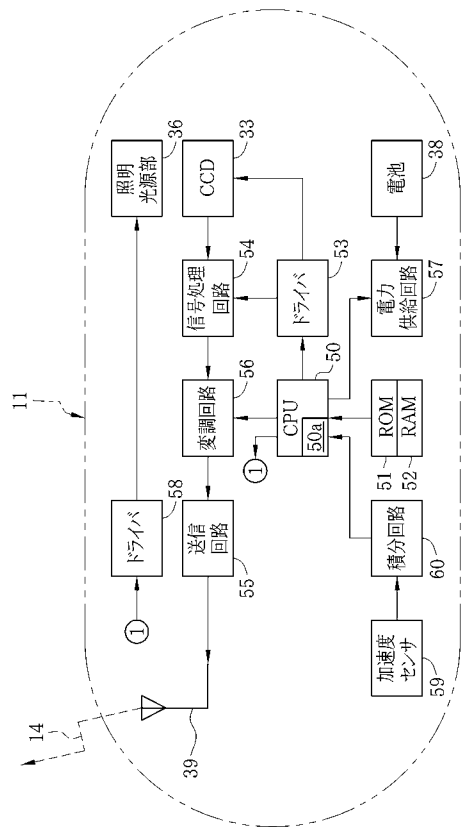
【図 1】



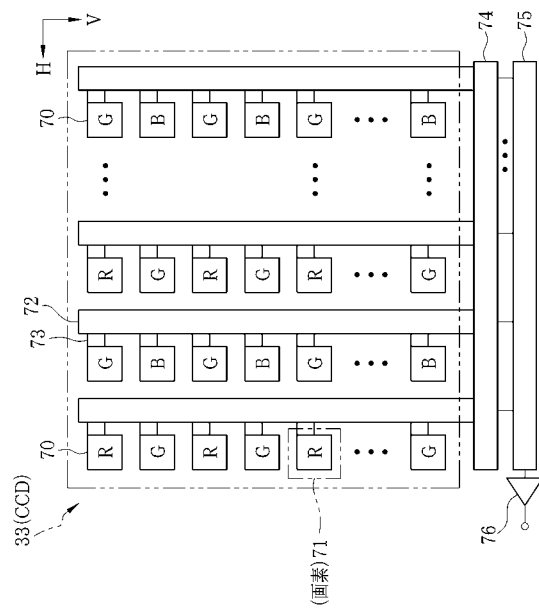
【図 2】



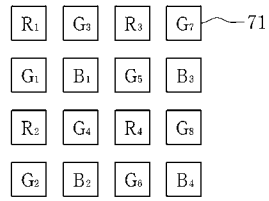
【図 3】



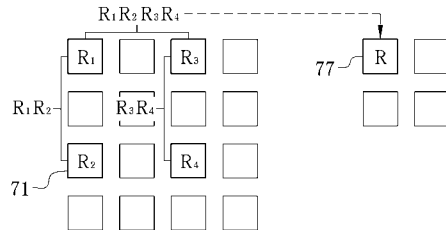
【図 4】



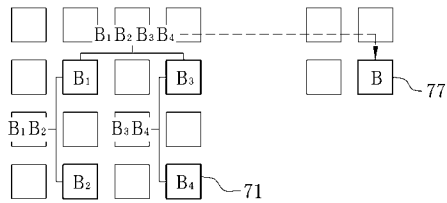
【図 5】



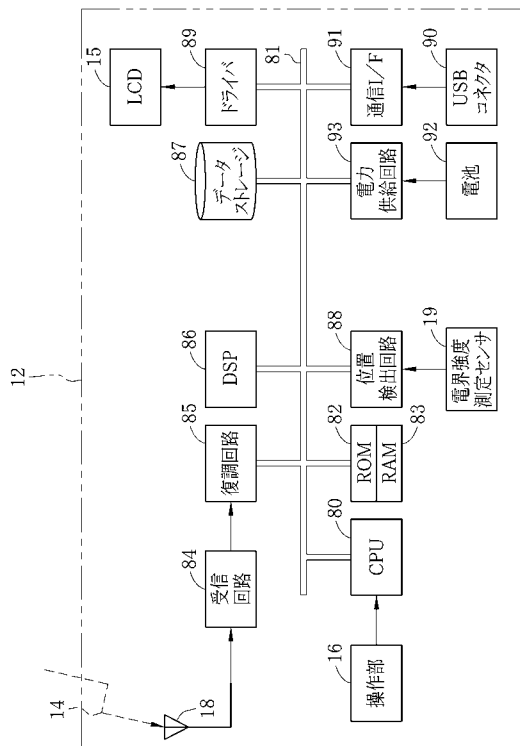
【図 6】



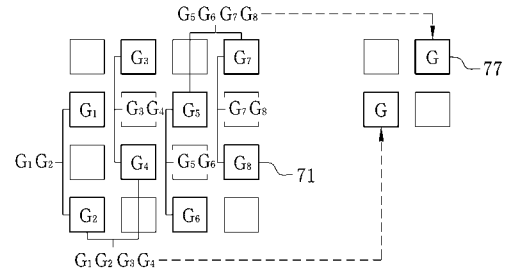
【図 7】



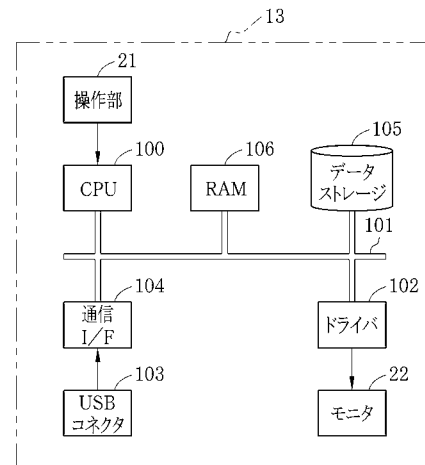
【図 9】



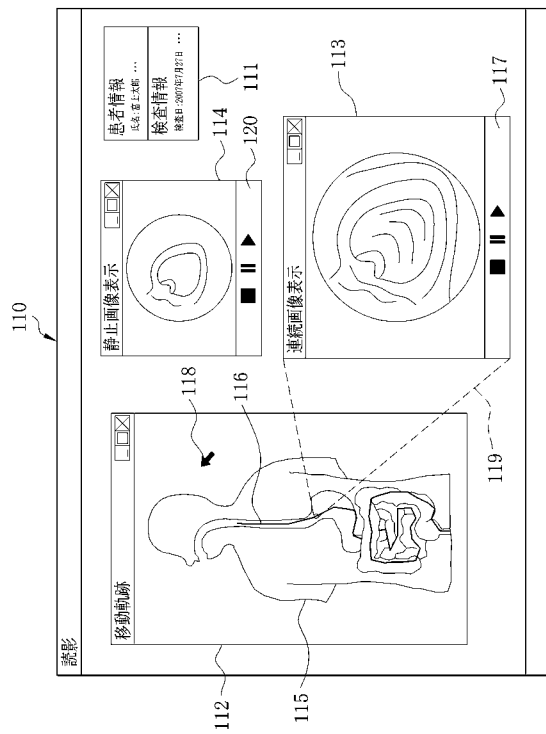
【図 8】



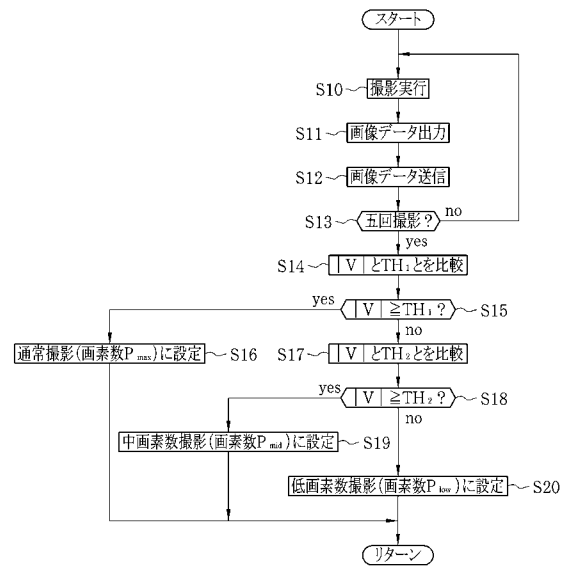
【図 10】



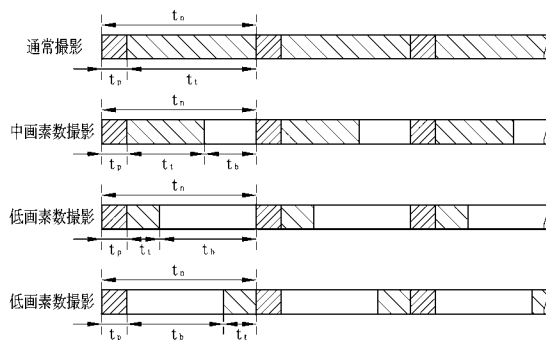
【図 1 1】



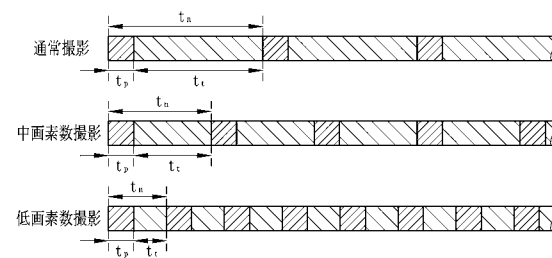
【図 1 2】



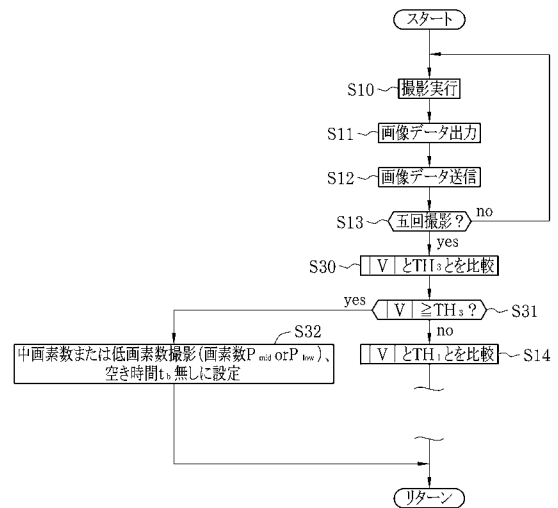
【図 1 3】



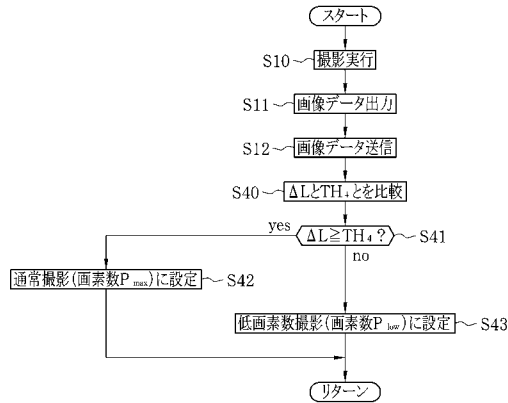
【図 1 4】



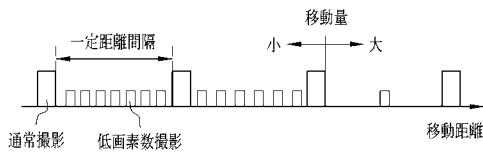
【図 1 5】



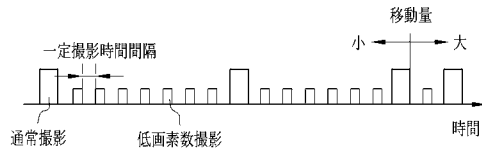
【図 16】



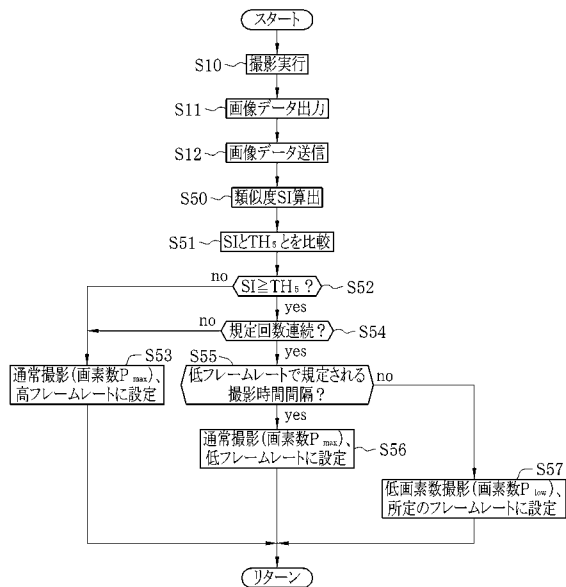
【図 17】



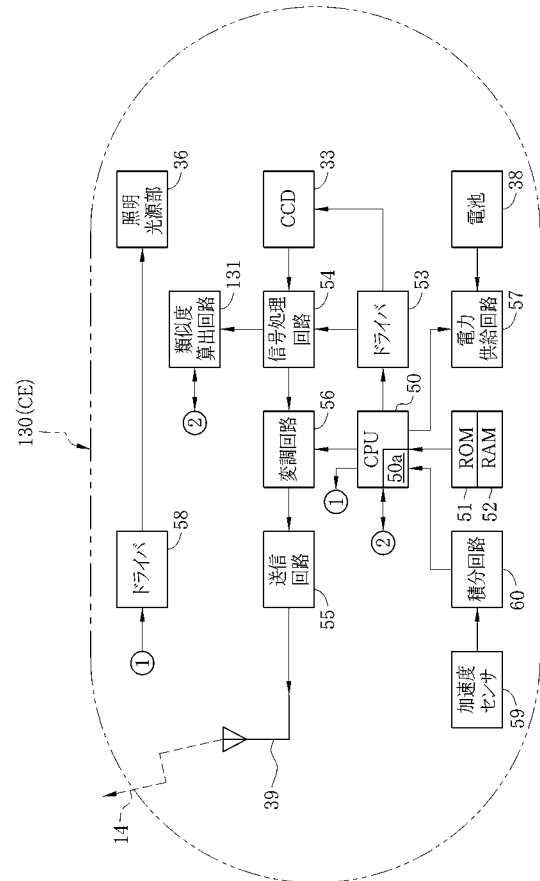
【図 18】



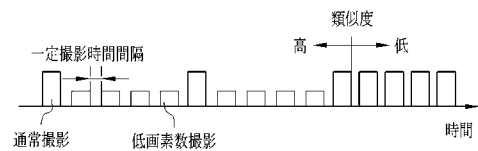
【図 20】



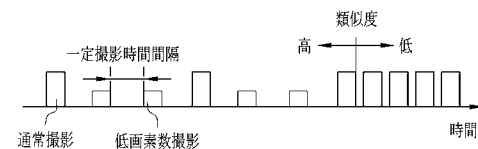
【図 19】



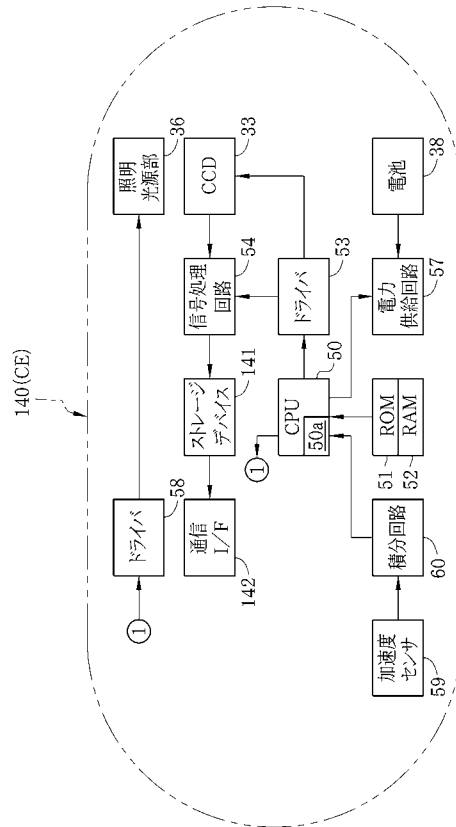
【図 21】



【図 22】



【 図 2 3 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-154176(JP,A)
特開2007-236700(JP,A)
特開2005-143668(JP,A)
特開2005-020755(JP,A)
特開2005-160049(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
A61B 5/07

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	JP5035987B2	公开(公告)日	2012-09-26
申请号	JP2008016339	申请日	2008-01-28
[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	A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B2560/0209		
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 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.622 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C038/CC00 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS05 4C061/SS10 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW20 4C061/YY02 4C061/YY12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS05 4C161/SS10 4C161/SS21 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/WW20 4C161/YY02 4C161/YY12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2009172287A		

摘要(译)

本发明提供一种能够在体内收纳的胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜包括用于拍摄身体内的图像的摄像元件（34）。发送器（55）从外部发送图像的信息。通过使用加速度传感器（59），在身体中检测胶囊移动速度。作为像素数量改变器的CPU（50）根据胶囊移动速度的信息（V，L，“L，SI）改变图像的像素数量（Pmax，Pmid，Plow），即图像的分辨率。CPU根据胶囊移动速度（V）的低度来将像素数设定得更低。此外，CPU根据胶囊移动距离（L，L）的低度和/或根据多个连续图像之间的类似度（SI）的高度来设置较低的像素数。优选地，CPU通过像素合并，像素间隔剔除和像素平均中的至少一个来设置像素数。

【图 2】

