

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4615963号

(P4615963)

(45) 発行日 平成23年1月19日(2011.1.19)

(24) 登録日 平成22年10月29日(2010.10.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 2 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2004-316968 (P2004-316968)
 (22) 出願日 平成16年10月29日(2004.10.29)
 (65) 公開番号 特開2006-122502 (P2006-122502A)
 (43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)
 審査請求日 平成19年8月7日(2007.8.7)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 西村 博一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 長谷川 潤
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を撮像して複数の色信号を含む複数の画像を生成する画像生成手段と、
 前記画像について、各画像における生体粘膜構造に関わる特徴量を算出する特徴量算出
 手段と、

前記特徴量算出手段で算出された前記特徴量に基づいて前記各画像が観察に不適切な撮
 像状態の画像であるか否かあるいは観察に適切な撮像状態の画像であるか否かを判定する
 撮像状態判定手段と、

前記撮像状態判定手段により前記観察に不適切な撮像状態の画像であると判定された前
 記画像について、前記観察に不適切な撮像状態の画像が不適切な画像として複数の種類に
 分類される画像のいずれに属するかを分類する分類手段と、

前記撮像状態判定手段における判定結果に基づき、前記観察に不適切な撮像状態の画像
 を除いて前記観察に適切な撮像状態の画像のみを保存または表示するように処理の制御を
 行う、あるいは、前記分類手段における分類結果に基づき、分類された種類毎に前記観察
 に不適切な撮像状態の画像を一覧表示するように処理の制御を行う制御手段と、
 を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記画像を保存する保存手段と、
 前記画像を表示する表示手段と、をさらに備えるとともに、
 前記制御手段は、前記画像の保存手段または表示手段に関する処理を制御するとともに

10

20

、前記撮像状態判定手段が生体粘膜表面以外を含む撮像状態にあるものと判定した画像について保存または表示を行わないよう制御することを特徴とする請求項1記載のカプセル型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置により撮像した体腔内の内視鏡画像から、診断に不適切な画像を検出し、不適切な画像の表示又は保存を制御する、カプセル型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、X線、CT、MRI、超音波観測装置、内視鏡装置等の画像撮像機能を有する医療機器を用いた体腔内臓器の観察及び診断が広く行われている。このような画像撮像機能を有する医療機器において、例えば、内視鏡装置は、細長の挿入部を体腔内に挿入し、その挿入部の先端部に設けられた対物光学系により取り込んだ体腔内臓器像を固体撮像素子等の撮像手段により撮像し、その撮像信号を基にモニタ画面に体腔内臓器の内視鏡画像を表示させ、そのモニタ画面に表示された内視鏡画像から術者が観察及び診断を行っている。

【0003】

この内視鏡装置は、消化管粘膜像を直接的に撮像することが可能であることから、粘膜の色調、病変形状、粘膜表面の微細な構造等の様々な所見を総合的に観察することが可能となっている。

【0004】

近年、この内視鏡装置と同様に有用性が期待できる新しい画像撮像機能を有する医療機器として、カプセル型内視鏡装置が開発されている。一般に、カプセル型内視鏡装置は、被検者が口から飲み込み体内の消化管内を進行させる過程で消化管内を撮像し、その撮像された撮像信号を体外に送信するカプセル型内視鏡と、送信された撮像信号を体外において受信し、その受信した撮像信号を記録蓄積するレシーバと、このレシーバに記録蓄積された撮像信号を基にモニタに撮像画像を表示させる観察装置とから構成されている。このような構成のカプセル型内視鏡装置は、例えば特開2000-23980号公報に開示されているものがある。

【特許文献1】特開2000-23980号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前記カプセル型内視鏡装置は、被検者がカプセル型内視鏡を経口的に飲み込んでから体外に排出されるまでの間、体腔内を撮像し、その撮像した撮像信号を体外に設けられたレシーバに送信する。このカプセル型内視鏡を被検者が飲み込んでから体腔内の食道、胃、十二指腸、小腸、及び大腸の各消化管を通過して体外に排出されるまでには数時間を要する。例えば、カプセル型内視鏡は、毎秒2枚（フレーム）の画像を撮像して体外のレシーバに送信するとし、このカプセル型内視鏡を飲み込んでから体外に排出するまで6時間かかったとすると、カプセル型内視鏡が体腔内を進行する間に撮像される画像数は、43200枚と膨大な量となる。これらの画像をすべて記録すると、記録装置には非常に大きな容量が必要となり、装置のコストが増大するという問題があった。この問題に対処するものとして、例えば画像圧縮処理を用いて画像の容量を削減することが考えられるが、記録された画像の画質が劣化してしまい、粘膜表面の微細な構造や、微妙な色調の変化を観察することが困難になってしまうという問題があった。

【0006】

また、この膨大な数の画像を観察装置に表示して観察及び診断する場合、例えば、毎秒10枚の画像を表示したとしても全画像数を表示するには72分間と比較的長時間要する。この長時間にわたり表示される撮像画像を術者が観察することになるが、術者にとって

10

20

30

40

50

時間的負荷が多大であるという問題があった。この問題に対処するものとして、例えば単位時間あたりに表示する画像数を増加させることで観察時間を短縮することが考えられるが、病変部の見落とし防止と、正確な観察診断の実現という点から単位時間当たりの表示画像数には限界があり、術者による観察時間の短縮は困難となる問題があった。

【 0 0 0 7 】

一方、カプセル型内視鏡装置により撮像される体腔内臓器の画像は、それらの全てが必ずしも診断に適切な画像とは限らない。例えば、極端な暗部やハレーションが視野の大部分を占めた画像や、生体粘膜に過剰に近接したり接触したりした場合に見られる、視野全体が赤色・黄色などの色調である画像（内視鏡医の間で俗に「赤玉」などと呼ばれる画像）、大腸における便等の残渣（異物）が映された画像などが挙げられる。これらの診断に適切でない画像（以下、不適切画像と示す）は、通常の内視鏡観察においてもしばしば観察されるものであるが、食物と同様に基本的に消化管の蠕動運動を利用して、移動したり視野変化を得たりしているカプセル型内視鏡においては、停留によって、同じような不適切画像が連続して出現することがあり得る。

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明においては、被写体を撮像した画像が観察及び診断に不適切な画像であるか否かを判定し、不適切な画像であると判定された画像を表示、保存等しないことによって、観察及び診断の効率性を向上させることができる、カプセル型内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明のカプセル型内視鏡装置は、被写体を撮像して複数の色信号を含む複数の画像を生成する画像生成手段と、前記画像について、各画像における生体粘膜構造に関わる特徴量を算出する特徴量算出手段と、前記特徴量算出手段で算出された前記特徴量に基づいて前記各画像が観察に不適切な撮像状態の画像であるか否かあるいは観察に適切な撮像状態の画像であるか否かを判定する撮像状態判定手段と、前記撮像状態判定手段により前記観察に不適切な撮像状態の画像であると判定された前記画像について、前記観察に不適切な撮像状態の画像が不適切な画像として複数の種類に分類される画像のいずれに属するかを分類する分類手段と、前記撮像状態判定手段における判定結果に基づき、前記観察に不適切な撮像状態の画像を除いて前記観察に適切な撮像状態の画像のみを保存または表示するように処理の制御を行う、あるいは、前記分類手段における分類結果に基づき、分類された種類毎に前記観察に不適切な撮像状態の画像を一覧表示するように処理の制御を行う制御手段と、を備えている。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

被写体を撮像した画像が観察及び診断に不適切な画像であるか否かを判定し、不適切な画像であると判定された画像を表示、保存等しないことによって、観察及び診断の効率性を向上させることができる、カプセル型内視鏡装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 2 】

（第1の実施の形態）

まず、本発明の第1の実施の形態に係るカプセル型内視鏡装置、及び画像処理方法について、図面を用いて説明する。最初に、本発明の第1の実施の形態に係るカプセル型内視鏡装置について、図1乃至図9を用いて説明する。図1は本発明に係る画像処理方法を用いるカプセル型内視鏡装置1の概略構成を示すブロック図、図2はカプセル型内視鏡装置1のカプセル型内視鏡3の概略構造を説明する説明図、図3はカプセル型内視鏡装置1の概略内部構成を示すブロック図、図4はカプセル型内視鏡3から送信される信号構成を説明する説明図、図5はカプセル型内視鏡3の位置検出を説明する説明図、図6はカプセル

10

20

30

40

50

型内視鏡装置 1 のアンテナユニット 4 を説明する説明図、図 7 はカプセル型内視鏡装置 1 のシールドジャケット 7 2 を説明する説明図、図 8 はカプセル型内視鏡装置 1 の外部装置 5 の被検体への装着状態を説明する説明図、図 9 はカプセル型内視鏡 3 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 3 】

本発明の画像処理方法を用いるカプセル型内視鏡装置 1 は、図 1 (A) に示すように、カプセル型内視鏡 3、アンテナユニット 4、及び外部装置 5 からなっている。カプセル型内視鏡 3 は、詳細は後述するが、被検体である患者 2 の口から体腔内に飲み込まれて蠕動運動により消化管内を進行する形状に形成され、かつ、内部に消化管内を撮像し、その撮像画像情報を生成する撮像機能と、その撮像画像情報を体外に送信する送信機能とを有している。アンテナユニット 4 は、詳細は後述するが、患者 2 の身体表面上に設置され、前記カプセル型内視鏡 3 から送信される撮像画像情報を受信する複数の受信アンテナ 1 1 を有している。外部装置 5 は、外形が箱形状に形成されており、詳細は後述するが、前記アンテナユニット 4 が受信した撮像画像情報の各種処理、撮像画像情報の記録、及び撮像画像情報による撮像画像表示等の機能を有している。この外部装置 5 の外装の表面に前記撮像画像を表示させる液晶モニタ 1 2 と、各種機能の操作指示を行う操作部 1 3 が設けられている。

10

【 0 0 1 4 】

また、この外部装置 5 は、駆動電源用の電池の残量に関する警告表示用の L E D、操作部 1 3 として電源スイッチが設けられている。又、カプセル型内視鏡 3 の内部には、C P U 及びメモリを用いた演算実行部を備え、受信及び記録した撮像画像情報に対して後述する本発明に係る画像処理方法を実行させるようにしても良い。

20

【 0 0 1 5 】

この外部装置 5 は、患者 2 の身体に装着されると共に、図 1 (B) に示すように、クレードル 6 に装着されることにより端末装置 7 に接続されるようになっている。この端末装置 7 は、たとえば、パーソナルコンピュータが用いられ、各種データの処理機能や記憶機能を有する端末本体 9、各種操作処理入力用のキーボード 8 a とマウス 8 b、及び各種処理結果を表示するディスプレイ 8 c からなっている。この端末装置 7 の基本的機能としては、前記外部装置 5 に記録されている撮像画像情報をクレードル 6 を介して取り込み、端末本体 9 に内蔵されている書き換え可能なメモリ、或いは端末本体 9 に着脱自在な書き換え可能な半導体メモリ等の可搬型メモリに書込記録させ、かつ、その記録した撮像画像情報をディスプレイ 8 c に表示する画像処理を行う。なお、前記外部装置 5 に記憶されている撮像画像情報は、前記クレードル 6 に代えて、U S B ケーブル等によって端末装置 7 に取り込まれるようにしても良い。このようなクレードル 6 等が、カプセル型内視鏡 3 により撮像された画像を入力する画像入力手段である。

30

【 0 0 1 6 】

この端末装置 7 の画像処理では、前記外部装置 5 から取り込み記録した撮像画像情報から経過時間に応じて表示させる画像の選択や、及び後述する本実施の形態に係る画像処理方法によって診断に不適切な画像の検出等を行う。

【 0 0 1 7 】

40

次に、前記カプセル型内視鏡 3 の外形と内部構造について、図 2 を用いて説明する。カプセル型内視鏡 3 は、断面が U 字状の外装部材 1 4 と、この外装部材 1 4 の先端側の開放端に接着剤により水密装着された透明部材により形成された略半球形状のカバー部材 1 4 a とからなるカプセル形に形成されている。

【 0 0 1 8 】

この外装部材 1 4 とカバー部材 1 4 a からなるカプセル形状の内部中空部には、前記カバー部材 1 4 a の半球の円弧の中央部分の内部には、カバー部材 1 4 a を介して入射された観察部位像を取り込む対物レンズ 1 5 がレンズ枠 1 6 に収納されて配置されている。この対物レンズ 1 5 の結像位置には、撮像素子である電荷結合素子 (以下、C C D と称する) 1 7 が配置されている。また、前記対物レンズ 1 5 を収納するレンズ枠 1 6 の周囲には

50

、照明光を発光放射させる４つの白色系のＬＥＤ１８が同一平面上に配置されている（図中には２つのＬＥＤのみを表記している）。前記ＣＣＤ１７の後端側の前記外装部材１４の中空部には、前記ＣＣＤ１７を駆動制御して光電変換された撮像信号の生成と、その撮像信号に所定の信号処理を施して撮像画像信号を生成する撮像処理と、及び前記ＬＥＤ１８の点灯・非点灯の動作を制御するＬＥＤ駆動の処理とを行う処理回路１９、この処理回路１９の撮像処理により生成された撮像画像信号を無線信号に変換して送信する通信処理回路２０、この通信処理回路２０からの無線信号を外部に送信する送信アンテナ２３、前記処理回路１９と通信処理回路２０の駆動用電源を供給する複数のボタン型の電池２１が配置されている。

【００１９】

10

なお、ＣＣＤ１７、ＬＥＤ１８、処理回路１９、通信処理回路２０、及び送信アンテナ２３は、図示しない基板上に配置され、それらの基板の間は、フレキシブル基板にて接続されている。また、前記処理回路１９には、後述する画像処理を行うための図示していない演算回路を備えている。つまり、前記カプセル型内視鏡３は、図３に示すように、前記ＣＣＤ１７、ＬＥＤ１８、及び処理回路１９からなる撮像装置４３と、前記通信処理回路２０を含む送信器３７と、並びに送信アンテナ２３からなる。

【００２０】

次に、前記カプセル型内視鏡３の撮像装置４３の詳細構成について、図９を用いて説明する。撮像装置４３は、ＬＥＤ１８の点灯及び非点灯の動作を制御するＬＥＤドライバ１８Ａ、ＣＣＤ１７の駆動を制御して光電変換された電荷の転送を行うためのＣＣＤドライバ１７Ａ、前記ＣＣＤ１７から転送された電荷を用いて撮像信号を生成し、かつ、その撮像信号に所定の信号処理を施して撮像画像信号を生成する処理回路１９Ａ、前記ＬＥＤドライバ１８ＡとＣＣＤドライバ１７Ａと処理回路１９Ａと及び送信器３７に電池２１からの駆動電源を供給するスイッチ１９、並びに前記スイッチ１９とＣＣＤドライバ１７Ａにタイミング信号を供給するタイミングジェネレータ１９Ｂからなっている。なお、スイッチ１９は、電池２１から前記ＬＥＤドライバ１８Ａへの電源供給をオン・オフをするスイッチ１９Ｃと、前記ＣＣＤ１７、ＣＣＤドライバ１７Ａ、及び処理回路１９Ａへの電源供給をオン・オフするスイッチ１９Ｄ、並びに、前記送信器３７への電源供給をオン・オフするスイッチ１９Ｅからなっている。前記タイミングジェネレータ１９Ｂには、電池２１から常時駆動電源が供給されるようになっている。

20

30

【００２１】

このような構成のカプセル型内視鏡３の撮像装置４３は、スイッチ１９Ｃ～１９Ｅがオフ状態であると、タイミングジェネレータ１９Ｂ以外は非動作状態である。このタイミングジェネレータ１９Ｂからのタイミング信号により、前記スイッチ１９Ｄがオンされると、ＣＣＤ１７、ＣＣＤドライバ１７Ａ、処理回路１９Ａへ電池２１から電源が供給されて動作状態となる。

【００２２】

前記ＣＣＤ１７の駆動初期時に、ＣＣＤ１７の電子シャッターを動作させて、不要な暗電流を除去した後、タイミングジェネレータ１９Ｂは、スイッチ１９ＣをオンさせてＬＥＤドライバ１８Ａを駆動させてＬＥＤ１８を点灯させＣＣＤ１７を露光する。ＬＥＤ１８は、ＣＣＤ１７の所定の露光時間の間点灯させた後、消費電力低減の為にスイッチ１９ＣをオフさせてＬＥＤ１８を消灯される。

40

【００２３】

前記ＣＣＤ１７の露光期間に蓄えられた電荷は、ＣＣＤドライバ１７Ａの制御により処理回路１９Ａへ転送される。処理回路１９Ａでは、ＣＣＤ１７から転送された電荷を基に撮像信号を生成し、その撮像信号に所定の信号処理を施して内視鏡画像信号を生成する。ＣＣＤ１７、ＣＣＤドライバ１７Ａ及び処理回路１９Ａは、画像生成手段を構成する。この内視鏡画像信号は、送信器３７から送信する信号が、例えば、アナログ無線方式ならＣＤＳ出力信号に対して複合同期信号を重畳させたアナログ撮像画像信号を生成して送信器３７へ出力する。また、デジタル無線方式ならアナログ／デジタルコンバータで撮像画像

50

信号をデジタル信号に変換した後、シリアル信号に変換し、スクランブル等の符号化処理を施してデジタル撮像画像信号を送信器 37 へ出力する。

【0024】

この送信器 37 は、前記処理回路 19 A から供給されたアナログ、又はデジタル撮像画像信号に対して変調処理を施して送信アンテナ 23 から外部へ無線送信する。この時、スイッチ 19 E は、タイミングジェネレータ 19 B により前記処理回路 19 A から撮像画像信号が出力された時のみ送信器 37 に駆動電力が供給するようにオン・オフ操作される。

【0025】

なお、スイッチ 19 E は、処理回路 19 A から撮像画像信号が出力されてから所定時間経過後に、送信器 37 に駆動電力を供給するように制御しても良い。また、カプセル型内視鏡 3 に設けられた、図示しない pH センサーにより、所定値の pH 値を検出したり、湿度センサーにより、所定値以上の湿度を検出したり、又は圧力センサー、或いは加速度センサーにより所定値以上の圧力、或いは加速度を検出したりすることにより被検体である患者 2 の体腔内に挿入されたことを検出して、この検出信号に基づいて、送信器 37 に電源を供給するようにスイッチ 19 E を制御するようにしても良い。

【0026】

なお、前記カプセル型内視鏡 3 の撮像装置 43 は、通常毎秒 2 枚の画像（毎秒 2 フレーム = 2 fps ）を撮像するものであるが、例えば、食道の検査の場合は、毎秒 15 ~ 30 枚の画像（ $15 \text{ fps} \sim 30 \text{ fps}$ ）を撮像できるようにする。具体的には、カプセル型内視鏡 3 に、図示しないタイマー回路を設け、このタイマー回路によるタイマーカウントが所定時間以内においては毎秒当たりの撮像枚数の多い高速撮像とし、所定時間が経過した後は、毎秒当たりの撮像枚数の少ない低速撮像となるよう撮像装置 43 の駆動を制御させる。或いは、カプセル型内視鏡 3 の電源の投入と共にタイマー回路を作動させて、患者 2 が飲み込んだ直後の食道を通過するまでの時間は、高速撮像となるように制御することも可能である。さらに、低速撮像用カプセル型内視鏡と高速撮像用カプセル型内視鏡とを個別に設けて、観察対象部位に応じて使い分けるようにしても良い。

【0027】

次に、前記患者 2 の身体表面上に設置されるアンテナユニット 4 について説明する。図 1 (A) に示すようにカプセル型内視鏡 3 を飲み込んで内視鏡検査を行う場合、患者 2 は、複数の受信アンテナ 11 からなるアンテナユニット 4 が設置されたジャケット 10 を装着する。このアンテナユニット 4 は、図 6 に示すように、たとえば、GPS に使用されているパッチアンテナのような単方向の指向性を有する複数の受信アンテナ 11 を患者 2 の身体内方向にその指向性を向けて配置する。つまり、カプセル型内視鏡 3 のカプセル本体 3D は、身体内に留置されるわけであるから、その身体内のカプセル本体 3D を取り囲むように前記複数のアンテナ 11 が配置させる。この指向性の高いアンテナ 11 を使用することで、身体内のカプセル本体 3D 以外からの電波による干渉妨害の影響を受けにくくしている。

【0028】

前記ジャケット 10 は、図 7 に示すように、患者 2 の身体表面に設置する前記アンテナユニット 4 と、ベルトにより患者 2 の腰に設置された外部装置 5 の本体部 5D を覆うように電磁シールド繊維で形成されたシールドジャケット 72 である。このシールドジャケット 72 を形成する電磁シールド繊維は、金属繊維、金属化学繊維、硫化銅含有繊維等が用いられている。なお、このシールドジャケット 72 は、ジャケット形状以外に、ベスト、及びワンピース形状でも良い。

【0029】

又、前記シールドジャケット 72 に前記外部装置 5 を装着する例として、図 8 に示すように、前記外部装置 5 の外部本体 5D に鍵穴 74 を設け、前記シールドジャケット 72 に設けた鍵 75 を前記鍵穴 74 に差し込むことにより、ベルト 73 に着脱自在に装着できるようにする。或いは、単にシールドジャケット 72 に図示しないポケットを設けて、そのポケットに外部本体 5D を収納したり、又は、外部装置 5 の外部本体 5D とシールドジャ

10

20

30

40

50

ケット 72 にマジックテープ（登録商標）を設置して、そのマジックテープ（登録商標）により取り付け固定したりしても良い。

【0030】

つまり、アンテナユニット 4 が配置された身体にシールドジャケット 72 を装着することにより、アンテナユニット 4 に対する外部からの電波がシールド遮蔽されて、外部電波による干渉妨害の影響を一層受けにくくしている。

【0031】

次に、前記アンテナユニット 4 と外部装置 5 の構成について、図 3 を用いて説明する。前記アンテナユニット 4 は、前記カプセル型内視鏡 3 の送信アンテナ 23 から送信された無線信号を受信する複数の受信アンテナ 11a ~ 11d、このアンテナ 11a ~ 11d を切り替えるアンテナ切替スイッチ 45 からなる。前記外部装置 5 は、アンテナ切替スイッチ 45 からの無線信号を撮像画像信号に変換及び増幅等の受信処理を行う受信回路 33、この受信回路 33 から供給された撮像画像信号に所定の信号処理を施して、撮像画像の表示用信号と、撮像画像データを生成する信号処理回路 35、この信号処理回路 35 により生成された撮像画像表示用信号により、撮像画像を表示させる液晶モニタ 12、前記信号処理回路 35 により生成された撮像画像データを記憶するメモリ 47、及び前記受信回路 33 により受信処理された無線信号の大きさにより前記アンテナ切替スイッチ 45 を制御するアンテナ選択回路 46 とからなる。

【0032】

前記アンテナユニット 4 の図中受信アンテナ 11a ~ 11d として示した複数の受信アンテナ 11 は、前記カプセル型内視鏡 3 の送信アンテナ 23 から一定の電波強度により送信された無線信号を受信する。この複数の受信アンテナ 11a ~ 11d は、前記外部装置 5 のアンテナ選択回路 46 からのアンテナ選択信号によりアンテナ切替スイッチ 45 が制御されて、前記無線信号を受信する受信アンテナを順次切り替える。つまり、前記アンテナ切替スイッチ 45 により順次切り替えられた受信アンテナ 11a ~ d 毎に受信した無線信号が前記受信回路 33 に出力される。この受信回路 33 において、受信アンテナ 11a ~ 11d 毎の無線信号の受信強度を検出して、各受信アンテナ 11a ~ 11d とカプセル型内視鏡 3 の位置関係を算出すると共に、その無線信号を復調処理して撮像画像信号を信号処理回路 35 へと出力する。前記アンテナ選択回路 46 は、前記受信回路 33 からの出力によって制御される。

【0033】

前記アンテナ選択回路 46 によるアンテナ切替スイッチ 45 の動作について説明する。前記カプセル型内視鏡 3 から送信される無線信号は、図 4 に示すように、撮像画像信号の 1 フレームの送信期間に、無線信号の受信強度を示す受信強度信号の送信期間である強度受信期間と、撮像画像信号の送信期間である映像信号期間とが順次繰り返されて送信されるとする。

【0034】

前記アンテナ選択回路 46 は、前記受信回路 33 を介して、各受信アンテナ 11a ~ 11d が受信した受信強度信号の受信強度が供給される。前記アンテナ選択回路 46 は、前記受信回路 33 からの供給された各アンテナ 11a ~ 11d の受信強度信号の強度を比較して、映像信号期間の撮像画像信号を受信する最適な受信アンテナ、つまり、受信強度信号の強度が最も高いアンテナ 11i (i = a ~ d) を決定して、アンテナ切替回路 45 をそのアンテナ 11i に切り替えるための制御信号を生成出力する。これにより、現在画像信号を受信しているアンテナよりも、他のアンテナの受信強度信号の受信強度が高い場合には、映像信号期間の受信アンテナを次フレーム分から切り替えるようにする。

【0035】

このように、カプセル型内視鏡 3 からの無線信号を受信するたびに、撮像画像信号、又は受信強度信号の受信強度を比較し、この比較結果を受けたアンテナ選択回路 46 によって受信強度が最大となるアンテナ 11i を画像信号受信用のアンテナとを指定するようにしている。これにより、カプセル型内視鏡 3 が患者 2 の体内で移動しても、その移動位置

10

20

30

40

50

において最も受信強度の高い信号を検出できるアンテナ 11 により取得した画像信号を受信することができる。また、体内でのカプセル型内視鏡 3 の移動速度は非常に遅い部分と早い部分に分かれるので、撮像動作 1 回につき常にアンテナ切替動作を 1 回行うとは限らず、高速撮像モードなどでは複数回の撮像動作に対してアンテナ切替動作を 1 回行うようにしてもよい。

【0036】

なお、カプセル型内視鏡 3 は、患者 2 の体内を移動しているので、適宜の時間間隔で外部装置 5 から電波強度を検出した結果である検出結果信号を送り、その信号に基づいてカプセル型内視鏡 3 が送信する際のその出力を更新するようにしてもよい。このようにすれば、カプセル型内視鏡 3 が患者 2 の体内を移動した場合にも、適切な送信出力に設定でき、電池 21 のエネルギーを無駄に消費すること等を防止でき、信号の送受信状態を適切な状態に維持できるようになる。

【0037】

次に、前記複数の受信アンテナ 11 とカプセル型内視鏡 3 の位置関係を示す情報の取得方法について、図 5 を用いて説明する。なお、図 5 において、カプセル型内視鏡 3 を 3 次元座標 X、Y、Z の原点に設定した場合を例に説明する。又、前記複数の受信アンテナ 11 a ~ 11 d のうち、説明を簡単化するために、3 つの受信アンテナ 11 a、11 b、11 c を用い、受信アンテナ 11 a と受信アンテナ 11 b との間の距離を D_{ab} 、受信アンテナ 11 b と受信アンテナ 11 c との間の距離を D_{bc} 、受信アンテナ 11 a と受信アンテナ 11 c との間の距離 D_{ac} としている。さらに、この受信アンテナ 11 a ~ 11 c とカプセル型内視鏡 3 の間は、所定の距離関係としている。

【0038】

カプセル型内視鏡 3 の送信された一定の送信強度の無線信号は、各受信アンテナ 11 j ($j = a, b, c$) で受信した場合の受信強度は、カプセル型内視鏡 3 (カプセル型内視鏡 3 の送信アンテナ 23) からの距離 L_i ($i = a, b, c$) の関数となる。具体的には電波減衰量が伴う距離 L_i に依存する。従って、カプセル型内視鏡 3 から送信された無線信号の受信アンテナ 11 j により受信した受信強度からカプセル型内視鏡 3 と各受信アンテナ 11 j との間の距離 L_i を算出する。この距離 L_i の算出には、前記カプセル型内視鏡 3 と受信アンテナ 11 j の間の距離による電波の減衰量などの関係データを事前に前記アンテナ選択回路 46 に設定する。又、その算出されたカプセル型内視鏡 3 と各受信アンテナ 11 j の位置関係を示す距離データは、前記メモリ 47 にカプセル型内視鏡 3 の位置情報として記憶させる。このメモリ 47 に記憶された撮像画像情報及びカプセル型内視鏡 3 の位置情報を基に、前記端末装置 7 による後述する画像処理方法において、内視鏡観察所見の位置設定に有用となる。

【0039】

次に、本発明の第 1 の実施の形態に係わるカプセル型内視鏡装置 1 の作用及び画像処理方法について、図 10 乃至図 21 を用いて説明する。図 10 は暗部画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図 11 はハレーション画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図 12 は異物画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図 13 は画素の色調を表すパラメタの算出に用いる配列表を説明する説明図、図 14 は画素の色調を表す二つのパラメタを軸とした二次元領域における、生体粘膜表面画素及び異物画素の分布領域を説明する説明図、図 15 は暗部画像、ハレーション画像、及び異物画像を一連の手続きで判定する場合の処理動作を説明するフローチャート、図 16 は過剰近接画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図 17 はその他の観察不適切画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図 18 は本実施の形態で使用するデジタルフィルタの周波数特性を説明する概略図、図 19 はハレーション辺縁境界部における帯域フィルタリング結果の変動を説明する図であり、図 19 (a) は画像中のハレーションの位置を説明する説明図、図 19 (b) は図 19 (a) の $a - a'$ 断面における画素値を説明するプロファイル、図 19 (c) は図 19 (a) の画像に帯域フィルタリングを適用した結果を説明する説明図、図 19 (d) は図 19 (c) の $b - b'$ 断

面における画素値を説明するプロファイル、図20は不適切画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャート、図21は端末装置7における画像表示動作を説明するフローチャートである。

【0040】

本実施の形態に係る画像処理方法は、カプセル型内視鏡3から得られた一連の画像から、観察及び診断に不適切な画像を検出するものである。また、本実施の形態に係るカプセル型内視鏡装置1は、上記画像処理方法を適用することにより不適切と認識された画像を、出力手段としての端末装置7に表示等の出力をさせないように動作する。不適切と判定された画像を端末装置7に表示等の出力をさせないことによって、観察に要する時間を削減することが可能になる。尚、これらの不適切な画像は、端末装置7に表示して観察するの

10

【0041】

これから説明する画像処理方法は、ソフトウェアにより実現されるもので、前記カプセル型内視鏡3、外部装置5、または端末装置7のいずれにおいてもこの画像処理方法を用いることができるが、ここでは、パーソナルコンピュータを用いた端末装置7に適用した例を用いて説明する。また、画像処理方法の説明において、画像の大きさは、 $ISX \times ISY$ ($1 \leq ISX, ISY$ 。例えば $ISX = 640$ 、 $ISY = 480$) の赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の3プレーンからなり、各プレーンの画素の階調数は、8bit、すなわち0乃至255の値をとるものとする。

20

【0042】

カプセル型内視鏡3においては、生体粘膜表面あるいは生体粘膜表面以外の撮像対象物も含むように撮像した場合に、観察及び診断に利用可能な画像に混じり、不適切画像が撮像される。これらは、視野内に生体粘膜表面の情報が乏しいか、存在しないかであるため、本来は保存したり観察したりする意味のない画像であって、通常の内視鏡検査においてもしばしば観察される画像である。不適切画像は大きく以下の五種類に分類される。

【0043】

一種類目は、暗部画像である。暗部画像とは、照明光量の不足等により、画像全体もしくは大部分が暗くなり、生体粘膜表面の観察が困難な画像、あるいは明るさの不足した画像である。二種類目は、ハレーション画像である。ハレーション画像とは、照明と生体粘膜とが正対近接した場合、あるいは粘膜や泡状の液体等が存在した場合に生ずるハレーションが画像中の大部分を占めた画像、あるいはハレーションの多い画像である。三種類目は、異物画像である。異物画像とは、内視鏡観察の前処置の不良や、加齢による蠕動運動の低下等により、大腸における、生体粘膜表面以外の撮像対象物としての便等の残渣 (異物) が画像中の大部分を占めた画像、あるいは視野内に異物の多い画像である。また、生体粘膜表面以外の撮像対象物としては、消化管内の水分や液体、例えば消化液等による泡等も含まれる。四種類目は、過近接画像である。過近接画像は、生体粘膜に過剰に近接もしくは接触した場合に見られる、視野全体が赤色や黄色等になる画像 (内視鏡医の間で俗に「赤玉」などと呼ばれる画像) である。過近接によって焦点が外れるとともに、視野範囲が狭くなることから、病変の発見や血管像等の観察所見を得ることができない。五種類目は、その他の観察不適切画像である。その他の観察不適切画像としては、消化管内に貯留している水分にカプセル型内視鏡が水没した状態で撮像された水没画像や、カプセル型内視鏡が移動、例えば瞬間的に高速移動したり、拍動もしくは何らかの理由により激しい蠕動が起きたりした状態で撮像された視野流れ画像などがあげられる。これらは概ね焦点が外れた画像となり、血管像や生体粘膜表面構造の観察が困難である。このように、観察に不適切な、すなわち観察するには画像の撮像状態が良くない画像は、観察及び診断の効率向上の妨げになる場合がある。

30

40

【0044】

暗部画像、ハレーション画像、及び異物画像については、それぞれ暗部、ハレーション

50

及び異物の画素と領域とを検出し、その画素数、又は画像中の全画素数に占める割合、あるいはそれら画素の位置に基づいて不適切画像か否かを判定する。また、過近接画像とその他の観察不適切画像とについては、画像全体の色調や輪郭などの生体粘膜表面構成成分量を算出し、この値に基づいて不適切画像か否かを判定する。これらの不適切画像を検出するための具体的な画像処理方法について、以下に不適切画像の種類毎に説明する。尚、R画像、G画像、及びB画像の各画像における i 番目の画素の色信号の値を r_i 、 g_i 、及び b_i と表記する。また、各画像については、前処理として公知の逆補正が適用されているものとする。

【0045】

まず始めに、図10を用いて、暗部画像を判定するための処理動作を説明する。暗部画像の判定は、ここでは、暗部の画素が画像中の全画素数に占める割合に基づいて行われる。前記カプセル型内視鏡3により撮像されて、外部装置5に送信された撮像画像信号は、前記外部装置5において所定の信号処理が施されて、撮像画像信号データとして記憶される。この外部装置5に記憶された撮像画像信号データは、端末装置7に転送記憶される。この端末装置7は、記憶している撮像画像信号データを基に暗部画像の判定動作を行う。

10

【0046】

まず始めに、ステップS1において、処理対象となる j 番目(j は1以上の整数)の画像の撮像画像信号データにおいて画素を特定する番号を示す i を1に初期化する。また、暗部と判定された画素の数をカウントするためのカウンタ Cnt を0に初期化する。更に、 j 番目の画像が暗部画像か否かの判定結果を示すフラグ $D[j]$ をFALSEに初期化する。尚、画素を特定する番号 i とカウンタ Cnt とは、1以上 $ISX \times ISY$ 以下の整数値を取り、フラグ $D[j]$ の値には暗部画像と判定されたことを示すTRUE、もしくは、暗部画像でないと判定されたことを示すFALSEのいずれかが設定される。

20

【0047】

次に、ステップS2において、 i 番目の画素が暗部に属するか否かを判定する。具体的には、R画像、G画像、及びB画像の各画像における i 番目の画素の値を r_i 、 g_i 、及び b_i に対して、 $r_i - Td$ 、 $g_i - Td$ 、及び $b_i - Td$ であれば暗部に属する画素と判定する。ここで、 Td は各色の閾値であり、本発明の実施の形態においては、例えば $Td = 50$ に設定している。尚、R画像、G画像、及びB画像とも Td は同じ値としているが、生体粘膜は総じてR画像が最も明るい傾向にあるため、例えば r_i に対する閾値を、 g_i 、 b_i に対する閾値よりも高く設定してもよい。また、 r_i 、 g_i 、 b_i のそれぞれに対する閾値を異なる値に設定してもよい。 i 番目の画素が暗部に属する画素であると判定された場合、ステップS3に進み、 i 番目の画素が暗部に属さない画素である判定された場合、ステップS6に進む。ステップS2及びS3が、画素の値、すなわち画像の明るさに基づく特徴量を算出する特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。

30

【0048】

ステップS3においては、 Cnt の値を1増加させる。続いてステップS4において、 j 番目の画像が暗部画像か否かを判定する。具体的には、 Cnt が $0.7 \times ISX \times ISY$ であれば暗部画像であると判定する。ここで、 $0.7 \times ISX \times ISY$ は、全画素数に対して暗部画素がどれだけ存在したら暗部画像と判定するかを定める閾値、すなわち画像の良否を決定する撮像状態の閾値であり、本実施の形態においては、例えば $0.7 \times ISX \times ISY$ 、すなわち全画素数の70%の画素数に設定している。 Cnt が $0.7 \times ISX \times ISY$ である場合はステップS5に進み、 $Cnt < 0.7 \times ISX \times ISY$ である場合はステップS6に進む。

40

【0049】

ステップS5においては、処理対象画像である j 番目の画像を暗部画像と判定し、 $D[j] = TRUE$ として処理を終了し、続く($j + 1$)番目の画像に対する判定処理へと移行する。ステップS4及びS5が、撮像状態判定工程あるいは撮像状態判定手段を構成する。

【0050】

ステップS6においては、全ての画素について、ステップS2における暗部画素判定を

50

行ったか否かを判定する。具体的には、 $i < ISX \times ISY$ である場合、ステップS7において、画素を特定する番号 i に1を加算($i = i + 1$)して、次の画素に対して前記ステップS2～ステップS6を実行し、残りの画素に対して暗部画素判定を行う。 $i = ISX \times ISY$ である場合、処理を終了し、続く($j + 1$)番目の画像に対する判定処理へと移行する。

【0051】

以上に説明したように、ステップS1～S7の一連の処理により、撮像画像の各画素の画素値に基づき、処理対象画像が暗部画像か否かを判定することができる。

【0052】

次に、図11を用いて、ハレーション画像を判定するための処理動作を説明する。ハレーション画像の判定は、ここでは、ハレーション画素が画像中の全画素数に占める割合に基づいて行われる。

【0053】

まず始めに、ステップS11において、処理対象となる j 番目(j は1以上の整数)の画像の撮像画像信号データにおいて画素を特定する番号を示す i を1に初期化する。また、暗部と判定された画素の数をカウントするためのカウンタCntを0に初期化する。更に、 j 番目の画像がハレーション画像か否かの判定結果を示すフラグ $H[j]$ をFALSEに初期化する。尚、画素を特定する番号 i とカウンタCntとは、1以上 $ISX \times ISY$ 以下の整数値を取り、フラグ $H[j]$ の値にはハレーション画像と判定されたことを示すTRUE、もしくは、ハレーション画像でないと判定されたことを示すFALSEのいずれかが設定される。

【0054】

次に、ステップS12において、 i 番目の画素が、極端に明るい画素、すなわちハレーション画素に属するか否かを判定する。具体的には、R画像、G画像、及びB画像の各画像における i 番目の画素の値を r_i 、 g_i 、及び b_i に対して、 $r_i \geq Th$ 、 $g_i \geq Th$ 、及び $b_i \geq Th$ であればハレーション画素と判定する。ここで、 Th は各色の閾値であり、本発明の実施の形態においては、例えば $Th = 240$ に設定している。尚、R画像、G画像、及びB画像とも Th は同じ値としているが、生体粘膜は総じてR画像が最も明るい傾向にあるため、例えば r_i に対する閾値を、 g_i 、 b_i に対する閾値よりも高く設定してもよい。また、 r_i 、 g_i 、 b_i のそれぞれに対する閾値を異なる値に設定してもよい。 i 番目の画素がハレーション画素であると判定された場合、ステップS13に進み、 i 番目の画素がハレーション画素でない判定された場合、ステップS16に進む。

【0055】

ステップS13においては、Cntの値を1増加させる。続いてステップS14において、 j 番目の画像がハレーション画像か否かを判定する。具体的には、Cntが閾値であればハレーション画像であると判定する。ここで、閾値は、全画素数に対してハレーション画素がどれだけ存在したらハレーション画像と判定するかを定める閾値、すなわち画像の良否を決定する撮像状態の閾値であり、本実施の形態においては、例えば $Th = 0.5 \times ISX \times ISY$ 、すなわち全画素数の50%の画素数に設定している。Cntが閾値である場合はステップS15に進み、Cntが閾値である場合はステップS16に進む。ステップS12及びS13が、画素の値、すなわち画像の明るさに基づく特徴量を算出する特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。ステップS14及びS15が、撮像状態判定工程あるいは撮像状態判定手段を構成する。

【0056】

ステップS15においては、処理対象画像である j 番目の画像をハレーション画像と判定し、 $H[j] = TRUE$ として処理を終了し、続く($j + 1$)番目の画像に対する判定処理へと移行する。

【0057】

ステップS16においては、全ての画素について、ステップS12におけるハレーション画素判定を行ったか否かを判定する。具体的には、 $i < ISX \times ISY$ である場合、ス

10

20

30

40

50

ステップ S 1 7 において、画素を特定する番号 i に 1 を加算 ($i = i + 1$) して、次の画素に対して前記ステップ S 1 2 ~ ステップ S 1 6 を実行し、残りの画素に対してハレーション画素判定を行う。 $i = I S X \times I S Y$ である場合、処理を終了し、続く ($j + 1$) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。

【 0 0 5 8 】

以上に説明したように、ステップ S 1 1 ~ S 1 7 の一連の処理により、撮像画像の各画素の画素値に基づき、処理対象画像がハレーション画像か否かを判定することができる。

【 0 0 5 9 】

尚、以上においては、暗部画像とハレーション画像を個別に判定する処理動作について説明したが、一度の処理動作で双方の画像を判定することも可能である。例えば、図 1 0 を用いて説明した暗部画像の判定処理のステップ S 2 において、 i 番目の画素が暗部に属するか否かを判定するかわりに、 i 番目の画素が適切な撮像状態の画素、すなわち暗部画素でもなくハレーション画素でもない画素であるか否かを判定し、ステップ S 4 において、 j 番目の画像が暗部画像であるか否かを判定するかわりに、 j 番目の画像が適切な撮像状態の画像、すなわち暗部画像でもなくハレーション画像でもない画像であるか否かを判定する。言い換えれば、上述した例では、画素値が所定の閾値以上あるいは以下であるかを判断基準としていたが、画素値が所定の閾値以上でもなく、かつ以下でもないかを判断基準としてもよい。具体的には、ステップ S 2 において、 $T d < r i < T h$ 、 $T d < g i < T h$ 、及び $T d < b i < T h$ である場合、 i 番目の画素を適切な撮像状態の画素と判定し、ステップ S 3 に進み、そうでない場合はステップ S 6 に進む。また、ステップ S 4 において、 $C n t > I S X \times I S Y$ である場合、 j 番目の画像が適切な撮像状態の画像であると判定し、ステップ S 5 に進み、そうでない場合はステップ S 6 に進む。以上の処理動作によって、一度の処理動作で暗部画像またはハレーション画像であって観察に不適切な画像を検出することができる。尚、上述した例においては、フラグ $D[j]$ に $T R U E$ が設定された場合、 j 番目の画像が適切な撮像状態の画像と判定されたことを示し、 $F A L S E$ が設定された場合、 j 番目の画像が暗部画像もしくはハレーション画像であると判定されたことを示すものとする。

【 0 0 6 0 】

次に、図 1 2 を用いて、異物画像を判定するための処理動作を説明する。診断に関係しない代表的な異物は、大腸における便等の残渣である。通常、下部消化器検査においては、検査前日あるいは当日に食物繊維量の少ない食事を摂取したり、多量の緩下剤を服用したりして、大腸の便等を排泄させるための前処置を行う。しかしながら、便等が完全に排泄されずに大腸に残存することもあり、これが残渣となる。このような残渣は、加齢による蠕動運動の低下等によっても生ずる。通常の内視鏡検査は病院内で行われるため、看護師等が被検査者の排泄状態を確認しながら検査が行われる。一方、カプセル型内視鏡 3 を用いた消化管検査は、通常の内視鏡検査に比べて、前処置が被検査者に委ねられる割合が高いため、十分な排泄が行われない等の理由によって、残渣が生ずる可能性が高くなる。

【 0 0 6 1 】

本実施の形態においては、便の色調に基づいて、画像中に残渣が存在するか否かの判定、すなわち異物画像の判定を行う。まず、ステップ S 2 1 において、処理対象となる j 番目 (j は 1 以上の整数) の画像の撮像画像信号データにおいて画素を特定する番号を示す i を 1 に初期化する。また、異物が撮像されていると判定された画素の数をカウントするためのカウンタ $C n t$ を 0 に初期化する。更に、 j 番目の画像が異物画像か否かの判定結果を示すフラグ $A 1[j]$ を $F A L S E$ に初期化する。尚、画素を特定する番号 i とカウンタ $C n t$ とは、1 以上 $I S X \times I S Y$ 以下の整数値を取り、フラグ $A 1[j]$ の値には異物画像と判定されたことを示す $T R U E$ 、もしくは、異物画像でないと判定されたことを示す $F A L S E$ のいずれかが設定される。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ S 2 2 において、 i 番目の画素 $P i$ の色調を表すパラメタを算出する。 R 画像、 G 画像、及び B 画像の各画像における i 番目の画素の値を $r i$ 、 $g i$ 、及び $b i$

10

20

30

40

50

とすると、画素 P_i における色調を表すパラメタは、 r_i 、 g_i 、及び b_i の何れか一つ、もしくは二つ以上の組み合わせによって表現することができる。ここで、生体粘膜表面をカプセル型内視鏡 3 で撮像して得られた画像における画素 r_i 、 g_i 、及び b_i の値は、一般的に、 g_i の値、及び b_i の値に対して r_i の値が大きくなっている。これは、生体粘膜の色調にはヘモグロビンが大きく影響しており、ヘモグロビンは R 画像を形成する長波長帯域の光をほとんど吸収せずに反射し、G 画像及び B 画像を形成する中～短波長帯域の光を吸収する特性があることに起因している。一方、便による残渣は、胆汁等の消化液の影響等によって、一般的に黄色ないし黄土色となっている。すなわち、画素 P_i における色調としては、 b_i の値に対して g_i の値、及び r_i の値が大きくなっている。つまり、便による残渣の色調は、生体粘膜表面の色調に比べて g_i の値が相対的に大きくなっていると言える。以上から、画素 P_i が生体粘膜表面を撮像した画素であるか、便などの異物を撮像した画素であるかは、当該画素の色調によって判定すればよく、具体的には、画素 P_i における g_i 、及び b_i に対する r_i の比に基づく色調を表すパラメタを用いればよい。画素 P_i における、上述の比に基づく色調を表すパラメタとしては、 g_i / r_i 、 b_i / r_i 、 $\log(g_i / r_i)$ 、 $\log(b_i / r_i)$ 、 $\tan^{-1}(g_i / r_i)$ 、 $\tan^{-1}(b_i / r_i)$ 、・・・などが挙げられる。ただし、 \tan^{-1} は \tan^{-1} を表すものとする。本実施の形態においては、 $\tan^{-1}(g_i / r_i)$ と $\tan^{-1}(b_i / r_i)$ とを色調を表すパラメタとして用い、それぞれをパラメタ x 、パラメタ y と示す。

【0063】

ステップ S22 における、画素 P_i のパラメタ x とパラメタ y の算出方法としては、画素 P_i における r_i 、 g_i 、及び b_i の値を、直接パラメタ x とパラメタ y の式、すなわち、 $\tan^{-1}(g_i / r_i)$ と $\tan^{-1}(b_i / r_i)$ に代入して計算してもよいが、本実施の形態においては、 $0 \leq v_1 \leq 255$ の範囲の任意の整数値をとる v_1 と、 $0 \leq v_2 \leq 255$ の範囲の任意の整数値をとる v_2 とを定義し、任意の v_1 と v_2 とに対する $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ の値を予め算出し、図 13 に示すような、二次元の配列表として用意しておく。パラメタ x を算出する場合は、画素 P_i における g_i の値を v_1 とし、 r_i の値を v_2 とし、上記配列表において、これに対応する $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ を検索し、表の当該箇所に表記されている数値をもってパラメタ x の値とする。例えば、画素 P_i における g_i の値が 0 であって、 r_i の値の値が 3 である場合、 $v_1 = 0$ 、 $v_2 = 3$ となる。図 13 の配列表において、これに対応する $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ は上から四行目であり、その値は 0 である。よって、この場合のパラメタ x の値は 0 となる。パラメタ y を算出する場合は、画素 P_i における b_i の値を v_1 とし、 r_i の値を v_2 とし、上記配列表において、これに対応する $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ を検索し、表の当該箇所に表記されている数値をもってパラメタ y の値とする。尚、 $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ は、 $0 \leq \tan^{-1}(v_1 / v_2) < 90$ の範囲の実数値をとるが、本実施の形態においては、処理の簡略化のために、前記範囲を 90 分割して離散化した近似値を適用する。例えば、小数点第 1 位を四捨五入することで、 $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ の値を 0 から 89 までの整数値に近似する。例えば、画素 P_i における b_i の値が 255 であって、 r_i の値の値が 254 である場合、 $v_1 = 255$ 、 $v_2 = 254$ となる。図 13 の配列表において、これに対応する $\tan^{-1}(v_1 / v_2)$ は下から二行目であり、その値は 45.112 である。よって、45.112 の小数第 1 位を四捨五入して得られた 45 を、パラメタ y の値とする。

【0064】

次に、ステップ S23 において、 i 番目の画素 P_i の色調を表すパラメタを用いて、画素 P_i が異物を撮像した画素か否かを判定する。本実施の形態における異物画素の判定には、異物画素の判定に先立って予め準備された、異物画素の分布領域が定義された領域図を用いる。この領域図は、パラメタ x を x 軸、パラメタ y を y 軸とする二次元の図であって、既に撮像された多くの画像における、異物と判定された画素と、生体粘膜表面と判定された画素とがプロットされる位置を基に、それぞれの分布領域が定義されている。便等の残渣は黄色調が強い色調を持っており、 g_i の値が相対的に大きな値をとるため、異物画素は、例えば図 14 における領域 (1) に示したような領域に分布するものと定義され

ている。また、通常の生体粘膜表面は、例えば図 1 4 における領域 (2) に示したような領域に分布するものと定義されている。x 軸と y 軸とは、パラメタ x 及びパラメタ y の値としてとることができる 9 0 個の離散値を用いて、それぞれ 9 0 分割されており、これによって、領域図が 9 0 × 9 0 区画に分割されている。更に、各区画には次のような値が付与されている。すなわち、領域 (1) に含まれる区画には 1 が付与されており、領域 (2) に含まれる区画には 2 が付与されており、どちらの領域にも含まれない区画には 0 が付与されている。尚、どちらの領域にも含まれない区画に付与されている値は 1 でなければよく、例えば 2 が付与されていてもよい。

【 0 0 6 5 】

画素 P i が異物を撮像した画素か否かの判定は、上述した領域図において、ステップ S 2 2 において得られた画素 P i の色調を表すパラメタ x の値及びパラメタ y の値によって決定される位置座標が、異物画素の分布領域に含まれるか否か、すなわち、値として 1 が付与されている区画に属するか否かによって行われる。よって、分布領域の境界が、色調の閾値を構成する。値として 1 が付与されている区画に属する場合、画素 P i は異物を撮像した画素であると判定し、ステップ S 2 4 へ進む。その他の値が付与されている区画に属する場合、画素 P i は異物を撮像した画素でないと判定し、ステップ S 2 7 へ進む。ステップ S 2 2、S 2 3 及び S 2 4 が、画像の色調に基づく特徴量を算出する特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 4 においては、C n t の値を 1 増加させる。続いてステップ S 2 5 において、j 番目の画像が異物画像か否かを判定する。具体的には、C n t であるならば異物画像であると判定する。ここでは、全画素数に対して異物画素がどれだけ存在したら異物画像と判定するかを定める閾値、すなわち画像の良否を決定する撮像状態の閾値であり、本実施の形態においては、例えば $= 0.5 \times ISX \times ISY$ 、すなわち全画素数の 5 0 % の画素数に設定している。C n t である場合はステップ S 2 6 に進み、C n t < である場合はステップ S 2 7 に進む。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 2 6 においては、処理対象画像である j 番目の画像を異物画像と判定し、A 1 [j] = TRUE として処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。ステップ S 2 5 及び S 2 6 が、撮像状態判定工程あるいは撮像状態判定手段を構成する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 2 7 においては、全ての画素について、ステップ S 2 3 における異物画素判定を行ったか否かを判定する。具体的には、 $i < ISX \times ISY$ である場合、ステップ S 2 8 において、画素を特定する番号 i に 1 を加算 ($i = i + 1$) して、次の画素に対して前記ステップ S 2 2 ~ ステップ S 2 7 を実行し、残りの画素に対して異物画素判定を行う。 $i = ISX \times ISY$ である場合、処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。

【 0 0 6 9 】

以上に説明したように、ステップ S 2 1 ~ S 2 8 の一連の処理により、撮像画像の各画素の画素値に基づき、処理対象画像が異物画像か否かを判定することができる。

【 0 0 7 0 】

尚、以上においては、暗部画像、ハレーション画像、及び異物画像を個別に判定する処理動作について説明したが、一度の処理動作でこれら三種類の不適切画像を判定することも可能である。図 1 5 を用いて、上述した三種類の不適切画像を判定するための処理動作の一例を説明する。

【 0 0 7 1 】

まず始めに、ステップ S 3 1 において、処理対象となる j 番目 (j は 1 以上の整数) の画像の撮像画像信号データにおいて画素を特定する番号を示す i を 1 に初期化する。また、暗部と判定された画素の数をカウントするためのカウンタ C n t D と、ハレーションと

10

20

30

40

50

判定された画素の数をカウントするためのカウンタ $CntH$ と、異物が撮像されていると判定された画素の数をカウントするためのカウンタ $CntA$ とを 0 に初期化する。更に、 j 番目の画像が不適切画像か否かの判定結果を示すフラグ $N[j]$ と、を $FALSE$ に初期化する。尚、画素を特定する番号 i とカウンタ $CntD$ 、 $CntH$ 、及び $CntA$ とは、1 以上 $ISX \times ISY$ 以下の整数値を取り、フラグ $N[j]$ の値には不適切画像と判定されたことを示す $TRUE$ 、もしくは、不適切画像でないと判定されたことを示す $FALSE$ のいずれかが設定される。

【0072】

次に、ステップ $S32$ において、 i 番目の画素が暗部に属するか否かを判定する。ステップ $S32$ における処理は、ステップ $S2$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 i 番目の画素が暗部に属する画素であると判定された場合、ステップ $S33$ に進み、 i 番目の画素が暗部に属さない画素である判定された場合、ステップ $S35$ に進み、ハレーション画素判定を行う。

10

【0073】

ステップ $S33$ においては、 $CntD$ の値を 1 増加させる。続いてステップ $S34$ において、 j 番目の画像が暗部画像か否かを判定する。ステップ $S34$ における処理は、ステップ $S4$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 j 番目の画像が暗部画像であると判定された場合、ステップ $S42$ に進み、 j 番目の画像が暗部画像でないと判定された場合、ステップ $S35$ に進む。

【0074】

20

ステップ $S35$ においては、 i 番目の画素がハレーション画素に属するか否かを判定する。ステップ $S35$ における処理は、ステップ $S12$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 i 番目の画素がハレーション画素に属する画素であると判定された場合、ステップ $S36$ に進み、 i 番目の画素が暗部に属さない画素である判定された場合、ステップ $S38$ に進み、異物画素判定を行う。

【0075】

ステップ $S36$ においては、 $CntH$ の値を 1 増加させる。続いてステップ $S37$ において、 j 番目の画像がハレーション画像か否かを判定する。ステップ $S37$ における処理は、ステップ $S14$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 j 番目の画像がハレーション画像であると判定された場合、ステップ $S42$ に進み、 j 番目の画像がハレーション画像でないと判定された場合、ステップ $S38$ に進む。

30

【0076】

ステップ $S38$ においては、 i 番目の画素 P_i の色調を表すパラメタを算出する。ステップ $S38$ における処理は、ステップ $S22$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。続いてステップ $S39$ において、 i 番目の画素 P_i の色調を表すパラメタを用いて、画素 P_i が異物を撮像した画素か否かを判定する。ステップ $S39$ における処理は、ステップ $S23$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 i 番目の画素 P_i が異物を撮像した画素であると判定された場合、ステップ $S40$ へ進む。 i 番目の画素 P_i が異物を撮像した画素でないと判定された場合、ステップ $S43$ へ進む。

40

【0077】

ステップ $S40$ においては、 $CntA$ の値を 1 増加させる。続いてステップ $S41$ において、 j 番目の画像が異物画像か否かを判定する。ステップ $S41$ における処理は、ステップ $S25$ における処理と同様であるので、処理の詳細については記載を省略する。 j 番目の画像が異物画像であると判定された場合、ステップ $S42$ に進み、 j 番目の画像が異物画像でないと判定された場合、ステップ $S43$ に進む。

【0078】

ステップ $S42$ においては、処理対象画像である j 番目の画像を不適切画像と判定し、 $N[j] = TRUE$ として処理を終了し、続く $(j + 1)$ 番目の画像に対する判定処理へと移行する。

50

【 0 0 7 9 】

ステップ S 4 3 においては、全ての画素について、不適切画素判定を行ったか否かを判定する。具体的には、 $i < I S X \times I S Y$ である場合、ステップ S 4 4 において、画素を特定する番号 i に 1 を加算 ($i = i + 1$) して、残りの画素に対して不適切画素判定を行う。 $i = I S X \times I S Y$ である場合、処理を終了し、続く ($j + 1$) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。

【 0 0 8 0 】

以上に説明したように、ステップ S 3 1 ~ S 4 4 の一連の処理により、撮像画像の各画素の画素値に基づき、処理対象画像が、暗部画像、ハレーション画像、異物画像の何れかに分類される不適切画像であるか否かを判定することができる。尚、上述の例では、処理対象画像の各画素について、暗部画素、ハレーション画素、異物画素の順に、これらの画素に属するか否かを判定したが、判定する順序はこれに限られるものではなく、例えば異物画素やハレーション画素から判定してもよい。また、一つのステップで暗部画素、ハレーション画素、異物画素の判定を行ってもよい。

【 0 0 8 1 】

次に、図 1 6 を用いて、過近接画像を判定するための処理動作を説明する。カプセル型内視鏡 3 が、生体粘膜に過剰に近接もしくは接触した場合には、撮像された画像全体が赤色・黄色等になってしまう。また、接触せずとも、生体粘膜に過近接した場合、撮像された画像は焦点が外れてしまい、病変を発見したり血管像などの観察所見を得たりすることが困難な画像となってしまう。

【 0 0 8 2 】

本実施の形態においては、画像全体の色調の平均値、及び標準偏差を特徴量として、これらの特徴量に基づいて過近接画像の判定を行う。まず、ステップ S 5 1 において、処理対象となる j 番目 (j は 1 以上の整数) の画像が過近接画像か否かの判定結果を示すフラグ $A 2 [j]$ を $F A L S E$ に初期化する。尚、フラグ $A 2 [j]$ の値には過近接画像と判定されたことを示す $T R U E$ 、もしくは、過近接画像でないと判定されたことを示す $F A L S E$ のいずれかが設定される。

【 0 0 8 3 】

次に、ステップ S 5 2 において、処理対象となる j 番目の画像における全ての画素について、暗部画素、もしくはハレーション画素であるか否かを判定する。本ステップにおける暗部画素の判定は、図 1 0 のステップ S 2 における判定処理を、 $1 \leq i \leq I S X \times I S Y$ の範囲にある全ての画素 $P i$ について実施すればよい。また、本ステップにおけるハレーション画素の判定は、図 1 1 のステップ S 1 2 における判定処理を、 $1 \leq i \leq I S X \times I S Y$ の範囲にある全ての画素 $P i$ について実施すればよい。

【 0 0 8 4 】

続いて、ステップ S 5 3 において、ステップ S 5 2 において暗部画素、もしくはハレーション画素と判定された画素を除く、全ての画素について、 $g i / r i$ 、及び $b i / r i$ の値を算出し、算出対象画素における平均値と標準偏差とを算出する。本実施の形態においては、 $g i / r i$ の平均値、 $g i / r i$ の標準偏差、 $b i / r i$ の平均値、及び $b i / r i$ の標準偏差の 4 つの値を特徴量として識別分類を行い、過近接画像の判定を行う。

【 0 0 8 5 】

続いて、ステップ S 5 4 において、公知の線形判別関数を用いて、処理対象画像を識別分類する。識別分類とは、クラスと呼ばれる複数の分類が予め定義されており、これら複数のクラスの何れかに分類されている、教師データと呼ばれる既知のデータから算出した特徴量を用いて線形判別関数が作成され、この線形判別関数に分類対象となるデータの特徴量を入力することで、対象データを何れかのクラスに分類するもの、すなわち画像の良否を決定する撮像状態の閾値である。識別分類の手法としては、線形判別関数の他に、ニューラルネットワーク等の識別器があげられる。

【 0 0 8 6 】

本実施の形態においては、クラスとして、生体粘膜表面を正常に撮像した画像と、生体

10

20

30

40

50

粘膜表面に過剰に近接もしくは接触して撮像した過近接画像との二つを定義し、教師データとして、例えば各々のクラスに分類された百枚の画像を用い、線形判別関数が作成されている。過近接画像は画像全体が赤色もしくは黄色となることから、識別分類の精度を向上させるために、過近接画像クラスをその平均色調を基にして、赤色調の過近接画像クラスと黄色調の過近接画像クラスとの二つのクラスに細分化し、正常画像クラスと合わせて三つのクラスとしてもよい。尚、過近接画像においては、画像全体が赤色となる場合は、 r_i に比べて g_i と b_i との値が小さくなるため、 g_i / r_i の平均値と b_i / r_i の平均値とはいずれも低い値をとり、画像全体が黄色となる場合は、 g_i / r_i の平均値が b_i / r_i の平均値に比べて大きな値をとる。また、カプセル型内視鏡3が生体粘膜表面へ過近接することによって焦点が外れたり、生体粘膜表面へ接触したりすることによって、画像全体がぼけた状態となるために、 g_i / r_i の標準偏差と b_i / r_i の標準偏差とは、共に小さな値をとる。線形判別関数は、各クラスにおけるこれらの特徴量の分布の違いに基づき、処理対象となる画像をいずれかのクラスへ分類する。ステップS52、S53及びS54が、特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。

10

【0087】

次に、ステップS55において、ステップS54における識別分類結果に基づき、処理対象画像が過近接画像であるか否かを判定する。ステップS54において、処理対象画像が過近接画像クラス、あるいは過近接画像クラスを細分化した赤色調の過近接画像クラスと黄色調の過近接画像クラスのいずれかに分類された場合、処理対象画像が過近接画像であると判定し、ステップS56へ進む。ステップS54において、処理対象画像が正常画像クラスに分類された場合、処理対象画像が過近接画像でないと判定し、処理を終了して続く($j+1$)番目の画像に対する判定処理へと移行する。ステップS56においては、 $A2[j] = \text{TRUE}$ として処理を終了し、続く($j+1$)番目の画像に対する判定処理へと移行する。ステップS55及びS56が、撮像状態判定工程あるいは撮像状態判定手段を構成する。

20

【0088】

以上に説明したように、ステップS51～S56の一連の処理により、撮像画像の各画素の画素値から特徴量を算出して識別分類することで、処理対象画像が過近接画像か否かを判定することができる。

【0089】

30

次に、図17を用いて、その他の観察不適切画像を判定するための処理動作を説明する。消化管内には水分が滞留している箇所が存在する場合があります、そのような箇所にカプセル型内視鏡3が水没すると、生体粘膜表面が観察困難な画像が撮像されることがある。また、カプセル型内視鏡3が、消化管内で高速に移動したり、拍動等の何らかの理由によって激しい蠕動を起こしたりする場合には、瞬間的に視野が流れた画像が撮像されることがある。これらの画像は概ね焦点が外れた画像であり、血管像や生体粘膜表面の構造を観察することが困難になる。

【0090】

本実施の形態においては、画像に含まれる周波数成分量に基づいて、その他の観察不適切画像の判定を行う。尚、生体粘膜表面の構造成分を最も多く反映している画像がG画像であることから、画像の判定にはG画像のみを使用するものとする。まず、ステップS61において、処理対象となるj番目(jは1以上の整数)の画像が、その他の観察不適切画像か否かの判定結果を示すフラグA3[j]をFALSEに初期化する。尚、フラグA3[j]の値には、その他の観察不適切画像と判定されたことを示すTRUE、もしくは、その他の観察不適切画像でないと判定されたことを示すFALSEのいずれかが設定される。

40

【0091】

次に、ステップS62において、処理対象となるj番目の画像における全ての画素について、暗部画素もしくはハレーション画素であるか否かを判定し、暗部画素もしくはハレーション画素であると判定された画素の位置を記憶する。本ステップにおける暗部画素の

50

判定は、図10のステップS2における判定処理を、 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ の範囲にある全ての画素 P_i について実施すればよい。また、本ステップにおけるハレーション画素の判定は、図11のステップS12における判定処理を、 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ の範囲にある全ての画素 P_i について実施すればよい。暗部画素もしくはハレーション画素と判定された画素の位置は、次のように記憶する。すなわち、予めメモリに $ISX \times ISY$ のサイズの二次元配列領域を確保しておき、暗部画素判定された画素の座標位置に対応する配列要素の値を1に、ハレーション画素と判定された画素の座標位置に対応する配列要素の値を2に、それ以外の画素の座標位置に対応する配列要素の値を0にセットする。

【0092】

続いてステップS63において、画像全体に対して帯域通過フィルタリングを適用する。帯域通過フィルタリングとしては、公知のデジタルフィルタ(FIRフィルタ)を用い、畳み込み演算処理によって、血管像等の生体粘膜表面構造を構成する周波数帯域成分のみを抽出する。本実施の形態において使用するデジタルフィルタの周波数特性は、図18に示すように、画像中の最高周波数に対して $f = \text{ } / 3$ をピークとし、低周波数成分と高周波数成分とを抑制する特性を備えている。

【0093】

次に、ステップS64において、ステップS63において得られた帯域通過フィルタリングの結果に対して、ステップS62において判定及び記憶した、暗部画素とハレーション画素との位置情報に基づき、画素が極端に暗かったり明るかったりすることに起因する帯域通過フィルタリング結果への影響を除外するための修整処理を行う。暗部画素、すなわち極端に暗い画素ではS/N比が悪化するために、生体粘膜表面構造に起因する成分よりもノイズに起因する成分のほうが、帯域通過フィルタリング結果に大きな影響を及ぼす。よって、暗部画像では生体粘膜表面構造の成分が正しく抽出できない。

【0094】

また、ハレーション画素は極端に明るい画素であり、ハレーション領域の辺縁境界の画素は急激に画素値が変化しているため、帯域通過フィルタリング結果に大きな変動を生じてしまう。例えば、図19(a)に示すように、画像の中心近傍に略楕円形状のハレーション領域H1が存在し、ハレーション領域H1を通る画像の水平方向の軸 $a - a'$ 上に位置する画素の画素値が、図19(b)に示すような変動(プロファイル)を示すとする。この画像に、帯域通過フィルタリングを施すと、図19(c)に示すように、ハレーション領域の辺縁境界において影響領域H2が発生し、その水平方向のプロファイルは、図19(d)に示すように、影響領域H2ではごく短い距離の間に激しい変動が生じてしまう。影響領域H2の広がり度合いは、帯域通過フィルタリングに用いるデジタルフィルタのフィルタサイズに依存し、フィルタサイズを $N \times N$ とすると $|N/2|$ となる。ここで、 $| |$ はガウス記号であって、小数点以下を切り捨てることを表している。尚、本実施の形態における帯域フィルタリングでは、直流成分の振幅を0とする特性を有しており、従って、処理結果においては負値も取りうる。

【0095】

帯域通過フィルタリングの結果に対する修整処理は、次のように行う。まず、暗部画素とハレーション画素の位置を記憶している二次元配列領域において、ハレーション画素領域に対して公知の膨張処理を適用することで、ハレーションにより発生する影響領域H2に該当する画素の位置座標に対応する配列要素の値を、ハレーション画素を表す2に置き換える。次に、膨張処理適用後の二次元配列領域において、配列要素の値として1又は2が付与されている画素について、帯域通過フィルタリングを適用して得られた抽出成分の値を0に置き換える。また、抽出成分の値を0に置き換えた画素の数を、カウンタCntにより記憶する。以上の処理によって、帯域通過フィルタリングによって得られた結果から暗部画素とハレーション画素との影響を排除し、血管像等の生体粘膜表面構造を構成する周波数帯域成分のみを抽出したものに修整することができる。

【0096】

次に、ステップS65において、ステップS64までの処理で得られた構造成分抽出結

10

20

30

40

50

果に基づき、構成成分特徴量を算出する。本実施の形態においては、抽出された構成成分の二乗平均値を、構成成分特徴量と定義する。二乗平均値 μ は、一般に周波数パワーと呼ばれるもので、画像から抽出された構成成分が多い程、言い換えると周波数成分が多い程高い値をとり、次の数(1)にて算出される。

【数1】

$$\mu = \left\{ \sum_{j=1}^{ISY} \sum_{i=1}^{ISX} h^2(i, j) \right\} / \{(ISX \times ISY) - Cnt\}$$

10

【0097】

数(1)において、 $h(i, j)$ はステップS64において得られた、暗部画素、ハレーション画素、及びハレーションの影響を受けた画素を除外した後の、各画素の構成成分抽出結果であり、CntはステップS64において抽出成分の値を0に置き換えた画素の数である。ステップS62からS65が、特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。特に、ステップS65とS66が、画像の周波数成分あるいは構成成分に基づく特徴量を算出する特徴量算出工程あるいは特徴量算出手段を構成する。

【0098】

次に、ステップS66において、ステップS65において得られた構成成分特徴量に基づき、処理対象画像が、その他の観察不適切画像であるか否かを判定する。具体的には、 $\mu < Tf$ であれば、処理対象画像は構成成分が少なく焦点が外れた画像、すなわちその他の観察不適切画像であると判定し、ステップS67へ進む。 $\mu > Tf$ であれば、処理対象画像は、その他観察不適切画像でないと判定し、処理を終了して続く(j+1)番目の画像に対する判定処理へと移行する。ここでTfは、その他の観察不適切画像を判定するために予め値が決められた閾値、すなわち画像の良否を決定する撮像状態の閾値である。ステップS67においては、 $A3[j] = TRUE$ として処理を終了し、続く(j+1)番目の画像に対する判定処理へと移行する。ステップS66及びS67が、撮像状態判定工程あるいは撮像状態判定手段を構成する。

20

【0099】

以上に説明したように、ステップS61～S67の一連の処理により、撮像画像に含まれる生体粘膜表面構造を構成する周波数帯域成分のみを抽出し、抽出結果から算出した構成成分特徴量に基づき、処理対象画像が、その他観察不適切画像か否かを判定することができる。

30

【0100】

本実施の形態においては、生体粘膜表面構造を構成する周波数帯域成分を抽出するための手法として、デジタルフィルタを用いた帯域通過フィルタリングを適用したが、ラプシアン等の公知のエッジ検出フィルタを適用してもよい。また、構成成分特徴量として、抽出された構成成分の二乗平均値を用いたが、G画像における画素値の標準偏差や分散などを用いてもよい。標準偏差や分散は、生体粘膜表面構造が少ないほどこれらの値は小さな値をとる。

40

【0101】

また、以上に説明した、その他の観察不適切画像を判定するための一連の処理は、前述した、過近接画像を判定するための処理として用いることも可能である。本実施の形態においては、過近接画像と、その他観察不適切画像とを異なる撮像状態にある画像と分類したが、双方ともに、画像の焦点が外れているために生体粘膜表面構造が少ないか存在しない画像であると定義できることから、上述した処理で一度に判定することも可能である。この場合、処理の高速化が図れる。

【0102】

次に、図20を用いて、カプセル型内視鏡装置1における不適切画像の判定方法を説明する。不適切画像の判定とは、処理対象の画像が五つに分類される不適切画像の何れかに

50

属するか否かを判定することであり、判定には前述した五種類の不適切画像の判定処理を用いる。言い換えると、図 20 に示す各ステップによりなる処理は、それぞれの画像の撮像状態に基づき分類する分類手段を構成する。

【0103】

まず、ステップ S 7 1 において、処理対象となる j 番目 (j は 1 以上の整数) の画像が、不適切画像か否かの判定結果を示すフラグ C [j] を 0 に初期化する。尚、フラグ C [j] の値には、不適切画像と判定されたことを示す 1 ~ 4、もしくは、不適切画像でないと判定されたことを示す 0 のいずれかの値が設定される。次に、ステップ S 7 2 において、処理対象画像が暗部画像であるか否かを判定する。ステップ S 7 2 の処理には、図 10 を用いて説明した、暗部画像の判定処理であるステップ S 1 ~ S 7 の一連の処理が用いられる。暗部画像の判定処理の結果、D [j] = T R U E、すなわち、処理対象画像が暗部画像であると判定された場合、引き続きステップ S 7 3 において、C [j] = 1 として不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。暗部画像の判定処理の結果、D [j] = F A L S E、すなわち、処理対象画像が暗部画像でないと判定された場合、ステップ S 7 4 へ進む。

10

【0104】

ステップ S 7 4 においては、処理対象画像がハレーション画像であるか否かを判定する。ステップ S 7 4 の処理には、図 11 を用いて説明した、ハレーション画像の判定処理であるステップ S 11 ~ S 17 の一連の処理が用いられる。ハレーション画像の判定処理の結果、H [j] = T R U E、すなわち、処理対象画像がハレーション画像であると判定された場合、引き続きステップ S 7 5 において、C [j] = 2 として不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。ハレーション画像の判定処理の結果、H [j] = F A L S E、すなわち、処理対象画像がハレーション画像でないと判定された場合、ステップ S 7 6 へ進む。

20

【0105】

ステップ S 7 6 においては、処理対象画像が異物画像であるか否かを判定する。ステップ S 7 6 の処理には、図 12 を用いて説明した、異物画像の判定処理であるステップ S 21 ~ S 28 の一連の処理が用いられる。異物画像の判定処理の結果、A 1 [j] = T R U E、すなわち、処理対象画像が異物画像であると判定された場合、引き続きステップ S 7 7 において、C [j] = 3 として不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。異物画像の判定処理の結果、A 1 [j] = F A L S E、すなわち、処理対象画像が異物画像でないと判定された場合、ステップ S 7 8 へ進む。

30

【0106】

ステップ S 7 8 においては、処理対象画像が過近接画像であるか否かを判定する。ステップ S 7 8 の処理には、図 16 を用いて説明した、過近接画像の判定処理であるステップ S 51 ~ S 56 の一連の処理が用いられる。過近接画像の判定処理の結果、A 2 [j] = T R U E、すなわち、処理対象画像が過近接画像であると判定された場合、引き続きステップ S 7 9 において、C [j] = 4 として不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。過近接画像の判定処理の結果、A 2 [j] = F A L S E、すなわち、処理対象画像が過近接画像でないと判定された場合、ステップ S 8 0 へ進む。

40

【0107】

ステップ S 8 0 においては、処理対象画像がその他の観察不適切画像であるか否かを判定する。ステップ S 8 0 の処理には、図 17 を用いて説明した、過近接画像の判定処理であるステップ S 61 ~ S 67 の一連の処理が用いられる。その他の観察不適切画像の判定処理の結果、A 3 [j] = T R U E、すなわち、処理対象画像がその他の観察不適切画像であると判定された場合、引き続きステップ S 8 1 において、C [j] = 5 として不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番目の画像に対する判定処理へと移行する。その他の不適切画像の判定処理の結果、A 3 [j] = F A L S E、すなわち、処理対象画像がその他の不適切画像でないと判定された場合、不適切画像の処理を終了し、続く (j + 1) 番

50

目の画像に対する判定処理へと移行する。

【0108】

以上に説明した不適切画像の判定処理は、ソフトウェアプログラムとして実装されており、本実施の形態においては端末装置7において実行される。端末装置7は、カプセル型内視鏡3により撮像されて外部装置5に記録されている一連の画像を、クレードル6を介して取り込むが、この画像取り込み時にステップS71～S81に示した不適切画像の判定処理を実行し、判定結果と取り込んだ画像とを関連付けて保存しておく。保存されている判定結果を用いて、端末装置7に取り込まれた一連の画像から不適切画像を除き、残りの観察及び診断に適した画像のみをディスプレイ8cに表示させることで、観察効率を向上させることができる。

10

【0109】

図21を用いて、一連の画像から不適切画像を除いて、残りの画像をディスプレイ8cに表示させる画像表示方法を説明する。尚、本実施の形態においては、端末装置7に取り込まれた最初の一枚目の画像から最後の画像までを、取り込まれた画像の順番に従って静止画として表示させる、あるいは、スライドショーのように連続して表示させるものとする。端末装置7は、図示しない中央処理装置(CPU)とメモリを含み、以下に説明する処理を実行する。従って、端末装置7は、その処理を実行するためのプログラムを有し、そのプログラムと併せて制御手段を構成し、表示手段としてのディスプレイ8cに関する以下の処理を制御する。

【0110】

20

端末装置7は、プログラムの実行において、まず、ステップS91において、処理対象となる画像を識別する番号であって、当該画像が端末装置7に取り込まれた順番を表すjを1に初期化し、1枚目に取り込まれた画像を処理対象とする。次に、ステップS92において、図20を用いて説明した、不適切画像の判定結果から、j番目の画像に対応付けて記録されているC[j]の値を参照する。C[j]=0、すなわち、j番目の画像が不適切画像ではないと判定されている場合、ステップS93に進んでディスプレイ8cにj番目の画像を表示し、引き続きステップS94へ進む。C[j]≠0、すなわち、j番目の画像が不適切画像であると判定されている場合、j番目の画像をディスプレイ8cに表示せずに、ステップS94へ進む。

【0111】

30

ステップS94においては、j番目の画像に続いて端末装置7に取り込まれた画像を処理対象とするため、 $j = j + 1$ とする。引き続き、ステップS95において、端末装置7に取り込まれた全画像に対して、上述した画像表示可否判定及び画像表示処理が行われたか否かを判定する。例えば、端末装置7に取り込まれた画像の総数をNとすると、 $j = N$ である場合ステップS92へ戻り、残りの画像に対して同様の処理を行う。 $j > N$ である場合、処理を終了する。以上のステップS91からS95が、表示制御手段及び表示制御工程を構成する。

【0112】

以上の処理によって、端末装置7では、カプセル型内視鏡3によって撮像され、外部装置5を介して取り込んだ画像から、不適切画像を除去して観察及び診断に適した画像のみをディスプレイ8cに表示することができる。

40

【0113】

このように、本実施の形態のカプセル型内視鏡装置1及び画像処理方法では、観察及び診断に不適切な画像を判定することができ、また、不適切と判定した画像を表示しないことで、観察及び診断に要する時間を削減することができ、作業の効率性が向上する。

【0114】

尚、万が一の病変の見落としを防止するために、不適切画像と判定された画像をディスプレイ8cなどで確認する必要が生ずる場合も考えられる。これに対応するものとして、端末装置7において動作する観察用プログラムにおいて、一括して、もしくは分類された種類毎に、不適切画像を一覧表示させる機能を追加することも可能である。例えば、観察

50

プログラムが、ウィンドウ及びGUI（グラフィックユーザインタフェース）を備えているとすると、ウィンドウ及びGUI上に、暗部画像表示ボタン等、不適切画像の一覧を表示させるためのボタンを設け、マウス8bによって当該ボタンがクリックされた場合に、不適切画像全部、もしくは暗部画像等特定の分類に属する不適切画像を、縮小して一覧表示させる。これによって、不適切画像の効率的に確認することが可能となる。

【0115】

また、本実施の形態においては、画像中の全画素を同等に扱って不適切画像の判定を行ったが、例えば、良好な撮像条件が得られる画像中央部領域の画素を、それ以外の周辺領域の画素よりも重み付けして判定を行ってもよい。具体的には、画像全体を九分割した場合に中央に位置する区画を画像中央部領域と設定し、例えば暗部画像の判定処理のステップS2において、画像中央部領域に属する画素に対して暗部画素が否かを判定するための閾値を、他の領域に属する画素に対する閾値の1.1倍とするなど、高い値に設定し、暗部画素の判定条件を厳しくしてもよい。あるいは、暗部画像の判定処理のステップS2において、画像中央部領域に属する画素が暗部画素であると判定された場合、続くステップS3において、暗部画素をカウントするCntの増分を、周辺領域に属する画素は1であるのに対し、1.5にすることによって重み付けを行ってもよい。また、画像中央部領域をピークとする二次元正規分布関数等による重み付けをしてもよい。

【0116】

更に、本実施の形態においては、カプセル型内視鏡3によって撮像され、端末装置7に取り込まれた画像について、不適切画像の判定を行ったが、例えば、間引き等による縮小画像に対して不適切画像の判定を行ってもよい。また、本実施の形態においては、画像中の全画素を用いて不適切画像の判定を行ったが、画像から適宜サンプリングした画素を用いて不適切画像の判定を行ってもよい。この場合、画像の周辺領域に属する画素よりも、良好な撮像条件が得られる画像中央領域に属する画素から多くの画素をサンプリングし、不適切画像の判定を行うことも可能である。また更に、本実施の形態においては、端末装置7において不適切画像の判定と、ディスプレイ8cへの表示可否の判定とを行ったが、外部装置5でこれらの判定を行ってもよい。また、本実施の形態においては、観察及び診断に適切な画像と不適切な画像とに分類したが、例えば暗部画素の割合に応じて観察及び診断への適切性を連続的に評価して記憶しておき、必要に応じて参照できるようにしてもよい。この場合、端末装置7において、当該画像を保存するか否かを判定するための閾値を設定しておき、評価値と閾値とを比較することで保存可否を判定することも可能である。

【0117】

（第2の実施の形態）

次に、本発明の第2の実施の形態について、図22を用いて説明する。図22は、端末装置7における画像保存動作を説明するフローチャートである。本実施の形態に係る画像処理方法は、カプセル型内視鏡4から得られた一連の画像から、観察及び診断に不適切な画像を検出し、不適切画像と判定された画像を端末本体9に内蔵されている出力手段としての大容量記憶装置（通常、ハードディスクドライブが用いられる）に保存しないようにすることで、記録装置に保存するデータ量を削減して装置のコストを低減したり、観察に要する時間を削減したりすることができるものである。本実施の形態における、カプセル型内視鏡装置1の全体構成は、第1の実施の形態と同様であるので同じ構成については同じ符号を付して説明は省略する。また、本実施の形態における各種の不適切画像の判定処理は、図10乃至図20を用いて説明した第1の実施の形態における処理と同様であるので、同じ構成には同じ符号を付して説明は省略する。ここでは特徴となる、一連の画像から不適切画像を除いて残りの画像を記憶装置に保存させる、画像保存方法についてのみ説明する。

【0118】

尚、本実施の形態においては、第1の実施の形態と同様に、一連の不適切画像の判定処理はソフトウェアプログラムとして実装され、端末装置7において実行される。端末装置

7は、カプセル型内視鏡3により撮像されて外部装置5に記録されている一連の画像を、クレードル6を介して取り込むが、この画像取り込み時に、図20を用いて説明したステップS71～S81に示した不適切画像の判定処理を実行し、判定結果と取り込んだ画像とを関連付けて保存しておく。保存されている判定結果を用いて、端末装置7に取り込まれた一連の画像から不適切画像を除き、残りの観察及び診断に適した画像のみを端末本体9の記憶装置に保存することで、記憶装置に保存されるデータ量を削減して装置コストを低減し、かつ、観察効率を向上させることができる。

【0119】

図22を用いて、一連の画像から不適切画像を除いて、残りの画像を端末装置7に保存させる画像保存方法を説明する。尚、本実施の形態においては、第1の実施の形態と同様に、端末装置7に取り込まれた最初の一枚目の画像から最後の画像までを、取り込まれた画像の順番に従って静止画として表示させる、あるいは、スライドショーのように連続して表示させるものとする。端末装置7は、図示しない中央処理装置(CPU)とメモリを含み、以下に説明する処理を実行する。従って、端末装置7は、その処理を実行するためのプログラムを有し、そのプログラムと併せて制御手段を構成し、保存手段としてのハードディスクなどの記憶装置(図示せず)に関する以下の処理を制御する。

【0120】

端末装置7は、プログラムの実行において、まず、ステップS101において、処理対象となる画像を識別する番号であって、当該画像が端末装置7に取り込まれた順番を表すjを1に初期化し、1枚目に取り込まれた画像を処理対象とする。次に、ステップS102において、図20を用いて説明した、不適切画像の判定結果から、j番目の画像に対応付けて記録されているC[j]の値を参照する。C[j]=0、すなわち、j番目の画像が不適切画像ではないと判定されている場合、ステップS103に進んで端末本体9に内蔵されている大容量記憶装置(通常、ハードディスクドライブが用いられる)にj番目の画像を保存し、引き続きステップS104へ進む。C[j]≠0、すなわち、j番目の画像が不適切画像であると判定されている場合、j番目の画像を端末本体9に内蔵されている大容量記憶装置に保存せずに、ステップS104へ進む。

【0121】

ステップS104においては、j番目の画像に続いて端末装置7に取り込まれた画像を処理対象とするため、j=j+1とする。引き続き、ステップS105において、端末装置7に取り込まれた全画像に対して、上述した画像表示可否判定及び画像保存処理が行われたか否かを判定する。例えば、端末装置7に取り込まれた画像の総数をNとすると、j=Nである場合ステップS102へ戻り、残りの画像に対して同様の処理を行う。j>Nである場合、処理を終了する。以上のステップS101からS105が、保存制御手段及び保存制御工程を構成する。

【0122】

以上の処理によって、端末装置7では、カプセル型内視鏡3によって撮像され、外部装置5を介して取り込んだ画像から、不適切画像を除去して観察及び診断に適した画像のみを端末本体9に内蔵されている大容量記憶装置に保存することができる。

【0123】

このように、本実施の形態のカプセル型内視鏡装置1及び画像処理方法では、観察及び診断に不適切な画像を判定することができ、また、不適切と判定した画像を保存しないことで、記憶装置に保存させるデータ量を削減し、装置コストを低減できる。また、観察及び診断に要する時間を削減することができ、作業の効率性が向上する。

【0124】

尚、本実施の形態においては、不適切画像であると判定された画像を端末本体9に内蔵されている大容量記憶装置に保存させないようにしたが、不適切画像に対して高圧縮率の圧縮処理を施してから大容量記憶装置に保存させるようにしてもよい。この場合においても、記憶装置に保存させるデータ量を削減することができ、装置コストを低減できる。

【0125】

また、本実施の形態においては、端末装置 7 において不適切画像の判定と端末本体 9 に内蔵されている大容量記憶装置への保存可否の判定とを行ったが、外部装置 5 でこれらの判定を行ってもよい。

【0126】

以上の実施の形態から、次の付記項に記載の点に特徴がある。

【0127】

(付記項 1) 複数の色信号からなる画像を入力する画像入力ステップと、前記入力された画像の撮像状態を表す特徴量を算出する特徴量算出ステップと、前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき前記入力された画像を分類する分類ステップとからなる画像処理方法。

10

【0128】

(付記項 2) 前記特徴量算出ステップは、前記入力された画像の画素の値を特徴量とすることを特徴とする付記項 1 記載の画像処理方法。

【0129】

(付記項 3) 前記特徴量算出ステップは、前記入力された画像の画素の値に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項 1 または 2 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

【0130】

(付記項 4) 前記分類ステップは、前記入力された画像が適切な撮像状態である画像か否かに基づく分類を行うことを特徴とする付記項 1 ないし 3 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

20

【0131】

(付記項 5) 前記特徴量算出手段は前記入力された画像の明るさに基づく特徴量を算出するとともに、前記分類ステップは前記入力された画像の明るさに基づく分類を行うことを特徴とする付記項 4 記載の画像処理方法。

【0132】

(付記項 6) 前記特徴量算出手段は前記入力された画像の色調に基づく特徴量を算出するとともに、前記分類ステップは、前記入力された画像の色調に基づく分類を行うことを特徴とする付記項 4 記載の画像処理方法。

【0133】

(付記項 7) 前記分類ステップは、前記入力された画像において所定の値より小である画素の画素数または画像における割合の少なくともいずれか 1 つを算出する算出ステップと、前記特徴量算出ステップの算出した特徴量に基づき前記入力された画像を不適切な撮像状態にある画像として分類することを特徴とした付記項 5 記載の画像処理方法。

30

【0134】

(付記項 8) 前記分類ステップは、前記入力された画像において所定の値より大である画素の画素数または画像における割合の少なくともいずれか 1 つを算出する算出ステップと、前記特徴量算出ステップの算出した特徴量に基づき前記入力された画像を不適切な撮像状態にある画像として分類することを特徴とする付記項 5 記載の画像処理方法。

【0135】

(付記項 9) 前記分類ステップは、前記入力された画像において所定の色調を有する画素の画素数または割合の少なくともいずれか 1 つを算出する算出ステップと、前記特徴量算出ステップの算出した特徴量に基づき前記入力された画像を不適切な撮像状態にある画像として分類することを特徴とする付記項 6 記載の画像処理方法。

40

【0136】

(付記項 10) 前記特徴量算出ステップは、前記入力された画像の構成成分に基づく特徴量を算出するとともに、前記分類ステップは、前記特徴量算出ステップの算出した特徴量に基づき前記入力された画像を不適切な撮像状態にある画像として分類することを特徴とする付記項 6 記載の画像処理方法。

【0137】

(付記項 11) 前記分類ステップは、不適切な撮像状態にある画像として明るさの不足し

50

た画像と分類することを特徴とする付記項 7 記載の画像処理方法。

【0138】

(付記項 12) 前記分類ステップは、不適切な撮像状態にある画像としてハレーションの多い画像と分類することを特徴とする付記項 8 記載の画像処理方法。

【0139】

(付記項 13) 前記分類ステップは、不適切な撮像状態にある画像として視野内に異物の多い画像と分類することを特徴とする付記項 9 記載の画像処理方法。

【0140】

(付記項 14) 前記分類ステップは、不適切な撮像状態にある画像として撮像対象に過剰に近接した画像と分類することを特徴とする付記項 9 または 10 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

10

【0141】

(付記項 15) 前記特徴量算出ステップが、前記入力された画像の周波数成分を抽出する周波数成分抽出ステップをさらに含み、前記周波数成分から構成成分に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項 10 記載の画像処理方法。

【0142】

(付記項 16) 前記周波数成分抽出ステップが前記画像における生体粘膜表面構成成分を構成する周波数成分を抽出する帯域通過フィルタリングを適用するフィルタリングステップと、前記抽出された周波数成分の周波数パワーを算出する周波数パワー算出ステップとをさらに含み、前記特徴量算出ステップは前記周波数パワー算出ステップによる算出結果を特徴量とすることを特徴とする付記項 15 記載の画像処理方法。

20

【0143】

(付記項 17) 前記分類ステップは、不適切な撮像状態にある画像としてぼけた画像と分類することを特徴とした付記項 15 または 16 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

【0144】

(付記項 18) 前記分類ステップが前記特徴量を所定の閾値と比較することにより前記画像が不適切な撮像状態にあるか否かを判定することを特徴とする付記項 1 ないし 17 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

【0145】

(付記項 19) 前記分類ステップが前記特徴量を用いた識別器により前記画像が不適切な撮像状態にあるか否かを判定することを特徴とする付記項 1 ないし 17 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

30

【0146】

(付記項 20) 前記特徴量算出ステップは前記入力された画像を構成する複数の色信号の少なくとも 1 つの明るさに基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項 1 ないし 19 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

【0147】

(付記項 21) 前記複数の色信号は RGB 色信号であることを特徴とする付記項 20 記載の画像処理方法。

【0148】

(付記項 22) 前記特徴量算出ステップは、各画素の R、G 及び B の画素値の比に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項 21 記載の画像処理方法。

40

【0149】

(付記項 23) 前記分類ステップにおける識別器は線形判別関数であることを特徴とする付記項 19 記載の画像処理方法。

【0150】

(付記項 24) 前記入力される画像はカプセル内視鏡画像であることを特徴とする付記項 1 ないし 23 いずれか 1 つに記載の画像処理方法。

【0151】

(付記項 25) カプセル内視鏡により撮像された画像を入力する画像入力手段と、前記画

50

像入力手段に入力された画像から特徴量を算出する算出手段と、前記特徴量に基づき前記入力された画像を撮像状態に基づき分類する分類手段と、前記画像を表示する表示手段とを備えるとともに、前記分類手段による分類結果に基づき前記入力された画像を表示するか否かを決定する表示制御手段とを備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【0152】

(付記項26) カプセル内視鏡により撮像された画像を入力する画像入力手段と、前記画像入力手段に入力された画像から特徴量を算出する算出手段と、前記特徴量に基づき前記入力された画像を撮像状態に基づき分類する分類手段と、前記画像を保存する保存手段とを備えるとともに、前記分類手段による分類結果に基づき前記入力された画像を保存するか否かを決定する保存制御手段とを備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

10

【0153】

(付記項27) 前記分類手段が前記入力された画像が不適切な撮像状態にあるか否かに基づく分類を行うことを特徴とした付記項25または26いずれか1つに記載のカプセル型内視鏡装置。

【0154】

(付記項28) 前記表示制御手段が、前記分類手段による分類結果が不適切な撮像状態にあると分類された画像を表示しないことを特徴とした付記項27記載のカプセル型内視鏡装置。

【0155】

(付記項29) 前記保存制御手段が、前記分類手段による分類結果が不適切な撮像状態にあると分類された画像を表示しないことを特徴とする付記項27のカプセル型内視鏡装置。

20

【0156】

(付記項30) コンピュータに、複数の色信号からなる画像を入力する機能と、前記入力された画像の撮像状態を表す特徴量を算出する特徴量算出機能と、前記特徴量算出機能により算出された特徴量に基づき前記入力された画像を観察に適切な画像とそれ以外の画像に分類する分類機能とを実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【0157】

(付記項31) 前記分類機能による分類結果に基づき前記画像を表示するか否かを判定する判定機能をさらに備え、前記判定結果に基づき前記画像の表示を制御させることを特徴とする付記項30記載の画像処理プログラム。

30

【0158】

(付記項32) 前記分類機能による分岐結果に基づき前記画像を保存するか否かを判定する判定機能をさらに備え、前記判定結果に基づき前記画像を保存させることを特徴とする付記項30記載の画像処理プログラム。

【図面の簡単な説明】

【0159】

【図1】本発明に係る画像処理方法を用いるカプセル型内視鏡装置1の概略構成を示すブロック図である。

【図2】カプセル型内視鏡装置1のカプセル型内視鏡3の概略構造を説明する説明図である。

40

【図3】カプセル型内視鏡装置1の概略内部構成を示すブロック図である。

【図4】カプセル型内視鏡3から送信される信号構成を説明する説明図である。

【図5】カプセル型内視鏡3の位置検出を説明する説明図である。

【図6】カプセル型内視鏡装置1のアンテナユニット4を説明する説明図である。

【図7】カプセル型内視鏡装置1のシールドジャケット72を説明する説明図である。

【図8】カプセル型内視鏡装置1の外部装置5の被検体への装着状態を説明する説明図である。

【図9】カプセル型内視鏡3の構成を示すブロック図である。

【図10】暗部画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

50

【図 1 1】ハレーション画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

【図 1 2】異物画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

【図 1 3】画素の色調を表すパラメタの算出に用いる配列表を説明する説明図である。

【図 1 4】画素の色調を表す二つのパラメタを軸とした二次元領域における、生体粘膜表面画素及び異物画素の分布領域を説明する説明図である。

【図 1 5】暗部画像、ハレーション画像、及び異物画像を一連の手続きで判定する場合の処理動作を説明するフローチャートである。

【図 1 6】過剰近接画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

【図 1 7】その他の観察不適切画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

10

【図 1 8】本実施の形態で使用するデジタルフィルタの周波数特性を説明する概略図である。

【図 1 9】ハレーション辺縁境界部における帯域フィルタリング結果の変動を説明する図であり、図 1 9 (a) は画像中のハレーションの位置を説明する説明図、図 1 9 (b) は図 1 9 (a) の a - a ' 断面における画素値を説明するプロファイル、図 1 9 (c) は図 1 9 (a) の画像に帯域フィルタリングを適用した結果を説明する説明図、図 1 9 (d) は図 1 9 (c) の b - b ' 断面における画素値を説明するプロファイルである。

【図 2 0】不適切画像の判定に関する処理動作を説明するフローチャートである。

【図 2 1】端末装置 7 における画像表示動作を説明するフローチャートである。

【図 2 2】端末装置 7 における画像保存動作を説明するフローチャートである。

20

【符号の説明】

【 0 1 6 0 】

1 カプセル型内視鏡装置、

2 患者

3 カプセル型内視鏡、

4 アンテナユニット、

5 外部装置、

6 クレードル、

7 端末装置、

8 a キーボード、

8 b マウス、

8 c ディスプレイ、

9 端末本体

1 0 ジャケット、

1 1 受信アンテナ、

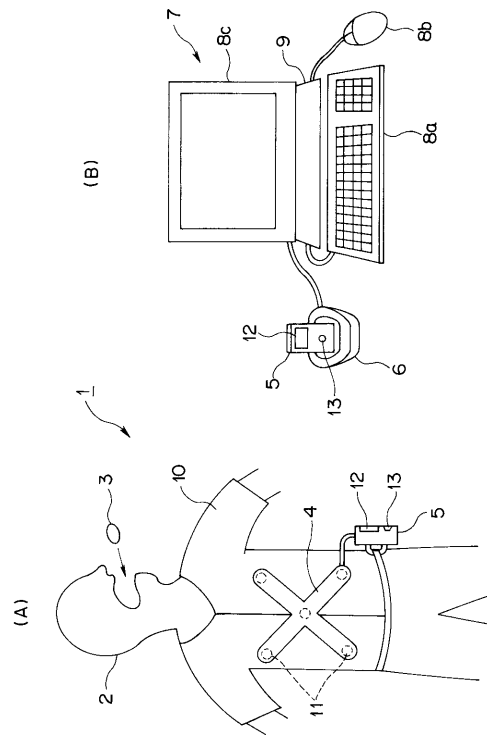
1 2 液晶モニタ、

1 3 操作部、

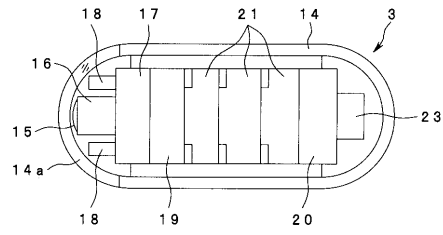
代理人 弁理士 伊 藤 進

30

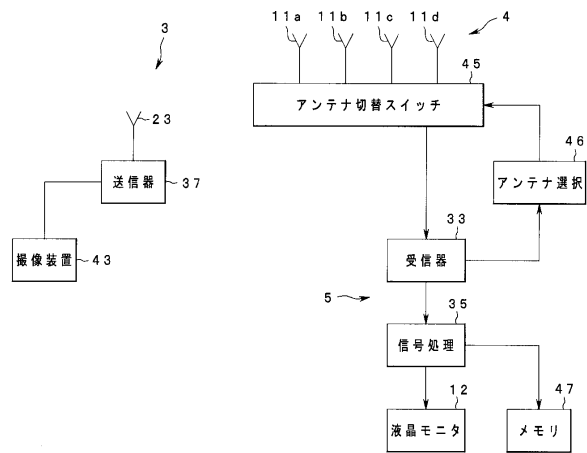
【図 1】



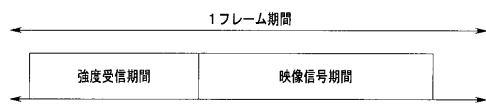
【図 2】



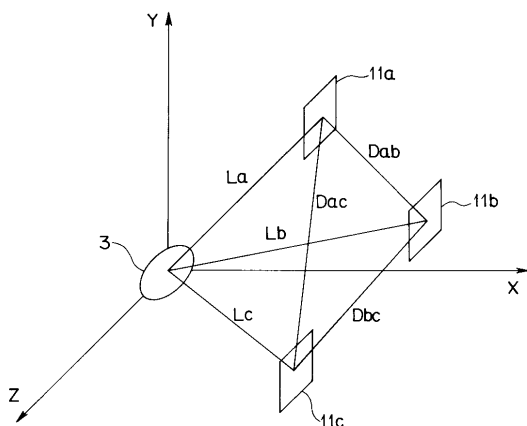
【図 3】



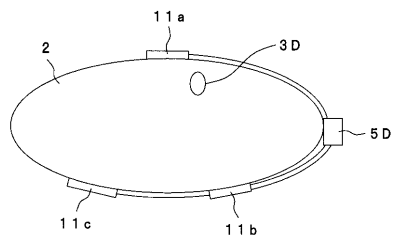
【図 4】



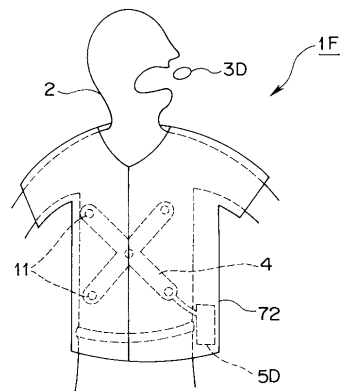
【図 5】



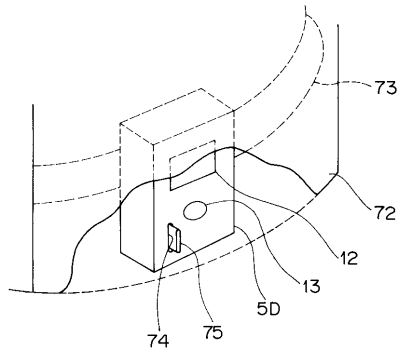
【図 6】



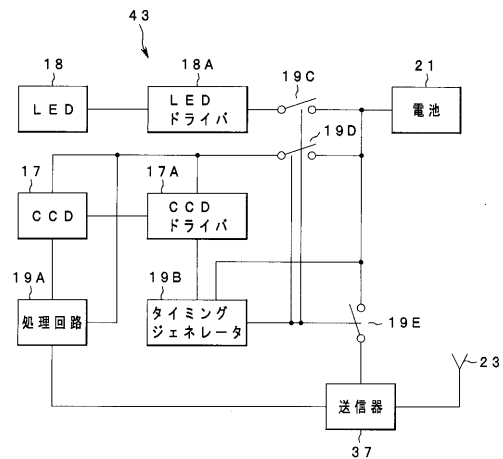
【図 7】



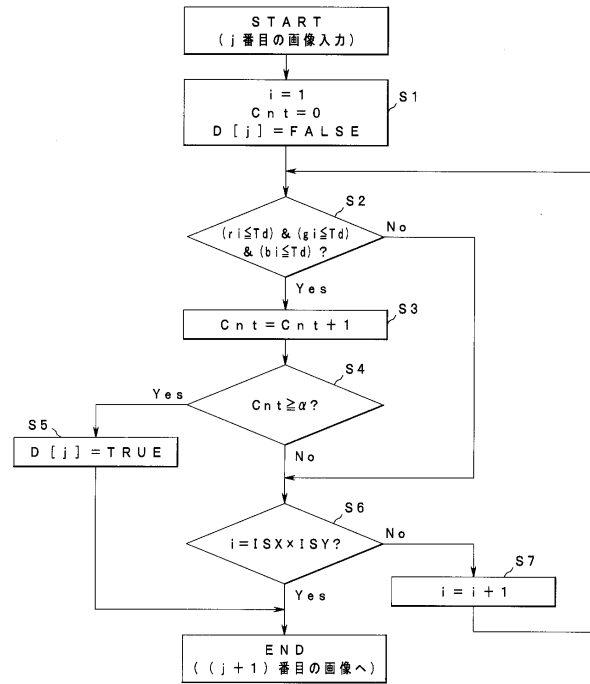
【図 8】



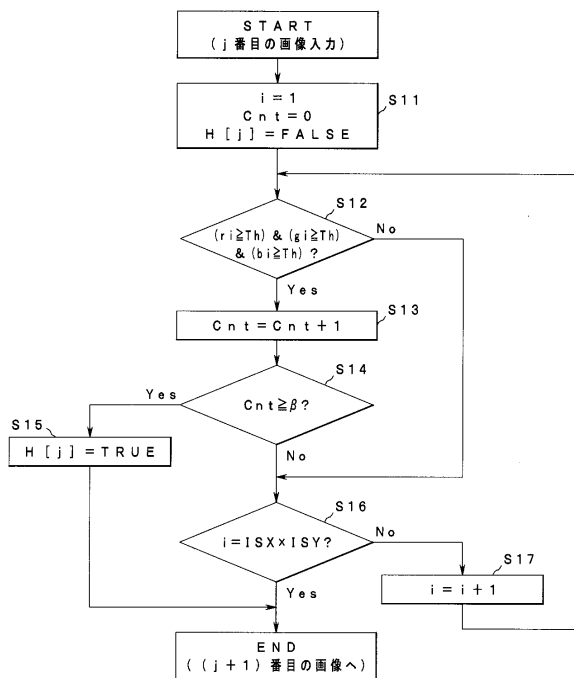
【図 9】



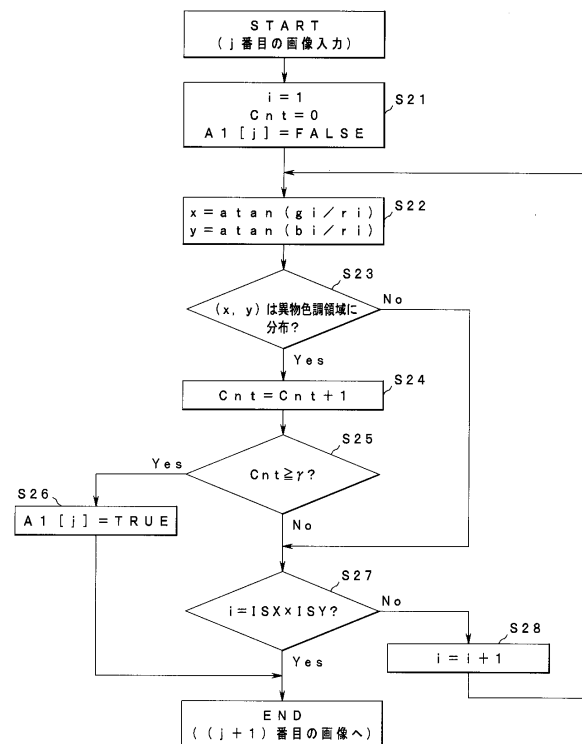
【図 10】



【図 11】



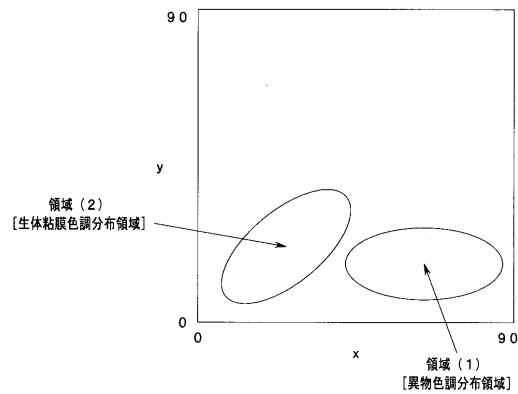
【図 12】



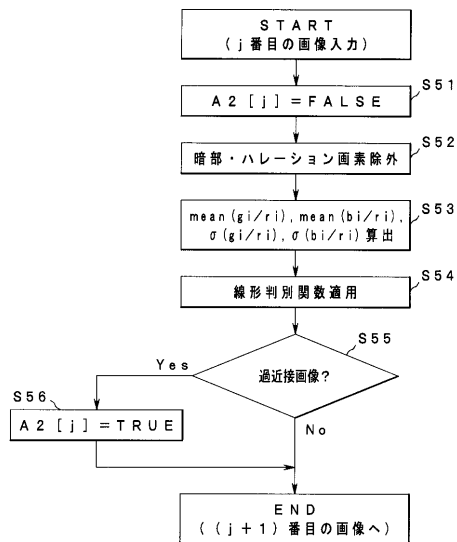
【図 13】

V1	V2	atan (V1/V2)
0	0	0
0	1	0
0	2	0
0	3	0
⋮	⋮	⋮
255	252	45.339
255	253	45.225
255	254	45.112
255	255	45

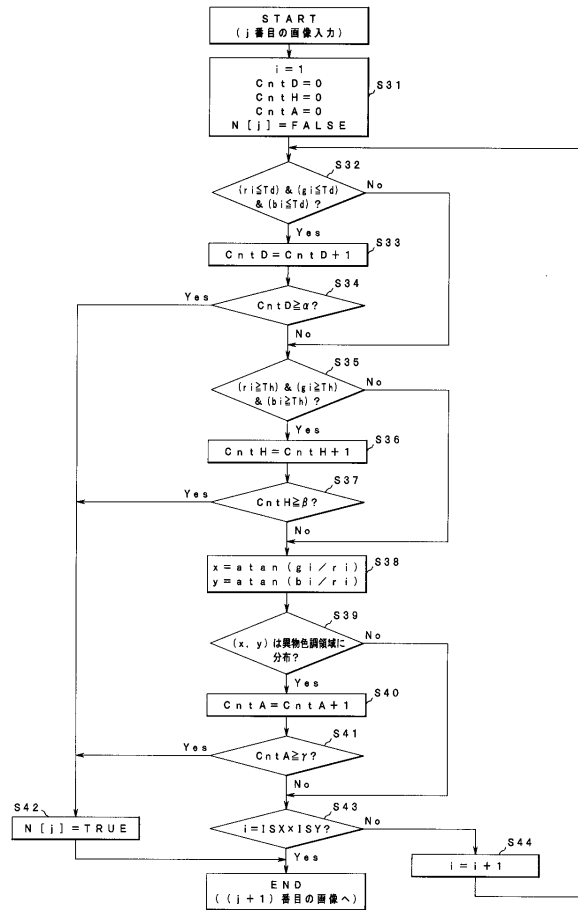
【図 14】



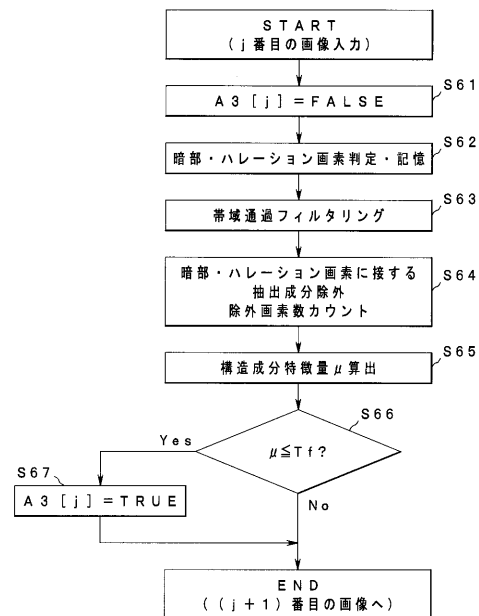
【図 16】



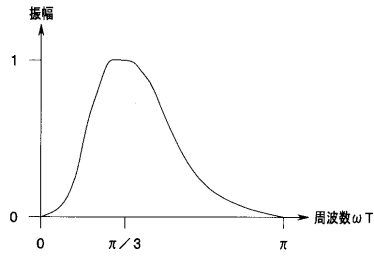
【図 15】



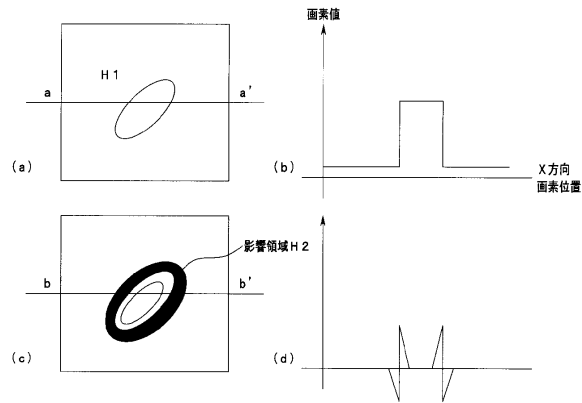
【図 17】



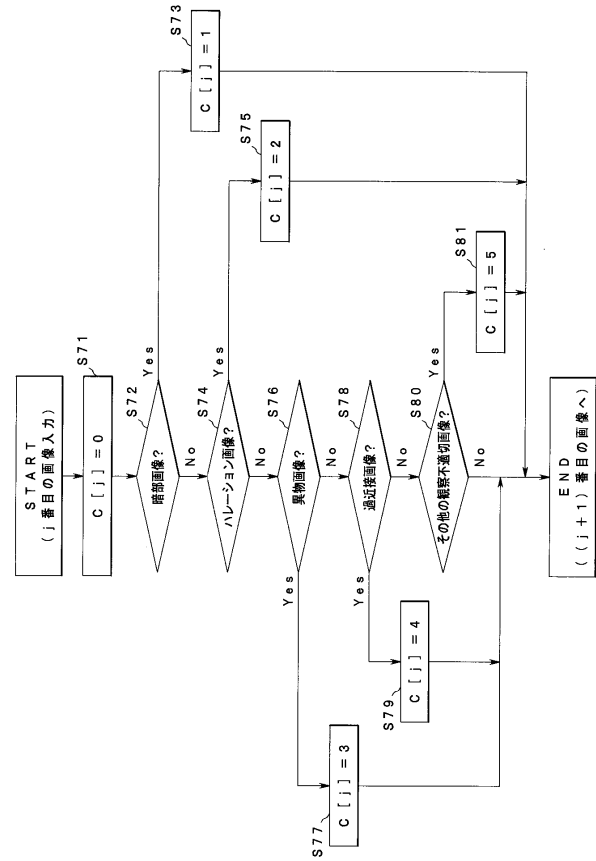
【図 18】



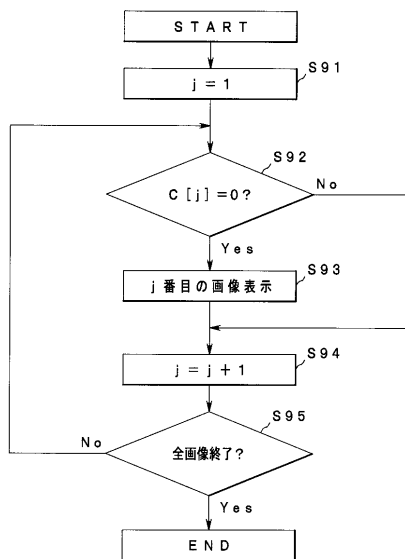
【図 19】



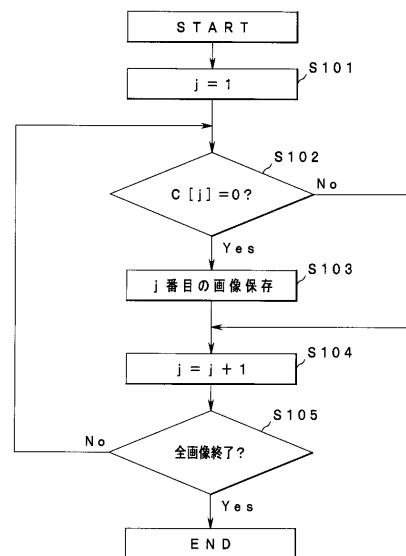
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2004 - 041709 (JP, A)
特開 2003 - 284682 (JP, A)
特開 2003 - 093328 (JP, A)
特開 2004 - 294788 (JP, A)
特開 2003 - 079568 (JP, A)
特開平 02 - 131686 (JP, A)
特開 2002 - 310962 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1 / 00 - 1 / 32
G 06 T	1 / 00

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	JP4615963B2	公开(公告)日	2011-01-19
申请号	JP2004316968	申请日	2004-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	西村博一 長谷川潤		
发明人	西村 博一 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/04 A61B1/041 A61B5/073 A61B5/7264		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.372 G06T1/00.290.Z A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/045.615 A61B1/045.619 A61B1/045.640 A61B1/05 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW20 4C061/YY03 4C061/YY12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/WW20 4C161/YY03 4C161/YY12 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE11 5B057/DA12 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC23 5B057/DC25		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006122502A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理方法，其能够通过确定对象的图像是否不适合于观察和诊断来提高观察和诊断的效率，从而不应该显示被确定为不合适的图像或者存储。解决方案：图像处理方法包括：特征量计算处理，用于计算包括通过对对象成像而获得的多个颜色信号的多个图像的每个图像的特征量，以及用于确定成像状态的成像状态确定处理。通过比较计算出的特征量和成像状态的阈值来确定每个图像，以确定预定图像的适当性。Z

$$\mu = \left\{ \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J w^2(i, j) \right\} / \{ (ISX \times ISY) - Cnt \}$$