

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/159461

発行日 令和1年12月26日(2019.12.26)

(43) 国際公開日 平成30年9月7日(2018.9.7)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01) A 6 1 B 1/045 6 1 0 4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号 特願2019-502940 (P2019-502940) (21) 国際出願番号 PCT/JP2018/006547 (22) 国際出願日 平成30年2月22日(2018.2.22) (31) 優先権主張番号 特願2017-40344 (P2017-40344) (32) 優先日 平成29年3月3日(2017.3.3) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	(71) 出願人 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 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所 (72) 発明者 大酒 正明 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 (72) 発明者 山本 拓明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Fターム(参考) 4C161 CC06 DD03 LL02 SS22 WW02 WW13 WW15
--	---

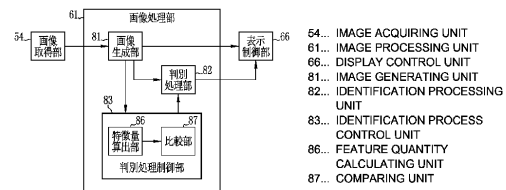
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

医師等のユーザが望まないであろうタイミングにおいては処理負荷を抑え、かつ、医師等のユーザが望むであろう適切なタイミングで判別等の処理を自動的に実行して、診断に資する情報を取得し得る内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法を提供する。

内視鏡システム(10)は、画像取得部(54)と、判別処理部(82)と、判別処理制御部(83)と、を備える。画像取得部(54)は、内視鏡(12)を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する。判別処理部(82)は、内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する。判別処理制御部(83)は、内視鏡(12)の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理の開始または終了を制御する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、前記観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する判別処理部と、
前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて、前記判別処理の開始または終了を制御する判別処理制御部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記判別処理制御部は、
前記内視鏡画像を用いて特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記特徴量と閾値を比較する比較部と、
を備え、
前記判別処理制御部は、前記比較部における比較結果に基づいて前記判別処理を開始または終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を拡大または縮小した場合に、前記判別処理を開始または終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光に切り替わった場合に前記判別処理を開始し、かつ、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する際に使用する照明光が前記特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合に前記判別処理を終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記判別処理制御部は、前記照明光が波長 450nm 以下の照明光に切り替わった場合に前記判別処理を開始する請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡に挿通したチャンネルを物体が通過した場合に前記判別処理を開始または終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記判別処理制御部は、前記チャンネルを水が通過した場合に前記判別処理を開始する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 8】

前記判別処理制御部は、前記チャンネルを色素剤が通過した場合に前記判別処理を開始する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、前記判別処理を開始または終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡画像に写る前記観察対象の変化に基づいて前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置を検知する請求項 9 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 11】

前記判別処理制御部は、位置センサを用いて前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置を検知する請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化した場合に前記判別処理を終了する請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて前記

50

判別処理を開始し、かつ、前記判別処理の開始後、予め設定した一定の時間が経過した後
に前記判別処理を終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記判別処理制御部は、前記内視鏡が静止画を撮像した場合に、前記判別処理を開始
または終了する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて、前記判別処理の結果である
判別結果の報知を開始または終了を制御する報知制御部を備える請求項 1 に記載の内視鏡
システム。

【請求項 1 6】

前記報知制御部は、
前記内視鏡画像を用いて特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記特徴量と閾値を比較する比較部と、
を備え、
前記報知制御部は、前記比較部における比較結果に基づいて前記判別結果の報知を開始
または終了する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記報知制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を拡大または縮小した場合に、前記判別
結果の報知を開始または終了する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記報知制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の
照明光に切り替わった場合に前記判別結果の報知を開始し、かつ、前記内視鏡が前記観察
対象を撮像する際に使用する照明光が前記特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合
に前記判別結果の報知を終了する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記報知制御部は、前記照明光が波長 4 5 0 n m 以下の照明光に切り替わった場合に前
記判別結果の報知を開始する請求項 1 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 0】

前記報知制御部は、前記内視鏡に挿通したチャネルを物体が通過した場合に前記判別結
果の報知を開始または終了する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 1】

前記報知制御部は、前記チャネルを水が通過した場合に前記判別結果の報知を開始する
請求項 2 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 2】

前記報知制御部は、前記チャネルを色素剤が通過した場合に前記判別結果の報知を開始
する請求項 2 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 3】

前記報知制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化した場合に、また
は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、前記判別結果の報知
を開始または終了する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 4】

前記報知制御部は、前記内視鏡画像に写る前記観察対象の変化に基づいて前記内視鏡が
前記観察対象を撮像する位置を検知する請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 5】

前記報知制御部は、位置センサを用いて前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置を検
知する請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 6】

前記報知制御部は、前記内視鏡が前記観察対象を撮像する位置が変化した場合に前記判
別結果の報知を終了する請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 7】

10

20

30

40

50

前記判別処理制御部は、前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて前記判別結果の報知を開始し、かつ、前記判別結果の報知開始後、予め設定した一定の時間が経過した後に前記判別結果の報知を終了する請求項 15 に記載の内視鏡システム。

【請求項 28】

前記報知制御部は、前記内視鏡が静止画を撮像した場合に、前記判別結果の報知を開始または終了する請求項 15 に記載の内視鏡システム。

【請求項 29】

前記報知制御部は、音声、画像もしくはメッセージのいずれか、または、これらの組み合わせを用いて前記判別結果を報知する請求項 15 に記載の内視鏡システム。

【請求項 30】

内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、前記観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する判別処理部と、
前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて、前記判別処理の開始または終了を制御する判別処理制御部と、
を備えるプロセッサ装置。

【請求項 31】

画像取得部が、内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得するステップと、判別処理部が、前記内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、前記観察対象における特定の特徴を有する部分を判別するステップと、を備える内視鏡システムの作動方法において、

判別処理制御部が、前記内視鏡の動作の変化または前記内視鏡画像に基づいて、前記判別処理の開始または終了を制御するステップを備える内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡画像を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を用いて、特定の特徴を有する部分を判別する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及び、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が行われている。近年においては、内視鏡画像をモニタ等の表示部に表示するだけでなく、内視鏡画像を用いて、病変等の特定の特徴を有する部分を判別しようとする内視鏡システムが知られている。例えば、特許文献 1 には、内視鏡画像を用いて特徴量を算出し、その後、算出した特徴量を用いて病変を判別する内視鏡システムが記載されている。

【0003】

また、診断に重要な血管等を、内視鏡画像を用いて抽出等する内視鏡システムが知られている。例えば、特許文献 2 には、動き量によって実行頻度を変更しつつ、血管抽出処理をする内視鏡システムが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 040075 号公報

【特許文献 2】特開 2016 - 144507 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記のように、内視鏡画像を用いて病変等の特定の特徴を有する部分を判別または認識

10

20

30

40

50

等することにより、内視鏡画像に加えて、診断に資する情報を提供しようとする内視鏡システムは従来から知られている。

【0006】

しかし、病変等の特定の特徴を有する部分を判別等する処理は、通常は、非常に高い処理能力を必要とする重い処理である。このため、プロセッサ装置のリソースを大量に消費し続けながら、病変等の特定の特徴を有する部分を判別等する処理を観察中にリアルタイムに実行し続けるのは現実的には難しい。

【0007】

したがって、病変等の特定の特徴を有する部分を判別等する処理は、ボタン操作等に基づくユーザの求めに応じて、必要な場合に適宜実行するのが現実的である。一方で、元来、内視鏡システムの操作は煩雑であることから、さらに医師等のユーザに操作上の負荷をかけるのは望ましくない。

【0008】

そこで、本発明は、医師等のユーザが望まないであろうタイミングにおいては処理負荷を抑え、かつ、医師等のユーザが望むであろう適切なタイミングで判別等の処理を自動的に実行して、診断に資する情報を取得し得る内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動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】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、画像取得部と、判別処理部と、判別処理制御部と、を備える。画像取得部は、内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する。判別処理部は、内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する。判別処理制御部は、内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理の開始または終了を制御する。

【0010】

判別処理制御部は、特徴量算出部と、比較部と、を備える。特徴量算出部は、内視鏡画像を用いて特徴量を算出する。比較部は、特徴量と閾値を比較する。この場合、判別処理制御部は、比較部における比較結果に基づいて判別処理を開始または終了することが好ましい。

【0011】

判別処理制御部は、内視鏡が観察対象を拡大または縮小した場合に、判別処理を開始または終了することが好ましい。

【0012】

判別処理制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光に切り替わった場合に判別処理を開始し、かつ、内視鏡が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合に判別処理を終了することが好ましい。

【0013】

判別処理制御部は、照明光が波長450nm以下の照明光に切り替わった場合に、判別処理を開始することが好ましい。

【0014】

判別処理制御部は、内視鏡に挿通したチャネルを物体が通過した場合に判別処理を開始または終了することが好ましい。

【0015】

判別処理制御部は、チャネルを水が通過した場合に判別処理を開始することが好ましい。

【0016】

判別処理制御部は、チャネルを色素剤が通過した場合に判別処理を開始することが好ましい。

【0017】

10

20

30

40

50

判別処理制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、判別処理を開始または終了することが好ましい。

【0018】

判別処理制御部は、内視鏡画像に写る観察対象の変化に基づいて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することが好ましい。

【0019】

判別処理制御部は、位置センサを用いて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することが好ましい。

【0020】

判別処理制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化した場合に判別処理を終了することが好ましい。

【0021】

判別処理制御部は、内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別処理を開始し、かつ、判別処理の開始後、予め設定した一定の時間の経過した後に判別処理を終了することが好ましい。

【0022】

判別処理制御部は、内視鏡が静止画を撮像した場合に、判別処理を開始または終了することが好ましい。

【0023】

内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、前記判別処理の結果である判別結果の報知を開始または終了を制御する報知制御部を備えることが好ましい。

【0024】

報知制御部は、内視鏡画像を用いて特徴量を算出する特徴量算出部と、特徴量と閾値を比較する比較部と、を備え、報知制御部は、比較部における比較結果に基づいて判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

【0025】

報知制御部は、内視鏡が観察対象を拡大または縮小した場合に、判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

【0026】

報知制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光に切り替わった場合に判別結果の報知を開始し、かつ、内視鏡が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合に判別結果の報知を終了することが好ましい。

【0027】

報知制御部は、照明光が波長450nm以下の照明光に切り替わった場合に、判別結果の報知を開始することが好ましい。

【0028】

報知制御部は、内視鏡に挿通したチャネルを物体が通過した場合に判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

【0029】

報知制御部は、チャネルを水が通過した場合に判別結果の報知を開始することが好ましい。

【0030】

報知制御部は、チャネルを色素剤が通過した場合に判別結果の報知を開始することが好ましい。

【0031】

報知制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

報知制御部は、内視鏡画像に写る観察対象の変化に基づいて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することが好ましい。

【 0 0 3 3 】

報知制御部は、位置センサを用いて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することが好ましい。

【 0 0 3 4 】

報知制御部は、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化した場合に判別結果の報知を終了することが好ましい。

【 0 0 3 5 】

報知制御部は、内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別結果の報知を開始し、かつ、判別結果の報知開始後、予め設定した一定の時間の経過した後に判別結果の報知を終了することが好ましい。

【 0 0 3 6 】

報知制御部は、内視鏡が静止画を撮像した場合に、判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

【 0 0 3 7 】

報知制御部は、音声、画像もしくはメッセージのいずれか、または、これらの組み合わせを用いて判別結果を報知することが好ましい。

【 0 0 3 8 】

本発明のプロセッサ装置は、画像取得部と、判別処理部と、判別処理制御部と、を備える。画像取得部は、内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する。判別処理部は、内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する。判別処理制御部は、内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理の開始または終了を制御する。

【 0 0 3 9 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得部が、内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得するステップと、判別処理部が、内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分を判別するステップと、を備える内視鏡システムの作動方法である。本発明の内視鏡システムの作動方法は、判別処理制御部が、内視鏡の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理の開始または終了を制御するステップを備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 0 】

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法によれば、医師等のユーザが望まないであろうタイミングにおいては処理負荷を抑え、かつ、医師等のユーザが望むであろう適切なタイミングで判別等の処理を自動的に実行して、診断に資する情報を取得し得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 1 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外觀図である。

【 図 2 】 内視鏡システムのブロック図である。

【 図 3 】 画像処理部のブロック図である。

【 図 4 】 判別処理の開始及び終了の流れを示すフローチャートである。

【 図 5 】 判別処理をした場合の表示例である。

【 図 6 】 判別処理をしない場合の表示例である。

【 図 7 】 第 2 実施形態における画像処理部のブロック図である。

【 図 8 】 第 2 実施形態における判別処理の開始及び終了の流れを示すフローチャートである。

【 図 9 】 第 3 実施形態における画像処理部のブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 1 0】第 3 実施形態における画像処理部のブロック図である。

【図 1 1】第 4 実施形態における画像処理部等のブロック図である。

【図 1 2】第 4 実施形態における判別処理の開始及び終了の流れを示すフローチャートである。

【図 1 3】変形例の説明図である。

【図 1 4】第 5 実施形態における画像処理部のブロック図である。

【図 1 5】第 5 実施形態における判別処理の開始及び終了の流れを示すフローチャートである。

【図 1 6】変形例の説明図である。

【図 1 7】第 6 実施形態における画像処理部のブロック図である。

10

【図 1 8】第 6 実施形態における判別処理の開始及び終了の流れを示すフローチャートである。

【図 1 9】第 7 実施形態における画像処理部のブロック図である。

【図 2 0】第 7 実施形態におけるモニタの表示例である。

【図 2 1】カプセル内視鏡の模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0042】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 1 9 と、を備える。内視鏡 1 2 は、観察対象を撮像する。光源装置 1 4 は、照明光を発生する。プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡システム 1 0 のシステム制御及び画像処理等を行う。モニタ 1 8 はプロセッサ装置 1 6 で生成する表示用の画像（以下、内視鏡画像という。例えば図 5 の内視鏡画像 1 0 1 または図 6 の内視鏡画像 1 0 2 を参照。）を表示する表示部である。コンソール 1 9 は、プロセッサ装置 1 6 等への設定入力等を行う入力デバイスである。

20

【0043】

内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入する挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けた湾曲部 1 2 c と、先端部 1 2 d と、を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c が湾曲する。湾曲部 1 2 c が湾曲することにより、先端部 1 2 d が所望の方向に向く。なお、先端部 1 2 d には、観察対象に向けて鉗子等の処置具を突出する鉗子口（図示しない）、または、観察対象に向けて空気や水等を噴射する噴射口（図示しない）等が設けられている。

30

【0044】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、ズーム操作部 1 3 a 及びモード切替スイッチ 1 3 b 等が設けられている。ズーム操作部 1 3 a を操作することによって、観察対象を拡大または縮小して撮像することができる。モード切替スイッチ 1 3 b の操作によって、観察モードを切り替えることができる。内視鏡システム 1 0 は、例えば、照明光に白色光を用いて観察対象を自然な色合いで観察する通常観察モード、及び、粘膜表層にある血管等を強調する特殊観察モード等の複数の観察モードを有する。モード切替スイッチ 1 3 b を操作することにより、任意のタイミングでこれら複数の観察モードを適宜変更することができる。

40

【0045】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、照明光を発光する光源部 2 0 と、光源部 2 0 の駆動を制御する光源制御部 2 2 と、を備える。

【0046】

光源部 2 0 は、例えば、中心波長または波長帯域が異なる（以下、単に「波長が異なる」という）光を発光する複数の LED (Light Emitting Diode) を光源として備えており、各 LED の発光または点灯、及び、光量の調節等により、波長が異なる複数種類の照明光を発光することができる。例えば、光源部 2 0 は、波長帯域が比較的広い広帯域な紫色光

50

、青色光、緑色光、及び赤色光を、それぞれ照明光として発光できる。さらに、光源部 20 は、広帯域な紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光の他に、狭帯域（波長帯域が 10 nm から 20 nm 程度の範囲であることをいう）な紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光を照明光として発光できる。

【0047】

なお、光源部 20 には、LED の代わりに、LD (Laser Diode) と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等のランプと帯域制限フィルタの組み合わせ等を用いることができる。もちろん、光源部 20 を LED で構成する場合も、蛍光体または帯域制限フィルタを組み合わせで使用することができる。

【0048】

光源制御部 22 は、光源部 20 を構成する各光源の点灯または消灯のタイミング、及び、点灯時の発光量等をそれぞれ独立に制御する。その結果、光源部 20 は、波長が異なる複数種類の照明光を発光することができる。また、光源制御部 22 は、イメージセンサ 48 の撮像のタイミング（いわゆるフレーム）に合わせて光源部 20 を制御する。

【0049】

光源部 20 が発光した照明光は、ライトガイド 41 に入射する。ライトガイド 41 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード内に内蔵されており、照明光を内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡 12 と光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 とを接続するコードである。なお、ライトガイド 41 としては、マルチモードファイバを使用できる。一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用できる。

【0050】

内視鏡 12 の先端部 12d には、照明光学系 30a と撮像光学系 30b が設けられている。照明光学系 30a は、照明レンズ 45 を有しており、この照明レンズ 45 を介して照明光が観察対象に向けて出射する。撮像光学系 30b は、対物レンズ 46、ズームレンズ 47、及びイメージセンサ 48 を有している。イメージセンサ 48 は、対物レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介して、観察対象から戻る照明光の反射光等（反射光の他、散乱光、観察対象が発する蛍光、または、観察対象に投与等した薬剤に起因した蛍光等を含む）を用いて観察対象を撮影する。ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 13a を操作することで移動し、イメージセンサ 48 を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

【0051】

イメージセンサ 48 は、例えば原色系のカラーフィルタを有するカラーセンサであり、青色カラーフィルタを有する B 画素（青色画素）、緑色カラーフィルタを有する G 画素（緑色画素）、及び、赤色カラーフィルタを有する R 画素（赤色画素）の 3 種類の画素を備える。青色カラーフィルタは、主として紫色から青色の光を透過する。緑色カラーフィルタは、主として緑色の光。赤色カラーフィルタは、主として赤色の光を透過する。上記のように原色系のイメージセンサ 48 を用いて観察対象を撮影すると、最大で、B 画素から得る B 画像（青色画像）、G 画素から得る G 画像（緑色画像）、及び、R 画素から得る R 画像（赤色画像）の 3 種類の画像を同時に得ることができる。

【0052】

なお、イメージセンサ 48 としては、CCD (Charge Coupled Device) センサや、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ 48 は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及び、グリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に上記各色の画素から得る画像は、補色 - 原色色変換をすれば、B 画像、G 画像、及び R 画像に変換できる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ 48 として使用できる。この場合、BGR 等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮像するこ

10

20

30

40

50

とにより、上記各色の画像を得ることができる。

【 0 0 5 3 】

プロセッサ装置 1 6 は、制御部 5 2 と、画像取得部 5 4 と、画像処理部 6 1 と、表示制御部 6 6 と、を有する。

【 0 0 5 4 】

制御部 5 2 は、照明光の照射タイミングと撮影のタイミングの同期制御等の内視鏡システム 1 0 の統括的な制御を行う。例えば、制御部 5 2 は、照明光の照射タイミングと撮像のタイミングの同期制御等を行う。また、ズーム操作部 1 3 a を操作した場合、制御部 5 2 は、ズーム操作部 1 3 a から操作信号を受けて、画像処理部 6 1 に観察対象の撮像サイズ（すなわち観察対象の拡大または縮小、及びその程度）を表す制御信号（以下、撮像サイズ信号という）を画像処理部 6 1 に入力する場合がある。画像処理部 6 1 では、撮像サイズ信号に基づき、観察対象の撮像サイズに応じて、所定の処理を行うか否か、または、所定の処理の強度等を調節する場合がある。

10

【 0 0 5 5 】

また、モード切替スイッチ 1 3 b を操作した場合、制御部 5 2 は、モード切替スイッチ 1 3 b から操作信号を受け、観察モードを指定する制御信号（以下、観察モード指定信号という）を、光源制御部 2 2 と画像処理部 6 1 に入力する。制御部 5 2 が、光源制御部 2 2 及び画像処理部 6 1 に入力する観察モード指定信号は、使用する照明光の種類及び発光順序等を指定する。光源制御部 2 2 は、観察モード指定信号にしたがって、光源部 2 0 を用いて、観察モード指定信号にしたがって、照明光を発光する。画像処理部 6 1 では、観察モード指定信号に基づき、観察モードに応じて、所定の処理を行うか否か、または、所定の処理の強度等を調節する場合がある。

20

【 0 0 5 6 】

画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から観察対象の画像を取得する。画像取得部 5 4 が、イメージセンサ 4 8 から取得する観察対象の画像は、内視鏡画像である。なお、イメージセンサ 4 8 から取得した観察対象の画像を用いて、表示用に生成する画像も内視鏡画像である。以下、区別が必要な場合は、イメージセンサ 4 8 から取得する観察対象の画像を「撮像した内視鏡画像」または単に「画像」といい、表示用に生成した画像は「表示用の内視鏡画像」または単に「内視鏡画像」という。本実施形態においては、イメージセンサ 4 8 はカラーフィルタを有するので、画像取得部 5 4 は、照明光ごとに、かつ、カラーフィルタごとに画像（撮像した内視鏡画像）を取得する。

30

【 0 0 5 7 】

画像取得部 5 4 は、DSP (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ低減部 5 8 と、変換部 5 9 と、を有し、これらを用いて、取得した画像に必要なに応じて各種処理を施す。

【 0 0 5 8 】

DSP 5 6 は、取得した画像に対し、必要なに応じて欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及びYC変換処理等の各種処理を施す。

【 0 0 5 9 】

40

欠陥補正処理は、イメージセンサ 4 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理や同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列に起因して（イメージセンサ 4 8 において他の色の画素を配置しているため）、画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素において観察対象を撮影して得る画像なので、G 画素や R 画素に

50

対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B画像を補間して、イメージセンサ48のG画素及びR画素の位置にある画素の画素値を生成する。YC変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネルYと色差チャンネルCb及び色差チャンネルCrに変換する処理である。

【0060】

ノイズ低減部58は、輝度チャンネルY、色差チャンネルCb及び色差チャンネルCrに対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部59は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネルY、色差チャンネルCb及び色差チャンネルCrを再びBGRの各色の画像に再変換する。

【0061】

画像処理部61は、画像取得部54が取得した画像を用いて、モニタ18に表示する内視鏡画像を生成する。また、画像処理部61は、必要に応じ、内視鏡画像を用いて、観察対象の特定の特徴を有する部分を判別する判別処理を施す。これらのために、図3に示すように、画像処理部61は、画像生成部81、判別処理部82、及び、判別処理制御部83を備える。

【0062】

画像生成部81は、画像取得部54が取得した画像を用いて、観察モードに応じた内視鏡画像を生成する。観察モードが通常観察モードである場合、画像生成部81は、自然な色合いで観察対象を観察可能な内視鏡画像を生成する。また、観察モードが特殊観察モードである場合、通常観察モードとは異なる画像の組み合わせを使用し、または、使用する画像通常観察モードとは異なる色チャンネルへの割当て方等をするなどして、特殊観察モードの目的に応じた内視鏡画像を生成する。例えば、粘膜表層にある血管等を強調した内視鏡画像を生成する。

【0063】

なお、画像処理部61は、観察モードに応じた内視鏡画像を生成する際に、必要に応じて、画像取得部54が取得した画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施す。色変換処理は、BGR各色の画像に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT（ルックアップテーブル）処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管またはピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。

【0064】

判別処理部82は、画像生成部81が生成した内視鏡画像を用いて、判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分（以下、特定部分という）を判別する。「特定部分」とは、組織もしくは構造の有無、形状（太さ、長さ、他組織等との境界であるエッジの状態、組織等の乱れ、または、線状の組織等の蛇行度等）、量（面積または密度等）、分布、もしくは色、または、組織もしくは構造の状態（例えば、粘膜下の深さ、または、血管に含まれるヘモグロビンの酸素飽和度等の内部的なパラメータの状況）に基づいて、他の部分（例えば正常な粘膜）と区別し得る部分である。特定部分を定める「特定の特徴」とは、上記の通り、内視鏡画像を見て分かる特徴、または、内視鏡画像もしくは内視鏡画像を生成するために使用する画像を用いた演算により得られる情報である。以下、特定部分を定める特定の特徴に関する数量等の情報を「特徴量」という。

【0065】

「判別」とは、特定部分等の特徴に基づいてさらに診断に資する情報を得ることをいい、「判別処理」とは判別処理部82が判別のために行う処理をいう。例えば、特定部分の特徴を表す特徴量に基づいて、特定部分が病変であるか否かを認識する認識処理は判別処理である。また、特定部分の特徴を表す特徴量に基づいて、特定部分が病変である可能性を示す指標等、病変である可能性を示唆する情報を算出する処理も判別処理に含む。さらに、特定部分が病変である場合に、病変の種別もしくは分類、良性もしくは悪性の認識、または、病変の進行度もしくは浸潤度の認識等をする処理も判別処理である。

【0066】

10

20

30

40

50

判別処理部 8 2 は、上記判別処理を、例えば、予め特定のタスク（より具体的には特定のクラシフィケーション）で学習してある CNN（Convolution Neural Network）7 1（図 2 参照）、ニューラルネットワーク（Neural Network）、SVM（Support Vector Machine）、または、アダブースト(Adaboost(Adaptive Boosting))などを用いて行う。判別処理の結果（以下、判別結果という）は、例えば「特定部分が病変であるか否か」（特定部分が病変であるか否かを判別し得る情報である場合を含む）である。したがって、特定部分が病変である場合には、病変の種別もしくは分類、良性もしくは悪性の認識、病変の進行度をもしくは浸潤度等が、判別結果である。また、特定部分が病変であるか否かの判別の確からしさ、または、上記病変の分類等の確からしさを表すスコアを判別結果とすることができる。本実施形態においては、判別処理部 8 2 は、特定部分が病変であるか否かを判別し、当該判別の確からしさを表すスコアを判別結果とする。スコアは、例えば、0.0 から 1.0 の数値である。また、判別処理部 8 2 は、判別処理を行った場合、判別処理に使用した内視鏡画像の情報を保存部 7 2（図 2 参照）に保存する。判別処理に使用した内視鏡画像の情報とは、内視鏡画像そのものの他、フレーム番号、または、判別結果であるスコア等である。判別処理部 8 2 は、内視鏡画像、フレーム番号、及び、判別結果であるスコア等を、互いに関連付けて保存部 7 2 に保存する。保存部 7 2 は、例えば、メモリまたはハードディスク等のストレージである。

10

【0067】

なお、判別処理部 8 2 は、判別処理に、画像生成部 8 1 が生成した内視鏡画像（表示用の内視鏡画像）を使用しているが、この表示用の内視鏡画像は、撮像した内視鏡画像を使用して生成している。したがって、判別処理部 8 2 は、結果として内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を用いて判別処理をしている。また、判別処理部 8 2 は、表示用の内視鏡画像の代わりに、直接的に、撮像した内視鏡画像を使用して判別処理をすることができる。

20

【0068】

判別処理制御部 8 3 は、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理部 8 2 における判別処理の開始または終了を制御する。「内視鏡 1 2 の動作の変化」とは、内視鏡 1 2 の動作態様の遷移または切り替わりであって、通常は判別処理とは直接的な関わりのない動作態様の遷移または切り替わりをいう。例えば、観察対象の拡大または縮小、または、観察モードの切り替えに起因した照明光の切り替わり等は、内視鏡 1 2 の動作の変化である。「内視鏡画像に基づいて」とは、内視鏡画像に写る観察対象の特徴の変化に基づくこと、例えば、特徴量の変化に基づくことをいう。

30

【0069】

なお、「判別処理の開始」とは、ある任意のフレームの内視鏡画像に対して判別処理をしなかった場合に、それに続く少なくとも 1 以上のフレームの内視鏡画像に対して判別処理をすることをいう。すなわち、「判別処理の開始」には、判別処理を行わないフレームが続くなかで、1 フレーム分の内視鏡画像に対してだけ判別処理をする場合も含む。また、「判別処理の終了」とは、ある任意のフレームの内視鏡画像に対して判別処理をした場合に、それに続く 1 以上のフレームの内視鏡画像に対して判別処理をしないことをいう。すなわち、「判別処理の終了」には、判別処理を行うフレームが続くなかで、1 フレーム分の内視鏡画像に対してだけ判別処理をしない場合を含む。

40

【0070】

本実施形態においては、判別処理制御部 8 3 は、内視鏡画像に基づいて判別処理部 8 2 における判別処理の開始及び終了を制御する。そのために、判別処理制御部 8 3 は、特徴量算出部 8 6 と、比較部 8 7 と、を備える。

【0071】

特徴量算出部 8 6 は、画像生成部 8 1 から内視鏡画像を取得する。そして、特徴量算出部 8 6 は、取得した内視鏡画像を用いて、内視鏡画像に写る観察対象の特徴量を算出する。特徴量の算出は、画像生成部 8 1 が生成する一部（例えば数フレームおき等）または全ての内視鏡画像について行う。また、特徴量算出部 8 6 は、内視鏡画像の全体または一部

50

について特徴量を算出する。

【 0 0 7 2 】

比較部 8 7 は、特徴量算出部 8 6 が算出した特徴量を、予め設定した正常な観察対象を撮像した内視鏡画像の特徴量と比較する。比較部 8 7 が行う比較の結果（以下、比較結果という）は、特徴量算出部 8 6 が算出した特徴量の値または値の分布が正常の範囲内であるか否かを示すものであって、かつ、順次取得する内視鏡画像に写る観察対象の特徴の変化を表す。本実施形態においては、比較部 8 7 は、予め設定した正常な観察対象を撮像した内視鏡画像の特徴量を閾値とし、特徴量算出部 8 6 が算出した特徴量を閾値と比較する。特徴量と閾値の比較は、特徴量算出部 8 6 が特徴量を算出するごとに順次行う。特徴量が閾値以上になる場合とは、例えば発赤等が内視鏡画像に写った場合等であって、基本的

10

【 0 0 7 3 】

判別処理制御部 8 3 は、比較部 8 7 の比較結果に基づいて判別処理を開始または終了する。これにより、結果的に、判別処理制御部 8 3 は、内視鏡画像に基づいて、判別処理部 8 2 における判別処理の開始または終了を制御する。より具体的には、本実施形態においては、特徴量が閾値以上になった場合に判別処理を開始し、かつ、特徴量が閾値未満になった場合に判別処理を終了する。この結果、判別処理部 8 2 は、特徴量が閾値以上の場合に自動的に判別処理を実行し、かつ、特徴量が閾値未満になれば自動的に判別処理を終了

20

【 0 0 7 4 】

表示制御部 6 6 は、画像処理部 6 1 から内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像を表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に順次出力表示する。これにより、医師等は、内視鏡画像を用いて観察対象を観察できる。また、判別処理部 8 2 が判別処理を行った場合、表示制御部 6 6 は、内視鏡画像に加えて、判別処理部 8 2 から判別結果であるスコアを取得する。そして、内視鏡画像とともに判別結果であるスコアをモニタ 1 8 に表示する。

【 0 0 7 5 】

次に、内視鏡システム 1 0 における判別処理の開始及び終了の流れを、図 4 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、観察モードを選択し、観察対象を撮像する（S 1 1）。これにより、画像取得部は、イメージセンサ 4 8 から、撮像した内視鏡画像を取得し、画像生成部 8 1 は、撮像した内視鏡画像を用いて表示用の内視鏡画像を生成する。

30

【 0 0 7 6 】

内視鏡画像を取得すると、判別処理制御部 8 3 は、特徴量算出部 8 6 において特徴量を算出し（S 1 2）、その後、比較部 8 7 において特徴量と閾値を比較する（S 1 3）。比較部 8 7 における比較の結果、特徴量が閾値以上であった場合（S 1 3：YES）、判別処理制御部 8 3 は判別処理部 8 2 における判別処理を実行する（S 1 4）。通常、撮像レートは内視鏡画像の変化よりも十分に速いので、特徴量がひとたび閾値以上になると、その後しばらくは特徴量が閾値以上となる。このため、実質的に、特徴量が閾値以上になったことで、判別処理が開始する。判別処理が開始すると、図 5 に示すように、表示制御部 6 6 は、判別処理に使用した内視鏡画像 1 0 1 と、判別結果であるスコア 9 9 と、をモニタ 1 8 に逐次表示する。

40

【 0 0 7 7 】

一方、比較部 8 7 における比較の結果、特徴量が閾値未満であった場合（S 1 3：NO）、判別処理制御部 8 3 は、判別処理部 8 2 における判別処理をスキップする。通常、撮像レートは内視鏡画像の変化よりも十分に速いので、特徴量がひとたび閾値未満になれば、その後しばらくは特徴量が閾値未満となる。このため、実質的に、特徴量が閾値未満になったことで、判別処理が終了する。判別処理が終了すると、図 6 に示すように、表示制御部 6 6 は、判別処理を行わなかった内視鏡画像 1 0 2 をモニタ 1 8 に逐次表示する。

【 0 0 7 8 】

50

そして、上記の判別処理の開始及び終了は、観察終了（Ｓ１５）まで繰り返し行う。このため、順次生成する内視鏡画像の特徴量を順次算出し、算出した特徴量を閾値を順次比較するなかで、特徴量が閾値未満である状態から特徴量が閾値以上になると、ボタン操作等を行わなくても自動的に判別処理を開始して、判別結果であるスコアを医師等に提供して診断を支援することができる。また、ひとたび判別処理を開始した状態から、特徴量が閾値未満になって、判別処理の必要性が薄れると、ボタン操作等を行わなくても自動的に判別処理を終了して、プロセッサ装置１６の処理負荷（メモリ等のリソースの消費）を抑えることができる。

【００７９】

〔第２実施形態〕

上記第１実施形態においては、判別処理制御部８３は、特徴量の変化（内視鏡画像の変化）に基づいて判別処理を開始及び終了しているが、その代わりに、内視鏡１２が観察対象を拡大または縮小した場合に判別処理を開始または終了できる。

【００８０】

この場合、図７に示すように、画像処理部６１には、第１実施形態の判別処理制御部８３の代わりに、判別処理制御部２８３を設ける。判別処理制御部２８３は、制御部５２を介し、ズーム操作部１３ａの操作状況に関する情報を取得する。具体的には、判別処理制御部２８３は、観察対象の撮像サイズを表す撮像サイズ信号を取得する。そして、撮像サイズ信号から知得した観察対象の拡大もしくは縮小の有無、または、その程度に基づいて、判別処理を開始または終了する。

【００８１】

例えば、図８に示すように、観察対象を撮像し（Ｓ２１１）、内視鏡画像を取得する際に、判別処理制御部２８３は、撮像サイズ信号に基づいて、観察対象を拡大観察しているか否かを検知する（Ｓ２１２）。そして、拡大観察をしている場合（Ｓ２１２：ＹＥＳ）、判別処理制御部８３は、判別処理部８２における判別処理を実行する（Ｓ２１３）。直前のフレームにおいて判別処理を実行していない場合には、これが実質的に判別処理の開始となる。一方、拡大観察をしていない場合（Ｓ２１２：ＮＯ）、判別処理制御部２８３は、判別処理部８２における判別処理をスキップする。直前のフレームにおいて判別処理を実行していた場合には、これが実質的に判別処理の終了となる。

【００８２】

上記動作を観察終了（Ｓ２１４）まで繰り返すことにより、拡大観察を行っている間は自動的に判別処理を行い、かつ、拡大観察を終了すると、連動して自動的に判別処理も終了する。これは、医師等が観察対象を拡大観察するのが、拡大した部分が病変であるか病変である可能性がある場合だからである。したがって、上記のように拡大の有無に基づいて判別処理を開始及び終了すれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別処理を行って、判別結果であるスコア９９を提供できる。そして、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置１６の処理負荷を抑えることができる。

【００８３】

上記第２実施形態においては、判別処理制御部２８３は、観察対象を拡大した場合に判別処理を開始しているが、これとは逆に、観察対象を縮小した場合に判別処理を開始することができる。観察対象を縮小し、いわゆる「引き」で観察対象を撮像するのは、例えば、病変または病変の可能性がある部分の有無を確認する場合である。この場合に判別処理を行って、判別結果であるスコアを表示すれば、観察範囲内に病変または病変の可能性がある部分があるか否か等を容易に確認できる。

【００８４】

上記第２実施形態及び上記変形例においては、観察対象を拡大または縮小した場合に判別処理を開始しているが、特定の拡大率以上に拡大した場合、または、特定の縮小率以下に縮小した場合、または、拡大率（縮小率）が特定範囲内である場合等、観察対象の拡大または縮小の程度に基づいて判別処理を開始または終了することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 5 】

上記第 2 実施形態及び上記変形例においては、判別処理制御部 2 8 3 は、ズーム操作部 1 3 a の操作状況を示す撮像サイズ信号に基づいて判別処理を開始または終了しているが、判別処理制御部 2 8 3 は、撮像サイズ信号の代わりに、内視鏡画像を用いて、観察対象の拡大もしくは縮小、またはその程度を検知し、その検知結果に基づいて判別処理を開始または終了することができる。この場合、判別処理制御部 2 8 3 は、画像取得部 5 4 または画像生成部 8 1 から内視鏡画像を取得し、かつ、少なくとも過去の 1 フレーム分以上の内視鏡画像を保持する。そして、新たに内視鏡画像を取得した場合に、新たに取得した内視鏡画像と、保持している過去の内視鏡画像と、を比較して、観察対象の拡大もしくは縮小、またはその程度を検知する。この場合、判別処理制御部 2 8 3 は、観察対象の拡大もしくは縮小、またはその程度を検出する拡大縮小検出部としても機能している。

10

【 0 0 8 6 】

[第 3 実施形態]

内視鏡システム 1 0 は、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態とは異なる「内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像」に基づいて、判別処理を開始または終了することができる。例えば、観察モードの切り替え、すなわち、内視鏡 1 2 が観察対象を撮像する際に使用する照明光が切り替わった場合に判別処理を開始または終了することができる。

【 0 0 8 7 】

この場合、図 9 に示すように、画像処理部 6 1 には、第 1 実施形態の判別処理制御部 8 3 または第 2 実施形態の判別処理制御部 2 8 3 の代わりに、判別処理制御部 3 8 3 を設ける。判別処理制御部 3 8 3 は、制御部 5 2 を介し、モード切替スイッチ 1 3 b の操作状況に関する情報を取得する。具体的には、判別処理制御部 3 8 3 は、観察モードを指定する観察モード指定信号を取得する。そして、観察モード指定信号が指定する観察モードの種類から、照明光の切り替えを検知して判別処理を開始または終了する。

20

【 0 0 8 8 】

例えば、図 1 0 に示すように、観察対象を撮像し (S 3 1 1)、内視鏡画像を取得する際に、判別処理制御部 3 8 3 は、観察モード指定信号の入力の有無、及び、観察モード指定信号が指定する観察モードの種類に基づいて、照明光に特定の照明光を使用しているか否かを検知する (S 3 1 2)。特定の照明光とは、医師等が判別処理の実行を望む場合が多い観察モードの照明光である。照明光が特定の照明光に切り替わった場合 (S 3 1 2 : Y E S)、判別処理制御部 3 8 3 は、判別処理部 8 2 における判別処理を実行する (S 3 1 3)。直前のフレームにおいて判別処理を実行していない場合には、これが実質的に判別処理の開始となる。一方、照明光が特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合には (S 3 1 2 : N O)、判別処理制御部 3 8 3 は、判別処理部 8 2 における判別をスキップする。直前のフレームにおいて判別処理を実行していた場合には、これが実質的に判別処理の終了となる。

30

【 0 0 8 9 】

上記動作を観察終了 (S 3 1 4) まで繰り返すことにより、観察モードが特定の照明光を使用する観察モードである間は自動的に判別処理を行い、かつ、特定の照明光を使用しない他の観察モードに観察モードを変更すると、連動して自動的に判別処理も終了する。このように、医師等が判別処理の併用を望む場合が多い「特定の照明光を使用する観察モード」への切り替えがあった場合に判別処理を開始し、他の照明光を使用する観察モードへの切り替えがあった場合に判別処理を終了すれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別処理を行って、判別結果であるスコア 9 9 を提供できる。そして、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置 1 6 の処理負荷を抑えることができる。

40

【 0 0 9 0 】

上記第 3 実施形態においては、判別処理制御部 3 8 3 は、観察モード指定信号に基づいて判別処理を開始または終了しているが、判別処理制御部 3 8 3 は、観察モード指定信号の代わりに、内視鏡画像を用いて、照明光及び観察モードの切り替えを検知することがで

50

きる。この場合、判別処理制御部 383 は、画像取得部 54 または画像生成部 81 から内視鏡画像を取得する。そして、取得した内視鏡画像の特徴（配色等）に基づいて照明光及び観察モードの切り替えを検知する。

【0091】

なお、特定の照明光とは、例えば、波長 450 nm 以下の照明光である。すなわち、照明光が波長 450 nm 以下の照明光に切り替わった場合に、判別処理を開始することが好ましい。波長 450 nm 以下の照明光を使用すると、粘膜表層の血管またはビットパターン等の微細構造が観察しやすくなるので、波長 450 nm 以下の照明光を使用する場合は、医師等が診断等のために詳細な観察及び判別結果を望む場合が多い。「波長 450 nm 以下の照明光を使用する」とは、波長 450 nm 以下の照明光を実質的に単独で使用し、波長 450 nm 以下の照明光の反射光等のみで観察対象を撮像することをいう。

10

【0092】

[第4実施形態]

内視鏡システム 10 は、上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、及び第 3 実施形態とは異なる「内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像」に基づいて判別処理を開始または終了することができる。例えば、内視鏡 12 内に挿通したチャンネルを物体が通過した場合に判別処理を開始することができる。内視鏡 12 内に挿通したチャンネルとは、例えば、鉗子等の処置具を挿通して、先端部 12d から観察対象に向けて突出するための鉗子チャンネル 401、及び、水または空気等を挿通して、先端部 12d から観察対象に向けて水または空気等を噴出するための送気送水チャンネル 402 である（図 11 参照）。

20

【0093】

内視鏡 12 内に挿通したチャンネルを物体が通過した場合に判別処理を開始または終了する場合、図 11 に示すように、例えば、鉗子チャンネル 401 の途中（例えば先端部 12d 付近）に、鉗子等の処置具の通過を検出する通過センサ 403 を設ける。また、画像処理部 61 には、第 1 実施形態の判別処理制御部 83 等の代わりに、判別処理制御部 483 を設ける。判別処理制御部 483 は、制御部 52 を介し、通過センサ 403 から、処置具の検出信号を取得する。そして、鉗子チャンネル 401 を処置具の先端等が通過したことを検知した場合に判別処理を開始または終了する。

【0094】

具体的には、図 12 に示すように、観察対象を撮像し（S411）、内視鏡画像を取得する際に、判別処理制御部 483 は、通過センサ 403 から検出信号を取得し、取得した検出信号に基づいて、鉗子チャンネル 401 を処置具が通過したか否かを検知する（S412）。そして、鉗子チャンネル 401 に処置具が通過していない場合（S412：NO）、判別処理はスキップする。また、鉗子チャンネル 401 に処置具が挿通していない状態から、鉗子チャンネル 401 を処置具が通過を検知し（S412：YES）、かつ、先端部 12d から観察対象に向けて処置具が突出した場合に（S413：YES）、判別処理制御部 483 は、判別処理部 82 における判別処理を実行する（S414）。直前のフレームにおいて判別処理を実行していない場合には、これが実質的に判別処理の開始となる。一方、鉗子チャンネル 401 を処置具が通過した場合でも（S412：YES）、一旦処置具の通過を検知した後、処置具の通過を再度検知するケースは処置具を退避させた場合なので（S413：NO）、判別処理制御部 483 は、判別処理部 82 における判別処理をスキップする。直前のフレームにおいて判別処理を実行していた場合には、これが実質的に判別処理の終了となる。

30

40

【0095】

上記動作を観察終了（S415）まで繰り返すことにより、処置具が先端部 12d から突出している場合に限って自動的に判別処理を行い、かつ、処置具を退避した場合には、自動的に判別処理を終了する。また、そもそも処置具を使用していない場合には、判別処理を行わない。処置具を使用するのは病変等が存在し、その処置が必要な場合であるから、判別処理を行うことが望ましい場合が多い。このため、上記のように処置具の使用時に判別処理を行うようにすれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別

50

処理を行って、自動的に判別結果であるスコア 99 を提供できる。また、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置 16 の処理負荷を抑えることができる。

【0096】

上記第3実施形態においては、鉗子チャンネル 401 に通過センサ 403 を設け、処置具の通過を検出しているが、その代わりに、送気送水チャンネル 402 における水等の通過を検知してもよい。この場合、図 13 に示すように、送気送水チャンネル 402 の途中（例えば先端部 12d 付近）に、水等の通過を検出する通過センサ 404 を設ける。そして、判別処理制御部 483 は、送気送水チャンネル 402 を水等が通過した場合に判別処理を開始する。水等を噴出するのは、例えば、水等を当てた部分あるはその周辺部分をより詳細に観察する場合であるから、同時に、判別処理を行うことが望ましい場合がある。このため、上記のように、水等の噴出を検知し、水等の噴出を検知した場合に判別処理を行うようにすれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別処理を行って、自動的に判別結果であるスコア 99 を提供できる。また、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置 16 の処理負荷を抑えることができる。

10

【0097】

なお、送気送水チャンネル 402 において通過センサ 404 が検出する物体は、水、または、観察対象の構造等を色付けする色素剤であることが好ましい。色素剤は観察対象の構造等を観察しやすくするために使用するので、色素剤の散布時も医師等が判別処理を望むタイミングだからである。

20

【0098】

また、上記のように、送気送水チャンネル 402 を水または色素剤等が通過した場合に判別処理を開始する場合、判別処理の開始後、予め定めた一定の時間が経過した後に判別処理を終了することが好ましい。水または色素剤が送気送水チャンネル 402 を通過する時間はごく僅かであり、かつ、水または色素剤等を先端部 12d から噴出した後の暫くの間が、水または色素剤等を噴出した効果を得て観察対象を観察するための時間だからである。

【0099】

上記第4実施形態及び変形例においては、通過センサ 403 または通過センサ 404 を用いているが、判別処理制御部 483 は、通過センサ 403 または通過センサ 404 を使用する代わりに、内視鏡画像を用いて水または色素剤等を検知することができる。この場合、判別処理制御部 483 は、画像取得部 54 または画像生成部 81 から内視鏡画像を取得する。そして、取得した内視鏡画像の特徴の変化（残渣等の消失、色素剤による観察対象の色の变化等）に基づいて水または色素剤等の噴出を検知する。

30

【0100】

[第5実施形態]

内視鏡システム 10 は、上記第1実施形態、第2実施形態、第3実施形態、及び第4実施形態とは異なる「内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像」に基づいて、判別処理を開始または終了することができる。例えば、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、判別処理を開始または終了することができる。ここでいう撮像する位置の変化には、挿入部 12a の挿抜による撮像する位置の変化の他に、観察対象に対する先端部 12d の向きの変化に起因した撮像する位置の変化を含む。

40

【0101】

上記のように、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、判別処理を開始または終了する場合、図 14 に示すように、画像処理部 61 には、第1実施形態の判別処理制御部 83 等の代わりに、判別処理制御部 583 を設ける。判別処理制御部 583 は、位置検出部 586 を備える。位置検出部 586 は、内視鏡画像を用いて、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置（以下、撮像位置という）の変化または不変化を検出する。例えば、位置検出部 586 は、画像取得部 54 または画像生成部 81 から内視鏡画像を取得し、かつ、少なくとも

50

過去の１フレーム分以上の内視鏡画像を保持する。そして、新たに内視鏡画像を取得した場合に、新たに取得した内視鏡画像と、保持している過去の内視鏡画像と、を比較することにより、内視鏡画像に写る観察対象の変化に基づいて撮像位置の変化を検出する。

【０１０２】

判別処理制御部５８３は、位置検出部５８６の検出結果を用いることで、結果的に、内視鏡画像に写る観察対象の変化に基づいて撮像位置の変化を検知する。そして、判別処理制御部５８３は、検知した撮像位置の変化または不変化に基づいて判別処理部８２における判別処理の開始及び終了を制御する。本実施形態においては、判別処理制御部５８３は、撮像位置が変化した場合に判別処理を開始し、かつ、撮像位置が変化しない場合に判別処理を終了する。

10

【０１０３】

具体的には、図１５に示すように、観察対象を撮像して（Ｓ５１１）、判別処理制御部５８３及び位置検出部５８６が内視鏡画像を取得すると、位置検出部５８６は、保持している過去の内視鏡画像と、新たに取得した内視鏡画像と、を比較し、撮像位置の変化を検出する。撮像位置が変化していない場合あるいは撮像位置の変化が停止した場合（Ｓ５１２：ＮＯ）、判別処理制御部５８３は、判別処理部８２における判別処理を実行する（Ｓ５１３）。直前のフレームにおいて判別処理を実行していない場合には、これが実質的に判別処理の開始となる。一方、撮像位置の変化があった場合（Ｓ５１２：ＹＥＳ）、判別処理制御部５８３は、判別処理部８２における判別処理をスキップする。直前のフレームにおいて判別処理を実行していた場合には、これが実質的に判別処理の終了となる。

20

【０１０４】

上記動作を観察終了（Ｓ５１４）まで繰り返すことにより、撮像位置の変化がない場合には自動的に判別処理を行い、かつ、撮像位置が変化した場合には、連動して自動的に判別処理も終了する。このように、撮像位置の変化がない場合に判別処理を行うのは、撮像位置の変化がない場合が、その撮像位置にある観察対象が病変か否か等を詳細に観察する必要がある場合であって、同時に判別処理を行うことが望ましいからである。したがって、上記のように撮像位置の変化に基づいて判別処理を開始及び終了すれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別処理を行って、判別結果であるスコア９９を提供できる。そして、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置１６の処理負荷を抑えることができる。

30

【０１０５】

上記第５実施形態においては、撮像位置の変化がない場合に判別処理を行うが、逆に、撮像位置の変化があった場合に、判別処理を開始し、かつ、撮像位置の変化がなくなった場合に判別処理を終了しても良い。こうすれば、判別処理の具体的内容が、主として病変等の有無の探索（いわゆるスクリーニング）に役立つものである場合、撮像位置の変化が大きいスクリーニング時に判別処理をすることでスクリーニングを支援することができる。もちろん、詳細観察に適した判別処理と、スクリーニング時に適した判別処理と、を両方とも行う場合には、撮像位置の変化がない場合に詳細観察に適した判別処理を行い、かつ、撮像位置の変化がある場合にスクリーニング時に適した判別処理をす行うことができる。

40

【０１０６】

なお、「撮像位置の変化がない（撮像位置の不変化）」とは、スクリーニング時等と比較して撮像位置の変化が小さく、概ね撮像位置の変化がないことをいう。「撮像位置の変化がある」とは、詳細観察時と比較して、撮像位置の変化が大きく、概ね撮像位置が静止していないことをいう。

【０１０７】

上記第５実施形態及び変形例においては、判別処理制御部５８３は、内視鏡画像を用いて撮像位置を検出しているが、内視鏡画像を用いる代わりに、図１６に示すように、位置センサ５９１（図１６参照）を用いて撮像位置を検知することができる。位置センサ５９１は、例えば、内視鏡１２の先端部１２ｄに設け、先端部１２ｄの診察台（図示しない）

50

等との相対的な位置を検出する。そして、判別処理制御部 583 は、位置センサ 591 が検出する先端部 12d の位置の変化（または不変化）に基づいて、撮像位置の変化（または不変化）を検知する。位置センサ 591 は、被検体内への挿入部 12a の挿入長を検出するセンサであってもよい。

【0108】

[第6実施形態]

内視鏡システム 10 は、上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、第 3 実施形態、第 4 実施形態、及び第 5 実施形態とは異なる「内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像」に基づいて、判別処理を開始または終了することができる。例えば、内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像した場合（すなわち内視鏡 12 の動作の変化があった場合）に、判別処理を開始または終了することができる。

10

【0109】

図 17 に示すように、内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像する場合、内視鏡 12 に静止画の撮像指示を入力する静止画撮像指示部 601 を設ける。静止画撮像指示部 601 は、例えば操作部 12a に設けたいわゆるフリーズボタンまたはリリースボタン等である。その他、フットスイッチ（図示しない）等を静止画撮像指示部 601 にすることができる。静止画撮像指示部 601 は、制御部 52 に静止画の撮像指示を入力する。その結果、制御部 52 は、内視鏡 12 を用いて静止画撮像用の条件で観察対象を撮像し、画像処理部 61 を用いて少なくとも 1 枚の観察対象の静止画を生成する。

【0110】

また、画像処理部 61 には、上記各実施形態における判別処理制御部 83 等の代わりに、判別処理制御部 683 を設ける。判別処理制御部 683 は、制御部 52 を介して、静止画撮像指示部 601 から静止画の撮像指示を取得する。その結果、判別処理制御部 683 は、内視鏡 12 が静止画を撮像したことを検出する。判別処理制御部 683 は、内視鏡 12 が静止画を撮像した場合に判別処理を開始する。

20

【0111】

具体的には、図 18 に示すように、動画用に観察対象を撮像している間に（S611）、内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像した場合（S612：YES）、判別処理制御部 683 は判別処理（S613）を実行する。直前のフレームにおいて判別処理を実行していない場合には、これが実質的に判別処理の開始となる。一方、内視鏡 12 が静止画を撮像しない場合には（S612：NO）、判別処理制御部 683 は判別処理（S613）をスキップする。このため、直前のフレームにおいて、静止画を撮像し、判別処理を実行していた場合には、これが実質的に判別処理の終了となる。

30

【0112】

上記動作を観察終了（S614）まで繰り返すことにより、内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像した場合には自動的に判別処理を行い、かつ、内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像しない場合には判別処理を行わないようになる。内視鏡 12 が観察対象の静止画を撮像するのは、観察対象に病変等があるなど詳細な観察を必要とする場合である。したがって、上記のように内視鏡 12 が静止画を撮像した場合に判別処理を開始及び終了すれば、医師等が判別処理を望むであろう適切なタイミングで判別処理を行って、判別結果であるスコア 99 を提供できる。そして、不必要なタイミングにおいては、無駄に判別処理を行わないことで、プロセッサ装置 16 の処理負荷を抑えることができる。

40

【0113】

なお、上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、第 3 実施形態、第 4 実施形態、及び第 5 実施形態における判別処理制御部 83 等の各判別処理制御部は、内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理部 82 における判別処理の開始及び終了を制御しているが、上記各実施形態の各判別処理制御部は、内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理部 82 における判別処理の開始または終了のいずれか一方のみを制御することができる。

【0114】

50

また、上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、第 3 実施形態、第 4 実施形態、及び第 5 実施形態における各判別処理制御部が、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別処理を開始する場合、判別処理の開始後、予め設定した一定の時間経過した場合に判別処理を終了することができる。このように、判別処理の開始後、予め設定した一定の時間経過した場合に判別処理を終了すると、判別処理の終了のために内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像の変化を検知しなくてもよいため、各判別処理制御部の処理を軽量化することができる。

【 0 1 1 5 】

[第 7 実施形態]

上記第 1 実施形態、第 2 実施形態、第 3 実施形態、第 4 実施形態、第 5 実施形態、及び第 6 実施形態においては、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別処理の開始または終了を制御しているが、さらに、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別結果の報知を開始または終了することができる。この場合、図 1 9 に示すように、画像処理部 6 1 には、第 1 実施形態における判別処理制御部 8 3 等の他に、報知制御部 6 9 0 を設ける。

10

【 0 1 1 6 】

報知制御部 6 9 0 は、判別処理部 8 2 から判別結果を取得する。そして、報知制御部 6 9 0 は、取得した判別結果を、表示制御部 6 6 に入力し、または、その他の出力デバイス（例えば、音もしくは音声出力するスピーカ、または、光を発光するインジケータ等）に入力する。その結果、報知制御部 6 9 0 は、例えば、音声、画像もしくはメッセージのいずれか、または、これらの組み合わせを用いて判別結果をユーザに報知する。

20

【 0 1 1 7 】

また、報知制御部 6 9 0 は、取得した判別結果を常に表示制御部 6 6 等に出力するのではなく、上記各実施形態における各判別処理制御部のいずれかと同様に内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、取得した判別結果を表示制御部 6 6 等に出力するかどうかを決定する。その結果、報知制御部 6 9 0 は、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別結果の報知を開始または終了する。例えば、判定結果としてスコア 9 9 を取得し、かつ、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別結果を報知することが適切であると判断した場合、報知制御部 6 9 0 は、表示制御部 6 6 に取得したスコア 9 9 を入力し、その結果、モニタ 1 8 にスコア 9 9 を表示することで判別結果を報知する（図 5 参照）。

30

【 0 1 1 8 】

なお、報知制御部 6 9 0 は、複数の判別結果を取得する場合には判別結果ごとに、内視鏡 1 2 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて報知の開始または終了を制御することができる。その他、報知制御部 6 9 0 は、判別処理の開始または終了の基準と同じ基準で、判別結果の報知を開始または終了することができる。また、報知制御部 6 9 0 は、判別結果の報知を開始または終了する基準を、判別処理の開始または終了とは異なる基準にすることも可能である。例えば、判別処理制御部 8 3 が判別処理の開始または終了を第 1 実施形態の方法で制御する場合に、報知制御部 6 9 0 は第 2 実施形態の判別処理制御部 2 8 3 と同じ基準で判別結果の報知を開始または終了することができる。

40

【 0 1 1 9 】

報知制御部 6 9 0 は、判定結果と判定結果に関連する情報とを併せて報知することができる。例えば、図 2 0 に示すように、報知制御部 6 9 0 は、判定結果の一例であるスコア 6 9 2 及び病変の浸潤度 6 9 5 に加え、判定結果に関連する情報として、特定部分（病変）の輪郭 6 9 1、類似症例の画像 6 9 4、または、「この領域はガンの可能性があります」等のメッセージ 6 9 3 を報知することができる。

【 0 1 2 0 】

特定部分（病変）の輪郭 6 9 1 は、例えば、判別処理をした特定部分の内視鏡画像内における位置情報を判別処理部 8 2 から知ることができる。メッセージ 6 9 3 は、判定結果を予め用意したメッセージデータベース（図示しない）に照合することで得ることができ

50

る。図 20 においては、メッセージ 693 をモニタ 18 に表示して報知しているが、音声でメッセージ 693 を報知しても良い。類似症例の画像 694 は、判別結果に合わせて、例えば、症例データベース（図示しない）から取得することができる。図 20 においては、類似症例の画像 694 を 1 つ表示しているが、類似症例の画像 694 が複数ある場合には、複数の類似症例の画像をモニタ 18 に表示できる。

【0121】

なお、図 20 においては、複数種類のスコア 692 をグラフ形式で表示しているが、第 1 実施形態等の上記各実施形態においても同様の表示をすることができる。また、図 20 においては、判定結果の一例である病変の浸潤度 695 をモニタ 18 において図示しているが、判定結果が図、表、またはその他の形式で表せるものである場合には第 1 実施形態等の上記各実施形態においても判定結果を図、表、またはその他の形式で表示して良い。スコア 692 及び病変の浸潤度 695 以外の判定結果についても同様である。病変の輪郭 691、メッセージ 693、及び、類似症例の画像 694 は、判定結果に関連する情報の一例であり、報知制御部 690 は、その他の判定結果に関連する情報を報知することができる。例えば、報知制御部 690 は、上記の他に、被検体内における特定部分の位置、または、過去の診断において撮像した内視鏡画像（過去画像）等を判定結果に関連する情報として報知することができる。

【0122】

なお、第 7 実施形態においては、画像処理部 61 が、第 1 実施形態における判別処理制御部 83 等の各実施形態の各判別処理制御部と、報知制御部 690 と、を備えているが、画像処理部 61 は、判別処理制御部 83 等の代わりに、報知制御部 690 だけを備えることができる。この場合、内視鏡システム 10 は、内視鏡を用いて観察対象を撮像した内視鏡画像を取得する画像取得部 54 と、内視鏡画像を用いて判別処理をすることにより、観察対象における特定の特徴を有する部分を判別する判別処理部 82 と、内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて、判別処理の結果である判別結果の報知を開始または終了を制御する報知制御部 690 と、を備える。

【0123】

なお、画像処理部 61 が判別処理制御部 83 等とともに報知制御部 690 を備える場合、または、画像処理部 61 が判別処理制御部 83 等の代わりに報知制御部 690 だけを備える場合のいずれにおいても、報知制御部 690 は第 1 実施形態の判別処理制御部 83 等と同様に構成することができる。

【0124】

例えば、報知制御部 690 は、内視鏡画像を用いて特徴量を算出する特徴量算出部 86 と、特徴量と閾値を比較する比較部 87 と、を備え、報知制御部 690 は、比較部 87 における比較結果に基づいて判別結果の報知を開始または終了することが好ましい。

【0125】

また、報知制御部 690 は、内視鏡 12 が観察対象を拡大または縮小した場合に、判別結果の報知を開始または終了することができる。

【0126】

報知制御部 690 は、内視鏡 12 が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光に切り替わった場合に判別結果の報知を開始し、かつ、内視鏡が観察対象を撮像する際に使用する照明光が特定の照明光以外の照明光に切り替わった場合に判別結果の報知を終了することができる。

【0127】

報知制御部 690 は、照明光が波長 450 nm 以下の照明光に切り替わった場合に、判別結果の報知を開始することができる。

【0128】

報知制御部 690 は、内視鏡 12 に挿通したチャネルを物体が通過した場合に判別結果の報知を開始または終了することができる。

【0129】

報知制御部 690 は、チャンネルを水が通過した場合に判別結果の報知を開始することができる。

【0130】

報知制御部 690 は、チャンネルを色素剤が通過した場合に判別結果の報知を開始することができる。

【0131】

報知制御部 690 は、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化した場合に、または、内視鏡が観察対象を撮像する位置が変化しない場合に、判別結果の報知を開始または終了することができる。

【0132】

報知制御部 690 は、内視鏡画像に写る観察対象の変化に基づいて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することができる。

【0133】

報知制御部 690 は、位置センサを用いて内視鏡が観察対象を撮像する位置を検知することができる。

【0134】

報知制御部 690 は、内視鏡 12 が観察対象を撮像する位置が変化した場合に判別結果の報知を終了することができる。

【0135】

報知制御部 690 は、内視鏡 12 の動作の変化または内視鏡画像に基づいて判別結果の報知を開始し、かつ、判別結果の報知開始後、予め設定した一定の時間の経過した後に判別結果の報知を終了することができる。

【0136】

報知制御部 690 は、内視鏡 12 が静止画を撮像した場合に、判別結果の報知を開始または終了することができる。

【0137】

上記各実施形態においては、イメージセンサ 48 が設けられた内視鏡 12 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム 10 において本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図 17 に示すように、例えば、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡 700 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【0138】

カプセル内視鏡 700 は、光源部 702 と制御部 703 と、イメージセンサ 704 と、画像処理部 706 と、送受信アンテナ 708 と、を備えている。光源部 702 は、光源部 20 に対応する。制御部 703 は、光源制御部 22 及び制御部 52 と同様に機能する。また、制御部 703 は、送受信アンテナ 708 を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線を使用して通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記実施形態のプロセッサ装置 16 とほぼ同様であるが、画像取得部 54 及び画像処理部 61 に対応する画像処理部 706 はカプセル内視鏡 700 に設けられ、内視鏡画像は、送受信アンテナ 708 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 704 はイメージセンサ 48 と同様に構成される。

【符号の説明】

【0139】

- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 12 a 挿入部
- 12 b 操作部
- 12 c 湾曲部
- 12 d 先端部
- 12 e アングルノブ

10

20

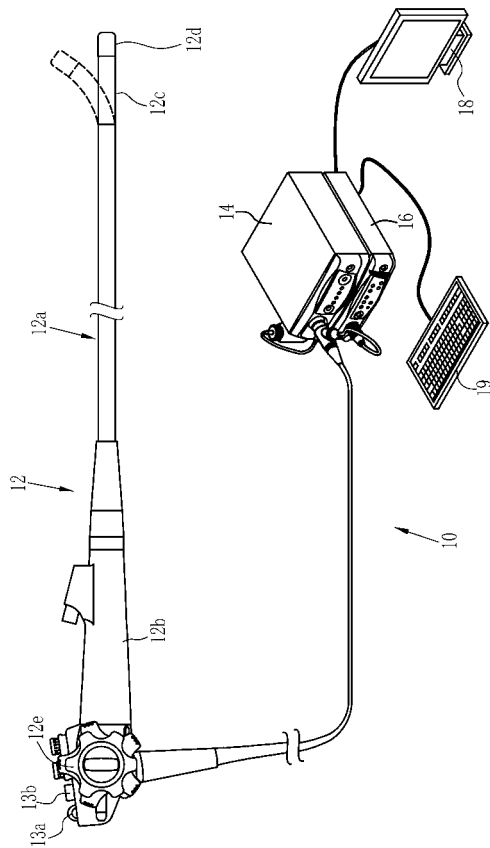
30

40

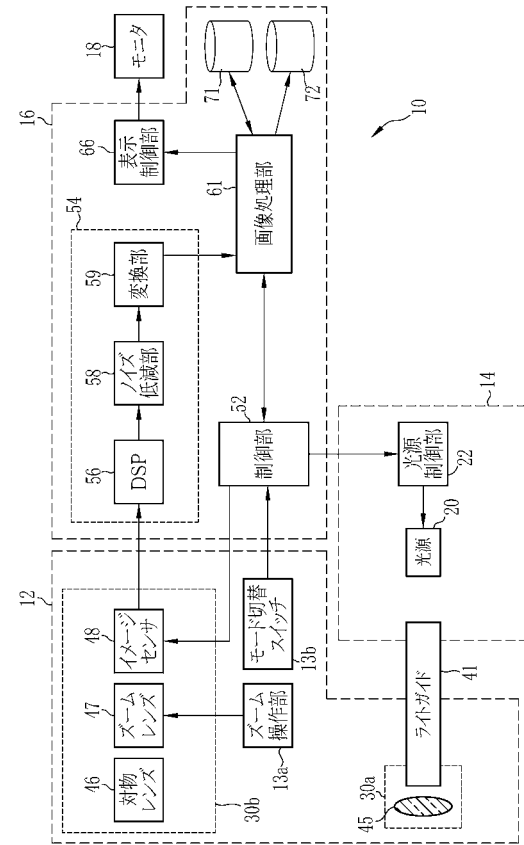
50

1 3 a	ズーム操作部	
1 3 b	モード切替スイッチ	
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	モニタ	
1 9	コンソール	
2 0	光源部	
2 2	光源制御部	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮像光学系	10
4 1	ライトガイド	
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8	イメージセンサ	
5 2	制御部	
5 4	画像取得部	
5 6	D S P (D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s o r)	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	20
6 1	画像処理部	
6 6	表示制御部	
7 1	C N N (C o n v o l u t i o n N e u r a l N e t w o r k)	
7 2	保存部	
8 1	画像生成部	
8 2	判別処理部	
8 3、2 8 3、3 8 3、4 8 3、5 8 3、6 8 3	判別処理制御部	
8 6	特徴量算出部	
8 7	比較部	
9 9、6 9 2	スコア	30
1 0 1、1 0 2	内視鏡画像	
4 0 1	鉗子チャネル	
4 0 2	送気送水チャネル	
4 0 3、4 0 4	通過センサ	
5 8 6	位置検出部	
5 9 1	位置センサ	
6 0 1	静止画撮像指示部	
6 9 0	報知制御部	
6 9 1	輪郭	
6 9 3	メッセージ	40
6 9 4	類似症例の画像	
6 9 5	病変の浸潤度	
7 0 0	カプセル内視鏡	
7 0 2	光源部	
7 0 3	制御部	
7 0 4	イメージセンサ	
7 0 6	画像処理部	
7 0 8	送受信アンテナ	

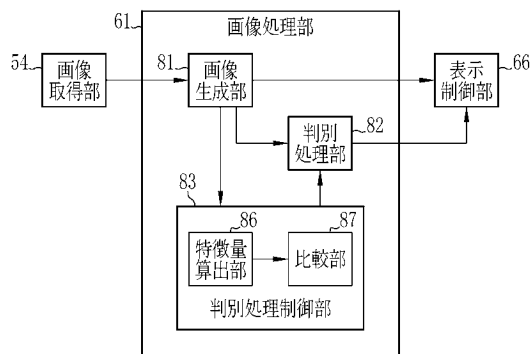
【図 1】



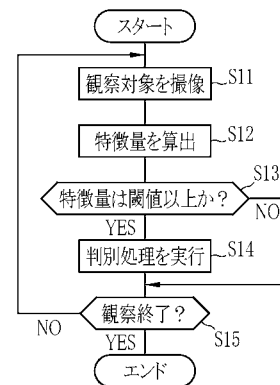
【図 2】



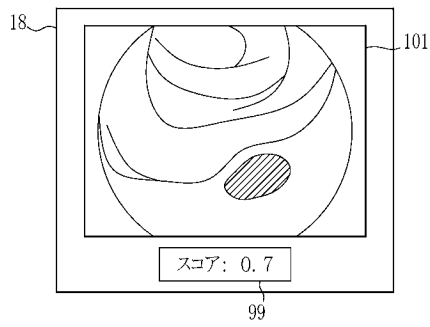
【図 3】



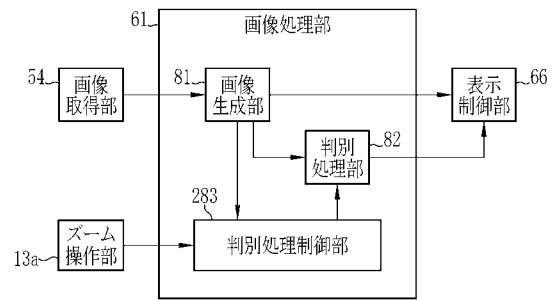
【図 4】



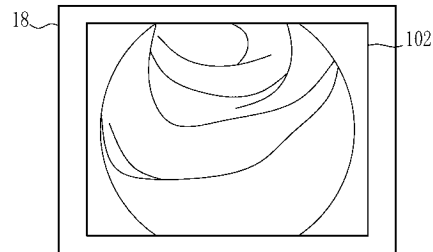
【図 5】



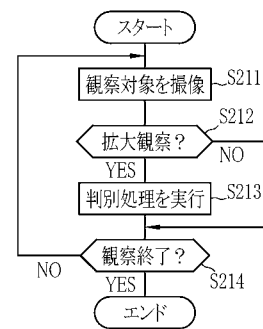
【図 7】



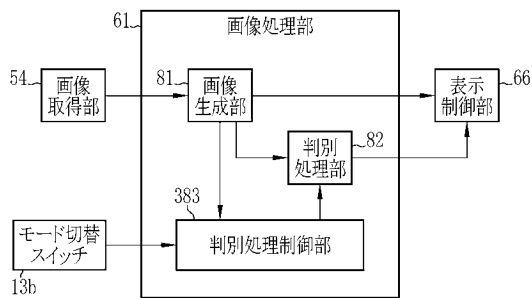
【図 6】



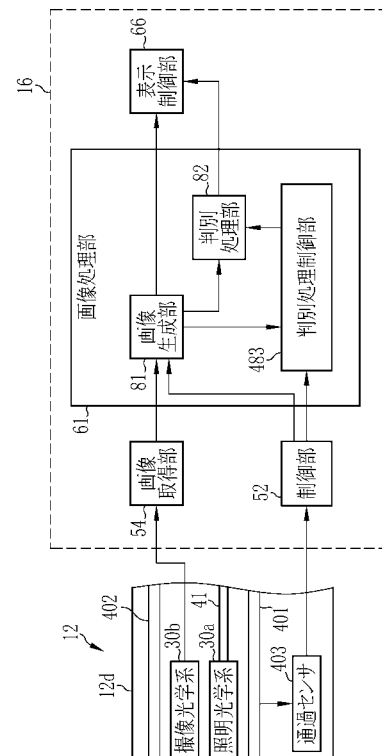
【図 8】



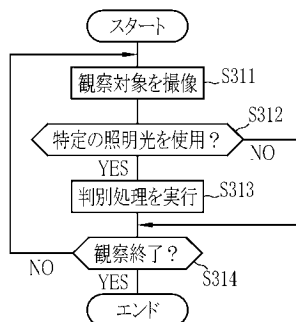
【図 9】



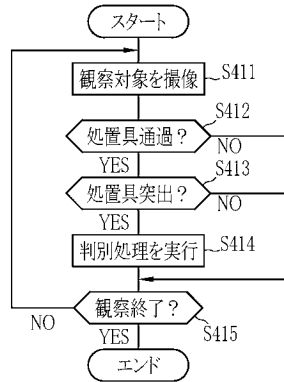
【図 11】



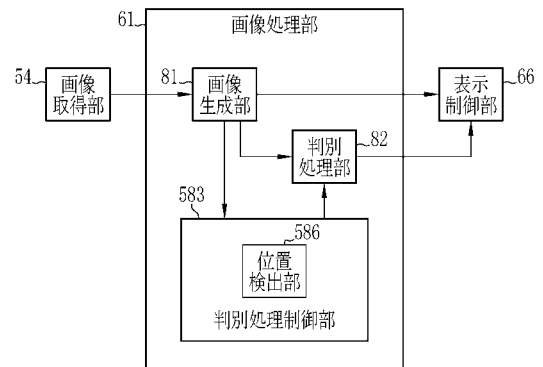
【図 10】



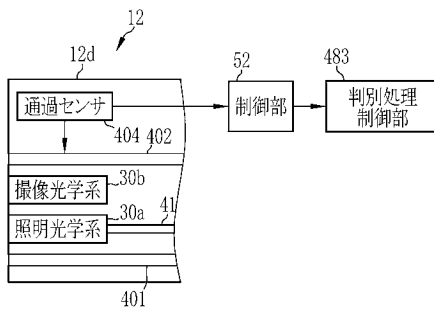
【図 1 2】



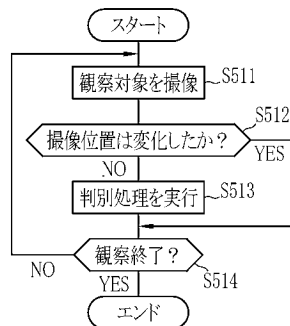
【図 1 4】



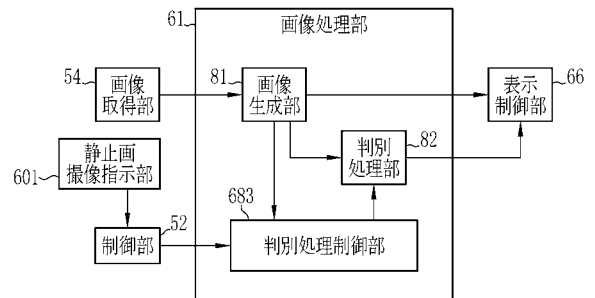
【図 1 3】



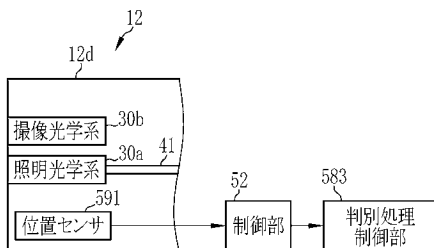
【図 1 5】



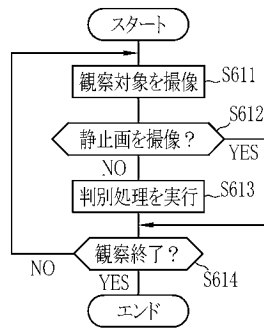
【図 1 7】



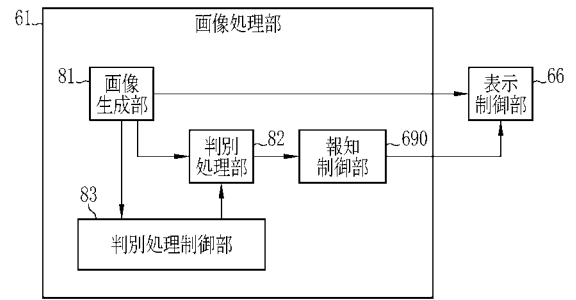
【図 1 6】



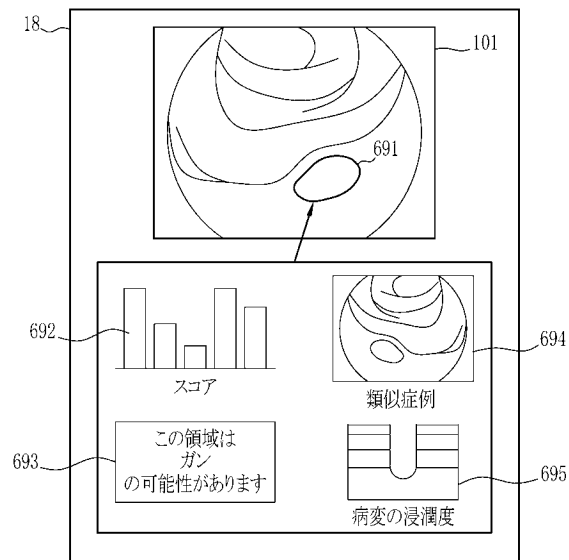
【図 18】



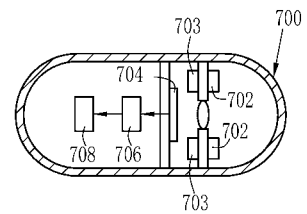
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/006547

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/045 (2006.01) i, A61B1/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B1/00-1/32

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2016-144507 A (FUJIFILM CORP.) 12 August 2016, paragraphs [0021]-[0060], [0067]-[0074], fig. 1-13, 16, 17 (Family: none)	1, 2, 9, 10, 12, 15, 16, 23, 24, 26, 29-31
Y		3-5, 11, 14, 17-19, 25, 28
A		6-8, 13, 20-22, 27
Y	JP 2017-839 A (SONY CORP.) 05 January 2017, paragraphs [0008]-[0010], [0016]-[0062], fig. 1-8 & US 2017/0251901 A1, paragraphs [0008]-[0010], [0031]-[0077], fig. 1-8 & WO 2016/084608 A1 & CN 105916430 A	3-5, 11, 14, 17-19, 25, 28
Y	JP 2016-7355 A (FUJIFILM CORP.) 18 January 2016, paragraph [0051] (Family: none)	3, 17



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 May 2018 (07.05.2018)Date of mailing of the international search report
15 May 2018 (15.05.2018)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/006547

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2013/65473 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 10 May 2013, paragraphs [0015]-[0037], fig. 1-5 (Family: none)	11, 25
Y	JP 2016-67775 A (FUJIFILM CORP.) 09 May 2016, paragraph [0072] & US 2016/0089010 A1, paragraph [0089]	14, 28

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 6 5 4 7	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/32			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2016-144507 A（富士フイルム株式会社）2016.08.12, 段落[0021]-[0060], [0067]-[0074], 第1-13, 16, 17 図 (ファミリーなし)	1, 2, 9, 10, 12, 15, 16, 23, 24, 26, 29-31	
Y		3-5, 11, 14, 17-19, 25, 28	
A		6-8, 13, 20-22, 27	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 07.05.2018		国際調査報告の発送日 15.05.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	9309

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 6 5 4 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2017-839 A (ソニー株式会社) 2017.01.05, 段落[0008]-[0010], [0016]-[0062], 第1-8図 & US 2017/0251901 A1, paragraph[0008]-[0010], [0031]-[0077], Fig. 1-8 & WO 2016/084608 A1 & CN 105916430 A	3-5, 11, 14, 17-19, 25, 28
Y	JP 2016-7355 A (富士フイルム株式会社) 2016.01.18, 段落[0051] (ファミリーなし)	3, 17
Y	WO 2013/65473 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.05.10, 段落[0015]-[0037], 第1-5図 (ファミリーなし)	11, 25
Y	JP 2016-67775 A (富士フイルム株式会社) 2016.05.09, 段落[0072] & US 2016/0089010 A1, paragraph[0089]	14, 28

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统，处理器设备以及操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2018159461A1	公开(公告)日	2019-12-26
申请号	JP2019502940	申请日	2018-02-22
[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	大酒正明 山本拓明		
发明人	大酒 正明 山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00055 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/00006 A61B5/065 A61B5/1032 G06K9/46		
FI分类号	A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/SS22 4C161/WW02 4C161/WW13 4C161/WW15		
优先权	2017040344 2017-03-03 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在诸如医生之类的用户不希望的时机，抑制了处理负荷，并且在诸如医生之类的用户所希望的适当时机自动执行诸如确定的处理，并且获得了有助于诊断的信息。提供了一种可获得的内窥镜系统，处理器设备以及操作内窥镜系统的方法。内窥镜系统（10）包括图像获取单元（54），确定处理单元（82）和确定处理控制单元（83）。图像获取单元（54）使用内窥镜（12）获取观察对象的内窥镜图像。辨别处理单元（82）通过使用内窥镜图像执行辨别处理来辨别观察对象中具有特定特征的部分。判定处理控制单元（83）基于内窥镜（12）或内窥镜图像的操作的变化来控制判定处理的开始或结束。

