

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6196599号
(P6196599)

(45) 発行日 平成29年9月13日(2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日(2017.8.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 5

A 6 1 B 1/045 6 1 0

請求項の数 19 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-202653 (P2014-202653)
 (22) 出願日 平成26年9月30日(2014.9.30)
 (65) 公開番号 特開2016-67781 (P2016-67781A)
 (43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)
 審査請求日 平成28年8月3日(2016.8.3)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 白石 泰士
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

審査官 磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡によって観察対象を撮像して得られた画像信号を異なるタイミングで取得する画像信号取得部と、

前記画像信号から血管を抽出して、血管画像信号を生成する血管抽出部と、

抽出された血管から、血管指標値を算出する血管指標値算出部と、

前記血管指標値から、前記画像信号に基づく画像が鮮鋭度に関して不良画像であるか否かの判定を行う判定部と、

前記判定の結果に基づく処理を、前記血管画像信号と前記血管指標値との少なくともいずれかに対して行う判定後処理部と、
 を備え、

前記判定部は、前記血管指標値が一定値以上変化した場合に、前記不良画像であると判定することを特徴とする内視鏡用のプロセッサ装置。

【請求項 2】

前記血管指標値算出部は、血管の幅、血管の密度、血管の本数、血管の走行方向、血管の形状、血管のシャープさのうち少なくとも1つから、前記血管指標値を算出することを特徴とする請求項1記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

前記画像信号取得部は、第1のタイミングで画像信号を取得し、前記第1のタイミングよりも前の第2のタイミングで画像信号を取得し、

10

20

前記血管抽出部は、前記第 1 のタイミングで取得した画像信号から血管を抽出して前記第 1 のタイミングの血管画像信号を生成し、前記第 2 のタイミングで取得した画像信号から血管を抽出して前記第 2 のタイミングの血管画像信号を生成し、

前記血管指標値算出部は、前記第 1 のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて前記第 1 のタイミングの血管指標値を算出し、前記第 2 のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて前記第 2 のタイミングの血管指標値を算出し、

前記判定部は、前記第 2 のタイミングの血管指標値に対して前記第 1 のタイミングの血管指標値が一定値以上変化した場合に、前記不良画像であると判定することを特徴とする請求項 2 記載のプロセッサ装置。

10

【請求項 4】

前記判定の結果に基づいて画像を生成する画像生成部を備えることを特徴とする請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記判定後処理部は、前記不良画像であると判定された場合、前記画像信号に基づく画像に対して画像補正処理を行う画像補正部を有することを特徴とする請求項 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

前記画像信号取得部は、第 1 のタイミングで画像信号を取得し、前記第 1 のタイミングよりも前の第 2 のタイミングで画像信号を取得し、

20

前記画像補正部は、前記画像補正処理を、前記第 2 のタイミングの画像信号に基づいて行うことを特徴とする請求項 5 記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記第 1 のタイミングの画像信号と前記第 2 のタイミングの画像信号との間の移動量を算出する移動量算出部と、

前記移動量から、前記第 1 のタイミングの血管と前記第 2 のタイミングの血管との位置合わせを行う位置合わせ部とを有し、

前記画像補正部は、前記画像補正処理を、前記移動量に基づいて行うことを特徴とする請求項 6 記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

30

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合、前記第 2 のタイミングの血管を、前記第 1 のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することを特徴とする請求項 7 記載のプロセッサ装置。

【請求項 9】

前記血管指標値算出部は、前記第 1 のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて前記第 1 のタイミングの血管指標値を算出し、前記第 2 のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて前記第 2 のタイミングの血管指標値を算出し、

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合、前記第 2 のタイミングの血管指標値に基づく情報を、前記第 1 のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することを特徴とする請求項 7 または 8 記載のプロセッサ装置。

40

【請求項 10】

前記画像生成部は、前記第 1 のタイミングの血管指標値を前記第 2 のタイミングの血管指標値に置き換えることを特徴とする請求項 9 記載のプロセッサ装置。

【請求項 11】

前記判定後処理部は、前記不良画像であると判定された場合、前記血管指標値に対して指標値補正処理を行う指標値補正部を有することを特徴とする請求項 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 12】

前記画像信号取得部は、第 1 のタイミングで画像信号を取得し、前記第 1 のタイミング

50

よりも前の第2のタイミングで画像信号を取得し、

前記指標値補正部は、前記指標値補正処理を、前記第2のタイミングの画像信号に基づいて行うことを特徴とする請求項1記載のプロセッサ装置。

【請求項13】

前記第1のタイミングの画像信号と前記第2のタイミングの画像信号との間の移動量を算出する移動量算出部を有し、

前記指標値補正部は、前記指標値補正処理を、前記移動量に基づいて行うことを特徴とする請求項12記載のプロセッサ装置。

【請求項14】

前記移動量から、前記第1のタイミングの血管を前記第2のタイミングの血管の位置に合わせる血管位置補正部を有することを特徴とする請求項13記載のプロセッサ装置。

【請求項15】

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合、前記第2のタイミングの血管を、前記第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することを特徴とする請求項14記載のプロセッサ装置。

【請求項16】

前記血管指標値算出部は、前記第2のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて前記第2のタイミングの血管指標値を算出し、

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合、前記第2のタイミングの血管指標値に基づく情報を、前記第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することを特徴とする請求項14または15記載のプロセッサ装置。

【請求項17】

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合に、前記血管に基づく情報、及び前記血管指標値に基づく情報を非表示とすることを特徴とする請求項4ないし16いずれか1項記載のプロセッサ装置。

【請求項18】

前記画像生成部は、前記不良画像であると判定された場合に、前記画像信号に基づく画像に対して警告を表示することを特徴とする請求項4ないし17いずれか1項記載のプロセッサ装置。

【請求項19】

画像信号取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得られた画像信号を異なるタイミングで取得するステップと、

血管抽出部が、前記画像信号から血管を抽出して、血管画像信号を生成するステップと、

血管指標値算出部が、抽出された血管から、血管指標値を算出するステップと、

判定部が、前記血管指標値から、前記画像信号に基づく画像が鮮鋭度に関して不良画像であるか否かの判定を行うステップと、

判定後処理部が、前記判定の結果に基づく処理を、前記血管画像信号と前記血管指標値との少なくともいずれかに対して行うステップと、
を備え、

前記判定部は、前記血管指標値が一定値以上変化した場合に、前記不良画像であると判定することを特徴とする内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像内の血管から求められる不鮮鋭度、及び血管指標値を用いて、不良画像の判定を行う内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

近年の医療においては、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）、電子内視鏡（以下、内視鏡という）、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広く行われている。光源装置は、観察対象を照明するための照明光を発生する。内視鏡は、撮像センサを備え、照明光で照明された観察対象を撮像して画像信号を生成する。プロセッサ装置は、内視鏡から送信された画像信号に画像処理を施して、モニタに表示するための画像を生成する。

【0003】

内視鏡システムを用いた診断では、まず、病変の可能性のある病変可能性部位を拾い上げるために、非拡大観察でスクリーニングが行われる。そして、病変可能性部位を拾い上げた場合は、内視鏡の先端部を病変可能性部位に接近、または光学ズームにより病変可能性部位を拡大した拡大観察で詳細な診断が行われる。拡大観察時は、内視鏡の操作や観察対象の拍動によって画像にブレやピンボケが発生し易く、診断に重要な血管等が不明瞭な不良画像が取得される場合がある。不良画像はドクターの誤診を招くおそれがあるため、プロセッサ装置によって、取得された画像が不良画像であると判定した上で、画像を補正する等の画像処理が行われている（下記、特許文献1参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第5562808号

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

近年の内視鏡分野においては、血管形状や血管密度などの血管に関する情報を血管指標値として数値化することにより、病変部の診断を更に客観的に行おうという動きがある。このように血管に関する情報を数値化する場合には、画像中において血管が明瞭に写っていることが前提である。

【0006】

しかしながら、上述したように、内視鏡の診断中においては、内視鏡の操作や観察対象の拍動などにより、画像にブレやピンボケが生じて、画像中の血管を明瞭に写し出すことが難しい場合がある。特に、拡大観察時のように、内視鏡先端部を静止した状態で観察する場合には、内視鏡や観察対象による僅かな動きでも画像中の血管の視認性に影響が及ぶため、血管を明瞭に写し出すことが更に難しくなる。

30

【0007】

これに対して、特許文献1による方法で、ブレやピンボケを補正して血管を明瞭化してから、血管指標値を求めることが考えられる。ここで、特許文献1では、画像内で血管交差部を抽出し、この血管交差部から求めた動き量に基づいて、ブレの補正を行っている。しかしながら、既に画像にブレやピンボケが発生している状態では、動き量を正確に求めることが難しい。この場合には、ブレを完全に補正することはできず、結果として、血管指標値を正確に算出することも難しくなる。

【0008】

40

本発明は、内視鏡による観察中に画像にブレやピンボケが生ずる場合であっても、血管に関する情報を正確に表示することができる内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置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】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用のプロセッサ装置は、内視鏡によって観察対象を撮像して得られた画像信号を異なるタイミングで取得する画像信号取得部と、画像信号から血管を抽出して、血管画像信号を生成する血管抽出部と、抽出された血管から、血管指標値を算出する血管指標値算出部と、血管指標値から、画像信号に基づく画像が鮮鋭度に関して不良画像であるか否かの判定を行う判定部と、判定の結果に基づく処理を

50

、血管画像信号と血管指標値との少なくともいずれかに対して行う判定後処理部と、を備え、判定部は、血管指標値が一定値以上変化した場合に、不良画像であると判定する。

【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法は、画像信号取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得られた画像信号を異なるタイミングで取得するステップと、血管抽出部が、画像信号から血管を抽出して、血管画像信号を生成するステップと、血管指標値算出部が、抽出された血管から、血管指標値を算出するステップと、判定部が、血管指標値から、画像信号に基づく画像が鮮鋭度に関して不良画像であるか否かの判定を行うステップと、判定後処理部が、判定の結果に基づく処理を、血管画像信号と血管指標値との少なくともいずれかに対して行うステップと、を備え、判定部は、血管指標値が一定値以上変化した場合に、不良画像であると判定する。

10

【 0 0 1 2 】

血管指標値算出部は、血管の幅、血管の密度、血管の本数、血管の走行方向、血管の形状、血管のシャープさのうち少なくとも1つから、血管指標値を算出することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

画像信号取得部は、第1のタイミングで画像信号を取得し、第1のタイミングよりも前の第2のタイミングで画像信号を取得し、血管抽出部は、第1のタイミングで取得した画像信号から血管を抽出して第1のタイミングの血管画像信号を生成し、第2のタイミングで取得した画像信号から血管を抽出して第2のタイミングの血管画像信号を生成し、血管指標値算出部は、第1のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて第1のタイミングの血管指標値を算出し、第2のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて第2のタイミングの血管指標値を算出し、判定部は、第2のタイミングの血管指標値に対して第1のタイミングの血管指標値が一定値以上変化した場合に、不良画像であると判定することが好ましい。

20

【 0 0 1 4 】

判定の結果に基づいて画像を生成する画像生成部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

判定後処理部は、不良画像であると判定された場合、画像信号に基づく画像に対して画像補正処理を行う画像補正部を有することが好ましい。画像信号取得部は、第1のタイミングで画像信号を取得し、第1のタイミングよりも前の第2のタイミングで画像信号を取得し、画像補正部は、画像補正処理を、第2のタイミングの画像信号に基づいて行うことが好ましい。第1のタイミングの画像信号と第2のタイミングの画像信号との間の移動量を算出する移動量算出部と、移動量から、第1のタイミングの血管と第2のタイミングの血管との位置合わせを行う位置合わせ部とを有し、画像補正部は、画像補正処理を、移動量に基づいて行うことが好ましい。

30

【 0 0 1 6 】

画像生成部は、不良画像であると判定された場合、第2のタイミングの血管を、第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することが好ましい。血管指標値算出部は、第1のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて第1のタイミングの血管指標値を算出し、第2のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて第2のタイミングの血管指標値を算出し、画像生成部は、不良画像であると判定された場合、第2のタイミングの血管指標値に基づく情報を、第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することが好ましい。画像生成部は、第1のタイミングの血管指標値を第2のタイミングの血管指標値に置き換えることが好ましい。

40

【 0 0 1 7 】

判定後処理部は、不良画像であると判定された場合、血管指標値に対して指標値補正処理を行う指標値補正部を有することが好ましい。画像信号取得部は、第1のタイミングで画像信号を取得し、第1のタイミングよりも前の第2のタイミングで画像信号を取得し、

50

指標値補正部は、指標値補正処理を、第1のタイミングよりも前の第2のタイミングの画像信号に基づいて行うことが好ましい。第1のタイミングの画像信号と第2のタイミングの画像信号との間の移動量を算出する移動量算出部を有し、指標値補正部は、指標値補正処理を、移動量に基づいて行うことが好ましい。移動量から、第1のタイミングの血管を第2のタイミングの血管の位置に合わせる血管位置補正部を有することが好ましい。

【0018】

画像生成部は、不良画像であると判定された場合、第2のタイミングの血管を、第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することが好ましい。血管指標値算出部は、第2のタイミングで取得した画像信号から抽出された血管に基づいて第2のタイミングの血管指標値を算出し、画像生成部は、不良画像であると判定された場合、第2のタイミングの血管指標値に基づく情報を、第1のタイミングの画像に対してオーバーラップさせた画像を生成することが好ましい。

10

【0019】

画像生成部は、不良画像であると判定された場合に、血管に基づく情報、及び血管指標値に基づく情報を非表示とすることが好ましい。画像生成部は、不良画像であると判定された場合に、画像信号に基づく画像に対して警告を表示することが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、画像内の血管から求められる血管指標値を用いて、不良画像を正確に判定することにより、血管に関する情報を正確に表示できる内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法を提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図5】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図6】血管抽出部の機能を示すブロック図である。

【図7】血管からの光が拡散される様子を示す説明図である。

30

【図8】撮像センサでの受光量の分布を表すグラフである。

【図9】血管位置信号の生成方法を示す説明図である。

【図10】血管幅信号の生成方法を示す説明図である。

【図11】血管画像信号の模式図である。

【図12】不良画像の判定方法を示すフローチャートである。

【図13】画像補正部の機能を示すブロック図である。

【図14】血管強調画像信号の模式図である。

【図15】擬似カラー化した特殊画像信号の模式図である。

【図16】関心領域付きの特殊画像信号の模式図である。

【図17】警告表示に関する情報を付与した特殊画像信号の模式図である。

40

【図18】第1実施形態のフローチャートである。

【図19】第2実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図20】第2実施形態の指標値補正部の機能を示すブロック図である。

【図21】第3実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図22】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図23】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図24】第4実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図25】回転フィルタを示す平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

50

〔第1実施形態〕

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は、光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、観察対象の体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dとを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dが所望の方向に向けられる。

【0023】

また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切替SW（モード切替スイッチ）12fと、静止画取得指示部12gと、ズーム操作部12hとが設けられている。モード切替SW12fは、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム10は、観察モードとして通常観察モードと特殊観察モードとを有している。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ18に表示する。特殊観察モードは、特定の波長帯域の光を照明光として得られる画像（以下、特殊画像という）をモニタ18に表示する。静止画取得指示部12gは、内視鏡システム10に静止画像を取得させるとともに、取得させた静止画像をストレージ（図示省略）に保存させるために用いられる。ズーム操作部12hは、観察対象を拡大表示した拡大観察と、拡大観察をしない非拡大観察との変更を指示するために用いられる。

【0024】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0025】

図2に示すように、光源装置14は、光源20と、光源20を制御する光源制御部22と、を備えている。光源20は、例えば複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することにより、観察対象に照射する照明光を発生する。本実施形態では、光源20は、V-LED（Violet Light Emitting Diode）20a、B-LED（Blue Light Emitting Diode）20b、G-LED（Green Light Emitting Diode）20c、及びR-LED（Red Light Emitting Diode）20dの4色のLEDを有する。

【0026】

図3に示すように、V-LED20aは、中心波長405nm、波長帯域380nm～420nmの紫色光Vを発する紫色半導体光源である。B-LED20bは、中心波長460nm、波長帯域420nm～500nmの青色光Bを発する青色半導体光源である。G-LED20cは、波長帯域が480nm～600nmに及ぶ緑色光Gを発する緑色半導体光源である。R-LED20dは、中心波長620nm～630nmで、波長帯域が600nm～650nmに及び赤色光Rを発する赤色半導体光源である。なお、V-LED20aとB-LED20bの中心波長は、±5nmから±10nm程度の幅を有する。

【0027】

これらの各LED20a～20dの点灯や消灯、点灯時の発光量等は、光源制御部22が各々に独立した制御信号を入力することによって各々に制御することができる。本実施形態では、通常観察モード及び特殊観察モードのどちらの観察モードでも、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。このため、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rを含む白色光が、通常観察モード及び特殊観察モードの照明光として用いられる。

【0028】

10

20

30

40

50

各LED 20a ~ 20dが発する各色の光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部23を介して、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41に入射される。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード（内視鏡12と、光源装置14及びプロセッサ装置16を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド41は、光源20が発生した照明光を、内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。

【0029】

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、ライトガイド41によって伝搬された照明光は照明レンズ45を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。照明光を照射したことによる観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の像が結像される。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部12hを操作することでテレ端とワイド端との間で自在に移動され、撮像センサ48に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

【0030】

撮像センサ48は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ48の各画素には、図4に示すR（赤色）カラーフィルタ、G（緑色）カラーフィルタ、B（青色）カラーフィルタのいずれかが各画素に設けられている。このため、撮像センサ48は、紫色から青色の光をBカラーフィルタが設けられたB画素（青色画素）で受光し、緑色の光をGカラーフィルタが設けられたG画素（緑色画素）で受光し、赤色の光をRカラーフィルタが設けられたR画素（赤色画素）で受光する。そして、各色の画素から、RGB各色の画像信号を出力する。

【0031】

撮像センサ48としては、CCD（Charge Coupled Device）撮像センサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ48の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの四色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のRGB画像信号を得ることができる。また、撮像センサ48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用いても良い。

【0032】

CDS / AGC回路51は、撮像センサ48から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング（CDS ; Correlated Double Sampling）や自動利得制御（AGC ; Automatic Gain Control）を行う。CDS / AGC回路51を経た画像信号は、A / D（Analog to Digital）コンバータ52により、デジタル画像信号に変換される。A / D変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置16に入力される。

【0033】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部54と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部61と、通常画像処理部66と、特殊画像処理部67と、映像信号生成部68とを備えている。画像信号取得部54は、CDS / AGC回路51及びA / Dコンバータ52を介して、撮像センサ48からデジタルの画像信号を取得する。

【0034】

DSP56は、取得した画像信号に対して、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、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じること

10

20

30

40

50

により信号レベルが整えられる。

【 0 0 3 5 】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素が R G B 各色の信号を有するようになる。ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でデモザイク処理等が施された画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による）を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部 6 1 に送信される。モード切替 S W 1 2 f の操作によって通常観察モードにセットされている場合、画像処理切替部 6 1 は、R G B 各色の画像信号を通常画像処理部 6 6 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を特殊画像処理部 6 7 に送信する。

10

【 0 0 3 6 】

通常画像処理部 6 6 は、通常観察モードに設定されている場合に作動し、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像信号を生成する。色変換処理では、R G B 画像信号に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、及び 3 次元 L U T（ルックアップテーブル）処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

20

【 0 0 3 7 】

特殊画像処理部 6 7 は、特殊観察モードに設定されている場合に作動する画像処理部であり、R G B 画像信号に基づいて特殊画像を生成する。図 5 に示すように、特殊画像処理部 6 7 は、血管抽出部 7 0 と、血管指標値算出部 7 2 と、判定部 7 4 と、画像補正部 7 6（判定後処理部）と、特殊画像生成部 7 8 と、を備える。なお、以下の説明においては、特殊画像処理部 6 7 の機能を、第 1 のタイミングで取得された画像信号（以下、単に画像信号ともいう）を用いて説明を行う。

【 0 0 3 8 】

血管抽出部 7 0 は、画像信号から、観察対象の血管を抽出した血管画像信号を生成する。図 6 に示すように、血管抽出部 7 0 は、血管位置信号生成部 8 0 と、血管幅信号生成部 8 1 と、血管画像信号生成部 8 2 と、を備える。

30

【 0 0 3 9 】

血管位置信号生成部 8 0 は、画像信号を用いて、観察対象の血管の位置を表す血管位置信号を生成する。具体的には、血管位置信号生成部 8 0 は、ブラックハット処理によって、入力された画像信号から観察対象の血管を抽出し、さらにブラックハット処理後の画像信号を、二値化することにより、血管を表す画素の画素値が特定の正值（例えば「1」）を有し、それ以外の画素の画素値が零の血管位置信号を生成する。血管位置信号は、血管画像信号生成部 8 2 に入力される。

40

【 0 0 4 0 】

ブラックハット処理は、ノイズを除きつつ、近隣の画素と比較して画素値が小さい画素を抽出するモルフォロジー処理（モフォロジー処理とも言う）であり、クロージング処理を施した画像信号から、元の画像信号を減算する処理である。クロージング処理は、明るい領域を膨張させる膨張（dilation）処理を行った後、明るい領域を収縮させる収縮（erosion）処理を施す処理である。撮像センサ 4 8 から得られる画像信号は観察対象から入射する光の光量に比例する画素値を有している。そして、血管は粘膜等比べて照明光を吸収しやすいヘモグロビンを多く含む。したがって、血管は画像信号中では画素値が小さいので、ブラックハット処理によって血管を抽出することができる。また、クロージング処理をした画像信号から元の画像信号を減算するので、ブラックハット処理後の画像信号

50

では、血管を表す画素の画素値は大きい値になる。

【 0 0 4 1 】

ブラックハット処理に用いる構造要素（カーネルともいう）の大きさや形状等が適切に設定されていれば、ブラックハット処理後の画像信号を二値化することにより、ほぼ血管だけを正確に抽出することができる。このため、血管位置信号生成部 8 0 が生成する血管位置信号は、血管の位置を正確に表している。但し、血管位置信号が表す血管は、幅（画像上での太さ）は不正確であり、誤差を含んでいる。これは、図 7 に示すように、血管 8 4 からの光 8 5 は、観察対象 8 6 を伝搬する間に、散乱等によって拡散されるからである。図 8 に示すように、血管 8 4 からの光 8 5 が散乱等によって拡散されることで、撮像センサ 4 8 での受光量の分布がガウス関数型に広がるとすると、図 9 に示すように、ブラックハット処理後の画像信号 8 8 を二値化して、血管位置信号 8 9 を生成すると、二値化するための閾値 T_h の設定値によって、血管位置信号 8 9 中での血管 8 4 の幅は変化してしまう。したがって、血管位置信号 8 9 は血管 8 4 の位置は正確であるが、血管 8 4 の幅には誤差がある。血管 8 4 の位置が正確であるとは、ノイズがなく、抽出されたものがほぼ血管 8 4 だけであることを言う。

【 0 0 4 2 】

なお、特殊画像処理部 6 7 は画像処理切替部 6 1 から R G B 各色の画像信号を受信するが、血管位置信号生成部 8 0 はこれらのうち少なくとも青色波長帯域に対応する B 画像信号を用いて血管位置信号を生成する。これは、R G B 各色の画像信号のうち、B 画像信号は、病変等の診断に重要性が高い粘膜表層付近にある血管のコントラストが最も高い画像信号だからである。設定により、粘膜下の比較的深い位置にある血管を抽出する場合には、緑色波長帯域に対応する G 画像信号を使用しても良い。

【 0 0 4 3 】

血管幅信号生成部 8 1 は、画像信号を用いて、観察対象の血管の幅を表す血管幅信号を生成し、血管画像信号生成部 8 2 に入力する。具体的には、血管幅信号生成部 8 1 は、ブラックハット処理によって、観察対象の血管を抽出し、さらにブラックハット処理後の画像信号に L O G フィルタ（Laplacian Of Gaussian Filter）処理を施す。そして、L O G フィルタ処理を施した後の画像信号の零点を用いて、二値の血管幅信号を生成する。L O G フィルタ処理は、ガウシアンフィルタ処理とラプラシアンフィルタ処理との複合フィルタ処理であり、ガウシアンフィルタ処理によって画像信号を平滑化してノイズを除去した後、ラプラシアンフィルタ処理によって二階微分をするフィルタ処理である。すなわち、血管幅信号生成部 8 1 は、二階微分後の画像信号の零点を用いて血管幅信号を生成する。

【 0 0 4 4 】

例えば、図 1 0（A）に示すブラックハット処理後の画像信号 8 8 に対して L O G フィルタ処理を施すと、図 1 0（B）に示すように、L O G フィルタ処理後の画像信号 9 0 の零点は、血管 8 4 のエッジをほぼ正確に表す。このため、図 1 0（C）に示すように、血管幅信号生成部 8 1 は、L O G フィルタ処理後の画像信号 9 0 の零点間かつ画素値が負の領域を抽出することにより、血管幅信号 9 1 を生成する。血管幅信号 9 1 では、血管を表す領域を特定の正值（例えば「1」）を有する「白」の画素で表し、血管以外の領域を画素値が零の「黒」の画素で表す。上記生成方法から分かる通り、血管幅信号 9 1 は、血管 8 4 の幅が正確である。但し、微分をするラプラシアンフィルタ処理を用いるので、極僅かなノイズでも強調され、血管 8 4 以外のものもノイズとして抽出されてしまう。したがって、血管幅信号 9 1 は、血管 8 4 の幅を正確に表すが、血管 8 4 以外のノイズをも含んでいる。

【 0 0 4 5 】

血管画像信号生成部 8 2 は、血管位置信号と血管幅信号とを用いて、観察対象の血管を表す血管画像信号を生成する。具体的には、血管位置信号と血管幅信号との論理積（“A N D”）によって、血管画像信号を生成する。血管位置信号と血管幅信号との論理積をとると、血管位置信号と血管幅信号とで共通して特定の正值を有する画素だけが抽出され、

血管位置信号または血管幅信号のいずれかのみで特定の正值を有する画素は画素値が零の画素になる。したがって、血管画像信号が表す血管は、血管位置信号で表される位置に有り、かつ、血管幅信号で表される幅を有する。さらに、血管画像信号には、血管以外のノイズ成分もほとんど含まれない。すなわち、図 11 に示すように、血管画像信号 92 は、位置及び幅を正確に、元の画像信号から血管だけを抽出した画像信号に対応する。血管画像信号 92 は、血管幅信号に表れるノイズはなく、粘膜の表層付近にある表層血管 93、及び表層血管 93 の中でも粘膜の表面に極めて近い深さに分布する極表層血管 94 の位置が正しく、かつ表層血管 93 及び極表層血管 94 の幅も正しい。このように、表層血管 93 及び極表層血管 94 を抽出できるのは、紫色光 V を含む照明光を用いているからである。

10

【0046】

なお、血管幅信号生成部 81 が、RGB 各色の画像信号のうち、少なくとも青色波長帯域に対応する B 画像信号を用いて血管幅信号を生成するのは、血管位置信号生成部 80 と同じである。設定によっては、G 画像信号を使用する場合がある。

【0047】

図 5 に示すように、血管指標値算出部 72 は、血管画像信号 92 が表す血管を指標化した血管指標値を算出する。血管指標値は、血管画像信号 92 が表す血管の幅、血管の密度、血管の本数、血管の走行方向、血管の形状、血管のシャープさ等である。例えば、血管の密度（単位面積中にある血管の割合）を血管指標値として算出する場合、血管画像信号 92 から、血管の密度を算出する画素を中心に含む特定の大きさ（単位面積）の領域を切り出し、その領域内の全画素に占める表層血管 93 及び極表層血管 94 の割合を算出する。これを血管画像信号 92 の全画素に対して行うことで、血管画像信号 92 の各画素の血管の密度を算出する。算出された血管指標値は、判定部 74 に送信される。

20

【0048】

なお、内視鏡システム 10 では複数のタイミングで観察対象を撮像しており、血管指標値算出部 72 は、各タイミングの血管指標値を算出する。そして、血管指標値は、内視鏡の操作や観察対象の拍動などにより画像にブレやピンボケが生じた場合、この前後のタイミングで値が変化する。一方で、ブレやピンボケがない場合、前後のタイミングで血管指標値は一定の値となる。このため、血管指標値は、画像にブレやピンボケが生じたか否かの判定に用いることができる。

30

【0049】

判定部 74 は、血管指標値算出部 72 から受信した血管指標値を用いて、第 1 のタイミングで得られた血管画像信号 92 に対応する画像が、鮮鋭度に関して不良画像であるか否かの判定を行う。判定結果は画像補正部 76 に送信する。鮮鋭度は、画像中の血管がどれほど明瞭に表れているかを示す度合いであり、鮮鋭度が大きいほど画像のブレやピンボケが小さく、細い血管が明瞭に表されていることを示している。不良画像は、鮮鋭度が小さく、細い血管が不明瞭な画像である。なお、判定部 74 は、各タイミングの血管指標値を記憶する血管指標値用メモリ（図示省略）を備えており、血管指標値を受信する毎に、この血管指標値用メモリに記憶するようになっている。

【0050】

図 12 に示すように、判定部 74 は、第 1 のタイミングの血管指標値と、第 1 のタイミングよりも前の、第 2 のタイミングの血管指標値とを比較し、第 2 のタイミングの血管指標値に対して、第 1 のタイミングの血管指標値が一定値以上変化した場合に、第 1 のタイミングの画像が不良画像であると判定する。

40

【0051】

また、第 2 のタイミングの血管指標値に対して、第 1 のタイミングの血管指標値が一定値未満であった場合には、第 1 のタイミングの血管画像信号 92 に対して周波数解析を行う。周波数解析では、細い血管に対応する高周波成分と、太い血管に対応する低周波成分とが得られる。そして、第 1 のタイミングの血管画像信号 92 に含まれる高周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分よりも少なく、かつ第 1 のタイミン

50

グの血管画像信号 9 2 に含まれる低周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分よりも多い場合、判定部 7 4 は、第 1 のタイミングの画像が不良画像であると判定する。

【 0 0 5 2 】

第 1 のタイミングの血管画像信号 9 2 に含まれる高周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分以上であり、かつ第 1 のタイミングの血管画像信号 9 2 に含まれる低周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分以下である場合、判定部 7 4 は、第 1 のタイミングの画像が不良画像でないと判定する。

【 0 0 5 3 】

画像補正部 7 6 は、判定部 7 4 の判定の結果、不良画像であると判定された場合、第 1 のタイミングの血管画像信号に対して画像補正処理を実行する。図 1 3 に示すように、画像補正部 7 6 には、信号切換部 9 6 と、移動量算出部 9 7 と、位置合わせ部 9 8 とが設けられている。

【 0 0 5 4 】

信号切換部 9 6 は、判定部 7 4 から血管画像信号、及び判定結果を受信し、判定の結果、不良画像であると判定された場合には血管画像信号を移動量算出部 9 7 に送信し、不良画像でないと判定された場合には血管画像信号を特殊画像生成部 7 8 に送信するように、送信先を切り替える。

【 0 0 5 5 】

移動量算出部 9 7 は、信号切換部 9 6 から血管画像信号を受信し、第 1 のタイミングの血管画像信号と第 2 のタイミングの血管画像信号との間の移動量を算出する。具体的には、第 1 のタイミングの血管画像信号に表された血管、及び第 2 のタイミングの血管画像信号に表された血管に対応する画素について、画像信号の比較演算を行うことにより、X 方向への移動量、及び Y 方向への移動量を算出する。

【 0 0 5 6 】

位置合わせ部 9 8 は、移動量算出部 9 7 で算出された移動量を用いて、第 1 のタイミングの血管画像信号に表された血管と、第 2 のタイミングの血管画像信号に表された血管との間の位置合わせを行う。位置合わせを行う際は、第 1 のタイミングの血管画像信号を、移動量の分だけ位置ずれを打ち消す方向に移動させる。これにより、第 1 のタイミングの血管画像信号に表された血管の位置が、第 2 のタイミングの血管画像信号に表された血管の位置に合わせられる。位置合わせ後の血管画像信号は、特殊画像生成部 7 8 に送信する。

【 0 0 5 7 】

特殊画像生成部 7 8 は、第 1 のタイミングで取得された画像信号と血管画像信号と血管指標値とを用いて、特殊画像信号を生成する。特殊画像信号を用いた画像が特殊画像である。具体的には、特殊画像生成部 7 8 は、第 1 のタイミングで取得された画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、ベース画像信号を生成する。次に、ベース画像信号に対して、血管画像信号をオーバーラップ処理することにより、血管強調画像信号を生成する。図 1 4 に示すように、血管強調画像信号 1 0 0 に基づく画像は、観察対象の起伏等の形状 1 0 1 が観察可能であるとともに、表層血管 9 3 及び極表層血管 9 4 が強調されている。

【 0 0 5 8 】

また、特殊画像生成部 7 8 では、血管強調画像信号 1 0 0 に対して、血管指標値に基づく情報をオーバーラップ処理することにより、特殊画像信号を生成する。具体的には、血管強調画像信号 1 0 0 に対して、血管指標値に応じて色付け処理することにより、疑似カラーの特殊画像信号 1 0 2 を得る。例えば、図 1 5 に示す特殊画像信号 1 0 2 においては、血管指標値が一定値以上の領域 1 0 3 が疑似カラーで表示されるとともに、この疑似カラーの領域 1 0 3 は血管指標値に応じて異なる色で表示されている。また、血管強調画像信号 1 0 0 に対して、血管指標値に基づいて関心領域 (R O I (Region of Interest)) 1 0 4 の設定を行うことで、関心領域付きの特殊画像信号 1 0 5 を得る。例えば、図 1 6

10

20

30

40

50

に示す特殊画像信号 105 においては、血管指標値が一定値以上である領域に、関心領域 104 であることを示す枠が表示されている。なお、血管指標値に基づくオーバーラップ処理は、第 1 のタイミングの血管指標値を第 2 のタイミングの血管指標値に置き換えて行ってもよい。これは、不良画像にブレやピンボケが生じている場合に特に有効である。

【0059】

なお、判定部 74 で不良画像と判定された場合には、特殊画像生成部 78 は、血管強調画像信号 100 に対して、警告表示に関する情報 106 をオーバーラップ処理して、特殊画像信号 107 を生成する。例えば、警告表示に関する情報としては、図 17 に示すように、モニタ 18 上の右上領域などに、「現在の画像は「不良画像」です」と表示する。また、判定部 74 で不良画像と判定された場合には、特殊画像生成部 78 は、血管強調画像信号 100 に対して、血管、及び血管指標値に基づく情報を非表示とする（つまりオーバーラップ処理しない）ようにしてもよい。例えば、血管指標値に応じて色付け処理する場合には、判定部 74 で不良画像と判定されたときに、色付け処理を行わないようにする。なお、画像補正部 76 で、移動量が極めて大きく、位置合わせができない場合に、上記の警告表示を行ってもよい。

【0060】

映像信号生成部 68 は、通常画像処理部 66 または特殊画像生成部 78 から受信した画像信号を、モニタ 18 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換し、モニタ 18 に順次出力する。これにより、モニタ 18 には、通常画像信号が入力された場合は通常画像を表示し、特殊画像信号が入力された場合は特殊画像を表示する。

【0061】

次に、図 18 に示すフローチャートに沿って、本発明の作用を説明する。まず、通常観察モードにおいてスクリーニングが行われる（S11）。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を発見すると（S12）、ドクターは、内視鏡 12 の移動操作を停止し（S13）、モード切替 SW 12 f を操作して観察モードを特殊観察モードに切り替える（S14）。

【0062】

特殊観察モードにおいて、第 1 のタイミングで観察対象を撮像して画像信号を取得する（S15）。画像信号から観察対象の血管の抽出を行い（S16）、観察対象の血管を表す血管画像信号を生成する（S17）。生成された血管画像信号から、血管を指標化した血管指標値を算出する（S18）。そして、血管指標値を用いて不良画像の判定が行われる（S19）。

【0063】

判定の際は、まず、第 1 のタイミングの血管指標値と、第 1 のタイミングよりも前の第 2 のタイミングの血管指標値とを比較し、第 2 のタイミングの血管指標値に対して、第 1 のタイミングの血管指標値が一定値以上変化した場合に、不良画像であると判定する。また、第 2 のタイミングの血管指標値に対して、第 1 のタイミングの血管指標値が一定値未満であった場合、第 1 のタイミングの血管画像信号に対して周波数解析を行い、第 1 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分よりも少なく、かつ第 1 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分よりも多い場合、不良画像であると判定する。これに対し、第 1 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる高周波成分以上であり、かつ第 1 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分が第 2 のタイミングの血管画像信号に含まれる低周波成分以下である場合、不良画像でないと判定する。

【0064】

不良画像であると判定された場合に、第 1 のタイミングの血管画像信号と第 2 のタイミングの血管画像信号との間の移動量を算出するとともに、移動量を用いて、第 1 のタイミングの血管画像信号に表された血管と、第 2 のタイミングの血管画像信号に表された血管との間で位置合わせする画像補正処理が行われる（S20）。一方、不良画像でないと判

定された場合には、画像補正処理は行われない。その後、第1のタイミングで取得された画像信号と、判定後処理が施された血管画像信号と、血管指標値とを用いて、特殊画像信号の生成が行われる（S21）。そして、特殊画像信号に基づいて特殊画像が生成され（S22）、この特殊画像がモニタ18に表示される（S23）。特殊観察モードは、通常観察モードに切り替えられるか（S24）、診断終了（S25）まで繰り返し行われる。

【0065】

以上のように、本発明は、特殊観察モードにおいて、第1のタイミングで取得された画像信号から血管を抽出し、抽出された血管から算出される血管指標値を用いて、第1のタイミングの画像が不良画像であるか否かの判定を正確に行うことができる。そして、判定の結果に応じた判定後処理を第1のタイミングで取得された画像信号に施すため、血管に関する情報を正確に表示できる。

10

【0066】

〔第2実施形態〕

第1実施形態では、不良画像であると判定された場合に、第1のタイミングの血管画像信号に対して画像補正処理を行っているが、第2実施形態では、第1のタイミングの血管指標値に対して指標値補正処理を行う。図19に示すように、第2実施形態では、特殊画像処理部67に代えて特殊画像処理部110を備えている。特殊画像処理部110には、指標値補正部114（判定後処理部）と、血管位置補正部116とが設けられている。その他の部材は第1実施形態と同じなので省略する。

【0067】

20

図20に示すように、指標値補正部114は、信号切換部120と、移動量算出部121と、補正処理部122とを備えている。

【0068】

信号切換部120は、判定部74から判定結果、血管指標値算出部72から血管指標値を受信し、判定の結果、不良画像である場合には血管指標値を補正処理部122に送信し、不良画像でない場合には血管指標値を特殊画像生成部78に送信するように、送信先を切り替える。

【0069】

移動量算出部121は、血管抽出部70から血管画像信号を受信し、第1のタイミングの血管画像信号と第2のタイミングの血管画像信号との間の移動量を算出する。移動量の算出については、上記第1実施形態の移動量算出部97と同様であり、第1のタイミングの血管画像信号に表された血管、及び第2のタイミングの血管画像信号に表された血管に対応する画素について、画像信号の比較演算を行うことにより、X方向への移動量、及びY方向への移動量を算出する。

30

【0070】

補正処理部122は、信号切換部120から血管指標値、移動量算出部121から移動量を受信し、移動量の大きさに応じて、第1のタイミングの血管指標値に対する指標値補正処理を実行する。血管指標値は、移動量が零の場合（ブレやピンボケが無い場合）に正しい数値が算出され、移動量が大きくなるほど正しい数値からの変化が大きくなる。このため、移動量の分だけ血管指標値に対して指標値補正処理を行うことにより正確な血管指標値が得られる。

40

【0071】

血管位置補正部116は、血管抽出部70から血管画像信号、指標値補正部114から移動量を受信し、移動量を用いて、第1のタイミングの血管画像信号に表された血管と、第2のタイミングの血管画像信号に表された血管との間の位置合わせを行う（図19参照）。位置合わせについては、上記実施形態の位置合わせ部98と同様に、第1のタイミングの血管画像信号を、移動量の分だけ位置ずれを打ち消す方向に移動させる。これにより、第1のタイミングの血管画像信号に表された血管の位置が、第2のタイミングの血管画像信号に表された血管の位置に合わせられる。位置合わせ後の血管画像信号は、特殊画像生成部78に送信する。特殊画像生成部78では、第1実施形態と同様に、判定の結果に

50

応じて、血管指標値に基づく情報をオーバーラップ処理、警告表示に関する情報のオーバーラップ処理、血管指標値に基づく情報を非表示とするなどの処理が行われる。

【0072】

以上のように、第2実施形態では、第1のタイミングの血管指標値に対して指標値補正処理を行うことにより正確な血管指標値が得られるため、血管に関する情報を正確に表示できる。

【0073】

[第3実施形態]

第3実施形態では、第1、第2実施形態で示した4色のLED20a~20dの代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

【0074】

図21に示すように、第2実施形態の内視鏡システム200では、光源装置14において、4色のLED20a~20dの代わりに、中心波長 445 ± 10 nmの青色レーザ光を発する青色レーザ光源(図21では「445LD」と表記)204と、中心波長 405 ± 10 nmの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源(図21では「405LD」と表記)206とが設けられている。これら各光源204、206の半導体発光素子からの発光は、光源制御部208により個別に制御されており、青色レーザ光源204の出射光と、青紫色レーザ光源206の出射光の光量比は変更自在になっている。

【0075】

光源制御部208は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源204を駆動させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザ光源204と青紫色レーザ光源206の両方を駆動させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。以上の各光源204、206から出射されるレーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材(いずれも図示せず)を介して、ライトガイド41に入射する。

【0076】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は ± 10 nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源204及び青紫色レーザ光源206は、ブロードエリア型のInGa_N系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_NAs系レーザダイオードやGa_NAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【0077】

照明光学系30aには、照明レンズ45の他に、ライトガイド41からの青色レーザ光又は青紫色レーザ光が入射する蛍光体210が設けられている。蛍光体210に、青色レーザ光が照射されることで、蛍光体210から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体210を透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体210を励起させることなく透過する。蛍光体210を出射した光は、照明レンズ45を介して、検体内に照射される。

【0078】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体210に入射するため、図22に示すような、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体210から励起発光する蛍光を合波した白色光が、観察対象に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザ光と青色レーザ光の両方が蛍光体210に入射するため、図23に示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体210から励起発光する蛍光を合波した特殊光が、検体内に照射される。

【0079】

なお、蛍光体210は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色~黄色に励起発光する複数種の蛍光体(例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発

10

20

30

40

50

光素子を蛍光体 210 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0080】

[第4実施形態]

第4実施形態では、第1、第2実施形態で示した4色のLED20a~20dの代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ48に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

【0081】

10

図24に示すように、第3実施形態の内視鏡システム300では、光源装置14において、4色のLED20a~20dに代えて、広帯域光源302、回転フィルタ304、フィルタ切替部305が設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ306が設けられている。

【0082】

広帯域光源302はキセノンランプ、白色LEDなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ304は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ308と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ309とを備えている(図25参照)。フィルタ切替部305は、回転フィルタ304を径方向に移動させるものであり、モード切替SW12fにより通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ304の通常観察モード用フィルタ308を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ304の特殊観察モード用フィルタ309を白色光の光路に挿入する。

20

【0083】

図25に示すように、通常観察モード用フィルタ308には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させるBフィルタ308a、白色光のうち緑色光を透過させるGフィルタ308b、白色光のうち赤色光を透過させるRフィルタ308cが設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ304が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

30

【0084】

特殊観察モード用フィルタ309には、周方向に沿って、白色光のうち特定波長の青色狭帯域光を透過させるBnフィルタ309aと、白色光のうち緑色光を透過させるGフィルタ309b、白色光のうち赤色光を透過させるRフィルタ309cが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ304が回転することで、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【0085】

内視鏡システム300では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ306で検体内を撮像する。これにより、RGBの3色の画像信号が得られる。そして、それらRGB画像信号に基づいて、上記第1実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

40

【0086】

一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ306で検体内を撮像する。これにより、Bn画像信号と、G画像信号、R画像信号が得られる。これらBn画像信号と、G画像信号、R画像信号に基づいて、特殊画像の生成が行われる。特殊画像の生成には、B画像信号の代わりに、Bn画像信号が用いられる。それ以外については、第1実施形態と同様の方法で特殊画像の生成が行われる。

【0087】

なお、上記実施形態では、特殊画像処理部において、第1のタイミングの画像が不良画

50

像であるか否かの判定を行い、不良画像である場合に画像補正処理、または指標値補正処理を行っているが、通常画像処理部において、不良画像であるか否かの判定を行い、不良画像である場合に画像補正処理、または指標値補正処理を行うようにしてもよい。

【符号の説明】

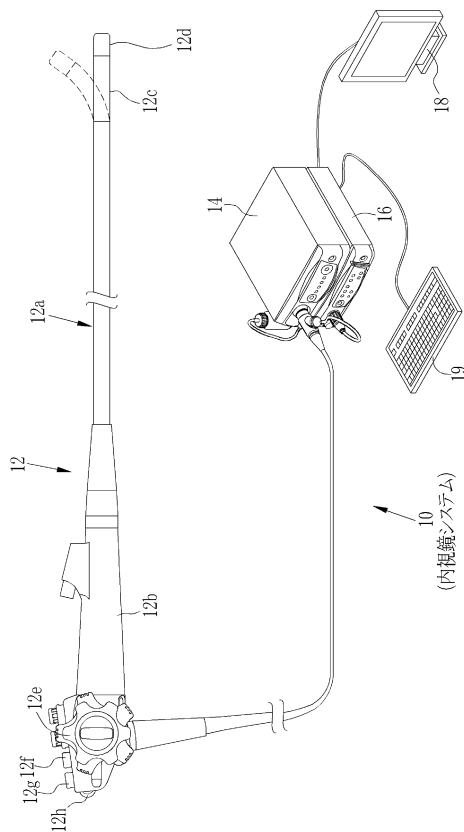
【 0 0 8 8 】

- 1 0、2 0 0、3 0 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 2 0 光源
- 5 3 画像信号取得部
- 6 7、1 1 0 特殊画像処理部
- 7 0 血管抽出部
- 7 2 血管指標値算出部
- 7 4 判定部
- 7 6 画像補正部
- 7 8 特殊画像生成部
- 9 7、1 2 1 移動量算出部
- 9 8 位置合わせ部
- 1 1 6 血管位置補正部
- 1 1 4 指標値補正部
- 1 2 2 補正処理部

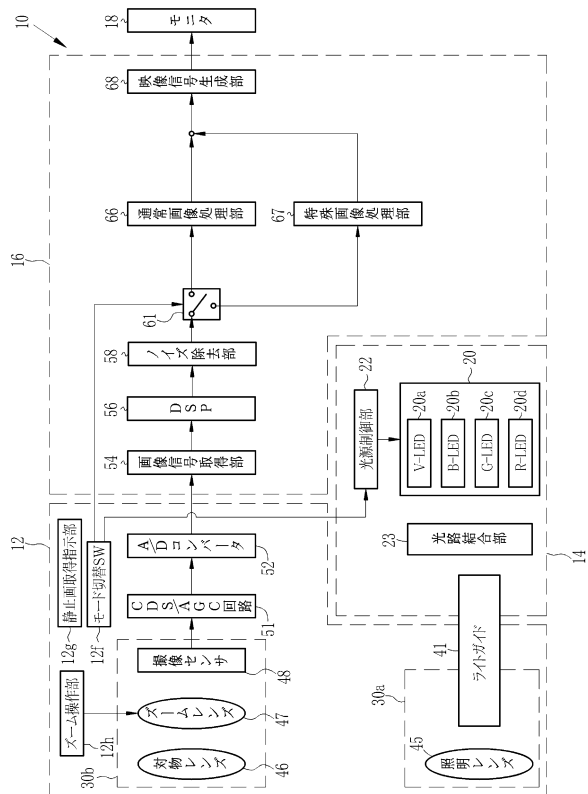
10

20

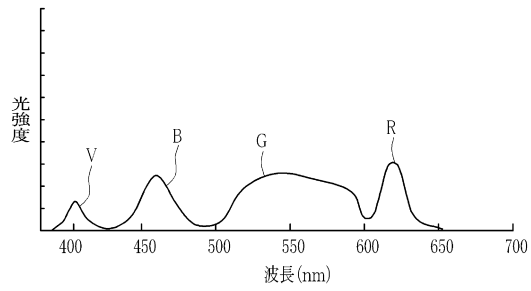
【図 1】



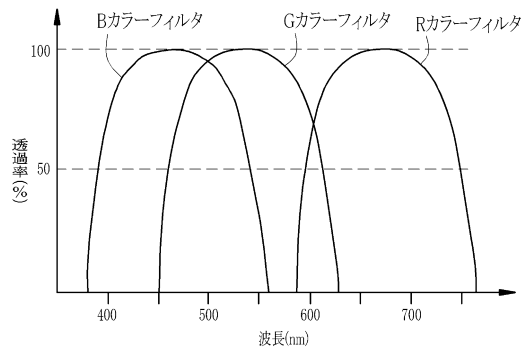
【図 2】



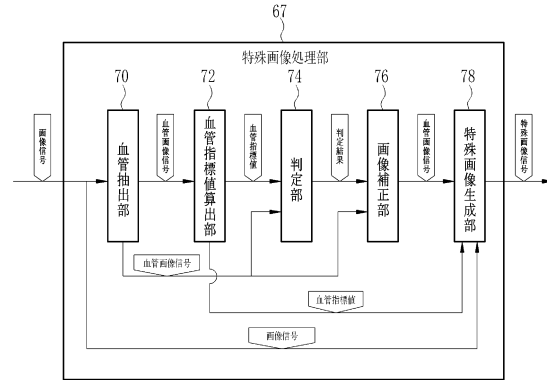
【図 3】



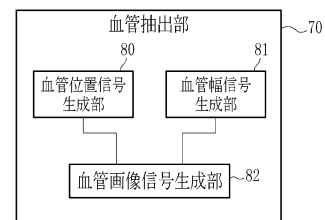
【図 4】



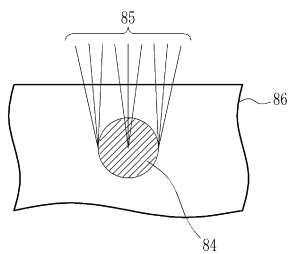
【図 5】



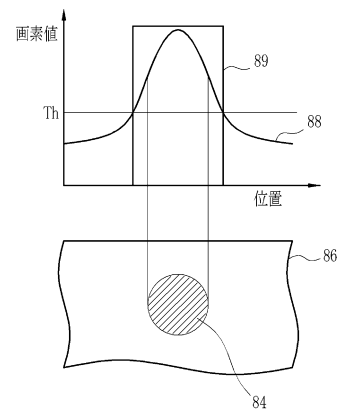
【図 6】



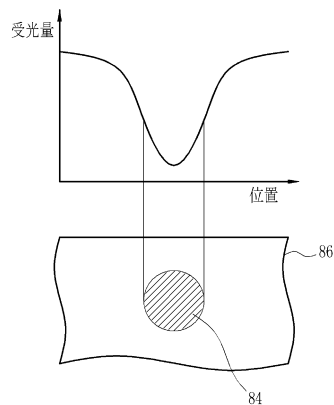
【図 7】



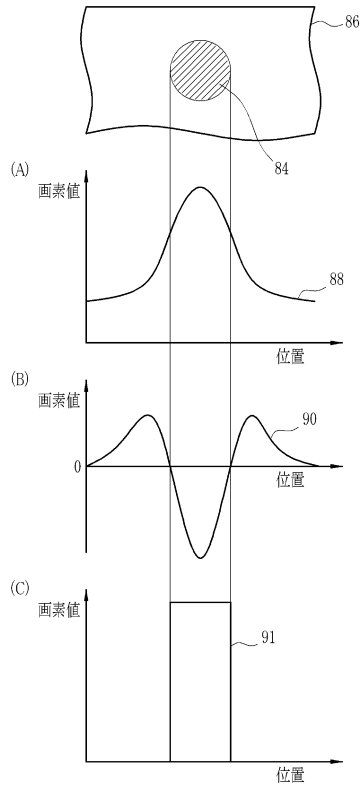
【図 9】



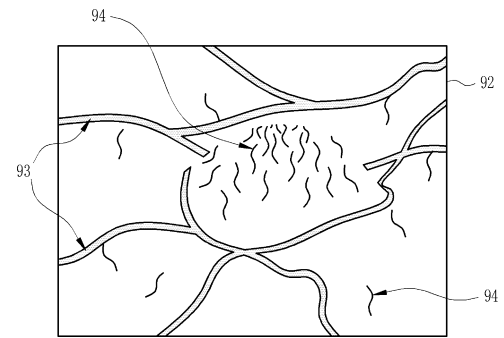
【図 8】



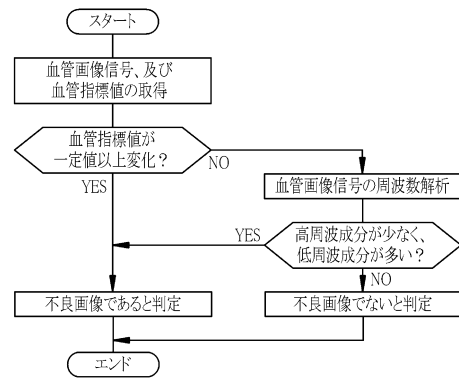
【図 10】



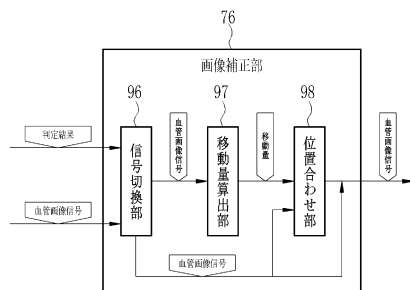
【図 11】



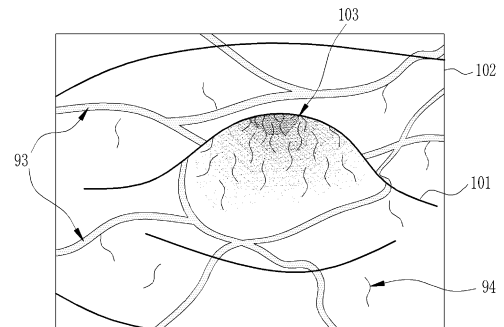
【図 12】



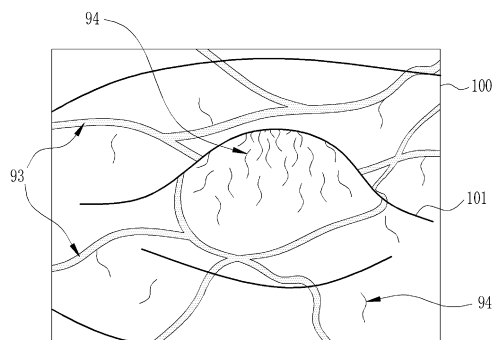
【図 13】



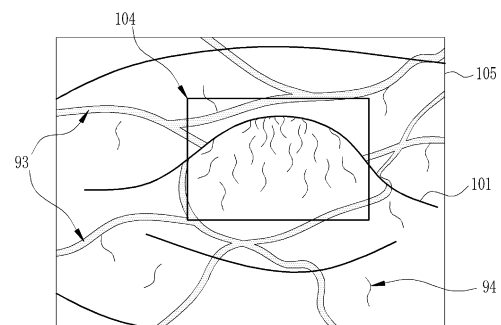
【図 15】



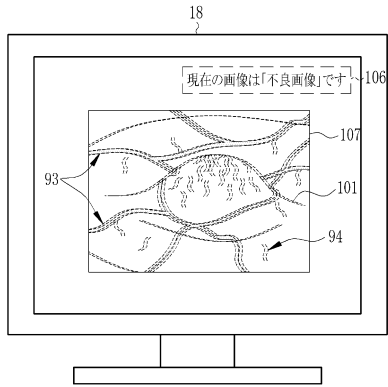
【図 14】



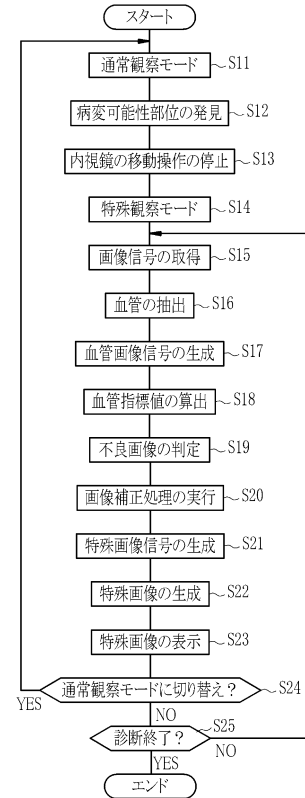
【図 16】



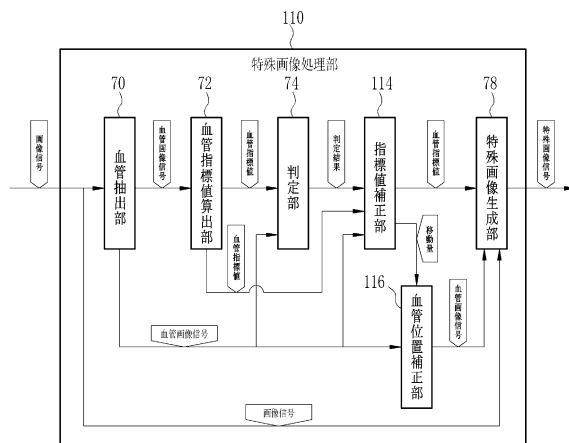
【図 17】



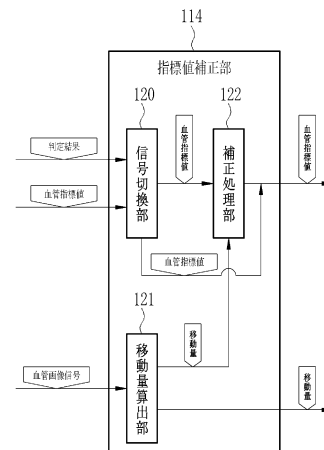
【図 18】



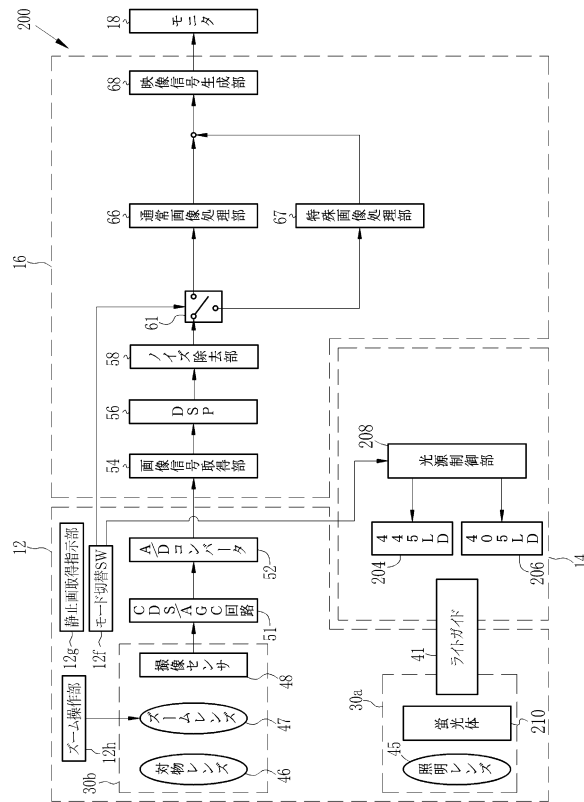
【図 19】



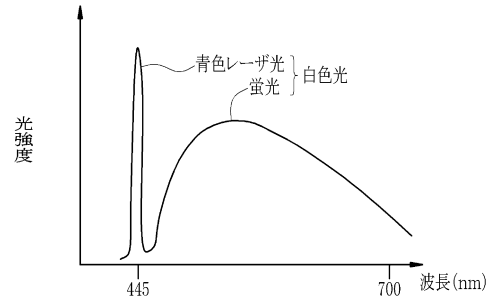
【図 20】



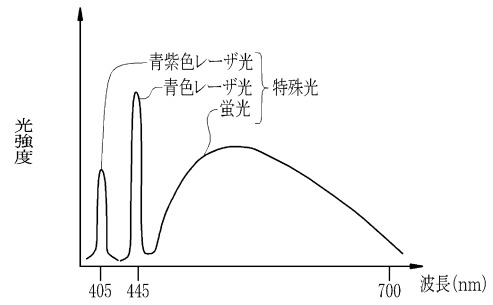
【 図 2 1 】



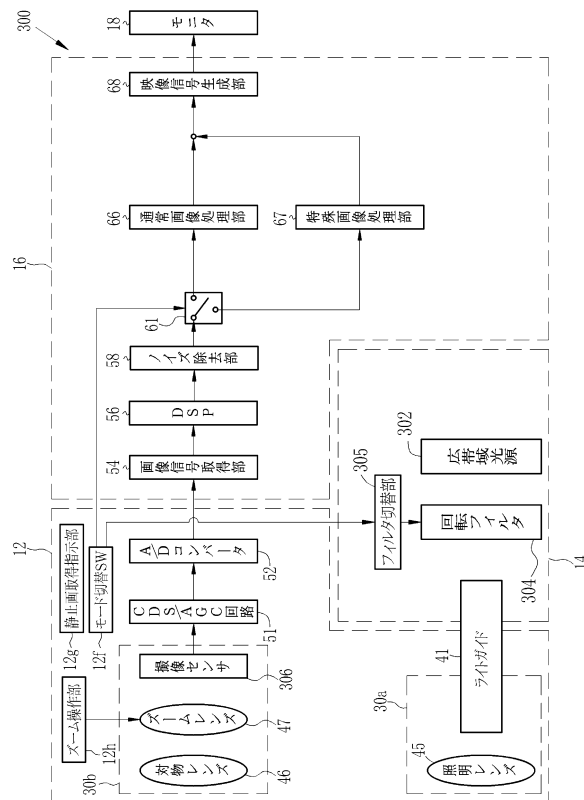
【 図 2 2 】



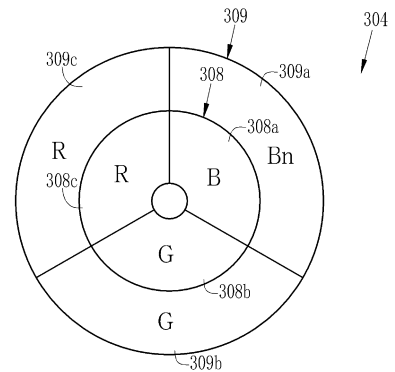
【 図 2 3 】



【 ㄨ 2 4 】



【 図 2 5 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 0 0 9 0 9 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 3 5 3 4 5 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 1 0 2 3 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 6 T	1 / 0 0 - 1 / 4 0
G 0 6 T	3 / 0 0 - 5 / 5 0
G 0 6 T	9 / 0 0 - 9 / 4 0

专利名称(译)	内窥镜用处理器装置，内窥镜用处理器装置的操作方法		
公开(公告)号	JP6196599B2	公开(公告)日	2017-09-13
申请号	JP2014202653	申请日	2014-09-30
[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	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/045.615 A61B1/045.610 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.616 A61B1/045.619		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW02 4C161/WW13 4C161/WW14 4C161/WW18		
其他公开文献	JP2016067781A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为能够在血管上准确显示信息的内窥镜提供处理器装置，以及用于操作内窥镜的处理器装置的方法 内窥镜系统（10）包括内窥镜（12）和处理器装置（16）。内窥镜12具有成像传感器48，用于在第一时刻对观察目标成像。处理器装置16包括：图像信号获取单元54，其从图像传感器48获取图像信号;以及特殊图像处理单元67，其以特殊观察模式操作。特殊图像处理单元67包括血管提取单元70，血管指标值计算单元72，确定单元74，图像校正单元76和特殊图像生成单元78。血管提取单元70从在第一时刻获取的图像信号中提取血管以生成血管图像信号。血管指标值计算单元72根据血管图像信号计算血管指标值。确定单元74使用血管指标值确定缺陷图像。图像校正单元76根据确定结果执行确定后处理。点域5

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6196599号 (P6196599)
(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017. 9. 13)	(24) 登録日 平成29年8月25日 (2017. 8. 25)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 4 5 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 5 A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 0	
請求項の数 19 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-202653 (P2014-202653) (22) 出願日 平成26年9月30日 (2014. 9. 30) (65) 公開番号 特開2016-67781 (P2016-67781A) (43) 公開日 平成28年5月9日 (2016. 5. 9) 審査請求日 平成28年8月3日 (2016. 8. 3)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2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 白石 泰士 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 審査官 磯野 光司	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の動作方法		