

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6150318号
(P6150318)

(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)

(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017. 6. 2)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

H 0 4 N 7/18 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2016-511452 (P2016-511452)

(86) (22) 出願日 平成27年2月26日 (2015. 2. 26)

(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055537

(87) 国際公開番号 W02015/151663

(87) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)

審査請求日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(31) 優先権主張番号 特願2014-74273 (P2014-74273)

(32) 優先日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(31) 優先権主張番号 特願2014-133388 (P2014-133388)

(32) 優先日 平成26年6月27日 (2014. 6. 27)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 蔵本 昌之

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 増淵 俊仁

(56) 参考文献 特開2007-307395 (JP, A
)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第1カラー画像信号のうち2色の画像信号間の第1信号比と、前記第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比を算出する信号比算出部と、

前記第1信号比と前記第2信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち第2範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第1処理と、前記第2範囲は移動せずに、前記第1範囲の座標と前記第3範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第2処理とを行う第1移動処理部と、
を備える医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記第1処理は、前記特徴空間において、前記第2範囲の座標の動径を変更して、前記第2範囲の座標を前記基準範囲に移動させる請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記第2処理は、前記特徴空間において、前記第1範囲の座標の角度と前記第3範囲の座標の角度とを変更して、前記第1範囲の座標と前記第3範囲の座標とが互いに離れるように移動させる請求項1または2記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記基準範囲は、前記特徴空間の原点を含み、且つ、前記第1範囲及び前記第3範囲を

含まない範囲である請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記特徴空間において、前記第 2 範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、前記特徴空間において、前記第 1 範囲の座標を維持した状態で、前記第 3 範囲を移動するように処理する第 3 処理を行う第 2 移動処理部を備える請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 3 処理では、前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比から得られる第 2 特殊画像の色相が変化するように、前記第 3 範囲の座標を移動させる請求項 5 記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比を第 2 カラー画像信号に変換し、又は前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比を第 2 カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、

前記第 1 カラー画像信号から得られる第 1 明るさ情報及び前記第 2 カラー画像信号から得られる第 2 明るさ情報から、前記第 2 カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有する請求項 5 または 6 記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記特徴空間において、前記第 1 カラー画像信号のうち少なくとも 1 色の画像信号が狭帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 2 範囲との差は、前記第 1 カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 2 範囲との差よりも大きい、又は、前記第 1 カラー画像信号のうち少なくとも 1 色の画像信号が狭帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 3 範囲との差は、前記第 1 カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 3 範囲との差よりも大きい請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 9】

前記第 1 信号比は血管深さと相関があり、前記第 2 信号比は血液量と相関がある請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記第 1 信号比は B/G 比で、前記第 2 信号比は G/R 比である請求項 9 記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 11】

請求項 5 記載の医用画像処理装置と、

前記第 1 及び第 2 処理後の第 1 及び第 2 信号比から得られる第 1 特殊画像と前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比から得られる第 2 特殊画像を表示する表示部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 12】

画像信号入力処理部が、第 1 カラー画像信号を入力処理するステップと、

信号比算出部が、前記第 1 カラー画像信号のうち 2 色の画像信号間の第 1 信号比と、前記第 1 信号比と異なる 2 色の画像信号間の第 2 信号比を算出するステップと、

40

第 1 移動処理部が、前記第 1 信号比と前記第 2 信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち第 2 範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、前記第 2 範囲は移動せずに、前記第 1 範囲の座標と前記第 3 範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第 2 処理とを行うステップと、

を有する医用画像処理装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、正常部と病変部の色の違いを強調した画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システムに関する。

【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広く行われている。この内視鏡システムでは、内視鏡から観察対象に照明光を照射し、その照明光で照明中の観察対象を内視鏡の撮像素子で撮像して得られる画像信号に基づいて、観察対象の画像をモニタ上に表示する。ドクターは、モニタに表示された画像を見ながら、病変部の有無を検出する。

【0003】

ここで、粘膜表面から大きく突起している病変部など、形状や大きさが正常部と大きく異なる病変部については、容易に検出することが可能である。しかしながら、形状や大きさが正常部とほとんど変わらない病変部については、正常部との色の違いを手かりに、検出することになる。この場合、病変部がそれほど進行しておらず、正常部との色の違いがほとんどない場合には、検出することは極めて困難になる。

【0004】

そこで、特許文献1では、血液量（ヘモグロビンインデックス）が基準値から離れる部分については更に基準値から離れるようにする処理を行うことによって、正常部と病変部の色の差が明確になるようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許3228627号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

病変部の中でも胃癌については、胃の粘膜に萎縮が生じて、胃の粘膜が退色調に変化することが知られている。そのため、粘膜に萎縮が生じた萎縮部は、萎縮が生じていない正常部に対して、色の違いが生ずるようになる。この正常部との色の違いを内視鏡で観察することによって、胃癌が存在するかどうかを診断している（認定NPO法人 日本胃がん予知・診断・治療研究機構が推奨するABC検診がある）。

【0007】

ここで、萎縮が高度に進んだ場合（例えば、ABC検診でC群やD群に含まれる場合）には、正常部と萎縮部の色の違いは明確であるため、萎縮部を容易に検出することが可能である。しかしながら、萎縮進行中の場合（例えば、ABC検診でB群やC群に含まれる場合）には、萎縮部と正常部との色の差は僅かであるため、色の違いだけで、萎縮部を検出することは困難である。したがって、萎縮進行中のように、萎縮部と正常部との色の差が僅かな場合であっても、正常部と萎縮部との色の差を強調して、萎縮部の検出を容易にすることが求められている。

【0008】

なお、特許文献1の方法により、萎縮部と正常部との色の差を強調することが考えられる。しかしながら、萎縮部の色は、血液量だけでなく、血液量以外の要素によっても影響を受けるため、特許文献1の方法では、萎縮部と正常部との色の差を強調することは難しい。

【0009】

本発明は、胃粘膜が萎縮した萎縮部などの異常部と、正常部との色の差を強調した画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の医用画像処理装置は、第1カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1カラー画像信号のうち2色の画像信号間の第1信号比と、第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比を算出する信号比算出部と、第1信号比と第2信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち第2範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第1処理と、第2範囲は移動せずに、第1範囲の座標と第3範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第2処理とを行う第1移動処理部と、を備える。

【0011】

第1処理は、特徴空間において、第2範囲の座標の動径を変更して、第2範囲の座標を基準範囲に移動させることが好ましい。第2処理は、特徴空間において、第1範囲の座標の角度と第3範囲の座標の角度とを変更して、第1範囲の座標と第3範囲の座標とが互いに離れるように移動させることが好ましい。基準範囲は、特徴空間の原点を含み、且つ、第1範囲及び第3範囲を含まない範囲であることが好ましい。

10

【0012】

特徴空間において、第2範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第1処理と、特徴空間において、第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲を移動するように処理する第3処理を行う第2移動処理部を備えることが好ましい。第3処理では、第1及び第3処理後の第1信号比及び第2信号比から得られる第2特殊画像の色相が変化するように、第3範囲の座標を移動させることが好ましい。

【0013】

第1及び第2処理後の第1信号比及び第2信号比を第2カラー画像信号に変換し、又は第1及び第3処理後の第1信号比及び第2信号比を第2カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、第1カラー画像信号から得られる第1明るさ情報及び第2カラー画像信号から得られる第2明るさ情報から、第2カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有することが好ましい。

20

【0014】

特徴空間において、第1カラー画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域信号である場合の第1範囲と第2範囲との差は、第1カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の第1範囲と第2範囲との差よりも大きい、又は、第1カラー画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域信号である場合の第1範囲と第3範囲との差は、第1カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の第1範囲と第3範囲との差よりも大きいことが好ましい。

30

【0015】

第1信号比は血管深さと相関があり、第2信号比は血液量と相関があることが好ましい。第1信号比はB/G比で、第2信号比はG/R比であることが好ましい。

【0016】

本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明の医用画像処理装置と、第1及び第2処理後の第1及び第2信号比から得られる第1特殊画像と第1及び第3処理後の第1信号比及び第2信号比から得られる第2特殊画像を表示する表示部と、を備える内視鏡システム。

40

【0017】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号入力処理部が、第1カラー画像信号を入力処理するステップと、信号比算出部が、第1カラー画像信号のうち2色の画像信号間の第1信号比と、第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比を算出するステップと、第1移動処理部が、第1信号比と第2信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち第2範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第1処理と、第2範囲は移動せずに、第1範囲の座標と第3範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第2処理とを行うステップと、を有する。

【発明の効果】

50

【0018】

本発明によれば、胃粘膜が萎縮した萎縮部などの異常部と、正常部との色の差を強調した画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1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3】紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】第1特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

10

【図5】第1処理を示す説明図である。

【図6】動径rと動径Erとの関係を示すグラフである。

【図7】第1処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図8A】第2処理を示す説明図である。

【図8B】角度変更範囲R2内の角度θの移動範囲を示すグラフである。

【図9】角度θと第2処理後の角度Eθとの関係を示すグラフである。

【図10】第2処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図11A】第3処理を示す説明図である。

【図11B】角度変更範囲R3内の角度θの移動範囲を示すグラフである。

【図12】角度θと第3処理後の角度Eθとの関係を示すグラフである。

20

【図13】第3処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図14】第1特殊画像と第2特殊画像とを同時表示するモニタの画像図である。

【図15】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図16】第2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17】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図18】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図19】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20】回転フィルタを示す平面図である。

【図21】第4実施形態のカプセル内視鏡システムの機能を示す図である。

【図22】図3とは異なる紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

30

【図23】二次元LUTを用いる場合の第1又は第2特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図24】第1B画像信号が狭帯域信号である場合における特徴空間上での第2範囲及び第3範囲の位置と第1B画像信号が広帯域信号である場合における特徴空間上での第2範囲及び第3範囲の位置を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

〔第1実施形態〕

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム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（表示部）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、被検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る湾曲部12c及び先端部12d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。この湾曲動作に伴って、先端部12dが所望の方向に向けられる。

40

【0021】

また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切替SW13aが設けられている。モード切替SW13aは、通常観察モードと、第1特殊観察モードと、第2特殊

50

観察モードと、同時観察モードとの４種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ１８上に表示するモードである。第１特殊観察モードは、胃癌などの病変によって胃粘膜に萎縮が生じた萎縮部と正常部との境界を観察するために用いられ、第１特殊画像をモニタ１８上に表示するモードである。第２特殊観察モードは、萎縮部と正常部の色の違いを観察するために用いられ、第２特殊画像をモニタ１８上に表示するモードである。同時観察モードは、萎縮部と正常部の境界の観察と、萎縮部と正常部との色の違いの観察を同時に行うために用いられ、第１特殊画像と第２特殊画像をモニタ１８上に同時表示するモードである。

【００２２】

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、画像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UI（User Interface：ユーザーインターフェース）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。

【００２３】

図２に示すように、光源装置１４は、V-LED（Violet Light Emitting Diode）２０a、B-LED（Blue Light Emitting Diode）２０b、G-LED（Green Light Emitting Diode）２０c、R-LED（Red Light Emitting Diode）２０d、これら４色のLED２０a～２０dの駆動を制御する光源制御部２１、及び４色のLED２０a～２０dから発せられる４色の光の光路を結合する光路結合部２３を備えている。光路結合部２３で結合された光は、挿入部１２a内に挿通されたライトガイド４１及び照明レンズ４５を介して、被検体内に照射される。なお、LEDの代わりに、LD（Laser Diode）を用いてもよい。

【００２４】

図３に示すように、V-LED２０aは、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 $380 \sim 420$ nmの紫色光Vを発生する。B-LED２０bは、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 $420 \sim 500$ nmの青色光Bを発生する。G-LED２０cは、波長範囲が $480 \sim 600$ nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED２０dは、中心波長 $620 \sim 630$ nmで、波長範囲が $600 \sim 650$ nmに及ぶ赤色光Rを発生する。なお、各LED２０a～２０dにおいて、中心波長とピーク波長は同じであっても異なってもよい。

【００２５】

光源制御部２１は、通常観察モード、第１特殊観察モード、第２特殊観察モード、及び同時観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED２０a、B-LED２０b、G-LED２０c、及びR-LED２０dを点灯する。したがって、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの４色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部２１は、通常観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となるように、各LED２０a～２０dを制御する。一方、光源制御部２１は、第１特殊観察モード、第２特殊観察モード、及び同時観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比が $V_s : B_s : G_s : R_s$ となるように、各LED２０a～２０dを制御する。

【００２６】

図２に示すように、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とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部２３で結合された光を内視鏡１２の先端部１２dまで伝搬する。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することができる。一例として、コア径 $105 \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125 \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【００２７】

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、ライトガイド４１からの光が観察対象に照射される。撮像光学系３０bは、対物レンズ４６、撮像センサ４８を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ４６を介して、撮

10

20

30

40

50

像センサ４８に入射する。これにより、撮像センサ４８に観察対象の反射像が結像される。

【００２８】

撮像センサ４８はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ４８は、ＣＣＤ(Charge Coupled Device)撮像センサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ４８は、Ｒ（赤）、Ｇ（緑）及びＢ（青）の３色のＲＧＢ画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Ｒフィルタが設けられたＲ画素、Ｇフィルタが設けられたＧ画素、Ｂフィルタが設けられたＢ画素を備えた、いわゆるＲＧＢ撮像センサである。

10

【００２９】

なお、撮像センサ４８としては、ＲＧＢのカラーの撮像センサの代わりに、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、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、ＣＭＹＧの４色の画像信号が出力されるため、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必要がある。また、撮像センサ４８はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部２１は青色光Ｂ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【００３０】

撮像センサ４８から出力される画像信号は、ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０に送信される。ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０は、アナログ信号である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(Auto Gain Control)）を行う。ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０を経た画像信号は、Ａ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄ(Analog /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変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置１６に入力される。

20

【００３１】

プロセッサ装置１６は、受信部５３と、ＤＳＰ(Digital Signal Processor)５６と、ノイズ除去部５８と、画像処理切替部６０と、通常画像処理部６２と、特殊画像処理部６４と、映像信号生成部６６とを備えている。受信部５３は内視鏡１２からのデジタルのＲＧＢ画像信号を受信する。Ｒ画像信号は撮像センサ４８のＲ画素から出力される信号に対応し、Ｇ画像信号は撮像センサ４８のＧ画素から出力される信号に対応し、Ｂ画像信号は撮像センサ４８のＢ画素から出力される信号に対応している。

30

【００３２】

ＤＳＰ５６は、受信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ＲＧＢ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ＲＧＢ画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のＲＧＢ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。リニアマトリクス処理後のＲＧＢ画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、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ＲＧＢ各色の信号を有するようになる。

40

【００３３】

ノイズ除去部５８は、ＤＳＰ５６でガンマ補正等が施されたＲＧＢ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）を施すことによって、ＲＧＢ画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたＲＧＢ画像信号は、画像処理切替部６０に送信される。なお、本発明の「画像信号入力処理部」は、受信部５３と、ＤＳＰ５６と、ノイズ除去部５８を含む構成に対応する。

50

【0034】

画像処理切替部60は、モード切替SW13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常画像処理部62に送信し、第1特殊観察モード、第2特殊観察モード、同時観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0035】

通常画像処理部62は、RGB画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルのRGB画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などを行い、色変換処理済みのRGB画像信号に変換する。次に、色変換処理済みのRGB画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みのRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施されたRGB画像信号は、通常画像のRGB画像信号として、通常画像処理部62から映像信号生成部66に入力される。

10

【0036】

特殊画像処理部64は、第1特殊観察モード、または第2特殊観察モード、または同時観察モードに設定されている場合に作動する。この特殊画像処理部64は、第1特殊画像を生成する第1特殊画像処理部64aと、第2特殊画像を生成する第2特殊画像処理部64bと、第1特殊画像と第2特殊画像を同時表示するための同時表示用特殊画像を生成する同時表示用画像処理部64cとを備えている。ただし、第1特殊画像処理部64aは第2特殊画像を生成しない。また、第2特殊画像処理部64bは第1特殊画像を生成しない。これら第1特殊画像処理部64a、第2特殊画像処理部64b、同時表示用画像処理部64cの詳細については、後述する。特殊画像処理部64で生成された第1特殊画像、第2特殊画像、同時表示用特殊画像のRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。

20

【0037】

映像信号生成部66は、通常画像処理部62又は特殊画像処理部64から入力されたRGB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する。この映像信号に基づいて、モニタ18は、通常画像、第1特殊画像、又は第2特殊画像をそれぞれ表示し、または第1特殊画像と第2特殊画像とを同時表示する。

【0038】

第1特殊画像処理部64aは、図4に示すように、逆ガンマ変換部70と、Log変換部71と、信号比算出部72と、極座標変換部73と、動径拡張・圧縮部74と、角度拡張・圧縮部75と、直交座標変換部76と、RGB変換部77と、構造強調部78と、逆Log変換部79と、ガンマ変換部80とを備えている。また、第1特殊画像処理部64aは、RGB変換部77と構造強調部78との間に、明るさ調整部81を備えている。なお、本発明の「第1移動処理部」は、第1特殊画像処理部64aにおける動径拡張・圧縮部74と角度拡張・圧縮部75を含む構成に対応している。

30

【0039】

逆ガンマ変換部70は、入力されたRGB画像信号に対して逆ガンマ変換を施す。この逆ガンマ変換後のRGB画像信号は、検体からの反射率に対してリニアな反射率リニアRGB信号であるため、RGB画像信号のうち、検体の各種生体情報に関連する信号が占める割合が多くなる。なお、反射率リニアR画像信号を第1R画像信号とし、反射率リニアG画像信号を第1G画像信号とし、反射率リニアB画像信号を第1B画像信号とする。

40

【0040】

Log変換部71は、第1RGB画像信号（本発明の「第1カラー画像信号」に対応する）をそれぞれLog変換する。これにより、Log変換済みのR画像信号（logR）、Log変換済みのG画像信号（logG）、Log変換済みのB画像信号（logB）が得られる。信号比算出部72は、Log変換済みのG画像信号とB画像信号に基づいて差分処理（ $\log G - \log B = \log G/B = -\log(B/G)$ ）することにより、 B/G 比を算出する。ここで、「 B/G 比」は、 $-\log(B/G)$ のうち「 $-\log$ 」を省略したものを表している。また、Log変換済み

50

のR画像信号とG画像信号に基づいて差分処理 ($\log R - \log G = \log R/G = -\log(G/R)$) することにより、 G/R 比を算出する。 G/R 比については、 B/G 比と同様、 $-\log(G/R)$ のうち「 $-\log$ 」を省略したものを表している。

【0041】

なお、 B/G 比、 G/R 比は、B画像信号、G画像信号、R画像信号において同じ位置にある画素の画素値から求める。また、 B/G 比、 G/R 比は画素毎に求める。また、 B/G 比は、血管深さ（粘膜表面から特定の血管がある位置までの距離）に相関があることから、血管深さが異なると、それに伴って B/G 比も変動する。また、 G/R 比は、血液量（ヘモグロビンインデックス）と相関があることから、血液量に変動があると、それに伴って G/R 比も変動する。

10

【0042】

極座標変換部73は、信号比算出部72で求めた B/G 比、 G/R 比を、動径 r と角度 θ に変換する。この極座標変換部73において、動径 r と角度 θ への変換は、全ての画素について行う。動径拡張・圧縮部74は、極座標変換部73で変換済みの動径 r と角度 θ に基づいて、動径 r を拡張・圧縮する第1処理を行う。角度拡張・圧縮部75は、動径拡張・圧縮部74で第1処理済みの動径 r と角度 θ に基づいて、角度 θ を拡張・圧縮する第2処理を行う。これら第1及び第2処理の詳細については後述する。

【0043】

直交座標変換部76では、角度拡張・圧縮部75で第2処理済みの角度拡張・圧縮済みの動径 r 、角度 θ を、直交座標に変換する。これにより、再度、 B/G 比、 G/R 比に変換される。RGB変換部77（本発明の「カラー画像信号変換部」に対応する）では、第1RGB画像信号のうち少なくともいずれか1つの画像信号を用いて、直交座標変換部76を経た B/G 比、 G/R 比を、第2RGB画像信号（本発明の「第2カラー画像信号」に対応する）に変換する。例えば、RGB変換部77は、第1RGB画像信号のうちG画像信号と B/G 比とに基づく演算を行うことにより、 B/G 比を第2B画像信号に変換する。また、RGB変換部77は、第1RGB画像信号のうちG画像信号と G/R 比に基づく演算を行うことにより、 G/R 比を第2R画像信号に変換する。また、RGB変換部77は、第1G画像信号については、特別な変換を施すことなく、第2G画像信号として出力する。

20

【0044】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号と第2RGB画像信号とを用いて、第2RGB画像信号の画素値を調整する。明るさ調整部81で、第2RGB画像信号の画素値を調整するのは、以下の理由による。動径拡張・圧縮部74及び角度拡張・圧縮部75で色領域を拡張・圧縮する処理により得られた第2RGB画像信号は、第1RGB画像信号と明るさが大きく変わってしまう可能性がある。そこで、明るさ調整部81で第2RGB画像信号の画素値を調整することによって、明るさ調整後の第2RGB画像信号が第1RGB画像信号と同じ明るさになるようにする。

30

【0045】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号に基づいて第1明るさ情報 Y_{in} を求める第1明るさ情報算出部81aと、第2RGB画像信号に基づいて第2明るさ情報 Y_{out} を求める第2明るさ情報算出部81bとを備えている。第1明るさ情報算出部81aは、「 $k_r \times$ 第1R画像信号の画素値 $+ k_g \times$ 第1G画像信号の画素値 $+ k_b \times$ 第1B画像信号の画素値」の演算式に従って、第1明るさ情報 Y_{in} を算出する。第2明るさ情報算出部81bにおいても、第1明るさ情報算出部81aと同様に、上記と同様の演算式に従って、第2明るさ情報 Y_{out} を算出する。第1明るさ情報 Y_{in} と第2明るさ情報 Y_{out} が求まると、明るさ調整部81は、以下の式(E1)～(E3)に基づく演算を行うことにより、第2RGB画像信号の画素値を調整する。

40

(E1) : $R^* = \text{第2R画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E2) : $G^* = \text{第2G画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E3) : $B^* = \text{第2B画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

50

なお、「 R^* 」は明るさ調整後の第2 R画像信号を、「 G^* 」は明るさ調整後の第2 G画像信号を、「 B^* 」は明るさ調整後の第2 B画像信号を表している。また、「 k_r 」、「 k_g 」、「 k_b 」は「0」～「1」の範囲にある任意の定数である。

【0046】

構造強調部78では、明るさ調整部81で明るさ調整後の第2 RGB画像信号に対して構造強調処理を施す。構造強調処理としては、周波数フィルタリングなどが用いられる。逆Log変換部79は、構造強調部78を経た第2 RGB画像信号に対して、逆Log変換を施す。これにより、真数の画素値を有する第2 RGB画像信号が得られる。ガンマ変換部80は、逆Log変換部79を経た第2 RGB画像信号に対してガンマ変換を施す。これにより、モニタ18などの出力デバイスに適した階調を有する第2 RGB画像信号が得られる。ガンマ変換部80を経たRGB画像信号は、第1特殊画像のRGB画像信号として、同時表示用画像処理部64c又は映像信号生成部66に送られる。

10

【0047】

動径拡張・圧縮部74で行われる第1処理の内容について、図5に示すような、縦軸B/G比、横軸G/R比から形成される2次元の色空間である特徴空間を用いて、以下説明する。第1処理では、特徴空間において、動径変更範囲R1内にある座標P1の動径rを変更し、動径変更範囲R1外の座標の動径は変更しない。動径変更範囲R1は、動径rが「 r_A 」から「 r_B 」の範囲内であり、且つ、角度 θ が「 θ_A 」から「 θ_B 」の範囲内である（ $r_A < r_B$ 、 $\theta_A < \theta_B$ ）。この動径変更範囲R1は、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜が分布する第2範囲を含む領域であり、正常粘膜が分布する第1範囲と、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜下に存在し、萎縮とともに透見する深層血管が分布する第3範囲とを含まないように設定されている。

20

【0048】

図6に示すように、第1処理では、動径rが「 r_p 」から「 r_B 」の範囲内においては、動径変化率が「1」よりも大きい動径変化率 V_x で動径rを変更する拡張処理を行い、動径rが「 r_A 」から「 r_p 」の範囲内においては、動径変化率が「1」よりも小さい動径変化率 V_y で動径rを変更する圧縮処理を行う。これら拡張及び圧縮処理を行うことによって、動径変更範囲R1内の動径rは、動径rよりも小さくなる動径 E_r に変更される。なお、動径変化率が「1」の場合は、動径rを変更する処理を行っても、動径rの大きさは変わらない。一方、第1処理では、動径変更範囲R1の座標の角度 θ について変更は行わない。

30

【0049】

ここで、動径変化率は、動径rと動径 E_r とを関係づける線CV1の接線を示す「直線L1」の傾きで表わされ、「 r_p 」から「 r_B 」の範囲内では直線L1の傾きは「1」よりも大きいものに対して、「 r_A 」から「 r_p 」内では直線L1の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、動径変更範囲R1外の動径rは、動径rと大きさが変わらない動径 E_r に変換される（恒等変換）。また、動径変更範囲R1外においては、直線L1の傾きは「1」になっている。

【0050】

図7(A)に示すように、第1処理前には、第1範囲（図7では「第1」と表記）、第2範囲（図7では「第2」と表記）、及び第3範囲（図7では「第3」と表記）は、それぞれ近づいているが、第1処理後には、図7(B)に示すように、第1範囲と第3範囲の座標はそのまま維持した状態で、第2範囲の座標だけ、原点を含む基準範囲に移動する。基準範囲は、第1処理後の第1及び第3範囲を含まない低彩度の範囲である。

40

【0051】

第2処理では、図8Aに示すように、縦軸がB/G比で、横軸がG/R比で形成される特徴空間において、角度変更範囲R2内にある座標P2の角度 θ を変更する一方で、角度変更範囲R2外の座標については角度 θ の変更は行わない。角度変更範囲R2は、第1範囲と第3範囲とを含まないように設定されている。なお、第2処理では、角度変更範囲R2の座標の動径rについて変更は行わない。

50

【0052】

角度変更範囲R2においては、第1範囲と第3範囲との間に、第1中心線CL1が設定されている。第1中心線CL1は角度 θ_c であり、角度変更範囲R2のうち、第2処理では、角度 θ_c 以下の角度 θ を、時計回り方向A1に回転させるのに対して、角度 θ_c 以上の角度 θ を、反時計回り方向A2に回転させる。なお、第2処理によって、角度変更範囲R2の座標を、第1中心線CL1から ± 90 度の範囲（特徴空間において、「正」の横軸を 0° とし、角度を 0° から 360° で表現した場合には、「 $270^\circ + \theta_c$ 」から「 $\theta_c + 90^\circ$ 」までの範囲P（図8B参照））内で移動させることが好ましい。なお、角度変化率が「1」の場合は、角度 θ を変更する処理を行っても、角度 θ の大きさは変わらない。

【0053】

以上の第2処理を行うことによって、図9に示すように、角度変更範囲R2内のうち、角度 θ_c 以下の角度 θ は、角度 θ よりも小さくなる角度 $E\theta$ に変更される一方で、角度 θ_c 以上の角度 θ は、角度 θ よりも大きくなる角度 $E\theta$ に変更される。その際、第1中心線CL1を含む一定の範囲R2xの角度 θ については、角度変化率が「1」よりも大きい角度変化率 W_x で変更する拡張処理を行い、範囲R2xを超える範囲R2yの角度 θ については、角度変化率が「1」よりも小さい角度変化率 W_y で変更する圧縮処理を行う。

【0054】

ここで、角度変化率は、角度 θ と角度 $E\theta$ とを関係づける線CV2の接線を示す「直線L2」の傾きで表わされ、範囲R2x内では直線L2の傾きは「1」よりも大きいのに対して、範囲R2y内では直線L2の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、角度変更範囲R2外の角度 θ は、角度 θ と大きさが変わらない角度 $E\theta$ に変換される（恒等変換）。また、角度変更範囲R2外においては、直線L2の傾きは「1」になっている。

【0055】

図10（A）に示すように、第2処理前には、第1範囲（図10では「第1」と表記）と第3範囲（図10では「第3」と表記）は、第2範囲（図10では「第2」と表記）とは離れているものの、第1範囲と第3範囲とは互いに近づいている。第2処理後には、図10（B）に示すように、第2範囲の座標は基準範囲に維持した状態で、第1範囲の座標の大部分が特徴空間の第2象限に移動する一方で、第3範囲の座標の大部分が特徴空間の第4象限に移動する。これにより、第1範囲、第2範囲、及び第3範囲の座標は、完全に離れることになる。この第2処理後に得られる第1特殊画像は、萎縮粘膜や、萎縮粘膜下で萎縮により透見しつつある深層血管などがある萎縮部と、正常粘膜がある正常部との境界が明瞭化して表示される。

【0056】

第2特殊画像処理部64bは、第1特殊画像処理部64aと同様の構成を備えている。第2特殊画像処理部64bでは、角度拡張・圧縮部75で行う処理が第1特殊画像処理部64aで行う第2処理と異なっている。それ以外については、同様の処理を行う。なお、本発明の「第2移動処理部」は、第2特殊画像処理部64bにおける動径拡張・圧縮部74と角度拡張・圧縮部75を含む構成に対応している。

【0057】

第2特殊画像処理部64bの角度拡張・圧縮部75では、第1処理後の動径 r と角度 θ に基づいて、角度 θ の変更により、第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲の座標を移動させる第3処理を行う。第3処理では、図11Aに示すように、縦軸がB/G比で、横軸がG/R比で形成される特徴空間において、角度変更範囲R3内にある座標P3の角度 θ を変更する一方で、角度変更範囲R3外の座標については角度 θ の変更は行わない。角度変更範囲R3は、第3範囲を含むようにするとともに、第1範囲を含まないように設定されている。なお、第3処理では、角度変更範囲R3の座標の動径 r について変更は行わない。

【0058】

角度変更範囲R3においては、第1範囲と第3範囲との間に、第2中心線CL2が設定

10

20

30

40

50

されている。第2中心線CL2は角度 θd であり、角度変更範囲R3のうち、角度 θd 以下の角度 θ を、時計回り方向A1に回転させる。また、第3処理によって、角度変更範囲R3の座標を、第2中心線CL2から -90 度の範囲（特徴空間において、「正」の横軸を 0° とし、角度を 0° から 360° で表現した場合には、「 $270^\circ + \theta d$ 」から「 θd 」までの範囲Q（図11B参照）内で移動させることが好ましい。なお、角度変化率が「1」の場合は、角度 θ を変更する処理を行っても、角度 θ の大きさは変わらない。

【0059】

以上の第3処理を行うことによって、図12に示すように、角度変更範囲R3内では、角度 θ は、角度 θ よりも小さくなる角度 $E\theta$ に変更される。その際、第2中心線CL2を含む一定の範囲R3xの角度 θ については、角度変化率が「1」よりも大きい角度変化率Wxで変更する拡張処理を行い、範囲R3xを超える範囲R3yの角度 θ については、角度変化率が「1」よりも小さい角度変化率Wyで変更する圧縮処理を行う。

10

【0060】

ここで、角度変化率は、角度 θ と角度 $E\theta$ とを関係づける線CV3の接線を示す「直線L3」の傾きで表わされ、範囲R3x内では直線L3の傾きは「1」よりも大きいものに対して、範囲R3y内では直線L3の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、角度変更範囲R3外の角度 θ は、角度 θ と大きさが変わらない角度 $E\theta$ に変換される（恒等変換）。また、角度変更範囲R3外においては、直線L3の傾きは「1」になっている。

【0061】

20

図13（A）に示すように、第3処理前では、第1範囲（図13では「第1」と表記）と第3範囲（図13では「第3」と表記）は、第2範囲（図13では「第2」と表記）とは離れているものの、第1範囲と第3範囲とは互いに近づいている。第3処理後では、図13（B）に示すように、第2範囲の座標を基準範囲に維持しつつ、第1範囲の座標を変更することなく維持した状態で、第3範囲の座標の大部分が特徴空間の第4象限に移動する。この第3範囲の座標の第1象限から第4象限への移動は、第2特殊画像上で、彩度を維持したまま色相を変化させることに相当する。これにより、第1範囲、第2範囲、及び第3範囲の座標は、完全に離れることになる。

【0062】

第3処理後に得られる第2特殊画像は、正常部の色は維持して表示される一方で、萎縮性胃炎が生じた萎縮部のうち、萎縮粘膜は退色調で表示される。また、第2特殊画像上では、萎縮粘膜下で萎縮により透見しつつある深層血管の色が赤からマゼンタなどの色に変化することで明瞭に表示することができる。したがって、第2特殊画像は萎縮性胃炎が生じたときの本来の色で表示されるため、正常部と萎縮部との色の違いが明確となっている。

30

【0063】

同時表示用画像処理部64cは、第1特殊画像処理部64aと第2特殊画像処理部64bで生成された第1特殊画像と第2特殊画像に基づいて、同時表示用特殊画像を生成する。モニタ18は、図14に示すように、同時表示用特殊画像に基づいて、一方側に第1特殊画像を表示し、他方側に第2特殊画像を表示する。第1特殊画像は、正常部と萎縮部との境界が極めて明瞭であるため、萎縮部の位置などを把握することを容易にする画像であるものの、正常部が本来の胃の粘膜の色でない疑似カラーで表示されるため、ドクターにとって違和感のある画像となっている。一方、第2特殊画像は、第1特殊画像と比較すると、正常部と萎縮部との境界はある程度明瞭であって、かつ正常部の色が本来の胃の色で表示されるため、ドクターにとって違和感がない画像となっている。これら2つの第1特殊画像と第2特殊画像を同時に表示することで、正常部の色を把握しつつ、正常部と萎縮部の境界を検出することができるようになる。

40

【0064】

次に、本発明の一連の流れについて、図15のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにセットし、内視鏡12の挿入部12aを検体内に挿入する。挿入部1

50

2 aの先端部1 2 dが胃に到達したら、モード切替SW 1 3 aを操作して、通常観察モードから第1、第2特殊観察モードに切り替える。なお、第1特殊画像と第2特殊画像の両方を観察しながら萎縮性胃炎の診断を行う場合には、同時観察モードに切り替える。

【0065】

第1、第2特殊観察モードに切り替えた後に得られるRGB画像信号に基づいて、信号比算出部7 2により、B/G比、G/R比を算出する。次に、この算出したB/G比、G/R比を、極座標変換により、動径r、角度θに変換する。

【0066】

次に、第1特殊観察モードに設定されている場合には、B/G比、G/R比で形成される特徴空間において、正常粘膜が分布する第1範囲の座標と、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜下に存在し、萎縮とともに透見する深層血管が分布する第3範囲の座標を維持した状態で、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜が分布する第2範囲を基準範囲に移動させる第1処理を行う。この第1処理の後に、第1範囲の座標と第3範囲の座標を、互いに離れるように移動させる第2処理を行う。第1処理及び第2処理後のB/G比、G/R比に基づいて、第1特殊画像を生成する。この第1特殊画像はモニタ1 8に表示される。

10

【0067】

一方、第2特殊観察モードに設定されている場合には、B/G比、G/R比で形成される特徴空間において、上記と同様の第1処理を行う。この第1処理の後に、第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲の座標を移動させる第3処理を行う。第1処理及び第3処理後のB/G比、G/R比に基づいて、第2特殊画像を生成する。この第2特殊画像はモニタ1 8に表示される。

20

【0068】

なお、同時観察モードは第1特殊画像と第2特殊画像との同時表示に限らず、例えば第1特殊画像と通常画像の同時表示でもよい。また第2特殊画像と通常画像の同時表示でもよい。その場合には通常画像処理部6 2と特殊画像処理部6 4の各々で表示画像を生成し、映像信号生成部6 6を経てモニタ1 8で表示される。

【0069】

また、同時観察モードでは、第1特殊画像と、第1～第3処理のいずれの処理も行わない第3特殊画像とを同時表示するようにしてもよい。この第3特殊画像は、特殊画像処理部6 4に設けられた第3特殊画像処理部（図示しない）で生成される。この場合の第3特殊画像処理部は、第1、第2特殊画像処理部6 4 a、6 4 bと異なり、第1～第3処理に必要な極座標変換部7 3と、動径拡張・圧縮部7 4と、角度拡張・圧縮部7 5と、直交座標変換部7 6と、RGB変換部7 7を備えていない。それ以外は、第1、第2特殊画像処理部6 4 a、6 4 bと同様である。なお、第3特殊画像を生成する際は、紫色光Vの光強度を、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光強度よりも大きくして各色の光を発光することが好ましい。このような発光条件の元で得られた第3特殊画像は、画像全体が明るい状態を維持した状態で、表層血管が強調されて表示される画像となっている。

30

【0070】

[第2実施形態]

第2実施形態では、第1実施形態で示した4色のLED 2 0 a～2 0 d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。

40

【0071】

図1 6に示すように、第2実施形態の内視鏡システム1 0 0では、光源装置1 4において、4色のLED 2 0 a～2 0 dの代わりに、中心波長4 4 5 ± 1 0 nmの青色レーザ光を発する青色レーザ光源（図1 6では「4 4 5 LD」と表記）1 0 4と、中心波長4 0 5 ± 1 0 nmの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（図1 6では「4 0 5 LD」と表記）1 0 6とが設けられている。これら各光源1 0 4、1 0 6の半導体発光素子からの発光は、光源制御部1 0 8により個別に制御されており、青色レーザ光源1 0 4の出射光と、青紫色レーザ光源1 0 6の出射光の光量比は変更自在になっている。

50

【0072】

光源制御部108は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源104を駆動させる。これに対して、第1又は第2特殊観察モード、又は同時観察モードの場合には、青色レーザ光源104と青紫色レーザ光源106の両方を駆動させるとともに、青色レーザ光の発光強度を青紫色レーザ光の発光強度よりも大きくなるように制御している。以上の各光源104、106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。

【0073】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は±10nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源104及び青紫色レーザ光源106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。

【0074】

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110が設けられている。蛍光体110に、青色レーザ光が照射されることで、蛍光体110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110を透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体110を励起させることなく透過する。蛍光体110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。

【0075】

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110に入射するため、図17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110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、第1又は第2特殊観察モード、又は同時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110に入射するため、図18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110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。

【0076】

なお、蛍光体110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、半導体発光素子を蛍光体110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。

【0077】

[第3実施形態]

第3実施形態では、第1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。

【0078】

図19に示すように、第3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に代えて、広帯域光源202、回転フィルタ204、フィルタ切替部205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206が設けられている。

【0079】

広帯域光源202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204は、内側に設けられた通常観察モード用フィル

10

20

30

40

50

タ 208 と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ 209 とを備えている（図 20 参照）。フィルタ切替部 205 は、回転フィルタ 204 を径方向に移動させるものであり、モード切替 SW 13a 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 204 の通常観察モード用フィルタ 208 を白色光の光路に挿入し、第 1 又は第 2 特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ 204 の特殊観察モード用フィルタ 209 を白色光の光路に挿入する。

【0080】

図 20 に示すように、通常観察モード用フィルタ 208 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 208a、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 208b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 208c 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 204 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。

10

【0081】

特殊観察モード用フィルタ 209 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 209a と、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 209b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 209c 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 204 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。

【0082】

内視鏡システム 200 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 206 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 の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。

20

【0083】

一方、第 1 又は第 2 特殊観察モード、又は同時観察モード時には、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 206 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、第 1 又は第 2 特殊画像の生成が行われる。第 1 又は第 2 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第 1 又は第 2 特殊画像の生成が行われる。

30

【0084】

[第 4 実施形態]

第 4 実施形態では、挿入型の内視鏡 12 及び光源装置 14 に代えて、飲み込み式のカプセル内視鏡を用いて、通常画像、第 1 又は第 2 特殊画像の生成に必要な RGB 画像信号を取得する。

【0085】

図 21 に示すように、第 4 実施形態のカプセル内視鏡システム 300 は、カプセル内視鏡 302 と、送受信アンテナ 304 と、カプセル用受信装置 306 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 を備えている。カプセル内視鏡 302 は、LED 302a と、撮像センサ 302b と、画像処理部 302c と、送信アンテナ 302d とを備えている。なお、プロセッサ装置 16 は第 1 実施形態と同様であるが、第 4 実施形態では、通常観察モード、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モードに切り替えるためのモード切替 SW 308 が新たに設けられている。

40

【0086】

LED 302a は、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡 302 内に複数設けられている。ここで、LED 302a としては、青色光源と、この青色光源からの光を波長変換して蛍光を発する蛍光体とを備える白色 LED などを用いることが好ましい。LED に代えて、LD (Laser Diode) を用いてもよい。LED 302a から発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

50

【0087】

撮像センサ302bはカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、RGBの画像信号を出力する。ここで、撮像センサ302bとしては、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ302bから出力されたRGB画像信号は、画像処理部302cで、送信アンテナ302dで送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部302cを経たRGB画像信号は、送信アンテナ302dから、無線で送受信アンテナ304に送信される。

【0088】

送受信アンテナ304は被検者の体に貼り付けられており、送信アンテナ302dからのRGB画像信号を受信する。送受信アンテナ304は、受信したRGB画像信号を、無線でカプセル用受信装置306に送信する。カプセル用受信装置306はプロセッサ装置16の受信部53と接続されており、送受信アンテナ304からのRGB画像信号を受信部53に送信する。

【0089】

なお、上記実施形態では、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図22に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光Vsについては、中心波長410～420nmで、図3の紫色光Vよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光Bsについては、中心波長445～460nmで、図3の青色光Bよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【0090】

なお、上記実施形態では、B/G比、G/R比を極座標変換で動径r、角度θに変換し、変換後の動径r、角度θに基づいて第1及び第2処理、又は第1処理及び第3処理を行い、その後に、再度、B/G比、G/R比に戻したが、図23に示すように、二次元LUT400を用いて、B/G比、G/R比から、極座標変換等することなく、直接、第1又は第2処理済みの、又は第1及び第3処理済みのB/G比、G/R比に変換してもよい。

【0091】

なお、二次元LUT400には、B/G比、G/R比と、このB/G比、G/R比に基づく第1及び第2処理（又は第1処理及び第3処理）を行って得られる第1及び第2処理済み（又は第1処理及び第3処理済み）のB/G比、G/R比とが対応付けて記憶されている。また、逆ガンマ変換部70から出力された第1RGB画像信号は二次元LUT400に入力される。もしくは、上記実施形態と同様に、RGB変換部77に第1RGB画像信号を入力するようにしてもよい。

【0092】

なお、上記実施形態では、第2処理で角度θを変更して、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしているが、その他の方法で、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよい。例えば、動径rを変更して第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよく、また、動径rと角度θの両方を変更して、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよい。また、第3処理では、第3範囲の座標を維持して、第1範囲の座標が移動するように処理してもよい。

【0093】

なお、上記実施形態では、第1RGB画像信号からB/G比、G/R比を求め、この求めたB/G比、G/R比により特徴空間を形成しているが、第1B画像信号が、波長帯域が狭い狭帯域光（例えば、半値幅が20nmの範囲内の光）から得られる狭帯域信号である場合には、波長帯域が広帯域光（例えば、半値幅が20nmの範囲を超える光）から得られる広帯域信号の場合と比較して、特徴空間上での第1範囲と第2範囲との差、及び第1範囲と第3範囲との差が大きくなっている。ここで、狭帯域光としては、第1実施形態の「紫色光V」、「青色光B」が含まれ、第2実施形態の「青色レーザ光」又は「青紫色レーザ光」が含まれ、第3実施形態の「青色狭帯域光」が含まれ、第4実施形態の「青色光源

の光」が含まれる。

【0094】

図24では、「X_n」は第1B画像信号が狭帯域信号である場合の第2範囲を示しており、「X_b」は第1B画像信号が広帯域信号である場合の第2範囲を示している。「X_n」と「X_b」とを比較すると、「X_n」は特徴空間上で「X_b」の下方に位置する。また、「Y_n」は第1B画像信号が狭帯域信号である場合の第3範囲を示しており、「Y_b」は第1B画像信号が広帯域信号である場合の第3範囲を示している。「Y_n」と「Y_b」とを比較すると、「Y_n」は特徴空間上で「Y_b」の下方に位置する。

【0095】

図24に示すように、「X_n」の平均値A_{Xn}と第1範囲の平均値A_{R1}との差D_{12n}は、「X_b」の平均値A_{Xb}と第1範囲の平均値A_{R1}との差D_{12b}よりも大きくなっており、「Y_n」の平均値A_{Yn}と第1範囲の平均値A_{R1}との差D_{13n}は、「Y_b」の平均値A_{Yb}と第1範囲A_{R1}との差D_{13b}よりも大きくなっている。以上のように、第1B画像信号が狭帯域信号の場合であれば、第1範囲と第2及び第3範囲との差が、これらを拡張・圧縮する処理を行う前に既に大きく付いている。このような状態の第1～第3範囲に対して拡張・圧縮する処理を行うことで、正常部と萎縮部との違いを更に明確に表示できるようになる。

【0096】

なお、第1G画像信号を狭帯域信号にすることで、上記と同様に、第1範囲と第2範囲との差及び第1範囲と第3範囲との差を、第1G画像信号が広帯域信号の場合よりも、大きくすることができる。更には、上記のように、第1B画像信号又は第1G画像信号を狭帯域信号にすることに限らず、第1RGB画像信号のうち少なくとも1色の画像信号を狭帯域信号にすることで、第1範囲と第2範囲との差及び第1範囲と第3範囲との差を、第1RGB画像信号が全て広帯域信号の場合よりも、大きくすることができる。また、狭帯域信号については、上記のように、狭帯域光から得られる信号の他、特開2003-93336号公報に記載の分光推定処理によって得られる信号も含まれる。

【0097】

なお、本発明は、第1～第3実施形態のような内視鏡システムや第4実施形態のようなカプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。

【符号の説明】

【0098】

- 10, 100, 200 内視鏡システム
- 16 プロセッサ装置（医用画像処理装置）
- 72 信号比算出部
- 64a 第1特殊画像処理部
- 64b 第2特殊画像処理部
- 74 動径拡張・圧縮部
- 75 角度拡張・圧縮部
- 77 RGB変換部（カラー画像信号変換部）
- 81 明るさ調整部

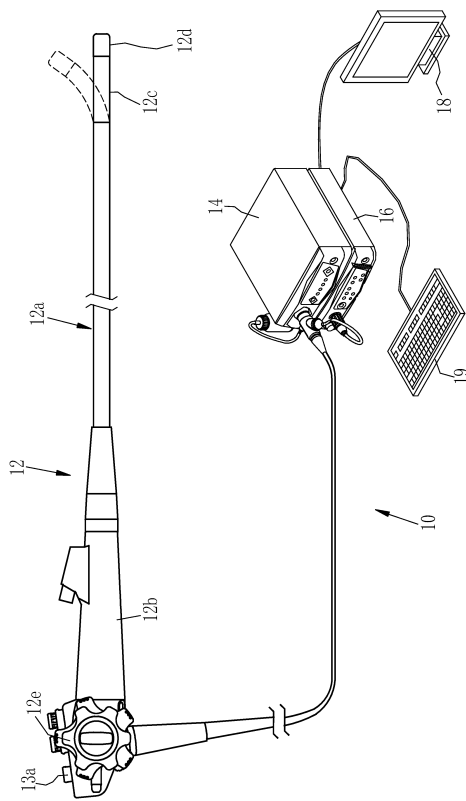
10

20

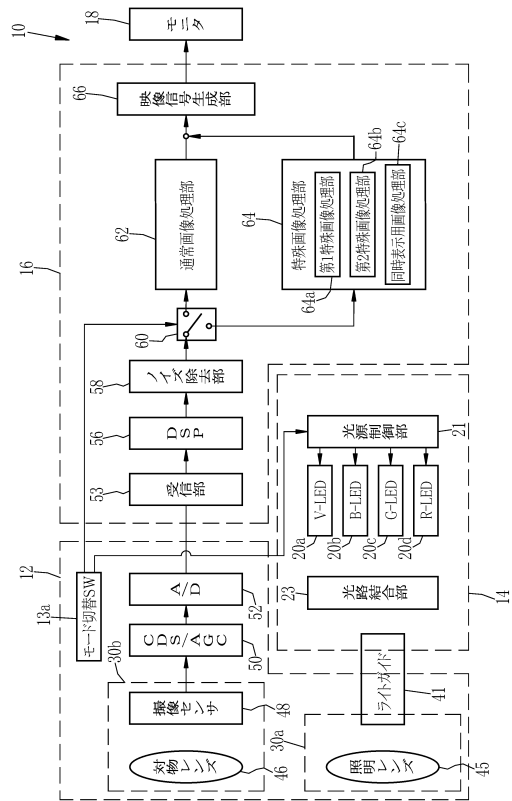
30

40

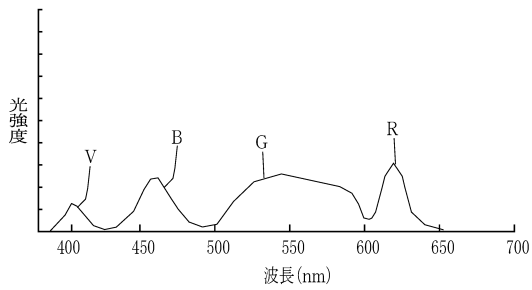
【図 1】



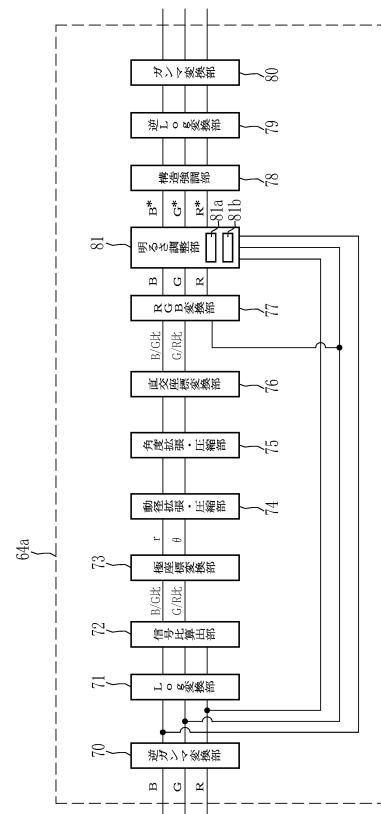
【図 2】



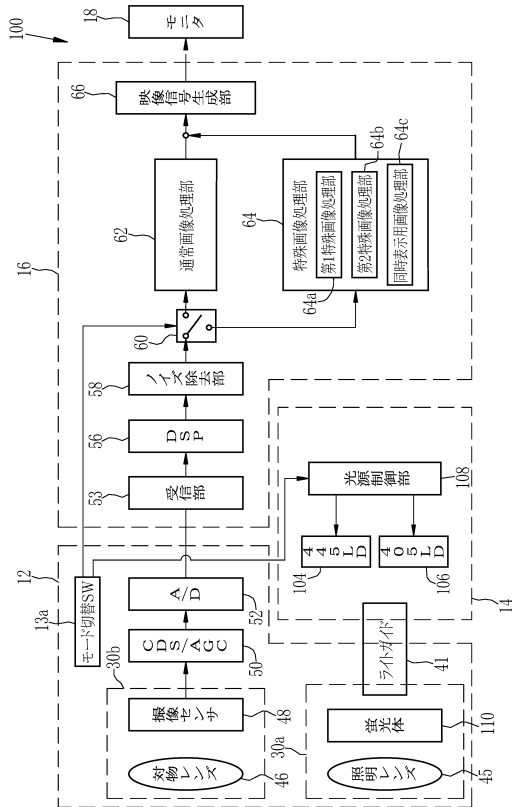
【図 3】



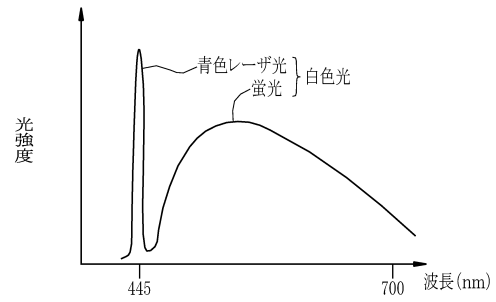
【図 4】



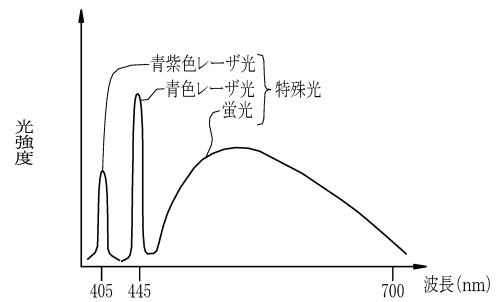
【図 16】



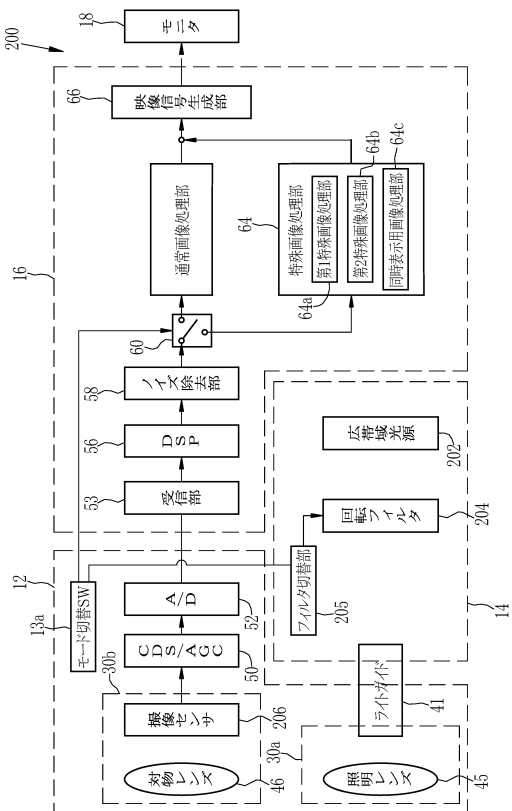
【図 17】



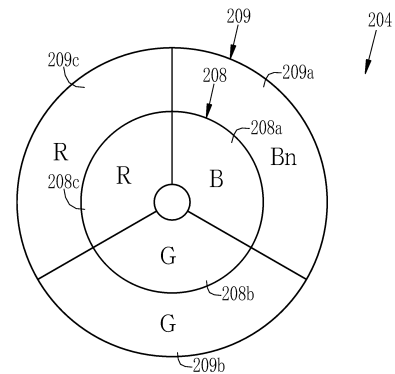
【図 18】



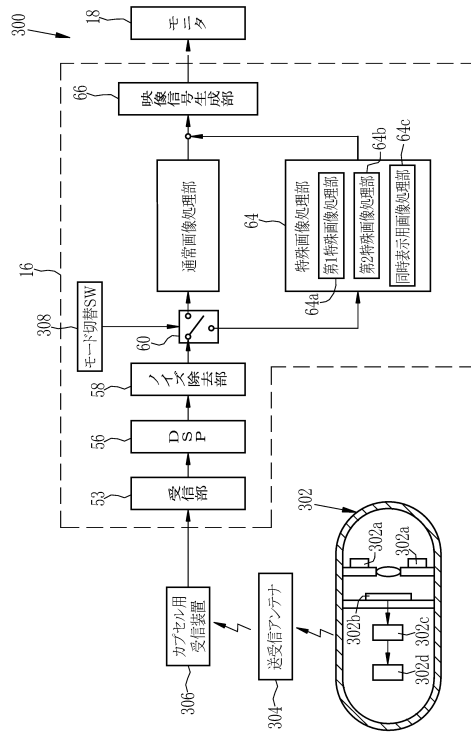
【図 19】



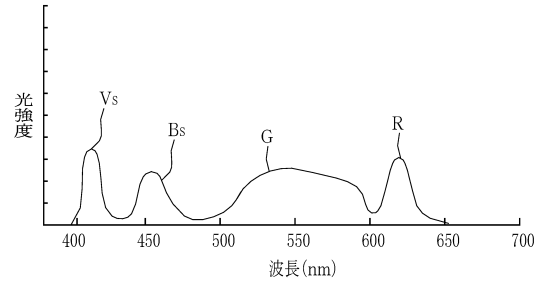
【図 20】



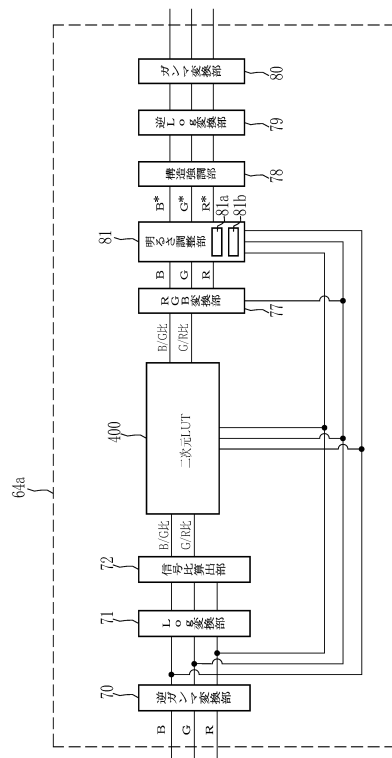
【図 2 1】



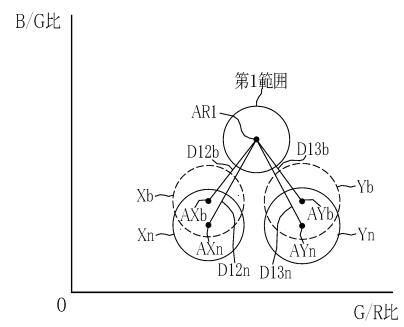
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1/00-1/32

H 04 N 7/18

专利名称(译)	医学图像处理设备，其操作方法，内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6150318B2	公开(公告)日	2017-06-21
申请号	JP2016511452	申请日	2015-02-26
[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	蔵本昌之		
发明人	蔵本 昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	G06T7/0014 A61B1/00009 A61B1/041 A61B5/073 A61B5/1032 A61B5/4222 A61B5/4238 A61B2576 /02 G02B23/24 G06K9/4652 G06K9/6203 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/90 G06T2207/10068 G06T2207/30096 G06T2207/30101 H04N5/23293 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.320.B G02B23/24.B H04N7/18.M		
优先权	2014074273 2014-03-31 JP 2014133388 2014-06-27 JP		
其他公开文献	JPWO2015151663A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种医用图像处理装置，其操作方法，内窥镜系统，其生成强调胃粘膜萎缩的萎缩部位等异常部位与正常部位之间的颜色差异的图像。 输入RGB图像信号。B / G比由B图像信号和G图像信号确定，并且G / R比由G图像信号和R图像信号确定。在由B / G比和G / R比形成的特征空间中，处理第二范围的坐标以移动到包括原点的参考范围，同时保持第一和第三范围的坐标执行第一个过程。为了将第一范围的坐标和第三范围的坐标彼此分开，执行第二处理以移动第一范围的坐标和第三范围的坐标。在第一和第二过程之后，基于B / G比和G / R比生成第一特殊图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6150318号 (P6150318)
(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)	(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017. 6. 2)	
(51) Int. Cl. F I A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/04 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01) H 0 4 N 7/18 (2006.01)		
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D A 6 1 B 1/04 3 7 0 A 6 1 B 1/00 3 2 0 B G 0 2 B 23/24 B H 0 4 N 7/18 M		
請求項の数 12 (全 23 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-511452 (P2016-511452) (86) (22) 出願日 平成27年2月26日 (2015. 2. 26) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055537 (87) 国際公開番号 W02015/151663 (87) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8) 審査請求日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16) (31) 優先権主張番号 特願2014-74273 (P2014-74273) (32) 優先日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31) (33) 優先権主張国 日本国 (JP) (31) 優先権主張番号 特願2014-133388 (P2014-133388) (32) 優先日 平成26年6月27日 (2014. 6. 27) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(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 蔵本 昌之 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 増岡 俊仁 (56) 参考文献 特開2007-307395 (JP, A))	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びその操作方法並びに内視鏡システム		