

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6121368号
(P6121368)

(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)

(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 5 1 0

請求項の数 20 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2014-133390 (P2014-133390)
 (22) 出願日 平成26年6月27日 (2014. 6. 27)
 (65) 公開番号 特開2016-10506 (P2016-10506A)
 (43) 公開日 平成28年1月21日 (2016. 1. 21)
 審査請求日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (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
 (72) 発明者 杉崎 誠
 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 井上 香緒梨

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カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、
 前記複数の色情報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の範囲の座標を、前記特徴空間内に定める低彩
 度の基準範囲に移動するように処理し、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】

前記特徴空間は、前記複数の色情報である色差信号C_r、C_bで形成されるC_bC_r空間、又は、前記複数の色情報であるCIE L_ab空間の色味の要素a^{*}、b^{*}で形成されるa^{*}b^{*}空間のいずれかである請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記第1移動処理部は、前記特徴空間において、前記第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、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、且つ、前記第2範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、前記第1範囲の座標の角度と前記第3範囲の座標の角度を変更して、前記第1範囲の座標と前記第3範囲の座標を移動させる請求項2記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

10

20

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 範囲及び第 3 範囲を含まない範囲である請求項 2 または 3 記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記複数の色情報は色相 H と彩度 S であり、前記特徴空間は前記色相 H と前記彩度 S で形成される H S 空間である請求項 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 1 移動処理部は、前記 H S 空間において、前記第 1 及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、前記第 2 範囲の座標を彩度方向に移動して、前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に移動させ、且つ前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、前記第 1 範囲の座標と前記第 3 範囲の座標とを色相方向に移動させる請求項 5 記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 7】

前記基準範囲は、前記 H S 空間の原点を含み、且つ、前記第 1 範囲及び第 3 範囲を含まない範囲である請求項 5 または 6 記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記第 1 移動処理部は、前記第 2 の範囲の座標を前記基準範囲に移動させる処理を行った後は、前記第 2 の範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、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請求項 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

20

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 カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、

前記複数の色情報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 の範囲の座標を、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し、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 1 移動処理部と、

前記特徴空間において、前記第 1 及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に移動するように処理し、前記第 1 範囲の座標を維持し、且つ前記第 3 範囲の座標を移動するように処理する第 2 移動処理部を備える医用画像処理装置。

【請求項 10】

30

前記特徴空間は、前記複数の色情報である色差信号 C_r 、 C_b で形成される $C_b C_r$ 空間、又は、前記複数の色情報である $CIE\ L a b$ 空間の色味の要素 a^* 、 b^* で形成される $a b$ 空間のいずれかである請求項 9 記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 2 移動処理部は、前記特徴空間において、前記第 1 及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、前記第 2 範囲の座標の動径を変更して、前記第 2 範囲を前記基準範囲に平行移動させ、且つ、前記第 1 範囲の座標を維持し、前記第 2 範囲を前記基準範囲に維持した状態で、前記第 3 範囲の座標の角度を変更して、前記第 3 範囲を移動させる請求項 10 記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

40

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 範囲及び第 3 範囲を含まない範囲である請求項 10 または 11 記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

前記複数の色情報は色相 H と彩度 S であり、前記特徴空間は前記色相と前記彩度で形成される H S 空間である請求項 9 記載の医用画像処理装置。

【請求項 14】

前記第 2 移動処理部は、前記 H S 空間において、前記第 1 及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、前記第 2 範囲の座標を彩度方向に移動して、前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に移動させ、且つ、前記第 1 範囲の座標を維持し、前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、前記第 3 範囲の座標を色相方向に移動させる請求項 13 記載の医用画

50

像処理装置。

【請求項 15】

前記基準範囲は、前記HS空間の原点を含み、且つ、前記第1範囲及び第3範囲を含まない範囲である請求項13または14記載の医用画像処理装置。

【請求項 16】

前記第1移動処理部は、前記第2の範囲の座標を前記基準範囲に移動させる処理を行った後は、前記第2の範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、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し、

前記第2移動処理部は、前記第2の範囲の座標を前記基準範囲に移動させる処理を行った後は、前記第2の範囲の座標を前記基準範囲に維持した状態で、前記第3範囲の座標を移動するように処理する請求項9記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 17】

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カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、

前記複数の色情報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の範囲の座標を、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し、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1移動処理部と、

前記第1移動処理部で処理後の複数の色情報を第2カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、

20

前記第1カラー画像信号から得られる第1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医用画像処理装置。

【請求項 18】

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17いずれか1項記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 19】

請求項9記載の医用画像処理装置と、

前記第1移動処理部で処理後の複数の色情報から得られる第1特殊画像と前記第2移動処理部で処理後の複数の色情報から得られる第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 20】

画像信号入力部が、第1カラー画像信号を入力処理するステップと、

色情報取得部が、前記第1カラー画像信号から複数の色情報を取得するステップと、

第1移動処理部が、前記複数の色情報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の範囲の座標を、前記特徴空間内に定める低彩度の基準範囲に移動するように処理し、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ステップと、を有する医用画像処理装置の作動方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

50

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。

【 0 0 0 3 】

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がかりに、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。

10

【 0 0 0 4 】

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】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特許 3 2 2 8 6 2 7 号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

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 N P O 法人 日本胃がん予知・診断・治療研究機構が推奨する A B C 検診がある）。

【 0 0 0 7 】

ここで、萎縮が高度に進んだ場合（例えば、A B C 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、A B C 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。

30

【 0 0 0 8 】

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。

40

【 0 0 0 9 】

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】

【 0 0 1 0 】

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 カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、複数の色情報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 の範囲の座標を、特徴空間内に定める低彩度の基準範囲に移動するよう

50

に処理し、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1移動処理部と、を備える。

【0011】

特徴空間は、複数の色情報である色差信号 C_r 、 C_b で形成される $C_b C_r$ 空間、又は、複数の色情報である $CIE\ L a b$ 空間の色味の要素 a^* 、 b^* で形成される $a b$ 空間のいずれかであることが好ましい。第1移動処理部は、特徴空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、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、且つ、第2範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第1範囲の座標の角度と第3範囲の座標の角度を変更して、第1範囲の座標と第3範囲の座標を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

10

【0012】

複数の色情報は色相 H と彩度 S であり、特徴空間は色相 H と彩度 S で形成される HS 空間であることが好ましい。第1移動処理部は、 HS 空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、第2範囲の座標を彩度方向に移動して、第2範囲の座標を基準範囲に移動させ、且つ第2範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第1範囲の座標と第3範囲の座標とを色相方向に移動させることが好ましい。基準範囲は、 HS 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。第1移動処理部は、第2の範囲の座標を基準範囲に移動させる処理を行った後は、第2の範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、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ことが好ましい。

20

【0013】

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カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、複数の色情報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の範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理し、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1移動処理部と、特徴空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、第2範囲の座標を前記基準範囲に移動するように処理し、第1範囲の座標を維持し、且つ第3範囲の座標を移動するように処理する第2移動処理部を備える。

30

【0014】

特徴空間は、複数の色情報である色差信号 C_r 、 C_b で形成される $C_b C_r$ 空間、又は、複数の色情報である $CIE\ L a b$ 空間の色味の要素 a^* 、 b^* で形成される $a b$ 空間のいずれかであることが好ましい。第2移動処理部は、特徴空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、第2範囲の座標の動径を変更して、第2範囲を基準範囲に移動させ、且つ、第1範囲の座標を維持し、第2範囲を基準範囲に維持した状態で、第3範囲の座標の角度を変更して、第3範囲を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。

【0015】

複数の色情報は色相 H と彩度 S であり、特徴空間は色相と彩度で形成される HS 空間であることが好ましい。第2移動処理部は、 HS 空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、第2範囲の座標を彩度方向に移動して、第2範囲の座標を基準範囲に移動させ、且つ、第1範囲の座標を維持し、第2範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第3範囲の座標を色相方向に移動させることが好ましい。基準範囲は、 HS 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。第1移動処理部は、第2の範囲の座標を基準範囲に移動させる処理を行った後は、第2の範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、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し、第2移動処理部は、第2の範囲の座標を基準範囲に移動させる処理を行った後は、第2の範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第3範囲の座標を移動するように処理することが好ましい。

40

50

【 0 0 1 6 】

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 カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、複数の色情報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 の範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理し、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 1 移動処理部と、第 1 移動処理部で処理後の複数の色情報を第 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。カラー画像信号変換部は、第 2 移動処理部で処理後の複数の色情報を第 2 カラー画像信号に変換し、明るさ調整部は、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ことが好ましい。

10

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

20

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 移動処理部で処理後の複数の色情報から得られる第 1 特殊画像と第 2 移動処理部で処理後の複数の色情報から得られる第 2 特殊画像を表示する表示部と、を備える。

【 0 0 1 9 】

本発明の医用画像処理装置の作動方法は、画像信号入力部が、第 1 カラー画像信号を入力処理するステップと、色情報取得部が、第 1 カラー画像信号から複数の色情報を取得するステップと、第 1 移動処理部が、複数の色情報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 の範囲の座標を、特徴空間内に定める低彩度の基準範囲に移動するように処理し、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ステップと、を有する。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

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 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの外観図である。

【 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。

40

【 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。

【 図 5 】 第 1 処理を示す説明図である。

【 図 6 】 動径 r と動径 E_r との関係を示すグラフである。

【 図 7 A 】 信号比空間用の第 1 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【 図 7 B 】 特徴空間が a^* 、 b^* である場合の第 1 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【 図 8 A 】 信号比空間用の第 2 処理を示す説明図である。

【 図 8 B 】 角度変更範囲 R_2 内の角度 θ の移動範囲を示すグラフである。

【 図 9 】 角度 θ と信号比空間用の第 2 処理後の角度 E_θ との関係を示すグラフである。

【 図 10 A 】 信号比空間用の第 2 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

50

【図 1 0 B】特徴空間が a^* 、 b^* である場合の第 2 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図 1 1 A】信号比空間用の第 3 処理を示す説明図である。

【図 1 1 B】角度変更範囲 R_3 内の角度 θ の移動範囲を示すグラフである。

【図 1 2】角度 θ と信号比空間用の第 3 処理後の角度 E_θ との関係を示すグラフである。

【図 1 3 A】信号比空間用の第 3 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図 1 3 B】特徴空間が a^* 、 b^* である場合の第 3 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【図 1 4】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 1 5】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 1 6 A】特徴空間が C_r 、 C_b である場合に用いる第 1 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 1 6 B】特徴空間（縦軸： C_b 、横軸： C_r ）における第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲の位置関係を示す説明図である。

【図 1 7】特徴空間が C_r 、 C_b である場合の第 1 処理を示す説明図である。

【図 1 8】特徴空間が C_r 、 C_b である場合の第 2 処理を示す説明図である。

【図 1 9】特徴空間が C_r 、 C_b である場合の第 3 処理を示す説明図である。

【図 2 0 A】特徴空間が H （色相）、 S （彩度）である場合に用いる第 1 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 2 0 B】特徴空間（縦軸：彩度 S 、横軸：色相 H ）における第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲の位置関係を示す説明図である。

【図 2 1】特徴空間が H （色相）、 S （彩度）である場合の第 1 処理を示す説明図である。

【図 2 2】特徴空間が H （色相）、 S （彩度）である場合の第 2 処理を示す説明図である。

【図 2 3】特徴空間が H （色相）、 S （彩度）である場合の第 3 処理を示す説明図である。

【図 2 4】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 2 5】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 6】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 7】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 2 8】回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 9】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 3 0】図 3 とは異なる紫色光 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 3 1】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 3 2】第 1 B 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 1 B 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。

【図 3 3】第 1 B 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 範囲の位置を示す説明図である。

【図 3 4】第 1 B 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。

【図 3 5】第 1 B 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。

【図 3 6】第 1 B 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。

【図 3 7】第 1 B 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。

【図 3 8】第 1 B 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。

【図 3 9】第 1 B 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。

【図 3 10】第 1 B 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。

【図 3 11】第 1 B 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。

【図 3 12】第 1 B 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。

【図 3 13】第 1 B 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。

【図 3 14】第 1 B 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。

【図 3 15】第 1 B 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。

【図 3 16】第 1 B 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。

【図 3 17】第 1 B 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。

【図 3 18】第 1 B 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。

【図 3 19】第 1 B 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。

【図 3 20】第 1 B 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。

【図 3 21】第 1 B 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。

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 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（表示部）と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d 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 は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向け

10

20

30

40

50

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。

10

【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、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。

【0025】

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LED 20a~20dの駆動を制御する光源制御部21、及び4色のLED 20a~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。

20

【0026】

図3に示すように、V-LED 20aは、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲380~420 nmの紫色光Vを発生する。B-LED 20bは、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲420~500 nmの青色光Bを発生する。G-LED 20cは、波長範囲が480~600 nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED 20dは、中心波長620~630 nmで、波長範囲が600~650 nmに及ぶ赤色光Rを発生する。

30

【0027】

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-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、及びR-LED 20d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LED 20a~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LED 20a~20dを制御する。

40

【0028】

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。

【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

50

る。照明光学系 30 a 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 30 b 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。

【0030】

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、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (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 R G B 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 R G B 撮像センサである。

10

【0031】

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、C M Y G 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、CMY の 4 色の画像信号を R G B 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。

20

【0032】

撮像センサ 48 から出力される画像信号は、C D S ・ A G C 回路 50 に送信される。C D S ・ A G C 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 (C D S (Correlated Double Sampling)) や自動利得制御 (A G C (Auto Gain Control)) を行う。C D S ・ A G C 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。

【0033】

プロセッサ装置 16 は、受信部 53 と、D S P (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 R G B 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

【0034】

D S P 56 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 R G B 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 R G B 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 R G B 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 R G B 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 R G B 各色の信号を有するようになる。

40

【0035】

ノイズ除去部 58 は、D S P 56 でガンマ補正等が施された R G B 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、R G

50

B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。

【0036】

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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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Bリニア画像信号を第1B画像信号とする。

【0042】

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 7 2 (本発明の「色情報取得部」に対応する) 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。

【 0 0 4 3 】

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

【 0 0 4 4 】

極座標変換部 7 3 は、信号比算出部 7 2 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 7 3 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 7 4 は、極座標変換部 7 3 で変換済みの動径 r と角度 θ に基づいて、動径を拡張・圧縮する信号比空間用の第 1 処理を行う。角度拡張・圧縮部 7 5 は、動径拡張・圧縮部 7 4 で信号比空間用の第 1 処理済みの動径 r と角度 θ に基づいて、角度 θ を拡張・圧縮する信号比空間用の第 2 処理を行う。これら信号比空間用の第 1 及び第 2 処理の詳細については後述する。

20

【 0 0 4 5 】

直交座標変換部 7 6 では、角度拡張・圧縮部 7 5 で信号比空間用の第 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 7 7 (本発明の「カラー画像信号変換部」に対応する) では、第 1 RGB 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 7 6 を経た B/G 比、 G/R 比を、第 2 RGB 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 7 7 は、第 1 RGB 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 2 B 画像信号に変換する。また、RGB 変換部 7 7 は、第 1 RGB 画像信号のうち G 画像信号と G/R 比とに基づく演算を行うことにより、 G/R 比を第 2 R 画像信号に変換する。また、RGB 変換部 7 7 は、第 1 G 画像信号については、特別な変換を施すことなく、第 2 G 画像信号として出力する。

30

【 0 0 4 6 】

明るさ調整部 8 1 は、第 1 RGB 画像信号と第 2 RGB 画像信号とを用いて、第 2 RGB 画像信号の画素値を調整する。明るさ調整部 8 1 で、第 2 RGB 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 7 4 及び角度拡張・圧縮部 7 5 で色領域を拡張・圧縮する処理により得られた第 2 RGB 画像信号は、第 1 RGB 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 8 1 で第 2 RGB 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 2 RGB 画像信号が第 1 RGB 画像信号と同じ明るさになるようにする。

40

【 0 0 4 7 】

明るさ調整部 8 1 は、第 1 RGB 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 8 1 a と、第 2 RGB 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 8 1 b とを備えている。第 1 明るさ情報算出部 8 1 a は、「 $k_r \times$ 第 1 R 画像信号の画素値 + $k_g \times$ 第 1 G 画像信号の画素値 + $k_b \times$ 第 1 B 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 8 1 b においても、第 1 明るさ情報算出部 8 1 a 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} が求めると、明るさ調整部 8 1 は、以下の式 (E 1) ~ (E 3) に基づく演算を行うことにより、第 2 RGB

50

画像信号の画素値を調整する。

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

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

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

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。

【0048】

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。

【0049】

動径拡張・圧縮部74で行われる信号比空間用の第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（信号比空間）を用いて、以下説明する。信号比空間用の第1処理では、信号比空間において、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。

【0050】

なお、信号比空間用の第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。また、信号比空間用の第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とが好ましい。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。

【0051】

以上の信号比空間用の第1処理を行うことによって、図6に示すように、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。また、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。

【0052】

図7A(A)に示すように、信号比空間用の第1処理前には、第1範囲（図7Aでは「第1」と表記。以下同様。）、第2範囲（図7Aでは「第2」と表記。以下同様。）、及び第3範囲（図7Aでは「第3」と表記。以下同様。）は、それぞれ近づいているが、信号比空間用の第1処理後には、図7A(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

10

20

30

40

50

図は、信号比空間用の第1処理後の第1範囲及び第3範囲を含まない低彩度の範囲である。

【0053】

なお、第1RGB画像信号をLab変換部（図示しない（本発明の「色情報取得部」に対応する））でLab変換して得られる a^* 、 b^* （色情報であるCIE Lab空間の色味の要素 a^* 、 b^* を表す。以下同様。）から形成される特徴空間（ab空間）の場合にも、図7Bに示すように、ab空間用の第1処理により、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。ここで、図7B（A）はab空間用の第1処理前の第1～第3範囲の分布を、図7B（B）はab空間用の第1処理後の第1～第3範囲の分布を表している。

10

【0054】

信号比空間用の第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比で形成される信号比空間において、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範囲とを含むように設定されている。なお、信号比空間用の第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。

【0055】

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、信号比空間用の第2処理では、角度 θ_c 以下の角度 θ を、時計回り方向に回転させるのに対して、角度 θ_c 以上の角度 θ を、反時計回り方向に回転させる。なお、第1中心線CL1から一定の範囲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Wx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Wyで変更する圧縮処理を行うことが好ましい。また、信号比空間用の第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（信号比空間において、「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。

20

【0056】

以上の信号比空間用の第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。また、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。

30

【0057】

図10A（A）に示すように、信号比空間用の第2処理前には、第1範囲（図10Aでは「第1」と表記）と第3範囲（図10Aでは「第3」と表記）は、第2範囲（図10A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。信号比空間用の第2処理後には、図10A（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信号比空間の第2象限に移動する一方で、第3範囲の座標の大部分が信号比空間の第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。この信号比空間用の第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。

40

【0058】

50

なお、特徴空間が $a\ b$ 空間の場合にも、図 10 B に示すように、 $a\ b$ 空間用の第 2 処理により、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 $a\ b$ 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 $a\ b$ 空間の第 4 象限に移動する。ここで、図 10 B (A) は $a\ b$ 空間用の第 2 処理前の第 1 ~ 第 3 範囲の分布を、図 10 B (B) は $a\ b$ 空間用の第 2 処理後の第 1 ~ 第 3 範囲の分布を表している。また、 $a\ b$ 空間用の第 1 処理及び第 2 処理後に得られる第 2 RGB 画像信号に対しては、明るさ調整部 81 で、画素値の調整を行うことが好ましい。第 2 RGB 画像信号の画素値調整方法は、上記と同様である。

【0059】

第 2 特殊画像処理部 64 b は、第 1 特殊画像処理部 64 a と同様の構成を備えている。第 2 特殊画像処理部 64 b 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 64 a で行う信号比空間用の第 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 64 b 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。

【0060】

第 2 特殊画像処理部 64 b の角度拡張・圧縮部 75 では、信号比空間用の第 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信号比空間用の第 3 処理を行う。信号比空間用の第 3 処理では、図 11 A に示すように、信号比空間において、角度変更範囲 R_3 内にある座標 P_3 の角度 θ を変更する一方で、角度変更範囲 R_3 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 R_3 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、信号比空間用の第 3 処理では、角度変更範囲 R_3 の座標の動径 r について変更は行わない。

【0061】

角度変更範囲 R_3 においては、第 1 範囲と第 3 範囲との間に、第 2 中心線 CL_2 が設定されている。第 2 中心線 CL_2 は角度 θ_d であり、角度変更範囲 R_3 のうち、角度 θ_d 以下の角度 θ を、時計回り方向に回転させる。なお、第 2 中心線 CL_2 から一定の範囲 $R_3 \times$ 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 $R_3 \times$ を超える範囲 $R_3 y$ 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ことが好ましい。また、信号比空間用の第 3 処理によって、角度変更範囲 R_3 の座標を、第 2 中心線 CL_2 から -90 度の範囲（信号比空間において、「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「 θ_d 」までの範囲 Q （図 11 B 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。

【0062】

以上の信号比空間用の第 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 R_3 内では、角度 θ は、角度 θ よりも小さくなる角度 E_θ に変更される。また、角度変化率は、角度 θ と角度 E_θ とを関係づける線 CV_3 の接線を示す「直線 L_3 」の傾きで表わされ、範囲 $R_3 \times$ 内では直線 L_3 の傾きは「1」よりも大きいものに対して、範囲 $R_3 y$ 内では直線 L_3 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 R_3 外の角度 θ は、角度 θ と大きさが変わらない角度 E_θ に変換される（恒等変換）。また、角度変更範囲 R_3 外においては、直線 L_3 の傾きは「1」になっている。

【0063】

図 13 A (A) に示すように、信号比空間用の第 3 処理前では、第 1 範囲（図 13 A では「第 1」と表記）と第 3 範囲（図 13 A では「第 3」と表記）は、第 2 範囲（図 13 A 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。信号比空間用の第 3 処理後では、図 13 A (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信号比空間の第 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

10

20

30

40

50

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。

【0064】

なお、特徴空間が a b 空間の場合にも、図13Bに示すように、 a b 空間用の第3処理により、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 a b 空間の第4象限に移動する。ここで、図13B(A)は a b 空間用の第3処理前の第1～第3範囲の分布を、図13B(B)は a b 空間用の第3処理後の第1～第3範囲の分布を表している。また、 a b 空間用の第1処理及び第3処理後に得られる第2RGB画像信号に対しては、明るさ調整部81で、画素値

10

【0065】

信号比空間用の第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。

【0066】

20

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。

30

【0067】

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12aの先端部12dが胃に到達したら、モード切替SW13a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。

【0068】

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72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。

40

【0069】

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 比で形成される信号比空間において、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信号比空間用の第1処理を行う。この信号比空間用の第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信号比空間用の第2処理を行う。信号比空間用の第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18に表示される。

50

【 0 0 7 0 】

一方、第 2 特殊観察モードに設定されている場合には、信号比空間において、上記と同様の信号比空間用の第 1 処理を行う。この信号比空間用の第 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信号比空間用の第 3 処理を行う。信号比空間用の第 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 18 に表示される。

【 0 0 7 1 】

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 62 と特殊画像処理部 64 の各々で表示画像を生成し、映像信号生成部 66 を経てモニタ 18 で表示される。

10

【 0 0 7 2 】

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 64 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 64 a、64 b と異なり、第 1 ~ 第 3 処理に必要な極座標変換部 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 を備えていない。それ以外は、第 1、第 2 特殊画像処理部 64 a、64 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。

20

【 0 0 7 3 】

なお、上記実施形態では、信号比算出部 72 で第 1 RGB 画像信号から B / G 比、 G / R 比を求め、これら B / G 比、 G / R 比から形成される信号比空間において第 1 ~ 第 3 処理を行っているが、 B / G 比、 G / R 比と異なる複数の色情報を求め、この複数の色情報から形成される特徴空間において第 1 及び 2 処理、又は第 1 及び第 3 処理を行ってもよい。

【 0 0 7 4 】

例えば、色情報として色差信号 C_r 、 C_b を求め、色差信号 C_r 、 C_b から形成される特徴空間において第 1 ~ 第 3 処理を行ってもよい。色差信号 C_r 、 C_b を用いて第 1 特殊画像の生成を行う場合には、図 16 A に示す第 1 特殊画像処理部 94 a が用いられる。第 1 特殊画像処理部 94 a は、第 1 特殊画像処理部 64 a と異なり、逆ガンマ変換部 70、Log 変換部 71、信号比算出部 72、逆 Log 変換部 79、ガンマ変換部 80 を備えていない。その代わりに、第 1 特殊画像処理部 94 a は、輝度・色差信号変換部 85 を備えている。それ以外の構成については、第 1 特殊画像処理部 94 a は第 1 特殊画像処理部 64 a と同様である。

30

【 0 0 7 5 】

輝度・色差信号変換部 85（本発明の「色情報取得部」に対応する）は、第 1 RGB 画像信号を輝度信号 Y と色差信号 C_r 、 C_b に変換する。色差信号 C_r 、 C_b への変換には周知の変換式が用いられる。色差信号 C_r 、 C_b については極座標変換部 73 に送られる。輝度信号 Y については RGB 変換部 77 と明るさ調整部 81 に送られる。RGB 変換部 77 では、直交座標変換部 76 を経た色差信号 C_r 、 C_b と輝度信号 Y を、第 2 RGB 画像信号に変換する。明るさ調整部 81 では、第 1 明るさ情報 Y_{in} として輝度信号 Y を用いるとともに、第 2 明るさ情報 Y_{out} として第 2 明るさ情報算出部 81 b で求めた第 2 明るさ情報を用いて、第 2 RGB 画像信号の画素値の調整を行う。なお、第 2 明るさ情報 Y_{out} の算出方法と第 2 RGB 画像信号の画素値の調整方法については、上記第 1 特殊画像処理部 64 a の場合と同じである。

40

【 0 0 7 6 】

第 1 特殊画像処理部 94 a では、第 1 特殊画像を生成するために、縦軸が色差信号 C_r

50

、横軸が色差信号 Cb で形成される特徴空間 ($CbCr$ 空間) 上で $CbCr$ 空間用の第 1 処理及び第 2 処理を行う。 $CbCr$ 空間上では、図 16 B に示すように、第 2 範囲は原点に一番近い位置に分布し、第 1 範囲と第 3 範囲は第 2 範囲よりも原点から遠い位置に分布している。また、第 1 範囲は横軸 Cb に近い位置に分布し、第 3 範囲は縦軸 Cr に近い位置に分布している。

【0077】

$CbCr$ 空間用の第 1 処理においては、図 17 に示すように、動径拡張・圧縮部 74 が、第 2 範囲の座標の動径を変更して、 $CbCr$ 空間上の原点を含む基準範囲に第 2 範囲の座標を移動させる。基準範囲は、 $CbCr$ 空間用の第 1 処理後の第 1 範囲及び第 3 範囲を含まない低彩度の範囲である。一方、 $CbCr$ 空間用の第 1 処理において、 $CbCr$ 空間上での第 1 範囲と第 3 範囲の座標は維持する。ここで、動径拡張・圧縮部 74 での移動方法は、信号比空間の場合と同様である。なお、図 17 において、点線の範囲は $CbCr$ 空間用の第 1 処理前の範囲を、実線の範囲は $CbCr$ 空間用の第 1 処理後の範囲を示している。この「実線の範囲」、「点線の範囲」の表記は、以下に示す図においても同様である。

10

【0078】

$CbCr$ 空間用の第 2 処理においては、図 18 に示すように、角度拡張・圧縮部 75 が、第 2 範囲を基準範囲に維持した状態で、第 1 範囲と第 3 範囲の座標を互いに離れさせるために、第 1 範囲及び第 3 範囲を移動するように処理する。この第 1 範囲及び第 3 範囲を移動させる方法は、信号比空間の場合と同様であり、角度を拡張・圧縮することにより行われる。

20

【0079】

色差信号 Cr 、 Cb を用いて第 2 特殊画像の生成を行う場合には、図 16 A の第 1 特殊画像処理部 94 a と同じ構成を持つ第 2 特殊画像処理部 (図 16 A と構成上同じであるため、図示しない) が用いられる。第 2 特殊画像処理部では、第 2 特殊画像を生成するために、 $CbCr$ 空間用の第 1 処理及び第 3 処理を行う。 $CbCr$ 空間用の第 1 処理については、第 1 特殊画像処理部 94 a の場合と同様である。

【0080】

$CbCr$ 空間用の第 3 処理においては、図 19 に示すように、角度拡張・圧縮部 75 が、第 2 範囲を基準範囲に維持するとともに、第 1 範囲の座標を維持した状態で、第 1 範囲と第 3 範囲を離れさせるために、第 3 範囲のみを移動するように処理する。この第 3 範囲を移動させる方法は、信号比空間の場合と同様であり、角度を拡張・圧縮することにより行われる。

30

【0081】

また、色情報として色相 H (Hue) と彩度 S (Saturation) を求め、色相 H と彩度 S から形成される特徴空間 (HS 空間) において第 1 ~ 第 3 処理を行ってもよい。色相 H と彩度 S を用いて第 1 特殊画像の生成を行う場合には、図 20 A に示す第 1 特殊画像処理部 96 a が用いられる。第 1 特殊画像処理部 96 a は、第 1 特殊画像処理部 64 a と異なり、逆ガンマ変換部 70、 $\log$ 変換部 71、信号比算出部 72、極座標変換部 73、角度拡張・圧縮部 75、直交座標変換部 76、及び逆 $\log$ 変換部 79、ガンマ変換部 80 を備えていない。その代わりに、第 1 特殊画像処理部 96 a は、 HSV 変換部 87 と、第 1 平行移動部 90 と、第 2 平行移動部 91 とを備えている。その他については、第 1 特殊画像処理部 96 a は、第 1 特殊画像処理部 64 a と同様である。

40

【0082】

HSV 変換部 87 (本発明の「色情報取得部」に対応する) は、第 1 RGB 画像信号を色相 H 、彩度 S 、明度 V (Value) に変換する。色相 H 、彩度 S 、明度 V への変換には周知の変換式が用いられる。色相 H 、彩度 S については第 1 平行移動部 90 に送られる。明度 V については RGB 変換部 77 に送られる。 RGB 変換部 77 では、第 2 平行移動部 91 を経た色相 H 、彩度 S と HSV 変換部 87 からの明度 V とを、第 2 RGB 画像信号に変換する。明るさ調整部 81 では、第 1 明るさ情報算出部 81 a で求めた第 1 明るさ情報 Y

50

i nと、第2明るさ情報算出部81bで求めた第2明るさ情報Y o u tを用いて、第2RGB画像信号の画素値の調整を行う。なお、第1明るさ情報Y i n、第2明るさ情報Y o u tの算出方法、及び第2RGB画像信号の画素値の調整方法については、上記第1特殊画像処理部64aの場合と同じである。

【0083】

第1特殊画像処理部96aでは、第1特殊画像を生成するために、HS空間上でHS空間用の第1処理及び第2処理を行う。図20Bに示すように、HS空間上では、第2範囲は、縦軸の彩度方向に対して第1範囲よりも下方に位置する。一方、第3範囲は、横軸の色相方向に対して、第1範囲及び第2範囲の右側に位置する。

【0084】

HS空間用の第1処理においては、図21に示すように、第1平行移動部90が、HS空間において、第1及び第3範囲の座標を維持した状態で、第2範囲を彩度方向に対して下方側に平行移動させる。この平行移動により第2範囲を基準範囲まで移動させる。HS空間上での基準範囲は、HS空間上の原点を含み、且つ、HS空間用の第1処理後の第1範囲及び第3範囲を含まない低彩度の範囲である。平行移動後の色相H、彩度Sに関する情報は、第2平行移動部91に送られる。

【0085】

HS空間用の第2処理においては、図22に示すように、第1平行移動部90で平行移動後の第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち、第2範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第1範囲と第3範囲を互いに離すために、第1範囲と第3範囲の座標を平行移動させる。この第2平行移動部91では、第1範囲の座標を色相方向に対して左側に平行移動させ、且つ、第3範囲の座標を色相方向に対して右側に平行移動させる。

【0086】

色相H、彩度Sを用いて第2特殊画像の生成を行う場合には、図20Aの第1特殊画像処理部96aと同じ構成を持つ第2特殊画像処理部(第1特殊画像処理部96aと構成上同じであるため、図示しない)が用いられる。第2特殊画像処理部では、第2特殊画像を生成するために、HS空間上で第1処理及び第3処理を行う。

【0087】

HS空間用の第1処理は上記と同様である。一方、HS空間用の第3処理においては、図23に示すように、第1平行移動部90で平行移動後の第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち、第2範囲の座標を基準範囲に維持し、且つ第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲の座標を色相方向に対して右側に平行移動させる。

【0088】

[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LED20a~20dの代わりに、レーザー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。

【0089】

図24に示すように、第2実施形態の内視鏡システム100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±10nmの青色レーザー光を発する青色レーザー光源(図24では「445LD」と表記)104と、中心波長405±10nmの青紫色レーザー光を発する青紫色レーザー光源(図24では「405LD」と表記)106とが設けられている。これら各光源104、106の半導体発光素子からの発光は、光源制御部108により個別に制御されており、青色レーザー光源104の出射光と、青紫色レーザー光源106の出射光の光量比は変更自在になっている。

【0090】

光源制御部108は、通常観察モードの場合には、青色レーザー光源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、青色レーザー光源104と青紫色レーザー光源106の両方を駆動させるとともに、青色レーザー光の発光強度を青紫色レーザー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

10

20

30

40

50

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（LG）41 に入射する。

【0091】

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。

【0092】

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。

10

【0093】

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25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26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。

20

【0094】

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。

30

【0095】

[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。

【0096】

図27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。

40

【0097】

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28参照）。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SW13a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

50

色光の光路に挿入する。

【 0 0 9 8 】

図 2 8 に示すように、通常観察モード用フィルタ 2 0 8 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 2 0 8 a、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 2 0 8 b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 2 0 8 c 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 2 0 4 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。

【 0 0 9 9 】

特殊観察モード用フィルタ 2 0 9 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 B n フィルタ 2 0 9 a と、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 2 0 9 b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 2 0 9 c 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 2 0 4 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。

10

【 0 1 0 0 】

内視鏡システム 2 0 0 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 2 0 6 で検体内を撮像する。これにより、R G B の 3 色の画像信号が得られる。そして、それら R G B 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。

【 0 1 0 1 】

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 2 0 6 で検体内を撮像する。これにより、B n 画像信号と、G 画像信号、R 画像信号が得られる。これら B n 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、B n 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。

20

【 0 1 0 2 】

[第 4 実施形態]

第 4 実施形態では、挿入型の内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 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 R G B 画像信号を取得する。

30

【 0 1 0 3 】

図 2 9 に示すように、第 4 実施形態のカプセル内視鏡システム 3 0 0 は、カプセル内視鏡 3 0 2 と、送受信アンテナ 3 0 4 と、カプセル用受信装置 3 0 6 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 を備えている。カプセル内視鏡 3 0 2 は、L E D 3 0 2 a と、撮像センサ 3 0 2 b と、画像処理部 3 0 2 c と、送信アンテナ 3 0 2 d とを備えている。なお、プロセッサ装置 1 6 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 S W 3 0 8 が新たに設けられている。

40

【 0 1 0 4 】

L E D 3 0 2 a は、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡 3 0 2 内に複数設けられている。ここで、L E D 3 0 2 a 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 L E D などを用いることが好ましい。L E D に代えて、L D (Laser Diode) を用いてもよい。L E D 3 0 2 a から発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

【 0 1 0 5 】

撮像センサ 3 0 2 b 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、R G B の画像信号を出力する。ここで、撮像センサ 3 0 2 b としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (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 3 0 2 b から出力された R G B 画像信

50

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 R G B 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。

【0106】

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 R G B 画像信号を受信する。送受信アンテナ 304 は、受信した R G B 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 R G B 画像信号を受信部 53 に送信する。

【0107】

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 30 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 V s については、中心波長 410 ~ 420 nm 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 B s については、中心波長 445 ~ 460 nm 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。

【0108】

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 31 に示すように、二次元 L U T 400 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。

【0109】

なお、二次元 L U T 400 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 1 R G B 画像信号は二次元 L U T 400 に入力される。もしくは、上記実施形態と同様に、R G B 変換部 77 に第 1 R G B 画像信号を入力するようにしてもよい。

【0110】

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 2 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。

【0111】

なお、上記実施形態では、第 1 R G B 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 比により信号比空間を形成しているが、第 1 B 画像信号が、波長帯域が狭い狭帯域光（例えば、半値幅が 20 nm 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 20 nm 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、信号比空間上での第 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。

【0112】

図 32 では、「X n」は第 1 B 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 1 B 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」は信号比空間上で「X b」の下方に位置する。ま

10

20

30

40

50

た、「 Y_n 」は第1 B 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1 B 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 」は信号比空間上で「 Y_b 」の下方に位置する。

【0113】

図3 2 に示すように、「 X_n 」の平均値 AX_n と第1 範囲の平均値 AR_1 との差 D_{12n} は、「 X_b 」の平均値 AX_b と第1 範囲の平均値 AR_1 との差 D_{12b} よりも大きくなっており、「 Y_n 」の平均値 AY_n と第1 範囲の平均値 AR_1 との差 D_{13n} は、「 Y_b 」の平均値 AX_b と第1 範囲 AR_1 との差 D_{13b} よりも大きくなっている。以上のように、第1 B 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、動径や角度を拡張・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。

10

【0114】

なお、第1 G 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1 G 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1 B 画像信号又は第1 G 画像信号を狭帯域信号にすることに限らず、第1 R G B 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1 R G B 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2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 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。

20

【0115】

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。

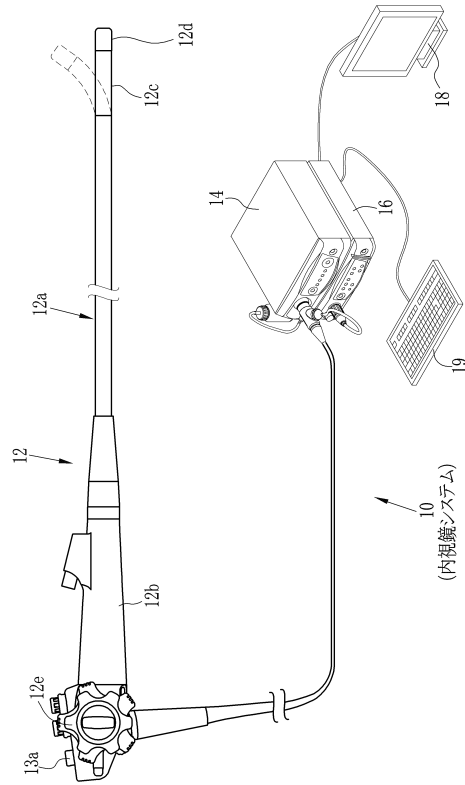
【符号の説明】

【0116】

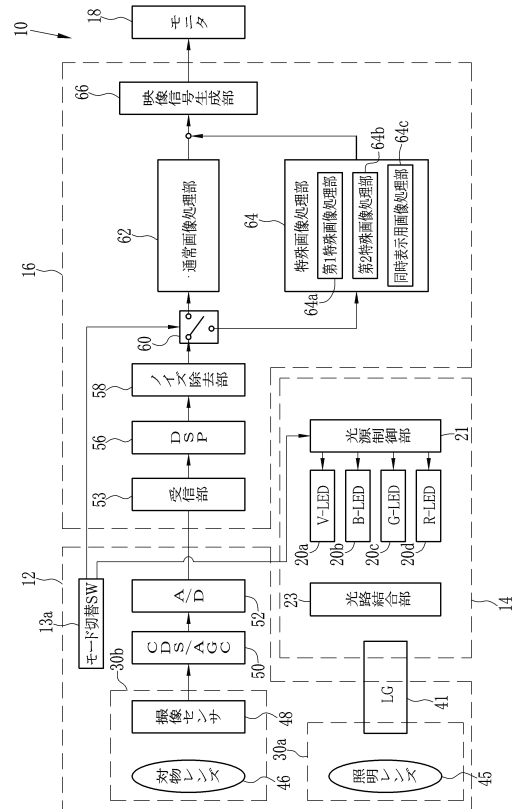
- 1 0 , 1 0 0 , 2 0 0 内視鏡システム
- 1 6 プロセッサ装置 (医用画像処理装置)
- 7 2 信号比算出部
- 6 4 a 第1 特殊画像処理部
- 6 4 b 第2 特殊画像処理部
- 7 4 動径拡張・圧縮部
- 7 5 角度拡張・圧縮部
- 7 7 R G B 変換部 (カラー画像信号変換部)
- 8 1 明るさ調整部

30

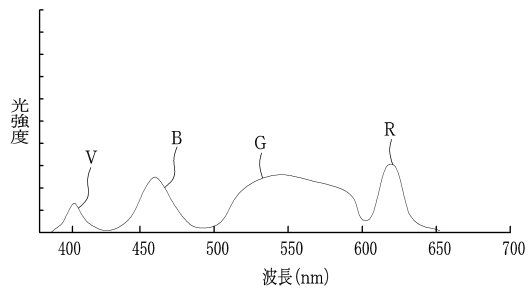
【図1】



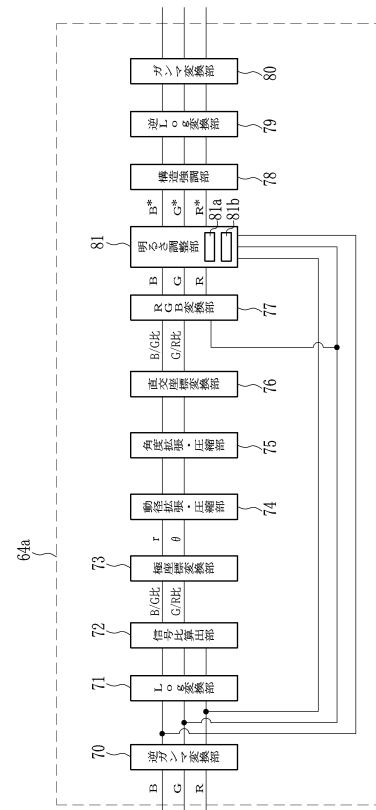
【図2】



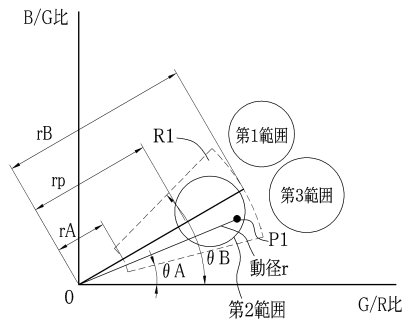
【図3】



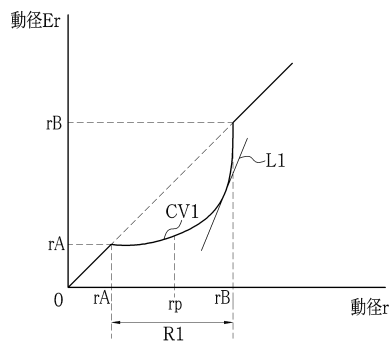
【図4】



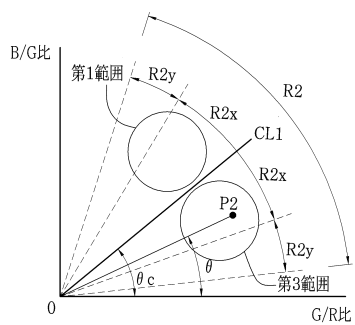
【 図 5 】



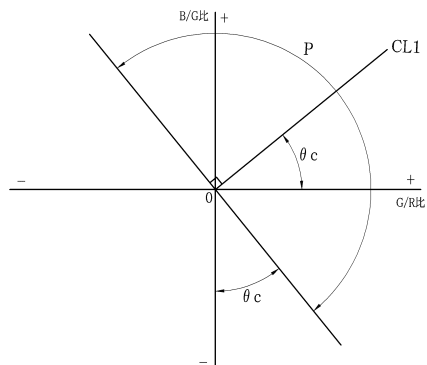
【圖 6】



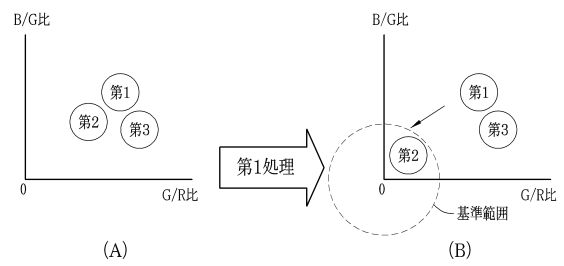
【 図 8 A 】



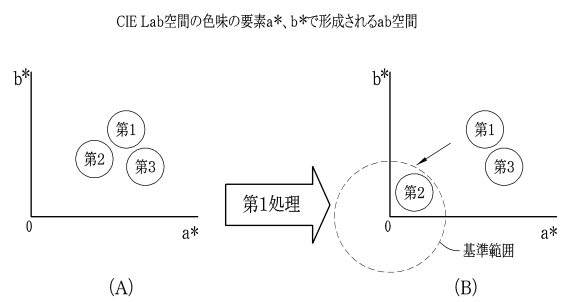
【 図 8 B 】



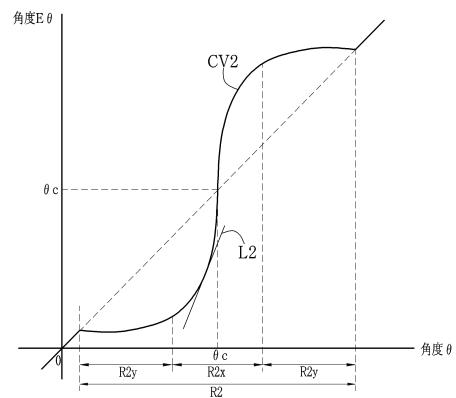
【 図 7 A 】



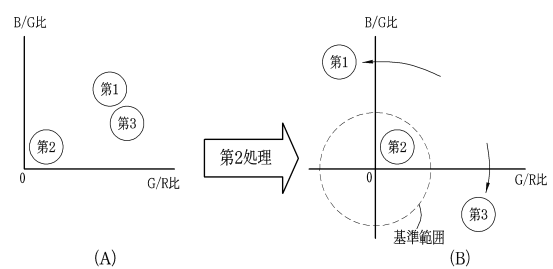
【 図 7 B 】



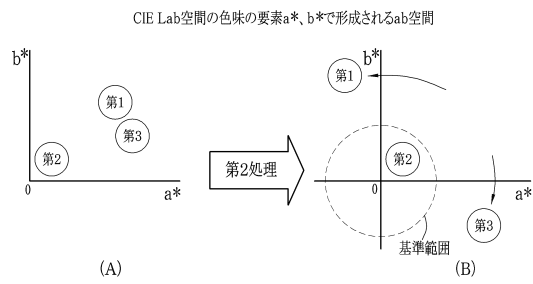
【圖 9】



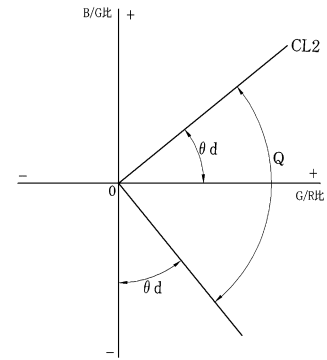
【 図 1 0 A 】



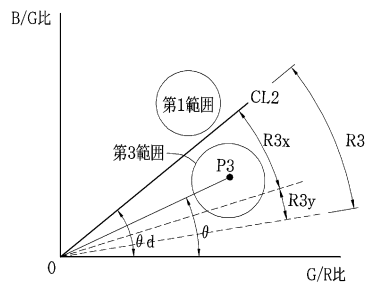
【図 10 B】



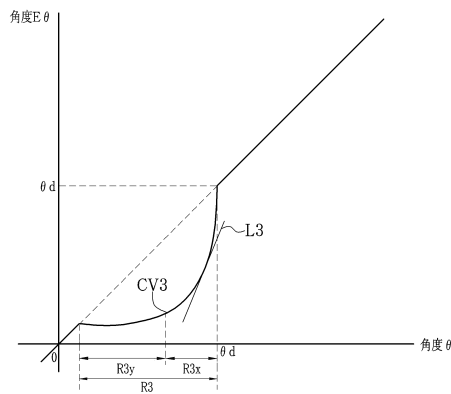
【図 11 B】



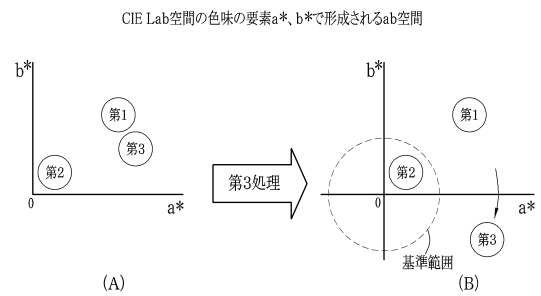
【図 11 A】



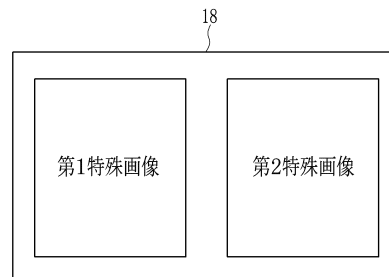
【図 12】



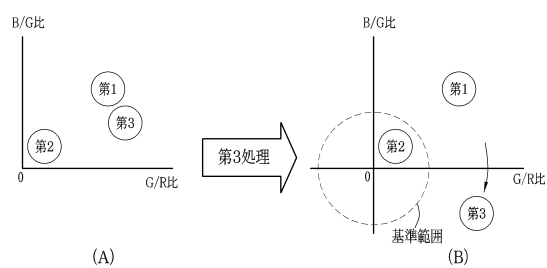
【図 13 B】



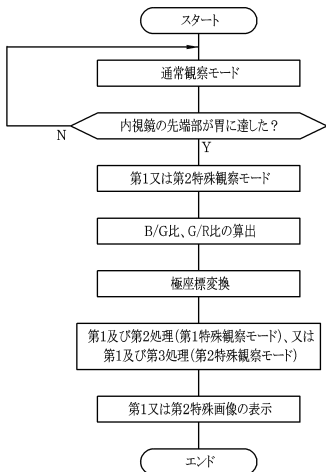
【図 14】



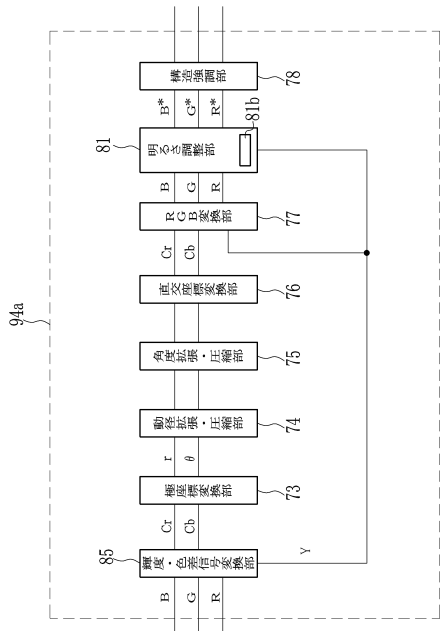
【図 13 A】



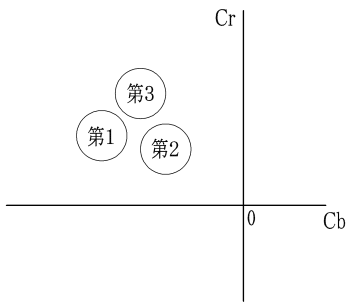
【図 1 5】



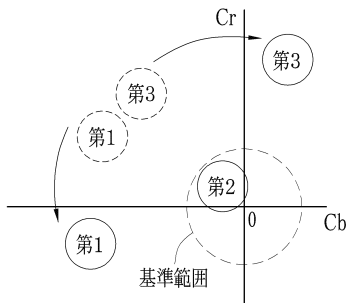
【図 1 6 A】



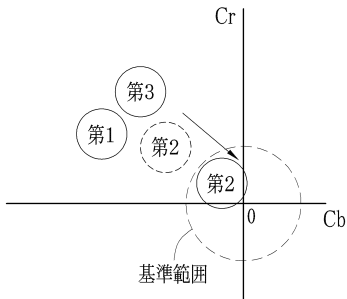
【図 1 6 B】



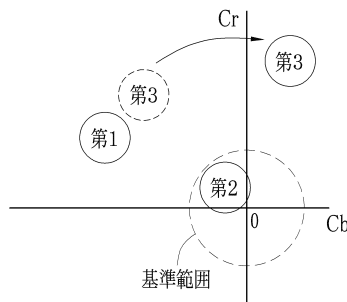
【図 1 8】



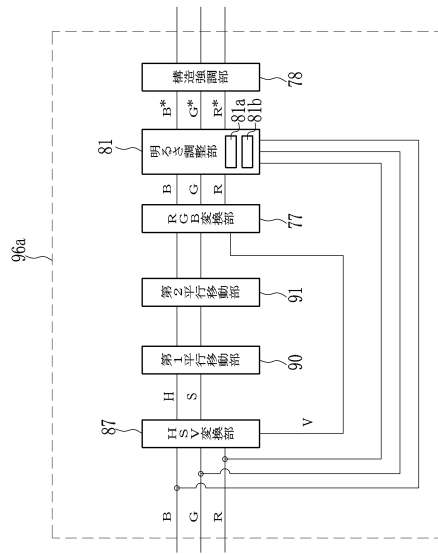
【図 1 7】



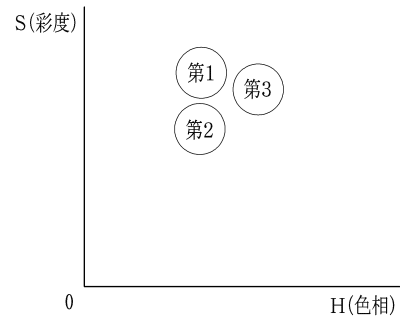
【図 1 9】



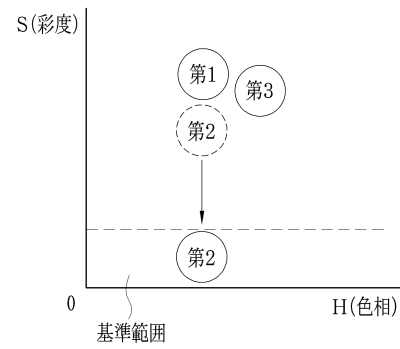
【図20A】



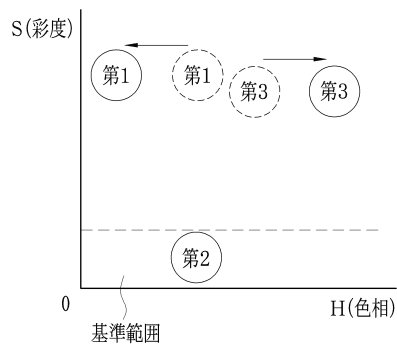
【図20B】



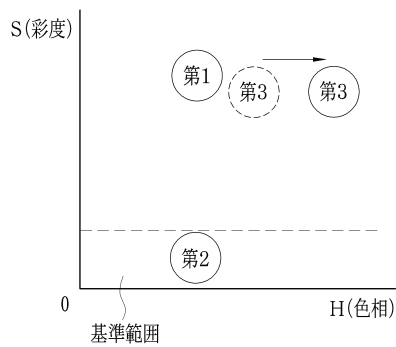
【図21】



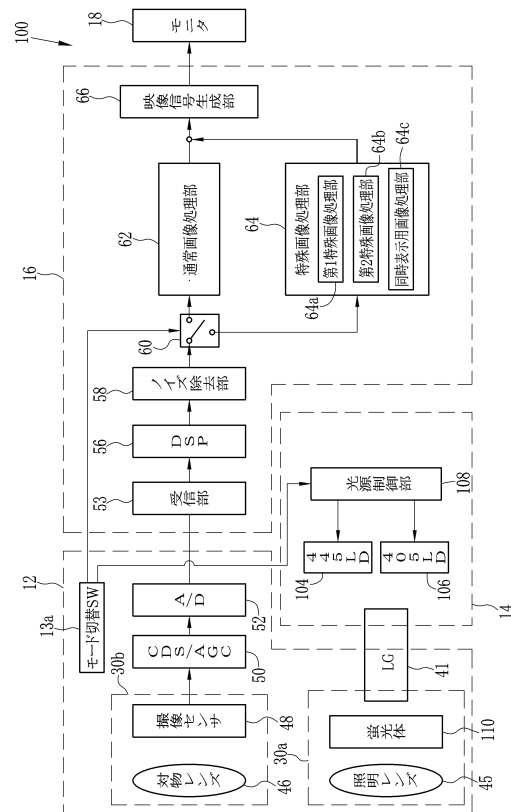
【図22】



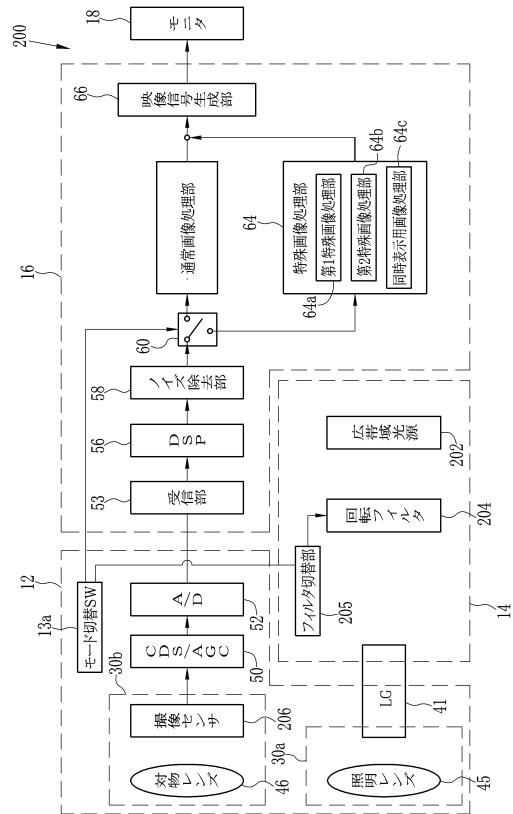
【図23】



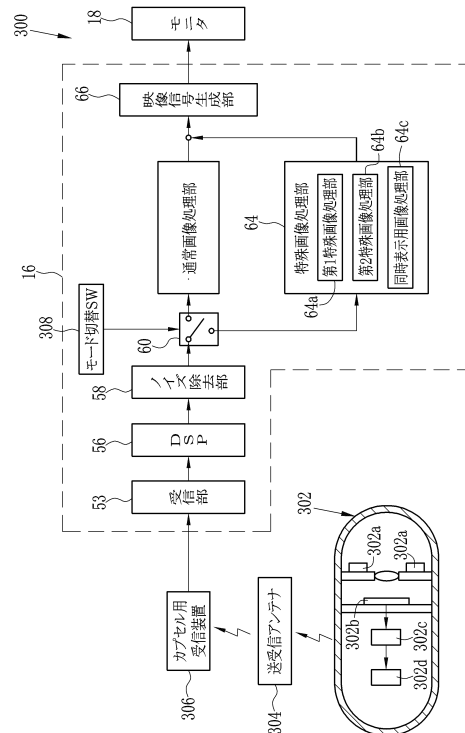
【図24】



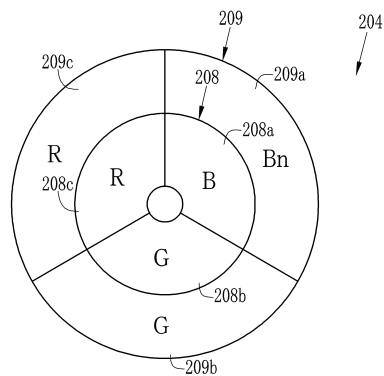
【圖 27】



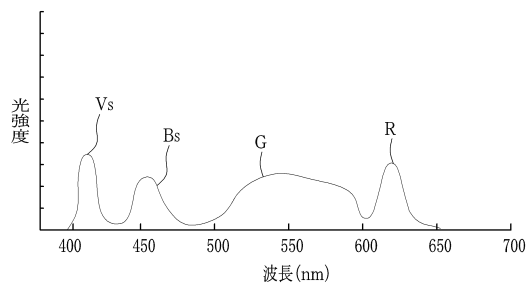
【圖 29】



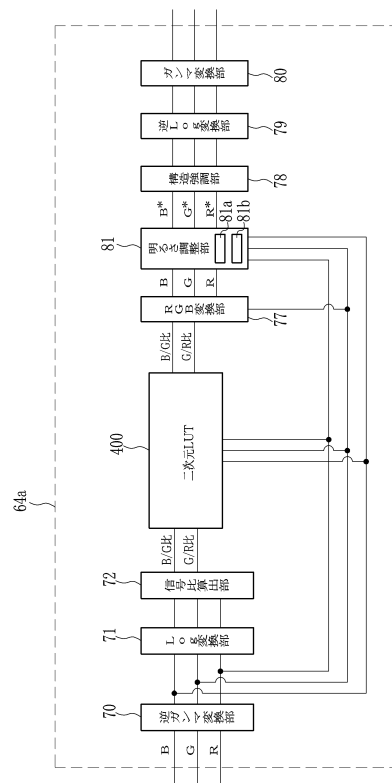
【 図 2 8 】



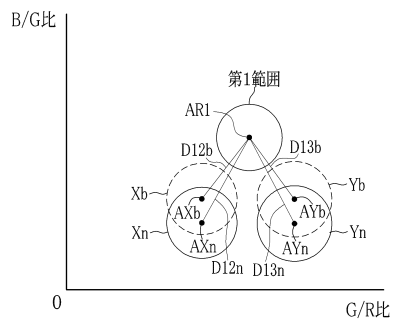
【図 30】



【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 7 9 5 2 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 2 4 6 1 1 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 3 8 8 7 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 3 7 5 9 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 6 T 1 / 0 0

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	JP6121368B2	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	JP2014133390	申请日	2014-06-27
[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 杉崎誠		
发明人	蔵本 昌之 杉崎 誠		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G06T1/00		
CPC分类号	G06T5/009 A61B1/00009 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30092 H04N1/6027 H04N1/62		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G06T1/00.510 A61B1/00.320.B A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/TT15 4C161/WW08 4C161/WW10 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE03 5B057/CE11 5B057/CE17 5B057/CE18 5B057/CH07 5B057/CH18 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC25		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2016010506A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种异常部位诸如萎缩部胃粘膜萎缩，医用图像处理装置和它的操作方法以及内窥镜系统产生的正常部分的颜色差异的增强图像。输入第一RGB图像信号。从1RGB图像信号的色差信号的Cr，获得的Cb。处理第二范围的坐标以便移动到包括由色差信号Cr和Cb形成的特征空间中的原点的参考范围的第一过程，同时保持第一和第三范围的坐标这样做。彼此和第三范围中的第一范围的坐标导致远，第二处理用于处理以移动第三范围中的第一范围的坐标。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6121368号 (P6121368)	
(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)		(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)		A 6 1 B 1/04		3 7 0	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		3 0 0 D	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		G 0 2 B 23/24		B	
G 0 6 T 1/00 (2006. 01)		G 0 6 T 1/00		5 1 0	
請求項の数 20 (全 30 頁)					
(21) 出願番号 特願2014-133390 (P2014-133390)		(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社			
(22) 出願日 平成26年6月27日 (2014. 6. 27)		東京都港区西麻布2丁目2番30号			
(65) 公開番号 特開2016-10506 (P2016-10506A)		(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲			
(43) 公開日 平成28年1月21日 (2016. 1. 21)		(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			
審査請求日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)		(72) 発明者 杉崎 誠 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 井上 香緒梨			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 原用画像処理装置及びその動作方法並びに画像処理システム					

(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