

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-10507

(P2016-10507A)

(43) 公開日 平成28年1月21日 (2016.1.21)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)  | A 6 1 B 1/04 3 7 0   | 2 H 0 4 0   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)  | A 6 1 B 1/00 3 2 0 B | 4 C 1 6 1   |
| <b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 5 B 0 5 7   |
| <b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)  | G 0 2 B 23/24 B      |             |
|                                | G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z |             |
| 審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 33 頁) |                      |             |

(21) 出願番号 特願2014-133391 (P2014-133391)  
 (22) 出願日 平成26年6月27日 (2014.6.27)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 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  
 Fターム (参考) 2H040 CA04 CA06 CA11 CA12 CA23  
 DA12 DA14 DA21 GA02 GA06  
 GA11

最終頁に続く

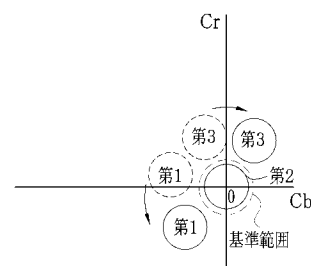
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システム

## (57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】第1 RGB画像信号を入力する。第1 RGB画像信号から色差信号Cr、Cbを求める。色差信号Cr、Cbから形成される特徴空間において、第2範囲の座標を、原点を含む基準範囲に入れるために、第1～第3範囲の座標を平行移動するように処理する第1処理を行う。第1範囲の座標と第3範囲の座標とを互いに離れさせるために、前記第1範囲又は前記第3範囲の座標を移動するように処理する第2処理を行う。

【選択図】図21



**【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 範囲のうちいずれか 1 つの特定の範囲の座標を前記特徴空間内に定める基準範囲に入れるために、前記第 1 ないし第 3 範囲の座標を移動するように処理し、前記第 1 ないし第 3 範囲のうち前記特定の範囲以外の 2 つの範囲を互いに離れさせるために、前記特定の範囲以外の 2 つの範囲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。

10

**【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  $C_b C_r$  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 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、前記特定の範囲の座標が前記基準範囲に入るように、前記第 1 ないし第 3 範囲の座標を平行移動させ、且つ、前記第 1 ないし第 3 範囲のうち前記特定の範囲以外の 2 つの範囲の座標の角度を変更して、前記 2 つの範囲の座標が互いに離れるように移動させる請求項 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、前記特定の範囲以外の 2 つの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。

20

**【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、前記特定の範囲の座標が前記基準範囲に入るように、前記第 1 ないし第 3 範囲の座標を彩度方向に平行移動させ、且つ、前記第 1 ないし第 3 範囲のうち前記特定の範囲以外の 2 つの範囲の座標を、色相方向に対して、互いに離れるように移動させる請求項 5 記載の医用画像処理装置。

30

**【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、前記特定の範囲以外の 2 つの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た状態で、前記第 3 範囲を移動するように処理する第 2 移動処理部を備える請求項 1 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 9】**

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 8 記載の医用画像処理装置。

40

**【請求項 10】**

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 9 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 11】**

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

50

ない範囲である請求項 9 または 10 記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

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 8 記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

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 12 記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 14】

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 12 または 13 記載の医用画像処理装置。

【請求項 15】

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し、又は前記第 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 8 記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 16】

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 15 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 17】

請求項 8 記載の医用画像処理装置と、

30

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 18】

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、

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 範囲のうちいずれか 1 つの特定の範囲の座標を前記特徴空間内に定める基準範囲に入れるために、前記第 1 ないし第 3 範囲の座標を移動するように処理し、前記第 1 ないし第 3 範囲のうち前記特定の範囲以外の 2 つの範囲を互いに離れさせるために、前記特定の範囲以外の 2 つの範囲を移動するように処理するステップと、

40

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】

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。

#### 【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

#### 【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】

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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範囲のうちいずれか1つの特定の範囲の座標を特徴空間内に定める基準範囲に入れるた

50

めに、第 1 ないし第 3 範囲の座標を移動するように処理し、第 1 ないし第 3 範囲のうち特定の範囲以外の 2 つの範囲を互いに離れさせるために、特定の範囲以外の 2 つの範囲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。

【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、特定の範囲の座標が基準範囲に入るように、第 1 ないし第 3 範囲の座標を平行移動させ、且つ、第 1 ないし第 3 範囲のうち特定の範囲以外の 2 つの範囲の座標の角度を変更して、2 つの範囲の座標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、特定の範囲以外の 2 つの範囲を含まない範囲であることが好ましい。

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  $H S$  空間であることが好ましい。第 1 移動処理部は、 $H S$  空間において、特定の範囲の座標が基準範囲に入るように、第 1 ないし第 3 範囲の座標を彩度方向に平行移動させ、且つ、第 1 ないし第 3 範囲のうち特定の範囲以外の 2 つの範囲の座標を、色相方向に対して、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、 $H S$  空間の原点を含み、且つ、特定の範囲以外の 2 つの範囲を含まない範囲であることが好ましい。

【0013】

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た状態で、第 3 範囲を移動するように処理する第 2 移動処理部を備えることが好ましい。

20

【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

30

【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  $H$  と彩度  $S$  で形成される  $H S$  空間であることが好ましい。2 移動処理部は、 $H S$  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、 $H S$  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。

【0016】

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し、又は第 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。

40

【0017】

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。

50

## 【 0 0 1 8 】

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、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 範囲のうちいずれか 1 つの特定の範囲の座標を特徴空間内に定める基準範囲に入れるために、第 1 ないし第 3 範囲の座標を移動するように処理し、第 1 ないし第 3 範囲のうち特定の範囲以外の 2 つの範囲を互いに離れさせるために、特定の範囲以外の 2 つの範囲を移動するように処理するステップと、を有する。

## 【 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。

【 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 】 信号比空間用の第 1 処理を示す説明図である。

【 図 6 A 】 信号比空間用の第 1 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 6 B 】 特徴空間が  $a^*$ 、 $b^*$  である場合の第 1 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 7 A 】 信号比空間用の第 2 処理を示す説明図である。

【 図 7 B 】 角度変更範囲 R 1 内の角度  $\theta$  の移動範囲を示すグラフである。

【 図 8 】 角度  $\theta$  と信号比空間用の第 2 処理後の角度  $E \theta$  との関係を示すグラフである。

【 図 9 A 】 信号比空間用の第 2 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 9 B 】 特徴空間が  $a^*$ 、 $b^*$  である場合の第 2 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 1 0 】 第 2 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 信号比空間用の第 3 処理を示す説明図である。

【 図 1 2 】 動径  $r$  と動径  $E r$  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 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 1 3 B 】 特徴空間が  $a^*$ 、 $b^*$  である場合の第 3 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 1 4 A 】 信号比空間用の第 4 処理を示す説明図である。

【 図 1 4 B 】 角度変更範囲 R 3 内の角度  $\theta$  の移動範囲を示すグラフである。

【 図 1 5 】 角度  $\theta$  と信号比空間用の第 4 処理後の角度  $E \theta$  との関係を示すグラフである。

【 図 1 6 A 】 信号比空間用の第 4 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 1 6 B 】 特徴空間が  $a^*$ 、 $b^*$  である場合の第 4 処理後の第 1 ～ 第 3 範囲の分布を示すグラフである。

【 図 1 7 】 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 8 】 本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【 図 1 9 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。

10

20

30

40

50

【図 19 B】特徴空間が  $C_r$ 、 $C_b$  である場合における第 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 20】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 21】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 22】特徴空間が  $C_r$ 、 $C_b$  である場合に用いる第 2 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 23】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 24】特徴空間が  $C_r$ 、 $C_b$  である場合の第 4 処理を示す説明図である。

【図 25 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。

10

【図 25 B】特徴空間が  $H$  (色相)、 $S$  (彩度) である場合における第 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 26】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 27】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 28】特徴空間が  $H$  (色相)、 $S$  (彩度) である場合に用いる第 2 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 29】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。

20

【図 30】特徴空間が  $H$  (色相)、 $S$  (彩度) である場合の第 4 処理を示す説明図である。

【図 31】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 32】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 33】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 34】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 35】回転フィルタを示す平面図である。

【図 36】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 37】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 38】二次元  $LUT$  を用いる場合の第 1 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 39】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。

【発明を実施するための形態】

【0022】

[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

【0023】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替  $SW$  13a が設けられている。モード切替  $SW$  13a 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

50

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。

【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、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 (LG) 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。

【0026】

図 3 に示すように、V-LED 20a は、中心波長  $405 \pm 10$  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  $460 \pm 10$  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。

【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、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 を全て点灯してもよい。この場合、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、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。

【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。

。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

撮像センサ 4 8 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 4 8 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 4 8 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。

## 【 0 0 3 1 】

なお、撮像センサ 4 8 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、CMYG の 4 色の画像信号を R G B の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ 4 8 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 2 1 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。

## 【 0 0 3 2 】

撮像センサ 4 8 から出力される画像信号は、C D S ・ A G C 回路 5 0 に送信される。C D S ・ A G C 回路 5 0 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 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器 (A / D (Analog / Digital) コンバータ) 5 2 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 1 6 に入力される。

## 【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 3 と、D S P 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 0 と、通常画像処理部 6 2 と、特殊画像処理部 6 4 と、映像信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 3 は内視鏡 1 2 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 4 8 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 4 8 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 4 8 の B 画素から出力される信号に対応している。

## 【 0 0 3 4 】

D S P 5 6 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 4 8 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。

## 【 0 0 3 5 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 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 B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 6 0 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 5 3 と、D S P 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 を含む構成に対応する。

## 【 0 0 3 6 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a により、通常観察モードにセットされて

10

20

30

40

50

いる場合には、R G B画像信号を通常画像処理部 6 2 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、R G B画像信号を特殊画像処理部 6 4 に送信する。

【 0 0 3 7 】

通常画像処理部 6 2 は、R G B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 R G B画像信号に対しては、 $3 \times 3$  のマトリックス処理、階調変換処理、3次元 L U T処理などを行い、色変換処理済みの R G B画像信号に変換する。次に、色変換処理済みの R G B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 R G B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 R G B画像信号は、通常画像の R G B画像信号として、通常画像処理部 6 2 から映像信号生成部 6 6 に入力される。

10

【 0 0 3 8 】

特殊画像処理部 6 4 は、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、又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 6 4 は、第 1 特殊画像を生成する第 1 特殊画像処理部 6 4 a と、第 2 特殊画像を生成する第 2 特殊画像処理部 6 4 b 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 6 4 c とを備えている。ただし、第 1 特殊画像処理部 6 4 a は第 2 特殊画像を生成しない。また、第 2 特殊画像処理部 6 4 b 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 6 4 a、第 2 特殊画像処理部 6 4 b、同時表示用画像処理部 6 4 c の詳細については、後述する。特殊画像処理部 6 4 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 R G B画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

20

【 0 0 3 9 】

映像信号生成部 6 6 は、通常画像処理部 6 2 又は特殊画像処理部 6 4 から入力された R G B画像信号を、モニタ 1 8 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 1 8 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。

【 0 0 4 0 】

第 1 特殊画像処理部 6 4 a は、図 4 に示すように、逆ガンマ変換部 7 0 と、L o g 変換部 7 1 と、信号比算出部 7 2 と、平行移動部 7 3 と、極座標変換部 7 4 と、角度拡張・圧縮部 7 5 と、直交座標変換部 7 6 と、R G B変換部 7 7 と、構造強調部 7 8 と、逆 L o g 変換部 7 9 と、ガンマ変換部 8 0 とを備えている。また、第 1 特殊画像処理部 6 4 a は、R G B変換部 7 7 と構造強調部 7 8 との間に、明るさ調整部 8 2 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 6 4 a における平行移動部 7 3 と角度拡張・圧縮部 7 5 を含む構成に対応している。

30

【 0 0 4 1 】

逆ガンマ変換部 7 0 は、入力された R G B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 R G B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 R G B信号であるため、R G B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 1 R画像信号とし、反射率リニア G画像信号を第 1 G画像信号とし、反射率リニア B画像信号を第 1 B画像信号とする。

40

【 0 0 4 2 】

L o g 変換部 7 1 は、第 1 R G B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 L o g 変換する。これにより、L o g 変換済みの R画像信号（logR）、L o g 変換済みの G画像信号（logG）、L o g 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、L o g 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、L o g 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。

50

## 【 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。

## 【 0 0 4 4 】

平行移動部 7 3 は、信号比算出部 7 2 で求めた B / G 比、G / R 比に基づいて、ある範囲の座標を平行移動させる信号比空間用の第 1 処理を行う。極座標変換部 7 4 は、平行移動部 7 3 で平行移動済みの B / G 比、G / R 比に基づいて、動径  $r$  と角度  $\theta$  に変換する。この極座標変換部 7 4 において、動径  $r$  と角度  $\theta$  への変換は、全ての画素について行う。角度拡張・圧縮部 7 5 は、極座標変換部 7 4 で極座標変換した信号比空間用の第 1 処理済みの動径  $r$  と角度  $\theta$  に基づいて、角度  $\theta$  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。

## 【 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  $\theta$  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、逆ガンマ変換部 7 0 を出力した RGB 画像信号のうち少なくとも 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。

## 【 0 0 4 6 】

明るさ調整部 8 2 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 2 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。平行移動部 7 3 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。

## 【 0 0 4 7 】

明るさ調整部 8 2 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 2 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 2 b とを備えている。第 1 明るさ情報算出部 8 2 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 2 b においても、第 1 明るさ情報算出部 8 2 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 2 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 画像信号の画素値を調整する。

（E 1）： $R^* = \text{第 2 R 画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

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

（E 3）： $B^* = \text{第 2 B 画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

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82で明るさ調整後の第2RGB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

【0049】

平行移動部73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、縦軸がB/G比で、横軸がG/R比で形成される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、まず、信号比空間において、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜が分布する第2範囲内の平均値( $X_a$ 、 $Y_a$ )を算出する。次に、第2範囲に加えて、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範囲の座標の全てについて、平均値( $X_a$ 、 $Y_a$ )の大きさ分だけ、縦軸のマイナス方向と横軸のマイナス方向に平行移動させる。これにより、図6Aに示すように、第2範囲(特定の範囲)の座標が、信号比空間上の原点を含む基準範囲に入るとともに、第1及び第3範囲の座標も、第2範囲の座標との位置関係を維持した状態で、基準範囲方向に近づく。基準範囲は、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。

20

【0050】

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6Bに示すように、ab空間用の第1処理により、第1～第3範囲の全てについて、第2範囲が基準範囲に入るように、第2範囲の平均値分だけ、平行移動させる。ここで、図6Bにおいて、「点線の第1～第3範囲」はab空間用の第1処理前のab空間上での位置を示しており、「実線の第1～第3範囲」はab空間用の第1処理後のab空間上での位置を示している。

30

【0051】

角度拡張・圧縮部75で行う信号比空間用の第2処理では、図7Aに示すように、信号比空間において、角度変更範囲R1内にある座標P1の角度 $\theta$ を変更する一方で、角度変更範囲R1外の座標については角度 $\theta$ の変更は行わない。角度変更範囲R1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R1の座標の動径rについて変更は行わない。

【0052】

角度変更範囲R1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 $\theta_c$ であり、角度変更範囲R2のうち、角度 $\theta_c$ 以下の角度 $\theta$ は、時計回り方向に回転させるのに対して、角度 $\theta_c$ 以上の角度 $\theta$ は、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R1xの角度 $\theta$ 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R1xを超える範囲R1yの角度 $\theta$ 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2処理によって、角度変更範囲R1の座標を、第1中心線CL1から $\pm 90$ 度の範囲(信号比空間において、「正」の横軸を $0^\circ$ とし、角度を $0^\circ$ から $360^\circ$ で表現した場合には、「 $270^\circ + \theta_c$ 」から「 $\theta_c + 90^\circ$ 」の範囲P(図7B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 $\theta$ を変更する処理を行っても、角度 $\theta$ の大

40

50

きさは変わらない。

【0053】

以上の信号比空間用の第2処理を行うことによって、図8に示すように、角度変更範囲R1内のうち、角度 $\theta_c$ 以下の角度 $\theta$ は、角度 $\theta$ よりも小さくなる角度 $E\theta$ に変更される一方で、角度 $\theta_c$ 以上の角度 $\theta$ は、角度 $\theta$ 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 $\theta$ と角度 $E\theta$ 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、範囲R1x内では直線L1の傾きは「1」よりも大きいものに対して、範囲R1y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、角度変更範囲R1外の角度 $\theta$ は、角度 $\theta_r$ 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R1外においては、直線L1の傾きは「1」になっている。

10

【0054】

これにより、図9A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。したがって、第1範囲、第3範囲の座標は、信号比空間上でそれぞれ別の象限に存在することになる。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。

【0055】

なお、特徴空間がab空間の場合にも、図9Bに示すように、ab空間用の第2処理により、第2範囲の座標を基準範囲に維持した状態で、第1範囲の座標の大部分がab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ab空間の第4象限に移動する。また、ab空間用の第1処理及び第2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82で、画素値の調整を行うことが好ましい。第2RGB画像信号の画素値調整方法は、上記と同じである。

20

【0056】

図10に示すように、第2特殊画像処理部64bは、第1特殊画像処理部64aとほぼ同様の構成を備えている。ただし、第2特殊画像処理部64bでは、平行移動部73の代わりに、動径拡張・圧縮部81が設けられている。また、角度拡張・圧縮部75で行う処理が第1特殊画像処理部64aで行う信号比空間用の第2処理と異なっている。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81と角度拡張・圧縮部75を含む構成に対応している。

30

【0057】

動径拡張・圧縮部81では、極座標変換部74で変換済みの動径rと角度 $\theta$ に基づいて、動径rを変更する信号比空間用の第3処理を行う。この信号比空間用の第3処理の内容について、図11に示すような、信号比空間を用いて、以下説明する。信号比空間用の第3処理では、信号比空間において、動径変更範囲R2内にある座標P2の動径rを変更し、動径変更範囲R2外の座標の動径は変更しない。動径変更範囲R2は、動径rが「rA」から「rB」の範囲内であり、且つ、角度 $\theta$ が「 $\theta A$ 」から「 $\theta B$ 」の範囲内である（ $rA < rB$ 、 $\theta A < \theta B$ ）。この動径変更範囲R2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。

40

【0058】

なお、信号比空間用の第3処理では、動径変更範囲R2の座標の角度 $\theta$ について変更は行わない。また、信号比空間用の第3処理では、動径rが「rp」から「rB」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Vxで動径rを変更する拡張処理を行い、動径rが「rA」から「rp」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Vy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」の場合には、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。

50

## 【 0 0 5 9 】

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、動径変更範囲R2内の動径rは、動径rよりも小さくなる動径Erに変更される。また、動径変化率は、動径rと動径Er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、「rp」から「rB」の範囲内では直線L2の傾きは「1」よりも大きいものに対して、「rA」から「rp」の範囲内では直線L2の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、動径変更範囲R2外の動径rは、動径rと大きさが変わらない動径Erに変換される（恒等変換）。また、動径変更範囲R2外では、直線L2の傾きは「1」になっている。これにより、図13A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。なお、この第2範囲の座標の移動により、特殊画像上では彩度が低下する。

10

## 【 0 0 6 0 】

なお、特徴空間がab空間の場合には、図13Bに示すように、ab空間用の第3処理により、第1範囲と第3範囲の座標を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。

## 【 0 0 6 1 】

第2特殊画像処理部64bの角度拡張・圧縮部75では、信号比空間用の第3処理後の動径rと角度θに基づいて、角度θを変更することにより、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4処理を行う。信号比空間用の第4処理では、図14Aに示すように、信号比空間において、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、信号比空間用の第4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。

20

## 【 0 0 6 2 】

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、角度θdとなる第2中心線CL2が設定されている。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、時計回り方向に回転させる。なお、第2中心線CL2から一定の範囲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ことが好ましい。また、信号比空間用の第4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（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°+θc」から「θc」までの範囲Q（図14B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たとしても、角度θの大きさは変わらない。

30

## 【 0 0 6 3 】

以上の信号比空間用の第4処理を行うことによって、図15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Eθに変更される。また、角度変化率は、角度θと角度Eθ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θrと大きさが変わらない角度Eθ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。

40

## 【 0 0 6 4 】

これにより、図16A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範囲の座標が第1象限から第4象限に移動することで、信号比空間上で色相が変化する。以上から、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。

50

## 【0065】

なお、特徴空間が  $a b$  空間の場合には、図 16 B に示すように、 $a b$  空間用の第 4 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信号比空間の第 4 象限に移動する。また、 $a b$  空間用の第 3 処理及び第 4 処理後に得られる第 2 R G B 画像信号に対しては、明るさ調整部 82 で、画素値の調整を行うことが好ましい。第 2 R G B 画像信号の画素値調整方法は、上記と同じである。

## 【0066】

信号比空間用の第 4 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、萎縮粘膜下で萎縮により透見しつつある深層血管についても萎縮時の色で表示される。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。

## 【0067】

同時表示用画像処理部 64 c は、第 1 特殊画像処理部 64 a と第 2 特殊画像処理部 64 b 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 17 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。

## 【0068】

次に、本発明の一連の流れについて、図 18 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 12 a を検体内に挿入する。挿入部 12 a の先端部 12 d が胃に到達したら、モード切替 S W 13 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。

## 【0069】

第 1、第 2 特殊観察モードに切り替えた後に得られる R G B 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、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が分布する第 2 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 範囲の座標について、第 2 範囲の座標が基準範囲に入るように、第 1 ~ 第 3 範囲の座標を平行移動させる信号比空間用の第 1 処理を行う。

## 【0070】

次に、第 1、第 2 特殊観察モードのいずれにおいても、 $B / G$  比、 $G / R$  比を、極座標変換により、動径  $r$ 、角度  $\theta$  に変換する。第 1 特殊観察モードに設定されている場合には、極座標変換した信号比空間用の第 1 処理後の動径  $r$ 、角度  $\theta$  に基づいて、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 2 処理後の動径  $r$ 、角度  $\theta$  を直交座標変換で直交座標に変換する。直交座標変換後の  $B / G$  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。

## 【0071】

一方、第 2 特殊観察モードに設定されている場合には、極座標変換した動径  $r$ 、角度  $\theta$  に基づいて、第 1 範囲の座標と第 3 範囲の座標を維持した状態で、第 2 範囲を基準範囲に

10

20

30

40

50

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処理後の動径 $r$ 、角度 $\theta$ に基づいて、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4処理を行う。信号比空間用の第4処理後の動径 $r$ 、角度 $\theta$ を直交座標変換で直交座標に変換する。直交座標変換後の $B/G$ 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。

#### 【0072】

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

#### 【0073】

また、同時観察モードでは、第1特殊画像と、第1～第4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。第3特殊画像処理部は、第1特殊画像処理部64aと異なり、平行移動部73と、極座標変換部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特殊画像処理部64a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 $G$ 、及び赤色光 $R$ 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

#### 【0074】

なお、上記実施形態では、信号比算出部72で第1RGB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4処理を行っているが、 $B/G$ 比、 $G/R$ 比と異なる色情報を求め、この色情報から形成される特徴空間において第1～第4処理を行ってもよい。

#### 【0075】

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( $C_b C_r$ 空間)において第1～第4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19Aに示す第1特殊画像処理部94aが用いられる。第1特殊画像処理部94aは、第1特殊画像処理部64a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78、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94a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94aは第1特殊画像処理部64aと同様である。

30

#### 【0076】

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1RGB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 $C_r$ 、 $C_b$ については平行移動部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82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2RGB画像信号に変換する。明るさ調整部82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82bで求めた第2明るさ情報を用いて、第2RGB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。

40

#### 【0077】

第1特殊画像処理部94aでは、第1特殊画像を生成するために、縦軸が $C_r$ 、横軸が $C_b$ で形成される $C_b C_r$ 空間上で $C_b C_r$ 空間用の第1処理及び第2処理を行う。 $C_b C_r$ 空間上では、図19B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

50

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  $C_b$  に近い位置に分布し、第 3 範囲は縦軸  $C_r$  に近い位置に分布している。

#### 【0078】

$C_b C_r$  空間用の第 1 処理においては、図 20 に示すように、平行移動部 73 が、第 2 範囲の座標が、 $C_b C_r$  空間上の原点を含む基準範囲に入るように、第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲の座標を全て平行移動するように処理する。平行移動部 73 での平行移動の方法は、信号比空間の場合と同様である。基準範囲は、 $C_b C_r$  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。

#### 【0079】

なお、図 20 において、点線の範囲は  $C_b C_r$  空間用の第 1 処理前の範囲を、実線の範囲は  $C_b C_r$  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。また、「第 1」は「第 1 範囲」を、「第 2」は「第 2 範囲」を、「第 3」は「第 3 範囲」を示している。これら「第 1」～「第 3」の表記は、以下に示す図においても同様である。

#### 【0080】

$C_b C_r$  空間用の第 2 処理においては、図 21 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。このように第 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。

#### 【0081】

色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  を用いて第 2 特殊画像の生成を行う場合には、図 22 に示す第 2 特殊画像処理部 94b が用いられる。第 2 特殊画像処理部 94b は、第 2 特殊画像処理部 64b 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 78、ガンマ変換部 80 を備えていない。その代わりに、第 2 特殊画像処理部 94b 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 2 特殊画像処理部 94b は第 2 特殊画像処理部 64b と同様である。なお、第 2 特殊画像処理部 94b における輝度・色差信号変換部 85、RGB 変換部 77、明るさ調整部 82 の機能については、第 1 特殊画像処理部 94a の場合と同様であるため、説明を省略する。

#### 【0082】

第 2 特殊画像処理部 94b では、第 2 特殊画像を生成するために、 $C_b C_r$  空間上で  $C_b C_r$  空間用の第 3 処理及び第 4 処理を行う。 $C_b C_r$  空間用の第 3 処理においては、図 23 に示すように、動径拡張・圧縮部 81 が、第 1 範囲及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、第 2 範囲の座標が、 $C_b C_r$  空間上の原点を含む基準範囲に入るように、第 2 範囲の座標を移動するように処理する。このように第 2 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、動径を拡張・圧縮することにより行われる。

#### 【0083】

$C_b C_r$  空間用の第 4 処理においては、図 24 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。このように第 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。

#### 【0084】

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 4 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 25A に示す第 1 特殊画像処理部 96a が用いられる。第 1 特殊画像処理部 96a は、第 1 特殊画像処理部 64a と異なり、逆ガンマ変換部 70、 $\log$  変換部 71、信号比算出部 72、平行移動部 73、極座標変換部 74、直交座標変換部 76、角度拡張・圧縮部 75、及び逆  $\log$  変換部 78、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 96a は、 $HSV$  変換

10

20

30

40

50

部 8 7 を備えている。更には、第 1 特殊画像処理部 9 6 a は、H S V 変換部 8 7 と R G B 変換部 7 7 との間に、第 1 平行移動部 9 0 と第 2 平行移動部 9 1 とを備えている。その他については、第 1 特殊画像処理部 9 6 a は、第 1 特殊画像処理部 6 4 a と同様である。

【 0 0 8 5 】

H S V 変換部 8 7 ( 本発明の「色情報取得部」に対応する ) は、第 1 R G B 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 9 0 に送られる。明度 V については R G B 変換部 7 7 に送られる。R G B 変換部 7 7 では、第 2 平行移動部 9 1 を経た色相 H、彩度 S と H S V 変換部 8 7 からの明度 V を、第 2 R G B 画像信号に変換する。明るさ調整部 8 2 では、第 1 明るさ情報算出部 8 2 a で求めた第 1 明るさ情報 Y i n と、第 2 明るさ情報算出部 8 2 b で求めた第 2 明るさ情報 Y o u t を用いて、第 2 R G B 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 2 R G B 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 6 4 a の場合と同じである。

【 0 0 8 6 】

第 1 特殊画像処理部 9 6 a では、第 1 特殊画像を生成するために、H S 空間上で H S 空間用の第 1 処理及び第 2 処理を行う。図 2 5 B に示すように、H S 空間において、第 2 範囲は、彩度方向に対して第 1 範囲の下方に位置しており、第 3 範囲は、色相方向 ( 横軸方向 ) に対して第 1 範囲及び第 2 範囲の右側に位置している。H S 空間用の第 1 処理においては、図 2 6 に示すように、第 1 平行移動部 9 0 が、基準範囲に第 2 範囲が入るように、第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲の座標を全て平行移動するように処理する。ここで、H S 空間での基準範囲は、H S 空間上の原点を含み、且つ、H S 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。である。第 1 平行移動部 9 0 では、第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲の座標を、彩度方向に対して下方に、平行移動させる。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 9 1 に送られる。

【 0 0 8 7 】

H S 空間用の第 2 処理においては、図 2 7 に示すように、第 1 平行移動部 9 0 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 9 1 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。

【 0 0 8 8 】

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 2 8 に示す第 2 特殊画像処理部 9 6 b が用いられる。第 2 特殊画像処理部 9 6 b は、第 1 特殊画像処理部 9 6 a とほぼ同様であるが、第 1 平行移動部 9 0 の代わりに第 3 平行移動部 9 2 が設けられ、第 2 平行移動部 9 1 の代わりに第 4 平行移動部 9 3 が設けられている点が第 1 特殊画像処理部 9 6 a と異なっている。なお、第 2 特殊画像処理部 9 6 b における H S V 変換部 8 7、R G B 変換部 7 7、明るさ調整部 8 2 の機能については、第 1 特殊画像処理部 9 6 a の場合と同様であるため、説明を省略する。

【 0 0 8 9 】

第 2 特殊画像処理部 9 6 b では、第 2 特殊画像を生成するために、H S 空間上で H S 空間用の第 3 処理及び第 4 処理を行う。H S 空間用の第 3 処理においては、図 2 9 に示すように、第 3 平行移動部 9 2 が、第 1 範囲及び第 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対して下方に平行移動するように処理する。ここで、H S 空間での基準範囲は、H S 空間上の原点を含み、且つ、H S 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 4 平行移動部 9 3 に送られる。

【 0 0 9 0 】

H S 空間用の第 4 処理においては、図 3 0 に示すように、第 3 平行移動部 9 2 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。

#### 【 0 0 9 1 】

##### [ 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 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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。

#### 【 0 0 9 2 】

図 3 1 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 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、中心波長  $445 \pm 10 \text{ nm}$  の青色レーザー光を発する青色レーザー光源（図 3 1 では「445 LD」と表記）1 0 4 と、中心波長  $405 \pm 10 \text{ nm}$  の青紫色レーザー光を発する青紫色レーザー光源（図 3 1 では「405 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、青色レーザー光源 1 0 4 の出射光と、青紫色レーザー光源 1 0 6 の出射光の光量比は変更自在になっている。

10

#### 【 0 0 9 3 】

光源制御部 1 0 8 は、通常観察モードの場合には、青色レーザー光源 1 0 4 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 1 0 4 と青紫色レーザー光源 1 0 6 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。以上の各光源 1 0 4、1 0 6 から出射されるレーザー光は、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（L G）4 1 に入射する。

20

#### 【 0 0 9 4 】

なお、青色レーザー光又は青紫色レーザー光の半値幅は  $\pm 10 \text{ nm}$  程度にすることが好ましい。また、青色レーザー光源 1 0 4 及び青紫色レーザー光源 1 0 6 は、ブロードエリア型の In Ga N 系レーザーダイオードが利用でき、また、In Ga N A s 系レーザーダイオードや Ga N A s 系レーザー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。

#### 【 0 0 9 5 】

照明光学系 3 0 a には、照明レンズ 4 5 の他に、ライトガイド 4 1 からの青色レーザー光又は青紫色レーザー光が入射する蛍光体 1 1 0 が設けられている。蛍光体 1 1 0 に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体 1 1 0 から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体 1 1 0 を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体 1 1 0 を励起させることなく透過する。蛍光体 1 1 0 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して、検体内に照射される。

30

#### 【 0 0 9 6 】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザー光が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 3 2 に示すような、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 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、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 3 3 に示すような、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 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。

40

#### 【 0 0 9 7 】

なお、蛍光体 1 1 0 は、青色レーザー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 Y A G 系蛍光体、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 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 1 1 0 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。

50

## 【 0 0 9 8 】

## [ 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 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 4 8 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。

## 【 0 0 9 9 】

図 3 4 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、光源装置 1 4 において、4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d に代えて、広帯域光源 2 0 2、回転フィルタ 2 0 4、フィルタ切替部 2 0 5 が設けられている。また、撮像光学系 3 0 b には、カラーの撮像センサ 4 8 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 2 0 6 が設けられている。

10

## 【 0 1 0 0 】

広帯域光源 2 0 2 はキセノンランプ、白色 L E D 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 2 0 4 は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ 2 0 8 と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ 2 0 9 とを備えている（図 3 5 参照）。フィルタ切替部 2 0 5 は、回転フィルタ 2 0 4 を径方向に移動させるものであり、モード切替 S W 1 3 a 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 2 0 4 の通常観察モード用フィルタ 2 0 8 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 2 0 4 の特殊観察モード用フィルタ 2 0 9 を白色光の光路に挿入する。

20

## 【 0 1 0 1 】

図 3 5 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 1 0 2 】

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。

30

## 【 0 1 0 3 】

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、及び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 4 】

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、及び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。

40

## 【 0 1 0 5 】

## [ 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

50

取得する。

【0106】

図36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、LED302a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SW308が新たに設けられている。

【0107】

LED302a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、LED302a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。LED302aから発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

【0108】

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。

【0109】

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。

【0110】

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37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。

【0111】

なお、上記実施形態では、第1特殊画像処理部64aにおいて、B/G比、G/R比に基づいて第1処理を行い、第1処理済みの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2処理を行い、その後に、再度、B/G比、G/R比に戻したが、図38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及び第2処理済みの、又は第3及び第4処理済みのB/G比、G/R比に変換してもよい。

【0112】

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3及び第4処理)を行って得られる第1及び第2処理済み(又は第3及び第4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。なお、第2特殊画像処理部64bにおいても、二次元LUTを用いて、上記と同様の処理を行ってもよい。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1R

10

20

30

40

50

G B 画像信号を入力するようにしてもよい。

【0113】

なお、上記実施形態では、第2処理で角度 $\theta$ 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 $\theta$ 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4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。

【0114】

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比により信号比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、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。

【0115】

図39では、「X<sub>n</sub>」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<sub>b</sub>」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<sub>n</sub>」と「X<sub>b</sub>」とを比較すると、「X<sub>n</sub>」は信号比空間上で「X<sub>b</sub>」の下方に位置する。また、「Y<sub>n</sub>」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<sub>b</sub>」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<sub>n</sub>」と「Y<sub>b</sub>」とを比較すると、「Y<sub>n</sub>」は信号比空間上で「Y<sub>b</sub>」の下方に位置する。

【0116】

図39に示すように、「X<sub>n</sub>」の平均値 $A_{Xn}$ と第1範囲の平均値 $A_{R1}$ との差 $D_{12n}$ は、「X<sub>b</sub>」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<sub>n</sub>」の平均値 $A_{Yn}$ と第1範囲の平均値 $A_{R1}$ との差 $D_{13n}$ は、「Y<sub>b</sub>」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。

【0117】

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。

【0118】

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】

【0119】

10, 100, 200 内視鏡システム

10

20

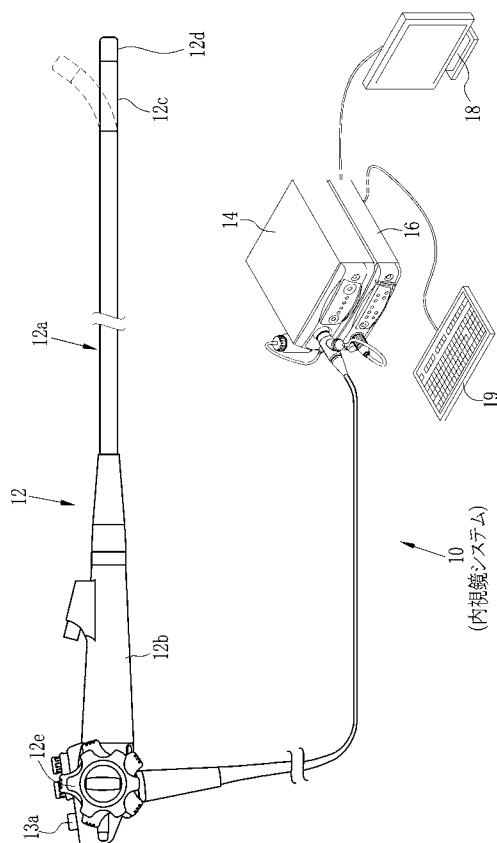
30

40

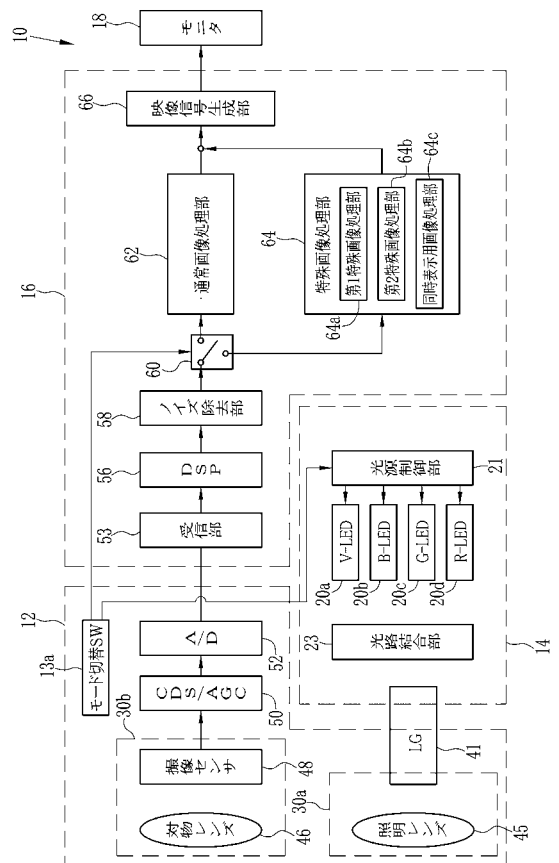
50

- 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 3    平行移動部
- 7 5    角度拡張・圧縮部
- 8 1    動径拡張・圧縮部
- 8 2    明るさ調整部

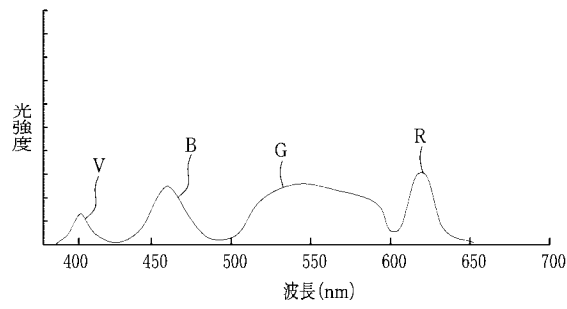
【 図 1 】



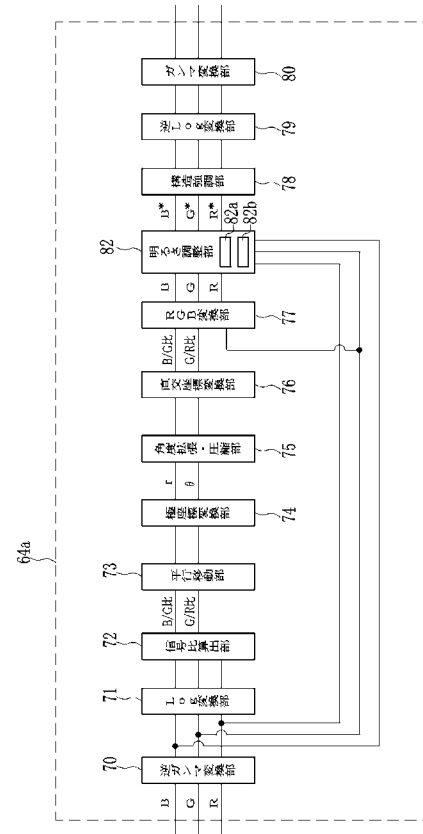
【 図 2 】



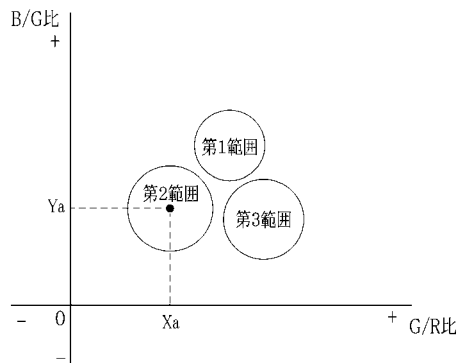
【図 3】



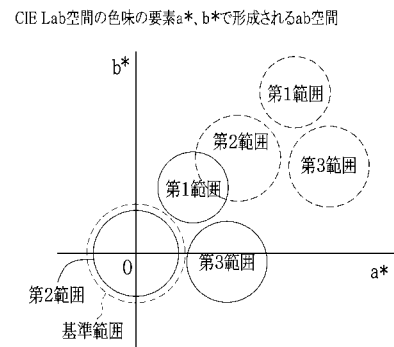
【図 4】



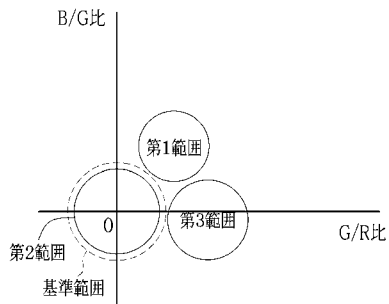
【図 5】



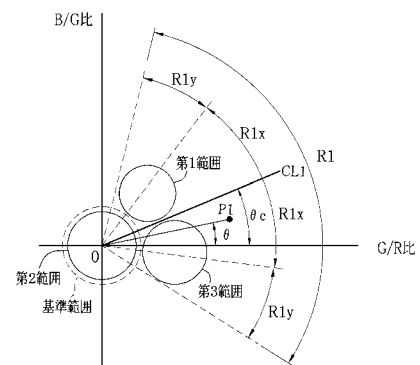
【図 6 B】



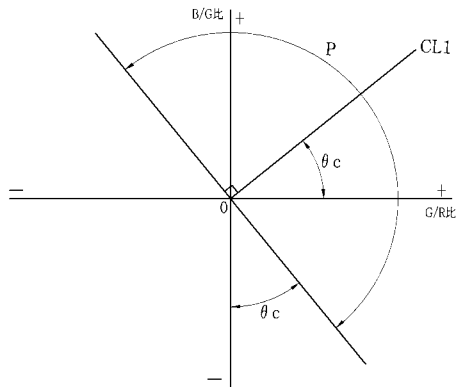
【図 6 A】



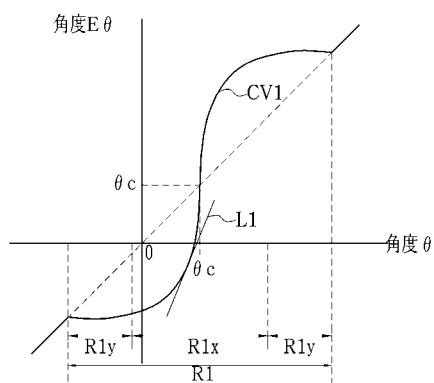
【図 7 A】



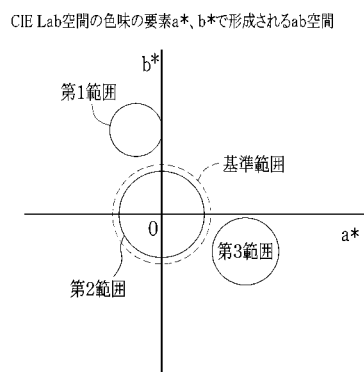
【 図 7 B 】



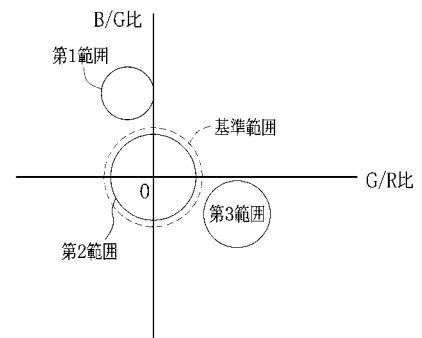
【 圖 8 】



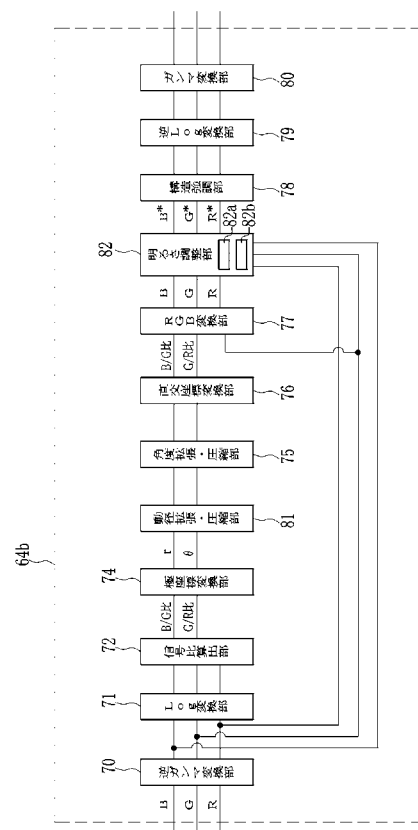
【 図 9 B 】



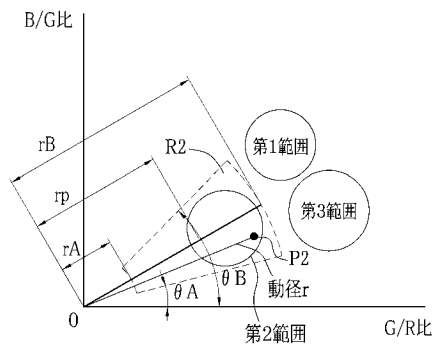
【 図 9 A 】



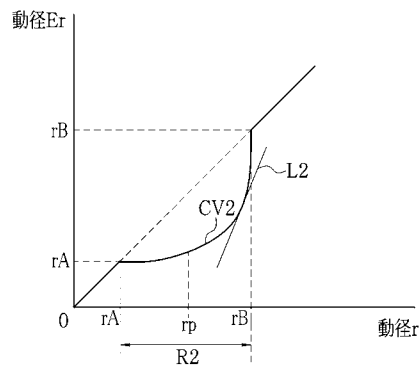
【 ㊦ 1 0 】



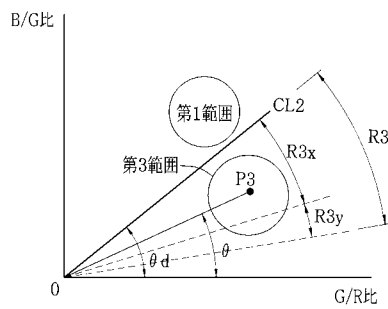
【図 1 1】



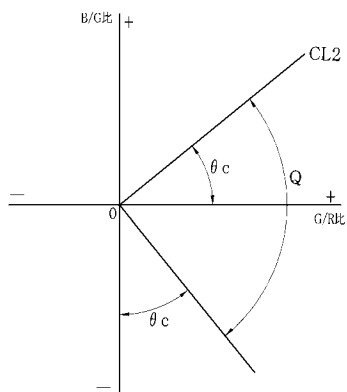
【図 1 2】



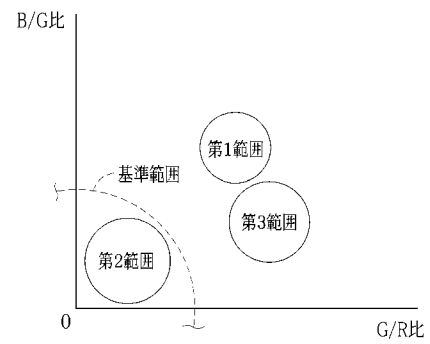
【図 1 4 A】



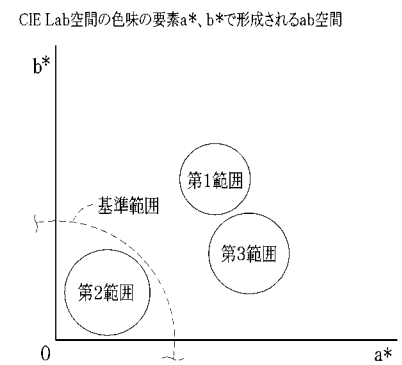
【図 1 4 B】



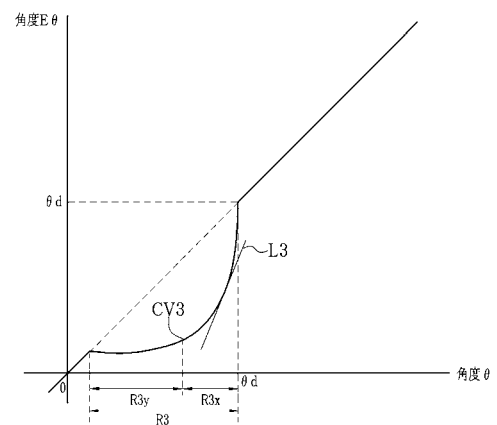
【図 1 3 A】



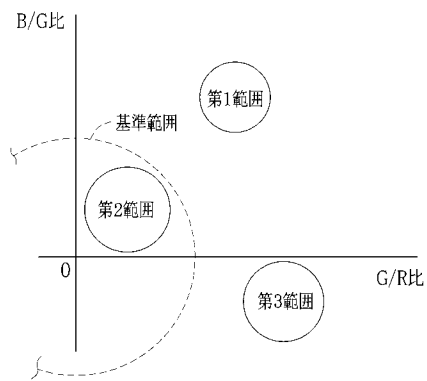
【図 1 3 B】



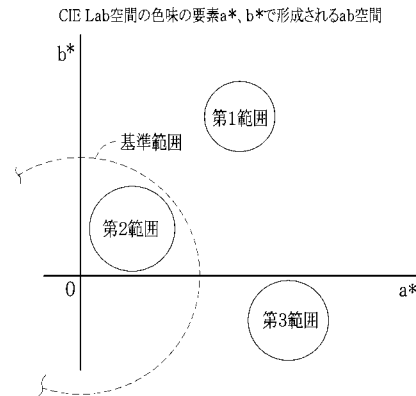
【図 1 5】



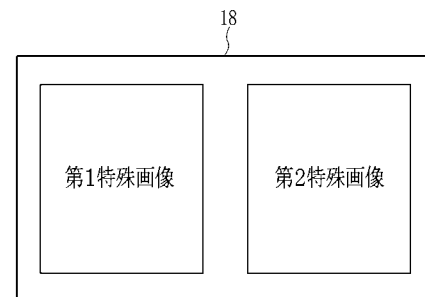
【図 16 A】



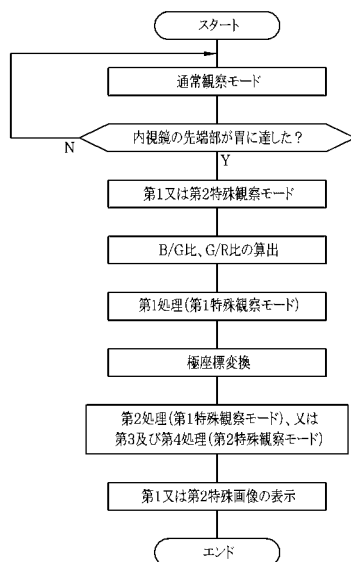
【図 16 B】



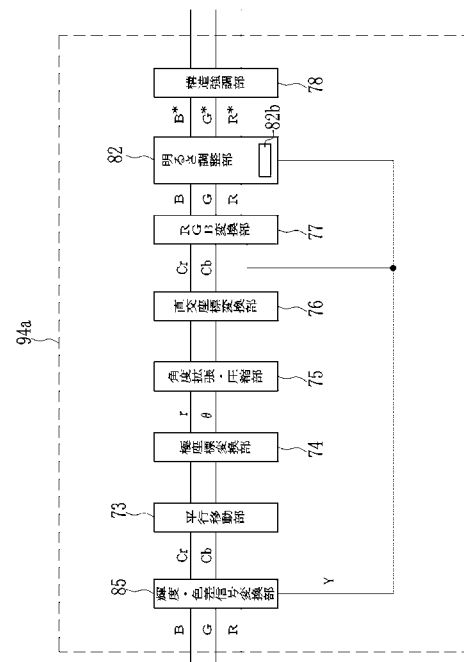
【図 17】



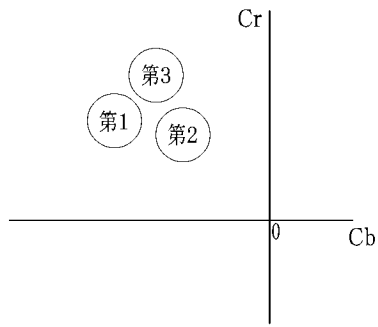
【図 18】



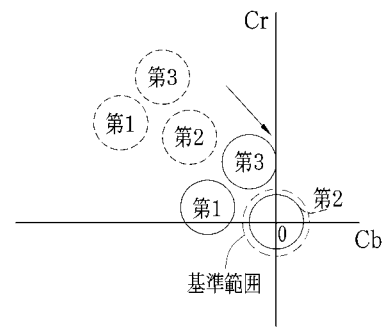
【図 19 A】



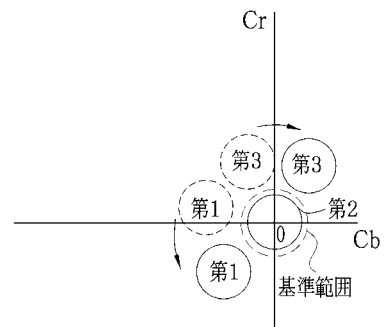
【図 19 B】



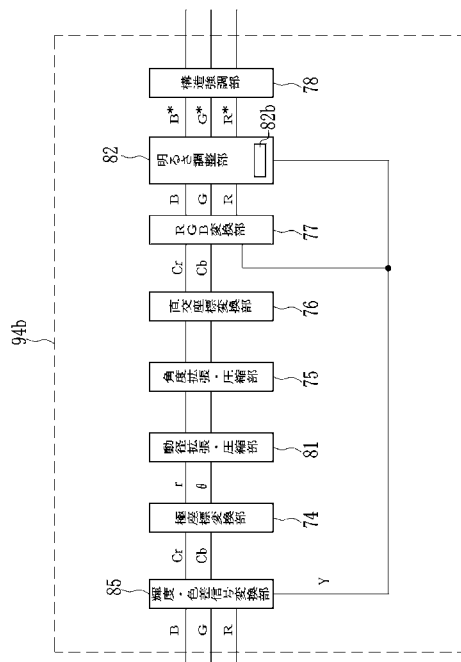
【図 20】



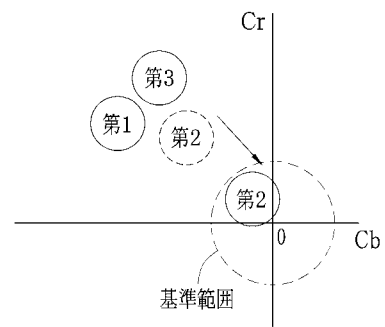
【図 21】



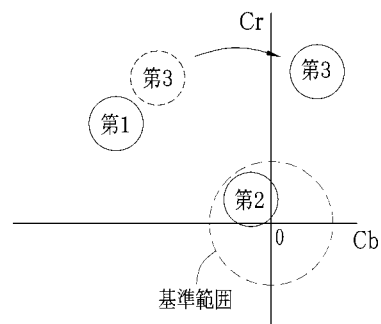
【図 22】



【図 23】

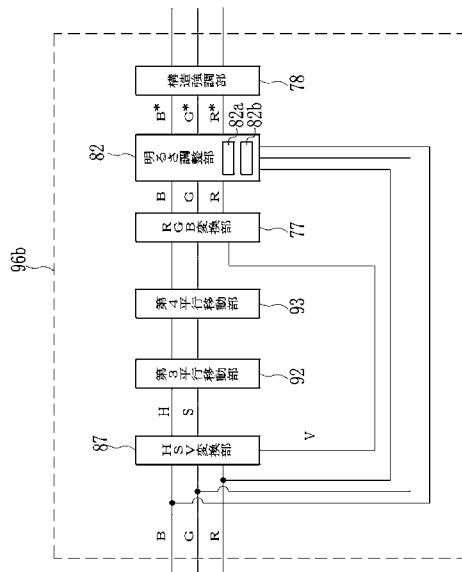


【図 24】

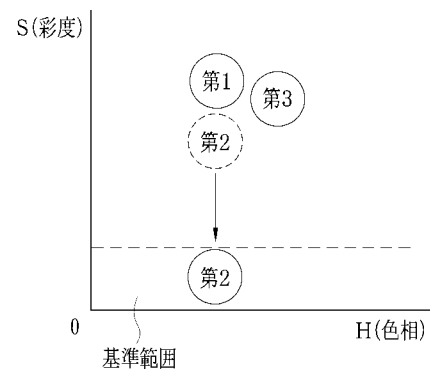




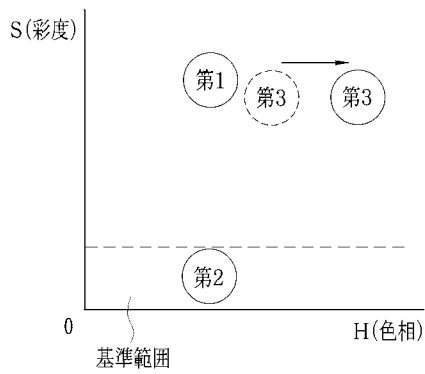
【図 28】



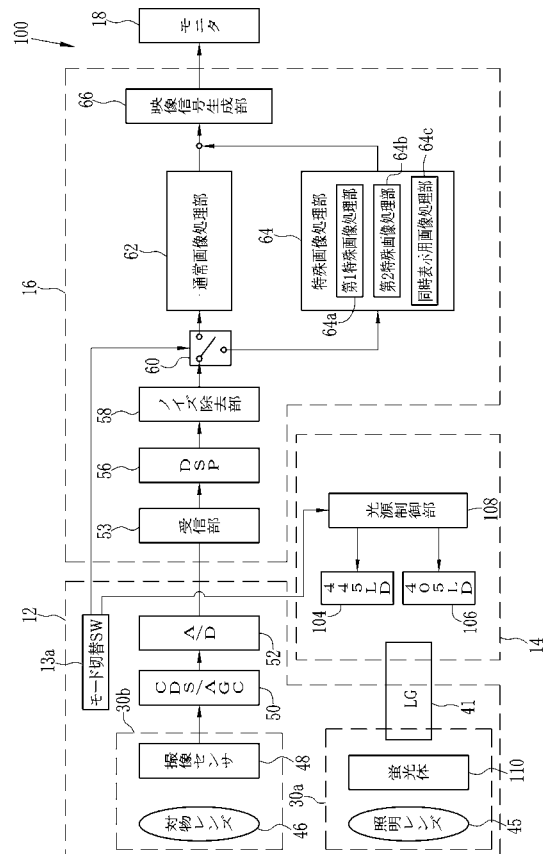
【図 29】



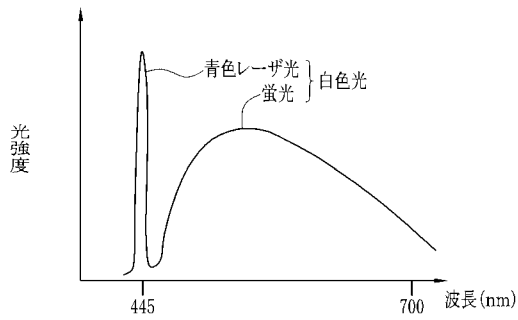
【図 30】



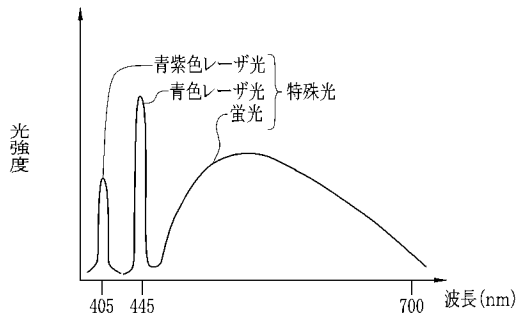
【図 31】



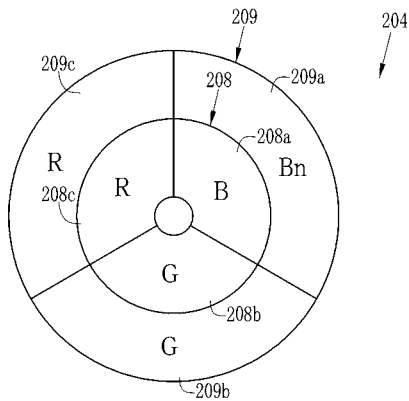
【 図 3 2 】



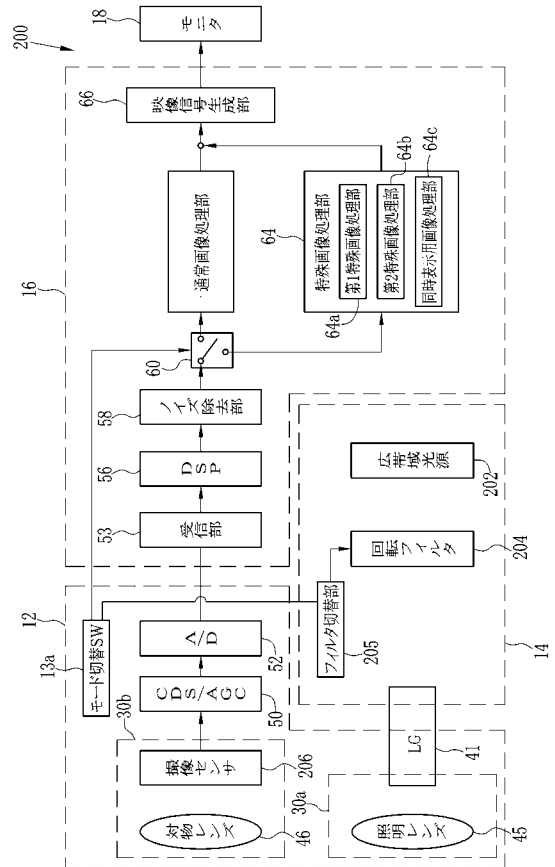
【 図 3 3 】



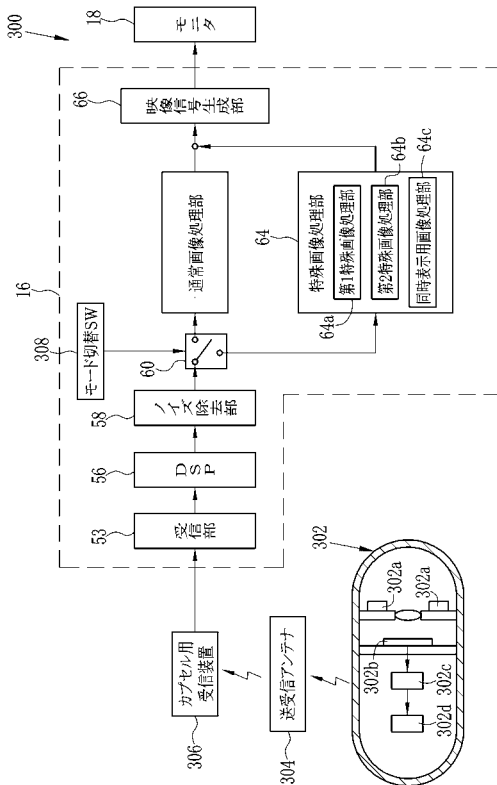
【 ㄅ 3 5 】



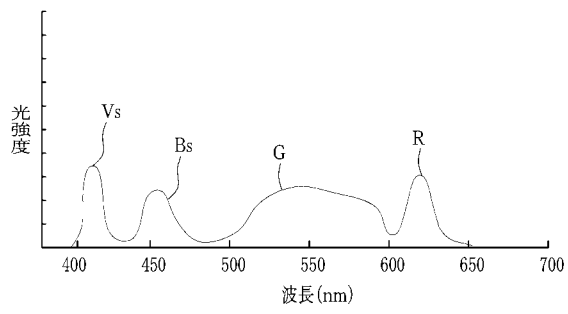
【 図 3 4 】



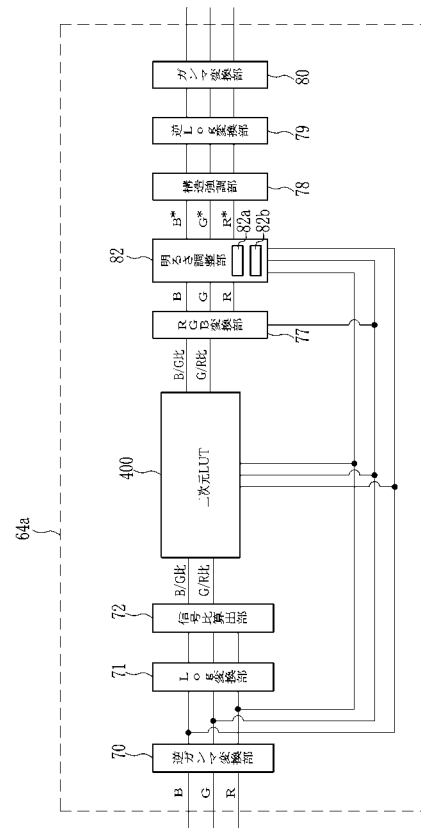
【 図 3 6 】



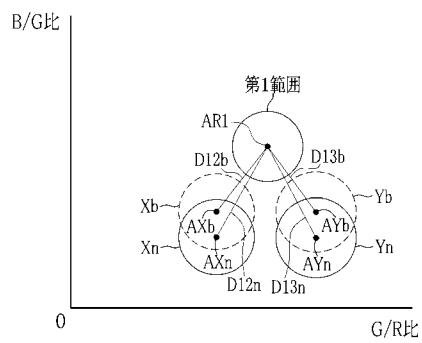
【図 37】



【図 38】



【図 39】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA01 BB02 CC06 DD03 DD07 HH51 MM05 NN01 NN05 SS21  
TT03 TT13 TT15 WW08 WW10  
5B057 AA07 BA02 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16  
CE03 CE11 CE17 CE18 CH07 DA08 DA16 DA17 DB02 DB06  
DB09 DC25

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 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        | <a href="#">JP2016010507A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 公开(公告)日 | 2016-01-21 |
| 申请号            | JP2014133391                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 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                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| [标]发明人         | 藏本昌之<br>杉崎誠                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 发明人            | 藏本 昌之<br>杉崎 誠                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G06T1/00                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/1032 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0684 A61B5/0075 A61B5/0084 G06T7/0012 G06T7/90 G06T2207/10068 G06T2207/30092 G06T2207/30096                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D G02B23/24.B G06T1/00.290.Z A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.618 A61B1/045.622 G06T7/00.612                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 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/DA08 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC25 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JP6050286B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |

# 摘要(译)

解决的问题：提供一种用于产生图像的医学图像处理设备，其操作方法和内窥镜系统，该图像强调了诸如胃粘膜的萎缩部分的异常部分与正常部分之间的色差。输入第一RGB图像信号。从第一RGB图像信号获得色差信号Cr和Cb。在由色差信号Cr和Cb形成的特征空间中，为了将第二范围的坐标置于包括原点的参考范围中，执行处理要转换的第一至第三范围的坐标的第一处理。要做。为了使第一范围的坐标和第三范围的坐标彼此分离，执行移动第一范围或第三范围的坐标的第二处理。[选择图]图21

|           |                              |          |                                                                    |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-133391 (P2014-133391) | (71) 出願人 | 306037311                                                          |
| (22) 出願日  | 平成26年6月27日 (2014. 6. 27)     |          | 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 | 100075281                                                          |
|           |                              |          | 弁理士 小林 和憲                                                          |
|           |                              | (72) 発明者 | 藏本 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                                                        |
|           |                              | Fターム(参考) | 2H040 CA04 CA06 CA11 CA12 CA23<br>DA12 DA14 DA21 GA02 GA06<br>GA11 |
|           |                              |          | 最終頁に続く                                                             |