

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4732548号
(P4732548)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 12 (全 26 頁)

| | | | |
|---------------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2010-521643 (P2010-521643) | (73) 特許権者 | 304050923 |
| (86) (22) 出願日 | 平成21年10月14日 (2009.10.14) | | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/JP2009/067806 | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 |
| (87) 国際公開番号 | W02010/044432 | (74) 代理人 | 100076233 |
| (87) 国際公開日 | 平成22年4月22日 (2010.4.22) | | 弁理士 伊藤 進 |
| 審査請求日 | 平成22年6月2日 (2010.6.2) | (72) 発明者 | 鈴木 達彦 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2008-268852 (P2008-268852) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
| (32) 優先日 | 平成20年10月17日 (2008.10.17) | | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | (72) 発明者 | 須藤 賢 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2008-268853 (P2008-268853) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
| (32) 優先日 | 平成20年10月17日 (2008.10.17) | | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | (72) 発明者 | 小笠原 弘太郎 |
| 早期審査対象出願 | | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
| | | | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内に挿入される挿入部、および、前記挿入部の先端部に配設された撮像手段を有する内視鏡と、

前記被検体の体内を照明する、前記内視鏡と着脱可能に接続される照明手段と、

前記内視鏡の観察モードを、通常光モードまたは特殊光モードのいずれかに設定するための観察モード入力部と、

前記撮像手段が撮像した内視鏡画像の色補正処理の処理条件を前記観察モードに基づいて選択する処理条件選択手段と、

R (赤)、M (マゼンタ)、B (青)、C (シアン)、G (緑)、および Y (黄) の 6 本の基準色軸により区切られた 6 つの色相領域からなる色空間に対して前記 6 本の基準色軸の中から前記観察モードに基づいて選定された基本色軸と接する 2 つの色相領域の各々に 1 本の基本色軸を追加設定し、8 本の基準色軸により区切られた色相領域毎に、前記処理条件選択手段が選択する前記処理条件で前記色補正処理を行う画像処理手段を有し、前記内視鏡と着脱可能に接続されるプロセッサと、を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記処理条件選択手段が、前記内視鏡に配設された内視鏡種類識別手段の情報に基づいて、前記内視鏡の種類を識別し、前記観察モードおよび識別した前記内視鏡の前記種類に基づいて、前記処理条件を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

20

【請求項 3】

前記処理条件選択手段が、前記照明手段の種類を識別し、前記観察モードおよび識別した前記照明手段の前記種類に基づいて、前記処理条件を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記照明手段の前記種類が、光源種類であり、前記光源種類がキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ、または、発光ダイオードのいずれかであることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記撮像手段が撮影する前記体内の部位を選択する部位入力手段を有し、

10

前記処理条件選択手段が、前記観察モードおよび選択された前記部位に基づいて、前記処理条件を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像手段が撮影する前記体内の状態に応じたシーンを選択するシーン入力手段を有し、

前記処理条件選択手段が、前記観察モードおよび選択された前記シーンに基づいて、前記処理条件を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記シーンが、通常シーン、または、出血シーンのいずれかであることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 8】

術者情報を入力する術者情報入力手段を有し、

前記処理条件選択手段が、前記観察モードおよび入力された前記術者情報に基づいて、前記処理条件を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記処理条件選択手段によって選択される前記処理条件が、

前記観察モードが、前記通常光観察モードの場合には、R（赤）基準色軸と Y（黄）基準色軸の間、および、R（赤）基準色軸と M（マゼンタ）基準色軸の間に、それぞれ 1 本の前記基準色軸を設定して行われる処理条件であり、

前記観察モードが、前記特殊光観察モードの場合には、C（シアン）基準色軸と G（緑）基準色軸の間、および、B（青）基準色軸と C（シアン）基準色軸の間に、それぞれ 1 本の前記基準色軸を設定して行われる処理条件であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 10】

前記処理条件選択手段が、選択した前記処理条件を修正する処理条件修正手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

色補正処理後の内視鏡画像と、色空間画像と、を表示し、前記色空間画像の前記基準色軸上の条件設定マークを移動することにより前記処理条件の設定を行うグラフィック入力機能を有する表示手段、を更に具備し、

40

前記条件設定マークによる前記処理条件の設定に応じて、前記表示手段に表示された前記内視鏡画像の色調がリアルタイムに変化することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

内視鏡の観察モードを通常光モードまたは特殊光モードのいずれかに設定するための観察モード入力部と、

前記観察モードに基づき、内視鏡画像の色補正処理の処理条件を選択する処理条件選択手段と、

R（赤）、M（マゼンタ）、B（青）、C（シアン）、G（緑）、および Y（黄）の 6 本の基準色軸により区切られた 6 つの色相領域からなる色空間に対して前記 6 本の基準色

50

軸の中から前記観察モードに基づいて選定された基本色軸と接する2つの色相領域の各々に1本の基本色軸を追加設定し、8本の基準色軸により区切られた色相領域毎に、前記処理条件選択手段が選択した前記処理条件に基づいた前記色補正処理を行う画像処理手段と、を具備することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、色補正処理された内視鏡画像を出力する内視鏡システムおよび内視鏡画像処理装置に関し、特に色空間上の6本を超える色軸をもとに色補正処理を行う内視鏡システムおよび内視鏡画像処理装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

内視鏡システムは、術者が直接目視することができない被検体の内部の目標を観察する目的で広く用いられている。医療分野では被検体である被検者の体内に挿入された内視鏡の撮像部が、光源装置からの照射光を用いて、撮影した内視鏡画像をもとに診断が行われている。内視鏡画像の色再現、すなわち、もとの色を忠実に再現しているかは、診断結果に大きな影響を及ぼすこともあり重要であるため、内視鏡が接続されるプロセッサの画像処理部において映像信号の色補正処理が行われている。

【0003】

色再現の良い色調補正方式として6色独立色調補正方式が知られている。6色独立色調補正方式は、白バランスを変えることなく、つまり無彩色信号に色をつけることなく、R（赤）、M（マゼンタ）、B（青）、C（シアン）、G（緑）およびY（黄）の6色の基準色軸（以下、「基準軸」、または「色軸」ともいう。）で区切られた色相領域毎に、彩度および色相の調整、すなわち、色調調整である色補正処理を行うものである。ここで、「色相領域毎に」とは、色軸両側の2つの色相領域に対してのみ影響を及ぼすことを意味する。

20

【0004】

しかしながら、6色独立色調補正方式においては、R、M、B、C、GおよびYの6色に近い色に関しては、有効に調整可能であるが、それらの間の中間色については十分な色調調整ができない。

30

【0005】

これに対して、特開平9-247701号公報には、中間色に対しても細かな補正を行うために、色をさらに分割し、色空間上の6色に相当する6本の基準色軸と、R軸とY軸間の1本の補助色軸と、からなる7本の色軸により分割された色空間毎に色補正処理する色補正装置が提案されている。

【0006】

また、特開2001-61160号公報には、色をさらに分割し、色空間上の6色に相当する6本の基準色軸とそれぞれの基準色軸間にさらに設定された6本の基準色軸とからなる12本の色軸をもとに、色補正処理する色補正装置が提案されている。

【0007】

40

医療用内視鏡システムの撮像部が撮影する被検体である被検者の体内の内視鏡画像は、TVカメラ等が撮影する通常の景色または人物の外観等とは全く異なる。すなわち、内視鏡システムが撮影する内視鏡画像は、赤色を中心とした微妙な色調が多い。このため、公知の色補正技術を用いて、色空間上の6色に相当する6本の基準色軸に加えて、赤色と黄色の間の中間色である肌色に相当する1本の補助色軸を加えた7本の色軸による色補正では満足いく結果は得られないことがあった。

【0008】

また、色空間上の6色に相当する6本の基準色軸とそれぞれの基準色軸間の6本の基準色軸との12本の色軸を用いて中間色を補正する色補正処理は、システムの構成が複雑となり、かつ、処理に時間を要する。さらに、多くの色軸を用いた色補正処理は、設定すべ

50

き項目が多くなり術者が行う設定作業が繁雑になるだけでなく、最適の設定状態とすることが容易ではないことがある。

【 0 0 0 9 】

一方、医療用内視鏡システムにおいては、目的に応じて多種類の内視鏡および光源装置が使用される。また内視鏡画像は、観察する部位の種類により、色調が大きく異なるだけでなく、例えば出血が発生すると同じ部位であっても、色調が大きく変化する。また、過去に撮影した内視鏡画像との比較により診断を行う場合には、過去に撮影した内視鏡画像と同じ色調の内視鏡画像を用いることが好ましい。さらに、術者には、それぞれ色調の好みがあり、使用前に、それぞれの術者の好みの色調になるように色補正処理の処理条件を調整する必要があった。

10

【 0 0 1 0 】

さらに、内視鏡システムとしては、白色光等の通常光を照射光として用いて生体内の組織を撮影して内視鏡画像を取得し、モニタ等に表示して観察する通常光観察モードの内視鏡システムが実用化されている。

【 0 0 1 1 】

照射光として特殊光を用いて撮影した内視鏡画像を得る特殊光観察モード内視鏡のシステムでは、正常組織と腫瘍等の病変組織との差異を識別しやすくなることが可能となる。例えば、照射光の分光透過率特性を狭帯域化した狭帯域光観察モードの内視鏡システムが用いられている。さらに、観察部位を光源からの励起光で照射することにより励起し発生する蛍光を撮影する蛍光観察モードの内視鏡システムが知られている。蛍光観察モードの内視鏡システムとしては、腫瘍親和性を有する蛍光物質を観察部位に投与し撮影する手法と、生体に元来存在する自家蛍光を撮影する手法とが用いられている。なお、通常光観察モードの内視鏡システムの機能と特殊光観察モードの内視鏡システムの機能は、光源装置から供給する照射光の波長を変化することで1台の内視鏡システムにおいて実現することができる。

20

【 0 0 1 2 】

ここで、特殊光観察モード、すなわち、狭帯域光観察モードまたは蛍光観察モード、の内視鏡システムが撮影する内視鏡画像の色調は通常光観察モードの内視鏡画像とは異なるため、診断を容易に行うための色補正処理条件は、通常光観察モードの内視鏡画像とは全く異なる。このため、通常光観察モードと特殊光観察モードとを切り替えて使用することのできる内視鏡システムにおいては、2つのモードのそれぞれに適した色補正処理条件を設定することは容易ではなかった。

30

【 0 0 1 3 】

このように、内視鏡システムおよび内視鏡画像処理装置において、所望の色調の内視鏡画像を得るために、色処理の処理条件を適切に設定することは容易ではなかった。

【 0 0 1 4 】

本発明は、所望の色調の内視鏡画像を得ることのできる内視鏡システムおよび内視鏡画像処理装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

40

【 0 0 1 5 】

上記目的を達成すべく、本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体の体内に挿入される挿入部、および、前記挿入部の先端部に配設された撮像手段を有する内視鏡と、前記被検体の体内を照明する、前記内視鏡と着脱可能に接続される照明手段と、前記内視鏡の観察モードを、通常光モードまたは特殊光モードのいずれかに設定するための観察モード入力部と、前記撮像手段が撮像した内視鏡画像の色補正処理の処理条件を前記観察モードに基づいて選択する処理条件選択手段と、R（赤）、M（マゼンタ）、B（青）、C（シアン）、G（緑）、およびY（黄）の6本の基準色軸により区切られた6つの色相領域からなる色空間に対して前記6本の基準色軸の中から前記観察モードに基づいて選定された基本色軸と接する2つの色相領域の各々に1本の基本色軸を追加設定し、8本の基準色軸に

50

より区切られた色相領域毎に、前記処理条件選択手段が選択する前記処理条件で前記色補正処理を行う画像処理手段を有し、前記内視鏡と着脱可能に接続されるプロセッサと、を具備する。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の別の態様の内視鏡画像処理装置は、内視鏡の観察モードを通常光モードまたは特殊光モードのいずれかに設定するための観察モード入力部と、前記観察モードに基づき、内視鏡画像の色補正処理の処理条件を選択する処理条件選択手段と、R（赤）、M（マゼンタ）、B（青）、C（シアン）、G（緑）、およびY（黄）の6本の基準色軸により区切られた6つの色相領域からなる色空間に対して前記6本の基準色軸の中から前記観察モードに基づいて選定された基本色軸と接する2つの色相領域の各々に1本の基本色軸を追加設定し、8本の基準色軸により区切られた色相領域毎に、前記処理条件選択手段が選択した前記処理条件に基づいた前記色補正処理を行う画像処理手段と、を具備する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図1】第1の実施の形態の内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図2】第1の実施の形態の内視鏡画像処理装置における画像処理を説明するための構成図である。

【図3】6軸色補正について説明するための説明図である。

【図4】6軸色補正について説明するための説明図である。

20

【図5】第1の実施の形態の内視鏡画像処理装置における8軸色補正について説明するための説明図である。

【図6】第1の実施の形態の内視鏡画像処理装置における8軸色補正について説明するための説明図である。

【図7】第1の実施の形態の内視鏡画像処理装置の色補正処理部における色補正処理を説明するための構成図である。

【図8A】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図8B】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。

30

【図9】キセノンランプの分光光度特性を示している。

【図10】ハロゲンランプの分光光度特性を示している。

【図11】メタルハライドランプの分光光度特性を示している。

【図12】発光ダイオードの分光光度特性を示している。

【図13A】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている照明部の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図13B】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている照明部の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図14A】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている部位に応じた処理条件の例を示す。

40

【図14B】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている部位に応じた処理条件の例を示す。

【図15A】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されているシーンに応じた処理条件の例を示す。

【図15B】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されているシーンに応じた処理条件の例を示す。

【図16A】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている術者に応じた処理条件の例を示す。

【図16B】第1の実施の形態の処理条件記憶部に記憶されている術者に応じた処理条件の例を示す。

50

【図 1 7】第 1 の実施の形態の処理条件を修正する場合の表示画面例を示す。

【図 1 8】第 2 の実施の形態の内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 1 9】第 3 の実施の形態の内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 2 0】グラフィック入力部を有するモニタの表示画面の一例である。

【図 2 1】グラフィック入力部の一例である。

【図 2 2】グラフィック入力部による処理条件の修正を説明するための説明図である。

【図 2 3】グラフィック入力部による処理条件の修正を説明するための説明図である。

【図 2 4】第 4 の実施の形態の内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 2 5 A】内視鏡システムの切替フィルタの構造を説明するための説明図である。

【図 2 5 B】内視鏡システムの切替フィルタの構造を説明するための説明図である。

【図 2 6】フィルタの波長に対する透過率特性を示したグラフである。

【図 2 7】実施の形態のフィルタの波長に対する透過率特性を示したグラフである。

【図 2 8】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける 8 軸色補正について説明するための説明図である。

【図 2 9】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける 8 軸色補正について説明するための説明図である。

【図 3 0】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける 8 軸色補正について説明するための説明図である。

【図 3 1】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける 8 軸色補正について説明するための説明図である。

【図 3 2】第 4 の実施の形態の内視鏡画像処理装置の色補正処理部における色補正処理を説明するための構成図である。

【図 3 3 A】処理条件記憶部に記憶されている照明光の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図 3 3 B】処理条件記憶部に記憶されている照明光の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図 3 3 C】処理条件記憶部に記憶されている照明光の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図 3 4 A】処理条件記憶部に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図 3 4 B】処理条件記憶部に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。

【図 3 5】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける処理条件を修正する場合の表示画面例を示す。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡システム 1 について説明する。

【0019】

図 1 は、本実施の形態の内視鏡システム 1 の構成を示す構成図である。図 1 に示すように本実施の形態の内視鏡システム 1 は、被検体である被検者（不図示）の体内に挿入される挿入部 2 1 を有する内視鏡（「スコープ」ともいう。）2 と、被検者の体内を照明する照明手段である光源装置 3 と、内視鏡画像の信号処理を行うプロセッサ 4 とにより構成されている。内視鏡 2 は、光源装置 3 とは光源装置用コネクタ部 2 6 を介して着脱可能に接続され、プロセッサ 4 とはプロセッサ用コネクタ部 2 7 を介して着脱可能に接続される。すなわち、プロセッサ 4 は、種々の内視鏡および / または種々の光源装置と組み合わせることで、種々の目的に適合した内視鏡システムとして使用できる。

【0020】

さらに、内視鏡システム 1 は、内視鏡画像等を表示するモニタ 5 と、術者が内視鏡シス

10

20

30

40

50

テム 1 の設定等を行う入力手段であるキーボード等の入力部 6 を有している。

【 0 0 2 1 】

内視鏡 2 は、挿入部 2 1 の先端部 2 2 にカラーの内視鏡画像を撮影する撮像手段である C C D 2 0 と、プリプロセス部 1 9 と、A / D 変換部 1 8 と、パラレルシリアル変換 (P / S) 部 1 7 を有する電子内視鏡である。先端部 2 2 には観察窓 (不図示) が設けてあり、この観察窓には光学像を結ぶための対物レンズ系 2 3 と、被検者の体内を撮影する C C D 2 0 とが配置され、C C D 2 0 が撮影した内視鏡画像はデジタル信号に変換されてプロセッサ 4 に送信される。撮像手段としては、C C D 2 0 の代わりに C M D (Charged Modulation Device) 撮像素子、C - M O S 撮像素子、A M I (Amplified MOS Imager) 、B C C D (Back Illuminated C C D) 等でも良い。なお、カラー C C D の代わりに白黒 C C D を用い、照射光を R B G に時系列的に変化させてもよい。

10

【 0 0 2 2 】

さらに、挿入部 2 1 内には光源装置 3 からの照明光を先端部 2 2 に導光するライトガイドファイバ 2 5 が挿通されている。光源装置 3 は、ランプ駆動部 3 1 により発光するランプ 3 0 と、このランプ 3 0 の光路上に設けられた切替フィルタ部 3 3 と、この切替フィルタ部 3 3 を通った光を集光するコンデンサレンズ 3 5 とを備えている。切替フィルタ部 3 3 は、回転用モータ 3 6 により回転することにより光路上に配置されるフィルタが切り替える切替フィルタ 3 4 を備えている。ライトガイドファイバ 2 5 により先端部 2 2 に導光された照明光は、照明窓 (不図示) に取り付けられた照明レンズ 2 4 を経て、拡開して体内の観察対象部位に照射される。さらに、光源装置 3 は、プロセッサ 4 が接続された光源装置 3 の種類、言い換えれば、内視鏡 2 が接続された光源装置 3 の種類、を識別するための光源装置識別手段であるランプ識別部 3 2 が配設されている。

20

【 0 0 2 3 】

また、内視鏡 2 には術者が内視鏡システム 1 の種々の指示操作を手元で行うためのスコープスイッチ 1 5 が設けてあり、スコープスイッチ 1 5 の操作信号は制御部 1 1 に入力され、制御部 1 1 は操作信号に対応した動作を行う。さらに、内視鏡 2 には、プロセッサ 4 が接続された内視鏡 2 の種類を識別するためのスコープ識別手段であるスコープ識別部 1 6 が配設されている。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 2 からの内視鏡画像の信号は、絶縁性確保のためのパルストランス 9 A 等から構成されたアイソレーション部 9 を介してプロセッサ 4 の内視鏡画像処理装置 7 に入力される。内視鏡画像処理装置 7 は、C C D 2 0 が撮影した内視鏡画像の色補正処理等を行う画像処理手段である画像処理部 1 0 と、内視鏡画像処理装置 7 を初めとする内視鏡システム 1 の制御を行う制御部 1 1 と、画像処理部 1 0 が行う色補正処理の処理条件を記憶する処理条件記憶手段である処理条件記憶部 1 2 と、処理条件記憶部 1 2 から処理条件を選択する処理条件選択手段である処理条件選択部 1 3 と、D / A 変換部 (D / A) 1 4 とを具備している。内視鏡画像の色補正処理については後に詳述する。

30

【 0 0 2 5 】

次に図 2 を用いて、内視鏡画像処理装置 7 の画像処理部 1 0 が行う内視鏡画像の画像処理について説明する。図 2 は、本実施の形態の内視鏡画像処理装置 7 における画像処理を説明するための構成図である。

40

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、内視鏡 2 からの内視鏡画像信号は、Y / C 分離部 4 1 と、クランプ部 4 2 と、ノイズ低減 (N R) 部 4 3 と、マトリックス部 4 4 とを介して、色補正処理部 5 0 において色補正処理が行われる。そして、色補正処理後の内視鏡画像は、ガンマ補正部 4 5 、拡大縮小処理部 4 6 、エンハンス部 4 7 、マスク設定部 4 8 、重畳表示処理部 4 9 を介して、D / A 変換部 1 4 に送信され、モニタ 5 に表示される。なお、画像処理部 1 0 が行う処理は全て制御部 1 1 の制御のもとで行われる。

【 0 0 2 7 】

次に、図 3 から図 9 を用いて色補正処理部 5 0 における色補正処理について説明する。

50

図3および図4は6軸色補正について説明するための説明図であり、図5および図6は、本実施の形態の内視鏡画像処理装置7における8軸色補正について説明するための説明図であり、図7は、本実施の形態の内視鏡画像処理装置7の色補正処理部50における色補正処理を説明するための構成図である。

【0028】

図3は、色空間上の、R（赤）、M（マゼンタ）、B（青）、C（シアン）、G（緑）、およびY（黄）の色相毎に設定された6本の基準色軸により区切られた6個の色相領域（1）から（6）を示している。すなわち、図3に示す色空間の中心点から放射状に設定されている色軸は彩度（以下、「色飽和度」または、単に「飽和度（Saturation）」ともいい、記号「sat」で示す。）の大小を示し、色環円の外側程、色飽和度が高いことを示している。また、色空間の円周方向は色相（以下、記号「hue」で示す。）を示している。

10

【0029】

そして、図4に示すように、いわゆる6軸色補正処理では、色補正処理される画像信号は、R信号、G信号、B信号の大小関係を比較することにより、6個の色相領域のいずれに位置するかが判断され、位置する色相領域に対して補正処理が行われる。すなわち、画像信号が位置する色相領域を挟みこむ両側の色軸の色に対して補正処理が行われる。このため、ある色相領域に属する画素の補正処理を行うと、画素が属する色相領域を中心とする3つの色相領域に影響が及ぶが、画素が属する色相領域の両側の色相領域への影響は小さい。

【0030】

20

これに対して、図5は、6本の基準色軸に加えてさらに2本の基準色軸が設定された、本実施の形態の、いわゆる8軸の色補正処理の色空間を示している。本実施の形態の内視鏡システム1は、被検者の体内を観察するため、CCD20が撮影する内視鏡画像は、赤色を中心とした微妙な色調が多い。このため、図5に示すように、内視鏡システム1では、R基準色軸とY基準色軸の間、および、R基準色軸とM基準色軸の間に、それぞれ1本の基準色軸、R-Y色軸およびR-M色軸を設定する。このため、8軸の色補正処理では、色軸で分割される色相領域は、（1A）、（1B）、（2A）、（2B）、（3）、（4）、（5）、（6）の8領域となる。

【0031】

そして、例えば、R-M色軸の補正処理のときの補正係数を変化した場合に、影響が及ぶのはR-M色軸の両側の領域（1A）および領域（1B）となる。このため、例えば、領域（1B）に属する画素に対して、色相領域毎に色補正処理を行うと、領域（1B）だけでなく、領域（1A）、および領域（2A）の3つの色相領域に影響が及ぶが、領域（1A）および領域（2A）への影響は小さく、他の領域には影響が及ばない。

30

【0032】

図6に示すように、内視鏡画像を較正する画素の色信号は、それぞれがR信号、G信号、B信号の大小関係を比較することにより、8個の色相領域のいずれに位置するかが判断され、その位置する色相領域に対して色補正処理が行われる。内視鏡システム1では、RGBの原色を示す基準色軸、および該原色の補色であるCMYを示す基準色軸のみならず、想定される被写体である体内に多く含まれるRの周辺色を微細に補正するためのRとYの中間色を示す基準色軸とRとMの中間色を示す基準色軸の8軸の色補正処理を行う内視鏡画像処理装置として設計されるため、装置設計が容易で回路等が複雑化することを最小限に留めることができる。

40

【0033】

次に、図7を用いて本実施の形態の内視鏡画像処理装置7の色補正処理部50における色補正処理を説明する。マトリックス部44から色補正処理部50に入力される内視鏡画像は、R信号、G信号およびB信号の色信号である。内視鏡画像を構成する各画素の色信号は、RGB比較部51により、図6で示したように、R信号、G信号、B信号の大小関係を比較することにより、8個の色相領域のいずれに位置するかが判断される。

【0034】

50

8 個の色相領域のそれぞれに対して色補正処理を行うために、処理条件記憶部 12 には、8 個の飽和度（彩度）補正係数、KRsat、KGsat、KBsat、KYsat、KCsat、KMsat、KRYsat、KRMsat、および、8 個の色相補正係数、KRhue、KGhue、KBhue、KYhue、KChue、KMhue、KRYhue、KRMhue からなる処理条件が予め記憶されている。ここで、補正係数を示す記号「K」の後の添字は、色相の略号であり、RM は R と M の間の中間色を、RY は R と Y の間の中間色を示している。

【0035】

制御部 11 は、処理条件選択部 13 から受信した処理条件の設定値と、RGB 比較部 51 の結果から、内視鏡画像の画素の色信号が位置する色相領域にかかる処理条件である 4 個の補正係数、Ksat1、Ksat2、Khue1、Khue2 を、色補正処理部 50 に出力する。一方、色補正処理部 50 のベクトル量算出部 52 は、内視鏡画像の画素の色信号の、位置する色相領域を挟む色軸方向のベクトル量である、Dp、Dc を算出する。係数算出部 53 は、制御部 11 から受信した処理条件とベクトル量算出部 52 が算出したベクトル量とから、以下の（式 1）に従い補正係数を算出する。

【0036】

（式 1）

$$R_{out} = R_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times R_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times R_{-a2})$$

$$G_{out} = G_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times G_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times G_{-a2})$$

$$B_{out} = B_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times B_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times B_{-a2})$$

色補正演算部 55 は、固定係数部 54 からの固定補正係数である、R-a1、G-a1、B-a1、R-a2、G-a2、B-a2 と、係数算出部 53 からの算出補正係数、psat、phue、csat、chue、をもとに、以下の（式 2）により内視鏡画像の色補正処理を行い、後段のガンマ補正部 45 に出力する。

【0037】

（式 2）

$$p_{sat} = K_{sat1} \times d_p$$

$$p_{hue} = K_{hue1} \times d_p$$

$$c_{sat} = K_{sat2} \times d_c$$

$$c_{hue} = K_{hue2} \times d_c$$

内視鏡システム 1 の色補正処理においては、内視鏡画像に応じた最適の処理条件を処理条件選択部 13 が、処理条件記憶部 12 に記憶されている 8 個の飽和度補正係数と 8 個の色相補正係数とからなる処理条件の中から選択する。すなわち、処理条件選択部 13 は、スコープ識別部 16、スコープスイッチ 15、ランプ識別部 32、入力部 6、またはモニタ 5 等からの情報を制御部を介して受信し、その情報をもとに処理条件を選択する。このため、内視鏡システム 1 では画像処理部 10 の補正条件を適切に設定することが容易である。

【0038】

例えば、内視鏡システム 1 においては処理条件選択部 13 が、内視鏡 2 の種類に応じて処理条件を選択する。ここで内視鏡 2 の種類とは型番等を意味するものではなく、同じ型番の製品であっても製造工程でのばらつきによる色特性差も存在するため、個々の内視鏡

10

20

30

40

50

2のそれぞれが1種類に相当する。特に、カラーCCDにおいてはカラーフィルタ製造時のばらつきにより同じ型番の製品であっても特性差が大きいいため、処理条件選択部13が、個々の内視鏡毎に処理条件を選択することが好ましい。処理条件選択部13は、内視鏡2に配設されたスコープ識別部の情報に基づいて内視鏡の種類、言い換えれば、プロセッサ4に接続された、個々の内視鏡、を識別する。

【0039】

図8A、図8Bに処理条件記憶部12に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。図8Aは、内視鏡Aに応じた処理条件を、図8Bは、内視鏡Bに応じた処理条件を示している。なお、それぞれの補正係数は相対的な値であり、例えば、-100から100の間の整数で示される。

10

【0040】

また、内視鏡システム1においては処理条件選択部13が、光源手段である光源装置3の種類に応じて処理条件を選択する。ここで光源装置3の種類とは、ランプ30の種類を意味し、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ、または、発光ダイオードである。

【0041】

ここで、図9から図12に示すようにランプ30の種類により分光光度特性が異なるため、異なる種類の光源装置3により照射された被検者の内部の反射光は異なり内視鏡画像の色調は異なる。図13A、図13Bに処理条件記憶部12に記憶されている光源装置3の種類に応じた処理条件の例を示す。図13Aはキセノンランプに応じた処理条件を、図13Bは、発光ダイオード(LED)に応じた処理条件を示している。

20

【0042】

内視鏡システム1においては処理条件選択部13が、光源装置3の種類に応じて処理条件を選択するため、画像処理部10の補正条件を適切に設定することが容易である。

もちろん、光源装置3の種類はランプ30の種類のみを意味するものではなく、同じ型番の製品であっても製造工程でのばらつきによる特性差も存在するため、個々の光源装置3それぞれが1種類に相当する識別標識を有していてもよい。

【0043】

また、内視鏡システム1においては、CCD20が撮影する体内の部位を選択する部位入力手段である部位入力部を有し、処理条件選択部13が部位入力部により選択された部位に応じて処理条件を選択する。ここで、部位は、例えば、耳鼻、食道、胃、小腸、大腸、または、腹腔のいずれかであり、部位により内視鏡画像の色調が異なる。図14A、図14Bに処理条件記憶部12に記憶されている部位の種類に応じた処理条件の例を示す。図14Aは胃に応じた処理条件を、図14Bは、耳鼻に応じた処理条件を示している。

30

内視鏡システム1においては、処理条件選択部13が、撮影部位に応じて処理条件を選択するため、画像処理部10の補正条件を適切に設定することが容易である。

【0044】

部位入力部としては、例えば、術者が入力する入力部6またはスコープスイッチ15を用いることができる。または、部位入力部としては、例えば、内視鏡画像の画像解析による方法、または位置センサ等による方法の部位入力部を用いることもできる

40

また、内視鏡システム1においては、体内の状態に応じたシーンを選択するシーン入力手段であるシーン入力部を有し、処理条件選択部13が部位入力部により選択されたシーンに応じて処理条件を選択する。ここで、シーンは、例えば、通常シーン、または、出血シーンのいずれかであり、シーンにより内視鏡画像の色調が異なる。シーン入力部としては、例えば、術者が入力する入力部6またはスコープスイッチ15を用いることができる。

【0045】

図15A、図15Bに処理条件記憶部12に記憶されているシーンに応じた処理条件の例を示す。図15Aは通常シーンの処理条件を、図15Bは、出血(Reddish)シーンに応じた処理条件を示している。ここで、出血シーンとは、血によりR(赤)が強い内視鏡

50

画像であるため、適切な色補正処理とは赤の色調を抑えた、いわゆる赤レス色補正処理である。なお、シーンの種類としては、例えば、色素散布シーンを追加する等、手技に応じて追加または変更することも、可能である。

【 0 0 4 6 】

また、内視鏡システム 1 においては、術者を入力する術者入力手段である術者入力部を有し、処理条件選択部 1 3 が、術者入力部により入力された術者、すなわち、術者の氏名、イニシャルまたは識別番号等、に応じて術者の好みに応じた処理条件を選択する。図 1 6 A、図 1 6 B に処理条件記憶部 1 2 に記憶されている術者に応じた処理条件の例を示す。図 1 6 A は医者 A が好む処理条件を、図 1 6 B は、医者 B が好む処理条件を示している。なお、術者に応じた処理条件とは、その術者が過去に撮影した内視鏡画像の処理条件でもある。

10

【 0 0 4 7 】

内視鏡システム 1 においては、術者の好みに応じた色調の内視鏡画像を得るための処理条件、言い換えれば、過去に撮影した内視鏡画像と同一の処理条件を、処理条件選択部 1 3 が選択するため、画像処理部 1 0 の補正条件を適切に設定することが容易である。術者入力部としては、例えば、入力部 6 またはスコープスイッチ 1 5 を用いることができる。術者の好みに応じた処理条件は予め入力部 6 から入力しても良いし、前回の条件を用いても良い。

【 0 0 4 8 】

さらに、内視鏡システム 1 においては、処理条件選択部 1 3 が、選択した処理条件を修正する処理条件修正部を有する。すなわち、図 1 7 に示すように処理条件は、例えば、モニタ 5 の表示画面 5 A に表 5 B として表示された値を確認しながら、選択マーカー 5 C で所定の値の場所 5 D を選択することで、入力部 6 を用いて数値の修正することができる。処理条件選択部 1 3 が選択した処理条件を修正することで、状況に応じた色調の微妙な調整を行うことができる。処理条件選択部 1 3 としては、例えば、入力部 6 またはスコープスイッチ 1 5 を用いることができる。また、同様に、入力部 6 等を用いて、処理条件記憶部 1 2 に記憶する処理条件を設定することもできる。

20

【 0 0 4 9 】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 は画像処理部 1 0 の補正条件を適切に設定することが容易である。

30

【 0 0 5 0 】

なお、上記説明では、処理条件記憶部 1 2 および処理条件選択部 1 3 を、制御部 1 1 および画像処理部 1 0 から独立した別個の構成要素として説明したが、制御部 1 1 または画像処理部 1 0 と同じハードウェアを用いる、制御部 1 1 または画像処理部 1 0 と一体のものであってもよい。

【 0 0 5 1 】

また、以上の説明のように、本実施の形態の内視鏡画像処理装置 7 は、被検者の体内に挿入される挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の先端部 2 2 に配設された撮像手段である CCD 2 0 を有する内視鏡 2 と、被検者の体内を照明する照明手段である光源装置 3 とを有する内視鏡システム 1 の CCD 2 0 が撮影した内視鏡画像の色補正処理を行う内視鏡画像処理装置 7 であって、CCD 2 0 が撮影した内視鏡画像の色補正処理を行う画像処理手段である画像処理部 1 0 と、色補正処理の処理条件を記憶した処理条件記憶部 1 2 から処理条件を選択する処理条件選択部 1 3 と、を具備し、画像処理部 1 0 が、色空間上の、R (赤)、M (マゼンタ)、B (青)、C (シアン)、G (緑)、および Y (黄) の色相、および R と Y との中間の色相と R と M との中間の色相毎に設定される 8 本の基準色軸を設定し、基準色軸により区切られた色相領域毎に、処理条件選択部 1 3 が選択した処理条件に基づいた色補正処理を行う。内視鏡画像処理装置は画像処理部 1 0 の補正条件を適切に設定することが容易である。

40

【 0 0 5 2 】

< 第 2 の実施の形態 >

50

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の内視鏡システム1Bについて説明する。図18は第2の実施の形態の内視鏡システム1Bの構成を示す構成図である。本実施の形態の内視鏡システム1Bは、第1の実施の形態の内視鏡システム1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0053】

第1の実施の形態の内視鏡システム1では、内視鏡2がスコープ識別部16を有し、条件選択手段が、そのスコープ識別部16の情報に基づき、プロセッサ4の処理条件記憶部12に記憶されている、その内視鏡2の処理条件を選択した。これに対して、図18に示すように、本実施の形態の内視鏡システム1Bでは、内視鏡2Bがその内視鏡2Bの種類に適した処理条件を記憶した処理条件記憶部12Aを有している。また、本実施の形態の内視鏡システム1Bでは、光源装置3Bがその光源装置3Bに適した処理条件を記憶した処理条件記憶部12Bを有している。

10

【0054】

そして、内視鏡システム1Bでは、内視鏡画像処理装置7Bの処理条件選択部13Bは、処理条件記憶部12Aまたは処理条件記憶部12Bの少なくともいずれかの条件記憶手段から処理条件を選択する。

【0055】

内視鏡システム1Bは、処理条件選択部13Bが、最適の処理条件を選択するため、所望の色調の内視鏡画像を得ることのできる画像処理部10の補正条件を適切に設定することが容易である。

20

【0056】

< 第3の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第3の実施の形態の内視鏡システム1Cについて説明する。図19は第3の実施の形態の内視鏡システム1Cの構成を示す構成図である。本実施の形態の内視鏡システム1Cは、第1の実施の形態の内視鏡システム1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0057】

内視鏡システム1Cにおいては、処理条件選択部13Cは、複数の条件に基づいた、処理条件を選択する。例えば、内視鏡システム1Cの処理条件選択部13Cは、内視鏡2の種類が内視鏡Aであり光源装置3の種類が光源装置Aであり、術者が術者Aの場合に、内視鏡A、光源装置A、および術者Aの3つの条件に基づいた処理条件を選択する。複数の条件に基づいて選択される処理条件は、予め処理条件記憶部12に記憶しておいても良いし、それぞれの処理条件をもとに処理条件選択部13Cが所定の演算処理を行い複数の条件に適した処理条件を算出してもよい。

30

【0058】

また、内視鏡システム1Cにおいては、モニタ5Eをグラフィック入力手段として用いることもできる。図20は内視鏡システム1Cのグラフィック入力手段機能を有するモニタ5Eの表示画面5E1を示している。表示画面5E1は、16:9のワイド画面であり、右側に色補正処理後の内視鏡画像5E2が表示され、左側に処理条件を設定するためのグラフィック入力部6Aが表示されている。そして、グラフィック入力部6Aは、ポイント5E3で操作可能である。

40

【0059】

図21に示すように、グラフィック入力部6Aには色空間を円形にカラー表示し、色空間上には、R(赤)、M(マゼンタ)、B(青)、C(シアン)、G(緑)、およびY(黄)の各色相、およびRとYとの中間色の色相とRとMとの中間色の色相に相当する8本の基準色軸のそれぞれに条件設定マーク6A1~6A8が表示されている。

【0060】

図22および図23に示すように、術者はマウス等により画面上のポイント5E3を用いて所定の条件設定マーク、例えば6A5を指定し、条件設定マークを移動することで処理条件の設定を修正することができる。各条件設定マークの設定可能範囲、言い換えれば

50

移動可能範囲は、色相方向では例えば領域の－７８％から７８％の範囲である。

【００６１】

そして、内視鏡システム１Ｃにおいてはグラフィック入力部６Ａによる処理条件の設定変更がリアルタイムで内視鏡画像の色調に反映される。

以上の説明のように、内視鏡システム１Ｃは、色空間上に表示された基準色軸上の条件設定マーク６Ａ１～６Ａ８を移動することにより処理条件の設定を行うグラフィック入力部６Ａと、色補正処理後の内視鏡画像とを表示する表示手段であるモニタ５をさらに有し、条件設定マーク６Ａ１～６Ａ８による処理条件の設定により、モニタ５に表示された内視鏡画像の色調がリアルタイムに変化する。

【００６２】

このため、内視鏡システム１Ｃにおいては、術者は所望の色調の内視鏡画像を得るための、処理条件を容易に、そして、適切に設定することができる。

【００６３】

< 第４の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第１の実施の形態の内視鏡システム１Ｄについて説明する。本実施の形態の内視鏡システム１Ｄは、第１の実施の形態の内視鏡システム１等と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【００６４】

図２４に示すように本実施の形態の内視鏡システム１Ｄは、被検体の体内に挿入される挿入部２１を有する内視鏡（「スコープ」ともいう。）２Ｄと、被検体の体内を通常光または特殊光で照明する照明手段である光源装置３Ｄと、内視鏡画像の信号処理等を行う内視鏡画像処理装置７Ｄを有するプロセッサ４Ｄとにより構成されている。内視鏡２Ｄは、光源装置３Ｄとは光源装置用コネクタ部２６を介して着脱可能に接続され、プロセッサ４Ｄとはプロセッサ用コネクタ部２７を介して着脱可能に接続される。すなわち、プロセッサ４Ｄは、種々の内視鏡および／または種々の光源装置と組み合わせることで、種々の目的に適合した内視鏡システムとして使用できる。

【００６５】

観察窓には光学像を結ぶための対物レンズ系２３と、所望の波長の光を透過し他の波長の光を遮断する遮断フィルタ２８と、被検体の体内を撮影するＣＣＤ２０とが配置され、ＣＣＤ２０が撮影した内視鏡画像はデジタル信号に変換されてプロセッサ４に送信される。なお、遮断フィルタ２８は観察モードに応じて切り替えられる。

【００６６】

光源装置３Ｄは、ランプ駆動部３１により発光するランプ３０と、このランプ３０の光路上に設けられた切替フィルタ部３３Ｄと、この切替フィルタ部３３Ｄを通った光を集光するコンデンサレンズ３５とを備えている。切替フィルタ部３３Ｄは、回転用モータ３６により回転することにより光路上に配置されるフィルタが切り替える切替フィルタ３４Ｄを備えている。光源装置３Ｄはフィルタを切り替えることで通常光または特殊光を照明光としてライトガイドファイバ２５に供給する。

【００６７】

ここで、図２５Ａ、図２５Ｂ、図２６および図２７を用いて、切替フィルタ３４Ｄについて説明する。

【００６８】

図２５Ａに示すように、切替フィルタ３４Ｄには内周側に通常光観察モード用のＲフィルタ３４Ａ１と、Ｇフィルタ３４Ａ２と、Ｂフィルタ３４Ａ３とが配置され、外周側に特殊光観察モード用のＥ１フィルタ３４Ａ４と、Ｇ１フィルタ３４Ａ５と、Ｂ１フィルタ３４Ａ６とが配置されている。なお、切替フィルタ３４Ｄとしては、図２５Ｂに示すような配置の切替フィルタ３４Ｄ１であってもよいし、複数の切替フィルタを用いてもよい。

【００６９】

図２６は、通常光観察モード用のＲフィルタ３４Ａ１と、Ｇフィルタ３４Ａ２と、Ｂフィルタ３４Ａ３の透過率特性の一例を示し、図２７は、特殊光観察モード用のＥ１フィル

10

20

30

40

50

タ 3 4 A 4 と、G 1 フィルタ 3 4 A 5 と、R 1 フィルタ 3 4 A 6 の透過率特性の一例を示している。例えば、図 2 7 に示した E 1 フィルタ 3 4 A 4 の中心波長は 4 2 0 n m、G 1 フィルタ 3 4 A 5 の中心波長は 5 4 0 n m、R 1 フィルタ 3 4 A 6 の中心波長は 6 3 0 n m である。

【 0 0 7 0 】

切替フィルタ部 3 3 D の移動用モータ 3 8 を駆動することにより、光路上に通常観察モード用の R G B フィルタ 3 4 A 1 ~ 3 4 A 3 を設定して通常光観察モード（以下、「通常モード」ともいう。）での動作状態に設定したり、光路上に特殊光観察モード用のフィルタ 3 4 A 4 ~ 3 4 A 6 を設定して特殊光観察モードでの動作状態に設定したりすることができる。

10

【 0 0 7 1 】

特殊光観察モードは、蛍光観察モードまたは狭帯域光観察モードに大別することができる。

蛍光観察（Auto Fluorescence Imaging、以下「A F I」ともいう。）モードでは、例えば、観察部位にコラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光を観察するための青色励起光と、血液中のヘモグロビンに吸収される緑色の光とを照射し、撮影時には励起光の波長成分を遮断フィルタ 2 8 により遮断する。このため、A F I モードでは、内視鏡画像上で腫瘍性病変と正常粘膜とを識別しやすい色調で表示し、がんなど微細病変の早期発見を支援する観察モードである。

【 0 0 7 2 】

20

自家蛍光観察では、腫瘍組織では青色励起光が照射されると、粘膜に存在するコラーゲン等の蛍光物質が発する蛍光である自家蛍光が、正常組織よりも減弱するという特性を利用している。しかし、自家蛍光の減弱は、腫瘍組織の粘膜上皮の肥厚によって光が吸収・散乱されるだけでなく、血液中のヘモグロビンによっても光が吸収されるため、青色励起光の照射のみでは炎症性病変でも自家蛍光が減衰するため腫瘍と判断されることがある。

【 0 0 7 3 】

これに対して、A F I モードでは、粘膜の肥厚には影響をされずヘモグロビンの変化だけに影響を受ける緑色の反射光を青色励起光と組み合わせることにより、正常組織は淡い緑色、腫瘍組織はマゼンダ系色、深部血管は濃い緑系色に観察されるため、これらの組織をより識別しやすくすることが可能である。

30

【 0 0 7 4 】

一方、狭帯域光観察（Narrow Band Imaging：以下「N B I」ともいう。）モードは、照射光の分光透過率特性を調整することで観察機能を向上した観察モードである。例えば、青色光などの波長の短い光は、生体への深達度が小さく、例えば赤色光などの波長の長い光は、生体への深達度が大きい。このため、N B I モードにおいて短波長狭帯域光を用いた場合には、短波長光が観察部位の表面付近の情報のみを含んで反射されるので、観察部位表面に特化した観察画像を得ることができる。すなわち、観察部位の表面微細構造のコントラストが向上し、例えば毛細血管等の微細なパターンを明瞭化できる。逆に、N B I モードにおいて赤色等の長波長光を用いた場合には、長波長光が観察部位の深部の情報を含んで反射されるので、観察部位の深部の様子を画像化することができる。

40

【 0 0 7 5 】

また、N B I モードにおいては、特に、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された 2 つの波長の光を照射することにより、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様の強調表示を実現することもできる。血管を高いコントラストで観察するために、血液に強く吸収される、または、粘膜表層で強く反射・散乱される、という特長を併せ持つ光の利用に着目し、N B I モードでは、粘膜表層の毛細血管観察用に青色の狭帯域光（例えば 3 9 0 n m ~ 4 4 5 n m）と、深部の太い血管観察と粘膜表層の毛細血管とのコントラストを強調するために緑色の狭帯域光（例えば、5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m）とを観察部位に照射する。N B I モードでは、食道領域の詳細診断や大腸のピットパターン（腺管構造）観察のために広く行われている色素散布の代替法として使用することができ、検査時間や不必

50

要な生検の減少によって、検査の効率化への貢献が期待される。

【 0 0 7 6 】

そして、ライトガイドファイバ 2 5 により先端部 2 2 に導光された照明光は、照明窓（不図示）に取り付けた照明レンズ 2 4 を経て、拡開して体内の観察対象部位に照射される。なお、光源装置 3 D には、光源装置 3 D の種類を識別するための光源装置識別手段であるランプ識別部 3 2 が配設されている。ランプ識別部 3 2 のランプ 3 0 の種類（例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ、または、発光ダイオード）の情報は、制御部 1 1 D を介して処理条件選択部 1 3 に送信される。

【 0 0 7 7 】

なお、照明光の種類、言い換えれば、観察モードは、術者が入力部 6 等を介して設定する。プロセッサ 4 D の制御部 1 1 D は設定された観察モードに基づいて、内視鏡 2 D の遮断フィルタ 2 8 および切替フィルタ部 3 3 D 等を制御する。

10

【 0 0 7 8 】

これに対して、図 2 8 および図 2 9 は、6 本の基準色軸に加えて 2 本の基準色軸が設定された、内視鏡システム 1 D の、いわゆる 8 軸の色補正処理の色空間を示している。図 2 8 に示すように、内視鏡システム 1 D では、通常光観察モードの場合には、処理条件選択部 1 3 が選択した処理条件に基づいて、R 基準色軸と Y 基準色軸の間、および、R 基準色軸と M 基準色軸の間に、それぞれ 1 本の基準色軸、R - Y 色軸および R - M 色軸を設定する。このため、8 軸の色補正処理では、色軸で分割される色相領域は、(1 A)、(1 B)、(2 A)、(2 B)、(3)、(4)、(5)、(6) の 8 領域となる。

20

【 0 0 7 9 】

そして、例えば、R - M 色軸の補正処理のときの補正係数を変化した場合に、影響が及ぶのは R - M 色軸の両側の領域 (1 A) および領域 (1 B) となる。このため、例えば、領域 (1 B) に属する画素に対して、色相領域毎に色補正処理を行うと、領域 (1 B) だけでなく、領域 (1 A)、および領域 (2 A) の 3 つの色相領域に影響が及ぶが、領域 (1 A) および領域 (2 A) への影響は小さく、他の領域には影響が及ばない。

【 0 0 8 0 】

しかし、特殊光観察モードの場合には、CCD 2 0 が撮影する内視鏡画像は、通常光観察モードとは異なり、C 色を中心とした微妙な色調が多い。このため、図 2 9 に示すように、内視鏡システム 1 D では、特殊光観察モードの場合には、処理条件選択部 1 3 が選択した処理条件に基づいて、C 基準色軸と G 基準色軸の間、および、B 基準色軸と C 基準色軸の間に、それぞれ 1 本の前記基準色軸、C - G 色軸および C - B 色軸を設定する。このため、8 軸の色補正処理では、色軸で分割される色相領域は、(1)、(1)、(2)、(2)、(3)、(4 A)、(4 B)、(5 A)、(5 B)、(6) の 8 領域となる。

30

【 0 0 8 1 】

図 3 0 および図 3 1 に示すように、内視鏡画像を較正する画素の色信号は、それぞれが R 信号、G 信号、B 信号の大小関係を比較することにより、8 個の色相領域のいずれに位置するかが判断され、その位置する色相領域に対して色補正処理が行われる。内視鏡システム 1 D では、2 本の基準色軸は予め設定されており、8 軸の色補正処理を行う内視鏡画像処理装置として設計されるため、装置設計が容易で回路等が複雑化することを最小限に留めることができる。

40

【 0 0 8 2 】

次に、図 3 2 を用いて本実施の形態の内視鏡画像処理装置 7 D の色補正処理部 5 0 における色補正処理を説明する。マトリックス部 4 4 から色補正処理部 5 0 に入力される内視鏡画像は、R 信号、G 信号および B 信号の色信号である。内視鏡画像を構成する各画素の色信号は、R G B 比較部 5 1 により、図 3 0 および図 3 1 で示したように、観察モードに応じて、R 信号、G 信号、B 信号の大小関係を比較することにより、8 個の色相領域のいずれに位置するかが判断される。

【 0 0 8 3 】

8 個の色相領域のそれぞれに対して色補正処理を行うために、通常光観察モードでは、

50

処理条件記憶部 1 2 には、8 個の飽和度（彩度）補正係数、KRsat、KGsat、KBsat、KYSat、KCSat、KMSat、KRYsat、KRMsat、および、8 個の色相補正係数、KRhue、KGhue、KBhue、KYhue、KChue、KMhue、KRYhue、KRMhueからなる処理条件が予め記憶されている。ここで、補正係数を示す記号「K」の後の添字は、色相の略号であり、RMはRとMの間の中間色を、RYはRとYの間の中間色を示している。

【0084】

また、特殊光観察モードでは、処理条件記憶部 1 2 には、8 個の飽和度（彩度）補正係数、KRsat、KGsat、KBsat、KYSat、KCSat、KMSat、KCGsat、KCBsat、および、8 個の色相補正係数、KRhue、KGhue、KBhue、KYhue、KChue、KMhue、KCGhue、KCBhueからなる処理条件が予め記憶されている。ここで、CGはCとGの間の中間色を、CBはCとBの間の中間色を示している。

10

【0085】

図 3 3 A、図 3 3 B、図 3 3 C に処理条件記憶部 1 2 に記憶されている観察モードに応じた処理条件の例を示す。図 3 3 A は、通常光観察モードに応じた処理条件を、図 3 3 B は、蛍光観察（AFI）モードに応じた処理条件を、図 3 3 C は、狭帯域光観察（NBI）モードに応じた処理条件を示している。なお、それぞれの補正係数は相対的な値であり、例えば、-100 から 100 の間の整数で示される。

【0086】

ここで、図 3 3 A に示した通常光観察モードに応じた色補正処理条件では、R 基準色軸と Y 基準色軸の間、および、R 基準色軸と M 基準色軸の間に、それぞれ 1 本の基準色軸が設定され、それぞれの色軸に対する補正係数が設定されている。これに対して図 3 3 B および図 3 3 C に示した特殊光観察モードに応じた色補正処理条件では、C 基準色軸と G 基準色軸の間、および、B 基準色軸と C 基準色軸の間に、それぞれ 1 本の基準色軸が設定され、それぞれの色軸に対する補正係数が設定されている。

20

【0087】

内視鏡システム 1 D の色補正処理においては、観察モードに応じた最適の処理条件を処理条件選択部 1 3 が、処理条件記憶部 1 2 に記憶されている処理条件の中から選択する。さらに、処理条件選択部 1 3 は、ランプ識別部 3 2 からの情報を制御部 1 1 D を介して受信し、その情報をもとに処理条件を選択する。内視鏡システム 1 D では、処理条件とは、6 色の基準色軸に追加で設定される基準色軸の設定条件および補正係数の設定条件である。内視鏡システム 1 D においては、追加で設定する基準色軸は少なくとも 2 本であり、少なくとも 8 本の基準色軸が設定される。追加で設定する基準色軸は 3 本以上でも良いが、2 本が処理時間等の観点から好ましい。

30

このため、内視鏡システム 1 D では画像処理部 1 0 の補正条件を適切に設定することが容易である。

【0088】

なお、内視鏡システム 1 D においては処理条件選択部 1 3 が、内視鏡 2 D の種類に応じて、処理条件を選択してもよい。ここで内視鏡 2 D の種類とは型番等を意味するものではなく、同じ型番の製品であっても製造工程でのばらつきによる色特性差も存在するため、個々の内視鏡 2 D のそれぞれが 1 種類に相当する。特に、カラー CCD においてはカラーフィルタ製造時のばらつきにより同じ型番の製品であっても特性差が大きいため、処理条件選択部 1 3 が、個々の内視鏡毎に処理条件を選択することが好ましい。処理条件選択部 1 3 は、例えば、内視鏡 2 D に配設されたスコープ識別部 1 6 の情報に基づいて内視鏡の種類を識別する。言い換えれば、内視鏡システム 1 D においてはスコープ識別部 1 6 が、個々の内視鏡毎に異なった処理条件を記憶しており、処理条件選択部 1 3 が、個々の内視鏡毎に異なった処理条件を選択する。図 3 4 A、図 3 4 B に処理条件記憶部 1 2 に記憶されている内視鏡の種類に応じた処理条件の例を示す。図 3 4 A は、内視鏡 A に応じた通常光観察モード用の処理条件を、図 3 4 B は、内視鏡 B に応じた通常光観察モード用の処理条件を示している。

40

【0089】

50

また、内視鏡システム１Ｄにおいては処理条件選択部１３が、撮影部位に応じた処理条件を選択したり、撮影する体内の状態に応じたシーンに応じた処理条件を選択したり、術者に応じた処理条件を選択してもよい。

【００９０】

さらに、内視鏡システム１Ｄにおいては、処理条件選択部１３が、選択した処理条件を修正する処理条件修正部を有する。すなわち、図３５に示すように処理条件は、例えば、モニタ５の表示画面５Ａに表５Ｂとして表示された値を確認しながら、選択マーカ５Ｃで所定の値の修正場所５Ｄを選択することで、入力部６を用いて数値の修正することができる。処理条件選択部１３が選択した処理条件を修正することで、状況に応じた色調の微妙な調整を行うことができる。処理条件選択部１３としては、例えば、入力部６またはスコ

10

【００９１】

以上の説明のように、内視鏡システム１Ｄは観察モードが切り替わり内視鏡画像の色調が大きく変化しても、画像処理部１０の補正条件を適切に設定することが容易である。

【００９２】

なお、上記説明では、処理条件記憶部１２および処理条件選択部１３を、制御部１１Ｄおよび画像処理部１０から独立した別個の構成要素として説明したが、制御部１１Ｄまたは画像処理部１０と同じハードウェアを用いる、制御部１１Ｄまたは画像処理部１０と一体のものであってもよい。

20

【００９３】

以上の説明のように、内視鏡画像処理装置７は画像処理部１０の補正条件を適切に設定することが容易である。

【００９４】

なお、特殊光観察モードでは種々のフィルタの組み合わせ等により特徴ある色調の内視鏡画像を得ることができる。このため上記説明では、特殊光観察モードの場合には、Ｃ基準色軸とＧ基準色軸の間、および、Ｂ基準色軸とＣ基準色軸の間に、それぞれ１本の基準色軸を設定する内視鏡システムについて説明したが、これに限られるものではない。

【００９５】

本発明は、上述した実施の形態および変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨

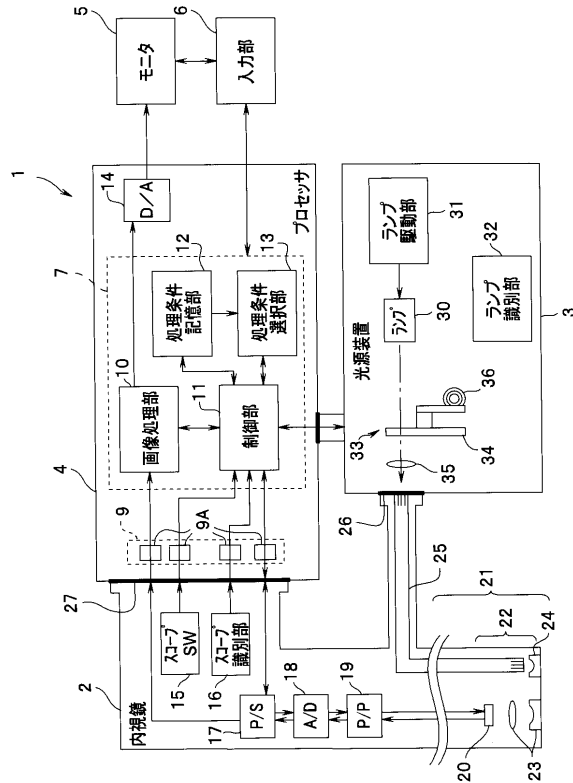
30

を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

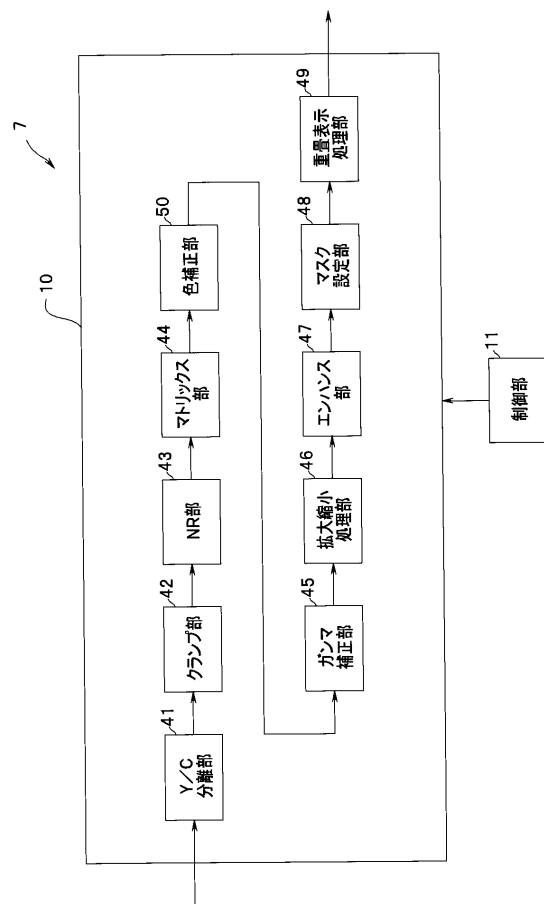
【００９６】

本出願は、２００８年１０月１７日に日本国に出願された特願２００８－２６８８５２号および特願２００８－２６８８５３号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

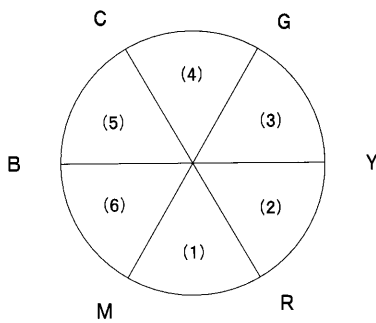
【図 1】



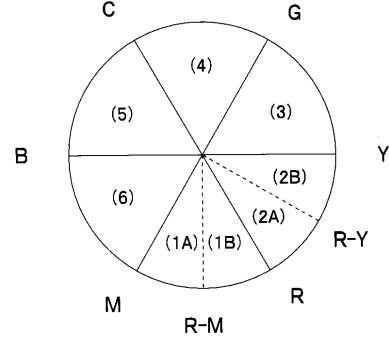
【図 2】



【図 3】



【図 5】



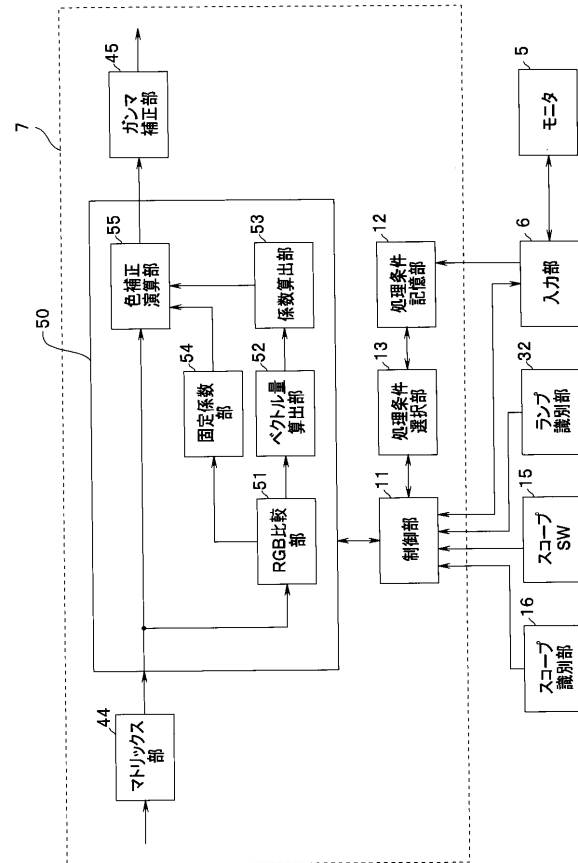
【図 4】

| RGB 大小関係 | 色相領域 |
|-------------------|------|
| $R \geq B \geq G$ | 領域 1 |
| $R \geq G \geq B$ | 領域 2 |
| $G \geq R \geq B$ | 領域 3 |
| $G \geq B \geq R$ | 領域 4 |
| $B \geq G \geq R$ | 領域 5 |
| $B \geq R \geq G$ | 領域 6 |

【図 6】

| RGB 大小関係 | 色相領域 |
|--|--------|
| $(2 \times B - G) > R$ $R \geq B \geq G$ | 領域 1 A |
| $(2 \times B - G) \leq R$ $R \geq B \geq G$ | 領域 1 B |
| $(2 \times G - B) \leq R$ $R \geq G \geq B$ | 領域 2 A |
| $(2 \times G - B) > R$ $R \geq G \geq B$ | 領域 2 B |
| $G \geq R \geq B$ | 領域 3 |
| $G \geq B \geq R$ | 領域 4 |
| $B \geq G \geq R$ | 領域 5 |
| $B \geq R \geq G$ | 領域 6 |

【図 7】



【図 8 A】

MEMU SCOPE-A

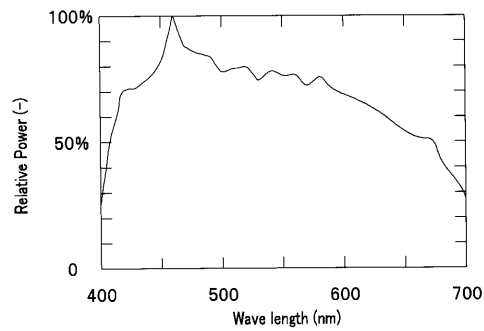
| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 8 B】

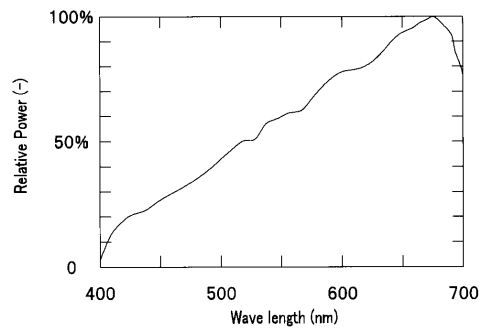
MEMU SCOPE-B

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | +2 | 0 |
| R | +4 | 0 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +6 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

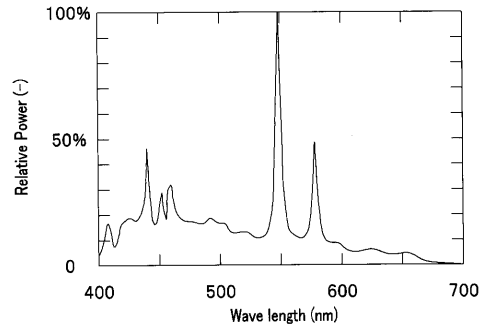
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】

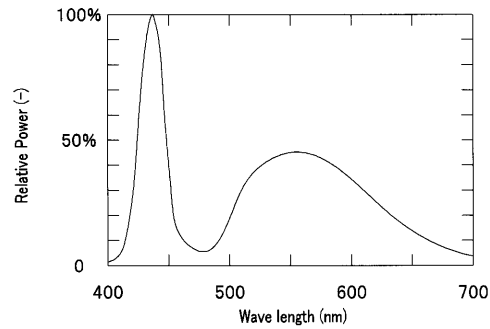


【図 1 3 A】

MEMU Xenon lamp

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | 0 | 0 |
| R | 0 | 0 |
| R-Y | 0 | 0 |
| Y | 0 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 1 2】



【図 1 3 B】

MEMU LED

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | 0 | 0 |
| R | +2 | +1 |
| R-Y | 0 | 0 |
| Y | +3 | -2 |
| G | +1 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | -4 | 0 |

【図 1 4 A】

MEMU stomach

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | 0 | 0 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | 0 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 1 5 A】

MEMU Normal

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 1 4 B】

MEMU otolaryngology

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | -5 | +4 |
| R-Y | -5 | -2 |
| Y | 0 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 1 5 B】

MEMU Reddish scene

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -10 | +2 |
| R | -10 | +4 |
| R-Y | -10 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 16 A】

MEMU Doctor A (Name: XXX)

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 16 B】

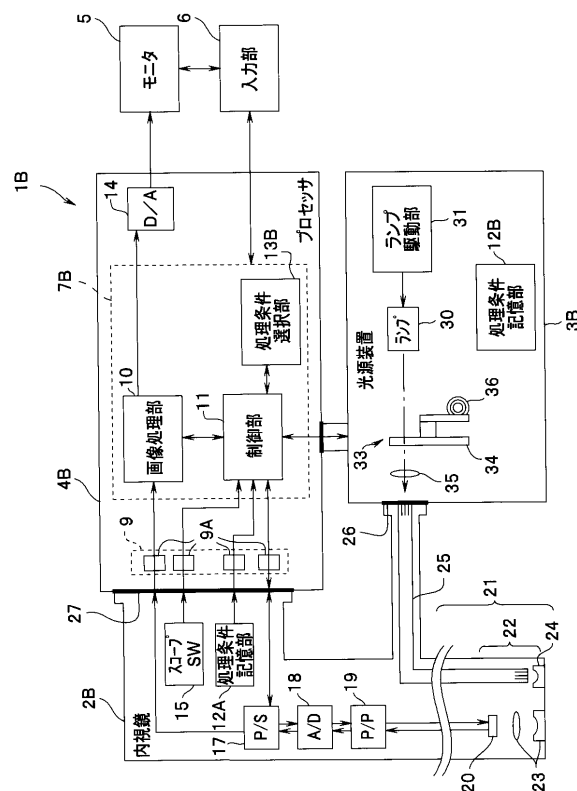
MEMU Doctor B (Name: XXX)

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | +5 | 0 |
| R-M | +5 | 0 |
| R | +5 | 0 |
| R-Y | +5 | 0 |
| Y | +5 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

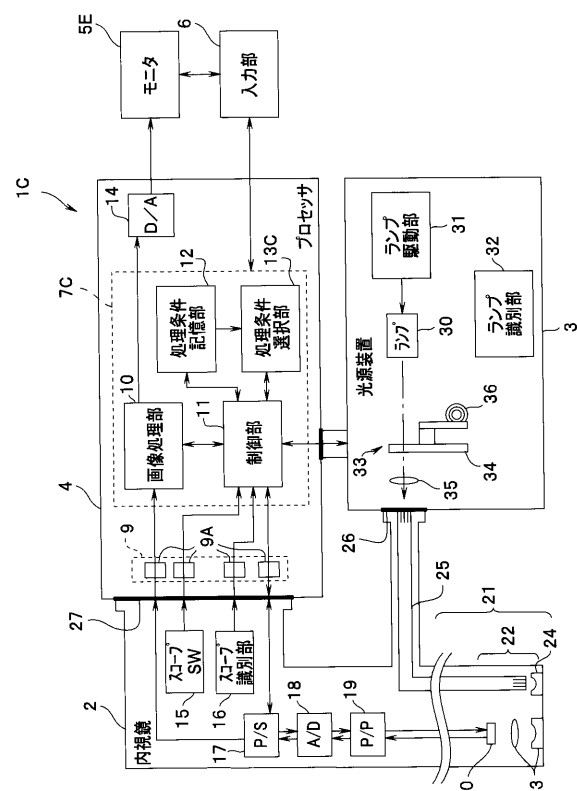
【図 17】

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

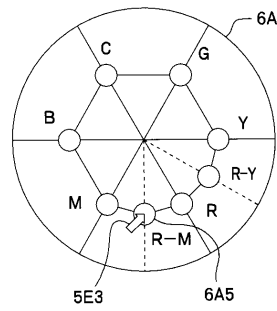
【図 18】



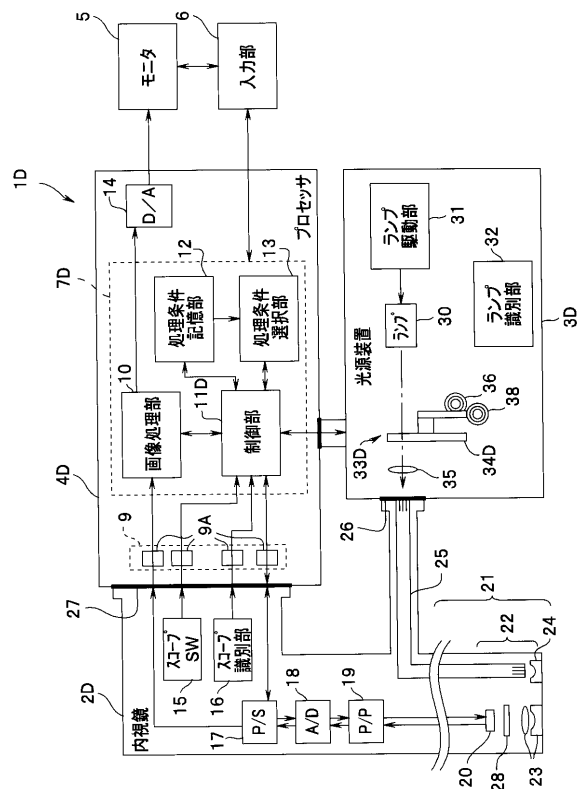
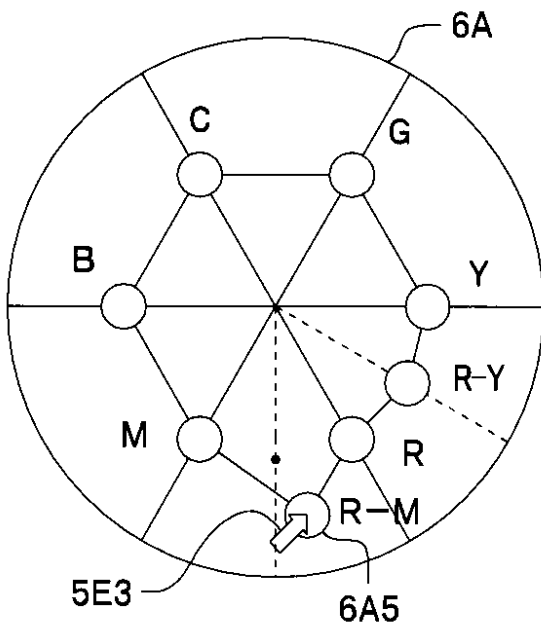
【図 19】



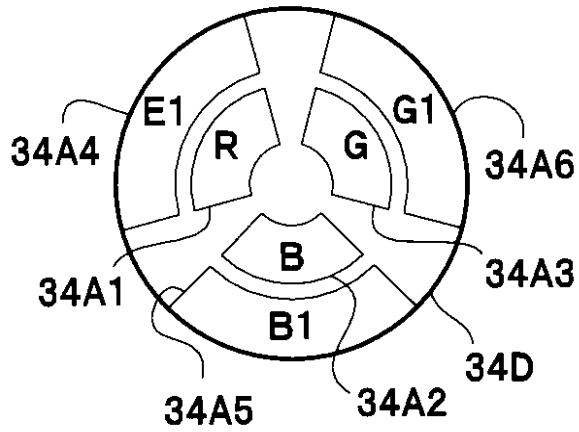
【圖 2 2】



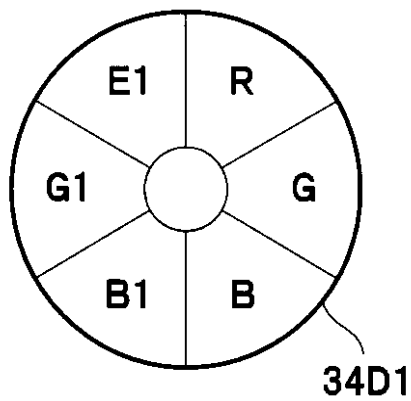
【圖 24】



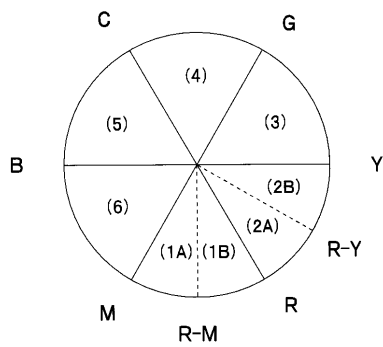
【図 25 A】



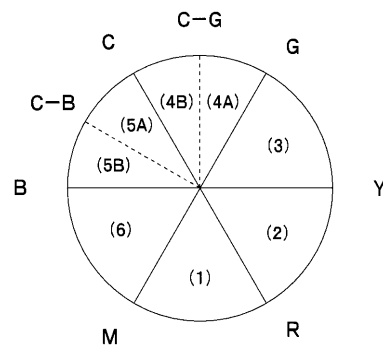
【図 25 B】



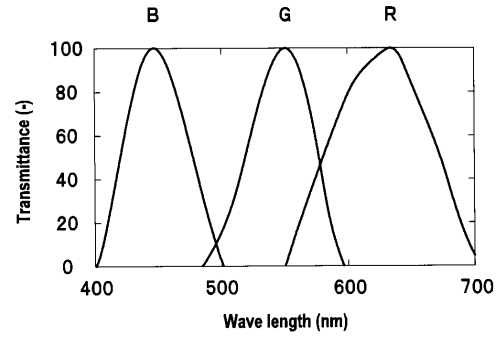
【図 28】



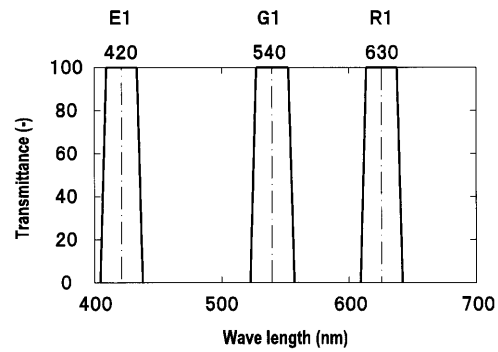
【図 29】



【図 26】



【図 27】



【図 30】

| RGB 大小関係 | 色相領域 |
|--|--------|
| $(2 \times B - G) > R$ $R \geq B \geq G$ | 領域 1 A |
| $(2 \times B - G) \leq R$ $R \geq B \geq G$ | 領域 1 B |
| $(2 \times G - B) \leq R$ $R \geq G \geq B$ | 領域 2 A |
| $(2 \times G - B) > R$ $R \geq G \geq B$ | 領域 2 B |
| $G \geq R \geq B$ | 領域 3 |
| $G \geq B \geq R$ | 領域 4 |
| $B \geq G \geq R$ | 領域 5 |
| $B \geq R \geq G$ | 領域 6 |

【図 3 4 B】

MEMU SCOPE-B

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | +2 | 0 |
| R | +4 | 0 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +6 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

【図 3 5】

MEMU

| Color axis | Sat. | Hue |
|------------|------|-----|
| M | 0 | 0 |
| R-M | -5 | +2 |
| R | +8 | +4 |
| R-Y | 0 | -2 |
| Y | +10 | 0 |
| G | 0 | 0 |
| C | 0 | 0 |
| B | 0 | 0 |

5B

5C

5D

5A

フロントページの続き

(72)発明者 望田 明彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平09-247701(JP,A)
特開平07-178046(JP,A)
特開2006-212335(JP,A)
特開2008-132321(JP,A)
特開2005-296200(JP,A)
特開2008-086605(JP,A)
特開2007-105290(JP,A)
特開2007-229054(JP,A)
特開2007-244681(JP,A)
特開平8-238216(JP,A)
特開2002-172082(JP,A)
特開2004-236952(JP,A)
特開平1-311374(JP,A)
特開2008-20949(JP,A)
特開2008-67138(JP,A)
特開2001-61160(JP,A)
特開2008-178481(JP,A)
特開2006-115963(JP,A)
特開2004-24611(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

A61B 1/00

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜系统和内窥镜图像处理设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP4732548B2 | 公开(公告)日 | 2011-07-27 |
| 申请号 | JP2010521643 | 申请日 | 2009-10-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| [标]发明人 | 鈴木達彦 須藤賢 小笠原弘太郎 望田明彦 | | |
| 发明人 | 鈴木 達彦 須藤 賢 小笠原 弘太郎 望田 明彦 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | G02B26/008 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 G02B23/2461 H04N1/6086 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.372 A61B1/00.300.D | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 优先权 | 2008268852 2008-10-17 JP 2008268853 2008-10-17 JP | | |
| 其他公开文献 | JPWO2010044432A1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

具有插入到对象体内的插入部分21的内窥镜2，设置在插入部分21的尖端的CCD 20，用照明光照射对象的身体的光源装置3，以及内窥镜一种内窥镜系统，包括具有镜像处理装置7的处理器4，其中处理器4选择用于存储内窥镜图像的处理条件的处理条件存储单元12和处理条件。除了条件选择单元13和内窥镜图像的颜色空间上的六个参考轴之外，基于由处理条件选择单元13选择的处理条件设置至少两个参考轴，并且执行颜色校正处理。内窥镜系统1配备有用于的图像处理装置

| RGB 大小関係 | 色相領域 |
|-------------------|------|
| $R \geq B \geq G$ | 領域 1 |
| $R \geq G \geq B$ | 領域 2 |
| $G \geq R \geq B$ | 領域 3 |
| $G \geq B \geq R$ | 領域 4 |
| $B \geq G \geq R$ | 領域 5 |
| $B \geq R \geq G$ | 領域 6 |