

(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2012-213612  
(P2012-213612A)

(43) 公開日 平成24年11月8日(2012.11.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2012-58199 (P2012-58199)	(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
(22) 出願日	平成24年3月15日(2012.3.15)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(31) 優先権主張番号	特願2011-81757 (P2011-81757)	(72) 発明者	峯舌 靖浩 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
(32) 優先日	平成23年4月1日(2011.4.1)	(72) 発明者	加来 俊彦 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
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	Fターム(参考)	2H040 CA02 CA11 CA22 CA24 DA21 GA02 GA05 GA06 GA07 GA11

最終頁に続く

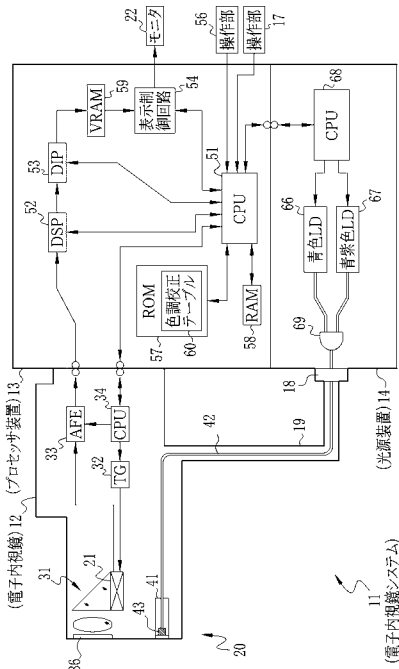
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム及び電子内視鏡システムの校正方法

(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡や光源装置の個体差によらず一定の色調の画像が得られる電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】体腔内の生体組織に照明光を照射する光源装置14と、光源装置14からの照明光のもとで生体組織を撮像することにより、照明光として照射される青色光による青色撮像信号と、緑色光による緑色撮像信号とを出力するCCD21と、青色撮像信号と緑色撮像信号の比率が、少なくとも青色光の波長帯の波長帯と緑色光の波長帯における生体組織による反射光のスペクトルを反映した所定比率に一致するように保ちながら、青色撮像信号と緑色撮像信号の信号値を校正し、血管の像が強調された特殊光画像データを生成するDSP52と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内の生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、

前記照明光のもとで前記生体組織を撮像して、前記照明光として照射される第 1 の波長帯の光による第 1 色撮像信号と、第 2 の波長帯の光による第 2 色撮像信号とを出力する撮像手段と、

前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の比率に基づいた信号処理により、前記生体組織に含まれる特定の組織の情報を得るための信号処理手段と、

前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の比率が、少なくとも前記第 1 の波長帯の波長帯と前記第 2 の波長帯における前記生体組織による反射光のスペクトルを反映した所定比率に一致するように保ちながら、前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の信号値を校正する校正手段と、

を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記照明光照射手段または前記撮像手段のうち少なくとも一方が交換可能に設けられており、

前記校正手段は、前記照明光照射手段または前記撮像手段の個体差によって生じる前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の比率のズレを前記所定比率に校正することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記所定比率は、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号に基づいて定められることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記所定比率は、基準チャートを撮像することにより得られる前記撮像信号に基づいて定められ、

前記基準チャートは、少なくとも前記第 1 の波長帯の波長帯と前記第 2 の波長帯における前記生体組織による反射光のスペクトルを模した反射スペクトルを有することを特徴とする請求項 3 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記第 1 の波長帯は 400 nm 以上 500 nm 以下の波長を含み、前記第 2 の波長帯は 500 nm 以上 600 nm 以下の波長を含むことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 6】**

使用する前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号を、前記所定比率に一致するように保ちながら、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号に各々対応付ける校正テーブルを有し、

前記校正手段は、前記校正テーブルにしたがって信号値を変換することによって前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の信号値を校正することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記信号処理手段は、前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号を用いて表示画像を生成する表示画像生成手段であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記表示画像生成手段は、前記第 1 色撮像信号の信号値を青色画素値及び緑色画素に用い、前記第 2 色撮像信号の信号値を赤色画素値に使用した前記表示画像を生成することを特徴とする請求項 7 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 9】**

前記信号処理手段は、前記第 1 色撮像信号と前記第 2 色撮像信号の比率に基づいて、前記生体組織のうち特定の組織の像を抽出する抽出手段であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 いずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 10】**

前記照明光照射手段は、白色の前記照明光を前記生体組織に照射し、

前記撮像手段は、BGR のカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、前記撮像信号として各色の色信号を出力するカラー撮像素子であることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 11】**

前記照明光照射手段は、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を前記生体組織に順に照射し、

前記撮像手段は、モノクロの撮像素子であり、前記第 1 色撮像信号として前記青色狭帯域光による照明下で撮像した青色撮像信号を、前記第 2 色撮像信号として前記緑色狭帯域光による照明下で撮像した緑色撮像信号を順に出力することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 12】**

第 1 の波長帯の波長帯と第 2 の波長帯における生体組織による反射光のスペクトルを反映した反射スペクトルを有する基準チャートを、基準とする所定特性の照明光照射手段及び撮像手段を用いて撮像する第 1 撮像ステップと、

前記撮像手段が出力する撮像信号のうち、前記第 1 の波長帯の光による第 1 色撮像信号と、前記第 2 の波長帯の光による第 2 色撮像信号との比率を所定比率として算出する信号比算出ステップと、

使用する前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて前記基準チャートを撮像する第 2 撮像ステップと、

前記第 2 撮像ステップで得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号を、前記所定比率に一致するように保ちながら、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号に各々対応付けることにより、前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号の信号値を校正する校正ステップと、

を備えることを特徴とする電子内視鏡システムの校正方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡によって被検体内を撮影する電子内視鏡システム、及びその校正方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が普及している。電子内視鏡によって被検体内を撮影する電子内視鏡システムでは、被検体内に白色光（以下、通常光という）を照射して撮影する態様が知られている。しかし、通常光を照射して撮影した画像では、組織性状等を把握し難い場合がある。このため、近年では、特定の狭い波長帯の光（以下、特殊光という）を照射しながら撮影することにより、特定の組織性状を把握し易くした画像を撮影する電子内視鏡が知られている。例えば、特殊光を照射して観察する特殊光観察では、特殊光を良く吸収する特定の組織とその他の組織とのコントラストが明瞭になるので、通常光を照射して観察する通常光観察よりも特殊光を良く吸収する特定の組織が強調して表示される。

**【0003】**

また、電子内視鏡システムは、被検体内に挿入する電子内視鏡、撮像信号に基づいて画像データを生成したり、生成した画像データに画像処理等を行うプロセッサ装置、電子内視鏡に照明光を供給する光源装置等から構成される。電子内視鏡システムを構成するこれ

10

20

30

40

50

らの装置は、これらを組み合わせることによって一つのシステムとして使用されるが、必要に応じて各々交換して使用することができる。例えば、電子内視鏡は、観察対象の部位に応じて、挿入部の径等が異なる複数の電子内視鏡が予め用意されており、観察対象の部位に応じて適宜選択して用いられる。また、光源装置は、特殊光観察を行うか否か、特殊光観察に必要な波長の光源を有するか否か等に応じて、適宜交換することができる。

【0004】

電子内視鏡システムを構成する各装置は、異なる機種間では撮像素子や光源等に各々に異なる特性を有し、機種による差（機種差）がある。また、同じように製造された同機種の装置であっても、撮像素子や光源の特性に個体差があるとともに、同機種でも製造時期や補修等によって個体差が生じることもある。プロセッサ装置は一定の条件で信号処理や画像処理を行うので、上述のような各装置の機種差や個体差は、撮影画像の画質を劣化させたり、同条件で撮影したつもりでも色調が異なる画像となったりする等、診断や治療に悪影響を及ぼすことがある。このため、交換可能な各装置の個体差による悪影響を低減し、電子内視鏡システムを構成する各装置を交換した場合であっても同様の条件で同様の画像を撮影できるようにすることが求められている。

10

【0005】

例えば、電子内視鏡に撮像素子を搭載する場合、撮像素子から出力される撮像信号は、ユニバーサルコード等の信号ケーブルを介してプロセッサ装置に伝送されるが、補修等によって信号ケーブルの長さが変化すると伝送する撮像信号の波形が変化し、撮影した画像の画質が劣化することがある。このため、電子内視鏡に信号ケーブルの長さを記憶しておき、信号ケーブルの長さに応じて撮像信号の波形を所定の波形に補正することによって、電子内視鏡の個体差によらず一定の画質の画像を撮影できるようにした電子内視鏡システムが知られている（特許文献1）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2000-342533号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特殊光観察を行う電子内視鏡システムは、波長に応じた僅かな吸収率の違いを利用して特定の組織性状を観察しやすく強調する。このため、電子内視鏡や光源装置の個体差によって、例えば撮影画像の色調がわずかでも変化すると、強調すべき特定の組織のコントラストは急激に悪化し、強調するどころか、観察自体が困難になることすらある。したがって、特殊光観察を行う電子内視鏡システムでは、電子内視鏡や光源装置の個体差を低減する必要性が高い。

30

【0008】

また、従来の電子内視鏡システムでは、撮像信号のホワイトバランスを調節することにより撮影画像の色調を調節するが、特殊光観察時には、白色のバランスを調節するだけでは、目的の組織性状が十分に強調されないことがある。これに各装置の個体差が加わると、十分な解像度が得られない等、特殊光観察によって観察したい組織を十分に観察することがさらに難しくなる。

40

【0009】

特許文献1の電子内視鏡システムは、撮像素子の特性や信号ケーブルの長さを電子内視鏡の個体差として記憶し、これに基づいて撮像信号の波形を補正するが、これだけではホワイトバランスの調節と同様であり、これだけでは特殊光観察における電子内視鏡や光源装置の個体差の悪影響を低減することはできない。

【0010】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、特殊光観察時に観察対象となる特定の組織性状を一定の態様で明瞭に観察できるように、電子内視鏡や光源装置の個体差を

50

低減する電子内視鏡システムを低減することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の電子内視鏡システムは、体腔内の生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、前記照明光のもとで前記生体組織を撮像して、前記照明光として照射される第1の波長帯の光による第1色撮像信号と、第2の波長帯の光による第2色撮像信号とを出力する撮像手段と、前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の比率に基づいた信号処理により、前記生体組織に含まれる特定の組織の情報を得るための信号処理手段と、前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の比率が、少なくとも前記第1の波長帯の波長帯と前記第2の波長帯における前記生体組織による反射光のスペクトルを反映した所定比率に一致するように保ちながら、前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の信号値を校正する校正手段と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【0012】

前記照明光照射手段または前記撮像手段のうち少なくとも一方が交換可能に設けられており、前記校正手段は、前記照明光照射手段または前記撮像手段の個体差によって生じる前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の比率のズレを前記所定比率に校正することが好ましい。

【0013】

前記所定比率は、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第1色撮像信号及び前記第2色撮像信号に基づいて定められることが好ましい。

20

【0014】

前記所定比率は、基準チャートを撮像することにより得られる前記撮像信号に基づいて定められ、前記基準チャートは、少なくとも前記第1の波長帯の波長帯と前記第2の波長帯における前記生体組織による反射光のスペクトルを模した反射スペクトルを有することが好ましい。

【0015】

前記第1の波長帯は400nm以上500nm以下の波長を含み、前記第2の波長帯は500nm以上600nm以下の波長を含むことが好ましい。

【0016】

使用する前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第1色撮像信号及び前記第2色撮像信号を、前記所定比率に一致するように保ちながら、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第1色撮像信号及び前記第2色撮像信号に各々対応付ける校正テーブルを有し、前記校正手段は、前記校正テーブルにしたがって信号値を変換することによって前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の信号値を校正することが好ましい。

30

【0017】

前記信号処理手段は、前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号を用いて表示画像を生成する表示画像生成手段であることが好ましい。

【0018】

前記表示画像生成手段は、前記第1色撮像信号の信号値を青色画素値及び緑色画素に用い、前記第2色撮像信号の信号値を赤色画素値に使用した前記表示画像を生成することが好ましい。

40

【0019】

前記信号処理手段は、前記第1色撮像信号と前記第2色撮像信号の比率に基づいて、前記生体組織のうち特定の組織の像を抽出する抽出手段であることが好ましい。

【0020】

前記照明光照射手段は、白色の前記照明光を前記生体組織に照射し、前記撮像手段は、BGRのカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、前記撮像信号として各色の色信号を出力するカラー撮像素子であることが好ましい。

50

## 【 0 0 2 1 】

前記照明光照射手段は、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を前記生体組織に順に照射し、前記撮像手段は、モノクロの撮像素子であり、前記第 1 色撮像信号として前記青色狭帯域光による照明下で撮像した青色撮像信号を、前記第 2 色撮像信号として前記緑色狭帯域光による照明下で撮像した緑色撮像信号を順に出力することが好ましい。

## 【 0 0 2 2 】

本発明の電子内視鏡システムの構成方法は、第 1 の波長帯の波長帯と第 2 の波長帯における生体組織による反射光のスペクトルを反映した反射スペクトルを有する基準チャートを、基準とする所定特性の照明光照射手段及び撮像手段を用いて撮像する第 1 撮像ステップと、前記撮像手段が出力する撮像信号のうち、前記第 1 の波長帯の光による第 1 色撮像信号と、前記第 2 の波長帯の光による第 2 色撮像信号との比率を所定比率として算出する信号比算出ステップと、使用する前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて前記基準チャートを撮像する第 2 撮像ステップと、前記第 2 撮像ステップで得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号を、前記所定比率に一致するように保ちながら、基準とする所定特性の前記照明光照射手段及び前記撮像手段を用いて撮像することにより得られる前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号に各々対応付けることにより、前記第 1 色撮像信号及び前記第 2 色撮像信号の信号値を校正する校正ステップと、を備えることを特徴とする。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 3 】

本発明によれば、電子内視鏡や光源装置の個体差による影響を低減し、特殊光観察時に観察対象となる特定の組織性状を一定の態様で明瞭に観察することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【 図 2 】 電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 撮像信号の信号値を校正して特殊光画像データを生成する態様を示す説明図である。

【 図 4 】 色調校正テーブルを生成する手順を示すフローチャートである。

【 図 5 】 色調校正テーブルの例を示す説明図である。

【 図 6 】 生体組織による反射光のスペクトルを示すグラフである。

【 図 7 】 照明光のスペクトルを示すグラフである。

【 図 8 】 カラーフィルタの特性を示すグラフである。

【 図 9 】 基準チャートを撮像して得られる撮像信号を示す図である。

【 図 1 0 】 撮像信号を校正する態様を示す図である。

【 図 1 1 】 ホワイトバランスを調節した場合の撮像信号を示す図である。

【 図 1 2 】 粘膜下の深さと B / G の関係を示す図である。

【 図 1 3 】 面順次式電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 1 4 】 回転フィルタの態様を示す模式図である。

【 図 1 5 】 狭帯域光のスペクトルを示す図である。

【 図 1 6 】 面順次式電子内視鏡システムで特殊光画像データを生成する態様を示す説明図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 5 】

## 〔 第 1 実施形態 〕

図 1 に示すように、電子内視鏡システム 1 1 は、電子内視鏡 1 2 、プロセッサ装置 1 3 、及び光源装置 1 4 を備える。電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 は、観察対象の部位等に応じて適宜交換可能である。電子内視鏡 1 2 は、被検者の体腔内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に接続された操作部 1 7 と、プロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 に接続されるコネクタ 1 8 と、操作部 1 7 コネクタ 1 8 間を繋ぐユニバーサ

10

20

30

40

50

ルコード 19 とを有する。挿入部 16 の先端（以下、先端部という）20 には、体腔内の生体組織（以下、被検体内という）を撮影するための CCD 型イメージセンサ（図 2 参照。以下、CCD という）21 が設けられている。

#### 【0026】

操作部 17 には、先端部 20 を上下左右に湾曲させるためのアングルノブや挿入部 16 の先端からエアーや水を噴出させるための送気 / 送水ボタン、観察画像を静止画像記録するためのリリースボタン、モニタ 22 に表示された観察画像の拡大 / 縮小を指示するズームボタン、通常光観察と特殊光観察の切り替えを行う切り替えボタンといった操作部材が設けられている。

#### 【0027】

プロセッサ装置 13 は、光源装置 14 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 11 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 13 は、ユニバーサルコード 19 や挿入部 16 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 12 に給電を行い、CCD 21 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 13 は、伝送ケーブルを介して CCD 21 から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データ（表示画像）を生成する。プロセッサ装置 13 で生成された画像データは、プロセッサ装置 13 にケーブル接続されたモニタ 22 に観察画像として表示される。

#### 【0028】

図 2 に示すように、先端部 20 には、対物光学系 31、CCD 21、投光ユニット 41 等が設けられている。また、タイミングジェネレータ（以下、TG という）32、アナログ信号処理回路（以下、AFE という）33、CPU 34 は、操作部 17 やコネクタ 18 等に設けられている。

#### 【0029】

対物光学系 31 は、レンズやプリズム等からなり、観察窓 36 を介して入射する被検体内からの光を CCD 21 に結像させる。

#### 【0030】

CCD 21 は、対物光学系 31 によって撮像面に結像された被検体内の像を画素毎に光電変換し、入射光量に応じた信号電荷を蓄積する。CCD 21 は、各画素で蓄積した信号電荷を撮像信号として出力する。また、CCD 21 は、各画素に複数の色セグメントからなるカラーフィルタが形成されている。CCD 21 のカラーフィルタは、例えばベイヤー配列の原色（RGB）のカラーフィルタである。

#### 【0031】

TG 32 は、CCD 21 にクロック信号を入力する。CCD 21 は、TG 32 から入力されるクロック信号に基づいて、信号電荷を蓄積する蓄積動作や信号電荷の読み出しを行う読み出し動作を所定のタイミングで行う。TG 32 から出力されるクロック信号は CPU 34 によって制御される。

#### 【0032】

AFE 33 は、相関二重サンプリング（CDS）回路、自動ゲイン調節（AGC）回路、A/D 変換回路からなり、CCD 21 からアナログの撮像信号を、ノイズを除去しながら取得し、ゲイン補正処理を施した後にデジタル信号に変換して DSP 52 に入力する。CDS 回路は、相関二重サンプリング処理により、CCD 21 が駆動することによって生じるノイズを除去しながら撮像信号を取得する。AGC 回路は、CDS 回路から入力される撮像信号を増幅する。A/D 変換回路は、AGC 回路から入力される撮像信号を所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換し、DSP 52 に入力する。AFE 33 の駆動は、CPU 34 によって制御される。例えば、CPU 34 は、プロセッサ装置 13 の CPU 51 から入力される信号に基づいて AGC 回路による撮像信号の増幅率（ゲイン）を調節する。

#### 【0033】

投光ユニット 41 は、被検体内に照明光を照射するユニットである。通常光及び特殊光は、照明光として、どちらも投光ユニット 41 から照射される。なお、後述するように投

10

20

30

40

50

光ユニット 4 1 は、通常光と特殊光を同時に被検体内に照射する。

【 0 0 3 4 】

投光ユニット 4 1 は蛍光体 4 3 を備えるとともに、光ファイバからなるライトガイド 4 2 によって光源装置 1 4 から青色レーザー光や青紫色レーザー光が導光される。蛍光体 4 3 は、青色レーザー光や青紫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蛍光体であり、例えば Y A G 系蛍光体、B A M ( B a M g A l <sub>11</sub> O <sub>17</sub> ) 系蛍光体等からなる。投光ユニット 4 1 に導光された青色レーザー光や青紫色レーザー光は、蛍光体 4 3 に一部吸収されることにより、蛍光体 4 3 から緑色～黄色の蛍光を発光させるとともに、一部は蛍光体 4 3 を透過する。したがって、投光ユニット 4 1 は、蛍光体 4 3 が発する緑色～黄色の蛍光と、蛍光体 4 3 を透過した青色光とが合わさった擬似白色光（通常光）を照明光として被検体内に照射する。同時に、蛍光体 4 3 を透過した青色光、青紫光は、後述するように各々特殊光としても作用する。

10

【 0 0 3 5 】

なお、蛍光体 4 3 が励起発光する効率は、青色レーザー光と青紫色レーザー光で異なり、同じ入射光量であれば青色レーザー光は青紫色レーザー光よりも多くの蛍光を発生させる。また、蛍光体 4 3 を透過する青色レーザー光は、蛍光体 4 3 によって拡散されるため、投光ユニット 4 1 から照射される通常光は電子内視鏡 1 2 の視野内で均一である。

【 0 0 3 6 】

プロセッサ装置 1 3 は、C P U 5 1、デジタル信号処理回路（D S P）5 2、デジタル画像処理回路（D I P）5 3、表示制御回路 5 4、操作部 5 6 等を有する。

20

【 0 0 3 7 】

C P U 5 1 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続されており、プロセッサ装置 1 3 の全体を統括的に制御する。R O M 5 7 にはプロセッサ装置 1 3 の動作を制御するための各種プログラム（O S、アプリケーションプログラム等）や、グラフィックデータ、色調校正テーブル 6 0 等の各種データが記憶されている。C P U 5 1 は、R O M 5 7 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業メモリである R A M 5 8 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 5 1 は、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、操作部 5 6 や L A N 等のネットワークより取得し、R A M 5 8 に記憶する。

30

【 0 0 3 8 】

D S P 5 2 は、A F E 3 3 を介して C C D 2 1 から入力される撮像信号に対して色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調節、ガンマ補正等の各種信号処理を施して画像データを生成する。なお、ホワイトバランス調節は通常光観察時に行われ、特殊光観察時には後述する別の態様で色調の調節が行われる。

【 0 0 3 9 】

通常光観察を行う場合、D S P 5 2 は、画像データとして、C C D 2 1 の青色画素から出力される青色撮像信号（以下、B 信号という）が青色画素（以下、B 画素という）に、緑色画素から出力される緑色撮像信号（以下、G 信号という）が緑色画素（以下、G 画素という）に、赤色画素から出力される赤色撮像信号（以下、R 信号という）が赤色画素（以下、R 画素という）に各々割り当てられた通常光画像データを生成する。

40

【 0 0 4 0 】

一方、特殊光観察を行う場合、D S P 5 2 は、画像データとして、B 信号を B 画素及び G 画素に、G 信号を R 画素に各々割り当てた特殊光画像データを生成する。この場合、R 信号は破棄される。また、D S P 5 2 は、特殊光画像データを生成する場合、R O M 5 7 から色調校正テーブル 6 0 を読み出し、色調校正テーブル 6 0 に基づいて、入力された B G R 各色の撮像信号の信号値を校正した撮像信号を用いて特殊光画像データを生成する。

【 0 0 4 1 】

色調校正テーブル 6 0 は、C C D 2 1 から入力される撮像信号の信号値を色毎に校正するためのデータを記録した変換テーブルであり、使用する電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の特性に応じて予め作成される。また、色調校正テーブル 6 0 は、撮像信号の信号値を、

50



所定の色調に一致するようにデータが作成されており、特に、色調校正テーブル 60 によって校正した撮像信号のうち、校正後の B 信号と G 信号の比率（以下、B / G という）が所定値になるように定められている。したがって、使用する電子内視鏡 12 や光源装置 14 の特性に、基準として定めた特性と異なる個体差があったとしても、色調校正テーブル 60 に基づいて校正した撮像信号から生成された特殊光画像データは、B / G が基準として定めた所定の値（以下、基準値という）になる。B / G の基準値は、基準値の測定用の電子内視鏡 12 及び光源装置 14 を用いて、例えば血管のコントラストが高い画像データが得られるように、予め定められている。

#### 【0042】

DSP52 で生成された画像データは、DIP53 の作業メモリに入力される。また、DSP52 は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、照明光量の自動制御（ALC 制御）に必要な ALC 制御用データを生成し、CPU51 に入力する。

10

#### 【0043】

DIP53 は、DSP52 で生成された画像データに対して、電子変倍や強調処理等の各種画像処理を施す回路である。DIP53 で各種画像処理が施された画像データは、観察画像として VRAM59 に一時的に記憶された後、表示制御回路 54 に入力される。DIP53 で施される各種画像処理のうち強調処理は、具体的には周波数強調処理であり、設定により必要に応じて施される。DIP53 は、表層血管を強調する場合、中深層血管を強調する場合等、強調する対象の組織性状に応じて、予め定められた周波数帯の像の画素値を増大させることにより、強調対象の像のコントラストを向上させる。

20

#### 【0044】

表示制御回路 54 は、VRAM59 から観察画像を取得するとともに、CPU51 から ROM57 及び RAM58 に記憶されたグラフィックデータ等を受け取る。グラフィックデータ等には、観察画像のうち被写体が写された有効画素領域のみを表示させる表示マスク、被検体及び術者の氏名等の情報や検査日時等の文字情報、GUI といったものがある。表示制御回路 54 は、観察画像に対してグラフィックデータ等の重畳処理を行うとともに、モニタ 22 の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換してモニタ 22 に出力する。これにより、モニタ 22 に観察画像が表示される。

30

#### 【0045】

操作部 56 は、プロセッサ装置 13 の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU51 は、操作部 56 や電子内視鏡 12 の操作部 17 から入力される操作信号に応じて電子内視鏡システム 11 の各部を動作させる。

#### 【0046】

プロセッサ装置 13 には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えば JPEG 形式）で画像圧縮処理を施す圧縮処理回路や、リリースボタンの操作に連動して圧縮された画像をリムーバブルメディアに記録するメディア I / F、LAN 等のネットワークとの間で各種データの伝送を行うネットワーク I / F 等が設けられている。これらは、データバス等を介して CPU51 と接続されている。

40

#### 【0047】

光源装置 14 は、光源として青色 LD66 と青紫色 LD67 の 2 つのレーザーダイオードを有する。

#### 【0048】

青色 LD66 は、中心波長 445 nm の青色レーザー光を発光する。青色 LD66 が発する青色レーザー光は、コネクタ 18 やライトガイド 42 を介して投光ユニット 41 に導光され、蛍光体 43 に入射することによって擬似白色の通常光となって被検体内に照射される。また、青色レーザー光は、蛍光体 43 を透過するときに拡散され、青色光となって被検体内に照射される。この青色光は、蛍光体 43 が励起発光する蛍光よりも強く、表層血管に血液に良く吸収される特殊光としても作用する。

50

## 【 0 0 4 9 】

青紫色 L D 6 7 は、中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザー光を発光する。青紫色 L D 6 7 が発する青紫レーザー光は、カブラ 6 9 によって青色レーザー光と合波され、青色レーザー光と同様にコネクタ 1 8 やライトガイド 4 2 を通じて投光ユニット 4 1 に導光される。青紫色レーザー光は、蛍光体 4 3 に入射することによって擬似白色の通常光となって被検体内に照射されるが、その光量は青色レーザー光によるものよりも概ね小さい。また、青紫色レーザー光が蛍光体 4 3 によって拡散して透過する青紫色光は、青色光と同様に、特殊光として作用する。

## 【 0 0 5 0 】

青色 L D 6 6 及び青紫色 L D 6 7 の発光タイミングや発光量は、C P U 6 8 によって制御される。例えば、C P U 6 8 は、通常光観察を行う場合には青色 L D 6 6 のみを点灯させ、特殊光観察を行う場合には青色 L D 6 6 及び青紫色 L D 6 7 をともに点灯させる。また、C P U 6 8 は、プロセッサ装置 1 3 の C P U 5 1 から入力される A L C 制御用データに基づいて、観察に適切な光量となるように、青色 L D 6 6 及び青紫色 L D 6 7 の発光量をリアルタイムに自動制御する。

## 【 0 0 5 1 】

上述のように構成される電子内視鏡システム 1 1 は、観察対象の部位等に応じて、複数ある電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 から適切な電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 をプロセッサ装置 1 3 に接続して使用される。観察の態様が通常光観察であるか、特殊光観察であるかに関わらず、青色 L D 6 6 及び青紫色 L D 6 7 をともに点灯させることにより、投光ユニット 4 1 から白色光と特殊光（青色光及び青紫光）とを同時に、照明光として被検体内に照射する。但し、青色 L D 6 6 及び青紫 L D 6 7 の発光量や、これらの L D 6 6 , 6 7 の光量比は、通常光観察か特殊光観察か、あるいは、特殊光観察時に表層血管を強調するのか、中深層血管を強調するのか等によって調節される。

## 【 0 0 5 2 】

通常光観察時には、電子内視鏡システム 1 1 は、C C D 2 1 が出力する B 信号を B 画素に、G 信号を G 画素に、R 信号を R 画素にそれぞれ使用して、通常光画像データを生成する。通常光画像データは、D I P 5 3 によって設定に応じた各種画像処理が施された後に、表示制御回路 5 4 によってグラフィックデータ等が重畳され、モニタ 2 2 に表示される。

## 【 0 0 5 3 】

一方、図 3 に示すように、電子内視鏡システム 1 1 は、特殊光観察時には、C C D 2 1 が出力する B G R 各色の撮像信号を、色調校正テーブル 6 0 に基づいて各々 B ' , G ' , R ' に校正する。そして、校正後の青色撮像信号 B ' （以下、B ' 信号という）を B 画素及び G 画素に使用し、校正後の緑色撮像信号 G ' （以下、G ' 信号という）を R 画素に使用して、特殊光画像データを生成する。このように B ' 信号を B 画素及び G 画素に使用し、G ' 信号を R 画素に使用して生成した特殊光画像データは、通常光画像データよりも血管が強調された画像データとなる。これは、血液に含まれるヘモグロビンの光吸収のピークが青色光や緑色光の波長帯にあるために、これに対応する B 信号や G 信号では血管のコントラストが向上するからである。特殊光画像データは、D I P 5 3 によって設定に応じた各種画像処理が施された後に、表示制御回路 5 4 でグラフィックデータ等が重畳され、モニタ 2 2 に表示される。

## 【 0 0 5 4 】

電子内視鏡 1 2 の場合、C C D 2 1 の画素の感度やカラーフィルタの特性にばらつきがあり、光源装置 1 4 の場合、青色 L D 6 6 や青紫色 L D 6 7 の中心波長には数 n m 程度のばらつきがある。これらのばらつきは、電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 には個体差となる。しかし、上述のように色調校正テーブル 6 0 に基づいて校正した各色の撮像信号 B ' , G ' , R ' は、B / G ( B ' / G ' ) が基準値に一致している。このため、B ' 信号及び G ' 信号を用いて生成された特殊光画像データは、電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の個体差によらず、同条件で撮影すれば、特殊光観察時に観察対象となる血管を所定の色調及び

解像度で観察することができる。

【 0 0 5 5 】

図 4 に示すように、色調校正テーブル 6 0 は使用する電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 に応じて予め生成される。まず、診察に使用する電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 をプロセッサ装置 1 3 に接続する（ステップ S 1 0）。次に、接続した電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 を用いて基準チャートを撮影する（ステップ S 1 1）。基準チャートは、後述するように生体組織による反射光のスペクトルを模して作製され、概ね赤色を帯びたカラーチャートである。

【 0 0 5 6 】

その後、プロセッサ装置 1 3 の CPU 5 1 は、色調校正テーブル 6 0 を生成し、ROM 5 7 に記憶する（ステップ S 1 2）。このとき、CPU 5 1 は、ステップ S 1 1 で基準チャートを撮像したときに CCD 2 1 が出力する各色の撮像信号の信号値が、予め定められた基準となる各色の撮像信号の信号値に一致するように、基準チャートの撮像時に出力される撮像信号の信号値と基準となる撮像信号の信号値とを色毎に対応付ける変換データを算出し、これを色調校正テーブル 6 0 とする。また、色調校正テーブル 6 0 のデータは、校正後の各色の撮像信号の比率が、予め定められた基準値に一致するように定められ、少なくとも、校正後の B 信号と G 信号の比率  $B / G$  が基準値に一致するように定められる。

【 0 0 5 7 】

なお、基準チャートを撮像した場合における、各色の撮像信号の信号値及び各色の撮像信号比の基準値は、所定の電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 を用いて基準チャートを撮像することにより、予め定められる。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示すように、色調校正テーブル 6 0 は、B 信号を基準値に変換するための B 信号変換テーブル 6 0 B と、G 信号を基準値に変換する G 信号変換テーブル 6 0 G とからなる。

【 0 0 5 9 】

B 信号変換テーブル 6 0 B は、CCD 2 1 から DSP 5 2 に入力される B 信号を校正するためのデータであり、B 信号の信号値を校正された B' 信号の信号値に対応付ける。このため、B 信号変換テーブル 6 0 B にしたがって B 信号の信号値を変換することにより、B 信号は B' 信号に校正される。同様に、G 信号変換テーブル 6 0 G は、CCD 2 1 から DSP 5 2 に入力される G 信号を校正するためのデータであり、G 信号の信号値を校正された G' 信号の信号値に対応付ける。このため、G 信号変換テーブル 6 0 G にしたがって G 信号の信号値を変換することにより、G 信号は G' 信号に校正される。

【 0 0 6 0 】

なお、電子内視鏡システム 1 1 は、前述のように特殊光観察時に R 信号を画像データに使用しないので、R 信号を基準値に変換する R 信号変換テーブルを設けていないが、R 信号を画像データに使用する場合には、R 信号変換テーブルを B 信号変換テーブル 6 0 B 及び G 信号変換テーブル 6 0 G と同様に色調校正テーブル 6 0 として予め生成しておくことが好ましい。

【 0 0 6 1 】

上述のように、色調校正テーブル 6 0 である B 信号変換テーブル 6 0 B 及び G 信号変換テーブル 6 0 G のデータは、以下に説明するように、電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の個体差によらず、校正後の B' 信号及び G' 信号の比率  $B / G$  が波長毎に定められた所定の基準値と一致するように定められる。

【 0 0 6 2 】

CCD 2 1 が出力する各色の撮像信号は、生体組織による反射光のスペクトル、光源装置 1 4 が出射する照明光のスペクトル、CCD 2 1 に用いられるカラーフィルタのスペクトルのかけ合わせに応じて決まる。したがって、照明光のスペクトルやカラーフィルタのスペクトルは光源装置 1 4 や電子内視鏡 1 2（CCD 2 1）の特性の個体差によって変動するので、使用する光源装置 1 4 や電子内視鏡 1 2 を交換すると、各色の撮像信号の信号

10

20

30

40

50

値は光源装置 1 4 や電子内視鏡 1 2 の個体差を反映して変動する。

【 0 0 6 3 】

図 6 に示すように、生体組織による反射光のスペクトルは、粘膜、表層血管、中深層血管等、具体的な組織に応じて異なるが、生体組織全体としては概ね一定の態様で波長毎の反射率が変化する。例えば、波長 4 0 0 ~ 4 5 0 nm の青色光は、より長波長の緑色光や赤色光と比較して反射率が小さい。また、波長 4 5 0 ~ 6 0 0 nm の緑色光は、青色光よりも反射率が高いが、より長波長の赤色光よりは反射率が小さい。波長 6 0 0 ~ 7 5 0 nm の赤色光は、6 5 0 ~ 7 0 0 nm の波長帯で反射率が変化するが、概ね高い反射率を示す。こうした生体組織による反射光のスペクトルは、ヘモグロビンによる吸収を反映している。

10

【 0 0 6 4 】

図 7 に示すように、被検体内に照射される照明光は、波長 4 4 5 nm の青色レーザー光を励起光とする白色光（実線）と、波長 4 0 5 nm の青紫色レーザー光を励起光とする白色光（破線）とを重畳した光である。

【 0 0 6 5 】

但し、青色レーザー光及び青紫色レーザー光の中心波長は、設計上、それぞれ 4 4 5 nm 及び 4 0 5 nm であるが、 $\pm 2$  nm 程度の中心波長のズレが生じることがある。中心波長のズレは、蛍光体 4 3 の励起発光効率に影響し、励起発光光を増大 / 減少させる。このため、同じように製造された同機種 of 光源装置 1 4 であっても、各レーザー光の中心波長のズレに応じた個体差が生じ、照明光のスペクトルの詳細が異なる。

20

【 0 0 6 6 】

図 8 に示すように、CCD 2 1 に用いられるカラーフィルタは、例えば、青色カラーフィルタ B は 3 5 0 ~ 4 5 0 nm 程度、緑色カラーフィルタ G は 4 5 0 ~ 6 0 0 nm 程度、赤色カラーフィルタ R は 5 5 0 ~ 7 0 0 nm 程度の波長帯の光を透過するスペクトルを有する。こうした各色のカラーフィルタの透過率特性は、同じように製造された同機種 of CCD 2 1 であっても、製造時のばらつきや経時劣化によって個体差が生じることがある。このため、同機種 of 電子内視鏡 1 2 であっても、搭載する CCD 2 1 の特性に応じて、撮像信号の信号値に個体差が生じる。

【 0 0 6 7 】

基準を定めるために所定の特性を持った電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 をプロセッサ装置 1 3 に接続して、基準チャートを撮像した場合に CCD 2 1 が出力する撮像信号の信号値は、基準チャートによる反射光のスペクトル、基準とする照明光のスペクトル、基準とするカラーチャートのスペクトルによって定まり、基準チャートが生体組織による反射光のスペクトルを模したものであるため、概ね生体組織による反射光のスペクトルの変化態様と同様の变化をする。ここでは、簡単のため、図 9 に示すように、概ね B 信号になる波長帯、G 信号になる波長帯、R 信号になる波長帯の順に、各色の撮像信号への寄与が段階的に大きくなるとする。また、図 9 では、各色信号の信号値は、ハッチングで示す領域の面積  $S_B$  ,  $S_G$  ,  $S_R$  で表される。このため、B 信号の信号値  $S_B$ 、G 信号の信号値  $S_B$ 、R 信号の信号値  $S_R$  は一律ではなく、所定の比率  $S_B : S_G : S_R$  である。

30

【 0 0 6 8 】

一方、実際に使用する電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 をプロセッサ装置 1 3 に接続して基準チャートを撮像した場合に CCD 2 1 が出力する撮像信号の信号値は、電子内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の個体差によって、前述の基準とする所定特性の電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 を用いる場合と比較して色毎に異なる値になる。例えば、図 1 0 に示すように、実際に使用する電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 を用いて基準チャートを撮像した場合に、照明光やカラーフィルタのスペクトルのズレに応じて、B 信号の信号値  $S'_B$  が基準値  $S_B$  よりも大きく、G 信号の信号値  $S'_G$  が基準の G 信号の信号値  $S_G$  よりも小さく、R 信号の信号値  $S'_R$  が基準の R 信号の信号値  $S_R$  よりも大きくなったとする。

40

【 0 0 6 9 】

このとき、プロセッサ装置 1 3 の CPU 5 1 は、B 信号の信号値  $S'_B$  が基準の信号値

50

$S_B$  に一致し、かつ、G 信号の信号値  $S'_G$  が基準の信号値  $S_G$  に一致するという条件のもとで、B 信号変換テーブル 60 B 及び G 信号変換テーブル 60 G のデータ（色調校正テーブル 60 のデータ）を算出する。これにより、色調校正テーブル 60 にしたがって校正した後の B 信号及び G 信号の比率  $B/G$  は、基準値  $S_B/S_G$  に一致する。

【0070】

また、色調校正テーブル 60 として、R 信号変換テーブルを生成する場合には、R 信号の信号値  $S'_R$  が基準の信号値  $S_R$  に一致するという条件のもとで、R 信号変換テーブルを生成する。

【0071】

色調校正テーブル 60 が上述のように定められていることによって、使用する電子内視鏡 12 及び光源装置 14 に個体差があっても、特殊光画像データに用いられる撮像信号の信号値は、基準となる信号値と常に一致し、校正後の B 信号と G 信号の比率  $B/G$  は基準値  $S_B/S_G$  に等しい。このため、電子内視鏡システム 11 では、使用する電子内視鏡 12 及び光源装置 14 の個体差によらず、常に色調が等しい特殊光画像データを得ることができる。

10

【0072】

なお、電子内視鏡システム 11 は、通常光画像データの生成時に DSP 52 でホワイトバランスの調節を行うが、ホワイトバランス調節は、白色のバランスのみを基準に合わせるものであり、各色の信号値は、生体組織の反射光のスペクトルに関係なく調節されるので、各色の信号値の比率は保たれない。

20

【0073】

例えば、図 11 に示すように、ホワイトバランスを調節することによって、全ての波長帯の光が一律に含まれる「白色」になるように、各色の信号値を調節するとする。この場合、ホワイトバランス調節後の各色の信号値  $S''_B, S''_G, S''_R$  は、基準値  $S_B, S_G, S_R$  と異なり、B 信号と G 信号の比率  $B/G$  も基準値  $S_B/S_G$  とは異なる。

【0074】

したがって、ホワイトバランスを調節して信号値を校正した撮像信号では、使用する電子内視鏡 12 及び光源装置 14 の個体差に応じて特殊光画像データの色調が変化してしまう。また、使用する電子内視鏡 12 及び光源装置 14 の組み合わせによっては、特殊光観察時にも、これらの各装置の個体差により観察対象である表層血管や中深層血管のコントラストが低く、視認性が悪いことがある。この点、色調校正テーブル 60 によって各色の撮像信号の信号値を校正すると、B 信号と G 信号の比率  $B/G$  が基準値  $S_B/S_G$  に一致するので、使用する電子内視鏡 12 や光源装置 14 の個体差によらず、表層血管や中深層血管の色調や解像度は一定であり、常に良い視認性が得られる。

30

【0075】

さらに、電子内視鏡システム 11 では、使用する電子内視鏡 12 や光源装置 14 の個体差の影響を受けず、各色の信号値の比率が同じであるため、血管等の特定の組織を抽出する場合に特に好適である。

【0076】

図 12 に示すように、表層血管と中深層血管等、具体的な生体組織と、B 信号と G 信号の比率  $B/G$  には一定の関係がある。例えば、表層血管は粘膜下の深さとヘモグロビンによる吸収特性の関係によって、青色光を良く吸収し、緑色光の反射率が高い。このため、表層血管の像では B 信号が小さく、G 信号が大きいので、B 信号と G 信号の比率  $B/G$  が小さい。一方、中深層血管は、粘膜下の深さとヘモグロビンによる吸収特性の関係によって、緑色光を良く吸収するが、青色光の反射率が高い。このため、中深層血管の像では、G 信号が小さく、B 信号が大きいので、B 信号と G 信号の比率  $B/G$  は大きい。

40

【0077】

表層血管と中深層血管の抽出は、第 1 及び第 2 基準値を用いて行う。第 1 及び第 2 基準値はあらかじめ実験で得られ、データがメモリに格納されている。比率  $B/G$  が第 1 基準値以下である場合は、表層血管の像の画素と判定し、比率  $B/G$  が第 2 基準値以上である

50

場合は、中深層血管の像の画素と判定する。比率  $B / G$  が第 1 基準値より大きく第 2 基準値より小さい場合は、粘膜の像の画素と判定する。

【 0 0 7 8 】

したがって、電子内視鏡システム 1 1 では、B 信号と G 信号の比率  $B / G$  が一定の画素を抽出することによって、表層血管や中深層血管等、特定の観察対象の像を画像処理によって容易に抽出することができる。こうした血管抽出等、特定の観察対象の像を抽出する画像処理は、例えば DIP 5 3 で行う。一方、前述のようにホワイトバランスを調節する場合には、B 信号と G 信号の比率は使用する電子内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 の個体差によって異なるので、こうした比率  $B / G$  に基づく像の抽出は難しい。

【 0 0 7 9 】

なお、ここでは  $B / G$  に基づいて血管を抽出する例を挙げたが、 $B / G$  に基づいた信号処理や画像処理によって、酸素飽和度や機能情報、血管の深さの算出等、種々の情報を得ることができる。また、前述のように、B 信号を B 画素及び G 画素に用い、G 信号を R 画素に用いることによって、血管が強調された特殊光画像データを生成することも、ここで言う信号処理のひとつの態様である。

【 0 0 8 0 】

なお、特殊光画像データでは、B 信号が B 画素及び G 画素に用いられ、G 信号が R 画素に用いられるので、B 信号と G 信号の比  $B / G$  は、B 画素と R 画素の画素値の比、または G 画素と R 画素の画素値の比に対応する。

【 0 0 8 1 】

なお、本実施形態では、特殊光観察と通常光観察が切換可能であり、投光ユニット 4 1 は、特殊光を白色光に変換する蛍光体 4 3 を有する。しかし、蛍光体 4 3 を省略し、白色光を用いることなく LD 6 6 , 6 7 からの特殊光を生体組織に照射してもよい。すなわち、通常光観察を省略し、特殊光観察専用の内視鏡システムとしてもよい。

【 0 0 8 2 】

[ 第 2 実施形態 ]

なお、上述の第 1 実施形態では、カラーの画像を撮影する、いわゆる同時式の電子内視鏡システムを例に説明したが、これに限らない。例えば、モノクロの撮像素子を用い、複数の色毎に順次撮像し、得られた色毎の画像を合成してカラーの撮影画像を得る、いわゆる面順次式の電子内視鏡システムも知られているが、面順次式の電子内視鏡システムにおいても表層血管や中深層血管の表示を抑制することができる。以下、面順次式の電子内視鏡の例を説明するが、第 1 実施形態と同様の部材については同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 に示すように、電子内視鏡システム 1 0 1 は、電子内視鏡 1 2 に撮像素子として CCD 1 0 2 を備える。CCD 1 0 2 は、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子であり、被検体内に照射される照明光の色を切り替えることによって、色毎に順次撮影を行う。

【 0 0 8 4 】

光源装置 1 0 4 は、白色光源 1 0 5 と回転フィルタ 1 0 6 を備える。白色光源 1 0 5 は、白色 LD や LED、キセノンランプ等、広帯域の白色光を出射する光源であり、CPU 6 8 によって発光のタイミングや発光量が調節される。

【 0 0 8 5 】

回転フィルタ 1 0 6 は、白色光源 1 0 5 の前面に配置され、白色光源 1 0 5 から出射される白色光を所定波長の狭帯域光に制限して電子内視鏡 1 2 に入射させるフィルタである。回転フィルタ 1 0 6 は、後述するように複数に区画され、各区画毎に電子内視鏡 1 2 に入射させる狭帯域光の波長が異なる。また、回転フィルタ 1 0 6 は、白色光源 1 0 5 の前面に回転自在に配置され、CPU 6 8 の制御によって所定のタイミングで回転される。これにより、被検体内に照明光として照射される狭帯域光の波長が順次切り替えられる。

【 0 0 8 6 】

回転フィルタ 106 を透過することによって狭帯域光となった照明光は、図示しないレンズ等を介してライトガイド 42 に導光され、電子内視鏡 12 の先端部 20 に設けられたレンズや照明窓等を介して被検体内に照射される。

【0087】

図 14 に示すように、回転フィルタ 106 は、極狭い波長帯の光（以下、狭帯域光という）を透過する 2 種類のフィルタを備える。青色狭帯域フィルタ 111 は青色の狭帯域光  $B_n$  を、緑色狭帯域フィルタ 112 は緑色の狭帯域光  $G_n$  をそれぞれ透過する。例えば、図 15 に示すように、青色狭帯域光は波長 415 nm、緑色狭帯域光は波長 540 nm である。ここで簡単のために、青色狭帯域フィルタ 111、緑色狭帯域フィルタ 112 で回転フィルタ 106 を 2 分割しているが、赤色等、他の色を透過するフィルタや所定範囲の波長帯の光を透過するフィルタ、全色の光を透過 / 遮蔽するフィルタ等を備えていても良い。また、各フィルタが占める角度は、各色に必要な照射時間を確保するために任意に定めて良い。

10

【0088】

特に、青色狭帯域フィルタ 111、緑色狭帯域フィルタ 112、透過部の 3 種類で回転フィルタを構成するのが好ましい。これにより、特殊光観察と通常光観察とを切り換えることが可能になる。

【0089】

図 16 に示すように、電子内視鏡システム 101 は、特殊光観察を行う場合、青色狭帯域光  $B_n$  の照明下で撮像した青色撮像信号（B 信号）に基づいて青色画像データ 114 を生成する。このとき、DSP 52 は、色調校正テーブル 60 に基づいて B 信号の信号値を校正する。また、DSP 52 は、緑色狭帯域光  $G_n$  の照明下で撮像した撮像信号（G 信号）に基づいて、緑色画像データ 115 を生成する。このとき、DSP 52 は、色調校正テーブル 60 に基づいて G 信号の信号値を校正する。そして、DSP 52 は、青色画像データ 114 を B 画素及び G 画素に、緑色画像データ 115 を R 画素にそれぞれ割り当てた特殊光画像データを生成する。こうして生成された特殊光画像データは、色調校正テーブル 60 に基づいて校正された B 信号及び G 信号が用いられているので、表層血管や中深層血管のコントラストは電子内視鏡 12 や光源装置 104 の個体差によらず、所定の色調及び解像度で観察可能である。

20

【0090】

このように、面順次式の電子内視鏡システム 101 においても、青色画像データ 114 及び緑色画像データ 115 の生成時に、色調校正テーブル 60 を用いて撮像信号の信号値を校正することによって、使用する電子内視鏡 12 及び光源装置 14 の個体差によらず、一定の色調及び解像度の特殊光画像データを得ることができる。色調校正テーブル 60 の生成方法は前述の第 1 実施形態と同様である。

30

【0091】

なお、上述の第 1、第 2 実施形態では、電子内視鏡システムを診察に使用する前に、使用する電子内視鏡及び光源装置をプロセッサ装置 13 に接続した状態で基準チャートを撮像することにより色調校正テーブル 60 を生成する例を説明したが、これに限らない。

【0092】

例えば、電子内視鏡の個体差による撮像信号の変化を校正するためには、使用する電子内視鏡と、プロセッサ装置と、使用する光源装置とは別に設けられた基準となる照明光を出射する光源装置と、を用いて基準チャートを撮像する。そして、得られる撮像信号を校正する色調校正テーブルを生成する。こうすることで、光源装置の個体差によらず、使用する電子内視鏡を単独で校正する色調校正テーブルを生成することができる。この電子内視鏡用の色調校正テーブルは、光源装置に殆ど個体差がない場合に好適である。この場合、基準チャートの代わりに、基準となる照明光を基準チャートに入射させたときの反射スペクトルに調光された基準光を電子内視鏡に入射させ、これにより得られる撮像信号に基づいて電子内視鏡用の色調校正テーブルを生成しても良い。

40

【0093】

50

また、光源装置の個体差による撮像信号の変化を校正するためには、使用する光源装置をプロセッサ装置に接続し、使用する電子内視鏡とは別に設けられた基準となる特性のCCDを搭載する電子内視鏡を用いて、使用する光源装置による照明光のもとで基準チャートを撮像する。そして、ここで得られる撮像信号を校正する色調校正テーブルを生成する。こうすることで、電子内視鏡の個体差によらず、使用する光源装置を単独で校正する色調校正テーブルを生成することができる。この光源装置用の電子内視鏡の色調校正テーブルは、電子内視鏡に殆ど個体差がない場合に好適であり、カラーフィルタのないモノクロのCCDを用いる第2実施形態の電子内視鏡システム101に特に好適である。

#### 【0094】

さらに、上述のように、使用する電子内視鏡及び光源装置を各々単独で校正する色調校正テーブルが得られている場合には、これらの2種類の色調校正テーブルに基づいて、これらの電子内視鏡及び光源装置を組み合わせ使用した場合に必要な色調校正テーブル60を演算により算出しても良い。こうして演算により色調校正テーブル60を算出する場合には、例えば、電子内視鏡に、この電子内視鏡用の色調校正テーブルを、光源装置に、この光源装置用の色調校正テーブルを各々記憶しておき、これらをプロセッサ装置13に接続したときに、プロセッサ装置13のCPU51が各々の色調校正テーブルに基づいて、最適な色調校正テーブル60を算出することができる。こうすると、予め色調校正テーブル60の算出に必要な、各装置用の色調校正テーブルを各々に保持しておくだけで、色調校正テーブル60の生成のためにする基準チャートの撮像を診察の直前等に行わなくても良く、ユーザビリティが向上する。

#### 【0095】

なお、上述の第1、第2実施形態では、BGR各色の撮像信号の比率が基準となる比率に一致するように色調校正テーブル60を生成する例を説明したが、BGR各色の撮像信号のうち、一部成分の比率が基準となる比率に一致するように色調校正テーブル60を生成しても良い。例えば、表層血管は主に400nm以上450nm以下の青色光のコントラストとして観察され、中深層血管の観察には主に500nm以上600nm以下の緑色光のコントラストとして観察されるので、表層血管や中深層血管を画像処理によって抽出する場合にはこれらの2つの波長帯の光による撮像信号の比率が重要である。このため、少なくとも400~450nmの青色光によるB信号と500~600nmの緑色光によるG信号の比率が、基準となる比率になるように色調校正テーブル60を生成しても良い。この場合、基準チャートは、少なくとも400~450nm及び500~600nmの波長帯において、生体組織による反射光のスペクトルを模したものであれば良い。

#### 【0096】

例えば、上述の第1実施形態では、カラーフィルタの特性から、B信号は350~450nmの波長帯による撮像信号であり、G信号は450~600nmの波長帯による撮像信号であるが、400~450nmの光によるB信号の一部成分と500~600nmの光によるG信号の一部成分の比率が、基準となる比率になるように色調校正テーブル60を生成しても良い。また、上述の第2実施形態では、青色狭帯域光Bn、緑色狭帯域光Gnを用いるが、青色狭帯域光Bnは350~450nmに含まれ、緑色狭帯域光Gnは500~600nmに含まれるので、第1実施形態の場合と同様である。

#### 【0097】

さらに、上述の第1、第2実施形態では、色調校正テーブル60を生成するために基準チャートを撮像する例を説明したが、基準チャートは1つでも良く、複数でも良い。例えば、生体組織の深さ毎の反射率に対応するように複数の基準チャートを設けておき、これらを順に撮像して得られる撮像信号に基づいて色調校正テーブル60を生成しても良い。また、1つの基準チャート内に明暗が異なる箇所を複数設けることにより、1回の基準チャートの撮像により、複数の階調に応じた撮像信号を得られるようにしても良い。但し、いずれの基準チャートも、生体組織の反射率を模したものであることが必要である。

#### 【0098】

なお、上述の第1、第2実施形態では、特殊光観察時に色調校正テーブル60による撮



像信号の校正を行い、通常光観察時にはホワイトバランス調節を行う例を説明したが、これに限らない。通常光観察時にも色調校正テーブル60による撮像信号の校正を行っても良い。この場合、B信号変換テーブル60B及びG信号変換テーブル60Gとともに、R信号を校正するR信号変換テーブルを色調校正テーブル60として設けておく。

#### 【0099】

なお、上述の第1, 第2実施形態では、BGR各色の信号値 $S'_B$ ,  $S'_G$ ,  $S'_R$ が基準となる信号値 $S_B$ ,  $S_G$ ,  $S_R$ に各々一致するように色調校正テーブル60のデータを生成することによって、校正後のB信号とG信号の比率 $B/G$ を基準値 $S_B/S_G$ に一致させる例を説明したが、これに限らない。例えば、校正後のB信号とG信号の比率 $B/G$ を基準値 $S_B/S_G$ に一致させるという条件のもとで色調校正テーブル60のデータを生成し、B信号及びG信号の信号値 $S'_B$ 及び $S'_G$ 自体は基準となる信号値 $S_B$ 及び $S_G$ と一致していなくても良い。すなわち、上述の実施形態では、 $S'_B = S_B$ 、 $S'_G = S_G$ 、 $S'_R = S_R$ とすることによって、 $S'_B/S'_G = S_B/S_G$ を満たすように、色調校正テーブル60のデータを生成したが、少なくとも $S'_B/S'_G = S_B/S_G$ を満たすように色調校正テーブル60のデータが生成されていれば、各色の信号値が基準の信号値に一致せず、 $S'_B \neq S_B$ 、 $S'_G \neq S_G$ 、 $S'_R \neq S_R$ となっても良い。

10

#### 【0100】

なお、上述の第1, 第2実施形態では、色調校正テーブル60をプロセッサ装置13のROM57に記憶する例を説明したが、色調校正テーブル60を保持する場所は任意である。例えば、色調校正テーブル60を、電子内視鏡12に搭載するメモリに記憶しても良く、光源装置14に記憶しておいても良い。同時式の電子内視鏡システム11では、プロセッサ装置13または電子内視鏡12に色調校正テーブル60を記憶しておくことが好ましく、面順次式の電子内視鏡システム101では電子内視鏡12に色調校正テーブル60を記憶しておくことが好ましい。

20

#### 【0101】

なお、上述の第1, 第2実施形態では、使用する電子内視鏡12及び光源装置14を同機種のものとは交換した場合に生じる個体差の影響を色調校正テーブル60に基づいた撮像信号の校正によって低減させる例を説明したが、使用する電子内視鏡12や光源装置14を異機種のものに交換する場合も、上述の第1, 第2実施形態と同様に色調校正テーブル60を予め生成し、これに基づいて撮像信号の信号値を校正することができる。

30

#### 【0102】

なお、上述の第1実施形態ではCCDが出力するB信号をB信号及びG信号に割り当て、G信号をR画素に割り当てて画像データを生成する例を説明したが、CCD21が出力する撮像信号と生成する画像データの画素との対応関係はこの例に限らない。同様に、第2実施形態では、青色画像データ114をB画素及びG画素に、緑色画像データ115をR画素に使用して特殊光画像データを生成する例を説明したが、各色の画像データと生成する画像データの画素との対応関係はこの例に限らない。

#### 【0103】

なお、上述の第1, 第2実施形態では、DSP52によって特殊光画像データを生成するときに、各色の撮像信号の信号値を校正する例を説明したが、これに限らない。例えば、DSP52では、CCDから入力される撮像信号に基づいて、色毎に画像データを生成し、DIP53において、これらの各色の画像データを合成する画像処理を施すことによって、上述の第1, 第2実施形態のように色調を調節した画像を生成しても良い。

40

#### 【0104】

なお、上述の第1, 第2実施形態では、撮像素子としてCCDを用いる例を説明したが、CMOS等、他の態様の撮像素子を用いても良い。また、使用する撮像素子の個数や配置等は任意である。

#### 【符号の説明】

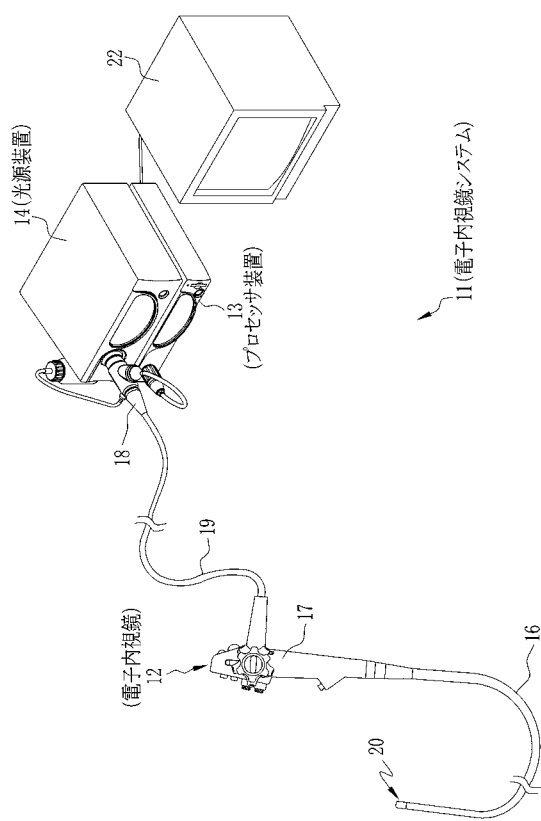
#### 【0105】

11, 101 電子内視鏡システム

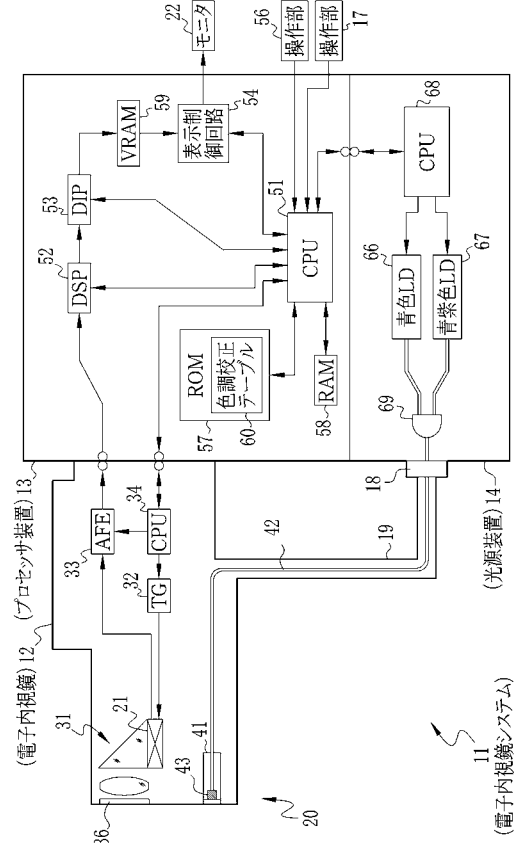
50

1 2	電子内視鏡	
1 3	プロセッサ装置	
1 4 , 1 0 4	光源装置	
1 6	挿入部	
1 7	操作部	
1 8	コネクタ	
1 9	ユニバーサルコード	
2 0	先端部	
2 1 , 1 0 2	C C D	
2 2	モニタ	10
3 1	対物光学系	
3 2	T G	
3 3	A F E	
3 4 , 5 1 , 6 8	C P U	
3 6	観察窓	
4 1	投光ユニット	
4 2	ライトガイド	
4 3	蛍光体	
5 2	D S P	
5 3	D I P	20
5 4	表示制御回路	
5 6	操作部	
5 7	R O M	
5 8	R A M	
6 0	色調校正テーブル	
6 0 B	B 信号変換テーブル	
6 0 G	G 信号変換テーブル	
5 9	V R A M	
6 6	青色 L D	
6 7	青紫色 L D	30
6 9	カブラ	
1 0 5	白色光源	
1 0 6	回転フィルタ	
1 1 1	青色狭帯域フィルタ	
1 1 2	緑色狭帯域フィルタ	
1 1 4	青色画像データ	
1 1 5	緑色画像データ	

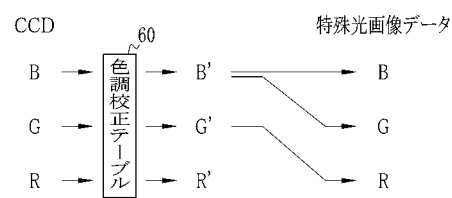
【 図 1 】



【 図 2 】



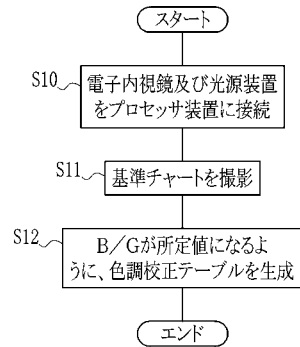
【 図 3 】



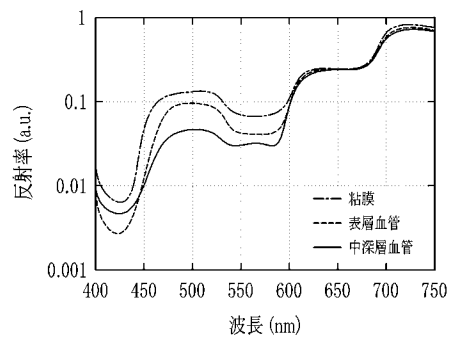
【 図 5 】

60B		60G	
入力(B)	出力(B')	入力(G)	出力(G')
0	0	0	0
1	1.2	1	0.9
2	1.9	2	2.1
3	3.1	3	2.8
⋮	⋮	⋮	⋮
254	254.2	254	253.8
255	255	255	255

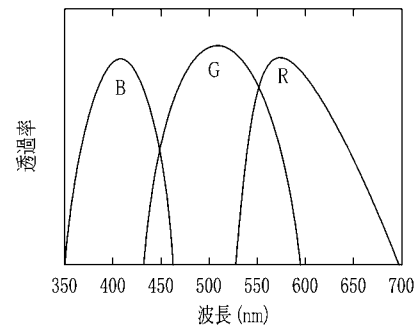
【 図 4 】



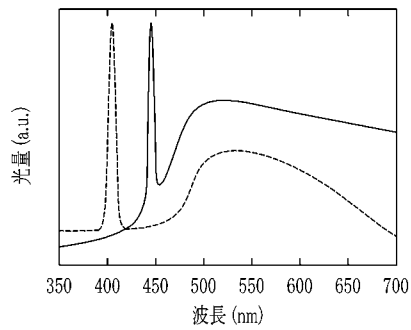
【図 6】



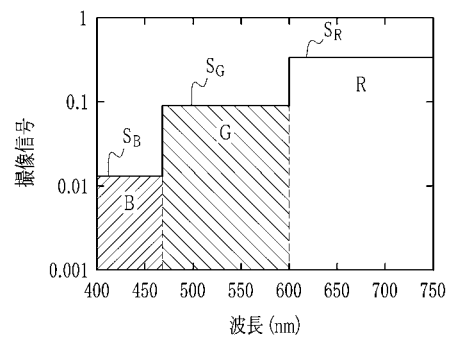
【図 8】



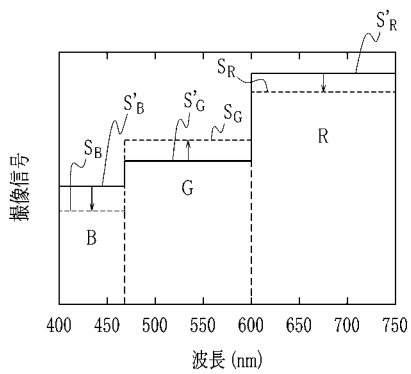
【図 7】



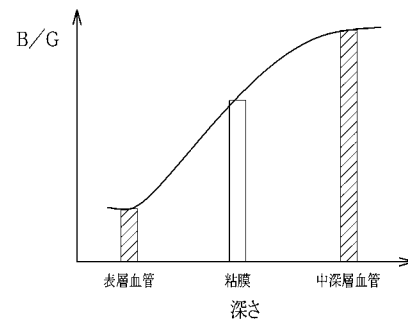
【図 9】



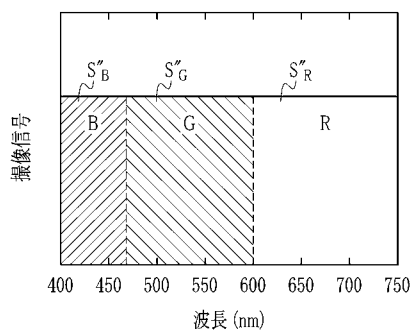
【図 10】



【図 12】



【図 11】





---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**H 0 4 N 7/18 (2006.01)** H 0 4 N 7/18 M

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 JJ11 LL02 MM03 MM05 NN01 NN05  
NN07 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR26 TT03 WW08 YY02 YY14  
5C054 EE06 EE08 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统和电子内窥镜系统的校准方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012213612A</a>	公开(公告)日	2012-11-08
申请号	JP2012058199	申请日	2012-03-15
[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	峯 苜 靖浩 加來 俊彦		
发明人	峯 苜 靖浩 加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00057 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.631 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA24 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA07 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/YY02 4C161/YY14 5C054/EE06 5C054/EE08 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2011081757 2011-04-01 JP		
其他公开文献	JP5451802B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得恒定色调的图像的电子内窥镜系统，而不管电子内窥镜和光源装置的个体差异。解决方案：电子内窥镜系统包括：用于照射身体的光源装置14体腔内的组织带照明光；CCD21，用于通过在来自光源装置14的照明光下对身体组织进行成像，通过作为照明光照射的蓝光输出蓝色成像信号，通过绿光输出绿色成像信号；DSP2，用于校准蓝色成像信号和绿色成像信号的信号值，并产生强调血管图像的特殊光图像数据，同时保持蓝色成像信号与绿色成像信号的比例匹配a在蓝光的波长带和绿光的波长带中至少反射身体组织的反射光的光谱的规定比率。

