

(11)特許出願公開番号

特開2012-152414

(P2012-152414A)

(43) 公開日 平成24年8月16日(2012.8.16)

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

審査請求 有 請求項の数 15 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2011-14725 (P2011-14725)
(22) 出願日 平成23年1月27日 (2011. 1. 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 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

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06 GA02 GA05
GA06 GA11
4C061 DD03 GG01 HH51 LL02 MM03
MM05 QQ04 RR04 RR22 SS09
SS23 TT02 WW02 WW17
4C161 DD03 GG01 HH51 LL02 MM03
MM05 QQ04 RR04 RR22 SS09
SS23 TT02 WW02 WW17

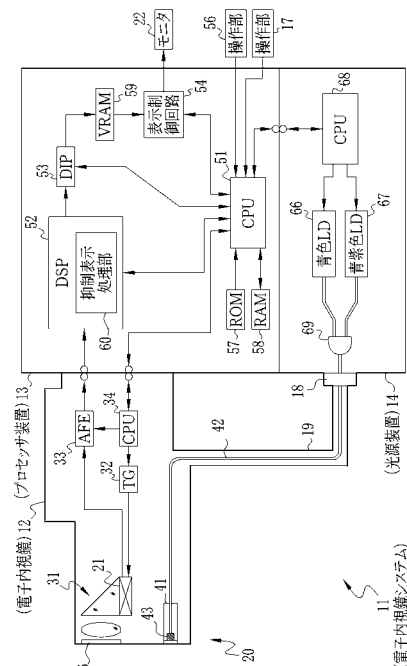
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】観察対象の血管の視認性を適切に向上させる。

【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、照明光のもとで生体組織を撮像するＣＣＤ２１と、ＣＣＤ２１が出力する撮像信号に基づいて表示画像を生成するとともに、表示画像に写し出される表層血管と中深層血管のうち、非観察対象の血管のコントラストを低減させることにより、観察対象の血管に対して非観察対象の血管の表示を抑制する抑制表示処理部６０と、を備える。

【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する撮像手段と、
前記撮像手段が出力する撮像信号に基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段と、
前記表示画像に写し出される表層血管と中深層血管のうち、非観察対象の血管のコントラストを低減させることにより、観察対象の血管に対して前記非観察対象の血管の表示を抑制する抑制手段と、
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】

前記撮像手段は、複数色のカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、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り、

前記抑制手段は、前記色信号のうち、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の血管のコントラストが低い色信号を加算することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減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】

前記抑制手段は、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の組織のコントラストが低い色信号を加算するときに、予め設定されたパラメータに応じて加算割合を変化させることにより、前記非観察対象の血管の表示を抑制する度合いを変化させることを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記観察対象の血管は表層血管であり、前記非観察対象の血管は中深層血管であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記抑制手段は、緑色の色信号に、赤色の色信号を加算することにより、前記中深層血管のコントラストを低減することを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記抑制手段は、前記照明光のスペクトルを調節することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させ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 7】

前記照明手段は、第 1 照明光を照射するための第 1 光源と、第 2 照明光を照射するための第 2 光源とを有し、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光を同時に前記生体組織に照射し、
前記抑制手段は、前記第 1 光源と前記第 2 光源の発光量比を制御することにより、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光とからなる前記照明光のスペクトルを調節することを特徴とする請求項 6 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記観察対象の血管は中深層血管であり、前記非観察対象の血管は表層血管であることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照明手段は、前記第 1 光源が発する光によって白色光を励起発光するとともに、前記第 2 光源が発する光によって白色光を励起発光する蛍光体を有し、

前記抑制手段は、前記第 1 光源及び前記第 2 光源のうち、前記照明光に含まれる前記蛍光体の発光効率が高い方の光源による前記白色光の成分を増大させることにより、前記表層血管の表示を抑制することを特徴とする請求項 8 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明手段は、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させるときに照射される第 3 照明光を出射するための第 3 光源を有し、

前記抑制手段は、前記第 3 照明光を前記生体組織に照射させることにより、前記照明光のスペクトルを調節することを特徴とする請求項 6 記載の電子内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記撮像手段は、複数色のカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、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り、

前記抑制手段として、前記色信号のうち、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の血管のコントラストが低い色信号を加算することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減する第 1 抑制手段と、前記照明光のスペクトルを調節することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させる第 2 抑制手段とを有し、

前記非観察対象の血管に応じて、前記第 1 抑制手段と前記第 2 抑制手段のいずれか一方を機能させる選択手段と、

を備え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。

10

【請求項 1 2】

前記表示画像に対して前記観察対象の血管を強調する強調処理を施す強調処理手段を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記抑制手段は、設定により前記強調処理手段によって強調する前記観察対象の血管が選択されたことに連動して、前記非観察対象の血管の表示を抑制することを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記表示画像生成手段は、青色の前記撮像信号を青色画素及び緑色画素に使用し、緑色の前記撮像信号を赤色画素に使用して、前記表示画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 1 5】

前記表示画像の色調を補正する色調補正手段を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 1 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

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に関する。

【背景技術】

30

【0 0 0 2】

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。

40

【0 0 0 3】

また、撮影された画像に特定の組織のコントラストを向上させる画像処理を施すことにより、特定の組織を強調して表示する技術が知られている。例えば、撮影された画像に所定周波数の像を強調する画像処理（以下、周波数強調処理という）を施すことにより、粘膜表層の血管（以下、表層血管という）や中深層の血管（以下、中深層血管という）のコントラストを向上させることができることが知られている（特許文献 1）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0 0 0 4】**

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 4 8 9 8 7 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特殊光観察は特殊光を良く吸収する特定の組織が強調されるが、その他の通常の組織は通常光観察時とほぼ同様に観察される。このため、特殊光を良く吸収する特定の組織は、通常光観察においても観察され得る組織に重畳された状態で表示される。

【0006】

例えば、通常光観察においては、表層血管と中深層血管が両方観察されるので、表層血管を強調するために表層血管に良く吸収される特殊光を用いた特殊光観察を行うと、表層血管と中深層血管が重畳したままの状態では表層血管が強調される。したがって、表層血管を精細に観察したい場合であっても重畳された中深層血管が表層血管の観察の妨げになることがある。

10

【0007】

また、中深層血管を強調するために、中深層血管に良く吸収される特殊光を用いた特殊光観察を行う場合も同様であり、表層血管と中深層血管が重畳したままの状態では中深層血管が強調表示される。したがって、中深層血管を精細に観察したい場合であっても重畳された表層血管が、中深層血管の観察の妨げになることがある。

【0008】

一方、周波数強調処理は、特定周波数の像のコントラストを向上させる強調処理であり、特殊光観察時に撮影された画像に対して良く用いられるが、撮影距離によっては目的の組織が正しく強調されないことがある。

20

【0009】

具体的には、撮影距離が遠い場合には中深層血管が細く写し出されることから、表層血管を強調する周波数強調処理を施したにもかかわらず、表層血管ではなく、中深層血管が強調されてしまうことがある。同様に、撮影距離が近い場合には表層血管が太く写し出されているために、中深層血管を強調する周波数強調処理を施したにもかかわらず、中深層血管ではなく、表層血管が強調されてしまったりすることがある。

【0010】

前述のように特殊光観察時においても表層血管と中深層血管の双方が写し出されているので、周波数強調処理によって意図しない方の血管が強調されると、かえって観察対象の血管が観察し難くなってしまうことがある。

30

【0011】

こうしたことから、近年では、他の血管に妨げられることなく、観察対象の血管の視認性をさらに向上させることが求められている。

【0012】

本発明は、上述の点に鑑みてなされたものであり、他の血管に妨げられることなく、観察対象の血管の視認性を適切に向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

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する撮像手段と、

40

前記撮像手段が出力する撮像信号に基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段と、前記表示画像に写し出される表層血管と中深層血管のうち、非観察対象の血管のコントラストを低減させることにより、観察対象の血管に対して前記非観察対象の血管の表示を抑制する抑制手段と、を備えることを特徴とする。

【0014】

前記撮像手段は、複数色のカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、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り、前記抑制手段は、前記色信号のうち、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の血管のコントラストが低い色信号を加算することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減するこ

50

とが好ましい。

【0015】

前記抑制手段は、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の組織のコントラストが低い色信号を加算するときに、予め設定されたパラメータに応じて加算割合を変化させることにより、前記非観察対象の血管の表示を抑制する度合いを変化させることが好ましい。

【0016】

前記観察対象の血管は表層血管であり、前記非観察対象の血管は中深層血管であることが好ましい。

【0017】

前記抑制手段は、緑色の色信号に、赤色の色信号を加算することにより、前記中深層血管のコントラストを低減することが好ましい。

【0018】

前記抑制手段は、前記照明光のスペクトルを調節することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させることが好ましい。

【0019】

前記照明手段は、第1照明光を照射するための第1光源と、第2照明光を照射するための第2光源とを有し、前記第1照明光と前記第2照明光を同時に前記生体組織に照射し、前記抑制手段は、前記第1光源と前記第2光源の発光量比を制御することにより、前記第1照明光と前記第2照明光とからなる前記照明光のスペクトルを調節することが好ましい。

【0020】

前記観察対象の血管は中深層血管であり、前記非観察対象の血管は表層血管であることが好ましい。

【0021】

前記照明手段は、前記第1光源が発する光によって白色光を励起発光するとともに、前記第2光源が発する光によって白色光を励起発光する蛍光体を有し、前記抑制手段は、前記第1光源及び前記第2光源のうち、前記照明光に含まれる前記蛍光体の発光効率が高い方の光源による前記白色光の成分を増大させることにより、前記表層血管の表示を抑制することが好ましい。

【0022】

前記照明手段は、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させるときに照射される第3照明光を出射するための第3光源を有し、前記抑制手段は、前記第3照明光を前記生体組織に照射させることにより、前記照明光のスペクトルを調節することが好ましい。

【0023】

前記撮像手段は、複数色のカラーフィルタが画素毎に割り当てられ、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り、前記抑制手段として、前記色信号のうち、前記非観察対象の血管のコントラストが高い色信号に、前記非観察対象の血管のコントラストが低い色信号を加算することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減する第1抑制手段と、前記照明光のスペクトルを調節することにより、前記非観察対象の血管のコントラストを低減させる第2抑制手段とを有し、前記非観察対象の血管に応じて、前記第1抑制手段と前記第2抑制手段のいずれか一方を機能させる選択手段と、を備えることが好ましい。

【0024】

前記表示画像に対して前記観察対象の血管を強調する強調処理を施す強調処理手段を備えることが好ましい。

【0025】

前記抑制手段は、設定により前記強調処理手段によって強調する前記観察対象の血管が選択されたことに連動して、前記非観察対象の血管の表示を抑制することが好ましい。

【0026】

前記表示画像生成手段は、青色の前記撮像信号を青色画素及び緑色画素に使用し、緑色の前記撮像信号を赤色画素に使用して、前記表示画像を生成することが好ましい。

【 0 0 2 7 】

前記表示画像の色調を補正する色調補正手段を備えることが好ましい。

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 8 】

本発明によれば、他の組織の像に妨げられることなく、観察対象の血管の視認性を適切に向上させることができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 2 9 】

10

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【 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 】 撮像信号から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 】 特殊光画像データに写し出された表層血管及び中深層血管の模式図である。

【 図 5 】 中深層血管の表示を抑制する態様を示す説明図である。

【 図 6 】 中深層血管の表示を抑制した特殊光画像データの模式図である。

【 図 7 】 中深層血管抑制画像データの色調を示す説明図である。

【 図 8 】 中深層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

【 図 9 】 中深層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

【 図 1 0 】 中深層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

20

【 図 1 1 】 第 2 実施形態の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 2 】 蛍光体による励起発光の態様を示すグラフである。

【 図 1 3 】 表層血管の表示を抑制した例を示す説明図である。

【 図 1 4 】 表層血管抑制画像データの色調を示す説明図である。

【 図 1 5 】 表層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

【 図 1 6 】 表層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

【 図 1 7 】 表層血管抑制画像データの色調を補正する態様を示す説明図である。

【 図 1 8 】 他の態様の光源装置の構成を示すブロック図である。

【 図 1 9 】 粘膜、表層血管、中深層血管の反射率を示すグラフである。

【 図 2 0 】 他の態様の光源装置の構成を示すブロック図である。

30

【 図 2 1 】 第 3 実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 2 】 抑制表示の設定を行う G U I の一例を示す説明図である。

【 図 2 3 】 強調表示の設定を行う G U I の一例を示す説明図である。

【 図 2 4 】 第 5 実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 5 】 回転フィルタの構成を示す説明図である。

【 図 2 6 】 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 2 7 】 中深層血管抑制画像データを生成する態様を示す説明図である。

【 図 2 8 】 表層血管抑制画像データを生成する態様を示す説明図である。

【 図 2 9 】 回転フィルタを交換可能に設ける例を示す説明図である。

【 図 3 0 】 回転フィルタを交換可能に設ける例を示す説明図である。

40

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 3 0 】

[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 は、被検者の体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ルコード 1 9 とを有する。挿入部 1 6 の先端（以下、先端部という）2 0 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 C C D 型イメージセンサ（図 2 参照。以下、C C D という）2 1 が設けられている。

50

【 0 0 3 1 】

操作部 1 7 には、先端部 2 0 を上下左右に湾曲させるためのアングルノブや挿入部 1 6 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 2 2 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。

【 0 0 3 2 】

プロセッサ装置 1 3 は、光源装置 1 4 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 1 1 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 3 は、ユニバーサルコード 1 9 や挿入部 1 6 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 1 2 に給電を行い、CCD 2 1 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 3 は、伝送ケーブルを介して CCD 2 1 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を生成する。プロセッサ装置 1 3 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 3 にケーブル接続されたモニタ 2 2 に観察画像として表示される。

10

【 0 0 3 3 】

図 2 に示すように、先端部 2 0 には、対物光学系 3 1、CCD 2 1、投光ユニット 4 1 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）3 2、アナログ信号処理回路（以下、AFE という）3 3、CPU 3 4 は、操作部 1 7 やコネクタ 1 8 等に設けられている。

【 0 0 3 4 】

対物光学系 3 1 は、レンズやプリズム等からなり、観察窓 3 6 を介して入射する被検体内からの光を CCD 2 1 に結像させる。

20

【 0 0 3 5 】

CCD 2 1 は、対物光学系 3 1 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 2 1 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 2 1 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 2 1 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。

【 0 0 3 6 】

TG 3 2 は、CCD 2 1 にクロック信号を入力する。CCD 2 1 は、TG 3 2 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 3 2 から出力されるクロック信号は CPU 3 4 によって制御される。

30

【 0 0 3 7 】

AFE 3 3 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 2 1 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 5 2 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 2 1 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 5 2 に入力する。AFE 3 3 の駆動は、CPU 3 4 によって制御される。例えば、CPU 3 4 は、プロセッサ装置 1 3 の CPU 5 1 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。

40

【 0 0 3 8 】

投光ユニット 4 1 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 4 1 から照射される。なお、後述するように投光ユニット 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 9 】

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

50

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 ₁₁ O ₁₇) 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。

【 0 0 4 0 】

10

なお、蛍光体 4 3 が励起発光効率は、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 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

20

【 0 0 4 3 】

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。

30

【 0 0 4 4 】

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。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、後述する抑制表示処理部 6 0 が機能している場合を除いて、R 信号は破棄される。

【 0 0 4 5 】

40

さらに、D S P 5 2 は、中深層血管抑制画像データを生成する抑制表示処理部 6 0 を備える。中深層血管抑制画像データは、特殊光観察時に生成され、B 信号を B 画素及び G 画素に割り当て、G 信号に R 信号を加えた信号値を R 画素に割り当てた画像データである。R 画素の画素値として G 信号に加算される R 信号の加算率は、設定により定められる。具体的には、どの程度中深層血管の表示を抑制するかを示す抑制度が、画像処理用のパラメータとして予め設定され、設定された抑制度が大きいほど加算する R 信号が多くなり、抑制度が小さいほど加算される R 信号が少なくなる。また、抑制表示処理部 6 0 は、設定により、中深層血管の表示を抑制することが選択された場合に機能する。

【 0 0 4 6 】

D S P 5 2 で生成された画像データは、D I P 5 3 の作業メモリに入力される。また、

50

D S P 5 2 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（A L C 制御）に必要な A L C 制御用データを生成し、C P U 5 1 に入力する。

【 0 0 4 7 】

D I P 5 3 は、D S P 5 2 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。D I P 5 3 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 V R A M 5 9 に一時的に記憶された後、表示制御回路 5 4 に入力される。

【 0 0 4 8 】

D I P 5 3 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。D I P 5 3 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。表層血管用に予め定められた周波数帯の像のコントラストを向上させることにより、表層血管が強調される。同様に、中有深層血管用に予め定められた周波数帯のコントラストを向上させることにより、中深層血管が強調される。但し、撮影距離（先端部 2 0 から被検体内粘膜までの距離）が遠い場合には、中深層血管も細く写し出されるので表層血管強調用の周波数強調処理を施しても中深層血管が強調されることがあり、撮影距離が近い場合には、表層血管であっても太く写し出されるので中深層血管強調用の周波数強調処理を施しても表層血管が強調されることがある。

【 0 0 4 9 】

表示制御回路 5 4 は、V R A M 5 9 から観察画像を取得するとともに、C P U 5 1 から R O M 5 7 及び R A M 5 8 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、G U I といったものがある。表示制御回路 5 4 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 2 2 の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンボジット信号等）に変換してモニタ 2 2 に出力する。これにより、モニタ 2 2 に観察画像が表示される。

【 0 0 5 0 】

操作部 5 6 は、プロセッサ装置 1 3 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。C P U 5 1 は、操作部 5 6 や電子内視鏡 1 2 の操作部 1 7 から入力される操作信号に応じて電子内視鏡システム 1 1 の各部を動作させる。

【 0 0 5 1 】

プロセッサ装置 1 3 には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えば J P E G 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、L A N 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 C P U 5 1 と接続されている。

【 0 0 5 2 】

光源装置 1 4 は、光源として青色 L D 6 6 と青紫色 L D 6 7 の 2 つのレーザーダイオードを有する。

【 0 0 5 3 】

青色 L D 6 6 は、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザー光を発光する。青色 L D 6 6 が発する青色レーザー光は、コネクタ 1 8 やライトガイド 4 2 を介して投光ユニット 4 1 に導光され、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。また、青色レーザー光は、蛍光体 4 3 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 4 3 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。

【 0 0 5 4 】

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

10

20

30

40

50

7が発する青紫レーザー光は、カブラ69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18やライトガイド42を通じて投光ユニット41に導光される。青紫色レーザー光は、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43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。

【0055】

青色LD66及び青紫色LD67の発光タイミングや発光量は、CPU68によって制御される。例えば、CPU68は、通常光観察を行う場合には青色LD66のみを点灯させ、特殊光観察を行う場合には青色LD66及び青紫色LD67をともに点灯させる。また、CPU68は、プロセッサ装置13のCPU51から入力されるALC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LD66及び青紫色LD67の発光量をリアルタイムに自動制御する。

10

【0056】

上述のように構成される電子内視鏡システム11は、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LD66及び青紫色LD67をともに点灯させることにより、投光ユニット41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LD66及び青紫LD67の発光量や、これらのLD66、67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。

20

【0057】

通常光観察時には、電子内視鏡システム11は、CCD21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、DIP53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54によってグラフィックデータ等が重畳され、モニタ22に表示される。

【0058】

一方、図3に示すように、電子内視鏡システム11は、特殊光観察時には、CCD21が出力するB信号をB画素及びG画素に、G信号を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は青色光や緑色光の波長帯に光吸収のピークがあるために、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、DIP53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54でグラフィックデータ等が重畳され、モニタ22に表示される。

30

【0059】

図4に示すように、特殊光画像データ71は、例えば、表層血管72が強調して写し出された画像データとなる。一方、特殊光画像データ71には、中深層血管73も写し出されている。このため、表層血管72が強調されはいるが、中深層血管73の像が重畳して写し出されていることにより、表層血管72の観察の妨げになることがある。また、特殊光画像データ71に対して、DIP53で周波集強調処理を施すと、撮影距離によっては中深層血管73が強調される結果となり、さらに表層血管72の観察の妨げになってしまうことがある。

40

【0060】

こうした場合に、電子内視鏡システム11では、操作部56等を操作して、中深層血管73の表示を抑制する設定を行うことにより、中深層血管73の像の表示を抑制することができる。具体的には、操作部56等を操作して、中深層血管73の抑制表示の設定をオンにする。同時に、中深層血管73の表示をどの程度抑制するかを示す抑制度を画像処理のパラメータとして設定する。抑制度は、例えば1-100等の数値で設定され、抑制度が大きいほど中深層血管73の像の表示が抑制され、抑制度が小さいほど中深層血管73

50

が撮影された像に近い状態に残る。

【0061】

中深層血管73の抑制表示の設定をオンにすると、DSP52でCCD21から入力された撮像信号からDSP52で特殊光画像データ71を生成するときに、抑制表示処理部60が機能する。この場合、図5に示すように、DSP52は抑制表示処理部60によって、CCD21が出力するB信号をB画素及びG画素に使用するとともに、G信号にR信号を加算した信号値をR画素の画素値に使用して、中深層血管抑制画像データを生成する。

【0062】

中深層血管73は、表層血管72よりも粘膜下の深い位置にあるので、主として深達度が大きい緑色光を吸収する。このため、中深層血管73は、G信号のコントラストとして写し出される。一方、表層血管72は、中深層血管73よりも浅い位置にあり、深達度が小さい青色光を吸収しやすいので、主としてB信号のコントラストとして写し出される。また、赤色の波長帯はヘモグロビンによる吸収が少ないので、R信号における表層血管72及び中深層血管73のコントラストはどちらも小さい。

【0063】

したがって、中深層血管抑制画像データでは、中深層血管73のコントラストが高いG信号に、中深層血管73のコントラストが低いR信号が加算されることにより、相対的にG信号の成分が減少した信号値がR画素の画素値として利用されることになる。これにより、図6に示すように、中深層血管抑制画像データ74は、中深層血管73の像のコントラストは低下した画像データとなる。一方、表層血管72は、主としてB信号に反映されるので、B画素及びG画素による像のコントラストとして現れるので、表層血管72は中深層血管抑制画像データにおいても、特殊光画像データと同様に強調された像として表示される。こうしたことから、中深層血管抑制画像データ74では、表層血管72の視認性が向上する。

【0064】

なお、抑制表示処理部60は、設定された抑制制度に応じて、R信号を加算率を調節する。例えば、抑制制度が大きいほど、G信号にR信号を多く加算する。G信号に対してR信号を多く加算されるほど、G信号に現れる中深層血管73の像のコントラストは低下する。これにより、設定された抑制制度に応じた視認性で中深層血管73が表示される。

【0065】

また、中深層血管抑制画像データ74は、特殊光画像データ71と同様にDIP53で各種画像処理が施された後に、表示制御回路54でグラフィックデータ等が重畳され、モニタ22に表示される。前述のように、DSP52で生成した画像データにDIP53で周波数強調処理を施す場合、撮影距離によって観察対象外の組織（ここでは中深層血管73）が強調されてしまうことがあるが、中深層血管抑制画像データ74は、中深層血管73のコントラストが抑制制度に応じて低減されているので、周波数強調処理によって中深層血管73が強調されてしまったとしても、その影響は特殊光画像データ71の場合よりも少ない。

【0066】

なお、上述の第1実施形態では、G信号にR信号を加算するので、中深層血管抑制画像データ74の色調が特殊光画像データ71に対して変化してしまう。

【0067】

例えば、図7(A)に示すように、所定条件の照明光のもとで撮影したときに、CCD21の各色の信号値が、B信号：G信号：R信号＝300：300：150であるとする。また、DSP52は、これらの各色の画像信号から観察に違和感のないように色調を調節して特殊光画像データ71を生成するが、ここでは簡単のために、BG(R)各色の信号がそのままの割合で特殊光画像データ71の各画素値に利用されるものとする。すると、特殊光画像データ71は、B画素、G画素、R画素の画素値が300で全て等しいグレーの画像データとなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

一方、図 7 (B) に示すように、同条件の照明光のもとで撮影し、中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成すると、B 画素及び G 画素の画素値は 3 0 0 で特殊光画像データ 7 1 の場合と等しいが、R 画素の画素値は、G 信号に R 信号が加算され 4 5 0 となる。このため、特殊光画像データ 7 1 の生成時と同様にして特殊光画像データ 7 1 を生成すると、全体として赤味がかった画像データとなってしまう。

【 0 0 6 9 】

こうしたことから、中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成するときには、特殊光画像データ 7 1 と同様の色調になるように補正することが好ましい。こうした色調の補正は、例えば、以下に説明する 3 つの態様で行うことができる。

【 0 0 7 0 】

まず、図 8 に示すように、中深層血管抑制画像データ 7 4 の生成前に、B G R 各色の撮像信号に対して、中深層血管抑制画像データ 7 4 が所定の色調 (グレー) になるように、抑制度を加味したゲイン補正を施すことによって、中深層血管抑制画像データ 7 4 の色調を補正することができる。

【 0 0 7 1 】

中深層血管抑制画像データ 7 4 の生成時に、G 信号と R 信号が 1 : 1 の割合で加算される抑制度が設定されている場合には、B 信号の信号値を 2 0 0 に、R 信号の信号値を 1 0 0 にするゲイン補正を施す。したがって、ゲイン補正後の信号値は、B 信号 : G 信号 : R 信号 = 3 0 0 : 2 0 0 : 1 0 0 となるので、これに基づいて中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成すると、中深層血管抑制画像データ 7 4 の各画素の画素値は、B 画素 : G 画素 : R 画素 = 3 0 0 : 3 0 0 : 3 0 0 となる。これにより、中深層血管抑制画像データ 7 4 を、特殊光画像データ 7 1 と同様に、色調がグレーの画像データとすることができる。

【 0 0 7 2 】

なお、ここで行うゲイン補正は、C C D 2 1 から撮像信号が出力される段階の A F E 3 3 で行っても良く、D S P 5 2 において C C D 2 1 から入力される撮像信号に対して行っても良い。

【 0 0 7 3 】

また、図 9 に示すように、中深層血管抑制画像データ 7 4 の生成後に、特殊光画像データ 7 1 と同様の色調に変換するための色調変換処理を施すことにより、中深層血管抑制画像データ 7 4 の色調を補正しても良い。例えば、C C D 2 1 から入力される各色の撮像信号をそのまま利用し、設定された抑制度に応じた中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成する。ここで生成される中深層血管抑制画像データ 7 4 は、前述のとおり赤味がかった画像データである。その後、赤味がかった中深層血管抑制画像データ 7 4 に対して、R 画素の画素値を 3 0 0 に変換する色調変換処理を施すことにより、色調がグレーの中深層血管抑制画像データ 7 4 が生成される。

【 0 0 7 4 】

さらに、図 1 0 に示すように、G 信号に R 信号を加算するとき、G 信号と R 信号に、それぞれ係数 α 及び係数 β を乗算してから足し合わせることによって、R 画素の画素値が所定値 (ここでは 3 0 0) になるようにして加算することにより、グレーの中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成しても良い。なお、係数 α , β は、照明光量や抑制度等に応じて予め定められ、例えば、G 信号と R 信号の比率が 2 : 1 (= 3 0 0 : 1 5 0) となる照明光であり、かつ、G 信号と R 信号がそのまま加算される抑制度の場合には、R 画素の画素値を 3 0 0 にしてグレーの中深層血管抑制画像データ 7 4 を得るためには、係数 α 及び β はともに 2 / 3 に設定すれば良い。

【 0 0 7 5 】

上述のように行う色調の補正処理は、抑制度等に応じて、予め色調変換用のルックアップテーブル (L U T) を複数用意しておき、これらを抑制度に応じて使い分けることで容易に実現することができる。また、演算によって色調補正処理を行うときには、演算に用いるマトリクス (M T X) を複数用意しておけば良い。ゲイン補正によって中深層血管抑

10

20

30

40

50

制画像データ74の色調を補正する場合も同様であり、抑制度に応じてゲインを定めるLUTや、規定のゲインから抑制度に応じたゲインを算出する場合に用いるMTXを複数用意しておけば良い。また、係数 α 及び β を用いる場合も同様である。

【0076】

なお、上述の第1実施形態では、抑制表示処理部60を機能させることによって、中深層血管73の表示を抑制する例を説明したが、同様に抑制表示処理部60によって表層血管72の表示を抑制することもできる。上述の第1実施形態では、中深層血管73の表示を抑制するために、中深層血管73のコントラストが高いG信号に、中深層血管73のコントラストが低いR信号を加算することによって、生成される画像データにおける中深層血管73のコントラストを低下させる。したがって、同様に抑制表示処理部60を用いた信号処理によって表層血管72を抑制表示する場合には、表層血管72のコントラストが高いB信号に、表層血管72のコントラストが低いR信号もしくはG信号を加算すれば良い。但し、抑制表示処理部60を用いた信号処理による抑制表示は、中深層血管73の抑制表示に適した態様であり、表層血管72の抑制表示は後述する第2実施形態の態様で行うことがより好ましい。

10

【0077】

なお、上述の第1実施形態では、中深層血管73を抑制表示する例を説明したが、表示を抑制する対象は中深層血管73に限らない。例えば、中深層血管73を観察したい場合には、表層血管72の表示を抑制することが好ましい。以下、第2実施形態として表層血管72の表示を抑制する例を説明する。なお、上述の第1実施形態の電子内視鏡システム11と同様の部材には同一の符号を付し、説明を省略する。

20

【0078】

[第2実施形態]

図11に示すように、電子内視鏡システム76は、設定に応じて表層血管72の表示を抑制するシステムであり、光源装置14のCPU68に光量比調節部77を備える。

【0079】

光量比調節部77は、ALC制御によって定められる照明光全体としての光量と、設定により定められる抑制度とに応じて、青色LD66と青紫色LD67の発光量の比を調節する。これにより、照明光のスペクトルが変化し、表層血管72のコントラストが低減される。抑制度は、表層血管72の表示をどの程度抑制表示するかを示すパラメータであり、例えば数値の入力によって予め設定される。また、光量比調節部77は、表層血管72のコントラストを低減し、表層血管72の表示を抑制することが設定された場合に機能する。

30

【0080】

具体的には、光量比調節部77は、青紫色LD67に対して、青色LD66の発光量を相対的に増大させる。青色LD66の発光量の相対的増加率は、設定された抑制度に応じて定められる。なお、光量比調節部77による青色LD66及び青紫色LD67の光量比の調節は、投光ユニット41から照射される通常光の光量が前述のALC制御によって定められる光量となるように行われる。このため、光量比調節部77による青色LD66及び青紫色LD67の光量比の調節は、ALC制御の状況に応じて、青紫色LD67の発光量の低下、青紫色LD67の発光量の増大、またはこれらの組み合わせで行われる。

40

【0081】

通常光観察時や、表層血管72の表示を抑制しない特殊光観察時の電子内視鏡システム76の動作は、前述の第1実施形態の電子内視鏡システム11と同様である。一方、特殊光観察を行う場合に、表層血管72の表示を抑制する場合には、電子内視鏡システム76は、以下のように動作する。

【0082】

表層血管72の表示を抑制する場合には、まず、操作部56等を操作して、表層血管72の抑制表示の設定をオンにし、抑制度を設定する。抑制度は、例えば1-100等の数値で設定され、抑制度が大きいほど表層血管72の像の表示が抑制され、抑制度が小さい

50

ほど表層血管 7 2 が撮影された像に近い状態に残る。

【 0 0 8 3 】

こうして、表層血管 7 2 の抑制表示の設定をオンにして、抑制度が設定されると、光量比調節部 7 7 が機能する。これにより、照明光に含まれる通常光の光量が A L C 制御に基づいた所定光量に制御されつつ、青色 L D 6 6 の発光量が、青紫色 L D 6 7 の発光量に対して相対的に増大される。

【 0 0 8 4 】

図 1 2 に実線及び破線で示すように、蛍光体 4 3 は、青紫色 L D 6 7 から出射される青色レーザー光 (4 0 5 n m) と、青色 L D 6 6 から出射される青紫色レーザー光 (4 4 5 n m) とで励起発光する蛍光の光量が異なる。具体的には、青色 L D 6 6 から入射する青紫色レーザー光の方が励起発光効率が良い。

10

【 0 0 8 5 】

このため、図 1 2 に二点鎖線で示すように、青色 L D 6 6 の発光量を増大させると、照明光量に含まれる通常光の成分が多くなる。これにより、特殊光として機能する青色光 (4 0 5 n m) 及び青紫光 (4 4 5 n m) の光量は、照明光量全体に占める割合は小さくなる。

【 0 0 8 6 】

表層血管 7 2 は、特殊光を吸収することによって B 信号のコントラストとして写し出されるので、上述のように特殊光の光量が占める割合が照明光量全体の中で小さくなると、これに応じて表層血管 7 2 の像のコントラストは低下し、視認性が低下する。一方、中深層血管 7 3 は、主として G 信号のコントラストとして写し出されるので、青色 L D 6 6 及び青紫色 L D 6 7 の光量比を変化させてもほぼ変化はない。このため、中深層血管 7 3 は、光量比調節部 7 7 が機能しているか否かによらず、ほぼ同様に観察することができる。

20

【 0 0 8 7 】

こうしたことから、図 1 3 (A) に示すように、表層血管 7 2 の抑制表示の設定をオフにしている場合には、特殊光画像データ 7 1 において中深層血管 7 3 に表層血管 7 2 が重畳し、表層血管 7 2 が中深層血管 7 3 の観察の妨げになることがあるが、図 1 3 (B) に示すように、表層血管 7 2 の抑制表示の設定をオンにすることにより生成される特殊光画像データ 8 7 (以下、表層血管抑制画像データという) では、表層血管 7 2 の表示が抑止され、中深層血管 7 3 の視認性が相対的に向上する。

30

【 0 0 8 8 】

なお、画像処理の設定によっては表層血管抑制画像データ 7 8 に対して、D I P 5 3 で周波数強調処理が施されることがある。この場合、表層血管 7 2 の表示を抑制されていない特殊光画像データ 7 1 では、中深層血管 7 3 を観察したいにもかかわらず、撮影距離に応じて表層血管 7 2 が強調され、中深層血管 7 3 の観察をかえって妨げる結果になることがある。しかし、表層血管抑制画像データ 7 8 では、抑制度に応じて表層血管 7 2 のコントラストが低減されているので、周波数強調処理を施すことによって表層血管 7 2 が強調されてしまったとしても、その影響は特殊光画像データ 7 1 の場合よりも少ない。

【 0 0 8 9 】

なお、上述の第 2 実施形態では、青色 L D 6 6 や青紫色 L D 6 7 の光量を変化させるので、表層血管抑制画像データ 7 8 の色調が特殊光画像データ 7 1 に対して変化してしまう。

40

【 0 0 9 0 】

例えば、図 1 4 (A) に示すように、所定条件の照明光のもとで撮影したときに、C C D 2 1 の各色の信号値が、B 信号 : G 信号 : R 信号 = 5 0 0 : 1 5 0 : 1 0 0 であるとする。また、D S P 5 2 は、これらの各色の画像信号から観察に違和感がないように色調を調節して特殊光画像データを生成するが、ここでは簡単のために、B G (R) 各色の信号がそのままの割合で特殊光画像データ 7 1 の各画素値に利用されるものとする。この場合、特殊光画像データ 7 1 の各画素の画素値の比率は、B 画素 : G 画素 : R 画素 = 5 0 0 : 5 0 0 : 1 5 0 となり、特殊光画像データ 7 1 はシアン色になる。

50

【0091】

一方、図14(B)に示すように、照明光全体としての光量が一定のまま、青色LD66と青紫色LD67の発光量の比を変化させると、CCD21の各色の信号値が変化する。ここでは、光量比調節部77が青色LD66と青紫色LD67の発光量の比を調節したことにより、B信号：G信号：R信号＝500：250：170に変化したとする。この場合、表層血管抑制画像データ78の各画素の画素値の比率は、B画素：G画素：R画素＝500：500：250となり、特殊光画像データ71よりも薄いシアン色（より白色）になる。

【0092】

こうしたことから、光量比調節部77によって青色LD66と青紫色LD67の発光量の比を調節して、表層血管抑制画像データ78を生成する場合には、特殊光画像データ71と同様の色調となるように補正することが好ましい。越した色調の補正は、例えば、以下に説明する3つの態様で行うことができる。

【0093】

まず、図15に示すように、表層血管抑制画像データ78の生成前に、BGR各色の撮像信号に対して、表層血管抑制画像データ78が所定の色調（特殊光画像データ71と同様のシアン色）となるように、抑制度を加味したゲイン補正を施すことによって、表層血管抑制画像データ78の色調を補正することができる。ここで行うゲイン補正は、CCD21から撮像信号が出力される段階のAFE33で行っても良く、DSP52においてCCD21から入力される撮像信号に対して行っても良い。

【0094】

また、図16に示すように、表層血管抑制画像データ78の精製後に、特殊光画像データ71と同様の色調に変換するための色調変換処理を施すことにより、表層血管抑制画像データ78の色調を補正しても良い。

【0095】

さらに、図17に示すように、青色LD66と青紫色LD67の発光量の比に応じて所定係数pを予め定めておき、G信号に係数pを乗算した値をR画素の画素値とすることによっても、表層血管抑制画像データ78の色調を補正することができる。

【0096】

上述のように行う色調の補正処理は、抑制度等に応じて、予め色調変換用のルックアップテーブル(LUT)を複数用意しておき、これらを抑制度に応じて使い分けることで容易に実現することができる。また、演算によって色調補正処理を行うときには、演算に用いるマトリクス(MTX)を複数用意しておけば良い。ゲイン補正によって中深層血管抑制画像データ74の色調を補正する場合も同様であり、抑制度に応じてゲインを定めるLUTや、規定のゲインから抑制度に応じたゲインを算出する場合に用いるMTXを複数用意しておけば良い。所定係数pを用いる場合も同様である。

【0097】

なお、上述の第2実施形態では、蛍光体43の特性を利用して、青紫色LD67に対して青色LD66の発光量を相対的に増大させることによって表層血管72の表示を抑制するが、表層血管72の表示を抑制する態様はこれに限らない。上述の第2実施形態と同様に、表層血管72の表示抑制は照明光の成分を調節する他の態様によっても実現することができる。

【0098】

例えば、図18に示すように、光源装置14に表層血管72の表示抑制のために用いる第3のレーザーダイオードとして、青緑色LD81を備えておく。青緑色LD81は、波長473nmの青緑色レーザー光を発する光源であり、青色LD66や青紫色LD67と同様にカプラ69で合波され、投光ユニット41から照明光として被検体内に照射される。青緑色レーザー光は、蛍光体43によって拡散され、青緑色の照明光として視野内に均一に照射される。また、青緑色LD81は、表層血管72の表示を抑制する場合に点灯され、通常光観察時等では点灯されない。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

図 1 9 に示すように、青緑色光 (4 7 3 n m) は、表層血管 7 2 と中深層血管 7 3 の反射率を比較した場合に、表層血管 7 2 の反射率が相対的に高く、他の波長帯の光と比較しても、表層血管 7 2 と中深層血管 7 3 の反射率の差が大きい波長の光である。このため、上述のように青緑色光を照明光に加えることによって、表層血管 7 2 のコントラストは中深層血管 7 3 に対して相対的に低下するので、表層血管 7 2 の表示を抑制することができる。また、青緑色光を用いることによって中深層血管 7 3 の像を、これを用いない場合と比較して、よりコントラスト良く撮影することができる。

【 0 1 0 0 】

ここでは、青緑色光を利用する例を説明したが、表層血管 7 2 の表示を抑制する場合に、他の波長の光を照明光として追加し、B 信号のコントラストを相対的に低減させることによって、表層血管 7 2 の表示を抑制しても良い。例えば、図 2 0 に示すように、白色光を発光するキセノンランプ 8 2 を第 3 の光源として追加し、表層血管 7 2 の表示を抑制するときに、キセノンランプ 8 2 を点灯して照明光に含まれる通常光成分を増大させることにより、相対的に B 信号のコントラストを低下させて表層血管 7 2 の表示を抑制しても良い。

【 0 1 0 1 】

[第 3 実施形態]

なお、第 1 実施形態では中深層血管 7 3 の表示を抑制する態様を説明し、第 2 実施形態では表層血管 7 2 の表示を抑制する態様をそれぞれ説明したが、これらの 2 種類の表示抑制機能は同じ電子内視鏡システムに搭載されていることが好ましい。表層血管 7 2 と中深層血管 7 3 のどちらを観察対象とするかは、病状等に応じて異なるものであり、表層血管 7 2 と中深層血管 7 3 をどちらを観察対象とするかによって電子内視鏡システムを交換することは、煩雑であるとともに、被検者への負担も大きいからである。

【 0 1 0 2 】

中深層血管 7 3 と表層血管 7 2 の表示抑制機能を、一つの電子内視鏡に搭載する場合には、図 2 1 に示す電子内視鏡システム 8 6 のように、D S P 5 2 に抑制表示処理部 6 0 を設け、かつ、光源装置 1 4 の C P U 6 8 に光量比調節部 7 7 を設け、設定によりいずれかが機能するようにすれば良い。

【 0 1 0 3 】

こうして抑制表示処理部 6 0 と光量比調節部 7 7 とともに備える場合、図 2 2 に示す設定ウィンドウ 8 7 のように、中深層血管 7 3 と表層血管 7 2 のどちらを抑制表示するかを一度に設定可能な抑制表示設定用の G U I を用いることが好ましい。設定ウィンドウ 8 7 は、操作部 5 6 を操作することによりモニタ 2 2 に表示され、例えば、択一的なチェックボックス 8 8 a ~ 8 8 c、抑制度設定欄 8 9 a , 8 9 b を有する。

【 0 1 0 4 】

表層血管 7 2 の表示を抑制する場合、設定ウィンドウ 8 7 においてチェックボックス 8 8 a をチェックし、抑制度設定欄 8 9 a に抑制度を設定する。これにより、光量比調節部 7 7 が作動し、抑制度設定欄 8 9 a に設定した抑制度に応じて表層血管 7 2 の表示が抑制される。

【 0 1 0 5 】

中深層血管 7 3 の表示を抑制する場合、設定ウィンドウ 8 7 においてチェックボックス 8 8 b をチェックし、抑制度設定欄 8 9 b に抑制度を設定する。これにより、抑制表示処理部 6 0 が作動し、抑制度設定欄 8 9 b に設定した抑制度に応じて中深層血管 7 3 の表示が抑制される。

【 0 1 0 6 】

表層血管 7 2 も中深層血管 7 3 も表示を抑制しない場合にはチェックボックス 8 8 c にチェックする。これにより、電子内視鏡システム 8 6 は、抑制表示処理部 6 0 も、光量比調節部 7 7 も動作させず、特殊光観察時には第 1 実施形態や第 2 実施形態で説明したとおり、特殊光画像データ 7 1 を生成する。

【 0 1 0 7 】

なお、上述の設定ウィンドウ 8 7 の態様は一例であり、他の態様の設定ウィンドウ 8 7 を用いても良い。例えば、設定ウィンドウ 8 7 では、抑制度設定欄 8 9 a , 8 9 b に数値を入力する例を説明したが、スライダー等でより直感的に操作できるようにすることが好ましい。また、設定ウィンドウ 8 7 で設定した設定内容は、医師毎に異なるので、電子内視鏡システムを使用する医師毎に個別に保存され、使用する医師の I D 等を入力することにより、前回の使用状態が復元されることが好ましい。

【 0 1 0 8 】

なお、ここでは、抑制表示処理部 6 0 と光量比調節部 7 7 のいずれか一方が機能させることにより、中深層血管 7 3 と表層血管 7 2 のいずれか一方の表示を抑制する例を説明するが、表層欠陥 7 2 の表示を抑制する際には、抑制表示処理部 6 0 と光量比調節部 7 7 の両方を同時に用いても良い。前述のように抑制表示処理部 6 0 は、中深層血管 7 3 の表示を抑制することができるとともに、B 信号に、R 信号もしくは G 信号を加算することによって表層血管 7 2 の表示を抑制することができるからである。

【 0 1 0 9 】

[第 4 実施形態]

なお、上述の第 1 ~ 第 3 実施形態では、D I P 5 3 で周波数強調処理を行うか否かにかかわらず、表層血管 7 2 と中深層血管 7 3 のうち、観察対象でない血管の表示を抑制することにより、観察対象の血管の視認性を向上させる例を説明したが、D I P 5 3 で施す強調処理と第 1 ~ 第 3 実施形態で説明した血管の抑制表示処理が連動するようにしても良い。なお、以下では、第 3 実施形態で説明したように、1 つの電子内視鏡システム 8 6 に抑制表示処理部 6 0 と光量比調節部 7 7 がともに設けられているとする。

【 0 1 1 0 】

この場合、例えば図 2 3 に示すように、強調処理を行うか否かを設定する設定ウィンドウ 9 1 を用いて、表層血管 7 2 に対して強調処理を施すか、中深層血管 7 3 に対して強調処理を施すか、あるいは、どちらにも強調処理を施さないかを選択する。強調する血管を設定する、あるいは強調処理を行わない設定をするチェックボックス 9 2 a ~ 9 2 c のチェックは択一的である。強調度設定欄 9 3 a , 9 3 b は、表層血管 7 2 及び中深層血管 7 3 をどの程度強調して表示するかを入力する欄であり、例えば 1 - 1 0 0 の数値で設定される。

【 0 1 1 1 】

表層血管 7 2 を強調するためにチェックボックス 9 2 a をチェックした場合、電子内視鏡システムは次のように動作する。チェックボックス 9 2 a は、表層血管 7 2 を強調するという設定を行うものであり、中深層血管 7 3 の抑制処理を行うか否かを選択するものではない。しかし、表層血管 7 2 が観察対象である場合、表層血管 7 2 に重畳する中深層血管 7 3 は、表層血管 7 2 の観察の妨げになることがあるので、プロセッサ装置 1 3 の C P U 5 1 は、チェックボックス 9 2 a がチェックされ、表層血管 7 2 を強調する周波数強調処理を行うという設定がなされたことに連動して D S P 5 2 の抑制表示処理部 6 0 を作動させる。このため、D S P 5 2 は、C C D 2 1 から入力される各色の撮像信号に基づいて、抑制表示処理部 6 0 によって中深層血管抑制画像データ 7 4 を生成し、D I P 5 3 に入

【 0 1 1 2 】

D I P 5 3 は、入力された中深層血管抑制画像データ 7 4 に対して、表層血管 7 2 を強調する所定周波数の周波数強調処理を施す。したがって、モニタ 2 2 に表示される観察画像は、設定ウィンドウ 9 1 で表層血管 7 2 を強調する設定を行ったことにもなって、表層血管 7 2 が周波数強調処理によって強調されると同時に、表層血管 7 2 の観察の妨げになり得る中深層血管 7 3 の表示が自動的に抑制される。

【 0 1 1 3 】

なお、D I P 5 3 は、周波数強調処理によって、強調度設定欄 9 3 a に入力された強調度に応じた程度に表層血管 7 2 の像を強調する。一方、抑制表示処理部 6 0 は、中深層血

10

20

30

40

50

管抑制画像データ74の生成時に、抑制度を、強調度設定欄93aに入力された強調度に対応する抑制度（例えば、強調度と同じ値）に自動設定し、これに基づいてR信号の加算率を決定する。

【0114】

同様に、中深層血管73を強調するためにチェックボックス92bをチェックした場合、電子内視鏡システムは次のように動作する。チェックボックス92bは、中深層血管73を強調するという設定を行うものであり、表層血管72の抑制処理を行うか否かを選択するものではない。しかし、中深層血管73が観察対象である場合、中深層血管73に重畳する表層血管72は、中深層血管73の観察の妨げになることがあるので、プロセッサ装置13のCPU51は、チェックボックス92bがチェックされ、中深層血管73を強調する周波数強調処理を行うという設定がなされたことに連動して、光量比調節部77を作動させる。したがって、中深層血管73を強調する場合、光量比調節部77が青色LD66や青紫色LD67の発光量の比を調節することによって、照明光に含まれる成分が調節され、DSP52が生成する特殊光画像データ71は、表層血管抑制画像データ78となる。

10

【0115】

DIP53は、DSP52から入力される表層血管抑制画像データ78に対して、中深層血管73を強調する所定周波数の周波数強調処理を施す。したがって、モニタ22に表示される観察画像は、設定ウィンドウ91で中深層血管73を強調する設定を行ったことにともなって、中深層血管73が周波数強調処理によって強調されると同時に、中深層血管73の観察の妨げになり得る表層血管72の表示が自動的に抑制される。

20

【0116】

なお、DIP53は、周波数強調処理によって、強調度設定欄93bに入力された強調度に応じた程度に中深層血管73の像を強調する。一方、光量比調節部77は、青色LD66や青紫色LD67の発光量の比を調節するときに、抑制度を、強調度設定欄93bに入力された強調度に対応する抑制度（例えば、強調度と同じ値）に自動設定し、これに基づいて青色LD66や青紫色LD67の発光量の比を決定する。

【0117】

こうしてDIP53による強調処理と、抑制表示処理を連動して行うようにすると、観察したい対象を選択するだけで、観察の妨げになる微細組織の表示が自動的に抑止表示されるので、強調と抑制を個別に設定する必要がなく、ユーザビリティが向上する。

30

【0118】

なお、上述の第4実施形態では、強調処理を行う設定に連動して観察対象でない血管の表示を抑制する例を説明したが、抑制表示の設定に連動して、抑制されない方の血管を観察対象とみなし、自動的に強調処理を行うようにしても良い。

【0119】

なお、上述の第4実施形態では、抑制表示処理部60と光量比調節部77をともに備える電子内視鏡システムを例に説明したが、第1実施形態の電子内視鏡システム11や第2実施形態の電子内視鏡システム76の場合にも強調処理の設定と抑制表示の設定を連動させても良い。

40

【0120】

[第5実施形態]

なお、上述の第1～第4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72や中深層血管73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～第4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。

【0121】

50

図 2 4 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 C C D 1 0 2 を備える。C C D 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 1 2 2 】

D S P 5 2 は、C C D 1 0 2 から複数枚分の撮像信号に基づいて、1 枚の画像データを生成する。D S P 5 2 は、設定に応じて、R G B 各色を全て組み合わせることによって通常光画像データを生成したり、例えば、青色の照明光下で撮影された青色画像と緑色の照明光下で撮影した緑色画像を組み合わせる特殊光画像データ 7 1 に対応する画像データ（後述）を生成する。

10

【 0 1 2 3 】

また、D S P 5 2 は、抑制表示処理部 1 0 3 を備える。抑制表示処理部 1 0 3 は、C C D 1 0 2 から順次入力される複数色の撮像信号に基づいて、表層血管 7 2 の表示を抑制した画像データや、中深層血管 7 3 の表示を抑制した画像データを生成する。抑制表示処理部 1 0 3 は、表層血管 7 2 または中深層血管 7 3 の表示を抑制する場合に機能する。

【 0 1 2 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 L D や L E D、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、C P U 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 1 2 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、C P U 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。

20

【 0 1 2 6 】

回転フィルタ 1 0 6 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 4 2 に導光され、電子内視鏡 1 2 の先端部 2 0 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。

30

【 0 1 2 7 】

図 2 5 に示すように、回転フィルタ 1 0 6 は、極狭い波長帯の光（以下、狭帯域光という）を透過する 3 種類のフィルタを備える。青色狭帯域フィルタ 1 1 1 は青色の狭帯域光を、緑色狭帯域フィルタ 1 1 2 は緑色の狭帯域光を、青緑色狭帯域フィルタ 1 1 3 は青緑色の狭帯域光をそれぞれ透過する。例えば、青色狭帯域光は波長 4 1 5 n m、緑色狭帯域光は波長 5 4 0 n m、青緑色狭帯域光は波長 4 4 5 n m である。ここで簡単のために、青色狭帯域フィルタ 1 1 1、緑色狭帯域フィルタ 1 1 2、青緑色狭帯域フィルタ 1 1 3 で回転フィルタ 1 0 6 を 3 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。

40

【 0 1 2 8 】

図 2 6 に示すように、電子内視鏡システム 1 0 1 は、特殊光観察を行う場合、D S P 5 2 によって青色狭帯域フィルタ 1 1 1 を透過した青色狭帯域光の照明下で撮像された青色撮像信号に基づいて青色画像データ 1 1 4 を生成する。また、緑色狭帯域フィルタ 1 1 2 を透過した緑色狭帯域光の照明下で撮像された緑色撮像信号に基づいて、緑色画像データ 1 1 5 を生成する。そして、D S P 5 2 は、青色画像データ 1 1 4 を B 画素及び G 画素に、緑色画像データ 1 1 5 を R 画素にそれぞれ割り当てた画像データを生成する。こうして生成された画像データは、前述の第 1 ~ 第 4 実施形態における特殊光画像データ 7 1 に対応する。

50

【0129】

中深層血管73の表示を抑制する場合、DSP52は、青色画像データ114、緑色画像データ115とともに、青緑色狭帯域光の照明下で撮像された青緑色撮像信号に基づいて青緑色画像データ116を生成する。そして、DSP52は、抑制表示処理部103によって中深層血管抑制画像データ117を生成する。

【0130】

このとき、抑制表示処理部103は、まず緑色画像データ115と青緑色画像データ116を画素毎に加算した第1中間画像データ121を生成する。中深層血管73は、緑色画像データ115のコントラストとして写し出される。一方、青緑色狭帯域光(445nm)は他の波長に比べて表層血管72と中深層血管73、さらには粘膜との反射率の差が少ない波長の光である(図19参照)。このため、青緑色画像データ116に写し出される中深層血管73及び表層血管72のコントラストは低い。したがって、緑色画像データ115と青緑色画像データ116を加算したことによって、第1中間画像データ121においては、緑色画像データ115に対して中深層血管73のコントラストが低下する。

10

【0131】

なお、第1中間画像データ121を生成するときに、緑色画像データ115と青緑色画像データ116の加算は、予め設定された抑制制度に応じて重み付けして行われる。例えば、抑制制度が大きいほど、緑色画像データ115に対して青緑色画像データ116の割合が多くなり、より中深層血管73のコントラストが低下される。

20

【0132】

抑制表示処理部103は、第1中間画像データ121をR画素に使用するとともに、青色画像データ114をB画素及びG画素に使用して第1中間画像データ121と青色画像データ114を合成し、中深層血管抑制画像データ117を生成する。表層血管72は青色画像データ114のコントラストとして写し出されるので、抑制表示処理部103が生成した中深層血管抑制画像データ117においてもB画素及びG画素の像として、青色画像データ114と同等のコントラストで観察される。一方、中深層血管73は、第1中間画像データ121が生成された段階でコントラストが低減されているので、中深層血管抑制画像データ117においてもコントラストは低く、表示が抑制される。

【0133】

表層血管72の表示を抑制する場合、DSP52は、青色画像データ114、緑色画像データ115、青緑色画像データ116を生成する。さらに、DSP52は、抑制表示処理部103によって表層血管抑制画像データ118を生成する。

30

【0134】

抑制表示処理部103は、表層血管抑制画像データ118を生成する場合、まず、青色画像データ114と青緑色画像データ116を画素毎に加算した第2中間画像データ122を生成する。表層血管72は、青色画像データ114のコントラストとして写し出される。一方、前述のとおり青緑色狭帯域光は表層血管72と中深層血管73と粘膜で反射率に差が少ない波長であるため、青緑色画像データ116に写し出される表層血管72のコントラストが低い。したがって、青色画像データ114と青緑色画像データ116を加算したことによって、第2中間画像データ122においては、青色画像データ114に対し

40

【0135】

なお、第2中間画像データ122を生成するときに、青色画像データ114と青緑色画像データ116の加算は、予め設定された抑制制度に応じて重み付けして行われる。例えば、設定された抑制制度が大きいほど、青色画像データ114に対して青緑色画像データ116の割合が多くなり、より表層血管72のコントラストが低減される。

【0136】

抑制表示処理部103は、第2中間画像データ122をB画素及びG画素に使用するとともに、緑色画像データ115をR画素に使用して、第2中間画像データ122と青色画像データ114を合成し、表層血管抑制画像データ118を生成する。中深層血管73は

50

緑色画像データ１１５のコントラストとして写し出されるので、表層血管抑制画像データ１１８においてもＲ画素の像として、緑色画像データ１１５と同等のコントラストで観察される。一方、表層血管７２は、第２中間画像データ１２２が生成された段階でコントラストが低減されているので、表層血管抑制画像データ１１８においてもコントラストは低く、表示が抑制される。

【０１３７】

なお、上述の第５実施形態では、青色狭帯域フィルタ１１１、緑色狭帯域フィルタ１１２、青緑色狭帯域フィルタ１１３の３つのフィルタを備える回転フィルタ１０６を用いる例を説明したが、これに限らない。

【０１３８】

例えば、図２９に示すように、上述の回転フィルタ１０６とともに、青色狭帯域フィルタ１１１と緑色狭帯域フィルタ１１２を有する回転フィルタ１２３を交換自在に設けておき、表層血管７２や中深層血管７３の表示を抑制する場合には回転フィルタ１０６を、表示を抑制しない場合には回転フィルタ１２３を用いるようにしても良い。

【０１３９】

なお、上述の第５実施形態では、回転フィルタ１０６に青色狭帯域フィルタ１１１、緑色狭帯域フィルタ１１２、青緑色狭帯域フィルタ１１３の３種のフィルタを用いる例を説明したが、これに限らない。

【０１４０】

例えば、図３０に示すように、青色狭帯域フィルタ及び緑色狭帯域フィルタの２種類のフィルタを有する回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃを交換可能に設けておく。これらの回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃの各青色狭帯域フィルタ（青１～青３）は、青色の狭帯域光を透過する点は共通するが、各々に透過する波長が異なる。このため、青色画像データ１１４に写し出される表層血管７２のコントラストは、各回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃで異なる。

【０１４１】

同様に、回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃの各緑色狭帯域フィルタ（緑１～緑３）は、緑色の狭帯域光を透過する点は共通するが、各々の透過波長は異なる。このため、緑色画像データ１１５に写し出される中深層血管７３のコントラストは、各回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃで異なる。

【０１４２】

したがって、表層血管７２と中深層血管７３のどちらの血管の表示を抑制するかを選択や、設定された抑制制度に応じて、回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃから適切なものを選択することで、表層血管７２や中深層血管７３を抑制した画像データを得ることができる。この場合、各回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃを用いて撮影された青色画像データ１１４及び緑色画像データ１１５を図２６で説明したように合成すると、使用した回転フィルタ１２３ａ～１２３ｃに応じて、表示抑制のない特殊光画像データ、中深層血管抑制画像データ１１７、表層血管抑制画像データ１１８を得ることができる。

【０１４３】

なお、上述の第５実施形態で説明した電子内視鏡システム１０１では、前述の第１～第４実施形態と同様に、青緑色画像データ１１６を緑色画像データ１１５（又は青色画像データ１１４）に加算したことによって、生成される中深層血管抑制画像データ１１７（又は表層血管抑制画像データ１１８）は、血管の抑制表示をしない場合と比べて、色調が変化する。このため、第１実施形態及び第２実施形態で説明したように、ゲイン補正や色調変換処理によって、生成される画像データ１１４、１１５の色調を補正することが好ましい。また、同様に第１実施形態及び第２実施形態で説明したように、青緑色画像データ１１６と緑色画像データ１１５（又は青色画像データ１１４）を加算するときに、最終的に得られる画素値が一定になるように、青緑色画像データ１１６と緑色画像データ１１５（又は青色画像データ１１４）に所定係数を乗じて加算することによって、色調を調節しても良い。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 4 】

なお、上述の第 5 実施形態では、表層血管 7 2 または中深層血管 7 3 の表示を抑制する例を説明したが、第 4 実施形態で説明したように、強調表示と連動して抑制表示を行っても良い。

【 0 1 4 5 】

なお、上述の第 5 実施形態では、青緑色狭帯域フィルタ 1 1 3 を設け、青緑光を照明光として撮影したときに得られる青緑色画像データ 1 1 6 を、緑色画像データ 1 1 5 や青色画像データ 1 1 4 に加算することによって表層血管 7 2 や中深層血管 7 3 の表示を抑制する例を説明したが、これに限らない。例えば、表示抑制のために緑色画像データ 1 1 5 や青色画像データ 1 1 4 に加算する画像データは、表層血管 7 2 や中深層血管 7 3 のコントラストが低い画像であれば良い。このため、必ずしも青緑色画像データ 1 1 6 を加算する必要はなく、例えば、赤色狭帯域光の照明下で得られる赤色画像データや、白色光の照明下で得られる白色光画像データを加算しても良い。この場合、必要なフィルタや開口等は、回転フィルタ 1 0 6 に予め設けておけば良い。

【 0 1 4 6 】

なお、上述の第 1 ～ 第 4 実施形態では C C D 2 1 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、C C D 2 1 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 5 実施形態では、青色画像データ 1 1 4 を B 画素及び G 画素に、緑色画像データ 1 1 5 を R 画素に使用して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。例えば、B 信号を B 画素に、G 信号を G 画素に、R 信号を R 画素に割り当てる場合にも、上述の第 1 ～ 第 4 実施形態と同様にして表層血管 7 2 や中深層血管 7 3 の表示を抑制することができる。また、第 5 実施形態のように、面順次式の電子内視鏡システム 1 0 1 においても同様である。

【 0 1 4 7 】

なお、上述の第 1 ～ 第 5 実施形態では、撮像素子として C C D を用いる例を説明したが、C M O S 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。

【 0 1 4 8 】

なお、上述の第 1 ～ 第 5 実施形態では、D S P 5 2 に抑制表示処理部を設け、信号処理によって観察対象外の血管の表示を抑制した画像データを生成する例を説明したが、これに限らない。例えば、D S P 5 2 では、C C D 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、D I P 5 3 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 5 実施形態のように観察対象外の血管の表示を抑制した観察画像を生成しても良い。

【 符号の説明 】

【 0 1 4 9 】

1 1 , 7 6 , 8 6 , 1 0 1 電子内視鏡システム

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

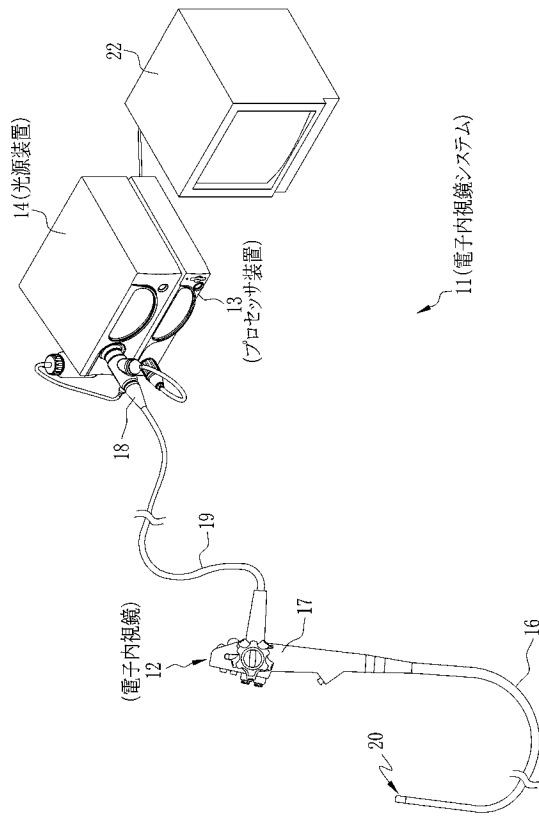
2 2 モニタ

3 1 対物光学系

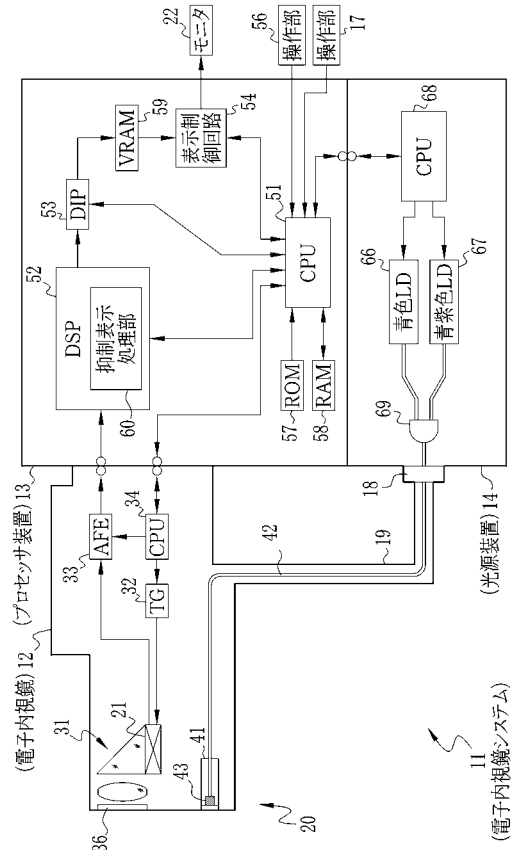
3 2 T G

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	
5 4	表 示 制 御 回 路	
5 6	操 作 部	10
5 7	R O M	
5 8	R A M	
6 0	, 1 0 3 抑 制 表 示 処 理 部	
5 9	V R A M	
6 6	青 色 L D	
6 7	青 紫 色 L D	
6 9	カ プ ラ	
7 1	特 殊 光 画 像 デ ー タ	
7 2	表 層 血 管	
7 3	中 深 層 血 管	20
7 4	中 深 層 血 管 抑 制 画 像 デ ー タ	
7 7	光 量 比 調 節 部	
7 8	表 層 血 管 抑 制 画 像 デ ー タ	
8 1	青 緑 色 L D	
8 2	キ セ ノ ン ラ ン プ	
8 7	, 9 1 設 定 ウ ィ ン ド ウ	
8 8 a ~ 8 8 c	, 9 2 a ~ 9 2 c チェックボックス	
8 9 a , 8 9 b	抑 制 度 設 定 欄	
9 3 a , 9 3 b	強 調 度 設 定 欄	
1 0 5	白 色 光 源	30
1 0 6	, 1 2 3 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 3	青 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	
1 1 6	青 緑 色 画 像 デ ー タ	
1 1 7	中 深 層 血 管 抑 制 画 像 デ ー タ	
1 1 8	表 層 血 管 抑 制 画 像 デ ー タ	
1 2 1	第 1 中 間 画 像 デ ー タ	40
1 2 2	第 2 中 間 画 像 デ ー タ	

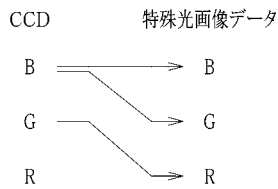
【図 1】



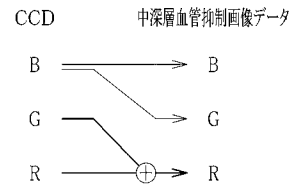
【図 2】



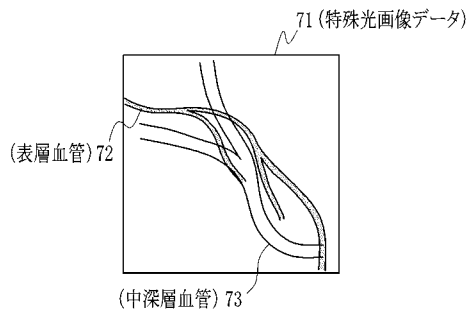
【図 3】



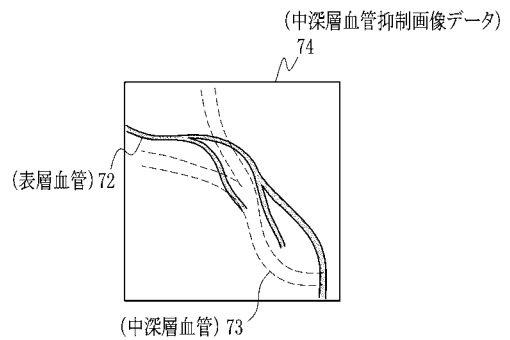
【図 5】



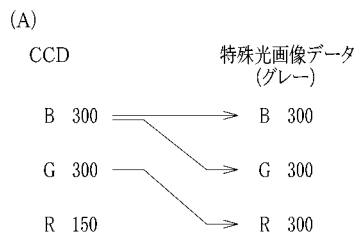
【図 4】



【図 6】

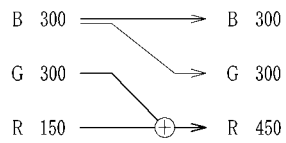


【圖 7】

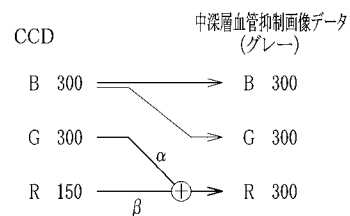


(B)

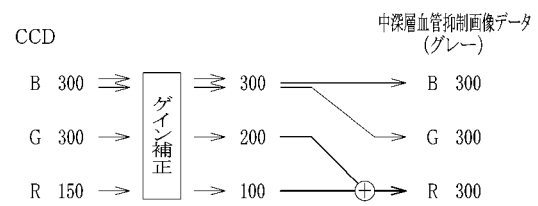
CCD 中深層血管抑制画像データ
(赤)



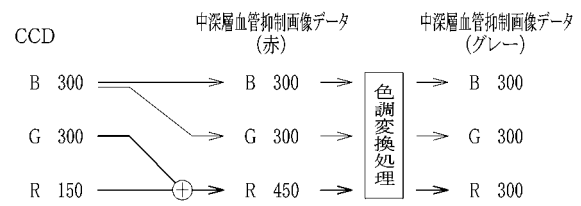
【 図 1 0 】



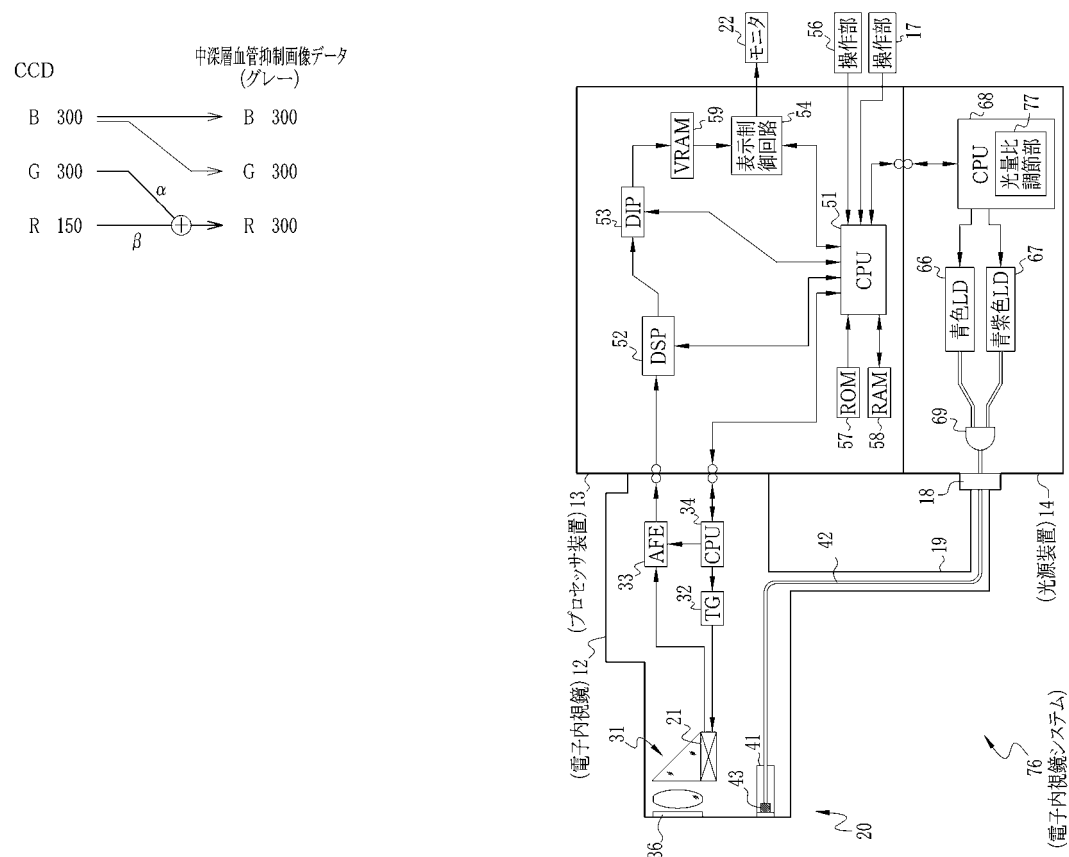
【 図 8 】



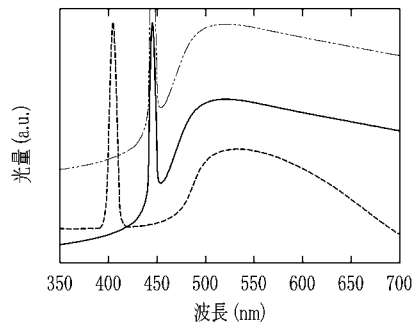
【 図 9 】



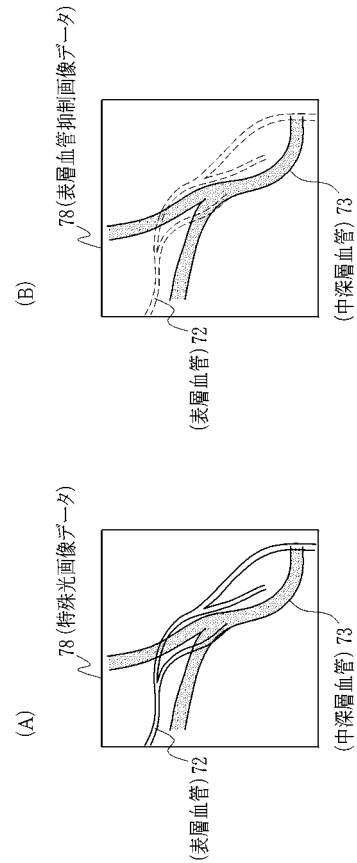
【 図 1 1 】



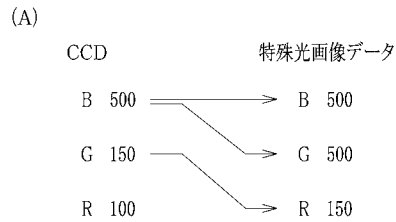
【図 1 2】



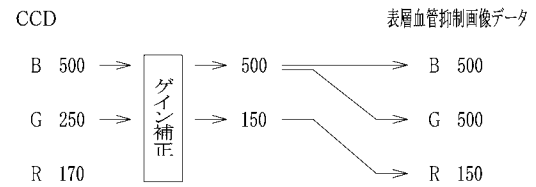
【図 1 3】



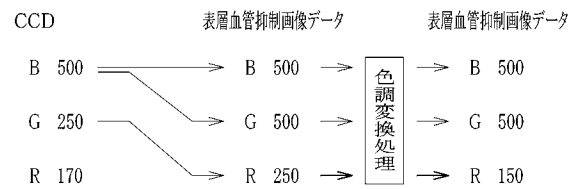
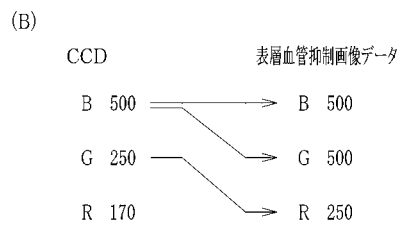
【図 1 4】



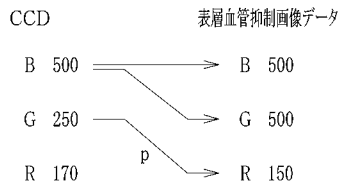
【図 1 5】



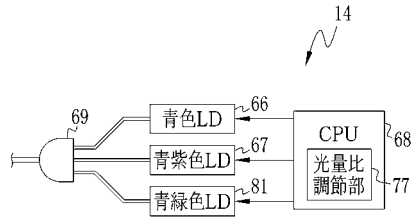
【図 1 6】



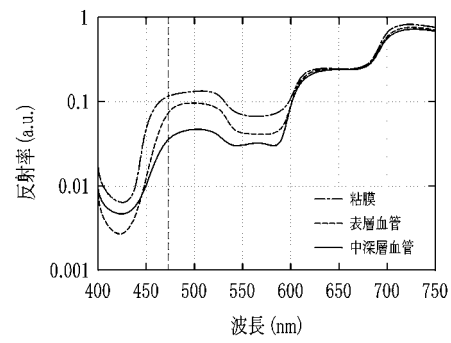
【図 17】



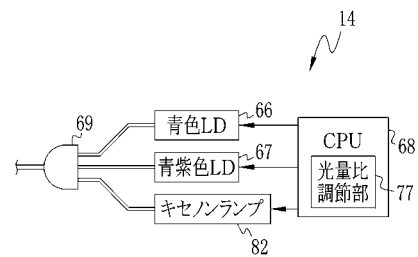
【図 18】



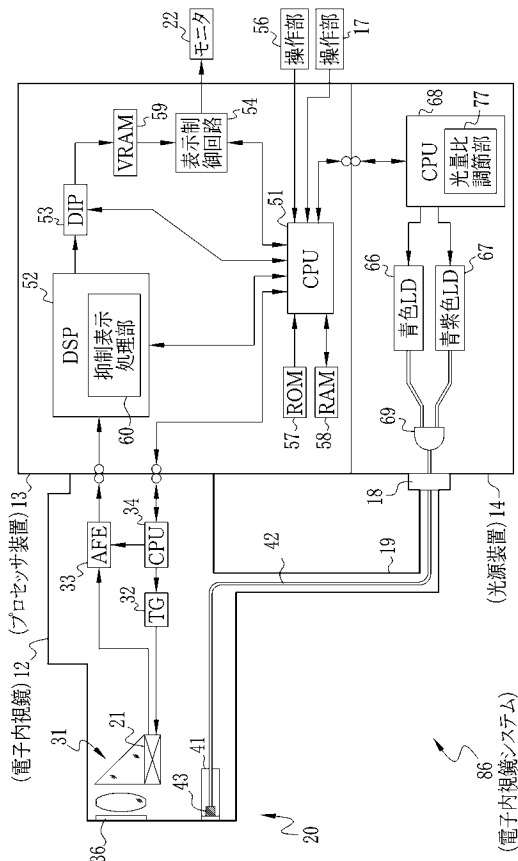
【図 19】



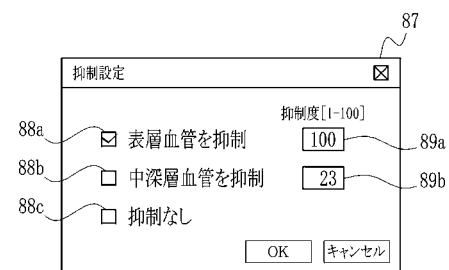
【図 20】



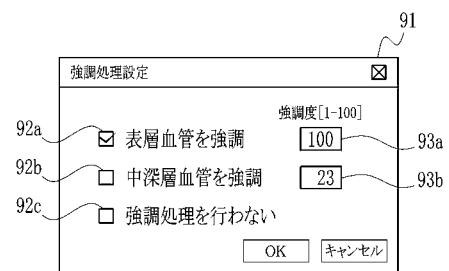
【図 21】



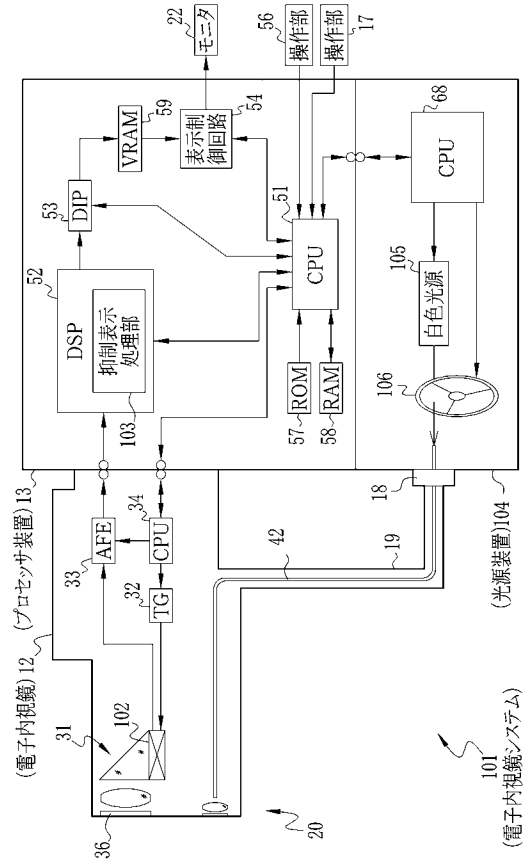
【図 22】



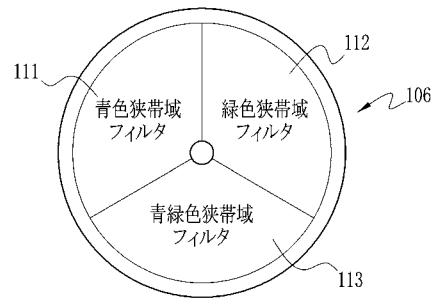
【図 23】



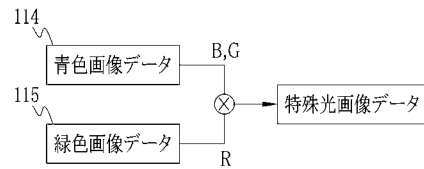
【図 24】



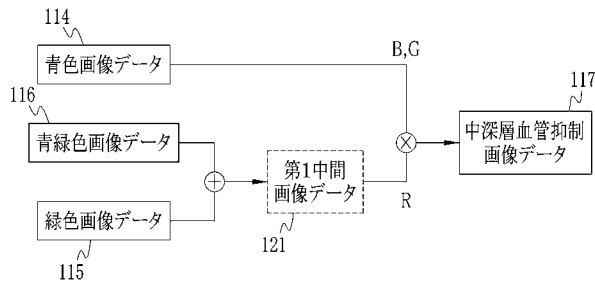
【図 25】



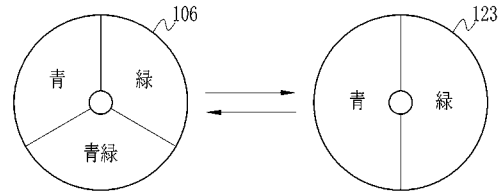
【図 26】



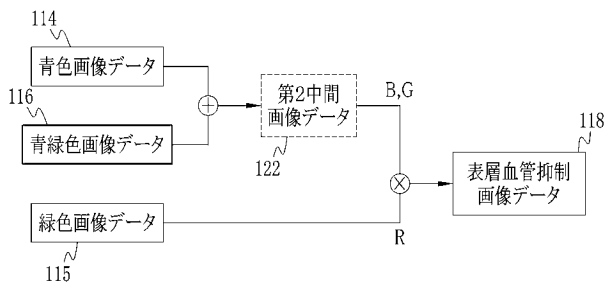
【図 27】



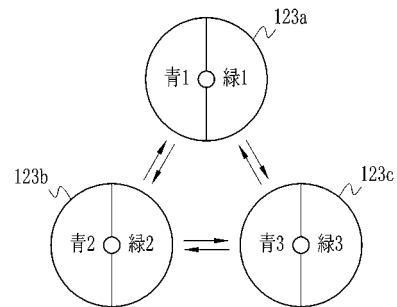
【図 29】



【図 28】



【図 30】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2012152414A	公开(公告)日	2012-08-16
申请号	JP2011014725	申请日	2011-01-27
[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	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/0059 A61B5/7232		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04.531 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/SS09 4C061/SS23 4C061/TT02 4C061/WW02 4C061/WW17 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS09 4C161/SS23 4C161/TT02 4C161/WW02 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5554253B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是适当地改善待观察的血管的可视性。基于用于将照明光照射到体腔中的活组织的光源装置，用于对照明光下的活组织成像的CCD以及从CCD输出的成像信号来生成显示图像。抑制显示处理单元60通过降低在显示图像中捕获的表层血管和中深层血管中的非观察目标血管的对比度来抑制非观察目标血管相对于观察目标血管的显示。 ，包括：a。[选择图]图2

