

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/170604

発行日 平成30年3月15日 (2018. 3. 15)

(43) 国際公開日 平成28年10月27日 (2016. 10. 27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	5 C 1 2 2
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁) 最終頁に続く

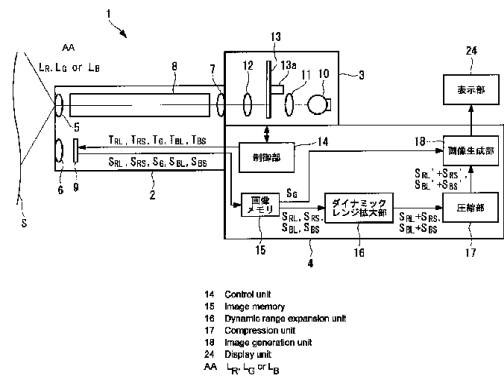
出願番号 特願2017-513870 (P2017-513870)	(71) 出願人 000000376
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/062149	オリンパス株式会社
(22) 国際出願日 平成27年4月21日 (2015. 4. 21)	東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
	(74) 代理人 100142789 弁理士 柳 順一郎
	(74) 代理人 100163050 弁理士 小栗 真由美
	(74) 代理人 100201466 弁理士 竹内 邦彦
	(72) 発明者 志田 裕美 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置(1)は、RGBの3色の照明光を順番に被写体に照射する照明部(3)と、被写体によって反射された照明光を撮影する撮像部(9)と、3色の照明光を順番に撮影するように、かつ、G以外の少なくとも1色の照明光を異なる露光時間で複数回撮影するように撮像部(9)を制御して3色の成分画像を撮像部(9)に取得させる制御部(14)と、少なくとも1色の複数の成分画像同士を合成することによって拡大成分画像を生成するダイナミックレンジ拡大部(16)と、少なくとも1色の拡大成分画像と他の色の成分画像とを合成してカラーの内視鏡画像を生成する画像生成部(18)とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

赤、緑および青の 3 色の照明光を順番に被写体に照射する照明部と、
前記被写体によって反射された前記照明光を撮影して画像を取得する撮像部と、
前記照明部からの前記 3 色の照明光の照射と同期して撮影を実行するように前記撮像部を制御することによって、赤、緑および青の 3 色の成分画像を順番に前記撮像部に取得させる制御部と、

前記撮像部によって取得された前記 3 色の成分画像の内、緑以外の少なくとも 1 色の成分画像について、ダイナミックレンジを拡大した拡大成分画像を生成するダイナミックレンジ拡大部と、

該ダイナミックレンジ拡大部によって生成された前記少なくとも 1 色の拡大成分画像と他の色の成分画像とを合成してカラーの内視鏡画像を生成する画像生成部とを備え、

前記制御部が、前記少なくとも 1 色の照明光を異なる露光時間で複数回撮影するように前記撮像部を制御することによって、前記少なくとも 1 色の複数の成分画像を撮像部に取得させ、

前記ダイナミックレンジ拡大部が、前記少なくとも 1 色の複数の成分画像同士を合成することによって前記拡大成分画像を生成する内視鏡装置。

【請求項 2】

前記制御部が、赤および青の前記照明光の各々を異なる露光時間で複数回撮影するように前記撮像部を制御するとともに、前記赤の照明光の撮影における前記露光時間と、前記青の照明光の撮影における前記露光時間とを互いに独立に制御する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 色の複数の成分画像の階調値の分布に基づいて、次の前記少なくとも 1 色の照明光の複数回の撮影における露光時間を設定する露光時間設定部を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像部による前記成分画像の撮影範囲内に注目領域を設定する注目領域設定部を備え、

前記露光時間設定部が、前記少なくとも 1 色の複数の成分画像の内、前記注目領域設定部によって設定された注目領域における階調値の分布に基づいて、次の前記少なくとも 1 色の照明光の複数回の撮影における露光時間を設定する請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、異なる露光時間で被写体を複数回撮影し、取得された複数の画像を合成することによって、ダイナミックレンジを拡大した内視鏡画像を得る内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 40

【0003】

特許文献 1 の内視鏡装置は、カラー CCD を用いて被写体を長い露光時間（1 / 60 秒）と短い露光時間（1 / 240 秒）とで 2 回撮影し、得られた 2 つのデジタル信号を R、G、B の 3 色の信号に分離する。次に、露光時間の短い R 信号と露光時間の長い R 信号とを合成することによって、ダイナミックレンジを拡大した R 信号を生成する。G 信号および B 信号も、R 信号と同様にしてダイナミックレンジを拡大する。次に、ダイナミックレンジを拡大した R 信号、G 信号および B 信号を用いて、CCD のダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジを有するカラーの内視鏡画像を生成している。

【0004】

10

20

30

40

50

露光時間が短い撮影においては、強い照明光が当たる近点領域のような明るい領域が、ハレーションを起こすことなく鮮明に撮影される。露光時間が長い撮影においては、照明光が届き難い遠点領域のような暗い領域が黒つぶれすることなく鮮明に撮影される。したがって、特許文献1の内視鏡装置は、筒状の消化管のように、明暗差が大きい被写体の撮影に適している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平11-234662号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡画像診断において、観察者は、発赤のような赤色の炎症部分や青色の静脈に注目する。また、生体組織の赤みがかった色に対してコントラストが高い青色の色素を診断領域に散布して生体組織の診断領域の凹凸感を強調する方法が使用されることがある。このように、内視鏡画像の色は赤色または青色に偏っていることが多く、内視鏡画像診断においては赤色と青色の情報が特に重要である。

【0007】

しかしながら、特許文献1の内視鏡装置は、画像全体の明るさを基準にR信号、G信号およびB信号のダイナミックレンジを一律に調整しており、R信号、G信号およびB信号のダイナミックレンジを個別に調整することができない。この場合、濃い赤色または濃い青色の領域において色の飽和が生じたり、暗い領域において黒つぶれが生じたりする。そのため、内視鏡画像診断において重要な、生体組織の赤色の違いおよび青色の違いを、内視鏡画像において正確に再現することができないという問題がある。

20

【0008】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、生体組織の色の違いを正確に再現した内視鏡画像を得ることができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

30

本発明は、赤、緑および青の3色の照明光を順番に被写体に照射する照明部と、前記被写体によって反射された前記照明光を撮影して画像を取得する撮像部と、前記照明部からの前記3色の照明光の照射と同期して撮影を実行するように前記撮像部を制御することによって、赤、緑および青の3色の成分画像を順番に前記撮像部に取得させる制御部と、前記撮像部によって取得された前記3色の成分画像の内、緑以外の少なくとも1色の成分画像について、ダイナミックレンジを拡大した拡大成分画像を生成するダイナミックレンジ拡大部と、該ダイナミックレンジ拡大部によって生成された前記少なくとも1色の拡大成分画像と他の色の成分画像とを合成してカラーの内視鏡画像を生成する画像生成部とを備え、前記制御部が、前記少なくとも1色の照明光を異なる露光時間で複数回撮影するように前記撮像部を制御することによって、前記少なくとも1色の複数の成分画像を撮像部に取得させ、前記ダイナミックレンジ拡大部が、前記少なくとも1色の複数の成分画像同士を合成することによって前記拡大成分画像を生成する内視鏡装置を提供する。

40

【0010】

本発明によれば、照明部から被写体へ照射される照明光が赤、緑および青の間で切り替わるのに同期して撮像部が被写体の撮影を実行することによって3色の成分画像が取得され、取得された3色の成分画像から画像生成部によってRGB形式の内視鏡画像が生成される。

この場合に、赤または/および青の照明光の撮影において、制御部が、同一色の照明光を異なる露光時間で複数回、撮像部に撮影を実行させることによって、明るさの異なる複数の成分画像が取得される。

50

【0011】

ダイナミックレンジ拡大部は、明るさの異なる同一色の複数の成分画像同士を合成することによって、緑の成分画像のダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジを有する赤または／および青の拡大成分画像を生成する。このように、広いダイナミックレンジを有する赤または／および青の成分画像を使用することによって、生体組織の色、特に赤色または／および青色の違いを正確に再現した内視鏡画像を得ることができる。

【0012】

上記発明においては、前記制御部が、赤および青の前記照明光の各々を異なる露光時間で複数回撮影するように前記撮像部を制御するとともに、前記赤の照明光の撮影における前記露光時間と、前記青の照明光の撮影における前記露光時間とを互いに独立に制御してもよい。

10

このようにすることで、赤の拡大成分画像と青の拡大成分画像のダイナミックレンジを互いに独立に制御し、生体組織のさらに高い色再現性を有する内視鏡画像を得ることができる。

【0013】

上記発明においては、前記少なくとも1色の複数の成分画像の階調値の分布に基づいて、次の前記少なくとも1色の照明光の複数回の撮影における露光時間を設定する露光時間設定部を備えていてもよい。

露光時間が不足している場合、階調値の分布が最低階調値側に偏り、露光時間が過剰である場合、階調値の分布が最高階調値側に偏る。露光時間設定部は、階調値の分布に基づいて露光時間の過不足を判断し、露光時間が不足している場合には次の撮影における露光時間をより長く設定し、露光時間が過剰である場合には次の撮影における露光時間をより短く設定する。これにより、次の撮影においては、適切なコントラストを有する成分画像を取得することができる。

20

【0014】

上記発明においては、前記撮像部による前記成分画像の撮影範囲内に注目領域を設定する注目領域設定部を備え、前記露光時間設定部が、前記少なくとも1色の複数の成分画像の内、前記注目領域設定部によって設定された注目領域における階調値の分布に基づいて、次の前記少なくとも1色の照明光の複数回の撮影における露光時間を設定してもよい。

このようにすることで、注目領域の色および明るさに対して赤または／および青の拡大成分画像のダイナミックレンジが最適化される。したがって、内視鏡画像の内、注目領域の高い色再現性を確保することができる。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、生体組織の色の違いを正確に再現した内視鏡画像を得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

【図2】図1の内視鏡装置の照明ユニットにおける色可変フィルタの正面図である。

40

【図3】照明光の照射および撮像素子の露光のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図4】図1の内視鏡装置のダイナミックレンジ拡大部および圧縮部における処理を説明する図である。

【図5】図1の内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図6】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置における画像プロセッサの構成図である。

【図7】内視鏡画像の一例（上段）と、内視鏡画像のA-A線における長露光時間の画像信号（中段）と、長露光時間を延長後の画像信号（下段）とを示している。

【図8】内視鏡画像の一例（上段）と、内視鏡画像のA-A線における短露光時間の画像

50

信号（中段）と、短露光時間を短縮後の画像信号（下段）とを示している。

【図 9】被写体の明るさと長露光時間の画像信号の階調値との関係を示すグラフである。

【図 10】被写体の明るさと短露光時間の画像信号の階調値との関係を示すグラフである。

【図 11】最大階調値を有する画素の数と長露光時間の延長時間との関係を示すグラフである。

【図 12】最小階調値を有する画素の数と短露光時間の短縮時間との関係を示すグラフである。

【図 13】図 6 の画像プロセッサを備える内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図 14】図 13 の露光時間設定ルーチンを示すフローチャートである。

【図 15】照明光の照射および撮像素子の撮影のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図 16】図 6 の画像プロセッサの変形例の構成図である。

【図 17】図 16 の画像プロセッサを備える内視鏡装置の動作における露光時間設定ルーチンを示すフローチャートである。

【図 18】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡装置における画像プロセッサ画像プロセッサの構成図である。

【図 19】注目領域が設定された内視鏡画像の一例である。

【図 20】図 18 の画像プロセッサを備える内視鏡装置の動作における露光時間設定ルーチンを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

（第 1 の実施形態）

以下に、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡装置 1 について図 1 から図 5 を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 は、赤（R）、緑（G）および青（B）の 3 色の照明光を順番に生体組織（被写体）に照射して R、G および B の 3 色の画像信号を順番に取得し、取得された 3 色の画像信号からカラーの内視鏡画像を生成する面順次式である。

【0018】

内視鏡装置 1 は、図 1 に示されるように、生体内に挿入される細長い挿入部 2 と、該挿入部 2 の基端に接続された照明ユニット 3 および画像プロセッサ 4 とを備えている。

挿入部 2 は、該挿入部 2 の先端面に設けられた照明レンズ 5 および対物レンズ 6 と、挿入部 2 の基端面に設けられた集光レンズ 7 と、照明レンズ 5 と集光レンズ 7 との間に長手方向に沿って配置されたライトガイド 8 と、対物レンズ 6 の基端側に配置された撮像素子（撮像部）9 とを備えている。

【0019】

集光レンズ 7 は、照明ユニット 3 から入射された照明光をライトガイド 8 の基端面に集光する。

ライトガイド 8 は、集光レンズ 7 から基端面に入射された照明光を先端面まで導光し、該先端面から照明レンズ 5 へ向かって射出する。

照明レンズ 5 は、ライトガイド 8 から入射された照明光を拡散させて生体組織 S に照射する。

対物レンズ 6 は、生体組織 S において反射されて対物レンズ 6 に入射した照明光を撮像素子 9 の撮像面に結像する。

【0020】

撮像素子 9 は、モノクロ CCD イメージセンサまたはモノクロ CMOS イメージセンサである。撮像素子 9 は、後述するように、生体組織 S への照明光 L_R 、 L_G 、 L_B の照射に同期して撮影を実行するように制御部 14 によって制御される。撮像素子 9 は、露光終了後、光電変換によって画像信号を生成し、生成された画像信号を画像プロセッサ 4 内の

10

20

30

40

50

画像メモリ15（後述）へ送信する。

【0021】

なお、本実施形態においては、先端部に撮像素子9が設けられた軟性の挿入部2を想定しているが、対物レンズ6の基端側に、該対物レンズ6によって形成された像をリレーするリレー光学系を備える硬性の挿入部を用いてもよい。硬性の挿入部の場合、挿入部の基端側に撮像素子が配置される。

【0022】

照明ユニット3は、白色光を発する光源（例えば、キセノンランプ）10と、該光源10の出力光軸上に配置された2個の集光レンズ11、12と、該2個の集光レンズ11、12の間に配置された色可変フィルタ13とを備えている。

集光レンズ11は、光源10から発せられた光を集光させて色可変フィルタ13に入射する。集光レンズ12は、色可変フィルタ13を透過した光を集光させて挿入部2の集光レンズ7に入射する。

【0023】

色可変フィルタ13は、図2に示されるように、光源10の出力光軸に平行に配置された回転軸13a回りに均等に配列された3色のフィルタ13R、13G、13Bを有している。Rフィルタ13RはR光 L_R のみを透過させ、Gフィルタ13GはG光 L_G のみを透過させ、Bフィルタ13BはB光 L_B のみを透過させる。色可変フィルタ13が回転軸13a回りに回転することによってフィルタ13R、13G、13Bが順番に出力光軸上に配置され、集光レンズ7には、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B が順番に色可変フィルタ13から入射するようになっている。

【0024】

ここで、色可変フィルタ13の回転速度は一定であり、かつ、3つのフィルタ13R、13G、13Bは全て同一の形状および寸法を有する。したがって、照明レンズ5からは、図3に示されるように、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B が一定の時間間隔で順番に生体組織Sに照射され、かつ、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B の1回当たりの照射時間は互いに等しくなっている。色可変フィルタ13の回転速度は、内視鏡画像のフレームレートが動画に適した30fps以上60fps以下となるように、30rps以上60rps以下であることが好ましい。

【0025】

画像プロセッサ4は、撮像素子9を制御する制御部14と、撮像素子9から受信した画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 、 S_G 、 S_{BL} 、 S_{BS} を一時的に保持する画像メモリ15と、R画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} およびB画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} に対してダイナミックレンジ拡大処理を実行するダイナミックレンジ拡大部16と、ダイナミックレンジが拡大されたR拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ およびB拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ の階調値を圧縮する圧縮部17と、画像信号 $S_{RL}' + S_{RS}'$ 、 S_G 、 $S_{BL}' + S_{BS}'$ から内視鏡画像を生成する画像生成部18とを備えている。

【0026】

制御部14は、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B の照射のタイミングの情報を照明ユニット3から取得する。制御部14は、取得されたタイミングの情報に基づき、図3に示されるように、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B の照射に同期して、予め設定された露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_G 、 T_{BL} 、 T_{BS} で撮像素子9に撮影を実行させる。これにより、制御部14は、1フレーム期間中に、R光 L_R 、G光 L_G およびB光 L_B の撮影をこの順番で撮像素子9に実行させる。

ここで、制御部14は、G光 L_G の照射期間中には、露光時間 T_G で撮影を1回だけ撮像素子9に実行させる。これにより、1フレーム期間中に1つのG画像信号 S_G が撮像素子9によって取得される。

【0027】

一方、制御部14は、R光 L_R の照射期間中には、長露光時間 T_{RL} と、該長露光時間 T_{RL} よりも短い短露光時間 T_{RS} とで撮影を2回実行させる。これにより、1フレーム

10

20

30

40

50

期間中に、露光時間が異なる2つのR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} が撮像素子9によって順番に取得される。同様に、制御部14は、B光 L_B の照射期間中には、長露光時間 T_{BL} と、該長露光時間 T_{BL} よりも短い短露光時間 T_{BS} とで撮影を2回実行させる。これにより、1フレーム期間中に、露光時間が異なる2つのB画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} が撮像素子9によって順番に取得される。図4に示されるように、長露光時間の画像信号 S_{RL} 、 S_{BL} は、生体組織Sの内、暗い領域が高いコントラストで鮮明に撮影された画像信号となる。短露光時間の画像信号 S_{RS} 、 S_{BS} は、生体組織Sの内、明るい領域が高いコントラストで鮮明に撮影された画像信号となる。

【0028】

露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_G 、 T_{BL} 、 T_{BS} は、例えば、画像プロセッサ4に接続された図示しない入力装置を用いて観察者が任意の値を入力することによって、制御部14に設定されるようになっている。ここで、R画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 用の露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} と、B画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} 用の露光時間 T_{BL} 、 T_{BS} とは、互いに独立に設定可能である。例えば、各照明光 L_R 、 L_G 、 L_B の1回当たりの照射時間が15 msecである場合、露光時間 T_G は15 msecに設定され、長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} は10 msecに設定され、短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} は5 msecに設定される。

10

【0029】

画像メモリ15は、1フレーム期間中に、R画像信号 S_{RL} 、R画像信号 S_{RS} 、G画像信号 S_G 、B画像信号 S_{BL} 、およびB画像信号 S_{BS} を順番に受信する。画像メモリ15は、G成分画像を構成するG画像信号 S_G のみを画像生成部18へ送信し、R成分画像を構成するR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} およびB成分画像を構成するB画像信号 S_{BS} 、 S_{BL} をダイナミックレンジ拡大部16へ送信する。

20

【0030】

図4は、ダイナミックレンジ拡大部16および圧縮部17におけるR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} の処理を示している。図4には、例としてR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 、 $S_{RL} + S_{RS}$ 、 $S_{RL}' + S_{RS}'$ のみが示されているが、B画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} 、 $S_{BL} + S_{BS}$ 、 $S_{BL}' + S_{BS}'$ も同一の特徴を有する。

【0031】

ダイナミックレンジ拡大部16は、画像メモリ15から2つのR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} を受信すると、R画像信号 S_{RL} における各画素の階調値とR画像信号 S_{RS} における各画素の階調値とを加算することによって、R拡大成分画像を構成するR拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ を生成する。同様に、ダイナミックレンジ拡大部16は、画像メモリ15から2つのB画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} を受信すると、B画像信号 S_{BL} における各画素の階調値とB画像信号 S_{BS} における各画素の階調値とを加算することによって、B拡大成分画像を構成するB拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ を生成する。

30

【0032】

拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ 、 $S_{BL} + S_{BS}$ は、撮像素子9のダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジを有し、画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 、 S_G 、 S_{BL} 、 S_{BS} の2倍の階調数を有する。ダイナミックレンジ拡大部16は、生成されたR拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ およびB拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ を圧縮部17へ送信する。

40

【0033】

圧縮部17は、R拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ およびB拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ の階調数を半分に圧縮する。これにより、R拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ およびB拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ の階調数が、G画像信号 S_G の階調数と等しくなる。圧縮部17は、圧縮されたR拡大画像信号 $S_{RL}' + S_{RS}'$ およびB拡大画像信号 $S_{BL}' + S_{BS}'$ を画像生成部18へ送信する。

【0034】

画像生成部18は、画像メモリ15から受信した未処理のG画像信号 S_G と、圧縮部17から受信したR拡大画像信号 $S_{RL}' + S_{RS}'$ およびB拡大画像信号 $S_{BL}' + S_{BS}'$ とをRGB合成することによってカラーの内視鏡画像を生成する。画像生成部18は

50

、生成された内視鏡画像を表示部 24 に送信する。

表示部 24 は、受信した内視鏡画像を順番に表示する。

【0035】

次に、このように構成された内視鏡装置 1 の作用について図 5 を参照して説明する。

最初に、露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_G 、 T_{BL} 、 T_{BS} が、例えば観察者によって初期設定される（ステップ S1）。次に、照明ユニット 3 が作動を開始すると、R 光 L_R 、G 光 L_G および B 光 L_B が順番に集光レンズ 12、7 を介して挿入部 2 内のライトガイド 8 に入射し、挿入部 2 の先端から生体組織 S に向かって R 光 L_R 、G 光 L_G および B 光 L_B が順番に繰り返し照射される（ステップ S2）。生体組織 S において反射された R 光 L_R 、G 光 L_G および B 光 L_B は対物レンズ 6 によって集光されて撮像素子 9 によって順番に撮影され、画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 、 S_{GL} 、 S_{BL} 、 S_{BS} が順番に取得される（ステップ S3～S7）。

10

【0036】

ここで、G 光 L_G の照射期間中には（ステップ S3 の YES）、制御部 14 が撮像素子 9 に 1 回だけ撮影を実行させることによって（ステップ S4）、1 つの G 画像信号 S_G が取得される（ステップ S5）。

一方、R 光 L_R の照射期間中には（ステップ S3 の NO）、制御部 14 が撮像素子 9 に長露光時間の撮影と短露光時間の撮影とを順番に実行させることによって（ステップ S6）、2 つの R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} が取得される（ステップ S7）。同様に、B 光 L_B の照射期間中には（ステップ S3 の NO）、制御部 14 が撮像素子 9 に長露光時間の撮影と短露光時間の撮影とを順番に実行させることによって（ステップ S6）、2 つの B 画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} が取得される（ステップ S7）。

20

【0037】

2 つの R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} はダイナミックレンジ拡大部 16 において互いに加算されることによって、ダイナミックレンジが拡大された R 拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ が生成される（ステップ S8）。同様に、2 つの B 画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} はダイナミックレンジ拡大部 16 において互いに加算されることによって、ダイナミックレンジが拡大された B 拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ が生成される（ステップ S8）。R 拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$ および B 拡大画像信号 $S_{BL} + S_{BS}$ は、圧縮部 17 において階調数がそれぞれ圧縮された後（ステップ S9）、画像生成部 18 に送信される。

30

【0038】

画像生成部 18 においては、撮像素子 9 から画像メモリ 15 を介して G 画像信号 S_G が入力され、圧縮部 17 から R 拡大画像信号 $S_{RL}' + S_{RS}'$ および B 拡大画像信号 $S_{BL}' + S_{BS}'$ が入力されると（ステップ S10 の YES）、3 色の画像信号 S_G 、 $S_{RL}' + S_{RS}'$ 、 $S_{BL}' + S_{BS}'$ が合成されることによってカラーの内視鏡画像が生成される（ステップ S11）。生成された内視鏡画像は順番に動画として表示部 24 に表示される（ステップ S12）。

【0039】

このように、本実施形態によれば、表示部 24 に表示される内視鏡画像は、広いダイナミックレンジを有する R 拡大画像信号 $S_{RL}' + S_{RS}'$ および B 拡大画像信号 $S_{BL}' + S_{BS}'$ を用いて構成されている。したがって、内視鏡画像は、濃い赤色および濃い青色を色飽和することなく正確に表現することができる。これにより、生体組織 S の内、内視鏡画像診断において重要な炎症部位の赤色および静脈の青色が内視鏡画像において正確に再現され、観察者は、炎症部位における赤みの微妙な変化や静脈の詳細な分布を内視鏡画像において観察できるという利点がある。

40

【0040】

また、短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} の撮影において、照明光 L_R 、 L_G 、 L_B が届き難い遠点領域のような暗い領域は、画像信号 S_{RS} 、 S_{BS} がほとんど階調値を有さずノイズに埋もれてしまうために、黒つぶれしてしまうが、長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} の撮影においては、画像信号 S_{RL} 、 S_{BL} が暗い領域において十分に大きな階調値を有する。この

50

ような画像信号 S_{RL} , S_{BL} から拡大画像信号 $S_{RL} + S_{RS}$, $S_{BL} + S_{BS}$ を生成することによって、黒つぶれを解消した内視鏡画像を得ることができるという利点がある。

【0041】

また、R画像信号 S_{RL} , S_{RS} およびB画像信号 S_{BL} , S_{BS} に比べて長い露光時間 T_G で撮影されたG画像信号 S_G によって、内視鏡画像全体の明るさを確保することができるという利点がある。また、上述のように赤色および青色の色再現性が高い内視鏡画像を得るためには、画像プロセッサ4による撮像素子9の制御および画像信号 S_{RL} , S_{RS} , S_G , S_{BL} , S_{BS} の処理のみを従来の内視鏡装置から変更するだけでよい。したがって、構成を複雑化することなく、かつ、従来の内視鏡装置が有する高解像度および高フレームレートを維持しながら、色再現性の高い内視鏡画像を得ることができるという利点がある。

10

【0042】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置について図6から図17を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置は、R画像信号 S_{RL} , S_{RS} およびB画像信号 S_{BL} , S_{BS} の階調値の分布に基づいて次のR光 L_R およびB光 L_B の撮影における露光時間 T_{RL} , T_{RS} , T_{BL} , T_{BS} をフィードバック制御する点で、第1の実施形態の内視鏡装置1と異なっている。

20

【0043】

具体的には、本実施形態の内視鏡装置は、画像プロセッサ4に代えて図6の画像プロセッサ41を備えている。画像プロセッサ41以外の構成は、図1の第1の実施形態の内視鏡装置1と同一である。

画像プロセッサ41は、図6に示されるように、閾値処理部19と、露光時間設定部20とをさらに備えている。

本実施形態において、画像メモリ15は、R画像信号 S_{RL} , S_{RS} およびB画像信号 S_{BL} , S_{BS} をダイナミックレンジ拡大部16に加えて閾値処理部19にも送信する。

【0044】

閾値処理部19は、R画像信号 S_{RL} の階調値に対する閾値 θ_{RL} と、R画像信号 S_{RS} の階調値に対する閾値 θ_{RS} と、B画像信号 S_{BL} の階調値に対する閾値 θ_{BL} と、B画像信号 S_{BS} の階調値に対する閾値 θ_{BS} とを有している。閾値 θ_{RL} , θ_{BL} は、長露光時間のR画像信号 S_{RL} およびB画像信号 S_{BL} の最小階調値0、または、該最小階調値よりも大きく該最小階調値の近傍の値に設定されている。閾値 θ_{RS} , θ_{BS} は、短露光時間のR画像信号 S_{RS} およびB画像信号 S_{BS} の最大階調値255、または、該最大階調値よりも小さく該最大階調値の近傍の値に設定されている。

30

【0045】

閾値処理部19は、画像メモリ15からR画像信号 S_{RL} を受信すると、R画像信号 S_{RL} の全ての画素の内、閾値 θ_{RL} 以下の階調値を有する画素の数 M_R を計測する。また、閾値処理部19は、画像メモリ15からR画像信号 S_{RS} を受信すると、R画像信号 S_{RS} の全ての画素の内、閾値 θ_{RS} 以上の階調値を有する画素の数 N_R を計測する。

40

同様に、閾値処理部19は、画像メモリ15からB画像信号 S_{BL} を受信すると、B画像信号の全ての画素の内、閾値 θ_{BL} 以下の階調値を有する画素の数 M_B を計測する。また、閾値処理部19は、画像メモリ15からB画像信号 S_{BS} を受信すると、B画像信号 S_{BS} の全ての画素の内、閾値 θ_{BS} 以上の階調値を有する画素の数 N_B を計測する。

【0046】

図7および図8は、内視鏡画像の一例(上段)と、該内視鏡画像のA-A線における階調値の分布(中段および下段)とを示している。図9および図10は、生体組織Sの明るさと画像信号 S_{RL} , S_{RS} , S_{BL} , S_{BS} の階調値との関係を表している。

図7および図8に示されるように、生体組織Sが凸部および凹部を有している場合、内

50

視鏡画像 25 の内、凸部の領域が相対的に明るくなり、凹部の領域が相対的に暗くなる。

【0047】

長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} が短過ぎると、凹部からの照明光 L_R 、 L_B の露光量が過少となり、図 7 および図 9 に示されるように、実際には異なる暗さが一律に最小階調値 0 となる、いわゆる黒つぶれが画像信号 S_{RL} 、 S_{BL} に生じる。この場合、閾値 θ_{RL} 、 θ_{BL} 以下の階調値を有する画素の数 M_R 、 M_B が多くなる。一方、短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} が長過ぎると、凸部の領域における露光量が過剰となり、図 8 および図 10 に示されるように、実際には異なる明るさが一律に最大階調値 255 となる、いわゆる白とびが画像信号 S_{RS} 、 S_{BS} に生じる。この場合、閾値 θ_{RS} 、 θ_{BS} 以上の階調値を有する画素の数 N_R 、 N_B が多くなる。

10

【0048】

以下、一例として、 $\theta_{RL} = \theta_{BL} = 0$ であり、 $\theta_{RS} = \theta_{BS} = 255$ である場合について説明する。したがって、閾値処理部 19 は、最小階調値 0 を有する黒つぶれ領域における画素の数 M_R 、 M_B と、最大階調値 255 を有する白とび領域における画素の数 N_R 、 N_B とを計測する。

【0049】

露光時間設定部 20 は、画素の数 M_R を受信すると、画素の数 M_R に基づいて長露光時間 T_{RL} の延長時間を算出し、算出された延長時間を現在の長露光時間 T_{RL} に加算することによって、次の長露光時間 T_{RL} を算出する。延長時間の算出には、例えば、画素の数 M_R と延長時間とが予め対応付けられた第 1 のルックアップテーブル (LUT) が使用される。画素の数 M_R および延長時間は、例えば、図 11 に示されるように、画素の数 M_R がゼロであるときには延長時間がゼロであり、画素の数 M_R に比例して延長時間が増加するように、第 1 の LUT において対応付けられている。

20

【0050】

また、露光時間設定部 20 は、画素の数 N_R を受信すると、画素の数 N_R に基づいて短露光時間 T_{RS} の短縮時間を算出し、算出された短縮時間を現在の短露光時間 T_{RS} から減算することによって、次の短露光時間 T_{RS} を算出する。短縮時間の算出には、例えば、画素の数 N_R と短縮時間とが予め対応付けられた第 2 の LUT が使用される。画素の数 N_R および短縮時間は、例えば、図 12 に示されるように、画素の数 N_R がゼロであるときには短縮時間がゼロであり、画素の数 N_R に比例して短縮時間が増加するように、第 2 の LUT において対応付けられている。

30

【0051】

露光時間設定部 20 は、画素の数 M_B を受信すると、長露光時間 T_{RL} と同様にして、画素の数 M_B に基づいて次の長露光時間 T_{BL} を算出し、画素の数 N_B を受信すると、短露光時間 T_{RS} と同様にして、画素の数 N_B に基づいて次の短露光時間 T_{BS} を算出する。

露光時間設定部 20 は、算出された次の露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_{BL} 、 T_{BS} を制御部 14 へ送信する。

制御部 14 は、露光時間設定部 20 から受信した露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} 、 T_{RS} 、 T_{BS} を、次の R 光 L_R および B 光 L_B の撮影における露光時間として設定する。

40

【0052】

次に、このように構成された内視鏡装置の作用について説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置によれば、図 13 に示されるように、ステップ S7 において 2 つの R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} が取得された後、該 R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} に基づいて、次の R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} の取得のための露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} が設定される (ステップ S13)。

【0053】

具体的には、図 14 に示されるように、閾値処理部 19 において、長露光時間 T_{RL} の R 画像信号 S_{RL} が有する全画素の内、最小階調値 0 を有する画素の数 M_R が計測される

50

(ステップ S 1 3 1)。計測された画素の数 M_R は、R 画像信号 $S_{R L}$ における黒つぶれ領域の大きさを表しており、黒つぶれ領域が大きい程、画素の数 M_R が大きくなる。露光時間設定部 2 0 は、画素の数 M_R が大きい程、次の長露光時間 $T_{R L}$ がより長くなるように、次の長露光時間 $T_{R L}$ を算出し (ステップ S 1 3 2)、算出された次の長露光時間 $T_{R L}$ が制御部 1 4 に設定される (ステップ S 1 3 3)。

【0054】

そして、次のフレーム期間においては、図 1 3 に示されるように、より長い長露光時間 $T_{R L}$ で R 光 L_R の撮影が実行される (ステップ S 4)。これにより、図 7 および図 9 に示されるように、黒つぶれが解消され、暗い領域においてコントラストを有する画像信号 $S_{R L}$ が取得される。R 画像信号 $S_{R L}$ に黒つぶれ領域が存在せず、ステップ S 1 3 1 において計測された画素の数 M_R がゼロである場合には、現在の長露光時間 $T_{R L}$ がそのまま次の長露光時間 $T_{R L}$ として算出および設定される。

10

【0055】

次に、閾値処理部 1 9 において、短露光時間 $T_{R S}$ の R 画像信号 $S_{R S}$ が有する全画素の内、最大階調値 2 5 5 を有する画素の数 N_R が計測される (ステップ S 1 3 4)。計測された画素の数 N_R は、R 画像信号 $S_{R S}$ における白とび領域の大きさを表しており、白とび領域が大きい程、画素の数 N_R が大きくなる。露光時間設定部 2 0 は、画素の数 N_R が大きい程、次の短露光時間 $T_{R S}$ がより短くなるように、次の短露光時間 $T_{R S}$ を算出し (ステップ S 1 3 5)、算出された次の短露光時間 $T_{R S}$ が制御部 1 4 に設定される (ステップ S 1 3 6)。

20

【0056】

そして、次のフレーム期間においては、図 1 3 に示されるように、より短い短露光時間 $T_{R S}$ で R 光 L_R の撮影が実行される (ステップ S 4)。これにより、図 8 および図 1 0 に示されるように、白とびが解消され、明るい領域においてコントラストを有する画像信号 $S_{R S}$ が取得される。R 画像信号 $S_{R S}$ に白とび領域が存在せず、ステップ S 1 3 4 において計測された画素の数 N_R がゼロである場合には、現在の短露光時間 $T_{R S}$ がそのまま次の短露光時間 $T_{R S}$ として算出および設定される。

【0057】

このように、本実施形態によれば、生体組織 S の暗い領域に対して長露光時間 $T_{R L}$, $T_{B L}$ が不足して黒つぶれが生じている場合には、図 1 5 に示されるように、次の撮影における長露光時間 $T_{R L}$, $T_{B L}$ が延長されることによって、暗い領域において明確なコントラストを有する画像信号 $S_{R L}$, $S_{B L}$ が取得される。また、生体組織 S の明るい領域に対して短露光時間 $T_{R S}$, $T_{B S}$ が過剰であって白とびが生じている場合には、図 1 5 に示されるように、次の撮影における短露光時間 $T_{R S}$, $T_{B S}$ が短縮されることによって、明るい領域において明確なコントラストを有する画像信号 $S_{R S}$, $S_{B S}$ が取得される。

30

【0058】

このような画像信号 $S_{R L}$, $S_{R S}$, $S_{B L}$, $S_{B S}$ から生成された拡大画像信号 $S_{R L}' + S_{R S}'$, $S_{B L}' + S_{B S}'$ を用いることによって、暗い領域と明るい領域の両方において、生体組織 S の赤色および青色をより正確に再現した内視鏡画像を得ることができるという利点がある。

40

【0059】

なお、本実施形態においては、図 1 6 に示されるように、白とびの解消と黒つぶれの解消のいずれを優先するかを観察者が選択するための入力部 2 1 をさらに備えてもよい。

上記のようにして次の長露光時間 $T_{R L}$, $T_{B L}$ および短露光時間 $T_{R S}$, $T_{B S}$ を算出した結果、長露光時間と短露光時間との和 $T_{R L} + T_{R S}$, $T_{B L} + T_{B S}$ が、照明光 L_R , L_B の 1 回当たりの照射時間を超えてしまうことがあり得る。このような場合 (ステップ S 1 3 7 の YES)、露光時間設定部 2 0 は、図 1 7 に示されるように、白とびの解消と黒つぶれの解消のうちいずれが入力部 2 1 によって選択されているかに従って (ス

50

ステップ S 1 3 9)、長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} および短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} を決定する(ステップ S 1 3 8 ~ S 1 4 3)。

【0060】

黒つぶれの解消を優先する場合(ステップ S 1 3 9 の YES)、露光時間設定部 20 は、長露光時間 T_{RL} を優先的に決定し(ステップ S 1 4 0)、短露光時間 T_{RS} は、照射時間から長短露光時間 T_{RL} を減算した時間に決定する(ステップ S 1 4 1)。白とびの解消を優先する場合(ステップ S 1 3 9 の NO)、露光時間設定部 20 は、短露光時間 T_{RS} を優先的に決定し(ステップ S 1 4 2)、長露光時間 T_{RL} は、照射時間から短露光時間 T_{RS} を減算した時間に決定する(ステップ S 1 4 3)。

【0061】

長露光時間と短露光時間との和 $T_{RL} + T_{RS}$ が、照明光 L_R の照射時間以下である場合には(ステップ S 1 3 7 の NO)、上述したステップ S 1 3 3、S 1 3 6 と同様にして次の露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} が設定される(ステップ S 1 3 8)。

B 画像信号用の露光時間 T_{BL} 、 T_{BS} に関しても同様である。

【0062】

このようにすることで、観察者は、凹部のような暗い領域を詳細に観察したいときには、黒つぶれの解消を優先させることで、暗い領域が鮮明に撮影された内視鏡画像 25 を確実に観察することができ、凸部のような明るい領域を詳細に観察したいときには、白とびの解消を優先させることで、明るい領域が鮮明に撮影された内視鏡画像 25 を確実に観察することができる。

【0063】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態に係る内視鏡装置について図18から図20を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置は、第2の実施形態の内視鏡装置を変形したものであって、画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} 、 S_{BL} 、 S_{BS} の全画素ではなく、注目領域内の画素の階調値の分布に基づいて次の R 光 L_R および B 光 L_B の撮影における露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_{BL} 、 T_{BS} をフィードバック制御する点で、第2の実施形態の内視鏡装置と異なっている。

【0064】

具体的には、本実施形態の内視鏡装置は、画像プロセッサ4に代えて図18の画像プロセッサ42を備えている。画像プロセッサ42以外の構成は、図1の第1の実施形態の内視鏡装置1と同一である。

画像プロセッサ42は、図18に示されるように、注目領域入力部(注目領域設定部)22と、位置情報設定部23とをさらに備えている。

【0065】

注目領域入力部22は、例えば、表示部24に表示されている内視鏡画像上で位置を指定可能な、スタイラスペンやマウス等のポインティングデバイスである。図19に示されるように、観察者は、注目領域入力部22を用いて、表示部24に表示されている内視鏡画像25の撮影範囲内の任意の領域を注目領域Bとして指定可能となっている。

位置情報設定部23は、指定された注目領域Bの位置を注目領域入力部22から取得し、取得された位置を内視鏡画像25内の画素のアドレスに変換し、アドレスを閾値処理部19に送信する。

【0066】

閾値処理部19は、画像メモリ15から受信したR画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} およびB画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} の画素の内、位置情報設定部23から受信したアドレスに従って注目領域B内の画素を選択する。次に、閾値処理部19は、選択された画素の階調値を閾値 R_L 、 R_S 、 B_L または B_S と比較することによって、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B または N_B を計測する。

【0067】

10

20

30

40

50

露光時間設定部 20 は、画素の数 M_R 、 M_B に基づいて次の長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} を決定し、画素の数 N_R 、 N_B に基づいて次の短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} を算出する。ただし、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B の最大値は、注目領域 B の広さに応じて異なる。したがって、露光時間設定部 20 は、内視鏡画像全体の画素の総数 C に対する、注目領域 B に存在する画素の総数 C_B の割合 C/C_B を画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B に乗算することで、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B の補正值 $M_R \times C/C_B$ 、 $N_R \times C/C_B$ 、 $M_B \times C/C_B$ 、 $N_B \times C/C_B$ を得る。そして、露光時間設定部 20 は、得られた補正值を M または N の代わりとして用いて図 11 および図 12 の LUT から次の露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} 、 T_{RS} 、 T_{BS} を算出する。

【0068】

あるいは、露光時間設定部 20 は、注目領域 B の広さ、つまり画素の総数 C_B に対応した複数の LUT を保持していてもよい。この複数の LUT は、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B と延長時間または短縮時間との関係がすでに各総数 C_B に応じて補正されたものである。露光時間設定部 20 は、総数 C_B に応じて最適な LUT を選択することで、次の露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} 、 T_{RS} 、 T_{BS} を算出することができる。

【0069】

次に、このように構成された内視鏡装置の作用について説明する。

本実施形態のメインルーチンは、図 13 の第 2 の実施形態のメインルーチンと同一であり、露光時間設定ルーチン（ステップ S13）の内容が第 2 の実施形態と異なっている。

本実施形態に係る内視鏡装置によれば、第 2 の実施形態と同様に、ステップ S7 において 2 つの R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} が取得された後、露光時間設定ルーチン S13 において、次の R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} の取得のための露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} が設定される。

【0070】

露光時間設定ルーチン S13 において、図 20 に示されるように、まず、注目領域 B の設定の有無が判断される（ステップ S144）。

注目領域 B が設定されていない場合（ステップ S144 の NO）、第 2 の実施形態と同一の手順に従って次の露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_{BL} 、 T_{BS} が設定される（ステップ S131～S136）。

【0071】

注目領域 B が設定されている場合（ステップ S144 の YES）、閾値処理部 19 において、注目領域 B を構成する画素の内、最小階調値 0 を有する画素の数 M_R が計測され（ステップ S145）、計測された画素の数 M_R が注目領域 R の画素の総数 C_B に応じて補正され（ステップ S146）、補正值 $M_R \times C/C_B$ に基づいて、次の長露光時間 T_{RL} が算出および設定される（ステップ S147、S148）。続いて、閾値処理部 19 において、注目領域 B を構成する画素の内、最大階調値 255 を有する画素の数 N_R が計測され（ステップ S149）、計測された画素の数 N_R が注目領域 R の画素の総数 C_B に応じて補正され（ステップ S150）、補正值 $N_R \times C/C_B$ に基づいて、次の短露光時間 T_{RS} が算出および設定される（ステップ S151、S152）。B 画像信号 S_{BL} 、 S_{BS} に関しても、R 画像信号 S_{RL} 、 S_{RS} と同様に、ステップ S145～S152 によって、次の長露光時間 T_{BL} および次の短露光時間 T_{BS} が設定される。

【0072】

このように、本実施形態によれば、内視鏡画像 25 の内、観察者が特に注目したい注目領域 B 内の白とびおよび黒つぶれの有無に応じて次の露光時間 T_{RL} 、 T_{RS} 、 T_{BL} 、 T_{BS} が調整される。これにより、注目領域 B におけるコントラストがより高い内視鏡画像 25 を得ることができ、注目領域 B をより正確に観察することができるという利点がある。

【0073】

第 1 から第 3 の実施形態においては、R 光および B 光の 1 回の照射期間内に異なる露光時間で 2 回撮影を実行することとしたが、これに代えて、3 回以上撮影を実行してもよい

10

20

30

40

50

。この場合、3回の撮影における露光時間は全て異なることが好ましい。

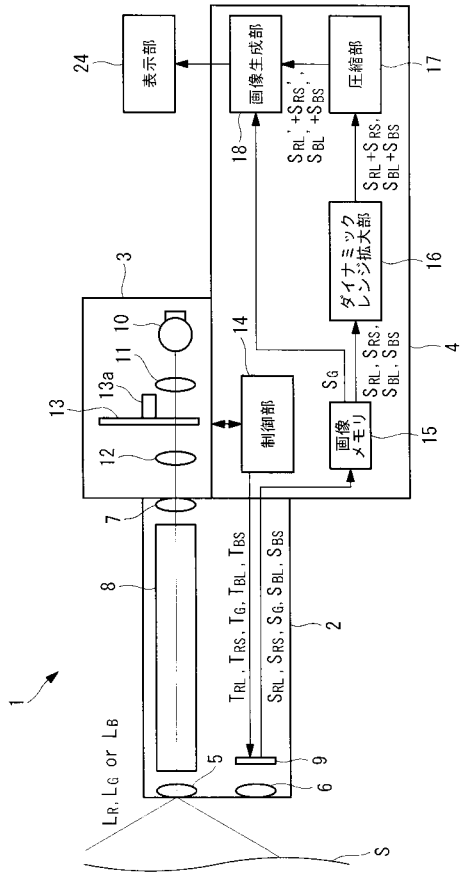
また、第1から第3の実施形態においては、R画像信号およびB画像信号の両方のダイナミックレンジを拡大することとしたが、これに代えて、R画像信号およびB画像信号のうち一方のみのダイナミックレンジを拡大することとしてもよい。この場合、ダイナミックレンジを拡大する画像信号のみ、複数回の撮影によって複数個取得すればよい。

【符号の説明】

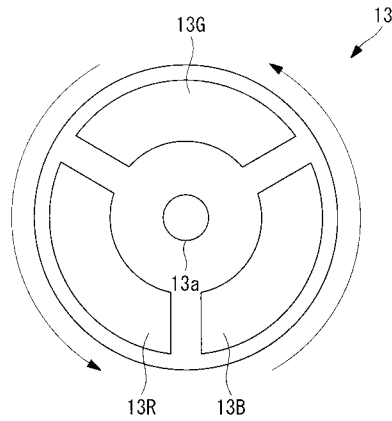
【0074】

1	内視鏡装置	
2	挿入部	
3	照明ユニット（照明部）	10
4, 41, 42	画像プロセッサ	
5	照明レンズ	
6	対物レンズ	
7, 11, 12	集光レンズ	
8	ライトガイド	
9	撮像素子（撮像部）	
10	光源	
13	色可変フィルタ	
14	制御部	
15	画像メモリ	20
16	ダイナミックレンジ拡大部	
17	圧縮部	
18	画像生成部	
19	閾値処理部	
20	露光時間設定部	
21	入力部	
22	注目領域入力部（注目領域設定部）	
23	位置情報設定部	
24	表示部	
25	内視鏡画像	30

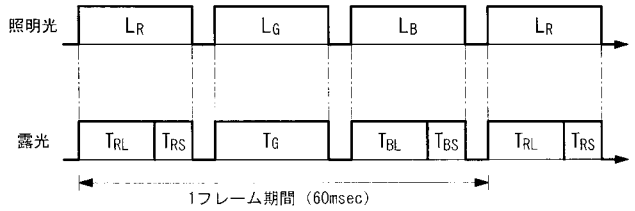
【 図 1 】



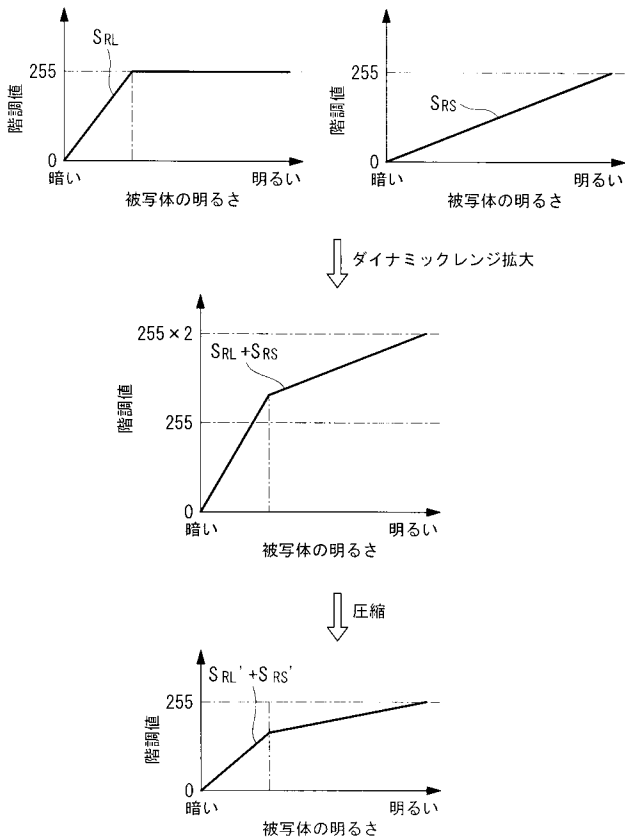
【 図 2 】



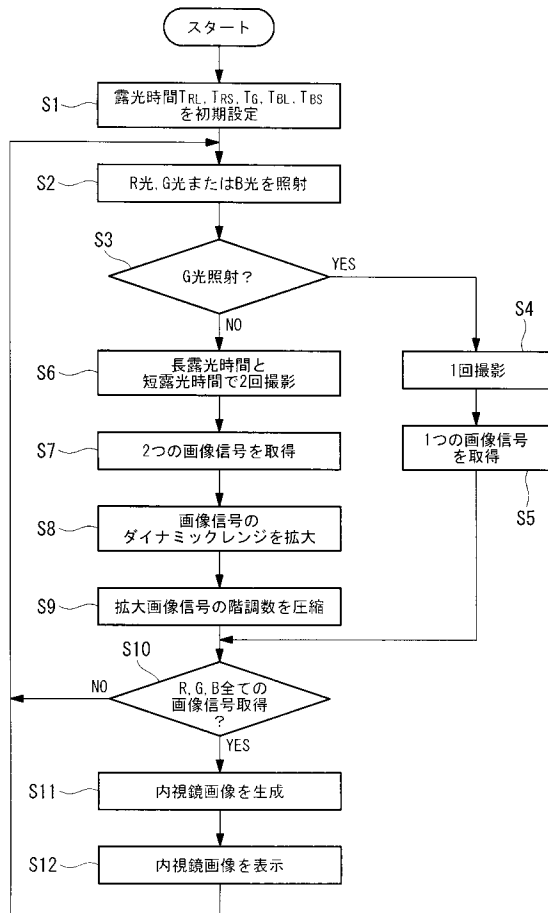
【 図 3 】



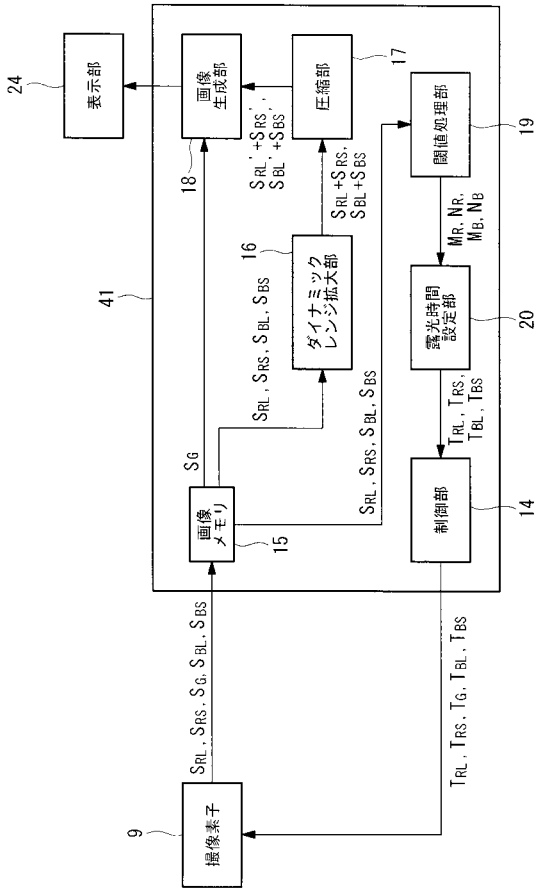
【 図 4 】



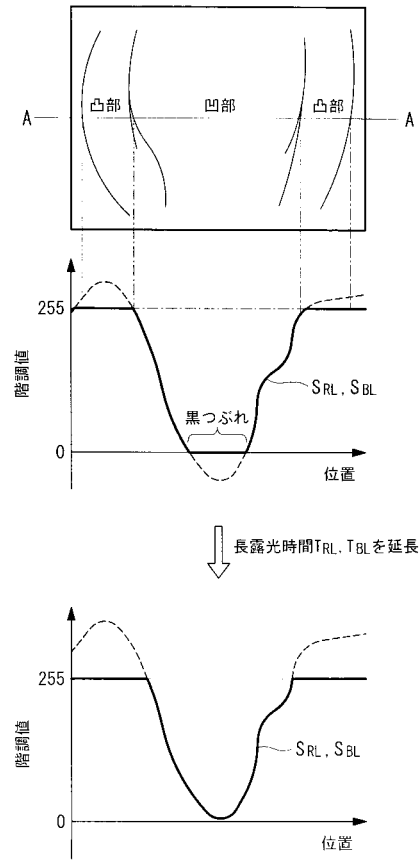
【 図 5 】



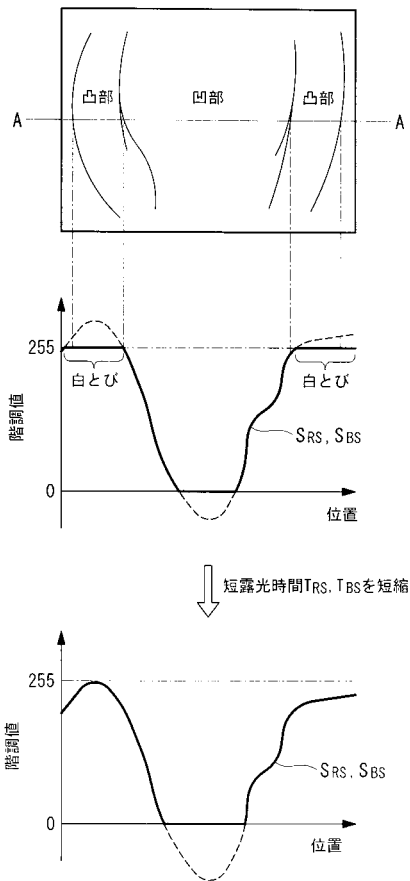
【 図 6 】



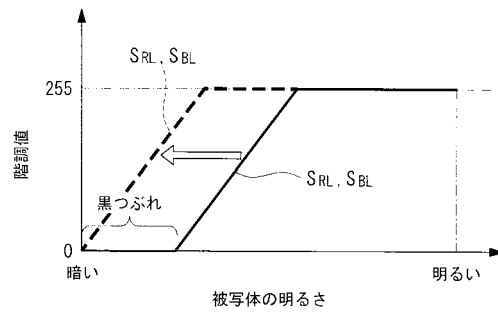
【 図 7 】



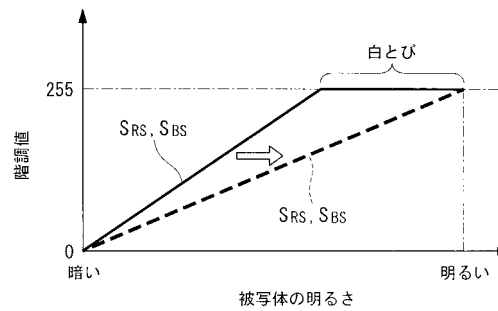
【 図 8 】



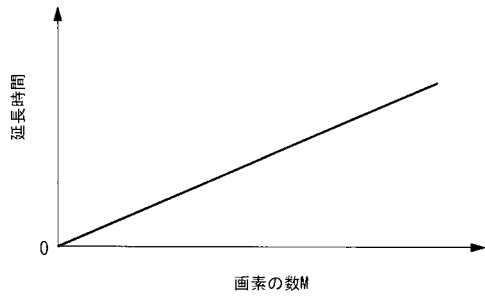
【 図 9 】



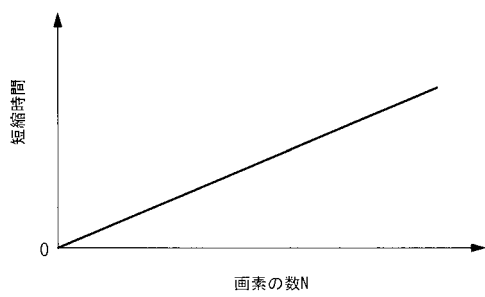
【 図 10 】



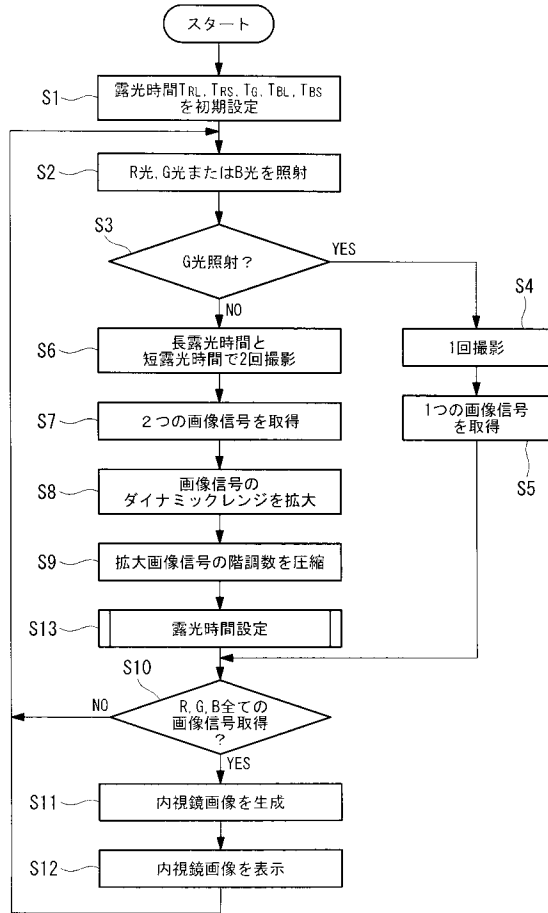
【図 1 1】



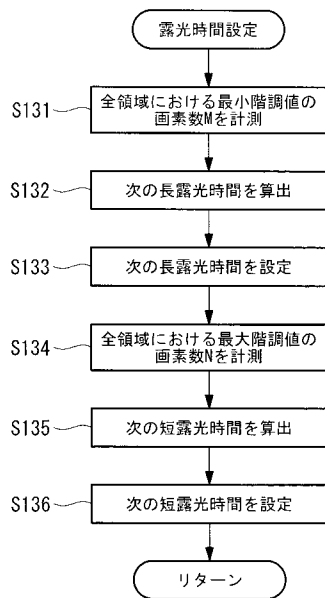
【図 1 2】



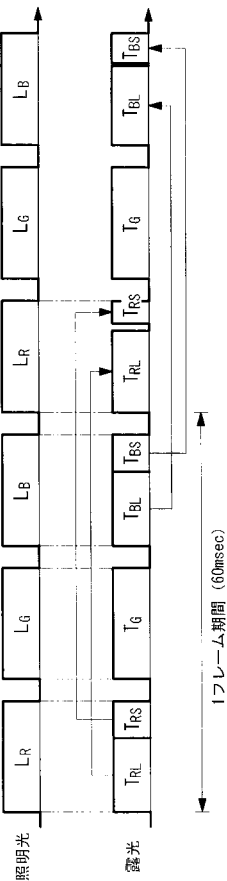
【図 1 3】



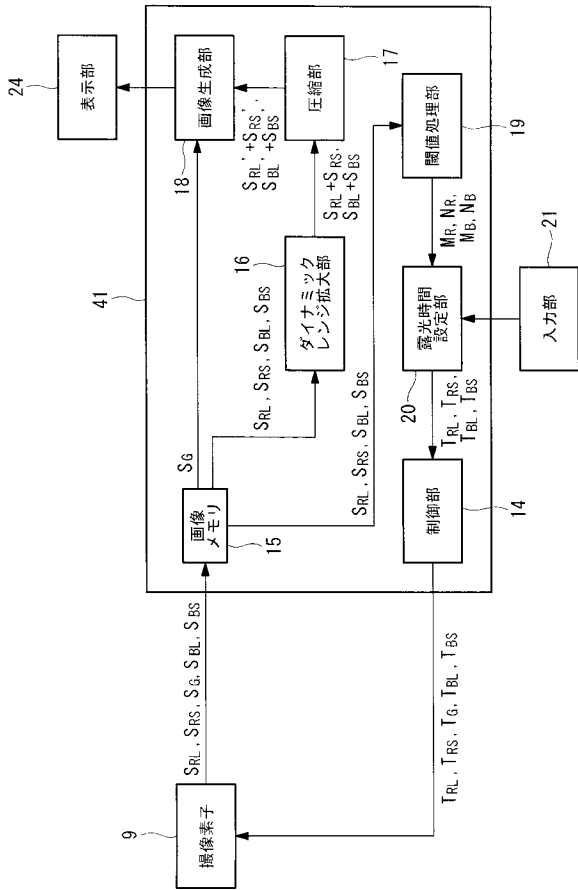
【図 1 4】



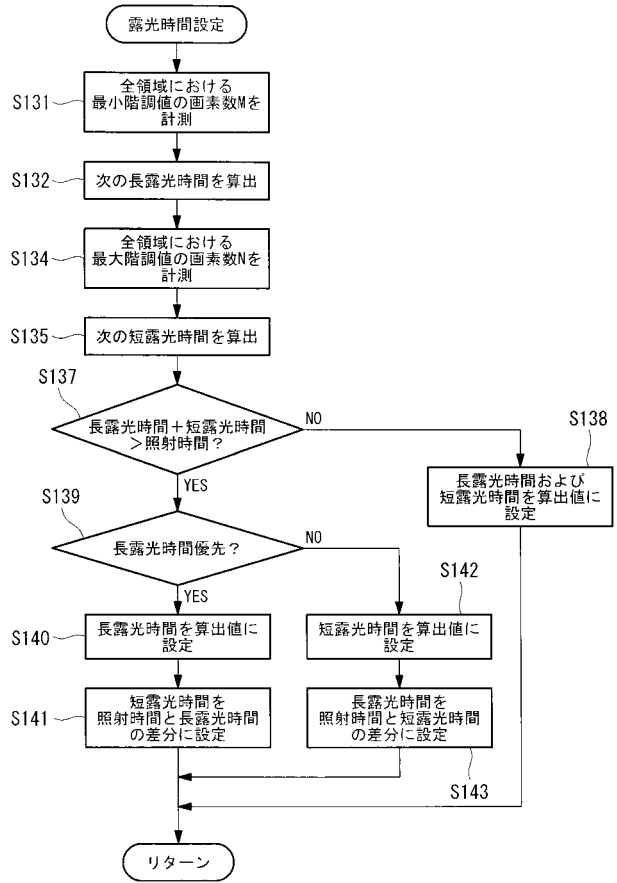
【図 1 5】



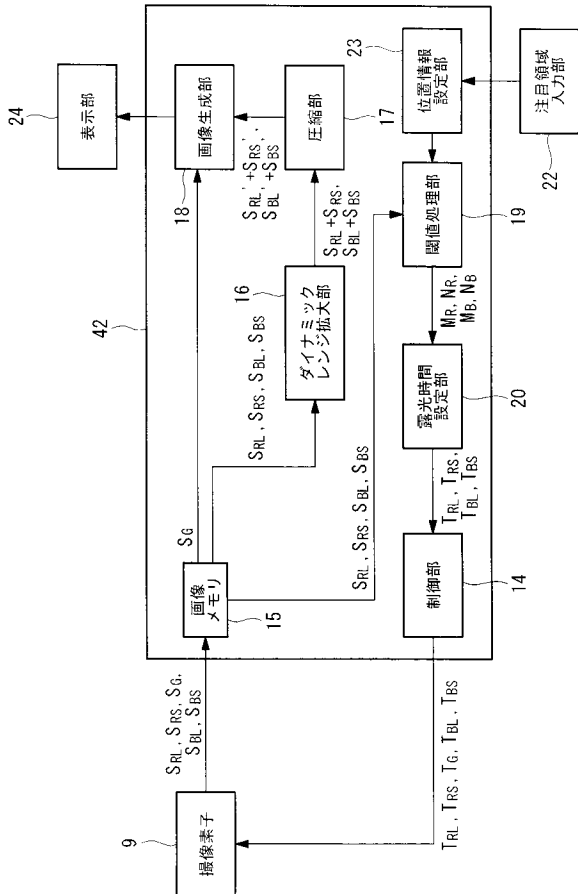
【図16】



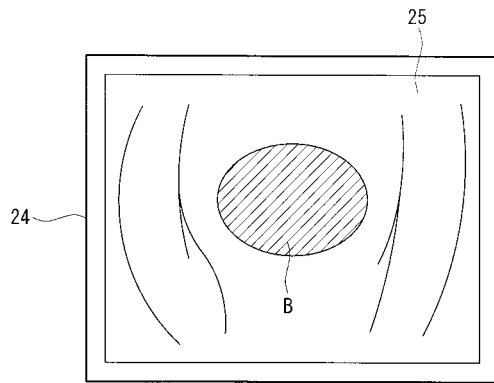
【図17】



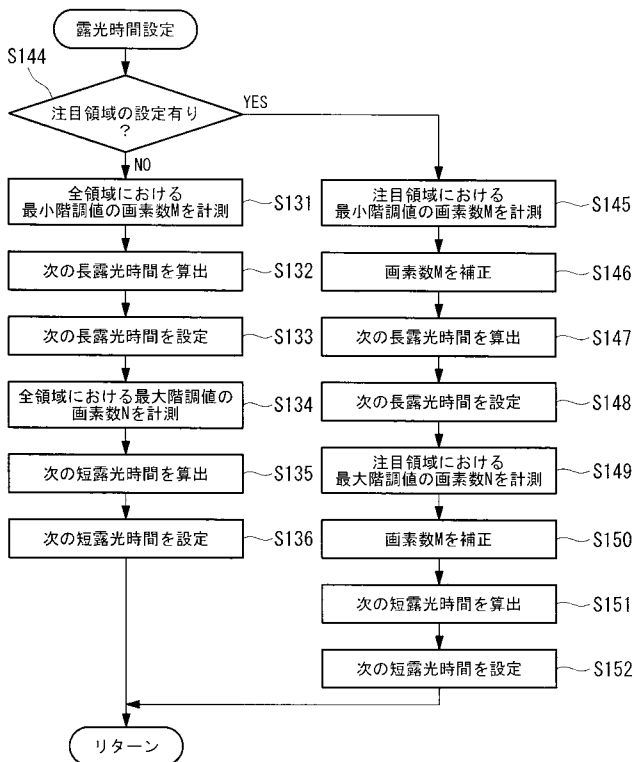
【図18】



【図19】



【図 20】



【手続補正書】

【提出日】平成29年10月11日(2017.10.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0067

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0067】

露光時間設定部20は、画素の数 M_R 、 M_B に基づいて次の長露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} を決定し、画素の数 N_R 、 N_B に基づいて次の短露光時間 T_{RS} 、 T_{BS} を算出する。ただし、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B の最大値は、注目領域Bの広さに応じて異なる。したがって、露光時間設定部20は、内視鏡画像全体の画素の総数Cに対する、注目領域Bに存在する画素の総数 C_B の割合 C_B/C を画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B に乘算することで、画素の数 M_R 、 N_R 、 M_B 、 N_B の補正值 $M_R \times C_B/C$ 、 $N_R \times C_B/C$ 、 $M_B \times C_B/C$ 、 $N_B \times C_B/C$ を得る。そして、露光時間設定部20は、得られた補正值をMまたはNの代わりとして用いて図11および図12のLUTから次の露光時間 T_{RL} 、 T_{BL} 、 T_{RS} 、 T_{BS} を算出する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/062149
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-306411 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 22 October 2002 (22.10.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 11-305144 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 November 1999 (05.11.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 11-155808 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 June 1999 (15.06.1999), entire text; all drawings & US 6677992 B1 & EP 912047 A2 & DE 69822958 T2	1-4
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 July 2015 (06.07.15)		Date of mailing of the international search report 14 July 2015 (14.07.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062149

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-151203 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 June 1999 (08.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 4-38093 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 07 February 1992 (07.02.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-4

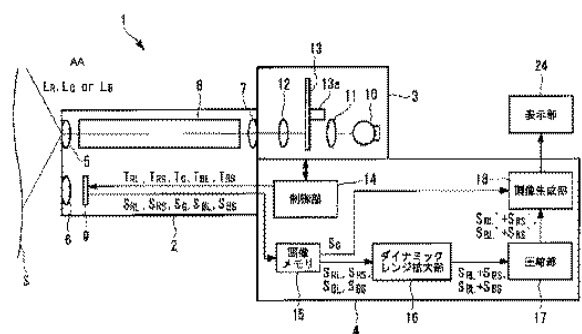
国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/062149									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2002-306411 A (旭光学工業株式会社) 2002.10.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4									
A	JP 11-305144 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.11.05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4									
A	JP 11-155808 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.06.15, 全文, 全図 & US 6677992 B1 & EP 912047 A2 & DE 69822958 T2	1-4									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 06.07.2015		国際調査報告の発送日 14.07.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 原 俊文	2Q 4078								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 2 1 4 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-151203 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.06.08, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 4-38093 A (富士写真光機株式会社) 1992.02.07, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2016170604A1	公开(公告)日	2018-03-15
申请号	JP2017513870	申请日	2015-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	志田裕美		
发明人	志田 裕美		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/07 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/235		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00039 A61B1/00045 A61B1/045 A61B1/0646 A61B1/0669 G02B23/2461 G02B23/2469 G02B26/008 H04N5/2355 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/07.735 A61B1/06.611 A61B1/045.631 A61B1/045.632 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.600 H04N5/235.500 H04N5/235.100 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/TT02 4C161/WW02 4C161/WW04 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/FA09 5C122/FF11 5C122/FF26 5C122/FH01 5C122/FH18 5C122/GG03 5C122/GG30 5C122/HB01 5C122/HB02 5C122/HB06		
代理人(译)	上田邦夫 柳纯一郎 竹内邦彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置(1)包括:照明部分(3),用于顺序地照射三种颜色的RGB照明光到物体;成像部分(9),用于拍摄由被摄体反射的照明光,三种颜色(9)以顺序捕获照明光并控制成像单元(9),以便在不同曝光时间下多次捕获除G以外的至少一种颜色的照明光,以便拾取三个颜色分量图像9),动态范围放大单元(16),用于通过合成至少一种颜色的多个分量图像来生成放大的分量图像,以及至少一种颜色和另一种颜色的放大的分量图像。以及图像生成单元(18),用于将颜色分量图像与颜色分量图像合成,以生成彩色内窥镜图像。



- 14 Control unit
- 15 Image memory
- 16 Dynamic range expansion unit
- 17 Compression unit
- 18 Image generation unit
- 24 Display unit
- AA Lr, Lg or Lb