

(11) 特許出願公開番号

特開2011-125404

(P2011-125404A)

(43) 公開日 平成23年6月30日(2011.6.30)

(51) Int.Cl.

F 1

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

2H040

GO 2 B 26/10 (2006.01)

G O 2 B 26/10 1 0 9

2H045

GO 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 B

4 C O 6 1

A 6 1 B 1/00 3 0 0 U

4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 34 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2009-284471 (P2009-284471)

(22) 出願日 平成21年12月15日 (2009.12.15)

(71) 出願人 0000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100104710

弁理士 竹腰 昇

(74) 代理人 100124682

弁理士 黒田 泰

(74) 代理人 100090479

弁理士 井上 一

(72) 發明者 溫 成剛

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才

リンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 BA23 CA06

2H045 AE05 BA14 BA24 DA31

最終頁に続く

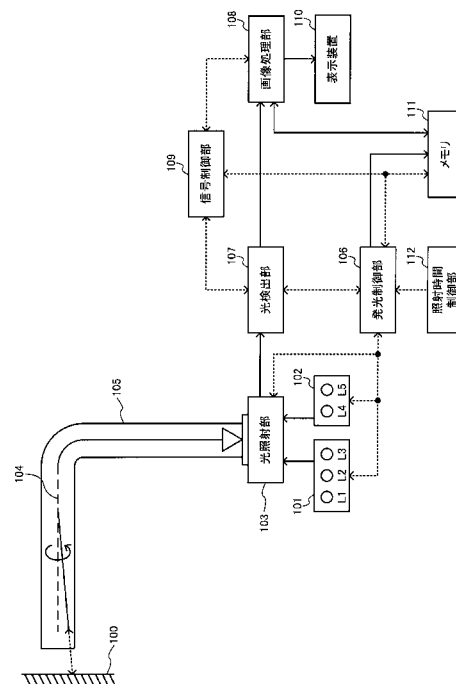
(54) 【発明の名称】 光制御装置、制御装置、光学スコープ及び光走査型光学装置

(57) 【要約】

【課題】特定波長帯域に対応する画像の照明不足を解消し、クリアな画像を生成できる光制御装置、制御装置、光学スコープ及び光走査型光学装置等を提供すること。

【解決手段】光制御装置は、光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置に搭載される光制御装置であって、白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部 103 と、白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるよう制御する照射時間制御部 112 と、照射時間が制御された白色光の照射による被検体からの第 1 の戻り光を検出し、照射時間が制御された特殊光の照射による被検体からの第 2 の戻り光を検出する光検出部 107 とを含む。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置に搭載される光制御装置であって、

白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、

前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、

照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第 1 の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第 2 の戻り光を検出する光検出部と、

を含むことを特徴とする光制御装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記光照射部は、

前記白色光を発光する通常光光源から前記白色光を取得して照射し、前記特殊光を発光する特殊光光源から前記特殊光を取得して照射することを特徴とする光制御装置。

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように、前記通常光光源及び前記特殊光光源の発光タイミングを制御する発光制御部を含むことを特徴とする光制御装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 において、

前記通常光光源は、

前記白色光を構成する第 1 ～ 第 N (N は 2 以上の整数) の単色光をそれぞれ発光する第 1 ～ 第 N の単色光源を含み、

前記発光制御部は、

前記第 1 ～ 第 N の単色光源の発光を順次切り換え、

前記光照射部は、

30

前記白色光を構成する前記第 1 ～ 第 N の単色光を順次取得して照射することを特徴とする光制御装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記第 1 ～ 第 N の単色光は、R 色光、G 色光及び B 色光であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 6】

請求項 3 において、

前記特殊光光源は、

前記特殊光を構成する第 N + 1 ～ 第 M (M は $M > N + 1$ となる整数、N は整数) の単色光をそれぞれ発光する第 N + 1 ～ 第 M の単色光源を含み、

40

前記発光制御部は、

第 N + 1 ～ 第 M の前記単色光源の発光を順次切り換え、

前記光照射部は、

前記特殊光を構成する前記第 N + 1 ～ 第 M の単色光を順次取得して照射することを特徴とする光制御装置。

【請求項 7】

請求項 3 において、

前記光照射部は、

取得された前記白色光と前記特殊光を用いて、前記被検体を含む走査対象領域を走査し

50

、

前記光検出部は、

前記光照射部の走査により、前記被検体からの前記第 1 の戻り光及び前記第 2 の戻り光を検出することを特徴とする光制御装置。

【請求項 8】

請求項 7 において、

前記光照射部は、

前記白色光及び前記特殊光のいずれか一方の光を用いた前記走査対象領域の全域走査を行い、

前記発光制御部は、

前記一方の光を用いた前記走査対象領域の全域走査が完了したことを条件に、他方の光を発する光源の発光に切り替える制御を行い、

前記光照射部は、

前記他方の光を用いて前記走査対象領域の全域を走査することを特徴とする光制御装置

。

【請求項 9】

請求項 8 において、

前記通常光光源は、

前記白色光を構成する第 1 ～ 第 N (N は 2 以上の整数) の単色光をそれぞれ発光する第 1 ～ 第 N の単色光源を含み、

前記光照射部は、

前記第 1 ～ 第 N の単色光源のうちの第 i の単色光源 ($1 \leq i \leq N - 1$) の光を用いた前記走査対象領域の全域走査を行い、

前記発光制御部は、

前記第 i の単色光源の光を用いた前記走査対象領域の全域走査が完了したことを条件に、前記第 1 ～ 第 N の単色光源のうちの第 i + 1 の単色光源の発光に切り替える制御を行い、

、

前記光照射部は、

前記第 i + 1 の光を用いて前記走査対象領域の全域を走査することを特徴とする光制御装置。

【請求項 10】

請求項 8 において、

前記特殊光光源は、

前記特殊光を構成する第 N + 1 ～ 第 M (M は $M > N + 1$ となる整数、N は整数) の単色光をそれぞれ発光する第 N + 1 ～ 第 M の単色光源を含み、

前記光照射部は、

前記第 N + 1 ～ 第 M の単色光源のうちの第 j の単色光源 ($1 \leq j \leq M - 1$) の光を用いた前記走査対象領域の全域走査を行い、

前記発光制御部は、

前記第 j の単色光源の光を用いた前記走査対象領域の全域走査が完了したことを条件に、前記第 N + 1 ～ 第 M の単色光源のうちの第 j + 1 の単色光源の発光に切り替える制御を行い、

前記光照射部は、

前記第 j + 1 の光を用いて前記走査対象領域の全域を走査することを特徴とする光制御装置。

【請求項 11】

請求項 7 において、

前記光照射部は、

前記白色光及び前記特殊光のいずれか一方の光を用いて照射スポットへの照射を行い、

前記発光制御部は、

10

20

30

40

50

前記一方の光を用いた照射スポットへの照射が完了したことを条件に、前記他方の光を発する光源の発光に切り換える制御を行い、

前記光照射部は、

前記他方の光を用いて次の照射スポットへの照射を行うことを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 2】

請求項 3 において、

前記発光制御部は、

各周期において、前記通常光光源と前記特殊光光源が交互に発光するように、前記通常光光源と前記特殊光光源の発光タイミングを制御する周期制御部を含むことを特徴とする光制御装置。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 において、

前記光照射部は、

単一の前記光源が発した光に対し、前記白色光を透過する第 1 のフィルタを適用することで前記白色光を取得し、前記特殊光を透過する第 2 のフィルタを適用することで前記特殊光を取得し、

前記照射時間制御部は、

前記第 2 のフィルタの適用時間が前記第 1 のフィルタの適用時間よりも長くなるよう制御することを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 4】

20

請求項 1 3 において、

前記光照射部は、

前記第 1 のフィルタ及び前記第 2 のフィルタを含む回転フィルタを回転させることで、前記白色光及び前記特殊光を順次取得し、

前記回転フィルタは、

前記第 2 のフィルタのサイズが前記第 1 のフィルタのサイズよりも大きいことを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 において、

前記特定の波長帯域は、前記白色光の波長帯域よりも狭い帯域であることを特徴とする光制御装置。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 において、

前記特定の波長帯域は、血液中のヘモグロビンに吸収される波長の波長帯域であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 において、

前記波長帯域は、390 ナノメートル～445 ナノメートル、または530 ナノメートル～550 ナノメートルであることを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 8】

40

請求項 1 において、

前記特定の波長帯域は、蛍光物質に蛍光を発生させる励起光の波長帯域であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 8 において、

前記特定の波長帯域は、490 ナノメートル～625 ナノメートルの波長帯域の蛍光を発生させるための390 ナノメートル～470 ナノメートルの励起光の波長帯域であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 2 0】

請求項 1 において、

50

前記特定の波長帯域は、赤外光の波長帯域であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 2 1】

請求項 2 0 において、

前記特定の波長帯域は、790 ナノメートル～820 ナノメートル、または905 ナノメートル～970 ナノメートルの波長帯域であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 2 2】

請求項 1 において、

前記光走査型光学装置は、光走査型内視鏡装置であることを特徴とする光制御装置。

【請求項 2 3】

請求項 1 乃至 2 2 のいずれかの光制御装置である光制御部と、

10

前記光制御部が取得した光信号に基づいて、出力画像を生成する画像処理部と、
を含み、

前記画像処理部は、

検出された前記第 1 の戻り光と、前記第 2 の戻り光とを用いて、出力画像を生成することを特徴とする制御装置。

【請求項 2 4】

請求項 2 3 において、

前記画像処理部は、

前記照射された光の種類を特定する光特定情報を取得する情報取得部と、

20

取得された前記光特定情報に基づいて、前記被検体からの戻り光を、前記第 1 の戻り光と前記第 2 の戻り光とに分離する分離部と、

分離された前記第 1 の戻り光及び前記第 2 の戻り光に基づいて、出力画像を生成する画像生成部と、

を含むことを特徴とする制御装置。

【請求項 2 5】

請求項 2 4 において、

前記光検出部は、

前記光照射部により前記白色光が照射されることによる前記第 1 の戻り光と、前記特殊光が照射されることによる前記第 2 の戻り光とを検出することを特徴とする制御装置。

【請求項 2 6】

30

請求項 2 5 において、

前記画像生成部は、

検出された前記第 1 の戻り光に基づいて第 1 の画像を生成し、検出された第 2 の戻り光に基づいて前記第 2 の画像を生成し、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像から出力画像を生成することを特徴とする制御装置。

【請求項 2 7】

請求項 2 4 において、

前記情報取得部は、

前記照射スポットに照射した光が、前記白色光を構成する第 1 ～第 N (N は 2 以上の整数) の単色照射光であるか、前記特殊光を構成する第 N + 1 ～第 M (M は M > N + 1 となる整数) の単色照射光であるかを特定する光特定情報を取得し、

40

前記分離部は、

前記光特定情報に基づいて、前記戻り光を、前記白色光を構成する前記第 1 ～第 N の単色照射光に対応する第 1 ～第 N の単色戻り光と、前記特殊光を構成する前記第 N + 1 ～第 M の単色照射光に対応する第 N + 1 ～第 M の単色戻り光とに分離することを特徴とする制御装置。

【請求項 2 8】

請求項 2 7 において、

前記光検出部は、

前記光照射部により前記第 1 ～第 N (N は 2 以上の整数) の単色照射光が照射されるこ

50

とで、前記第 1 ~ 第 N の単色戻り光を検出し、

前記画像生成部は、

検出された前記第 1 ~ 第 N の単色戻り光に基づいて、前記第 1 の画像を構成する第 1 ~ 第 N の単色画像を生成することを特徴とする制御装置。

【請求項 29】

請求項 27 において、

前記光検出部は、

前記光照射部により前記第 N + 1 ~ 第 M の単色照射光が照射されることで、前記第 N + 1 ~ 第 M の単色戻り光を検出し、

前記画像生成部は、

検出された前記第 N + 1 ~ 第 M の単色戻り光に基づいて、前記第 2 の画像を構成する第 N + 1 ~ 第 M の単色画像を生成することを特徴とする制御装置。

【請求項 30】

請求項 24 において、

前記光照射部は、

前記スポット光を前記被検体にらせん状に照射し、

前記情報取得部は、

前記スポット光の位置情報を取得し、

前記画像生成部は、

分類された前記第 1 の戻り光に対応する第 1 の画像信号の配置態様を、前記スポット光の位置情報に基づいて、ラスタスキャン形式に変換する第 1 補間部と、

分類された前記第 2 の戻り光に対応する第 2 の画像信号の配置態様を、前記スポット光の位置情報に基づいて、ラスタスキャン形式に変換する第 2 補間部と、

を含み、

前記画像生成部は、

ラスタスキャン形式に変換された前記第 1 の画像信号に基づいて前記第 1 の画像を生成し、ラスタスキャン形式に変換された前記第 2 の画像信号に基づいて前記第 2 の画像を生成することを特徴とする制御装置。

【請求項 31】

請求項 1 に記載の光制御装置内の前記光照射部により照射された前記白色光を通過させ、前記被検体からの戻り光を前記光検出部に返すことを特徴とする光学スコープ。

【請求項 32】

光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置であって、

白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、

前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、

照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第 1 の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第 2 の戻り光を検出する光検出部と、

を含み、

前記光照射部は、

前記白色光を発光する通常光光源から前記白色光を取得して照射し、前記特殊光を発光する特殊光光源から前記特殊光を取得して照射することを特徴とする光走査型光学装置。

【請求項 33】

請求項 32 において、

前記通常光光源は、

前記白色光を構成する第 1 ~ 第 N (N は 2 以上の整数) の単色光をそれぞれ発光する第 1 ~ 第 N の単色光源を含み、

前記特殊光光源は、

10

20

30

40

50

前記特殊光を構成する第 $N + 1$ ~ 第 M (M は $M > N + 1$ となる整数) の光をそれぞれ発光する第 $N + 1$ ~ 第 M の単色光源を含むことを特徴とする光走査型光学装置。

【請求項 34】

光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置であって、

白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、

前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、

照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第 1 の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第 2 の戻り光を検出する光検出部と、

を含み、

前記光照射部は、

単一の前記光源が発した光に対し、前記白色光を透過する第 1 のフィルタを適用することで前記白色光を取得し、前記特殊光を透過する第 2 のフィルタを適用することで前記特殊光を取得することを特徴とする光走査型光学装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光制御装置、制御装置、光学スコープ及び光走査型光学装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検診において、被写体の画像を診察用モニタに表示するため、内視鏡スコープの挿入部先端にライトガイド、鉗子チャンネル、CCD 及び送気・送水チャンネルなどを取り付けることが普通である。ただし、この場合、内視鏡スコープの挿入部のサイズが大きくなり、患者や医者に負担がかかる。また、従来の内視鏡スコープにおいて、通常光光源及び特殊光光源を切換えて診査能力を向上させることが可能だが、同じタイミングで通常光画像と特殊光画像を同時に表示させることが困難である。

【0003】

これらの課題を改善するために、特許文献 1 は、RGB レーザまたは他の光源をそれぞれ、迅速に光源を順次に切り替えて発光し、光ファイバーを通して被写体に対してスポット状に順次走査しながら照射し、その戻り光を検出して画像を形成する技術を提案している。特許文献 1 では、細い光ファイバーを用いるため、内視鏡スコープの小型化が実現できる。また、通常光画像と特殊光画像を同時に構成することも可能のため、診断能力を高めることが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2003 - 535659 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述の特許文献 1 においては、通常光光源と特殊光光源に対して時系列的に発光させるため、その戻り光から形成した通常光画像に比べて、特殊光に対応する波長帯域が狭いことが原因で、形成した特殊光画像は暗いという課題が残る。後段の処理でゲインアップなどの処理で明るくすることも可能だが、暗部のノイズも増幅される恐れがある。

【0006】

本発明の幾つかの態様によれば、特定波長帯域に対応する画像の照明不足を解消し、クリアな画像を生成できる光制御装置、制御装置、光学スコープ及び光走査型光学装置等を提供できる。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様は、光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置に搭載される光制御装置であって、白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第1の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第2の戻り光を検出する光検出部と、を含む光制御装置に係する。

【0008】

本発明の一態様では、白色光の照射時間に対して、特殊光の照射時間が長くなるように制御される。そしてその戻り光を検出するため、特定波長帯域に対応する画像の照明不足を解消し、クリアな画像を取得できる。

【0009】

本発明の他の態様は、光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置であって、白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第1の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第2の戻り光を検出する光検出部と、を含み、前記光照射部は、前記白色光を発光する通常光光源から前記白色光を取得して照射し、前記特殊光を発光する特殊光光源から前記特殊光を取得して照射する光走査型光学装置に係する。

【0010】

本発明の他の態様によれば、通常光光源から白色光を取得し、特殊光光源から特殊光を取得する。そして白色光の照射時間に対して、特殊光の照射時間が長くなるように制御される。その上で戻り光を検出するため、特定波長帯域に対応する画像の照明不足を解消し、クリアな画像を取得できる光走査型光学装置を実現できる。

【0011】

本発明の他の態様は、光源からの光をスポット状に被検体に対して照射し、スポット状に照射された光であるスポット光を走査しながらその戻り光を検出する光走査型光学装置であって、白色光と、特定の波長帯域を有する特殊光とを被検体に照射する光照射部と、前記白色光の照射時間に対して前記特殊光の照射時間が長くなるように制御する照射時間制御部と、照射時間が制御された前記白色光の照射による前記被検体からの第1の戻り光を検出し、照射時間が制御された前記特殊光の照射による前記被検体からの第2の戻り光を検出する光検出部と、を含み、前記光照射部は、単一の前記光源が発した光に対し、前記白色光を透過する第1のフィルタを適用することで前記白色光を取得し、前記特殊光を透過する第2のフィルタを適用することで前記特殊光を取得する光走査型光学装置。

【0012】

本発明の他の態様によれば、単一の白色光光源と複数のフィルタを用いて、白色光と特殊光を取得する。そして白色光の照射時間に対して、特殊光の照射時間が長くなるように制御される。その上で戻り光を検出するため、特定波長帯域に対応する画像の照明不足を解消し、クリアな画像を取得できる光走査型光学装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】光走査型光学装置の構成例。

【図2】通常光光源の分光特性。

【図3】NBIにおける特殊光光源の分光特性。

【図4】通常光光源と特殊光光源の発光タイミングの例。

【図5】通常光光源と特殊光光源の発光タイミングの他の例。

10

20

30

40

50

【図 6】発光制御部の構成例。

【図 7】光照射部の構成例。

【図 8】光ファイバーの走査方向の例。

【図 9】点順次操作における照射スポットと発光光源の例。

【図 10】光ファイバーの走査方向の他の例。

【図 11】光ファイバーの走査方向の他の例。

【図 12】光検出部と画像処理部の構成例。

【図 13】第 1 の画像構成部の構成例。

【図 14】第 2 の画像構成部の構成例。

【図 15】第 1 補間部の構成例。

【図 16】第 2 補間部の構成例。

【図 17】ラスタスキャン形式の画像構成の説明図。

【図 18】バイリニア補間の説明図。

【図 19】A F I における特殊光光源の分光特性。

【図 20】A F I における光検出部の構成例。

【図 21】光走査型光学装置の他の構成例。

【図 22】光照射部の他の構成例。

【図 23】光照射部の他の構成例。

【図 24】図 24 (A)、図 24 (B)、図 24 (C) は回転フィルタの構成例。

【図 25】鉗子チャンネル系内視鏡の挿入部の説明図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0015】

1. 第 1 の実施形態

まず、本実施形態の手法の概要について説明する。通常光画像と同時に特殊光画像を取得し、病変部を観察する手法において、特殊光画像は病変部が周囲とは異なった色味で表示されるため（例えば狭帯域光観察において扁平上皮癌等の病変が褐色で表示される）、通常光による観察に比べて病変部の視認性が高い。しかし通常光による観察に比べて照射する光の波長帯域が狭く、光量が少ないため、全体には暗く見づらい画像になってしまう。

【0016】

そこで本出願人は特殊光照射時間を通常光の照射時間に比べて長くして、明るくノイズの少ない特殊光画像を取得する手法を提案している。具体的には、図 1 に示すように、照射時間制御部 112 により特殊光の照射時間が通常光の照射時間に比べ長くなるように制御される。実際の発光制御は発光制御部 106 によって行われ、発光制御部 106 からの信号により通常光光源 101 と特殊光光源 102 の発光が制御される。

【0017】

具体的な発光タイミングを示したものが後述する図 4 である。ここで L 1、L 2、L 3 が通常光の発光タイミングであり、L 4、L 5 が特殊光の発光タイミングである。このように L 1、L 2、L 3 に比べて L 4、L 5 の発光時間が長くなるような制御が行われる。これにより特殊光画像の照明不足を解消し、明るくノイズの少ない特殊光画像を取得することが可能になる。詳細については第 1 の実施形態において説明する。

【0018】

なおシステムの構成は図 1 に限定されるものではなく、光源部等について異なった構成であっても良い。変形例を第 2 の実施形態において詳細に説明する。

【0019】

図 1 は、本願の第 1 の実施形態の構成例である。被写体 100 を観察する光制御装置（

10

20

30

40

50

光走査型光学装置)は、通常光光源101、特殊光光源102、光照射部103、光ファイバー104、挿入部105、発光制御部106、光検出部107、画像処理部108、信号制御部109、表示装置110、メモリ111、照射時間制御部112を含む。なお光制御装置の構成はこれに限定されず、これらの構成要素の一部を省略したり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

【0020】

この光制御装置は内視鏡検査に適用することも考えられるため、挿入部105は体内に挿入できるように湾曲が可能で細長くパイプ状になっており、光ファイバー104は挿入部105の後部から貫通し挿入部105の先端部までつながっている。光照射部103は挿入部105に接続されている。光検出部107は光照射部103から光信号を受け取り、画像処理部108へ光信号を送り出す構成となっている。画像処理部108は、表示装置110に接続されている。発光制御部106は通常光光源101、特殊光光源102、光照射部103、光検出部107、画像処理部108及びメモリ111と双方向に接続されている。メモリ111は画像処理部108に接続されている。信号制御部109は、光検出部107、画像処理部108と双方向に接続されている。照射時間制御部112は発光制御部106に接続されている。

【0021】

図1において、光源の発光制御、光信号及び画像信号の流れを説明する。通常光光源101はL1、L2、L3の三つのLED単色光源から構成されている。この三つのLED単色光源はそれぞれに特定の分光特性をもっている。本実施形態では、図2に示すように、L1のLED単色光源はR0(580nm~700nm)、L2のLED単色光源はG0(480nm~600nm)、L3のLED単色光源はB0(400nm~500nm)の分光特性に対応している。このL1は赤色、L2は緑色、L3は青色を発光するため、3つのLED単色光源の発光を合成すると、白色光になる。このL1、L2、L3のLED単色光源の照射からの戻り光から形成した画像は通常光画像である。

【0022】

一方、特殊光光源102はL4、L5の二つのLED単色光源から構成されている。この二つのLED単色光源はそれぞれ特定の分光特性をもっている。本実施形態では、図3に示すように、L4のLED単色光源はG1(530nm~550nm)、L5のLED単色光源はB1(390nm~445nm)の分光特性に対応している。内視鏡診断の分野では、血液中のヘモグロビンに吸収しやすいこのG1及びB1の狭帯域の分光特性を持つ光源を生体に照射することにより、特殊光画像(NBI画像)を形成し、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様の強調表示を実現する。このNBI画像は食道や大腸、胃などのがんの診断に効果が高い。本実施形態においては、特に説明がない限り、特殊光がG1及びB1から構成される狭帯域光観察(NBI)を例にとって説明するものとする。なお特殊光はNBIモードによるものに限定されず、後述するようにAFIなど、他の波長帯域の光を用いてもよいことは言うまでもない。

【0023】

本実施形態では、発光制御部106の制御に基づき、所定の発光タイミングに合わせて、例えば図4に示すようにL1 L2 L3 L4 L5の順に、あるいは、図5に示すようにL1 L4 L2 L5 L3の順に、各LED単色光源を1色ずつ繰り返して順次発光させ、順次に各単色光源の発光による光を光照射部103へ転送する。具体的には、図4及び図5に示すように、照射時間制御部112は、発光制御部106の発光タイミングを調整し、通常光光源L1、L2、L3に比べ特殊光光源L4、L5の発光の時間を長くするように制御する。

【0024】

なお、1つの光源が発光している間は1つの照射スポットにとどまっている必要がある。そのためL4、L5では照射スポットでの停滞時間を長くする(もしくは走査速度を遅くする)必要がある。そのため、図5の手法に比べ、図4の手法は頻繁に停滞時間を変更する必要がなくなり、機械的な制御が容易であり、有利であると考えられる。特に点順次

10

20

30

40

50

では、１つのスポットごとに光源の発光を切り替えることになるため、その傾向が顕著になる。

【００２５】

図６は、発光制御部１０６の構成の一例を示すもので、周期制御部２１１及び係数保存部２１２の構成を含む。周期制御部２１１は、通常光光源１０１、特殊光光源１０２、光照射部１０３、光検出部１０７及び信号制御部１０９と双方向に接続されている。係数保存部２１２は、メモリ１１１及び周期制御部２１１に接続されている。照射時間制御部１１２は係数保存部２１２に接続されている。

【００２６】

本実施形態では、係数保存部２１２には、照射時間制御部１１２の制御により、通常光光源Ｌ１、Ｌ２、Ｌ３に比べ特殊光光源Ｌ４、Ｌ５の発光時間を長くするような発光時間係数が保存されている。具体的には、通常光の発光時間係数 $F_1(ns)$ 及び特殊光の発光時間係数 $F_2(ns)$ ($F_1 < F_2$) が保存されており、 F_1 及び F_2 を周期制御部２１１へ転送する。周期制御部２１１は、転送されてきた発光時間係数 F_1 及び F_2 の時間間隔で順次にＬ１　Ｌ２　Ｌ３　Ｌ４　Ｌ５、あるいはＬ１　Ｌ４　Ｌ２　Ｌ５　Ｌ３の順に１色ずつ繰り返して通常光光源１０１及び特殊光光源１０２の発光を制御する。例えば、通常光光源１０１のＬ１の場合、 $F_1(ns)$ 発光　 $F_1 + F_1 + F_2 + F_2(ns)$ 消灯（時間の長さは他の光源が発光している時間に相当）　発光　消灯を繰り返すように制御する。発光の情報（発行タイミング、発光周期）は光照射部１０３、光検出部１０７及び画像処理部１０８へ転送される。

【００２７】

図７は、光照射部１０３の構成の一例を示すもので、集光レンズ２０１、調整ミラー２０２、走査制御部２０３及びハーフミラー２０８を含む。通常光光源１０１及び特殊光光源１０２からの光は集光レンズ２０１に入る。集光レンズ２０１に入った光は、調整ミラー２０２によりハーフミラー２０８に入射される。挿入部１０５は、光照射部に接続されている。光ファイバー１０４はハーフミラー２０８を介して照射光を受け取り、また、被写体１００からの戻り光を光照射部１０３へ転送する。走査制御部２０３は光ファイバー１０４に接続されている。調整ミラー２０２及び走査制御部２０３は発光制御部１０６と双方向に接続されている。

【００２８】

本実施形態では、発光制御部１０６の制御により、通常光光源のＬ１、Ｌ２、Ｌ３、及び特殊光光源Ｌ４、Ｌ５の単色ＬＥＤ光源から発せられた光は、上記の発光タイミングに基づき１色ずつ所定の時間間隔で順次に光照射部１０３に入射される。本実施形態において、調整ミラー２０２は中心部を軸に、角度調整が可能な構成となっている。そのため、発光制御部１０６の制御に基づき、光照射部１０３に入ってくる単色光源の種類に応じて調整ミラー２０２の向きの角度を適切に調整する。具体的には調整ミラー２０２に当たる光の反射光が常にハーフミラー２０８を介して光ファイバー１０４に入射されるように調整する。これにより、通常光光源１０１及び特殊光光源１０２は発光タイミングに合わせて、所定の時間間隔でＬ１　Ｌ２　Ｌ３　Ｌ４　Ｌ５、あるいはＬ１　Ｌ４　Ｌ２　Ｌ５　Ｌ３の順に１色ずつ特定の分光特性を持つ光が照明光として繰り返して発光され、光ファイバー１０４に入射されることになる。入射された１色ずつの単色光は光ファイバー１０４を介して被写体１００へ照射される。

【００２９】

次に走査の方法について説明する。走査制御部２０３は、発光制御部１０６の制御により光ファイバー１０４を振動させ挿入部１０５の先端部までにつながる光ファイバー１０４の先端部を光ファイバーの軸を中心にして、らせん状に走査する。例えば、図８に示すように、中心部Ｓ１からスタートして、らせん状に終点のＳ２に向かって走査する。

【００３０】

本実施形態では、発光タイミングと走査による照射スポットの移動とを対応させる。例えば、図９に示すように発光の順番Ｌ１　Ｌ２　Ｌ３　Ｌ４　Ｌ５の順に合わせ、繰り返

10

20

30

40

50

して光ファイバー 104 へ光線を送り出しながら、光ファイバー 104 を振動させて始点 S1 から終点 S2 まで走査するケースを考える。この場合、発光タイミングを制御することで、上記所定の発光時間間隔と 1 つの照射スポットへの照射時間とが対応するように制御される。このとき、1 つの照射スポットへの照射が、後の処理で構成する画像の 1 画素に対応する。S1 から S2 まで、走査をしながら照射を行うことで得られる戻り光から、1 枚の平面 2 次元画像が構成される。

【0031】

このように、S1 から S2 までの全領域の走査において、照射スポットごとに通常光光源 L1、L2、L3 からの単色光と特殊光光源 L4、L5 からの単色光を順次に切り替えて照射する方法は点順次走査という。上述したように、照射時間制御部 112 は、発光制御部 106 の発光タイミングを調整する。具体的には、通常光光源 L1、L2、L3 に比べ特殊光光源 L4、L5 の発光時間を長くするように制御するため、特殊光光源が発光する場合、通常光光源が発光する場合より 1 つの照射スポットへの照射時間が長いことが特徴となる。この場合、走査制御部 203 は、特殊光光源が発光する場合は通常光光源が発光する場合に比べて、照射スポットでの停滞時間も長くするように光ファイバーの走査スピードを落して制御する。

10

【0032】

なお上記の構成は、1 つの照射スポットにおいて、1 種類の単色光源が発光し照射される構成となっているが、このような構成に限定する必要はない。例えば、1 つの照射スポットにおいて通常光光源 L1、L2、L3 及び特殊光光源 L4、L5 の 5 つの光源が一巡順次発光し、それぞれの戻り光を取得してから次の照射スポットへ移動させるように光ファイバーを振動させ制御してもよい。

20

【0033】

この場合、同じスポットにおいて、すべての単色光源が発光し照射することになる。通常光の単色光源に比べ特殊光の単色光源の照射時間を長く設定する点は同様である。1 つの照射スポットにおいて、全ての光源を発光させるため、照射スポットでの停滞時間が長くなり、1 回の全域走査にかかる時間が長くなる。そのため、単位時間あたりに得られる画像の枚数が少なくなり、時間分解能（動画性能）が通常の点順次に比べて劣ることになる。しかし、全ての照射スポットにおいて、全ての光源に対応する情報を取得することが可能なため、画像の解像度を上げることができる。

30

【0034】

また、中心部 S1 からスタートして、らせん状に終点の S2 に向かって全領域の走査が完了するまで、1 種類の単色光源のみを発光させる走査方法もある。このような方法を面順次走査という。面順次走査の場合、通常光光源 L1、L2、L3、及び特殊光光源 L4、L5 の光源のうち、1 種類の単色光源で全領域を走査し、全領域の照射スポットにおいて照射による戻り光を取得する。その後、他の種類の単色光源の発光に切り替え、同様に 1 種類の光源で全領域を走査する。

【0035】

この場合、点順次走査と同じように、照射時間制御部 112 は、発光制御部 106 の発光タイミングを調整し、通常光光源 L1、L2、L3 に比べ特殊光光源 L4、L5 が発光する時間を長くするように制御する。そのため、特殊光光源が発光する場合、通常光光源が発光する場合に比べて、1 つの照射スポットでの照射時間が長いことが特徴となる。これに伴い、走査制御部 203 は、特殊光光源が発光する場合は、通常光光源が発光する場合に比べて全領域の各スポットへの停滞時間も長くするように光ファイバーの走査スピードを落して制御する。

40

【0036】

本実施形態では、これ以降特に説明がない限りは、点順次の走査方法を例にとって説明する。

【0037】

また、らせん状の走査方向は上述した図 8 の方法に限定されるものではない。図 8 では

50

、らせん状に内側から外側 1 回の全領域の走査 (S 1 S 2) が完了後、 S 2 S 1 の順に逆方向 (矢印方向) で次の全領域走査を行う構成となっている。しかし図 1 0 に示すように、 S 1 S 2 での走査方向と同じ走査方向で S 2 S 1 の順に外側から内側 (矢印方向) へ次の全領域走査を行う構成にしてもよい。この場合、 S 2 において速度方向を変えずに走査を継続することが可能になり、機械的な制御が容易になるという利点がある。

【 0 0 3 8 】

また図 1 1 に示すように、らせん状に沿って内側から外側へ 1 回の全領域の走査 (S 1 S 2) が完了後、走査制御部 2 0 3 の制御により、点 S 2 から直線的 (矢印方向) に点 S 1 に復帰させ、再度内側から同じ方向に走査してもよい。

【 0 0 3 9 】

なお、発光制御部 1 0 6 の制御により走査時に各照射スポットの座標情報及び光線の種類や順番の情報はメモリ 1 1 1 へ転送される。本実施形態では、2次元画像を構成するため、各スポット (画像の画素に対応) に対応する座標情報は (x , y) で表す。ここで、x は 2 次元画像の横幅の座標、y は 2 次元画像の縦幅の座標である。

【 0 0 4 0 】

次に発光タイミングの制御について説明する。光照射部 1 0 3 は発光タイミングに合わせ、白色光を構成する L 1、L 2、L 3 の単色の光、及び特殊光を構成する L 4、L 5 の単色の光を順次に繰り返して挿入部 1 0 5 に貫通する光ファイバー 1 0 4 の先端部まで転送し、被写体 1 0 0 に照射する。それと同時に、光ファイバー 1 0 4 は、照射スポットごとに、各単色の光の照射による被写体 1 0 0 からの戻り光をキャッチして光ファイバー 1 0 4 の後部に接続されている光検出部 1 0 7 へ転送する。本実施形態では、L 1、L 2、L 3、L 4、L 5 の全 5 種類の単色光源の所定の発光切り替えの時間間隔を T 1 に、各単色光源からの光が光照射部 1 0 3 及び光ファイバー 1 0 4 を介し被写体 1 0 0 に照射されるまでの経由時間を T 2 に、被写体 1 0 0 からの戻り光が光ファイバー 1 0 4 を介し光検出部 1 0 7 で検出されるまでの経由時間を T 3 に設定し、下式 (1) で発光タイミングを制御する。

【 0 0 4 1 】

$$T 1 \quad T 2 + T 3 \cdot \cdot \cdot \cdot (1)$$

【 0 0 4 2 】

上式 (1) のように制御することで、ある光源が発光してから、その戻り光を光検出部 1 0 7 で検出するまでの時間以上に、発光間隔が制御されることになる。つまり、ある光 (照射光又は照射光による被検体からの戻り光) が光ファイバー内にある間は、次の光を照射しないように制御することが可能になる。よって 2 種類以上の光が同時に光ファイバーに入らないため、1本のファイバーのみで、光信号が衝突することなく、観察を行うことができる。

【 0 0 4 3 】

次に光検出部 1 0 7 及び画像処理部 1 0 8 について説明する。被写体 1 0 0 からの戻り光は光ファイバー 1 0 4 を通して、光照射部 1 0 3 に入り、ハーフミラー 2 0 8 を介して、光検出部 1 0 7 に入る。光検出部 1 0 7 からの信号は、画像処理部 1 0 8 へ送られる。

【 0 0 4 4 】

図 1 2 は、光検出部 1 0 7 及び画像処理部 1 0 8 の構成の一例を示すものある。光検出部 1 0 7 は、光電変換部 4 0 1、アンプ部 4 0 2、A / D 変換部 4 0 3 を含む。画像処理部 1 0 8 は、分離部 4 0 4、情報取得部 4 1 0 及び画像生成部 4 1 1 を含む。画像生成部 4 1 1 は、第 1 の画像構成部 4 0 5、第 2 の画像構成部 4 0 6、第 1 補間部 4 0 7、第 2 補間部 4 0 8、出力画像生成部 4 0 9 を含む。なお光検出部 1 0 7 及び画像処理部 1 0 8 の構成はこれに限定されず、これらの構成要素の一部を省略したり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

【 0 0 4 5 】

光電変換部 4 0 1 は、アンプ部 4 0 2、A / D 変換部 4 0 3 を介して分離部 4 0 4 に接続されている。分離部 4 0 4 は、第 1 の画像構成部 4 0 5 を介して第 1 補間部 4 0 7 に接

10

20

30

40

50

続されている。また、分離部 404 は第 2 の画像構成部 406 を介して第 2 補間部 408 へも接続されている。第 1 補間部 407 及び第 2 補間部 408 は出力画像生成部 409 に接続されている。メモリ 111 は分離部 404、第 1 の画像構成部 405、第 2 の画像構成部 406、第 1 補間部 407 及び第 2 補間部 408 に接続されている。信号制御部 109 は、光検出部 107 及び画像処理部 108 の各部と双方向に接続されている。発光制御部 106 は信号制御部 109 と双方向に接続されている。第 1 補間部 407 及び第 2 補間部 408 は出力画像生成部 409 に接続されている。情報取得部 410 は、分離部 404 に接続されている。

【0046】

本実施形態では、信号制御部 109 の制御に基づき、光検出部 107 からの照射スポットごとの戻り光を用いて光電変換部 401 にて光電変換処理を行い、1 照射スポットに 1 画素が対応するように電荷信号を生成する。生成した電荷信号をアンプ部 402 にて増幅させ、さらに A/D 変換部 403 にてデジタル単色画像信号へ変換し、分離部 404 へ転送する。

【0047】

分離部 404 は、信号制御部 109 の制御に基づき、メモリ 111 からの当該照射スポットに対応する走査時の光源の種類に基づいて、デジタル単色画像信号の分離を行う。具体的には、走査時の発光光源が通常光光源 L1、L2、L3 の場合は、対応するデジタル単色画像信号 R d 0 (赤色帯域)、G d 0 (緑色帯域)、B d 0 (青色帯域) を第 1 の画像構成部 405 へ転送し、走査時の光源が特殊光光源 L4、L5 の場合は、デジタル単色画像信号 G d 1、B d 1 を第 2 の画像構成部 406 へ転送する。

【0048】

図 13 は、第 1 の画像構成部 405 の構成の一例を示すもので、第 1 の色信号蓄積部 501、第 2 の色信号蓄積部 502 及び第 3 の色信号蓄積部 503 を含む。分離部 404 は、第 1 の色信号蓄積部 501、第 2 の色信号蓄積部 502 及び第 3 の色信号蓄積部 503 に接続されている。第 1 の色信号蓄積部 501、第 2 の色信号蓄積部 502 及び第 3 の色信号蓄積部 503 はそれぞれ第 1 補間部 407 に接続されている。また、信号制御部 109 は第 1 の色信号蓄積部 501、第 2 の色信号蓄積部 502 及び第 3 の色信号蓄積部 503 と双方向に接続されている。

【0049】

本実施形態では、信号制御部 109 の制御により、分離部 404 は通常光光源 L1、L2、L3 の照射の戻り光に対応する上記デジタル単色画像信号 R d 0 (赤色帯域) を第 1 の色信号蓄積部 501 へ、デジタル単色画像信号 G d 0 (緑色帯域) を第 2 の色信号蓄積部 502 へ、デジタル単色画像信号 B d 0 (青色帯域) を第 3 の色信号蓄積部 503 へそれぞれ分けて転送し上記座標情報 (x, y) に対応づけて蓄積する。

【0050】

信号制御部 109 の制御により光ファイバー 104 で 1 回全領域の走査が完了後、上記第 1 の色信号蓄積部 501 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 R d 0 (赤色帯域)、第 2 の色信号蓄積部 502 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 G d 0 (緑色帯域)、及び第 3 の色信号蓄積部 503 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 B d 0 (青色帯域) を、第 1 補間部 407 へ転送する。

【0051】

なお、面順次走査の場合、信号制御部 109 の制御により通常光光源 L1、L2、L3 は全領域走査ごとにそれぞれ発光して、通常光光源 L1、L2、L3 で合わせて三回の全領域走査により上記第 1 の色信号蓄積部 501 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 R d 0 (赤色帯域)、第 2 の色信号蓄積部 502 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 G d 0 (緑色帯域)、第 3 の色信号蓄積部 503 に蓄積されている全領域のデジタル単色画像 B d 0 (青色帯域) を、第 1 補間部 407 へ転送する。

【0052】

図 14 は、第 2 の画像構成部 406 の構成の一例を示すもので、第 4 の色信号蓄積部 5

10

20

30

40

50

04、第5の色信号蓄積部505を含む。分離部404は、第4の色信号蓄積部504、第5の色信号蓄積部505に接続されている。第4の色信号蓄積部504、第5の色信号蓄積部505はそれぞれ第2補間部408に接続されている。また、信号制御部109は第4の色信号蓄積部504、第5の色信号蓄積部505と双方向に接続されている。

【0053】

信号制御部109の制御により、分離部404は特殊光光源L4、L5の照射の戻り光に対応する上記デジタル単色画像信号Gd1（狭帯域色）を第4の色信号蓄積部504へ、デジタル単色画像信号Bd1（狭帯域色）を第5の色信号蓄積部505へそれぞれ分けて転送し、上記座標情報（x，y）に対応づけて蓄積する。上記第1の画像構成部405と同様に、第4の色信号蓄積部504に蓄積されている全領域のデジタル単色画像Gd1（狭帯域色）、第5の色信号蓄積部505に蓄積されている全領域のデジタル単色画像Bd1（狭帯域色）を第2補間部408へ転送する。

【0054】

デジタル単色画像Rd0、Gd0、Bd0は通常光光源による全領域走査に対応するものであり、デジタル単色画像Gd1、Bd1は特殊光光源による全領域走査に対応するものである。Rd0、Gd0、Bd0、Gd1及びBd1のそれぞれの信号集合体は光ファイバーの走査方向に対応し2次元のらせん状の画像となっている。

【0055】

図15は、第1補間部407の構成の一例を示すもので、第1のスキャン変換部601、第2のスキャン変換部602、第3のスキャン変換部603及び第1の画像合成部610を含む。第1の画像構成部405は、第1のスキャン変換部601、第2のスキャン変換部602、第3のスキャン変換部603に接続されている。第1のスキャン変換部601、第2のスキャン変換部602、第3のスキャン変換部603は第1の画像合成部610に接続されている。第1の画像合成部610は出力画像生成部409に接続されている。信号制御部109は、第1のスキャン変換部601、第2のスキャン変換部602、第3のスキャン変換部603及び第1の画像合成部610と双方向に接続されている。なお第1補間部の構成はこれに限定されず、これらの構成要素の一部を省略するなどの種々の変形実施が可能である。

【0056】

信号制御部109の制御に基づき、第1の画像構成部405からのらせん状のRd0単色画像が第1のスキャン変換部601へ、Gd0単色画像が第2のスキャン変換部602へ、Bd0単色画像が第3のスキャン変換部603へ転送される。第1のスキャン変換部601に入力されたRd0単色画像、第2のスキャン変換部602に入力されたGd0単色画像及び第3のスキャン変換部603に入力されたBd0単色画像は2次元らせん状になっているため、各画素は本来の位置からずれる。この場合、下式（2）の形状補正関数を用いて、幾何学的変換を施し、ゆがみを補正する必要がある。

【0057】

$$V'([x'],[y']) = f(V([x],[y])) \cdots (2)$$

【0058】

上式（2）において、 $V(x, y)$ はらせん状画像の画素値、 x はらせん状画像の横幅の座標、 y はらせん状画像の縦幅の座標である。一方、 $V'(x', y')$ はラスタスキャン形状の画像の画素値、 x' はラスタスキャン形状画像の横幅の座標、 y' はラスタスキャン形状画像の縦幅の座標である。

【0059】

しかし、幾何学的変換後の画像は画素欠けが発生するため、図17に示す2次元ラスタスキャン形式の目標画像にするには、さらに補間する必要がある。本実施形態では、図18に示すように、公知のバイリニア補間方法に基づいて求めたい目標位置の画素値 $I(x', y')$ を周囲4点の画素値を用い、下式（3）で求める。

【0060】

$$I(x', y') = ([x'] + 1 - x')([y'] + 1 - y') V'([x'], [y']) +$$

$$([x'] + 1 - x')(y' - [y'])V'([x'], [y'] + 1) + (x' - [x'])([y'] + 1 - y')V'([x'] + 1, [y']) + (x' - [x'])(y' - [y'])V'([x'] + 1, [y'] + 1) \cdots \cdots (3)$$

【0061】

上式(3)の補間処理により、図17に示すように2次元ラスタスキャン形式の画像に変換される。

【0062】

第1のスキャン変換部601からラスタスキャン形状に変換されたRd0単色画像、第2のスキャン変換部602からラスタスキャン形状に変換されたGd0単色画像及び第3のスキャン変換部603からラスタスキャン形状に変換されたBd0単色画像が第1の画像合成部610へ転送される。

10

【0063】

第1の画像合成部610は、信号制御部109の制御により転送されてきたラスタスキャン形状のRd0単色画像、Gd0単色画像及びBd0単色画像に対し、下式(4)に基づき3チャンネルのRGB通常光画像を合成し、出力画像生成部409へ転送する。

【0064】

$$\begin{aligned} Rch_v &= Rd0_v \\ Gch_v &= Gd0_v \\ Bch_v &= Bd0_v \cdots \cdots (4) \end{aligned}$$

【0065】

上式(4)中のRch__vはRGB通常光画像のRチャンネルの画素値、Gch__vはRGB通常光画像のGチャンネルの画素値、Bch__vはRGB通常光画像のBチャンネルの画素値である。また、Rd0__vはRd0単色画像の画素値、Gd0__vはGd0単色画像の画素値、Bd0__vはBd0単色画像の画素値に対応している。

20

【0066】

図16は、第2補間部408の構成の一例を示すもので、第4のスキャン変換部604、第5のスキャン変換部605、及び第2の画像合成部620を含む。第2の画像構成部406は、第4のスキャン変換部604、第5のスキャン変換部605に接続されている。第4のスキャン変換部604、第5のスキャン変換部605は第2の画像合成部620に接続されている。第2の画像合成部620は出力画像生成部409に接続されている。信号制御部109は、第4のスキャン変換部604、第5のスキャン変換部605及び第2の画像合成部620と双方向に接続されている。

30

【0067】

信号制御部109の制御に基づき、第2の画像構成部406からのらせん状のGd1単色画像を第4のスキャン変換部604へ、Bd1単色画像を第5のスキャン変換部605へ転送する。第4のスキャン変換部605に入力されたGd1単色画像及び第5のスキャン変換部605に入力されたBd1単色画像は2次元らせん状になっているため、上式(2)の形状補正関数及び上式(3)のバイリニア補間を用いて図17に示すように2次元ラスタスキャン形式に変換する。

【0068】

第2の画像合成部620は、信号制御部109の制御により転送されてきたラスタスキャン形状のGd1単色画像及びBd1単色画像に対し、下式(5)に基づき3チャンネルのNBI特殊光画像(NBI疑似カラー画像)を合成し、出力画像生成部409へ転送する。

40

【0069】

$$\begin{aligned} Rch_v &= p1 * Bd1_v \\ Gch_v &= p2 * Bd1_v \\ Bch_v &= p3 * Gd1_v \cdots \cdots (5) \end{aligned}$$

【0070】

上式(5)中のRch__vはNBI特殊光画像のRチャンネルの画素値、Gch__vは

50

N B I 特殊光画像の G チャンネルの画素値、 Bch_v は N B I 特殊光画像の B チャンネルの画素値である。また、 $Bd1_v$ は $Bd1$ 画像の画素値、 $Gd1_v$ は $Gd1$ 画像の画素値、 $p1$ 、 $p2$ 、 $p3$ は所定係数である。

【0071】

出力画像生成部 409 は、第 1 の画像合成部 610 及び第 2 の画像合成部 620 から転送されてきたラストスキャン形状の 3 チャンネルの R G B 通常光画像及び N B I 特殊光画像に対し、画素ごとに公知のノイズ低減、ホワイトバランス補正、色変換、階調変換等の画像処理を行い、処理後の R G B 通常光画像及び N B I 特殊光画像を表示装置 110 へ転送する。

【0072】

このように、光ファイバー 104 を振動させると同時に、通常光光源 $L1$ 、 $L2$ 、 $L3$ 、及び特殊光光源 $L4$ 、 $L5$ の単色光源を、所定の発光タイミングで 1 色ずつ順次に繰り返して発光させる。そして光ファイバー 104 を介して、被写体に照射し、その戻り光を順次に繰り返して受け取ることで、通常光画像と特殊光画像 (N B I 画像) を同時に構成することが可能となる。また、通常光光源 $L1$ 、 $L2$ 、 $L3$ に比べ特殊光光源 $L4$ 、 $L5$ の発光時間を長くするように制御するため、特殊光光源が発光する場合、通常光光源が発光する場合より 1 つの照射スポットへの照射時間が長くなり、形成した特殊光画像の感度アップにつながる。この構成により、食道や大腸、胃などのがんの診断能力の向上が可能となる。

【0073】

なお、本実施形態では、血液中のヘモグロビンに吸収される波長の波長帯域に対応する狭帯域の特殊光光源の照射により N B I (Narrow Band Imaging) 画像を形成したが、図 19 に示すように、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光を観察するための励起光 ($390 \sim 470 \text{ nm}$) 及び血液中のヘモグロビンに吸収される波長 ($540 \sim 560 \text{ nm}$) の分光特性を持つ特殊光光源で照射し、その戻り光に基づき A F I (Auto Fluorescence Imaging) 特殊光画像を形成する構成にしてもよい。A F I は、被写体に狭い帯域の励起光を照射し、励起光により生体被写体から発生する自家蛍光を検出し特殊光画像を形成する技術である。この技術は、気管支上の扁平上皮がんや、早期食道がん及び大腸腫瘍性病変部の検診に効果がある。

【0074】

A F I 技術を適用する場合、基本的に本実施形態の N B I 特殊光画像を形成する形態例と同等であり、異なる部分のみを説明する。

【0075】

特殊光光源 102 において、 $L4$ の L E D 単色光源は $G2$ ($540 \text{ nm} \sim 560 \text{ nm}$)、 $L5$ の L E D 単色光源は $B2$ ($390 \text{ nm} \sim 470 \text{ nm}$) の透過率特性をもつ。

【0076】

図 20 は、光検出部 107 の構成の一例を示すもので、集光レンズ 301、バリアフィルタ 302 を含む。バリアフィルタ 302 は発光制御部 106 と双方向に接続されている。

【0077】

本実施形態では、バリアフィルタ 302 は発光制御部 106 の制御に基づき移動できるような構成となる。発光制御部 106 の制御に基づき、上記励起光に対応する $L5$ の L E D 単色光源を照射する場合、バリアフィルタ 302 ($470 \text{ nm} \sim 690 \text{ nm}$ の透過率特性をもつ) を移動させ、光照射部 103 から入ってくる照射スポットごとの戻り光の光路中に挿入し自家蛍光 ($490 \text{ nm} \sim 625 \text{ nm}$) を通過させ、励起光の戻り光 ($390 \text{ nm} \sim 470 \text{ nm}$) をカットする。また、 $L5$ 以外の L E D 単色光源で照射する場合、発光制御部 106 の制御により、バリアフィルタ 302 を、光ファイバーから転送してくる戻り光の光路から引き出すようにする。このように、発光制御部 106 の制御により $L1$ 、 $L2$ 、 $L3$ 、 $L4$ 、 $L5$ の L E D 単色光源が繰り返して順次に発光するタイミングに合わせてバリアフィルタ 302 を、光ファイバーから転送されてくる戻り光の光路中に繰り返

10

20

30

40

50

して挿脱する。

【0078】

また、第2の画像合成部620は、信号制御部109の制御により転送されてきたラス
タスキャン形状の単色Gd2（狭帯域）画像及びBd2（狭帯域）画像に対し、下式（6）
に基づき3チャンネルのAFI特殊光画像を合成し、出力画像生成部409へ転送する。
Gd2画像はL4のLED単色光源（分光特性540nm～560nm）の照射により
形成された画像である。また、Bd2画像はL5のLED単色光源（分光特性390nm
～470nm）の照射により生体組織で発生した自家蛍光（分光特性490nm～625
nm）から形成された画像である。

【0079】

$$\begin{aligned} Rch_v &= Gd2_v \\ Gch_v &= Bd2_v \\ Bch_v &= Gd2_v \quad \cdot \cdot \cdot \cdot (6) \end{aligned}$$

【0080】

上式（6）中のRch__vはAFI特殊光画像のRチャンネルの画素値、Gch__vは
AFI特殊光画像のGチャンネルの画素値、Bch__vはAFI特殊光画像のBチャンネル
の画素値、Gd2_vは照射戻り光Gd2画像の画素値、Bd2_vは照射戻り光Bd2
画像の画素値に対応している。

【0081】

さらに、赤外光が吸収されやすいインドシアニングリーン（ICG）を静脈注射した上
で、赤外光（790nm～820nm）の分光特性をもつLED単色光源を特殊光光源1
02のL4に設置し、赤外光（905nm～970nm）の分光特性を持つLED単色光
源を特殊光光源102のL5に設置して被写体へ照射し、その戻り光からIRI（Infra
Red Imaging）特殊光画像を形成する構成にしてもよい。この場合、人間の目では視認が
難しい粘膜深部の血管や血流を強調して観察できるため、胃がんの深達度診断と治療方針
の判定や、食道静脈瘤硬化の治療に役が立つ。

【0082】

このように、所定の発光タイミングに合わせて光ファイバーを振動させる同時に、光源
からの光をもとに、白色光と特定波長帯域を有する特殊光を取得し、光ファイバーを通し
てその取得した白色光と特殊光を被写体に順次に繰り返して照射する。被写体からの白色
光の戻り光を検出して通常光画像を、被写体からの特殊光の戻り光を検出して特殊光画像
を構成し、同時に表示装置に表示できるため、診断能力を向上することが可能となる。また、
発光タイミングを調整し、白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるよう
に制御するため、形成した特殊光画像の感度を改善することができる。

【0083】

以上の本実施形態は、スポット光を被検体に対して照射し、スポット光を走査しながら
、その戻り光を検出する光走査型光学装置（狭義には例えば内視鏡装置）に搭載される光
制御装置に適用できる。光制御装置とは本実施形態においては、少なくとも光照射部10
3と照射時間制御部112と光検出部107を含む機能ブロックに相当する。光照射部1
03は、白色光と特殊光を被検体に照射する。照射時間制御部112は、白色光の照射時
間に対して特殊光の照射時間が長くなるように制御を行う。また光検出部107は、白色
光の照射による被検体からの第1の戻り光と、特殊光の照射による被検体からの第2の戻
り光を検出する。

【0084】

ここで、スポット光とはスポット状に被検体に対して照射される光のことである。また
特殊光とは特定の波長帯域を有する光のことであり、例えば狭帯域光観察（NBI）にお
いては、390～445nm及び530～550nmの波長帯域を有する光のことである。
。

【0085】

これにより、白色光及び特殊光を照射光としてスポット状に照射する際に、特殊光の照

10

20

30

40

50

射時間を白色光の照射時間に比べて長くすることができる。よって特殊光の照射量（単位時間あたりの照射光量×照射時間）を通常光に比べて増加させることができるため、特定波長帯域に対応する画像（広義には第2の画像）の照明不足を解消し、クリアな画像を生成できる。

【0086】

また、光照射部103は、白色光を発光する通常光光源から白色光を取得して照射し、特殊光を発光する特殊光光源から特殊光を取得して照射してもよい。

【0087】

これにより、通常光光源により白色光を取得し、特殊光光源から特殊光を取得することができるため、直感的にわかりやすい方法で白色光及び特殊光を取得することが可能になる。また、フィルタ等を用いる必要がないため光照射部103の構成を簡略化することが可能になる。

10

【0088】

また、光制御装置は発光制御部106を含む。発光制御部106は特殊光の照射時間を白色光の照射時間よりも長くするように、通常光光源及び特殊光光源の発光タイミングを制御する。

【0089】

これにより、照射時間制御部112により設定（制御）された時間の長さ（すなわち特殊光の照射時間が白色光の照射時間よりも長い）を実現するように、実際に通常光光源及び特殊光光源の発光を制御することが可能になる。

20

【0090】

また、通常光光源101は白色光を構成する第1～第N（Nは2以上の整数）の単色光を発光する第1～第Nの単色光源を含む。発光制御部106は第1～第Nの単色光源が順次発光するような制御を行い、光照射部103は第1～第Nの単色光を順次取得して照射する。ここで第1～第Nの単色光は、R色光、G色光及びB色光であってもよい。

【0091】

これにより、通常光光源として、白色光を構成する複数の単色光を発する光源を採用することが可能になる。そして複数の光源の発光を順次切り替えることで、白色光を構成する複数の単色光を順次被検体に対して照射することができる。

【0092】

ここで白色光を構成する複数の単色光はR、G、Bの3色の光であっても良い。この場合一般的に用いられており、よく知られている光を発する光源を用いて、通常光光源を構成することが可能になる。

30

【0093】

また、特殊光光源102は特殊光を構成する第N+1～第M（MはM>N+1となる整数、Nは整数）の単色光を発光する第N+1～第Mの単色光源を含む。発光制御部106は第N+1～第Mの単色光源が順次発光するような制御を行い、光照射部103は第N+1～第Mの単色光を順次取得して照射する。

【0094】

これにより、特殊光光源として、特殊光を構成する複数の単色光を発する光源を採用することが可能になる。そして複数の光源の発光を順次切り替えることで、特殊光を構成する複数の単色光を順次被検体に対して照射することができる。具体的には例えば、狭帯域光観察（NBI）においては390～445nmの波長帯域を有する光を発する光源と、530～550nmの波長帯域を有する光を発する光源の2つを用いることなどが考えられる。

40

【0095】

また、光照射部103は、白色光と特殊光を用いて走査対象領域を走査する。そして光検出部107は、光照射部103の走査により、被検体からの第1の戻り光（狭義には白色光の照射に対応する戻り光、さらに狭義には反射光）及び第2の戻り光（狭義には特殊光の照射に対応する戻り光、さらに狭義には反射光や発生する蛍光）を検出する。ここで

50

走査対象領域とは被検体を含む領域であって、表示装置 110 に表示される 1 画面に対応する領域のことである。

【0096】

これにより、走査対象領域を走査して、その戻り光を検出することが可能になる。このような走査及び戻り光の検出が行われることで、1 スポットに対する照射では 1 画素に対応する光情報しか取得できなくても、1 画面を構成するに足るだけの光情報を順次取得することができる。

【0097】

また、光照射部 103 による白色光及び特殊光のいずれか一方の光を用いた、走査対象領域の全域走査が終わったことを条件に、発光制御部 106 は他方の光を発する光源に発光を切り替え、その後光照射部 103 は、他方の光を用いて走査対象領域の全域走査を行ってもよい。

【0098】

図 8 のように S1 S2 へ反時計回りに全域走査を行い、その後 S2 S1 へ時計回りに全域走査を行うような走査方法を例にとって説明する。この場合、まず一方の光（例えば白色光）を用いて、S1 S2 間の全域走査を行う。この間、白色光の照射が続けられる。その後、他方の光（例えば特殊光）を用いて、S2 S1 間の全域走査を行う。この間は特殊光の照射が続けられる。これ以降も同様に、一方の光による全域走査終了後に他方の光による全域走査が行われる。

【0099】

これにより、面順次による走査が可能になる。面順次とはある光を用いた全域走査が終わった後に、次の光を用いた全域走査を行う走査方法である。面順次では 1 回の全域走査に対して 1 色の画像しか得られないため、P 個の光を用いる場合には、1 画面を構成するために P 回の全域走査が必要になる。そのため単位時間あたりに得られる画像枚数は少なくなり、時間分解能（動画性能）は後述する点順次に比べて低くなることになるが、全ての光が全ての照射スポットに対して情報を持つため、解像度を高くすることが可能である。

【0100】

また、通常光光源 101 は白色光を構成する第 1 ～ 第 N（N は 2 以上の整数）の単色光を発光する第 1 ～ 第 N の単色光源を含んでもよい。そして、光照射部 103 による第 i の光を用いた、走査対象領域の全域走査が終わったことを条件に、発光制御部 106 は第 i + 1 の光を発する光源に発光を切り替え、その後光照射部 103 は、第 i + 1 の光を用いて走査対象領域の全域走査を行ってもよい。

【0101】

上述した図 8 の走査方法を例にとって説明する。ここで白色光を構成する第 1 ～ 第 N の単色光を発光する第 1 ～ 第 N の単色光源として、R、G、B の 3 色の単色光源を考える。この場合、まず R 光源を用いて S1 S2 の全域走査を行う。その後 G 光源を用いて S2 S1 の全域走査を行い、終了後、B 光源を用いて S1 S2 の全域走査を行う。以上の走査により、1 枚の通常光画像に対応する光情報を取得することができる。画像取得を続ける場合は、以降、R 光源による S2 S1 の全域走査、G 光源による S1 S2 の全域走査と続いていく。

【0102】

これにより、白色光と特殊光という切り替えにとどまらず、白色光内でも、白色光を構成する複数の光を発する光源を順次切り替えて面順次を行うことが可能になる。

【0103】

また、特殊光光源 102 は特殊光を構成する第 N + 1 ～ 第 M（M は $M > N + 1$ となる整数、N は整数）の光を発光する第 N + 1 ～ 第 M の単色光源を含んでもよい。そして、光照射部 103 による第 j の光を用いた、走査対象領域の全域走査が終わったことを条件に、発光制御部 106 は第 j + 1 の光を発する光源に発光を切り替え、その後光照射部 103 は、第 j + 1 の光を用いて走査対象領域の全域走査を行ってもよい。

【0104】

上述した図8の走査方法を例にとって説明する。ここで特殊光を構成する第N+1~第Mの単色光を発光する第N+1~第Mの単色光源として、NBIで用いられるG1、B1の2色の単色光源を考える。この場合、まずG1光源を用いてS1 S2の全域走査を行う。その後B1光源を用いてS2 S1の全域走査を行う。以上の走査により、1枚の特殊光画像に対応する光情報を取得することができる。画像取得を続ける場合は、以降、G1によるS1 S2の全域走査、B1によるS2 S1の全域走査を繰り返せばよい。

【0105】

これにより、白色光と特殊光という切り替えにとどまらず、特殊光内でも、特殊光を構成する複数の光を発する光源を順次切り替えて面順次を行うことが可能になる。

10

【0106】

また、光照射部103による白色光及び特殊光のいずれか一方の光を用いた、1つの照射スポットへの照射が終わったことを条件に、発光制御部106は他方の光を発する光源に発光を切り替え、その後光照射部103は、他方の光を用いて次の照射スポットへの照射を行ってもよい。

【0107】

この場合の例を図9に示す。図4で示したようにL1~L5の光源(L1~L3が通常光に対応し、L4~L5が特殊光に対応)を順次発光させる場合に、S1(図9では不図示。らせんの中心点) S2の全域走査において、最初の照射スポットではL1(例えばR光源)が発光する。その後、次の照射スポットに移動して、L2(例えばG光源)の発光に切り替える。以降、次の照射スポットではL3(例えばB光源)、その次の照射スポットではL4(例えばG1光源)、さらに次の照射スポットではL5(例えばB1光源)といったように、1照射スポットに1光源が対応するように、発光及び照射スポットを切り替えていく。L5の後は再度L1に戻り、S2に到達するまで継続される。S1 S2の1回の全域走査で、1枚の通常光画像と1枚の特殊光画像に対応する光情報を取得することができる。画像取得を続ける場合は、全域走査を繰り返せばよく、その走査方法は図8、図10、図11のどの方法で行われてもよい。

20

【0108】

これにより、点順次による走査が可能になる。点順次とは1照射スポットごとに照射する光を順次変えていく走査方法である。点順次では、1回の全域走査により全色に対する画像を取得することが可能になる。よって単位時間あたりに得られる画像枚数が多く、時間分解能が高い。反面、Q色の光を用いた場合、ある色の光はQスポットあたり1スポットしか情報を得られないため、解像度の面で面順次に劣るという特性がある。点順次と前述した面順次のどちらを採用すればよいかは場合によって異なる。比較的高速で移動するようなケース(例えば病変部のサーチ時等)では動画性能が高い点順次を採用することが考えられるし、動きが少なく解像度を優先したいケース(病変部の詳細を観察する時等)では面順次を採用することが考えられる。

30

【0109】

また、発光制御部106は、各周期において白色光と特殊光が交互に発光するように、通常光光源と特殊光光源の発光タイミングを制御する周期制御部211を含む。ここで周期とは通常光光源及び特殊光光源が1回ずつ発光する時間のことである。なお白色光及び特殊光が複数の光源の発光により実現される場合には、全ての光源が1回ずつ発光する時間のことになる。

40

【0110】

これにより、各周期において通常光光源と特殊光光源が交互に発光するように発光タイミングを制御することが可能になる。具体的には図4及び図5に示すようなタイミングになる。図4に示すように、L1、L2及びL3を一体の通常光光源、L4及びL5を一体の特殊光光源と見て、通常光光源の発光の後、特殊光光源が発光するようなタイミングにしてもよい(これも交互に発光しているうちに入る)。また図5に示すように、白色光を構成する各色と、特殊光を構成する各色とが交互に発光してもよい。

50

【0111】

また、特定の波長帯域とは、白色光の波長帯域よりも狭い帯域である。具体的には、特定の波長帯域とは、血液中のヘモグロビンに吸収される光の波長帯域である。さらに具体的には、390nm～445nmまたは530nm～550nmの波長帯域である。

【0112】

これにより、NBIと呼ばれる狭帯域光観察が可能になる。NBIでは生体の表層部及び、深部に位置する血管の構造を観察することができる。また得られた信号を特定のチャンネル(R, G, B)に入力することで、扁平上皮癌等の通常光では視認が難しい病変などを褐色等で表示することができ、病変部の見落としを抑止することができる。なお、390nm～445nmまたは530nm～550nmとはヘモグロビンに吸収されるという特性及び、それぞれ生体の表層部または深部まで到達するという特性から得られた数字である。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えばヘモグロビンによる吸収と生体の表層部又は深部への到達に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限值が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇すること考えられる。

【0113】

また、特定の波長帯域とは、蛍光物質に蛍光を発生させるための励起光の波長帯域であってもよい。具体的には蛍光の波長帯域は490nm～625nmであり、励起光の波長帯域は390nm～445nmの波長帯域である。

【0114】

これにより、AFIと呼ばれる蛍光観察が可能となる。励起光(390nm～470nm)を照射することで、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光を観察することができる。このような観察では病変を正常粘膜とは異なった色調で強調表示することができ、病変部の見落としを抑止すること等が可能になる。なお490nm～625nmという数字は、前述の励起光を照射した際、コラーゲンなどの蛍光物質が発する自家蛍光の波長帯域を示したものであり、390nm～445nmとは蛍光を発生させる励起光の波長帯域を示したものである。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えば蛍光物質が発する蛍光の波長帯域に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限值が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇すること考えられる。また、ヘモグロビンに吸収される波長帯域(540nm～560nm)を同時に照射し、擬似カラー画像を生成してもよい。

【0115】

また、特定の波長帯域とは、赤外光の波長帯域であってもよい。具体的には790nm～820nmまたは905nm～970nmの波長帯域である。

【0116】

これにより、IRIと呼ばれる赤外光観察が可能となる。赤外光が吸収されやすい赤外指標薬剤であるICG(インドシアニングリーン)を静脈注射した上で、上記波長帯域の赤外光を照射することで、人間の目では視認が難しい粘膜深部の血管や血流情報を強調表示することができ、胃癌の深達度診断や治療方針の判定などが可能になる。なお790nm～820nmという数字は赤外指標薬剤の吸収がもっとも強いという特性から、905nm～970nmという数字は赤外指標薬剤の吸収がもっとも弱いという特性から求められたものである。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えば赤外指標薬剤の吸収に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限值が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇すること考えられる。

【0117】

また、本実施形態における光走査型光学装置は光走査型内視鏡であっても良い。

【0118】

これにより、本実施形態で示された光制御装置を搭載した光走査型内視鏡を実現することが可能になる。

【0119】

また、本実施形態は前述してきた光制御装置と、画像処理部108とを含む制御装置に

10

20

30

40

50

も適用できる。画像処理部 108 は第 1 の戻り光と第 2 の戻り光を用いて、出力画像を生成する。

【0120】

これにより、まず光制御装置において、光信号を取得し電気信号に変換した上で A/D 変換をしてデジタル信号を取得することができる。そして画像処理部 108 により、取得したデジタル信号に画像処理を施すことにより、適切な形式で画像を表示することが可能になる。具体的には第 1 の戻り光から第 1 の画像（狭義には通常光画像）を作成し、第 2 の戻り光から第 2 の画像（狭義には特殊光画像）を作成する。さらに第 1 の画像と第 2 の画像から出力画像を生成する。

【0121】

また、画像処理部 108 は情報取得部 410 と分離部 404 と画像生成部 411 とを含む。情報取得部 410 は光特定情報を取得する。分離部 404 は光特定情報に基づいて、被検体からの戻り光を第 1 の戻り光と第 2 の戻り光とに分離する。画像生成部 411 は第 1 の戻り光と第 2 の戻り光とに基づいて出力画像を生成する。ここで光特定情報とは、照射された光の種類を特定する情報であり、例えば白色光か特殊光かを特定する。通常光光源 101 及び特殊光光源 102 が複数の光源から構成されているような場合には、複数の光源のうち、どの光源の発光による光なのかを特定する。

【0122】

これにより、照射された光の種類を特定することが可能になる。それに伴い、戻り光を適切に第 1 の戻り光と第 2 の戻り光とに分離することが可能になる。さらに第 1 の画像と第 2 の画像とを適切な戻り光に基づいて生成することが可能になり、したがって適切な出力画像の生成ができる。

【0123】

また、光検出部 107 は、白色光の照射により第 1 の戻り光を取得し、特殊光の照射により第 2 の戻り光を取得する。図 1 を例にとって具体的に説明すると、L1 ~ L3 の発光に対応する戻り光が第 1 の戻り光になり、L4 ~ L5 の発光に対応する戻り光が第 2 の戻り光になる。

【0124】

これにより、白色光と第 1 の戻り光という対応づけ及び特殊光と第 2 の戻り光という対応づけを明確にすることが可能になる。

【0125】

また、画像生成部 411 は、第 1 の戻り光に基づいて第 1 の画像を生成し、第 2 の戻り光に基づいて第 2 の画像を生成する。そして第 1 の画像と第 2 の画像から出力画像を生成する。

【0126】

これにより、第 1 の戻り光と第 1 の画像（つまりは白色光と第 1 の画像）という対応づけ及び第 2 の戻り光と第 2 の画像（つまりは特殊光と第 2 の画像）という対応づけを明確にすることが可能になる。したがって第 1 の画像及び第 2 の画像を適切に生成することが可能になり、出力画像も適切なものとすることができる。

【0127】

また、情報取得部 410 は照射光が白色光を構成する第 1 ~ 第 N の単色照射光であるか、もしくは特殊光を構成する第 N + 1 ~ 第 M の単色照射光であるかを特定する光特定情報を取得する。分離部 404 は光特定情報に基づいて、戻り光を第 1 ~ 第 N の戻り光と第 N + 1 ~ 第 M の戻り光とに分離する。

【0128】

図 1 のように光源が L1 ~ L5 の 5 つの光源から構成されている場合を例にとって説明する。この場合、図 12 に示すように分離部 404 は、光特定情報に基づいて、L1 ~ L3 に対応する情報を第 1 の画像構成部 405 に送り、L4 ~ L5 に対応する情報を第 2 の画像構成部 406 に送ることで 2 つに分離する。さらに図 13、図 14 に示すように、L1 に対応する情報を第 1 の色信号蓄積部 501 に送り、L2 に対応する情報を第 2 の色信

10

20

30

40

50

号蓄積部 5 0 2 に送る。L 3 ~ L 5 に対応する情報も同様に別々の色信号蓄積部に送る。

【 0 1 2 9 】

これにより、通常光光源が白色光を構成する複数の光をそれぞれ発する複数の単色光源から構成され、また特殊光光源が特殊光を構成する複数の光をそれぞれ発する複数の単色光源から構成されているような場合にも、適切に戻り光を分離することが可能になる。

【 0 1 3 0 】

また、光検出部 1 0 7 は、白色光を構成する第 1 ~ 第 N の単色照射光が照射されることで、第 1 ~ 第 N の単色戻り光を検出する。そして画像生成部 4 1 1 は、第 1 ~ 第 N の戻り光に基づいて、第 1 の画像を構成する第 1 ~ 第 N の単色画像を生成する。

【 0 1 3 1 】

これにより、第 1 ~ 第 N の単色戻り光から、第 1 ~ 第 N の単色画像を生成することが可能になる。具体的には例えば R 色の単色画像、G 色の単色画像及び B 色の単色画像を生成することができる。これらの単色画像を R チャンネル、G チャンネル及び B チャンネルに入力することで第 1 の画像（狭義には通常光画像）を生成することが可能になる。

【 0 1 3 2 】

また、光検出部 1 0 7 は、特殊光を構成する第 N + 1 ~ 第 M の単色照射光が照射されることで、第 N + 1 ~ 第 M の単色戻り光を検出する。そして画像生成部 4 1 1 は、第 N + 1 ~ 第 M の戻り光に基づいて、第 2 の画像を構成する第 N + 1 ~ 第 M の単色画像を生成する。

【 0 1 3 3 】

これにより、第 N + 1 ~ 第 M の戻り光から、第 N + 1 ~ 第 M の単色画像を生成することが可能になる。具体的には例えば、狭帯域観察における G 1 色の単色画像および B 1 色の単色画像を生成することができる。これらの単色画像を R チャンネル、G チャンネル及び B チャンネルに入力することで第 2 の画像（狭義には特殊光画像）を生成することが可能になる。

【 0 1 3 4 】

また、光照射部 1 0 3 はスポット光をらせん状に照射する。図 1 2 に示すように、画像処理部 1 0 8 はスポット光の位置情報を取得する情報取得部 4 1 0 を含み、画像処理部 1 0 8 の画像生成部 4 1 1 は第 1 補間部 4 0 7 及び第 2 補間部 4 0 8 を含む。第 1 補間部 4 0 7 は分類部 4 0 4 で分類された第 1 の戻り光に対応する第 1 の画像信号（例えば図 1 における L 1 ~ L 3 の発光に対応する画像信号）の配置態様を、情報取得部 4 1 0 が取得した位置情報に基づいてラスタスキャン形式に変換する。同様に第 2 補間部 4 0 8 は第 2 の戻り光に対応する第 2 の画像信号（例えば図 1 の L 4 ~ L 5 に対応）の配置態様を、位置情報に基づいて、ラスタスキャン形式に変換する。ここでラスタスキャン形式とは、図 1 7 に示すような画像形式である。また第 1 補間部 4 0 7 及び第 2 補間部 4 0 8 では図 1 8 に示すようなバイリニア補間も行われる。そして画像生成部 4 1 1 はラスタスキャン形式に変換された第 1 の画像信号に基づいて第 1 の画像を生成し、第 2 の画像信号に基づいて第 2 の画像を生成する。具体的には図 1 5 における第 1 の画像合成部 6 1 0 において第 1 の画像を生成し、図 1 6 における第 2 の画像合成部 6 2 0 において第 2 の画像を生成する。

【 0 1 3 5 】

これにより、らせん状の走査により得られた画像（自然な画像ではなく、被検体が歪んで見える）を図 1 7 に示すようなラスタスキャン形式に変換することが可能になる。また歪みの補正だけでは、情報が格納されない画素が出てくるため、例えばバイリニア補間などの方法により補間する。そして得られたラスタスキャン形式の画像信号に基づいて画像を生成することができる。

【 0 1 3 6 】

また、本実施形態は、本実施形態の光制御装置内の光照射部により照射された白色光を通過させ、被検体からの戻り光を光検出部に返す光学スコープにも適用できる。

【 0 1 3 7 】

10

20

30

40

50

ここで光学スコープとは、図 1 における挿入部 105 に対応するもので、具体的には上部消化器用スコープや下部消化器用スコープ等がある。光学スコープには固有の識別番号があり、例えば識別番号をメモリに格納しておくことで、使用されているスコープを識別することが可能になる。上述したように観察部位により使用されるスコープが異なるため、スコープを識別することで観察部位を特定することもできる。

【0138】

また、本実施形態は、光照射部 103 と照射時間制御部 112 と光検出部 107 とを含む光走査型光学装置にも適用できる。光照射部 103 は、白色光と特殊光を被検体に照射する。照射時間制御部 112 は、白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるように制御を行う。また光検出部 107 は、白色光の照射による被検体からの第 1 の戻り光と、特殊光の照射による被検体からの第 2 の戻り光を検出する。そして光照射部は通常光光源から白色光を取得して照射し、特殊光光源から特殊光を取得して照射する。なお通常光源は、白色光を構成する複数の光をそれぞれ発する、複数の光源から構成されてもよく、特殊光光源は、特殊光を構成する複数の光をそれぞれ発する、複数の光源から構成されてもよい。

10

【0139】

これにより、白色光及び特殊光を照射光としてスポット状に照射する際に、特殊光の照射時間を白色光の照射時間に比べて長くすることができる。よって特殊光の照射量（単位時間あたりの照射光量×照射時間）を通常光に比べて増加させることができるため、特定波長帯域に対応する画像（広義には第 2 の画像）の照明不足を解消し、クリアな画像を生成可能な光走査型光学装置（狭義には例えば光走査型内視鏡）を実現することができる。その際白色光は通常光光源から取得し、特殊光は特殊光光源から取得するという直感的にわかりやすく、光照射部 103 の構成を簡略にするような形態をとることができる。なお、通常光光源と特殊光光源は複数の単色光源から構成されるような形態も可能である。

20

【0140】

2. 第 2 の実施形態

図 21 は、第 2 の実施形態の構成例である。被写体 100、通常光光源 101、光照射部 103、光ファイバー 104、挿入部 105、発光制御部 106、光検出部 107、画像処理部 108、信号制御部 109、表示装置 110、メモリ 111、照射時間制御部 112 を含む。なお光制御装置の構成はこれに限定されず、これらの構成要素の一部を省略したり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

30

【0141】

基本的に第 1 の実施形態と同等であり、異なる部分のみを説明する。本実施形態において、通常光光源 101 は白色光を発光する構成となる。

【0142】

図 22 は、光照射部 103 の構成の一例を示すもので、集光レンズ 201、調整ミラー 202、走査制御部 203、第 1 のフィルタ 204、第 2 のフィルタ 205、フィルタ制御部 206 及びハーフミラー 208 を含む。通常光光源 101 からの光は集光レンズ 201 に入る。挿入部 105 は、光照射部 103 に接続されている。光ファイバー 104 はハーフミラー 208 を介して照射光を受け取り、また、被写体 100 からの戻り光を光照射部 103 へ転送する。第 1 のフィルタ 204、第 2 のフィルタ 205 はフィルタ制御部 206 に接続されている。走査制御部 203 は光ファイバー 104 へ接続されている。発光制御部 106 は調整ミラー 202、走査制御部 203、フィルタ制御部 206 と双方向に接続されている。通常光光源 101 からの白色光は集光レンズ 201 へ入る構成となっている。

40

【0143】

本実施形態において、第 1 のフィルタは 3 つのフィルタ F1、F2、F3 を含む。図 2 に示すように、F1 フィルタは R0（580nm～700nm）、F2 フィルタは G0（480nm～600nm）、F3 フィルタは B0（400nm～500nm）の波長帯域の光を透過させる透過率特性をもつ。すなわち、通常光光源 101 からの白色光は F1 フ

50

フィルタを透過すると赤色光、F 2 フィルタを透過すると緑色光、F 3 フィルタを透過すると青色光となる。この F 1、F 2、F 3 の 3 つのフィルタを透過した各色光が光ファイバー 104 を通して被写体に照射され、その戻り光で形成された画像は通常光画像となる。

【0144】

一方、第 2 のフィルタは 2 つのフィルタ F 4、F 5 を含む。図 3 に示すように、F 4 フィルタは G 1 (530 nm ~ 550 nm)、F 5 フィルタは B 1 (390 nm ~ 445 nm) の波長帯域の光を透過させる透過率特性をもつ。この F 4、F 5 2 つのフィルタを透過した光は狭帯域光であり、光ファイバー 104 を通して被写体に照射され、その戻り光で形成した画像は N B I 特殊光画像となる。

【0145】

また、F 4 フィルタが G 2 (540 nm ~ 560 nm)、F 5 フィルタが B 2 (390 nm ~ 470 nm) の波長帯域の光を透過させる透過率特性をもつ場合、A F I 特殊光画像を構成することが可能となる。さらに、F 4 フィルタが赤外光 (790 nm ~ 820 nm)、F 5 フィルタが赤外光 (905 nm ~ 970 nm) の波長帯域の光を透過させる透過率特性をもつ場合、I R I 特殊光画像を構成することが可能となる。

【0146】

本実施形態では、通常光光源 101 を固定し、フィルタ制御部 206 は繰り返して水平移動 (左 右、あるいは左 右) できるような構成になっている。よって発光制御部 106 の制御に基づき、通常光光源からの白色光は繰り返して順次に F 1、F 2、F 3、F 4、F 5 のフィルタに 1 つずつ当たるようになる。各フィルタを透過した単色光は順次に調整ミラー 202 及びハーフミラー 208 を介して光ファイバー 104 へ転送される。また、F 1、F 2、F 3、F 4、F 5 のフィルタを縦方向に設置し、発光制御部 106 の制御に基づき、フィルタ制御部 206 を上下に移動させながら、通常光光源 101 からの白色光を F 1、F 2、F 3、F 4、F 5 のフィルタに順次に繰り返して照射する構成してもよい。

【0147】

本実施形態では、照射時間制御部 112 は発光制御部 106 を介して、特殊光を透過させる F 4、F 5 二つのフィルタへの照射時間を、通常光を透過させる F 1、F 2、F 3 三つのフィルタへの照射時間より長く制御することが特徴である。この処理は、結果的に第 1 の実施形態において L 1、L 2、L 3、L 4、L 5 の各 L E D 単色光源が、白色光の照射時間に比べて特殊光の照射時間を長くするよう順次に繰り返して発光する場合と同じ発光効果が得られる。

【0148】

また、図 23 は、光照射部 103 の構成の 1 つの変形例を示すもので、集光レンズ 201、調整ミラー 202、走査制御部 203、フィルタ制御部 206、回転フィルタ 207 及びハーフミラー 208 の構成を含む。通常光光源 101 からの光は集光レンズ 201 に入る。挿入部 105 は、光照射部に接続されている。光ファイバー 104 はハーフミラー 208 を介して照射光を受け取り、また、被写体 100 からの戻り光を光照射部 103 へ転送する。回転フィルタ 207 はフィルタ制御部 206 に接続されている。走査制御部 203 は光ファイバー 104 に接続されている。発光制御部 106 は調整ミラー 202、走査制御部 203、フィルタ制御部 206 と双方向に接続されている。

【0149】

本実施形態では、図 24 (A) に示すように、1 枚の回転フィルタに F 1、F 2、F 3、F 4、F 5 の 5 つの単色フィルタを含む。F 1 ~ F 5 フィルタの透過率特性は上記本実施形態の F 1 ~ F 5 フィルタと同等のものである。すなわち、上記の第 1 のフィルタと第 2 のフィルタを合成して 1 枚の回転フィルタとしている。ただし、白色光に対応する F 1、F 2、F 3 フィルタの面積に比べ、特殊光に対応する F 4、F 5 フィルタの面積が広いことが特徴である。

【0150】

発光制御部 106 の制御に基づき、所定の発光タイミングに合わせてフィルタ制御部 2

10

20

30

40

50

06を制御し、回転フィルタ207を回転させる。そうすることによって、通常光光源101の白色光は順次に繰り返してF1、F2、F3、F4、F5に照射し、各フィルタを透過した光は順次に繰り返して調整ミラー202及びハーフミラー208を介して光ファイバー104へ転送される。上記のように、白色光に対応するF1、F2、F3フィルタの面積に比べて、特殊光に対応するF4、F5フィルタの面積が広いこと、結果的に白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるよう順次に繰り返して発光する場合と同じ発光効果が得られる。

【0151】

さらに、図24(B)及び図24(C)に示すように、F1、F2、F3の3つの透過率特性をもつフィルタを1枚の回転フィルタに集結させ、第1の回転フィルタを構成し、F4、F5の2つの透過率特性をもつフィルタを1枚の回転フィルタに集結させ、第2の回転フィルタを構成するようにしてもよい。ただし、白色光に対応するF1、F2、F3フィルタの面積が特殊光に対応するF4、F5フィルタのより狭いことが特徴である。

【0152】

この場合、発光制御部106の制御に基づき、所定の発光タイミングに合わせてフィルタ制御部206を制御し、第1及び第2の回転フィルタを所定の発光タイミングに合わせて回転させると同時に、通常光光源101からの白色光を順次に繰り返して第1の回転フィルタ及び第2の回転フィルタに照射する。図24(A)を用いて前述した場合と同様に、白色光に比べ特殊光の発光時間を長くする効果が得られる。

【0153】

また、コスト低減するため、本発明に提案する光制御装置を従来の鉗子チャンネル付きの内視鏡スコープに装着して活用することも可能である。例えば、鉗子チャンネル付きの内視鏡スコープの鉗子チャンネルに本光制御装置の光ファイバーを挿入する構成にする。

【0154】

図25は、従来の鉗子チャンネル付きの内視鏡スコープの一例を示す。内視鏡スコープの挿入部105の先端部はライトガイド701、鉗子チャンネル702、CCD703及び送気・送水チャンネル704の構成を含む。例えば、鉗子チャンネル702に鉗子チャンネル702の後部から先端部まで光ファイバー104を挿入する。この構成で診査する場合、ライトガイド701及びCCD703をOFFに設定し、上記の本実施形態及び第1の実施形態と同様に、所定の発光タイミングに合わせて光ファイバーを振動させる。それと同時に、光ファイバー104を通して白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるように制御し、白色光と特殊光を被検体に順次に繰り返して照射し、それぞれの戻り光を用いて通常光画像及び特殊光画像を構成することが可能となる。

【0155】

このように、従来鉗子チャンネル付きの内視鏡スコープに光ファイバーを挿入して白色光及び特殊光を順次に繰り返して照射し、白色光画像と特殊光画像を同時生成できる。また、もともと特殊光による観察ができない内視鏡スコープ(白色光のみに対応)においても白色光と特殊光の両方で観察できるようになる。このため、診断能力が向上すると同時にコストの低減効果もある。

【0156】

以上の本実施形態では、光源として単一の光源が設けられる。光照射部103は単一の光源が発した光に対して、白色光を透過する第1のフィルタを適用することで白色光を取得し、特殊光を透過する第2のフィルタを適用することで特殊光を取得する。そして照射時間制御部112は、第2のフィルタの適用時間を第1のフィルタの適用時間に比べて長くなるように制御する。ここで第1のフィルタとは図22における204に対応し、白色光を構成する光を透過させるようなフィルタから構成されている。同様に、第2のフィルタとは205に対応し、特殊光を構成する光を透過させるようなフィルタから構成されている。

【0157】

これにより、単一の光源から白色光と特殊光とを取得することが可能になる。特殊光の

10

20

30

40

50

照射時間を通常光よりも長くするという制御は、フィルタの適用時間を変えることで実現する。光源が単一のため光源部の構成が簡略化され、また図 22、図 23 において 202 で示される調整ミラーを、光の種類に応じて調整する必要がなくなり、機械的な制御が容易になる。

【0158】

また、光照射部 103 は第 1 のフィルタ及び第 2 のフィルタを含む回転フィルタを回転させることで、白色光及び特殊光を順次取得してもよい。この場合回転フィルタは、第 2 のフィルタのサイズが第 1 のフィルタのサイズよりも大きい。

【0159】

これにより、図 23 に示すように、回転フィルタにより白色光及び通常光を取得することが可能になる。回転フィルタの構成は例えば図 24 (A) に示すようなものになる。フィルタを回転させることで取得する光を変えられるため、図 22 に示すような横または縦にフィルタを移動させるような形態に比べて、機械的な制御が容易で、高速に第 1 のフィルタと第 2 のフィルタを切り替えることが可能になる。

10

【0160】

また、本実施形態は、光照射部 103 と照射時間制御部 112 と光検出部 107 とを含む光走査型光学装置にも適用できる。光照射部 103 は、白色光と特殊光を被検体に照射する。照射時間制御部 112 は、白色光の照射時間に対して特殊光の照射時間が長くなるように制御を行う。また光検出部 107 は、白色光の照射による被検体からの第 1 の戻り光と、特殊光の照射による被検体からの第 2 の戻り光を検出する。そして光照射部は第 1

20

【0161】

これにより、白色光及び特殊光を照射光としてスポット状に照射する際に、特殊光の照射時間を白色光の照射時間に比べて長くすることができる。よって特殊光の照射量（単位時間あたりの照射光量×照射時間）を通常光に比べて増加させることができるため、特定波長帯域に対応する画像（広義には第 2 の画像）の照明不足を解消し、クリアな画像を生成可能な光走査型光学装置（狭義には例えば光走査型内視鏡）を実現することができる。その際、単一の光源にフィルタを適用することで、白色光及び特殊光を取得するため、光源部の構成を簡略化することが可能になる。

【0162】

30

以上、本発明を適用した 2 つの実施形態 1～2 及びその変形例について説明したが、本発明は、各実施形態 1～2 やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施形態 1～2 や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、各実施形態 1～2 や変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態や変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

【0163】

また、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語（例えば第 1 の画像、第 2 の画像等）と共に記載された用語（例えば通常光画像、特殊光画像等）は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。

40

【符号の説明】

【0164】

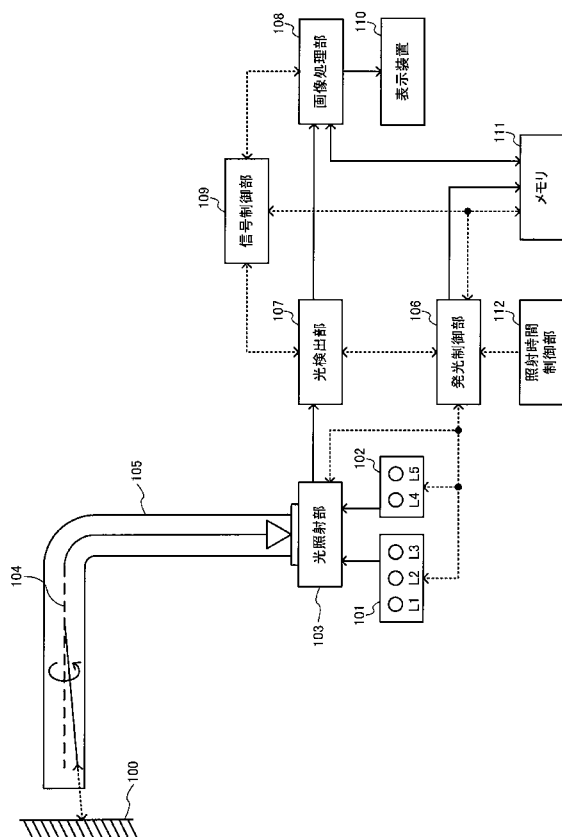
100 被写体、101 通常光光源、102 特殊光光源、103 光照射部、
104 光ファイバー、105 挿入部、106 発光制御部、107 光検出部、
108 画像処理部、109 信号制御部、110 表示装置、111 メモリ、
112 照射時間制御部、201 集光レンズ、202 調整ミラー、
203 走査制御部、204 第 1 のフィルタ、205 第 2 のフィルタ、

50

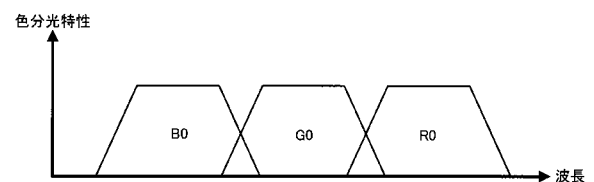
2 0 6	フィルタ制御部、	2 0 7	回転フィルタ、	2 0 8	ハーフミラー、
2 1 1	周期制御部、	2 1 2	係数保存部、		
3 0 1	集光レンズ、	3 0 2	バリアフィルタ、		
4 0 1	光電変換部、	4 0 2	アンプ部、	4 0 3	変換部、
4 0 5	第 1 の画像構成部、	4 0 6	第 2 の画像構成部、	4 0 7	第 1 の補間部、
4 0 8	第 2 の補間部、	4 0 9	出力画像生成部、	4 1 0	情報取得部、
4 1 1	画像生成部、	5 0 1	第 1 の色信号蓄積部、	5 0 2	第 2 の色信号蓄積部、
5 0 3	第 3 の色信号蓄積部、	5 0 4	第 4 の色信号蓄積部、		
5 0 5	第 5 の色信号蓄積部、	6 0 1	第 1 のスキャン変換部、		
6 0 2	第 2 のスキャン変換部、	6 0 3	第 3 のスキャン変換部、		
6 0 4	第 4 のスキャン変換部、	6 0 5	第 5 のスキャン変換部、		
6 1 0	第 1 の画像合成部、	6 2 0	第 2 の画像合成部、		
7 0 1	ライトガイド、	7 0 2	鉗子チャンネル、	7 0 4	送気・送水チャンネル

10

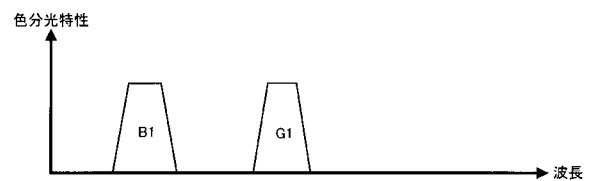
【 圖 1 】



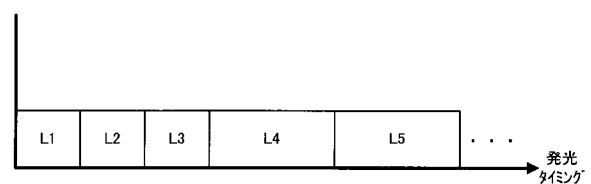
【 図 2 】



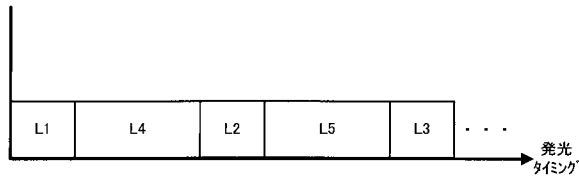
【 図 3 】



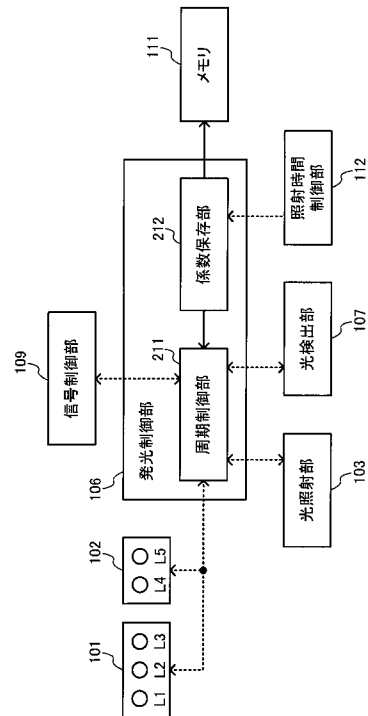
【圖 4】



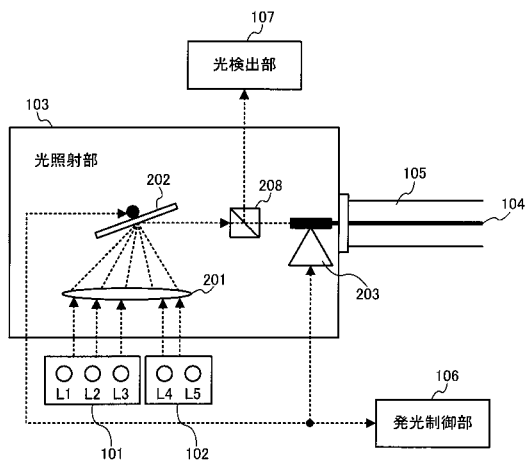
【図 5】



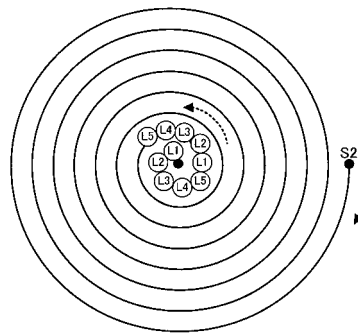
【図 6】



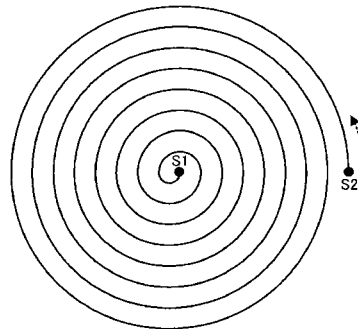
【図 7】



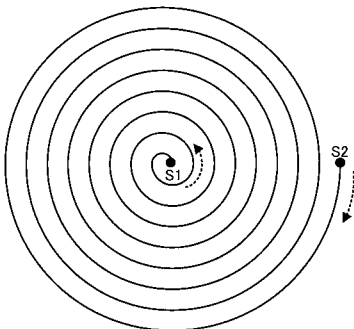
【図 9】



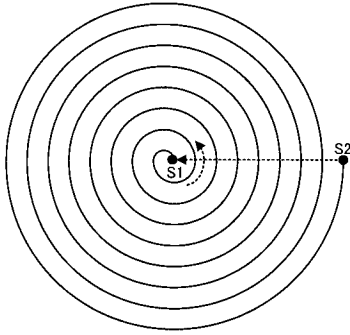
【図 10】



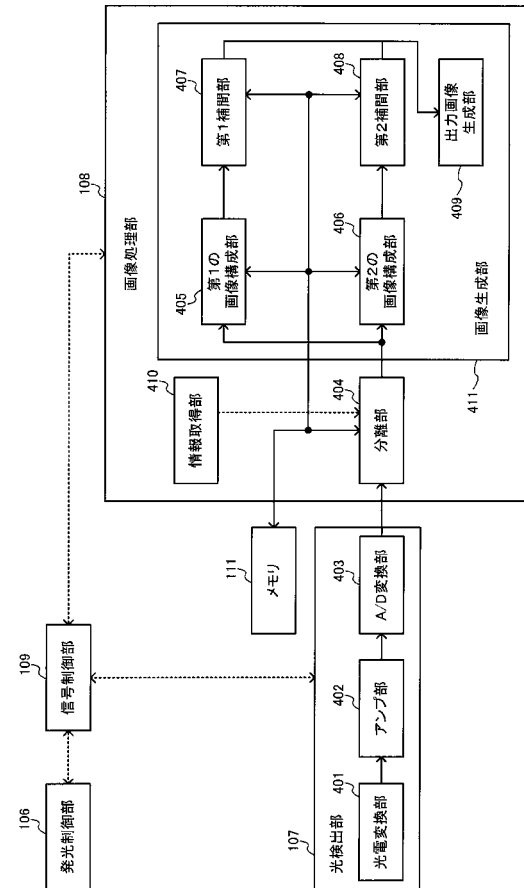
【図 8】



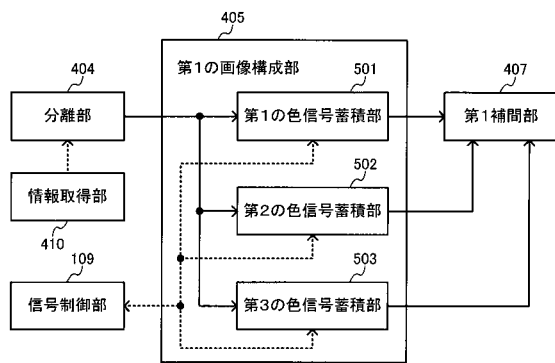
【図 1 1】



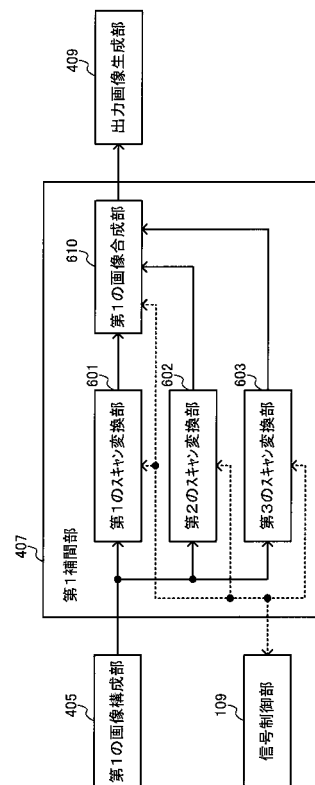
【図 1 2】



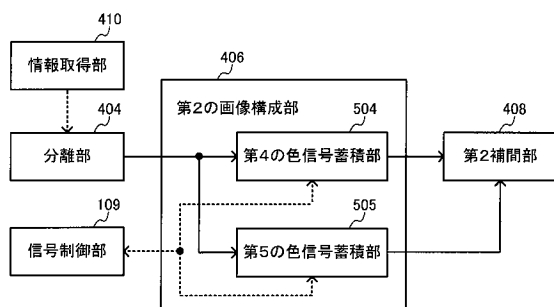
【図 1 3】



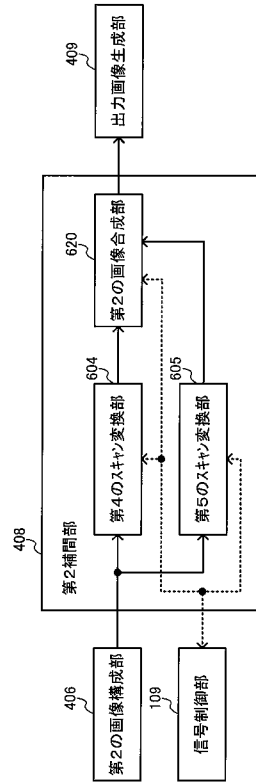
【図 1 5】



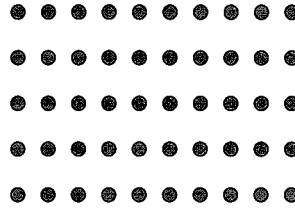
【図 1 4】



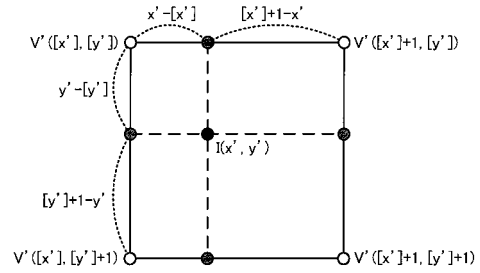
【図 16】



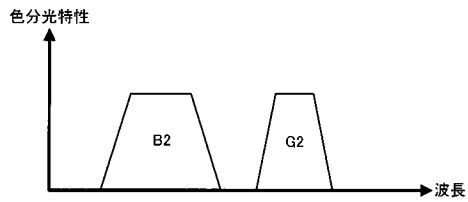
【図 17】



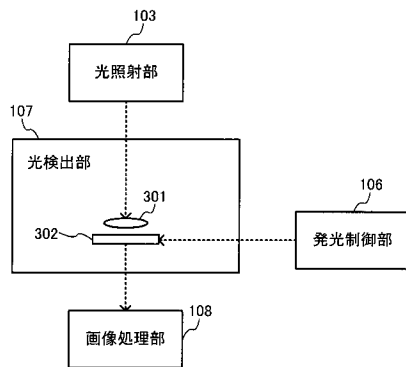
【図 18】



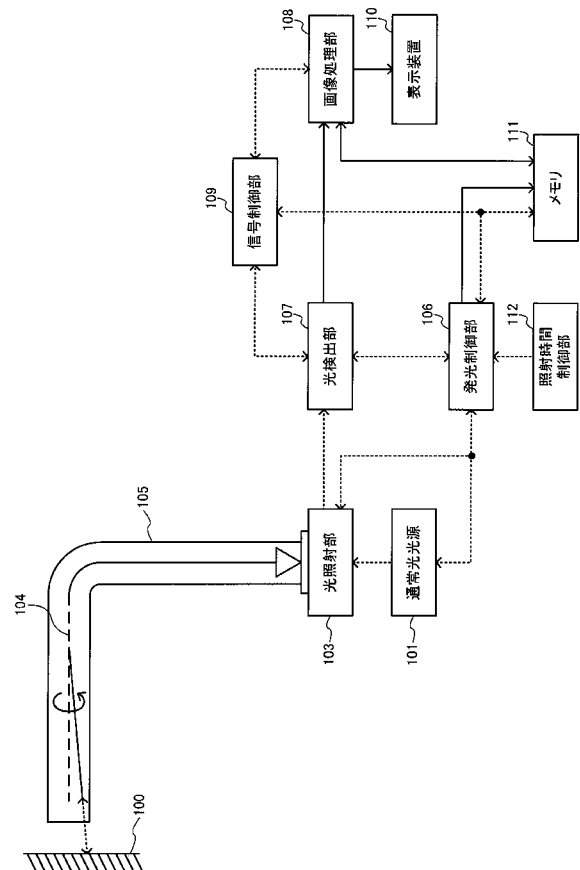
【図 19】



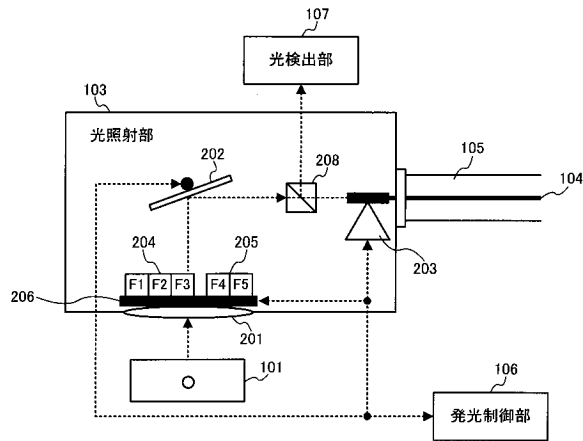
【図 20】



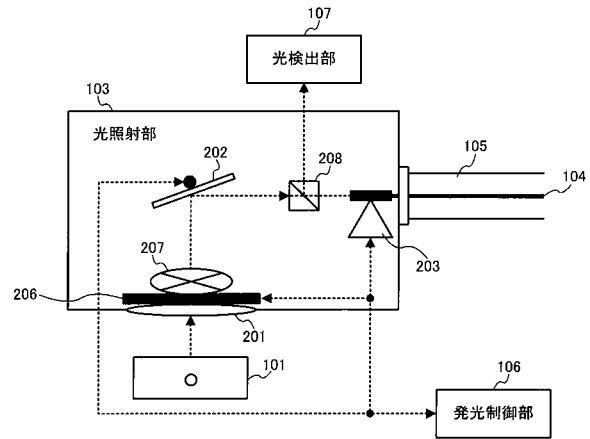
【図 21】



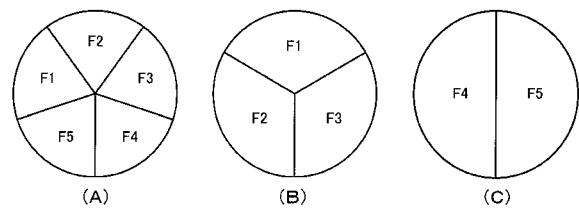
【図 2 2】



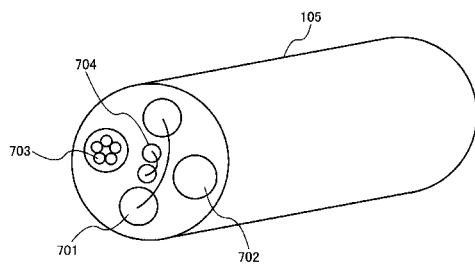
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 2 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 DD03 MM02 MM03 NN01 PP20 QQ02 QQ04 QQ07 RR04 RR14
RR18 RR26
4C161 DD03 MM02 MM03 NN01 PP20 QQ02 QQ04 QQ07 RR04 RR14
RR18 RR26

专利名称(译)	调光装置，控制装置及光学镜		
公开(公告)号	JP2011125404A5	公开(公告)日	2013-02-07
申请号	JP2009284471	申请日	2009-12-15
[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	温成刚		
发明人	温 成刚		
IPC分类号	A61B1/00 G02B26/10 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00172 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B5/489		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B26/10.109 G02B23/26.B A61B1/00.300.U		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA06 2H045/AE05 2H045/BA14 2H045/BA24 2H045/DA31 4C061/DD03 4C061/MM02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP20 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C161/DD03 4C161/MM02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP20 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/MM10		
代理人(译)	黑田靖 井上 一		
其他公开文献	JP2011125404A		

摘要(译)

本发明提供一种光控制装置，控制装置，光学镜，光学扫描光学装置等，其能够消除对应于特定波长带的图像的照射不足并产生清晰图像。光控制装置以光点的形式将来自光源的光照射到对象，并扫描作为光斑形式的光的点光，并检测光的返回光。安装在该装置上的光控制单元，光照射单元103用白光和具有特定波段的特殊光照射对象，以及特殊光相对于白光的照射时间的照射时间照射时间控制单元112，用于控制发光时间长和来自物体的第一返回光，所述第一返回光是由照射控制照射时间的白光照射的，以及由照射特殊光照射的物体，其照射时间受到控制并且光检测单元107用于检测来自光源的第二返回光。[选图]图1