

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/105370

発行日 平成22年6月3日 (2010.6.3)

(43) 国際公開日 平成20年9月4日 (2008.9.4)

| (51) Int. Cl.                       | F I            | テーマコード (参考) |
|-------------------------------------|----------------|-------------|
| <b>A61B</b> 1/04 (2006.01)          | A61B 1/04 370  | 2H040       |
| <b>A61B</b> 1/00 (2006.01)          | A61B 1/00 320B | 4C061       |
| <b>A61B</b> 1/06 (2006.01)          | A61B 1/00 300Y | 5C065       |
| <b>GO2B</b> 23/24 (2006.01)         | A61B 1/06 A    | 5C122       |
| <b>HO4N</b> 9/04 (2006.01)          | GO2B 23/24 A   |             |
| 審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 77 頁) 最終頁に続く |                |             |

出願番号 特願2009-501229 (P2009-501229)  
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2008/053187  
 (22) 国際出願日 平成20年2月25日 (2008.2.25)  
 (31) 優先権主張番号 特願2007-46014 (P2007-46014)  
 (32) 優先日 平成19年2月26日 (2007.2.26)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

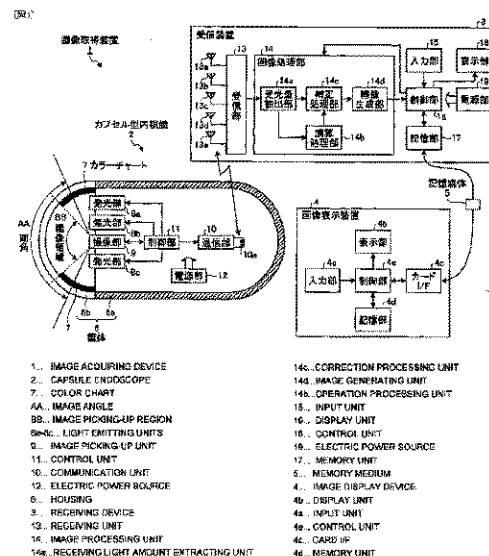
(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 河野 宏尚  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 佐藤 良次  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 瀧澤 寛伸  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 観察装置および観察方法

## (57) 【要約】

本発明は、複数の波長帯域の色光を同時に受光した際に発生する各色成分の混色を補正することができ、色の再現性が良好な画像を取得できることを目的とする。本発明にかかる観察装置は、発光部 8 a ~ 8 c と撮像部 9 とを有するカプセル型内視鏡 2 と、画像処理部 1 4 を有する受信装置 3 と、体内画像を表示する画像表示装置 4 とを有する。発光部 8 a ~ 8 c は、RGB の各色光を発光し、カラーチャート 7 は、かかる RGB の各色光を撮像部 9 に反射する。撮像部 9 は、RGB の各色光に対応した複数色のカラーフィルタを有し、体内画像とチャート画像とを同時に撮像する。画像処理部 1 4 は、かかるカラーフィルタに対応して受光すべき色光と他の色光との混色状態を示す混色行列 M の逆行列 M' を算出しておき、撮像部 9 が撮像した体内画像を形成する各单位画素群の受光量値に逆行列 M' を乗算して混色状態を補正処理する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観察対象に対して、波長域が限定された要素光を複数照射する光照射部と、  
観察対象で反射された前記複数の要素光を、前記要素光ごとに重みを変えて複数パターン検出する光検出部と、  
前記光検出部の複数の検出結果から、前記光検出部の前記要素光ごとの重みをもとに、前記要素光の成分を分離する処置を行う処理部と、  
を備えたことを特徴とする観察装置。

**【請求項 2】**

前記処理部は、前記光検出部の複数の検出結果から生成されるベクトルに、前記各検出結果の要素光ごとの重みを表すベクトルを前記光検出部の検出パターンごとに並べた行列の逆行列をかける処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置。

10

**【請求項 3】**

前記光照射部が照射した光を反射する反射部と、  
特定の前記要素光を選択的に前記光検出部に入射させる要素光選択部と、  
を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置。

**【請求項 4】**

前記反射部が前記要素選択部上に備えられ、  
前記反射部は、前記特定の要素光のみを反射することを特徴とする請求項 3 に記載の観察装置。

20

**【請求項 5】**

前記要素光選択部は、前記要素光ごとに複数個備えられたことを特徴とする請求項 4 に記載の観察装置。

**【請求項 6】**

前記要素光選択部は、前記光照射部から照射される光以外が前記光検出部に入射しないように、前記光照射部と前記反射部と前記光検出部とを遮光する遮光部を備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の観察装置。

**【請求項 7】**

前記要素光選択部は、キャップ形状を有し、前記反射部を前記キャップ形状の内側に備え、

30

前記要素光選択部は、前記光照射部と前記光検出部とを覆うように設置可能であることを特徴とする請求項 6 に記載の観察装置。

**【請求項 8】**

複数の前記光検出部からなる観察対象の画像を取得する撮像部を備え、

前記要素光のみを反射する前記要素光ごとの反射領域を、同一面上に配置した要素光選択部を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置。

**【請求項 9】**

前記要素光選択部は、前記光照射部および前記撮像部の前に配置され、前記光照射部から照射される光と観察対象で反射した光とを透過する透明部を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の観察装置。

40

**【請求項 10】**

前記反射部は、白色であり、

前記要素光選択部は、前記光照射部と前記反射部との間に設置され、前記特定の要素光のみを透過するフィルタであることを特徴とする請求項 3 に記載の観察装置。

**【請求項 11】**

前記反射部は、白色であり、

前記要素光選択部は、前記要素光を順番に切り替えて照射するように、前記光照射部を制御することを特徴とする請求項 3 に記載の観察装置。

**【請求項 12】**

前記反射部は、白色であり、

50

前記要素光選択部は、  
前記要素光の選択を指示する指示部と、  
前記指示部の指示に従って前記光照射部が照射する要素光を切り替えて照射するように  
前記光照射部を制御する制御部と、  
を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の観察装置。

【請求項 1 3】

複数の前記光検出部からなる観察対象の画像を取得する撮像部を備えることを特徴とする  
請求項 1 に記載の観察装置。

【請求項 1 4】

前記要素光ごとの照射量を調整する要素光調整部を備えたことを特徴とする請求項 1 に  
記載の観察装置。

【請求項 1 5】

前記光照射部が照射した光を反射し、前記光検出部が反射光を検出するように配置され  
る白色の白色反射部を備え、

前記要素光調整部は、前記白色反射部を配置したときの前記処理部の処理結果をもとに  
、前記各要素光の照射量を調整することを特徴とする請求項 1 4 に記載の観察装置。

【請求項 1 6】

前記要素光調整部は、前記要素光の照射時間を調整することを特徴とする請求項 1 5 に  
記載の観察装置。

【請求項 1 7】

前記要素光調整部は、前記要素光の強さを調整することを特徴とする請求項 1 5 に記載  
の観察装置。

【請求項 1 8】

前記複数の要素光は、白色光を構成することを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置。

【請求項 1 9】

前記光検出部は、被検体内に導入可能なカプセル型筐体を備え、前記光照射部と前記光  
検出部とを、前記カプセル型筐体内に備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置

【請求項 2 0】

前記光照射部は、発光ダイオードからなることを特徴とする請求項 1 に記載の観察装置

【請求項 2 1】

観察対象に対して、波長域が限定された要素光を同時に複数照射する照射ステップと、  
観察対象で反射した複数の要素光の光量を、要素光ごとの重みを変えて複数パターン測  
定する光量測定ステップと、

光量を測定する時の要素光ごとの重みをもとに、複数パターンの測定された光量から、  
要素光単体の光量を分離する光量分離ステップと、

を含むことを特徴とする観察方法。

【請求項 2 2】

光量の測定パターンごとの、要素光の重みを測定する重み測定ステップをさらに含むこ  
とを特徴とする請求項 2 1 に記載の観察方法。

【請求項 2 3】

前記重み測定ステップは、

照射された複数要素光から、要素光を分離し反射する分離反射ステップと、

反射した要素光の光量を複数のパターンで測定する反射光量測定ステップと、

前記分離反射ステップおよび前記反射光量測定ステップを、分離する要素光を切り替え  
ながら繰り返す繰り返しステップと、

を含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

【請求項 2 4】

前記重み測定ステップは、

10

20

30

40

50

要素光のみを照射する要素光照射ステップと、  
照射された要素光を反射する反射ステップと、  
反射した要素光の光量を複数のパターンで測定する反射光量測定ステップと、  
前記要素光照射ステップと前記反射ステップと前記反射光量測定ステップとを、照射する要素光を切り替えながら繰り返す繰り返しステップと、  
を含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

【請求項 2 5】

光量の測定結果を記憶する記憶ステップと、  
記憶された測定結果の中から、要素光の重みを測定した結果を選択する選択ステップと

10

、  
を含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

【請求項 2 6】

前記選択ステップは、測定結果をもとに、自動的に抽出されるステップであることを特徴とする請求項 2 5 に記載の観察方法。

【請求項 2 7】

要素光の重みを測定した結果をもとに、複数パターンの測定結果から要素光を分離する方法を決定する方法決定ステップを含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

【請求項 2 8】

要素光の重みを測定した結果を記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

20

【請求項 2 9】

光量の測定結果と要素光を測定した結果とを関連づけて記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の観察方法。

【請求項 3 0】

要素光単体の光量を分離した結果を表示する表示ステップを含むことを特徴とする請求項 2 1 に記載の観察方法。

【請求項 3 1】

要素光単体の光量を分離した結果を記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする請求項 2 1 に記載の観察方法。

【請求項 3 2】

前記光量測定ステップは、照射光で照明された観察対象の画像を取得するステップであることを特徴とする請求項 2 1 に記載の観察方法。

30

【請求項 3 3】

前記照射ステップおよび前記光量測定ステップは、被検体内に導入された内視鏡またはカプセル型内視鏡で被検体内の画像を取得するステップであることを特徴とする請求項 3 2 に記載の観察方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、同時方式によって各色成分の分光画像を撮像して被写体の画像を観察する観察装置および観察方法に関するものである。

40

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来から、複数種類の波長帯域の光（すなわち複数色の色光）を被写体に照射して各色成分の分光画像を撮像し、この撮像した各色成分の分光画像に基づいた被写体の画像を観察する観察装置が提案されている。特に、内視鏡の分野においては、かかる観察装置の一例として、狭帯域バンドパスフィルタを用いて照明光の波長帯域を狭帯域化した狭帯域フィルタ内蔵電子内視鏡システム（Narrow Band Imaging：以下、N B I という）が注目されている。N B I は、狭帯域バンドパスフィルタによって狭帯域化した R G B の各色光を被写体（例えば被検体の臓器内部）に対して順次照射し、面順次方式によって各色成分

50

の分光画像を撮像する。このようにして、NBIは、この被写体の画像を取得する。かかるNBIは、2000年10に行われた日本消化器内視鏡学会総会において佐野・吉田・小林らによって発表され、生体粘膜の微細構造を高精度に抽出した画像を取得できるものである。

【0003】

しかし、かかるNBIに例示される面順次方式の画像取得装置等の観察装置は、RGB等の各色成分の照明光を被写体に照射する都度、この被写体を反射した色光の分光画像を順次取得（撮像）する。このため、かかる面順次方式の観察装置が1フレームの画像を取得する際に、長い露光時間（照明光の発光時間）が必要になる。したがって、かかる面順次方式の観察装置は、移動しつつ被写体の画像を撮像した場合、または、高速運動する被写体の画像を撮像した場合、ぶれた状態の画像を取得する虞がある。また、かかる面順次方式の観察装置のフレームレートを高速化することは困難である。

10

【0004】

一方、かかる観察装置の撮像方式には、上述した面順次方式の他に、各色成分の分光画像を同時に撮像する同時方式がある。同時方式の観察装置は、一般に、複数色の各色光をそれぞれ発光する発光部と、被写体からの反射光をRGB等の各色成分に分解するカラーフィルタが各画素に形成された固体撮像素子とを有する。かかる同時方式の観察装置は、被写体に対してRGB等の各色光を同時に照射し、この被写体からの反射光に含まれる各色成分の分光画像を同時に撮像して、この被写体の画像を取得する。このような同時方式の観察装置は、1フレームの画像を取得する際に必要な露光時間が面順次方式に比して短時間になるため、上述した面順次方式の観察装置の問題点を解消することができる。

20

【0005】

なお、かかる同時方式の観察装置の一例として、上述した狭帯域バンドパスフィルタを用いずに、固体撮像素子によって取得したカラー画像信号を演算処理して分光画像信号を生成する電子内視鏡装置がある（特許文献1参照）。

【0006】

【特許文献1】特開2003-93336号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、上述した従来の同時方式の観察装置では、固体撮像素子によって画素毎に受光される各色光の波長が（例えばRGBの各色光に例示されるように）互いに近い場合、本来1種類の色光を透過すべき各画素のカラーフィルタが複数種類の色光を透過する虞があり、これによって、画素毎に各色成分の混色が発生するという問題点があった。この結果、各色成分の分光画像を形成する色の再現性が悪化するという問題点があった。

30

【0008】

なお、上述した特許文献1に記載された電子内視鏡装置は、広帯域バンドパスフィルタをもとに狭帯域バンドパスフィルタを生成するため、各色光の受光感度の劣化を招来する虞がある。この結果、分光画像信号の成分が小さくなり、S/Nが悪化する。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであって、複数の波長帯域の色光を同時に受光した際に発生する各色成分の混色を補正することができ、色の再現性が良好な画像を取得できる観察装置および観察方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる観察装置は、観察対象に対して、波長域が限定された要素光を複数照射する光照射部と、観察対象で反射された前記複数の要素光を、前記要素光ごとに重みを変えて複数パターン検出する光検出部と、前記光検出部の複数の検出結果から、前記光検出部の前記要素光ごとの重みをもとに、前記要素光の成分を分離する処置を行う処理部と、を備えたことを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記処理部は、前記光検出部の複数の検出結果から生成されるベクトルに、前記各検出結果の要素光ごとの重みを表すベクトルを前記光検出部の検出パターンごとに並べた行列の逆行列をかける処理を行うことを特徴とする。

## 【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記光照射部が照射した光を反射する反射部と、特定の前記要素光を選択的に前記光検出部に入射させる要素光選択部と、を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記反射部が前記要素選択部上に備えられ、前記反射部は、前記特定の要素光のみを反射することを特徴とする。

## 【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光選択部は、前記要素光ごとに複数個備えられたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光選択部は、前記光照射部から照射される光以外が前記光検出部に入射しないように、前記光照射部と前記反射部と前記光検出部とを遮光する遮光部を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光選択部は、キャップ形状を有し、前記反射部を前記キャップ形状の内側に備え、前記要素光選択部は、前記光照射部と前記光検出部とを覆うように設置可能であることを特徴とする。

## 【 0 0 1 7 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、複数の前記光検出部からなる観察対象の画像を取得する撮像部を備え、前記要素光のみを反射する前記要素光ごとの反射領域を、同一面上に配置した要素光選択部を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 8 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光選択部は、前記光照射部および前記撮像部の前に配置され、前記光照射部から照射される光と観察対象で反射した光とを透過する透明部を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 9 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記反射部は、白色であり、前記要素光選択部は、前記光照射部と前記反射部との間に設置され、前記特定の要素光のみを透過するフィルタであることを特徴とする。

## 【 0 0 2 0 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記反射部は、白色であり、前記要素光選択部は、前記要素光を順番に切り替えて照射するように、前記光照射部を制御することを特徴とする。

## 【 0 0 2 1 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記反射部は、白色であり、前記要素光選択部は、前記要素光の選択を指示する指示部と、前記指示部の指示に従って前記光照射部が照射する要素光を切り替えて照射するように前記光照射部を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 2 2 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、複数の前記光検出部からなる観察対象の画像を取得する撮像部を備えることを特徴とする。

## 【 0 0 2 3 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光ごとの照射量を調整する要素光調整部を備えたことを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 4 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記光照射部が照射した光を反射し、前記光検出部が反射光を検出するように配置される白色の白色反射部を備え、前記要素光調整部は、前記白色反射部を配置したときの前記処理部の処理結果をもとに、前記各要素光の照射量を調整することを特徴とする。

## 【 0 0 2 5 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光調整部は、前記要素光の照射時間を調整することを特徴とする。

## 【 0 0 2 6 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記要素光調整部は、前記要素光の強さを調整することを特徴とする。

10

## 【 0 0 2 7 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記複数の要素光は、白色光を構成することを特徴とする。

## 【 0 0 2 8 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記光検出部は、被検体内に導入可能なカプセル型筐体を備え、前記光照射部と前記光検出部とを、前記カプセル型筐体内に備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 2 9 】

また、本発明にかかる観察装置は、上記の発明において、前記光照射部は、発光ダイオードからなることを特徴とする。

20

## 【 0 0 3 0 】

また、本発明にかかる観察方法は、観察対象に対して、波長域が限定された要素光を同時に複数照射する照射ステップと、観察対象で反射した複数の要素光の光量を、要素光ごとの重みを変えて複数パターン測定する光量測定ステップと、光量を測定する時の要素光ごとの重みをもとに、複数パターンの測定された光量から、要素光単体の光量を分離する光量分離ステップと、を含むことを特徴とする。

## 【 0 0 3 1 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、光量の測定パターンごとの、要素光の重みを測定する重み測定ステップをさらに含むことを特徴とする。

30

## 【 0 0 3 2 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、前記重み測定ステップは、照射された複数要素光から、要素光を分離し反射する分離反射ステップと、反射した要素光の光量を複数のパターンで測定する反射光量測定ステップと、前記分離反射ステップおよび前記反射光量測定ステップを、分離する要素光を切り替えながら繰り返す繰り返しステップと、を含むことを特徴とする。

## 【 0 0 3 3 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、前記重み測定ステップは、要素光のみを照射する要素光照射ステップと、照射された要素光を反射する反射ステップと、反射した要素光の光量を複数のパターンで測定する反射光量測定ステップと、前記要素光照射ステップと前記反射ステップと前記反射光量測定ステップとを、照射する要素光を切り替えながら繰り返す繰り返しステップと、を含むことを特徴とする。

40

## 【 0 0 3 4 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、光量の測定結果を記憶する記憶ステップと、記憶された測定結果の中から、要素光の重みを測定した結果を選択する選択ステップと、を含むことを特徴とする。

## 【 0 0 3 5 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、前記選択ステップは、測定結果をもとに、自動的に抽出されるステップであることを特徴とする。

## 【 0 0 3 6 】

50

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、要素光の重みを測定した結果をもとに、複数パターンの測定結果から要素光を分離する方法を決定する方法決定ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 7 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、要素光の重みを測定した結果を記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 8 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、光量の測定結果と要素光を測定した結果とを関連づけて記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 9 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、要素光単体の光量を分離した結果を表示する表示ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 4 0 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、要素光単体の光量を分離した結果を記憶する記憶ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 4 1 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、前記光量測定ステップは、照射光で照明された観察対象の画像を取得するステップであることを特徴とする。

【 0 0 4 2 】

また、本発明にかかる観察方法は、上記の発明において、前記照射ステップおよび前記光量測定ステップは、被検体内に導入された内視鏡またはカプセル型内視鏡で被検体内の画像を取得するステップであることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 4 3 】

この発明によれば、狭い波長帯域の色光を透過する特殊なフィルタを撮像部に設けなくとも、被写体に対して複数色の色光を同時に照射して被写体画像を撮像した場合に撮像部が受光した混色成分の色光を確実に除外することができる。この結果、被写体の動きまたは撮像部の移動に起因する画像ブレの低減と撮像フレームレート的高速化とを可能にするとともに、複数の波長帯域の色光を同時に受光した際に発生する各色成分の混色を補正することができ、色の再現性が良好な被写体画像を取得できる観察装置および観察方法を実現することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 4 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、R G B のカラーフィルタが各画素に形成された撮像部の受光特性を説明するための模式図である。

【図 3】図 3 は、撮像部の画角内の領域に形成された複数色のカラーチャートの一構成例を示す模式図である。

【図 4】図 4 は、複数色のカラーチャートを構成する各色成分のチャートのフィルタ特性を例示する模式図である。

【図 5】図 5 は、体内画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理の各補正係数を取得するまでの処理手順を例示するフローチャートである。

【図 6】図 6 は、体内画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を実行するまでの処理手順を例示するフローチャートである。

【図 7】図 7 は、被検体の体内画像を取得する観察装置の具体的な態様を例示する模式図である。

【図 8】図 8 は、元画像をもとに補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部の動作を説明するための模式図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 2 にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すプロ

10

20

30

40

50



ック図である。

【図１０】図１０は、複数色のカラーチャートが内部に形成されたキャップとカプセル型内視鏡との着脱状態を例示する模式図である。

【図１１】図１１は、複数色のカラーチャートが内部に形成されたキャップの一構成例を示す模式図である。

【図１２】図１２は、チャート画像とは別に撮像された体内画像を補正して補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部の動作を説明するための模式図である。

【図１３】図１３は、本発明の実施の形態２の変形例にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図１４】図１４は、複数色のカラーチャートをそれぞれ有する複数のキャップの一構成例を示す側断面模式図である。

【図１５】図１５は、フレーム単位の各チャート画像情報をもとに算出した各種補正係数を用いて体内画像を補正する画像処理部の動作を説明するための模式図である。

【図１６】図１６は、本発明の実施の形態３にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。

【図１７】図１７は、この実施の形態３にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の機能構成を模式的に例示するブロック図である。

【図１８】図１８は、カプセル型内視鏡がキャップを装着した状態で発光色を順次切り替えてフレーム単位の各チャート画像を順次撮像する状態を例示する模式図である。

【図１９】図１９は、スイッチ回路の切替動作を説明するための回路図である。

【図２０】図２０は、本発明の実施の形態３の変形例にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。

【図２１】図２１は、この実施の形態３の変形例にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の機能構成を模式的に例示するブロック図である。

【図２２】図２２は、複数の発光部と電源部との導通状態を経時的に切り替えて発光色を経時変化させるカプセル型内視鏡の動作を説明するための模式図である。

【図２３】図２３は、本発明の実施の形態４にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。

【図２４】図２４は、本発明の実施の形態４のカプセル型内視鏡が有する照明基板の状態を示す模式図である。

【図２５】図２５は、この照明基板の回路構成例を模式的に示す回路図である。

【図２６】図２６は、本発明の実施の形態４の変形例にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。

【図２７】図２７は、複数色のカラーチャートが反射面に形成されたカラー板の一構成例を示す模式図である。

【図２８】図２８は、本発明の実施の形態５にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図２９】図２９は、この実施の形態５にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３０】図３０は、本発明の実施の形態５の変形例１にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３１】図３１は、この実施の形態５の変形例１にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３２】図３２は、本発明の実施の形態５の変形例２にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３３】図３３は、この実施の形態５の変形例２にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３４】図３４は、本発明の実施の形態６にかかる観察装置の一構成例を示す模式的に示すブロック図である。

【図３５】図３５は、撮像部の各画素に形成された複数色のカラーフィルタを透過する各

10

20

30

40

50

色光の透過率を例示する模式図である。

【図 3 6】図 3 6 は、本発明を応用した内視鏡装置を例示する模式図である。

【図 3 7】図 3 7 は、本発明を応用したマルチバンドカメラを例示する模式図である。

【図 3 8】図 3 8 は、本発明の実施の形態 2 の変形例のカプセル型内視鏡に装着するキャップの別態様を例示する模式図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

1, 2 1, 2 6, 3 1, 3 6, 4 1, 4 1 a, 5 1, 6 1, 7 1, 8 1 画像取得装置

2, 2 2, 3 2, 3 7, 4 2, 4 2 a, 5 2, 6 2, 7 2 カプセル型内視鏡

3, 2 3, 2 7, 5 3, 6 3, 7 3, 8 3 受信装置

4, 4 4 画像表示装置

4 a, 1 5 入力部

4 b, 1 6 表示部

4 c カード I / F

4 d, 1 7 記憶部

4 e, 1 1, 1 8, 3 5, 3 8, 4 3, 4 4 e, 5 6, 6 6, 7 6 制御部

5 記憶媒体

6 筐体

6 a ケース本体

6 b 光学ドーム

7 カラーチャート

7 a 赤色チャート

7 b 緑色チャート

7 c 青色チャート

7 d 白色チャート

8 a ~ 8 c 発光部

8 d, 8 e 照明基板

9 撮像部

1 0 通信部

1 0 a, 1 3 a ~ 1 3 e アンテナ

1 2, 1 9 電源部

1 3 受信部

1 4, 2 4, 2 8, 5 4, 6 4, 7 4, 8 4 画像処理部

1 4 a, 2 4 a, 2 8 a 受光量抽出部

1 4 b, 5 4 b, 6 4 b, 7 4 b, 8 4 b 演算処理部

1 4 c, 2 4 c, 5 4 c 補正処理部

1 4 d 画像生成部

2 5, 2 9 a, 2 9 b, 2 9 c, 2 9 d, 3 0 キャップ

2 5 a 内部空間

2 5 b 開口部

3 0 a 磁石

3 3 a, 3 3 b, 3 3 c 磁気センサ

3 4, 7 5 a, 7 5 b, 7 5 c スイッチ回路

3 4 a, 3 4 b, 3 4 c スイッチ

3 8 a モード設定部

4 4 f 出力 I / F

4 5 外部電源

4 6 白色板

4 7 a, 4 7 b, 4 7 c, 4 7 d, 4 7 e, 4 7 f 電極パッド

4 8 a, 4 8 b, 4 8 c, 4 8 d, 4 8 e, 4 8 f 発光素子

10

20

30

40

50

4 9 カラー板

5 5 a , 5 5 b , 5 5 c 電流調整部

6 5 a , 6 5 b , 6 5 c 抵抗調整部

9 1 内視鏡装置

9 2 マルチバンドカメラ

1 0 0 被検体

P R , P G , P B , P W チャート画像

P 2 , P 4 , P 6 , P 7 体内画像

【発明を実施するための最良の形態】

【0046】

10

以下、図面を参照して、本発明にかかる観察装置および観察方法の好適な実施の形態を詳細に説明する。なお、以下では、本発明にかかる観察装置の一例として、患者等の被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像という）を取得する画像取得装置を例示して本発明の実施の形態を説明するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。

【0047】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1にかかる画像取得装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図1に示すように、この実施の形態1にかかる画像取得装置1は、被検体の体内画像を取得して被検体内部を観察するための観察装置の一例であり、体内画像を撮像するカプセル型内視鏡2と、カプセル型内視鏡2が撮像した体内画像を受信する受信装置3と、受信装置3が受信した体内画像を表示する画像表示装置4と、かかる受信装置3と画像表示装置4との間の各種情報の受け渡しを行うための記憶媒体5とを有する。

20

【0048】

カプセル型内視鏡2は、複数の色光を同時に発光して被写体の各色成分の分光画像を撮像する同時方式によって体内画像等を撮像する。具体的には、カプセル型内視鏡2は、カプセル型の筐体内部に同時方式の撮像機能と無線通信機能とを有し、被検体の臓器内部に導入される。カプセル型内視鏡2は、被検体の臓器内部を蠕動運動等によって移動しつつ、同時方式によって体内画像等を所定間隔（例えば0.5秒間隔）で順次撮像する。カプセル型内視鏡2は、このように撮像した体内画像等を被検体外の受信装置3に対して順次無線送信する。

30

【0049】

受信装置3は、カプセル型内視鏡2が撮像した画像を受信するためのものである。具体的には、受信装置3は、カプセル型内視鏡2が導入される被検体の体表上に分散配置される複数のアンテナを有し、この被検体に携帯される。また、受信装置3には、可搬型の記憶媒体5が着脱可能に挿着される。このような受信装置3は、かかる複数のアンテナを介して被検体内のカプセル型内視鏡2から体内画像等を順次受信し、挿着された記憶媒体5に体内画像等を順次保存する。

【0050】

画像表示装置4は、かかるカプセル型内視鏡2が撮像した体内画像等の被検体に関する各種情報をディスプレイに表示するワークステーション等のような構成を有する。具体的には、画像表示装置4は、記憶媒体5が着脱可能に挿着され、この記憶媒体5を媒介して受信装置3から体内画像を取得する。画像表示装置4は、このように取得した体内画像をディスプレイに順次表示する。医師または看護師等のユーザは、かかる画像表示装置4のディスプレイに表示された体内画像を観察することによって、被検体の臓器内部を検査することができる。

40

【0051】

つぎに、この実施の形態1にかかる画像取得装置1が有するカプセル型内視鏡2の構成について説明する。カプセル型内視鏡2は、上述したように、被検体の臓器内部に導入された状態で体内画像を順次撮像し、得られた体内画像を外部の受信装置3に対して順次無線送信する。このようなカプセル型内視鏡2は、図1に示すように、カプセル型の筐体6

50

の内部に、撮像視野を照明する複数の発光部 8 a ~ 8 c と、発光部 8 a ~ 8 c によって照明された臓器内部の画像（体内画像）等を撮像する撮像部 9 と、撮像部 9 が撮像した体内画像等を外部に無線送信する通信部 10 と、カプセル型内視鏡 2 の各構成部を制御する制御部 11 と、カプセル型内視鏡 2 の各構成部に対して電力を供給する電源部 12 とを有する。

#### 【0052】

筐体 6 は、被検体の臓器内部に導入し易い大きさに形成されたカプセル型の筐体であり、ケース本体 6 a と光学ドーム 6 b とによって形成される。ケース本体 6 a は、一端が開口し且つ他端がドーム状に閉じた筒状構造を有し、カプセル型内視鏡 2 の各構成部（発光部 8 a ~ 8 c、撮像部 9、通信部 10、制御部 11、および電源部 12）を内包する。光学ドーム 6 b は、透明なドーム状部材であり、ケース本体 6 a の開口端に取り付けられる。かかる光学ドーム 6 b は、撮像部 9 の撮像視野を阻害せずにケース本体 6 a の開口端を閉塞する。このようなケース本体 6 a と光学ドーム 6 b とによって形成された筐体 6 は、水密性を確保しつつ、発光部 8 a ~ 8 c、撮像部 9、通信部 10、制御部 11、および電源部 12 を内包する。

#### 【0053】

また、かかる光学ドーム 6 b の端部にはカラーチャート 7 が形成される。カラーチャート 7 は、白色光を形成する複数色の要素光を撮像部 9 に対して反射する反射手段として機能する。具体的には、カラーチャート 7 は、複数の発光部 8 a ~ 8 c の各発光色に対応した複数色のチャート有し、光学ドーム 6 b の内壁における撮像部 9 の画角内であって被写体（例えば被検体の臓器内部）の撮像領域外に形成される。このようなカラーチャート 7 は、発光部 8 a ~ 8 c の同時発光によって白色光が照射された場合、この白色光を形成する複数色の要素光を撮像部 9 に対して反射する。ここで、かかるカラーチャート 7 が撮像部 9 に対して反射する複数色の要素光の各色成分は、発光部 8 a ~ 8 c が発光する複数の色光の各色成分と同じである。また、カラーチャート 7 は、白色光を反射する白色のチャートをさらに有し、発光部 8 a ~ 8 c の同時発光によって白色光が照射された場合、上述した複数色の要素光とともに白色光を撮像部 9 に対して反射する。

#### 【0054】

発光部 8 a ~ 8 c は、撮像部 9 の画角内の領域（すなわち撮像部 9 の撮像視野）を照明するためのものである。具体的には、発光部 8 a ~ 8 c は、白色光を形成する要素光を発光する発光ダイオード（LED）と LED を駆動するための LED 駆動回路とを用いてそれぞれ実現される。発光部 8 a ~ 8 c は、互いに異なる色成分の光（色光）をそれぞれ発光し、かかる色光を同時発光することによって白色光を出力する。このような発光部 8 a ~ 8 c は、撮像部 9 の撮像視野に対して複数の色光を発光し、これによって、光学ドーム 6 b 越しに撮像部 9 の撮像領域内の被写体（例えば被検体の臓器内部）を照明するとともに上述したカラーチャート 7 を照明する。なお、かかる発光部 8 a ~ 8 c によって照明されたカラーチャート 7 は、白色光を形成する複数色の要素光を撮像部 9 に対して反射する。すなわち、かかる発光部 8 a ~ 8 c およびカラーチャート 7 は、白色光を形成する複数色の要素光を撮像部 9 に対して出力する光出力手段を構成する。

#### 【0055】

ここで、かかる発光部 8 a ~ 8 c が発光する複数の色光は、白色光を形成する複数色の要素光であり、上述したカラーチャート 7 の複数色のチャートに対応した色成分を有する。このような複数の色光として、赤色成分（R）を有する赤色光、緑色成分（G）を有する緑色光、青色成分（B）を有する青色光等が挙げられる。例えば、発光部 8 a は、中心波長  $\lambda_1$  の波長帯域  $\lambda_{11}$  の赤色光を発光し、発光部 8 b は、中心波長  $\lambda_2$  の波長帯域  $\lambda_{21}$  の緑色光を発光し、発光部 8 c は、中心波長  $\lambda_3$  の波長帯域  $\lambda_{31}$  の青色光を発光する。

#### 【0056】

なお、赤色光の波長帯域  $\lambda_{11}$  は 610 ~ 780 nm の範囲内の波長帯域であり、緑色光の波長帯域  $\lambda_{21}$  は 500 ~ 570 nm の範囲内の波長帯域であり、青色光の波長帯域  $\lambda_{31}$  は 380 ~ 460 nm の範囲内の波長帯域である。しかし、かかる発光部 8 a ~ 8

10

20

30

40

50

c は、狭波長帯域の色光をそれぞれ発光することが望ましい。すなわち、かかる波長帯域は、例えば、615～635nmの波長帯域、530～550nmの波長帯域、390～445nmの波長帯域にそれぞれ狭帯域化されることが望ましい。

#### 【0057】

撮像部9は、筐体6の光学ドーム6b側に撮像視野を有し、発光部8a～8cによって照明された撮像視野の画像を同時方式によって撮像する。具体的には、撮像部9は、光学像を結像する光学系と、CCDまたはCMOSイメージセンサ等の固体撮像素子と、固体撮像素子の各画素に形成される複色色のカラーフィルタとを用いて実現される。撮像部9は、かかる複色色のカラーフィルタを透過した各色光を受光することによって、RGB等の各色成分の分光画像を撮像する。この場合、撮像部9は、光学ドーム6b越しに撮像領域内の被写体の画像（例えば体内画像）を撮像するとともに、上述したカラーチャート7に含まれる複色色のチャートの画像（以下、チャート画像という）を撮像する。撮像部9は、撮像した画像を形成する各画素の受光量値を含む画像情報を制御部11に送信する。かかる画像情報として、体内画像を形成する各色成分の受光量値を含む体内画像情報とチャート画像を形成する各色成分の受光量値を含むチャート画像情報とが挙げられる。

#### 【0058】

ここで、かかる撮像部9の各画素に形成される複数のカラーフィルタの各々は、白色光を形成する要素光を透過するための各要素光毎のカラーフィルタである。すなわち、かかる複数のカラーフィルタは、白色光を要素光毎に分離して透過する。このような複数のカラーフィルタの各々が透過させる要素光（色光）は、上述した発光部8a～8cがそれぞれ発光する色光に対応する。具体的には、発光部8a～8cが赤色光、緑色光、青色光をそれぞれ発光する場合、かかる撮像部9の複数のカラーフィルタは、赤色光を透過するための赤色フィルタFR、緑色光を透過するための緑色フィルタFG、および青色光を透過するための青色フィルタFBによって構成される。かかる赤色フィルタFR、緑色フィルタFG、および青色フィルタFBは、撮像部9の各画素にそれぞれ形成される。この場合、赤色フィルタFR、緑色フィルタFG、および青色フィルタFBは、撮像部9の単位画素群毎に所定の配列規則に基づいて配列される。なお、かかる撮像部9の単位画素群は、撮像部9が撮像したカラー画像の1ドットを形成する複数の画素である。

#### 【0059】

通信部10は、撮像部9が撮像した画像（例えば、体内画像およびチャート画像）を外部の受信装置3に無線送信するためのものである。具体的には、通信部10は、コイル状のアンテナ10aを有し、制御部11から受信した画像信号に対して変調処理等の所定の送信処理を行い、この画像信号に対応する無線信号を生成する。なお、かかる制御部11から受信した画像信号は、上述した撮像部9が出力した画像情報を含む信号である。すなわち、かかる画像信号には、撮像部9が撮像した画像を形成する各色成分の受光量値が含まれる。通信部10は、かかる画像信号に対応する無線信号をアンテナ10aを介して外部の受信装置3に無線送信する。

#### 【0060】

制御部11は、カプセル型内視鏡2の各構成部（発光部8a～8c、撮像部9、通信部10）を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部11は、各種処理を行うCPUと処理プログラム等を記憶したROMと各種情報を一時的に記憶するRAMとを用いて実現される。制御部11は、撮像部9が同時方式によって体内画像およびチャート画像を撮像するように、発光部8a～8cの発光駆動タイミングと撮像部9の撮像駆動タイミングとを制御する。この場合、制御部11は、RGBの各色光を同時発光するように発光部8a～8cを制御し、かかる発光部8a～8cによって照明された被検体の臓器内部およびカラーチャート7の各画像を撮像するように撮像部9を制御する。

#### 【0061】

また、制御部11は、撮像部9から画像情報を取得した場合、その都度、この画像情報を含む画像信号を生成し、生成した画像信号を通信部10に送信する。制御部11は、か

10

20

30

40

50

かる画像情報を含む画像信号を外部の受信装置 3 に対して無線送信するように通信部 10 を制御する。

【0062】

電源部 12 は、酸化銀電池等のボタン型電池とスイッチ回路とを用いて実現され、カプセル型内視鏡 2 の各構成部に対して電力を供給する。かかる電源部 12 のスイッチ回路は、例えば外部の磁力によって電力供給のオンオフ状態を切り替えるリードスイッチを用いて実現される。このような電源部 12 は、外部の磁力によってオン状態に切り替わった場合、発光部 8a ~ 8c、撮像部 9、通信部 10、および制御部 11 に対して電力を供給する。

【0063】

つぎに、この実施の形態 1 にかかる画像取得装置 1 が有する受信装置 3 の構成について説明する。受信装置 3 は、上述したように、被検体に携帯され、カプセル型内視鏡 2（詳細には撮像部 9）が撮像した画像を受信する。また、受信装置 3 は、受信した体内画像を記憶媒体 5 に順次保存する。このような受信装置 3 は、図 1 に示すように、被検体の体表上に分散配置される複数のアンテナ 13a ~ 13e を介して体内画像等の画像情報を受信する受信部 13 と、受信部 13 が受信した画像情報をもとに体内画像に対する各種補正処理を行う画像処理部 14 とを有する。また、受信装置 3 は、入力部 15 と、被検体の特定情報等を表示する表示部 16 と、体内画像等を記憶する記憶部 17 と、受信装置 3 の各構成部を制御する制御部 18 と、受信装置 3 の各構成部に対して電力を供給する電源部 19 とを有する。

【0064】

受信部 13 は、複数のアンテナ 13a ~ 13e を有し、かかるアンテナ 13a ~ 13e を介してカプセル型内視鏡 2 から画像情報を受信する。具体的には、アンテナ 13a ~ 13e は、例えばループアンテナであり、カプセル型内視鏡 2 を臓器内部に導入する被検体の体表上に分散配置される。受信部 13 は、かかる体表上のアンテナ 13a ~ 13e を介して、被検体の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 からの無線信号を順次受信する。受信部 13 は、このように受信したカプセル型内視鏡 2 からの無線信号に対して復調処理等の所定の受信処理を行い、この無線信号を画像信号に復調する。かかる画像信号には、上述した体内画像情報およびチャート画像情報が含まれる。このようにして、受信部 13 は、カプセル型内視鏡 2 から画像情報を受信する。受信部 13 は、かかる画像情報を含む画像信号を画像処理部 14 に送信する。なお、受信部 13 は、1 以上の受信用アンテナを有すればよく、この受信部 13 が有する受信用アンテナの数量は特に 5 つに限定されない。

【0065】

画像処理部 14 は、受信部 13 から受信した体内画像に対して各種補正処理を行い、補正処理済みの体内画像を生成出力する。具体的には、画像処理部 14 は、受信部 13 から画像信号を受信し、受信した画像信号に含まれる体内画像情報およびチャート画像情報を取得する。画像処理部 14 は、このチャート画像情報を用いて体内画像に対する各種補正処理を行う。さらに具体的には、画像処理部 14 は、撮像部 9 の各画素に形成された複数のカラーフィルタに対応して撮像部 9 が受光すべき要素光と他の要素光との混合によって体内画像の構成画素に生じる各色成分の混色状態を補正する。すなわち、画像処理部 14 は、チャート画像を形成する各色成分の受光量値をもとに、かかる混色状態を示す混色行列  $M$  を算出して混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$  を求めておく。そして、画像処理部 14 は、受信部 13 から体内画像情報を取得した場合、すなわちカプセル型内視鏡 2 の撮像部 9 が体内画像を撮像した場合、その都度、この体内画像を形成する各要素光成分（すなわち体内画像を形成する各色成分の受光量値）に対して逆行列  $M^{-1}$  を乗算する。これによって、画像処理部 14 は、この体内画像を形成する各色成分の混色状態を補正する。このような画像処理部 14 は、撮像部 9 が撮像した体内画像毎に混色行列  $M$  を算出して逆行列  $M^{-1}$  を求め、上述したように各体内画像の混色状態を順次補正する。また、画像処理部 14 は、かかる逆行列  $M^{-1}$  を用いて各種補正係数を算出し、算出した補正係数を用いて体内画像のホワ

10

20

30

40

50

イトバランスおよびガンマ値等を補正する。画像処理部 14 は、このように各種補正処理を行った補正処理済みの体内画像を順次生成し、この補正処理済みの体内画像を含む画像信号を制御部 18 に順次出力する。

【 0 0 6 6 】

このような画像処理部 14 は、画像信号に含まれる体内画像情報とチャート画像情報とを抽出する受光量抽出部 14 a、上述した混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$  を含む各種補正係数を算出する演算処理部 14 b、体内画像に対する各種補正処理を行う補正処理部 14 c、および補正済みの体内画像を生成する画像生成部 14 d を有する。

【 0 0 6 7 】

受光量抽出部 14 a は、受信部 13 から画像信号を受信した場合、その都度、この受信した画像信号に含まれるチャート画像情報、すなわち撮像部 9 が撮像したチャート画像を形成する各色成分の受光量値を抽出し、この抽出したチャート画像情報を演算処理部 14 b に送信する。また、受光量抽出部 14 a は、かかる画像信号からチャート画像情報を抽出した場合、その都度、チャート画像情報を抽出済みの画像信号を補正処理部 14 c に送信する。

【 0 0 6 8 】

演算処理部 14 b は、受光量抽出部 14 a からチャート画像情報を受信した場合、その都度、この受信したチャート画像情報をもとに混色行列  $M$  を算出し、この混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$  を求める。具体的には、演算処理部 14 b は、チャート画像を形成する各色成分の受光量値を行列成分とし、同色カラーフィルタの行列成分を同一行に配列し且つ同色光の行列成分を同一列に配列することによって混色行列  $M$  を算出する。演算処理部 14 b は、混色行列  $M$  を算出した場合、その都度、混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$  を算出する。また、演算処理部 14 b は、かかる逆行列  $M^{-1}$  を用いて、体内画像のホワイトバランスを補正するための補正係数であるホワイトバランス補正係数と体内画像のガンマ補正を行うための補正係数であるガンマ値とを算出する。このような演算処理部 14 b は、チャート画像情報を受信する都度、かかる混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$ 、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値を補正処理部 14 c に送信する。

【 0 0 6 9 】

なお、上述した同色カラーフィルタの行列成分は、複数色のチャート画像をそれぞれ形成する各画素群のうちの同色のカラーフィルタが形成された各画素が受光した複数色の色光の受光量値である。また、上述した同色光の行列成分は、複数色のチャート画像をそれぞれ形成する各画素群のうちの異なる色のカラーフィルタが形成された各画素が受光した同色の色光の受光量値である。

【 0 0 7 0 】

補正処理部 14 c は、撮像部 9 が撮像した体内画像に対する各種補正処理を行う。具体的には、補正処理部 14 c は、受光量抽出部 14 a から画像信号を受信する都度、この画像信号に対応する各種補正係数を演算処理部 14 b から受信する。なお、この画像信号に対応する各種補正係数として、この画像信号に含まれるチャート画像情報をもとに演算処理部 14 b が算出した逆行列  $M^{-1}$  (混色補正処理のための補正係数) と、この逆行列  $M^{-1}$  を用いて演算処理部 14 b が算出したホワイトバランス補正係数およびガンマ値とが挙げられる。補正処理部 14 c は、受光量抽出部 14 a から受信した画像信号に含まれる体内画像情報を取得し、この体内画像情報に対応する体内画像を形成する各要素光成分 (すなわち体内画像を形成する各色成分の受光量値) に対して逆行列  $M^{-1}$  を乗算する。これによって、補正処理部 14 c は、この体内画像の各色成分の混色状態を補正する。また、補正処理部 14 c は、この混色状態が補正された体内画像を形成する各色成分の受光量値とホワイトバランス補正係数とを用いて、この体内画像のホワイトバランスを補正する。さらに、補正処理部 14 c は、このホワイトバランスが補正された体内画像を形成する各色成分の受光量値とガンマ値とを用いて、この体内画像のガンマ補正を行う。補正処理部 14 c は、このように体内画像に対する混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、およびガンマ補正処理を完了した場合、その都度、かかる補正処理済みの体内画像に対応する体内

10

20

30

40

50

画像情報を含む画像信号を画像生成部 14 d に送信する。なお、この体内画像情報は、補正処理済みの体内画像を形成する各色成分の受光量値を含む。

【0071】

画像生成部 14 d は、補正処理部 14 c によって各種補正処理が行われた体内画像を生成出力する。具体的には、画像生成部 14 d は、上述した補正処理済みの体内画像情報を補正処理部 14 c から受信し、この体内画像情報に含まれる補正処理済みの各色成分の受光量値を取得する。画像生成部 14 d は、かかる補正処理済みの各色成分の受光量値をもとに、補正処理済みの体内画像を生成する。さらに、画像生成部 14 d は、この体内画像とともに撮像されたチャート画像を隠すマスク処理を行う。画像生成部 14 d は、生成した補正処理済みの体内画像を制御部 18 に送信する。

10

【0072】

入力部 15 は、入力ボタン等を用いて実現され、制御部 18 に対して指示する指示情報を制御部に入力する。かかる入力部 15 が制御部 18 に入力する指示情報として、例えば、カプセル型内視鏡 2 からの無線信号の受信開始または受信終了を指示する指示情報等が挙げられる。

【0073】

表示部 16 は、液晶ディスプレイ等を用いて実現され、制御部 18 によって表示指示された各種情報を表示する。かかる表示部 16 が表示する各種情報として、例えば、受信装置 3 を携帯する被検体の特定情報、この被検体の体内画像を受信中であることを示す情報等が挙げられる。なお、かかる被検体の特定情報として、被検体を特定する患者名、患者 ID 等が挙げられる。

20

【0074】

記憶部 17 は、上述した補正処理済みの体内画像を記憶するためのものである。具体的には、記憶部 17 は、可搬型の記憶媒体 5 を着脱可能に挿着可能な構造を有し、この記憶媒体 5 が挿着された場合に体内画像の記憶手段として機能する。このような記憶部 17 は、制御部 18 が記憶指示した補正処理済みの体内画像を記憶媒体 5 内に順次記憶する。このようにして、かかる記憶部 17 内の記憶媒体 5 は、補正処理済みの体内画像群を蓄積する。なお、記憶部 17 は、フラッシュメモリ等のメモリ IC を有することによって記憶部 17 自体が情報を記憶するように構成されてもよい。

【0075】

制御部 18 は、受信装置 3 の各構成部（受信部 13、画像処理部 14、入力部 15、表示部 16、記憶部 17）を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 18 は、各種処理を行う CPU と処理プログラム等を記憶した ROM と各種情報を一時的に記憶する RAM とを用いて実現される。制御部 18 は、入力部 15 によって入力された指示情報に基づいて、受信部 3 の信号受信動作を制御する。制御部 18 は、受信部 13 が受信した体内画像に対する各種補正処理を行うように画像処理部 14 を制御し、さらに、補正処理済みの体内画像を生成出力するように画像処理部 14 を制御する。制御部 18 は、画像処理部 14（具体的には画像生成部 14 d）から補正処理済みの体内画像を順次取得し、取得した補正処理済みの体内画像を記憶媒体 5 内に順次記憶するように記憶部 17 を制御する。また、制御部 18 は、カプセル型内視鏡 2 からの無線信号を受信開始するように受信部 13 を制御した場合、このカプセル型内視鏡 2 を臓器内部に導入した被検体の特定情報を表示するように表示部 16 を制御する。なお、制御部 18 は、かかる被検体の特定情報を記憶部 17 内の記憶媒体 5 から読み込む。

30

40

【0076】

電源部 19 は、所定数の電池と電源のオンオフ状態を切り替えるための電源スイッチとを用いて実現される。電源部 19 は、この電源スイッチの操作によってオン状態に切り替わった場合、受信装置 3 の各構成部（受信部 13、画像処理部 14、入力部 15、表示部 16、記憶部 17、制御部 18）に対して電力を供給する。

【0077】

つぎに、この実施の形態 1 にかかる画像取得装置 1 が有する画像表示装置 4 の構成につ

50



いて説明する。画像表示装置 4 は、上述した補正処理済みの体内画像群を記憶媒体 5 を媒介して取得し、かかる補正処理済みの体内画像群をディスプレイ上に表示する。このような画像表示装置 4 は、図 1 に示すように、入力部 4 a と、補正処理済みの体内画像等を表示する表示部 4 b と、記憶媒体 5 を着脱可能に挿着するカードインターフェース ( I / F ) 4 c と、補正処理済みの体内画像群を記憶する記憶部 4 d と、画像表示装置 4 の各構成部を制御する制御部 4 e とを有する。

#### 【 0 0 7 8 】

入力部 4 a は、キーボードおよびマウス等の入力デバイスを用いて実現され、制御部 4 e に各種情報を入力する。かかる入力部 4 e が制御部 1 8 に入力する各種情報として、例えば、制御部 4 e に対して指示する指示情報、上述した被検体の特定情報等が挙げられる。なお、かかる制御部 4 e に対する指示情報として、例えば、カード I / F 4 c に挿着された記憶媒体 5 内の補正処理済みの体内画像群を取り込むよう指示する指示情報、取り込んだ補正処理済みの体内画像群を表示するよう指示する指示情報等が挙げられる。

10

#### 【 0 0 7 9 】

表示部 4 b は、液晶ディスプレイ等を用いて実現され、制御部 4 e によって表示指示された各種情報を表示する。かかる表示部 4 b が表示する各種情報として、例えば、記憶媒体 5 を媒介して取得した補正処理済みの体内画像群、この補正処理済みの体内画像群に対応する被検体の特定情報等が挙げられる。

#### 【 0 0 8 0 】

カード I / F 4 c は、記憶媒体 5 を媒介して補正処理済みの体内画像群を取得するための情報入出力 I / F である。具体的には、カード I / F 4 c は、記憶媒体 5 を着脱可能に挿着可能な構造を有する。カード I / F 4 c は、制御部 4 e の制御に基づいて、この挿着された記憶媒体 5 内の補正処理済みの体内画像群を読み出し、この読み出した補正処理済みの体内画像群を制御部 4 e に送信する。このようにして、かかる補正処理済みの体内画像群は、画像表示装置 4 に取り込まれる。また、カード I / F 4 c は、制御部 4 e の制御に基づいて、被検体の特定情報を記憶媒体 5 に書き込む。

20

#### 【 0 0 8 1 】

記憶部 4 d は、フラッシュメモリまたはハードディスク等の大容量の記憶媒体を用いて実現される。記憶部 4 d は、制御部 4 e の制御に基づいて、カード I / F 4 c に挿着された記憶媒体 5 を媒介して取り込んだ補正処理済みの体内画像群を記憶する。なお、記憶部 4 d は、C D または D V D 等の可搬型の記憶媒体を着脱可能に挿着可能な構造を有し、挿着された記憶媒体内に補正処理済みの体内画像群を保存するものであってもよい。

30

#### 【 0 0 8 2 】

制御部 4 e は、画像表示装置 4 の各構成部 ( 入力部 4 a 、表示部 4 b 、カード I / F 4 c 、記憶部 4 d ) を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 4 e は、各種処理を行う C P U と処理プログラム等を記憶した R O M と各種情報を一時的に記憶する R A M とを用いて実現される。制御部 4 e は、入力部 4 a によって入力された指示情報に基づいて、記憶媒体 5 内の補正処理済みの体内画像群を取り込むようにカード I / F 4 c を制御する。制御部 4 e は、かかるカード I / F 4 c を介して補正処理済みの体内画像群を取得し、この取得した補正処理済みの体内画像群を記憶するように記憶部 4 d を制御する。また、制御部 4 e は、入力部 4 a によって入力された指示情報に基づいて、この取得した補正処理済みの体内画像群を表示するように表示部 4 b を制御する。

40

#### 【 0 0 8 3 】

つぎに、カプセル型内視鏡 2 の撮像部 9 の受光特性について説明する。図 2 は、R G B のカラーフィルタが各画素に形成された撮像部 9 の受光特性を説明するための模式図である。撮像部 9 の各画素には、上述したように、赤色フィルタ F R 、緑色フィルタ F G 、および青色フィルタ F B がそれぞれ形成される。この場合、撮像部 9 は、赤色フィルタ F R が形成された画素 ( 以下、R 成分画素という ) 、緑色フィルタ F G が形成された画素 ( 以下、G 成分画素という ) 、および青色フィルタ F B が形成された画素 ( 以下、B 成分画素

50

という)をそれぞれ1以上含む画素群を上述した単位画素群とし、かかる単位画素群が行列状に複数配列された構造を有する。

【0084】

図2に示すように、赤色フィルタFRは、撮像部9の撮像視野から反射した赤色光を透過するためのフィルタ特性を有する。緑色フィルタFGは、撮像部9の撮像視野から反射した緑色光を透過するためのフィルタ特性を有する。青色フィルタFBは、撮像部9の撮像視野から反射した青色光を透過するためのフィルタ特性を有する。

【0085】

具体的には、赤色フィルタFRは、発光部8aが発光する赤色光の中心波長 $\lambda_R$ と略同じ波長を中心波長とし、この赤色光の波長帯域 $\lambda_{R1}$ を確実に含むための広範囲な透過波長帯域を有する。この場合、かかる赤色フィルタFRの透過波長帯域は、発光部8bが発光する緑色光の中心波長 $\lambda_G$ と発光部8cが発光する青色光の中心波長 $\lambda_B$ とを含むものになる。かかる透過波長帯域を有する赤色フィルタFRは、RGBの各色成分の要素光を受光した場合、波長帯域 $\lambda_{R1}$ の赤色光を高い透過率で透過するとともに、この赤色光の透過率に比して低い透過率で波長帯域 $\lambda_{R2}$ の緑色光と波長帯域 $\lambda_{R3}$ の青色光とを透過する。

10

【0086】

このような赤色フィルタFRが形成されたR成分画素は、赤色フィルタFRに対応して受光すべき要素光(すなわち赤色光)とともに、赤色フィルタFRが透過すべきではない他の要素光(すなわち緑色光および青色光)を受光する。このようにして、かかるR成分画素における混色状態が発生する。この場合、かかる赤色フィルタFRに対応して受光すべき赤色光に相対する緑色光および青色光は、このR成分画素における混色成分である。

20

【0087】

一方、緑色フィルタFGは、発光部8bが発光する緑色光の中心波長 $\lambda_G$ と略同じ波長を中心波長とし、この緑色光の波長帯域 $\lambda_{G1}$ を確実に含むための広範囲な透過波長帯域を有する。この場合、かかる緑色フィルタFGの透過波長帯域は、発光部8aが発光する赤色光の中心波長 $\lambda_R$ と発光部8cが発光する青色光の中心波長 $\lambda_B$ とを含むものになる。かかる透過波長帯域を有する緑色フィルタFGは、RGBの各色成分の要素光を受光した場合、波長帯域 $\lambda_{G1}$ の緑色光を高い透過率で透過するとともに、この緑色光の透過率に比して低い透過率で波長帯域 $\lambda_{G2}$ の赤色光と波長帯域 $\lambda_{G3}$ の青色光とを透過する。

30

【0088】

このような緑色フィルタFGが形成されたG成分画素は、緑色フィルタFGに対応して受光すべき要素光(すなわち緑色光)とともに、緑色フィルタFGが透過すべきではない他の要素光(すなわち赤色光および青色光)を受光する。このようにして、かかるG成分画素における混色状態が発生する。この場合、かかる緑色フィルタFGに対応して受光すべき緑色光に相対する赤色光および青色光は、このG成分画素における混色成分である。

【0089】

他方、青色フィルタFBは、発光部8cが発光する青色光の中心波長 $\lambda_B$ と略同じ波長を中心波長とし、この青色光の波長帯域 $\lambda_{B1}$ を確実に含むための広範囲な透過波長帯域を有する。この場合、かかる青色フィルタFBの透過波長帯域は、発光部8aが発光する赤色光の中心波長 $\lambda_R$ と発光部8bが発光する緑色光の中心波長 $\lambda_G$ とを含むものになる。かかる透過波長帯域を有する青色フィルタFBは、RGBの各色成分の要素光を受光した場合、波長帯域 $\lambda_{B1}$ の青色光を高い透過率で透過するとともに、この青色光の透過率に比して低い透過率で波長帯域 $\lambda_{B2}$ の赤色光と波長帯域 $\lambda_{B3}$ の緑色光とを透過する。

40

【0090】

このような青色フィルタFBが形成されたB成分画素は、青色フィルタFBに対応して受光すべき要素光(すなわち青色光)とともに、青色フィルタFBが透過すべきではない他の要素光(すなわち赤色光および緑色光)を受光する。このようにして、かかるB成分画素における混色状態が発生する。この場合、かかる青色フィルタFBに対応して受光すべき青色光に相対する赤色光および緑色光は、このB成分画素における混色成分である。

50

## 【 0 0 9 1 】

ここで、撮像部 9 は、上述した R 成分画素、G 成分画素、および B 成分画素のそれぞれに混色状態が発生した場合、各カラーフィルタ（赤色フィルタ F R、緑色フィルタ F G、青色フィルタ F B）に対応して受光すべき要素光と混色成分の要素光とを含む受光量値（以下、混色状態の受光量値という）を画素毎に出力する。この場合、かかる撮像部 9 の単位画素群毎に出力される受光量出力  $S_{out}$  は、次式（ 1 ）に示すように、上述した混色行列  $M$  と非混色状態の受光量出力  $A$  との行列積によって表される。

$$S_{out} = M A \quad \cdots (1)$$

10

なお、この受光量出力  $S_{out}$  は、混色状態の R 成分画素に対応して出力された混色状態の受光量値と、混色状態の G 成分画素に対応して出力された混色状態の受光量値と、混色状態の B 成分画素に対応して出力された混色状態の受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、この非混色状態の受光量出力  $A$  は、R 成分画素に対応して出力されるべき R 成分のみの受光量値と、G 成分画素に対応して出力されるべき G 成分のみの受光量値と、B 成分画素に対応して出力されるべき B 成分のみの受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。

## 【 0 0 9 2 】

つぎに、カプセル型内視鏡 2 の光学ドーム 6 b に形成されたカラーチャート 7 について説明する。図 3 は、撮像部 9 の画角内の領域に形成されたカラーチャート 7 の一構成例を示す模式図である。なお、図 3 には、撮像部 9 の視点から見たカラーチャート 7 が図示されている。

20

## 【 0 0 9 3 】

図 3 に示すように、カラーチャート 7 は、R 成分のカラーチャートである赤色チャート 7 a と、G 成分のカラーチャートである緑色チャート 7 b と、B 成分のカラーチャートである青色チャート 7 c と、白色成分のカラーチャートである白色チャート 7 d を有する。かかるカラーチャート 7 を構成する各色成分のチャートのうち、赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、および青色チャート 7 c は、上述した発光部 8 a ~ 8 c の各発光色（R G B）あるいは撮像部 9 の各画素に形成されるカラーフィルタの各色成分（R G B）に対応する。赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d は、光学ドーム 6 b の内壁面における撮像部 9 の撮像視野（すなわち撮像部 9 の画角内の領域）であって体内画像を撮像するための撮像領域外にそれぞれ形成される。

30

## 【 0 0 9 4 】

具体的には、赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d は、光学ドーム 6 b の内壁面に投影される撮像部 9 の画角内の領域のうちの 4 つの角領域にそれぞれ形成される。この場合、被検体の臓器内部に対する撮像部 9 の撮像視野（すなわち体内画像を撮像するための撮像領域）は、かかる赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d によって囲まれた内側の領域に確保される。

## 【 0 0 9 5 】

撮像部 9 は、かかるカラーチャート 7 によって囲まれた内側領域の光学ドーム 6 b 越しに被検体の臓器内部を見ることができ、かかる内側領域の光学ドーム 6 b を介して被写体（臓器内部）からの反射光を受光する。これと同時に、撮像部 9 は、かかるカラーチャート 7 からの反射光を受光する。この結果、撮像部 9 は、かかるカラーチャート 7 を構成する赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d の各チャート画像を体内画像とともに撮像する。この場合、撮像部 9 は、かかる各色成分のチャート画像と体内画像とを 1 フレーム内に含む元画像を撮像する。

40

## 【 0 0 9 6 】

なお、かかる元画像は、撮像部 9 の画角内の領域を撮像した画像であり、1 フレーム内における 4 つの角領域に赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、およ

50

び白色チャート 7 d の各チャート画像をそれぞれ含むとともに、これらの各チャート画像に囲まれた内側の領域に体内画像を含む画像である。かかる各チャート画像と体内画像とを含む元画像は、上述したように、カプセル型内視鏡 2 からの無線信号によって受信装置 3 に受信される。

#### 【 0 0 9 7 】

図 4 は、カラーチャート 7 を構成する各色成分のチャートのフィルタ特性を例示する模式図である。図 4 に示すように、カラーチャート 7 を構成する赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、および青色チャート 7 c は、赤色光、緑色光、および青色光をそれぞれ反射する反射手段として機能する。

#### 【 0 0 9 8 】

赤色チャート 7 a は、白色光を形成する R G B の要素光のうちの赤色光を選択的に反射するためのフィルタ特性を有する。具体的には、赤色チャート 7 a は、発光部 8 a が発光する赤色光の波長帯域  $\lambda_R$  を含む反射波長帯域を有する。このような赤色チャート 7 a は、白色光を形成する R G B の要素光が照射された場合、この白色光に含まれる要素光のうちの緑色光および青色光を吸収し、且つ残りの赤色光（波長帯域  $\lambda_R$  の赤色光）を撮像部 9 に対して反射する。

#### 【 0 0 9 9 】

緑色チャート 7 b は、白色光を形成する R G B の要素光のうちの緑色光を選択的に反射するためのフィルタ特性を有する。具体的には、緑色チャート 7 b は、発光部 8 b が発光する緑色光の波長帯域  $\lambda_G$  を含む反射波長帯域を有する。このような緑色チャート 7 b は、白色光を形成する R G B の要素光が照射された場合、この白色光に含まれる要素光のうちの赤色光および青色光を吸収し、且つ残りの緑色光（波長帯域  $\lambda_G$  の緑色光）を撮像部 9 に対して反射する。

#### 【 0 1 0 0 】

青色チャート 7 c は、白色光を形成する R G B の要素光のうちの青色光を選択的に反射するためのフィルタ特性を有する。具体的には、青色チャート 7 c は、発光部 8 c が発光する青色光の波長帯域  $\lambda_B$  を含む反射波長帯域を有する。このような青色チャート 7 c は、白色光を形成する R G B の要素光が照射された場合、この白色光に含まれる要素光のうちの赤色光および緑色光を吸収し、且つ残りの青色光（波長帯域  $\lambda_B$  の青色光）を撮像部 9 に対して反射する。

#### 【 0 1 0 1 】

つぎに、体内画像を形成する各色成分の混色状態を補正するための補正係数（すなわち混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$ ）と体内画像のホワイトバランスを補正するためのホワイトバランス補正係数とを算出する画像処理部 1 4 の処理手順について説明する。図 5 は、体内画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理の各補正係数を取得するまでの処理手順を例示するフローチャートである。

#### 【 0 1 0 2 】

図 5 に示すように、画像処理部 1 4 は、受信部 1 3 から画像信号を受信し、この受信した画像信号に含まれるチャート画像情報をもとに、チャート画像を形成する各色光の受光量を取得する（ステップ S 1 0 1）。この場合、演算処理部 1 4 b は、受光量抽出部 1 4 a が画像信号から抽出したチャート画像情報をもとに、カラーチャート 7 内の各チャート画像に対応する各画素群の受光量出力を取得する。

#### 【 0 1 0 3 】

具体的には、演算処理部 1 4 b は、赤色チャート 7 a のチャート画像 P R（すなわち赤色の画像）に対応する画素群の受光量出力  $S_R$  と、緑色チャート 7 b のチャート画像 P G（すなわち緑色の画像）に対応する画素群の受光量出力  $S_G$  と、青色チャート 7 c のチャート画像 P B（すなわち青色の画像）に対応する画素群の受光量出力  $S_B$  とを取得する。また、演算処理部 1 4 b は、白色チャート 7 d のチャート画像 P W（すなわち白色の画像）に対応する画素群の受光量出力  $S_W$  を取得する。

#### 【 0 1 0 4 】

10

20

30

40

50

ここで、この受光量出力  $S_R$  は、赤色のチャート画像  $P_R$  に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値と、G 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値と、B 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、この受光量出力  $S_G$  は、緑色のチャート画像  $P_G$  に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値と、G 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値と、B 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、この受光量出力  $S_B$  は、青色のチャート画像  $P_B$  に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値と、G 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値と、B 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。

10

【0105】

なお、かかる受光量出力  $S_R$  に含まれるベクトル成分のうちの G 成分画素群の平均受光量値および B 成分画素群の平均受光量値と、かかる受光量出力  $S_G$  に含まれるベクトル成分のうちの R 成分画素群の平均受光量値および B 成分画素群の平均受光量値と、かかる受光量出力  $S_B$  に含まれるベクトル成分のうちの R 成分画素群の平均受光量値および G 成分画素群の平均受光量値とは、いずれも混色成分の平均受光量値である。

【0106】

一方、上述した受光量出力  $S_W$  は、白色のチャート画像  $P_W$  に対応する画素群のうちの R 成分画素群の平均受光量値と、G 成分画素群の平均受光量値と、B 成分画素群の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。なお、かかる受光量出力  $S_W$  のベクトル成分である R 成分画素群の平均受光量値、G 成分画素群の平均受光量値、および B 成分画素群の平均受光量値は、いずれも混色状態の各画素に対応して出力される混色状態の受光量の平均値である。

20

【0107】

つぎに、画像処理部 14 は、上述した各色成分のチャート画像に対応する各画素群の受光量出力をもとに、混色行列  $M$  を算出する（ステップ S102）。具体的には、演算処理部 14b は、上述した赤色光の受光量出力  $S_R$ 、緑色光の受光量出力  $S_G$ 、および青色光の受光量出力  $S_B$  を用いて混色行列  $M$  を算出する。

【0108】

ここで、受光量出力  $S_R$ 、 $S_G$ 、 $S_B$  と混色行列  $M$  との各間には、次式（2）～（4）に示される関係がそれぞれ成立する。

30

【0109】

【数 1】

$$S_R = M \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots (2)$$

【0110】

【数 2】

$$S_G = M \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

40

【0111】

【数 3】

$$S_B = M \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

【0112】

演算処理部 14 b は、かかる式 (2) ~ (4) に基づいて、混色行列 M を算出することができる。この場合、かかる演算処理部 14 b によって算出される混色行列 M は、次式 (5) によって表される。

10

$$M = (k_1 S_R \quad k_2 S_G \quad k_3 S_B) \quad \dots (5)$$

なお、式 (5) の混色行列 M に含まれる定数  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  は、発光部 8 a ~ 8 c の各発光量によって決定される所望の定数である。また、式 (5) によって表される混色行列 M は、3 行 3 列の 3 次正方行列であって、受光量出力  $S_R$ ,  $S_G$ ,  $S_B$  の各ベクトル成分を行列成分として含む。このように算出された混色行列 M は、上述したように、同色カラーフィルタの行列成分を同一行に含み、且つ同色光の行列成分を同一列に含む。

【0113】

その後、画像処理部 14 は、ステップ S 102 において算出した混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  を算出し (ステップ S 103)、この算出した逆行列  $M^{-1}$  を補正行列として取得する (ステップ S 104)。この場合、演算処理部 14 b は、式 (5) に基づいて混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  を算出し、体内画像に対する混色補正処理の補正行列 (補正係数の一例) として、この算出した逆行列  $M^{-1}$  を取得する。

20

【0114】

つぎに、画像処理部 14 は、白色チャート 7 d からの反射光である白色光に含まれる各色光、すなわち、この白色光を形成する RGB の各要素光の受光量を算出する (ステップ S 105)。この場合、演算処理部 14 b は、ステップ S 101 において取得した白色光の受光量出力  $S_w$  とステップ S 103 において算出した逆行列  $M^{-1}$  (すなわち混色状態を補正するための補正行列) とを乗算することによって、白色チャート 7 d からの白色光を形成する RGB の各要素光の受光量を示す非混色状態の受光量出力 W を算出する。

30

【0115】

なお、この非混色状態の受光量出力 W は、白色のチャート画像 PW に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した赤色光 (白色光を形成する R 成分の要素光) の平均受光量値と、G 成分画素群が受光した緑色光 (白色光を形成する G 成分の要素光) の平均受光量値と、B 成分画素群が受光した青色光 (白色光を形成する B 成分の要素光) の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。

【0116】

ここで、白色光の受光量出力  $S_w$  のベクトル成分である R 成分画素群の平均受光量値、G 成分画素群の平均受光量値、および B 成分画素群の平均受光量値は、上述したように、いずれも混色状態の各画素に対応して出力される混色状態の平均受光量値である。このため、かかる受光量出力  $S_w$  と上述した混色行列 M と非混色状態の受光量出力 W との間には、次式 (6) によって示される関係が成立する。

40

$$S_w = M W \quad \dots (6)$$

【0117】

したがって、演算処理部 14 b は、かかる受光量出力  $S_w$  に対して左から逆行列  $M^{-1}$  を乗算することによって、次式 (7) に示すように非混色状態の受光量出力 W を算出することができる。

50

$$W = M^{-1} S_{\text{非}} \quad \dots (7)$$

【0118】

ステップS105において非混色状態の受光量出力Wが算出された場合、画像処理部14は、かかる非混色状態の受光量出力Wの各ベクトル成分をもとに、体内画像のホワイトバランスを取得する(ステップS106)。具体的には、演算処理部14bは、かかる非混色状態の受光量出力Wの各ベクトル成分、すなわち、白色光を形成するR成分の要素光の平均受光量値と、白色光を形成するG成分の要素光の平均受光量値と、白色光を形成するB成分の要素光の平均受光量値との比率をもとに体内画像のホワイトバランスを取得する。この場合、かかる非混色状態の受光量出力Wの各ベクトル成分は、体内画像のホワイトバランスを補正するためのホワイトバランス補正係数である。

10

【0119】

その後、演算処理部14bは、上述したように取得した補正行列(混色行列Mの逆行列 $M^{-1}$ )とホワイトバランス補正係数(非混色状態の受光量出力W)とを補正処理部14cに送信する。さらに、演算処理部14bは、上述した逆行列 $M^{-1}$ を用いてガンマ値(体内画像に対するガンマ補正のための補正係数)を算出し、この算出したガンマ値を補正処理部14cに送信する。かかる演算処理部14bを有する画像処理部14は、カプセル型内視鏡2の撮像部9が撮像した体内画像毎に、上述したステップS101~S106の処理手順を繰り返す。

【0120】

つぎに、体内画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を実行する画像処理部14の処理手順について説明する。図6は、体内画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を実行するまでの処理手順を例示するフローチャートである。

20

【0121】

図6に示すように、画像処理部14は、受信部13から画像信号を受信し、この受信した画像信号に含まれる体内画像情報をもとに、体内画像を形成する各色光の受光量を取得する(ステップS201)。この場合、補正処理部14cは、受光量抽出部14aから受信した画像信号に含まれる体内画像情報をもとに、体内画像を形成する単位画素群毎に受光量出力 $S_{\text{out}}$ を取得する。かかる受光量出力 $S_{\text{out}}$ は、上述したように、体内画像を形成する単位画素群毎に出力され、単位画素群に含まれるR成分画素、G成分画素、およびB成分画素の各受光量値(混色状態の各受光量値)をベクトル成分として含む3次元ベクトルである。

30

【0122】

つぎに、画像処理部14は、この体内画像情報に対応する体内画像の各色成分の混色状態を補正するための補正行列とホワイトバランスを補正するためのホワイトバランス補正係数とを取得する(ステップS202)。この場合、補正処理部14cは、上述した混色行列Mの逆行列 $M^{-1}$ (混色補正処理の補正行列)および非混色状態の受光量出力W(ホワイトバランス補正係数)を演算処理部14bから取得する。

【0123】

その後、画像処理部14は、ステップS202において取得した補正行列を用いて体内画像の混色状態を補正する(ステップS203)。この場合、補正処理部14cは、ステップS201において取得した各単位画素群の受光量出力 $S_{\text{out}}$ に対して逆行列 $M^{-1}$ を順次乗算することによって、体内画像の混色状態を補正する。

40

【0124】

ここで、かかる各単位画素群の受光量出力 $S_{\text{out}}$ は、上述した式(1)に示されるように、混色行列Mと非混色状態の受光量出力Aとの行列積によって表される。したがって、補正処理部14cは、かかる受光量出力 $S_{\text{out}}$ に対して左から逆行列 $M^{-1}$ を乗算することによって、非混色状態の受光量出力Aを算出することができる。このように算出された受光量出力Aは、この受光量出力 $S_{\text{out}}$ の各ベクトル成分から混色成分の受光量値を除去したものであり、この体内画像を形成する各画素(各R成分画素、各G成分画素、各B成分

50

画素)が非混色状態である場合に単位画素群毎に出力される受光量出力である。補正処理部14cは、このような受光量出力 $S_{out}$ と逆行列 $M^{-1}$ との乗算処理を体内画像群の全単位画素群に対して繰り返す。これによって、補正処理部14cは、この体内画像に対する混色補正処理を達成する。

#### 【0125】

つぎに、画像処理部14は、ステップS202において取得したホワイトバランス補正係数を用いて体内画像のホワイトバランスを補正する(ステップS204)。この場合、補正処理部14cは、ステップS203において算出した単位画素群の受光量出力Aの各ベクトル成分(すなわち混色成分が除去されたRGBの各受光量値)に対してホワイトバランス補正係数(すなわち受光量出力Wの各ベクトル成分)をそれぞれ除算する。補正処理部14cは、このような受光量出力Aとホワイトバランス補正係数との除算処理を体内画像の全単位画素群に対して繰り返す。これによって、補正処理部14cは、この体内画像に対するホワイトバランス補正処理を達成する。

10

#### 【0126】

その後、補正処理部14cは、上述した演算処理部14bによって算出されたガンマ値を用いて、体内画像に対するガンマ補正処理をさらに行う。このようにして、補正処理部14cは、かかる体内画像に対する混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、およびガンマ補正処理を達成する。

#### 【0127】

つぎに、体内画像に対する各種補正処理を行い、この補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部14の動作を具体的に説明する。図7は、被検体100の体内画像を取得する画像取得装置1の具体的な態様を例示する模式図である。図8は、元画像をもとに補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部14の動作を説明するための模式図である。

20

#### 【0128】

図7, 8に示すように、カプセル型内視鏡2は、被検体100の口から飲込まれることによって、被検体100の臓器内部に導入される。かかるカプセル型内視鏡2は、被検体100の臓器内部を蠕動運動等によって移動するとともに、この被検体100の体内画像P2とカラーチャート7のチャート画像とを1フレーム内に含む元画像P1を所定間隔で撮像する。なお、かかるカラーチャート7のチャート画像は、上述したように、赤色チャート7aのチャート画像PR、緑色チャート7bのチャート画像PG、青色チャート7cのチャート画像PB、および白色チャート7dのチャート画像PWによって構成される。

30

#### 【0129】

臓器内部のカプセル型内視鏡2は、かかる元画像P1を含む画像信号に対して所定の送信処理を行って生成した無線信号を外部に送信する。受信装置3は、この被検体100に携帯され、被検体100の体表上に分散配置されたアンテナ13a~13eを介してカプセル型内視鏡2からの無線信号を受信する。受信装置3は、かかる無線信号に対して所定の受信処理を行って画像信号を取得する。

#### 【0130】

画像処理部14は、このような画像信号に含まれる体内画像情報およびチャート画像情報を取得する。画像処理部14は、この体内画像情報をもとに、体内画像P2を形成する各単位画素群の受光量出力 $S_{out}$ を取得する。具体的には、画像処理部14は、かかる受光量出力 $S_{out}$ のベクトル成分であるR成分画素の受光量値 $S_{1i}$ と、G成分画素の受光量値 $S_{2i}$ と、B成分画素の受光量値 $S_{3i}$ とを取得する。なお、かかる受光量値 $S_{1i}$ 、 $S_{2i}$ 、 $S_{3i}$ は、いずれも混色成分の受光量値を含む。

40

#### 【0131】

一方、画像処理部14は、このチャート画像情報をもとに、チャート画像PRに対応する画素群の受光量出力 $S_{1j}$ と、チャート画像PGに対応する画素群の受光量出力 $S_{2j}$ と、チャート画像PBに対応する画素群の受光量出力 $S_{3j}$ と、チャート画像PWに対応する画素群の受光量出力 $S_{4j}$ とを取得する。

50



## 【 0 1 3 2 】

具体的には、画像処理部 1 4 は、かかる受光量出力  $S_{\text{R}}$  のベクトル成分として、チャート画像 P R に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値  $S_{11}$  と、G 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値  $S_{21}$  と、B 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値  $S_{31}$  とを取得する。画像処理部 1 4 は、かかる受光量出力  $S_{\text{G}}$  のベクトル成分として、チャート画像 P G に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値  $S_{12}$  と、G 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値  $S_{22}$  と、B 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値  $S_{32}$  とを取得する。画像処理部 1 4 は、かかる受光量出力  $S_{\text{B}}$  のベクトル成分として、チャート画像 P B に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値  $S_{13}$  と、G 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値  $S_{23}$  と、B 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値  $S_{33}$  とを取得する。

10

## 【 0 1 3 3 】

なお、上述した式 ( 2 ) ~ ( 4 ) 示したように、かかるベクトル成分を含む受光量出力  $S_{\text{R}}$ 、 $S_{\text{G}}$ 、 $S_{\text{B}}$  と混色行列 M との各間には、次式 ( 8 ) ~ ( 1 0 ) に示される関係がそれぞれ成立する。

## 【 0 1 3 4 】

## 【数 4】

$$\begin{pmatrix} S_{11} \\ S_{21} \\ S_{31} \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots (8)$$

## 【 0 1 3 5 】

## 【数 5】

$$\begin{pmatrix} S_{12} \\ S_{22} \\ S_{32} \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots (9)$$

## 【 0 1 3 6 】

## 【数 6】

$$\begin{pmatrix} S_{13} \\ S_{23} \\ S_{33} \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \dots (10)$$

## 【 0 1 3 7 】

また、画像処理部 1 4 は、かかる受光量出力  $S_{\text{W}}$  のベクトル成分として、チャート画像 P W に対応する画素群のうちの R 成分画素群の平均受光量値  $S_{\text{W1}}$  と、G 成分画素群の平均受光量値  $S_{\text{W2}}$  と、B 成分画素群の平均受光量値  $S_{\text{W3}}$  とを取得する。

40

## 【 0 1 3 8 】

このように各種受光量出力を取得した画像処理部 1 4 は、上述した式 ( 5 ) と ( 8 ) ~ ( 1 0 ) とに基づいて、混色行列 M を算出する。この場合、かかる画像処理部 1 4 によって算出された混色行列 M は、次式 ( 1 1 ) によって表される。

## 【 0 1 3 9 】

【数 7】

$$M = \begin{pmatrix} k_1 S_{11} & k_2 S_{12} & k_3 S_{13} \\ k_1 S_{21} & k_2 S_{22} & k_3 S_{23} \\ k_1 S_{31} & k_2 S_{32} & k_3 S_{33} \end{pmatrix} \quad \dots (11)$$

【0140】

画像処理部 14 は、この式 (11) に示される混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$  を算出する。かかる画像処理部 14 が算出した逆行列  $M^{-1}$  は、体内画像 P2 に対する混色補正処理の補正行列である。このようにして、画像処理部 14 は、混色補正処理の補正行列 (逆行列  $M^{-1}$ ) を取得する。

10

【0141】

また、画像処理部 14 は、上述した式 (6) に基づき、平均受光量値  $S_{W1}$ ,  $S_{W2}$ ,  $S_{W3}$  をベクトル成分として含む受光量出力  $S_W$  と逆行列  $M^{-1}$  とを乗算することによって非混色状態の受光量出力  $W$  を算出する。かかる非混色状態の受光量出力  $W$  は、チャート画像 PW に対応する画素群のうちの R 成分画素群が受光した赤色光の平均受光量値  $W_1$  と、G 成分画素群が受光した緑色光の平均受光量値  $W_2$  と、B 成分画素群が受光した青色光の平均受光量値  $W_3$  とをベクトル成分として含む。すなわち、次式 (12) が成立する。

【0142】

【数 8】

$$\begin{pmatrix} W_1 \\ W_2 \\ W_3 \end{pmatrix} = M^{-1} \begin{pmatrix} S_{W1} \\ S_{W2} \\ S_{W3} \end{pmatrix} \quad \dots (12)$$

20

【0143】

このような受光量出力  $W$  のベクトル成分である平均受光量値  $W_1$ ,  $W_2$ ,  $W_3$  は、混色状態の受光量出力  $S_W$  のベクトル成分である平均受光量値  $S_{W1}$ ,  $S_{W2}$ ,  $S_{W3}$  から混色成分の受光量値を取り除いて算出される値である。このようにして、画像処理部 14 は、かかる平均受光量値  $W_1$ ,  $W_2$ ,  $W_3$  の比率によって、体内画像 P2 のホワイトバランスを取得する。この場合、かかる平均受光量値  $W_1$ ,  $W_2$ ,  $W_3$  は、ホワイトバランス補正係数である。

30

【0144】

このように補正行列 (逆行列  $M^{-1}$ ) およびホワイトバランス補正係数 (平均受光量値  $W_1$ ,  $W_2$ ,  $W_3$ ) を取得した画像処理部 14 は、体内画像 P2 に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を行う。具体的には、画像処理部 14 は、上述した式 (1) に基づいて、体内画像 P2 を形成する全単位画素群の受光量出力  $S_{out}$  に対して逆行列  $M^{-1}$  を順次乗算することによって、かかる単位画素群毎に非混色状態の受光量出力  $A$  を順次算出する。

【0145】

かかる非混色状態の受光量出力  $A$  は、受光量値  $S_i$  から混色成分の受光量値を取り除いた R 成分のみの受光量値  $a_r$  と、受光量値  $S_i$  から混色成分の受光量値を取り除いた G 成分のみの受光量値  $a_g$  と、受光量値  $S_i$  から混色成分の受光量値を取り除いた B 成分のみの受光量値  $a_b$  とをベクトル成分として含む。すなわち、次式 (13) が成立する。画像処理部 14 は、次式 (13) に示される受光量出力  $A$  を体内画像 P2 の全単位画素群について取得することによって、この体内画像 P2 に対する混色補正処理を達成する。

40

【0146】

【数 9】

$$\begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} = M^{-1} \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{pmatrix} \quad \dots (13)$$

【0147】

つぎに、画像処理部 14 は、このように算出した非混色状態の受光量出力 A のベクトル成分である受光量値  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$  に対してホワイトバランス補正係数である平均受光量値  $W_1$ ,  $W_2$ ,  $W_3$  をそれぞれ除算する。画像処理部 14 は、かかる受光量出力 A とホワイト

10

【0148】

画像処理部 14 は、このように体内画像 P2 に対する各種補正処理を行うことによって、体内画像 P2 の混色状態およびホワイトバランス等が補正された補正処理済みの体内画像 P4 の体内画像情報を取得する。かかる体内画像 P4 の体内画像情報は、体内画像 P4 を形成する各単位画素群の R 成分の受光量値  $C_1$ 、G 成分の受光量値  $C_2$ 、および B 成分の受光量値  $C_3$  を含む。この場合、かかる RGB 成分の各受光量値  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$  をベクトル

20

【0149】

【数 10】

$$C_{out} = \begin{pmatrix} k \frac{a_1}{W_1} \\ k \frac{a_2}{W_2} \\ k \frac{a_3}{W_3} \end{pmatrix} \quad \dots (14)$$

【0150】

画像処理部 14 は、このように取得した各単位画素群の受光量出力  $C_{out}$  をもとに、補正処理済みの体内画像 P4 を生成する。さらに、画像処理部 14 は、元画像 P1 に含まれるチャート画像 PR, PG, PB, PW を隠すマスク処理を行う。このようにして、画像処理部 14 は、図 8 に示すような補正画像 P3 を生成出力する。かかる補正画像 P3 は、補正処理済みの体内画像 P4 を含み、且つマスク処理によってチャート画像 PR, PG, PB, PW が削除された画像である。

40

【0151】

かかる画像処理部 14 によって生成出力された補正画像 P3 は、記憶媒体 5 を媒介して画像表示装置 4 に取得される。画像表示装置 4 は、このように取得した補正画像 P3 に含まれる補正処理済みの体内画像 P4 を表示する。かかる画像表示装置 4 によって表示された体内画像 P4 は、例えば図 8 に示すように、補正前の体内画像 P2 では不明確であった病変部 Q の状態（色、大きさ、形等）を鮮明に示す。

【0152】

このような画像処理部 14 を有する画像取得装置 1 は、かかる体内画像 P4 に例示されるように、血液または病変部等の所望の検査対象物の状態を鮮明に示すことが可能な色再

50

現性の高い体内画像を取得することができる。医師または看護師等のユーザは、かかる画像取得装置 1 が取得した補正処理済みの体内画像をもとに、血液または病変部等の所望の検査対象物を確実に検出することができ、かかる所望の検査対象物に対する R G B の各色光（すなわち複数の波長帯域の各色光）の反射率を求めることができる。この結果、ユーザは、かかる所望の検査対象物の詳細な分析を行うことができる。

#### 【 0 1 5 3 】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 1 では、撮像部の各画素に形成された複数のカラーフィルタに対応して受光すべき色光と混色成分の色光との混合である混色状態を示す混色行列を算出してこの混色行列の逆行列を求めておき、被検体の臓器内部等の所望の被写体画像を撮像した場合、この被写体画像を形成する各単位画素群の受光量出力に対してこの逆行列を乗算して、この被写体画像の混色状態を補正するように構成した。このため、狭い波長帯域の色光を透過する特殊なフィルタを撮像部に設けなくとも、被写体に対して複数の色光を同時に照射して被写体画像を撮像した場合（すなわち同時方式によって各色成分の分光画像を撮像した場合）に撮像部が受光した混色成分の色光を確実に除外することができる。この結果、被写体の動きまたは撮像部の移動に起因する画像ブレの低減と撮像フレームレート的高速化とを可能にするとともに、複数の波長帯域の色光を同時に受光した際に発生する各色成分の混色を補正することができ、色の再現性が良好な被写体画像を取得できる観察装置および観察方法を実現することができる。

#### 【 0 1 5 4 】

また、被写体画像とともに各色成分のチャート画像を撮像し、被写体画像を撮像する都度、上述した混色行列の逆行列を算出し、かかる被写体画像毎に算出した各混色行列の逆行列を用いて各被写体画像の混色状態をそれぞれ補正するように構成している。このため、かかる複数の色光を発光する発光部の発光特性の温度変化または経時変化に影響されることなく、また、撮像部の受光特性の温度変化または経時変化に影響されることなく、各被写体画像の混色状態を確実に補正することができる。

#### 【 0 1 5 5 】

さらに、このように算出した混色行列の逆行列を用いてホワイトバランス補正係数を算出するように構成したので、混色成分が除外された状態のホワイトバランス補正係数を取得することができる。かかる非混色状態のホワイトバランス補正係数を用いることによって、この被写体画像を形成する各単位画素群の受光量出力に混色成分の受光量を含ませることなく、この被写体画像のホワイトバランスを補正することができる。

#### 【 0 1 5 6 】

また、このような発光部および撮像部をカプセル型内視鏡に内蔵したので、狭い波長帯域の色光を透過する特殊なフィルタをカプセル型内視鏡に内蔵する必要がない。このため、カプセル型内視鏡の小型化を促進することができ、かかるカプセル型内視鏡を臓器内部に導入する被検体の負担を軽減することができる。

#### 【 0 1 5 7 】

さらに、チャート画像を撮像する際に複数の色光を同時に発光するように構成したので、かかる複数の色光の発光パターンを変更することなく、R G B 等の各色成分のチャート画像情報を取得して各色成分の混色状態を把握することができる。この結果、かかる複数の色光の発光パターンを変更するための特殊な回路を発光部に設ける必要がなく、かかる発光部を内蔵するカプセル型内視鏡の小型化をさらに促進することができる。

#### 【 0 1 5 8 】

##### （実施の形態 2）

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、体内画像と各色成分のチャート画像とを同時に撮像し、体内画像毎に混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  を算出して、かかる体内画像毎の逆行列  $M^{-1}$  を用いて各体内画像の混色状態をそれぞれ補正していたが、この実施の形態 2 では、体内画像を撮像する前に各色成分を選択的に反射するチャート画像を撮像して、混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  を算出しておき、順次撮像される各体内画像に対して共通の逆行列  $M^{-1}$  を用いて混色状態を補正するように構成している。

## 【 0 1 5 9 】

図 9 は、本発明の実施の形態 2 にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図 10 は、複数色のカラーチャートが内部に形成されたキャップとカプセル型内視鏡との着脱状態を例示する模式図である。図 11 は、複数色のカラーチャートが内部に形成されたキャップの一構成例を示す模式図である。

## 【 0 1 6 0 】

図 9 ~ 11 に示すように、この実施の形態 2 にかかる観察装置である画像取得装置 21 は、上述した実施の形態 1 にかかる画像取得装置 1 のカプセル型内視鏡 2 に代えてカプセル型内視鏡 22 を有し、受信装置 3 に代えて受信装置 23 を有し、複数色のカラーチャート 7 が内部に形成されたキャップ 25 をさらに有する。また、この受信装置 23 は、上述した実施の形態 1 の受信装置 3 の画像処理部 14 に代えて画像処理部 24 を有する。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

10

## 【 0 1 6 1 】

カプセル型内視鏡 22 は、光学ドーム 6a の内壁にカラーチャート 7 が形成されていない構造以外、上述した実施の形態 1 のカプセル型内視鏡 2 と同様の構成を有する。かかるカプセル型内視鏡 22 は、カプセル型の筐体 6 の光学ドーム 6b を覆うようにキャップ 25 が装着された状態において、このキャップ 25 の内部に形成されたカラーチャート 7 のチャート画像を撮像し、このチャート画像に対応するチャート画像情報を外部の受信装置 23 に無線送信する。また、カプセル型内視鏡 22 は、かかるキャップ 25 が取り外された後、被検体の臓器内部に導入された状態において、この被検体の体内画像を所定間隔で撮像し、この撮像した体内画像を外部の受信装置 23 に順次無線送信する。カプセル型内視鏡 22 は、このような体内画像とチャート画像とを別々に無線送信する機能以外、上述した実施の形態 1 のカプセル型内視鏡 2 と同様の機能を有する。

20

## 【 0 1 6 2 】

受信装置 23 は、画像処理部 24 の機能以外、上述した実施の形態 1 の受信装置 3 と同様の機能を有する。画像処理部 24 は、体内画像とは別に撮像された各色成分のチャート画像 PR, PG, PB, PW にそれぞれ対応する各受光量出力  $S_R, S_G, S_B, S_W$  を取得し、体内画像を取得する前に、混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$ 、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出しておく。そして、画像処理部 24 は、順次撮像された各体内画像に対して共通の各種補正係数（逆行列  $M^{-1}$ 、ホワイトバランス補正係数、ガンマ値等）を用い、各体内画像に対する混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、およびガンマ補正処理を行う。画像処理部 24 は、このような補正処理機能以外、上述した実施の形態 1 の画像処理部 14 と同様の機能を有する。

30

## 【 0 1 6 3 】

このような画像処理部 24 は、上述した実施の形態 1 の画像処理部 14 の受光量抽出部 14a に代えて受光量抽出部 24a を有し、補正処理部 14c に代えて補正処理部 24c を有し、上述した演算処理部 14b および画像生成部 14d を有する。

## 【 0 1 6 4 】

受光量抽出部 24a は、受信部 13 から順次受信する画像信号の中から、体内画像とは別に撮像された各色成分のチャート画像情報を抽出し、この抽出したチャート画像情報を演算処理部 14b に送信する。具体的には、受信部 13 は、カプセル型内視鏡 22 からの無線信号を画像信号に復調し、この復調した画像信号を受光量抽出部 24a に送信する。受光量抽出部 24a は、かかる受信部 13 から受信した画像信号に含まれる画像情報を抽出し、この抽出した画像情報に含まれる各色成分の受光量値をもとに、この画像情報がチャート画像情報および体内画像情報のいずれであるかを判断する。受光量抽出部 24a は、かかる画像信号にチャート画像情報が含まれる場合、このチャート画像情報を含む画像信号を演算処理部 14b に送信し、かかる画像信号に体内画像情報が含まれる場合、この体内画像情報を含む画像信号を補正処理部 24c に送信する。

40

## 【 0 1 6 5 】

補正処理部 24c は、演算処理部 14b が算出した各種補正係数を取得し、この取得し

50

た各種補正係数を保持するとともに、受光量抽出部 2 4 a から順次受信する複数の体内画像情報に対し、この保持した各種補正係数を用いて各種補正処理（混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、ガンマ補正処理等）を行う。すなわち、補正処理部 2 4 c は、この保持した各種補正係数を複数の体内画像に対して共通に用いて、これら複数の体内画像に対する各種補正処理を順次行う。このような補正処理部 2 4 c は、後に演算処理部 1 4 b から新規の各種補正係数を取得する都度、この保持した各種補正係数をそれぞれ更新する。

#### 【 0 1 6 6 】

ここで、かかる補正処理部 2 4 c が複数の体内画像に対して共通に用いる各種補正係数は、混色補正処理の補正行列（混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$ ）、ホワイトバランス補正係数（非混色状態の受光量出力  $W$ ）、およびガンマ値等である。この実施の形態 2 において、演算処理部 1 4 b は、体内画像とは別に撮像された各色成分のチャート画像に対応するチャート画像情報をもとに、かかる各種補正係数を算出し、その都度、この算出した各種補正係数を補正処理部 2 4 c に送信する。

#### 【 0 1 6 7 】

キャップ 2 5 は、図 1 0 , 1 1 に示すように、一端に形成された開口部 2 5 b を介して外部に連通する内部空間 2 5 a を有する。開口部 2 5 b は、カプセル型内視鏡 2 2 の筐体 6（具体的にはケース本体 6 a）の横断面形状と同様の形状であって筐体 6 を着脱可能に挿通できる大きさに形成される。内部空間 2 5 a は、かかる開口部 2 5 b を介して挿入された筐体 6 の光学ドーム 6 b を内包可能な大きさおよび形状に形成される。かかる内部空間 2 5 a を有するキャップ 2 5 の内壁面には、複数色のカラーチャートである赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d が形成される。このような構成を有するキャップ 2 5 は、開口部 2 5 b を介して内部空間 2 5 a に挿入されたカプセル型内視鏡 2 2 の少なくとも光学ドーム 6 b を含む筐体部分を着脱可能に覆うとともに、この状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野（具体的には撮像部 9 の画角内の領域）に赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d を配置する。このようにカプセル型内視鏡 2 2 が挿入されたキャップ 2 5 は、この挿入された状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野内に外部からの光が漏れることを防止する。

#### 【 0 1 6 8 】

ここで、赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d は、キャップ 2 5 の内部空間 2 5 a に挿入された状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野内において、撮像部 9 の光軸を中心に略均等な領域をそれぞれ占めるように、キャップ 2 5 の内壁面に形成される。このように赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d が形成されることによって、撮像部 9 は、チャート画像  $P_R$ 、 $P_G$ 、 $P_B$ 、 $P_W$  をそれぞれ形成する各画素数を略同数にすることができ、かかる同画素数のチャート画像  $P_R$ 、 $P_G$ 、 $P_B$ 、 $P_W$  を 1 フレーム内に含むチャート画像を撮像することができる。

#### 【 0 1 6 9 】

つぎに、複数の体内画像に対して共通に用いる各種補正係数をもとに体内画像に対する各種補正処理を行い、この補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部 2 4 の動作を具体的に説明する。図 1 2 は、チャート画像とは別に撮像された体内画像に対して各種補正処理を行って補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部 2 4 の動作を説明するための模式図である。

#### 【 0 1 7 0 】

この実施の形態 2 にかかる画像取得装置 2 1 において、カプセル型内視鏡 2 2 は、被検体 1 0 0 の臓器内部に導入される前に、上述したようにキャップ 2 5 を嵌合した状態（図 9 , 1 0 参照）で複数色のチャート画像  $P_5$  を撮像する。かかる複数色のチャート画像  $P_5$  は、図 1 2 に示すように、複数色のチャート画像  $P_R$ 、 $P_G$ 、 $P_B$ 、 $P_W$  によって形成される。この場合、チャート画像  $P_R$ 、 $P_G$ 、 $P_B$ 、 $P_W$  は、撮像部 9 の光軸に対応する

チャート画像 P 5 の画像中心を通る直交 2 軸によって 4 分割される略同画素数の分割画素群によってそれぞれ形成される。

【 0 1 7 1 】

画像処理部 2 4 は、かかるチャート画像 P R , P G , P B , P W を 1 フレーム内に含むチャート画像 P 5 のチャート画像情報を受信部 1 3 から取得した場合、その都度、上述したステップ S 1 0 2 ~ 1 0 6 と略同様の処理手順を行って、混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  (混色補正処理の補正行列) と非混色状態の受光量出力 W (ホワイトバランス補正係数) とを算出し、さらに、ガンマ値を算出する。画像処理部 2 4 は、複数の体内画像に対して共通に用いる各種補正係数として、かかる補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値を保持する。

10

【 0 1 7 2 】

この場合、演算処理部 1 4 b は、かかるチャート画像 P 5 の画像中心近傍に配列される画素群の受光量出力  $S_R$ ,  $S_G$ ,  $S_B$ ,  $S_W$  を取得できる。このため、演算処理部 1 4 b は、上述した実施の形態 1 の場合に比して、より正確な (すなわち色再現性をより高めることが可能な) 補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値を算出することができる。

【 0 1 7 3 】

一方、上述したようにキャップ 2 5 を嵌合した状態のカプセル型内視鏡 2 2 は、チャート画像 P 5 を撮像した後、キャップ 2 5 を取り外した状態で被検体 1 0 0 の口から飲込まれる。この場合、カプセル型内視鏡 2 2 は、被検体 1 0 0 の臓器内部を蠕動運動等によって移動しつつ、所定間隔で体内画像 P 6 を撮像する。かかる臓器内部のカプセル型内視鏡 2 2 は、撮像した体内画像 P 6 の体内画像情報を受信装置 2 3 に対して無線送信する。

20

【 0 1 7 4 】

画像処理部 2 4 は、受信部 1 3 を介して体内画像 P 6 の体内画像情報を取得する都度、上述したステップ S 2 0 2 ~ S 2 0 4 と略同様の処理手順を行って、体内画像 P 6 に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を実行し、さらに、この体内画像 P 6 に対するガンマ補正処理を実行する。

【 0 1 7 5 】

この場合、補正処理部 2 4 c は、順次撮像される複数の体内画像 P 6 に対して、上述したように保持した補正行列 (混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$ )、ホワイトバランス補正係数 (非混色状態の受光量出力 W)、およびガンマ値を共通に用い、かかる複数の体内画像 P 6 に対する混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、およびガンマ補正処理を順次行う。

30

【 0 1 7 6 】

このような画像処理部 2 4 は、かかる体内画像 P 6 の混色状態およびホワイトバランス等が補正された補正処理済みの体内画像 P 7 の体内画像情報を取得する。なお、かかる体内画像 P 7 の体内画像情報は、補正処理済みの体内画像 P 7 を形成する各単位画素の受光量出力 C out を含むものである。画像処理部 1 4 は、このように取得した各単位画素群の受光量出力 C out をもとに、補正処理済みの体内画像 P 7 を生成する。この場合、画像生成部 1 4 d は、上述したようなチャート画像に対するマスク処理を行う必要がない。

【 0 1 7 7 】

かかる画像処理部 2 4 によって生成出力された補正処理済みの体内画像 P 7 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、記憶媒体 5 を媒介して画像表示装置 4 に取得される。かかる画像表示装置 4 によって表示された体内画像 P 7 は、例えば図 1 2 に示すように、補正前の体内画像 P 6 では不明確であった病変部 Q の状態 (色、大きさ、形等) を、実施の形態 1 の場合に比してより鮮明に示す。

40

【 0 1 7 8 】

このような画像処理部 2 4 を有する画像取得装置 2 1 は、かかる体内画像 P 7 に例示されるように、実施の形態 1 の場合に比して血液または病変部等の所望の検査対象物の状態をより鮮明に示すことが可能な色再現性の高い体内画像を取得することができる。医師または看護師等のユーザは、かかる画像取得装置 2 1 が取得した補正処理済みの体内画像を

50

もとに、血液または病変部等の所望の検査対象物をより確実に検出することができ、かかる所望の検査対象物に対するRGBの各色光（すなわち複数の波長帯域の各色光）の反射率をより高精度に求めることができる。この結果、ユーザは、かかる所望の検査対象物の詳細な分析をより高精度に行うことができる。

#### 【0179】

以上、説明したように、本発明の実施の形態2では、被検体の臓器内部等の所望の被写体画像とは別のフレームに、白色光を形成する複数色の要素光に対応する複数色のカラーチャートを捉えたチャート画像を撮像し、この1フレームのチャート画像に含まれる複数色のチャート画像の受光量出力をもとに補正行列（混色行列の逆行列）等の各種補正係数を算出し、この算出した各種補正係数を複数の被写体画像に対して共通に用いて、被写体画像に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理等の各種補正処理を行うようにし、その他を上述した実施の形態1と同様に構成した。このため、複数の被写体画像に対して混色補正処理およびホワイトバランス補正処理等の各種補正処理を順次行う場合に、かかる各種補正処理に用いる各種補正係数の演算処理回数を低減（例えば1つの補正係数について演算処理回数を1回に）することができ、これによって、複数の被写体画像に対する各種補正処理を完了するまでの処理速度を高めることができる。この結果、上述した実施の形態1と同様の作用効果を享受するとともに、複数の被写体画像に対する各種補正処理を完了するまでに必要な時間を短縮することができる。

#### 【0180】

また、かかる複数色のカラーチャートを1フレーム内に捉えたチャート画像の画像中心近傍に配列される画素群の受光量出力を取得するので、補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数をより正確に算出することができる。この結果、被写体画像の色再現性をより高めることができる。

#### 【0181】

さらに、1フレーム内に被写体画像とチャート画像とを含めた元画像を撮像した場合に必要なチャート画像のマスキング処理が不要であるため、補正処理済みの被写体画像を取得するまでの時間を短縮できるとともに、実施の形態1の場合に比して、より広範囲な撮像視野の被写体画像を撮像することができる。

#### 【0182】

（実施の形態2の変形例）

つぎに、本発明の実施の形態2の変形例について説明する。上述した実施の形態2では、1つのキャップ25の内壁面に複数色のカラーチャート（例えば、赤色チャート7a、緑色チャート7b、青色チャート7c、白色チャート7d）を形成していたが、この実施の形態2の変形例では、複数色のカラーチャートの色毎にキャップを準備し、かかる複数色のカラーチャートのそれぞれをキャップ毎に分けて形成し、かかるキャップ毎のカラーチャートを順次撮像するように構成している。

#### 【0183】

図13は、本発明の実施の形態2の変形例にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図14は、複数色のカラーチャートをそれぞれ有する複数のキャップの一構成例を示す側断面模式図である。

#### 【0184】

図13、14に示すように、この実施の形態2の変形例にかかる観察装置である画像取得装置26は、上述した実施の形態2にかかる画像取得装置21のキャップ25に代えて複数のキャップ29a～29dを有し、受信装置23に代えて受信装置27を有する。また、この受信装置27は、上述した実施の形態2の受信装置23の画像処理部24に代えて画像処理部28を有する。その他の構成は実施の形態2と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

#### 【0185】

受信装置27は、画像処理部28の機能以外、上述した実施の形態2の受信装置23と同様の機能を有する。画像処理部28は、体内画像とは別に撮像された各色成分のチャー



ト画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  にそれぞれ対応する各受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  を取得し、体内画像を取得する前に、混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$ 、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出しておく。この場合、画像処理部 28 は、撮像部 9 の全画素に対応した受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  を順次取得する。かかる画像処理部 28 のその他の機能は、上述した実施の形態 2 の画像処理部 24 と同様である。

#### 【0186】

このような画像処理部 28 は、上述した実施の形態 2 の画像処理部 24 の受光量抽出部 24a に代えて受光量抽出部 28a を有し、上述した演算処理部 14b、補正処理部 24c、および画像生成部 14d を有する。

#### 【0187】

受光量抽出部 28a は、受信部 13 から順次受信する画像信号の中から、体内画像とは別に撮像された各色成分のチャート画像情報を画像単位（フレーム単位）に抽出し、この抽出したフレーム単位のチャート画像情報を演算処理部 14b に送信する。具体的には、受信部 13 は、カプセル型内視鏡 22 からの無線信号を画像信号に復調し、この復調した画像信号を受光量抽出部 28a に送信する。受光量抽出部 28a は、かかる受信部 13 から受信した画像信号に含まれる画像情報を抽出し、この抽出した画像情報に含まれる各色成分の受光量値をもとに、この画像情報がフレーム単位のチャート画像情報および体内画像情報のいずれであるかを判断する。受光量抽出部 28a は、かかる画像信号にフレーム単位のチャート画像情報が含まれる場合、このフレーム単位のチャート画像情報を含む画像信号を演算処理部 14b に送信し、かかる画像信号に体内画像情報が含まれる場合、この体内画像情報を含む画像信号を補正処理部 24c に送信する。

#### 【0188】

ここで、この実施の形態 2 の変形例において、演算処理部 14b は、受光量抽出部 28a からフレーム単位のチャート画像情報を順次取得し、かかるフレーム単位の各チャート画像情報をもとに各種補正係数を算出し、その都度、この算出した各種補正係数を補正処理部 24c に送信する。なお、このフレーム単位のチャート画像情報は、撮像部 9 の全画素によって形成されるフレーム単位のチャート画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  のいずれかに対応する画像情報であり、撮像部 9 の全画素に対応した受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  のいずれかを含む。

#### 【0189】

詳細には、全画素に対応した受光量出力  $S_R$  は、フレーム単位のチャート画像  $P_R$  が撮像された場合に、全 R 成分画素が受光した赤色光の平均受光量値と、全 G 成分画素が受光した赤色光の平均受光量値と、全 B 成分画素が受光した赤色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、全画素に対応した受光量出力  $S_G$  は、フレーム単位のチャート画像  $P_G$  が撮像された場合に、全 R 成分画素が受光した緑色光の平均受光量値と、全 G 成分画素が受光した緑色光の平均受光量値と、全 B 成分画素が受光した緑色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、全画素に対応した受光量出力  $S_B$  は、フレーム単位のチャート画像  $P_B$  が撮像された場合に、全 R 成分画素が受光した青色光の平均受光量値と、全 G 成分画素が受光した青色光の平均受光量値と、全 B 成分画素が受光した青色光の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。また、全画素に対応した受光量出力  $S_W$  は、フレーム単位のチャート画像  $P_W$  が撮像された場合の全 R 成分画素の平均受光量値と、全 G 成分画素の平均受光量値と、全 B 成分画素の平均受光量値とをベクトル成分として含む 3 次列ベクトルである。

#### 【0190】

複数のキャップ 29a ~ 29d は、上述した実施の形態 2 のキャップ 25 と同様の構造にそれぞれ形成され、複数色のカラーチャート（具体的には、赤色チャート 7a、緑色チャート 7b、青色チャート 7c、白色チャート 7d）を色別にそれぞれ有する。具体的には、図 14 に示すように、キャップ 29a は、上述したキャップ 25 と同様に形成された内壁面に赤色チャート 7a を有する。キャップ 29b は、上述したキャップ 25 と同様に

10

20

30

40

50

形成された内壁面に緑色チャート 7 b を有する。キャップ 2 9 c は、上述したキャップ 2 5 と同様に形成された内壁面に青色チャート 7 c を有する。キャップ 2 9 d は、上述したキャップ 2 5 と同様に形成された内壁面に白色チャート 7 d を有する。

【 0 1 9 1 】

また、複数のキャップ 2 9 a ~ 2 9 d の各々は、その内部空間にカプセル型内視鏡 2 2 が挿入された場合、上述したキャップ 2 5 と同様に、このカプセル型内視鏡 2 2 の少なくとも光学ドーム 6 b を含む筐体部分を着脱可能に覆うとともに、このカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野内に外部からの光が漏れることを防止する。この場合、キャップ 2 9 a は、挿入状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野（具体的には撮像部 9 の画角内の領域）に赤色チャート 7 a を配置する。キャップ 2 9 b は、挿入状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野に緑色チャート 7 b を配置する。キャップ 2 9 c は、挿入状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野に青色チャート 7 c を配置する。キャップ 2 9 d は、挿入状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野に白色チャート 7 d を配置する。

【 0 1 9 2 】

このような複数のキャップ 2 9 a ~ 2 9 d は、所定の順序に沿ってカプセル型内視鏡 2 2 を順次挿入することによって、かかる挿入状態のカプセル型内視鏡 2 2 の撮像視野に配置するカラーチャートを赤色チャート 7 a、緑色チャート 7 b、青色チャート 7 c、および白色チャート 7 d に順次切り替えることができる。これによって、カプセル型内視鏡 2 2 は、赤色チャート 7 a がフレーム全体を占めるフレーム単位のチャート画像 P R と、緑色チャート 7 b がフレーム全体を占めるフレーム単位のチャート画像 P G と、青色チャート 7 c がフレーム全体を占めるフレーム単位のチャート画像 P B と、白色チャート 7 d がフレーム全体を占めるフレーム単位のチャート画像 P W とを順次撮像することができる。なお、カプセル型内視鏡 2 2 は、このように順次撮像したフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W にそれぞれ対応するフレーム単位の各チャート画像情報を外部の受信装置 2 7 に順次無線送信する。

【 0 1 9 3 】

つぎに、フレーム単位の各チャート画像情報をもとに各種補正係数を算出して体内画像に対する各種補正処理を行い、この補正処理済みの体内画像を生成出力する画像処理部 2 8 の動作を具体的に説明する。図 1 5 は、フレーム単位の各チャート画像情報をもとに算出した各種補正係数を用いて体内画像に対する各種補正処理を行う画像処理部 2 8 の動作を説明するための模式図である。

【 0 1 9 4 】

画像処理部 2 8 は、体内画像 P 6 を取得する前に、図 1 5 に示すようなフレーム単位の各チャート画像 P R , P G , P B , P W にそれぞれ対応するフレーム単位の各チャート画像情報を順次取得する。この場合、画像処理部 2 8 は、かかるフレーム単位の各チャート画像情報をもとに、撮像部 9 の全画素に対応した受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  を取得する。画像処理部 2 8 は、このように全画素に対応した受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  を取得する都度、上述したステップ S 1 0 2 ~ 1 0 6 と略同様の処理手順を行って、混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$ （混色補正処理の補正行列）と非混色状態の受光量出力 W（ホワイトバランス補正係数）とを算出し、さらに、ガンマ値を算出する。画像処理部 2 8 は、複数の体内画像に対して共通に用いる各種補正係数として、かかる補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値を保持する。

【 0 1 9 5 】

この場合、演算処理部 1 4 b は、全画素に対応した受光量出力  $S_R$  ,  $S_G$  ,  $S_B$  ,  $S_W$  をもとに各種補正係数を算出するので、体内画像を形成する画素群に対応した各種補正係数を算出することができる。この結果、演算処理部 1 4 b は、上述した実施の形態 2 の場合に比して、より正確な（すなわち色再現性をより高めることが可能な）補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値を算出することができる。

【 0 1 9 6 】

その後、画像処理部 2 8 は、上述した実施の形態 2 の画像処理部 2 4 と同様の処理手順

を行って、体内画像 P 6 に対する混色補正処理およびホワイトバランス補正処理を実行し、さらに、この体内画像 P 6 に対するガンマ補正処理を実行する。このような画像処理部 2 8 は、上述した実施の形態 2 の画像処理部 2 4 に比して一層正確に、かかる体内画像 P 6 の混色状態およびホワイトバランス等を補正して補正処理済みの体内画像 P 7 を生成出力する。

【0197】

かかる画像処理部 2 8 によって生成出力された補正処理済みの体内画像 P 7 は、補正前の体内画像 P 6 では不明確であった病変部 Q の状態（色、大きさ、形等）を、実施の形態 2 の場合に比してより鮮明に示す。このような画像処理部 2 8 を有する画像取得装置 2 6 は、上述した実施の形態 2 の場合に比して血液または病変部等の所望の検査対象物の状態をより鮮明に示すことが可能な色再現性の高い体内画像を取得することができる。

10

【0198】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 2 の変形例では、複数色のカラーチャートをフレーム別に順次撮像してフレーム単位の各チャート画像情報を順次取得し、これらフレーム単位の各チャート画像情報をもとに、撮像部の全画素に対応した複数色の受光量出力を取得し、かかる全画素に対応した複数色の受光量出力をもとに補正行列（混色行列の逆行列）等の各種補正係数を算出するようにし、その他を上述した実施の形態 2 と同様に構成した。このため、被検体の臓器内部等の所望の被写体画像を形成する画素群に対応した補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を算出することができ、上述した実施の形態 2 と同様の作用効果を享受するとともに、被写体画像の色再現性をより一層高めることができる。

20

【0199】

また、本発明の実施の形態 2 の変形例では、撮像部の全画素に対応した複数色の受光量出力を取得するので、被写体画像の 1 ドットを形成する単位画素群毎に補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を順次算出することもできる。かかる単位画素群毎の各種補正係数を被写体画像の各単位画素群に対してそれぞれ用いることによって、この被写体画像の混色状態およびホワイトバランス等をより一層正確に補正することができる。

【0200】

（実施の形態 3）

つぎに、本発明の実施の形態 3 について説明する。上述した実施の形態 2 の変形例では、複数色のカラーチャートをそれぞれ有する複数のキャップ 2 9 a ~ 2 9 d の中からカプセル型内視鏡 2 2 を挿入するキャップを順次切り替えてフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像し、これによって、フレーム単位の各チャート画像情報を取得していたが、この実施の形態 3 では、白色チャート 7 d を有する 1 つのキャップに挿入した状態のカプセル型内視鏡の発光色を順次切り替えてフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像し、これによって、フレーム単位の各チャート画像情報を取得するように構成している。

30

【0201】

図 1 6 は、本発明の実施の形態 3 にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。図 1 7 は、この実施の形態 3 にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の機能構成を模式的に例示するブロック図である。図 1 6 , 1 7 に示すように、この実施の形態 3 にかかる観察装置である画像取得装置 3 1 は、上述した実施の形態 2 の変形例にかかる画像取得装置 2 6 のカプセル型内視鏡 2 2 に代えてカプセル型内視鏡 3 2 を有し、複数のキャップ 2 9 a ~ 2 9 d に代えて 1 つのキャップ 3 0 を有する。その他の構成は実施の形態 2 の変形例と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

40

【0202】

キャップ 3 0 は、上述した実施の形態 2 の変形例におけるキャップ 2 9 d（白色チャート 7 d を内壁面に有するキャップ）と同様の構造に形成され、その内壁面に白色チャート 7 d を有する。このようなキャップ 3 0 は、その内部空間にカプセル型内視鏡 3 2 が挿入

50

された場合、上述したキャップ 29 d と同様に、このカプセル型内視鏡 32 の少なくとも光学ドーム 6 b を含む筐体部分を着脱可能に覆うとともに、このカプセル型内視鏡 32 の撮像視野内に外部からの光が漏れることを防止する。この場合、キャップ 30 は、挿入状態のカプセル型内視鏡 32 の撮像視野（具体的には撮像部 9 の画角内の領域）に白色チャート 7 d を配置する。

#### 【0203】

また、キャップ 30 は、磁石 30 a を有する。磁石 30 a は、キャップ 30 に挿入された状態のカプセル型内視鏡 32 の発光色を切り替えるためのものであり、かかる挿入状態のカプセル型内視鏡 32 のケース本体 6 a に接触するキャップ 30 の内壁面近傍に配置される。具体的には、磁石 30 a は、かかるキャップ 30 の開口部近傍に内蔵される。

10

#### 【0204】

カプセル型内視鏡 32 は、キャップ 30 の内部空間に挿入された状態（すなわちキャップ 30 を装着した状態）において磁石 30 a の磁気を検出する磁気センサ 33 a ~ 33 c を内蔵し、かかる磁気センサ 33 a ~ 33 c の磁気検出結果に基づいて発光色を切り替える機能を有する。具体的には、図 17 に示すように、カプセル型内視鏡 32 は、カプセル型の筐体 6 の内部に、上述した実施の形態 2 の変形例におけるカプセル型内視鏡 22 と同様に発光部 8 a ~ 8 c、撮像部 9、通信部 10、および電源部 12 を有し、磁気センサ 33 a ~ 33 c およびスイッチ回路 34 をさらに有する。また、カプセル型内視鏡 32 は、上述した実施の形態 2 の変形例におけるカプセル型内視鏡 22 の制御部 11 に代えて制御部 35 を有する。このようなカプセル型内視鏡 32 は、磁気センサ 33 a ~ 33 c の磁気検出結果に基づいて発光色を切り替える機能以外、上述したカプセル型内視鏡 22 と同様の機能を有する。

20

#### 【0205】

磁気センサ 33 a ~ 33 c は、上述したように、カプセル型内視鏡 32 がキャップ 30 を装着した状態において磁石 30 a の磁気を検出し、この磁気検出結果を制御部 35 に送信する。具体的には、磁気センサ 33 a ~ 33 c は、ケース本体 6 a の内壁面であって光学ドーム 6 b の近傍に分散配置される。かかる磁気センサ 33 a ~ 33 c は、磁石 30 a によって出力された磁気の強度を検出し、この検出した磁気強度が所定の閾値以上である場合に磁気検出信号を制御部 35 に送信する。

#### 【0206】

スイッチ回路 34 は、かかる磁気センサ 33 a ~ 33 c の磁気検出結果に基づいてカプセル型内視鏡 32 の発光色の切り替えを指示するためのものである。具体的には、スイッチ回路 34 は、制御部 35 の制御に基づいて、発光部 8 a ~ 8 c と電源部 12 との導通状態を切り替える。かかるスイッチ回路 34 が切り替える発光部 8 a ~ 8 c と電源部 12 との導通状態のパターンとして、発光部 8 a および電源部 12 のみを導通状態にするパターン、発光部 8 b および電源部 12 のみを導通状態にするパターン、発光部 8 c および電源部 12 のみを導通状態にするパターン、および発光部 8 a ~ 8 c と電源部 12 とを導通状態にするパターンとが設定される。

30

#### 【0207】

制御部 35 は、カプセル型内視鏡 32 の各構成部（発光部 8 a ~ 8 c、撮像部 9、通信部 10、磁気センサ 33 a ~ 33 c、スイッチ回路 34）を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 35 は、各種処理を行う CPU と処理プログラム等を記憶した ROM と各種情報を一時的に記憶する RAM とを用いて実現される。かかる制御部 35 は、磁気センサ 33 a ~ 33 c の各磁気検出動作を制御し、スイッチ回路 34 の切替動作を制御し、このスイッチ回路 34 を介して発光部 8 a ~ 8 c の発光動作を制御し、撮像部 9 の撮像動作を制御する。

40

#### 【0208】

また、制御部 35 は、上述したスイッチ回路 34 によって切り替わる導通状態のパターンに対応して、発光部 8 a ~ 8 c の発光駆動タイミングと撮像部 9 の撮像駆動タイミングとを制御する。具体的には、制御部 35 は、磁気センサ 33 a から磁気検出信号を取得し

50

た場合、発光部 8 a および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。この場合、制御部 3 5 は、赤色光を発光するように発光部 8 a を制御し、かかる赤色光によって照明された撮像視野からの反射光を受光する（すなわち撮像視野の画像を撮像する）ように撮像部 9 を制御する。また、制御部 3 5 は、磁気センサ 3 3 b から磁気検出信号を取得した場合、発光部 8 b および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。この場合、制御部 3 5 は、緑色光を発光するように発光部 8 b を制御し、かかる緑色光によって照明された撮像視野からの反射光を受光するように撮像部 9 を制御する。また、制御部 3 5 は、磁気センサ 3 3 c から磁気検出信号を取得した場合、発光部 8 c および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。この場合、制御部 3 5 は、青色光を発光するように発光部 8 c を制御し、かかる青色光によって照明された撮像視野からの反射光を受光するように撮像部 9 を制御する。一方、制御部 3 5 は、磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c のいずれから磁気検出信号を例えば所定時間以上取得しなかった場合、発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 とを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。この場合、制御部 3 5 は、赤色光、緑色光、および青色光を同時発光するように発光部 8 a ~ 8 c を制御し、かかる同時発光によって形成された白色光が照明した撮像視野からの反射光を受光するように撮像部 9 を制御する。

#### 【 0 2 0 9 】

つぎに、磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c の磁気検出結果に基づいて発光色を切り替えることによって、フレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像するカプセル型内視鏡 3 2 の動作を具体的に説明する。図 1 8 は、カプセル型内視鏡 3 2 がキャップを装着した状態で発光色を順次切り替えてフレーム単位の各チャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像する状態を例示する模式図である。図 1 9 は、スイッチ回路 3 4 の切替動作を説明するための回路図である。なお、図 1 8 には、カプセル型内視鏡 3 2 がフレーム単位の各チャート画像を撮像する状態を理解し易くするために、キャップ 3 0 の側断面図が示されている。

#### 【 0 2 1 0 】

図 1 8 , 1 9 に示すように、カプセル型内視鏡 3 2 は、外部からの磁力（図示せず）によって R G B の各色光の同時発光を開始するとともに、被検体 1 0 0 の臓器内部に導入される前にキャップ 3 0 を装着する。この状態において、カプセル型内視鏡 3 2 は、筐体 6 の長手方向の中心軸 C L を回転軸にし、キャップ 3 0 の内壁面上を摺動しつつキャップ 3 0 に対して相対的に回転する。この場合、カプセル型内視鏡 3 2 は、かかるキャップ 3 0 の磁石 3 0 a と磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c との各相対位置を回転に伴って順次変化させる。

#### 【 0 2 1 1 】

ここで、磁気センサ 3 3 a は、かかる磁石 3 0 a に対する相対位置が所定の距離未満に近づいた場合、この近傍の磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出する。この場合、磁気センサ 3 3 a は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信する。このような状態において、残りの磁気センサ 3 3 b , 3 3 c は、磁石 3 0 a に対する各相対位置がそれぞれ所定の距離以上に離れているため、磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出しない。したがって、磁気センサ 3 3 b , 3 3 c は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信しない。

#### 【 0 2 1 2 】

かかる磁気センサ 3 3 a が制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信した場合、制御部 3 5 は、この磁気センサ 3 3 a からの磁気検出信号に基づいて、所定時間毎に発光部 8 a および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。かかる制御部 3 5 の制御に基づいて、スイッチ回路 3 4 は、図 1 9 に示すスイッチ 3 4 a のみを所定時間毎に閉じて発光部 8 a および電源部 1 2 のみを導通状態にする。このような導通状態において、発光部 8 a は、キャップ 3 0 内部の白色チャート 7 d に対して赤色光を所定時間毎に発光する。

10

20

30

40

50

## 【 0 2 1 3 】

かかる発光部 8 a からの赤色光が白色チャート 7 d を照明した場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7 d を反射した赤色光を受光することによって、フレーム単位のチャート画像 P R を撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 P R は、上述したように、受信装置 2 7 に対して無線送信される。

## 【 0 2 1 4 】

一方、磁気センサ 3 3 b は、かかる磁石 3 0 a に対する相対位置が所定の距離未満に近づいた場合、この近傍の磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出する。この場合、磁気センサ 3 3 b は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信する。このような状態において、残りの磁気センサ 3 3 a , 3 3 c は、磁石 3 0 a に対する各相対位置がそれぞれ所定の距離以上に離れているため、磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出しない。したがって、磁気センサ 3 3 a , 3 3 c は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信しない。

10

## 【 0 2 1 5 】

かかる磁気センサ 3 3 b が制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信した場合、制御部 3 5 は、この磁気センサ 3 3 b からの磁気検出信号に基づいて、所定時間毎に発光部 8 b および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。かかる制御部 3 5 の制御に基づいて、スイッチ回路 3 4 は、図 1 9 に示すスイッチ 3 4 b のみを所定時間毎に閉じて発光部 8 b および電源部 1 2 のみを導通状態にする。このような導通状態において、発光部 8 b は、キャップ 3 0 内部の白色チャート 7 d に対して緑色光を所定時間毎に発光する。

20

## 【 0 2 1 6 】

かかる発光部 8 b からの緑色光が白色チャート 7 d を照明した場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7 d を反射した緑色光を受光することによって、フレーム単位のチャート画像 P G を撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 P G は、上述したように、受信装置 2 7 に対して無線送信される。

## 【 0 2 1 7 】

他方、磁気センサ 3 3 c は、かかる磁石 3 0 a に対する相対位置が所定の距離未満に近づいた場合、この近傍の磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出する。この場合、磁気センサ 3 3 c は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信する。このような状態において、残りの磁気センサ 3 3 a , 3 3 b は、磁石 3 0 a に対する各相対位置がそれぞれ所定の距離以上に離れているため、磁石 3 0 a から所定の閾値以上の磁気強度を検出しない。したがって、磁気センサ 3 3 a , 3 3 b は、制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信しない。

30

## 【 0 2 1 8 】

かかる磁気センサ 3 3 c が制御部 3 5 に対して磁気検出信号を送信した場合、制御部 3 5 は、この磁気センサ 3 3 c からの磁気検出信号に基づいて、所定時間毎に発光部 8 c および電源部 1 2 のみを導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。かかる制御部 3 5 の制御に基づいて、スイッチ回路 3 4 は、図 1 9 に示すスイッチ 3 4 c のみを所定時間毎に閉じて発光部 8 c および電源部 1 2 のみを導通状態にする。このような導通状態において、発光部 8 c は、キャップ 3 0 内部の白色チャート 7 d に対して青色光を所定時間毎に発光する。

40

## 【 0 2 1 9 】

かかる発光部 8 c からの青色光が白色チャート 7 d を照明した場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7 d を反射した青色光を受光することによって、フレーム単位のチャート画像 P B を撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 P B は、上述したように、受信装置 2 7 に対して無線送信される。

## 【 0 2 2 0 】

ここで、かかる磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c と磁石 3 0 a との各相対位置が何れも所定の距離以上に離れた状態である場合、磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c は、何れも磁石 3 0 a から

50

所定の閾値以上の磁気強度を検出しない。この場合、磁気センサ 33a ~ 33c は、制御部 35 に対して磁気検出信号を送信しない。

【0221】

このような状態において、制御部 35 は、所定時間毎に全発光部 8a ~ 8c と電源部 12 とを略同時に導通状態に切り替えるようにスイッチ回路 34 を制御する。かかる制御部 35 の制御に基づいて、スイッチ回路 34 は、図 19 に示すスイッチ 34a ~ 34c を所定時間毎に同時に閉じる。これによって、スイッチ回路 34 は、所定時間毎に全発光部 8a ~ 8c と電源部 12 とを略同時に導通状態にする。このような導通状態において、発光部 8a ~ 8c は、キャップ 30 内部の白色チャート 7d に対して赤色光、緑色光、および青色光を同時に発光する。

10

【0222】

かかる発光部 8a ~ 8c からの赤色光、緑色光、および青色光によって形成される白色光が白色チャート 7d を照明した場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7d を反射した白色光を受光することによって、フレーム単位のチャート画像 PW を撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 PW は、上述したように、受信装置 27 に対して無線送信される。

【0223】

このようにして、カプセル型内視鏡 32 は、フレーム単位のチャート画像 PR, PG, PB, PW の各チャート画像情報を受信装置 27 に対して順次無線送信する。その後、カプセル型内視鏡 32 は、キャップ 30 を取り外した状態で被検体 100 の臓器内部に導入される。かかるカプセル型内視鏡 32 は、被検体 100 の体内画像を順次撮像しつつ、かかる体内画像を受信装置 27 に対して順次無線送信する。

20

【0224】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 3 では、複数色のチャート画像を撮像する場合に、白色光を形成する複数色の色光をそれぞれ発光する複数の発光部の発光タイミングを切り替えて、白色光を含む複数色の色光を白色チャートに対して順次発光し、この白色チャートを反射した複数色の色光を順次受光するようにし、その他を上述した実施の形態 2 の変形例と同様に構成した。このため、複数色のカラーチャートを必要とせず、白色チャートのみを用いて、白色を含む複数色のチャート画像をフレーム単位で順次撮像することができる。この結果、上述した実施の形態 2 の変形例と同様の作用効果を楽しむとともに、簡易な装置構成によって複数色のチャート画像を撮像することができる。

30

【0225】

(実施の形態 3 の変形例)

つぎに、本発明の実施の形態 3 の変形例について説明する。上述した実施の形態 3 では、磁石 30a を内蔵したキャップ 30 に対して相対的にカプセル型内視鏡 32 を回転することによって、このカプセル型内視鏡 32 の発光色を順次切り替えていたが、この実施の形態 3 の変形例では、キャップを装着したカプセル型内視鏡の発光色を経時変化させて、このキャップの内壁面に形成された白色チャートに対して白色光を含む複数色の色光を順次発光して、フレーム単位のチャート画像 PR, PG, PB, PW を順次撮像するように構成している。

40

【0226】

図 20 は、本発明の実施の形態 3 の変形例にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。図 21 は、この実施の形態 3 の変形例にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の機能構成を模式的に例示するブロック図である。図 20, 21 に示すように、この実施の形態 3 の変形例にかかる観察装置である画像取得装置 36 は、上述した実施の形態 3 にかかる画像取得装置 31 のキャップ 30 に代えてキャップ 29d (実施の形態 2 の変形例を参照) を有し、カプセル型内視鏡 32 に代えてカプセル型内視鏡 37 を有する。その他の構成は実施の形態 3 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0227】

カプセル型内視鏡 37 は、白色チャート 7d を内壁面に有するキャップ 29d を装着し

50

た状態において、この白色チャート 7 d に対して発光する色光の発光色を経時変化させる機能を有し、かかる白色チャート 7 d を反射した複数色の色光（白色光を含む）を受光してフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像する。かかるカプセル型内視鏡 3 7 のその他の機能は、上述した実施の形態 3 のカプセル型内視鏡 3 2 と同様である。

#### 【 0 2 2 8 】

このようなカプセル型内視鏡 3 7 は、図 2 1 に示すように、カプセル型の筐体 6 の内部に、上述した実施の形態 3 のカプセル型内視鏡 3 2 と同様に発光部 8 a ~ 8 c 、撮像部 9 、通信部 1 0 、電源部 1 2 、スイッチ回路 3 4 を有する。また、カプセル型内視鏡 3 7 は、上述したカプセル型内視鏡 3 2 の制御部 3 5 に代えて制御部 3 8 を有し、上述した磁気センサ 3 3 a ~ 3 3 c を有していない。

10

#### 【 0 2 2 9 】

制御部 3 8 は、カプセル型内視鏡 3 7 の各構成部（発光部 8 a ~ 8 c 、撮像部 9 、通信部 1 0 、スイッチ回路 3 4 ）を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 3 8 は、各種処理を行う C P U と処理プログラム等を記憶した R O M と各種情報を一時的に記憶する R A M とを用いて実現される。かかる制御部 3 8 は、外部の磁力によって電源部 1 2 が電力供給を開始した場合、スイッチ回路 3 4 を介した発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 との各導通状態を経時的に順次切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御し、これによって、カプセル型内視鏡 3 7 の発光色を経時変化させる。かかる制御部 3 8 のその他の機能は、上述したカプセル型内視鏡 3 2 の制御部 3 5 と同様である。

20

#### 【 0 2 3 0 】

このような制御部 3 8 は、スイッチ回路 3 4 の切替動作モードを設定するモード設定部 3 8 a を有する。モード設定部 3 8 a は、外部の磁力によって電源部 1 2 が電力供給を開始してから経過時間に応じて、スイッチ回路 3 4 の切替動作モードを個別発光モードまたは同時発光モードのいずれかに設定する。なお、個別発光モードとは、所定時間毎に発光部 8 a ~ 8 c の各々を個別に発光駆動させるための切替動作モードである。同時発光モードとは、所定時間毎に発光部 8 a ~ 8 c を略同時に発光駆動させるための切替動作モードである。

#### 【 0 2 3 1 】

制御部 3 8 は、かかる個別発光モードが設定された場合、発光部 8 a ~ 8 c の中から電源部 1 2 に対して導通状態になる発光部を所定時間毎に順次切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。一方、制御部 3 8 は、かかる同時発光モードが設定された場合、所定時間毎に全発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 とが略同時に導通状態に切り替わるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。

30

#### 【 0 2 3 2 】

つぎに、白色チャート 7 d に対して発光する色光の発光色を経時的に切り替えることによって、フレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像するカプセル型内視鏡 3 7 の動作を具体的に説明する。図 2 2 は、スイッチ回路 3 4 を介した発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 との導通状態を経時的に切り替えて白色チャート 7 d に対する発光色を経時変化させるカプセル型内視鏡 3 7 の動作を説明するための模式図である。

40

#### 【 0 2 3 3 】

カプセル型内視鏡 3 7 は、被検体 1 0 0 の臓器内部に導入される前に、外部からの磁力（図示せず）によって電源部 1 2 の電力供給を開始し、その後、キャップ 2 9 d を装着する。このような状態において、モード設定部 3 8 a は、図 2 2 に示すように、電源部 1 2 が電力供給を開始した時間 t 1 （電源投入時間）から所定の時間 t 2 までの期間、スイッチ回路 3 4 の切替動作モードとして個別発光モードを設定する。

#### 【 0 2 3 4 】

個別発光モードが設定された場合、制御部 3 8 は、発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 との導通状態のパターンを所定時間毎に所定の順序に沿って順次切り替えるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。なお、かかる導通状態のパターンには、上述したように、発光部 8 a

50



および電源部 1 2 のみを導通状態にするパターンと、発光部 8 b および電源部 1 2 のみを導通状態にするパターンと、発光部 8 c および電源部 1 2 のみを導通状態にするパターンとがある。制御部 3 8 は、かかる導通状態のパターンが 1 サイクル以上繰り返されるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。

#### 【 0 2 3 5 】

かかる個別発光モードにおける制御部 3 8 の制御に基づいて、スイッチ回路 3 4 は、所定時間毎にスイッチ 3 4 a ~ 3 4 c の各々を所定の順序に沿って順次閉じる。これによって、発光部 8 a ~ 8 c は、白色チャート 7 d に対して所定時間毎に赤色光、緑色光、および青色光の各々を所定の順序に沿って順次発光する。このようにして発光部 8 a ~ 8 c から順次発光された赤色光、緑色光、および青色光は、それぞれ個別に白色チャート 7 d を照明する。

10

#### 【 0 2 3 6 】

この場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7 d を個別に反射した赤色光、緑色光、および青色光を順次受光することによって、フレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B を順次撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B は、上述したように、受信装置 2 7 に対して無線送信される。

#### 【 0 2 3 7 】

一方、モード設定部 3 8 a は、図 2 2 に示すように、上述した時間 t 1 から所定の時間 t 2 が経過した場合、スイッチ回路 3 4 の切替動作モードとして同時発光モードを設定する。この場合、制御部 3 8 は、所定時間毎に全発光部 8 a ~ 8 c と電源部 1 2 とが略同時に導通状態に切り替わるようにスイッチ回路 3 4 を制御する。

20

#### 【 0 2 3 8 】

かかる同時発光モードにおける制御部 3 8 の制御に基づいて、スイッチ回路 3 4 は、所定時間毎に全スイッチ 3 4 a ~ 3 4 c を略同時に開閉する。これによって、発光部 8 a ~ 8 c は、白色チャート 7 d に対して所定時間毎に赤色光、緑色光、および青色光を略同時に発光する。このようにして発光部 8 a ~ 8 c から略同時に発光された赤色光、緑色光、および青色光は、白色光を形成した状態で白色チャート 7 d を照明する。

#### 【 0 2 3 9 】

この場合、撮像部 9 は、かかる白色チャート 7 d を反射した白色光を受光することによって、フレーム単位のチャート画像 P W を撮像する。かかるフレーム単位のチャート画像 P W は、上述したように、受信装置 2 7 に対して無線送信される。

30

#### 【 0 2 4 0 】

このようにして、カプセル型内視鏡 3 7 は、フレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W の各チャート画像情報を受信装置 2 7 に対して順次無線送信する。その後、カプセル型内視鏡 3 7 は、キャップ 2 9 d を取り外した状態で被検体 1 0 0 の臓器内部に導入される。かかるカプセル型内視鏡 3 7 は、被検体 1 0 0 の体内画像を順次撮像しつつ、かかる体内画像を受信装置 2 7 に対して順次無線送信する。

#### 【 0 2 4 1 】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 3 の変形例では、複数色のチャート画像を撮像する場合に、白色光を形成する複数色の色光をそれぞれ発光する複数の発光部の発光タイミングを時間軸に沿って自動的に切り替えることによって、白色光を含む複数色の色光を白色チャートに対して順次発光し、この白色チャートを反射した複数色の色光を順次受光するようにし、その他を上述した実施の形態 3 と同様に構成した。このため、内壁面に白色チャートを有するキャップに対して相対的にカプセル型内視鏡を回転する手間を省くことができ、上述した実施の形態 3 と同様の作用効果を享受するとともに、上述した各種補正係数を算出するために必要な複数色のチャート画像情報を容易に且つ確実に取得することができる。

40

#### 【 0 2 4 2 】

##### ( 実施の形態 4 )

つぎに、本発明の実施の形態 4 について説明する。上述した実施の形態 3 の変形例では

50

、完成品であるカプセル型内視鏡 37 を用いて複数色のチャート画像情報を取得していたが、この実施の形態 4 では、カプセル型内視鏡の組立過程において、カプセル型の筐体 6 を備えていない未完成状態のカプセル型内視鏡を用いて複数色のチャート画像情報を取得し、上述した補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を算出するように構成している。

#### 【0243】

図 23 は、本発明の実施の形態 4 にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。図 24 は、本発明の実施の形態 4 のカプセル型内視鏡が有する照明基板の状態を示す模式図である。図 25 は、この照明基板の回路構成例を模式的に示す回路図である。図 23 ~ 25 に示すように、この実施の形態 4 にかかる観察装置である画像取得装置 41 は、上述した実施の形態 3 の変形例にかかる画像取得装置 36 のカプセル型内視鏡 37 に代えてカプセル型内視鏡 42 を有し、画像表示装置 4 に代えて画像表示装置 44 を有し、キャップ 29d に代えて白色板 46 を有し、さらに外部電源 45 を有する。その他の構成は実施の形態 3 の変形例と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

#### 【0244】

カプセル型内視鏡 42 は、上述した発光部 8a ~ 8c、撮像部 9、通信部 10、および電源部 12 を有する。また、カプセル型内視鏡 42 は、複数の電極パッド 47a ~ 47f が形成された照明基板 8d と、カプセル型内視鏡 42 の各構成部を制御する制御部 43 とを有する。かかるカプセル型内視鏡 42 は、組立過程の未完成状態において、白色光を含む複数色の色光を順次受光して複数色のチャート画像 PR, PG, PB, PW を撮像し、かかる複数色のチャート画像 PR, PG, PB, PW の各チャート画像情報を受信装置 27 に対して順次無線送信する。その後、かかる未完成状態のカプセル型内視鏡 42 は、受信装置 27 の画像処理部 28 によって算出された各種補正係数（上述した補正行列、ホワイトバランス補正係数、ガンマ値等）を取得する。なお、かかるカプセル型内視鏡 42 の各構成部である発光部 8a ~ 8c、電極パッド 47a ~ 47f が接続された状態の照明基板 8d、撮像部 9、通信部 10、電源部 12、および制御部 43 をカプセル型の筐体 6 の内部に収容することによって、カプセル型内視鏡 42 は完成する。

#### 【0245】

照明基板 8d は、図 24 に示すように、複数の電極パッド 47a ~ 47f が形成され、複数の発光素子 48a ~ 48f が実装される。かかる複数の発光素子 48a ~ 48f のうち、発光素子 48a, 48b は、赤色光を発光する発光部 8a の発光素子であり、発光素子 48c, 48d は、緑色光を発光する発光部 8b の発光素子であり、発光素子 48e, 48f は、青色光を発光する発光部 8c の発光素子である。また、かかる電極パッド 47a ~ 47f のうち、電極パッド 47a, 47b は、発光素子 48a, 48b を有する発光部 8a と外部電源 45 とを電氣的に接続するためのものであり、電極パッド 47c, 47d は、発光素子 48c, 48d を有する発光部 8b と外部電源 45 とを電氣的に接続するためのものであり、電極パッド 47e, 47f は、発光素子 48e, 48f を有する発光部 8c と外部電源 45 とを電氣的に接続するためのものである。かかる照明基板 8d には、図 25 に示すように、発光部 8a ~ 8c と外部電源 45 との各導通状態を切り替えるための回路が形成されている。なお、かかる照明基板 8d の略中央部には貫通口が形成される。この照明基板 8d の貫通口には、撮像部 9 の光学系（レンズホルダ等）が挿入される。

#### 【0246】

制御部 43 は、カプセル型内視鏡 42 の各構成部（発光部 8a ~ 8c、撮像部 9、通信部 10）を制御し、且つ、各構成部間の信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 43 は、各種処理を行う CPU と処理プログラム等を記憶した ROM と各種情報を一時的に記憶する RAM とを用いて実現される。制御部 43 は、複数の外部端子を有し、ケーブル等を介して画像表示装置 44 と外部電源 45 とにそれぞれ接続される。かかる制御部 43 は、上述した電極パッド 47a ~ 47f の接続状態に応じて、外部電源 45 からの電力を発光素子 48a ~ 48f に供給する。また、制御部 43 は、かかる外部電源から供給され

る電力を消費して、複数色のチャート画像PR, PG, PB, PWを撮像するように撮像部9を制御し、かかるチャート画像PR, PG, PB, PWの各チャート画像情報を受信装置27に対して無線送信するように通信部10を制御する。

【0247】

一方、制御部43は、画像表示装置44を介して、上述した受信装置27の画像処理部28が算出した各種補正係数（補正行列、ホワイトバランス補正係数、ガンマ値等）を取得し、取得した各種補正係数を自身のROM内に記憶する。かかる制御部43は、撮像部9が体内画像を撮像した場合、この体内画像と各種補正係数とを含む画像信号を生成し、この画像信号を受信装置27に無線送信するように通信部10を制御する。

【0248】

なお、制御部43は、上述したように各種補正係数を取得するまで、ケーブル等を介して外部電源45と接続され、この外部電源45から供給される電力を消費する。一方、制御部43は、カプセル型内視鏡42が完成した後、外部の磁力によって電源部12の電力供給が開始された場合、この電源部12から供給される電力を消費する。この結果、電源部12は、制御部43が各種補正係数を取得するまでに電力を消費せずに済み、カプセル型内視鏡42が被検体100の臓器内部に導入された場合に供給すべき電力を節約することができる。

【0249】

画像表示装置44は、上述した実施の形態1にかかる画像取得装置4（図1参照）の制御部4eに代えて制御部44eを有し、さらに出力I/F44fを有する。その他の構成は実施の形態1の画像表示装置4と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0250】

出力I/F44fは、ケーブル等を介してカプセル型内視鏡42の制御部43と接続され、制御部44eによって送信指示された情報（例えば各種補正係数等）を制御部43に送信する。制御部44eは、可搬型の記憶媒体5を媒介して受信装置27から各種補正係数を取得する。具体的には、受信装置27は、画像処理部28が上述した補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出した場合、かかる各種補正係数を記憶媒体5内に記憶する。かかる各種補正係数を記憶した記憶媒体5は、カードI/F4cに挿着される。制御部44eは、このカードI/F4cに挿着された記憶媒体5から各種補正係数を取り込み、かかる各種補正係数をカプセル型内視鏡42の制御部43に送信するように出力I/F44fを制御する。かかる制御部44eの機能以外は、上述した画像表示装置4の制御部4eと同様である。

【0251】

白色板46は、撮像部9の撮像視野内に配置され、発光部8a~8cが発光した各色光を撮像部9に対して反射する。かかる白色板46の光反射面には、上述した白色チャート7dが形成される。このような白色板46は、発光部8a~8cによって発光された赤色光、緑色光、および青色光を撮像部9に対して反射する。一方、白色板46は、かかる発光部8a~8cが同時発光した場合、かかる赤色光、緑色光、および青色光によって形成された白色光を撮像部9に反射する。

【0252】

つぎに、白色板46に対するカプセル型内視鏡42の発光色を順次切り替えて複数色のチャート画像PR, PG, PB, PWを撮像するカプセル型内視鏡42の動作を具体的に説明する。図23に示したように、カプセル型内視鏡42は、未だ筐体6を備えていない未完成状態において、白色板46に対する発光色を順次切り替えて複数色のチャート画像PR, PG, PB, PWを順次撮像する。

【0253】

具体的には、カプセル型内視鏡42の組立過程において、未完成状態のカプセル型内視鏡42の撮像部9の撮像視野内に白色板46が配置される。また、制御部43は、ケーブル等を介して外部電源45と接続され、この外部電源45から電力が供給される。このよ

10

20

30

40

50

うな状態において、電極パッド47a, 47bが電氣的に接続される。これによって、発光素子48a~48fのうちの発光素子48a, 48bが、電極パッド47a, 47bおよび制御部43を介して外部電源45と電氣的に接続される。制御部43は、白色板46に対して赤色光を発光するように発光素子48a, 48bを制御するとともに、この白色板46の白色チャート7dを反射した赤色光を受光してフレーム単位のチャート画像PRを撮像するように撮像部9を制御する。かかる制御部43の制御に基づいて撮像部9が撮像したフレーム単位のチャート画像PRは、通信部10によって受信装置27に無線送信される。

【0254】

つぎに、上述した電極パッド47a, 47bの接続を解除した後、電極パッド47c, 47dが電氣的に接続される。これによって、発光素子48a~48fのうちの発光素子48c, 48dが、電極パッド47c, 47dおよび制御部43を介して外部電源45と電氣的に接続される。制御部43は、白色板46に対して緑色光を発光するように発光素子48c, 48dを制御するとともに、この白色板46の白色チャート7dを反射した緑色光を受光してフレーム単位のチャート画像PGを撮像するように撮像部9を制御する。かかる制御部43の制御に基づいて撮像部9が撮像したフレーム単位のチャート画像PGは、通信部10によって受信装置27に無線送信される。

【0255】

続いて、上述した電極パッド47c, 47dの接続を解除した後、電極パッド47e, 47fが電氣的に接続される。これによって、発光素子48a~48fのうちの発光素子48e, 48fが、電極パッド47e, 47fおよび制御部43を介して外部電源45と電氣的に接続される。制御部43は、白色板46に対して青色光を発光するように発光素子48e, 48fを制御するとともに、この白色板46の白色チャート7dを反射した青色光を受光してフレーム単位のチャート画像PBを撮像するように撮像部9を制御する。かかる制御部43の制御に基づいて撮像部9が撮像したフレーム単位のチャート画像PBは、通信部10によって受信装置27に無線送信される。

【0256】

つぎに、複数の電極パッド47a~47fが電氣的に接続される。これによって、発光素子48a~48fが、電極パッド47a~47fおよび制御部43を介して外部電源45と電氣的に接続される。制御部43は、赤色光、緑色光、および青色光を白色板46に対して略同時に発光するように発光素子48a~48fを制御するとともに、この白色板46の白色チャート7dを反射した白色光（かかる赤色光、緑色光、および青色光の合成によって形成される白色光）を受光してフレーム単位のチャート画像PWを撮像するように撮像部9を制御する。かかる制御部43の制御に基づいて撮像部9が撮像したフレーム単位のチャート画像PWは、通信部10によって受信装置27に無線送信される。

【0257】

このようにして、未完成状態のカプセル型内視鏡42は、フレーム単位のチャート画像PR, PG, PB, PWを順次取得し、かかるフレーム単位のチャート画像PR, PG, PB, PWの各チャート画像情報を受信装置27に対して順次無線送信する。なお、かかる未完成状態のカプセル型内視鏡42の発光色の切替順序、すなわち、上述した電極パッド47a~47fの接続順序は、白色板46の白色チャート7dに対して赤色光、緑色光、青色光、および白色光を所望の順序に沿って1サイクル以上発光できれば、所望の接続順序であってもよい。

【0258】

一方、受信装置27の画像処理部28は、かかる未完成状態のカプセル型内視鏡42が撮像したフレーム単位のチャート画像PR, PG, PB, PWの各チャート画像情報をもとに、上述した混色行列Mの逆行列M'（補正行列）、非混色状態の受光量出力W（ホワイトバランス補正係数）、およびガンマ値等の各種補正係数を算出する。受信装置27は、かかる画像処理部28が算出した各種補正係数を記憶媒体5内に保存する。画像表示装置44は、かかる記憶媒体5を媒介して各種補正係数を取得し、かかる各種補正係数を制

10

20

30

40

50

御部 4 3 に送信する。

【 0 2 5 9 】

制御部 4 3 は、かかる画像表示装置 4 4 を介して、上述した画像処理部 2 8 が算出した各種補正係数を取得し、かかる各種補正係数を自身の R O M 内に記憶する。このように制御部 4 3 が各種補正係数を取得した場合、外部電源 4 5 および画像表示装置 4 4 は、かかる制御部 4 3 に対する接続が解除される。そして、上述したように複数の電極パッド 4 7 a ~ 4 7 f が電氣的に接続された状態の照明基板 8 d と、発光部 8 a ~ 8 c と、撮像部 9 と、通信部 1 0 と、電源部 1 2 と、制御部 4 3 とが、カプセル型の筐体 6 の内部に収容される。これによって、カプセル型内視鏡 4 2 は、完成品の状態になる。

【 0 2 6 0 】

かかる完成品であるカプセル型内視鏡 4 2 は、外部の磁力によって電源部 1 2 の電力供給を開始した後、被検体 1 0 0 の臓器内部に導入される。かかるカプセル型内視鏡 4 2 は、被検体 1 0 0 の体内画像を所定間隔で順次撮像するとともに、かかる体内画像と各種補正係数とを含む画像信号を受信装置 2 7 に対して無線送信する。この結果、実施の形態 4 にかかる画像取得装置 4 1 は、補正処理済みの体内画像を取得することができる。

【 0 2 6 1 】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 4 では、上述した実施の形態 3 の変形例と同様に体内画像に関する各種補正係数を算出する画像処理部を有し、複数色の色光をそれぞれ発光する複数の発光部と所定の電源部（例えば上述した外部電源）との導通状態を切り替えるための一対の電極パッドを発光部毎に形成し、かかる電極パッドの接続状態を順次切り替えることによって、白色チャートに対する発光色を順次切り替えるようにし、かかる白色チャートからの反射光を受光して複数色のチャート画像をフレーム単位で撮像するように構成した。また、かかるフレーム単位の各チャート画像情報をもとに画像処理部が算出した各種補正係数を撮像部側（例えばカプセル型内視鏡）の記憶部に保存しておき、撮像部が被写体画像を撮像する都度、この体内画像と各種補正係数とを画像処理部に送信し、この画像処理部が、かかる各種補正係数をもとに体内画像を補正するように構成した。このため、かかる撮像部側に発光色を順次切り替えるためのスイッチ回路等を設けなくとも、複数色のチャート画像をフレーム単位で撮像することができ、上述した実施の形態 3 の変形例と同様の作用効果を楽しむとともに、かかる撮像部側の装置規模の小型化を促進することができる。

【 0 2 6 2 】

また、かかる撮像部側の装置がカプセル型内視鏡である場合、カプセル型内視鏡の小型化を促進することができ、これによって、かかるカプセル型内視鏡を臓器内部に導入する際に被検体に掛かる負担を軽減することができる。

【 0 2 6 3 】

（実施の形態 4 の変形例）

つぎに、本発明の実施の形態 4 の変形例について説明する。上述した実施の形態 4 では、白色板 4 6 の白色チャート 7 d に対して複数色の色光を順次発光してフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を順次撮像していたが、この実施の形態 4 の変形例では、光の反射面に複数色のカラーチャートが形成されたカラー板を用い、このカラー板のカラーチャートに対して白色光を発光して複数色のチャート画像 P R , P G , P B , P W を撮像するように構成している。

【 0 2 6 4 】

図 2 6 は、本発明の実施の形態 4 の変形例にかかる観察装置の一構成例を示す模式図である。図 2 7 は、複数色のカラーチャートが反射面に形成されたカラー板の一構成例を示す模式図である。図 2 6 , 2 7 に示すように、この実施の形態 4 の変形例にかかる観察装置である画像取得装置 4 1 a は、上述した実施の形態 4 にかかる画像取得装置 4 1 のカプセル型内視鏡 4 2 に代えてカプセル型内視鏡 4 2 a を有し、受信装置 2 7 に代えて受信装置 2 3 を有し、白色板 4 6 に代えてカラー板 4 9 を有する。なお、この受信装置 2 7 は、上述した実施の形態 2 にかかる画像取得装置 2 1 と同様の受信装置である。その他の構成

は実施の形態 4 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0265】

カプセル型内視鏡 42a は、上述した実施の形態 4 のカプセル型内視鏡 42 に例示したように、未完成状態において複数色のチャート画像 PR, PG, PB, PW を撮像する。かかるカプセル型内視鏡 42a は、上述した実施の形態 4 のカプセル型内視鏡 42 の照明基板 8d に代えて照明基板 8e を有する。この照明基板 8e は、上述した実施の形態 4 の照明基板 8d と略同様に、発光部 8a ~ 8c の発光素子 48a ~ 48f が実装され、基板中央部の貫通口に撮像部 9 の光学系が挿入される。かかる照明基板 8e には、図 25 に示したような複数の電極パッド 47a ~ 47f を既に電氣的に接続した状態の回路が形成される。かかる照明基板 8e を有するカプセル型内視鏡 42a は、未完成状態において、外部電源 45 からの電力を消費してカラー板 49 のカラーチャートに白色光を発光し、かかるカラー板 49 のカラーチャートからの反射光を受光して複数色のチャート画像 PR, PG, PB, PW を撮像する。

10

【0266】

カラー板 49 は、図 27 に示すように、複数色のカラーチャート（赤色チャート 7a、緑色チャート 7b、青色チャート 7c、および白色チャート 7d）を反射面に有する。かかる赤色チャート 7a、緑色チャート 7b、青色チャート 7c、および白色チャート 7d は、上述した実施の形態 2 のキャップ 25 の内壁面に形成された複数色のカラーチャートと同様に、撮像部 9 の光軸を中心に略均等な領域をそれぞれ示すようにカラー板 49 の反射面に形成される。かかるカラー板 49 は、撮像部 9 の撮像視野に配置され、発光部 8a ~ 8c の同時発光によって白色光が照射された場合、複数色のカラーチャートに対応して赤色光、緑色光、青色光、および白色光を撮像部 9 に反射する。

20

【0267】

ここで、発光部 8a ~ 8c の同時発光によってカラー板 49 の反射面に白色光（すなわち赤色光、緑色光、および青色光によって形成される白色光）が照射された場合、撮像部 9 は、このカラー板 49 の反射面に形成された複数色のカラーチャートのうちの赤色チャート 7a からの反射光を受光してチャート画像 PR を撮像し、緑色チャート 7b からの反射光を受光してチャート画像 PG を撮像し、青色チャート 7c からの反射光を受光してチャート画像 PB を撮像し、白色チャート 7d からの反射光を受光してチャート画像 PW を撮像する。この場合、撮像部 9 は、上述した実施の形態 2 の場合と同様に、1 フレーム内に複数色のチャート画像 PR, PG, PB, PW を含む 1 フレームのチャート画像を撮像する。

30

【0268】

カプセル型内視鏡 42a は、かかる撮像部 9 が撮像した 1 フレームのチャート画像を受信装置 23 に対して無線送信する。この受信装置 23 の画像処理部 24 は、上述した実施の形態 2 に示したように、かかる 1 フレームのチャート画像に含まれる複数色のチャート画像情報をもとに、補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を算出する。受信装置 23 は、かかる画像処理部 24 が算出した各種補正係数を記憶媒体 5 内に保存する。

【0269】

かかる記憶媒体 5 内に保存された各種補正係数は、上述した実施の形態 4 と同様に、画像表示装置 44 を介してカプセル型内視鏡 42a の制御部 43 に取得される。その後、この実施の形態 4 の変形例にかかる画像取得装置 41a は、上述した実施の形態 4 にかかる画像取得装置 41 と同様に、被検体 100 の体内画像を取得し、各種補正係数をもとに体内画像を補正して補正処理済みの体内画像を取得する。

40

【0270】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 4 の変形例では、複数色のカラーチャートに対して白色光を発光し、かかる複数色のカラーチャートからの反射光を受光して白色を含む複数色のチャート画像を同時に撮像し、かかる複数色のチャート画像情報をもとに体内画像に関する各種補正係数を算出するようにし、その他を上述した実施の形態 4 と同様

50

に構成した。このため、複数の発光部からの発光色を順次切り替えるための特別な回路または電極パッド等を設ける必要がなく、かかる複数の発光部の同時発光によって形成された白色光を複数色のカラーチャートに照射することによって複数色のチャート画像を同時に撮像することができる。この結果、上述した実施の形態４と同様の作用効果を享受するとともに、装置規模の小型化をさらに促進することができる。

#### 【０２７１】

また、かかる実施の形態４の変形例をカプセル型内視鏡に応用した場合、カプセル型内視鏡の小型化をさらに促進することができ、これによって、かかるカプセル型内視鏡を臓器内部に導入する際に被検体に掛かる負担をさらに軽減することができる。

#### 【０２７２】

（実施の形態５）

つぎに、本発明の実施の形態５について説明する。上述した実施の形態４では、体内画像を形成する各单位画素群の受光量出力の各ベクトル成分（各色成分の受光量値）をホワイトバランス補正係数によって除算して、この体内画像のホワイトバランスを補正していたが、この実施の形態５では、複数の発光部の発光量をホワイトバランス補正係数に対応して調整し、これによって、体内画像のホワイトバランスを補正している。

#### 【０２７３】

図２８は、本発明の実施の形態５にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図２９は、この実施の形態５にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。図２８、２９に示すように、この実施の形態５にかかる観察装置である画像取得装置５１は、上述した実施の形態４にかかる画像取得装置４１のカプセル型内視鏡４２に代えてカプセル型内視鏡５２を有し、受信装置２７に代えて受信装置５３を有する。このカプセル型内視鏡５２は、上述した実施の形態４のカプセル型内視鏡４２の制御部４３に代えて制御部５６を有し、発光部８ａ～８ｃの各電流値を調整する電流調整部５５ａ～５５ｃをさらに有する。この受信装置５３は、上述した実施の形態４の受信装置２７の画像処理部２８に代えて画像処理部５４を有する。その他の構成は実施の形態４と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

#### 【０２７４】

カプセル型内視鏡５２は、受信装置５３の画像処理部５４が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各電流値を画像表示装置４４を介して取得し、かかる各電流値をもとに複数の発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整する。カプセル型内視鏡５２は、このように発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整することによって、ホワイトバランスが補正された体内画像を撮像することができる。かかるカプセル型内視鏡５２は、かかるホワイトバランス補正済みの体内画像と各種補正係数（補正行列およびガンマ値等のホワイトバランス補正係数を除く各種補正係数）とを含む画像信号を受信装置５３に送信する。かかるカプセル型内視鏡５２のその他の機能は、上述した実施の形態４のカプセル型内視鏡４２と同様である。

#### 【０２７５】

電流調整部５５ａ～５５ｃは、電源部１２から発光部８ａ～８ｃに供給される各電力の電流値を調整するためのものである。具体的には、電流調整部５５ａは、制御部５６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する電流値をもとに、電源部１２から発光部８ａに対して供給される電力の電流値を調整し、これによって、この発光部８ａが発光する赤色光の発光量を調整する。電流調整部５５ｂは、制御部５６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する電流値をもとに、電源部１２から発光部８ｂに対して供給される電力の電流値を調整し、これによって、この発光部８ｂが発光する緑色光の発光量を調整する。電流調整部５５ｃは、制御部５６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する電流値をもとに、電源部１２から発光部８ｃに対して供給される電力の電流値を調整し、これによって、この発光部８ｃが発光する青色光の発光量を調整する。

#### 【０２７６】

制御部５６は、受信装置５３の画像処理部５４が算出したホワイトバランス補正係数に

10

20

30

40

50

対応する各電流値を画像表示装置 4 4 を介して取得する。制御部 5 6 は、かかる各電流値のうちの赤色光の発光量を調整するための電流値を電流調整部 5 5 a に送信し、電源部 1 2 から発光部 8 a に対して供給される電力の電流値をこの送信した電流値に調整するように電流調整部 5 5 a を制御する。また、制御部 5 6 は、かかる各電流値のうちの緑色光の発光量を調整するための電流値を電流調整部 5 5 b に送信し、電源部 1 2 から発光部 8 b に対して供給される電力の電流値をこの送信した電流値に調整するように電流調整部 5 5 b を制御する。さらに、制御部 5 6 は、かかる各電流値のうちの青色光の発光量を調整するための電流値を電流調整部 5 5 c に送信し、電源部 1 2 から発光部 8 c に対して供給される電力の電流値をこの送信した電流値に調整するように電流調整部 5 5 c を制御する。

【0277】

10

また、制御部 5 6 は、撮像部 9 によって撮像されたホワイトバランス補正済みの体内画像と画像表示装置 4 4 を介して取得した各種補正係数（補正行列およびガンマ値等）とを含む画像信号を生成し、この画像信号を受信装置 5 3 に対して無線送信するように通信部 1 0 を制御する。なお、かかる制御部 5 6 のその他の機能は、上述した実施の形態 4 のカプセル型内視鏡 4 2 の制御部 4 3 と同様である。

【0278】

一方、受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 は、上述した受信装置 2 7 の画像処理部 2 8 と同様に、受信部 1 3 を介してフレーム単位のチャート画像  $P_R$ ,  $P_G$ ,  $P_B$ ,  $P_W$  の各チャート画像情報を取得し、かかるチャート画像情報をもとに、補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出する。そして、画像処理部 5 4 は、かかるホワイトバランス補正係数（上述した受光量出力  $W$  の各ベクトル成分）をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各電流値を算出する。かかる画像処理部 5 4 が算出したホワイトバランス補正係数に対応した発光部 8 a ~ 8 c の各電流値および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。また、画像処理部 5 4 は、受信部 1 3 を介してカプセル型内視鏡 5 2 から取得した体内画像情報と各種補正係数（ホワイトバランス補正係数を除く）とをもとに、撮像部 9 が撮像したホワイトバランス補正済みの体内画像の混色補正処理およびガンマ補正処理を行う。

20

【0279】

このような画像処理部 5 4 は、上述した受信装置 2 7 の画像処理部 2 8 の演算処理部 1 4 b に代えて演算処理部 5 4 b を有し、補正処理部 2 4 c に代えて補正処理部 5 4 c を有する。その他の構成は、上述した実施の形態 4 の受信装置 2 7 の画像処理部 2 8 と同様である。

30

【0280】

演算処理部 5 4 b は、上述した画像処理部 2 8 の演算処理部 1 4 b と同様に、受光量抽出部 2 8 a から取得したフレーム単位のチャート画像  $P_R$ ,  $P_G$ ,  $P_B$ ,  $P_W$  の各チャート画像情報をもとに、補正行列（混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$ ）、ホワイトバランス補正係数（非混色状態の受光量出力  $W$ ）、およびガンマ値を算出する。そして、演算処理部 5 4 b は、かかる非混色状態の受光量出力  $W$  の各ベクトル成分をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各電流値を算出する。かかるホワイトバランス補正係数に対応する各電流値は、ホワイトバランスが補正された状態の体内画像を撮像するために、発光部 8 a ~ 8 c が被写体（被検体 1 0 0 の臓器内部）に対して発光すべき赤色光、緑色光、および青色光の各発光量を実現する電流値である。

40

【0281】

なお、かかる演算処理部 5 4 b が算出したホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各電流値および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、上述したように、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。

【0282】

補正処理部 5 4 c は、受光量抽出部 2 8 a を介してカプセル型内視鏡 5 2 から無線送信

50



された体内画像情報と各種補正係数（ホワイトバランス補正係数を除く）とを取得する。ここで、かかる補正処理部 54c が取得した体内画像情報は、撮像部 9 が撮像したホワイトバランス補正済みの体内画像を形成する各单位画素群の受光量出力を含む。補正処理部 54c は、かかるホワイトバランス補正済みの体内画像情報と各種補正係数とを用いて、ホワイトバランス補正済みの体内画像に対する混色補正処理およびガンマ補正処理を実行する。これによって、かかる体内画像に対する混色補正処理、ホワイトバランス補正処理、およびガンマ補正処理が達成される。

#### 【0283】

つぎに、被写体に対する発光量を調整してホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 52 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 52 は、上述した実施の形態 4 のカプセル型内視鏡 42 と同様に、フレーム単位のチャート画像 PR, PG, PB, PW を撮像し、かかるフレーム単位のチャート画像 PR, PG, PB, PW の各チャート画像情報を受信装置 53 に順次無線送信する。

#### 【0284】

この状態において、図 29 に示した電極パッド 47a, 47c, 47e と電極パッド 47b, 47d, 47f とがそれぞれ電氣的に接続されている。すなわち、制御部 56 は、一対の電極パッド 47a, 47b を介して電流調整部 55a と接続状態であり、一対の電極パッド 47c, 47d を介して電流調整部 55b と接続状態であり、一対の電極パッド 47e, 47f を介して電流調整部 55c と接続状態である。制御部 56 は、画像表示装置 44 を介して、上述した演算処理部 54b が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各電流値と各種補正係数とを取得し、かかる各電流値と各種補正係数とを自身の ROM に記憶する。

#### 【0285】

このように制御部 56 がホワイトバランス補正係数に対応する各電流値と各種補正係数とを取得した場合、カプセル型内視鏡 52 は、上述した実施の形態 4 のカプセル型内視鏡 42 と同様に各構成部を筐体 6 の内部に収容して完成する。かかる完成品であるカプセル型内視鏡 52 は、被検体 100 の臓器内部に導入され、この被検体の体内画像を撮像する。

#### 【0286】

ここで、電流調整部 55a は、電源部 12 から発光部 8a に対して供給される電力の電流値を制御部 56 から取得した電流値（ホワイトバランス補正係数に対応して赤色光の発光量を調整するための電流値）に調整する。電流調整部 55b は、電源部 12 から発光部 8b に対して供給される電力の電流値を制御部 56 から取得した電流値（ホワイトバランス補正係数に対応して緑色光の発光量を調整するための電流値）に調整する。電流調整部 55c は、電源部 12 から発光部 8c に対して供給される電力の電流値を制御部 56 から取得した電流値（ホワイトバランス補正係数に対応して青色光の発光量を調整するための電流値）に調整する。

#### 【0287】

かかる電流調整部 55a ~ 55c によって電流値がそれぞれ調整された発光部 8a ~ 8c は、ホワイトバランスの補正が成された状態で体内画像を撮像するために被写体（臓器内部）に対して発光すべき発光量の赤色光、緑色光、および青色光を同時発光する。この場合、撮像部 9 は、このようにホワイトバランス補正係数に対応して発光量をそれぞれ調整した赤色光、緑色光、および青色光によって照明された臓器内部の画像、すなわちホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像する。

#### 【0288】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 5 では、複数の発光部に対してそれぞれ供給する各電力の電流値をホワイトバランス補正係数に対応してそれぞれ調整して、ホワイトバランスの補正が成された状態で被写体画像を撮像するために被写体に対して発光すべき発光量に調整した複数色の色光を被写体に対して同時発光するようにし、その他を上述した実施の形態 4 と同様に構成した。このため、上述した実施の形態 4 と同様の作用効果

を享受するとともに、撮像部の受光感度（分解能）を有効に使用することができ、ホワイトバランス補正済みの被写体画像を容易に撮像することができる。

【０２８９】

また、この実施の形態５にかかる観察装置（画像取得装置）をカプセル型内視鏡に応用した場合、このカプセル型内視鏡によってホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像でき、この結果、被検体の臓器内部の分析精度を高めることができる。

【０２９０】

（実施の形態５の変形例１）

つぎに、本発明の実施の形態５の変形例１について説明する。上述した実施の形態５では、発光部８ａ～８ｃに供給する各電力の電流値を調整して発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整していたが、この実施の形態５の変形例１では、発光部８ａ～８ｃに電力をそれぞれ供給する各回路の抵抗値を調整して発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整し、これによって、体内画像のホワイトバランスを補正している。

【０２９１】

図３０は、本発明の実施の形態５の変形例１にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図３１は、この実施の形態５の変形例１にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。図３０、３１に示すように、この実施の形態５の変形例１にかかる観察装置である画像取得装置６１は、上述した実施の形態５にかかる画像取得装置５１のカプセル型内視鏡５２に代えてカプセル型内視鏡６２を有し、受信装置５３に代えて受信装置６３を有する。このカプセル型内視鏡６２は、上述した実施の形態５のカプセル型内視鏡５２の電流調整部５５ａ～５５ｃに代えて抵抗調整部６５ａ～６５ｃを有し、制御部５６に代えて制御部６６を有する。この受信装置６３は、上述した実施の形態５の受信装置５３の画像処理部５４に代えて画像処理部６４を有する。その他の構成は実施の形態５と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【０２９２】

カプセル型内視鏡６２は、受信装置６３の画像処理部６４が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各抵抗値を画像表示装置４４を介して取得し、かかる各抵抗値をもとに複数の発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整する。カプセル型内視鏡６２は、このように発光部８ａ～８ｃの各発光量を調整することによって、ホワイトバランスが補正された体内画像を撮像することができる。かかるカプセル型内視鏡６２のその他の機能は、上述した実施の形態５のカプセル型内視鏡５２と同様である。

【０２９３】

抵抗調整部６５ａ～６５ｃは、電源部１２から発光部８ａ～８ｃに電力を供給する各回路の抵抗値を調整するためのものである。具体的には、抵抗調整部６５ａ～６５ｃは、可変抵抗器等を用いて実現される。抵抗調整部６５ａは、制御部６６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する抵抗値をもとに、電源部１２からの電力を発光部８ａに供給する回路の抵抗値を調整し、これによって、この発光部８ａが発光する赤色光の発光量を調整する。抵抗調整部６５ｂは、制御部６６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する抵抗値をもとに、電源部１２からの電力を発光部８ｂに供給する回路の抵抗値を調整し、これによって、この発光部８ｂが発光する緑色光の発光量を調整する。抵抗調整部６５ｃは、制御部６６から取得したホワイトバランス補正係数に対応する抵抗値をもとに、電源部１２からの電力を発光部８ｃに供給する回路の抵抗値を調整し、これによって、この発光部８ｃが発光する青色光の発光量を調整する。

【０２９４】

制御部６６は、受信装置６３の画像処理部６４が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各抵抗値を画像表示装置４４を介して取得する。制御部６６は、かかる各抵抗値のうちの赤色光の発光量を調整するための抵抗値を抵抗調整部６５ａに送信し、電源部１２からの電力を発光部８ａに供給する回路の抵抗値をこの送信した抵抗値に調整するように抵抗調整部６５ａを制御する。また、制御部６６は、かかる各抵抗値のうちの緑色光の

発光量を調整するための抵抗値を抵抗調整部 6 5 b に送信し、電源部 1 2 からの電力を発光部 8 b に供給する回路の抵抗値をこの送信した抵抗値に調整するように抵抗調整部 6 5 b を制御する。また、制御部 6 6 は、かかる各抵抗値のうちの青色光の発光量を調整するための抵抗値を抵抗調整部 6 5 c に送信し、電源部 1 2 からの電力を発光部 8 c に供給する回路の抵抗値をこの送信した抵抗値に調整するように抵抗調整部 6 5 c を制御する。かかる制御部 6 6 のその他の機能は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 の制御部 5 6 と同様である。

#### 【 0 2 9 5 】

一方、受信装置 6 3 の画像処理部 6 4 は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様に、受信部 1 3 を介してフレーム単位のチャート画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  の各チャート画像情報を取得し、かかるチャート画像情報をもとに、補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出する。そして、画像処理部 6 4 は、かかるホワイトバランス補正係数（上述した受光量出力  $W$  の各ベクトル成分）をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各抵抗値を算出する。かかる画像処理部 6 4 が算出したホワイトバランス補正係数に対応した発光部 8 a ~ 8 c の各抵抗値および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。かかる画像処理部 6 4 のその他の機能は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様である。

#### 【 0 2 9 6 】

このような画像処理部 6 4 は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 の演算処理部 5 4 b に代えて演算処理部 6 4 b を有する。その他の構成は、上述した実施の形態 5 の受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様である。

#### 【 0 2 9 7 】

演算処理部 6 4 b は、上述した画像処理部 5 4 の演算処理部 5 4 b と同様に、受光量抽出部 2 8 a から取得したフレーム単位のチャート画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  の各チャート画像情報をもとに、補正行列（混色行列  $M$  の逆行列  $M^{-1}$ ）、ホワイトバランス補正係数（非混色状態の受光量出力  $W$ ）、およびガンマ値を算出する。そして、演算処理部 6 4 b は、かかる非混色状態の受光量出力  $W$  の各ベクトル成分をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各抵抗値を算出する。かかるホワイトバランス補正係数に対応する各抵抗値は、ホワイトバランスが補正された状態の体内画像を撮像するために、発光部 8 a ~ 8 c が被写体（被検体 1 0 0 の臓器内部）に対して発光すべき赤色光、緑色光、および青色光の各発光量を実現する抵抗値である。

#### 【 0 2 9 8 】

なお、かかる演算処理部 6 4 b が算出したホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各抵抗値および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、上述した実施の形態 5 の場合と同様に、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。

#### 【 0 2 9 9 】

つぎに、被写体に対する発光量を調整してホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 6 2 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 6 2 は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 と同様に、フレーム単位のチャート画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  を撮像し、かかるフレーム単位のチャート画像  $P_R$  ,  $P_G$  ,  $P_B$  ,  $P_W$  の各チャート画像情報を受信装置 6 3 に順次無線送信する。

#### 【 0 3 0 0 】

この状態において、図 3 1 に示した電極パッド 4 7 a , 4 7 c , 4 7 e と電極パッド 4 7 b , 4 7 d , 4 7 f とがそれぞれ電氣的に接続されている。すなわち、制御部 6 6 は、一对の電極パッド 4 7 a , 4 7 b を介して抵抗調整部 6 5 a と接続状態であり、一对の電極パッド 4 7 c , 4 7 d を介して抵抗調整部 6 5 b と接続状態であり、一对の電極パッド 4 7 e , 4 7 f を介して抵抗調整部 6 5 c と接続状態である。制御部 6 6 は、画像表示装置 4 4 を介して、上述した演算処理部 6 4 b が算出したホワイトバランス補正係数に対応

する各抵抗値と各種補正係数とを取得し、かかる各抵抗値と各種補正係数とを自身のROMに記憶する。

【0301】

このように制御部66がホワイトバランス補正係数に対応する各抵抗値と各種補正係数とを取得した場合、カプセル型内視鏡62は、上述した実施の形態5のカプセル型内視鏡52と同様に各構成部を筐体6の内部に収容して完成する。かかる完成品であるカプセル型内視鏡62は、被検体100の臓器内部に導入され、この被検体の体内画像を撮像する。

【0302】

ここで、抵抗調整部65aは、電源部12からの電力を発光部8aに供給する回路の抵抗値を制御部66から取得した抵抗値（ホワイトバランス補正係数に対応して赤色光の発光量を調整するための抵抗値）に調整する。抵抗調整部65bは、電源部12からの電力を発光部8bに供給する回路の抵抗値を制御部66から取得した抵抗値（ホワイトバランス補正係数に対応して緑色光の発光量を調整するための抵抗値）に調整する。抵抗調整部65cは、電源部12からの電力を発光部8cに供給する回路の抵抗値を制御部66から取得した抵抗値（ホワイトバランス補正係数に対応して青色光の発光量を調整するための抵抗値）に調整する。

【0303】

かかる抵抗調整部65a～65cによって抵抗値がそれぞれ調整された発光部8a～8cは、ホワイトバランスの補正が成された状態で体内画像を撮像するために被写体（臓器内部）に対して発光すべき発光量の赤色光、緑色光、および青色光を同時発光する。この場合、撮像部9は、このようにホワイトバランス補正係数に対応して発光量をそれぞれ調整した赤色光、緑色光、および青色光によって照明された臓器内部の画像、すなわちホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像する。

【0304】

以上、説明したように、本発明の実施の形態5の変形例1では、複数の発光部に対して電力をそれぞれ供給する各回路の抵抗値をホワイトバランス補正係数に対応してそれぞれ調整して、ホワイトバランスの補正が成された状態で被写体画像を撮像するために被写体に対して発光すべき発光量に調整した複数色の色光を被写体に対して同時発光するようにし、その他を上述した実施の形態5と同様に構成した。このため、上述した実施の形態5と同様の作用効果を享受することができる。

【0305】

（実施の形態5の変形例2）

つぎに、本発明の実施の形態5の変形例2について説明する。上述した実施の形態5では、発光部8a～8cに供給する各電力の電流値を調整して発光部8a～8cの各発光量を調整していたが、この実施の形態5の変形例2では、発光部8a～8cの各発光時間を調整することによって発光部8a～8cの各発光量を調整し、これによって、体内画像のホワイトバランスを補正している。

【0306】

図32は、本発明の実施の形態5の変形例2にかかる観察装置の一構成例を模式的に示すブロック図である。図33は、この実施の形態5の変形例2にかかる観察装置のカプセル型内視鏡の一構成例を模式的に示すブロック図である。図32、33に示すように、この実施の形態5の変形例2にかかる観察装置である画像取得装置71は、上述した実施の形態5にかかる画像取得装置51のカプセル型内視鏡52に代えてカプセル型内視鏡72を有し、受信装置53に代えて受信装置73を有する。このカプセル型内視鏡72は、上述した実施の形態5のカプセル型内視鏡52の電流調整部55a～55cに代えて発光時間を調整するためのスイッチ回路75a～75cを有し、制御部56に代えて制御部76を有する。この受信装置73は、上述した実施の形態5の受信装置53の画像処理部54に代えて画像処理部74を有する。その他の構成は実施の形態5と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

10

20

30

40

50

## 【 0 3 0 7 】

カプセル型内視鏡 7 2 は、受信装置 7 3 の画像処理部 7 4 が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間を画像表示装置 4 4 を介して取得し、かかる各発光時間をもとに複数の発光部 8 a ~ 8 c の各発光量を調整する。カプセル型内視鏡 7 2 は、このように発光部 8 a ~ 8 c の各発光量を調整することによって、ホワイトバランスが補正された体内画像を撮像することができる。かかるカプセル型内視鏡 7 2 のその他の機能は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 と同様である。

## 【 0 3 0 8 】

スイッチ回路 7 5 a ~ 7 5 c は、電源部 1 2 から発光部 8 a ~ 8 c に電力をそれぞれ供給する各回路のオンオフ状態を切り替えることによって発光部 8 a ~ 8 c の各発光量を調整する。具体的には、スイッチ回路 7 5 a は、制御部 7 6 の制御に基づいて、電源部 1 2 からの電力を発光部 8 a に供給する回路のオンオフ状態を切り替え、これによって、この発光部 8 a の発光時間を調整して、この発光部 8 a が発光する赤色光の発光量を調整する。スイッチ回路 7 5 b は、制御部 7 6 の制御に基づいて、電源部 1 2 からの電力を発光部 8 b に供給する回路のオンオフ状態を切り替え、これによって、この発光部 8 b の発光時間を調整して、この発光部 8 b が発光する緑色光の発光量を調整する。スイッチ回路 7 5 c は、制御部 7 6 の制御に基づいて、電源部 1 2 からの電力を発光部 8 c に供給する回路のオンオフ状態を切り替え、これによって、この発光部 8 c の発光時間を調整して、この発光部 8 c が発光する青色光の発光量を調整する。

## 【 0 3 0 9 】

制御部 7 6 は、受信装置 7 3 の画像処理部 7 4 が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間を画像表示装置 4 4 を介して取得する。制御部 7 6 は、かかる各発光時間のうちの赤色光の発光量を調整するための発光時間だけ電力供給の回路を閉じる（オン状態にする）ようにスイッチ回路 7 5 a を制御する。この場合、制御部 7 6 は、かかるスイッチ回路 7 5 a に対する制御を通じて発光部 8 a の発光時間を制御し、これによって、この発光部 8 a が発光する赤色光の発光量を制御する。また、制御部 7 6 は、かかる各発光時間のうちの緑色光の発光量を調整するための発光時間だけ電力供給の回路を閉じるようにスイッチ回路 7 5 b を制御する。この場合、制御部 7 6 は、かかるスイッチ回路 7 5 b に対する制御を通じて発光部 8 b の発光時間を制御し、これによって、この発光部 8 b が発光する緑色光の発光量を制御する。また、制御部 7 6 は、かかる各発光時間のうちの青色光の発光量を調整するための発光時間だけ電力供給の回路を閉じるようにスイッチ回路 7 5 c を制御する。この場合、制御部 7 6 は、かかるスイッチ回路 7 5 c に対する制御を通じて発光部 8 c の発光時間を制御し、これによって、この発光部 8 c が発光する青色光の発光量を制御する。かかる制御部 7 6 のその他の機能は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 の制御部 5 6 と同様である。

## 【 0 3 1 0 】

一方、受信装置 7 3 の画像処理部 7 4 は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様に、受信部 1 3 を介してフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W の各チャート画像情報を取得し、かかるチャート画像情報をもとに、補正行列、ホワイトバランス補正係数、およびガンマ値等の各種補正係数を算出する。そして、画像処理部 7 4 は、かかるホワイトバランス補正係数（上述した受光量出力 W の各ベクトル成分）をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各発光時間を算出する。かかる画像処理部 7 4 が算出したホワイトバランス補正係数に対応した発光部 8 a ~ 8 c の各発光時間および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。かかる画像処理部 7 4 のその他の機能は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様である。

## 【 0 3 1 1 】

このような画像処理部 7 4 は、上述した受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 の演算処理部 5 4 b に代えて演算処理部 7 4 b を有する。その他の構成は、上述した実施の形態 5 の受信装置 5 3 の画像処理部 5 4 と同様である。

## 【 0 3 1 2 】

演算処理部 7 4 b は、上述した画像処理部 5 4 の演算処理部 5 4 b と同様に、受光量抽出部 2 8 a から取得したフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W の各チャート画像情報をもとに、補正行列（混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$ ）、ホワイトバランス補正係数（非混色状態の受光量出力 W）、およびガンマ値を算出する。そして、演算処理部 7 4 b は、かかる非混色状態の受光量出力 W の各ベクトル成分をもとに、ホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各発光時間を算出する。かかるホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間は、ホワイトバランスが補正された状態の体内画像を撮像するために、発光部 8 a ~ 8 c が被写体（被検体 1 0 0 の臓器内部）に対して発光すべき赤色光、緑色光、および青色光の各発光量を実現する発光時間である。

10

## 【 0 3 1 3 】

なお、かかる演算処理部 7 4 b が算出したホワイトバランス補正係数に対応する発光部 8 a ~ 8 c の各発光時間および各種補正係数（補正行列、ガンマ値等）は、上述した実施の形態 5 の場合と同様に、記憶部 1 7 に挿着された記憶媒体 5 内に保存され、この記憶媒体 5 を媒介して画像取得装置 4 4 に取得される。

## 【 0 3 1 4 】

つぎに、被写体に対する発光量を調整してホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 7 2 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 7 2 は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 と同様に、フレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W を撮像し、かかるフレーム単位のチャート画像 P R , P G , P B , P W の各チャート画像情報を受信装置 7 3 に順次無線送信する。

20

## 【 0 3 1 5 】

この状態において、図 3 3 に示した電極パッド 4 7 a , 4 7 c , 4 7 e と電極パッド 4 7 b , 4 7 d , 4 7 f とがそれぞれ電氣的に接続されている。すなわち、制御部 7 6 は、一对の電極パッド 4 7 a , 4 7 b を介してスイッチ回路 7 5 a と接続状態であり、一对の電極パッド 4 7 c , 4 7 d を介してスイッチ回路 7 5 b と接続状態であり、一对の電極パッド 4 7 e , 4 7 f を介してスイッチ回路 7 5 c と接続状態である。制御部 7 6 は、画像表示装置 4 4 を介して、上述した演算処理部 7 4 b が算出したホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間と各種補正係数とを取得し、かかる各発光時間と各種補正係数とを自身の R O M に記憶する。

30

## 【 0 3 1 6 】

このように制御部 7 6 がホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間と各種補正係数とを取得した場合、カプセル型内視鏡 7 2 は、上述した実施の形態 5 のカプセル型内視鏡 5 2 と同様に各構成部を筐体 6 の内部に収容して完成する。かかる完成品であるカプセル型内視鏡 7 2 は、被検体 1 0 0 の臓器内部に導入され、この被検体の体内画像を撮像する。

## 【 0 3 1 7 】

ここで、制御部 7 6 は、ホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間のうちの赤色光の発光時間だけ回路を閉じるようにスイッチ回路 7 5 a を制御し、緑色光の発光時間だけ回路を閉じるようにスイッチ回路 7 5 b を制御し、青色光の発光時間だけ回路を閉じるようにスイッチ回路 7 5 c を制御する。かかる制御部 7 6 の制御に基づいて、スイッチ回路 7 5 a は、かかる赤色光の発光時間だけ回路をオン状態にし、スイッチ回路 7 5 b は、かかる緑色光の発光時間だけ回路をオン状態にし、スイッチ回路 7 5 c は、かかる青色光の発光時間だけ回路をオン状態にする。かかるスイッチ回路 7 5 a ~ 7 5 c の切替動作によって、発光部 8 a ~ 8 c の各発光時間は、ホワイトバランス補正係数に対応する各発光時間にそれぞれ調整される。

40

## 【 0 3 1 8 】

このように発光時間がそれぞれ調整された発光部 8 a ~ 8 c は、ホワイトバランスの補正が成された状態で体内画像を撮像するために被写体（臓器内部）に対して発光すべき発光量の赤色光、緑色光、および青色光を同時発光する。この場合、撮像部 9 は、このよう

50

にホワイトバランス補正係数に対応して発光量をそれぞれ調整した赤色光、緑色光、および青色光によって照明された臓器内部の画像、すなわちホワイトバランス補正済みの体内画像を撮像する。

【0319】

以上、説明したように、本発明の実施の形態5の変形例2では、複数の発光部の各発光時間をホワイトバランス補正係数に対応してそれぞれ調整して、ホワイトバランスの補正が成された状態で被写体画像を撮像するために被写体に対して発光すべき発光量に調整した複数色の色光を被写体に対して同時発光するようにし、その他を上記した実施の形態5と同様に構成した。このため、上記した実施の形態5と同様の作用効果を楽しむことができる。

【0320】

(実施の形態6)

つぎに、本発明の実施の形態6について説明する。上記した実施の形態3の変形例では、チャート画像PR、PG、PB、PWの各チャート画像情報をもとに混色行列Mの逆行列M<sup>-1</sup>(補正行列)および非混色状態の受光量出力W(ホワイトバランス補正係数)等の各種補正係数を算出していたが、この実施の形態6では、撮像部の各画素に形成された複数色のカラーフィルタを透過する各色光の透過率をもとに混色行列Mの逆行列M<sup>-1</sup>を算出し、かかる逆行列M<sup>-1</sup>とチャート画像PWのチャート画像情報とをもとに非混色状態の受光量出力Wを算出するように構成している。

【0321】

図34は、本発明の実施の形態6にかかる観察装置の一構成例を示す模式的に示すブロック図である。図34に示すように、この実施の形態6にかかる観察装置である画像取得装置81は、上記した実施の形態3の変形例にかかる画像取得装置36のカプセル型内視鏡37に代えてカプセル型内視鏡22を有し、受信装置27に代えて受信装置83を有する。この受信装置83は、上記した受信装置27の画像処理部28に代えて画像処理部84を有する。その他の構成は実施の形態3の変形例と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0322】

カプセル型内視鏡22は、上記した実施の形態2において例示したように、撮像部9の撮像視野に対して赤色光、緑色光、および青色光を同時発光して画像を撮像し、この撮像した画像を受信装置83に対して無線送信する。このようなカプセル型内視鏡22は、白色チャート7dを内壁面に形成したキャップ29dを装着した状態において、チャート画像PWを撮像し、この撮像したチャート画像PWを受信装置83に無線送信する。一方、カプセル型内視鏡22は、被検体100の臓器内部に導入された状態において、被検体100の体内画像を所定間隔で順次撮像し、この撮像した体内画像を受信装置83に順次無線送信する。

【0323】

受信装置83の画像処理部84は、カプセル型内視鏡22の撮像部9の各画素に形成された複数色のカラーフィルタを透過する赤色光、緑色光、および青色光の各透過率をもとに、混色行列Mの逆行列M<sup>-1</sup>を算出する。かかる画像処理部84は、このように算出した逆行列M<sup>-1</sup>を用いて、非混色状態の受光量出力W(ホワイトバランス補正係数)およびガンマ値を算出する。かかる画像処理部84のその他の機能は、上記した受信装置27の画像処理部28と略同様である。

【0324】

このような画像処理部84は、上記した画像処理部28の演算処理部14bに代えて演算処理部84bを有し、上記した画像処理部28と同様に受光量抽出部28a、補正処理部24c、および画像生成部14dを有する。

【0325】

演算処理部84bは、カプセル型内視鏡22の発光部8a~8cが発光する赤色光、緑色光、および青色光の各波長帯域、および、と、カプセル型内視鏡22の撮像

10

20

30

40

50

部 9 の各画素に形成された複数色のカラーフィルタ（赤色フィルタ F R、緑色フィルタ F G、青色フィルタ F B）の各フィルタ特性とを有する。このような演算処理部 8 4 b は、かかる波長帯域  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  の各中心波長  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  と複数色のカラーフィルタの各フィルタ特性とをもとに、かかる複数色のカラーフィルタを透過する赤色光、緑色光、および青色光の各透過率を算出する。そして、演算処理部 8 4 b は、算出した各透過率をもとに混色行列 M の逆行列  $M^{-1}$  を算出する。

#### 【 0 3 2 6 】

具体的には図 3 5 に示すように、演算処理部 8 4 d は、かかる赤色光、緑色光、および青色光の各中心波長  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  と赤色フィルタ F R のフィルタ特性とをもとに、赤色フィルタ F R を透過する赤色光の透過率  $D_{11}$ 、緑色光の透過率  $D_{12}$ 、青色光の透過率  $D_{13}$  を算出する。また、演算処理部 8 4 d は、かかる赤色光、緑色光、および青色光の各中心波長  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  と緑色フィルタ F G のフィルタ特性とをもとに、緑色フィルタ F G を透過する赤色光の透過率  $D_{21}$ 、緑色光の透過率  $D_{22}$ 、青色光の透過率  $D_{23}$  を算出する。さらに、演算処理部 8 4 d は、かかる赤色光、緑色光、および青色光の各中心波長  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  と青色フィルタ F B のフィルタ特性とをもとに、青色フィルタ F B を透過する赤色光の透過率  $D_{31}$ 、緑色光の透過率  $D_{32}$ 、青色光の透過率  $D_{33}$  を算出する。

#### 【 0 3 2 7 】

演算処理部 8 4 b は、このように算出した赤色光の各透過率  $D_{11}, D_{21}, D_{31}$  と、緑色光の各透過率  $D_{12}, D_{22}, D_{32}$  と、青色光の各透過率  $D_{13}, D_{23}, D_{33}$  とを混色行列 M の行列成分として逆行列  $M^{-1}$  を算出する。かかる演算処理部 8 4 b が算出する混色行列 M は、同色カラーフィルタの行列成分を同一行に含み、且つ同色光の行列成分を同一列に含む 3 次正方行列であり、次式 ( 1 5 ) によって表される。

#### 【 0 3 2 8 】

##### 【数 1 1】

$$M = \begin{pmatrix} k_1 D_{11} & k_2 D_{12} & k_3 D_{13} \\ k_1 D_{21} & k_2 D_{22} & k_3 D_{23} \\ k_1 D_{31} & k_2 D_{32} & k_3 D_{33} \end{pmatrix} \quad \dots (15)$$

#### 【 0 3 2 9 】

また、演算処理部 8 4 b は、カプセル型内視鏡 2 2 が撮像したチャート画像 P W のチャート画像情報を受光量抽出部 2 8 a を介して取得し、このチャート画像情報と逆行列  $M^{-1}$ （式 ( 1 5 ) に示される混色行列 M の逆行列）とをもとに、非混色状態の受光量出力 W（ホワイトバランス補正係数）を算出する。さらに、演算処理部 8 4 b は、この逆行列  $M^{-1}$  を用いてガンマ値を算出する。演算処理部 8 4 b は、上述したように算出した逆行列  $M^{-1}$ （補正行列）、非混色状態の受光量出力 W（ホワイトバランス補正係数）、およびガンマ値を補正処理部 2 4 c に送信する。

#### 【 0 3 3 0 】

以上、説明したように、本発明の実施の形態 6 では、撮像部の各画素に形成した複数色のカラーフィルタの各フィルタ特性と、複数の色光を同時発光する複数の発光部の各発光波長とをもとに、かかる複数色のカラーフィルタを透過するこれら複数色の色光の各透過率を算出し、かかる複数色の色光の各透過率を行列成分とした混色行列の逆行列（補正行列）を求めておき、この撮像部が撮像した白色のチャート画像情報およびこの混色行列の逆行列を用いてホワイトバランス補正係数を算出するようにし、その他を上述した実施の形態 3 の変形例と同様に構成した。このため、R G B 等の複数色のチャート画像を撮像しなくとも混色行列の逆行列を算出することができ、上述した実施の形態 3 の変形例と同様の作用効果を楽しむとともに、複数色のチャート画像を撮像するための手間を低減可能な簡便な観察装置および観察方法を実現することができる。

#### 【 0 3 3 1 】

なお、本発明の実施の形態 1 ~ 6 および各変形例では、複数色の色光を発光する複数の



発光部と撮像部とをカプセル型の筐体内部に内蔵したカプセル型内視鏡を有する観察装置（画像取得装置）を例示したが、これに限らず、白色光または白色光を形成する複数色の色光を被写体に対して同時発光して被写体画像を取得する観察装置であれば、カプセル型内視鏡を有していないものであってもよい。

#### 【 0 3 3 2 】

例えば、図 3 6 に示すように、被検体の臓器内部に挿入する挿入部に光学系および撮像部が内蔵され、装置本体に内蔵された発光部群が発光する複数色の色光によって照明された被写体（臓器内部）の画像を取得する内視鏡装置 9 1 に本発明を応用してもよい。この場合、内視鏡装置 9 1 は、制御部に対して指示する各種指示情報を入力する入力部と、補正処理済みの被写体画像を表示する表示部と、各構成部を制御する制御部と、上述した補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を算出して被写体画像に対する各種補正処理を行う画像処理部（例えば上述した画像処理部 1 4）とを有すればよい。

10

#### 【 0 3 3 3 】

一方、図 3 7 に示すように、発光部群が発光する複数色の色光によって照明された被写体の画像を取得するマルチバンドカメラ 9 2 に本発明を応用してもよい。この場合、マルチバンドカメラ 9 2 は、複数色の色光を発光する発光部群と、被写体からの反射光を結像する光学系と、かかる発光部群によって照明された被写体の画像を撮像する撮像素子と、補正処理済みの被写体画像を表示する表示部と、制御部に対する各種指示情報を入力する入力部と、各構成部を制御する制御部と、上述した補正行列およびホワイトバランス補正係数等の各種補正係数を算出して被写体画像に対する各種補正処理を行う画像処理部（例えば上述した画像処理部 1 4）とを有すればよい。

20

#### 【 0 3 3 4 】

また、本発明の実施の形態 2 の変形例では、白色を含む複数色のカラーチャートの各色成分をそれぞれ有する複数のキャップ（例えばキャップ 2 9 a ~ 2 9 d）をカプセル型内視鏡に順次装着して、複数色のチャート画像をフレーム単位で順次撮像していたが、これに限らず、互いに異なる色のカラーフィルタをそれぞれ有する複数のキャップをカプセル型内視鏡に順次装着し、かかるキャップのカラーフィルタを介して白色板からの反射光を受光して複数色のチャート画像をフレーム単位で順次撮像してもよい。このようなキャップは、例えば図 3 8 に示すように、一端の開口部を覆うカラーフィルタを有し、他端の開口部からカプセル型内視鏡 2 2 の光学ドーム側の筐体部分が挿入される。カプセル型内視鏡 2 2 は、異なる色のカラーフィルタをそれぞれ有する複数のキャップを順次挿着し、挿着したキャップのカラーフィルタ越しに白色板からの反射光を受光して複数色のチャート画像をフレーム単位で順次撮像すればよい。

30

#### 【 0 3 3 5 】

さらに、本発明の実施の形態 1 ~ 6 および各変形例では、赤色光、緑色光、および青色光をそれぞれ発光する 3 つの発光部 8 a ~ 8 c を有していたが、これに限らず、シアン、マゼンダ、イエロ等の RGB 以外の色成分の各色光をそれぞれ発光する複数の発光部を有してもよいし、RGB を含む複数の色成分の各色光をそれぞれ発光する複数の発光部を有してもよいし、複数色の色成分を合成して形成される白色光を発光する 1 以上の発光部を有してもよい。この場合、本発明の実施の形態 1 ~ 5 および各変形例にかかる観察装置の画像処理部が算出する混色行列 M は、波長  $\lambda_i$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ) の色光を受光すべき画素のカラーフィルタを波長  $\lambda_j$  ( $j = 1, 2, 3, \dots, n$ ) の色光が透過した場合に画素毎に出力される受光量値  $S_{ij}$  を行列成分として含み、次式 (16) によって表される。一方、本発明の実施の形態 6 にかかる観察装置の画像処理部が算出する混色行列 M は、波長  $\lambda_i$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ) の色光を受光すべき画素のカラーフィルタを波長  $\lambda_j$  ( $j = 1, 2, 3, \dots, n$ ) の色光が透過する場合の透過率  $D_{ij}$  を行列成分として含み、次式 (17) によって表される。なお、次式 (16), (17) に示される混色行列 M の定数  $k_1, k_2, \dots, k_n$  は、発光部の発光量によって決定される所望の定数である。

40

#### 【 0 3 3 6 】

50

【数 1 2】

$$M = \begin{pmatrix} k_1 S_{11} & k_2 S_{12} & \cdots & k_n S_{1n} \\ k_1 S_{21} & k_2 S_{22} & \cdots & k_n S_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ k_1 S_{n1} & k_2 S_{n2} & \cdots & k_n S_{nn} \end{pmatrix} \quad \dots (16)$$

【0 3 3 7】

【数 1 3】

$$M = \begin{pmatrix} k_1 D_{11} & k_2 D_{12} & \cdots & k_n D_{1n} \\ k_1 D_{21} & k_2 D_{22} & \cdots & k_n D_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ k_1 D_{n1} & k_2 D_{n2} & \cdots & k_n D_{nn} \end{pmatrix} \quad \dots (17)$$

【0 3 3 8】

また、本発明の実施の形態 1 ～ 5 および各変形例では、チャート画像に対応する各色成分の画素群の平均受光量値をもとに混色行列 M を算出していたが、これに限らず、チャート画像に対応する各色成分の画素群の総受光量値をもとに混色行列 M を算出してもよいし、チャート画像に対応する画素群のうちの所望の画素群の平均受光量値または総受光量値をもとに混色行列 M を算出してもよい。なお、かかる所望の画素群は、チャート画像を含む 1 フレームの画像における中心部近傍の画素群であることが望ましい。これによって、光学系に起因して画像の外周部近傍の画素群に発生しやすい色ずれを防止することができるからである。

【0 3 3 9】

さらに、本発明の実施の形態 1 ～ 6 および各変形例では、体内画像等の被写体画像の混色状態およびホワイトバランス等を補正していたが、これに限らず、本発明にかかる観察装置は、取得した被写体画像の少なくとも混色状態を補正するものであればよい。

【0 3 4 0】

また、本発明の実施の形態 1 , 2、実施の形態 2 の変形例、および実施の形態 4 の変形例では、異なる色光（赤色光、緑色光、青色光）をそれぞれ発光する複数の発光部 8 a ～ 8 c を有していたが、これに限らず、白色光を発光する 1 以上の発光部を有していてもよい。

【0 3 4 1】

さらに、本発明の実施の形態 1 ～ 6 および各変形例では、混色行列 M の逆行列 M<sup>-1</sup>（補正行列）等の各種補正係数を算出して被写体画像に対する各種補正処理を行う画像処理部を受信装置に内蔵していたが、これに限らず、このような画像処理部を本発明にかかる観察装置の画像表示装置に内蔵してもよい。

【0 3 4 2】

また、本発明の実施の形態 2 , 3 および各変形例では、被検体の検査前、すなわち被検体の体内画像を撮像する前に複数色のチャート画像を撮像して混色行列 M を算出していたが、これに限らず、被検体の検査後、すなわち被検体の体内画像を撮像後に複数色のチャート画像を撮像して混色行列 M を算出してもよいし、被検体の検査前に複数色のチャート画像を撮像しておき、被検体の検査中または検査後、すなわち被検体の体内画像を撮像中または撮像後に、かかる複数色のチャート画像を読み出して混色行列 M を算出してもよい。この場合、補正前の体内画像群を記憶部に保存しておき、混色行列 M を算出した後、かかる補正前の体内画像群に対する各種補正処理を行えばよい。

【0 3 4 3】

10

20

30

40

50

さらに、本発明の実施の形態 2 , 3 および各変形例では、上述した画像処理部の受光量抽出部が体内画像とチャート画像とを識別していたが、これに限らず、上述した画像処理部を本発明にかかる観察装置の画像表示装置に内蔵し、この画像表示装置の表示部に表示したチャート画像を医師または看護師等のユーザが選択してもよい。

#### 【 0 3 4 4 】

また、本発明の実施の形態 5 およびその変形例 1 , 2 では、カプセル型内視鏡の組立過程において、未完成状態のカプセル型内視鏡を用いて複数色のチャート画像を撮像し、上述した画像処理部によって算出された各種補正係数と発光量の調整パラメータ（上述した発光部の各電流値、各抵抗値、または各発光時間）とを未完成状態のカプセル型内視鏡に入力していたが、これに限らず、組立完了後の完成品であるカプセル型内視鏡を用いて複数色のチャート画像を撮像し、上述した画像処理部によって算出された各種補正係数と発光量の調整パラメータとを完成品であるカプセル型内視鏡に入力してもよい。この場合、カプセル型内視鏡の通信部を双方向通信が可能なものにし、上述した画像処理部によって算出された各種補正係数と発光量の調整パラメータとを無線通信によってカプセル型内視鏡に送信すればよい。

10

#### 【 0 3 4 5 】

さらに、本発明の実施の形態 4 , 5 および各変形例では、上述した画像処理部によって算出された各種補正係数等を画像表示装置を介してカプセル型内視鏡に入力していたが、これに限らず、ケーブル等を介した有線通信または無線通信によって受信装置からカプセル型内視鏡に各種補正係数等を直接入力してもよい。

20

#### 【 0 3 4 6 】

また、本発明の実施の形態 1 ~ 6 および各変形例では、例えばカプセル型内視鏡の複数の発光部から出射された後にカラーチャートを反射して、撮像部に受光される複数色の要素光（異なる色光）は、互いに合成して白色光を形成していたが、これに限らず、かかる複数色の要素光は、同時発光した際に（すなわち互いに合成した際に）必ずしも白色光を形成するものである必要はない。例えば、かかる要素光の色の組み合わせは、青色および緑色のみの組み合わせでもよい。この場合、ホワイトバランスは、かかる青色の要素光および緑色の要素光の各光量を調整するバランスを取る目的で行われるものであり、必ずしも取得画像が白色になるように調整するものではない。このことは、かかる複数色の要素光の色の組み合わせを他の色の組み合わせにした場合であっても同様である。

30

#### 【 0 3 4 7 】

さらに、本発明の実施の形態 1 ~ 6 および各変形例では、赤色フィルタ、青色フィルタ、緑色フィルタは、各色の要素光を高い透過率で透過することを目的として設けられているが、これに限らず、各色フィルタは、各要素光の透過率が重みつけされたフィルタであればよい。この場合、赤色フィルタ、青色フィルタ、緑色フィルタを備えた場合と同様に、各色フィルタの各要素光に対する透過率の重みつけ状態を把握することで、撮像部で得られたデータから、各要素光の成分を分離することができる。

#### 【 0 3 4 8 】

また、本発明の実施の形態 1 ~ 6 および各変形例では、観察対象で反射した光を検出する光検出部として、撮像素子を用いているが、これに限らず、各要素光の重みつけのパターンを変えて、光量を検出する検出部でもよい。この検出部は、被検体内の特定の位置での観察対象の光成分を平均化した値を検出することができる。このとき、実施の形態 1 ~ 6 および変形例の中の撮像素子は、この検出部が複数設けられたものであると言える。

40

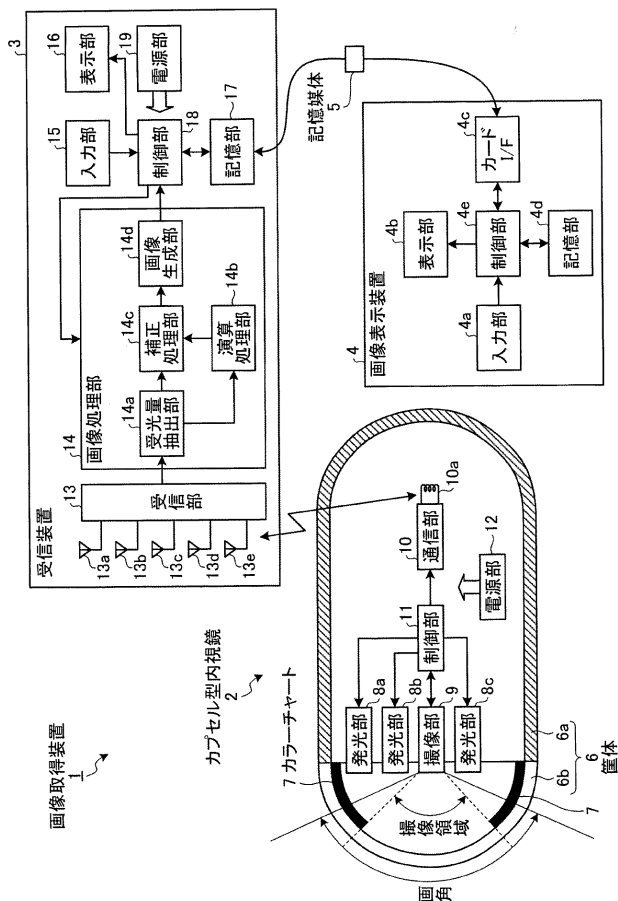
#### 【産業上の利用可能性】

#### 【 0 3 4 9 】

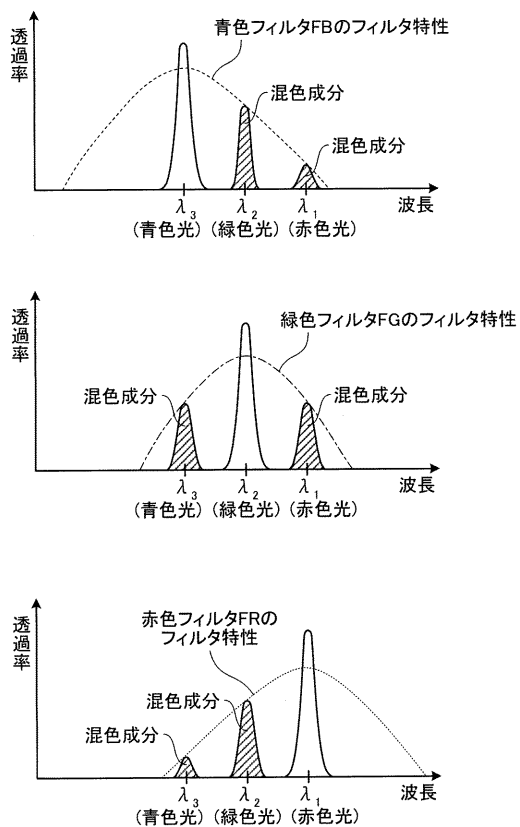
以上のように、本発明にかかる観察装置および観察方法は、被写体画像を用いた観察に有用であり、特に、複数の波長帯域の色光を同時に受光した際に発生する各色成分の混色を補正でき、これによって、色の再現性が良好な被写体画像を取得できる観察装置および観察方法に適している。

50

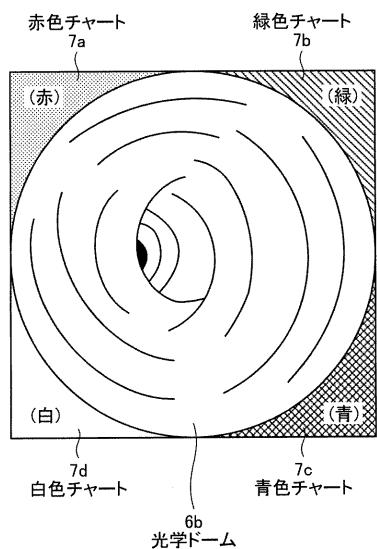
【図 1】



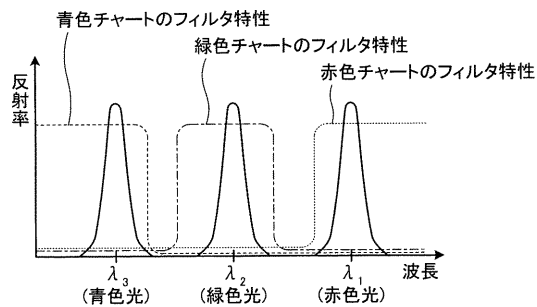
【図 2】



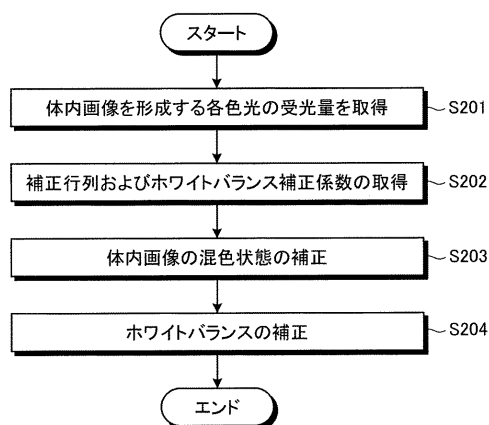
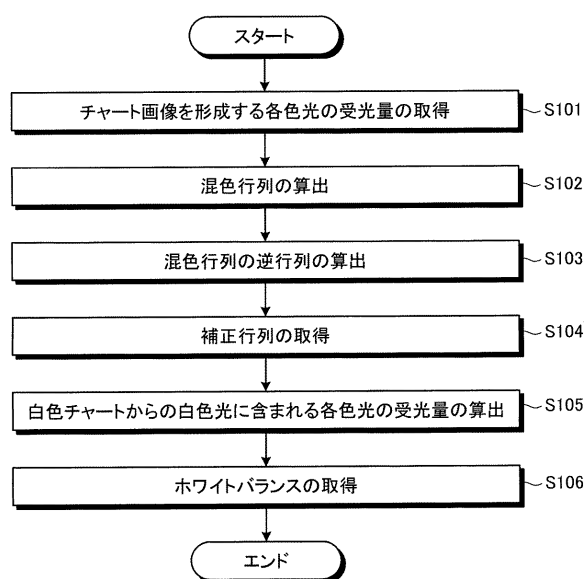
【図 3】



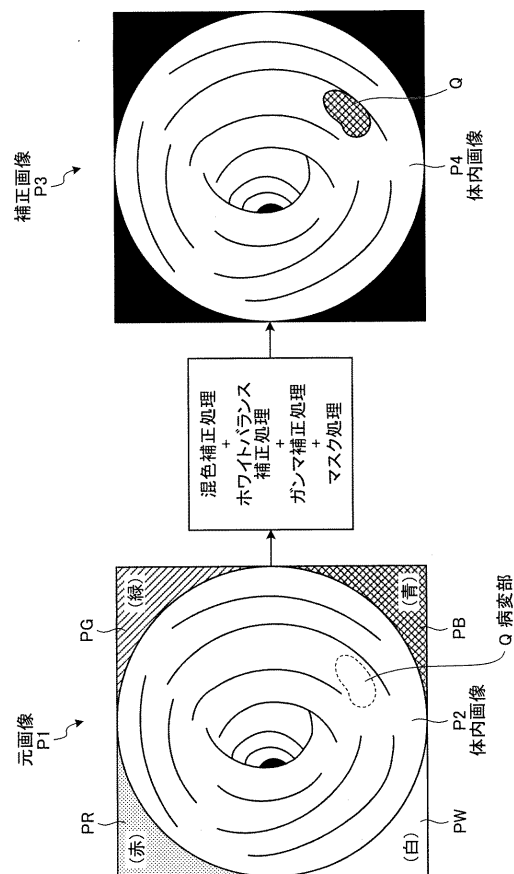
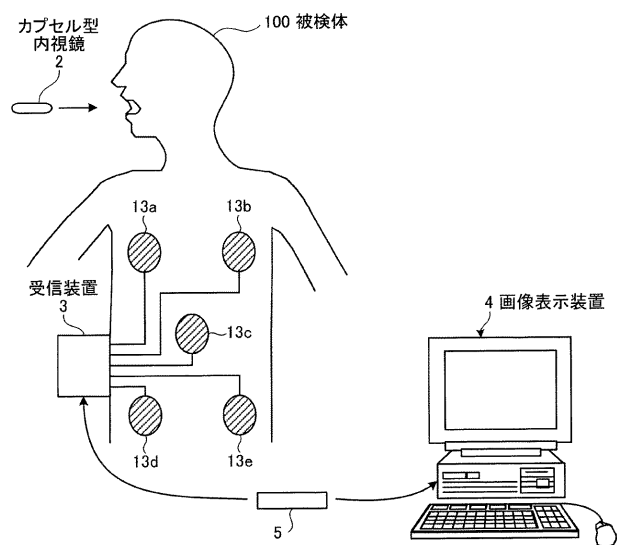
【図 4】



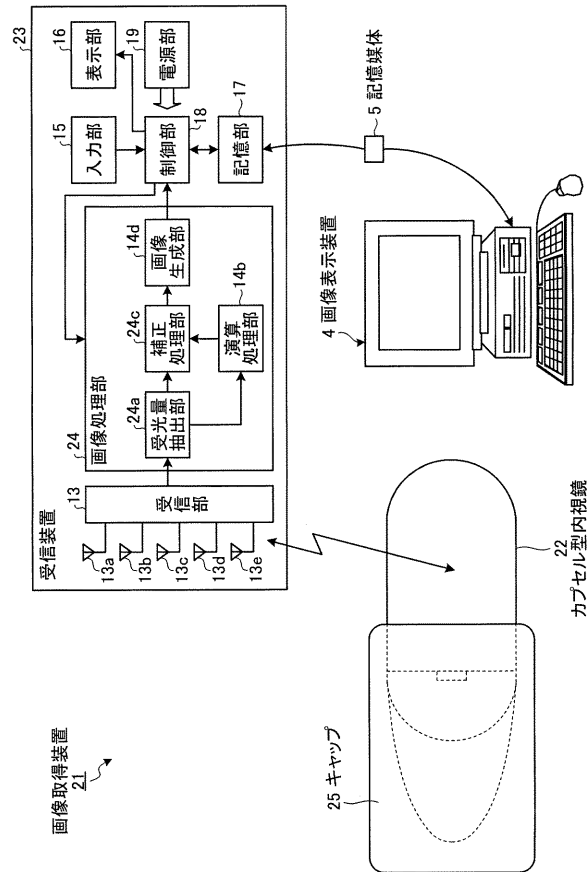
【图 6】



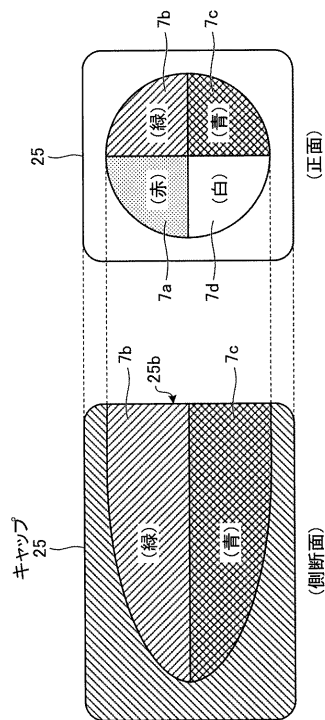
【圖 8】



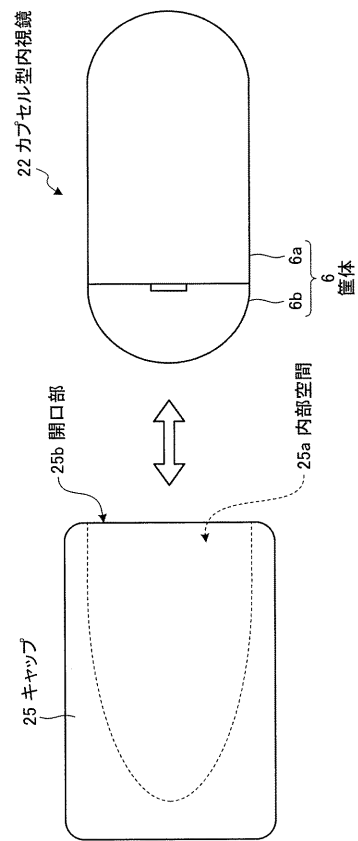
【図 9】



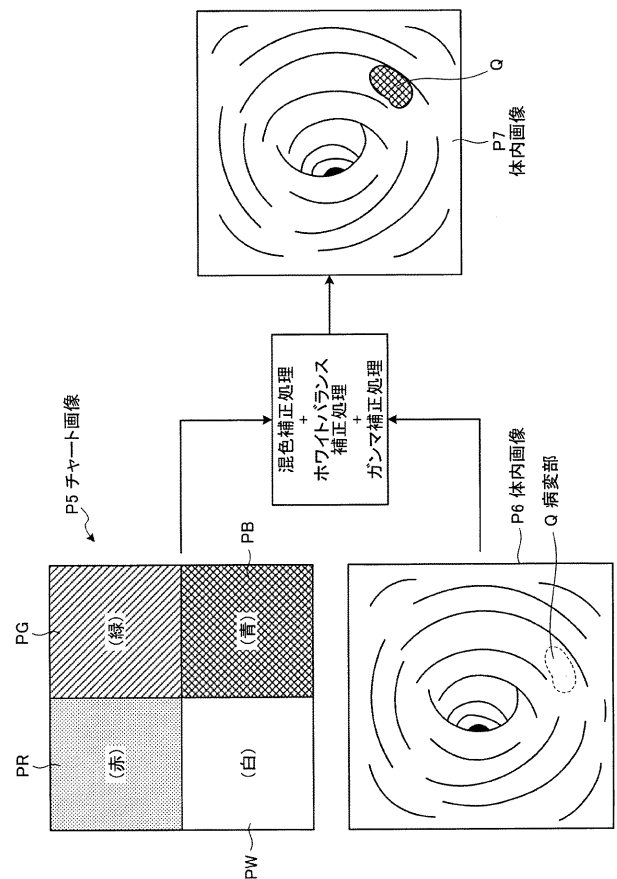
【図 11】



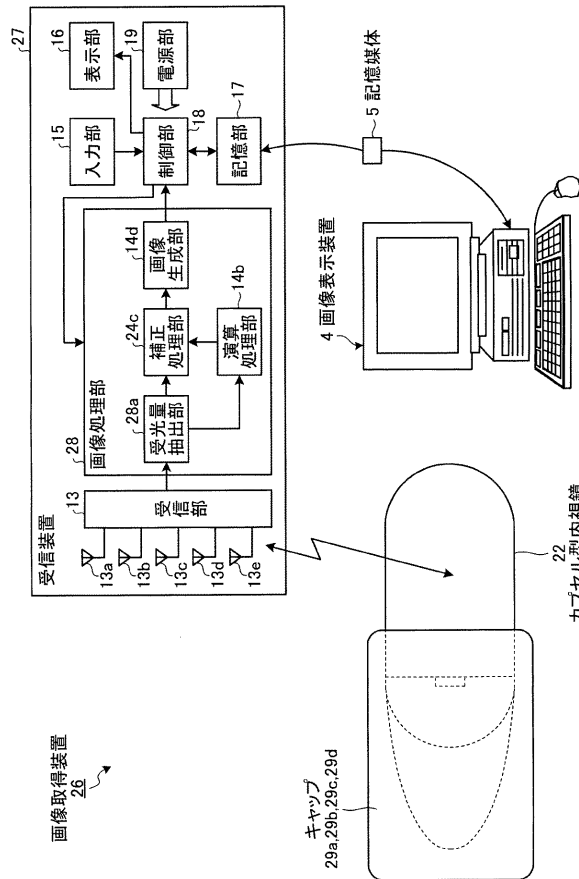
【図 10】



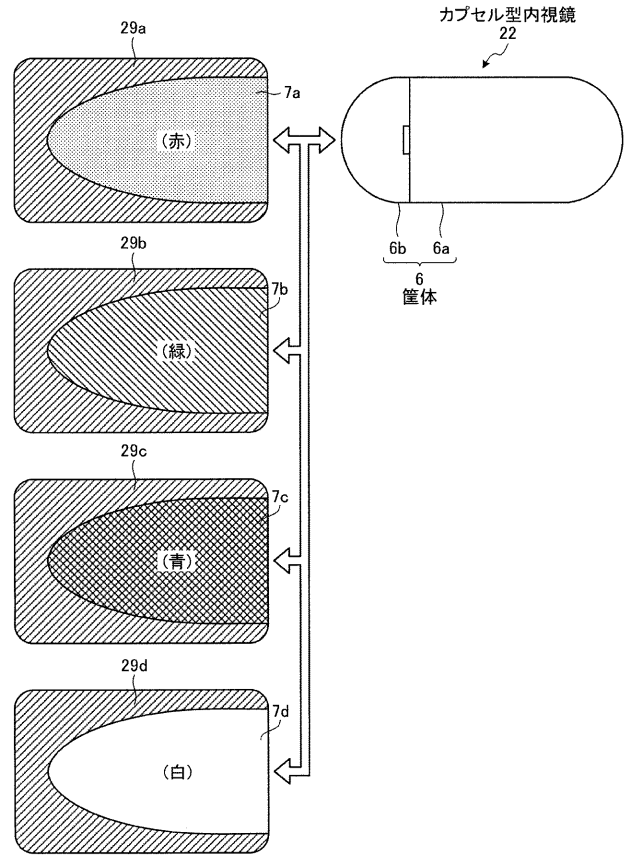
【図 12】



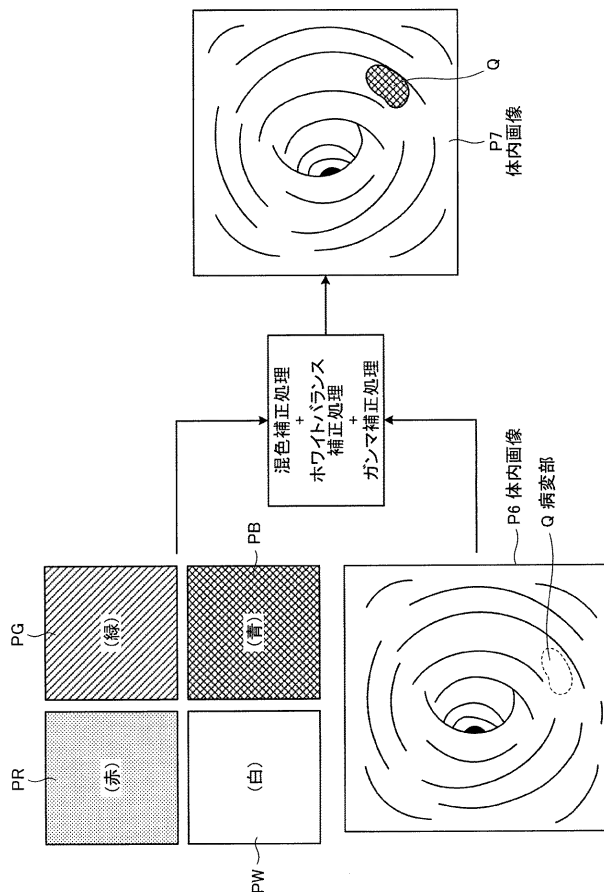
【図 13】



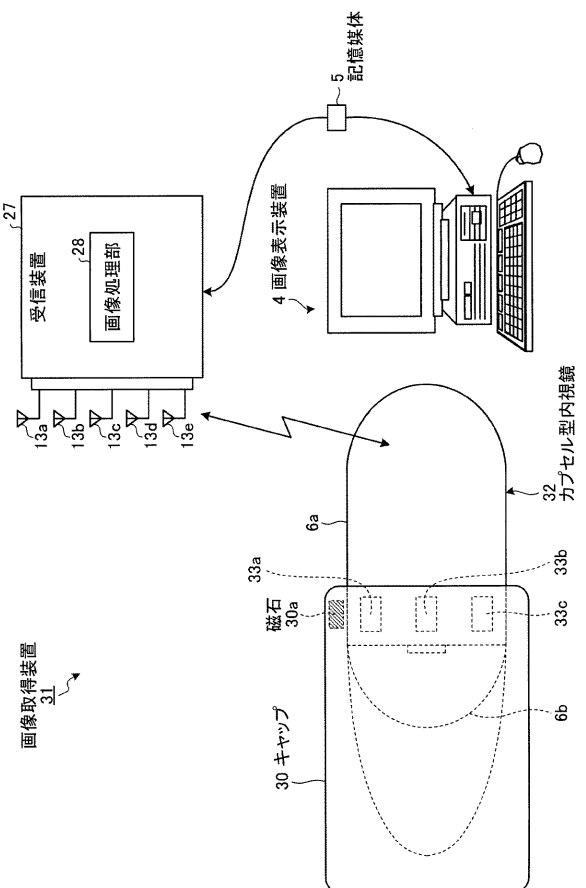
【図 14】



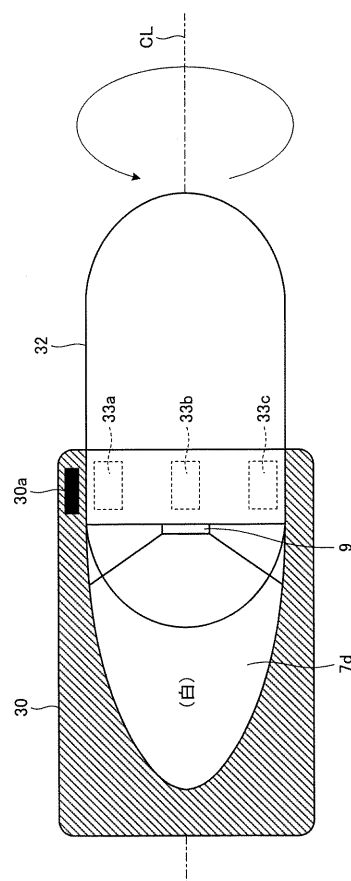
【図 15】



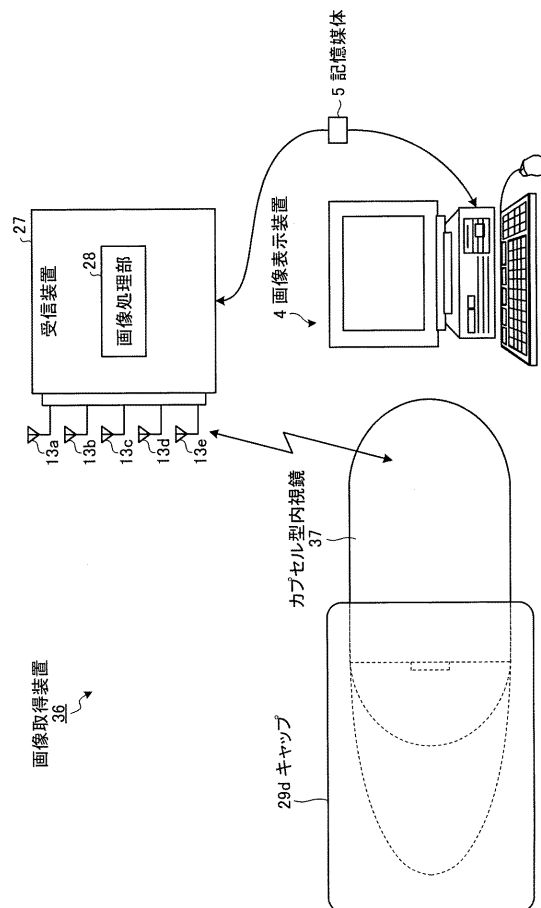
【図 16】



【 图 18 】

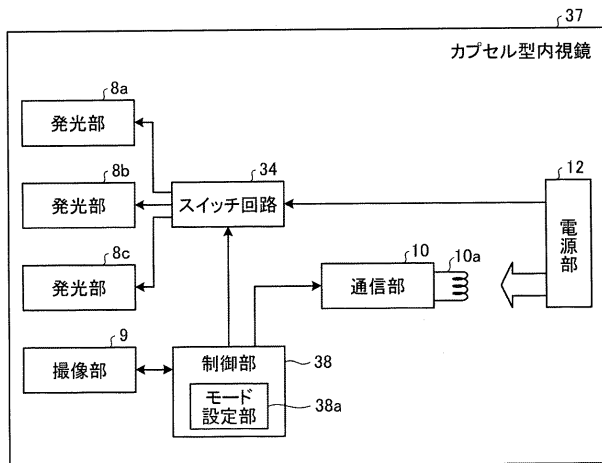


【 図 2 0 】

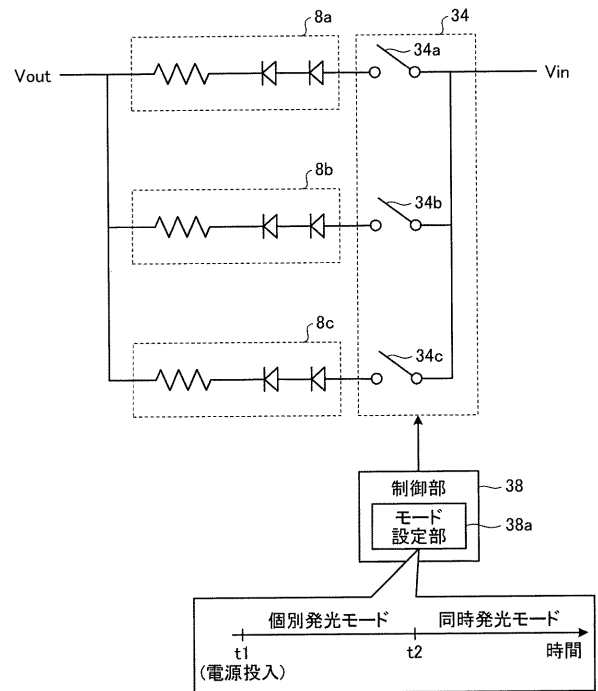




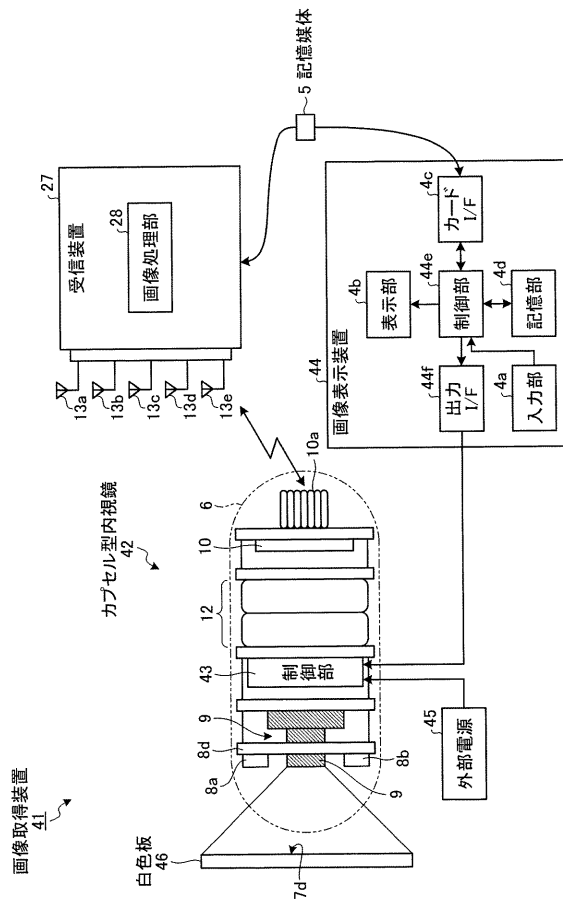
【図 2 1】



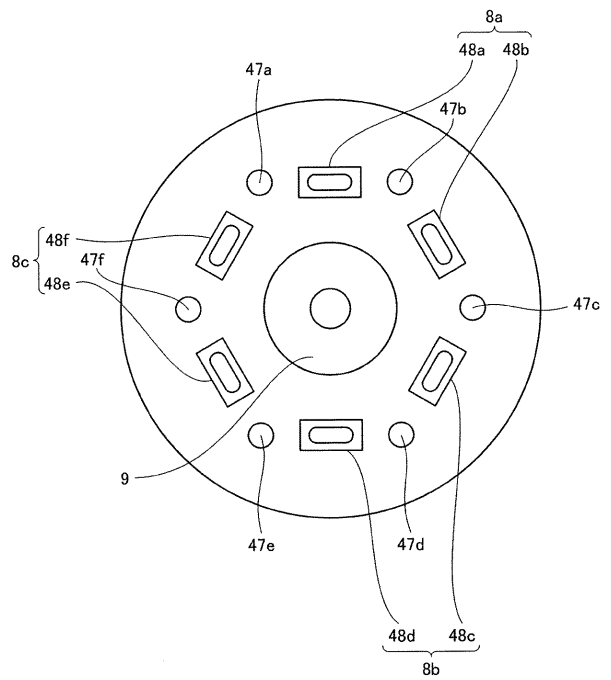
【図 2 2】



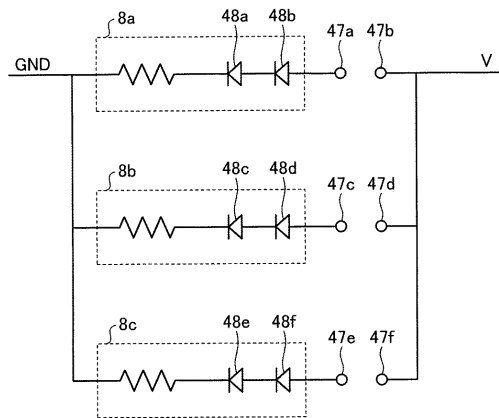
【図 2 3】



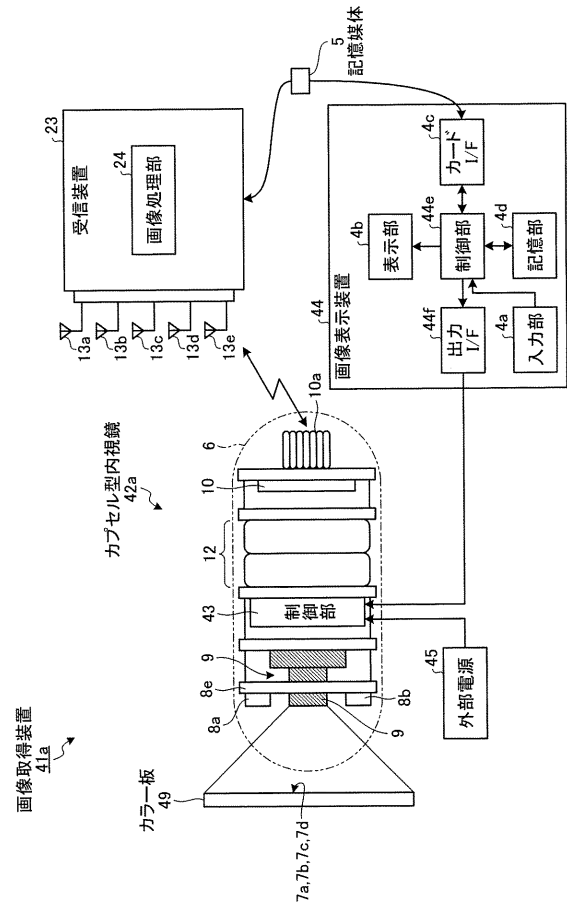
【図 2 4】



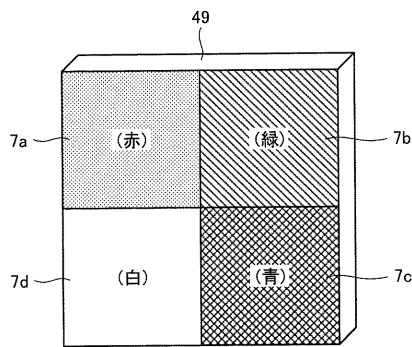
【図 25】



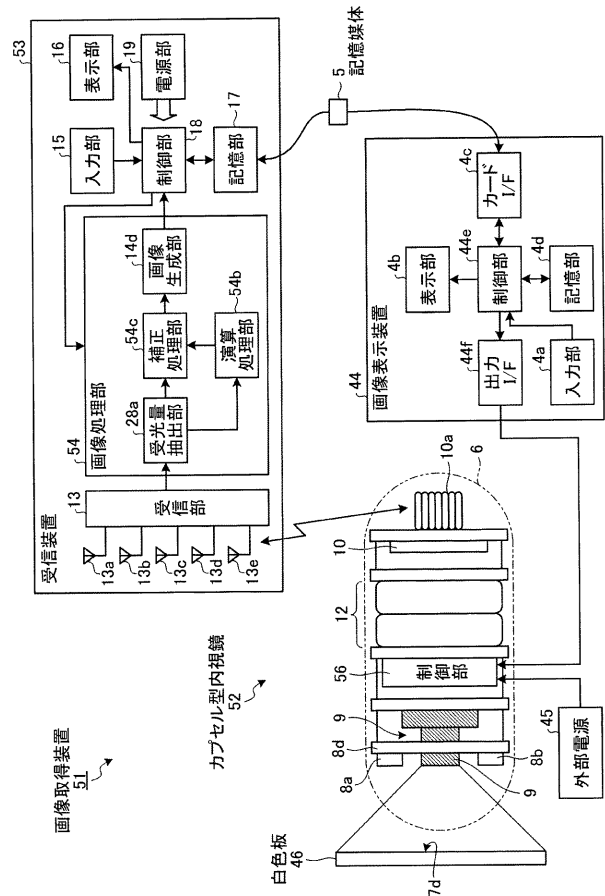
【図 26】



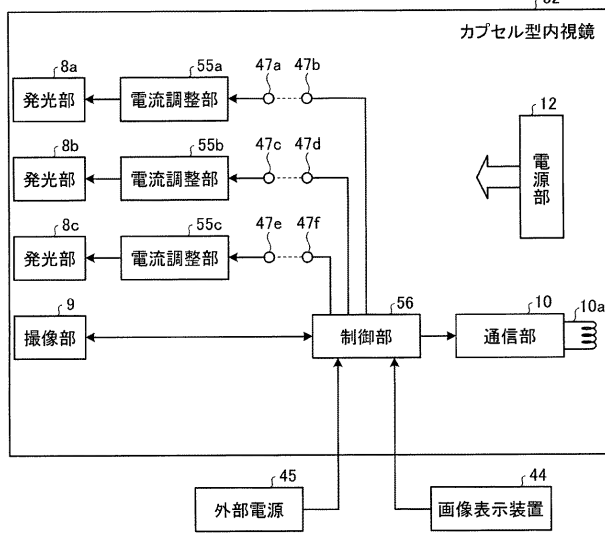
【図 27】



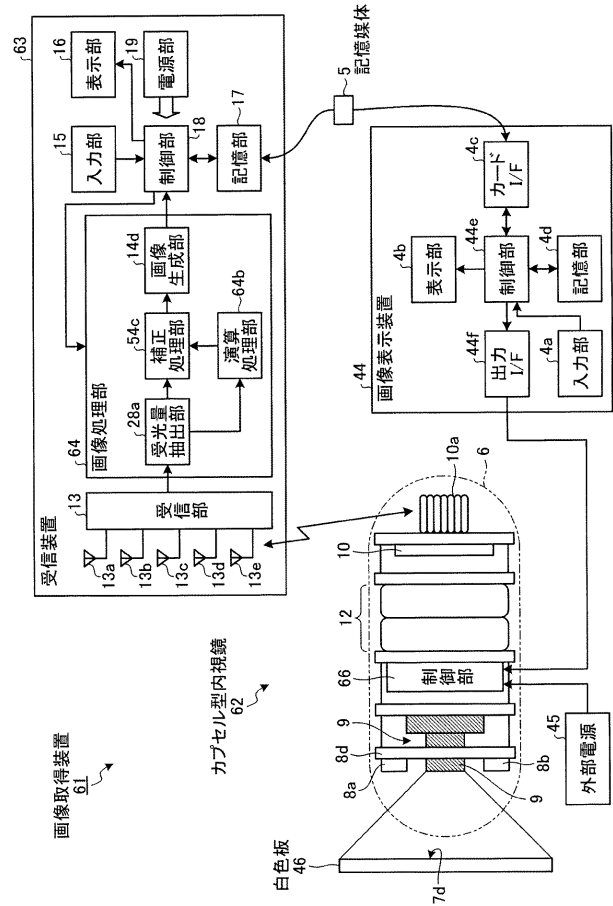
【図 28】



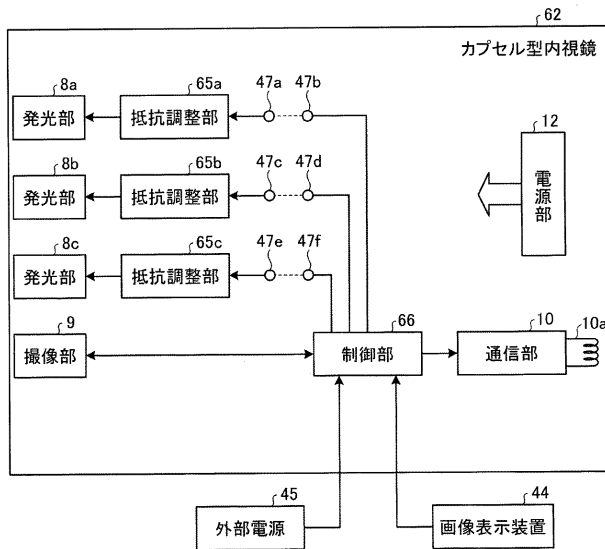
【図 29】



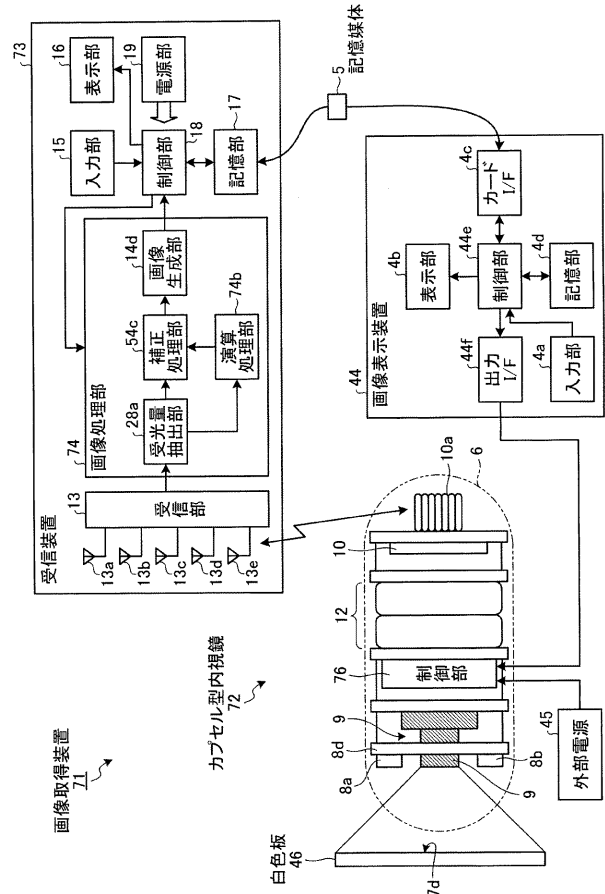
【図 30】



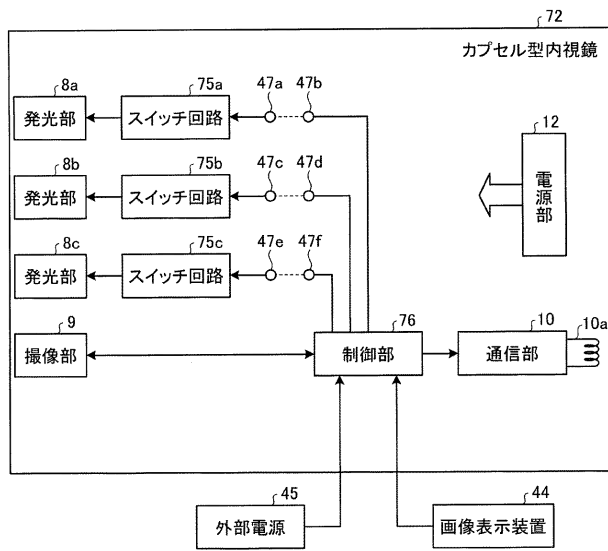
【図 31】



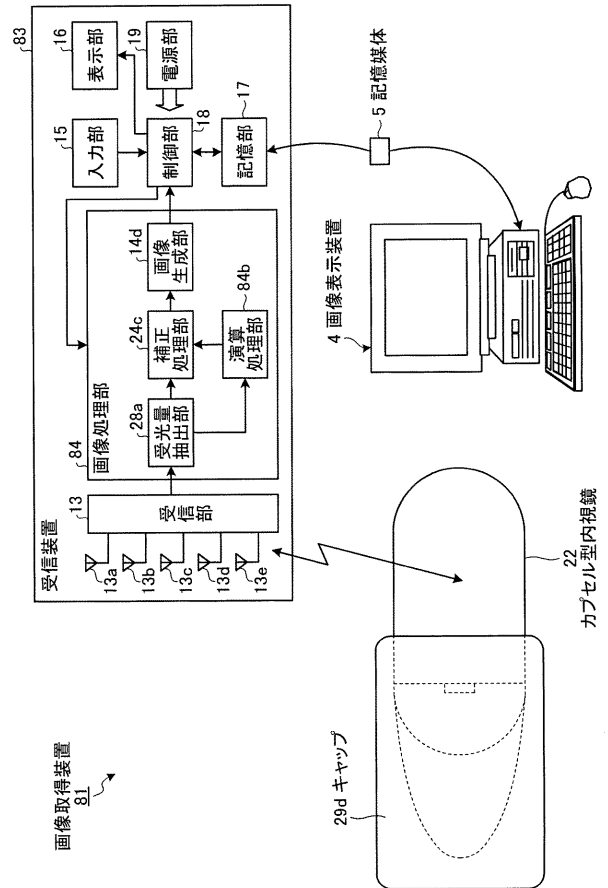
【図 32】



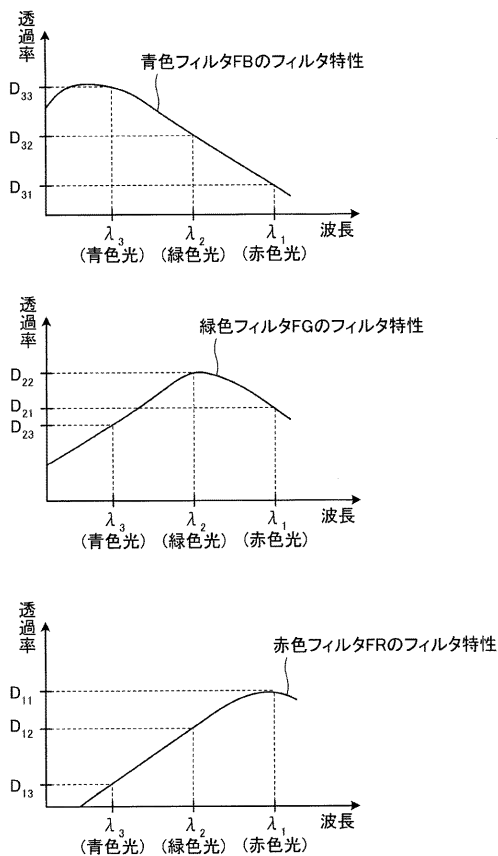
【図 3 3】



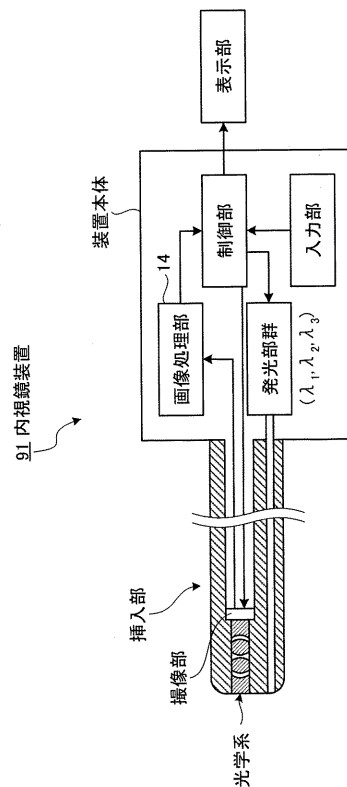
【図 3 4】



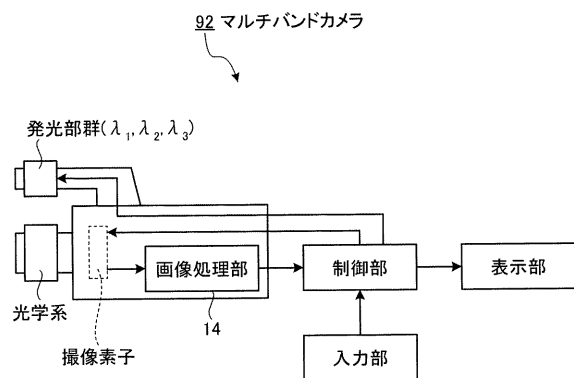
【図 3 5】



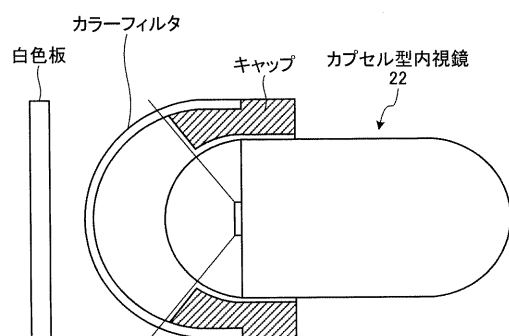
【図 3 6】



【図 3 7】



【図 3 8】



## 【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT  |   | International application No.<br>PCT/JP2008/053187                              |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
|--|---|---|-----------|--|-----------------------|---|---|---|---|---|------|---|---|------|
| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br>A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)i, H04N9/07(2006.01)i<br>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC  |   |   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b><br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>A61B1/04, A61B1/00, H04N9/04, H04N9/07<br>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched<br>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008<br>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008<br>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  |   |   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 8-111812 A (Olympus Corp.),<br/>30 April, 1996 (30.04.96),<br/>Full text; all drawings<br/>(Family: none)</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2004-167008 A (Olympus Corp.),<br/>17 June, 2004 (17.06.04),<br/>Full text; all drawings<br/>(Family: none)</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2006-314808 A (Olympus Corp.),<br/>24 November, 2006 (24.11.06),<br/>Full text; all drawings<br/>(Family: none)</td> <td>1-20</td> </tr> </tbody> </table>  |   |   | Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. | X | JP 8-111812 A (Olympus Corp.),<br>30 April, 1996 (30.04.96),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none) | 1 | Y | JP 2004-167008 A (Olympus Corp.),<br>17 June, 2004 (17.06.04),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none) | 1-20 | Y | JP 2006-314808 A (Olympus Corp.),<br>24 November, 2006 (24.11.06),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none) | 1-20 |
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                              | Relevant to claim No.   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| X  | JP 8-111812 A (Olympus Corp.),<br>30 April, 1996 (30.04.96),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none)       | 1   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| Y  | JP 2004-167008 A (Olympus Corp.),<br>17 June, 2004 (17.06.04),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none)     | 1-20  |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| Y  | JP 2006-314808 A (Olympus Corp.),<br>24 November, 2006 (24.11.06),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none) | 1-20  |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| <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:<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date<br>"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)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>"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<br>"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<br>"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<br>"&" document member of the same patent family |   |   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| Date of the actual completion of the international search<br>24 March, 2008 (24.03.08)   |   | Date of mailing of the international search report<br>01 April, 2008 (01.04.08) |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japanese Patent Office   |   | Authorized officer  |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |
| Facsimile No.  |   | Telephone No.   |           |  |                       |   |   |   |   |   |      |   |   |      |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/053187

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |  |                       |
|---|--|-----------------------|
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No. |
| Y   | JP 2006-345947 A (Olympus Medical Systems Corp.),<br>28 December, 2006 (28.12.06),<br>Full text; all drawings<br>(Family: none)                      | 1-20                  |
| Y   | JP 2006-341078 A (Olympus Medical Systems Corp.),<br>21 December, 2006 (21.12.06),<br>Full text; all drawings<br>& EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 | 1-20                  |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/053187

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 21-23  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claims 21-33 are directed to a preparatory treatment method for measuring the structure or functions of each organ in a human body, and correspond to a diagnostic method of a human body.  
(continued to extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**  
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/053187

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

Therefore, the inventions described in claims 21-23 are not required to be searched by this Searching Authority under PCT Rule 39.1 (iv).

|   |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
|---|---|---|---------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| 国際調査報告  |   | 国際出願番号 PCT/JP2008/053187                              |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））<br>Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)i, H04N9/07(2006.01)i   |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| B. 調査を行った分野<br>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））<br>Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00, H04N9/04, H04N9/07   |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 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<br><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>1971-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2008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 | 1971-2008年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2008年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2008年 |
| 日本国実用新案公報   | 1922-1996年  |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国公開実用新案公報   | 1971-2008年  |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国実用新案登録公報   | 1996-2008年  |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国登録実用新案公報   | 1994-2008年  |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査で利用した電子データベース（データベースの名称、調査に利用した用語）  |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| C. 関連すると認められる文献   |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 引用文献の<br>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<br>請求の範囲の番号                                      |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| X   | JP 8-111812 A（オリンパス株式会社）1996.04.30, 全文、全図（ファミリーなし）    | 1   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| Y   | JP 2004-167008 A（オリンパス株式会社）2004.6.17, 全文、全図（ファミリーなし）  | 1-20  |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| Y   | JP 2006-314808 A（オリンパス株式会社）2006.11.24, 全文、全図（ファミリーなし） | 1-20  |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| <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<br>「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<br>「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<br>「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）<br>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献<br>「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<br>「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<br>「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<br>「&」 同一パテントファミリー文献 |   |   |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査を完了した日<br>24.03.2008  |   | 国際調査報告の発送日<br>01.04.2008                              |         |           |            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁（ISA/JP）<br>郵便番号100-8915<br>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）<br>田中 洋介<br>電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | 2Q 3808 |           |            |             |            |             |            |             |            |

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2008/053187

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 21-33 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求の範囲 21-33 は、人間の各器官の構造・機能の計測のための予備的処置方法であって、人間を診断する方法に該当する。したがって、PCT規則39.1(iv)の規定により、請求の範囲 21-33 に記載された発明は、調査をすることを要しない。
2. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続表（2））（2007年4月）

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2008/053187

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |   |                  |
|-----------------------|---|------------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求の範囲の番号 |
| Y                     | JP 2006-345947 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)<br>2006. 12. 28, 全文、全図 (ファミリーなし)                           | 1-20             |
| Y                     | JP 2006-341078 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)<br>2006. 12. 21, 全文、全図 & EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 | 1-20             |

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2007年4月)

## フロントページの続き

| (51)Int.Cl.             | F I     |       |   | テーマコード (参考) |
|-------------------------|---------|-------|---|-------------|
| H 0 4 N 5/232 (2006.01) | G 0 2 B | 23/24 | B |             |
| H 0 4 N 5/225 (2006.01) | G 0 2 B | 23/24 | C |             |
|                         | H 0 4 N | 9/04  | B |             |
|                         | H 0 4 N | 5/232 | Z |             |
|                         | H 0 4 N | 5/225 | C |             |

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),  
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,T  
R),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,  
BZ,CA,CH,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,IS,JP,KE,K  
G,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT  
,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA12 CA22 DA01 GA02 GA06 GA11  
4C061 BB01 CC06 DD10 FF40 LL02 MM05 NN01 NN03 NN05 QQ02  
QQ07 RR02 RR03 RR05 TT03 TT04 TT13 UU06  
5C065 AA04 BB01 BB30 CC01 EE03 GG02  
5C122 DA26 EA12 EA18 FB16 GG03 HA88

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項(実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 观察装置和观察方法  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JPWO2008105370A1</a>   | 公开(公告)日 | 2010-06-03 |
| 申请号            | JP2009501229   | 申请日     | 2008-02-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | オリンパスメディカルシステムズ株式会社  |         |            |
| [标]发明人         | 河野宏尚<br>佐藤良次<br>瀧澤寛伸   |         |            |
| 发明人            | 河野 宏尚<br>佐藤 良次<br>瀧澤 寛伸  |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N9/04 H04N5/232 H04N5/225  |         |            |
| CPC分类号         | H04N5/2252 A61B1/041 H04N9/045 H04N2005/2255   |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.300.Y A61B1/06.A G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/24.C H04N9/04.B H04N5/232.Z H04N5/225.C   |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA09 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA01 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/TT03 4C061/TT04 4C061/TT13 4C061/UU06 5C065/AA04 5C065/BB01 5C065/BB30 5C065/CC01 5C065/EE03 5C065/GG02 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/EA18 5C122/FB16 5C122/GG03 5C122/HA88 |         |            |
| 代理人(译)         | 酒井宏明   |         |            |
| 优先权            | 2007046014 2007-02-26 JP   |         |            |
| 其他公开文献         | JP5393446B2  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

#### 摘要(译)

本发明的目的是校正当同时接收多个波长带的彩色光时发生的每种颜色成分的颜色混合，并且获得具有良好的颜色再现性的图像。根据本发明的观察装置包括：具有发光单元8a至8c和成像单元9的胶囊型内窥镜2；具有图像处理单元14的接收装置3；以及用于显示体内图像的图像显示装置4。有。发光单元8a至8c发射RGB的各个颜色的光，并且颜色图表7将RGB的各个颜色的光反射到图像拾取单元9。成像单元9具有与RGB色光相对应的多种颜色的滤色器，并且同时捕获体内图像和图表图像。图像处理单元14计算表示要接收的颜色光和与滤色器相对应的另一种颜色光的颜色混合状态的颜色混合矩阵M的逆矩阵M<sup>-1</sup>，并且图像捕获单元9捕获身体内部。将形成图像的每个单位像素组的光接收量值乘以逆矩阵M<sup>-1</sup>以校正颜色混合状态。