

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-164393

(P2017-164393A)

(43) 公開日 平成29年9月21日(2017.9.21)

|                |             |                  |                |             |                |                  |
|----------------|-------------|------------------|----------------|-------------|----------------|------------------|
| (51) Int.Cl.   |             |                  | F I            |             |                | テーマコード (参考)      |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>1/04</b> | <b>(2006.01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>1/04</b> | <b>3 7 O</b>   | <b>4 C 1 6 1</b> |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>1/00</b> | <b>(2006.01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>1/00</b> | <b>3 0 O D</b> | <b>5 C 0 5 4</b> |
| <b>H 0 4 N</b> | <b>7/18</b> | <b>(2006.01)</b> | <b>H 0 4 N</b> | <b>7/18</b> | <b>M</b>       |                  |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>1/06</b> | <b>(2006.01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>1/06</b> | <b>B</b>       |                  |

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 31 頁)

|           |                            |          |                                |
|-----------|----------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2016-54631 (P2016-54631) | (71) 出願人 | 306037311                      |
| (22) 出願日  | 平成28年3月18日 (2016. 3. 18)   |          | 富士フイルム株式会社                     |
|           |                            |          | 東京都港区西麻布2丁目26番30号              |
|           |                            | (74) 代理人 | 110001988                      |
|           |                            |          | 特許業務法人小林国際特許事務所                |
|           |                            | (72) 発明者 | 今井 睦朗                          |
|           |                            |          | 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地             |
|           |                            |          | 富士フイルム株式会社内                    |
|           |                            | Fターム(参考) | 4C161 AA22 CC06 HH51 JJ17 LL02 |
|           |                            |          | NN01 NN05 QQ01 QQ02 QQ07       |
|           |                            |          | QQ09 RR04 RR26 SS21 TT01       |
|           |                            |          | TT03 TT09 TT20 WW04 WW08       |
|           |                            |          | WW13 WW15                      |
|           |                            |          | 最終頁に続く                         |

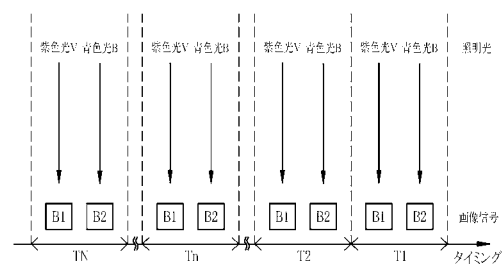
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

## (57) 【要約】

【課題】ブレ画像が発生した状況下でも、正確に演算を行うことができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する

【解決手段】画像選択部は、第1タイミングT1のB2画像信号、又は第2タイミングT2～第NタイミングTNのB2画像信号の中から、画像ブレ量が第1条件を満たすB2画像信号を選択する。演算画像信号生成部は、第1タイミングT1のB1画像信号と、画像選択部で選択された第2画像信号に基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成する。

【選択図】 図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 照明光と第 2 照明光とを順次発生する光源と、

第 1 タイミング T 1 において前記第 1 照明光と前記第 2 照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第 1 タイミング T 1 のマルチフレーム画像信号を出力し、前記第 1 タイミング T 1 よりも前の特定のタイミングにおいて前記第 1 照明光と前記第 2 照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力する撮像センサと、

前記第 1 タイミング T 1 及び前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号のうち前記第 2 照明光を照明した場合に得られる第 2 画像信号の中から、画像ブレ量が第 1 条件を満たす第 2 画像信号を選択する画像選択部と、

前記第 1 タイミング T 1 のマルチフレーム画像信号のうち前記第 1 照明光を照明した場合に得られる第 1 画像信号と、前記画像選択部で選択された第 2 画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成する演算画像信号生成部とを備える内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記画像選択部は、前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号として、前記画像ブレ量が予め定めた閾値を下回り、且つ前記第 1 タイミング T 1 に最も近いタイミングに撮像された第 2 画像信号を選択する請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記画像選択部は、前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号として、前記画像ブレ量が最も小さい第 2 画像信号を選択する請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記画像選択部は、前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号がない場合には、いずれの第 2 画像信号をも選択せず、

前記演算画像信号生成部は、前記第 1 画像信号のみに基づいて、前記演算画像信号を生成する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記画像選択部は、

前記演算画像信号生成部は、前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号がない場合には、いずれの第 2 画像信号をも選択せず、

前記演算画像信号生成部は、前記演算画像信号を生成しない請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号がない場合に、警告表示する制御を行う警告表示制御部を備える請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第 2 画像信号に基づく画像と、前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングの第 2 画像信号の画像ブレ量を表示部に表示する制御を行う情報表示制御部を備え、

前記画像選択部は、前記第 1 条件を満たす第 2 画像信号を自動的に選択する自動選択モードと、前記情報表示制御部が表示制御を行っているときには、前記表示部に表示された第 2 画像信号のうち、ユーザーが選択指示した第 2 画像信号を選択する手動選択モードとを有し、前記自動選択モードまたは前記手動選択モードのいずれかで画像選択を行う請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

第 1 照明光と第 2 照明光とを順次発生する光源と、

第 1 タイミング T 1 において前記第 1 照明光と前記第 2 照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第 1 タイミング T 1 のマルチフレーム画像信号を出力し、前記第 1 タイミング T 1 よりも前の特定のタイミングにおいて前記第 1 照明光と前記第 2

10

20

30

40

50

照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力する撮像センサと、

前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号のうち前記第 1 照明光を照明した場合に得られる第 1 画像信号の画像ブレ量及び前記第 2 照明光を照明した場合に得られる第 2 画像信号の画像ブレ量に基づいて、前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングのブレ指標値を算出するブレ指標値算出部と、

前記第 1 タイミング T 1 及び前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第 2 画像信号のうち、前記ブレ指標値が第 2 条件を満たすタイミングの第 2 画像信号を選択する画像選択部と、

前記第 1 タイミング T 1 のマルチフレーム画像信号に含まれる第 1 画像信号と、前記画像選択部で選択された第 2 画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成する演算画像信号生成部とを備える内視鏡システム。

【請求項 9】

前記ブレ指標値が、前記第 1 画像信号の画像ブレ量と前記第 2 画像信号の画像ブレ量との差分を示すブレ差分である場合には、前記画像選択部は、前記第 2 条件を満たすタイミングの第 2 画像信号として、ブレ差分が第 1 特定範囲内にあるタイミングの第 2 画像信号を選択し、

前記ブレ指標値が、前記第 1 画像信号の画像ブレ量と前記第 2 画像信号の画像ブレ量との比を示すブレ比である場合には、前記画像選択部は、前記第 2 条件を満たすタイミングの第 2 画像信号として、ブレ比が第 2 特定範囲内にあるタイミングの第 2 画像信号を選択する請求項 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像選択部は、いずれのタイミングのブレ指標値も前記第 2 条件を満たさない場合は、いずれの第 2 画像信号をも選択せず、

前記演算画像信号生成部は、前記第 1 画像信号のみに基づいて、前記演算画像信号を生成する請求項 8 または 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記画像選択部は、いずれのタイミングのブレ指標値も前記第 2 条件を満たさない場合は、いずれの第 2 画像信号をも選択せず、

前記演算画像信号生成部は、前記演算画像信号を生成しない請求項 8 または 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

いずれのタイミングのブレ指標値も前記第 2 条件を満たさない場合に、警告表示する制御を行う警告表示制御部を備える請求項 8 ないし 11 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第 2 画像信号に基づく画像と、前記第 1 タイミング T 1 及び特定のタイミングのブレ指標値を表示部に表示する制御を行う情報表示制御部を備え、

前記画像選択部は、前記第 2 条件を満たすマルチフレーム画像信号を自動的に選択する自動選択モードと、前記情報表示制御部が表示制御を行っているときには、前記表示部に表示された第 2 画像信号のうち、ユーザーが選択指示した第 2 画像信号を選択する手動選択モードとを有し、前記自動選択モードまたは前記手動選択モードのいずれかで画像選択を行う請求項 8 ないし 12 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記画像ブレ量は、前記第 1 画像信号または第 2 画像信号内の血管構造または粘膜構造に基づいて算出する請求項 1 ないし 13 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記画像ブレ量は、前記第 1 画像信号または第 2 画像信号内の中央領域に基づいて算出する請求項 1 ないし 14 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

**【請求項 16】**

前記特定のタイミングには、第2タイミングT2～第NタイミングTNの複数のタイミングが含まれる請求項1ないし15いずれか1項記載の内視鏡システム。

**【請求項 17】**

前記第1照明光と前記第2照明光とはそれぞれ波長帯域が異なっている請求項1ないし16いずれか1項記載の内視鏡システム。

**【請求項 18】**

光源が、第1照明光と第2照明光とを順次発生するステップと、

撮像センサが、第1タイミングT1において前記第1照明光と前記第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、前記第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて前記第1照明光と前記第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力するステップと、

画像選択部が、前記第1タイミングT1及び前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号の中から、画像ブレ量が第1条件を満たす第2画像信号を選択するステップと、

演算画像信号生成部が、前記第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号に含まれる第1画像信号と、前記画像選択部で選択された第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成するステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

**【請求項 19】**

光源が、第1照明光と第2照明光とを順次発生するステップと、

撮像センサが、第1タイミングT1において前記第1照明光と前記第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、前記第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて前記第1照明光と前記第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力するステップと、

ブレ指標値算出部が、前記第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号における第1画像信号の画像ブレ量及び第2画像信号の画像ブレ量に基づいて、前記第1タイミングT1及び特定のタイミングのブレ指標値を算出するステップと、

画像選択部が、前記第1タイミングT1及び前記特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号のうち、前記ブレ指標値が第2条件を満たすタイミングの第2画像信号を選択するステップと、

演算画像信号生成部が、前記第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号に含まれる第1画像信号と、前記画像選択部で選択されたマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成するステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

**【請求項 20】**

前記第1照明光と前記第2照明光とはそれぞれ波長帯域が異なっている請求項18または19記載の内視鏡システムの作動方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、観察対象を撮像して得た画像信号を用いて、観察対象の血管を抽出する演算その他各種の演算を行う内視鏡システム及びその作動方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

医療分野においては、光源装置、内視鏡システム、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムを用いる医療診断においては、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、その先端部から観察対象に照明光を照射する。そして、照明光で照射中の観察対象を先端部の撮像センサで撮像し、得られた画像信号を用

10

20

30

40

50

いて観察対象の画像を生成してモニタに表示する。

【0003】

また、近年では、血管の走行パターンや、生体情報を用いた新しい診断が行われつつある。例えば、特許文献1では、血管の走行パターンの中でも、診断上重要な血管パターンである表層血管や中層血管など異なる深さの血管について記載されている。この特許文献1では、表層血管を抽出するための青色の狭帯域光と、中深層血管を抽出するための緑色の狭帯域光とを、異なるタイミングで観察対象に照射し、撮像を行っている。そして、特許文献1では、注目する深さの血管が強調されるように、青色の狭帯域光に基づく画像と緑色の狭帯域光に基づく画像に対して重み付けして加算する演算を行っている。

【0004】

また、特許文献2では、生体情報の中でも、癌などの病変部との相関が高い酸素飽和度について記載されている。この特許文献2では、酸素飽和度を測定するための波長帯域の光を含む異なる波長帯域の光を、それぞれ異なるタイミングで観察対象に照射し、撮像を行っている。そして、異なる波長帯域の光に基づく画像を用いる演算を行うことによって、酸素飽和度を算出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5393525号（特開2011-167349号公報）

【特許文献2】特許第5393554号（特開2011-194151号公報）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡を用いて観察を行う場合においては、内視鏡スコープを動かすことによるブレや被写体の体動によるブレなど様々なブレによって、内視鏡の動画中の画像にはブレ画像が生ずることがある。このようなブレ画像は、内視鏡の動画の画質を低下させる要因の一つとなる。さらには、上記特許文献1、2に示すように、異なる波長帯域の光を異なるタイミングで照射して得られた複数のタイミングの画像信号に基づいて、重み付け加算演算や酸素飽和度算出演算などの各種演算を行う場合には、複数のタイミングの画像信号のうち一つでもブレの大きいブレ画像が含まれると、正確に演算を行うことができないという問題がある。

【0007】

以上のように、ブレ画像が発生した場合の演算精度の改善については、特許文献1、2を含むいずれの従来技術文献に記載及び示唆はない。なお、特許文献2には、異なるタイミングで照射と撮像を行うことによる位置ズレを補正することについての記載があるが、ブレが生じたときの演算精度に関する記載や、ブレが生じたときの演算精度の改善方法に関する記載はない。

【0008】

本発明は、異なる波長帯域の光を異なるタイミングで照射して得られた複数のタイミングの画像信号に基づいて各種演算を行う場合において、ブレ画像が発生した状況下でも、正確に演算を行うことができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、第1照明光と第2照明光とを順次発生する光源と、第1タイミングT1において第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力する撮像センサと、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号のうち

10

20

30

40

50

第2照明光を照明した場合に得られる第2画像信号の中から、画像ブレ量が第1条件を満たす第2画像信号を選択する画像選択部と、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号のうち第1照明光を照明した場合に得られる第1画像信号と、画像選択部で選択された第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成する演算画像信号生成部とを備える。

【0010】

画像選択部は、第1条件を満たす第2画像信号として、画像ブレ量が予め定めた閾値を下回り、且つ第1タイミングT1に最も近いタイミングに撮像された第2画像信号を選択することが好ましい。画像選択部は、第1条件を満たす第2画像信号として、画像ブレ量が最も小さい第2画像信号を選択することが好ましい。

10

【0011】

画像選択部は、第1条件を満たす第2画像信号がない場合には、いずれの第2画像信号をも選択せず、演算画像信号生成部は、第1画像信号のみに基づいて、演算画像信号を生成することが好ましい。画像選択部は、演算画像信号生成部は、第1条件を満たす第2画像信号がない場合には、いずれの第2画像信号をも選択せず、演算画像信号生成部は、演算画像信号を生成しないことが好ましい。

【0012】

第1条件を満たす第2画像信号がない場合に、警告表示する制御を行う警告表示制御部を備えることが好ましい。第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号に基づく画像と、第1タイミングT1及び特定のタイミングの第2画像信号の画像ブレ量を表示部に表示する制御を行う情報表示制御部を備え、画像選択部は、第1条件を満たす第2画像信号を自動的に選択する自動選択モードと、情報表示制御部が表示制御を行っているときには、表示部に表示された第2画像信号のうち、ユーザーが選択指示した第2画像信号を選択する手動選択モードとを有し、自動選択モードまたは手動選択モードのいずれかで画像選択を行うことが好ましい。

20

【0013】

本発明の内視鏡システムは、第1照明光と第2照明光とを順次発生する光源と、第1タイミングT1において第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力する撮像センサと、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号のうち第1照明光を照明した場合に得られる第1画像信号の画像ブレ量及び第2照明光を照明した場合に得られる第2画像信号の画像ブレ量に基づいて、第1タイミングT1及び特定のタイミングのブレ指標値を算出するブレ指標値算出部と、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号のうち、ブレ指標値が第2条件を満たすタイミングの第2画像信号を選択する画像選択部と、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号に含まれる第1画像信号と、画像選択部で選択された第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成する演算画像信号生成部とを備える。

30

40

【0014】

ブレ指標値が、第1画像信号の画像ブレ量と第2画像信号の画像ブレ量との差分を示すブレ差分である場合には、画像選択部は、第2条件を満たすタイミングの第2画像信号として、ブレ差分が第1特定範囲内にあるタイミングの第2画像信号を選択し、ブレ指標値が、第1画像信号の画像ブレ量と第2画像信号の画像ブレ量との比を示すブレ比である場合には、画像選択部は、第2条件を満たすタイミングの第2画像信号として、ブレ比が第2特定範囲内にあるタイミングの第2画像信号を選択するが好ましい。

【0015】

画像選択部は、いずれのタイミングのブレ指標値も第2条件を満たさない場合は、いずれの第2画像信号をも選択せず、演算画像信号生成部は、第1画像信号のみに基づいて、

50

演算画像信号を生成することが好ましい。画像選択部は、いずれのタイミングのブレ指標値も第2条件を満たさない場合は、いずれの第2画像信号をも選択せず、演算画像信号生成部は、演算画像信号を生成しないことが好ましい。

【0016】

いずれのタイミングのブレ指標値も第2条件を満たさない場合に、警告表示する制御を行う警告表示制御部を備えることが好ましい。第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号に基づく画像と、第1タイミングT1及び特定のタイミングのブレ指標値を表示部に表示する制御を行う情報表示制御部を備え、画像選択部は、第2条件を満たす第2画像信号を自動的に選択する自動選択モードと、情報表示制御部が表示制御を行っているときには、表示部に表示された第2画像信号のうち、ユーザーが選択指示した第2画像信号を選択する手動選択モードとを有し、自動選択モードまたは手動選択モードのいずれかで画像選択を行うことが好ましい

10

【0017】

画像ブレ量は、第1画像信号または第2画像信号内の血管構造または粘膜構造に基づいて算出することが好ましい。画像ブレ量は、第1画像信号または第2画像信号内の中央領域に基づいて算出することが好ましい。特定のタイミングには、第2タイミングT2～第NタイミングTNの複数のタイミングが含まれることが好ましい。第1照明光と第2照明光とはそれぞれ波長帯域が異なっていることが好ましい。

【0018】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源が、第1照明光と第2照明光とを順次発生するステップと、撮像センサが、第1タイミングT1において第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力するステップと、画像選択部が、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号の中から、画像ブレ量が第1条件を満たす第2画像信号を選択するステップと、演算画像信号生成部が、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号に含まれる第1画像信号と、画像選択部で選択された第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成するステップとを有する。

20

30

【0019】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源が、第1照明光と第2照明光とを順次発生するステップと、撮像センサが、第1タイミングT1において第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号を出力し、第1タイミングT1よりも前の特定のタイミングにおいて第1照明光と第2照明光が順次照明された観察対象を順次撮像することにより、特定のタイミングのマルチフレーム画像信号を出力するステップと、ブレ指標値算出部が、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号における第1画像信号の画像ブレ量及び第2画像信号の画像ブレ量に基づいて、第1タイミングT1及び特定のタイミングのブレ指標値を算出するステップと、画像選択部が、第1タイミングT1及び特定のタイミングのマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号のうち、ブレ指標値が第2条件を満たすタイミングの第2画像信号を選択するステップと、演算画像信号生成部が、第1タイミングT1のマルチフレーム画像信号に含まれる第1画像信号と、画像選択部で選択されたマルチフレーム画像信号に含まれる第2画像信号とに基づく演算を行うことにより、演算画像信号を生成するステップとを有する。

40

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、異なる波長帯域の光を異なるタイミングで照射して得られた複数のタイミングの画像信号に基づいて各種演算を行う場合において、ブレ画像が発生した状況下でも、正確に演算を行うことができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0021】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】観察対象の散乱係数を示すグラフである。

【図5】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図6】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図7】第1実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図8】第1タイミングT1～第NタイミングTNにおいてそれぞれ紫色光Vと青色光Bの  
発光を行ったときに得られるB1画像信号及びB2画像信号を示す説明図である。 10

【図9】血管の深さと血管のコントラストの関係を模式的に表すグラフである。

【図10】特定深さ血管強調画像の生成方法を示す説明図である。

【図11】特殊観察モード時のフローチャートである。

【図12】B1画像信号の模式図である。

【図13】B2画像信号の模式図である。

【図14】演算画像信号の模式図である。

【図15】低解像度化処理後の演算画像信号の模式図である。

【図16】特定深さ血管強調画像の模式図である。

【図17】変形例の特定深さ血管強調画像の生成方法を示す説明図である。 20

【図18】位置合わせ処理部と低解像度化処理部の連携関係、及び画像選択部72と低解  
像化処理部の連携関係を示すブロック図である。

【図19】カプセル内視鏡の概略図である。

【図20】第3実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図21】画像ブレ量の一覧表示制御機能を備えた第5実施形態の特殊画像処理部の機能  
を示すブロック図である。

【図22】各タイミングのB2画像信号に基づく画像と、各タイミングの画像ブレ量とを  
一覧表示するモニタの画像図である。

【図23】ブレ指標値の一覧表示制御機能を備えた第5実施形態の特殊画像処理部の機能  
を示すブロック図である。 30

## 【発明を実施するための形態】

## 【0022】

## [第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18（表示部）と、コンソール19とを有する。内視鏡12は、光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部が所望の方向に向けられる。 40

## 【0023】

また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切り替えスイッチ13a、ズーム操作部13b、静止画取得指示部（図示しない）等が設けられている。モード切り替えスイッチ13aは、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム10は、観察モードとして通常観察モードと特殊観察モードとを有している。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ18に表示する。特殊観察モードでは、観察対象を撮像して得た画像信号を用いて、観察対象に含まれる血管のうち、特定深さにある血管を抽出した特定深さ血管強調画像を表示する。 50

## 【 0 0 2 4 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続しても良い。

## 【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、光源 2 0 と、光源 2 0 を制御する光源制御部 2 2 と、を備えている。光源 2 0 は、例えば複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することにより、観察対象に照射する照明光を発生する。本実施形態では、光源 2 0 は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 2 3 a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 2 3 b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 2 3 c、及び R - L E D (Red Light Emitting Diode) 2 3 d の四色の L E D を有する。

10

## 【 0 0 2 6 】

図 3 に示すように、V - L E D 2 3 a は、中心波長 4 0 5 n m、波長帯域 3 8 0 ~ 4 2 0 n m の紫色光 V を発光する紫色光源である。B - L E D 2 3 b は、中心波長 4 6 0 n m、波長帯域 4 2 0 ~ 5 0 0 n m の青色光 B を発する青色半導体光源である。G - L E D 2 3 c は、波長帯域が 4 8 0 ~ 6 0 0 n m に及ぶ緑色光 G を発する緑色半導体光源である。R - L E D 2 3 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 n m で、波長帯域が 6 0 0 ~ 6 5 0 n m に及ぶ赤色光 R を発光する赤色半導体光源である。なお、V - L E D 2 3 a と B - L E D 2 3 b の中心波長は  $\pm 5$  n m から  $\pm 1 0$  n m 程度の幅を有する。また、各 L E D 2 3 a ~ 2 3 d において、中心波長とピーク波長とは異なってもよく同じであってもよい。

20

## 【 0 0 2 7 】

これらの各 L E D 2 3 a ~ 2 3 d の点灯や消灯、点灯時の発光量等は、光源制御部 2 2 が各々に独立した制御信号を入力するによって各々に制御することができる。通常観察モードの場合、光源制御部 2 2 は、V - L E D 2 3 a、B - L E D 2 3 b、G - L E D 2 3 c、及び R - L E D 2 3 d を全て点灯させる。このため、通常観察モードでは、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R を含む白色光が照明光として用いられる。

## 【 0 0 2 8 】

一方、特殊観察モードの場合、光源制御部 2 2 は、V - L E D 2 3 a だけを点灯し、B - L E D 2 3 b 等の他の L E D を消灯する第 1 発光モードと、V - L E D 2 3 a を消灯し、B - L E D 2 3 b を点灯し、V - L E D 2 3 a 等の他の L E D を消灯する第 2 発光モードとを交互に行うように、光源 2 0 を制御する。すなわち、特殊観察モードでは、第 1 発光モードと第 2 発光モードを行うことにより、紫色光 V と青色光 B とを順次発生する。なお、紫色光 V が本発明の「第 1 照明光」に対応し、青色光 B が、第 1 照明光とは波長帯域が異なる「第 2 照明光」に対応する。

30

## 【 0 0 2 9 】

本実施形態では、上記のように、特殊観察モードにおいて、V - L E D 2 3 a が発する紫色光 V と、B - L E D 2 3 a が発する青色光 B とを、第 1 照明光及び第 2 照明光としてそのまま用いているが、光源 2 0 に波長帯域を制限する光学フィルタ等を設けることによって、紫色光 V と青色光 B とはそれぞれさらに波長帯域を制限してから、特殊観察モードの照明光として利用することが好ましい。

40

## 【 0 0 3 0 】

これは第 1 照明光と第 2 照明光とが、観察対象の散乱係数が互いに異なり、かつ、ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい二つの波長帯域の光であると、特定深さの血管の抽出を特に鮮明に抽出することができるからである。例えば、各照明光の波長帯域における観察対象の散乱係数は、観察対象への深達度、すなわち、その波長帯域で観察可能な血管の粘膜下の深さに関連する。一方、ヘモグロビンの吸光係数は、各照明光で観察可能な血管のコントラストに関連する。したがって、特殊観察モード時に用いる第 1 照明光と第 2 照明

50

光に要求する、観察対象の散乱係数が異なり、かつ、ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しいという条件は、観察可能な血管の粘膜下の深さがそれぞれ異なり、かつ、粘膜下での深さが異なる血管が同程度のコントラストに観察可能である二つの波長帯域の光を選択して用いるという条件である。

#### 【0031】

光源20に用いるLED等の特性(中心波長)等によっては、上記条件を完全には満たせない場合があるが、このような場合には、少なくとも観察対象の散乱係数が異なる範囲内で、できる限りヘモグロビンの吸光係数が近い二つの波長帯域の光を第1照明光及び第2照明光とすれば良い。なお、第1照明光が第2照明光よりも短波長帯域の光であるとすると、観察対象の散乱係数が異なるとは、第1照明光の散乱係数に対する第2照明光の散乱係数の比が0.8以下であることを言う。また、第1照明光と第2照明光の散乱係数の差は $70\text{ cm}^{-1}$ 以上あると良い。

10

#### 【0032】

特殊観察モード時に照明光として用いる紫色光Vと青色光Bとでは、図4に示すように、紫色光Vの散乱係数に対する青色光Bの散乱係数の比は0.75あり、図5に示すように、ヘモグロビンの吸光係数(酸化ヘモグロビンの吸光係数:還元ヘモグロビンの吸光係数=3:7)は概ね同程度である。

#### 【0033】

図2に示すように、各LED23a~23dが発する各色の光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部(図示しない)を介して、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41に入射される。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード(内視鏡12と、光源装置14及びプロセッサ装置16を接続するコード)に内蔵されている。ライトガイド41は、光源20が発生した照明光を、内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。

20

#### 【0034】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、ライトガイド41によって伝搬された照明光は照明レンズ45を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。照明光を照射したことによる観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の像が結像される。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部13bを操作することでテレ端とワイド端との間で自在に移動され、撮像センサ48に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

30

#### 【0035】

撮像センサ48はカラー撮像センサであり、この撮像センサ48は、R(赤色)カラーフィルタが設けられたR画素(青色画素)、G(緑色)カラーフィルタが設けられたG画素(緑色画素)、B(青色)カラーフィルタが設けられたB画素(青色画素)を備えている。図6に示すように、Rカラーフィルタは580~770nmの光を透過させ、Gカラーフィルタは450~630nmの光を透過させ、Bカラーフィルタは380~560nmの光を透過させる。

40

#### 【0036】

撮像センサ48は、照明光の発光に合わせて、各色の画素から、RGB各色の画像信号を出力する。通常観察モードでは、撮像センサ48は、白色光で照明された観察対象を撮像することで、R画素からRc画像信号を出力し、G画素からGc画像信号を出力し、B画素からBc画像信号を出力する。特殊観察モードでは、第1発光モードにおいて紫色光Vを発光した場合、撮像センサ48は、紫色光Vが照明された観察対象を撮像することによって、R画素からR1画像信号を出力し、G画素からG1画像信号を出力し、B画素からB1画像信号を出力する。B1画像信号(本発明の「第1画像信号」に対応する)には、紫色光Vに対応する波長成分の信号が含まれている。

50

## 【 0 0 3 7 】

また、第 2 発光モードにおいて青色光Bを発光した場合、撮像センサ 4 8 は、青色光Bが照明された観察対象を撮像することによって、R画素からR 2 画像信号を出力し、G画素からG 2 画像信号を出力し、B画素からB 2 画像信号を出力する。B 2 画像信号（本発明の「第 2 画像信号」に対応する）には、青色光Bに対応する波長成分の信号が含まれている。以上のように第 1 発光モードと第 2 発光モードを行うことにより得られるB 1 画像信号とB 2 画像信号を含む複数の画像信号を、以下、マルチフレーム画像信号という。

## 【 0 0 3 8 】

撮像センサ 4 8 としては、C C D（Charge Coupled Device）撮像センサやC M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ 4 8 の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、C M Y Gの四色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、C M Y Gの四色の画像信号をR G Bの三色の画像信号に変換することにより、撮像センサ 4 8 と同様のR G B画像信号を得ることができる。また、撮像センサ 4 8 の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

## 【 0 0 3 9 】

C D S / A G C回路 5 1 は、撮像センサ 4 8 から得られるアナログの画像信号に相關二重サンプリング（C D S ; Correlated Double Sampling）や自動利得制御（A G C ; Automatic Gain Control）を行う。C D S / A G C回路 5 1 を経た画像信号は、A / D（Analog to Digital）コンバータ 5 2 により、デジタル画像信号に変換される。A / D変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置 1 6 に入力される。

## 【 0 0 4 0 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 6 は、画像信号取得部 5 3 と、D S P（Digital Signal Processor）5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 1 と、通常画像処理部 6 6 と、特殊画像処理部 6 7 と、映像信号生成部 6 8 と、を備えている。画像信号取得部 5 3 は、C D S / A G C回路 5 1 及びA / Dコンバータ 5 2 を介して、撮像センサ 4 8 からデジタルの画像信号を取得する。

## 【 0 0 4 1 】

D S P 5 6 は、取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 4 8 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。

## 【 0 0 4 2 】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がR G B各色の信号を有するようになる。ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でデモザイク処理等が施された画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による）を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部 6 1 に送信される。モード切り替えスイッチ 1 3 a の操作によって通常観察モードにセットされている場合、画像処理切替部 6 1 は、受信した画像信号を通常画像処理部 6 6 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、受信した画像信号を特殊画像処理部 6 7 に送信する。

## 【 0 0 4 3 】

通常画像処理部 6 6 は、通常観察モードに設定されている場合に作動し、受信した画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像信号を生

10

20

30

40

50

成する。色変換処理では、RGB画像信号に対して $3 \times 3$ のマトリックス処理、階調変換処理、及び3次元LUT（ルックアップテーブル）処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

#### 【0044】

特殊画像処理部67は、特殊観察モードに設定されている場合に作動する画像処理部であり、B1画像信号とB2画像信号を含むマルチフレーム画像信号を用いて特定深さの血管を抽出し、他の血管に対して抽出した血管を色の違いで表す画像を生成する。特殊画像処理部67は、図7に示すように、画像ブレ検出部70と、画像信号記憶部71と、画像選択部72と、位置合わせ処理部73と、明るさ補正処理部74と、演算画像信号生成部76と、低解像度化処理部77と、画像生成部78と、警告表示制御部79とを備えている。画像処理切替部61から入力されるマルチフレーム画像信号のうち、B1画像信号は位置合わせ処理部73に入力され、B2画像信号は画像ブレ検出部70に入力される。

10

#### 【0045】

画像ブレ検出部70は、入力されたB2画像信号の画像ブレ量を検出する。画像ブレ量は、画像のブレの方向及び大きさを持つベクトル量であることが好ましい。検出した画像ブレ量は、B2画像信号と関連付けられて画像信号記憶部71に記憶される。また、画像ブレ量と関連付けられたB2画像信号は、画像選択部72に送信される。ここで、画像ブレ量としては、B2画像信号において注目する構造物の画像ブレ量を検出することが好ましい。例えば、注目する構造物としては血管構造や粘膜構造がある。本実施形態では、注目する構造物は血管であるので、血管構造に基づいて、画像ブレ量を求めることが好ましい。例えば、血管構造を抽出する画像フィルタによって血管位置を特定し、この特定した血管位置にある血管の画像ブレ量を、画像全体の画像ブレ量の代表値、即ち、画像ブレ検出部70で採用する画像ブレ量とすることが好ましい。

20

#### 【0046】

また、画像ブレ量は、B2画像信号の画像中央領域に基づいて求めることが好ましい。画像中央領域については、「画像を縦横共に3分割した真ん中」や「画像の中心点から半径Rdピクセル内の領域」など任意に決めることが好ましい。なお、このように画像中央領域の画像ブレ量を採用するのは、ユーザーは、注目する領域が画像の中心に位置するように、内視鏡12を操作しているためである。

30

#### 【0047】

なお、画像ブレ量の検出方法としては、主として、画像解析に基づく方法と撮像センサ48に基づく方法がある。画像解析に基づく方法としては、画像における複数の領域のそれぞれについて点拡がり関数（PSF（Point Spread Function））を推定し、その点拡がり関数から画像ブレの方向及び大きさを高精度に推定する方法がある（特許5499050号公報参照）。また、画像ブレの中でも、内視鏡12を直線的に操作したときに生ずる手ぶれ画像については、周波数空間上でシンク関数を畳み込んだパワースペクトルとして表れることが知られている。このような手ぶれ画像が多く発生するような状況下では、画像信号を周波数領域の画像に変換し、その周波数領域の画像において手ぶれ方向に表れるシンク関数の影響の度合いに基づいて画像ブレ量を検出することが好ましい（特開2009-230598号公報参照）。また、画像信号から移動ベクトルを検出し、移動ベクトルを元に画像ブレ量を検出する方法がある（特開平3-16470号公報参照）。

40

#### 【0048】

一方、撮像センサ48に基づく方法としては、内視鏡12の湾曲部12cに設けた移動量検出手段により角速度と移動方向を検出し、それら角速度や移動方向から画像ブレ量を検出する方法がある（特開平5-16470号公報）。

#### 【0049】

画像選択部72は、画像ブレ検出部70から入力されたB2画像信号、または、画像信

50

号記憶部 71 に記憶された B2 画像信号の中から、画像ブレの少ない B2 画像信号を選択する。選択された B2 画像信号は、位置合わせ処理部 73 に入力される。この画像選択部 72 は、具体的には、図 8 に示すように、第 1 タイミング T1 において紫色光 V と青色光 B の発光が行われたときに得られるマルチフレーム画像信号のうちの B2 画像信号と、第 1 タイミング T1 よりも前の複数の第 2 タイミング T2、・・・、第 n タイミング、・・・、第 N タイミング TN において紫色光 V と青色光 B の発光が行われたときに得られるマルチフレーム画像信号のうちの B2 画像信号の中から選択を行う。

【0050】

第 1 タイミング T1 の B2 画像信号は、画像信号記憶部 71 を介さずに画像選択部 72 に入力される信号である。第 2 タイミング T2、・・・、第 n タイミング、・・・、第 N タイミング TN の B2 画像信号は、画像信号記憶部 71 を介して画像選択部 72 に入力される信号である。なお、図 8 において、「B1」は B1 画像信号を、「B2」は B2 画像信号を示している。また、本発明では、第 1 タイミング T1 よりも前の 1 又は複数のタイミングを総称して、「特定のタイミング」という。本実施形態では、第 2 タイミング T2 ~ 第 N タイミング TN が「特定のタイミング」に相当する。

10

【0051】

ここで、n、N は 2 以上の自然数であり、n は 2 ~ N における任意の自然数である。第 2 タイミング T2 が一番第 1 タイミング T1 に時間的に近く、第 n タイミング Tn の「n」が大きくなるほど、第 1 タイミング T1 から時間的に離れていき、第 N タイミング TN が第 1 タイミング T1 から最も時間的に離れている。また、第 1 タイミング T1 は、第 1 発光モードで紫色光 V が発光されて B1 画像信号が得られたタイミングと、第 2 発光モードで青色光 B が発光されて B2 画像信号が得られたタイミングの両方を含んでいる。第 2 タイミング T2 ~ 第 N タイミング TN についても、第 1 タイミングと同様、B1 画像信号が得られたタイミングと B2 画像信号が得られたタイミングの両方を含んでいる。

20

【0052】

画像選択部 72 では、まず、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号について画像ブレ量が閾値 Th1 を超えているか否かを判定する。判定の結果、閾値 Th1 が下回っている場合には、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号を位置合わせ処理部 73 に送信する。これに対して、閾値 Th1 を超えている場合には、第 2 タイミング T2 の B2 画像信号について画像ブレ量が Th1 を超えているか否かを判定する。判定の結果、閾値 Th1 を下回っている場合には、第 2 タイミング T2 の B2 画像信号を位置合わせ処理部 73 に送信し、閾値 Th1 を超えている場合には、第 3 タイミング T3 の B2 画像信号について画像ブレ量の判定を行い、位置合わせ処理部 73 に送信すべきかどうか判定する。画像選択部 72 は、画像ブレ量が閾値 Th1 を下回る B2 画像信号を検出するまで、上記と同様の判定を行う。なお、本発明の「第 1 条件」とは、「画像ブレ量が、予め定めた閾値 Th1 を下回り、且つ第 1 タイミング T1 に最も近いタイミングに撮像されること」に対応している。

30

【0053】

なお、画像選択部 72 では、第 1 タイミング T1 から時間的に離れすぎるタイミングの B2 画像信号については、B1 画像信号との位置ずれが大きくなることが多いことから、画像ブレ量が閾値 Th1 を下回り、且つ第 1 タイミング T1 に最も時間的に近い B2 画像信号を選択することが好ましい。また、画像選択部 72 は、第 2 タイミング T2 ~ 第 N タイミング TN の B2 画像信号について画像ブレ量が全て閾値 Th1 を超えている場合には、いずれのタイミングの B2 画像信号をも選択しないことが好ましい。

40

【0054】

このように、第 2 タイミング T2 ~ 第 N タイミングの B2 画像信号について画像ブレ量が全て閾値 Th1 を超えている場合には、演算画像信号生成部 76 は、B1 画像信号のみに基づいて演算画像信号を生成することが好ましく、又は、演算画像信号を生成しないことが好ましい。また、第 2 タイミング T2 ~ 第 N タイミングの B2 画像信号について画像ブレ量が全て閾値 Th1 を超えている場合には、警告表示制御部 79 が、警告表示する制御を行うことによって、警告表示をモニタ 18 上に表示するようにしてもよい。警告表示としては、警

50

告メッセージや、警告マークなどがある。

【0055】

位置合わせ処理部73は、順次取得されたB1画像信号が表す観察対象とB2画像信号が表す観察対象との位置合わせを行う。位置合わせ処理部73は、B1画像信号、または、B2画像信号のうち少なくとも一方を補正する。

【0056】

明るさ補正処理部74は、位置合わせ処理部73によって位置合わせされたB1画像信号及びB2画像信号の明るさが特定比になるように、B1画像信号、または、B2画像信号のうち少なくとも一方の明るさを補正する。具体的には、第1発光モードの紫色光Vと第2発光モードの青色光Bの光量比は既知なので、これらの光量比を用いて、それぞれ同

10

【0057】

なお、画像選択部72でいずれのタイミングT1～TNのB2画像信号も選択されなかった場合には、位置合わせ処理部73において位置合わせは行われず、また、明るさ補正処理部74においても明るさの補正は行われない。即ち、B1画像信号だけが演算画像信号生成部76に送られる。

【0058】

演算画像信号生成部76は、B1画像信号とB2画像信号とを用いて演算をし、演算画像信号を生成する。具体的には、B1画像信号とB2画像信号の差または比を算出する。本実施形態では、演算画像信号生成部76は、B1画像信号及びB2画像信号を対数変換し、対数変換後のB1画像信号とB2画像信号の差、より具体的にはB2画像信号からB1画像信号を減算した演算画像信号 $\Delta B$ を生成する。B1画像信号とB2画像信号を対数変換せずにそのまま用いる場合には、B1画像信号とB2画像信号の比を画素毎に演算することにより、演算画像信号を生成する。B1画像信号及びB2画像信号は、各画素が受光量に比例する画素値を有するが、対数変換をすると、濃度に比例する画素値を有することになるので、各画像信号を得たときの照明光の照度によらず、安定した演算結果を得ることができる。

20

【0059】

演算画像信号 $\Delta B$ を算出することは、粘膜下の特定深さにある血管を抽出することに対応する。例えば、図9に示すように、紫色光Vと青色光Bは、これらを照明光として用いると、概ね表層血管（深さAs及び深さAdの全範囲の血管）を観察可能であるが、紫色光Vは青色光Bと比較して波長が短いので、観察対象への深達度が小さく、青色光Bに対して相対的に粘膜下の浅い位置Asにある血管しか写し出せない代わりに、浅い位置Asにある血管のコントラスト（血管からの反射光量に対する周辺の粘膜からの反射光量の比）は青色光Bを用いる場合よりも大きい。

30

【0060】

一方、青色光Bは紫色光Vと比較して波長が長いので、観察対象への深達度が大きく、紫色光Vに対して相対的に粘膜下の深い位置Adにある血管まで写し出せる代わりに、浅い位置Asにある血管のコントラストは紫色光Vを用いる場合よりも小さい。このため、青色光Bに対応するB2画像信号から紫色光Vに対応するB1画像信号を減算すれば、特に粘膜下の浅い位置Asにある極表層血管を表す画素の画素値は強調されて、大きい値（白色）になる。逆に、極表層血管よりも深い位置Adにある表層血管を表す画素の画素値は小さい値（黒色）になる。

40

【0061】

また、演算画像信号生成部76では、画像選択部72で選択された画像ブレの少ないB2画像信号に基づいて演算を行っているため、観察対象上の血管をほぼ正確に抽出した演算画像信号 $\Delta B$ を生成することが可能となる。

【0062】

低解像度化処理部77は、いわゆるローパスフィルタ（以下、LPFという）であり、

50

演算画像信号生成部 76 が生成した演算画像信号  $\Delta B$  を低解像度化する。低解像度化処理部 77 が演算画像信号  $\Delta B$  に施す低解像度化処理の強度は、LPF のカットオフ周波数で定まる。LPF のカットオフ周波数は予め設定され、少なくとももとの演算画像信号  $\Delta B$  の解像度よりは低解像度化する。

#### 【0063】

画像生成部 78 は、特殊画像処理部 67 が受信する B1 画像信号または B2 画像信号のいずれかと、低解像度化された演算画像信号  $\Delta B$  とを用いて、複数の出力チャンネルを有する画像を生成する。より具体的には、画像生成部 78 は、輝度チャンネル Y と色差に関する二つの色差チャンネル Cb, Cr とを有する画像を生成する。画像生成部 78 は、B1 画像信号または B2 画像信号のいずれかを輝度チャンネル Y に割り当て、低解像度化された演算画像信号  $\Delta B$  を二つの色差チャンネル Cb, Cr に割り当てることにより、特定深さの血管の走行パターンを色で強調した画像（以下、特定深さ血管強調画像という）を生成する。ここで、二つの色差チャンネル Cb, Cr に割り当てる演算画像信号  $\Delta B$  は、観察対象上の血管がほぼ正確に抽出された信号であるため、血管が無い部分に、血管に相当する色が表示されるなどのアーチファクトが発生するおそれがない。

10

#### 【0064】

なお、本実施形態の場合、輝度チャンネル Y に B1 画像信号を割り当てるのは、表層血管の中から極表層血管を選び分けて強調するからであり、図 10 に示すように、B1 画像信号と B2 画像信号のうち、相対的に短波長帯域の光（紫色光 V）に対応し、極表層血管のコントラストが高い B1 画像信号を輝度チャンネル Y に割り当てる。そして、色差チャンネル Cb, Cr には演算画像信号  $\Delta B$  を割り当てる。また、演算画像信号  $\Delta B$  を色差チャンネル Cb, Cr に割り当てる際には、それぞれ係数  $\alpha$  と係数  $\beta$  を乗じる。これは、表層血管等を強調観察する内視鏡システムが表示する画像と色味を揃えるためである。

20

#### 【0065】

具体的には、表層血管を強調観察する従来の内視鏡システムでは、強調観察モードの場合に、狭帯域の青色光を照射して観察対象を撮像して B 画像信号を取得し、かつ、狭帯域の緑色光を照射して観察対象を撮像して G 画像信号を取得する。そして、B 画像信号を表示用の画像の B チャンネル（青色チャンネル）と G チャンネル（緑色チャンネル）に割り当て、G 画像信号を R チャンネル（赤色チャンネル）に割り当てることにより、粘膜下の深い位置にある中深層血管を緑色系（シアン系）の色にし、粘膜下の浅い位置にある表層血管を赤色系（マゼンタ系）の色にして強調表示する。ITU-R 601 では、RGB 各画像信号と輝度チャンネル Y 及び色差チャンネル Cb, Cr の関係は、下記式（1）、（2）、及び（3）で表される。

30

$$Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B \quad \dots (1)$$

$$Cb = -0.169R - 0.331G + 0.5G \quad \dots (2)$$

$$Cr = 0.5R - 0.419G - 0.081B \quad \dots (3)$$

#### 【0066】

そして、色差チャンネル Cb, Cr の式（2）及び式（3）において、R に G を代入し、G に B を代入すると、式（4）及び式（5）に示すように色差チャンネル Cb, Cr を（G - B）で表すことができる。

40

$$Cb = -0.169G + 0.169B = 0.169(G - B) \quad \dots (4)$$

$$Cr = 0.5G - 0.5B = 0.5(G - B) \quad \dots (5)$$

本実施形態では、極表層血管を抽出及び表示するので、この（G - B）信号に代えて、演算画像信号  $\Delta B$  を用いる。すなわち、係数  $\alpha = 0.169$  を乗じて演算画像信号  $\Delta B$  を色差信号 Cb に割り当て、係数  $\beta = 0.5$  を乗じて演算画像信号  $\Delta B$  を色差信号 Cr に割り当てる。これにより、内視鏡システム 10 では、従来の内視鏡システムとほぼ同配色の画像を表示する。但し、極表層血管と、比較的深い位置にある表層血管との色の違いを強調するために、設定等に応じて、上記係数  $\alpha$  及び係数  $\beta$  にさらに係数を乗じる場合がある。

#### 【0067】

50

なお、輝度チャンネル Y 及び色差チャンネル C b , C r から R G B の特定深さ血管強調画像を生成するには、I T U - R . 6 0 1 の逆変換にしたがって、

$$R = Y + 1.402 C r \quad \dots (7)$$

$$G = Y - 0.344 C b - 0.714 C r \quad \dots (8)$$

$$B = Y + 1.772 C b \quad \dots (9)$$

によって行う。

#### 【0068】

通常画像処理部 6 6 が生成する通常画像、及び、特殊画像処理部 6 7 が生成する特定深さ血管強調画像は、映像信号生成部 6 8 に入力される。映像信号生成部 6 8 は通常画像や特定深さ血管強調画像をモニタ 1 8 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号を用いて、モニタ 1 8 は、通常画像や特定深さ血管強調画像を表示する。

10

#### 【0069】

次に、特殊観察モードにおける画像処理の一連の流れを図 1 1 に沿って説明する。この図 1 1 に示す画像処理の一連の流れの最初の段階において、画像信号記憶部 7 1 には、既に、第 2 タイミング T 2 ~ 第 N タイミング T N の B 2 画像信号とそれに対応する画像ブレ量とが記憶されていることが前提となっている。

#### 【0070】

まず、第 1 タイミング T 1 において、第 1 発光モードと第 2 発光モードを行う。第 1 発光モードでは、光源 2 0 が紫色光 V を発生し、発生した紫色光 V を観察対象に照射する ( S 1 1 )。撮像センサ 4 8 は、紫色光 V が照射された観察対象を撮像し ( S 1 2 )、画像信号取得部 5 3 は、紫色光 V に対応する B 1 画像信号を取得する ( S 1 3 )。図 1 2 に示すように、B 1 画像信号 1 1 0 は、紫色光 V によって観察対象を撮像して得た画像信号なので、観察対象の起伏等の形状 1 1 2 の他、極表層血管 1 2 4 が観察可能である。また、極表層血管 1 2 4 よりも粘膜下の深い位置にある表層血管 1 2 3 も、B 1 画像信号 1 1 0 によって観察可能である。以上の第 1 タイミングの B 1 画像信号は、各種処理部を介して、位置合わせ処理部 7 3 に送信される。

20

#### 【0071】

次に、第 2 発光モードでは、光源 2 0 が青色光 B を発生し、発生した青色光 B を観察対象に照射し ( S 1 4 )、撮像センサ 4 8 は青色光 B が照射された観察対象を撮像する ( S 1 5 )。そして、画像信号取得部 5 3 は、青色光 B に対応する B 2 画像信号を取得する ( S 1 6 )。図 1 3 に示すように、B 2 画像信号 1 2 0 は、青色光 B によって観察対象を撮像して得た画像信号なので、観察対象の形状 1 1 2 の他、比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 が観察可能である。また、極表層血管 1 2 4 も B 2 画像信号 1 2 0 によって観察可能である。第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号は、各種の処理部を介して、画像ブレ検出部 7 0 に送信される。

30

#### 【0072】

なお、B 1 画像信号 1 1 0 と B 2 画像信号 1 2 0 を比較すると、B 1 画像信号 1 1 0 の方が極表層血管 1 2 4 のコントラストが高く、B 2 画像信号 1 2 0 の方が極表層血管 1 2 4 に比べて比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 のコントラストが高くなっている。

40

#### 【0073】

次に、画像ブレ検出部 7 0 は、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号について画像ブレ量を検出する ( S 1 7 )。この画像ブレ量が検出された B 2 画像信号は、画像選択部 7 2 に送信される。画像選択部 7 2 では、演算画像信号 Δ B の生成に用いる画像ブレの少ない B 2 画像信号を選択する ( S 1 8 )。画像選択部 7 2 では、まず、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号について画像ブレ量が閾値 T h 1 を下回るか否かを判定する。判定の結果、閾値 T h 1 が下回っている場合には、画像選択部 7 2 は、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号を選択する。選択された第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号は、位置合わせ処理部 7 3 に送信される。一方、閾値 T h 1 を上回っている場合には、画像選択部 7 2 は、画像信号記憶部 7 1 に記憶された第 2 タイミング T 2 ~ 第 N タイミング T N の B 2 画像信号の中から、第 1 タ

50

イメージ T 1 に最も時間的に近く、且つ画像ブレ量が閾値 T h 1 を下回る B 2 画像信号を選択する。選択された B 2 画像信号は、位置合わせ処理部 7 3 に送信される。

【 0 0 7 4 】

位置合わせ処理部 7 3 では、B 1 画像信号と B 2 画像信号の位置合わせが行われる ( S 1 9 )。そして、明るさ補正処理部 7 4 によって明るさ補正処理が施された後 ( S 2 0 )、演算画像信号生成部 7 6 に入力される。演算画像信号生成部 7 6 では、演算画像信号  $\Delta B$  を生成する ( S 2 1 )。演算画像信号  $\Delta B$  は、元の画像信号 (例えば図 1 2 の B 1 画像信号や図 1 3 の B 2 画像信号) に対して、比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 の画素値は小さく、かつ、極表層血管 1 2 4 の画素値は大きくなる。このため、図 1 4 に示すように、演算画像信号  $\Delta B$  では、極表層血管 1 2 4 と比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 の違いが元の画像信号よりも顕著になる。演算画像信号生成部 7 6 では、演算画像信号  $\Delta B$  を生成すると、さらに低解像度化処理部 7 7 によって演算画像信号  $\Delta B$  を低解像度化する ( S 2 2 )。図 1 5 に示すように、低解像度化処理部 7 7 を経た演算画像信号  $\Delta B$  では、表層血管 1 2 3 や極表層血管 1 2 4 はぼやけた状態になる。

10

【 0 0 7 5 】

その後、特殊画像処理部 6 7 は、画像生成部 7 8 によって、極表層血管 1 2 4 のコントラストが高い B 1 画像信号を輝度チャンネル Y に割り当て、低解像度化された演算画像信号  $\Delta B$  を色差チャンネル C r , C b を割り当てることにより、特定深さ血管強調画像を生成する ( S 2 3 )。図 1 6 に示すように、特定深さ血管強調画像 1 3 0 では、表層血管 1 2 3 はシアン系の色に着色して表示され、極表層血管 1 2 4 がマゼンタ系に着色して表示される。このため、特定深さ血管強調画像 1 3 0 では、表層血管 1 2 3 と極表層血管 1 2 4 を色で識別可能であり、実質的に極表層血管 1 2 4 が観察しやすい強調画像として表示される。

20

【 0 0 7 6 】

上記のように、内視鏡システム 1 0 は、紫色光 V に対応する B 1 画像信号と青色光 B に対応する B 2 画像信号との差 (または比) によって演算画像信号  $\Delta B$  を算出し、輝度チャンネル Y に強調したい血管のコントラストが高い画像信号を割り当て、かつ、色差チャンネル C b , C r に演算画像信号  $\Delta B$  を割り当てる。これにより、従来では識別が難しかった極表層血管 1 2 4 と、極表層血管 1 2 4 に対して比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 とを、色の違いで可視化し、強調表示することができる。

30

【 0 0 7 7 】

また、B 1 画像信号と B 2 画像信号の取得タイミングの違いによって、輝度チャンネル Y に割り当てる B 1 画像信号と演算画像信号  $\Delta B$  と間に齟齬が生じ、結果として、特定深さ血管強調画像 1 3 0 に色ずれが表れることがある。このため、内視鏡システム 1 0 では、演算画像信号  $\Delta B$  を色差チャンネル C b , C r に割り当てるときに、低解像度化処理部 7 7 によって低解像度化してから演算画像信号  $\Delta B$  を色差チャンネル C b , C r に割り当てるので色ずれは低減されている。

【 0 0 7 8 】

また、B 2 画像信号の画像ブレ量が大きくなりすぎると、特定深さ血管強調画像上でアーチファクトが発生することがある。このため、内視鏡システム 1 0 では、画像選択部 7 2 で選択した画像ブレの少ない B 2 画像信号を用いて演算画像信号  $\Delta B$  を生成し、この演算画像信号  $\Delta B$  に基づいて特定深さ血管強調画像 1 3 0 を生成している。これにより、特定深さ血管強調画像 1 3 0 においては、アーチファクトの発生が抑えられている。

40

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施形態では、画像生成部 7 8 は、B 1 画像信号と B 2 画像信号のうち相対的に極表層血管 1 2 4 のコントラストが高い B 1 画像信号を輝度チャンネル Y に割り当て、かつ、演算画像信号  $\Delta B$  を色差チャンネル C b , C r に割り当てることで、極表層血管 1 2 4 を選択的に強調する特定深さ血管強調画像 1 3 0 を生成しているが、画像生成部 7 8 は、比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 を強調した特定深さ血管画像を生成しても良い。

50

## 【0080】

この場合、演算画像信号生成部76は、上記実施形態とは逆に、対数変換後のB1画像信号からB2画像信号を減算して演算画像信号 $\Delta B$ を生成する。そして、画像生成部78は、B1画像信号とB2画像信号のうち比較的深い位置にある表層血管123のコントラストが高いB2画像信号を輝度チャンネルYに割り当て、かつ、B1画像信号からB2画像信号を減算して生成された演算画像信号 $\Delta B$ を色差チャンネルCb, Crに割り当てて、特定深さ血管強調画像を生成する。

## 【0081】

上記実施形態の特定深さ血管強調画像130が極表層血管124を強調することができるのは、演算画像信号 $\Delta B$ をB2画像信号からB1画像信号を減算して生成した演算画像信号を用いているからである。このため、上記実施形態では、画像生成部78は、極表層血管124を強調する特定深さ血管強調画像130を生成するときに、B1画像信号とB2画像信号のうち極表層血管124のコントラストが高いB1画像信号を輝度チャンネルYに割り当てているが、B2画像信号を輝度チャンネルYに割り当てた場合でも、極表層血管124を強調する特定深さ血管強調画像を生成することができる。

10

## 【0082】

画像生成部78が、特定深さ血管強調画像を生成するときに、B1画像信号とB2画像信号のうちどちらを輝度チャンネルYに割り当てるかを選択できるようにすることが好ましい。例えば、画像生成部78の動作モードに、B1画像信号を輝度チャンネルYに割り当てる第1割り当てモードと、B2画像信号を輝度チャンネルYに割り当てる第2割り当てモードとを用意しておき、第1割り当てモードと第2割り当てモードうち選択されたモードで画像を生成するようにしておくことができる。

20

## 【0083】

また、輝度チャンネルYに割り当てる画像信号を選択可能にする場合には、画像生成部78が輝度チャンネルYに割り当てる画像信号を自動的に選択しても良い。例えば、B1画像信号とB2画像信号とを比較し、画像信号全体または指定された関心領域内のノイズが少ない方の画像信号を自動的に輝度チャンネルYに自動的に割り当てても良いし、画像信号全体または指定された関心領域内のコントラストが高い方の画像信号を輝度チャンネルYに自動的に割り当てても良い。

## 【0084】

また、上記実施形態では、画像生成部78は、B1画像信号を輝度チャンネルYに割り当て、かつ、演算画像信号 $\Delta B$ を色差チャンネルCb, Crに割り当てて、YCbCr形式の特定深さ血管強調画像130を生成しているが、RチャンネルとGチャンネルとBチャンネルを有するRGB形式の画像を生成しても良い。この場合、画像生成部78は、図17に示すように、輝度に最も寄与するGチャンネルにB1画像信号を割り当て、残りのBチャンネル及びRチャンネルに演算画像信号 $\Delta B$ を割り当てる。

30

## 【0085】

上記実施形態では、低解像度化処理部77で用いるLPFのカットオフ周波数は予め設定されているが、LPFのカットオフ周波数を可変にし、LPFのカットオフ周波数を動的に設定することが好ましい。例えば、図18に示すように、低解像度化処理部77に、位置合わせ処理部73からB1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度が入力されるようにする。そして、低解像度化処理部77は、B1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度に応じてLPFのカットオフ周波数（低解像度化処理の強度）を変更する。

40

## 【0086】

具体的には、B1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度が高いほど、LPFのカットオフ周波数を高周波数に設定して低解像度化処理の強度を小さくし、B1画像信号とB2の位置合わせ精度が低いほど、LPFのカットオフ周波数を低周波数に設定して低解像度化処理の強度を大きくすると良い。こうすると、低解像度化処理部77による演算画像信号 $\Delta B$ の低解像度化の程度が最適化され、特定深さの血管（例えば、極表層血管124）を適切に強調表示することができる。

50

## 【 0 0 8 7 】

また、低解像度化処理部 77 に、画像ブレ検出部 70 で検出した画像ブレ量のうち画像選択部 72 で選択された B2 画像信号の画像ブレ量を入力し、その入力された画像ブレ量に応じて LPF のカットオフ周波数（低解像度化処理の強度）を変更するようにしてもよい。具体的には、画像ブレ量が小さいほど、LPF のカットオフ周波数を高周波数に設定して低解像度化処理の強度を小さくし、画像ブレ量が大きいほど、LPF のカットオフ周波数を低周波数に設定して低解像度化処理の強度を大きくすると良い。これにより、低解像度化処理部 77 による演算画像信号 ΔB の低解像度化の程度が最適化されるため、よりアーチファクトの少ない特定深さ血管強調画像を表示することができる。

## 【 0 0 8 8 】

なお、特定深さ血管強調画像を静止画として表示または保存する場合、LPF のカットオフ周波数は、生成する特定深さ血管強調画像の解像度を基準として、少なくともナイキスト周波数の 1 / 8 以下の周波数を残す範囲内で設定することが好ましい。

## 【 0 0 8 9 】

上記変形例では、位置合わせ処理部 73 の位置合わせ処理の精度に応じて、低解像度化処理部 77 が低解像度化処理の強度を調節しているが、これとは逆に、低解像度化処理部 77 が行う低解像度化処理の強度に応じて、位置合わせ処理部 73 が位置合わせ処理の精度を調節しても良い。この場合、位置合わせ処理部 73 は、LPF のカットオフ周波数が大きく、低解像度化処理の強度が小さく設定されているほど、B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせ精度を高く設定する。

## 【 0 0 9 0 】

位置合わせ処理部 73 が行う B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせ処理の精度は可変にし、特定深さ血管強調画像の静止画を表示または保存する場合と、特定深さ血管強調画像の動画を表示する場合とで位置合わせ処理の精度を変えることが好ましい。例えば、モニタ 18 に特定深さ血管画像で構成される動画を表示する場合には、位置合わせ処理部 73 は、特定深さ血管画像の静止画をモニタ 18 に表示する（あるいは保存する）場合よりも低い第 1 精度で、B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせをする。これとは逆に、特定深さ血管画像の静止画をモニタ 18 に表示する場合、位置合わせ処理部 73 は、特定深さ血管画像の動画をモニタ 18 に表示する場合よりも高い第 2 精度で、B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをする。こうすると、動画表示時には、色ずれが目立たない範囲内で高速に特定深さ血管強調画像を生成することができ、かつ、色ずれが目立ちやすい静止画の取得時には、色ずれがない特定深さ血管強調画像を生成することができる。

## 【 0 0 9 1 】

また、位置合わせ処理部 73 は、生成する特定深さ血管画像の大きさによって、B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせ精度を変更しても良い。例えば、生成する特定深さ血管画像が大きい場合には、僅かな位置ずれも目立つので、位置合わせ処理部 73 は高精度に B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをし、生成する特定深さ血管画像が小さい場合には、位置ずれは目立ち難いので、低精度で B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをする。また、これとは逆に、位置合わせ処理部 73 は、生成する特定深さ血管画像が大きい場合に低精度で B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをし、生成する特定深さ血管画像が小さい場合には高精度で B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをしても良い。こうすると、プロセッサ装置 16 の処理負担を最適化することができる。

## 【 0 0 9 2 】

上記のように、位置合わせ処理部 73 が動画表示時と静止画取得時とで位置合わせ処理の精度を変更する場合や特定深さ血管画像の大きさに応じて位置合わせ精度を変更する場合に、低解像度化処理部 77 は位置合わせ精度によって LPF のカットオフ周波数を変更することが好ましい。例えば、動画表示時には、位置合わせ処理部 73 は B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせ精度を低下させ、その代わりに、低解像度化処理部 77 では LPF のカットオフ周波数を低周波数側にシフトさせると良い。また、静止画取得時には、位置合わせ処理部 73 は、B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせ精度を上げ、その代

わりに、低解像度化処理部 77 では L F P のカットオフ周波数を高周波側にシフトさせると良い。すなわち、動画表示時にはプロセッサ装置 16 の処理負担が小さい低解像度化処理部 77 の L F P を優先し、静止画取得時には位置合わせ処理部 73 による正確な位置合わせを優先すると良い。

【0093】

また、位置合わせ処理部 73 は、画像選択部 72 で選択された B2 画像信号の画像ブレ量に応じて、B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせ精度を変更しても良い。例えば、画像ブレ量が大きい場合には、B1 画像信号と B2 画像信号を位置合わせし難くなるため、位置合わせ処理部 73 は高精度に B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせを行うことが好ましい。これに対して、画像ブレ量が小さい場合には、B1 画像信号と B2 画像信号とを位置合わせし易いため、低精度で B1 画像信号と B2 画像信号の位置合わせをする。以上によつて画像ブレ量に応じた位置合わせ精度の変更を行うことによって、プロセッサ装置 16 の処理負担を最適化することができる。

10

【0094】

なお、位置合わせ処理部 73 は、動画表示時には B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせを行わず、静止画取得時にだけ B1 画像信号と B2 画像信号との位置合わせを行っても良い。

【0095】

上記実施形態では、低解像度化処理部 77 は、L F P によって演算画像信号  $\Delta B$  を低解像度化しているが、L F P の代わりに、演算画像信号  $\Delta B$  を縮小し、その後元の大きさにまで拡大することでも低解像度化することができる。このように、演算画像信号  $\Delta B$  を縮小及び拡大して低解像度課する場合、演算画像信号  $\Delta B$  の縮小時には、エリアジングの少ない縮小方法を採用することが好ましい。例えば、面積平均法によって縮小した後、キュービックスプライン補間によって拡大して、演算画像信号  $\Delta B$  を低解像度化することができる。

20

【0096】

上記実施形態では、第 1 発光モードでは紫色光 V を照明光として用い、第 2 発光モードでは青色光 B を照明光として用いているが、特殊観察モード時に用いる互いに波長帯域が異なる二つの照明光は、他の波長帯域の光でも良い。波長帯域を変えることにより、強調する血管の深さを任意に変更した特定深さ血管画像を得ることができる。

30

【0097】

また、撮像センサ 48 の B カラーフィルタは緑色光 G にも感度がある（図 6 参照）。そして、緑色光 G の反射光等のうち B 画素で受光可能な波長帯域の光と、緑色光 G の反射光等のうち G 画素で受光可能な波長帯域の光は、観察対象の散乱係数に差があり、かつ、ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい。このため、例えば、緑色光 G だけを照明光として使用し、緑色光 G が照射された観察対象を B 画素が撮像して出力する  $B_G$  画像信号と、緑色光 G が照射された観察対象を G 画素が撮像して出力する  $G_G$  画像信号とを、上記実施形態の B1 画像信号及び B2 画像信号の代わりに用いることができる。このように、 $B_G$  画像信号と  $G_G$  画像信号とを用いる場合、例えば、中深層血管のうち比較的浅い位置にある中深層血管、または、中深層血管のうち比較的深い位置にある中深層血管を、中深層血管の中から選り分けて強調表示することができる。

40

【0098】

同様に、撮像センサ 48 の R カラーフィルタは緑色光 G にも感度があり（図 6）、緑色光 G の反射光等のうち G 画素で受光可能な波長帯域の光と、緑色光 G の反射光等のうち R 画素で受光可能な波長帯域の光は、観察対象の散乱係数に差があり、かつ、ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい。このため、光源 20 は特殊観察モードで使用する第 1 照明光と第 2 照明光とを含む広帯域の緑色光 G を照明光として使用し、緑色光 G が照射された観察対象を G 画素が撮像して出力する  $G_G$  画像信号（第 1 画像信号）と、緑色光 G が照射された観察対象を R 画素が撮像して出力する  $R_G$  画像信号（第 2 画像信号）とを、上記実施形態の B1 画像信号及び B2 画像信号の代わりに用いることができる。すなわち、光源 20

50

が緑色光 G のように第 1 照明光と第 2 照明光を含む広帯域の照明光を発生する場合、画像信号取得部 53 は、第 1 画像信号を B 画素または G 画素から取得し、第 2 画像信号を G 画素または R 画素から取得することができる。

#### 【0099】

また、撮像センサ 48 の G カラーフィルタが紫色光 V や青色光 B にも感度があることを利用して、撮像センサ 48 が受光する紫色光 V や青色光 B に対応する信号を補っても良い。例えば、紫色光 V を照射したときに、B 画素から得られる信号値に、G 画素から得られる信号値を加算することで、紫色光 V に対応する信号値を増大させることができる。同様に、青色光 B を照射したときに、G 画素から得られる信号値を加算することで、青色光 B に対応する信号値を増大させることができる。

10

#### 【0100】

上記実施形態のように、極表層血管 124 を表層血管 123 と峻別して強調表示する場合には、第 1 照明光及び第 2 照明光の波長帯域は、ともに波長 500 nm 以下の範囲内であることが好ましい。具体的には、上記実施形態の通り、 $405 \pm 10$  nm に中心波長を有する紫色光 V と、 $460 \pm 10$  nm に中心波長を有する青色光 B とを、第 1 照明光及び第 2 照明光として用いることが好ましい。 $405 \pm 10$  nm に中心波長を有する紫色光と  $445 \pm 10$  nm に中心波長を有する青色光を第 1 照明光及び第 2 照明光として用いることがさらに好ましい。 $445 \pm 10$  nm に中心波長を有する青色光は、例えば、B-LED 23b の長波長側をカットする光学フィルタを B-LED 23b の光路中に用いることで、上記青色光 B から生成することができる。また、B-LED 23b を  $445 \pm 10$  nm に中心波長を有する青色光を発する別の LED に替えても良い。

20

#### 【0101】

中深層血管を、比較的浅い位置にある中深層血管と比較的深い位置にある中深層血管とに分けて強調表示をする場合には、第 1 照明光及び第 2 照明光の波長帯域は、ともに 500 nm 以上であることが好ましい。具体的には、波長が約 500 nm の光と、波長が約 600 nm の光とを、第 1 照明光及び第 2 照明光として用いることが好ましい。

#### 【0102】

なお、上記実施形態では、演算画像信号生成部 76 は、粘膜下の特定深さにある極表層血管 124 の走行パターンを表す演算画像信号  $\Delta B$  を生成しているが、代わりに、血管密度を表す演算画像信号 D や血管等に含まれるヘモグロビンの酸素飽和度（以下、血管の酸素飽和度という）を表す演算画像信号 S を生成しても良い。

30

#### 【0103】

血管密度を表す演算画像信号 D は、上記実施形態の演算画像信号  $\Delta B$  を用いて算出することができる。例えば、上記実施形態の演算画像信号  $\Delta B$  は、極表層血管 124 を抽出した画像信号になっているので（図 14 参照）、演算画像信号  $\Delta B$  を用いて単位面積中の極表層血管 124 の面積の割合を各画素について算出することにより、極表層血管 124 の血管密度を表す演算画像信号 D を生成することができる。このように演算画像信号 D を生成する場合、画像生成部 78 は、輝度チャンネル Y に B1 画像信号を割り当て、かつ、演算画像信号 D を色差チャンネル Cb, Cr に割り当てることにより、極表層血管 124 の血管密度を表す血管密度画像を生成する。血管密度画像は、バレット腺癌のステージ判別等の診断に直接的な示唆を与えることができる。

40

#### 【0104】

血管の酸素飽和度を表す演算画像信号 S を生成する場合は、例えば、中心波長  $445 \pm 10$  nm の第 1 青色光と緑色光 G と赤色光 R とを照射して観察対象を撮像し、かつ、中心波長  $473 \pm 10$  nm の第 2 青色光と緑色光 G と赤色光 R とを照射して観察対象を撮像する。第 1 青色光（第 1 照明光）は、上記中心波長  $445 \pm 10$  nm になるように B-LED 23b が発する青色光 B の波長帯域を制限する第 1 光学フィルタ（例えば、青色光 B の長波長側をカットする光学フィルタ）を用いることで、青色光 B から生成することができる。同様に、第 2 青色光（第 2 照明光）は、上記中心波長  $473 \pm 10$  nm となるように B-LED 23b が発する青色光 B の波長帯域を制限する第 2 光学フィルタ（例えば、青

50

色光 B の短波長側をカットする光学フィルタ)を用いることで、青色光 B から生成することができる。

【0105】

上記第1青色光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差が殆どない波長帯域(等吸収波長)を有する。一方、上記第2青色光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長帯域(異吸収波長)を有する。第1青色光が照射された観察対象をB画素が撮像して得られる等吸収波長の画像信号(第1画像信号)と、第2青色光が照射された観察対象をB画素が撮像して得られる異吸収波長の画像信号(第2画像信号)との比または差は、酸素飽和度と相関がある。

【0106】

したがって、等吸収波長の画像信号と異吸収波長の画像信号との比または差を、酸素飽和度に対応付ける相関関係を実験等により予め求め、演算画像信号生成部76はこの相関関係を予め保持しておく。そして、演算画像信号生成部76は、等吸収波長の画像信号と異吸収波長の画像信号との比または差を算出して上記相関関係と照らし合わせることで、各画素が観察対象の酸素飽和度の値を表す演算画像信号Sを生成する。画像生成部78は、通常画像処理部66と同様に、第1青色光と緑色光Gと赤色光とを照射して観察対象を撮像して得た各画像信号を用いて通常画像信号を生成する。そして、輝度チャンネルYに通常画像信号を割り当て、かつ、酸素飽和度を表す演算画像信号Sを色差チャンネルCb, Crに割り当てることにより、観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。こうして生成される酸素飽和度画像は、酸素飽和度という診断に有益な情報を表示

【0107】

なお、演算画像信号Sを用いて酸素飽和度画像を生成する場合には、等吸収波長の画像信号と異吸収波長の画像信号のうちいずれかの画像信号について画像ブレ量を検出し、画像ブレ量が閾値Th1を下回る画像信号を選択することが好ましい。例えば、異吸収波長の画像信号の選択を行う場合には、画像ブレ検出部70では、第1タイミングの異吸収波長の画像信号について画像ブレ量を検出する。そして、画像選択部72では、第1タイミングT1の異吸収波長の画像信号、及び画像信号記憶部71に記憶した第2タイミングT2～第NタイミングTNの異吸収波長の画像信号の中から、閾値Th1を下回る異吸収波長の画像信号を選択する。

【0108】

そして、演算画像信号生成部76では、等吸収波長の画像信号と選択された異吸収波長の画像信号とに基づいて、演算画像信号Sを生成する。この演算画像信号Sは、画像ブレの少ない異吸収波長の画像信号に基づく演算により得られたものであるため、酸素飽和度に関する情報を正確に表している。したがって、以上の演算画像信号Sに基づいて生成される酸素飽和度画像は、酸素飽和度に応じて正確に色付けされたアーチファクトの少ない画像となっている。

【0109】

なお、上記実施形態では、撮像センサ48が設けられた内視鏡12を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム10によって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにも本発明は好適である。例えば、図19に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡400と、プロセッサ装置(図示しない)とを少なくとも有する。

【0110】

カプセル内視鏡400は、光源402と光源制御部403と、撮像センサ404と、信号処理部406と、送受信アンテナ408とを備えている。光源402は、上記各実施形態の光源20と同様に構成される。光源制御部403は、上記各実施形態の光源制御部22と同様に光源402の駆動を制御する。また、光源制御部403は、送受信アンテナ408によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記各実施形態のプロセッサ装置16とほぼ同様であるが、信号処理部406は、通常画像処理部66及び特殊画像処理部67の機

10

20

30

40

50

能を有している。信号処理部 406 が生成した血管強調画像信号等は、送受信アンテナ 408 を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ 404 は上記各実施形態の撮像センサ 48 と同様に構成される。

#### 【0111】

##### [ 第 2 実施形態 ]

第 2 実施形態では、画像選択部 72 における画像選択方法が第 1 実施形態と異なっている。それ以外については、第 1 実施形態とほぼ同様である。第 2 実施形態では、画像選択部 72 において、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号の画像ブレ量と、画像信号記憶部 71 に記憶された第 2 タイミング T2 の B2 画像信号の画像ブレ量とを比較し、画像ブレ量が小さい方の B2 画像信号を選択する。または、画像選択部 72 は、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号、第 2 タイミング T2 の B2 画像信号、・・・、第 n タイミングの B2 画像信号、・・・、第 N タイミング TN の B2 画像信号の中から、画像ブレ量が最も小さい B2 画像信号を選択する。

10

#### 【0112】

なお、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号～第 N タイミング TN の B2 画像信号の中で、画像ブレ量が最も小さい B2 画像信号であっても、その画像ブレ量が予め設定した閾値 Th2 (第 1 実施形態の Th1 と同じでも異なってもよい) を超えている場合には、画像選択部 72 は、いずれのタイミングの B2 画像信号をも選択しないことが好ましい。この場合には、演算画像信号生成部 76 は、B1 画像信号のみに基づいて演算画像信号を生成することが好ましく、又は、演算画像信号を生成しないことが好ましい。また、警告表示制御部 79 が、警告表示する制御を行うようにしてもよい。

20

#### 【0113】

##### [ 第 3 実施形態 ]

第 3 実施形態では、画像選択部 72 における画像選択方法が第 1 及び第 2 実施形態と異なっている。それ以外については、第 1 実施形態とほぼ同様である。第 3 実施形態では、特殊観察モードに設定されている場合に、図 20 に示すように、画像処理切替部 61 から出力される画像信号のうち、B1 画像信号及び B2 画像信号が画像ブレ検出部 70 に送信され、B1 画像信号は位置合わせ処理部 73 に送信される。

#### 【0114】

画像ブレ検出部 70 において、第 1 タイミング T1 から第 N タイミング TN の全てのタイミングにおいて、B2 画像信号の画像ブレ量 Blur2 だけでなく、B1 画像信号の画像ブレ量 Blur1 も検出する。そして、ブレ指標値算出部 200 は、第 1 タイミング T1 から第 N タイミング TN の全てのタイミングにおいて、B1 画像信号の画像ブレ量 Blur1 と B2 画像信号の画像ブレ量 Blur2 との差分 ( $|Blur1 - Blur2|$ ) (以下「ブレ差分」という) 又は比 ( $Blur1/Blur2$ ) (以下「ブレ比」という) を、ブレ指標値として算出する。なお、ブレ指標値において、ブレ差分については「0」に近いほど両者の画像ブレ量 Blur1、Blur2 が時間的に近いことを示している。また、ブレ比については「1」に近いほど両者の画像ブレ量 Blur1、Blur2 が時間的に近いことを示している。

30

#### 【0115】

ここで、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号については、第 1 タイミング T1 のブレ指標値と関連付けられたものが画像選択部 72 に送信される。また、第 2 タイミング T2 ～第 N タイミング TN の B2 画像信号は、第 2 タイミング T2 ～第 N タイミング TN のブレ指標値と関連付けられて画像信号記憶部 71 に記憶される。そして、画像選択部 72 では、第 1 タイミング T1 のブレ指標値が予め定めた基準 ST を満たしているか否かを判定する。判定の結果、基準 ST を満たしている場合には、第 1 タイミング T1 の B2 画像信号を選択し、位置合わせ処理部 73 に送信する。なお、本発明の「第 2 条件」とは、「あるタイミングのブレ指標値が基準 ST を満たしている場合のこと」に対応する。

40

#### 【0116】

ここで、基準 ST としては、例えば、ブレ指標値がブレ差分である場合には「0」もしくは「0」に近い値の範囲 (本発明の「第 1 特定範囲」に対応する) 内とすることが好ま

50

しく、ブレ指標値がブレ比である場合には「1」もしくは「1」に近い値の範囲（本発明の「第2特定範囲」に対応する）内とすることが好ましい。例えば、B1画像信号とB2画像信号のうちいずれかの画像ブレ量が大きい場合には、特定深さ血管強調画像上でアーチファクトが発生し易くなる。この場合には、ブレ差分は第1特定範囲から外れ、また、ブレ比も第2特定範囲から外れることになるため、ブレ差分やブレ比からアーチファクトの発生を検出できる。一方、B1画像信号とB2画像信号の両方とも画像ブレ量が大きい場合には、ブレが発生しているにもかかわらず、特定深さ血管強調画像上ではアーチファクトになりにくい。この場合には、ブレ差分は第1特定範囲内に収まり、またブレ比も第2特定範囲に収まるため、ブレが生じたとしても、特定深さ血管強調画像では、演算に大きく影響を与えるアーチファクトの発生していないことを、ブレ差分やブレ比から検出することができる。

10

#### 【0117】

これに対して、第1タイミングT1のブレ指標値が基準STを満たしていない場合には、第2タイミングT2のブレ指標値が基準STを満たしているか否かを判定する。判定の結果、基準STを満たしている場合には、第2タイミングT2のB2画像信号を位置合わせ処理部73に送信し、基準を満たしていない場合には、第3タイミングT3のB2画像信号について同様のブレ指標値に基づく判定を行い、位置合わせ処理部73に送信すべきかどうか判定する。画像選択部72は、ブレ指標値が基準を満たすB2画像信号を検出するまで、上記と同様の判定を行う。

#### 【0118】

20

なお、画像選択部72では、第1タイミングT1から時間的に離れすぎるタイミングのB2画像信号については、B1画像信号との位置ずれが大きくなることが多いことから、ブレ指標値が基準STを満たし、且つ第1タイミングT1に最も時間的に近いB2画像信号を選択することが好ましい。また、画像選択部72は、第2タイミングT2～第NタイミングTNのB2画像信号の全てについて、ブレ指標値が基準STを満たさない場合には、いずれのタイミングのB2画像信号をも選択しないことが好ましい。

#### 【0119】

このように、第2タイミングT2～第NタイミングのB2画像信号の全てについて、ブレ指標値が基準STを満たさない場合には、演算画像信号生成部76は、B1画像信号のみに基づいて演算画像信号 $\Delta B$ を生成することが好ましく、又は、演算画像信号 $\Delta B$ を生成しないことが好ましい。また、第2タイミングT2～第NタイミングのB2画像信号の全てについて、ブレ指標値が基準STを満たさない場合には、警告表示制御部79により警告表示する制御を行うようにしてもよい。

30

#### 【0120】

なお、第3実施形態では、低解像度化処理部77において、画像選択部72で選択されたB2画像信号に関連付けられたブレ指標値に応じて、LPFのカットオフ周波数を変更するようにしてもよい。例えば、ブレ指標値がブレ差分である場合には、ブレ差分が「0」に近いほど、LPFのカットオフ周波数を高周波数に設定して低解像度化処理の強度を小さくし、ブレ差分が「0」から離れているほど、LPFのカットオフ周波数を低周波数に設定して低解像度化処理の強度を大きくすると良い。

40

#### 【0121】

また、位置合わせ処理部73は、画像選択部72で選択されたB2画像信号に関連付けられたブレ指標値に応じて、B1画像信号とB2画像信号との位置合わせ精度を変更しても良い。例えば、ブレ指標値がブレ差分である場合には、ブレ差分が「0」から離れている場合には、位置合わせ処理部73は高精度にB1画像信号とB2画像信号の位置合わせを行うことが好ましい。これに対して、ブレ差分が「0」に近い場合には、低精度でB1画像信号とB2画像信号の位置合わせをすることが好ましい。

#### 【0122】

##### [第4実施形態]

第4実施形態では、画像選択部72における画像選択方法が第1～第3実施形態と異なる

50

っている。それ以外については、第 3 実施形態とほぼ同様である。第 3 実施形態では、画像選択部 7 2 において、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号に関連付けられたブレ指標値と、画像信号記憶部 7 1 に記憶中の第 2 タイミング T 2 の B 2 画像信号に関連付けられたブレ指標値とを比較し、ブレ指標値が小さい方の B 2 画像信号を選択する。または、画像選択部 7 2 は、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号、第 2 タイミング T 2 の B 2 画像信号、・・・、第 n タイミングの B 2 画像信号、・・・、第 N タイミング T N の B 2 画像信号の中から、ブレ指標値が最も小さい B 2 画像信号を選択する。

#### 【 0 1 2 3 】

なお、第 1 タイミング T 1 の B 2 画像信号～第 N タイミング T N の B 2 画像信号の中で、ブレ指標値が最も小さい B 2 画像信号であっても、そのブレ指標値が予め設定した基準 ST (第 3 実施形態の「ST」と同じであっても異なってもよい) を満たさない場合には、画像選択部 7 2 は、いずれのタイミングの B 2 画像信号をも選択しないことが好ましい。この場合には、演算画像信号生成部 7 6 は、B 1 画像信号のみに基づいて演算画像信号を生成することが好ましく、又は、演算画像信号を生成しないことが好ましい。また、警告表示制御部 7 9 が、警告表示する制御を行うようにしてもよい。

#### 【 0 1 2 4 】

##### [ 第 5 実施形態 ]

第 5 実施形態では、画像選択部 7 2 が、画像ブレ量に基づいて B 2 画像信号を自動的に選択する自動選択モードに加えて、ユーザーがモニタ 1 8 に表示された第 1 タイミング T1～第 N タイミング T N の B 2 画像信号に基づく画像とその画像ブレ量を見て、B 2 画像信号を手動で選択する手動選択モードを備えており、いずれ設定された選択モードで B 2 画像信号の選択を行う。ここで、自動選択モードによる画像選択方法については、第 1 及び第 2 実施形態に示した画像選択方法と同様である。

#### 【 0 1 2 5 】

一方、第 5 実施形態では、図 2 1 に示すように、第 1 及び第 2 実施形態で示した特殊画像処理部 6 7 内に、画像ブレ量に関する情報を表示する制御を行う情報表示制御部 3 0 0 が設けられている。手動選択モードに設定されている場合には、情報表示制御部 3 0 0 では、画像信号記憶部 7 1 に入力された第 1 タイミング T1～第 N タイミングの B 2 画像信号と、これらに関連付けられた第 1 タイミング T1～第 N タイミングの B 2 画像信号の画像ブレ量とに基づいて、各タイミングの B 2 画像信号に基づく画像 (図 2 では「B 2 画像」と表示) と、そのタイミングにおける画像ブレ量とを合わせてモニタ 1 8 に一覧表示する制御を行う。

#### 【 0 1 2 6 】

ユーザーは、図 2 2 に示すように、モニタ 1 8 に表示された各タイミングの B 2 画像信号に基づく画像と画像ブレ量を見て、特定深さ血管強調画像を生成するのに適した最適な B 2 画像信号を選択する。選択はコンソール 1 9 により行うことが好ましい。選択された B 2 画像信号は、第 1 及び第 2 実施形態と同様に、位置合わせ処理部 7 3 に送信される。以上のようなユーザーによる画像選択については、ユーザーが画像ブレ量を元に画像選択を行う場合には、第 1 実施形態と第 2 実施形態で示した画像選択部 7 2 による画像選択の考え方と同じようにして選択することになる。一方、B 2 画像信号に基づく画像を元に画像選択を行う場合には、ユーザーが持つ経験則に基づく主観的な画像選択が可能となる。

#### 【 0 1 2 7 】

なお、画像選択部 7 2 で設定される手動選択モードにおいて、モニタ 1 8 に表示する情報として、画像ブレ量に代えて、ブレ指標値を表示するようにしてもよい。この場合には、図 2 3 に示すように、第 3 及び第 4 実施形態で示した特殊画像処理部 6 7 内に、ブレ指標値を表示する制御を行う情報表示制御部 3 0 0 が設けられている。

#### 【 0 1 2 8 】

そして、手動選択モードに設定されている場合には、情報表示制御部 3 0 0 では、画像信号記憶部 7 1 に入力された第 1 タイミング T1～第 N タイミングの B 2 画像信号と、これらに関連付けられた第 1 タイミング T1～第 N タイミングのブレ指標値とに基づいて、各タイ

ミングのB2画像信号に基づく画像と、そのタイミングにおけるブレ指標値とを合わせてモニタ18に一覧表示する制御を行う。なお、ブレ指標値を含む一覧表示は、画像ブレ量を表示する一覧表示(図22参照)と同様に表示される。また、ユーザーによる画像選択方法についても、画像ブレ量に基づく画像選択方法と同様に行われる。

【0129】

なお、上記第1～第5実施形態では、波長帯域がそれぞれ異なる紫色光Vと青色光Bを順次照射しているが、波長帯域がそれぞれ同じ第1照明光と第2照明光を順次照射してもよい。この場合には、演算画像信号生成部76において、第1照明光を照射した場合に得られる第1画像信号と、第2照明光を照射した場合に得られる第2画像信号のうち画像選択部72で選択された第2画像信号とを加算平均処理する演算を行うことで、加算平均処理後の画像のノイズを低減することが可能となる。なお、加算平均処理を行う場合には、第1画像信号と第2画像信号は、それぞれ画像ブレ量が小さいものであることが好ましい。

【符号の説明】

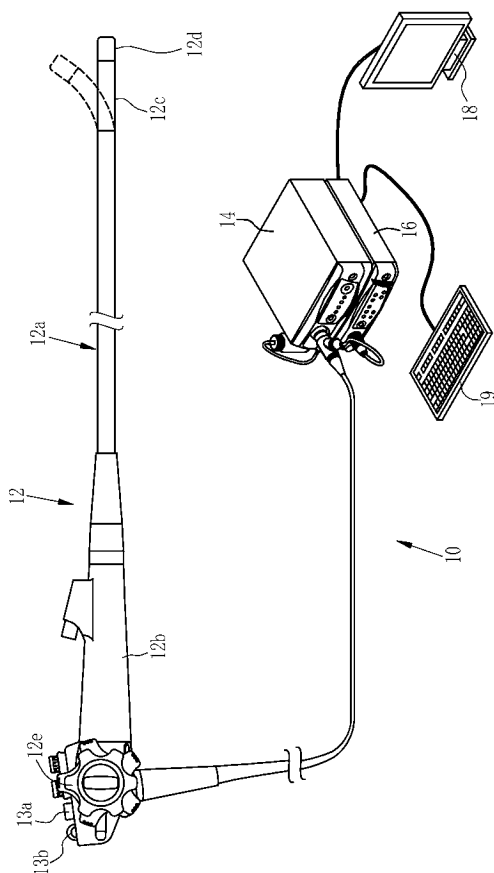
【0130】

|     |             |    |
|-----|-------------|----|
| 10  | 内視鏡システム     |    |
| 12  | 内視鏡         |    |
| 12a | 挿入部         |    |
| 12b | 操作部         |    |
| 12c | 湾曲部         |    |
| 12d | 先端部         | 20 |
| 12e | アングルノブ      |    |
| 13a | モード切り替えスイッチ |    |
| 13b | ズーム操作部      |    |
| 14  | 光源装置        |    |
| 16  | プロセッサ装置     |    |
| 18  | モニタ         |    |
| 19  | コンソール       |    |
| 20  | 光源          |    |
| 22  | 光源制御部       |    |
| 23a | V-LED       | 30 |
| 23b | B-LED       |    |
| 23c | G-LED       |    |
| 23d | R-LED       |    |
| 30a | 照明光学系       |    |
| 30b | 撮像光学系       |    |
| 41  | ライトガイド      |    |
| 45  | 照明レンズ       |    |
| 46  | 対物レンズ       |    |
| 47  | ズームレンズ      |    |
| 48  | 撮像センサ       | 40 |
| 51  | CDS / AGC回路 |    |
| 52  | A / Dコンバータ  |    |
| 53  | 画像信号取得部     |    |
| 56  | DSP         |    |
| 58  | ノイズ除去部      |    |
| 61  | 画像処理切替部     |    |
| 66  | 通常画像処理部     |    |
| 67  | 特殊画像処理部     |    |
| 68  | 映像信号生成部     |    |
| 70  | 画像ブレ検出部     | 50 |

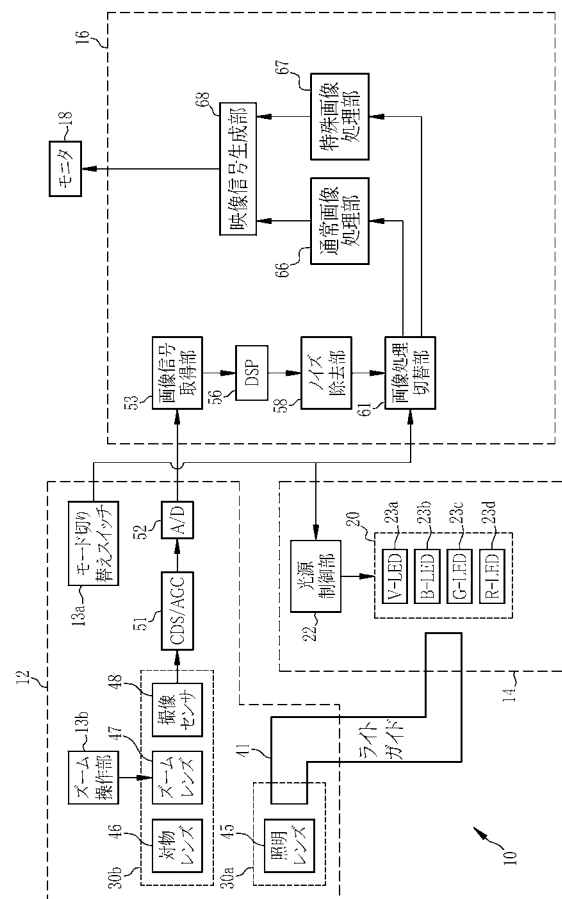
- 7 1 画 像 信 号 記 憶 部
- 7 2 画 像 選 択 部
- 7 3 位 置 合 わ せ 処 理 部
- 7 4 明 る さ 補 正 処 理 部
- 7 6 演 算 画 像 信 号 生 成 部
- 7 7 低 解 像 度 化 処 理 部
- 7 8 画 像 生 成 部
- 7 9 警 告 表 示 制 御 部
- 1 1 0 画 像 信 号
- 2 0 0 プレ指標値算出部
- 3 0 0 情報表示制御部
- 4 0 0 カプセル内視鏡
- 4 0 2 光源
- 4 0 3 光源制御部
- 4 0 4 撮像センサ
- 4 0 6 信号処理部
- 4 0 8 送受信アンテナ

10

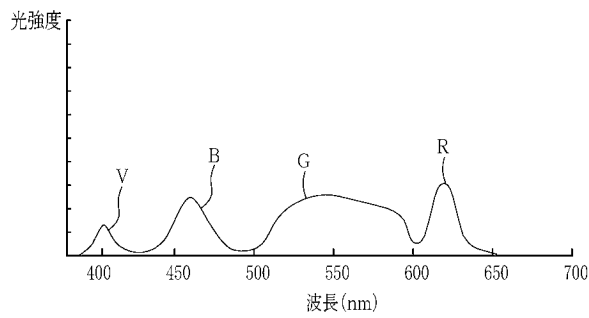
【 図 1 】



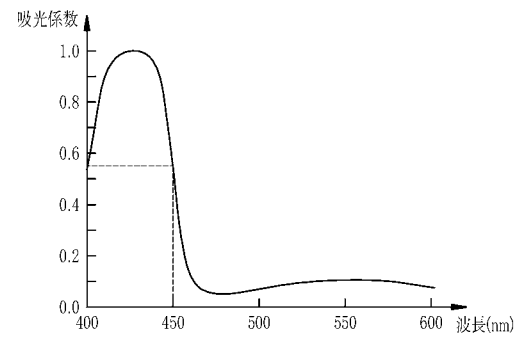
【 図 2 】



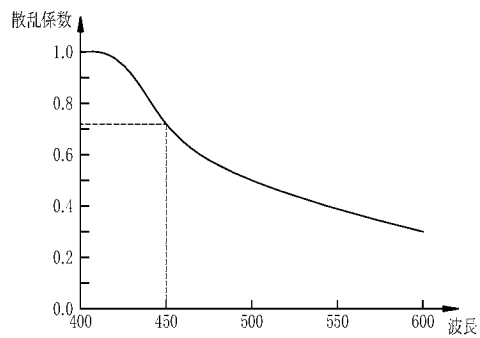
【図 3】



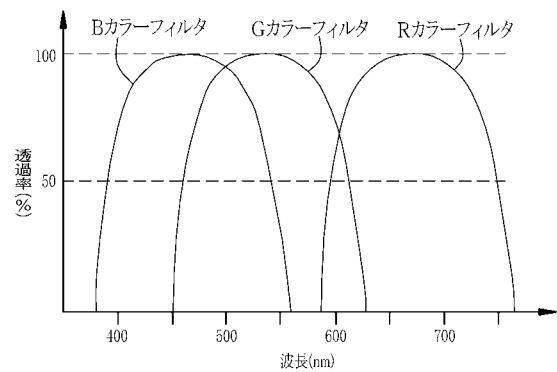
【図 5】



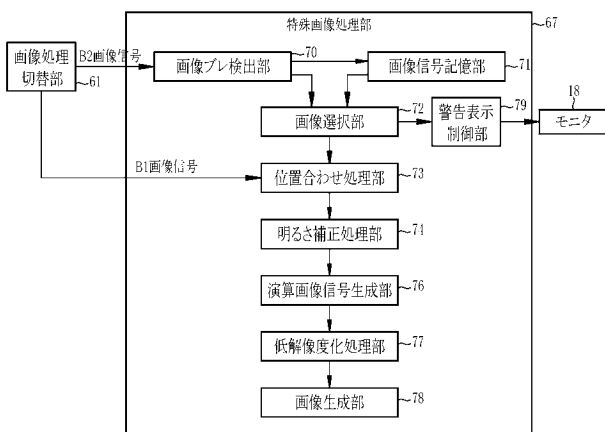
【図 4】



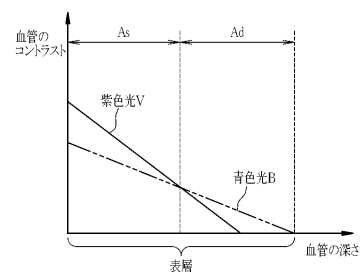
【図 6】



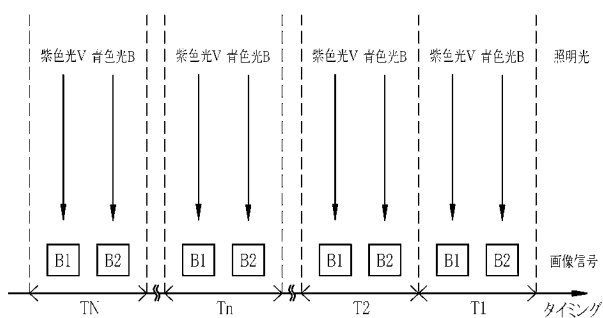
【図 7】



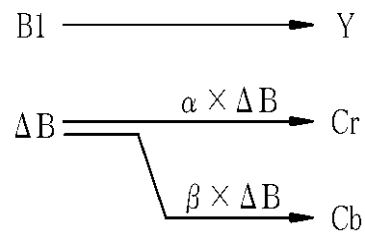
【図 9】



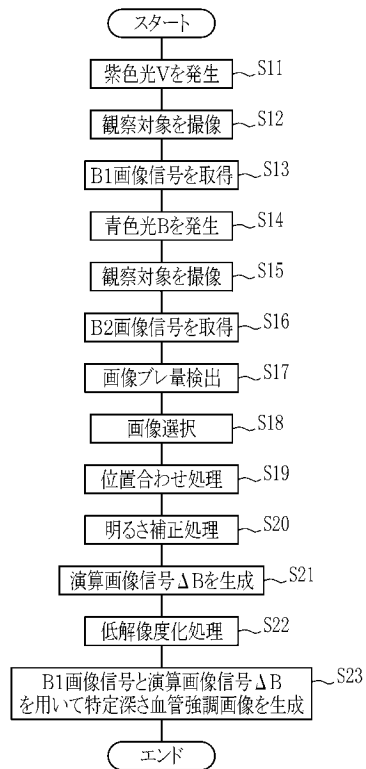
【図 8】



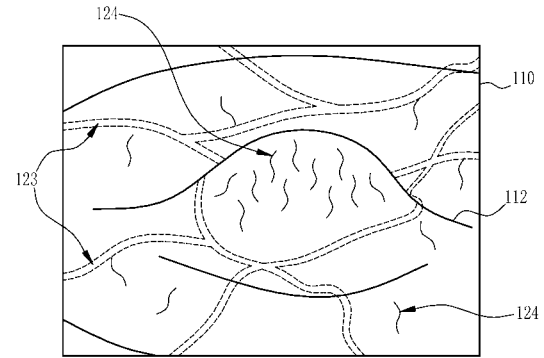
【図 10】



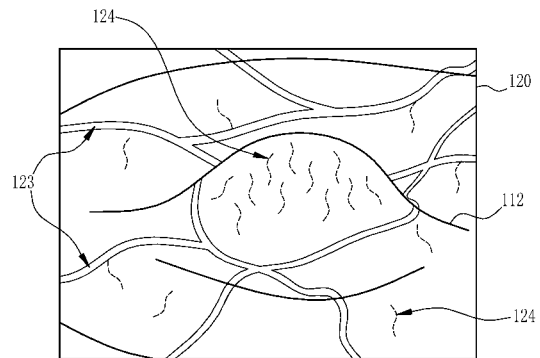
【図 1 1】



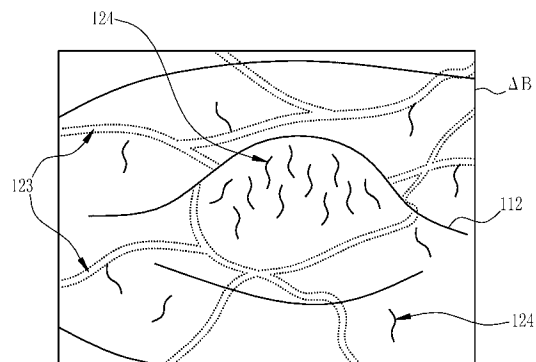
【図 1 2】



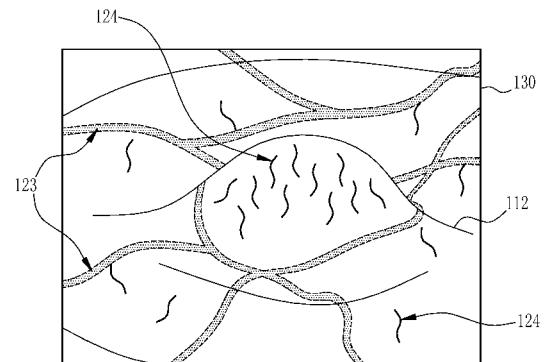
【図 1 3】



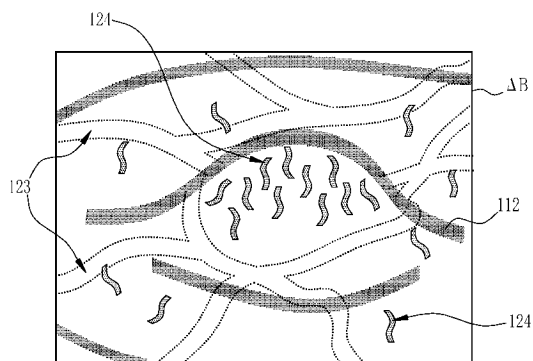
【図 1 4】



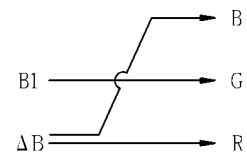
【図 1 6】



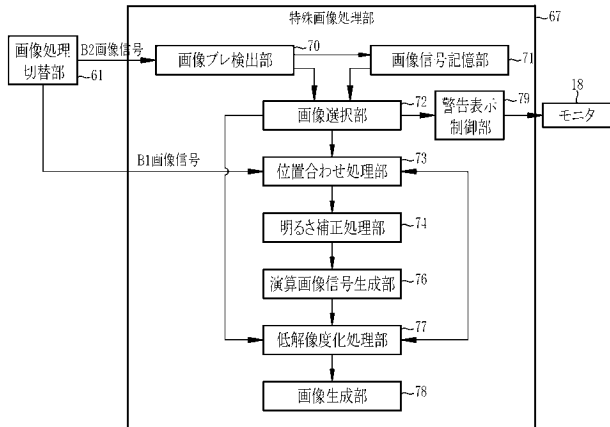
【図 1 5】



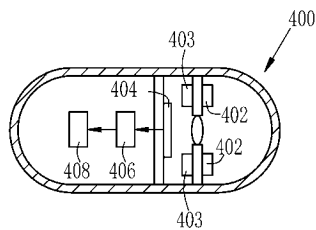
【図 1 7】



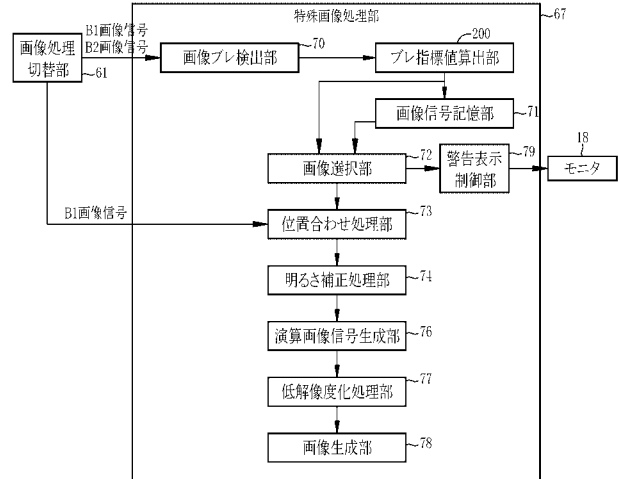
【図 18】



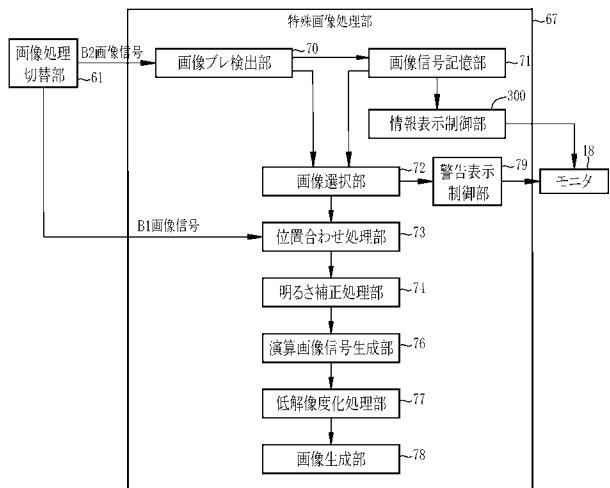
【図 19】



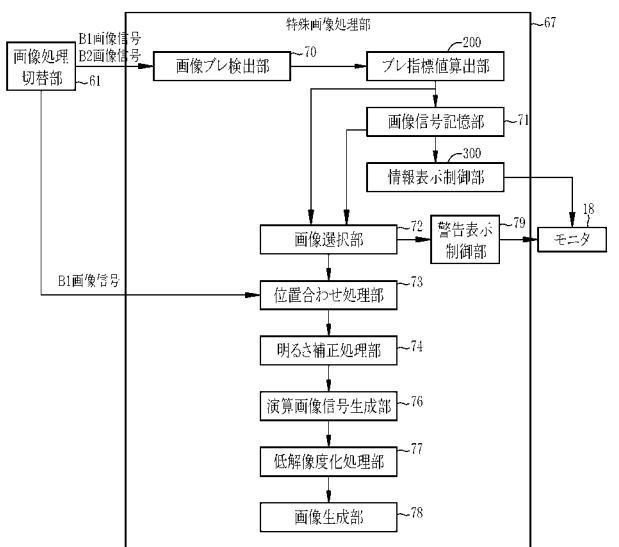
【図 20】



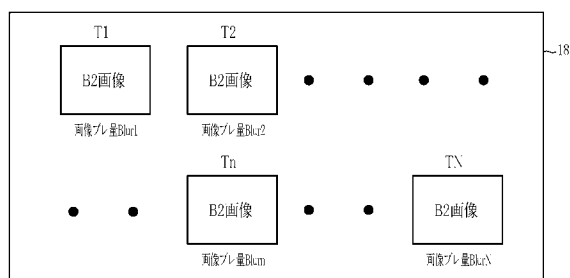
【図 21】



【図 23】



【図 22】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 CG02 CG05 CH02 EA01 EA05 EF06 FC11 FD07 FE09 FE16  
FE24 FE28 FF02 GB02 GB18 GD04 HA12

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统及其操作方法                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2017164393A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 公开(公告)日 | 2017-09-21 |
| 申请号            | JP2016054631                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 申请日     | 2016-03-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 富士胶片株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 今井睦朗                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 今井 睦朗                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18 A61B1/06                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00055 A61B1/00186 A61B1/00188 A61B1/041 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G06T5/003 G06T5/50 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101 H04N5/23254 H04N5/23267 H04N9/04521 H04N2005/2255 H04N7/18 A61B1/04                                                                                                                                             |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 A61B1/00.300.D H04N7/18.M A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.611 A61B1/045.618 A61B1/045.619 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/045.640 A61B1/06.510 A61B1/06.611                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/TT09 4C161/TT20 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW15 5C054/CG02 5C054/CG05 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/EF06 5C054/FC11 5C054/FD07 5C054/FE09 5C054/FE16 5C054/FE24 5C054/FE28 5C054/FF02 5C054/GB02 5C054/GB18 5C054/GD04 5C054/HA12 |         |            |
| 其他公开文献         | JP6522539B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |

## 摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法，即使在产生模糊图像的情况下也能够精确地执行计算 第一时刻T1的B2图像信号或第二时刻T2至第N时刻TN的B2图像信号，选择图像模糊量满足第一条件的B2图像信号。算术图像信号生成单元通过基于第一定时T1处的B1图像信号和由图像选择单元选择的第二图像信号执行算术运算来生成算术图像信号。点域8

