

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/186397

発行日 平成29年4月20日 (2017. 4. 20)

(43) 国際公開日 平成27年12月10日 (2015. 12. 10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300D	2H040
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 370	4C161
<b>G02B 23/24 (2006.01)</b>	G02B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

出願番号 特願2015-551932 (P2015-551932)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/056911	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日 平成27年3月10日 (2015. 3. 10)	(72) 発明者 薬袋 哲夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号 特許第5981052号 (P5981052)	(72) 発明者 西村 律郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(45) 特許公報発行日 平成28年8月31日 (2016. 8. 31)	Fターム(参考) 2H040 BA09 CA13 GA02 GA06 GA11 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02 MM05 NN01 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR04 SS22 WW08 WW17
(31) 優先権主張番号 特願2014-117088 (P2014-117088)	最終頁に続く
(32) 優先日 平成26年6月5日 (2014. 6. 5)	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	

(54) 【発明の名称】 処理装置、内視鏡システム、内視鏡装置、画像処理装置の作動方法および画像処理プログラム

(57) 【要約】

処理装置3は、第1の波長帯域の光の照射時に被写体を撮像した1フレームの画像信号から、第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された第1画像信号と、第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された第2の画像信号とを抽出する抽出部33eと、抽出部33eが抽出した第1の画像信号をもとに第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部33fと、抽出部33eが抽出した第2の画像信号と推定部33fが推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する差分演算部33gと、を備える。

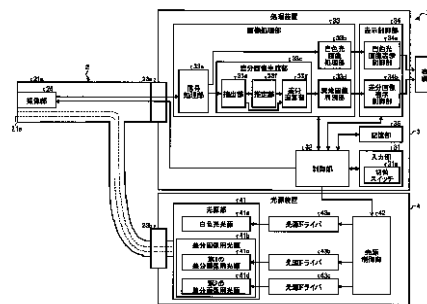


FIG. 2  
 3 Processing device  
 4 Light source device  
 5 Display device  
 24 Image capture unit  
 31 Input unit  
 31a Switch  
 32 Control unit  
 33 Image processing unit  
 33a Signal processing unit  
 33b White light image processing unit  
 33c Difference image generating unit  
 33d Abnormal image assessment unit  
 33e Estimation unit  
 33f Estimation unit  
 33g Difference computation unit  
 34 Display control unit  
 34a White light image display control unit  
 34b Difference image display control unit  
 35 Storage unit  
 41 Light source unit  
 41a White light source  
 41b Difference image light source  
 41c First difference image light source  
 41d Second difference image light source  
 42 Light source control unit  
 43a, 43b, 43c Light source driver

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置であって、

前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第 2 の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 の波長帯域は、波長 390 ~ 470 nm と、波長 650 ~ 800 nm とであることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 の波長帯域は、波長 390 ~ 470 nm であることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

**【請求項 4】**

前記抽出部は、前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、波長 650 ~ 800 nm の光を受光した画素によって生成された画像信号を第 3 の画像信号として抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号および前記第 3 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項 3 に記載の処理装置。

**【請求項 5】**

前記第 2 の波長帯域の光は、前記第 1 の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

**【請求項 6】**

前記自家蛍光は、波長 500 ~ 600 nm の光であることを特徴とする請求項 5 に記載の処理装置。

**【請求項 7】**

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像として判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

**【請求項 8】**

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

**【請求項 9】**

被写体に対して第 1 の波長帯域の光を発する光源と、

行列状に配置する複数の画素を有し、前記第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

10

20

30

40

50

前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、  
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項10】

前記光源は、  
波長390～470nmの光を発する第1の光源と、  
波長650～800nmの光を発する第2の光源と、  
を備えたことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記光源は、波長390～470nmの光を発することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。 10

【請求項12】

前記抽出部は、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された画像信号を第3の画像信号として抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項11に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記第2の波長帯域の光は、前記第1の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。 20

【請求項14】

前記自家蛍光は、波長500～600nmの光であることを特徴とする請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項15】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像として判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項16】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。 30

【請求項17】

前記撮像部が設けられた内視鏡装置と、  
前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置と有線接続して前記撮像部によって生成された画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、  
前記光源を有し、前記内視鏡装置に光を供給する光源装置と、  
を備えたことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項18】

前記光源および前記撮像部を有するとともに、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する内視鏡装置と、  
前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置から無線送信された前記画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、  
を備えたことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。 40

【請求項19】

被写体に対して波長390～470nmの光を発する第1の光源と、  
前記被写体に対して波長650～800nmの光を発する第2の光源と、  
行列状に配置する複数の画素を有し、前記被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、  
前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する送信部と、 50

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 20】

被写体に対して波長 390 ~ 470 nm の光を発する光源と、  
行列状に配置する複数の画素を有し、前記被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する送信部と、  
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 21】

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置が行う画像処理方法であって、

前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出処理と、

前記第 1 の画像信号抽出処理によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定処理と、

前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号を抽出する第 2 の画像信号抽出処理と、

前記推定処理において推定された画像信号と、前記第 2 の画像信号抽出処理において抽出された前記第 2 の画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算処理と、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 22】

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置に、

前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出手順と、

前記第 1 の画像信号抽出手順によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定手順と、

前記複数の画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号を抽出する第 2 の画像信号抽出手順と、

前記推定手順において推定された画像信号と、前記第 2 の画像信号抽出手順において抽出された前記第 2 の画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算手順と、

を実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を撮像した画像信号を処理する処理装置、内視鏡システム、内視鏡装置、画像処理方法および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、被検体内部の観察のために内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、一般に、患者等の被検体内に細長形状をなす可撓性の挿入部を挿入し、この挿入部先端から、照明光として白色光を照明し、この白色光の反射光を挿入部

10

20

30

40

50

先端の撮像部で受光することによって、体内画像を撮像する。このように撮像された生体画像は、この内視鏡システムのディスプレイに表示される。

【0003】

さらに、近年の内視鏡分野においては、被検体内に挿入した挿入部を介して、生体組織に白色光以外の励起光（たとえば青色光）を照射し、この励起光に対して生体組織が発する緑色の自家蛍光を撮像部で受光することによって、この生体組織の蛍光画像信号を取得する内視鏡システムが登場している（例えば特許文献1参照）。この技術では、病変部位などの異常部位が、正常部位と比較して、自家蛍光の強度が弱いことを利用し、励起光の照射によって生体組織が発した緑色の自家蛍光の蛍光画像信号を取得するとともに、蛍光画像信号とは別フレームにおいて、緑色光を照射した際の生体組織からの反射光に対応する画像信号を、異常部位の自家蛍光を含まないレファレンス画像信号として取得し、蛍光画像信号からレファレンス画像信号を減算することによって、異常部位が強調表示された蛍光差分画像信号を生成する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3285265号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1記載の内視鏡システムでは、1枚分の蛍光差分画像信号を生成するために、異なるフレームで撮像された蛍光画像信号とレファレンス画像信号とが必要となるため、効率的ではなかった。

20

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、異常部位を強調する差分画像の効率的な生成を可能とした処理装置、内視鏡システム、内視鏡装置、画像処理方法および画像処理プログラム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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる処理装置は、第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置であって、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0008】

また、本発明にかかる処理装置は、前記第1の波長帯域は、波長390～470nmと、波長650～800nmとであることを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明にかかる処理装置は、前記第1の波長帯域は、波長390～470nmであることを特徴とする。

【0010】

また、本発明にかかる処理装置は、前記抽出部は、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された画像信号を第3の画像信号として抽出し、前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によ

50

って生成される画像信号を推定することを特徴とする。

【0011】

また、本発明にかかる処理装置は、前記第2の波長帯域の光は、前記第1の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる処理装置は、前記自家蛍光は、波長500～600nmの光であることを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる処理装置は、前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像として判別する判別部をさらに備えることを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明にかかる処理装置は、前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする。

【0015】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、被写体に対して第1の波長帯域の光を発する光源と、行列状に配置する複数の画素を有し、前記第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、前記撮像部が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0016】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記光源は、波長390～470nmの光を発する第1の光源と、波長650～800nmの光を発する第2の光源と、を備えたことを特徴とする。

30

【0017】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記光源は、波長390～470nmの光を発することを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記抽出部は、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された画像信号を第3の画像信号として抽出し、前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする。

40

【0019】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記第2の波長帯域の光は、前記第1の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする。

【0020】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記自家蛍光は、波長500～600nmの光であることを特徴とする。

【0021】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像として判別する判別部をさらに備えることを特徴とする。

【0022】

50

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする。

【0023】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記撮像部が設けられた内視鏡装置と、前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置と有線接続して前記撮像部によって生成された画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、前記光源を有し、前記内視鏡装置に光を供給する光源装置と、を備えたことを特徴とする。

【0024】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記光源および前記撮像部を有するとともに、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する内視鏡装置と、前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置から無線送信された前記画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【0025】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、被写体に対して波長390～470nmの光を発する第1の光源と、前記被写体に対して波長650～800nmの光を発する第2の光源と、行列状に配置する複数の画素を有し、前記被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する送信部と、を備えたことを特徴とする。

【0026】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、被写体に対して波長390～470nmの光を発する光源と、行列状に配置する複数の画素を有し、前記被写体からの光を光電変換して画像信号を生成する撮像部と、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する送信部と、を備えたことを特徴とする。

【0027】

また、本発明にかかる画像処理方法は、第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置が行う画像処理方法であって、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号を抽出する第1の画像信号抽出処理と、前記第1の画像信号抽出処理によって抽出された前記第1の画像信号をもとに、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定処理と、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出処理と、前記推定処理において推定された画像信号と、前記第2の画像信号抽出処理において抽出された前記第2の画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算処理と、を含むことを特徴とする。

【0028】

また、本発明にかかる画像処理プログラムは、第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が生成した画像信号を処理する処理装置に、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号を抽出する第1の画像信号抽出手順と、前記第1の画像信号抽出手順によって抽出された前記第1の画像信号をもとに、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定手順と、前記複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出手順と、前記推定手順において推定された画像信号と、前記第2の画像信号抽出手順において抽出された前記第2の画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算手順と、を実行させることを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【発明の効果】

## 【0029】

本発明によれば、1フレームの画像信号から、第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出し、該抽出された第1の画像信号をもとに第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定して、抽出した第2の画像信号と、推定した画像信号との対応する画像部分における差分を演算して差分画像信号を取得するため、1フレームの画像信号のみを使用するだけで1枚分の差分画像信号を生成することができ、異常部位を強調する差分画像の効率的な生成を可能とした。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0030】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【図2】図2は、図1に示す内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図3A】図3Aは、実施の形態における差分画像用光源の分光特性の波長依存性を示す図である。

【図3B】図3Bは、実施の形態における生体組織の自家蛍光の分光特性を示す図である。

20

【図3C】図3Cは、実施の形態における撮像部の撮像素子の分光感度の波長依存性を示す図である。

【図4】図4は、図2に示す撮像部の撮像素子の画素配置の一例を示す図である。

【図5】図5は、蛍光差分画像用の光を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。

【図6】図6は、蛍光差分画像用の光を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。

【図7】図7は、蛍光差分画像用の光照射時に生体組織から戻る光を受光したG画素の受光データの分光特性を示す図である。

【図8】図8は、蛍光差分画像用の光を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。

30

【図9】図9は、蛍光差分画像用の光を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。

【図10】図10は、蛍光差分画像用の光照射時に生体組織から戻る光を受光したB画素の受光データの分光特性を示す図である。

【図11】図11は、蛍光差分画像用の光照射時に生体組織から戻る光を受光したR画素の受光データの分光特性を示す図である。

【図12】図12は、図2に示す差分画像生成部による蛍光差分画像生成処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図13】図13は、図12に示す推定処理の処理内容を説明するための図である。

【図14】図14は、図12に示す差分演算部による差分演算処理を説明するための模式図である。

40

【図15】図15は、実施の形態2にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図16A】図16Aは、図15に示す差分画像用光源の分光特性の波長依存性を示す図である。

【図16B】図16Bは、生体組織の自家蛍光の分光特性を示す図である。

【図16C】図16Cは、図15に示す撮像部の撮像素子の分光感度の波長依存性および各画素の受光レベルを示す図である。

【図17】図17は、実施の形態2における蛍光差分画像用の光を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。

50

【図 18】図 18 は、図 15 に示す差分画像生成部による蛍光差分画像生成処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図 19】図 19 は、図 18 に示す推定処理の処理内容を説明するための図である。

【図 20】図 20 は、図 18 に示す差分演算部による差分演算処理を説明するための模式図である。

【図 21】図 21 は、実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【図 22】図 22 は、図 21 に示すカプセル型内視鏡、受信装置および処理装置の構成を示すブロック図である。

【図 23】図 23 は、実施の形態 4 にかかるカプセル型内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下の説明では、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【0032】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。図 1 に示すように、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 は、被検体内に導入され、被検体の体内を撮像して被検体内の画像信号を生成する内視鏡 2（スコープ）と、内視鏡 2 が撮像した画像信号に所定の画像処理を施して白色光画像と異常部位が強調表示された蛍光差分画像とを生成するとともに内視鏡システム 1 の各部を制御する処理装置 3 と、内視鏡 2 の観察光である白色光と、蛍光励起光を含む蛍光差分画像用の光とを生成する光源装置 4 と、処理装置 3 が画像処理を施した画像信号に対応する画像を表示する表示装置 5 と、を備える。

【0033】

内視鏡 2 は、被検体内に挿入される挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端部側であって術者が把持する操作部 2 2 と、操作部 2 2 より延伸する可撓性のユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

【0034】

挿入部 2 1 は、照明ファイバ（ライトガイドケーブル）および電気ケーブル等を用いて実現される。挿入部 2 1 は、被検体内を撮像する撮像素子を内蔵した撮像部を有する先端部 2 1 a と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 1 b と、湾曲部 2 1 b の基端部側に設けられた可撓性を有する可撓管部 2 1 c と、を有する。先端部 2 1 a には、照明レンズを介して被検体内を照明する照明部、被検体内を撮像する観察部、処理具用チャンネルを連通する開口部 2 1 d および送気・送水用ノズル（図示せず）が設けられている。

【0035】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 1 b を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 a と、被検体の体腔内に生体鉗子、レーザメス等の処置具が挿入される処置具挿入部 2 2 b と、処理装置 3、光源装置 4、送気装置、送水装置および送ガス装置等の周辺機器の操作を行う複数のスイッチ部 2 2 c と、を有する。処置具挿入部 2 2 b から挿入された処置具は、内部に設けられた処置具用チャンネルを経て挿入部 2 1 先端の開口部 2 1 d から表出する。

【0036】

ユニバーサルコード 2 3 は、照明ファイバおよび電気ケーブル等を用いて構成される。

10

20

30

40

50

ユニバーサルコード 23 は、基端で分岐しており、分岐した一方の端部がコネクタ 23 b であり、他方の基端がコネクタ 23 a である。コネクタ 23 a は、処理装置 3 に対して着脱自在である。コネクタ 23 b は、光源装置 4 に対して着脱自在である。ユニバーサルコード 23 は、光源装置 4 から出射された照明光を、コネクタ 23 b、操作部 22 および可撓管部 21 c を介して先端部 21 a に伝播する。ユニバーサルコード 23 は、先端部 21 a に備わる撮像部が撮像した画像信号を、処理装置 3 に伝送する。

【0037】

処理装置 3 は、内視鏡 2 の先端部 21 a の撮像部が撮像した被検体内の画像信号に対して、所定の画像処理を施す。処理装置 3 は、白色光画像と、異常部位が強調表示された蛍光差分画像とを生成する。処理装置 3 は、ユニバーサルコード 23 を介して内視鏡 2 の操作部 22 におけるスイッチ部 22 c から送信された各種の指示信号に基づいて、内視鏡システム 1 の各部を制御する。処理装置 3 は、入力部の一部として、プルスイッチ等のリモートスイッチを用いて構成された切替スイッチ 31 a を有し、切替スイッチ 31 a から、蛍光差分画像の生成開始を指示する信号が、コード 31 b を介して処理装置 3 に入力される。

10

【0038】

光源装置 4 は、白色光を発する白色光光源、蛍光励起光を含む蛍光差分画像用の光（第 1 の波長帯域の光）を発する差分画像用光源や、集光レンズ等を用いて構成される。光源装置 4 は、処理装置 3 の制御のもと、白色光光源から白色光を発し、コネクタ 23 b およびユニバーサルコード 23 の照明ファイバを介して接続された内視鏡 2 へ、被写体である被検体内に対する照明光として供給する。光源装置 4 は、処理装置 3 に蛍光差分画像の生成開始を指示する信号が入力されると、処理装置 3 の制御のもと、差分画像用光源から蛍光差分画像用の光を発し、内視鏡 2 へ供給する。被写体である被検体内の生体組織は、蛍光差分画像用の光を照射されると、この光に対する自家蛍光を発する。自家蛍光は、第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光である。

20

【0039】

表示装置 5 は、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) を用いた表示ディスプレイ等を用いて構成される。表示装置 5 は、映像ケーブル 51 を介して処理装置 3 によって所定の画像処理が施された表示用画像信号に対応する画像を含む各種情報を表示する。これにより、術者は、表示装置 5 が表示する画像（体内画像）を見ながら内視鏡 2 を操作することにより、被検体内の所望の位置の観察および性状を判定することができる。

30

【0040】

つぎに、図 1 で説明した内視鏡 2、処理装置 3 および光源装置 4 の構成について説明する。図 2 は、内視鏡システム 1 の構成を模式的に示すブロック図である。

【0041】

内視鏡 2 は、先端部 21 a に撮像部 24 を有する。撮像部 24 は、光学系と、複数の画素を有する撮像素子とによって構成される。撮像素子は、たとえば、CCD 撮像素子あるいは CMOS 撮像素子であり、受光面に、被写体からの光を受光し、受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が行列状に配置される。撮像部 24 の撮像素子は、青色 (B) 画素、緑色 (G) 画素、赤色 (R) 画素を有する。撮像素子の受光面側には、撮像素子の受光面に光学像を結像する対物レンズ等の光学系が配置される。撮像部 24 の複数の画素は、処理装置 3 の制御部 32 の制御にしたがって、受光面に結像された光学像から、被写体である被検体内を表す画像信号を生成する。複数の画素が生成した画像信号は、ケーブル（不図示）およびコネクタ 23 a を介して、処理装置 3 へ出力される。

40

【0042】

次に、処理装置 3 について説明する。処理装置 3 は、入力部 31 と、制御部 32 と、画像処理部 33 と、表示制御部 34 と、記憶部 35 と、を備える。

【0043】

入力部 31 は、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の操作デバイスを用いて実現され、内視鏡システム 1 の各種指示情報の入力を受け付ける。具体的には、入力部 31 は

50

、被検体情報（たとえばID、生年月日、名前等）、内視鏡2の識別情報（たとえばIDや検査対応項目）および検査内容等の各種指示情報の入力を受け付ける。また、入力部31は、前述した切替スイッチ31aを有し、蛍光差分画像の生成開始を指示する信号の入力を受け付ける。

【0044】

制御部32は、CPU等を用いて実現される。制御部32は、処理装置3の各部の処理動作を制御する。制御部32は、処理装置3の各構成に対する指示情報やデータの転送等を行うことによって、処理装置3の動作を制御する。制御部32は、各ケーブルを介して撮像部24および光源装置4の各構成部位に接続されており、撮像部24および光源装置4の動作についても制御を行う。制御部32は、入力部31から、蛍光差分画像の生成開始を指示する信号の入力を受け付けた場合には、光源装置4に対し、白色光の照射から、蛍光差分画像用の光の照射に切り替える制御を行う。

10

【0045】

画像処理部33は、制御部32の制御のもと、撮像部24によって生成された画像信号に対し、所定の信号処理を行う。画像処理部33は、信号処理部33aと、白色光画像処理部33bと、差分画像生成部33cと、異常画像判別部33d（判別部）とを有する。

【0046】

信号処理部33aは、制御部32の制御のもと、撮像部24から出力された画像信号に対して、オプティカルブラック減算処理、ゲイン調整処理、画像信号の同時化処理、ガンマ補正処理等を含む信号処理を行う。信号処理部33aは、処理対象の画像信号が、白色光が照射された被写体を撮像した白色光画像信号である場合には、白色光画像に対応した条件で各信号処理を実行し、信号処理後の画像信号を白色光画像処理部33bに出力する。信号処理部33aは、処理対象の画像信号が、蛍光差分画像用の光が照射された被写体を撮像した蛍光差分画像生成用の画像信号である場合には、蛍光差分画像生成用の画像信号に対応した条件でゲイン調整等の信号処理を実行し、信号処理後の画像信号を差分画像生成部33cに出力する。

20

【0047】

白色光画像処理部33bは、信号処理部33aから出力された白色光画像信号に対し、ホワイトバランス（WB）調整処理、カラーマトリクス演算処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む白色光画像信号用の画像処理を行う。

30

【0048】

差分画像生成部33cは、信号処理部33aから出力された蛍光差分画像生成用の画像信号に対し、所定の画像処理を行うことによって、異常部位が強調表示された蛍光差分画像信号を生成する。差分画像生成部33cは、抽出部33eと、推定部33fと、差分演算部33g（演算部）とを備える。

【0049】

抽出部33eは、撮像部24における複数の画素が生成した1フレームの画像信号から、第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号とを抽出する。

40

【0050】

推定部33fは、抽出部33eが抽出した第1の画像信号をもとに、第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する演算処理を行う。

【0051】

差分演算部33gは、推定部33fが推定した画像信号（推定画像信号）をレファレンス画像として採用する。差分演算部33gは、抽出部33eが抽出した第2の画像信号と、推定部33fが推定した推定画像信号との対応する画像部分における差分を演算して、蛍光差分画像信号を生成する。

【0052】

異常画像判別部33dは、差分演算部33gによって演算された蛍光差分画像信号のう

50

ち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる蛍光差分画像信号を、異常部位が写る異常画像として判別する。異常画像判別部 33d は、差分値および所定値については、いずれも絶対値で比較し、所定値よりも大きな差分値を有する画像部分が含まれる蛍光差分画像信号を異常部位が写る異常画像として判別する。所定値は、たとえば、予め取得された、異常部位が発する自家蛍光を受光した画素の画像信号と、蛍光と同帯域の波長の光を照射した場合における生体組織からの反射光を受光した画素の画像信号と、をもとに設定される。所定値よりも大きな差分値を有する画像部分は、異常部位であると判別でき、所定値未満の差分値を有する画像部分は、正常部位であると判別できる。異常画像判別部 33d は、異常画像と判別した蛍光差分画像信号に対して、異常画像であることを示す異常フラグを立てる。

10

#### 【0053】

表示制御部 34 は、画像処理部 33 が処理した画像信号から、表示装置 5 に表示させるための表示用画像信号を生成する。表示制御部 34 は、表示用画像信号を、デジタル信号からアナログ信号に変換し、変換したアナログ信号の画像信号をハイビジョン方式等のフォーマットに変更後、表示装置 5 へ出力する。表示制御部 34 は、白色光画像表示制御部 34a と、差分画像表示制御部 34b とを有する。白色光画像表示制御部 34a は、白色光画像処理部 33b が出力した白色光画像信号を表示用白色光画像信号に変換する。

#### 【0054】

差分画像表示制御部 34b は、差分演算部 33g による演算後に異常画像判別部 33d から出力された蛍光差分画像信号に対し、前述の所定値を超えた差分値を有する画像部分（異常部位）を、他の部分（正常部位）と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する。異常部位を示す色は、正常部位と識別可能であれば、どの色であってもよい。

20

#### 【0055】

記憶部 35 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、処理装置 3 および光源装置 4 を動作させるための各種プログラムを記憶する。記憶部 35 は、処理装置 3 の処理中の情報を一時的に記録する。記憶部 35 は、撮像部 24 によって撮像された画像信号を、フレーム単位で記憶する。記憶部 35 は、画像処理部 33 によって生成された白色光画像信号および蛍光差分画像信号を記憶する。記憶部 35 は、処理装置 3 の外部から装着されるメモリカード等を用いて構成されてもよい。

30

#### 【0056】

次に、光源装置 4 について説明する。光源装置 4 は、光源部 41 と、光源制御部 42 と、光源ドライバ 43a ~ 43c とを備える。

#### 【0057】

光源部 41 は、各種光源と、集光レンズなどの光学系とを用いて構成される。光源部 41 は、白色光 LED 等で構成される白色光光源 41a と、第 1 の波長帯域の光である蛍光差分画像用の光を発する差分画像用光源 41b とを備える。差分画像用光源 41b は、蛍光励起光である波長 390 ~ 470 nm の光  $E_b$  を発する LED 等で構成される第 1 の差分画像用光源 41c と、波長 650 ~ 800 nm の光  $E_r$  を発する LED 等で構成される第 2 の差分画像用光源 41d とを備える。

40

#### 【0058】

光源制御部 42 は、処理装置 3 の制御部 32 による制御に基づき、光源ドライバ 43a ~ 43c による電力供給を制御して光源部 41 の発光動作を制御する。光源制御部 42 は、制御部 32 の制御のもと、白色光の照射と、蛍光励起光を含む光の照射とを切り替える制御を行う。

#### 【0059】

光源ドライバ 43a は、光源制御部 42 の制御のもと、白色光光源 41a に所定の電力を供給する。光源ドライバ 43b は、光源制御部 42 の制御のもと、第 1 の差分画像用光源 41c に所定の電力を供給する。光源ドライバ 43c は、光源制御部 42 の制御のもと、第 2 の差分画像用光源 41d に所定の電力を供給する。これにより、白色光光源 41a

50

、第1の差分画像用光源41cおよび第2の差分画像用光源41dから発せられた光は、コネクタ23bおよびユニバーサルコード23を介して挿入部21の先端部21aの照明窓21eから被写体に照明される。なお、照明窓21e近傍には、撮像部24が配置される。

【0060】

図3Aは、実施の形態1における差分画像用光源の分光特性の波長依存性を示す図である。差分画像用光源41bは、蛍光差分画像用の光(第1の波長帯域の光)として、蛍光励起光である光 $E_b$ 、ならびに、光 $E_r$ を発する。光 $E_b$ は、波長帯域が390~470nmであってピーク波長420nmのスペクトルを有する狭帯域光である。光 $E_r$ は、波長帯域が650~800nmであってピーク波長700nmのスペクトルを有する狭帯域光である。被写体である被検体内の生体組織は、波長390~470nmの光 $E_b$ を照射されると、この光 $E_b$ に対する自家蛍光を発する。

10

【0061】

図3Bは、生体組織のうちの粘膜組織における自家蛍光の分光特性であって、正常部位および異常部位における自家蛍光の分光特性を重ねて示した図である。なお、実際に生じる生体組織の自家蛍光の強度は、照射された蛍光励起光の強度の0.01倍程度であるため、図3Bは、図3Aのスケールと異なるスケールで自家蛍光の強度を示している。

【0062】

図3Bに示すように、この自家蛍光は、異常部位または正常部位に関わらず、第1の波長帯域の光とは異なる波長分布を有し、ピーク波長が510nmであって、波長500~600nm(第2の波長帯域)に主たる強度を持つ。また、この自家蛍光は、660nm付近にも第2ピークが認められる。いずれの波長成分においても、正常部位の自家蛍光 $F_a$ と異常部位の自家蛍光 $F_b$ とは、強度が異なり、正常部位よりも、病変部などがある異常部位の方が、自家蛍光の強度が低くなる。

20

【0063】

図3Cは、撮像部24の撮像素子の各画素の分光感度の波長依存性を示す図である。図3Cの曲線 $M_b$ に示すように、撮像部24の撮像素子では、B画素は、青色光(以下、B光)を含む波長390~470nmの光に感度を有する。図3Cの曲線 $M_g$ に示すように、G画素は、波長470~580nmの緑色光(以下、G光)に感度を有する。図3Cの曲線 $M_r$ に示すように、R画素は、赤色光(以下、R光)を含む波長650~800nmの光に感度を有する。図4は、図2に示す撮像部の撮像素子の画素配置の一例を示す図である。図4に示すように、撮像部24の撮像素子の受光面には、ベイヤ配列で、R画素、G画素、B画素が配置されており、G画素とR画素とが行方向(x方向)に交互に並んだ奇数ラインと、B画素とG画素とが行方向に交互に並んだ偶数ラインとが、列方向(y方向)に交互に配置されている。

30

【0064】

蛍光差分画像用の光が被検体内の生体組織に照射された場合の、生体組織(粘膜組織)からの戻り光について説明する。図5、図6、図8および図9は、蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ を照射した場合における生体組織からの戻り光について説明する模式図である。図7は、蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ 照射時に生体組織から戻る光を受光したG画素の受光データの分光特性を示す図である。図10は、蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ 照射時に生体組織から戻る光を受光したB画素の受光データの分光特性を示す図である。図11は、蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ 照射時に生体組織から戻る光を受光したR画素の受光データの分光特性を示す図である。

40

【0065】

蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ が生体の粘膜組織に入射すると、図5および図6に示すように、粘膜組織が、光 $E_b$ に励起されて、波長510nmにピークを有する自家蛍光を発する。自家蛍光は、前述したように、波長510nmにピークを有し、波長500~600nmに主たる強度を持つため、撮像部24のG画素が自家蛍光のほとんどを受光する(図7参照)。このため、蛍光差分画像用の光 $E_b$ 、 $E_r$ 照射時にG画素が受光するG光

50

は、生体組織による自家蛍光である。また、正常部位における自家蛍光  $F_a$  (図5および図3B参照)よりも、粘膜異常がある異常部位  $S_u$  (図6参照)における自家蛍光  $F_b$  (図6および図3B参照)の方が強度は低くなる。

【0066】

図8に示すように、蛍光差分画像用の光のうち的光  $E_b$  の一部分は、波長が短いため、粘膜表面  $U$  でそのまま反射して反射光  $R_b$  となる。図9に示すように、蛍光差分画像用の光のうち波長  $700\text{ nm}$  にピークを有する光  $E_r$  は、波長が長いため、粘膜組織に入射すると粘膜組織の内部まで進入し、粘膜組織の深部  $T$  で反射して、反射光  $R_r$  となる。撮像部24においては、B画素が反射光  $R_b$  を受光し(図10参照)、R画素が反射光  $R_r$  を受光する(図11参照)。この蛍光差分画像用の光  $E_b$  ,  $E_r$  照射時における反射光  $R_b$  ,  $R_r$  を受光したB画素およびR画素が生成した画像信号は、生体組織による自家蛍光に対応する信号をほとんど含まない。

10

【0067】

そこで、差分画像生成部33cは、この自家蛍光を含まない反射光  $R_b$  ,  $R_r$  を受光したB, R画素の画像信号を用いて、自家蛍光が含まれないG光の反射光を受光したG画素の画像信号を推定し、該推定したG光の推定画像信号をレファレンス画像信号として採用して、蛍光差分画像信号を生成している。

【0068】

差分画像生成部33cでは、まず、抽出部33eが、処理対象の1フレームの画像信号から、第1の波長帯域である波長  $390 \sim 470\text{ nm}$  の反射光  $R_b$  を実際に受光したB画素と第1の波長帯域の光である波長  $650 \sim 800\text{ nm}$  の反射光  $R_r$  を実際に受光したR画素とによって生成された第1の画像信号と、第2の波長帯域の光である波長  $500 \sim 600\text{ nm}$  の自家蛍光を実際に受光したG画素によって生成された第2の画像信号と、を抽出する。

20

【0069】

推定部33fは、抽出部33eによって抽出された第1の画像信号をもとに、第2の波長帯域である波長  $500 \sim 600\text{ nm}$  の自家蛍光を受光したG画素によって生成される基づく画像信号を推定する演算処理を行う。

【0070】

差分演算部33gは、推定部33fが推定した波長  $500 \sim 600\text{ nm}$  の自家蛍光を受光したG画素によって生成される画像信号(推定画像信号)をレファレンス画像として採用する。差分演算部33gは、抽出部33eが抽出した波長  $500 \sim 600\text{ nm}$  の自家蛍光を実際に受光したG画素が生成した第2の画像信号と、推定部33fが推定した推定画像信号との対応する画像部分における差分を演算して、蛍光差分画像信号を生成する。

30

【0071】

図12は、差分画像生成部33cによる蛍光差分画像生成処理の処理手順を示すフローチャートである。図12に示すように、差分画像生成部33cに、信号処理部33aから処理対象の1フレームの蛍光差分画像生成用の画像信号が入力されると(ステップS1)、抽出部33eは、処理対象の1フレームの蛍光差分画像生成用の画像信号から、第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号を抽出する第1の画像信号抽出処理を行う(ステップS2)。

40

【0072】

推定部33fは、第1の画像信号抽出処理によって抽出された第1の画像信号をもとに、第2の波長帯域の光を受光したG画素によって生成される画像信号を推定する推定処理を行う(ステップS3)。

【0073】

図13は、図12に示す推定処理の処理内容を説明するための図である。なお、図13では、1軸の成分だけを示している。推定部33fは、第1の画像信号のB画素信号およびR画素信号に対して2次元の離散的フーリエ変換を施し、それぞれの振幅データから近似式を求め、該求めた近似式から中間の空間周波数(波長  $510\text{ nm}$  に対応)における振

50

幅を算出し、逆フーリエ変換を施して、波長 510 nm の画像信号を生成する。

【0074】

具体的には、第1の画像信号のB画像信号をもとに、ピーク波長が420 nmである反射光  $R_b$  を受光したB画素の離散的フーリエ変換データ  $D(R_b)$  から、反射光  $R_b$  を受光したB画素の平均空間周波数  $f(R_b)$  を求め、 $f(R_b)$  における振幅データ  $A(R_b)$  を算出する。同様に、推定部33fは、第1の画像信号のR画像信号をもとに、ピーク波長が700 nmである反射光  $R_r$  を受光したR画素の離散的フーリエ変換データ  $D(R_r)$  から、反射光  $R_r$  を受光したR画素の平均空間周波数  $f(R_r)$  を求め、 $f(R_r)$  における振幅データ  $A(R_r)$  を求める。推定部33fは、B画素の平均空間周波数  $f(R_b)$ 、R画素の平均空間周波数  $f(R_r)$ 、B画素の振幅データ  $A(R_b)$ 、および、R画素の振幅データ  $A(R_r)$  をもとに直線近似による近似式  $L_e$  を求める。図13では、この近似式を直線近似としたが、事前に実測などで得た知見に基づき、たとえば3次式等により次数の高い式で近似してもよい。

10

【0075】

続いて、推定部33fは、この近似式  $L_e$  から、波長420 nmと波長700 nmとの中間波長510 nmに対応する反射光の平均空間周波数  $f(R_g)$  の振幅データ  $A(R_g)$  を算出する。推定部33fは、該算出した振幅データ  $A(R_g)$  を用いて、逆フーリエ変換を行い、波長510 nmの反射光を受光したG画素で生成される画像信号を推定する。推定部33fの推定処理によって推定された画像信号は、自家蛍光を含まない反射光  $R_b$  および反射光  $R_r$  をもとに生成されたG光の画像信号、すなわち、自家蛍光を含まないG光を受光したG画像信号であり、レファレンス画像として採用される。

20

【0076】

抽出部33eは、ステップS2で第1の画像信号が抽出された画像信号と同じフレームの蛍光差分画像生成用の画像信号から、第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出処理を行う(ステップS4)。

【0077】

差分演算部33gは、推定処理(ステップS3)において推定された画像信号(推定画像信号)と、第2の画像信号抽出処理(ステップS4)において抽出された第2の画像信号との対応する画像部分における差分を演算する(ステップS5)。

【0078】

図14は、差分演算部33gの差分演算処理を説明するための模式図である。図14に示す抽出画像  $G_a$  は、抽出された第2の画像信号であって、実際に自家蛍光を受光したG画素によって生成された画像信号に対応する画像である。また、推定画像  $G_e$  は、推定部33fによって推定された画像信号であって、自家蛍光を含まないG光を受光したG画像信号(レファレンス画像信号)に対応する画像である。差分演算部33gは、抽出画像  $G_a$  と、推定画像  $G_e$  との対応する画像部分における差分を演算することによって、ノイズがキャンセルされ、結果として、異常部位の撮像信号が増幅され異常部位  $S_u$  が強調表示された蛍光差分画像  $G_d$  を生成できる。

30

【0079】

差分画像生成部33cは、差分演算部33gによって生成された蛍光差分画像信号を異常画像判別部33dに出力して(ステップS6)、蛍光差分画像の生成処理を終了する。差分画像生成部33cによって生成された蛍光差分画像信号は、異常画像判別部33dによって、各画像領域の差分値と所定値とを比較されることによって、異常画像であるか判別される。この所定値は、たとえば、予め取得された、異常部位が発する緑色の自家蛍光を受光したG画素の画像信号と、蛍光と同帯域の波長のG光を照射した場合における生体組織からの反射光を受光したG画素の画像信号とをもとに設定される。そして、画像処理部33から出力された蛍光画像信号は、差分画像表示制御部34bによって、所定値よりも大きな差分値を有する画像部分が、他の部分と識別できる色で表示された差分画像表示用画像信号に変換されてから、表示装置5に表示出力される。また、異常画像である場合には、異常フラグが立てられた状態で、表示装置5に表示出力される。

40

50

## 【0080】

このように、本実施の形態1では、処理対象の画像信号のうち、照射光の生体組織での反射光 $R_b$ 、 $R_r$ を受光したB画素およびR画素による第1の画像信号をもとに、G光照射時の自家蛍光を含まない反射光を受光したG画素による画像信号を推定し、推定した画像信号をレファレンス画像信号として、処理対象の画像信号のうち自家蛍光を実際に受光したG画素による第2の画像信号との差分を求めることによって、1枚分の蛍光差分画像信号を生成する。すなわち、本実施の形態1では、蛍光差分画像用の光を1回発光させることによって得られる画像信号をもとに、自家蛍光を含まない画像信号を推定し、該推定した画像信号と自家蛍光を含む画像信号との差分から、自家蛍光が少ない部分を異常部位が写っている部分として自動検出する。したがって、本実施の形態1によれば、1フ

10

## 【0081】

また、本実施の形態1では、生成された蛍光差分画像信号のうち、異常部位を有する蛍光差分画像信号については、異常フラグを立てて、異常画像信号と他の画像信号とを区別しやすくしているため、術者は、多数の蛍光差分画像信号の中から異常画像信号を迅速に見つけることができる。

20

## 【0082】

また、本実施の形態1では、蛍光差分画像信号中の異常部位を、他の部分と比較して識別しやすい色で表示しているため、術者は、異常フラグが立てられた蛍光差分画像信号のどこの部分に異常部位があるかを容易に認識することができる。

## 【0083】

なお、実施の形態1では、推定部33fは、B画素によって生成された画像信号と、R画素によって生成された画像信号とを用いて推定画像信号を求めた場合を例に説明したが、これに限らない。事前に実測などで得られた知見があれば、近似式 $L_g$ が何次の関数で近似するものであるかを設定できるため、推定部33fは、B画素またはR画素のいずれか一つの画像信号があれば、中間のG画素の画像信号を推定することができる。この場合には、推定部33fは、処理対象の画像信号から抽出したB画素またはR画素のいずれか

30

## 【0084】

また、本実施の形態1では、第1の波長帯域の光のうち、光 $E_b$ は、生体組織を励起できれば足りるため、波長390~470nmの範囲に限らず、生体組織を励起可能である波長を有する波長帯域の光であればよく、ピーク波長も510nmでなくともよい。第1の波長帯域の光のうち、光 $E_r$ は、R画素が受光可能である光であれば、推定部33fでの演算処理に支障はないため、波長650~800nmに限らず、可視光あるいは近赤外光であってもよい。

## 【0085】

(実施の形態2)

次に、実施の形態2について説明する。実施の形態2では、第1の波長帯域の光として蛍光励起光である光 $E_b$ のみを照射して、蛍光差分画像信号を生成する場合について説明する。図15は、実施の形態2にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

40

## 【0086】

図15に示すように、実施の形態2にかかる内視鏡システム201は、画像処理部233を有する処理装置203と、光源装置204とを有する。画像処理部233は、抽出部33eおよび推定部33fに代えて、抽出部233eおよび推定部233fを有する差分画像生成部233cを備える。処理装置203は、制御部32と同様の機能を有する制御

50

部 2 3 2 を備える。光源装置 2 0 4 は、光源ドライバ 4 3 c を削除した構成を有するとともに、第 2 の差分画像用光源 4 1 d を削除した光源部 2 4 1 と、光源部 2 4 1 の発光動作を制御する光源制御部 2 4 2 を備える。

【 0 0 8 7 】

図 1 6 A は、実施の形態 2 における差分画像用光源の分光特性の波長依存性を示す図である。図 1 6 B は、生体組織（粘膜組織）からの戻り光の分光特性を示す図である。図 1 6 C は、撮像部 2 4 の撮像素子の各画素の分光感度の波長依存性および各画素の受光レベルを示す図である。図 1 7 は、蛍光差分画像用の光  $E_b$  を照射した場合における生体組織（粘膜組織）からの戻り光について説明する模式図である。

【 0 0 8 8 】

図 1 6 A に示すように、光源装置 2 0 4 は、蛍光差分画像用の光である第 1 の波長帯域の光として、蛍光励起光である波長 3 9 0 ~ 4 7 0 nm（ピーク波長は 4 2 0 nm）の光  $E_b$  のみを発する。光  $E_b$  が生体組織に照射されると、光  $E_b$  の一部は、粘膜表層 U でそのまま反射し（図 1 7 の反射光  $R_b$ ）、反射光  $R_b$ （図 1 6 B 参照）は、波長 3 9 0 ~ 4 7 0 nm の光に感度を有する B 画素（図 1 6 C 参照）によって受光される。この B 画素によって生成された画像信号は、生体組織による自家蛍光 F に対応する信号を含まない。

【 0 0 8 9 】

光  $E_b$  の大部分は、粘膜組織内部まで入射し、粘膜組織を励起して、粘膜組織に自家蛍光 F を生じさせる（図 1 6 B 参照）。自家蛍光 F のうち、主たる強度を有する波長 5 0 0 ~ 6 0 0 nm（ピーク波長は第 1 のピーク波長である波長 5 1 0 nm）の自家蛍光  $F_g$ （図 1 7 参照）は、G 画素（図 1 6 C 参照）によって受光される。

【 0 0 9 0 】

光  $E_b$  の一部は、粘膜組織の深部 T まで進入し、深部 T の粘膜組織を励起して、粘膜組織に自家蛍光 F を生じさせる。粘膜の深部 T で生じた自家蛍光 F のうち、波長が短い波長 5 0 0 ~ 6 0 0 nm の自家蛍光  $F_g$  は、粘膜表層 U まで達するまでに減衰するため、深部 T から外部に出射する自家蛍光は、主として、波長が長い波長 6 5 0 ~ 8 0 0 nm（ピーク波長は第 2 のピーク波長である 6 6 0 nm）の自家蛍光  $F_r$ （図 1 7 参照）となる。この自家蛍光  $F_r$  は、R 画素（図 1 6 C 参照）によって受光される。

【 0 0 9 1 】

生体組織が粘膜組織の場合には、深部よりも表層に近いほど構造が複雑になり、自家蛍光の周波数が高くなる。そして、異常粘膜は、表層から中層近傍に存在することが多い。自家蛍光 F のうちの自家蛍光  $F_r$  は、複雑な構造を有する粘膜表層 U を透過し、粘膜の深部 T まで到達した光  $E_b$  の励起によるものである。粘膜の深部 T の構造は、消化管の形状が反映されるのみで、粘膜表層 U ほど複雑ではなく、一定の均一性を持っている。このため、深部 T からの自家蛍光  $F_r$  は、粘膜表層 U 近傍の異常粘膜の影響を受けず、粘膜表層 U の異常部位からの自家蛍光を含むものではないと考えることができる。すなわち、R 画素によって生成された画像信号は、一定の正常度を有する粘膜組織に基づく信号であって、異常部位に関係しない信号であるといえる。

【 0 0 9 2 】

そこで、差分画像生成部 2 3 3 c では、処理対象の画像信号から抽出した B 画素および R 画素によって生成された画像信号をもとに、異常部位における自家蛍光の影響を含まない G 光を受光した G 画素の画像信号を推定し、該推定した G 光の推定画像信号をレファレンス画像信号として採用する。

【 0 0 9 3 】

図 1 8 は、差分画像生成部 2 3 3 c による蛍光差分画像生成処理の処理手順を示すフローチャートである。図 1 8 に示すステップ S 1 1 は、図 1 2 に示すステップ S 1 である。抽出部 2 3 3 e は、処理対象の 1 フレームの蛍光差分画像生成用の画像信号から、第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出処理を行う（ステップ S 1 2）。実施の形態 2 において、第 1 の画像信号は、第 1 の波長帯域の光である蛍光差分画像用の光  $E_b$  の反射光を受光した画素によって生成された画像信号であり、光  $E_b$  照射時における反射光  $R_b$  を

10

20

30

40

50

受光したB画素によって生成された画像信号である。

【0094】

抽出部233eは、ステップS12で第1の画像信号が抽出された画像信号と同フレームの蛍光差分画像生成用の画像信号から、第3の画像信号を抽出する第3の画像信号の抽出処理を行う(ステップS13)。第3の画像信号は、波長650~800nmの光、すなわち、自家蛍光 $F_r$ を受光したR画素によって生成された画像信号である。

【0095】

推定部233fは、抽出部233eが抽出した第1の画像信号および第3の画像信号をもとに、第2の波長帯域である波長500~600nmの光を受光したG画素によって生成される画像信号を推定する推定処理を行う(ステップS14)。

10

【0096】

図19は、図18に示す推定処理の処理内容を説明するための図である。なお、図19では、1軸の成分だけを示している。推定部233fは、実施の形態1と同様に、第1の画像信号であるB画素の画像信号の離散的フーリエ変換データ $D(R_b)$ から、B画素の平均空間周波数 $f(R_b)$ を求め、 $f(R_b)$ における振幅データ $A(R_b)$ を算出する。推定部233fは、第3の画像信号である赤色の自家蛍光 $F_r$ を受光したR画素の画像信号の離散的フーリエ変換データ $D(F_r)$ から、R画素の平均空間周波数 $f(F_r)$ を求め、 $f(F_r)$ における振幅データ $A(F_r)$ を求める。推定部233fは、B画素の平均空間周波数 $f(R_b)$ 、R画素の平均空間周波数 $f(F_r)$ 、振幅データ $A(R_b)$ および振幅データ $A(F_r)$ をもとに直線近似による近似式 $L_f$ を求める。この近似式は、事前に実測などで得た知見に基づき、たとえば3次式等、より次数の高い式で近似してもよい。

20

【0097】

続いて、推定部233fは、この近似式 $L_f$ から、波長420nmと波長660nmとの中間波長510nmに対応する平均空間周波数 $f(R_{g_f})$ の振幅データ $A(R_{g_f})$ を算出する。推定部233fは、該算出した振幅データ $A(R_{g_f})$ を用いて、逆フーリエ変換を行い、波長510nmの反射光を受光したG画素によって生成される画像信号を推定する。推定部233fの推定処理によって推定された推定画像信号は、異常部位の影響を含まない反射光 $R_b$ および自家蛍光 $F_r$ をもとに生成されたG光の画像信号であり、レファレンス画像として採用される。

30

【0098】

抽出部233eは、図12に示すステップS4と同様に、処理対象の画像信号から、第2の画像信号を抽出する第2の画像信号の抽出処理を行う(ステップS15)。第2の画像信号は、波長500~600nmの自家蛍光を受光したG画素によって生成された画像信号である。

【0099】

差分演算部33gは、図12に示すステップS5と同様に、推定処理(ステップS14)において推定された画像信号と、第2の画像信号抽出処理(ステップS15)において抽出された第2の画像信号との対応する画像部分における差分を演算する(ステップS16)。

40

【0100】

図20は、差分演算部33gの差分演算処理を説明するための模式図である。図20に示すように、差分演算部33gは、抽出画像 $G_a$ と推定画像 $G_{e_f}$ との対応する画像部分において差分をそれぞれ演算することによって、異常部位 $S_u$ が強調表示された蛍光差分画像 $G_{d_f}$ を生成する。

【0101】

差分画像生成部233cは、差分演算部33gによって生成された蛍光差分画像信号を異常画像判別部33dに出力して(ステップS17)、蛍光差分画像の生成処理を終了する。

【0102】

50

この実施の形態 2 では、照射光の生体組織での反射光  $R_b$  を受光した B 画素の画素信号と、異常部位の影響をほとんど含まない生体組織深部からの自家蛍光  $F_r$  を受光した R 画素の画素信号とをもち、G 光照射時の自家蛍光を含まない反射光を受光した G 画素によって生成される画像信号を推定し、該推定した画像信号をレファレンス画像信号として採用することによって、1 フレームの画像信号から 1 枚分の蛍光差分画像信号を生成する。したがって、実施の形態 2 によれば、実施の形態 1 と同様の効果を奏するとともに、蛍光差分画像生成のために要する光源は、蛍光励起光である波長 390 ~ 470 nm の光を発生する第 1 の差分画像用光源 41c のみで足りるため、実施の形態 1 と比して、構成を容易化することができる。

#### 【0103】

なお、実施の形態 2 では、推定部 233f は、B 画素によって生成された画像信号と、R 画素によって生成された画像信号とを用いて推定画像信号を求めた場合を例に説明したが、これに限らない。事前に実測などで得られた知見があれば、近似式  $L_f$  が何次の関数で近似するものであるかを設定できるため、推定部 233f は、B 画素または R 画素のいずれか一つの画像信号があれば、中間の G 画素の画像信号を推定することができる。この場合には、図 18 のステップ S12 またはステップ S13 を省略することができ、図 18 のステップ S14 では、推定部 233f は、処理対象の画像信号から抽出した B 画素または R 画素のいずれか一つの画像信号と、予め設定された近似式に対する設定内容とをもちに推定処理を行えばよい。

#### 【0104】

また、本実施の形態 2 では、第 1 の波長帯域の光である光  $E_b$  は、生体組織を励起できれば足りるため、波長 390 ~ 470 nm の範囲に限らず、生体組織を励起可能である波長を有する波長帯域の光であればよく、ピーク波長も 510 nm でなくともよい。

#### 【0105】

(実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 について説明する。実施の形態 3 では、実施の形態 1 をカプセル型内視鏡システムに適用した例について説明する。

#### 【0106】

図 21 は、実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。図 21 に示すように、実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システム 301 は、被検体 H 内に導入されて該被検体 H 内を撮像することにより画像データを取得し、無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 302 と、カプセル型内視鏡 302 から送信された無線信号を、被検体 H に装着された複数の受信アンテナ 371a ~ 371h を備えた受信アンテナユニット 371 を介して受信する受信装置 307 と、カプセル型内視鏡 302 が取得した画像データを、クレードル 308 を介して、受信装置 307 から取り込み、該画像データを用いて被検体 H 内の画像を作成する処理装置 303 と、を備える。処理装置 303 によって作成された被検体 H 内の画像は、たとえば、処理装置 303 に接続する表示装置 5 から表示出力される。

#### 【0107】

図 22 は、カプセル型内視鏡 302、受信装置 307 および処理装置 303 の構成を示すブロック図である。カプセル型内視鏡 302 は、被検体 H が嚥下可能な大きさのカプセル形状の筐体に撮像素子等の各種部品を内蔵した装置である。カプセル型内視鏡 302 は、被検体 H 内を撮像する撮像部 321 と、被検体 H 内を照明する光源部 322 と、制御部 323 と、信号処理部 324 と、送信部 325 と、アンテナ 326 と、メモリ 327 と、電源部 328 とを備える。

#### 【0108】

撮像部 321 は、例えば、受光面に結像された光学像から被検体 H 内を表す撮像信号を生成して出力する CCD 撮像素子、CMOS 撮像素子などの撮像素子と、該撮像素子の受光面側に配設された対物レンズ等の光学系とを含む。撮像素子は、実施の形態 1 の撮像部 24 における撮像素子と同様の画素配置で、被検体 H からの光を受光する複数の R, G,

10

20

30

40

50

B画素がマトリックス状に配列され、各画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより、画像信号を生成する。

【0109】

光源部322は、実施の形態1における差分画像用光源41bと同様に、蛍光差分画像用の光（第1の波長帯域の光）として、蛍光励起光である光 $E_b$ と光 $E_r$ とを発する。光源部322は、蛍光励起光である波長390～470nmの光 $E_b$ を発するLED等で構成される第1の差分画像用光源322aと、波長650～800nmの光 $E_r$ を発するLED等で構成される第2の差分画像用光源322bとを備える。被写体である被検体H内の生体組織は、波長390～470nmの光 $E_b$ を照射されると、実施の形態1で説明したように、撮像部321のB画素は、光 $E_b$ の反射光 $R_b$ を受光し、R画素は、光 $E_r$ の反射光 $R_r$ を受光する。

10

【0110】

制御部323は、カプセル型内視鏡302の各構成部位の動作処理の制御を行う。信号処理部324は、撮像部321から出力された撮像信号を処理する。信号処理部324は、撮像部321から出力された撮像信号に対してA/D変換及び所定の信号処理を施し、デジタル形式の撮像信号を取得する。

【0111】

送信部325は、信号処理部324から出力された撮像信号を関連情報とともに無線信号に重畳して、アンテナ326から外部に送信する。関連情報には、カプセル型内視鏡302の個体を識別するために割り当てられた識別情報（例えばシリアル番号）等が含まれる。

20

【0112】

メモリ327は、制御部323が各種動作を実行するための実行プログラム及び制御プログラムを記憶する。また、メモリ327は、信号処理部324において信号処理が施された撮像信号等を一時的に記憶してもよい。

【0113】

電源部328は、ボタン電池等からなるバッテリーと、該バッテリーから電力を昇圧等する電源回路と、当該電源部328のオンオフ状態を切り替える電源スイッチとを含み、電源スイッチがオンとなった後、カプセル型内視鏡302内の各部に電力を供給する。なお、電源スイッチは、例えば外部の磁力によってオンオフ状態が切り替えられるリードスイッチからなり、カプセル型内視鏡302の使用前（被検体Hが嚥下する前）に、該カプセル型内視鏡302に外部から磁力を印加することによりオン状態に切り替えられる。

30

【0114】

このようなカプセル型内視鏡302は、被検体Hに嚥下された後、臓器の蠕動運動等によって被検体Hの消化管内を移動しつつ、生体部位（食道、胃、小腸、及び大腸等）を所定の周期（例えば0.5秒周期）で順次撮像する。そして、この撮像動作により取得された画像データ及び関連情報を受信装置307に順次無線送信する。

【0115】

受信装置307は、受信部372と、受信信号処理部373と、制御部374と、データ送受信部375と、メモリ376と、操作部377と、表示部378と、これらの各部に電力を供給する電源部379とを備える。

40

【0116】

受信部372は、カプセル型内視鏡302から無線送信された撮像信号および関連情報を、複数（図21においては8個）の受信アンテナ371a～371hを有する受信アンテナユニット371を介して受信する。各受信アンテナ371a～371hは、例えばループアンテナ又はダイポールアンテナを用いて実現され、被検体Hの体外表面上の所定位置に配置される。

【0117】

受信信号処理部373は、受信部372が受信した撮像信号に所定の信号処理を施す。制御部374は、受信装置307の各構成部を制御する。データ送受信部375は、US

50

B、又は有線LAN、無線LAN等の通信回線と接続可能なインタフェースである。データ送受信部375は、処理装置303と通信可能な状態で接続された際に、メモリ376に記憶された撮像信号および関連情報を処理装置303に送信する。

【0118】

メモリ376は、受信信号処理部373において信号処理が施された撮像信号およびその関連情報を記憶する。操作部377は、ユーザが当該受信装置307に対して各種設定情報や指示情報を入力する際に用いられる入力デバイスである。表示部378は、カプセル型内視鏡302から受信した画像データに基づく体内画像等を表示する。

【0119】

このような受信装置307は、カプセル型内視鏡302により撮像が行われている間（例えば、カプセル型内視鏡302が被検体Hに嚥下された後、消化管内を通過して排出されるまでの間）、被検体Hに装着されて携帯される。受信装置307は、この間、受信アンテナユニット371を介して受信した撮像信号に、各受信アンテナ371a～371hにおける受信強度情報や受信時刻情報等の関連情報をさらに付加し、これらの撮像信号および関連情報をメモリ376に記憶させる。

10

【0120】

カプセル型内視鏡302による撮像の終了後、受信装置307は被検体Hから取り外され、処理装置303と接続されたクレードル308（図21参照）にセットされる。これにより、受信装置307は、処理装置303と通信可能な状態で接続され、メモリ376に記憶された撮像信号および関連情報を処理装置303に転送（ダウンロード）する。

20

【0121】

処理装置303は、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ等の表示装置5を備えたワークステーションを用いて構成される。処理装置303は、データ送受信部330と、入力部331と、処理装置303の各部を統括して制御する制御部332と、画像処理部333と、表示制御部334と、記憶部335と、を備える。

【0122】

データ送受信部330は、USB、又は有線LANや無線LAN等の通信回線と接続可能なインタフェースであり、USBポート及びLANポートを含んでいる。実施の形態3において、データ送受信部330は、USBポートに接続されるクレードル308を介して受信装置307と接続され、受信装置307との間でデータの送受信を行う。

30

【0123】

入力部331は、例えばキーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の入力デバイスによって実現される。入力部331は、ユーザの操作に応じた情報や命令の入力を受け付ける。

【0124】

制御部332は、CPU等のハードウェアによって実現され、記憶部335に記憶された各種プログラムを読み込むことにより、入力部331を介して入力された信号や、データ送受信部330から入力された撮像信号等に基づいて、処理装置303を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、処理装置303全体の動作を統括的に制御する。

【0125】

画像処理部333は、制御部332の制御のもと、データ送受信部330から入力された画像信号や記憶部335に記憶された画像信号に所定の画像処理を施す。画像処理部333は、オプティカルブラック減算処理、ゲイン調整処理、画像信号の同時化処理、ガンマ補正処理等を含む信号処理を行う信号処理部333aと、差分画像生成部333cと、異常画像判別部333dと、を備える。差分画像生成部333cは、抽出部333eと、推定部333fと、差分演算部333gとを備える。データ送受信部330から入力された処理対象の画像信号は、カプセル型内視鏡302の撮像部321が撮像した画像信号であり、1フレームの画像信号には、光 $E_b$ に対する波長 $500 \sim 600 \text{ nm}$ （ピーク波長は $510 \text{ nm}$ ）の自家蛍光を受光したG画素によって生成された画像信号（第2の画像信号）と、光 $E_b$ の反射光 $R_b$ を受光したB画素によって生成された画像信号および光 $E_r$ の反射光 $R_r$

40

50

を受光した R 画素によって生成された画像信号（第 1 の画像信号）と、が含まれる。このため、差分画像生成部 3 3 c は、実施の形態 1 において差分画像生成部 3 3 c が実行する蛍光差分画像の生成処理（図 1 2 参照）と同様の処理を行って、蛍光差分画像信号を生成する。

【 0 1 2 6 】

表示制御部 3 3 4 は、図 2 に示す表示制御部と同様に、画像処理部 3 3 3 が処理した画像信号から、表示装置 5 に表示させるための表示用画像信号を生成する。表示制御部 3 3 4 は、差分画像表示制御部 3 4 b を有する。

【 0 1 2 7 】

カプセル型内視鏡は消化管の蠕動運動によって移動することから、フレーム間での撮像領域の変動が大きく、連続するフレームであっても画像信号間で撮像領域のずれが生じるため、カプセル型内視鏡システムでは、1 枚分の蛍光差分画像信号を生成するために 2 フレーム分の画像信号が必要であった従来の技術を用いること自体が困難であった。これに対し、本実施の形態 3 では、1 フレーム分の画像信号のみを使用するだけで 1 枚分の蛍光差分画像信号を生成することができる本実施の形態 1 を適用することによって、カプセル型内視鏡システムでも、蛍光差分画像信号を生成することが可能になった。

10

【 0 1 2 8 】

なお、実施の形態 3 においては、実施の形態 1 と同様に、事前に実測などで得られた知見があれば、近似式  $L_e$  が何次の関数で近似するものであるかを設定できるため、推定部 3 3 f は、B 画素または R 画素のいずれか一つの画像信号があれば、中間の G 画素の画像信号を推定することができる。

20

【 0 1 2 9 】

（実施の形態 4）

次に、実施の形態 4 について説明する。実施の形態 4 では、実施の形態 2 をカプセル型内視鏡システムに適用した例について説明する。

【 0 1 3 0 】

図 2 3 は、実施の形態 4 にかかるカプセル型内視鏡システムの構成を示すブロック図である。図 2 3 に示すように、実施の形態 4 にかかるカプセル型内視鏡システム 4 0 1 は、図 2 2 のカプセル型内視鏡 3 0 2 に代えて、カプセル型内視鏡 4 0 2 を有するとともに、処理装置 3 0 3 に代えて、処理装置 4 0 3 を有する。

30

【 0 1 3 1 】

カプセル型内視鏡 4 0 2 は、光源として、第 1 の差分画像用光源 3 2 2 a を有する。したがって、カプセル型内視鏡 4 0 2 は、実施の形態 2 と同様に、蛍光差分画像用の光である第 1 の波長帯域の光として、蛍光励起光である光  $E_b$  のみを発する。被写体である生体組織は、光  $E_b$  を照射されると、実施の形態 2 で説明したように、自家蛍光  $F$  を発する。自家蛍光  $F$  は、波長 5 0 0 ~ 6 0 0 nm（ピーク波長は第 1 のピーク波長である波長 5 1 0 nm）の自家蛍光  $F_g$  と、粘膜深部による波長 6 5 0 ~ 8 0 0 nm（ピーク波長は第 2 のピーク波長である波長 6 6 0 nm）の自家蛍光  $F_r$  とを含む。撮像部 3 2 1 の G 画素は、自家蛍光  $F_g$  を受光し、R 画素は、自家蛍光  $F_r$  を受光する。撮像部 3 2 1 の B 画素は、光  $E_b$  の反射光  $R_b$  を受光する。制御部 4 2 3 は、制御部 3 2 3 と同様の機能を有する。

40

【 0 1 3 2 】

処理装置 4 0 3 は、図 2 2 に示す画像処理部 3 3 3 に代えて、画像処理部 4 3 3 を備える。画像処理部 4 3 3 は、抽出部 2 3 3 e と推定部 2 3 3 f と差分演算部 3 3 g とを有する差分画像生成部 2 3 3 c を備える。制御部 4 3 2 は、制御部 3 3 2 と同様の機能を有する。データ送受信部 3 3 0 から入力された処理対象の画像信号は、カプセル型内視鏡 4 0 2 の撮像部 3 2 1 が撮像した画像信号であり、1 フレームの画像信号には、光  $E_b$  に対する自家蛍光のうち波長 5 0 0 ~ 6 0 0 nm の自家蛍光  $F_g$  を受光した G 画素によって生成された画像信号（第 2 の画像信号）と、光  $E_b$  の反射光  $R_b$  を受光した B 画素によって生成された画像信号（第 1 の画像信号）と、所定の均一性を有する生体組織（粘膜組織）

50

の深部から発せられた自家蛍光  $F_r$  を受光した R 画素によって生成された画像信号（第 3 の画像信号）と、が含まれる。このため、差分画像生成部 2 3 3 c は、実施の形態 2 において差分画像生成部 2 3 3 c が実行する蛍光差分画像の生成処理（図 1 8 参照）と同様の処理を行って、蛍光差分画像を生成する。

【 0 1 3 3 】

この実施の形態 4 においては、実施の形態 2 と同様の効果を奏するとともに、蛍光差分画像生成のために要する光源は、蛍光励起光である波長 3 9 0 ~ 4 7 0 nm を発する第 1 の差分画像用光源のみで足りるため、実施の形態 3 と比して、カプセル型内視鏡 4 0 2 の構成を容易化することができる。

【 0 1 3 4 】

なお、実施の形態 4 においては、実施の形態 2 と同様に、事前に実測などで得られた知見があれば、近似式  $L_f$  が何次の関数で近似するものであるかを設定できるため、推定部 2 3 3 f は、B 画素または R 画素のいずれか一つの画像信号があれば、中間の G 画素の画像信号を推定することができる。

【 0 1 3 5 】

また、図 2 2 および図 2 3 に示す差分画像生成部 3 3 c , 2 3 3 c および異常画像判別部 3 3 d を、処理装置 3 0 3 , 4 0 3 の画像処理部 3 3 3 , 4 3 3 ではなく、受信装置 3 0 7 の受信信号処理部 3 7 3 に設け、受信装置 3 0 7 が蛍光差分画像信号を生成できるようにしてもよい。

【 0 1 3 6 】

また、本実施の形態にかかる画像処理部 3 3 , 2 3 3 , 3 3 3 , 4 3 3 、並びに、他の構成部で実行される各処理に対する実行プログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルで CD - ROM 、フレキシブルディスク、CD - R 、DVD 等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録して提供するように構成してもよく、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。また、インターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成してもよい。

【符号の説明】

【 0 1 3 7 】

- 1 , 2 0 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 , 2 0 3 , 3 0 3 , 4 0 3 処理装置
- 4 光源装置
- 5 表示装置
- 2 1 挿入部
- 2 1 a 先端部
- 2 1 b 湾曲部
- 2 1 c 可撓管部
- 2 1 d 開口部
- 2 1 e 照明窓
- 2 2 操作部
- 2 2 a 湾曲ノブ
- 2 2 b 処置具挿入部
- 2 2 c スイッチ部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 3 a , 2 3 b コネクタ
- 2 4 , 3 2 1 撮像部
- 3 1 , 3 3 1 入力部
- 3 1 a 切替スイッチ
- 3 2 , 2 3 2 , 3 2 3 , 3 7 4 , 3 3 2 , 4 2 3 , 4 3 2 制御部

10

20

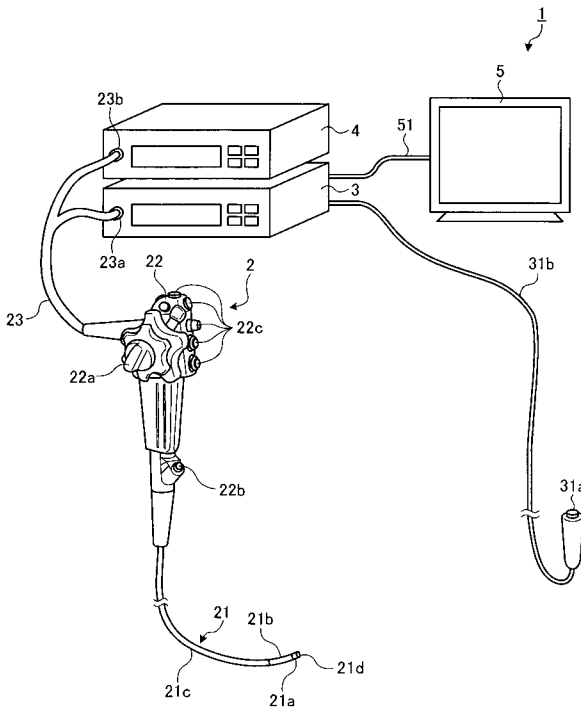
30

40

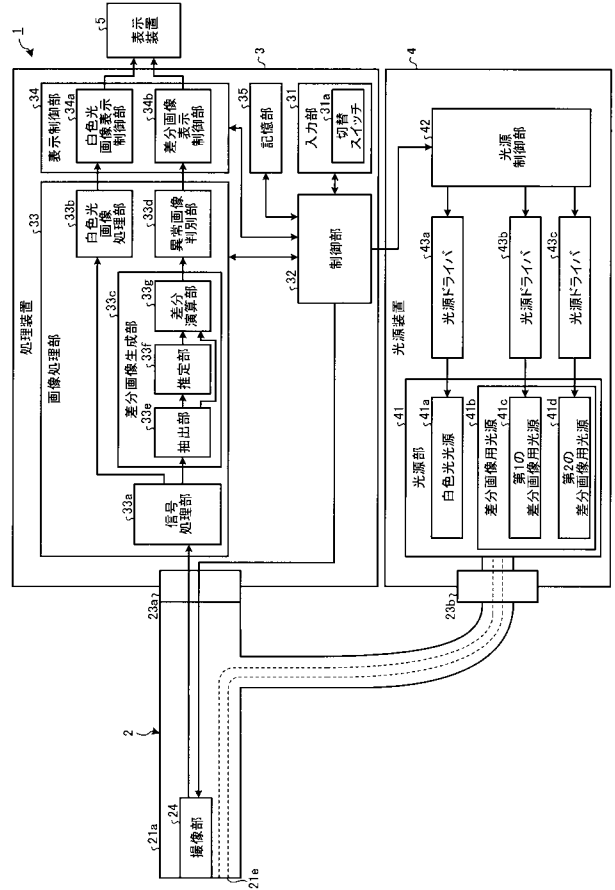
50

3 3 , 2 3 3 , 3 3 3 , 4 3 3	画像処理部	
3 3 a , 3 2 4	信号処理部	
3 3 b	白色光画像処理部	
3 3 c , 2 3 3 c	差分画像生成部	
3 3 d	異常画像判別部	
3 3 e , 2 3 3 e	抽出部	
3 3 f , 2 3 3 f	推定部	
3 3 g	差分演算部	
3 4 , 3 3 4	表示制御部	
3 4 a	白色光画像表示制御部	10
3 4 b	差分画像表示制御部	
3 5 , 3 3 5	記憶部	
4 1 , 2 4 1 , 3 2 2	光源部	
4 1 a	白色光光源	
4 1 b	差分画像用光源	
4 1 c	第1の差分画像用光源	
4 1 d	第2の差分画像用光源	
4 2 , 2 4 2	光源制御部	
4 3 a ~ 4 3 c	光源ドライバ	
5 1	映像ケーブル	20
3 0 1 , 4 0 1	カプセル型内視鏡システム	
3 0 2 , 4 0 2	カプセル型内視鏡	
3 7 1	受信アンテナユニット	
3 7 1 a ~ 3 7 1 h	受信アンテナ	
3 2 5	送信部	
3 2 6	アンテナ	
3 2 7 , 3 7 6	メモリ	
3 2 8 , 3 7 9	電源部	
3 0 7	受信装置	
3 0 8	クレードル	30
3 7 2	受信部	
3 7 3	受信信号処理部	
3 7 5 , 3 3 0	データ送受信部	
3 7 7	操作部	
3 7 8	表示部	
H	被検体	

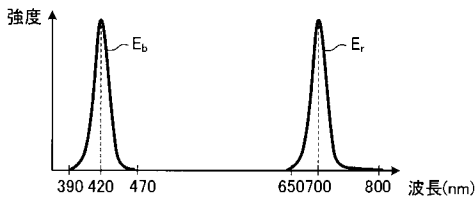
【 図 1 】



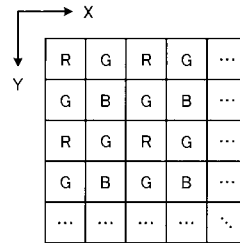
【 図 2 】



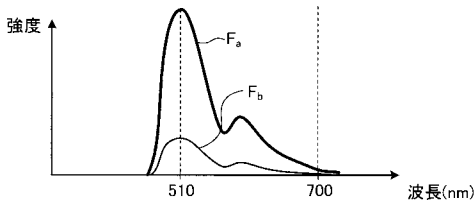
【 図 3 A 】



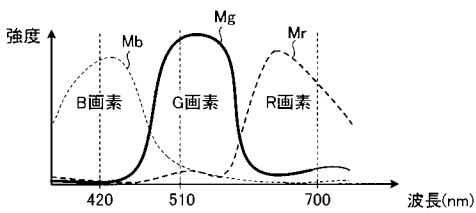
【 図 4 】



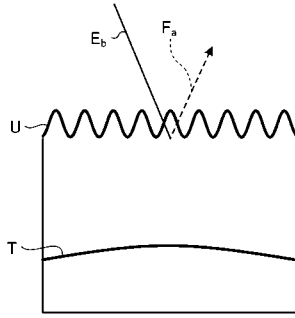
【 図 3 B 】



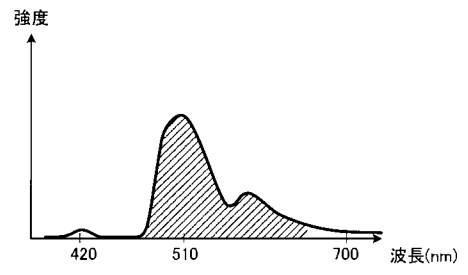
【 図 3 C 】



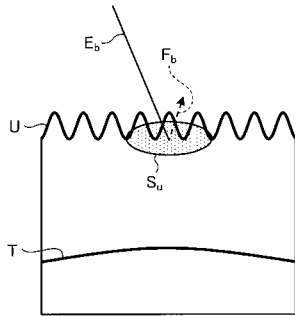
【 図 5 】



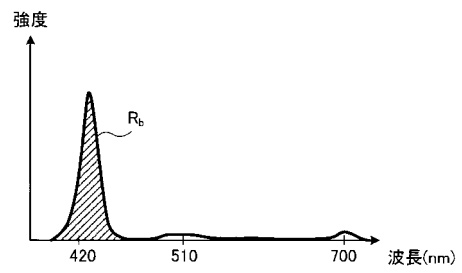
【 図 7 】



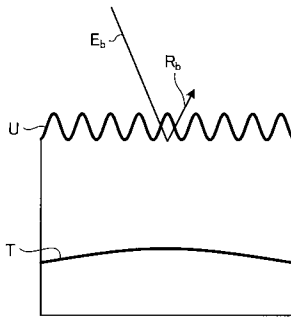
【 図 6 】



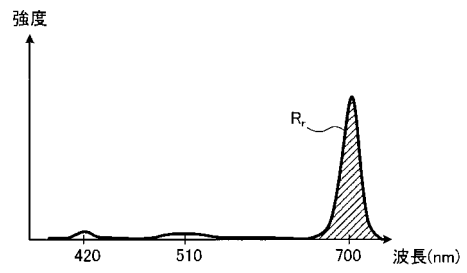
【 図 1 0 】



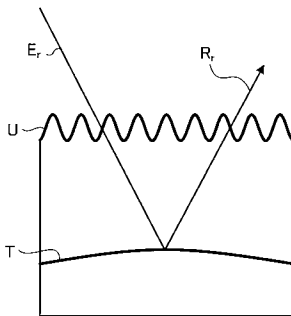
【 図 8 】



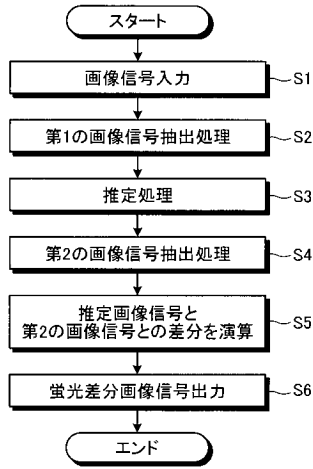
【 図 1 1 】



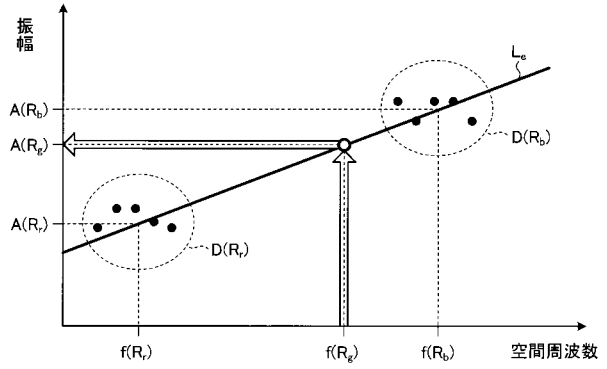
【 図 9 】



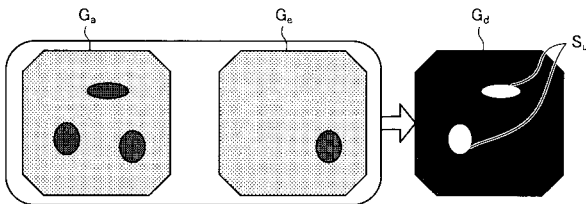
【 図 1 2 】



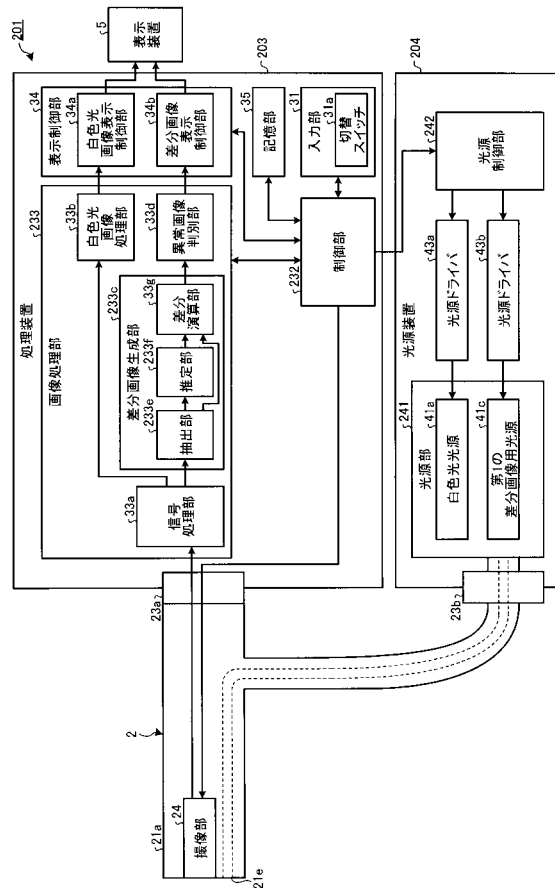
【 図 1 3 】



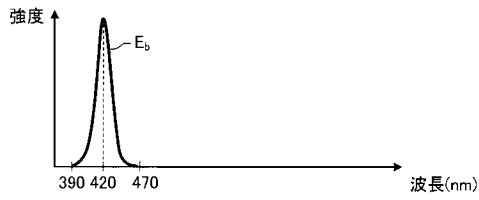
【 図 1 4 】



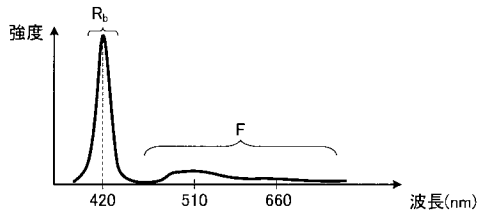
【 図 1 5 】



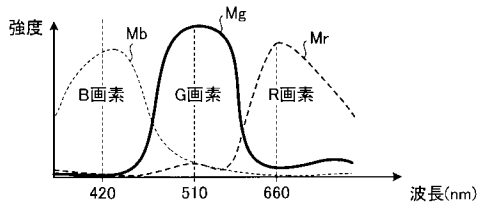
【図16A】



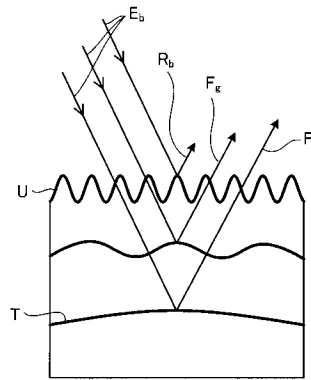
【図16B】



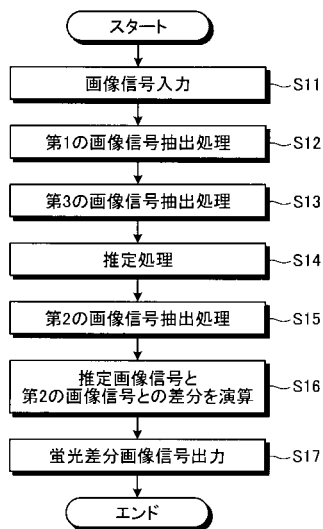
【図16C】



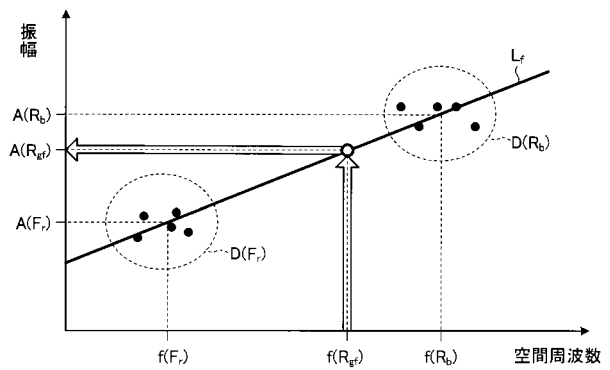
【図17】



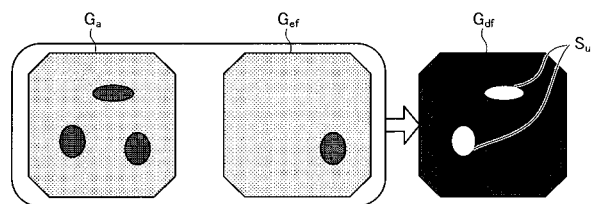
【図18】



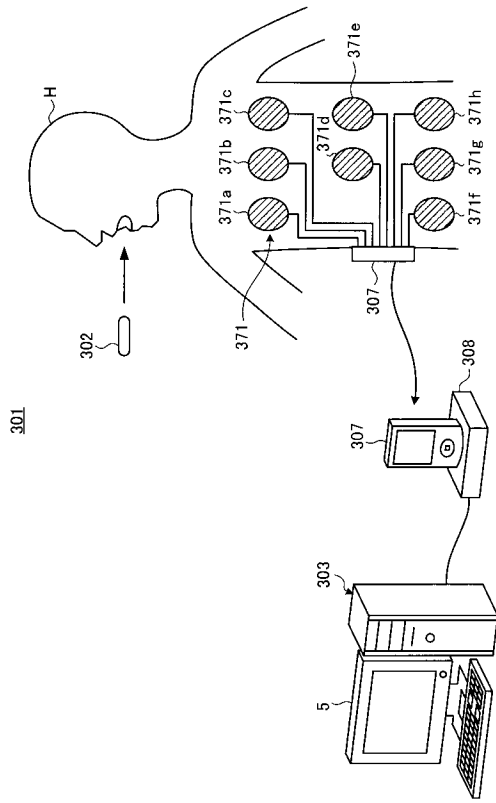
【図19】



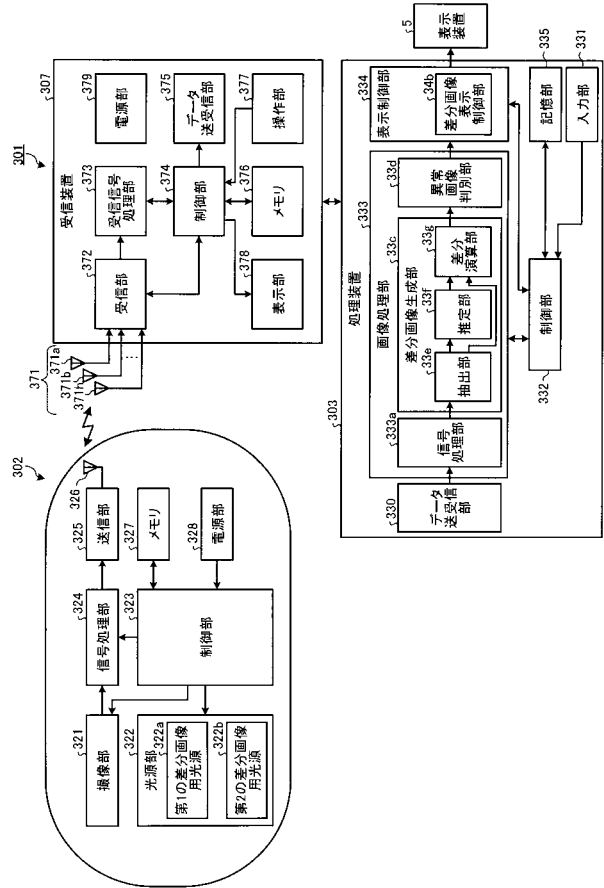
【図20】



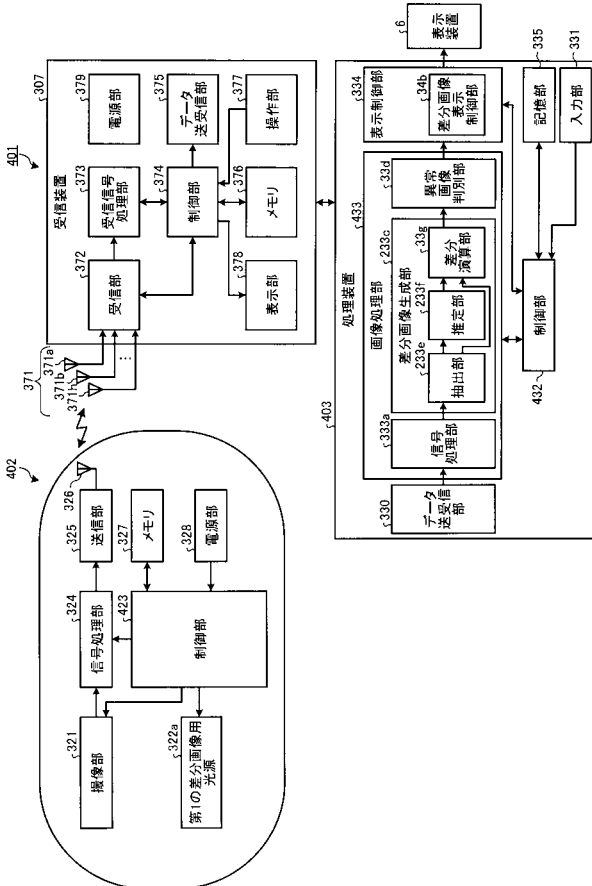
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



## 【手続補正書】

【提出日】平成27年10月20日(2015.10.20)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置であって、

前記画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、  
を備えたことを特徴とする処理装置。

## 【請求項2】

前記第1の波長帯域は390～470nmであり、

前記抽出部は、前記1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された第3の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項1に記載の処理装置。

## 【請求項3】

前記第2の波長帯域の光は、前記第1の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする請求項1に記載の処理装置。

## 【請求項4】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の処理装置。

## 【請求項5】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の処理装置。

## 【請求項6】

前記差分は、画像信号の強度の差分であることを特徴とする請求項1に記載の処理装置

。

## 【請求項7】

被写体に対して第1の波長帯域の光を発する光源と、

前記第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光し

た画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項8】

前記光源は、波長390～470nmの光を発生し、

前記抽出部は、前記1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された第3の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記第2の波長帯域の光は、前記第1の波長帯域の光に対する自家蛍光であることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記撮像部が設けられた内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置と有線接続して前記撮像部によって生成された画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

前記光源を有し、前記内視鏡装置に光を供給する光源装置と、

を備えたことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記光源および前記撮像部を有するとともに、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置から無線送信された前記画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

を備えたことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する画像処理方法であって、

前記画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号を抽出する第1の画像信号抽出処理と、

前記第1の画像信号抽出処理によって抽出された前記第1の画像信号をもとに、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定処理と、

前記1フレームの画像信号から、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出処理と、

前記推定処理において推定された画像信号と、前記第2の画像信号抽出処理において抽出された前記第2の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算処理と、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項15】

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置に、

前記画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出手順と、

前記第 1 の画像信号抽出手順によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定手順と、

前記 1 フレームの画像信号から、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号を抽出する第 2 の画像信号抽出手順と、

前記推定手順において推定された画像信号と、前記第 2 の画像信号抽出手順において抽出された前記第 2 の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算手順と、

を実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【手続補正書】

【提出日】平成28年3月4日(2016.3.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置であって、

前記画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第 2 の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の波長帯域は 390 ~ 470 nm であり、

前記抽出部は、前記 1 フレームの画像信号から、波長 650 ~ 800 nm の光を受光した画素によって生成された第 3 の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号および前記第 3 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 3】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 4】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 5】

前記差分は、画像信号の強度の差分であることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 6】

被写体に対して第 1 の波長帯域の光を発する光源と、

前記第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第 2 の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源は、波長 390 ~ 470 nm の光を発し、

前記抽出部は、前記 1 フレームの画像信号から、波長 650 ~ 800 nm の光を受光した画素によって生成された第 3 の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号および前記第 3 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記撮像部が設けられた内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置と有線接続して前記撮像部によって生成された画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

前記光源を有し、前記内視鏡装置に光を供給する光源装置と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記光源および前記撮像部を有するとともに、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置から無線送信された前記画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する画像処理方法であって、

前記画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出処理と、

前記第 1 の画像信号抽出処理によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成さ

れる画像信号を推定する推定処理と、

前記1フレームの画像信号から、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出処理と、

前記推定処理において推定された画像信号と、前記第2の画像信号抽出処理において抽出された前記第2の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算処理と、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項13】

第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置に、

前記画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号を抽出する第1の画像信号抽出手順と、

前記第1の画像信号抽出手順によって抽出された前記第1の画像信号をもとに、前記第1の波長帯域の光に対する蛍光である第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定手順と、

前記1フレームの画像信号から、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号を抽出する第2の画像信号抽出手順と、

前記推定手順において推定された画像信号と、前記第2の画像信号抽出手順において抽出された前記第2の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算手順と、

を実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【手続補正書】

【提出日】平成28年6月20日(2016.6.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置であって、

前記画素が生成した1フレームの画像信号から、前記第1の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第1の画像信号と、前記第1の波長帯域の光に対する蛍光である第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第2の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第2の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

【請求項2】

前記第1の波長帯域は390～470nmであり、

前記抽出部は、前記1フレームの画像信号から、波長650～800nmの光を受光した画素によって生成された第3の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第1の画像信号および前記第3の画像信号をもとに、前記第2の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項1に記載の処理装置。

【請求項3】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 4】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 5】

前記差分は、画像信号の強度の差分であることを特徴とする請求項 1 に記載の処理装置。

【請求項 6】

被写体に対して第 1 の波長帯域の光を発する光源と、  
前記第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号と、をそれぞれ抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定部と、

前記抽出部が抽出した前記第 2 の画像信号と、前記推定部が推定した画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源は、波長 390 ~ 470 nm の光を発し、

前記抽出部は、前記 1 フレームの画像信号から、波長 650 ~ 800 nm の光を受光した画素によって生成された第 3 の画像信号を抽出し、

前記推定部は、前記抽出部が抽出した前記第 1 の画像信号および前記第 3 の画像信号をもとに、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記演算部によって演算された差分画像信号のうち、所定値を超えた差分値を有する画像部分が含まれる差分画像信号を異常画像の信号と判別する判別部をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記演算部によって演算された差分画像信号に対し、所定値を超えた差分値を有する画像部分を、他の部分と識別できる色で表示した差分画像表示用画像信号を生成する表示制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記撮像部が設けられた内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置と有線接続して前記撮像部によって生成された画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

前記光源を有し、前記内視鏡装置に光を供給する光源装置と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記光源および前記撮像部を有するとともに、前記撮像部が生成した画像信号を無線通信を用いて外部に送信する内視鏡装置と、

前記抽出部と前記推定部と前記演算部とを有し、前記内視鏡装置から無線送信された前記画像信号に対する信号処理を行う処理装置と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 1 2】**

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する画像処理装置の作動方法であって、

前記画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出処理と、

前記第 1 の画像信号抽出処理によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定処理と、

前記 1 フレームの画像信号から、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号を抽出する第 2 の画像信号抽出処理と、

前記推定処理において推定された画像信号と、前記第 2 の画像信号抽出処理において抽出された前記第 2 の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算処理と、

を含むことを特徴とする画像処理装置の作動方法。

**【請求項 1 3】**

第 1 の波長帯域の光が照射された被写体からの光を受光した画素が生成した画像信号を処理する処理装置に、

前記画素が生成した 1 フレームの画像信号から、前記第 1 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 1 の画像信号を抽出する第 1 の画像信号抽出手順と、

前記第 1 の画像信号抽出手順によって抽出された前記第 1 の画像信号をもとに、前記第 1 の波長帯域の光に対する蛍光である第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成される画像信号を推定する推定手順と、

前記 1 フレームの画像信号から、前記第 2 の波長帯域の光を受光した画素によって生成された画像信号である第 2 の画像信号を抽出する第 2 の画像信号抽出手順と、

前記推定手順において推定された画像信号と、前記第 2 の画像信号抽出手順において抽出された前記第 2 の画像信号との対応する画像信号部分における差分を演算して差分画像信号を取得する演算手順と、

を実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/056911
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)n, H04N7/18 (2006.01)n  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2012-005512 A (Olympus Corp.), 12 January 2012 (12.01.2012), paragraph [0114]; fig. 3 (Family: none)	20 1-19, 21-22
X A	JP 2009-226067 A (Olympus Corp.), 08 October 2009 (08.10.2009), paragraphs [0033] to [0038]; fig. 3, 4, 7 & US 2011/0001061 A1 & WO 2009/119369 A1	19, 20 1-18, 21-22
A	WO 2013/015120 A1 (Olympus Corp.), 31 January 2013 (31.01.2013), entire text; all drawings & US 2014/0128680 A1 & EP 2735257 A1	1-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 May 2015 (18.05.15)		Date of mailing of the international search report 26 May 2015 (26.05.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2015/056911

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/031701 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 07 March 2013 (07.03.2013), entire text; all drawings & JP 5326065 B2 & US 2013/0286175 A1 & EP 2671498 A1	1-22

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 6 9 1 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)n, H04N7/18(2006.01)n											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 2012-005512 A (オリンパス株式会社) 2012.01.12, 第114段落、第3図 (ファミリーなし)	20 1-19, 21-22									
X A	JP 2009-226067 A (オリンパス株式会社) 2009.10.08, 第33-38段落、第3、4、7図 & US 2011/0001061 A1 & WO 2009/119369 A1	19, 20 1-18, 21-22									
<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		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 18.05.2015		国際調査報告の発送日 26.05.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 6 9 1 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2013/015120 A1 (オリンパス株式会社) 2013.01.31, 全文、全図 & US 2014/0128680 A1 & EP 2735257 A1	1-22
A	WO 2013/031701 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.03.07, 全文、全図 & JP 5326065 B2 & US 2013/0286175 A1 & EP 2671498 A1	1-22

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)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184条の10第1項(実用新案法第48条の13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)	处理装置，内窥镜系统，内窥镜装置，图像处理装置的操作方法和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2015186397A1</a>	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015551932	申请日	2015-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	薬袋哲夫 西村律郎		
发明人	薬袋 哲夫 西村 律郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 G02B23/2484 H04N7/185 H04N2005/2255 A61B1/043 G06T7/0012 G06T2207/10068		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/SS22 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014117088 2014-06-05 JP		
其他公开文献	JP5981052B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

处理装置3从通过在照射第一波长带的光时对被摄体成像而获得的一帧的图像信号，由接收第一波长带的光的像素生成的第一图像信号和第一图像信号中。提取单元33e提取由像素接收的第二图像信号，该像素接收与该波长带不同的第二波长带的光，以及由提取单元33e提取的第一图像信号。估计单元33f估计由接收在波长带2中的光的像素产生的图像信号，以及由提取单元33e提取的第二图像信号和由估计单元33f估计的图像信号的对应图像部分。并且差计算单元33g计算差以获得差图像信号。

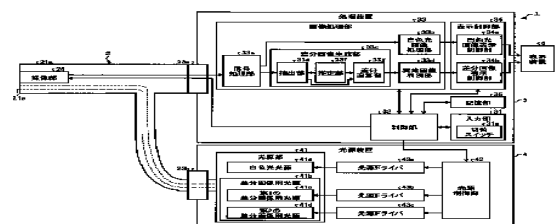


FIG. 2:  
 3 Processing device  
 4 Light source device  
 5 Display device  
 31 Input unit  
 32 Switch  
 33 Control unit  
 33a Image processing unit  
 33b Signal processing unit  
 33b White light image processing unit  
 33c Difference image generating unit  
 33d Abnormal image assessment unit  
 33e Extraction unit  
 33f Estimation unit  
 33g Difference computation unit  
 34 Display control unit  
 34a White light image display control unit  
 34b Difference image display control unit  
 35 Storage unit  
 41 Light source unit  
 41a White light source  
 41b Difference image light source  
 41c First difference image light source  
 41d Second difference image light source  
 42 Light source control unit  
 43a, 43b, 43c Light source driver