

(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2009-39280

(P2009-39280A)

(43) 公開日 平成21年2月26日(2009.2.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
<b>G 0 1 N</b> 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 B	5 C 0 5 4
<b>H 0 4 N</b> 7/18 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 A	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 16 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-206872 (P2007-206872)  
 (22) 出願日 平成19年8月8日 (2007.8.8)

(71) 出願人 507268813  
 佐島 新  
 北海道札幌市中央区宮の森1条14丁目5  
 -28-205号  
 (74) 代理人 100095957  
 弁理士 亀谷 美明  
 (74) 代理人 100096389  
 弁理士 金本 哲男  
 (74) 代理人 100101557  
 弁理士 萩原 康司  
 (72) 発明者 佐島 新  
 北海道札幌市中央区宮の森1条14丁目5  
 -28-205号

最終頁に続く

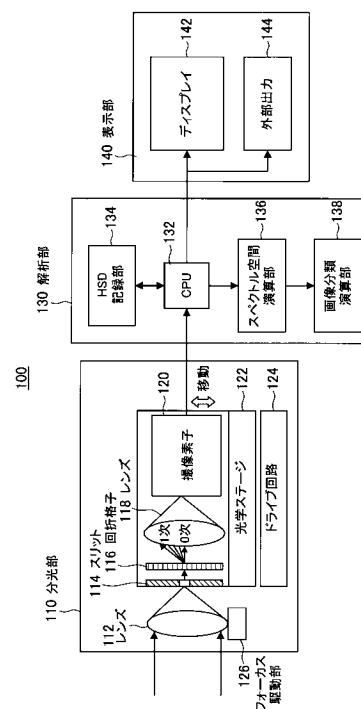
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムを用いた被写体の検出方法

## (57) 【要約】

【課題】被写体の分析精度を向上させることが可能な内視鏡システム及び内視鏡システムを用いた被写体の検出方法を提供すること。

【解決手段】被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光する光学系と、光学系で分光された光を波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成する複数の画素を有する撮像素子と、電気信号に基づいて波長領域の光の強度を算出し、画素における複数の波長領域と光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分を分析する解析部とを備えることを特徴とする。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光する光学系と、

前記光学系で分光された光を前記波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成する複数の画素を有する撮像素子と、

前記電気信号に基づいて前記波長領域の光の強度を算出し、前記画素における前記複数の波長領域と前記光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により前記被写体の患部を同定するため前記被写体からの放射光又は反射光の成分を分析する解析部と、を備えることを特徴とする、内視鏡システム。

10

## 【請求項 2】

所定の前記波長領域の前記光の強度又は前記光の強度に基づいた物理量に基づいて、前記被写体の患部を同定することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記光の強度又は前記光の強度に基づいた物理量と所定の閾値との関係によって前記被写体の患部を同定することを特徴とする、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記所定の前記波長領域は、赤色領域、近赤外領域又は赤外領域であることを特徴とする、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記所定の前記波長領域は、650nm～750nmであることを特徴とする、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

20

## 【請求項 6】

前記波長領域が650nm～750nmの間の前記光の強度又は前記光の強度に基づいた物理量の平均値 A と、前記波長領域が450nmを含む所定領域の前記光の強度又は前記光の強度に基づいた物理量 B を用いた評価関数 HS を用いて前記被写体の癌細胞部分を同定することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【数 1】

$$HS = \frac{A - B}{A + B}$$

30

## 【請求項 7】

前記被写体は特定の臓器であって前記被写体の予め取得された癌細胞部分における前記複数の波長領域と前記光の強度との関係を表す特性と、前記被写体の解析対象における前記複数の波長領域と前記光の強度との関係を表す特性との類似度を算出することによって、前記被写体の癌細胞部分を同定することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記被写体を前記類似度に基づいて表示させる表示制御部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。

40

## 【請求項 9】

前記光学系及び前記撮像素子が人体内部に挿入される挿入部の一端部に設けられたことを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 10】

前記光学系及び前記撮像素子が、人体内部に挿入され導光路を有する挿入部の一端部に対して反対の他端部に接続された本体部に設けられたことを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 11】

前記光学系及び前記撮像素子が、人体内部に挿入されるカプセル型容器に収容されたことを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

50

**【請求項 1 2】**

前記光学系は、  
前記被写体からの放射光又は反射光を分光する回折格子と、  
前記分光された光を前記撮像素子面上で合焦させるフォーカスレンズと、  
前記フォーカスレンズを駆動させるフォーカス駆動部と、  
を備え、  
前記フォーカス駆動部は、前記回折格子で分光され前記撮像素子が受光した 0 次回折光を利用して、前記フォーカスレンズの駆動位置を決定することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

**【請求項 1 3】**

被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光するステップと、  
前記光学系で分光された光を前記波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成するステップと、  
前記電気信号に基づいて前記波長領域の光の強度を算出するステップと、  
前記複数の波長領域と前記光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により前記被写体の患部を同定するため前記被写体からの放射光又は反射光の成分を分析するステップと、  
を含むことを特徴とする、内視鏡システムを用いた被写体の検出方法。

20

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡システム及び内視鏡システムを用いた被写体の検出方法に関し、ハイパースペクトル解析を適用して好適な内視鏡システム及び内視鏡システムを用いた被写体の検出方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡は、人体内部の腔所や内臓を観察する医療機器であり、例えば本体部に光学系を備える。内視鏡は、対象を撮影可能な挿入部の先端を体内に挿入することによって、映像を介して体内を観察することができるものや、無線を用いたカプセル型のものがある。

30

**【0003】**

また、内視鏡には、光学系からの光を受光して光を電気信号に光電変換する CCD イメージセンサを用いたものがある。内視鏡を用いた癌などの患部の観察方法として、被写体からの反射光の 3 種類の波長を用いて擬似 RGB 表示をすることによって、癌などの悪性腫瘍を可視化する方法がある。

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかし、上記の擬似 RGB 表示を用いた観察方法では、映像信号の処理が単純であり、患部を分析するためには分析精度が低いという問題があった。また、可視光領域のみを用いた分析であるため、患部の内部組織の情報を抽出することが困難であるという問題があった。

40

**【0005】**

そこで、本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、本発明の目的とするところは、被写体の分析精度を向上させることが可能な、新規かつ改良された内視鏡システム及び内視鏡システムを用いた被写体の検出方法を提供することにある。

**【課題を解決するための手段】****【0006】**

上記課題を解決するために、本発明のある観点によれば、被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光する光学系と、光学系で分光

50

された光を波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成する複数の画素を有する撮像素子と、電気信号に基づいて波長領域の光の強度を算出し、画素における複数の波長領域と光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分を分析する解析部を備えることを特徴とする内視鏡システムが提供される。

【 0 0 0 7 】

かかる構成により、光学系が、被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光し、撮像素子が、光学系で分光された光を波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成する複数の画素を有し、解析部が、電気信号に基づいて波長領域の光の強度を算出し、画素における複数の波長領域と光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分を分析する。その結果、被写体からの放射光又は反射光がハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光され、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分が分析されるので、被写体の分析精度を向上させることができる。

【 0 0 0 8 】

所定の波長領域の光の強度又は光の強度に基づいた物理量に基づいて、被写体の患部を同定するものであってもよい。また、上記光の強度又は光の強度に基づいた物理量と所定の閾値との関係によって被写体の患部を同定するものであってもよい。

【 0 0 0 9 】

上記所定の波長領域は、赤色領域、近赤外領域又は赤外領域であってもよい。また、上記所定の波長領域は、650nm～750nmであってもよい。

【 0 0 1 0 】

上記波長領域が650nm～750nmの間の光の強度又は光の強度に基づいた物理量の平均値Aと、波長領域が450nmを含む所定領域の光の強度又は光の強度に基づいた物理量Bを用いた評価関数HSを用いて被写体の癌細胞部分を同定するものであってもよい。

【 数 1 】

$$HS = \frac{A - B}{A + B}$$

【 0 0 1 1 】

上記被写体は特定の臓器であって被写体の予め取得された癌細胞部分における複数の波長領域と光の強度との関係を表す特性と、被写体の解析対象における複数の波長領域と光の強度との関係を表す特性との類似度を算出することによって、被写体の癌細胞部分を同定するものであってもよい。また、上記被写体を類似度に基づいて表示させる表示制御部を備えたものであってもよい。

【 0 0 1 2 】

上記光学系及び撮像素子が人体内部に挿入される挿入部の一端部に設けられたものであってもよい。また、上記光学系及び撮像素子が、人体内部に挿入され導光路を有する挿入部の一端部に対して反対の他端部に接続された本体部に設けられたものであってもよい。更に、上記光学系及び撮像素子が、人体内部に挿入されるカプセル型容器に収容されたものであってもよい。

【 0 0 1 3 】

上記光学系は、被写体からの放射光又は反射光を分光する回折格子と、分光された光を撮像素子面上で合焦させるフォーカスレンズと、フォーカスレンズを駆動させるフォーカス駆動部とを備え、フォーカス駆動部は、回折格子で分光され撮像素子が受光した0次回折光を利用して、フォーカスレンズの駆動位置を決定するものであってもよい。

【 0 0 1 4 】

また、上記課題を解決するために、本発明の別の観点によれば、被写体からの放射光又

10

20

30

40

50

は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光するステップと、光学系で分光された光を波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成するステップと、電気信号に基づいて波長領域の光の強度を算出するステップと、複数の波長領域と光の強度との関係に基づいて、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分を分析するステップとを含むことを特徴とする内視鏡システムを用いた被写体の検出方法が提供される。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、被写体の分析精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0016】

以下に添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0017】

（第1の実施形態の構成）

まず、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡について説明する。図1は、本実施形態に係る内視鏡を示すブロック図である。図2は、本実施形態の分光部が設置された内視鏡先端部を示す断面図である。

【0018】

20

本実施形態に係る内視鏡システム100は、被写体からの放射光又は反射光を受光して、複数の波長領域ごとに分光したのち、分光された波長領域ごとの光の強度を測定する。内視鏡システム100は、波長領域ごとに得られる光の強度又は光の強度から導かれる物理量に基づいて、被写体の癌部分と正常部分とを判別できる。

【0019】

本実施形態の内視鏡システム100は、図1に示すように、分光部110と、解析部130と、表示部140とを備える。

【0020】

まず、分光部110について説明する。分光部110は、被写体からの放射光または反射光を受光して分光する。本実施形態では、例えば、400～800nmの可視光から近赤外までの領域を使用して、分光部110がその領域を複数のバンド（波長領域）に分光する。分光部110は、例えば、回折格子分光方式を適用することができ、図1に示すように、レンズ112と、スリット114と、回折格子116と、レンズ118と、撮像素子120と、光学ステージ122と、ドライブ回路124とを備える。なお、光学系は、例えば、レンズ112と、スリット114と、回折格子116と、レンズ118から構成される。

30

【0021】

レンズ112は、被写体からの光が入射され、入射された光をスリット114に照射する。レンズ112は、フォーカス駆動部126によって駆動される。スリット114は、微細な幅を有する開口が設けられており、レンズ112を通過した光を絞って、回折格子116に絞られた光を照射する。スリット114は、一方向（X軸方向）に平行なラインの光を回折格子116に照射させることができる。

40

【0022】

回折格子116は、例えば多数の溝が平行に等間隔で形成された基板であり、スリット114を通過したX軸方向に平行なラインの光を複数の波長領域に分光する。回折格子116は、例えば、透過型回折格子を用いることができる。なお、回折格子は、機械刻線回折格子やホログラフィック回折格子などの反射型回折格子を用いてもよい。

【0023】

レンズ118は、回折格子116で分光された光が入射される。レンズ118は、分光された光を撮像素子120に照射し、撮像素子120の撮像面に被写体からの分光された

50

光を結像させる。

【0024】

撮像素子120は、例えばCCD (Charge Coupled Device) イメージセンサであり、レンズ118を通過し撮像面に結像された光を光電変換によって電気信号に変換する。撮像素子120は、生成された電気信号をCPU132に出力する。

【0025】

上記のスリット114、回折格子116、レンズ118及び撮像素子120は、光学ステージ122に載置され、光学ステージ122上で固定される。光学ステージ122は、分光部110への光の入射方向に対して垂直方向、かつスリットの開口方向であるX軸方向に対して垂直方向(Y軸方向)に移動される。光学ステージ122を移動させ、X軸に平行なラインをY軸方向に移動させることで被写体を2次元的に走査することができる。ドライブ回路124は、光学ステージ122の移動を制御する。

10

【0026】

フォーカス駆動部126は、例えばアクチュエータであり、レンズ112を駆動させる。フォーカス駆動部126は、回折格子116を透過して分光された光のうち0次回折光が撮像素子120面上で合焦しているかを判断し、撮像素子120面上で合焦するようにレンズ112を駆動させる。このように、光学系がフォーカス駆動部126を有することによって、鮮明な被写体の像を得ることができる。

【0027】

分光部110は、例えば図2に示すように、人体内部に挿入される挿入部170の一端部に設けられる。挿入部170内には、分光部110とCPU132を接続する信号線160が延在する。なお、図2に示すように、分光部110と並列して、通常用いられる受光部150を設けてもよい。受光部150は、可視光を用いた解析に使用することができる。

20

【0028】

なお、分光部110は、上記実施形態で回折格子116を備えるとしたが、本発明はかかる例に限定されない。例えば、入射した光をスペクトル分解することができるプリズムを備えるとしてもよい。

【0029】

次に、解析部130について説明する。解析部130は、撮像素子120が出力した電気信号に基づいて、被写体からの光の成分分析、光の強度などの物理量の2次元平面における分布の算出などを行う。解析部130は、CPU132と、HSD記録部134と、スペクトル空間演算部136と、画像分類演算部138とを備える。

30

【0030】

CPU (Central Processing Unit) 132は、プログラムによって演算処理装置及び制御装置として機能し、内視鏡システム100内に設けられた各構成要素の処理を制御することができる。CPU132は、撮像素子120で生成された電気信号を受信し、ハイパースペクトルデータ(HSD)としてHSD記録部134に被写体のスペクトルデータを記録させる。

【0031】

HSD記録部134は、被写体のスペクトルデータをHSDとして記録する。HSDは、例えば、640×800ピクセルの画像領域を有しており、それぞれのピクセルごとに複数のバンド(波長領域)のスペクトル情報が含まれている。即ち、各ピクセルは(x, y, )の3次元のデータセットを有する。ここで、x、yは画像平面の位置を表し、は波長を表す。そして、ピクセルごとのスペクトル情報は、個々に読み出しが可能である。

40

【0032】

スペクトル空間演算部136は、撮像素子130から出力された電気信号に基づいて各ピクセルの画像平面の位置(x, y)を算出する。また、スペクトル空間演算部136は、ピクセルの画像平面の位置(x, y)と、波長 との対応付けを行う。

50

## 【 0 0 3 3 】

画像分類演算部 1 3 8 は、各ピクセルの  $(x, y, \quad)$  の 3 次元のデータセットに基づいて、複数の波長領域ごとに画像平面上の物理量の分布を算出する。

## 【 0 0 3 4 】

表示部 1 4 0 は、解析部 1 3 0 で算出された結果を視覚的に表示することができる。表示部 1 4 0 は、例えば、ディスプレイ 1 4 2 と、外部出力 1 4 4などを備える。表示部 1 4 0 は、複数の波長領域ごとに画像平面上の物理量（光の強度）の分布などを表示することができる。

## 【 0 0 3 5 】

（第 1 の実施形態の動作）

次に、図 3 を参照して、本実施形態に内視鏡システム 1 0 0 の動作について説明する。図 3 は、本実施形態に係る内視鏡の動作を示すフローチャートである。

## 【 0 0 3 6 】

まず、撮影対象、例えば特定の臓器の映像をレンズ 1 1 2 に取り込む（ステップ S 1 1）。このとき、レンズ 1 1 2 を透過した光はスリット 1 1 4 に照射する。スリット 1 1 4 は所定の位置  $(Y = y_i)$  にあるため、回折格子 1 1 6 はスリット 1 1 4 を通過したライン（X 軸方向）の光を波長方向に分光する（ステップ S 1 2）。撮像素子 1 2 0 は、所定の位置  $(Y = y_i)$  のラインの分光された光を受光し、その光から生成された電気信号を CPU 1 3 2 に出力する。

## 【 0 0 3 7 】

HSD 記録部 1 3 4 は、スリット 1 1 4 の所定位置  $(Y = y_i)$  での X 軸方向位置  $x$  と波長領域の値  $\lambda$  とを対応付けて記録する（ステップ S 1 3）。次に、光学ステージ 1 2 2 を Y 軸方向に移動させる（ステップ S 1 4）。そして、上述したステップ S 1 1 からステップ S 1 4 を繰り返して、スリットの所定位置が  $Y = y_1 \sim y_n$  までの X 軸方向位置  $x$  と波長領域の値  $\lambda$  を  $(x, y, \lambda)$  のデータセットとして蓄積していく（ステップ S 1 5）。

## 【 0 0 3 8 】

そして、蓄積されたハイパースペクトルデータ  $(x, y, \lambda)$  を用いることで、各  $(x, y)$  に対応する  $(x, y)$  画像を再構成することができる（ステップ S 1 6）。例えば、図 4 では、X 軸方向と Y 軸方向に配列される画素を示し、各画素において波長領域と光の強度の関係からなるスペクトル情報が含まれることを示している。また、図 5 に示すように、各波長領域における光の強度の平面上の分布を表示することができる。図 5 では、波長領域が 400 nm から 800 nm の間の任意の波長領域に対応する平面分布を示している。また、図 5 では、任意の波長領域の平面分布を合成できることを説明している。任意の波長領域の平面分布を合成することで、表示部 1 4 0 に確度の高い表示を行うことが可能となる。なお、図 4 及び図 5 は、ハイパースペクトルデータの定義を示す説明図である。

## 【 0 0 3 9 】

次に、本実施形態の内視鏡システム 1 0 0 を用いた癌部の検出方法について説明する。

## 【 0 0 4 0 】

第 1 の検出方法では、癌細胞部と正常細胞部との間の光の強度の差や比率を用いた評価関数を用いて対象物の任意の位置が癌であるか否かを検出することができる。

## 【 0 0 4 1 】

図 6 ~ 図 8 には、ハイパースペクトル解析により胃癌の癌細胞部を同定した事例を示す。また、図 9 には、癌細胞部と正常細胞部それぞれに該当するピクセルにおけるスペクトル特性を示す。ここで、図 9 の縦軸は、光の強度に基づいて導かれた物理量であり、横軸は、分光した光の波長領域である。図 9 より、特に波長領域が 650 nm ~ 750 nm にかけて癌細胞部の物理量と正常細胞部の物理量の差が顕著になることが分かった。

## 【 0 0 4 2 】

従って、例えば、胃癌の癌細胞部分の評価関数 HS は、下記の式で表すことができる。

10

20

30

40

【数 2】

$$HS = \frac{A - B}{A + B}$$

ここで、

A = 650 nm ~ 750 nm 間の光の強度の平均値

B = 450 nm の光の強度の平均値

である。

【0043】

また、

【数 3】

$$\text{評価関数 } HS = \frac{(\text{赤色波長} \sim \text{近赤外波長}) - \text{青色波長}}{(\text{赤色波長} \sim \text{近赤外波長}) + \text{青色波長}}$$

と表すこともできる。

【0044】

上記の評価関数 HS は、-1 ~ +1 の間の値をとり、値が高いほど胃癌の癌細胞であると推論することができる。また、所定の閾値を設定することで、評価関数 HS から導かれる値が閾値より高い場合は胃癌の癌細胞であると判断し、閾値より低い場合は正常細胞であると判断してもよい。

【0045】

第2の検出方法では、癌細胞との類似度を算出して、判別対象とするピクセルが癌細胞であるかを検出することができる。類似度の算出には、ベクトルのコサイン距離を用いる。

【0046】

本実施形態の内視鏡システム 100 が、分光部 110 に入射した光を n バンドの波長領域に分光できるとすると、ハイパースペクトルデータ (HSD) において 1 ピクセルが有するスペクトル情報 HS は、n 次元のベクトルで定義できる。図 10 (a) に、スペクトル情報 HS を n 次元ベクトルで表現した概念図を示す。ここで、 $e_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) は、各波長領域の基準ベクトルを示し、それぞれの基準ベクトルは互いに直交しているものとする。

【0047】

スペクトル情報 HS は、n 次元のベクトルを用いて下記の式で表すことができる。

$$HS = R_1 e_1 + R_2 e_2 + \dots + R_n e_n$$

ここで、 $R_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) は、i 番目のベクトル成分の大きさであり、具体的には、所定の波長領域の光の強度である。

【0048】

そして、スペクトル情報 HS の基準ベクトル  $e_{HS}$  は、下記の式で表すことができる。

【数 4】

$$e_{HS} = \frac{HS}{|HS|}$$

$$|HS| = \sqrt{\sum_{i=1}^n R_i^2}$$

である。

【0049】

次に、任意の 2 つのピクセル相互の類似度の算出について説明する。2 つのピクセルの

10

20

30

40

50



スペクトル情報  $HS_1$ 、 $HS_2$  が、それぞれ  $n$  次元のベクトルであるとしたとき、類似度は、図 10 (b) に示すように、この 2 つのベクトルの角度の差であるコサイン距離  $\cos$  で求めることができる。コサイン距離  $\cos$  は、スペクトル情報  $HS_1$ 、 $HS_2$  の基準ベクトル  $e_{HS1}$ 、 $e_{HS2}$  の内積であり、下記の式によって表すことができる。

【0050】

【数 5】

$$\cos \theta = e_{HS1} \cdot e_{HS2}$$

【0051】

算出結果は、コサイン距離  $\cos$  の値が大きいほど類似度が高いことを示す。

10

【0052】

例えば、癌細胞部分に該当するピクセルのスペクトル情報を  $HS_1$ 、癌細胞であるか否かの判別対象とするピクセルのスペクトル情報を  $HS_2$  とする。図 11 ~ 図 13 には、コサイン距離を用いて癌細胞の識別を行った結果を示す。類似度が高いほど濃い網掛けで示すこととし、癌細胞部分とスペクトル情報が類似していることを表す。その結果、図 11 ~ 図 13 に示すように癌細胞部分を同定することができた。以上の通り、類似度算出による検出方法によれば、判別対象とする部分が癌細胞部分であるか否かを可視化して識別することができる。

【0053】

上記の通り、本発明の実施形態によれば、被写体からの放射光又は反射光がハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光され、ハイパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分が分析されるので、被写体の分析精度を向上させることができる。

20

【0054】

以上、添付図面を参照しながら本発明の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【0055】

例えば、上記実施形態では、分光部が人体内部に挿入される挿入部の一端部に設けられる場合について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。例えば、分光部 110 がカプセル型容器 270 に収容されるとしてもよい。このとき、カプセル型容器 270 は、図 14 に示すように、分光部 110 からの電気信号を受信し、演算処理が可能な CPU 232 と、記憶装置としてのメモリ 234 と、バッテリー 236 と、信号を外部の解析部 130 などに送信する通信回路 238 を備えるとしてもよい。

30

【0056】

また、本発明は、図 15 に示すように、分光部 110 が、導光路を有し人体内部に挿入される挿入部（ファイバースコープ）274 の一端部と反対の他端部に接続された本体部 270 に設けられるとしてもよい。このとき挿入部 274 は、アダプター 272 によって本体部 270 と接続される。分光部 110 はケーブル 272 内の信号線 260 を介して解析部 130 と接続される。

40

【0057】

また、上記実施形態では、癌細胞の検出について特に説明したが本発明はかかる例に限定されない。本発明は、人体の体腔内や内臓における患部、例えば癌以外の悪性腫瘍などの検出にも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】本実施形態の第 1 の実施形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。

【図 2】同実施形態の分光部が設置された内視鏡先端部を示す断面図である。

【図 3】同実施形態に係る内視鏡の動作を示すフローチャートである。

50

【図 4】ハイパースペクトルデータの定義を示す説明図である。

【図 5】ハイパースペクトルデータの定義を示す説明図である。

【図 6】ハイパースペクトル解析により胃癌の癌細胞部を同定した事例を示す写真である。

【図 7】ハイパースペクトル解析により胃癌の癌細胞部を同定した事例を示す写真である。

【図 8】ハイパースペクトル解析により胃癌の癌細胞部を同定した事例を示す写真である。

【図 9】癌細胞部と正常細胞部それぞれに該当するピクセルにおけるスペクトル特性を示す説明図である。

10

【図 10】(a)  $n$  次元ベクトルで定義したスペクトル情報  $HS$  を示す概念図である。(b) コサイン距離を示す概念図である。

【図 11】コサイン距離を用いて癌細胞の識別を行った結果を示す写真である。

【図 12】コサイン距離を用いて癌細胞の識別を行った結果を示す写真である。

【図 13】コサイン距離を用いて癌細胞の識別を行った結果を示す写真である。

【図 14】本実施形態の第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの変更例を示すブロック図である。

【図 15】本実施形態の第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの変更例を示すブロック図である。

20

【符号の説明】

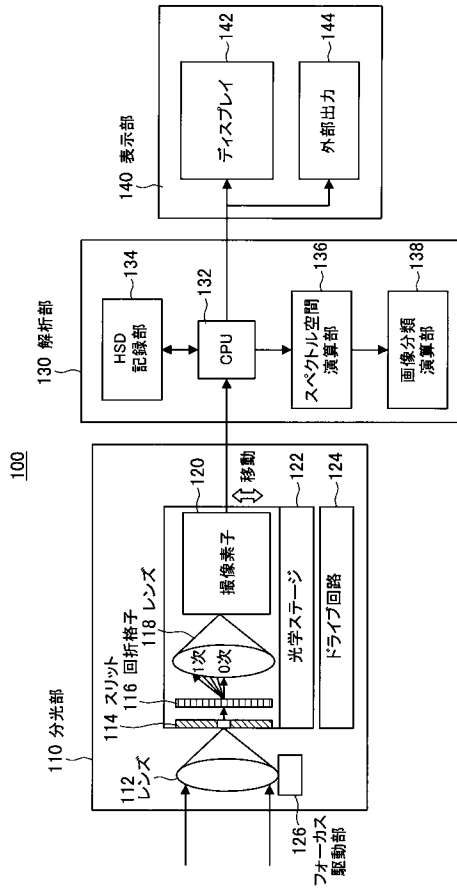
【0059】

100	内視鏡システム
110	分光部
112、118	レンズ
114	スリット
116	回折格子
120	撮像素子
122	光学ステージ
124	ドライブ回路
130	解析部
132	CPU
134	HS D 記録部
136	スペクトル空間演算部
138	画像分類演算部
140	表示部
142	ディスプレイ
144	外部出力
150	受光部
160	信号線
170	挿入部

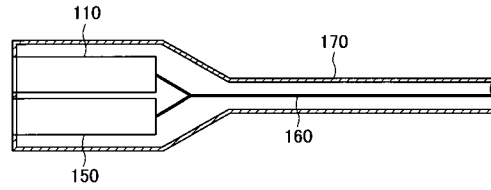
30

40

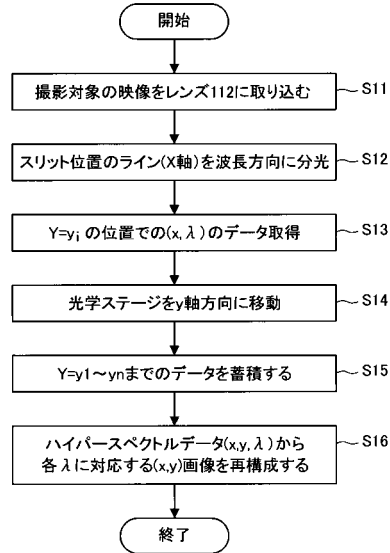
【図 1】



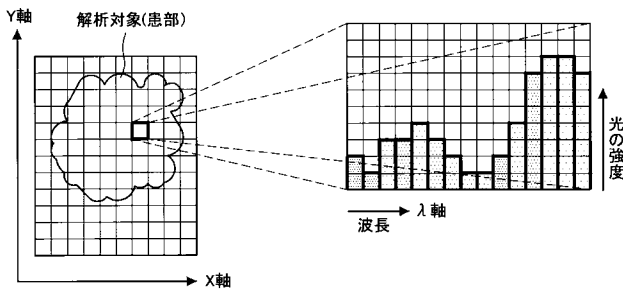
【図 2】



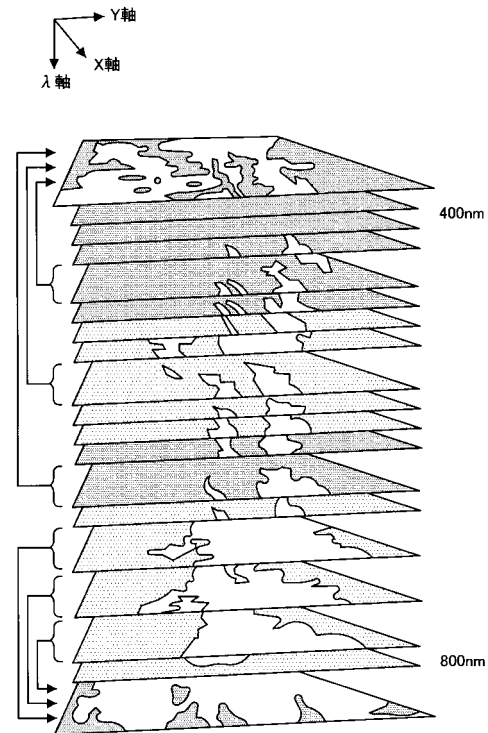
【図 3】



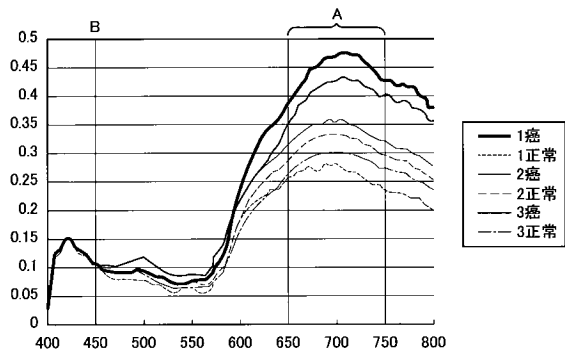
【図 4】



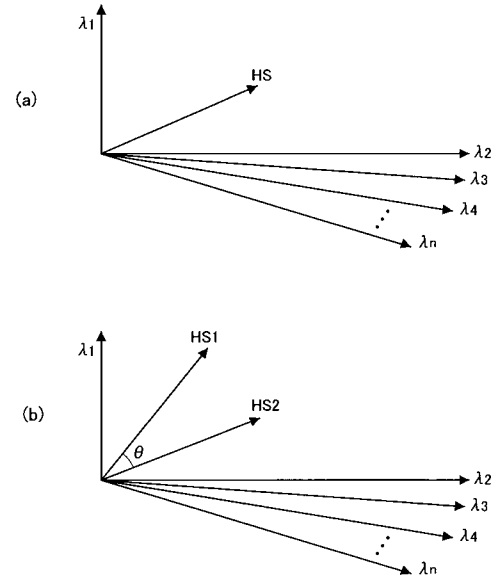
【図 5】



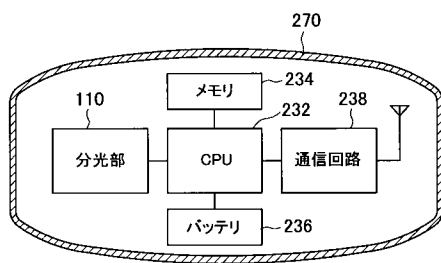
【図 9】



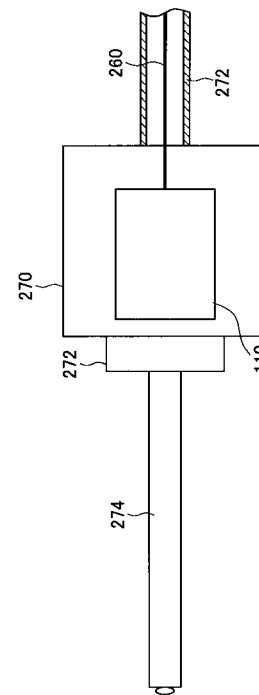
【図 10】



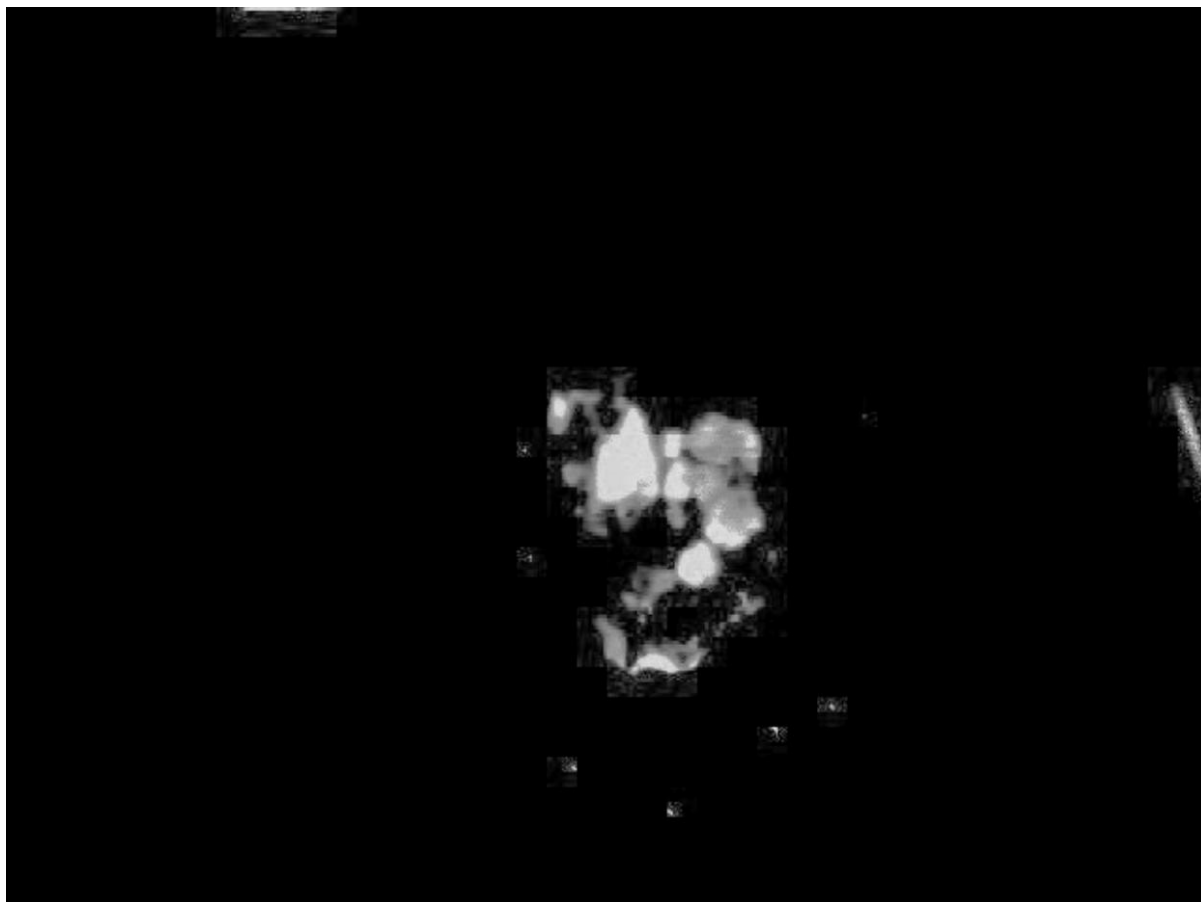
【図 14】



【図 15】



【図 6】



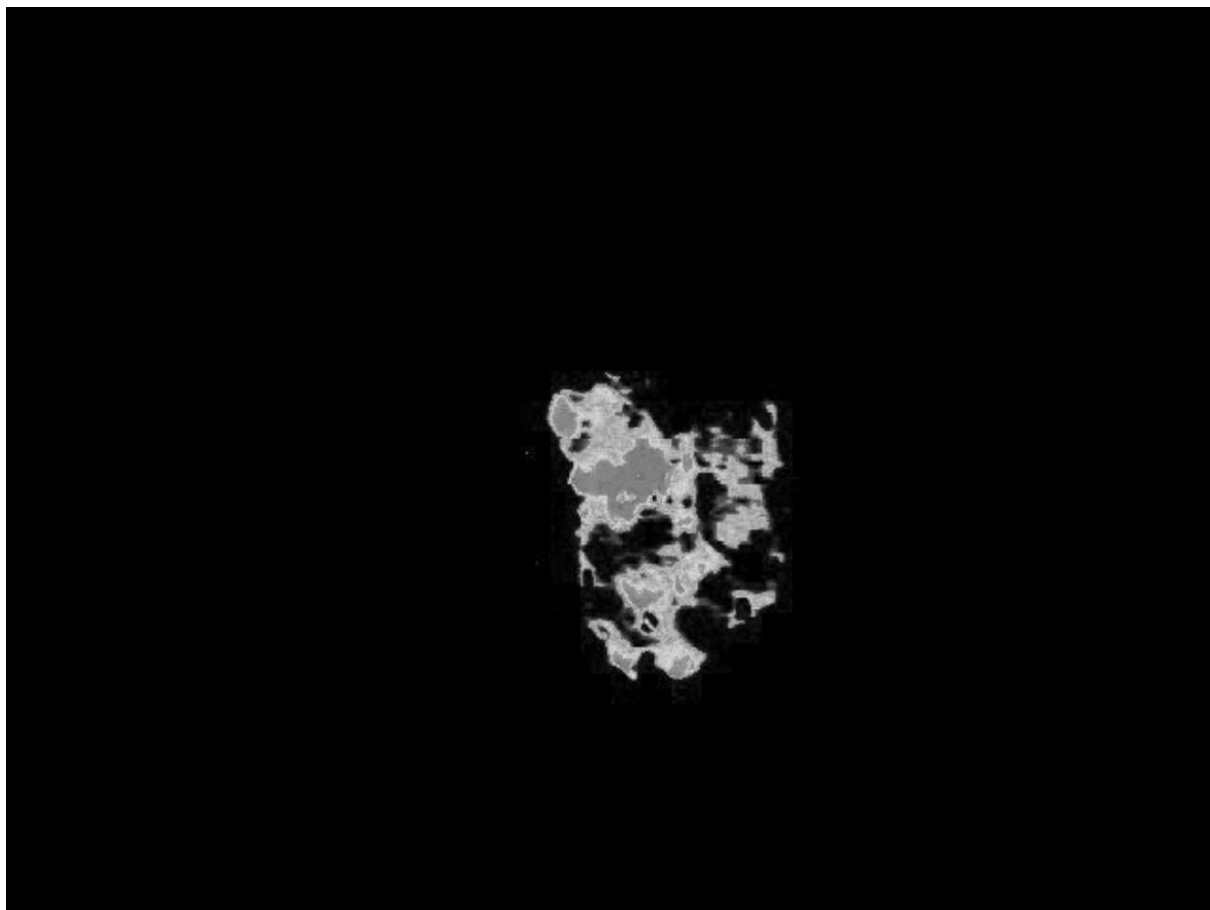
【図 7】



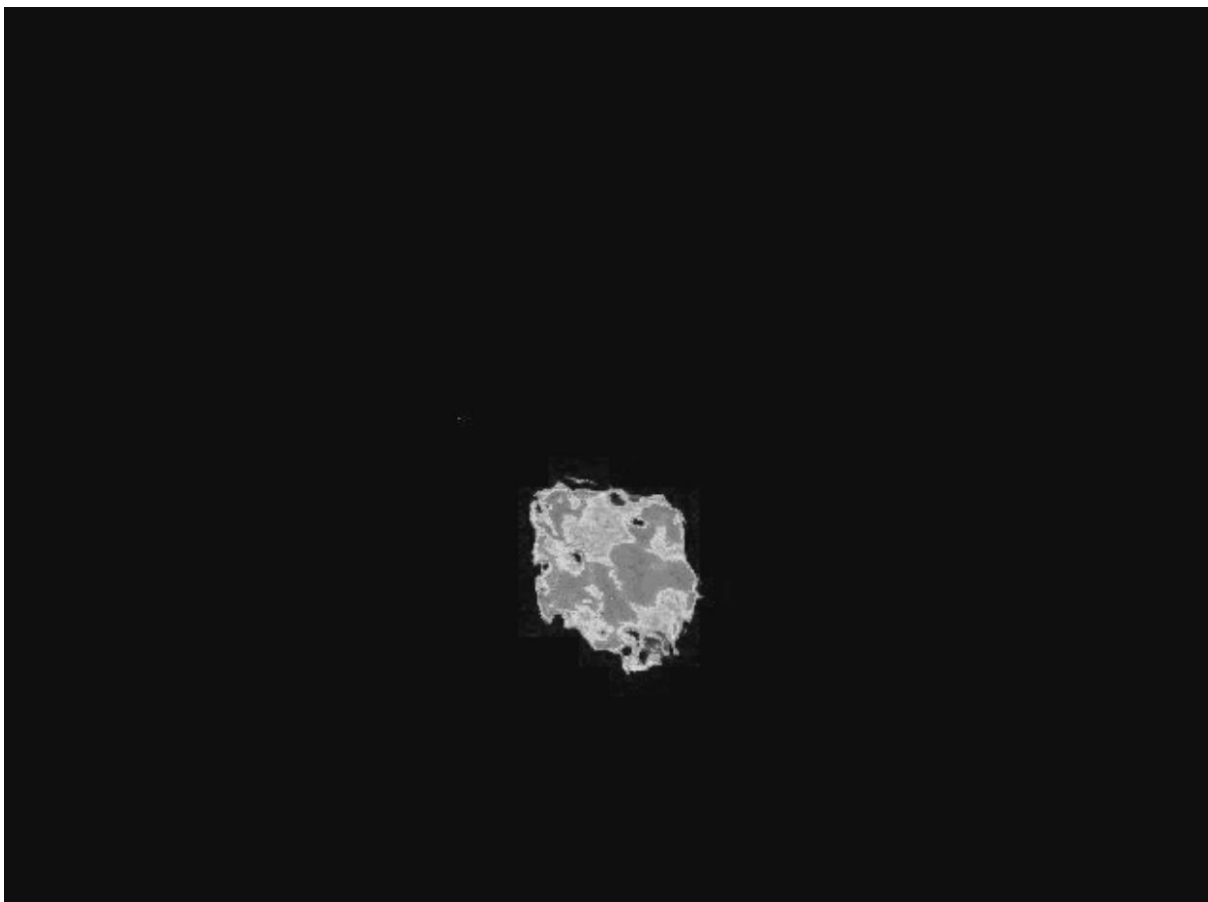
【 図 8 】



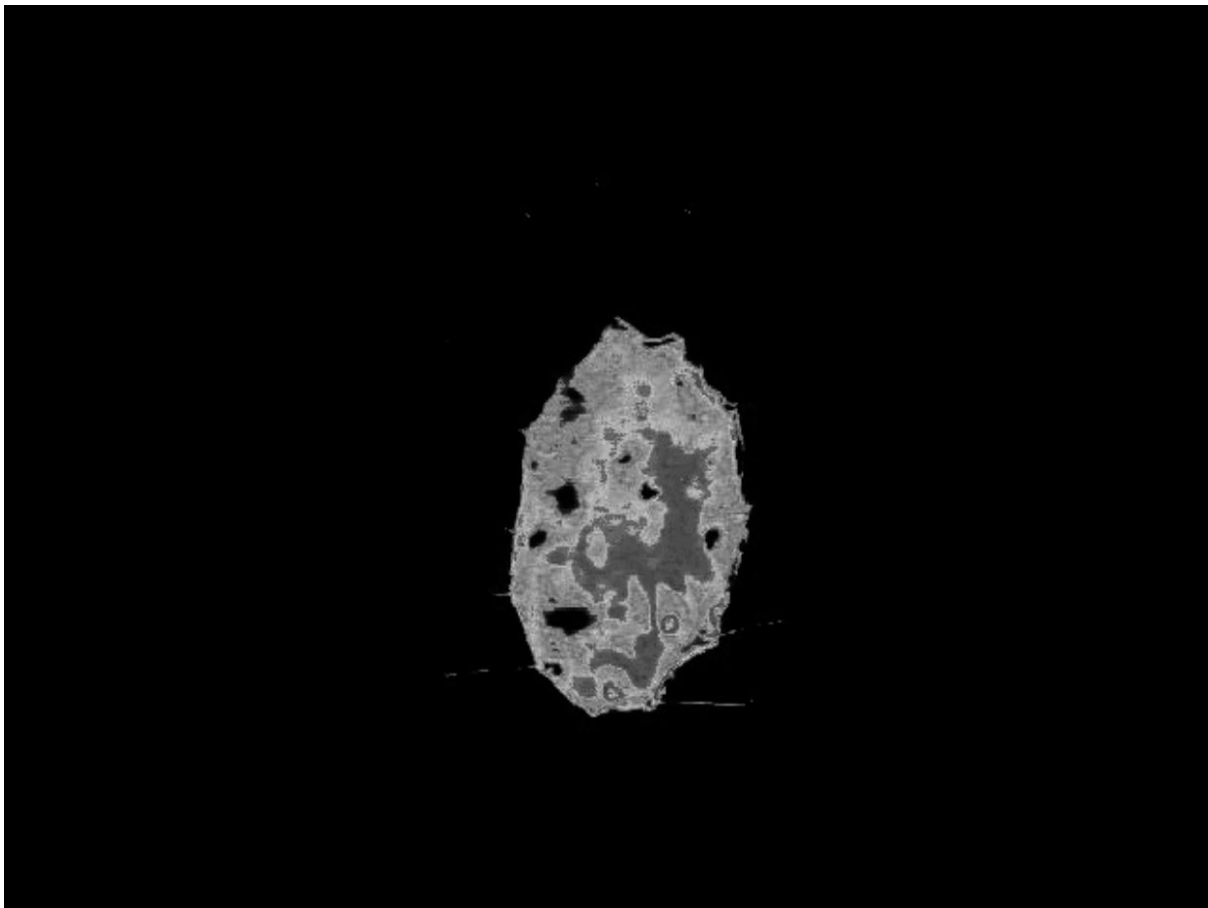
【 図 1 1 】



【図 1 2】



【図 1 3】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
G 0 2 B 23/24 B  
H 0 4 N 7/18 M

(72)発明者 竹内 佑介

北海道札幌市中央区南 1 5 条西 1 0 丁目 3 番 7 号 エフォートエス 1 5 3 0 1 号

(72)発明者 大野 努

北海道札幌市手稲区前田 7 条 1 4 丁目 2 番 5 0 号 キャンパスサイトクリスタル 1 号

F ターム(参考) 2G059 AA06 EE02 EE06 EE12 FF01 HH01 HH02 HH06 JJ05 JJ11  
JJ30 KK04 MM01 MM03 MM09 MM10 PP04 PP06  
2H040 BA06 CA10 CA11 CA22 GA02 GA05 GA10 GA11  
4C061 CC06 FF40 FF47 HH54 LL02 LL08 NN01 NN05 NN07 PP12  
PP13 QQ02 QQ03 SS21 WW15 YY02 YY12 YY13  
5C054 AA05 CA04 CA05 CC07 CF08 CH02 DA07 DA08 EA05 FC08  
HA12



专利名称(译)	内窥镜系统和使用内窥镜系统检测对象的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009039280A</a>	公开(公告)日	2009-02-26
申请号	JP2007206872	申请日	2007-08-08
申请(专利权)人(译)	佐鸟 新		
[标]发明人	佐鳥新 竹内佑介 大野努		
发明人	佐鳥 新 竹内 佑介 大野 努		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/27 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y G01N21/27.B G01N21/27.A G02B23/24.B H04N7/18. M A61B1/00.C A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/045.618 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/EE02 2G059/EE06 2G059/EE12 2G059/FF01 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ05 2G059/JJ11 2G059/JJ30 2G059/KK04 2G059/MM01 2G059/MM03 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 2G059/PP06 2H040/BA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/PP13 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/SS21 4C061/WW15 4C061/YY02 4C061/YY12 4C061/YY13 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/CF08 5C054/CH02 5C054/DA07 5C054/DA08 5C054/EA05 5C054/FC08 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/YY02 4C161/YY12 4C161/YY13		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种能够提高被检体分析的精度的内窥镜系统以及使用该内窥镜系统的被检体的检测方法。将来自被摄体的发射光或反射光分散到由高光谱限定的多个波长区域中的光学系统，并且针对每个波长区域接收由光学系统分散的光，并将其光电转换为电能。一种具有多个像素的图像拾取装置，该像素用于产生信号并基于电信号计算波长区域中的光强度，并基于像素中多个波长区域与光强度之间的关系，通过高光谱分析对对象进行分析。以及分析单元，其分析来自对象的发射光或反射光的成分，以便识别受影响的区域。[选型图]图1

