

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/098792

発行日 平成26年6月9日 (2014.6.9)

(43) 国際公開日 平成24年7月26日 (2012.7.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2012-533155 (P2012-533155)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/079066
(22) 国際出願日 平成23年12月15日 (2011.12.15)
(11) 特許番号 特許第5341257号 (P5341257)
(45) 特許公報発行日 平成25年11月13日 (2013.11.13)
(31) 優先権主張番号 特願2011-9972 (P2011-9972)
(32) 優先日 平成23年1月20日 (2011.1.20)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 葉袋 哲夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム (参考) 4C161 AA01 AA04 BB06 CC06 DD07
FF40 HH52 LL01 TT01 TT02
TT15 WW19

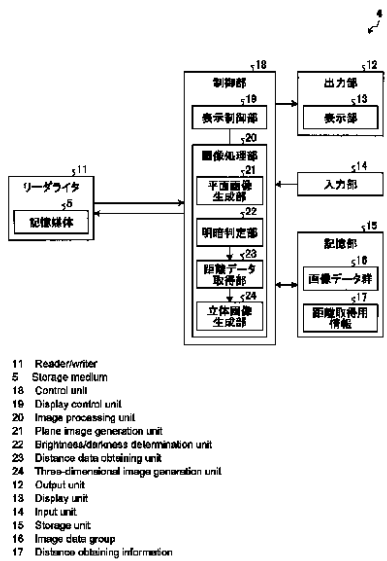
最終頁に続く

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

(57) 【要約】

1回の照明で露光し取得した画像情報をもとに、生体組織の分光感度特性の影響を回避しながら、生体組織表面までの距離を安定して正確に取得できる画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラムおよび内視鏡システムを提供すること。本発明にかかるワークステーション4は、生体内を1回の露光で撮像することによって取得された受光値データを含む画像データを処理するワークステーション4であって、画像データのうち明部領域では、第1の波長帯域の光の受光値データと露光時間とをもとに生体の表面までの距離データを取得し、画像データのうち暗部領域では、第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値データと露光時間とをもとに生体の表面までの距離データを取得する距離データ取得部23を備える。

【図2】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置において、

前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手段を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記距離情報取得手段によって取得された前記生体までの距離情報をもとに 3 次元情報を含む画像を生成する画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段によって生成された前記 3 次元情報を含む画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像情報に含まれる受光値情報をもとに判定対象の各領域が前記明部領域および前記暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記明暗判定手段は、判定対象の領域における前記第 2 の波長域の光の受光値が所定の閾値を超えている場合に前記判定対象の領域が前記明部領域であると判定し、判定対象の領域における前記第 2 の波長域の光の受光値が所定の閾値以下である場合には前記判定対象の領域が前記暗部領域であると判定することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 1 の波長域は、500nm 未満であり、

前記第 2 の波長域は、500nm 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理方法において、

前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得ステップを含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 8】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を画像処理装置に処理させる画像処理プログラムにおいて、

前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手順を含むことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 9】

生体内に導入されて体内を撮像する内視鏡装置と、

前記内視鏡装置が取得した体内画像のうち、生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置であって、請求項 1～6 のいずれか一つに記載の画像処理装置と、

10

20

30

40

50

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は、カプセル型内視鏡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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の画像を処理する画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラムおよび内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来から、内視鏡分野においては、カプセル型の筐体内部に撮像機能と無線通信機能とを備えた飲み込み型の内視鏡であるカプセル型内視鏡が登場し、かかるカプセル型内視鏡を被検体の臓器内部に導入して取得した臓器内部の画像（以下、体内画像という）を表示する内視鏡システムが提案されている。カプセル型内視鏡は、患者等の被検体の臓器内部を観察するために被検体に経口摂取され、その後、蠕動運動等によって臓器内部を移動して、最終的に、この被検体の外部に排出される。かかるカプセル型内視鏡は、被検体に経口摂取されてから被検体外部に排出されるまでの期間、例えば 0.5 秒間隔で体内画像を撮像し、得られた体内画像を被検体外部に順次無線送信する。

【0003】

20

このようなカプセル型内視鏡によって時系列順に無線送信された各体内画像は、被検体外部の受信装置が順次受信する。この受信装置は、予め挿着された記憶媒体内に、かかるカプセル型内視鏡から時系列順に受信した体内画像群を保存する。かかる受信装置内の記憶媒体は、カプセル型内視鏡による体内画像群を十分に蓄積した後、受信装置から取り外されて画像表示装置に挿着される。画像表示装置は、この挿着された記憶媒体内の体内画像群を取り込み、得られた各体内画像をディスプレイに順次表示する。医師または看護師等のユーザは、かかる画像表示装置に順次表示された各体内画像を観察し、この体内画像の観察を通して被検体の臓器内部を観察（検査）することができる。

【0004】

ここで、従来、ユーザによるポリープ、病変、潰瘍などの観察を円滑化させるために、カプセル型内視鏡が撮像した画像をもとに、生体組織表面の隆起部や窪み部分を表した画像を生成して表示する内視鏡システムが提案されている（たとえば、特許文献 1 参照）。この内視鏡システムでは、2 つの照明を異なる位置に設けたカプセル型内視鏡を用いて、カプセル型内視鏡に、2 つの照明を別々の期間に動作させることによって 2 枚の画像を得る。そして、この内視鏡システムでは、異なる位置にある 2 つの照明の距離差を用いて、この 2 枚の画像を処理することによって、カプセル型内視鏡の生体組織表面までの距離を演算する。内視鏡システムは、この演算結果をもとに、生体組織表面の隆起部や窪み部分を立体的に表した 3 次元的情報を含む画像、または表面配向情報を含む画像を生成する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0005】

【特許文献 1】特開 2003 - 265405 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献 1 に記載された内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡の異なる位置に 2 つの照明を設け、この 2 つの照明をそれぞれ異なる期間で照明して得られた画像を用いる。しかしながら、特許文献 1 に記載された内視鏡システムでは、2 つの照明における照明期間が異なるため、取得した画像がぼやけてしまい、生体組織表面までの正確な距離を取得することが難しいという問題があった。

50

【 0 0 0 7 】

また、生体組織は長波長成分を多く反射する分光感度特性を有するため、明るい領域においては、長波長域の光の受光値が撮像素子の受光上限を超えて飽和しやすいという特性を有する。このように長波長域の光の受光値が飽和した部分については、正確な受光値を得られないため、生体組織表面までの正確な距離を取得することが難しいという問題があった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、1回の照明で露光し取得した画像情報をもとに、生体組織の分光感度特性の影響を回避しながら、生体組織表面までの距離を安定して正確に取得できる画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラムおよび内視鏡システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる画像処理装置は、生体内を1回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置において、前記画像情報のうち明部領域では、第1の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手段を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる画像処理装置は、前記距離情報取得手段によって取得された前記生体までの距離情報をもとに3次元情報を含む画像を生成する画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる画像処理装置は、前記画像生成手段によって生成された前記3次元情報を含む画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる画像処理装置は、前記画像情報に含まれる受光値情報をもとに判定対象の各領域が前記明部領域および前記暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定手段をさらに備えたことを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる画像処理装置は、前記明暗判定手段は、判定対象の領域における前記第2の波長域の光の受光値が所定の閾値を超えている場合に前記判定対象の領域が前記明部領域であると判定し、判定対象の領域における前記第2の波長域の光の受光値が所定の閾値以下である場合には前記判定対象の領域が前記暗部領域であると判定することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる画像処理装置は、前記第1の波長域は、500nm未満であり、前記第2の波長域は、500nm以上であることを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる画像処理方法は、生体内を1回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理方法において、前記画像情報のうち明部領域では、第1の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得ステップを含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかる画像処理プログラムは、生体内を1回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を画像処理装置に処理させる画像処理プログラ

50

ムにおいて、前記画像情報のうち明部領域では、第１の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、第２の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手順を含むことを特徴とする。

【００１７】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、生体内に導入されて体内を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置が取得した体内画像のうち、生体内を１回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置であって、上記いずれか一つに記載の画像処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【００１８】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記内視鏡装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１９】

本発明によれば、距離取得のために使用する受光値情報を、明部領域と暗部領域とに応じて第１の波長域の光の受光値情報および第１の波長域よりも長い波長域である第２の波長域の光の受光値情報の間で、使い分けることによって、１回の照明で露光し取得した画像データをもとに、生体組織の分光感度特性の影響を回避しながら生体組織表面までの距離を安定して正確に取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２０】

【図１】図１は、実施の形態にかかる内視鏡システムの一構成例を示す模式図である。

【図２】図２は、図１に示すワークステーションの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【図３】図３は、図２に示すワークステーションにおける画像処理方法の処理手順を示すフローチャートである。

【図４】図４は、図３に示す距離データ取得処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図５】図５は、図２に示す表示部の表示画面に表示される体内画像の一例を示す図である。

【図６】図６は、明部領域における受光値の波長依存性を模式的に示した図である。

【図７】図７は、Ｂ画素の各受光値と生体表面までの各距離との関係を示す図である。

【図８】図８は、画像データの暗部領域における受光値の波長依存性を模式的に示した図である。

【図９】図９は、Ｒ画素の各受光値と生体表面までの各距離との関係を示す図である。

【図１０】図１０は、Ｇ画素の各受光値と生体表面までの各距離との関係を示す図である。

【図１１】図１１は、図２に示す立体画像生成部が生成する画像の一例を示す図である。

【図１２】図１２は、実施の形態にかかる内視鏡システムの他の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２１】

以下に、図面を参照して、本発明にかかる画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラムおよび内視鏡システムの好適な実施の形態を詳細に説明する。なお、以下では、本発明にかかる内視鏡システムにおける内視鏡装置の一例としてカプセル型内視鏡を例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、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。

【００２２】

（実施の形態）

図１は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡システムの一構成例を示す模式図である。図１に示すように、この実施の形態にかかる内視鏡システムは、被検体１の体内画像群を

10

20

30

40

50

撮像するカプセル型内視鏡 2 と、カプセル型内視鏡 2 によって無線送信された画像信号を受信する受信装置 3 と、カプセル型内視鏡 2 によって撮像された体内画像群を表示するワークステーション 4 と、受信装置 3 とワークステーション 4 との間におけるデータの受け渡しを行うための可搬型の記憶媒体 5 とを備える。

【 0 0 2 3 】

カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の体内画像を撮像する内視鏡装置の一例であり、カプセル型の筐体内部に照明、撮像素子および無線通信部を備える。撮像素子は、たとえば、R、G、B 画素を 1 組とした状態で各画素をマトリックス状に配置する CCD センサと、CCD センサの駆動回路とによって構成されている。CCD センサの各画素からは、各画素の受光値が出力される。R 画素は、R フィルタによって、580 nm ~ 750 nm の波長域の光を受光する。G 画素は、G フィルタによって、500 nm ~ 580 nm の波長域の光を受光する。B 画素は、B フィルタによって、400 ~ 500 nm の波長域の光を受光する。

【 0 0 2 4 】

カプセル型内視鏡 2 は、経口摂取等によって被検体 1 の臓器内部に導入され、その後、蠕動運動等によって被検体 1 の臓器内部を移動しつつ、所定の間隔（例えば 0.5 秒間隔）で被検体 1 の体内画像を順次撮像する。カプセル型内視鏡 2 は、臓器内部において被写体に白色光等の照明光を照射し、この照明光によって照明された被写体の画像、すなわち被検体 1 の体内画像を撮像する。カプセル型内視鏡 2 は、このように撮像した被検体 1 の体内画像の画像信号とともに、この体内画像の撮像時刻、および、この体内画像における露光時間データを対応付けて、外部の受信装置 3 に無線送信する。画像信号には、カプセル型内視鏡 2 が内蔵する CCD センサの各画素の受光値が含まれており、各受光値は、対応する各画素の位置情報に対応付けられている。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の臓器内部に導入されてから被検体 1 の外部に排出されるまでの期間、体内画像の撮像動作および無線送信動作を順次繰り返す。なお、内視鏡システムにおいて体内画像を撮像する場合には、外からの光が入らない状態で撮像するため、カプセル型内視鏡 2 の照明部の発光時間を露光時間とみなすことができる。

【 0 0 2 5 】

受信装置 3 は、例えば被検体 1 の体表上に分散配置される複数の受信アンテナ 3a ~ 3h を備え、複数の受信アンテナ 3a ~ 3h のうちの少なくとも一つを介して被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 からの無線信号を受信する。受信装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 からの無線信号から RGB それぞれの画像信号を抽出し、この抽出した画像信号に含まれる体内画像の画像データを取得する。受信装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 から 1 フレーム分の体内画像を取得すると、予め挿着された記憶媒体 5 に画像を順次保存する。また、受信装置 3 は、各画像に、体内画像の撮像時刻および露光時間データ等を各々対応付ける。なお、受信装置 3 の受信アンテナ 3a ~ 3h は、図 1 に示したように被検体 1 の体表上に配置してもよいし、被検体 1 に着用させるジャケットに配置されてもよい。また、受信装置 3 の受信アンテナ数は、1 以上であればよく、特に 8 つに限定されない。

【 0 0 2 6 】

ワークステーション 4 は、記憶媒体 5 を介して被検体 1 の体内画像群等の各種データを取り込み、取り込んだ体内画像群等の各種データを表示する。ワークステーション 4 は、受信装置 3 から取り外された記憶媒体 5 を挿着され、この記憶媒体 5 の保存データを取り込むことによって、被検体 1 の体内画像の画像データ等の各種データを取得する。ワークステーション 4 は、取得した体内画像 G2 をディスプレイに表示する。この体内画像 G2 は、平面画像である。さらに、ワークステーション 4 は、取得した画像データを処理してカプセル型内視鏡 2 の生体組織表面までの距離データを取得し、取得した距離データをもとに 3 次元情報を含む立体画像 G3 を生成して表示する。

【 0 0 2 7 】

記憶媒体 5 は、上述した受信装置 3 とワークステーション 4 との間におけるデータの受け渡しを行うための可搬型の記録メディアである。記憶媒体 5 は、受信装置 3 およびワー

クステーション４に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時にデータの出力および記録が可能な構造を有する。記憶媒体５は、受信装置３に挿着された場合、受信装置３によって画像処理された体内画像群および各画像の時間データ等を記録する。一方、受信装置３から取り外された記憶媒体５がワークステーション４に挿着された場合、この記憶媒体５の保存データ（体内画像群等）は、ワークステーション４に取り込まれる。

【００２８】

次に、本発明の実施の形態にかかるワークステーション４の構成について詳細に説明する。図２は、図１に示すワークステーションの一構成例を模式的に示すブロック図である。

【００２９】

図２に示すように、この実施の形態にかかるワークステーション４は、上述した記憶媒体５内の保存データを取り込むリーダライタ１１と、被検体１の体内画像およびＧＵＩ（Graphical User Interface）等を画面表示する表示部１３を有する出力部１２と、各種情報を入力する入力部１４と、リーダライタ１１によって取り込まれたデータ等を記憶する記憶部１５と、ワークステーション４の各構成部を制御する制御部１８とを備える。

【００３０】

リーダライタ１１は、上述した受信装置３から取り外された記憶媒体５が着脱可能に挿着され、この記憶媒体５の保存データを取り込み、取り込んだ保存データを制御部１８に転送する。また、リーダライタ１１は、初期化された記憶媒体５が挿着された場合、制御部１８によって書き込み指示されたデータをこの記憶媒体５に書き込むこともできる。リーダライタ１１が記憶媒体５から取り込むデータは、被検体１の体内画像に対応する画像データ群１６、各体内画像の露光時間などの時間データ等である。一方、リーダライタ１１が記憶媒体５に書き込むデータは、例えば、被検体１を特定する患者名、患者ＩＤ等の特定データ等である。

【００３１】

出力部１２は、体内観察に関する情報を出力する。表示部１３は、ＣＲＴディスプレイまたは液晶ディスプレイ等の画像表示が可能なディスプレイを用いて実現され、制御部１８によって表示指示された体内画像等の各種情報を表示する。

【００３２】

入力部１４は、キーボードおよびマウス等の入力デバイスを用いて実現され、ユーザによる入力操作に対応して制御部１８に各種情報を入力する。

【００３３】

記憶部１５は、ＲＡＭ、ＥＥＰＲＯＭまたはハードディスク等の記憶媒体を用いて実現され、制御部１８によって書き込み指示された各種データ等を保存し、制御部１８によって読み出し指示された保存データを制御部１８に送信する。具体的には、記憶部１５は、制御部１８の制御に基づいて、上述したリーダライタ１１によって取り込まれた記憶媒体５の保存データ、すなわち、被検体１の画像データ群１６および各体内画像の露光時間データを記憶する。記憶部１５は、制御部１８によって読み出しを指示された体内画像を体内画像群から読み出して制御部１８に出力する。また、記憶部１５は、画像処理を行って距離情報を取得する場合に必要な各種情報を距離取得用情報１７として記憶する。

【００３４】

制御部１８は、ワークステーション４の各構成部であるリーダライタ１１、出力部１２、入力部１４および記憶部１５の各動作を制御するとともに、各構成部間における信号の入出力を制御する。制御部１８は、入力部１４によって入力された指示情報に基づいて、記憶媒体５の保存データを取り込むようにリーダライタ１１を制御し、この取り込んだ保存データ（画像データおよび各体内画像の露光時間データ等）を記憶するように記憶部１５を制御する。制御部１８には、各構成部を制御するための制御用のプログラムを保持するメモリ（図示しない）が設けられ、制御部１８は、メモリ内のプログラムを読み出し、実行することによって、各構成部を制御する。このプログラムには、生体内を１回の露光

10

20

30

40

50

で撮像することによって取得された受光値データを含む画像データをワークステーション 4 に処理させる画像処理プログラムも含まれる。

【 0 0 3 5 】

また、制御部 1 8 は、表示制御部 1 9 および画像処理部 2 0 を備える。表示制御部 1 9 は、入力部 1 4 によって入力された指示情報に基づいて、表示部 1 3 の画像表示処理を制御する。画像処理部 2 0 は、記憶部 1 5 に記憶された画像データ群 1 6 の画像を処理して、表示用の体内画像および 3 次元情報を含む立体画像を生成する。表示制御部 1 9 は、画像処理部 2 0 が生成した画像を表示部 1 3 に表示させる。画像処理部 2 0 は、平面画像生成部 2 1、明暗判定部 2 2、距離データ取得部 2 3 および立体画像生成部 2 4 を有する。

【 0 0 3 6 】

平面画像生成部 2 1 は、記憶部 1 5 の画像データ群 1 6 から、表示対象の画像データを取得し、WB 調整などの各種調整を行い、調整後の画像データを表示部 1 3 の表示方式に対応したフォーマットに変更して、表示用の体内画像 G 2 を生成する。

【 0 0 3 7 】

明暗判定部 2 2 は、立体表示を指示された画像の画像データを取得して、画像データに含まれる各画素の受光値情報をもとに、判定対象となる単位領域ごとに、各領域がそれぞれ明部領域および暗部領域のいずれであるかを判定する。明暗判定部 2 2 は、たとえば、隣り合って位置する R, G, B 画素が含まれる画素領域を 1 単位として判定処理を行う。

【 0 0 3 8 】

距離データ取得部 2 3 は、1 枚の体内画像に対応する画像データを処理することによって、生体表面までの距離データを取得する。すなわち、距離データ取得部 2 3 は、生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像データを処理する。距離データ取得部 2 3 は、明暗判定部 2 2 と同様に、たとえば、隣り合って位置する R, G, B 画素が含まれる画素領域を 1 単位として、画素領域ごとに距離データ取得処理を行う。

【 0 0 3 9 】

距離データ取得部 2 3 は、記憶部 1 5 に記憶された距離取得用情報 1 7 を参照して、処理対象の 1 枚の画像データにおける各領域の、生体表面までの距離データを取得する。ここで、CCD センサの画素においては、光を照射するカプセル型内視鏡 2 から生体表面までの距離に応じてそれぞれ受光量が異なる。このため、記憶部 1 5 は、距離取得用情報 1 7 として、画素の各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係を記憶する。また、露光時間によって同じ距離でも画素における受光値が異なる。このため、各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係は、各露光時間に応じてそれぞれ設定され、記憶部 1 5 に記憶される。そして、R, G, B 画素によって受光感度および分光特性がそれぞれ異なり、生体表面での散乱特性も赤色光、緑色光および青色光によってそれぞれ異なる。このため、各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係は、R, G, B 画素ごとにそれぞれ設定され、記憶部 1 5 に記憶される。距離データ取得部 2 3 は、記憶部 1 5 に記憶されたこれらの距離取得用情報 1 7 のいずれかを参照して、生体の表面までの距離データを取得する。なお、各画素の受光値と生体表面までの各距離との関係は、たとえば、画素の受光値と生体表面までの距離との関係を示す関数であってもよく、また、R, G、各画素の受光値と生体表面までの各距離とがそれぞれ対応付けられた対応表であってもよい。

【 0 0 4 0 】

距離データ取得部 2 3 は、画像データのうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに、生体の表面までの距離データを取得する。具体的には、距離データ取得部 2 3 は、明部領域では、R, G 画素よりも短波長域である 500 nm 未満の波長域に含まれる青色光を受光する B 画素の受光値情報と処理対象の画像撮像時における露光時間データとをもとに、生体の表面までの距離データを取得する。この場合、距離データ取得部 2 3 は、記憶部 1 5 に記憶された距離取得用情報 1 7 のうち、この画像における露光時間に対応する B 画素の各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係を参

10

20

30

40

50

照する。なお、距離データ取得部 23 は、赤色光、緑色光および青色光の間で分光特性、CCD センサの受光感度、生体組織表面での散乱特性が異なるため、これらの特性をもとに受光値を補正した値を用いて、距離データを取得してもよい。

【0041】

距離データ取得部 23 は、画像データのうち暗部領域では、第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに生体の表面までの距離情報を取得する。具体的には、距離データ取得部 23 は、画像データのうち暗部領域では、B 画素よりも長波長域である 500 nm 以上の波長域に含まれる赤色光を受光する R 画素の受光値データ、緑色光を受光する G 画素の受光値データ、および、処理対象の画像撮像時における露光時間データをもとに生体の表面までの距離データを取得する。この場合、距離データ取得部 23 は、記憶部 15 に記憶された距離取得用情報 17 のうち、この画像における露光時間に対応する R 画素の各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係、および G 画素の各受光値と生体表面までの各距離とを対応付けた関係を参照する。なお、画像データにおける明部領域及び暗部領域は、距離データ取得部 23 による距離データ取得処理前の明暗判定部 22 によって予め判定されている。

【0042】

立体画像生成部 24 は、距離データ取得部 23 によって 1 枚の画像データの領域ごとに取得された生体までの各距離データをもとに、3 次元情報を含む立体画像を生成する。立体画像生成部 24 は、3 次元情報を含む立体画像として、図 1 に示す立体画像 G3 のように、前面から見た状態で体内画像 G2 に表された生体組織を、側面上方から見た立体画像 G3 を生成する。もちろん、これに限らず、立体画像生成部 24 は、体内画像 G2 に表された生体組織の側面図あるいは断面図を生成してもよい。表示部 13 は、表示制御部 19 の制御にしたがって、平面画像生成部 21 によって生成された平面画像である体内画像とともに、立体画像生成部 24 によって生成された立体画像を表示する。

【0043】

次に、図 3 を参照して、ワークステーション 4 における画像処理について説明する。図 3 は、図 2 に示すワークステーションにおける画像処理方法の処理手順を示すフローチャートである。

【0044】

図 3 に示すように、ワークステーション 4 は、立体表示を指示する指示情報が入力部 14 から入力されると、画像処理部 20 は、この指示情報において立体表示を指示された処理対象である 1 枚の平面画像の画像データを、記憶部 15 が記憶する画像データ群 16の中から選択して取得する（ステップ S1）。

【0045】

続いて、明暗判定部 22 は、立体表示を指示された画像の画像データを取得して、画像データに含まれる各画素の受光値情報をもとに、判定対象となる単位領域ごとに、各領域がそれぞれ明部領域および暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定処理を行う（ステップ S2）。明暗判定部 22 による判定結果は、各画像データの各領域にそれぞれ対応付けられる。

【0046】

このとき、明暗判定部 22 は、判定対象の 1 組の R, G, B 画素のうち、G, B 画素よりも長波長域の赤色光を受光する R 画素の受光値が所定の閾値を超えている場合には、この画素領域は明部領域であると判定する。これに対して、明暗判定部 22 は、R 画素の受光値が所定の閾値以下の場合には、この画素領域は暗部領域であると判定する。

【0047】

あるいは、明暗判定部 22 は、判定対象の 1 組の R, G, B 画素のうち、R 画素の受光値に加え G 画素の受光値も所定の閾値を超えている場合、この画素領域は明部領域であると判定し、R 画素の受光値および G 画素の受光値が所定の閾値以下の場合、この画素領域は暗部領域であると判定してもよい。

【0048】

また、カプセル型内視鏡 2 が撮像した画像においては、比較的、明るい領域においては、R 画素の受光値および G 画素の受光値が撮像素子の受光上限を超えて飽和しやすいため、明暗判定部 22 は、R 画素の受光値に加え G 画素の受光値が、受光上限を超えて飽和している場合、この画素領域は明部領域であると判定してもよい。

【0049】

なお、明暗判定部 22 による明暗判定処理は、図 3 に示す一連の処理実行前に、予め実行されていてもよい。この場合には、画像処理部 20 は、明暗判定処理（ステップ S2）に代えて、予め実行された判定結果のうち処理対象の画像データに対応する判定結果を取得すればよい。

【0050】

続いて、距離データ取得部 23 は、記憶部 15 に記憶された距離取得用情報 17 を参照して、処理対象の 1 枚の画像データにおける生体表面までの距離データを取得する距離データ取得処理（ステップ S3）を行う。この距離データ取得処理は、隣り合って位置する R, G, B 画素が含まれる画素領域を 1 単位として、画素領域ごとにそれぞれ実行される。

【0051】

立体画像生成部 24 は、距離データ取得部 23 によって取得された各距離データをもとに、処理対象の平面画像に対応する立体画像を生成する立体画像生成処理（ステップ S4）を実行する。なお、立体画像生成部 24 は、この距離データ取得処理において取得された各画素領域の距離データをもとに、平面画像に対応する立体画像を生成する。表示制御部 19 は、立体画像生成部 24 が生成した立体画像を表示部 13 に表示させる画像表示処理を行う（ステップ S5）。この場合、表示制御部 19 は、図 1 に示すように、立体画像 G3 とともに、この立体画像を生成するために使用された平面画像 G2 も表示させてもよい。

【0052】

画像処理部 20 は、入力部 14 から入力された指示情報をもとに、次に処理する画像があるか否かを判断する（ステップ S6）。画像処理部 20 は、次に処理する画像があると判断した場合（ステップ S6：Yes）、ステップ S1 に戻り、処理対象の次の画像を取得して、画像処理を行う。一方、画像処理部 20 は、次に処理する画像がないと判断した場合（ステップ S6：No）、画像処理を終了する。

【0053】

次に、図 4 を参照して、図 3 に示す距離データ取得処理について説明する。図 4 は、図 3 に示す距離データ取得処理の処理手順を示すフローチャートである。図 4 に示すように、距離データ取得部 23 は、処理対象の画像データに対応する明暗判定部 22 による明暗判定結果を取得する（ステップ S11）。続いて、距離データ取得部 23 は、処理対象の画像データにおける露光時間データを取得する（ステップ S12）。距離データ取得部 23 は、取得した明暗判定結果をもとに、距離データ取得対象の画素領域が明部または暗部であるかを判断する（ステップ S13）。

【0054】

距離データ取得部 23 は、距離データ取得対象の画素領域が明部であると判断した場合（ステップ S13：明部）、この画素領域の B 画素の受光値データを取得する（ステップ S14）。ここで、図 6 は、明部領域における受光値の波長依存性を模式的に示した図である。生体組織は、長波長成分を多く反射する分光感度特性を有するため、たとえば図 5 に示す平面画像 G21 において明部であると判定された領域 A b では、図 6 のように、R 画素の受光値および G 画素の受光値がともに撮像素子の受光上限値を超えて飽和していることが多い。このため、明部領域では、正確な R 画素の受光値および G 画素の受光値を得られないため、R 画素の受光値および G 画素の受光値を用いて生体組織表面までの正確な距離を取得することが難しい。これに対し、図 6 に示すように、B 画素の受光値は、明部領域であっても上限値未満であることがほとんどである。したがって、距離データ取得部 23 は、明部領域と判定された画素領域においては、撮像素子の受光上限値を超えて飽和

10

20

30

40

50

する G, R 画素の受光値ではなく、正確な値を示す B 画素の受光値を用いて、距離データを取得する。

【 0 0 5 5 】

距離データ取得部 2 3 は、記憶部 1 5 の距離取得用情報 1 7 のうち、B 画素の各受光値と生体表面までの各距離との関係を参照する（ステップ S 1 5）。B 画素の各受光値と生体表面までの各距離は、たとえば図 7 の曲線 L b 1 ~ L b 3 に示す関係を有する。曲線 L b 1 ~ L b 3 はそれぞれ異なる露光時間のものに対応し、曲線 L b 1、曲線 L b 2、曲線 L b 3 の順で露光時間は長くなる。

【 0 0 5 6 】

距離データ取得部 2 3 は、図 7 に示す曲線 L b 1 ~ L b 3 のうち、処理対象の画像データの露光時間に対応するものを参照する。そして、距離データ取得部 2 3 は、参照した B 画素の各受光値と生体表面までの各距離の関係をもとに、処理対象の画素領域の B 画素の受光値に対応する距離データを取得する（ステップ S 1 6）。

【 0 0 5 7 】

一方、ステップ S 1 3 において、距離データ取得部 2 3 は、距離データ取得対象の画素領域が暗部であると判断した場合（ステップ S 1 3：暗部）、この画素領域の R 画素および G 画素の受光値データを取得する（ステップ S 1 7）。ここで、図 8 は、暗部領域における受光値の波長依存性を模式的に示した図である。生体組織表面では短波長波長成分が散乱しやすいため、たとえば図 5 に示す平面画像 G 2 1 において暗部であると判定された領域 A d では、図 8 のように、B 画素の受光値がほぼ 0 に近く、極めて小さい値であることが多い。これに対し、生体組織は長波長成分を多く反射する分光感度特性を有するため、R 画素および G 画素の受光値は、暗部領域であっても処理可能な程度のレベルであることが多い。したがって、暗部領域では、ほぼ 0 のレベルの B 画素の受光値ではなく、処理可能な程度のレベルの受光値が検出できる R 画素および G 画素の受光値を用いて、距離データを取得する。

【 0 0 5 8 】

距離データ取得部 2 3 は、記憶部 1 5 の距離取得用情報 1 7 のうち、R 画素および G 画素の各受光値と生体表面までの各距離との関係を参照する（ステップ S 1 8）。R 画素の各受光値と生体表面までの各距離は、たとえば図 9 の曲線 L r 1 ~ L r 3 に示す関係を有する。曲線 L r 1 ~ L r 3 はそれぞれ異なる露光時間のものに対応し、曲線 L r 1、曲線 L r 2、曲線 L r 3 の順で露光時間は長くなる。また、G 画素の各受光値と生体表面までの各距離は、たとえば図 1 0 の曲線 L g 1 ~ L g 3 に示す関係を有する。曲線 L g 1 ~ L g 3 はそれぞれ異なる露光時間のものに対応し、曲線 L g 1、曲線 L g 2、曲線 L g 3 の順で露光時間は長くなる。

【 0 0 5 9 】

距離データ取得部 2 3 は、図 9 に示す曲線 L r 1 ~ L r 3 および図 1 0 に示す曲線 L g 1 ~ L g 3 のうち、処理対象の画像データの露光時間に対応するものをそれぞれ参照する。そして、距離データ取得部 2 3 は、参照した R 画素および G 画素の各受光値と生体表面までの各距離の関係をもとに、処理対象の画素領域の B 画素の受光値に対応する距離データを取得する（ステップ S 1 9）。たとえば、距離データ取得部 2 3 は、R 画素および G 画素について、それぞれ別個に距離データを取得して、R 画素の受光値をもととした距離と、G 画素の受光値をもととした距離との平均値を処理対象の画素領域における距離として取得する。また、距離データ取得部 2 3 は、R 画素の受光値をもととした距離と、G 画素の受光値をもととした距離とにそれぞれ所定の重み付けを行った各値を組み合わせ、処理対象の画素領域における距離を取得してもよい。

【 0 0 6 0 】

続いて、距離データ取得部 2 3 は、次に処理する画素領域があるか否かを判断する（ステップ S 2 0）。距離データ取得部 2 3 は、次に処理する画素領域があると判断した場合（ステップ S 2 0：Y e s）、ステップ S 1 3 に戻り、処理対象の次の画素領域について距離データ取得処理を行う。一方、距離データ取得部 2 3 は、次に処理する画素領域がな

10

20

30

40

50

いと判断した場合（ステップ S 2 0 : N o ）、処理対象の画像データに関する距離データを、各画素領域の位置情報に対応付けた状態で出力して（ステップ S 2 1 ）、距離データ取得処理を終了する。なお、図 3 に示す立体画像生成処理（ステップ S 4 ）では、この各画素領域の距離データをもとに平面画像 G 2 1 に対応する立体画像 G 3 1 （図 1 1 ）が生成される。

【 0 0 6 1 】

このように、実施の形態においては、1 回の照明で露光することによって取得した画像データを使用するとともに、明部領域では、受光上限未満の受光値を示す B 画素の受光値データを使用し、暗部領域においては処理可能な受光値を示す R 画素、G 画素の受光値データを使用している。このため、実施の形態によれば、明部領域と暗部領域とで、使用する受光値データを使い分けることによって、1 回の照明で露光し取得した画像データをもとに、生体組織の分光感度特性の影響を回避しながら生体組織表面までの距離を安定して正確に取得することができるという効果を奏する。特に、カプセル型内視鏡を使用した場合、操作者の操作によって内視鏡本体が移動するのではなく、体内の蠕動運動等によって被検体 1 の臓器内部を移動するので、距離感が掴みにくい上に異常部分を所望の角度から見ることができないが、本実施の形態によれば、生体組織表面までの距離を安定して取得できるため、適切な 3 次元情報を含む画像を生成することが可能となり、円滑な観察が可能になる。

10

【 0 0 6 2 】

なお、実施の形態では、カプセル型内視鏡を使用する内視鏡システムを例に説明したがもちろん、これに限らず、図 1 2 に示すように、先端に体内画像を撮像する撮像装置 2 0 6 が取り付けられた細長の形状をなす挿入部 2 0 5 を体内に挿入する内視鏡システムに適用してもよい。

20

【 0 0 6 3 】

この内視鏡システム 2 0 1 は、挿入部 2 0 5 および撮像装置 2 0 6 を操作するための操作装置 2 0 7 と、撮像装置 2 0 6 の撮像視野を照明する光源装置 2 0 8 と、撮像装置 2 0 6 が撮像した画像データをもとに内視鏡画像を生成するワークステーション 2 0 4 とを有する。ワークステーション 2 0 4 は、図 2 に示すワークステーション 4 と同様に、表示部 1 3 を有する出力部 1 2、入力部 1 4、記憶部 1 5、および、撮像装置 2 0 6 が撮像した画像データを表示するために表示部 1 3 の画像表示処理を制御する表示制御部 2 1 9 と画像処理部 2 0 とを有する制御部 2 1 8 を有する。

30

【 0 0 6 4 】

図 1 2 に示す内視鏡システム 2 0 1 においても、明部領域と暗部領域とで使用する受光値データを使い分けることによって、1 回の照明で露光し取得した画像データをもとに生体組織表面までの距離を安定して正確に取得することができる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 5 】

以上のように、本発明にかかる画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラムおよび内視鏡システムは、カプセル型内視鏡において、生体組織表面までの距離を安定して正確に取得するのに適している。

40

【符号の説明】

【 0 0 6 6 】

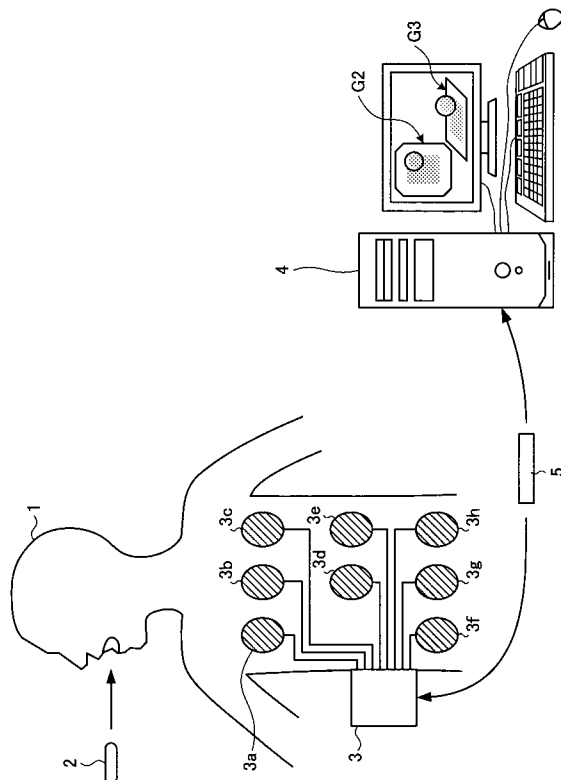
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 a ~ 3 h 受信アンテナ
- 3 受信装置
- 4 ワークステーション
- 5 記憶媒体
- 1 1 リーダライタ
- 1 2 出力部

50

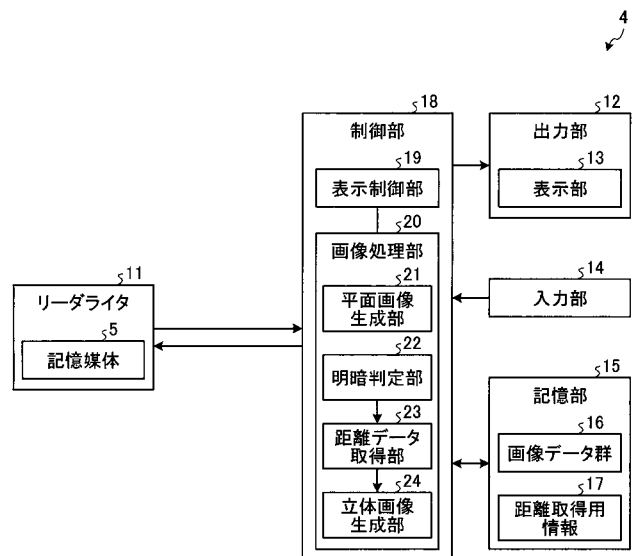
- 1 3 表示部
- 1 4 入力部
- 1 5 記憶部
- 1 6 画像データ群
- 1 7 距離取得用情報
- 1 8 , 2 1 8 制御部
- 1 9 , 2 1 9 表示制御部
- 2 0 画像処理部
- 2 1 平面画像生成部
- 2 2 明暗判定部
- 2 3 距離データ取得部
- 2 4 立体画像生成部
- 2 0 4 ワークステーション
- 2 0 5 挿入部
- 2 0 6 撮像装置
- 2 0 7 操作装置
- 2 0 8 光源装置

10

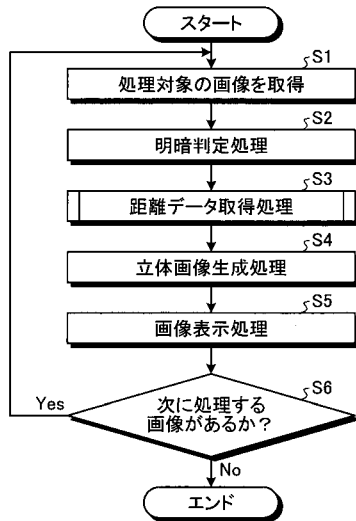
【図 1】



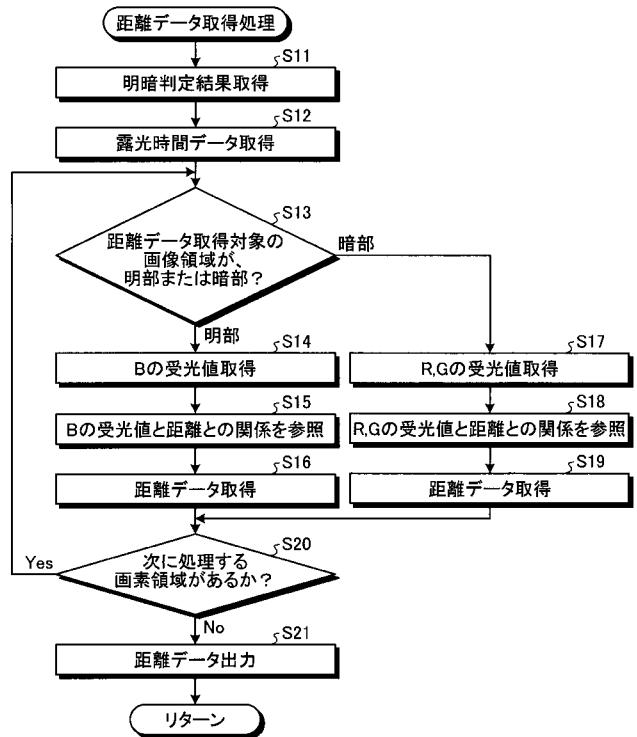
【図 2】



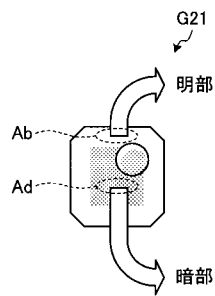
【 図 3 】



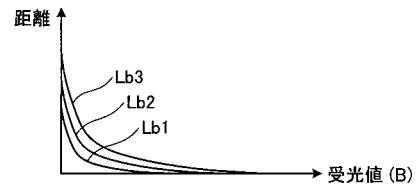
【 図 4 】



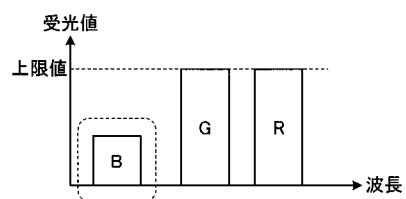
【 図 5 】



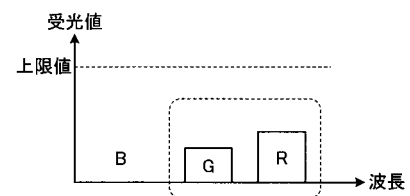
【 図 7 】



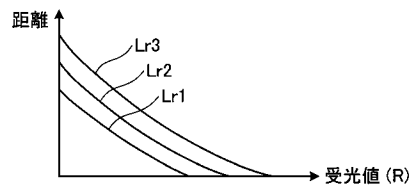
【 図 6 】



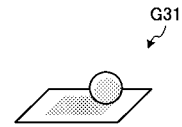
【 図 8 】



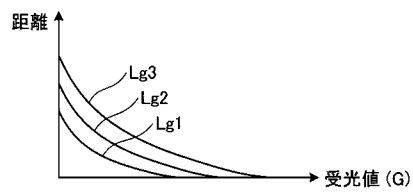
【図 9】



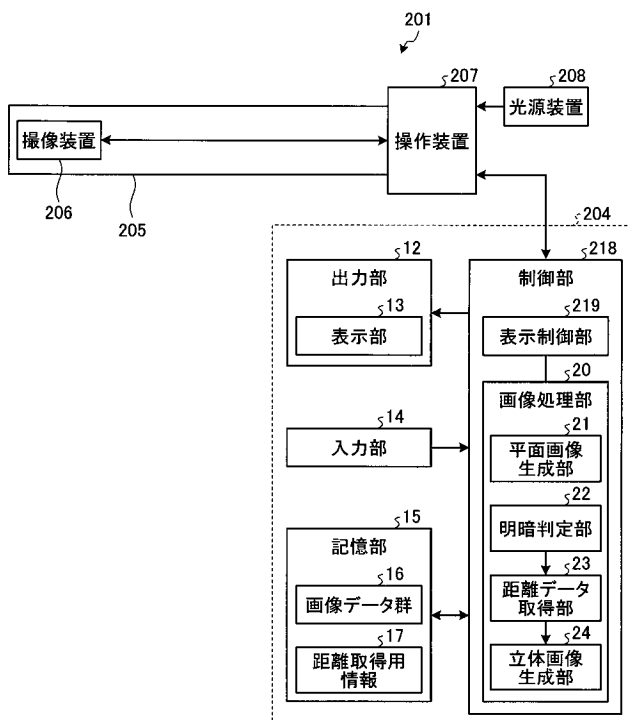
【図 11】



【図 10】



【図 12】



【手続補正書】

【提出日】平成24年7月20日(2012.7.20)

【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】

生体内を撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置において、

前記画像情報のうち明部領域では、第1の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記距離情報取得手段によって取得された前記生体までの距離情報をもとに3次元情報を含む画像を生成する画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段によって生成された前記3次元情報を含む画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像情報に含まれる受光値情報をもとに判定対象の各領域が前記明部領域および前記暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記明暗判定手段は、判定対象の領域における前記第2の波長域の光の受光値が所定の閾値を超えている場合に前記判定対象の領域が前記明部領域であると判定し、判定対象の領域における前記第2の波長域の光の受光値が所定の閾値以下である場合には前記判定対象の領域が前記暗部領域であると判定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記第1の波長域は、500nm未満であり、

前記第2の波長域は、500nm以上であることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

生体内を撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置における処理方法において、

距離情報取得部が、前記画像情報のうち明部領域では、第1の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得ステップを含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 8】

生体内を撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を画像処理装置に処理させる画像処理プログラムにおいて、

前記画像情報のうち明部領域では、第1の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第1の波長域よりも長い波長域である第2の波長域の光の受光値情報をもとに前記生体の表面までの距離情報

報を取得する距離情報取得手順を含むことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 9】

生体内に導入されて体内を撮像する内視鏡装置と、
請求項 1 に記載の画像処理装置と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は、カプセル型内視鏡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。

【手続補正書】

【提出日】平成24年12月5日(2012.12.5)

【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】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報 を処理する画像処理装置において、

前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記距離情報取得手段によって取得された前記生体までの距離情報をもとに 3 次元情報を含む画像を生成する画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段によって生成された前記 3 次元情報を含む画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像情報に含まれる受光値情報をもとに判定対象の各領域が前記明部領域および前記暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記明暗判定手段は、判定対象の領域における前記第 2 の波長域の光の受光値が所定の閾値を超えている場合に前記判定対象の領域が前記明部領域であると判定し、判定対象の領域における前記第 2 の波長域の光の受光値が所定の閾値以下である場合には記判定対象の領域が前記暗部領域であると判定することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 1 の波長域は、500nm 未満であり、

前記第 2 の波長域は、500nm 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報 を処理する画像処理装置における処理方法において、

距離情報取得部が、前記画像情報のうち明部領域では、第１の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第１の波長域よりも長い波長域である第２の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得ステップを含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項８】

生体内を１回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を画像処理装置に処理させる画像処理プログラムにおいて、

前記画像情報のうち明部領域では、第１の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第１の波長域よりも長い波長域である第２の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手順を含むことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項９】

生体内に導入されて体内を撮像する内視鏡装置と、
請求項１に記載の画像処理装置と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項１０】

前記内視鏡装置は、カプセル型内視鏡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。

【手続補正書】

【提出日】平成25年4月25日(2013.4.25)

【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】

生体内を１回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置において、

前記画像情報のうち明部領域では、第１の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第１の波長域よりも長い波長域である第２の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項２】

前記距離情報取得手段によって取得された前記生体までの距離情報をもとに３次元情報を含む画像を生成する画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項３】

前記画像生成手段によって生成された前記３次元情報を含む画像を表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項２に記載の画像処理装置。

【請求項４】

前記画像情報に含まれる受光値情報をもとに判定対象の各領域が前記明部領域および前記暗部領域のいずれであるかを判定する明暗判定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項５】

前記明暗判定手段は、判定対象の領域における前記第２の波長域の光の受光値が所定の閾値を超えている場合に前記判定対象の領域が前記明部領域であると判定し、判定対象の

領域における前記第 2 の波長域の光の受光値が所定の閾値以下である場合には記判定対象の領域が前記暗部領域であると判定することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 1 の波長域は、500nm 未満であり、

前記第 2 の波長域は、500nm 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を処理する画像処理装置の作動方法において、

距離情報取得部が、前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得することを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【請求項 8】

生体内を 1 回の露光で撮像することによって取得された受光値情報を含む画像情報を画像処理装置に処理させる画像処理プログラムにおいて、

前記画像情報のうち明部領域では、第 1 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得し、前記画像情報のうち暗部領域では、前記第 1 の波長域よりも長い波長域である第 2 の波長域の光の受光値情報と露光時間とをもとに前記生体の表面までの距離情報を取得する距離情報取得手順を含むことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 9】

生体内に導入されて体内を撮像する内視鏡装置と、

請求項 1 に記載の画像処理装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は、カプセル型内視鏡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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/079066

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2007/139187 A1 (National University Corporation Chiba University), 06 December 2007 (06.12.2007), paragraphs [0037], [0041] to [0046] & US 2009/207241 A1 & EP 2030558 A1	1-6, 8-10
A	JP 2010-5095 A (Fujinon Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), paragraphs [0052] to [0057] & US 2009/322863 A1	1-6, 8-10
A	JP 2003-290131 A (Nippon Hoso Kyokai), 14 October 2003 (14.10.2003), abstract; paragraph [0043] (Family: none)	1-6, 8-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
25 January, 2012 (25.01.12)Date of mailing of the international search report
07 February, 2012 (07.02.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/079066

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-229025 A (Olympus Corp.), 02 October 2008 (02.10.2008), abstract (Family: none)	1-6, 8-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/079066

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

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

1. ☒ Claims Nos.: 7

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Since image processing method set forth in claim 7 is interpreted as method which is executed during insertion of an endoscope into a human body, claim 7 is considered to pertain to method for surgical operation.

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

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

Remark on Protest

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

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/079066	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006,01)i			
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			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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	
A	WO 2007/139187 A1（国立大学法人 千葉大学） 2007.12.06, 段落【0037】、【0041】－【0046】 & US 2009/207241 A1 & EP 2030558 A1	1-6, 8-10	
A	JP 2010-5095 A（フジノン株式会社） 2010.01.14, 段落【0052】－【0057】 & US 2009/322863 A1	1-6, 8-10	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 25.01.2012		国際調査報告の発送日 07.02.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 9 0 6 6
C (続き) . 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
A	JP 2003-290131 A (日本放送協会) 2003. 10. 14, 【要約】、段落【0043】 (ファミリーなし)	1-6, 8-10
A	JP 2008-229025 A (オリンパス株式会社) 2008. 10. 02, 【要約】 (ファミリーなし)	1-6, 8-10

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/079066

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

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

1. ☒ 請求項 7 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項7に記載されている画像処理方法は、内視鏡を人体内に挿入中に行われる方法であると解されることから、当該請求項7は手術方法に該当するものと認められる。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

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

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

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

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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(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)	图像处理设备，图像处理设备的操作方法，图像处理程序		
公开(公告)号	JPWO2012098792A1	公开(公告)日	2014-06-09
申请号	JP2012533155	申请日	2011-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	薬袋 哲夫		
发明人	薬袋 哲夫		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/041 A61B5/073 A61B5/1076 G06T7/507 G06T2207/10048 G06T2207/10068 G06T2207/30032 G06T2207/30092		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.E		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/LL01 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT15 4C161/WW19		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011009972 2011-01-20 JP		
其他公开文献	JP5341257B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种图像处理装置，图像处理方法，图像处理程序以及内窥镜系统，其能够稳定地准确地获得生物组织的表面的距离，并且避免了生物组织的光谱灵敏度特性的影响，基于通过一次照明曝光获得的图像信息。根据本发明的工作站4处理图像数据，该图像数据包括通过对生物体内部进行一次曝光而获得的光接收值数据，并且包括距离数据获得单元23，该距离数据获得单元23在图像数据中的亮区域获得图像数据。根据在第一波长范围内的光的曝光时间和光接收值数据，到生物体表面的距离数据，并在图像数据中的暗区获得基于生物体表面的距离数据。在比第一波长范围更长的波长范围的第二波长范围内的光上的曝光时间和光接收值数据。

【図3】

