

(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2018-108274

(P2018-108274A)

(43) 公開日 平成30年7月12日(2018.7.12)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	553	2H040
A61B	1/045	(2006.01)	A61B	1/045	610	4C161
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	610	5C054
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B	5C122
H04N	7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M	5L096
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L						(全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-117 (P2017-117)
 (22) 出願日 平成29年1月4日(2017.1.4)

(71) 出願人 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1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
 (74) 代理人 100128587
 弁理士 松本 一騎
 (72) 発明者 鶴 大輔
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

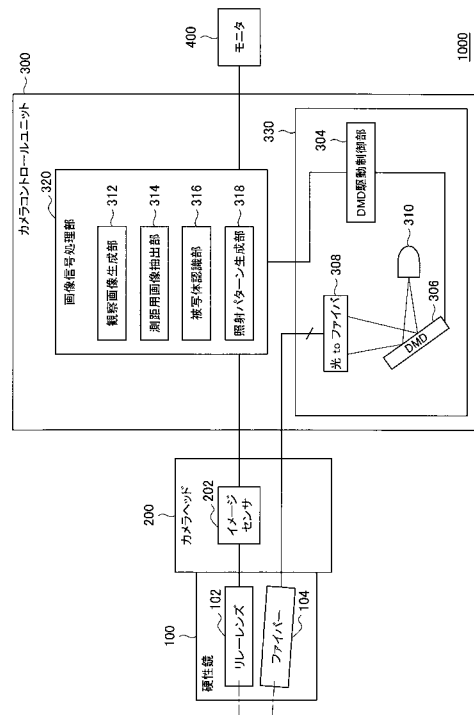
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡装置の画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】高解像、高精度な奥行情報の取得と、内視鏡先端の細径化を同時に満たすこと。

【解決手段】被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、を備える、内視鏡装置が提供される。この構成により、高解像、高精度な奥行情報の取得と、内視鏡先端の細径化を同時に満たすことが可能となる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、
前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、
を備える、内視鏡装置。

【請求項 2】

前記反射光を撮像する撮像素子と、
前記撮像素子により撮像された撮像画像の画像信号を処理する画像信号処理部と、を備え、

前記画像信号処理部は、
前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を分離して観察画像を生成する観察画像生成部を有する、請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像信号処理部は、前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を抽出して測距用画像を取得する測距用画像抽出部を有する、請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を補間して前記観察画像を生成する、請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を周辺画素の画像情報で補間する、請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を別フレームの対応する画素の画像情報で補間する、請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記照明光及び前記構造化パターンを含む照射パターンを前記照射部に出力する照射パターン出力部を備える、請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照射パターン出力部は、前記構造化パターンを出力する画素と前記構造化パターンを出力しない画素をフレーム単位で反転させて前記照射パターンを出力する、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記照射パターン出力部は、前記構造化パターンを出力する画素をフレーム毎に変化しない定常的な画素として前記照射パターンを出力する、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記照射パターン出力部は、所定の色の前記構造化パターンを含む前記照射パターンを出力する、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記所定の色は、人体内部に存在しない色である、請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記所定の色は、青色又は黄色を含む、請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記画像信号処理部は、前記撮像画像から被写体を認識する被写体認識部と、
前記被写体認識部による被写体の認識結果に基づいて前記構造化パターンを配置して、前記照射パターンを生成する照射パターン生成部と、を有する、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記被写体認識部は、前記撮像画像から被写体の輪郭を認識し、
前記照射パターン生成部は、前記輪郭の位置に前記構造化パターンを配置して前記照射

10

20

30

40

50

パターンを生成する、請求項 1 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 5】

前記被写体認識部は、前記撮像画像から被写体の表面の模様を認識し、

前記照射パターン生成部は、前記模様と重ならないように前記構造化パターンを配置して前記照射パターンを生成する、請求項 1 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 6】

被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、を備える内視鏡装置における画像生成方法であって、

前記反射光を撮像して撮像画像を取得することと、

前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を分離して観察画像を生成することと、

を備える、内視鏡装置の画像生成方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡装置及び内視鏡装置の画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、例えば下記の特許文献 1 には、照明光を供給するための光源ランプと、照明光を伝達する光伝達手段及びこの光伝達手段により伝達される照明光で照明された被写体を撮像する撮像装置を有する内視鏡装置が記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 1 9 4 6 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡画像において、観察画像に加えて奥行情報を取得できると、奥行情報は多くのアプリケーションに適用可能で、その精度と解像度が高いほど有用になる。奥行情報は、例えば、臓器のセグメンテーション・レジストレーションや物体認識などへの多くの応用が考えられる。奥行情報を取得する測距用技術として、TOF (Time of Flight) 方式、2 眼視差方式、SLAM (Simultaneous Localization and mapping) 方式、ストラクチャードライト(構造化光)方式などがある。しかしながら、TOF 方式は、TOF の解像度が VGA レベルであり、高精細な画像を得ることができない。2 眼視差方式は、硬性鏡先端にレンズ孔が 2 つ必要になり、細径化が困難であり、レンズ径を小さくしようとすると、解像度や画質の面で難点がある。SLAM は、被写体やカメラが静止していることが前提となり、生体内は軟性物体の動きや輝点などの照明条件が厳しく、画像間の特徴点の変化を追跡するのは困難が伴う。ストラクチャードライト方式は、通常照明とストラクチャードライト用の照明とで独立した照明口が硬性鏡先端の先端に必要となるため、細径化が困難であるとともに、通常照明と構造化照明を時分割で切り替えるため、構造化画像を取得するためには、通常画像のフレームレートが半分になる問題がある。

30

40

【0005】

近年の医療では低侵襲性のニーズが高まりっており、術後の Q o L にも影響することから、切開創の最小化が求められている。そのため、人体内部に挿入される内視鏡をより細径化することが求められている。

【0006】

50

上記特許文献 1 に記載された技術は、光伝達手段により伝達される照明光で照明された被写体を撮像する撮像装置を有する内視鏡装置に関するものであるが、奥行情報を取得しようとする、奥行情報を取得するために被写体に照明を照射する照射口を設ける必要があり、内視鏡先端を細径化することが困難となる。立体視画像のように複数視点の画像を取得することで奥行情報を取得する方法もあるが、この場合においても、複数視点の画像を取得するためには内視鏡先端を細径化することが困難となる。

【 0 0 0 7 】

そこで、高解像、高精度な奥行情報の取得と、内視鏡先端の細径化を同時に満たすことが求められていた。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 0 8 】

本開示によれば、被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、を備える、内視鏡装置が提供される。

【 0 0 0 9 】

また、本開示によれば、被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、を備える内視鏡装置における画像生成方法であって、前記反射光を撮像して撮像画像を取得することと、前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を分離して観察画像を生成することと、を備える、内視鏡装置の画像生成方法が提供される。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本開示によれば、高解像、高精度な奥行情報の取得と、内視鏡先端の細径化を同時に満たすことが可能となる。

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

30

【図 1】本開示の一実施形態に係るシステムの構成を示す模式図である。

【図 2】硬性鏡の先端を示す模式図である。

【図 3】被写体に構造化パターンを照射し、被写体に写った構造化パターンの変化から被写体の構造（距離情報）を推定する方法を示す模式図である。

【図 4 A】通常の照明口とストラクチャードライト用の照明口の双方を硬性鏡 1 0 0 の先端に設けた例を示す模式図である。

【図 4 B】左右画像を取得するために硬性鏡の先端に 2 つのカメラ口を設けた例を示す模式図である。

【図 5】本実施形態における照射パターンを示す模式図である。

【図 6】撮像画像から測距用画像と観察画像とを分離する手法を示す模式図である。

40

【図 7】図 6 に基づいて測距用画像と観察画像とを分離する処理を示すフローチャートである。

【図 8 A】肝臓の表層に特徴的な網目状の模様を示す模式図である。

【図 8 B】構造化パターンを直線状のパターンとした場合を示す模式図である。

【図 8 C】構造化パターンを同心円状のパターンとした場合を示す模式図である。

【図 9】臓器の境界と想定される部分の構造化パターンの密度を高くした例を示す模式図である。

【図 1 0】定常的に一様に疎な構造化パターンを示す模式図である。

【図 1 1】図 1 0 に示すような定常的な構造化パターンを照射した場合に、測距用画像と観察画像とを分離する手法を示す模式図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下に添付図面を参照しながら、本開示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。

【0013】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. システムの構成例
2. 硬性鏡先端の構成
3. 本実施形態のシステムによる具体的な処理について
4. 構造化パターンのパリエーション

10

【0014】

1. システムの構成例

図1は、本開示の一実施形態に係るシステム1000の構成を示す模式図である。図1に示すように、システム1000は、硬性鏡100、カメラヘッド200、カメラコントロールユニット300、モニター400を有して構成されている。硬性鏡100は、リレーレンズ102とファイバー104を有している。カメラヘッド200は、イメージセンサ(撮像素子)202を有している。イメージセンサ202は、CMOSセンサ等から構成されている。なお、本実施形態では硬性鏡100を例示するが、本実施形態は軟性鏡など他の内視鏡にも適用可能である。

20

【0015】

ファイバー104は、硬性鏡100内に照明光を伝搬させ、被写体に光を照射する。ファイバー104から被写体に光が照射されると、被写体からの反射光はリレーレンズ102を介してイメージセンサ202の撮像面に到達し、画像信号が取得される。図1に示すように、ファイバー104とリレーレンズ102の光軸は平行には配置されておらず、後述する構造化パターン510をファイバー104から照射した際に、構造化パターン510の位置が被写体の形状に応じて変化するように、ファイバー104とリレーレンズ102は所定の角度を有して配置されている。なお、硬性鏡100から被写体までの距離が小さい場合は、ファイバー104とリレーレンズ102が平行であっても良い。

30

【0016】

カメラコントロールユニット300は、画像信号処理部320、DMD駆動制御部304、DMD306、ファイバー308、光源310を有して構成されている。DMD駆動制御部304、DMD306は、観察照明と構造化パターン照明を適宜に切り替えることが可能なDLP方式の光源(照射パターン出力部330)を構成する。一例として、DMD306の解像度は2560×1600画素程度であり、ファイバー308の直径は966画素程度である。このため、DMD306とファイバー308の間には集光レンズが設けられる。DLP方式は、応答時間が短く、且つ光源が明るいという特徴があるため、本実施形態へ適用して好適である。一方、透過型、反射型液晶方式などの他の方式においても、応答時間と明るさの要件を満たしていれば本実施形態に適用可能である。

40

【0017】

画像信号処理部320は、観察画像生成部312、測距用画像抽出部314、被写体認識部316、照射パターン生成部318を備えている。

【0018】

2. 硬性鏡先端の構成

図2は、硬性鏡100の先端を示す模式図である。図2に示すように、硬性鏡100の先端には、リレーレンズ102に光を伝播するカメラ口(取得部)106と、ファイバー104からの光を被写体に照射する照明口(照射部)108とが設けられている。照明口(照射部)108は、被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する。カメラ口(取得部)106は、照明口(照射部)108により照射された光の反射光を取得する。

50

【0019】

硬性鏡100を人体内部に挿入して内臓などの被写体を撮像した際に、被写体の距離情報を取得したいといった要望がある。本実施形態では、図3に示すように、ファイバー104から被写体に構造化パターン510を照射し、被写体に写った構造化パターン510の変化から、被写体の凹凸に応じた構造化パターン510のずれを検出し、被写体の構造(距離情報)を推定する。このような手法は、ストラクチャードライト(構造化光)方式として知られている。一方、構造化パターン510を撮影した画像(構造化画像)は、被写体に幾何模様が重畳されているので、観察画像としては適切ではない。

【0020】

一方、通常の見察用の見察照明と、ストラクチャードライト用に独立した照明の双方を行う場合、図4Aに示すように、通常の見察口108aとストラクチャードライト用の見察口108bの双方を硬性鏡100の先端に設けることになる。この場合、構造化パターン510から距離情報を得ることができるが、図2に比べて見察口の数が多くなるため、硬性鏡100の先端を細径化することが困難になる。更に、通常照明と構造化パターン510の見察を時分割で切り替える必要があるため、構造化画像を取得するためには、通常画像のフレームレートが半分になる。

10

【0021】

また、カメラヘッド200を立体視可能な構成にした場合は、図4Bに示すように、左右画像を取得するために硬性鏡100の先端に2つのカメラ口106a, 106bを設けることになる。この場合、左右画像の見差から被写体の距離情報を得ることができるが、図2に比べてカメラ口の数が多くなるため、硬性鏡100の先端を細径化することはやはり困難である。

20

【0022】

本実施形態では、硬性鏡100の先端に1つの見察口108を設け、カメラコントロールユニット300側で見察照明と構造化パターン510の見察を切り替えて被写体に照射する。そして、イメージセンサ202で取得した画像から、信号処理により見察画像と構造化画像を分離する。これにより、構造化パターン510から距離情報を得ることができるとともに、構造化パターン510を照射するための見察口を別途設ける必要がないため、硬性鏡100の先端の細径化を達成することが可能である。

【0023】

3. 本実施形態のシステムによる具体的な処理について

以下では、構造化パターン510の切り替えについて説明する。本実施形態では、構造化パターン510を時系列で切り換える。より詳細には、構造化パターン510と見察照明の位相をフレーム単位で反転させた照射パターン500を被写体に照射し、イメージセンサ202で被写体を撮像する。撮像により得られた撮像画像530には、構造化パターン510の位置が被写体の形状に倣って変化した構造化画素532が含まれている。画像信号処理部320は、撮像画像530から構造化画素532を分離した測距用画像540を抽出するとともに、構造化画素532を含まない見察画像550を生成する。

30

【0024】

図5は、本実施形態における照射パターン500を示す模式図である。図5の最上段の「照射パターン」の図に示すように、照射パターン500として、構造化パターン510と見察照明520の位相がフレーム(frame 0~3)の単位で反転されたパターンを照射する。そして、各フレーム(frame 0~3)でイメージセンサ202により画像を撮像する。

40

【0025】

図5では、照射パターン500の下に各フレームにおける撮像画像530を示している。図5に示すように、撮像画像530には、被写体の形状に倣って、構造化パターン510が歪んで撮像された構造化画素532が含まれている。そして、フレーム0とフレーム1の撮像画像530から、構造化画素532と見察画像550とを分離する。同様に、フレーム1とフレーム2の撮像画像530から、構造化画素532と見察画像550とを分

50

離する。測距用画像 5 4 0 は、構造化画素 5 3 2 を分離して得られた画像である。

【 0 0 2 6 】

図 6 は、撮像画像 5 3 0 から測距用画像 5 4 0 と観察画像 5 5 0 とを分離する手法を示す模式図である。ここでは、フレーム 0 とフレーム 1 の撮像画像 5 3 0 から、構造化パターン 5 1 0 に起因する測距用画像 5 4 0 と、観察画像 5 5 0 とを分離する場合について説明する。図 6 に示すように、まずフレーム 0 の撮像画像 5 3 0 とフレーム 1 の撮像画像 5 3 0 とから測距用画像 5 4 0 を抽出する。次に、フレーム 0 の撮像画像 5 3 0、フレーム 1 の撮像画像 5 3 0、及び測距用画像 5 4 0 から、観察画像 5 5 0 を生成する。

【 0 0 2 7 】

図 7 は、図 6 に基づいて測距用画像 5 4 0 と観察画像 5 5 0 とを分離する処理を示すフローチャートである。図 7 の処理は、画像信号処理部 3 2 0 に入力された個々の画素の画素値について行われる。まず、ステップ S 1 0 では、画像信号処理部 3 2 0 に入力された任意の 1 の画素について、構造化パターン 5 1 0 の画素（構造化画素 5 3 2）であるか否かを判定する。そして、ステップ S 1 0 の判定の結果、構造化パターン 5 1 0 の画素であればステップ S 1 2 へ進み、補間画素値を出力画素値として出力する。一方、ステップ S 1 0 の判定の結果、構造化パターン 5 1 0 の画素でない場合はステップ S 1 4 へ進み、入力画素値を出力画素値とする。

【 0 0 2 8 】

ステップ S 1 0 において、構造化画素 5 3 2 であるか否かの判定は、当該画素の色に基づいて行うことができる。当該画素の色が通常は人体内に存在しない色（例えば、青色）である場合は、構造化画素 5 3 2 と判定できる。また、構造化画素 5 3 2 であるか否かの判定は、前フレームの判定結果に基づいて行うこともできる。上述のように構造化パターン 5 1 0 と観察照明 5 2 0 の位相がフレーム単位で反転しているため、前フレームで構造化画素 5 3 2 でなかった画素は、現フレームで構造化画素 5 3 2 であると判定できる。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 1 2 において、補間画素値の算出は、以下の方法により行う。第 1 の方法は、入力されたフレームの画素において、構造化画素 5 3 2 ではない周辺画素値を補間画素値とする。例えば、図 6 のフレーム 1 における画素 6 0 0 の画素値は、周辺の構造化パターン 5 1 0 ではない画素 6 0 2 の画素値により補間することで得られる。補間の際は、各画素 6 0 2 からの距離に応じて画素値を配分し、平均するなど一般的な手法を用いることができる。第 2 の方法では、1 フレーム前の撮像画像 5 3 0 における同位相の画素の画素値を用いる。例えば、図 6 のフレーム 1 における画素 6 0 0 の画素値として、1 フレーム前のフレーム 0 における画素 6 0 4 の画素値を用いる。フレーム間で画素値に大きな変化がなければ、1 フレーム前の撮像画像 5 3 0 における同位相の画素の画素値を用いることが可能である。第 3 の方法では、1 フレーム前の観察合成画像の同位相画素等を使って生成する。この場合、1 フレーム前が構造化画素 5 3 2 であれば、この構造化画素 5 3 2 を補間した画素は構造化画素 5 3 2 ではないため、1 フレーム前が構造化画素 5 3 2 を補間した画素を用いて現フレームの構造化画素 5 3 2 を補間する。

【 0 0 3 0 】

以上のような処理を行うため、画像信号処理部 3 2 0 の観察画像生成部 3 1 2 は、撮像画像 5 3 0 から構造化パターン 5 1 0 による構造化画素 5 3 2 を分離して観察画像 5 5 0 を生成する。測距用画像抽出部 3 1 4 は、撮像画像 5 3 0 から構造化パターン 5 1 0 による構造化画素 5 3 2 を抽出して測距用画像 5 4 0 を取得する。

【 0 0 3 1 】

4 . 構造化パターンのバリエーション

構造化パターン 5 1 0 について、以下のバリエーションが考えられる。第 1 のバリエーションでは、構造化パターン 5 1 0 を空間的に均一な幾何パターンとし、臓器 7 0 0 に照射する。第 2 のバリエーションでは、図 8 A ~ 図 8 C に示すように、臓器のテクスチャを認識し、そのテクスチャと大きく異なる形状をもつパターンとする。図 8 A ~ 図 8 C は、一例として、臓器が肝臓 7 1 0 の場合を示している。図 8 A に示すように、肝臓 7 1 0 の

10

20

30

40

50

表層は特徴的な網目状の模様があるため、この模様と、構造化パターン510が重ならないようにする。図8Bは、構造化パターン510を直線状のパターンとした場合を示している。構造化パターン510を直線状のパターンとした場合、構造化パターン510が肝臓710の表層の網目状の模様と重なり、測距用画像540(構造化画素532)を検出できない可能性がある。図8Cは、構造化パターン510を同心円状のパターンとした場合を示している。構造化パターン510を同心円状のパターンとすることで、肝臓710の表面の網目上の模様と構造化パターン510が重なる確率を軽減し、構造化画素532の検出率を向上することができる。以上により、臓器のテクスチャに起因する形状の誤認識を確実に抑止することができる。

【0032】

第3のバリエーションでは、図9に示すように、臓器700の境界と想定される部分の構造化パターン510の密度を高くする。臓器700の境界を予め画像処理(エッジ検出等)で取得し、境界に相当する領域で構造化パターン510の密度が高くなるように配置する。これにより、臓器700の境界部における奥行きを高精度に取得することができる。

【0033】

このため、画像信号処理部320の被写体認識部316は、撮像画像530から被写体を認識する。照射パターン生成部318は、被写体認識部316による被写体の認識結果に基づいて適応的に構造化パターン510を配置して、照射パターン500を生成する。より具体的には、被写体認識部316は、撮像画像530から被写体の輪郭を認識し、照射パターン生成部318は、輪郭の位置に構造化パターン510を配置して照射パターン500を生成する。また、被写体認識部316は、撮像画像530から被写体の表面の模様を認識し、照射パターン生成部318は、模様と重ならないように構造化パターン510を配置して照射パターン500を生成する。照射パターン500の情報は、DMD駆動制御部304、DMD306から構成される照射パターン出力部330に送られて、照射パターン500がファイバー104, 308を経て被写体に照射される。

【0034】

また、構造化パターン510の色については、以下のバリエーションを想定する。第1のバリエーションでは、構造化パターン510の色を単色とする。例えば、生体内で存在確率の小さい(分光分布の小さい)青色とする。これにより、図7のステップS10において、構造化パターン510と観察画像550を確実に分離することができる。第2のバリエーションでは、被写体の臓器700の色に応じて構造化パターン510の色を適応的に切り替える。例えば、被写体が臓器の場合は構造化パターン510を青色とし、被写体が鉗子の場合は構造化パターン510を黄色とすることにより、測距用画像540と観察画像550の画素の分離性が向上する。第3のバリエーションとして、赤外線(IR)の光源を追加し、構造化パターン510を赤外線による照射することもできる。赤外光を用いることにより、測距用画像540と観察画像550を確実に分離することが可能である。

【0035】

測距用画像540と観察画像550を分離した後、測距用画像540から奥行情報を推定する。奥行情報の推定は、公知のストラクチャードライト方式により行うことができる。

【0036】

次に、定常的に一様に疎な構造化パターン510を照射する例について説明する。図5では、フレーム単位で構造化パターン510と観察照明520の位相を反転させたが、ここでは、図10に示す構造化パターン510を定常的に照射する。図10は、定常的に一様に疎な構造化パターン510を示す模式図である。図10では、青色の構造化パターン510を一様に、画素単位で疎に照射している。構造化パターン510は、1画素単位、または複数の画素(例えば、4画素程度)からなるドット単位で構成される。

【0037】

図11は、図10に示すような定常的な構造化パターン510を照射した場合に、測距

10

20

30

40

50

用画像 5 4 0 と観察画像 5 5 0 とを分離する手法を示す模式図である。図 1 1 に示すように、任意のフレームの撮像画像 5 3 0 から測距用画像 5 4 0 を抽出する。測距用画像 5 4 0 の抽出は、撮像画像 5 3 0 の色に基づいて行うことができる。構造化パターン 5 1 0 の色を人体内に存在しない青色などとするので、撮像画像 5 3 0 に人体内に存在しない画素があれば、その画素が構造化画素 5 3 2 であると判断できる。測距用画像 5 4 0 が抽出できれば、測距用画像 5 4 0 中の構造化パターン 5 1 0 に対応する構造化画素 5 3 2 を周囲の画素の補間することで、観察画像 5 5 0 を得ることができる。

【 0 0 3 8 】

観察画像 5 5 0 を生成する基本的な処理は、図 7 と同様である。すなわち、ステップ S 1 0 において、撮像画像 5 3 0 の任意の画素について、構造化パターン 5 1 0 の画素（構造化画素 5 3 2 ）であるか否かを判定する。そして、ステップ S 1 0 の判定の結果、構造化パターン 5 1 0 の画素であればステップ S 1 2 へ進み、補間画素値を出力画素値として出力する。一方、ステップ S 1 0 の判定の結果、構造化パターン 5 1 0 の画素でない場合はステップ S 1 4 へ進み、入力画素値を出力画素値とする。

10

【 0 0 3 9 】

構造化パターン 5 1 0 の照射による測距モードは、適応的にオン/オフを切り換えてもよい。例えば、観察画像 5 5 0 内に大きな動きを検出した場合は、誤検出による弊害を回避するために測距モードがオフにされる。これにより、構造化パターン 5 1 0 の照射は行われない。また、被写体にミストが発生した場合は、光の反射等により測距の誤検出が行われる可能性があるため、測距モードがオフにされ、構造化パターン 5 1 0 の照射は行われない。これにより、誤検出による弊害を回避することができる。また、通常は測距モードをオフにしておき、スーチャリングなどの精密な手技が必要なシーンのみ測距モードをオンにして構造化パターン 5 1 0 を照射するようにしても良い。

20

【 0 0 4 0 】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【 0 0 4 1 】

本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

30

【 0 0 4 2 】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1) 被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、

前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、
を備える、内視鏡装置。

(2) 前記反射光を撮像する撮像素子と、

前記撮像素子により撮像された撮像画像の画像信号を処理する画像信号処理部と、を備え、

40

前記画像信号処理部は、

前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を分離して観察画像を生成する観察画像生成部を有する、前記 (1) に記載の内視鏡装置。

(3) 前記画像信号処理部は、前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を抽出して測距用画像を取得する測距用画像抽出部を有する、前記 (2) に記載の内視鏡装置。

(4) 前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を補間して前記観察画像を生成する、前記 (2) に記載の内視鏡装置。

50

(5) 前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を周辺画素の画像情報で補間する、前記(4)に記載の内視鏡装置。

(6) 前記観察画像生成部は、前記構造化画素が分離された画素の画像情報を別フレームの対応する画素の画像情報で補間する、前記(4)に記載の内視鏡装置。

(7) 前記照明光及び前記構造化パターンを含む照射パターンを前記照射部に出力する照射パターン出力部を備える、前記(2)に記載の内視鏡装置。

(8) 前記照射パターン出力部は、前記構造化パターンを出力する画素と前記構造化パターンを出力しない画素をフレーム単位で反転させて前記照射パターンを出力する、前記(7)に記載の内視鏡装置。

(9) 前記照射パターン出力部は、前記構造化パターンを出力する画素をフレーム毎に変化しない定常的な画素として前記照射パターンを出力する、前記(7)に記載の内視鏡装置。

(10) 前記照射パターン出力部は、所定の色の前記構造化パターンを含む前記照射パターンを出力する、前記(7)に記載の内視鏡装置。

(11) 前記所定の色は、人体内部に存在しない色である、前記(10)に記載の内視鏡装置。

(12) 前記所定の色は、青色又は黄色を含む、前記(11)に記載の内視鏡装置。

(13) 前記画像信号処理部は、前記撮像画像から被写体を認識する被写体認識部と、前記被写体認識部による被写体の認識結果に基づいて前記構造化パターンを配置して、前記照射パターンを生成する照射パターン生成部と、を有する、前記(7)に記載の内視鏡装置。

(14) 前記被写体認識部は、前記撮像画像から被写体の輪郭を認識し、前記照射パターン生成部は、前記輪郭の位置に前記構造化パターンを配置して前記照射パターンを生成する、前記(13)に記載の内視鏡装置。

(15) 前記被写体認識部は、前記撮像画像から被写体の表面の模様を認識し、前記照射パターン生成部は、前記模様と重ならないように前記構造化パターンを配置して前記照射パターンを生成する、前記(13)に記載の内視鏡装置。

(16) 被写体に照明光を照射するとともに、被写体の奥行情報を取得するための構造化パターンを照射する照射部と、前記照射部により照射された光の反射光を取得する取得部と、を備える内視鏡装置における画像生成方法であって、

前記反射光を撮像して撮像画像を取得することと、
前記撮像画像から前記構造化パターンによる構造化画素を分離して観察画像を生成することと、

を備える、内視鏡装置の画像生成方法。

【符号の説明】

【0043】

- 106 カメラ口
- 108 照明口
- 312 観察画像生成部
- 314 測距用画像抽出部
- 316 被写体認識部
- 318 照射パターン生成部
- 320 画像信号処理部
- 330 照射パターン出力部

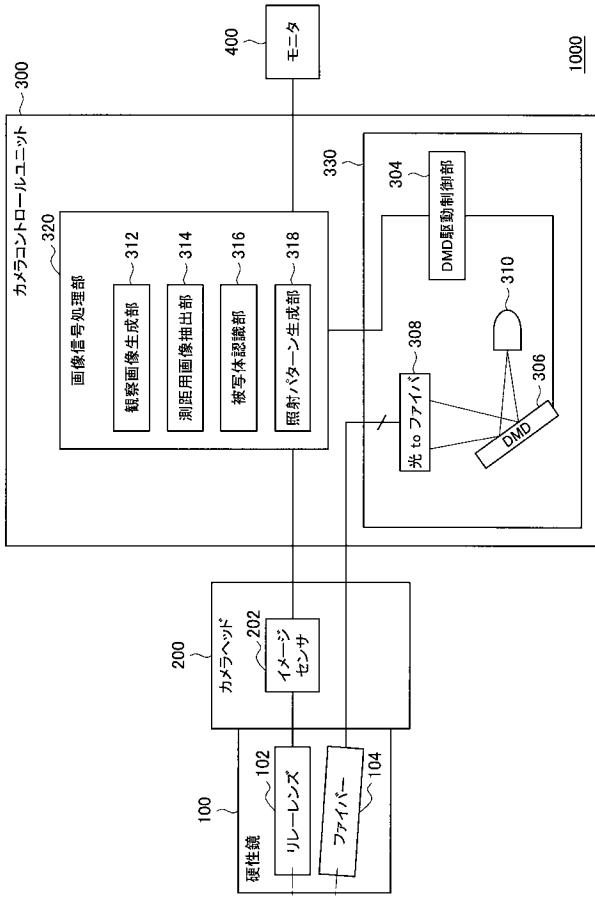
10

20

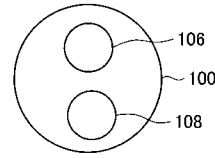
30

40

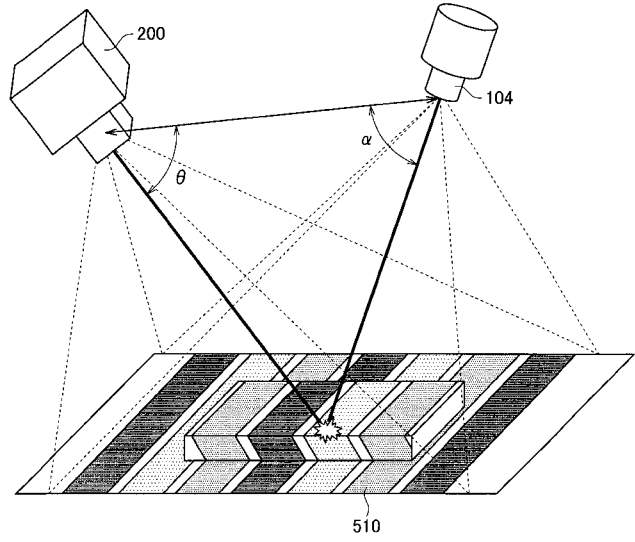
【図1】



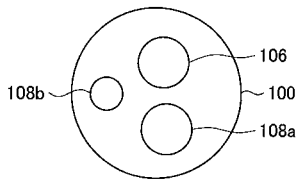
【図2】



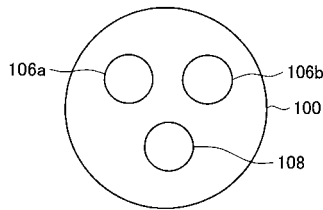
【図3】



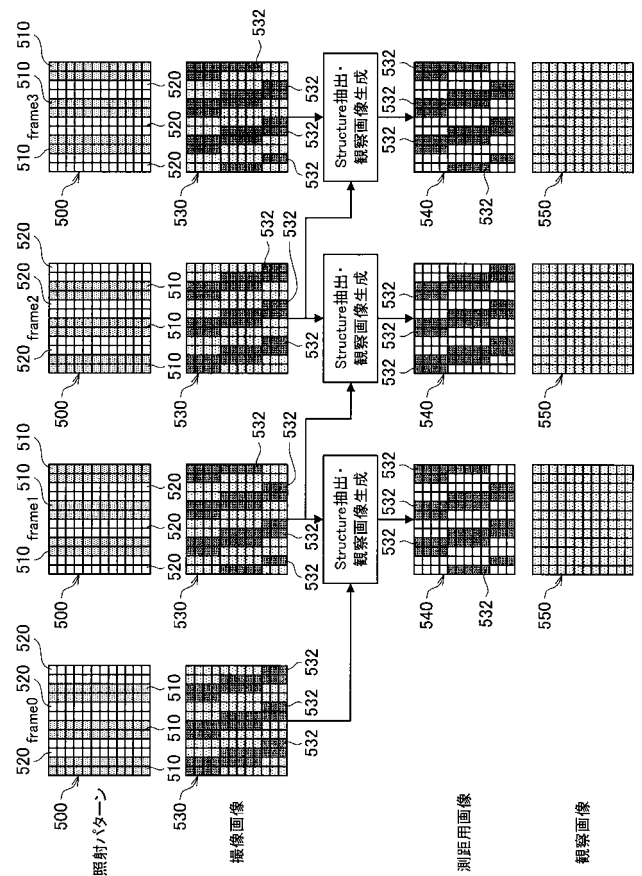
【図4A】



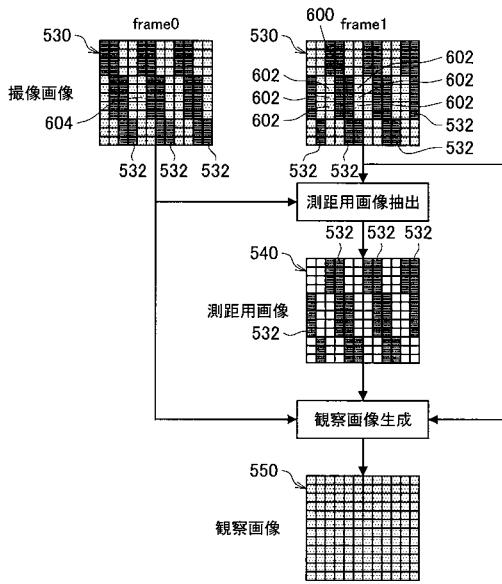
【図4B】



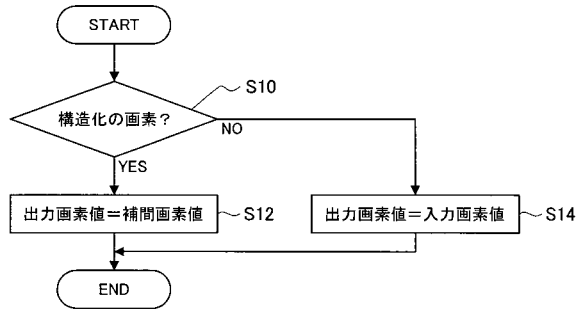
【図5】



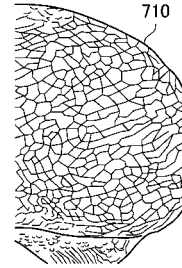
【 図 6 】



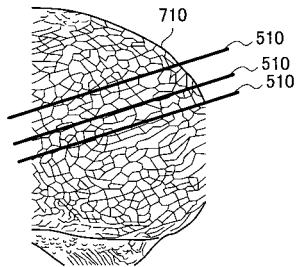
【 図 7 】



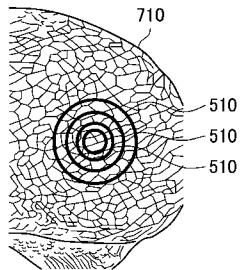
【 図 8 A 】



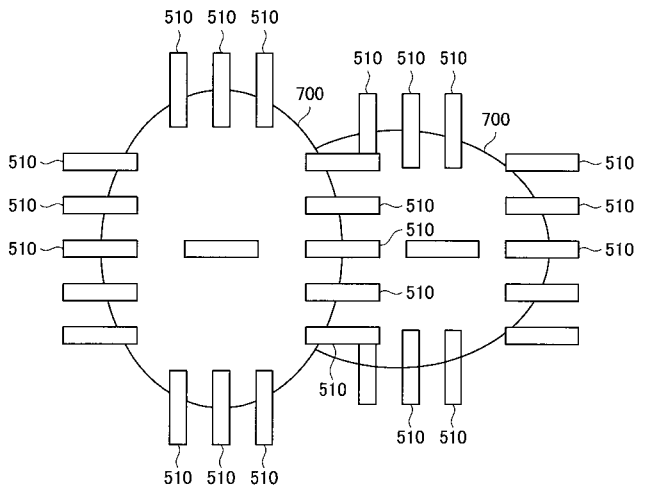
【 図 8 B 】



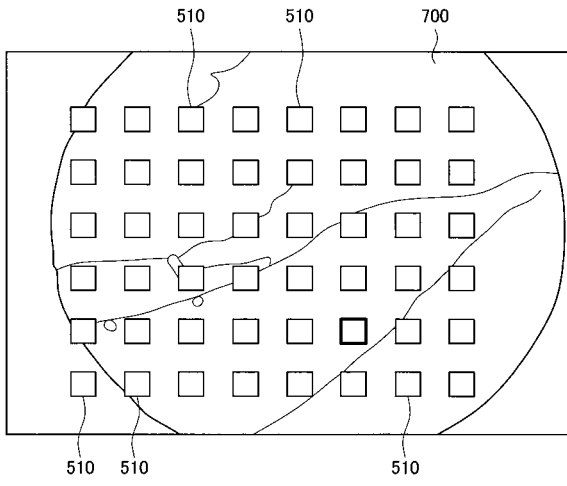
【 図 8 C 】



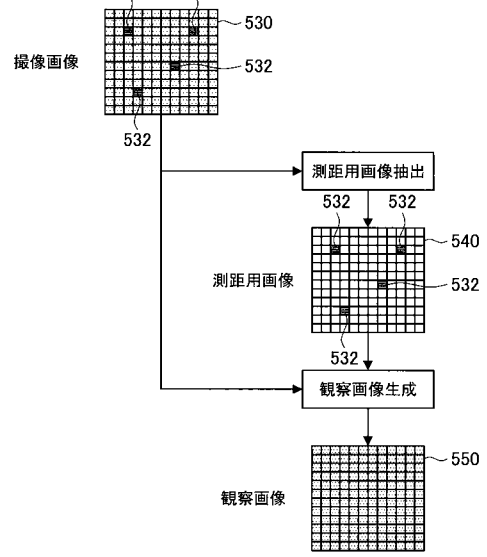
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード(参考)
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	5/225	6 0 0
G 0 6 T	7/00	(2017.01)	H 0 4 N	5/225	5 0 0
			G 0 6 T	7/00	6 1 2

(72)発明者 高橋 健治
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 高橋 康昭
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 杉江 雄生
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 深沢 健太郎
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA22 CA04 CA11 CA23 CA28 DA02 DA11 GA03 GA11
4C161 AA00 BB01 CC06 DD01 GG01 HH52 HH53 LL01 NN01 QQ09
RR01 RR17 RR22 SS21 TT07
5C054 CA04 CA05 CC06 CC07 FC15 HA12
5C122 DA26 EA54 FB16 FH02 FH11 FH14 FK23 GG03 GG21 HB01
5L096 AA02 AA06 BA06 CA04 CA17 DA01 EA33 FA66

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜装置的图像生成方法		
公开(公告)号	JP2018108274A	公开(公告)日	2018-07-12
申请号	JP2017000117	申请日	2017-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	鶴大輔 高橋健治 高橋康昭 杉江雄生 深沢健太郎		
发明人	鶴大輔 高橋健治 高橋康昭 杉江雄生 深沢健太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18 H04N5/225 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B5/0068 A61B5/0084 A61B5/1076 A61B2505/05 G02B23/24 G06T7/00 H04N5/225 H04N7/18 A61B1/045 A61B1/06 G02B23/2461 G06K9/6202 G06K2009/6213		
FI分类号	A61B1/00.553 A61B1/045.610 A61B1/06.610 G02B23/24.B H04N7/18.M H04N5/225.600 H04N5/225.500 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA28 2H040/DA02 2H040/DA11 2H040/GA03 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG01 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/TT07 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC06 5C054/CC07 5C054/FC15 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA54 5C122/FB16 5C122/FH02 5C122/FH11 5C122/FH14 5C122/FK23 5C122/GG03 5C122/GG21 5C122/HB01 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/CA17 5L096/DA01 5L096/EA33 5L096/FA66		
代理人(译)	松本 一骑		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：同时满足高分辨率，高精度深度信息的获取和内窥镜远端直径的减小。解决方案：提供一种内窥镜设备，包括：照射对象的照射部件具有照明光和用于获取对象的深度信息的结构化图案；获取部分，其获取由照射部分照射的光的反射光。通过这种配置，可以同时满足高分辨率，高精度深度信息的采集和内窥镜远端直径的减小。图纸：图1

