

(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2011-11005

(P2011-11005A)

(43) 公開日 平成23年1月20日(2011.1.20)

(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 0 0 E	2 F 0 6 5
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 F 1 1 2
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	2 H 0 4 0
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z	5 B 0 5 7
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2009-160112 (P2009-160112)
 (22) 出願日 平成21年7月6日 (2009.7.6)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100147762
 弁理士 藤 拓也
 (74) 代理人 100156476
 弁理士 潮 太郎
 (72) 発明者 魁生 諭
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2F065 AA06 AA53 CC16 FF04 FF13
 GG04 JJ01 JJ03 JJ26 LL02
 LL04 MM06 QQ31 SS13
 最終頁に続く

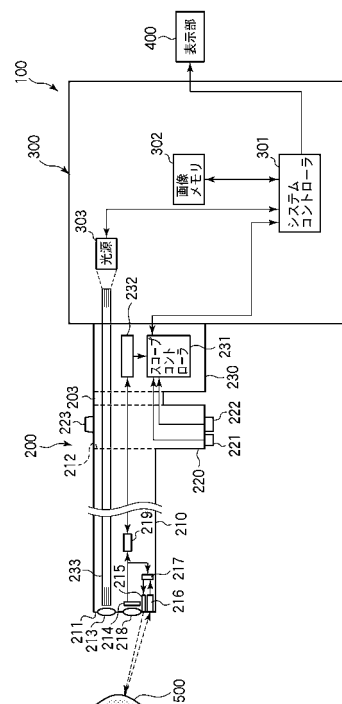
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】観察対象物と内視鏡遠位端部との距離を相対的に表示することが可能な内視鏡装置を得る。

【解決手段】スコープコントローラ231は、観察画像を仮想的に複数のメッシュに区分する。そして、メッシュの中心点Oに向けてレーザ光照射部215にレーザ光を照射させる。レーザ光受光部216は中心点Oからの反射光を受光して、反射光の位相を検出する。スコープコントローラ231は、照射したレーザ光と反射光との位相差を用いて、メッシュの中心点Oから遠位端部211までの距離を算出する。システムコントローラ301が、受信した距離に応じて、等距離線を作成し、表示画像に合成する。そして、表示画像を表示部400に表示させる。遠位端部211から最も距離が近い部位を取り囲む等距離線は、最も濃い色で描かれ、遠位端部211から距離が離れるにつれて等距離線を表す色が薄くなる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の遠位端部に設けられ、観察対象物にレーザ光を照射するレーザ光照射部と、
前記遠位端部に設けられ、前記レーザ光照射部が観察対象物に対して照射したレーザ光の反射光を受光するレーザ光受光部と、

レーザ光が照射された観察対象物と前記遠位端部との距離を算出するために用いるレーザ光情報を、前記反射光を用いて検出するレーザ情報検出部と、

レーザ光が照射された観察対象物と前記遠位端部との距離を、前記レーザ光情報を用いて算出するレーザ距離算出部と、

前記レーザ距離算出部が算出した距離に応じて、観察対象物と前記遠位端部との距離が等しい部位を線で繋いだ等距離線を作成する画像処理部と、

前記等距離線を表示する表示部とを備える内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記遠位端部に設けられ、観察対象物を撮像して観察画像を送信する撮像部と、

観察画像に含まれる輝度成分を用いて、観察対象物と前記遠位端部との距離を算出する画像距離算出部とをさらに備え、

前記画像処理部は、前記レーザ距離算出部及び前記画像距離算出部が算出した距離に応じて、観察対象物と前記遠位端部との距離が等しい部位を線で繋いだ等距離線を作成する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

20

前記撮像部は、観察画像を送信する画像送信期間と、観察画像を送信しないブランキング期間とを所定の周期で繰り返しながら観察画像を送信し、

前記レーザ情報検出部は、前記ブランキング期間内にレーザ光情報を送信する請求項 1 及び 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記レーザ情報検出部は前記遠位端部に設けられる請求項 1 から 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記レーザ情報検出部は、レーザ光情報を電気信号として出力し、

前記内視鏡装置は、前記レーザ光情報を前記電気信号から光信号に変換する電気信号変換部と、前記光信号を前記電気信号に変換する光信号変換部とをさらに備え、

30

前記電気信号変換部は、前記レーザ光情報を前記光信号に変換した後に前記光信号変換部に送信し、

前記光信号変換部は、前記光信号を前記電気信号に変換した後に前記レーザ距離算出部に送信する請求項 1 から 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記内視鏡装置は、

前記撮像部、前記レーザ光照射部、前記レーザ光受光部、前記レーザ情報検出部、及び前記レーザ距離算出部を有し、観察対象物に近接する内視鏡スコープと、

前記画像処理部及び前記表示部とを有する内視鏡プロセッサとをさらに備え、

40

前記内視鏡スコープは、前記内視鏡プロセッサと接続するためのコネクタを備え、

前記レーザ情報検出部は前記遠位端部に設けられ、前記レーザ距離算出部は前記コネクタに設けられる請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記レーザ光情報は、前記レーザ光照射部が照射したレーザ光の位相と、前記レーザ光受光部が受光した反射光の位相との差である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、観察対象物と内視鏡遠位端部との距離を表示する内視鏡装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープと被験者の体外に設けられて画像処理を行う内視鏡プロセッサとを備える。内視鏡スコープの遠位端部には、照明光を観察対象物に対して照射するライトガイド、及び撮像素子、例えばCCDが設けられる。撮像素子は、体内の観察対象物を撮像して得られた観察画像を内視鏡プロセッサに送信する。内視鏡プロセッサは、観察画像を画像処理した後、表示装置に表示する。

【0003】

一般に、観察対象物において遠位端部との距離が遠い部位では、観察画像の輝度が低下する。この性質を利用して、照明光の強度分布を一定になる処理を施した後に観察画像の輝度分布を求め、輝度分布の等高線表示を行う構成が知られている（特許文献1）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4229791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、輝度分布の等高線表示を行う構成では、観察対象物の色彩により遠位端部との距離を精度良く表示することが出来ない場合がある。また、従来の構成では、照明光の強度分布を一定にする処理が必要になり、等高線表示を行うまでに必要な時間が大きくなる。等高線表示を行うまでに必要な時間が大きくなると、観察対象部位と遠位端部との距離を術者が即時に把握できず、観察時間が長くなり、被験者の負荷が増大する。

20

【0006】

本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、観察対象物と内視鏡遠位端部との距離を相対的に表示することが可能な内視鏡装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本願発明による内視鏡装置は、内視鏡の遠位端部に設けられ、観察対象物にレーザ光を照射するレーザ光照射部と、遠位端部に設けられ、レーザ光照射部が観察対象物に対して照射したレーザ光の反射光を受光するレーザ光受光部と、レーザ光が照射された観察対象物と遠位端部との距離を算出するために用いるレーザ光情報を、反射光を用いて検出するレーザ情報検出部と、レーザ光が照射された観察対象物と遠位端部との距離を、レーザ光情報を用いて算出するレーザ距離算出部と、レーザ距離算出部が算出した距離に応じて、観察対象物と遠位端部との距離が等しい部位を線で繋いだ等距離線を作成する画像処理部と、等距離線を表示する表示部とを備えることを特徴とする。

30

【0008】

内視鏡装置は、遠位端部に設けられて観察対象物を撮像して観察画像を送信する撮像部と、観察画像に含まれる輝度成分を用いて、観察対象物と遠位端部との距離を算出する画像距離算出部とをさらに備え、画像処理部は、レーザ距離算出部及び画像距離算出部が算出した距離に応じて、観察対象物と遠位端部との距離が等しい部位を線で繋いだ等距離線を作成するものであっても良い。

40

【0009】

撮像部は、観察画像を送信する画像送信期間と、観察画像を送信しないブランキング期間とを所定の周期で繰り返しながら観察画像を送信し、レーザ情報検出部は、ブランキング期間内にレーザ光情報を送信することが好ましい。

【0010】

レーザ情報検出部は遠位端部に設けられることが好ましい。

【0011】

レーザ情報検出部は、レーザ光情報を電気信号として出力し、内視鏡装置は、レーザ光

50

情報を電気信号から光信号に変換する電気信号変換部と、光信号を電気信号に変換する光信号変換部とをさらに備え、電気信号変換部は、レーザ光情報を光信号に変換した後に光信号変換部に送信し、光信号変換部は、光信号を電気信号に変換した後にレーザ距離算出部に送信することが好ましい。

【0012】

内視鏡装置は、撮像部、レーザ光照射部、レーザ光受光部、レーザ情報検出部、及びレーザ距離算出部を有し、観察対象物に近接する内視鏡スコープと、画像処理部及び表示部とを有する内視鏡プロセッサとをさらに備え、内視鏡スコープは、内視鏡プロセッサと接続するためのコネクタを備え、レーザ情報検出部は遠位端部に設けられ、レーザ距離算出部はコネクタに設けられることが好ましい。

10

【0013】

レーザ光情報は、レーザ光照射部が照射したレーザ光の位相と、レーザ光受光部が受光した反射光の位相との差であることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、観察対象物と内視鏡遠位端部との距離を相対的に表示することが可能な内視鏡装置を得る。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡装置を概略的に示した図である。

20

【図2】レーザ光情報を送信するタイミングを示したタイミングチャートである。

【図3】複数のメッシュに観察部位を仮想的に区分した図である。

【図4】等距離線表示処理を示したフローチャートである。

【図5】レーザ光による等距離線を表示する表示部を示した図である。

【図6】レーザ光及び観察画像による等距離線を表示する表示部を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明における内視鏡装置100について添付図面を参照して説明する。まず、図1及び2を用いて内視鏡装置100の構成について説明する。

【0017】

30

内視鏡装置100は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープ200と、被験者の体外に設けられて画像処理を行う内視鏡プロセッサ300と、内視鏡プロセッサ300に接続される表示部400とを主に備える。

【0018】

内視鏡スコープ200は、被験者の体内に挿入される可撓部210と、術者が保持する操作部220と、内視鏡スコープ200と内視鏡プロセッサ300とを接続するコネクタ230とを主に備える。

【0019】

可撓部210の遠位端部211は被験者の体内に挿入され、近位端部212は操作部220に接続される。操作部220は可撓性のケーブル203によりコネクタ230と接続される。

40

【0020】

可撓部210の遠位端部211には、撮像部を成すCCD214、観察対象物500にレーザ光を照射するレーザ光照射部215、レーザ光照射部215が観察対象物500に対して照射したレーザ光の反射光を受光するレーザ光受光部216、光の位相差を検出するレーザ情報検出部217、そして電気信号を光信号に変換する電気信号変換部219が主に設けられる。

【0021】

CCD214は、撮像レンズ218を介して被写体を撮像し、これにより得られた観察画像を観察画像信号として電気信号変換部219に送信する。レーザ光照射部215は、

50

所定の波長及び位相を有するレーザ光を発光する。そして、レーザ光受光部 2 1 6 は、受光した反射光の位相をレーザ情報検出部 2 1 7 に送信する。

【 0 0 2 2 】

レーザ情報検出部 2 1 7 は、レーザ光照射部 2 1 5 が照射した光の位相と、レーザ光受光部 2 1 6 が受光した反射光の位相との位相差を検出し、この位相差を位相差情報として電気信号変換部 2 1 9 に送信する。本実施形態では、位相差情報がレーザ光情報を成す。このとき、位相差情報は電気信号に乗せて送信される。電気信号変換部 2 1 9 は、観察画像信号及び位相差情報を有する電気信号を、光信号に変換し、コネクタ 2 3 0 に送信する。

【 0 0 2 3 】

可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 には、被写体に照明光を配光する配光レンズ 2 1 3 が取り付けられ、遠位端部 2 1 1 内部であって配光レンズ 2 1 3 の光軸上に、ライトガイドファイバ 2 3 3 の遠位端が露出する。ライトガイドファイバ 2 3 3 は内視鏡スコープ 2 0 0 の全長に渡って設けられ、後述する内視鏡プロセッサ 3 0 0 が生じた照明光を、可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 まで搬送する。照明光は、ライトガイドファイバ 2 3 3 の遠位端から配光レンズ 2 1 3 に向けて照射される。

【 0 0 2 4 】

操作部 2 2 0 は、操作部材 2 2 3 並びに第 1 及び第 2 のスイッチ 2 2 1、2 2 2 を備える。術者は操作部材 2 2 3 を操作することにより、可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 を所望の方向に動かすことが可能である。また、術者が第 1 のスイッチ 2 2 1 を操作すると、後述する表示画像に等距離線を表示する等距離線表示処理を内視鏡装置 1 0 0 が実行し、第 2 のスイッチ 2 2 2 を操作すると、観察画像を静止画像として記録する処理を内視鏡装置 1 0 0 が実行する。等距離線は、観察対象物 5 0 0 において、可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 からの距離が等しい部位を線で繋いで得られる。

【 0 0 2 5 】

コネクタ 2 3 0 内部には、光信号変換部 2 3 2 及びスコープコントローラ 2 3 1 が設けられる。

【 0 0 2 6 】

光信号変換部 2 3 2 は、電気信号変換部 2 1 9 から光信号を受信し、電気信号に変換する。そして、電気信号をスコープコントローラ 2 3 1 に送信する。

【 0 0 2 7 】

スコープコントローラ 2 3 1 は、光信号変換部 2 3 2 から受信した電気信号から、位相差情報と観察画像信号を抽出する。そして、観察画像信号に対して所定の信号処理を行った後、内視鏡プロセッサ 3 0 0 に送信する。

【 0 0 2 8 】

また、スコープコントローラ 2 3 1 は、レーザ距離算出部を成し、位相差情報を用いてレーザ光を反射した部位と可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 との距離を算出する。算出された距離は、距離情報として内視鏡プロセッサ 3 0 0 に送信される。

【 0 0 2 9 】

さらに、スコープコントローラ 2 3 1 は、第 1 及び第 2 のスイッチ 2 2 1、2 2 2 からの命令信号を受信して、内視鏡プロセッサ 3 0 0 に命令信号を送信する。

【 0 0 3 0 】

内視鏡プロセッサ 3 0 0 は、内視鏡装置 1 0 0 の動作を制御するシステムコントローラ 3 0 1 と、撮像した画像を記憶する記憶部を成す画像メモリ 3 0 2 と、ライトガイドファイバ 2 3 3 に照明光を照射する光源 3 0 3 とを主に備える。

【 0 0 3 1 】

システムコントローラ 3 0 1 は、スコープコントローラ 2 3 1 と配線により電氣的に接続され、距離情報及び観察画像信号を受信する。

【 0 0 3 2 】

C C D 2 1 4 から観察画像信号を受信すると、システムコントローラ 3 0 1 は観察画像

10

20

30

40

50

信号を画像処理して、表示画像を作成する。そして、表示画像を表示部 4 0 0 に送信する。表示部 4 0 0 は、この表示画像を表示する。

【 0 0 3 3 】

スコープコントローラ 2 3 1 から距離情報を受信すると、システムコントローラ 3 0 1 は距離情報を用いて後述する観察対象物 5 0 0 と遠位端部 2 1 1 との等距離線を作成し、観察画像に等距離線を挿入する。すなわち、システムコントローラ 3 0 1 は画像処理部を成す。

【 0 0 3 4 】

また、システムコントローラ 3 0 1 は、観察画像に含まれる輝度成分を用いて、観察対象物 5 0 0 と遠位端部 2 1 1 との等距離線を作成することも可能である。すなわち、システムコントローラ 3 0 1 は画像距離算出部を成す。輝度成分 Y は、赤色信号 R、緑色信号 G、及び青色信号 B を用いて以下の式により求められる。

$$Y = 0.299 \times R + 0.587 \times G + 0.114 \times B$$

なお、Y、R、G、B 各信号は、0 から 2 5 5 の値を取る 8 ビットスケールを持つ。

【 0 0 3 5 】

撮像時において、システムコントローラ 3 0 1 は光源 3 0 3 の発光間隔及び発光量を制御する。これにより、観察対象物 5 0 0 に照射される照明光の光量及びタイミングが調節される。

【 0 0 3 6 】

第 1 のスイッチ 2 2 1 が操作されると、システムコントローラ 3 0 1 は、スコープコントローラ 2 3 1 から受信した距離情報に基づいて等距離線を作成し、観察画像に挿入する。そして、等距離線が挿入された表示画像が表示部 4 0 0 に表示される。

【 0 0 3 7 】

第 2 のスイッチ 2 2 2 が操作されると、スコープコントローラ 2 3 1 がスイッチ操作信号をシステムコントローラ 3 0 1 に送信する。スイッチ操作信号を受信したシステムコントローラ 3 0 1 は、現在受信している観察画像信号の 1 フレームを静止画像として画像メモリ 3 0 2 に記憶させる。

【 0 0 3 8 】

次に、図 2 を用いて、位相差情報をレーザ光受光部 2 1 6 からスコープコントローラ 2 3 1 に送信する手段について説明する。

【 0 0 3 9 】

電気信号変換部 2 1 9 は、所定の周期で観察画像信号を伝送する。より詳細に説明すると、垂直同期タイミングが H i になってから、所定の期間経過後に、観察画像信号の伝送を開始する。この所定の期間は、ブランキング時間と呼ばれ、観察画像信号にノイズ等が混入することを防止する等の理由により設けられる。位相差情報は、ブランキング時間内に伝送される。すなわち、垂直同期タイミングが H i になったとき、位相差情報の伝送を開始する。これにより、可撓部 2 1 0 に新たに配線を設けることなく、位相差情報をスコープコントローラ 2 3 1 に送信することができる。

【 0 0 4 0 】

次に、図 3 を用いて、レーザ光を用いて可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 からの距離を算出する手段について説明する。

【 0 0 4 1 】

スコープコントローラ 2 3 1 は、観察画像 6 0 0 を仮想的に複数のメッシュに区分する。そして、メッシュの中心点 O に向けてレーザ光照射部 2 1 5 にレーザ光を照射させる。レーザ光受光部 2 1 6 は中心点 O からの反射光を受光して、反射光の位相を検出する。スコープコントローラ 2 3 1 は、照射したレーザ光と反射光との位相差を用いて、メッシュの中心点 O から遠位端部 2 1 1 までの距離を算出する。この処理を全てのメッシュに対して行うことにより、各メッシュの中心点 O から遠位端部 2 1 1 までの距離を算出できる。

【 0 0 4 2 】

次に、図 4 から 6 を用いて、等距離線表示処理について説明する。等距離線表示処理は

10

20

30

40

50

、術者が第 1 のスイッチ 2 2 1 を操作したときに実行される。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 4 0 1 では、スコープコントローラ 2 3 1 が観察画像信号から R G B 成分を抽出し、観察画像中にメッシュを作成する。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 4 0 2 では、スコープコントローラ 2 3 1 が、レーザ光照射部 2 1 5 に各メッシュの中心へレーザ光を照射させる。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 4 0 3 では、レーザ光受光部 2 1 6 が反射光を受光して、位相差を検出する。そして、スコープコントローラ 2 3 1 が、照射したレーザ光と反射光との位相差を用いて、メッシュの中心点 O から遠位端部 2 1 1 までの距離を算出する。算出された距離は、システムコントローラ 3 0 1 に送信される。

10

【 0 0 4 6 】

ステップ S 4 0 2 から S 4 0 3 が実行されている間、ステップ S 4 0 4 において、システムコントローラ 3 0 1 が、観察画像信号に含まれる輝度情報を用いて観察部位から遠位端部 2 1 1 までの距離を算出する。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 4 0 4 では、システムコントローラ 3 0 1 が、レーザ光及び輝度情報により算出された距離に応じて、等距離線 4 1 2 を作成し、表示画像に合成する。そして、表示画像を表示部 4 0 0 に表示させる（図 6 参照）。このとき、レーザ光により算出した距離と輝度情報を用いて算出した距離との間に所定値以上の誤差がある場合、誤差がある部位の周囲を等距離線とは異なる色で表示部に表示する。

20

【 0 0 4 8 】

レーザ光を用いて可撓部 2 1 0 の遠位端部 2 1 1 からの等距離線 4 1 1 を算出することにより、図 5 に示すような表示画像が作成される。そして、輝度情報を用いて算出された等距離線を、レーザ光による等距離線 4 1 1 と合成することにより、より詳細な等距離線 4 1 2 を得ることができる。このとき、遠位端部 2 1 1 から最も距離が近い部位を取り囲む等距離線 4 1 2 は、最も濃い色で描かれ、遠位端部 2 1 1 から距離が離れるにつれて等距離線 4 1 2 を表す色が薄くなる（図 6 参照）。

【 0 0 4 9 】

30

病変部は、非病変部と比較して明るく、あるいは暗くなる傾向がある。そのため、輝度情報のみを用いて病変部までの距離を算出する場合、病変部が非病変部よりも明るい場合には距離を短く算出してしまいう傾向があり、病変部が非病変部よりも暗い場合には距離を長く算出してしまいう傾向がある。そこで、レーザ光により算出した距離と輝度情報を用いて算出した距離との間に所定値以上の誤差がある場合、誤差がある部位を病変部と判断して、表示部に指示する。

【 0 0 5 0 】

さらに、レーザ光による等距離線と輝度情報による等距離線とを用いることにより、レーザ光により距離を測定するときに用いるメッシュの大きさのある程度大きくすることができる。これにより、距離測定に必要な時間を短縮できる。

40

【 0 0 5 1 】

本実施形態によれば、術者が病変部を迅速かつ的確に発見することが容易となる。

【 0 0 5 2 】

また、光信号を用いることにより、観察画像信号及び位相差情報を短時間で送信することができる。これにより、撮像から表示までのタイムラグを短縮することができる。

【 0 0 5 3 】

なお、撮像部は C C D 2 1 4 に限定されず、例えば C M O S 等の撮像素子であっても良い。

【 0 0 5 4 】

また、可撓部 2 1 0 に新たに設けた配線を用いて、位相差情報を内視鏡プロセッサ 3 0

50

0 に送信しても良い。

【 0 0 5 5 】

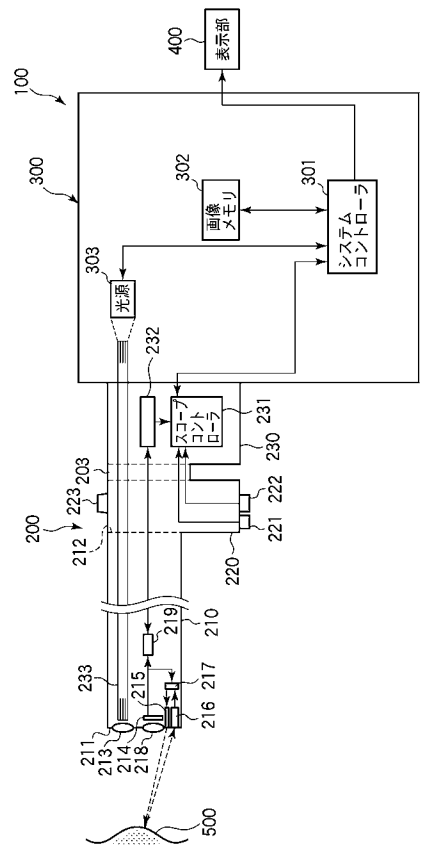
レーザ光による等距離線を、輝度情報を用いて算出された等距離線と合成せず、レーザ光による等距離線のみを表示部 4 0 0 に表示しても良い。

【 符号の説明 】

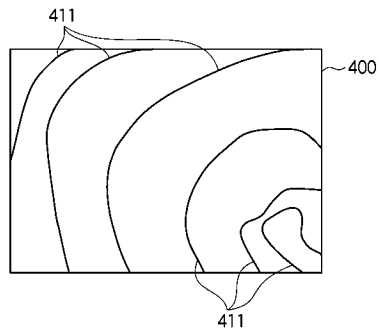
【 0 0 5 6 】

1 0 0	内視鏡装置	
2 0 0	内視鏡スコープ	
2 0 3	ケーブル	
2 1 0	可撓部	10
2 1 1	遠位端部	
2 1 2	近位端部	
2 1 3	配光レンズ	
2 1 4	C C D	
2 1 5	レーザ光照射部	
2 1 6	レーザ光受光部	
2 1 7	レーザ情報検出部	
2 1 8	撮像レンズ	
2 1 9	電気信号変換部	
2 2 0	操作部	20
2 2 1	第 1 のスイッチ	
2 2 2	第 2 のスイッチ	
2 2 3	操作部材	
2 3 0	コネクタ	
2 3 1	スコープコントローラ	
2 3 2	光信号変換部	
2 3 3	ライトガイドファイバ	
3 0 0	内視鏡プロセッサ	
3 0 1	システムコントローラ	
3 0 2	画像メモリ	30
3 0 3	光源	
4 0 0	表示部	
5 0 0	観察対象物	
0	中心点	

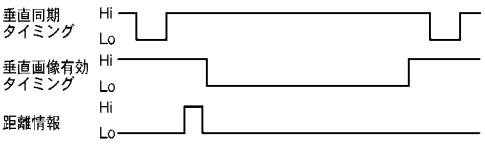
【 図 1 】



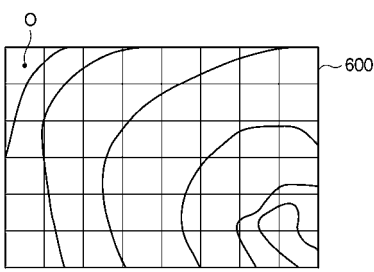
【 図 5 】



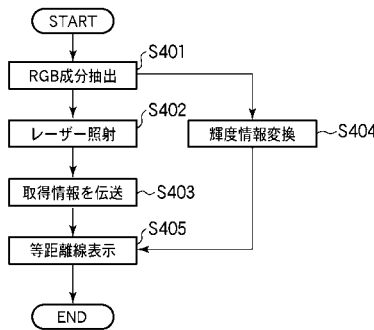
【 図 2 】



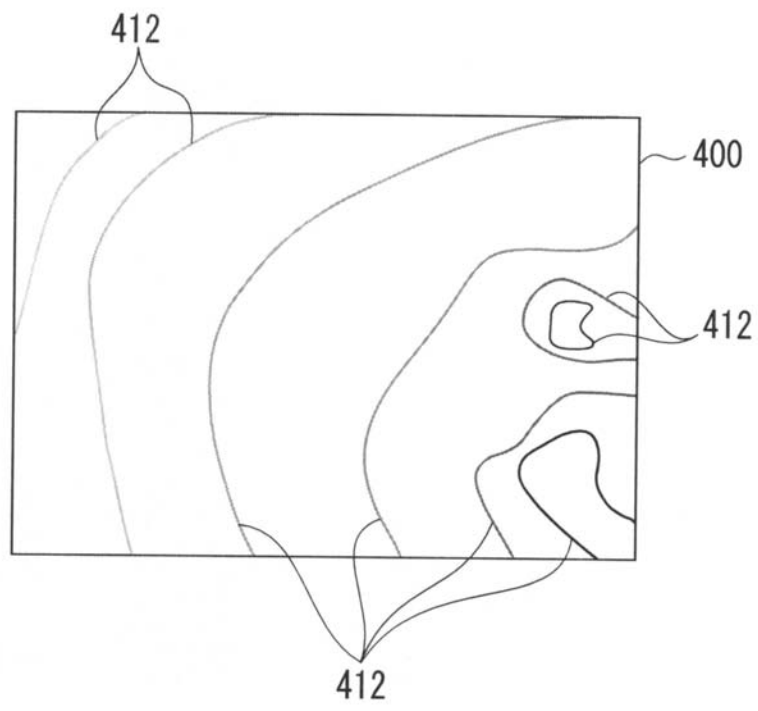
【 図 3 】



【 図 4 】



【図 6】



 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 1 B	11/24	(2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
G 0 1 C	3/06	(2006.01)	G 0 1 B 11/24 A	5 J 0 8 4
G 0 1 S	17/89	(2006.01)	G 0 1 C 3/06 1 2 0 Q	
			G 0 1 S 17/89	

F ターム(参考) 2F112 AD01 CA12 DA04 DA25 FA35 GA05
 2H040 BA13 BA23 CA11 CA13 DA12 GA02 GA10 GA11
 4C061 AA00 BB00 CC06 CC09 DD03 FF35 FF47 GG01 HH52 LL02
 NN05 WW04 WW13 WW15
 5B057 AA07 BA02 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE08 CF01
 DA07 DB02 DB09 DC14 DC22
 5C054 FE11 HA12
 5J084 AA05 AB07 AC08 AD02 BA03 BA34 BA40 BB01 CA67

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011011005A	公开(公告)日	2011-01-20
申请号	JP2009160112	申请日	2009-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	魁生 諭		
发明人	魁生 諭		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G06T1/00 H04N7/18 G01B11/24 G01C3/06 G01S17/89		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/04.370 A61B1/00.300.P G02B23/26.B G06T1/00.290.Z H04N7/18.M G01B11/24.A G01C3/06.120.Q G01S17/89 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.715 A61B1/04 A61B1/04.520 A61B1/045.622 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2F065/AA06 2F065/AA53 2F065/CC16 2F065/FF04 2F065/FF13 2F065/GG04 2F065/JJ01 2F065/JJ03 2F065/JJ26 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/MM06 2F065/QQ31 2F065/SS13 2F112/AD01 2F112/CA12 2F112/DA04 2F112/DA25 2F112/FA35 2F112/GA05 2H040/BA13 2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/CC09 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/WW04 4C061/WW13 4C061/WW15 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CF01 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC14 5B057/DC22 5C054/FE11 5C054/HA12 5J084/AA05 5J084/AB07 5J084/AC08 5J084/AD02 5J084/BA03 5J084/BA34 5J084/BA40 5J084/BB01 5J084/CA67 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/CC09 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/WW15 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够相对显示观察对象与内窥镜的远端部分之间的距离的内窥镜。解决方案：示波器控制器231虚拟地将观察图像划分为多个网格，并且使激光辐射部分215将激光辐射到网格的中心点C。激光接收部分216接收来自中心点C的反射光以检测反射光的相位。示波器控制器231使用辐射激光和反射光之间的相位差来计算从中心点C到远端部分211的距离。系统控制器301绘制对应于接收距离的等距离线以合成a显示图像，并在显示部分400上显示显示图像。围绕最远离远端部分211的视线的等距线以最深的颜色绘制，并且随着距远端部分211的距离变长，颜色变浅。

