

(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2016-106867

(P2016-106867A)

(43) 公開日 平成28年6月20日(2016.6.20)

(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 U	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 18 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2014-247631 (P2014-247631)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成26年12月8日 (2014.12.8)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	橘 俊雄
			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)	2H040 BA15 CA09 CA11 CA12 CA23
			GA02 GA06 GA11
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 電子スコープ及び電子内視鏡システム

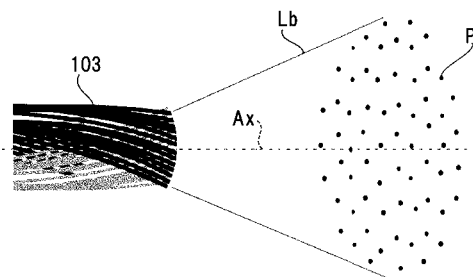
(57) 【要約】

【課題】複雑な結像光学系を要せずに、被写体の立体形状の観察を可能にする。

【解決手段】

本発明の一実施形態に係る電子スコープは、3D計測光を伝搬する第1ライトガイドと、3D計測光が照射された被写体を撮像する撮像素子と、を備え、第1ライトガイドが、光ファイバ束を備え、光ファイバ束が、その先端からランダムドットパターン光が射出されるように、先端部において光ファイバ束の中心軸周りに捩られている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

3 D 計測光を伝搬する第 1 ライトガイドと、
 前記 3 D 計測光が照射された被写体を撮像する撮像素子と、
 を備え、
 前記第 1 ライトガイドが、光ファイバ束を備え、
 前記光ファイバ束が、その先端からランダムドットパターン光が射出されるように、先端部において該光ファイバ束の中心軸周りに捻られている、
 電子スコープ。

【請求項 2】

前記光ファイバ束の先端部が充填材により一体に固定されている、
 請求項 1 に記載の電子スコープ。

【請求項 3】

前記光ファイバ束の先端面が曲面研磨されている、
 請求項 2 に記載の電子スコープ。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子スコープと、
 前記電子スコープに前記 3 D 計測光を供給する第 1 光源と、
 前記撮像素子が生成する画像信号を処理して 3 D 画像データを生成するプロセッサと、
 を備えた電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記プロセッサが、前記被写体に投影された前記ランダムドットパターン光の画像に基づいて、前記電子スコープの先端から前記被写体に投影された前記ランダムドットパターン光の各スポットまでの距離を計測する、
 請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

キャリブレーション用のスクリーンを備え、
 前記プロセッサが、前記ランダムドットパターン光が投影された前記スクリーンを撮像した画像における該ランダムドットパターン光の各スポットの像の画素位置を記憶する記憶装置を備えた、
 請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

以下の数式 1 により、前記電子スコープの先端から前記被写体に投影された前記ランダムドットパターン光の各スポットまでの距離を計測する、
 請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【数 1】

$$z_d = \frac{N_x d \cdot L}{N_x d + L_w (x - x_0)}$$

ここで、各変数の定義は以下の通りである。

N_x : 前記スクリーンを撮像した画像における該スクリーンの横幅 (単位: ピクセル)

d : 前記撮像素子の撮像面と前記光ファイバ束の中心点間の距離 (単位: mm)

L : 前記電子スコープの先端と前記スクリーンとの距離 (単位: mm)

L_w : 前記スクリーンの横幅の実寸 (単位: mm)

x_0 : 前記スクリーン上に投影された前記ランダムドットパターン光のスポットの像の画素位置 (単位: ピクセル)

x : 前記被写体上に投影された前記ランダムドットパターン光のスポットの像の画素位置 (単位: ピクセル)

【請求項 8】

前記電子スコープに通常観察光を供給する第 2 光源を備え、
前記電子スコープが、前記通常観察光を伝搬する第 2 ライトガイドを備えた、
請求項 4 から請求項 7 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 光源が、前記撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の前記 3 D 計測光を供給し、

前記プロセッサが、

前記電子スコープに前記通常観察光のみが供給されている時に撮像された前記画像データに基づいて通常観察画像データを生成し、

前記電子スコープに前記 3 D 計測光が供給されている時に撮像された前記画像データに基づいて前記 3 D 画像データを生成する、
請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 光源が、前記撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の前記 3 D 計測光を供給し、

前記第 2 光源が、前記撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の前記通常観察光を、前記 3 D 計測光と異なる位相で供給し、

前記プロセッサが、

前記電子スコープに前記通常観察光が供給されている期間に撮像された前記画像データに基づいて前記通常観察画像データを生成し、

前記電子スコープに前記 3 D 計測光が供給されている期間に撮像された前記画像データに基づいて前記 3 D 画像データを生成する、
請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 11】

前記撮像素子がライン露光順次読み出し方式により動作するものであり、

前記第 1 光源が、前記撮像素子の全てのラインの露光期間が重なるグローバル露光期間にのみ前記 3 D 計測光を供給する、

請求項 9 又は請求項 10 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 12】

前記通常観察光及び前記 3 D 計測光が供給され、前記通常観察画像データ及び前記 3 D 画像データが生成されて 3 D 表示が行われる 3 D 表示モードと、

前記 3 D 計測光のみが供給され、前記 3 D 計測光が照射された被写体が表示される緊急モードと、により動作可能な、

請求項 8 から請求項 11 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 13】

更に、前記通常観察光のみが供給され、前記通常観察画像データのみが生成される通常観察モードにより動作可能な、

請求項 12 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 14】

前記 3 D 表示モードにおいて、前記通常観察光と前記 3 D 計測光が 1 フレーム期間毎に交互に供給され、

前記撮像素子が、

前記通常観察モードにおいて基本フレームレートで駆動され、

前記 3 D 表示モードにおいて倍速フレームレートで駆動される、

請求項 13 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子スコープ及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

立体視観察が可能な所謂3D電子内視鏡システムが提案されている。3D電子内視鏡は、両眼視差立体視を実現するために、左右一对の撮像素子と結像光学系を備える必要がある。そのため、3D電子内視鏡は、先端部の構造が極めて複雑で大型なものとなっていた。

【0003】

特許文献1には、光束を左右に分割し、分割した左右の光束を撮像素子面の左右の領域にそれぞれ結像させることにより、単一の撮像素子による立体撮像を可能にした立体撮像光学系を備えた内視鏡が記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-254124号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載された内視鏡は、単一の撮像素子による立体視観察を可能にするものの、非常に複雑な結像光学系を必要とするという問題がある。

【0006】

20

また、内視鏡観察においては、立体視観察よりも、観察部位の表面の凹凸形状が明確に分かる画像情報（例えば、三次元ワイヤフレーム）の方が診断に役立つ場合が多い。

【0007】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、複雑な結像光学系を要せずに、被写体Sの立体形状の観察が可能な電子内視鏡及び電子内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一実施形態に係る電子スコープは、3D計測光を伝搬する第1ライトガイドと、3D計測光が照射された被写体を撮像する撮像素子と、を備え、第1ライトガイドが、光ファイバ束を備え、光ファイバ束が、その先端からランダムドットパターン光が射出されるように、先端部において光ファイバ束の中心軸周りに捩られている。

30

【0009】

この構成によれば、複雑な結像光学系を使用せずに、単一の撮像素子のみで、3D画像データの生成に必要な画像情報を取得することができる。また、簡単な構成によりランダムドットパターン光を生成することができる。

【0010】

また、上記の電子スコープにおいて、光ファイバ束の先端部が充填材により一体に固定されている構成としてもよい。

【0011】

40

光ファイバ束を一体に固定することにより、ランダムドットパターン光のスポット間の相対位置が変動しなくなり、3D計測の精度が向上する。

【0012】

また、上記の電子スコープにおいて、光ファイバ束の先端面が曲面研磨されている構成としてもよい。

【0013】

この構成によれば、各光ファイバの射出端面を中心軸と略垂直に形成することができるため、ランダムドットパターン光のスポット形状の対称性が高くなり、3D計測の精度が向上する。

【0014】

50

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、上記の電子スコープと、電子スコープに３Ｄ計測光を供給する第１光源と、撮像素子が生成する画像信号を処理して３Ｄ画像データを生成するプロセッサと、を備える。

【００１５】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、プロセッサが、被写体に投影されたランダムドットパターン光の画像に基づいて、電子スコープの先端から被写体に投影されたランダムドットパターン光の各スポットまでの距離を計測する構成としてもよい。

【００１６】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、キャリブレーション用のスクリーンを備え、プロセッサが、ランダムドットパターン光が投影されたスクリーンを撮像した画像におけるランダムドットパターン光の各スポットの像の画素位置を記憶する記憶装置を備えた構成としてもよい。

【００１７】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、以下の数式１により、電子スコープの先端から被写体に投影されたランダムドットパターン光の各スポットまでの距離を計測する構成としてもよい。

【数１】

$$z_d = \frac{N_x d \cdot L}{N_x d + L_w (x - x_0)}$$

ここで、各変数の定義は以下の通りである。

N_x ：前記スクリーンを撮像した画像における該スクリーンの横幅（単位：ピクセル）

d ：前記撮像素子の撮像面と前記光ファイバ束の中心点間の距離（単位：mm）

L ：前記電子スコープの先端と前記スクリーンとの距離（単位：mm）

L_w ：前記スクリーンの横幅の実寸（単位：mm）

x_0 ：前記スクリーン上に投影された前記ランダムドットパターン光のスポットの像の画素位置（単位：ピクセル）

x ：前記被写体上に投影された前記ランダムドットパターン光のスポットの像の画素位置（単位：ピクセル）

【００１８】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、電子スコープに通常観察光を供給する第２光源を備え、電子スコープが、通常観察光を伝搬する第２ライトガイドを備えた構成としてもよい。

【００１９】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、第１光源が、撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の３Ｄ計測光を供給し、プロセッサが、電子スコープに通常観察光のみが供給されている時に撮像された画像データに基づいて通常観察画像データを生成し、電子スコープに３Ｄ計測光が供給されている時に撮像された画像データに基づいて３Ｄ画像データを生成する構成としてもよい。

【００２０】

このように、撮像素子の駆動と同期した３Ｄ計測光のパルス光を使用することにより、１つの撮像素子のみを使用して、通常観察画像と３Ｄ画像を同時に観察することが可能になる。

【００２１】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、第１光源が、撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の３Ｄ計測光を供給し、第２光源が、撮像装置による撮像の周期と同期したパルス光の通常観察光を、３Ｄ計測光と異なる位相で供給し、プロセッサが、電子スコープに通常観察光が供給されている期間に撮像された画像データに基づいて通常観察画

10

20

30

40

50

像データを生成し、電子スコープに３Ｄ計測光が供給されている期間に撮像された画像データに基づいて３Ｄ画像データを生成する構成としてもよい。

【００２２】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、撮像素子がライン露光順次読み出し方式により動作するものであり、第１光源が、撮像素子の全てのラインの露光期間が重なるグローバル露光期間にのみ３Ｄ計測光を供給する構成としてもよい。

【００２３】

この構成によれば、ＣＭＯＳイメージセンサ等のライン露光順次読み出し方式の撮像素子を使用した場合でも、ランダムドットパターン光のスポットの正確な画像を取得することができ、３Ｄ計測の精度が向上する。

10

【００２４】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、通常観察光及び３Ｄ計測光が供給され、通常観察画像データ及び３Ｄ画像データが生成されて３Ｄ表示が行われる３Ｄ表示モードと、３Ｄ計測光のみが供給され、３Ｄ計測光が照射された被写体が表示される緊急モードと、により動作可能な構成としてもよい。

【００２５】

この構成によれば、内視鏡観察中にランプ切れ等により通常観察光の供給が停止した場合でも、３Ｄ計測光を照明光として利用することにより、安全に電子スコープを患者の体内から抜き取ることができる。

【００２６】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、更に、通常観察光のみが供給され、通常観察画像データのみが生成される通常観察モードにより動作可能な構成としてもよい。

20

【００２７】

また、上記の電子内視鏡システムにおいて、３Ｄ表示モードにおいて、通常観察光と３Ｄ計測光が１フレーム期間毎に交互に供給され、撮像素子が、通常観察モードにおいて基本フレームレートで駆動され、３Ｄ表示モードにおいて倍速フレームレートで駆動される構成としてもよい。

【００２８】

この構成によれば、３Ｄ表示モードにおいても、滑らかな動きの映像が得られる。

【発明の効果】

30

【００２９】

本発明の一実施形態によれば、複雑な結像光学系を要せずに、被写体の立体形状の観察が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【００３０】

【図１】本発明の第１実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図２】電子スコープの先端部の概略構成を示す図である。

【図３】光ファイバ束の先端部の概略構成を示す図である。

【図４】本実施形態の３Ｄ計測の原理を説明する図である。

【図５】３Ｄ画像の例である。

40

【図６】本発明の第１実施形態の画像処理を説明する図である。

【図７】本発明の第２実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図８】本発明の第２実施形態の画像処理を説明する図である。

【図９】２画面表示の例である。

【発明を実施するための形態】

【００３１】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下に説明する実施形態は、本発明を電子内視鏡システムに適用した例である。

【００３２】

米国特許出願公開第２０１０／０１１８１２３号明細書には、ランダムパターンや疑似

50

ランダムパターンなどの無相関なパターンを有する斑点（輝点又は暗点）を物体に投影し、物体に投影された斑点の画像から三角法により３Ｄマップ（物体の表面を表す３次元座標）を計算する方法が記載されている。以下に説明する本発明の実施形態は、この原理を用いて被写体の三次元表面形状計測を行うものである。

【００３３】

< 第１実施形態 >

[電子内視鏡システム全体の構成]

図１は、本実施形態の電子内視鏡システム１の構成を示すブロック図である。図１に示されるように、電子内視鏡システム１は、電子スコープ１００、プロセッサ２００及び２つのモニタ３００ａ、３００ｂを備えている。電子スコープ１００の先端部の概略構成を図２に示す。

10

【００３４】

本実施形態の電子内視鏡システム１は、通常観察用の白色光と、三次元表面形状計測（以下「３Ｄ計測」という。）用のランダムドットパターン光の２種類の照射光を使用して、被写体Ｓの通常観察と同時に３Ｄ計測を行う。そのために、電子内視鏡システム１は２系統の光照射システムを備えている。具体的には、プロセッサ２００は２系統の光源装置（照明用光源装置、３Ｄ計測用光源装置）を備え、電子スコープ１００は２系統のＬＣＢ（Light Carrying Bundle）１０２、１０３を備える。

【００３５】

プロセッサ２００は、システムコントローラ２０２及びタイミングコントローラ２０４を備えている。システムコントローラ２０２は、メモリ２１２に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム１全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ２０２は、操作パネル２１４に接続されている。システムコントローラ２０２は、操作パネル２１４より入力されるユーザからの指示に応じて、電子内視鏡システム１の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ２０４は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム１内の各回路に出力する。

20

【００３６】

上述したように、プロセッサ２００は２系統の光源装置を備えている。光源装置の一つは、通常観察用の白色光（通常観察光Ｌａ）を発生する照明用光源装置であり、もう一つは、３Ｄ計測用のランダムドットパターン光（３Ｄ計測光Ｌｂ）を発生する３Ｄ計測用光源装置である。

30

【００３７】

照明用光源装置は、ランプ２０８ａ、ランプ電源イグナイタ２０６ａ及び集光レンズ２１０ａを備える。ランプ２０８ａは、ランプ電源イグナイタ２０６ａによる始動後、通常観察用の通常観察光Ｌａを射出する。ランプ２０８ａは、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプやＬＥＤ（Light Emitting Diode）である。通常観察光Ｌａは、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光（又は少なくとも可視光領域を含む白色光）である。

【００３８】

ランプ２０８ａより射出された通常観察光Ｌａは、後述するロータリーシャッタ装置２６０を通過した後、集光レンズ２１０ａによりＬＣＢ１０２の入射端面に集光されてＬＣＢ１０２内に導入される。

40

【００３９】

ロータリーシャッタ装置２６０は、回転式シャッタ２６１、ＤＣモータ２６２、ドライバ２６３及びフォトインタラプタ２６４を備えている。回転式シャッタ２６１は、扇状の開口が同心に形成された円盤状の遮光板である。回転式シャッタ２６１の開口は、フレーム期間に応じた角度範囲に広がる扇状に形成されている。

【００４０】

ドライバ２６３は、システムコントローラ２０２による制御下で、電子スコープ１００

50

による撮像に同期してＤＣモータ２６２を駆動し、ＤＣモータ２６２の回転軸に連結された回転式シャッタ２６１を回転させる。ロータリーシャッタ装置２６０は、回転式シャッタ２６１を撮像と同期して一定速度で回転させることにより、周期的に明滅するパルス光列を生成する。具体的には、回転式シャッタ２６１は、その開口が通常観察光Ｌａ及び３Ｄ計測光Ｌｂの光路を１フレーム毎に交互に横切るように回転し、通常観察光Ｌａ及び３Ｄ計測光Ｌｂを交互に各フレーム期間内に通過させる。回転式シャッタ２６１の回転位置や回転の位相は、回転式シャッタ２６１の外周付近に形成された孔をフォトインタラプタ２６４によって検出することにより制御される。

【００４１】

ＬＣＢ１０２は、途中で２分岐されていて、一对の射出端面を有している。なお、ＬＣＢ１０２は、途中で分岐せずに、単一の射出端面を有する構成としてもよい。ＬＣＢ１０２内に導入された通常観察光Ｌａは、ＬＣＢ１０２内を伝播して電子スコープ１００の先端部に配置されたＬＣＢ１０２の一对の射出端面より射出され、各射出端面に対向配置された配光レンズ１０４を介して被写体Ｓに照射される。通常観察光Ｌａにより照射された被写体Ｓからの戻り光は、対物レンズ１０６を介して固体撮像素子１０８の受光面上で光学像を結ぶ。

【００４２】

第２光源装置は、ランプ２０８ｂ、ランプドライバ２０６ｂ及び集光レンズ２１０ｂを備える。

【００４３】

ランプ２０８ｂには、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）やＬＤ（Laser Diode）等の狭帯域光源（本実施形態では、発光波長６５０ｎｍの高出力ＬＥＤ）が使用される。なお、ランプ２０８ｂとして、ランプ２０８ａと同じく、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の白色光を発生する高輝度ランプや白色ＬＥＤを使用してもよい。また、白色光源と狭帯域の光バンドパスフィルタ等の光学フィルタを使用して生成した狭帯域光を使用してもよい。なお、狭帯域光の波長域としては、被写体Ｓ（例えば消化管内壁）による吸収が少ない赤色領域が適しているが、固体撮像素子１０８が受光感度を有する波長域であれば任意の波長域（可視域に限らず、赤外域や紫外域を含む）の狭帯域光を使用することができる。

【００４４】

ランプ２０８ｂは、ランプドライバ２０６ｂから供給される駆動電流により駆動され、ランプ光を発生する。ランプ２０８ｂから射出されたランプ光は、ロータリーシャッタ装置２６０に入射される。ロータリーシャッタ装置２６０は、通常観察光Ｌａと逆位相でランプ光にＯＮ／ＯＦＦの変調を与えて３Ｄ計測用の３Ｄ計測光Ｌｂを生成する。なお、本実施形態では、１つのロータリーシャッタ装置２６０により通常観察光Ｌａと３Ｄ計測光Ｌｂの両方を逆位相で変調する構成が採用されているが、照明用光源装置（通常観察光Ｌａ）と３Ｄ計測用光源装置（３Ｄ計測光Ｌｂ）のそれぞれに互いに逆位相で動作する専用のロータリーシャッタ装置２６０を設けた構成としてもよい。

【００４５】

ロータリーシャッタ装置２６０によって生成された３Ｄ計測光Ｌｂは、集光レンズ２１０ｂによりＬＣＢ１０３の入射端面に集光されて、ＬＣＢ１０３内に導入される。また、ランプ２０８ｂが発生するランプ光のビーム径や発散角に応じて、ランプ２０８ｂと集光レンズ２１０ｂとの間に（又は、集光レンズ２１０ｂに替えて）ビームエキスパンダを配置して、ビーム径や発散角を調整してもよい。

【００４６】

ＬＣＢ１０３内に導入された３Ｄ計測光Ｌｂは、ＬＣＢ１０３内を伝播して電子スコープ１００の先端部に配置されたＬＣＢ１０３の射出端面より射出され、平板状の窓１０５を介して被写体Ｓに照射される。被写体Ｓからの３Ｄ計測光Ｌｂの戻り光も、対物レンズ１０６を介して固体撮像素子１０８の受光面上で光学像を結ぶ。なお、配光レンズではなく屈折力の無い窓１０５を使用することにより、３Ｄ計測光Ｌｂの発散角が低く抑えられ

るため、ランダムドットパターン光のスポット P の径が大きくなり、精度の高い 3 D 計測が可能になる。

【 0 0 4 7 】

上記構成により、本実施形態では、ロータリーシャッター装置 2 6 0 を作動させると、被写体 S に照射される光が、フレーム期間毎に、通常観察光 L a と 3 D 計測光 L b とで交互に切り替わる。

【 0 0 4 8 】

固体撮像素子 1 0 8 は、原色ベイヤ型画素配列を有するグローバルシャッター方式の単板式カラー C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。固体撮像素子 1 0 8 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、レッド R、グリーン G、ブルー B の画像信号を生成し出力する。なお、固体撮像素子 1 0 8 は、グローバルシャッター方式の C M O S イメージセンサに限らず、ローリングシャッター方式の C M O S イメージセンサや、C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 1 0 8 はまた、補色系フィルタ (例えば、補色市松型画素配置) を搭載したものであってもよい。

【 0 0 4 9 】

電子スコープ 1 0 0 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 1 1 0 が備えられている。固体撮像素子 1 0 8 はプログレッシブスキャン方式の撮像素子であり、ドライバ信号処理回路 1 1 0 には、画像信号がフレーム周期で固体撮像素子 1 0 8 より入力される。なお、固体撮像素子 1 0 8 にインターレーススキャン方式の撮像素子を採用してもよい。その場合も、3 D 画像を表示するとき (後述の 3 D 表示モード設定時) には、通常観察光 L a と 3 D 計測光 L b がフレーム毎に切り替えられるように、ロータリーシャッター装置 2 6 0 を作動させる。ドライバ信号処理回路 1 1 0 は、固体撮像素子 1 0 8 より入力される画像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ 2 0 0 の画像処理回路 2 2 0 に出力する。

【 0 0 5 0 】

ドライバ信号処理回路 1 1 0 はまた、メモリ 1 1 2 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メモリ 1 1 2 に記録される電子スコープ 1 0 0 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 1 0 8 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 1 1 0 は、メモリ 1 1 2 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 2 0 2 に出力する。

【 0 0 5 1 】

システムコントローラ 2 0 2 は、電子スコープ 1 0 0 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 2 0 2 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 2 0 0 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【 0 0 5 2 】

タイミングコントローラ 2 0 4 は、システムコントローラ 2 0 2 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 1 1 0 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 1 1 0 は、タイミングコントローラ 2 0 4 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 1 0 8 をプロセッサ 2 0 0 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【 0 0 5 3 】

画像処理回路 2 2 0 は、ドライバ信号処理回路 1 1 0 より 1 フレーム周期で入力される画像信号に対して色補間、マトリックス演算、Y / C 分離等の所定の信号処理を施した後、画像信号に基づいてモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 3 0 0 a に出力される。これにより、被写体 S のカラー画像 (通常観察画像) がモニタ 3 0 0 a の表示画面に表示される。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

また、画像処理回路 220 は、被写体 S に 3D 計測光 Lb を投影して撮像した画像に基づいて被写体 S の 3D 画像（例えば、三次元ワイヤフレーム画像）を生成する 3D 画像生成回路 230 を備えている。3D 画像生成回路 230 は、3D 画像のビデオフォーマット信号をモニタ 300b に出力し、被写体 S の 3D 画像がモニタ 300b に画面表示される。

【0055】

[光ファイバ束の構成]

図 3 は、LCB103 の先端部の概略構成を示す図である。LCB103 は、複数のマルチモード光ファイバ 103a を束ねた光ファイバ束を主体とするものである。LCB103 は、その先端部において、その中心軸 Ax 回りに捩られた状態で接着剤等の充填材により一体に固定された後、端面が曲面研磨（例えば、球面研磨）される。LCB103 は、捩られることにより、LCB103 を形成する各光ファイバ 103a の光軸が無秩序に配向する。その結果、LCB103 の先端から射出された 3D 計測光 Lb は、ランダムドットパターン光となる。

【0056】

[三次元表面形状計測の原理]

図 4 は、本実施形態の 3D 計測の原理を説明する図である。なお、図 4 において、電子スコープ 100 の先端部の中心軸を Z 軸、固体撮像素子 108 の撮像面の水平方向軸を X 軸、垂直方向軸を Y 軸（紙面に垂直な軸）とする。

【0057】

本実施形態では、内視鏡観察を行う前に、スクリーン 400 を使用してランダムドットパターン光のキャリブレーション測定を行い、ランダムドットパターン光の各スポット P の基準位置（ x_0, y_0 ）を取得する。具体的には、電子スコープ 100 の先端から所定距離 L（単位：mm）離れた位置に、Z 軸と垂直にスクリーン 400 を配置し、LCB103 を形成する各光ファイバ 103a の先端から 3D 計測光 Lb を射出して、スクリーン 400 上にランダムドットパターン光を投影させる。そして、固体撮像素子 108 によってスクリーン 400 上に投影されたランダムドットパターン光の像を撮像して、各スポット P が撮像された画素の位置を基準位置（ x_0, y_0 ）とする。なお、通常は複数の画素に亘ってスポット P の像が形成され、例えば、これら複数の画素のうち最も輝度の高い画素の位置が基準位置（ x_0, y_0 ）として採用される。LCB103 から射出されるランダムドットパターン光の各スポット P について、それぞれ基準位置（ x_0, y_0 ）が取得され、画像処理回路 220 が備えるメモリ（不図示）に記憶される。

【0058】

固体撮像素子 108 によって撮像される 3D 計測光 Lb の各スポット P の像の位置（ x, y ）は、電子スコープ 100 の先端から被写体 S までの距離 z_d によって変化する。また、後述の数式 1 に示されるように、スポット P の像の位置（ x, y ）は、距離 z_d によって一意に定まる。そのため、内視鏡観察中に被写体 S にランダムドットパターン光を投影し、各スポット P の像の位置（ x, y ）を取得することにより、各スポット P が投影される被写体 S 上の複数の位置について、電子スコープ 100 の先端からの距離 z_d を計算することができる。

【0059】

距離 z_d は、三角法に基づいて、次の数式 1 によって計算される。

（数式 1）

$$z_d = \frac{N_x d \cdot L}{N_x d + L_w (x - x_0)}$$

ここで、各変数の定義は以下の通りである。

N_x : キャリブレーション測定において固体撮像素子 108 が撮像した画像上でのスクリーン 400 の横幅（単位：ピクセル）

d : 固体撮像素子 108 の撮像面と LCB 103 の射出端面の中心点間の距離 (単位 : mm)

L : 電子スコープ 100 の先端とスクリーン 400 との距離 (単位 : mm)

L_w : スクリーン 400 の横幅の実寸 (単位 : mm)

x_0 : キャリブレーション測定においてスクリーン 400 上に投影された 3D 計測光 Lb のスポット P の像の画素位置 (単位 : ピクセル)

x : 被写体 S 上に投影された 3D 計測光 Lb のスポット P の像の画素位置 (単位 : ピクセル)

【0060】

数式 1 により計算した 3D 計測光 Lb の各スポット P における距離 z_d に基づいて、被写体 S の 3D 画像が生成される。3D 画像の例を図 5 に示す。図 5 は、三次元ワイヤフレームにより 3D 画像を表示した例であるが、サーフェスモデルやソリッドモデル等の 3次元コンピュータグラフィックスの別の表現手法を使用してもよい。また、3D 画像は、単なる等高線図や、距離 z_d を色情報 (例えば、彩度や色相) に変換した 2D 画像としてもよい。

【0061】

また、LCB 103 から射出されるランダムドットパターン光における各スポット P の配置が不規則であるため、スポット P 毎に周囲のスポット P の配置が異なる。従って、周囲のスポット P の配置から、各スポット P を特定する (すなわち、キャリブレーション測定において撮像された各スポット P と対応付ける) ことができる。スポット P の特定は、例えば周知のパターン認識の手法を用いて行うことができる。

【0062】

[動作モード]

本実施形態の電子内視鏡システム 1 は、「通常観察モード」、「3D 表示モード」及び「緊急モード」の 3 つの動作モードで動作可能に構成されている。表 1 は、各動作モードの動作を比較した対照表である。

【0063】

【表 1】

動作モード	3D計測光Lb 照射	撮像素子 駆動	ロータリーシャッター 駆動	画像取り込み
通常観察モード	OFF	基本フレームレート	停止	通常(1画面)
3D表示モード	ON	倍速フレームレート	回転	交互(2画面)
緊急モード	ON	基本フレームレート	停止	通常(1画面)

【0064】

通常観察モードは、3D 画像の画面表示を行わず、通常観察画像のみを画面表示する動作モードである。通常観察モードでは、ロータリーシャッター装置 260 の作動が停止し、通常観察光 La の光路が回転式シャッター 261 の開口を通過し、3D 計測光 Lb の光路が回転式シャッター 261 によって遮断される回転位置で回転式シャッター 261 が静止する。また、ランプ 208b の駆動が停止される。これにより、3D 計測光 Lb の照射が停止され、常に通常観察光 La のみが被写体 S に照射されるようになる。また、通常観察モードでは、固体撮像素子 108 が基本フレームレート (例えば 30 Hz) で駆動される。通常観察モードでは、撮像された全てのフレームの画像データから 1 画面 (通常観察画像) のビデオフォーマット信号が生成される。

【0065】

3D 表示モードは、通常観察画像と 3D 画像を同時に画面表示する動作モードである。3D 表示モードでは、ロータリーシャッター装置 260 が作動し、1 フレーム毎に通常観察

光 L_a と 3 D 計測光 L_b が交互に被写体 S に照射され、通常観察画像と 3 D 計測光 L_b のランダムドットパターン光の像が写された画像が 1 フレーム毎に交互に撮像される。そして、固体撮像素子 108 によって撮像された画像データから、2 画面（通常観察画像と 3 D 画像）のビデオフォーマット信号が生成される。また、3 D 表示モードでは、撮像素子が倍速フレームレート（例えば 60 Hz）で駆動される。これにより、通常観察画像及び 3 D 画像の滑らかな動きの動画が生成される。

【0066】

緊急モードは、内視鏡観察中にランプ 208 a のランプ切れ等により通常観察光 L_a の供給が停止したときに、電子スコープ 100 を被検者の体内から安全に抜き取るために、通常観察光 L_a の代わりに 3 D 計測光 L_b を照明光として使用するための動作モードである。

10

【0067】

緊急モードでは、ロータリーシャッタ装置 260 の作動が停止し、3 D 計測光 L_b の光路が回転式シャッタ 261 の開口を通過し、通常観察光 L_a の光路が回転式シャッタ 261 によって遮断される回転位置で回転式シャッタ 261 が静止する。また、ランプ 208 a の駆動が停止される。これにより、常時 3 D 計測光 L_b のみが被写体 S に照射されるようになる。緊急モードは、通常観察光 L_a の代わりに 3 D 計測光 L_b が照射されることを除いては、通常観察モードと同様のものであり、モニタ 300 b には、3 D 計測光 L_b を照射して撮像した被写体の画像が表示される。

20

【0068】

[画像処理]

図 6 は、本実施形態の画像処理を説明する図である。図 6 (a) は固体撮像素子 108 の駆動のタイミング（連続するフレーム 1 ~ 6 のフレーム期間）を示し、図 6 (b) は通常観察光 L_a を照射するタイミングを示し、図 6 (c) は 3 D 計測光 L_b を照射するタイミングを示す。また、図 6 (d) は固体撮像素子 108 によって撮像された原画像の遷移図であり、図 6 (e) はモニタ 300 a に表示される通常観察画像の遷移図であり、図 6 (f) はモニタ 300 b に表示される 3 D 画像の遷移図である。

【0069】

上述したように、本実施形態では 1 フレーム毎に通常観察光 L_a と 3 D 計測光 L_b が交互に被写体 S に照射されるため、通常観察画像と 3 D 計測光 L_b のランダムドットパターン光の像が写された画像が交互に撮像される。具体的には、奇数番目のフレーム $2n+1$ （但し、 n は自然数。）において白色光による通常観察画像が撮像され、偶数番目のフレーム $2n$ においてランダムドットパターン光の像が撮像される。そして、フレーム $2n$ の画像データに基づいて 3 D 画像が生成される。

30

【0070】

また、通常観察画像には、偶数番目のフレーム $2n$ （例えばフレーム 2）のタイミングで撮像された画像データが存在しないため、図 6 (e) に示されるように、一つ前の奇数番目のフレーム $2n-1$ （例えばフレーム 1）の画像データを 2 回繰り返して表示することで、モニタ 300 a に表示される通常観察画像の欠落の無い連続した画像遷移が実現されている。

40

【0071】

同様に、ランダムドットパターン光の画像には、奇数番目のフレーム $2n+1$ （例えばフレーム 3）のタイミングで撮像された画像データが存在しないため、図 6 (f) に示されるように、一つ前の偶数番目のフレーム $2n$ （例えばフレーム 2）の画像データに基づいて生成した 3 D 画像を 2 回繰り返して表示することにより、モニタ 300 b に 3 D 画像をちらつき無く表示させることができる。

【0072】

< 第 2 実施形態 >

[電子内視鏡システム全体の構成]

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。以下、上述した第 1 実施形態との相違

50

点を中心に説明する。第1実施形態と共通の又は類似の構成には、同一又は類似の符号を付して、重複する説明は省略する。

【0073】

第1実施形態では、通常観察光 L_a と3D計測光 L_b の両方を逆位相でチョッピングすることにより、通常観察光 L_a と3D計測光 L_b の照射期間が重複しないようにして、通常観察光 L_a による像と3D計測光 L_b による像とをフレーム毎に分離して撮像する構成が採用されている。この構成により、画像データから3D計測光 L_b のランダムドットパターンを抽出する画像処理を容易にしている。以下に説明する第2実施形態では、3D計測光 L_b のみをチョッピングする。すなわち、通常観察光 L_a を連続的に被写体に照射しながら、これに重ねて、3D計測光 L_b のランダムドットパターンを被写体に間欠的に照射する。そして、通常観察光 L_a による像と3D計測光 L_b による像の両方が重なって撮像された画像データから、ランダムドットパターンを抽出し、抽出したランダムドットパターンから被写体の3D画像を生成する。第2実施形態の構成では、画像処理は複雑になるものの、より簡単な装置構成により通常観察画像と3D画像を同時に画面表示することを可能にしている。

10

【0074】

また、第1実施形態はグローバルシャッター方式のCMOSイメージセンサを使用した例であるが、以下に説明する第2実施形態では、ライン露光順次読み出し方式（ローリングシャッター）のCMOSイメージセンサが使用される。後述するように、本実施形態では、固体撮像素子108の全てのライン（走査線）の露光期間が重なる期間（本明細書において「グローバル露光期間」という。）内に3D計測光 L_b を照射する構成が採用されている。この構成によれば、3D計測光 L_b の1回の照射によって形成される光の像が連続する2枚の画像出力に分かれて撮像されることがなく、かつ通常観察画像に3D計測光の像が映り込むこともない。なお、本実施形態において、グローバル露光期間は、最終ラインの露光開始から最初のラインの露光終了までの期間である。

20

【0075】

図7は、本発明の第2実施形態に係る電子内視鏡システム1aの構成を示すブロック図である。第2実施形態では、ロータリーシャッタ装置260が3D計測光 L_b の光路上のみに配置され、3D計測光 L_b のみがチョッピングによりパルス光列に変調される。また、回転式シャッタ261の開口は、グローバル露光期間にのみ3D計測光 L_b が照射されるように、グローバル露光期間に応じた角度範囲に広がる扇状に形成されている。

30

【0076】

第2実施形態の電子内視鏡システム1aも、通常観察モード、3D表示モード及び緊急モードの3つの動作モードで動作する。通常観察モード及び緊急モードにおける動作は、第1実施形態と同様のものであり、「3D表示モード」における動作のみが第1実施形態と相違する。

【0077】

[画像処理]

図8は、本実施形態の画像処理を説明する図である。図8(a)は固体撮像素子108の駆動のタイミングを示し、図8(b)は3D計測光 L_b を照射するタイミングを示す。なお、本実施形態では、通常観察光 L_a は常時照射される。また、図8(c)は固体撮像素子108によって撮像された原画像の遷移図であり、図8(d)はモニタ300aに表示される通常観察画像の遷移図であり、図8(e)はモニタ300bに表示される3D画像の遷移図である。

40

【0078】

第2実施形態では4フレーム毎に3D計測光 L_b が被写体Sに投影され、3D計測光 L_b のランダムドットパターン光の像が写された画像が4フレーム毎に撮像される。具体的には、フレーム $4n+2$ （但し、 n は自然数。）においてランダムドットパターン光の像が撮像され、これらのフレームの画像データに基づいて3D画像が形成される。また、フレーム $4n+2$ 以外の画像データ（すなわち、通常観察光 L_a のみが照射されるタイミン

50

グで撮像した画像データ)に基づいて通常観察画像が生成される。また、本実施形態においても、3D計測光Lbはグローバル露光期間内にのみ照射される。

【0079】

また、通常観察画像には、フレーム $4n+2$ (例えばフレーム2)のタイミングで撮像された画像データが存在しないため、図8(d)に示すように、一つ前のフレーム $4n+1$ (例えばフレーム1)の画像データを2回繰り返して表示することで、モニタ300aに表示される通常観察画像の欠落の無い連続した画像遷移が達成されている。

【0080】

また、モニタ300bに表示される3D画像は、滑らかな動きまでは必要とされていないため、4フレーム毎に画像が更新される。すなわち、フレーム $4n+2$ の画像データに基づいて生成された3D画像が、フレーム $4n+2$ からフレーム $4n+5$ の期間までモニタ300bに画面表示される。

【0081】

また、フレーム $4n+2$ を撮像する際には、通常観察光Laと3D計測光Lbの両方が被写体Sに照射されるため、フレーム $4n+2$ には通常観察光Laの像と3D計測光Lbの像が重なり合った像が撮像される。3D計測には3D計測光Lbの像のみが使用されるため、通常観察光Laの像はノイズとなる。本実施形態では、3D計測光Lbに波長650nmの狭帯域光が使用される。この波長の光は、固体撮像素子108に装着されたレッドRの透過率が高く、ブルーB及びグリーンGのカラーフィルタは透過率が低い。そのため、ブルーB及びグリーンGの画像信号とレッドRの画像信号との画素値の差が所定値以上となる画素を3D計測光Lbの像として抽出することができる。同様に、波長532nmの狭帯域光を使用し、ブルーB及びレッドRの画素信号とグリーンGの画像信号との画素値の差が所定値以上となる画素を3D計測光Lbの像として抽出してもよい。同様に、波長470nmの狭帯域光を使用し、グリーンG及びレッドRの画素信号とブルーBの画像信号との画素値の差が所定値以上となる画素を3D計測光Lbの像として抽出してもよい。

【0082】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0083】

上記の各実施形態の電子内視鏡システムは、2つのモニタ300a、300bを備え、それぞれに通常観察画像と3D画像を表示する構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、1画面に通常観察画像と3D画像を表示させる所謂2画面表示の画面データを生成し、1つのモニタに通常観察画像と3D画像を同時に表示させる構成としてもよい。2画面表示の例を図9に示す。

【0084】

上記の第2実施形態では、4フレーム毎に3D計測光Lbの像が撮像されるが、3D計測光Lbの像を撮像する間隔はこれに限定されない。また、3D計測光Lbの像を撮像する間隔を設定により変更できるように構成してもよい。この場合、3D計測光Lbの像を撮像する間隔に応じて、例えば、回転式シャッタ261の回転数を自動的に変更する構成としてもよい。

【0085】

また、上記の各実施形態では、LCB103にマルチモード光ファイバが使用されているが、シングルモード光ファイバを使用してもよい。その場合には、空間光を直接LCB103に導入するのではなく、1本の光ファイバに導入した後、多分岐の光スプリッタ(例えば、光ファイバ型や光導波路型のもの)を使用してLCBを形成する複数の光ファイバに分岐する構成としてもよい。この構成によれば、3D計測光Lbを高効率でLCB103に結合させることができる。また、シングルモード光ファイバは、開口数(Numerica

10

20

30

40

50

l Aperture: NA) が低いため、ランダムドットパターン光の発散角（すなわち、スポット P の径）が小さく抑えられ、高い精度の 3 D 計測が可能になる。

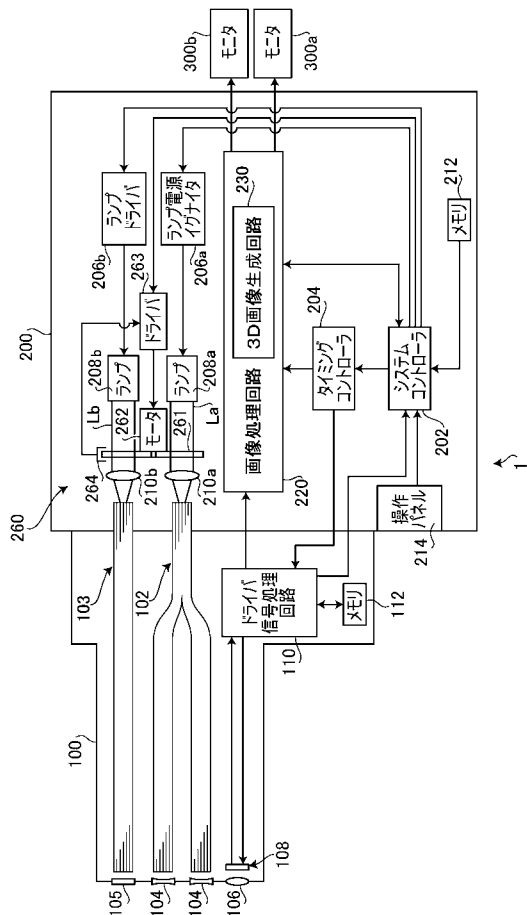
【符号の説明】

【 0 0 8 6 】

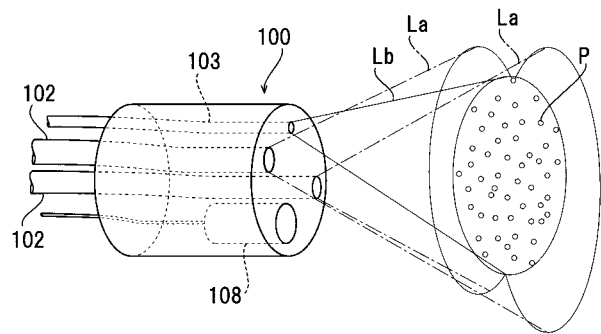
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 2 L C B
- 1 0 3 L C B
- 2 0 0 プロセッサ
- 2 0 8 a ランプ
- 2 0 8 b ランプ
- 2 2 0 画像処理回路
- 2 6 0 ロータリーシャッタ装置
- L a 通常観察光
- L b 3 D 計測光

10

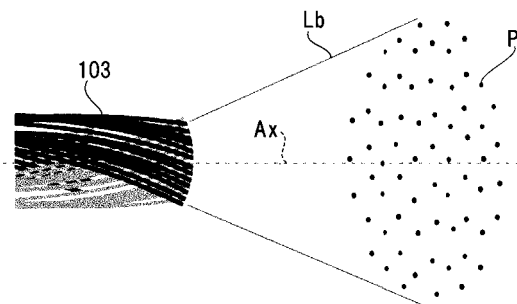
【 図 1 】



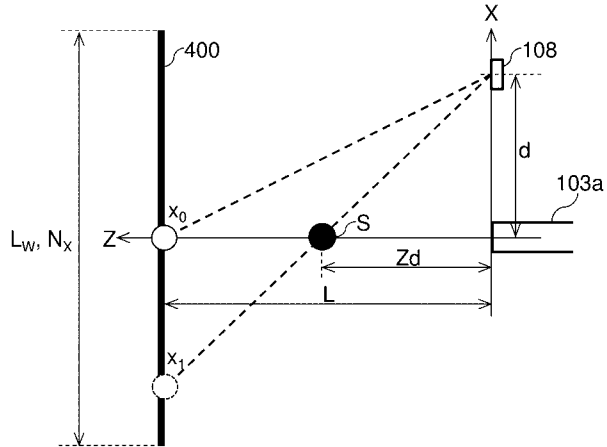
【 図 2 】



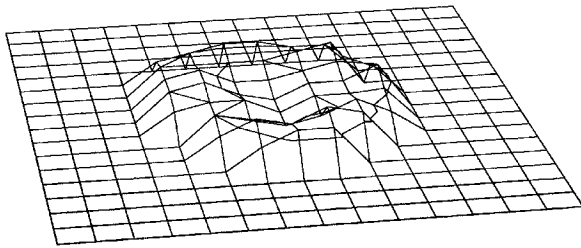
【 図 3 】



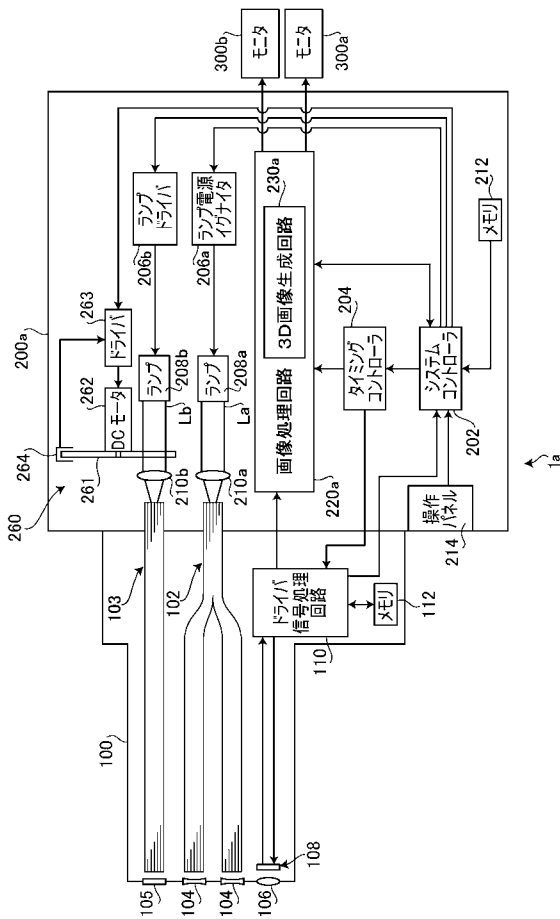
【 図 4 】



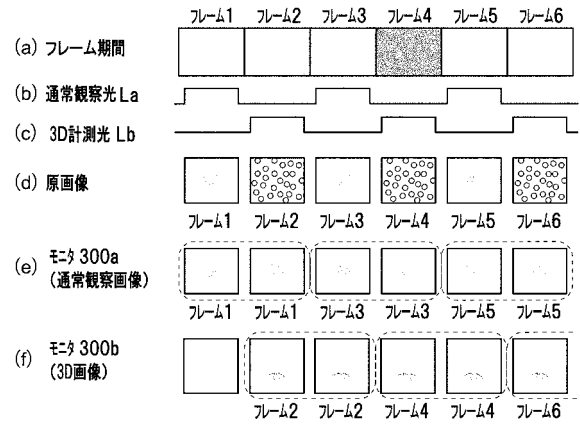
【 図 5 】



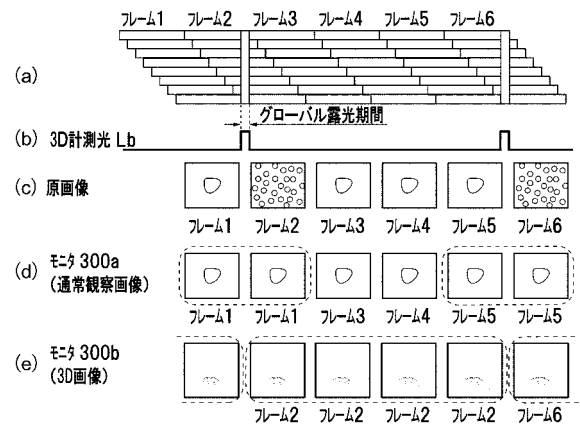
【圖 7】



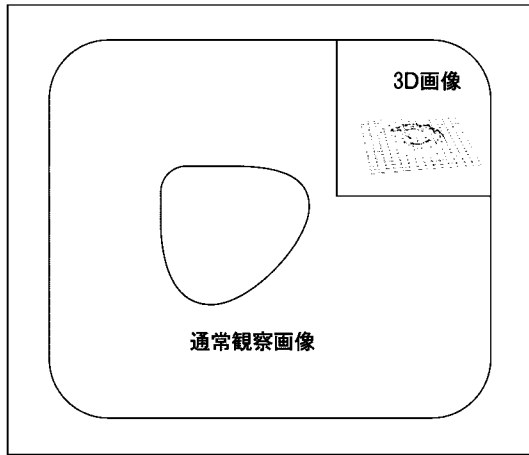
【 図 6 】



【 図 8 】



【図 9】



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	C

F ターム(参考) 4C161 AA00 BB06 CC06 DD00 FF40 FF46 GG01 HH52 LL02 NN01
SS03

专利名称(译)	电子示波器和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016106867A	公开(公告)日	2016-06-20
申请号	JP2014247631	申请日	2014-12-08
[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	橘俊雄		
发明人	橘 俊雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/04.372 A61B1/00.300.E A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/24.C A61B1/00.522 A61B1/00.551 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS03		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：无需复杂的成像光学系统即可观察对象的三维形状。[解决方案] 根据本发明的实施例的电子内窥镜包括传播3D测量光的第一光导和对由3D测量光照射的被摄体成像的成像元件，并且第一光导是光纤。光纤束设置有束，并且光纤束在其末端绕光纤束的中心轴扭曲，从而从其末端发射随机点图案光。[选择图]图3

