

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5665552号
(P5665552)

(45) 発行日 平成27年2月4日(2015.2.4)

(24) 登録日 平成26年12月19日(2014.12.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 A

請求項の数 18 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-1507 (P2011-1507)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成23年1月6日 (2011.1.6)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2012-143265 (P2012-143265A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成24年8月2日 (2012.8.2)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成25年11月18日 (2013.11.18)		弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(72) 発明者	山邊 俊明
			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
		審査官	増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 キャリブレーション装置、及びキャリブレーション方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源から射出された光を所定の走査範囲内で周期的に走査する走査装置と、
前記走査光の走査位置及び光量を検出する光検出手段と、
前記検出された走査位置及び光量に基づいて前記走査範囲内の走査光の光量分布をヒストグラム化するヒストグラム化手段と、
前記ヒストグラムを所定のマスタヒストグラムと比較する比較手段と、
前記比較結果に基づいて前記走査装置の製品固有の特性に起因する走査誤差量を計算する走査誤差量計算手段と、
を有することを特徴とするキャリブレーション装置。

10

【請求項 2】

前記ヒストグラム化手段は、
前記光検出手段の有効受光領域を所定の複数の領域に分割して定義し、
前記光検出手段により検出された走査位置及び光量を参照して前記領域ごとの総光量を計算し、
各前記領域の総光量を該領域の面積で除算して照射密度を計算し、
各前記領域の照射密度を用いてヒストグラムを作成することを特徴とする、請求項 1 に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 3】

前記ヒストグラム又は前記走査誤差量の少なくとも 1 つを表示する表示手段を有するこ

20

とを特徴とする、請求項 1 又は請求項 2 に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 4】

前記走査誤差量に基づいて、被写体を走査した光の反射光の検出タイミングに応じて各検出信号に画素位置を割り当てるためのリマップデータの補正值を作成する補正值作成手段を有することを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 5】

前記走査装置と前記光検出手段との相対位置を調節する調節手段と、
前記調節手段による調節量に応じて前記補正值を修正する補正值修正手段と、
を有することを特徴とする、請求項 4 に記載のキャリブレーション装置。

10

【請求項 6】

前記光検出手段を外光から遮蔽する遮蔽筐体内に収容したことを特徴とする、請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 7】

前記走査誤差量計算手段は、前記ヒストグラムと前記マスタヒストグラムのピークの出現位置差に基づいて、所定の基準位置に対する前記走査光の走査開始点の位置ずれ量を計算することを特徴とする、請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 8】

前記走査誤差量計算手段は、前記ヒストグラムと前記マスタヒストグラムの分布形状の近似度に基づいて前記走査光の走査軌跡の歪みを計算することを特徴とする、請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載のキャリブレーション装置。

20

【請求項 9】

前記ヒストグラム中、所定光量以上の領域に対応する走査範囲を画角内と規定し、所定光量未満の領域に対応する範囲を画角外と規定することを特徴とする、請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載のキャリブレーション装置。

【請求項 10】

所定の走査範囲内で光を周期的に走査する走査装置による走査光の走査位置及び光量を所定の受光素子で検出する光検出ステップと、

前記検出された走査位置及び光量に基づいて前記走査範囲内の走査光の光量分布をヒストグラム化するヒストグラム化ステップと、

前記ヒストグラムを所定のマスタヒストグラムと比較する比較ステップと、

前記比較結果に基づいて前記走査装置の製品固有の特性に起因する走査誤差量を計算する走査誤差量計算ステップと、

を有することを特徴とするキャリブレーション方法。

30

【請求項 11】

前記ヒストグラム化ステップにおいて、

前記受光素子の有効受光領域を所定の複数の領域に分割して定義し、

前記光検出ステップで検出された走査位置及び光量を参照して前記領域ごとの総光量を計算し、

各前記領域の総光量を該領域の面積で除算して照射密度を計算し、

各前記領域の照射密度を用いてヒストグラムを作成することを特徴とする、請求項 10 に記載のキャリブレーション方法。

40

【請求項 12】

前記ヒストグラム又は前記走査誤差量の少なくとも 1 つを表示する表示ステップを有することを特徴とする、請求項 10 又は請求項 11 に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 13】

前記走査誤差量に基づいて、被写体を走査した光の反射光の検出タイミングに応じて各検出信号に画素位置を割り当てるためのリマップデータの補正值を作成する補正值作成ステップを有することを特徴とする、請求項 10 から請求項 12 の何れか一項に記載のキャ

50

リブレーション方法。

【請求項 1 4】

前記走査装置と前記受光素子との相対位置を調節する調節ステップと、
前記調節した調節量に応じて前記補正值を修正する補正值修正ステップと、
を有することを特徴とする、請求項 1 3 に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 1 5】

前記受光素子は、外光から遮蔽された遮蔽筐体内に収容されていることを特徴とする、
請求項 1 0 から請求項 1 4 の何れか一項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 1 6】

前記走査誤差量計算ステップにおいて、前記ヒストグラムと前記マスタヒストグラムの
ピークの出現位置差に基づいて、所定の基準位置に対する前記走査光の走査開始点の位置
ずれ量を計算することを特徴とする、請求項 1 0 から請求項 1 5 の何れか一項に記載のキャ
リブレーション方法。

10

【請求項 1 7】

前記走査誤差量計算ステップにおいて、前記ヒストグラムと前記マスタヒストグラムの
分布形状の近似度に基づいて前記走査光の走査軌跡の歪みを計算することを特徴とする、
請求項 1 0 から請求項 1 6 の何れか一項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 1 8】

前記ヒストグラム中、所定光量以上の領域に対応する走査範囲を画角内と規定し、所定
光量未満の領域に対応する範囲を画角外と規定することを特徴とする、請求項 1 0 から請
求項 1 7 の何れか一項に記載のキャリブレーション方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、走査型内視鏡システムの製品固有の特性に起因する走査誤差量を簡易に計
算するのに好適なキャリブレーション装置、及びキャリブレーション方法に関する。

【背景技術】

【0002】

光ファイバを周期的に動かして被写体を光走査して画像を生成する走査型内視鏡シス
テムが知られている。この種の走査型内視鏡システムの具体的構成例は、特許文献 1 に記載
されている。

30

【0003】

特許文献 1 に記載されている走査型内視鏡システムは、光源から放射された走査光を伝
送して射出する光ファイバを有している。光ファイバは、圧電型の二軸アクチュエータに
よる共振運動と振幅制御により、被写体をフレームレートに合わせて周期的にスパイラル
スキャンする。走査型内視鏡システムは、被写体からの反射光の検出タイミングに応じて
検出信号に画素位置を割り当ててラスタ配列する。

【0004】

ラスタ配列される各検出信号は、割り当てられた画素位置に対応する走査位置の点像を
表現する。歪みの無い再現性の高い画像を生成するためには、各点像を走査位置に応じて
正確に配置する必要がある。そこで、この種の走査型内視鏡システムのキャリブレーショ
ンでは、作業者が生成画像を目視しながら経験や感覚を頼りに光ファイバの共振周波数、
振幅、傾き、二軸アクチュエータへの印加電圧値、印加電圧の位相差等の種々の特性を把
握して、点像配置用データの補正值をメモリに記憶させるという作業が行われている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 6 , 2 9 4 , 7 7 5 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 6 】

しかし、上記手法では、経験の無い作業員では正確なキャリブレーションを行うことができない。また、作業員個々でばらつきが大きいという問題もある。正確なキャリブレーションを行うためには、各種特性をオシロスコープやパワーメータ、ビームプロファイラ等の各種測定器で正確に測定したうえで補正値を決定する必要がある。しかし、複数種類の測定器を用いてキャリブレーションを行うのは煩雑な作業である。このような煩雑な作業を製造工程中に安易には組み込めない。

【 0 0 0 7 】

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、走査型内視鏡システムの製品固有の特性が原因で発生する走査誤差量を簡易に計算することができるキャリブレーション装置及びキャリブレーション方法を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記の課題を解決する本発明の一形態に係るキャリブレーション装置は、光源から射出された光を所定の走査範囲内で周期的に走査する走査装置と、走査光の走査位置及び光量を検出する光検出手段と、検出された走査位置及び光量に基づいて走査範囲内の走査光の光量分布をヒストグラム化するヒストグラム化手段と、ヒストグラムを所定のマスタヒストグラムと比較する比較手段と、比較結果に基づいて走査装置の製品固有の特性に起因する走査誤差量を計算する走査誤差量計算手段とを有することを特徴としている。

20

【 0 0 0 9 】

本発明に係るキャリブレーション装置によれば、光量に加えて位置も検出することができる光検出手段を用いて作成されたヒストグラムを有効利用することにより、製品固有の複合的な特性が原因で発生する走査誤差量を簡易に計算することができる。

【 0 0 1 0 】

ヒストグラム化手段は、光検出手段の有効受光領域を所定の複数の領域に分割して定義し、光検出手段により検出された走査位置及び光量を参照して領域ごとの総光量を計算し、各領域の総光量を該領域の面積で除算して照射密度を計算し、各領域の照射密度を用いてヒストグラムを作成する構成としてもよい。

【 0 0 1 1 】

本発明に係るキャリブレーション装置は、ユーザビリティの観点から、ヒストグラム又は走査誤差量の少なくとも1つを表示する表示手段を有した構成としてもよい。

30

【 0 0 1 2 】

本発明に係るキャリブレーション装置は、走査誤差量に基づいて、被写体を走査した光の反射光の検出タイミングに応じて各検出信号に画素位置を割り当てるためのリマップデータの補正値を作成する補正値作成手段を有した構成としてもよい。この場合、走査型内視鏡システムは、補正値により補正されたリマップデータを用いてリマッピングを行い、走査誤差による歪みが軽減された画像を生成することができる。

【 0 0 1 3 】

本発明に係るキャリブレーション装置は、走査装置と光検出手段との相対位置を調節する調節手段と、調節手段による調節量に応じて補正値を修正する補正値修正手段とを有した構成としてもよい。

40

【 0 0 1 4 】

本発明に係るキャリブレーション装置は、光検出手段による検出信号のS/N比を向上させるため、光検出手段を外光から遮蔽する遮蔽筐体内に収容した構成としてもよい。

【 0 0 1 5 】

走査誤差量計算手段は、ヒストグラムとマスタヒストグラムのピークの出現位置差に基づいて、所定の基準位置に対する走査光の走査開始点の位置ずれ量を計算する構成としてもよい。又は、ヒストグラムとマスタヒストグラムの分布形状の近似度に基づいて走査光の走査軌跡の歪みを計算する構成としてもよい。

【 0 0 1 6 】

50

本発明に係るキャリブレーション装置は、ヒストグラム中、所定光量以上の領域に対応する走査範囲を画角内と規定し、所定光量未満の領域に対応する範囲を画角外と規定する構成としてもよい。

【 0 0 1 7 】

上記の課題を解決する本発明の一形態に係るキャリブレーション方法は、所定の走査範囲内で光を周期的に走査する走査装置による走査光の走査位置及び光量を所定の受光素子で検出する光検出ステップと、検出された走査位置及び光量に基づいて走査範囲内の走査光の光量分布をヒストグラム化するヒストグラム化ステップと、ヒストグラムを所定のマスタヒストグラムと比較する比較ステップと、比較結果に基づいて走査装置の製品固有の特性に起因する走査誤差量を計算する走査誤差量計算ステップとを有することを特徴とした方法である。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、走査型内視鏡システムの製品固有の特性が原因で発生する走査誤差量を簡易に計算することができるキャリブレーション装置及びキャリブレーション方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

20

【図 2】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムが有する共焦点光学ユニットの構成を概略的に示す図である。

【図 3】本発明の実施形態の校正治具の模式図である。

【図 4】製品固有特性を有さない理想的な走査型共焦点内視鏡システムを用いた場合のスポート形成位置、ヒストグラムデータ等を示す図である。

【図 5】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムのキャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。

【図 6】製品固有特性を含む場合のヒストグラムデータ例を示す図である。

【図 7】製品固有特性を含む場合のヒストグラムデータ例を示す図である。

【図 8】光ファイバを Z 方向に繰り出した場合に採取されるヒストグラムデータ例を示す図である。

30

【図 9】カラー撮影対応の走査型内視鏡システムに適した校正治具の模式図である。

【図 10】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムのキャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。

【図 11】平坦なヒストグラムデータを示す図である。

【図 12】図 10 のフローチャートを説明するための補足図である。

【図 13】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムのキャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

40

以下、図面を参照して、本発明の実施形態の走査型内視鏡システムについて説明する。

【 0 0 2 1 】

本実施形態の走査型内視鏡システムは、共焦点顕微鏡の原理を応用して設計された走査型共焦点内視鏡システムであり、高倍率かつ高解像度の被写体を観察するのに好適に構成されている。図 1 は、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 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、走査型共焦点内視鏡システム 1 は、システム本体 100、共焦点プローブ 200、モニタ 300 を有している。走査型共焦点内視鏡システム 1 を用いた共焦点観察は、可撓性を有する管状の共焦点プローブ 200 の先端面を被写体に当て付けた状態で行う。

【 0 0 2 2 】

50

システム本体１００は、光源１０２、光分波合波器（フォトカップラ）１０４、ダンパ１０６、ＣＰＵ１０８、ＣＰＵメモリ１１０、光ファイバ１１２、受光器１１４、映像信号処理回路１１６、画像メモリ１１８、映像信号出力回路１２０を有している。共焦点プローブ２００は、光ファイバ２０２、共焦点光学ユニット２０４、サブＣＰＵ２０６、サブメモリ２０８、走査ドライバ２１０を有している。

【００２３】

光源１０２は、ＣＰＵ１０８の駆動制御に従い、患者の体腔内に投与された薬剤を励起する励起光を射出する。励起光は、光分波合波器１０４に入射する。光分波合波器１０４のポートの一つには、光コネクタ１５２が結合している。光分波合波器１０４の不要ポートには、光源１０２から射出された励起光を無反射終端するダンパ１０６が結合している。前者のポートに入射した励起光は、光コネクタ１５２を通過して共焦点プローブ２００内に配置された光学系に入射する。

10

【００２４】

光ファイバ２０２の基端は、光コネクタ１５２を通じて光分波合波器１０４と結合している。光ファイバ２０２の先端は、共焦点プローブ２００の先端部に組み込まれた共焦点光学ユニット２０４内に収められている。光分波合波器１０４を射出した励起光は、光コネクタ１５２を通過して光ファイバ２０２の基端に入射後、光ファイバ２０２を伝送して光ファイバ２０２の先端から射出される。

【００２５】

図２（ａ）は、共焦点光学ユニット２０４の構成を概略的に示す図である。以下、共焦点光学ユニット２０４を説明する便宜上、共焦点光学ユニット２０４の長手方向をＺ方向と定義し、Ｚ方向に直交しかつ互いに直交する二方向をＸ方向、Ｙ方向と定義する。図２（ａ）に示されるように、共焦点光学ユニット２０４は、各種構成部品を収容する金属製の外筒２０４Ａを有している。外筒２０４Ａは、外筒２０４Ａの内壁面形状に対応する外壁面形状を持つ内筒２０４Ｂを同軸（Ｚ方向）にスライド自在に保持している。光ファイバ２０２の先端（以下、符号「２０２ａ」を付す。）は、外筒２０４Ａ、内筒２０４Ｂの各基端面に形成された開口を通じて内筒２０４Ｂに収容支持されており、走査型共焦点内視鏡システム１の二次的な点光源として機能する。点光源である先端２０２ａの位置は、ＣＰＵ１０８による制御に従って周期的に変化する。

20

【００２６】

サブメモリ２０８は、共焦点プローブ２００の識別情報や各種プロパティ等のプローブ情報を格納している。サブＣＰＵ２０６は、システム起動時にサブメモリ２０８からプローブ情報を読み出して、システム本体１００と共焦点プローブ２００とを電氣的に接続する電気コネクタ１５４を介してＣＰＵ１０８に送信する。ＣＰＵ１０８は、送信されたプローブ情報をＣＰＵメモリ１１０に格納する。ＣＰＵ１０８は、格納したプローブ情報を必要時に読み出して共焦点プローブ２００の制御に必要な信号を生成して、サブＣＰＵ２０６に送信する。サブＣＰＵ２０６は、ＣＰＵ１０８から送信された制御信号に従って走査ドライバ２１０に必要な設定値を指定する。

30

【００２７】

走査ドライバ２１０は、指定された設定値に応じたドライブ信号を生成して、先端２０２ａ付近の光ファイバ２０２の外周面に接着固定された二軸アクチュエータ２０４Ｃを駆動制御する。図２（ｂ）は、二軸アクチュエータ２０４Ｃの構成を概略的に示す図である。図２（ｂ）に示されるように、二軸アクチュエータ２０４Ｃは、走査ドライバ２１０と接続された一対のＸ軸用電極（図中「Ｘ」、「Ｘ'」）及びＹ軸用電極（図中「Ｙ」、「Ｙ'」）を圧電体上に形成した圧電アクチュエータである。

40

【００２８】

走査ドライバ２１０は、交流電圧Ｘを二軸アクチュエータ２０４ＣのＸ軸用電極間に印加して圧電体をＸ方向に共振させると共に、交流電圧Ｘと同一周波数であって位相が直交する交流電圧ＹをＹ軸用電極間に印加して圧電体をＹ方向に共振させる。交流電圧Ｘ、Ｙはそれぞれ、振幅が時間に比例して線形に増加して、時間（Ｘ）、（Ｙ）をかけて実効値

50

(X)、(Y)に達する電圧として定義される。光ファイバ202の先端202aは、二軸アクチュエータ204CによるX方向、Y方向への運動エネルギーが合成されることにより、X-Y平面に近似する面(以下、「XY近似面」と記す。)上において中心軸AXを中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。先端202aの回転軌跡は、印加電圧に比例して大きくなり、実効値(X)、(Y)の交流電圧が印加された時点で最も大きい径を有する円の軌跡を描く。

【0029】

励起光はパルス光(又は連続光)であり、二軸アクチュエータ204Cへの交流電圧の印加開始直後から印加停止までの期間中、光ファイバ202の先端202aから射出される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。サンプリング期間が経過して二軸アクチュエータ204Cへの交流電圧の印加が停止すると、光ファイバ202の振動が減衰する。XY近似面上における先端202aの円運動は、光ファイバ202の振動の減衰に伴って収束し、所定時間後に中心軸AX上で停止する。以下、説明の便宜上、サンプリング期間が終了してから先端202aが中心軸AX上に停止するまでの期間(より正確には、中心軸AX上での停止を保証するため、停止までに要する計算上の時間より僅かに長い期間)を「制動期間」と記す。一フレームに対応する期間は、一つのサンプリング期間と一つの制動期間で構成される。制動期間を短縮するため、制動期間の初期段階に二軸アクチュエータ204Cに逆相電圧を印加して制動トルクを積極的に加えてもよい。

【0030】

光ファイバ202の先端202aの前方には、対物光学系204Dが設置されている。対物光学系204Dは、複数枚の光学レンズで構成されており、図示省略されたレンズ枠を介して外筒204Aに保持されている。レンズ枠は、外筒204Aの内部において、内筒204Bと相対的に固定され支持されている。そのため、レンズ枠に保持された光学レンズ群は、外筒204Aの内部を内筒204Bと一体となってZ方向にスライドする。

【0031】

内筒204Bの基端面と外筒204Aの内壁面との間には、圧縮コイルばね204E及び形状記憶合金204Fが取り付けられている。圧縮コイルばね204Eは、自然長からZ方向に初期的に圧縮狭持されている。形状記憶合金204Fは、Z方向に長尺な棒形状を持ち、常温下で外力が加わると変形して、一定温度以上に加熱されると形状記憶効果で所定の形状に復元する性質を有している。形状記憶合金204Fは、形状記憶効果による復元力が圧縮コイルばね204Eの復元力より大きくなるように設計されている。走査ドライバ210は、サブCPU206が指定した設定値に応じたドライブ信号を生成して、形状記憶合金204Fを通電し加熱して伸縮量を制御する。形状記憶合金204Fは、伸縮量に応じて内筒204Bを光ファイバ202ごとZ方向に進退させる。

【0032】

光ファイバ202の先端202aを射出した励起光は、対物光学系204Dを透過して被写体の表面又は表層でスポットを形成する。スポット形成位置は、点光源である先端202aの進退に応じてZ方向に変位する。すなわち、共焦点光学ユニット204は、二軸アクチュエータ204Cによる先端202aのXY近似面上の周期的な円運動とZ方向の進退を併せることで、被写体を三次元走査する。

【0033】

光ファイバ202の先端202aは、対物光学系204Dの前側焦点位置に配置されているため、共焦点ピンホールとして機能する。先端202aには、励起光により励起された被写体の散乱成分(蛍光)のうち先端202aと光学的に共役な集光点からの蛍光のみが入射する。蛍光は、光ファイバ202を伝送後、光コネクタ152を通過して光分波合波器104に入射する。光分波合波器104は、入射した蛍光を光源102から射出される励起光と分離して光ファイバ112に導く。蛍光は、光ファイバ112を伝送して受光器114で検出される。受光器114は、微弱な光を低ノイズで検出するため、例えば光電子増倍管等の高感度光検出器としてもよい。

【 0 0 3 4 】

検出信号は、映像信号処理回路 1 1 6 に入力する。映像信号処理回路 1 1 6 は、C P U 1 0 8 の制御下で動作して、検出信号を一定のレートでサンプルホールド及び A D 変換してデジタル検出信号を得る。ここで、サンプリング期間中の光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a の位置（軌跡）が決まると、当該位置に対応する観察領域（走査領域）中のスポット形成位置、当該スポット形成位置からの戻り光を検出してデジタル検出信号を得る信号取得タイミングがほぼ一義的に決まる。C P U メモリ 1 1 0 には、決定された信号取得タイミングと画素位置（画素アドレス）とを関連付けたリマップテーブルが格納されている。なお、戻り光を検出するタイミングと信号取得タイミングは実質的に同じである。

【 0 0 3 5 】

ところで、走査型共焦点内視鏡システム 1 には、製品個体差に依存する固有の特性（以下、「製品固有特性」と記す。）が含まれている。この種の製品固有特性には、例えば光ファイバ 2 0 2 の共振周波数、振幅、中心軸 A X に対する傾き、二軸アクチュエータ 2 0 4 C への印加電圧値、印加電圧の位相差等が挙げられる。走査軌跡は、製品固有特性を主要原因としてスポット形成位置がばらつくため、理想的な軌跡に対してずれる。一律に決められたリマップデータでは、スポット形成位置のばらつきによる画素配置誤差が残存するため、生成画像が製品固有特性に依存して歪む。本実施形態では、ヒストグラムデータ（後述）を基に製品固有特性を推定することができる。生成画像の歪みを抑制するため、ヒストグラムデータを用いてリマップデータの補正值が計算されて、C P U メモリ 1 1 0 又はサブメモリ 2 0 8 に記憶されている。

【 0 0 3 6 】

映像信号処理回路 1 1 6 は、補正值により補正されたリマップデータを参照して、各デジタル検出信号により表現される点像の画素アドレスへの割り当てを信号取得タイミングに応じて行う。以下、説明の便宜上、上記の割り当て作業をリマッピングと記す。映像信号処理回路 1 1 6 は、リマッピング結果に従って、各点像の空間的配列によって構成される画像の信号を画像メモリ 1 1 8 にフレーム単位でバッファリングする。バッファリングされた信号は、所定のタイミングで画像メモリ 1 1 8 から映像信号出力回路 1 2 0 に掃き出されて、N T S C (National Television System Committee) や P A L (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠した映像信号に変換されてモニタ 3 0 0 に出力される。モニタ 3 0 0 の表示画面には、高倍率かつ高解像度の被写体の三次元共焦点画像が表示される。

【 0 0 3 7 】

図 3 は、本実施形態のキャリブレーション時に使用される校正治具 4 0 0 の模式図である。キャリブレーションでは、一律に決められたリマップデータを補正するための補正值が作成される（一律に決められたリマップデータが存在しない場合は、リマップデータそのものが作成されることになる）。

【 0 0 3 8 】

校正治具 4 0 0 は、システム本体 1 0 0 と別個独立した構成であるが、システム本体 1 0 0 に組み込まれた一部の構成としてもよい。図 3 に示されるように、校正治具 4 0 0 は、ケース 4 0 2 を有している。ケース 4 0 2 には、P S D (Position Sensitive Detector) 4 0 4、パワー調節用レンズユニット 4 0 6、支持板 4 1 0 が収容されている。P S D 4 0 4 は、受光面が X Y 平面上に位置（言い換えると Z 方向と直交）するように配置されている。パワー調節用レンズユニット 4 0 6 は、光軸が Z 方向に向くように配置されている。パワー調節用レンズユニット 4 0 6 の位置は、X Y 調整具 4 0 8（例えば一般的な X Y ステージ）を操作することで X 方向又は Y 方向に微調節することができる。ケース 4 0 2 の一端面の中央には、差込口 4 1 2 が形成されている。

【 0 0 3 9 】

キャリブレーションを行うにあたり、共焦点光学ユニット 2 0 4 が差込口 4 1 2 に差し込まれる。共焦点光学ユニット 2 0 4 は、支持板 4 1 0 に支持されて中心軸 A X の向きが Z 方向に決まる。中心軸 A X、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 の光軸、P S D 4 0 4

10

20

30

40

50

の有効受光領域の中心は、ほぼ同軸上に配置される。ケース４０２内は、外光が入らず遮光状態にある。そのため、ＰＳＤ４０４は、共焦点光学ユニット２０４からのスポット光を高いＳＮ比で検出する。ＰＳＤ４０４の出力は、キャリブレーション回路４１４に入力する。

【００４０】

共焦点光学ユニット２０４が形成するスポット光のサイズは極小である。そのため、ＰＳＤ４０４の分解能では正確な検出ができない虞がある。パワー調節用レンズユニット４０６は、ＰＳＤ４０４によるスポット検出が正確に行われるようにスポット光を拡大する。

【００４１】

図４（ａ）は、ＰＳＤ４０４の有効受光領域、製品固有特性を有さない理想的な走査型共焦点内視鏡システム１を用いた場合のスポット形成位置、画素位置の各関係を説明するための図である。図４（ａ）では、説明の便宜上、ＰＳＤ４０４の有効受光領域が画素配置に対応して格子状に区切られている。また、有効受光領域の中央部を領域Ａと定義し、領域Ａの図中右側の周辺部に向かう各領域を順に領域Ｂ、Ｃ、Ｄ、Ｅ・・・と定義し、領域Ａの図中左側の周辺部に向かう各領域を順に領域Ｂ'、Ｃ'、Ｄ'、Ｅ'・・・と定義している。領域は、一画素単位で区切られてもよく、複数画素単位で区切られてもよい。

【００４２】

キャリブレーション回路４１４は、ＰＳＤ４０４により検出された有効受光領域中の各スポット形成位置及び各スポット光量を用いて領域Ａ～Ｅ・・・、Ｂ'～Ｅ'・・・ごとのスポット光の総量を計算する。各領域の総光量は、励起光がパルス光である場合、[当該領域への照射回数×１スポット光の光量]で求められる。励起光が連続光である場合は、[当該領域への照射時間×単位時間あたりのスポット光量]で求められる。キャリブレーション回路４１４は、各領域の総光量を領域面積で除算して領域ごとの照射密度（単位面積あたりの照射エネルギー）を計算する。図４（ｂ）は、各領域Ａ～Ｅ・・・、Ｂ'～Ｅ'・・・の照射密度（別の表現によれば、各領域の単位面積あたりの光量分布）をヒストグラム化したヒストグラムデータである。

【００４３】

スパイラルスキャン方式において、各スパイラル（一回転の走査）中には一定数のパルス光が照射される。パルス光の照射間隔は、全走査期間中一定である。光ファイバ２０２は共振運動のため各スパイラルの周期は同じであるが、一スパイラル長は走査中心（言い換えると、画像の中心に近い画素）ほど短い。そのため、走査中心ほど照射密度が高い。よって、図４（ａ）に示される理想的な走査が行われた場合、ヒストグラムは、図４（ｂ）に示されるように、走査の中央領域として定義された領域Ａにピークを持つと共に領域Ａを挟んで左右対称性を有したものになる。キャリブレーション回路４１４は、図４（ｂ）に示されるヒストグラムデータをマスタヒストグラムとして記憶している。図４及び以降の各ヒストグラム図において、ＰＳＤ４０４の有効受光領域の中心に対応する分布ポイントに一点鎖線Ｏを引く。

【００４４】

図５は、キャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。説明の便宜上、本明細書中の説明並びに図面において、処理ステップは「Ｓ」と省略して記す。

【００４５】

二軸アクチュエータ２０４Ｃへの電圧印加がないときの初期的なスポット形成位置（以下、「基準スポット形成位置」と記す。）は、中心軸ＡＸに対する光ファイバ２０２の中心軸のずれ（位置ずれ又は角度ずれ）等のため、ＰＳＤ４０４の有効受光領域の中心から外れる場合がある。しかし、ＰＳＤ４０４の有効受光領域を最大限に利用するためには、基準スポット形成位置を有効受光領域の中心に位置させるのが望ましい。また、基準スポット形成位置のずれが大きい場合はキャリブレーションに支障をきたす虞がある。この場合、位置修正は必須である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

そこで、図 5 に示されるように、S 1 の処理では、キャリブレーションのセットアップが行われる。具体的には、作業者は、モニタ 3 0 0 の表示画面に表示される G U I (G r a p h i c a l U s e r I n t e r f a c e) に従い X Y 調整具 4 0 8 を操作して、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 の X Y 位置を微調節する。微調節は、二軸アクチュエータ 2 0 4 C への電圧非印加時のスポット光の検出位置が基準スポット形成位置に大凡合うまで行われる。キャリブレーション回路 4 1 4 は、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 の調節量から所定の修正値を計算して一時的に保持する。

【 0 0 4 7 】

作業者は、キャリブレーションのセットアップ後、走査型共焦点内視鏡システム 1 を動作させて P S D 4 0 4 上の走査を行わせる。S 2 の処理では、検出されたスポット光が P S D 4 0 4 からキャリブレーション回路 4 1 4 に出力される。S 3 の処理では、P S D 4 0 4 の出力を基に P S D 4 0 4 の有効受光領域中の各スポット形成位置及び各スポット光量が計算される。S 4 の処理では、計算された各スポット形成位置及び各スポット光量を用いて領域 A ~ E ・ ・ ・、B ' ~ E ' ・ ・ ・ごとのスポット光の総量が計算され、各領域の総光量を領域面積で除算して領域ごとの照射密度が求められる。次いで、各領域の照射密度をヒストグラム化したヒストグラムデータが作成され、モニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

【 0 0 4 8 】

S 5 の処理では、S 4 の処理で作成されたヒストグラムデータとマスタヒストグラムとの比較が行われる。S 6 の処理では、比較結果に基づいてヒストグラムエラー量 E が計算される。本実施形態においてヒストグラムエラー量 E は、基準スポット形成位置のずれ量 E 1 と走査軌跡の真円度 E 2 から定義される。基準スポット形成位置のずれ量 E 1 は、上述した通り、P S D 4 0 4 の有効受光領域の中心に対する基準スポット形成位置のずれ量として定義される。真円度 E 2 は、走査軌跡と理想軌跡 (図 4 (a) 参照) との形状面での相関を表す値として定義される。すなわち、真円度 E 2 は、ヒストグラムデータとマスタヒストグラムの分布形状が近似するほど (又は走査軌跡が理想軌跡 (真円) に近いほど) 高い。なお、別の実施形態では、ヒストグラムエラー量 E を他の要素で定義してもよい。

【 0 0 4 9 】

例えば図 6 (a) に示されるように、基準スポット形成位置が P S D 4 0 4 の有効受光領域の中心から外れており、走査軌跡自体に歪みが無い (ほぼ真円) 場合を考える。この場合、ヒストグラムデータは、図 6 (b) に示されるように、マスタヒストグラムに対して基準スポット形成位置のずれ量に応じた量シフトした分布をとる。すなわち、当該シフト量は、ずれ量 E 1 と一定の関係を有している。ヒストグラムエラー量 E は、走査軌跡自体に歪みが無いため、ずれ量 E 1 と等価である。

【 0 0 5 0 】

S 7 の処理では、ずれ量 E 1 に所定の関数が適用されてリマップデータの補正値が計算される。次いで、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 の調節量に応じた修正値を用いて補正値が修正される。S 8 の処理では、修正後の確定した補正値が共焦点プローブ 2 0 0 の識別情報と関連付けて C P U メモリ 1 1 0 又はサブメモリ 2 0 8 に記憶される。ヒストグラムエラー量 E は、ユーザビリティの観点から、ヒストグラムデータと共にモニタ 3 0 0 の表示画面に表示させてもよい。

【 0 0 5 1 】

例えば図 7 (a) に示されるように、基準スポット形成位置が P S D 4 0 4 の有効受光領域の中心から外れると共に走査軌跡が楕円に歪む場合を考える。この場合、ヒストグラムデータは、図 7 (b) に示されるように、マスタヒストグラムに対して基準スポット形成位置のずれ量に応じた量シフトした分布をとる。また、ピークを境とした左右対称性は走査軌跡の歪みに応じて崩れている。すなわち、ヒストグラムデータの左右対称性は、真円度 E 2 と一定の関係を有している。図 7 の例では、ヒストグラムエラー量 E は、ずれ量

E 1 と真円度 E 2 で規定される。S 7 の処理では、ずれ量 E 1 及び真円度 E 2 に所定の関数が適用されてリマップデータの補正値が計算・修正される。S 8 の処理では、修正後の確定した補正値が共焦点プローブ 2 0 0 の識別情報と関連付けて C P U メモリ 1 1 0 又はサブメモリ 2 0 8 に記憶される。

【 0 0 5 2 】

本実施形態によれば、ヒストグラムデータを利用して複合的な製品固有特性を校正治具 4 0 0 単独で簡易に測定することができ、リマップデータの補正値が容易に求められる。

【 0 0 5 3 】

ここで、走査軌跡は、光ファイバ 2 0 2 の Z 方向位置に応じて変化する。このような走査軌跡の変化も製品固有特性に依存して製品ごとに異なる。例えば図 4 の例に対して光ファイバ 2 0 2 を Z 方向に所定量繰り出した場合を考える。この場合、スポット形成位置は、図 8 (a) に示されるように、走査領域中心により一層集中する。そのため、ヒストグラムデータは、図 8 (b) に示されるように、走査領域中心ほどより一層高く、走査領域周辺ほどより一層低い分布をとる。このように、校正治具 4 0 0 を用いて、Z 方向位置ごとのヒストグラムデータを採取することができる。採取した各ヒストグラムデータを用いて、例えば Z 方向位置ごとのリマップデータの補正値が求められる。Z 方向位置ごとに適切な補正値を適用することができるため、リマップデータが精度良く補正されて画質が向上する。

【 0 0 5 4 】

走査領域の周辺ほど戻り光が微弱であるため、画像形成に寄与しない虞がある。そこで、ヒストグラムデータを利用して F O V (Field of View、画角) を計算する。具体的には、ヒストグラムデータ中、所定の閾値 S (図 8 (b) 参照) 以上の値を持つ分布に対応するスポット形成位置を画角内と規定する。閾値 S 未満の分布に対応するスポット形成位置は、光量不足のため画像形成に寄与しないことから画角外と規定される。一例として、ヒストグラムの半値幅内に含まれる分布に対応するスポット形成位置が画角内と規定される。このように、ヒストグラムデータを利用することにより、製品固有特性に依存してばらつく画角を簡易に計算することができる。なお、ユーザビリティの観点から、ヒストグラムデータ中、所定の閾値 S 以上の分布のみをモニタ 3 0 0 の表示画面に表示させてもよい。

【 0 0 5 5 】

光源 1 0 2 の出力を上げるほど閾値 S 以上の分布が走査領域の周辺に広がる。光源 1 0 2 の出力を上げながらヒストグラムデータの再計算を繰り返すことにより、所望の画角を得るために必要な光源 1 0 2 の出力が簡易に求められる。

【 0 0 5 6 】

ところで、スパイラルスキャン方式においては走査領域中心ほど照射密度が高いため、蛍光体の分解がより速く進行して褪色が起こる。結果、観察主体が位置する観察領域中央部で画像が暗くなる不具合が生じる。蛍光の褪色を抑えるため、例えば励起光の強度を低下させる等の措置が考えられる。しかし、励起光の強度を抑えると、特に観察領域周辺部で検出光量不足によりノイズが際立つ。そのため、医師による病変部の発見や病変部に対する的確な判断等に支障をきたす虞がある。そこで、本実施形態においては、キャリブレーション用に作成したヒストグラムデータを利用して、蛍光の褪色を抑えるのに有効な光量制御データの作成も行う。光量制御データの作成は、走査軌跡のキャリブレーションと一連の作業で行うことができる。

【 0 0 5 7 】

図 1 0 は、キャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。図 1 0 に示されるように、最初に、図 5 のフローチャートと同様の S 1 ~ S 4 の処理が行われる。S 4 の処理では、例えば図 4 (b) に示されるヒストグラムデータが作成される。S 1 5 の処理では、S 4 の処理で平坦なヒストグラムデータが作成されたか否かが判定される。図 1 1 は、平坦なヒストグラムデータを示す。図 1 1 に示されるように、平坦なヒストグラムデータとは、各領域の照射密度が均一なデータをいう。

【 0 0 5 8 】

ヒストグラムデータが平坦でない場合（ S 1 5 : N O ）、照射密度が特定箇所が高いため、蛍光の褪色が進行しやすい。 S 1 6 の処理では、ヒストグラムデータを平坦にするため、サンプリング期間中の光源 1 0 2 の出力を調節する。 S 2 ~ S 4 、 S 1 5 、 S 1 6 の処理は、平坦なヒストグラムデータが得られるまで繰り返し行われる。

【 0 0 5 9 】

具体的には、キャリブレーション回路 4 1 4 は、光源 1 0 2 の出力と P S D 4 0 4 で検出されるスポット光量との相関関係を関数として保持している。照射密度が高い領域に対応する走査期間（図 4（ b ）の例では走査領域の中心付近を走査する期間）中は、照射密度が所定の基準値まで低下するように光源 1 0 2 を変調する（デューティ比を下げる）。照射密度が低い領域に対応する走査期間（図 4（ b ）の例では走査領域の周辺付近を走査する期間）中は、照射密度が所定の基準値まで増加するように光源 1 0 2 の出力を変調する（デューティ比を上げる）。図 4（ b ）の例において励起光が連続光の場合は、サンプリング期間開始直後から終了にかけて光源 1 0 2 の出力が時間に比例して線形に増加するように制御される。但し、製品固有特性に応じて出力が非線形に変化するように制御される場合もある。所定の基準値は、例えばキャリブレーションを開始して最初に作成されたヒストグラムデータのピーク値の半値幅に設定される。又は、蛍光の褪色を抑えつつ画像形成に必要な反射光量を確保するに足る値に設定される。

【 0 0 6 0 】

ヒストグラムデータが平坦になると（ S 1 5 : Y E S ）、 S 1 6 の処理を経て作成された光源 1 0 2 の制御データが C P U メモリ 1 1 0 又はサブメモリ 2 0 8 に記憶される（ S 1 7 ）。実用時においては、当該制御データを用いて光源 1 0 2 の制御が行われる。走査領域中に照射密度が過度に高い箇所が無くなる。

【 0 0 6 1 】

本実施形態によれば、走査領域中央部においては、蛍光体が吸収するエネルギーが減少する。蛍光体の分解の進行が遅れるため、蛍光の褪色が抑えられる。走査領域周辺部では微弱な戻り光が増加するため、 S N 比が改善する。

【 0 0 6 2 】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、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。例えば図 4（ a ）で例示的に定義した領域には種々の形態（領域の大きさ、形状等）が想定される。キャリブレーションの精度は、例えば領域をより細かく定義するほど向上する。

【 0 0 6 3 】

本発明に係る走査型内視鏡システムは、走査型共焦点内視鏡システムに限らず、特許文献 1 に例示されるカラー画像撮影に対応した走査型内視鏡システムにも適用することができる。図 9 は、カラー撮影対応の走査型内視鏡システムのキャリブレーション時に使用される校正治具 4 0 0 の概略構成を示す図である。校正治具 4 0 0 の構成例は、図 9（ a ）、（ b ）に一例ずつ示されている。

【 0 0 6 4 】

カラー撮影対応の走査型内視鏡システムにおいては、スポット径が走査型共焦点内視鏡システムほど小さくない。そのため、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 は不要である。図 9（ a ）の構成例において、 X Y 調整具 4 0 8 は、パワー調節用レンズユニット 4 0 6 に代わり、 P S D 4 0 4 に取り付けられている。図 9（ b ）の構成例においては、支持板 4 1 0 に取り付けられている。キャリブレーションのセットアップは、 P S D 4 0 4 又は支持板 4 1 0 の X Y 位置を微調節することにより行われる。

【 0 0 6 5 】

ところで、走査型内視鏡システムは画角が広い。カラー撮影対応の走査型内視鏡システムにおいては、コサイン四乗則や口径食等により、走査領域周辺で画像形成に足る光量を確保することが難しい。特に、製品固有特性に依存して外筒 2 0 4 A によるケラレが発生することがあり、口径食による光量損失が支配的になる傾向が高い。ケラレは、患者の負

10

20

30

40

50

担軽減のため、広画角を維持しつつも外筒 204A の径が細く設計されているため発生しやすい。

【0066】

図12(a)は、光ファイバ202の先端202aの動きを示す図である。図12(b)は、ケラレによる光量損失を説明するための図である。図12(c)は、光源102に印加される電圧を示す図である。図12(d)は、PDS404で検出される単位時間あたりのスポット光量を示す図である。図12(a)～(d)の横軸は共に時間軸である。図12(a)の縦軸は、中心軸AXを基準とした先端202aのX(又はY)方向の変位量を示す。図12(b)、(d)の縦軸は、単位時間あたりのスポット光量を示す。図12(c)の縦軸は、光源102に印加される電圧を示す。

10

【0067】

図12(b)は、光源102の出力が一定の場合における単位時間あたりのスポット光量を示している。走査領域周辺では、外筒204Aによるケラレが発生するため、図12(b)に示されるように光量損失が大きい。そこで、光源102の出力制御が行われて、ケラレによる光量損失がスポット光量の増加により補填される。

【0068】

図13は、キャリブレーション中に行われる各処理を時系列に並べたフローチャート図である。図13に示されるように、最初に、図5のフローチャートと同様のS1～S3の処理が行われる。S24の処理では、S3の処理で計算された各スポット形成位置及び各スポット光量を用いてスパイラルごとの光量が計算される。すなわち、S24の処理では、各スパイラル期間に検出されるスポット光の総量がサンプリング期間中モニタされている。S25の処理では、総光量が所定値未満のスパイラル期間が残存するか否かが判定される。

20

【0069】

総光量が所定値未満のスパイラル期間が残存する場合(S25: YES)、対応する走査領域で画像形成に必要な光量が不足している。S26の処理では、該当するスパイラル期間中の光源102の出力を上げる。S2、S3、S24～S26の処理は、該当する全てのスパイラル期間の総光量が所定値になるまで繰り返される。例えば図12(c)に示されるように、ケラレが発生したスパイラル期間中の光源102の出力が上げられる。これにより、ケラレによる光量損失は、図12(d)に示されるように、スポット光量の増加により補填される。

30

【0070】

総光量が不足していた全てのスパイラル期間において総光量が所定値に達すると(S25: NO)、S26の処理を経て作成された光源102の制御データがCPUメモリ110又はサブメモリ208に記憶される(S27)。実行時においては、当該制御データを用いて光源102の制御が行われる。そのため、走査領域周辺で画像形成に足る光量が確保される。

【0071】

被写体を均一に照明したい場合は、全スパイラル期間中の総光量が一定になるように、S2、S3、S24～S26の処理を行うとよい。この場合、光源102は、総光量が所定値を超えるスパイラル期間中、出力が低下するよう制御される。総光量が所定値未満のスパイラル期間中は、出力が増加するよう制御される。

40

【0072】

なお、本発明が適用可能な走査方式は、本実施形態で説明したスパイラルスキャン方式に限らない。例えば走査領域の水平方向を往復走査するラスタスキャン方式や、走査領域を正弦波的に走査するリサージュスキャン方式等を採用する走査型内視鏡システムにも本発明を適用してもよい。

【0073】

校正治具400に搭載される位置検出素子はPSDに限らない。PSDは、CCD(Charge Coupled Device)やアレイ型PMT(Photomultiplier Tube)等の位置及び光量が

50

検出可能な他の素子に置き換えてもよい。

【符号の説明】

【 0 0 7 4 】

1 走査型共焦点内視鏡システム

1 0 0 システム本体

1 0 2 光源

1 0 4 光分波合波器

1 0 6 ダンパ

1 0 8 C P U

1 1 0 C P Uメモリ

1 1 2 光ファイバ

1 1 4 受光器

1 1 6 映像信号処理回路

1 1 8 画像メモリ

1 2 0 映像信号出力回路

2 0 0 共焦点プローブ

2 0 2 光ファイバ

2 0 4 共焦点光学ユニット

2 0 6 サブC P U

2 0 8 サブメモリ

2 1 0 走査ドライバ

4 0 0 校正治具

4 0 2 ケース

4 0 4 P S D

4 0 6 パワー調節用レンズユニット

4 0 8 X Y調整具

4 1 0 支持板

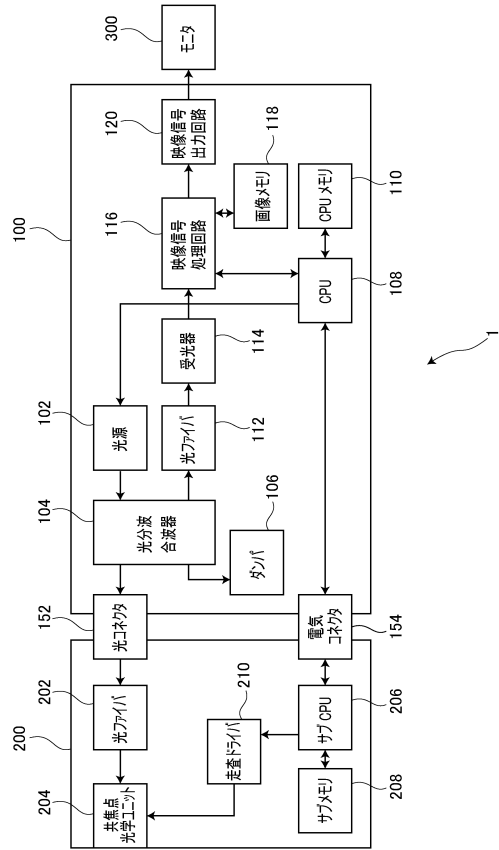
4 1 2 差込口

4 1 4 キャリブレーション回路

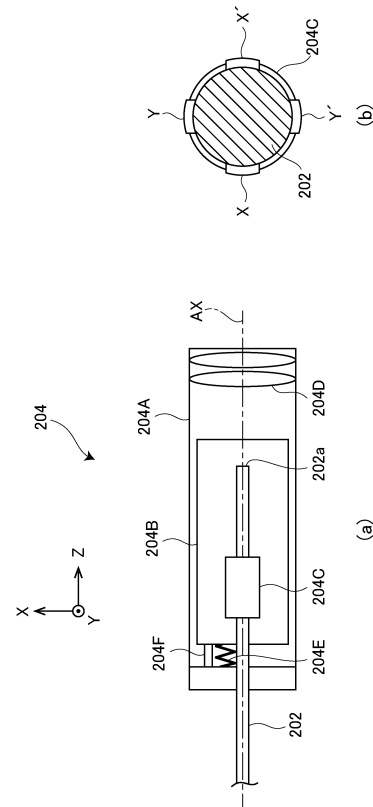
10

20

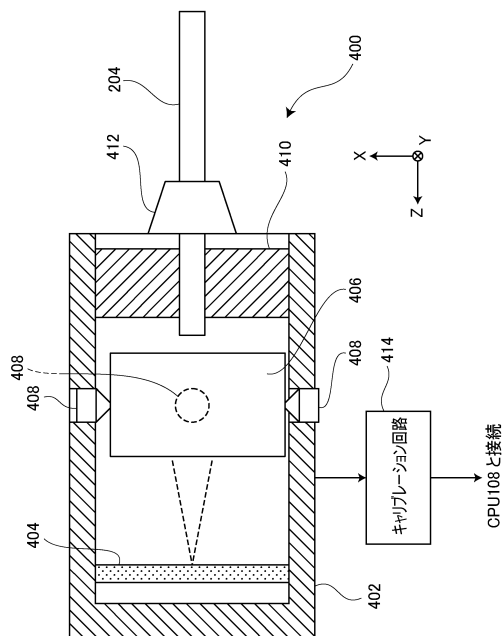
【図 1】



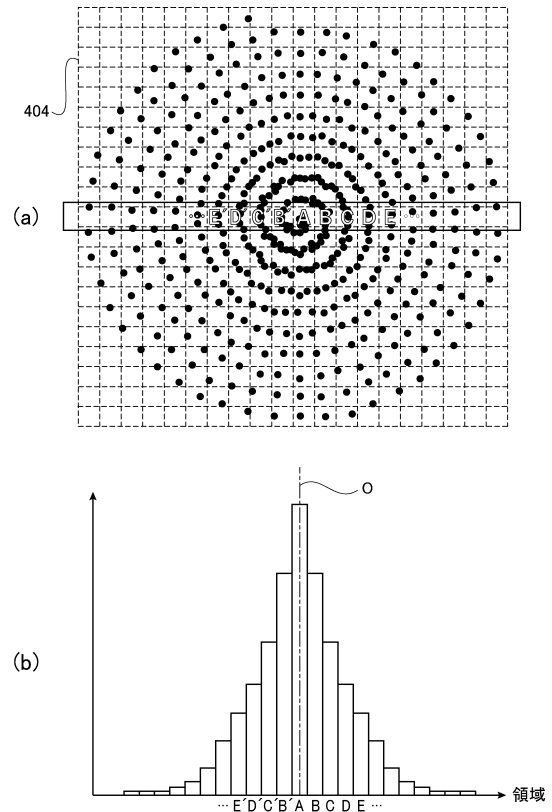
【図 2】



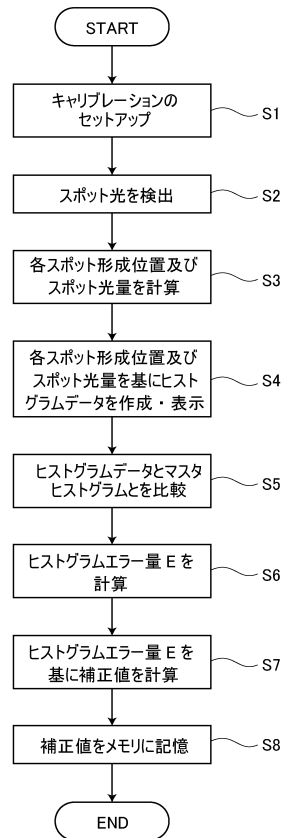
【図 3】



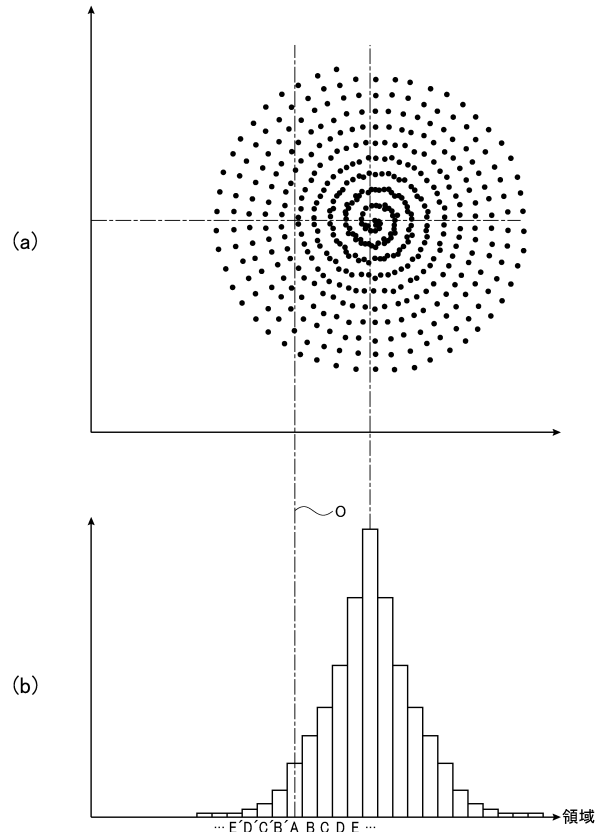
【図 4】



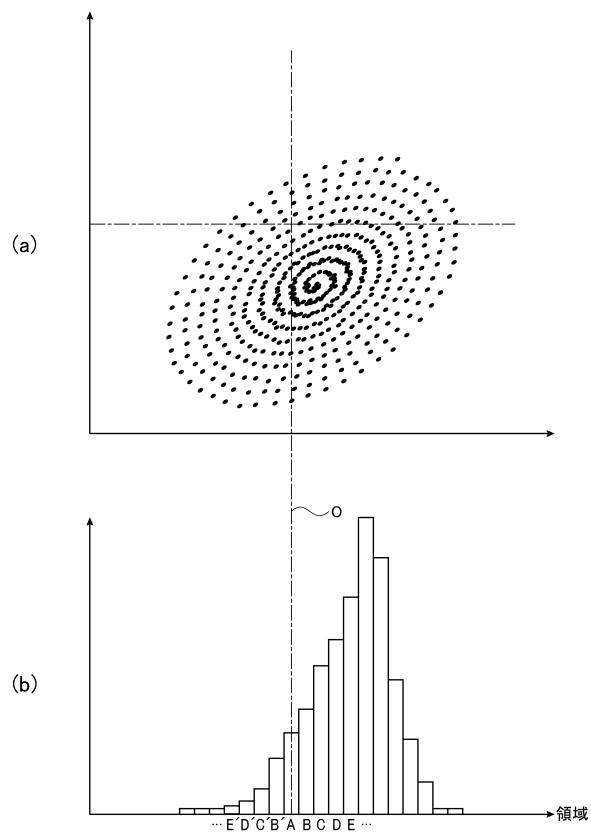
【図 5】



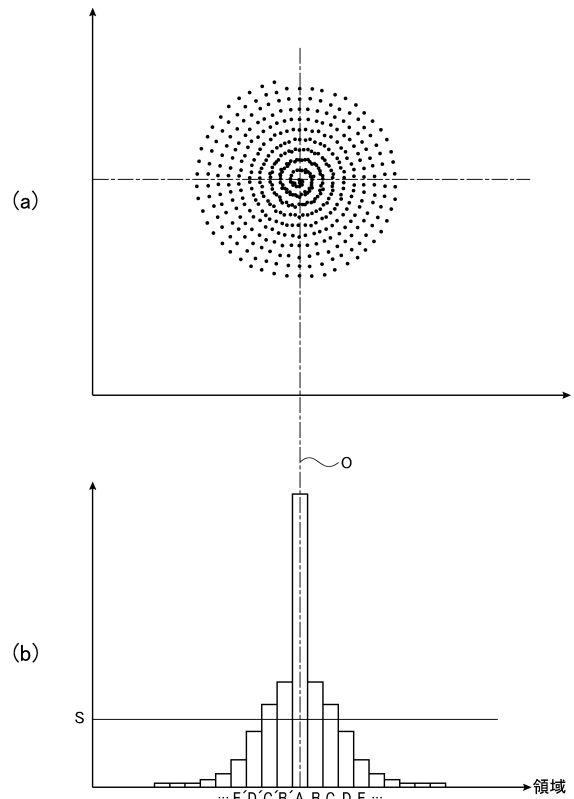
【図 6】



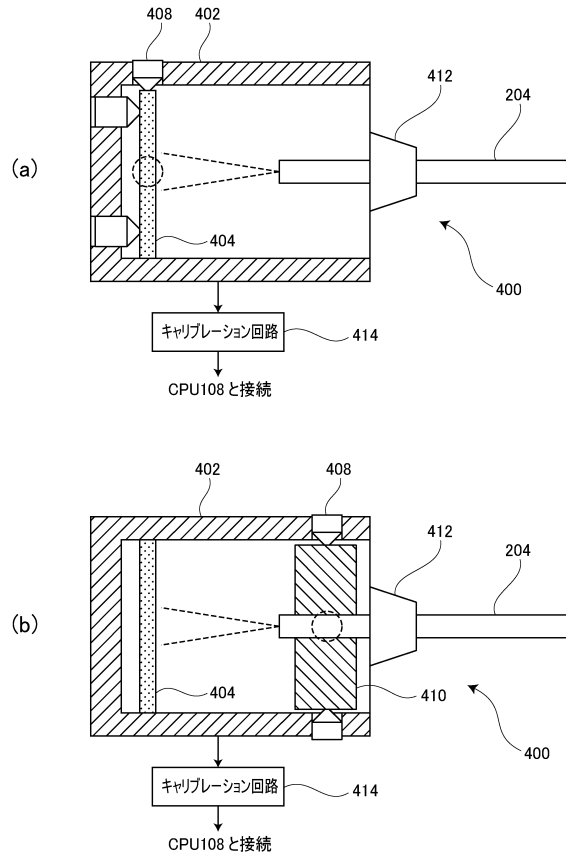
【図 7】



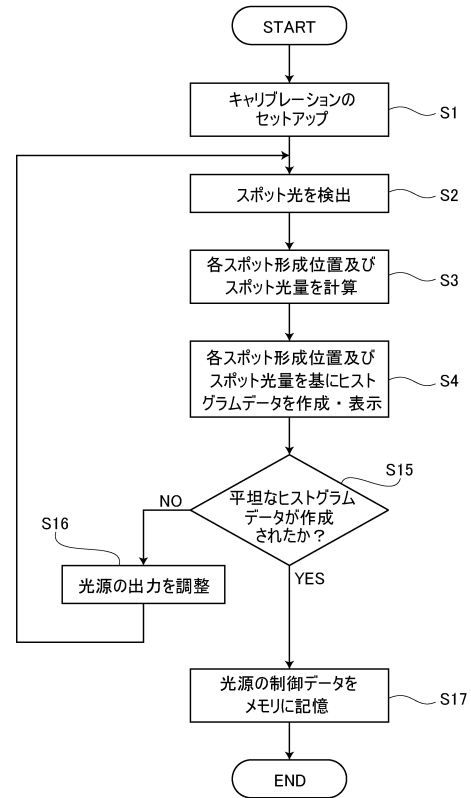
【図 8】



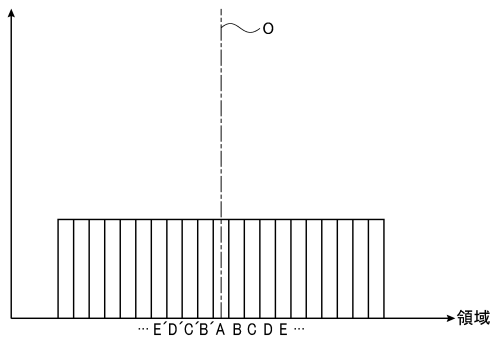
【図 9】



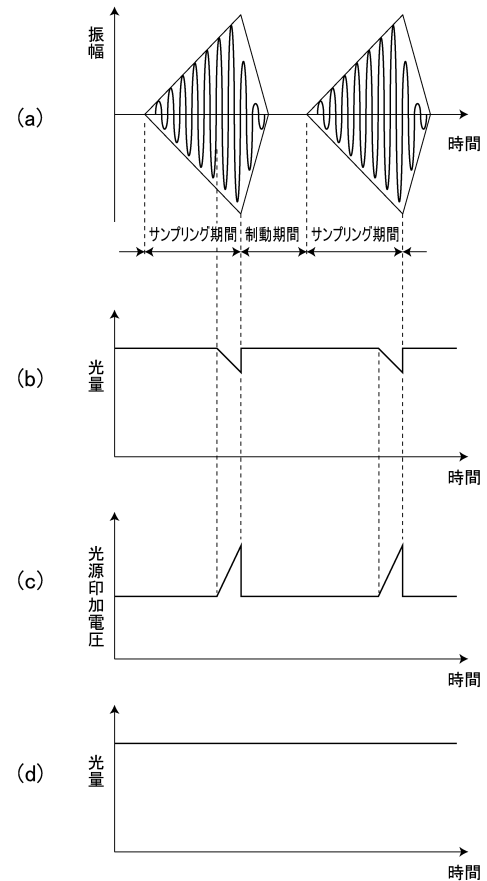
【図 10】



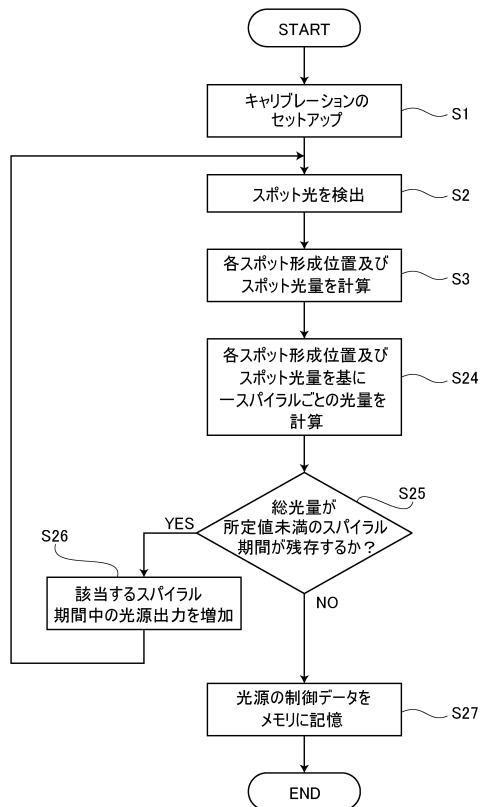
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2010 - 284189 (JP, A)
特開 2010 - 115391 (JP, A)
特開 2005 - 006854 (JP, A)
特開 2012 - 110479 (JP, A)
米国特許出願公開第 2002 / 0054411 (US, A1)
国際公開第 2006 / 071216 (WO, A1)
米国特許出願公開第 2008 / 0265178 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1 / 00 - 1 / 32
G02B 23 / 24 - 23 / 26

专利名称(译)	校准装置和校准方法		
公开(公告)号	JP5665552B2	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	JP2011001507	申请日	2011-01-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	山邊俊明		
发明人	山邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00057 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.A A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG11 4C061/HH54 4C061/JJ11 4C061/JJ18 4C061/LL10 4C061/MM01 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/PP20 4C061/QQ04 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG11 4C161/HH54 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL10 4C161/MM01 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP20 4C161/QQ04		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP2012143265A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种校准装置，其可以容易地计算由扫描内窥镜系统的产品固有的特性引起的扫描误差量。扫描装置周期性地扫描在预定扫描范围内从光源发出的光，用于检测扫描位置和扫描光的光量的光检测装置，扫描位置和光量，其基于检测到的扫描位置和光量检测一种比较器，用于将直方图与预定的主直方图进行比较；比较器，用于将直方图与预定的主直方图进行比较；比较器，用于将直方图与预定的主直方图进行比较；比较器，用于将直方图与预定的主直方图进行比较；以及扫描误差量计算装置，用于计算扫描误差量。点域5

【 図 3 】

