

(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2007-171941

(P2007-171941A)

(43) 公開日 平成19年7月5日(2007.7.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 D	2H04O
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300B	4C061
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	
	A61B 1/00 300D	
	A61B 1/04 370	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)		

(21) 出願番号	特願2006-314336 (P2006-314336)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年11月21日 (2006.11.21)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2005-337662 (P2005-337662)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成17年11月22日 (2005.11.22)	(74) 代理人	100106909
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100101465
			弁理士 青山 正和
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

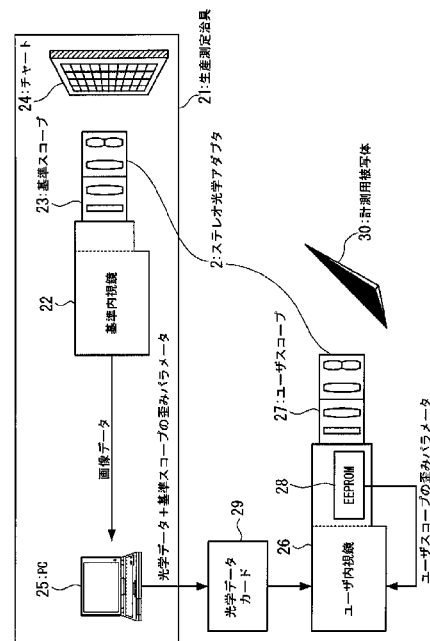
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡画像歪み補正方法

(57) 【要約】

【課題】 基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みを正確に補正する。

【解決手段】 生産工程において、ステレオ光学アダプタ2を基準スコープ23に取り付けた状態で撮影した格子状のチャート24の画像データに基づいて測定した光学データを光学データカード29に記録する。次に、ユーザスコープ27にステレオ光学アダプタ2を取り付けない状態で撮像したチャート24の画像データから求めたユーザスコープ27の歪みパラメータをEEPROM28に記録する。同様に、基準スコープ23の歪みパラメータを光学データカード29に記録する。そして、基準スコープ23の歪みパラメータおよびユーザスコープ27の歪みパラメータを用いて、計測用被写体30を撮像した画像データの歪みを補正する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置において、
基準スコープまたはユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系により入力した画像を撮像する撮像手段と、

前記基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する歪み補正手段と

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記補正手段によって歪みを補正された画像を元に被写体の形状を計測する計測手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光学アダプタは、前記撮像手段によって異なる視点から撮像するための光学素子を備え、

前記計測手段は、前記光学素子を介して前記撮像手段によって異なる視点から撮像された画像を三角測量によって 3 次元計測することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光学素子は、複数の光路系を有することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記基準スコープの歪みパラメータと前記ユーザスコープの歪みパラメータとは、それぞれのスコープの倍率を含むことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記基準スコープの歪みパラメータと前記ユーザスコープの歪みパラメータとは、それぞれのスコープの歪み中心を含むことを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置において、

基準スコープまたはユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系により入力した画像を撮像する撮像手段と、

前記光学アダプタの光学系の歪みを補正するための光学データと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する歪み補正手段と

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

30

【請求項 8】

光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置によって撮像された画像の歪みを補正する内視鏡画像歪み補正方法であって、

基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データを読み込む第 1 のステップと、

前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータを読み込む第 2 のステップと、

ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータを読み込む第 3 のステップと、

前記基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する第 4 のステップと

40

50

を含むことを特徴とする内視鏡画像歪み補正方法。

【請求項 9】

前記第 4 のステップは、前記第 2 のステップあるいは前記第 3 のステップにおいて、パラメータの読み込みに失敗した場合に、前記光学データのみに基づいて、撮像された画像の歪みを補正する処理を含むことを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡画像歪み補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光学系を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置に係り、内視鏡の画像の歪みを補正して計測を行う内視鏡装置および内視鏡画像歪み補正方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

内視鏡の画像の歪みは、内視鏡と光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みによって生じる。従来、内視鏡装置として、この画像の歪みを、内視鏡装置の歪み補正手段により、歪み補正パラメータを含む光学データに基づいて補正する技術が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。光学データは、光学アダプタの生産工程において、画像処理装置により、光学アダプタと基準スコープとを組み合わせで作成される。この光学アダプタと光学データとは、ユーザスコープとともに組み合わせで使用される。なお、歪み補正した画像は計測に利用され、歪み補正が正確なほど計測の精度が向上する。

【特許文献 1】特開 2004 - 049638 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

基準スコープとユーザスコープとには、光学的な特性（例えば、倍率など）の違いがある。光学データは、基準スコープと光学アダプタとの組み合わせで作成されるので、ユーザスコープの特性を反映していない。従って、この特性の違いによって生じる歪みを補正できなかった。

【0004】

本発明は、このような事情を考慮してなされたものであり、その目的は、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みを正確に補正することができる内視鏡装置および内視鏡画像歪み補正方法を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上述した課題を解決するために、本発明は、光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置において、基準スコープまたはユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系により入力した画像を撮像する撮像手段と、前記基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する歪み補正手段とを具備することを特徴とする。

40

【0006】

本発明は、上記の発明において、前記補正手段によって歪みを補正された画像を元に被写体の形状を計測する計測手段をさらに具備することを特徴とする。

【0007】

本発明は、上記の発明において、前記光学アダプタは、前記撮像手段によって異なる視点から撮像するための光学素子を備え、前記計測手段は、前記光学素子を介して前記撮像手段によって異なる視点から撮像された画像を三角測量によって 3 次元計測することを特徴とする。

【0008】

50

本発明は、上記の発明において、光学素子は、複数の光路系を有することを特徴とする。

【0009】

本発明は、上記の発明において、前記基準スコープの歪みパラメータと前記ユーザスコープの歪みパラメータとは、それぞれのスコープの倍率を含むことを特徴とする。

【0010】

本発明は、上記の発明において、前記基準スコープの歪みパラメータと前記ユーザスコープの歪みパラメータとは、それぞれのスコープの歪み中心を含むことを特徴とする。

【0011】

また、上述した課題を解決するために、本発明は、光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置において、基準スコープまたはユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系により入力した画像を撮像する撮像手段と、前記光学アダプタの光学系の歪みを補正するための光学データと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する歪み補正手段とを具備することを特徴とする。 10

【0012】

また、上述した課題を解決するために、本発明は、光学系の一部を光学アダプタによって変更可能な内視鏡装置によって撮像された画像の歪みを補正する内視鏡画像歪み補正方法であって、基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データを読み込む第1のステップと、前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータを読み込む第2のステップと、ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータを読み込む第3のステップと、前記基準スコープと前記光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、前記基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、前記ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、前記ユーザスコープと前記光学アダプタとを組み合わせた際に前記撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する第4のステップとを含むことを特徴とする。 20

【0013】

本発明は、上記の発明において、前記第4のステップは、前記第2のステップあるいは前記第3のステップにおいて、パラメータの読み込みに失敗した場合に、前記光学データのみに基づいて、撮像された画像の歪みを補正する処理を含むことを特徴とする。 30

【発明の効果】

【0014】

この発明によれば、歪み補正手段により、基準スコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、ユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた際に撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点が得られる。 40

【0015】

また、本発明によれば、計測手段により、補正手段によって歪みを補正された画像を元に被写体の形状を計測する。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点が得られる。

【0016】

また、本発明によれば、計測手段により、光学アダプタの光学素子を介して撮像手段によって異なる視点から撮像された画像を三角測量によって3次元計測する。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより 50

正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0017】

また、本発明によれば、光学素子を複数の光路系を有する素子とする。したがって、光学素子としてプリズムなどの一般的な光学素子を用いることができ、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0018】

また、本発明によれば、基準スコープの歪みパラメータとユーザスコープの歪みパラメータとに、それぞれのスコープの倍率を含める。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0019】

また、本発明によれば、基準スコープの歪みパラメータとユーザスコープの歪みパラメータとに、それぞれのスコープの歪み中心を含める。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0020】

また、本発明によれば、歪み補正手段により、光学アダプタの光学系の歪みを補正するための光学データと、ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、ユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた際に撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0021】

また、本発明によれば、第1のステップで、基準スコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データを読み込み、第2のステップで、基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータを読み込み、第3のステップで、ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータを読み込み、第4のステップで、基準スコープと光学アダプタとを組み合わせた光学系の歪みを補正するための光学データと、基準スコープの光学的特性を示す基準スコープの歪みパラメータと、ユーザスコープの光学的特性を示すユーザスコープの歪みパラメータとに基づいて、ユーザスコープと光学アダプタとを組み合わせた際に撮像手段によって撮像された画像の歪みを補正する。したがって、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【0022】

また、本発明によれば、第2のステップあるいは第3のステップにおいてパラメータの読み込みに失敗した場合、第4のステップで、光学データのみに基づいて、撮像された画像の歪みを補正する。したがって、データが消失してしまったり、更新する必要がある場合であっても、簡単で短時間に、基準スコープとユーザスコープとの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みをより正確に行うことができ、また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができるという利点を得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の一実施形態による内視鏡装置を、図面を参照して説明する。

【0024】

A．第1実施形態

10

20

30

40

50

図 1 は、本発明の第 1 実施形態による内視鏡装置 1 のハードウェア構成を示す斜視図である。内視鏡装置 1 は、ステレオ計測用光学アダプタ（以下、ステレオ光学アダプタという）2 と、該ステレオ光学アダプタ 2 を先端部に着脱可能な内視鏡挿入部（以下、スコープという）3 と、該スコープ 3 を収納するコントロールユニット 4 と、内視鏡装置 1 のシステム全体の各種動作制御を実行するのに必要な操作を行うためのリモートコントローラ 5 と、内視鏡画像や操作制御内容（例えば処理メニュー）等の表示を行う表示装置である液晶モニタ（以下、LCD という）6 とで主に構成されている。

【0025】

次に、図 2 は、本第 1 実施形態による内視鏡装置 1 の構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、スコープ 3 の基端部は、内視鏡ユニット 7 に接続されている。この内視鏡ユニット 7 は、コントロールユニット 4 内に収納されるものである。なお、内視鏡ユニット 7 内には、撮影時に必要な照明光を得るための光源およびスコープ 3 の図示しない湾曲部を電氣的に湾曲駆動する電動湾曲装置等が内蔵されている。この電動湾曲装置は、湾曲駆動用の制御パラメータおよびスコープ光学系に固有の歪みを補正するためのパラメータ（以下、双方をパラメータという）を記録するための EEPROM 8 を含んでいる。

10

【0026】

上記スコープ 3 に内蔵された撮像素子から出力される撮像信号は、画像処理部であるカメラコントロールユニット（以下、CCU という）9 に入力される。この CCU 9 は、入力された撮像信号を、例えば、NTSC 信号等の映像信号に変換し、上記コントロールユニット 4 内の主要回路群へ供給する。

20

【0027】

コントロールユニット 4 内に搭載された主要回路群は、主要プログラムに基づいて各種機能を実行する制御部と計測処理を行う演算処理部とを兼ねる CPU 10 と、ROM 11 と、RAM 12 と、PC カードインターフェイス（以下、PC カード I/F という）13 と、USB インターフェイス（以下、USB I/F という）14 と、RS-232C インターフェイス（以下、RS-232C I/F という）15 と、映像信号処理回路 16 とから構成されている。

【0028】

RS-232C I/F 13 は、CCU 9、内視鏡ユニット 7 およびリモートコントローラ 5 にそれぞれ接続されている。リモートコントローラ 5 は、CCU 9、内視鏡ユニット 7 の制御および動作指示を行うためのものである。一方、RS-232C I/F 15 は、上記リモートコントローラ 5 による操作に基づいて CCU 9、内視鏡ユニット 7 を動作制御するのに必要な通信を行うためのものである。

30

【0029】

USB I/F 14 は、コントロールユニット 4 とパーソナルコンピュータ（以下、PC という）17 とを電氣的に接続するためのインターフェイスである。この USB I/F 14 を介してコントロールユニット 4 と PC 17 とを接続した場合には、PC 17 側でもコントロールユニット 4 における内視鏡画像の表示指示や計測時における画像処理などの各種の指示制御を行うことが可能であり、さらにコントロールユニット 4 と PC 17 間で各種の処理に必要な制御情報やデータ等の入出力を行うことが可能である。

40

【0030】

上記 PC カード I/F 13 は、PCMCIA メモリカード 18 やコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリカード 19 等の外部記憶媒体が着脱自在に接続されるようになっている。つまり、外部記憶媒体が装着された場合、コントロールユニット 12 は、CPU 10 による制御によって、外部記憶媒体に記憶された制御処理情報や画像情報等のデータを再生し、PC カード I/F 13 を介して取り込むか、あるいは制御処理情報や画像情報等のデータを、PC カード I/F 13 を介してメモリカードに供給して記録することができるようになっている。

【0031】

映像信号処理回路 16 は、CCU 9 から供給された内視鏡画像とグラフィックによる操

50

作メニューとを合成した合成画像を表示するように、ＣＣＵ ９からの映像信号とＣＰＵ １０の制御により生成される操作メニューに基づく表示信号とを合成処理し、さらにＬＣＤ ６の画面上に表示するのに必要な処理を施してＬＣＤ ６に供給する。これにより、ＬＣＤ ６には、内視鏡画像と操作メニューとの合成画像が表示される。なお、映像信号処理回路 １６では、単に内視鏡画像、あるいは操作メニュー等の画像を単独で表示するための処理を行うことも可能である。

【 ０ ０ ３ ２ 】

ＣＰＵ １０は、ＲＯＭ １１に格納されているプログラムを実行し、目的に応じた処理を行うように各種の回路部を制御してシステム全体の動作制御を行う。

【 ０ ０ ３ ３ 】

なお、リモートコントローラ ５には、図示しないジョイスティック、レバースイッチ、フリーズスイッチ、ストアスイッチおよび計測実行スイッチ等が少なくとも上面に併設されている。

【 ０ ０ ３ ４ 】

なお、図 １および図 ２に示す内視鏡装置 １は、本第 １実施形態を含め、以下で説明する他の実施形態の全てで同様のハードウェア構成を持つものとする。

【 ０ ０ ３ ５ 】

次に、図 ３は、本第 １実施形態による、ステレオ光学アダプタ ２およびスコープ ３の光学系の略構成を示す概念図である。図において、ステレオ光学アダプタ ２は、ステレオ計測を行うために必要な視差のある ２枚の画像を入力するためのものであり、左右一対の ２つの対物光学系 ２ a とアダプタ側像伝光学系 ２ b とで主に構成されている。また、スコープ ３は、観察したい箇所に挿入して画像の撮像を行うためのものであり、内視鏡側像伝送光学系 ３ a と撮像素子 ３ b とで主に構成されている。なお、図 ３に示すスコープ ３の光学系は、本第 １実施形態を含め、以下で説明する他の実施形態の全てで同様の構成を持つものとする。

【 ０ ０ ３ ６ 】

次に、図 ４は、本第 １実施形態による、ステレオ計測による ３次元座標の算出方法を説明するための概念図である。スコープ ３の左側および右側の光学系において入力された画像上の計測点の座標を、それぞれ (X_L, Y_L) 、 (X_R, Y_R) とし、計測点の ３次元座標を (X, Y, Z) とする。左側と右側の光学中心の距離を D 、焦点距離を F とすると、三角測量の方法により、 X 、 Y 、 Z は、次式 (１) のようになる。

【 ０ ０ ３ ７ 】

【 数 １ 】

$$\begin{aligned} X &= t \times X_R + D/2 \\ Y &= t \times Y_R \\ Z &= t \times F \end{aligned} \quad \dots\dots (1)$$

【 ０ ０ ３ ８ 】

但し、上記数式 (１) において、 $t = D / (X_L - X_R)$ である。通常の計測においては、ユーザが左側の画像上の計測点の座標 (X_L, Y_L) を入力すると、この点に対応する右画像上の座標 (X_R, Y_R) を自動的に既存のテンプレートマッチング法によって求めることにより、入力された計測点の ３次元座標を算出する。ステレオ計測を行うためには、上記光学中心の距離 D 、焦点距離 F などのパラメータのほか、ステレオ光学アダプタおよびスコープ光学系の歪みを補正するための光学データや、スコープの歪みパラメータを測定する必要がある。

【 ０ ０ ３ ９ 】

次に、図 ５は、本第 １実施形態による、ステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。光学データの測定は、生産工程において、ステレオ

10

20

30

40

50

光学アダプタ 2 を生産測定治具 2 1 である基準内視鏡 2 2 に搭載された基準スコープ 2 3 に取り付け、格子状のチャート 2 4 を撮像し、撮像した画像データに基づいて P C 2 5 によって行われる。ここで、光学データの詳細を以下 (a) ~ (d) に示す。

【 0 0 4 0 】

- (a) 2 つの対物光学系の幾何学的歪み補正係数
- (b) 2 つの対物光学系の焦点距離 F
- (c) 2 つの対物光学系の光軸間の距離 D
- (d) 2 つの画像のマスタに対する位置情報

【 0 0 4 1 】

次に、図 6 は、(e) 基準スコープ 2 3 の歪みパラメータと、(f) ユーザが実際に使用する内視鏡 (以下、ユーザ内視鏡という) 2 6 に搭載されたユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータとの測定方法を説明するためのブロック図である。図 6 に示す構成は、ユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを測定するための治具である。ユーザスコープ 2 7 にステレオ光学アダプタ 2 を取り付けない状態で、所定の距離から格子状のチャート 2 8 を撮像する。P C 2 5 は、その画像データを取り込み、画像処理によってユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータ (f) を求める。なお、測定する歪みパラメータは、歪み中心と倍率とを含んでいる。測定されたユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータは、ユーザ内視鏡 2 6 に搭載された E E P R O M 2 8 に記録する。なお、特に図示していないが、上記 (e) 基準スコープ 2 3 の歪みパラメータを測定する方法についても、前述したユーザスコープ 2 7 の場合と同様である。

10

20

【 0 0 4 2 】

説明を図 5 に戻すと、上記 (a) ~ (d) の光学データと (e) 基準スコープ 2 3 の歪みパラメータとを、メモリカードに光学データカード 2 9 として記録する。この結果、上記光学データカード 2 9 とステレオ光学アダプタ 2 とは、1 対 1 で対応することになる。

【 0 0 4 3 】

上記光学データを測定した後、ステレオ光学アダプタ 2 をユーザスコープ 2 7 に取り付けることにより、ユーザ内視鏡 2 6 において、次に示す (1) ~ (9) の処理によりステレオ計測を行うことができる。

【 0 0 4 4 】

- (1) 上記光学データカード 2 9 から上記 (a) ~ (d) の光学データおよび (e) 基準スコープ 2 3 の歪みパラメータを読み込む。
- (2) ユーザ内視鏡 2 6 によって白色の被写体を撮像する。
- (3) 上記 (a) ~ (d) の光学データおよび上記 (2) において撮像した画像データを用いて、ステレオ光学アダプタ 2 とユーザスコープ 2 7 との組み合わせによる画像位置のずれを求める。
- (4) 上記 (e) 基準スコープ 2 3 の歪みパラメータおよび E E P R O M 2 8 から読み出したユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを用いて、基準スコープ 2 3 の歪みパラメータとの違いを求める。

30

【 0 0 4 5 】

- (5) 上記 (3)、(4) のデータを用いて、上記光学データを修正するとともに、ステレオ光学アダプタ 2 とユーザスコープ 2 7 との歪み補正を行う変換テーブルを作成する。この光学データと変換テーブルとは、図示しないメモリカードに環境データカードとして記録される。
- (6) ユーザ内視鏡 2 6 によって計測用被写体 3 0 を撮像する。
- (7) 上記 (5) で作成した変換テーブルに基づいて、上記 (6) において撮像した画像を座標変換する。
- (8) 上記 (7) において座標変換された画像に基づいて、前述した方法により任意の点の 3 次元座標を求める。
- (9) 上記 (8) において求めた 3 次元座標に基づいてステレオ計測を行う。

40

【 0 0 4 6 】

50

なお、2回目以降のステレオ計測では、上記(5)において作成した環境データカードを読み込めばよいので、上記(1)～(5)の処理は省略される。

【0047】

ここで、本第1実施形態における歪み補正方法について述べる。この歪み補正方法は、図3における対物光学系2aの歪みを補正するための第1歪み補正と、アダプタ側像伝送光学系2bと内視鏡側像伝送光学系3aとの組み合わせである合成像伝送光学系の歪みを補正するための第2歪み補正とからなる。これらの歪み補正は座標変換によって行う。第1歪み補正と第2歪み補正との座標変換は、以下に示す数式(2)～(13)のようになる。

< 第2歪み補正 >

10

【0048】

【数2】

$$f_{2x}(u, v) \equiv k_{2x} \left(a_{200} + a_{212} uv^2 + a_{214} uv^4 + a_{216} uv^6 + a_{230} u^3 + a_{232} u^3 v^2 + a_{234} u^3 v^4 + a_{250} u^5 + a_{252} u^5 v^2 + a_{270} u^7 \right) + c_{2x} \dots\dots\dots (2)$$

【0049】

20

【数3】

$$f_{2y}(u, v) \equiv k_{2y} \left(b_{200} + b_{221} u^2 v + b_{241} u^4 v + b_{261} u^6 v + b_{203} v^3 + b_{223} u^2 v^3 + b_{243} u^4 v^3 + b_{205} v^5 + b_{225} u^2 v^5 + b_{207} u^7 \right) + c_{2y} \dots\dots\dots (3)$$

【0050】

30

【数4】

$$x_2 = f_{2x}(x - c_{2x}, y - c_{2y}) \dots\dots\dots (4)$$

【0051】

【数5】

$$y_2 = f_{2y}(x - c_{2x}, y - c_{2y}) \dots\dots\dots (5)$$

【0052】

40

< 第1歪み右補正 >

【0053】

【数 6】

$$\begin{aligned}
 & f_{Rx}(u, v) \\
 & \equiv k_{Rx} \left(a_{R00} + a_{R12}uv^2 + a_{R14}uv^4 + a_{R16}uv^6 + a_{R30}u^3 + a_{R32}u^3v^2 \right. \\
 & \quad \left. + a_{R34}u^3v^4 + a_{R50}u^5 + a_{R52}u^5v^2 + a_{R70}u^7 \right) + c_{Rx} \\
 & \dots\dots\dots (6)
 \end{aligned}$$

【0054】

10

【数 7】

$$\begin{aligned}
 & f_{Ry}(u, v) \\
 & \equiv k_{Ry} \left(b_{R00} + b_{R21}u^2v + b_{R41}u^4v + b_{R61}u^6v + b_{R03}v^3 + b_{R23}u^2v^3 \right. \\
 & \quad \left. + b_{R43}u^4v^3 + b_{R05}v^5 + b_{R25}u^2v^5 + b_{R07}u^7 \right) + c_{Ry} \\
 & \dots\dots\dots (7)
 \end{aligned}$$

【0055】

20

【数 8】

$$x_{R'} = f_{Rx}(x_2 - c_{Rx}, y_2 - c_{Ry}) \quad \dots\dots\dots (8)$$

【0056】

【数 9】

$$y_{R'} = f_{Ry}(x_2 - c_{Rx}, y_2 - c_{Ry}) \quad \dots\dots\dots (9)$$

【0057】

30

< 第 1 歪み左補正 >

【0058】

【数 10】

$$\begin{aligned}
 & f_{Lx}(u, v) \\
 & \equiv k_{Lx} \left(a_{L00} + a_{L12}uv^2 + a_{L14}uv^4 + a_{L16}uv^6 + a_{L30}u^3 + a_{L32}u^3v^2 \right. \\
 & \quad \left. + a_{L34}u^3v^4 + a_{L50}u^5 + a_{L52}u^5v^2 + a_{L70}u^7 \right) + c_{Lx} \\
 & \dots\dots\dots (10)
 \end{aligned}$$

40

【0059】

【数 1 1】

$$f_{Ly}(u, v) \\ \equiv k_{Ly} \left(b_{L00} + b_{L21}u^2v + b_{L41}u^4v + b_{L61}u^6v + b_{L03}v^3 + b_{L23}u^2v^3 \right. \\ \left. + b_{L43}u^4v^3 + b_{L05}v^5 + b_{L25}u^2v^5 + b_{L07}u^7 \right) + c_{Ly} \\ \dots\dots\dots (11)$$

【0060】

10

【数 1 2】

$$x_{L'} = f_{Lx} \left(x_2 - c_{Lx}, y_2 - c_{Ly} \right) \dots\dots\dots (12)$$

【0061】

【数 1 3】

$$y_{L'} = f_{Ly} \left(x_2 - c_{Lx}, y_2 - c_{Ly} \right) \dots\dots\dots (13)$$

20

【0062】

但し、数式(2)～(13)において、

 x, y : 補正前座標 x_R', y_R' : 補正後右画面座標 x_L', y_L' : 補正後左画面座標 c_{2x}, c_{2y} : 第2歪み中心座標 c_{Rx}, c_{Ry} : 第1歪み右中心座標 c_{Lx}, c_{Ly} : 第1歪み左中心座標 $k_{2x}, k_{2y}, a_{2ij}, b_{2ij}$: 第2歪み補正係数 $k_{Rx}, k_{Ry}, a_{Rij}, b_{Rij}$: 第1歪み右補正係数 $k_{Lx}, k_{Ly}, a_{Lij}, b_{Lij}$: 第1歪み左補正係数

である。

【0063】

なお、上記 k_{2x} 等の k を除く係数 $a_{2ij}, b_{2ij}, a_{Rij}, a_{Lij}, b_{Lij}, c_{2x}, c_{2y}, c_{Rx}, c_{Ry}, c_{Lx}, c_{Ly}$ は、格子画像の直線性より求める。また、 k_{2x}, k_{2y} 等は、2画像の倍率を合わせる係数で焦点距離 f_R, f_L の関数となる。

【0064】

これらのパラメータは、基準スコープ23とステレオ光学アダプタ2とを組み合わせで作成される光学データに含まれる。基準スコープ23とユーザスコープ27との違いを補正するためには、合成像伝送光学系の倍率に対応する係数 k_x, k_y に m_m / m_u を乗じ（但し、 m_m は基準スコープ23の倍率、 m_u はユーザスコープ27の倍率）、合成像伝送光学系の歪み中心に対応する座標 c_x, c_y を $c_{mx}, c_{my}, c_{ux}, c_{uy}$ （但し、 c_{mx}, c_{my} は基準スコープ23の内視鏡側像伝送光学系の歪み中心、 c_{ux}, c_{uy} はユーザスコープ27の内視鏡側像伝送光学系の歪み中心）に基づいて修正する。この結果、歪み補正がより正確に行えるようになり、ステレオ計測の精度を向上させることができる。

【0065】

 A' : 第1実施形態の変形例

50

次に、本発明の第 1 実施形態の変形例を説明する。本変形例における歪み補正方法は、図 3 における対物光学系 2 a の歪みを補正するための第 1 歪み補正と、アダプタ側像伝送光学系 2 b の歪みを補正するための第 2 歪み補正と、内視鏡側像伝送光学系 3 a の歪みを補正するための第 3 歪み補正とからなる。

【 0 0 6 6 】

第 1 歪み補正の座標変換は数式 (6) ~ (1 3) と同じである。第 3 歪み補正の座標変換は、以下に示す数式 (1 4) ~ (1 7) のようになる。

【 0 0 6 7 】

【 数 1 4 】

$$\begin{aligned} f_{3x}(u, v) \\ \equiv k_{3x}(a_{300} + a_{312}uv^2 + a_{314}uv^4 + a_{316}uv^6 + a_{330}u^3 + a_{332}u^3v^2 \\ + a_{334}u^3v^4 + a_{350}u^5 + a_{352}u^5v^2 + a_{370}u^7) + c_{3x} \quad \cdots \cdots (14) \end{aligned}$$

10

【 0 0 6 8 】

【 数 1 5 】

$$\begin{aligned} f_{3y}(u, v) \\ \equiv k_{3y}(b_{300} + b_{321}u^2v + b_{341}u^4v + b_{361}u^6v + b_{303}v^3 + b_{323}u^2v^3 \\ + b_{343}u^4v^3 + b_{305}v^5 + b_{325}u^2v^5 + b_{307}v^7) + c_{3y} \quad \cdots \cdots (15) \end{aligned}$$

20

【 0 0 6 9 】

【 数 1 6 】

$$x_3 = f_{3x}(x - c_{3x}, y - c_{3y}) \quad \cdots \cdots (16)$$

【 0 0 7 0 】

【 数 1 7 】

$$y_3 = f_{3y}(x - c_{3x}, y - c_{3y}) \quad \cdots \cdots (17)$$

30

【 0 0 7 1 】

第 3 歪み補正の座標変換は数式 (2) ~ (3) と、以下に示す数式 (1 8) ~ (1 9) のようになる。

【 0 0 7 2 】

【 数 1 8 】

$$x_2 = f_{2x}(x_3 - c_{2x}, y_3 - c_{2y}) \quad \cdots \cdots (18)$$

40

【 0 0 7 3 】

【 数 1 9 】

$$y_2 = f_{2y}(x_3 - c_{2x}, y_3 - c_{2y}) \quad \cdots \cdots (19)$$

【 0 0 7 4 】

ただし、数式 (1 4) ~ (1 9) において、

c_{3x} , c_{3y} : 第 3 歪み中心座標

50

k_{3x} , k_{3y} , a_{3ij} , b_{3ij} : 第3歪み補正係数である。

【0075】

本変形例における歪み補正の具体的な手順は以下になる。まず、基準スコープ23の光学系の歪みを補正した上で光学データを測定する。すなわち、図5に示すように、基準内視鏡22に搭載された基準スコープ23にステレオ光学アダプタ2を取り付けて撮像した画像データに対して、数式(14)~(17)に基づいて基準スコープ23の光学系の歪みを補正し、続いて歪み補正後の画像データに基づいて光学データを測定する。測定された光学データは光学データカード29に記録される。

【0076】

数式(14)~(17)における第3歪み中心座標および第3歪み補正係数は基準スコープ23の歪みパラメータである。基準スコープ23の歪みパラメータは、前述した方法と同様の方法によって予め測定され、光学データカード29に記録されている。基準スコープ23の光学系の歪みが補正された画像データに基づいて測定された光学データは、ステレオ光学アダプタ2のみの歪みを補正するためのパラメータから構成されることになる。第1歪み中心座標(第1歪み右中心座標、第1歪み左中心座標)、第1歪み補正係数(第1歪み右補正係数、第1歪み左補正係数)、第2歪み中心座標、および第2歪み補正係数がこの光学データに含まれる。

【0077】

ステレオ光学アダプタ2をユーザスコープ27に取り付けたユーザ内視鏡26では、以下のようにして歪み補正を行うことができる。前述した方法と同様の方法によってユーザスコープ27の歪みパラメータが予め測定され、EEPROM28に記録される。このユーザスコープ27の歪みパラメータには第3歪み中心座標および第3歪み補正係数が含まれている。EEPROM28からユーザスコープ27の歪みパラメータを読み出し、これと数式(14)~(17)に基づいて第3歪み補正を行うことができる。

【0078】

また、光学データカード29から光学データを読み出し、これと数式(2)~(3)、(6)~(13)、(18)~(19)に基づいて第1歪み補正および第2歪み補正を行うことができる。本変形例の歪み補正方法によれば、前述した本第1実施形態の歪み補正方法と比較して、より正確に画像の歪みを補正することができる。

【0079】

B. 第2実施形態

次に、本発明の第2実施形態について説明する。

図7は、本第2実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。本第2実施形態による内視鏡装置は、図8に示すようなステレオ光学アダプタ31を備えており、その他は第1実施形態と同様である。すなわち、本第2実施形態のステレオ光学アダプタ31は、視差のある2枚の画像を入力するために、1つのプリズム形状の対物光学系31aとアダプタ側像伝送光学系31bとで構成されている。

【0080】

図9に示すように、プリズム形状の対物光学系31aと像伝送光学系(内視鏡側像伝送光学系3a、アダプタ側像伝送光学系31b)とによって同一の被写体を別の視点から撮像することができる。このような光学系を使用した場合でも、基準スコープ23とユーザスコープ27との違いに基づいて光学データを修正することで、歪み補正がより正確に行えるようになり、ステレオ計測の精度を向上させることができる。

【0081】

C. 第3実施形態

次に、本発明の第3実施形態について説明する。

図10は、本第3実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。本第3実施形態による内視鏡装置は、ユーザスコープ27

10

20

30

40

50

にユーザスコープ 7 の I D を記載したバーコード 3 2 を設け、ユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを歪みパラメータデータベース 3 3 から参照して E E P R O M 2 8 に記録するように構成している。その他は第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 8 2 】

E E P R O M 2 8 に記録されたデータは、電気的なノイズやその他の故障によって消失してしまう場合がある。また、スコープの損傷等でスコープ自体を交換しなければならない場合には、E E P R O M 2 8 に記録されたデータを更新する必要がある。このような場合にデータを再度記録するためには、・過去に測定した歪みパラメータの台帳を参照して記録する。

・再度歪みパラメータを測定して記録する。

10

などの方法が考えられるが、過去のデータの参照に時間を費やしたり、再度測定する手間がかかったりするなどの問題がある。

【 0 0 8 3 】

そこで、本第 3 実施形態では、以下の方法によりこの問題を解決する。

(1) ユーザスコープ 2 7 の I D を記載したバーコード 3 2 をユーザスコープ 2 7 に取り付ける。

(2) E E P R O M 2 8 への書き込みが必要な場合には、バーコードの I D に基づいて、歪みパラメータデータベース 3 3 から該当するユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを読み出す。なお、歪みパラメータデータベース 3 3 は、ユーザスコープ 2 7 の生産時に測定された歪みパラメータを記録したデータベースである。

20

(3) E E P R O M 2 8 に、この歪みパラメータを記録する。

【 0 0 8 4 】

これにより、E E P R O M 2 8 のデータが消失してしまったり、更新する必要があったりする場合でも、歪みパラメータデータベース 3 3 を参照することで、簡単に短時間にデータを記録することができる。なお、バーコード 3 2 に代えて、ユーザスコープ 2 7 の I D を記録した I D タグを用いても良い。

【 0 0 8 5 】

D . 第 4 実施形態

次に、本発明の第 4 実施形態について説明する。

図 1 1 は、本第 4 実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。本第 4 実施形態による内視鏡装置は、図 1 1 に示すように、ユーザスコープ 2 7 にユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを記載した印刷シート 3 4 を貼り付け、ユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータ入力装置 3 5 によって E E P R O M 2 8 に記録するように構成している。その他は第 1 実施形態と同様である。

30

【 0 0 8 6 】

前述したように、E E P R O M 2 8 に記録されたデータは、電気的なノイズやその他の故障によって消失してしまう場合がある。また、スコープの損傷等でスコープ自体を交換しなければならない場合には、E E P R O M 2 8 に記録されたデータを更新する必要がある。このような場合にデータを再度記録するためには、・過去に測定した歪みパラメータの台帳を参照して記録する。

40

・再度歪みパラメータを測定して記録する。

などの方法が考えられるが、過去のデータの参照に時間が費やしたり、再度測定する手間がかかったりするなどの問題がある。

【 0 0 8 7 】

そこで、本第 4 実施形態では、以下の方法によりこの問題を解決する。

(1) ユーザスコープ 2 7 の歪みパラメータを記載した印刷シート 3 4 をユーザスコープ 2 7 に取り付ける。

(2) E E P R O M 2 8 の書き込みが必要な場合には、印刷シート 3 4 に基づいて、入力装置 3 5 により歪みパラメータを E E P R O M 2 8 に記録する。

【 0 0 8 8 】

50

これにより、EEPROM 28のデータが消失してしまったり、更新する必要がある場合に、以前に測定されたユーザスコプ27の歪みパラメータを記載した印刷シート34を参照することで、簡単に短時間にデータを記録することができる。

【0089】

上述した第1ないし第4実施形態によれば、基準スコプとユーザスコプの光学的な特性の違いによって生じる画像の歪みを、より正確に補正することができる。また、これによりステレオ計測の精度を向上させることができる。

【0090】

なお、上述した実施形態においては、上述したCPU10による一連の処理の過程は、プログラムの形式でコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記憶されており、このプログラムをコンピュータが読み出して実行することによって、上記処理が行われる。すなわち、CPU10における、各処理手段、処理部は、CPU等の中央演算処理装置がROMやRAM等の主記憶装置に上記プログラムを読み出して、情報の加工・演算処理を実行することにより、実現されるものである。

【0091】

ここでコンピュータ読み取り可能な記録媒体とは、磁気ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、DVD-ROM、半導体メモリ等をいう。また、このコンピュータプログラムを通信回線によってコンピュータに配信し、この配信を受けたコンピュータが当該プログラムを実行するようにしても良い。

【図面の簡単な説明】

【0092】

【図1】本発明の第1実施形態による内視鏡装置1のハードウェア構成を示す斜視図である。

【図2】本第1実施形態による内視鏡装置1の構成を示すブロック図である。

【図3】本第1実施形態による、ステレオ光学アダプタ2およびスコプ3の光学系の略構成を示す概念図である。

【図4】本第1実施形態による、ステレオ計測による3次元座標の算出方法を説明するための概念図である。

【図5】本第1実施形態による、ステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。

【図6】本第1実施形態において、基準スコプ23の歪みパラメータとユーザスコプ27の歪みパラメータとの測定方法を説明するためのブロック図である。

【図7】本第2実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。

【図8】本第2実施形態による、ステレオ光学アダプタ2およびスコプ3の光学系の略構成を示す概念図である。

【図9】本第2実施形態による、ステレオ計測による3次元座標の算出方法を説明するための概念図である。

【図10】本第3実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。

【図11】本第4実施形態によるステレオ光学アダプタの光学データの測定方法を説明するためのブロック図である。

【符号の説明】

【0093】

1 内視鏡装置 2 ステレオ光学アダプタ 2a 対物光学系 2b アダプタ側像
 伝送光学系 3 スコプ 3a 内視鏡側像伝送光学系 3b 撮像素子（撮像手段）
 4 コントロールユニット 5 リモートコントローラ 7 内視鏡ユニット 8 E
 E P R O M 9 C C U 10 C P U（歪み補正手段、計測手段） 11 R O M 1
 2 R A M 13 P CカードI/F 14 U S B I/F 15 R S - 232 C
 I/F 16 映像信号処理回路 17 P C 18 P C M C I Aメモリカード 19

10

20

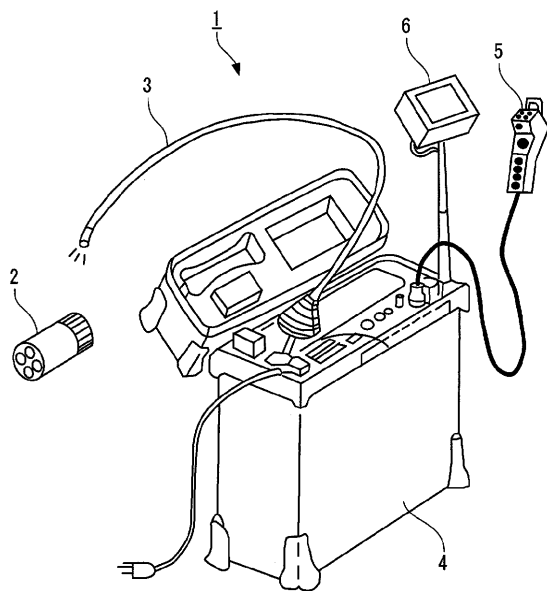
30

40

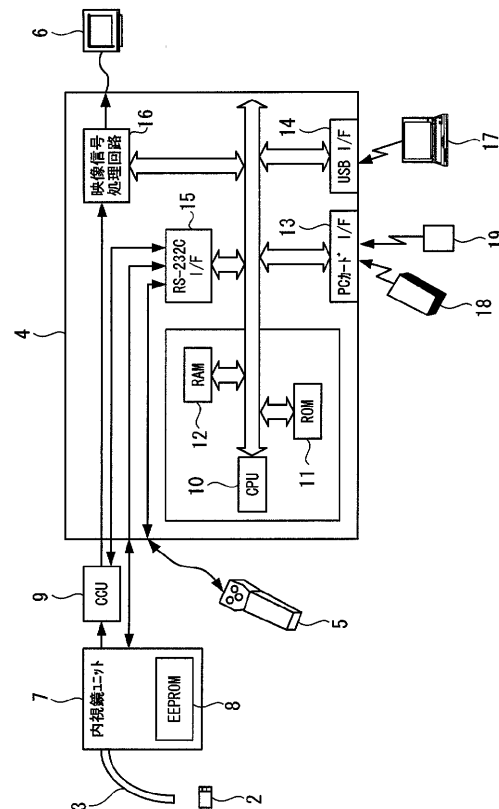
50

コンパクトフラッシュ（登録商標）メモリカード 2 1 生産測定治具 2 2 基準内
 視鏡 2 3 基準スコープ 2 4、2 8 チャート 2 5 P C 2 6 ユーザ内視鏡
 2 7 ユーザスコープ 2 8 E E P R O M 2 9 光学データカード 3 1 ステレオ
 光学アダプタ 3 1 a 対物光学系（光学素子） 3 1 b アダプタ側像伝送光学系 3
 2 バーコード 3 3 歪みパラメータデータベース 3 4 印刷シート

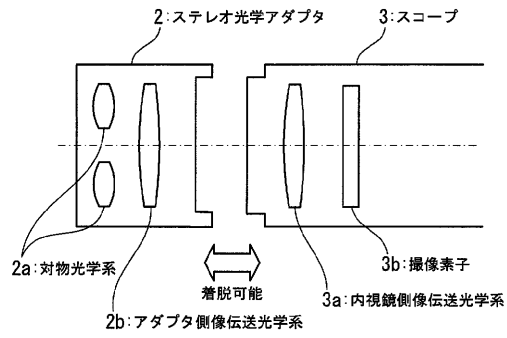
【図 1】



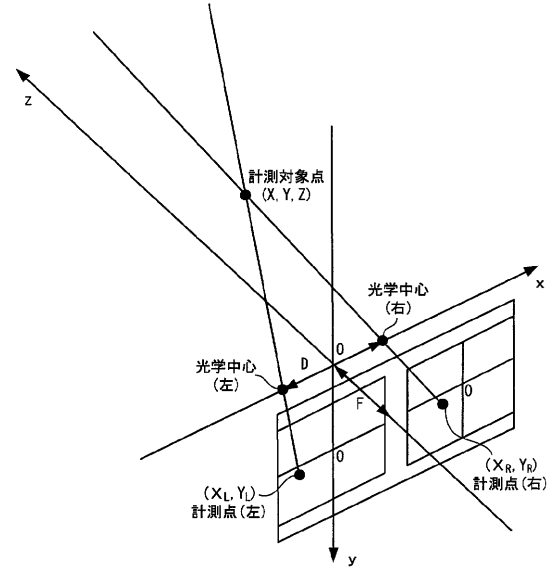
【図 2】



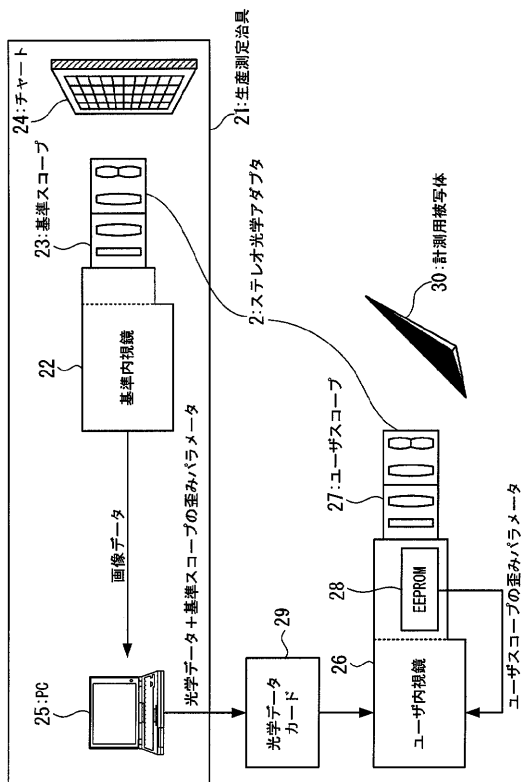
【図 3】



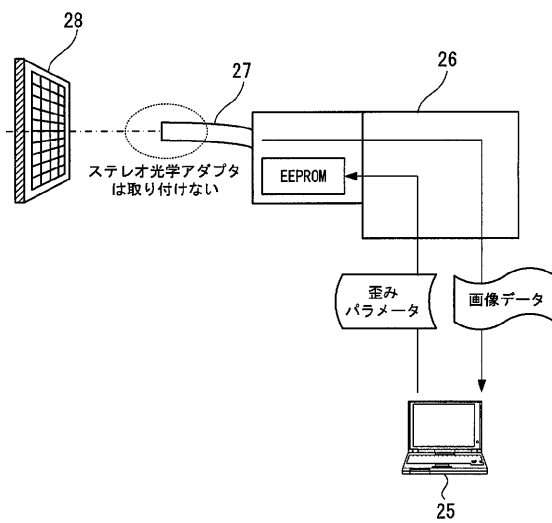
【図 4】



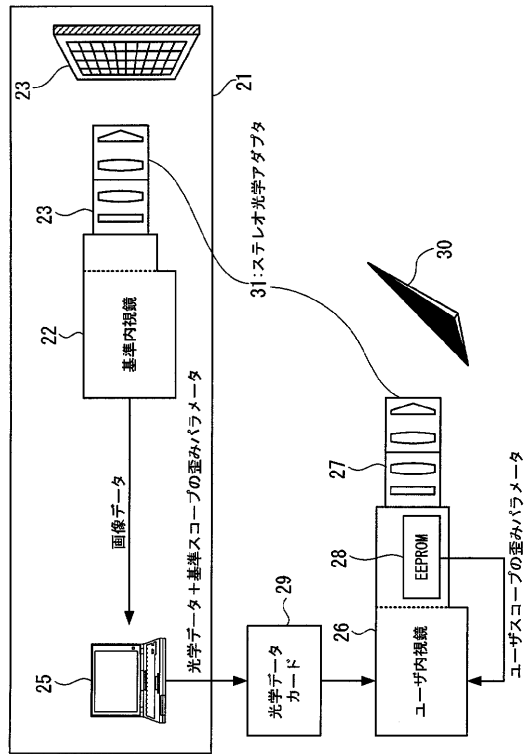
【図 5】



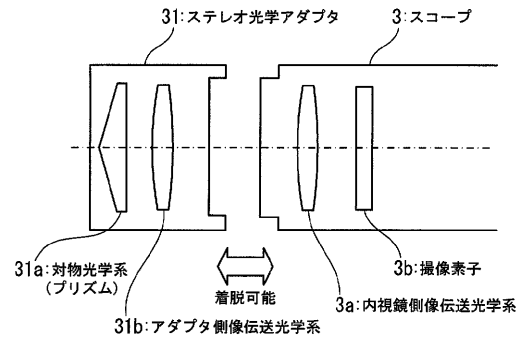
【図 6】



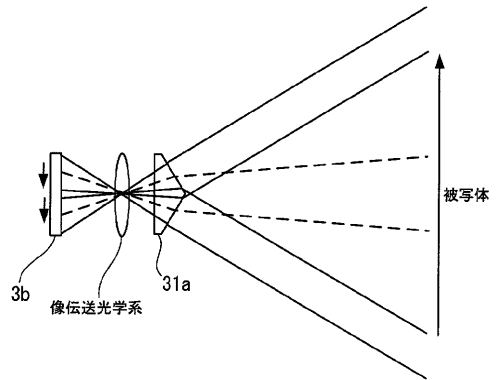
【図 7】



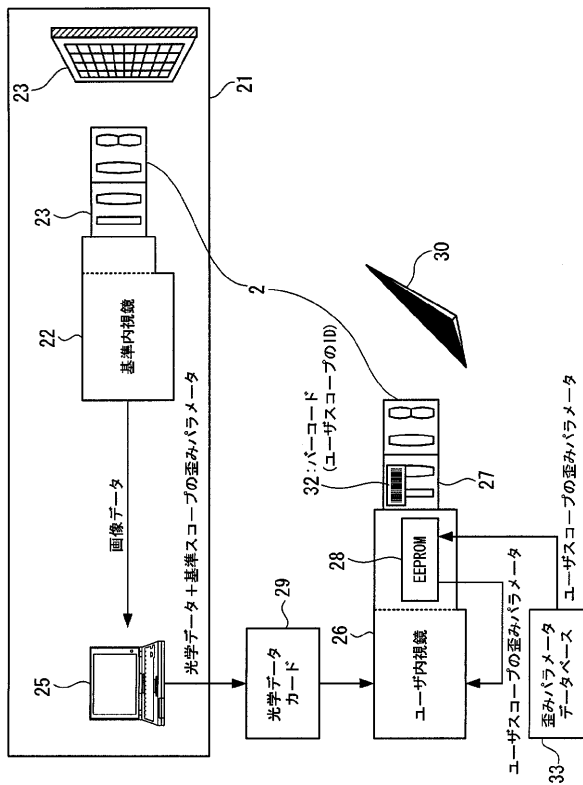
【図 8】



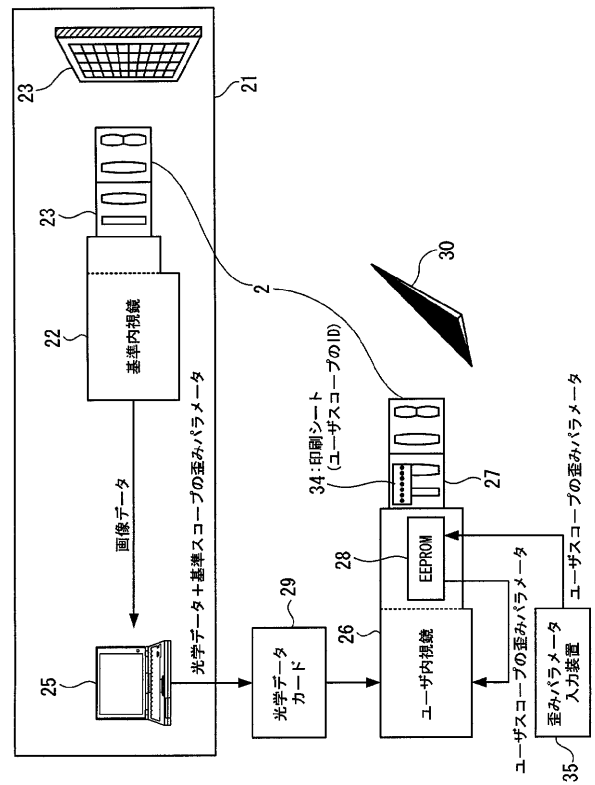
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 中野 澄人

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 堀 史生

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 小川 清富

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 DA32 DA51 FA02 FA06 FA10 FA13 GA02

4C061 AA29 BB06 CC06 DD03 FF40 FF47 HH52 HH53 JJ17 LL02

NN05 SS21 TT12

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜图像失真校正方法		
公开(公告)号	JP2007171941A	公开(公告)日	2007-07-05
申请号	JP2006314336	申请日	2006-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	中野澄人 堀史生 小川清富		
发明人	中野 澄人 堀 史生 小川 清富		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	G02B23/26.D A61B1/00.300.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.522 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/DA32 2H040/DA51 2H040/FA02 2H040/FA06 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 4C061/AA29 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH52 4C061/HH53 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/TT12 4C161/AA29 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT12		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
优先权	2005337662 2005-11-22 JP		
其他公开文献	JP4975417B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地校正由于参考示波器和用户示波器之间的光学特性差异而导致的图像失真。ŽSOLUTION：在生产过程中，在立体光学适配器2装配到参考镜23的状态下，基于拍摄的网格状图表24的图像数据测量的光学数据被记录在光学数据卡中。然后，从在没有将立体光学适配器2装配到用户镜27的状态下成像的图表24的图像数据中找到的用户镜27的失真参数记录在EEPROM 28中。类似地，参考镜23的失真参数被记录在光学数据卡29中。然后，通过使用参考镜23的失真参数和失真参数来校正通过对测量对象30成像而获得的图像数据的失真。用户范围27.

Ž

