

(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2006-325741

(P2006-325741A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(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 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-151198 (P2005-151198)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年5月24日 (2005.5.24)	(74) 代理人	100106909 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

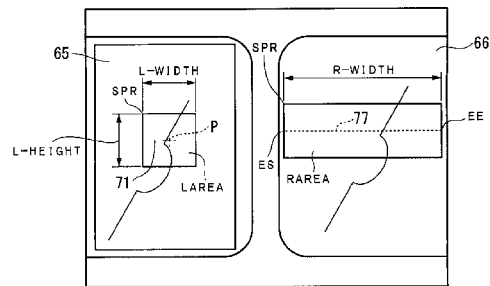
(54) 【発明の名称】 計測用内視鏡装置及び内視鏡用プログラム

(57) 【要約】

【課題】 高速のCPUを用いることなく、被写体までの距離を高速で計測して、表示できるようにした計測用内視鏡装置及び内視鏡用プログラムを提供する。

【解決手段】 被写体の観察画像上の所定の座標に測距点を表す照準71を表示し、照準71の中心を測距点として観察画像を取得し、測距点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算する際に、左画像については、測距点の近傍の画像のみを取り込み、右画像については、エピポーラライン77の周辺の画像のみを取り込みを行う。このように、測距に必要な画像部分だけを取り込み、測距に必要な部分の画像だけを用いてマッチング演算を行うことで、取り込み時間やマッチング処理にかかる時間が大幅に短縮する。

【選択図】 図9



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観察のための撮像部を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡に接続されていて、前記撮像部からの撮像信号を受け映像信号を生成する画像処理部と、この画像処理部で生成された映像信号を入力画像として計測処理を行う計測処理部を有する制御部等を用いた制御装置と、この制御装置の前記制御部の指示に基づいて出力される出力画像を受けてその画像を表示する表示装置とを具備する計測用内視鏡装置において、

被写体の観察画像上の所定の座標に測距点を表す照準を表示する照準表示処理部と、  
前記測距点の座標を元に、画像取得領域情報を求める画像取得領域計算処理部と、  
前記画像取得領域情報を元に観察画像の一部を取得する部分画像取得処理部と、  
前記部分画像取得処理部で得た画像の歪補正処理を行う部分歪補正処理部と、  
前記部分歪補正処理部の結果を用いて、前記測距点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算する測距処理部と

10

を具備したことを特徴とする計測用内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記照準の位置を変更する照準位置操作手段と、前記照準の座標を得る照準座標取得処理部とを具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の計測用内視鏡装置。

**【請求項 3】**

測距点の画面座標が所定の計測可能領域外である場合に前記測距処理を中止する範囲外測距中止手段と、前記計測可能領域の境界を前記観察画像に表示する計測可能領域境界表示手段とを具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の計測用内視鏡装置。

20

**【請求項 4】**

前記物体距離表示処理部は、前記物体距離情報を前記観察画像に表示することを特徴とする請求項 1、2、又は 3 に記載の計測用内視鏡装置。

**【請求項 5】**

観察のための撮像部を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡に接続されていて、前記撮像部からの撮像信号を受け映像信号を生成する画像処理部と、この画像処理部で生成された映像信号を入力画像として計測処理を行う計測処理部を有する制御部等を用いた制御装置と、この制御装置の前記制御部の指示に基づいて出力される出力画像を受けてその画像を表示する表示装置とを具備する内視鏡用プログラムにおいて、

30

被写体の観察画像上の所定の座標に測距点を表す照準を表示する照準表示処理ステップと、

前記測距点の座標を元に、画像取得領域情報を求める画像取得領域計算処理ステップと

、  
前記画像取得領域情報を元に観察画像の一部を取得する部分画像取得処理ステップと、  
前記部分画像取得処理ステップで得た画像の歪補正処理を行う部分歪補正処理ステップと、

前記部分歪補正処理ステップの結果を用いて、前記測距点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算する測距処理ステップと

を具備したことを特徴とする内視鏡用プログラム。

40

**【請求項 6】**

前記照準の位置を変更する照準位置操作ステップと、前記照準の座標を得る照準座標取得処理ステップとを具備したことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用プログラム。

**【請求項 7】**

測距点の画面座標が所定の計測可能領域外である場合に前記測距処理を中止する範囲外測距中止ステップと、前記計測可能領域の境界を前記観察画像に重畳して表示する計測可能領域境界表示ステップとを具備したことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用プログラム。

**【請求項 8】**

前記物体距離表示処理ステップは、前記物体距離情報を前記観察画像に表示することを

50

特徴とする請求項 5、6、又は 7 に記載の内視鏡用プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、三次元計測が行えるようにした計測用内視鏡装置及び内視鏡用プログラムに関するもので、特に、被写体までの距離をリアルタイムで表示できるようにしたものに

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じ処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置を行える内視鏡が広く利用されている。また、工業用分野においても、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の内部の傷、腐食等の観察、検査に工業用内視鏡が広く用いられている。

【0003】

上述のように使用される内視鏡には挿入部の先端部に光学像を画像信号に光電変換する CCD などの撮像素子を配設した電子内視鏡（以下内視鏡と略記する）がある。この内視鏡では、撮像素子に結像した観察像の画像信号を画像処理部で映像信号に生成し、その映像信号をモニタに出力することによって画面上に内視鏡画像を表示させて観察を行える。

【0004】

そして、特に工業用の内視鏡では、検査箇所に応じた観察を行えるように複数種類の光学アダプタが用意されており、必要に応じて内視鏡挿入部の先端部に着脱自在に装着できるようになっている。光学アダプタとしては、特許文献 1 及び特許文献 2 に示されるように、観察光学系に左右の 2 つの観察視野を形成したステレオ光学アダプタがある。

【0005】

上述のような左右の 2 つの観察視野を形成したステレオ光学アダプタでは、同一の被写体像を左右の光学系で捉えたときの左右の光学系での座標に基づいて、三角測量の原理を使って被写体の三次元空間座標を求めている。

【0006】

つまり、図 12 は、 $x$ 、 $y$ 、 $z$  軸をもつ三次元座標系上の右左 2 画像位置関係を示す図であって、計測対象となる測距点 P が撮像素子の右結像面 101R、左結像面 101L 上に結像した状態を示している。図 12 において、点 OR、OL を光学系の主点とし、距離  $f$  を焦点距離とし、点 QR、QL を点 P の結像位置とし、さらに、距離  $L$  を点 OR - 点 OL 間の距離とする。

【0007】

図 12 において、直線 QR - OR から次式が成立する。すなわち、  

$$x / x_R = \{ y - (L / 2) \} / \{ y_R - (L / 2) \} = z / (-f) \dots (1)$$
 また、直線 QL - OL から次式が成立する。すなわち、  

$$x / x_L = \{ y + (L / 2) \} / \{ y_L + (L / 2) \} = z / (-f) \dots (2)$$
 この式を  $x$ 、 $y$ 、 $z$  について解けば、点 P の三次元座標が得られる。

【0008】

このような三次元計測では、計測対象となる被写体との距離が離れる程、奥行き方向の分解能が下がり、計測精度が低下する。このため、精度の高い三次元計測を行うためには、ある程度まで被写体に近づく必要がある。

【0009】

ところが、内視鏡等の機器においては、良好な観察画像が得られるように被写体深度が深い光学系が用いられており、挿入部の先端周辺の状況を操作者が確認することが難しい。このため、三次元計測機能を起動し、計測点を指定するまで、十分な計測精度が得られるまで物体に近づいているかどうかを判断することが難しい。

【0010】

そこで、被写体の距離をライブ状態の撮像画面中表示することが考えられる。被写体

10

20

30

40

50

の距離をライブ状態の撮像画面中に表示されれば、操作者は、この被写体までの距離を見  
ること、精度の高い三次元計測用画像を取得できるかどうかを判断でき、精度の高い三  
次元計測用画像を取得できる位置まで十分近づいてから、三次元計測に切り換えること  
ができる。

【特許文献1】特開2004-33478号公報

【特許文献2】特開2004-49638号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところが、被写体までの距離を計測するためには、左右の画像を取り込み、画像の歪み  
補正を行い、測距点の対応点を探索し、空間座標を計算する必要がある。左右の画像を全  
て取り込むには、取り込み時間が必要である。また、全画像を対象として対応点の探索  
を行った場合、マッチングの処理の演算が膨大になる。このため、通常のCPUでは、処理  
時間が長くなり、リアルタイムに被写体までの距離を表示させることが難しい。リアル  
タイムに被写体までの距離を表示させるために、高速のCPUを用いることも考えられるが  
、高速のCPUを用いると、コストアップになると共に、消費電力が増大するという問題  
が生じる。

【0012】

本発明は、上述の課題を鑑み、被写体までの距離を高速で測定することができ、高速の  
CPUを用いることなく、被写体までの距離をリアルタイムでライブ画像に表示できるよ  
うにした計測用内視鏡装置及び内視鏡用プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

請求項1の発明は、観察のための撮像部を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡に接続  
されていて、撮像部からの撮像信号を受け映像信号を生成する画像処理部と、この画像  
処理部で生成された映像信号を入力画像として計測処理を行う計測処理部を有する制御部  
等を具えた制御装置と、この制御装置の制御部の指示に基づいて出力される出力画像を  
受けてその画像を表示する表示装置とを具える計測用内視鏡装置において、被写体の観  
察画像上の所定の座標に測距点を表す照準を表示する照準表示処理部と、測距点の座標  
を元に、画像取得領域情報を求める画像取得領域計算処理部と、画像取得領域情報を  
元に観察画像の一部を取得する部分画像取得処理部と、部分画像取得処理部で得た画  
像の歪補正処理を行う部分歪補正処理部と、部分歪補正処理部の結果を用いて、測距  
点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算する測距処理部とを具えたことを特  
徴とする。

【0014】

請求項2の発明は、照準の位置を変更する照準位置操作手段と、照準の座標を得る照  
準座標取得処理部とを具えたことを特徴とする。

【0015】

請求項3の発明は、測距点の画面座標が所定の計測可能領域外である場合に測距処理  
を中止する範囲外測距中止手段と、計測可能領域の境界を観察画像に表示する計測可  
能領域境界表示手段とを具えたことを特徴とする。

【0016】

請求項4の発明は、物体距離表示処理部は、物体距離情報を観察画像に表示すること  
を特徴とする。

【0017】

請求項5の発明は、観察のための撮像部を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡に  
接続されていて、撮像部からの撮像信号を受け映像信号を生成する画像処理部と、  
この画像処理部で生成された映像信号を入力画像として計測処理を行う計測処理部  
を有する制御部等を具えた制御装置と、この制御装置の制御部の指示に基づいて  
出力される出力画像を受けてその画像を表示する表示装置とを具える内視鏡用  
プログラムにおいて、被写体の観察画像上の所定の座標に測距点を表す照準を  
表示する照準表示処理ステップと、測距点の座標

を元に、画像取得領域情報を求める画像取得領域計算処理ステップと、画像取得領域情報を元に観察画像の一部を取得する部分画像取得処理ステップと、部分画像取得処理ステップで得た画像の歪補正処理を行う部分歪補正処理ステップと、部分歪補正処理ステップの結果を用いて、測距点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算する測距処理ステップとを具えたことを特徴とする。

【0018】

請求項6の発明は、照準の位置を変更する照準位置操作ステップと、照準の座標を得る照準座標取得処理ステップとを具えたことを特徴とする。

【0019】

請求項7の発明は、測距点の画面座標が所定の計測可能領域外である場合に測距処理を中止する範囲外測距中止ステップと、計測可能領域の境界を観察画像に重畳して表示する計測可能領域境界表示ステップとを具えたことを特徴とする。

10

【0020】

請求項8の発明は、物体距離表示処理ステップは、物体距離情報を観察画像に表示することを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、被写体の観察画像上の所定の座標に測距点を表す照準を表示し、照準の中心を測距点として観察画像を取得し、測距点での被写体の物体距離を三角測量の原理で計算している。このとき、左画像については、例えば、測距点の近傍の画像のみを取り込み、右画像については、例えば、エピポーララインの周辺の画像のみを取り込みを行うようにしている。このように、測距に必要な画像部分だけを取り込み、測距に必要な部分の画像だけを用いてマッチング演算を行うことで、取り込み時間やマッチング処理にかかる時間が短縮される。これにより、高速のCPUを用いることなく、被写体までの距離を高速で測定して、リアルタイムでライブ画像に表示できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

(第1の実施形態)

図1は、本発明の内視鏡装置の全体構成を示すものである。図1に示すように本実施形態の内視鏡装置1は、細長な挿入部20を有する内視鏡2と、この内視鏡2の挿入部20を収納する収納部を備えた制御装置であるコントロールユニット3と、装置全体の各種動作制御を実行する際に必要な操作を行うリモートコントローラ4と、内視鏡画像や操作制御内容(例えば後述する処理メニュー)等の表示を行う表示装置である液晶モニタ(以下、LCDと記載)5と、通常の内視鏡画像、あるいはその内視鏡画像を擬似的なステレオ画像として立体視可能にするフェイスマウントディスプレイ(以下、FMDと記載)6と、このFMD6に画像データを供給するFMDアダプタ6a等で主に構成されている。

30

【0023】

挿入部20は先端側から順に硬質な先端部21、例えば上下左右に湾曲可能な湾曲部22(図2)と柔軟性を有する可撓管部を連設して構成され、先端部21には観察視野を2つ有するステレオ光学アダプタ7a、7bあるいは観察視野が1つの通常観察光学アダプタ7c等、各種光学アダプタが着脱自在な構成になっている。

40

【0024】

図2に示すようにコントロールユニット3内には内視鏡ユニット8、画像処理部であるカメラコントロールユニット(以下、CCUと記載)9及び制御部である制御ユニット10が設けられており、挿入部20の基端部は内視鏡ユニット8に接続されている。

【0025】

内視鏡ユニット8は、観察時に必要な照明光を供給する光源装置(不図示)、挿入部20を構成する湾曲部22を湾曲させる湾曲装置(不図示)を備えて構成されている。

【0026】

50

CCU9には、挿入部20の先端部21に内蔵されている固体撮像素子2aから出力された撮像信号が入力する。この撮像信号は、CCU9内で例えばNTSC信号等の映像信号に変換されて、制御ユニット10へ供給される。

**【0027】**

制御ユニット10内には音声信号処理回路11、映像信号が入力される映像信号処理回路12、ROM13、RAM14、PCカードインターフェイス(以下、PCカードI/Fと記載)15、USBインターフェイス(以下、USB I/Fと記載)16及びRS-232Cインターフェイス(以下、RS-232C I/Fと記載)17等と、これら各種機能を主要プログラムに基づいて実行させて動作制御を行うCPU18とが設けられている。

10

**【0028】**

RS-232C I/F17にはCCU9、内視鏡ユニット8及びこれらCCU9、内視鏡ユニット8等の制御及び動作指示を行うリモートコントローラ4がそれぞれ接続されている。このことにより、リモートコントローラ4の操作に基づいてCCU9、内視鏡ユニット8を動作制御する際に必要な通信が行われる。

**【0029】**

USB I/F16は、コントロールユニット3とパーソナルコンピュータ31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/F16を介してコントロールユニット3とパーソナルコンピュータ31とを接続することによって、パーソナルコンピュータ31側で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になるとともに、コントロールユニット3とパーソナルコンピュータ31との間での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になる。

20

**【0030】**

また、PCカードI/F15には、PCMCIAメモ리카ード32やコンパクトフラッシュ(登録商標)メモ리카ード33等の記録媒体であるいわゆるメモ리카ードが自由に着脱されるようになっている。メモ리카ードをPCカードI/F15に装着することにより、CPU18による制御によって、このメモ리카ードに記憶されている制御処理情報や画像情報等のデータの取り込み、あるいは制御処理情報や画像情報等のデータのメモ리카ードへの記録を行える。

30

**【0031】**

映像信号処理回路12では、CCU9から供給された内視鏡画像とグラフィックによる操作メニューとを合成した合成画像を表示するように、CCU9からの映像信号をCPU18の制御により生成する操作メニューに基づく表示信号との合成処理や、LCD5の画面上に表示するのに必要な処理等を施してLCD5に供給する。また、この映像信号処理回路12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。したがって、LCD5の画面上には、内視鏡画像、操作メニュー画像、内視鏡画像と操作メニュー画像との合成画像等が表示される。

**【0032】**

音声信号処理回路11には、マイク34によって集音されて生成された、メモ리카ード等の記録媒体に記録する音声信号、メモ리카ード等の記録媒体の再生によって得られた音声信号、あるいはCPU18によって生成された音声信号が供給される。この音声信号処理回路11では、供給された音声信号を再生するのに必要な増幅処理等の処理を施してスピーカ35に出力する。このことによって、スピーカ35から音声出力される。

40

**【0033】**

そして、CPU18は、ROM13に格納されているプログラムを実行することによって、目的に応じた処理を行うように各種回路部等を制御して、システム全体の動作制御を行う。

**【0034】**

図3に示すようにリモートコントローラ4の一面には、ジョイスティック41、レバー

50

スイッチ 4 2、フリーズスイッチ 4 3、ストアスイッチ 4 4 及び計測実行スイッチ 4 5 が設けられている。また、ズームレバー 4 7 が設けられている。

【 0 0 3 5 】

ジョイスティック 4 1 は、湾曲部 2 2 の湾曲動作を指示するスイッチであり、傾倒操作することによって湾曲部 2 2 がその傾倒方向に対応する方向に傾倒角度分だけ湾曲するようになっている。また、レバースイッチ 4 2 は、グラフィック表示される各種メニュー操作や計測を行う場合のポインター移動操作を行うスイッチであり、ジョイスティック 4 1 と略同様に構成されている。フリーズスイッチ 4 3 は LCD 5 表示に関わるスイッチである。ストアスイッチ 4 4 は、フリーズスイッチ 4 3 の押下によって静止画像を表示され、この静止画像をメモリカードに記録する場合に用いるスイッチである。計測実行スイッチ 4 5 は、計測ソフトを実行する際に用いるスイッチである。

10

【 0 0 3 6 】

なお、フリーズスイッチ 4 3、ストアスイッチ 4 4 及び計測実行スイッチ 4 5 は、オン/オフの指示を押下操作によって行う例えば押下式を採用して構成されている。符号 4 6 は FMD アダプタ 7 から伸びる電気ケーブルが接続されるコネクタ部であり、このコネクタ部 4 6 に電気ケーブルを接続することによって FMD 6 を通してステレオ観察を行えるようになっている。ズームレバー 4 7 は、手前と奥とに倒せる方向スイッチで、電子ズームの制御を行う。奥に倒すとテレ（拡大）、手前に倒すとワイド（縮小）に動作する。

【 0 0 3 7 】

図 4 及び図 5 は、本実施形態の内視鏡装置 1 で用いられる光学アダプタの 1 つであるステレオ光学アダプタ 7 a の一例の構成を示すものである。図 4 及び図 5 に示すように直視型のステレオ光学アダプタ 7 a の先端面には一対の照明レンズ 5 1、5 2 と 2 つの対物レンズ系 5 3、5 4 とが設けられており、図 5 に示すように、固定リング 5 0 の雌ねじ 5 0 a を先端部 2 1 に形成されている雄ねじ 2 1 a に螺合することによって一体的に固定されるようになっている。

20

【 0 0 3 8 】

図 5 に示すように、2 つの対物レンズ系 5 3、5 4 により、先端部 2 1 内に配設された固体撮像素子 2 a の撮像面上に 2 つの光学像が結像される。そして、この固体撮像素子 2 a で光電変換された撮像信号は、電氣的に接続された信号線 2 b 及び内視鏡ユニット 8 を介して CCU 9 に供給されて映像信号に変換され、その後、映像信号処理回路 1 2 に供給される。

30

【 0 0 3 9 】

本実施形態の内視鏡装置 1 では、次の ( a 1 ) ~ ( d ) に示すように、各内視鏡 2 特有の撮像光学系の光学データが測定され、その光学データが記録媒体である例えばメモリカード ( PCMCIA メモリカード 3 1 やメモリカード 3 3 等 ) に記録される。

【 0 0 4 0 】

上述の特有の光学データは、

- ( a 1 ) 2 つの対物光学系の幾何学的歪み補正テーブル
- ( a 2 ) 像伝送光学系の幾何学歪み補正テーブル
- ( b ) 左右の結像光学系それぞれの焦点距離
- ( c ) 左右の結像光学系の主点間の距離
- ( d ) 左右の結像光学系それぞれの画像上での光軸位置座標

40

である。

【 0 0 4 1 】

上記特有の光学データの収集を行った後の内視鏡装置 1 にパソコン 3 1 を接続して、次に示す ( 1 ) ~ ( 5 ) の処理を行って各種寸法計測を行うことができる。すなわち、

- ( 1 ) 上記メモリカードから上記 ( a 1 ) ~ ( d ) の光学データを読み込む。
- ( 2 ) 本内視鏡 2 にて被写体である被計測物を撮像し、画像を取り込む。
- ( 3 ) 上記の取り込んだ画像を、上記 ( a 1 ) ~ ( d ) の光学データをもとに座標変換する。(歪み補正)

50

(4) 座標変換された画像を基に、撮像データのマッチングにより任意の点の三次元座標を求める。

(5) 上記三次元座標を基に各種三次元計測を行う。

【0042】

また、本実施形態の内視鏡装置1では、被写体との距離をリアルタイムでライブ画面上に表示させることができる。このため、操作者は、カメラと被写体の位置関係が容易に認識できない場合でも、現在画面上で観察できている被写体までの距離を操作者がライブ画像を見ながら知ることができる。

【0043】

図6は、本発明の第1の実施形態の測距表示画面を示すものである。図6に示すように、左画像65に照準71が示される。この照準71を測距点として、測距点までの距離がリアルタイムで計測される。この測距点までの距離は、画面64上に、距離表示キャラクタ72として表示される。

10

【0044】

また、画面64上には、測距点までの距離が距離表示バーグラフ73でグラフィカルに表示される。距離表示バーグラフ73は、図7に示すように、緑色のバーグラフ73g、黄色のバーグラフ73y、赤色バーグラフ73rの三色に分けて表示される。緑色のバーグラフ73gは、精度の高い三次元計測が可能な範囲を示している。黄色のバーグラフ73yは、精度はやや落ちるが、三次元計測が可能な範囲であることを示している。赤色のバーグラフ73rは、満足する三次元計測が不可能な範囲であることを示している。

20

【0045】

このように、本実施形態の内視鏡装置1では、ライブ画面と共に、被写体までの距離がリアルタイムで画面上に表示される。操作者は、この被写体までの距離を見ることで、精度の高い三次元画像を映すことができるかどうかを判断でき、精度の高い三次元画像を映せる位置まで十分近づいてから、三次元計測に切り換えることができる。

【0046】

次に、上述のように、被写体までの距離をライブ画面と共に、画面上に表示するための処理について説明する。前述の図12に示したように、点OR, OLを光学系の主点とし、距離fを焦点距離とし、点QR, QLを点Pの結像位置とし、距離Lを点OR - 点OL間の距離とすると、直線QR - ORから次式が成立する。

30

$$x/x_R = \{y - (L/2)\} / \{y_R - (L/2)\} = z / (-f) \dots (1)$$

また、直線QL - OLから次式が成立する。

$$x/x_L = \{y + (L/2)\} / \{y_L + (L/2)\} = z / (-f) \dots (2)$$

この式をx, y, z について解けば、点Pの三次元座標が得られ、これにより、被写体までの距離が求まる。

【0047】

ここで、光学系の主点OR及び点OL間の距離、及び結像光学系の焦点距離は、光学データとして予め記録されている。点QLの座標は、座用は測距点とされた照準71の座標そのものである。点QRは、測距点に対応する点を右画像66の中から探索することができる。

40

【0048】

このことから、例えば、左画像を基準とした場合には、左画像での測距点(QL)に対応する右画像の対応点(QR)をマッチング処理により探索し、右画像の対応点が探索されたら、上式により空間座標を計算することで、測距点までの距離を求めることができる。

【0049】

なお、ここでは、左画像65を基準画像とし、左画像65に照準71を表示しているが、勿論、右画像66を基準画像としても良い。この場合には、照準71は右画像66側に表示される。

【0050】

50

左画像での測距点に対応する右画像をマッチング処理により探索する際に、右画像の全ての点においてマッチング演算を行うと、画像の取り込み時間がかかり、処理が膨大になる。

【0051】

そこで、本発明の実施形態では、測距に必要な画像部分だけを取り込み、測距に必要な部分の画像だけを歪補正し、それを用いてマッチング演算を行うことで、取り込み時間、歪補正時間やマッチング処理にかかる時間を短縮して、高速処理を可能としている。

【0052】

具体的には、左画像については、測距点の近傍の画像のみを取り込み、右画像については、エピポーララインの周辺の画像のみを取り込みを行う。そして、エピポーララインの周辺の画像とのみマッチング演算を行うことで、マッチング演算の時間を大幅に削減している。

10

【0053】

つまり、エピポーラ拘束によれば、2つのカメラで3次元画像を撮影した場合、基準カメラに写ったある点は、もう一方の画像のエピポーラライン上に投影される。このことから、エピポーララインの近傍の画像だけを取り込み、エピポーララインの近傍の画像とだけマッチングを行えば良いことになる。このようにすれば、1画面すべての画像を取り込んでマッチングを行う場合に比べて、画像の取り込み処理にかかる時間や、マッチング処理にかかる時間が大幅に短縮される。

【0054】

また、一般にレンズ系による画像には光学的な歪みがある。計測を行う場合にはこの歪みが大きな誤差原因となるため、幾何学的歪み補正テーブルにより、座標変換が行われる。そして、変換画面1ピクセルにつき、そのピクセルが撮像画面上の光学上の幾何学的歪み上対応する座標の4つのピクセルの輝度データにウエイトテーブルW1～W4の比率を乗じ、変換画面ピクセルの画素の輝度データを求めている。このような画像の歪み補正処理では、その処理量は膨大であり、計算時間のかかる処理である。

20

【0055】

そこで、本発明の実施形態では、歪補正を取り込んだ画像に対してのみ行った上で、歪み補正処理に用いるウエイト係数を2の累乗倍して整数化している。これにより、ウエイト係数の乗算をビットシフトで行うことができ、歪み補正処理の時間が短縮される。

30

【0056】

図8は、本発明の第1の実施形態における測距表示処理を示すフローチャートである。この例では、上述のように、測距に必要な画像部分だけを取り込み、測距に必要な部分の画像だけを歪補正し、それを用いてマッチング演算を行うことで、取り込み時間、歪補正時間やマッチング処理にかかる時間を短縮している。また、歪み補正処理に用いるウエイト係数を2の累乗倍して整数として、ウエイト係数の乗算を整数演算としてビットシフトにより輝度を求める除算を行って、歪み補正処理にかかる時間を短縮している。

【0057】

図8において、測距機能が起動されたら、ステップS1で、初期化処理を行う。測距機能は、以下の起動条件で、ズームレバー47をワイド端側に設定することで起動される。

40

(1) 光学アダプタの設定がステレオ光学アダプタになっている。

(2) ライブ画像表示、あるいは、フリーズ画像表示中である。

(3) 電子ズームがワイド端(電子ズームが1倍)である。

【0058】

そして、ステップS2で、左画像及び右画像の取り込み範囲の計算を行う。左画像の取り込み範囲としては、図9に示すように、測距点の近傍の画像である。図9において、測距点Pの座標を $(l_x, l_y)$ とし、左取得幅をL\_WIDTH、左取得高さをL\_HEIGHTとしたとき、左画像取得範囲AREAの基点SPLの座標は、

$(l_x - L\_WIDTH / 2, l_y - L\_HEIGHT / 2)$

となる。

50

## 【 0 0 5 9 】

また、右画像の取得範囲 R A R E A は、図 9 に示すように、エピポーラライン 7 7 の近傍の画像である。エピポーラライン 7 7 の具体的な求め方は、以下の通りである。

## 【 0 0 6 0 】

光学データから、左基準点 O L の座標と、右基準点 O R の座標を読み込む。左基準点 O L 及び右基準点 O R は、光学中心付近の同一観察対象の座標であり、光学データ生産時に設定される。この左基準点 O L の座標を  $(o l x, o l y)$  とし、右基準点 O R の座標を  $(o r x, o r y)$  とする。

## 【 0 0 6 1 】

右画像の左端の X 座標を  $r s x$  とすると、エピポーラライン 7 7 の始点 E S の座標  $(e s x, e s y)$  は、

$$(e s x, e s y) = (r s x, l y - o l y + o r y)$$

となる。また、エピポーララインの終点 E E の座標  $(e e x, e e y)$  は、取得幅を R \_ W I D T H とすると、

$$(e e x, e e y) = (r s x + R\_W I D T H, l y - o l y + o r y)$$

となる。

## 【 0 0 6 2 】

よって、取得高さを R \_ H E I G H T とすると、右画像の取得範囲 R A R E A の基点 S P R の座標は、

$$(e s x, e s y - R\_H E I G H T / 2)$$

となる。

## 【 0 0 6 3 】

なお、エピポーララインの求め方は、上記に限られるものではなく、一般的なステレオビジョンの分野で公知である他の求め方によっても良い。

## 【 0 0 6 4 】

図 8 において、ステップ S 2 で、画像の取得範囲が計算されたら、求められた取得範囲に基づいて、ステップ S 3 で右画像を取得し、ステップ S 4 で左画像を取得する。そして、ステップ S 5 で右画像の部分の画像歪み補正を行い、ステップ S 6 で左画像の部分の画像歪み補正を行う。なお、画像歪み補正におけるウエイトテーブル W 1 ~ W 4 としては、ウエイト値を 2 の累乗倍した整数が用いられ、輝度を求める除算はビットシフトで行われる。

## 【 0 0 6 5 】

ステップ S 5、S 6 で、画像の歪み補正が行われたら、ステップ S 7 で、測距点に対応する点の探索処理を行う。つまり、左画像 6 5 には、図 6 に示したように、照準 7 1 が表示される。この照準 7 1 の中心位置を測距点とし、テンプレートを作成し、このテンプレートを使って、パターンマッチングにより相関を求め、右画像 6 6 中から、測距点に対応する点を探索する。

## 【 0 0 6 6 】

ステップ S 8 で、三角測量の原理から、( 1 ) 式、( 2 ) 式に基づいて、空間座標を計算し、測距点の距離を求める。ここで、光学系の主点 O R 及び点 O L 間の距離、及び結像光学系の焦点距離は、光学データとしてメモ리카ードに記録されている。点 Q L の座標は、座用は測距点とされた照準 7 1 の座標そのものであり、点 Q R は、ステップ S 7 で、測距点に対応する点を右画像 6 6 の中から探索することで得ることができる。

## 【 0 0 6 7 】

ステップ S 9 で、上述のようにして求められた測距点までの物体距離を画面上に表示する。つまり、図 6 に示したように、被写体までの距離を、画面 6 4 上で距離表示キャラクタ 7 2 として表示する。また、被写体までの距離を、距離表示バーグラフ 7 3 で表示する。

## 【 0 0 6 8 】

図 8 において、ステップ S 1 0 で、測距表示処理を終了するかどうかを判断し、終了し

なければ、ステップS 2 にリターンする。ステップS 2 ~ S 1 0 の処理を、測距点の距離表示を終了するまで繰り返し行う。これにより、ライブ画像表示（あるいはフリーズ画面の表示）と並行して、リアルタイムで被写体の距離表示を行うことができる。ステップS 1 0 で、測距表示処理を終了すると判断すると、処理は終了となる。

【0069】

（第2の実施形態）

図10は、本発明の第2の実施形態の測距表示処理を示すものである。前述の第1の実施形態では、照準71を画面上に固定している。これに対して、この実施形態では、照準71を操作者が自在に移動させることができるようにしている。操作者は、リモートコントローラ4のレバースイッチ42を操作することで、照準71を画面上で上下左右に移動させることができる。画面上には、計測可能範囲75が表示される。照準71で示される測距点がこの計測可能範囲75内であれば、測距が可能である。なお、光学アダプタによって左画像の位置は異なるので、計測可能範囲75の座標は、メモリカードの光学データとして保持される。

10

【0070】

図11は、本発明の第2の実施形態の測距表示処理の動作を示すフローチャートである。図11において、ステップS 1 0 1で初期化処理を行い、ステップS 1 0 2で、測距点の座標が計測可能範囲かどうかを判断し、計測可能範囲内に入るまで、測距処理の実行を中止し、計測可能範囲内になったら、ステップS 1 0 3で観察画像の取得処理を行い、画像をメモリ上に展開する。

20

【0071】

ステップS 1 0 4で、照準71の座標が変化したかどうかを判断し、照準71の座標が変化したら、ステップS 1 0 2に戻り、座標の範囲確認から実行し直す。

【0072】

ステップS 1 0 4で照準71の座標が変化していなければ、ステップS 1 0 5で、右画像及び左画像の取得範囲を計算する。具体的には、左画像については、測距点の近傍の画像を取得範囲とし、右画像については、エピポーララインの周辺の画像を取得範囲とする。そして、設定された取得範囲に基づいて、ステップS 1 0 6で右画像66の画像の切り出し処理を行い、ステップS 1 0 7で左画像65の画像の切り出し処理を行う。

30

【0073】

ステップS 1 0 8で、右画像66の画像の歪み補正処理を行い、ステップS 1 0 9で左画像65の画像の歪み補正処理を行う。歪みの補正は、前述のメモリカードに記録されている光学的データを用いて行われる。

【0074】

ステップS 1 1 0で、測距点に対応する点の探索処理を行う。ステップS 1 1 1で、メモリカードから読み出された光学系の主点OR及び点OL間の距離、及び結像光学系の焦点距離と、測距点に対応する点の探索処理で求められた点QR及びQLの座標から、三角測量の原理から、空間座標を計算し、測距点の距離を求める。

【0075】

ステップS 1 1 2で、照準71の座標が変化したかどうかを判断し、照準71の座標が変化したら、ステップS 1 0 2に戻り、座標の範囲確認から実行し直す。

40

【0076】

ステップS 1 1 2で照準71の座標が変化していなければ、ステップS 1 1 3で、上述のようにして求められた測距点までの物体距離を画面上に表示する。

【0077】

ステップS 1 1 4で、測距表示処理を終了するかどうかを判断し、終了しなければ、ステップS 1 3にリターンする。これにより、ライブ画像表示（あるいはフリーズ画面の表示）と並行して、リアルタイムで被写体の距離表示を行うことができる。ステップS 2 3で、測距表示処理を終了すると判断すると、処理は終了となる。

【0078】

50

このように、この実施形態では、計測しようとする被写体が画面の端にあるような場合、レバースイッチ42を操作して照準71を移動させ、計測しようとする被写体に照準を合わせることができる。

【0079】

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内で様々な変形や応用が可能である。

【産業上の利用可能性】

【0080】

本発明は、三次元計測が行えるようにした計測用内視鏡及び内視鏡用プログラムに用いて好適である。

10

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】本発明が適用できる内視鏡装置の構成を示す斜視図である。

【図2】本発明が適用できる内視鏡装置の構成を説明するブロック図である。

【図3】リモートコントローラの説明に用いる斜視図である。

【図4】ステレオ光学アダプタの構成を示す斜視図である。

【図5】ステレオ光学アダプタの構成を示す断面図である。

【図6】本発明の第1の実施形態に係る測距表示の画面構成の説明図である。

【図7】距離のバーグラフ表示の説明図である。

【図8】本発明の第1の実施形態に係る測距表示処理の説明に用いるフローチャートである。

20

【図9】本発明の第1の実施形態における画像取得範囲の説明図である。

【図10】本発明の第2の実施形態に係る測距表示の画面構成の説明図である。

【図11】本発明の第2の実施形態に係る測距表示処理の説明に用いるフローチャートである。

【図12】測距の原理の説明図である。

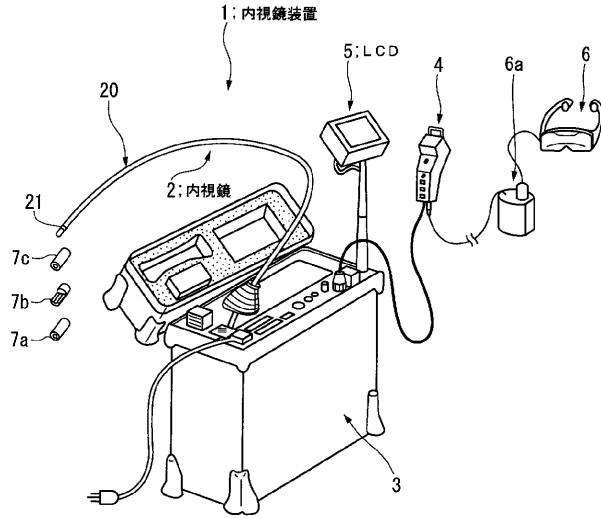
【符号の説明】

【0082】

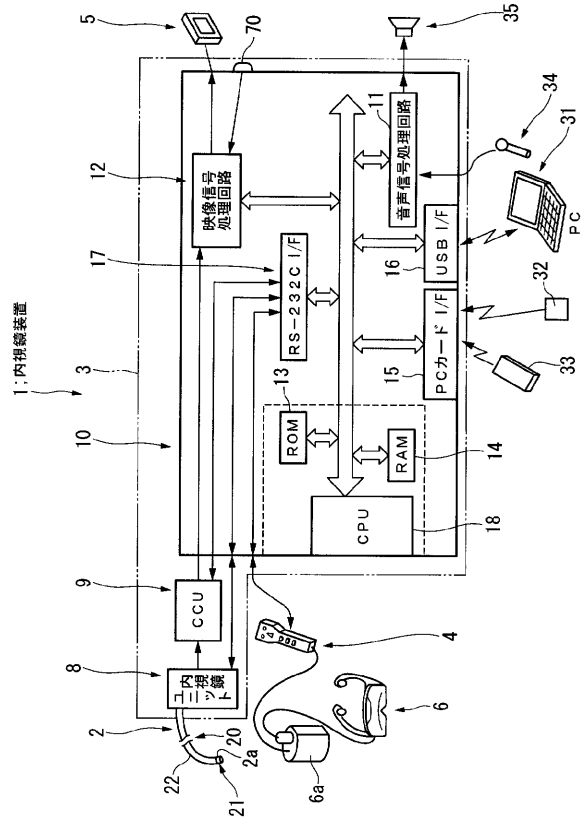
- 1 内視鏡装置
- 2 内視鏡
- 3 コントロールユニット
- 4 リモートコントローラ
- 5 液晶モニタ(LCD)
- 65 左画面
- 66 右画面
- 71 照準
- 72 距離表示キャラクタ
- 73 距離表示バーグラフ

30

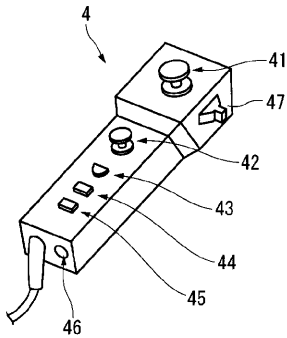
【 図 1 】



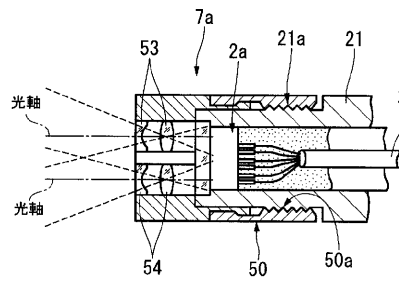
【 図 2 】



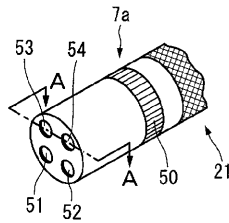
【 図 3 】



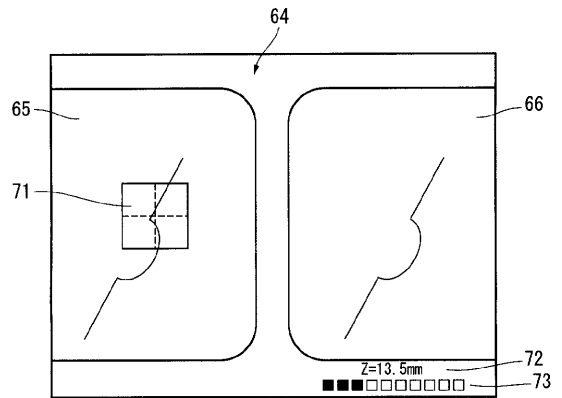
【 図 5 】



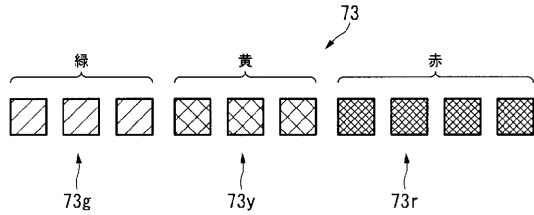
【 図 4 】



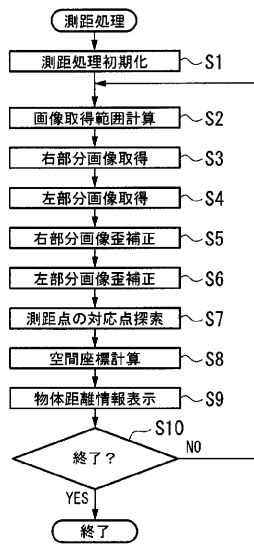
【 図 6 】



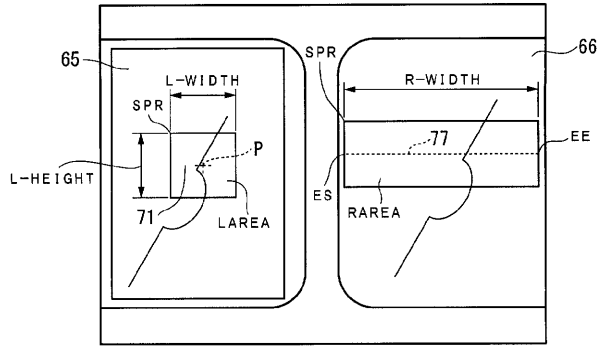
【 図 7 】



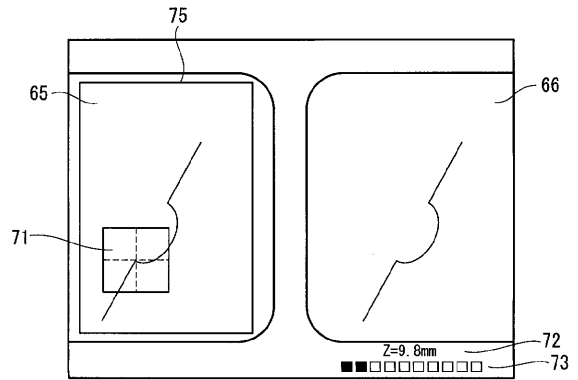
【 図 8 】



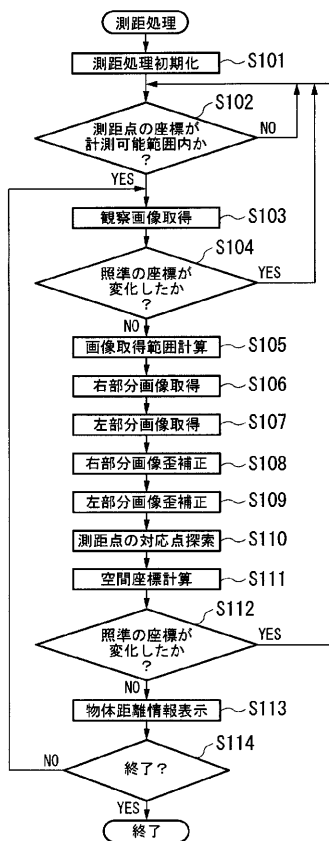
【 図 9 】



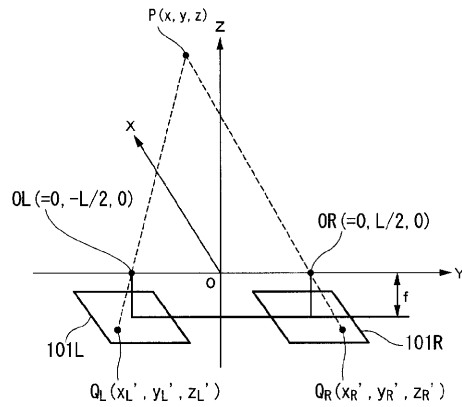
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100122426

弁理士 加藤 清志

(72)発明者 小川 清富

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA15 BA22 DA52 GA02 GA11

4C061 CC06 HH52 LL02 WW12 WW13

专利名称(译)	测量内窥镜设备和内窥镜程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006325741A</a>	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005151198	申请日	2005-05-24
[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	小川清富		
发明人	小川 清富		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.551 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/DA52 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/WW12 4C061/WW13 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/WW12 4C161/WW13		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 加藤清		
其他公开文献	JP5113990B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在不使用高速CPU的情况下高速测量和显示到被摄体的距离的内窥镜测量设备和内窥镜程序。 解决方案：代表距离测量点的目标71被显示在被摄对象的观察图像上的预定坐标上，以目标71的中心作为距离测量点获取观察图像，并确定被摄对象在该距离测量点处的物体距离。 当通过三角测量原理执行计算时，对于左图像仅捕获距离测量点附近的图像，而对于右图像仅捕获对极线77周围的图像。 以此方式，通过仅捕获距离测量所需的图像部分并且仅使用距离测量所需的部分的图像来执行匹配计算，大大减少了捕获时间和匹配处理所需的时间。 [选择图]图9

