

(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2005-278980

(P2005-278980A)

(43) 公開日 平成17年10月13日(2005.10.13)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

F I

A61B 1/00 300E

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-99005 (P2004-99005)

(22) 出願日 平成16年3月30日(2004.3.30)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 牧野 英一

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

株式会社日立メディコ

コ内

(72) 発明者 壺井 宏明

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

株式会社日立メディコ

コ内

Fターム(参考) 4C061 CC06 FF40 FF47 HH52 LL02

QQ06 QQ07

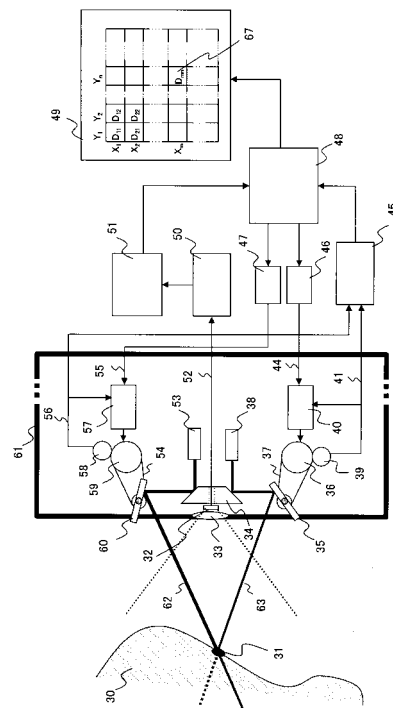
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 距離計測をしながら内視鏡画像表示のリアルタイム性を維持可能な内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 被検体の内視鏡像を撮像するCCD32と、CCD32の受光面と対向配置されレーザを発光する発光器38、53と、発光器38、53からのレーザが前記被検体の目的臓器に投影されその投影像を画像として取得するキャプチャボード50と、キャプチャボード50によって取得された画像からレーザの交差点を検出する交差検出回路51と、交差検出回路51によって検出された交差点に基づき前記被検体とCCD32の入力面との距離を演算する距離演算回路45とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内視鏡像を撮像する撮像手段と、この撮像手段の受光面と対向配置されレーザを発光する複数のレーザ発光器と、これらのレーザ発光器からのレーザが前記被検体の目的臓器に投影されその投影像を画像として取得する手段と、この画像取得手段によって取得された画像からレーザの交差点を検出する手段と、この検出手段によって検出された交差点に基づき前記被検体と前記撮像手段の入力面との距離を演算する手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡装置において、前記レーザ発光器と前記撮像手段に挟まれるように配置され前記レーザを反射させて前記被検体に照射する複数枚の反射板と、これらの反射板を駆動する駆動部とをさらに備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置において、前記レーザ発光器は、前記撮像手段の入力面とほぼ同一面に設けられたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置の技術分野に属し、特に内視鏡の先端と患者の臓器との距離を測定する技術分野に属する。

20

【背景技術】

【0002】

従来の内視鏡装置は、[特許文献1]に記載されている。この[特許文献1]は、内視鏡用処置具が、鉗子2と同軸に紫外線レーザ光照射用ファイバーと蛍光受光用ファイバー及び集光レンズを有し、内視鏡用処置具先端から紫外線レーザ光を間欠的に患部に照射し、レーザ光によって誘起された蛍光を複数の蛍光受光用ファイバーを用いて体外に設置したそれぞれのファイバーに対応する検出器に導き検出することにより、患部と前記内視鏡用処置具との位置関係について死角を生ぜずに3次元的に検出することができるものである。

【特許文献 1】特開平5-103747号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記従来技術は、内視鏡の外部に距離検出機構を設けられているので、距離データを測定するための画像が2次元情報であり、その2次元情報を信号解析しているから、データ演算量が多くなるため、その距離検出演算によってリアルタイム性が要求される内視鏡画像表示が困難となるおそれがある。

【0004】

本発明の目的は、距離計測をしながら内視鏡画像表示のリアルタイム性を維持可能な内視鏡装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的は、被検体の内視鏡像を撮像する撮像手段と、この撮像手段の受光面と対向配置されレーザを発光する複数のレーザ発光器と、これらのレーザ発光器からのレーザが前記被検体の目的臓器に投影されその投影像を画像として取得する手段と、この画像取得手段によって取得された画像からレーザの交差点を検出する手段と、この検出手段によって検出された交差点に基づき前記被検体と前記撮像手段の入力面との距離を演算する手段とを備えたことで達成される。

【0006】

また、前記レーザ発光器と前記撮像手段に挟まれるように配置され前記レーザを反射さ

50

せて前記被検体に照射する複数枚の反射板と、これらの反射板を駆動する駆動部とをさらに備えてもよい。

更に、前記レーザ発光器は、前記撮像手段の入力面とほぼ同一面に設けられてもよい。

【発明の効果】

【0007】

本発明は、距離計測をしながら内視鏡画像表示のリアルタイム性を維持可能な内視鏡装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、添付図面に従って、本発明に係る内視鏡装置の好ましい実施の形態について説明する。 10

図1は本発明の内視鏡装置の構成例を説明するブロック図、図2～5は図1の内視鏡装置の動作例を示す図である。

内視鏡装置の構成例は、詳細に説明するためにブロック図で説明するが、実際の外形寸法は数十ミリ程度で、被検体の体内に挿入しても被検体に小穴しか開けることなく、外科手術より非侵襲である。

【0009】

本発明の内視鏡装置は、図1に示すように、レンズ33と、レンズ33と入力光の受光面とが光学的に接続されるCCD32と、CCD32の受光面と対向する位置に配置されるレーザ発光器38、53と、レーザ発光器38、53とCCD32に挟まれるように配置される複数枚の反射板4、35、60と、反射板35、60にそれぞれ伝達機構37、54を介してそれぞれ取り付けられるモータ36、59と、モータ36、59の回転軸にそれぞれ取り付けられるエンコーダ39、58と、モータ36、59とそれぞれ電氣的に接続される駆動回路40、57と、駆動回路40、57とそれぞれ電氣的に接続されるDA変換器46、47と、CCD34と電氣的に接続されるキャプチャボード50と、キャプチャボード50と電氣的に接続される交差座標検出回路51と、交差座標検出回路51、DA変換器46、47、メモリ49と電氣的に接続される中央処理演算装置（CPU）48と、駆動回路40、57及びエンコーダ39、58と電氣的に接続される距離演算回路45とを有している。 20

【0010】

レンズ33は、通常の内視鏡像をCCD32で受光可能に輸入すると共に、距離計測のためのレーザ光を入力するものである。CCD32は、対物レンズ33で入力された内視鏡像と距離計測光を画像化するものである。発光器38、53は、内視鏡先端部に設けられレーザを発光するものである。反射板34、35、60は、発光器38、53からのレーザを反射して、被検体の目的とする臓器にレーザを照射可能とするためのものである。ここで、反射板34は、1次反射板、反射板35、60は、2次反射板とも呼んでいる。モータ36、59は、それぞれベルトドライブなどの伝達機構37、54を介してそれぞれ反射板35、60を回転させるものである。エンコーダ39、58は、モータ36、59の回転角度などから反射板35、60の反射角を検出するものである。駆動回路40、57は、被検体の目的とする臓器にレーザを照射可能とするためのモータ36、59に駆動力を与える制御回路である。DA変換器46、47は、内視鏡外部に記憶媒体49、記憶媒体にアクセスする中央処理演算装置48、被検体と内視鏡の距離を演算する距離演算回路45、映像を画像データ化するキャプチャボード50、レーザが交差する位置を検出する交差座標検出回路51、駆動回路に対して動作指令の電圧を出力するものである。DA変換器47、46はCPU48より送られたデジタル信号の制御量をアナログ信号に変換して、それぞれ駆動回路40、57に供給するものである。キャプチャボード50は、CCD34から出力される距離計測のためのレーザ光を得るものである。一般にレーザ光は内視鏡像と比較して高輝度を呈することが多いので多くの場合レーザ光と内視鏡像とは識別することができる。交差座標検出回路51は、2方向から照射されたレーザ光の交差部分を検出するものである。CPU48は、交差座標検出回路51によって検出されたレーザの交差部分に基づき2次反射板の回転角度を制御するものである。距離演算回路45はエンコーダ39、58のそれぞれの出力に基づいて距離が演算されるものである。 30 40

【0011】

次に、動作に従って、構成を説明する。

最初に、発光器38, 58で出力するレーザ62, 63は、内視鏡先端にある体内臓器を始め、血管、神経などの生体細胞組織（被検体）30へ向かってレーザ62, 63を投光する。発光器38で発生したレーザ63は、反射板34により屈折し、反射板35へ進んだ後、被検体30へ投光し、被検体30へ投光する位置（出射角度 α ）は、反射板35の回転角度 ϕ により決める。また、レーザ63の照射範囲は、反射板34、反射板35により、2次元の面状にレーザ照射領域を拡大して投光する（図示せず）。図では色付きの可視光として表示しているが、発光する媒体は必ずしも目に見える色を持つ可視光である必要はなく、別途専用のCCDを備えることが可能であれば、内視鏡で臓器を観察するのを妨げないという観点から可視光以外の方法、例えば、赤外線であっても問題はない。

10

【0012】

反射板35の回転は、モータ36とベルトドライブなどの伝達機構37により行い、反射板35の回転角度 ϕ はエンコーダ39により検出する。また、反射板35を回転駆動するモータ36は、モータを駆動する電圧を発生する駆動回路40により駆動し、駆動回路40は、後述する中央演算処理回路48からの動作指令に従い、前記エンコーダ39の角度信号41のフィードバックに基づいて、モータ36の回転速度や反射板35の回転角度 ϕ の位置決め制御を行う。ここでは、モータ36とベルトドライブによる伝達機構37の組合せを示しているが、モータは回転型モータに限らず、ステッピングモータを始め、リニアモータ（ダイレクトドライブモータ）、その他、超音波モータ、エアアクチュエータなどの駆動機構であっても問題はない。

20

【0013】

また、これまで発光器38で発生するレーザ63や反射板35の回転に関する構成について述べてきたが、発光器53で発生するレーザ62や反射板60の回転についても同様であり、反射板60の回転位置（角度 θ ）はエンコーダ58により反射板60の回転角度 θ を検出し、モータ59、駆動回路57、伝達機構54により反射板60を回転制御する構成である。

【0014】

次に、エンコーダ39, 58において検出する反射板35, 60の角度信号41, 56は、距離演算回路45に入力し、反射板35, 60の出射角度 α , β から内視鏡先端と被検体（レーザが交差する個所）までの幾何学的な距離 D_{mn} を演算し、その結果を中央処理演算処理装置48へ出力する。反射板35, 60の間隔 L は、反射板を配置する設計する段階で機械的に決まる数値であり、既知の値である。また、出射角度 α , β は、エンコーダ39, 58から求まる反射板の回転位置 θ , ϕ により常に検出することができ、これらの処理は距離演算回路45にて行う。

30

【0015】

一方、反射板35, 60の間には、被検体30を撮像する光学系レンズ33、または、CCD34があり、レンズ33, CCD34で撮影する映像は信号経路52により内視鏡外部にある画像キャプチャボード50へ伝達入力する。

【0016】

画像キャプチャボード50は、レンズ33、または、CCD34により撮像した映像をデジタルデータに変換する処理回路で、被検体30へ投光したレーザの交差個所を含め、被検体30の映像をデジタル画像化する。デジタル画像は複数の画素からなり、縦横の2次元座標マトリックス（ X_m , Y_n ）により、各画素の座標位置が位置付けられる。

40

【0017】

また、被検体30へ投光するレーザは、レーザの特徴から単体の場合の輝度は低い、特にレーザが交差し、交差する個所が被検体30の表面である場合、非常に輝度が高くなる。そのため、デジタル画像において、画素の輝度の分布を利用し、輝度が高い値を示す画素の座標位置（ X_m , Y_n ）を求めれば、おのずと、レーザが交差する個所を求めることが可能であり、これらの処理を交差座標検出回路51にて行う。なお、説明では交差する座標は一つとしているが、被検体の形状により複数出力する場合もある。

【0018】

50

交差座標検出回路51において求めた座標位置 (X_m, Y_n) は、同時刻に距離演算回路45で演算する距離 D_{mn} と共に、CPU48に入力する。

【0019】

中央演算処理回路48では、記憶媒体49において記録する2次元座標マトリックス67に対して読み書きを行い、そのマトリックスのデータは、レンズ33、CCD34により撮像した被検体30のデジタル画像サイズと応じたサイズで、縦横の2次元座標マトリックス (X_m, Y_n) と対応する。したがって、中央演算処理回路48は、入力する座標位置 (X_m, Y_n) にしたがって、記憶媒体49の中にあるマトリックスデータ67にある格納場所へ距離 D_{mn} の数値を書き込む処理をする。書き込み処理終了後、新たな交差個所を検知するため、反射板35, 60を回転すべく、DA変換器47, 46に対し、動作指令を出力する。DA変換器は、中央演算処理回路48の動作指令をドライブ信号44, 45に変換し駆動回路40, 55に出力する。 10

【0020】

これに伴い、反射板35, 60が回転するので、被検体30へ投光するレーザの交差個所が移動し、再び、内視鏡と被検体の距離 D_{mn} を求めるため、前述した処理を繰り返す。最終的に記憶媒体に格納するマトリックスのデータの全てに内視鏡と被検体の距離 D_{mn} が格納されるまで処理が連続し、以上のような構成により、内視鏡と被検体の距離を検出する。

【0021】

機構の具体的な動作について、図2を用いて簡単に説明する。

図2は、発光器から被検体（以下、臓器と呼ぶ）投光するレーザが交差していない状態を示し、図3～6はレーザが交差している状態を示す。 20

【0022】

図2に示すように、内視鏡の深さ検出機構は、内視鏡先端にあり、発光器53から投光するレーザ62は、反射板34によって屈折し、反射板60へ進む。その後、図に示すように、レーザ62は臓器30に対し、扇状に拡散し、内視鏡61と被検体の距離 D が拡大する程、レーザの照射範囲も拡大する。また、発光器38も同様に反射板60によって屈折し、反射板35へ進み、被検体30へ扇状に拡散して投光する。ここでは説明の簡略化のため、レーザ62は固定し、レーザ63のみを動かし、内視鏡先端と被検体の距離を検出する場合について述べる。

【0023】

レーザ62の投光する角度は、図中に示す回転板60により行い、回転板60は両側にある台座65により支持する。そして、回転は、小型モータ59により回転し、反射板60の回転角度は、モータと反対側に取り付けるエンコーダ58により検出する。図2では、反射板60の回転角度は $\phi = \phi_1$ 、反射板35の回転角度は $\theta = \theta_1$ とし、レーザが交差する個所は、図に示すように臓器内部にあり、臓器表面上で交差しない。そのためCCDで撮像する画像上では交差個所が観測できない。したがって、この場合、距離検出は行われない。一方、図3では、反射板60の回転角度 $\phi = \phi_1$ は、図2と同じであるが、反射板35の回転角度が $\theta = \theta_1 \rightarrow \theta_3$ へ回転位置を回転させている。この場合、レーザが交差する個所31は臓器表面上にあり、オブジェクト表面上でレーザが交差すると、輝度が大きく増加するので、図3中に示すように、交差個所31が可視化し、CCDにおいても交差個所が撮像される。内視鏡と臓器（レーザの交差個所）までの距離の算出方法について述べる。 30

【0024】

反射板60と反射板35の間隔を L 、反射板60の出射角度 α 、反射板35の出射角度 β とすると、距離は幾何学的位置関係から下式により求める。上述の例では反射板60は固定しているので、式(4)、(5)によって求める a_1, b_1 は定数値になるため、この場合、式(1)、(2)、(3)の演算のみに簡略化できる。ここで得られる距離を $D = d_0$ とする。 40

$$D = a_0 \cdot (b_0 - b_1) / (a_1 - a_0) + b_0 \cdot \dots \cdot (1)$$

ただし、 $a_0 = \tan(\pi - \beta) \cdot \dots \cdot (2)$

$$b_0 = L / 2 \cdot a_0 \cdot \dots \cdot (3)$$

$$a_1 = \tan(\pi - \alpha) \cdot \dots \cdot (4)$$

$$b_1 = L / 2 \cdot a_1 \cdot \dots \cdot (5)$$

【0025】

また、図6はCCDに映し出される内視鏡画像と、メモリなどの記憶媒体上にあるメモリマトリックス上のデータを示したものである。図3(1)に示すように、レーザの交差により輝度の高い部分は、座標(X_{m1} , Y_{n1})、座標(X_{m1} , Y_{n2})、～座標(X_{m1} , Y_{n7})であることから、これに対応するメモリマトリックスに格納される値は d_0 が入る。

【0026】

次に、図4に示すように、反射板35の回転角度がさらに $\theta_3 \rightarrow \theta_4$ へ回転位置を回転させる。図2(3)に示すようにレーザの交差により輝度の高い部分は、座標(X_{m2} , Y_{n2})、座標(X_{m1} , Y_{n3})、～座標(X_{m2} , Y_{n5})であり、反射板35の回転角度 θ_4 の時、得られる距離を $D = d_1$ とすると、これに対応するメモリマトリックスに格納される値は d_1 が入る。

さらに、図5に示すように、反射板35の回転角度がさらに $\theta_4 \rightarrow \theta_5$ へ回転位置を回転させる。この場合、レーザは交差しているが、臓器表面上で交差していないため、交差個所が可視化せず、CCDにおいても交差個所が撮像されない。この時の値は、未定値 X のままとなる。

10

【0027】

このように、臓器に投光するレーザの一方を固定し、残りのレーザの照射位置を変えながら、臓器全体を順に照射し、臓器表面上で、両者のレーザが交差して輝度が高くなった場合、その時の反射板の回転角度から、内視鏡と臓器(レーザが交差する個所)までの距離を算出し、内視鏡画像のサイズに対応したメモリマトリックス上のデータにその値を格納する動作を繰り返す。

【0028】

20

本実施形態によれば、距離検出機構が内視鏡先端にあって一体となって可動するため、検出精度が高く、2次元の内視鏡画像に対して、内視鏡と被検体の距離の深さ情報にもとづく内視鏡画像歪み補正、他画像診断装置の画像情報との重畳、内視鏡画像の3次元化など、種々の画像処理が可能な装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明による内視鏡装置の実施形態の説明図。

【図2】内視鏡と被検体の距離検出の動作の1態様の説明図。

【図3】図2と異なる態様の説明図。

【図4】図2乃至図3と異なる態様の説明図。

30

【図5】図2乃至図4と異なる態様の説明図。

【図6】内視鏡と被検体の距離検出の動作による記憶媒体上のマトリックスデータの説明図。

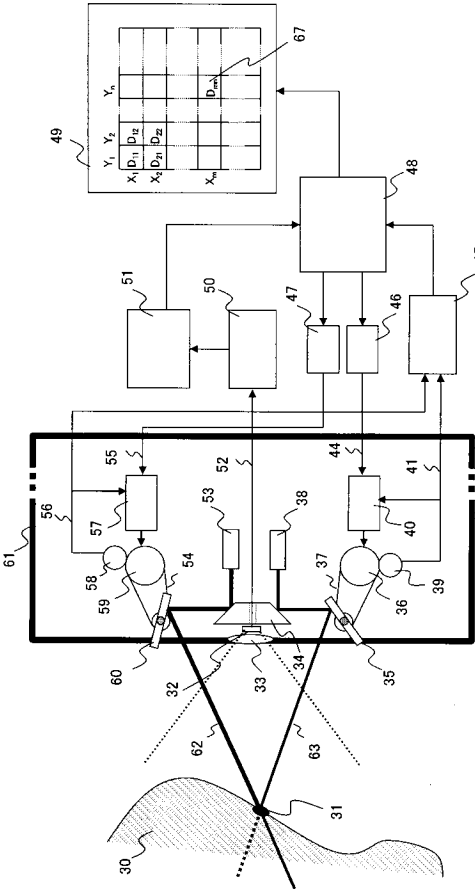
【符号の説明】

【0030】

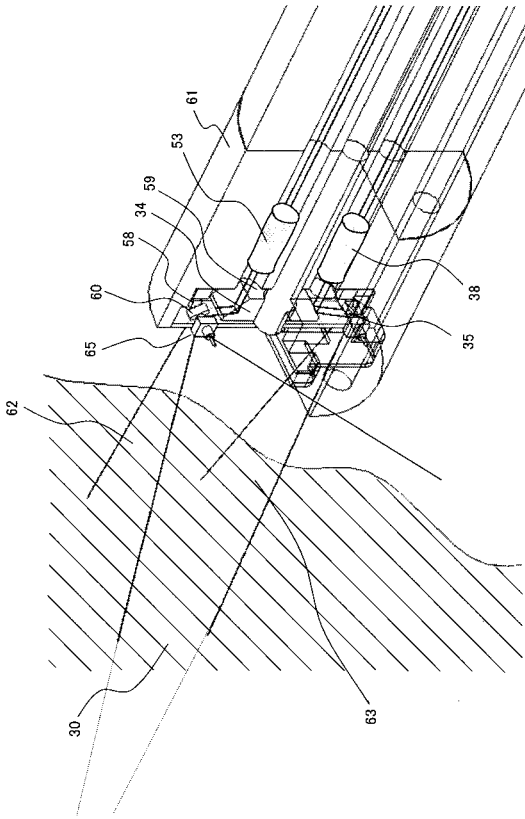
30 被検体、31 レーザの交差、32 CCD、33 レンズ、34 (1次)反射板、35, 60 (2次)反射板、36, 59 モータ、37, 54 伝達機構、38, 53 発光器、39, 58 エンコーダ、40 駆動回路、41, 56 角度信号、45 距離演算回路、46, 47 DA変換器、48 ... 中央演算処理装置、49 記憶媒体、50 キャプチャボード、51 交差検出回路、52 伝送経路(ケーブル, ファイバー)、44, 55 ... ドライブ信号、61 ... 内視鏡、62, 63 照射レーザ、67 マトリックスデータ

40

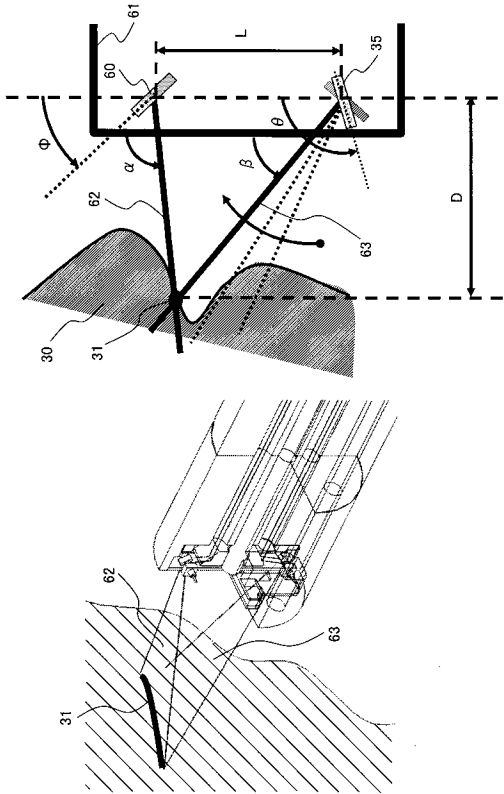
【図 1】



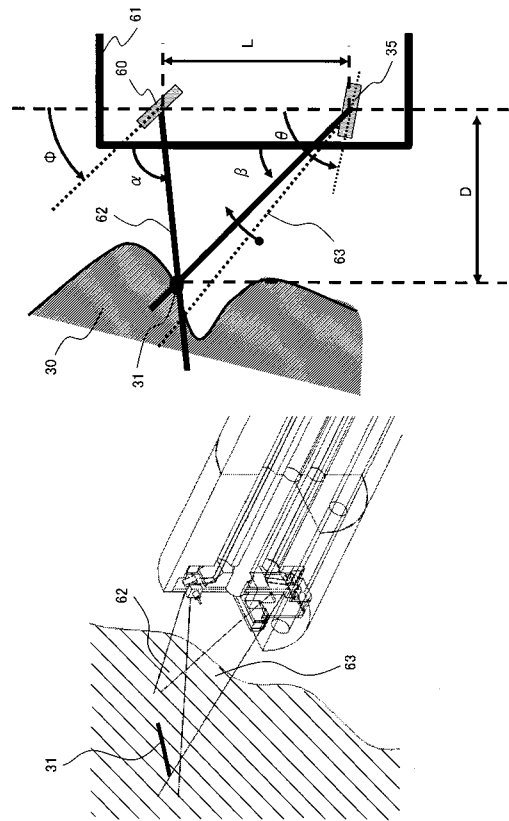
【図 2】



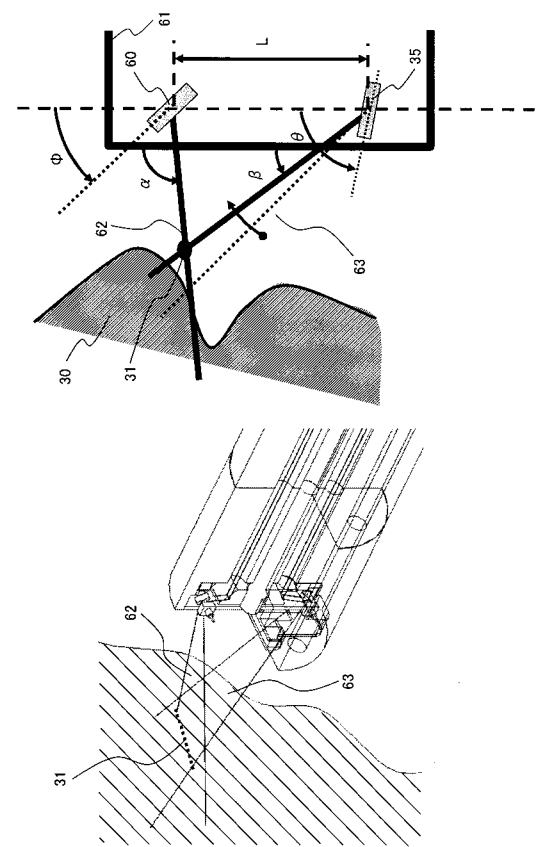
【図 3】



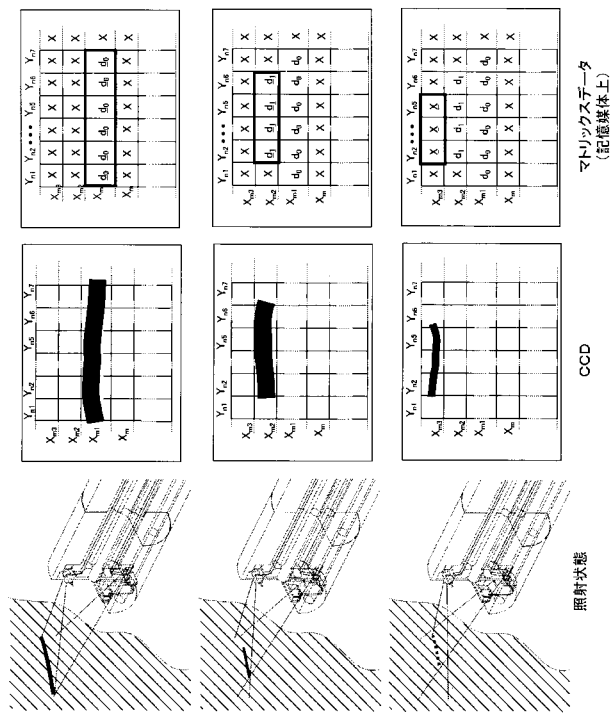
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005278980A	公开(公告)日	2005-10-13
申请号	JP2004099005	申请日	2004-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	牧野英一 壺井宏明		
发明人	牧野 英一 壺井 宏明		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/QQ07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在测量距离的同时维持内窥镜图像的实时显示的内窥镜装置。 解决方案：用于拾取对象的内窥镜图像的CCD 32，布置成面向CCD 32的光接收表面并发出激光的发光器38、53和来自发光器38、53的激光是对象的目标器官。 投影到图像上以获取投影图像作为图像的捕获板50，相交检测电路51，其从由捕获板50获得的图像中检测激光的相交，以及基于由相交检测电路51检测到的相交的相交。 提供了用于计算样本与CCD 32的输入表面之间的距离的距离计算电路45。 [选型图]图1

