

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4358494号
(P4358494)

(45) 発行日 平成21年11月4日 (2009. 11. 4)

(24) 登録日 平成21年8月14日 (2009. 8. 14)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 E

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 G

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 5 (全 32 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-290127 (P2002-290127)
 (22) 出願日 平成14年10月2日 (2002. 10. 2)
 (65) 公開番号 特開2004-121546 (P2004-121546A)
 (43) 公開日 平成16年4月22日 (2004. 4. 22)
 審査請求日 平成17年9月27日 (2005. 9. 27)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100100952
 弁理士 風間 鉄也
 (72) 発明者 都築 勝
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を計測可能な計測内視鏡を備えた内視鏡システムにおいて、
前記内視鏡の先端部と計測対象との距離を計測する測距手段と、
前記測距手段の計測結果に基づいて、前記内視鏡の先端部と前記計測対象との距離を所
定の計測推奨範囲になるように前記内視鏡の先端部の位置を補正する位置補正手段と、
前記位置補正手段の補正により前記内視鏡の先端部と前記計測対象との距離が前記計測
推奨範囲に入った状態を告知する告知手段とを設けたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記位置補正手段は、前記内視鏡の先端部と前記計測対象とを正面視するように傾きを
 補正することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記位置補正手段は、処置具進退装置、挿入部進退装置、電動湾曲装置のいずれかであ
 ることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記測距手段はレーザーであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記計測内視鏡は、視差を有した 2 つの光路系を有する観察光学系を備え、

前記 2 つの光路系の視差を利用して前記計測対象をステレオ計測可能であり、

前記位置補正手段は、前記ステレオ計測による前記計測対象までの距離と前記レーザー

20

の前記測距手段による前記計測対象までの距離とを比較し、その値が一致するように前記内視鏡の湾曲部の湾曲動作及び挿入部の挿入量を補正することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、物体の大きさや、窪みの深さ等を計測できる計測内視鏡装置を備えた内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、特許文献1や、特許文献2には、物体の大きさや、窪みの深さ等を計測できる計測内視鏡装置が示されている。この計測内視鏡装置では、内視鏡の観察光学系に視差を有する2つの光学系を設け、2つの光学系の視差を利用して三角測量の原理で物体の大きさや、窪みの深さ等をステレオ計測する構成になっている。

【0003】

【特許文献1】

特開平10-248806号公報

【0004】

【特許文献2】

特開2001-275934号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、従来の計測内視鏡では、ある条件においては計測ができてそれがもつ性能を十分に発揮できない場合がある。その条件とは、計測対象の照明条件、距離条件、向き、計測対象の表面の状態などが次のような場合である。

【0006】

(1)ステレオ計測では、同じ計測対象を計測する場合でも、その原理上、観察画面の中心より周辺で、或いは正面視より斜視で計測対象を計測すると視差を十分に生かすことができない、計測対象の輪郭をはっきり見ることができない等の理由により、性能を十分に発揮できない場合がある。

【0007】

また、従来は計測時に、計測対象を内視鏡の観察画面の中心に配置して正面視する為に操作者が画面を見ながら挿入部の挿入操作と、湾曲部の湾曲操作とを行って内視鏡の位置を修正する作業を行なっている。しかしながら、内視鏡の観察画面が正面視の状態か否かを判断する作業は操作者の感覚に頼っているのが普通であり、操作者は正面視の状態であると判断した場合でも実際には正面視の状態から若干ずれて斜視の状態になるおそれがあることは避けられない。

【0008】

さらに、計測対象を内視鏡の観察画面の中心に配置して正面視する状態まで内視鏡の挿入部の挿入操作と、湾曲部の湾曲操作とを行う上記の内視鏡位置の修正作業は複雑で、容易ではない。そのため、この内視鏡位置の修正作業を省略してしまい、内視鏡の観察画面の周辺部位で斜視による計測をする場合もある。この場合にはステレオ計測時に性能を十分に発揮できない場合があった。

【0009】

(2)計測対象として大きな窪みを計測する場合、窪みの内部に影ができてしまって見にくくなり、窪み内部の計測ポイントを指示する際に指示しにくい場合がある。

【0010】

(3)内面の綺麗なパイプなど、全体的に凹凸の少ない検査対象物では、ステレオ計測時に左右の画像で対応する目印になる物が少ない。そのため、左右の画像の位置的な関連性を取る画像処理手法の「マッチング」が取りにくい場合がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

(4) 大きな物体を計測する場合、計測内視鏡の推奨深度範囲内では画像視野内に収まりきらない場合がある。この場合には、推奨深度外で計測せねばならないので、測定精度が十分に得られない場合がある。

【 0 0 1 2 】

(5) ステレオ計測は左右の視差のみから、内視鏡先端から計測対象物までの距離と目的の計測対象の寸法の 2 つのパラメータを算出している。ここで、内視鏡先端と計測対象物との距離の誤差が修正できれば、計測精度向上につながるが従来はその手段は無かった。

【 0 0 1 3 】

(6) ステレオ計測時には被検体の内部の挿入された内視鏡の先端を計測対象に近づけ、計測推奨深度内でステレオ計測を行なうことが望ましい。しかしながら、従来は、被検体内部の凹凸や曲がり、空間等により内視鏡を計測対象に十分に近づけることができない場合がある。そのため、測定精度が十分に得られない場合がある。

【 0 0 1 4 】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、いかなる条件下でも計測対象の計測を可能にし、計測精度を向上できる内視鏡システムを提供することにある。

【 0 0 1 5 】

【課題を解決するための手段】

請求項 1 の発明は、被検体を計測可能な計測内視鏡を備えた内視鏡システムにおいて、前記内視鏡の先端部と計測対象との距離を計測する測距手段と、前記測距手段の計測結果に基づいて、前記内視鏡の先端部と前記計測対象との距離を所定の計測推奨範囲になるように前記内視鏡の先端部の位置を補正する位置補正手段と、前記位置補正手段の補正により前記内視鏡の先端部と前記計測対象との距離が前記計測推奨範囲に入った状態を告知する告知手段とを設けたことを特徴とする内視鏡システムである。

【 0 0 1 6 】

請求項 2 の発明は、前記位置補正手段は、前記内視鏡の先端部と前記計測対象とを正面視するように傾きを補正することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 7 】

請求項 3 の発明は、前記位置補正手段は、処置具進退装置、挿入部進退装置、電動湾曲装置のいずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 8 】

請求項 4 の発明は、前記測距手段はレーザーであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 9 】

請求項 5 の発明は、前記計測内視鏡は、視差を有した 2 つの光路系を有する観察光学系を備え、前記 2 つの光路系の視差を利用して前記計測対象をステレオ計測可能であり、前記位置補正手段は、前記ステレオ計測による前記計測対象までの距離と前記レーザーの前記測距手段による前記計測対象までの距離とを比較し、その値が一致するように前記内視鏡の湾曲部の湾曲動作及び挿入部の挿入量を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 5 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第 1 の実施の形態を図 1 (A) ~ (C) 乃至図 1 1、図 3 1、図 3 7 を参照して説明する。本実施の形態の内視鏡システムには図 1 (A) , (B) に示す計測内視鏡 1 が設けられている。この計測内視鏡 1 には少なくとも検査対象空間内に挿入される可撓性を有する柔軟で細長い挿入部 2 の基端部に中間連結部であるチャンネルポート 3 が連結されている。このチャンネルポート 3 にはユニバーサルケーブル 4 の一端部が連結されている。このユニバーサルケーブル 4 の他端部は図 7 に示す後述する内視鏡のベースユニット 5 に連結されている。

【 0 0 2 6 】

また、計測内視鏡 1 の挿入部 2 には細長い可撓管部 6 と、最先端位置に配置されたヘッド部 7 と、このヘッド部 7 と可撓管部 6 との間に介設され、遠隔的に湾曲操作可能な湾曲部 8 とが設けられている。

【0027】

図 2 はヘッド部 7 の内部構造を示すものである。このヘッド部 7 には通常観察用のヘッド部本体 9 の先端部に光学アダプタ装着部 10 が設けられている。この光学アダプタ装着部 10 には必要に応じて各種の光学アダプタ、例えばステレオ計測アダプタ 11 が着脱可能に装着されている。

【0028】

ここで、ヘッド部本体 9 の光学アダプタ装着部 10 には例えば雄ねじ部が形成されている。また、ステレオ計測アダプタ 11 の基端部にはこの光学アダプタ装着部 10 の雄ねじ部に螺着されるねじ穴部が形成されている。そして、ヘッド部本体 9 の光学アダプタ装着部 10 の雄ねじ部とステレオ計測アダプタ 11 のねじ穴部との間が螺着されて連結されるようになっている。なお、本実施の形態の計測内視鏡 1 は図 5 に示すようにステレオ計測アダプタ 11 の取り付け時にはステレオ計測用となり、図 6 および図 3 1 に示すようにステレオ計測アダプタ 11 を取り外すと二次元画像の通常観察用になる。これにより、光学アダプタの着脱の回数（手間）は従来の半分になり、操作者の疲労軽減に貢献できる。

【0029】

また、通常観察用のヘッド部本体 9 の先端面には図 6 に示すように通常観察用の観察光学系 12 の観察窓 12 a と、左右一対の照明光学系の照明窓 13 a , 13 b と、処置具挿通チャンネル 14 のチャンネル孔 14 a とが設けられている。さらに、ヘッド部本体 9 の内部には観察光学系 12 に配設された 1 つの撮像素子、例えば CCD 15 や、照明窓 13 a , 13 b に連結された図示しないライトガイドや、処置具挿通チャンネル 14 のチャンネルチューブ 16 などが組み込まれている。

【0030】

また、ステレオ計測アダプタ 11 の先端面には図 1 (C) に示すようにステレオ計測用の観察光学系 17 の観察窓 17 a と、左右一対の照明光学系の照明窓 18 a , 18 b と、処置具挿通チャンネル 19 のチャンネル孔 19 a とが設けられている。ここで、ステレオ計測アダプタ 11 の観察窓 17 a と、照明窓 18 a , 18 b と、チャンネル孔 19 a とは通常観察用のヘッド部本体 9 の観察窓 12 a と、照明窓 13 a , 13 b と、チャンネル孔 14 a とそれぞれ対応する位置に配置されている。そして、ヘッド部本体 9 の光学アダプタ装着部 10 にステレオ計測アダプタ 11 が取付けられた場合にはステレオ計測アダプタ 11 の観察光学系 17 と通常観察用のヘッド部本体 9 の観察窓 12 a との間が連結され、同時に各照明窓 18 a , 18 b の各ライトガイド 18 a 1 , 18 b 1 (図 3 に示す) と照明窓 13 a , 13 b との間、および処置具挿通チャンネル 19 のチャンネルパイプ 19 b とチャンネル孔 14 a との間がそれぞれ連結されるようになっている。

【0031】

さらに、ステレオ計測用の観察光学系 17 には図 4 に示すように視差を有する左右一対の対物レンズ 20 a , 20 b が設けられている。これら左右 2 つの対物レンズ 20 a , 20 b の前面には観察窓 17 a を形成する平行平板ガラス 21 が配設されている。これにより複雑な形状の対物レンズを用いても水密を確実に確保できる。さらに、左右の対物レンズ 20 a , 20 b の後面側には共通の後方レンズ群 22 が配設されている。そして、左右の対物レンズ 20 a , 20 b の像は、後方レンズ群 22 およびヘッド部本体 9 の観察光学系 12 を経て CCD 15 上の異なる位置に結像するようになっている。

【0032】

また、ステレオ計測アダプタ 11 にはアダプタ本体 23 と、このアダプタ本体 23 に組み付けられるカバー 24 とが設けられている。ここで、カバー 24 の基端部には図 4 に示すようにアダプタ本体 23 の外周面に外嵌される略リング状の嵌合部 25 が形成されている。

【0033】

10

20

30

40

50

さらに、アダプタ本体 23 の外周面には図 3 に示すように 2 つのねじ穴 26 が形成されている。これら 2 つのねじ穴 26 の各中心線は斜めに交差する状態で配置されている。そして、カバー 24 の嵌合部 25 がアダプタ本体 23 の外周面に外嵌された状態で、嵌合部 25 の外から固定ねじ 27 がアダプタ本体 23 の 2 つのねじ穴 26 にそれぞれ螺挿されるようになっている。これにより、カバー 24 とアダプタ本体 23 とを固定ねじ 27 で斜め方向から 2 ヶ所で固定し、固定ねじ 27 の締め付けによるカバー 24 とアダプタ本体 23 との回転ずれ（傾き）を防止するようになっている。

【0034】

また、図 3 に示すようにカバー 24 の嵌合部 25 とアダプタ本体 23 の外周面との外嵌部分にはアダプタ本体 23 とカバー 24 との間の空間 28 を塞ぎ、接着作業効率を上げる為

10

【0035】

さらに、本実施の形態では図 2 に示すようにステレオ計測アダプタ 11 における処置具挿通チャンネル 19 のチャンネルパイプ 19b に位置決め用フランジ 30 が形成されている。この位置決め用フランジ 30 はアダプタ本体 23 の端面に突き当ててチャンネルパイプ 19b の取付け位置を位置決めするものである。この位置決め用フランジ 30 の外径寸法はカバー 24 の先端面に形成されたチャンネル孔 19a の穴径 d より大きくなるように設定されている。これにより、この位置決め用フランジ 30 がカバー 24 の先端面のチャンネル孔 19a から脱落しないようにしている。

【0036】

20

また、図 1 (C) に示すようにステレオ計測アダプタ 11 における左右一対の対物レンズ 20a, 20b が画角違いの双眼アダプタの場合、左右の照明窓 18a, 18b の各照明レンズの配光特性は左右の対物レンズ 20a, 20b のそれぞれの画角に合わせて広角、狭角配光にそれぞれ設定されている。例えば、左対物レンズ 20a の画角が 100° 程度の広角、右対物レンズ 20b の画角が 70° 程度の狭角にそれぞれ設定されている場合にはこれに合わせて左の照明窓 18a の照明レンズの配光特性は広角、右の照明窓 18b の照明レンズの配光特性は狭角にそれぞれ設定されている。これにより、左対物レンズ 20a による広角画像と、右対物レンズ 20b による狭角画像とをそれぞれ鮮明に観察することができる。

【0037】

30

さらに、挿入部 2 の内部には照明光を伝送するライトガイドと、観察光学系に配設された例えば CCD 15 などに接続された信号線と、湾曲部 8 を湾曲操作する複数、本実施の形態では 4 本のアングルワイヤ（操作ワイヤ）などがそれぞれ配設されている。

【0038】

ここで、本実施の形態では例えば上下湾曲操作の 2 本のアングルワイヤと、左右湾曲操作の 2 本のアングルワイヤとが設けられている。そして、挿入部 2 の湾曲部 8 は上下湾曲操作の 2 本のアングルワイヤによって上下方向に、また左右湾曲操作の 2 本のアングルワイヤによって左右方向にそれぞれ牽引操作され、上下方向、左右方向の 4 方向、およびこれらを組み合わせた任意の方向に湾曲変形可能になっている。

【0039】

40

また、図 1 (B) に示すように挿入部 2 の可撓管部 6 の基端部にはチャンネルポート 3 の先端部が連結されている。このチャンネルポート 3 には使用者が片手で把持可能なグリップ部 3a が設けられている。このグリップ部 3a の後端部にはチャンネル開口部 3b と、ユニバーサルケーブル連結部 3c とが並設されている。さらに、ユニバーサルケーブル 4 の内部には挿入部 2 側から延出されるライトガイドと、信号線と、4 本のアングルワイヤなどが延設されている。

【0040】

また、ユニバーサルケーブル 4 の基端部はベースユニット 5 に連結されている。このベースユニット 5 には、図 7 に示すように湾曲部 8 を湾曲駆動する電動湾曲装置（湾曲駆動機構）51 と、この電動湾曲装置 51 の動作を制御する電動湾曲制御部 52 と、カメラコン

50

トロールユニット（CCU）53などが内蔵されている。ここで、電動湾曲装置52には湾曲部8を上下、左右の各方向に湾曲操作する上下湾曲操作作用および左右湾曲操作作用の各アングルワイヤをそれぞれ牽引する上下湾曲操作作用および左右湾曲操作作用の各駆動機構部が設けられている。これらの駆動機構部には湾曲部8を湾曲する湾曲操作作用の駆動力を発生させる駆動源となる湾曲モータ54と、この電動湾曲装置52の出力軸の回転量を検出するポテンシオメータ55などがそれぞれ設けられている。

【0041】

そして、電動湾曲装置51の上下湾曲操作作用の駆動機構部により上下湾曲操作作用の2本のアングルワイヤが牽引動作され、また、左右湾曲操作作用の駆動機構部によって左右湾曲操作作用の2本のアングルワイヤが牽引動作されることにより、湾曲部8が上下方向、左右方向の4方向、およびこれらを組み合わせた任意の方向に遠隔にて湾曲動作を行なうようになっている。このとき、各ポテンシオメータ55によって電動湾曲装置52の出力軸の回転位置を検知し、ポテンシオメータ55による各アングルワイヤの位置制御により湾曲部8の湾曲動作の制御を行なっている。

【0042】

また、カメラコントロールユニット53には挿入部2内のCCD15に先端が接続された信号線15aの基端部が接続されている。そして、CCD15で撮像された内視鏡観察像の画像データは電気信号に変換されて信号線15aを介してカメラコントロールユニット53に伝送されるようになっている。さらに、このカメラコントロールユニット53には表示用のモニタ56が接続されている。そして、このモニタ56にCCD15で撮像された内視鏡観察像の画像が表示されるようになっている。

【0043】

また、ベースユニット5には計測内視鏡1の駆動用の主要な機械を収容する固定ユニット57が接続されている。この固定ユニット57には電源ユニット58と、光源装置59と、記録ユニット60とが収容されている。さらに、固定ユニット57には計測内視鏡1を操作するリモートコントローラ（以下、リモコンと略記する）61が接続されている。このリモコン61はチャンネルポート3に着脱可能に連結されている。

【0044】

また、リモコン61には少なくとも計測内視鏡1の湾曲部8の湾曲方向を上下左右方向に遠隔的に湾曲操作するための指示入力手段であるジョイスティック62と、パワーボタン63と、センタリングボタン64とが設けられている。パワーボタン63は電源ユニット58のスイッチ58aに接続されている。

【0045】

また、リモコン61には、可変抵抗器65と、A/D変換部66とが設けられている。可変抵抗器65は、ジョイスティック62の傾き方向及び角度に応じて抵抗値が変化する。さらに、A/D変換部66は、可変抵抗器65の抵抗値から電圧変換されるアナログの電圧値をA/D変換する。

【0046】

このリモコン用A/D変換部66は、ベースユニット5内の電動湾曲制御部52に電氣的に接続されている。そして、リモコン用A/D変換部66でデジタル化された湾曲指示信号が電動湾曲制御部52に送信されるようになっている。

【0047】

また、電動湾曲制御部52にはマイクロコンピュータ（以下、マイコンと略記する）67と、D/Aコンバータ68と、アンプ69と、ポテンシオメータ用A/D変換部70とが設けられている。ここで、マイコン67はリモコン用A/D変換部66と通信ケーブルによって電氣的に接続されている。そして、このマイコン67ではリモコン61からの湾曲指示信号に対応するデジタルの駆動信号を生成するようになっている。このマイコン67から出力されるデジタルの駆動信号はD/Aコンバータ68に入力され、アナログの駆動信号に変換されるようになっている。さらに、D/Aコンバータ68の出力側はアンプ69を介して湾曲モータ54に接続されている。そして、D/Aコンバータ68で変換された

アナログの駆動信号をアンプ 6 9 によって増幅処理し、各湾曲モータ 5 4 に出力するようになっている。

【 0 0 4 8 】

さらに、マイコン 6 7 は、CPU、プログラムが記憶されている ROM、RAM を有すると共に、差分演算部 7 1 と、ポテンショメータ用 A/D 変換部 7 0 とを有している。ポテンショメータ用 A/D 変換部 7 0 の入力側は各ポテンショメータ 5 5、出力側は差分演算部 7 1 にそれぞれ接続されている。そして、ポテンショメータ用 A/D 変換部 7 0 は各ポテンショメータ 5 5 の回転位置を示す抵抗値を A/D 変換するようになっている。また、差分演算部 7 1 にはポテンショメータ用 A/D 変換部 7 0 からの出力信号が入力され、各ポテンショメータ 5 5 で検知した電動湾曲装置 5 2 の出力軸の回転量をリモコン用 A/D 変換部 6 6 からの湾曲指示信号との差分を取ってフィードバック制御を行なうようになっている。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、マイコン 6 7 には湾曲モータ制御部 7 2 と、パラメータ格納部 7 3 とが設けられている。湾曲モータ制御部 7 2 にはリモコン 6 1 のセンタリングボタン 6 4 とパラメータ格納部 7 3 とが接続されている。パラメータ格納部 7 3 に格納されたパラメータは、センタリングボタン 6 4 の指示を受けて一時的に湾曲部 8 を動作させる動作量を表し、具体的には、電動湾曲制御部 5 2 の各出力軸の回転量を表す。この回転量は、ポテンショメータ 5 5 によって検出される出力軸の回転量によって決まるが、マイコン 6 7 内では各ポテンショメータ 5 5 の全抵抗値をある単位で分割し、デジタル変換したものを扱う。そして、湾曲モータ制御部 7 2 ではセンタリングボタン 6 4 からの指示を受けて、パラメータ格納部 7 3 に格納しているセンタリングパラメータを用いてセンタリング指示信号を発するようになっている。

20

【 0 0 5 0 】

また、本実施の形態の内視鏡システムには図 7 に示すように計測内視鏡 1 の挿入部 2 を自動挿入する挿入部進退装置 7 4 と、処置具進退装置 7 5 とが設けられている。挿入部進退装置 7 4 には図 8 (A) に示すように内視鏡 1 の挿入部 2 を進退させる為の一对の転動ローラ 7 6 a, 7 6 b と、図 8 (B) に示すように各転動ローラ 7 6 a, 7 6 b を回転駆動させる駆動力を発生するモーター 7 7 a, 7 7 b とが設けられている。ここで、計測内視鏡 1 の挿入部 2 は一对の転動ローラ 7 6 a, 7 6 b 間に挟まれる状態でセットされる。

30

【 0 0 5 1 】

さらに、各転動ローラ 7 6 a, 7 6 b の回転軸はモーター 7 7 a, 7 7 b の一端側にギヤ部 7 8 a, 7 8 b を介してそれぞれ連結されている。なお、モーター 7 7 a, 7 7 b の他端部には各モーター 7 7 a, 7 7 b の回転量を検知するエンコーダ 7 9 a, 7 9 b が装着されている。

【 0 0 5 2 】

また、図 1 (A) に示すように計測内視鏡 1 の処置具挿通チャンネル 1 9 のチャンネル孔 1 9 a にはフックアセンブリ 8 0 が挿通されている。このフックアセンブリ 8 0 には操作ワイヤ 8 0 a と、この操作ワイヤ 8 0 a の先端部に連結された略 U 字状のフック部 8 0 b とが設けられている。

40

【 0 0 5 3 】

また、フックアセンブリ 8 0 を使用する場合には次の通りの操作でフックアセンブリ 8 0 が計測内視鏡 1 の挿入部 2 の処置具挿通チャンネル 1 4、1 9 内にセットされる。すなわち、フックアセンブリ 8 0 の操作ワイヤ 8 0 a の基端部が挿入部 2 におけるヘッド部 7 の先端側チャンネル孔 1 9 a に挿入される。このとき、フックアセンブリ 8 0 の操作ワイヤ 8 0 a は挿入部 2 の処置具挿通チャンネル 1 4、1 9 内を通して挿入部 2 のチャンネルポート 3 側に延出される。そして、この操作ワイヤ 8 0 a の延出端部はチャンネルポート 3 のチャンネル開口部 3 b を通り、外部側に引き出される。

【 0 0 5 4 】

この状態で、計測内視鏡 1 のチャンネルポート 3 には処置具進退装置 7 5 が装着される。

50

この処置具進退装置 7 5 には図 1 (B) に示すようにフックアセンブリ 8 0 の操作ワイヤ 8 0 a を進退させる為の一对の転動ローラー 8 1 a , 8 1 b と、各転動ローラー 8 1 a , 8 1 b を回転駆動させる駆動力を発生するモーター 8 2 a , 8 2 b とが設けられている。ここで、フックアセンブリ 8 0 の操作ワイヤ 8 0 a は一对の転動ローラー 8 1 a , 8 1 b 間に挟まれる状態でセットされる。

【 0 0 5 5 】

さらに、各転動ローラー 8 1 a , 8 1 b の回転軸はモーター 8 2 a , 8 2 b の一端側にギヤ部 8 3 a , 8 3 b を介してそれぞれ連結されている。なお、モーター 8 2 a , 8 2 b の他端部には各モーター 8 2 a , 8 2 b の回転量を検知するエンコーダー 8 4 a , 8 4 b が装着されている。

10

【 0 0 5 6 】

また、計測内視鏡 1 のベースユニット 5 には挿入部進退装置 7 4 の動作を制御する進退モータ制御部 8 5 と、処置具進退装置 7 5 の動作を制御する処置具モータ制御部 8 6 とが設けられている。ここで、進退モータ制御部 8 5 には入力端側にカウンタ 8 7 を介してエンコーダー 7 9 a , 7 9 b が接続され、出力端側にモーター 7 7 a , 7 7 b が接続されている。同様に、処置具モータ制御部 8 6 には入力端側にカウンタ 8 8 を介してエンコーダー 8 4 a , 8 4 b が接続され、出力端側にモーター 8 2 a , 8 2 b が接続されている。

【 0 0 5 7 】

また、固定ユニット 5 7 にはステレオ計測処理部 8 9 と、位置検出部 9 0 と、補正量演算部 9 1 とがさらに設けられている。ここで、ステレオ計測処理部 8 9 はステレオ計測用の観察光学系 1 7 の左右一对の対物レンズ 2 0 a , 2 0 b の視差を利用して三角測量の原理で物体の大きさや、窪みの深さ等をステレオ計測する場合にステレオデータを処理する機能を有する。さらに、位置検出部 9 0 は具体的に計測対象と内視鏡 1 の先端面との傾き、距離を演算する機能を有する。また、補正量演算部 9 1 は、この傾き量、距離を元に傾き補正量、距離補正量を演算する機能を有する。

20

【 0 0 5 8 】

ステレオ計測処理部 8 9 および位置検出部 9 0 の入力側にはカメラコントロールユニット 5 3 が接続されている。さらに、ステレオ計測処理部 8 9 と、位置検出部 9 0 との間、および位置検出部 9 0 と補正量演算部 9 1 との間はそれぞれ接続されている。

【 0 0 5 9 】

また、リモコン 6 1 には計測内視鏡 1 による計測環境を最適化する計測最適化ボタン (補正手段) 9 2 が設けられている。この計測最適化ボタン 9 2 は位置検出部 9 0 に接続されている。さらに、補正量演算部 9 1 には湾曲モータ制御部 7 2 と、進退モータ制御部 8 5 と、処置具モータ制御部 8 6 とがそれぞれ接続されている。

30

【 0 0 6 0 】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡システムでは計測内視鏡 1 の使用時には挿入部 2 のヘッド部 7 の光学アダプタ装着部 1 0 に必要に応じて各種の光学アダプタ、例えばステレオ計測アダプタ 1 1 が着脱可能に装着される。そして、被検体をステレオ計測する場合には図 5 に示すようにヘッド部 7 の光学アダプタ装着部 1 0 にステレオ計測アダプタ 1 1 が取り付けられる。これにより、ステレオ計測用の計測内視鏡 1 として使用される。ここで、図 6 に示すようにステレオ計測アダプタ 1 1 を取り外すと二次元画像の通常観察用の計測内視鏡 1 として使用される。

40

【 0 0 6 1 】

さらに、計測内視鏡 1 の使用時には図 1 (A) に示すように計測内視鏡 1 の処置具挿通チャンネル 1 9 のチャンネル孔 1 9 a にフックアセンブリ 8 0 が挿通される。このとき、フックアセンブリ 8 0 の操作ワイヤ 8 0 a は挿入部 2 の処置具挿通チャンネル 1 4 、 1 9 内を通して挿入部 2 のチャンネルポート 3 側に延出される。

【 0 0 6 2 】

そして、この操作ワイヤ 8 0 a の延出端部はチャンネルポート 3 のチャンネル開口部 3 b を通り、外部側に引き出される。このとき、チャンネルポート 3 のチャンネル開口部 3 b

50

から外部側に引き出された操作ワイヤ 80 a の延出端部は図 1 (B) に示すように処置具進退装置 75 の一対の転動ローラ 81 a , 81 b 間に挿入された状態にセットされる。このように計測内視鏡 1 の準備が終了した後、図 8 (A) に示すように計測内視鏡 1 の挿入部 2 が被検体 N 1 の検査対象空間 N 2 内に挿入される。

【 0 0 6 3 】

次に、この計測内視鏡 1 の挿入部 2 の挿入作業について図 3 7 のフローチャートを参照して説明する。この計測内視鏡 1 の挿入部 2 の挿入作業時には計測内視鏡 1 の挿入部 2 がパイプなどの被検体 N 1 の検査対象空間 N 2 内に挿入される (ステップ S 3 1) 。

【 0 0 6 4 】

さらに、計測内視鏡 1 の挿入作業中は検査対象空間 N 2 内の状態が計測内視鏡 1 によって内視鏡観察される。この内視鏡観察時には内視鏡 1 のヘッド部 7 の内部に組み込まれた CCD 15 が得た撮像信号は CCU 53 にて映像信号に変換され、その信号がモニタ 56 に送信される。これにより、内視鏡観察がモニタ 56 に表示される。このとき、CCU 53 からステレオ計測処理部 89 には同じ信号が送信される。そして、このステレオ計測処理部 89 によってステレオデータが処理される。

【 0 0 6 5 】

また、計測内視鏡 1 の内視鏡観察によって例えば図 9 に示すように例えばガスタービンエンジン 93 のタービンブレード 94 などの計測対象が発見される。このように計測対象のタービンブレード 94 が発見された時点で、図 10 (A) に示すように挿入部 2 の先端部がタービンブレード 94 の近傍位置に導かれる。

【 0 0 6 6 】

続いて、処置具進退装置 75 が駆動され、フックアセンブリ 80 を伸ばしてチャンネル孔 19 a の前方に突出させる操作が行なわれる。そして、このフックアセンブリ 80 のフック部 80 b を図 10 (B) に示すように計測対象のタービンブレード 94 の近辺に引っ掛けて計測対象のタービンブレード 94 に対して内視鏡 1 の先端を係止する (ステップ S 3 2) 。

【 0 0 6 7 】

この状態で、リモコン 61 の計測最適化ボタン 92 を押すことにより、次の計測最適化処理が行われる。計測最適化ボタン 92 を押す動作にともない CCU 53 から出力される信号が位置検出部 90 に送信される (ステップ S 3 3) 。このとき、位置検出部 90 ではステレオ計測処理部 89 から送信される信号に基づいて計測対象と内視鏡 1 の先端との位置関係情報を入手する。そして、この位置検出部 90 では具体的に計測対象と内視鏡 1 の先端面との傾き、距離を演算する (ステップ S 3 4) 。

【 0 0 6 8 】

続いて、ステップ S 3 5 で補正量演算部 91 では、この傾き量、距離の演算データを元に傾き補正量、距離補正量を次の通り演算する。すなわち、図 11 に示すように内視鏡 1 の先端面に理想的に正面となる理想平面 P 1 を設定し、この理想平面 P 1 に対し、計測対象 M 1 の 3 次元的傾き、を算出する。さらに、計測対象 M 1 の画面上の中心と内視鏡 1 の先端との距離 L を算出する。

【 0 0 6 9 】

この、が 0 に近づく (傾きが無くなる) ように L を計測に最適な距離 $L_a \sim L_b$ 内に収まるように処置具進退装置 75、挿入部進退装置 74、電動湾曲装置 51 を動作させる。 (ステップ S 3 6 , S 3 7 , S 3 8)

例えば、タービンブレード 94 は曲面である為、最大限観察面積が大きくなるようにする。また、パイプも曲面であるが計測対象を指定することで、その位置を中心に均一に極力正面視する湾曲部 8 の湾曲方向と湾曲量および挿入部 2 の押し込み量を計算する。

【 0 0 7 0 】

なお、鉗子の使用などによりフックアセンブリ 80 の進退が不可能な場合は挿入部進退装置 74、電動湾曲装置 51 の動作のみとなる。さらに、回転量検知にはエンコーダーではなくポテンシオメーターを使用してもよい。この回転量から進退量を進退モーター制御部

10

20

30

40

50

62、処置具モーター制御部70で算出、検知する。

【0071】

なお、電動湾曲装置51の動作はポテンシオメーター55、挿入部進退装置74の動作はエンコーダー79a, 79b、処置具進退装置75の動作はエンコーダー84a, 84bの移動量をそれぞれ反映して行う。

【0072】

そして、ステップS39で、 0 、 $L_a < L < L_b$ となる場合、図10(C)に示すように計測対象のタービンプレード94を計測内視鏡1の観察画面の中心に位置させ、正面視させることができる。

【0073】

このとき、タービンプレード94に対して内視鏡1の先端をフックアセンブリ80で係止していることにより、内視鏡1の挿入部2を自動湾曲・自動挿入する際に内視鏡1の先端が動いても目標となる計測対象のタービンプレード94を見失わない。ここで、自動湾曲・自動挿入の結果、内視鏡1の先端と計測対象のタービンプレード94との間の距離が変わるようであれば、チャンネルポート3の処置具進退装置75で、フックアセンブリ80の突出量を調節する。

【0074】

そして、 0 、 $L_a < L < L_b$ となる場合、計測状態が最適であることを示す信号が補正量算出部91よりモニタ56へ送信される(ステップS40)。

【0075】

その信号を操作者が確認し、計測を行うと良い(ステップS41)。そうすることで最適な計測条件を作り出すことができる。

【0076】

また、ステレオ計測では左右2つの対物レンズ20a, 20bの視差のみから計測を行う為、計測対象の大きさ(長さ)と内視鏡1と計測対象物との距離の2つのパラメータを算出している。ここで、フックアセンブリ80の進退量を検知できれば、内視鏡1の先端から計測対象のタービンプレード94までの距離が物理的に測定できる。そのため、その測定結果をステレオ計測に反映させ、内視鏡1と計測対象物との距離の誤差を修正することで、ステレオ計測の精度補正を行うことができ、計測精度の向上を図ることができる。

【0077】

さらに、ステレオ計測の際に光学ズームにて計測対象を拡大すると、計測ポイントを詳細に指示できることで、より高精度に計測を行うことができる。

【0078】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態の内視鏡システムでは計測内視鏡1の使用時に計測内視鏡1の内視鏡観察によって例えばガスタービンエンジン93のタービンプレード94などの計測対象が発見された際にフックアセンブリ80のフック部80bを図10(B)に示すように計測対象のタービンプレード94の近辺に引っ掛けて計測対象のタービンプレード94に対して内視鏡1の先端を半固定する作業が行われる。続いて、この状態で、リモコン61の計測最適化ボタン92を押すことにより、湾曲モーター制御部72による湾曲制御や、挿入部進退装置74による挿入部2の挿入量の制御を行うことにより、図10(C)に示すように計測対象のタービンプレード94を計測内視鏡1の観察画面の中心に位置させ、正面視させることができる。そして、計測対象のタービンプレード94を計測内視鏡1で正面視している状態で、ステレオ計測を行うことにより、計測精度は最大限良くなる。そのため、ステレオ計測内視鏡1による計測時には複雑な操作も無く、計測対象を計測内視鏡1の観察画面の中心に位置させて正面視することができるので、ステレオ計測内視鏡1の性能を十分に生かせ、計測精度を向上させることができる。

【0079】

また、第1の実施の形態ではヘッド部7のチャンネル孔19aを左右一対の対物レンズ20a, 20b間の中心線上に配置した例を示したが、図12(A)に示す第1の変形例や

10

20

30

40

50

、図１２（Ｂ）に示す第２の変形例のように左右一対の対物レンズ２０ａ，２０ｂ間の中心線ＣＬ１の右側に偏って配置してもよく、また左側に偏って配置してもよい。

【００８０】

また、図１３は本発明の第２の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第１の実施の形態（図１（Ａ）～（Ｃ）乃至図１１、図３１、図３７参照）の内視鏡システムの構成を次の通り変更したものである。

【００８１】

すなわち、本実施の形態では計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９に補助照明ライトガイド１０１を挿通したものである。この補助照明ライトガイド１０１の先端部には照明用プリズム１０２が配設されている。そして、補助照明ライトガイド１０１を通して軸方向に導光された補助照明光は照明用プリズム１０２で略直角に屈曲されて計測内視鏡１の挿入方向と交差する方向に照射されるようになっている。

【００８２】

そこで、本実施の形態では計測内視鏡１の照明窓１８ａ，１８ｂから照射されるメインの照明光の照射方向とは異なる方向を計測内視鏡１の補助照明ライトガイド１０１から照射される補助照明光によって照明することができる。そして、その補助ライトガイド１０１を軸方向に進退操作、及び回転操作することで、窪み等の検査対象物に適切な照明を当てることができる。そのため、窪み等の検査対象物に影などの死角を生じさせない。それにより計測ポイントを正確に指示でき、ステレオ計測の性能を十分に引き出すことが可能になる。

【００８３】

また、図１４（Ａ）は第２の実施の形態（図１３参照）の計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９に挿入される補助照明ライトガイド１０１の第１の変形例を示す。本変形例では補助照明ライトガイド１０１の先端部に軸方向とは異なる方向、例えば前方斜め下向き方向に向けて屈曲された曲がり癖部１０１ａをライトガイド１０１自体に設けたものである。この補助照明ライトガイド１０１の先端部の曲がり癖部１０１ａは弾性体であってチャンネル孔１９ａより突出した際に、その向きに曲がるようにしたものである。

【００８４】

また、図１４（Ｂ）は第２の実施の形態の計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９に挿入される補助照明ライトガイド１０１の第２の変形例を示す。本変形例では補助照明ライトガイド１０１の先端部に前方斜め上向き方向に向けて屈曲された曲がり癖部１０１ｂをライトガイド１０１自体に設けたものである。さらに、本変形例の補助照明ライトガイド１０１の先端部には照明用プリズム１０２が配設されていない。そして、本変形例の補助照明ライトガイド１０１の先端部の曲がり癖部１０１ｂはチャンネル孔１９ａより突出した際に、前方斜め上向き方向に曲がり、その方向を補助照明光によって照明することができるようにしたものである。

【００８５】

また、図１５（Ａ）は第２の実施の形態の計測内視鏡１の第１の変形例を示す。本変形例は計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９の先端部に前方斜め下向き方向に曲がるチャンネル曲がり部１０３ａをチャンネル１９自体に設けたものである。そして、本変形例では全長に亙り真っ直ぐな直管状の補助照明ライトガイド１０１を使用する場合であっても処置具挿通チャンネル１９のチャンネル曲がり部１０３ａを通ることにより、補助照明ライトガイド１０１の先端部がチャンネル孔１９ａより突出した際に、前方斜め下向き方向に曲がるようにしたものである。

【００８６】

また、図１５（Ｂ）は第２の実施の形態の計測内視鏡１の第２の変形例を示す。本変形例は計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９の先端部に前方斜め上向き方向に曲がるチャンネル曲がり部１０３ｂをチャンネル１９自体に設けたものである。そして、本変形例では全長に亙り真っ直ぐな直管状の補助照明ライトガイド１０１を使用する場合であっても処置具挿通チャンネル１９のチャンネル曲がり部１０３ｂを通ることにより、補助照明ラ

イトガイド１０１の先端部がチャンネル孔１９ａより突出した際に、前方斜め上向き方向に曲がるようにしたものである。

【００８７】

そして、上記図１４（Ａ）、（Ｂ）、図１５（Ａ）、（Ｂ）の各変形例でも第２の実施の形態の計測内視鏡１と同様に計測内視鏡１の照明窓１８ａ、１８ｂから照射されるメインの照明光の照射方向とは異なる方向を計測内視鏡１の補助照明ライトガイド１０１から照射される補助照明光によって照明することができる。そして、その補助ライトガイド１０１を軸方向に進退操作、及び回転操作することで、窪み等の検査対象物に適切な照明を当てることできる。そのため、窪み等の検査対象物に影などの死角を生じさせない。それにより計測ポイントを正確に指示でき、ステレオ計測の性能を十分に引き出すことが可能になる。

10

【００８８】

また、図１６は本発明の第３の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第１の実施の形態（図１（Ａ）～（Ｃ）乃至図１１、図３１、図３７参照）の計測内視鏡１の処置具挿通チャンネル１９に反射鏡付きプローブ１１０を挿通する構成にしたものである。この反射鏡付きプローブ１１０にはプローブ本体１１２の先端部に反射鏡１１１が回転軸１１３を中心に回転可能に連結されている。反射鏡１１１の基端部にはリンクアーム１１４の先端が回転ピン１１５を介して回転可能に連結されている。

【００８９】

さらに、反射鏡付きプローブ１１０には反射鏡１１１の回転角度を調整する操作ワイヤ１１６が設けられている。この操作ワイヤ１１６の先端部にはリンクアーム１１４の基端部が回転ピン１１７を介して回転可能に連結されている。

20

【００９０】

そして、本実施の形態では内視鏡１の照明窓１８ａ、１８ｂから照射される照明光を反射する反射鏡を備えた反射鏡付きプローブ１１０をチャンネル１９に挿通する。その後、プローブ１１０を軸方向に進退する操作、及び軸回り方向の回転操作、また反射鏡１１１の角度を可変する操作を行うことで内視鏡１の先端からの照明光を計測対象に対して好適な状態で適宜、照射することができる。そのため、計測対象に影などの死角を生じさせない。それにより計測ポイントを正確に指示でき、ステレオ計測の性能を十分に引き出すことが可能になる。

30

【００９１】

また、図１７（Ａ）は第３の実施の形態の計測内視鏡１における反射鏡付きプローブ１１０の第１の変形例を示す。本変形例では略山形に屈曲された屈曲部を備えた山形の反射鏡付きプローブ１２１を設けたものである。

【００９２】

さらに、図１７（Ｂ）は第３の実施の形態の計測内視鏡１の反射鏡付きプローブ１１０の第２の変形例を示す。本変形例は略三角プリズム形の屈曲部を備えた山形の反射鏡付きプローブ１２２を設けたものである。

【００９３】

また、図１８（Ａ）は第３の実施の形態の計測内視鏡１における反射鏡付きプローブ１１０の第３の変形例を示す。本変形例では略かまぼこ形に成形された凸面鏡形の反射鏡を備えた山形の反射鏡付きプローブ１２１を設けたものである。

40

【００９４】

さらに、図１８（Ｂ）は第３の実施の形態の計測内視鏡１の反射鏡付きプローブ１１０の第４の変形例を示す。本変形例は略円弧状断面の円弧形状部を備えた凹面鏡形の反射鏡付きプローブ１２４を設けたものである。

【００９５】

そして、上記図１７（Ａ）、（Ｂ）、図１８（Ａ）、（Ｂ）の各変形例でも第３の実施の形態の計測内視鏡１と同様にプローブ１２１～１２４をそれぞれ軸方向に進退する操作、及び軸回り方向の回転操作、また反射鏡の角度を可変する操作を行うことで内視鏡１の先

50

端からの照明光を計測対象に対して好適な状態で効率的に適宜、反射して照射することができる。そのため、計測対象に影などの死角を生じさせない。それにより計測ポイントを正確に指示でき、ステレオ計測の性能を十分に引き出すことが可能になる。

【0096】

また、図19～図22は本発明の第4の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1(A)～(C)乃至図11、図31、図37参照)の計測内視鏡1の処置具挿通チャンネル19のチャンネル孔19aに挿通されるフックアセンブリ80に代えて図19に示すようにレーザー装置131を設けたものである。

【0097】

すなわち、本実施の形態のレーザー装置131にはレーザーガイド132の先端に計測対象(例えばパイプ内面N2)にレーザーで格子パターン135を照射する投影手段としての例えばマスク手段133が設けられている。さらに、図20に示すようにレーザーガイド132の先端にはプリズム134が配設されていてもよく、状況に合わせて適切なタイプを選択すればよい。

【0098】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態では計測内視鏡1の処置具挿通チャンネル19にレーザー装置131のレーザーガイド132を挿通し、図21に示すように計測対象近辺のパイプ内面N2およびその周辺に格子パターン135をレーザーで照射する。

【0099】

そして、計測内視鏡1によるパイプ内面N2の計測において投影された格子パターン135を図22に示すように左右画像136L, 136Rのマッチングに使用する為、パイプ内面N2のように表面の凹凸や模様等が少ない検査対象物でもマッチングが確実に行える。そのため、ステレオ計測の性能を十分に引き出すことが可能になる。

【0100】

なお、計測内視鏡1によるパイプ内面N2の計測時には図23に示すように計測内視鏡1の湾曲部8をパイプ内面N2に正対させる状態に湾曲操作することにより、正面視の状態ですべての計測対象のパイプ内面N2を計測することができる。そのため、ステレオ計測の計測精度を向上できる。

【0101】

また、図24(A), (B)は第4の実施の形態(図19～図22参照)の内視鏡システムの第1の変形例を示すものである。本変形例のレーザー装置141では図24(A)に示すように処置具挿通チャンネル19のチャンネル孔19aに挿通されるレーザーガイド142が設けられている。このレーザーガイド142の基端部には図24(B)に示すようにレーザー光源143との間に格子パターンフィルター144が設けられている。この格子パターンフィルター144にはレーザーで格子パターン135を照射する投影手段としての例えばマスク手段145が設けられている。

【0102】

また、図25(A), (B)は第4の実施の形態の内視鏡システムの第2の変形例を示すものである。本変形例の目印投影装置151では図25(A)に示すように処置具挿通チャンネル19のチャンネル孔19aに挿通されるライトガイド152が設けられている。このライトガイド152の基端部には図25(B)に示すように通常照明用ライトガイド152bと、ライトガイドの繊維形状が投影できるドット投影用ライトガイド152aとが設けられている。そして、光源装置153を切り替え式にするなどの手段により、通常照明用ライトガイド152bと、ドット投影用ライトガイド152aとを適宜、選択的に使用することができる。

【0103】

なお、本変形例のようにレーザーではなく可視光線を用いれば通常の光源装置を使用すればよく、レーザー発振機が不要になる。また、赤外線あるいは紫外線とそれを受光できるCCDを使用すれば暗い状態でも格子を確認することが可能になる。さらに、パターンは

10

20

30

40

50

格子以外でもドットパターンや、同心円パターンや、その他、幾何学模様以外のパターンでも良い。

【0104】

また、図26(A)、(B)は第4の実施の形態の内視鏡システムの第3の変形例を示す。本変形例には計測内視鏡1に2つのチャンネル孔19a1、19a2が設けられている。さらに、本変形例のレーザー装置161には各チャンネル孔19a1、19a2に挿通される2つのレーザーガイド162a、162bが設けられている。

【0105】

また、各レーザーガイド162a、162bの基端部には図26(B)に示すようにレーザー発振機163との間にレーザープリッター164が介設されている。そして、レーザー発振機163から出力されるレーザー光はレーザープリッター164で2分割されて各レーザーガイド162a、162bに入射されるようになっている。さらに、各レーザーガイド162a、162bから出射される2つのレーザー光を重ね合わせ、干渉縞を作り出すことにより、表示パターンを形成する構成になっている。

【0106】

なお、図26(A)、(B)の第3の変形例はレーザーではなく可視光線、赤外線、紫外線などを使用して干渉縞を作り出しても良い。

【0107】

また、図27および図28(A)、(B)は本発明の内視鏡システムの第5の実施の形態を示すものである。本実施の形態は図28(A)に示すように計測内視鏡1における処置具挿通チャンネル19のチャンネル孔19aに挿通される計測補正治具181を設けたものである。なお、図27は本実施の形態の計測内視鏡1における制御回路全体の概略構成を示すものである。本実施の形態の制御回路ではステレオ計測処理部89にスケール計測入力部171が接続されている。

【0108】

また、図28(A)は計測内視鏡1における挿入部2の先端部分に本実施の形態の計測補正治具181を装着させた状態を示す。この計測補正治具181には処置具挿通チャンネル19のチャンネル孔19aに挿通される操作ワイヤ182の先端部に平板状の目盛りプレート183が立設されている。この目盛りプレート183には図28(B)に示すようにプレート面に予め長さのわかっている基準長を示す2つの基準長目盛り184a、184bが設けられている。

【0109】

そして、本実施の形態の計測内視鏡1による計測対象の計測時には、まず計測補正治具16を伸ばして計測推奨深度範囲外の計測対象に計測補正治具16の目盛りプレート183を当て付ける。この状態で、その補正治具181の基準長目盛り184a、184bを計測し、その基準長の計測結果をあらかじめわかっている長さに修正することで、遠距離計測に発生する誤差の補正を行う。

【0110】

この時の動作を図27にて説明すると、補正治具181の基準長目盛り184a、184bにて得た計測結果(ここでは操作者が画像を通じて認識)をスケール計測入力部171に入力すると、ステレオ計測処理部89に、この値を代入することで計測処理がなされ、その結果がステレオ計測処理部89よりモニター56へ送信される。

【0111】

その後、計測対象を計測することで、遠距離で生じる誤差を補正して計測精度を向上させることが可能になる。

【0112】

また、図29は第5の実施の形態(図27および図28(A)、(B)参照)の計測内視鏡1における計測補正治具181の変形例を示すものである。本変形例は棒状の計測補正治具191を設けたものである。この計測補正治具191の操作ロッド192の先端部には軸方向に離れた位置に配置された2つの基準長目盛り193a、193bが設けられて

10

20

30

40

50

いる。各基準長目盛り 193a, 193b 間の間隔は予め長さがわかっている基準長に設定されている。そして、本変形例の計測補正治具 191 でも第 5 の実施の形態の計測補正治具 181 と同様に使用することができる。

【0113】

また、図 30、図 32、図 33、図 35 は本発明の内視鏡システムの第 6 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は図 32 に示すように計測内視鏡 1 における処置具挿通チャンネル 19 のチャンネル孔 19a に挿通される測距プローブ 202 を設けたものである。この測距プローブ 202 は内視鏡 1 の先端からプローブ 202 の先端までの距離を検知するものである。

【0114】

なお、図 30 は本実施の形態の計測内視鏡 1 における制御回路全体の概略構成を示すものである。本実施の形態の制御回路ではステレオ計測処理部 89 にプローブ計測処理部 201 が接続されている。このプローブ計測処理部 201 には処置具進退装置 75 の動作を制御する処置具モータ制御部 86 が接続されている。

【0115】

次に、この計測内視鏡 1 による計測対象の計測作業について図 33 のフローチャートを参照して説明する。まず、この計測内視鏡 1 の挿入部 2 が被検体の検査対象空間内に挿入される（ステップ S11）。

【0116】

そして、本実施の形態の計測内視鏡 1 による計測対象の計測時には、図 32 に示すように処置具挿通チャンネル 19 のチャンネル孔 19a に測距プローブ 202 を挿通して、そのプローブ 202 を計測対象に当て付ける。この状態で、計測対象までの距離 L を正確に測定することができる（ステップ S12）。その距離情報をステレオ計測の計算に反映する（ステップ S13）ことで、計測対象の計測結果の誤差を少なくし計測精度を向上させることが可能になる。

【0117】

なお、測距方法は処置具進退装置 75 を使用して、プローブ 202 の進退量を検知する方法でもよい。この場合の動作は図 35 のフローチャートの通りとなる。そして、図 30 に示すようにプローブ 202 の計測結果がプローブ計測処理部 201 からステレオ計測処理部 89 に送信される。

【0118】

さらに、本実施の形態の測距プローブ 202 は、内視鏡 1 の先端からプローブ 202 の先端までの突出長 L を一定にすることができる。そのため、計測時にそのプローブ 202 を計測対象に当て付けることで計測対象までの距離を一定に保つことができる。これにより、一つの計測対象を安定して複数方向から計測を行うことができ、計測精度を向上させることが可能になる。

【0119】

また、図 34 および図 38 は本発明の内視鏡システムの第 7 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は図 34 に示すように計測内視鏡 1 における処置具挿通チャンネル 19 のチャンネル孔 19a に把持鉗子 211 を挿通させたものである。

【0120】

また、図 38 は本実施の形態の計測内視鏡 1 による計測対象物の計測作業を説明するためのフローチャートである。すなわち、本実施の形態では、計測内視鏡 1 の挿入部 2 がパイプなどの被検体の検査対象空間内に挿入される（ステップ S51）。

【0121】

その後、図 34 に示すように把持鉗子 211 を延出し、この把持鉗子 211 の把持部 212 で計測対象物 213 を把持する（ステップ S52）。この状態で、把持鉗子 211 の把持部 212 で計測対象物 213 を掴んだままの状態で引き寄せる（ステップ S53）。

【0122】

そして、次のステップ S54 で把持鉗子 211 の把持部 212 で把持された計測対象物 2

10

20

30

40

50

１３が計測推奨深度内に近づいたか否かが判断される。そして、計測対象物２１３が計測推奨深度内に寄った時点で、計測機能をＯＮし（ステップＳ５５）、計測を行うことで計測の精度を向上させることができる。

【０１２３】

なお、計測推奨範囲内に入ったことを操作者に告知する（ステップＳ５６）手段を設けてもよい。

【０１２４】

また、図３６および図３９は本発明の内視鏡システムの第８の実施の形態を示すものである。本実施の形態は図３６に示すように計測内視鏡１における処置具挿通チャンネル１９のチャンネル孔１９ａにフックアセンブリ８０を挿通させたものである。

【０１２５】

また、図３９は本実施の形態の計測内視鏡１による計測対象物の計測作業を説明するためのフローチャートである。すなわち、本実施の形態では、計測内視鏡１の挿入部２がパイプなどの被検体の検査対象空間内に挿入される（ステップＳ６１）。

【０１２６】

その後、図３６に示すようにフックアセンブリ８０を延出して計測対象物２１３の近辺にフック部８０ｂを引っ掛けて係止する（ステップＳ６２）。続いて、係止されたフックアセンブリ８０をガイドワイヤーとして内視鏡１をさらに挿入し、計測対象物２１３に近づける（ステップＳ６３）。

【０１２７】

そして、次のステップＳ６４で計測対象物２１３が計測推奨深度内に近づいたか否かが判断される。そして、計測対象物２１３が計測推奨深度内に寄った時点で、計測機能をＯＮし（ステップＳ６５）、計測を行うことで計測の精度を向上させることができる。

【０１２８】

なお、計測推奨範囲内に入ったことを操作者に告知する（ステップＳ６６）手段を設けてもよい。

【０１２９】

したがって、本実施の形態では内視鏡１の先端部が、計測対象物２１３に近づき、計測対象物２１３が計測推奨深度内に寄ったところで計測を行うことができるので、計測の精度を向上させることができる。

【０１３０】

なお、上記の把持鉗子２１１や、フックアセンブリ８０を処置具進退装置７５によって自動挿入することにより、計測対象物２１３と内視鏡１の先端との距離を検知し、その距離が計測推奨範囲内になった場合に計測機能が働くようにしてもよい。

【０１３１】

また、図４０は本発明の内視鏡システムの第９の実施の形態を示すものである。本実施の形態はガスタービンエンジン２２１の検査において、計測対象であるロータ２２３に近接するステーター２２２に内視鏡１をフックアセンブリ８０にて係止する構成にしたものである。これにより、ガスタービンエンジン２２１のロータ２２３を安定して検査・計測を行うことが可能となる。

【０１３２】

また、図４１および図４２は本発明の内視鏡システムの第１０の実施の形態を示すものである。本実施の形態は内視鏡１の先端にレーザー等による測距手段２２４を設けたものである。

【０１３３】

そして、図４２のフローチャートに示すようにステレオ計測による計測対象までの距離Ｈｓ情報と、レーザー測距手段２２４による計測対象までの距離ＨＬ情報を照合し、その値が一致するように湾曲部８の湾曲動作、挿入部２の挿入量を補正する。ＨｓとＨＬとが一致した時点（ $H_s = H_L$ ）で計測を行うと最も高い精度が得られる。湾曲部８の湾曲動作、挿入部２の挿入動作は自動で行う構成にしても良い。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 4 】

また、図 4 3 (A) , (B) は本発明の内視鏡システムの第 1 1 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は計測内視鏡 1 の手元側操作部分の各構成要素の位置関係 (チャンネルポート 3 とリモコン 6 1 の位置関係) と、内視鏡 1 の先端の各構成要素の位置関係 (観察光学系 1 7 の観察窓 1 7 a と、処置具挿通チャンネル 1 9 のチャンネル孔 1 9 a) とを略一致させたものである。これにより、操作に違和感を生じさせないようになり、操作性を向上させることができる。

【 0 1 3 5 】

また、図 4 4 (A) ~ (C) は本発明の内視鏡システムの第 1 2 の実施の形態を示すものである。本実施の形態では図 4 4 (A) に示すように計測内視鏡 1 の処置具挿通チャンネル 1 4 のチャンネルチューブ 1 6 の先端部に曲がり部 1 6 a を設けている。そして、このチャンネルチューブ 1 6 の曲がり部 1 6 a が上を向く方向を内視鏡 1 のヘッド部 7 の上方向にあわせて組み付ける。これにより、湾曲操作部をフリーにしても、図 4 4 (B) に示すように内視鏡 1 の先端部は若干上を向く為、湾曲操作をすることなくパイプ 2 3 1 の内腔 2 3 1 a の中央を内視鏡 1 の観察画面の中心に合わせ、パイプ 2 3 1 の内面をほぼ一望することができる。

10

【 0 1 3 6 】

ここで、チャンネルチューブ 1 6 に曲がり部 1 6 a が無い場合には図 4 5 (A) , (B) に示すように湾曲操作部をフリーにした際に、図 4 5 (A) に示すように内視鏡 1 の先端部が略直線状態で保持される。そのため、この状態では内視鏡 1 の観察画面にはパイプ 2 3 1 の内腔 2 3 1 a の中央から外れた部分が片寄った状態で表示されることになる。したがって、本実施の形態ではこの内視鏡 1 の観察画面をパイプ 2 3 1 の内腔 2 3 1 a の中央に合わせることができ、従来に比べてパイプ 2 3 1 の内腔 2 3 1 a を観察しやすくすることができる。

20

【 0 1 3 7 】

また、図 4 6 は本発明の内視鏡システムの第 1 3 の実施の形態を示すものである。本実施の形態では第 1 の実施の形態の計測内視鏡 1 の光学アダプタ装着部 1 0 に側視型の光学アダプタ 2 4 1 が装着されている。この光学アダプタ 2 4 1 の側面には観察光学系 2 4 6 の観察窓 2 4 3 と、照明光学系の照明窓 2 4 4 とが設けられている。

30

【 0 1 3 8 】

さらに、観察窓 2 4 3 にはプリズム 2 4 5 が配設されている。このプリズム 2 4 5 のプリズム反射面 2 4 5 a の裏には遮光板 2 4 9 が配設されている。また、照明窓 2 4 4 には照明用ライトガイド 2 4 8 が連結されている。この照明用ライトガイド 2 4 8 は観察光学系 2 4 6 の下方に配設されている。

【 0 1 3 9 】

そして、本実施の形態では遮光板 2 4 9 が照明用ライトガイド 2 4 8 とプリズム 2 4 5 のプリズム反射面 2 4 5 a との間に配設されている。これにより、照明用ライトガイド 2 4 8 から漏れた光が観察光学系 2 4 6 の対物レンズに入らないようにしている。遮光板 2 4 9 はプリズム反射面 2 4 5 a だけでなくプリズム角 2 4 5 b、レンズ枠 2 5 0 にかけて覆うように配置しても良い。

40

【 0 1 4 0 】

さらに、ライトガイド 2 4 8 には遮光性のあるパイプ、チューブ等の管状部材 2 5 1 を被せ、照明用ライトガイド 2 4 8 から漏れた光が観察光学系 2 4 6 の対物レンズに入らないようにしている。管状部材 2 5 1 はシリコン製などの保護チューブに遮光塗料を塗布したもので良い。

【 0 1 4 1 】

また、図 4 7 ~ 図 4 9 は本発明の内視鏡システムの第 1 4 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 3 の実施の形態 (図 4 6 参照) の計測内視鏡 1 における側視型の光学アダプタ 2 4 1 の軸方向にチャンネル孔 2 5 2 を設け、補助スコープ 2 5 3 を挿通したものである。

50

【0142】

この場合には図48に示すようにカメラコントロールユニット53により、1つのモニタ56で側視型の光学アダプタ241の画像56aと補助スコープ253の画像56bと一緒に観察でき、挿入方向の確認と側面検査とが同時に行える為、作業効率を向上できる。

【0143】

なお、側視型の光学アダプタ241の画像56aと補助スコープ253の画像56bはその表示の位置関係や大きさを入れ替えたり、同じ大きさにすることもできる。

【0144】

また、図49に示すように補助照明ライトガイド101の先端部に照明用プリズム102が配設され、内視鏡1の挿入方向と交差する方向に照明できる補助ライトガイド101をチャンネル孔252に挿通することにより、観察方向(側方)の照明を充実し、より遠方や影のない観察・計測をすることが可能になる。

10

【0145】

また、図50は本発明の内視鏡システムの第15の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態の計測内視鏡1の光学アダプタ装着部10に装着される光学アダプタ261の外観形状を次の通り構成したものである。すなわち、本実施の形態の光学アダプタ261の外周面には軸方向の略中央部位に大径部262が形成されている。この大径部262の前側には先端に向かうにしたがって外径が徐々に小さくなる前側傾斜面263が形成されている。さらに、大径部262の後ろ側には後端に向かうにしたがって外径が徐々に小さくなる後ろ側傾斜面264が形成されている。ここで、前側傾斜面263の傾斜角度と後ろ側傾斜面264の傾斜角度とは常に θ の関係に設定されている。

20

【0146】

そこで、本実施の形態の光学アダプタ261では大径部262の前側に前側傾斜面263、大径部262の後ろ側に後ろ側傾斜面264を設けたので、確実に観察体N2から内視鏡1が抜去出来るように、内部構造が複雑な穴には入らない。また、前側傾斜面263の傾斜角度と後ろ側傾斜面264の傾斜角度とは常に θ の関係に設定したので、観察体N2に光学アダプタ261が挿入できたら確実に抜くことができる。

30

【0147】

さらに、本発明は上記実施の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で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 内視鏡システムにおいて、計測環境を最適化する補正手段を有することを特徴とする内視鏡システム。

【0148】

(付記項2) 前記補正手段は内視鏡先端部を検査物体の近傍で固定する固定手段を有することを特徴とする付記項1に記載の内視鏡システム。

【0149】

(付記項3) 前記固定手段とは、チャンネルに挿通して使用するフックアセンブリであることを特徴とする付記項2に記載の内視鏡システム。

40

【0150】

(付記項4) 前記固定手段とは、チャンネルに挿通して使用する把持鉗子であることを特徴とする付記項2に記載の内視鏡システム。

【0151】

(付記項5) 前記補正手段は、内視鏡先端部と物体との位置関係を補正する位置補正手段であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡システム。

【0152】

(付記項6) 位置補正手段は、前記検知手段による計測結果をもとに、内視鏡先端部と

50

物体との距離を計測に適正な距離に移動させる位置決定手段であることを特徴とする付記項 5 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 3 】

(付記項 7) 前記位置決定手段は湾曲手段であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 4 】

(付記項 8) 前記湾曲手段は、前記検知手段による計測結果をもとに、モーターの回転量を制御し、ワイヤーを引っ張り内視鏡先端の湾曲をかけるものであることを特徴とする付記項 7 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 5 】

(付記項 9) 前記位置決定手段は挿入部進退機構であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 6 】

(付記項 1 0) 前記挿入部進退機構は、回転量が制御されるモーター、ローラー、ポテンショメーター、プロセッサからなるものであることを特徴とする付記項 9 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 7 】

(付記項 1 1) 前記位置決定手段とは、チャンネルに挿通して、計測対象を把持できる計測対象把持手段であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 8 】

(付記項 1 2) 前記計測対象把持手段とは、把持鉗子であることを特徴とする付記項 1 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 5 9 】

(付記項 1 3) 前記位置決定手段とは、チャンネルに挿通して、計測対象近辺に係止し、内視鏡の挿入案内路を形成する挿入案内手段であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 0 】

(付記項 1 4) 前記挿入案内手段は、フックアセンブリであることを特徴とする付記項 1 3 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 1 】

(付記項 1 5) 前記位置決定手段は、内視鏡先端と計測対象物との相対距離を一定に保つ手段であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 2 】

(付記項 1 6) 前記補助手段は補助照明手段であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 3 】

(付記項 1 7) 前記補助照明手段は光ファイバーと光源装置とからなることを特徴とする付記項 1 6 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 4 】

(付記項 1 8) 前記光ファイバーは内視鏡の軸方向に対し交差する方向に照明することを特徴とする付記項 1 7 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 5 】

(付記項 1 9) 前記補助照明手段は反射鏡とからなることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 6 】

(付記項 2 0) 前記補正手段は測距手段であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 7 】

(付記項 2 1) 前記測距手段とは、レーザー測距手段であることを特徴とする付記項 2 0 に記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 8 】

(付記項 2 2) 前記測距手段とは、進退位置検出機能を有するプローブであることを特徴とする付記項 2 0 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 6 9 】

(付記項 2 3) 前記測距手段とは、内視鏡先端と計測対象との間の距離を測れる、目盛りを有するプローブであることを特徴とする付記項 2 0 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 7 0 】

(付記項 2 4) 前記補助手段は視野内に目印を投影する物であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 7 1 】

(付記項 2 5) 前記目印を投影する物とは、レーザーにより格子チャートを投影するものであることを特徴とする付記項 2 4 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 7 2 】

(付記項 2 5 - 2) 前記目印を投影する物とは、可視光、赤外線、紫外線を用いて投影するものであることを特徴とする付記項 2 4 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 7 3 】

(付記項 2 6) 前記補正手段とは、チャンネルに挿通されるプローブ先端に基準長を示したチャートを備えたものであることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 7 4 】

(付記項 1 ~ 2 6 の従来技術) 特開平 1 0 - 2 4 8 8 0 6 や特開 2 0 0 1 - 2 7 5 9 3 4 のように、2 つの光学系の視差を利用し、三角測量の原理で物体の大きさ、窪みの深さ等を計測できる計測内視鏡装置が一般的に知られている。

【 0 1 7 5 】

(付記項 1 ~ 2 6 が解決しようとする課題) ところが従来の計測内視鏡では、ある条件においては計測ができてそれがもつ性能を十分に発揮できない場合があった。その条件とは、下記のように計測対象の照明条件、距離条件、向き、計測対象の表面の状態などであった。

【 0 1 7 6 】

(1) ステレオ計測は、その原理上、画面の中心より周辺で、正面視より斜視で計測すると同じ計測対象を計測する場合でも、視差を十分に生かしきれない、輪郭をはっきり見ることができない等の理由により、性能を十分に発揮できない場合があった。

【 0 1 7 7 】

また従来は計測時に、計測対象を画面の中心にして正面視する為に操作者が画面を見ながら湾曲・挿入操作を行っており、その正面視も操作者の感覚に頼っており、若干の斜視になるのは避けられなかった。または、上記の作業は複雑で容易ではない為に省略してしまい、画面の周辺で斜視による計測をする場合もあった。

【 0 1 7 8 】

(2) 大きな窪みを計測する場合、窪みの内部に影ができてしまって見にくくなり、窪み内部の計測ポイントを指示する際に指示しにくい場合があった。

【 0 1 7 9 】

(3) 内面の綺麗なパイプなど、全体的に凹凸の少ない検査対象物では、左右の画像で対応する目印になる物が少なく、左右の画像の位置的な関連性を取る画像処理手法の「マッチング」が取りにくい場合があった。

【 0 1 8 0 】

(4) 大きな物体を計測する場合、計測内視鏡の推奨深度範囲内では画像視野内に収まりきらない為、推奨深度外で計測せねばならない場合があった。

【 0 1 8 1 】

(5) ステレオ計測は左右の視差のみから、内視鏡先端から計測対象物までの距離と目的の計測対象の寸法の 2 つのパラメータを算出している。内視鏡先端と計測対象物との距離の誤差が修正できれば、計測精度向上につながるがその手段は無かった。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 2 】

(6) 従来は、計測対象と計測推奨深度内に近づきたかったが、被検体内部の凹凸や曲がり、空間等により内視鏡を挿入しきれず、十分に近づけない場合があった。

【 0 1 8 3 】

(付記項 1 ~ 2 6 の目的) 本願ではこれらを考慮し、いかなる条件下でも計測を可能にし、計測精度を向上できる手段を提供することを目的としている。

【 0 1 8 4 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、いかなる条件下でも計測対象の計測を可能にし、計測精度を向上できる内視鏡システムを提供することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の内視鏡システムの第 1 の実施の形態を示すもので、(A) は計測内視鏡の挿入部の先端部分を示す斜視図、(B) は計測内視鏡の手元側操作部に処置具進退装置を装着した状態を示す概略構成図、(C) は計測内視鏡の挿入部の先端面を示す平面図。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部分の内部構成を示す縦断面図。

【 図 3 】 図 2 の I I I - I I I 線断面図

【 図 4 】 第 1 の実施の形態のステレオ計測用の 2 つの観察光学系を示す縦断面図。

【 図 5 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部に光学アダプタを装着した状態を示す斜視図。

20

【 図 6 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部から光学アダプタを取外した状態を示す斜視図。

【 図 7 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における制御回路全体の概略構成図。

【 図 8 】 (A) は第 1 の実施の形態の計測内視鏡に挿入部進退装置を装着した状態を示す概略構成図、(B) は挿入部進退装置の内部構成を示す縦断面図。

【 図 9 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における計測対象のタービンブレードを示す斜視図。

【 図 1 0 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡におけるステレオ計測時の挿入部の先端部分の位置修正動作の手順を説明するもので、(A) は挿入部の先端部が計測対象に接近された状態を示す側面図、(B) はフック処置具をタービンブレードに引っ掛けて係止させた状態を示す側面図、(C) は挿入部の先端部を計測対象に正面視させる位置まで挿入部の先端部分を位置修正した状態を示す側面図。

30

【 図 1 1 】 第 1 の実施の形態の計測内視鏡における計測対象の画面上の中心と内視鏡先端との距離を算出する動作を説明するための説明図。

【 図 1 2 】 (A) は第 1 の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端面の第 1 の変形例を示す平面図、(B) は第 1 の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端面の第 2 の変形例を示す平面図。

【 図 1 3 】 本発明の内視鏡システムの第 2 の実施の形態の計測内視鏡を示す要部の縦断面図。

40

【 図 1 4 】 (A) は第 2 の実施の形態の計測内視鏡のチャンネルに挿入されるライトガイドの第 1 の変形例を示す要部の縦断面図、(B) は第 2 の実施の形態の計測内視鏡のチャンネルに挿入されるライトガイドの第 2 の変形例を示す要部の縦断面図。

【 図 1 5 】 (A) は第 2 の実施の形態の計測内視鏡の第 1 の変形例を示す要部の縦断面図、(B) は第 2 の実施の形態の計測内視鏡の第 2 の変形例を示す要部の縦断面図。

【 図 1 6 】 本発明の内視鏡システムの第 3 の実施の形態の計測内視鏡を示す要部の側面図。

【 図 1 7 】 (A) は第 3 の実施の形態の計測内視鏡の第 1 の変形例を示す要部の斜視図、(B) は第 3 の実施の形態の計測内視鏡の第 2 の変形例を示す要部の斜視図。

【 図 1 8 】 (A) は第 3 の実施の形態の計測内視鏡の第 3 の変形例を示す要部の斜視図

50

、(B)は第3の実施の形態の計測内視鏡の第4の変形例を示す要部の斜視図。

【図19】 本発明の内視鏡システムの第4の実施の形態を示す要部の斜視図。

【図20】 第4の実施の形態の内視鏡システムの使用状態を示す要部の側面図。

【図21】 第4の実施の形態の内視鏡システムの使用時におけるパイプ内周面にレーザー光による格子パターンを投影した状態を説明するための説明図。

【図22】 第4の実施の形態の内視鏡システムの使用時における左右の観察光学系の各観察画像を説明するための説明図。

【図23】 第4の実施の形態の内視鏡システムの使用時の内視鏡操作の変形例を示す要部の側面図。

【図24】 第4の実施の形態の内視鏡システムの第1の変形例を示すもので、(A)は内視鏡の挿入部の先端部分を示す要部の斜視図、(B)はレーザー光源の周辺部分を示す要部の斜視図。

10

【図25】 第4の実施の形態の内視鏡システムの第2の変形例を示すもので、(A)は内視鏡の挿入部の先端部分を示す要部の斜視図、(B)は光源の周辺部分を示す要部の斜視図。

【図26】 第4の実施の形態の内視鏡システムの第3の変形例を示すもので、(A)は内視鏡の挿入部の先端部分を示す要部の斜視図、(B)はレーザー光源の周辺部分を示す要部の斜視図。

【図27】 本発明の内視鏡システムの第5の実施の形態の計測内視鏡における制御回路全体の概略構成図。

20

【図28】 (A)は第5の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部分に計測補正治具を装着させた状態を示す要部の側面図、(B)は計測補正治具の目盛を示す平面図。

【図29】 第5の実施の形態の計測内視鏡における計測補正治具の変形例を示す要部の側面図。

【図30】 本発明の内視鏡システムの第6の実施の形態の計測内視鏡における制御回路全体の概略構成図。

【図31】 第1の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部分の内部構成を示す縦断面図。

【図32】 第6の実施の形態の計測内視鏡の使用状態を示す要部の側面図。

30

【図33】 第6の実施の形態の計測内視鏡の使用時に内視鏡先端からプローブ先端までの距離を測定して計測対象の計測結果に反映させる補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図34】 本発明の内視鏡システムの第7の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部分を示す要部の斜視図。

【図35】 第6の実施の形態の計測内視鏡の使用時に内視鏡先端からプローブ先端までの距離を測定して計測対象の計測結果に反映させる補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図36】 本発明の内視鏡システムの第8の実施の形態の計測内視鏡における挿入部の先端部分を示す要部の斜視図。

40

【図37】 第1の実施の形態の計測内視鏡の使用時に内視鏡先端からプローブ先端までの距離を測定して計測対象の計測結果に反映させる補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図38】 本発明の第7の実施の形態の計測内視鏡における補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図39】 第8の実施の形態の計測内視鏡における補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図40】 本発明の内視鏡システムの第9の実施の形態の計測内視鏡におけるガスタービンエンジン検査状態を示す要部の側面図。

【図41】 本発明の内視鏡システムの第10の実施の形態の計測内視鏡における計測対

50

象までの距離計測状態を示す要部の斜視図。

【図４２】 第１０の実施の形態の計測内視鏡における補正処理の作業手順を説明するためのフローチャート。

【図４３】 本発明の内視鏡システムの第１１の実施の形態の計測内視鏡を示すもので、（Ａ）は手元側の操作部を示す斜視図、（Ｂ）は同背面図。

【図４４】 本発明の内視鏡システムの第１２の実施の形態の計測内視鏡を示すもので、（Ａ）は曲がり癖を持つチャンネルチューブを示す側面図、（Ｂ）は（Ａ）のチャンネルチューブを内視鏡の挿入部に組み付けた状態を示す側面図、（Ｃ）はパイプ内面の観察状態を示す正面図。

【図４５】 （Ａ）は検査対象のパイプ内に内視鏡の挿入部を挿入する状態を示す側面図、（Ｂ）はパイプ内面の観察状態を示す正面図。

10

【図４６】 本発明の内視鏡システムの第１３の実施の形態の計測内視鏡を示す要部の縦断面図。

【図４７】 本発明の内視鏡システムの第１４の実施の形態の計測内視鏡を示す要部の縦断面図。

【図４８】 第１４の実施の形態の計測内視鏡によるモニターの画像を示す平面図。

【図４９】 第１４の実施の形態の計測内視鏡のチャンネルに補助ライトガイドを挿通させた状態を示す要部の縦断面図。

【図５０】 本発明の内視鏡システムの第１５の実施の形態の計測内視鏡を示す要部の側面図。

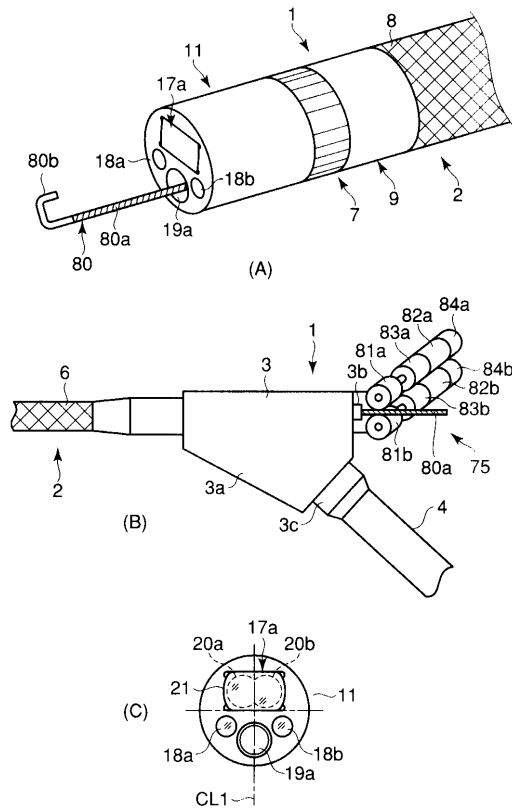
20

【符号の説明】

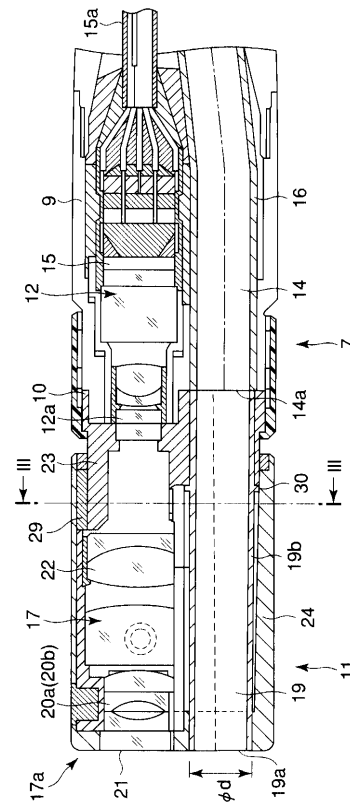
- １ 計測内視鏡
- ２ 挿入部
- ８ 湾曲部
- ５１ 電動湾曲装置
- ６１ リモコン
- ７４ 内視鏡自動挿入装置
- ７５ 処置具進退装置
- ８０ フック処置具
- ８０ｂ フック部
- ９２ 計測最適化ボタン（補正手段）

30

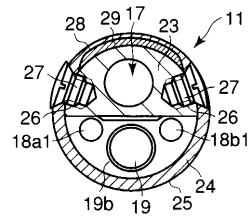
【図 1】



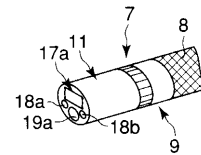
【図 2】



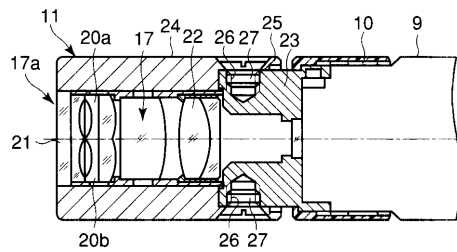
【図 3】



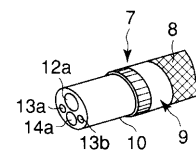
【図 5】



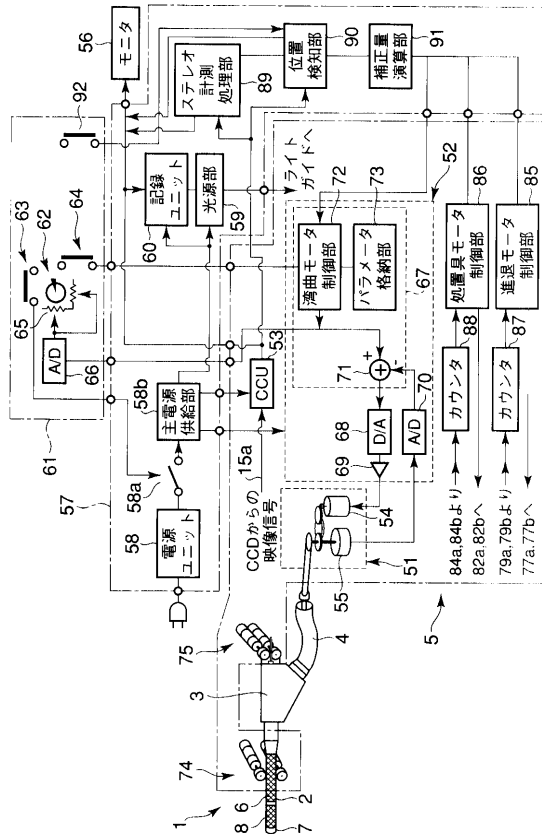
【図 4】



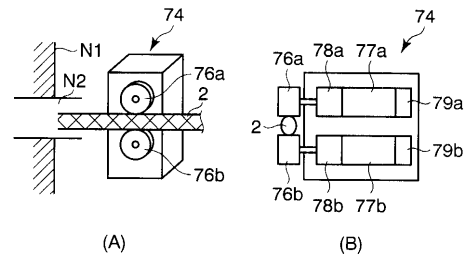
【図 6】



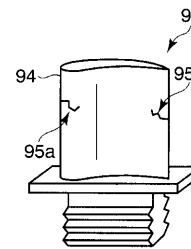
【図 7】



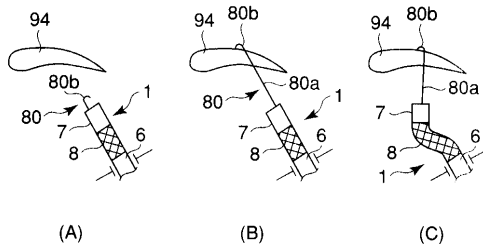
【図 8】



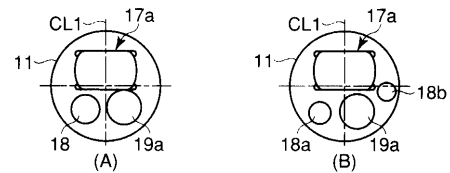
【図 9】



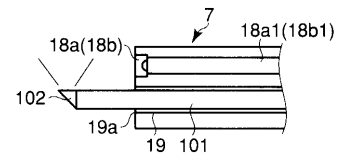
【図 10】



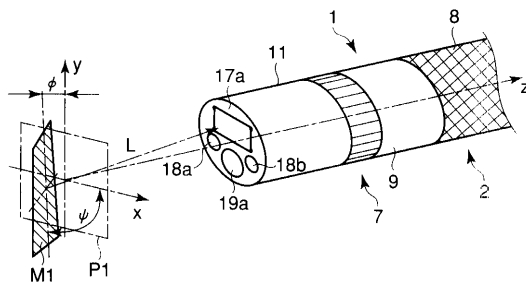
【図 12】



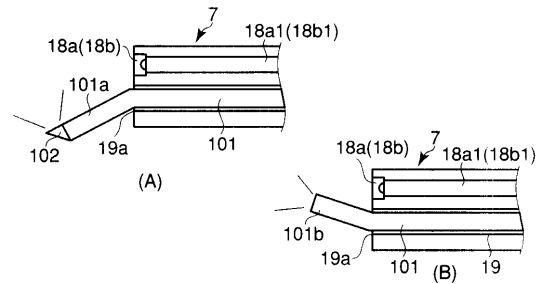
【図 13】



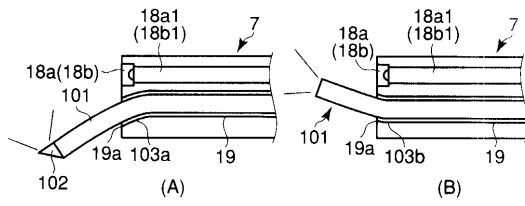
【図 11】



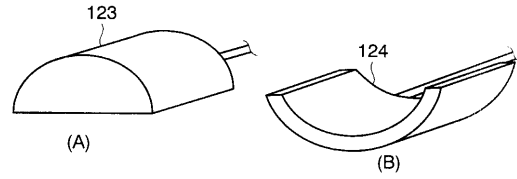
【図 14】



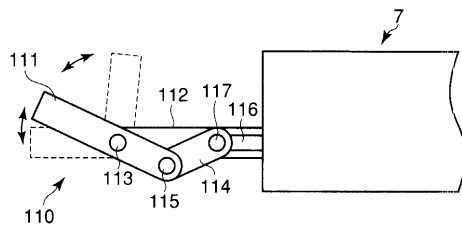
【図 15】



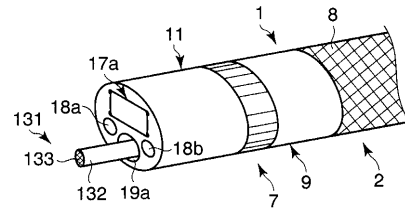
【図 18】



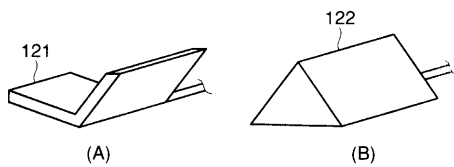
【図 16】



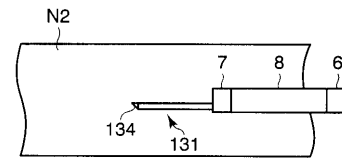
【図 19】



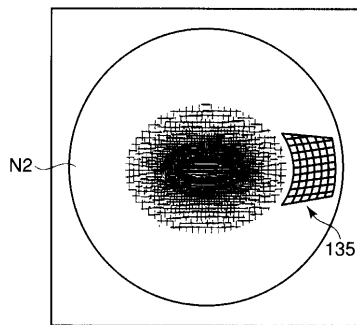
【図 17】



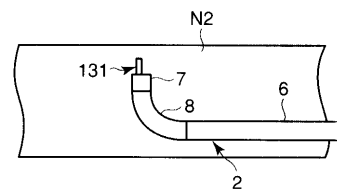
【図 20】



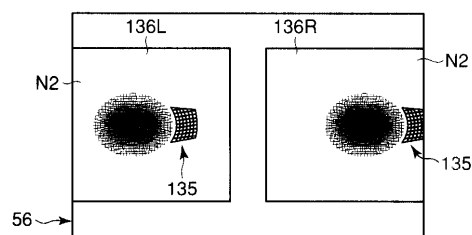
【図 21】



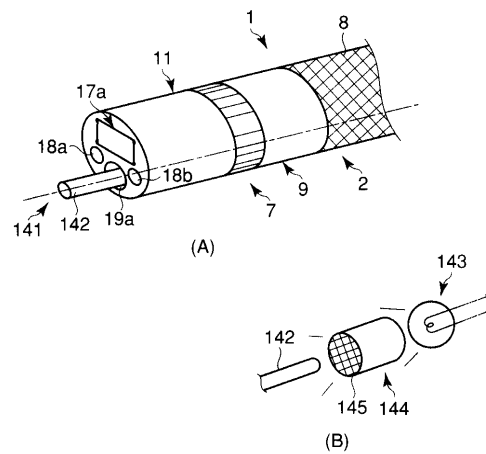
【図 23】



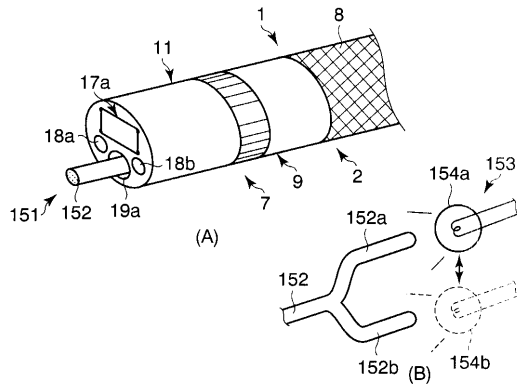
【図 22】



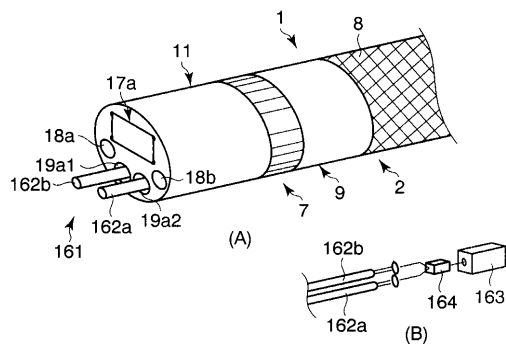
【図 24】



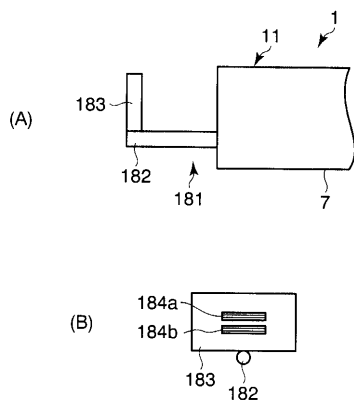
【図 25】



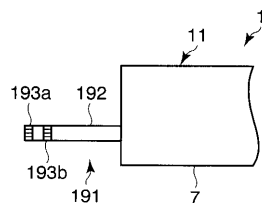
【図 26】



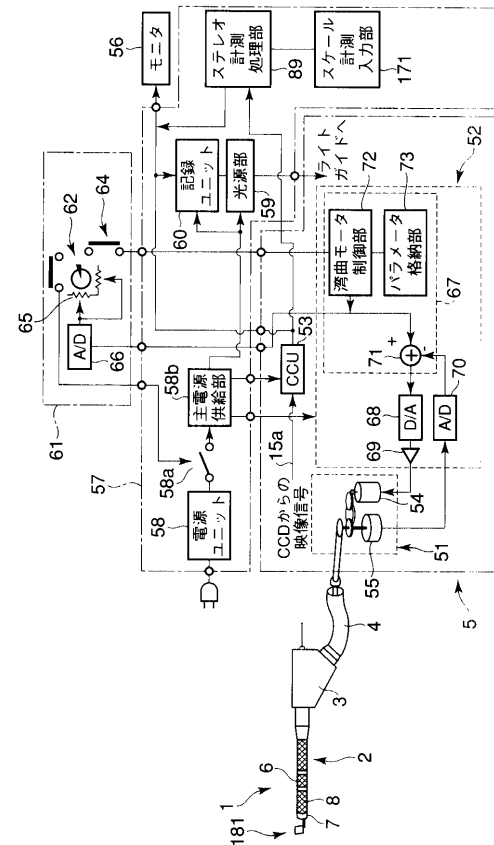
【図 28】



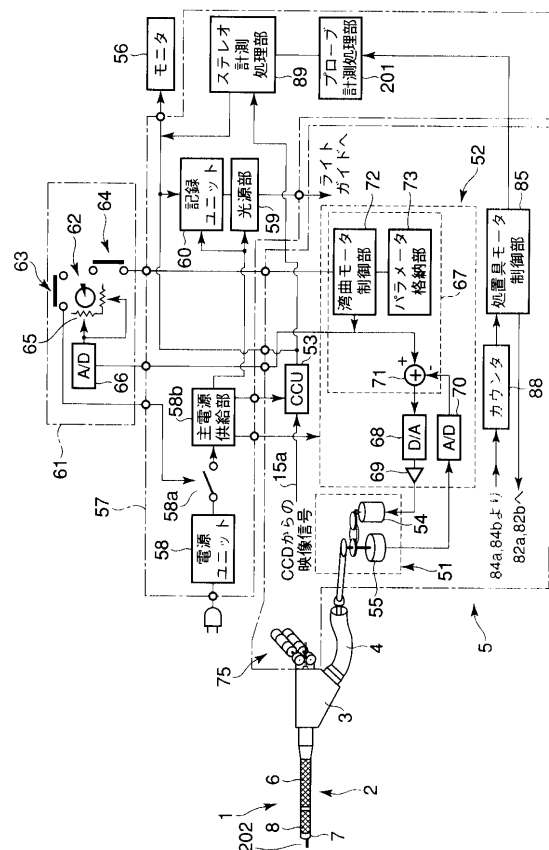
【図 29】



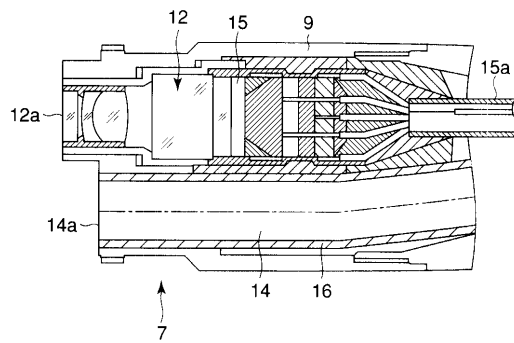
【図 27】



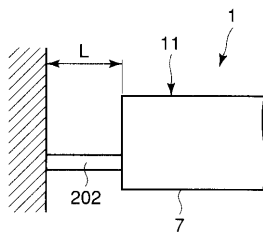
【図 30】



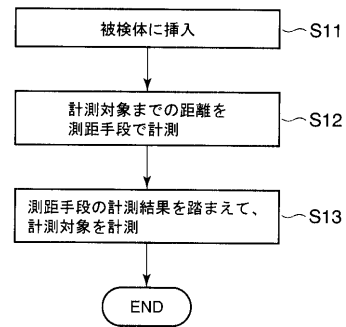
【図 3 1】



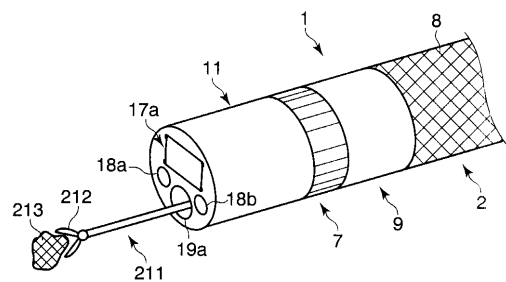
【図 3 2】



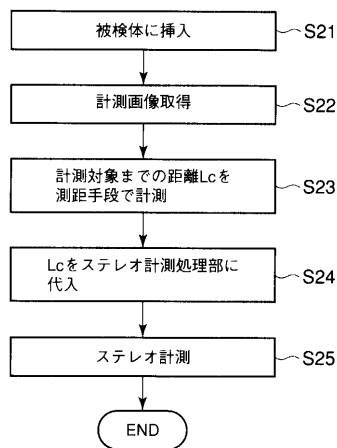
【図 3 3】



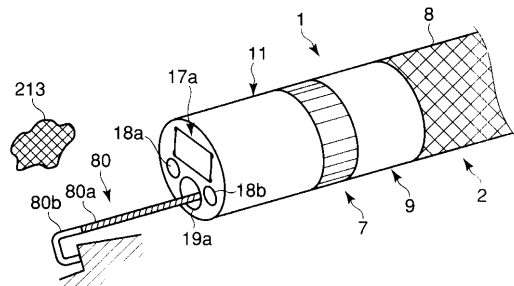
【図 3 4】



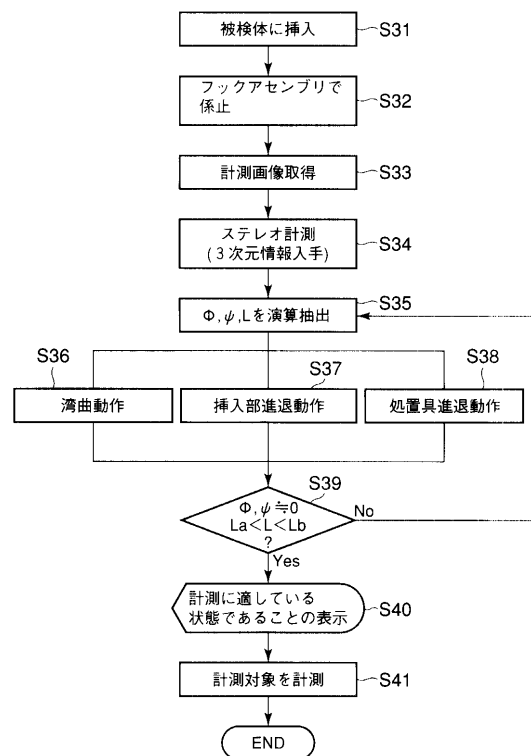
【図 3 5】



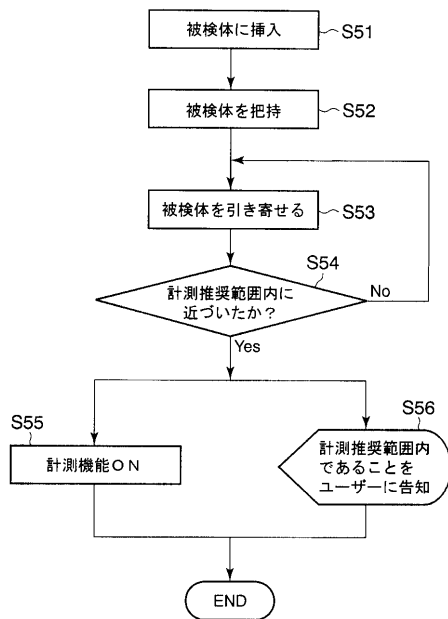
【図 3 6】



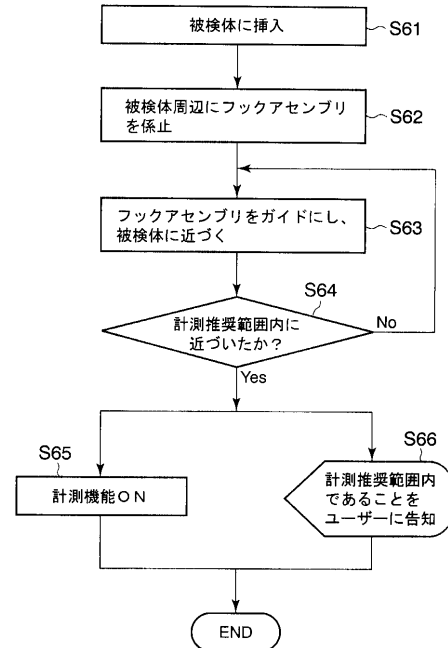
【図 3 7】



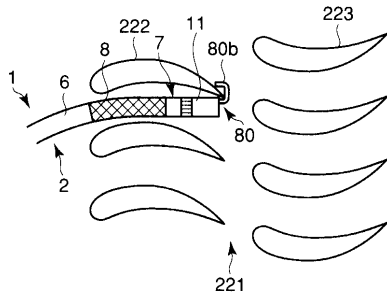
【図 38】



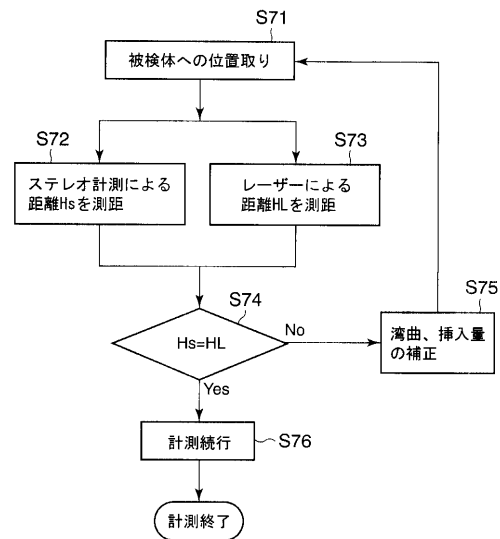
【図 39】



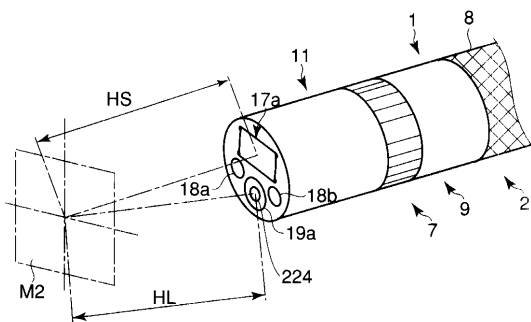
【図 40】



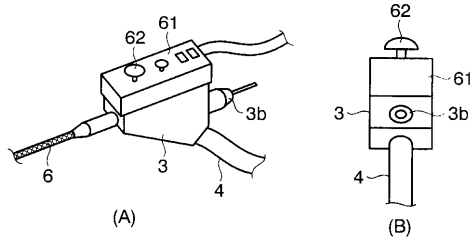
【図 42】



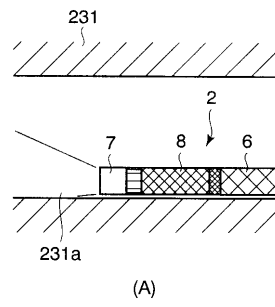
【図 41】



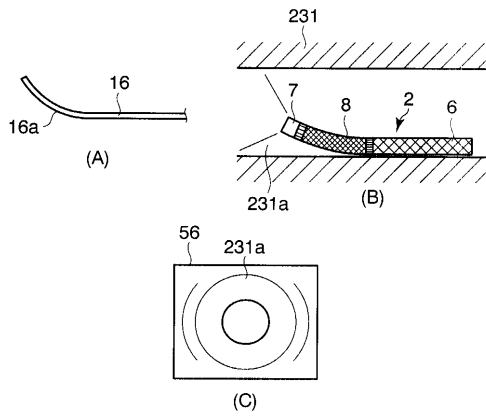
【図 4 3】



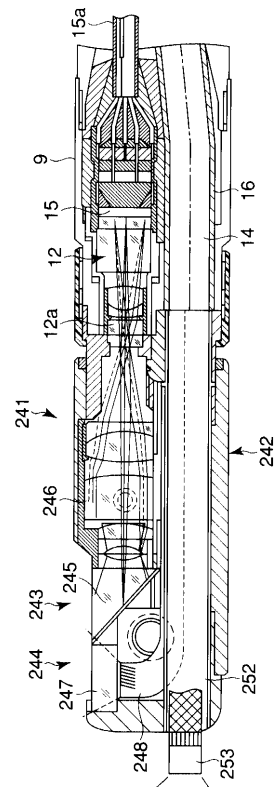
【図 4 5】



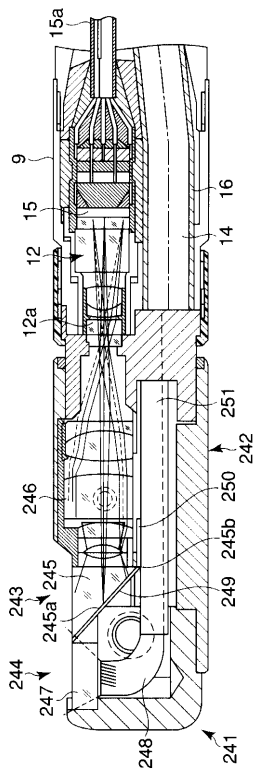
【図 4 4】



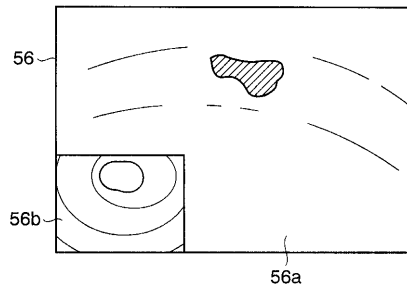
【図 4 7】



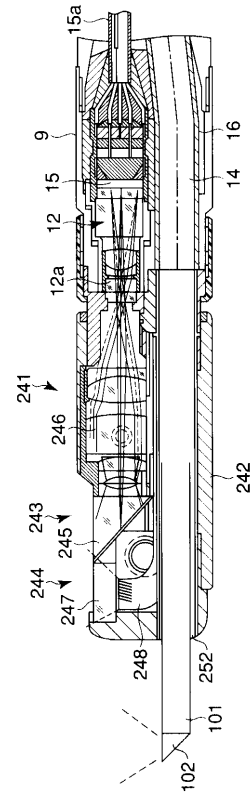
【図 4 6】



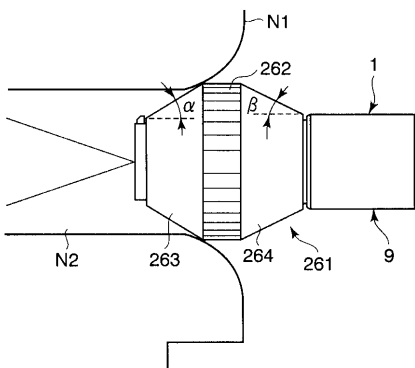
【図 48】



【図 49】



【図 50】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	
	A 6 1 B	1/06 A
	G 0 2 B	23/24 A
	G 0 2 B	23/24 B

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開平 1 1 - 0 9 9 1 2 6 (J P , A)
特開平 1 0 - 2 4 8 8 0 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 5 3 4 0 1 (J P , A)
特開昭 6 4 - 0 6 8 2 3 3 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 9 2 2 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 4 8 0 7 5 (J P , A)
特開平 0 5 - 3 3 7 1 2 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00
A61B 1/06
G02B 23/24

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4358494B2	公开(公告)日	2009-11-04
申请号	JP2002290127	申请日	2002-10-02
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	都築勝		
发明人	都築 勝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00133		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/00.300.Y A61B1/00.310.G A61B1/00.320.A A61B1/00.334.D A61B1/06.A G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.522 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/00.731 A61B1/008.512 A61B1/01 A61B1/018.515 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA07 2H040/BA09 2H040/BA15 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA29 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/FF40 4C061/FF50 4C061/GG15 4C061/GG22 4C061/HH32 4C061/HH52 4C061/NN10 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/RR24 4C161/AA29 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/FF40 4C161/FF50 4C161/GG15 4C161/GG22 4C161/HH27 4C161/HH32 4C161/HH52 4C161/NN10 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/RR24		
代理人(译)	河野 哲		
其他公开文献	JP2004121546A JP2004121546A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，其中即使在任何条件下也可以测量待测物体，从而提高立体测量的精度。ŽSOLUTION：在使用测量内窥镜1测量患者的情况下，操作遥控器61的测量优化按钮92以优化内窥镜1的测量环境。

