

(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2013-5830

(P2013-5830A)

(43) 公開日 平成25年1月10日(2013.1.10)

(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 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 1 5 1
G 0 2 B 7/30 (2006.01)	G 0 2 B 7/11 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 7/28 (2006.01)	G 0 2 B 7/11 N	
	G 0 2 B 7/11 H	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2011-138510 (P2011-138510)
 (22) 出願日 平成23年6月22日 (2011. 6. 22)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 遠藤 安土
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA06 DA12 GA06
 2H151 BB20 CC07
 4C161 FF40 HH52 LL02 NN01 RR02
 RR22 SS21 TT01

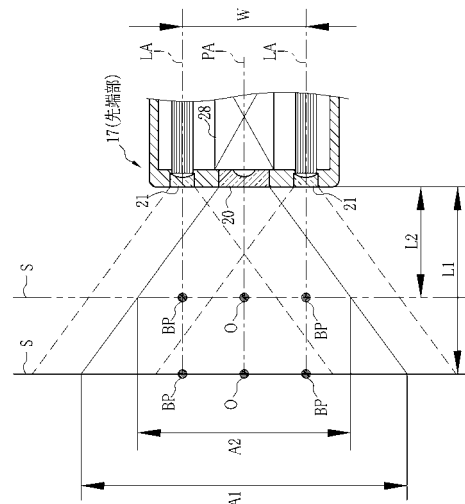
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置及び撮影距離測定方法

(57) 【要約】

【課題】 専用の照射ユニットを用いずに撮影距離を測定する。

【解決手段】 内視鏡の挿入部の先端部17には、撮影用の観察窓20を挟んで左右に照明窓21が配置されている。先端部17を被観察部位Sに接近させると、左右の照明窓21のそれぞれの照明光軸LA付近においてハレーションが生じて、観察画像には2つの輝点BPが映り込む。被観察部位Sと先端部17との間の撮影距離Lが変化しても、被観察部位Sにおける照明光軸LAの位置は変化しないが、撮影範囲Aが変化するため、観察画像内の2つの輝点BP間の輝点間距離は変化する。観察画像を画像解析して輝点間距離を求めて、撮影距離Lを算出する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡と、

前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出手段と、

前記観察画像内における、検出された前記輝点と基準点との間の距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出手段とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記輝点は、前記照明窓の照明光軸に対応する位置に生じ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 3】

前記先端部において前記照明窓は 2 つ配されており、

前記輝点検出手段は、2 つの前記照明窓のそれぞれに対応する 2 つの前記輝点を検出して、2 つの前記輝点の一方を前記基準点として 2 つの前記輝点間の距離を求めることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記輝点の前記基準点からの距離と前記撮影距離との対応関係を記憶する記憶手段を有しており、

前記撮影距離算出手段は、前記対応関係を用いて前記撮影距離を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記照明光の光量を制御する光量制御手段を有していることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光量制御手段は、前記輝点検出部による輝点検出処理が実行中であり、かつ、前記観察画像内に前記輝点が検出されない場合に、前記輝点が発生するように前記光量を自動的に増加させることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記輝点検出部は、輝点検出処理を、起動している間常時実行し、

前記撮影距離算出部は、前記輝点検出部によって前記輝点が検出されたときに処理を開始することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記記憶手段は、前記内視鏡の機種毎に異なる複数種類の前記対応関係を記憶していることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記輝点検出手段及び前記撮影距離算出手段を有するとともに、前記内視鏡と接続され、前記内視鏡から前記観察画像の撮像信号を取得して画像処理を実行するプロセッサ装置を備えており、

前記記憶手段は、前記プロセッサ装置に設けられていることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記記憶手段は、前記内視鏡に設けられており、前記内視鏡の機種に応じた前記対応関係を記憶していることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡と接続され、前記内視鏡から前記観察画像の撮像信号を取得して画像

50

処理を実行するプロセッサ装置において、

前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出手段と、

前記観察画像内における、検出された前記輝点と基準点との間の距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出手段とを備えていることを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項 1 2】

被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡を用いた撮影距離測定方法において、

10

前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出ステップと、

前記観察画像内における、検出された前記輝点の基準点からの距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出ステップとを備えていることを特徴とする撮影距離測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内を撮影する内視鏡システム、プロセッサ装置及び撮影距離測定方法に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野において、生体内を観察するための内視鏡を用いた内視鏡診断が盛んに行われている。内視鏡は、生体内に挿入される挿入部を備え、挿入部の先端部には照明光を生体内の被観察部位に向けて照射する照明窓と、被観察部位で反射した照明光を撮像して観察画像を撮影するための観察窓が設けられている。

【0003】

一般的な内視鏡は、挿入部の先端部と被観察部位との間の撮影距離が 2 mm から 10 cm 程度の範囲で観察可能な撮影光学系を備えている。内視鏡診断では、食道、胃、腸といった管道内に挿入部を挿入して、挿入部の先端部を被観察部位から離れた状態で、管道の内壁の全体的な様子など被観察部位の遠景を観察する遠景観察と、遠景観察によって病変部と疑われる関心領域を見つけた場合には、その性状を見極めるために関心領域に挿入部の先端部を接近させて、関心領域を詳細に観察する近景観察とが行われる。

30

【0004】

近景観察においては、病変部のサイズや血管の太さなど関心領域の実寸を把握することが求められている。観察画像に映し出される関心領域の大きさは、光学系の光学倍率を一定とすれば、撮影距離によって変化するので、観察画像から関心領域の実寸を把握するためには、撮影距離を測定する必要がある。

【0005】

40

撮影距離を測定する技術には、照明光とは別に、撮影距離を測定するための専用の測定光として指向性の高いレーザ光を用いる方法が知られている（特許文献 1、2 参照）。レーザ光は、指向性が高いため、照明光のように拡散せずに、被観察部位の一部にスポット光として照射される。レーザ光は指向性が高いとはいえ広がり角を持っており、スポット光は出射窓から被観察部位に向かって円錐状に広がる。そのため、スポット光の径は、撮影距離が近いほど小さく、遠いほど大きくなるというように、撮影距離との間に相関を持っている。特許文献 1、2 に記載の内視鏡システムにおいては、スポット光の径と撮影距離との相関を利用して、観察画像内におけるスポット光の径に基づいて、撮影距離を測定している。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2011-036552号公報

【特許文献2】特開2011-000258号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1及び2に記載の内視鏡システムのように、照明光とは別の測定光を利用する方法は、レーザ光源、ライトガイド、光学系など測定光を照射するための専用の照射ユニットが必要になるため、製造コストの増加や装置の大型化を招くという問題があった。

10

【0008】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたものであり、その目的は、内視鏡システムにおいて、撮影距離測定用の専用の照射ユニットを使用することなく、撮影距離を測定することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡と、前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出手段と、前記観察画像内における、検出された前記輝点と基準点との間の距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出手段とを備えていることを特徴とする。

20

【0010】

前記輝点は、例えば、前記照明窓の照明光軸に対応する位置に生じる。

【0011】

前記先端部において前記照明窓は2つ配されており、前記輝点検出手段は、2つの前記照明窓のそれぞれに対応する2つの前記輝点を検出して、2つの前記輝点の一方を前記基準点として2つの前記輝点間の距離を求めることが好ましい。

30

【0012】

前記輝点の前記基準点からの距離と前記撮影距離との対応関係を記憶する記憶手段を有しており、前記撮影距離算出手段は、前記対応関係を用いて前記撮影距離を算出することが好ましい。

【0013】

前記照明光の光量を制御する光量制御手段を有していてもよい。前記光量制御手段は、前記輝点検出部による輝点検出処理が実行中であり、かつ、前記観察画像内に前記輝点が検出されない場合に、前記輝点が発生するように前記光量を自動的に増加させてもよい。

【0014】

前記輝点検出部は、輝点検出処理を、起動している間常時実行し、前記撮影距離算出部は、前記輝点検出部によって前記輝点が検出されたときに自動的に処理を開始することが好ましい。

40

【0015】

前記記憶手段は、前記内視鏡の機種毎に異なる複数種類の前記対応関係を記憶してもよい。この場合には、例えば、前記輝点検出手段及び前記撮影距離算出手段を有するとともに、前記内視鏡と接続され、前記内視鏡から前記観察画像の撮像信号を取得して画像処理を実行するプロセッサ装置を備え、前記記憶手段を、前記プロセッサ装置に設けられる。前記記憶手段を前記内視鏡に設けて、前記内視鏡の機種に応じた前記対応関係を記憶してもよい。

【0016】

50

本発明のプロセッサ装置は、被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡と接続され、前記内視鏡から前記観察画像の撮像信号を取得して画像処理を実行するプロセッサ装置において、前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出手段と、前記観察画像内における、検出された前記輝点と基準点との間の距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出手段とを備えていることを特徴とする。

【0017】

本発明の撮影距離測定方法は、被観察部位に向けて照明光を照射するための照明窓と、前記被観察部位で反射した前記照明光を撮像して前記被観察部位の観察画像を撮影するための観察窓とが挿入部の先端部に設けられた内視鏡を用いた撮影距離測定方法において、前記観察画像に映り込み、前記照明光の配光分布において最も光強度が高い位置に対応して生じる輝点を、前記観察画像を画像解析することによって検出する輝点検出ステップと、前記観察画像内における、検出された前記輝点の基準点からの距離に基づいて、前記先端部から前記被観察部位までの撮影距離を算出する撮影距離算出ステップとを備えていることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、内視鏡で撮影された観察画像に映り込み、照明光によって生じる輝点を利用するから、専用の照射ユニットを使用することなく、撮影距離を測定することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の先端面を示す平面図である。

【図3】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図4】照明光の配光分布を示すグラフである。

【図5】近景観察の様子を示す説明図である。

【図6】近景観察における観察画像の説明図である。

30

【図7】撮影距離と輝点の位置の相関関係の説明図である。

【図8A】遠景における輝点の位置を示す説明図である。

【図8B】近景における輝点の位置を示す説明図である。

【図9】撮影距離と輝点間距離の対応関係を示すグラフである。

【図10】観察画像に重畳表示されるスケールの説明図である。

【図11】撮影距離測定のプロフローチャートである。

【図12】輝点検出処理と光量制御を連動させる場合のプロフローチャートである。

【図13A】第2実施形態において遠景における輝点の位置を示す説明図である。

【図13B】第2実施形態において近景における輝点の位置を示す説明図である。

【図14】2つの光源を持つ内視鏡システムのブロック図である。

40

【図15】複数種類のLUTを記憶するメモリを設けたプロセッサ装置の説明図である。

【図16】LUTを記憶するメモリを設けた内視鏡の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

[第1実施形態]

図1において、内視鏡システム2は、内視鏡10、プロセッサ装置11、および光源装置12からなる。内視鏡10は、周知の如く、被検体(患者)内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11および光源装置12に接続されるコネクタ15と、操作部14、コネクタ15間を繋ぐユニバーサルコード16とを有する。

50

【0021】

挿入部13は、先端部17と、先端部17の基端側に連設され、先端部17の向きを変化させるために湾曲する湾曲部13aと、湾曲部13aの基端側に連設され、可撓性を有する可撓管部13bとからなる。

【0022】

操作部14には、挿入部13に挿通された操作ワイヤを押し引きして湾曲部13aを上左右方向に湾曲させることにより先端部17の向きを変えるためのアングルノブ19や、送気・送水ノズル24(図2参照)からエア、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、観察画像を静止画記録するためのリリースボタンといった操作部材が設けられている。

10

【0023】

また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部13内の鉗子チャンネルを通して、先端部17に設けられた鉗子出口23(図2参照)に連通している。

【0024】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電氣的に接続され、内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード16や挿入部13内に挿通された伝送ケーブルを介して内視鏡10に給電を行い、先端部17に搭載されたCCD27(図3参照)の駆動を制御する。また、プロセッサ装置11は、伝送ケーブルを介してCCD27から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置11で生成された画像データは、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ18に出力されて、モニタ18に観察画像として表示される。

20

【0025】

図2および図3において、先端部17の先端面17aには、観察窓20、2つの照明窓21、鉗子出口23、および送気・送水ノズル24が設けられている。観察窓20は、先端面17aの左右方向においてほぼ中央に位置し、上方よりに配置されている。観察窓20の奥には、被観察部位の像を取り込むための対物光学系26、被観察部位の像を撮像するCCD27からなる撮像ユニット28が配置されている。

【0026】

対物光学系26は、2mmから10cm程度の撮影距離の範囲で撮影が可能な固定焦点式のレンズ群と、プリズムとからなる。プリズムはレンズ群が収容される鏡筒の後端に固着され、被観察部位の像を90°屈折させてCCD27の撮像面に導く。

30

【0027】

図2に示すように、2つの照明窓21は、観察窓20を挟んで左右対称な位置に配されている。各照明窓21の背後には、ライトガイド34(図3参照)の出射端が配されており、照明窓21からライトガイド34で導光される照明光が被観察部位に照射される。照明窓21は、照明光の配光角が広がるように凹レンズとなっている(図7参照)。照明窓21から照射される照明光の配光分布は、図4に示すように、配光角が「0」である照明光軸付近において光強度が最大となり、配光角が広がるほど(照明光軸から離れるほど)、光強度が低下する山形形状である。

40

【0028】

ライトガイド34は、複数本の光ファイバをバンドルしたファイババンドルである。ライトガイド34は、光の入射端において光ファイバが1本にバンドルされており、出射端に向かう途中で2本に分岐している。分岐部分のそれぞれの出射端が各照明窓21の背後に配置されている。先端部17において、各照明窓21の背後に配置されるライトガイド34の分岐部分の照明光軸は対物光学系26の撮影光軸と平行である(図7参照)。

【0029】

CCD27は、観察窓20、対物光学系26を経由した被検体内の被観察部位の像が撮像面に入射するように配置されている。撮像面には複数の色セグメントからなるカラーフ

50

フィルタ、例えばベイヤー配列の原色（RGB）カラーフィルタが形成されている。CCD 27は回路基板に電氣的に接続されており、伝送ケーブルを介して撮像信号が後段の処理回路に向けて送信される。

【0030】

図3において、内視鏡10の操作部14には、アナログ信号処理回路（以下、AFEと略す）36、CCD駆動回路37、およびCPU38が設けられている。AFE36は、相関二重サンプリング回路（以下、CDSと略す）、自動ゲイン制御回路（以下、AGCと略す）、およびアナログ/デジタル変換器（以下、A/Dと略す）から構成されている。CDSは、CCD27から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD27で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGCは、CDSによりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置11から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A/Dは、AGCにより増幅された撮像信号を所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/Dでデジタル化された撮像信号は、伝送ケーブルを介してプロセッサ装置11の画像処理回路44に入力される。

10

【0031】

CCD駆動回路37は、CCD27の駆動パルス（垂直/水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）とAFE36用の同期パルスとを発生する。CCD27は、CCD駆動回路37からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE36の各部は、CCD駆動回路37からの同期パルスに基づいて動作する。

20

【0032】

CPU38は、内視鏡10とプロセッサ装置11とが接続された後、プロセッサ装置11のCPU40からの動作開始指示に基づいて、CCD駆動回路37を駆動させるとともに、CCD駆動回路37を介してAFE36のAGCのゲインを調整する。

【0033】

CPU40は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU40は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM41には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。CPU40は、ROM41から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM42に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU40は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、プロセッサ装置11の操作パネルやLAN(Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM42に記憶する。

30

【0034】

操作部43は、プロセッサ装置11の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU40は、操作部43、および内視鏡10の操作部14にあるリリースボタン等からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0035】

画像処理回路44は、内視鏡10から入力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、画像強調、画像用ノイズリダクション、色変換等の各種画像処理を施して観察画像を生成する。

40

【0036】

また、画像処理回路44には、輝点検出部46が設けられている。後述するように、内視鏡システム2は、先端部17の先端面17aから被観察部位までの撮影距離を測定する測距機能を備えており、輝点検出部46は、CPU40とともに撮影距離測定手段を構成する。輝点検出部46は、観察画像を画像解析することによって、観察画像内に映り込む高輝度な光スポットである輝点を検出する。CPU40は、輝点検出部46が検出した輝点の観察画像内の位置に基づいて撮影距離を測定する。

【0037】

表示制御回路45は、CPU40からROM41およびRAM42のグラフィックデー

50

タを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者、現在選択されている観察モード等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース（GUI；Graphical User Interface）等がある。表示制御回路45は、画像処理回路44からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、GUIの重畳処理、モニタ18の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【0038】

表示制御回路45は、画像処理回路44からの画像を一時的に格納するフレームメモリを有する。表示制御回路45は、フレームメモリから画像を読み出し、読み出した画像をモニタ18の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換する。これにより、モニタ18に観察画像が表示される。

10

【0039】

プロセッサ装置11には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えばJPEG形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像をCFカード、光磁気ディスク（MO）、CD-R等のリムーバブルメディアに記録するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU40と接続されている。

【0040】

光源装置12は、白色の照明光を発生する光源51を有する。光源51は、例えばキセノンランプである。光源51は、光源ドライバ52によって駆動される。集光レンズ53は、光源51から発せられた各光を集光して、ライトガイド34の入射端34aに導光する。集光レンズ53とライトガイド34の間には、ライトガイド34の入射端34aに入射させる光の光量を調節するための可動絞り54が設けられている。光源装置12のCPU56は、プロセッサ装置11のCPU40と通信し、光源ドライバ52と可動絞り54の動作制御を行う。

20

【0041】

次に、内視鏡システム2の撮影距離測定機能について説明する。内視鏡診断においては、遠景観察によって、食道、胃、腸などの管内の全体的な様子を観察して、病変部61と疑われる関心領域を見つけた場合には、図5に示すように、関心領域に挿入部13の先端部17を接近させて、関心領域を詳細に観察する近景観察が行われる。近景観察においては、先端部17の先端面と被観察部位との間の撮影距離は、最短で約2mm～3mm程度になる。

30

【0042】

図6に示すように、近景観察のように撮影距離が短いと、照明光の照射範囲の一部にハレーションが生じ、これが観察画像62においては極端に輝度が高い輝点BPとなって映り込む。輝点BPは、CCD27の撮像領域に対してダイナミックレンジを超えた光量の光が入射して画素が飽和することによって生じる、いわゆる白飛び部分である。

【0043】

ハレーションは、被観察部位表面の特に高い反射率の高い部分において照明光が正反射することによって強い反射光となって生じる場合と、照明光の配光分布に起因して生じる場合とがある。近景観察においては、照明光の配光分布に起因する場合がほとんどであり、輝点BPは、照明光の配光分布において光強度が最大となる照明光軸付近で生じる。そのため、近景観察においては、照明光の配光分布に起因する輝点BPは、照明窓21毎にそれぞれ発生するので、観察画像62内には、各照明窓21に対応して2つの輝点BPが発生する。

40

【0044】

図7に示すように、2つの輝点BPは、被観察部位Sの表面において、2つの照明窓21の各照明光軸LA間の光軸間距離Wの間隔を空けて生じる。本例のように照明光軸LAが撮影光軸PAと平行な場合には、被観察部位Sにおいて発生する輝点BPの間隔は、撮影距離Lが変化しても変わらない。しかし、撮影距離Lが変化すると、撮影範囲Aが変化

50

するため、図 8 A、8 B に示すように、観察画像 6 2 内において、映り込む 2 つの輝点 B P の位置が変化するため、2 つの輝点 B P の間隔（輝点間距離 D）が変化する。

【0045】

具体的には、先端部 1 7 が被観察部位 S により接近して、撮影距離 L が L 1 から L 2 のように短くなると、撮影範囲 A は、A 1 から A 2 のように小さくなる。このため、被観察部位 S における輝点 B P の間隔は変化しないものの、図 8 A に示すように、撮影距離 L が相対的に長い L 1 のときの撮影範囲 A 1 の観察画像 6 2 においては輝点間距離 D が D 1 となり、図 8 B に示すように、撮影距離 L が相対的に短い L 2 のときの撮影範囲 A 2 の観察画像 6 2 においては輝点間距離 D が D 2 となり、D 1 よりも大きくなる。つまり、図 9 のグラフに示すように、撮影距離 L と輝点間距離 D の間には、撮影距離 L が小さいほど輝点間距離 D が大きくなるという相関関係がある。なお、図 7 及び図 8 において、符号 O で示す点は、観察画像 6 2 の撮影範囲 A の中心であり、撮影光軸 P A に対応する。

10

【0046】

観察画像 6 2 における輝点間距離 D を決定するパラメータは、撮影距離 L の他、観察窓 2 0 と照明窓 2 1 の位置関係、照明光軸 L A の向き、撮像ユニット 2 8 の光学特性（焦点距離、視野角、光学倍率など）であるが、撮影距離 L 以外のパラメータは、内視鏡 1 0 の種類毎の仕様によって決まる。したがって、輝点間距離 D が分かれば、内視鏡の仕様に基づいて、撮影距離 L を求めることができる。

【0047】

輝点検出部 4 6（図 3 参照）は、観察画像 6 2 を画像解析して、各照明窓 2 1 に対応する 2 つの輝点 B P を検出する。輝点 B P は、強い光が入射してハレーションが生じた高輝度部分である。輝点検出部 4 6 は、観察画像 6 2 の画素毎の輝度値から観察画像 6 2 内の輝度分布を調べて、輝度値が飽和している部分や輝度値のピーク部分など、他の部分と比較して極端に輝度が高い部分を輝点 B P として検出する。そして、輝点検出部 4 6 は、2 つの輝点 B P のそれぞれの中心位置の座標を求めて、各中心位置の座標から各中心位置間の距離を輝点間距離 D として求める。輝点間距離 D は CPU 4 0 に送信される。

20

【0048】

ROM 4 1（図 3 参照）には、内視鏡 1 0 の上記仕様に基づいて作成され、図 9 に示すような、輝点間距離 D と撮影距離 L の対応関係を表す LUT（ルックアップテーブル）が記憶されている。CPU 4 0 は、輝点検出部 4 6 から輝点間距離 D を受信して、ROM 4 1 内の LUT を参照して撮影距離 L を算出する。なお、LUT の代わりに、輝点間距離 D と撮影距離 L の対応関係を表す関数を数式で記憶しておき、CPU 4 0 が数式に基づく演算を行ってもよい。

30

【0049】

CPU 4 0 は、撮影距離 L を算出すると、撮影距離 L に基づいて、観察画像 6 2 と被観察部位の実寸との比率である撮影倍率を求めて、例えば、図 1 0 に示すような態様で、病変部 6 1 のサイズや血管の太さなど関心領域の大きさを把握するためのスケール（目盛り）6 6 をモニタ 1 8 の画面に表示する。本例においては、スケール 6 6 は、1 目盛りが実寸で 2 mm のものを例示しており、観察画像 6 2 内に重畳されて表示される。術者は、スケール 6 6 と、観察画像 6 2 内の病変部 6 1 や血管などの関心領域を照合して、関心領域の実寸を把握することができる。

40

【0050】

もちろん、本例のようにスケール 6 6 を表示するだけでなく、観察画像 6 2 上において指定された 2 つの測定点間の実寸を CPU 4 0 が計算して、その計算結果をモニタ 1 8 に表示してもよい。この場合の測定点の入力方法としては、操作部 4 3 のキーボードやマウスを利用してモニタ 1 8 上のカーソルを移動させて入力する方法や、モニタ 1 8 にタッチパネル式ディスプレイを使用して、モニタ 1 8 の画面上で観察画像 6 2 内の測定点をタッチすることにより入力する方法が考えられる。いずれの方法を用いてもよい。

【0051】

次に、図 1 1 のフローチャートを参照しながら、上記のように構成された内視鏡システ

50

△2の作用について説明する。内視鏡10で被検体内を観察する際、術者は、内視鏡10と各装置11、12とを繋げ、各装置11、12の電源をオンする。そして、操作部43を操作して、被検体に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

【0052】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部13を被検体内に挿入し、照明窓21からの照明光で被検体内を照明しながら、観察窓20を通じてCCD27に結像される被検体内の観察画像62をモニタ18で観察する。

【0053】

CCD27から出力された撮像信号は、AFE36の各部で各種信号処理を施された後、プロセッサ装置11の画像処理回路44に入力される。画像処理回路44では、入力された撮像信号に対して各種画像処理が施され、観察画像62が生成される。画像処理回路44で処理された観察画像62は、表示制御回路45に入力される。表示制御回路45は、表示制御処理を実行して、観察画像62をモニタ18に表示する。

【0054】

図11のフローチャートに示すように、内視鏡システム2が起動している間、輝点検出部46は、画像処理回路44で生成される観察画像62を画像解析して、観察画像62内において各照明窓21の位置に対応する2つの輝点BPが存在するか否かを調べる(ステップ(S)101)。

【0055】

撮影距離が比較的長い遠景観察では、観察画像62内に輝点BPの映り込みは無いため、輝点BPは検出されない(S101でN)。一方、図5に示すように、先端部17を、病変部61がある被観察部位に接近させて近景観察を行うと、図6に示すように、各照明窓21の照明光軸LA付近において被観察部位の一部に強い光が入射して2つの輝点BPが発生し、これが観察画像62に映り込む。

【0056】

輝点検出部46は、観察画像62内に2つの輝点BPを検出すると(S101でY)、2つの輝点BPの輝点間距離Dを算出して(S102)、これをCPU40に送信する。CPU40は、ROM41内のLUTを参照して、受信した輝点間距離Dに応じた撮影距離Lを算出する(S103)。そして、CPU40は、撮影距離Lに応じたスケール66を作成して、スケール66をモニタ18に表示する(S104)。術者は、モニタ18上のスケール66と、病変部61や血管を照合して、病変部61のサイズや血管の太さなどの関心領域の実寸を把握することができる。

【0057】

輝点検出部46は、内視鏡システム2の停止など観察を終了する指示が入力されるまでの間、CCD27が撮像信号を出力するフレームレートに応じた所定の時間間隔で輝点検出を繰り返す。CPU40は、輝点検出部46から輝点間距離Dが入力される毎に撮影距離Lの算出及びスケール66の表示を繰り返す(S105)。スケール66は、撮影距離Lの変化に応じて更新される。

【0058】

以上説明したように、本発明は、照明光によって生じる輝点BPを利用して、撮影距離Lを測定しているので、従来のように、測距用の専用の照射ユニットを用いることなく、撮影距離を測定することができる。そのため、専用の照射ユニットの追加に伴う、コストアップや装置の大型化を防止できる。

【0059】

また、照明光によって撮像される観察画像62に映り込む輝点BPを利用しているため、従来のように観察モードをいったん停止させて、測距モードに切り替えるといったモード切り替え処理も不要である。観察モードを停止させずに済むため、観察画像の一時的な表示中断やフレームレートの低下を伴うことなく、撮影距離Lの測定を行うことができる。

【0060】

また、本発明は、照明光によって生じる輝点BPを利用しているため、輝点BPが生じにくい遠景観察のときには、撮影距離の測定はできないが、病変部の実寸の把握は、近景観察において必要となる場合が多いので、実用上不都合は無い。

【0061】

もちろん、遠景観察において撮影距離の測定が必要な場合や、近景観察においても輝点BPが生じない場合も考えられる。このような場合に備えて、強制的に輝点BPを生じさせるように照明光の光量制御機能を設けることが好ましい。具体的には、プロセッサ装置11の操作部43などに強制的に光量を増加させる光量調節ボタンを設ける。そして、CPU40は、光量調節ボタンの操作信号の入力を受け付けて、可動絞り54の開度を上げて、照明光の光量を上げるといった制御を行う。光量調節ボタンをフットスイッチなどで構成してもよいし、内視鏡10の操作部14に設けてもよい。

10

【0062】

また、上記例においては、図11のフローチャートに示すように、内視鏡システム2が起動している間、輝点検出部46による輝点BPの検出処理を継続させ、輝点BPが検出された場合に自動的に撮影距離の算出処理を実行する例で説明している。これによれば、術者が撮影距離の測定処理の実行指示をマニュアルで入力する操作が不要になるというメリットがある。

【0063】

しかし、検査の目的によっては関心領域の実寸の把握が不要な場合もあり、そうした検査の際にはモニタ18に表示されるスケール66がかえって邪魔になる場合もある。そのため、マニュアル操作によって輝点検出部46の輝点検出処理をオンオフできるようにして、必要に応じて測定処理が実行されるようにしてもよい。輝点検出処理の実行をオンオフする操作スイッチは、内視鏡10の操作部14や、プロセッサ装置11の操作部43に設けられる。

20

【0064】

また、図12のフローチャートに示すように、マニュアル操作によって輝点検出処理のオンオフが切り替えられる場合には、上記光量制御機能と連動させてもよい。まず、CPU40は、輝点検出処理が実行中か否かを監視する(S201)。輝点検出処理が実行されている場合には(S201でY)、輝点検出部46によって2つの輝点BPが検出されたか否かを監視する(S202)。2つの輝点BPが検出されていない場合には(S202でN)、CPU40は、観察画像62内に輝点BPが発生するように、光源装置12に対して制御信号を送り、光量を増加するように指令する(S203)。

30

【0065】

輝点BPを発生させるための光量制御は、観察画面の明るさの急激な変動を伴うため、観察画面を見にくいと感じたり、故障と勘違いしたりするなど、術者に不安を抱かせる原因にもなるため、常時自動的に行われるのは好ましくない。マニュアル操作によって撮影距離測定の実行が指示されている場合には、観察画面の明るさに急激な変動が生じても、術者はその原因が分かるため、不安を感じることもない。そのため、輝点BPを発生させるための光量制御の自動化は、図12のフローチャートに示すように、輝点検出処理と連動させることが好ましい。

40

【0066】

[第2実施形態]

第1実施形態は、2つの照明窓21に対応して生じる2つの輝点BPの輝点間距離Dに基づいて撮影距離を測定する例で説明したが、輝点間距離Dは、一方の輝点BPを基準点として、その基準点から他方の輝点BPまでの距離とみることができる。こうした輝点間距離Dの代わりに、観察画像62内の輝点BP以外の基準点から、2つの輝点BPのうちの一方の輝点BPまでの距離に基づいて撮影距離Lを測定してもよい。

【0067】

例えば、図13A及び図13Bに示すように、撮影光軸PAに対応する、観察画像62の中心点Oを基準点として、基準点と一方の輝点BPまでの距離ODに基づいて撮影距離

50

Lを測定してもよい。距離ODと撮影距離Lとの間にも、輝点間距離Dと同様の相関関係が認められることは、図7からも明らかである。

【0068】

観察画像62は、撮影距離Lが相対的に長い場合(図7に示すL1の場合)には、撮影範囲AがA1となり、図13Aに示すように、観察画像62における距離ODはOD1となる。一方、撮影距離Lが相対的に短い場合(図7に示すL2の場合)には、撮影範囲がA2となり、図13Bに示すように、観察画像62における距離ODはOD2となる。この場合には、ROM41には、距離ODと撮影距離Lの対応関係を表すLUTが記憶される。輝点検出部46は、観察画像62を画像解析して、2つの輝点BPのうちの一方の輝点BPを検出して、距離ODを算出する。CPU40は、LUTを参照して距離ODに対応する撮影距離Lを算出する。

10

【0069】

なお、図13A、13Bにおいては、基準点を中心点Oとしているが、基準点は、中心点O以外でもよく、例えば、観察画像62の外周上の端点など、観察画像62の所定位置に設定された点であればよい。

【0070】

このように、撮影距離Lは、輝点BP以外の基準点から一方の輝点BPまでの距離ODに基づいて測定することもできるが、第2実施形態の方法よりも、輝点間距離Dに基づいて撮影距離を測定する第1実施形態の方が、輝点BPの誤検出が少ないという点で有利である。理由は以下のとおりである。

20

【0071】

輝点BPは照明光のハレーションによって生じるが、上述のとおり、ハレーションは、照明光の正反射成分が多い部分に生じるため、被観察部位の表面形状や性状によっては、照明光軸LAに対応する位置以外に生じる場合もある。そのため、観察画像62内において、2つの照明光軸LAに対応する位置以外の場所にハレーションが生じると、そのハレーションによって生じた高輝度部分を、輝点検出部46が誤って輝点BPと誤検出してしまう可能性がある。

【0072】

輝点間距離Dを利用する場合には、輝点検出部46は、2つの照明窓21の照明光軸LAに対応する2つの輝点BPを検出する。2つの照明窓21の位置関係は内視鏡10の仕様によって決まっているため、位置関係の情報に基づいて、検出した高輝度部分が、照明光軸LAに対応する輝点BPであるか否かの識別がしやすい。

30

【0073】

例えば、本例のように、2つの照明窓21が観察窓20を挟んで左右の対称位置に配置されている場合には、観察画像62の中心点Oからほぼ等距離にある2つの高輝度部分が、2つの照明光軸LAに対応する1対の輝点BPであり、それ以外の高輝度スポットは輝点BPではないと判定することができる。このように第1実施形態の輝点間距離Dを利用する方法は、第2実施形態の方法に比べて、輝点BPの誤検出を防止することができるという点で有利である。

【0074】

上記実施形態では、測定した撮影距離Lを、被観察部位の実寸を把握するために利用した例で説明したが、撮影距離Lは被観察部位の実寸を把握する以外の目的でも利用可能である。

40

【0075】

例えば、撮影距離Lを、照明光の配光ムラの補正に利用することができる。照明光の配光分布は、照射範囲全域に渡って均等であるのが理想的である。しかしながら、現実には、図4に示すように、1つの照明窓21から照射される照明光の配光特性は、照射光軸付近で最も高く、周辺ほど低いというように配光ムラがある。図7に示すように、撮影距離Lによって照明光の照射範囲も変化する。さらに、2つの照明窓21から照明光を照射しているため、両者の照射範囲の重なり具合による配光ムラも生じる。

50

【0076】

照明光の配光特性や2つの照明窓21の位置関係は、内視鏡の仕様によって決まっているので、撮影距離Lが分かれば、観察画像62における照明光の配光分布を測定することができる。配光分布が分かれば、それに基づいて画像補正処理によって配光ムラを補正することが可能となる。これ以外にも、内視鏡が焦点調節機能を持つ撮像ユニットを備えている場合には、撮影距離Lを焦点調節に利用してもよい。

【0077】

さらに、本発明に係る内視鏡システムは、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。

【0078】

例えば、上記実施形態は、光源としてキセノンランプを使用した例であるが、図14に示す内視鏡システム70のように、キセノンランプの代わりに、半導体光源を使用してもよい。図14に示す内視鏡システム70と、図3に示す内視鏡システム2との相違点は、光源を含む照射ユニットのみであり、他の部分は共通であるので、共通部分の説明は省略し、相違点を説明する。

【0079】

内視鏡システム70の照射ユニットは、半導体光源であるレーザ光源71、レーザ光源71の点灯、光量制御を行う光源ドライバ72、レーザ光源71の光をライトガイド74の入射端に集光する集光レンズ73、ライトガイド74の出射端に配置され、出射端からの光によって励起して励起発光する蛍光体76とからなる。レーザ光源71は、例えば、445nmの波長の青色光を発光し、蛍光体76は、青色光によって励起されて、緑色及び赤色の波長帯域の蛍光を発する。青色光の励起光と、緑色及び赤色の蛍光の混合により白色光が生成されて、照明窓21から照射される。

【0080】

照射ユニットは、2つの照明窓21に対応して1つずつ設けられている。照明窓21毎に照射ユニットを設ける場合には、それぞれの照射ユニットの光量を独立に制御することができる。各照明窓21からの照明光の光量を独立に制御できれば、2つの輝点BPのうち、一方の輝点BPが検出されない場合には、輝点BPが検出されない方の照明窓21からの照明光の光量を上げることで輝点BPを強制的に発生させることができる。なお、半導体光源としては、レーザ光源の代わりにLEDでもよい。

【0081】

また、図15に示すように、複数種類の内視鏡10との接続が可能なプロセッサ装置11もある。上述のとおり、撮影距離測定に使用される、図9に示す対応関係を表すLUTは、内視鏡10の仕様によって異なる。このような場合には、プロセッサ装置11内のメモリ77に、内視鏡10の機種毎の仕様に応じて異なる複数種類のLUTを記憶しておくことが好ましい。そして、プロセッサ装置11のCPU40は、接続された内視鏡10から機種ID(E1やE2)を取得して、機種IDに応じて前記LUTを選択して使用する。

【0082】

また、メモリ77を、プロセッサ装置11に設ける代わりに、プロセッサ装置11とネットワークを通じて通信可能に接続されるデータサーバに設けてもよい。この場合には、プロセッサ装置11は、機種IDを取得したときに、ネットワークを通じてデータサーバにアクセスして、機種IDに応じた前記LUTをデータサーバ内のメモリ77から取得する。

【0083】

また、図16に示すように、内視鏡10に、それぞれの仕様に応じた前記LUTを記憶するメモリ77を設けて、内視鏡10がプロセッサ装置11に接続されたときに、メモリ77内のLUTをプロセッサ装置11に送信してもよい。

【0084】

また、撮像素子は上記実施形態のCCDに限らずCMOSイメージセンサを用いてもよ

10

20

30

40

50

い。また、白色光の照明光による通常観察を行う内視鏡システムに適用した例で説明したが、通常観察に加えて、特定の波長域の狭帯域光を利用した狭帯域光観察など特殊光観察が可能な内視鏡システムに適用してもよい。

【 0 0 8 5 】

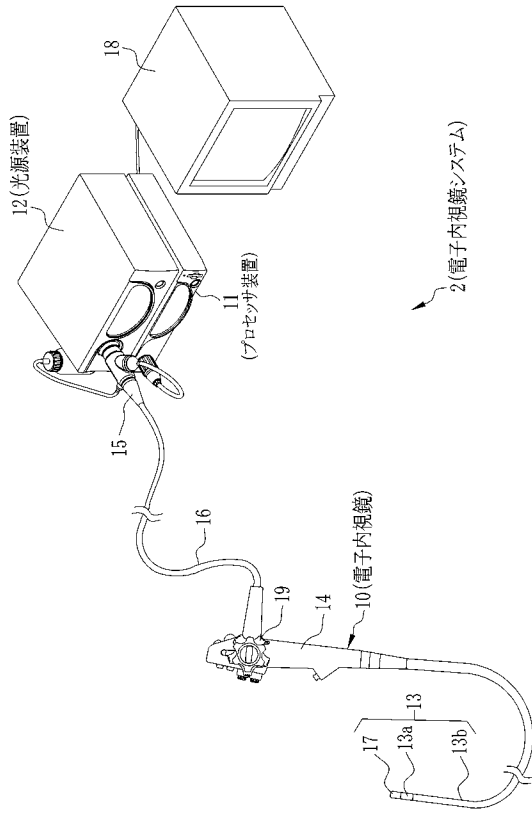
また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。また、医療用だけでなく、工業分野で利用される内視鏡に適用してもよい。

【符号の説明】

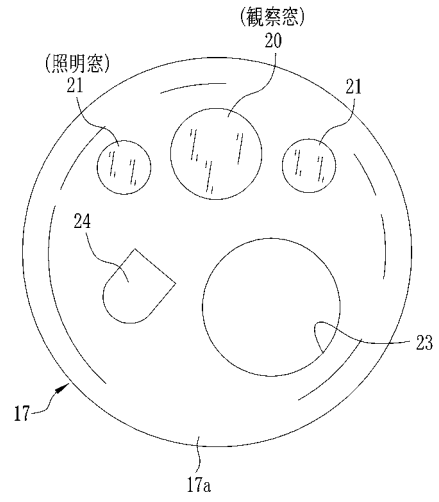
【 0 0 8 6 】

2	内視鏡システム	10
10	内視鏡	
11	プロセッサ装置	
12	光源装置	
17	先端部	
20	観察窓	
21	照明窓	
26	対物光学系	
27	CCD	
28	撮像ユニット	
34	ライトガイド	20
54	可動絞り	
38、40、56	CPU	
51	光源	
62	観察画像	
B P	輝点	
D	輝点間距離	
L A	照明光軸	
P A	撮影光軸	

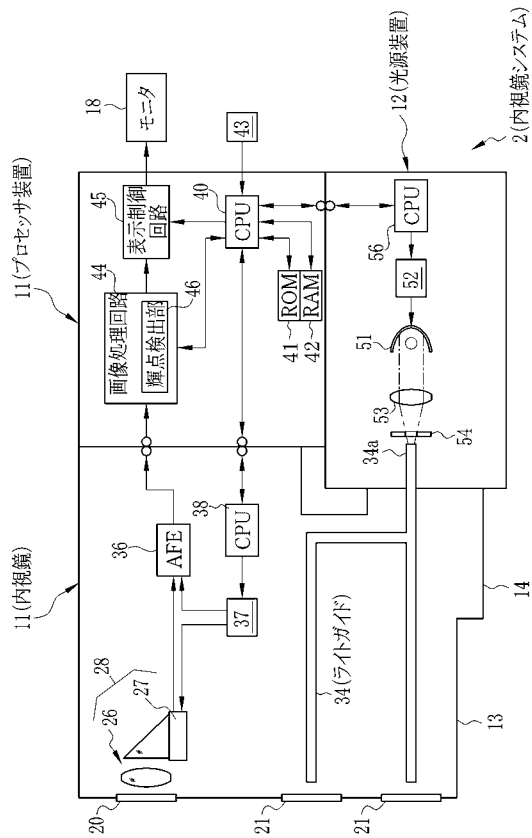
【 図 1 】



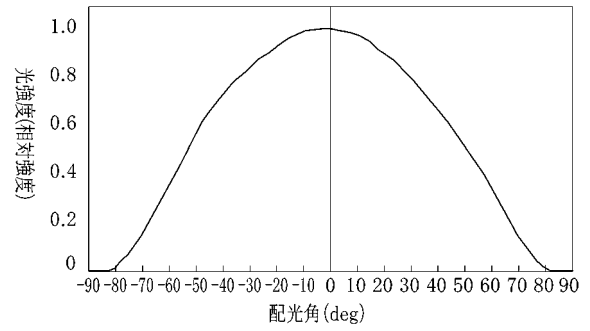
【 図 2 】



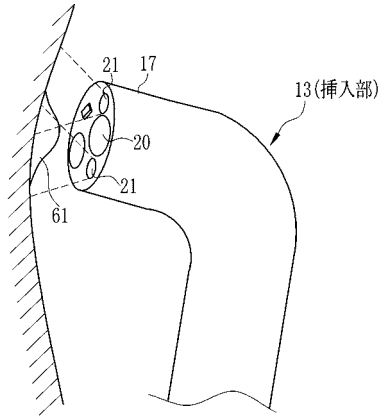
【 図 3 】



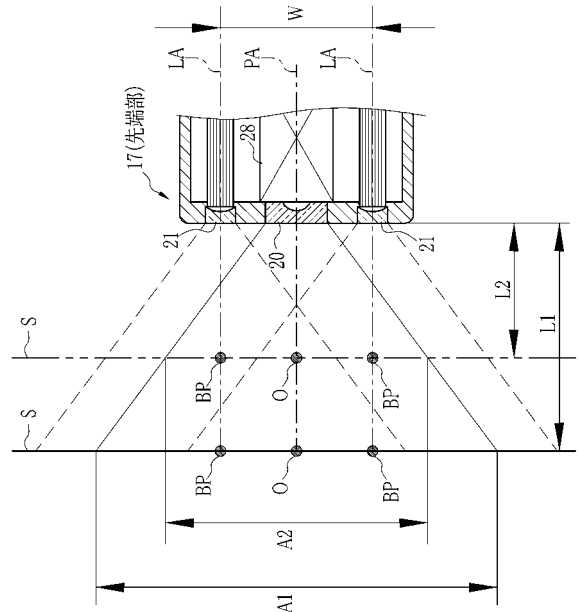
【 図 4 】



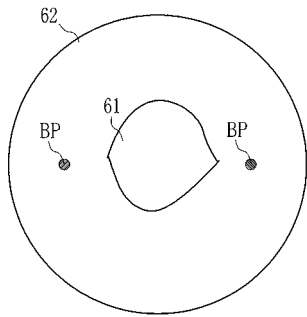
【 図 5 】



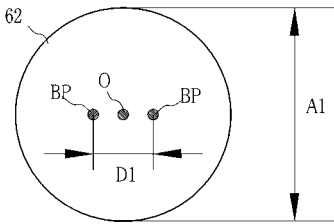
【 図 7 】



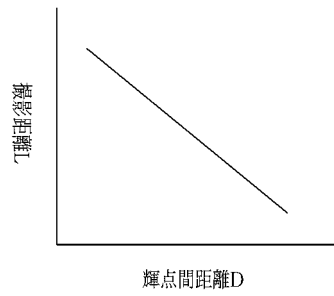
【 図 6 】



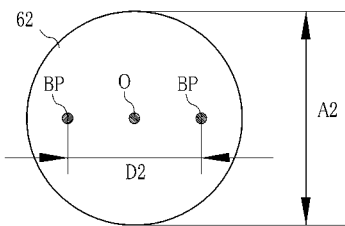
【 図 8 A 】



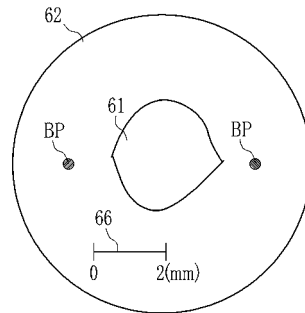
【 図 9 】



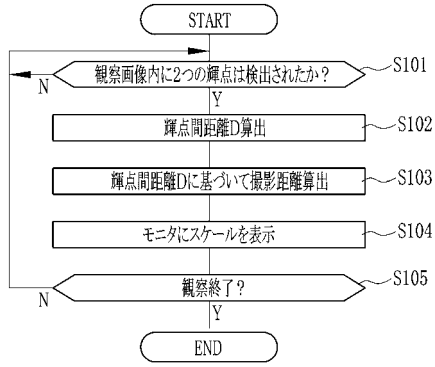
【 図 8 B 】



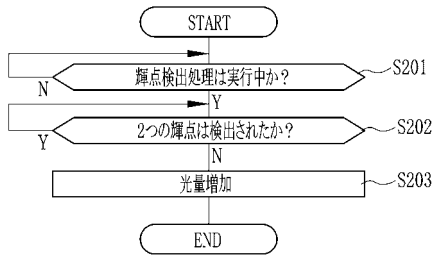
【 図 10 】



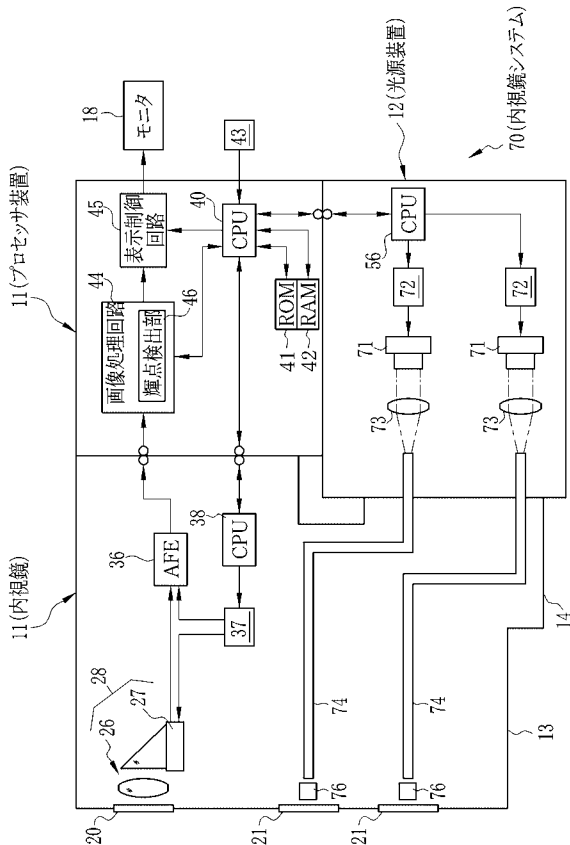
【図11】



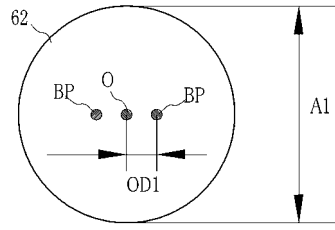
【図12】



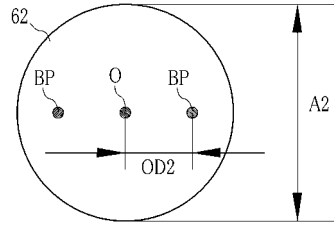
【図14】



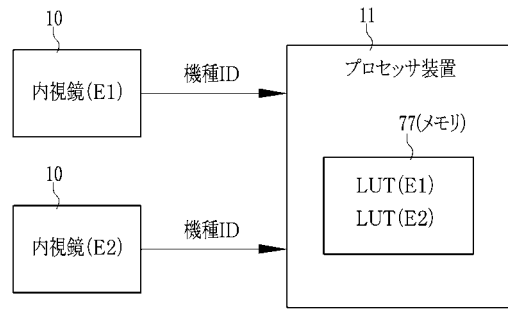
【図13A】



【図13B】



【図15】



【図16】

