

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/055933

発行日 平成31年2月28日 (2019. 2. 28)

(43) 国際公開日 平成30年3月29日 (2018. 3. 29)

(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	5 5 1	2 H 0 4 0	
A 6 1 B	1/07	(2006.01)	A 6 1 B	1/07	7 3 3	4 C 1 6 1	
A 6 1 B	1/045	(2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 2 2		
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

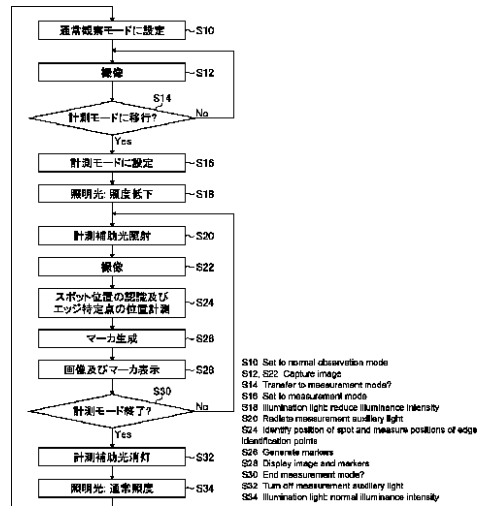
出願番号	特願2018-540905 (P2018-540905)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/028646	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(22) 国際出願日	平成29年8月7日 (2017. 8. 7)	(74) 代理人	100170069 弁理士 大原 一樹
(31) 優先権主張番号	特願2016-183050 (P2016-183050)	(74) 代理人	100128635 弁理士 松村 潔
(32) 優先日	平成28年9月20日 (2016. 9. 20)	(74) 代理人	100140992 弁理士 松浦 憲政
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	納谷 昌之 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法

(57) 【要約】

被写体の大きさを容易かつ高精度に計測できる計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法を提供することを目的とする。本発明の一の態様に係る計測支援装置では、計測補助光により形成されるスポットのエッジ上の点であるエッジ特定点の位置を計測し、計測結果に基づいて被写体の実寸サイズを示す情報を取得してマーカを生成及び表示するので、距離測定が必要がなく、計測が容易である。また、計測補助光の傾き角を適切に設定することにより観察距離が短い場合でもエッジ特定点が撮像光学系の視野から外れないようにして計測を行うことができる。さらに、計測補助光の光軸は撮像光学系の光軸を含む平面に射影した場合に撮像光学系の光軸に対し0度でない傾き角を有するので、観察距離の変化に対するスポットの位置変化の感度が高く、計測精度が高い。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源から出射された光を発散による広がりを持った計測補助光として出射するヘッドと

、
前記計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像光学系及び撮像素子を介して取得する撮像部と、

前記取得した被写体の画像に基づいて、前記撮像素子における前記スポットのエッジ上の点であるエッジ特定点の位置を計測する計測部と、

前記被写体の前記撮像素子上の寸法と前記被写体の実寸サイズとの関係を示す情報を、前記エッジ特定点の前記撮像素子上の位置に関連づけて記憶する記憶部と、

前記計測した前記エッジ特定点の位置に基づいて前記記憶部から前記関係を示す情報を取得し、前記取得した情報に基づいて前記実寸サイズを示すマーカを生成するマーカ生成部と、

前記スポットが形成された前記被写体の画像及び前記生成したマーカを表示装置に表示させる表示制御部であって、前記被写体の画像において前記エッジ特定点の近傍に前記マーカを表示させる表示制御部と、

を備え、

前記ヘッドは、少なくとも一部のエッジが前記撮像光学系の光軸と0度でない傾き角を成し、前記少なくとも一部のエッジが前記撮像光学系の画角を横切る前記計測補助光を出射する計測支援装置。

【請求項 2】

前記計測補助光は、前記少なくとも一部のエッジが前記撮像光学系の光軸と交差する請求項 1 に記載の計測支援装置。

【請求項 3】

前記エッジ特定点は、前記撮像素子上の前記スポットのエッジのうち前記撮像光学系の光軸に最も近い点である請求項 1 または 2 に記載の計測支援装置。

【請求項 4】

前記計測補助光の光軸は前記撮像光学系の光軸と平行である請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置。

【請求項 5】

前記ヘッドは前記計測補助光を複数の位置から出射し、
前記マーカ生成部は前記複数の位置から出射される前記計測補助光のそれぞれに対応して前記マーカを生成する、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置を備える内視鏡システム。

【請求項 7】

被検体内に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、前記先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、前記湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、前記挿入部の基端側に接続された操作部と、を有する内視鏡を備え、

前記計測補助光の出射部と、前記スポットの光学像を前記撮像素子に結像させる撮像レンズと、が前記先端硬質部の先端側端面に設けられる請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

照明光を照射する照明光源と、前記照明光の照度を制御する制御部と、を有し、

前記制御部は、前記撮像光学系により前記スポットの画像を取得する計測モードでは、前記照明光を前記被写体に照射して前記被写体を観察する通常観察モードよりも前記照明光の照度を下げる請求項 6 または 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記撮像素子は、2次元配列された複数の受光素子からなる複数の画素と、前記複数の画素に対し配設された複数のフィルタ色のカラーフィルタと、を備えるカラー撮像素子であり、

10

20

30

40

50

前記計測部は、前記複数のフィルタ色のうち前記計測補助光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいて前記エッジ特定点の位置を計測する、請求項 6 から 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

請求項 6 から 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムのプロセッサであって、前記光源を駆動する光源駆動部と、前記計測部と、前記記憶部と、前記マーカ生成部と、前記表示制御部と、を備えるプロセッサ。

【請求項 11】

前記計測部は前記撮像素子上での前記スポットの形状を認識し、前記認識の結果に基づいて前記エッジ特定点を計測する請求項 10 に記載のプロセッサ。

10

【請求項 12】

前記光源駆動部はレーザ光源を駆動するレーザ駆動部である請求項 10 または 11 に記載のプロセッサ。

【請求項 13】

光源から出射された光を発散による広がりを持った計測補助光として出射するヘッドと、前記計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像光学系及び撮像素子を介して取得する撮像部と、前記被写体の前記撮像素子上の寸法と前記被写体の実寸サイズとの関係を示す情報を、前記撮像素子における前記スポットのエッジ上の点であるエッジ特定点の位置に関連づけて記憶する記憶部と、を備える計測支援装置を用いた計測支援方法であって、

20

前記ヘッドから、少なくとも一部のエッジが前記撮像光学系の光軸と 0 度でない傾き角を成し、前記少なくとも一部のエッジが前記撮像光学系の画角を横切る前記計測補助光を出射する計測補助光出射工程と、

前記計測補助光により前記スポットが形成された被写体の画像を前記撮像部を介して取得する撮像工程と、

前記被写体の画像に基づいて前記エッジ特定点の位置を計測する計測工程と、

前記計測した前記エッジ特定点の位置に基づいて前記記憶部から前記関係を示す情報を取得し、前記取得した情報に基づいて前記実寸サイズを示すマーカを生成するマーカ生成部と、

30

前記スポットが形成された前記被写体の画像及び前記生成したマーカを表示装置に表示させる表示制御工程であって、前記被写体の画像において前記スポットの近傍に前記マーカを表示させる表示制御工程と、

を含む計測支援方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法に係り、特に計測補助光を用いて被検体の大きさを計測する計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

内視鏡等の計測装置の分野では、被検体までの距離を計測することや、被検体の長さや大きさを算出することが行われている。例えば特許文献 1 では、ステレオカメラで被写体距離を計測し、被写体距離と内視鏡の視野角とに基づいて被写体の大きさの目安となる目印の大きさを計算し、被写体の画像とともに目印を表示することが記載されており、この目印により被写体の大きさを知ることができる。

【0003】

また特許文献 2 には、計測補助光を用いて被写体距離を求める技術が記載されている。特許文献 2 では、光ファイバーからレーザビームを照射して照射面を観察する。そして、

50

光ファイバーから照射面までの距離によってレーザービームの照射点が視野の中心に近づいたり離れたりすることを利用し、ズレ量をあらかじめ校正しておくことで、ズレ量から被写体距離を知ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-122769号公報

【特許文献2】特開平8-285541号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

しかしながら上述の特許文献1では、ステレオカメラにより距離を計測するため2台のカメラが必要であり、内視鏡先端部が大きくなってしまったため、被検体への負担が大きかった。さらに、距離計測を行いその結果に基づいて目印の大きさを算出するため、処理が複雑であった。

【0006】

また特許文献2に記載の技術は距離計測を行うためのものであり、処理が複雑な上に被写体の長さや大きさを直接的に求めることはできなかった。さらに、レーザービームが撮像光学系の光軸と平行に照射されるので、観察距離が短い場合（被写体が内視鏡の先端と近接したところに存在する場合）はレーザービームが撮像光学系の視野から外れてしまい、測定できなくなるという問題があった。さらに、被写体距離の変化に対するスポットの位置変化の感度が低く、計測精度が低いという問題があった。

20

【0007】

このように、従来の技術は被写体の大きさ（長さ）を容易かつ高精度に計測できるものではなかった。

【0008】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、被写体の大きさを容易かつ高精度に計測できる計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法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】

30

【0009】

上述した目的を達成するため、本発明の第1の態様に係る計測支援装置は、光源から出射された光を発散による広がりを持った計測補助光として出射するヘッドと、計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像光学系及び撮像素子を介して取得する撮像部と、取得した被写体の画像に基づいて、撮像素子におけるスポットのエッジ上の点であるエッジ特定点の位置を計測する計測部と、被写体の撮像素子上の寸法と被写体の実寸サイズとの関係を示す情報を、エッジ特定点の撮像素子上の位置に関連づけて記憶する記憶部と、計測したエッジ特定点の位置に基づいて記憶部から関係を示す情報を取得し、取得した情報に基づいて実寸サイズを示すマーカを生成するマーカ生成部と、スポットが形成された被写体の画像及び生成したマーカを表示装置に表示させる表示制御部であって、被写体の画像においてエッジ特定点の近傍にマーカを表示させる表示制御部と、を備え、ヘッドは、少なくとも一部のエッジが撮像光学系の光軸と0度でない傾き角を成し、少なくとも一部のエッジが撮像光学系の画角を横切る計測補助光を出射する。

40

【0010】

第1の態様では、被写体の実寸サイズを示すマーカが被写体の画像とともに表示されるので、ユーザは被写体（被測定体）とマーカとを比較することにより被写体の大きさを容易に計測することができる。また、スポットの位置を計測し、計測結果に基づいて記憶部に記憶された情報を取得してマーカを生成及び表示するので、上述した特許文献1、2のように距離測定の必要がなく、装置構成が簡単で計測が容易である。

【0011】

50

また、計測補助光は少なくとも一部のエッジが撮像光学系の光軸と0度でない傾き角を成し、その少なくとも一部のエッジが撮像光学系の画角を横切るので、傾き角を適切に設定することにより観察距離が短い場合でも計測補助により形成されるスポットのエッジ特定点が撮像光学系の視野に入るようにすることができ、マーカを用いた計測が可能となる。さらに、観察距離の変化に対するスポットの位置変化の感度が高いため計測精度が高い。このようにエッジ特定点の位置に基づいてマーカを生成・表示することで、計測補助光を真っ直ぐ出射した場合（計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸と平行な場合）でも、斜めに射出した場合（計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸と平行でない）と同様の効果を得ることができる。

【0012】

なお、第1の態様においてエッジ上の任意の点を「エッジ特定点」とすることができる。例えば、撮像光学系の中心に近い位置、被写体の中心に近い点、エッジ上でコントラストが高い点等をエッジ特定点とすることができる。

【0013】

このように、第1の態様に係る計測支援装置では被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。なお、第1の態様において「実寸サイズ」の具体的な値は被写体の種類及び計測の目的等の条件に応じて設定することができる。

【0014】

第1の態様において、「被写体の撮像素子上の寸法と被写体の実寸サイズとの関係を示す情報」は、例えば実寸サイズに対応したパターンが規則的に記録された計測用図形を撮影することで取得することができる。また、第1の態様においてスポットの「近傍」にマーカを表示するが、マーカの中心をスポットの中心に合わせて表示してもよいし、スポットから離れた位置にマーカを表示してもよい。第1の態様において、レーザ光、LED光等を計測補助光として用いることができる。

【0015】

第2の態様に係る計測支援装置は第1の態様において、計測補助光は、少なくとも一部のエッジが撮像光学系の光軸と交差する。撮像光学系の構成によっては歪曲収差が大きくなり、その場合画像の周辺部ではなく画像中心部での計測を行うことが好ましいが、第2の態様によれば、エッジ特定点を適切に（例えば、エッジが撮像光学系の光軸と交差する点に）設定することにより、画像中心に近い位置で高精度に計測を行うことができる。

【0016】

第3の態様に係る計測支援装置は第1または第2の態様において、エッジ特定点は撮像素子上のスポットのエッジのうち撮像光学系の光軸に最も近い点である。撮像光学系の構成によっては歪曲収差が大きくなり、その場合画像の周辺部ではなく画像中心部での計測を行うことが好ましいが、第3の態様によれば、上述の点をエッジ特定点することで画像中心に近い位置で高精度な計測を行うことが可能になる。

【0017】

第4の態様に係る計測支援装置は第1から第3の態様のいずれか1つにおいて、計測補助光の光軸は撮像光学系の光軸と平行である。第4の態様によれば、計測補助光の光軸は撮像光学系の光軸と平行なので、ヘッドを真っ直ぐ（撮像光学系の光軸と平行に）配置することができる。計測支援装置の先端部分を小型化（細径化）することができる。

【0018】

第5の態様に係る計測支援装置は第1から第4の態様のいずれか1つにおいて、ヘッドは計測補助光を複数の位置から射出し、マーカ生成部は複数の位置から射出される計測補助光のそれぞれに対応してマーカを生成する。第5の態様では複数の位置から射出される計測補助光のそれぞれに対応してマーカを生成するので、複数のマーカにより被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。

【0019】

上述した目的を達成するため、本発明の第6の態様に係る内視鏡システムは、第1から第5の態様のいずれか1つに記載の計測支援装置を備える。第6の態様に係る内視鏡シス

10

20

30

40

50

テムでは、第1から第5の態様のいずれか1つに係る計測支援装置を備えるので、被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。

【0020】

第7の態様に係る内視鏡システムは第6の態様において、被検体内に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、挿入部の基端側に接続された操作部と、を有する内視鏡を備え、計測補助光の出射部と、スポットの光学像を撮像素子に結像させる撮像レンズと、が先端硬質部の先端側端面に設けられる。第7の態様は、内視鏡の先端硬質部の構成の一態様を規定するものである。

【0021】

第8の態様に係る内視鏡システムは第6または第7の態様において、照明光を照射する照明光源と、照明光の照度を制御する制御部と、を有し、制御部は、撮像光学系によりスポットの画像を取得する計測モードでは、照明光を被写体に照射して被写体を観察する通常観察モードよりも照明光の照度を下げる。スポットを撮像する際の照明光の照度が高すぎると、得られた画像においてスポットとそれ以外の部分とのコントラストが小さくなってスポット認識できず、その結果エッジ特定点の検出が困難になってマーカが表示できなくなる場合があるが、第8の態様では、制御部は、撮像部によりスポットの画像を取得する計測モードでは、照明光を被検体に照射して被検体を観察する通常観察モードよりも照明光の照度を下げるので、スポットの鮮明な画像を撮像することができ、これにより高精度な計測を行うことができる。なお第8の態様において、計測モードにおいて照明光の照度をどの程度下げるかは被検体の種類や大きさ、明るさ等に応じて設定してよく、必要に応じ照明光を消灯してもよい。

【0022】

第9の態様に係る内視鏡システムは第6から第8の態様のいずれか1つにおいて、撮像素子は、2次元配列された複数の受光素子からなる複数の画素と、複数の画素に対し配設された複数のフィルタ色のカラーフィルタと、を備えるカラー撮像素子であり、計測部は、複数のフィルタ色のうち計測補助光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいてエッジ特定点の位置を計測する。第9の態様によれば、複数のフィルタ色のうち計測補助光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいてエッジ特定点の位置を計測するので、スポットが鮮明な画像によりエッジ特定点の位置を高精度に計測することができ、これにより被写体の大きさを高精度に計測することができる。

【0023】

上述した目的を達成するため、本発明の第10の態様に係るプロセッサは、第6から第9の態様のいずれか1つに係る内視鏡システムのプロセッサであって、光源を駆動する光源駆動部と、計測部と、記憶部と、マーカ生成部と、表示制御部と、を備える。第10の態様によれば、第1の態様と同様に被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。なお第10の態様では、計測補助光の光源は例えばスコープ（内視鏡の手元操作部）内に配置されてスコープの電気回路基板部に実装され、プロセッサ（光源駆動部）からの電気信号に応じて点灯、消灯、及び光強度が制御される。

【0024】

第11の態様に係るプロセッサは第10の態様において、計測部は撮像素子上でのスポットの形状を認識し、認識の結果に基づいてエッジ特定点を計測する。第11の態様によればエッジ特定点を正確に検出することができ、これにより適切な大きさのマーカを表示して被写体の大きさを高精度に計測することができる。

【0025】

第12の態様に係るプロセッサは第10または第11の態様において、光源駆動部はレーザー光源を駆動するレーザー駆動部である。

【0026】

10

20

30

40

50

上述した目的を達成するため、本発明の第13の態様に係る計測支援方法は光源から出射された光を発散による広がりを持った計測補助光として出射するヘッドと、計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像光学系及び撮像素子を介して取得する撮像部と、被写体の撮像素子上の寸法と被写体の実寸サイズとの関係を示す情報を、撮像素子におけるスポットのエッジ上の点であるエッジ特定点の位置に関連づけて記憶する記憶部と、を備える計測支援装置を用いた計測支援方法であって、ヘッドから、少なくとも一部のエッジが撮像光学系の光軸と0度でない傾き角を成し、少なくとも一部のエッジが撮像光学系の画角を横切る計測補助光を出射する計測補助光出射工程と、計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像部を介して取得する撮像工程と、被写体の画像に基づいてエッジ特定点の位置を計測する計測工程と、計測したエッジ特定点の位置に基づいて記憶部から関係を示す情報を取得し、取得した情報に基づいて実寸サイズを示すマーカを生成するマーカ生成部と、スポットが形成された被写体の画像及び生成したマーカを表示装置に表示させる表示制御工程であって、被写体の画像においてスポットの近傍にマーカを表示させる表示制御工程と、を含む。第13の態様によれば、第1の態様と同様に被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0027】

以上説明したように、本発明の計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法によれば、被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、先端硬質部の先端側端面の構成を示す図である。

【図4】図4は、先端硬質部の先端側端面の他の構成を示す図である。

【図5】図5は、レーザモジュールの構成を示す断面図である。

【図6】図6は、レーザ光源モジュールの構成を示す断面図である。

【図7】図7は、撮像光学系の光軸と計測補助光の光軸との関係を示す図である。

【図8】図8は、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入した様子を示す図である。

【図9】図9は、計測支援方法の処理を示すフローチャートである。

【図10】図10は、観察距離に応じたエッジ特定点の位置変化の様子を示す図である。

【図11】図11は、波長とカラーフィルタの感度との関係を示す図である。

【図12】図12は、撮像光学系の光軸に最も近いエッジ特定点にマーカを表示した様子を示す図である。

【図13】図13は、撮像光学系の光軸に最も近い点から離れたエッジ特定点にマーカを表示した様子を示す図である。

【図14】図14は、エッジ特定点から離れた位置にマーカを表示した様子を示す図である。

【図15】図15は、撮像光学系の歪曲収差に応じて変形させたマーカを表示した様子を示す図である。

【図16】図16は、計測支援方法の他の例を示すフローチャートである。

【図17】図17は、エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係を測定する様子を示す図である。

【図18】図18は、エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係を測定する様子を示す他の図である。

【図19】図19は、スポットのX方向ピクセル位置とマーカのX軸方向のピクセル数との関係を示す図である。

【図 20】図 20 は、スポットの Y 方向ピクセル位置とマーカの X 軸方向のピクセル数との関係を示す図である。

【図 21】図 21 は、スポットの X 方向ピクセル位置とマーカの Y 軸方向のピクセル数との関係を示す図である。

【図 22】図 22 は、スポットの Y 方向ピクセル位置とマーカの Y 軸方向のピクセル数との関係を示す図である。

【図 23】図 23 は、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 24】図 24 は、撮像光学系の光軸と計測補助光の光軸との関係を示す図である。

【図 25】図 25 は、第 2 の実施形態におけるマーカの表示例を示す図である。

【図 26】図 26 は、第 2 の実施形態におけるマーカの表示例を示す他の図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、添付図面を参照しつつ、本発明に係る計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法の実施形態について、詳細に説明する。

【0030】

< 第 1 の実施形態 >

図 1 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡システム 10 (計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ)を示す外観図であり、図 2 は内視鏡システム 10 の要部構成を示すブロック図である。図 1, 2 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡本体 110 (内視鏡)、内視鏡プロセッサ 200 (内視鏡システムのプロセッサ)、光源装置 300、及びモニタ 400 から構成される内視鏡装置 100 を含んでいる。

【0031】

< 内視鏡本体の構成 >

内視鏡本体 110 は、手元操作部 102 (操作部)と、この手元操作部 102 に連設される挿入部 104 (挿入部)とを備える。術者は手元操作部 102 を把持して操作し、挿入部 104 を被検体の体内に挿入して観察を行う。挿入部 104 は、手元操作部 102 側から順に、軟性部 112 (軟性部)、湾曲部 114 (湾曲部)、先端硬質部 116 (先端硬質部)で構成されている。先端硬質部 116 には、撮像光学系 130 (撮像光学系、撮像部)、照明部 123、鉗子口 126、レーザモジュール 500 等が設けられる (図 1 ~ 3 参照)。

【0032】

観察や処置の際には、操作部 208 (図 2 参照)の操作により、照明部 123 の照明用レンズ 123A, 123B から可視光と赤外光のいずれか、または両方を照射することができる。また、操作部 208 の操作により図示せぬ送水ノズルから洗浄水が放出されて、撮像光学系 130 の撮像レンズ 132 (撮像レンズ)、及び照明用レンズ 123A, 123B を洗浄することができる。先端硬質部 116 で開口する鉗子口 126 には不図示の管路が連通しており、この管路に腫瘍摘出等のための図示せぬ処置具が挿通されて、適宜進退して被検体に必要な処置を施せるようになっている。

【0033】

図 1 ~ 3 に示すように、先端硬質部 116 の先端側端面 116A には撮像レンズ 132 が配設されており、この撮像レンズ 132 の奥に CMOS (Complementary MOS) 型の撮像素子 134 (撮像素子、カラー撮像素子、撮像部)、駆動回路 136、AFE 138 (AFE: Analog Front End) が配設されて、画像信号を出力するようになっている。撮像素子 134 はカラー撮像素子であり、特定のパターン配列 (ベイヤー配列、Gストライプ R/B 完全市松、X-Trans (登録商標)配列、ハニカム配列等)でマトリクス状に配置 (2次元配列)された複数の受光素子により構成される複数の画素を備え、各画素はマイクロレンズ、赤 (R)、緑 (G)、または青 (B) のカラーフィルタ及び光電変換部 (フォトダイオード等)を含んでいる。撮像光学系 130 は、赤、緑、青の 3 色の画素信号からカラー画像を生成することもできるし、赤、緑、青のうち任意の 1 色または 2 色の

10

20

30

40

50

画素信号から画像を生成することもできる。

【0034】

なお第1の実施形態では撮像素子134がCMOS型の撮像素子である場合について説明するが、撮像素子134はCCD (Charge Coupled Device) 型でもよい。

【0035】

被写体 (腫瘍部、病変部) の画像やスポット (後述) の光学像は撮像レンズ132により撮像素子134の受光面 (結像面) に結像されて電気信号に変換され、不図示の信号ケーブルを介して内視鏡プロセッサ200に出力されて映像信号に変換される。これにより、内視鏡プロセッサ200に接続されたモニター400に観察画像等 (図12~15参照) が表示される。

10

【0036】

また、先端硬質部116の先端側端面116Aには、撮像レンズ132に隣接して照明部123の照明用レンズ123A (可視光用)、123B (赤外光用) が設けられている。照明用レンズ123A, 123Bの奥には、後述するライトガイド170の射出端が配設され、このライトガイド170が挿入部104、手元操作部102、及びユニバーサルケーブル106に挿通され、ライトガイド170の入射端がライトガイドコネクタ108内に配置される。

【0037】

先端側端面116Aには、さらにレーザモジュール500のレーザヘッド506 (ヘッド、計測補助光の出射部) が設けられて、スポット光 (計測補助光) が照射される。レーザモジュール500の構成は後述する。なお第1の実施形態では、図3に示すようにレーザヘッド506が鉗子口126とは別に設けられているが、本発明に係る計測支援装置及び内視鏡システムにおいては、図4に示すように、先端硬質部116で開口する鉗子口126に連通する管路 (不図示) にレーザヘッド506を挿抜可能に挿通してもよい。この場合、レーザヘッド506専用の管路を設ける必要がなく、鉗子口126に連通する管路を他の処置具と共用することができる。

20

【0038】

<レーザモジュールの構成>

図2及び図5に示すように、レーザモジュール500はレーザ光源モジュール502 (光源、レーザ光源) と、光ファイバー504 (光ファイバー) と、レーザヘッド506 (ヘッド) とを備える。光ファイバー504の基端側 (レーザ光源モジュール502側) はファイバー外皮501で被覆され、先端側 (レーザ光を出射する側) はフェルール508 (ferrule) に挿入されて接着剤で接着され、端面が研磨される。フェルール508は光ファイバー504を保持、接続するための部材であり、中心部には光ファイバー504を挿通するための穴が軸方向 (図5の左右方向) に空けられている。フェルール508及びファイバー外皮501の外側に補強材507が設けられて光ファイバー504等を保護する。フェルール508はハウジング509に収納され、補強材507及びファイバー外皮501と一体になってレーザヘッド506を構成する。

30

【0039】

レーザヘッド506において、フェルール508は例えば直径が0.8mm~1.25mmのものを用いることができる。なお小型化のためには細径のものの方が好ましい。上述の構成により、レーザヘッド506全体としての直径を1.0mm~1.5mmにすることができる。

40

【0040】

このように構成されたレーザモジュール500は挿入部104に装着される。具体的には、図2に示すようにレーザ光源モジュール502は手元操作部102 (スコープ) に配置され、電気回路基板部に実装される。一方、レーザヘッド506は先端硬質部116に設けられて、光ファイバー504がレーザ光をレーザ光源モジュール502からレーザヘッド506まで導光する。なおレーザ光源モジュール502を光源装置300内に設け、レーザ光を光ファイバー504により先端硬質部116まで導光するようにしてもよい。

50

【 0 0 4 1 】

レーザ光源モジュール 5 0 2 は、図示せぬ電源から電力が供給されて可視波長域のレーザ光を出射する V L D (Visible Laser Diode) と、V L D から出射されたレーザ光を集光する集光レンズ 5 0 3 とを備えるピグテール型モジュール (T O S A ; Transmitter Optical Sub Assembly) である (図 6 参照)。レーザ光は内視鏡プロセッサ 2 0 0 (C P U 2 1 0) の制御により必要に応じて出射することができ、スポット光の照射による計測を行う場合 (計測モード) のみレーザ光を出射させることで、非出射時には通常の内視鏡と同様に使用することができる (通常モード)。レーザ光源モジュール 5 0 2 は、内視鏡プロセッサ 2 0 0 (光源駆動部、レーザ駆動部) からの電気信号に応じて点灯、消灯、及び光強度が制御される。

10

【 0 0 4 2 】

第 1 の実施形態において、V L D が出射するレーザ光は半導体レーザによる波長 6 5 0 n m の赤色レーザ光とすることができる。ただし本発明におけるレーザ光の波長はこの態様に限定されるものではない。集光レンズ 5 0 3 で集光されたレーザ光は、光ファイバー 5 0 4 により導光される。光ファイバー 5 0 4 としては、レーザ光をシングル横モードで伝搬させる光ファイバーを用いてもよいし、被写体の種類や大きさ等の観察条件によってスポットの大きさや鮮明さが計測上問題とならない場合は、レーザ光をマルチモードで伝搬させる光ファイバーを用いてもよい。光ファイバー 5 0 4 の途中に中継コネクタを設けてもよい。なお、また、光源としては半導体レーザの代わりに L E D (Light-Emitting Diode) を用いてもよく、半導体レーザを発振閾値以下の L E D 発光状態で使用してもよい。

20

【 0 0 4 3 】

< 撮像光学系と計測補助光との関係 >

図 7 は撮像光学系 1 3 0 と計測補助光との関係を示す概念図である。第 1 の実施形態では、図 7 に示すように撮像光学系 1 3 0 は撮影画角 θ を有し、計測補助光は発散によるビーム広がり角 ϕ を有する。計測補助光の光軸 L 1 と撮像光学系 1 3 0 の光軸 L 2 とは平行である。また、計測補助光のエッジ E 1 (計測補助光のエッジの一部) は撮像光学系 1 3 0 の光軸 L 2 とゼロでない傾き角 α ($=$ 撮影画角 θ - ビーム広がり角 ϕ) を成す。第 1 の実施形態では、先端側端面 1 1 6 A からの観察距離 D 1 でエッジ E 1 が画角に入り (点 P 4)、観察距離 D 2 でエッジ E 1 が撮像光学系 1 3 0 の光軸 L 2 と交差する (点 P 5)。したがって、計測補助光により形成されるスポットにおいてエッジ E 1 上の点を「エッジ特定点」とすれば、エッジ特定点が撮像光学系の光軸 L 2 に最も近い点となる。また、観察距離や観察方向の調整 (挿入部 1 0 4 の進退及び / または屈曲操作による) により点 P 5 をエッジ特定点に設定できれば、収差の少ない画像の中心で高精度に計測を行うことができる。なお、第 1 の実施形態では計測補助光の光軸 L 1 は撮像光学系の光軸 L 2 と平行であるが、本発明においてこれら光軸は互いに平行な状態に限定されるものではない。また、撮影画角 θ のうち収差の少ない中央部分で計測を行ってもよい。

30

【 0 0 4 4 】

計測補助光のビーム広がり角についての一例を示すと、開口数が 0 . 2 2 の光ファイバーから照射される光の空気中での出射角は 2 5 . 4 d e g であり、この場合、光ファイバー端からの距離が 5 . 2 m m の位置でスポット直径が約 5 m m となる。

40

【 0 0 4 5 】

< 光源装置の構成 >

図 2 に示すように、光源装置 3 0 0 は、照明用の光源 3 1 0 (照明光源)、絞り 3 3 0、集光レンズ 3 4 0、及び光源制御部 3 5 0 (制御部) 等から構成されており、照明光 (可視光または赤外光) をライトガイド 1 7 0 に入射させる。光源 3 1 0 は、可視光源 3 1 0 A (照明光源) 及び赤外光源 3 1 0 B (照明光源) を備えており、可視光及び赤外線的一方または両方を照射可能である。可視光源 3 1 0 A 及び赤外光源 3 1 0 B による照明光の照度は、光源制御部 3 5 0 により制御され、後述するように、スポットを撮像して計測

50

する際（計測モード時）に必要な応じて照明光の照度を下げることや、照明を停止することができる。

【0046】

ライトガイドコネクタ108（図1参照）を光源装置300に連結することで、光源装置300から照射された照明光がライトガイド170を介して照明用レンズ123A、123Bに伝送され、照明用レンズ123A、123Bから観察範囲に照射される。

【0047】

<内視鏡プロセッサの構成>

次に、図2に基づき内視鏡プロセッサ200（計測部、記憶部、マーカ生成部、表示制御部、光源駆動部、レーザ駆動部）の構成を説明する。内視鏡プロセッサ200は、内視鏡装置100から出力される画像信号を画像入力コントローラ202を介して入力し、画像処理部204（計測部、マーカ生成部、表示制御部）で必要な画像処理を行ってビデオ出力部206を介して出力する。これによりモニター400（表示装置）に観察画像が表示される。これらの処理はCPU210（CPU:Central Processing Unit;中央処理装置）（計測部、マーカ生成部、表示制御部）の制御下で行われる。画像処理部204では、ホワイトバランス調整等の画像処理の他、モニター400に表示する画像の切替や重畳表示、電子ズーム処理、操作モードに応じた画像の表示、画像信号からの特定成分（例えば輝度信号）の抽出等を行う。また画像処理部204では、撮像素子134の結像面におけるスポット位置の測定やエッジ特定点の位置の計測、計測した位置に基づくマーカの大きさ（ピクセル数）の算出が行われる（後述）。メモリ212（記憶部）には、CPU210や画像処理部204が行う処理に必要な情報、例えば撮像素子134の結像面におけるエッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係があらかじめ記憶されている。この関係は、関数形式で記憶してもよいし、ルックアップテーブル形式で記憶してもよい。

10

20

【0048】

また、内視鏡プロセッサ200は操作部208を備えている。操作部208は図示せぬ操作モード設定スイッチや送水指示ボタン等を備えており、また可視光及び/または赤外光の照射を操作することができる。

【0049】

<内視鏡装置による観察>

図8は内視鏡装置100の挿入部104を被検体内に挿入した状態を示す図であり、撮像光学系130を介して撮像範囲IAについて観察画像を取得する様子を示している。図8では、スポットSP0が腫瘍tm0（黒色で隆起している部分）の付近に形成されている様子を示す。なお、エッジ特定点はスポットSP0のエッジ上の点であり被写体に特段の目印等が形成されるわけではない。また、マーカは画面に表示されるものであり、被写体上には形成されない。

30

【0050】

<計測処理の流れ>

次に、内視鏡システム10を用いた被検体の計測支援方法について説明する。図9は計測支援方法の処理を示すフローチャートである。

【0051】

まず、内視鏡装置100の挿入部104を被検体に挿入し、内視鏡システム10を通常観察モードに設定する（ステップS10）。通常観察モードは、光源装置300から照射される照明光を被写体に照射して画像を取得し、被写体を観察するモードである。通常観察モードへの設定は内視鏡システム10の起動時に内視鏡プロセッサ200が自動的に行ってよいし、ユーザによる操作部208の操作に応じて行ってよい。

40

【0052】

内視鏡システム10が通常観察モードに設定されたら、照明光を照射して被写体を撮像し、モニター400に表示する（ステップS12）。被写体の画像としては静止画を撮像してもよいし、動画を撮像してもよい。撮像の際は、被写体の種類や観察の目的に応じて照明光の種類（可視光または赤外光）を切り換えることが好ましい。ユーザはモニター400

50

に表示される画像を見ながら挿入部 104 を進退及び/または屈曲操作して先端硬質部 116 を観察対象に向け、計測したい被写体を撮像できるようにする。

【0053】

次に、通常観察モードから計測モードに移行するか否かを判断する（ステップ S14）。この判断は操作部 208 を介したユーザ操作の有無に基づいて行ってもよいし、内視鏡プロセッサ 200 からの切替指令の有無に基づいて行ってもよい。また、内視鏡プロセッサ 200 が一定のフレーム間隔（1フレーム毎、2フレーム毎等）で通常観察モードと計測モードとを交互に設定してもよい。ステップ S14 の判断が否定されるとステップ S12 へ戻って通常観察モードでの撮像を継続し、判断が肯定されるとステップ S16 へ進んで計測モードに切り替える。

10

【0054】

計測モードは、レーザヘッド 506 からレーザ光（計測補助光）を照射して被写体にスポットを形成し、スポットが形成された被写体の画像に基づいて被写体の大きさ（長さ）を計測するためのマーカを生成及び表示するモードである。第 1 の実施形態では計測補助光として赤色レーザ光を用いるが、内視鏡画像では消化管に赤みがかかったものが多いので、計測条件によってはスポット及びエッジ特定点を認識しにくくなる場合がある。そこで計測モードでは、スポットの画像取得及びエッジ特定点の位置計測の際に照明光を消灯するか、スポットの認識に影響が出ない程度に照度を下げ（ステップ S18）、レーザヘッド 506 から計測補助光を照射する（ステップ S20：計測補助光出射工程）。このような制御は、内視鏡プロセッサ 200 及び光源制御部 350 により行うことができる。

20

【0055】

ステップ S22 では、計測補助光によりスポットが形成された被写体の画像を撮像する（撮像工程）。観察距離が計測範囲内（図 7 の例では観察距離 D1 以上）である場合、撮像光学系 130 の撮影画角内にスポットが形成される。以下に詳細を説明するように、観察距離に応じて画像内の（撮像素子上の）エッジ特定点の位置が異なり、表示すべきマーカの大きさ（ピクセル数）はエッジ特定点の位置に応じて異なる。

【0056】

< 観察距離に応じたエッジ特定点の位置変化 >

図 10 は先端硬質部 116 を前方（被写体側）から見た状態を示す概念図であり、図 3 及び図 7 の構成に対応して、エッジ特定点の画像内の位置が観察距離に応じて変化する様子を示している。なお、図 10 ではエッジ特定点が撮像素子 134 上のスポットのエッジのうち撮像光学系 130 の光軸 L2 に最も近い点（図 7 のエッジ E1 上の点）である場合について説明している。図 10 において、観察距離 D1 では撮像範囲が範囲 R2A、エッジ特定点が点 P4（図 7 参照）であり、観察距離 D2 では撮像範囲が範囲 R2B、エッジ特定点が点 P5 である。観察距離 D2 はエッジ E1 が撮像光学系 130 の光軸 L2 と交差する距離である。なお、エッジ E1 は撮像光学系 130 の光軸 L2 とゼロでない傾き角を成す（図 7 参照）。

30

【0057】

上述した特許文献 2 のように計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸と平行（傾き角が 0 度）である場合、光軸同士の間隔によっては計測補助光の光軸が撮像光学系の画角を横切る点までの距離（図 7 の観察距離 D1 に対応）が遠くなり、その場合至近距離ではスポットを撮影できず計測が困難である。このような状況は、至近距離で観察を行うことが多い内視鏡では大きな問題となり得る。また、計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸と平行である場合観察距離の変化に対するスポット位置変化の感度が低くなり、十分な計測精度が得られない場合がある。さらに、特許文献 2 では「スポットの位置」を考慮しているが、「スポットに対するエッジ特定点の位置」については何ら考慮していない。これに対し第 1 の実施形態の構成によれば、至近距離から遠距離まで広範囲の観察距離で計測でき、また距離変化に対するエッジ特定点の位置変化の感度が高いため高精度に計測することができる。

40

【0058】

50

このように、撮影画像内（撮像素子134上）のエッジ特定点の位置は、スポットに対するエッジ特定点の関係を特定した場合（例えば、上述のように撮像光学系130の光軸L2の最も近い点とした場合）、撮像光学系130の光軸L2と計測補助光の光軸L1との関係、及び観察距離に応じて異なるが、観察距離が近ければ同一の実寸サイズ（例えば5mm）を示すピクセル数が多くなり、観察距離が遠ければピクセル数が少なくなる。したがって、詳細を後述するように、エッジ特定点の位置と被写体の実寸サイズに対応するマーカの大きさ（ピクセル数）との関係を示す情報をあらかじめ記憶しておき、エッジ特定点の位置に応じてこの情報を取得することで、マーカの大きさを算出することができる。なお、算出の際に観察距離そのものを測定する必要はない。

【0059】

図9のフローチャートに戻り、撮像素子134の撮像面におけるスポット位置の認識及びエッジ特定点の位置計測（ステップS24：計測工程）について説明する。ステップS24におけるエッジ特定点の位置計測は、赤（R）色のフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号により生成される画像により行う。ここで、撮像素子134の各画素に配設されている各色（赤、緑、青）のカラーフィルタにおける波長と感度との関係は図11の通りであり、また上述のように、レーザヘッド506から出射されるレーザ光は波長650nmの赤色レーザ光である。即ち、スポット位置の測定及びエッジ特定点の位置計測は（赤、緑、青）のカラーフィルタのうちレーザ光の波長に対する感度が最も高い赤色のカラーフィルタが配設された画素（R画素）の画像信号により生成される画像に基づいて行われる。この際、画素信号のビットマップデータまたはRAW（Raw image format）データのR画素の信号強度に閾値を設けて二値化し、白部分（信号強度が閾値より高い画素）の重心を算出することで、スポットの位置を高速に認識しこれに基づいてエッジ特定点の位置を計測することができる。なお、実画像（全ての色の画素信号により生成される画像）によりスポットを認識する場合は、緑色及び青色のカラーフィルタが配設された画素（G画素、B画素）の画素信号に閾値を設け、ビットマップデータがあるG画素及びB画素の画素信号の値が閾値以下の画素のみを抽出することが好ましい。

【0060】

認識されたスポットに基づくエッジ特定点の位置計測は、スポットの形状を認識（エッジを抽出）してエッジの座標を算出し、撮像光学系130の光軸L2の位置を参照することにより行うことができる。被写体の形状や明るさ等の観察条件によって輪郭が精度良く抽出できない部分がある場合は、輪郭を円形や楕円形等の図形で近似してもよい。なお、このような手法はスポット位置計測及びエッジ特定点検出手法の一例であり、他の手法を採用してもよい。

【0061】

計測モードでは、上述のようにスポットの画像取得（ステップS22）及び位置計測（ステップS24）に際して照明光を消灯するかスポットの認識及びエッジ特定点の検出に影響が出ない程度に照度を下げて（ステップS18）、レーザヘッド506から計測補助光を照射する（ステップS20）。これによりスポットが鮮明な画像を取得することができ、エッジ特定点の位置を正確に計測して適切な大きさのマーカを生成及び表示することができる。なお照明光は必ずしも減光または消灯する必要はなく、スポットの認識及びエッジ特定点の検出に影響がない場合は照度はそのままでもよい。

【0062】

ステップS26では、被写体の実寸サイズを示すマーカを生成する（マーカ生成工程）。上述のように、マーカの大きさは画像内の（即ち、撮像素子の撮像面上の）エッジ特定点の位置に応じて異なるので、エッジ特定点の位置と被写体の実寸サイズに対応するマーカの大きさ（ピクセル数）との関係をあらかじめ測定してその関係を示す情報をメモリ212に記憶しておき、内視鏡プロセッサ200がステップS24で計測したエッジ特定点の位置に応じてメモリ212から情報を取得し、取得した情報に基づいてマーカの大きさを求める。エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係を求める手順については、詳細

10

20

30

40

50

を後述する。

【0063】

ステップS28では、観察画像及びマーカをモニタ400に表示する（表示制御工程）。表示条件（マーカの種類、数、実寸サイズ、色等）は、操作部208を介したユーザの操作により設定することができる。図12は、被写体（腫瘍tm1）の近傍にスポットSP1が形成された状態で、実寸サイズ5mm（観察画像の水平方向及び垂直方向）を示す十字型のマーカM1を、中心をエッジ特定点EP1に合わせて表示した様子を示す図である。図12では、スポットSP1のエッジのうち撮像光学系130の光軸L2に最も近い点をエッジ特定点EP1とし、エッジ特定点EP1の中心に合わせてマーカM1を表示している。なお図12ではエッジ特定点EP1の位置に黒丸印を表示しているが、これはエッジ特定点EP1の位置を明示するための記号であり、実際に表示される画像にこのような表示を行う必要はない（以降の図において同じ）。また、点線C1はスポットSP1の中心と撮像光学系130の光軸L2とを結ぶ仮想的な線であり、エッジ特定点の位置を説明するためのものなので、実際の画像にこのような表示を行う必要はない（以降の図において同じ）。

10

【0064】

図13は、図12の例においてエッジ特定点EP1（スポットSP1のエッジのうち撮像光学系130の光軸L2に最も近い点）以外の点をエッジ特定点EP2とし、エッジ特定点EP2の中心に合わせてマーカM2を表示している。このようなエッジ特定点EP2としては、例えばエッジ上でスポット内外のコントラストが高い点や、スポットの輪郭が正確な円弧状（あるいは楕円状）である部分の点を用いることができ、これによりエッジ特定点の位置を正確に計測して適切な大きさのマーカを生成及び表示することができる。また、被写体が画像の周辺部（撮像光学系130の光軸L2から離れた位置）に存在し「スポットSP1のエッジのうち撮像光学系130の光軸L2に最も近い点」をエッジ特定点とすると被写体から遠くなってしまう場合に、エッジ特定点EP1以外のエッジ特定点EP2を用いることにより、適切な大きさのマーカを生成及び表示することができる。

20

【0065】

上述した図12、13の例ではマーカの中心をエッジ特定点に併せて表示している。しかしながら本発明におけるマーカの表示はこのような態様に限定されるものではなく、マーカはエッジ特定点の「近傍」に表示すればよい。図14は、図12の状態において、エッジ特定点EP1から離れた位置（撮像光学系130の光軸L2の位置）にマーカM3を表示した例を示す図である。なお図14では光軸L2の位置にマーカM3を表示しているが、マーカの表示はこのような位置でなくてもよい。ただし、上述のようにマーカの大きさはエッジ特定点の位置で決まるので、適切な大きさのマーカを生成及び表示して被写体の大きさを高精度に計測するには、エッジ特定点から離れすぎない位置にマーカを表示することが好ましい。

30

【0066】

図12～14に例示するようなマーカを生成及び表示することにより、ユーザは観察距離を測定することなく、容易かつ高精度に被写体の大きさを計測することができる。

【0067】

上述した図12～14では撮像光学系130の歪曲収差の影響を考慮していないが、内視鏡に用いる光学系は一般に広角で歪曲収差が大きく、撮影画像における被写体の形状にも影響がある。したがって、マーカについても歪曲収差の影響を考慮（補正）した形態で表示することが好ましい。この場合、歪曲収差は光学系の中心部で少なく周辺部分で大きいので、マーカの表示位置（スポット位置）に応じて補正の有無を決めてもよい。図15は歪曲収差の大きい画像周辺部においてマーカを変形させてマーカM4とし、被写体（腫瘍tm2）付近に形成されたスポットSP2上のエッジ特定点EP2上に表示した例である。このようにマーカを表示することで、撮像光学系の歪曲収差の影響を考慮して被写体の大きさを正確に計測することができる。なお歪曲収差のデータは撮像光学系130の設計値に基づいて設定してもよいし、別途測定して取得してもよい。

40

50

【 0 0 6 8 】

なお、マーカを変形して表示するのではなく、撮影画像の歪曲収差を補正し、変形させない状態のマーカを補正後の画像に表示してもよい。

【 0 0 6 9 】

なお、図 1 2 ~ 1 5 では被写体の実寸サイズ 5 mm に対応するマーカを表示する場合について説明しているが、被写体の実寸サイズは観察対象や観察目的に応じて任意の値（例えば、2 mm、3 mm、1 0 mm 等）を設定してよい。また、図 1 2 ~ 1 5 では十字型のマーカを表示しているが、円形その他の形状のマーカを表示してもよい。マーカの数は一つでも複数でもよいし、実寸サイズに応じてマーカの色を変化させてもよい。また、実寸サイズを示す数字（例えば、実寸サイズが 5 mm の場合は“ 5 ”）をマーカ付近に表示してもよい。このような態様で表示することにより、被写体とマーカとの関係を視覚により識別し、容易かつ高精度に被写体の計測を行うことができる。なお、操作部 2 0 8 を介した操作によりこのような表示の態様を選択できるようにしてもよい。

10

【 0 0 7 0 】

図 1 2 ~ 1 5 に例示するようなマーカを被写体と対比することにより、ユーザは観察距離を測定することなく、被写体の大きさを容易に計測することができる。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 3 0 では計測モードを終了するか否かを判断する。この判断は操作部 2 0 8 を介したユーザ操作に基づいて行ってもよいし、内視鏡プロセッサ 2 0 0 からの切替指令の有無に基づいて行ってもよい。また、計測モードへの移行の際と同様に、一定フレーム数が経過したら自動的に計測モードを終了して通常観察モードに復帰してもよい。ステップ S 3 0 の判断が否定されるとステップ S 2 0 へ戻り、ステップ S 2 0 からステップ S 2 8 の処理を繰り返す。ステップ S 3 0 の判断が肯定されるとステップ S 3 2 に進んで計測補助光を消灯し、続いてステップ S 3 4 で照明光の照度を通常照度に戻して通常観察モードに復帰する（ステップ S 1 0 へ戻る）。なお、通常観察モードでの観察に支障がなければ、計測補助光を消灯しなくてもよい。

20

【 0 0 7 2 】

上述の方法では計測モードで得られる画像が暗くスポットの認識及びエッジ特定点の位置計測が困難になる場合、図 1 6 のフローチャートに示す手順により計測を行ってもよい。図 1 6 のフローチャートでは、計測補助光点灯（ステップ S 4 0 ）後、1 フレームは計測のために照明を暗くして（ステップ S 4 2 ）撮像し（ステップ S 4 4 ）、撮影画像に基づいてスポットの認識及びエッジ特定点の位置計測（ステップ S 4 6 ）、及びマーカ生成（ステップ S 4 8 ）を行う。続く 1 フレームは通常照明光量に設定して（ステップ S 5 0 ）撮像する（ステップ S 5 2 ）。計測補助光を用いた診断及び観察においては、このように暗い画像（ステップ S 4 4 で撮像した画像）からマーカ情報を生成し（ステップ S 4 8 ）、通常照明光量の画像（ステップ S 5 2 で撮像した画像）に重畳表示する（ステップ S 5 4 ）ことにより、観測画像の明るさを通常照明の場合と同じにすることができる。なお図 1 6 のフローチャートにおいて、図 9 のフローチャートと同じ部分には同一のステップ番号を付し、説明を省略する。

30

【 0 0 7 3 】

以上説明したように、第 1 の実施形態に係る内視鏡システム 1 0 （計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ）及びこれを用いた計測支援方法によれば、被写体の大きさを容易かつ高精度に計測することができる。

40

【 0 0 7 4 】

< エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係の測定 >

第 1 の実施形態では、撮像素子 1 3 4 の撮像面におけるエッジ特定点の位置と被写体の実寸サイズに対応するマーカの大きさ（ピクセル数）との関係をあらかじめ測定してエッジ特定点の位置に関連づけてメモリ 2 1 2 に記憶しておき、計測したエッジ特定点の位置に応じてこの関係を参照してマーカの大きさを算出する。以下、エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係の測定手順の例を説明する。なお、ここではマーカは十字型とし、

50

水平方向及び垂直方向の実寸サイズを5 mmとして説明するが、本発明におけるマーカはこのような態様に限定されるものではない。

【0075】

エッジ特定点の位置とマーカの大きさとの関係は、実寸サイズのパターンが規則的に形成されたチャートを撮像することで得ることができる。例えば、計測補助光を出射させることでスポットを形成し、観察距離を変化させてスポットの位置を変えながら実寸サイズと同じ罫(5 mm罫)もしくはそれより細かい罫(例えば1 mm罫)の方眼紙状のチャートを撮像し、エッジ特定点の位置(撮像素子の撮像面におけるピクセル座標)と実寸サイズに対応するピクセル数(実寸サイズである5 mmが何ピクセルで表されるか)との関係を取得する。なお、このような関係を取得する際はスポットとエッジ特定点との関係を固定しておくことが好ましい(例えば、観察距離によらず撮像光学系130の光軸L2に一番近い点をエッジ特定点とする)。

10

【0076】

なお、同一のスポット位置に対して複数のエッジ特定点を設定し、それら複数のエッジ特定点のそれぞれに対応する情報(マーカの大きさとの関係)を記憶してもよい。例えば、エッジのうち光軸L2に一番近い点をエッジ特定点とした場合の関係と、光軸L2から一番遠い点をエッジ特定点とした場合の関係を測定及び記憶しておき、観察状況に応じて使い分けてもよい。観察距離が至近端に近い場合や撮像光学系130が被写体に正対している場合はエッジ上のいずれの点をエッジ特定点としてもマーカの大きさはさほど変わらないが、観察距離が遠い場合や撮像光学系130が被写体に正対していない場合はエッジ上のいずれの位置をエッジ特定点とするかによってマーカの大きさが異なる場合があり、このような場合はエッジ特定点を選択できるようにすると適切な大きさのマーカを表示させることができ、容易かつ高精度に被写体の大きさを計測することができる。

20

【0077】

図17は、5 mm罫のチャートを撮影した状態を示す図であり、撮影距離が短いため罫の間隔が広い状態を示している。図17において(x_1, y_1)は、撮像素子134の撮像面におけるエッジ特定点EP3(スポットSP3のエッジ上の点で、撮像光学系130の光軸L2に一番近い点)のX, Y方向ピクセル位置(図17の左上が座標系の原点)である。エッジ特定点EP3の位置(x_1, y_1)での、実寸サイズ5 mmに対応するX方向ピクセル数を L_{x1} とし、Y方向ピクセル数を L_{y1} とする。このピクセル数が、「エッジ特定点EP3の位置が(x_1, y_1)の場合の、マーカM5のピクセル数」となる。このような測定を、観察距離を変えながら繰り返す。図18は図17と同じ5 mm罫のチャートを撮影した状態を示す図であるが、図17の状態よりも撮影距離が遠端に近い状態であり、罫の間隔が狭く写っている。図18の状態において、撮像素子134の撮像面におけるエッジ特定点EP4(スポットSP4のエッジ上の点で、撮像光学系130の光軸L2に一番近い点)の位置(x_2, y_2)での実寸サイズ5 mmに対応するX方向ピクセル数を L_{x2} とし、Y方向ピクセル数を L_{y2} とする。このピクセル数が、「エッジ特定点EP4の位置が(x_2, y_2)の場合の、マーカM6のピクセル数」となる。観察距離を変えながら図17, 18のような測定を繰り返し、結果をプロットする。なお図17, 18では、便宜上、撮像光学系130の歪曲収差を考慮せず表示している。

30

40

【0078】

図19はエッジ特定点の位置のX座標と L_x (マーカのX方向ピクセル数)との関係を示す図であり、図20はエッジ特定点の位置のY座標と L_x との関係を示す図である。 L_x は図19の関係よりX方向位置の関数として $L_x = g_1(x)$ と表され、また図20の関係よりY方向位置の関数として $L_x = g_2(y)$ と表される。 g_1, g_2 は上述したプロット結果から例えば最小二乗法により求めることができる。このように、 L_x を表す2つの関数 g_1, g_2 が得られるが、エッジ特定点の位置のX座標とY座標とは一対一に対応しており g_1, g_2 のいずれを用いても基本的に同じ結果(同じエッジ特定点の位置に対しては同じピクセル数)が得られるため、マーカの大きさを算出する際はどちらの関数を用いてもよい。 g_1, g_2 のうち位置変化に対するピクセル数変化の感度が高い方の関

50

数を選んでよい。また、 g_1 、 g_2 の値が大きく異なる場合は「スポット及び/またはエッジ特定点の位置が認識できなかった」と判断してもよい。第1の実施形態では、このようにして得られた関数 g_1 、 g_2 を示す情報を、関数形式、ルックアップテーブル形式等によりあらかじめメモリ212に記憶しておく。

【0079】

また、図21はエッジ特定点の位置のX座標と L_y (Y方向ピクセル数)との関係を示す図であり、図22はエッジ特定点の位置のY座標と L_y との関係を示す図である。図21の関係より、 L_y はX方向位置の関数として $L_y = h_1(x)$ と表され、図22の関係より L_y はY方向位置の関数として $L_y = h_2(y)$ と表される。 L_y についても、 L_x と同様に関数 h_1 、 h_2 のいずれを用いてもよい。

10

【0080】

<第2の実施形態>

次に、本発明の計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法の第2の実施形態について説明する。上述した第1の実施形態では単一のレーザーヘッド506により1つの計測補助光を照射する場合について説明したが、第2の実施形態では複数のレーザーヘッドにより複数の位置から計測補助光を照射してこれにより複数のマーカを表示する場合について説明する。

【0081】

図23は第2の実施形態に係る内視鏡システム10Aを示すブロック図である。内視鏡システム10Aは、レーザーモジュール500に加えてレーザーモジュール500Aが設けられている点が第1の実施形態に係る内視鏡システム10と異なっている。レーザーモジュール500Aはレーザー光源モジュール502A、光ファイバー504A、及びレーザーヘッド506A(ヘッド)を備え、これらの構成及び作用効果は第1の実施形態に係るレーザーモジュール500、レーザー光源モジュール502、光ファイバー504、及びレーザーヘッド506とそれぞれ同じである。また、内視鏡システム10Aはレーザーモジュール500A以外の構成は内視鏡システム10と同じなので、図23において図2と同一の構成要素には同一の参照符号を付し、詳細な説明を省略する。

20

【0082】

図24は先端硬質部116における撮像光学系130、レーザーヘッド506、及びレーザーヘッド506Aの配置を示す図である。レーザーヘッド506Aはレーザーヘッド506と同様に発散によるビーム広がり角が θ であり、レーザーヘッド506Aによる計測補助光の光軸L3はレーザーヘッド506による計測補助光の光軸L1、及び撮像光学系の光軸L2と平行である。また、レーザーヘッド506Aによる計測補助光のエッジE2(計測補助光のエッジの一部)は撮像光学系130の光軸L2とゼロでない傾き角 α (=撮影画角-ビーム広がり角)を成す。レーザーヘッド506による計測補助光と同様に、先端側端面116Aからの観察距離D1でエッジE2が画角に入り(点P4A)、観察距離D2でエッジE1が撮像光学系130の光軸L2と交差する(点P5)。したがって、エッジE2上の点を「エッジ特定点」とすれば、エッジ特定点が撮像光学系130の光軸L2に最も近い点となる。

30

【0083】

なお、内視鏡システム10Aにおいて撮像光学系130、レーザーヘッド506、及びレーザーヘッド506Aの配置は上述の条件を満たす範囲で適宜設定することができ、例えば撮像光学系130に対しレーザーヘッド506とレーザーヘッド506Aとを対称に配置することができる。また、内視鏡システム10Aにおける計測処理は内視鏡システム10と同様に実施することができる(図9、16のフローチャート及び対応する記載を参照)。

40

【0084】

図25は被写体(腫瘍tm1)の近傍にレーザーヘッド506によるスポットSP5A及びレーザーヘッド506AによるスポットSP5Bが形成された状態を示す図である。図25では、実寸サイズ5mm(観察画像の水平方向及び垂直方向;以下同じ)を示す十字型のマーカM7Aを、中心をエッジ特定点EP5Aに合わせて表示し、同じく実寸サイズ5

50

mmを示す十字型のマーカM7Bを、中心をエッジ特定点EP5Bに合わせて表示した様子を示す図である。図25では、スポットSP5Aのエッジのうち撮像光学系130の光軸L2に最も近い点をエッジ特定点EP5Aとし、エッジ特定点EP5Aの中心に合わせてマーカM7Aを表示している。また、スポットSP5Bのエッジのうち撮像光学系130の光軸L2に最も近い点をエッジ特定点EP5Bとし、エッジ特定点EP5Bの中心に合わせてマーカM7Bを表示している。点線C2A, C2Bは、点線C1と同様に、それぞれスポットSP5A, SP5Bの中心と撮像光学系130の光軸L2とを結ぶ仮想的な線である。

【0085】

図26は、被写体(腫瘍tm1)の近傍にレーザヘッド506によるスポットSP6A及びレーザヘッド506AによるスポットSP6Bが形成された状態を示す図である。図26の例ではスポットSP6AとスポットSP6Bとが重なっており、これらスポットのエッジ同士の交点をエッジ特定点EP6A, EP6Bとしている。そしてエッジ特定点EP6Aを中心としてマーカM8Aを表示し、エッジ特定点EP6Bを中心としてマーカM8Bを表示している。

10

【0086】

<計測補助光の波長及び計測処理の変形例>

上述した第1, 第2の実施形態では計測補助光が波長650nmの赤色レーザ光である場合について説明したが、本発明において計測補助光の波長及びこれらに基づく計測処理はこのような態様に限定されるものではない。計測補助光の波長及び計測処理についての他の態様について、以下に説明する。なお、以下の説明において第1, 第2の実施形態と同様の構成には同一の参照符号を付し、詳細な説明を省略する。

20

【0087】

<変形例1>

変形例1では、計測補助光の波長が波長445nmの青色レーザ(半導体レーザ)である点が第1, 第2の実施形態と異なる。なお半導体レーザの代わりにLEDを用いてもよく、また半導体レーザを発振閾値以下のLED発光状態で用いてもよい。このような構成の変形例1において、スポット位置の計測やマーカ生成の処理は基本的に第1, 第2の実施形態と同様であるが、上述のように変形例1では計測補助光に青色レーザを用いるので、スポット位置の計測及びエッジ特定点の位置計測の際はビットマップデータまたはRAWデータのB信号(青色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号)の強度に閾値を設けて画像を2値化し、白部分(信号強度が閾値より高い画素領域)の重心を算出する。実際の観察画像でスポット位置を計測する場合は、G信号, R信号(それぞれ、緑色、赤色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号)に閾値を設け、ビットマップデータのあるG信号及びR信号の値が閾値以下の座標を抽出することが好ましい。

30

【0088】

内視鏡画像では消化管に赤みがかったものが多いので赤色光によるスポットの認識が困難な場合があり、変形例1のように青色光を用いた場合でも認識が不十分な場合がある。この場合、スポットの位置を計測するフレーム(計測モード)では白色の照明光(可視光源310A)を消灯するか、スポットの計測に影響が出ない程度に強度を弱くすることが好ましい。一方、スポットの認識を行うフレーム以外(通常観察モード)では照明光を正規な出力に設定して画像を構築する。このような照明光の制御によって、スポットの認識成功率を大幅に向上させることができる。

40

【0089】

<変形例2>

次に、変形例2について説明する。変形例2では、計測補助光の波長が波長505nmの緑色レーザ(半導体レーザ)である点が第1, 第2の実施形態及び変形例1と異なる。なお半導体レーザの代わりにLED(例えば、波長530nm)または固体レーザ(例えば、波長532nm)を用いてもよく、また半導体レーザを発振閾値以下のLED発光状態で用いてもよい。

50

【0090】

このような構成の変形例2において、スポット位置の計測やマーカの生成は基本的に第1, 第2の実施形態と同様であるが、上述のように変形例2では計測補助光に緑色レーザーを用いるので、スポット位置の計測及びエッジ特定点の位置計測の際はビットマップデータまたはRAWデータのG信号(緑色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号)の強度に閾値を設けて画像を2値化し、白部分(信号強度が閾値より高い画素領域)の重心を算出する。実際の観察画像でスポット位置を計測する場合は、B信号, R信号(それぞれ、青色、赤色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号)に閾値を設け、ビットマップデータのあるB信号及びR信号の値が閾値以下の座標を抽出することが好ましい。

【0091】

内視鏡画像では消化管に赤みがあったものが多いので赤色光によるスポットの認識が困難な場合があり、変形例2のように緑色光を用いた場合でも認識が不十分な場合がある。この場合、スポットの位置を計測するフレーム(計測モード)では白色の照明光(可視光源310A)を消灯するか、スポットの計測に影響が出ない程度に強度を弱くすることが好ましい。一方でスポットの認識を行うフレーム以外(通常観察モード)では照明光を正規な出力に設定して画像を構築する。このような照明光の制御によって、スポットの認識成功率を大幅に向上させることができる。

【0092】

<照明用光源の変形例>

上述した実施形態及び変形例では、照明及び観察用の光源装置300(照明光源)が可視光源310A(照明光源)及び赤外光源310B(照明光源)を備える場合について説明しているが、本発明の実施において光源の構成はこのような態様に限られない。例えば(白色)、(青色、緑色、赤色)、または(紫色、青色、緑色、赤色)等波長の異なる複数のLEDの組合せにより光源を構成してもよい。この場合各色のLEDを単独で発光させてもよいし、複数色のLEDを同時に発光させてもよい。また全ての色のLEDを同時に発光させることで白色光を照射してもよい。

【0093】

また、白色光(広帯域光)用レーザー光源及び狭帯域光用レーザー光源により光源装置を構成してもよい。この場合狭帯域光としては青色、紫色等の1または複数の波長から選択することができる。

【0094】

また、光源をキセノン光源とし、通常光(白色光)用の光源及び狭帯域光用の光源により光源装置を構成してもよい。この場合、狭帯域光としては青色、緑色等の1または複数の波長から選択することができ、例えば光源の前方に配置され青色及び緑色のカラーフィルタが設けられた円板状のフィルタ(ロータリカラーフィルタ)を回転させることで照射する狭帯域光の波長を切り替えてもよい。なお狭帯域光は波長の異なる2波長以上の赤外光でもよい。

【0095】

光源装置の光源種類、波長、フィルタの有無等は被写体の種類や観察の目的等に応じて構成することが好ましく、また観察の際は被写体の種類や観察の目的等に応じて照明光の波長を組合せ及び/または切り替えることが好ましい。例えば、上述した各色のLED光の間で、白色レーザー光と第1, 第2狭帯域レーザー光(青色、紫色)との間で、青色狭帯域光と緑色狭帯域光との間で、あるいは第1赤外光と第2赤外光との間で照明光の波長を適宜組合せ及び/または切り替えることが好ましい。

【0096】

<撮像素子及び撮像方式の変形例>

上述した実施形態及び変形例では、撮像素子134は各画素に対しカラーフィルタが配設されたカラー撮像素子である場合について説明したが、本発明において撮像素子の構成及び撮像方式はこのような態様に限定されるものではなく、モノクロ撮像素子(CCD型、CMOS型等)でもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 7 】

モノクロ撮像素子を用いる場合、照明光の波長を順次切り替えて面順次（色順次）で撮像することができる。例えば出射する照明光の波長を（紫色、青色、緑色、赤色）の間で順次切り替えてもよいし、広帯域光（白色光）を照射してロータリカラーフィルタ（赤色、緑色、青色等）により出射する照明光の波長を切り替えてもよい。また、1または複数の狭帯域光（緑色、青色等）を照射してロータリカラーフィルタ（緑色、青色等）により出射する照明光の波長を切り替えてもよい。狭帯域光は波長の異なる2波長以上の赤外光でもよい。

【 0 0 9 8 】

<その他>

本発明の計測支援装置、内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ、及び計測支援方法は、生体である被検体を計測する以外に、配管等の生体でない被検体を計測する場合にも適用できる。また本発明の計測支援装置及び計測支援方法は、内視鏡に限らず、工業用部品や製品の寸法や形状を計測する場合にも適用できる。

10

【 0 0 9 9 】

以上で本発明の例に関して説明してきたが、本発明は上述した実施形態及び変形例に限定されず、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変形が可能である。

【符号の説明】

【 0 1 0 0 】

1 0	内視鏡システム	20
1 0 A	内視鏡システム	
1 0 0	内視鏡装置	
1 0 2	手元操作部	
1 0 4	挿入部	
1 0 6	ユニバーサルケーブル	
1 0 8	ライトガイドコネクタ	
1 1 0	内視鏡本体	
1 1 2	軟性部	
1 1 4	湾曲部	
1 1 6	先端硬質部	30
1 1 6 A	先端側端面	
1 2 3	照明部	
1 2 3 A	照明用レンズ	
1 2 3 B	照明用レンズ	
1 2 6	鉗子口	
1 3 0	撮像光学系	
1 3 2	撮像レンズ	
1 3 4	撮像素子	
1 3 6	駆動回路	
1 3 8	A F E	40
1 7 0	ライトガイド	
2 0 0	内視鏡プロセッサ	
2 0 2	画像入力コントローラ	
2 0 4	画像処理部	
2 0 6	ビデオ出力部	
2 0 8	操作部	
2 1 0	C P U	
2 1 2	メモリ	
3 0 0	光源装置	
3 1 0	光源	50

3 1 0 A	可視光源	
3 1 0 B	赤外光源	
3 3 0	絞り	
3 4 0	集光レンズ	
3 5 0	光源制御部	
4 0 0	モニタ	
5 0 0	レーザモジュール	
5 0 0 A	レーザモジュール	
5 0 1	ファイバー外皮	
5 0 2	レーザ光源モジュール	10
5 0 2 A	レーザ光源モジュール	
5 0 3	集光レンズ	
5 0 4	光ファイバー	
5 0 4 A	光ファイバー	
5 0 6	レーザヘッド	
5 0 6 A	レーザヘッド	
5 0 7	補強材	
5 0 8	フェルール	
5 0 9	ハウジング	
C 1	点線	20
C 2 A	点線	
C 2 B	点線	
D 1	観察距離	
D 2	観察距離	
E 1	エッジ	
E 2	エッジ	
E P 1	エッジ特定点	
E P 2	エッジ特定点	
E P 3	エッジ特定点	
E P 4	エッジ特定点	30
E P 5 A	エッジ特定点	
E P 5 B	エッジ特定点	
E P 6 A	エッジ特定点	
E P 6 B	エッジ特定点	
I A	撮像範囲	
L 1	光軸	
L 2	光軸	
L 3	光軸	
M 1	マーカ	
M 2	マーカ	40
M 3	マーカ	
M 4	マーカ	
M 5	マーカ	
M 6	マーカ	
M 7 A	マーカ	
M 7 B	マーカ	
M 8 A	マーカ	
M 8 B	マーカ	
R 2 A	範囲	
R 2 B	範囲	50

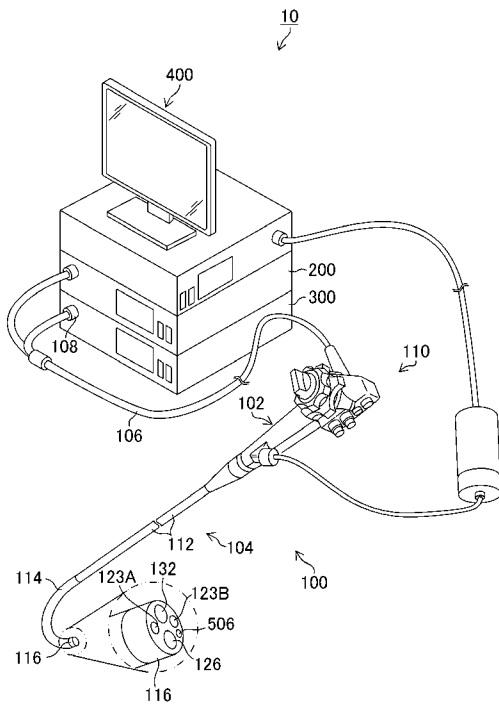
S 1 0 ~ S 5 4 計測支援方法の各ステップ

- S P 0 スポット
- S P 1 スポット
- S P 2 スポット
- S P 3 スポット
- S P 4 スポット
- S P 5 A スポット
- S P 5 B スポット
- S P 6 A スポット
- S P 6 B スポット
- g 1 関数
- g 2 関数
- h 1 関数
- h 2 関数
- t m 0 腫瘍
- t m 1 腫瘍
- t m 2 腫瘍
- ビーム広がり角
- 傾き角
- 撮影画角

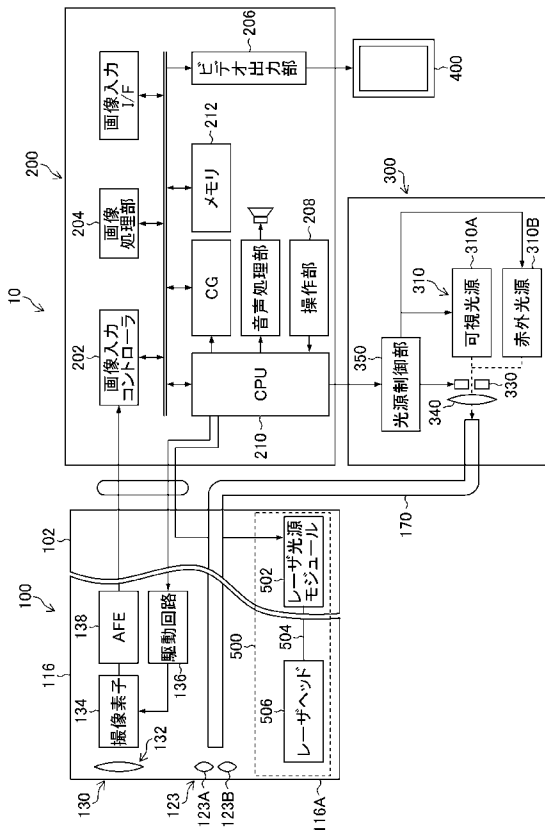
10

20

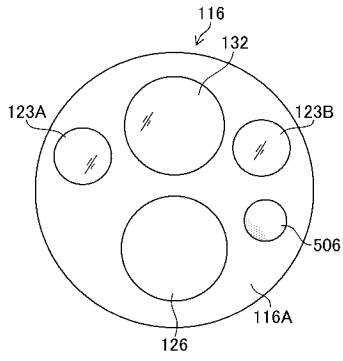
【 図 1 】



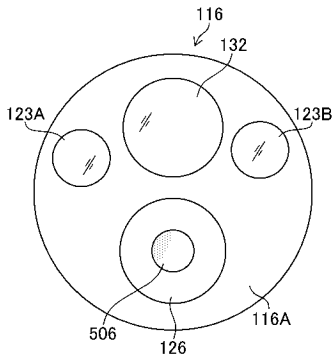
【 図 2 】



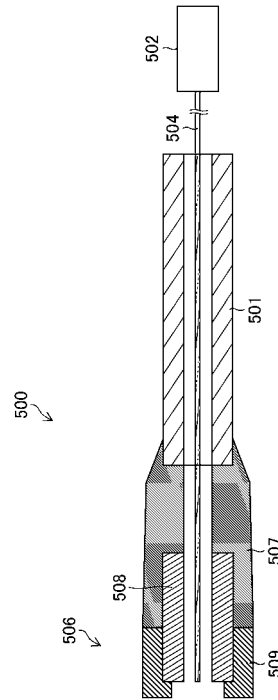
【 図 3 】



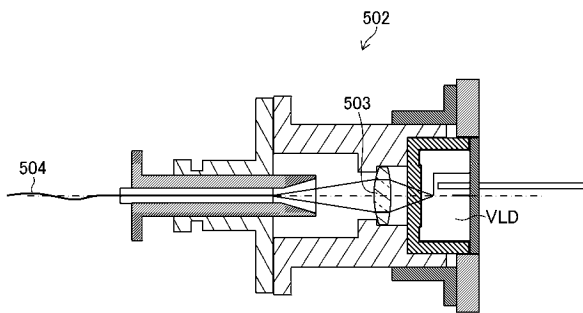
【 図 4 】



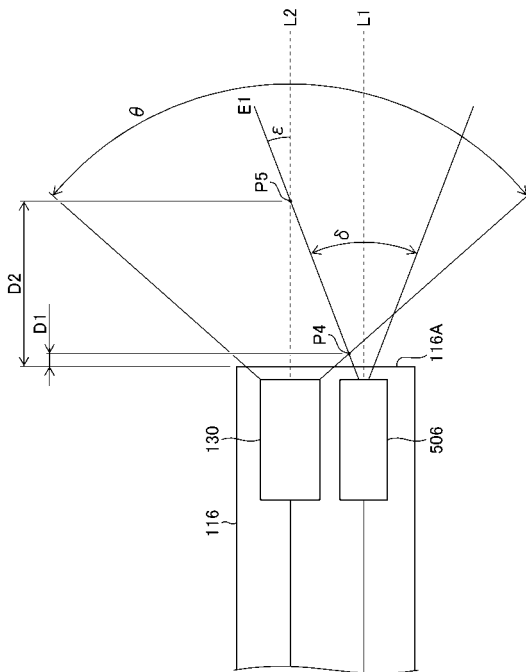
【 図 5 】



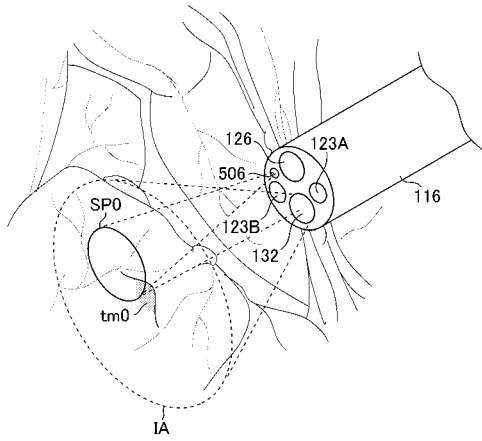
【 図 6 】



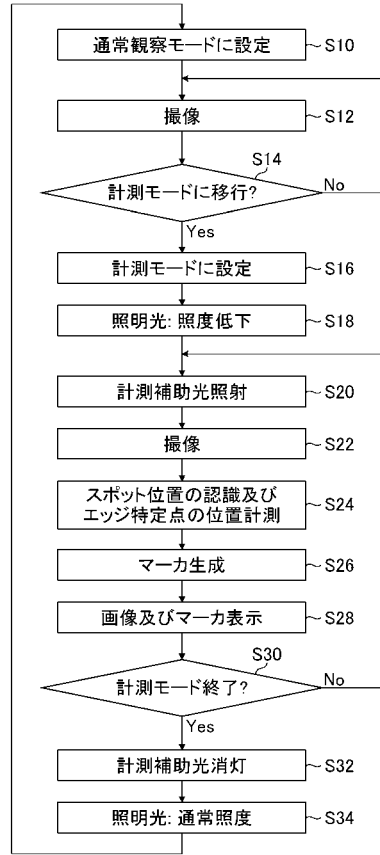
【 図 7 】



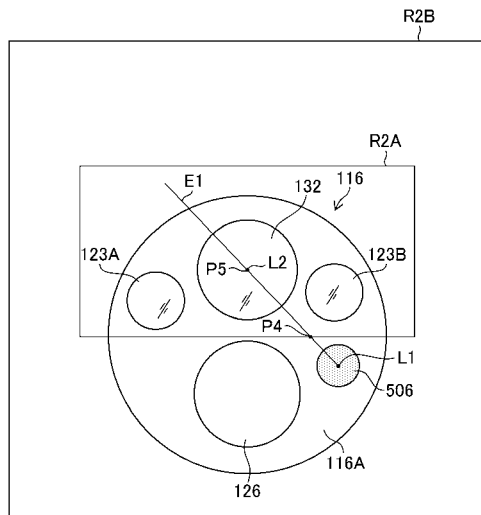
【 図 8 】



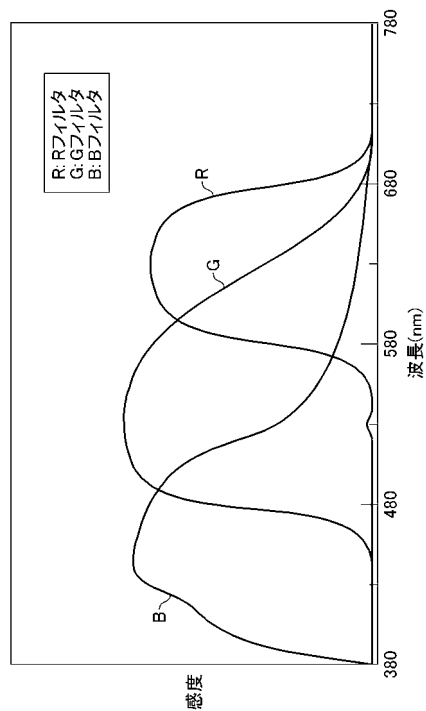
【 図 9 】



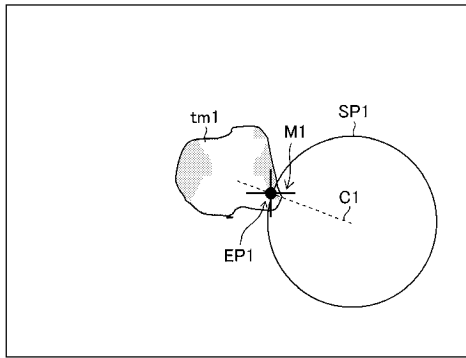
【 図 10 】



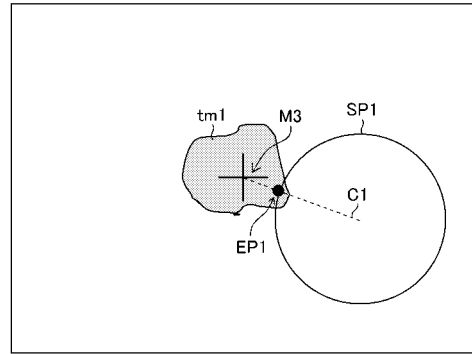
【 図 11 】



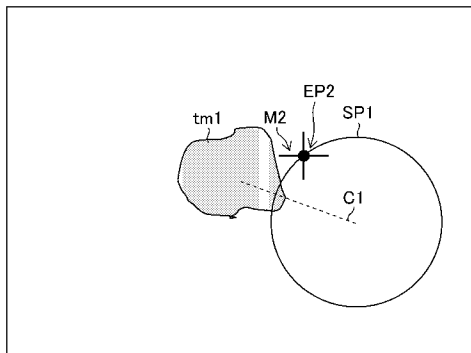
【図 1 2】



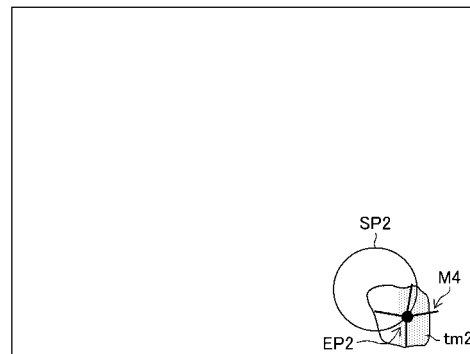
【図 1 4】



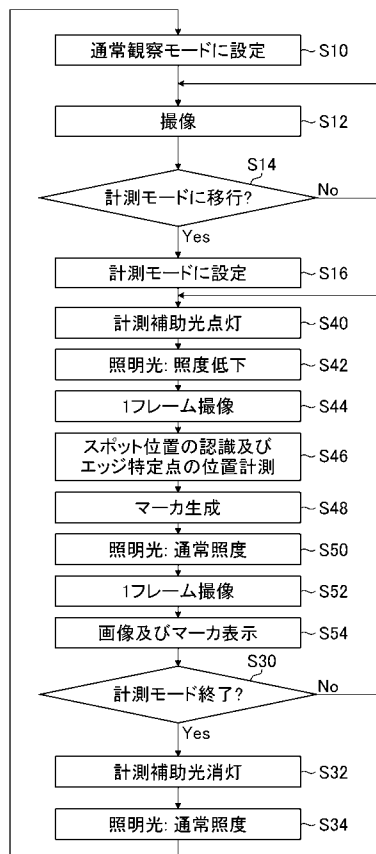
【図 1 3】



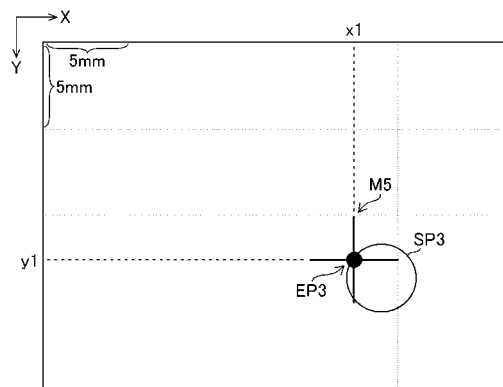
【図 1 5】



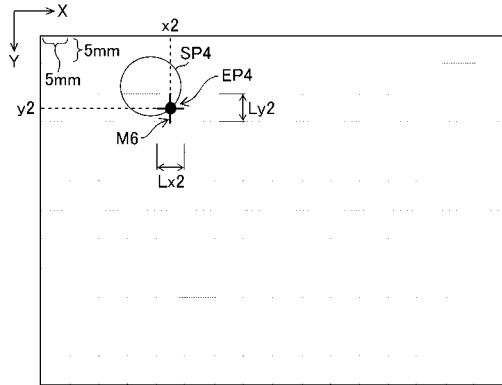
【図 1 6】



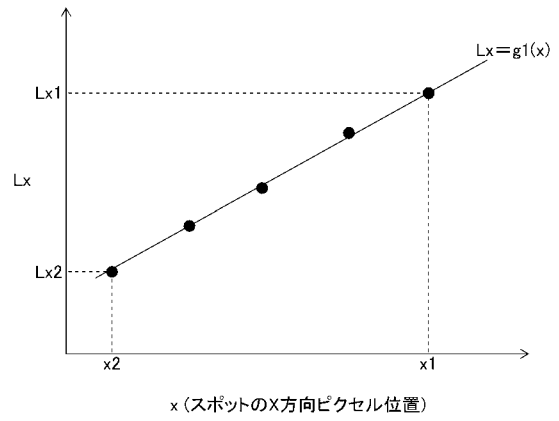
【図 1 7】



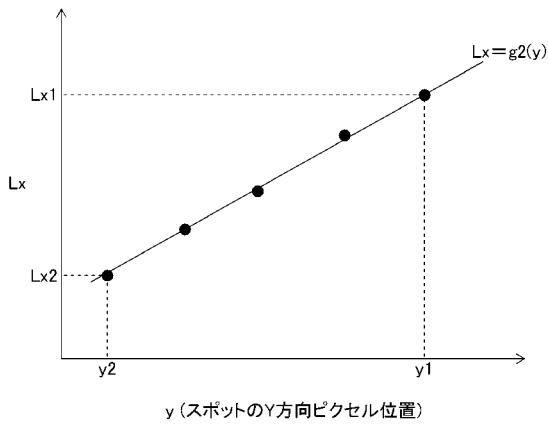
【 図 1 8 】



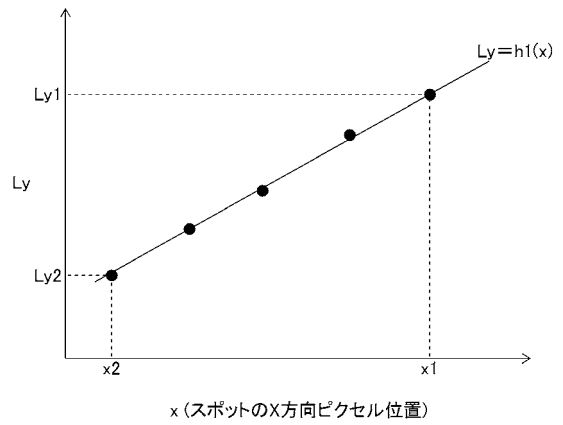
【 図 1 9 】



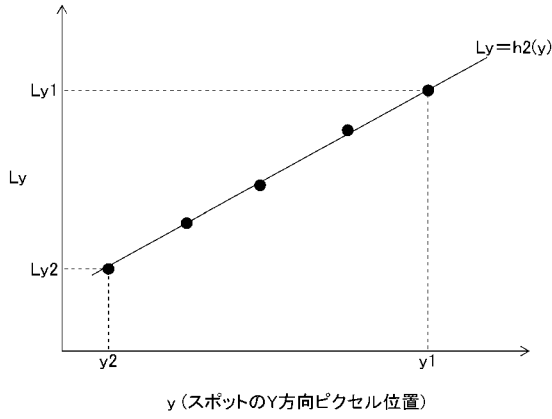
【 図 2 0 】



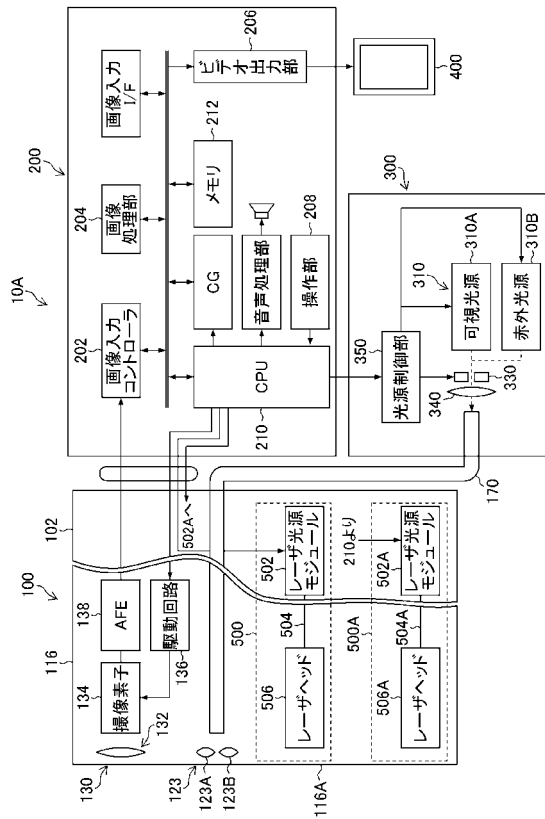
【 図 2 1 】



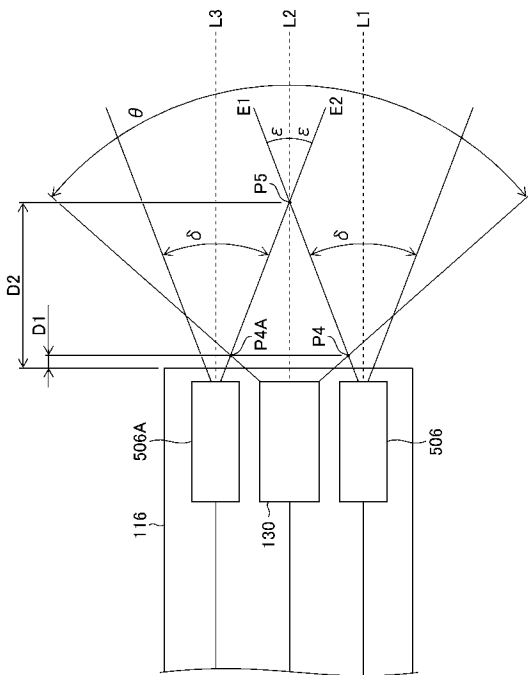
【図 2 2】



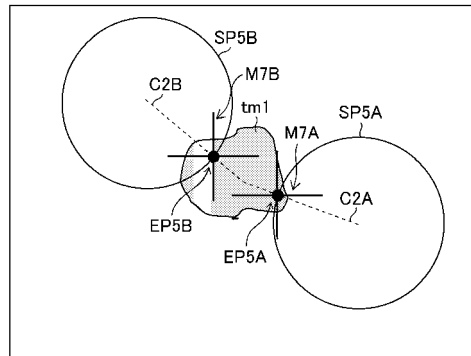
【図 2 3】



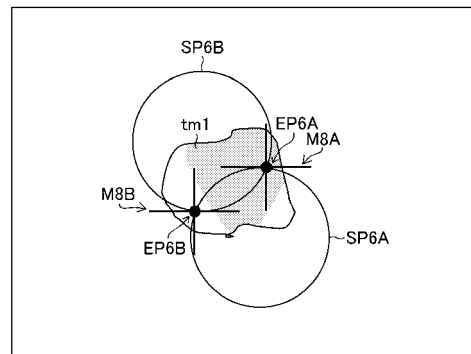
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/028646
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-295532 A (Toshiba Corp.), 26 December 1991 (26.12.1991), page 3, lower left column, line 2 to page 4, lower left column, line 20 (Family: none)	1-13
A	JP 2-85706 A (Toshiba Corp.), 27 March 1990 (27.03.1990), page 3, lower right column, line 5 to page 4, lower left column, line 11 (Family: none)	1-13
A	JP 7-136101 A (Sony Corp.), 30 May 1995 (30.05.1995), paragraphs [0011] to [0035] (Family: none)	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 October 2017 (04.10.17)		Date of mailing of the international search report 17 October 2017 (17.10.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 8 6 4 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 3-295532 A (株式会社東芝) 1991.12.26, 第3頁左下欄第2行目 ～第4頁左下欄第20行目 (ファミリーなし)	1 - 13	
A	JP 2-85706 A (株式会社東芝) 1990.03.27, 第3頁右下欄第5行目 ～第4頁左下欄第11行目 (ファミリーなし)	1 - 13	
A	JP 7-136101 A (ソニー株式会社) 1995.05.30, 【0011】～ 【0035】 (ファミリーなし)	1 - 13	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 04.10.2017		国際調査報告の発送日 17.10.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治	2Q 4077
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 2H040 BA09 BA22 BA23 CA03 CA13 DA12 DA22 GA02 GA11
4C161 DD03 HH52 NN01 QQ07 SS21 WW04 WW13 WW18

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	测量支持设备，内窥镜系统，内窥镜系统的处理器和测量支持方法		
公开(公告)号	JPWO2018055933A1	公开(公告)日	2019-02-28
申请号	JP2018540905	申请日	2017-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	納谷昌之		
发明人	納谷 昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07 A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.551 A61B1/07.733 A61B1/045.622 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA03 2H040/CA13 2H040/DA12 2H040/DA22 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/DD03 4C161/HH52 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/WW18		
代理人(译)	喀基·奥拉 松村清		
优先权	2016183050 2016-09-20 JP		
其他公开文献	JP6644899B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种测量支持装置，内窥镜系统，内窥镜系统的处理器以及测量支持方法，其能够容易且高精度地测量被检体的大小。在根据本发明的一个方面的测量支持装置中，测量边缘特定点的位置，该边缘特定点是由测量辅助光形成的光斑的边缘上的点，并且基于测量结果获得指示对象的实际尺寸的信息。由于生成并显示所获取的标记，因此无需测量距离，并且测量容易。此外，通过适当地设置测量辅助光的倾斜角，即使观察距离很短，也可以在将边缘特定点保持在成像光学系统的视野之外的同时进行测量。此外，由于当投影到包括成像光学系统的光轴的平面上时，测量辅助光的光轴相对于成像光学系统的光轴具有非零倾斜角，因此，光点位置相对于观察距离的变化而变化。高灵敏度和高测量精度。

