

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/159292

発行日 令和1年11月7日(2019.11.7)

(43) 国際公開日 平成30年9月7日(2018.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

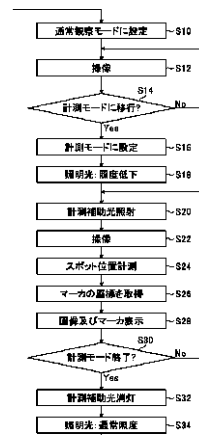
出願番号	特願2019-502861 (P2019-502861)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/005058		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成30年2月14日(2018.2.14)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2017-40618 (P2017-40618)	(74) 代理人	100083116
(32) 優先日	平成29年3月3日(2017.3.3)		弁理士 松浦 憲三
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(74) 代理人	100170069
			弁理士 大原 一樹
		(74) 代理人	100128635
			弁理士 松村 潔
		(74) 代理人	100140992
			弁理士 松浦 憲政
		(72) 発明者	園田 慎一郎
			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、及び内視鏡システムのプロセッサ

(57) 【要約】

本発明は、簡易な構成で正確な指標を表示できる計測支援装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムのプロセッサ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、スポットの座標と、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、を関連づけて記憶部に記憶しておき、計測したスポットの座標に基づいて記憶部を参照して円形マーカを示す点の座標を取得し、取得した座標に基づいて円形マーカを表示するので、距離計測が不要であり、構成が簡易で処理負荷が低い。また、スポットの近傍に円形マーカを表示する(例えば、スポット位置を中心とする)ので、スポット位置とマーカ位置とのずれが少ないため指標として正確であり、また指標を広範囲に表示しないので処理負荷が少ない。



S10 Set as normal observation mode
 S12, S22 Capture image
 S14 Transition to measurement mode?
 S16 Set as measurement mode
 S18 Diminution light, low brightness
 S20 Irradiate auxiliary light for measurement
 S24 Measure spot location
 S26 Acquire marker coordinates
 S28 Display image and marker
 S30 Measurement mode ended?
 S32 Turn off auxiliary light for measurement
 S34 Illumination light, normal brightness

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

計測補助光を出射するヘッドと、

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撮像する撮像部と、

前記画像における前記スポットの座標を計測する計測部と、

前記スポットの座標と、前記被写体における計測対象の実寸サイズを示し前記撮像光学系の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、を関連づけて記憶する記憶部であって、前記画像の撮像距離を変化させた場合に前記スポットが前記画像を移動する軌跡における複数の点に対して前記円形マーカを示す点の座標を記憶する前記記憶部と、

前記計測した前記スポットの座標に基づいて前記記憶部を参照して、前記スポットの座標に対応する前記円形マーカを示す点の座標を取得する座標取得部と、

前記取得した座標に基づいて前記画像における前記スポットの近傍に前記円形マーカを表示させる表示制御部と、

を備え、

前記ヘッドは、前記計測補助光の光軸を前記撮像光学系の光軸を含む平面に射影した場合に前記撮像光学系の光軸に対し 0 度でない傾き角を有し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】

前記座標取得部は、前記複数の点のうち前記スポットとの距離がしきい値以下の点に対応した前記円形マーカを示す点の座標を取得する、請求項 1 に記載の計測支援装置。

【請求項 3】

前記座標取得部は、前記複数の点のうち前記スポットを挟む 2 つ以上の点に対応した座標を内挿して前記円形マーカを示す点の座標を取得する、請求項 1 に記載の計測支援装置。

【請求項 4】

前記座標取得部は、前記複数の点のうち前記スポットを挟まない 2 つ以上の点に対応した座標を外挿して前記円形マーカを示す点の座標を取得する、請求項 1 に記載の計測支援装置。

【請求項 5】

前記記憶部は、前記画像において前記円形マーカによる計測対象の大きさ計測が有効な範囲に対応して前記円形マーカを示す点の座標を記憶する請求項 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】

前記記憶部は、前記スポットを中心とした円に対応して実測した複数の第 1 の点の座標と、前記複数の第 1 の点を補間して生成した複数の第 2 の点の座標と、を前記円形マーカを示す点の座標として記憶し、

前記座標取得部は前記複数の第 1 の点の座標と前記複数の第 2 の点の座標とを前記円形マーカを示す点の座標として取得する請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置。

【請求項 7】

前記記憶部は、前記複数の第 1 の点を前記円の角度方向及び径方向に線形補間した点の座標を前記複数の第 2 の点の座標として記憶する請求項 6 に記載の計測支援装置。

【請求項 8】

前記記憶部は、前記画像において前記スポットを中心とした前記円形マーカを含む歪曲格子領域を正方格子領域に射影変換する変換行列を記憶し、

前記座標取得部は、前記変換行列により変換された前記正方格子領域における前記円形マーカを示す点の座標を取得し、前記取得した座標を前記変換行列の逆行列により逆変換して前記歪曲格子領域における前記円形マーカを示す点の座標を取得する、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記記憶部は、 m 及び n を正の整数とした場合に前記歪曲格子領域及び前記正方格子領域を $2 \times m \times n$ 個に分割した複数の小領域のそれぞれについて前記変換行列を記憶し、

前記座標取得部は、前記画像の画素のうち同一の小領域に属する画素に対しては、前記複数の変換行列のうちの同一の変換行列及び前記複数の逆行列のうちの同一の逆行列を適用する請求項 8 に記載の計測支援装置。

【請求項 10】

前記記憶部は、前記撮像距離が計測距離範囲の最遠端である場合の前記歪曲格子領域及び前記計測距離範囲の至近端である場合の前記歪曲格子領域を含む、前記画像における一部の領域を分割した複数の領域であって、前記最遠端における前記歪曲格子領域の格子の大きさよりも小さく分割された前記複数の領域を前記複数の小領域として前記変換行列を記憶し、

前記座標取得部は、前記複数の小領域に対して記憶された前記変換行列を用いて前記円形マーカを示す点の座標を取得する、請求項 9 に記載の計測支援装置。

【請求項 11】

前記変換行列はアフィン変換行列である請求項 8 から 10 のいずれか 1 項に記載の計測支援装置。

【請求項 12】

請求項 1 から 11 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 13】

被検体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、

前記ヘッドと、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、が前記先端硬質部に設けられる請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

請求項 12 または 13 に記載の内視鏡システムのプロセッサであって、前記計測部と、前記記憶部と、前記座標取得部と、前記表示制御部と、を備えるプロセッサ。

【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、及び内視鏡システムのプロセッサに係り、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、及び内視鏡システムのプロセッサに関する。

【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したり、被検体の長さ、大きさを算出したり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 には測定光を用いて観察部（観察対象）までの距離及び観察部の大きさを求める技術が記載されている。特許文献 2 では、照明光の照射方向に対して測定光を斜めに照射することで、内視鏡挿入部の先端から観察部までの距離及び観察部の位置の分解能の向上を計っている。また特許文献 2 では、取得した画像に物差しの画像（スケール画像）を重畳表示して計測に用いることが記載されている。

【0004】

また、特許文献 3 には計測指標となる目盛に光学系の歪曲収差と同等の歪みを与え、歪曲させた目盛をリアルタイムで撮影画像と合成表示することが記載されている。Zhang の

10

20

30

40

50

手法等により歪曲収差補正用のパラメータ、マトリクスを求め、これに対する逆変換を行うパラメータ、マトリクスを求めることで、目盛の歪曲を計算できる旨が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-122759号公報

【特許文献2】特開平7-136101号公報

【特許文献3】特開2011-69965号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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るため被検体への負担が高くなる。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、システム構成及び処理が複雑になる。

【0007】

内視鏡による観察の場合は被写体に凹凸があることが多く、この場合撮像光学系が被写体に正対しない。このため、計測用の指標は計測光のスポットが当たっている位置において大きさの指標として最も確からしく、スポットの位置から離れるほど指標として不正確になるため、特許文献2のように物差し画像を任意の位置及び角度に移動、回転させると指標として不正確になり易い。

20

【0008】

また、特許文献3では距離センサでレーザ受光量を計測して撮像フレームレートで距離を計算し、その距離における目盛幅を算出するので、システム構成及び処理が複雑になる。また、画面の広い範囲に目盛を表示する場合、広い範囲で歪みを補正する必要があるため変換パラメータ、マトリクスの計算量が多くなり負荷が高くなる上に、Zhangの手法は画面全体を一組(6個)のパラメータで表現するため補正の精度が低い。さらに、画面の広い範囲に目盛を表示する場合、特許文献2について上述したのと同様に目盛の周辺部はスポットから遠くなるため指標として不正確になり易い。

30

【0009】

このように、従来の技術では指標の生成による負荷が高く、また正確な指標を表示することが困難であった。

【0010】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、簡易な構成で正確な指標を表示できる計測支援装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムのプロセッサ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】

【0011】

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、計測補助光を出射するヘッドと、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撮像する撮像部と、画像におけるスポットの座標を計測する計測部と、スポットの座標と、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、を関連づけて記憶する記憶部であって、画像の撮像距離を変化させた場合にスポットが画像を移動する軌跡における複数の点に対して円形マーカを示す点の座標を記憶する記憶部と、計測したスポットの座標に基づいて記憶部を参照して、スポットの座標に対応する円形マーカを示す点の座標を取得する座標取得部と、取得した座標に基づいて画像におけるスポットの近傍に円形マーカを表示させる表示制御部と、を備え、ヘッドは、計測補助光の光軸を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し撮像光学系の画角を横

40

50

切る計測補助光を出射する。

【0012】

第1の態様によれば、スポットの座標に基づいて記憶部を参照して円形マーカ（歪曲円形マーカ）を示す点の座標を取得し、取得した座標に基づいて円形マーカを表示するので、距離計測が不要であり、構成が簡易で処理負荷が低い。また、スポットの近傍に円形マーカを表示する（例えば、スポット位置を中心とする）ので、スポット位置とマーカ位置とのずれが少ないため指標として正確であり、また指標を広範囲に表示しないので処理負荷が少ない。

【0013】

第1の態様において、撮像距離を変化させた場合にスポットが画像を移動する軌跡は撮像光学系の光軸と計測補助光の光軸との関係に応じて一意に決まるので、この軌跡上の点に対してマーカの座標を求めれば良い。なお、軌跡におけるスポットの位置は撮像距離に対応しているので、スポット位置が異なる場合は実寸サイズが同一でも画像におけるマーカの表示サイズが異なる。

10

【0014】

また、第1の態様において「軌跡における複数の点に対して円形マーカを示す点の座標を記憶する」については、軌跡上の多くの点（例えば、全ての画素）に対してデータを記憶してもよいし、軌跡上の一部の点（画素）に対してのみデータを記憶してもよい。「円形マーカを示す点の座標を取得する」には、記憶されている座標をそのまま用いる態様と、記憶されている座標に基づいて表示に用いる座標を算出する態様とが含まれる。

20

【0015】

また、第1の態様によれば、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し、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光を撮像光学系の視野に入れることができる。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。

【0016】

このように、第1の態様に係る計測支援装置によれば、簡易な構成で正確な指標を表示することができる。なお第1の態様において、マーカの表示はリアルタイム（スポット画像を取得するフレームごとに、あるいは複数フレームに対して1回）で行ってもよいし、オフラインで行ってもよい（スポットが形成された画像を取得しておけば、事後的なマーカ表示が可能である）。

30

【0017】

第2の態様に係る計測支援装置は第1の態様において、座標取得部は、複数の点のうちスポットとの距離がしきい値以下の点に対応した円形マーカを示す点の座標を取得する。スポットと離れた点について円形マーカを示す点の座標を取得すると不正確なマーカ（本来表示すべきマーカと形状、大きさが異なるマーカ）になるので、第2の態様のように軌跡における複数の点のうちスポットとの距離がしきい値以下の点に対応した円形マーカを示す点の座標を取得することで、正確なマーカを表示することができる。しきい値は、正確なマーカを表示できるように決める。なお第2の態様において、スポットの位置に対してマーカを示す点の座標が記憶されていれば、上述した「距離」はゼロである。

40

【0018】

第3の態様に係る計測支援装置は第1の態様において、座標取得部は、複数の点のうちスポットを挟む2つ以上の点に対応した座標を内挿して円形マーカを示す点の座標を取得する。第3の態様は座標取得の1つの態様であり、軌跡における全ての点（画素）についてマーカを示す点の座標が記憶されていない場合にこのような処理を行うことができる。

【0019】

第4の態様に係る計測支援装置は第1の態様において、座標取得部は、複数の点のうちスポットを挟まない2つ以上の点に対応した座標を外挿して円形マーカを示す点の座標を

50

取得する。第4の態様は、座標取得の他の態様であり、軌跡における全ての点（画素）についてマーカを示す点の座標が記憶されていない場合にこのような処理を行うことができる。

【0020】

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、記憶部は、画像において円形マーカによる計測対象の大きさ計測が有効な範囲に対応して円形マーカを示す点の座標を記憶する。撮像光学系の歪曲収差は一般に画角の周辺部で大きくなるので、画像の周辺部では被写体の歪曲が大きくなりマーカによる計測精度が悪化することが多い。また、画像の周辺部では完全なマーカを表示できない（例えば、マーカの一部が画面からはみ出す）場合もある。そこで第5の態様では、このような問題が生じず円形マーカによる計測対象の大きさ計測が有効な範囲に対応して円形マーカを示す点の座標を記憶することとしている。なお「大きさ計測が有効な範囲」は計測精度を考慮して決めることができる。

10

【0021】

第6の態様に係る計測支援装置は第1から第5の態様のいずれか1つにおいて、記憶部は、スポットを中心とした円に対応して実測した複数の第1の点の座標と、複数の第1の点を補間して生成した複数の第2の点の座標と、を円形マーカを示す点の座標として記憶し、座標取得部は複数の第1の点の座標と複数の第2の点の座標とを円形マーカを示す点の座標として取得する。第6の態様は座標取得の1つの態様であり、実測した座標（第1の点の座標）及び補間により求めた座標（第2の点の座標）をマーカを示す点の座標として記憶する。すなわち、マーカ表示に用いる点の全てについて座標を実測しなくてもよい。

20

【0022】

第7の態様に係る計測支援装置は第6の態様において、記憶部は、複数の第1の点を円の角度方向及び径方向に線形補間した点の座標を複数の第2の点の座標として記憶する。第7の態様は、第6の態様における「補間」の具体的な一態様である。

【0023】

第8の態様に係る計測支援装置は第1から第5の態様のいずれか1つにおいて、記憶部は、画像においてスポットを中心とした円形マーカを含む歪曲格子領域を正方格子領域に射影変換する変換行列を記憶し、座標取得部は、変換行列により変換された正方格子領域における円形マーカを示す点の座標を取得し、取得した座標を変換行列の逆行列により逆変換して歪曲格子領域における円形マーカを示す点の座標を取得する。第8の態様は座標取得の他の態様であり、正方格子領域では円形マーカを示す点の座標が正確かつ容易に取得できるので、正方格子領域で取得した座標を逆変換することにより、歪曲格子領域における座標を正確かつ容易に算出することができる。変換行列としては射影変換行列を用いることができる。なお、変換行列の逆行列についても記憶しておいてよいし、変換行列から求めてもよい。

30

【0024】

第9の態様に係る計測支援装置は第8の態様において、記憶部は、 m 及び n を正の整数とした場合に歪曲格子領域及び正方格子領域を $2 \times m \times n$ 個に分割した複数の小領域のそれぞれについて変換行列を記憶し、座標取得部は、画像の画素のうち同一の小領域に属する画素に対しては、複数の変換行列のうちの同一の変換行列及び複数の逆行列のうちの同一の逆行列を適用する。第9の態様のように小領域ごとに同一の変換行列、逆行列を適用することで記憶量を削減することができる。

40

【0025】

第10の態様に係る計測支援装置は第9の態様において、記憶部は、撮像距離が計測距離範囲の最遠端である場合の歪曲格子領域及び計測距離範囲の至近端である場合の歪曲格子領域を含む、画像における一部の領域を分割した複数の領域であって、最遠端における歪曲格子領域の格子の大きさよりも小さく分割された複数の領域を複数の小領域として変換行列を記憶し、座標取得部は、複数の小領域に対して記憶された変換行列を用いて円形

50

マーカを示す点の座標を取得する。第 10 の態様では、撮像画像の一部の領域について領域を分割して変換行列を記憶するので、画像全体に対して変換行列を記憶する必要がなく、処理負荷が低い。また、円形マーカによる計測が有効な距離範囲（計測距離範囲）の最遠端での格子の大きさ（最遠端なので、格子の大きさは最も小さくなる）よりも小さく分割した複数の領域に対して変換行列を記憶することで、正確なマーカを表示することができる。

【0026】

第 11 の態様に係る計測支援装置は第 8 から第 10 の態様のいずれか 1 つにおいて、変換行列はアフィン変換行列である。第 11 の態様は変換行列の 1 つの態様を示すものであり、歪曲画像の 3 点を 1 つのアフィン変換行列で正方格子の画像に変換することができる。

10

【0027】

上述した目的を達成するため、本発明の第 12 の態様に係る内視鏡システムは、第 1 から第 11 の態様のいずれか 1 つに係る計測支援装置を備える。第 12 の態様に係る内視鏡システムでは、第 1 から第 11 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、簡易な構成で正確な指標を表示することができる。

【0028】

第 13 の態様に係る内視鏡システムは第 12 の態様において、被検体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、ヘッドと、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、が先端硬質部に設けられる。第 13 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。

20

【0029】

上述した目的を達成するため、本発明の第 14 の態様に係る内視鏡システムのプロセッサは、第 12 または第 13 の態様に係る内視鏡システムのプロセッサであって、計測部と、記憶部と、座標取得部と、表示制御部と、を備える。第 14 の態様によれば、第 1 の態様と同様に簡易な構成で正確な指標を表示することができる。

【発明の効果】

【0030】

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、及び内視鏡システムのプロセッサによれば、簡易な構成で正確な指標を表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【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、レーザモジュールの構成を示す図である。

40

【図 5】図 5 は、レーザ光源モジュールの構成を示す断面図である。

【図 6】図 6 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 7】図 7 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 8】図 8 は、計測支援方法の処理を示すフローチャートである。

【図 9】図 9 は、計測補助光の光軸が撮像光学系の撮像画角を横切る様子を示す図である。

【図 10】図 10 は、撮影距離によりスポット位置が変化する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、スポットの移動軌跡における複数の点に対して円形マーカを示す点の座標を記憶する様子を示す図である。

50

【図 1 3】図 1 3 は、スポット位置と歪曲円形マーカを示す点の座標との関係を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、スポット位置と歪曲円形マーカを示す点の座標とを関連づけて記憶する様子を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、スポットとの距離がしきい値以下の点について記憶されたマーカの座標を取得する図である。

【図 1 6】図 1 6 は、スポット位置を挟む 2 点の座標を内挿してマーカ座標を取得する様子を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、スポット位置を挟まない 2 点の座標を外挿してマーカ座標を取得する様子を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、座標生成及び記憶の実施例 1 の処理を示すフローチャートである。

【図 1 9】図 1 9 は、第 1 の点の位置を実測する様子を示す図である。

【図 2 0】図 2 0 は、第 1 の点を補間して第 2 の点を生成する様子を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、座標生成及び記憶の実施例 1 の処理を示すフローチャートである。

【図 2 2】図 2 2 は、スポット位置を中心とした歪曲格子領域を示す図である。

【図 2 3】図 2 3 は、歪曲格子領域を正方格子領域に変換する様子を示す図である。

【図 2 4】図 2 4 は、変換行列及び逆行列を記憶する領域を示す図である。

【図 2 5】図 2 5 は、小領域への分割を示す図である。

【図 2 6】図 2 6 は、小領域の大きさと格子の大きさとの関係を示す図である。

【図 2 7】図 2 7 は、正方格子領域で円形マーカを示す点の座標を算出する様子を示す図である。

【図 2 8】図 2 8 は、円形マーカを示す点の座標を歪曲格子領域に座標変換する様子を示す図である。

【図 2 9】図 2 9 は、歪曲円形マーカを撮像画像に重畳表示する様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

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、及び内視鏡システムのプロセッサの実施形態について、詳細に説明する。

【0033】

< 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 及び図 2 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡本体 100（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（表示装置）を備える。

【0034】

< 内視鏡本体の構成 >

内視鏡本体 100 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 を把持して内視鏡本体 100 を操作し、挿入部 104 を被検体の体内に挿入して観察する。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。手元操作部 102 を操作することにより、湾曲部 114 を湾曲させて先端硬質部 116 の向きを上下左右に変えることができる。先端硬質部 116 には、撮像光学系 130（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）。

【0035】

観察、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, 12

10

20

30

40

50

3 Bを洗浄することができる。先端硬質部 1 1 6 で開口する鉗子口 1 2 6 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。

【 0 0 3 6 】

図 1 ~ 図 3 に示すように、先端硬質部 1 1 6 の先端側端面 1 1 6 A には撮像レンズ 1 3 2 が配設されており、この撮像レンズ 1 3 2 の奥に C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 型の撮像素子 1 3 4 (撮像素子、カラー撮像素子)、駆動回路 1 3 6、A F E 1 3 8 (AFE : Analog Front End) が配設されて画像信号を出力する。撮像素子 1 3 4 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、X - T r a n s (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 1 3 0 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 色の画素信号から画像を生成することもできる。

10

【 0 0 3 7 】

なお第 1 の実施形態では撮像素子 1 3 4 が C M O S 型の撮像素子である場合について説明するが、撮像素子 1 3 4 は C C D (Charge Coupled Device) 型でもよい。

【 0 0 3 8 】

被検体 (腫瘍部、病変部) の画像、スポット (後述) の光学像は撮像レンズ 1 3 2 により撮像素子 1 3 4 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プロセッサ 2 0 0 に出力されて映像信号に変換される。これにより、プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ 4 0 0 に観察画像、歪曲円形マーカ等が表示される。

20

【 0 0 3 9 】

また、先端硬質部 1 1 6 の先端側端面 1 1 6 A には、撮像レンズ 1 3 2 に隣接して照明部 1 2 3 の照明用レンズ 1 2 3 A (可視光用)、1 2 3 B (赤外光用) が設けられている。照明用レンズ 1 2 3 A、1 2 3 B の奥には、後述するライトガイド 1 7 0 の射出端が配設され、このライトガイド 1 7 0 が挿入部 1 0 4、手元操作部 1 0 2、及びユニバーサルケーブル 1 0 6 に挿通され、ライトガイド 1 7 0 の入射端がライトガイドコネクタ 1 0 8 内に配置される。

30

【 0 0 4 0 】

先端側端面 1 1 6 A には、さらにレーザモジュール 5 0 0 のレーザヘッド 5 0 6 (ヘッド) が設けられて、プリズム 5 1 2 (図 4 参照) を介してスポット光 (計測補助光) が照射される。レーザモジュール 5 0 0 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 5 0 6 が鉗子口 1 2 6 とは別に設けられているが、先端硬質部 1 1 6 で開口する鉗子口 1 2 6 に連通する管路 (不図示) にレーザヘッド 5 0 6 を挿抜可能に挿通してもよい。また、撮像レンズ 1 3 2 と鉗子口 1 2 6 との間にレーザヘッド 5 0 6 を設けてもよい。

【 0 0 4 1 】

< レーザモジュールの構成 >

40

図 2 及び図 4 に示すように、レーザモジュール 5 0 0 はレーザ光源モジュール 5 0 2 と、光ファイバー 5 0 4 と、レーザヘッド 5 0 6 (ヘッド) とを備える。光ファイバー 5 0 4 の基端側 (レーザ光源モジュール 5 0 2 側) はファイバー外皮 5 0 1 で被覆され、先端側 (レーザ光を出射する側) はフェルール 5 0 8 (フェルール : 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 5 0 8 の先端側に G R I N レンズ 5 1 0 (GRIN : Graded Index) が装着され、G R I N レンズ 5 1 0 の先端側にプリズム 5 1 2 が装着されて接合体を形成する。フェルール 5 0 8 は光ファイバー 5 0 4 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 5 0 4 を挿通するための穴が軸方向 (図 4 の左右方向) に空けられている。フェルール 5 0 8 及びファイバー外皮 5 0 1 の外側に補強材 5 0 7 が設けられて光ファイバー 5 0 4 等を保護する。フェルール 5 0 8、G R I N

50

レンズ５１０，及びプリズム５１２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。

【００４２】

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のものをを用いることができる。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。

【００４３】

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が手元操作部１０２に設けられ、レーザヘッド５０６が先端硬質部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まで導光してもよい。

【００４４】

図５に示すように、レーザ光源モジュール５０２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（計測補助光）を出射するＶＬＤ（Visible Laser Diode）と、ＶＬＤから出射されたレーザ光を集光する集光レンズ５０３とを備えるピグテール型モジュール（ＴＯＳＡ；Transmitter Optical Sub Assembly）である。レーザ光はプロセッサ２００（ＣＰＵ２１０）の制御により必要に応じて出射することができ、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）。

【００４５】

第１の実施形態において、ＶＬＤが出射するレーザ光は半導体レーザによる波長６５０ｎｍ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５０３で集光されたレーザ光は、光ファイバー５０４によりＧＲＩＮレンズ５１０まで導光される。光ファイバー５０４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であり、径が小さく鮮明なスポットを形成することができるので、被写体（計測対象）の大きさを正確に計測することができる。光ファイバー５０４の途中に中継コネクタを設けてもよい。なお、被写体の種類、大きさ等の観察条件によってスポット径の大きさ、鮮明さが計測上問題とならない場合は、光ファイバー５０４として、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。また、光源としては半導体レーザの代わりにＬＥＤ（Light-Emitting Diode）を用いてもよく、半導体レーザを発振しきい値以下のＬＥＤ発光状態で使用してもよい。

【００４６】

ＧＲＩＮレンズ５１０は、屈折率が光軸で最も高く半径方向外側に向かうにつれて減少する円筒型のグレーデッドインデックス型レンズ（ラジアル型）であり、光ファイバー５０４により導光されて入射したレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータとして機能する。ＧＲＩＮレンズ５１０から出射される光束の広がりＧＲＩＮレンズ５１０の長さを調節することで調節でき、平行な光束のレーザ光を出射させるには（ $\lambda/4$ ）ピッチ（ λ はレーザ光の波長）程度にすればよい。

【００４７】

ＧＲＩＮレンズ５１０の先端側にはプリズム５１２が装着されている。このプリズム５１２は計測補助光の出射方向を変更するための光学部材であり、出射方向を変更することにより、計測補助光の光軸を撮像光学系の光軸を含む平面に射影した場合に、計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸に対し０度でない傾き角を有し、計測補助光が撮像光学系の画角を横切る。プリズム５１２はＧＲＩＮレンズ５１０のレンズ径に近い大きさに形成されており、先端面が斜めにカットされて上述した傾き角に応じた頂角ＡＬ１を有する。頂角ＡＬ１の値はレーザ光の出射方向その他の条件に応じて設定することができる。

【００４８】

10

20

30

40

50

< 撮像光学系の光軸と計測補助光の光軸の関係 >

図6は第1の実施形態に係る先端硬質部116を前方(被写体側)から見た状態を示す図であり、図3の構成に対応する図である。第1の実施形態では、計測補助光の光軸L1と撮像光学系の光軸L2とは同一平面上に存在し、その同一平面上で交差する。したがって、先端硬質部116を前方(被写体側)から見ると、図6のように光軸L1が光軸L2上を通るように見える。

【0049】

なお、本発明における計測補助光の光軸L1と撮像光学系の光軸L2との関係は、上述した「計測補助光の光軸と撮像光学系の光軸とが同一平面上に存在し、その同一平面上で交差する」態様に限定されるものではなく、計測補助光の光軸が撮像光学系の光軸と同一平面上に存在しなくてもよい。しかしながらこのような場合においても、計測補助光の光軸を撮像光学系の光軸を含む平面に射影した場合に、計測補助光の光軸は撮像光学系の光軸に対し0度でない傾き角を有し撮像光学系の画角を横切るものとする。

10

【0050】

計測補助光を用いた計測を行う場合、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)であると、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が遠くなり、その結果至近距離ではスポットが撮影できず計測が困難になる。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と、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、十分な計測精度が得られない場合がある。これに対し第1の実施形態のように「計測補助光の光軸を撮像光学系の光軸を含む平面に射影した場合に、計測補助光の光軸は撮像光学系の光軸に対し0度でない傾き角を有し撮像光学系の画角を横切る」という構成によれば、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スポット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。

20

【0051】

< 光源装置の構成 >

図2に示すように、光源装置300は、照明用の光源310、絞り330、集光レンズ340、及び光源制御部350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170に入射させる。光源310は、可視光源310A及び赤外光源310Bを備えており、可視光及び赤外光の一方または両方を照射可能である。可視光源310A及び赤外光源310Bによる照明光の照度は、光源制御部350により制御され、スポットを撮像して計測する際(計測モード時)に必要な応じて照明光の照度を下げたり、照明を停止したりすることができる。

30

【0052】

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。

【0053】

< プロセッサの構成 >

次に、図2に基づきプロセッサ200(計測部、記憶部、座標取得部、表示制御部)の構成を説明する。プロセッサ200は、内視鏡本体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、座標取得部、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)の制御下で行われる。すなわち、CPU210は計測部、座標取得部、及び表示制御部としての機能を有する。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、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、測定した位置に基づくマーカの大きさ(ピクセル数)の算出等が行

40

50

われる（後述）。画像処理部 204 における各種の処理を実行するためのハードウェア的な構造としては、CPU（Central Processing Unit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）等のプロセッサ（電気回路）を挙げることができる。画像処理部 204 は 1 つのプロセッサで構成されていてもよいし、複数のプロセッサを組み合わせで構成されていてもよい。メモリ 212（記憶部）は各種処理の際の一時記憶用の記憶素子と不揮発性の記憶素子（非一時的記録媒体）とを含み、CPU 210 及び / または画像処理部 204 の制御により、スポットの座標と、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系 130 の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、が関連づけて記憶される（後述）。また、メモリ 212 には後述する計測支援方法を CPU 210 及び / または画像処理部 204 に実行させるプログラムのコンピュータ読み取り可能なコードが記憶されている。

10

【0054】

また、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、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。また、操作部 208 は図示せぬキーボード、マウス等のデバイスを含み、ユーザはこれらデバイスを介して各種処理条件、表示条件の等を入力することができる。

【0055】

< 内視鏡による観察 >

図 7 は内視鏡本体 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 7 では、スポット SP0 が腫瘍 tm（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。

20

【0056】

< 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 8 は計測支援方法の処理を示すフローチャートである。

【0057】

まず、内視鏡本体 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 の起動時にプロセッサ 200 が自動的に行ってもよいし、ユーザによる操作部 208 の操作に応じて行ってもよい。

30

【0058】

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 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、観察の目的等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 400 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する。

40

【0059】

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、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、プロセッサ 200 が一定のフレーム間隔（1 フレームごと、2 フレームごと等）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。

【0060】

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

50

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あったものが多いので、計測条件によってはスポット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）。このような制御は、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。

【００６１】

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。観察距離が計測範囲内である場合、撮像光学系１３０の撮像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）スポットの位置が異なり、表示すべきマーカの大きさ（ピクセル数）がスポットの位置に応じて異なる。

【００６２】

< 観察距離に応じたスポット位置の変化 >

第１の実施形態では、計測補助光の光軸Ｌ１を撮像光学系の光軸Ｌ２を含む平面に射影した場合に、光軸Ｌ１が光軸Ｌ２に対し０度でない傾き角を有し、撮像光学系１３０の画角を横切る。したがって、画像（撮像素子）におけるスポットの位置は被写体までの距離によって異なる。例えば、図９（光軸Ｌ１及び光軸Ｌ２を含む平面内において、先端硬質部１１６を側面方向から見た状態を示す図）に示すように、観察距離の範囲Ｒ１において観察可能であるとすると、範囲Ｒ１の至近端Ｅ１、中央付近の距離Ｅ２、及び最遠端Ｅ３では、各点での撮像範囲（矢印Ｑ１、Ｑ２、Ｑ３で示す）におけるスポットの位置（各矢印と光軸Ｌ１が交わる点）が異なることが分かる。なお、図９において実線の内側が撮像光学系１３０の撮像画角であり、一点鎖線の内側が計測画角である。撮像光学系１３０の撮像画角のうち収差の少ない中央部分で計測を行っている。図９における範囲Ｒ１及び計測画角が「撮像画像において、円形マーカによる計測対象の大きさ計測が有効な範囲」に対応する。

【００６３】

図１０は図６と同様に先端硬質部１１６を正面から見た状態を示す図であり、撮像光学系１３０の光軸Ｌ２、計測補助光の光軸Ｌ１、及び撮像素子１３４の撮像範囲Ｒ２の関係を仮想的に示した図である。図１０は光軸Ｌ１、Ｌ２が同一平面上に存在し、その平面上で交差する場合を示している。図１０の例では、観察距離に応じたスポット位置Ｐ４、Ｐ５、Ｐ６（観察距離がそれぞれ至近端付近、中央付近、最遠端付近の場合に対応）を示している。

【００６４】

図１０に示すように、観察距離が至近端付近の場合のスポット位置Ｐ４と最遠端付近の場合のスポット位置Ｐ６とは、撮像光学系１３０の光軸Ｌ２に対し反対側に位置することが分かる。したがって第１の実施形態では観察距離の変化に対するスポット位置の移動の感度が高く、被写体の大きさを高精度に計測することができる。

【００６５】

このように、撮像画像内（撮像素子１３４上）のスポット位置は撮像光学系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（例えば直径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、スポットの位置（座標）と、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系１３０の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、を関連づけて記憶しておき、計測したスポット位置（座標）に応じて記憶された情報を参照することで、円形マーカを示す点の座標を取得することができる。円形マーカを示す点の座標を取得する際に観察距離そのものを測定する必要がないので、構成が簡易で処理負荷が低い。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

図 8 のフローチャートに戻り、撮像素子 1 3 4 の撮像面におけるスポットの位置計測（ステップ S 2 4）について説明する。ステップ S 2 4 におけるスポットの位置計測は、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 1 3 4 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 1 1 の通りであり、また上述のように、レーザヘッド 5 0 6 から出射されるレーザ光は波長 6 5 0 n m の赤色レーザ光である。即ち、スポット位置の測定は（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 R A W（Raw image format）データの R 画素の信号強度にしきい値を設けて二値化し、白部分（信号強度がしきい値より高い画素）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）の画素信号にしきい値を設け、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しきい値以下の画素のみを抽出することが好ましい。

10

【 0 0 6 7 】

なお、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 S 2 2）及び位置計測（ステップ S 2 4）に際して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て（ステップ S 1 8）、レーザヘッド 5 0 6 から計測補助光を照射する（ステップ S 2 0）。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、スポット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。

20

【 0 0 6 8 】

ステップ S 2 6 では、プロセッサ 2 0 0（C P U 2 1 0，画像処理部 2 0 4）は、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系 1 3 0 の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカ（歪曲円形マーカ）を示す点の座標を取得する。上述のように、モニタ 4 0 0 上のマーカの大きさは画像内の（即ち、撮像素子 1 3 4 の撮像面上の）スポットの位置に応じて異なるので、スポットの座標と、被写体における計測対象の実寸サイズを示し撮像光学系 1 3 0 の歪曲収差に応じて歪曲した円形マーカを示す点の座標と、を関連づけてメモリ 2 1 2 に記憶しておき、ステップ S 2 4 で計測したスポット位置に応じてプロセッサ 2 0 0 がメモリ 2 1 2 を参照し、歪曲円形マーカを示す点の座標を取得する。スポット位置と歪曲円形マーカを示す点の座標との関係を求める手順については、詳細を後述する。

30

【 0 0 6 9 】

ステップ S 2 8 では、観察画像及び歪曲円形マーカをモニタ 4 0 0 に表示する（例えば、図 2 9 の例を参照）。この際、歪曲円形マーカがスポットから離れた位置に表示されると指標として不正確になるので、観察画像におけるスポットの近傍に（例えば、スポットを中心として）歪曲円形マーカを表示する。なお、観察画像及び歪曲円形マーカを表示する際に画像の歪曲収差を補正する必要はない。このため補正により画像の見た目が変わることがなく、観察者が違和感を覚えずに画像を観察することができる。実寸サイズの異なる歪曲円形マーカ（例えば、3 m m，5 m m 等）を同心円状に表示してもよいし、歪曲円形マーカに加え他のマーカ（例えば、十字型マーカ）を表示してもよい。また、表示条件（マーカの種類、数、実寸サイズ、色等）は、操作部 2 0 8 を介したユーザの操作により設定することができる。

40

【 0 0 7 0 】

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、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

50

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。

【0 0 7 1】

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では簡易な構成で正確な指標（歪曲円形マーカ）を表示でき、これにより被写体の大きさを正確かつ容易に計測することができる。

【0 0 7 2】

< 歪曲円形マーカを示す点の座標 >

第1の実施形態では、撮像素子1 3 4の撮像面におけるスポットの位置と歪曲円形マーカを示す点の座標とを関連づけてメモリ2 1 2（記憶部）に記憶しておき、計測したスポット位置に応じてメモリ2 1 2を参照して座標を取得する。以下、座標の記憶について説明する。

【0 0 7 3】

< マーカ座標の記憶 >

第1の実施形態では、観察距離（撮像距離）を変化させた場合にスポットが撮像画像を移動する軌跡における複数の点に対して、歪曲円形マーカを示す点の座標を記憶する。撮像距離を変化させた場合の撮像画像におけるスポットの移動軌跡は計測補助光の光軸L 1と撮像光学系1 3 0の光軸L 2との関係により定まり、図1 0に示す関係の場合は直線となるが、撮像光学系1 3 0に歪曲収差がある場合はその歪曲収差に応じて歪曲する。

【0 0 7 4】

図1 2は座標記憶の様子を示す図であり、スポットの軌跡T 1におけるK個の点（点P 1～P K；Kは2以上の整数）について歪曲円形マーカを示す点の座標を記憶する様子を示す。点P 1～点P Kは歪曲円形マーカによる大きさ計測が有効な範囲（軌跡T 1の実線部分；図9における一点鎖線の内側に対応）であり、点P 1が計測有効範囲の至近端である場合のスポット位置を示し、点P Kが最遠端である場合のスポット位置を示す。なお、図1 2における軌跡T 1は仮想的に示したものである。

【0 0 7 5】

スポットが軌跡T 1の点線部分（撮像画像の周辺部分）に存在する場合は歪曲収差が大きくなり、またスポットが軌跡T 1の至近端側（点線T 1 N部分）に存在する場合は歪曲円形マーカの一部が画像外となる、あるいは最遠端側（点線T 1 F部分）に存在する場合はマーカが小さくなる等の問題があり、いずれも計測に適さない。そこで第1の実施形態では、歪曲円形マーカによる計測対象の大きさ計測が有効なスポット位置の範囲に対応して座標を記憶する。

【0 0 7 6】

図1 3はスポット位置と歪曲円形マーカを示す点の座標との関係を示す図であり、点P i（スポットの位置）を中心としたL個の点（点P i 1, P i 2, ..., P i j, ..., P i L；Lは整数）により歪曲円形マーカを示している。Lの値はマーカの形状精度の要求に基づいて決めることができ、数が多いほど正確なマーカを表示することができる。L個の点の間を直線または曲線でつないでもよい。また、図1 4はスポット位置と歪曲円形マーカを示す点の座標とを関連づけて記憶する様子を示す。歪曲円形マーカを示す点の座標（例えば、点P iに対し点P i 1～P i Lの座標）の生成については後述する。

【0 0 7 7】

< 座標の取得 >

歪曲円形マーカを表示する場合は、プロセッサ2 0 0（CPU 2 1 0，画像処理部2 0 4）が、計測したスポットの座標に基づいてメモリ2 1 2（記憶部）を参照して歪曲円形マーカを示す点の座標を取得する。ここでいう「取得」は、記憶された座標を用いること、及び記憶された座標に基づいて生成した座標を用いることを含む。以下、座標取得の具体的な態様を説明する。

【0 0 7 8】

< 座標取得の態様 1 >

図 15 は、スポットが移動する軌跡 T 1 において歪曲円形マーカを示す点の座標が記憶された複数の点（図 12 ~ 14 の例では K 個）のうち、計測されたスポットとの距離がしきい値以下の点に対応して歪曲円形マーカを示す点の座標を取得する様子を示す図である。図 15 の例では、点 P 2 とスポットが存在する点 P i との距離が D 1 であり、点 P 3 と点 P i との距離が D 2 である（点 P 2 , P 3 に対し、歪曲円形マーカを示す点の座標が記憶されている）。また、スポットとの距離に対するしきい値を T H とすると、 $T H < D 1$ 、 $T H > D 2$ であるものとする。この場合、態様 1 ではスポットとの距離がしきい値以下である点 P 2 に対し記憶されている座標（図 12 ~ 14 の例では L 個）を、点 P i における歪曲円形マーカを示す座標として取得する。スポットとの距離がしきい値以下の点が複数ある場合は、スポットとの距離が最も近い点に対応する座標を取得してマーカの精度を向上させることが好ましい。なお、スポットとの距離の算出、及びしきい値との比較はプロセッサ 200（CPU 210、画像処理部 204）により行うことができる。また、しきい値は歪曲円形マーカの精度、計測精度等に応じて決めることができる。

10

【0079】

< 座標取得の態様 2 >

態様 2 では、スポットが移動する軌跡における複数の点のうち、計測されたスポットを挟む 2 つ以上の点に対応した座標を内挿して歪曲円形マーカを示す点の座標を取得する。図 16 の例では、点 P 2 に対する座標（L 個；図 13 , 14 参照）と、点 P 3 に対する座標（L 個；図 13 , 14 参照）とを対応する点同士（例えば、図 14 に示す点 P 2 1 と点 P 3 1）で内挿して、点 P i に対する L 個の点の座標を取得する。内挿の計算はプロセッサ 200（CPU 210、画像処理部 204）により行うことができる。

20

【0080】

< 座標取得の態様 3 >

態様 3 では、軌跡における複数の点のうちスポットを挟まない 2 つ以上の点に対応した座標を外挿して歪曲円形マーカを示す点の座標を取得する。図 17 の例では、点 P 1 に対する座標（L 個；図 13 , 14 参照）と、点 P 2 に対する座標（L 個；図 13 , 14 参照）とを対応する点同士（例えば、図 14 に示す点 P 1 1 と点 P 2 1）で外挿して点 P i に対する L 個の点の座標を取得する。外挿の計算はプロセッサ 200（CPU 210、画像処理部 204）により行うことができる。

30

【0081】

< その他の態様 >

上述した態様 1 ~ 3 では、歪曲円形マーカを示す点の座標は軌跡上の一部の点について記憶しておけばよい。これに対し、軌跡上の全ての点（画素）に対して座標を記憶しておき、記憶された座標をそのまま取得してもよい。このような態様の場合、点同士の距離の計算、補間計算等を省略することができる。

【0082】

< 歪曲円形マーカを示す点の座標生成及び記憶 >

次に、歪曲円形マーカを示す点の座標生成及び記憶の具体的態様について説明する。

【0083】

40

< 実施例 1 >

< 実測点の補間による座標生成及び記憶 >

図 18 は、実施例 1 における座標生成及び記憶の処理を示すフローチャートである。実施例 1 では、実測した点（第 1 の点）及び実測した点を補間して生成した点（第 2 の点）を、歪曲円形マーカを示す点の座標として記憶する。座標の実測、変換等（図 18 のフローチャートにおける各処理）はプロセッサ 200（CPU 210、画像処理部 204）により行うことができ、生成された座標はメモリ 212（記憶部）に記憶される。

【0084】

まず、処理対象とする実寸サイズ（以下では直径 5 mm として説明するが、計測目的に応じて異なる値でもよい）に対し、歪曲円形マーカによる計測が有効な距離範囲（図 9 の

50

範囲 R 1 を参照) において設定した撮像距離で、計測補助光を照射して方眼紙のような正方格子状のチャートを撮像する(ステップ S 1 0 0)。撮像するチャートは、格子の間隔が実寸サイズ以下であり、かつ間隔ができるだけ細かいことが好ましい。また、格子の間隔が所望の実寸サイズの(1/整数)の間隔である(歪曲円形マーカの実寸サイズが直径 5 mm の場合、格子の間隔が 0.5 mm, 1 mm, 1.25 mm, 2.5 mm 等)ことが好ましい。また、手元操作部 1 0 2 を操作して先端硬質部 1 1 6 の向きを変えスポットが格子の交点に位置した状態で撮像することにより、以下に示す第 1 の点の特定を容易にすることが好ましい。

【0085】

次に、撮像画像におけるスポットの位置を計測する(ステップ S 1 0 2)。図 19 は 0.5 mm 間隔の正方格子状のチャートを撮影した場合の例を示す図であり、点 S P 1 がレーザー光(計測補助光)により形成されたスポットを示す。撮像画像において、正方格子状のチャートは撮像光学系 1 3 0 の歪曲収差により歪曲している。このような画像において、スポットの位置(点 S P 1 の位置)を計測し(ステップ S 1 0 2)、続いて第 1 の点の位置を計測(実測)する(ステップ S 1 0 4)。図 19 の例において第 1 の点は点 S P 1 を中心とした円上の 4 点(点 S P a, S P b, S P c, S P d)であり、正方格子で見たときに点 S P 1 の上下左右に存在する 4 点である。図 19 の例では実寸サイズが直径 5 mm、格子の間隔が 0.5 mm なので、上述した 4 点は点 S P 1 から上下左右に格子 5 個分離れた点であり、ユーザは撮像画像で容易にこれらの 4 点を特定することができる(例えば、操作部 2 0 8 が有するマウスでこれら 4 点をクリックする)。この特定結果に基づいて第 1 の点の位置を計測することができる。

【0086】

第 1 の点の座標を計測したら、第 1 の点の座標を補間して第 2 の点の座標を生成する(ステップ S 1 0 6)。図 20 は第 2 の点の座標を生成する様子を説明するための図であり、点 S P 1 を中心として第 1 の点(点 S P a, S P b, S P c, S P d)を相対的に表示している。第 2 の点の座標は、例えば第 1 の点を円の角度方向及び径方向に線形補間(θ 、 $r(\theta)$ を等間隔に補間)して生成することができる。具体的には、点 S P a と点 S P b との間ではこれら 2 点の座標((X_a, Y_a) 、 (X_b, Y_b))を用いて以下のように第 2 の点(点 S P i)の座標(極座標系では $(\theta_i, r(\theta_i))$ 、直交座標系では (X_i, Y_i))を算出することができる。なお、以下の式において点 S P a, S P b の間に $(n-1)$ 個(n は 2 以上の整数)の第 2 の点を生成するものとし、 i は 0 以上 n 以下の整数とする。

【0087】

【数 1】

$$\theta a = \arctan(Ya / Xa)$$

$$\theta b = \arctan(Yb / Xb)$$

$$\theta i = \theta a + (\theta b - \theta a) / n \times i$$

$$r(\theta i) = \sqrt{Xa^2 + Ya^2} + \left(\sqrt{Xb^2 + Yb^2} - \sqrt{Xa^2 + Ya^2} \right) / n \times i$$

$$Xi = r(\theta i) \times \cos \theta i$$

$$Yi = r(\theta i) \times \sin \theta i$$

【0088】

同様に、点 S P b と点 S P c の間、点 S P c と点 S P d の間、及び点 S P d と点 S P a の間についても補間により第 2 の点の座標を生成することができる。第 2 の点の座標が生

成されたら、歪曲円形マーカを示す点の座標として、第 1 の点及び第 2 の点の座標をスポットの位置（図 20 の例では点 S P 1 の実際の位置）と関連づけてメモリ 2 1 2 に記憶する（ステップ S 1 0 8）。記憶の様子は例えば図 1 4 のようになり、この場合第 1 の点及び第 2 の点の合計数は L 個である。設定した撮像距離について座標取得、生成、及び記憶が終了したらステップ S 1 0 0 に戻り、距離範囲（図 9 の範囲 R 1）における異なる撮像距離について処理を繰り返す。また、実寸サイズを変えて上述の処理を繰り返し、複数の実寸サイズ（3 mm, 5 mm, 10 mm 等）について座標を記憶してもよい。この場合、実寸サイズの異なる歪曲円形マーカ（例えば、3 mm, 5 mm 等）を同心円状に表示してもよい。

【0089】

< 実施例 2 >

< 射影変換による座標生成及び記憶 >

次に、歪曲円形マーカを示す点の座標生成及び記憶の実施例 2 について説明する。実施例 2 では、射影変換により正方格子に変換した領域で円形マーカの座標を算出し、算出した座標を逆変換して歪曲格子領域における歪曲円形マーカの座標を取得する。座標の生成、変換（図 21 のフローチャートにおける各処理）等の処理はプロセッサ 200（CPU 210、画像処理部 204）により行うことができ、生成された座標はメモリ 212（記憶部）に記憶される。

【0090】

図 21 は、実施例 2 における座標生成及び記憶の処理を示すフローチャートである。まず、実施例 1 のステップ S 1 0 0 と同様に、計測補助光を照射して正方格子状のチャートを撮像する（ステップ S 2 0 0）。撮像するチャートと実寸サイズとの関係は実施例 1 について上述したものと同様とすることが好ましい。撮像したら、スポットの位置を計測する（ステップ S 2 0 2）。図 22 は、撮像距離が計測距離範囲（計測を有効に行える撮像距離の範囲）の至近端（図 9 の至近端 E 1 に相当）の場合に、スポット（点 S P 2）を中心とする円形マーカを包接する歪曲格子領域 Q N を示している。スポットの軌跡 T 2 は仮想的な表示である。正方格子状のチャートを撮像するので、実施例 1 と同様にスポットの位置及びマーカの実寸サイズに基づいて歪曲格子領域 Q N を特定することができる。なお、歪曲格子領域 Q N は本来正方格子（正方形）であるが、撮像画像においては撮像光学系 130 の歪曲収差により歪曲している。

【0091】

< 変換行列による正方格子領域への変換 >

ステップ S 2 0 4 では、マーカを包接する歪曲格子領域（図 22 の例では歪曲格子領域 Q N）をアフィン変換（射影変換の一態様）により図 23 に示すような正方格子領域 S Q に変換する。変換行列及び逆行列は、内視鏡システム 10 の製造後の検査により求めておく。例えば、格子状チャートを撮影した画像の格子点の座標を計測し、この座標を正方格子点に変換するアフィン変換行列を求める。アフィン変換行列を求める領域は、撮像距離が計測距離範囲の至近端の場合の歪曲格子領域 Q N（スポット位置は点 S P 2）と最遠端の場合の格子領域 Q F（スポット位置は点 S P 3）とを含む、撮像画像の一部に設定された格子領域 Q D（図 24 参照）であり、画像全体について変換行列を記憶しておく必要はない。なお、図 24 では正方格子状の領域が撮像光学系 130 の歪曲収差により樽型に歪曲した場合の例を示している。

【0092】

実施例 2 では、このような格子領域 Q D を $2 \times m \times n$ 個（ m, n ：整数）の三角形状の小領域（図 25 参照）に分割し、分割した小領域のそれぞれについてアフィン変換行列及びその逆行列を記憶する。格子領域 Q D の画素のうち、同一の小領域に属する画素に対しては同一の変換行列及びその逆行列を適用する。なお、図 26（格子領域 Q D のうち格子領域 Q F 付近を拡大）に示すように、「 $2 \times m \times n$ 個に分割された小領域の大きさ G 1」が「撮像距離が最遠端の場合の格子領域 Q F の格子の大きさ G 2」よりも小さくなるように分割する。このような分割により、マーカの表示サイズが小さくなる最遠端においても

10

20

30

40

50

正確な歪曲円形マーカを表示することができる。

【0093】

なお、実施例2ではアフィン変換行列により歪曲格子から正方格子への変換を行う場合について説明しているが、ホモグラフィ行列により変換を行ってもよい。上述のようにアフィン変換行列では小領域が三角形状（3点で構成される）であるのに対し、ホモグラフィ行列では四角形状（4点で構成される）にできるため、小領域の数を減らすことができる。

【0094】

<円形マーカの座標算出>

ステップS204により歪曲格子領域QNが正方格子領域SQに変換されたら、図27に示すように正方格子領域SQにおいて円形マーカM1を示す点の座標を算出する（ステップS206）。正方格子領域に変換されているので、円形マーカの座標を容易に算出することができる。

10

【0095】

<円形マーカの座標を歪曲座標に変換>

円形マーカの座標が得られたら、上述した変換行列の逆行列を用いて歪曲円形マーカM1Aに変換する（ステップS208；図28参照）。歪曲円形マーカM1Aは、図8のフローチャート（ステップS28）について説明したように、撮像画像に重畳して表示される。図29は表示の例であり、腫瘍tm上に形成されたスポット（点SP2）を中心とする歪曲円形マーカM1Aが表示された様子を示している。

20

【0096】

歪曲円形マーカM1Aの座標が生成されたら、スポットの位置（図22の例では点SP2）と関連づけてメモリ212に記憶する（ステップS210）。記憶の様子は例えば図14のようになり、この場合マーカを示す点の数はL個である。設定した撮像距離について座標取得、生成、及び記憶が終了したらステップS200に戻り、距離範囲（図9の範囲R1）における異なる撮像距離について処理を繰り返す。また、実寸サイズを変えて上述の処理を繰り返し、複数の実寸サイズ（3mm、5mm、10mm等）について座標を記憶してもよい。この場合、実寸サイズの異なる歪曲円形マーカ（例えば、3mm、5mm等）を同心円状に表示してもよい。

30

【0097】

<その他>

本発明の計測支援装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムのプロセッサは、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は、内視鏡に限らず、工業用部品等の寸法、形状を計測する場合にも適用することができる。

【0098】

以上で本発明の実施形態及び実施例に関して説明してきたが、本発明は上述した態様に限定されず、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】

40

【0099】

- 10 内視鏡システム
- 100 内視鏡本体
- 102 手元操作部
- 104 挿入部
- 106 ユニバーサルケーブル
- 108 ライトガイドコネクタ
- 112 軟性部
- 114 湾曲部
- 116 先端硬質部
- 116A 先端側端面

50

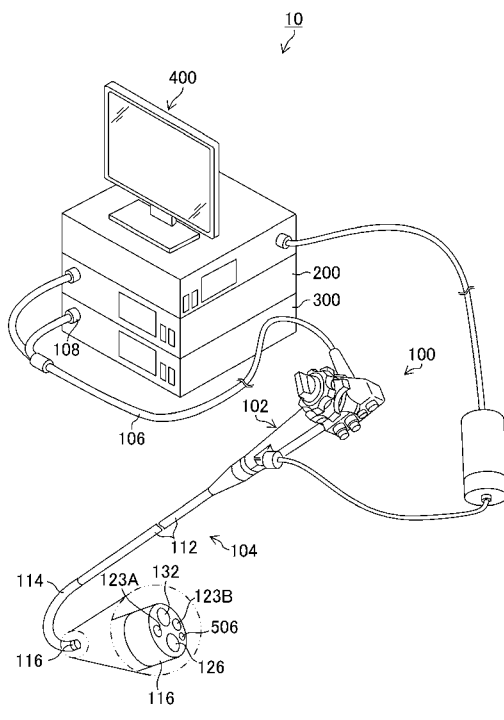
1 2 3	照 明 部	
1 2 3 A	照 明 用 レ ン ズ	
1 2 3 B	照 明 用 レ ン ズ	
1 2 6	鉗 子 口	
1 3 0	撮 像 光 学 系	
1 3 2	撮 像 レ ン ズ	
1 3 4	撮 像 素 子	
1 3 6	駆 動 回 路	
1 3 8	A F E	
1 7 0	ラ イ ト ガ イ ド	10
2 0 0	プ ロ セ ッ サ	
2 0 2	画 像 入 力 コ ン ト ロ ー ラ	
2 0 4	画 像 処 理 部	
2 0 6	ビ デ オ 出 力 部	
2 0 8	操 作 部	
2 1 0	C P U	
2 1 2	メ モ リ	
3 0 0	光 源 装 置	
3 1 0	光 源	
3 1 0 A	可 視 光 源	20
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 1	フ ァ イ バ ー 外 皮	
5 0 2	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	30
5 0 6	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	
5 1 0	G R I N レ ン ズ	
5 1 2	ブ リ ズ ム	
A L 1	頂 角	
E 1	至 近 端	
E 2	距 離	
E 3	最 遠 端	40
I A	撮 像 範 囲	
L 1	光 軸	
L 2	光 軸	
M 1	円 形 マ ー カ	
M 1 A	歪 曲 円 形 マ ー カ	
P 1	点	
P 2	点	
P 3	点	
P i	点	
P i 1	点	50

P i 2	点
P i j	点
P i L	点
P K	点
P 4	スポット位置
P 5	スポット位置
P 6	スポット位置
Q 1	矢印
Q 2	矢印
Q 3	矢印
Q D	格子領域
Q F	格子領域
Q N	歪曲格子領域
R 1	範囲
R 2	撮像範囲
S 1 0 ~ S 2 1 0	計測支援方法の各ステップ
S Q	正方格子領域
T 1	軌跡
T 2	軌跡
t m	腫瘍

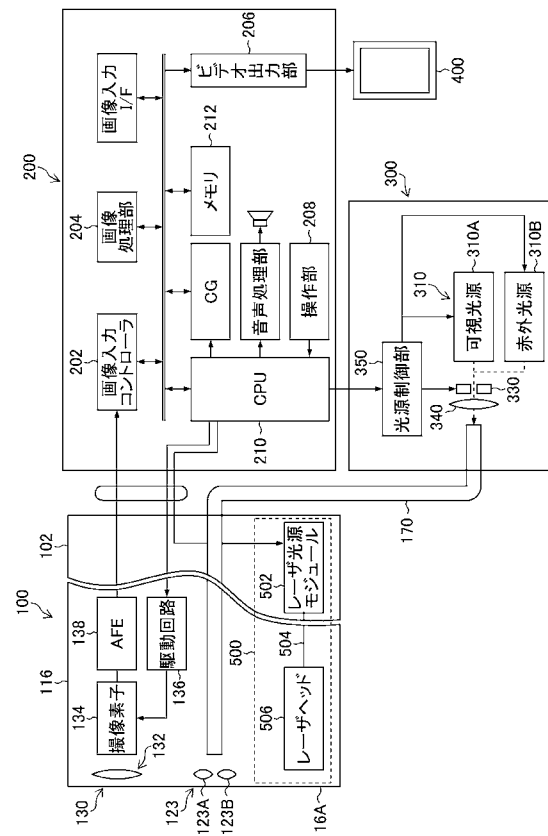
10

20

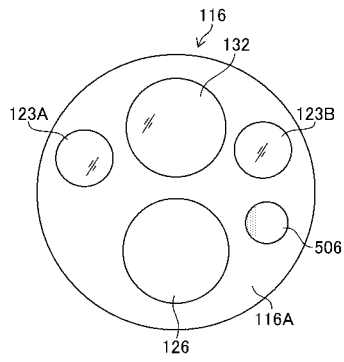
【図 1】



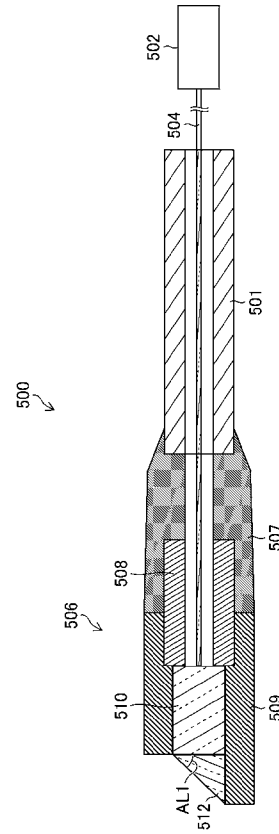
【図 2】



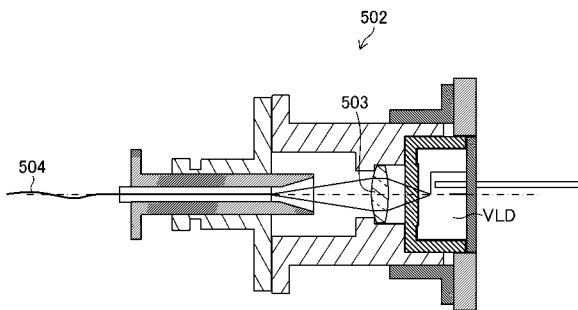
【 図 3 】



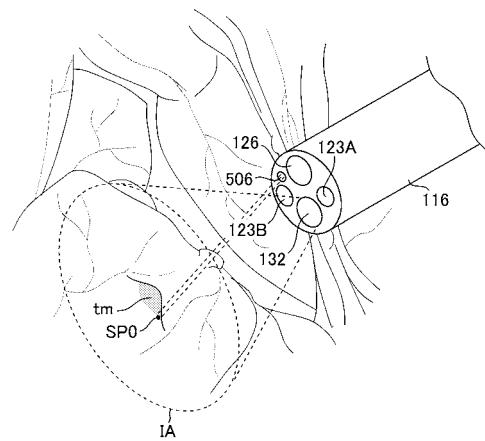
【 図 4 】



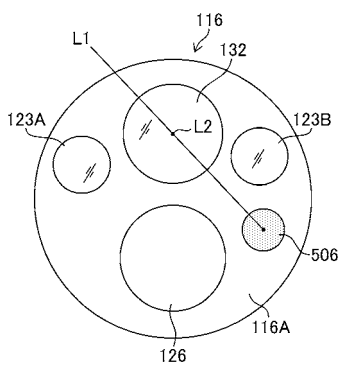
【 図 5 】



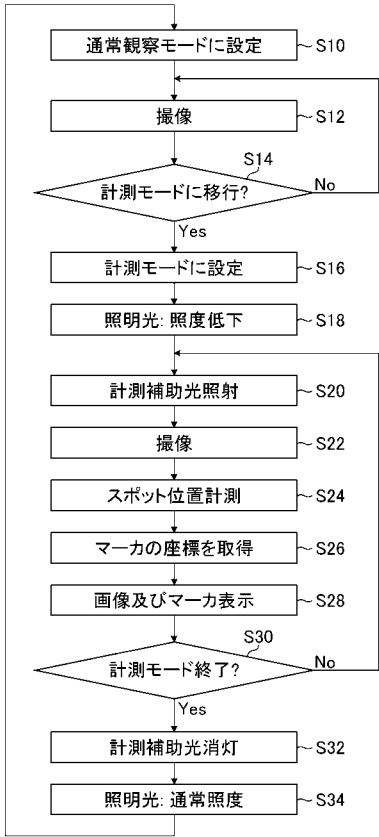
【 図 7 】



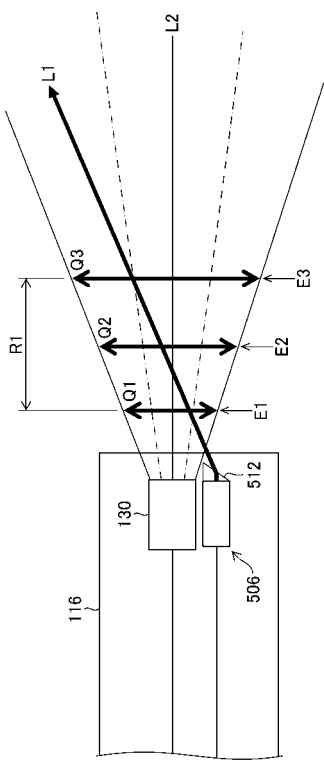
【 図 6 】



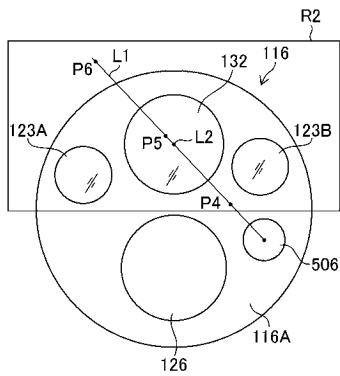
【 図 8 】



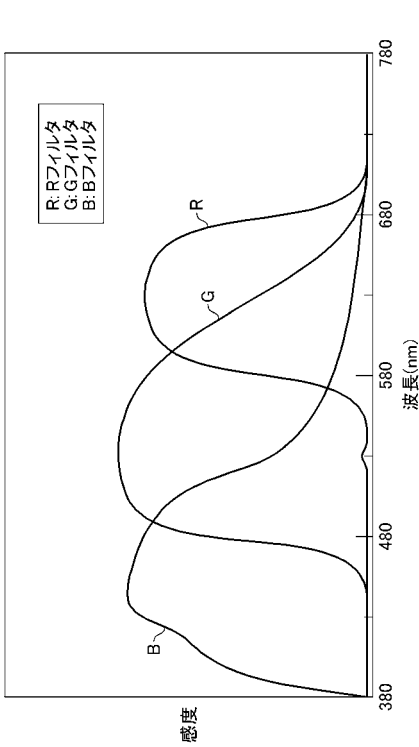
【 図 9 】



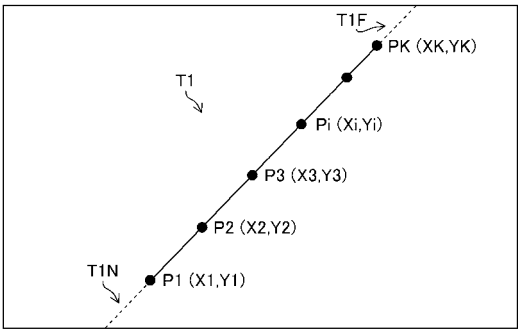
【 図 1 0 】



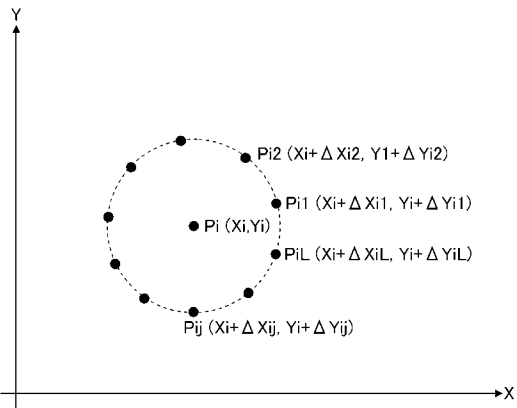
【 図 1 1 】



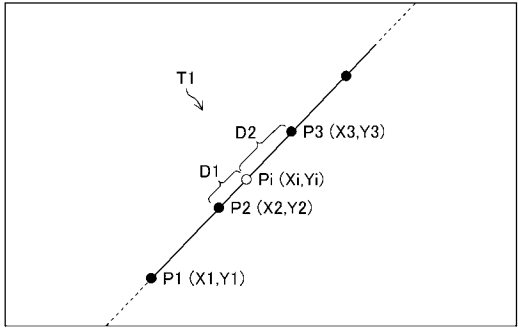
【図 1 2】



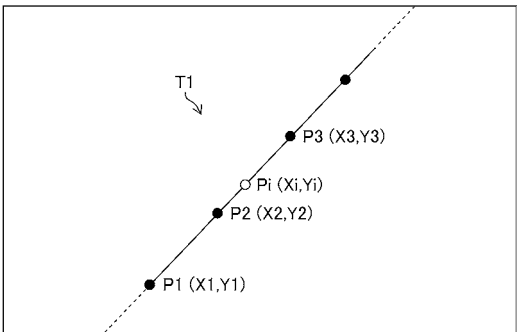
【図 1 3】



【図 1 5】



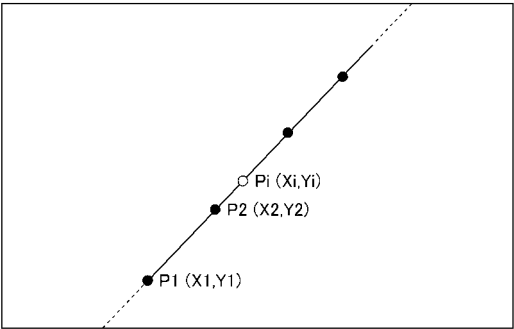
【図 1 6】



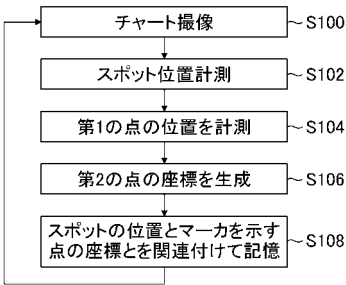
【図 1 4】

スポット	マーカを示す点の座標			
	1番目	2番目	j番目	L番目
P1(X1,Y1)	P11(X1+ΔX11,Y1+ΔY11)	P12(X1+ΔX12,Y1+ΔY12)	P1j(X1+ΔX1j,Y1+ΔY1j)	P1L(X1+ΔX1L,Y1+ΔY1L)
P2(X2,Y2)	P21(X2+ΔX21,Y2+ΔY21)	P22(X2+ΔX22,Y2+ΔY22)	P2j(X2+ΔX2j,Y2+ΔY2j)	P2L(X2+ΔX2L,Y2+ΔY2L)
P3(X3,Y3)	P31(X3+ΔX31,Y3+ΔY31)	P32(X3+ΔX32,Y3+ΔY32)	P3j(X3+ΔX3j,Y3+ΔY3j)	P3L(X3+ΔX3L,Y3+ΔY3L)
...	...	...	...	...
Pi(Xi,Yi)	Pi1(Xi+ΔXi1,Yi+ΔYi1)	Pi2(Xi+ΔXi2,Yi+ΔYi2)	Pij(Xi+ΔXij,Yi+ΔYij)	PiL(Xi+ΔXiL,Yi+ΔYiL)
...	...	...	...	...
PK(XK,YK)	PK1(XK+ΔXK1,YK+ΔYK1)	PK2(XK+ΔXK2,YK+ΔYK2)	PKj(XK+ΔXKj,YK+ΔYKj)	PKL(XK+ΔXKL,YK+ΔYKL)

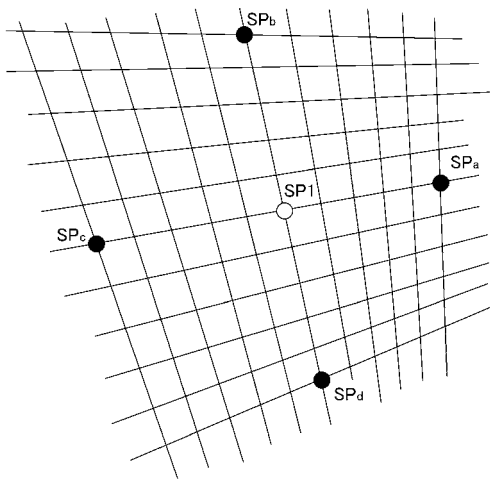
【図 1 7】



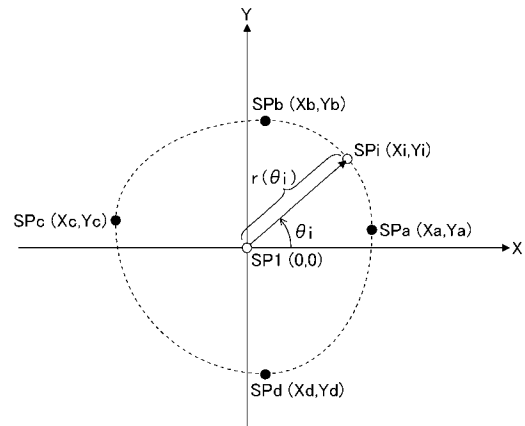
【図 1 8】



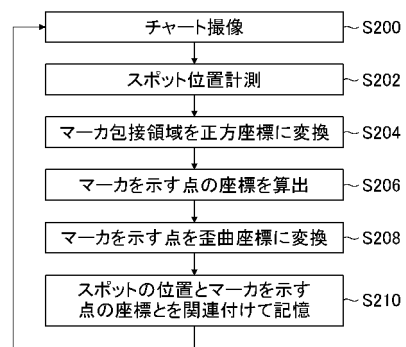
【図 19】



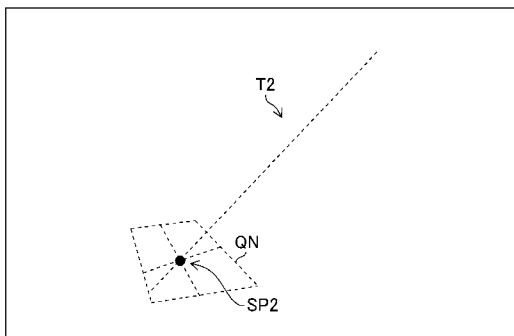
【図 20】



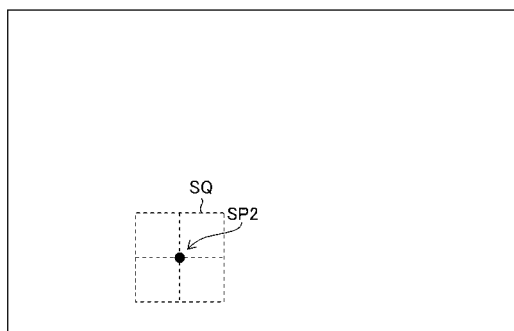
【図 21】



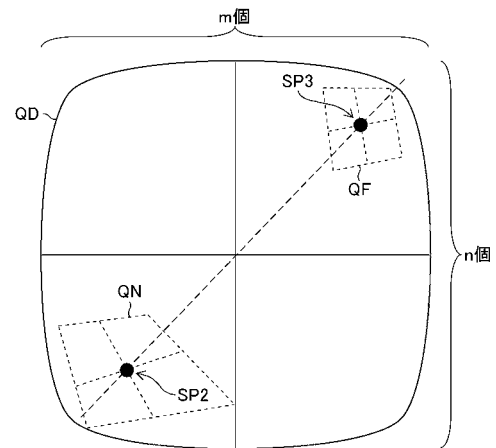
【図 22】



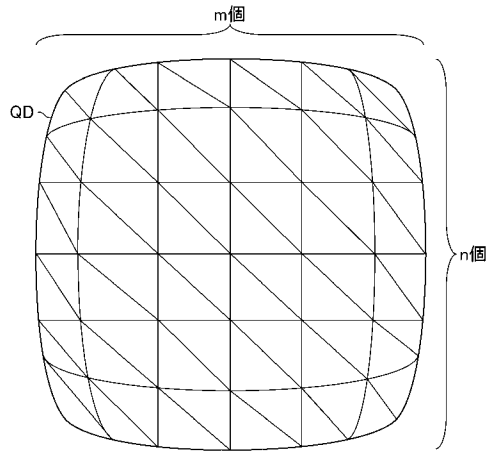
【図 23】



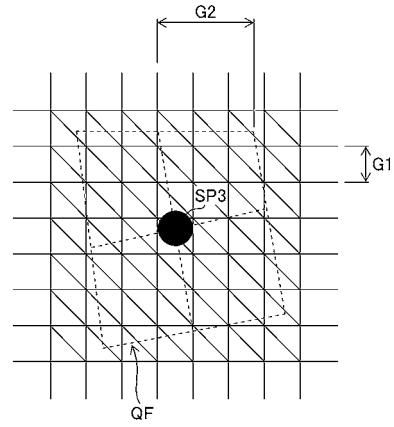
【図 24】



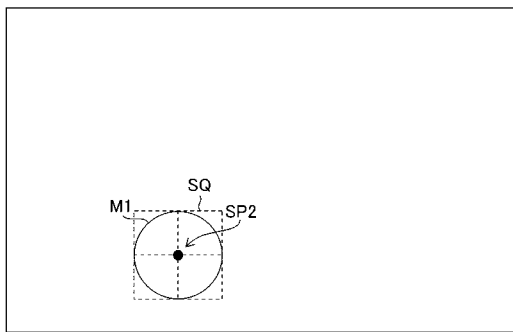
【図 2 5】



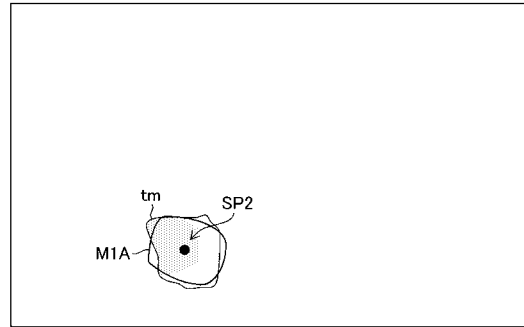
【図 2 6】



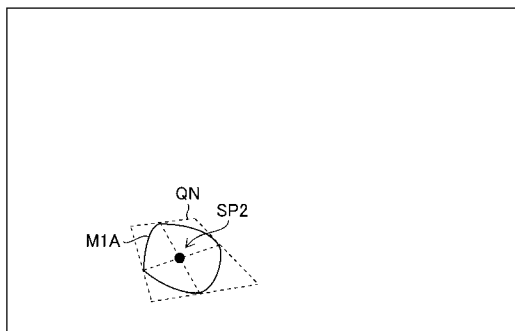
【図 2 7】



【図 2 9】



【図 2 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/005058
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, G02B23/24 (2006.01) i, G06T7/00 (2017.01) 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) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G01B11/00-11/30, G02B23/24-23/26, G06T7/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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 3-231622 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 15 October 1991, claim 1, page 4, upper left column, line 9 to page 4, upper right column, line 16, fig. 1, 8 (Family: none)	1-14
A	JP 4-73763 B2 (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 24 November 1992, claim 4, page 3, left column, lines 27-32, fig. 5 (Family: none)	1-14
A	JP 2011-69965 A (JAPAN ATOMIC ENERGY AGENCY) 07 April 2011, claim 1, paragraphs [0033]-[0034] & US 2011/0074950 A1, claim 1, paragraphs [0058]-[0059] & DE 102010040518 A & CN 102033314 A	1-14
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 13 March 2018 (13.03.2018)		Date of mailing of the international search report 27 March 2018 (27.03.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/005058

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-323505 A (MINOLTA CAMERA CO., LTD.) 12 November 1992, claim 1 (Family: none)	1-14
A	WO 2016/047191 A1 (OLYMPUS CORP.) 31 March 2016, entire text, all drawings & US 2017/0105613 A1, whole document & EP 3150103 A1 & CN 106535734 A	1-14
A	JP 2012-222658 A (OLYMPUS CORP.) 12 November 2012, entire text, all drawings & US 2014/0036050 A1, whole document & WO 2012/141088 A1 & EP 2698983 A1 & CN 103460685 A	1-14
A	US 4935810 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 19 June 1990, whole document & JP 2-244021 A & JP 2-216403 A & JP 2-216404 A & DE 3922652 A1	1-14
A	JP 7-136101 A (SONY CORP.) 30 May 1995, entire text, all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2-216404 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 29 August 1990, entire text, all drawings & US 4935810 A & DE 3922652 A1	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 5 0 5 8										
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, G06T7/00(2017.01)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. A61B1/00-1/32, G01B11/00-11/30, G02B23/24-23/26, G06T7/00												
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2018年											
日本国実用新案登録公報	1996-2018年											
日本国登録実用新案公報	1994-2018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 3-231622 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991.10.15, 請求項1、第4頁左上欄第9行-第4頁右上欄第16行、図1, 8 (ファミリーなし)	1-14										
A	JP 4-73763 B2 (オリンパス光学工業株式会社) 1992.11.24, 請求項4、第3頁左欄第27行-第32行、図5 (ファミリーなし)	1-14										
A	JP 2011-69965 A (独立行政法人日本原子力研究開発機構) 2011.04.07, 請求項1、段落 [0033] - [0034] & US 2011/0074950 A1, claim 1, paragraphs [0058]-[0059] & DE 102010040518 A & CN 102033314 A	1-14										
☒ 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。												
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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							
* 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 13.03.2018		国際調査報告の発送日 27.03.2018										
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		<table border="1"> <tr> <td>特許庁審査官 (権限のある職員)</td> <td>2Q</td> <td>3009</td> </tr> <tr> <td colspan="3">田中 洋介</td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101</td> <td colspan="2">内線 3292</td> </tr> </table>		特許庁審査官 (権限のある職員)	2Q	3009	田中 洋介			電話番号 03-3581-1101	内線 3292	
特許庁審査官 (権限のある職員)	2Q	3009										
田中 洋介												
電話番号 03-3581-1101	内線 3292											

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 5 0 5 8
C (続き) . 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 4-323505 A (ミノルタカメラ株式会社) 1992. 11. 12, 請求項 1 (ファミリーなし)	1-14
A	WO 2016/047191 A1 (オリンパス株式会社) 2016. 03. 31, 全文、全図 & US 2017/0105613 A1, whole document & EP 3150103 A1 & CN 106535734 A	1-14
A	JP 2012-222658 A (オリンパス株式会社) 2012. 11. 12, 全文、全図 & US 2014/0036050 A1, whole document & WO 2012/141088 A1 & EP 2698983 A1 & CN 103460685 A	1-14
A	US 4935810 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 1990. 06. 19, whole document & JP 2-244021 A & JP 2-216403 A & JP 2-216404 A & DE 3922652 A1	1-14
A	JP 7-136101 A (ソニー株式会社) 1995. 05. 30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2-216404 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990. 08. 29, 全文、全図 & US 4935810 A & DE 3922652 A1	1-14

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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

(72)発明者 龍田 岳一

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA10 BA22 CA02 CA09 CA11 CA12 CA13 GA02 GA11

4C161 CC06 DD03 HH52 HH53 NN05 SS21 WW04 WW13

(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)	测量支持装置，内窥镜系统以及内窥镜系统的处理器		
公开(公告)号	JPWO2018159292A1	公开(公告)日	2019-11-07
申请号	JP2019502861	申请日	2018-02-14
[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	園田慎一郎 龍田岳一		
发明人	園田 慎一郎 龍田 岳一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/0623 A61B1/07 G06T3/00 G06T7/246 G06T7/62 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30004 G06T2207/30204 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/0005 A61B1/00078 A61B1/005 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B5/1076 A61B5/1079 G06T3/0006 H04N7/183		
FI分类号	A61B1/00.551 A61B1/045.622 G02B23/24.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA22 2H040/CA02 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW13		
代理人(译)	喀基·奥拉 松村清		
优先权	2017040618 2017-03-03 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种测量支撑装置，内窥镜系统和内窥镜系统的处理器，该测量支持装置，内窥镜系统和内窥镜系统的处理器能够以简单的配置显示准确的指标。在根据本发明的该方面的测量支持装置中，点的坐标与指示对象中的测量目标的实际尺寸并且指示根据成像光学系统的畸变像差而变形的圆形标记的点的坐标相关联。将其存储在存储单元中，基于测得的点坐标通过参考存储单元来获取指示圆形标记的点的坐标，并且基于获取的坐标来显示圆形标记，因此不需要距离测量。配置简单，处理负荷低。另外，由于圆形标记被显示在斑点附近（例如，以斑点位置为中心），因此由于斑点位置和标记位置之间的偏差小并且由于没有在宽范围内显示该索引，所以作为指标是准确的。很少。

