

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2016/047191

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年3月31日(2016. 3. 31)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

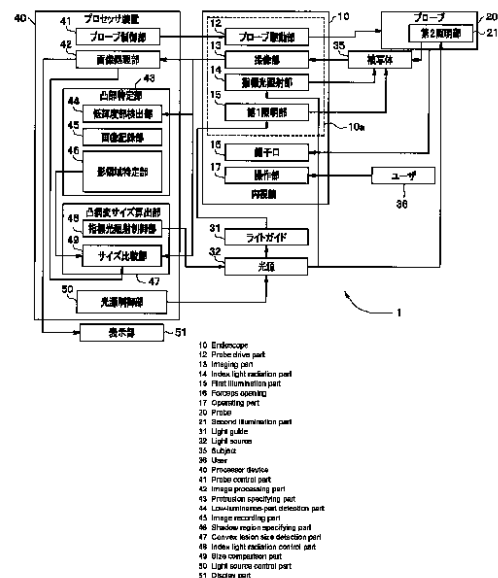
出願番号	特願2016-501262 (P2016-501262)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/063305	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成27年5月8日(2015.5.8)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第6022106号 (P6022106)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成28年11月9日(2016.11.9)	(72) 発明者	鶴田 美沙 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2014-195589 (P2014-195589)	(72) 発明者	竹腰 聡 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
(32) 優先日	平成26年9月25日(2014.9.25)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の低輝度部を検出する低輝度部検出部と、前記低輝度部検出部が検出した前記低輝度部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、
前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、
前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の低輝度部を検出する低輝度部検出部と、
前記低輝度部検出部が検出した前記低輝度部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像画像中の既知のサイズの画像部分との比較に基づいて前記凸部のサイズを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記撮像画像中に前記既知のサイズの画像部分が含まれるように、前記撮像範囲中に既知のサイズの照明光を照射する指標光照射部を具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮像部と前記照明部とは、相対的に移動しながら前記被検体を前記撮像部によって撮像可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記凸部サイズ算出部は、前記移動に伴って前記低輝度部の形状が変化することによって前記被検体の表面の前記凸部を検出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

20

【請求項 6】

前記照明部及び撮像部は、一方が内視鏡の挿入部に設けられ、他方が前記挿入部から進退自在に延出されたプローブに設けられることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明部は、前記被検体を相互に異なる方向から相互に異なる帯域の光で照明する複数の照明光出射部を具備したことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

30

【請求項 8】

前記複数の照明光出射部は、前記撮像部の光軸に対して略直交する方向から前記被検体を照明することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記撮像部は、内視鏡の挿入部の先端に取り付けられて前記挿入部の軸方向に光軸を有し、

前記複数の照明光出射部は、前記挿入部の先端に取り付けられて前記撮像部の撮像範囲を規定する筒状のキャップの先端側内周面に設けられることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像範囲のサイズに基づいて前記凸部のサイズを算出することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記凸部サイズ算出部は、前記低輝度部検出部が前記複数の照明光出射部からの照明光によって生じた前記低輝度部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記照明部は、前記撮像画像中に前記既知のサイズの画像部分が含まれるように、前記撮像範囲中に既知のサイズの格子を投影することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡シ

50

ステム。

【請求項 13】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像範囲中に投影された前記格子の画像に基づいて、前記凸部のサイズの算出結果を補正することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の凸部を検出可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、細長の挿入部を屈曲した体腔内に挿入することにより、体表面を切開することなく体腔内深部の臓器などを観察したり、必要に応じて内視鏡挿入部の処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療や処置などを実現した医療用の内視鏡が広く利用されている。

【0003】

また、内視鏡として腹腔鏡を用い、開腹することなく処置具と処置部位とを観察しながら治療処置を可能にする腹腔鏡検査も行われている。腹腔鏡検査は、患者への侵襲が低減されるという利点がある。しかし、腹腔鏡検査では体腔内の微小な凸状病変部は確認しにくい。

【0004】

例えば、子宮内膜症の腹膜病変は、微小で且つ透明水疱状の凸形状を有しており、発生部位が腹壁や腹腔内の臓器や人体の表層等に広範囲に広がっていることから、腹腔鏡検査では見落としやすい。

【0005】

このような病変部を検出する装置として、日本国特開 2010-82271 号公報（以下、文献 1 という）においては、体腔内の微小な凹凸を検出する装置が提案されており、また、日本国特開 2009-273655 号公報（以下、文献 2 という）においては、物体表面の形状を特定する画像処理システムが提案されている。

【0006】

ところで、このような病変部である凸部を検出する装置においては、検出したい病変部の凸部のサイズは、所定のサイズ範囲に限られることが多い。例えば、病変部としては小さすぎるサイズの凸部は検出する必要がなく、また、腹腔鏡検査等で確実に確認することができるサイズの凸部についても、特に検出する必要はない。例えば、所定の最大サイズ（例えば 5 mm）よりも大きいサイズの凸部や所定の最小サイズ（例えば、1 mm）よりも小さいサイズの凸部については、検出する必要がない場合がある。

【0007】

しかしながら、文献 1 の装置においては、輝度情報に基づいて凹凸を検出することはできるが凹凸のサイズを検出することができない。また、文献 2 の提案においても輝度情報を利用して形状を検出しているが、そのサイズを正確に検出することはできない。

【0008】

このため、文献 1 及び文献 2 の装置において病変部を検出しようとする、サイズを正確に検出することができないことから、指定したサイズ範囲の凸病変部のみを検出することができず、必ずしも有効な検査を行うことができるとは限らないという問題があった。

【0009】

本発明は、撮像画像から凸部のサイズを高精度に検出して病変部を特定することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0010】

10

20

30

40

50

本発明に係る内視鏡システムは、照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の低輝度部を検出する低輝度部検出部と、前記低輝度部検出部が検出した前記低輝度部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図。

【図2】内視鏡の挿入部が体腔内に挿入されている様子を示す説明図。

【図3】第1の実施の形態の動作を説明するためのフローチャート。

10

【図4】第1の実施の形態の動作を説明するためのフローチャート。

【図5】第1の実施の形態の動作を説明するための説明図。

【図6】本発明の第2の実施の形態を示すブロック図。

【図7】第2の実施の形態における内視鏡システムの利用形態を説明するための説明図。

【図8】第2の実施の形態における内視鏡システムの利用形態を説明するための説明図。

【図9】キャップ130が取り付けられた挿入部110aの先端を示す斜視図。

【図10】挿入部110aの先端及びキャップ130の構成を示す断面図。

【図11】第2の実施の形態の動作を説明するためのフローチャート。

【図12】キャップ130内の照明による凸病変部の検出方法を説明するための説明図。

【図13】キャップ130内の照明による凸病変部の検出方法を説明するための説明図。

20

【図14】キャップ130内の照明による凸病変部の検出方法を説明するための説明図。

【図15】第2の実施形態に採用可能な挿入部及びキャップの変形例を示す断面図。

【図16】第2の実施の形態に採用可能な挿入部及びキャップの変形例を示す断面図。

【図17】第2の実施の形態に採用可能な挿入部及びキャップの変形例を示す断面図。

【図18A】観察部位の投影された格子の形状を説明するための説明図。

【図18B】観察部位の投影された格子の形状を説明するための説明図。

【図18C】観察部位の投影された格子の形状を説明するための説明図。

【図18D】観察部位の投影された格子の形状を説明するための説明図。

【図18E】観察部位の投影された格子の形状を説明するための説明図。

【図19A】変形例を示す説明図。

30

【図19B】変形例を示す説明図。

【図19C】変形例を示す説明図。

【図20】本発明の第3の実施の形態を示すブロック図。

【図21】第3の実施の形態における内視鏡システムによる計測方法を説明するための説明図。

【図22】第3の実施の形態の動作を説明するためのフローチャート。

【図23】第3の実施の形態において凸部の影の状態を示す説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

40

【0013】

(第1の実施の形態)

図1は本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。また、図2は内視鏡の挿入部が体腔内に挿入されている様子を示す説明図である。

【0014】

内視鏡システム1は、内視鏡10と、プローブ20とプロセッサ装置40とを含んで構成されている。内視鏡10は、体腔内に挿入される細長で可撓性を有する挿入部10aを有する。図2は挿入部10aが被検体である患者の腹壁61を介して体腔内に挿入されている様子を示している。

【0015】

50

なお、図 2 の挿入部 10 a は、後述するように、図 1 と異なる構成を有する例を示しており、以下の説明は、特に断らない限り図 1 に関するものである。

【0016】

図 1 において、挿入部 10 a の基端側には、各種操作器が設けられた操作部 17 が設けられ、この操作部 17 からケーブルが延出され、このケーブルを介して内視鏡 10 とプロセッサ装置 40 とが着脱自在に接続されるようになっている。なお、図 1 では図面の簡略化のために図示しないが、挿入部 10 a 内の各部とプロセッサ装置 40 との間の電氣的な接続は、操作部 17 を介して行われる。

【0017】

内視鏡 10 には鉗子口 16 が設けられており、挿入部 10 a 内には、鉗子口 16 から挿入部 10 a の先端開口 10 c (図 2 参照) まで貫通する図示しないチャンネルが設けられている。このチャンネル内にプローブ 20 が進退自在に配置されるようになっている。

【0018】

操作部 17 は、各種操作器に対するユーザ 36 の操作を受け付けて、各部の駆動を操作制御することができるようになっている。例えば、挿入部 10 a には湾曲部 10 b (図 2 参照) が設けられており、湾曲部 10 b は、操作部 17 に設けられた図示しない湾曲操作ノブに対するユーザ 36 による操作によって、上下左右方向に能動的に湾曲するよう構成されている。

【0019】

本実施の形態においては、挿入部 10 a にはプローブ駆動部 12 が設けられている。プローブ駆動部 12 は、図示しないモータ等によって構成されて、プローブ 20 をチャンネル内で進退させて、先端開口 10 c からのプローブ 20 の突出量を変化させることができるようになっている。

【0020】

内視鏡システム 1 は、光源 32 を有している。光源 32 は照明光を発生してライトガイド 31 を介して挿入部 10 a に配置された第 1 照明部 15 に照明光を供給する。第 1 照明部 15 は例えば挿入部 10 a の先端に配設されたレンズ等 (図示せず) によって構成されており、照明光を被写体 35 に照射することができるようになっている。

【0021】

また、光源 32 は、発生した照明光をプローブ 20 の例えば側面に配置された第 2 照明部 21 にも供給する。第 2 照明部 21 は、例えばプローブ 20 の進退方向に対して略垂直方向に光軸を有しており、照明光を被写体 35 に照射することができるようになっている。

【0022】

なお、図 1 では、ライトガイド 31 を介して第 1 照明部 15 に照明光を供給する例を示したが、光源 32 の設置位置及び照明光の伝達経路は特に限定されるものではなく、第 1、第 2 照明部 15、21 が光源を備えているものであってもよく、第 2 照明部 21 にライトガイドを介して照明を供給するものであってもよい。例えば、第 1 照明部 15、第 2 照明部 21 の少なくとも一方を LED 等によって構成してもよい。この場合には、光源 32 は LED によって構成された第 1 照明部 15、第 2 照明部 21 に電力を供給して、点灯を制御する。

【0023】

また、内視鏡 10 の挿入部 10 a には、撮像部 13 も設けられる。撮像部 13 は、その視野範囲が第 1 及び第 2 照明部 15、21 の照明範囲と重なるように、例えば挿入部 10 a の側面に配置される。撮像部 13 の撮像面には、被写体 35 に照射された第 1、第 2 照明部 15、21 からの照明光の被写体反射光 (戻り光) が入射するようになっている。撮像部 13 は撮像面に入射した被写体光学像を電気信号に変換して撮像画像を出力するようになっている。

【0024】

上述したように、プローブ 20 はプローブ駆動部 12 によって駆動されて進退し、先端

10

20

30

40

50

開口 10c からの突出量が変化する。即ち、撮像部 13 と第 2 照明部 21 との相対的な位置は、プローブ 20 の進退動に応じて変化している。

【0025】

本実施の形態においては、被写体 35 に対する照明光の照明方向と撮像における視野方向とを相対的に変化させながら撮像を行うようになっている。従って、図 1 のように、挿入部 10a に撮像部 13 が設けられている場合には、プローブ 20 に設けられた第 2 照明部 21 によって照明を行い、プローブ 20 を進退動させながら撮像部 13 による撮像を行う。これにより、第 2 照明部 21 の位置と撮像部 13 の位置とを相対的に変化させることができ、照明方向と視野方向とを相対的に変化させながら撮像を行うことができる。

【0026】

なお、プローブ 20 側に撮像部を設ける構成も考えられる。この場合には、第 2 照明部を挿入部 10a 側に設けて被写体 35 を照明する。この場合にも、プローブ 20 を進退動させることで、プローブ 20 に設けた撮像部と、被写体 35 を照明する第 2 照明部との相対的な位置関係を変化させることができる。なお、図 2 はこの場合の例を示しており、プローブ 20 に撮像部 13a を設け、挿入部 10a に第 2 照明部 21a を設けている。

10

【0027】

なお、本実施の形態においては、以後、挿入部 10a に設けられた撮像部 13 と、プローブ 20 に設けられた第 2 照明部 21 とを用いて凸部を検出する例について説明する。挿入部 10a に設けられた第 2 照明部 21a と、プローブ 20 に設けられた撮像部 13a とを用いた凸部の検出方法は同様に考えることができるので説明を省略する。

20

【0028】

本実施の形態においては、内視鏡 10 には、指標光照射部 14 が設けられている。指標光照射部 14 は、光束のサイズが規定値である平行光を照射することができるようになっている。なお、指標光照射部 14 は、被写体 35 を照射可能な位置に設けられていればよく、図 1 では指標光照射部 14 を挿入部 10a に設けた例を示しており、図 2 では指標光照射部 14 をプローブ 20 に設けた例を示している。

【0029】

プロセッサ装置 40 は、図示しない CPU 等のプロセッサを備えており、このプロセッサによってプロセッサ装置 40 内の各部を制御することができるようになっている。プロセッサ装置 40 には光源制御部 50 が設けられている。光源制御部 50 は、光源 32 を制御して、第 1 又は第 2 照明部 15, 21 から照明光を被写体 35 に照射させるようになっている。

30

【0030】

また、プロセッサ装置 40 は、内視鏡 10 の撮像部 13 を駆動する図示しない駆動回路を備えていると共に、撮像部 13 からの撮像画像が入力される画像処理部 42 を有している。画像処理部 42 は、入力された撮像画像に対して所定の画像信号処理を施して表示部 51 に出力するようになっている。表示部 51 は、画像処理部 42 から与えられた撮像画像を表示する。

【0031】

本実施の形態においては、プロセッサ装置 40 には、プローブ制御部 41 が設けられている。プローブ制御部 41 は内視鏡 10 に設けられたプローブ駆動部 12 の駆動を制御して、プローブ 20 を設定した距離だけ進退動させることができるようになっている。

40

【0032】

本実施の形態においては、所定サイズの凸部を凸病変部として判定するようになっている。この判定のために、術者は、図 2 に示すように、挿入部 10a を、腹壁 61 を介して体腔内に挿入して、観察したい部位近傍に配置する。図 2 の例では、体腔内に存在する複数の凸部 62a ~ 62c のうち、凸部 62a を検出する例を示している。この場合には、挿入部 10a の先端側及びプローブ 20 の軸方向が、観察部位 65 に略平行に配置され、観察部位 65 内の凸部 62a が第 2 照明部 21a (図 1 では第 2 照明部 21) の照明範囲に入ると共に、撮像部 13a (図 1 では撮像部 13) の視野範囲に入った状態を示してい

50

る。この状態で、本実施の形態においては、観察部位 6 5 中の凸部 6 2 a の存在を検出し、検出した凸部 6 2 a のサイズを求めて、凸部 6 2 a が所定のサイズ範囲である場合に凸病変部であるものと判定するようになっている。

【0033】

観察部位 6 5 中の凸部 6 2 a の存在を検出するために、プロセッサ装置 4 0 には凸部特定部 4 3 が設けられている。凸部特定部 4 3 は低輝度部検出部 4 4、画像記録部 4 5 及び影領域特定部 4 6 によって構成される。低輝度部検出部 4 4 は、撮像部 1 3 から、撮像部 1 3 と照明部 2 1 との相対位置の変化前後における照明部 2 1 の照明に応じた撮像画像が与えられる。低輝度部検出部 4 4 は、各撮像画像中の低輝度部を検出する。

【0034】

例えば、低輝度部検出部 4 4 は、撮像画像中の所定の閾値よりも輝度が低い画素を低輝度部として求めてもよい。低輝度部検出部 4 4 は、各撮像画像について検出した低輝度部の位置及び形状、サイズについての検出結果を画像記録部 4 5 に与える。画像記録部 4 5 には低輝度部検出部 4 4 の検出結果が記録される。例えば、低輝度部検出部 4 4 は、検出した低輝度部のピクセル数によって、低輝度部のサイズを求めてもよい。

【0035】

プローブ制御部 4 1 は、低輝度部検出部 4 4 の検出前後において、プローブ 2 0 を進退動させるようになっている。これにより、低輝度部検出部 4 4 は、プローブ 2 0 の進退動の前後、即ち、撮像部 1 3 と照明部 2 1 との相対位置の変化前後において低輝度部を検出することになり、画像記録部 4 5 には、プローブ 2 0 の進退動前後における低輝度部の検出結果が記録される。

【0036】

影領域特定部 4 6 は、画像記録部 4 5 から低輝度部検出部 4 4 の検出結果を読み出す。影領域特定部 4 6 は、低輝度部の検出結果によって、撮像部 1 3 と照明部 2 1 との相対位置の変化前後において、低輝度部の形状が変化していることが示された場合には、当該低輝度部を凸部と判定して、低輝度部のサイズの判定結果を凸病変サイズ算出部 4 7 のサイズ比較部 4 9 に出力する。

【0037】

凸病変サイズ算出部 4 7 は、指標光照射制御部 4 8 及びサイズ比較部 4 9 によって構成されている。指標光照射制御部 4 8 は、光源 3 2 を制御して、指標光照射部 1 4 から照明光を被写体 3 5 に照射させるようになっている。

【0038】

サイズ比較部 4 9 には、撮像部 1 3 から、指標光照射部 1 4 の照明に基づく撮像画像が与えられる。サイズ比較部 4 9 は、入力された撮像画像中の指標光のサイズを求めると共に、画像記録部 4 5 から与えられた低輝度部のサイズとの比較を行って、凸部のサイズを算出する。サイズ比較部 4 9 は、算出した凸部のサイズが規定の範囲内のサイズである場合には、当該凸部を病変部であるものと判定して、当該凸部に関する情報を出力する（図示省略）。

【0039】

次に、このように構成された実施の形態の動作について図 3 乃至図 5 を参照して説明する。図 3 及び図 4 は第 1 の実施の形態の動作を説明するためのフローチャートである。図 5 は第 1 の実施の形態の動作を説明するための説明図であり、上方に挿入部 1 0 a の観察部位 6 5 への配置を示し、下方にプローブ 2 0 の位置が P 1、P 2、P 3 の場合の撮像画像を示している。

【0040】

図 3 に示すように、先ず挿入部 1 0 a の観察部位への配置が行われる。即ち、術者は、挿入部 1 0 a を、体腔内に挿入して、図 5 に示すように、観察部位 6 5 近傍に配置する。図 5 の例では、撮像部 1 3 及び第 2 照明部 2 1 は、挿入部 1 0 a 又はプローブ 2 0 の側面に配置されて、各光軸がプローブ 2 0 の進退方向に対して略直角な方向に設けられた例を示している。例えば、プローブ 2 0 の進退方向が観察部位 6 5 の表面に対して略平行とな

10

20

30

40

50

るように、挿入部 10a を配置する。

【0041】

凸病変部の検出時には、挿入部 10a の位置は観察部位 65 に対して固定される。この状態で、プロセッサ装置 40 はステップ S2 において観察部位 65 中の低輝度部を検出する。まず、プロセッサ装置 40 は、ステップ S1 において、凸病変部の検出のための計測回数 n (n は 2 以上) を設定する。なお、図 5 は n が 3 の例を示しており、図 3 のステップ S2 - 2 ~ S2 - 6 が 3 回繰返される。光源制御部 50 はステップ S2 - 1 において光源 32 を制御して、第 2 照明部 21 を点灯させる。

【0042】

次に、プローブ制御部 41 はプローブ駆動部 12 を制御して、ステップ S2 - 2 において、プローブ 20 を進退動させることで、第 2 照明部 21 の位置を規定位置に移動させる。例えば、プローブ制御部 41 は、第 2 照明部 21 の位置が初期位置 P1 となるようにプローブ 20 を移動させる。

【0043】

次に、プロセッサ装置 40 の制御によって、撮像部 13 は撮像を行う。撮像部 13 は図 5 上方の破線にて示す視野範囲における観察部位 65 の表面画像を取得する。観察部位 65 中の凸部 62a は、第 2 照明部 21 の照明範囲 A1 内に位置しており、撮像部 13 からの撮像画像には、凸部 62a の画像部分も含まれる。

【0044】

撮像部 13 の撮像画像はプロセッサ装置 40 の画像処理部 42 及び低輝度部検出部 44 に供給される (ステップ S2 - 3)。画像処理部 42 は撮像画像に適宜の画像信号処理を施した後表示部 51 に与える。これにより、表示部 51 の画面上において観察部位 65 の表面画像を表示させることができる。

【0045】

低輝度部検出部 44 は、撮像部 13 からの撮像画像を第 1 画像情報として取込み、第 1 画像情報中の低輝度部の位置、形状及びサイズを検出する (ステップ S2 - 4)。図 5 の P1 のときは、第 2 照明部 21 が規定位置 P1 に位置する場合における照明範囲 A1 の照明による撮像画像 70 を示している。撮像画像 70 中には、凸部 62a による画像 71 が含まれる。更に、凸部 62a に斜めから第 2 照明部 21 の照明が照射された結果凸部 62a の影が生じ、この影の画像 72a も撮像画像 70 中に含まれる。この影の画像 72a の画像部分が、低輝度部検出部 44 によって低輝度部として検出される。低輝度部検出部 44 は、検出結果を第 1 画像輝度情報として画像記録部 45 に与えて記録させる (ステップ S2 - 5)。

【0046】

プロセッサ装置 40 は、ステップ S6 において、計測回数 n に到達したか否かを判定する。到達していない場合には、プロセッサ装置 40 は、処理をステップ S2 - 2 に戻して、ステップ S2 - 2 ~ S2 - 6 の処理を繰り返す。

【0047】

図 5 の例では、 n は 3 であり、プローブ制御部 41 はプローブ駆動部 12 を制御して、プローブ 20 を進退動させることで、第 2 照明部 21 の位置を規定位置 P2 に移動させる。なお、プローブ 20 の移動回数及び移動量は、術者が適宜設定可能に構成してもよい。撮像部 13 は撮像を行い、低輝度部検出部 44 は撮像画像を第 2 画像情報として取り込んで低輝度部を検出し、検出結果を第 2 画像輝度情報として画像記録部 45 に記録する。同様にして、プローブ制御部 41 により、第 2 照明部 21 の位置を規定位置 P3 に移動させて撮像を行う。低輝度部検出部 44 は撮像画像を第 3 画像情報として取り込んで低輝度部を検出し、検出結果を第 3 画像輝度情報として画像記録部 45 に記録する。

【0048】

規定の計測回数 n に到達すると、影領域特定部 46 は、図 4 のステップ S3 において影領域を特定する。即ち、影領域特定部 46 は、画像記録部 45 から全ての画像輝度情報を読み出し、相互に比較することで、形状変化がある低輝度領域を検出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

第 2 照明部 2 1 が規定位置 P 1 ~ P 3 に移動することによって、第 2 照明部 2 1 の照明範囲は A 1 ~ A 3 に変化する。この場合でも、照明範囲 A 1 ~ A 3 内に凸部 6 2 a が含まれており、撮像部 1 3 からの撮像画像には、凸部 6 2 a の画像部分も含まれる。

【 0 0 5 0 】

図 5 の P 2 のときは、第 2 照明部 2 1 が規定位置 P 2 の場合における照明範囲 A 2 の照明による撮像画像 7 0 を示している。第 2 照明部 2 1 が規定位置 P 1 から規定位置 P 2 に移動した場合でも、撮像部 1 3 と凸部 6 2 a との位置関係は変化していないことから、凸部 6 2 a の画像 7 1 は撮像画像 7 0 中の同一位置に同一形状及びサイズで撮像されている。これに対し、第 2 照明部 2 1 の照明によって生じる凸部 6 2 a の影は、第 2 照明部 2 1 の移動に伴って、形状及びサイズが変化する。図 5 の P 1 のときは凸部 6 2 a の影の画像 7 2 a が凸部 6 2 a の紙面右側に撮像されていることを示し、図 5 の P 2 のときは凸部 6 2 a の影の画像 7 2 b が凸部 6 2 a の紙面左側に撮像されていることを示している。

10

【 0 0 5 1 】

更に、図 5 の P 3 のときは、第 2 照明部 2 1 が規定位置 P 3 に移動した場合における撮像画像 7 0 を示している。この撮像画像 7 0 中には、第 2 照明部 2 1 の照明範囲 A 3 の照明による凸部 6 2 a 及びその影の画像 7 1 , 7 2 c が含まれている。図 5 の P 2 , P 3 のときの比較から明らかなように、影の画像 7 2 b , 7 2 c は、照明範囲 A 2 から照明範囲 A 3 への変化にともって、サイズ及び形状が変化する。影領域特定部 4 6 は、このような形状変化を有する低輝度部分を、凸部による影の部分であるものと判定して、この部分を低輝度領域として検出する（ステップ S 3 - 1 ）。

20

【 0 0 5 2 】

プローブ 2 0 が直線的に進退することから、図 5 の P 1 , P 2 のときに示すように、凸部 6 2 a の影は、プローブ 2 0 の進退方向に沿って長さが変化し、プローブ 2 0 の進退方向に垂直な方向には、長さが変化しないと考えられる。即ち、低輝度領域端部の長さが変化しない部分は、低輝度領域に隣接する凸部 6 2 a の画像部分に相当するものと考えることができる。また、凸部 6 2 a の平面形状が略円形であるものとする、低輝度領域端部の長さが変化しない部分の長さが、凸部 6 2 a のサイズ（直径）と考えてもよい。

【 0 0 5 3 】

そこで、影領域特定部 4 6 は、ステップ S 3 - 2 において、低輝度領域のうちサイズの変化のない部位を検出し、この部位の長さ（図 5 参照）を凸部 6 2 a の直径 d と仮定し、直径 d を例えば画像のピクセル数によって求める。影領域特定部 4 6 は、低輝度領域及び直径 d に対応するピクセル数に関する情報をサイズ比較部 4 9 に出力する。

30

【 0 0 5 4 】

次に、プロセッサ装置 4 0 は、ステップ S 4 において、凸部 6 2 a のサイズが規定の範囲内のサイズであるか否かを直径 d によって判定する。この判定のために、凸部 6 2 a のサイズ算出部 4 7 の指標光照射制御部 4 8 は、光源 3 2 を制御して、指標光照射部 1 4 から指標光を観察部位 6 5 の表面に照射させる（ステップ S 4 - 1 ）。指標光は、観察部位 6 5 の表面に規定のサイズで照射される。なお、指標光照射部 1 4 は、観察部位 6 5 の表面において指標光を確実に観察することができるように、指標光の帯域を所定の帯域に制限してもよい。なお、指標光の帯域は第 2 照明部 2 1 からの照明光の帯域と異なるものとする。また、指標光として第 2 照明部 2 1 の照明光と同じ帯域の照明光（白色光）を使用する場合には、第 2 照明部 2 1 を消灯させた後指標光を照射させる。

40

【 0 0 5 5 】

この状態で、プロセッサ装置 4 0 に制御されて、撮像部 1 3 は撮像を行う（ステップ S 4 - 2 ）。図 5 の P 1 のときには、観察部位 6 5 の表面に照射された指標光の領域（指標光照射領域）の画像 7 3 が撮像されていることを示している。なお、図 5 の P 1 のときは第 2 照明部 2 1 が規定位置 P 1 に位置する場合の画像 7 0 を示しているが、指標光の照射はいずれのタイミングで行ってもよい。即ち、図 4 のステップ S 4 - 1 ~ S 4 - 4 の処理を、他のタイミングで実施してもよい。

50

【 0 0 5 6 】

撮像部 1 3 からの撮像画像はサイズ比較部 4 9 に供給される。撮像部 1 3 からの撮像画像中には、指標光によって照明された画像部分も含まれており、サイズ比較部 4 9 はこの画像部分のピクセル数を求める（ステップ S 4 - 3）。なお、この場合には、サイズ比較部 4 9 は、指標光の波長帯域の情報を抽出して、指標光照射領域の画像部分を求めるようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

指標光は平行光であり、観察部位 6 5 の表面に照射された指標光照射領域のサイズは既知である。サイズ比較部 4 9 は、指標光照射領域の実際のサイズと、指標光照射領域の画像のピクセル数とに基づいて、1 ピクセルの実際の長さを算出する（ステップ S 4 - 4）。例えば、サイズ比較部 4 9 は、指標光照射領域の実際のサイズを b として、指標光照射領域のピクセル数を β とすると、1 ピクセルの実際の長さ y を、 $y = \beta / b$ によって求める。

10

【 0 0 5 8 】

次に、サイズ比較部 4 9 は、ステップ S 3 - 2 において求められた凸部 6 2 a の直径 d に対応するピクセル数と、1 ピクセルの実際のサイズ y とに基づいて、凸部 6 2 a の実際のサイズを算出する。例えば、サイズ比較部 4 9 は、直径 d に対応するピクセル数が α であるものとする、 $d = \alpha \cdot y$ によって凸部 6 2 a の直径 d を求める。

【 0 0 5 9 】

サイズ比較部 4 9 は、次のステップ S 4 - 6 において、凸病変部のサイズ d が、規定の範囲内のサイズであるか否かによって、検出すべき凸病変部であるか否かを判定する。サイズ比較部 4 9 は、凸病変部であるか否かの判定結果を出力する。例えば、この判定結果は表示部 5 1 に供給されて、凸部 6 2 a が検出すべき凸病変部であるか否かを示す表示や、凸部 6 2 a が凸病変部であることを示す表示等が行われる。

20

【 0 0 6 0 】

なお、サイズ比較部 4 9 は、凸病変部のサイズ d の情報をそのまま表示部 5 1 に与えて、表示部 5 1 の画面上に凸病変部のサイズを示す表示を表示させるようにしてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、図 5 の P 1 ~ P 3 のときに示すように、撮像画像 7 0 中には、微小な凸部 6 4 に対応する画像 7 4 も撮像されている。この凸部 6 4 のサイズが規定の範囲よりも小さいサイズであった場合には、この凸部 6 4 に対しては検出する必要がない凸部と判定される。また、微小な凸部 6 4 には検出可能な低輝度部分が生じないこともある。あるいは、微小な凸部 6 4 の低輝度部分の変化は十分に小さいことが考えられる。これらの場合には、この凸部 6 4 は、低輝度領域とは判定されない。

30

【 0 0 6 2 】

このように本実施の形態においては、撮像部及び照明部の相対的な位置関係を制御しながら撮像を行うことにより凸部を確実に検出することができる。また、検出した凸部のサイズが所定のサイズ範囲内の凸部であるか否かを指標光照射によって判定しており、病変部として特定すべき凸部のみを検出して、術者に告知することができる。

40

【 0 0 6 3 】

（第 2 の実施の形態）

図 6 は本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図である。図 6 において図 1 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。第 1 の実施の形態においては、撮像部と照明部とを相対的に移動させながら撮像を行い、撮像画像中の凸部の影によって凸部を検出して凸部のサイズを求める例について説明した。生体組織の表面の状態、照明光の照射位置等によっては、凸部による影が生じないことも考えられる。そこで、本実施の形態においては、キャップ状の照明器具を用いることで、凸部による影を生じさせて、確実に凸部の検出及び凸部のサイズの検出を行うものである。

【 0 0 6 4 】

図 7 及び図 8 は本実施の形態における内視鏡システムの利用形態を説明するための説明

50

図である。図 7 は照明器具であるキャップ 1 3 0 が装着された内視鏡 1 1 0 の挿入部 1 1 0 a によって観察部位 1 5 1 を観察する様子を示している。観察部位 1 5 1 は、挿入部 1 1 0 a 先端の向きに対して表面が傾斜しており、観察部位 1 5 1 に照明光を照射して低輝度部である影を観察しても、影の状態から凸部及びそのサイズを確実に検出することができるとは限らない。

【 0 0 6 5 】

そこで、本実施の形態においては、挿入部 1 1 0 a の向きを観察部位 1 5 1 の表面に対して規定の角度、例えば平行（又は垂直）にすることにより、照明光によって確実に凸部に影を生じさせるようになっている。キャップ 1 3 0 は、先端側が開口した例えば円筒形状に構成されて、基端側には挿入部 1 1 0 a の先端が嵌込まれる。図 8 に示すように、キャップ 1 3 0 の先端開口内に凸部 1 5 2 が位置するようにキャップ 1 3 0 の先端を観察部位 1 5 1 の表面に当接させて、破線矢印に示す方向に押し込む。これにより、観察部位 1 5 1 の表面が変形して、挿入部 1 1 0 a の軸方向に対して観察部位 1 5 1 の表面の向きが略垂直となる。

10

【 0 0 6 6 】

キャップ 1 3 0 の先端側内周面には、例えば L E D 等によって構成された照明部 1 3 1（後述する第 1 乃至第 3 の照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c）が設けられており、照明部 1 3 1 は、図 8 の実線矢印に示すように、キャップ 1 3 0 の中心側に向かって照明光を照射する。この状態で、内視鏡 1 1 0 において観察部位 1 5 1 を撮像し、撮像画像中の影の状態によって凸部 1 5 2 の検出及びそのサイズの検出を行う。凸部 1 5 2 の側面側から照明光が照射されており、確実に凸部 1 5 2 による影を生じさせることができ、凸部 1 5 2 の検出が可能である。なお、照明部 1 3 1 としては、L E D だけでなく、蛍光体やファイバケーブルによって伝送された光源からの光を照射するレンズ等を採用してもよい。

20

【 0 0 6 7 】

図 6 において、内視鏡 1 1 0 は、挿入部 1 1 0 a に撮像部 1 1 3 及び第 4 照明部 1 1 4 が設けられている。この内視鏡 1 1 0 の挿入部 1 1 0 a の先端を、キャップ 1 3 0 の基端側開口に嵌込む。キャップ 1 3 0 には 3 つの第 1 乃至第 3 照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c（以下、個々を区別する必要がない場合には上述したように照明部 1 3 1 という）が設けられている。なお、図 6 では、照明部 1 3 1 として第 1 乃至第 3 照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c の 3 つの照明部が設けられている例を示したが、2 つの以上の照明部が配置されてい

30

【 0 0 6 8 】

キャップ 1 3 0 は例えば円筒形状に構成され、照明部 1 3 1 は、いずれも、キャップ 1 3 0 の中心に向かって照明光を照射することができるようになっている。本実施の形態においては、照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c は、相互に異なる波長帯の照明光を照射するようになり、例えばそれぞれ R（赤）光、G（緑）光、B（青）光を照射する。

【 0 0 6 9 】

図 9 はキャップ 1 3 0 が取り付けられた挿入部 1 1 0 a の先端を示す斜視図であり、図 1 0 は挿入部 1 1 0 a の先端及びキャップ 1 3 0 の構成を示す断面図である。図 9 に示すように、両端が開口した円筒形状のキャップ 1 3 0 の基端側開口には、挿入部 1 1 0 a の先端が嵌込まれている。図 1 0 に示すように、キャップ 1 3 0 の内周面には位置決め用の凸部 1 3 4 が設けられており、この凸部 1 3 4 に規制されて、挿入部 1 1 0 a のキャップ 1 3 0 への挿入位置が決定する。

40

【 0 0 7 0 】

挿入部 1 1 0 a の先端には、撮像部 1 1 3 を構成する例えば C C D 等の撮像素子 1 1 3 b が配設されている。撮像素子 1 1 3 b と挿入部 1 1 0 a の先端面との間には複数のレンズからなるレンズ群 1 1 3 c が設けられており、被写体からの戻り光はこのレンズ群 1 1 3 c を介して撮像素子 1 1 3 b の撮像面に結像されるようになっている。撮像素子 1 1 3 b にはプロセッサ装置 1 4 0 から挿入部 1 1 a 内を挿通されたケーブル 1 1 3 a が接続されており、ケーブル 1 1 3 a によって撮像素子 1 1 3 b を駆動する各種信号及び撮像素子

50

1 1 bによって得られた撮像画像が伝送されるようになっている。

【0071】

また、挿入部110aの先端面には照明レンズによって構成された第4照明部114が配設されている。挿入部110a内を挿通されたファイバケーブル114aにより導光された光源32からの光は、ファイバケーブル114aの出射端面が臨む第4照明部114を介して被写体に照射されるようになっている。なお、第4照明部114は、被写体35の観察のために用いられる。

【0072】

本実施の形態における挿入部110aには、先端側側面に電気接点115bが設けられている。電気接点115bは、挿入部110a内に挿通された信号線115aに接続されると共に、挿入部110aの外周面に露呈する。一方、キャップ130の内周面には電気接点132aが設けられており、キャップ130内に挿入部110aを嵌入することで、電気接点115b、132a同士が接触するようになっている。電気接点132aは導線やフレキシブル基板等の信号線132bを介して照明部131に接続される。

【0073】

信号線115aは、光源32に接続されている。光源32は、信号線115a、電気接点115b、132a及び信号線132bを介して照明部131に電力を供給して、照明部131の点灯を制御することができるようになっている。照明部131は、キャップ130の中心に向けて照明光133を照射することができる。

【0074】

なお、図10では、図面の簡略化のために、1つの照明部131のみが配設されている例を示しているが、実際には2つ以上の照明部131及びこの照明部131を駆動するための電力供給経路が構成される。

【0075】

プロセッサ装置140は、図示しないCPU等のプロセッサを備えており、このプロセッサによってプロセッサ装置140内の各部を制御することができるようになっている。プロセッサ装置140に設けられた光源制御部50は、光源32を制御して、キャップ130に設けられた第1乃至第3照明部131a~131cを個別に点灯制御することができるようになっている。

【0076】

プロセッサ装置140は画像処理部141を有している。画像処理部141は、図1の画像処理部42と同様の構成であり、撮像部113からの撮像画像に対して所定の画像信号処理を施した後、表示部51に与えて表示させる。

【0077】

プロセッサ装置140には、低輝度部検出部142、凸病変領域特定部143及び凸病変サイズ算出部144が設けられている。低輝度部検出部142は、撮像部113からの撮像画像が与えられ、各照明部131の帯域毎に、撮像画像中の低輝度部を検出する。凸病変領域特定部143は、低輝度部検出部142の検出結果に基づいて凸病変領域を特定する。凸病変サイズ算出部144は、特定された凸病変領域に基づいて、凸病変部の実際のサイズを算出するようになっている。

【0078】

凸病変サイズ算出部144は、算出結果を画像処理部141に出力する。画像処理部141は、凸病変サイズ算出部144の算出結果に基づいて、観察部位内に存在する凸病変についての情報を表示部51に表示させることができるようになっている。

【0079】

次に、このように構成された実施の形態の動作について図11乃至図14を参照して説明する。図11は第2の実施の形態の動作を説明するためのフローチャートである。また、図12乃至図14はキャップ130内の照明による凸病変部の検出方法を説明するための説明図であり、挿入部110aの軸方向から見たキャップ130の先端における照明の様子を示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

先ず挿入部 1 1 0 a を観察したい部位に配置する。即ち、術者は、先端にキャップ 1 3 0 が取り付けられた挿入部 1 1 0 a を、体腔内に挿入して、図 8 に示すように、キャップ 1 3 0 の先端面で観察部位 1 5 1 を押し込む。これにより、キャップ 1 3 0 の先端面と観察部位 1 5 1 の表面とは略平行となり、観察部位 1 5 1 内に凸部が存在する場合には、キャップ 1 3 0 の先端近傍の内周面に配置した照明部 1 3 1 によって、凸部の突出方向に垂直な方向から凸部が照明されることになる。

【 0 0 8 1 】

この状態で、プロセッサ装置 1 4 0 はステップ S 1 1 において観察部位 1 5 1 中の低輝度部を検出する。先ず、プロセッサ装置 1 4 0 の光源制御部 5 0 は、ステップ S 1 1 - 1 において光源 3 2 を制御して、キャップ 1 3 0 内の第 1 乃至第 3 照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c から照明光を照射させる。例えば、第 1 乃至第 3 照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c は、それぞれ R , G , B 光を照射するものとする。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 はこの照明の様子を示しており、キャップ 1 3 0 の内周面に所定の角度間隔（例えばそれぞれ 1 2 0 度の同じ角度間隔）で配置された 3 つの照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c から、それぞれ R 光、G 光又は B 光が矢印の向きを光軸として出射されることを示している。

【 0 0 8 3 】

次に、プロセッサ装置 1 4 0 の制御によって、撮像部 1 1 3 は撮像を行う。撮像部 1 1 3 はキャップ 1 3 0 によって囲まれた観察部位 1 5 1 の表面の画像を取得する（ステップ S 1 1 - 2）。撮像部 1 1 3 からの撮像画像はプロセッサ装置 1 4 0 の画像処理部 1 4 1 及び低輝度部検出部 1 4 2 に供給される。画像処理部 1 4 1 は撮像画像に適宜の画像信号処理を施した後表示部 5 1 に与える。これにより、表示部 5 1 の画面上において観察部位 1 5 1 の表面画像を表示させることができる。

【 0 0 8 4 】

低輝度部検出部 1 4 2 は、撮像部 1 1 3 からの撮像画像から R 成分を検出して、所定の閾値を用いて 2 値化することで低輝度領域を抽出する（ステップ S 1 1 - 3 - 1）。同様に、低輝度部検出部 1 4 2 は、ステップ S 1 1 - 3 - 2 , S 1 1 - 3 - 3 において、撮像部 1 1 3 からの撮像画像から G 成分及び B 成分をそれぞれ検出して、それぞれ所定の閾値を用いて 2 値化することでそれぞれの低輝度領域を抽出する。低輝度部検出部 1 4 2 による R , G , B 成分の低輝度領域の抽出結果は凸病変領域特定部 1 4 3 に供給される。凸病変領域特定部 1 4 3 は、ステップ S 1 2 において、低輝度部検出部 1 4 2 の出力に基づいて凸病変領域を特定する。

【 0 0 8 5 】

照明部 1 3 1 は、キャップ 1 3 0 の内周面に囲まれた空間 1 3 5 内において、キャップ 1 3 0 の先端近傍の位置から、観察部位 1 5 1 の表面に略平行な方向に光を照射している。従って、照明部 1 3 1 の照明によって、観察部位 1 5 1 の表面から突出した凸部が存在する場合には、この凸部による影が確実に生じるものと考えられる。換言すると、表面画像中の低輝度領域は、凸部の影によるものと判定することができる。

【 0 0 8 6 】

図 1 3 はキャップ 1 3 0 の中心に凸部が存在する場合の低輝度領域をハッチングによって示している。低輝度領域 1 6 1 a は、第 1 照明部 1 3 1 a の照明による凸部の影によるものである。また、低輝度領域 1 6 1 b は第 1 照明部 1 3 1 b の照明による凸部の影によるものであり、低輝度領域 1 6 1 c は第 1 照明部 1 3 1 c の照明による凸部の影によるものである。第 1 照明部 1 3 1 a ~ 1 3 1 c の照明光はそれぞれ R , G , B 光であるので、低輝度領域 1 6 1 a は R , G , B 光のうち第 1 照明部 1 3 1 a からの R 光を除くシアン色の影に基づくものと考えられる。同様に、低輝度領域 1 6 1 b は R , G , B 光のうち第 2 照明部 1 3 1 b からの G 光を除くマゼンタ色の影に基づくものと考えられ、低輝度領域 1 6 1 c は R , G , B 光のうち第 3 照明部 1 3 1 c からの B 光を除くイエロー色の影に基づ

くものと考えられる。

【0087】

凸病変領域特定部143は、低輝度部検出部142の抽出結果に基づいて、低輝度領域161a~161c、即ち、R、G、B成分がそれぞれ低下している各低輝度領域同士の交点162を抽出する（ステップS12-1）。次に、凸病変領域特定部143は、ステップS12-2において、図14に示すように、R、G、B成分の低輝度領域同士の交点162を通る円163を凸病変領域の外形と仮定する。凸病変領域特定部143は、凸病変領域の外形と仮定した円163の情報を凸病変サイズ算出部144に出力する。

【0088】

凸病変サイズ算出部144は、ステップS13において、凸病変部のサイズを算出する。即ち、凸病変サイズ算出部144は、ステップS13-1において、凸病変部と仮定した円163の直径dのピクセル数を算出する。

10

【0089】

次に、凸病変サイズ算出部144は、ステップS13-2において、撮像画像の1ピクセルの実際の長さを算出する。挿入部110aの先端にキャップ130を取り付けて撮像を行うので、撮像部113から被写体までの距離は既知である。また、撮像部113の視野角も既知であり、レンズ群113cの特性も既知であるので、凸病変サイズ算出部144は、撮像画像の1ピクセルの実際の長さを算出することができる。なお、キャップ130の内径も既知であるので、凸病変サイズ算出部144は、キャップ130の内径のピクセル数から、1ピクセルの実際の長さを算出してもよい。このように、本実施の形態においては、指標光を照射することなく、撮像画像の1ピクセルの実際の長さを求めることができる。

20

【0090】

凸病変サイズ算出部144は、ステップS13-において求めた凸病変部の直径dのピクセル数と1ピクセルの実際の長さから、凸病変部の直径dの実際の長さを算出する。例えば、凸病変部の直径dのピクセル数が α であり、1ピクセルの実際の長さx mmであるものとする、凸病変サイズ算出部144は、凸病変部の直径dを、 $d = \alpha \cdot x \text{ mm}$ によって求めることができる。

【0091】

凸病変サイズ算出部144は、凸病変部のサイズdが、規定の範囲内のサイズであるか否かによって、検出すべき凸病変部であるか否かを判定する。凸病変サイズ算出部144は、凸病変部であるか否かの判定結果を出力する。例えば、この判定結果は画像処理部141を介して表示部51に供給されて、キャップ130内で観察されている凸部が、凸病変部であるか否かを示す表示や、凸病変部であることを示す表示等が行われる。

30

【0092】

このように本実施の形態においても、第1の実施の形態と同様の効果を得ることができる。また、本実施の形態においては、挿入部の先端にキャップを取付け、キャップ内に設けた複数の照明部によってキャップ内を照明する。これにより、キャップ内に凸部が存在する場合には、この凸部による影が確実に生じることになり、この影に対応する低輝度領域を観測することで、規定サイズ範囲内の凸病変部を確実に検出することができる。

40

【0093】

（変形例）

図15乃至図17は第2の実施の形態に採用可能な挿入部及びキャップの変形例を示す断面図である。

【0094】

図15では撮像部113及び第4照明部114の図示を省略している。図15に示す挿入部170は、電気接点115bが省略され、この電気接点115bに接続される信号線115aが挿通されていない点を除き、図10の挿入部110aと同様の構成である。キャップ175は、照明部131までの電力供給経路が図10のキャップ130と異なる。キャップ175は、外周面に電気接点176が設けられている。電気接点176と照明部

50

１３１との間は信号線１７７によって接続されている。

【００９５】

このような構成において、高周波焼灼器等のバイポーラ鉗子１７９を電気接点１７６に接触させて通電させる。これにより、高周波焼灼器のバイポーラ鉗子１７９から電気接点１７６、信号線１７７を介して照明部１３１に給電を行い、照明部１３１を点灯させることができる。

【００９６】

図１６は照明部１３１を照明レンズによって構成した例を示している。図１６の挿入部１８１は、挿入部１１０ａと同様に、ケーブル１１３ａ、撮像素子１１３ｂ及びレンズ群１１３ｃを有する。また、挿入部１８１は、先端面には第４照明部１１４を構成するレンズ１８３が配設されている。挿入部１８１内には光源３２からの光を導光するファイバケーブル１８２が配設されている。ファイバケーブル１８２の出射端面はレンズ１８３に臨んでおり、ファイバケーブル１８２によって導光された光はレンズ１８３から出射される。

10

【００９７】

一方、キャップ１９１の先端近傍の内周面には、光の出射面が内周面に露呈したレンズ１９３が配設されている。キャップ１９１は、側壁が肉厚に形成されて、側壁内に、導光路１９４が形成されている。導光路１９４の一端の開口部はレンズ１８３の出射面の一部に臨み、他端の開口部はレンズ１９３に臨む。この導光路１９４内にはファイバケーブル１９５が配設されており、レンズ１８３から出射された光の一部は、矢印に示すように、導光路１９４内のファイバケーブル１９５を介してレンズ１９３から出射される。

20

【００９８】

図１７では撮像部１１３の図示を省略している。図１７に示す挿入部１７０は、電気接点１１５ｂが省略され、この電気接点１１５ｂに接続される信号線１１５ａが挿通されていない点を除き、図１０の挿入部１１０ａと同様の構成である。キャップ２０１は、照明部２０２として蓄光体又は蛍光体を用いる。蓄光体を用いた照明部２０２は、矢印に示すように、第４照明部１１４からの光を蓄積して、キャップ２０１の中央に向かって放射する。

【００９９】

（変形例）

ところで、観察部位の表面は、平坦であるとは限らない。観察部位の表面が平坦でない場合には、撮像画像に基づく凸部の検出及びそのサイズの算出精度が低下することが考えられる。そこで、本変形例では、観察部位の表面に照明部（例えば、図１の第１照明部１５や図６の第４照明部１１４）によって格子を投影し、投影された格子の形状に基づいて撮像画像を補正することで、凸部の検出及びそのサイズの算出精度を向上させる。

30

【０１００】

図１８Ａ～図１８Ｅは観察部位に投影された格子の形状を説明するための説明図である。図１８Ａは観察部位の表面が平坦な例である。図１８Ｂ～図１８Ｅはそれぞれ観察部位の平面が、凸状である場合、凹状である場合、傾斜している場合又は部分的に凸状である場合を示している。

40

【０１０１】

上記各実施の形態のプロセッサ装置４０，１４０は、撮像画像中の格子形状に基づいて観察部位の表面形状を推定し、推定結果に基づく補正值を用いることで、凸形状の検出精度を向上させることが可能である。

【０１０２】

また、画像処理によって表面形状の推定結果に基づく補正を行うだけでなく、観察部位を押圧することによって、表面形状を平坦にする方法を採用することもできる。

【０１０３】

図１９Ａ～図１９Ｃはこの場合の構成の一例を示す説明図である。図１９Ａは観察部位の押圧部材を備えた挿入部２２１の例を示している。挿入部２２１の側面には、挿入部２

50

2 1の軸方向に伸縮自在な複数の爪部材 2 2 3が配設されている。各爪部材 2 2 3は、図示しない駆動機構によって、図 1 9 Aの矢印に示す伸縮方向に個別に伸縮可能である。各爪部材 2 2 3の伸縮方向及び伸縮量を個別に制御することで、観察部位 2 2 5の表面形状を変化させることができる。

【 0 1 0 4 】

例えば、挿入部 2 2 1の軸方向に対して、観察部位 2 2 5が傾斜しており、挿入部 2 2 1から観察部位 2 2 5の表面に投影した格子の撮像画像が、図 1 9 Bに示すように歪んだ格子画像 2 2 8であるものとする。この場合には、プロセッサ装置は、格子画像 2 2 8の格子形状に基づいて爪部材 2 2 3の例えば一方を観察部位 2 2 5側に伸ばすことによって、図 1 9 Cに示す格子画像 2 2 9が得られるようにすることが可能である。これにより、凸形状の検出精度を向上させることが可能である。

10

【 0 1 0 5 】

また、爪部材 2 2 3の長さが既知であり、挿入部 2 2 1に設けた撮像部の視野角も既知であるので、図 1 9 Cに示す格子画像 2 2 9の各格子のサイズは既知である。従って、格子画像 2 2 9を利用することで、検出した凸病変部の実際のサイズを算出することが可能である。このように図 1 9 A ~ 図 1 9 Cの変形例では、格子をサイズの検出のための指標に用いることができる。

【 0 1 0 6 】

(第 3 の実施の形態)

図 2 0は本発明の第 3 の実施の形態を示すブロック図である。図 2 0において図 1と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。上記各実施の形態においては、同一時間に、又は異なる時間において、被写体を相互に異なる方向から照明し、影の状態から凸部を検出すると共にそのサイズを求める例を説明した。本実施の形態は、被写体に対する 1 方向からの照明のみによって、凸部のサイズを求めるものである。なお、本実施の形態は、位置が既知の凸部について、その正確なサイズを求めるための手法を示しているが、上記各実施の形態と同様の手法を採用することにより、凸部の位置を検出することも可能である。

20

【 0 1 0 7 】

図 2 0に示すように、内視鏡 2 1 0の挿入部 2 1 0 aには、撮像部 2 1 3、第 2 照明部 2 1 4及びプローブ起上装置 2 1 5が設けられている。このプローブ起上装置 2 1 5は挿入部 2 1 0 aの側面に設けられており、プローブ 2 3 0を、このプローブ起上装置 2 1 5から挿入部 2 1 0 aの軸方向に所定の角度傾斜した状態で突出させて配置することができるようになっている。挿入部 2 1 0 aの基端側に取り付けられた図示しない操作部にはプローブ挿入口が設けられており、プローブ挿入口からプローブ起上装置 2 1 5まで挿入部 2 1 0 a内を貫通するチャンネル内にプローブ 2 3 0を挿通させる。プローブ挿入口側からプローブ 2 3 0を進退動させると共に、プローブ起上装置 2 1 5を操作部に設けた図示しない操作レバーを操作して駆動することにより、プローブ 2 3 0の挿入部 2 1 0 aからの突出量及び傾斜角度を自在に制御することができるようになっている。

30

【 0 1 0 8 】

図 2 1は本実施の形態における内視鏡システムによる計測方法を説明するための説明図である。図 2 1に示すように、撮像部 2 1 3及び第 2 照明部 2 1 4は挿入部 2 1 0 aの先端部に設けられており、内視鏡 2 1 0は、挿入部 2 1 0 aの軸方向を照明すると共に撮像することができるようになっている。

40

【 0 1 0 9 】

プローブ 2 3 0は、挿入部 2 1 0 aの側面に設けたプローブ起上装置 2 1 5 (図 2 1では図示省略) から、挿入部 2 1 0 aの軸方向に対して所定の角度傾斜して突出している。プローブ 2 3 0の突出量及び傾斜角度は、既知である。プローブ 2 3 0の先端側側面には、第 1 照明部 2 3 1が配設されている。第 1 照明部 2 3 1は光源 3 2からの光を照射することができるようになっている。なお、第 1 照明部 2 3 1を L E D によって構成することもでき、この場合には、第 1 照明部 2 3 1は例えば光源 3 2から電力が供給されて発光が

50

制御される。

【0110】

本実施の形態においては、第1照明部231は、平行光を出射することができる。更に、第1照明部231は、光束のサイズを調整することができるようになっていてもよい。例えば、第1照明部231は、十分に光束を狭くしたビーム状の光と所定幅の光束の2種類の光束を出射することができるようになっていてもよい。

【0111】

図21では観察部位251の表面に形成された凸部252のサイズを計測する例を示しているが、第1照明部231は、プローブ230の突出量及び傾斜角度が適宜設定されることにより、凸部252を凸部252の突出方向に対して斜めから照明することができるようになっている。

10

【0112】

なお、挿入部210aの側面にプローブ230及び第1照明部231と同様の構成の複数のプローブ及び第1照明部を設け、凸部252を複数の方向から異なる帯域の光で照明することで、第2の実施の形態と同様の手法により、凸部252の位置を検出するようにしてもよい。

【0113】

プロセッサ装置240は、図示しないCPU等のプロセッサを備えており、このプロセッサによってプロセッサ装置240内の各部を制御することができるようになっている。プロセッサ装置240に設けられた光源制御部50は、光源32を制御して、第1照明部231及び第2照明部214の点灯を制御する。

20

【0114】

プロセッサ装置240は画像処理部241を有している。画像処理部241は、図1の画像処理部42と同様の構成であり、撮像部213からの撮像画像に対して所定の画像信号処理を施した後、表示部51に与えて表示させる。

【0115】

プロセッサ装置240には、プローブ駆動制御部242、凸病変領域特定部243及び凸病変サイズ算出部244が設けられている。プローブ駆動制御部242は、術者の操作に基づいて、プローブ起上装置215を駆動してプローブ230の傾斜角を変化させることができるようになっている。なお、術者の操作によって、プローブ230の突出量も変化させることができるようになっている。

30

【0116】

凸病変領域特定部243は、凸病変領域を特定する。凸病変サイズ算出部244は、特定された凸病変領域に基づいて、凸病変部の実際のサイズを算出するようになっている。

【0117】

凸病変サイズ算出部244は、算出結果を画像処理部241に出力する。画像処理部241は、凸病変サイズ算出部244の算出結果に基づいて、観察部位内に存在する凸病変についての情報を表示部51に表示させることができるようになっている。

【0118】

次に、このように構成された実施の形態の動作について図21乃至図23を参照して説明する。図22は第3の実施の形態の動作を説明するためのフローチャートである。また、図23は第3の実施の形態において凸部の影の状態を示す説明図である。

40

【0119】

先ず挿入部210aを観察したい部位に配置する。例えば、挿入部210aの先端に設けた第2照明部214によって照明し、撮像部213によって撮像を行い、撮像画像を表示部51に表示させ、術者が表示部51の表示を観察することで観察部位を特定してもよい。また、上記各実施の形態と同様の手法により、凸部を検出してもよい。この場合には、凸病変部を特定することができるので、表示部51に表示される撮像画像中に凸病変部の外形形状を示す表示を表示させてもよい。

【0120】

50

図 2 2 のステップ S 2 1 における凸病変特定処理は、第 2 の実施の形態と同様の手法により、低輝度領域から凸病変部を特定した例を示している（ステップ S 1 2）。なお、上述したように、プローブ 2 3 0 及び第 1 照明部 2 3 1 と同様の 3 つのプローブ及び第 1 照明部を用いることで、ステップ S 2 1 の処理を実行することができる。

【 0 1 2 1 】

図 2 1 は挿入部 2 1 0 a の軸方向を観察部位 2 5 1 の表面の凸部 2 5 2 に向けた状態で、挿入部 2 1 0 a を固定配置している状態を示している。この状態で、術者の操作に基づいて、プローブ駆動制御部 2 4 2 は、プローブ 2 3 0 の突出量及び突出角度を変化させ、第 1 照明部 2 3 1 による凸部 2 5 2 への照明を可能にする。次いで、光源制御部 5 0 によって、第 1 照明部 2 3 1 を点灯させる。

10

【 0 1 2 2 】

図 2 3 はこの場合に凸部 2 5 2 及び凸部 2 5 2 に生じた影 2 6 1 を示している。凸部 2 5 2 及び影 2 6 1 は、撮像部 2 1 3 によって撮像され、撮像画像は凸病変領域特定部 1 4 3 に与えられる。凸病変領域特定部 1 4 3 は、撮像画像に基づいて、影 2 6 1 の輪郭の円弧（図 2 3 の太線）を求め、この円弧を通過する円を凸病変部の外形 2 5 2 a（図 2 3 の破線）と推定する。凸病変領域特定部 1 4 3 は、推定した外形 2 5 2 a の中心点 O を算出する。凸病変領域特定部 1 4 3 は、求めた中心点 O の情報を画像処理部 1 4 1 に与えて、撮像画像中にその位置を示す表示を表示させる。

【 0 1 2 3 】

凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、ステップ S 2 2 において、凸病変部のサイズを求める。即ち、凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、ステップ S 2 2 - 1 において、表示部 5 1 に表示されている撮像画像上に撮像部 1 1 3 の視野範囲の中心点 Q の位置を示す表示を表示させる。

20

【 0 1 2 4 】

次に、術者は、凸病変のサイズを算出するために、挿入部 2 1 0 a の位置及び向き並びにプローブ 2 3 0 の突出量及び傾斜角度の微調整を行う。これにより、撮像部 2 1 3 と凸部 2 5 2 との位置関係、撮像部 2 1 3 の視野方向及び範囲、第 1 照明部 2 3 1 の照明方向を規定するのである。第 1 照明部 2 3 1 の照明方向の設定を容易にするために、凸病変サイズ算出部 1 4 4 は光源制御部 5 0 を制御して、第 1 照明部 2 3 1 の照明光の光束を十分細いビーム状にしてもよい（ステップ S 2 2 - 2）。

30

【 0 1 2 5 】

術者は、ステップ S 2 3 - 3 において、表示部 5 1 に表示された内視鏡画像を見ながら、凸病変部中心点 O の表示と撮像部中心点 Q の表示とを一致させるように挿入部 2 1 0 a の位置を微調整する。次に、術者は、プローブ 2 3 0 の突出量及び傾斜角度を微調整して、第 1 照明部の中心点 P に対応する照明光の中心を、凸病変部中心点 O に対応する凸部 2 5 2 表面の点に一致させる。図 2 1 の光束 2 6 0 a はこの調整時に用いるビーム状の光束を示している。

【 0 1 2 6 】

次に、凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、図 2 3 の影 2 6 1 を生じさせるために、第 1 照明部 2 3 1 からの光の照射範囲を広げる（ステップ S 2 3 - 4）。これにより、第 1 照明部 2 3 1 は、図 2 1 のハッチングに示す光束 2 6 0 で凸部 2 5 2 を照明する。凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、ステップ S 2 3 - 5 において、影 2 6 1 の長さ L を、影 2 6 1 に対応する撮像画像中の低輝度領域のピクセル数によって求める。また、凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、視野範囲 W をピクセル数によって求める。

40

【 0 1 2 7 】

次に、凸病変サイズ算出部 1 4 4 は、凸病変部の形状が半球状であるものとして、既知の値を用いて、以下のように凸病変部の高さ h を算出する（ステップ S 2 3 - 6）。なお、図 2 1 に示すように、観察部位 2 5 1 の表面は平坦であって、この表面に垂直な方向と挿入部 2 1 0 a の軸方向とは一致しており、この軸方向を高さ方向とし、観察部位 2 5 1 の表面に平行な方向を水平方向として説明する。図 2 1 において、符号の意味は以下の通

50

りである。h：凸病変部高さH：観察部位251平面から撮像部213までの高さh'：撮像部213の高さ第1照明部231の中心点Pの高さとの差d：凸部252の直径l：凸部252の影261の長さW：撮像部213による視野範囲（対角）y：第1照明部231の中心点Pと撮像部213の中心Qとの水平方向の距離θ1：プローブ230の傾斜角（挿入部210aの中心軸とプローブ230の中心軸とのなす角）θ2：撮像部213の視野角φ：撮像部213の光軸と第1照明部231の照明方向とのなす角

凸部252の中心（凸病変部の中心点O）から影261の先端までの距離をxとすると、図21に示すように、第1照明部231からの照明光が水平方向となす角はθ1であるので、 $x = h / \tan \theta_1$ が成り立つ。従って、 $l = x - (d / 2) = (h / \tan \theta_1) - (d / 2)$ である。凸部252は例えば2mm以下程度の十分に小さい大きさを想定

10

しており、 $d = 0$ と近似して、下記(1)式を得る。 $h = l \cdot \tan \theta_1 \dots (1)$
また、角度φは、 $\varphi = (\pi / 2) - \theta_1$ であり、既知の値である。この角度φと未知の値h、h'を用いて高さHは下記(2)式で示される。 $H = h + y / \tan \varphi + h' \dots (2)$

(2)式を(1)式に代入すると、下記(3)式が得られる。 $H = l \cdot \tan \theta_1 + (y / \tan \varphi) + h' \dots (3)$

撮像部213の視野角θ2は既知の値であるので、視野範囲Wと高さHとの関係も既知である。そこで、視野範囲Wを下記(4)に示す高さHの関数で表す。 $W = f(H) \dots (4)$

撮像部213の視野角がθ2であるので、 $H \cdot \tan (\theta_2 / 2) = W / 2$ であり、下記(5)式が得られる。 $W = 2H \cdot \tan (\theta_2 / 2) \dots (5)$

20

ここで、 $l / W = K$ とする。l、Wのピクセル数は求められているので、Kは既知の値である。 $W = l / K$ と変形し、上記(3)式及び(4)式を用いて下記(6)式を得る。 $W = l / K = f(l \cdot \tan \theta_1 + (y / \tan \varphi) + h') \dots (6)$

上記(6)式のうち、K、θ1、y、φ、h'は既知の値であり、上記(6)式からlを算出することができる。算出したlを上記(1)式に代入することで、凸部252の高さhを求めることができる。

【0128】

凸病変サイズ算出部244は、凸病変部のサイズhが、規定の範囲内のサイズであるか否かによって、検出すべき凸病変部であるか否かを判定する。凸病変サイズ算出部244は、凸病変部であるか否かの判定結果を出力する。例えば、この判定結果は画像処理部241を介して表示部51に供給されて、観察中の凸部が凸病変部であるか否かを示す表示や、凸病変部であることを示す表示等が行われる。

30

【0129】

このように本実施の形態においては、1方向から照明光を凸部に照射することで、凸部のサイズを正確に求めることが可能であり、検出すべき凸病変部を確実に件止血することができる。

【0130】

なお、上記各実施の形態におけるプロセッサ装置40、140、240内の各部は、少なくとも1つのプロセッサによって構成してプログラムに応じて各機能を実現するものであってもよく、各部がそれぞれハードウェアによって構成されて各機能を実現するものであってもよい。

40

【0131】

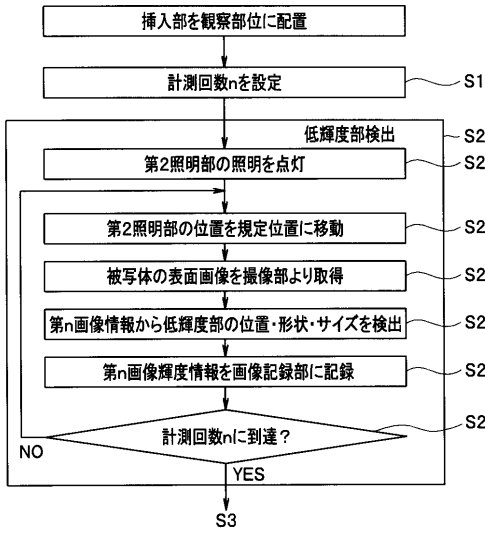
本発明は、上記各実施形態にそのまま限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素の幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【0132】

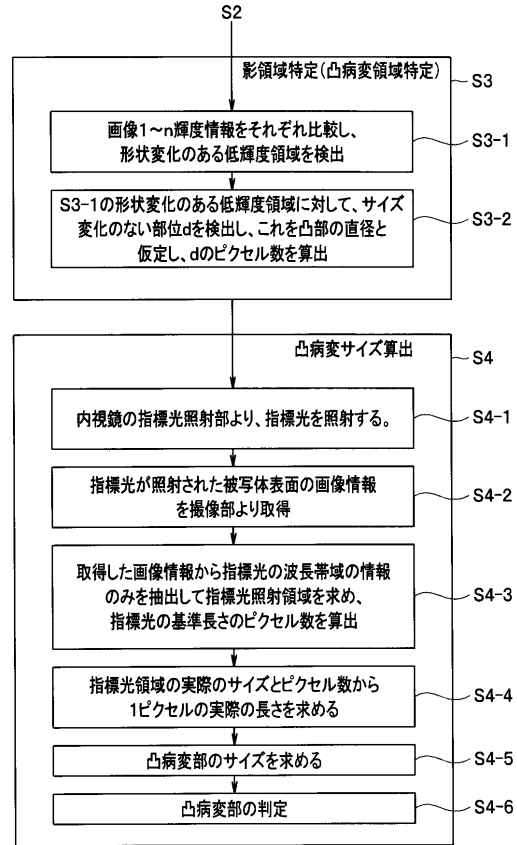
本発明によれば、撮像画像から凸部のサイズを高精度に検出して病変部を特定すること

50

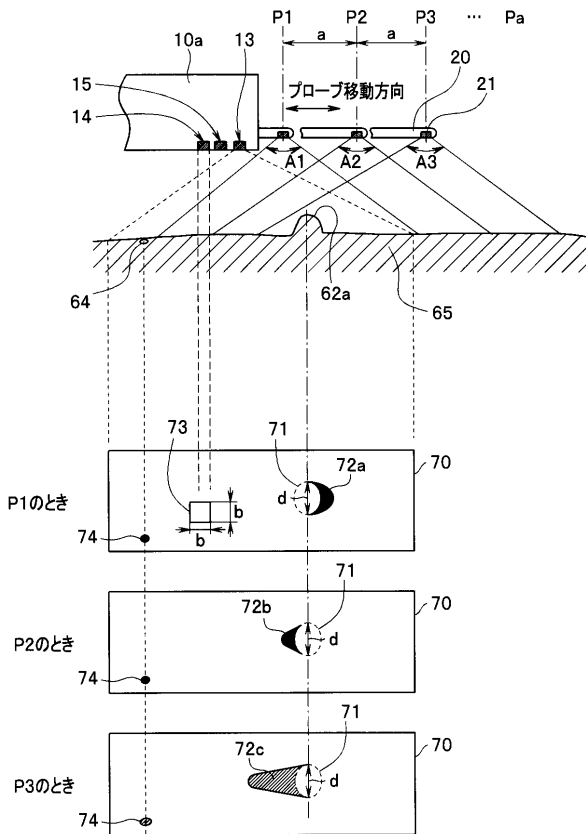
【図 3】



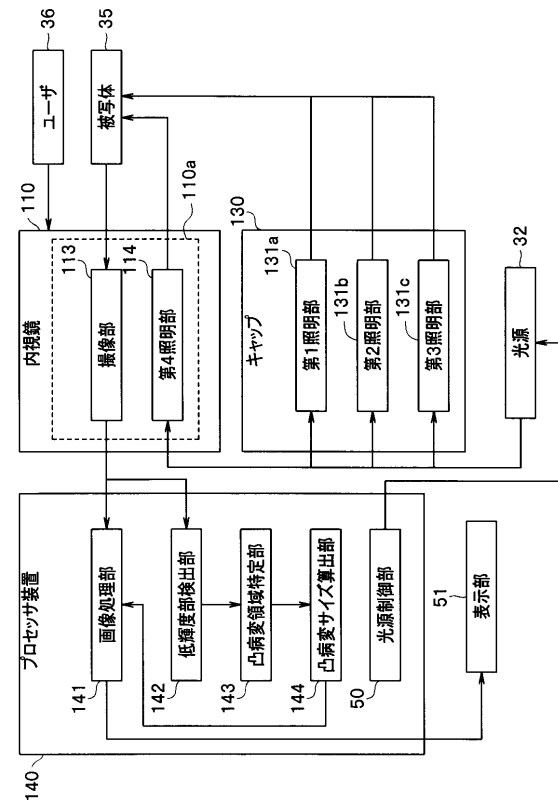
【図 4】



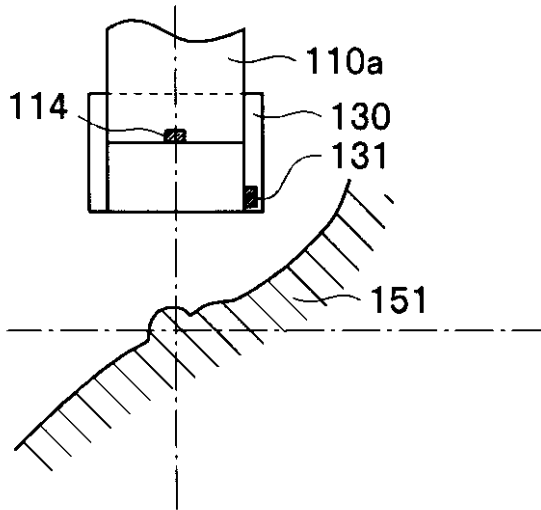
【図 5】



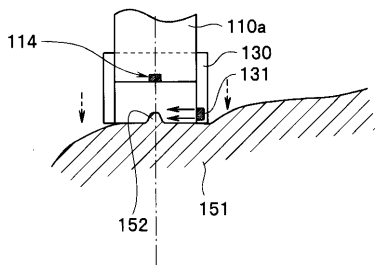
【図 6】



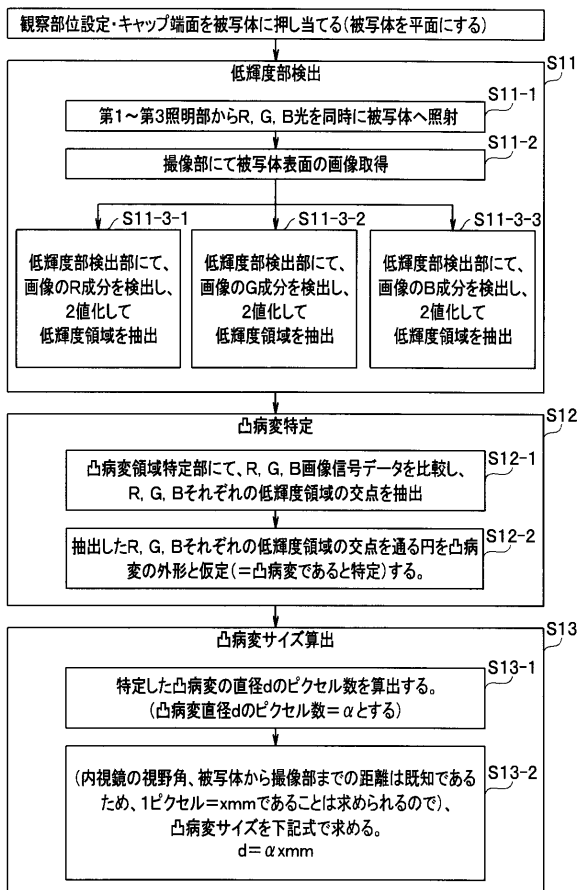
【図 7】



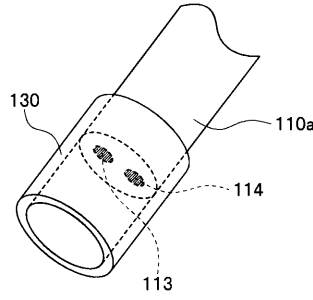
【図 8】



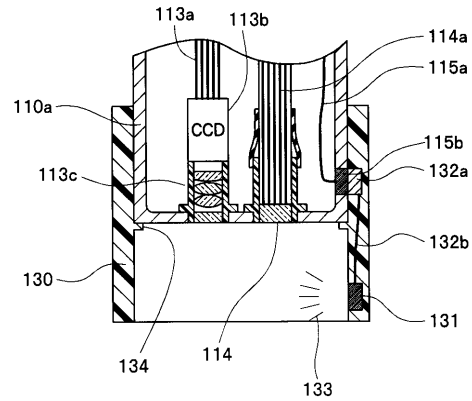
【図 1 1】



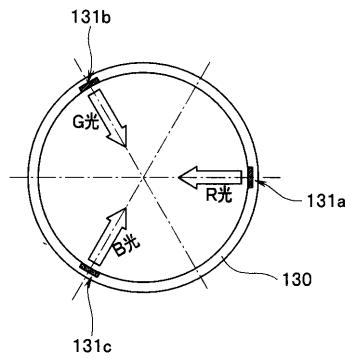
【図 9】



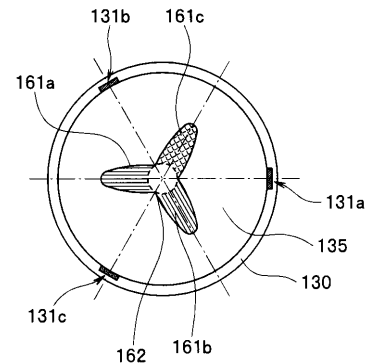
【図 1 0】



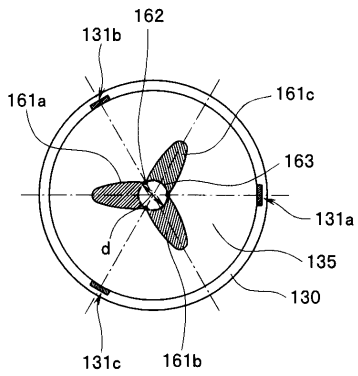
【図 1 2】



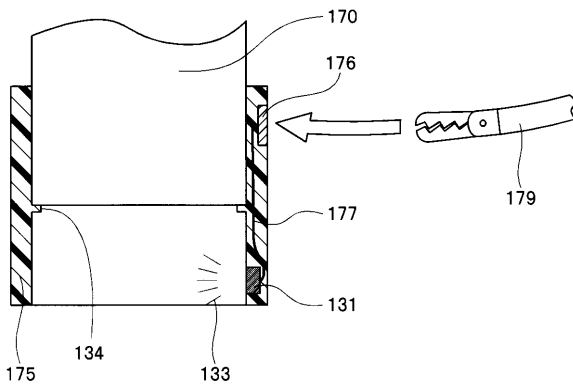
【図 1 3】



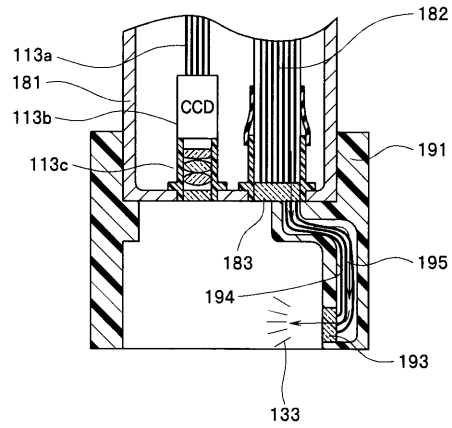
【図 1 4】



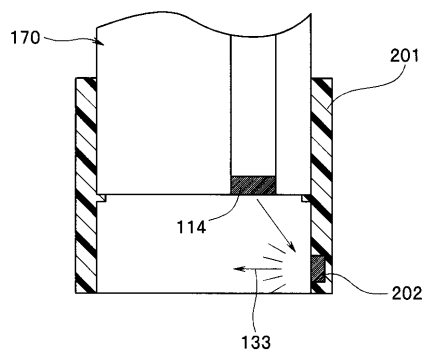
【図 1 5】



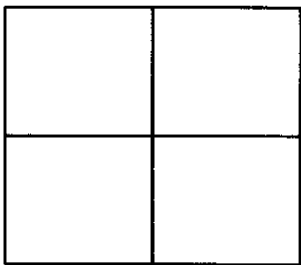
【図 1 6】



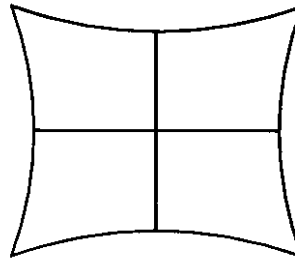
【図 1 7】



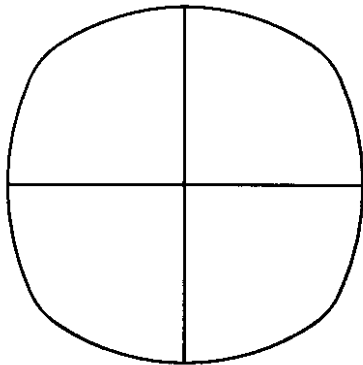
【図 1 8 A】



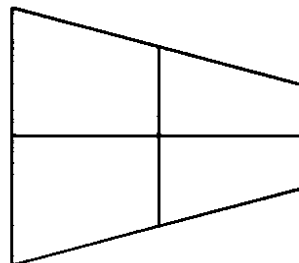
【図 1 8 C】



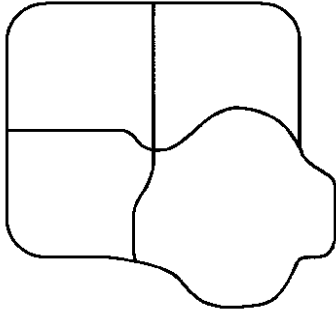
【図 1 8 B】



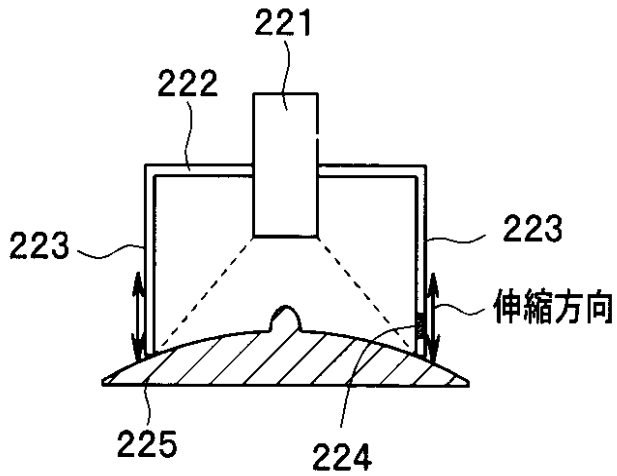
【図 1 8 D】



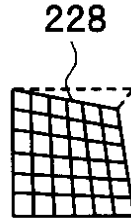
【図 18E】



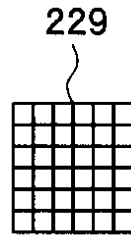
【図 19A】



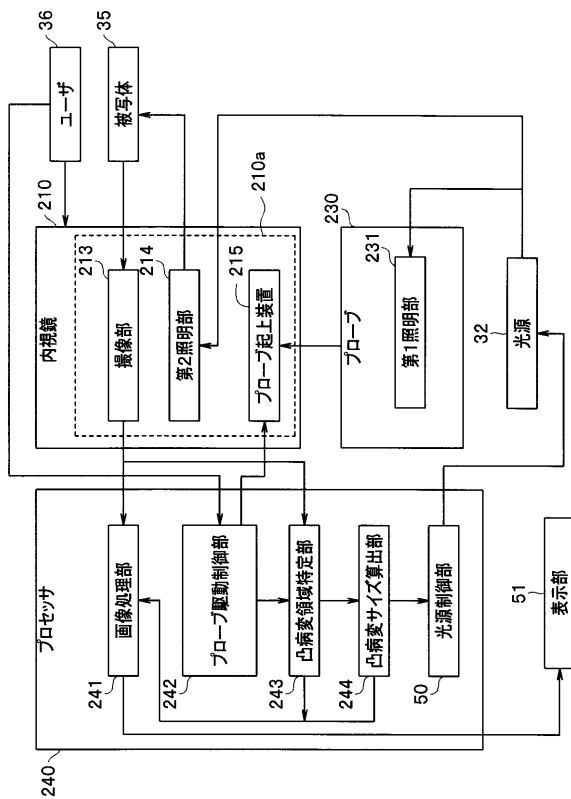
【図 19B】



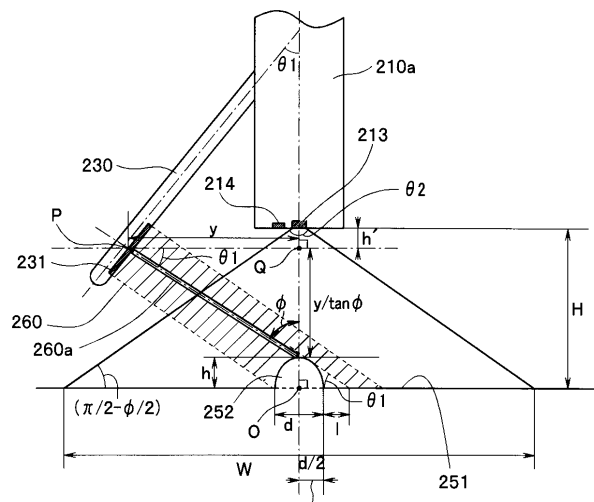
【図 19C】



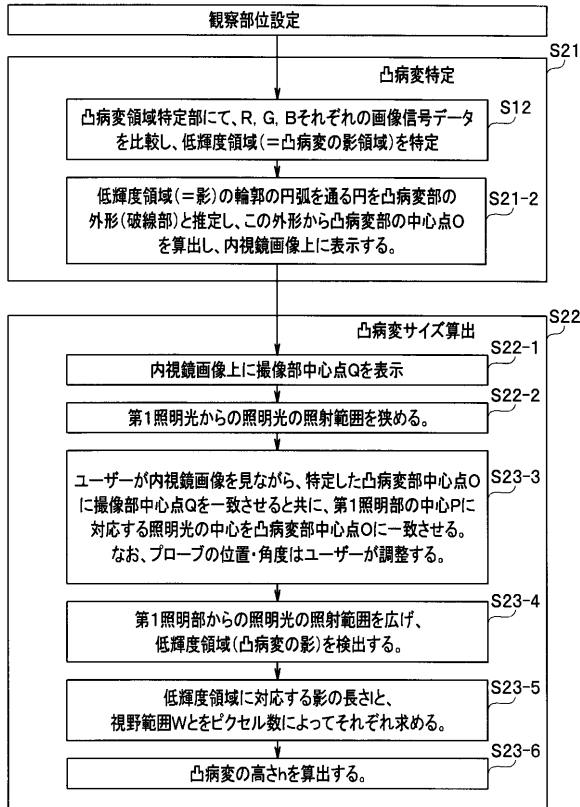
【図 20】



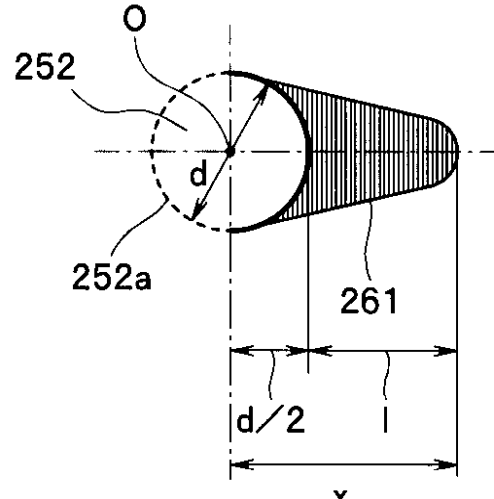
【図 21】



【図 2 2】



【図 2 3】



【手続補正書】

【提出日】平成28年1月12日(2016.1.12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明に係る内視鏡システムは、照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、前記撮像部と前記照明部とは、相対的に移動しながら前記被検体を前記撮像部によって撮像可能である。

また、本発明に係る内視鏡システムは、照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、前記照明部は、前記被検体を相互に異なる方向から相互に異なる帯域の光で照明する複数の照明光出射部を具備し、前記撮像部は、内視鏡の挿入部の先端に取り付けられて前記挿入部の軸方向に光軸を有し、前記複数の照明光出射部は、前記挿入部の先端に取り付けられて前記撮像部の撮像範囲を規定する筒状のキャップの先端側内周面に設けられる。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、
前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、
前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、
前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、
前記撮像部と前記照明部とは、相対的に移動しながら前記被検体を前記撮像部によって撮像可能であることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像画像中の既知のサイズの画像部分との比較に基づいて前記凸部のサイズを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像画像中に前記既知のサイズの画像部分が含まれるように、前記撮像範囲中に既知のサイズの照明光を照射する指標光照射部を具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記凸部サイズ算出部は、前記移動に伴って前記凸部に基づく画像部分の形状が変化することによって前記被検体の表面の前記凸部を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記照明部及び撮像部は、一方が内視鏡の挿入部に設けられ、他方が前記挿入部から進退自在に延出されたプローブに設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、
前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、
前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、
前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、
前記照明部は、前記被検体を相互に異なる方向から相互に異なる帯域の光で照明する複数の照明光出射部を具備し、
前記撮像部は、内視鏡の挿入部の先端に取り付けられて前記挿入部の軸方向に光軸を有し、
前記複数の照明光出射部は、前記挿入部の先端に取り付けられて前記撮像部の撮像範囲を規定する筒状のキャップの先端側内周面に設けられることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

前記複数の照明光出射部は、前記撮像部の光軸に対して略直交する方向から前記被検体を照明することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像範囲のサイズに基づいて前記凸部のサイズを算出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記凸部サイズ算出部は、前記凸部特定部が前記複数の照明光出射部からの照明光によって生じた前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明部は、前記撮像画像中に前記既知のサイズの画像部分が含まれるように、前記撮像範囲中に既知のサイズの格子を投影することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像範囲中に投影された前記格子の画像に基づいて、前記凸部のサイズの算出結果を補正することを特徴とする請求項10に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成28年7月11日(2016.7.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明の一態様による内視鏡システムは、照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、前記照明部は、前記被検体を相互に異なる方向から相互に異なる帯域の光で照明する複数の照明光出射部を具備し、前記撮像部は、内視鏡の挿入部の先端に取り付けられて前記挿入部の軸方向に光軸を有し、前記複数の照明光出射部は、前記挿入部の先端に取り付けられて前記撮像部の撮像範囲を規定する筒状のキャップの先端側内周面に設けられる。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を照射し、所定の照明範囲を照明する照明部と、
前記照明部によって照明された被検体の所定の撮像範囲を撮像する撮像部と、
前記撮像部により撮像された前記被検体の撮像画像中の凸部を検出する凸部特定部と、
前記凸部特定部が検出した前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出する凸部サイズ算出部とを具備し、
前記照明部は、前記被検体を相互に異なる方向から相互に異なる帯域の光で照明する複数の照明光出射部を具備し、
前記撮像部は、内視鏡の挿入部の先端に取り付けられて前記挿入部の軸方向に光軸を有し、
前記複数の照明光出射部は、前記挿入部の先端に取り付けられて前記撮像部の撮像範囲を規定する筒状のキャップの先端側内周面に設けられることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記複数の照明光出射部は、前記撮像部の光軸に対して略直交する方向から前記被検体を照明することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記凸部サイズ算出部は、前記撮像範囲のサイズに基づいて前記凸部のサイズを算出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記凸部サイズ算出部は、前記凸部特定部が前記複数の照明光出射部からの照明光によって生じた前記凸部の情報に基づいて所定のサイズ範囲の凸部を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/063305												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2009-273655 A (Fujifilm Corp.), 26 November 2009 (26.11.2009), paragraphs [0040], [0095] (Family: none)</td> <td>1-3, 6-8, 11-13 4-5, 9-10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2011-183000 A (Olympus Medical Systems Corp.), 22 September 2011 (22.09.2011), paragraphs [0028] to [0029] (Family: none)</td> <td>1-3, 6-8, 11-13</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2010-82271 A (Fujifilm Corp.), 15 April 2010 (15.04.2010), paragraphs [0017] to [0035]; fig. 1, 3 & US 2010/0079757 A1</td> <td>6</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y A	JP 2009-273655 A (Fujifilm Corp.), 26 November 2009 (26.11.2009), paragraphs [0040], [0095] (Family: none)	1-3, 6-8, 11-13 4-5, 9-10	Y	JP 2011-183000 A (Olympus Medical Systems Corp.), 22 September 2011 (22.09.2011), paragraphs [0028] to [0029] (Family: none)	1-3, 6-8, 11-13	Y	JP 2010-82271 A (Fujifilm Corp.), 15 April 2010 (15.04.2010), paragraphs [0017] to [0035]; fig. 1, 3 & US 2010/0079757 A1	6
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y A	JP 2009-273655 A (Fujifilm Corp.), 26 November 2009 (26.11.2009), paragraphs [0040], [0095] (Family: none)	1-3, 6-8, 11-13 4-5, 9-10												
Y	JP 2011-183000 A (Olympus Medical Systems Corp.), 22 September 2011 (22.09.2011), paragraphs [0028] to [0029] (Family: none)	1-3, 6-8, 11-13												
Y	JP 2010-82271 A (Fujifilm Corp.), 15 April 2010 (15.04.2010), paragraphs [0017] to [0035]; fig. 1, 3 & US 2010/0079757 A1	6												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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										
* 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 21 July 2015 (21.07.15)		Date of mailing of the international search report 04 August 2015 (04.08.15)												
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/JP2015/063305

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-164419 A (Pentax Corp.), 10 June 2003 (10.06.2003), paragraphs [0030] to [0037]; fig. 7 (Family: none)	8
A	JP 58-44030 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 14 March 1983 (14.03.1983), entire text; all drawings & EP 75415 A2	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 3 3 0 5	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使っ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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)			
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	
Y A	JP 2009-273655 A（富士フイルム株式会社）2009.11.26, 段落0040、0095（ファミリーなし）	1-3, 6-8, 11-13 4-5, 9-10	
Y	JP 2011-183000 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）2011.09.22, 段落0028-0029（ファミリーなし）	1-3, 6-8, 11-13	
Y	JP 2010-82271 A（富士フイルム株式会社）2010.04.15, 段落0017-0035、図1、3 & US 2010/0079757 A1	6	
☒ 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 21.07.2015		国際調査報告の発送日 04.08.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 野田 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3210

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2015/063305

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
Y	JP 2003-164419 A (ペンタックス株式会社) 2003.06.10, 段落0030-0037、図7 (ファミリーなし)	8
A	JP 58-44030 A (オリンパス光学工業株式会社) 1983.03.14, 全文、全図 & EP 75415 A2	1-13

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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 竹内 佑一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA01 GA00

4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 HH52 HH53 LL02 NN01 NN05

SS21 WW02

(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)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2016047191A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016501262	申请日	2015-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鶴田美沙 竹腰聡 竹内佑一		
发明人	鶴田 美沙 竹腰 聡 竹内 佑一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0615 A61B1/00009 A61B1/00089 A61B1/00096 A61B1/00133 A61B1/0125 A61B1/05 A61B1/0623 A61B1/0638 A61B1/0676 A61B5/0084 A61B5/1076 G02B23/24 G02B23/2461 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/04.372 A61B1/00.300.P G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA01 2H040/GA00 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW02		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014195589 2014-09-25 JP		
其他公开文献	JP6022106B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统照明照明光以照明预定的照明范围，捕获由照明单元照明的被摄体的预定成像范围的成像单元以及由成像单元捕获的图像。低亮度部分检测单元基于由低亮度部分检测单元检测到的低亮度部分的信息，检测被摄体的拍摄图像中的低亮度部分以及预定尺寸范围内的凸部。以及投影尺寸计算器。

