

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/199926

発行日 令和1年10月10日 (2019.10.10)

(43) 国際公開日 平成29年11月23日 (2017.11.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 4 0	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 3	
	A 6 1 B 1/00 R	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)		

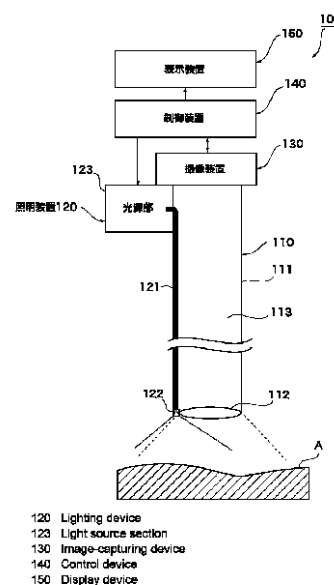
出願番号	特願2018-518294 (P2018-518294)	(71) 出願人	516145563 カイロス株式会社 東京都港区芝二丁目13番4号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/018255	(74) 代理人	100135183 弁理士 大窪 克之
(22) 国際出願日	平成29年5月15日 (2017.5.15)	(74) 代理人	100116241 弁理士 金子 一郎
(31) 優先権主張番号	特願2016-98729 (P2016-98729)	(72) 発明者	千葉 敏雄 東京都千代田区神田駿河台一丁目7番3号 学校法人日本大学内
(32) 優先日	平成28年5月17日 (2016.5.17)	(72) 発明者	山下 紘正 東京都千代田区神田駿河台一丁目7番3号 学校法人日本大学内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2016-123049 (P2016-123049)		
(32) 優先日	平成28年6月21日 (2016.6.21)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

高解像度で小型軽量の内視鏡装置を提供する。本発明に係る内視鏡装置100は、体腔内に挿入され、被写体からの光を導光する挿入部110と、挿入部110に装着され、被写体を照明する照明装置120と、マトリクス状に配置された8Kレベル以上の画素を備え、挿入部110により導光された被写体からの反射光を受光し、被写体の撮像信号を出力する撮像素子を有し、挿入部110と照明装置120を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置とを備え、撮像装置130は、撮像素子131を内蔵するマウント部135の光軸に垂直な断面積が、人手で把持・運搬する把持部136の光軸に垂直な断面積に比して等しい又は大きい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入され、被写体からの光を導光する挿入部と； 前記挿入部に装着され、前記被写体を照明する照明装置と； マトリクス状に配置された 8 K レベル以上の画素を搭載し、前記挿入部により導光された前記被写体からの反射光を受光し、前記被写体の撮像信号を出力する撮像素子を有し、前記挿入部と前記照明装置を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置とを備え； 前記撮像装置は、前記撮像素子を内蔵するマウント部の光軸に垂直な断面積が、前記人手で把持・運搬する把持部の光軸に垂直な断面積に比して等しい又は大きい； 内視鏡装置。

【請求項 2】

体腔内に挿入され、被写体からの光を導光する挿入部と； 前記挿入部に装着され、前記被写体を照明する照明装置と； マトリクス状に配置された 8 K レベル以上の画素を搭載し、前記挿入部により導光された前記被写体からの反射光を受光し、前記被写体の撮像信号を出力する撮像素子を有し、前記挿入部と前記照明装置を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置とを備え； 前記撮像素子のピッチは $2.8\text{ }\mu\text{m}$ 以上、 $3.8\text{ }\mu\text{m}$ 以下である； 内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明装置、前記撮像装置及び制御装置がそれぞれ別体として構成され、前記撮像装置の重量が 500 g 以下である； 請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記挿入部は 80 度以上の視野角をもたらす対物レンズを含むレンズ系と前記照明装置から供給された光を拡散して前記被写体に射出する拡散層とを有する； 請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記撮像装置は、画素電圧を画素データに変換する A/D 変換部を有し； 前記撮像装置から提供される前記画素データを記憶する記憶部と、前記画素データからフレームデータを構築し、前記フレームデータを加工処理し、かつ前記フレームデータの倍率調整にデジタルズームを使用する画像処理部とを有する制御装置と； 前記画像処理部にて構築された、前記フレームデータを大画面に表示する表示装置とを備える； 請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

体腔内に挿入され、被写体からの光を導光する挿入部と； 前記挿入部に装着され、前記被写体を照明する照明装置と； マトリクス状に配置された 8 K レベル以上の画素を搭載し、前記挿入部により導光された前記被写体からの反射光を受光し、前記被写体の撮像信号を出力する撮像素子を有し、前記挿入部と前記照明装置を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置と； 前記撮像装置から提供される前記画素データを記憶する記憶部と、前記画素データからフレームデータを構築し、前記フレームデータを加工処理し、かつ前記フレームデータの倍率調整にデジタルズームを使用する画像処理部とを有する制御装置と； 前記画像処理部にて構築された、前記フレームデータを大画面に表示する表示装置とを備え； 前記挿入部の先端と前記被写体との距離を 1 ないし 15 cm のいずれかとして前記被写体に焦点を合わせることが可能である； 内視鏡装置。

【請求項 7】

前記挿入部の筒状部の長さは 10 ないし 20 cm である； 請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関する。詳しくは 8 K 高解像度映像技術を用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

細長い挿入部を体腔に挿入し、体腔内の様子を撮影して低侵襲手術を施術するための内視鏡が広く利用されてきた。最近では、日本国民の癌にかかる確率が約 5 0 % になり、内視鏡の利用がさらに広がる傾向にある。

【 0 0 0 3 】

他方、通信技術、画像処理技術、光学技術の発展により、8 K と呼ばれる高解像度映像技術が実用化されつつある。ところで、2 K → 4 K → 8 K の変化は、単なるメモリの増加に留まらず、内視鏡を用いた医療機器の分野、低侵襲手術の分野で質的な技術革新も起こりつつある。内視鏡装置に 8 K 高解像度映像技術を適用すると、例えば、手術用の細糸や臓器の微細な患部、臓器・組織間の境界の認識が可能となり、細胞レベルの観察も可能になる。これにより、手術の信頼性・確実性が高くなり、医療技術の進展が期待される。すなわち、臓器の患部の識別性が高くなり、不意に患部以外を傷つけるおそれも少なくなる。また、術視野を拡大でき、施術範囲が広い場合でも手術し易くなり、手術機器位置の確認や手術機器間の干渉を避けるにも便宜である。さらに、大画面観察も可能になり、手術関係者全員が同じ画像を共有でき、コミュニケーションがスムーズになる（非特許文献 1 参照）。このように、8 K 高解像度映像技術の利用は大きな発展性を秘めている。

10

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 非特許文献 1 】 山下紘正、「8 K テレビ技術の内視鏡手術への応用」、2 0 1 5 年度第 1 回光技術動向調査委員会、2 0 1 5 年 5 月 2 5 日公開

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、8 K 高解像度映像技術（以下、単に 8 K ともいう。）の利用に当たり、変革すべき点も見出されつつある。図 1 7 に従来の 8 K 撮像装置の例を示す。これまで 8 K 映像技術は放送分野で発展してきたので、内視鏡装置に取り付けて利用するには大型で重いという欠点が見出された。2 人の手術支援者で抱えても重いということである。また、内視鏡装置を用いる低侵襲手術では、撮像箇所の微妙な変更を手でコントロールしており、内視鏡装置を操作するには、把持部を手中に収まるように小型化するのが好適である。

30

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、高解像度で小型軽量の内視鏡装置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 】

【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するために、本発明の第 1 の態様に係る内視鏡装置 1 0 0 は、例えば図 1 に示すように、体腔内に挿入され、被写体 A からの光を導光する挿入部 1 1 0 と、挿入部 1 1 0 に装着され、被写体 A を照明する照明装置 1 2 0 と、マトリクス状に配置された 8 K レベル以上の画素を搭載し、挿入部 1 1 0 により導光された被写体 A からの反射光を受光し、被写体 A の撮像信号を出力する撮像素子 1 3 1 を有し、挿入部 1 1 0 と照明装置 1 2 0 を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置 1 3 0 とを備え、撮像装置 1 3 0 は、撮像素子 1 3 1 を内蔵するマウント部 1 3 5 の光軸 O A（図 5 の一点鎖線）に垂直な断面積が、人手で把持・運搬する把持部 1 3 6 の光軸 O A に垂直な断面積に比して等しい又は大きい。

40

【 0 0 0 8 】

ここにおいて、「8 K レベル」又は「8 K 相当」とは 8 K（7 6 8 0 × 4 3 2 0 画素）で実現できる高精細解像度画像と同等な解像度の程度をいう。しかるに、実社会では、4 K 解像度（3 8 4 0 × 2 1 6 0 画素）の解像度を上回る解像度についても使用されることがある。したがって、ここでは 6 K 解像度（具体的には 1 フレームの画素数が 2 0 0 0 万以

50

上)を上回る場合をいうものとする。「8Kレベル以上」であるから、8K解像度(7680×4320画素)以上の画素数を用いても良い。また、典型的断面積として、8Kではマウント部135で $80 \pm 10 \text{ mm} \times 80 \pm 10 \text{ mm}$ 、把持部136で $60 \pm 10 \text{ mm} \times 53 \pm 10 \text{ mm}$ が好ましい。マウント部135では大きすぎると重くなり、小さすぎると画素ピッチ不足で画像が不鮮明になる。把持部136で大きすぎるとは小さすぎると把持しにくくなる。「8K以上」であるからマウント部135の断面積はより大きくても良い。このように構成すると、高解像度で小型軽量の撮像装置130を備える内視鏡装置を提供できる。なお、例えば撮像装置130を水平面に置いた時に光軸を水平にするなどの理由で把持部136の後方にマウント部135と同等な断面積のフランジ等を取り付けた場合についても、マウント部135の断面積と把持部136の断面積で比較するものとする。

10

【0009】

また、本発明の第2の態様に係る内視鏡装置100は、例えば図1に示すように、体腔内に挿入され、被写体Aからの光を導光する挿入部110と、挿入部110に装着され、被写体Aを照明する照明装置120と、マトリクス状に配置された8Kレベル以上の画素を搭載し、挿入部110により導光された被写体Aからの反射光を受光し、被写体Aの撮像信号を出力する撮像素子131を有し、挿入部110と照明装置120を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置130とを備え、撮像素子のピッチは $2.8 \mu\text{m}$ 以上、 $3.8 \mu\text{m}$ 以下である。

20

【0010】

ピクセルのピッチ(画素ピッチ)Pは、 $2.8 \sim 3.8 \mu\text{m}$ が適切である。ピッチが小さすぎると干渉が生じて画像がぼけてくる。大きすぎると基板が大きくなり、体積・重さ、スピード等で不利になる。 $3.0 \sim 3.5 \mu\text{m}$ がさらに適切である。

【0011】

また、本発明の第3の態様に係る内視鏡装置100は、第1の態様において、例えば図1に示すように、照明装置120、撮像装置130及び制御装置140がそれぞれ別体として構成され、撮像装置130の重量が500g以下である。

【0012】

ここにおいて、制御装置140には、制御部141、画像処理部142、記憶部143が含まれる。これらの部分を撮像装置130の外に配置して、撮像装置130を軽量化するためである。また、撮像装置130の筐体を軽量金属又は軽量のプラスチック(FRP等)で製造することにより、撮像装置130を軽量化する。なお、制御装置140の全部分が撮像装置140の外に配置されなくても、重さにさほど影響しない部分が撮像装置140内に残されても良い。例えば重量で90%以上が撮像装置140の外に配置されれば良い。現時点で従来の軽量化された内視鏡装置の重量は2.2kg(図17参照)である。本態様では、第1の態様による小型化に加えて、上記軽量化により、撮像装置130の重量を500g以下にできる。このように構成すると、撮像装置を第1の態様に比してさらに軽量化できる。

30

【0013】

また、本発明の第4の態様に係る内視鏡装置100は、第1ないし第3のいずれかの態様において、例えば図1に示すように、挿入部110は80度以上の視野角をもたらす対物レンズ112を含むレンズ系と照明装置120から供給された光を拡散して被写体Aに射出する拡散層を有する。

40

【0014】

ここにおいて、対物レンズに広角レンズを用いることにより、広い視野角を実現できる。8K相当として、80度~180度が好ましい。このように構成すると、レンズ系により、視野角を大きくできる。

【0015】

また、本発明の第5の態様に係る内視鏡装置100は、第1ないし第4のいずれかの態様において、例えば図1及び図7に示すように、撮像装置130は、画素電圧をデジタルの

50

画素データに変換するA/D変換部を有し、撮像装置130から提供される画素データを記憶する記憶部143と、画素データからフレームデータを構築し、フレームデータを加工処理し、かつフレームデータの倍率調整にデジタルズームを使用する画像処理部142とを有する制御装置140と、画像処理部142にて構築されたフレームデータを大画面に表示する表示装置150とを備える。

【0016】

ここにおいて、デジタルズーム（電子ズーム）とは、撮影画像の一部を切り出して拡大するものである。8Kでは細部でも高解像度を得られるので、拡大しても鮮明度が劣化しない。なお、縦横の倍率を変えることも可能である。また、「大画面」とは、30インチ以上のモニタ画面をいうものとする。このように構成すると、デジタルズームにより、視野角を大きくしても、高解像度を得られる。

10

【0017】

上記課題を解決するために、本発明の第6の態様に係る内視鏡装置100は、例えば図1に示すように、体腔内に挿入され、被写体Aからの光を導光する挿入部110と、挿入部110に装着され、被写体Aを照明する照明装置120と、マトリクス状に配置された8Kレベル以上の画素を搭載し、挿入部110により導光された被写体Aからの反射光を受光し、被写体Aの撮像信号を出力する撮像素子131を有し、挿入部110と照明装置120を取り付け可能であり、人手で把持・運搬可能な撮像装置130と、撮像装置130から提供される画素データを記憶する記憶部143と、画素データからフレームデータを構築し、フレームデータを加工処理し、かつフレームデータの倍率調整にデジタルズームを使用する画像処理部142とを有する制御装置140と、画像処理部142にて構築されたフレームデータを大画面に表示する表示装置150とを備え、挿入部110の先端と被写体Aとの距離を1ないし15cmのいずれかとして被写体Aに焦点を合わせることが可能である。

20

【0018】

ここにおいて、挿入部110の先端と被写体Aとの距離は、手術空間の広さ及び手術領域の見やすさから1ないし15cmが好適であり、8ないし12cmがより好適である。このように構成すると、挿入部110の先端と被写体Aとの距離を離せるので、挿入部110の先端と被写体Aとの間に広い手術空間を作ることができる。このため、手術部分だけでなく、その周囲を含む広範囲の領域の画像を表示できる。また、低侵襲性である単孔式手術ができ、手術器具間の衝突を少なくできる。また、8Kでデジタルズームを使用することによって、微小領域も高精細に見ることができる。ズームイン・ズームアウトにより、微小領域と広い範囲を切り替えて又は同時に表示できる。これにより、手術器具の取り換え時間を短縮できる。また、大画面に表示するので、施術時に手術関係者全員が画像を共有できる。また、ルーペが不要である。このように広い手術空間の創生とデジタルズームと大画面表示は手術環境を大きく変える。信頼性が高く、安全・安心な医療に改善される。

30

【0019】

また、本発明の第7の態様に係る内視鏡装置は、挿入部110の筒状部111の長さは10ないし20cmである。このように構成すると、挿入部110の長さが短いので、撮像装置を把持する操作者の手ぶれによる画像の揺らぎを小さくできる。また、少ないリレーレンズ数になり、光の減衰や収差が減少し、明るいレンズ系となる。したがって、鮮明な画像を得られる。

40

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、高解像度で小型軽量の内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】実施例1に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【図2】照明装置と撮像装置の詳細構成を示す図である。

50

【図 3】撮像素子の画素ピッチを説明するための図である。

【図 4】撮像装置の外観図である。

【図 5】撮像装置の基板配置及び筐体寸法を示す図である。図 5 (a) は正面図、図 5 (b) は平面図、図 5 (c) は A - A 断面図である。

【図 6】撮像装置の部品の組み立て図である。図 6 (a) は分解図、図 6 (b) は組み立て後の完成体斜視図である。

【図 7】制御装置の詳細構成を示すブロック図である。

【図 8】挿入部における筒状部内の光ファイバの配置を示す図である。図 8 (a) は光ファイバが 1 本の構成を、図 8 (b) は複数の光ファイバが円周に沿って配置された構成を示す。

10

【図 9】8 K と 2 K の内視鏡画像の比較例 (その 1) を示す図である。図 9 (a) は内視鏡画像 (撮影画像) 、図 9 (b) は 2 K での 2.56 倍拡大画像、図 9 (c) は 8 K での 2.56 倍拡大画像を示す図である。

【図 10】8 K 内視鏡を用いた新しい手術空間を説明するための図である。

【図 11】8 K 内視鏡システムの構成例を模式的に示す図である。

【図 12】8 K と 2 K の内視鏡画像の比較例 (その 2) を示す図である。図 12 (a) は、2 K 内視鏡画像 (撮影画像及びその一部拡大図) 、図 12 (b) は 8 K 内視鏡画像 (撮影画像及びその一部拡大図) である。

【図 13】臓器・組織間の境界 (接着界面) の見え方について説明するための図である。図 13 (a) は接着界面が識別できることを説明するための図、図 13 (b) は接着界面を切離できることを説明するための図である。

20

【図 14】2 K 内視鏡の視野と 8 K 内視鏡の視野を比較した図である。図 14 (a) は 8 K 内視鏡画像の例を示す図、図 14 (b) は 2 K 内視鏡画像の例を示す図である。

【図 15】単孔式手術における 8 K 内視鏡の優位性を説明するための図である。

【図 16】手術器具の交換時の 8 K 内視鏡の優位性を説明するための図である。図 16 (a) は 2 K 内視鏡での手術器具の交換を説明するための図、図 16 (b) は 8 K 内視鏡での手術器具の交換を説明するための図である。

【図 17】従来の撮像装置の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

30

本発明の実施形態に係る内視鏡装置について、以下に図面を参照して詳細に説明する。

【実施例 1】

【0023】

図 1 に本実施例に係る内視鏡装置の構成を示す。本実施例に係る内視鏡装置 100 は主に腹腔鏡や管腔鏡として用いられる硬性鏡であり、挿入部 110、照明装置 120、撮像装置 130、制御装置 140 及び表示装置 150 を備える。

【0024】

挿入部 110 は、被検者等の体腔内に挿入される細長の部材である。挿入部 110 は、筒状部 111、対物レンズ 112 及び中空導光領域 113 を有する。

【0025】

40

筒状部 111 は、ステンレス鋼材等の金属材料や硬質の樹脂材等が、例えば、直径 8 mm ~ 9 mm の円筒状あるいは楕円筒状に形成された部材である。筒状部 111 の基端近傍の側面には、照明装置 120 が着脱可能に取り付けられ、また、筒状部 111 の基端部には、撮像装置 130 が着脱可能に取り付けられている。

【0026】

対物レンズ 112 は、照明装置 120 から照射され、体腔内の被写体 A で反射した光を取り込む導光手段である。対物レンズ 112 は、例えば、広角レンズで構成される。これにより、広い視野角が得られる。視野角は 80 度 ~ 180 度以上が好適である。対物レンズ 112 は、挿入部 110 の先端面から露呈するように配置される。対物レンズ 112 は、被写体 A からの反射光を集光し、中空導光領域 113 を介して、被写体 A の像を撮像装置

50

130の撮像素子131(図2参照)が配置された撮像面に結像する。対物レンズ112の側面は、筒状部111の先端近傍の内壁面に接着剤等を用いて固定され、挿入部110の先端面は密封されている。

【0027】

中空導光領域113は、円筒部111の基端部と先端部との間に配置される空間であり、対物レンズ112を通過した光を、撮像装置130に導光する導光手段として機能する。

【0028】

図2に、内視鏡装置100の照明装置120と撮像装置130の詳細構成を示す。照明装置120は、光ファイバ121と、拡散層122と、光源部123とを有する。光ファイバ121は、光源部123から引き出され、筒状部111の内面に接着剤などで固定され、筒状部円筒部の先端部の拡散層122まで延在している。

10

【0029】

拡散層122(図1参照)は、光ファイバ121を介して光源部123から供給される光を拡散して出力する。拡散層122は、例えば、入射した光を拡散して射出する拡散板又は拡散レンズにより構成される。広角の対物レンズ112で得られる視野角をカバーするように光を拡散するためである。

【0030】

光源部123は、被写体Aを照明するための光を光ファイバ121の基端部に供給する。光源部123は、LED(Light Emitting Diode)素子125と第1のドライバ回路126とを備える。なお、LED素子125の代わりにキセノンランプを使用できるが、この場合は光源部123は挿入部110と分離して設置され、長いコードを介して照明光が挿入部110に導入される。

20

【0031】

LED素子125は、内部に赤(R)、緑(G)、青(B)3色を発光する素子を内蔵し、混色による白色光を光ファイバ121の入射端に照射する。

【0032】

第1のドライバ回路126は、制御装置140の制御に従って、LED素子125を駆動する。第1のドライバ回路126は、制御装置140の制御に従って、PWM制御等により、LED素子125を調光制御する。

30

【0033】

撮像装置130は、挿入部110の基端部に着脱可能に装着され、円筒部111の中空導光領域113通過して入射した光により、被写体Aの画像を撮像し、制御装置140に撮像した画像を供給する。より詳細には、撮像装置130は、撮像素子131と、第2のドライバ回路132と、A/D変換部133と、送信部134とを有する。

【0034】

図3は撮像素子の画素ピッチを説明するための図である。撮像素子131は、いわゆる8K、即ち、7680×4320ピクセル(画素)のカラーイメージセンサから構成される。したがって、8Kの内視鏡装置100によれば、高精細な撮像画像を得ることができる。

40

【0035】

しかしながら、イメージセンサの画素数を、単純に8K(7680×4320ピクセル)にするだけでは、表示装置(ディスプレイ)150上で8Kの真の解像度(画像の緻密さ)を実現できるとは限らない。真に8Kの解像度を実現するためには、「画素のサイズが大きいこと」が必要である。イメージセンサの画素のサイズが小さすぎると、光の回折限界のために解像できず、ぼやけた画像になってしまう。内視鏡に適用する場合、体腔に挿入できるという制限から、内視鏡の内蔵レンズの径が非常に小さいため、そのままでは、大型のイメージセンサを使用することは困難である。

【0036】

また、内視鏡内を導かれてきた光の径を、拡大レンズによりイメージセンサいっぱい

50

げることが考えられる。しかし、倍率を上げれば上げるほど（焦点距離を遠くとするほど）、画面上のイメージサークルの面積は増えるが、反射光を得る術野範囲が狭くなる。このため、イメージセンサで受ける光（光子）の量が減り、画像が暗くなってしまうという問題があった。この問題は、8 Kではイメージセンサの感度が4倍になった、液晶モニタが明るくなったことで解決できた。

【0037】

8 Kの解像度を実現するために、撮像素子131のピクセルのピッチPは、被写体Aの照明に使用される主要光の回折限界以上の大きさにする。具体的には、ピッチPは、拡散層122から出射される照明光の波長、即ち、LED素子125の発光光の波長に相当する基準波長 λ より大きい値に設定される。なお、照明光が複数の波長の光を含む場合、基準波長 λ は、照明光を構成する三原色の光のうちの波長が最も長い光、即ち、赤い光の主成分の波長を意味する。即ち、赤色に対応するスペクトル領域でエネルギーの最も大きい波長を意味する。

10

【0038】

また、レンズ系の開口度（f値）を大きくすると、明るくなるが、解像度が落ちる。開口度を小さくすると、解像度が上がるが、暗くなる。このため、8 Kでは開口度（f値）が10～16で、ピクセルのピッチ（画素ピッチ）Pは、2.8～3.8 μm が適切であることがわかった。ピッチが小さすぎると干渉が生じて画像がぼけてくる。大きすぎると基板が大きくなり、体積・重さ、スピード等で不利になる。3.0～3.5 μm がさらに適切である。ピクセルのピッチPを、2.8～3.8 μm とすると、撮像素子131の寸法は、約20～30 mm×12～18 mmとなる。これを撮像素子131を搭載する基板の枠部234、円形の接眼レンズマウント部114で囲み、更に矩形の枠部及び筐体138で囲むと、撮像素子131を搭載したマウント部135の寸法が例えば80 mm×80 mm×30 mmとなる。これに対して把持部136の寸法は、把持および操作のし易さから、例えば60 mm×53 mm×105 mmとなる（図5参照）。したがって、8 K以上では、縦・横の寸法に±10 mmの変化を考えて、典型的には、撮像素子131を内蔵するマウント部135の光軸に垂直な断面積が、人手で把持・運搬する把持部136の光軸に垂直な断面積に比して等しく又は大きくなる。なお、マウント部を円形にすると、マウント部の寸法は例えば70 mm ϕ ×30 mmとなる。それでも、撮像素子131を内蔵するマウント部の光軸に垂直な断面積が、人手で把持・運搬する把持部の光軸に垂直な断面積に比して等しく又は大きくなる。

20

30

【0039】

画素数が多いので、1画素には微細領域の色彩を記録できる。例えば8 Kでは20 μ の細糸を識別可能である。（2 Kでは肉眼で画素が見えるが、8 Kでは見えない。）8 Kの画素数（約3,300万）は2 K（約200万）の16倍である。表示装置150（図1参照）において、画素数＝視野（モニタ面積）×画素密度 で表される。例えば、視野が2 Kの4倍になると、画素密度も2 Kの4倍になる。モニタ画面を見る視野角は、2 Kで30度、4 Kで60度、8 Kで100度とすると、臨場感は100度でほぼ飽和するので、臨場感を求めるなら、8 Kで十分である。

【0040】

撮像素子131は、8 K相当以上のピクセルを備えてもよい。また、実社会では、8 K以下の素子数でも、4 Kに比して鮮明な画像が得られることから、8 Kと称して販売等される場合がある。このため、画素数6 K以上を8 K相当ということとする。

40

【0041】

図4に撮像装置130の外観図、図5に撮像装置130の基板配置及び筐体寸法を示す図、図6に部品の組み立て図を示す。図5（a）は正面図、図5（b）は平面図、図5（c）はA-A断面図である。図6（a）は分解図、図6（b）は組み立て後の完成体斜視図である。マウント部135は約80 mm×80 mm×30 mmで、絞り233及び撮像基板（撮像素子131を搭載する）がマウントされている。マウント部135には接眼レンズ115がマウントされた接眼レンズマウント部114が取り付けられ、接眼レンズマウ

50

ント部 1 1 4 には挿入部 1 1 0 が取り付けられる。把持部 1 3 6 は約 6 0 m m × 5 3 m m × 1 0 5 m m で、手中に把持できる寸法になっている。8 K に要求される画素ピッチ × 画素数の撮像素子を実装するために、マウント部 1 3 5 の断面積 把持部 1 3 6 の断面積となっている。図 5 において、1 3 7 A は撮像素子 1 3 1 を搭載する基板を冷却するペルチエ素子、1 3 7 B は撮像装置 1 3 0 に残された制御用基板 2 3 1 (なくても良い) を冷却するペルチエ素子 (なくても良い)、2 3 2 は円形枠体で、接眼レンズマウント部 1 1 4 の枠体に当接し (同じ寸法)、絞り 2 3 3 に連結されている。図 6 において、2 3 2 は円形枠体、2 3 4 は撮像素子 1 3 1 を搭載する基板の枠体である。

【 0 0 4 2 】

また、小型軽量にするために、筐体 1 3 8 は例えば、軽量金属 (A l 等) 又は F R P (例えばナイロンを紛体加工したもの) が使用され、従来の撮像装置から制御装置 1 4 0 の主要部、照明装置 1 2 0 及び冷却用ファンを外に出すことで、これにより、重量 5 0 0 g 以下を実現できた。これにより、操作・運搬しやすくなり、手術の信頼性が大いに向上する。

10

【 0 0 4 3 】

ここで、図 2 に戻る。第 2 のドライバ回路 1 3 2 は、制御装置 1 4 0 の制御に従って、撮像素子 1 3 1 の露光の開始と終了を制御し、また、各画素の電圧信号 (画素電圧) を読み出す。 A / D 変換部 1 3 3 は、第 2 のドライバ回路 1 3 2 が撮像素子 1 3 1 から読み出した画素電圧をデジタルデータ (画像データ) に変換し、送信部 1 3 3 に出力する。送信部 1 3 4 は、A / D 変換部 1 3 3 から出力された輝度データを御装装置 1 4 0 に出力する。

20

【 0 0 4 4 】

図 7 は制御装置 1 4 0 の詳細構成を示すブロック図である。制御装置 1 4 0 は、内視鏡装置 1 0 0 全体を制御するものであり、制御部 1 4 1 , 画像処理部 1 4 2 、記憶部 1 4 3 , 入出力 I F (インタフェース) 1 4 4 及び入力装置 1 4 5 を備える。

【 0 0 4 5 】

制御部 1 4 1 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 、メモリなどから構成され、送信部 1 3 4 から送信された輝度データを記憶部 1 4 3 に記憶させ、また、画像処理部 1 4 2 に画像データを処理させ、また、表示装置 1 5 0 に表示する。制御部 1 4 1 は、さらに、第 1 のドライバ回路 1 2 6 、第 2 のドライバ回路 1 3 2 を制御する。

30

【 0 0 4 6 】

画像処理部 1 4 2 は、イメージプロセッサ等から構成され、制御部 1 4 1 の制御に従って、記憶部 1 4 3 に記憶された画像データを処理して、1 フレーム分の画像データ (フレームデータ) を再生し、記憶部 1 4 3 に再蓄積する。また、画像処理部 1 4 2 は、記憶部 1 4 3 に記憶されているフレーム単位の画像データに種々の画像処理を施す。例えば、画像処理部 1 4 2 は、各画像フレームを任意の倍率で拡大・縮小する拡大・縮小処理を行う。

【 0 0 4 7 】

拡大・縮小にはデジタルズームを使用する。記憶部 1 4 3 には鮮明な画像が蓄積されているので、デジタルズームで拡大しても画像がぼやけることはない。このため、広視野の範囲の画像を鮮明に表示できるので、広視野の手術空間を提供できる。また、デジタルズームを画像処理 (鮮明化処理) と併用すると、例えば患部と他の部分とのコントラストを強調して表現する等により、一層鮮明な画像を得ることができる。

40

【 0 0 4 8 】

本実施の形態の内視鏡装置 1 0 0 によれば、照明装置 1 2 0 光源として大きなエネルギーが得られる L E D 素子 1 2 5 を使用する。このため、明るい照明光を得ることができ、ひいては、明るい画像を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

50

図 8 に挿入部 1 1 0 における円筒部 1 1 1 内の光ファイバ 1 2 1 の配置を示す。図 8 (a) は本実施例に係る光ファイバ 1 2 1 が 1 本の構成を、図 8 (b) は従来の複数の光ファイバ 2 2 1 が円筒部 2 1 1 に沿って配置された構成を示す。

【 0 0 5 0 】

また、照明光を円筒部 1 1 1 の内壁に配置した光ファイバ 1 2 1 により導くので、円筒部 1 1 1 の導光中空部 1 1 3 の空間を被写体 A からの光の導光に有効に活用することができる。より具体的に説明すると、内視鏡の照明の形態として、図 8 (b) に示すように、円筒部 2 1 1 の円周上に光ファイバ 2 2 1 を配置する方式が知られている。この手法では、照明用光ファイバ 2 2 1 によって、円筒部 2 1 1 内の空間が占有されてしまう。このため、被写体画像の行路が狭められ、大きな画像を撮像素子 1 3 1 の撮像面に投影することが困難である。これに対し、内視鏡装置 1 0 0 では、図 8 (a) に示すように、円筒部 1 1 1 の導光中空部 1 1 3 を広く被写体 A からの光の導光に利用できる。内視鏡装置 1 0 0 の場合、挿入部の外径に制限があるため、導光中空部 1 1 3 を有効に活用できることは大きな効果を奏する。

10

【 0 0 5 1 】

図 1 1 に 8 K 内視鏡システムの構成例の概念を模式的に示す。8 K 内視鏡システム 1 0 0 の主要部は挿入部 1 1 0 と撮像装置 1 3 0 である。挿入部 1 1 0 は例えば外形 1 0 mm、レンズ系 6 mm の硬性鏡筒で構成され、撮像装置 1 3 0 は、例えば撮像素子 1 3 1 として CMOS を有する 8 K カメラヘッドで構成される。照明装置 1 2 0 の光源部 1 2 3 としてキセノン光源が使用され、挿入部 1 1 0 のアイピースと撮像装置 1 3 0 のレンズマウントとが結合される。撮像装置 1 3 0 で撮像された画像データは第 2 のドライバ回路 1 3 2 としてのカメラコントロールユニットを介して制御装置 1 4 0 の記憶部 1 4 3 としての 8 K 用レコーダに記憶され、制御部 1 4 1 を介して表示装置 1 5 0 としての液晶モニタ (8 K 解像度を示す) 1 5 0 に表示される。

20

【 0 0 5 2 】

図 9 に、8 K と 2 K の内視鏡画像の比較例 (その 1) を示す。図 9 (a) に 2 K 内視鏡画像 (撮影画像)、図 9 (b) に 2 K での 2 5 6 倍拡大画像 (一部切り出し)、図 9 (c) に 8 K での 2 5 6 倍拡大画像を示す (一部切り出し)。これら内視鏡画像は豚の腹腔内を示すものである。2 K 画像では拡大すると細部が潰れて認識不能になる場合があるが、8 K 画像では、例えば 1 0 - 0 の縫合系 (直径 0 . 0 2 0 ~ 0 . 0 2 9 mm) を認識できる。

30

【 0 0 5 3 】

図 1 2 に、8 K と 2 K の内視鏡画像の比較例 (その 2) を示す。図 1 2 (a) に 2 K 内視鏡画像 (撮影画像及びその一部拡大図)、図 1 2 (b) に 8 K 内視鏡画像 (撮影画像及びその一部拡大図) を示す。大腸表面血管が 2 K 画像では不鮮明であるが、8 K 画像では高精細に見えている。

【 0 0 5 4 】

図 1 3 は、臓器・組織間の境界 (接着界面) の見え方について説明するための図である。図 1 3 (a) は接着界面が識別できることを説明するための図、図 1 3 (b) は接着界面を切離できることを説明するための図である。臓器・組織間の接着界面を安全に切り離すためには境界を見定める必要がある。8 K 内視鏡画像なら、わかりづらい境界でも正確に見定め、安全に切り離せる。正常部分と癌等の異常部分の識別も可能である。

40

【 0 0 5 5 】

図 1 4 は、2 K 内視鏡の視野と 8 K 内視鏡の視野を比較した図である。図 1 4 (a) は 8 K 内視鏡画像の例を示す図、図 1 4 (b) 2 K 内視鏡画像の例を示す図である。従来の 2 K 内視鏡では狭い中心域しか見えなかったもので、その周辺に出血点があっても見逃されていた。しかし、8 K 内視鏡では、中心域 (手術領域) だけでなく、その周囲を含む広範囲の画像を切り替えて又は同時に表示できるので、周辺に出血点も見ることができ、安心である。

【 0 0 5 6 】

50

図 10 は 8 K 内視鏡を用いた新しい手術空間を説明するための図である。8 K 画像では、視野角を広く、かつ鮮明さを保持して拡大可能である。このため、例えば、ズームアウトで手術機器の先端位置を把握し、手術機器の出し入れ操作を介して、手術機器の先端の位置決めを行い、ズームインして観測可能である。また、視野角が広ければ、固定カメラを引いた位置に置いて撮影し、デジタルズームで拡大して広い手術空間を表示できる。これにより、広い視野の手術空間を実現でき、施術範囲の広い手術にもよく適応できる。例えば、カメラを移動せずにすむ、手術機器の干渉を回避できる等である。また、施術箇所をズームアップした拡大画像もズームアップする前の広い視野の画像と共に表示することも可能である。

【0057】

図 15 は、単孔式手術における 8 K 内視鏡の優位性を説明するための図である。8 K 内視鏡カメラを使用すると、被写体 A から離れた位置から撮影できるので、手術器具の衝突を避け易くなる。単孔式手術は低侵襲性（患者の負担が小さい）と評価されているが、手術器具を動かす自由度が低い。8 K 内視鏡では引いた位置から撮影でき、デジタルズームで拡大した撮影画像を見て手術を行う。内視鏡を手術位置から離せるので、手術もやり易くなる。

【0058】

図 16 は、手術器具の交換時の 8 K 内視鏡の優位性を説明するための図である。図 16 (a) は 2 K 内視鏡での手術器具の交換を説明するための図、図 16 (b) は 8 K 内視鏡での手術器具の交換を説明するための図である。2 K 内視鏡では視野が狭いので、それまで使用していた手術器具を取り出し (i)、取り替える手術器具を手術空間に入れる (i i) 時に、内視鏡の視野の外に出てしまい、視野内に入れるのに手間取ることがしばしばある。8 K 内視鏡カメラを使用すると、手術器具を取り替えた (i)、(i i) 後に、広範囲にズームアウトして取り替えた手術器具を探し、視野内に入れてからズームインして (i i i) 手術を行える。このように、手術器具の取り替え、移動も容易になるので、手術時間を短縮できる。

【0059】

ここで手術空間について説明する。例えば、挿入部 110 の筒状部 111 の長さは 10 ~ 20 cm (従来は 20 ~ 30 cm) で、体腔への侵入長さは 0 ~ 150 mm (従来は 100 ~ 200 mm)、対物レンズ系の焦点距離は 10 ~ 150 mm である。至近距離での観察も可能になり、広い範囲で焦点を合わせられる。なお、手術空間はガスが注入されて膨らまされている。従来は、光学的に見ていたもので、焦点を合わせかつ鮮明な画像を得られる範囲が狭かったが、デジタルズームで撮影画像を観察するので、比較的遠方でも被写体 A の画像を鮮明に観察可能である。デジタルズームによる観察と体腔への侵入長さが短いことにより、手術空間を広くとることができる。例えば、挿入部 110 の先端と被写体 A との距離 (手術空間の高さ) を被写体上 50 ~ 150 mm のいずれかにすることができる。体腔への侵入長さを 0 ~ 30 mm とし、挿入部 110 の先端と被写体 A との距離 (手術空間の高さ) を被写体上 80 から 120 mm とすると、手術空間を広くできかつ画像を鮮明に観察できるので好適である。なお、至近距離での観察も必要な場合があり、10 ~ 50 mm の観察も可能である。また、デジタルズームの使用により、ルーペが不要になり、手術が容易になる。また、挿入部 110 の長さが短いので、撮像装置を把持する操作者の手ぶれによる画像の揺らぎを小さくできる。また、短いと、少ないリレーレンズ数になり、光の減衰や収差が減少し、明るいレンズ系となる。したがって、鮮明な画像を得られる。

【0060】

手術空間が広くとれると、低侵襲性（患者の負担が小さい）の単孔式手術（口腔を 1 か所にする）が可能になる。外科用メス、鉗子等の手術機器同士の衝突を回避でき、また、手術機器を取り替える時には、ズームアウトして手術器具をサーチし、位置修正が可能となる。これにより、手術時間を短縮できる。このように、8 K 画像表示技術を使用し、ズームイン・ズームアウト技術を用いると、手術の信頼性・安全性が高まり、手術時間を短く

10

20

30

40

50

でき、手術環境が大きく変化する。このように、このように広い手術空間の創生とデジタルズームと大画面表示は手術環境を大きく変える。信頼性が高く、安全・安心な医療に改善される。

【0061】

記憶部143は、制御部141の動作プログラム、画像処理部142の動作プログラム、送信部134から受信した画像データ、画像処理部142が再生したフレームデータ、処理したフレームデータ等を記憶する。

【0062】

入出力IF144は、制御部141と外部装置との間のデータの送受信のインタフェースとして機能する。入力装置145は、キーボード、マウス、ボタン、タッチパネルなどから構成され、ユーザの指示を入出力IF144を介して制御部141に供給する。

【0063】

表示装置150は、8K対応の表示画素数を有する液晶表示装置等から構成され、制御装置140の制御に従って、操作画面、撮像画像、処理済画像などを表示する。8Kでは、表示装置に大画面モニタを使用できる。記憶部143は7680×4320ピクセルの画素を記憶するので、例えば30インチ以上の大画面モニタを使用する。大画面モニタでも、自然に見える。このため、手術関係者全員で大画面の画像を共有でき、スムーズなコミュニケーションが図れる。(手術者は撮像装置からの分岐画像を見ることが可能。)

【0064】

内視鏡はテレビ放送用のカメラと異なり、専用の施設で使用される。このため、挿入部110に装着された撮像装置130と制御装置140とは、数m程度のケーブル146(図2参照)で接続される。制御装置140と表示装置150とは、載置台等に載置される。

照明装置120、撮像装置130及び制御装置140がそれぞれ別体とされている。このため、挿入部110に付属する構成(挿入部110+撮像装置130+照明装置120)は軽量化かつ小型化されており、挿入部110の取り回しは比較的容易である。また、照明装置120及び撮像装置130と制御装置140とを結ぶケーブル146は、施術室ではせいぜい1~10mであり、場合により数100mを超える放送の現場とはことなる。ケーブル146による信号の劣化もわずかであり、分離による悪影響はほとんどない。

【0065】

図5(c)を参照して、撮像装置130の冷却手段137について説明する。撮像装置130の稼働を継続すると発熱する。撮像素子131を構成するイメージセンサの感度を高くすると、発熱量がさらに増大する。そして、撮像装置130の温度が上昇すると、映像信号に対するノイズ成分が大きくなり、信号のS/N比が低下して、モニタ画面に表示される画像の画質が低下する。以上のことから、冷却手段137を設けている。

【0066】

本実施例では、冷却手段137としてペルチエ素子を筐体138の内部に設け、ペルチエ素子137Aの発熱側で撮像素子131の放熱を行っている。即ち、筐体138には外気の取り入れを行う吸気口139Aと、筐体138の内部空気を排出する排気口139Bとが設けられており、吸気口139A及び排気口139B以外は密閉構造となっている(消毒用エチレンオキサイドガスが入らない)。そして、吸気口139A及び排気口139Bには、それぞれ開閉弁部材(図示しない)の一端が連結・固定されている。また、吸気口139Aを負圧源(図示しない)で駆動し、この負圧吸引力により排気口139B側から筐体138内の空気が排出され、これに伴って吸気口139Aから外気が取り入れられる空気流が形成され、冷却流路が形成される。ペルチエ素子137Aの発熱側がこの空気流に臨んでおり、外気温の空気と熱交換される。ペルチエ素子137Bは撮像装置に残された基板139Cの熱を放熱する、その結果、撮像装置130の駆動によって筐体138内が発熱しても、効率的に冷却されて、撮像装置130の温度の上昇が抑制される。したが

10

20

30

40

50

って、この撮像装置 130 の S/N 比が高い状態に保持され、映像信号に対するノイズの低減が図られて、高画質の画像がモニタに表示されることになる。なお、排気に混入した塵埃が施術空間に入らないように、排気管は 5 m 以上とする。

【0067】

次に、上記構成を有する内視鏡装置 100 の動作について説明する。内視鏡 100 の使用時、ユーザ（施術者）は、入力装置 145 を操作し、この内視鏡装置 100 のオンを指示する。この指示に応答し、制御部 141 は、第 1 のドライバ回路 126 と第 2 のドライバ回路 132 をオンする。第 1 のドライバ回路 126 は、光源（キセノンランプ、LED 素子 125 等）を点灯し、第 2 のドライバ回路 132 は、撮像素子 131 による撮像を開始する。LED 素子 125 から出力された白色光は、光ファイバ 121 を介して拡散層 122 で拡散され、照射される。

10

【0068】

撮像素子 131 は、対物レンズ 121 と導光中空部 123 を介して入射した映像を撮像する。レンズ系の開口度（f 値）と撮像素子 131 の画素のピッチ P との関係から、画素のピッチ P が、 $2.8 \sim 3.8 \mu\text{m}$ が好適とされ、この範囲の画素のピッチ P を使用した。このため、明るく、解像度の高い画像を取得できる。

【0069】

第 2 のドライバ回路 132 は、撮像素子 131 から各画素の画素電圧を順次読み出し、A/D 変換部 133 によりデジタル画像データに変換し、送信部 134 から制御装置 140 に、ケーブル 146 を介して順次送信する。

20

【0070】

制御装置 140 の制御部 141 は、送信された画像データを入出力 IF 144 を介して順次受信し、記憶部 143 に順次格納する。

【0071】

画像処理部 142 は、制御部 141 の制御下に、記憶部 143 に格納された画像データを処理しフレームデータを再生すると共に適宜加工処理を行う。

【0072】

制御部 141 は、記憶部 143 に記憶されたフレームデータを適宜読み出し、入出力 IF 144 を介して表示装置 150 に供給し、表示させる。

【0073】

ユーザ（施術者）は、表示装置 150 の表示を確認しながら、挿入部 110 を体腔に挿入する。挿入部 110 が体腔に挿入されると、被写体 A が拡散層 122 からの光により照明され、撮像素子 131 は、被写体 A の画像を撮像し、撮像画像が表示装置 150 に表示される。

30

【0074】

以上により、本実施例によれば、高解像度で小型軽量の内視鏡装置を提供することができる。

【実施例 2】

【0075】

本実施例は、撮像装置 130 の筐体 138 に制御用のボタンが配置されている例を説明する。ボタンは表示装置 150 の表示位置の制御、拡大縮小の制御、挿入部 110 のレンズ系の焦点の調整、絞りの調整等を行う。これらの、制御・調整を手元で行えるので便宜である。その他の装置構成は実施例 1 と同様であり、実施例 1 と同様に高解像度で小型軽量の内視鏡装置を提供することができる。

40

【実施例 3】

【0076】

本実施例は、データベースを利用する例について説明する。記憶部 143 に過去の医療診断データを蓄積すれば、施術やデータの解析にこれら蓄積データを利用できる。例えば、時間の経過とともに変化する画像の比較、健康状態と異常状態の比較等が可能となる。これにより、医療・診断技術が発展し、信頼性の増加に繋がる。その他の装置構成は実施

50

例１と同様であり、実施例１と同様に高解像度で小型軽量の内視鏡装置を提供することができる。

【００７７】

以上、本実施の形態について説明したが、本発明は以上の実施の形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、実施の形態に種々の変更を加えられることは明白である。

【００７８】

例えば、本実施例では、挿入部１１０に取り付ける光ファイバが１本の例を説明したが、照明光を増やすため複数本としても良く、周囲全体を取り囲むように円周部１１５に複数本としても良い。また、本実施例では挿入部１１０内の被写体からの反射光を受けて撮像装置１３０に伝えるレンズ系が、対物レンズ１１２が１個で構成される例を説明したが、複数のリレーレンズを介して被写体からの反射光を撮像装置１３０に伝える構成にしても良い。また、本実施例では、挿入部１１０の対物レンズ１１２を水平に設置する例を説明したが、傾斜をつけて設置しても良い。傾斜をつけた場合、挿入部を回転すると、広い範囲を観察できる。また、画像処理として、時間の経緯と共に変化した画像を重ね合わせて比較するようにしても良い。この場合半透明画像を用いると、時間の経緯による患部の変化を把握し易くなる。その他、内視鏡装置の各部の形状・寸法・重量、撮像素子や画像モニタの画面寸法等は適切な範囲で適宜変更可能である。

10

【産業上の利用可能性】

【００７９】

本発明は、低侵襲手術に使用する内視鏡装置に利用される。

20

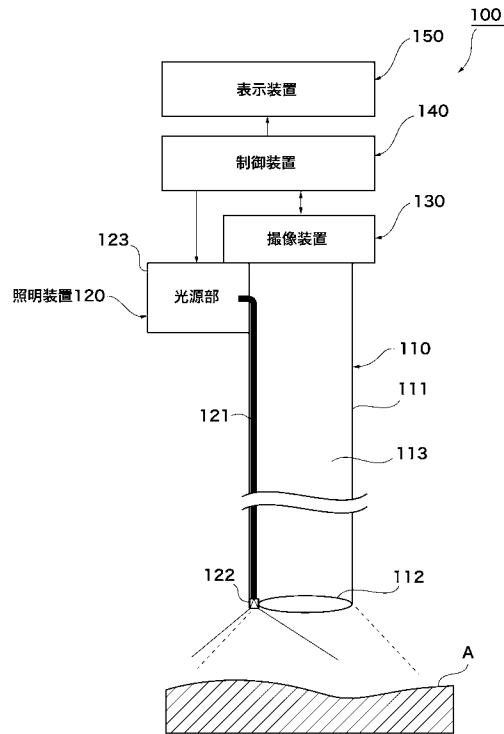
【符号の説明】

【００８０】

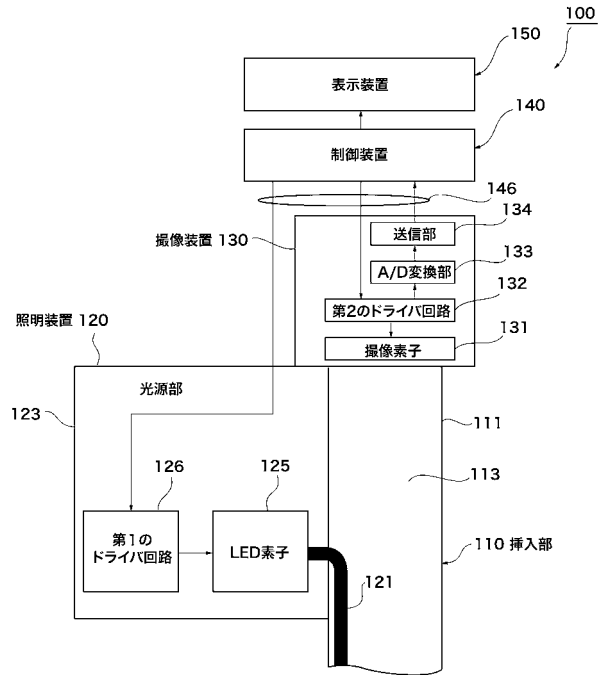
１００…内視鏡装置、１１０…挿入部、１１１…筒状部、１１２…対物レンズ、１１３…中空導光領域、１１４…接眼レンズマウント、１１５…接眼レンズ、１２０…照明装置、１２１…光ファイバ、１２２…拡散層、１２３…光源部、１２５…ＬＥＤ素子、１２６…第１のドライバ回路、１３０…撮像装置、１３１…撮像素子、１３２…第２のドライバ回路、１３３…Ａ／Ｄ変換部、１３４…送信部、１３５…マウント部、１３６…把持部、１３７，１３７Ａ，１３７Ｂ…冷却手段（ペルチエ素子）、１３８…筐体、１３９Ａ…吸気口、１３９Ｂ…排気口、１４０…制御装置、１４１…制御部、１４２…画像処理部、１４３…記憶部、１４４…入出力ＩＦ、１４５…入力装置、１４６…ケーブル、１５０…表示装置、２１１…円周部、２２１…光ファイバ、２３１…基板、２３２…円形枠体、２３３…絞り、２３４…撮像素子を搭載する基板の枠部、Ａ…被写体、ＯＡ…光軸

30

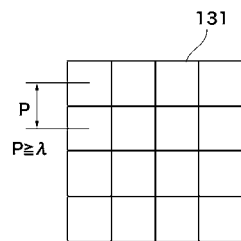
【図 1】



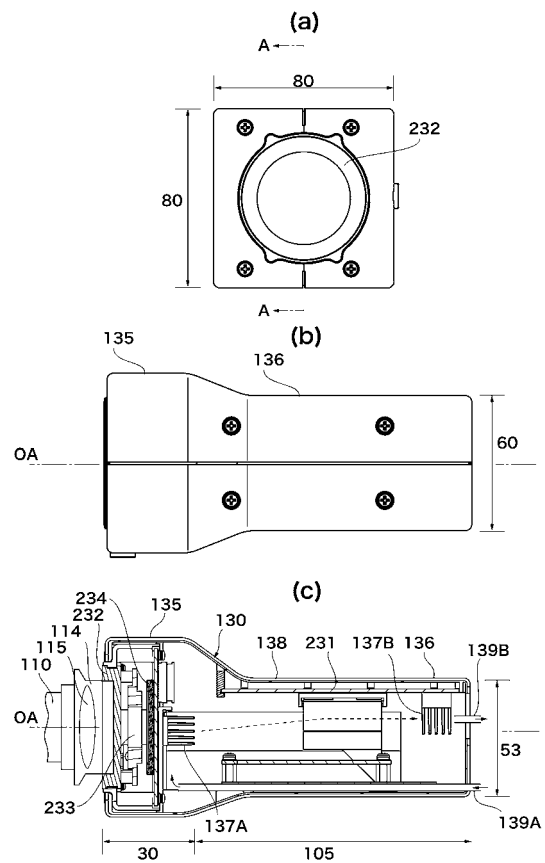
【図 2】



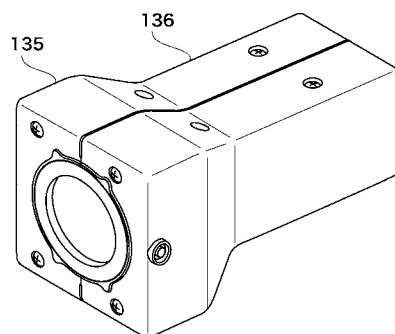
【図 3】



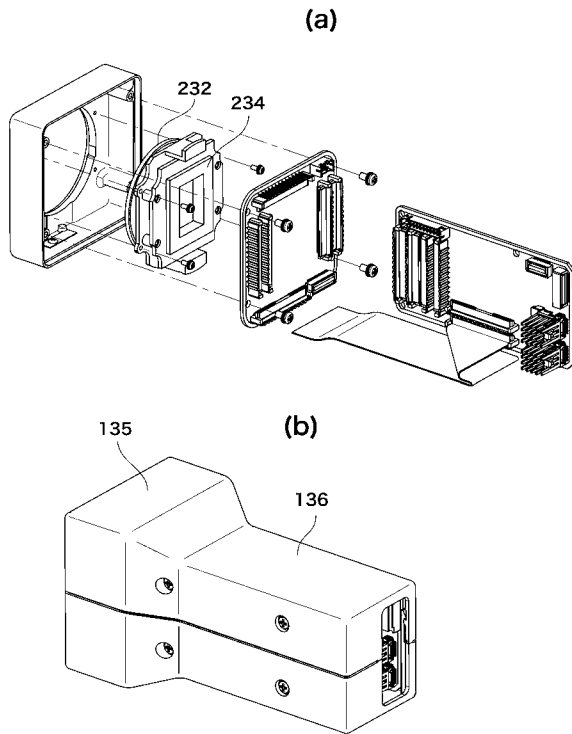
【図 5】



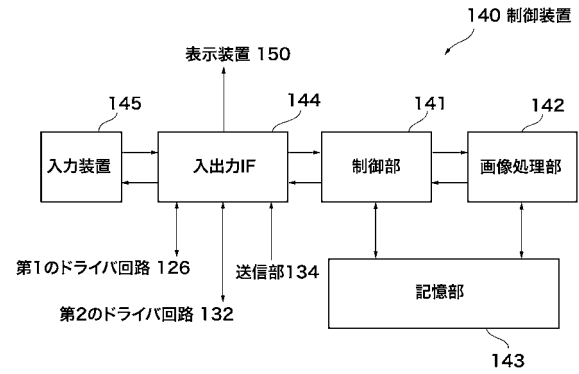
【図 4】



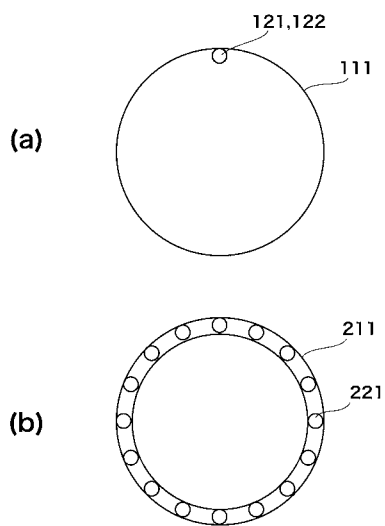
【図 6】



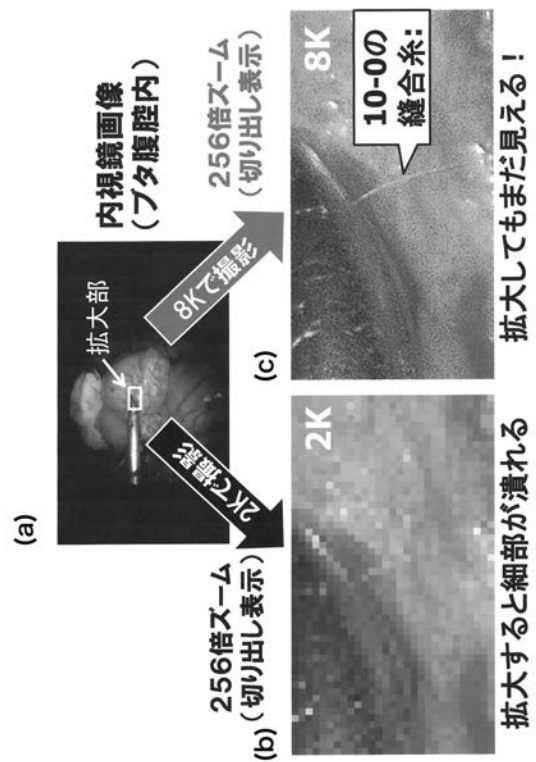
【図 7】



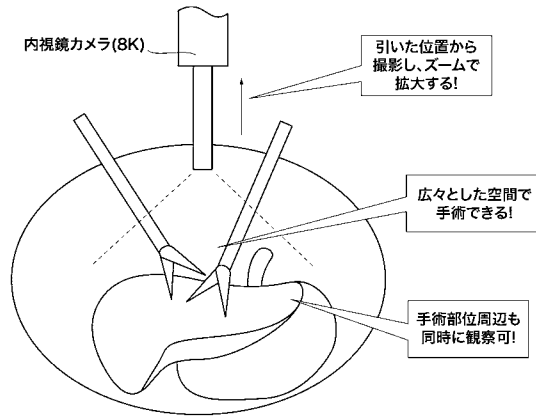
【図 8】



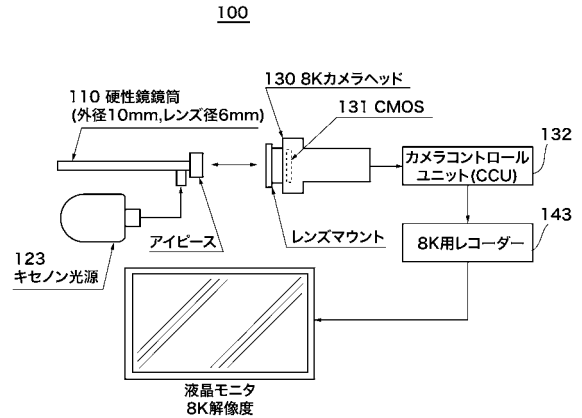
【図 9】



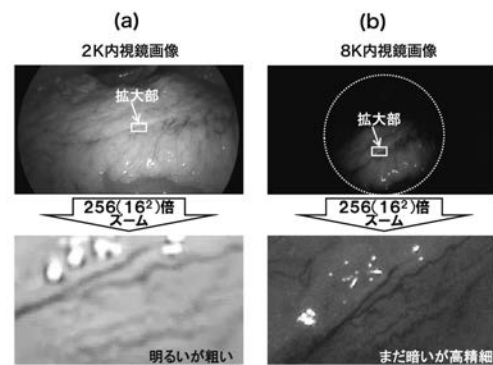
【図 10】



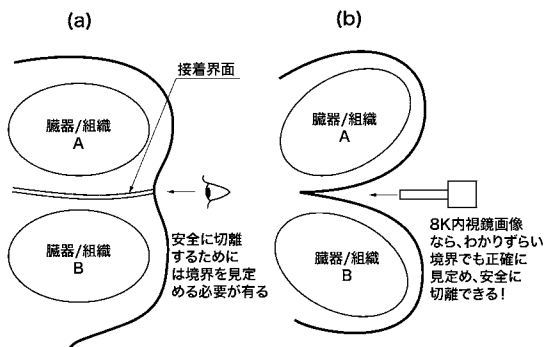
【図 11】



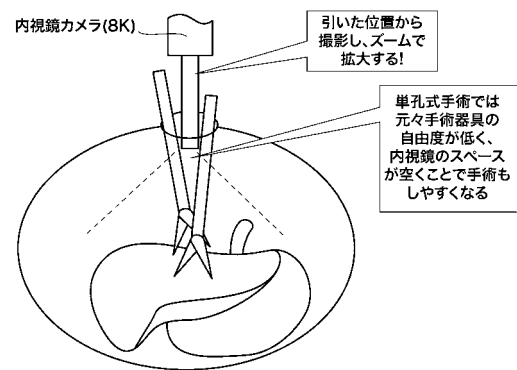
【図 12】



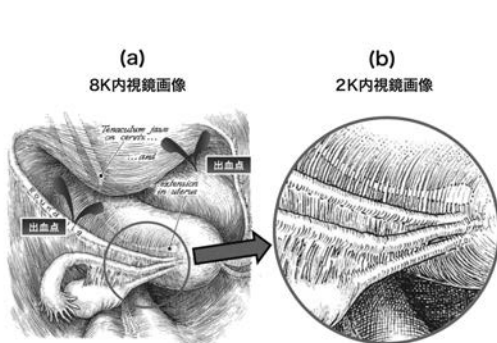
【図 13】



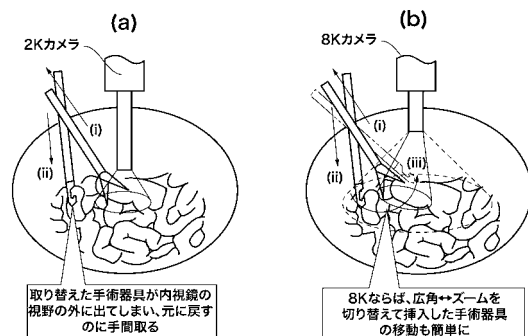
【図 15】



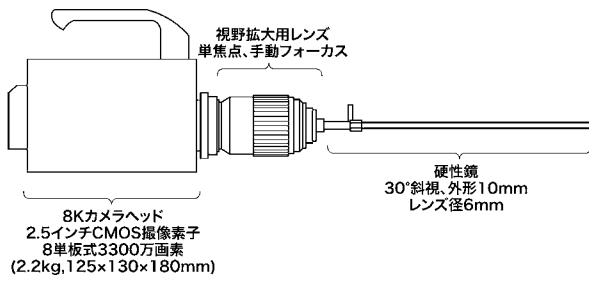
【図 14】



【図 16】



【図 17】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/018255

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B1/07(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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	Toshiyuki MORI et al., "Naishikyo Geka Shujutsu to Koseisai Gazo 8K Video System no Shoraisei", New Medicine in Japan, 01 September 2015 (01.09.2015), vol.42, no.9, pages 96 to 99	1,3 2,4-7
Y	WO 01/18585 A1 (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 March 2001 (15.03.2001), description, page 12, lines 20 to 21; page 14, lines 20 to 22 & US 6905462 B1 column 10, lines 59 to 62; column 12, lines 41 to 44 & EP 1211543 A1 & CN 1373858 A	2

☒ 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
31 July 2017 (31.07.17)Date of mailing of the international search report
08 August 2017 (08.08.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/018255

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 2006-288432 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0058], [0070] & US 2007/0055104 A1 paragraphs [0304], [0346] & WO 2005/110202 A1 & EP 1757221 A1 & KR 10-2007-0018945 A	2
Y	WO 2013/100030 A1 (Olympus Corp.), 04 July 2013 (04.07.2013), paragraph [0047] & US 2014/0301617 A1 paragraph [0060] & CN 104010558 A	2
Y	JP 2006-51345 A (Olympus Corp.), 23 February 2006 (23.02.2006), paragraphs [0007], [0024], [0117], [0118], [0121]; fig. 5, 17 & US 2006/0122464 A1 paragraphs [0005], [0013], [0107], [0109]; fig. 5A, 5B, 17	4
Y	JP 2011-98078 A (Olympus Corp.), 19 May 2011 (19.05.2011), paragraph [0142] & US 2011/0112361 A1 paragraph [0203]	5-7
Y	JP 2013-545557 A (Ultradent Products, Inc.), 26 December 2013 (26.12.2013), paragraph [0028] & US 2014/0055563 A1 paragraph [0035] & WO 2012/075155 A2 & EP 2647210 A2 & CN 103238339 A	5-7
Y	JP 9-501332 A (American Surgical Technologies Corp.), 10 February 1997 (10.02.1997), page 11, lines 8 to 15; fig. 2A, 3 & US 5751341 A column 4, line 66 to column 5, line 10; fig. 2A, 3 & WO 1994/015521 A1 & EP 703747 A1	7
A	JP 2000-10021 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 14 January 2000 (14.01.2000), paragraph [0132] (Family: none)	1-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/018255

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,X P,Y	Kenkichi TANIOKA, "8K Cho Koseisai Eizo Gijutsu to Naishikyo Shujutsu eno Oyo", Optical and Electro-optical Engineering Contact, 20 June 2016 (20.06.2016), vol.54, no.6, pages 24 to 31	1,3 2,4-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 8 2 5 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B1/07(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, 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 <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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	森 俊幸 他, 内視鏡外科手術と高精細画像 8Kビデオシステムの	1, 3									
Y	将来性, 新医療, 2015.09.01, 第42巻第9号, p.96-99	2, 4-7									
Y	WO 01/18585 A1 (オリンパス光学工業株式会社) 2001.03.15, 明細書第12頁第20-21行, 第14頁第20-22行 & US 6905462 B1, 第10欄第59-62行, 第12欄第41-44行 & EP 1211543 A1 & CN 1373858 A	2									
☒ 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 31.07.2017		国際調査報告の発送日 08.08.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) ▲高▼ 芳徳 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9813								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 8 2 5 5
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 2006-288432 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 10. 26, 段落[0058], [0070] & US 2007/0055104 A1, 段落[0304], [0346] & WO 2005/110202 A1 & EP 1757221 A1 & KR 10-2007-0018945 A	2
Y	WO 2013/100030 A1 (オリンパス株式会社) 2013. 07. 04, 段落[0047] & US 2014/0301617 A1, 段落[0060] & CN 104010558 A	2
Y	JP 2006-51345 A (オリンパス株式会社) 2006. 02. 23, 段落[0007], [0024], [0117], [0118], [0121], 第 5, 17 図 & US 2006/0122464 A1, 段落[0005], [0013], [0107], [0109], 第 5A, 5B, 17 図	4
Y	JP 2011-98078 A (オリンパス株式会社) 2011. 05. 19, 段落[0142] & US 2011/0112361 A1, 段落[0203]	5-7
Y	JP 2013-545557 A (ウルトラデント プロダクツ インコーポレイテッド) 2013. 12. 26, 段落[0028] & US 2014/0055563 A1, 段落[0035] & WO 2012/075155 A2 & EP 2647210 A2 & CN 103238339 A	5-7
Y	JP 9-501332 A (アメリカン・サージカル・テクノロジーズ・ コーポレーション) 1997. 02. 10, 第 11 頁第 8-15 行, 第 2A, 3 図 & US 5751341 A, 第 4 欄第 66 行-第 5 欄第 10 行, 第 2A, 3 図 & WO 1994/015521 A1 & EP 703747 A1	7
A	JP 2000-10021 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000. 01. 14, 段落[0132] (ファミリーなし)	1-7
P, X P, Y	谷岡 健吉, 8 K 超高精細映像技術と内視鏡手術への応用, 光技術コンタクト, 2016. 06. 20, 第 54 巻, 第 6 号, p. 24-31	1, 3 2, 4-7

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, 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, TZ

(72)発明者 谷岡 健吉

東京都新宿区新小川町 5 番 5 号 株式会社オプトロニクス内

(72)発明者 高橋 哲

東京都国分寺市東恋ヶ窪 2 丁目 3 5 番 2 8 号 株式会社リンク内

F ターム(参考) 4C161 AA24 BB02 CC06 DD01 FF02 FF40 FF47 JJ06 JJ17 LL03

MM05 NN01 NN05 PP01 PP15 QQ02 QQ07 VV03 WW03

(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)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2017199926A1	公开(公告)日	2019-10-10
申请号	JP2018518294	申请日	2017-05-15
[标]发明人	千葉敏雄 山下紘正 谷岡健吉 高橋哲		
发明人	千葉 敏雄 山下 紘正 谷岡 健吉 高橋 哲		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/045 A61B1/07 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00066 A61B1/00071 A61B1/042 A61B1/051 A61B1/055 A61B1/0607 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G02B23/24 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/00188 H04N5/23296		
FI分类号	A61B1/04.530 A61B1/04.540 A61B1/045.610 A61B1/07.733 A61B1/00.R		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF02 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/PP15 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/VV03 4C161/WW03		
代理人(译)	胜之达瓦 金子 一郎		
优先权	2016098729 2016-05-17 JP 2016123049 2016-06-21 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种高分辨率，小型轻量的内窥镜设备。根据本发明的内窥镜设备100被插入到体腔中，并且包括引导来自被检体的光的插入单元110，被附接到该插入单元110并照亮被检体并且布置成矩阵的照明装置120。它具有图像传感器，该图像传感器接收在插入单元110的引导下从对象反射的反射光并输出对象的成像信号，并且可以安装到插入单元110和照明装置120。可以手动抓握和运输的成像装置130，并且成像装置130具有垂直于安装单元135的光轴的截面积，该横截面面积结合了手动抓握和运输的夹具136的成像元件131。它等于或大于垂直于光轴的横截面积。

