

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6076492号
(P6076492)

(45) 発行日 平成29年2月8日 (2017.2.8)

(24) 登録日 平成29年1月20日 (2017.1.20)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
	G 0 2 B 23/26 C

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-541414 (P2015-541414)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成25年12月26日 (2013.12.26)		オリンパス株式会社
(65) 公表番号	特表2015-535439 (P2015-535439A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公表日	平成27年12月14日 (2015.12.14)	(74) 代理人	100118913
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/085337		弁理士 上田 邦生
(87) 国際公開番号	W02014/104405	(74) 代理人	100112737
(87) 国際公開日	平成26年7月3日 (2014.7.3)		弁理士 藤田 考晴
審査請求日	平成27年5月12日 (2015.5.12)	(72) 発明者	池田 浩
(31) 優先権主張番号	61/746,809		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成24年12月28日 (2012.12.28)		リンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
		審査官	山口 裕之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 立体視内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長尺の基端部と、該基端部の先端にその長手軸に直交する軸線回りに揺動可能に設けられた先端部とを有する挿入部と、

前記先端部に収容されると共にそれぞれ該先端部の先端面に少なくとも1つのレンズを有し、物体からの光を集光する略平行な光軸を有する一対のレンズ群と、前記先端部に収容され、各該レンズ群により集光された光を逆方向に90°偏向させる一対の第1のプリズムと、前記先端部以外の前記挿入部内に収容され、各該第1のプリズムにより偏向された光をさらに90°偏向させて略平行にする一対の第2のプリズムとを備え、視差を有する2つの像を結像させる光学系と、

10

前記先端部を前記基端部に対して前記光軸に直交する軸線回りに回転させることにより、該光学系の一対の前記レンズ群と一対の前記第1のプリズムとを一体的に、一対の前記第2のプリズムに対して前記光軸に直交する軸線回りに回転させる先端側回転機構と、

前記光学系により結像された視差を有する2つの像を同一の撮像面において撮影する撮像素子と、

該撮像素子により取得された画像を処理して、前記撮像素子により取得された2つの像を、一対の前記レンズ群の前記光軸を含む平面と前記撮像面に垂直な軸線とのなす角度だけ互いに逆方向に回転させる画像処理部とを備える立体視内視鏡。

【請求項 2】

前記挿入部が、前記基端部と前記先端部との間に配置され前記第2のプリズムおよび前

20

記撮像素子を含む中間部を有し、

前記基端部に対して前記中間部を前記先端側回転機構の軸線と略平行な軸線回りに回転させる基端側回転機構と、

該基端側回転機構による前記基端部に対する前記中間部の回転角度と、前記先端側回転機構による前記基端部に対する前記先端部の回転角度との比が一定となるように前記基端側回転機構と前記先端側回転機構とを連動させる連動機構とを備える請求項 1 に記載の立体視内視鏡。

【請求項 3】

前記連動機構によって前記先端側回転機構および前記基端側回転機構が連動させられたときに、一対の前記レンズ群から物体までの距離が変化しないように前記中間部および前記先端部を前記基端部の長手方向に移動させる移動機構を備える請求項 2 に記載の立体視内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、立体視内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、物体側から順に配列された、一対の負レンズ群と、一対の第 1 の正レンズ群と、明るさ絞りと、第 2 の正レンズ群と、単一の撮像素子とを備え、第 2 の正レンズ群の光軸が、明るさ絞りより物体側のレンズ群の光軸に対して偏心している内視鏡撮像装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0003】

この内視鏡撮像装置においては、一対のレンズ群、撮像素子および撮像素子の直後に配置され、撮像素子で取得された画像を電気信号として画像処理装置に伝送する駆動回路が内視鏡挿入部の先端に配置されており、これら一対のレンズ群、撮像素子および駆動回路は一体的に動作するようになっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2001 - 147382 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記一対のレンズ群、撮像素子および駆動回路は、内視鏡挿入部の先端の比較的長い長さ寸法にわたって配置されるため、これらを内視鏡挿入部の先端の方向を変更するための湾曲部よりも前方に配置すると、回転半径が大きくなってしまい、トロツカを介した体内への挿入時、あるいは狭い体内での作動時等に、周囲の臓器等と干渉して操作性が悪い。

【0006】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、回転半径を最小限に抑制して、周囲の臓器等との干渉を低減し、操作性を向上することができる立体視内視鏡を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様は、長尺の基端部と、該基端部の先端にその長手軸に直交する軸線回りに揺動可能に設けられた先端部とを有する挿入部と、前記先端部に収容されると共にそれぞれ該先端部の先端面に少なくとも 1 つのレンズを有し、物体からの光を集光する略平行な光軸を有する一対のレンズ群と、前記先端部に収容され、各該レンズ群により集光された光を逆方向に 90° 偏向させる一対の第 1 のプリズムと、前記先端部以外の前記挿入部

10

20

30

40

50

内に收容され、各該第1のプリズムにより偏向された光をさらに90°偏向させて略平行にする一対の第2のプリズムとを備え、視差を有する2つの像を結像させる光学系と、前記先端部を前記基端部に対して前記光軸に直交する軸線回りに回転させることにより、該光学系の一対の前記レンズ群と一対の前記第1のプリズムとを一体的に、一対の前記第2のプリズムに対して前記光軸に直交する軸線回りに回転させる先端側回転機構と、前記光学系により結像された視差を有する2つの像を同一の撮像面において撮影する撮像素子と、該撮像素子により取得された画像を処理して、前記撮像素子により取得された2つの像を、一対の前記レンズ群の前記光軸を含む平面と前記撮像面に垂直な軸線とのなす角度だけ互いに逆方向に回転させる画像処理部とを備える立体視内視鏡を提供する。

【0008】

10

本態様によれば、物体からの光が一対のレンズ群により集光され、各レンズ群により集光された光が一対の第1のプリズムによって90°偏向された後、一対の第2のプリズムによってさらに90°偏向され、視差を有する2つの像が撮像素子の同一の撮像面に結像されることにより、撮影される。また、先端側回転機構を作動させると、一対のレンズ群および一対の第1のプリズムが、一対の第2のプリズムに対して一体的に回転させられることにより、一対のレンズ群の光軸方向を変化させて、物体を異なる角度から観察することが可能となる。

【0009】

この場合に、先端側回転機構によってレンズ群および第1のプリズムを回転させると、その回転角度に応じて撮像素子の撮像面に結像される像の角度が変化する。一対の第1のプリズムは各レンズ群によって集光された光を逆方向に偏向するので、撮像面上の2つの像の角度は逆方向に回転する。したがって画像処理部により一対のレンズ群の光軸を含む平面と撮像面に垂直な軸線とのなす角度だけ互いに逆方向に回転させることにより、2つの像の角度を一致させ、容易に立体視することが可能となる。

20

また、挿入部が、長尺の基端部と、基端部の先端にその長手軸に直交する軸線回りに揺動可能に設けられた先端部とを有し、また、先端部に收容されると共にそれぞれ先端部の先端面に少なくとも1つのレンズを有し、物体からの光を集光する略平行な光軸を有する一対のレンズ群と、先端部に收容され、各該レンズ群により集光された光を逆方向に90°偏向させる一対の第1のプリズムと、先端部以外の前記挿入部内に收容され、各該第1のプリズムにより偏向された光をさらに90°偏向させて略平行にする一対の第2のプリズムとを備えている。このように、観察方向を変える際に、挿入部全体の方向を変えるのではなく、挿入部の先端部だけ方向を変えるようにしているので、回転半径を最小に抑制できる。

30

【0010】

上記態様においては、前記挿入部が、前記基端部と前記先端部との間に配置され前記第2のプリズムおよび前記撮像素子を含む中間部を有し、前記基端部に対して前記中間部を前記先端側回転機構の軸線と略平行な軸線回りに回転させる基端側回転機構と、該基端側回転機構による前記基端部に対する前記中間部の回転角度と、前記先端側回転機構による前記基端部に対する前記先端部の回転角度との比が一定となるように前記基端側回転機構と前記先端側回転機構とを連動させる連動機構とを備えていてもよい。

40

【0011】

このようにすることで、基端側回転機構を作動させて基端部に対して中間部を回転させると、連動機構の作動によって、先端側回転機構がその逆方向に回転させられて、全体として略S字状に湾曲させられる。このとき、基端部に対する中間部の回転角度と、基端部に対する先端部の回転角度との比が略一定となるように連動させられるので、中間部の回転角度が大きくなれば、先端部の回転角度も大きくなり、同一の物体を様々な角度から容易に観察することができる。

【0012】

また、上記態様においては、前記連動機構によって前記先端側回転機構および前記基端側回転機構が連動させられたときに、一対の前記レンズ群から物体までの距離が変化しな

50

いように前記中間部および前記先端部を前記基端部の長手方向に移動させる移動機構を備えていてもよい。

【0013】

このようにすることで、中間部の回転角度を変化させても、移動機構を作動させて基端部の長手方向に中間部および先端部を移動させることにより、先端部のレンズ群から物体までの距離が変化しないようにすることができ、同一の物体を様々な角度から鮮明に観察することができる。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、回転半径を最小限に抑制して、周囲の臓器等との干渉を低減し、操作性を向上することができるという効果を奏する。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る立体視内視鏡を示す全体構成図である。

【図2】図1の立体視内視鏡の光学系および撮像素子の配置を示す図である。

【図3】図1の立体視内視鏡の先端部が揺動していない状態での(a)光学系の配置、(b)画像例をそれぞれ示す図である。

【図4】図1の立体視内視鏡の先端部が30°揺動した状態での(a)光学系の配置、(b)画像例をそれぞれ示す図である。

【図5】図1の立体視内視鏡の先端部が90°揺動した状態での(a)光学系の配置、(b)画像例をそれぞれ示す図である。

20

【図6】図1の立体視内視鏡の変形例を示す図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る立体視内視鏡を示す全体構成図である。

【図8】図7の立体視内視鏡の(a)先端部および中間部が真っ直ぐに伸びた状態、(b)先端部および中間部が相互に逆方向に連動して揺動した状態をそれぞれ示す図である。

【図9】図7の立体視内視鏡の連動機構の変形例であって(a)先端部および中間部が真っ直ぐに伸びた状態、(b)先端部および中間部が相互に逆方向に連動して揺動した状態、(c)先端部のみを独立して揺動させた状態をそれぞれ示す図である。

【図10】図7の立体視内視鏡の移動機構を有する変形例であって、(a)先端部および中間部が真っ直ぐに伸びた状態、(b)先端部および中間部が相互に逆方向に連動して揺動し、移動機構により前進した状態、(c)先端部および中間部がさらに相互に逆方向に連動して揺動し、移動機構によりさらに前進した状態をそれぞれ示す図である。

30

【図11】(a)図10(a)の場合の画像例、(b)図10(c)の場合の画像例をそれぞれ示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本発明の第1の実施形態に係る立体視内視鏡1について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡1は、図1に示されるように、内視鏡本体2と、該内視鏡本体2に接続する制御部3と、内視鏡本体2により取得された画像を表示するモニタ4とを備えている。

40

【0017】

内視鏡本体2は、長尺の挿入部5と、該挿入部5の基端側に配置される操作部6とを備えている。

挿入部5は、長尺の基端部7と、該基端部7の先端に、長手軸に直交する軸線回りに揺動可能に設けられた先端部8を備えている。先端部8および基端部7の内部には、図2に示されるように、一对の光学系9, 10が配置され、また、該光学系9, 10によって集光された光を撮影するCCDのような撮像素子11と、該撮像素子11を制御する制御回路12とが設けられている。

【0018】

50

一对の光学系 9, 10 は、先端部 7 に配置された一对のレンズ群 13, 14 および一对の第 1 のプリズム 15, 16 と、基端部 7 に配置された一对の第 2 のプリズム 17, 18 および一对の集光レンズ 19, 20 とを備えている。

先端部 8 は、筒状の基端部 7 の先端に揺動可能に取り付けられたケーシング 7a を備え、一对のレンズ群 13, 14 および一对の第 1 のプリズム 15, 16 がケーシング 7a 内に収容されている。

【0019】

一对のレンズ群 13, 14 は、略平行な光軸を有し、物体からの光を集光するようになっている。

一对の第 1 のプリズム 15, 16 は、それぞれがレンズ群 13, 14 の基端側に配置され、レンズ群 13, 14 によって集光された光束を 90° 偏向して、ケーシング 7a の揺動軸 21 の中心軸線 21a に沿って、半径方向内方に指向させるようになっている。

また、先端部 8 は、モータ（先端側回転機構）22 によって基端部 7 に対して上述した揺動軸線回りに揺動駆動されるようになっている。

【0020】

基端部 7 に配置された一对の第 2 のプリズム 17, 18 は、一对の第 1 のプリズム 15, 16 にそれぞれ対向する位置に、ケーシング 7 の揺動軸 21 の中心軸線 21a に沿う方向に並んで配置され、第 1 のプリズム 15, 16 によって偏向された光束を、さらに 90° 偏向させて基端部 7 の長手方向に沿ってその基端に向かう方向に指向させるようになっている。

一对の集光レンズ 19, 20 は、一对の第 2 のプリズム 17, 18 によって偏向された光をそれぞれ集光して、撮像素子 11 の撮像面 11a に結像させるようになっている。

【0021】

撮像素子 11 は、一对の集光レンズ 19, 20 によって結像された物体の 2 つの像を並んで同時に結像させる撮像面 11a を有している。

撮像素子 11 により取得された信号は、制御回路 12 において画像情報に変換されて制御部 3 に伝送されるようになっている。

【0022】

制御部 3 は、モータ 22 を制御して、基端部 7 に対する先端部 8 の揺動角度を設定するようになっている。

また、制御部 3 は、制御回路 12 から送られてきた画像情報を処理して物体の 2 つの像の画像を生成するとともに、生成された 2 つの画像を揺動角度に基づいて処理して、立体像として認識可能な画像を生成し、モニタ 4 に送るようになっている。

【0023】

ここで、先端部 8 の揺動角度と撮像素子 11 により取得される画像との関係について説明する。

図 3 (a) に示されるように、一对のレンズ群 13, 14 の光軸を含む平面が撮像面 11a の垂線と平行な状態では、撮像素子 11 により取得される画像上の 2 つの像は、図 3 (b) に示されるように、同一の方向に揃っている。したがって、これら 2 つの像を分離して生成される 2 つの画像は、そのままの角度で左右の眼で別個に見ることで、脳内で物体の立体像を合成可能に配置されている。

【0024】

これに対して、図 4 (a) および図 5 (a) に示されるように、制御部 3 が基端部 7 に対して先端部 8 を揺動させて、一对のレンズ群 13, 14 の光軸を含む平面と撮像面 11a の垂線とがなす角が変化すると、撮像素子 11 により取得される画像上の 2 つの像は、図 4 (b) および図 5 (b) に示されるように、先端部 8 の揺動角度 (30°, 90°) と等しい角度だけ互いに逆方向に回転する。これらの像は分離して 2 つの画像を生成しても、そのままでは立体像として認識できない画像となる。

【0025】

そこで、制御部 8 においては、生成された 2 つの画像を先端部 8 の揺動角度に基づいて

10

20

30

40

50

、揺動によって回転する方向とは逆方向に２つの像を図３（ｂ）と同様の位置まで戻すように回転させる画像処理を行うようになっている。

【００２６】

このように構成された本実施形態に係る立体視内視鏡１の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡１によれば、挿入部５を患者の体内に挿入し、撮像素子１１を作動させると、一对の光学系９，１０によって取得された２つの像が撮像素子１１の撮像面１１ａに同時に結像される。２つのレンズ群１３，１４は平行に、かつ、間隔をあけて配置されているので、取得される像は視差を有しており、左右別個の眼で見ることによって、脳内で物体の立体像を合成することができる。

10

【００２７】

そして、観察方向を変更したいときには、制御部３がモータ２２を作動させて基端部７に対して先端部８を揺動させることにより、レンズ群１３，１４の光軸を揺動させる。

この場合において、本実施形態に係る立体視内視鏡１によれば、光学系、撮像素子および制御回路を一体として収容した先端部を揺動させる従来の立体視内視鏡と比較して、光学系９，１０の一部のみを先端部７内に収容しているので、先端部７の長さを短くして回転半径を短縮し、狭い体内空間において他の組織等の干渉を低減して観察方向を容易に変更することができるという利点がある。

【００２８】

さらに、本実施形態に係る立体視内視鏡１によれば、２つのプリズム１５，１７（１６，１８）によって、光束を途中でクランク状に折り曲げるとともに、先端部８が揺動することによって、２つのプリズム１５，１７（１６，１８）の相対的な角度が変化するため、撮像面１１ａに結像される２つの像は、それぞれ先端部８の揺動角度と等しい角度だけ、逆方向に回転している。本実施形態に係る立体視内視鏡１によれば、このように回転して取得された２つの像を有する画像が制御部３において画像処理されることにより、２つの像の方向が一致するように補正されるので、生成された視差を有する２つの画像によって、物体の立体像を認識することができる。

20

【００２９】

なお、本実施形態においては、基端部７に対して先端部８を揺動させる先端側回転機構としてモータ２２を例示したが、これに代えて、ワイヤやリンク等他の任意の回転機構を採用してもよい。

30

また、図６に示されるように、照明光をライトガイドで先端部８の先端から射出させる場合に、先端部８の揺動軸線２１ａと共通の揺動軸線２１ａ回りに相対回転可能なプリズム対２３，２４を配置し、基端部７のライトガイド２５ａ，２６ａから先端部８のライトガイド２５ｂ，２６ｂへ導光して、常に撮影領域を同じ光量で照明することにしてもよい。

【００３０】

次に、本発明の第２の実施形態に係る立体視内視鏡３０について、図面を参照して説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡３０の説明において、上述した第１の実施形態に係る立体視内視鏡１と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

40

【００３１】

本実施形態に係る立体視内視鏡３０は、図７に示されるように、基端部７と先端部８との間に中間部３１を有し、基端部７に対して中間部３１を揺動させる基端側回転機構３２を備えている点において第１の実施形態に係る立体視内視鏡１と相違している。基端側回転機構３２も、例えばモータである。

【００３２】

また、本実施形態に係る立体視内視鏡３０は、制御部３がモータ（先端側回転機構）２２とモータ（基端側回転機構）３２とを連動させる連動機構を構成している。すなわち、制御部３は、図８（ｂ）に示されるように、先端部８の一对のレンズ群１３，１４の光軸

50

を含む平面が基端部 7 の長手軸となす角度 1 と、中間部 3 1 の長手軸が基端部 7 の長手軸となす角度 2 とが常に一定の比率で変化するように、2 つのモータ 2 2 , 3 2 を連動させるようになっている。

図 8 (a)、(b) に示す例では、2 つのモータ 2 2 , 3 2 は互いに逆方向に回転させられるようになっている。

【 0 0 3 3 】

このように構成された本実施形態に係る立体視内視鏡 3 0 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡 3 0 を用いて体内の患部を観察するには、制御部 3 が 2 つのモータ 2 2 , 3 2 を連動させて回転させることにより、中間部 3 1 に対する先端部 8 10 の揺動と、基端部 7 に対する中間部 3 1 の揺動とを逆方向に行わせて、全体として挿入部 5 を略 S 字状に形成する。

【 0 0 3 4 】

このようにすることで、同じ患部 A を、角度を変更して観察することができる。この場合に、本実施形態に係る立体視内視鏡 3 0 によれば、先端部 8 の長さが短いので、角度を変更したときに基端部 7 の長手軸に交差する方向への突出量が少なくて済むという利点がある。したがって、体内の狭い空間においても患部 A を様々な角度から容易に観察することができる。

【 0 0 3 5 】

また、例えば、基端部 7 から処置具を突出させて、患部 A の処置をしている場合に、基端部 7 の姿勢を変更せずに、観察角度を変更可能であるため、処置具を動かすことなく異なる方向から患部 A を観察して処置を正確に行うことができるという利点がある。 20

【 0 0 3 6 】

なお、本実施形態においては、先端側回転機構および基端側回転機構としてそれぞれモータ 2 2 , 3 2 を採用し、制御部 3 によって連動機構を構成することとしたが、これに代えて、図 9 に示されるように、連動機構として平行 4 節リンク機構 3 3 を用いて、先端部 8 の揺動と中間部 3 1 の揺動とを連動させてもよい。

【 0 0 3 7 】

この平行 4 節リンク 3 3 には、対向する 2 つのリンク 3 3 a , 3 3 b の略中央に揺動可能に連結されたレバー 3 4 a が設けられており、このレバー 3 4 a を 1 つのリンクとする 4 節スライダリンク機構 3 4 が設けられている。また、4 節スライダリンク機構 3 4 の他のリンク 3 4 b は平行 4 節リンク 3 3 の 1 つのリンク 3 3 b と直交する状態に固定されている。 30

【 0 0 3 8 】

図 9 (a) に示されるように、基端部 7、中間部 3 1 および先端部 8 が真っ直ぐに延びた状態から、スライダ 3 4 c を先端方向にスライドさせると、図 9 (b) に示されるように、4 節スライダリンク機構 3 4 の 1 つのリンクを構成しているレバー 3 4 a が揺動させられて、基端部 7 に対して中間部 3 1 が矢印 B の方向に揺動させられるとともに、中間部 3 1 に対して先端部 8 が逆方向 (矢印 C の方向) に揺動させられる。

これにより、中間部 3 1 の揺動と先端部 8 の揺動とを連動させることができる。 40

【 0 0 3 9 】

なお、中間部 3 1 を固定したままで先端部 8 を揺動させたい場合には、図 9 (c) に示されるように、矢印 D で示される方向に 4 節スライダリンク機構 3 4 自体の角度を変化させることで、リンク 3 4 b が接合した平行 4 節リンク機構 3 3 のリンク 3 3 b の角度を変化させ、これによって、矢印 C に示される方向に先端部 8 のみを独立して揺動させることにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

また、図 1 0 (a) ~ (c) に示されるように、2 つの回転機構 2 2 , 3 2 によって挿入部 5 を略 S 字状に湾曲させる場合に、患部 A からレンズ群 1 3 , 1 4 までの距離が変化することを防止するために、先端部 8 および中間部 3 1 を基端部 7 の長手方向に移動させ 50

る移動機構 35 を備えていてもよい。移動機構 35 は、例えば、処置具 36 を備えた筐体の処置具の上面に沿って、基端部 7 を長手方向にスライドさせる機構である。

【0041】

このようにすることで、中間部 31 を揺動させて、先端部 8 が患部 A から離間する方向に移動しても、移動機構 35 によって先端部 8 および中間部 31 を患部 A に近接する方向に直線移動させることにより、患部 A から先端部 8 までの距離が変化しないようにすることができる。その結果、図 11 (a)、(b) に示されるように、患部 A の観察角度を変化させて、処置具 36 が邪魔にならない角度から患部 A を観察することができる。また、患部 A の観察角度が変化しても、常にピントの合った画像を取得することができ、物体の鮮明な観察を行うことができるという利点がある。

10

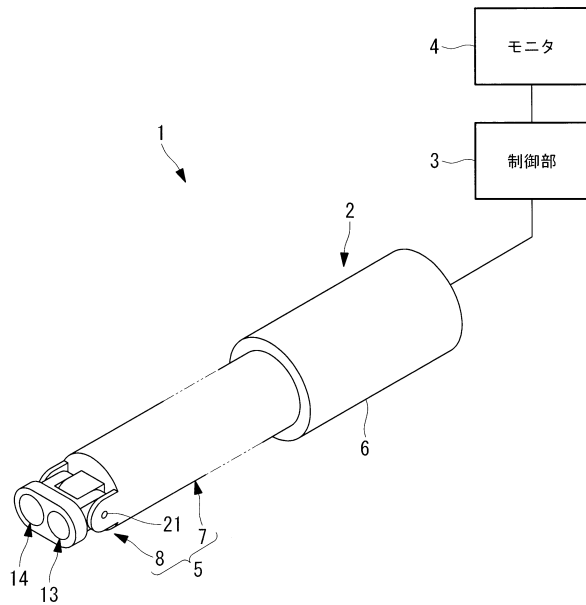
【符号の説明】

【0042】

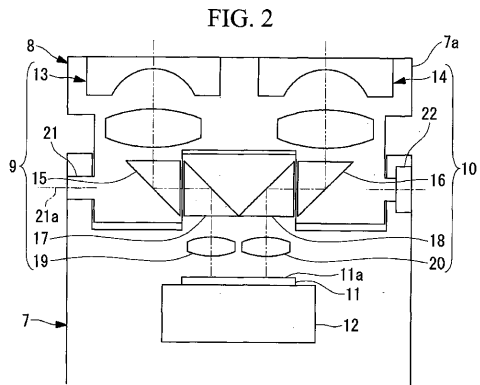
- A 患部（物体）
- 1, 30 立体視内視鏡
- 3 制御部（画像処理部：連動機構）
- 7 基端部
- 8 先端部
- 9, 10 光学系
- 11 撮像素子
- 11a 撮像面
- 13, 14 レンズ群
- 15, 16 第 1 のプリズム
- 17, 18 第 2 のプリズム
- 22 モータ（先端側回転機構）
- 31 中間部
- 32 モータ（基端側回転機構）
- 33 平行 4 節リンク（連動機構）
- 35 移動機構

20

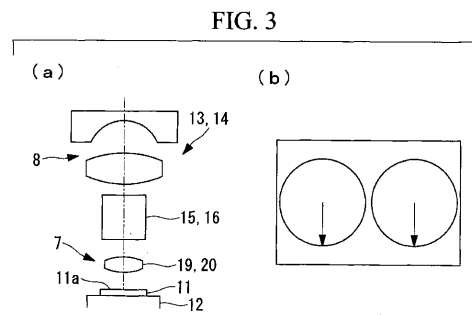
【図 1】



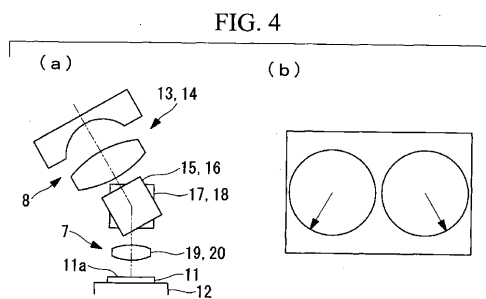
【図 2】



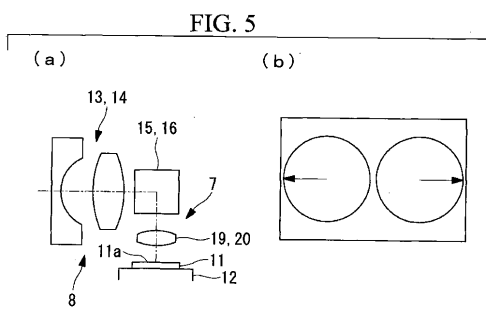
【図 3】



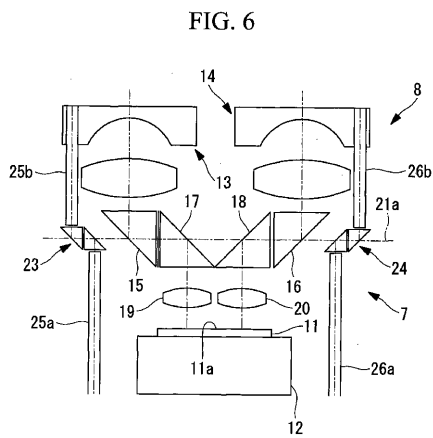
【図 4】



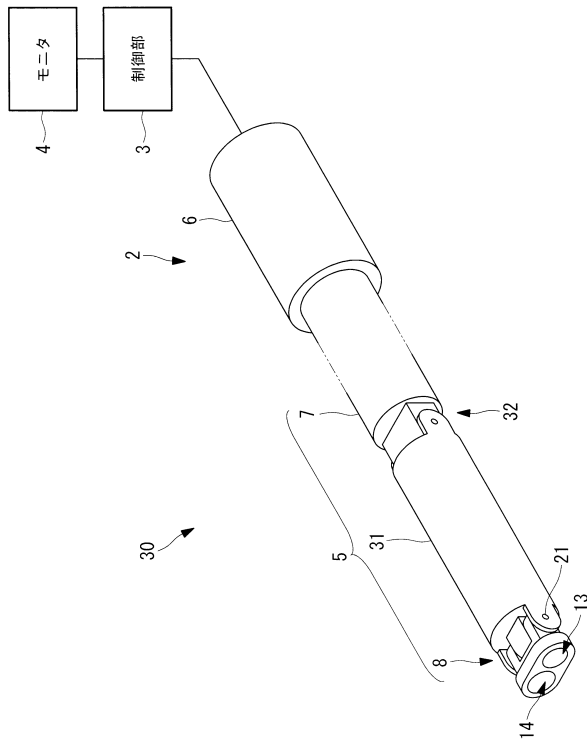
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

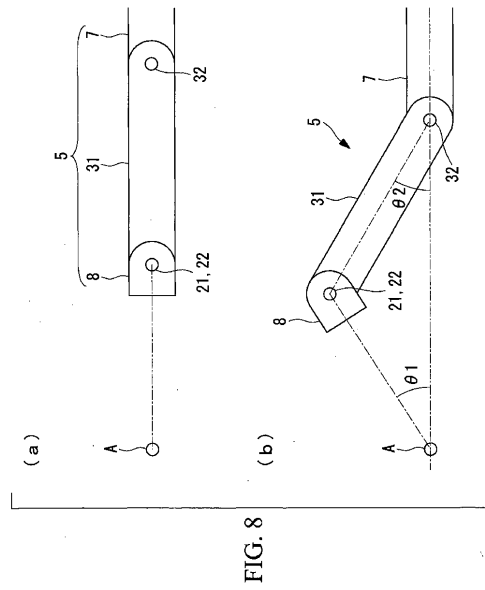
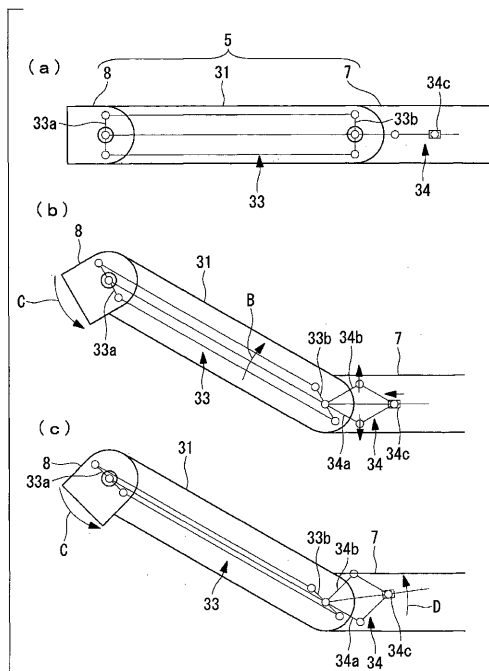


FIG. 8

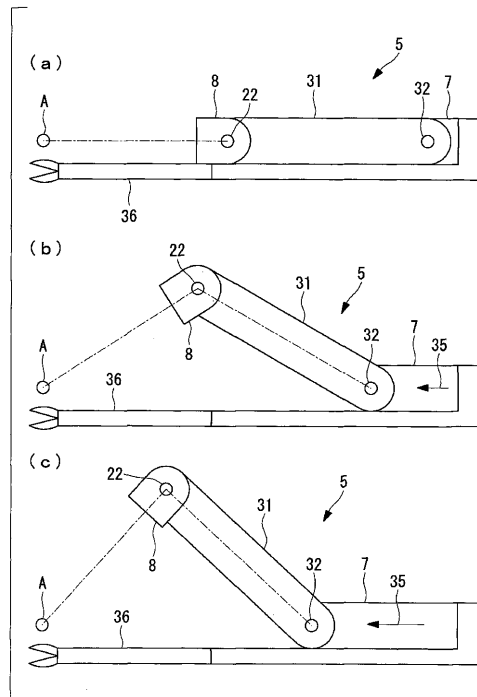
【図 9】

FIG. 9



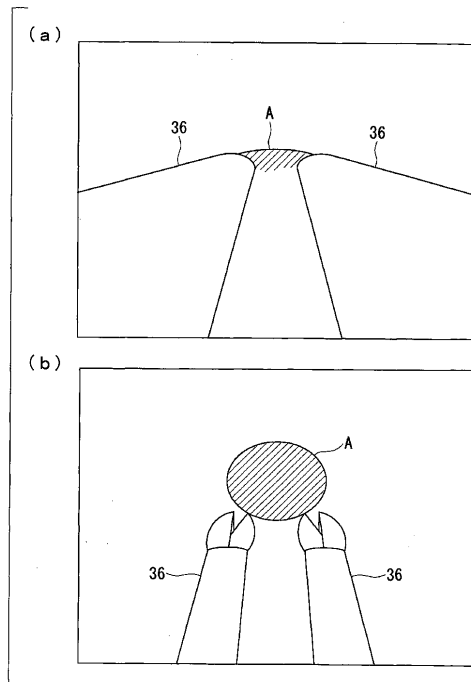
【図 10】

FIG. 10



【図 11】

FIG. 11



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭63-210813(JP,A)
特開平04-016812(JP,A)
米国特許出願公開第2002/0007110(US,A1)
特表2003-510119(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0092966(US,A1)
国際公開第2007/097034(WO,A1)
特開昭49-053845(JP,A)
国際公開第2012/076128(WO,A1)
米国特許出願公開第2002/0049367(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04

专利名称(译)	立体视内视镜		
公开(公告)号	JP6076492B2	公开(公告)日	2017-02-08
申请号	JP2015541414	申请日	2013-12-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	池田 浩		
发明人	池田 浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00183 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00087 A61B1/00096 A61B1/00133 A61B1/00193 A61B1/04 A61B1/045 G02B23/2415 G03B35/08 G03B37/005		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P A61B1/04.372 G02B23/26.C		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	山口博之		
优先权	61/746809 2012-12-28 US		
其他公开文献	JP2015535439A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该立体内窥镜包括一对透镜组（13,14），其具有用于收集来自物体的光的基本平行的光轴，以及一对透镜组（13,14），其将由每个透镜组会聚的光偏转90°。一对第二棱镜（17,16），用于将每个第一棱镜偏转的光偏转90°并使它们基本平行，一对透镜组（13,14）和与光学系统（9,10）整体形成的一对第一棱镜（15,16），用于形成具有视差的两个图像，（22）用于使一对第二棱镜（17,18）绕垂直于光轴的轴旋转，以及光学系统（9，用于在同一图像拾取表面（11a）上拾取由图像拾取元件（10）形成的具有视差的两个图像的图像拾取元件（11）和图像拾取元件（11）这对镜头组获得的两幅图像（13，14）在与包括光轴的平面和垂直于成像平面（11a）的轴线形成的角度彼此相反的方向上。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6076492号 (P6076492)	
(45) 発行日 平成29年2月8日 (2017. 2. 8)		(24) 登録日 平成29年1月20日 (2017. 1. 20)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		3 0 0 Y	
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		3 0 0 P	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)		A 6 1 B 1/04		3 7 2	
		G 0 2 B 23/26		C	
請求項の数 3 (全 12 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-541414 (P2015-541414)		(73) 特許権者 000000376			
(86) (22) 出願日 平成25年12月26日 (2013. 12. 26)		オリンパス株式会社			
(65) 公表番号 特表2015-535439 (P2015-535439A)		東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地			
(43) 公表日 平成27年12月14日 (2015. 12. 14)		(74) 代理人 100118913			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/085337		弁理士 上田 邦生			
(87) 国際公開番号 WO2014/104405		(74) 代理人 100112737			
(87) 国際公開日 平成26年7月3日 (2014. 7. 3)		弁理士 藤田 孝晴			
(31) 優先請求日 平成27年5月12日 (2015. 5. 12)		(72) 発明者 池田 浩			
(31) 優先請求主張番号 61/746, 809					
(32) 優先日 平成24年12月28日 (2012. 12. 28)					
(33) 優先権主張国 米国 (US)					
		審査官 山口 裕之			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 立体内視鏡					

(54) 【発明の名称】 立体視内視鏡