

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-215582

(P2013-215582A)

(43) 公開日 平成25年10月24日(2013.10.24)

(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 Y	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-106385 (P2013-106385)	(71) 出願人	507227728
(22) 出願日	平成25年5月20日 (2013.5.20)		アヴァンティス メディカル システムズ
(62) 分割の表示	特願2008-554410 (P2008-554410)		インコーポレイテッド
原出願日	平成19年2月9日 (2007.2.9)		アメリカ合衆国, カリフォルニア州,
(31) 優先権主張番号	60/772,442		サニーヴェール, サンタ アナ コート
(32) 優先日	平成18年2月9日 (2006.2.9)	(74) 代理人	. 2 6 3
(33) 優先権主張国	米国 (US)		100094318
(31) 優先権主張番号	11/609,838		弁理士 山田 行一
(32) 優先日	平成18年12月12日 (2006.12.12)	(74) 代理人	100123995
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 野田 雅一
(31) 優先権主張番号	11/626,189	(74) 代理人	100107456
(32) 優先日	平成19年1月23日 (2007.1.23)		弁理士 池田 成人
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

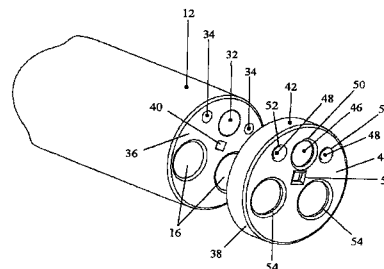
(54) 【発明の名称】 偏光フィルタを有する内視鏡アセンブリ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 1つ以上のライナを含む1つ以上の偏光フィルタまたは円形偏光フィルタの使用し、主カメラおよび主光源と補助カメラおよび補助光源との間の光干渉を減少、あるいは防止させる内視鏡アセンブリを提供する。

【解決手段】 内視鏡は、撮像装置32と、撮像装置の前方に配置される第1の偏光フィルタ46と、光源34と、光源の前方に配置される第2の偏光フィルタ48とを含んでいる。第1および第2の偏光フィルタの偏光面は略90°の角度を成している。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像装置と、
光源と、
前記光源の前方に配置される偏光フィルタと
を備える内視鏡アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

【0001】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2006年2月9日に出願された米国仮特許出願第60/772,442号の利益を主張する。 10

【0002】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2007年2月6日に出願された米国特許出願第11/672,020号の利益を主張する。

【0003】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2007年1月23日に出願された米国特許出願第11/626,189号の利益を主張する。

【0004】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2006年12月12日に出願された米国特許出願第11/609,838号の利益を主張する。 20

【0005】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2005年8月29日に出願された米国特許出願第11/215,660号の一部継続出願である。

【0006】

本出願は、参照によってその開示内容全体が本明細書に組み込まれる2005年1月5日に出願された米国特許出願第11/030,559号の一部継続出願である。

【発明の技術分野】

【0007】

本出願は、偏光フィルタを有する内視鏡アセンブリに関する。

【発明の背景】

30

【0008】

従来の内視鏡は、可撓性チューブと、当該可撓性チューブの先端に実装されたカメラおよび光源とを備える医療装置である。内視鏡は、体腔および組織を検査して診断するために身体開口部を通じて内部の体腔内に挿入することができる。内視鏡のチューブは1つ以上の長手方向チャンネルを有しており、このチャンネルを通じて器具が体腔に達することができる。それにより、疑わしい組織の試料を採取しあるいはポリープ切除などの他の外科処置を行うことができる。

【0009】

多くのタイプの内視鏡が存在し、これらの内視鏡は、それらが使用される臓器または領域に関連付けて名付けられる。例えば、胃鏡は、食道、胃および十二指腸の検査および治療のために使用され、結腸鏡は結腸用であり、気管支鏡は気管支用であり、腹腔鏡は腹腔用であり、S状結腸鏡は直腸およびS字結腸用であり、関節鏡は関節用であり、膀胱鏡は膀胱用であり、血管内視鏡は血管の検査のためのものである。 40

【0010】

各内視鏡は、基端にある接眼レンズまたはビデオカメラに画像を送信するため、可撓性チューブの先端に実装された単一の前方視カメラを有している。カメラは、医療専門家が体腔内へと内視鏡を推し進めて異常部位を探すのを助けるために使用される。カメラは、内視鏡の先端からの2次元視野を医療専門家に対して与える。異なる角度からあるいは異なる部分で画像を取得するためには、内視鏡を再配置しあるいは内視鏡を前後に移動させなければならない。内視鏡の再配置および移動は、処置を長引かせるとともに、更なる 50

不快、複雑さ、および、危険を患者にもたす。また、下部胃腸管に類似する環境において、屈曲部、組織ひだ、および、臓器の異常な形状は、内視鏡のカメラが臓器のすべての領域を観察するのを妨げる場合がある。見えない領域により、潜在的な悪性（癌性）ポリープが見逃されてしまう場合がある。

【 0 0 1 1 】

この問題は、補助カメラおよび補助光源を設けることによって克服することができる。補助カメラおよび光源は、主カメラおよび光源と対向するように方向付けることができ、したがって、内視鏡の主カメラによって観察できない領域の画像をもたすことができる。カメラおよび光源のこの配置は、領域または異常部位の前方視野および後方視野の両方をもたすことができる。ポリープの基部の周囲にワイヤループを配置することによりポリープが切除されるポリープ切除の場合、このようなカメラ配置では、ワイヤループのより良い配置により、隣接する健常組織に対する損傷を最小限に抑えることができる。

10

【 0 0 1 2 】

主カメラおよび光源は補助カメラおよび光源と対向しているため、主光源が補助カメラと干渉し、補助光源が主カメラと干渉する。光干渉は、光源からの光がカメラのレンズ上に直接に投影される結果である。これは、眩輝、カメラ焦点ボケ、あるいは、更には光の過剰飽和を引き起こす場合があり、それにより、画質が低下してしまう。

【 0 0 1 3 】

また、スペースの制約のため、補助カメラおよび補助光源は、一般に、主カメラおよび主光源よりも小さく、そのため、異なる技術を使用する。異なるタイプのカメラは、しばしば、異なるレベルの照明を必要とする。例えば、主カメラは、一般に、より高いレベルの照明を要するとともに、より強力な光源を必要とする。その結果、補助カメラは、しばしば、強力な主光源によって引き起こされるかなりの眩輝に晒される。

20

【 0 0 1 4 】

したがって、主カメラおよび主光源と補助カメラおよび補助光源との間の光干渉を減少させあるいは防止する必要性がある。

【 発明の概要 】

【 0 0 1 5 】

この発明の目的は、内視鏡における撮像装置および光源の使用に伴う光干渉の問題を扱うことである。本発明の１つの態様によれば、解決策は、１つ以上のライナを含む１つ以上の偏光フィルタまたは円形偏光フィルタの使用にある。

30

【 0 0 1 6 】

本発明の１つの態様において、内視鏡アセンブリは、撮像装置と、光源と、光源の前方に配置される偏光フィルタとを含む。好ましくは、光源は、撮像装置の視野を照明するように位置される。好ましい実施形態において、内視鏡アセンブリは、撮像装置の前方に配置される第２の偏光フィルタを更に含む。好ましくは、第１および第２の偏光フィルタの偏光面が位置合わせされる。偏光フィルタは、キャップ上または撮像装置のレンズアセンブリ内に配置されてもよい。

【 0 0 1 7 】

本発明の他の態様において、内視鏡アセンブリは、撮像装置と、光源と、撮像装置の前方に配置される偏光フィルタとを含む。

40

【 0 0 1 8 】

本発明の更なる他の態様において、内視鏡アセンブリは、撮像装置と、光源と、撮像装置および光源の両方の前方に配置される偏光フィルタとを含む。

【 0 0 1 9 】

本発明の更なる他の態様において、内視鏡アセンブリは、撮像装置と、撮像装置の前方に配置される第１の偏光フィルタと、光源と、光源の前方に配置される第２の偏光フィルタとを含む。第１の偏光フィルタの偏光面は、第２の偏光フィルタの偏光面から略 90° の角度を成している。好ましくは、光源は、光源からの光が撮像装置上に投影されるように撮像装置と対向する。

50

【 0 0 2 0 】

好ましい実施形態において、内視鏡アセンブリは、第 2 の撮像装置と、第 2 の撮像装置の前方に配置される第 3 の偏光フィルタと、第 2 の光源と、第 2 の光源の前方に配置される第 4 の偏光フィルタとを更に含む。第 3 の偏光フィルタの偏光面は、第 4 の偏光フィルタの偏光面から略 90° の角度を成す。

【 0 0 2 1 】

他の好ましい実施形態では、第 1 の光源が第 1 の撮像装置と対向し、第 2 の光源が第 2 の撮像装置と対向する。

【 0 0 2 2 】

更に好ましい実施形態において、第 2 の光源は、第 1 の撮像装置の視野を照明するように位置され、第 1 の光源は、第 2 の撮像装置の視野を照明するように位置される。

10

【 0 0 2 3 】

好ましくは、第 1 の撮像装置および第 2 の光源が挿入チューブ上に装着され、第 2 の撮像装置および第 1 の光源が撮像アセンブリ上に装着される。挿入チューブはチャンネルを有していてもよく、撮像アセンブリの一部は、第 2 の撮像装置および第 1 の光源が挿入チューブの端部を超えて延びている状態で、挿入チューブのチャンネル内に回転可能に配置されてもよい。

【 0 0 2 4 】

好ましい実施形態において、内視鏡アセンブリは、挿入チューブおよび撮像アセンブリの回転に係止する係止機構を含んでいる。

20

【 0 0 2 5 】

本発明の更なる他の態様において、内視鏡アセンブリは、チャンネルを有する挿入チューブと、撮像アセンブリと、係止機構とを含む。撮像アセンブリの一部は挿入チューブのチャンネル内に回転可能に配置され、また、係止機構は、挿入チューブおよび撮像アセンブリの回転に係止する。

【 0 0 2 6 】

本発明の更なる態様によると、大型 - 小型内視鏡は、一端に近接して位置される第 1 の光源を有するとともに、一端に近接して位置される第 1 の撮像装置を有し、その長さに沿ってチャンネルを更に含む大型内視鏡と、大型内視鏡のチャンネル内に挿通するようになっており、長尺本体と、一端に近接して位置される第 2 の光源と、一端に近接して位置される第 2 の撮像装置とを含む小型内視鏡と、内視鏡のうちの一方の光源からの光を偏向するように位置される第 1 の偏光器と、他方の内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される第 2 の偏光器とを含む。好ましくは、第 1 の偏光器は、大型内視鏡の光源からの光を偏向するように位置され、第 2 の偏光器は、小型内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される。また、第 1 の偏光器は、小型内視鏡の光源からの光を偏向するように位置されてもよく、第 2 の偏光器は、大型内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置されてもよい。更に、第 1 の偏光器は、大型内視鏡の光源からの光を偏向するように位置されてもよく、第 2 の偏光器は、小型内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置されてもよい。好ましくは、大型 - 小型内視鏡は、大型内視鏡の光源からの光を偏向するように位置される第 3 の偏光器と、小型内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される第 4 の偏光器とを更に含んでもよい。

30

40

【 0 0 2 7 】

本発明の更なる態様において、内視鏡は、一端に近接して位置される第 1 の撮像装置を有する長尺本体と、撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される第 1 の偏光器とを含む。

【 0 0 2 8 】

本発明の更なる態様において、内視鏡および独立に位置決め可能な偏光源は、前記内視鏡を含むとともに、人体内で使用するようになっている独立に位置決め可能な光源を更に含む。光源は、長尺本体と、一端に近接する第 1 の光源と、光源から放出される光を偏向

50

するように位置される偏光器とを含んでいてもよい。

【0029】

本発明の更なる態様は、人体内で協働して使用するようになっている一対の偏光内視鏡に関する。各内視鏡は、長尺本体と、一端に近接して位置される撮像装置と、一端に近接して位置される光源とを備える。偏光器は、一方の内視鏡の光源からの光を偏向するように位置され、第2の偏光器は、他方の内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される。一対の内視鏡は、他方の内視鏡の光源からの光を偏向するように位置される第3の偏光器と、一方の内視鏡の撮像装置によって受けられる光を偏向するように位置される第4の偏光器とを更に含んでいてもよい。

【図面の簡単な説明】

10

【0030】

【図1】本発明の1つの実施形態に係る撮像アセンブリを有する内視鏡の斜視図を示している。

【図2】偏光器キャップを有する図1の内視鏡の挿入チューブ先端の斜視図を示している。

【図3】図2の偏光器キャップの斜視背面図を示している。

【図4】図1に示される撮像アセンブリの斜視図を示している。

【図5】撮像アセンブリのレンズパレルの断面図を伴う図1の撮像アセンブリおよび内視鏡の先端の斜視図を示している。

【図6】複数の内視鏡を伴う腹腔の断面図を示している。

20

【発明の実施形態の詳細な説明】

【0031】

図1は本発明の第1の例示的な内視鏡10を示している。この内視鏡10は、生体組織、臓器、体腔または内腔の撮像が必要とされる様々な医療処置で利用できる。処置のタイプとしては、例えば、肛門鏡検査、関節鏡検査、気管支鏡検査、結腸内視術、膀胱鏡検査、食道胃十二指腸内視鏡検査、腹腔鏡検査、および、S状結腸鏡検査が挙げられる。

【0032】

図1の内視鏡10は、挿入チューブ12と、撮像アセンブリ14と、挿入チューブ12の内側に収容される部分とを含んでいる。図2に示されるように、挿入チューブ12は2つの長手方向チャンネル16を有している。しかしながら、一般に、挿入チューブ12は任意の数の長手方向チャンネルを有していてもよい。器具が体腔に到達することができ、それにより、疑わしい組織の試料を採取しあるいはポリープ切除などの他の外科処置を行うなど、任意の所望の処置を行うことができる。器具は、例えば、薬剤注入用の伸縮自在な針、液圧作動ハサミ、クランプ、把持器具、電気凝固システム、超音波振動子、電気センサ、加熱素子、レーザ機構、および、他の焼灼手段であってもよい。いくつかの実施形態では、チャンネルのうちの1つを使用して、洗浄のために水などの洗浄液を供給することができる。CO₂または空気などの気体を臓器へと供給するために他のあるいは同じチャンネルが使用されてもよい。また、チャンネル16は、流体を引き出しあるいは液状担持体中の薬剤などの流体を体内に注入するために使用されてもよい。特定の機能を果たすために様々な生検装置、薬剤送達装置、および、他の診断および治療装置がチャンネル16を介して挿入されてもよい。

30

40

【0033】

挿入チューブ12は、操向可能であり、あるいは、図1に示されるように操向可能な先端領域18を有することが好ましい。先端領域18の長さは、挿入チューブ12の長さの任意の適切な一部分、例えば1/2, 1/3, 1/4, 1/6, 1/10または1/20であってもよい。挿入チューブ12は、挿入チューブ12の操作のための制御ケーブル(図示せず)を有していてもよい。好ましくは、制御ケーブルは、挿入チューブ12内に対称に位置されるとともに、挿入チューブ12の長さに沿って延びている。制御ケーブルは、挿入チューブ12の先端36または先端36近傍に固定されてもよい。各制御ケーブルは、可撓性の被覆中空チューブ内に収容されたワイヤを含むボードンケーブルであっても

50

よい。ボーデンケーブルのワイヤはハンドル 22 の制御装置 20 に対して取り付けられる。制御装置 20 を使用することにより、ワイヤを引っ張って、挿入チューブ 12 の先端領域 18 を所定の方向に曲げることができる。ボーデンケーブルは、挿入チューブ 12 の先端領域 18 を異なる方向に接続させるために使用することができる。

【0034】

図 1 に示されるように、内視鏡 10 は、挿入チューブ 12 の基端 24 に対して接続される制御ハンドル 22 を含んでいてもよい。好ましくは、制御ハンドル 22 は、挿入チューブ 12 のチャンネル 16 へのアクセスを制御するための 1 つ以上のポートおよび / またはバルブ (図示せず) を有している。ポートおよび / またはバルブは、送気または送水バルブ、吸引バルブ、計測ポート、および、吸引 / 計測ポートであってもよい。図 1 に示されるように、制御ハンドル 22 は、挿入チューブ 12 上の撮像装置、撮像アセンブリ 14 またはこれらの両方を用いて画像を撮るためのボタン 26 を更に含んでいてもよい。

10

【0035】

制御ハンドル 22 の基端 28 は、空気チャンネル、水チャンネル、および、吸引チャンネルとポンプおよび関連する付属品との間を流体連通させる補助的な出口 34 (図 1) を含んでいてもよい。内視鏡 10 の先端にある照明部品および撮像部品への電気線用に同じ出口 30 または異なる出口を使用することができる。

【0036】

図 2 に示されるように、内視鏡 10 は、いずれも挿入チューブ 12 の先端 36 に配置される主撮像装置 32 および主光源 34 と、主撮像装置 32 および主光源 34 を覆うために挿入チューブ 12 の先端 36 上に装着されるようになっている偏光器キャップ 38 とを含んでいる。図 2 は、挿入チューブ 12 の先端 36 から取り外された偏光器キャップ 38 を示しており、また、図 5 は、挿入チューブ 12 の先端 36 上に装着された偏光器キャップ 38 を示している。

20

【0037】

挿入チューブ 12 の先端 36 にある主撮像装置 32 は、例えば、レンズ、シングルチップセンサ、マルチプルチップセンサ、または、光ファイバ実装装置を含んでもよい。プロセッサおよび / またはモニタと電気的に通じる主撮像装置 32 は、静止画像または記録されたビデオ画像あるいは生のビデオ画像を供給してもよい。光源 34 は、発光ダイオード (LED) または外部光源からの光の光ファイバ供給であってもよい。光源 34 は、均一な照明を与えるため主撮像装置 32 から等距離にあることが好ましい。各光源 34 の強度は、最適な撮像を達成するために調整することができる。主撮像装置 32 および光源 34 のための回路は、プリント回路基板 (PCB) に組み込まれてもよい。図 2 に示されるように、挿入チューブ 12 は、主撮像装置 32 および光源 34 のレンズを洗浄するために水などの液体を供給するためのチャンネル 40 を有している。

30

【0038】

図 2 および図 3 に示されるように、偏光器キャップ 38 は、円筒側壁 42 と、端壁 44 と、端壁 44 上に装着された偏光フィルタ 46, 48 とを含んでいる。円筒側壁 42 および端壁 44 は、医療グレードプラスチックなどの適切な生体適合性材料の射出成形によって作られる一体部品を形成してもよい。端壁 44 は、主撮像装置 32 のための偏光フィルタ 46 を収容する開口 50 を有することが好ましい。開口 50 は、偏光フィルタ 46 を保持するのに適した任意の形態を成していてもよい。例えば、開口 50 は、偏光フィルタ 46 を受けるための凹状リップを有していてもよい。偏光フィルタ 46 は、接着によりあるいは機械的な留め金による嵌合により凹状リップ内に配置されてそこに固定され得る。

40

【0039】

端壁 44 は、各光源 34 のための偏光フィルタ 48 を収容するための開口 52 を有することが好ましい。開口 52 は、偏光フィルタ 48 を保持するのに適した任意の形態を成していてもよい。そのような適切な形態の 1 つの例は前述した凹状リップである。端壁 44 は、キャップ 38 がチャンネル 16 を遮らないように各器具チャンネル 16 のための開口 54 を有することが好ましい。

50

【 0 0 4 0 】

端壁 4 4 は、撮像装置 3 2 および光源 3 4 のレンズを洗浄するために液体を供給するチャンネル 4 0 のための開口 5 6 を更に含んでもよい。好ましくは、キャップ 3 8 は、偏光フィルタ 4 6 , 4 8 の外面を洗浄するためにチャンネル 4 0 からの液体がキャップ 3 8 を乗り越えて達することができるようにする 1 つ以上の機構を有している。例えば、キャップ 3 8 の端壁 4 4 は、偏光フィルタ 4 6 , 4 8 の外面を洗浄するためにチャンネル 4 0 からの液体がキャップ 3 8 を乗り越えて達することができるように十分に薄くてもよい。あるいは、キャップ 3 8 は、チャンネル 4 0 からの液体が偏光フィルタ 4 6 , 4 8 に達することができるようにする可変厚形体部および / または傾斜形体部を有していてもよい。また、キャップ 3 8 は、チャンネル 4 0 からの液体が偏光フィルタ 4 6 , 4 8 に達することができるようにする傾斜台、プレートまたはチャンネルを有していてもよい。開口 5 0 , 5 2 , 5 4 , 5 6 の位置、形態、および、サイズは、主撮像装置 3 2 、光源 3 4 、チャンネル 1 6 、および、洗浄液チャンネル 4 0 のそれぞれの位置、形態、および、サイズに対応することが好ましい。

10

【 0 0 4 1 】

図 3 に示されるように、キャップ 3 8 は、キャップ 3 8 の内周にわたって位置されるリング 5 8 を有することが好ましい。リング 5 8 は、挿入チューブ 1 2 の先端領域に対してキャップ 3 8 を固定するのに役立つ。好ましい実施形態において、リング 5 8 は、シリコンなどの圧縮性材料から形成される。あるいは、リング 5 8 は、圧縮ゴム、高分子および / または発泡体などの他の圧縮性材料から形成することができる。リング 5 8 は、接着、機械的なオーバーモルディング、または、プラスチックスナップ機構などの任意の適切な手段によってキャップ 3 8 の内周に取り付けられてもよい。

20

【 0 0 4 2 】

リング 5 8 の内径は、リング 5 8 が挿入チューブ 1 2 の外面に対して圧縮力を加えることができるように挿入チューブ 1 2 の外径よりも僅かに小さいことが好ましい。この圧縮力は、医療処置中にキャップ 3 8 が同じ位置および方向を保つようにするために必要な摩擦力、更には、キャップ 3 8 を難なく挿入チューブ 1 2 上に対して滑動させることができるようにするために必要な摩擦力を形成するのに十分であることが好ましい。

【 0 0 4 3 】

あるいは、キャップ 3 8 は、挿入チューブ 1 2 に対して取り付けのための任意の他のタイプの構造を有していてもよい。例えば、キャップ 3 8 は、挿入チューブ 1 2 に対してスナップ式に留まる留め金を有していてもよい。いくつかの実施形態において、取り付けは、技術的に周知であるように、経内視鏡的粘膜切除のための吸引キャップが内視鏡に対して取り付けられる方法に類似していてもよい。

30

【 0 0 4 4 】

この明細書中で使用される用語「偏光フィルタ」および「偏光器」とは、光の 1 つ以上の成分を遮る一方で 1 つ以上の他の成分が通過するのを許容する任意の装置のことである。場合によっては、偏光フィルタは、しばしば偏光面または透過面と称される 1 つの特定の配向面内で伝搬する光波を除いてすべての平面内を伝わる光波がフィルタを通過するのを妨げる材料から形成されてもよい。偏光フィルタは、透過面と平行に方向付けられないフィルタを光が通過するのを妨げるために光吸収、反射、散乱または複屈折を使用する様々な技術を用いて構成されてもよい。

40

【 0 0 4 5 】

1 つの偏光フィルタが他の偏光フィルタの前方に配置され且つ非コヒーレント性の白色光が 2 つの偏光フィルタに通されると、2 つの偏光フィルタを通過する光の量は、2 つのフィルタの相対的な配向角に比例する。これは、2 つのフィルタの偏光面が同じ配向角にあると、透過面内の光波の大部分が両方のフィルタを通過するからである。フィルタのうちの一方が回転されると、第 1 のフィルタによって偏向される光は、その後、第 2 のフィルタによって弱められあるいは遮られる。最大量の減光または吸光は、2 つのフィルタの偏光面が相互に 9 0 ° に方向付けられるときに生じる。9 0 ° に方向付けられるときに 9

50

9 % 以上の吸光透過率を与える偏光フィルタを見出すのが一般的である。

【 0 0 4 6 】

図 4 および図 5 に示されるように、撮像アセンブリ 1 4 は、管状体 6 0 と、管状体 6 0 の基端 6 1 に接続されるハンドル 6 2 と、補助撮像装置 6 4 と、補助撮像装置 6 4 と管状体 6 0 の先端 6 8 との間の物理的および / または電氣的な接続を行うリンク 6 6 と、補助光源 7 0 (図 5) とを含んでいてもよい。

【 0 0 4 7 】

図 5 に示されるように、撮像アセンブリ 1 4 は、内視鏡 1 0 の先端に補助撮像装置を設けるために使用される。このため、撮像アセンブリ 1 4 は、その補助撮像装置 6 4 が挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 を超えて配置される状態で、内視鏡の挿入チューブ 1 2 の一方のチャンネル 1 6 内に配置される。これは、最初に撮像アセンブリ 1 4 の先端を内視鏡のハンドル 1 8 から挿入チューブのチャンネル 1 6 内に挿入した後、図 5 に示されるように補助撮像装置 6 4 および撮像アセンブリ 1 4 のリンク 6 6 が挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 の外側に位置されるまで撮像アセンブリ 1 4 をアセンブリ 1 4 内へと更に押し込むことにより達成できる。

【 0 0 4 8 】

図 5 に示されるように、補助撮像装置 6 4 は、1 つ以上のレンズ 7 4 を有するレンズバレル 7 2 と、撮像センサと、プリント回路基板 (P C B) とを含んでいてもよい。撮像センサは、感光半導体素子に入射する光を電気信号に変換する電子装置であってもよい。撮像センサは、カラー画像または白黒画像のいずれかを検出してもよい。撮像センサからの信号は、デジタル化できるとともに、撮像センサに入ってくる画像を再生するために使用できる。2 つの一般的に使用されるタイプの撮像センサは、日本の大阪にあるサンヨーが製造する V C C - 5 7 7 4 などの電荷結合素子 (C C D) 、および、カリフォルニア州サンニールの O m n i V i s i o n が製造する O V T 6 9 1 0 などの C o m p l e m e n t a r y M e t a l O x i d e S e m i c o n d u c t o r (C M O S) カメラチップである。

【 0 0 4 9 】

内視鏡 1 0 は、補助撮像装置 6 4 の前方に配置される偏光フィルタ 7 6 を含むことが好ましい。偏光フィルタ 7 6 はレンズバレル 7 2 内に配置されてもよい。あるいは、偏光フィルタ 7 6 は、撮像センサ自体上に直接に配置されてもよく、あるいは、撮像センサに最も近い端部または更にはレンズ 7 4 間などのレンズバレル 7 2 内の様々な他の場所に組み込まれてもよい。また、偏光フィルタ 7 6 は、単に補助撮像装置の前方に配置されてもよい。

【 0 0 5 0 】

撮像アセンブリ 1 4 が挿入チューブ 1 2 内に適切に設置されると、図 3 に示されるように撮像アセンブリ 1 4 の補助撮像装置 6 4 が主撮像装置 3 2 に向けて後方に面することが好ましい。補助撮像装置 6 4 は、当該補助撮像装置 6 4 および主撮像装置 3 2 が隣接するあるいは重なり合う視野領域を有するように方向付けられてもよい。あるいは、補助撮像装置 6 4 は、当該補助撮像装置 6 4 および主撮像装置 3 2 が同じ領域の異なる視野を同時に与えるように方向付けられてもよい。好ましくは、補助撮像装置 6 4 が領域の後方視野をもたらし、一方、主撮像装置 3 2 が領域の前方視野をもたらす。しかしながら、補助撮像装置 6 4 は、主撮像装置 3 2 の軸と略平行視野を含む他の視野をもたらすために他の方向に向けられることができる。

【 0 0 5 1 】

図 2 および図 3 に示されるように、リンク 6 6 は、補助撮像装置 6 4 を管状体 6 0 の先端 6 8 に対して接続する。リンク 6 6 は、変形後にその元の形状に戻る傾向が実質的にある可撓性の形状記憶材料から少なくとも一部が形成される可撓性のリンクであることが好ましい。形状記憶材料は、周知であり、形状記憶合金および形状記憶ポリマーを含んでいる。適切な可撓性の形状記憶材料は、ニチノールなどの形状記憶合金である。可撓性リンク 6 6 は、撮像アセンブリ 1 4 の先端を挿入チューブ 1 2 のアセンブリ 1 4 の基端に挿入

した後に挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 に向けて押し込むことができるように真っ直ぐにされる。補助撮像装置 6 4 および可撓性リンク 6 6 が挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 から十分に押し出されると、図 3 に示されるように可撓性リンク 6 6 はその自然な曲げ形状を取り戻す。可撓性リンク 6 6 の自然な形状は、可撓性リンク 6 6 が力および応力に何ら晒されないときの可撓性リンク 6 6 の形状である。可撓性リンク 6 6 がその自然な曲げ形状を取り戻すと、補助撮像装置 6 4 は、図 5 に示されるように挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 に向けて略後方に面する。

【 0 0 5 2 】

図示の実施形態において、撮像アセンブリ 1 4 の光源 7 0 (および、他の構成要素) は、可撓性リンク 6 6 上、特に、可撓性リンク 6 6 の湾曲した凹部上に配置されている。光源 7 0 は、補助撮像装置 6 4 のための照明を与えるとともに、図 5 に示されるように補助撮像装置 6 4 と略同じ方向に面していてもよい。

【 0 0 5 3 】

内視鏡 1 0 は、補助光源 7 0 の前方に配置される他の偏光フィルタ 7 8 を含んでいる。偏光フィルタ 7 8 は、接着または溶着などの任意の適切な手段によって補助光源 7 0 に対して取り付けられてもよい。

【 0 0 5 4 】

管状体 6 0 から撮像装置 6 4 への滑らかな形状移行を可能にするため、可撓性リンク 6 6 は、可撓性チューブ、熱収縮チューブ、ウレタン、ゴムまたはシリコンによって封入されあるいは包まれてもよい。この封入体は、光源 7 0 からの光が封入体を通じて投射し得るように半透明であってもよく、あるいは、封入体は、光源 7 0 の周囲に窓部分を含んでいてもよい。

【 0 0 5 5 】

主撮像装置 3 2 およびその光源 3 4 は補助撮像装置 6 4 およびその光源 7 0 と対向しているため、撮像装置 3 2 , 6 4 の光源 3 4 , 4 5 が相対する撮像装置 6 4 , 3 2 と干渉する場合がある。すなわち、主光源 3 4 が補助撮像装置 6 4 へと直接に照らす場合があると同時に、補助光源 7 0 が主撮像装置 3 2 へと直接に照らす場合があり、それにより、両方の画像が低下する。

【 0 0 5 6 】

干渉を減らすため、主撮像装置 3 2 のための偏光フィルタ 4 6 の偏光面は、補助光源 7 0 のための偏光フィルタ 7 8 の偏光面から略 9 0 ° の角度に設定されてもよい。この配置を用いて、補助光源 7 0 から放出され且つ偏光フィルタ 7 8 を通過する光は、偏光フィルタ 4 6 によってフィルタ除去されてもよく、また、主撮像装置 3 2 に達しなくてもよい。これに加えあるいはこれに代えて、補助撮像装置 6 4 のための偏光フィルタ 7 6 の偏光面は、主光源 3 4 のための偏光フィルタ 4 8 の偏光面から略 9 0 ° の角度に設定されてもよい。この配置を用いて、主光源 3 4 から放出され且つ偏光フィルタ 4 8 を通過する光は、偏光フィルタ 7 6 によってフィルタ除去されてもよく、また、補助撮像装置 6 4 に達しなくてもよい。

【 0 0 5 7 】

また、照明を与えるため、主撮像装置 3 2 のための偏光フィルタ 4 6 の偏光面は、主光源 3 4 のための偏光フィルタ 4 8 の偏光面とほぼ位置合わせされてもよく、それにより、主光源 3 4 から放出され且つ偏光フィルタ 4 8 を通過する光は、偏光フィルタ 4 6 を通過してもよく、また、主撮像装置 3 2 によって受けられてもよい。これに加えあるいはこれに代えて、補助撮像装置 6 4 のための偏光フィルタ 7 6 の偏光面は、補助光源 7 0 のための偏光フィルタ 7 8 の偏光面とほぼ位置合わせされてもよく、それにより、補助光源 7 0 から放出され且つ偏光フィルタ 7 8 を通過する光は、偏光フィルタ 7 6 を通過してもよく、また、補助撮像装置 6 4 によって受けられてもよい。

【 0 0 5 8 】

前述したような偏光フィルタの偏光面の望ましい相対配向は、任意の適切な方法によって得られてもよい。例えば、主撮像装置 3 2 および主光源 3 4 のための偏光フィルタ 4 6

10

20

30

40

50

、48の偏光面は、偏光器キャップ38内に位置合わせされて固定されてもよく、また、補助撮像装置64および補助光源70のための偏光フィルタ76、68の偏光面は、撮像アセンブリ14内に位置合わせされて固定されてもよい。このとき、撮像アセンブリ14における偏光フィルタ76、78の偏光面が偏光器キャップ38における偏光フィルタ46、48の偏光面から略90°の角度を成すまで、撮像アセンブリ14がそのハンドル62を用いて挿入チューブ12のチャンネル16内で回転されてもよい。

【0059】

偏光フィルタの偏光面の方向は、偏光フィルタを通過する既知の偏光を伴う光を観察することにより取り付け中に決定されて設定されてもよい。あるいは、偏光フィルタは、これらの偏光面の方向が容易に決定され得るように、対称形状または他の位置決め機能を有していてもよい。

10

【0060】

補助撮像装置64およびその光源70は導電体を介して制御ボックス（図示せず）に対して接続されてもよく、導電体は、撮像装置64および光源70から、リンク66、管状体60およびハンドル62を通じて、制御ボックスへと延びている。導電体は、電力および制御コマンドを補助撮像装置64およびその光源70に対して伝えてもよく、また、画像信号を補助撮像装置64から制御ボックスへと伝えてもよい。

【0061】

制御ボックスは、画像・信号処理装置と、画像・信号処理装置が内部に配置されるハウジングとを少なくとも含んでいるが、制御ボックスを任意の適切な態様で構成することができる。ハウジングは、制御パネルとコネクタとを含んでもよい。制御パネルは、制御ボックスの機能を制御するためのボタンおよびノブを含んでいる。

20

【0062】

画像・信号処理装置は、1つ以上の集積回路およびメモリ装置を関連する別個の構成要素と共に含んでもよい。この装置により、撮像装置32、64からの画像信号を処理して、画質を高めることができ、静止画像を画像信号から抽出できるとともに、表示装置との適合性のためにビデオフォーマットの変換を行うことができる。

【0063】

制御ボックスは、補助撮像装置64からのビデオ画像信号を処理してそれをテレビや液晶ディスプレイモニタなどのモニタといった表示装置へと送信することが好ましい。静止画像はビデオ画像信号から取得することができる。ビデオ画像または静止画像は表示装置上に表示されてもよい。また、表示装置は、患者情報、参照番号、日付、および/または、時間などの情報を表示するために使用されるテキストデータを含んでもよい。

30

【0064】

主撮像装置32からの画像信号も、補助撮像装置64からの画像信号が処理される方法と同じ方法で制御ボックスにより処理されてもよい。主および補助撮像装置32、64からの画像は、2つの別個のモニタ上であるいは分割スクリーンを用いて同じモニタ上で表示されてもよい。

【0065】

制御ボックスは、輝度、露光時間およびモード設定などの撮像装置32、64およびこれらの光源34、70のパラメータを調整するために使用されてもよい。調整は、パラメータを制御する特定のレジスタに対してデジタルコマンドを書き込むことによって行うことができる。これらのレジスタは、それらの固有のアドレスによってアドレス指定されることができ、また、様々なパラメータを変更するために、これらのレジスタからデジタルコマンドを読み取ることができるとともに、これらのレジスタに対してデジタルコマンドを書き込むことができる。制御ボックスは、これらのレジスタに対してデータコマンドを送信することによってレジスタ値を変更できる。

40

【0066】

また、制御ボックスは、患者記録データベースへのインタフェースとして使用されてもよい。今日、多数の医療設備は電子的な医療記録を利用する。処置中、関連するビデオ・

50

画像データを患者電子医療記録（E M R）ファイル内に記録する必要がある場合がある。信号処理回路は、画像・ビデオデータを、特に j p e g、t i f、または、b m p フォーマットの画像など、患者 E M R ファイル内にファイルするのに適したフォーマットに変換することができる。処理された信号は、ケーブルまたは専用の無線リンクを介して、医療専門家のコンピュータまたは医療設備サーバに送信することができる。この送信を可能にするために制御パネル上のスイッチを使用することができる。あるいは、データは、患者に固有の識別情報と共に、制御ボックスそれ自体に設けられた電子メモリ内に記憶することができる。信号処理回路は、医療専門家によって使用される電子医療記録システムに適合するようにビデオ・画像データを変換するために利用することができる。処理は、データの圧縮を含んでいてもよい。データをコンピュータに送信するためにケーブルまたは無線リンクが使用されてもよい。

10

【 0 0 6 7 】

内視鏡検査中、技術者は、最初に、内視鏡の挿入チューブ 1 2 上に偏光キャップ 3 8 を取り付けてもよい。その後、医師は、身体の開口部を通じて体腔内に内視鏡を挿入してもよい。内視鏡が挿入されると、医師は、特定の組織の後方視野画像を取得するために撮像アセンブリ 1 4 を使用することを決定してもよい。医師は、撮像アセンブリ 1 4 の可撓性リンク 6 6 を真っ直ぐにし、撮像アセンブリ 1 4 の真っ直ぐになった先端を内視鏡の挿入チューブ 1 2 のチャンネル 1 6 内にハンドル 2 2 から挿入してもよい。その後、撮像アセンブリ 1 4 を挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 に向けて押し進めることができる。補助撮像装置 6 4 および可撓性リンク 6 6 が挿入チューブ 1 2 の先端 3 6 から押し出されると、図 2 に示されるように可撓性リンク 6 6 がその自然な曲げ形状を取り戻す。このとき、主撮像装置 3 2 が前方視野画像を取得し、また、補助撮像装置 6 4 が同じ領域の後方視野画像を同時に取得する。医師は、その後、撮像アセンブリ 1 4 における偏光フィルタ 7 6 , 7 8 の偏光面が偏光キャップ 3 8 における偏光フィルタ 4 6 , 4 8 の偏光面から略 9 0 ° を成すように撮像アセンブリ 1 4 を回転させてもよい。正しい方向が定められると、医師は、挿入チューブ 1 2 に対する撮像アセンブリ 1 4 の方向を係止しあるいは固定する。その後、医師は処置を続けることができる。

20

【 0 0 6 8 】

前述した実施形態は、本発明の多くの選択的な実施形態のうちの単なる 1 つの実施形態である。1 つの他の代替的な実施形態において、偏光フィルタは、撮像アセンブリ 1 4 の補助撮像装置 6 4 および主光源 3 4 上にのみこれらの間の光干渉を減少させるために配置される。この実施形態では、主撮像装置 3 2 によって見られ得る任意の明るいスポットを補助撮像装置 6 4 が緩和できるように低強度補助光源 7 0 が使用されてもよい。このような配置によれば、偏光フィルタによって引き起こされる光損失を伴うことなく、主撮像装置 3 2 による光の取り込みを最大にすることができる。同様に、他の代わりに実施形態では、偏光フィルタは、主撮像装置 3 2 および補助撮像装置 6 4 上にのみ配置される。これらの 2 つの実施形態は、内視鏡で使用される撮像センサのタイプ、具体的には、それらの光感度、焦点ボケに対する抵抗、ダイナミックレンジに応じて、並びに、内視鏡で 사용되는光源のタイプおよびそれらの照度および / または波長スペクトルに応じて有益である。

30

40

【 0 0 6 9 】

他の代替的な実施形態では、主撮像装置 3 2 および主光源 3 4 が偏光フィルタを共有してもよい。例えば、挿入チューブの先端に装着される偏光器キャップは、ほぼキャップの端壁のサイズを有する大型偏光フィルタを有していてもよい。この大型偏光フィルタは、挿入チューブ 1 2 のチャンネル 1 6 のための開口を有していてもよい。あるいは、フィルタは、主撮像装置 3 2 および主光源 3 4 の前方にあるキャップの端壁の領域のみを占めていてもよい。この実施形態により、主撮像装置 3 2 および主光源 3 4 の前方の偏光面の方向を正確に方向付けることができる。

【 0 0 7 0 】

一般に、偏光フィルタは、撮像装置の前方に装着されるキャップ内に配置されてもよく

50

、撮像装置のレンズアセンブリ内に配置されてもよく、あるいは、撮像装置の前面に取り付けられてもよい。リング・クランプ配置、留め金による嵌合またはプラスチック摩擦嵌合配置、あるいは、更には永久結合などの様々な取り付け技術が使用されてもよい。あるいは、偏光フィルタは、内視鏡の長さに沿って延びる光ファイバ束の光路に沿って配置されてもよく、または、外部光源ボックス内に配置されてもよい。

【0071】

更に他の代替的な実施形態では、図2および図3に示されるキャップ38に類似する1つ以上の偏光フィルタを有するキャップが、補助撮像装置64上に配置されてもよい。

【0072】

更なる他の代替的な実施形態では、図6に示されるように、腹腔鏡検査中または関節鏡検査中などの処置中に内視鏡アセンブリと見なされてもよい複数の内視鏡80, 82が使用される場合、内視鏡80, 82によって引き起こされる光干渉を減少させるために1つ以上の内視鏡80, 82上に偏光器キャップ84, 86が配置されてもよい。図6では、内視鏡80, 82が腹腔88内に挿入されている。好ましくは、内視鏡80, 82のうちの少なくとも1つは、手術器具90が腹腔88にアクセスできるようにするチャンネルを有している。図示の実施形態では、内視鏡80, 82のうちの1つ以上が光源を有している。場合によっては、すべての内視鏡80, 82のそれぞれが1つの光源を有している。同様に、内視鏡80, 82のうちの1つ以上が撮像装置を有している。場合によっては、すべての内視鏡80, 82のそれぞれが1つの撮像装置を有する。1つの特定のケースでは、内視鏡のうちの1つのみが1つの光源を有する一方で、他の内視鏡のそれぞれが1つの撮像装置のみを有する。図示の実施形態では、同じキャップ84, 86の偏光フィルタが同じ偏光面を有しているてもよく、また、異なるキャップ84, 86の偏光フィルタが異なる偏光面を有しているてもよい。あるいは、キャップが同じ偏光面を有しているてもよいが、医師は、1つ以上の内視鏡を適切な方向に回転させることができる。2つの内視鏡80, 82のみが使用される場合、2つのキャップ84, 86は、互いから90°に方向付けられるそれらの偏光面を有しているてもよい。3つの内視鏡のみが使用される場合、3つのキャップは、各内視鏡で光干渉を大幅にキャンセルするために相互に120°に方向付けられる偏光面を有しているてもよい。

【0073】

更なる他の実施形態において、内視鏡は、偏光フィルタ間の方向を容易に調整できるように、偏光キャップおよび撮像アセンブリの両方に方向付け構成を有しているてもよい。1つのそのような実施形態は、偏光キャップに対して取り外し不能に固定された小型マグネットと、撮像アセンブリに対して固定された金属要素とを含んでいる。マグネットは、ネオジム鉄ボロン型永久磁石などの希土類磁石であってもよい。マグネットおよび金属要素の方向は、偏光フィルタが適切に位置合わせされるときにマグネットによって形成される磁場が最も強く金属要素を引き付けるように設定される。このようにすると、金属要素は、マグネットに近接しているときには、マグネットにより正しい位置へと必然的に引き寄せられる。また、マグネットおよび金属要素が接触すると、方向の変化に抵抗し且つ偏光フィルタ間で適切な方向を維持する結合が形成される。医師が撮像アセンブリを力強く押し進める場合など、かなりの力が加えられるときにのみ、磁気結合が壊され、それにより、医師は撮像アセンブリを再び位置合わせしあるいは除去することができる。あるいは、マグネットが撮像アセンブリ内に配置されてもよく、また、金属要素がキャップ上に位置されてもよい。更に、撮像アセンブリおよびキャップの両方でマグネットが使用されてもよい。

【0074】

更なる他の実施形態において、方向付け機構は、撮像アセンブリに対して付設されて撮像アセンブリから僅かに離れて突出するピン、ロッド、または、形体などの機構と、撮像アセンブリ上の対応する機構と結合する偏光キャップ上のカップおよびチューブなどの機構とを含んでいる。機構は、2つの機構が係合される際にその係合を解除するためにかなりの力が必要とされるようにゴムなどの圧縮性材料から形成されてもよい。このようにす

10

20

30

40

50

ると、医師は、最初に、挿入チューブの先端を超えて撮像アセンブリを滑動させた後、補助撮像装置のガイド下で撮像アセンブリを回転させて、偏光フィルタ間の正しい相対的方向を得る。偏光フィルタ間で正しい相対的方向が得られると、医師は、2つの機構が相互に係合して係止するように撮像アセンブリを引っ込めてもよい。その後に機構の係合を解除するため、医師は、撮像アセンブリを力強く押し進めてもよい。

【0075】

更なる他の実施形態において、撮像アセンブリの先端は、挿入チューブのチャンネル内での撮像アセンブリの位置を固定できるメカニズムを含んでいる。そのようなメカニズムは、膨張可能なバルーン、ガイドワイヤを介して作動されるスプリング、機械的な係合構造、または、ゴムまたは発泡体を組み込む大径圧縮領域などの摩擦方法の使用を含んでいてもよい。

10

【0076】

本出願において、用語「挿入チューブ」、「撮像アセンブリ」および「内視鏡」は、置き換え可能であり、同じあるいは類似する意味を有していてもよく、また、同じあるいは類似する機構および機能を有していてもよい。識別および説明を容易にするための用途では、異なる用語が使用される。また、そのような説明は、用途の幅を限定するために使用されるべきではない。「挿入チューブ」、「撮像アセンブリ」または「内視鏡」は、内視鏡検査の幅広い分野において想定し得るタイプの器具を単に示しているにすぎず、また、本発明は、多くの形態の内視鏡および医療撮像装置に対して適用されてもよい。

20

【0077】

また、他の内視鏡のチャンネルを通じて挿入される1つの内視鏡（例えば、好ましい実施形態で説明したように、撮像カテーテルが主内視鏡を通じて挿入される場合など）の形態は、大型 - 小型内視鏡形態と称することができる。この場合、大径内視鏡が大型内視鏡と称され、小径内視鏡が小型内視鏡と称される。

【符号の説明】

【0078】

10	内視鏡	
12	挿入チューブ	
14	撮像アセンブリ	
16	長手方向チャンネル	
18	先端領域、ハンドル	
20	制御装置	
22	制御ハンドル	
24	基端	
26	ボタン	
28	基端	
30	出口	
32, 64	撮像装置	
34, 45	光源	
36	先端	
38	偏光器キャップ	
40	洗浄液チャンネル	
42	円筒側壁	
44	端壁	
46, 48	偏光フィルタ	
50, 52, 54, 56	開口	
58	リング	
60	管状体	
61	基端	
62	ハンドル	

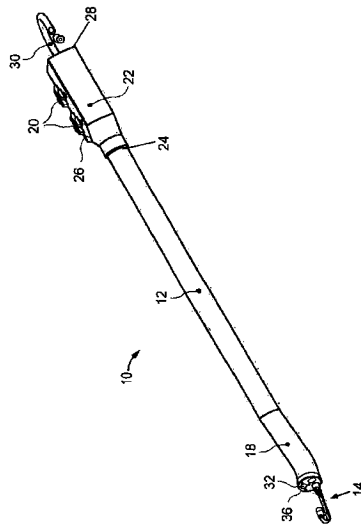
30

40

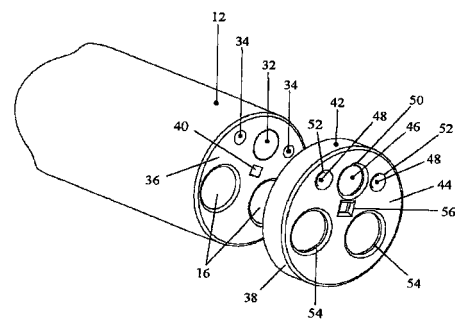
50

6 6	リンク
6 6	可撓性リンク
6 8	先端
7 0	低強度補助光源
7 2	レンズパレル
7 4	レンズ
7 6	偏光フィルタ
7 6 , 7 8	偏光フィルタ
8 0 , 8 2	内視鏡
8 4 , 8 6	偏光器キャップ
8 8	腹腔
9 0	手術器具

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

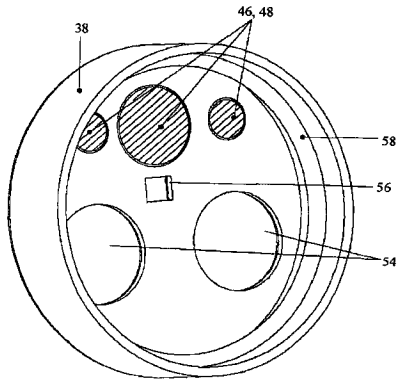


Figure 3

【 図 4 】

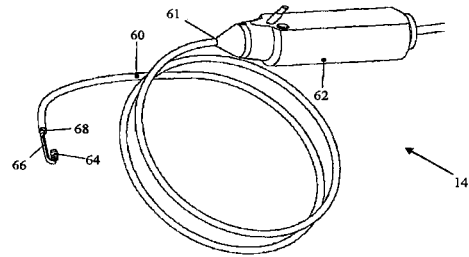


Figure 4

【 図 5 】

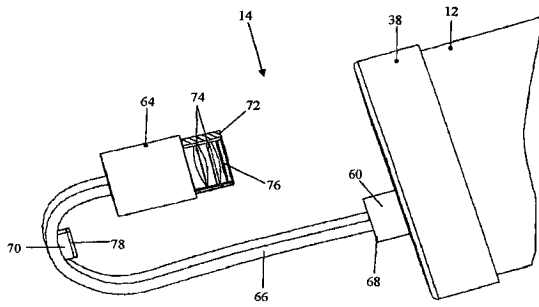
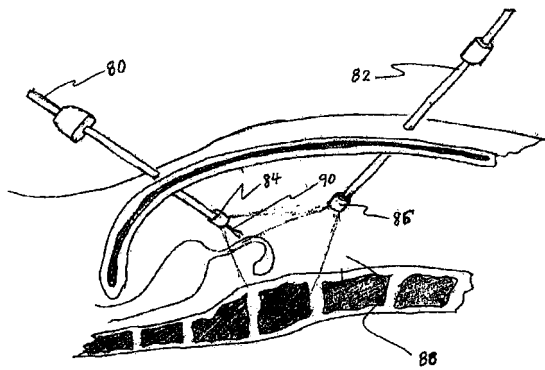


Figure 5

【 図 6 】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 11/672,020

(32)優先日 平成19年2月6日(2007.2.6)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 バイエル, レックス

アメリカ合衆国, カリフォルニア州, パロ アルト, アマランサ アヴェニュー 4080

(72)発明者 デサイ, ルベシュ

アメリカ合衆国, カリフォルニア州, サン ホゼ, リズボン ドライブ 3563

(72)発明者 ニール, アレックス

アメリカ合衆国, カリフォルニア州, ダリー シティー, セロ ドライブ 92

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA02 CA13 CA22 DA15 DA19 DA21 DA56 DA57 EA01

GA02 GA11

4C161 BB02 CC06 FF40 JJ02 JJ06 JJ11 LL02 NN01 RR13

专利名称(译)	带偏振滤光片的内窥镜组件		
公开(公告)号	JP2013215582A	公开(公告)日	2013-10-24
申请号	JP2013106385	申请日	2013-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	阿凡提扫描医疗系统公司		
申请(专利权)人(译)	阿凡提扫描医疗系统公司		
[标]发明人	バイエルレックス デサイルペシュ ニールアレックス		
发明人	バイエル, レックス デサイ, ルベシュ ニール, アレックス		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00096 A61B1/00177 A61B1/00186 A61B1/0051 A61B1/0125 A61B1/0646 G02B23/2423 G02B23/2461 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/24.B A61B1/00.300.P A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA13 2H040/CA22 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/EA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/JJ02 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR13		
代理人(译)	池田 成人		
优先权	60/772442 2006-02-09 US 11/609838 2006-12-12 US 11/626189 2007-01-23 US 11/672020 2007-02-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜，其使用一个或多个偏振滤光器或包括一个或多个衬套的圆偏振滤光器，以减少或防止主摄像机和主光源以及辅助摄像机和辅助光源之间的光学干扰。提供组装。内窥镜包括图像拾取装置，布置在图像拾取装置前面的第一偏振滤光器，光源以及布置在光源前面的第二偏振滤光器。我出去了 第一和第二偏振滤光器的偏振平面成大约90°的角度。[选择图]图2

