

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6931607号
(P6931607)

(45) 発行日 令和3年9月8日 (2021.9.8)

(24) 登録日 令和3年8月18日 (2021.8.18)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 2 1
G 0 2 B 7/00 (2021.01)	G 0 2 B 23/24 B
	G 0 2 B 7/00 G

請求項の数 18 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2017-518493 (P2017-518493)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成27年10月6日 (2015.10.6)		ボストン サイエントフィック サイム
(65) 公表番号	特表2017-531491 (P2017-531491A)		ド、インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成29年10月26日 (2017.10.26)		BOSTON SCIENTIFIC S
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/054192		CIMED, INC.
(87) 国際公開番号	W02016/057483		アメリカ合衆国 55311-1566
(87) 国際公開日	平成28年4月14日 (2016.4.14)		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
審査請求日	平成30年7月26日 (2018.7.26)		シメッド プレイス (番地なし)
(31) 優先権主張番号	62/060,735	(74) 代理人	100094569
(32) 優先日	平成26年10月7日 (2014.10.7)		弁理士 田中 伸一郎
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(74) 代理人	100088694
			弁理士 弟子丸 健
		(74) 代理人	100103610
			弁理士 ▲吉▼田 和彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡レーザー光フィルタアセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザー手術を行うために使用されるレーザープローブ用の内視鏡レーザー光フィルタアセンブリであって、

対向する第 1 及び第 2 の側を有するフィルタ支持体と、

前記フィルタ支持体から中心軸に沿って変位した、前記フィルタ支持体の第 1 の側の 1 又は 2 以上の周縁フランジと、

前記フィルタ支持体の前記第 1 の側から前記中心軸に沿って前記 1 又は 2 以上の周縁フランジまで延びるレンズ凹部と、

を含むベース部材と、

前記フィルタ支持体の第 2 の側に支持されたレーザー光フィルタであってレーザー光が、前記レーザープローブから前記レーザー光フィルタを通るように構成されている、レーザー光フィルタと、

前記フィルタ支持体の第 2 の側において前記ベース部材に取り付けられたカバー部材と、を備え、前記レーザー光フィルタは、前記ベース部材と前記カバー部材との間に挟持される、ことを特徴とするフィルタアセンブリ。

【請求項 2】

前記中心軸は、前記カバー部材のアパーチャ、前記フィルタ支持体のアパーチャ、前記レンズ凹部及び前記レーザー光フィルタを通して延びる、請求項 1 に記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 3】

前記 1 又は 2 以上の周縁フランジは、前記中心軸に垂直な平面内に延びる、
請求項 1 又は 2 に記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 4】

前記レンズ凹部は、前記 1 又は 2 以上の周縁フランジから前記中心軸に沿って前記フィルタ支持体に延びる、前記ベース部材の少なくとも 1 つのレンズ凹部側壁によって定められる、

請求項 1 から 3 のいずれかに記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つのレンズ凹部側壁は、環状側壁を含む、
請求項 4 に記載のフィルタアセンブリ。

10

【請求項 6】

前記レーザー光フィルタは、前記フィルタ支持体から前記中心軸に沿って延びる、前記ベース部材の少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁によって定められるフィルタ凹部内で前記フィルタ支持体に支持される、
請求項 1 から 5 のいずれかに記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁は、環状側壁を含む、
請求項 6 に記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 8】

前記カバー部材の少なくとも一部は、前記フィルタ凹部内に延びる、
請求項 6 又は 7 に記載のフィルタアセンブリ。

20

【請求項 9】

前記レーザー光フィルタは、532 nm 又は 1064 nm から成る群から選択された少なくとも 1 つの波長を有するレーザー光を遮断又は減衰するように構成される、
請求項 1 から 8 のいずれかに記載のフィルタアセンブリ。

【請求項 10】

内視鏡の撮像チャネルの近位端に取り付けられるように構成された撮像アセンブリであって、

レーザー手術を行うために使用され、レーザー光を発するように構成されたレーザープローブと、

30

対向する第 1 及び第 2 の側を有するフィルタ支持体と、

前記フィルタ支持体から中心軸に沿って変位した、前記フィルタ支持体の第 1 の側の 1 又は 2 以上の周縁フランジと、

前記フィルタ支持体の第 1 の側から延びるレンズ凹部と、

を含むベース部材と、

前記フィルタ支持体の第 2 の側に支持されたレーザー光フィルタであって、前記レーザー光が前記レーザー光フィルタを通るようになっているレーザー光フィルタと、

を含むフィルタアセンブリと、

前記 1 又は 2 以上の周縁フランジを前記撮像チャネルの近位端に対して挟み付けて、前記フィルタアセンブリを前記撮像チャネルの近位端に固定するように構成された取り付け部材と、

40

前記フィルタ支持体の第 2 の側において前記ベース部材に取り付けられたカバー部材と、を備え、

前記レーザー光フィルタは、前記ベース部材と前記カバー部材との間に挟持される、ことを特徴とする撮像アセンブリ。

【請求項 11】

前記レンズ凹部は、前記中心軸に沿って前記 1 又は 2 以上の周縁フランジに延び、

前記撮像アセンブリは、前記中心軸に沿って前記レンズ凹部内に突出するレンズを含む撮像ユニットを備える、

50

請求項 10 に記載の撮像アセンブリ。

【請求項 12】

前記中心軸は、前記カバー部材のアパーチャ、前記フィルタ支持体のアパーチャ、前記レンズ凹部及び前記レーザー光フィルタを通して延びる、
請求項 10 に記載の撮像アセンブリ。

【請求項 13】

前記レンズ凹部は、前記 1 又は 2 以上の周縁フランジから前記中心軸に沿って前記フィルタ支持体に延びる、前記ベース部材の少なくとも 1 つのレンズ凹部側壁によって定められる、

請求項 10 から 12 のいずれかに記載の撮像アセンブリ。

10

【請求項 14】

前記レーザー光フィルタは、前記フィルタ支持体から前記中心軸に沿って延びる、前記ベース部材の少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁によって定められるフィルタ凹部内で前記フィルタ支持体に支持される、

請求項 10 から 13 のいずれかに記載の撮像アセンブリ。

【請求項 15】

前記カバー部材の少なくとも一部は、前記フィルタ凹部内に延びる、
請求項 14 に記載の撮像アセンブリ。

【請求項 16】

前記撮像ユニットは、前記レンズに隣接する画像センサを含む、
請求項 11 に記載の撮像アセンブリ。

20

【請求項 17】

前記 1 又は 2 以上の周縁フランジは、前記中心軸に垂直な平面内に延びる、
請求項 10 から 16 のいずれかに記載の撮像アセンブリ。

【請求項 18】

前記レーザー光フィルタは、532 nm 又は 1064 nm から成る群から選択された少なくとも 1 つの波長を有する前記レーザー光を遮断又は減衰するように構成される、
請求項 10 から 17 のいずれかに記載の撮像アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、一般に内視鏡に関し、具体的には、レーザー手術中の撮像を改善するように内視鏡と共に使用するレーザー光フィルタアセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、体腔を観察するために体腔内に挿入できる遠位端を有する医療機器である。従来の内視鏡は、内視鏡の遠位端の位置を可視化するために使用できるカメラを含む。医師は、カメラが生成した画像を用いて遠位端を所望の治療部位に操作し、治療部位を可視化することができる。

【0003】

40

従来の内視鏡は、治療部位の医療手術を行うために器具を挿入できる 1 又は 2 以上のチャンネルも含む。このような 1 つ器具に、治療部位において遠位端からレーザーエネルギーを放出することによってレーザー手術を行うために使用できるレーザープローブがある。レーザー手術は、例えば治療部位における組織の切除、焼灼、気化、凝固及び切断に使用することができる。

【0004】

内視鏡のカメラは、体腔内の治療部位で行われるレーザー手術を可視化するために使用されることが多い。通常は、臨床医による治療部位の観察能力を高めるために、内視鏡のカメラと組み合わせて、レーザー光の視認性を高めるように設計されたカメラフィルタが使用される。

50

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の実施形態は、一般に内視鏡を通じて伝わる光を撮像前にフィルタ処理するために内視鏡と共に使用するレーザー光フィルタアセンブリと、内視鏡の撮像チャンネルの近位端に取り付けられるように構成された、レーザー光フィルタアセンブリを含む撮像アセンブリとに関する。内視鏡レーザー光フィルタアセンブリの1つの実施形態は、対向する第1及び第2の側を有するフィルタ支持体と、1又は2以上の周縁フランジと、レーザー光フィルタとを含む。1又は2以上の周縁フランジは、フィルタ支持体の第1の側に位置し、フィルタ支持体から中心軸に沿って変位する。レーザー光フィルタは、フィルタ支持体の第2の側に支持される。

10

【0006】

撮像アセンブリの1つの実施形態は、フィルタアセンブリと、取り付け部材とを含む。フィルタアセンブリは、対向する第1及び第2の側を有するフィルタ支持体と、1又は2以上の周縁フランジと、レーザー光フィルタとを含む。1又は2以上の周縁フランジは、フィルタ支持体の第1の側に位置し、フィルタ支持体から中心軸に沿って変位する。レーザー光フィルタは、フィルタ支持体の第2の側に支持される。取り付け部材は、1又は2以上の周縁フランジを撮像チャンネルの近位端に対して挟み付けて、フィルタアセンブリを撮像チャンネルの近位端に固定するように構成される。

【0007】

20

この概要は、以下の詳細な説明でさらに説明する概念を選択したものを単純な形で紹介するために示すものである。この概要は、特許請求する主題の重要な又は必須の特徴を識別するためのものでも、特許請求する主題の範囲を決定する支援として使用するものでもない。特許請求する主題は、背景技術に示した一部又は全部の不利点を解決する実装に限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態による、内視鏡に取り付けた撮像アセンブリの簡略ブロック図である。

【図2】本発明の実施形態による、内視鏡の撮像チャンネルの遠位端に取り付けた撮像アセンブリの簡略垂直断面図である。

30

【図3】本発明の実施形態による内視鏡レーザー光フィルタアセンブリの垂直断面図である。

【図4】図3の内視鏡レーザー光フィルタアセンブリの簡略平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施形態をさらに完全に説明する。同一又は同様の参照文字を用いて識別する要素は、同一又は同様の要素を示す。しかしながら、本発明の様々な実施形態は多くの異なる形で具体化することができ、本明細書で説明する実施形態に限定されると解釈すべきではない。むしろ、これらの実施形態は、本開示を徹底的かつ完全なものとし、当業者に本発明の範囲を完全に伝えるように示すものである。

40

【0010】

以下の説明では、実施形態を完全に理解できるように具体的な詳細を示す。しかしながら、当業者であれば、これらの具体的な詳細を伴わずに実施形態を実施することもできると理解する。例えば、回路、システム、ネットワーク、処理、フレーム、支持体、コネクタ、モーター、プロセッサ及びその他のコンポーネントについては、実施形態を不必要に曖昧にしないように図示していないことも、或いはブロック図形式で示していることもある。

【0011】

本明細書で使用する専門用語は、特定の実施形態を説明するためのものにすぎず、本発

50

明を限定するためのものではない。本明細書で使用する単数形の「１つの（英文不定冠詞）」及び「その（英文定冠詞）」は、その文脈で別途明確に示していない限り、複数形も含むことが意図される。さらに、「備える、含む（comprises及び／又はcomprising）」という用語は、本明細書で使用する場合、上述した特徴、整数、ステップ、動作、要素及び／又はコンポーネントの存在を示すが、１又は２以上の他の特徴、整数、ステップ、動作、要素、コンポーネント、及び／又はこれらの群の存在又は追加を除外するものではないと理解されるであろう。

【００１２】

ある要素が別の要素に「接続（connected）」又は「結合（coupled）」されていると言う場合、この要素は別の要素に直接接続又は結合することも、或いは介在要素が存在することもあると理解されたい。一方で、ある要素が別の要素に「直接接続（directly connected）」又は「直接結合（directly coupled）」されていると言う場合、介在要素は存在しない。

10

【００１３】

本明細書では、様々な要素を説明するために「第１の」、「第２の」などの用語を使用することがあるが、これらの要素をこれらの用語によって限定すべきではないと理解されるであろう。これらの用語は、要素を互いに区別するために使用するものにすぎない。従って、本発明の教示から逸脱することなく、第１の要素を第２の要素と呼ぶこともできる。

【００１４】

20

特に定めがない限り、本明細書で使用する（技術用語及び科学用語を含む）全ての用語は、本発明が属する技術の当業者が一般に理解している意味と同じ意味を有する。さらに、一般に使用される辞書で定義されるような用語については、関連技術の文脈におけるこれらの意味に従う意味を有すると解釈すべきであり、本明細書で明確に定義しない限り、理想的な又は過度に形式的な意味で解釈されるものではないと理解されるであろう。

【００１５】

本発明の実施形態は、一般に内視鏡を通じて伝わる光を撮像前にフィルタ処理するために内視鏡と共に使用するレーザー光フィルタアセンブリと、内視鏡の撮像チャンネルの近位端に取り付けられるように構成された、レーザー光フィルタアセンブリを含む撮像アセンブリとに関する。いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリが、内視鏡のチャンネルを通じて挿入されるレーザープローブを用いたレーザー手術の実行中に内視鏡と共に使用されるように構成される。いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタアセンブリが、レーザーエネルギーの波長を遮断して、内視鏡の撮像チャンネルを通じた良好なレーザー手術の撮像を容易にするように構成されたレーザー光フィルタを含む。

30

【００１６】

図１は、本発明の実施形態による、内視鏡１０６の撮像チャンネル１０４の近位端１０２に取り付けられた撮像アセンブリ１００の簡略ブロック図である。いくつかの実施形態では、内視鏡１０６が、患者の所望の治療部位においてレーザー手術を行えるように内視鏡１０６の遠位端１１２にレーザープローブ１１０を案内するレーザープローブチャンネル１０８を含む。いくつかの実施形態では、レーザープローブ１１０が、従来の技術を用いてレーザーエネルギー１１５を生成し、プローブ１１０を通じてレーザーエネルギー１１５を伝えるように構成されたレーザー光源１１４に結合される。レーザーエネルギー１１５は、治療部位においてレーザー手術を行うために、レーザープローブ１１０の遠位端１１６を通じて治療部位に放出される。例示的なレーザー手術としては、気化術、切断術、切除術、凝固術又はその他のレーザー手術が挙げられる。

40

【００１７】

いくつかの実施形態では、レーザー光源１１４が、１又は２以上のレーザー手術を行うのに適した従来のレーザーエネルギーを生成するように構成される。いくつかの実施形態では、レーザー光源１１４が、行うべきレーザー手術のタイプに応じて、異なる波長を有するレーザーエネルギー１１５を生成するように構成される。いくつかの実施形態では、

50

レーザー光源 114 が、気化術、切除術及び切断術において有用な約 532 nm (ナノメートル) の基本波長を有するレーザーエネルギー 115 を生成するように構成されたレーザー共振器又は他の好適なレーザー生成器を含む。いくつかの実施形態では、レーザーエネルギー 115 が、ほとんどの組織で強く吸収されずに組織内に深く進入して凝固術の効果を高める 1,064 nm の基本波長を有する。

【0018】

いくつかの実施形態では、レーザー光源 114 がイットリウム・アルミニウム・ガーネット・クリスタルロッドを含み、YAG ロッド内にネオジウム原子が分散して Nd:YAG レーザー素子又は利得媒体を形成する。他の従来のレーザー素子を用いて所望のレーザーエネルギー 115 を生成することもできる。

10

【0019】

内視鏡 106 の撮像チャンネル 104 は、例えばレーザープローブ 110 を用いて行われる治療部位でのレーザー治療を含む、遠位端 112 における治療部位の撮像を容易にする。いくつかの実施形態では、撮像チャンネル 104 が望遠鏡機器である。一般に、光 118 は、撮像チャンネル 104 を通じて内視鏡の近位端 102 に伝わる。撮像アセンブリ 100 は、撮像チャンネル 104 の近位端 102 に撮像ユニット 120 を支持し、撮像ユニット 120 が光 118 を処理して遠位端 112 で行われている治療の画像を生成できるようにするよう構成される。いくつかの実施形態では、撮像ユニット 120 が、従来の技術に従ってディスプレイ 122 上に画像を生成する。

【0020】

20

いくつかの実施形態では、撮像ユニット 120 が、画像センサ 124 と、画像センサ 124 上に光 118 の焦点を合わせるように構成されたレンズ 126 とを含む。画像センサ 124 は、電荷結合素子 (CCD) 又はその他の好適な画像センサなどの従来の画像センサとすることができる。画像センサ 124 からの出力信号を撮像ユニット 120 又は外部プロセッサが処理して、内視鏡 106 の遠位端 112 における治療部位の画像がディスプレイ 122 上に表示されるようにすることができる。

【0021】

内視鏡 106 の遠位端 112 におけるレーザー手術中には、レーザーエネルギー 115 の一部が光 118 として撮像チャンネル 104 を通じて伝わり、治療部位及びレーザー手術の好適な画像を生成するセンサ 124 の能力に悪影響が及ぶことがある。いくつかの実施形態では、撮像ユニット 120 が、画像センサ 124 によって生成される画像に悪影響を及ぼす恐れがある光 118 の波長を、画像センサに光 118 が到達する前に遮断又は減衰するように構成されたレーザー光フィルタ 132 を有するレーザー光フィルタアセンブリ 130 を含む。この結果、画像センサ 124 による治療部位の撮像が改善される。

30

【0022】

いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタ 132 が、レーザーエネルギー 115 の波長に対応する波長を遮断又は減衰する一方で、光 118 の他の波長は画像センサ 124 に通過させるように構成される。いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタ 132 が、レーザー光源 114 によって生成されるレーザーエネルギー 115 の 532 ナノメートル (nm) の波長、1064 nm の波長、又はその他の波長を遮断するように構成される。いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタ 132 が、レーザー光源 114 によって生成されるレーザーエネルギー 115 の波長の範囲外の電磁エネルギーも遮断する。

40

【0023】

いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタ 132 が、撮像チャンネル 104 を通じて伝わる光 118 の所望の波長を遮断するように構成された従来のフィルタである。従って、レーザー光フィルタ 132 は、ガラスフィルタ又はその他の従来のフィルタとすることができる。

【0024】

以下、図 2 ~ 図 4 を参照しながら、撮像アセンブリ 100 及びレーザー光フィルタアセンブリ 130 の実施形態をさらに詳細に説明する。図 2 は、本発明の実施形態による、内

50

視鏡 106 の撮像チャネル 104 の近位端 102 に取り付けられた撮像アセンブリ 100 の簡略垂直断面図である。図 3 は、本発明の実施形態によるレーザー光フィルタアセンブリ 130 の垂直断面図である。図 4 は、図 3 のレーザー光フィルタアセンブリ 130 の平面図である。

【0025】

一般に、内視鏡レーザー光フィルタアセンブリ 130 は、図 2 に想像線で示すレンズ 133 を含むことができる撮像チャネル 104 の近位端 102 に取り付けられるレーザー光フィルタ 132 を支持するように構成される。これにより、フィルタ 132 は、光 118 を撮像ユニット 120 に到達する前にフィルタ処理することができる。

【0026】

いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリ 130 が、図 3 に示す中心軸 142 に対してフィルタ 132 を支持するように構成されたフィルタ支持体 140 を含む。いくつかの実施形態では、フィルタ支持体 140 が、実質的に中心軸 142 と垂直な平面内にフィルタ 132 を支持する 1 又は 2 以上のフランジ 144 と、アパーチャ 146 とを含む。いくつかの実施形態では、1 又は 2 以上のフランジ 144 が、環状フランジ又は同等の構造を含む。いくつかの実施形態では、環状フランジ 144 が、図 3 及び図 4 に示す中心軸 142 と同心である。1 又は 2 以上のフランジ 144 のための他の構造を使用することもできる。

【0027】

いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリ 130 が、フィルタ 132 が支持されるフィルタ支持体 140 の側 152 とは反対側のフィルタ支持体 140 の側 150 に位置する 1 又は 2 以上の周縁フランジ 148 を含む。図 3 に示すように、1 又は 2 以上のフランジ 148 は、中心軸 142 に対して半径方向に広がり、実質的に中心軸 142 と垂直に配向される。いくつかの実施形態では、1 又は 2 以上のフランジ 148 が、環状フランジ又は同等の構造を含む。いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、環状の周縁フランジ 148 が中心軸 142 と実質的に同心である。1 又は 2 以上のフランジ 148 のための他の構造を使用することもできる。

【0028】

いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、1 又は 2 以上のフランジ 148 が、中心軸 142 に沿ってフィルタ支持体 140 から変位する。いくつかの実施形態では、フランジ 148 が、中心軸 142 に沿って、例えば 1 mm、2 mm、3 mm、4 mm 又は 5 mm などの 1 ~ 5 ミリメートル (mm) の距離だけフィルタ支持体 140 から変位する。

【0029】

いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリ 130 が、フィルタ支持体 140 の側 150 に位置するレンズ凹部 154 を含む。いくつかの実施形態では、レンズ凹部 154 が、図 2 に示して図 3 に概略的に示す撮像ユニット 120 のレンズ 126 を収容する。いくつかの実施形態では、レンズ凹部 154 が、フィルタ支持体 140 の側 150 に、中心軸 142 に垂直な平面内で広がる、アパーチャ 146 の直径よりも大きな直径を有する開口部をもたらす。いくつかの実施形態では、1 又は 2 以上のフランジ 148 が、レンズ凹部 154 から中心軸 142 に対して半径方向に広がる。

【0030】

いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、フィルタアセンブリ 130 が、フィルタ支持体 140 と、1 又は 2 以上のフランジ 148 とを含むベース部材 156 を含む。いくつかの実施形態では、レンズ凹部 154 が、周縁フランジ 148 から中心軸 142 に沿ってフィルタ支持体 140 に延びる、ベース部材 156 の少なくとも 1 つのレンズ凹部側壁 158 によって定められる。いくつかの実施形態では、図 3 及び図 4 に示すように、少なくとも 1 つのレンズ凹部側壁 158 が、円錐形又は円筒形のレンズ凹部 154 を形成する環状側壁である。

【0031】

いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタ 132 が、フィルタ凹部 160 内でフィ

10

20

30

40

50

ルタ支持体 140 の側 152 に支持される。いくつかの実施形態では、フィルタ凹部 160 が、フィルタ支持体 140 から中心軸 142 に沿って延びる少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁 162 によって定められる。いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁 162 が、ベース部材 156 の一部である。いくつかの実施形態では、図 4 で最も良く分かるように、少なくとも 1 つのフィルタ凹部側壁 162 が環状側壁を含む。

【0032】

いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、フィルタアセンブリ 130 が、フィルタ支持体 140 の側 152 においてベース部材 156 に取り付けられたカバー部材 166 を含む。いくつかの実施形態では、カバー部材 166 が、レーザー光フィルタ 132 をフィルタ凹部 160 内に固定する働きをする。いくつかの実施形態では、カバー部材 166 が、フィルタ 132 をフィルタ支持体 140 に対して挟み込む。いくつかの実施形態では、カバー部材 166 が、フィルタ 132 の周辺部をフィルタ支持体 140 に対して挟み付ける 1 又は 2 以上のフランジ 168 を含む。いくつかの実施形態では、1 又は 2 以上のフランジ 168 が、図 3 に示すような環状フランジ、又はその他の好適な構造を含む。いくつかの実施形態では、環状フランジ 168 が、中心軸 142 と実質的に同心である。

【0033】

いくつかの実施形態では、カバー部材 166 が、アパーチャ 170 を含む。いくつかの実施形態では、アパーチャ 170 が、中心軸 142 と同心である。

【0034】

いくつかの実施形態では、図 3 に示すように、カバー部材 166 の一部 172 が、フィルタ凹部 160 内に延びる。或いは、部分 172 は、1 又は 2 以上のフィルタ凹部側壁 162 の外周回りに延びるように構成することもできる。いくつかの実施形態では、部分 172 が、ベース部材 156 の 1 又は 2 以上の側壁 162 との間に締め込みを形成してカバー部材 166 をベース部材 156 に固定する。或いは、カバー部材 166 は、接着、溶接又はその他の好適な締結技術を用いてベース部材 156 に固定することもできる。

【0035】

いくつかの実施形態では、ベース部材 156 及びカバー部材 166 が、同じ材料又は異なる材料で形成される。いくつかの実施形態では、ベース部材 156 及びカバー部材 166 がアルミニウムを含む。

【0036】

一般に、撮像アセンブリ 100 は、本明細書で説明する 1 又は 2 以上の実施形態に従って形成された内視鏡レーザー光フィルタアセンブリ 130 と、図 2 に示すようにフィルタアセンブリ 130 を内視鏡 106 の撮像チャンネル 104 の近位端 102 などに固定するように構成された取り付け部材 180 とを含む。いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、1 又は 2 以上のフランジ 148 が、撮像チャンネル 104 のフランジ 182 と取り付け部材 180 の少なくとも 1 つの部分 184 との間に挟持される。いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、取り付け部材 180 が、フィルタアセンブリ 130 の中心軸 142 が撮像チャンネル 104 と実質的に同心になるようにフィルタアセンブリ 130 を内視鏡撮像チャンネル 104 の近位端 102 に固定する。

【0037】

いくつかの実施形態では、取り付け部材 180 が、撮像チャンネル 104 の近位端 102 を受け取る取り付けリングの形を取り、中心軸 142 を中心とした取り付けリング 180 の回転にตอบสนองして、1 又は 2 以上の周縁フランジ 148 を撮像チャンネル 104 の少なくとも 1 つのフランジ 182 又は内視鏡 106 の一部に対して挟み付ける。他のタイプの取り付け部材 180 を使用することもできる。

【0038】

いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、内視鏡 106 が、1 又は 2 以上の周縁フランジ 148 のみにおいてレーザー光フィルタアセンブリ 130 に接触する。いくつかの実施形態では、この接触が、少なくとも 1 つのフランジ 182 のみによる。いくつかの実

10

20

30

40

50

施形態では、図 2 に示すように、取り付け部材 180 が、1 又は 2 以上の周縁フランジ 148 のみにおいてレーザー光フィルタアセンブリ 130 に接触する。いくつかの実施形態では、この接触が、少なくとも 1 つの部分 184 のみによる。

【0039】

いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、取り付け部材 180 が、撮像ユニット 120 のレンズ 126 を支持する。いくつかの実施形態では、図 2 及び図 3 に示すように、取り付け部材 180 が、レンズ 126 をレンズ凹部 154 内に突出するように支持する。従って、図 2 及び図 3 に示すように、レンズ 126 の一部は、中心軸 142 に対して垂直に広がる平面及び 1 又は 2 以上のフランジ 148 を通じて中心軸 142 に沿ってレンズ凹部 154 内に延びる。

10

【0040】

いくつかの実施形態では、取り付け機構 180 が、近位端 188 に、画像センサ 124 又は画像センサ 124 を含むカメラを接続するように構成されたコネクタ 186 を含む。いくつかの実施形態では、コネクタ 186 が、画像センサを中心軸 142 と一直線上に支持する。

【0041】

いくつかの実施形態では、図 2 に示すように、内視鏡撮像チャネル 104 の近位端 102 に取り付け部材 180 を固定した時に、アパーチャ 170、レーザーフィルタ 132、アパーチャ 146、周縁フランジ 148、フィルタ支持体 140、フィルタ凹部 160、レンズ凹部 154、撮像チャネル 104 及び / 又はレンズ 126 が中心軸 142 と実質的に同心である。いくつかの実施形態では、中心軸 142 が、アパーチャ 170、レーザーフィルタ 132、フィルタ凹部 160、レンズ凹部 154 及びレンズ 126 を通って延びる。この結果、いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリ 130 が、撮像チャネル 104 を通じて伝わった光 118 がフィルタ支持体 140 の側 152 から中心軸 142 に沿ってフィルタ 132 を通ってフィルタ支持体 140 を越えてレンズ 126 を通って進むように支持される。

20

【0042】

アセンブリ 130 のレーザーフィルタ 132 を通じた光 118 の光路は、センサ 124 が光 118 に曝される前に、レーザーエネルギー 115 (図 1) に対応する波長などの光 118 の波長の一部を遮断又は減衰する。これにより、画像センサ 124 からの出力を用いて形成される画像に悪影響を及ぼす恐れのある光 118 の波長の大きさが少なくとも減少する。この結果、画像センサ 142 は、レーザー手術中に、レーザー光フィルタアセンブリ 130 及びレーザー光フィルタ 132 を使用せずに得られる品質よりも高品質な画像を生成することができる。

30

【0043】

上述の例では、画像センサ 124 を用いたレーザー手術又はその他の手術中に、レーザー光フィルタアセンブリ 130 を内視鏡 106 と共に使用して、内視鏡の撮像チャネル 104 を通じて伝わる光 118 をフィルタ処理して治療部位の撮像を改善する実施形態に焦点を当てた。他の実施形態では、内視鏡の撮像チャネル 104 の近位端 102 においてレーザー光フィルタアセンブリ 130 を支持する撮像アセンブリ 100 に焦点を当てた。いくつかの実施形態では、フィルタアセンブリ 130 が、内視鏡 106 のチャネル 108 を通じて挿入されたレーザープローブ 110 を用いたレーザー手術の実行中に使用されるように構成される。いくつかの実施形態では、レーザー光フィルタアセンブリ 130 が、レーザープローブ 110 から放出されるレーザーエネルギー 115 の波長を遮断して、画像センサ 124 による内視鏡 106 の撮像チャネル 104 を通じた良好なレーザー手術の撮像を容易にするように構成されたレーザー光フィルタ 132 を含む。

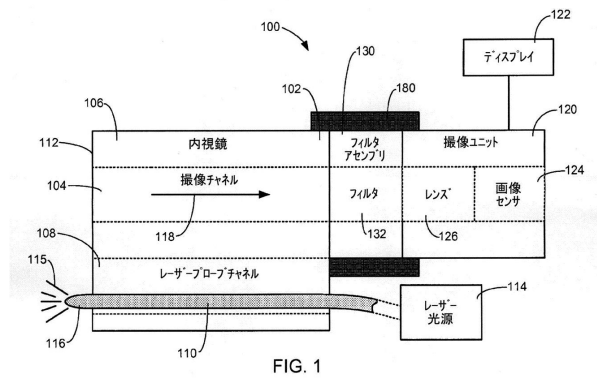
40

【0044】

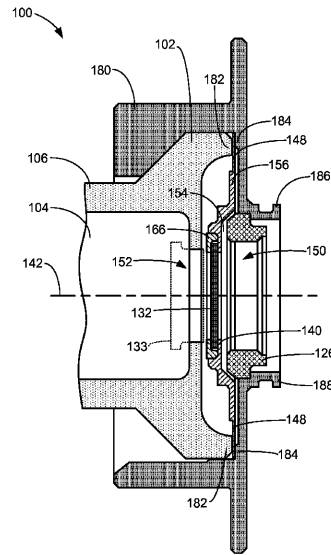
好ましい実施形態を参照しながら本発明の実施形態を説明したが、当業者であれば、本明細書の趣旨及び範囲から逸脱することなく形態及び詳細を変更することもできると認識するであろう。

50

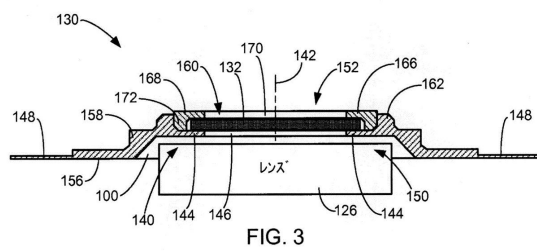
【図 1】



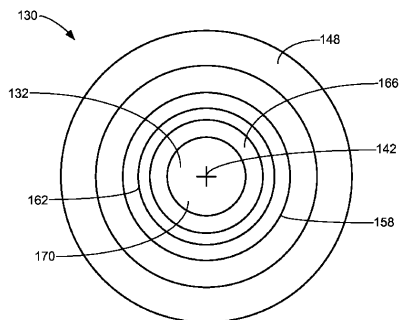
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74)代理人 100130937

弁理士 山本 泰史

(74)代理人 100144451

弁理士 鈴木 博子

(72)発明者 サイトウ ネイサン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95128 サンノゼ コーリー アヴェニュー 2382

審査官 牧尾 尚能

(56)参考文献 特開平10-137182(JP,A)

特開2004-344230(JP,A)

特開2007-037783(JP,A)

米国特許出願公開第2006/0051036(US,A1)

特開2002-102158(JP,A)

特開2002-224028(JP,A)

特開2003-084214(JP,A)

中国実用新案第2885155(CN,Y)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32