

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-538069

(P2018-538069A)

(43) 公表日 平成30年12月27日(2018.12.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 714	4C026
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 540	4C161
A61B 1/07 (2006.01)	A61B 1/07 732	
A61B 18/24 (2006.01)	A61B 1/00 621	
A61F 9/008 (2006.01)	A61B 1/00 711	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-530056 (P2018-530056)  
 (86) (22) 出願日 平成28年12月9日 (2016.12.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成30年8月7日 (2018.8.7)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/065939  
 (87) 国際公開番号 WO2017/100651  
 (87) 国際公開日 平成29年6月15日 (2017.6.15)  
 (31) 優先権主張番号 14/966, 151  
 (32) 優先日 平成27年12月11日 (2015.12.11)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 513218341  
 ビーバー・ビジテック インターナショナル  
 インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 02452 マサチュー  
 セッツ州 ウォルサム ウェーバリー オ  
 ークス ドライブ 411 ビルディング  
 2 スイート 229  
 (74) 代理人 110001243  
 特許業務法人 谷・阿部特許事務所  
 (72) 発明者 マーティン ウラム  
 アメリカ合衆国 07701 ニュージャ  
 ージー州 ミドルタウン ナベシンク リ  
 バー ロード 427

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザビデオ内視鏡

(57) 【要約】

レーザビデオ内視鏡は、レーザガイド、照明ガイド、およびイメージガイドを有し、それらは、光プローブ、およびそのプローブを支持するハンドピースを通して延びる。ハンドピースは、光ファイバケーブルによってレーザエネルギー源および照明源に連結される。イメージは、直接的にハンドピースに光学的に結合され取り付けられたカメラアセンブリによって、カメラアセンブリから延びる電気ケーブルを介して、ハンドピースからイメージ処理インターフェースに送信される。カメラおよびその電気ケーブルは、ハンドピースから外され再使用され得る。プローブおよびハンドピースを含む製品の残部は、各医療ルーチンの後に処分され得る。プローブは、近位部分がハンドピースの遠位端部から延びるように、近位部分および遠位部分を有することができ、ハンドピースの遠位端部の少なくとも近くで測定される近位部分の外径が、遠位部分の外径よりも大きい。

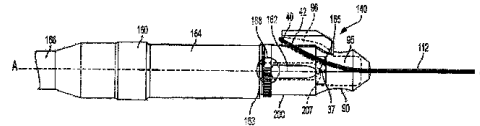


FIG. 16

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

外科用内視鏡であって、

空洞、遠位表面、前記空洞への第 1 の開口を含む第 1 の表面、および前記空洞への第 2 の開口を含む第 2 の表面を備えるハンドピースと、

前記ハンドピースの前記遠位表面から遠位方向に延びるプローブであって、前記ハンドピースの前記遠位表面で前記空洞と連通する近位端部を備えるプローブと、

前記プローブの前記遠位端部から前記プローブの前記近位端部へ延び、前記プローブの前記近位端部から前記空洞内へ延び、前記空洞を通して前記ハンドピースの前記第 1 の開口へ延びる照明ガイドであって、前記プローブの遠位端部で終端する照明ガイド遠位端部を備える照明ガイドと、

前記プローブの前記遠位端部から前記プローブの前記近位端部へ延び、前記プローブの前記近位端部から前記空洞内へ延び、前記空洞を通して前記ハンドピースの前記第 1 の開口へ延びるレーザガイドであって、前記プローブの前記遠位端部で終端するレーザガイド遠位端部を備えるレーザガイドと、

前記プローブの前記遠位端部から前記プローブの前記近位端部へ延び、前記プローブの前記近位端部から前記空洞内へ延び、前記空洞を通して前記ハンドピースの前記第 2 の開口へ延びるイメージガイドであって、前記プローブの前記遠位端部で終端するイメージガイド遠位端部、および前記ハンドピースの前記第 2 の表面で終端するイメージガイド近位端部を備えるイメージガイドと

を備え、

前記ハンドピースは、前記ハンドピースの前記第 2 の表面においてカメラアセンブリに取外し可能に連結されて、前記イメージガイド近位端部を前記カメラアセンブリに光学的に結合し、

前記第 1 の表面と前記第 2 の表面は重ならない、外科用内視鏡。

**【請求項 2】**

前記第 1 の開口から延びる前記ハンドピース内のレーザおよび照明第 1 のチャンネルと、

前記第 2 の開口から延びる前記ハンドピース内のイメージ第 2 のチャンネルと、

前記遠位表面から近位方向に延びる前記ハンドピース内のレーザおよび照明およびイメージ第 3 のチャンネルと、

をさらに備え、

前記プローブは、前記ハンドピースの前記遠位表面において前記第 3 のチャンネルから遠位方向に延び、前記プローブは、前記照明ガイド、前記レーザガイド、および前記イメージガイドを含み、

前記照明ガイド、前記レーザガイド、および前記イメージガイドは、前記プローブの前記近位端部から前記第 3 のチャンネル内へ延び、

前記第 1 のチャンネルは、第 1 の軸を備え、

前記第 2 のチャンネルは、第 2 の軸を備え、

前記第 3 のチャンネルは、第 3 の軸を備え、

前記第 2 の軸と前記第 3 の軸は、実質的に同軸であり、

前記第 1 の軸は、前記第 2 の軸および前記第 3 の軸に対して非ゼロ角度関係を有する請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 3】**

前記ハンドピースは、カメラアセンブリに係合するための近位方向に延びるノーズを含み、

前記第 2 のチャンネルは、前記ノーズを通して延び、

前記第 2 の近位表面は、前記ノーズの端部を構成する請求項 2 に記載の内視鏡。

**【請求項 4】**

前記イメージガイドは、光ファイバで構成される請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 5】**

前記照明ガイドは、前記プローブにおいて、前記レーザガイドおよび前記イメージガイドの周りに入れ子状に配置されて前記プローブ内の空間を充填する光ファイバのセットを含む請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記カメラアセンブリは、前記カメラアセンブリを前記ハンドピースに取外し可能に取り付けるように適合されたラッチを備える請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記カメラアセンブリは、前記ハンドピースに直接取り付けられ、前記カメラアセンブリの出力は、電気ケーブルによってリモートディスプレイに結合されるように適合される請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 8】

前記プローブは、  
前記プローブの前記遠位端部から近位方向に延びる遠位部分と、  
前記プローブの前記近位端部から遠位方向に延びる近位部分と  
を備え、

前記プローブの前記遠位部分は、約 2.5 ミル (0.64 mm) の外径、少なくとも約 2 ミル (0.05 mm) 厚の側壁、および約 710 ミル (18 mm) の長さを有し、

前記プローブの前記近位部分は、少なくとも約 3.5 ミル (0.89 mm) の外径、および少なくとも約 5 ミル (0.13 mm) 厚の側壁を有し、

前記レーザガイドは、約 100 マイクロメートルの直径の断面の第 1 の表面を有するファイバを備え、

20

前記イメージは、約 1.4 ミル (0.36 mm) の直径の本質的に連続した断面の第 2 の表面を形成するファイバを備え、

前記第 1 の表面と前記第 2 の表面は、重ならず、前記プローブは、23 ゲージ (0.635 mm) スリーブを通過するように適合される請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記プローブの前記側壁は金属である請求項 8 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記イメージングコンポーネントは、前記本質的に連続した断面の第 2 の表面を形成する約 6000 本のファイバを有する光ファイバ束を備える請求項 8 に記載の内視鏡。

30

【請求項 11】

前記照明光ファイバ束は、前記レーザガイドファイバおよび前記イメージングコンポーネントを本質的に取り囲む約 70 本のファイバを含む請求項 8 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記レーザファイバは、約 532 ナノメートルのレーザエネルギーを伝送するように適合され、

カメラが、前記イメージングコンポーネントに結合され、

遮断フィルタが、前記イメージングコンポーネントと前記カメラとの間にあり、前記レーザエネルギーの波長を遮断し、前記フィルタは、他の可視光に対して透過的である請求項 8 に記載の内視鏡。

40

【請求項 13】

前記レーザファイバは、約 532 ナノメートルのレーザエネルギーを伝送するように適合され、

カメラが、前記イメージングコンポーネントに結合され、

遮断フィルタが、前記イメージングコンポーネントと前記カメラとの間にあり、前記レーザエネルギーの波長を遮断し、前記フィルタは、他の可視光に対して透過的である請求項 10 に記載の内視鏡。

【請求項 14】

前記プローブは金属である請求項 12 に記載の内視鏡。

【請求項 15】

50

前記プローブは金属である請求項 13 に記載の内視鏡。

【請求項 16】

ハンドピースを有する眼科手術のためのレーザビデオ内視鏡であって、

前記ハンドピースの遠位方向に延びる中空の硬質なプローブを備え、

前記プローブは、遠位部分および近位部分を有し、

前記プローブの前記遠位部分は、約 2.5 ミル (0.64 mm) の外径、および約 2 ミル (0.05 mm) 厚の側壁を有し、約 7.10 ミル (1.8 mm) の長さを有し、

前記プローブの前記近位部分は、少なくとも約 3.5 ミル (0.89 mm) の外径、および少なくとも約 5 ミル (0.13 mm) 厚の側壁を有し、

前記プローブは、断面の第 1 の表面を有するレーザガイドファイバと、本質的に連続した断面の第 2 の表面を有するイメージングコンポーネントと、照明ファイバ束とを含み、

前記第 1 の表面と前記第 2 の表面は、重ならず、前記プローブは、23 ゲージ (0.635 mm) スリーブを通過するように適合される、レーザビデオ内視鏡。

【請求項 17】

前記レーザガイドファイバは、直径が約 100 マイクロメートルであり、

前記イメージングコンポーネントは、直径が約 1.4 ミル (0.36 mm) である請求項 16 に記載の内視鏡。

【請求項 18】

前記レーザファイバは、約 532 ナノメートルのレーザエネルギーを伝送するように適合され、

カメラが、前記イメージングコンポーネントに結合され、

遮断フィルタが、前記イメージングコンポーネントと前記カメラとの間にあり、前記レーザエネルギーの波長を遮断し、前記フィルタは、他の可視光に対して透過的である請求項 17 に記載の内視鏡。

【請求項 19】

眼科のためのレーザビデオ内視鏡であって、

ハンドピースと、

前記ハンドピースの遠位方向に延びる中空の硬質なプローブとを備え、

前記プローブは、遠位部分および近位部分を有し、

前記プローブの前記遠位部分は、約 2.5 ミル (0.64 mm) の外径、および約 2 ミル (0.05 mm) 厚の側壁を有し、

前記プローブは、レーザガイドファイバ、イメージングコンポーネント、および照明ファイバ束を含み、

前記レーザガイドファイバは、約 100 マイクロメートルの直径の断面の第 1 の表面を有し、

前記イメージングコンポーネントは、約 1.4 ミル (0.36 mm) の直径の本質的に連続した断面の第 2 の表面を有し、

前記第 1 の表面と前記第 2 の表面は、重ならず、前記プローブは、23 ゲージ (0.635 mm) スリーブを通過するように適合される、レーザビデオ内視鏡。

【請求項 20】

前記レーザファイバは、約 532 ナノメートルのレーザエネルギーを伝送するように適合され、

カメラが、前記イメージングコンポーネントに結合され、

遮断フィルタが、前記イメージングコンポーネントと前記カメラとの間にあり、前記レーザエネルギーの波長を遮断し、前記フィルタは、他の可視光に対して透過的である請求項 19 に記載の内視鏡。

【請求項 21】

眼科手術のためのレーザビデオ内視鏡であって、

ハンドピースと、

10

20

30

40

50

前記ハンドピースの遠位方向に延びる中空の硬質なプローブとを備え、

前記プローブは、遠位部分および近位部分を有し、

前記プローブの前記遠位部分は、約 2.5 ミル (0.64 mm) の外径、および少なくとも約 2 ミル (0.05 mm) 厚の側壁を有し、

前記プローブの前記近位部分は、少なくとも約 3.5 ミル (0.89 mm) の外径、および少なくとも約 5 ミル (0.13 mm) 厚の側壁を有し、

前記プローブは、レーザガイドファイバ、イメージングコンポーネント、および照明ファイバ束を含み、

前記レーザガイドファイバは、約 100 マイクロメートルの直径の断面の第 1 の表面を有し、

前記イメージングコンポーネントは、約 1.4 ミル (0.36 mm) の直径の本質的に連続した断面の第 2 の表面を有し、

前記第 1 の表面と前記第 2 の表面は、重ならず、前記プローブは、23 ゲージ (0.635 mm) スリーブを通過するように適合される、レーザビデオ内視鏡。

【請求項 22】

前記プローブの前記近位部分は、120 ミル (3 mm) の長さを有する請求項 8 に記載の内視鏡。

【請求項 23】

前記プローブの前記近位部分は、120 ミル (3 mm) の長さを有する請求項 16 に記載の内視鏡。

【請求項 24】

前記プローブの前記近位部分は、120 ミル (3 mm) の長さを有する請求項 19 に記載の内視鏡。

【請求項 25】

前記プローブの前記近位部分は、120 ミル (3 mm) の長さを有する請求項 21 に記載の内視鏡。

【請求項 26】

前記ハンドピースは、第 1 のセクションおよび第 2 のセクションを有し、

前記第 1 のセクションが前記第 2 のセクションに付着されたとき、前記ハンドピースの本体の少なくとも部分からの前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクション、前記本体は、前記空洞を備える請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 27】

前記ハンドピースを前記カメラアセンブリに取外し可能に付着するための連結部をさらに備える請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 28】

前記連結部は、前記ハンドピースと前記カメラアセンブリを係止し、前記イメージガイド近位端部と前記カメラアセンブリの前記光学的結合を維持しながら、前記カメラアセンブリに対する前記プローブの軸方向回転運動を可能にする請求項 27 に記載の内視鏡。

【請求項 29】

前記カメラアセンブリからのイメージ出力の方向づけは、前記カメラアセンブリに対する前記プローブの回転運動から独立している請求項 28 に記載の内視鏡。

【請求項 30】

前記第 1 の表面および前記第 2 の表面のうちの少なくとも 1 つは、前記ハンドピースの近位表面を含む請求項 1 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に医療用レーザビデオ内視鏡に関し、より詳細には、操作プローブが各使用後に経済的に処分可能であり、および/または比較的小さいゲージサイズを有するこ

10

20

30

40

50

とができる医療用レーザービデオ内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

関連出願の相互参照

本出願は、2011年4月12日に出願された米国特許出願第13/084,789号明細書と、2010年5月13日に出願された米国特許出願第12/779,214号明細書の一部継続である2011年12月8日に出願された米国特許出願第13/314,371号明細書との一部継続であり、これらの開示全体が参照により本明細書に組み込まれている。

【0003】

他の先行出願は、1992年6月16日に出願された米国特許第5,121,740号明細書、および2006年2月14日に出願された米国特許第6,997,868号明細書であり、これらの開示全体が参照により本明細書に組み込まれている。

【0004】

レーザービデオ内視鏡は、緑内障、網膜、および硝子体切除手術で使用され、一部の従来の内視鏡は、加圧滅菌または他の滅菌の後に再使用され得る。再使用は、主に内視鏡の費用が理由で行われる。最も大きな費用要因は、多数のマイクロメートルサイズ光ファイバを有するイメージガイドである。たとえば、17,000ピクセルイメージを提供するために17,000本のファイバを利用する内視鏡(17k内視鏡)の場合、イメージガイドのみで約340ドルを要する可能性があり、完全に組み立てた17k内視鏡の価格は2,000ドル程度になる可能性がある。これは、各処置の後に内視鏡を処分せずに滅菌後に内視鏡を再使用する大きな動機である。

【0005】

費用要因は、実際問題として、内視鏡が処分されることなく滅菌後に再使用されることを意味する。しかしながら、内視鏡のプロープが、滅菌プロセスで人的ミスの可能性にさらされる代わりに、各使用後に処分できるならば、感染に対してより安全である。

【0006】

従来の内視鏡の別の特徴は、眼科手術中に20ゲージ(0.89mm)組織切開を通過するプロープを利用することである。20ゲージ(0.89mm)切開は、眼科手術の分野で標準であり、眼科手術ルーチン中に利用される器具による侵入のために使用される。

【0007】

しかしながら、最近では、より小さな23ゲージ(0.635mm)スリーブが利用されている。トロカールスリーブなどのこのスリーブは、体壁組織に触れることなく手術器具の挿入および取出しを可能にする、体壁に埋め込まれる管である。23ゲージ(0.635mm)スリーブの価値は、それにより、切開がより小さく、したがって回復時間がより短いことである。23ゲージ(0.635mm)スリーブは、20ゲージ(0.89mm)切開よりも小さい開口を備え、したがって、そのプロープが23ゲージ(0.635mm)スリーブを何とか通り抜けられるように、そのプロープの直径をより小さくする必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

1つの問題は、23ゲージ(0.635mm)プロープは直径が小さい(25ミルまたは0.635mm)ので、脆弱であり破損しやすいことである。ほとんどの破損は、ハンドピースとプロープとの間の接合部で発生する。この破損問題は、レーザービデオ内視鏡を使用する場合にこれらの内視鏡のコストのために大きな懸念材料となる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の例示的な実施形態は、滅菌に頼ることなく、各使用後のプロープの処分を可能にし促進するために十分にコストが妥当である内視鏡設計を提供することによって、従来

10

20

30

40

50

の内視鏡の欠点の少なくともいくつかに対処する。

【0010】

また、本発明の例示的な実施形態は、たとえば23ゲージ(0.635mm)スリーブに挿通され得るプローブを含み、破損の量を最小限にするのに十分な堅牢性を維持できる、内視鏡設計を提供することによって、従来の内視鏡の欠点の少なくともいくつかに対処する。

【0011】

本発明の例示的な実施形態は、各使用後にプローブの処分を可能にし、および/または挿通され得るプローブを含む、内視鏡設計を提供する。たとえば、23ゲージ(0.635mm)スリーブが、外科医に馴染みのあるプローブの外観および感触を維持しながら、イメージング、照明、およびレーザオブラーション(laser ablation)の操作特性を有する。

10

【0012】

本発明の例示的な実施形態によれば、レーザビデオ内視鏡が、レーザガイド、照明ガイド、およびイメージガイドを備え、それらは、内視鏡のプローブ部分を通して延び、ハンドピースの遠位端部から突出できるプローブ部分を支持するハンドピースを通して延びる、光ファイバガイドとすることができる。

【0013】

本発明の実施形態の例示的な実装形態によれば、ハンドピースは、ハンドピースの遠位端部において遠位端部を有する1つまたは複数のチャンネルを含む。1つまたは複数のチャンネルは、プローブ部分からハンドピース内へ延びるレーザガイド、照明ガイド、および/またはイメージガイドのうちの少なくとも1つを受け入れるように構成され得る。

20

【0014】

本発明の実施形態の別の例示的な実装形態によれば、ハンドピースは、ハンドピースの遠位端部において遠位端部を有する第1のチャンネルを含み、したがって、ハンドピースの第1のチャンネルを介して、第1のチャンネルの近位端部においてハンドピースに連結された比較的長いフレキシブル光ファイバケーブルを通して、照明ガイドおよびレーザガイドがそれぞれ、照明源およびレーザエネルギー源へプローブ部分から延び続けることができる。

【0015】

本発明の実施形態のさらに別の例示的な実装形態によれば、ハンドピースは、光学的イメージガイドがプローブ部分からハンドピースの第2のチャンネルを通して延び、第2のチャンネルの近位端部で終端するように、ハンドピースの遠位端部において遠位端部を有する第2のチャンネルを含む。

30

【0016】

本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態によれば、第2のチャンネルの近位端部がハンドピースの近位端部にあり、ハンドピースの近位端部は、カメラアセンブリが光ファイバイメージガイドの端部に光学的に結合できるように、カメラアセンブリに取外し可能に付着されるように構成される。

【0017】

本発明の例示的な実施形態は、内視鏡システムを提供し、内視鏡システムは、プローブを支持するハンドピースを含むレーザビデオ内視鏡であって、レーザガイド、照明ガイド、およびイメージガイドが、プローブおよびハンドピースを通して延びる、レーザビデオ内視鏡と、ハンドピースに取外し可能に直接付着されることができ、ハンドピースを通して延びるイメージガイドの端部に光学的に結合された入力を有するカメラアセンブリとを備える。

40

【0018】

本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態によれば、カメラアセンブリは、カメラアセンブリからイメージプロセッサ、イメージ表示デバイス、またはイメージが手術のために提供され得る任意のサイトへ電気イメージ信号を送信するために、カメラアセンブ

50

りから延びる電気ケーブルを有する出力を含む。本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態によれば、カメラアセンブリおよびその電気ケーブルが、複数の内視鏡ルーチンでハンドピースから外され再使用できる一方、プローブ部分およびハンドピースを含むレーザービデオ内視鏡が、各医療ルーチンの後に処分可能であり、それによって消毒処置が保証される。

【0019】

本発明の例示的な実施形態は、眼科手術で使用するためのレーザービデオ内視鏡を提供し、内視鏡は、たとえば、トロカールスリーブのような23ゲージ(0.635mm)スリーブを通過することができる、プローブ部分を含む。

【0020】

本発明の実施形態の例示的な実装形態によれば、レーザービデオ内視鏡は、近位部分がレーザービデオ内視鏡のハンドピースの遠位端部から延びるように、遠位部分および近位部分を有する、たとえばステンレス鋼製のプローブを含み、ハンドピースの遠位端部の少なくとも近くで測定される近位部分の外径(OD)が遠位部分のODよりも大きい。

【0021】

本発明の実施形態の別の例示的な実装形態によれば、プローブの少なくとも遠位部分が23ゲージ(0.635mm)スリーブに挿通できるように、遠位部分は、25ミル(インチの1000分の1)または約0.64mmよりも小さいOD、および2ミルまたは0.05mmの壁厚を有する。

【0022】

本発明の実施形態のさらに別の例示的な実装形態によれば、ハンドピースから出るプローブの近位部分は、約31ミルまたは0.79mmのOD、および約5ミルまたは0.13mmの壁厚を有する。

【0023】

本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態によれば、遠位部分は、約25ミルまたは0.64mm未満のODで、約710ミルまたは18mmの長さを有する。

【0024】

本発明の実施形態のさらに別の例示的な実装形態によれば、レーザービデオ内視鏡のプローブの遠位部分は、プローブの遠位部分の内径内に配設されたレーザーファイバを備えるレーザーガイドと、イメージ束を備えるイメージガイドであって、イメージ束は、レーザーファイバによって占有されていないプローブの遠位部分の内径内に配設された、本質的に円形の構成で配置された複数のファイバを有する、イメージガイドと、照明束を備える照明ガイドであって、照明束は、レーザーファイバおよびイメージ束によって占有されていないプローブの遠位部分の内径の残部を充填する複数のファイバを有する、照明ガイドとを含む。

【0025】

本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態によれば、プローブの遠位部分の内径は、約21ミルまたは0.54mmであり、レーザーガイドのレーザーファイバは、約100マイクロメートルまたは0.1mmであり、約14ミルまたは0.36mmのODを有する本質的に円形の構成に配置された約6,000本のファイバを有し、照明ガイドの照明束は、レーザーファイバおよびイメージ束によって占有されていないプローブの遠位部分の残りの21ミルまたは0.54mm内径を充填する約210本のファイバを有する。

【0026】

本発明の例示的な実施形態は、内視鏡設計を提供し、内視鏡設計では、レーザーファイバは、たとえば532ナノメートルの波長を有する緑色レーザーのような、異なる波長を有するレーザーエネルギーからの入力を選択的に受け入れることができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

本発明およびその多くの付随する利点は、添付の図面に関連して考慮されると、以下の詳細な説明を参照することでより良く理解され、それらの完全な理解が容易に得られるで

10

20

30

40

50

あろう。

【0028】

【図1】従来の内視鏡設計の概略図である。

【図2】本発明の例示的な実施形態による内視鏡システムの概略図である。

【図3】本発明の例示的な実施形態による内視鏡システムのカメラアセンブリの縦方向図である。

【図4】本発明の例示的な実施形態によるカメラアセンブリコンポーネントの例示的な実装形態を含むカメラアセンブリの部分縦断面図である。

【図5A】本発明の例示的な実施形態による内視鏡のハンドピースの断面図である。

【図5B】本発明の例示的な実施形態による内視鏡のハンドピースの断面図である。

10

【図6】本発明の例示的な実施形態による、プローブ、ハンドピース、およびカメラアセンブリを含む内視鏡システムの概略図である。

【図7】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの遠位端部およびプローブの図である。

【図8】図7に示された例示的な実施形態のプローブの遠位部分の断面図である。

【図9A】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの遠位部分を示す図である。

【図9B】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの遠位部分を示す図である。

【図9C】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの遠位部分を示す図である。

【図9D】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの遠位部分を示す図である。

20

【図10A】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの近位部分を示す図である。

【図10B】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの近位部分を示す図である。

【図10C】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの近位部分を示す図である。

【図10D】本発明の例示的な実施形態によるハンドピースの近位部分を示す図である。

【図11】本発明の例示的な実施形態による内視鏡の、遠位部分および近位部分を含む組み立てられたハンドピースならびにプローブの断面図である。

【図12】本発明の例示的な実施形態による内視鏡の、レーザガイド、照明ガイド、およびイメージガイドの例示的な構成を示す、遠位部分および近位部分を含む組み立てられたハンドピースならびにプローブの断面図である。

【図13】本発明の例示的な実施形態による、プローブ、ハンドピース、およびカメラシステムを含む内視鏡システムの断面図である。

30

【図14】本発明の別の例示的な実施形態による内視鏡の、遠位部分および近位部分を含む組み立てられたハンドピースならびにプローブの断面図である。

【図15】本発明の別の例示的な実施形態による内視鏡の、レーザガイド、照明ガイド、およびイメージガイドの例示的な構成を示す、遠位部分および近位部分を含む組み立てられたハンドピースならびにプローブの断面図である。

【図16】本発明の別の例示的な実施形態による、プローブ、ハンドピース、およびカメラシステムを含む内視鏡システムの断面図である。

【図17】照明源、レーザエネルギー源、ならびにイメージ処理および/または表示デバイスインターフェースを含む、本発明の例示的な実施形態による内視鏡検査システムのコンポーネントを示す概略図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0029】

詳細な構造および要素などの説明で定義される事項は、本発明の包括的な理解を助けるために提供されるに過ぎない。したがって、当業者は、本発明の範囲および趣旨から逸脱することなく、本明細書に説明された実施形態の様々な変更および修正が行われ得ることを認識するであろう。また、よく知られた機能または構成は明瞭かつ簡潔にするために省略される。本発明のいくつかの例示的な実施形態は、商業的適用の文脈で以下に説明され得る。そのような例示的な実装形態は、添付の特許請求の範囲で定義される本発明の範囲を限定することを意図されていない。

【0030】

50

「ハンドピース」、「プローブ」および「ファイバ」などの記述用語が本明細書全体を通して使用されるが、本発明の実施形態の様々な態様を実装するために組み合わせるまたは個別に使用され得るコンポーネントを限定することは意図されていないことに留意されたい。

【0031】

次に図面を参照すると、いくつかの図面を通して同様の参照番号が同一または対応する部分を示しており、本発明の実施形態が図式的に詳細に示されている。

【0032】

図1は、操作プローブ24、ハンドピース22、およびケーブル18を有する従来のレーザビデオ内視鏡10の構成を示し、ケーブル18は、レーザガイド12、照明ガイド14、およびイメージガイド16を保持する。これらは、すべて光ファイバガイドであり、プローブ24の遠位端部から端子12C、14C、および16Cへそれぞれ延びる。3分岐ゾーン20の遠位で、光ファイバガイドは、幾何学的に組み合わせられて最小直径ケーブルを提供する。

10

【0033】

図2から図6を参照すると、本発明の例示的な実施形態によるレーザビデオ内視鏡は、ハンドピース32と、ハンドピース32の遠位端部から延びるプローブ30と、ハンドピース32の近位端部に取外し可能に結合されたカメラアセンブリ34とを含む。本発明の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ34が、ハンドピース32のノーズ54とカメラアセンブリ34の凹部52との係合によって、ハンドピース32の近位端部に直接連結される。プローブ30は、本質的にまっすぐに示されているが、本明細書に説明された本発明の例示的な実施形態の範囲から逸脱することなく、曲がったプローブのような他のプローブが交換可能に使用されてよい。

20

【0034】

図2に示されるように、本発明の例示的な実施形態によれば、ファイバ40を含むレーザガイド、ファイバ42を含む照明ガイド、およびファイバ35を含むイメージガイドが、プローブ30の遠位端部からハンドピース32内へ延びる。プローブ30の近位端部は、たとえば、既知のプロセスによって一緒に接合されることによって、ハンドピース32の遠位端部に固定して付着され得る。

【0035】

図2、図5A、および図5Bにさらに示されるように、本発明の例示的な実装形態の実施形態によれば、ハンドピース32は、チャンネル55、56、および57を含む。例示的な実装形態では、ハンドピース32は、プローブ30の近位端部からハンドピース32の遠位端部でチャンネル55に入るイメージガイドファイバ37、レーザガイドファイバ40、および照明ガイドファイバ42を分離して、イメージガイドファイバ37のみがチャンネル57を通過して延び、レーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42はチャンネル56を通過して延びるようにする。チャンネル57は、ハンドピース32の近位端部における表面58で終端し、プローブ30の遠位端部から延びるイメージガイドファイバ37を、カメラアセンブリ34のレンズまたは入力光学素子に光学的に結合するために使用される。チャンネル56は、ハンドピース表面59で終端し、プローブ30の遠位端部から延びるレーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42をケーブル38によって近位方向へ保持されるように受け入れるために使用される。例示的な実装形態では、チャンネル56および57は、図5Aの例で示されるように、互いに非ゼロ角度でチャンネル55から延び、チャンネル56とチャンネル15は鋭角で延びる（または交わる）。

30

40

【0036】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、プローブ30およびハンドピース32を通過して延びるイメージガイドファイバ37は、イメージを搬送し、カメラアセンブリ34の光学素子に取外し可能に直接結合される。本発明の実施形態の例示的な実装形態では、図4、図5A、図5B、および図6に示されるように、カメラアセンブリ34の遠位端部は、ハンドピース32のノーズ54に取外し可能に係合する凹部52を有する。ハンドピー

50

ス 3 2 でカメラアセンブリ 3 4 を配置することにより、カメラアセンブリ 3 4 の光学素子に対する光学的イメージガイドファイバ 3 7 の近位端部におけるイメージ出力の標準的な光学的結合を可能にすることができる。

【 0 0 3 7 】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ 3 4 は、カメラアセンブリ 3 4 の出力で連結された電気ケーブル 3 6 に沿って近位方向に送信される電氣的イメージを提供することができる。カメラは、たとえば光学および/またはイメージ処理要素を含むいくつかの既知のタイプのうちの任意の 1 つであってよく、ハンドピース 3 2 の近位端部においてイメージガイドファイバ 3 7 からの使用可能なイメージ入力を確実にするためにカメラアセンブリの形状にフィットするように特に設計されてよい。

10

【 0 0 3 8 】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、光ガイドケーブル 3 8 が、ハンドピース 3 2 から近位方向で延び、レーザエネルギーおよび照明エネルギーをそれぞれプローブ 3 0 に伝達するためにレーザガイドファイバ 4 0 および照明ガイドファイバ 4 2 を保持する。本発明の実施形態のさらなる例示的な実装形態では、ケーブル 3 8 は、近位方向に分岐接合部 4 4 へ延び、そこでレーザガイドファイバ 4 0 および照明ガイドファイバ 4 2 は分離され、それぞれ、端子 4 0 C および 4 2 C で終端して、レーザエネルギー源および照明エネルギー源に連結する。本発明の実施形態のさらに他の例示的な実装形態では、端子 3 6 C で終端するイメージ搬送電気ケーブル 3 6 は、光ガイドケーブル 3 8 とおおよそ同じ長さにすることができ、各ケーブル 3 6 および 3 8 は、設置に必要とされる長さにすることができる。

20

【 0 0 3 9 】

本発明の例示的な実施形態によれば、ハンドピース 3 2 によって提供されるカメラアセンブリ 3 4 の光学素子に対するイメージガイドファイバ 3 7 の直接的な光学的結合により、ハンドピース 3 2 の近位端部でイメージガイドファイバ 3 7 を終端することが可能になる。カメラアセンブリ 3 4 はハンドピース 3 2 から外すことができ、したがって、比較的高価なカメラが再使用できるようになる。また、ハンドピース 3 2 でカメラアセンブリ 3 4 を配置することにより、ハンドピース 3 2 の近位の長く高価な光学的イメージガイドが回避される。

【 0 0 4 0 】

したがって、本発明の例示的な実施形態によるレーザビデオ内視鏡は、図 1 に示されるようにハンドピース 2 2 から端子 1 6 C に延びるような従来の高価で長いイメージファイバを排除することができる。代わりに、本発明の例示的な実施形態によるレーザビデオ内視鏡では、イメージは、ハンドピース 3 2 に直接結合されたカメラアセンブリ 3 4 の近位方向に電気ケーブル 3 6 で端子 3 6 C へ搬送され得る。たとえば、比較的長い電気ケーブル 3 6 が、カメラアセンブリ 3 4 の近位端部から、たとえばビデオスクリーンなどの、適切なイメージ処理またはディスプレイ機構に結合された端子 3 6 C に延びることができ、したがって、執刀医は、プローブ 3 0 を操作する過程でイメージを見ることができる。

30

【 0 0 4 1 】

このようなカメラアセンブリ 3 4 の再使用と高価な光ファイバイメージガイドの広範囲の長さの除去との組み合わせは、ハンドピース 3 2 ならびにケーブル 3 8 におけるレーザガイドファイバ 4 0 および照明ガイドファイバ 4 2 が各医療ルーチンの後に処分されても、プローブ 3 0 の使い捨てが経済的に許容可能であることを意味する。

40

【 0 0 4 2 】

例示的な実装形態では、カメラアセンブリ 3 4 は、たとえば、レーザエネルギーからカメラフィルムを保護するため、およびレーザパルスが発射されているときに外科医が手術を観察できるようにするために、レーザフィルタ 4 6 を含むことができる。さらに他の例示的な実装形態では、複数の波長のレーザに対するフィルタが存在してよく、たとえば、810 nm および 532 nm レーザが使用され得る。

【 0 0 4 3 】

50

本発明の実施形態の別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ34は、カメラアセンブリ34をハンドピース32に容易に取り付けること、およびカメラアセンブリ34をハンドピース32から容易に取り外すことを促進するために、手動で操作されるばねラッチ（図示せず）を含むことができる。

【0044】

さらに別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ34は、フォーカスリング50を含むことができ、それにより、プローブ30の遠位端部からハンドピース32のチャンネル55および57を通して延びるイメージガイドファイバ37の近位端部に配置されたカメラアセンブリ34の受像器上に提供されるイメージの適切なフォーカスを保証する。

【0045】

たとえば図2から図6で示される本発明の例示的な実施形態の変形例は、ハンドピース32の近位端部での取外しが、表面58においてカメラアセンブリ34を外すだけでなく、たとえば表面59またはその近くでケーブル38も外す構成であり、したがって、プローブ30およびハンドピース32だけが各手術間で処分されることになる。

【0046】

図1から図6の例示的な実装形態では、プローブ30およびハンドピース32内のイメージガイド37が光ファイバ束とすることができるが、他の例示的な構成により、たとえばGRINレンズとしばしば呼ばれる屈折率分布型レンズのようなイメージガイド機能を提供することができる。

【0047】

図7および図8を参照すると、本発明の例示的な実施形態によるレーザビデオ内視鏡が、プローブ78および（部分的に図示される）ハンドピース74を含んでいる。プローブ78は、近位部分70がレーザビデオ内視鏡のハンドピース74の遠位端部73から延びるように、近位部分70および遠位部分72を有し、ハンドピース74の遠位端部73の少なくとも近くで測定される近位部分70の外径（OD）が遠位部分72のODよりも大きい。

【0048】

図8を参照すると、本発明の実施形態の例示的な実装形態によるプローブ78の遠位部分72の断面図が、プローブ78内での、ファイバ86を含むイメージガイド、ファイバ88を含むレーザガイド、およびファイバ80を含む照明ガイドの構成を示している。図8に示されるように、イメージガイド86およびレーザガイド88は、イメージガイド86のファイバのODとレーザガイド88のファイバのODとが、プローブ78の遠位部分72のいかなる断面においても交わらないまたは重ならないように配置される。図8にさらに示されるように、本発明の実施形態の例示的な実装形態によれば、照明ガイドのファイバ80が、遠位部分72の残りの容積を充填するので、イメージガイド86のファイバのODとレーザガイド88のファイバのODとが、プローブ78の遠位部分72のいかなる断面においても照明ガイド80のいかなるファイバのODとも交わらないまたは重ならないようになる。

【0049】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、近位部分70は、約20ゲージと約22ゲージ（35ミルと31ミル、または0.89mmと0.79mm）の間の外径、ならびに約5ミルまたは0.13mm厚の壁厚を有することができる。プローブは、ステンレス鋼製とすることができる。近位部分70は、ハンドピース74内へ延びる。したがって、ハンドピース74の端部とプローブ78との連結部において、ハンドピース74の遠位端部73とプローブ78の近位端部との接合部での破損の可能性を最小限にすることに寄与するのに十分な堅牢性を有する直径がある。

【0050】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、約830ミルまたは21mmのプローブ78長さに対して、プローブ78の近位部分70の長さは約120ミルまたは3mmとすることができ、遠位部分72の長さは約710ミルまたは18mmとすることができ、

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、プローブ78の遠位部分72は、約25ミルまたは0.64mm以下のODを有することができ、外科的処置中に眼内で照明およびレーザエネルギー送達を提供し、眼からのイメージを送信するように、23ゲージ(0.635mm)スリーブを通して延びることができる。この遠位部分72は、約2ミルまたは0.05mmの壁厚、および約710ミルまたは18mmの長さを有することができる。約710ミルまたは18mmの長さは、ほとんどの適用において十分に長く、破損を最小限にするのに十分に短い。

## 【 0 0 5 2 】

遠位部分72について本明細書に説明された例示的な長さがプローブ78の堅牢性に寄与することが分かっているが、他の小さなサイズのスリーブと共に使用できるプローブを提供するために寸法値はわずかに変えられ得る。

10

## 【 0 0 5 3 】

本発明の例示的な実施形態による、約25ミルまたは0.64mmのODを有するプローブ78が、以下のように、照明光、レーザエネルギー、およびイメージを送信するそれぞれの各ファイバについて、寸法の妥協点を与えることによって、適切なイメージガイドを維持しながら、十分な光および十分なレーザエネルギーを提供する必要を満たすことができる。

## 【 0 0 5 4 】

図8の例では、イメージガイド86は、約14ミルまたは0.36mmのODを有する実質的に円形の断面の構成に配置された約6,000本のファイバの束を備え、レーザガイド88は、100マイクロメートルまたは0.1mmのODを有するファイバを備える。イメージガイド86およびレーザガイド88は、約25ミルまたは0.64mmのOD、約2ミルまたは0.05mmの壁厚、および約21ミルまたは0.54mmの内径を有するプローブ78の遠位部分72内に含まれ、照明ガイド80のファイバが、プローブ78の遠位部分72の残りの容積を充填する。

20

## 【 0 0 5 5 】

本発明の例示的な実施形態によれば、プローブ78は、(a)プローブ78壁の硬質な構造と、(b)近位部分70および遠位部分72の2直径設計と、(c)遠位部分72の制限された長さとの組み合わせによって、破損を最小限にするのに十分に堅牢にされ得る。プローブ78の例示的な実装形態による特に有利な構成は、(a)金属壁を有するプローブ78と、(b)ハンドピース74を通して延びる、35ミル(0.89mm)のODおよび5ミル(0.13mm)の壁厚を有する近位部分70、および25ミル(0.64mm)のODおよび2ミル(0.05mm)の壁厚を有する遠位部分72と、(c)710ミル(18mm)以下の長さを有する遠位部分72との組み合わせを含む。

30

## 【 0 0 5 6 】

図7および図8に示されているような本発明の例示的な実施形態によるそのような設計は、90度の領域を照らすのに十分な照明を提供できることが見出されている。小さな直径のプローブを得るためになされる妥協案の1つは、レーザガイド88ファイバ径を200マイクロメートルから100マイクロメートルに縮小することである。例示的な実装形態では、532ナノメートル(nm)レーザ源または緑色レーザが、望ましいレーザエネルギーを有利に提供することができる。たとえば、532nmレーザの出力は、810nmレーザよりもコヒーレントで発散が小さい。したがって、本発明の例示的な実装形態では、縮小されたサイズのレーザファイバ88と組み合わせる532nmレーザを使用することにより、関連する眼科手術のための適切な量のレーザエネルギーを提供する。

40

## 【 0 0 5 7 】

本発明の実施形態のさらに別の例示的な実装形態では、照明ガイド80は、約220本のファイバから約70本のファイバに削減され、それにより、プローブ78のより小さな直径に実質的に寄与することができる。

## 【 0 0 5 8 】

50

本発明の例示的な実施形態は、23ゲージ(0.635mm)スリーブと共に使用することを可能にする実装形態に関連して説明されている。説明された設計を、23ゲージ(0.635mm)からの変動を有するスリーブと共に使用する、またはスリーブなしに使用するように適合させる変形がされてもよいことを理解されたい。本発明の例示的な実施形態は、最小の外傷および短縮された治療時間での眼の手術を可能にする小さなプローブを有する操作可能で有用なレーザビデオ内視鏡を提供するために協働するように設計されたいいくつかの特徴および妥協点の組み合わせを説明している。

#### 【0059】

図9A、図9B、図9C、図9D、および図10A、図10B、図10C、図10Dを参照すると、本発明の例示的な実施形態は、たとえば図11で示されるようなハンドピース110などのハンドピースを形成するように固定的に組み立てられた遠位部分90および近位部分100を備えるハンドピース設計を提供する。本発明の実施形態の例示的な実装形態によれば、遠位部分90は、遠位端部または部分90の表面94で終端する開口92、および部分90の近位端部で終端する開口93を含む。開口92は、表面94から遠位方向に延びるように固定して付着され得る、たとえば図11で示されるような、プローブ112の近位端部114などのプローブの近位端部を受け入れるように構成される。開口93は、近位部分100の遠位端部102とつなぎ合わせるように構成され、それにより、遠位部分90および近位部分100が、たとえば図11に示されるように、ハンドピースを形成するように固定的に組み立てられ得る。遠位部分90は、チャンネル95を含み、ハンドピースを保持するためのガイドとしても機能できる突出セクション91によって、チャンネル96の内壁の少なくとも第1の部分99を画定する。近位部分100は、チャンネル97を含み、チャンネル97は、遠位端部102の表面103から延び、部分100の近位端部の表面105で終端する。近位部分100は、チャンネル96の内壁の少なくとも第2の部分109を画定する。

#### 【0060】

図11、図12、および図13を参照すると、本発明の実施形態の例示的な実装形態では、遠位部分90および近位部分100を備えるハンドピース120は、プローブ112の近位端部114から遠位部分90の遠位端部でチャンネル95に入るイメージガイドファイバ37、レーザガイドファイバ40、および照明ガイドファイバ42を分離して、イメージガイドファイバ37のみがチャンネル97を通して延び、レーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42はチャンネル96を通して延びるようにする。チャンネル97は、近位部分100の近位端部における表面105で終端し、プローブ112の遠位端部から延びるイメージガイドファイバ97を、カメラアセンブリ134のレンズまたは入力光学素子130に光学的に結合するために使用される。チャンネル96は、近位部分100の外側表面101で終端し、プローブ112の遠位端部から延びるレーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42を受け入れ、ケーブル38などのケーブルによって近位方向へ運ぶように、使用される。

#### 【0061】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ134は、カメラアセンブリ134の出力で連結された電気ケーブル136に沿って近位方向に送信される電氣的イメージを提供することができる。

#### 【0062】

本発明の実施形態の別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ134のハンドピース110との連結部138は、たとえば、カメラアセンブリ134をハンドピース110に容易に取り付けること、およびカメラアセンブリ134をハンドピース110から容易に取り外すことを促進するために、近位部分100の近位端部およびカメラアセンブリ135の遠位端部の物理的特性によって達成されるスナップフィット連結を備えることができる。

#### 【0063】

さらに別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ134は、フォーカスリング15

0を含むことができ、それにより、プローブ30の遠位端部からハンドピース110のチャンネル95および97を通して延びるイメージガイドファイバ37の近位端部に配置されたカメラアセンブリ134の受像器上に提供されるイメージの適切なフォーカスを保証する。

#### 【0064】

図14、図15、および図16を参照すると、本発明の実施形態の例示的な実装形態では、遠位部分90および近位部分200を備えるハンドピース140は、プローブ112の近位端部114から遠位部分90の遠位端部でチャンネル95に入るイメージガイドファイバ37、レーザガイドファイバ40、および照明ガイドファイバ42を分離して、イメージガイドファイバ37のみがチャンネル207を通して延び、レーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42はチャンネル96を通して延びるようにする。図11、図12および図13の例示的な実施形態とは対照的に、チャンネル207は、部分200の近位端面105において開口222を有する空洞220の遠位端部における表面205で終端する。チャンネル207は、プローブ112の遠位端部から延びるイメージガイドファイバ97を、突出部分162に配設されたレンズまたは入力光学素子165に光学的に結合するために使用され、突出部分162は、カメラアセンブリ164の表面163から遠位方向にハンドピース140の空洞220内へ延びる。チャンネル96は、近位部分200の外側表面101で終端し、プローブ112の遠位端部から延びるレーザガイドファイバ40および照明ガイドファイバ42を受け入れ、ケーブル38などのケーブルによって近位方向へ運ぶように使用される。

10

20

#### 【0065】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ164は、カメラアセンブリ164の出力で連結された電気ケーブル166に沿って近位方向に送信される電氣的イメージを提供することができる。

#### 【0066】

本発明の実施形態の別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ164のハンドピース140との連結部168は、たとえば、カメラアセンブリ164をハンドピース140に容易に取り付けること、およびカメラアセンブリ164をハンドピース140から容易に取り外すことを促進するために、突出部分162が空洞220に挿入されるときに達成されるスナップフィット連結を備えることができる。例示的な実装形態では、連結部168は、ハンドピース140およびプローブ112がカメラアセンブリ164に対して軸方向に(軸A-Aを中心に)回転されることを可能にする。

30

#### 【0067】

本発明の実施形態のさらに別の例示的な実装形態では、プローブ112のイメージガイド37からのイメージ出力を、カメラアセンブリ164の出力で連結された電気ケーブル166を介して表示および/またはさらなるイメージ処理出力をするために、カメラアセンブリ164において適切に方向づけすることができる。表示および/またはさらなるイメージ処理のためのイメージのそのような望ましい方向づけは、電子イメージ処理によって、あるいは、カメラアセンブリ164内に配設された、もしくはカメラアセンブリ164の出力でケーブル166に連結されたコンポーネントを使用して、またはこれらの任意の組み合わせを使用して光学的に、行われ得る。たとえば、ハンドピース140がカメラアセンブリ164に連結されたとき、プローブ112の遠位端部において手術位置(図示せず)などの対象に対するプローブ112の手動方向づけが必要とされない。内視鏡ユーザは、対象のイメージを乱すことなく、カメラアセンブリ164に対して回転するハンドピース140を回転させることによって対象に対して回転プローブ112を回転させることができ、これは、曲がった内視鏡を使用するとき特に有利であり得る。

40

#### 【0068】

さらに別の例示的な実装形態では、カメラアセンブリ164は、フォーカスリング160を含むことができ、それにより、プローブ30の遠位端部からハンドピース110のチャンネル95および97を通して延びるイメージガイドファイバ37の近位端部に配置され

50

たカメラアセンブリ 164 の受像器上に提供されるイメージの適切なフォーカスを保証する。

【0069】

図17の概念図を参照すると、本発明の例示的な実施形態は、コンソール170と内視鏡500とを備えるシステム1000を提供し、内視鏡500は、図2から図16を参照して本明細書に説明されたような、カメラアセンブリ、ハンドピース、およびプローブの例示的な実装形態の様々な組み合わせで構成および構築され得るカメラアセンブリ179、ハンドピース177、およびプローブ175を含む。

【0070】

本発明の実施形態の例示的な実装形態では、コンソール170は、たとえば独自に構成されたコネクタ152Cおよび/または158Cをそれぞれ介してレーザガイドファイバ40に接続される複数のレーザエネルギー源172および/または178と、コネクタ154Cを介して照明ガイドファイバ42に接続される1つまたは複数の照明光源174と、コネクタ156Cを介してイメージガイドファイバ37に接続される1つまたは複数のイメージ表示またはイメージ処理インターフェース176とのうちの1つまたは任意の組み合わせを備えることができる。たとえば、レーザエネルギー源172は、図7および図8の例のようにプローブが構成された内視鏡500に接続され得る532nmレーザ源とすることができ、レーザエネルギー源178は、図2、図13、または図16の例のようにプローブが構成された内視鏡500に接続され得る810nmレーザ源とすることができる（注目すべきことに、図2、図13、または16のハンドピースのいずれも図7および図8のプローブと共に構成され得る）。

10

20

【0071】

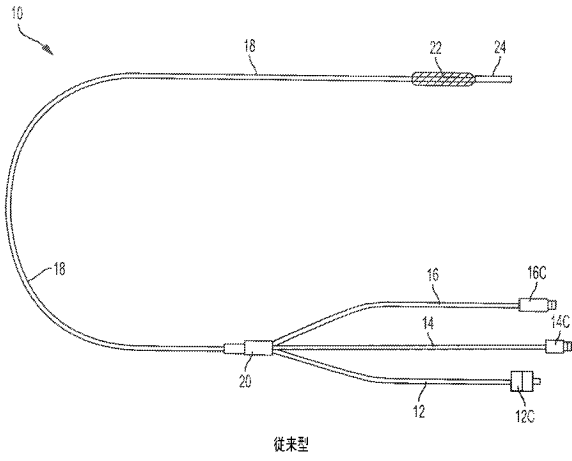
さらに、図17の例を参照すると、プローブ175のイメージガイドファイバ37からのイメージ出力は、カメラアセンブリ179内に配設されたコンポーネント、イメージ処理インターフェース176内に配設されたコンポーネント、および/またはコンソール170の他のコンポーネントを使用して、カメラアセンブリ179において方向づけ可能であり、したがって、ハンドピース177がカメラ179に連結されたとき、手動のイメージ方向づけは必要とされず、ユーザは、ハンドピース177を操作することによって、イメージ出力を乱すことなく、カメラアセンブリ179に対してプローブ175を回転させることができる。

30

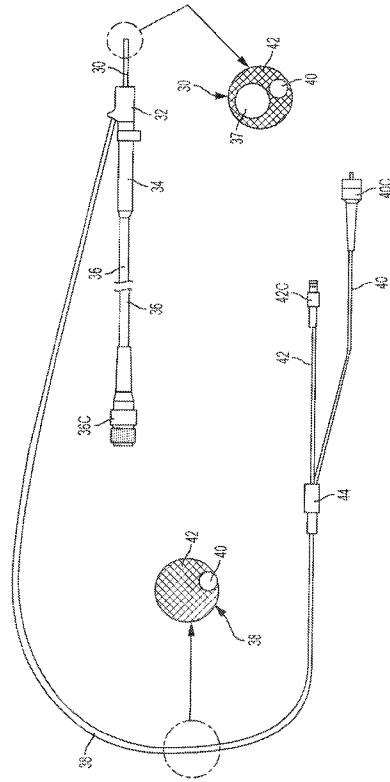
【0072】

本発明は、その特定の例示的な実施形態を参照して示され説明されているが、本発明の趣旨および範囲ならびに特許請求の範囲から逸脱することなく、その形態および詳細の様々な変更が行われ得ることは、当業者には理解されよう。

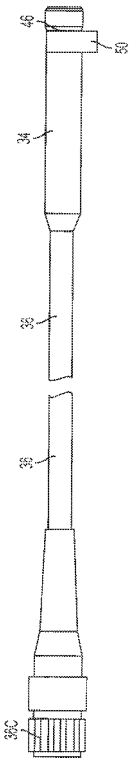
【 図 1 】



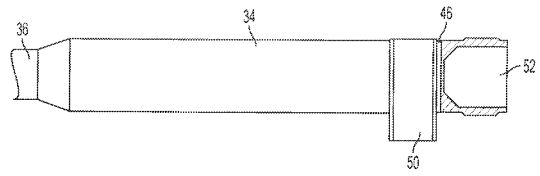
【 図 2 】



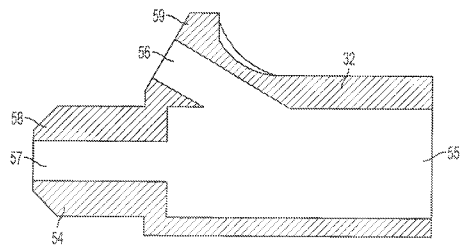
【 図 3 】



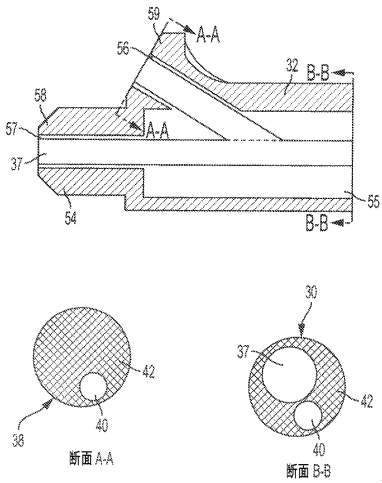
【 図 4 】



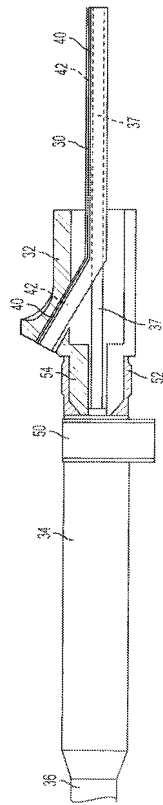
【 図 5 A 】



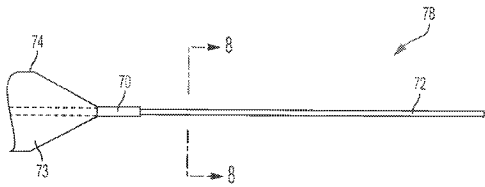
【 図 5 B 】



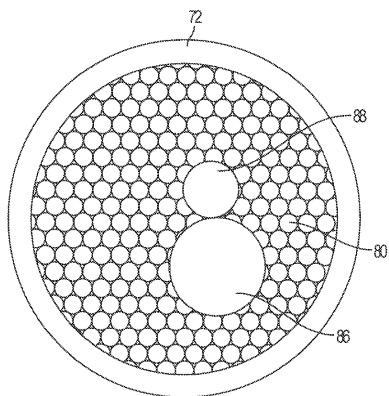
【 図 6 】



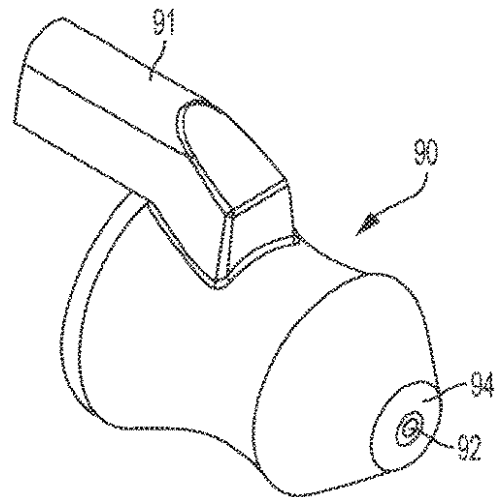
【 図 7 】



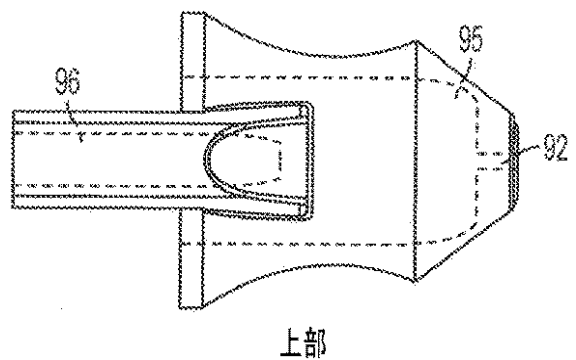
【 図 8 】



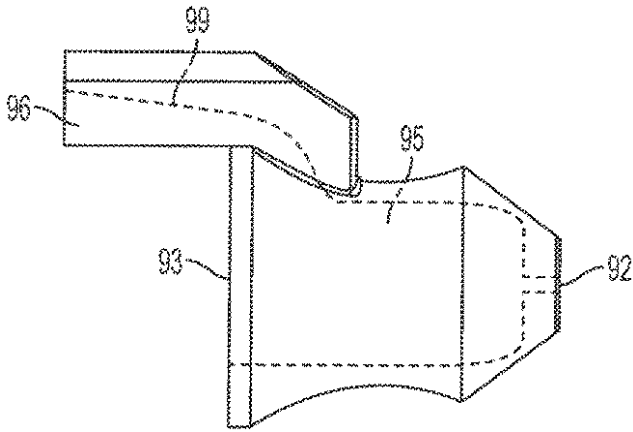
【 図 9 A 】



【 図 9 B 】

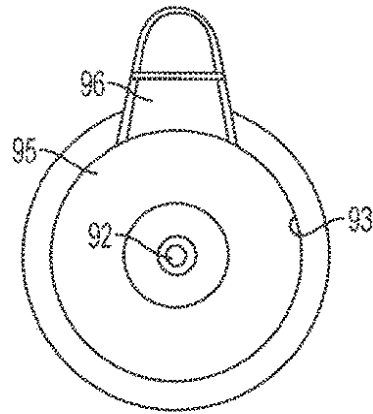


【図9C】



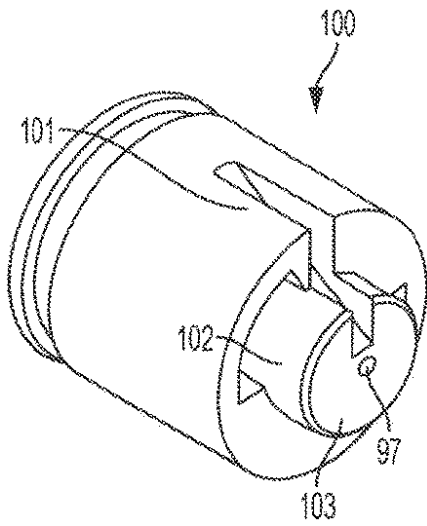
側部

【図9D】

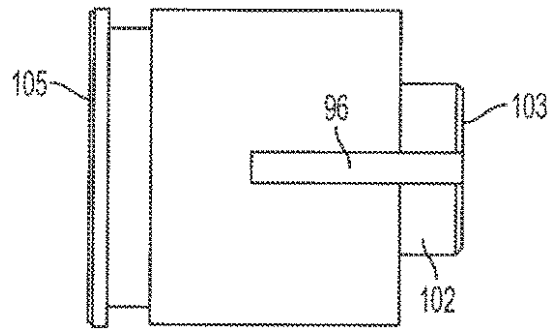


後部

【図10A】

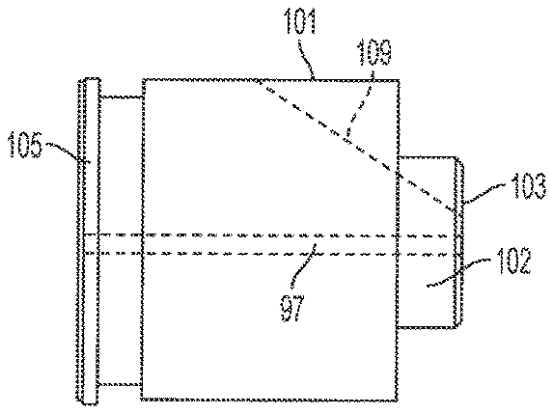


【図10B】



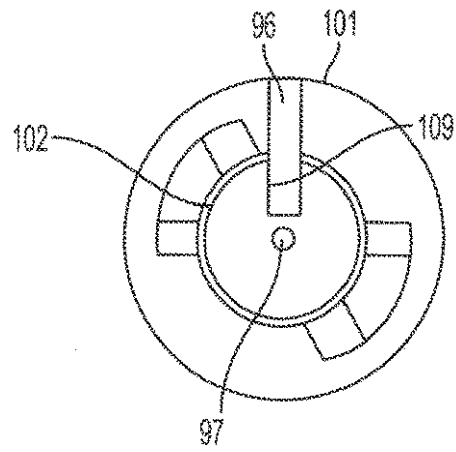
上部

【図10C】



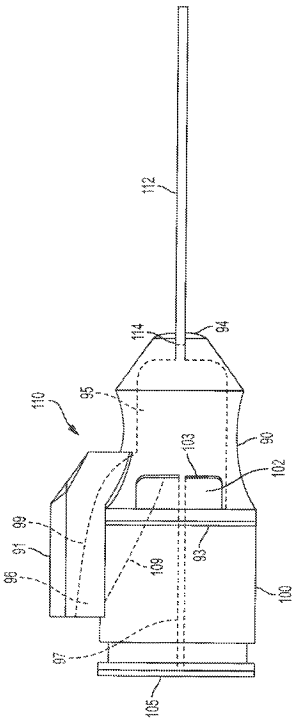
側部

【図10D】

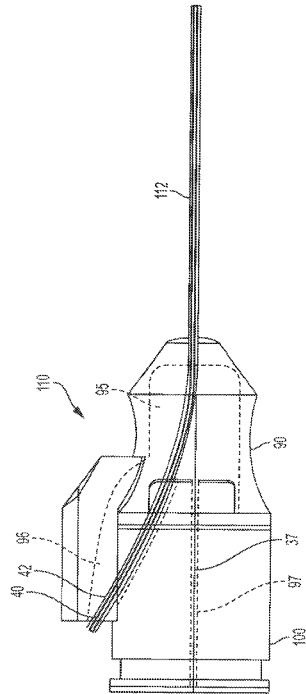


後部

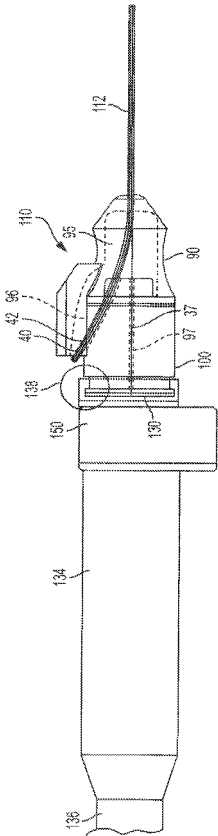
【図11】



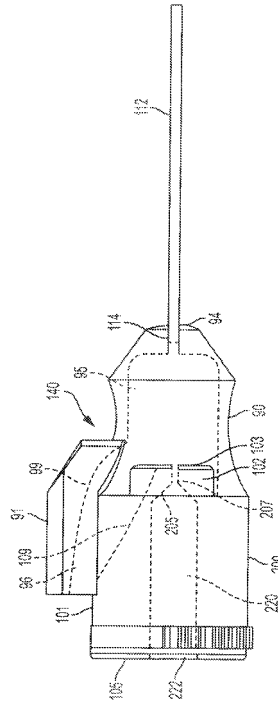
【図12】



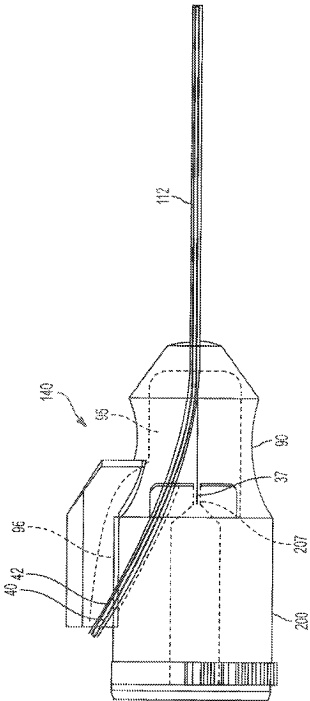
【 図 1 3 】



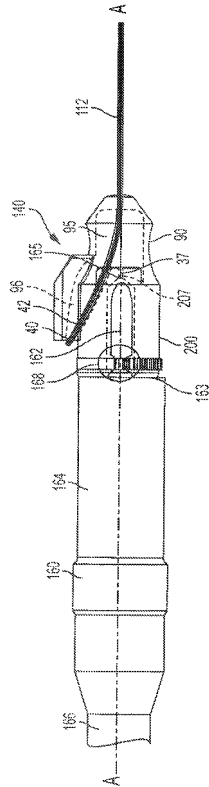
【 図 1 4 】



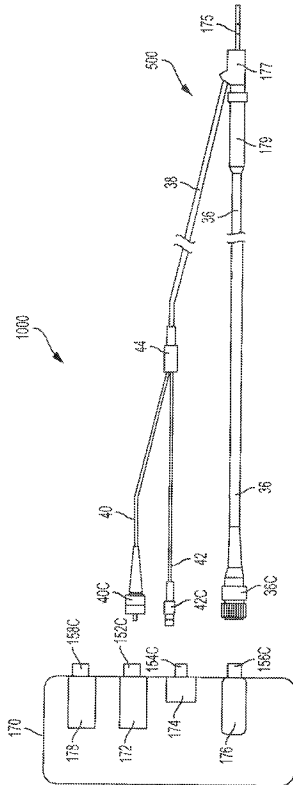
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 17 】



【 国際調査報告 】

PCT/US2016/065939 02.03.2017

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 16/65939
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(8) - A61B 1/07 (2017.01) CPC - A61B 1/00165, A61F 9/008 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(8) : A61B 1/07 (2017.01) CPC : A61B 1/00165, A61F 9/008 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC(8) : A61B1/00, 1/04, 1/06; A61F9/00, 9/008 (2017.01) CPC : A61B1/00, 1/04, 1/06, 1/042, 1/00163, 1/00167; A61F9/00 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Patbase, Google Patent, Google Scholar: endoscope, videoscope, fiberscope, fibrescope, illumination, light, fiber, fibre, laser, imaging, camera, video, photo, mount, couple, join, attach, latch, probe, tip, lumen, distal, end		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,121,740 A (URAM) 16 June 1992 (16.06.1992) see especially col 2, ln 41-63, col 3, ln 6-47, col 4, ln 27-34, fig 1-2	16-17, 19, 21, 23-25
Y	US 5,868,665 A (BIGGS) 9 February 1999 (09.02.1999) see especially col 4, ln 56 to col 5, ln 43, col 7, ln 44 to col 8, ln 19, col 8, ln 40 to col 9, ln 3, col 9, ln 17-20, col 9, ln 39-67, fig 1-4	1-15, 22, 26-30
Y	US 2012/0265010 A1 (URAM) 18 October 2012 (18.10.2012) see especially para [0021], [0024], fig 4	12-15, 18, 20
Y	US 2006/0276690 A1 (FARRIS III et al) 7 December 2006 (07.12.2006) see especially para [0019], fig 1	7
Y	US 2005/0143628 A1 (PRESCOTT) 30 June 2005 (30.06.2005) see especially para [0039], fig 2B	26
X,P	US 2016/0095507 A1 (URAM et al) 7 April 2016 (07.04.2016) see whole document	1-30
A	US 2012/0215085 A1 (MUKHERJEE) 23 August 2012 (23.08.2012) see whole document	1-30
A	US 2011/0282139 A1 (URAM) 17 November 2011 (17.11.2011) see whole document	1-30
A	US 2003/0083552 A1 (REMIJAN et al) 1 May 2003 (01.05.2003) see whole document	1-30
A	US 3,941,121 A (OLINGER et al) 2 March 1976 (02.03.1976) see whole document	1-30
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 30 January 2017		Date of mailing of the international search report <b>02 MAR 2017</b>
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2015)

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 B 18/24	
	A 6 1 F 9/008	1 0 0
	A 6 1 F 9/008	1 2 0 B
	A 6 1 F 9/008	1 1 0
	A 6 1 F 9/008	1 2 0 Z
	A 6 1 F 9/008	1 2 0 D

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, 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 ポーラ エンダー

アメリカ合衆国 0 7 7 4 8 ニュージャージー州 ミドルタウン フィッシュ ハーク ドライブ 1 2 0

Fターム(参考) 4C026 AA02 FF52

4C161 AA26 CC07 FF01 FF11 FF23 FF46 HH56 LL03

专利名称(译)	激光视频内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018538069A</a>	公开(公告)日	2018-12-27
申请号	JP2018530056	申请日	2016-12-09
[标]发明人	マーティンウラム ポーラエンダー		
发明人	マーティン ウラム ポーラ エンダー		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/07 A61B18/24 A61F9/008		
FI分类号	A61B1/00.714 A61B1/04.540 A61B1/07.732 A61B1/00.621 A61B1/00.711 A61B18/24 A61F9/008.100 A61F9/008.120.B A61F9/008.110 A61F9/008.120.Z A61F9/008.120.D		
F-TERM分类号	4C026/AA02 4C026/FF52 4C161/AA26 4C161/CC07 4C161/FF01 4C161/FF11 4C161/FF23 4C161/FF46 4C161/HH56 4C161/LL03		
优先权	14/966151 2015-12-11 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

激光视频内窥镜具有激光引导件，照明引导件和图像引导件，其延伸穿过光学探针和支撑探针的手持件。手持件通过光缆耦合到激光能量源和照明源。图像通过电缆从手持件传送到图像处理接口，电缆通过相机组件从照相机组件延伸，该照相机组件光学耦合并直接安装到手持件上。可以从手机上取下相机及其电缆并重复使用。包括探针和手持件在内的产品的其余部分可以在每个医疗程序之后进行处理。探针可以具有近端部分和远端部分，使得近端部分从手持件的远端延伸并且可以定位在至少靠近手持件的远端测量的近端部分附近。外径大于远端部分的外径。

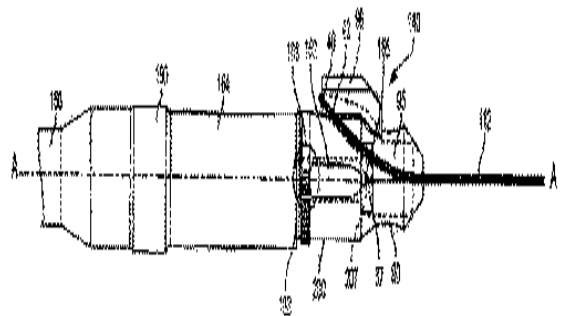


FIG. 16