

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザー光を導光する導光部材と、
該導光部材と一体となるように固定されるとともに、前記導光部材の外周を囲繞する金属製の平板で構成された外装部材と、
前記導光部材の一端側に設けられた、レーザーチップが取付けられる取付部とで構成され、前記外装部材が、
可撓性を有する多層構造で形成されるとともに、他端側のトルクを先端側に伝達する筒状のトルク伝達体で構成された
レーザー伝送路。

10

【請求項 2】

前記外装部材が、
前記導光部材の外周を螺旋状に覆う第一層と、
前記第一層の外周を、前記第一層と逆方向に巻いた螺旋状の第二層とで構成された請求項 1 に記載のレーザー伝送路。

【請求項 3】

前記外装部材の外周面が、止水性を有する樹脂製の外層保護部材で囲繞された請求項 1 又は請求項 2 に記載のレーザー伝送路。

【請求項 4】

前記外層保護部材が、加熱により収縮する熱収縮チューブで構成された請求項 3 に記載のレーザー伝送路。

20

【請求項 5】

前記導光部材と前記外装部材との間に、前記導光部材に沿って冷却媒体を流通させる冷却路が設けられた
請求項 1 から請求項 4 のうちのいずれかに記載のレーザー伝送路。

【請求項 6】

前記冷却路は、前記導光部材に沿って形成された第一冷却路と第二冷却路とで構成され、
一端側で前記第一冷却路と前記第二冷却路とを連通する連通部が設けられた
請求項 5 に記載のレーザー伝送路。

30

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のうちのいずれかに記載のレーザー伝送路と、
該レーザー伝送路における前記取付部に取付けたレーザーチップとで構成されたレーザー処置具。

【請求項 8】

前記レーザーチップが、回転非対称形状で構成された
請求項 7 に記載のレーザー処置具。

【請求項 9】

請求項 7 又は請求項 8 に記載のレーザー処置具と、
前記レーザー伝送路の他端に接続された、炭酸ガスレーザー光を発振するレーザー発振器とで構成された
レーザー治療装置。

40

【請求項 10】

請求項 9 に記載のレーザー治療装置と、
前記レーザー伝送路を挿通可能とした内視鏡とで構成された
レーザー治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えばレーザー光を導光するレーザー伝送路、前記レーザー伝送路の先端にレーザー

50

チップを装着したレーザ処置具、前記レーザ処置具を備えたレーザ治療装置、及びレーザ治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医科及び歯科分野において、患者への負担が少ない治療法の開発が進んでいる。例えば低侵襲医療として内視鏡を用いた外科的あるいは内科的治療が行われている。特に早期消化管がんを対象とする内視鏡的粘膜下層剥離術（Endoscopic Submucosal Dissection）であってESDと略する。）は、患者への負担が少ない有効な治療方法として注目されている。このような治療には電気メスやレーザを利用した治療装置を用いて施術される。

【0003】

レーザ光を用いたレーザ治療装置として、例えば特許文献1に開示されているように、可撓性のファイバーの外周に、蛇腹状の外装部材で覆ったレーザ伝送路を備えるのが一般的である。これにより、レーザ光を導光するファイバーを所望の方向に向けて出射できるとともに、万が一ファイバーが破損した場合であっても、外装部材によりレーザ光が外部に漏えいすることを防止できる。

【0004】

しかしながら、この特許文献1に開示されているようなレーザ伝送路は、蛇腹構造の外装部材でファイバーの外周を覆う構成であるため、必然的にレーザ伝送路の外径が大きくなり、このレーザ伝送路を内視鏡のデバイス挿入口に挿通させることができなかつた。特に、患者の負担を減らすために内視鏡の縮径化が進んでいる近年において、レーザ伝送路の縮径化は大きな課題となっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-321463号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

そこで本発明は、上述の問題を鑑み、縮径化されたレーザ伝送路、前記レーザ伝送路を備えたレーザ治療装置、及びレーザ治療システム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】

【0007】

この発明は、レーザ光を導光する導光部材と、該導光部材と一体となるように固定されるとともに、前記導光部材の外周を囲繞する金属製の平板で構成された外装部材と、前記導光部材の一端側に設けられた、レーザチップが取付けられる取付部とで構成され、前記外装部材が、可撓性を有する多層構造で形成されるとともに、他端側のトルクを先端側に伝達する筒状のトルク伝達体で構成されたレーザ伝送路であることを特徴とする。

またこの発明は、上述のレーザ伝送路と、該レーザ伝送路における前記取付部に取付けたレーザチップとで構成されたレーザ処置具であることを特徴とする。

【0008】

またこの発明は、上述のレーザ処置具と、前記レーザ伝送路の他端に接続された、炭酸ガスレーザ光を発振するレーザ発振器とで構成されたレーザ治療装置であることを特徴とする。

さらにまたこの発明は、上述のレーザ治療装置と、前記レーザ伝送路を挿通可能とした内視鏡とで構成されたレーザ治療システムであることを特徴とする。

【0009】

前記導光部材は、導光する前記レーザ光に適した伝送効率を有するものであれば、中実状であっても、中空状であってもよい。

上述の一体となるように固定されたとは、前記導光部材と前記外装部材との一部分を直接的あるいは間接的に固定する場合を含む。例えば、前記導光部材を固定する固定部材と

10

20

30

40

50

前記外装部材とを固定する場合や、前記導光部材と前記外装部材の先端や基端や中央部分などのうちの1点あるいは複数点を固定する場合、前記導光部材を固定する固定部材と前記外装部材の先端部分などを直接的あるいは間接的に固定するなどを含む。

【0010】

前記トルク伝達体は、多層構造となるように、金属板をらせん状に巻き回すとともに、内層と外層とが重なって構成された筒状体をさす。なお、各層の巻き回す方向が一定である構成や、各層ごとに巻き回す方向が異なる構成も含む。

なお、金属板は各層ごとに同じあるいは異なる板幅を含み、また、巻回しのピッチも同じである場合、あるいは異なる場合も含む。

【0011】

この発明により、レーザ伝送路を縮径化することができる。

詳述すると、平板の金属製で構成された前記外装部材を多層構造で形成して前記導光部材の外周を囲繞することで、金属板による板厚に対応した前記外装部材の外径が前記レーザ伝送路の外径とすることができるため、前記レーザ伝送路を縮径化できる。

【0012】

加えて、仮に前記導光部材が損傷した場合であっても、前記導光部材の外周を囲繞する前記外装部材が多層構造を形成している金属製であるため、前記損傷部位から漏れた前記レーザ光が前記外装部材によって遮断され、前記レーザ伝送路の外部に漏れることを防止できる。

【0013】

さらに、前記外装部材は前記導光部材と一体となるように固定されていることにより、前記外装部材の他端側の回転を一端側に伝達することができるため、前記導光部材の一端側を所望の回転量だけ回転させることができ、前記導光部材の一端側を周方向に微調整して位置決めできる。

【0014】

これにより、例えばレーザ伝送路の先端側からアシストガスを噴射したり、レーザチップを装着させたりした場合には、他端側を回転させることにより、前記トルク伝達体で構成された前記外装部材が、前記先端側を追随して回転させて、アシストガスの噴射口の位置やレーザチップの方向を周方向に微調整して位置決めできる。したがって、所望の位置から前記アシストガスの噴射を行うことができたり、所望の方向でレーザチップを配置させたりできる。

【0015】

この発明の態様として、前記外装部材が、前記導光部材の外周を螺旋状に巻かれて覆う第一層と、前記第一層の外周を、前記第一層と逆方向に巻いた螺旋状の第二層とで構成されてもよい。

前記第一層及び前記第二層は、例えば平板状の金属板が所定のコイルギャップで並んでいる場合や、第一層及び第二層を形成する金属板が長手方向に沿って平面を構成している場合あるいは、第一層及び第二層を形成する金属板が長手方向に沿って前後で重なっている場合などを含み、また、第一層と第二層とが必ずしも同じ構成である必要はない。

【0016】

この発明により、前記レーザ伝送路の後端側において行った回転操作によるトルクを先端側に対して確実に伝達させることができる。

例えば、前記レーザ伝送路の後端側において、前記第一層が巻かれた方向と同じ正方向に前記レーザ伝送路を回転させた場合、前記第一層が前記導光部材に対して締め付けることとなるため、前記レーザ伝送路の先端に正方向へのトルクを伝達できる。一方で、前記レーザ伝送路の後端側において、前記第一層が巻かれた方向と逆方向に前記レーザ伝送路を回転させた場合、前記第一層は前記導光部材に対して緩まることとなるが、前記第二層が前記導光部材に対して締め付けられることとなるため前記レーザ伝送路の先端に逆方向へのトルクを伝達できる。

このため、前記レーザ伝送路の後端側において行った回転操作によるトルクを先端側に

10

20

30

40

50

対して確実に伝達させることができる。

【0017】

この発明の態様として、前記外装部材の外周面が、止水性を有する樹脂製の外層保護部材で囲繞されてもよい。

前記外層保護部材は、例えば樹脂製の外装保護チューブや、樹脂コーティング、熱収縮チューブなどを含む。

【0018】

この発明により、前記内視鏡に設けられたデバイス挿入路に前記レーザ伝送路を挿入する場合において、前記レーザ伝送路を前記デバイス挿入路にスムーズに挿入させることができるとともに、前記デバイス挿入路が損傷されることを防止できる。

10

【0019】

詳述すると、樹脂製の前記外層保護部材で前記外装部材を囲繞するため、前記外装部材の外径が広がることを防止できるとともに、金属製の前記外装部材と前記デバイス挿入路との間に前記外層保護部材を設けることで前記外装部材が前記レーザ伝送路と引っかかることを防止できる。このため、前記デバイス挿入路に前記レーザ伝送路をスムーズに挿入させることができるとともに、前記外装部材が前記デバイス挿入路を損傷させることを防止できる。

【0020】

また、前記外層保護部材が止水性を有するため、前記外装部材の外部から内部へ生理食塩水や洗浄水、体液などの液体が内部に浸入することを防止できる。これにより、前記外装部材によって内部が、侵入した液体により腐食や汚染することを防止できる。

20

【0021】

さらにまた、前記外層保護部材で前記外装部材の外周面を囲繞することで、前記外装部材の内部から外部へ冷却水が漏出することを防止できる。仮に前記導光部材が損傷した場合であっても、前記レーザ伝送路から漏出したレーザ光が冷却路に流れる冷却水によってレーザエネルギーが吸収されるので前記外層保護部材が前記外装部材の変形を抑止するとともに、前記レーザ光が外部に漏れることを防止できる。

【0022】

この発明の態様として、前記外層保護部材が、加熱により収縮する熱収縮チューブで構成されてもよい。

30

【0023】

この発明により、容易に前記外装部材を前記外層保護部材で囲繞することができるとともに、前記外層保護部材の厚みを薄くできるため、防水機能を有しつつ前記レーザ伝送路の縮径を図ることができる。

【0024】

またこの発明の態様として、前記導光部材と前記外装部材との間に、前記導光部材に沿って冷却媒体を流通させる冷却路が設けられてもよい。

前記冷却媒体は、蒸留水や水道水、空気や窒素ガスなどの気体、ゲル状物質を含む。

【0025】

この発明により、前記レーザ光で加熱された前記導光部材を、前記冷却路を流れる冷却媒体で冷却することができる。したがって、前記レーザ光で施術対象部位を確実に治療することができる前記レーザ伝送路の耐久性を向上することができる。

40

【0026】

またこの発明の態様として、前記冷却路は、前記導光部材に沿って形成された第一冷却路と第二冷却路とで構成され、一端側で前記第一冷却路と前記第二冷却路とを連通する連通部が設けられてもよい。

【0027】

この発明により、前記第一冷却路又は前記第二冷却路の一方を流れた前記冷却媒体は前記連通路を介して他方に流すことができるため、前記冷却媒体を回収できる。したがって、冷却媒体を循環させ、レーザ光によって加熱された中空導波路を効率よく、冷却できる

50

。また、冷却媒体が施術対象部位に漏出することなく、前記第一冷却路又は前記第二冷却路で冷却媒体を循環させることができる。

【発明の効果】

【0028】

この発明により、縮径化されたレーザ伝送路、前記レーザ伝送路を備えたレーザ治療装置、及びレーザ治療システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】内視鏡装置とレーザ治療装置による治療システムの概略構成図。

【図2】内視鏡装置とレーザ治療装置の構成を示すブロック図。

10

【図3】レーザ伝送路の先端部分及びレーザチップの拡大斜視図。

【図4】レーザチップ及びレーザチップを取り外したレーザ伝送路の先端部分における拡大分解斜視図。

【図5】レーザ伝送路の説明図。

【図6】レーザ伝送路の説明図。

【図7】生体組織を切断する方法の説明図。

【図8】他の実施形態におけるレーザ伝送路の先端部分及びレーザチップの拡大斜視図。

【図9】他の実施形態におけるレーザ伝送路の先端部分及びレーザチップの拡大斜視図。

【図10】他の実施形態におけるレーザ伝送路の説明図。

【発明を実施するための形態】

20

【0030】

この発明の一実施形態を以下図面と共に説明する。

図1は、内視鏡装置10とレーザ治療装置50とで構成されるレーザ治療システム1の概略構成を示す構成図であり、図2は、内視鏡装置10とレーザ治療装置50の構成を示すブロック図である。

【0031】

レーザ治療システム1は内視鏡装置10とレーザ治療装置50とで構成されている。この内視鏡装置10は、図1に示すように装置本体に対して接続ケーブル11により術者操作ユニット12が接続されている。

術者操作ユニット12は、主に操作部13と内視鏡チューブ21とで構成されている。

30

【0032】

操作部13は、接眼部15、上下アングルノブ16、左右アングルノブ17、操作ボタン18、及びデバイス挿入口20等が設けられている。

操作ボタン18は、送気、送水、吸引、ズームなどの操作入力を受け付ける。

【0033】

内視鏡チューブ21は、基部（後端）から先端へ向かって可撓管部22、湾曲管部23、及び先端構成部30がこの順に設けられている。また、内視鏡チューブ21の内部には、デバイス挿入口20から先端構成部30のデバイス出口36まで連通するデバイス挿入路19が設けられている。このデバイス挿入路19は、鉗子やレーザ伝送路60といった治療用デバイスを挿入する治療用デバイス挿入路として機能する。

40

【0034】

なお、図1では可撓管部22の途中から湾曲管部23の先端にかけて拡径しているように図示しているが、これは先端構成部30の構成を分かり易く描画するためであって、実際には、食道、胃、腸といった生体内に挿通させるのに適した、一定の径を保った形状となっている。

【0035】

可撓管部22は、適度に湾曲する円筒形状を有しており、デバイス挿入口20から適宜の鉗子などの治療用デバイスを先端構成部30まで挿通できる。この実施形態では、治療用デバイスとしてレーザ治療装置50と接続されたレーザ伝送路60が挿通されている。

50

なお、レーザ伝送路 60 は、先端に組み付けるレーザチップ 70 とでレーザ処置具 80 を構成する。

湾曲管部 23 は、上下アングルノブ 16 の操作によって上下方向に湾曲操作され、左右アングルノブ 17 によって左右方向に湾曲操作される。

【0036】

先端構成部 30 は、ライトガイド 31、35、副送水口 32、レンズ 33、ノズル 34、及びデバイス出口 36 が設けられている。

ライトガイド 31、35 は、撮像のための照明となる光を照射する照明部位である。これにより、光の届かない体内を照らして観察及び施術できるようにする。

【0037】

副送水口 32 は、内視鏡等において患部の洗浄する洗浄水や染色液等の液体を放出する送水口である。

レンズ 33 は、ライトガイド 31、35 等の照明による光を集光し、撮像画像を取得するためのレンズ及びその後方に配置された撮像素子である。

【0038】

ノズル 34 は、レンズ 33 を洗浄するための洗浄液等をレンズ 33 へ向かって放出する部位である。

デバイス出口 36 は、レーザ治療装置 50 のレーザ伝送路 60 等の治療用デバイスの出口である。このレーザ伝送路 60 は、内視鏡チューブ 21 の全長でもあるデバイス挿入路長よりも長く形成されている。なお、レーザ伝送路 60 の詳細については後述する。

【0039】

内視鏡装置 10 は、図 2 に示すように、操作部 41、電源部 42、中央制御部 43、照明部 44、撮像部 45、水噴射部 46、及び画像表示部 47 が設けられている。

操作部 41 は、操作部 13 (図 1 参照) による操作入力を中央制御部 43 に伝達する。すなわち、上下アングルノブ 16 や左右アングルノブ 17 の操作による湾曲管部 23 の湾曲動作、操作ボタン 18 による押下操作などを伝達する。またあるいは、術者操作ユニット 12 のものとは別個に、例えば内視鏡装置 10 の制御器本体 (不図示) に操作部を設け、照明の光量、静止画の撮影記憶等の操作を中央制御部 43 に伝達する。

【0040】

電源部 42 は、中央制御部 43 など各部に動作電力を供給し、中央制御部 43 は、各部に対して各種制御動作を実行する。

照明部 44 は、ライトガイド 31、35 (図 1 参照) からの照明を実行する。

【0041】

撮像部 45 は、レンズ 33 及びその後ろに配置される撮像素子 (図 1 参照) から伝送される画像を撮像し、施術に必要な撮像画像を得たり、画像処理をしたりする。この撮像画像を連続してリアルタイムに取得することで、術者が円滑に施術を行えるようにしている。

【0042】

水噴射部 46 は、副送水口 32 からの液体の噴射を実行する。また、ノズル 34 からの液体の噴射も実行する。撮像部 45 が、先端構成部 30 の近傍に設けてあってもよいし、内視鏡装置 10 の制御器本体 (不図示) 内に設けてあってもよいのは、前述のとおりである。

【0043】

画像表示部 47 は、中央制御部 43 から伝達される信号に従って画像を表示する。この画像には、撮像部 45 で取得した撮像画像も含まれる。したがって、術者は、この画像表示部 47 にリアルタイムに表示される撮像画像を確認しながら施術を行うことができる。

【0044】

図 2 に示すように、レーザ治療装置 50 は、操作部・表示部 51、電源部 52、中央制御部 54、ガイド光発光部 55、レーザ発振部 56、冷却水吐出部 57 及びガス放出部 58 を備えている。

10

20

30

40

50

操作部・表示部 5 1 は、レーザの出力設定や動作モードの変更などの操作入力を受け付けて入力信号を中央制御部 5 4 に伝達し、中央制御部 5 4 からレーザの出力条件や装置の動作状況などの表示信号を受け取って適宜の情報の表示を行う。

電源部 5 2 は、中央制御部 5 4 など各部に動作電力を供給する。

【 0 0 4 5 】

中央制御部 5 4 は、各部に対して各種制御動作を実行する。この中央制御部 5 4 は、レーザ出力制御部 5 4 a と記憶部 5 4 b とガス制御部 5 4 c と冷却水制御部 5 4 d を有している。

レーザ出力制御部 5 4 a は、操作部・表示部 5 1 で設定された出力や動作モードに応じてレーザ発振部 5 6 によるレーザ光 5 6 a の出力値を制御する。記憶部 5 4 b は、出力の設定や動作モードの設定内容などの制御データなどの他に適宜のデータを記憶している。

【 0 0 4 6 】

ガイド光発光部 5 5 は、治療用のレーザ光 5 6 a が照射される位置を示すためのガイド光 5 5 a を発光する。このガイド光 5 5 a は、治療用のレーザ光 5 6 a が照射される位置を確認することができる。

【 0 0 4 7 】

レーザ発振部 5 6 は、施術に用いる治療用のレーザ光 5 6 a の発振を実行する。この実施形態では、レーザ光 5 6 a として、炭酸ガスレーザを用いる。炭酸ガスレーザの照射強度の設定や照射の開始停止といった操作は、操作部・表示部 5 1 による手動操作と、中央制御部 5 4 による制御出力によって行われる。なお、手動操作の一部又は全部を、レーザ治療装置 5 0 に対して通信・制御可能に設けたフットコントローラ（不図示）を用いた足踏み操作に替えることもできる。

上述したガイド光発光部 5 5 が照射するガイド光 5 5 a、及びレーザ発振部 5 6 が発振するレーザ光 5 6 a は、全て 1 つのレーザ伝送路 6 0 によって伝送される。

【 0 0 4 8 】

冷却水吐出部 5 7 は、レーザ光 5 6 a によって加熱された中空導波路 6 2 を冷却するための冷却水 5 7 a の供給と、供給された冷却水 5 7 a の回収を実行する。なお、冷却水 5 7 a は、回収した後に循環させて再度供給させることができる。また、この実施形態では、冷却水 5 7 a として蒸留水を用いており、冷却水 5 7 a の放出量は操作部・表示部 5 1 による手動操作と、中央制御部 5 4 による制御出力によって行われている。

なお、冷却水 5 7 a は、水道水や、空気や窒素ガスなどの気体、ゲル状物質に置き換えてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 2 に示す、ガス放出部 5 8 は、レーザ伝送路 6 0 に挿通させる放出ガス 5 8 a の放出を実行する。この実施形態では、放出ガス 5 8 a として圧縮空気を用いる。

【 0 0 5 0 】

次に、図 3 乃至図 5 に基づいて、レーザ伝送路 6 0 の構造及びレーザ伝送路 6 0 の先端に装着するレーザチップ 7 0 の構造について説明する。

図 3 はレーザ伝送路 6 0 の先端の拡大斜視図を示し、より具体的にはレーザチップ 7 0 を先端に装着したレーザ伝送路 6 0 の拡大略斜視図を示し、図 4 はレーザチップ 7 0 を取り外したレーザ伝送路 6 0 及びレーザチップ 7 0 の拡大略斜視図を示し、図 5 及び図 6 はレーザ伝送路 6 0 の説明図を示す。

【 0 0 5 1 】

図 5 及び図 6 について詳述するとは、図 5 (a) はレーザ伝送路 6 0 の先端の概略斜視図を示し、図 5 (b) は図 5 (a) におけるレーザ伝送路 6 0 の側面図を示す。なお、図 5 (a) 及び図 5 (b) において、レーザ伝送路 6 0 の構成を明確にするため、外装部材 6 4 の一部を省略するとともに、中空導波路 6 2 及び外層チューブ 6 5 の一部を、透過した状態を表すように破線で示している。

図 6 (a) は図 3 における A - A 断面図を示し、図 6 (b) は図 6 (a) における B - B 断面図を示す。

10

20

30

40

50

【0052】

レーザ伝送路60は、内視鏡チューブ21より長く形成された中空状の筒状体であり、図3乃至図6に示すように、レーザチップ70を先端に装着させるための装着部61と、レーザ光56aを導光する中空導波路62と、中空導波路62の外周を囲繞する水路形成チューブ63と、水路形成チューブ63の外周を囲繞する外装部材64と、外層チューブ65とで構成する。

装着部61は、図4乃至図6に示すように、レーザチップ装着部61aと、チューブ連結部61bと、外装部材固定部61cが先端側から後端側に向かって並んで配列されている。

【0053】

レーザチップ装着部61aは、レーザ伝送路60の先端に固定された略円筒体であり、外周面には光軸方向Dに沿ったネジ山61dが設けられている。このネジ山61dには、レーザチップ70の端部内径に形成されたねじで螺合して固定されている。

チューブ連結部61bは、レーザチップ装着部61aの後端に設けられた筒状体であり、レーザチップ装着部61aよりも拡径かつデバイス挿入路19の内径よりわずかに縮径の外径を有する。

【0054】

外装部材固定部61cは、図5(a)及び図6(a)に示すように、後述するレーザチップ装着部61aの外径と略同一の外径を有するとともに、後述する中空導波路62の外径と略同一の内径を有する筒状体で形成されている。

このように構成された装着部61には、中心部に空洞が設けられこの空洞部に中空導波路62が固定されている。

【0055】

中空導波路62は、上述のように外装部材固定部61cの内径と同じ外径を有するとともに、内面全周を誘電体薄膜(図示省略)で被覆した筒状体であり、内部に導通空間62aが形成されているとともに、先端にレーザ光56aを照射するレーザ照射口62bが設けられている。

【0056】

この中空導波路62を構成する筒状体は、ガラス管など表面が円滑で、銀などの反射膜及び誘電体薄膜の形成に適した素材により長尺状に形成され、誘電体薄膜は、COP(環状オレフィンポリマー)やポリイミドなど、レーザ光を効率よく反射伝送する適宜の素材で形成している。

【0057】

本実施形態では、中空導波路62の内周面は銀の反射膜及び誘電体薄膜で被覆しているため、中空導波路62の内部(導通空間62a)を導通するレーザ光56aを高い伝送効率で導通することができる。

【0058】

このように構成された中空導波路62は、外径が外装部材固定部61cの内径と同じであるため、中空導波路62を外装部材固定部61cに挿通することで固定できる。これにより、中空導波路62の先端はレーザチップ装着部61aの後端と一体に固定されることとなり、中空導波路62により導光されたレーザ光56aをレーザチップ装着部61aの先端から照射することができる。

なお、中空導波路62を装着部61に固定した固定状態において、レーザ照射口62bはレーザチップ装着部61aの先端から僅かに突出した状態で固定される(図5(b)参照)。

【0059】

水路形成チューブ63は、図4乃至図6に示すように、中空導波路62の外径よりも一回り大きな内径を有する長尺状の中空チューブであり、可撓性を有する樹脂で構成されている。

また、この水路形成チューブ63は後端側において継手本体に固定されているとともに

10

20

30

40

50

(図示省略)、長手方向の長さは中空導波路62よりもわずかに短く構成されている。このため、中空導波路62を外装部材固定部61cに固定させた状態においては、水路形成チューブ63の先端側と外装部材固定部61cの後端側との間にはわずかに空間が形成されている。水路形成チューブ63と中空導波路62の外周の間に形成された環状空間を前方に向けて通過した冷却水57aが、この空間即ち連通路68を経由して後方に向けて水路形成チューブ63の外側と外装部材64の内側で形成される環状空間を通過して矢印で図示するように還流している。

【0060】

外装部材64は、水路形成チューブ63の外周面に沿ってステンレス製の金属板を螺旋状に巻きまわした構成であり、先端及び後端がそれぞれ外装部材固定部61c及び継手本体(図示省略)に固定されている。この外装部材64は、図5(a)及び図5(b)に示すように、内径側から外径側に向けて第一層64aと、第二層64bと、第三層64cとが積み重なって構成されている。

10

【0061】

第一層64aは、所定の厚さを有する長尺状の金属板を先端から後端に向かって、所定の間隔のコイルギャップで時計回りに螺旋状に巻きまわされており、先端は外装部材固定部61cの外周面に固定されている。なお、第一層64aを構成する金属板は板厚が10 μ m~100 μ m程度である。

【0062】

第二層64bは、第一層64aと同じ金属製の平板を、先端から後端に向かって、所定の間隔のコイルギャップで反時計回りに螺旋状に巻きまわされている。なお、第二層64bの先端部分及び後端部分は外装部材固定部61cの外周面に固定された第一層64aと固定されている。

20

【0063】

第三層64cは、第一層64aと同じ金属製の平板を、先端から後端に向かって時計回りに所定の間隔のコイルギャップで螺旋状に巻きまわされており、先端部分及び後端部分が第二層64bと固定されている。

このように構成された外装部材64は、第一層64a、第二層64b、第三層64cが螺旋状に巻き回されているため、例えば内視鏡チューブ21(レーザ伝送路60)を曲げた場合であっても、コイルギャップが変化することで曲げに対応することができる。すなわち外装部材64は可撓性を有する。

30

【0064】

また、先端から見て第一層64aと第三層64cが時計回りとなるように螺旋状に巻きまわされており、第一層64aと第三層64cとに挟まれた第二層64bが反時計回りに巻きまわされている。

【0065】

これにより、外装部材64の後端側を時計回りに回転させると、第一層64aと第三層64cとが締め付けられ、外装部材64の先端側に時計回りのトルクを伝えることができる。同様に、外装部材64の後端側を反時計回りに回転させると、第二層64bが締め付けられ、外装部材64の先端側に反時計回りのトルクを伝えることができる。

40

【0066】

外層チューブ65は、熱を加えることにより収縮されるとともに、耐水性を有する熱収縮樹脂で構成されている。これにより、外層チューブ65は第三層64cの形状に合わせた薄膜状で構成できるとともに、止水性を有するため、レーザ伝送路60の外径を縮径化できる。

【0067】

このように構成されたレーザ伝送路60は、中空導波路62の外周面と水路形成チューブ63の内周面とが所定の間隔を隔てて囲繞しており、中空導波路62と水路形成チューブ63との間には第一冷却水路66が形成されている。一方で、水路形成チューブ63と第一層64aとの間も所定の間隔で隔てられ、冷却水57aが流れる第二冷却水路67が

50

形成されている。そして、第一冷却水路 6 6 と第二冷却水路 6 7 とは、外装部材固定部 6 1 c と中空導波路 6 2 と第一層 6 4 a とで形成された連通路 6 8 を介して連結されている。

【0068】

このように連通路 6 8 を介して連結されている第一冷却水路 6 6 及び第二冷却水路 6 7 の後端側はそれぞれ図 2 に図示する冷却水吐出部 5 7 と繋がれており、冷却水吐出部 5 7 から冷却水 5 7 a が第一冷却水路 6 6 に供給されるとともに、第一冷却水路 6 6 を流れた冷却水 5 7 a が連通路 6 8 を介して第二冷却水路 6 7 に流れ、再び冷却水吐出部 5 7 に回収される。

【0069】

レーザ伝送路 6 0 の先端に装着可能なレーザチップ 7 0 は、図 3 及び図 4、図 6 に示すように、装着部 6 1 と螺合可能なレーザ伝送路装着部 7 1 と、レーザ伝送路装着部 7 1 の先端側において生体組織と当接する当接部 7 2 と、当接部 7 2 の一部とレーザ伝送路装着部 7 1 とを連結する連結部 7 3 とで構成されている。

【0070】

レーザチップ 7 0 について簡単に説明すると、レーザ伝送路装着部 7 1 は、チューブ連結部 6 1 b の外径と略同一の外径を有するとともに、レーザチップ装着部 6 1 a の内径と略同一の内径を有する筒状体で形成されており、レーザ伝送路装着部 7 1 の後端側の内周面にはネジ山 6 1 d と螺合可能なネジ溝が形成されている（図 6 (a) 参照）

【0071】

当接部 7 2 は、レーザ伝送路装着部 7 1 の先端側において、レーザ伝送路装着部 7 1 と所定の間隔を隔てて配置された中実の略円柱形であり、レーザ伝送路装着部 7 1 よりも一回り小さく構成されているとともに、先端には生体組織と当接する当接面 7 2 a が備えられている。なお、当接部 7 2 を含むレーザチップ 7 0 は、レーザ照射口 6 2 b から照射されたレーザ光 5 6 a を吸収可能なステンレス製で形成されている。

なお、本実施形態では、レーザチップ 7 0 はステンレス製としているが、レーザ光 5 6 a を吸収できれば例えば他の金属や、セラミック等の耐熱物質で形成されていてもよい。

【0072】

当接部 7 2 は、中空導波路 6 2 の開口に向かって突出する引掛け部 7 2 b が形成されており、当接部 7 2 は中空導波路 6 2 のレーザ照射口 6 2 b に対向して設けられているのでレーザ光 5 6 a が先端に突き抜けることを防止することができる。

【0073】

所定の間隔を隔てて配置されたレーザ伝送路装着部 7 1 と当接部 7 2 とを連結する連結部 7 3 は、図 3 及び図 4 に示すように、レーザ伝送路装着部 7 1 と当接部 7 2 の下方側の一部分を連結している。

【0074】

詳述すると連結部 7 3 は、レーザ光の照射方向から視た断面が山形に形成されている。また、当接部 7 2 に形成された引掛け部 7 2 b により、粘膜下層 L 2 を引掛けて保持しレーザ光 5 6 a を照射して焼灼することができ、粘膜下層 L 2 を切断することができる。

このように構成されたレーザチップ 7 0 は、レーザ光 5 6 a の照射方向を回転軸として回転非対称形状である。

【0075】

次に、レーザ治療システム 1 を用いた内視鏡的粘膜下層切開剥離術 (ESD) に使用した止血方法について説明する。

上述したように、レーザ治療システム 1 を用いた内視鏡的粘膜下層切開剥離術 (ESD) では、レーザ光 5 6 a を照射することにより出血することがある。そのような場合に、レーザチップ 7 0 を装着させたレーザ伝送路 6 0 をデバイス挿入路 1 9 に挿通させた術者操作ユニット 1 2 を体内に挿入し、画像表示部 4 7 で表示する撮像部 4 5 で撮像した先端構成部 3 0 の前方画像に基づいて、術者操作ユニット 1 2 の先端構成部 3 0 が施術対象部

10

20

30

40

50

位に到達するまで挿通する。なお、施術対象部位は、食道や胃などの管腔であり、人間を含む生体の適宜の部位である。

【0076】

そして画像表示部47の画像を確認しながら出血部位に当接部72を配置させるとともに、中空導波路62の導通空間62aを導通するレーザ光56aを照射することで加熱した当接面72aを出血部位に当接させることで止血する。

【0077】

この場合に、冷却水吐出部57を稼働させることにより、第一冷却水路66及び第一冷却水路66を冷却水57aが循環でき、レーザ光56aによって加熱された中空導波路62を冷却水57aで冷却することができる。なお、第一冷却水路66は、加熱された中空導波路62の外周面に接するように構成されているため、効率よく冷却水57aで中空導波路62を冷却することができる。

10

【0078】

また、レーザ光56aは水に対して吸収率が高いCO₂レーザを用いており、水路形成チューブ63の周囲の第一冷却水路66に冷却水57aが供給されているため、万が一、中空導波路62が破損し、導通空間62aを導光するレーザ光56aが漏出（誤照射）した場合であっても、外装部材64により水路形成チューブ63の外周面が囲繞されているため内視鏡チューブ21の損傷の発生を防止できる。したがって、安全性及び信頼性の高い術者操作ユニット12を構成することができる。

【0079】

また、本実施形態のレーザ伝送路60にレーザチップ70を装着させることで生体組織、詳しくは剥離したい患部組織Tの近辺にある粘膜下層L2の組織を安全に切断することができる。

20

以下、図7に基づいてその方法を簡単に説明する。

【0080】

図7は、レーザチップ70を用いた粘膜下層L2の切断を表す説明図を示しており、詳述すると、図7(a)は切断したい粘膜下層L2に対してレーザチップ70を配置した状態の概略図を示し、図7(b)は切断したい粘膜下層L2に対して適切な方向となるようレーザチップ70を配置した状態の概略図を示し、図7(c)はレーザチップ70に粘膜下層L2を配置しレーザ光56aを照射した状態の概略図を示す。

30

【0081】

はじめに、粘膜層L1において剥離したい対象である患部組織Tを囲むように複数点レーザ光56aで照射して、切り取る範囲の目印（マーキング）をつける。次に患部組織Tの下方側の粘膜下層L2にヒアルロン酸Hを注入し、患部組織Tを浮かせた状態にし、レーザ光56aを患部組織Tに沿って照射し粘膜層L1を切開する（図7(a)参照）。

【0082】

次に、レーザ伝送路60をデバイス挿入口20から抜いて、レーザ伝送路60の先端にレーザチップ70を装着し、再度デバイス挿入口20にレーザ伝送路60を挿入させる。この場合において、レーザチップ70の配置方向が必ずしも所望の方向に配置されているとは限らず、図7(a)に示すように、切断したい患部組織Tをレーザ伝送路装着部71と当接部72との間に配置できない方向に配置されることがある。

40

【0083】

これに対して、レーザ伝送路60の後端側を、レーザ照射方向を回転軸として回転させることで、図7(b)に示すように、レーザチップ70を所望の方向に配置させるように回転させることができる。そして、図7(c)に示すように、切開した粘膜層L1に沿って当接部72を挿入させるとともに、連結部73を用いて粘膜下層L2を図4に示す引掛け部72bに保持し、レーザ光56aを照射して焼灼することで切断できる。

【0084】

このように粘膜下層L2を図4に示すような引掛け部72bで保持してレーザ光56aを照射しながら、レーザチップ70を刈るように動かすことで、粘膜下層L2の組織に張

50

力のかけた状態でレーザー光 56a を照射しながら粘膜下層 L2 の組織を切断できる。したがって、容易に患部組織 T を周辺の粘膜下層 L2 と切断することができ、患部組織 T を乖離できる。

【0085】

このようにレーザー光 56a を導光する中空導波路 62 と、中空導波路 62 と一体となるように固定されるとともに、中空導波路 62 の外周を囲繞する金属製の平板で構成された外装部材 64 と、中空導波路 62 の一端側に設けられたレーザーチップ 70 が取付けられるレーザーチップ装着部 61a とで構成され、外装部材 64 が、可撓性を有する多層構造で形成されるとともに、他端側のトルクを先端側に伝達する筒状のトルク伝達体で構成されたレーザー伝送路 60 は、その外径を縮径化することができる。

10

【0086】

詳述すると、平板の金属製で構成された外装部材 64 を多層構造で形成して中空導波路 62 の外周を囲繞することで、金属板による板厚に対応した外装部材 64 の外径がレーザー伝送路 60 の外径として関与する。すなわち、レーザー伝送路 60 の外径は外装部材 64 の板厚によるため、レーザー伝送路 60 を縮径化できる。

【0087】

加えて、仮に中空導波路 62 が損傷した場合であっても、中空導波路 62 の外周を囲繞する外装部材 64 が多層構造を形成している金属製であるため、損傷部位から漏れたレーザー光 56a が外装部材 64 によって遮断され、レーザー伝送路 60 の外部に漏れることを防止できる。

20

【0088】

さらには、外装部材 64 は中空導波路 62 と一体となるように固定されていることにより、外装部材 64 の他端側の回転を一端側に伝達することができる。このため、中空導波路 62 の一端側を所望の回転量だけ回転させることができ、中空導波路 62 の一端側を周方向に微調整して位置決めできる。

【0089】

これにより、レーザーチップ 70 を装着部 61 に装着させた場合などのように、他端側を回転させることにより、トルク伝達体で構成された外装部材 64 の一端側を追従して回転させることができ、レーザーチップ 70 の方向を周方向に微調整して位置決めできる。したがって、所望の方向となるようにレーザーチップ 70 の配置を調整できる。

30

【0090】

また、外装部材 64 が、中空導波路 62 の外周を螺旋状に巻かれて覆う第一層 64a と、第一層 64a の外周を、第一層 64a と逆方向に巻いた螺旋状の第二層 64b とで構成されることにより、レーザー伝送路 60 の後端側において行った回転操作によるトルクを先端側に対して確実に伝達させることができる。

【0091】

例えば、レーザー伝送路 60 の後端側において、第一層 64a が巻かれた方向と同じ正方向にレーザー伝送路 60 を回転させた場合、第一層 64a が中空導波路 62 に対して締め付けることとなるため、レーザー伝送路 60 の先端に正方向へのトルクを伝達できる。

【0092】

一方で、レーザー伝送路 60 の後端側において、第一層 64a が巻かれた方向と逆方向にレーザー伝送路 60 を回転させた場合、第一層 64a は中空導波路 62 に対して緩まることとなるが、第二層 64b が中空導波路 62 に対して締め付けられることとなるためレーザー伝送路 60 の先端に逆方向へのトルクを伝達できる。このため、レーザー伝送路 60 の後端側において行った回転操作によるトルクを先端側に対して確実に伝達させることができる。

40

【0093】

さらにまた、外装部材 64 の外周面が、止水性ととも滑り性を有する樹脂製の外層チューブ 65 で囲繞されることにより、内視鏡に設けられたデバイス挿入路 19 にレーザー伝送路 60 を挿入する場合において、レーザー伝送路 60 をデバイス挿入路にキンクを起こす

50

ことなくスムーズに挿入させることができるとともに、デバイス挿入路 19 が損傷されることを防止できる。

【0094】

詳述すると、樹脂製の外層チューブ 65 で外装部材 64 を囲繞するため、外装部材 64 の外径が広がることを防止できるとともに、金属製の外装部材 64 とデバイス挿入路 19 との間に外層チューブ 65 を設けることで外層チューブ 65 が外装部材 64 とレーザ伝送路 60 とが引っかかることを防止できる。このため、デバイス挿入路 19 にレーザ伝送路 60 をスムーズに挿入させることができるとともに、外装部材 64 がデバイス挿入路 19 を損傷させることを防止できる。

【0095】

また、外層チューブ 65 が止水性を有するため、外装部材 64 の外部から内部へ体液や血液などの液体が浸入することを防止できる。これにより、外装部材 64 によって内部が、侵入したこのような液体により腐食や汚染することを防止できる。

【0096】

さらにまた、外層チューブ 65 で外装部材 64 の外周面を囲繞することで、仮に中空導波路 62 が損傷した場合であっても、外層チューブ 65 が外装部材 64 の変形を抑止するため、より確実にレーザ光 56a が外部に漏れることを防止できる。

【0097】

また、外層チューブ 65 が、加熱により収縮する熱収縮チューブで構成されることにより、容易に外装部材 64 を外層チューブ 65 で囲繞することができるとともに、外層チューブ 65 の厚みを薄くできるため、防水機能を有しつつレーザ伝送路 60 の縮径を図ることができる。

【0098】

また、中空導波路 62 と外装部材 64 との間に、中空導波路 62 に沿って冷却水 57a を流通させる第一冷却水路 66 が設けられることにより、レーザ光 56a で加熱された中空導波路 62 を、第一冷却水路 66 を流れる冷却水 57a で冷却することができる。したがって、レーザ光 56a で施術対象部位を確実に治療することができるレーザ伝送路 60 の耐久性を向上することができる。

【0099】

さらにまた、中空導波路 62 に沿って形成された第一冷却水路 66 と第二冷却水路 67 とで構成され、一端側で第一冷却水路 66 と第二冷却水路 67 とを連通する連通路 68 が設けられることにより、第一冷却水路 66 又は第二冷却水路 67 の一方を流れた冷却水 57a が連通路 68 を介して他方に流すことができるため、冷却水 57a を回収できる。したがって、冷却水 57a を循環させ、レーザ光 56a によって加熱された中空導波路 62 を効率よく、冷却できる。また、冷却水 57a が施術対象部位に漏出することなく、第一冷却水路 66 又は第二冷却水路 67 で冷却水 57a を循環させることができる。

【0100】

この発明の構成と、上述の実施形態との対応において、この発明の導光部材は、中空導波路 62 に対応し、同様に、

取付部は、レーザチップ装着部 61a に対応し、

トルク伝達体は、外装部材 64 に対応し、

外層保護部材は、外層チューブ 65 に対応し、

冷却媒体は、冷却水 57a に対応し、

冷却路は、第一冷却水路 66 及び第二冷却水路 67 に対応し、

レーザ発振器は、レーザ発振部 56 に対応し、

レーザ治療装置は、レーザ治療装置 50 に対応し、

内視鏡は、内視鏡装置 10 に対応するが、

この発明は、上述の実施形態の構成のみに限定されるものではなく、多くの実施の形態を得ることができる。

【0101】

10

20

30

40

50

また、レーザ光 5 6 a は水に対して吸収率が大きい CO_2 レーザを用いており、中空導波路 6 2 の周囲の第一冷却水路 6 6 に冷却水 5 7 a が供給されているため、万が一、中空導波路 6 2 が破損し、導通空間 6 2 a を導光するレーザ光 5 6 a が漏出（誤照射）した場合であっても、このレーザ光 5 6 a の誤照射による外層チューブ 6 5 や内視鏡チューブ 2 1 の損傷の発生を防止できる。したがって、安全性及び信頼性の高い術者操作ユニット 1 2 を構成することができる。

【0102】

さらにまた、冷却水 5 7 a は、冷却水吐出部 5 7 から供給され、第一冷却水路 6 6、連通路 6 8 及び第二冷却水路 6 7 を通って冷却水吐出部 5 7 で回収される、つまり、冷却水 5 7 a は外部に漏出することなく、循環するため、例えば、蒸留水や水道水でもよい。

10

【0103】

また、本実施形態において、レーザチップ 7 0 はレーザ光 5 6 a の照射方向を回転軸として回転非対称な形状としているが、必ずしもレーザチップ 7 0 の形状は回転非対称である必要はなく、例えば図 8 に示すように、回転対称形状な砲弾型の止血用レーザチップ 7 0 x としてもよい。

【0104】

さらにまた、本実施形態において、レーザチップ 7 0 はレーザ伝送路装着部 7 1 と当接部 7 2 との間に粘膜下層 L 2 を保持してレーザ光 5 6 a を直接照射可能な構成としているが、例えばレーザチップ 7 0 を図 9 に示すように、当接部 7 2 の下方部に止血部 7 4 を備えた構成のレーザチップ 7 0 y としてもよい。これにより、レーザチップ 7 0 y にレーザ光 5 6 a を照射して止血部 7 4 を加熱し、止血することができる。

20

【0105】

さらには、装着部 6 1 に対してレーザチップ 7 0 を装着せずに粘膜下層 L 2 に直接レーザ光 5 6 a を照射する構成としてもよい。なお、装着部 6 1 に対してレーザチップ 7 0 を装着しない場合には、装着部 6 1 の構成は対応する構成に適宜変更できる。

【0106】

また、本実施形態において、第一層 6 4 a と水路形成チューブ 6 3 とを所定の間隔を隔てるとともに、第二層 6 4 b を固定する構成としているが、必ずしもこのような構成である必要はない。例えば、図 10 に示すように、第一層 6 4 a と水路形成チューブ 6 3 とを固定するとともに、第一層 6 4 a を第二層 6 4 b と密接させない構成としてもよい。

30

【0107】

ここで図 10 は、別の実施形態におけるレーザ伝送路 6 0 z の説明図を示す。詳述すると、図 10 (a) は、図 3 における A - A 断面に対応する断面図を示し、図 10 (b) は図 10 (a) における C - C 断面図を示す。

なお、レーザ伝送路 6 0 z において、レーザ伝送路 6 0 と同じ構成は同じ付番を付しその説明を省略する。

【0108】

具体的には、図 10 の例によると、第一層 6 4 a は、先端側の上方及び下方に設けられた連結部 6 9 で中空導波路 6 2 と連結する水路形成チューブ 6 3 の外周面を囲繞するように構成されている。このため、第一層 6 4 a は中空導波路 6 2 を介して装着部 6 1 と間接的に固定されている。

40

【0109】

このように構成することにより、外装部材 6 4 の後端側を例えば時計回りに回転させた場合、第一層 6 4 a 及び第三層 6 4 c が内径側に絞られ、装着部 6 1 を時計回りに回転させることができる。一方で、第二層 6 4 b は外径側に広がる方向にゆるむため、先端から後端側に冷却水 5 7 a が流れる第二冷却水路 6 7 は確保されることとなる。

【0110】

これに対し、外装部材 6 4 の後端側を反時計回りに回転させた場合、第二層 6 4 b が内径側に絞られることで、装着部 6 1 を反時計回りに回転させることができる。このとき、第二層 6 4 b は内径側に絞ることとなるが、第二層 6 4 b と第三層 6 4 c とが固定されて

50

いるため、先端から後端側に冷却水 5 7 a が流れる第二冷却水路 6 7 は確保されることとなる。

【0111】

このように、図 1 0 に示す実施形態では、水路形成チューブ 6 3 の外周を第一層 6 4 a で囲繞するため、最外層の板厚を薄くすることができるとともに、確実に第二冷却路を確保できるため、レーザ伝送路 6 0 z における全体の外径を縮径化しながら中空導波路 6 2 を冷却できる。

【0112】

さらにまた、本実施形態では、第一層 6 4 a、第二層 6 4 b、第三層 6 4 c を中空導波路 6 2 に沿って平面状となるように所定のコイルギャップを有して巻き回しているが、例えば第一層 6 4 a、第二層 6 4 b、第三層 6 4 c とがそれぞれ中空導波路 6 2 の長手方向における前後と部分的に重なるように巻き回してもよい。

10

【0113】

これにより、例えば中空導波路 6 2 が破損した場合であっても、確実にレーザ光 5 6 a が漏えいすることを防止できる。また確実にレーザ光 5 6 a の漏えいを防止できることから、外層部材を 3 層にする必要はなく 2 層としてもよい。

【符号の説明】

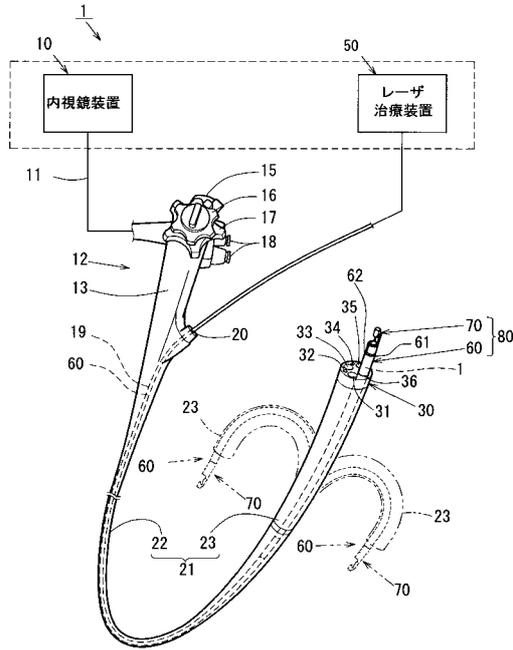
【0114】

1	レーザ治療システム	
1 0	内視鏡装置	
5 0	レーザ治療装置	
5 6	レーザ発振部	
5 6 a	レーザ光	
5 7 a	冷却水	
6 0	レーザ伝送路	
6 1 a	レーザチップ装着部	
6 2	中空導波路	
6 4	外装部材	
6 4 a	第一層	
6 4 b	第二層	
6 5	外層チューブ	
6 6	第一冷却水路	
6 7	第二冷却水路	
6 8	連通部	
7 0	レーザチップ	
8 0	レーザ処置具	

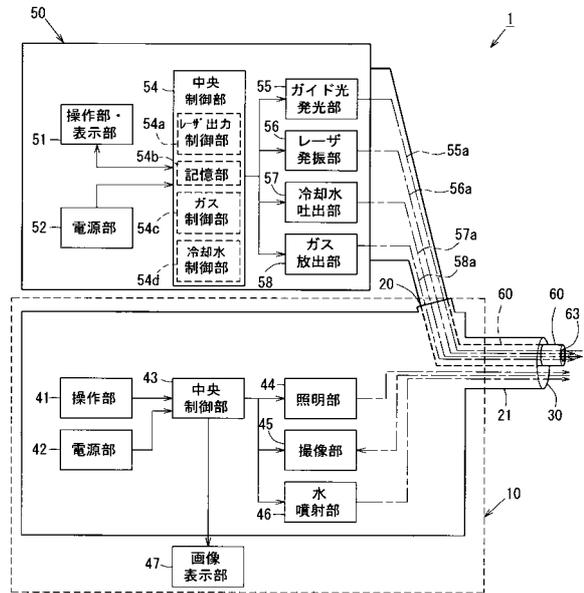
20

30

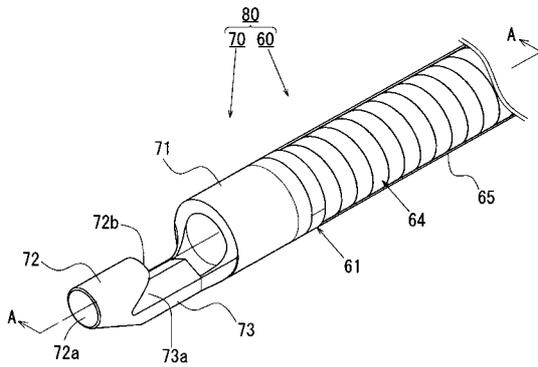
【 図 1 】



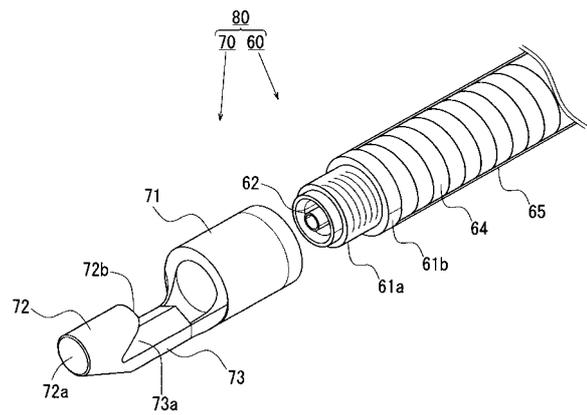
【 図 2 】



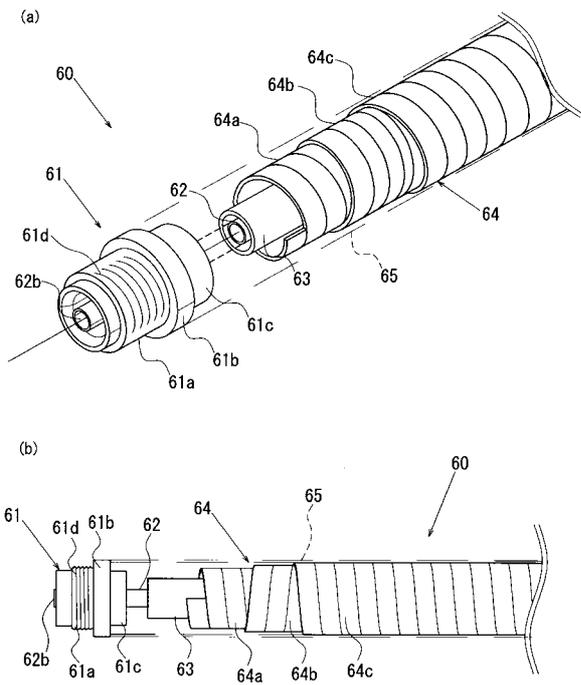
【 図 3 】



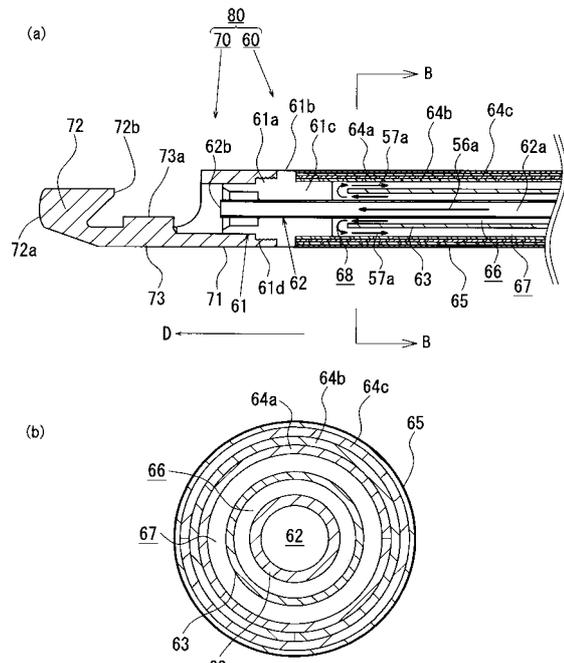
【 図 4 】



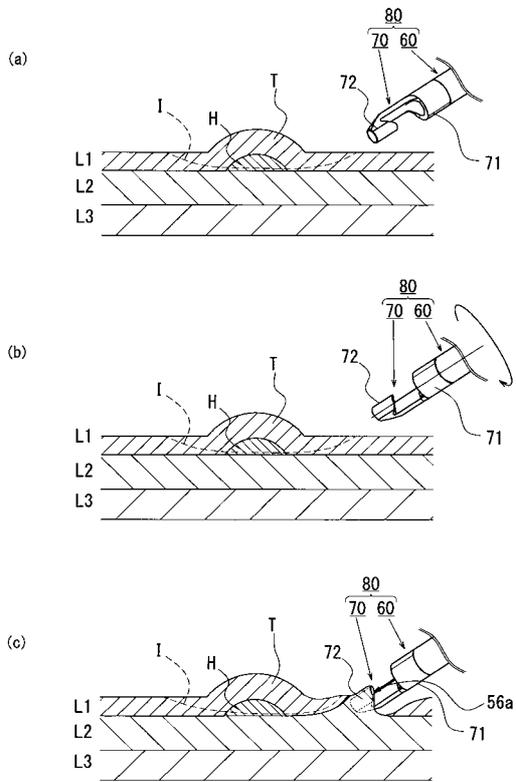
【 図 5 】



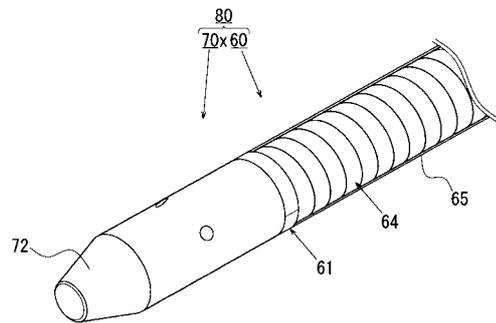
【 図 6 】



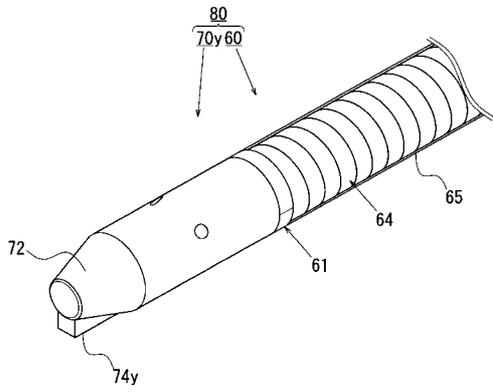
【 図 7 】



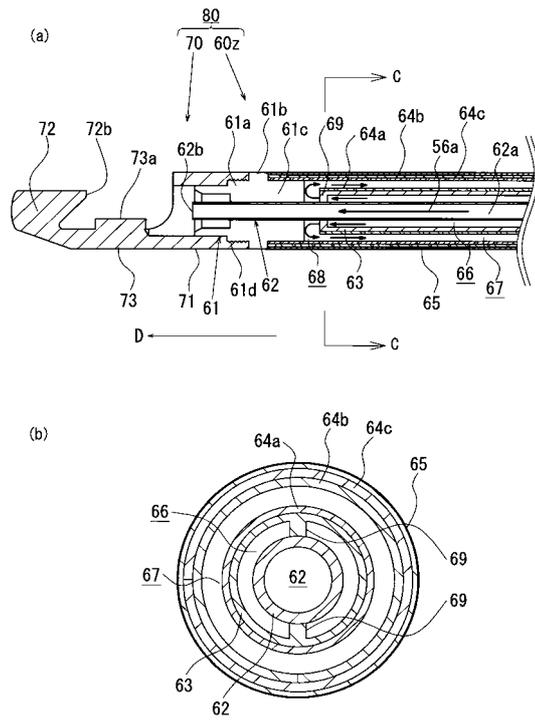
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (72)発明者 田村 吉輝
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内
- (72)発明者 岡上 吉秀
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内
- (72)発明者 本郷 晃史
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内
- (72)発明者 日吉 勝海
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内
- (72)発明者 村上 晴彦
京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内
- Fターム(参考) 4C026 AA02 AA03 BB01 FF16 FF19 FF38 HH02 HH24

专利名称(译)	激光传输路径，激光治疗工具，激光治疗设备和激光治疗系统		
公开(公告)号	JP2019092843A	公开(公告)日	2019-06-20
申请号	JP2017224721	申请日	2017-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	MORITA MFG CO.LTD.		
申请(专利权)人(译)	有限公司森田制造.		
[标]发明人	田村吉輝 岡上吉秀 本郷晃史 日吉勝海 村上晴彦		
发明人	田村 吉輝 岡上 吉秀 本郷 晃史 日吉 勝海 村上 晴彦		
IPC分类号	A61B18/28		
FI分类号	A61B18/28		
F-TERM分类号	4C026/AA02 4C026/AA03 4C026/BB01 4C026/FF16 4C026/FF19 4C026/FF38 4C026/HH02 4C026/HH24		
代理人(译)	颖儿大田 西村 弘		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种激光医学中的直径减小的激光传输路径，激光治疗设备和激光治疗系统。外部由用于引导激光束56a的中空波导62和固定的扁平金属板形成，以与中空波导62成一体并围绕中空波导62的外周。设置在中空波导62的一端侧的构件64和激光芯片安装部分61a安装有用于用激光束56a照射患病区域的激光芯片70，并且外部构件64具有柔性。激光传输路径60由管状扭矩传递体形成，该管状扭矩传递体形成多层结构并且在另一端侧将扭矩传递到末端侧。[选中图]图3

