

(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2019-76391

(P2019-76391A)

(43) 公開日 令和1年5月23日(2019.5.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/28 (2006.01)	A 6 1 B 18/28	4 C O 2 6
A 6 1 B 18/22 (2006.01)	A 6 1 B 18/22	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2017-205459 (P2017-205459)	(71) 出願人	000138185
(22) 出願日	平成29年10月24日 (2017.10.24)		株式会社モリタ製作所
			京都府京都市伏見区東浜南町680番地
(出願人による申告) (出願人による申告) 平成27年度医工連携事業化推進事業「国産オリジナル技術を基盤とする内視鏡下レーザー治療器の開発・海外展開」に関する委託開発事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願		(74) 代理人	100121603
			弁理士 永田 元昭
		(74) 代理人	100141656
			弁理士 大田 英司
		(74) 代理人	100182888
			弁理士 西村 弘
		(74) 代理人	100196357
			弁理士 北村 吉章
		(74) 代理人	100067747
			弁理士 永田 良昭

最終頁に続く

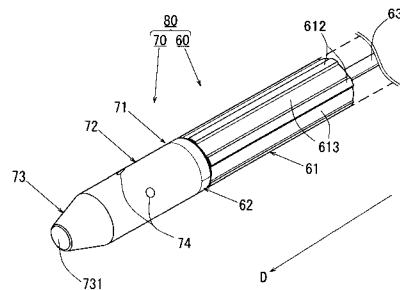
(54) 【発明の名称】 レーザチップ、レーザー処置具、レーザー治療装置、及びレーザー治療システム

(57) 【要約】

【課題】本発明は、レーザー医療において、確実に止血することができるレーザーチップ、レーザー治療装置、及びレーザー治療システムを提供することを目的とする。

【解決手段】レーザー伝送路60の先端に装着されるレーザーチップ70であって、レーザー伝送体63の出射側部が開口するとともにレーザー伝送路60に着脱自在に構成された装着部71と、装着部71からレーザー光57aの光軸方向Dに沿って先端側に延出された筒状のカバー部72と、カバー部72における先端側に設けられた、有底の先端底部73とで構成され、内部にレーザー光57aが照射される照射空間Sを形成するとともに、先端底部73は、照射されたレーザー光57aが透過することがなく、少なくともレーザー光57aの一部を吸収して加熱されることを特徴とする。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ伝送路の先端に備えられた、レーザ光を照射するレーザ照射口に装着するレーザチップであって、
開口するとともに前記レーザ照射口に着脱自在に構成された装着部と、
該装着部から前記レーザ光の照射方向に沿って先端側に延出した筒状のカバー部と、
該カバー部における先端側に設けられた、有底の先端底部とで構成され、
内部に前記レーザ光が照射される照射空間が形成されるとともに、前記先端底部は、照射された前記レーザ光が透過することがなく、少なくとも前記レーザ光の一部を吸収して加熱される

レーザチップ。

【請求項 2】

前記カバー部に、

前記照射方向と交差する交差方向に貫通し、前記レーザ伝送路を導通する気体を流出させる貫通孔が設けられた

請求項 1 に記載のレーザチップ。

【請求項 3】

前記先端底部が、先端に向かって先細りするように窪んで構成された

請求項 1 又は請求項 2 に記載のレーザチップ。

【請求項 4】

前記先端底部の基端側に、先端に向かって先細りし、かつ、前記レーザ光の一部を反射させる反射凹部が設けられた

請求項 1 乃至請求項 3 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 5】

前記先端底部の前方に、曲率半径が 10 mm 以上の曲面で形成された、又は、平坦面で形成された当接面が設けられた

請求項 1 乃至請求項 4 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 6】

前記先端底部が、金属材料又は耐熱性セラミック材料で構成された

請求項 1 乃至請求項 5 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 7】

前記先端底部が、石英ガラスで構成された

請求項 1 乃至請求項 5 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 8】

前記先端底部の基端側に、前記レーザ光の反射を低下させるコーティングが施された

請求項 1 乃至請求項 7 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 9】

前記先端底部の先端側に、生体組織との固着を防止する固着防止用コーティングが施された

請求項 1 乃至請求項 8 のうちのいずれかに記載のレーザチップ。

【請求項 10】

レーザ光を施術対象部位へ導くレーザ伝送路と、

請求項 1 乃至請求項 9 のうちのいずれかに記載のレーザチップとが備えられた

レーザ処置具。

【請求項 11】

炭酸ガスレーザ光を発振するレーザ発振器と、

前記レーザ発振器より発振されたレーザ光を施術対象部位へ導くレーザ伝送路と、

請求項 1 乃至請求項 9 のうちのいずれかに記載のレーザチップとが備えられた

レーザ治療装置。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

請求項 11 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、例えばレーザー伝送路の先端に装着するレーザーチップ、前記レーザーチップを装着したレーザー処置具、レーザー治療装置、及びレーザー治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、開腹手術や歯科治療などの分野において、電気メスやレーザー光を利用したレーザー治療器を用いて施術されることがあり、またこれらのレーザー治療器を用いた低侵襲医療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。特に初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。

【0003】

上記のESDでは、まず施術対象となる患部周辺をマーキングし、これを目印として粘膜層を切開する。次に粘膜下層の組織を剥離し、腫瘍部分の全組織を除去する。これらのマーキング、粘膜切開、粘膜下層剥離の各施術は、処置具として高周波電気メスが一般に使用されるが、粘膜下層には血管も存在しているため施術中に出血する可能性がある。

【0004】

このような出血箇所の止血を目的とした様々なレーザー治療装置が提案されており、例えば、特許文献1にレーザー光の不透過材料である金属で構成され、レーザー光の一部を吸収して加熱されるレーザーチップを装着したレーザー治療装置が開示されている。

【0005】

前記レーザーチップは、レーザー光の一部を吸収して加熱した前記レーザーチップで施術対象箇所を切開できるとともに、吸収させない一部のレーザー光を出血箇所に照射することで出血箇所を止血できるとされている。

【0006】

しかしながら、前記レーザーチップと、レーザー伝送路の出射端との間には空間が開いており、この空間に血液や洗浄水等の液体が介在すると、レーザー光が液体に吸収されてレーザーチップに十分到達しない。そのため血液の凝固効率が下がり出血部位を確実に止血できないおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平6-205789号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そこで本発明は、上述の問題を鑑み、レーザー医療において、確実に止血することができるレーザーチップ、レーザー治療装置、及びレーザー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】

【0009】

この発明は、レーザー伝送路の先端に備えられた、レーザー光を照射するレーザー照射口に装着するレーザーチップであって、開口するとともに前記レーザー照射口に着脱自在に構成された装着部と、該装着部から前記レーザー光の照射方向に沿って先端側に延出された筒状のカバー部と、該カバー部における先端側に設けられた、有底の先端底部とで構成され、内部

10

20

30

40

50

に前記レーザ光が照射される照射空間が形成されるとともに、前記先端底部は、照射された前記レーザ光が透過することがなく、少なくとも前記レーザ光の一部を吸収して加熱されることを特徴とする。

またこの発明は、レーザ光を施術対象部位へ導くレーザ伝送路と、上述のレーザチップとが備えられたレーザ処置具であることを特徴とする。

【0010】

またこの発明は、炭酸ガスレーザ光を発振するレーザ発振器と、前記レーザ発振器より発振されたレーザ光を施術対象部位へ導くレーザ伝送路と、上述のレーザチップとが備えら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。

【0011】

上述の照射された前記レーザ光が透過することがなくとは、少なくとも前記先端底部が前記レーザ光を透過せずに吸収するレーザ光非透過部材で構成されている場合や、前記先端底部における前記装着部側に前記レーザ光を透過せずに吸収する非透過部材を取付け、コーティングや貼り付けた場合を含む。

【0012】

この発明により、レーザ医療において、確実に止血することができる。

詳述すると、前記レーザチップの内部に前記照射空間が形成されていることにより、前記先端底部までの間に前記レーザ光を吸収するものが介在されず、前記レーザ光が前記先端底部の前記装着部側に直接照射される。これにより、前記レーザ光は透過されることなく吸収されることとなり、前記先端底部を効率よく加熱できる。このように効率よく加熱された前記先端底部を出血部位に当接できるため、出血部位の血液を確実に凝固させて止血できる。

【0013】

また、前記カパー部が前記装着部から先端側に筒状に形成されていることにより、例えば前記照射空間に血液等などの異物が侵入することを防止できる。このため、前記照射空間を導通する前記レーザ光が異物に吸収されることがなく、効率よく前記先端底部を加熱できる。

【0014】

この発明の態様として、前記カパー部に、前記照射方向と交差する交差方向に貫通し、前記レーザ伝送路を導通する気体を流出させる貫通孔が設けられてもよい。

この発明により、前記貫通孔から前記気体を流出させることができるため、前記貫通孔を介して前記レーザ伝送路の内部への異物の侵入を防止できる。また、例えば前記レーザ伝送路に空気などの気体を流入させる場合には、前記照射空間の圧力が高まり、より確実に前記レーザ伝送路の内部への異物の侵入を防止できる。

【0015】

さらにまた、前記レーザ光の照射を停止した場合において、前記気体が加熱された前記先端底部の温度低下を促進するとともに、前記気体が貫通孔から放出されるため、前記先端底部をすぐに冷却できる。これにより、例えば前記先端底部が不要に生体組織と当接した場合などであっても、レーザ光停止時には高温ではないため、前記先端底部の意図しない接触による生体の損傷を防止できる。

【0016】

また、前記レーザ光の照射停止とともにすぐに前記レーザチップが冷却されるので、先端にレーザチップを装着したレーザ処置具を挿入した内視鏡スコープから引き抜いて取り出す際に、内視鏡スコープ内壁を損傷させることや、前記レーザチップを交換する際に術者が火傷を負う危険性もない。

【0017】

またこの発明の態様として、前記先端底部が先端に向かって先細りしてもよい。

この発明により、前記先端底部の表面積を小さくができるため、前記レーザ光を照射す

10

20

30

40

50

ることによる前記先端底部の加熱をより効率的にでき、前記出血部位をより確実に止血できる。

【0018】

なお、上述の前記先端底部が先端に向かって先細りとは、前記先端底部の先端側が基端側や前記カパー部、前記装着部よりも細く構成された場合をさし、例えば前記先端底部の先端側が錐体状、半球状、半楕円球状や錐体台形状に形成されている場合や回転楕円体形状の一部分で形成されている場合などをさす。

【0019】

またこの発明の態様として、前記先端底部の基端側に、先端に向かって先細りし、かつ、前記レーザ光の一部を反射させる反射凹部が設けられてもよい。

前記反射凹部は、前記先端底部の基端側を錐体状又は錐体台形状、あるいは半球状や回転楕円体の一部分のような窪みで形成した場合を含む。

【0020】

また、前記反射凹部は、金属のように前記レーザ光の一部を反射する部材で形成された前記先端底部の前記装着部側を窪ませた構成や、先端に向かって先細りするように窪ませた前記先端底部の前記装着部側に前記レーザ光の一部を反射する反射部材を取付けた構成などを含む。

【0021】

この発明により、前記先端底部の体積を減少させることができるため、前記レーザ光の照射による前記先端底部をより効率的に加熱できる。また、前記先端底部に吸収されずに反射された前記レーザ光が、他の場所に照射されるため、より効率的に前記先端底部を加熱できる。

【0022】

またこの発明の態様として、前記先端底部の前方に、曲率半径が10mm以上の曲面で形成された、又は、平坦面で形成された当接面が設けられてもよい。

上述の曲面とは、具体的には、先端側に向けて突出した凸状の曲面や、前記レーザ照射口側に凹状となる曲面をさす。

【0023】

この発明により、損傷領域を広げることがなく確実に止血することができる。

詳述すると、例えば、前記当接面の曲率半径が+10mm以上である場合や前記当接面が平坦である場合、すなわち前記当接面が凸状の曲面で形成されている場合や前記当接面が平坦である場合、前記当接面を前記損傷部位に直接押し当ててレーザ光を前記当接面が設けられた前記先端底部に照射することができる。これにより前記レーザ光のエネルギーを吸収して加熱された前記当接面が当接された前記損傷部位及びその周辺の血液を凝固させて、前記損傷部位を確実に止血できる。

【0024】

一方で、前記当接部の曲率半径が-10mm以上である場合、すなわち前記当接部が凹状の曲面で形成されている場合、前記当接部を前記損傷部位に押し付けることで前記損傷部位から出た血液を前記凹部に溜めることができる。この前記凹部に溜められる血液は微量であるので、レーザ光を照射することにより加熱された前記当接部で前記凹部に溜められた血液を十分に凝固して前記損傷部位を止血できる。

このように、曲率半径が異なる前記当接部を用いた止血は、止血の作用が異なるため、出血箇所の部位や出血状況に応じて曲率半径が異なる曲面又は平坦面の前記当接部を使い分けることができる。

【0025】

またこの発明の態様として、前記先端底部が、金属材料又は耐熱性セラミック材料で構成されてもよい。

この発明によると、吸収された前記レーザ光が前記先端底部において熱に変換されるため、確実に前記先端底部を加熱できる。したがって、確実に出血箇所の血液を凝固して、出血箇所を止血できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

さらにまたこの発明の態様として、前記先端底部が、石英ガラスで構成されてもよい。

前記石英ガラスは、例えば炭酸ガスレーザ等の赤外線領域の波長帯で発振するレーザ光のみに対し不透過であり、可視波長帯では透過可能な構成である。

【 0 0 2 7 】

この発明により、前記先端底部が前記赤外線領域のレーザ光を吸収するとともに、前記可視光を透過させることができるため、可視光で照らされた出血箇所を目視しながら前記先端底部の先端側を当接でき、確実に止血できる。

【 0 0 2 8 】

またこの発明の態様として、前記先端底部の基端側に、前記レーザ光の反射を低下させるコーティングが施されてもよい。

この発明により、前記当接部が吸収する前記レーザ光のエネルギーを増大させることができるため、前記当接部を効率よく加熱することができる。これにより、前記当接部を生体組織内において出血している損傷部位に当接させた場合に、確実に止血することができる。

【 0 0 2 9 】

またこの発明の態様として、前記先端底部の先端側に、生体組織との固着を防止する固着防止用コーティングが施されてもよい。

前記固着防止用コーティングは、生体組織との固着をしなければどのようなコーティングであってもよく、例えば炭化チタン（ TiC ）や、窒化チタン（ TiN ）、炭化ケイ素（ SiC ）、窒化ケイ素、窒化ホウ素（ BN ）などを含む。

【 0 0 3 0 】

この発明により、前記生体組織に対して当接させた前記当接部が前記生体組織と固着することを防止できるため、前記当接部を止血した損傷部位から離れた場合に前記損傷部位などの損傷を防止できる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 1 】

この発明により、レーザ医療において、効率よく止血することができるレーザチップ、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 】

【 0 0 3 2 】

【 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。

【 図 3 】 レーザ伝送路の先端に装着したレーザチップの概略斜視図。

【 図 4 】 レーザ伝送路の先端及びレーザチップの概略分解斜視図。

【 図 5 】 レーザ伝送路及びレーザチップの説明図。

【 図 6 】 治療システムに用いたレーザチップの説明図。

【 図 7 】 別の実施形態のレーザチップの説明図。

【 図 8 】 別の実施形態のレーザチップの説明図。

【 図 9 】 別の実施形態のレーザチップの説明図。

【 図 1 0 】 別の実施形態のレーザチップの説明図。

【 図 1 1 】 別の実施形態のレーザチップの説明図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 3 】

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 1 0 とレーザ治療装置 5 0 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 1 0 とレーザ治療装置 5 0 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 4 】

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 により内視鏡スコープ 12 が接続されている。

内視鏡スコープ 12 は、主に操作部 13 と柔軟性を有する内視鏡チューブ 21 とで構成されている。

【0035】

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。

【0036】

内視鏡チューブ 21 は、基部から先端へ向かって可撓管部 22 と、さらに柔軟に屈曲可能な湾曲管部 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。

【0037】

なお、図 1 では可撓管部 22 の途中から湾曲管部 23 の先端にかけて拡張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。

【0038】

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。なお、レーザ伝送路 60 は、その先端にレーザチップ 70 が組み付けられている。

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。

【0039】

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。

【0040】

副送水口 32 は、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。

【0041】

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。

【0042】

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 56、レーザ発振部 57、及びガス放出部 58 を備えている。

操作部・表示部 51 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 54 に伝達し、中央制御部 54 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 52 は、中央制御部 54 など各部に動作電力を供給する。

【0043】

10

20

30

40

50

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 も有している。

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 7 によるレーザ光 5 7 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。ガス制御部 5 4 c 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放出ガス 5 8 a の出力値を制御する。

【 0 0 4 4 】

ガイド光発光部 5 6 は、治療用のレーザ光 5 7 a が照射される位置を示すためのガイド光 5 6 a を発光する。このガイド光 5 6 a は、治療用のレーザ光 5 7 a が照射される位置を確認することができる。

10

【 0 0 4 5 】

レーザ発振部 5 7 は、施術に用いる治療用のレーザ光 5 7 a の発振を実行する。この実施形態では、レーザ光 5 7 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 6 が照射するガイド光 5 6 a、及びレーザ発振部 5 7 が発振するレーザ光 5 7 a は、全て 1 つのレーザ伝送体 6 3 によって伝送される。なお、レーザ伝送体 6 3 は中空導波路で構成されている。

20

【 0 0 4 6 】

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 として空気を用いる。空気の放出量は操作部・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おり、設定値によって空気圧を変化させて所望の量の空気をレーザ伝送体 6 3 の入射側から内部に挿通させる。このように本実施形態では、レーザ伝送体 6 3 として中空導波路を用いているため、レーザ光の伝搬領域と同じ空間に空気を流入させることができる。

なお、放出ガス 5 8 a は後述するレーザチップ 7 0 の内部空間を陽圧に保つとともに、レーザ光 5 7 a を照射していない状態でレーザチップ 7 0 を冷却することもできる。

30

【 0 0 4 7 】

内視鏡装置 1 0 は、操作部 4 1、電源部 4 2、中央制御部 4 3、照明部 4 4、撮像部 4 5、水噴射部 4 6、及び画像表示部 4 7 が設けられている。

操作部 4 1 は、操作部 1 3（図 1 参照）による操作入力を中央制御部 4 3 に伝達する。すなわち、上下アングルノブ 1 6 や左右アングルノブ 1 7 の操作による湾曲管部 2 3 の湾曲動作、操作ボタン 1 8 による押下操作などを伝達する。またあるいは、内視鏡スコープ 1 2 のものとは別個に、例えば内視鏡装置の制御器本体（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 4 3 に伝達する。

【 0 0 4 8 】

電源部 4 2 は、中央制御部 4 3 など各部に動作電力を供給し、中央制御部 4 3 は、各部に対して各種制御動作を実行する。

40

照明部 4 4 は、ライトガイド 3 1、3 5（図 1 参照）からの照明を実行する。

【 0 0 4 9 】

撮像部 4 5 は、レンズ 3 3 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。

【 0 0 5 0 】

水噴射部 4 6 は、副送水口 3 2 からの液体の噴射を実行する。また、ノズル 3 4 からの液体の噴射も実行する。撮像部 4 5 が、先端構成部 3 0 の近傍に設けてあってもよいし、

50

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。

【0051】

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。

【0052】

次に、図 3 乃至図 5 に基づいて、レーザ伝送路 60 の構造とレーザ伝送路 60 の先端にレーザチップ 70 が装着されたレーザ処置具 80 について説明する。

図 3 はレーザ処置具 80 の先端の拡大斜視図を示し、より具体的には先端にレーザチップ 70 を装着したレーザ伝送路 60 の概略斜視図を示し、図 4 はレーザ伝送路 60 からその先端に装着されたレーザチップ 70 を取り外した状態の概略分解斜視図を示し、図 5 はレーザ処置具 80 の先端部分の説明図を示す。なお、図 3 及び図 4 において、レーザ伝送路 60 を構成する外装チューブ 61 の一部は点線で示すことで、透過状態を表す。

【0053】

図 5 について詳述すると、図 5 (a) はレーザ処置具 80 の側面図を示し、図 5 (b) はレーザ処置具 80 の平面図を示し、図 5 (c) は図 5 (b) における A - A 断面図を示す。換言すると、図 5 (c) はレーザ伝送路 60 から、その先端に装着されたレーザチップ 70 を取り外した状態における縦断面図を示す。

【0054】

レーザ伝送路 60 は、図 3 及び図 4 に示すように、外装チューブ 61 と、外装チューブ 61 の先端に設けられたレーザチップ側装着部 62 と、外装チューブ 61 の内部に挿通されたレーザ伝送体 63 とで構成し、上述したように、内視鏡チューブ 21 より長く形成している。

【0055】

外装チューブ 61 は、内部にレーザ伝送体 63 を挿通させる挿通空間 611 (図 5 (c) 参照) を有する中空状で可撓性のある樹脂チューブであり、図 3 及び図 4 に示すように、外周面には内視鏡チューブ 21 のデバイス挿入路 19 の内径よりわずかに小さい外径を有する複数の外周凸部 612 と、隣り合う外周凸部 612 同士の間において、外周凸部 612 より凹状である外周凹部 613 とを、周方向に並列配置しており、レーザ光 57a の照射方向に対応する光軸方向 D から見た断面において略歯車状に形成している (図示省略)。

【0056】

このように構成された外装チューブ 61 は、デバイス挿入路 19 に挿通した際に外周凸部 612 がデバイス挿入路 19 に当接してしっかりと固定されるとともに、内視鏡チューブ 21 の曲げに応じて柔軟に曲げることができる。

【0057】

レーザチップ側装着部 62 は図 4 及び図 5 (c) に示すように、伝送路側装着部 621 と、チューブ連結部 622 と、レーザチップ装着部 623 が後方から並んで配列された構成である。

伝送路側装着部 621 は、図 5 (c) に示すように、外装チューブ 61 の内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からなるレーザ伝送体 63 の外径よりも一回り大きな内径を有する筒状体で形成されており、レーザ伝送体 63 を挿通できるとともに、伝送路側装着部 621 を挿通空間 611 に挿入することでレーザチップ側装着部 62 を外装チューブ 61 に嵌合できる。

【0058】

チューブ連結部 622 は、伝送路側装着部 621 の先端に設けられた筒状体であり、デバイス挿入路 19 の内径よりわずかに小さい外径を有するとともに、レーザ伝送体 63 の外径と略同一の内径を有しており、レーザチップ側装着部 62 が外装チューブ 61 に装着された状態において、外装チューブ 61 とレーザチップ側装着部 62 との外周面が面一と

10

20

30

40

50

なるとともに、後述するレーザ照射口 6 3 1 を外装チューブ 6 1 の断面の中央部分に固定することができる。

【 0 0 5 9 】

レーザチップ装着部 6 2 3 は、チューブ連結部 6 2 2 の先端部から延びる、伝送路側装着部 6 2 1 と略同一の外径を有する筒状体であり、基端側における外周面には光軸方向 D に沿った伝送路側ネジ部 6 2 4 が設けられている。

【 0 0 6 0 】

挿通空間 6 1 1 に挿通されるレーザ伝送体 6 3 は中空導波路であり、内部中空の円筒形の筒状体の内面全周を誘電体薄膜（図示省略）で被覆した筒状体をし、先端にレーザ光 5 7 a を照射するレーザ照射口 6 3 1 が設けられている。

10

【 0 0 6 1 】

この中空導波路を構成するレーザ伝送体 6 3 は筒状体であり、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。

このように、レーザ伝送体 6 3 の内周面を銀などの反射膜及び誘電体薄膜で被覆しているため、レーザ伝送体 6 3 の内部を導通する炭酸ガスレーザ等の赤外領域のレーザ光 5 7 a を高い伝送効率で導通することができる。

【 0 0 6 2 】

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、レーザ光の入射側の基端側が開口するとともに、先端側が閉じた有底の略円筒体で構成された、赤外レーザ光不透過のステンレスで構成された金属製のレーザチップであり、図 3 乃至図 5 に示すように、レーザ伝送路 6 0 と着脱可能な装着部 7 1 と、装着部 7 1 から先端側に延設するカバー部 7 2 と、カバー部 7 2 の先端側に設けられた有底の先端底部 7 3 とで一体に構成されている。

20

【 0 0 6 3 】

装着部に対応する装着部 7 1 は、チューブ連結部 6 2 2 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 2 3 の外径と略同一の内径を有する筒状体で形成されており、装着部 7 1 の後端側の内周面には伝送路側ネジ部 6 2 4 と螺合可能なチップ側ネジ部 7 1 1 が形成されている（図 5（c）参照）。

30

【 0 0 6 4 】

装着部 7 1 の先端から延設するカバー部 7 2 は、図 3 及び図 5 に示すように、装着部 7 1 の外径と同じ外径を有する筒状体であり、レーザチップ装着部 6 2 3 の外径と同じ内径を有する基端側円筒部 7 2 1 と、基端側円筒部 7 2 1 の先端側に設けられた先端側円筒部 7 2 2 とで一体に構成されている。

【 0 0 6 5 】

この基端側円筒部 7 2 1 は、装着部 7 1 の外径と同じ外径であるとともに、レーザチップ装着部 6 2 3 の外径と同じ内径である円筒体であり、光軸方向 D における中央部分にはレーザチップ 7 0 の板厚を貫通する円形状の貫通孔 7 4 が、周方向に沿って 3 つ等間隔に設けられている。この貫通孔 7 4 の径は、表面張力により血液が内部に侵入することが困難な程度に小さく構成されている。

40

【 0 0 6 6 】

先端側円筒部 7 2 2 は、基端側円筒部 7 2 1 の外径と同じ外径であるとともに、その内径が基端側円筒部 7 2 1 の内径よりも一回り小さい円筒体である。なお、先端側円筒部 7 2 2 の内面と基端側円筒部 7 2 1 の内面とは段差部 7 2 3 を介して連結されている。

【 0 0 6 7 】

先端底部 7 3 は、図 5 に示すように、先端側円筒部 7 2 2 の先端側において円錐台形状に形成されている。詳しくは、先端底部 7 3 は先端側円筒部 7 2 2 の外径を同じ外径の円を底面とし、先端側円筒部 7 2 2 の外径の約 3 分の 1 の径で構成された円を上面とする円錐台形に形成され、先端底部 7 3 の先端には出血部位に当接させる当接面 7 3 1 が設けら

50

れている。

【 0 0 6 8 】

また、先端底部 7 3 の基端には、図 5 (c) に示すように、先端側円筒部 7 2 2 の内径と同じ径の円を底面とする円錐状に窪ませた凹部 7 3 2 が設けられている。この凹部 7 3 2 は、図 5 (c) に示すように、断面視において母線が形成する角度が 9 0 度として構成され、凹部 7 3 2 の深さ L 2 がカバー部 7 2 の高さ L 1 の約 4 分の 1 の長さに構成されている。

なお、凹部 7 3 2 には、レーザ光 5 7 a の反射を低下させるコーティング部材によるコーティングを施してもよい。

【 0 0 6 9 】

当接面 7 3 1 は、光軸方向 D に直交する断面に沿った円形状の平面で構成されている。また、その表面には生体組織との固着を防止するために、炭化チタン (T i C) によるコーティングが施されている。

【 0 0 7 0 】

なお、本実施形態において、固着防止用コーティングとして、炭化チタン (T i C) を用いているが、これに限定されるわけではなく生体組織との固着をしなければどのようなコーティングであってもよい。具体的には、窒化チタン (T i N) 、炭化ケイ素 (S i C) 、窒化ケイ素、窒化ホウ素 (B N) などでコーティングしても構わない。

【 0 0 7 1 】

このように構成されたレーザチップ 7 0 の内部には、レーザ光 5 7 a 及び放出ガス 5 8 a が導通する照射空間 S が形成されている。また、レーザチップ 7 0 は、照射空間 S を導通するレーザ光 5 7 a の一部を凹部 7 3 2 において吸収するとともに、吸収されなかったレーザ光 5 7 a を反射することができる。換言すると、当接面 7 3 1 からはレーザ光 5 7 a が照射されないように構成されている。

【 0 0 7 2 】

このレーザチップ 7 0 は、レーザチップ装着部 6 2 3 に対して装着部 7 1 を螺合することで、レーザ伝送路 6 0 の先端部分に装着することができる。この状態で、レーザ治療装置 5 0 を操作しレーザ光 5 7 a を発振することで、先端底部 7 3 にレーザ光 5 7 a を照射できる。

【 0 0 7 3 】

以下、レーザチップ 7 0 を装着した状態のレーザ伝送路 6 0 において、レーザ光 5 7 a を照射した場合について図 6 に基づき説明する。

ここで、図 6 (a) は、レーザ伝送路 6 0 にレーザチップ 7 0 を装着した状態のレーザ伝送路 6 0 の先端付近を示しており、レーザ伝送体 6 3 を伝搬して照射されたレーザ光 5 7 a の行路を表す側面断面図を示し、図 6 (b) は、レーザチップ 7 0 を装着した状態のレーザ伝送路 6 0 における放出ガス 5 8 a の行路を表す側面断面図を示す。

【 0 0 7 4 】

レーザチップ 7 0 を装着した状態のレーザ伝送路 6 0 においてレーザ照射口 6 3 1 から照射されたレーザ光 5 7 a は、図 6 (a) に示すように、先端底部 7 3 の基端側に照射されるため、先端底部 7 3 によって吸収される。これにより、先端底部 7 3 (レーザチップ 7 0) は加熱されることとなる。

【 0 0 7 5 】

また、レーザ照射口 6 3 1 から照射されたレーザ光 5 7 a のうち、先端底部 7 3 の照射方向の中心から外れたレーザ光 5 7 a の一部は、凹部 7 3 2 によって対向する凹部 7 3 2 に向けて反射され、凹部 7 3 2 における反射面と対向する凹部 7 3 2 に吸収される。このように、吸収されずに反射されたレーザ光 5 7 a の一部は凹部 7 3 2 によりさらに吸収されるため、効率的に先端底部 7 3 が加熱される。したがって、レーザ光 5 7 a を吸収して加熱された当接面 7 3 1 を出血部位に当接することで、血液を凝固させて出血部位を止血できる。

【 0 0 7 6 】

10

20

30

40

50

一方で、レーザ照射口 6 3 1 から照射空間 S に放出された放出ガス 5 8 a は、図 6 (b) に示すように、基端側円筒部 7 2 1 に設けられた貫通孔 7 4 を介して外部に流出する。このとき、放出ガス 5 8 a は加圧されてレーザ伝送体 6 3 の内部を挿通する空気であり、レーザチップ 7 0 の内部が陽圧となる。また、放出ガス 5 8 a は貫通孔 7 4 を介して外部に放出される。

【 0 0 7 7 】

このように貫通孔 7 4 から放出ガス 5 8 a が放出されるとともに、貫通孔 7 4 の径が血液の表面張力により血液が内部に侵入することが困難な程度に小さく構成されていることから、仮に貫通孔 7 4 近辺に血液などが付着していたとしても、貫通孔 7 4 を介してレーザチップ 7 0 の内部空間に血液が侵入することを防止できる。

10

【 0 0 7 8 】

なお、上述の説明では、レーザチップ 7 0 は先端に向けて先細りする先端底部 7 3 が円筒状のカバー部 7 2 の先端に設けられるとともに、先端底部 7 3 の基端側内面に円錐状に窪ませた凹部 7 3 2 が設けられているが、図 7 及び図 8 に示すように、その他の形状のレーザチップ 7 0 としてもよい。

【 0 0 7 9 】

ここで、図 7 及び図 8 は、他の実施形態であるレーザチップ 7 0 a 、 7 0 b 、 7 0 c 、 7 0 d 、 7 0 e における、レーザチップ 7 0 の A - A 断面図に対応する断面図をそれぞれ示す。

なお、図 7 及び図 8 で示すレーザチップ 7 0 a 、 7 0 b 、 7 0 c 、 7 0 d 、 7 0 e の構成のうち、レーザチップ 7 0 と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。

20

【 0 0 8 0 】

例えば、図 7 (a) に示すレーザチップ 7 0 a では、カバー部 7 2 の先端側に設けられた先端底部 7 3 a がカバー部 7 2 と同じ外径を有する円柱体であり、先端底部 7 3 a の基端側には先端側に向けて先細りする円錐状の凹部 7 3 2 が形成されている。このように形成されたレーザチップ 7 0 a における当接面 7 3 1 a は、当接面 7 3 1 と比べて面積が広く形成されている。

【 0 0 8 1 】

また、図 7 (b) に示すレーザチップ 7 0 b のように、カバー部 7 2 b 及び先端底部 7 3 b が基端側から先細りする形状に形成されていてもよい。

30

具体的には、レーザチップ 7 0 b は、装着部 7 1 と、カバー部 7 2 に対応するカバー部 7 2 b と、先端底部 7 3 に対応する先端底部 7 3 b とで一体に構成されている。

【 0 0 8 2 】

そして、カバー部 7 2 b は、装着部 7 1 の外径と同じ外径の円筒と円筒の先端側に設けた円錐台とで形成された基端側円筒部 7 2 1 b と、基端側円筒部 7 2 1 b の先端から延出する円錐台である先端側円筒部 7 2 2 b とで構成され、先端底部 7 3 b は先端に向かうにつれて先細りする円錐台形状で一体構成されている。

【 0 0 8 3 】

なお、先端底部 7 3 b の基端面には、凹部 7 3 2 が形成される代わりに、基端側に突出したカバー部 7 2 の内径と同一の径を有する半球体球状に形成された突部 7 3 3 が一体構成されている。

40

【 0 0 8 4 】

この突部 7 3 3 は、レーザチップ 7 0 と同様に、ステンレスで構成されており、レーザ伝送路 6 0 はその先端にレーザチップ 7 0 を装着させてレーザ光 5 7 a を照射した場合に、レーザ光 5 7 a の一部を吸収して先端底部 7 3 b を加熱するとともに、吸収されなかったレーザ光 5 7 a をカバー部 7 2 b に向けて反射させて、カバー部 7 2 b を加熱することができる。

【 0 0 8 5 】

また、カバー部 7 2 b は、必ずしも錐台形状である必要はなく、例えば図 7 (c) に示

50

すように、レーザチップ 70 c の断面における外形が光軸方向 D の先端に向かうにつれて先細りする円弧で形成されていてもよい。なお、図 7 (c) において、先端底部 73 c の基端側には、突部 733 が形成されているが、レーザチップ 70 などと同様に、凹部 732 が形成されていてもよい。

【 0086 】

さらにまた、図 8 (a) 及び図 8 (b) に示すレーザチップ 70 d、70 e のように、カバー部 72 d、72 e を、断面視において光軸方向 D の先端側に向かうにつれて内径側に向かう階段形状で構成されていてもよい。

【 0087 】

詳述すると、図 8 (a) 及び図 8 (b) に示すレーザチップ 70 d、70 e は、装着部 71 と、カバー部 72 に対応するカバー部 72 d、72 e と、先端底部 73 に対応する先端底部 73 d、73 e とで構成されている。

【 0088 】

装着部 71 から先端に向けて延出するカバー部 72 d、72 e は、長手方向の中央部分において内径側に向けて縮径する段差形状をした円筒体である基端側円筒部 721 d、721 e と、基端側円筒部 721 d、721 e の先端側の外径よりも縮径した円筒体である先端側円筒部 722 d、722 e とで一体構成されている。

【 0089 】

基端側円筒部 721 d、721 e は、基端側が装着部 71 の外径と同じ外径であるとともに、中央部分で装着部 71 の外径よりも一回り縮径した段差形状に形成されている。また、基端側円筒部 721 d、721 e の内径は、レーザチップ装着部 623 の外径と同じとなるように構成されている。なお、基端側円筒部 721 d、721 e の光軸方向 D における中央部分には、径方向外側に向けて貫通した貫通孔 74 が 3 つ設けられている。

【 0090 】

先端側円筒部 722 d、722 e における光軸方向 D の長さは、カバー部 72 における先端側円筒部 722 と比べて長く形成されるとともに、先端に有底の円錐台形状である先端底部 73 d、73 e が設けられている。この先端底部 73 d、73 e における光軸方向 D の長さは、レーザチップ 70 における先端底部 73 と比べて約半分程度の長さに形成されている。

【 0091 】

先端底部 73 d は、図 8 (a) に示すように、基端側に円錐状に窪ませた凹部 732 が形成されている。一方で、先端底部 73 e の基端側には、図 8 (b) に示すように、凹部が形成されておらず、平面状に構成されている。

【 0092 】

また、光軸方向 D に沿った先端底部 73 d の長さ L3 は、凹部 732 の深さ L4 の約 1.5 倍となるように構成されている。すなわち、レーザチップ 70 d はレーザチップ 70 と比べて凹部 732 の先端と先端底部 73 d の当接面 731 d との間隔が短く形成されている。

【 0093 】

このように構成されたレーザチップ 70 d、70 e は、レーザチップ 70 と比べて体積が小さいため、より効率よく加熱することができる。また、当接面 731 d、e と先端底部 73 の基端側との間隔が短く形成されていることにより、先端底部 73 d、73 e をより効率的に加熱できる。特にレーザチップ 70 d では、当接面 731 d と凹部 732 d の先端との間隔がより短いため、より効率よく先端底部 73 d を加熱できる。

【 0094 】

なお、図 5、図 7 及び図 8 に示したレーザチップ 70 の構成は、この構成に限定されるわけではなく、適宜組み合わせを変更できる。すなわち、レーザチップ 70 c における先端底部 73 c の基端側をレーザチップ 70 e と同様に平面状としたり、レーザチップ 70 d における先端底部 73 d の基端側に突部 733 を設けたりすることができる。また、レーザチップ 70 における先端底部 73 の光軸方向 D の長さを短くすることもできる。

10

20

30

40

50

【0095】

このように構成されたレーザチップ70（レーザチップ70a、70b、70c、70d、70eを含めて、レーザチップ70として記載する。）は、レーザ伝送路60の先端に備えられた、レーザ光57aを照射するレーザ伝送体63に装着するレーザチップであって、レーザ光の入射側が開口するとともにレーザ伝送体63に着脱自在に構成された装着部71（装着部71a、71b、71c、71d、71eを含めて、装着部71として記載する。）と、装着部71からレーザ光57aの光軸方向Dに沿って先端側に延出された筒状のカバー部72（カバー部72a、72b、72c、72d、72eを含めて、カバー部72として記載する。）と、カバー部72における先端側に設けられた、有底の先端底部73（先端底部73a、73b、73c、73d、73eを含めて、先端底部73として記載する。）とで構成され、内部にレーザ光57aが照射される照射空間Sを形成するとともに、先端底部73は、照射されたレーザ光57aが透過することがなく、少なくともレーザ光57aの一部を吸収して加熱されることにより、レーザ医療において、確実に止血することができる。

10

【0096】

詳述すると、レーザチップ70の内部に照射空間Sが形成されているため、先端底部73までの間にレーザ光57aを吸収するものがない。そのため、レーザ光57aが先端底部73に直接照射されるとともに、先端底部73がレーザ光57aを透過させることなく吸収され、先端底部73は効率よく加熱される。このように効率よく加熱された先端底部73を出血部位に当接できるため、出血部位を確実に止血できる。

20

【0097】

また、カバー部72が装着部71から先端側に筒状に形成されていることにより、レーザチップ70の内部に血液等などの異物が侵入することを防止できる。このため、照射空間Sを導通するレーザ光57aが異物に吸収されることがなく、効率よく先端底部73を加熱できる。

【0098】

また、カバー部72に、光軸方向Dと交差する交差方向に貫通し、レーザ伝送路60を導通する放出ガス58aを流出させる貫通孔74が設けられることにより、貫通孔74から放出ガス58aを流出させることができ、貫通孔74を介してレーザ伝送路60の内部に異物が侵入することを防止できる（図6（b）参照）。特に本実施形態では、レーザ伝送体63として中空導波路を使用しており、導波路内部に異物が侵入し、汚染されるとレーザ伝送効率が著しく低下する。また、放出ガス58aは、レーザ伝送体63の入射側より流入される気体であるため、より確実にレーザ伝送体63の内部への異物の侵入を防止できる。

30

【0099】

さらにまた、貫通孔74を設けることにより、レーザ光57aの照射を停止した場合において、気体が加熱された先端底部73の温度低下を促進するとともに、気体が貫通孔74から放出されるため、レーザ光57aを照射停止するとすぐに先端底部73を冷却できる。これにより、先端底部73が不要に生体組織と当接した場合などであっても、先端底部73はレーザ光停止時には高温ではないため、先端底部73の意図しない接触による生体の損傷を防止できる。

40

【0100】

また、レーザ光57aを照射停止するとすぐにレーザチップ70が冷却されるため、例えばレーザ伝送路60を挿入した内視鏡スコープ12から引き抜き取り出す際に、内視鏡スコープ12の内壁を損傷させたり、レーザチップ70を交換する際に施術者が火傷を負ったりする危険性もない。

【0101】

また、先端底部73、73b、73c、73d、73eは、先端に向かって先細りしていることにより、先端底部73、73b、73c、73d、73eの表面積を小さくできるため、レーザ光57aを照射することによる先端底部73の加熱をより効率的にでき、

50

出血部位をより確実に止血できる。

【0102】

さらにまた、先端底部73、73a、73dの基端側には、レーザ照射方向となる先端に向かって先細りし、かつ、レーザ光57aの一部を反射させる凹部732が設けられていることにより、先端底部73の体積を減少できる。したがって、レーザ光57aの照射による先端底部73の加熱をより効率的に行うことができる。

【0103】

また、図6(a)に示すように、凹部732に吸収されずに反射されたレーザ光57aが、レーザ光57aが照射された凹部732の面と異なる面に照射され、先端底部73に吸収されるため、より効率的に先端底部73を加熱できる。

10

【0104】

さらにまた、先端底部73、73a、73b、73c、73d、73eの前方に、平坦面で形成された当接面731、731a、731b、731c、731d、731eが設けられることにより、損傷領域を広げることがなく確実に止血することができる。

【0105】

詳述すると、レーザ光57aを先端底部73、73a、73b、73c、73d、73eに照射して加熱された当接面731、731a、731b、731c、731d、731eを損傷部位に直接押し当てることにより、損傷部位及びその周辺の血液を凝固させて、損傷部位を確実に止血できる。

【0106】

また、本実施形態において、当接面731などは、平面としているが、平面に限定する必要はない。例えば、図9及び図10に示すように、曲率半径が10mm以上の曲面で形成された当接面731x、731yを設けてもよい。

20

【0107】

以下、当接面が緩やかな凸面で構成されたレーザチップ70x及び緩やかな凹面で構成されたレーザチップ70yについて、図9及び図10に基づいて説明する。なお、以下で説明するレーザチップ70x、70yの構成のうち、レーザチップ70と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。

【0108】

図9は、当接面が緩やかな凸面である場合の説明図を示し、図10は当接面が緩やかな凹面である場合の説明図を示す。詳しくは、図9(a)は当接面が緩やかな凸面であるレーザチップ70xの断面図を示し、図9(b)はレーザチップ70xを用いた出血部位Eの止血方法の概略断面図を示す。また、図10(a)は当接面が緩やかな凸面であるレーザチップ70yの断面図を示し、図10(b)はレーザチップ70yを用いた出血部位Eの止血方法の概略断面図を示す。なお、出血部位Eは、粘膜層L1と筋層L3との間にある粘膜下層L2を走る血管とする。

30

【0109】

レーザチップ70xは、図9(a)に示すように、レーザチップ70xの前方に形成される当接面は、前方に突出する曲率半径が15mmの緩やかな曲面の当接面731xで構成されている。

40

【0110】

このため、当接面731xを出血部位Eに当接させた場合、生体組織が曲面に沿って変形し、出血部位Eと当接面73xとの間に介在する血液量をより減らすことができ、血液Bを確実に凝固させて出血部位Eからの出血を止血できる(図9(b)参照)。

また、レーザチップ70と異なりレーザチップ70xは当接面731xの端部に角部が形成されていないため、角部で出血部位E近辺の生体組織を損傷することを防止できる。

【0111】

一方、レーザチップ70yは、図10(a)に示すように、レーザチップ70yの前方に形成される当接面は、後方に窪んだ曲率半径が15mmの緩やかな曲面の当接面731yで構成されている。

50

【0112】

このため、当接凹面73yを出血部位Eに当接させた場合、当接面731yと出血部位Eとの間に血液Bを溜めることができる。この溜めた血液Bは微量であるため、加熱した当接凹面73yを当接させることで十分に凝固され確実に出血部位Eを止血できる（図10（b）参照）。

【0113】

このように、当接面731の曲率半径が+10mm以上である場合（図9（a）参照）、すなわち凸状の曲面で形成されている当接面731xの場合、当接面731xを損傷部位に直接押し当てることのできるため（図9（b）参照）、加熱された当接面731xにより損傷部位及びその周辺の血液を凝固させて、損傷部位を確実に止血できる。

10

【0114】

一方で、当接面731の曲率半径が-10mm以上である場合、すなわち凹状の曲面で形成されている当接面731yの場合（図10（a）参照）、当接面731yを損傷部位に押し付けることで損傷部位から出た血液を凹部に溜めることができる（図10（b）参照）。レーザ光57aを照射することにより加熱された当接面731yで凹部に溜められた血液を凝固して損傷部位を止血できる。

このように、曲率半径が異なる当接面731を用いた止血は、止血の作用が異なるため、出血箇所の部位や出血状況に応じて曲率半径が異なる曲面又は平坦面の当接面731を使い分けることができる。

【0115】

20

また、先端底部73を含むレーザチップ70が、レーザ光が不透過の金属材料で構成されていることにより、吸収されたレーザ光57aが先端底部73において熱に変換されて先端底部73を加熱できるため、確実に先端底部73を加熱できる。したがって、確実に出血部位Eからの血液を凝固して、出血箇所を止血できる。

なお、先端底部73を含むレーザチップ70は金属材料でなく、レーザ光不透過の耐熱性セラミック材料で構成されても同様の効果を有する。

【0116】

本実施形態では、レーザチップ70がステンレスで構成されているが、例えばレーザチップ70を、赤外レーザ光は不透過だが可視光は透過させる石英ガラスで構成してもよい。この場合、先端底部73が赤外レーザであるレーザ光57aを吸収するとともに、可視光をガイド光として透過させることができるため、出血箇所をガイド光で照らすことにより、出血箇所を目視しながら先端底部73の先端側を正確に当接することができる。このため、より確実に出血箇所を止血できる。

30

【0117】

また、先端底部73の基端側に、レーザ光57aの反射を低下させるコーティングが施されていることにより、当接部が吸収するレーザ光57aのエネルギーを増大させることができるため、当接部を効率よく加熱することができる。これにより、当接部を生体組織内において出血している損傷部位に当接させた場合に、確実に止血することができる。

【0118】

さらにまた、先端底部73の先端側に、生体組織との固着を防止する固着防止用コーティングが施されていることにより、生体組織に対して当接させた当接部が生体組織と固着することを防止できるため、当接部を止血した損傷部位から離れた場合に損傷部位などの損傷を防止できる。

40

【0119】

この発明の構成と、上述の実施形態との対応において、この発明の反射凹部は、凹部732に対応し、

以下同様に、レーザ発振器は、レーザ発振部57に対応し、

内視鏡は、内視鏡装置10に対応するが、

照射方向は、光軸方向Dに対応し、

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

50

得ることができる。

【 0 1 2 0 】

例えば、本実施形態において、先端底部 7 3 を含めレーザチップ 7 0 はレーザ光 5 7 a を吸収するステンレス製であるが、これに限定することなく、例えば生体との適合性が良いチタン合金製としたり、先端底部 7 3 の当接面 7 3 1 にレーザ光 5 7 a を透過せずに熱変換するレーザ光非透過部材を貼り付けたりしてもよい。

【 0 1 2 1 】

また、本実施形態において当接面 7 3 1 は、先端底部 7 3 の基端側を円錐状に窪ませた形状をしているが、例えば錐体台形状や球状に窪ませた形状でもよく、さらには、図 1 1 (a) に示すように、光軸方向 D に沿って回転非対称の錐体形状の窪みであっても構わない。このように回転非対称の錐体形状とすることで、当接面 7 3 1 に照射されたレーザ光 5 7 a がレーザ伝送体 6 3 側に反射されることを防止できる。

10

【 0 1 2 2 】

また、本実施形態において、凹部 3 2 1 の母線同士が形成する角度を 9 0 度としているが、この角度に限定されるわけではなく、9 0 度以下でも 9 0 度以上でもよい。しかしながら、母線同士が形成する角度を 9 0 度以下とした場合、レーザ光 5 7 a をレーザ光が照射された凹部 3 2 1 と対向する面に反射させることができるため、反射されたレーザ光 5 7 a により先端底部 7 3 を効率よく加熱できる。

【 0 1 2 3 】

さらにまた、本実施形態において、貫通孔 7 4 を基端側円筒部 7 2 1 の中央部分に設けているが、必ずしもこの位置である必要はなく、例えば先端側円筒部 7 2 2 に設けてもよく、さらには装着部 7 1 に設けてもよい。また、図 1 1 (b) に示すように、レーザ照射口 6 3 1 を先端側に突出させるとともに、貫通孔 7 4 をレーザ照射口 6 3 1 よりも基端側に設けてもよい。

20

【 0 1 2 4 】

さらにまた、本実施形態において貫通孔 7 4 は円筒体のカバー部 7 2 の径方向に沿って形成されているが、必ずしもこの方向に沿って設けてある必要はなく、例えば図 1 1 (c) に示すように、カバー部 7 2 の径方向から基端側に向けて形成されてもよい。これにより、貫通孔 7 4 の長さを長くできるとともに、レーザ照射口 6 3 1 から放出された放出ガス 5 8 a が直接貫通孔 7 4 から外部に放出されることなく先端側に送ることができる。したがって、貫通孔 7 4 を介して外部の血液などがレーザチップ 7 0 の内部に侵入することを抑制できるとともに、レーザ光 5 7 a を停止した場合に効率よく先端底部 7 3 を冷却できる。

30

また、貫通孔 7 4 は径方向外側に向かうにつれて縮径するように形成してもよい。

【 0 1 2 5 】

なお、図 1 1 に示したレーザチップ 7 0 の構成は、この構成に限定されるわけではなく、例えば図 5、図 7 及び図 8 に示したレーザチップ 7 0 に対して適宜組み合わせを変更しても構わない。すなわち、本明細書において記載の実施形態の各構成については、矛盾のない限り適宜その組み合わせを変更できる。

【 符号の説明 】

40

【 0 1 2 6 】

1	治療システム
1 0	内視鏡装置
5 0	レーザ治療装置
5 7	レーザ発振部
5 7 a	レーザ光
6 0	レーザ伝送路
6 3 1	レーザ照射口
7 0、7 0 a、7 0 b、7 0 c、7 0 d、7 0 e、7 0 x、7 0 y	レーザチップ
7 1、7 1 a、7 1 b、7 1 c、7 1 d、7 1 e	装着部

50

72、72a、72b、72c、72d、72e カバー部

73、73a、73b、73c、73d、73e、73x、73y 先端底部

732 凹部

731、731a、731b、731c、731d、731e、731x、731y 当
 界面

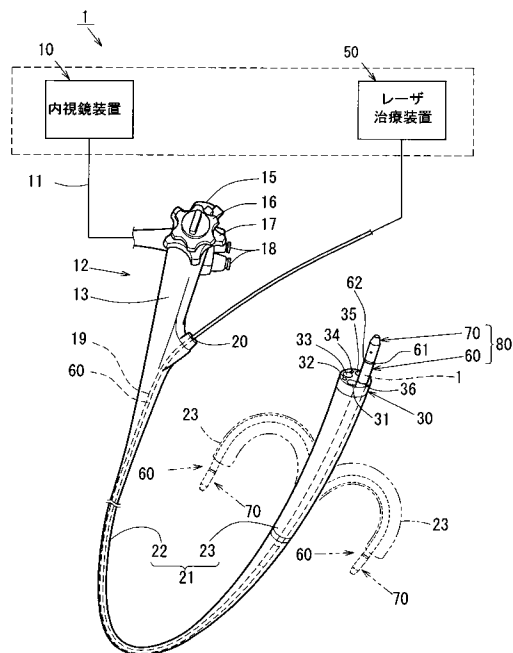
74 貫通孔

80 レーザ処置具

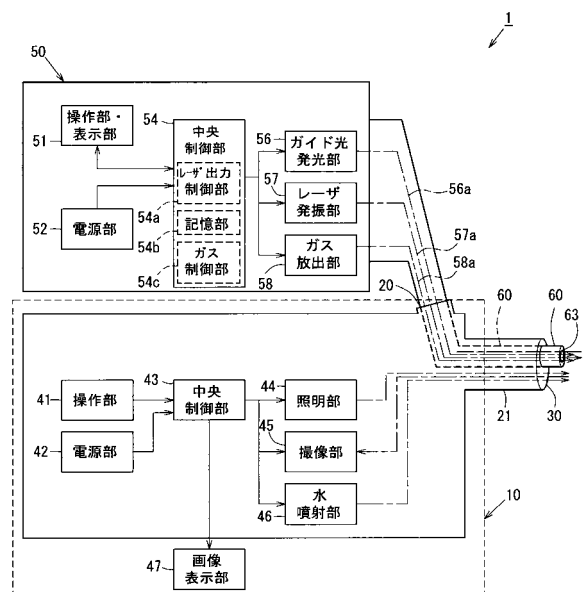
D 照射方向

S 照射空間

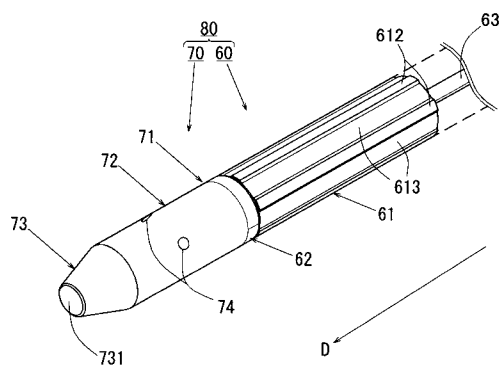
【図1】



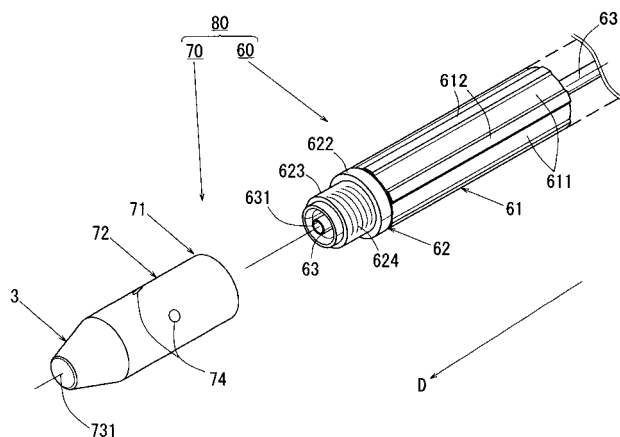
【図2】



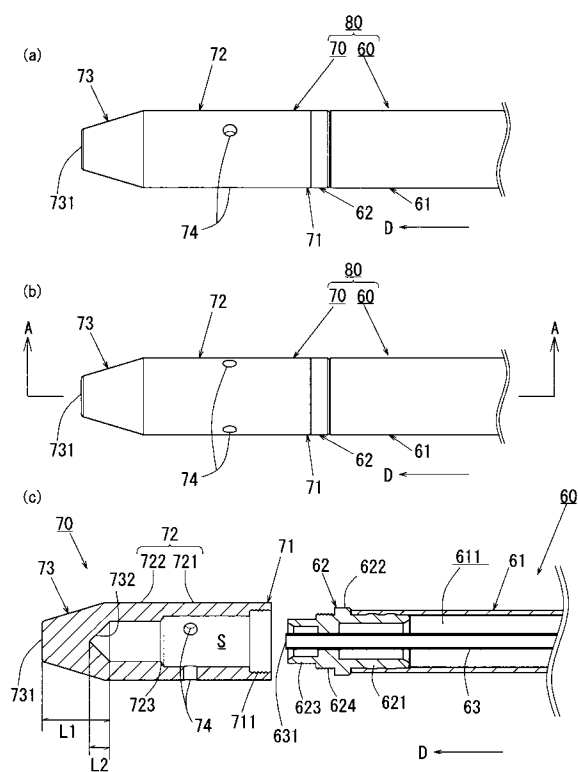
【 図 3 】



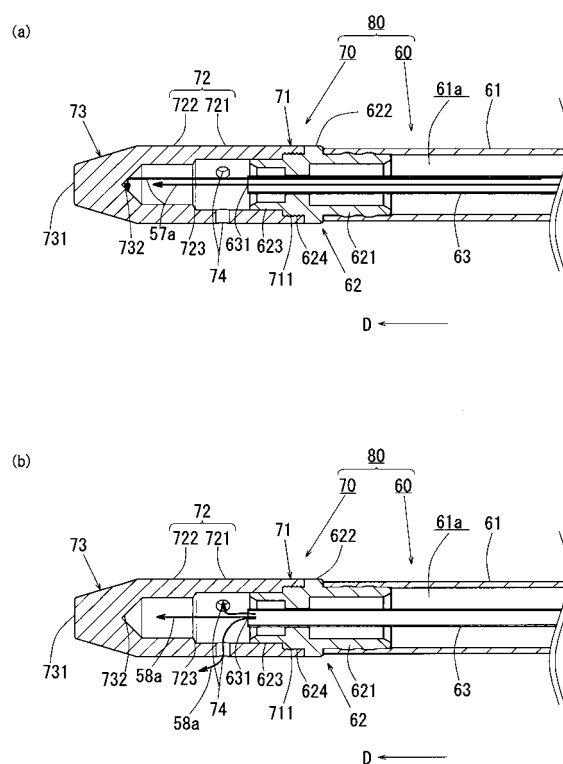
【 図 4 】



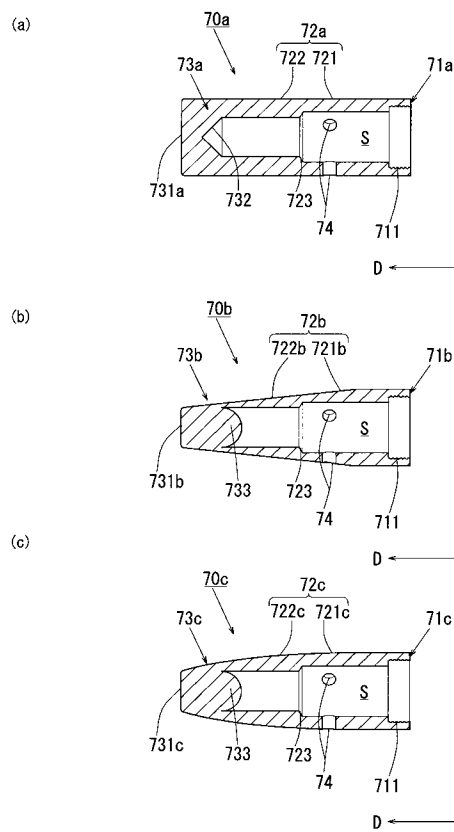
【 図 5 】



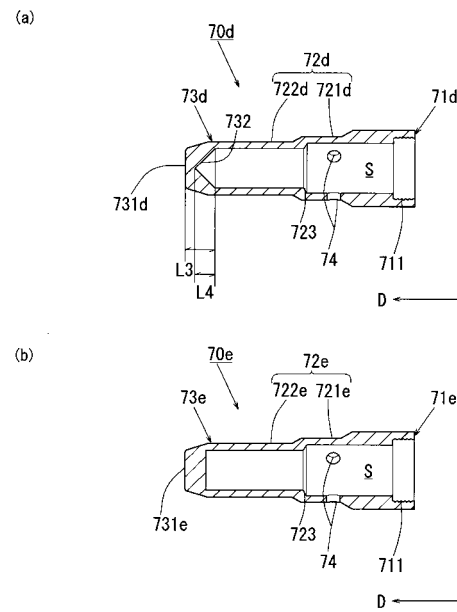
【 图 6 】



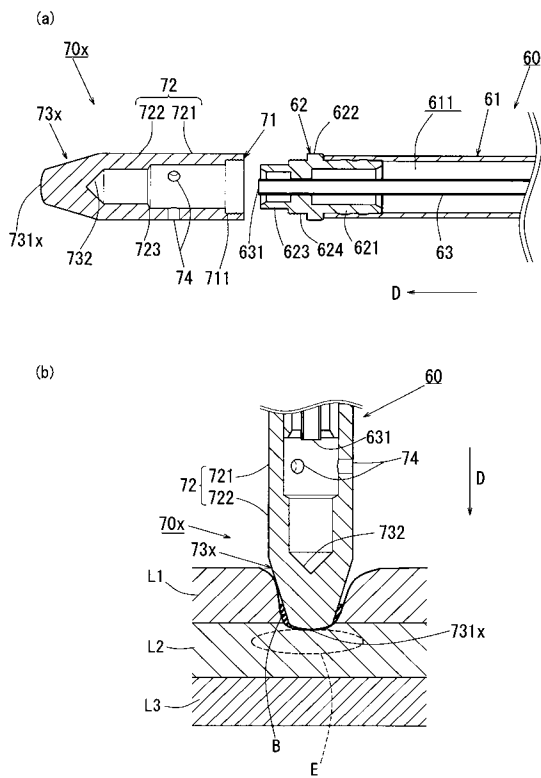
【図 7】



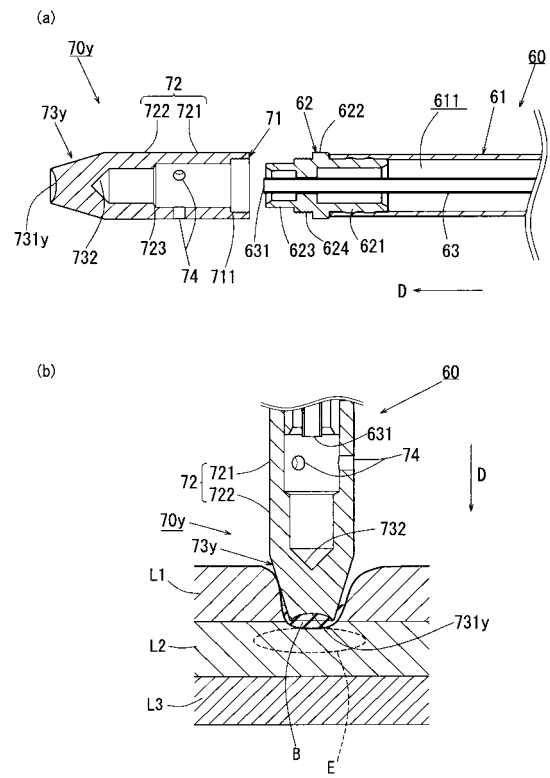
【図 8】



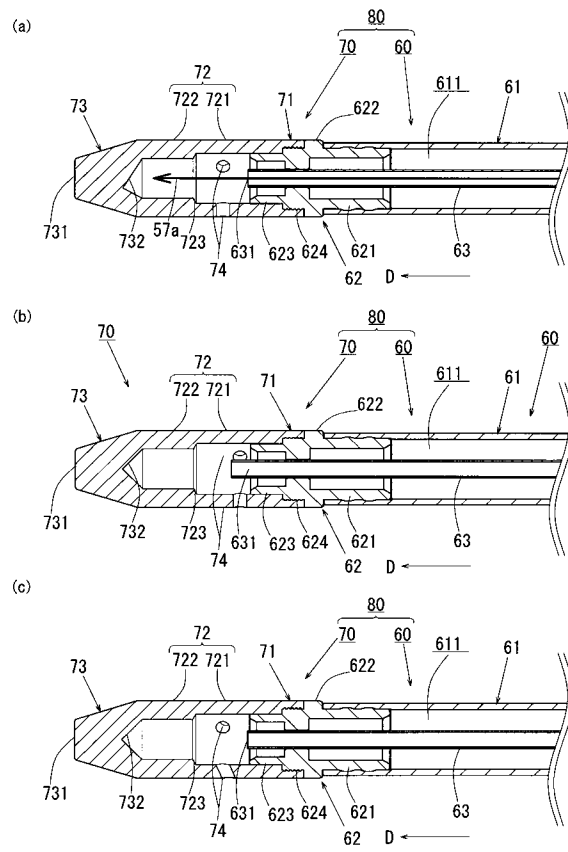
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



フロントページの続き

- (72)発明者 森田 圭紀
兵庫県神戸市灘区六甲台町 1 - 1 国立大学法人神戸大学内
- (72)発明者 岡上 吉秀
京都府京都市伏見区東浜南町 6 8 0 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 6 8 0 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 6 8 0 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 6 8 0 番地 株式会社モリタ製作所内
- (72)発明者 田村 吉輝
京都府京都市伏見区東浜南町 6 8 0 番地 株式会社モリタ製作所内
- F ターム(参考) 4C026 AA01 AA03 BB02 DD02 DD10 FF37 FF38 FF43

专利名称(译)	激光芯片，激光治疗工具，激光治疗设备和激光治疗系统		
公开(公告)号	JP2019076391A	公开(公告)日	2019-05-23
申请号	JP2017205459	申请日	2017-10-24
[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	森田圭紀 岡上吉秀 本郷晃史 日吉勝海 村上晴彦 田村吉輝		
发明人	森田 圭紀 岡上 吉秀 本郷 晃史 日吉 勝海 村上 晴彦 田村 吉輝		
IPC分类号	A61B18/28 A61B18/22		
FI分类号	A61B18/28 A61B18/22		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/AA03 4C026/BB02 4C026/DD02 4C026/DD10 4C026/FF37 4C026/FF38 4C026/FF43		
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能够可靠地止血激光药物的激光芯片，激光治疗装置和激光治疗系统。安装在激光传输路径60的端部的激光芯片70，其中激光传输体63的发射侧部分是打开的，并且安装部分71被构造成为从激光传输路径60拆卸，并且被安装从部分71沿激光束57a的光轴方向D延伸到尖端侧的圆柱形盖部分72，以及底部73，其底部设置在盖部分72的尖端侧照射激光束57a的照射空间S形成在内部，并且顶端底部73被加热而不吸收照射的激光束57a并吸收激光束57a的至少一部分。它的特点是 [选中图]图3

