

(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2015-9031

(P2015-9031A)

(43) 公開日 平成27年1月19日(2015.1.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 K	4 C 0 8 2
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 1 6 0
A 6 1 N 5/067 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0	4 C 1 6 1
	A 6 1 N 5/06 E	
審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)		

(21) 出願番号 特願2013-138010 (P2013-138010)
 (22) 出願日 平成25年7月1日(2013.7.1)

(71) 出願人 510303291
 飛鳥メディカル株式会社
 京都府京都市下京区油小路通下魚棚下る油
 小路町288番地
 (74) 代理人 100107423
 弁理士 城村 邦彦
 (74) 代理人 100120949
 弁理士 熊野 剛
 (74) 代理人 100093997
 弁理士 田中 秀佳
 (72) 発明者 中村 誠司
 京都府京都市下京区油小路通下魚棚下る油
 小路町288番地 飛鳥メディカル株式会
 社内

最終頁に続く

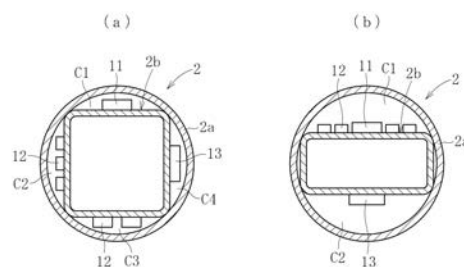
(54) 【発明の名称】 レーザー治療器

(57) 【要約】

【課題】均一強度のレーザー光を広範囲に照射可能でありながら、内視鏡の直径を比較的小さくすることができるレーザー内視鏡用のレーザー治療器を提供する。

【解決手段】治療用レーザー光を導くための光ファイバーとそのガイド筒2bを矩形断面にする。光ファイバーの先端を接続する内視鏡の鏡筒となる筒部2の先端において、ガイド筒2bの周囲に形成された船底形の隙間C1～C4を利用して、撮像手段としてのカメラ部11と照明手段としての白色LED部12及び紫外LED部13を配設する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

治療用レーザー光を導くための矩形断面の光ファイバーと、当該光ファイバーの先端を接続する内視鏡の鏡筒となる筒部と、当該筒部に前記光ファイバーの先端から放射されるレーザー光を前記筒部の先端部までガイドするための矩形断面のガイド筒と、当該ガイド筒の辺々と前記筒部の内周面との間に形成された船底形の隙間に配設された撮像手段及び照明手段とを有することを特徴とするレーザー治療器。

【請求項 2】

前記光ファイバーとガイド筒の断面が正方形であり、前記撮像手段と照明手段がガイド筒の周囲 4 箇所に形成された船底形の隙間に分散配置されていることを特徴とする請求項 1 のレーザー治療器。

10

【請求項 3】

前記光ファイバーとガイド筒の断面が長方形であり、前記撮像手段と照明手段がガイド筒の周囲 2 箇所に形成された船底形の隙間に分散配置されていることを特徴とする請求項 1 のレーザー治療器。

【請求項 4】

前記照明手段が白色 LED 部と紫外 LED 部で構成されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 のレーザー治療器。

【請求項 5】

前記撮像手段が CCD イメージセンサを使用したカメラ部で構成されていることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 のレーザー治療器。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は内視鏡に組み込み可能なレーザー治療器に係り、特に広範囲を均一照射することで効果的なハイパーサーミアを可能にする矩形断面の光ファイバーを使用したレーザー治療器に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡は主として人体内部の観察を目的とした医療機器である。内視鏡の鏡筒内に光学系を内蔵し、鏡筒の先端を体内に挿入して人体内部の映像をモニタに表示する。近年、この内視鏡にレーザー治療器を組み込んだレーザー内視鏡が、特に新しいがん治療法として注目されている。このレーザー内視鏡は、通常、従来の内視鏡下外科手術でがんを大まかに取り除き、その取り除いた跡にレーザー光を照射して残ったがん細胞を完全に死滅させる使い方をする。

30

【0003】

また、腫瘍が比較的小さく組織内に深く浸潤していない場合は、内視鏡下外科手術を行わず、レーザー内視鏡によるハイパーサーミアでがん細胞を死滅させる試みも行われている。このハイパーサーミア（がん温熱療法）は、腫瘍の局所を 42℃ 以上で 30～60 分間加温する治療法である。ハイパーサーミアはがん細胞を死滅させるだけでなく、加温により正常細胞の免疫機能を高めたり、放射線や化学療法の効果を高めたりする効果も期待されている。

40

【0004】

内視鏡は、手術の方法と目的により、鏡筒が硬い棒状の硬性鏡と、可撓性チューブで出来た軟性鏡を使い分けるようにしている。本発明に係るレーザー治療器は主として硬性鏡に組み込むものであるが、小型化することで軟性鏡に組み込むことも可能である。

【0005】

内視鏡は鏡筒内に複数枚のレンズを収納した光学式と、鏡筒先端に CCD イメージセンサによるカメラ部を配設した電子式がある。鏡筒先端には強い光を照射可能な照明部（外部光導入式又は LED 発光式）を備えている。また、外科手術用の術具を備えた内視鏡も

50

あり、例えばレーザーメスを備えた子宮鏡として特許文献１（米国特許第４８３６１８９号公報）が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】米国特許第４８３６１８９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

内視鏡の太さ（直径）はその種類によって大きなものから小さなものまで様々であるが、一般的に患者の負担を軽減するために細径化の方向にある。従来のレーザー内視鏡は、レーザー光を導くためにベアファイバー（裸芯線光ファイバー）を使用したものが一般的である。

【０００８】

このベアファイバーは円形断面の光ファイバーを使用しており、非接触照射の場合、そのビームプロファイルは断面の中央部分が最も高く周辺部にいくほど低い山形を形成している。このため、レーザー治療に使用可能な領域はビームプロファイルの中央部付近に限られ、ファイバー断面に対する利用可能領域は少ない。従って、一定領域を照射するのに長時間が掛かり、その分だけ患者に負担が掛かったり、十分な治療効果が得られなかったりしていた。

【０００９】

均一強度のレーザー光を広い範囲で照射するには光ファイバーの直径を大きくする必要がある。しかし、そうするとレーザー内視鏡全体の直径も大きくなり、内視鏡を使用可能な部位が限られたり、患者により大きな負担が掛かったり、或いは操作性が悪くなったりするという課題があった。

【００１０】

そこで本発明の目的は、均一強度のレーザー光を広範囲に照射可能でありながら、内視鏡の直径を比較的小さくすることができるレーザー内視鏡用のレーザー治療器を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

前記課題を解決するため、本発明は、治療用レーザー光を導くための矩形断面の光ファイバーと、当該光ファイバーの先端を接続する内視鏡の鏡筒となる筒部と、当該筒部内に配設され前記光ファイバーの先端から放射されるレーザー光を前記筒部の先端部までガイドするための矩形断面のガイド筒と、当該ガイド筒の辺々と前記筒部の内周面との間に形成された船底形の隙間に配設された撮像手段及び照明手段とを有することを特徴とするレーザー治療器である。

【発明の効果】

【００１２】

本発明のレーザー治療器は光ファイバーを矩形断面にしたので、いわゆるトップハット型の均一強度のレーザー光を広範囲に照射可能である。また、レーザー光をガイドする矩形断面のガイド筒の周囲に形成された船底形の隙間を無駄なく利用して撮像手段と照明手段を配設することができる。このため、内視鏡に組み込んだ場合の鏡筒となる筒部の径を低減することが可能であり、これにより患者の負担が少なく操作性が良好であり、広範囲均一照射による効果的なレーザー治療（ハイパーサーミア）が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】本発明の実施形態に係るレーザー治療器を使用した子宮頸がん治療用内視鏡レーザーシステムの全体概略図である。

【図２Ａ】レーザー治療器の筒部先端部の断面図である。

10

20

30

40

50

【図 2 B】レーザー治療器の筒部先端部の内部斜視図である。

【図 3】レーザー治療器の筒部先端部に配設された温度センサを示すもので、(A)は先端面、(B)は断面、(C)は(B)のC-C線矢視断面を示す図である。

【図 4】内視鏡レーザーシステムのブロック図である。

【図 5】(a)(b)はレーザー治療器の筒部先端断面図である。

【図 6】レーザー治療器の筒部先端部の側面図であって、(a)はレーザー照射部を突出させないタイプの側面図、(b)はレーザー照射部を突出させたタイプの側面図である。

【図 7】子宮頸がんレーザー内視鏡としての使用例を示す図である。

【図 8 A】矩形レーザー光のビームプロファイルを示す図である。

【図 8 B】矩形ファイバーとベアファイバーでレーザー光のビームプロファイルを比較したイメージ図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施形態に係るレーザー治療器を説明する。図 1 はレーザー治療器 1 を使用した子宮頸がん治療用内視鏡レーザーシステムの全体概略図である。当該システムで使用する内視鏡は硬性鏡であり、この硬性鏡は子宮頸がん内視鏡のほか、腹腔鏡、胸腔鏡、膀胱鏡等にも使用可能である。

【0015】

レーザー治療器 1 は円形断面の筒体 2 a で構成された鏡筒となる筒部 2 を有する。当該筒部 2 の基端部に持ち手 3 が取り付けられている。持ち手 3 の基端部に、光ファイバー 10 と電線（図示せず）を内蔵したケーブル 4 が接続されている。当該ケーブル 4 で、レーザー治療器 1 がレーザー発振器 5 及びコントローラ 6 と接続されている。コントローラ 6 によって液晶モニター 7 に映像が出力される。

20

【0016】

筒部 2 の筒体 2 a は直径が例えば 30 mm 程度の円筒状に形成され、その内部中央位置に図 2 A のように光ファイバー 10 の先端が光学系 30 に接続されている。この光ファイバー 10 は矩形（正方形）断面のコア 10 a と、その外周を覆うクラッド 10 b を有し、コア 10 a の端面が光学系 30 に接続されている。光学系 30 の右側の放射側は、筒体 2 a 内に同軸的に配設された矩形（正方形）断面のガイド筒 2 b に接続され、このガイド筒 2 b が筒体 2 a の先端部まで延びている。そして筒体 2 a の先端部が透明なレーザー照射部 20 とされている。

30

【0017】

ガイド筒 2 b の 4 つの角部は、図 2 B のように円形断面の筒体 2 a の内周面に接している。従って、ガイド筒 2 b の直線状の辺々と筒体 2 a の内周面との間に、船底形の 4 つの隙間（第 1 の隙間 C 1 ~ 第 4 の隙間 C 4）が形成されている。

【0018】

本発明の実施形態では、この船底形の 4 つの隙間 C 1 ~ C 4 を撮像手段と照明手段の配設スペースとして有効利用している。すなわち、第 1 の隙間 C 1 に撮像手段としての CCD イメージセンサを使用したカメラ部 11 が配設され、第 2 の隙間 C 2 に照明手段としての 3 つの白色 LED 部 12 が配設されている。

40

【0019】

また、光ファイバー 10 を挟んでカメラ部 11 と対向する第 3 の隙間 C 3 に、照明手段としての 2 つの白色 LED 部 12 が配設されている。そして、第 4 の隙間 C 4 に、照明手段としての 1 つの紫外 LED 部 13 が配設されている。この紫外 LED 部 13 は、組織に紫外線を照射することで当該組織が発する自家蛍光の強度の差によって正常組織と病変組織を識別するために使用する。なお、LED の個数は、隙間 C 2 ~ C 4 の大きさと LED の種類に応じて、白色・紫外とも、適宜増減変更可能であることは勿論である。

【0020】

なお、従来の内視鏡で知られているように、カメラ部 11 に隣接して洗浄ノズル部を配設してもよい。当該洗浄ノズル部から生理食塩水をカメラ部 11 に噴射することで、カメ

50

ラ部 1 1 に付着した血液等を除去することができる。

【 0 0 2 1 】

筒体 2 a の先端のレーザー照射部 2 0 に、図 3 のように温度センサ部 2 5 が配設されている。この温度センサ部 2 5 は測温点 2 5 a が露出した被覆熱電対で構成されている。同図において 2 5 b は熱電対素線、2 5 c は熱電対素線被覆絶縁材、2 5 d は外皮絶縁材である。

【 0 0 2 2 】

温度センサ部 2 5 は、レーザー照射部 2 0 の中央部から周辺部に向かって形成された半径溝 2 0 a に収容されている。温度センサ部 2 5 の被覆熱電対は極細のものを使用することができ、複数のメーカーから長径 0 . 5 mm 以下のものでも容易に入手可能である。被覆熱電対は、レーザー光 L の影響を受けないように全域が金メッキされたものが望ましい。

10

【 0 0 2 3 】

温度センサ部 2 5 の先端に測温点 2 5 a が設けられ、この測温点 2 5 a がレーザー照射部 2 0 の中央に位置している。温度センサ部 2 5 は、レーザー照射部 2 0 に半径溝 2 0 a を形成せずに、レーザー照射部 2 0 に露出させて接着剤等で貼り付けたり、測温点 2 5 a だけをレーザー照射部 2 0 に露出させ、残りの部分をレーザー照射部 2 0 に埋設したりしてもよい。

【 0 0 2 4 】

ハイパーサーミアでは、組織表面から 5 ~ 1 0 mm 程度の深さを 4 2 以上に加温する。従って、当該温度が確実に得られるように、温度センサ部 2 5 の出力に基づいてレーザー光の波長や強度を調節する。

20

【 0 0 2 5 】

図 4 は、子宮頸がん治療用内視鏡レーザーシステムのブロック図である。小型カメラ部 1 1、白色 L E D 部 1 2 および紫外 L E D 部 1 3 がコントローラ 6 によって制御される。コントローラ 6 はモニタ制御部 6 a、調光部 6 b、制御モジュール 6 c、電源部 6 d を有する。温度センサ部 2 5 の出力はレーザー発振器 5 にフィードバックされ、これによりレーザー光の波長や強度が調節される。

【 0 0 2 6 】

前述した光ファイバーとガイド筒の断面形状は、必ずしも図 5 (a) のように正方形である必要はなく、図 5 (b) のように長方形にしてもよい。この場合、ガイド筒 2 b の上下に比較的大きな第 1 の隙間 C 1 と第 2 の隙間 C 2 が形成されるので、第 1 の隙間 C 1 に例えばカメラ部 1 1 と白色 L E D 部 1 2 を配設し、第 2 の隙間 C 2 に紫外 L E D 部 1 3 を配設する。

30

【 0 0 2 7 】

レーザー治療器 1 の先端のレーザー照射部 2 0 は、図 6 (a) のように筒部 2 の先端面と同じ平面に配設してもよいし、図 6 (b) のように筒部 2 の先端面からやや突出させて配設してもよい。図 6 (b) のようにレーザー照射部 2 0 を突出させて配設することで、レーザー照射部 2 0 を腫瘍に密着させやすくなり、レーザー光の効率的な照射が容易になる。

40

【 0 0 2 8 】

図 7 は、本発明の実施形態に係るレーザー治療器 1 を組み込んだ子宮頸がん内視鏡の使用例である。レーザー照射部 2 0 から放射されるレーザー光は矩形状に広範囲に照射され、かつ、後述するようにトップハット型の均一強度のレーザープロファイルを有するので、腫瘍表面を広範囲で均一に加温することができる。従って、例えば子宮頸がん等において、腫瘍全体を照射範囲に収めてがん細胞を一度の照射で残らず死滅させる使用法が可能である。

【 0 0 2 9 】

光ファイバーないしガイド筒の断面形が正方形でも長方形でも、図 8 A に示すようないわゆるトップハット型の均一なビームプロファイルが得られる。レーザー光の出力は、通

50

常のハイパーサーミアの場合は例えば 5 W 程度とすることができるが、治療の内容によっては数百 mW の低出力とする場合もある。

【 0 0 3 0 】

図 8 B は、矩形ファイバーとベアファイバー（裸芯線光ファイバー）を比較したイメージ図である。このように、矩形ファイバーはベアファイバーに比べて広範囲に一定強度のレーザー光を照射することができる。従って、ハイパーサーミアの治療効果を向上させることができる。

【 0 0 3 1 】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は前記実施形態に限定されことなく種々の変形が可能である。例えば照明部は白色 L E D 部 1 2 と紫外 L E D 部 1 3 を例示したが、このような L E D に限らず、他の照明部として例えば照明用外部レーザー光を光ファイバーで導入する外部光導入式としてもよい。

10

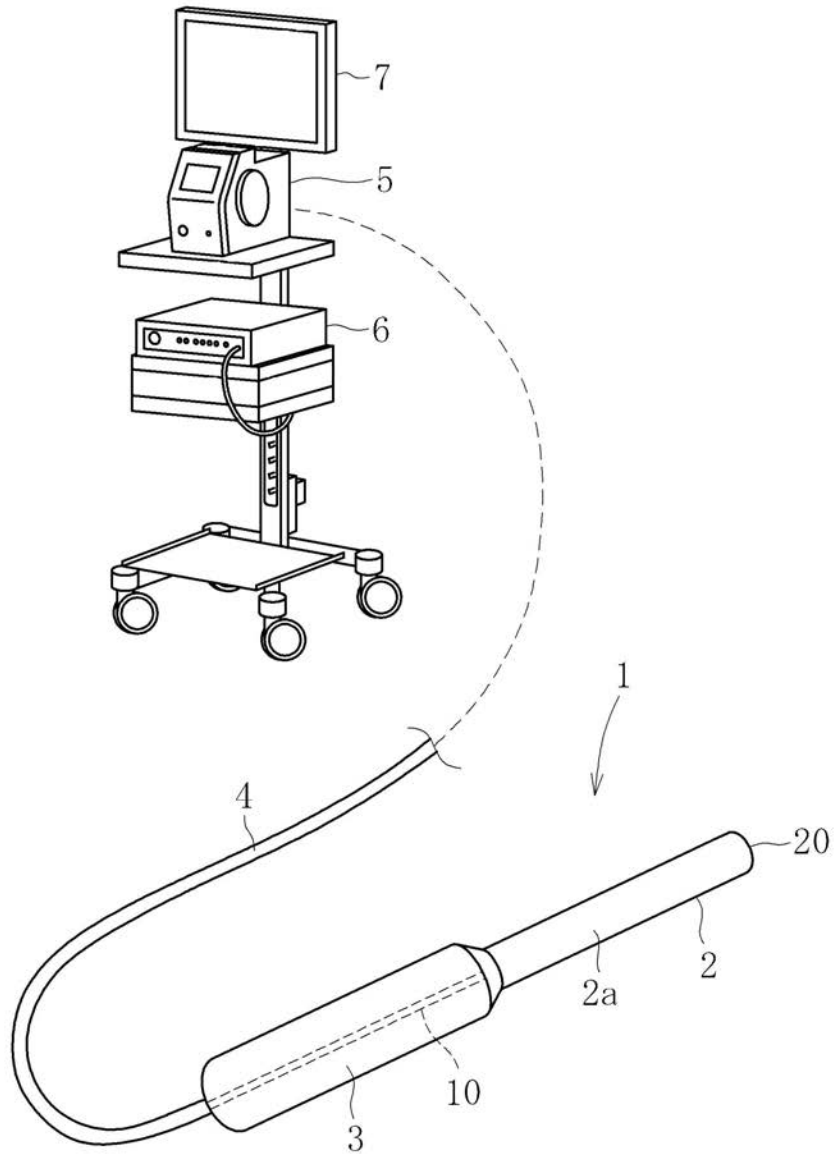
【符号の説明】

【 0 0 3 2 】

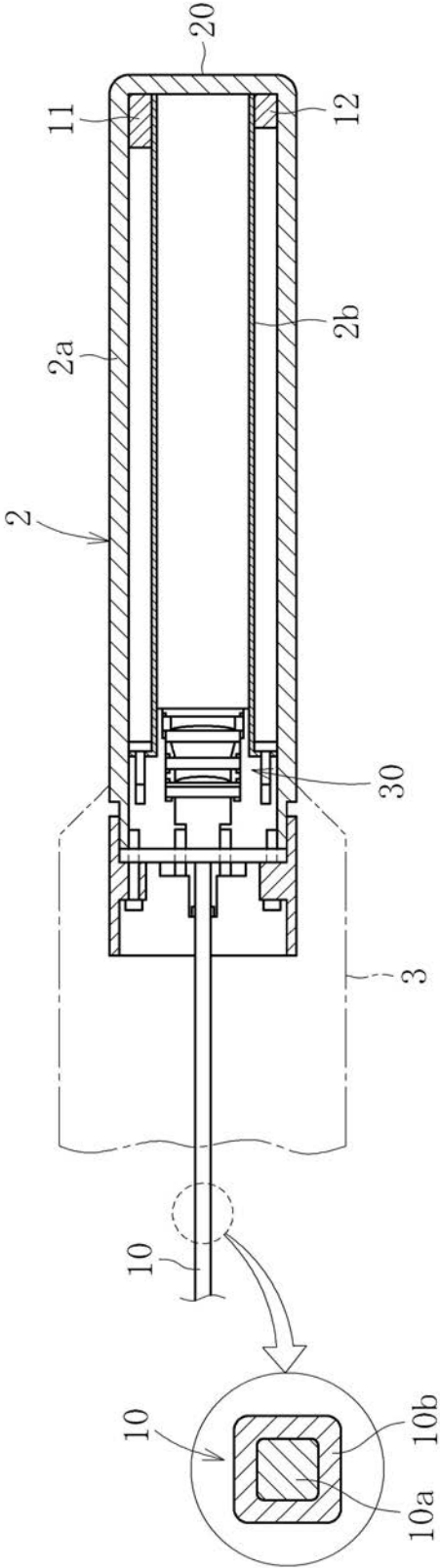
1 : レーザー治療器	2 : 筒部
3 : 持ち手	4 : ケーブル
5 : レーザー発振器	6 : コントローラ
7 : 液晶モニタ	1 0 : 光ファイバー
1 1 : カメラ部	1 2 : 白色 L E D 部
1 3 : 紫外 L E D 部	2 0 : レーザー照射部
2 5 : 温度センサ部	3 0 : 光学系
C 1 - C 4 : 船底形の隙間	

20

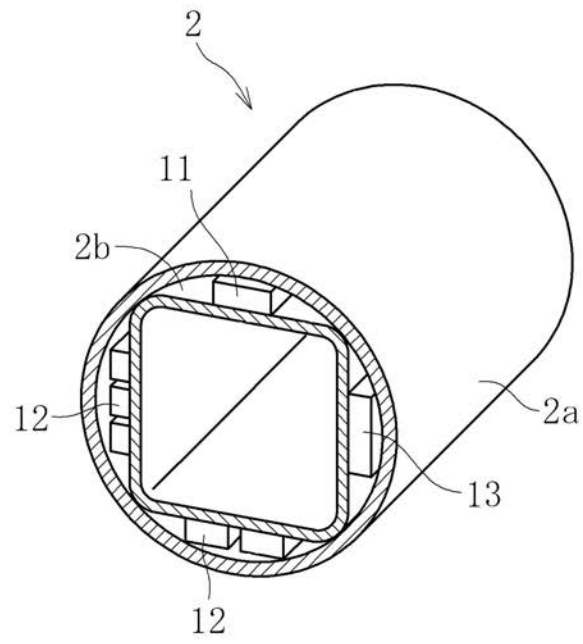
【図 1】



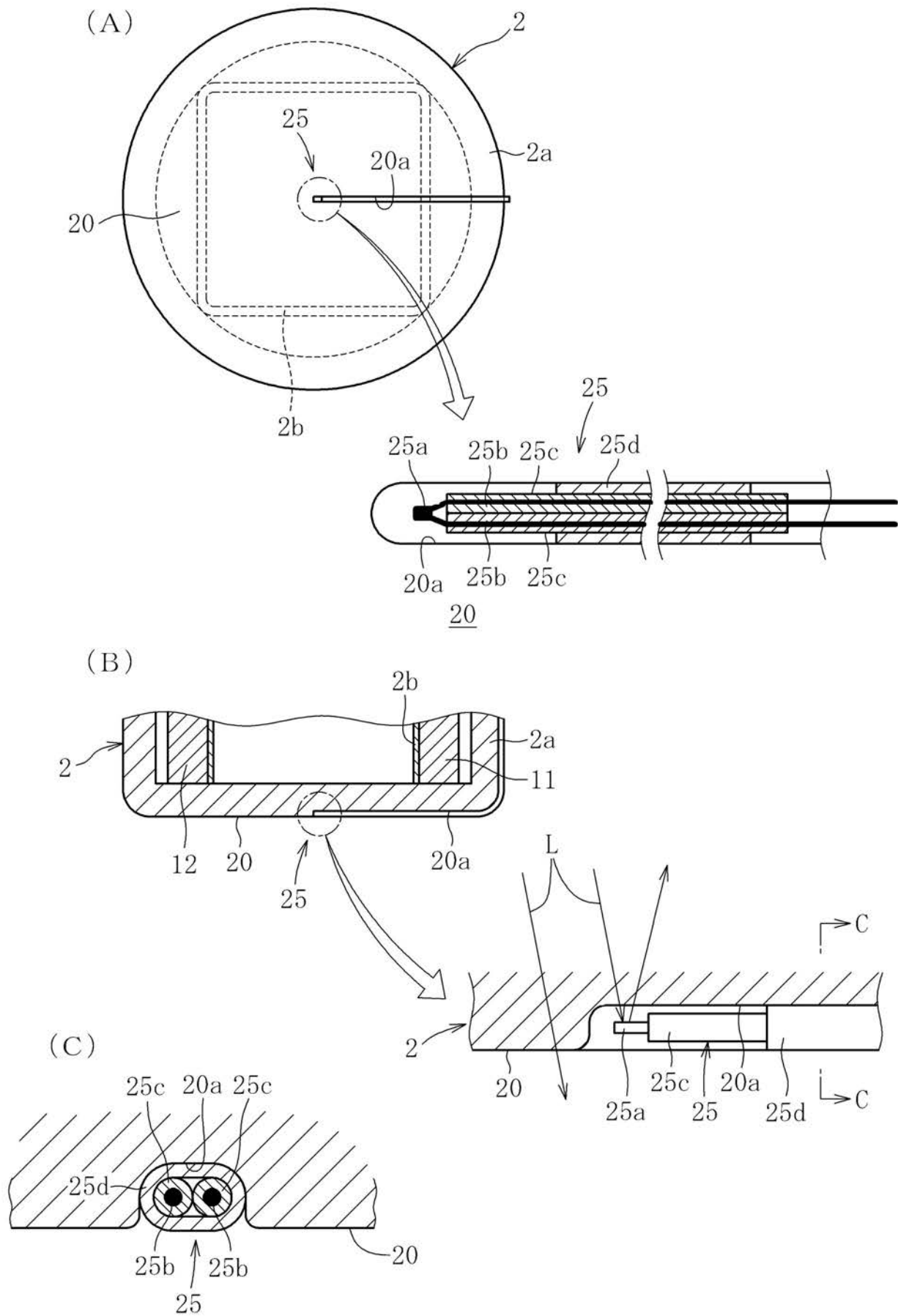
【図 2 A】



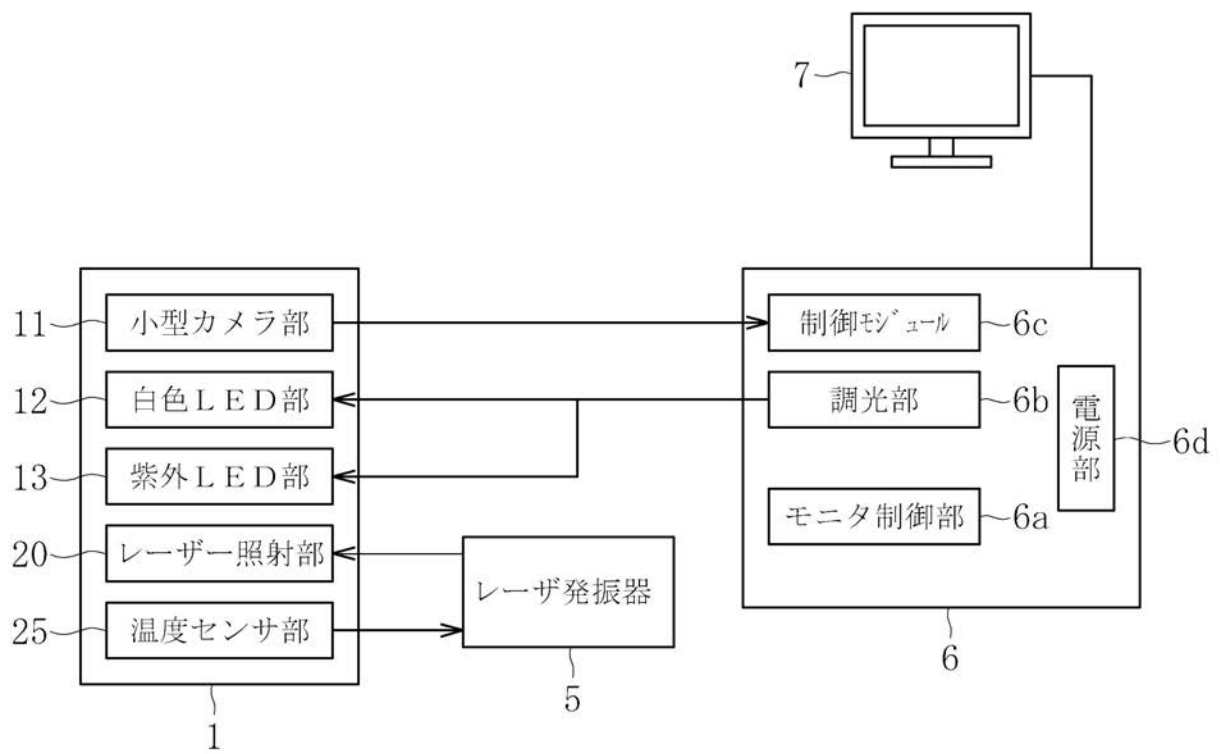
【図 2 B】



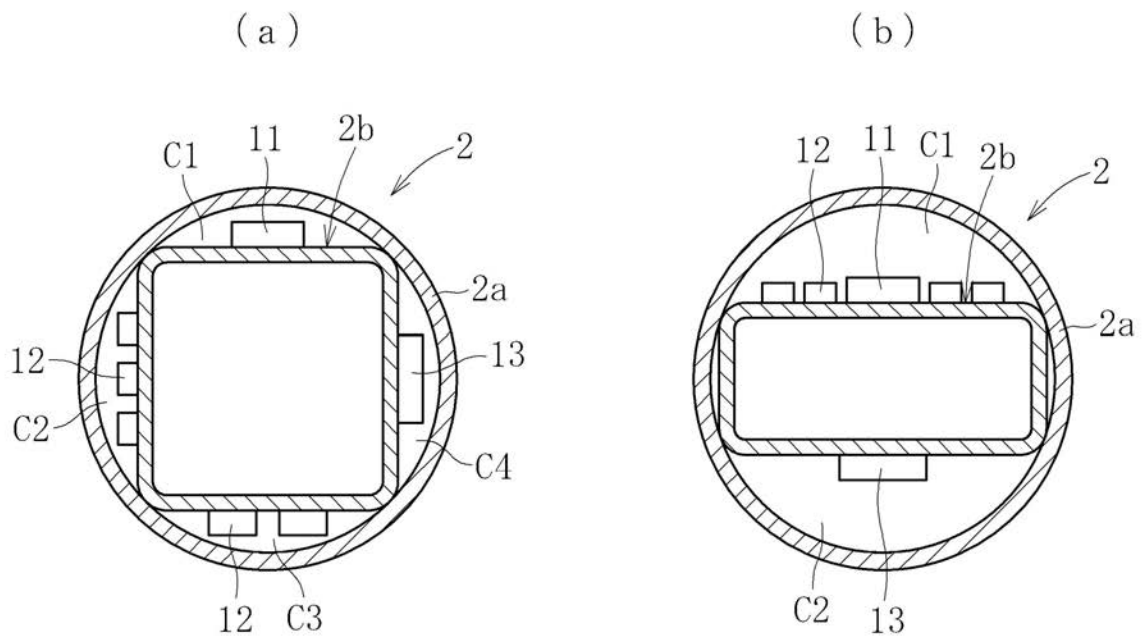
【図 3】



【 図 4 】

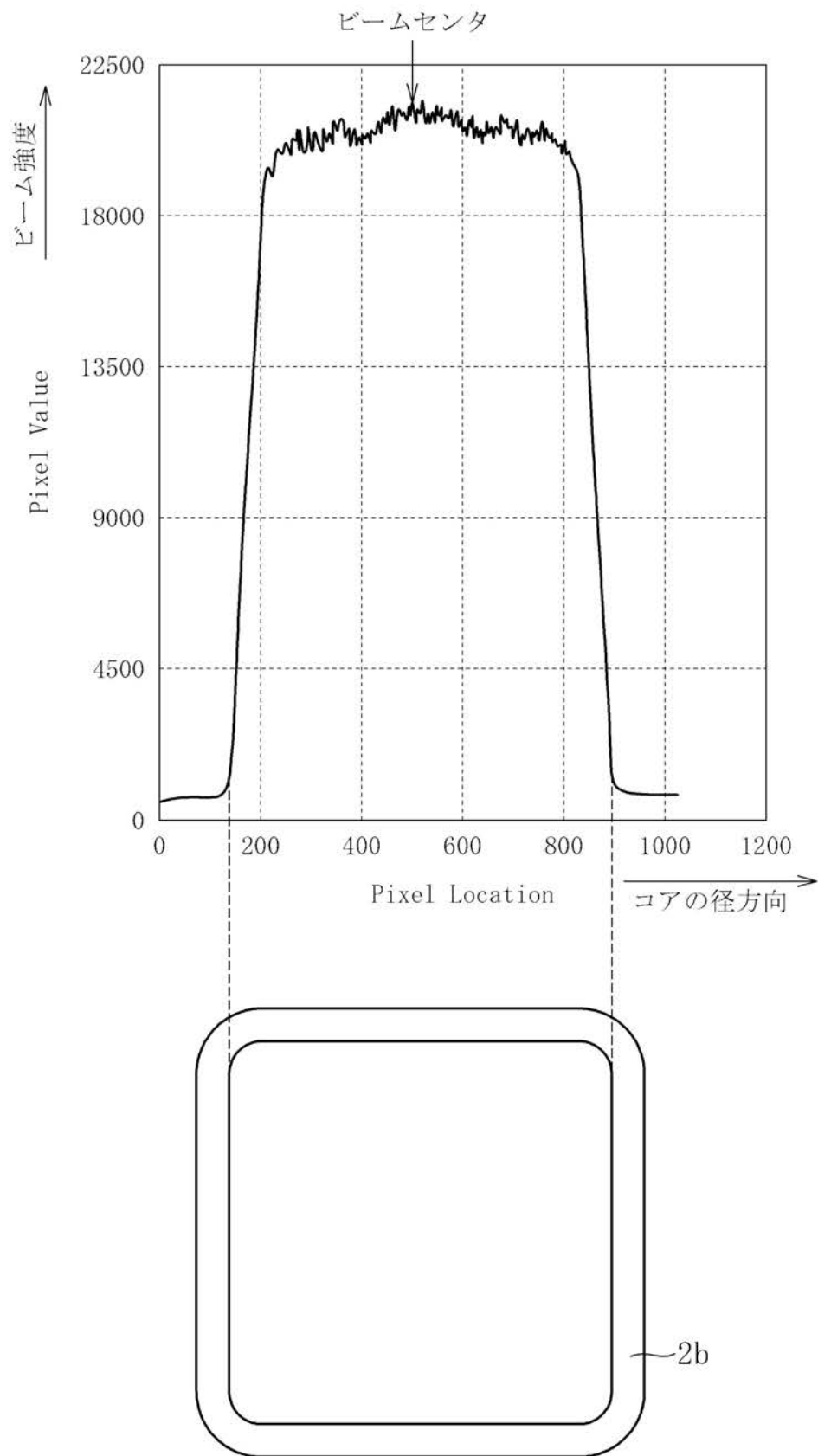


【 図 5 】

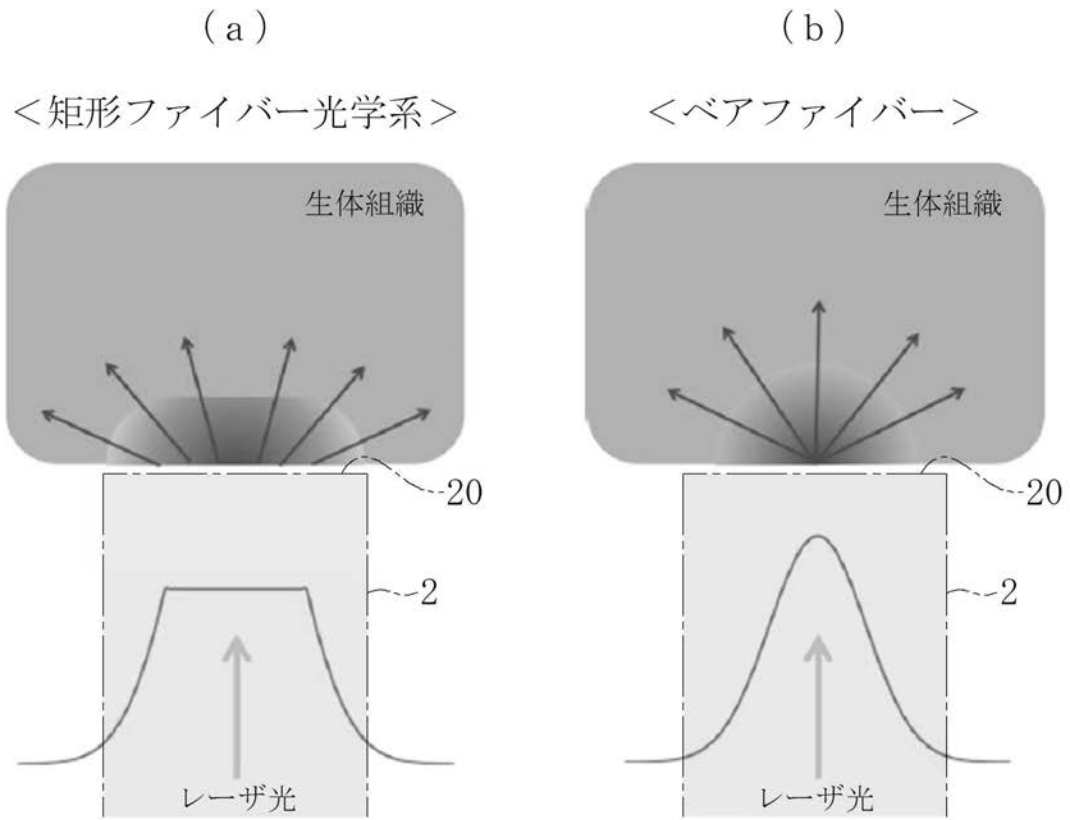


【図 8 A】

矩形レーザ光のビームプロファイル



【図 8 B】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C026 AA04 BB00 FF17 FF22 FF55 HH05
4C082 RA02 RA03 RE17 RE22 RE55 RE58 RL05
4C160 MM32
4C161 AA15 AA16 AA24 DD01 FF40 FF46 HH51 HH56 JJ06 JJ11
JJ17 QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR24 YY11

专利名称(译)	激光治疗仪		
公开(公告)号	JP2015009031A	公开(公告)日	2015-01-19
申请号	JP2013138010	申请日	2013-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	ASUKA医疗		
申请(专利权)人(译)	明日香医药有限公司		
[标]发明人	中村誠司		
发明人	中村 誠司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/20 A61B17/00 A61N5/067		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/00.300.K A61B17/36.350 A61B17/00.320 A61N5/06.E A61B1/00.511 A61B1/00.621 A61B1/00.623 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B18/20 A61B18/28 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/BB00 4C026/FF17 4C026/FF22 4C026/FF55 4C026/HH05 4C082/RA02 4C082/RA03 4C082/RE17 4C082/RE22 4C082/RE55 4C082/RE58 4C082/RL05 4C160/MM32 4C161/AA15 4C161/AA16 4C161/AA24 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR24 4C161/YY11		
代理人(译)	熊野刚 田中 秀佳		
其他公开文献	JP6076847B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于激光内窥镜的激光治疗装置，其能够在使内窥镜的直径相对较小的同时在宽范围内照射均匀强度的激光束。 解决方案：用于引导治疗激光束的光纤及其引导圆柱2b的横截面为矩形。 在用作连接光纤的末端的内窥镜的镜筒的管部分2的末端，通过利用围绕导管2b形成的船底形间隙C1至C4，将摄像机部分11用作成像装置，并且提供了白色LED部分12和紫外线LED部分13作为照明装置。 [选择图]图5

