

(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2016-30009

(P2016-30009A)

(43) 公開日 平成28年3月7日(2016.3.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-152771 (P2014-152771)	(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
(22) 出願日	平成26年7月28日 (2014.7.28)	(71) 出願人	504139662 国立大学法人名古屋大学 愛知県名古屋市千種区不老町1番
		(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

最終頁に続く

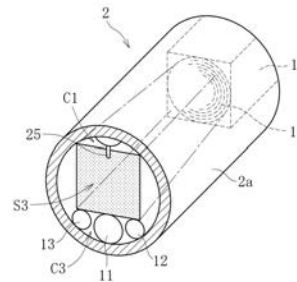
(54) 【発明の名称】 レーザー治療器

(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】光ファイバーの先端から放射される治療用レーザー光をプローブの先端側にガイドする矩形断面の光学案内要素（角形ロッドレンズ15、ガイド筒2b）を使用する。鏡筒となるプローブ筒2の先端側において、光学案内要素とプローブ筒内周面との間に形成された隙間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2B



【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プローブ筒と、当該プローブ筒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プローブ筒の先端側に向けてガイドするための矩形断面の光学案内要素と、当該光学案内要素の辺々と前記プローブ筒の内周面との間に形成された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】

前記光ファイバーが円形断面のベアファイバーであり、前記光学案内要素が角形ロッドレンズであ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】

前記角形ロッドレンズの先端に、当該角形ロッドレンズの先端から放射されるレーザー光の収束性を高める収束レンズが配設されていることを特徴とする請求項 2 のレーザー治療器。

【請求項 4】

前記光ファイバーが矩形断面を有する矩形光ファイバーであり、前記光学案内要素が内面が反射面とされた角筒であることを特徴とする請求項 1 のレーザー治療器。

【請求項 5】

前記光学案内要素の断面が正方形であり、前記撮像手段と照明手段が当該光学案内要素の周囲 4 箇所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 から 4 のいずれか 1 項のレーザー治療器。

20

【請求項 6】

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 5 のいずれか 1 項のレーザー治療器。

【請求項 7】

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 6 のいずれか 1 項のレーザー治療器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

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、特に矩形断面の光学案内要素を使用することで広範囲を均一照射して効果的なハイパーサーミアを可能にする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

40

【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のみ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。

【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

50

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】

10

【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】

20

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、ファイバー断面全体に対する利用可能領域は少ない。

【0009】

また、ベアファイバーを使用したレーザー内視鏡は照射領域がファイバー断面と同様に円形であるため、当該照射領域を移動させて広範囲を照射しようとする照射領域が均等に重ならない。このため、照射領域の周辺部分では強度が不足する傾向があるのに対して、照射領域の中央部分では逆に強度が強すぎる結果となる。このためハイパーサーミアにおいて広範囲を短時間で効率的に均一照射することが困難であり、その結果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。

30

【0010】

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。

【0011】

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。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

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プローブ筒と、当該プローブ筒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プローブ筒の先端側に向けてガイドするための矩形断面の光学案内要素と、当該光学案内要素の辺々と前記プローブ筒の内周面との間に形成された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】

【0013】

50

本発明のレーザー治療器は、光ファイバーの先端から放射されるレーザー光を前記プローブ筒の先端側に向けてガイドする矩形断面の光学案内要素を使用しているため、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、矩形断面の光学案内要素とプローブ筒の内周面との間に形成された隙間を無駄なく利用して撮像手段及び照明手段を配設している。このため、内視鏡に組み込んだ場合の鏡筒となるプローブ筒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】

【0014】

【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。 10

【図2A】レーザー治療器のプローブ筒先端部の縦断面図である。

【図2B】レーザー治療器のプローブ筒先端部の内部斜視図である。

【図2C】レーザー治療器のプローブ筒先端部の横断面図である。

【図3A】レーザー治療器の変形例のプローブ筒先端部の縦断面図である。

【図3B】レーザー治療器の変形例のプローブ筒先端部の内部斜視図である。

【図3C】レーザー治療器の別の変形例のプローブ筒先端部の横断面図である。

【図4】レーザー治療器のプローブ筒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5】内視鏡レーザーシステムのブロック図である。 20

【図6】レーザー治療器のプローブ筒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8A】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8B】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。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。 30

【0016】

レーザー治療器1は円形断面の筒体2aで構成された鏡筒となるプローブ筒2を有する。当該プローブ筒2の基端部にハンドピース3が取り付けられている。

【0017】

ハンドピース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を介して、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に後述するカメラ部11の映像が出力される。 40

【0018】

プローブ筒2を構成する筒体2aは直径が例えば30mm程度の円筒状に形成されている。この筒体2aの内部のほぼ中央位置に、図2Aのように光学案内要素としての角形ロッドレンズ15が配設されている。そして光ファイバー10の先端がコネクタ16を介して角形ロッドレンズ15の基端部に接続されている。なお、角形ロッドレンズ15は断面が正方形であるが、長方形のものを使用することも可能である。

【0019】

光ファイバー14は低コストで入手可能なベアファイバーであって、円形断面のコア14aと、その外周を覆うクラッド14bとを有する。そしてコア14aの端面が角形ロッド 50

レンズ 15 の基端面に接続されている。

【0020】

筒体 2 a の先端部は透明なレーザー照射部 20 とされている。そして角形ロッドレンズ 15 の先端部がレーザー照射部 20 付近まで延びている。

【0021】

角形ロッドレンズ 15 の先端部の前方には収束レンズ 17 が配設されている。そしてこの収束レンズ 17 によって、角形ロッドレンズ 15 の先端部から放射される矩形レーザー光の収束性が高められるようになっている。なお、角形ロッドレンズ 15 の先端部をレーザー照射部 20 に近接させることで収束レンズ 17 を不要化することも可能である。

【0022】

この実施形態では、角形ロッドレンズ 15 とプローブ筒 2 a との間に出来る船底形状の隙間に、後述するように撮像手段及び照明手段が配設されている。

【0023】

レーザー治療器 1 は以上のように構成され、図 2 A の下図に示すように、光ファイバー 14 の端部から放射された円形のレーザー光 S1 (例えば直径 600 μm) が角形ロッドレンズ 15 に入射する。当該円形レーザー光 S1 は角形ロッドレンズ 15 を通る間に矩形形状にされ、角形ロッドレンズ 15 の先端から矩形形状のレーザー光 S2 として放射される。

【0024】

その後、矩形形状のレーザー光 S2 はさらに収束レンズ 17 を通り、レーザー照射部 20 において矩形形状のレーザー光 S3 (例えば 20 mm 角) として収束する。この矩形形状のレーザー光 S3 によって、ハイパーサーミア等のレーザー治療を行うことができる。

【0025】

次に、本発明の変形例を図 3 A ~ 図 3 C に基いて説明する。この変形例では、前述した角形ロッドレンズ 15 の代わりに、矩形光ファイバー 10 と、矩形断面の光学案内要素としてのガイド筒 2 b を使用している。このガイド筒 2 b は内面がレーザー光を反射する反射面にされた角筒で構成されている。

【0026】

詳しくは、図 3 A のように、光ファイバー 10 の先端がハンドピース 3 内の光学系 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。

【0027】

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 に接続されている。

【0028】

ガイド筒 2 b の 4 つの角部は、図 3 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 C1 ~ 第 4 の隙間 C4) が形成されている。

【0029】

この変形例では、図 3 A の下図に示すように、光ファイバー 10 の端部から放射された矩形のレーザー光 S4 (例えば直径 600 μm) が光学系 30 に入射する。そして光学系 30 から出た矩形レーザー光 S4 がガイド筒 2 b を通る間に矩形形状を維持した状態で拡大され、ガイド筒 2 b の先端から大きな面積の矩形形状のレーザー光 S5 (例えば 20 mm 角) として放射される。この矩形形状のレーザー光 S5 によって、ハイパーサーミア等のレーザー治療を行うことができる。

【0030】

本発明の実施形態及び変形例では、矩形断面の光学案内要素としての角形ロッドレンズ 15 や筒体 2 a の周囲に形成された船底形の隙間を、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。

【0031】

10

20

30

40

50

すなわち、前記実施形態では図 2 B、図 2 C に示すように、角形ロッドレンズ 1 5 の上側に形成された船底形の隙間 C 1 に温度センサ部 2 5 が配設されている。また、角形ロッドレンズ 1 5 の下側に形成された船底形の隙間 C 3 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 1 1、照明手段としての白色 LED 部 1 2 及び紫外 LED 部 1 3 が配設されている。

【 0 0 3 2 】

前記紫外 LED 部 1 3 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。カメラ部 1 1 をはじめとするこれらの給電用の配線は、角形ロッドレンズ 1 5 の周囲の隙間 C 1、C 3 を通してハンドピース 3 まで延長されている（図 2 A ではカメラ部 1 1 の配線 1 1 a のみを示す）。

10

【 0 0 3 3 】

また図 3 B の変形例では、4 つの船底形の隙間 C 1 ~ C 4 をすべて利用している。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 1 1 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 1 2 が配設されている。

【 0 0 3 4 】

また、光ファイバー 1 0 を挟んでカメラ部 1 1 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 1 2 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 1 3 が配設されている。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。

20

【 0 0 3 5 】

なお、従来の内視鏡で知られているように、カメラ部 1 1 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 1 1 に噴射することで、カメラ部 1 1 に付着した血液等を除去することができる。

【 0 0 3 6 】

前述した温度センサ部 2 5 は、詳しくは図 4 に示すように、筒体 2 a の先端のレーザー照射部 2 0 に配設されている。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。

30

【 0 0 3 7 】

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 に收容されている。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。

【 0 0 3 8 】

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。

40

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

図 5 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 LED 部 1 2 および紫外 LED 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

50

ザー光の波長や強度が調節される。

【0041】

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3Bのように正方形である必要はなく、図3Cのように長方形にしてもよい。この場合、ガイド筒2bの上下に比較的大きな第1の隙間C1と第2の隙間C2が形成されるので、第1の隙間C1に例えばカメラ部11と白色LED部12を配設し、第2の隙間C2に紫外LED部13を配設する。

【0042】

レーザー治療器1の先端のレーザー照射部20は、図6(a)のようにプローブ筒2の先端面と同じ平面に配設してもよいし、図6(b)のようにプローブ筒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20を突出させて配設することで、レーザー照射部20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。

10

【0043】

図7は、本発明の変形例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20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。なお、本発明の実施形態に係る角形ロッドレンズ15を使用したレーザー治療器1も使用法は同じであり、同様の作用効果を得ることができる。

20

【0044】

光学案内要素としての角形ロッドレンズ15や筒体2aの断面形が正方形でも長方形でも、当該光学案内要素から放射される矩形状のレーザー光S3、S5は、図8A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を有する。レーザー光の出力は、通常のハイパーサーミアの場合は例えば5W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。

【0045】

図8Bは、角形ロッドレンズとベアファイバー（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、角形ロッドレンズ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。なお、矩形光ファイバー10とガイド筒2bを使用した場合も図8B(a)と同様なトップハット型の均一強度のレーザー光が得られる。

30

【0046】

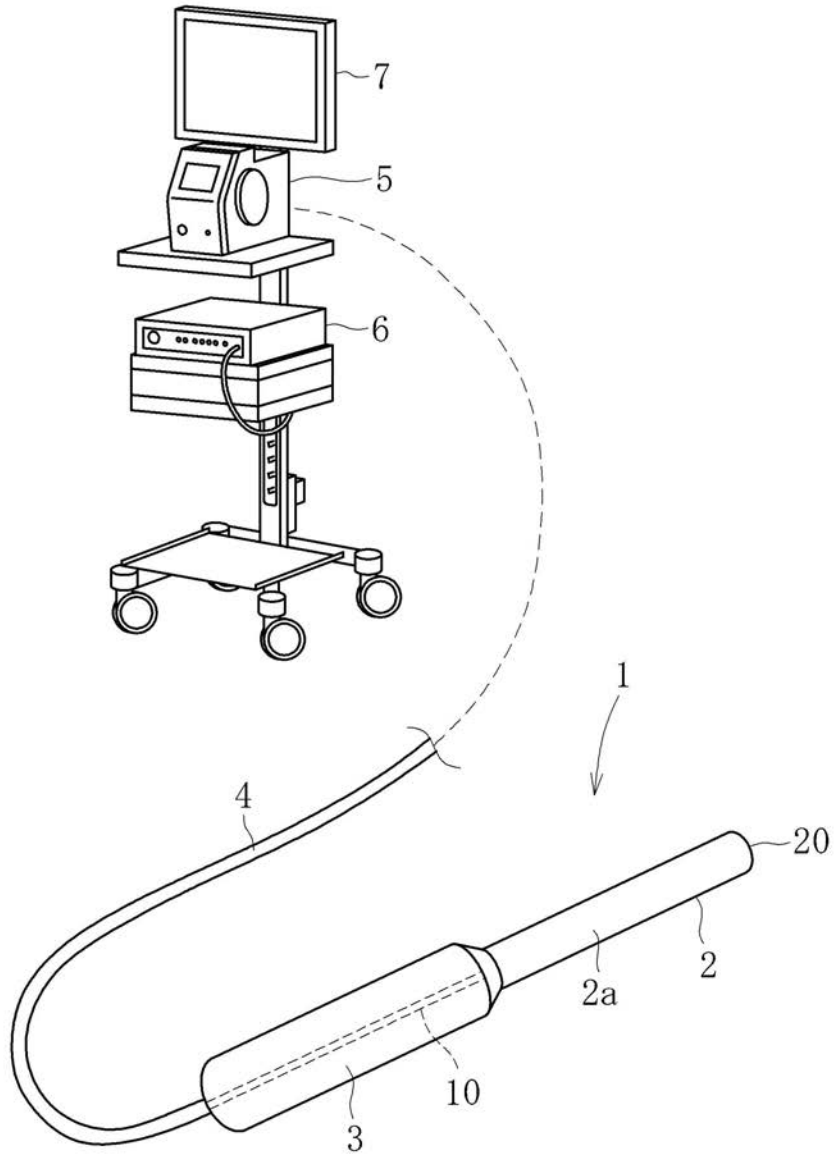
以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は前記実施形態に限定されることなく種々の変形が可能である。例えば照明部は白色LED部12と紫外LED部13を例示したが、このようなLEDに限らず、他の照明部として例えば照明用外部レーザー光を光ファイバーで導入する外部光導入式としてもよい。

【符号の説明】

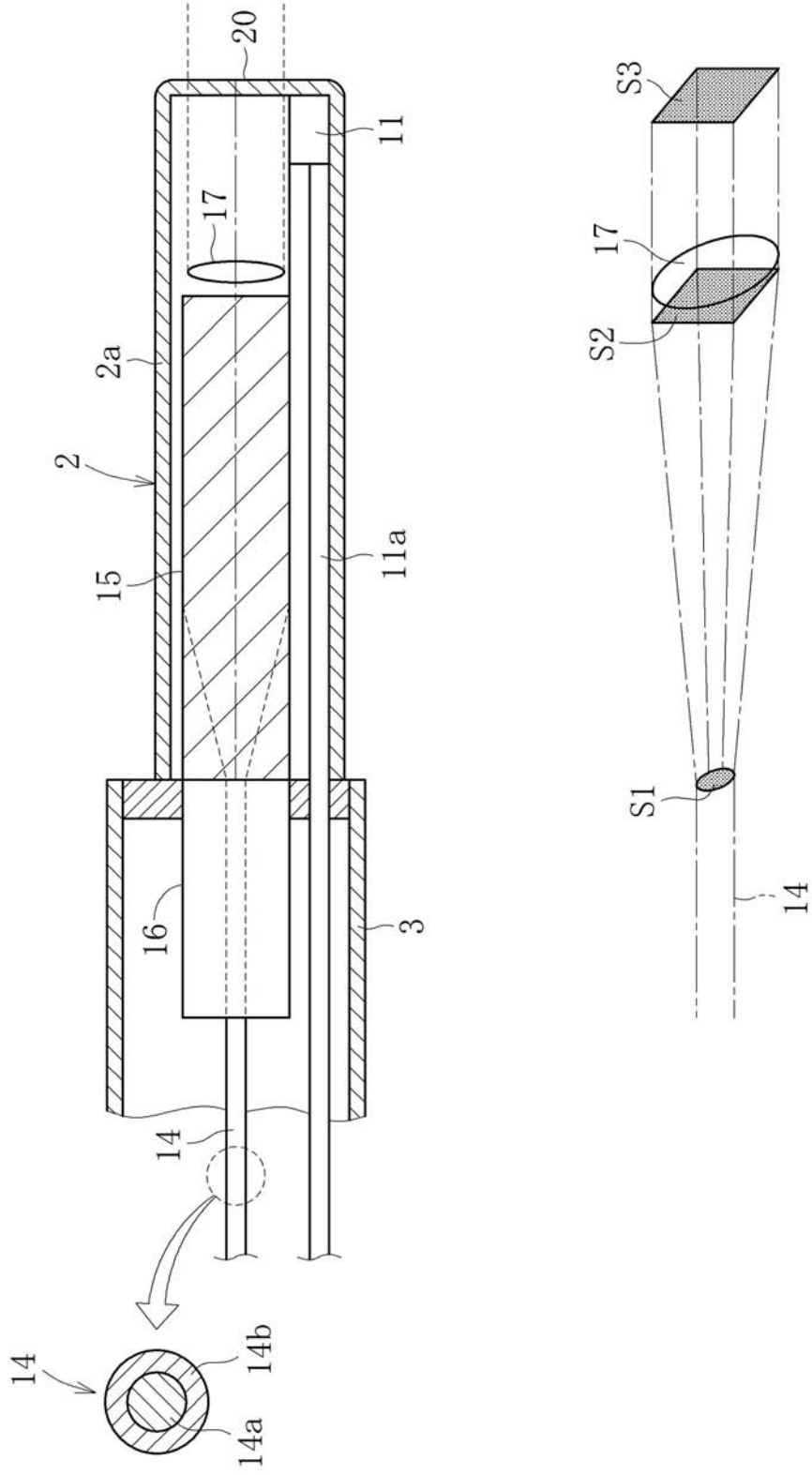
【0047】

1：レーザー治療器	2：プローブ筒	40
3：ハンドピース	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	10、14：光ファイバー	
11：カメラ部	12：白色LED部	
13：紫外LED部	20：レーザー照射部	
25：温度センサ部	30：光学系	
C1-C4：船底形の隙間		

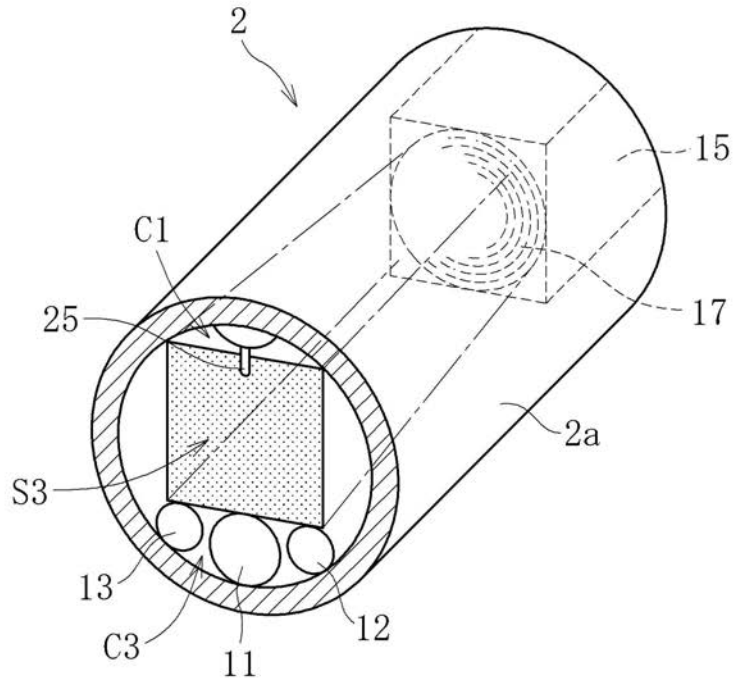
【 図 1 】



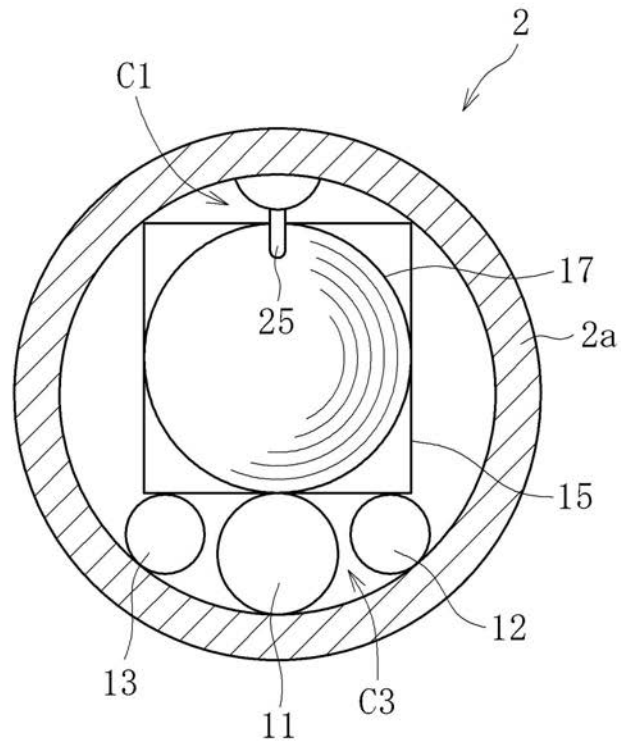
【 図 2 A 】



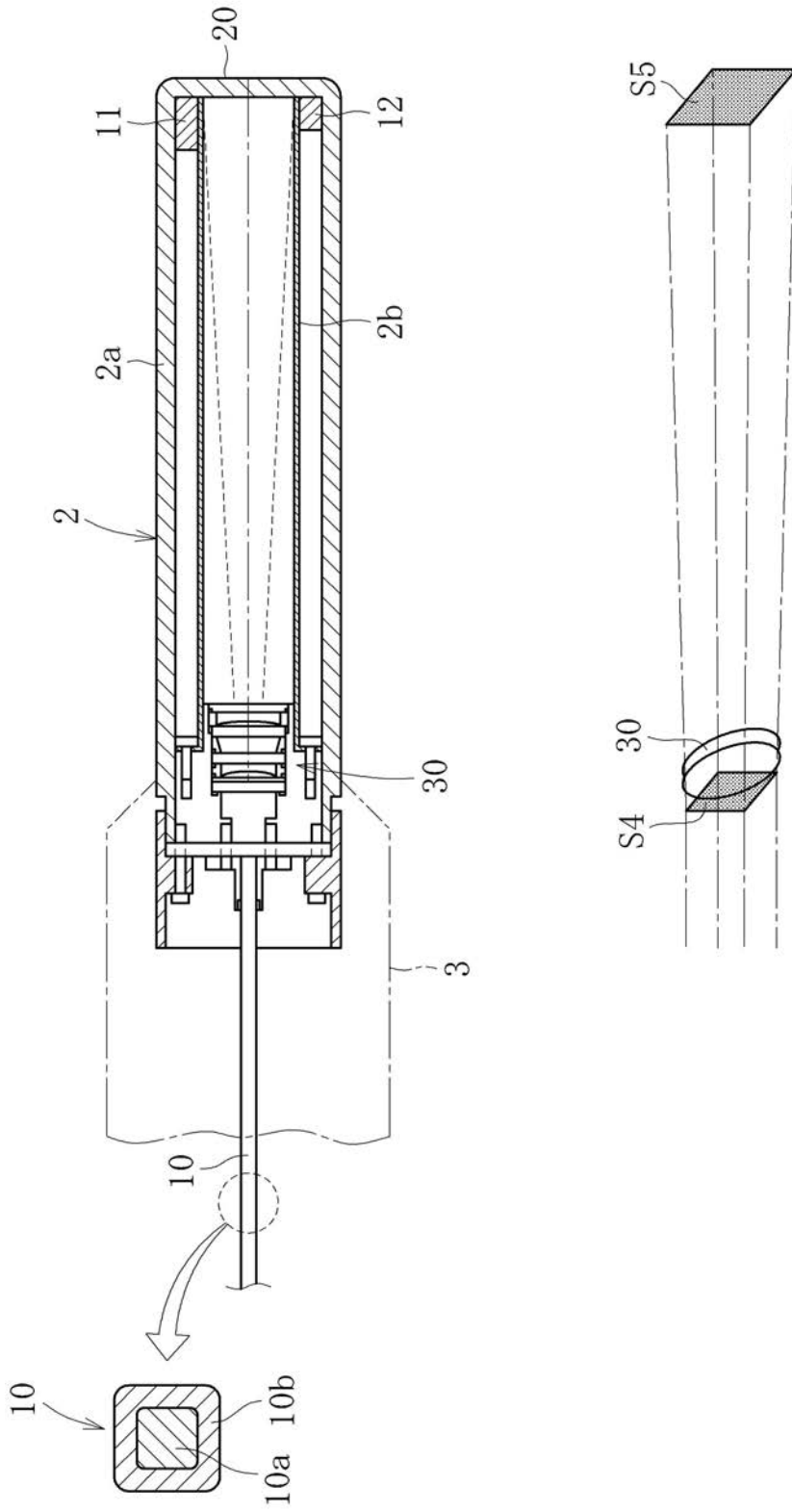
【図 2 B】



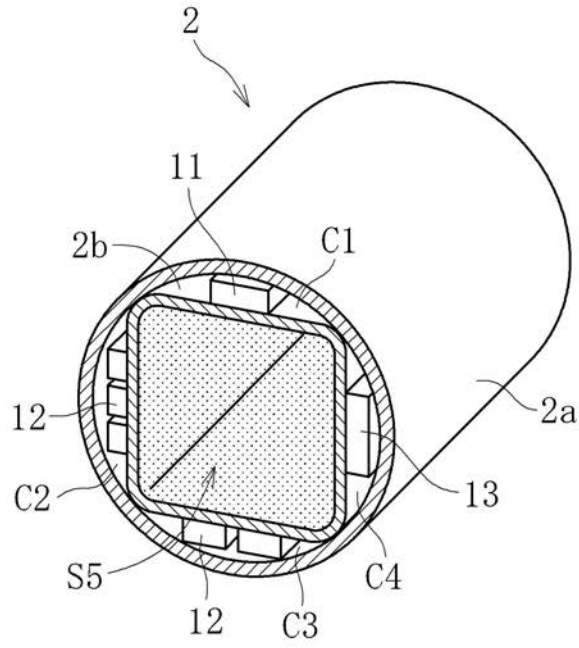
【図 2 C】



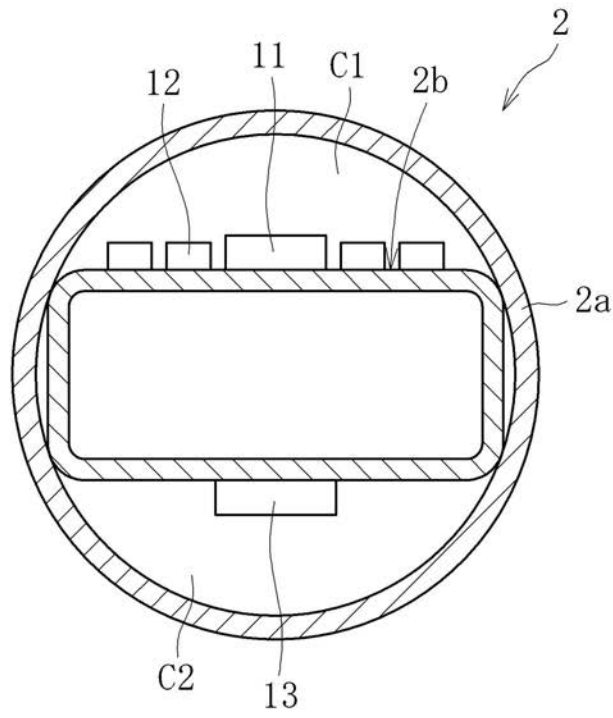
【図 3 A】



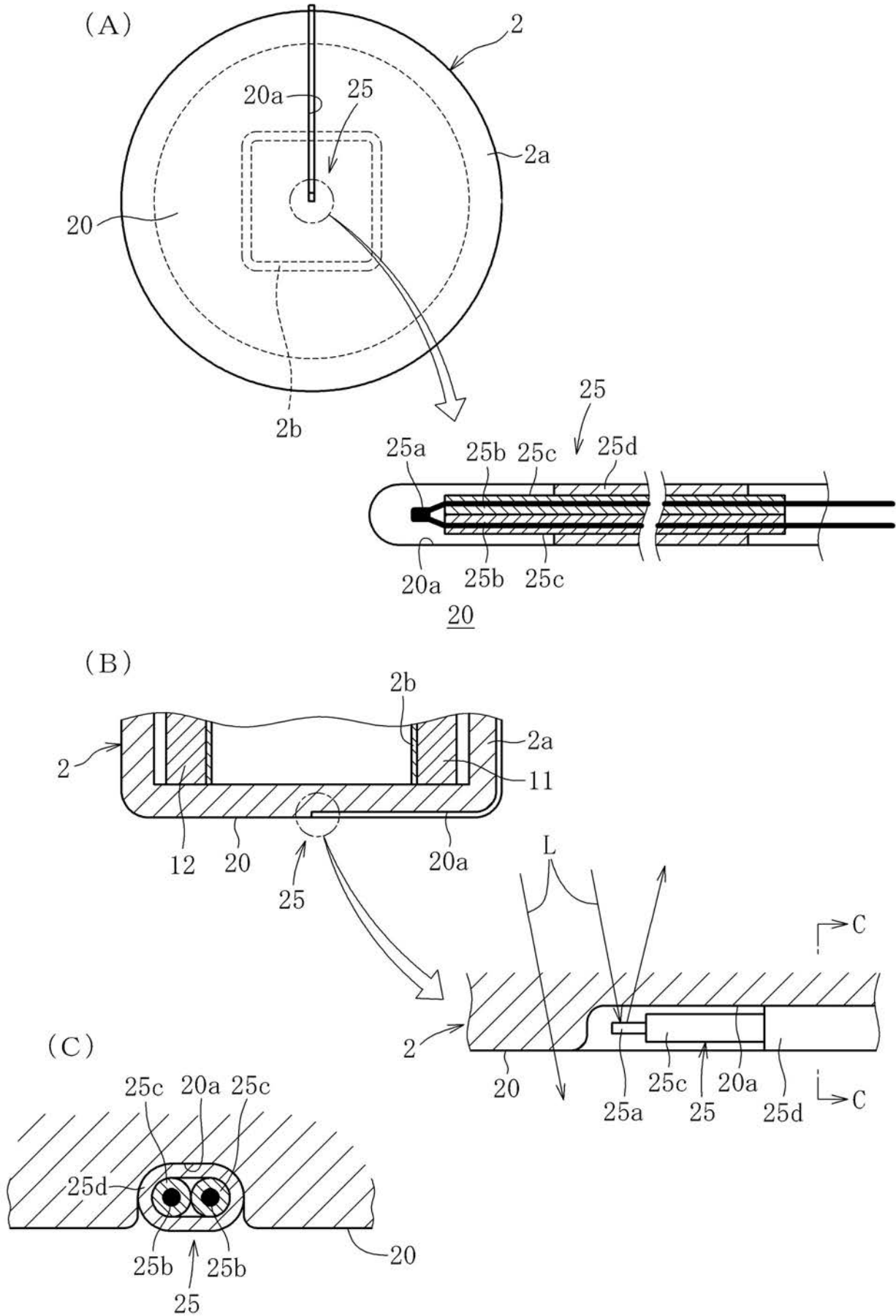
【図 3 B】



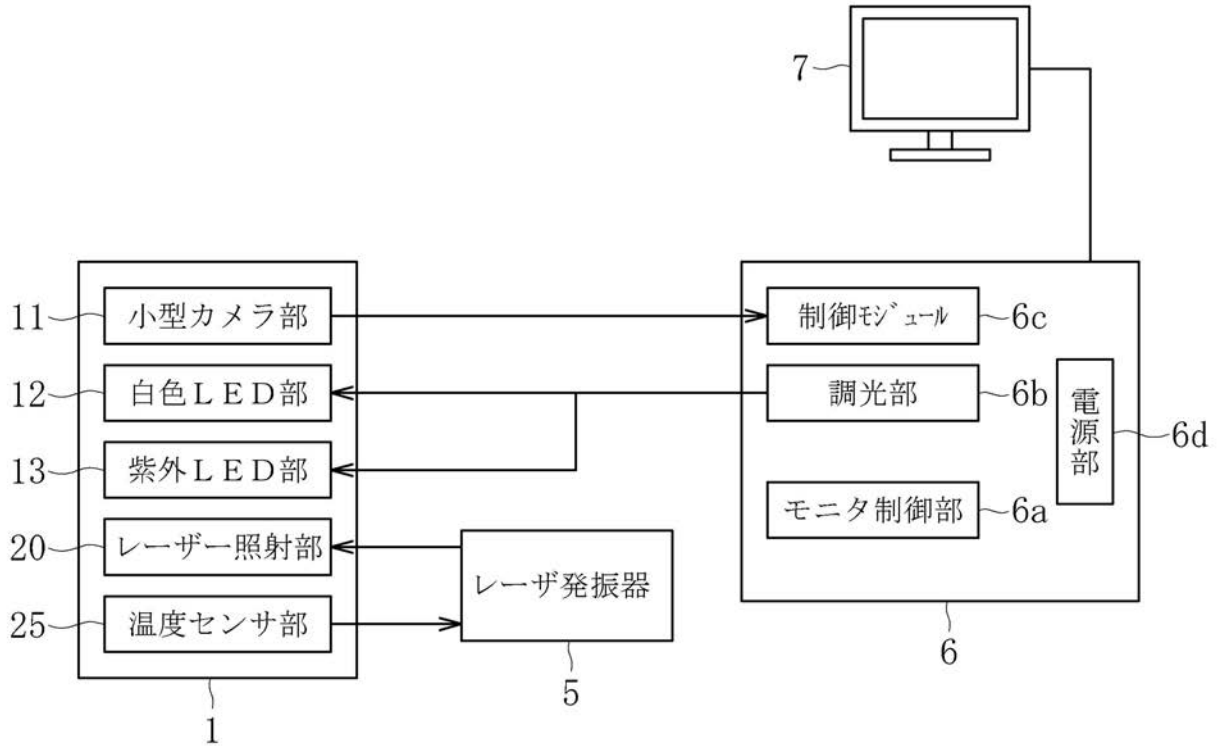
【図 3 C】



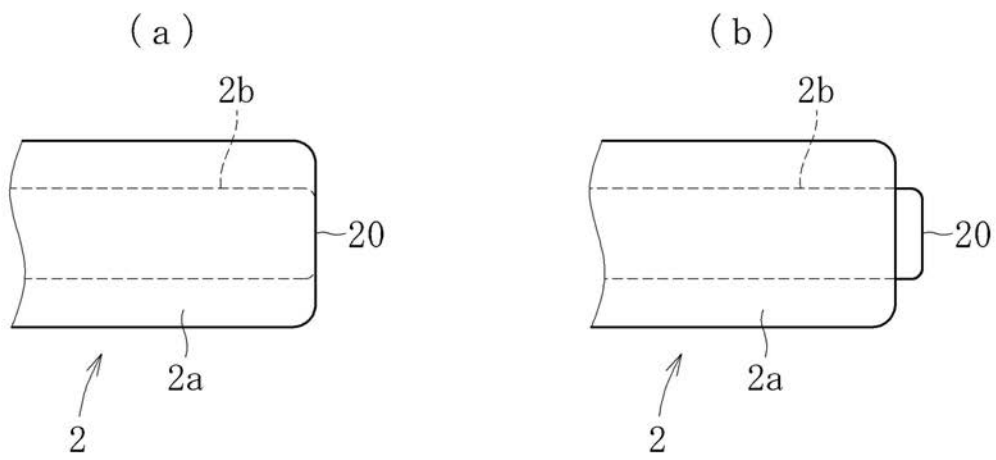
【 図 4 】



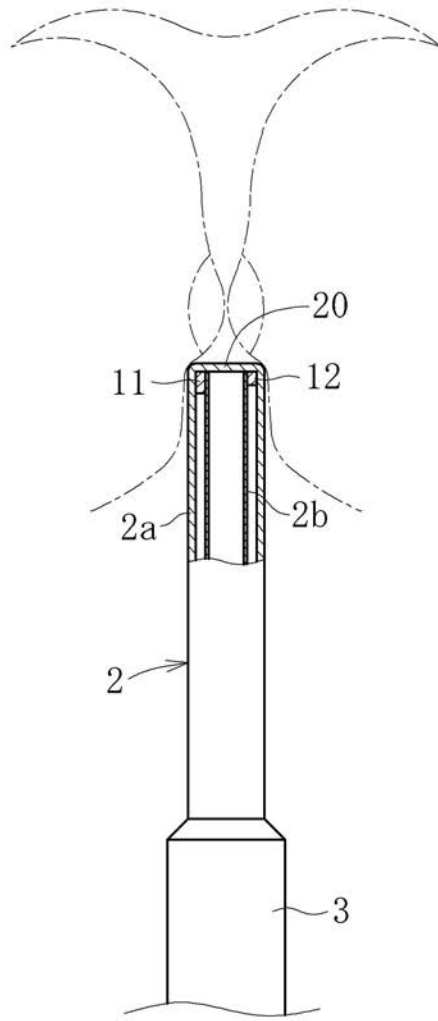
【 図 5 】



【 図 6 】

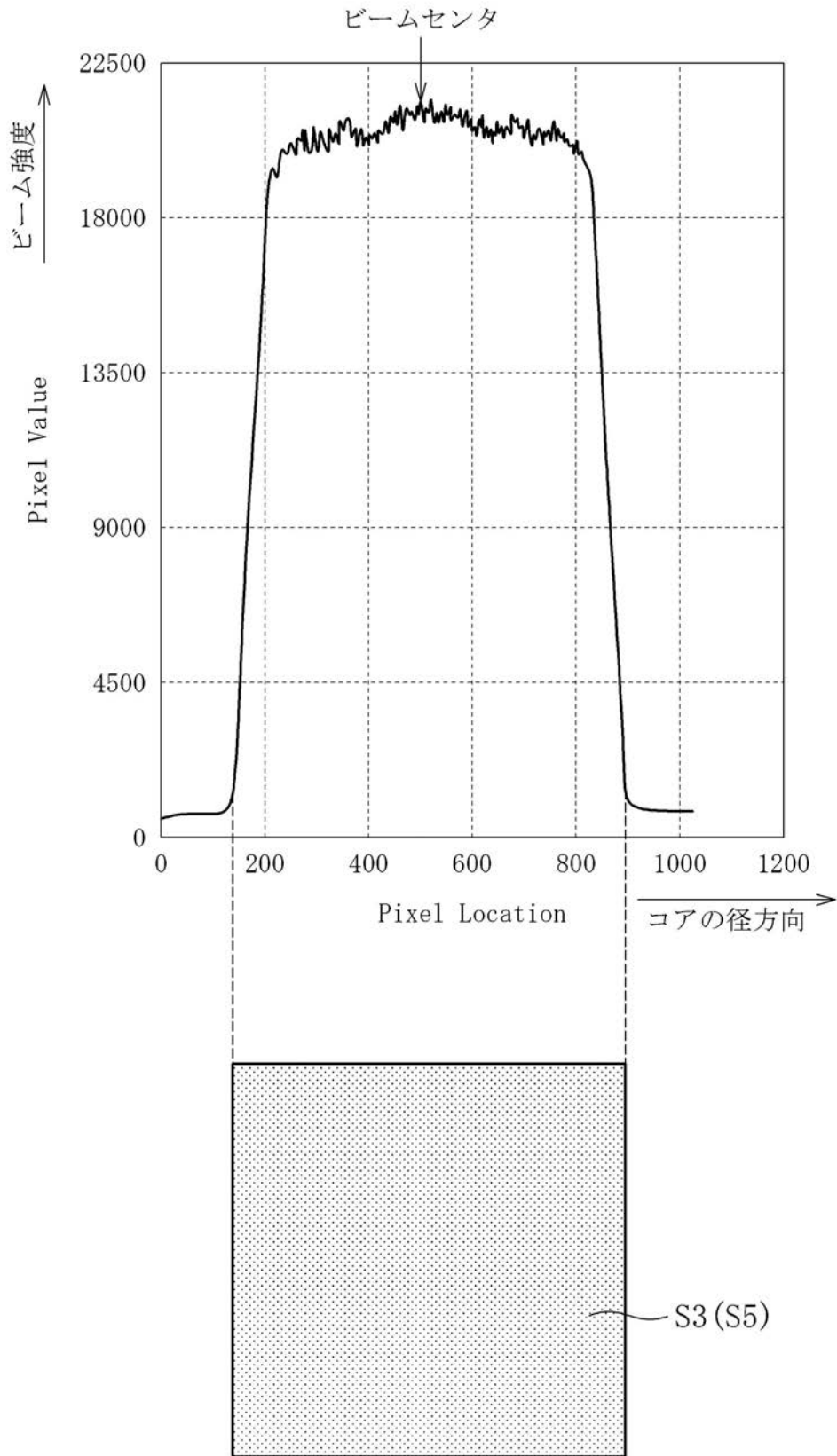


【 図 7 】

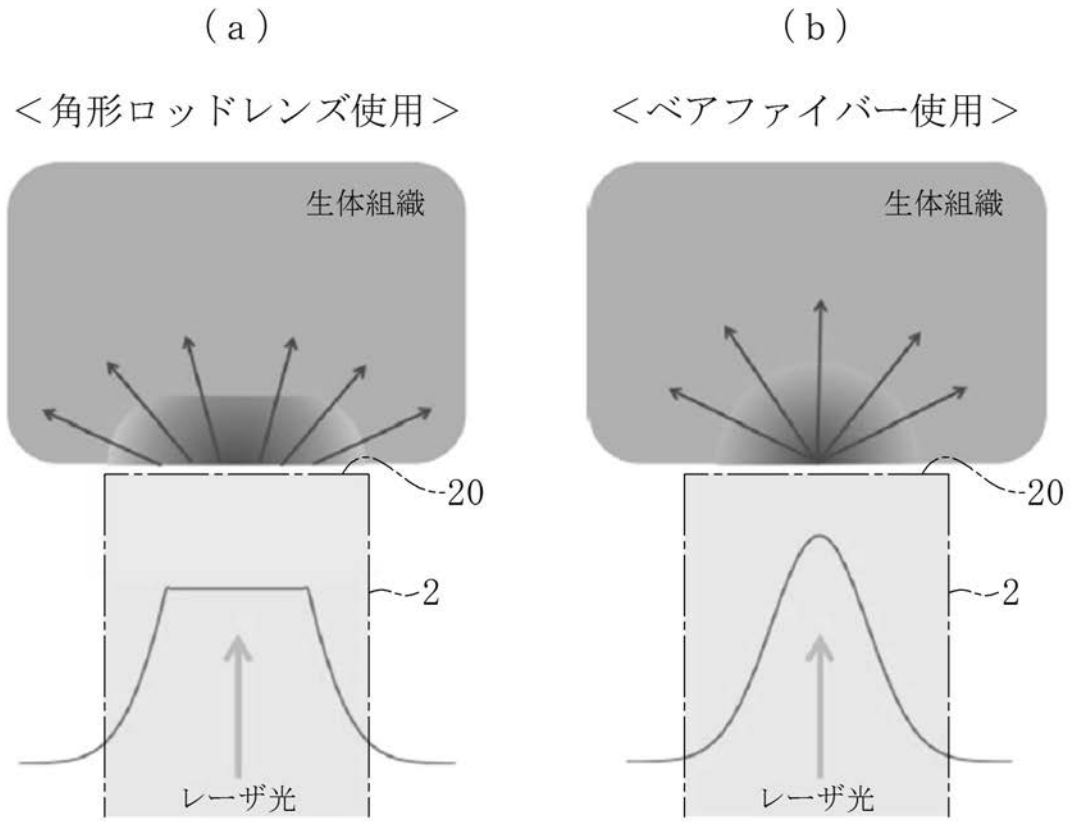


【図 8 A】

矩形レーザー光のビームプロファイル



【図 8 B】



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 善之

愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内

(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2 8 8番地 飛鳥メディカル株式会社内

(72)発明者 山田 啓一郎

京都府京都市下京区油小路通下魚棚下る油小路町2 8 8番地 飛鳥メディカル株式会社内

Fターム(参考) 4C026 AA04 FF17 FF33 FF38 FF52 FF53 FF55 FF58 GG07

4C161 CC06 FF40 FF46 FF47 HH56 JJ01 JJ06 JJ11 LL02 QQ02

QQ04