

(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2015-198743

(P2015-198743A)

(43) 公開日 平成27年11月12日(2015.11.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/067 (2006.01)	A 6 1 N 5/06 E	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 0 8 2
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 17/36 3 5 0	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2014-79005 (P2014-79005)	(71) 出願人	000240477
(22) 出願日	平成26年4月7日(2014.4.7)		並木精密宝石株式会社
			東京都足立区新田 3 丁目 8 番 2 2 号
		(72) 発明者	山崎 大志
			青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添 5 番
			地 1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
			内
		(72) 発明者	福島 絵理
			青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添 5 番
			地 1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
			内
		(72) 発明者	浅田 隆文
			青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添 5 番
			地 1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
			内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザ放射式治療装置

(57) 【要約】

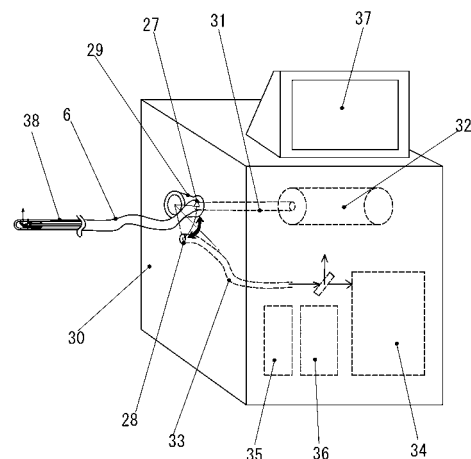
【課題】

患部に治療用のレーザ光を広範囲に照射可能としつつ、OCT方式による患部内部の断層画像を360度全体に観察可能とし、さらには、3次元の観察画像を得る。すなわち広範囲な治療をリアルタイムの観察を行いながら高速で行えるレーザ放射式治療装置を実現する。

【解決手段】

略チューブ状のカテーテル内に回転不能に内蔵された光ファイバーと、その先端には、中空軸と光路変換手段を有するモータを有し、モータにより回転駆動させられ、光線を略半径方向に放射する光路変換手段を備える。光ファイバーの後端側は、治療装置本体の光路切換え部に伸び、装置本体の治療用レーザ発光部と、OCT観察部のいずれかに、選択的に光学的に接続され、治療用レーザ光を固定側光ファイバーと光路変換手段を通して患部に照射することにより広範囲なレーザ光の放射とOCTの3次元観察画像を得ることが可能になる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ光を患部に放射して治療するレーザ放射式治療装置において、
略チューブ状のカテーテル内に内蔵された光ファイバーと、
前記光ファイバーの先端側に配置された少なくとも 1 つの光路変換手段と、
回転駆動又は／及び直動駆動可能な少なくとも 1 つのモータと、を備え、
前記モータが、前記光ファイバーと前記光路変換手段との一方又は両方を動作させることにより、光を放射することが可能であり、
前記光ファイバーの後端側は、光路切換手段を介して治療用レーザ発光部又は O C T 用光源部に光学的に接続されることを特徴とするレーザ放射式治療装置。

10

【請求項 2】

前記モータは中空の回転駆動軸を有し、
前記光路変換手段は 前記回転駆動軸と一体的に回転可能に配置されており、
前記光ファイバーは、前記回転駆動軸と相対的に回転自在に、前記回転駆動軸の中空穴に挿通されていることを特徴とする請求項 1 記載のレーザ放射式治療装置。

【請求項 3】

前記モータは、第 1 モータと、前記第 1 モータの後方側に配置された第 2 モータとがあり、
前記光路変換手段は、前記第 1 モータにより動作する第 1 光路変換手段と、前記第 2 モータにより動作する第 2 光路変換手段とがあり、
前記光ファイバーは、前記第 2 モータの後方側で、固定具を介して前記カテーテル内に回転不能に配置された固定側光ファイバーと、前記第 1 モータ又は前記第 2 モータの回転駆動軸と一体的に回転する回転側光ファイバーとで構成されることを特徴とする請求項 1 記載のレーザ放射式治療装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 モータ及び第 2 モータは、各々が中空の回転駆動軸を有し、
前記回転側光ファイバーは、先端側の少なくとも一部が前記第 1 モータの回転駆動軸の中空穴に挿通されるとともに、後方側の少なくとも一部が前記第 2 モータの回転駆動軸の中空穴に固定されており、
前記第 1 光路変換手段は、前記第 2 光路変換手段の先端側で、前記第 1 モータの回転駆動軸と一体的に回転可能に配置されており、
前記第 2 光路変換手段は、前記回転側光ファイバーの先端に備わることを特徴とする請求項 3 記載のレーザ放射式治療装置。

30

【請求項 5】

前記第 1 モータと前記第 2 モータの回転数を同じにする事で光線を円周方向に放射すると共に、前記第 1 モータと前記第 2 モータの回転数を異ならせる事で、3 次元的に光線を放射することを特徴とする請求項 3 または 4 記載のレーザ放射式治療装置。

【請求項 6】

装置本体に前記光路切換手段を有する光路切換え部と、前記治療用レーザ発光部と、前記 O C T 用光源部を含む O C T 観察部とを備え、
前記光路切換え部を作動することで、前記治療用レーザ光を前記光ファイバーと前記光路変換手段を通して患部に照射できると共に、前記 O C T 観察部から放射された近赤外光を前記光ファイバーと前記光路変換手段を通して放射し、患部からの反射光を前記 O C T 観察部に導光できることを特徴とする請求項 1 から 5 何れか 1 項記載のレーザ放射式治療装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器等において患部にレーザ光を照射して治療または組織の除去を行う

50

とともに、患部で反射させた光を装置に取り込んで患部の立体画像を観察するための3次元走査型の光イメージング用プローブを用いたレーザ放射式治療装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療業界では、人体の深部方向に広がる広範囲な患部や癌組織に対して、レーザを広範囲に照射するレーザ放射式治療装置が活用されるとともに、患部や癌組織のレーザ治療による体積減少状況をリアルタイムで観察する手段として、画像診断技術（光イメージング技術）が活用されている。

患部や癌組織の画像診断装置は、一般的なカメラ観察や超音波診断装置に加えて、断層画像や3次元断層画像を撮影する事が可能なX線CT、核磁気共鳴、光の干渉性を利用したOCT画像（光干渉断層撮影）などの方式が研究されるとともに活用されている。近年、この断層画像や3次元断層画像撮影は、これら方式の中でも最も微細な撮影画像が得られるOCT画像診断技術の開発が特に注目されている。

【0003】

OCT画像は、光源として波長1300nm（ナノメートル）程度の近赤外線を用いる事が多いが、近赤外線は生体に対して非侵襲性であり、また超音波よりも波長が短いために、空間分解能に優れており、およそ10μm（ミクロン）〔超音波診断装置の10分の1以下〕の空間分解能が達成できることから、レーザ放射式治療装置にOCT内視鏡の機能を組み合わせた治療装置の検討が行われている。このOCT画像技術を適用したレーザ照射式治療機の代表的な構造は、例えば、特許文献1に示されている通りである。

【0004】

ところで、特許文献1に示す治療装置では、図1にレーザ発振源(3)とOCT観察部(6)が組み合わせて構成されて、切換BOX(7)が光ファイバー(2)との接続を切替え可能とすることで、レーザ治療を行うと共に、治療の進行状況をOCT観察画像で知ることができる。

しかしながらこの治療装置では、レーザ光を狭い範囲にしか放射できず、また得ているOCTの観察画像が患部周辺だけの狭い範囲の断層画像に限られ、広範囲な3次元の画像を得る事ができなかった。

【0005】

また、特許文献2に示すレーザ走査型鏡駆動装置およびレーザ照射装置では、モータ(102)により回転するミラー(40)が回転することでレーザ光を円周方向に順次放射し、円周方向に患部へのレーザ照射が行え、レーザ光の照射状態はカメラのレンズ(50)を通して確認する事ができる。

しかしながら、この構成ではモータ(102)へ電力を供給する電線が必要であり（特許文献2ではこの電線の記載が省略されている。）この電線が陰になり、レーザ光は円周方向の360度全体には照射されず、治療できない部分が生じてしまうという問題点があった。

さらに、カメラのレンズ(50)を通しての確認では病巣の表面しか観察できず、特に患部から出血した血液が患部の内部を妨げる問題があり、さらには患部を3次元の画像で見る事ができなかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-35005号公報

【特許文献2】特開平11-253562号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は上記従来事情に鑑みてなされたものであり、その課題とするところは、広範囲

10

20

30

40

50

に広がっている患部に治療用のレーザ光を広範囲かつ均一に照射可能としつつ、OCT方式による患部内部の断層画像を360度全体に観察可能とし、さらには、3次元の観察画像をリアルタイムに得ることができ、広範囲な治療を観察を行いながら高速で行えるレーザ放射式治療装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するための一手段は、レーザ放射式治療装置において、略チューブ状のカテーテル内に内蔵された光ファイバーと、この光ファイバーの先端側に配置された少なくとも1つの光路変換手段と、回転駆動又は／及び直動駆動可能な少なくとも1つのモータとを備える。モータが、光ファイバーと光路変換手段との一方又は両方を動作させることで、広範囲に光を放射できる。そして光ファイバーの後端側を、光路切換手段を介して治療用レーザ発光部又はOCT用光源部に光学的に接続することで、広範囲での治療用レーザ光の放射とOCTの観察画像を得ることを可能にしている。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、広範囲に広がっている患部に治療用のレーザ光を広範囲に照射可能としつつ、OCT方式による患部内部の断層画像を360度全体に観察可能とし、さらには、3次元の観察画像を得ることができる。また、広範囲な治療を、広範囲な患部の広範囲のリアルタイムの観察を行いながら治療の進捗状況を確認しつつ行えるレーザ放射式治療装置を実現することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係るレーザ放射式治療装置用プローブの断面図

【図2】同レーザ放射式治療装置の構成図

【図3】同レーザ放射式治療装置の光路切換え部詳細図

【図4】同レーザ放射式治療装置用プローブの回転走査範囲説明図

【図5】本発明の第2の実施の形態に係るレーザ放射式治療装置用プローブの断面図

【図6】同レーザ放射式治療装置用プローブの回転走査説明図

【図7】同レーザ放射式治療装置用プローブの回転走査範囲説明図

【図8】同レーザ放射式治療装置用プローブの回転走査範囲説明図

30

【図9】同レーザ放射式治療装置用プローブの3次元走査範囲説明図

【発明を実施するための形態】

【0011】

本実施の形態の第一の特徴としては、レーザ光を患部に放射して治療するレーザ放射式治療装置において、略チューブ状のカテーテル内に内蔵された光ファイバーと、この光ファイバーの先端側に配置された少なくとも1つの光路変換手段と、回転駆動又は／及び直動駆動可能な少なくとも1つのモータとを備え、光ファイバーの後端側を、光路切換手段を介して治療用レーザ発光部又はOCT用光源部に光学的に接続する構成にしている。

この構成により、モータが、光ファイバーと前記光路変換手段との一方又は両方を動作させるとともに、光路切換手段によって光ファイバーの光学的な接続先を選択しすることで、広範囲での治療用レーザ光の患部への放射と、OCT観察画像を得ることが可能になる。

40

【0012】

本実施の形態の第二の特徴としては、モータは中空の回転駆動軸を有し、光路変換手段を回転駆動軸と一体的に回転可能に配置し、光ファイバーを回転駆動軸と相対的に回転自在に回転駆動軸の中空穴に挿通した構成にしている。

この構成によれば、後方から光ファイバーを通して送られた光線を、光路変換手段が回転して2次元的に全周方向に放射状に光を放射するので、広範囲に広がっている患部に治療用のレーザ光を広範囲かつ均一に照射可能であり、特にモータの電線を光路変換手段より後方に配置できるので、光線の照射が電線の影にならず360度全体に均一放射可能にな

50

る。

【0013】

本実施の形態の第三の特徴としては、モータは、第1モータと、この第1モータの後方側に配置された第2モータとがあり、また光路変換手段は、第1モータにより動作する第1光路変換手段と、第2モータにより動作する第2光路変換手段とがある。そして光ファイバーは、第2モータの後方側で、固定具を介してカテーテル内に回転不能に配置された固定側光ファイバーと、第1モータ又は第2モータの回転駆動軸と一体的に回転する回転側光ファイバーとが配置されている構成にしている。

この構成によれば、第1モータにより回転する第1光路変換手段が光線を周方向に放射すると共に、第2モータにより回転する第2光路変換手段が光線の放射方向を長手方向に変えるため、広範囲なレーザの放射により、広範囲な患部の治療を行えると共に、広範囲のOCT観察を行うことが可能である。

【0014】

本実施の形態の第四の特徴としては、上述した第三の特徴に加え、第1モータ及び第2モータは、各々が中空の回転駆動軸を有しており、回転側光ファイバーの先端側の少なくとも一部が、第1モータの回転駆動軸の中空穴に挿通されるとともに、後方側の少なくとも一部を、第2モータの回転駆動軸の中空穴に固定している。そして、第1光路変換手段を第2光路変換手段の先端側で、第1モータの回転駆動軸と一体的に回転可能に配置するとともに、第2光路変換手段を、回転側光ファイバーの先端に備えた構成にしている。

この構成によれば、回転側光ファイバーが、第1モータ及び第2モータの同一の回転軸線上に配置されるので、プローブの小型化が可能となる。

【0015】

本実施の形態の第五の特徴としては、第1モータにより回転駆動する第1光路変換手段及び、第2モータにより回転駆動する第2光路変換手段を備える形態において、第1モータと第2モータの回転数を同じにする事で光線を円周方向に放射すると共に、第1モータと第2モータの回転数を異ならせる事で、3次的に光線を放射する構成としている。

この構成によれば、OCT光源に使用される近赤外光の放射軌跡が、周方向に放射されつつ長手方向に放射角度が順次変化して放射されるので、患部で反射した近赤外光を基にコンピュータの演算により3次元立体画像を表示ことができる。

【0016】

本実施の形態の第六の特徴としては、レーザ放射式治療装置の装置本体に、光路切換手段を有する光路切換え部と、治療用レーザの発光部と、OCT用光源部を含むOCT観察部とを備えている。そして、光路切換え部を作動することで、治療用レーザ光を光ファイバーと光路変換手段を通して患部に照射する共に、OCT観察部から放射された近赤外光を光ファイバーと光路変換手段を通して放射して、患部からの反射光を前記OCT観察部に導光できる構成とした。

この構成によれば、装置全体を小型化できるとともに、治療用レーザとOCTに使用する近赤外光との切換操作及びOCTによる観察を集中的に行える。

【0017】

次に本発明の好適な実施形態について図面を参照しながら説明する。

【実施例1】

【0018】

図1～図4は本発明に係るレーザ放射式治療装置の実施形態1を示している。

【0019】

図1は本発明の第1の実施の形態に係るレーザ放射式治療装置の先端に取付ける光イメージング用プローブ38の断面図である。プローブ38の後端側（装置本体・光源側）から先端側（患部への光の放射側）に向けてレーザ光31または近赤外光33を導く固定側光ファイバー1は十分に長いチューブ状のカテーテル6の穴の中に挿通され、光ファイバー固定具4により固定されている。

【0020】

固定側光ファイバー１の先端にはレンズ２４が取り付けられ、固定側光ファイバー１からの光線を集光して前方に放射する。

【００２１】

固定側光ファイバー１の先端側には略平面状のミラーまたはプリズム等からなる第１光路変換手段３が第１モータ１２により、回転する事で光線を全周方向に放射するよう構成している。

【００２２】

第１モータ１２は、モータケース８にモータコイル７、第１軸受９ｂ、９ａが固定され、ロータ磁石１１が取り付けられた第１中空回転軸１０が回転する。モータコイル７には電線２３から電圧が印加され、第１中空回転軸１０には前記第１光路変換手段３を取り付けられている。第１光路変換手段は回転するため、その位置によって３ａ、３ｂと記載している。

【００２３】

図１において、光線が放射される第１光路変換手段３の外周近傍には光線が透過可能な透光部２１がカテーテル６に取り付けられている。透光部２１は透明な樹脂やガラス等で作られ、必要に応じて表面反射を減らし、光線の透過率を高めるためのコーティング等がなされている。

【００２４】

図２は、レーザ放射式治療装置の構成図であり、装置本体３０にはレーザ発光部３２、ＯＣＴ解析部３４、第１モータ駆動回路３５、モニタ３７を有している。レーザ発光部３２はレーザ発光接続部２７に光学的に繋がり、ＯＣＴ解析部３４は近赤外発光接続部２８に光学的に接続されている。カテーテル６は一般に２メートル以上の十分な長さがあり、その先端はプローブ３８になっている。

【００２５】

図３は、レーザ放射式治療装置の光種切換え部詳細図である。光種切換え支点またはガイド２６にガイドされた光種切換えアームまたはスライダ２９はスライドする事によりカテーテル６内の固定側光ファイバー１は、レーザ発光接続部２７または、近赤外発光接続部２８に十分高速かつ選択的に切替わる。

【００２６】

図１に示す第１モータ１２の電線２３は、図３のモータ束線２５により第１モータ駆動回路３５に接続され回転駆動される。

【００２７】

図２において、レーザ発光部３２からのレーザ光３１は、レーザ発光接続部２７と十分長い固定側光ファイバー１を通して図１に示すレンズ２４で集光され放射され、第１光路変換手段３により図中矢印の方向に光線の方向が変えられ、レーザーパワーにより人体患部に放射され体内脂肪の除去や癌細胞の消失を進行させる。

【００２８】

図４に示すように、レーザ光３１または近赤外光３３は３６０度の全周方向に放射され、光線は直径Ｄ１からＤ２の距離範囲内にピントが合い、この領域で光線密度が高くなるよう光学的に設定されている。なおＤ１は、ほぼカテーテル６の外径寸法に等しく２ｍｍ（ミリメートル）程度、Ｄ２は５ｍｍ～３０ｍｍ（ミリメートル）程度に設定されている。

【００２９】

図２において、光種切換えアームまたはスライダ２９の動作により、近赤外光接続部２８と固定側光ファイバー１が接続された時には、近赤外光３３は、近赤外発光接続部２８と十分長い固定側光ファイバー１を通して図１に示すレンズ２４で集光され放射される。そして、第１光路変換手段３により光線の方向が変えられ、人体患部に放射され、患部から反射した近赤外光は、第１光路変換手段３、レンズ２４、固定側光ファイバー１を通してＯＣＴ解析部３４に戻され、コンピュータ解析により患部のＯＣＴ３次元断層画像がモニタ３７に表示される。ＯＣＴ画像は従来のＣＣＤカメラ等による画像に比べ、患部に

10

20

30

40

50

出血があっても血液や人体の皮膚などを透過して患部の状態が確認できる。

【0030】

このように装置本体30に設けられた治療用レーザ発光部32と、OCT解析部34のいずれかに、選択的に光学的に接続され自在に切換え可能とする事で、患部に広範囲なレーザ光を放射しての治療が行えると共に、ほぼ同時に患部の治療の進捗状況をOCT側に切換えて、3次元OCT観察画像により確認することが可能になる。

【0031】

図1のカテーテル6は人体の動脈、胃部、小腸、尿道、気管支内等に挿入可能なようにその直径は約3mm（ミリメートル）以下で、ピンホールが開かないように、丈夫でかつ柔軟性を有するフッ素樹脂等の適度な強度と柔軟性を有するように作られている。

10

【0032】

また、カテーテル6の内部に貫通する固定側光ファイバー1と回転側光ファイバー2は、屈曲自在なグラスファイバーであり、直径は0.2mm～0.4mm（ミリメートル）程度のものを使っている。

【0033】

図1に示される中空回転軸10の穴の直径は0.2mm～0.5mm（ミリメートル）であるが、中空回転軸10の材質は金属またはセラミックス材料であり、溶融金属の金型による引き抜き加工か、または焼成前のセラミックスの金型による押し出し加工で中空に成形され、硬化処理後に外周面は研磨加工法等により仕上げ加工されている。

20

【0034】

また、第1光路変換手段3を回転させる事により、360度全周の走査が行われるが、360度の走査範囲内に信号線や電線を全く設ける必要がないため、360度の欠落のないOCT画像を得ることができる。

【0035】

尚、本実施例において、第1モータ12の回転軸の軸線に対する第1光路変換手段3の傾斜角度を一定の範囲内で変化できるようにしてもよい。この傾斜角度を変化させる具体的な方法としては、例えば、第1光路変換手段3を支持バネによって支え、第1モータ12の回転数に応じて変化する遠心力によって、傾斜角度を変化させる方法が考えられる。このとき、プローブの位置を変えなく、患部により広範囲なレーザ光の放射を行えるとともに、3次元の空間分解能が高い全周観察画像を得ることができる。

30

【実施例2】

【0036】

次に、本発明に関わるレーザ放射式治療装置の実施形態2について説明する。

図5～図9は本発明に係るレーザ放射式治療装置の実施形態2を示している。

【0037】

図5は本発明の第2の実施の形態に係るレーザ放射式治療装置の先端に取付けるイメージング用プローブ38の断面図である。プローブの後端側から先端側にレーザ光または近赤外等の光線を導く固定側光ファイバー1は、十分に長いチューブ状のカテーテル6の内部に挿通され、光ファイバー固定具4により固定されている。

【0038】

40

固定側光ファイバー1の先端側には、回転側光ファイバー2が回転自在に設けられている。回転側光ファイバー2の先端には、略平面状のミラー等からなる第1光路変換手段3a、3bが第1モータ12により回転側光ファイバー2とは独立して回転自在に取り付けられ、第1中空軸10と第1光路変換手段3a、3bが一体的に回転する事でレーザ光31または近赤外光33の光線を図中矢印に示す全周方向に放射するよう構成している。

【0039】

回転側光ファイバー2と固定側光ファイバー1のそれぞれの端面は、5μm（ミクロン）程度の微小距離を隔てて対向し、回転する遮光板5、光ファイバー固定具4を含めて回転光コネクタ22を構成している。そして固定側ファイバー1と回転側光ファイバー2は、其々の断面は直角にかつ平滑に加工されており、また同軸上に位置しているので光線

50

が2つのファイバー間で減衰なく通過する事により、高い透過率が維持でき、ほとんど損失なく光学的に接続されている。

【0040】

また、回転側光ファイバー2の先端には固定側光ファイバー1を透過してきた光線を集光して回転しながら先端方向に、わずかな角度を付けて第1光路変換手段3a、3bに向けて放射するレンズまたはプリズムからなる第2光路変換手段20が取り付けられている。第2光路変換手段20は回転するため、その位置によって20a、20bと分けて記載している。

【0041】

第1モータ12は、モータケース8にモータコイル7、第1軸受9a、9bが固定され、ロータ磁石11が取り付けられた第1中空回転軸10が回転する。モータコイル7には図2に示す第1モータ駆動回路35から電線23を経由して電圧波形が印加され、回転する第1中空回転軸10には、第1光路変換手段3が取り付けられている。

【0042】

第2モータ19は、モータケース8に第2軸受18a、18bが取り付けられ、第2軸受18a、18bは第2中空軸13を回転自在に支えている。第2中空回転軸13は可振子14の略中心に開けられた穴に軽圧入される事で、可振子14と第2中空軸13の間には摩擦力が発生している。

【0043】

可振子14の外周には複数の電歪素子15が貼り付けられ、これらそれぞれの電歪素子15には電極16がそれぞれ形成されている。これら電極は、電線17により配線されており電圧が印加される。可振子14は、第2軸受18a、18bに対して回り止めがなされており、簡単な構成としては電線17が回り止めの機能を果たす場合もある。なお、この第2モータの構造は、一般的な超音波モータの構造であるため詳細な説明を省略する。

【0044】

図5では、第2光路変換手段20aから放射されたレーザ光31または近赤外光33の光線は、第1光路変換手段3aに反射され図中 $\theta 1$ の角度で放射されている状態を示している。この時、第1モータ12と第2モータ19とが、たとえば3600rpm（毎秒60回転）の同一回転数で回転すると、光線は第7図に示すように角度 $\theta 1$ のコーン状の全周に向けて放射される。

【0045】

図6では、第2光路変換手段20bから放射されたレーザ光31または近赤外光33の光線は、第1光路変換手段3bに反射され、図中 $\theta 2$ の角度で放射され状態を示している。この時、第1モータ12と第2モータ19とがたとえば3600rpm（毎秒60回転）の同一回転数で回転すると、光線は第8図に示すように角度 $\theta 2$ のコーン状の全周に向けて放射される。

【0046】

図5において第1モータ12の回転数をたとえば3600rpm（毎秒60回転）とし、第2モータ19の回転数を当初は第1モータ12と同じ3600rpmから減速し、3540rpm（毎秒59回転）の一定速度で回転させると、図7及び図8に示す光線の放射角は $\theta 1$ から $\theta 2$ に徐々に変化し、 $\theta 2$ から再び $\theta 1$ に戻る1サイクルを1秒間で繰り返すようになり、光線は図9に示す十分に広い立体範囲に均一に放射される。この場合、軸方向に光線が放射される長さは、図中Lsで表され、およそ3mm～5mm（ミリメートル）である。

【0047】

放射される光線は、図2に示す光種切換えアームまたはスライダ29の動作により、レーザ光接続部27と固定側光ファイバー1が接続された時には、レーザ光31は十分長い固定側光ファイバー1を通して、図5に示す第1光路変換手段3により光線の方向が変えられて、人体患部に放射され、体内脂肪の除去や癌細胞の消失を進行させる。

【0048】

次に、図 2 に示すように、光種切換えアームまたはスライダ 29 の動作により、近赤外光接続部 28 と固定側光ファイバー 1 が接続された時には、近赤外 33 は、近赤外発光接続部 28 と十分長い固定側光ファイバー 1 と回転側光ファイバーを通して第 2 光路変換手段 20 から放射され、さらに光線は第 1 光路変換手段 3 により光線の方向が変えられ、透光部 21 を通過して人体患部に放射され、患部から反射した近赤外光は、第 1 光路変換手段 3、第 2 光路変換手段 20、回転側光ファイバー 2、固定側光ファイバー 1 を通して OCT 解析部 34 に戻され、コンピュータ解析により患部の OCT 3 次元断層画像がモニタ 37 に表示される。

【0049】

図 9 において近赤外光 33 は 360 度の全周方向に放射され、光線は直径 D1 から D2 の距離範囲にピントが合い、光線密度が高くなるよう設定されている。

【0050】

本実施例によれば、装置本体 30 に設けられた治療用レーザ発光部 32 と、OCT 解析部 34 のいずれかに、選択的に光学的に接続され高速で自在に切換え可能とする事で、第 1 光路変換手段 3 を通して、患部に広範囲なレーザ光の放射を行い治療が行えると共に、ほぼ同時に患部の治療の進捗状況を、3 次元 OCT 観察画像により確認することができる。

【0051】

尚、本実施例では、2 つの回転モータと、2 つの光路変換素子と、回転光コネクタによって回転側と固定側とを光学的に接続した光ファイバーとの組合せによって、十分に広い立体範囲に、均一に光を放射するようにしたが、他にも、回転モータと直動モータと傾斜角度が一定ではない光路変換素子との組合せによるなど、様々な組合せによる構造で、光を立体範囲に放射できる。

【0052】

また、当然ながら、本発明は医療用途のみならず、他の様々な工業用途にも応用可能である。その場合に、本願明細書等で使用している「患部」及び「治療」等の語句は、レーザ光による処理対象或いは OCT による観察対象に対するものとして、広義の意味で解釈できる。

【産業上の利用可能性】

【0053】

本発明のレーザ放射式治療装置は、装置本体 30 に設けられた治療用レーザ発光部 32 と、OCT 解析部 34 のいずれかに、選択的に光学的に接続され自在に切換え可能とする事で、第 1 光路変換手段 3 を通して患部に広範囲なレーザ光の放射を行い治療を行うと共に、ほぼ同時に患部の治療の進捗状況を、3 次元 OCT 観察画像により確認することができ、これにより、特に医療現場での微細な病巣の診断や治療への活用が可能になると共に、医療用内視鏡装置以外の工業用レーザ加工機および OCT 診断装置にも、その適用が可能である。

【符号の説明】

【0054】

- 1 固定側光ファイバー
- 2 回転側光ファイバー
- 3a、3b 第 1 光路変換手段
- 4 光ファイバー固定具
- 5 遮蔽板
- 6 カテーテル（チューブ）
- 7 モータコイル
- 8 モータケース
- 9a、9b 第 1 軸受
- 10 第 1 中空回転軸
- 11 ロータ磁石

10

20

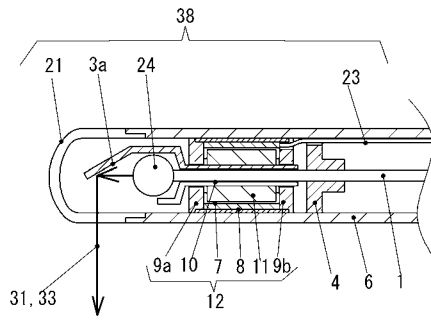
30

40

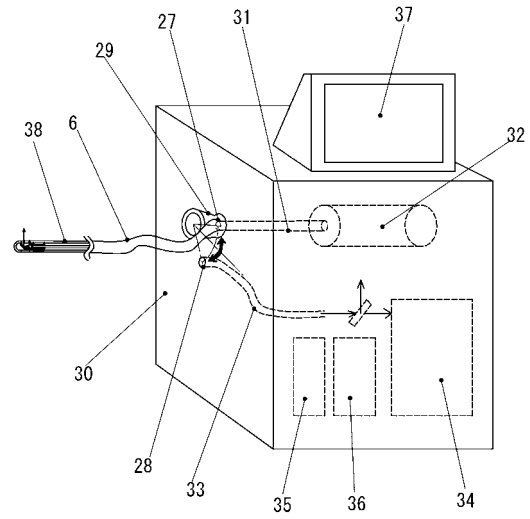
50

1 2	第 1 モーター	
1 3	第 2 中空軸	
1 4	可振子	
1 5	電歪素子	
1 6	パターン電極	
1 7、2 3	電線	
1 8 a, 1 8 b	第 2 軸受	
1 9	第 2 モーター	
2 0 a, 2 0 b	第 2 光路変換手段	
2 1	透光部	10
2 2	回転光コネクタ（光ロータリコネクタ）	
2 4	レンズ	
2 5	モータ束線	
2 6	光種切換え支点又はガイド	
2 7	レーザ発光接続部	
2 8	近赤外発光接続部	
2 9	光種切換えアーム又はスライダー	
3 0	装置本体	
3 1	レーザ光	
3 2	レーザ発光部	20
3 3	近赤外光	
3 4	O C T 解析部	
3 5	第 1 モーター駆動回路	
3 6	第 2 モーター駆動回路	
3 7	モニタ	
3 8	プローブ	

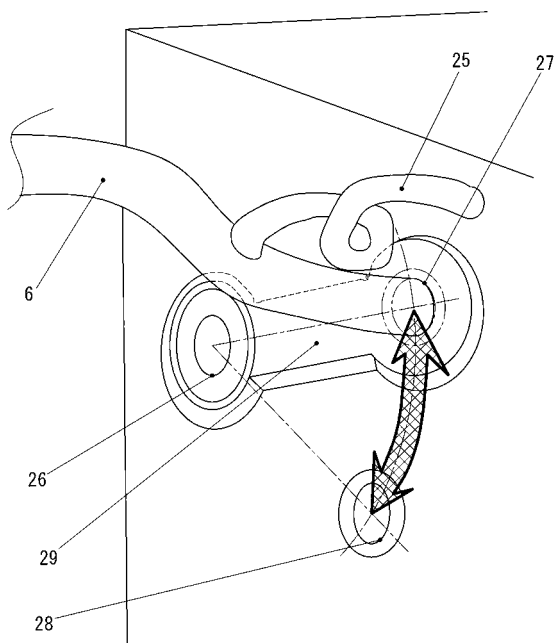
【図 1】



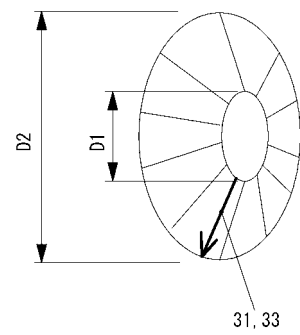
【図 2】



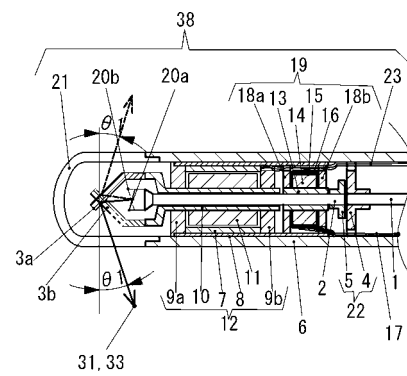
【図 3】



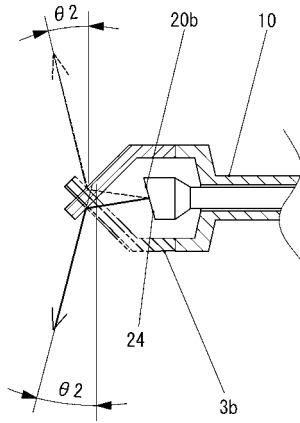
【図 4】



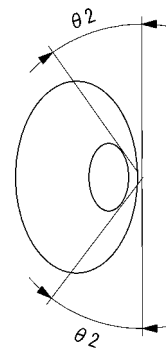
【図 5】



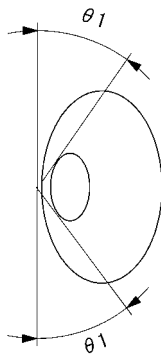
【図 6】



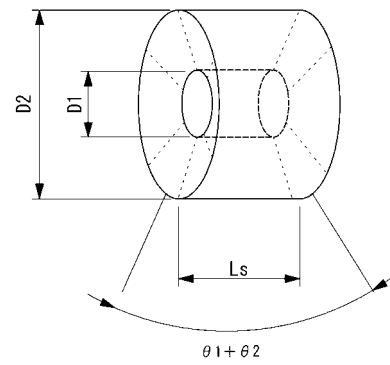
【図 8】



【図 7】



【図 9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C026 AA02 AA04 FF17 FF34 FF53
4C082 RA02 RA05 RE17 RE35 RE53
4C161 AA01 AA04 AA07 AA15 BB08 CC06 DD04 FF40 FF46 GG15
HH51 HH56 MM10 NN01 QQ03 QQ09 RR06 RR18 RR26