

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/188718

発行日 平成29年2月23日(2017.2.23)

(43) 国際公開日 平成26年11月27日(2014.11.27)

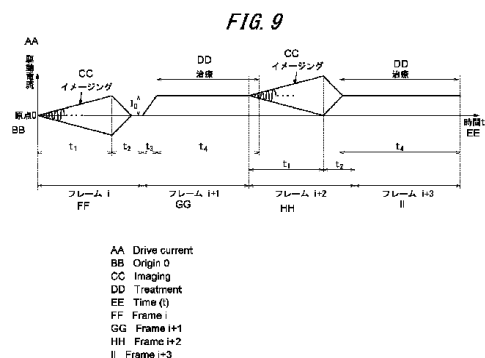
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300T	2H045
G02B 26/10 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	2H141
G02B 26/08 (2006.01)	A61B 1/00 300D	4C026
A61B 18/20 (2006.01)	A61B 1/00 300H	4C082
A61N 5/067 (2006.01)	G02B 26/10 109Z	4C161
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2015-518079 (P2015-518079)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/002672		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年5月21日(2014.5.21)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2013-107307 (P2013-107307)	(74) 代理人	100147485
(32) 優先日	平成25年5月21日(2013.5.21)		弁理士 杉村 憲司
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100147692
			弁理士 下地 健一
		(72) 発明者	嶋本 篤義
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	西村 淳一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H045 AE05 BA14 BA24
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 光走査デバイスおよび光ビームの走査方法

(57) 【要約】

光走査型内視鏡装置は、出射端部が揺動可能に保持され、光源部からの光を対象物に照射する照射用ファイバと、照射用ファイバの出射端部を駆動し、光源からの光を対象物に照射させる駆動機構とを備え、光源からの光により対象物の所望の領域を繰り返し走査するイメージング用の第1の照射モード(t_1 に対応)と、対象物の所望の領域から選択された指定領域を、時間的に隣接する各前記第1の照射モードの走査の間に照射する第2の照射モード(t_4 に対応)とを有し、第2の照射モードが開始されると、駆動機構に指定領域を照射するオフセット信号(I_0)を与え、第2の照射モードによる照射が繰り返される間は、オフセット信号を維持する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

出射端部が揺動可能に保持され、光源部からの光を対象物に照射する照射用ファイバと

、
前記照射用ファイバの前記出射端部を駆動し、前記光源からの光を前記対象物に照射させる駆動機構とを備え、

前記光源からの光により前記対象物の所望の領域を繰り返し走査するイメージング用の第 1 の照射モードと、前記対象物の前記所望の領域から選択された指定領域を、時間的に隣接する各前記第 1 の照射モードの走査の間に照射する第 2 の照射モードとを有し、前記第 2 の照射モードが開始されると、前記駆動機構に前記指定領域を照射するためのオフセット信号を与え、前記第 2 の照射モードによる照射が繰り返される間は、前記オフセット信号を維持するように構成されることを特徴とする光走査デバイス。

10

【請求項 2】

前記光源からの光の照射により、前記対象物から得られる光を検出する検出部を備え、

前記指定領域は、前記第 1 の照射モードによる前記検出部の出力に基づいて選択されることを特徴とする請求項 1 に記載の光走査デバイス。

【請求項 3】

前記第 1 の照射モードにおいて、前記駆動機構は前記対象物をスパイラル走査することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光走査デバイス。

【請求項 4】

20

前記光源部は、イメージング用の光源と特定用途用の光源とを備え、前記第 1 の照射モードではイメージング用の光源のみを用い、前記第 2 の照射モードでは少なくとも前記特定用途用の光源を用いることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

【請求項 5】

前記対象物は生体組織であり、前記特定用途用の光源は治療用光源であることを特徴とする請求項 4 に記載の光走査デバイス。

【請求項 6】

前記特定用途用の光源は、計測用光源であることを特徴とする請求項 4 に記載の光走査デバイス。

30

【請求項 7】

前記照射用ファイバは、それぞれ前記イメージング用の光源からの光と前記特定用途用の光源からの光とを導光する複数のコアを有するマルチコアファイバであることを特徴とする請求項 4 ～ 6 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

【請求項 8】

前記駆動機構は、前記光ファイバに取り付けられた磁石と、該磁石の周りに配置された複数の電磁コイルを含んで構成されることを特徴とする請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

【請求項 9】

前記駆動機構は、前記光ファイバを駆動する圧電駆動デバイスを含んで構成されることを特徴とする請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

40

【請求項 10】

前記第 1 の照射モードにおいて、前記検出部の出力に基づいて前記対象物を画像として表示する表示部と、該表示部に表示された画像上で前記指定領域を指定するための入力手段とを備え、前記入力手段により指定された前記指定領域に基づいて、前記オフセット信号を算出するように構成されることを特徴とする請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

【請求項 11】

出射端部が揺動可能に保持された照射用ファイバを振動駆動して、第 1 の光源からの光を対象物の所望の領域に繰り返し走査させ、

50

前記第 1 の光源からの光の走査により、前記対象物から得られる光を検出して画像情報を生成し、

前記画像情報に基づいて前記所望の領域から指定領域を選択し、

前記指定領域に前記照射用ファイバによる走査中心を変位させ、

前記第 1 の光源による前記所望の領域の各走査の間に、第 2 の光源からの光により前記指定領域を照射する光ビームの走査方法であって、

前記第 2 の光源により前記指定領域の照射を繰り返し行う間は、前記走査中心の変位を維持することを特徴とする走査方法。

【請求項 1 2】

前記走査はスパイラル走査であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の光ビームの走査方法。

10

【請求項 1 3】

前記第 1 の光源は、イメージング用の光源であり、前記第 2 の光源は特定用途用の光源を含むことを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の光ビームの走査方法。

【請求項 1 4】

前記対象物は生体組織であり、前記特定用途用の光源は治療用光源であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の光ビームの走査方法。

【請求項 1 5】

前記特定用途用の光源は、計測用光源であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の光ビーム走査方法。

20

【請求項 1 6】

前記照射用ファイバは、それぞれ前記第 1 の光源からの光と前記第 2 の光源からの光とを導光する複数のコアを有するマルチコアファイバであることを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 5 の何れか一項に記載の光走査デバイス。

【請求項 1 7】

前記照射用ファイバによる前記走査中心の変位は、前記光ファイバを電磁力で駆動することにより行うことを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 6 の何れか一項に記載の光ビームの走査方法。

【請求項 1 8】

前記照射用ファイバによる前記走査中心の変位は、前記光ファイバを圧電駆動デバイスを用いて駆動することにより行うことを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 6 の何れか一項に記載の光ビームの走査方法。

30

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

本出願は、2013年5月21日に出願された日本国特許出願2013-107307号の優先権を主張するものであり、この先の出願の開示全体をここに参照のために取り込む。

【技術分野】

【0002】

40

本発明は、光走査デバイスおよび光ビームの走査方法に関する。

【背景技術】

【0003】

医療用または工業用の光走査型内視鏡装置や光走査型顕微鏡などの、光走査デバイスでは、対象物の画像観察のみならず、複数の機能を併せ持った装置が求められている。例えば、医療用の光走査型内視鏡の分野では、イメージングに加えてレーザーアブレーション（ESD）等の治療が、内視鏡の挿入部を挿入し直さずに一つの装置でできることが望まれている。また、工業用の光走査型内視鏡では、イメージングに加えレーザ計測を一つの装置でできることが望ましい。さらに、光走査型顕微鏡では、生体試料を顕微鏡観察するだけでなく、光刺激を与えて観察できることが望ましい。

50

【 0 0 0 4 】

このため、特許文献 1 に開示されている光走査デバイスでは、先端部が揺動可能に保持されたファイバを用い、イメージングのためのレーザのスパイラル走査と治療用レーザの照射との双方を行うことが記載されている。図 1 5 は、従来技術による光走査デバイスにおいて、イメージングと治療とを並行して行う場合のビーム走査方法の時間変化を説明するタイムチャートである。この図において、フレーム i とフレーム $i + 2$ とはイメージングのためのフレームである。これらのフレームで、レーザの照射位置が、中心かららせん状の軌跡を描きながら半径を徐々に拡大する間 (t_1) レーザ走査を行い、軌道の半径が最大となったところでレーザの照射を停止して振幅が 0 に戻る。このとき振幅を 0 に戻すために、整定時間 (t_2) が必要となる。このようなスパイラル走査によって、円形領域の画像観察が可能になる。

10

【 0 0 0 5 】

一方、フレーム $i + 1$ および $i + 3$ では、円形領域内の治療領域に治療用レーザを照射する。治療領域は、スパイラル走査の円形領域の中心からはずれているため、光走査デバイスは、治療用の走査を行う場合は、オフセット信号 (直流信号) を印加しレーザ照射位置をオフセットさせる (t_3)。レーザ照射位置がオフセットされると、オフセット信号を加えた状態で、小さい振幅での周期信号 (交流信号) を加え、レーザ照射位置を、オフセット位置を中心に小さくスパイラル走査させる (t_4)。これによって、円形領域内の任意の位置への治療用レーザの照射が可能となる。治療用レーザの照射が終了すると、オフセット信号も停止しレーザ照射の位置は原点に戻る (t_5)。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特表 2 0 0 9 - 5 1 6 5 6 8 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の光走査デバイスによれば、各イメージングフレームの間に、治療用レーザの走査中心の位置を、イメージング用の円形領域の中心からオフセットさせ、さらに、治療用レーザの照射が終了するとオフセットを停止して、レーザの照射位置を原点に戻している。このため、各イメージングフレームの間で、オフセットをオン・オフさせる時間 (t_3 , t_5) が、その都度かかってくる。また、オフセットのオン・オフの直後には、ファイバの先端に不所望な振動が発生し、この振動を収束させる時間が必要となるため、オフセットのオン・オフにかかる時間 (t_3 , t_5) を簡単には短くすることはできない。

30

【 0 0 0 8 】

以上のようなことから、従来技術では、イメージングフレーム i 、フレーム $i + 2$ 等の間のフレーム $i + 1$, $i + 3$ で、治療用のレーザの照射時間 (t_4) を十分に長く確保することができなかった。その結果、治療用レーザを効率的に照射することができず、1 フレーム当たりの照射強度が弱かった。このような課題は、工業用の光走査型内視鏡や光走査型顕微鏡においても、同様に当てはまる。

40

【 0 0 0 9 】

したがって、これらの点に着目してなされた本発明の目的は、イメージング用の照射光の繰り返し走査の間に、イメージング領域内の指定領域へ、治療用、計測用、光刺激用等の照射光を効率よく照射できる光走査デバイスおよび光ビームの走査方法を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成する光走査デバイスの発明は、

出射端部が揺動可能に保持され、光源部からの光を対象物に照射する照射用ファイバと

50

、

前記照射用ファイバの前記出射端部を駆動し、前記光源からの光を前記対象物に照射させる駆動機構とを備え、

前記光源からの光により前記対象物の所望の領域を繰り返し走査するイメージング用の第１の照射モードと、前記対象物の前記所望の領域から選択された指定領域を、時間的に隣接する各前記第１の照射モードの走査の間に照射する第２の照射モードとを有し、前記第２の照射モードが開始されると、前記駆動機構に前記指定領域を照射するためのオフセット信号を与え、前記第２の照射モードによる照射が繰り返される間は、前記オフセット信号を維持するように構成されていることを特徴とするものである。

【００１１】

10

また、好適には、前記光走査デバイスは、前記光源からの光の照射により、前記対象物から得られる光を検出する検出部を備え、

前記指定領域は、前記第１の照射モードによる前記検出部の出力に基づいて選択されるように構成されている。

【００１２】

また、前記第１の照射モードにおいて、前記駆動機構は前記対象物をスパイラル走査することが好ましい。

【００１３】

さらに、前記光源部は、イメージング用の光源と特定用途用の光源とを備え、前記第１の照射モードではイメージング用の光源のみを用い、前記第２の照射モードでは少なくとも前記特定用途用の光源を用いることができる。ここで、前記対象物は生体組織であり、前記特定用途用の光源は治療用光源とすることができる。あるいは、前記特定用途用の光源は、計測用光源、例えば、レーザ計測用の近赤外光を用い、対象物としては生体組織の他、種々の計測対象物を用いることができる。

20

【００１４】

また、前記照射用ファイバは、それぞれ前記イメージング用の光源からの光と前記特定用途用の光源からの光とを導光する複数のコアを有するマルチコアファイバとしても良い。

【００１５】

また、前記駆動機構は、前記光ファイバに取り付けられた磁石と、該磁石の周りに配置された複数の電磁コイルを含んで構成することができる。あるいは、前記駆動機構は、前記光ファイバを駆動する圧電駆動デバイスを含んで構成しても良い。

30

【００１６】

さらに、光走査デバイスは、前記第１の照射モードにおいて、前記検出部の出力に基づいて前記対象物を画像として表示する表示部と、該表示部に表示された画像上で前記指定領域を指定するための入力手段とを備え、前記入力手段により指定された前記指定領域に基づいて、前記オフセット信号を算出するように構成されていても良い。

【００１７】

上記目的を達成する光ビームの走査方法の発明は、

出射端部が揺動可能に保持された照射用ファイバを振動駆動して、第１の光源からの光を対象物の所望の領域に繰り返し走査させ、

40

前記第１の光源からの光の走査により、前記対象物から得られる光を検出して画像情報を生成し、

前記画像情報に基づいて前記所望の領域から指定領域を選択し、

前記指定領域に前記照射用ファイバによる走査中心を変位させ、

前記第１の光源による前記所望の領域の各走査の間に、第２の光源からの光により前記指定領域を照射する光ビームの走査方法であって、

前記第２の光源により前記指定領域の照射を繰り返し行う間は、前記走査中心の変位を維持することを特徴とするものである。

【００１８】

50

好適には、前記走査はスパイラル走査である。

【 0 0 1 9 】

また、前記第 1 の光源は、イメージング用の光源であり、前記第 2 の光源は特定用途用の光源を含むことができる。また、前記対象物は生体組織であり、前記特定用途用の光源は治療用光源とすることができる。あるいは、前記特定用途用の光源は、計測用光源とすることができる。

【 0 0 2 0 】

さらに、前記照射用ファイバは、それぞれ前記第 1 の光源からの光と前記第 2 の光源からの光とを導光する複数のコアを有するマルチコアファイバとしても良い。

【 0 0 2 1 】

また、前記照射用ファイバによる前記走査中心の変位は、前記光ファイバを電磁力で駆動することにより行うことができる。あるいは、前記照射用ファイバによる前記走査中心の変位は、前記光ファイバを、圧電駆動デバイスを用いて駆動することにより行っても良い。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、第 2 の照射モードが開始されると、駆動機構に指定領域を照射するためのオフセット信号を与え、第 2 の照射モードによる照射が繰り返される間は、オフセット信号を維持するようにしたので、各時間的に隣接するイメージング用の走査の間に、イメージング領域内の指定領域へ、治療用、計測用、光刺激用等の照射光の単位照射当たりの照射時間を長くし、効率よく照射することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 第 1 実施の形態に係る光走査デバイスの一例である光走査型内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 の光走査型内視鏡本体を概略的に示す外観図である。

【 図 3 】 図 1 の光走査型内視鏡本体の先端部を示す断面図である。

【 図 4 】 図 3 の駆動機構を拡大して示す斜視図である。

【 図 5 】 図 1 の光走査型内視鏡装置の光源部の概略構成を示す図である。

【 図 6 】 図 1 の光走査型内視鏡装置の検出部の概略構成を示す図である。

【 図 7 】 イメージングを行う場合の走査波形を説明する図であり、(a) は x 軸方向の波形を、(b) は y 軸方向の波形を示す。

【 図 8 】 イメージングを行う場合の走査軌跡を示す図である。

【 図 9 】 イメージングと治療とを並行して行う場合の駆動機構に印加する駆動電流を示すタイムチャートである。

【 図 1 0 】 図 9 のフレーム $i + 2$ の走査波形を説明する図であり、(a) は x 軸方向の波形を、(b) は y 軸方向の波形を示す。

【 図 1 1 】 図 9 のフレーム $i + 2$ における x y 平面内での走査軌跡を示す図である。

【 図 1 2 】 第 2 実施の形態に係る光走査型内視鏡装置の照射用マルチコアファイバの断面図である。

【 図 1 3 】 図 1 2 の照射用マルチコアファイバを用いた場合の走査位置のオフセットを説明する図である。

【 図 1 4 】 図 1 2 の照射用マルチコアファイバを用い治療用レーザの走査位置を指定領域にオフセットした状態を説明する図である。

【 図 1 5 】 従来技術において、イメージングと治療とを並行して行う場合のビーム走査を説明するタイムチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

【 0 0 2 5 】

(第1実施の形態)

図1は、本発明の第1実施の形態に係る光走査デバイスの一例である光走査型内視鏡装置10の概略構成を模式的に示す図である。光走査型内視鏡装置10は、光走査型内視鏡本体20と、光源部30と、検出部40と、駆動電流生成部50と、制御部60と、表示部61と入力部62とを含んで構成される。光源部30と光走査型内視鏡本体20との間はシングルモードファイバである照射用ファイバ11により光学的に接続され、検出部40と光走査型内視鏡本体20との間はマルチモードファイバにより構成される複数の検出用ファイバ12により光学的に接続されている。また、駆動電流生成部50と光走査型顕微鏡本体20との間、並びに、制御部60と光源部30、検出部40、駆動電流生成部50、表示部61及び入力部62のそれぞれとの間は、配線ケーブルにより接続されている。

10

【0026】

照射用ファイバ11、検出用ファイバ12および駆動電流生成部50と光走査型内視鏡本体20とを接続する配線ケーブル13は、光走査型内視鏡本体20内を先端部まで導かれる。照射用ファイバ11は、光走査型内視鏡本体20の先端部内に照射光の出射端部(照射用ファイバ11の光源部30からの光を出射させる先端部)が揺動可能に保持される。この照射用ファイバ11は、観察対象物100(対象物)に光源部30からのレーザ光を照射することができる。また、配線ケーブル13は、光走査型内視鏡本体20の先端部内の駆動機構21に接続される。駆動機構21は、照射用ファイバ11の先端を振動駆動させることができる。検出用ファイバ12は、入射端部を光走査型内視鏡本体20の先端部の表面上に観察対象物100からの光を入射させるように配列され、受光した観察対象物100からの光を検出部40へ導光する。

20

【0027】

図2は、光走査型内視鏡本体20を概略的に示す概観図である。光走査型内視鏡本体20は、操作部22および操作部22の一端から延びる挿入部23を備える。操作部22には、光源部30からの照射用ファイバ11、検出部40からの検出用ファイバ12、および、駆動電流生成部50からの配線ケーブル13が、それぞれ接続されている。これら照射用ファイバ11、検出用ファイバ12および配線ケーブル13は、操作部22を通り、挿入部23内部を通じて挿入部23の先端に位置する先端部24(図2における破線部内の部分)まで導かれている。

30

【0028】

図3は、図2の光走査型内視鏡本体20の先端部24の断面図である。挿入部23を通ってきた照射用ファイバ11は、照射用ファイバ11を囲むように配置された角型チューブ71とともに、光走査型内視鏡本体20の先端部24の内壁に取り付けられた取付環26に固定され保持される。照射用ファイバ11は、取付環26により固定部11aで片持ち状態で保持され(図4参照)、ここから、照射光を出射する出射端部11cまでが、角型チューブ71内で揺動可能な揺動部11bとなっている。照射用ファイバ11の出射端部11cの前方には、照射用ファイバ11を出射した光が観察対象物100に集光されるように投影用レンズ25が設けられている。また、複数の検出用ファイバ12は、光走査型内視鏡本体20の挿入部23の外周を通るように配置され、その入射端部12aは、先端部24の先端の投影用レンズ25の周りに配列されている。一方、角型チューブ71は、四角柱の側面形状に形成され、各側面には、偏向磁場発生用のシート状の電磁コイル72a~72dがそれぞれ配置されている。この電磁コイル72a~72dは、駆動機構21の一部を構成するものである。

40

【0029】

図4は、図3の駆動機構21を拡大して示す斜視図である。照射用ファイバ11の揺動部11bには、照射用ファイバ11の長手方向に着磁された永久磁石73が取り付けられている。永久磁石73は、円柱状の磁石の軸に沿って照射用ファイバ11を貫通させるための貫通孔を設けたものである。また、上述の電磁コイル72a~72dは、永久磁石73の一方の極と対向して配置されている。図4では、電磁コイル72aと72bのみが表

50

示されているが、角型チューブ 71 の電磁コイル 72 a、72 b の配置された面と対向する面には、それぞれ、電磁コイル 72 c、72 d が配置されている。

【0030】

図 5 は、図 1 の光走査型内視鏡装置 10 の光源部 30 の概略構成を示す図である。光源部 30 は、それぞれ、赤、緑および青の三原色の CW（連続発振）レーザ光を射出する赤色光源 31、緑色光源 32 および青色光源 33 と、レーザ治療を行うための治療用光源 34（特定用途用の光源）と、各光源からの光を合波する合波部 35 と、合波部で合波された光を照射用ファイバ 11 に導光するための本体接続部 36 とを備える。ここで、赤色光源 31、緑色光源 32 および青色光源 33 は第 1 の光源を構成し、治療用光源 34 は第 2 の光源を構成する。赤色光源 31、緑色光源 32 および青色光源 33 としては、例えば、それぞれの波長が 640 nm、532 nm および 445 nm の半導体レーザを使用することができる。また、治療用光源 34 は、上記と異なる波長の光を射出する光源であり、例えば紫外線（～405 nm）レーザである。また、合波部 35 は、ダイクロイックミラーやファイバコンバイナ等を含んで構成される。さらに、本体接続部 36 は、ファイバコネクタ（FC）またはファイバカップリングレンズ等を用いて構成される。なお、赤色光源 31、緑色光源 32、青色光源 33 および治療用光源 34 は、配線ケーブルにより制御部 60 と接続されている。

10

【0031】

図 6 は、図 1 の光走査型内視鏡装置 10 の検出部 40 の概略構成を示す図である。検出部 40 は、それぞれ赤、緑および青の波長の光を検出する赤色受光器 41、緑色受光器 42、青色受光器 43 と、被検出光を各色の光に分波するための分波部 45 と、検出用ファイバ 12 からの被検出光を検出部 40 内に導光する本体接続部 46 とを備える。赤色受光器 41、緑色受光器 42 及び青色受光器 43 としては、例えば、各色の波長に対応したフィルタを備えたフォトダイオードを用いることができる。また、分波部 45 は、ダイクロイックミラーや回折格子等を用いて構成することができる。また、本体接続部 46 は、ファイバコネクタ（FC コネクタ）やファイバカップリングレンズを用いて構成することができる。なお、赤色受光器 41、緑色受光器 42 および青色受光器 43 の出力は、制御部 60 と配線ケーブルで接続されている。

20

【0032】

さらに、図 1 の制御部 60 は、光源部 30、検出部 40 および駆動電流生成部 50 を同期制御するとともに、検出部 40 により出力された電気信号を処理して、画像を合成し表示部 61 に表示する。また、入力部 62 から、光走査型内視鏡装置 10 に、走査速度や表示画像の明るさ等、種々の設定を行うことができる。

30

【0033】

次に、光走査型内視鏡装置 10 による、生体組織である観察対象物 100 の所望の領域のイメージングおよび治療について説明する。まず、観察対象物 100 のイメージングのために、制御部 60 の制御の下で、光源部 30 において、赤色光源 31、緑色光源 32 および青色光源 33 からの光が合波部 35 で合波され、照射用ファイバ 11 により光走査型内視鏡本体 20 の先端部 24 に導光される。これとともに、駆動電流生成部 50 が配線ケーブル 13 を介して駆動機構 21 を構成する電磁コイル 72 a～72 d に電流を印加する。ここで、電磁コイル 72 a、72 c と電磁コイル 72 b、72 d との間には、位相が 90 度異なり振幅が時間とともに拡大する電流を与える。これにより、照射用ファイバ 11 は先端部 11 c がらせんを描くように振動し、照射用ファイバ 11 を出射した光は、観察対象物 100 の表面上をスパイラル走査する（第 1 の照射モード）。

40

【0034】

図 7 は、イメージングを行う場合の走査波形を説明する図であり、（a）は x 軸方向の波形を、（b）は y 軸方向の波形を示す。ここでは、電磁コイル 72 a と 72 c とが対向する方向を y 軸方向、電磁コイル 72 b と 72 d とが対向する方向を x 軸方向とする。x 軸方向の波形と y 軸方向の波形とは、互いに位相を約 90 度ずらすように駆動される。電磁コイル 72 a～72 d への電流の印加により、照射用ファイバ 11 の出射端部 11 c の

50

振幅が徐々に大きく振動するため、観察対象物 100 上の走査波形も時間と共に拡大する。そして、振幅が最大値に達すると、光源部 30 は照射光の射出を停止し、駆動電流生成部 50 からの駆動電流も急速に 0 に戻る（図 7（a），（b）の破線部に対応する）。これにより、観察対象物 100 上での走査軌跡は図 8 のようになる。図 8 の 81 は走査中心を示している。

【0035】

観察対象物 100 上への照射光の照射により、反射光、散乱光または観察対象物 100 から発生する蛍光等の光（被検出光）が発生し、その一部は検出用ファイバ 12 の観察対象物 100 に向けられた入射端部 12a に入射する。この被検出光は、検出用ファイバ 12 により検出部 40 に導かれ、検出部 40 内で、分波部 45 によって分波され波長成分ごとに、赤色受光器 41、緑色受光器 42 および青色受光器 43 により検出される。

10

【0036】

制御部 60 は、駆動電流生成部 50 により印加する電流の波形、強度および位相等から走査経路上の走査位置の情報を算出するとともに、検出部 40 から出力された電気信号から、当該走査位置における観察対象物 100 の画素データを得る。制御部 60 は、走査位置と画素データの情報を順次記憶部（図示せず）に記憶し、走査終了後または走査中に補間処理等の必要な処理を行って観察対象物 100 の画像を生成し、表示部 61 に表示する。観察対象物 100 の走査を繰り返し行うことにより、動画像としてのデータが得られる。これによって、表示部 61 上で治療すべき患部を確認することが可能になり、スパイラル走査された領域の中から治療すべき指定領域を指定することができる。例えば、図 8 の照射光による走査範囲から、指定領域 82 を指定できる。なお、この指定領域 82 の指定は、光走査型顕微鏡装置 10 の使用者が表示部 61 を見ながら指定しても良いし、制御部 60 が画像を分析して自動的に特定することも可能である。

20

【0037】

次に、指定領域 82 について制御部 60 から治療が指示されると、各時間的に隣接するイメージングのための繰り返し走査の間に、光源部 30 の治療用光源 34 を用いた治療用のレーザ照射が行われ、イメージングと治療とが並行して行われる。以下に、イメージングと治療とを並行して行う場合の駆動機構 21 に印加する駆動電流を、図 9 を用いて説明する。ここで、図 9 は、治療を行う指定領域が走査中心 81 の x 軸方向にあるとした場合の、x 軸方向に磁場を印加する電磁コイル 72b、72d の駆動電流のタイムチャートである。

30

【0038】

図 9 のフレーム i は、治療が開始される前の状態のイメージングを行うイメージングフレームである。一つのイメージングフレームの長さは、例えば、1/30 秒である。治療用レーザの照射が行われなときは、このイメージングフレームが繰り返し実行される。次に、治療用のレーザの照射が指示されると、フレーム i の次にイメージングフレームと同じ長さ（すなわち、1/30 秒）で、治療を行う治療フレームを実行し、以降はイメージングと治療とが交互に行われる。すなわち、図 9 において、フレーム i、i+2 はイメージングフレームであり、フレーム i+1、i+3 は治療フレームである。

40

【0039】

フレーム i では、スパイラル走査によるイメージング（ t_1 ）の後、振幅を 0 に収束させるための整定時間（ t_2 ）が必要となる。振幅の最大値から振幅を急峻に 0 に戻すと、照射用ファイバ 11 に不所望な振動が発生する。この振動の減衰にかかる時間のため、整定時間（ t_2 ）にはある程度の無視できない時間が必要となる。次に、フレーム i+1 で、照射用ファイバ 11 の振動中心を x 軸方向の指定領域 82 を照射する方向まで変位させるために、電磁コイル 72b、72d に直流電流（オフセット信号（ I_0 ））を印加する。この振動中心の変位（オフセット）が完了するまでの時間（ t_3 ）の後、光源部 30 の治療用光源 34 から治療用レーザの照射が行われる（ t_4 ）。

【0040】

治療用レーザの照射時には、駆動機構 21 の電磁コイル 72a ~ 72d にイメージング

50

フレームの場合よりも振幅の小さい交流電流を与え、観察対象の所望の領域内の一部分の領域（指定領域）を照射する（第２の照射モード）。あるいは、治療用フレームの間で駆動機構２１に交流電流を印加せず、したがって、指定領域８２の単一スポットのみに照射しても良い（図９では、治療時の駆動機構２１に印加する電流を簡単のために直線で示している）。

【００４１】

治療フレーム $i + 1$ の後、再びイメージングフレーム $i + 2$ に入ると、光源部３０の赤色光源３１、緑色光源３２、青色光源３３より照射光が出射されるとともに、観察対象物１００のスパイラル走査が開始される。ここで、電磁コイル７２ｂ、７２ｄに印加されている直流電流はそのまま維持され、従って、観察対象物１００上の走査中心８１の位置が変位した状態もそのまま維持される。

10

【００４２】

図１０は、図９のフレーム $i + 2$ の走査波形を説明する図であり、（ａ）はｘ軸方向の波形を、（ｂ）はｙ軸方向の波形を示す。ｘ軸方向には電磁コイル７２ｂ、７２ｄと永久磁石７３との間に働く電磁力の直流成分により、振動中心が変位している。このため、観察対象物１００上の走査軌跡は、図１１のように指定領域８２に走査中心８１が一致し、これを中心とするスパイラル走査となる。このため、表示部６１による表示画像も治療を行う指定領域８２が中心に表示される。

【００４３】

また、フレーム $i + 2$ におけるイメージング用のスパイラル走査の振幅が、指定領域８２の大きさよりも小さい間（すなわち、図１１で走査位置が指定領域８２の内側にある間）、イメージングと同時に、治療用レーザの照射を継続して行うことができる。スパイラル走査では、振幅の小さい走査中心８１の近傍では周辺部に比べてサンプリングが密になる。イメージングのみの場合は、この走査中心の近傍の画素の一部が使用されないで無駄になるが、治療用レーザの照射では振幅の小さい位置での走査を有効に利用できる。したがって、図９に示すように、治療用レーザによる治療時間（ t_4 ）はフレーム $i + 1$ のオフセット後から、フレーム $i + 2$ のスパイラル走査の初期段階まで、イメージングの時間（ t_1 ）と一部重複して行うことができる。その結果、従来技術に比べ治療用レーザの照射時間を長くすることができる。

20

【００４４】

また、イメージングフレーム $i + 2$ の後、フレーム $i + 3$ の治療フレームに移る際も、振動中心を変位させる必要が無いので、駆動機構２１の電磁コイル７２ｂ、７２ｄに印加する直流電流（オフセット信号（ I_0 ））を変化させる必要が無い。したがって、フレーム $i + 1$ で必要とされたオフセットを駆動する時間（ t_3 ）は不要となる。本発明者らが、オフセット信号後の照射用ファイバ１１の収束にかかる時間を、運動方程式から算出したところによれば、約２０ｍｓかかることがわかっている。したがって、例えば、１フレームのフレーム長を約３３ｍｓ（３０ｆｐｓ）とすると、本発明は治療時間（ t_4 ）を確保するのに極めて有効である。さらに、スパイラル走査によるイメージング時間（ t_1 ）の後、振幅を０に戻すための整定時間（ t_2 ）中で照射用ファイバ１１の振動がある程度収束したところで、治療用レーザの照射を開始することができる。これにより、フレーム $i + 3$ では、さらに長い治療時間 t_4 を確保することができるので、全体としての治療用レーザの照射強度を高めることができる。

30

40

【００４５】

フレーム $i + 3$ 以降においても、使用者が入力部６２を通じて指示することにより、あるいは、制御部６０がイメージングで取得した画像データから判断することにより、治療が停止されるまで、駆動機構２１の電磁コイル７２ｂ、７２ｄに印加される直流電流（オフセット信号（ I_0 ））は維持される。

【００４６】

以上説明したように、本実施の形態によれば、光源部３０の赤色光源３１、緑色光源３２および青色光源３３からの照射光により観察対象物１００の所望の領域をイメージング

50

のために繰り返し走査する第 1 の照射モードと、出力された信号に基づいて、所望の領域から選択された指定領域 8 2 を、時間的に隣接するイメージングのための各走査の間に、治療用光源 3 4 からの治療用レーザで照射する第 2 の照射モードとを有し、第 2 の照射モードの開始が指示されると、指定領域 8 2 の照射のために駆動機構 2 1 の電磁コイルに直流電流によるオフセット信号 (I_0) を与え、第 2 の照射モードの繰り返しの間は、このオフセット信号 (I_0) を維持するようにしたので、イメージングのための走査と治療用のレーザ照射との間で、走査中心の位置の切り替え (オフセットのオン・オフ) にかかる時間が不要になり、単位フレーム当たりの治療用のレーザ光を照射する時間を長くすることが出来るので、イメージング領域内の指定領域 8 2 へ、治療用の光を効率よく照射することが可能になる。

10

【0047】

さらに、オフセット信号 (I_0) を維持することにより、走査中心 8 1 と治療対象である指定領域 8 2 の中心とが一致するので、イメージング用のスパイラル走査の振幅が小さいときは、同時に治療用レーザの照射を行うことができるので、さらに治療用レーザの照射時間を長くすることができる。これによって、イメージングフレームのフレームレートを高く保ったまま、単位フレームあたりの治療用レーザの照射総エネルギーを強くすることができる。

【0048】

なお、本実施の形態において、走査中心 8 1 を変位させる指定領域 8 2 の方向を、一組の電磁コイル 7 2 b、7 2 d が対向する方向である x 軸方向としたが、走査中心を変位させる方向は、x y 平面の何れの方

20

【0049】

(第 2 実施の形態)

図 1 2 は、第 2 実施の形態に係る光走査型内視鏡装置の照射用マルチコアファイバの断面図である。第 2 実施の形態では、第 1 実施の形態において、シングルコアファイバである照射用ファイバ 1 1 に代えて、照射用マルチコアファイバ 9 1 を用いる。照射用マルチコアファイバ 9 1 は、イメージング用コア 9 2 と 4 つの治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d とを有する。イメージング用コア 9 2 は、照射用マルチコアファイバ 9 1 の中心に位置し、治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d は、イメージング用コア 9 2 から略等距離離れた位置に、互いに 90 度ずつ離れて配置される。

30

【0050】

また、この場合の光源部は、図 5 で示した光源部 3 0 とは異なり、赤色光源 3 1、緑色光源 3 2 および青色光源 3 3 を合波部 3 5 で合波して、イメージング用コア 9 2 に接続するとともに、治療用光源 3 4 を 4 つ用意し、それぞれを治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d に接続する。その他の構成は、第 1 実施の形態と同様であるので、同一または対応する構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

40

【0051】

次に、図 1 2 の照射用マルチコアファイバ 9 1 を用いて観察対象物 1 0 0 を照射する場合の観察および治療の手順について説明する。まず、イメージングフレームでは、イメージング用コア 9 2 を用いて、図 9 と同様に照射光を観察対象物 1 0 0 上で走査させる。図 1 3 は、図 1 2 の照射用マルチコアファイバ 9 1 による観察対象物 1 0 0 の走査を示す図

50

である。これによれば、照射用マルチコアファイバ 9 1 のスパイラル走査により、イメージング用コア 9 2 の走査中心を中心とするイメージング領域 9 4 が走査される。(9 2 ' , 9 3 a ' ~ 9 3 d ' は、それぞれ、イメージング用コア 9 2 、治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d からの静止時の光の照射位置を示す。) これによって、イメージング領域 9 4 の各走査位置の画素データが検出部 4 0 により検出され、制御部 6 0 で画像生成され、表示部 6 1 に表示される。そして、入力部 6 2 からの使用者の選択により、あるいは、制御部 6 0 が取得した画像データから判断することによって治療すべき指定領域 9 5 が指定される。

【 0 0 5 2 】

次に、時間的に隣接するイメージングフレームの間に、指定領域 9 5 に治療用レーザを照射する場合を説明する。この場合は、照射用マルチコアファイバ 9 1 の中心に位置するイメージング用コア 9 2 ではなく、走査が停止しているときに指定領域 9 5 に最も近い位置を照射する治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d の一つが選択される。図 1 3 の例では、指定領域 9 5 に最も近い位置を照射するのは治療用コア 9 3 a なので、イメージングフレームにおけるスパイラル走査の整定時間の後の治療用フレームでは、治療用コア 9 3 a が指定領域 9 5 を照射するように、駆動機構 2 1 に直流電流 (オフセット信号) が印加される。図 1 4 は、図 1 2 の照射用マルチコアファイバ 9 1 を用い、治療用レーザの照射位置 9 3 a ' を指定領域 9 5 の中心に変位させた状態を説明する図である。このオフセット信号を印加した状態で、さらに駆動機構に小さい振幅の交流電流を印加することによって、指定領域 9 5 に治療用レーザの照射を行う。

【 0 0 5 3 】

治療用レーザの照射後、再びイメージングフレームに戻ると、駆動機構 2 1 の直流信号を維持したまま、イメージング用コア 9 2 からイメージング用の照射光を照射するとともに、スパイラル走査を行う。以降、治療用レーザの照射が中止されるまで、各時間的に隣接するイメージングフレームの間で治療用レーザの照射を行い、その間は駆動機構 2 1 に印加されるオフセット信号が維持される。この場合、第 1 実施の形態とは異なり、イメージングの際の走査中心は、指定領域 9 5 と一致しない。

【 0 0 5 4 】

本実施の形態によれば、第 1 実施の形態と同様に、最初の治療用フレームで走査位置を変位させた後は、イメージングフレームと治療用フレームとの間で、走査中心の位置の切り替え (オフセットのオン・オフ) にかかる時間が不要になり、治療用レーザを照射する時間を長くすることが出来るので、イメージング領域内の指定領域 8 2 へ、治療用の光を効率良く照射することが可能になる。さらに、4 つの治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d のうち照射位置が指定領域 8 2 に最も近いものを選択できるので、駆動機構 2 1 に印加する直流電流 (オフセット信号) により走査中心を変位させる距離を小さくすることができる。したがって、シングルコアファイバを用いた場合に比べ、駆動電流を小さくすることができ、より安定した走査が可能になる。

【 0 0 5 5 】

なお、本実施の形態において、照射用マルチコアファイバ 9 1 のイメージング用コア 9 2 および治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d の数および配置は例示に過ぎず、これ以外に幾多のコアの配置が可能である。また、イメージング用コア 9 2 と治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d とを固定する必要は無く、イメージング用の光源と治療用の光源とを光源部 3 0 で切り替えることも可能である。また、治療用光源 3 4 は 1 台のみ用意し、使用する治療用コア 9 3 a ~ 9 3 d の一つに切り替えて接続するようにしても良い。

【 0 0 5 6 】

また、本発明は、上記実施の形態にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更が可能である。例えば、駆動機構は、電磁コイルと磁石を用いたものに限られず、圧電素子 (圧電駆動デバイス) を用いたものでも良い。例えば、照射用ファイバの軸に沿う方向に伸縮可能な 4 つの圧電素子を、照射用ファイバの揺動部の x 方向および y 方向にそれぞれ対向して配置し、対抗する圧電素子に逆位相の振動電圧を印加することにより、照射用ファイバを振動駆動することができる。その場合、駆動電流生成部に代えて、制御部が

らの制御により圧電素子に駆動電圧を供給する駆動電圧生成部を設ける。

【 0 0 5 7 】

また、イメージングを行う走査方法はスパイラル走査に限られず、ラスタ走査やリサーチ走査に適用することも可能である。その場合も、イメージング用の第 1 の照射モードと第 2 の照射モードとの間で、その都度走査位置をシフトしないで良いので、第 2 の照射モードによる効率的な照射が可能になる。しかし、スパイラル走査の場合は、走査終了時に照射光の照射方向が必ず原点に戻る走査方法であるから、本発明を適用して走査中心を指定領域にシフトさせると、そのまま指定領域の観察が可能になるので、より効率的である。

【 0 0 5 8 】

さらに、第 1 の照射モードとしては、イメージング用の青色、緑色、赤色の各光源からの光に加え、あるいは、それらに代えて、NBI 観察、蛍光観察に適した波長の光（計測用の光）を照射し、対象物、例えば、人体の患部の画像を目視観察ないしは、画像分析することにより、治療すべき部位を特定し、治療を実施するための指定領域を決定することも可能である。また、第 2 の照射モードとして、治療用の光に加え、あるいは、治療用の光に代えて上記のような計測用の波長の光を照射して、指定領域の計測を行えるようにしても良い。このように、本発明では、治療用途に限らず、計測用途にも応用が可能であり、計測のみ、或いは計測と治療の両方を行うことも可能である。

【 0 0 5 9 】

また、本発明は治療用の光走査型内視鏡装置のみならず、工業用の光走査型内視鏡において、イメージングおよび特定領域の計測を行う場合や、光走査型顕微鏡においてイメージングおよび特定領域に光刺激を与える場合など、種々の装置に適用することが可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

- 1 0 光走査型内視鏡装置
- 1 1 照射用ファイバ
- 1 2 検出用ファイバ
- 1 3 配線ケーブル
- 2 0 光走査型内視鏡本体
- 2 1 駆動機構
- 2 2 操作部
- 2 3 挿入部
- 2 4 先端部
- 2 5 投影用レンズ
- 3 0 光源部
- 4 0 検出部
- 5 0 駆動電流生成部
- 6 0 制御部
- 6 1 表示部
- 6 2 入力部
- 7 1 角型チューブ
- 7 2 a ~ 7 2 d 電磁コイル
- 7 3 永久磁石
- 8 1 走査中心
- 8 2 指定領域
- 9 1 照射用マルチコアファイバ
- 9 2 イメージング用コア
- 9 3 a ~ 9 3 d 治療用コア
- 9 4 イメージング領域

10

20

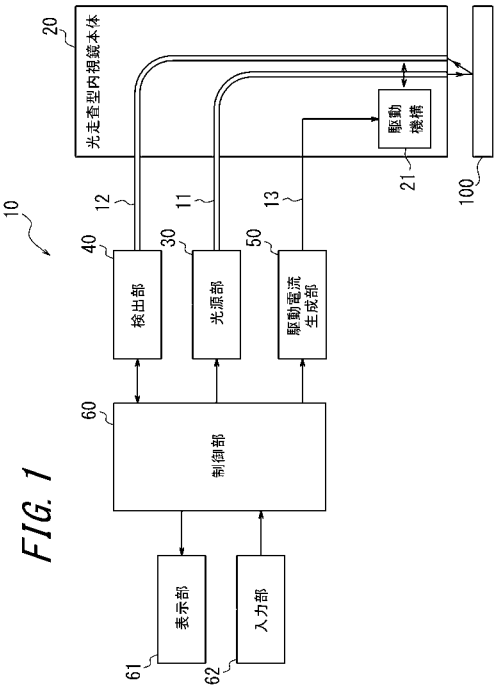
30

40

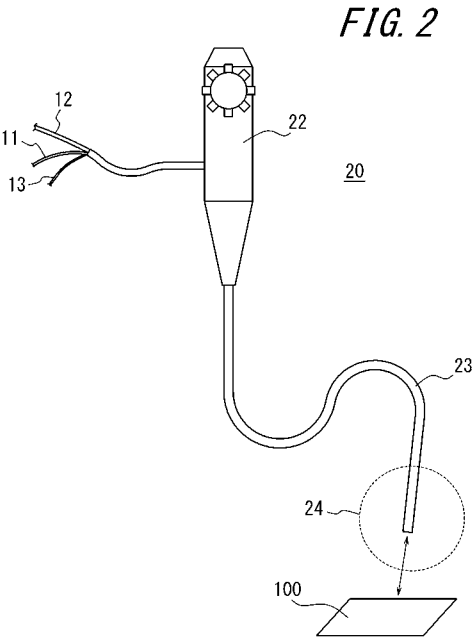
50

9 5 指定領域
1 0 0 觀察対象物

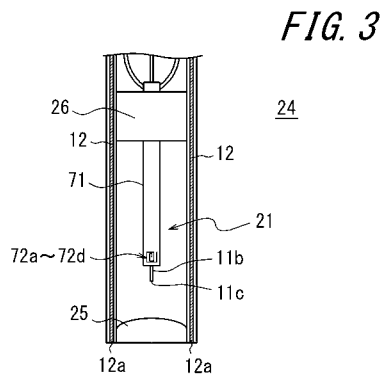
【 図 1 】



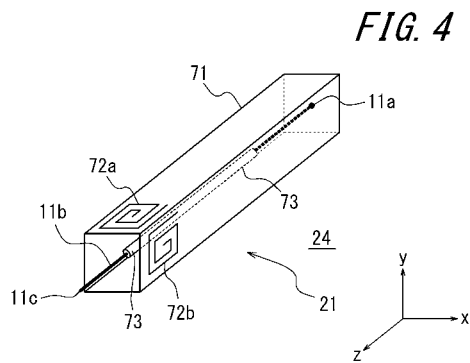
【 図 2 】



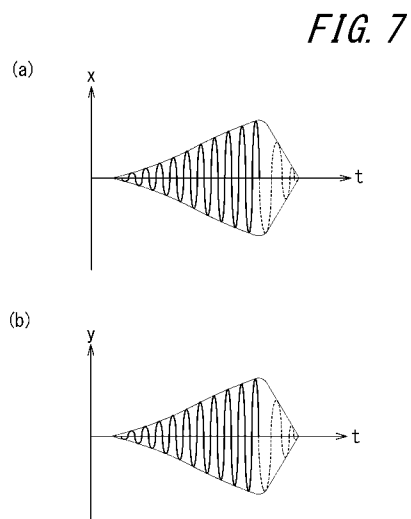
【図 3】



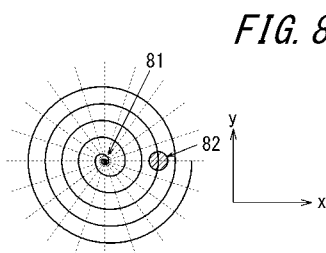
【図 4】



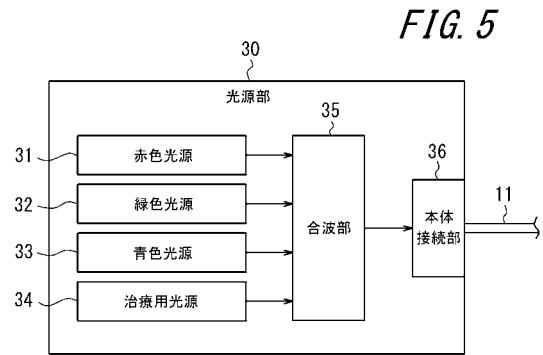
【図 7】



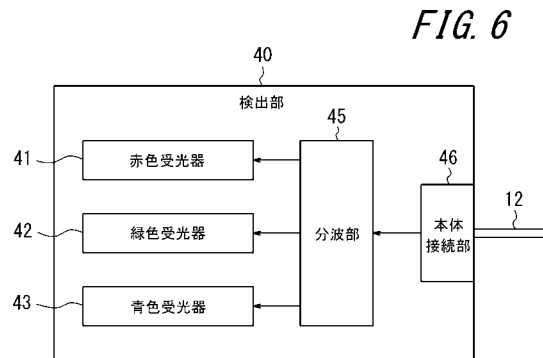
【図 8】



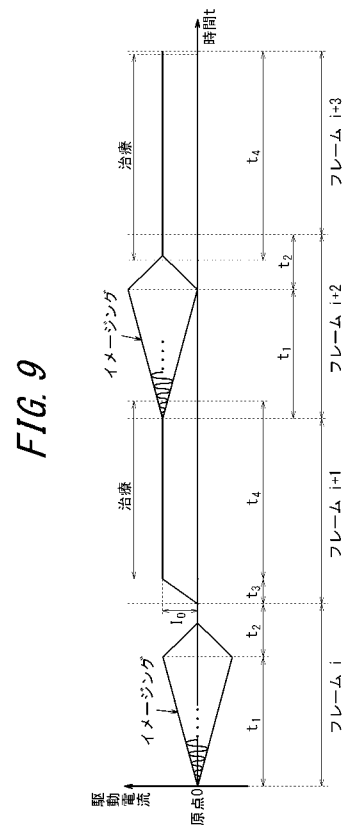
【図 5】



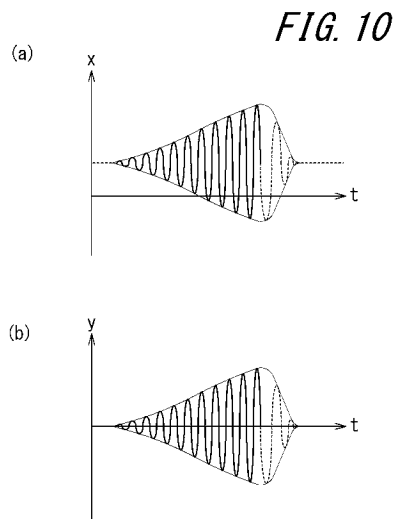
【図 6】



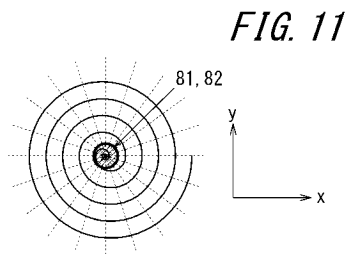
【図 9】



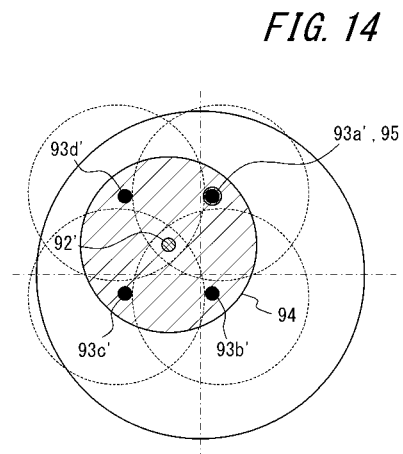
【図 10】



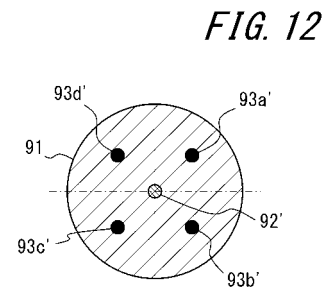
【図 11】



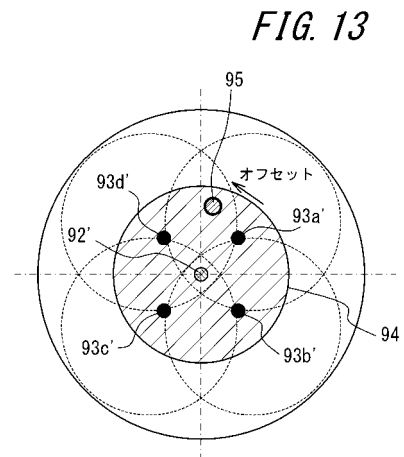
【図 14】



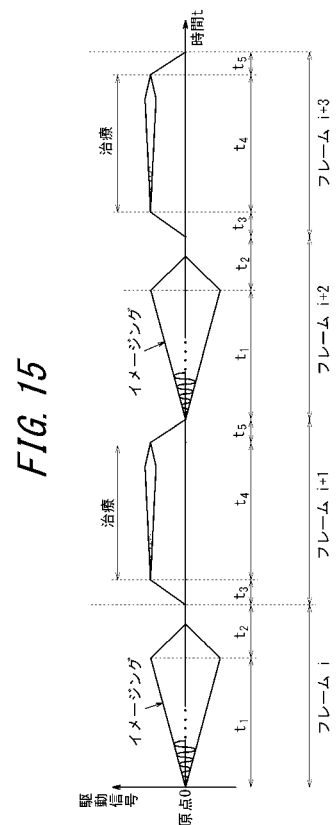
【図 12】



【図 13】



【図 15】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/002672

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, G02B23/24(2006.01) i, G02B26/10(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, G02B23/24, G02B26/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-516568 A (UNIVERSITY OF WASHINGTON), 23 April 2009 (23.04.2009), paragraph [0059]; fig. 5E, 5F & US 2009/0028407 A1 & EP 1954193 A1 & WO 2007/067163 A1	1-10
A	JP 2011-115252 A (Hoya Corp.), 16 June 2011 (16.06.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2011-45461 A (Hoya Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), paragraph [0010]; fig. 2, 4 to 7 (Family: none)	5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 August, 2014 (12.08.14)Date of mailing of the international search report
26 August, 2014 (26.08.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/002672

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-125404 A (Olympus Corp.), 30 June 2011 (30.06.2011), paragraphs [0097] to [0106]; fig. 1, 8 & US 2012/0241620 A1 & WO 2011/074447 A1	6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/002672

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 11-18
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/002672

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The inventions relating to a scan method as set forth in Claims 11 to 18 possibly include a method which comprises light scanning during a treatment using a therapeutic light source and during using a device in the human body. Also, these inventions possibly comprise a step for "selecting a specified area - - -" for determining the body conditions such as pathogenic conditions or health conditions of a human subject for medical purposes. Thus, these inventions pertain to surgery or therapy methods to be conducted on the human body and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2014/002672	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B26/10(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24, G02B26/10			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-516568 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2009.04.23, 段落【0059】、図5E、5F & US 2009/0028407 A1 & EP 1954193 A1 & WO 2007/067163 A1	1-10	
A	JP 2011-115252 A (HOYA株式会社) 2011.06.16, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10	
A	JP 2011-45461 A (HOYA株式会社) 2011.03.10, 段落【0010】、 図2、4-7 (ファミリーなし)	5	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 12.08.2014		国際調査報告の発送日 26.08.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 0 2 6 7 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-125404 A (オリンパス株式会社) 2011.06.30, 段落【0097】-【0106】、図1、8 & US 2012/0241620 A1 & WO 2011/074447 A1	6

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 0 2 6 7 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 11-18 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項11-18の走査方法の発明は、治療用光源による治療をしている最中及び人体内で装置を使用している最中に光を走査する方法を含み得、また、「・・・指定領域を選択」という、医療目的で人間の病状や健康状態等の身体状態を判断する工程を含み得ることから、人の身体の手術及び診断方法に関するものであって、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B	26/08	F
A 6 1 B	17/36	3 5 0
A 6 1 N	5/06	E

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

F ターム(参考) 2H141 MA12 MB31 MC05 MD13 ME01 ME06 ME09 ME13 ME23 ME24
 ME25 MF01
 4C026 AA01 FF17 FF51 HH01 HH17
 4C082 RA05 RE17 RE51 RL01 RL17
 4C161 BB01 FF40 FF46 GG01 HH54 HH56 MM10 NN01 QQ02 QQ04
 QQ07

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光学扫描装置和光束扫描方法		
公开(公告)号	JPWO2014188718A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2015518079	申请日	2014-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	嶋本篤義 西村淳一		
发明人	嶋本 篤義 西村 淳一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B26/10 G02B26/08 A61B18/20 A61N5/067		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00172 A61N5/01 A61N5/0603 A61N2005/063 A61N2005/067 G02B23/2407		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61B1/00.300.H G02B26/10.109.Z G02B26/08.F A61B17/36.350 A61N5/06.E		
F-TERM分类号	2H045/AE05 2H045/BA14 2H045/BA24 2H141/MA12 2H141/MB31 2H141/MC05 2H141/MD13 2H141/ME01 2H141/ME06 2H141/ME09 2H141/ME13 2H141/ME23 2H141/ME24 2H141/ME25 2H141/MF01 4C026/AA01 4C026/FF17 4C026/FF51 4C026/HH01 4C026/HH17 4C082/RA05 4C082/RE17 4C082/RE51 4C082/RL01 4C082/RL17 4C161/BB01 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/HH56 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07		
代理人(译)	杉村健二 下地健一		
优先权	2013107307 2013-05-21 JP		
其他公开文献	JP6270829B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光学扫描内窥镜装置具有发射端部，该发射端部以可摆动的方式被保持，驱动发射光纤，该发射光纤用来自光源部的光照射物体，并且驱动照射光纤的发射端部以从光源发射光。它配备有驱动装置，该驱动装置用光照射物体，以及用于成像的第一照射模式（对应于 t_1 ），以用来自光源的光和期望的物体重复扫描物体的期望区域。从具有第二照射模式（对应于 t_4 ）的区域中选择的指定区域，该区域用于在时间上彼此相邻的每个第一照射模式的扫描期间进行照射 当开始照射模式时，用于照射指定区域的偏移信号（ I_0 ）被提供给驱动机构，并且在重复第二照射模式下的照射的同时保持偏移信号。

