

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-528128

(P2009-528128A)

(43) 公表日 平成21年8月6日(2009.8.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36	3 5 O 2 H 0 4 5
G 0 2 B 26/08 (2006.01)	G 0 2 B 26/08	F 2 H 1 3 7
G 0 2 B 26/10 (2006.01)	G 0 2 B 26/10	C 2 H 1 4 1
G 0 2 B 6/42 (2006.01)	G 0 2 B 6/42	4 C 0 2 6
H 0 1 S 5/022 (2006.01)	H 0 1 S 5/022	4 C 0 8 2
	審査請求 有 予備審査請求 未請求	(全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-557247 (P2008-557247)  
 (86) (22) 出願日 平成18年3月3日 (2006.3.3)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年9月2日 (2008.9.2)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/007704  
 (87) 国際公開番号 WO2007/106075  
 (87) 国際公開日 平成19年9月20日 (2007.9.20)

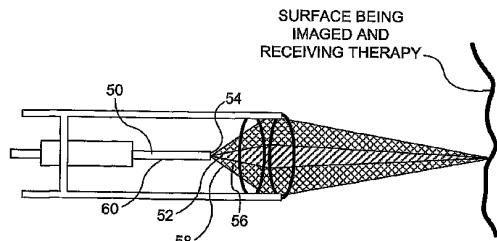
(71) 出願人 502457803  
 ユニヴァーシティ オブ ワシントン  
 アメリカ合衆国 98105-4608  
 ワシントン州 シアトル 11 アベニュー  
 ノースイースト 4311 スイート  
 500  
 (74) 代理人 100077481  
 弁理士 谷 義一  
 (74) 代理人 100088915  
 弁理士 阿部 和夫  
 (72) 発明者 エリック ザイベル  
 アメリカ合衆国 98117 ワシントン  
 州 シアトル 34 アベニュー ノース  
 ウエスト 6702

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】多クラッド光ファイバ走査器

## (57) 【要約】

多クラッド光ファイバは、患者の身体内の部位を撮像するための走査器で使用される可視光を伝えるコアと、部位に対して治療を行うために使用される赤外光などの高出力の光を伝える内側クラッドとを含む。多クラッド光ファイバの遠位端は、撮像するか治療を行うとき、アクチュエータを使用して部位を走査するように動かされる。高出力の光は、いくつかの異なる技術を使用して、光ファイバの近位端から内側クラッドの中へ結合される。いくつかの技術は、高出力の光を内側クラッドの中へ向けるためにアキシコンを使用するが、一方で、可視光はコアの中へ直接結合される。他の技術は、高出力の光を多モードファイバのコアから多クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ伝えるために、多モード光ファイバを多クラッド光ファイバと接合関係で使用する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

患者の身体内の部位の撮像および前記部位に対して光学治療を行うことを可能にする方法であって、

(a) 撮像用光源からの撮像光を、多クラッド光ファイバのコアを通して前記多クラッド光ファイバの近位端からこれの遠位端に伝えるステップと、

(b) 前記部位を走査するように前記多クラッド光ファイバの前記遠位端を動かすステップと、

(c) 前記部位を前記撮像光で走査することで生じた前記部位からの光を検出し、さらに前記光の検出に応じて、前記部位の像を作るために使用される信号を生成するステップと、

(d) 前記患者の身体の外に配置された治療用光源から前記多クラッド光ファイバの内側クラッドを通して前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に治療光を伝えるステップであって、前記治療光が前記撮像光よりも実質的に高出力であるステップと、

(e) 前記治療光を前記部位の所望の領域の方へ向けるように前記多クラッド光ファイバの前記遠位端を選択的に走査するステップと

を含むことを特徴とする方法。

**【請求項 2】**

前記多クラッド光ファイバの前記遠位端から放射された前記撮像光および前記治療光を前記部位に集束させるステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記光を検出するステップは、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に近接して配置された少なくとも 1 つのセンサで光を検出するステップを含み、

前記少なくとも 1 つのセンサが、導体を通して前記多クラッド光ファイバの前記近位端に伝えられ、前記部位の像を生成するために使用される前記信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記光を検出するステップは、

(a) 前記部位からの前記光を少なくとも 1 つの追加の光ファイバを通して前記多クラッド光ファイバの前記近位端の方へ伝えるステップと、

(b) 前記患者の身体の外に配置された少なくとも 1 つのセンサで光を検出するステップであって、前記少なくとも 1 つのセンサが前記部位の像を生成するために使用される前記信号を生成するステップと

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記多クラッド光ファイバの前記遠位端を動かすステップは、

前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の近傍に配置されたアクチュエータを作動させるステップを含み、

前記アクチュエータは、前記光ファイバの前記コアの前記遠位端から放射される前記撮像光が前記患者の身体内の前記部位を走査するように、前記多クラッド光ファイバの前記コアおよび内側クラッドが所望のパターンで動くようにする

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記選択的に走査するステップは、前記治療光を前記部位の前記所望の領域の方へ向けるように前記内側クラッドおよびコアを所望のパターンで動かす駆動信号で前記アクチュエータを選択的に作動させるステップを含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記撮像用光源からの前記撮像光および前記治療用光源からの前記治療光を前記多クラッド光ファイバの中へ別々に結合するステップであって、その結果、前記撮像光が前記多クラッド光ファイバの前記コアの近位端の中へ向けられ、前記治療光が前記多クラッド光

10

20

30

40

50

ファイバの前記内側クラッドの中へ向けられるステップをさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項8】

前記結合するステップは、前記治療光を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ伝えるためにアキシコンを通して前記治療光を方向付けるステップを含むことを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記結合するステップは、

(a) 多モードコアの部分を露出させるように多モード光ファイバの一部に沿って外側クラッドを除去するステップと、

(b) 前記内側クラッドの部分を露出させるように前記多クラッド光ファイバの一部に沿って外側クラッドを除去するステップと、

(c) 露出された前記多モードコアおよび前記内側クラッドの前記部分を研磨するステップと、

(d) 研磨された前記多モードコアの前記部分を研磨された前記内側クラッドの前記部分に接触した状態で付けて、前記多モードコアを前記内側クラッドに光通信状態で接合するステップと、

(e) 前記治療光が前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ結合されるように前記治療光を前記多モードコアの端面の中へ向けるステップと  
を含むことを特徴とする請求項7に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項10】

前記結合するステップは、

(a) 前記多クラッド光ファイバの近位部分の前記内側クラッドを露出させるように前記近位部分から外側クラッドを除去するステップと、

(b) 前記治療用光源からの前記治療光を前記近位部分の前記内側クラッドの中へ向け、その結果、前記治療光が、前記内側クラッドを通って前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ伝えられるステップと  
を含むことを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項11】

前記結合するステップは、

(a) 前記多クラッド光ファイバの近位部分から外側クラッドおよび前記内側クラッドを除去して、前記近位部分で前記コアの周りの前記外側クラッドおよび前記内側クラッドにギャップを形成するステップと、

(b) 前記治療用光源からの前記治療光を前記ギャップの方へ、さらに前記ギャップの一方の側を構成する前記内側クラッドの近接端の中へ向けるステップであって、その結果、前記治療光が、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ進むステップと、  
を含むことを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項12】

患者の身体内の部位を撮像し、かつ部位に対して治療を行う装置であって、

(a) すべて多クラッド光ファイバの近位端と遠位端の間の全長に亘る、コア、内側クラッド、および外側クラッドを含む前記多クラッド光ファイバと、

(b) 部位の像を生成するために患者の身体内の部位を照明する際に使用するための撮像光を生成する撮像用光源であって、

前記撮像光は、前記近位端から前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けられ、撮像されるべき部位の方へ放射するために前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に伝えられる撮像用光源と、

(c) 前記撮像光よりも実質的に高出力である治療光を生成する治療用光源であって、前記治療光は、前記近位端から前記内側クラッドの中へ向けられ、部位の所望の領域に対し治療を行うために前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に伝えられる治療用光源と、

(d) 前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に近接して配置されたアクチュエータであって、照明するために前記撮像光を使用して部位を撮像しながら、かつ前記内側クラッドから放射され前記所望の領域の方へ向けられる前記治療光を用いて部位の所望の領域に對して治療を行いながら、前記コアおよび前記内側クラッドの前記遠位端を所望の経路で動かすように選択的に作動されるアクチュエータと、

(e) 撮像されている部位から光を受け取る少なくとも1つのセンサであって、部位を照明する前記撮像光の結果としてその部位から受け取られた前記光に応じて部位の像を生成するのに役立つ信号を生成する少なくとも1つのセンサと  
を備えることを特徴とする装置。

【請求項13】

前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に配置されたハウジングであって、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端から放射される前記撮像光および前記治療光を部位に集束させるためのレンズシステムを支持するハウジングをさらに備えることを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項14】

前記少なくとも1つのセンサは、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に近接して配置され、光を受け取るように前記ハウジングによって支持されており、

前記少なくとも1つのセンサによって生成された前記信号は、前記多クラッド光ファイバの前記近位端までの全長に亘る少なくとも1つの電気リード線を通して伝えられることを特徴とする請求項13に記載の装置。

【請求項15】

部位から受け取られた光を前記多クラッド光ファイバの前記近位端の方へ伝えるために少なくとも1つの追加の光ファイバをさらに備え、

前記少なくとも1つのセンサは、前記多クラッド光ファイバの前記近位端に近接して配置され、前記少なくとも1つの追加の光ファイバに接続されている  
ことを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項16】

前記治療用光源からの前記治療光を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ結合するためのアキシコンをさらに備え、

前記撮像用光源からの前記撮像光は、前記多クラッド光ファイバの前記近位端から前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けられることを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項17】

少なくとも1つの前記治療光を前記内側クラッドの中へ集束させるための、および前記撮像光を前記コアの中へ集束させるための近位レンズシステムをさらに備えることを特徴とする請求項16に記載の装置。

【請求項18】

前記近位レンズシステムは、少なくとも1つの前記治療光を前記内側クラッドの中へ反射し、および前記撮像光を前記コアの中へ反射する反射面を含むことを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項19】

前記外側クラッドは、前記近位端に近接した前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記部分の範囲内で前記内側クラッドを露出させ、

前記レンズシステムは、前記治療光を前記部分の前記内側クラッドの中へ向け、  
その結果、前記治療光が、前記内側クラッドを通って前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項20】

前記治療光を受け取るように前記治療用光源に接続された多モード光ファイバをさらに備え、

10

20

30

40

50

前記多モード光ファイバから前記多モード光ファイバの部分に沿って外側クラッドが除去されて前記治療光を伝える多モードコアを露出させ、露出された前記多モードコアが研磨され、

前記多クラッド光ファイバの部分からも外側クラッドが除去されて前記内側クラッドを露出させ、前記部分の前記内側クラッドも研磨され、

前記多モードコアから前記内側クラッドの中への前記治療光の伝播を容易にするよう<sup>10</sup>に、研磨された前記多モードコアに接触状態で付けられ、

その結果、前記治療光が、前記内側クラッドを通って前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の装置。

#### 【請求項 2 1】

研磨された前記多モードコアを研磨された前記内側クラッドと光結合関係に支持するための取付け具をさらに備えることを特徴とする請求項 2 0 に記載の装置。

#### 【請求項 2 2】

反射面を含む近位レンズシステムをさらに備え、

前記外側クラッドおよび前記内側クラッドが前記近位端に近接した前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記反射面が配置されるギャップをコアの周りに形成し、

前記近位レンズシステムは、前記治療光が前記反射面から前記ギャップの一方の側を構成する前記内側クラッドの端面の中へ反射されるように、前記治療光を前記反射面の方へ集束させ、これにより、前記治療光が前記内側クラッドの中で前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ向けられる<sup>20</sup>

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の装置。

#### 【請求項 2 3】

内部部位を可視光で照明し、かつ比較的高出力の光を用いて患者の身体内で前記内部部位に対して治療を行う内視鏡システムであって、

( a ) 前記治療を行うための高出力の光を生成する高出力光源と、

( b ) 前記高出力の光よりも出力が実質的に小さく、内部部位を照明するために利用される可視光を生成する可視光源と、

( c ) 外側クラッド、内側クラッド、およびコアを含む多クラッド光ファイバと、

( d ) 前記コアから放射される可視光が前記内部部位の撮像を可能にするために前記内部部位を走査および照明するように、および前記内側クラッドから放射される高出力光が所望の領域に対して治療を行うために前記内部部位の前記所望の領域を走査するように、前記コアおよび前記内側クラッドのカンチレバー部を、内部部位に対し近傍で所望のパターンで動かすように選択的に作動するアクチュエータと、<sup>30</sup>

( e ) 前記高出力の光を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ結合するための第 1 の手段であって、前記内側クラッドが前記高出力の光を内部部位の方へ伝える第 1 の手段と、

( f ) 前記可視光を前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ結合するための第 2 の手段であって、前記コアが前記可視光を前記内部部位の方へ伝える第 2 の手段と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。<sup>40</sup>

#### 【請求項 2 4】

前記内部部位の像を作るのに役立つ信号を生成するために、前記内部部位から反射された可視光に応答する少なくとも 1 つの光センサをさらに備えることを特徴とする請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

#### 【請求項 2 5】

前記少なくとも 1 つの光センサは、内部部位まで進められるように構成されたハウジングに配置され、

前記光センサは、前記内部部位の信号を外部に伝えるための少なくとも 1 つの電気リード線に接続されていることを特徴とする請求項 2 4 に記載の内視鏡システム。

#### 【請求項 2 6】

10

20

30

40

50

内部部位から前記内部部位の外部的に反射された前記可視光を前記少なくとも1つの光センサに伝える少なくとも1つの光ファイバをさらに備えることを特徴とする請求項24に記載の内視鏡システム。

【請求項27】

前記可視光および前記高出力の光を内部部位に向け、かつ集束させる内部レンズシステムをさらに備えることを特徴とする請求項23に記載の内視鏡システム。

【請求項28】

前記第1の手段は、前記高出力の光を前記内側クラッドの中へ向け、かつ集束させるレンズシステムを備えることを特徴とする請求項23に記載の内視鏡システム。

【請求項29】

前記レンズシステムは、前記高出力の光を前記内側クラッドの中へ向けるように構成された少なくとも1つのアキシコンを備えることを特徴とする請求項28に記載の内視鏡システム。

【請求項30】

前記外側クラッドは、前記多クラッド光ファイバの部分に沿って除去されて、前記部分の範囲内で前記内側クラッドを露出させ、

前記少なくとも1つのアキシコンは、前記高出力の光を前記部分の範囲内に露出された前記内側クラッドの中へ向け、その結果、前記高出力の光が前記内側クラッドを通って内部部位の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項29に記載の内視鏡システム。

【請求項31】

前記結合するための第2の手段は、多モード光ファイバのコアの中に前記可視光を伝えるように前記可視光の光源に接続された一端と、前記外側クラッドが除去された前記部分の近傍の前記多クラッド光ファイバに接続された他端とを有する前記多モード光ファイバを備え、その結果、前記多モード光ファイバの前記コアが前記多クラッド光ファイバの前記コアと境を接し、前記可視光を前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ伝えることを特徴とする請求項30に記載の内視鏡システム。

【請求項32】

前記外側クラッドと前記内側クラッドの両方が前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記コアの周りにギャップを形成し、

前記ギャップの中に配置され、かつ前記ギャップの一方の側を構成する前記内側クラッドの端面の中へ前記高出力の光を反射するように傾けられた反射器を前記レンズシステムが備える

ことを特徴とする請求項28に記載の内視鏡システム。

【請求項33】

前記結合するための第1の手段は、

前記高出力光源に接続され、かつ前記高出力光源から前記高出力の光を伝える多モード光ファイバと、

前記多モード光ファイバの多モードコアの露出され研磨された部分を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの露出され研磨された部分に光通信状態で接合する取付け具とを備え、

その結果、前記多モード光ファイバを通って伝えられる前記高出力の光が前記内側クラッドに入り、内部部位に伝えられる

ことを特徴とする請求項23に記載の内視鏡システム。

【請求項34】

前記結合するための第2の手段は、前記可視光を受け取り伝えるように前記可視光源に接続された一方の端と、内部部位に送るために前記可視光を受け取るように前記多クラッド光ファイバの前記コアに接続された反対側の端とを含む单一モード光ファイバを備えることを特徴とする請求項23に記載の内視鏡システム。

【請求項35】

10

20

30

40

50

前記結合するための第2の手段は、前記可視光源から受け取られた光を、内部部位に送るために前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けるように配置された反射器を備えることを特徴とする請求項23に記載の内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

本発明は、多クラッド光ファイバ走査器に関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

高分解能走査ファイバ内視鏡システムの最大伝送可能光出力は、小コア單一モード光伝播の条件によって制限される。單一モードシリカ光ファイバの材料損傷の一般に許容される閾値は、固体ファイバでは約  $1 \text{ MW} / \text{cm}^2$  であり、フォトニクス結晶または微細構造化單一モード光ファイバではもっと高い閾値である。したがって、3.5ミクロンのモードフィールド直径を有する光ファイバを使用すると、従来の單一共振光ファイバが撮像と治療の両方に利用されるとき、治療のために送ることができる光出力は最大約  $100 \text{ mW}$  に制限される。この出力レベルは、現在利用可能なダイオード励起固体レーザまたはアルゴンイオン気体レーザによって、および高出力紫外レーザダイオードおよび開発されている紫外レーザによって、可視波長で容易に供給することができる。赤外（IR）波長が可視波長光ファイバで使用された場合、またはより短波長の紫外光が従来の多モード光ファイバ走査器で使用された場合に生じる曲げ損失およびラウンチング損失増加の可能性のために、同じ光ファイバを撮像と治療の両方に利用する現在の構成では、治療を行うために可視波長域の光を使用することが望ましい。可視域では組織吸収レベルは低いが、この出力量は、ある限られた治療能力を可能にすると考えられる。

10

20

50

30

40

50

**【0003】**

しかし、高度な治療レベルのためにより高いレベルの光出力が必要とされる場合に、既存の走査ファイバ内視鏡設計は十分な出力処理能力を実現しない。この問題は、内部部位を撮像し、かつこれに対して治療を行うことが必要である場合に問題になるだけである。1つまたは複数の固定光ファイバが治療を行うために使用される場合、治療用ファイバおよびレーザ源の性質および量は、撮像を度外視して、もっぱら治療効果に基づいて選ばれることがある。例えば、消化器内視鏡で最も一般的に使用されるレーザは、内視鏡の作業チャネル内または内視鏡と並んだカニューレ内のシーズ光ファイバで組織に通常伝えられる、波長が  $1.06 \mu\text{m}$  の光を放射する Nd : YAG レーザである（例えば、非特許文献1参照）。この非常に大きな光出力レベルを送るために、高分解能撮像に必要とされる小コア單一モード光ファイバではなく、大コア多モード光ファイバが一般に使用されるだろう。一定スポットを超えるレーザ照射スポットを撮像フィールドに送るために、光治療線量の送出を静止内視鏡フィールド全体にわたって手で動かすことができるようとする作業チャネルまたは副カニューレ内の比較的大きな内視鏡に別個の大コア光ファイバが挿入されなければならない。この方法の欠点は、最小侵襲医療のために撮像と治療を組み合わせるために追加のチャネルが必要とされることである。

**【0004】**

**【非特許文献1】** Brunetaud, J.M., Maounoury, V., and Cochetard, D., Lasers in Digestive Endoscopy, Journal of Biomedical Optics 2 (1): 42-52 January 1997

**【発明の開示】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0005】**

別個の治療チャネルに専用固定ファイバ構成を利用することの1つの有利な点は、材料損傷閾値より下の光出力で動作し、依然として広い範囲のレーザ治療を行うのに十分な出力を送ることができることである。しかし、そのような構成の不利な点は、結果として得られる内視鏡システムが比較的大きく、さらに患者にとっていっそう侵襲的であることがある。したがって、光学治療が加えられるべき部位についての撮像（およびおそらく診断

)手順が行われるようにしながら、所望の光出力治療能力を可能にするように最高出力操作を1つの単一照明ファイバ内視鏡で実現することができる内視鏡システムの構成を提供することが望ましい。そのような特性を有するコンパクトな単一光ファイバ内視鏡は、未だ商業的に入手可能になっていない。

【課題を解決するための手段】

【0006】

先の問題を考慮して、患者の身体の中の部位を撮像し、かつこの部位に対して治療を行うために、比較的コンパクトな内視鏡装置が開発された。最も基本的な装置の例は、全て近位端と遠位端の間の全長に亘る、コア、内側クラッド、および外側クラッドを有する二重クラッド光ファイバを含む。撮像用光源は、患者の身体内の部位を照明する際に使用するための撮像光を生成し、その結果、この部位の像を表示画面で見ることできるようになる。撮像光は、近位端から二重クラッド光ファイバのコアの中へ向けられて、二重クラッド光ファイバの遠位端に伝えられ、そこで撮像されるべき部位の方へ放射される。治療用光源は、撮像光よりも実質的に大きな出力を有する治療光を生成するために設けられる。治療光は、近位端から内側クラッドの中へ向けられて二重クラッド光ファイバの遠位端に伝えられ、そこで部位の所望領域に対して治療を行うために使用される。コアおよび内側クラッドの遠位端を所望の経路で動かすために、二重クラッド光ファイバの遠位端に近接してアクチュエータが配置され、選択的に作動される。この部位を撮像するとき、部位を照明するように撮像光で部位を走査するために、コアの可動遠位端が所望の経路で動かされる。同様に、部位の所望領域に対して治療を行っている間、可動内側クラッドは、所望領域の方へその全体にわたって向けられる治療光を放射する。少なくとも1つのセンサが、撮像されている部位から光を受け取るために設けられ、受け取られた光に応じて、例えば部位で反射された撮像光に応じて、部位の像を作るのに役立つ信号を生成する。

10

20

30

【0007】

少なくとも一実施形態にかかる本装置は、さらに、二重クラッド光ファイバの遠位端に配置されたハウジングを含む。このハウジングは、二重クラッド光ファイバの遠位端から放射された撮像光および治療光を部位に集束させるレンズシステムを支持する。さらに、少なくとも1つのセンサが、二重クラッド光ファイバの遠位端に近接して配置され、部位から光を受け取るようにハウジングによって支持されてもよい。この場合、少なくとも1つのセンサで生成された信号は、二重クラッド光ファイバの近位端までの全長に亘る少なくとも1つの電気リード線を通して伝えられてもよい。

【0008】

代わりに、部位から受け取られた光を二重クラッド光ファイバの近位端の方へ伝えるために、少なくとも1つの追加の光ファイバが本装置に含まれてもよい。この代替の実施形態では、少なくとも1つのセンサが、好ましくは、二重クラッド光ファイバの近位端に近接して配置され、追加の光ファイバを通して伝えられた部位からの光を受け取るようにこの少なくとも1つの追加の光ファイバに接続される。

【0009】

本装置の一態様においては、撮像用光源からの撮像光が二重クラッド光ファイバのコアの中へ向けられるようにしながら、治療用光源からの治療光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へその近位端から結合するために、アキシコンが含まれる。

40

【0010】

他の実施形態は、少なくとも1つの治療光（内側クラッドの中へ）および撮像光（コアの中へ）を集束させるための近位レンズシステムを含む。一実施形態では、近位レンズシステムは、反射面を含む。この反射面は、治療光（内側クラッドの中へ）および撮像光（コアの中へ）のいずれか、または両方を反射する。

【0011】

さらに他の実施形態では、近位端に近接した二重クラッド光ファイバの部分から外側クラッドが除去され、この部分の範囲内で内側クラッドを露出させる。この実施形態では、レンズシステムが、この部分から治療光を内側クラッドの中へ向け、その結果、治療光が

50

内側クラッドを通って二重クラッド光ファイバの遠位端の方へ伝えられるようになる。

【0012】

さらに他の実施形態は、治療光を受け取るように治療用光源に接続された多モード光ファイバを含む。多モード光ファイバの部分からクラッドが除去されて、治療光を伝える多モードコアを露出させる。二重クラッド光ファイバの部分からも外側クラッドが除去されて、内側クラッドを露出させるが、コアを分断しない。この部分の内側クラッドは、また、研磨され、研磨された多モードコアに接触した状態で付けられ、これによって、多モードコアから内側クラッドの中への治療光の伝播が容易になる。研磨された多モードコアを、二重クラッド光ファイバの研磨された内側クラッドと光結合関係で支持するために、好みしくは取付け具が使用される。

10

【0013】

他の実施形態は、近位レンズシステムおよび反射面を含む。近位端に近接した二重クラッド光ファイバの部分から外側クラッドおよび内側クラッドが除去されて、コアの周りにギャップを形成する。次に、このギャップに反射面が配置され、近位レンズシステムが治療光を反射面の方へ集束させ、この反射面が治療光をギャップの一方の側を構成する内側クラッドの端面の中へ反射する。したがって、治療光は、内側クラッドの中で二重クラッド光ファイバの遠位端の方へ向けられる。

【0014】

本開発の他の態様は、患者の身体内の部位の撮像およびこの部位に対して光学治療を行うことを可能にする方法に向けられる。この方法は、上で述べられた本装置の様々な実施形態における要素の機能と全体的に一致したステップを含む。

20

【0015】

この要約は、以下で説明において詳細にさらに説明されるいくつかの概念を簡略化された形で紹介するために提供された。しかし、この要約は、特許請求される内容の重要な、または基本的な特徴を示すように意図されず、また特許請求される内容の範囲を決定する際の手助けとして使用されるように意図されていない。

【0016】

1つまたは複数の例示の実施形態およびその修正物の様々な態様および付随した有利点は、添付の図面に関連して解釈されるとき以下の詳細な説明を参照していっそう適切に理解されるので、いっそう容易に高く評価されるようになるであろう。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

(図および開示された実施形態は限定しない)

例示の実施形態は、図面の参考図に示されている。本明細書で開示される実施形態および図は、限定的なものではなく例示であると考えられるべきである。

【0018】

(例示の走査デバイス)

可変直線または橜円走査モードで動かすことができ、さらに以下で述べられるように、内部部位を撮像し、かつこの内部部位に対して治療を行うのに役立つ例示の光ファイバデバイス10が、図1Aに示されている。この図に示された走査モードは、例えば圧電セラミック管アクチュエータ30を使用して、二重クラッド光ファイバを備える光ファイバカンチレバー20を共振(または共振に近い)状態に至らせることによって引き起こすことができる。単一軸(直線)走査パターン22は、アクチュエータ32の1つまたは相対する電極に電圧を加えることによって引き起こすことができる。基部励振ファイバカンチレバーの機械的共振周波数の振動電圧またはこの共振周波数に近い振動電圧(例えば、正弦波)を、圧電管電気リード線36を通して圧電セラミック管アクチュエータに加えることによって、ファイバカンチレバーの機械的共振のために先端運動の振幅は機械的に増幅されることがある。例えば、同じまたは僅かに異なる共振周波数のアクチュエータの第2の直交する電極の組34に第2の正弦波電圧(余弦波)を同時に加えることによって、共振するファイバ先端が橜円パターンで動くようになる。

40

50

## 【0019】

ファイバの走査される遠位先端からの光を、撮像レンズ24を使用して集束させることで、図1Aに示されるファイバ走査器によって像が生成される。一般に、撮像レンズは、走査ファイバ先端の走査される点光源を直線（一次元）か橢円（二次元）かのどちらかのパターンで関心領域（ROI：region of interest）に集束させ、かつ拡大する。橢円走査中にアクチュエータに加えられる電圧の振幅を変えることによって、二次元（2D）空間塗潰し照明パターンが形成される。ファイバ走査器を囲繞する光収集光ファイバ26は、2D像を生成する信号を時系列（一度に1つのピクセル）に供給する後方散乱照明光を集めるために使用される。一般に、光収集光ファイバ26は、光収集効率を高める目的のために、大きなコアで大きな開口数の多モード光ファイバである。対照的に、走査照明のために使用される光ファイバカンチレバー20は、内側クラッドで囲繞された小さな直径の単一モードコアを有する二重クラッド光ファイバであり、この内側クラッドは、今度は、以下でより詳細に説明されるように外側クラッドで囲繞されている。

10

## 【0020】

図1Bに示されるように、静止二重クラッド光ファイバ50の遠位の先端は小さなコア直径52を持つように示されている。コアの開口数は、円錐として示され、その円錐の頂点はコア端面54にある。二重クラッド光ファイバの内側クラッド領域は、一般に、遙かに大きな直径56を有し、より大きなテーパ角度58で示されるようにより大きな開口数を有し、外側クラッド層は最低屈折率の薄い重合体コーティング60であることが多い。

20

## 【0021】

図1Cの切開図は、光ファイバデバイス200の可変半径または螺旋走査モードを示す。2軸圧電セラミック管アクチュエータ206を使用して二重クラッド光ファイバ208を共振（または、共振に近い）状態に至らせることによって、この図に示された走査モードが引き起こされ得る。この例示の実施形態では、複数の光検出器204が、単一圧電セラミック管アクチュエータ206の周りに簡単な配列で配置されて、この図には示されていないROIから受け取られた光を表す、電気リード線216（1本だけが示されている）で伝えられる信号を生成する。代わりに、同心に配列され間隔を空けて配置された光ファイバ202の同様な配列が、光ファイバの遠位端でROIから受け取られた光を、光ファイバの近位端（例えば、患者の身体の外）に配置された光検出器（図示されない）に伝えることができる。圧電セラミック管アクチュエータ206は、二重クラッド光ファイバ208を同心的に囲繞する。この管アクチュエータは、光ファイバの遠位端210が作動制御半径を有する軌道212で動くように、光ファイバ208の固有共振周波数の高調波に対応する駆動力を生成する。走査光ファイバの遠位端は、撮像レンズシステム214を追加することによって照明面（図示されない）に集束させることができる点光源に対応する。この実施形態の主な有利な点は、比較的小さな直径のエンクロージャの中で高分解能、有向照明、および撮像を実現する單一アクチュエータおよび導波路を利用していることである。

30

## 【0022】

円形走査モードで、一連の可変半径円が生成される。連続走査フレームの間に光ファイバはどちらのモードで駆動されてもよい。螺旋走査モードで駆動されるとき、光ファイバは、半径が交互に大きくなったり小さくなったりする螺旋走査を引き起こす。代わりの走査パターンでは、半径が所望のパターンで大きくなり、そしてファイバはいっそう急速に中心位置に戻されて次のフレームを始める。円形か螺旋かのどちらかのモードでは、光ファイバ208の遠位端は、領域を撮像するようにROIを走査し、さらにこのROIに対して治療および／または診断機能も行う。圧電セラミック管アクチュエータ206の4つの個々の四分円に加えられる電圧を増減することによって、カンチレバー光ファイバの回転運動は、直径が制御可能により大きく、またはより小さくされる。このように、連続した走査フレームの中で走査の直径の変化を生じさせることができる。患者の身体内の近接した部位を撮像するとき、1つの走査フレームではより大きな面積を含むように走査の直

40

50

径がより大きくされてもよく、さらに次の走査フレームでは小さくされ、そのとき、撮像された面積の小さな部分に対してだけ治療が行われてもよい。

#### 【0023】

##### (例示の走査システム)

患者の身体の内部にある様々なコンポーネントによって生成された信号が外部インストルメンテーションでどのように処理されるか、さらに走査フレーム単位で走査パラメータを変えるようにシステムを制御するために使用される信号が、患者の身体の中に位置付けられたコンポーネント（例えば、内視鏡上で）にどのように入力されるかを示すシステム 150 を、図 2 は示している。一体化された撮像と他の機能を実現するために、システム 150 は、このように、患者の身体の外にあるコンポーネントと内部で使用されるもの（すなわち、破線 152 の中のコンポーネント）とに分けられる。ロック 154 は、走査光ファイバシステムの遠位端に配置された機能コンポーネントを列挙する。ここに示されるように、これらの例示のコンポーネントは、照明用光学部品、1つまたは複数の電気機械走査アクチュエータ、1つまたは複数の走査器制御アクチュエータ、走査器運動を制御するための1つまたは複数の走査器運動検出器、ROI を撮像するための光子検出器、および、場合によっては、診断目的用と治療および監視目的用の追加の光子検出器を含むことができる（これらの目的のうちの1つまたは複数は、異なる走査フレーム中に使用される走査パラメータを変えることによって同じ走査デバイスを使用して実現されてもよい）。留意されるべきことであるが、システム 150 に関して、特定の用途に実際に必要とされる機能コンポーネントだけが含まれることもある。また、撮像の他の追加の機能は、診断または治療またはこれらの機能の組合せであってもよい。

10

20

30

40

#### 【0024】

外部では、照明用光学部品および走査器は、ロック 156 に示されるように撮像用光源および変調器から光を供給される。光ファイバシステムの遠位端に伝えられる RGB、UV、IR、および高強度光を生成するための外部光源システム 158 のいくつかの好ましい実施形態に関するさらなる詳細は、以下で開示されるか、当業者には明らかに分かるかのどちらかである。走査器センサは、走査を制御するために使用され、さらに、ロック 168 での信号処理後に走査制御を実行するために走査器アクチュエータ、照明光源、および変調器に帰還される信号を生成することができる。

#### 【0025】

ロック 160 で、撮像光子検出器および診断／治療および監視目的に使用される他の光子検出器で生成された電子信号を使用して、像信号フィルタ処理、バッファリング、走査変換、増幅、および他の処理機能が実行される。ロック 156 および 160 は、各それぞれのロックで行われる機能を容易にする信号を双方向に伝えるように相互接続されている。同様に、これらのロックの各々はロック 162 と連絡して双方向に結合され、ロック 162 には、像収集、処理のために、関連したプログラムを実行するために、および他の機能のために使用されるコンピュータワークステーション、ユーザインタフェース、または他のコンピュティングデバイスに供給される信号を処理するアナログ／デジタル（A/D）およびデジタル／アナログ（D/A）変換器が設けられている。コンピュータワークステーションからの制御信号は、ロック 156、158、および 160 で実現される機能の各々を制御するか、または作動させるために、適切である場合には、逆にロック 162 に戻され、さらにアナログ信号に変換される。ロック 162 の中の A/D 変換器および D/A 変換器は、また、データ記憶装置が設けられているロック 164 およびロック 166 に双方向に結合される。ロック 166 は、患者の身体内で走査光ファイバの端を巧みに動かし、位置付けし、さらに安定させるためのユーザインタフェースを表す。

#### 【0026】

ロック 164 で、データ記憶装置は、患者の身体内の検出器によって生成された像データを格納するために、さらに走査光ファイバで実現される撮像および機能に関連した他のデータを格納するために使用される。ロック 164 は、また、コンピュータワークス

50

ーション 168 およびブロック 170 のインタラクティブ表示モニタに双方向に結合される。ブロック 170 は、ブロック 160 から入力を受け取り、ROI の像がインタラクティブに表示されるようにする。さらに、ブロック 172 に示されるように、1つまたは複数の受動ビデオ表示モニタがシステムの中に含まれてもよい。また、他のタイプの表示デバイス 174 が、例えばヘッドマウントディスプレイ (HMD) システムが備えられて、医療スタッフが ROI を擬似ステレオ像として見ることができるようにしてもよい。

#### 【0027】

##### (二重クラッド光ファイバ)

例示の二重クラッド光ファイバ 250 の詳細が図 3A に示され、この図は縦断面図を示している。ここに示されるように、二重クラッド光ファイバ 250 は、比較的小さな直径のコア 252 を含む。直径がコアよりも本質的に大きな内側クラッド 254 がコア 252 を囲繞している。外側クラッド 256 は、内側クラッドを囲繞し、二重クラッド光ファイバの中に光を保持し縦方向に伝えるのに役立つ内部反射面を有している。一般に、固体コア溶融石英ファイバでは、コア材料は、周囲内側クラッドよりも大きな屈折率を有し、外側クラッドは内側クラッドよりも小さな屈折率を有している。本概念は、部位を撮像している間コア 252 の中で可視光を伝え、かつ部位に対して治療を行うとき内側クラッド 254 の中で実質的に高出力の光、例えば IR 光を伝えるために二重クラッド光ファイバを使用する。内側クラッドの本質的により大きな直径によって、小さな直径の単一モード光ファイバで可能であるよりも遙かに大きな光出力を材料の損傷なしに容易に伝えることができるようになる。その結果として、患者の身体内で小さな直径のルーメンを通して容易に進めることができるほど直径が十分に小さな内視鏡に、二重クラッド光ファイバを利用することができる。いったん所望の処置部位に進むと、その部位を撮像するために使用される光を伝え、光学治療がなされるべき特定の領域を選び、治療に必要な高強度の光を選ばれた領域に伝え、それから、治療が行われた後のその領域の状態を監視するように、二重クラッド光ファイバは、使用することができる。したがって、医療スタッフは、さらなる治療が必要である可能性のある場所を容易に決定し、さらに既に治療を受けた領域の状態を評価することができる。

10

20

30

40

#### 【0028】

##### (トリプルクラッドおよび他の非標準光ファイバ)

図 3B に、例示の多クラッド（この例では、トリプルクラッド）光ファイバ 250' について追加の外側クラッド層 258 が示されている。この図に示されるように、トリプルクラッド光ファイバ 250' は、二重クラッド光ファイバ 250 とちょうど同じ様な比較的小さな直径のコア 252' および内側クラッド領域 254' を含む。第 1 の外側クラッド 256' が内側クラッドを囲繞し、それに追加の外側クラッド 258 が続いている。この追加の外側クラッドは、内部二重クラッド光ファイバの保護コーティングとして作用する。トリプルクラッド光ファイバは、光学的損傷と機械的損傷の両方の閾値を高くしながら、内部二重クラッドファイバからの光漏れを減少させて、より高い性能を実現する。以下で述べられる実施例の全ては、組み合わせられた光撮像と光学治療に二重クラッド光ファイバを使用するが、微細構造化、フォトニックバンドギャップ、およびフォトニック結晶導光特性を有する他の多クラッド光ファイバが、二重クラッド固体コア溶融石英光ファイバの代わりに使用されてもよいことは、理解されるであろう。したがって、以下で述べられる固体コア溶融石英材料は、以下の例示の実施形態のどれに利用されてもよい多クラッド光ファイバのほんの 1 つのタイプを表すに過ぎないと見なされることが意図される。図 3B に示される実施例で示されるように、これらの多クラッド光ファイバは、2 より多いクラッド層を含むことができる。

#### 【0029】

##### (可視光と高強度光両方を二重クラッド光ファイバに結合)

撮像に使用される可視光を二重クラッド光ファイバの小さな直径のコアの中へ結合し、さらに治療に使用される実質的により高出力の光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合するために、いくつかの異なる例示の実施形態が開発された。例えば、図 4

50

は、撮像用の可視光源 272 が可視光 276 を放射し、一方で、治療用の高出力近赤外光 (NIR) のレーザ源 274 が NIR 光 278 を放射する実施形態 270 を示す。以下で述べられる実施例の全ては、治療を行う際に使用するために NIR 光に言及するが、治療効果を与えるほど十分な強度の他の波長帯域の光が NIR 光の代わりに利用されてもよいことは理解されるであろう。したがって、NIR 光は、以下の例示の実施形態のどれに利用されてもよい高出力光のほんの 1 つのタイプを表すに過ぎないと見なされることが意図される。したがって、以下の例示の実施形態の議論において NIR 光についての言及は、いずれにしても、本明細書で説明されるように二重クラッド光ファイバを使用する新規な方法で利用することができる高出力の光のタイプに対する限定であるようには意図されていない。

10

### 【0030】

治療用の高出力 NIR 光のレーザ源と撮像用の可視光源の両方が、二重クラッド光ファイバ 250 の近位端に近接して、患者の外に配置される。可視光 276 および NIR 光 278 は、45 度の角度に配置されたダイクロイックビームスプリッタ (dichroic beam splitter) 279 を使用して単一光ビームに組み合わされる（例えば、可視光はビームスプリッタで反射されるが、一方で、NIR 光はこれを透過する）。一例においては、2 つのビームは、組み合わせられる前に平行にされ、それからレンズ 282 に向けられる。レンズは、可視波長光の焦点距離が NIR 光よりも短いように色収差を有する。その結果として、可視光 276 は、レンズによって、二重クラッド光ファイバ 250 のコア 252 の中へ向けられ、一方で、NIR 光 278 は、レンズによって、二重クラッド光ファイバの内側クラッド 254 の中へ向けられる。第 2 の例（図示されない）では、組み合わせられる前に、可視光は僅かに収束するビームとして与えられ、一方で、NIR 光は僅かに発散するビームとして与えられる。可視光と NIR 光の異なるコリメーションの程度によって、結果として、レンズ 282 から離れた異なる焦点となり、可視光はレンズ 282 のより近くに集束し、NIR 光はレンズ 282 からより遠くに集束する。第 3 の例（図示されない）では、可視光はレンズ 282 の中心の方へ向けられ、一方で、NIR 光は、レンズの半径方向外側部分に向けられる。球面収差などの第 1 次光収差のために、2 つの光ビームの焦点は空間的にずれ、その結果、NIR 光は内側クラッドの中へ集束され、一方で、可視光は二重クラッド光ファイバのコアの中へ集束されるようになる。

20

### 【0031】

高出力 NIR 光および可視光を二重クラッド光ファイバの中へ結合する例示の実施形態 288 が、図 5 に示されている。この実施形態では、治療用の高出力 NIR のレーザ源 274 は、平行にされ、アキシコン (axicon) 280 に入射し、さらに、これによってレンズ 282 の方へ向けられる NIR 光 278 を再び生成する。あるいは、負のアキシコン 280 の代わりに、この目的のために正のアキシコンが使用されてもよい。レンズ 282 は NIR 光を平行にし、レンズ 284 の方へ向け、レンズ 284 は、NIR 光を内側クラッド 254 の中へ集束させる。撮像用の可視光源 272 は可視光 276 を生成し、この可視光 276 はダイクロイックビームスプリッタ（または、45 度ミラー）286 の方へ向けられる。可視光 276 の赤、緑、および青の成分は、ダイクロイックビームスプリッタまたはミラーでレンズ 284 に反射され、レンズ 284 は、可視光を二重クラッド光ファイバのコア 252 の中へ集束させる。

30

### 【0032】

図 6 および図 7 は、高出力 NIR 光および可視光を二重クラッド光ファイバの中へ結合する別の 2 つの実施形態を示す。図 6 では、治療用の高出力 NIR のレーザ源 274 は、それが発生させる NIR 光を一対の負のアキシコン 290 を通して向け、この一対の負のアキシコン 290 によって、NIR 光が、レンズ 282 の半径方向外側部分の方へ向けられるように発散するようになる。あるいは、負のアキシコン 290 の代わりに一対の正のアキシコン（図示されない）が使用できる。NIR 光は、平行にされ、レンズ 282 によってレンズ 284 の方へ向けられ、レンズ 284 は、NIR 光を経路 278 に沿って二重クラッド光ファイバ 250 の内側クラッド 254 の中へ集束させる。撮像用の可視光源 2

40

50

72は、単一モード光ファイバ292を通して伝えられる可視光を生成し、光ファイバ292の遠位端は、二重クラッド光ファイバの近位端でコア252に直接結合される。单一モード光ファイバ292は、コア252とほぼ同じ直径であり、例えば溶融によって、コア252に容易に結合される。一般に、单一モード単一クラッドおよび単一モード二重クラッドの光ファイバは、同じ外径を有するので、单一モード光ファイバを二重クラッド光ファイバに融合させた後で、单一モード光ファイバのクラッドの外側領域は、フッ化水素(HF)酸を使用して直径ほぼ10ミクロンまでエッティングされ、さらにCO<sub>2</sub>レーザアニールを使用して光学的に滑らかな表面が形成されてもよい。さらに、单一モード光ファイバ292の比較的小さな直径は、経路278に沿って二重クラッド光ファイバの内側クラッド254の方へ進むNIR光を著しく妨害しないし、または散乱しない。

10

## 【0033】

図7において、アキシコン290からのNIR光は、再び、レンズ282に向けられ、レンズ282はNIR光を平行にしてアキシコン298の方へ向ける。アキシコン298は中心開口部302を有し、この開口部302を通って二重クラッド光ファイバ250の近位端は延びている。平行にされたNIR光は、アキシコン298によって、経路278に沿って、二重クラッド光ファイバ250の外側クラッド256がエッティング除去されて内側クラッド254の露出外面が研磨されたところに形成されたギャップ300の方へ向けられる。NIR光は、ギャップ300で内側クラッド254の中へ入り、二重クラッド光ファイバの遠位端の方へ伝えられる。撮像用の可視光源272からの可視光は、单一モード光ファイバ294のコア296内を通って伝えられる。单一モード光ファイバ294は、二重クラッド光ファイバ250の近位端に融合され、コア296が、二重クラッド光ファイバのコア252の中へ正確に可視光を伝える。

20

## 【0034】

変形(図示されない)として、アキシコン298は、ギャップ300の直ぐ近くのアキシコン298の代わりに二重クラッド光ファイバ250の1つの面に融合された通常のプリズムに取り替えられてもよく、その結果、レンズ282からのNIR光は、同様に、プリズムによって、ギャップ300に露出された内側クラッド254の中へ向けられるようになる。また、理解されるべきことであるが、单一モード光ファイバ294の直径は、NIR光の散乱を減少させるように実質的に小さくでき(図7に示されるものに比べて)、NIR光がコア296に入るのを防ぐために、さらに光ファイバの損傷を防ぐために、单一モード光ファイバの外面に反射コーティングが塗布され得る。

30

## 【0035】

図8は、二重クラッド光ファイバ250の内側クラッド254の屈折率に実質的に整合する屈折率を有するマトリックス322を使用する実施形態320を示す。この実施形態では、外側クラッド256と内側クラッド254の両方がエッティング除去され、コア252が露出され、二重クラッド光ファイバの近位端に近接してギャップ324が形成される。マトリックス322は、このように露出されているところでコア252を囲繞している。撮像用の可視光源272で放射された可視光276は、二重クラッド光ファイバの近位端でコア252の中へ伝えられる。NIR光278は、レーザ光円錐を形成する開口数(NA)の治療用高出力NIRのレーザ源によって放射される。レーザ光円錐は、凸レンズ326の方へ向けられ、凸レンズ326は、NIR光をマトリックス322の中へ、さらに傾斜ミラー328に集束させる。ミラー328の反射面は、NIR光を内側クラッド254の露出端332へ反射する。ギャップ324の中でコア252が露出された後で、二重クラッド光ファイバ250の近位端が開口部を通過することができるほど十分に大きな直径を有する開口部330を、ミラー328は含む。ミラー328および二重クラッド光ファイバ250を備えるアセンブリは、次に、例えばこのアセンブリの周りにマトリックスをポッティング(potting)することによって、マトリックス322の中に固定されてもよい。

40

## 【0036】

NIR光を内側クラッド254の中へ結合するためのさらなる他の技術は、治療用高出

50

力NIRを二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ加えるために光ファイバ間の接合を利用する。図9Aは、治療用の高出力NIRのレーザ源からのNIR光が光ファイバ350のコアから二重クラッド光ファイバ250の内側クラッドの中へ伝えられるように2つの光ファイバが互いにどのように接合されるかを示す。可視光源からの可視光は、二重クラッド光ファイバ250のコアの中へ直接伝えられる。取付けホルダはこの図に示されていないが、以下で述べられるように、取付けホルダは、2つの光ファイバを光結合関係に保持する。

#### 【0037】

この実施形態では、光ファイバ350は、二重クラッド光ファイバ250の内側クラッドと同じ寸法および光学特性を持つコア354を含む多モード光ファイバである。これら2つの光ファイバは、接合部352に沿って互いに接合される。多モード光ファイバのコアを通して伝えられた高強度の光は、このように、二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合され、そしてそこで、これらの2つが接合部352で互いに接触している。

10

#### 【0038】

接合部352のさらなる詳細が、図9Bに示される断面に図示されている。二重クラッド光ファイバ250は、平らな部分360を含み、この部分では、図9Cの断面図に示されるように、光ファイバは外側クラッドを研磨され、さらに内側クラッドを部分的に研磨されている。同様に、多モード光ファイバ350は、また、対応する平らな部分（図示されない）を形成するようにクラッド356を研磨され、さらにコア354の中へ部分的に研磨されている。次に、これらの平らな部分の両方が、以下で説明されるように研磨される。

20

#### 【0039】

図10および図11は、下部ブロック370aおよび上部ブロック370bを備える取付けホルダ370を使用して二重クラッド光ファイバ250および多モード光ファイバ350がどのようにして互いに接合関係で保持されるかを示す。図10は、下部ブロック370aを示し、二重クラッド光ファイバを強制的に弓形にするように形作られた中心溝372の中に二重クラッド光ファイバ250が配置されて、平らな部分360が弓形の最上部に配置されている。上部ブロック370bは、下部ブロック370aと同一である。二重クラッド光ファイバ250の平らな部分360は、弓形の最上部が溝372の深さと同じ厚さであるように研磨される。同様に、多モード光ファイバ350は、上部ブロック370bの溝372の中に配置され、多モード光ファイバ350の弓形の中心の厚さがその点の溝372の深さに等しくなるように研磨される。二重クラッド光ファイバ250の平らな部分360の研磨は、コア252をかろうじて避けるように注意深く行われる。

30

#### 【0040】

二重クラッドおよび多モード光ファイバの、研磨された平らな部分は、次に、接触させられ、位置合わせされ、取付けホルダ370で所定の位置に固定される。上部ブロックと下部ブロックの対向面すなわちボンディングパッド376に接着剤が塗布され、これらのブロックは一緒に保持されて、図11に示されるように取付けホルダ370を形成する。下部ブロック370aおよび上部ブロック370bの対向面に、溝372の各側面に平行に、かつ溝372の各側面から間隔を空けて、接着剤止め溝374が形成されている。接着剤止め溝374は、二重クラッド光ファイバ250が多モード光ファイバ350に接触する接合部分352に接着剤が運ばれるのを防止する。一方の光ファイバから他方への結合率は、二重クラッドおよび多モード光ファイバが溝372の中でそれぞれの分岐する弓形を形成するように曲がるときのそれらの光ファイバの曲率半径によって決定される。

40

#### 【0041】

本明細書で開示された複数の概念は、これらを実施する好ましい形態およびその修正物に関連して説明されたが、添付の特許請求の範囲内でそれらに対して多くの他の修正が行われ得ることを当業者は理解するであろう。したがって、これらの概念の範囲は、いずれにしても上の説明によって限定される意図でなく、代わりに添付の特許請求の範囲を参照して完全に決定される意図である。

50

## 【0042】

排他的な権利が請求される本発明は、特許請求の範囲によって定義される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0043】

【図1A】二重クラッド光ファイバを備える例示の走査デバイスを示す図であり、この走査デバイスは、可変半径円または螺旋走査モードで1つの領域を走査するように駆動することができ、この領域を撮像するとき、走査デバイスの遠位端の窓の周りに配置された複数の光センサまたは光ファイバによって光を集めます。

【図1B】例示の走査デバイスを示す図であり、この走査デバイスは、近接表面を撮像するとき、単一モード二重クラッド光ファイバのコアから可視光を放射し、さらに、この表面に対して光学治療を行うとき、二重クラッド光ファイバの内側クラッドを通して伝えられる比較的高強度の光（例えば、赤外（IR）光）を放射する。

【図1C】二重クラッド光ファイバを備える例示の走査デバイスのさらなる詳細を示す図であり、この走査デバイスは、可変半径円または螺旋走査モードで1つの領域を走査するように駆動することができ、その領域を撮像するとき、走査デバイスの遠位端の窓の周りに配置された複数の光センサまたは光ファイバによって光を集めます。

【図2】システム中の信号の機能的な流れを示すブロック図であり、このシステムは、撮像、監視、および診断を行うことのどちらかのために、さらに1つの領域に対して治療を行うために、本明細書で説明されるように二重クラッド光ファイバを利用する走査デバイスと共に使用することができる。

【図3A】本発明の方法に関連して使用するのに適した二重クラッド光ファイバを示す縦断面図である。

【図3B】本発明の方法に関連して随意に使用するのに適したトリプルクラッド光ファイバを示す横断面図である。

【図4】可視光を二重クラッド光ファイバのコアの中へ結合し、さらに高出力光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合する第1の例示の実施形態を示す模式的なブロック図である。

【図5】可視光を二重クラッド光ファイバのコアの中へ結合し、高出力光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合する第2の例示の実施形態を示す模式的なブロック図である。

【図6】可視光を二重クラッド光ファイバのコアの中へ結合し、高出力光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合する第3の例示の実施形態を示す模式的なブロック図である。

【図7】可視光を二重クラッド光ファイバのコアの中へ結合し、高出力光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合する第4の例示の実施形態を示す模式的なブロック図である。

【図8】可視光を二重クラッド光ファイバのコアの中へ結合し、高出力光を二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ結合する第5の例示の実施形態を示す模式的なブロック図である。

【図9A】二重クラッド光ファイバと多モード光ファイバの互いに接合された部分を示す図であり、多モード光ファイバを通して伝えられる比較的高強度の光が、コア内で可視光を伝えることができる二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ導入されるように接合されている。

【図9B】二重クラッド光ファイバと多モード光ファイバの互いに接合された部分を示す図であり、多モード光ファイバを通して伝えられる比較的高強度の光が、コア内で可視光を伝えることができる二重クラッド光ファイバの内側クラッドの中へ導入されるように接合されている。

【図9C】二重クラッド光ファイバを示す端面図であり、図9Aおよび図9Bの多モード光ファイバと接合するように意図された研磨部分を示す。

【図10】図9Aおよび9Bに示される構成を実現するために二重クラッド光ファイバと

10

20

30

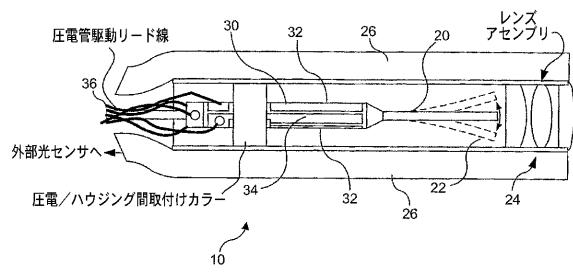
40

50

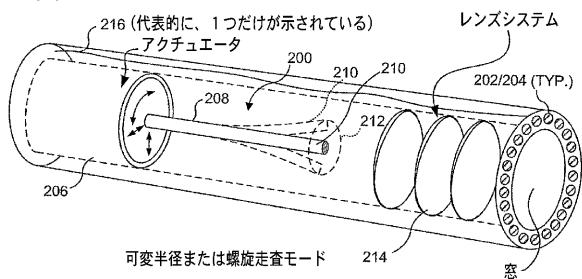
多モード光ファイバの研磨部分を互いに接合するように意図された取付け具の下部分を示す図である。

【図1A】完成取付け具を示す図であり、二重クラッド光ファイバの部分と多モード光ファイバの部分が光結合関係で互いにどのように保持されるかを示す。

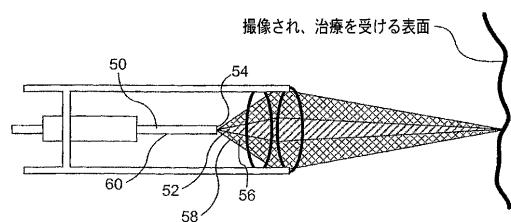
【図1A】



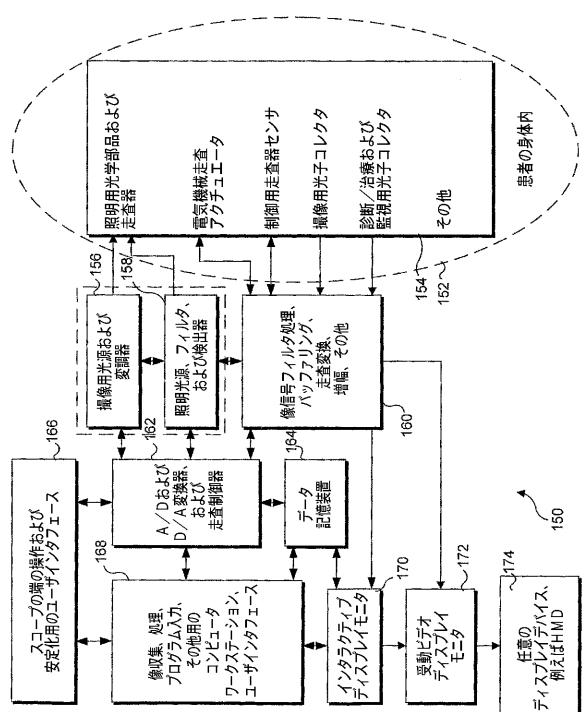
【図1C】



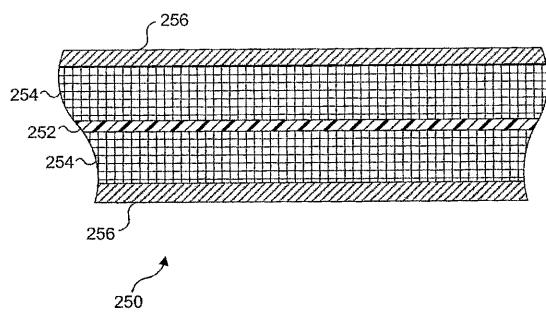
【図1B】



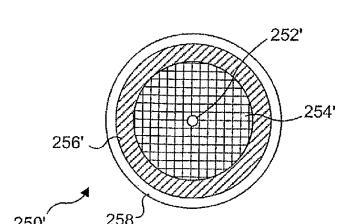
【図2】



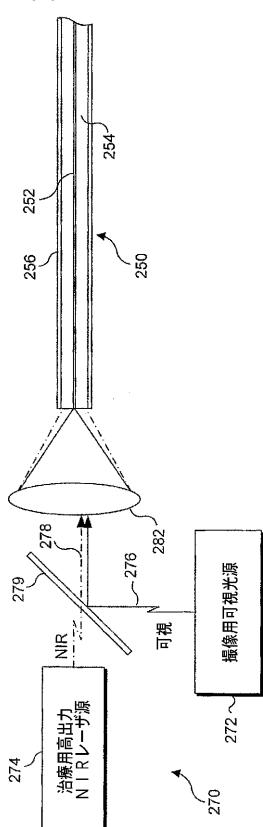
【図3A】



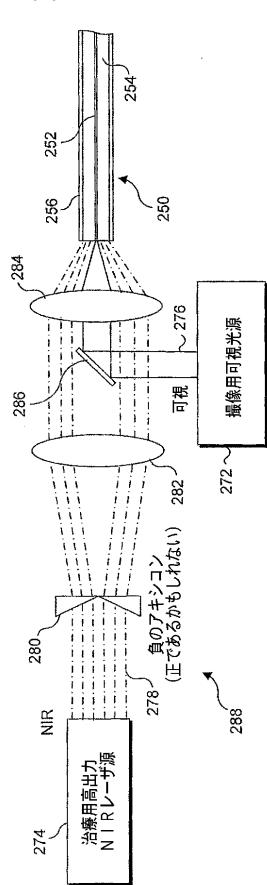
【図3B】



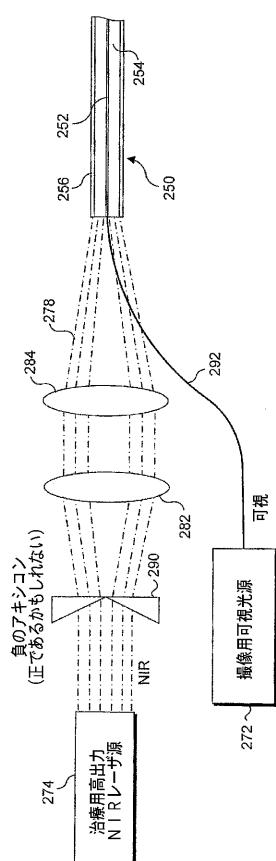
【図4】



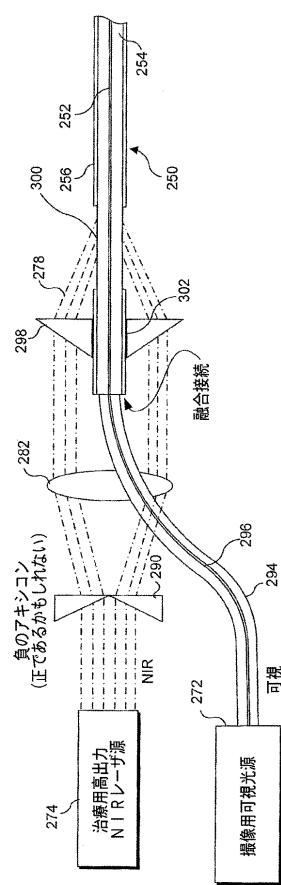
【図5】



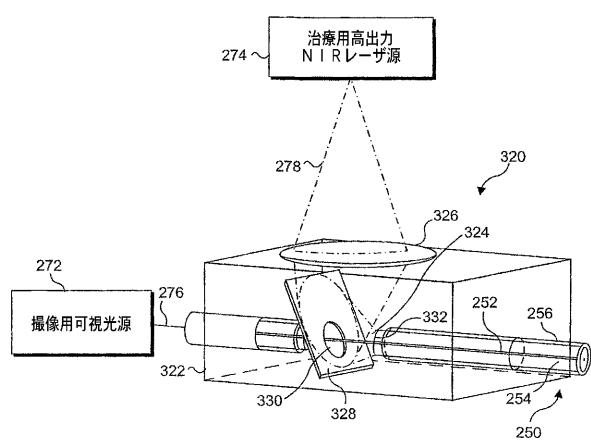
【図 6】



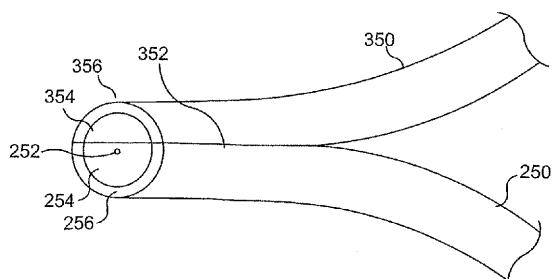
【図 7】



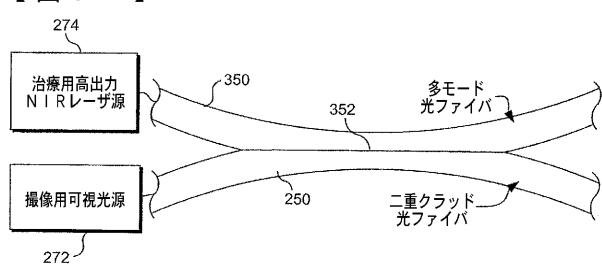
【図 8】



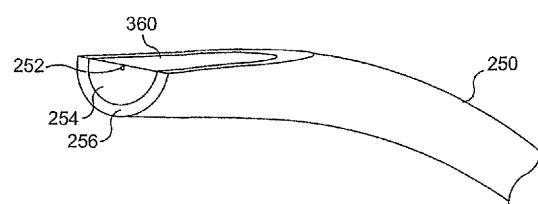
【図 9 B】



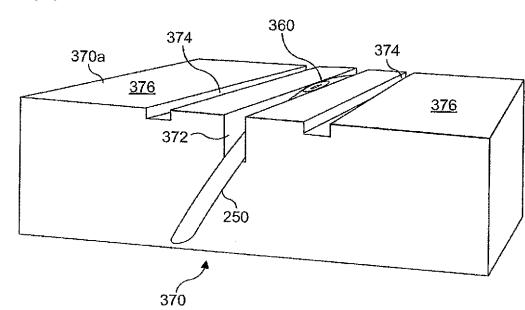
【図 9 A】



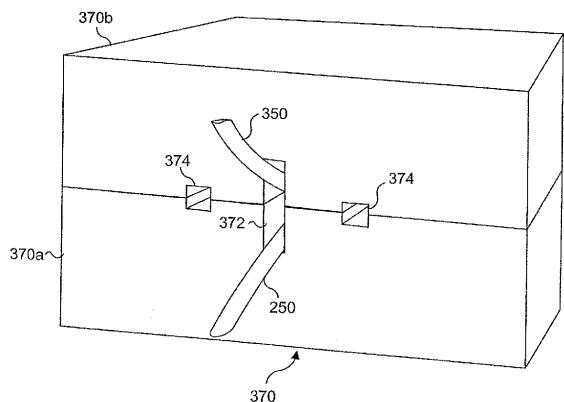
【図 9 C】



【図 10】



## 【図 11】



## 【手続補正書】

【提出日】平成21年3月3日(2009.3.3)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

患者の身体内の部位を撮像し、かつ部位に対して治療を行う装置であって、

(a) すべて多クラッド光ファイバの近位端と遠位端の間の全長に亘る、コア、内側クラッド、および外側クラッドを含む前記多クラッド光ファイバと、

(b) 部位の像を生成するために患者の身体内の部位を照明する際に使用するための撮像光を生成する撮像用光源であって、

前記撮像光は、前記近位端から前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けられ、撮像されるべき部位の方へ放射するために前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に伝えられる撮像用光源と、

(c) 前記撮像光よりも実質的に高出力である治療光を生成する治療用光源であって、

前記治療光は、前記近位端から前記内側クラッドの中へ向けられ、部位の所望の領域に対して治療を行うために前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に伝えられる治療用光源と、

(d) 前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に近接して配置されたアクチュエータであって、照明するために前記撮像光を使用して部位を撮像しながら、かつ前記内側クラッドから放射され前記所望の領域の方へ向けられる前記治療光を用いて部位の所望の領域に対して治療を行いながら、前記コアおよび前記内側クラッドの前記遠位端を所望の経路で

動かすように選択的に作動されるアクチュエータと、

(e) 撮像されている部位から光を受け取る少なくとも1つのセンサであって、部位を照明する前記撮像光の結果としてその部位から受け取られた前記光に応じて部位の像を生成するのに役立つ信号を生成する少なくとも1つのセンサと

を備えることを特徴とする装置。

【請求項2】

前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に配置されたハウジングであって、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端から放射される前記撮像光および前記治療光を部位に集束させるためのレンズシステムを支持するハウジングをさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記少なくとも1つのセンサは、前記多クラッド光ファイバの前記遠位端に近接して配置され、光を受け取るように前記ハウジングによって支持されており、

前記少なくとも1つのセンサによって生成された前記信号は、前記多クラッド光ファイバの前記近位端までの全長に亘る少なくとも1つの電気リード線を通して伝えられることを特徴とする請求項2に記載の装置。

【請求項4】

部位から受け取られた光を前記多クラッド光ファイバの前記近位端の方へ伝えるために少なくとも1つの追加の光ファイバをさらに備え、

前記少なくとも1つのセンサは、前記多クラッド光ファイバの前記近位端に近接して配置され、前記少なくとも1つの追加の光ファイバに接続されている

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項5】

前記治療用光源からの前記治療光を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ結合するためのアキシコンをさらに備え、

前記撮像用光源からの前記撮像光は、前記多クラッド光ファイバの前記近位端から前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けられることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項6】

少なくとも1つの前記治療光を前記内側クラッドの中へ集束させるための、および前記撮像光を前記コアの中へ集束させるための近位レンズシステムをさらに備えることを特徴とする請求項5に記載の装置。

【請求項7】

前記近位レンズシステムは、少なくとも1つの前記治療光を前記内側クラッドの中へ反射し、および前記撮像光を前記コアの中へ反射する反射面を含むことを特徴とする請求項6に記載の装置。

【請求項8】

前記外側クラッドは、前記近位端に近接した前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記部分の範囲内で前記内側クラッドを露出させ、

前記レンズシステムは、前記治療光を前記部分の前記内側クラッドの中へ向け、

その結果、前記治療光が、前記内側クラッドを通って前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項6に記載の装置。

【請求項9】

前記治療光を受け取るように前記治療用光源に接続された多モード光ファイバをさらに備え、

前記多モード光ファイバから前記多モード光ファイバの部分に沿って外側クラッドが除去されて前記治療光を伝える多モードコアを露出させ、露出された前記多モードコアが研磨され、

前記多クラッド光ファイバの部分からも外側クラッドが除去されて前記内側クラッドを

露出させ、前記部分の前記内側クラッドも研磨され、

前記多モードコアから前記内側クラッドの中への前記治療光の伝播を容易にするように、研磨された前記多モードコアに接触状態で付けられ、

その結果、前記治療光が、前記内側クラッドを通って前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項10】

研磨された前記多モードコアを研磨された前記内側クラッドと光結合関係に支持するための取付け具をさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の装置。

【請求項11】

反射面を含む近位レンズシステムをさらに備え、

前記外側クラッドおよび前記内側クラッドが前記近位端に近接した前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記反射面が配置されるギャップをコアの周りに形成し、

前記近位レンズシステムは、前記治療光が前記反射面から前記ギャップの一方の側を構成する前記内側クラッドの端面の中へ反射されるように、前記治療光を前記反射面の方へ集束させ、これにより、前記治療光が前記内側クラッドの中で前記多クラッド光ファイバの前記遠位端の方へ向けられる

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項12】

内部部位を可視光で照明し、かつ比較的高出力の光を用いて患者の身体内で前記内部部位に対して治療を行う内視鏡システムであって、

(a) 前記治療を行うための高出力の光を生成する高出力光源と、

(b) 前記高出力の光よりも出力が実質的に小さく、内部部位を照明するために利用される可視光を生成する可視光源と、

(c) 外側クラッド、内側クラッド、およびコアを含む多クラッド光ファイバと、

(d) 前記コアから放射される可視光が前記内部部位の撮像を可能にするために前記内部部位を走査および照明するように、および前記内側クラッドから放射される高出力光が所望の領域に対して治療を行うために前記内部部位の前記所望の領域を走査するよう、前記コアおよび前記内側クラッドのカンチレバー部を、内部部位に対し近傍で所望のパターンで動かすように選択的に作動するアクチュエータと、

(e) 前記高出力の光を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの中へ結合するための第1の手段であって、前記内側クラッドが前記高出力の光を内部部位の方へ伝える第1の手段と、

(f) 前記可視光を前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ結合するための第2の手段であって、前記コアが前記可視光を前記内部部位の方へ伝える第2の手段と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項13】

前記内部部位の像を作るのに役立つ信号を生成するために、前記内部部位から反射された可視光に応答する少なくとも1つの光センサをさらに備えることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記少なくとも1つの光センサは、内部部位まで進められるように構成されたハウジングに配置され、

前記光センサは、前記内部部位の信号を外部に伝えるための少なくとも1つの電気リード線に接続されていることを特徴とする請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項15】

内部部位から前記内部部位の外部的に反射された前記可視光を前記少なくとも1つの光センサに伝える少なくとも1つの光ファイバをさらに備えることを特徴とする請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項16】

前記可視光および前記高出力の光を内部部位に向け、かつ集束させる内部レンズシステムをさらに備えることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項17】

前記第1の手段は、前記高出力の光を前記内側クラッドの中へ向け、かつ集束させるレンズシステムを備えることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項18】

前記レンズシステムは、前記高出力の光を前記内側クラッドの中へ向けるように構成された少なくとも1つのアキシコンを備えることを特徴とする請求項17に記載の内視鏡システム。

【請求項19】

前記外側クラッドは、前記多クラッド光ファイバの部分に沿って除去されて、前記部分の範囲内で前記内側クラッドを露出させ、

前記少なくとも1つのアキシコンは、前記高出力の光を前記部分の範囲内に露出された前記内側クラッドの中へ向け、その結果、前記高出力の光が前記内側クラッドを通って内部部位の方へ伝えられる

ことを特徴とする請求項18に記載の内視鏡システム。

【請求項20】

前記結合するための第2の手段は、多モード光ファイバのコアの中に前記可視光を伝えるように前記可視光の光源に接続された一端と、前記外側クラッドが除去された前記部分の近傍の前記多クラッド光ファイバに接続された他端とを有する前記多モード光ファイバを備え、その結果、前記多モード光ファイバの前記コアが前記多クラッド光ファイバの前記コアと境を接し、前記可視光を前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ伝えることを特徴とする請求項19に記載の内視鏡システム。

【請求項21】

前記外側クラッドと前記内側クラッドの両方が前記多クラッド光ファイバの部分から除去されて、前記コアの周りにギャップを形成し、

前記ギャップの中に配置され、かつ前記ギャップの一方の側を構成する前記内側クラッドの端面の中へ前記高出力の光を反射するように傾けられた反射器を前記レンズシステムが備える

ことを特徴とする請求項17に記載の内視鏡システム。

【請求項22】

前記結合するための第1の手段は、

前記高出力光源に接続され、かつ前記高出力光源から前記高出力の光を伝える多モード光ファイバと、

前記多モード光ファイバの多モードコアの露出され研磨された部分を前記多クラッド光ファイバの前記内側クラッドの露出され研磨された部分に光通信状態で接合する取付け具とを備え、

その結果、前記多モード光ファイバを通って伝えられる前記高出力の光が前記内側クラッドに入り、内部部位に伝えられる

ことを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項23】

前記結合するための第2の手段は、前記可視光を受け取り伝えるように前記可視光源に接続された一方の端と、内部部位に送るために前記可視光を受け取るように前記多クラッド光ファイバの前記コアに接続された反対側の端とを含む単一モード光ファイバを備えることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項24】

前記結合するための第2の手段は、前記可視光源から受け取られた光を、内部部位に送るために前記多クラッド光ファイバの前記コアの中へ向けるように配置された反射器を備えることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

## 【国際調査報告】

60900010039



INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US06/07704												
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC: A61B 18/18( 2006.01)														
USPC: 606/11,16 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S.: 606/7, 10-18; 600/101, 109, 310														
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched														
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Category *</th> <th style="text-align: left;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,199,431 A (KITTRELL et al) 06 April 1993 (06.04.1993), see the entire document</td> <td>1-35</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2004/0254474 A1 (SEIBEL et al) 16 December 2004 (16.12.2004), see the entire document</td> <td>1-35</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2006/0013544 A1 (BOUMA et al) 19 January 2006 (19.01.2006), see the entire document</td> <td>1-35</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	US 5,199,431 A (KITTRELL et al) 06 April 1993 (06.04.1993), see the entire document	1-35	Y	US 2004/0254474 A1 (SEIBEL et al) 16 December 2004 (16.12.2004), see the entire document	1-35	Y	US 2006/0013544 A1 (BOUMA et al) 19 January 2006 (19.01.2006), see the entire document	1-35
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y	US 5,199,431 A (KITTRELL et al) 06 April 1993 (06.04.1993), see the entire document	1-35												
Y	US 2004/0254474 A1 (SEIBEL et al) 16 December 2004 (16.12.2004), see the entire document	1-35												
Y	US 2006/0013544 A1 (BOUMA et al) 19 January 2006 (19.01.2006), see the entire document	1-35												
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> 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 "B" earlier application or patent 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														
Date of the actual completion of the international search 15 June 2008 (15.06.2008)		Date of mailing of the international search report 08 JUL 2008												
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT; Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer david shay Telephone No. 571-272-3700												
 13. 1. 2009														

---

フロントページの続き

(51) Int.CI.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 N    5/06    (2006.01)	A 6 1 N    5/06	E    5 F 1 7 3

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

(72) 発明者 リチャード ジョンストン

アメリカ合衆国 98075 ワシントン州 サマミッシュ サウスイースト 28 ストリート  
25524

(72) 発明者 チャールズ ディヴィッド メルヴィル

アメリカ合衆国 98029 ワシントン州 イサクア 241 アベニュー サウスイースト  
3631

F ターム(参考) 2H045 AE02

2H137 AA08 AA10 AB05 AB06 BA03 BA04 BA19 BA24 BB08 BB12  
BC02  
2H141 MA13 MB32 MC09  
4C026 AA01 BB07 FF17 FF21 FF23 FF33 FF39 FF53 HH02 HH13  
HH17  
4C082 RA05 RC08 RE03 RE17 RE23 RE34 RE37 RE53 RE55 RJ03  
RJ06 RL02 RL05 RL13  
5F173 MA08 ME23 ME44 MF24 MF39

专利名称(译)	多包层光纤扫描仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009528128A</a>	公开(公告)日	2009-08-06
申请号	JP2008557247	申请日	2006-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	华盛顿大学		
申请(专利权)人(译)	盐湖城华盛顿		
[标]发明人	エリックザイベル リチャードジョンストン チャールズディヴィッドメルヴィル		
发明人	エリック ザイベル リチャード ジョンストン チャールズ ディヴィッド メルヴィル		
IPC分类号	A61B18/20 G02B26/08 G02B26/10 G02B6/42 H01S5/022 A61N5/06		
CPC分类号	A61B1/0017 A61B1/0008 A61B1/00172 A61B1/07 A61B18/22 A61B2018/20361 A61B2018/2238 A61B2018/2244 A61B2090/373		
FI分类号	A61B17/36.350 G02B26/08.F G02B26/10.C G02B6/42 H01S5/022 A61N5/06.E		
F-TERM分类号	2H045/AE02 2H137/AA08 2H137/AB05 2H137/AB06 2H137/BA03 2H137/BA04 2H137/ /BA19 2H137/BA24 2H137/BB08 2H137/BB12 2H137/BC02 2H141/MA13 2H141/MB32 2H141/MC09 4C026/AA01 4C026/BB07 4C026/FF17 4C026/FF21 4C026/FF23 4C026/FF33 4C026/FF39 4C026/ /FF53 4C026/HH02 4C026/HH13 4C026/HH17 4C082/RA05 4C082/RC08 4C082/RE03 4C082/RE17 4C082/RE23 4C082/RE34 4C082/RE37 4C082/RE53 4C082/RE55 4C082/RJ03 4C082/RJ06 4C082/ /RL02 4C082/RL05 4C082/RL13 5F173/MA08 5F173/ME23 5F173/ME44 5F173/MF24 5F173/MF39		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

多包层光纤具有传输用于扫描仪中的可见光的核心，用于对患者体内的部位成像，以及传输高功率的核心，例如红外线还有一个用于传输光的内包层。在成像或处理时，使用致动器移动多包层光纤的远端以扫描该位置。使用许多不同的技术将高功率光从光纤的近端耦合到内包层中。一些技术使用轴棱镜将高功率光引导到内包层中，而可见光直接耦合到芯中。其他技术使用多模光纤结合多包层光纤将高功率光从多模光纤的纤芯传输到多包层光纤的内包层中。

SURFACE BEING  
IMAGED AND  
RECEIVING THERAPY

