

(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2007-500546

(P2007-500546A)

(43) 公表日 平成19年1月18日(2007.1.18)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 0 2 6
A 6 1 F 9/007 (2006.01)	A 6 1 F 9/00 5 0 3	
	A 6 1 F 9/00 5 0 6	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2006-521988 (P2006-521988)
 (86) (22) 出願日 平成16年7月27日 (2004. 7. 27)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年1月27日 (2006. 1. 27)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/024116
 (87) 国際公開番号 W02005/016118
 (87) 国際公開日 平成17年2月24日 (2005. 2. 24)
 (31) 優先権主張番号 60/490, 399
 (32) 優先日 平成15年7月28日 (2003. 7. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/550, 979
 (32) 優先日 平成16年3月5日 (2004. 3. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/577, 740
 (32) 優先日 平成16年6月5日 (2004. 6. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

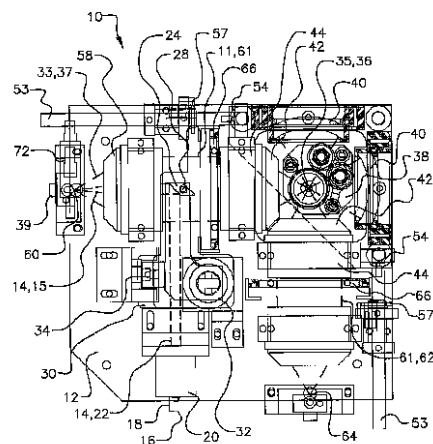
(71) 出願人 306041086
 オウルド、マイケル ディー
 アメリカ合衆国 6 3 0 0 5 ミズーリ
 チェスターフィールド ペッパー ヴェー
 コート 1 6 2 0 1
 (71) 出願人 306041097
 イーズリー、ジェイムス シー
 アメリカ合衆国 6 3 3 0 4 ミズーリ
 セントチャールズ コーポレイト センタ
 ー ドライヴ 3 8 4 5
 (71) 出願人 306041101
 ケイン、ジョナサン エス
 アメリカ合衆国 0 3 0 5 1 ニュー ハ
 ンプシャー ハドソン デリー ロード
 1 2 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御

(57) 【要約】

単一の光ファイバを通して照明光とレーザ治療光を選択的に供給することができる、簡略的には照明及びレーザ光源として知られた同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置。装置および方法は眼科手術中に特に有用である。本発明は、以前にはレーザ治療光用にしか使用できなかったような小さいサイズの光ファイバを介して上記のものを提供することができる。本発明はまた、独特の光学系を用いて単一の照明光源から二つの光出力を可能にしている。この独特の光学系は先行技術より大きい強度の照明光を供給するので、装置は光毒性の危険カードを利用して先行技術の照明レベル又は安全な照明レベルに対してシステムを較正する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光の出力を有する照明光源と、
 レーザ光の出力を有するレーザ光源と、
 前記照明光と前記レーザ光との両方を単一の出力用光ファイバに集束させ前記照明光と前記レーザ光とを混合する手段とを備え、
 前記レーザ光および前記照明光が前記単一の出力用光ファイバを通して送出されることを特徴とする照明及びレーザ光源。

【請求項 2】

前記照明光と前記レーザ光とを混合する手段が、前記照明光の出力の照明光円錐角と前記レーザ光の出力のレーザ光円錐角とを前記光ファイバの出力端に実質的に維持する手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の照明及びレーザ光源。

10

【請求項 3】

円錐状照明光が陰を有し、その陰の中に前記レーザ光が配置されることを特徴とする請求項 2 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 4】

前記照明光と前記レーザ光とを混合する手段が、
 前記レーザ光をコリメートしてコリメートされたレーザ光ビームを形成する手段と、
 前記照明光をコリメートしてコリメートされた照明光ビームを形成する手段と、
 前記コリメートされた両ビームと一緒に組み合わせる手段と、
 前記コリメートされた両ビームを前記単一の出力用光ファイバに集束させる手段とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の照明及びレーザ光源。

20

【請求項 5】

前記出力用光ファイバに接続され、この出力用光ファイバが前記照明光用に、または前記レーザ光用に、あるいは前記照明光と前記レーザ光との両方用に最適にあるいは所望通りに設計されているかを指示するコネクタ手段が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 6】

前記照明光の分光特性に実質的に影響しない制御装置を有する照明光調光手段が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の照明及びレーザ光源。

30

【請求項 7】

前記制御装置の近傍又は上に置くことができ前記照明光の安全又は既知の出力強度を指示できる光毒性の危険カードが設けられていることを特徴とする請求項 6 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 8】

前記レーザ光をコリメートしてコリメートされたレーザ光ビームを形成する手段がレーザコリメート用レンズを備え、
 前記照明光をコリメートしてコリメートされた照明光ビームを形成する手段が第 1 のコリメート用レンズを備え、
 前記コリメートされた両ビームを前記出力用光ファイバに集束させる手段が第 2 の集束用レンズを備えることを特徴とする請求項 4 に記載の照明及びレーザ光源。

40

【請求項 9】

前記コリメートされた両ビームと一緒に組み合わせる手段が、前記コリメートされたレーザ光を前記コリメートされた照明光に対して位置決めする操作ミラーを備えることを特徴とする請求項 8 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 10】

第 2 の照明光路の出力端が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 11】

50

前記照明光調光手段が、前記出力用光ファイバの前面を横切って前記照明光源の像を移動することができる操作可能なレンズを備えることを特徴とする請求項 6 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 2】

1 つ又は複数の照明光フィルタが設けられていることを特徴とする請求項 4 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 3】

前記フィルタが前記コリメートされた照明光の中に配置されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 4】

照明光の出力を有する照明光源と、
前記照明光の一部をコリメートしてコリメートされた照明光路を形成することができる第 1 のレンズと、

レーザ光の出力を有し、このレーザ光をコリメートして前記コリメートされた照明光路内にコリメートされたレーザビームを形成するレーザ光源と、

前記コリメートされた照明光と前記コリメートされたレーザビームとを 1 つの光ファイバに集束させることができる第 2 のレンズと
を備えることを特徴とする照明及びレーザ光源。

【請求項 1 5】

前記レーザ光をコリメートできるレーザコリメート用レンズと、
前記コリメートされたレーザビームを反射でき、前記コリメートされたレーザビームを前記コリメートされた照明光路内に位置させる操作ミラーと
が設けられていることを特徴とする請求項 1 4 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 6】

前記コリメートされた照明光内に位置する前記コリメートされたレーザビームは前記照明光にほぼ平行であることを特徴とする請求項 1 5 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 7】

幾何学中心を有する 1 つ又は複数の球面反射鏡が設けられ、前記照明光源が前記幾何学中心と前記第 1 のレンズの焦点とに配置されていることを特徴とする請求項 1 4 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 8】

幾何学中心を有する 1 つ又は複数の球面反射鏡が設けられ、前記照明光源が前記幾何学中心と前記第 1 のレンズの焦点とに配置されていることを特徴とする請求項 1 5 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 1 9】

前記第 1 のレンズを操作でき前記第 1 のレンズ上にマウントを備える調光機構が設けられていることを特徴とする請求項 1 4 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 2 0】

前記調光機構のマウントが、光学ベンチに取付けられた第 1 の部分と、前記第 1 のレンズを保持する第 2 の部分とを備え、前記第 1 の部分および第 2 の部分がばねに取付けられ、前記第 2 の部分への圧力が前記ばねを撓ませかつ前記第 1 のレンズを移動させることを特徴とする請求項 1 9 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 2 1】

前記調光機構のマウントが、前記圧力を前記第 2 の部分に加えることのできるカムを備えていることを特徴とする請求項 2 0 に記載の照明及びレーザ光源。

【請求項 2 2】

照明光の出力を有する単一の照明光源と、
前記照明光を二つ以上の光ファイバに集束させることができる、前記照明光に対する二つ以上の独立な集光システムと
を備えることを特徴とする照明光源。

10

20

30

40

50

- 【請求項 2 3】
 前記二つ以上の独立な集光システムが、
 それぞれ 1 つの焦点を有し、前記照明光の一部をコリメートしてコリメートされた照明光路を形成することができる二つ以上の第 1 のレンズと、
 それぞれ 1 つの幾何学中心を有し、前記照明光源が前記幾何学中心と前記焦点とに配置されるようにする二つ以上の球面反射鏡と、
 前記コリメートされた照明光を前記二つ以上の光ファイバに集束させることができ、二つの照明光源を前記単一の照明光源から利用可能であるようにする二つ以上の第 2 のレンズと
 を備えていることを特徴とする請求項 2 2 に記載の照明光源。 10
- 【請求項 2 4】
 前記照明光源がアークランプを備えることを特徴とする請求項 2 2 に記載の照明光源。
- 【請求項 2 5】
 前記照明光源がアークランプを備えることを特徴とする請求項 2 3 に記載の照明光源。
- 【請求項 2 6】
 前記照明光源がアークランプを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の照明光源。
- 【請求項 2 7】
 前記照明光源がアークランプを備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の照明光源。
- 【請求項 2 8】
 前記照明光の分光特性に実質的に影響しない制御装置を有する照明光調光機構が設けられて
 いることを特徴とする請求項 2 2 に記載の照明光源。 20
- 【請求項 2 9】
 前記照明光の分光特性に実質的に影響しない制御装置を有する照明光調光機構が設けられて
 いることを特徴とする請求項 2 3 に記載の照明光源。
- 【請求項 3 0】
 前記制御装置の近傍又は上に置くことができ前記照明光の安全又は既知の出力強度を指示
 できる光毒性の危険カードが設けられていることを特徴とする請求項 2 8 に記載の照明
 光源。
- 【請求項 3 1】
 前記制御装置の近傍又は上に置くことができ前記照明光の安全又は既知の出力強度を指示
 できる光毒性の危険カードが設けられていることを特徴とする請求項 2 9 に記載の照明
 光源。 30
- 【請求項 3 2】
 照明光の出力を有する照明光源と、
 前記照明光の一部をコリメート及び操作してコリメートされた照明光路を形成すること
 ができ、前記照明光を調光するように操作される第 1 のレンズと、
 レーザ光の出力を有し、前記レーザ光がコリメートされて前記コリメートされた照明光
 路内にコリメートされたレーザビームを形成するレーザ光源と、
 前記コリメートされた照明光と前記コリメートされたレーザビームとを 1 つの光ファイ
 バに集束させることができる第 2 のレンズと、 40
 前記光ファイバに取付けられ、前記レーザ光、または前記照明光、あるいはその両方を
 前記光ファイバを通して送出するべきであることを指示することができるコネクタと、
 調光中に照明危険の表示を提供することができる光毒性の危険カードと
 を備えることを特徴とする照明及びレーザ光源。
- 【請求項 3 3】
 光パワーを受光するセンサと、前記光パワーの値を指示するディスプレイと、制御回路
 とを有するパワーメータが設けられていることを特徴とする請求項 2 8 に記載の照明及び
 レーザ光源。
- 【請求項 3 4】
 4 0 0 ミクロン以下の直径を有する 1 つの出力用光ファイバに集束され、それにより照 50

明スポットサイズを形成する照明光を出力し、前記照明スポットサイズが手術中に前記光ファイバを通して外科的に有用な照明を供給するに十分な光強度を有する照明光源と、レーザ治療光を前記出力用光ファイバに供給するレーザ治療光源と、前記レーザ治療光に影響せずに前記照明光を調光できる照明光調光機構とを備え、前記レーザ治療光および前記照明光が前記出力光ファイバを通して送出されることを特徴とする照明及びレーザ光源。

【請求項 35】

前記操作ミラーが前記コリメートされた照明光路内に陰をもたらし、その陰に前記コリメートされたレーザビームが配置されることを特徴とする請求項 15 に記載の照明及びレーザ光源。

10

【請求項 36】

1 つ又は複数の前記光ファイバが前記照明光内に陰を有し、その陰の中にレーザ治療ビームが配置されることを特徴とする請求項 22 に記載の照明光源。

【請求項 37】

外科的に有用な光強度又はそれ以上の光強度を有する 1 つの照明光源を、ある直径を有する第 1 の出力用光ファイバに集束させ、

前記第 1 の出力用光ファイバの直径と同じ又はそれより小さい直径を有しコリメート又は集束されたレーザ治療光ビームを、前記第 1 の出力用光ファイバに供給し、

前記レーザ治療光ビームの直径に影響せずに前記光強度を調光する

ことを特徴とする単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

20

【請求項 38】

第 2 の出力用光ファイバの出力端を設け、

外科的に有用な光強度又はそれ以上の光強度を有する照明光源を第 2 の光ファイバの出力端に集束させ、前記照明光源から二つの照明光源を供給することを特徴とする請求項 37 に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

【請求項 39】

前記調光中に前記照明光の光毒性を表示することを特徴とする請求項 37 に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

【請求項 40】

前記第 1 の光ファイバが前記照明光強度に最適であるか又は前記照明光強度と前記レーザ治療光との両方に最適であるかを指示することができる前記第 1 の光ファイバとのコネクタが用いられることを特徴とする請求項 37 に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

30

【請求項 41】

コリメート又は集束されたレーザ治療光ビームを供給することは、

前記照明光強度内に操作ミラーを配置し、

前記レーザ治療光ビームを前記操作ミラー上に供給し、

前記照明光強度から前記操作ミラーを取除き、前記レーザ治療光ビームが前記第 1 の出力用光ファイバから取除かれる

ことを含むことを特徴とする請求項 37 に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

40

【請求項 42】

前記第 1 の出力用光ファイバ内の前記照明光強度内に陰を作り出し、

前記陰内に前記レーザ治療光ビームを配置し、前記レーザ治療光および前記照明光が前記第 1 の光ファイバから出射するときに、前記レーザ治療光が前記陰内に留まる

ことを特徴とする請求項 38 に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療光を送出する方法。

【請求項 43】

前記照明光源を有するハウジングに、ディスプレイとセンサとを有する光パワーメータを取付け、

50

前記第1の光ファイバで前記センサを照明し、
前記ディスプレイ上の照明パワーを読み取る
ことを特徴とする請求項37に記載の単一の光ファイバを通して照明光およびレーザ治療
光を送出する方法。

【請求項44】

光ファイバを有する内孔を持つフェルール胴体と、
ヘッドと、
前記ヘッドに取付けられたねじ部と、
前記ねじ部に取付けられた位置合わせ円筒と、
前記ねじ部とは反対側にある嵌合端部と、
前記光ファイバとほぼ同じあるいはそれより大きい直径を有し前記嵌合端部内にあるオ
リフィスト
を備えることを特徴とする照明光源又はレーザ光源に使用するフェルールコネクタ。

10

【請求項45】

前記位置合わせ円筒内に、前記光ファイバがレーザ光源、または照明光源、あるいはそ
の両方に使用されるかを区別できる凹部が設けられていることを特徴とする請求項44に
記載の照明光源又はレーザ光源に使用するフェルールコネクタ。

【請求項46】

前記ねじ部が8-32UNCねじであることを特徴とする請求項44に記載の照明光源
又はレーザ光源に使用するフェルールコネクタ。

20

【請求項47】

前記ねじ部が8-32UNCねじであることを特徴とする請求項45に記載の照明光源
又はレーザ光源に使用するフェルールコネクタ。

【請求項48】

1つ又は複数のレンズを通して送られ1つの光ファイバに集束される照明光の出力を
有する単一の照明光源と、
前記1つ又は複数のレンズに、前記1つ又は複数のレンズを操作することができるマウ
ントを備え、調光中に前記照明光の最大照度が前記光ファイバの中心に来ないようにする
調光機構と
を備えることを特徴とする照明光源。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[発明の背景]

本発明は、一般的に網膜硝子体手術用の光ファイバ内視鏡プローブ、より詳細には1つ
の共通の光ファイバを介して広いスペクトル照明とコヒーレントなレーザ治療パルスとの
両方を供給する装置および方法に関する。本発明はまた眼科外科医に光ファイバ照明光出
力の強度基準を迅速かつ容易に与える装置および方法を提供することにより手術用照明強
度の制御装置を提供する。本発明はまたファイバが照明透過光用に、またはレーザ透過光
用に、あるいはその両方用に最適にあるいは所望通りに設計されているかを上記の装置光
源に独特に指示する特有の光ファイバ用コネクタフェルールを用いる。また、好ましくは
光ファイバから出るレーザ出力パワーを測定する光パワーメータも本発明に組込まれてい
る。

40

本願は米国特許仮出願である、2003年7月28日に出願された第60/490,3
99号、及び2004年3月5日に出願された第60/550,979号、及び2004
年6月5日に出願された「Medical Light Intensity Photo
toxicity Control Card」という名称の第60/xxx,xxx
号、及び2004年6月5日に出願された「Photon Illumination
and Laser Ferrule」という名称の第60/xxx,xxx号の優先権
を主張する(後の二つの仮出願の出願番号は目下割り当てられておらず、本願は出願番号

50

の受領時に補正されるであろう)。

【0002】

先行技術の網膜硝子体手術は典型的に照明用のインコヒーレント光と、組織の外科治療用のコヒーレントなレーザビーム光を供給する独立した別個の光ファイバを利用する。種々の構造の先行技術の「照明されるレーザプローブ」が開発されてきたが、それらは全て、インコヒーレント照明ストリームとコヒーレントレーザを供給するために別個の光ファイバを利用する。上記のファイバは典型的には共通のルーメン針の内部に並んで配置される。この先行技術の例はUram氏の米国特許第5323766号明細書に見られる。この先行技術は目又は他の構造に照明光及びレーザ治療光を導入するためにより大きいあるいは1つ又は複数の切開を必要とする。そのため、手術個所に大きな外傷をつくってしまう。 10

【0003】

先行技術の装置は典型的には200~300ミクロンの、レーザを供給する光ファイバのコア直径を利用する。というのは、この直径が外科医により最も一般的に望まれる手術レーザ火傷点サイズをもたらすからである。上記の先行技術の装置は、主として先行技術が外科的に有用なインコヒーレント光をそのような小スポットサイズに集束させることができないうために、そのような小さいファイバを介して外科的に有用な十分な照明(インコヒーレント白色光)パワーを供給することができないう。更に、何れの先行技術の装置も上記の外科的に有用な照明光とレーザ治療光とを組み合わせて(特に上記の小サイズの)単一ファイバを通して送出するものではないう。 20

【0004】

本発明の装置および方法は1つの共通の光ファイバを通して広いスペクトル照明とコヒーレントなレーザ治療パルスとの両方を同軸に供給する。好ましい実施例において、装置は先ず、網膜硝子体レーザ治療光の供給に適したコア直径を有する光ファイバに十分な照明光を入射できるインコヒーレント光源(代替実施例においてはコヒーレント光源)を備える。それは、手術の照明には十分な光量を手術個所に供給するためである。好ましい実施例において、ファイバのコア直径は典型的には200~300ミクロンである。というのは、そのコア直径が外科医により最も一般的に望まれる手術レーザ火傷点サイズをもたらすからである。好ましい実施例において、上記の光ファイバは典型的には多モードのステップインデックスファイバである。代替実施例は本発明の範囲から逸脱することなく光ファイバのタイプおよびサイズを変更してもよい。 30

【0005】

本発明の課題は250ミクロン(又はそれ以下)の光ファイバを用いてなお現行の750ミクロンのファイバ光源と同様の外科的に有用なルーメン出力(典型的には10~12ルーメン)を提供できる光源を利用することである。好ましい実施例における本発明の光源出射開口は少なくとも0.5NA(開口数)である。代替実施例は本発明の範囲から逸脱することなくこの開口数を変更してもよい。本発明により供給される光の色は光パワー出力又は強度にもかかわらず白く見える。また、出力強度は光の色、開口、又は均一性に著しく影響することなく減少できる。上記光の出力帯域幅は実質的に可視スペクトルに限定される。即ち、UV及びIR光は最小にされる。出力スペクトルのユーザ選択可能な制限(UV及びIR限定とは別)に関する選択肢が提供される。関係する安全規格への装置適合も行われる。 40

【0006】

先行技術の照明光源は典型的には、外科医により有用と見なされるに十分な照明光を供給するために、約500ミクロンのファイバ直径と同じ最小集合光ファイバコア面積を必要とする。照明用としてより小さい光ファイバを利用する先行技術の基本的な限界は光源自身の焦点サイズである。好ましい実施例において、本発明は極端に小さいプラズマ球により極端に小さい照明スポットサイズに集束できる小形のアークランプを利用する。この集束属性は、レーザ治療光の供給に典型的に利用される100~300ミクロンコアの光ファイバに照明光を効率的に入射させることを可能にする。上記の好ましい実施例の利用 50

により、40ミリワットまでの照明光を、以前はあまりに小さくて有効な照明光源と見なされなかった1つのファイバにより供給することができる。

【0007】

本発明の上記光源はレーザ入射用ファイバを取付けるための入射開口又はコネクタを含む。上記開口の取付けは、治療レーザが眼科用スリットランプを用いて、即ち、典型的にはエグシスマ(exisma)等の機械的出力コネクタを備えたピグテール光ファイバを介して取付けられる方法に若干似ている。好ましい実施例において、治療レーザビームを照明光路内、及び内視鏡プローブの光ファイバ内に同軸で入射させるためにダイクロイック光学部品及び/又は他の光路設計技術が使用される。即ち、(単一ファイバを使用した)上記入射装置を用いて、本発明の装置および方法は独特の小さい単一の光ファイバを照明目的およびレーザ治療目的の両方に使用できるようにする。本発明は更に、より大きい照明ファイバにより占有された先行技術の空間を利用し、それをより小さい断面のファイバ束として提供することもできる新しい世代の網膜硝子体内視鏡機器を提供する。

10

【0008】

本発明は種々の手術用レーザ光源からレーザ光を受け、前記レーザ光を照明光と混合し、両者を単一ファイバに出射する。レーザ出射開口は最小にされ、レーザ光は照明の調光又は他の分光的出力制限により実質的に影響されない。照準ビームは照明出力パターン内に見える。本発明の特徴は、レーザ光源の作動時に円錐状出力光内に現れレーザ治療位置を示す陰である。システムによるパワー損失も最小にされる。上記のように、このレーザ混合法は、これを使用しない場合の照明(即ち、色、開口、又は均一性)に著しく影響しない。

20

【0009】

本発明の別の独特の特徴は、光源の集束特性を能動的に制御することにより上記同軸光ファイバに結合された内視鏡プローブからの光出射角度を変更する能力である。即ち、先行技術の光源は、典型的には相手の照明光ファイバの全受容円錐を満たすように設計された固定開口数の集束構造を有する。本発明は更に内視鏡プローブからの可変集束光出力と、異なるファイバタイプへの有効な結合を提供するために外科医により制御される集光光学系を備えかつ利用する。これは異なる開口数条件を有する光ファイバとの結合に特に有用である。

【0010】

光ファイバに使用する眼科外科照明装置は先行技術に見られ、何年にもわたり多数の会社により製造されてきた。多くのそのような装置の一つは1988年7月12日にScheller氏他の「Illumination System for Fiber Optic Lighting Instruments」という名称の米国特許第4757426号明細書において述べられている。最も広く使用される照明装置の一つはBausch and Lomb(商標登録)社により製造される「Millennium」である。他のメーカーは「Accurus」のAlcon(商標登録)社及び「GLS150」のGrieshaber(商標登録)社である。上記の照明装置が市場内で普及することにより、眼科外科医が上記の先行技術装置の1つ又は複数の照明強度を信頼性よく再現又は模擬できるようにするために、本発明のような新しい高強度照明装置が眼科外科医に強度基準指示を提示することが望ましい。このことは、網膜光線障害が繊細な眼科手術中に目の構造を明瞭に可視化するために明るい光を使用する必要性から生じ得る厄介な問題であるので、特に当てはまる。本発明は更に、眼科外科医に明瞭で容易に理解できるようにグラフィックで光毒性の危険情報を提示する新規な方法と装置を提供する。好ましい実施例において、光源の出力強度と光線障害の尤度との関係を示すために手術用光源のコントロールパネルに着脱自在に取付けられる安価なカードが提供される。

30

40

【0011】

更に本発明の装置には、好ましい実施例において光ファイバから出るレーザパワー出力を測定できる一体的な光パワーメータが含まれる。前記レーザパワーメータの代替実施例は照明パワー強度も測定する。

50

【0012】

従って、本発明の課題は、特に目の手術又は眼科用途において、照明（インコヒーレント）光及びレーザ（コヒーレント）治療光の両方を、レーザ治療に使用できる程十分に小さい直径の単一の光ファイバを通して送出することができる、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

【0013】

本発明の別の課題は、外科的に有用な照明（インコヒーレント）出力とレーザ（コヒーレント）出力との両方を組み合わせて供給する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

【0014】

本発明の別の課題は、レーザ出力パワー又はレーザビームスポットサイズ特性又は照明分光成分に影響せず照明強度を制御するために外科医により使用可能な照明強度制御装置を有する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

10

【0015】

本発明の異なる課題は、従来のレーザ光源に接続される同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

【0016】

本発明の異なる課題は、レーザ治療が設定される円錐状照明光の投影内に陰又は照準孔を有する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

20

【0017】

本発明のさらに異なる課題は、眼科外科医が1つ又は複数の先行技術装置の照明強度を信頼性よく再現又は模擬できるように、あるいは照明出力に関連する光毒性危険を理解かつ最小化できるように、眼科外科医に対する強度基準指示を提示する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

【0018】

本発明のさらに異なる課題は、光ファイバ接続に用いられ、この光ファイバが照明透過光用に、またはレーザ透過光用に、あるいはその両方用に最適にあるいは所望通りに設計されているかを上記の装置光源に独特に指示する独特のフェルール又はコネクタを有する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

30

【0019】

本発明のさらに異なる課題は、患者及び手術個所に対する外傷を最小にする、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

【0020】

本発明のさらに異なる課題は、レーザ出力パワーを測定する一体的なパワーメータを有する、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブおよび能動的開口数制御装置ならびに使用方法を提供することである。

40

【0021】

[発明の要約]

本発明の上記の及び他の課題を解決するために、典型的にはレーザ治療用にのみ使用されるサイズの単一の光ファイバを通してインコヒーレント照明光とコヒーレントレーザ治療光とを供給する装置が提供される。この装置は特に眼科手術中の使用に適している。

【0022】

本発明は、好ましい実施例において、色温度が6000°Kより大きく、演色評価数が95より大きい高輝度照明（光強度）用の75ワットのキセノンアークランプを利用する。キセノンアークランプは更により小さい出力照明ビームの直径を考慮した極端に小さい

50

点光源を提供する。本発明によるランプ光源の特徴は、ランプの交換を可能にしかつ装置の光学中心内の予め定められた位置に正確に前記光源のプラズマ球の位置を維持するマウントである。

【0023】

例えば楕円反射鏡、又は放物面反射鏡とレンズとの組み合わせを用いる他の部品数の少ない配置ではなく、球面反射鏡と2つのレンズとの古典的な集光配置が利用される。反射鏡に入射する光は元のランプまで反射される。第1の色消しレンズは光源からの光と、その逆さまの、即ち反転された像からの光とをコリメートする。第2の色消しレンズは第1のレンズと共軸に配置され、光をその焦点に集束させる。光ファイバが第2のレンズの焦点に配置される。上記反射鏡は好ましくは、アークランプから出る光と同じ形状で照明光を反射するために放物面ではなく球面である。

10

【0024】

本発明では追加的に独立した照明光路が可能である。他の従来照明光源は何れも単一のランプからの複数の光路を合体させない。二つの光路の独立した性質は二つの出力に対する異なるフィルタリングおよび強度制御設定を可能にする。

【0025】

本発明の照明の出力調光は、レンズ開口数を変化させず、あるいはビームに陰欠陥を招かないように第1の(コリメート用)レンズ又は第2のレンズを操作することにより達成される。コントロールノブは、ユーザがノブを回転することにより所望の照明レベルを選択できるようにする。

20

【0026】

出力用光ファイバのコネクタはコストを低減しながら必要な正確な位置決めを提供するように独特に構成される。精密なコネクタ端部は部品コストと組立時間を低減するために一体的な保持ねじと組み合わせられる。照明用のみの出力用光ファイバとレーザに適合する出力用光ファイバとの違いの感知を可能にするために随意的溝又は凹部が第2案のコネクタに設けられる。滑らかな直径のコネクタを出力に配置することにより、レーザパワーが混合されるようにするスイッチを作動する。スイッチの下にコネクタがないあるいは溝が来ると、スイッチが作動せず、レーザパワーは混合されない。

【0027】

レーザ治療エネルギー又は光の混合に関し、レーザ光は好ましくは50ミクロンの光ファイバ又はその均等物を介してシステムに供給される。供給ファイバから出射するレーザ光は好ましくは焦点距離16mmの色消しレンズ又はその均等物を用いてコリメートされる。全ての安全要件が満たされたら(即ち、レーザ出力に適合するファイバが挿入され、レーザ出力用選択スイッチが作動したら)、操作ミラーはコリメートされたレーザ光を照明軸の中心に反射する。この結果、レーザ照準ビーム(治療中は治療ビーム)でほぼ満たされ中心に陰を持つ円錐状白色光を有するファイバ出力が生じる。即ち、レーザは、治療のために完全には作動されないときには典型的には赤い照準ビームを、完全に作動されるときには典型的には緑の治療ビームを供給する。陰が操作ミラーにより生じなければ、照準ビームは完全に消し去られるかあるいは非常に低照度レベルでしか知覚されない。

30

【0028】

既述のように、本発明の特徴は、以前には入手又は利用できなかった同軸のレーザ及び照明装置である。本発明の特徴は、また、最大光出力を捕捉し、かつ従来ではレーザ治療のみに使用された500ミクロンより小さい直径のファイバに供給するために単一ランプ光源からの照明光出力を複光路に供給する球面反射鏡とその関連レンズとを利用する高効率の照明系である。本発明の特徴は、更に、レーザを位置決めするために照明光路内に照準孔を設けソレノイド選択性を有するレーザ操作用ミラーである。本発明の特徴は、なお更に、極端に小さい照明焦点サイズ又は出射開口数を可能にする極端に小さい点光源を有する照明用アークランプシステムである。本発明の特徴は、同様に、光学系の焦点中心にアークランプのプラズマ球を正確に置くアークランプマウントである。本発明の特徴は、欠陥、色収差または色温度変化を招かずに調光を行うために調光用レンズの焦点を移動さ

40

50

せる独特の調光機構である。本発明の特徴は、更に、既設の従来のレーザ光源に接続でき、それによりレーザ治療及び照明が共に本発明の装置の出力に提供されることである。

【0029】

本発明は明瞭かつ理解し易いでグラフィックな光毒性の危険情報を眼科外科医に提示する新規な装置および方法も提供する。好ましい実施例において、安価なカードが手術用光源のコントロールパネルに着脱自在に取付けられる。好ましくは本発明のカードは、光源の出力強度と光線障害の尤度との間の関係を示すために光強度制御装置に接近して取付けられる。カード上のグラフィック表示は(Bausch and Lomb(商標登録)社の「Millennium」のような)許容基準に対する光源の出力強度の調節に関するガイドの役目をする。このようにして、目に光を供給することに関わる種々の要素の分光特性およびパワー特性が容易に管理可能な単一の変数に統合される。これは所定の状況で使用すべき最良の強度を判定する複雑さを大いに低減する。

10

【0030】

本発明はまた、(好ましくは段付きの)内孔を有するフェルール又はコネクタを備え、この内孔はフェルール胴体の長手軸にほぼ平行である。上記内孔は前記フェルール胴体の中を通る光ファイバの配置および接着またはポッティングを可能にする。前記フェルール胴体は外面にこの明細書で述べられたように最適に機能するために独特の形の段差が付けられる。

【0031】

好ましい実施例を実現および使用するために、寸法、幾何学的属性、及びねじ山の大きさが与えられる。代替実施例が複数の上記の変形を利用して本発明の範囲と精神から逸脱しない。本発明は金属、プラスチック、ガラス、セラミックス、又は複合材料を含む(ただし、これに限定されない)複数の材料から製造してもよい。

20

【0032】

本発明の多数の他の課題、特徴、及び利点は添付図と関連して行われる以下の詳細な説明を読めば明らかとなる。

【0033】

[詳細な説明]

さて図面を参照すれば、図には、照明及びレーザ光源10とも記述される同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置10の好ましい実施例および代替実施例の両方が示されている。安全で、効率的で、使用者に優しく典型的にはレーザ治療のみに使用されるサイズの単一の光ファイバ60を通してインコヒーレントな照明光11、62及びコヒーレントなレーザ治療光14を供給する装置10が提供される。この装置は特に眼科手術での使用に適している。

30

【0034】

本発明は好ましい実施例において、色温度が6000°Kより大きく、演色評価数が95より大きい高輝度照明(光強度)用の75ワットキセノンアークランプ36を利用する。独特かつ有用な特徴はランプ36の陰極の端部に形成される非常に高輝度で小さいサイズのプラズマ球である。正しく結像されると、プラズマ球は、例えばレーザ治療に使用される程度の必要な照明入力を小さいファイバに十分に供給できるほど明るい。キセノンアークランプ36はより小さい出力照明ビーム37の直径を考慮した極端に小さい点光源を更に提供する。本発明によるランプの特徴は、ランプ36の交換を可能にしかつ装置の光学中心35内の予め定められた位置に正確に前記光源36のプラズマ球の位置を維持するマウント38である。

40

【0035】

例えば楕円反射鏡、又は放物面反射鏡とレンズとの組み合わせを用いる他の部品数の少ない配置ではなく、球面反射鏡40と二つの集光レンズ42、58との古典的な配置が利用される。この技術は最小の幾何学収差で最大の集光効率を与える。ランプ36は反射鏡40の幾何学中心35と第1のレンズ42の焦点とに配置されている。反射鏡40に入射する光はランプ36に反射される。これは光源36に一致する、光源36の逆さまの、即

50

ち反転された像を形成する。第1のレンズ42は光源36からの光と、その逆さまの、即ち反転された像からの光とをコリメートする。第2のレンズ58が第1のレンズ42と同軸に配置され、光をその焦点に集束させる。出力用光ファイバ60は第2のレンズ58の焦点に配置されている。上記反射鏡40は好ましくは、アークランプ36から出る光と同じ形状で照明光を反射するために放物面ではなく球面である。

【0036】

最良の形の(互いに向き合った平凸非球面の)レンズ42、58が本発明に使用される。レンズにより生じる色収差は光ファイバ60の出力端39を黄色または青色にすることが発見された。これは他の眼科用光源では光源が出力用光ファイバより何倍も大きいので問題ない。4つのレンズ素子からなる色補正された「f1」、即ち開口数0.5のレンズセット42、58が各レンズに利用されるように設計された。各レンズ素子は光損失を最小にするためにMgF(フッ化マグネシウム)反射防止膜を被覆されるが、他の反射防止膜又は層も利用可能である。色消しレンズセットを使用することにより照明光源36の高忠実像を光ファイバ60、64の端部に集束できる。即ち、複数のレンズ素子のレンズが最小の色収差を可能にしている。上記4つのレンズ素子からなるレンズセットは各図に図示及び詳述される。

【0037】

更なる別個の照明光路62が本発明では可能である。0.5の系開口数、即ち「f1」レンズは、入手可能な光ファイバの開口数の制限のために最も実用的である。これは60度の全角に等しい。球面反射鏡40が使用される場合、利用可能な全360度から更に60度が与えられる。光源36の周りの縦回転を考えることは、ランプ36の電極により生じる陰のために非実用的である。ランプ36の周りの合計240度の水平回転が考慮されないままである。光学マウント44を斟酌すれば更に何がしかの量の説明がつく。しかしながら、照明出力の少なくとも半分は利用可能である。これは第2のファイバ出力端64と共に第1の光路11に直交して配置された第2の光路62に対する余地を残している。他の従来の照明光源は何れも単一のランプ、すなわち、照明光の二つの独立した集光系からの多数の光路を合体しない。二つの光路11、62の独立した性質は二つの出力端39、41に対する異なるフィルタリングおよび強度制御設定を可能にする。

【0038】

本発明の照明系の出力調光は、レンズ42の開口数を変化させず、あるいはビーム37に陰欠陥を招かないように、第1の(コリメート用)レンズ又は第2のレンズ42を操作することにより達成される。レンズセットマウント44は二つの半部46と板ばね52を有する。第1の部分48は光学ベンチ12に取付けられ、第2の部分50はレンズセット42を保持し、ばね52は両者48、50の片側を互いに接続する。レンズマウントの第2の部分50への圧力はばね52を撓ませ、レンズ42を光軸に対してほぼ直角方向に移動させる。これは光ファイバ60、64の前面を横切る像の運動又は移動をもたらし、それにより調光の際、ビーム37の最大照度が光ファイバ60、64の中心に来ない。上記のために、出力の色(即ち、色温度)又は開口に影響せず、光ファイバ60、64からの出力光の減少が達成される。好ましい実施例において、シャフトに取付けられたカム54がレンズマウントの第2の部分50とばね52に圧力を加える。コントロールノブ56がシャフト53の他端に取付けられ、使用者がノブ56を回転することにより所望の照明レベルを選択できるようにする。この方法は少なくとも95%の出力照明強度の減少を提供することができる。好ましい実施例において、前記ノブ56の最大回転時に出力照明強度を完全に減衰させるために、シャッタ57がシャフト53に取付けられ、照明ビーム37を横切って回転される。代替実施例は、前記ノブ56の代わりに前記シャフト53を回転させるために、電氣的又は電子的駆動装置を含む(ただしこれに限定されない)他の方法を利用してよい。

【0039】

ダイクロイック「ホット」ミラーフィルタ66が照明レンズ42、58間のコリメートされた空間61に配置されている。これは光の紫外線(UV)および赤外線(IR)フィ

10

20

30

40

50

ルタリングの両方をもたらす。使用者によって付加的に選択可能なフィルタのための手段を設けるためにブラケットがホットミラー66のマウントに取付けられる。フィルタの位置決めは、このフィルタが、光11がフィルタ面にほぼ垂直である唯一の領域であるので重要である。フィルタ66をレンズの反対側に配置すると光に多くの望ましくない入射角(0~30度)を持たせることになる。入射角のばらつきはダイクロイック反射鏡又はフィルタにそれらの作用のずれを生じさせる。吸収フィルタが使用される場合、コリメートされた空間61の外に配置することは反射損失の増加と熱問題を生じる。

【0040】

出力用光ファイバのコネクタ98はコストを低減しながら必要な正確な位置決めをもたらすように独特に構成される。部品コストおよび組立時間を低減するために精密コネクタ又は嵌合端部116が一体的な保持ねじ130と組み合わせられる。照明用のみのファイバとレーザに適合する出力ファイバとの違いの感知を可能にするために随意的溝又は凹部148が第2案のコネクタに設けられる。滑らかな直径のコネクタ74を出力の中に置くと、レーザパワーを混合させるスイッチ72が作動する。スイッチ72の下にコネクタ98がないこと、あるいは溝又は凹部148が来ることによりスイッチ72が作動せず、レーザパワーは混合されない。

【0041】

レーザ治療エネルギー又は光14の混合に関し、レーザ光14は好ましくは50ミクロンの光ファイバ16又はその均等物を介してシステムに供給される。レーザ端部のコネクタ18は、レーザに適合し、ファイバが接続される信号-レーザ間に必要なインターフェースを提供するように構成される。レーザ及び光源10の端部は好ましくはレーザ供給ファイバ16の繰り返し接続を可能にするためにSMA905コネクタ又はその均等物を使用する。供給ファイバから出射するレーザ光14は好ましくは、焦点距離16mmの色消しレンズ20又はその均等物、即ちコリメートされたレーザビーム22を集束させるためにも利用できるレーザコリメート用レンズを用いてコリメートされる。ファイバ16の位置はレンズ20の焦点に来るように調節される。入力レーザコネクタ18とコリメート用レンズ20は、コリメートされたビーム22が、照明レンズセット42、58の間(照明光に対するコリメートされた領域)で照明軸11に直交し、照明軸11の中心と交わるように配置される。全ての安全要件が満たされたら(即ち、レーザ出力に適合するファイバが挿入され、レーザ出力用選択スイッチが作動されたら)、操作ミラー24はコリメートされたレーザ光22を照明軸11の中心に反射する。操作ミラー24は、レーザ光14に対して45度に配置されかつ照明軸11の中心に配置された第1の平面(レーザモードの作動時)である。本発明の独自の態様は、照明軸に沿って見たときに円に見えるようにミラー24の厚さが形成されることである。45度の面の向きにより、このような形状によって垂直に見たときにミラー24の面は楕円に見える。ミラー24のサイズはコリメートされたビーム22のサイズよりわずかに大きくなるように選ばれている。操作ミラー24を照明軸11の中心に配置することにより、通常は存在する光線が遮断され、出力光円錐の中心に陰が現れる。第2の照明レンズ58は反射されたレーザ光14を操作ミラー24により出力ファイバ60、64の端部に集束させる。出力用光ファイバの芯線の長さは比較的短いので、入力端部に入る光の入射角は出力端部に対する同様の角度に非常に近い。これはレーザ照準ビーム(治療時は治療ビーム)でほぼ満たされた中心に陰を有する円錐状白色光を有するファイバ芯線の出力をもたらす。即ち、レーザは治療のために完全には作動されないときは典型的には赤い照準ビームを、完全に作動されるときは典型的には緑の治療ビームを供給する。操作ミラー24により生じる陰がなければ、照準ビームは完全に消し去られるか、あるいは非常に低照度レベルでしか知覚されない。

【0042】

代替実施例は、2つ以上の操作ミラー24を利用し、あるいは照明軸または照明光路11の外側に操作ミラー24を配置し、レーザ光14が前記球面反射鏡40内の開口158を通り、その後アークランプ36のプラズマ球を通り、あるいはダイクロイック反射鏡160又は開口162を有する反射鏡を通るようにしてもよい。上記の代替実施例の全て

はレーザ光 14 をコリメートされた空間 61 内に配置し、出力用光ファイバ 60 に集束させるために第 2 のレンズ 58 を利用する。更に、上記の代替実施例の全ては諸図に見られるような第 2 の光路 62 の出力に備えられる。

【0043】

レーザ操作ミラー 24 は、照明光 11 の損失を最小にしながらレーザ操作ミラー 24 を所定の場所に保持する細い柱 28 に機械的に取付けられる。柱 28 はソレノイド 32 に接続されたブラケット 30 に機械的に接続される。ソレノイド 32 はブラケット 30 および操作ミラー 24 を共に二つの位置の一方に移動させる。一つの位置はコリメートされた照明光及びレーザ光の外側である。この位置はレーザ光を供給しないために使用され、照明光路が影響されないで動作するようにする。二つ目の位置では操作ミラー 24 はレーザ光を照明光路 11 の中に反射するように配置される。ソレノイド 32 とブラケット 30 の運動は精密ボールスライド 34 により制御される。スライド 34 の使用はミラー 24 の再現性のある位置決めを保証する。

10

【0044】

既述のように、本発明の特徴は、以前には入手又は利用できなかった同軸のレーザ及び照明光路装置 10 である。本発明の特徴は、同様に、最大光出力を捕捉し、500 ミクロンより小さい直径のファイバに供給するために単一のランプ光源から出力された照明光を複光路に供給する球面反射鏡 40 とそれに関連するレンズ 42、58 とを利用する高効率照明系である。本発明の特徴は、更に、レーザを位置決めするために照明光路 11 内に照準孔を設けたソレノイド 32 の選択性を有するレーザ又は操作ミラー 24 である。本発明の特徴は、なお更に、極端に小さい照明焦点サイズ又は出射開口数を可能にする極端に小さい点光源 36 を有する照明アークランプ 36 のシステムである。本発明の特徴は、光学系の焦点又は光学中心 35 にアークランプ 36 のプラズマ球を正確かつ交換可能に配置するアークランプ 36 のマウント 38 である。本発明の特徴は、同様に、欠陥、色収差または色温度変化を招かずに調光を行うために出力調光用又は第 1 のレンズ 42 の焦点を移動する独特の調光機構である。本発明の特徴は、既設の従来のレーザ光源に接続でき、それにより治療用レーザ及び照明光が共に本発明の装置 10 の出力端に提供されることである。本装置 10 の光学系は出力用光ファイバ 60 に置かれた照明光 33 及びレーザ光 15 の入力円錐角を受入れ、光ファイバ自身により如何なる収差が生じても、典型的には内視鏡プローブが配置されている光ファイバの出力端における前記円錐角をほぼ再現することができる。

20

30

【0045】

本発明の装置 10 の更なる代替実施例は照明光源 36 をコリメートするために球面反射鏡の代わりに放物面反射鏡を利用してよい。この技術は第 1 のコリメート用レンズ 42 の必要性を除き、放物面反射鏡内の開口を通過して、あるいはコリメートされた空間 61 内にある操作ミラー 24 を介してレーザビーム 22 を送出する。なお更なる代替実施例は二つの焦点を有する楕円反射鏡を利用してよく、その場合、照明光源 36 が第 1 の焦点に配置され、出力用光ファイバ 60 が第 2 の焦点に配置され、レーザビーム 22 が楕円反射鏡内の開口を通過して、あるいは照明光源 36 と出力用光ファイバ 60 との間にある操作ミラー 24 を介して導入される。この後者の代替実施例は、出力用光ファイバ 60 の前のレーザビーム光路 22 内に置かれたレンズを介して出力用光ファイバ 60 にレーザビーム 22 を集束させる必要があるが、第 1 のコリメート用レンズ 42 と第 2 の集束用レンズ 58 との両方を除くことができる。

40

【0046】

網膜硝子体手術中の光毒性の危険（リスク）を決定するいくつかの変数には、使用された光源の分光特性とパワー特性、内視照明器プローブのタイプとサイズ、手術の長さ又は持続時間、及び照明された組織の面積（サイズ）が含まれる。何れの場合も、外科医は使用すべき光の強度について危険（リスク）- 利益判断を行わねばならない。不十分な光強度は不適切な可視化と、網膜の光線損傷より重大な逆効果をもたらす。現在、損傷点に到達するに要する露光時間の計算は、ハザード関数を用いた光源 36 の分光パワー密度関数

50

の数値積分（ISO 15752 参照）と、手術照明面積及び内視照明器特性についての特別の知識とを必要とする煩わしい作業である。

【0047】

本発明は更に、眼科外科医に明瞭で容易に理解できるようにグラフィックで光毒性の危険情報を提示する新規な方法と装置を提供する。好ましい実施例において、安価な光毒性の危険カード76が手術用照明及びレーザ光源10のコントロールパネルに着脱自在に取付けられる。好ましくは本発明のカード76は、光源の出力強度と光線障害の尤度の間の関係を示すために光強度コントロールノブ56に接近して取付けられる。好ましくはカード76が、特定のタイプの光源に使用されるとき機器のタイプの光毒性性能を表すために較正されている各内視照明機器、即ち光ファイバに含まれる。カード76上のグラフィック表示78は（Bausch and Lomb（商標登録）社の「Millennium」のような）許容基準に対する光源10の出力強度の調節に関するガイドの役目をする。このようにして、目に光を供給することに関わる種々の要素の分光特性及びパワー特性が単一の容易に管理可能な変数に統合される。これは所定の状況で使用すべき最良の強度を判定する複雑さを大いに低減する。代替実施例のグラフィック表示78はルーメン出力（目の毒性応答により重み付けされた単位）のような光出力に関する他の情報を提示することもできる。他の表示は特殊な染料又は着色光フィルタに使用される閾値情報を提示することもできる。

10

【0048】

本発明の好ましい実施例はほぼ名刺の重量である白いボール紙原料から型抜きされたカード76を備える。カード76の形状はほぼ正方形であり、スロット90が片側から除去されてカード76が照明及びレーザ光源10の強度コントロールノブ56の背後に置かれるようにし、一方では前記ノブ56により回転されるコントロールシャフト53に対して隙間をもたらす。好ましい実施例において、照明及びレーザ光源10の筐体のフロントパネルに4つの位置決めピン92が取付けられている。ピン92はカード76の位置に対する境界をもたらし、コントロールノブによるカード76の回転を防止する。

20

【0049】

好ましい実施例において、カードの前面には、例えば緑、黄、赤の予め定められた強度レベルで光毒性の危険を表す異なるカラー領域86を有する円形スケール84が印刷されている。コントロールノブ56は現在の出力強度レベルと使用されたプローブに関連付けられたリアルタイムの光毒性の危険とを示す指示線を有する。本発明の特徴は、光ファイバ出力端での出力強度を指示するカード76の能力である。カード76は一回使用された後は廃棄され、各光ファイバ機器に設けられた新しいカードと交換される。このように、光源10の出力は使用されるごとに較正し直される。外科医に最も関係の深い情報をできるだけ与えるために、較正されたユニットのタイプは機器の様式の違いにより変更してもよい。

30

【0050】

上記カード76は先行技術の照明装置に対する既知の基準点を提供する。例えば、外科医が緑色領域内にノブ56の指示線を維持する場合、外科医は、光強度出力がBausch and Lomb（商標登録）社の「Millennium」のような先行技術の照明器の安全強度内にあることを理解する。この制御現象は、この明細書で述べられるようなより強い照明光源10を利用するとき特に有用である。即ち、外科医は、本発明のようなより強く、近代的な照明系を利用するとき先行技術の基準点を持たなければならない。本発明は更に、先行技術に対する基準を提供しないが、その代わりに直接外科医に光毒性レベル又は光強度レベルを指示するいくつかの領域を提供してもよい。

40

【0051】

光毒性の危険カード76を備えた光ファイバ内の減衰及び分光吸収を考慮した前記カード76を提供する光ファイバ製造能力である。こうして例えば、光ファイバが高い減衰を有する場合、1つ又は複数の上記先行技術の照明器と同じにするために、あるいは所望の光照明出力を達成するために、カードは外科医が強度コントロールノブ56を高レベルま

50

で回転しなければならないことを指示してもよい。

【0052】

本発明はまた、好ましくは段差104の付いた内孔102を有するフェルール又はコネクタ98を備え、この内孔102はフェルール胴体98の長手軸100にほぼ平行である。上記内孔102は前記フェルール胴体98の中を通る光ファイバの配置および接着またはポッティングを可能にする。外面には、前記フェルール胴体98はまたこの明細書で述べられたように最適に機能するために独特の形の段差112、148が付けられている。

【0053】

好ましい実施例において、フェルール胴体98は外部端部114と嵌合端部116とを有し、外面には第1の端部122および第2の端部123を有する第1の直径120のほぼ円筒状のヘッド118を備え、前記第1の端部122は前記外部端部114と同じ場所に置かれる。前記フェルール胴体98は更に外面に、前記ヘッド118より大きい直径を有しかつ第1の側面126および第2の側面128を有するつば124を備え、前記第1の側面126は前記ヘッド118の前記第2の端部123に取付けられている。好ましくは前記ヘッド118より小さい直径のねじ部130が前記つば124の第2の側面128に取付けられかつそこから延びている。好ましい実施例において、前記ねじ部130は先ず第1の端部132および第2の端部134を有する8-32UNCねじを備え、前記第1の端部132は前記つば124の前記第2の側面128に接続される。やはり好ましい実施例において、前記ねじ部130は前記第1の端部132に約0.030インチの溝136を有し、約0.090インチの前記ねじ部130がその後につき、前記ねじ部130の第2の端部134の後には別の約0.030インチの溝136が続く。フェルール胴体98は外面にまた前記ねじ部130の後に位置合わせ円筒138を有する。位置合わせ円筒138は第1の端部140および第2の端部142を備え、前記第1の端部140が前記ねじ部130に取付けられている。前記位置合わせ円筒138の第2の端部142は前記フェルール胴体98の前記嵌合端部116と同じ場所にある。また前記位置合わせ円筒138の前記第2の端部142は前記段付き孔102内に取付けられた光ファイバとほぼ同じかあるいはわずかに大きい直径のオリフィス144を含む。前記オリフィス144は前記段付き内孔102に相互に接続される。本発明の実施例において、前記オリフィスは約0.011インチの直径および約0.025インチの長さを有する。やはり好ましい実施例において、前記位置合わせ円筒138は前記第2の端部142の円周に面取り146を有する。好ましくは、前記面取り146は約45度の角度および0.015インチの長さがを有する。代替実施例は異なる角度又は形状を持つ面取り、あるいは前記事項を全て一緒に使用した面取りを利用してよい。

【0054】

本発明の位置合わせ円筒138は光ファイバにレーザ光を入れるべきか又は照明光を入れるべきかを指示するために諸実施例の範囲内で独特の形状をしている。レーザフェールの好ましい実施例において、位置合わせ円筒は、レーザ光又はエネルギーが望まれることを光源36に指示する約0.118インチの均一な直径を有する。第1の代替実施例の照明フェールにおいて、位置合わせ円筒は前記円筒138の第2の端部142から約0.075インチの距離に位置しかつ前記第2の端部142から約0.268インチ伸びている凹部148を含む。利用時に、照明及びレーザ光源10はこの凹部を検出し、レーザ光ではなく照明光が望まれていると判定する。別の代替実施例はレーザ光に対して上記の凹部148の実施例を、また照明光に対して均一な円筒径を利用してよい。

【0055】

前記段付き孔102は内面に先ず、実質的に前記ヘッド部内にある第1の大径孔を備え、これは約0.098インチの直径を有しほぼ前記ヘッドの長さだけ伸びている。約0.063インチの直径を有する第2の中径孔が前記ねじ部130および前記位置合わせ円筒138内で前記第1の大径孔から前記オリフィス144まで伸びている。やはり好ましい実施例において、オリフィス144の長さは約0.025インチである。代替実施例は複数の直径及び長さを有する第1の孔および第2の孔とオリフィスとを利用してよいが、

両直径部はそれぞれが中に配置されるフェルール外面部より小さいことが前提である。

【0056】

光ファイバとの組立時に、光ファイバは前記孔102とオリフィス144を通り、前記フェルール胴体98の嵌合端部116又は前記位置合わせ円筒138の第2の端部142とほぼ同一面で終わる。好ましくは、前記光ファイバは前記ファイバを囲みかつフェルール98の前記孔102に取付けられたポッティング又は接着化合物を介して前記孔102内に保持される。

【0057】

好ましい実施例において、外部ヘッド118の外径は約0.234インチで、長さは約0.375インチである。つば124の外径は約0.312インチで、厚さは約0.025インチである。また、前記位置合わせ円筒138の直径は約0.118インチで、長さは0.380インチである。

10

【0058】

好ましい実施例を実現および使用するために、寸法、幾何学的属性、及びねじ山の大きさが与えられる。代替実施例は本発明の範囲と精神から逸脱することなく複数の上記の変形を利用してよい。これは特に前記ヘッド118、つば124、及びねじ部130に関して当てはまる。前記つば124はヘッド118の一部として一体化されても又は完全に除去されてもよい。また、ねじ部130の位置、配置、及びタイプは変化してもよい。前記ねじ部130は前記溝136を利用しなくても、もっと短い又はもっと長い溝を利用しても、あるいは前記ヘッド118およびつば124の直径が前記ねじ130の外径とほぼ同じか又はそれより小さく作られていてもよい。本発明は金属、プラスチック、セラミックス、又は複合材料を含む(ただし、これに限定されない)複数の材料から製造してもよい。

20

【0059】

本発明の特徴は、センサ152、パワーディスプレイ154、及びその制御回路156を有するレーザパワーメータ150を一体的に含むことである。パワーメータ150は、外科医が前記センサ152上に内視鏡光ファイバプローブを置き、照明及びレーザ光源10を通してレーザを発生し、前記ディスプレイ154上に現れるレーザパワー出力を測定できるようにする。上記事項を含むことは、特に光ファイバの種類の変化のために、あるいは照明及びレーザ光源10を通じた減衰を考慮するためには有用である。パワーメータ150を利用することにより、外科医は手術個所に送出されたレーザパワーの完全な知識を有する。代替実施例はレーザ光14のパワーと同様に、出力照明37の強度の測定にパワーメータ150を利用してよい。

30

【0060】

動作時に、外科医はレーザ光源を光ファイバを介して装置10上の入力レーザコネクタ18に接続する。その後、外科医は第1の出力端39にある内視鏡プローブ、あるいは照明のみに対しては前記第2の出力端64にある内視鏡プローブに接続された一体化された光ファイバにフェルールコネクタ98を接続する。前記第1の出力端39にある前記フェルールコネクタ98が上記凹部148をもたない場合、装置10は操作ミラー24が照明光路11内に位置するようにし、更にレーザ光を送出するようにする。外科医がレーザパワー出力を測定したい場合、外科医は内視鏡プローブの出力端部を前記センサ152上に置き、レーザが完全に作動したら、ディスプレイ154上のレーザパワー出力を読み取る。装置10が通電されたら、外科医は、レーザビームが配置される陰と、前記陰内にある典型的には赤いレーザ照準ビームとを有する円錐状の白色照明光を用いて問題の組織の照明を進める。レーザパワーの完全作動時に、典型的には緑色の治療レーザビームが前記典型的には赤い照準ビームに置き換わって、問題の組織を治療する。上記照明および治療の全ては一つの切開ごとに、先行技術の光源より小さい直径の単一の光ファイバを介して行われてもよい。

40

【0061】

同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置10(照明及びレーザ

50

光源)とその使用方法が図示及び記述されたことを当業者は評価するであろう。この装置及び使用法は典型的にはレーザー治療光のみに利用されるサイズの単一の光ファイバを通して照明光およびレーザー治療光を同時に送出することを可能にしている。この装置及び方法は更に、前記光ファイバに取付けられた内視鏡プローブからの光出力の角度制御を提供する。この装置はまた治療レーザーからは独立した別個の照明光を備えると共に、この照明光の完全な強度制御を提供する。当業者は、本発明で使用するために医学的な光強度の光毒性を制御することつまり危険カード76が図示及び記述されたことを評価するであろう。前記光毒性の危険カード76は本発明のような特有のタイプの光ファイバ又は高パワー光源からの照明強度出力の迅速かつ容易な判定に特に有用である。当業者は、光子照明及びレーザーフェールコネクタ98がまた図示及び記述されたことを評価するであろう。前記フェール98はこの明細書で述べられたように光ファイバをレーザー又は照明光源10に迅速かつ確実に接続するために特に有用であり、更に前記光源10が光ファイバのタイプ又は用途(即ち照明用途か医学的レーザー用途か)を区別出来るようにする。本発明の装置は手術、特に眼科手術に有用である。また、当業者はレーザー光ファイバ出力のパワーメータを一体的に含むことを評価するであろう。

10

【0062】

本発明は詳細に述べられたが、その精神から逸脱することなく本発明を変形できることは当業者には言うまでもない。従って、本発明の範囲を、図示及び記述された特定の実施例に限定することは意図されていない。そうではなく、本発明の範囲は添付された請求項とそれらの均等物により決定されることが意図されている。

20

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】光毒性カード、パワーメータ、及びフェールコネクタを備えていない照明及びレーザー光路を示す同軸照明されたレーザー内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の好ましい実施例の平面図。

【図2】アークランプ光源とマウントの斜視図。

【図3】アークランプ光源とマウントの組立図。

【図4】第1のレンズマウント、シャフトに取付けられたカム及び閉位置が点線で示されたシャッタの正面図。

【図5】操作ミラー、柱、ブラケット、ボールスライド、及び通電されない伸張位置にあるソレノイドの正面図。

30

【図6】レーザー及び照明光のための第1の出力端と位置合わせ円筒内の凹部を感知するスイッチの正面図。

【図7】スイッチ胴体が取付けられていない図6の線7-7に沿った断面図。

【図8】レーザー及び照明用として好適である凹部を備えていないフェールコネクタの側面図。

【図9】図8の線9-9に沿った断面図。

【図10】照明用として好適である凹部を備えているフェールコネクタの側面図。

【図11】図10の線11-11に沿った断面図。

【図12】第1の出力端と、照明レベルのコントロールノブと、光毒性の危険カードと、レーザーパワーメータのディスプレイ及びセンサとを示す、同軸照明されたレーザー内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置ハウジングのフロントパネルの正面図。

40

【図13】第2の出力端と、照明レベルのコントロールノブと、レーザーコネクタと、パワースイッチ及びレーザースイッチと、光毒性の危険カードとを示す、同軸照明されたレーザー内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置ハウジングの右パネルの右側正面図。

【図14】レーザーパワーメータ回路の概略電子回路図。

【図15】レーザー及び照明光線、反射鏡、ミラー、及びレンズを示す、同軸照明されたレーザー内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の好ましい実施例の概略光学図。

【図16】レーザー及び照明光線、反射鏡、ミラー、及びレンズを示す、同軸照明されたレーザー内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の代替実施例の概略光学図。

50

【図 17】レーザ及び照明光線、反射鏡、ミラー、及びレンズを示す、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の更なる代替実施例の概略光学図。

【図 18】レーザ及び照明光線、反射鏡、ミラー、及びレンズを示す、同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の別の代替実施例の概略光学図。

【図 19】第 1 のレンズマウントの左側面図。

【図 20】最大強度位置にある第 1 のレンズマウントの側面図。

【図 21】調光された強度位置にある第 1 のレンズマウントの側面図。

【図 22】光毒性カード、パワーメータ、及びフェルールコネクタのない照明及びレーザ光路を示す、図 16 及び 17 の概略光学図に示されるような同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の代替実施例の実施の最上平面図。

【図 23】色収差、球面収差、及びコマを補正し、最後の要素の頂点から 20 mm のバックフォーカスと 0.5 の開口数とを有する第 1 レンズおよび第 2 のレンズの好ましい実施例の側面断面図。

【図 24】第 1 のレンズセット、コリメートされた空間、ダイクロイックホットミラー、第 2 のレンズセットおよび照明光路光線を示す概略光学図。

【図 25】図 23 に示されたレンズセットのレンズ素子 1 の好ましい実施例の寸法属性を有する詳細な側面断面図。

【図 26】図 23 に示されたレンズセットのレンズ素子 2 の好ましい実施例の寸法属性を有する詳細な側面断面図。

【図 27】図 23 に示されたレンズセットのレンズ素子 3 の好ましい実施例の寸法属性を有する詳細な側面断面図。

【図 28】図 23 に示されたレンズセットのレンズ素子 4 の好ましい実施例の寸法属性を有する詳細な側面断面図。

【図 29】同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の概略電子回路図。

【図 30】光毒性カード、パワーメータ、及びフェルールコネクタを備えていない照明及びレーザ光路を示す同軸照明されたレーザ内視鏡プローブ及び能動的開口数制御装置の好ましい実施例の白黒写真形式の上面斜視図。

【符号の説明】

【0064】

10 照明及びレーザ光源

14 レーザ治療光

15 レーザ光

16 光ファイバ

18 コネクタ

22 レーザビーム

24 操作ミラー

28 柱

30 ブラケット

32 ソレノイド

33 照明光

34 ボールスライド

35 反射鏡の光学中心

36 照明光源、ランプ

37 照明出力

38 ランプマウント

39 第 1 の出力端

40 球面反射鏡

41 出力

42 照明レンズ

10

20

30

40

50

4 4	光学マウント	
4 6	マウント片側	
4 8	レンズマウントの第 1 の部分	
5 0	レンズマウントの第 2 の部分	
5 2	板ばね	
5 3	シャフト	
5 4	カム	
5 6	コントロールノブ	
5 7	シャッタ	
5 8	照明レンズ	10
6 0	光ファイバ	
6 1	コリメートされた空間	
6 2	照明光路	
6 4	光ファイバ、第 2 の出力端	
6 6	ホットミラー、フィルタ	
7 2	スイッチ	
7 4	コネクタ	
9 8	フェルール胴体、出力用光ファイバコネクタ	
1 0 0	フェルール胴体の長手軸	
1 0 2	内孔	20
1 0 4	段差	
1 1 2	段差	
1 1 8	フェルール胴体のヘッド	
1 2 0	第 1 の直径	
1 2 2	フェルール胴体のヘッドの第 1 の端部	
1 2 3	フェルール胴体のヘッドの第 2 の端部	
1 2 4	つば	
1 2 6	つばの第 1 の側面	
1 2 8	つばの第 2 の側面	
1 3 0	ねじ部	30
1 3 2	ねじ部の第 1 の端部	
1 3 4	ねじ部の第 2 の端部	
1 3 6	溝	
1 3 8	位置合わせ円筒	
1 4 0	位置合わせ円筒の第 1 の端部	
1 4 2	位置合わせ円筒の第 2 の端部	
1 4 4	オリフィス	
1 4 6	面取り	
1 4 8	凹部	
1 5 0	パワーメータ	40
1 5 2	センサ	
1 5 4	ディスプレイ	
1 5 6	ディスプレイの制御回路	
1 5 8	球面反射鏡内の開口	
1 6 0	ダイクロイック反射鏡	
1 6 2	ダイクロイック反射鏡の開口	

【 図 1 】

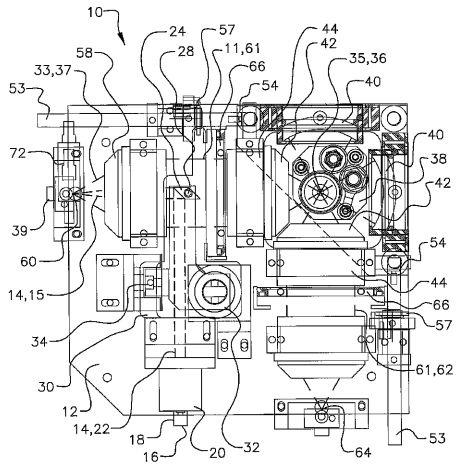


FIG. 1

【 図 2 】

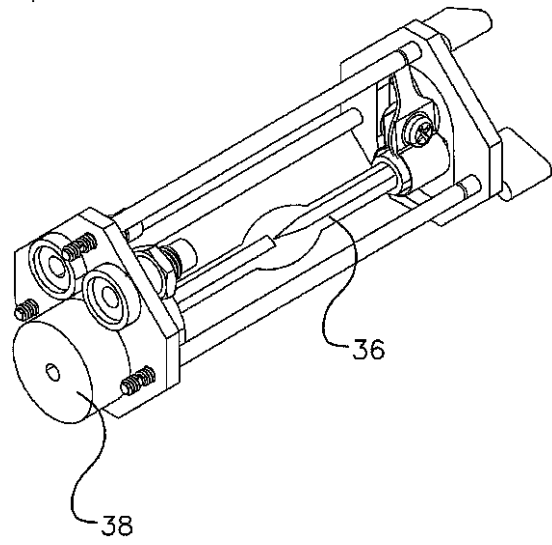


FIG. 2

【 図 3 】

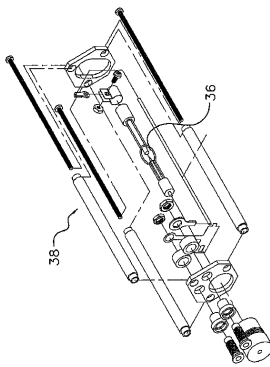


FIG. 3

【 図 5 】

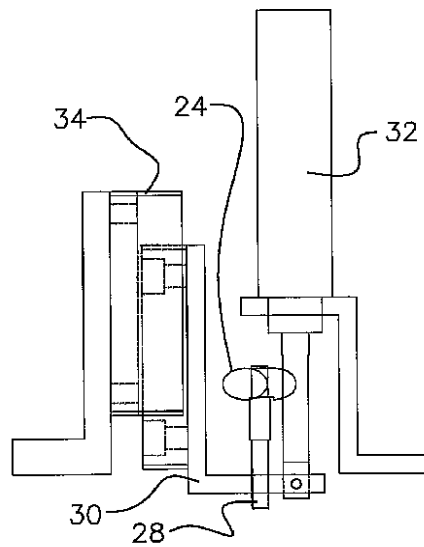


FIG. 5

【 図 4 】

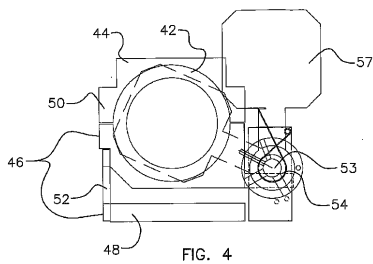


FIG. 4

【 図 6 】

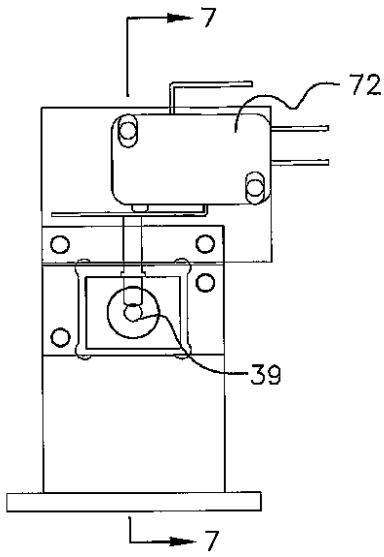


FIG. 6

【 図 7 】

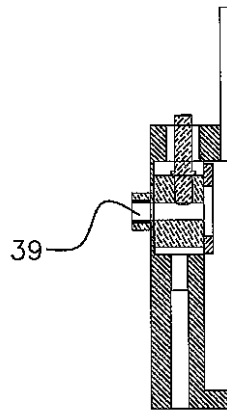


FIG. 7

【 図 8 】

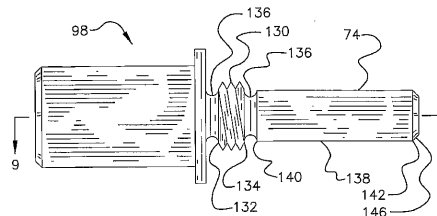


FIG. 8

【 図 9 】

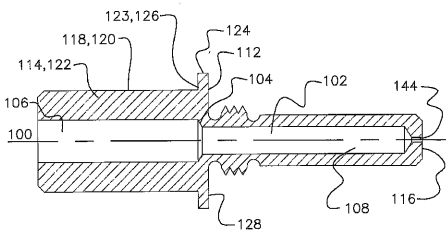


FIG. 9

【 図 1 2 】

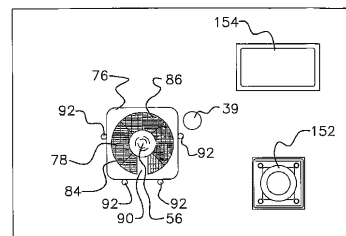


FIG. 12

【 図 1 0 】

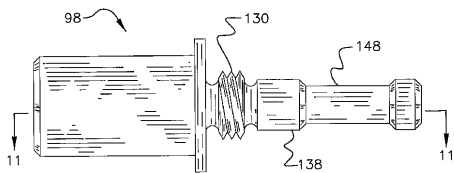


Fig. 10

【 図 1 3 】

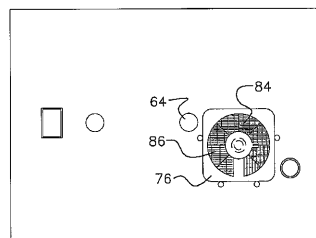


FIG. 13

【 図 1 1 】

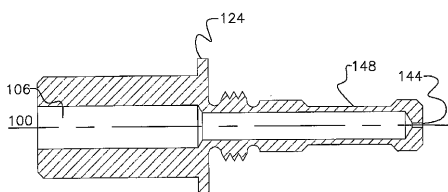


Fig. 11

【 図 1 4 】

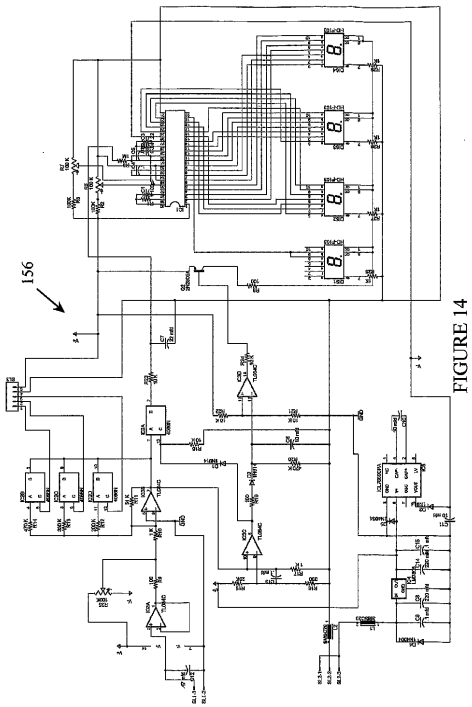


FIGURE 14

【 図 1 5 】

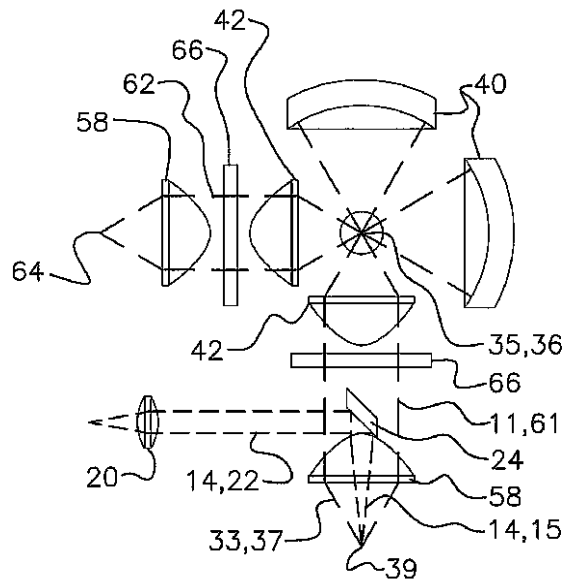


FIG. 15

【 図 1 6 】

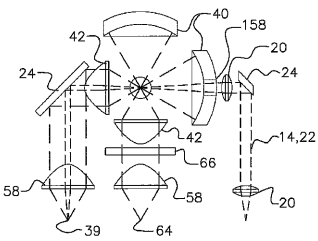


FIG. 16

【 図 1 7 】

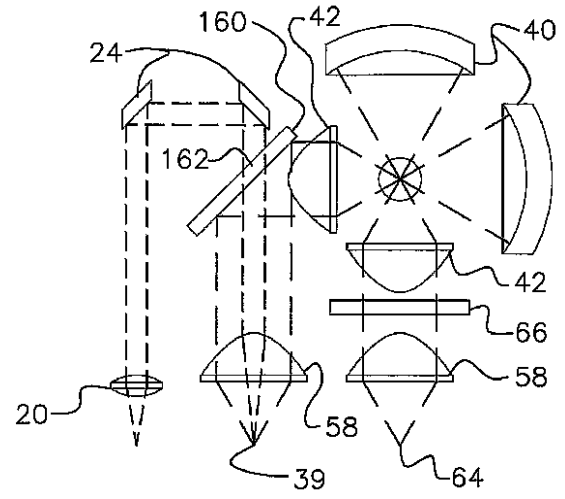


FIG. 17

【 図 1 8 】

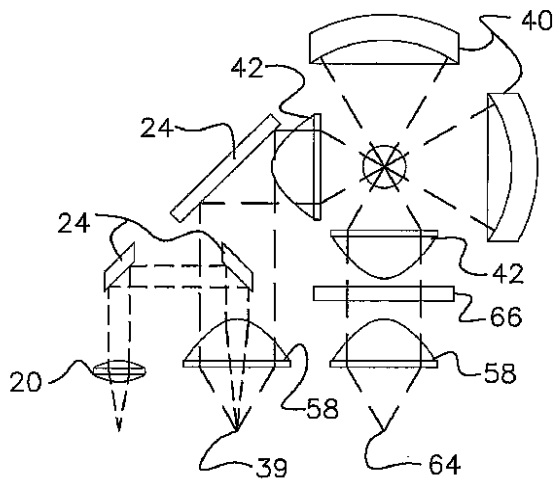


FIG. 18

【 図 1 9 】

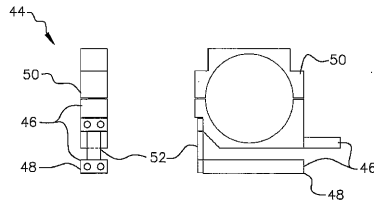


FIG. 19

FIG. 20

【 図 2 0 】

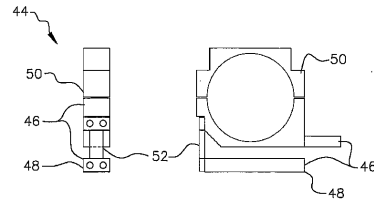


FIG. 19

FIG. 20

【 図 2 1 】

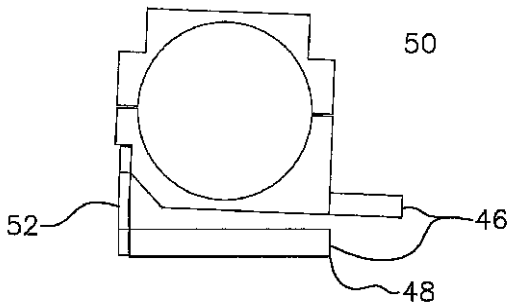


FIG. 21

【 図 2 2 】

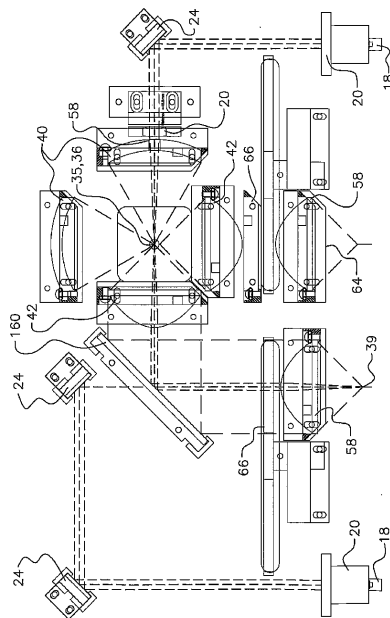
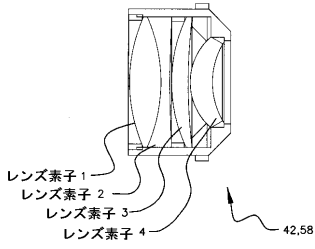


FIG. 22

【図 2 3】



【図 2 4】

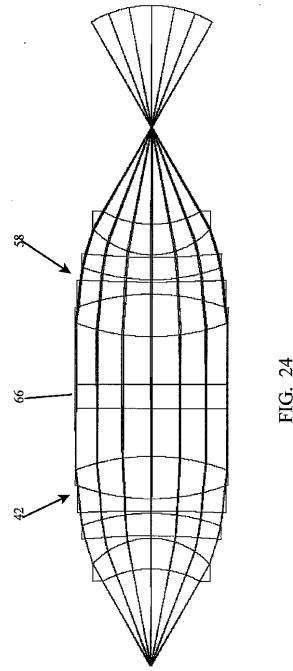
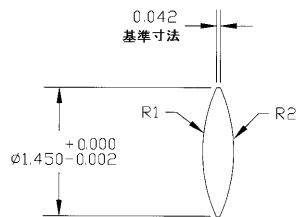


FIG. 24

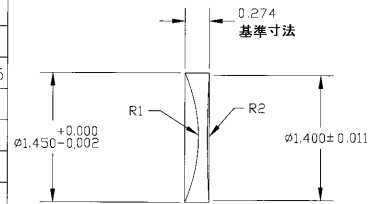
【図 2 5】

項目	インチ (ミリメートル)	
	R 1	R 2
曲率半径	1.7824	1.7824
フリッジ (総数)	0.5	0.5
凹凸 (総数)	1/8	1/8
面仕上げ	40/20	40/20
純口径	1.352	1.340
面取り幅		
中心厚	0.350	
中心厚 許容誤差	±0.001	
楔 (T I R)	±0.0005	
直径	1.450	
直径 許容誤差	+0.000 -0.002	
材料		
タイプ	S-BSM-81	
等級		
アニール		
熔解		
被覆		
R 1		R 2
反射防止膜 (可視光)		なし



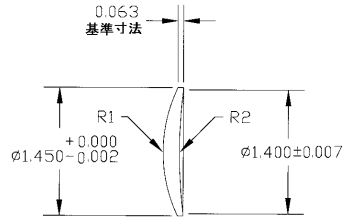
【図 2 6】

項目	インチ (ミリメートル)	
	R 1	R 2
曲率半径	-1.7824	-12.554
フリッジ (総数)	0.5	0.5
凹凸 (総数)	1/8	1/8
面仕上げ	40/20	40/20
純口径	1.340	1.340
面取り幅		
中心厚	0.100	
中心厚 許容誤差	±0.001	
楔 (T I R)	±0.0005	
直径	1.450	
直径 許容誤差	+0.000 -0.002	
材料		
タイプ	SF-11	
等級		
アニール		
熔解		
被覆		
R 1		R 2
なし		反射防止膜 (可視光)



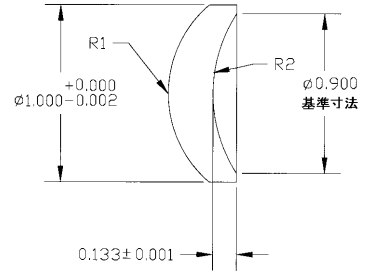
【 図 2 7 】

項目	インチ (ミリメートル)	
	R 1	R 2
曲率半径	1.6807	-5.8471
フリンジ (総数)	0.5	0.5
凹凸 (総数)	1/8	1/8
面仕上げ	40/20	40/20
純口径	1.310	1.288
面取り幅		
中心厚	0.185	
中心厚 許容誤差	±0.001	
楔 (T I R)	±0.0005	
直径	1.450	
直径 許容誤差	+0.000 -0.002	
材料		
タイプ	S-BSM-81	
等級		
アニール		
熔解		
R 1 被覆	R 2	
反射防止膜 (可視光)	反射防止膜 (可視光)	

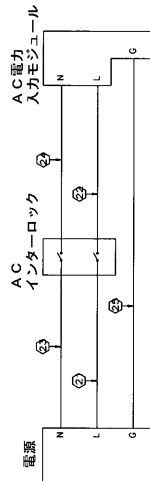
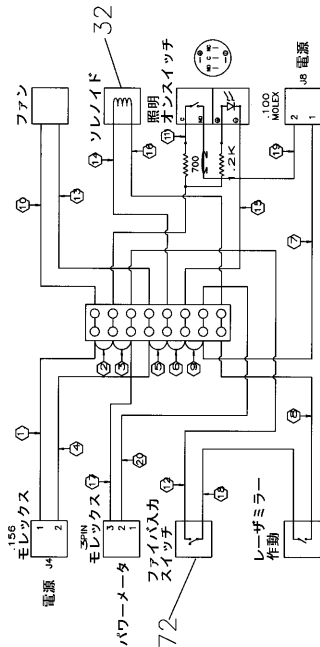


【 図 2 8 】

項目	インチ (ミリメートル)	
	R 1	R 2
曲率半径	0.6601	-0.8302
フリンジ (総数)	0.5	0.5
凹凸 (総数)	1/8	1/8
面仕上げ	40/20	40/20
純口径	0.900	0.800
面取り幅		
中心厚	0.250	
中心厚 許容誤差	±0.001	
楔 (T I R)	±0.0005	
直径	1.000	
直径 許容誤差	+0.000 -0.002	
材料		
タイプ	S-BSM-81	
等級		
アニール		
熔解		
R 1 被覆	R 2	
反射防止膜 (可視光)	反射防止膜 (可視光)	



【 図 2 9 】



【 図 3 0 】

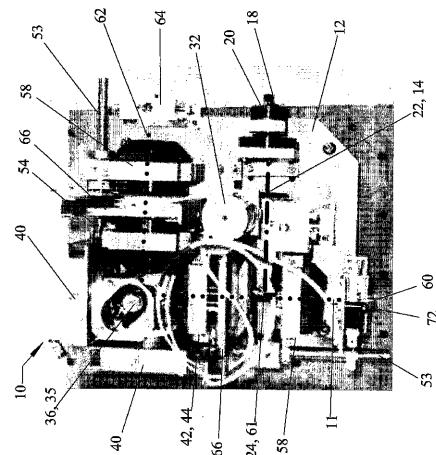


FIG. 30

【国際調査報告】

60600980031



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US04/24116

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7)	: A61F 9/008	
US CL	: 606/004; 356/121	
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) U.S. : 606/004; 356/121; 385/115		
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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,519,485 B2 (Wiesmann et al.) 11 February 2003 (11.02.2003), Col. 2, lines 63-65, Col. 3, lines 105, Col. 6, line 58 and Fig. 1	1,2,4,10,12
---		3,5,6,8,9,11,133-16,19,26,2734 and 35
Y		22,24,28,48
X	US 5,313,070 A (Vala et al.) 17 May 1994 (17.05.1994), Col. 2, line 8, Col. 8, lines 60-65 and Fig. 26.	6,11,19,26,34 and 36

Y	US 6,069,689 A (Zeng et al.) 30 May 2000 (30.05.2000), Col 2, lines 45-47 and Fig. 2.	3,8,9,13-16, 27-36
Y	US 4,447,121 A (Cooper et al.) 08 May 1984 (08.05.1984), Figure 6	5, 44-47
Y	US 5,993,072 A (deJuan, Jr. et al) 30 November 1999 (30.11.1999), Figures 2, 5 and 8.	44-47
<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	"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
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"Z" document member of the same patent family
"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	Date of mailing of the international search report	
02 November 2005 (02.11.2005)	19 DEC 2005	
Name and mailing address of the ISA/US	Authorized officer	
Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450	Linda C Dvorak <i>J. Lily</i>	
Facsimile No. (571) 273-3201	Telephone No. None	

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

27. 7. 2006

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US04/24116

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.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
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:
Please See Continuation Sheet

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 any 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.

3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US04/24116

BOX II. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING

This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid.

Group I, claim(s) 1-21, 26, 27, 32, 34 and 35, drawn to laser treatment and illumination apparatus.

Group II, claim(s) 22-25, 28-31, 33, 36 and 48, drawn to an illumination apparatus.

Group III, claim(s) 44-47, drawn to a connector.

Group IV, claim(s) 37-43, drawn to a method of transmitting light in an optical fiber.

The inventions listed as Groups I-IV do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons: The inventions listed as Groups I to IV do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons: the only common feature (Group III excepted) is an illumination source that cannot be construed as a special technical feature as such sources are pervasive in the medical arts. The method claims of Group IV are not related to the use of the apparatus, but rather to how the apparatus functions, which is inherent in its structure. The connector of Group III has no common features with the other independent claims.

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/577,618

(32)優先日 平成16年6月5日(2004.6.5)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 10/900,939

(32)優先日 平成16年7月27日(2004.7.27)

(33)優先権主張国 米国(US)

(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, IT, LU, 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, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(71)出願人 306041112

スケラー、グレッグ

アメリカ合衆国 6 3 0 3 8 ミズーリ ワイルドウッド スザンヌ リッジ ドライヴ 1 7 8
2 0

(74)代理人 100075166

弁理士 山口 巖

(72)発明者 オウルド、マイケル ディー

アメリカ合衆国 6 3 0 0 5 ミズーリ チェスターフィールド ペッパー ヴュー コート 1
6 2 0 1

(72)発明者 イーズリー、ジェイムス シー

アメリカ合衆国 6 3 3 0 4 ミズーリ セントチャールズ コーポレイト センター ドライヴ
3 8 4 5

(72)発明者 ケイン、ジョナサン エス

アメリカ合衆国 0 3 0 5 1 ニュー ハンプシャー ハドソン デリー ロード 1 2 0

(72)発明者 スケラー、グレッグ

アメリカ合衆国 6 3 0 3 8 ミズーリ ワイルドウッド スザンヌ リッジ ドライヴ 1 7 8
2 0

Fターム(参考) 4C026 AA02 AA08 FF03 FF17 FF52 HH02 HH03

专利名称(译)	同轴照明激光内窥镜探头和有源数值孔径控制		
公开(公告)号	JP2007500546A	公开(公告)日	2007-01-18
申请号	JP2006521988	申请日	2004-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥卢德狄运昌 伊兹李詹姆斯·海 凯恩乔纳森S. 扫描格雷格·凯勒		
申请(专利权)人(译)	Ourudo, 狄运昌 伊斯利, 詹姆斯·海 凯恩, 乔纳森S. 洁牙机, 格雷格		
[标]发明人	オウルドマイケルディー イーズリージェイムスシー ケインジョナサンエス スケラーグレッグ		
发明人	オウルド、マイケル ディー イーズリー、ジェイムス シー ケイン、ジョナサン エス スケラー、グレッグ		
IPC分类号	A61B18/20 A61F9/007 A61B18/22 A61B19/00 A61F9/008		
CPC分类号	A61B18/22 A61B1/0661 A61B2018/2025 A61B2090/306 A61F9/008 A61F2009/00863 A61F2009/00874 G02B6/3897		
FI分类号	A61B17/36.350 A61F9/00.503 A61F9/00.506		
F-TERM分类号	4C026/AA02 4C026/AA08 4C026/FF03 4C026/FF17 4C026/FF52 4C026/HH02 4C026/HH03		
代理人(译)	山口岩		
优先权	60/490399 2003-07-28 US 60/550979 2004-03-05 US 60/577740 2004-06-05 US 60/577618 2004-06-05 US 10/900939 2004-07-27 US		
其他公开文献	JP2007500546A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

同轴照明的激光内窥镜探头和被称为照明和激光光源的有源数值孔径控制装置，其可以通过单个光纤选择性地提供照明光和激光治疗光。仪器和方法在眼科手术中特别有用。本发明可以通过以前只能用于激光处理光的小尺寸光纤提供上述内容。本发明还允许使用独特光学系统从单个照明源输出两个光。由于这种独特光学系统提供比现有技术更大的照明强度，因此该装置利用光毒性危险卡来校准系统以抵抗现有技术的照明水平或安全照明水平。

