

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5596870号
(P5596870)

(45) 発行日 平成26年9月24日(2014.9.24)

(24) 登録日 平成26年8月15日(2014.8.15)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
	G 0 1 N 21/27 B

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-548689 (P2013-548689)	(73) 特許権者 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(86) (22) 出願日 平成25年4月5日(2013.4.5)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/060556	(72) 発明者 片倉 正弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(87) 国際公開番号 W02013/175879	審査官 野田 洋平
(87) 国際公開日 平成25年11月28日(2013.11.28)	
審査請求日 平成25年10月22日(2013.10.22)	
(31) 優先権主張番号 61/651,843	
(32) 優先日 平成24年5月25日(2012.5.25)	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	
早期審査対象出願	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織に対して光学測定を行う生体光学測定装置に着脱自在に接続される測定プローブであって、

前記生体組織に照明光を照射する照明ファイバと、

前記生体組織で反射および/または散乱した照明光の戻り光を受光する複数の受光ファイバと、

を備え、

前記照明ファイバおよび前記受光ファイバは、以下の条件式を満たすことを特徴とする測定プローブ。

$$0.21 < NA < 0.30 \quad \dots (1)$$

$$1.5 \mu m < D_{core} < 4.5 \mu m \quad \dots (2)$$

$$0.50 < D_{core} / D_{clad} < 0.80 \quad \dots (3)$$

ただし、NAは、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれの開口数を表し、D coreは、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれのコア径を表し、D cladは、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれのクラッド径を表す。

【請求項2】

前記照明ファイバおよび前記受光ファイバは、ステップインデックス型シングルコアファイバであることを特徴とする請求項1に記載の測定プローブ。

【請求項3】

当該測定プローブの先端部に設けられ、当該測定プローブの長手方向に対して斜めに切り欠かれた傾斜面を有し、前記照明ファイバが出射する光を中継して前記生体組織に照射する光学素子をさらに備え、

前記光学素子の前記長手方向の長さ D_R は、以下の条件式を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の測定プローブ。

$$1 \text{ mm} < D_R < 10 \text{ mm} \quad \dots (4)$$

【請求項 4】

前記光学素子の d 線に対する屈折率 N_d は、以下の条件式を満たすことを特徴とする請求項 3 に記載の測定プローブ。

$$1.5 < N_d < 1.6 \quad \dots (5)$$

10

【請求項 5】

当該測定プローブの先端部の最大外径 D_{out} は、以下の条件式を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の測定プローブ。

$$0.50 \text{ mm} < D_{out} < 2.80 \text{ mm} \quad \dots (6)$$

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の光学特性を測定する生体光学測定装置に接続される測定プローブに関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、生体組織に照明光を照射し、生体組織から反射または散乱された検出光の測定値に基づいて、生体組織の性状を推定する生体光学測定装置が知られている。生体光学測定装置は、消化器等の臓器を観察する内視鏡と組み合わせて使用される。このような生体光学測定装置として、空間コヒーレンス長の短い低コヒーレントの白色光を測定プローブの照明ファイバ先端から生体組織に照射し、複数の角度の散乱光の強度分布を複数の受光ファイバを用いて測定することによって、生体組織の性状を検出する L E B S (Low-Coherence Enhanced Backscattering) を用いた生体光学測定装置が提案されている (特許文献 1 ~ 3 参照)。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】米国特許出願公開第 2010/0053632 号明細書

【特許文献 2】米国特許出願公開第 2010/0262020 号明細書

【特許文献 3】特表 2009-537014 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した技術では、測定プローブが内視鏡装置の処置具チャンネルに挿入できるほど細径化されていなかった。このため、内視鏡装置で診断した後に、測定プローブを被検体内に挿入して検査を行わなければならない、患者に大きな負担がかかるという問題点があった。

40

【0005】

この課題を解決するために、内視鏡装置の処置具チャンネルに対して、挿入可能な程度まで測定プローブの細径化することが考えられる。しかしながら、適切な細径化を行わないと正確な測定を行うことができないという問題点があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、内視鏡装置の処置具チャンネルに挿入可能であるとともに、正確な測定を行うことができる測定プローブを提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる測定プローブは、生体組織に対して光学測定を行う生体光学測定装置に着脱自在に接続される測定プローブであって、前記生体組織に照明光を照射する照明ファイバと、前記生体組織で反射および/または散乱した照明光の戻り光を受光する複数の受光ファイバと、を備え、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバは、以下の条件式を満たすことを特徴とする。

$$0.10 < NA < 0.30 \quad \dots (1)$$

$$15 \mu\text{m} < D_{\text{core}} < 45 \mu\text{m} \quad \dots (2)$$

$$0.40 < D_{\text{core}} / D_{\text{clad}} < 0.80 \quad \dots (3)$$

ただし、NAは、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれの開口数を表し、D_{core}は、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれのコア径を表し、D_{clad}は、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバそれぞれのクラッド径を表す。

【0008】

また、本発明にかかる測定プローブは、上記発明において、前記照明ファイバおよび前記受光ファイバは、ステップインデックス型シングルコアファイバであることを特徴とする。

【0009】

また、本発明にかかる測定プローブは、上記発明において、当該測定プローブの先端部に設けられ、長手方向に対して斜めに切り欠かれた傾斜面を有し、前記照明ファイバが射出する光を中継して前記生体組織に照射する光学素子をさらに備え、前記光学素子の当該測定プローブの長手方向の長さD_Rは、以下の条件式を満たすことを特徴とする。

$$1 \text{ mm} < D_{\text{R}} < 10 \text{ mm} \quad \dots (4)$$

【0010】

また、本発明にかかる測定プローブは、上記発明において、前記光学素子のd線に対する屈折率Ndは、以下の条件式を満たすことを特徴とする。

$$1.5 < Nd < 1.6 \quad \dots (5)$$

【0011】

また、本発明にかかる測定プローブは、上記発明において、当該測定プローブの先端部の最大外径D_{out}は、以下の条件式を満たすことを特徴とする。

$$0.50 \text{ mm} < D_{\text{out}} < 2.80 \text{ mm} \quad \dots (6)$$

【発明の効果】

【0012】

本発明にかかる測定プローブによれば、内視鏡装置の処置具チャンネルに挿入可能であるとともに、正確な測定を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムの光学素子を含む測定プローブの先端部を長手方向に沿って切断した断面を模式的に示す図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムを内視鏡システムで使用する際の状況を示す図である。

【図4】図4は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムの測定プローブ内の光ファイバの断面図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムの測定プローブの照明ファイバと従来の光ファイバとを用いて比較した際の波長と透過率との関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

10

20

30

40

50

以下、図面を参照して、本発明にかかる測定プローブの好適な実施の形態を詳細に説明する。なお、この実施の形態によってこの発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付して説明する。また、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれる。

【0015】

図1は、本発明の一実施の形態にかかる生体光学測定システムの構成を模式的に示すブロック図である。図1に示す生体光学測定システム1は、散乱体である生体組織等の測定対象物に対して光学測定を行って測定対象物の性状（特性）を検出する生体光学測定装置2と、生体光学測定装置2に着脱自在であり、被検体内に挿入される測定用の測定プローブ3と、を備える。

10

【0016】

まず、生体光学測定装置2について説明する。生体光学測定装置2は、電源21と、光源部22と、接続部23と、受光部24と、入力部25と、出力部26と、記録部27と、制御部28と、を備える。電源21は、生体光学測定装置2の各構成要素に電力を供給する。

【0017】

光源部22は、白色LED（Light Emitting Diode）、キセノンランプ、タングステンランプおよびハロゲンランプのようなインコヒーレント光源と、必要に応じて一または複数のレンズ、たとえば集光レンズやコリメートレンズ等を用いて実現される。光源部22は、接続部23を介して測定対象物へ照射する少なくとも一つのスペクトル成分を有するインコヒーレント光を測定プローブ3に出力する。

20

【0018】

接続部23は、測定プローブ3のコネクタ部31を生体光学測定装置2に着脱自在に接続する。接続部23は、光源部22が発する光を測定プローブ3に出力するとともに、測定プローブ3から出射され測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光を受光部24に出力する。接続部23は、測定プローブ3の接続の有無に関する情報を制御部28へ出力する。

【0019】

受光部24は、測定プローブ3から出射された照明光であって測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光を受光して測定する。受光部24は、複数の分光測定器や受光センサ等を用いて実現される。具体的には、受光部24は、分光測定器が後述する測定プローブ3の受光ファイバの数に応じて設けられる。受光部24は、測定プローブ3から入射された散乱光のスペクトル成分および強度分布を測定して、各波長の測定を行う。受光部24は、測定結果を制御部28へ出力する。

30

【0020】

入力部25は、プッシュ式のスイッチやタッチパネル等を用いて実現され、生体光学測定装置2の起動を指示する指示信号または他の各種の動作を指示する指示信号の入力を受け付けて制御部28へ出力する。

40

【0021】

出力部26は、液晶または有機EL（Electro Luminescence）の表示ディスプレイおよびスピーカ等を用いて実現され、生体光学測定装置2における各種処理に関する情報を出力する。

【0022】

記録部27は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、生体光学測定装置2を動作させるための各種プログラム、光学測定処理に使用される各種データや各種パラメータを記録する。記録部27は、生体光学測定装置2の処理中の情報を一時的に記録する。また、記録部27は、生体光学測定装置2の測定結果を記録する。なお、記録部27は、生体光学測定装置2の外部から装着されるメモリカード等を用いて構成されてもよい。

50

【 0 0 2 3 】

制御部 2 8 は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。制御部 2 8 は、生体光学測定装置 2 の各部の処理動作を制御する。制御部 2 8 は、生体光学測定装置 2 の各部に対応する指示情報やデータの転送等を行うことによって、生体光学測定装置 2 の動作を制御する。制御部 2 8 は、受光部 2 4 による測定結果を記録部 2 7 に記録する。制御部 2 8 は、演算部 2 8 a を有する。

【 0 0 2 4 】

演算部 2 8 a は、受光部 2 4 による測定結果に基づいて、複数の演算処理を行い、測定対象物の性状に関する特性値を演算する。この特性値の種別は、たとえば入力部 2 5 が受け付けた指示信号にしたがって設定される。

10

【 0 0 2 5 】

つぎに、測定プローブ 3 について説明する。複数の光ファイバを内部に配設して実現される。具体的には、測定プローブ 3 は、測定対象物に照明光を出射する照明ファイバと、測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光が異なる角度で入射する複数の受光ファイバとを用いて実現される。測定プローブ 3 は、生体光学測定装置 2 の接続部 2 3 に着脱自在に接続されるコネクタ部 3 1 と、可撓性を有する可撓部 3 2 と、光源部 2 2 から供給された照明光を照射するとともに、測定対象物からの戻り光を受光する先端部 3 3 と、先端部 3 3 に設けられた光学素子 3 4 と、を備える。

【 0 0 2 6 】

ここで、光学素子 3 4 を含む測定プローブ 3 の先端部 3 3 の構成について詳細に説明する。図 2 は、光学素子 3 4 を含む測定プローブ 3 の先端部 3 3 を長手方向に沿って切断した断面を模式的に示す図である。

20

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、測定プローブ 3 は、測定対象物に照明光を照射する照明ファイバ 3 1 1 と、測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光が入射する第 1 受光ファイバ 3 1 2 (第 1 受光チャンネル)、第 2 受光ファイバ 3 1 3 (第 2 受光チャンネル) および第 3 受光ファイバ 3 1 4 (第 3 受光チャンネル) と、照明ファイバ 3 1 1、第 1 受光ファイバ 3 1 2、第 2 受光ファイバ 3 1 3 および第 3 受光ファイバ 3 1 4 それぞれの傷防止や位置を固定するガラス又は樹脂等の被覆部材 3 1 5 と、光学素子 3 4 および被覆部材 3 1 5 を外力から保護するガラス又は真鍮等の保護部 3 1 6 と、S U S 等のプローブ外皮 3 1 7 と、を備える。

30

【 0 0 2 8 】

照明ファイバ 3 1 1 は、ステップインデックス型シングルコアファイバを用いて構成される。照明ファイバ 3 1 1 は、光源部 2 2 から出力された照明光を伝播し、光学素子 3 4 を介して測定対象物に照明光を照射する。なお、照明ファイバ 3 1 1 の数は、検査項目または測定対象物の種類、たとえば血流や部位に応じて適宜変更することができる。

【 0 0 2 9 】

第 1 受光ファイバ 3 1 2、第 2 受光ファイバ 3 1 3 および第 3 受光ファイバ 3 1 4 は、それぞれステップインデックス型シングルコアファイバを用いて構成される。第 1 受光ファイバ 3 1 2、第 2 受光ファイバ 3 1 3 および第 3 受光ファイバ 3 1 4 は、光学素子 3 4 を介してそれぞれの先端から入射した測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光を伝播し、生体光学測定装置 2 の受光部 2 4 に出力する。なお、受光ファイバの数は、検査項目または測定対象物の種類、たとえば血流や部位に応じて適宜変更することができる。

40

【 0 0 3 0 】

光学素子 3 4 は、円柱状をなし、所定の屈折率を有する透過性のガラスを用いて構成される。光学素子 3 4 は、測定プローブ 3 の長手方向に対して斜めに切り欠かれた傾斜面を有する。また、光学素子 3 4 は、照明ファイバ 3 1 1 と測定対象物までの距離を固定し、空間コヒーレント長を確実に一定化させた状態で光を照射可能に形成されている。また、光学素子 3 4 は、第 1 受光ファイバ 3 1 2 と測定対象物との距離、第 2 受光ファイバ 3 1

50

3と測定対象物との距離および第3受光ファイバ314と測定対象物との距離をそれぞれ固定し、所定の散乱角度の戻り光を安定して受光可能に形成されている。さらに、光学素子34の端面で測定対象物の表面を平坦化させているため、測定対象物の表面の凹凸形状の影響を受けずに測定対象物の測定を行うことができる。

【0031】

以上のように構成された生体光学測定システム1は、図3に示すように、内視鏡システム100の内視鏡装置110（内視鏡スコープ）に設けられた処置具チャンネル111を介して測定プローブ3が被検体内に挿入され、照明ファイバ311が測定対象物に照明光を照射し、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314がそれぞれ測定対象物で反射および/または散乱した照明光の戻り光を異なる散乱角度で受光して生体光学測定装置2の受光部24に伝播する。その後、演算部28aは、受光部24の測定結果に基づいて、測定対象物の性状の特性値を演算する。

10

【0032】

上述した生体光学測定システム1で行うLEBSは、干渉光を用いた診断方法であるため、診断方法を変えずに測定プローブ3の細径化を行うためには測定対象物へ照射する光の空間コヒーレント長を一定にする必要がある。このため、照明ファイバ311、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314は、以下の条件式を満たす。

$$0.10 < NA < 0.30 \quad \dots (1)$$

$$15 \mu\text{m} < D_{\text{core}} < 45 \mu\text{m} \quad \dots (2)$$

$$0.40 < D_{\text{core}} / D_{\text{clad}} < 0.80 \quad \dots (3)$$

20

ただし、NAは、照明ファイバ311および第1受光ファイバ312～第3受光ファイバ314それぞれの開口数を表し、 D_{core} は、照明ファイバ311および第1受光ファイバ312～第3受光ファイバ314それぞれのコア径を表し、 D_{clad} は、照明ファイバ311および第1受光ファイバ312～第3受光ファイバ314それぞれのクラッド径を表す（図4を参照）。

式(1)において、好ましくは、

$$0.15 < NA < 0.25 \quad \dots (1)'$$

であり、より好ましくは、

$$0.21 < NA < 0.23 \quad \dots (1)''$$

30

である。

また、式(2)において、好ましくは、

$$20 \mu\text{m} < D_{\text{core}} < 30 \mu\text{m} \quad \dots (2)'$$

であり、より好ましくは、

$$25 \mu\text{m} < D_{\text{core}} < 27 \mu\text{m} \quad \dots (2)''$$

である。

また、式(3)においては、好ましくは、

$$0.50 < D_{\text{core}} / D_{\text{clad}} < 0.75 \quad \dots (3)'$$

であり、より好ましくは、

$$0.70 < D_{\text{core}} / D_{\text{clad}} < 0.73 \quad \dots (3)''$$

40

である。

【0033】

また、測定プローブ3は、光学素子34の測定プローブ3の長手方向の長さ D_R （図2を参照）が以下の条件式を満たす。

$$1 \text{ mm} < D_R < 10 \text{ mm} \quad \dots (4)$$

好ましくは、

$$3 \text{ mm} < D_R < 8 \text{ mm} \quad \dots (4)'$$

であり、より好ましくは、

$$5 \text{ mm} < D_R < 8 \text{ mm} \quad \dots (4)''$$

である。

50

【 0 0 3 4 】

また、測定プローブ 3 は、光学素子 3 4 の d 線（波長 5 8 7 . 5 6 n m ）に対する屈折率 N_d が以下の条件式を満たす。

$$1.5 < N_d < 1.6 \quad \dots (5)$$

【 0 0 3 5 】

また、測定プローブ 3 の先端部 3 3 の最大外径 D_{out} （図 2 参照）は、以下の条件式を満たす。

$$0.50 \text{ mm} < D_{out} < 2.80 \text{ mm} \quad \dots (6)$$

であり、好ましくは、

$$1.50 \text{ mm} < D_{out} < 2.78 \text{ mm} \quad \dots (6)'$$

であり、より好ましくは、

$$2.50 \text{ mm} < D_{out} < 2.75 \text{ mm} \quad \dots (6)''$$

である。

【 0 0 3 6 】

また、生体光学測定システム 1 で行う L E B S 法は、以下の式を満たす。

$$L S C = (\lambda / N_d) / D_{core} D_R \quad \dots (7)$$

なお、 $L S C$ は、照明光の干渉性を表す定数である。また、 λ は、照明光の波長を表し、 N_d は、光学素子 3 4 の d 線に対する屈折率を表し、 D_R は、光学素子 3 4 の基端側の端面の中心から先端側の端面の中心までの長さを表す（図 2 を参照）。このため、上述した条件式（1）～（6）を満たし、かつ、 $L S C$ を一定とする場合、 λ および N_d が同じであれば、照明ファイバ 3 1 1 のコア径 D_{core} を小さくするほど、測定プローブ 3 の硬質部分である光学素子 3 4 の長さ D_R を小さくすることができる。この結果、測定プローブ 3 は、内視鏡装置 1 1 0 の処置具チャンネル 1 1 1 に容易に挿入することができる。

【 0 0 3 7 】

図 5 は、本願の照明ファイバ 3 1 1 と従来の光ファイバとを用いて比較した際の波長と透過率との関係を示す図である。図 5 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。また、曲線 L 1 が本願の照明ファイバ 3 1 1 の特性を示し、曲線 L 2 が従来の光ファイバの特性を示す。

【 0 0 3 8 】

図 5 においては、照明ファイバ 3 1 1 として、 $D_{core} = 2.6 \mu\text{m}$ 、 $D_{clad} = 3.6 \mu\text{m}$ 、 $NA = 0.22$ および $D_{out} = 2.7 \text{ mm}$ とした。さらに、光学素子 3 4 のサンプルを $D_R = 5.2 \text{ mm}$ および $N_d = 1.516$ とした。よって、 $D_{core} / D_{clad} = 0.72$ である。

【 0 0 3 9 】

また、従来の光ファイバとして、 $D_{core} = 2.5 \mu\text{m}$ 、 $D_{clad} = 3.0 \mu\text{m}$ 、 $NA = 0.22$ および $D_{out} = 2.7 \text{ mm}$ とした。よって、 $D_{core} / D_{clad} = 0.83$ である。

【 0 0 4 0 】

また、図 5 におけるファイバの透過率測定を以下の方法で行った。

(a) リファレンス光の測定のために X e 光源に 2 0 0 μm オプティカルパッチコードを接続し、2 0 0 μm オプティカルパッチコードからの出射光を分光光量計で測定して測定結果 A を取得する。

(b) リファレンス光の測定のために X e 光源に 2 0 0 μm オプティカルパッチコードおよび 2.6 μm コアの光ファイバの順に接続し、この光ファイバからの出射光を分光光量計で測定して測定結果 B を取得する。

(c) 以下の式によって透過率を算出する。

透過率 = (測定結果 B / 測定結果 A) × (2 0 0 μm オプティカルパッチコードのコア面積 / 2.6 μm コアの光ファイバのコア面積) $\dots (8)$

【 0 0 4 1 】

図 5 の曲線 L 1 から明らかなように、本実施の形態の照明ファイバ 3 1 1 は、透過率の波長依存性が小さい。これに対して、曲線 L 2 から明らかなように、従来の光ファイ

10

20

30

40

50

バは、透過率の波長依存性が大きい。

【0042】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、照明ファイバ311、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314が上述した条件式(1)~(3)を満たすことで、内視鏡装置110の処置具チャンネル111に挿入可能であるとともに、正確な測定を行うことができる。

【0043】

また、本発明の一実施の形態によれば、測定プローブ3が生体光学測定装置2に対して着脱自在であるので、測定プローブ3をディスプレイにすることが可能であり、医療施設で測定プローブ3を滅菌する必要がなくなるうえ、耐久性が比較的乏しくても構わないため測定プローブ3のコストを削減することができる。

10

【0044】

また、本発明の一実施の形態によれば、照明ファイバ311の開口数(NA)が条件式(1)を満たすことにより、照明ファイバ311の出射光の角度を最適にしているので、測定対象物としての被写体に当たる光の密度や照射範囲を良好にすることができるとともに、ファイバ透過率の波長依存性を小さくすることができる。さらにLEBS法での干渉信号の測定を容易に行うことができる。

【0045】

また、本発明の一実施の形態によれば、照明ファイバ311、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314それぞれのコア径およびコア・クラッド比が条件式(2)、(3)を満たすので、小さなコア径の場合であっても、良好な透過率を得ることができる。特に600nm以上の長波長領域で透過率が良好である。さらに、クラッドを厚くすることなく、照明ファイバ311、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314それぞれの間隔を小さくすることができるので検出感度を良好に保つことができる。

20

【0046】

また、本発明の一実施の形態によれば、照明ファイバ311、第1受光ファイバ312、第2受光ファイバ313および第3受光ファイバ314それぞれがステップインデックス型シングルコアファイバで構成されることで、入手性が確保され、コストに優れた測定プローブ3を作製することが可能である。さらに、マルチコアファイバに比べて細径化することができる。

30

【0047】

また、本発明の一実施の形態によれば、光学素子34が条件式(4)を満たすことにより、測定プローブ3の硬質部(光学素子34)を小さくすることができ、内視鏡装置110の処置具チャンネル111の挿入時にスムーズに挿入することができる。さらに、光学素子34のエッジに照明光が直接当たらないので、迷光が発生することを防止することができる。さらにまた、空間コヒーレンス長を適正な長さにすることができる。

【0048】

また、本発明の一実施の形態によれば、光学素子34が条件式(5)を満たすことにより、空間コヒーレンス長を適切な長さにすることができる。

40

【0049】

また、本発明の一実施の形態によれば、測定プローブ3が条件式(6)を満たすことにより、内視鏡装置110の処置具チャンネル111にスムーズに挿入することができる。さらに、挿入時の耐久性を向上させることができる。

【符号の説明】

【0050】

- 1 生体光学測定システム
- 2 生体光学測定装置
- 3 測定プローブ
- 21 電源

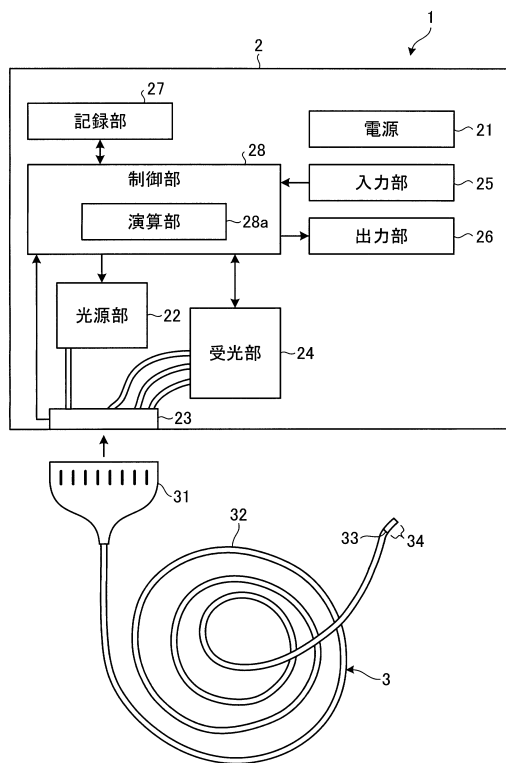
50

- 2 2 光源部
- 2 3 接続部
- 2 4 受光部
- 2 5 入力部
- 2 6 出力部
- 2 7 記録部
- 2 8 制御部
- 2 8 a 演算部
- 3 1 コネクタ部
- 3 2 可撓部
- 3 3 先端部
- 3 4 光学素子
- 1 0 0 内視鏡システム
- 1 1 0 内視鏡装置
- 1 1 1 処置具チャンネル
- 3 1 1 照明ファイバ
- 3 1 2 第1受光ファイバ
- 3 1 3 第2受光ファイバ
- 3 1 4 第3受光ファイバ
- 3 1 5 被覆部材
- 3 1 6 保護部
- 3 1 7 接着部材

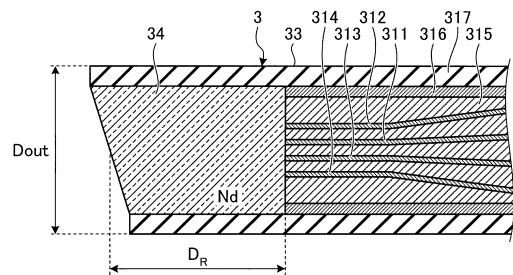
10

20

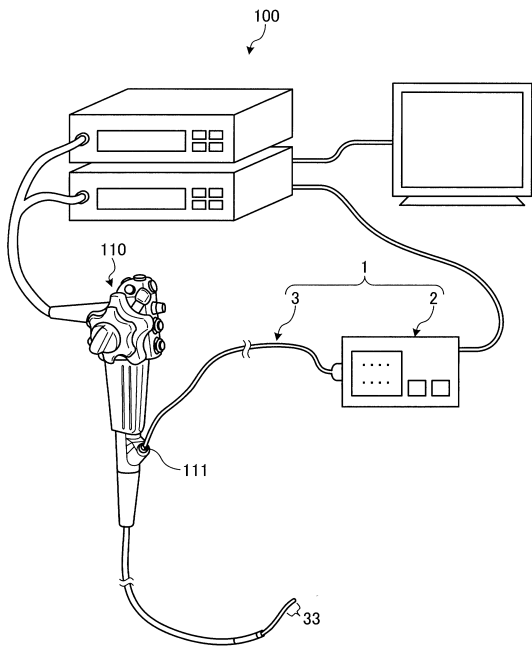
【図1】



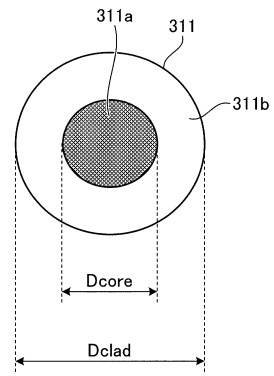
【図2】



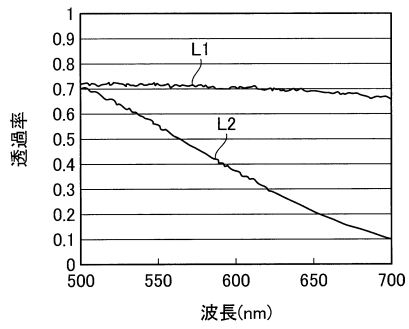
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2002-535645(JP,A)
特開2004-062156(JP,A)
特表2005-515472(JP,A)
特開2002-316833(JP,A)
特開平06-160735(JP,A)
特開2006-223710(JP,A)
特表2007-503851(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G01N 21/27