

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5298257号
(P5298257)

(45) 発行日 平成25年9月25日(2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月21日(2013.6.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-505223 (P2013-505223)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年6月26日(2012.6.26)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/066261		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成25年2月1日(2013.2.1)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	61/524, 540		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成23年8月17日(2011.8.17)	(72) 発明者	伊藤 誠悟
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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
早期審査対象出願		(72) 発明者	小林 至峰
			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
		審査官	増渕 俊仁
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学測定装置およびプローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を照射する内視鏡と共に用いられ、生体組織で反射または散乱された戻り光の分光測定を行って前記生体組織の特性値を取得する光学測定装置であって、

基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有し、前記内視鏡により照明光が照射された前記生体組織上の領域に先端を接触させて用いられるプローブを備え、前記照射ファイバが照射する光の波長帯域は、前記内視鏡の照明光の波長帯域と重なり

、

前記プローブは、

前記プローブの径方向に拡張可能であり、拡張時に前記プローブの先端面を含む面において、前記先端面の周囲に遮光領域を形成する位置に設けられ、前記プローブの先端周囲の前記生体組織の表層を経由して前記複数の受光ファイバそれぞれに到達する前記内視鏡の照明光を遮光するための遮光部材を有することを特徴とする光学測定装置。

【請求項 2】

前記遮光部材は、前記プローブの径方向に拡張するバルーンであり、

前記プローブは、先端が前記バルーン内部に連通し、基端が当該プローブの基端部から延伸する流体供給用チューブを有し、

前記流体供給用チューブに流体を供給する流体供給手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の光学測定装置。

10

20

【請求項 3】

前記生体組織を照射する光を発生して前記照射ファイバに供給する光源と、
前記複数の受光ファイバがそれぞれ出力した前記生体組織からの戻り光を分光測定する測定手段と、

前記バルーンの拡張状態を検出する検出手段と、

前記検出手段によって前記バルーンの拡張が検出された場合、前記光源による発光処理と前記測定手段による分光測定処理とを開始可能にさせる制御手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の光学測定装置。

【請求項 4】

前記遮光部材は、前記プローブの外側面に沿って折りたたみ可能な遮光板であることを特徴とする請求項 1 に記載の光学測定装置。 10

【請求項 5】

前記遮光部材は、前記プローブ先端が前記生体組織に押し付けられた場合、前記プローブの径方向に向かって突出する形状に変形するフードであることを特徴とする請求項 1 に記載の光学測定装置。

【請求項 6】

照明光を照射する内視鏡と共に用いられ、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有し、前記内視鏡により照明光が照明された生体組織上の領域に先端を接触させて用いられるプローブであって、 20

前記照射ファイバが照射する光の波長帯域は、前記内視鏡の照明光の波長帯域と重なり

、
当該プローブの径方向に拡張可能であり、拡張時に当該プローブの先端面を含む面において、前記先端面の周囲に遮光領域を形成する位置に設けられ、前記プローブの先端周囲の前記生体組織の表層を経由して前記複数の受光ファイバそれぞれに到達する前記内視鏡の照明光を遮光するための遮光部材を有することを特徴とするプローブ。

【請求項 7】

前記遮光部材は、当該プローブの径方向に拡張するバルーンであり、

先端が前記バルーン内部に連通し、基端が当該プローブの基端部から延伸する流体供給用チューブをさらに備えたことを特徴とする請求項 6 に記載のプローブ。 30

【請求項 8】

前記遮光部材は、当該プローブの外側面に沿って折りたたみ可能な遮光板であることを特徴とする請求項 6 に記載のプローブ。

【請求項 9】

前記遮光部材は、当該プローブ先端が前記生体組織に押し付けられた場合、当該プローブの径方向に向かって突出する形状に変形するフードであることを特徴とする請求項 6 に記載のプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】 40

本発明は、生体組織で反射または散乱された戻り光の分光測定を行って生体組織の特性値を取得する光学測定装置、および、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有するプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、空間コヒーレンス長の短い低コヒーレント光をプローブ先端から散乱体である生体組織に照射し、その散乱光の強度分布を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 (L o w - C o h e r e n c e E n h a n c e d B a c k s c a t t e r i n g) 技術を用いた光学測定装置が提案されている(たとえば、特許文献 1, 2 参照 50

)。このような光学測定装置は、消化器等の臓器を観察する内視鏡と組み合わせることによって生体組織等の測定対象物の光学測定を行なう。

【 0 0 0 3 】

この L E B S 技術を用いた光学測定装置は、所望の複数の角度の散乱光を、複数の受光ファイバで取得した後に測定器でそれぞれ分光測定することによって、生体組織の散乱光の強度分布を取得し、この測定結果をもとに生体組織の性状に関わる特性値を取得する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 0 7 / 1 3 3 6 8 4 号

10

【 特許文献 2 】 米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 0 3 7 0 2 4 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

この特許文献 1 , 2 に記載の光学測定装置においては、内視鏡の照明光と同様の白色光を測定用に使用するため、プローブ先端側方からプローブ内部に入り込んだ内視鏡照明光や、プローブ先端周囲の生体組織表層を経由して受光ファイバに到達した内視鏡照明光がノイズとなってしまふ。特に、内視鏡照明光に含まれる成分のうち波長の長い赤色光が受光ファイバに到達しやすく、ノイズとして影響を及ぼすことが多いことが知られている。このようなノイズが多いと、生体組織の光学特性を正確に得ることができず、生体組織の性状の検出精度が低下してしまうという問題があった。

20

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることができる光学測定装置およびプローブを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる光学測定装置は、生体組織で反射または散乱された戻り光の分光測定を行って前記生体組織の特性値を取得する光学測定装置であって、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有するプローブと、前記プローブの先端に設けられ、前記プローブの長軸と直交する前記プローブの切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光する遮光部材と、を備えたことを特徴とする。

30

【 0 0 0 8 】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記遮光部材は、前記プローブの径方向に拡張するバルーンであり、前記プローブは、先端が前記バルーン内部に連通し、基端が当該プローブの基端部から延伸する流体供給用チューブを有し、前記流体供給用チューブに流体を供給する流体供給手段をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記生体組織を照射する光を発生して前記照射ファイバに供給する光源と、前記複数の受光ファイバがそれぞれ出力した前記生体組織からの戻り光を分光測定する測定手段と、前記バルーンの拡張状態を検出する検出手段と、前記検出手段によって前記バルーンの拡張が検出された場合、前記光源による発光処理と前記測定手段による分光測定処理とを開始可能にさせる制御手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記遮光部材は、前記プローブの外側面に沿って折りたたみ可能な遮光板であることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記遮光部材は、前記プローブ先端が前記生体

50

組織に押し付けられた場合、前記プローブの径方向に向かって突出する形状に変形するフードであることを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる光学測定装置は、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有するプローブを備え、生体組織で反射または散乱された戻り光の分光測定を行って前記生体組織の特性値を取得する光学測定装置であって、前記プローブ先端に接触した前記生体組織を、前記プローブに設けられた引き込み用空間に引き込む引き込み手段をさらに備えることを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記引き込み手段は、吸引圧を前記空間に供給する吸引圧供給手段であることを特徴とする。

【0014】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記引き込み手段は、前記生体組織の一部を把持して前記生体組織の一部を前記空間に引き込む把持手段であることを特徴とする。

【0015】

また、本発明にかかるプローブは、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバと、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバとを有するプローブであって、当該プローブの先端に設けられ、前記プローブの長軸と直交する前記プローブの切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光する遮光部材を備えたことを特徴とする。

【0016】

また、本発明にかかるプローブは、前記遮光部材は、当該プローブの径方向に拡張するバルーンであり、先端が前記バルーン内部に連通し、基端が当該プローブの基端部から延伸する流体供給用チューブをさらに備えたことを特徴とする。

【0017】

また、本発明にかかるプローブは、前記遮光部材は、当該プローブの外側面に沿って折りたたみ可能な遮光板であることを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかるプローブは、前記遮光部材は、当該プローブ先端が前記生体組織に押し付けられると当該プローブの径方向に向かって突出する形状に変形するフードであることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明にかかる光学測定装置においては、プローブの先端に、プローブの長軸と垂直な面におけるプローブの切断形状の面積よりも大きな面積を遮光する遮光部材を設けて、プローブ先端側方で内視鏡照明光を遮光するとともに、生体組織に内視鏡照明光が到達した場合であってもプローブ先端と内視鏡照明光の生体組織への到達位置との間の距離を長くして内視鏡照明光を生体組織内で減衰させることによって、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることを可能にする。

【0020】

本発明にかかる光学測定装置においては、プローブ先端に接触した生体組織をプローブ先端の空間に引き込むことで、内視鏡照明光が生体組織を通過する距離を長くして内視鏡照明光を生体組織内で減衰させることによって、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることを可能にする。

【0021】

本発明にかかるプローブにおいては、プローブの先端に、プローブの長軸と垂直な面におけるプローブの切断形状の面積よりも大きな面積を遮光する遮光部材を設けて、プローブ先端側方で内視鏡照明光を遮光するとともに、生体組織に内視鏡照明光が到達した場合であってもプローブ先端と内視鏡照明光の生体組織への到達位置との間の距離を長くして

10

20

30

40

50

内視鏡照明光を生体組織内で減衰させることによって、内視鏡照明光が受光ファイバに到達することを回避することを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、実施の形態1にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図2】図2は、内視鏡システムの構成と、光学測定装置におけるプローブの取り付け態様とを示す図である。

【図3】図3は、図1に示すプローブの内視鏡の挿入部への挿入時の状態を示す模式図である。

【図4】図4は、図3に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。 10

【図5】図5は、図1に示すプローブの測定時の状態を示す模式図である。

【図6】図6は、図5に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図7】図7は、実施の形態2にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図8】図8は、図7に示す光学測定装置の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、実施の形態3にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図10】図10は、図9に示すプローブの先端部の斜視図である。

【図11】図11は、図10のA矢視図である。 20

【図12】図12は、図9に示すプローブの内視鏡内部への挿入を説明する図である。

【図13】図13は、図9に示すプローブの内視鏡内部からの抜き出しを説明する図である。

【図14】図14は、図9に示す測定時におけるプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図15】図15は、実施の形態4にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図16A】図16Aは、図15に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図16B】図16Bは、図15に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。 30

【図17】図17は、実施の形態5にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図18A】図18Aは、図17に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図18B】図18Bは、図17に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図19】図19は、実施の形態6にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【図20A】図20Aは、図19に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。 40

【図20B】図20Bは、図19に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【図21】図21は、図20Bに示すA-A線断面図である。

【図22】図22は、図20Bに示すA-A線断面図の他の例である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、図面を参照して、この発明にかかる光学測定装置の好適な実施の形態として、LEBS技術を用いた光学測定装置を例に詳細に説明する。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 50

符号を付している。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、各部材の比率などは、現実と異なることに留意する必要がある。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ている。

【 0 0 2 4 】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 にかかる光学測定装置 1 は、測定対象物である生体組織 6 に対する光学測定を行って生体組織 6 の性状を検出する本体装置 2 と、被検体内に挿入される測定用のプローブ 3 とを備える。プローブ 3 は、可撓性を有し、基端 3 2 が本体装置 2 に着脱自在に接続し、接続する本体装置 2 によって、基端 3 2 から供給された光を先端 3 3 から生体組織 6 に対して出射するとともに、先端 3 3 から入射した生体組織 6 からの戻り光である反射光、散乱光を、基端 3 2 から本体装置 2 に出力する。

10

【 0 0 2 5 】

本体装置 2 は、電源 2 1、光源部 2 2、接続部 2 3、測定部 2 4、入力部 2 5、出力部 2 6、制御部 2 7 および記憶部 2 8 を備える。

【 0 0 2 6 】

電源 2 1 は、本体装置 2 の各構成要素に電力を供給する。

【 0 0 2 7 】

光源部 2 2 は、生体組織 6 に照射する光を出力発生する。光源部 2 2 は、白色光を発する白色 LED (Light Emitting Diode)、キセノンランプ、ハロゲンランプまたは LED 等の低コヒーレント光源である光源と、一または複数のレンズ (図示しない) とを用いて実現される。光源部 2 2 は、対象物へ照射する低コヒーレント光を、後述するプローブ 3 の照射ファイバ 5 に供給する。

20

【 0 0 2 8 】

接続部 2 3 は、プローブ 3 の基端 3 2 を本体装置 2 に着脱自在に接続する。接続部 2 3 は、光源部 2 2 が発する光をプローブ 3 に供給するとともに、プローブ 3 から出力された戻り光を測定部 2 4 に出力する。

【 0 0 2 9 】

測定部 2 4 は、プローブ 3 から出力された光であって生体組織 6 からの戻り光を分光測定する。測定部 2 4 は、複数の分光測定器を用いて実現される。測定部 2 4 は、プローブ 3 から出力された戻り光のスペクトル成分および強度等を測定して、波長ごとの測定を行なう。測定部 2 4 は、測定結果を制御部 2 7 に出力する。

30

【 0 0 3 0 】

入力部 2 5 は、プッシュ式のスイッチ等を用いて実現され、スイッチ等が操作されることによって、本体装置 2 の起動を指示する指示情報や他の各種指示情報を受け付けて制御部 2 7 に入力する。

【 0 0 3 1 】

出力部 2 6 は、光学測定装置 1 における各種処理に関する情報を出力する。出力部 2 6 は、ディスプレイ、スピーカおよびモータ等を用いて実現され、画像情報、音声情報または振動を出力することによって、光学測定装置 1 における各種処理に関する情報を出力する。

40

【 0 0 3 2 】

制御部 2 7 は、本体装置 2 の各構成要素の処理動作を制御する。制御部 2 7 は、CPU および RAM 等の半導体メモリを用いて実現される。制御部 2 7 は、本体装置 2 の各構成要素に対する指示情報やデータの転送等を行うことによって、本体装置 2 の動作を制御する。制御部 2 7 は、測定部 2 4 による測定結果を後述する記憶部 2 8 に記憶させる。制御部 2 7 は、演算部 2 7 a を有する。

【 0 0 3 3 】

演算部 2 7 a は、測定部 2 4 による測定結果をもとに複数種の演算処理を行い、生体組織 6 の性状に関わる特性値を演算する。演算部 2 7 a が演算する特性値であって、取得対

50

象とされた特性値の種別は、たとえば、操作者による操作によって入力部 25 から入力された指示情報にしたがって設定される。

【0034】

記憶部 28 は、本体装置 2 に光学測定処理を実行させる光学測定プログラムを記憶するとともに、光学測定処理に関する各種情報を記憶する。記憶部 28 は、測定部 24 による各測定結果を記憶する。また、記憶部 28 は、演算部 27a が演算した特性値を記憶する。

【0035】

プローブ 3 は、本体装置 2 の接続部 23 に着脱自在に接続される基端 32 と、生体組織に直接接触する先端 33 とを有する。先端 33 は、光源部 22 から供給された光が出射するとともに測定対象からの散乱光が入射する。LEBS 技術を用いる場合には、散乱角度の異なる少なくとも 2 つの散乱光をそれぞれ受光するための複数の受光ファイバがプローブ 3 に設けられる。

10

【0036】

具体的には、プローブ 3 は、基端 32 から供給された光源部 22 からの光を伝導して先端 33 から生体組織 6 に照射する照射ファイバ 5 と、各々が先端 33 から入射した生体組織 6 からの散乱光、反射光を伝導して基端 32 から出力する 2 本の受光ファイバ 7, 8 とを有する。照射ファイバ 5 および受光ファイバ 7, 8 の先端には、透過性を有するロッド 34 が光学部材として設けられる。生体組織 6 表面と照射ファイバ 5 および受光ファイバ 7, 8 の先端との距離が一定となるように、ロッド 34 は、円柱形状をなす。なお、図 1 では、2 本の受光ファイバ 7, 8 を有するプローブ 3 を例に説明したが、散乱角度の異なる少なくとも 2 種以上の散乱光を受光できればよいので、受光ファイバが 3 本以上であってもよい。また、プローブ 3 は、測定ごとに未使用のものに取り替えられる。また、プローブ 3 の先端部部分が取り外し可能となっており、この先端部分が測定ごとに未使用のものに取り替えられる構造であってもよい。なお、この構造は後述の他の実施の形態にも適用可能である。

20

【0037】

プローブ 3 の先端 33 の外側には、遮光材料で形成されたバルーン 41 が設けられる。バルーン 41 は、内部に流体供給用の空間が形成され、該空間に流体が供給されることによってプローブ 3 の径方向に拡張する。バルーン 41 は、拡張可能なように柔軟な材料で形成される。

30

【0038】

プローブ 3 は、内部に、バルーン 41 拡張用の流体を送達する流体供給用チューブ 42 を有する。流体供給用チューブ 42 は、先端がバルーン 41 に連通し、基端がプローブ 3 の基端 32 側から延伸する。流体供給用チューブ 42 の基端には、リザーバ 43 内に保持された流体 44 を送出するポンプ 45 が接続される。リザーバ 43 内の流体 44 は、ポンプ 45 の駆動によって、流体供給用チューブ 42 を経由して、バルーン 41 内部の空間に供給される。流体 44 は、たとえば、生理食塩水などである。

【0039】

図 1 に示す光学測定装置 1 は、消化器等の臓器を観察する内視鏡システムに組み合わされることが多い。図 2 は、内視鏡システムの構成と、光学測定装置 1 におけるプローブ 3 の取り付け態様とを示す図である。図 2 において、操作部 13 の側部より延伸する可撓性のユニバーサルコード 14 は、光源装置 18 に接続するとともに、内視鏡 10 の先端部 16 において撮像された被写体画像を処理する信号処理装置 19 に接続する。信号処理装置 19 は、ディスプレイ 20 と接続する。ディスプレイ 20 は、信号処理装置 19 が処理した被写体画像を含む検査に関する各種情報を表示する。

40

【0040】

プローブ 3 は、被検体内に挿入された内視鏡 10 の体外部の操作部 13 近傍のプローブ用チャンネル挿入口 15 から矢印のように挿入される。そして、プローブ 3 の先端 33 は、挿入部 12 内部を通してプローブ用チャンネルと接続する先端部 16 の開口部 17 から矢印

50

のように突出する。これによって、プローブ 3 は被検体内部に挿入され、光学測定を開始することができる。

【 0 0 4 1 】

本体装置 2 の所定面には、演算部 2 7 a が演算した特性値等を表示出力する表示画面 2 6 a や、入力部 2 5 の一部を構成するスイッチ等が構成される。なお、図 2 に示すように、光学測定装置 1 の本体装置 2 と信号処理装置 1 9 とを接続して、光学測定装置 1 において処理された各種情報を信号処理装置 1 9 に出力して、ディスプレイ 2 0 に表示される構成としてもよい。

【 0 0 4 2 】

ここで、図 3 ~ 図 6 を参照して、プローブ 3 の内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 挿入時の状態について説明する。図 3 は、プローブ 3 の内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 挿入時の状態を示す模式図である。図 4 は、図 3 に示すプローブ 3 の先端部を、当該プローブ 3 の長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。図 5 は、プローブ 3 の測定時の状態を示す模式図である。図 6 は、図 5 に示すプローブ 3 の先端部を、当該プローブ 3 の長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

10

【 0 0 4 3 】

図 3 および図 4 に示すように、まず、内視鏡 1 0 からプローブ 3 の先端 3 3 を円滑に突出させるため、プローブ 3 の先端 3 3 を内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の先端部 1 6 の開口部 1 7 から突出させて生体組織 6 に押し当てるまでは、バルーン 4 1 を収縮状態に保持する。すなわち、ポンプ 4 5 は送出稼働させず、流体 4 4 を流体供給用チューブ 4 2 内には供給させない状態でプローブ 3 の先端 3 3 が生体組織 6 に押し当たるまで挿入部 1 2 内部にプローブ 3 を押し入れる。

20

【 0 0 4 4 】

ここで、図 4 に示すように、プローブ 3 側面は、遮光性の被覆材 3 5 によって覆われており、ロッド 3 4 の先端面が外部に露出した構成を有する。バルーン 4 1 が拡張していない場合には、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 先端の照明用窓 1 6 a (図 3 参照) から照射された内視鏡照明光 L 1 0 が、プローブ 3 の先端 3 3 の側方からプローブ 3 内部に入り込んだり、生体組織 6 の表層を経由してプローブ 3 内部に入り込んだりし、受光ファイバ 7 , 8 に到達してしまう場合がある。

【 0 0 4 5 】

30

そこで、プローブ 3 の先端 3 3 を生体組織 6 に押し当ててから、ポンプ 4 5 を稼働させて流体供給用チューブ 4 2 に流体 4 4 を供給する。この結果、図 5 および図 6 の矢印 Y 1 1 に示すように、流体供給用チューブ 4 2 を経由してバルーン 4 1 の内部空間に流体 4 4 が供給され、矢印 Y 1 2 のようにバルーン 4 1 がプローブ 3 の径方向に拡張する。このバルーン 4 1 は、遮光材料によって形成されているため、拡張することによって、プローブ 3 の長軸と直交するプローブ 3 の切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光することとなる。

【 0 0 4 6 】

このようにバルーン 4 1 を拡張させた場合、図 6 に示すように、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 先端の照明用窓 1 6 a から照射された内視鏡照明光 L 1 1 は、プローブ 3 の先端 3 3 に到達する前に、拡張したバルーン 4 1 で遮光される。また、内視鏡照明光 L 1 2 のように、バルーン 4 1 によって遮光されずに生体組織 6 に到達するものもあるものの、バルーン 4 1 の拡張分、プローブ 3 の先端 3 3 と内視鏡照明光 L 1 2 の生体組織 6 への到達位置との間の距離が長くなるため、生体組織 6 に到達した内視鏡照明光 L 1 2 は、プローブ 3 に到達する前に、生体組織 6 内で減衰し、受光ファイバ 7 , 8 に到達することもない。

40

【 0 0 4 7 】

したがって、バルーン 4 1 が拡張している場合には、内視鏡照明光の受光ファイバ 7 , 8 への到達を回避することができるため、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることができる。このため、バルーン 4 1 を拡張させた後に光学測定装置 1 の光学測定を開始することが望ましい。あるいは、バルーン 4 1 を拡張させた後に測定された測定

50

データを生体組織 6 の性状解析用に採用することが望ましい。なお、生体組織 6 に到達する前に照射ファイバ 5 から射出してロッド 3 4 先端面で反射しただけの不要光が受光ファイバ 7, 8 に到達しないように、ロッド 3 4 の先端面は、プローブ 3 の長手方向に対して斜めに切り欠かれている。また、挿入部 1 2 からのプローブ 3 の抜き出し時には、バルーン 4 1 を収縮させて、抜き出し処理を行えばよい。

【 0 0 4 8 】

このように、実施の形態 1 においては、プローブ 3 先端のバルーン 4 1 を拡張させることによって内視鏡照明光の受光ファイバ 7, 8 への到達を回避することができるため、バルーン 4 1 拡張時においては、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることができ、生体組織の性状の検出精度を確保することが可能になる。

10

【 0 0 4 9 】

また、実施の形態 1 においては、バルーン 4 1 を収縮させた状態で、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 内へのプローブ 3 の挿入および挿入部 1 2 からのプローブ 3 の抜き出しを行なうことによって、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 内壁に傷を付けることなく、プローブ 3 の挿入部 1 2 への挿入処理および挿入部 1 2 からの抜き出し処理を円滑に行うことができる。

【 0 0 5 0 】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 について説明する。図 7 は、実施の形態 2 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。

【 0 0 5 1 】

20

図 7 に示すように、実施の形態 2 にかかる光学測定装置 2 0 1 は、図 1 に示す光学測定装置 1 に比して、流体供給用チューブ 4 2 内の圧力を検出するセンサ 2 4 6 をさらに備えた構成を有する。また、光学測定装置 2 0 1 は、図 1 に示す本体装置 2 に代えて、制御部 2 2 7 を有する本体装置 2 0 2 を有する。

【 0 0 5 2 】

制御部 2 2 7 は、図 1 に示す制御部 2 7 に比して、さらに判断部 2 2 7 b を備える。判断部 2 2 7 b は、センサ 2 4 6 が検出した流体供給用チューブ 4 2 内の圧力をもとに、バルーン 4 1 の拡張状態を検出し、バルーン 4 1 の拡張が検出された場合、光源部 2 2 による発光処理と、測定部 2 4 による分光測定処理とを開始可能にさせる。

【 0 0 5 3 】

30

次に、図 8 を参照して、図 7 に示す光学測定装置 2 0 1 の光学測定処理の処理手順について説明する。図 8 は、図 7 に示す光学測定装置 2 0 1 の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

【 0 0 5 4 】

図 8 に示すように、光学測定装置 2 0 1 の電源がオンとなった（ステップ S 1 ）後、制御部 2 2 7 は、入力部 2 5 から測定開始を指示する指示情報をもとに測定開始の指示があったか否かを判断する（ステップ S 2 ）。制御部 2 2 7 が測定開始の指示があったと判断した場合（ステップ S 2 : Y e s ）、判断部 2 2 7 b は、センサ 2 4 6 が検出した流体供給用チューブ 4 2 内の圧力をもとに、バルーン 4 1 が拡張しているか否かを判断する（ステップ S 3 ）。判断部 2 2 7 b は、バルーン 4 1 が拡張していると判断した場合（ステップ S 3 : Y e s ）、光源部 2 2 に発光処理を開始させるとともに、測定部 2 4 に分光測定処理を開始させて、生体組織 6 に対する光学測定処理を実行する（ステップ S 4 ）。

40

【 0 0 5 5 】

これに対し、判断部 2 2 7 b は、バルーン 4 1 が拡張していないと判断した場合（ステップ S 3 : N o ）、出力部 2 6 に、バルーン 4 1 が未拡張であるため測定が開始できない旨を報知するエラー報知処理を行わせる（ステップ S 5 ）。判断部 2 2 7 b は、このエラー報知処理として、出力部 2 6 に対して、測定が開始できない旨を音声出力させるほか、表示出力させてもよく、音声出力および表示出力の双方を行わせてもよい。

【 0 0 5 6 】

制御部 2 2 7 が測定開始の指示がないと判断した場合（ステップ S 2 : N o ）、ステッ

50

プ S 4 の測定処理が行われた場合、ステップ S 5 のエラー報知処理が行われた場合、制御部 2 2 7 は、入力部 2 5 から測定終了を指示する指示情報をもとに測定終了が指示されたか否かを判断する（ステップ S 6）。制御部 2 2 7 は、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップ S 6：Y e s）、光源部 2 2 による発光処理および測定部 2 4 による分光測定処理を終了させて（ステップ S 7）、生体組織 6 に対する測定処理を終了する。一方、制御部 2 2 7 は、測定終了が指示されていないと判断した場合（ステップ S 6：N o）、ステップ S 2 に戻り、入力部 2 5 からの測定開始を指示する指示情報をもとに測定開始の指示があったか否かを判断する（ステップ S 2）。

【 0 0 5 7 】

このように、実施の形態 2 にかかる光学測定装置 2 0 1 は、測定開始が指示された場合であっても、バルーン 4 1 が拡張している場合にのみ光源部 2 2 による発光処理と測定部 2 4 による分光測定処理とを開始させるため、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値のみを確実に得ることができる。

【 0 0 5 8 】

なお、実施の形態 2 にかかる光学測定装置 2 0 1 においては、制御部 2 2 7 がポンプ 4 5 の駆動処理も制御できるようにしてもよい。この場合、判断部 2 2 7 b は、測定開始指示後にバルーン 4 1 が未拡張であると判断した場合に、ポンプ 4 5 を送出駆動させて流体 4 4 をバルーン 4 1 内部に供給し、自動的にバルーン 4 1 を拡張させてもよい。また、判断部 2 2 7 b は、センサ 2 4 6 が検出した流体供給用チューブ 4 2 内の圧力のほかに、ポンプ 4 5 の駆動状態をもとに、バルーン 4 1 の拡張状態を検出してもよい。

【 0 0 5 9 】

また、光学測定装置 2 0 1 においては、判断部 2 2 7 b は、バルーン 4 1 の拡張後に所定の設定時間以上、測定開始指示がないと判断した場合には、ポンプ 4 5 を吸引駆動させてバルーン 4 1 内部から流体 4 4 を抜き出し、自動的にバルーン 4 1 を収縮させて、内視鏡観察を含む他の処理の円滑化を図ってもよい。

【 0 0 6 0 】

（実施の形態 3）

次に、実施の形態 3 について説明する。図 9 は、実施の形態 3 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。図 9 に示すように、実施の形態 3 にかかる光学測定装置 3 0 1 は、図 1 に示す光学測定装置 1 と比して、リザーバ 4 3 およびポンプ 4 5 を削除した構成を有するとともに、図 1 に示すプローブ 3 に代えて、プローブ 3 に比して流体供給用チューブ 4 2 を削除した構成を有するプローブ 3 0 3 を備える。プローブ 3 0 3 の基端 3 3 2 は、接続部 2 3 を介して本体装置 2 に接続される。

【 0 0 6 1 】

プローブ 3 0 3 の先端 3 3 3 の外側には、遮光性の樹脂材料で形成された遮光板 3 4 1 が設けられる。遮光板 3 4 1 は、たとえばゴム製である。図 1 0 は、プローブ 3 0 3 の先端部 3 3 3 の斜視図である。図 1 1 は、図 1 0 の A 矢視図である。図 1 0 および図 1 1 に示すように、遮光板 3 4 1 は、円筒の側面に、先端側から複数の切れ目が設けられた形状を有する。遮光板 3 4 1 の各切片は、図 1 0 の矢印に示すように、プローブ 3 0 3 の外側面に沿って、プローブ 3 0 3 の先端側および基端側に折りたたみ可能である。遮光板 3 4 1 の各切片は、外力が加えられていない場合には、図 1 0 に示すように、プローブ 3 0 3 の径方向外側に広がるように癖付けされている。

【 0 0 6 2 】

図 1 2 の矢印 Y 3 1 に示すようにプローブ 3 0 3 の挿入部 1 2 内部のチャンネル 1 6 b への挿入時には、遮光板 3 4 1 を、矢印 Y 3 2 のようにプローブ 3 0 3 の基端側に折りたたんだ状態とすることによって、チャンネル 1 6 b 内壁に傷をつけずに挿入部 1 2 内部にプローブ 3 0 3 を挿入することができる。また、図 1 3 の矢印 Y 3 3 に示すように挿入部 1 2 内部からプローブ 3 0 3 を抜き出す場合には、遮光板 3 4 1 の各切片は、開口部 1 7 周囲のチャンネル 1 6 b 内壁に引っ掛かり、矢印 Y 3 4 のようにプローブ 3 0 3 の先端側に折りたたまれた状態となるため、挿入部 1 2 内部からプローブ 3 0 3 を円滑に抜き出すことが

できる。

【 0 0 6 3 】

そして、生体測定のためにプローブ 3 0 3 の先端 3 3 3 を内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 先端から突出すると、図 1 4 に示すように、遮光板 3 4 1 の各切片がプローブ 3 0 3 の径方向に自然に広がり、プローブ 3 0 3 の長軸と直交するプローブ 3 0 3 の切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光することとなる。

【 0 0 6 4 】

この場合、図 1 4 に示すように、内視鏡照明光 L 3 1 は、プローブ 3 0 3 の先端 3 3 3 に到達する前に、広がった遮光板 3 4 1 の各切片で遮光される。また、遮光板 3 4 1 の各切片によって遮光されずに生体組織 6 に到達した内視鏡照明光 L 3 2 があっても、内視鏡照明光 L 3 2 の生体組織 6 における到達位置とプローブ 3 0 3 の先端 3 3 3 との間の距離は、遮光板 3 4 1 の各切片の広がり分、長くなるため、内視鏡照明光 L 3 2 は、プローブ 3 0 3 に到達する前に生体組織 6 内で減衰する。

10

【 0 0 6 5 】

したがって、実施の形態 3 においては、遮光板 3 4 1 によって内視鏡照明光の受光ファイバ 7, 8 への到達を回避することができるため、実施の形態 1 と同様に、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることができ、生体組織 6 の性状の検出精度を確保することが可能になる。

【 0 0 6 6 】

(実施の形態 4)

20

次に、実施の形態 4 について説明する。図 1 5 は、実施の形態 4 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。図 1 5 に示すように、実施の形態 4 にかかる光学測定装置 4 0 1 は、図 9 に示す光学測定装置 3 0 1 と比して、プローブ 3 0 3 に代えて、遮光板 3 4 1 を削除した構成を有するプローブ 4 0 3 を有するとともに、プローブ 4 0 3 の先端 4 3 3 に遮光材料で形成されたフード 4 4 1 を備える。プローブ 4 0 3 の基端 4 3 2 は、プローブ 3 0 3 と同様に、接続部 2 3 を介して本体装置 2 に接続される。

【 0 0 6 7 】

図 1 6 A および図 1 6 B は、図 1 5 に示すプローブ 4 0 3 の先端部を、当該プローブ 4 0 3 の長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【 0 0 6 8 】

30

図 1 6 A に示すように、フード 4 4 1 は、先端が開口された円筒形状を有する。フード 4 4 1 は、柔軟な樹脂材料などによって形成されており、図 1 6 B に示すように、プローブ 4 0 3 の先端 4 3 3 が矢印 Y 4 1 のように生体組織 6 に押し付けられた場合、矢印 Y 4 2 のようにプローブ 4 0 3 の径方向外側に向かって突出する形状に変形し、プローブ 4 0 3 の長軸と直交するプローブ 4 0 3 の切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光する。

【 0 0 6 9 】

この場合、変形したフード 4 4 1 側面によって遮光されずに到達した内視鏡照明光 L 4 2 があっても、内視鏡照明光 L 4 2 の生体組織 6 における到達位置とプローブ 4 0 3 の先端 4 3 3 との間の距離は、フード 4 4 1 側面の変形分、長くなるため、内視鏡照明光 L 4 2 は、プローブ 4 0 3 の先端 4 3 3 に到達する前に生体組織 6 内で減衰する。また、図 1 6 B に示すように、プローブ 4 0 3 外面近くの内視鏡照明光 L 4 1 は、プローブ 4 0 3 の先端 4 3 3 に到達する前に、変形したフード 4 4 1 側面によって遮光される。

40

【 0 0 7 0 】

したがって、実施の形態 4 においては、フード 4 4 1 によって内視鏡照明光の受光ファイバ 7, 8 への到達を回避することができるため、実施の形態 1 と同様に、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ることができ、生体組織 6 の性状の検出精度を確保することが可能になる。

【 0 0 7 1 】

(実施の形態 5)

50

次に、実施の形態 5 について説明する。図 17 は、実施の形態 5 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。図 18 A および図 18 B は、図 17 に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

【0072】

図 17 に示すように、実施の形態 5 にかかる光学測定装置 501 は、図 1 に示すプローブ 3 に代えて、プローブ 503 を備える。プローブ 503 の基端 532 は、プローブ 3 と同様に、接続部 23 を介して本体装置 2 に接続される。

【0073】

プローブ 503 の側面は、図 17 および図 18 A に示すように、ロッド 34 の先端面よりも先端側に突出した遮光性の被覆材 535 によって覆われており、プローブ 503 の先端 533 内部には引き込み用の空間 S5 が設けられる。プローブ 503 は、内部に、先端が空間 S5 に連通し、基端がプローブ 503 の基端 532 側から延伸したチューブ 542 を備える。チューブ 542 の基端には、吸引ポンプ 545 が接続される。

10

【0074】

光学測定装置 501 においては、図 18 A のようにプローブ 503 の先端 533 を生体組織 6 に押し当てて、プローブ 503 の先端 533 の開口を生体組織 6 によって密閉する。その後、吸引ポンプ 545 を駆動させて、図 18 B の矢印 Y51 のようにチューブ 542 内の空気を吸引する。

【0075】

この結果、チューブ 542 内部が負圧の状態となり、プローブ 503 の先端 533 に接触した生体組織 6 の一部が、チューブ 542 に連通する空間 S5 内に引き込まれ生体組織 6 がロッド 34 の先端に密着する。すなわち、チューブ 542 および吸引ポンプ 545 は、吸引圧を空間 S5 に供給して、プローブ 503 の先端 533 に接触した生体組織 6 の一部を空間 S5 に引き込む機能を有する。

20

【0076】

この場合、空間 S5 内に生体組織 6 が引き込まれているため、生体組織 6 に到達した内視鏡照明光 L51 は、空間 S5 内に引き込まれた生体組織 6 を経由することとなる。すなわち、空間 S5 内に生体組織 6 が引き込まれていない場合と比較して、内視鏡照明光 L51 が生体組織 6 を通過する距離が長くなるため、内視鏡照明光 L51 は、プローブ 503 の受光ファイバ 7, 8 に到達する前に生体組織 6 内でほぼ減衰する。

30

【0077】

このように、実施の形態 5 においては、プローブ 503 の先端 533 の空間 S5 内に生体組織 6 を引き込み、内視鏡照明光が生体組織 6 を通過する距離を長くすることによって、内視鏡照明光の受光ファイバ 7, 8 への到達を回避して、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得られるようにしている。

【0078】

(実施の形態 6)

次に、実施の形態 6 について説明する。図 19 は、実施の形態 6 にかかる光学測定装置の概略構成を示す模式図である。図 20 A および図 20 B は、図 19 に示すプローブの先端部を、当該プローブの長手方向の中心軸に沿って切断した断面図である。

40

【0079】

図 19 に示すように、実施の形態 6 にかかる光学測定装置 601 は、図 1 に示すプローブ 3 に代えて、プローブ 603 を備える。プローブ 603 の基端 632 は、プローブ 3 と同様に、接続部 23 を介して本体装置 2 に接続される。

【0080】

図 20 A に示すように、プローブ 603 は、照射ファイバ 5、受光ファイバ 7, 8 およびロッド 34 を覆う被覆材 35 の外部が、被覆材 635 で覆われた構成を有する。被覆材 635 と被覆材 35 との間は、基端から先端に向かって隙間が設けられており、この隙間には、スライド自在にワイヤ 643 が挿通されている。ワイヤ 643 の先端には、ヒンジ 642 を介して把持用爪 641 が接続される。把持用爪 641 は、外力が加えられていな

50

い場合には、プローブ 603 の径方向外側に広がるように構成される。

【0081】

ワイヤ 643 の基端は、図 19 のように、プローブ 603 の基端 632 側から延伸し、ワイヤ 643 は、矢印のように、プローブ 603 に対して押し引きが可能である。なお、把持用爪 641 がプローブ 603 に収納された状態で、内視鏡 10 の挿入部 12 内部へのプローブ 603 の挿入および挿入部 12 からのプローブ 603 の抜き出しが行われる。

【0082】

光学測定装置 601 においては、図 20 A のようにプローブ 603 の先端 633 を生体組織 6 に近接させてから、ワイヤ 643 を矢印 Y 61 のように、プローブ 603 の先端 633 方向に押し入れる。この結果、把持用爪 641 がプローブ 603 の先端 633 から突出し、矢印 Y 62 のようにプローブ 603 の径方向外側に広がる。なお、被覆材 635 の先端面 635 a は、把持用爪 641 がプローブ 603 の径方向外側に広がりやすいように、内側から外側に向かって切り欠かれている。

【0083】

そして、把持用爪 641 を生体組織 6 に接触するまで突出させた後、ワイヤ 643 をプローブ 603 の基端 632 方向に引き出して、図 20 B の矢印 Y 63 のように基端 632 側に後退させる。この結果、把持用爪 641 が、矢印 Y 64 のように、径方向内側に閉じながら、被覆材 635 内部に引き入れられる。これにともない、把持用爪 641 に接触した生体組織 6 の一部が、把持用爪 641 によって把持され、把持用爪 641 間の空間に引き込まれ生体組織 6 がロッド 34 の先端に密着する。

【0084】

この場合、把持用爪 641 間の空間に生体組織 6 が引き込まれているため、生体組織 6 に到達した内視鏡照明光 L 61 は、把持用爪 641 間の空間内に引き込まれた生体組織 6 を経由することとなる。すなわち、把持用爪 641 間の空間に生体組織 6 が引き込まれていない場合と比較して、内視鏡照明光 L 61 が生体組織 6 を通過する距離が長くなるため、内視鏡照明光 L 61 は、プローブ 603 の受光ファイバ 7, 8 に到達する前に生体組織 6 内でほぼ減衰する。

【0085】

このように、実施の形態 6 においても、実施の形態 5 と同様に、内視鏡照明光が生体組織 6 を通過する距離を長くすることによって、内視鏡照明光の受光ファイバ 7, 8 への到達を回避して、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得られるようにしている。

【0086】

なお、図 21 は、図 20 B に示す A - A 線断面図である。また、図 22 は、図 20 B に示す A - A 線断面図の他の例である。把持用爪 641 は、図 21 に示すように、生体組織 6 を把持する部分の断面が半円状であって、把持用爪 641 の側面から生体組織 6 が露出しないように生体組織 6 を把持できる構成としてもよい。また、内視鏡照明光の生体組織 6 における通過距離を十分確保できる場合には、図 22 の把持用爪 641 A のように、生体組織 6 を把持する部分の断面が、半円をさらに切り欠いた円弧形状であってもよい。

【符号の説明】

【0087】

- 1 光学測定装置
- 2, 202 本体装置
- 3, 303, 403, 503, 603 プローブ
- 5 照射ファイバ
- 6 生体組織
- 7, 8 受光ファイバ
- 10 内視鏡
- 12 挿入部
- 13 操作部

10

20

30

40

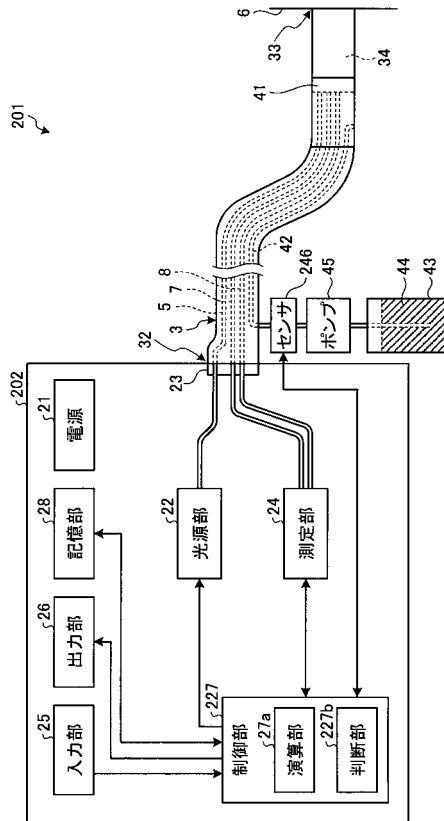
50

1 4	ユニバーサルコード	
1 5	プローブ用チャネル挿入口	
1 6	先端部	
1 7	開口部	
1 8	光源装置	
1 9	信号処理装置	
2 0	ディスプレイ	
2 1	電源	
2 2	光源部	
2 3	接続部	10
2 4	測定部	
2 5	入力部	
2 6	出力部	
2 7 , 2 2 7	制御部	
2 7 a	演算部	
2 8	記憶部	
3 4	ロッド	
3 5 , 5 3 5 , 6 3 5	被覆材	
4 1	バルーン	
4 2	流体供給用チューブ	20
4 3	リザーバ	
4 4	流体	
4 5	ポンプ	
2 2 7 b	判断部	
2 4 6	センサ	
3 4 1	遮光板	
4 4 1	フード	
5 4 2	チューブ	
5 4 5	吸引ポンプ	
6 4 1 , 6 4 1 A	把持用爪	30
6 4 2	ヒンジ	
6 4 3	ワイヤ	

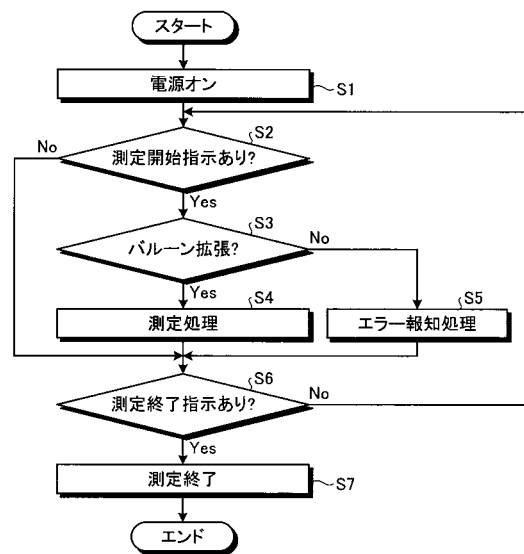
【要約】

光学測定装置 1 は、生体組織 6 で反射または散乱された戻り光の分光測定を行って生体組織 6 の特性値を取得する光学測定装置であって、基端から供給された光を伝搬して先端から照射する照射ファイバ 5 と、各々が先端から入射した光を伝搬して基端から出力する複数の受光ファイバ 7 , 8 とを有するプローブ 3 と、プローブ 3 の先端 3 3 に設けられ、プローブ 3 の長軸と直交するプローブ 3 の切断面を含み、該切断面よりも大きな面積の領域を遮光するバルーン 4 1 と、を備えたことを特徴とする。

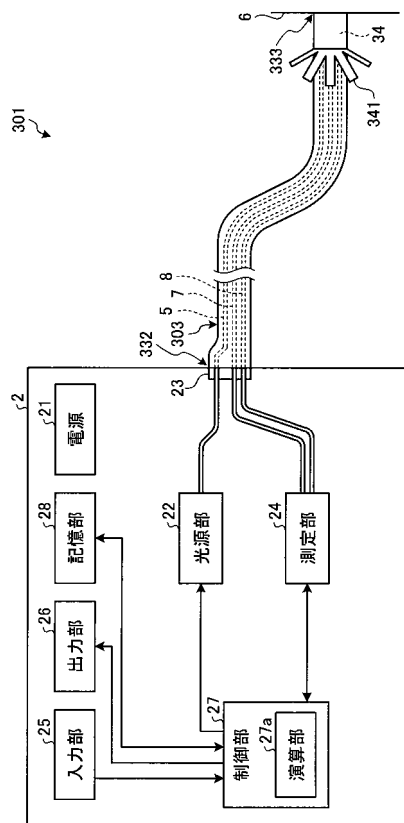
【 圖 7 】



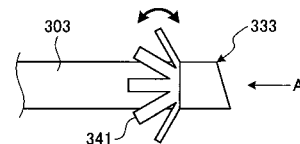
【 図 8 】



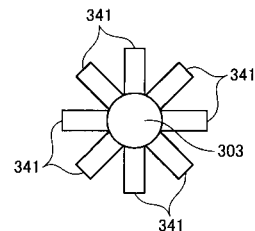
【圖 9】



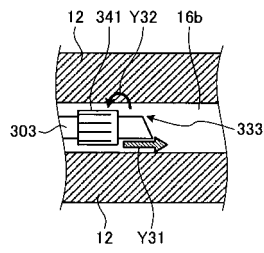
【 図 1 0 】



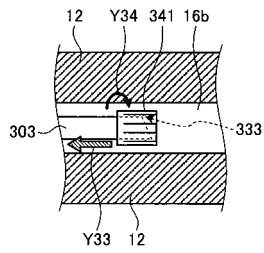
【 図 1 1 】



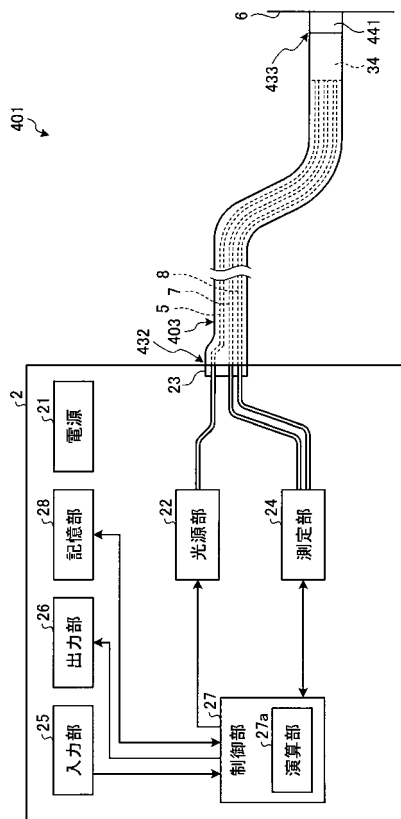
【図 1 2】



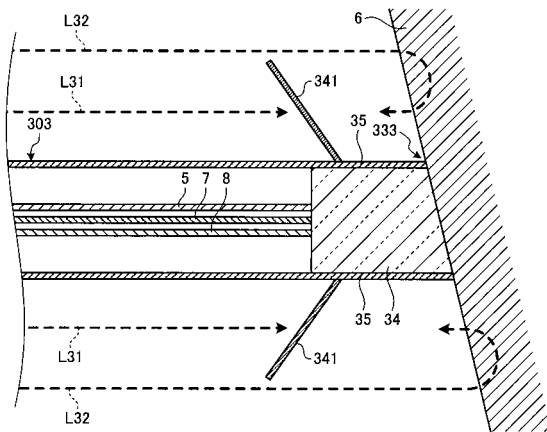
【図 1 3】



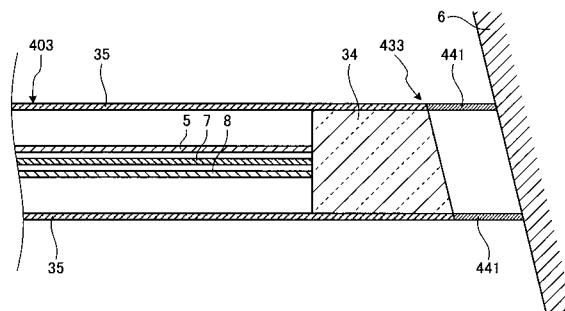
【図 1 5】



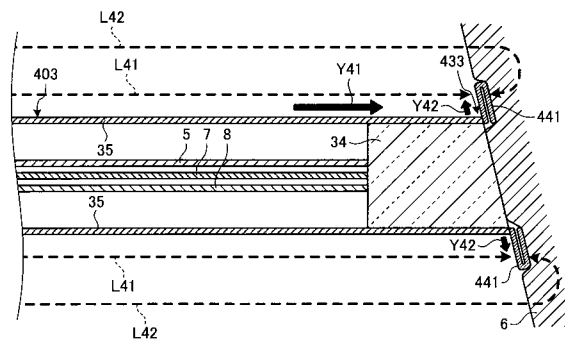
【図 1 4】



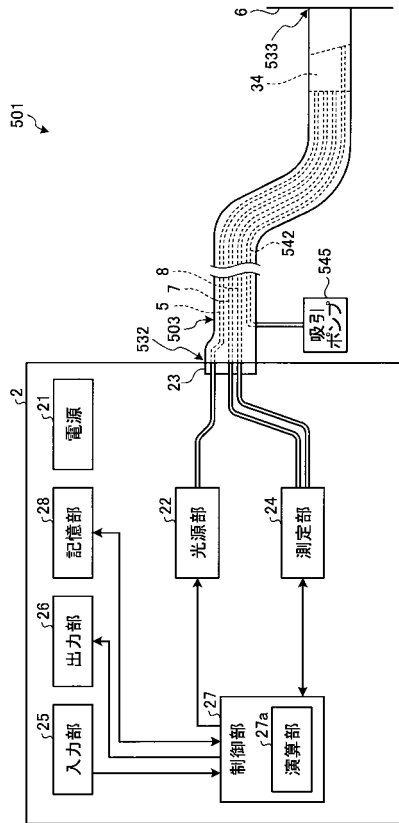
【図 1 6 A】



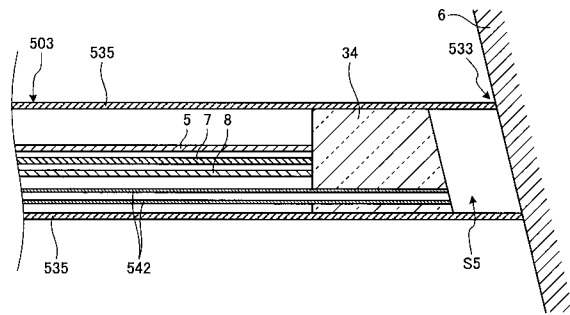
【図 1 6 B】



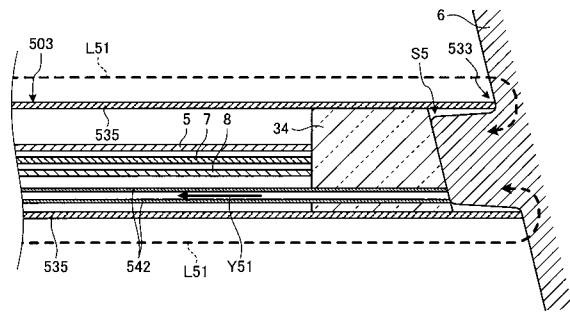
【図 17】



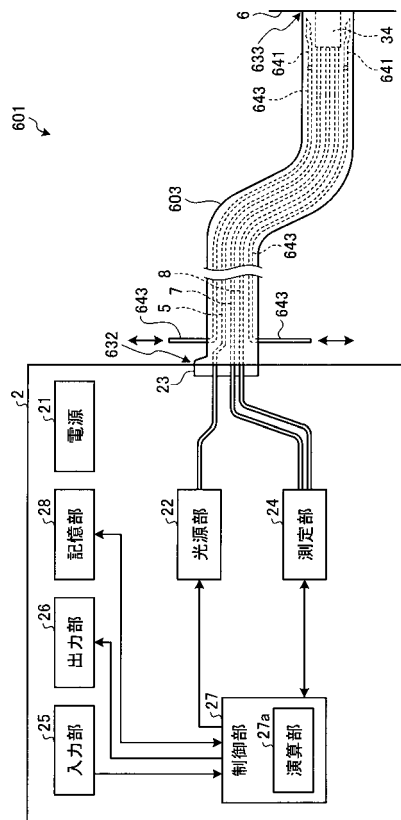
【図 18 A】



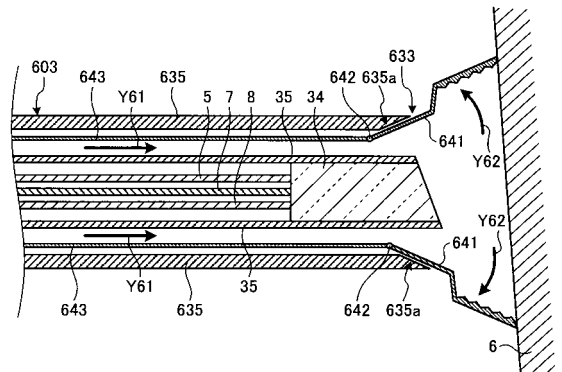
【図 18 B】



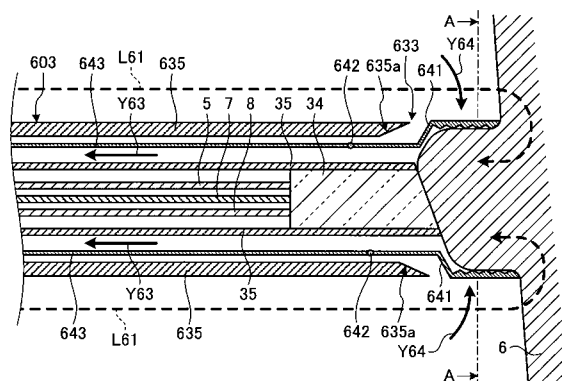
【図 19】



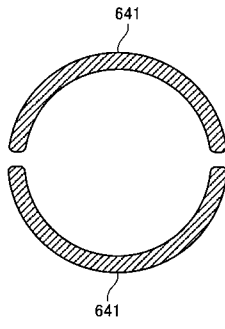
【図 20 A】



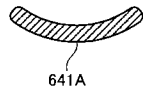
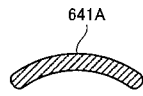
【図 20 B】



【図 2 1】



【図 2 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭63-271308(JP,A)
特開2008-054843(JP,A)
特開2004-195025(JP,A)
国際公開第2007/105495(WO,A1)
特表2009-508539(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	光学测量装置和探头		
公开(公告)号	JP5298257B1	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	JP2013505223	申请日	2012-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	伊藤誠悟 小林至峰		
发明人	伊藤 誠悟 小林 至峰		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G01J3/0205 A61B1/00082 A61B1/00085 A61B1/00089 A61B1/00165 A61B1/0125 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.334.D		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/524540 2011-08-17 US		
其他公开文献	JPWO2013024631A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光学测量装置1是通过对由生物组织6反射或散射的返回光进行光谱测量来获得生物组织6的特性值的光学测量装置。从顶端照射的照射纤维5，具有多个从顶端入射并从基端射出的光传播的多个受光纤维7、8的探针3，以及设置在探针3的顶端33的探针3，并且，气球41具有探头3的与长轴正交的切剖面，该气球41遮蔽面积比该切剖面大的区域。

