

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-54420

(P2014-54420A)

(43) 公開日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 4 3
G 0 1 N 21/65 (2006.01)	G 0 1 N 21/65	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-201420 (P2012-201420)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成24年9月13日 (2012. 9. 13)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	100105050
			弁理士 鷲田 公一
		(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	田尾 祥一
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
		Fターム(参考)	2G043 AA03 BA16 DA09 EA03 FA06
			GA03 GB02 GB05 GB16 HA05
			JA04 KA09 LA03 MA06 NA13
			4C161 AA00 BB08 CC06 HH51 JJ01
			NN01 QQ04

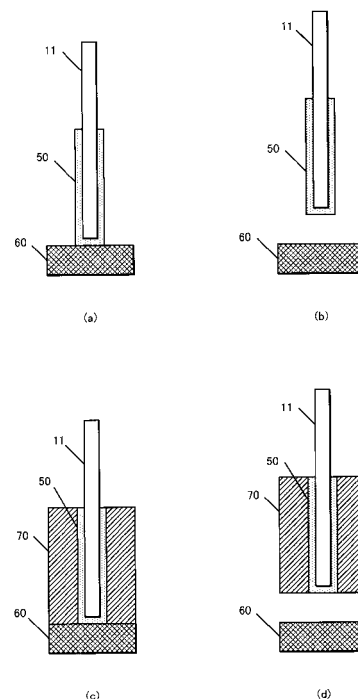
(54) 【発明の名称】 キャリブレーション方法および保護部材

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 キャリブレーション試料と接触または近接させた場合、プローブの汚染を確実に防止することが可能なキャリブレーション方法および保護部材を提供する。

【解決手段】 体内管腔に挿入されたプローブ11の先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射された放射光を取得するプローブシステムのキャリブレーション方法であって、測定光を照射する前に、プローブ11の先端部を覆う保護部材50であって、滅菌または消毒されている保護部材50に、予め滅菌または消毒されたプローブ11を挿入する第1のステップと、プローブ11の先端部を、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料60に近接または接触させる第2のステップとを有する。この構成により、プローブ11と、滅菌または消毒されていないキャリブレーション試料60との直接的な接触がなくなり、プローブ11の汚染を確実に防止する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内管腔に挿入されたプローブの先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射される放射光を取得するプローブシステムのキャリブレーション方法であって、

前記プローブの先端部を覆う保護部材であって滅菌または消毒されている保護部材に、予め滅菌または消毒された前記プローブを挿入する第 1 のステップと、

前記プローブの先端部を、前記保護部材に挿入された状態で、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料に近接または接触させる第 2 のステップと、を備え、

前記保護部材に挿入された前記プローブの先端部を前記キャリブレーション試料に近接または接触させた状態でキャリブレーションを実行する、

ことを特徴とするキャリブレーション方法。

【請求項 2】

前記第 2 のステップの後に実行されるステップであって、前記キャリブレーション試料を励起させるためのレーザー光を、前記保護部材を介して、前記プローブの先端部から前記キャリブレーション試料に対して照射する第 3 のステップと、

前記キャリブレーション試料から放出されるラマン散乱光を前記保護部材を介して受光し、受光したラマン散乱光を分光し、分光したラマン散乱光を、検出位置毎に検出するラマン散乱光の波長または波数が異なる検出器で検出する第 4 のステップと、

前記検出器の検出結果から前記キャリブレーション試料のラマンスペクトルを求める第 5 のステップと、

前記ラマンスペクトルに基づいて、前記検出器における検出位置と、当該検出位置に入射するラマン散乱光の波長または波数との対応関係をキャリブレーションする第 6 のステップと、

を有する請求項 1 に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 3】

前記保護部材は、筒形の周壁部および底部からなる有底筒体状に形成されており、

前記底部は透明薄膜部材で形成されている請求項 1 または 2 に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 4】

前記保護部材は、底部および筒形の周壁部からなる有底筒体状に形成されており、

前記底部および前記周壁部は透明薄膜部材で形成されている請求項 1 または 2 に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 5】

前記第 6 のステップは、前記検出器における検出位置と、 $600 \sim 1700$ [cm^{-1}] の範囲に含まれるラマン散乱光の波数との対応関係をキャリブレーションする請求項 2 ～ 4 の何れか 1 項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 6】

前記保護部材のうち、当該保護部材に前記プローブが挿入された際、当該プローブの先端部に対向する対向部分の材質は、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリスチレンおよびポリ塩化ビニルの何れかであり、

前記対向部分は、フィルム状に形成され、

前記対向部分の厚さは、 $10 \sim 100$ [μm] である請求項 1 ～ 5 の何れか 1 項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 7】

前記保護部材のうち、当該保護部材に前記プローブが挿入された際、当該プローブの先端部に対向する対向部分の材質におけるラマンピーク数は、前記キャリブレーション試料におけるラマンピーク数よりも 3 つ以上少ない請求項 1 ～ 6 の何れか 1 項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記キャリブレーション試料におけるラマンピーク数は3つ以上であり、

前記保護部材のうち、当該保護部材に前記プローブが挿入された際、当該プローブの先端部に対向する対向部分の材質におけるラマンピークの波数は、前記キャリブレーション試料におけるラマンピークの波数と異なる請求項1～6の何れか1項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項9】

前記キャリブレーション試料におけるラマンピーク数は3つ以上であり、

前記保護部材のうち、当該保護部材に前記プローブが挿入された際、当該プローブの先端部に対向する対向部分の材質におけるラマンピークの強度は、前記キャリブレーション試料におけるラマンピークの強度より高い請求項1～6の何れか1項に記載のキャリブレーション方法。

10

【請求項10】

前記保護部材のうち、当該保護部材に前記プローブが挿入された際、当該プローブの先端部に対向する対向部分の材質は、ポリエチレンである請求項7～9の何れか1項に記載のキャリブレーション方法。

【請求項11】

体内管腔に挿入されたプローブの先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射された放射光を取得する内視鏡システムのキャリブレーション方法に用いられ、前記測定光を照射する前に前記プローブの先端部を覆う保護部材であって、

筒形の周壁部および底部からなる有底筒体状に形成されている

20

前記底部は透明薄膜部材で形成されている保護部材。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体内管腔の測定対象部位に測定光を照射し、測定対象部位から放射された放射光を取得することによって、癌等の病変部の有無やその進行度を検査するプローブシステムのキャリブレーション方法、および当該キャリブレーション方法を実施する際に用いられる保護部材に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、電子内視鏡により体内管腔の観察を行う方法が、広く普及している。この観察方法は、体内組織を直接観察するため、病変部を切除する必要がなく、被験者の負担が小さいという利点を有する。また最近では、いわゆるビデオスコープ以外に、様々な光学原理を活用した診断装置や超音波装置といったものが提案され、一部は実用化されている。このように、体内組織を直接観察する手法として、新しい測定原理を導入したり、複数の測定原理を組み合わせたことが行われている。

【0003】

また、体内組織からの蛍光や当該体内組織に塗布あるいは注入された蛍光物質からの蛍光を観察し、測定することで、単に体内組織の画像を見るだけでは得られない情報を得られることが知られている。この手法を応用して蛍光画像を取得し、通常の可視画像にオーバーラップさせて表示する蛍光画像内視鏡システムも提案されている。このようなシステムは、悪性腫瘍の早期発見につながるため、非常に期待されている。

40

【0004】

他方、蛍光画像を構成せずとも、蛍光の強度情報を取得することで体内組織の状態を判断する方法も知られている。このような方法では、電子内視鏡に搭載されている撮像素子を使用せずに蛍光を取得するものが多い。

【0005】

蛍光診断をするためのプローブ（診断子）には、内視鏡の鉗子チャンネル経由で体内に至るもの、あるいは内視鏡と一体になっているもの等がある（例えば、特許文献1を参照

50

）。

【0006】

このようなプローブは、光源から出射された光を伝播し、体内組織に励起光として照射する。励起光を照射された体内組織からは、反射光、自家蛍光、ラマン散乱光等の多様な光が放射光として放射される。プローブにおいて放射光を波長成分毎に分離して選択的に受光する、または、放射光を非選択的に受光した後にプローブの外部で波長成分毎に分離することによって、測定対象となる光の分光測定を行う。例えば、ラマン散乱光の分光測定においては、一般に狭線幅のレーザー光を励起光として照射し、励起光の照射によって生じるラマン散乱光を受光する。そして、受光したラマン散乱光を分光し、当該分光した光を、検出位置毎に検出する光の波長または波数が異なる検出器（例えば、CCD検出器）で検出する（例えば、特許文献2を参照）。

10

【0007】

ラマン散乱光の分光測定においては、以下に示す（ア）～（コ）の特性が当該分光測定の結果として得られるスペクトルデータの形状・強度に影響を与える。ここで、（オ）以外の特性については、プローブと、検出器を有する測定装置とを備えた内視鏡システム全体の特性で決まる。

（ア）励起光の波長

（イ）励起光の強度

（ウ）光源－プローブ間の光学系における分光透過率

（エ）プローブの励起光に対する分光透過率

20

（オ）体内組織のラマン散乱光の強度

（カ）プローブのラマン散乱光に対する分光透過率

（キ）プローブ－検出器間の光学系における分光透過率

（ク）検出器の受光感度の波長依存性

（ケ）検出器の検出位置（ピクセル座標）と分光されたラマン散乱光の波長との対応関係

（コ）内視鏡システムの検出感度（光源の出射光量と、検出器の受光量との比）

【0008】

したがって、（オ）以外の特性について適切なキャリブレーションを行わないと、測定装置・プローブ毎の個体差、同一の測定装置・プローブにおける分光測定環境（温湿度）の変化、経時的なアラインメントのずれ等の理由により、測定装置の性能に誤差が生じてしまう。測定装置の性能に誤差が生じると、同じ試料を測定しても、最終的に求められる測定値にばらつきが生じる。

30

【0009】

そこで、測定装置においては、通常、既知の特性情報を有するキャリブレーション用の試料（以下、「キャリブレーション試料」という）を用いて当該特性の測定（以下、「キャリブレーション測定」という）を行い、その測定結果と既知の特性情報との比較を行うことによって、（オ）以外の特性についてのキャリブレーションが行われている。

【0010】

このキャリブレーション測定は、体内組織におけるラマン散乱光の分光測定よりも前に行われることが一般的である。キャリブレーション測定の際には、分光測定を正確に行うため、滅菌または消毒されたプローブがキャリブレーション試料と接触することによってプローブの汚染（コンタミネーション）を防止する必要がある。

40

【0011】

ところで、コンタミネーションを防止することが必要な点は、一般的な内視鏡のホワイトバランスのキャリブレーション時と同じである。内視鏡のホワイトバランスのキャリブレーション時、例えば、一端が開口し他端が閉塞する有底筒体状を有し、その内面全体が不透明な白色であるホワイトバランス調整具が専用具として用いられている。そのため、内視鏡とは別にホワイトバランス調整具も滅菌または消毒する必要がある、ホワイトバランスのキャリブレーションの準備段階で手間がかかるという問題があった。

50

【0012】

その問題に対して、ホワイトバランス調整具の内部に設けられ、内視鏡の挿入部をホワイトバランス調整具の内面に接触させずにホワイトバランス調整具内の所定位置に位置決めする内視鏡保持筒が提案されている（例えば、特許文献3を参照）。また、ホワイトバランス調整具を保護キャップとして内視鏡の挿入部にあらかじめ装着しておき、保護キャップを装着した状態においてガス滅菌およびホワイトバランス調整を行えるようにした技術が提案されている（例えば、特許文献4を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】特表2005-522293号公報

【特許文献2】国際公開第2010/24397号

【特許文献3】特開2006-334112号公報

【特許文献4】特開2002-51968号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、上記特許文献3、4に記載の技術は、画像取得を目的とした内視鏡におけるホワイトバランスのキャリブレーションであり、ラマン散乱光の分光測定を目的としたプローブのキャリブレーション測定とは、以下の点で大きく異なる。内視鏡は、観察したい組織（例えば、患部）と数～数十[mm]の距離をとって使用されるため、ホワイトバランスのキャリブレーション時も同様にホワイトバランス調整具と内視鏡との間には距離が設けられている。また、一定の基準色調を有する部材があれば内視鏡のホワイトバランスのキャリブレーションを行えるため、ホワイトバランス調整具を滅菌または消毒することは比較的容易である。

【0015】

一方、体内組織に接触または近接させて測定するプローブにおいては、各種のキャリブレーション測定も同様にキャリブレーション試料と接触または近接させた状態で測定することが好ましい。また、プローブのキャリブレーション測定においては、ホワイトバランス調整具と比べて、キャリブレーション試料に求められる特性の情報量が多く、かつ、当該特性の確からしさの程度が高いため、キャリブレーション試料を滅菌または消毒することにより当該キャリブレーション試料が変性してしまい、キャリブレーション測定を正確に行うことができないおそれがある。

【0016】

以上のように、プローブのキャリブレーション測定は、内視鏡のホワイトバランスのキャリブレーションと実施状況が全く異なり、予め滅菌または消毒されたプローブを、滅菌または消毒されていないキャリブレーション試料に接触または近接させた状態で行う必要がある。そのため、上記特許文献3、4に記載の技術を適用しても、プローブのキャリブレーション測定の際に当該プローブの汚染を確実に回避することはできない。

【0017】

本発明は、キャリブレーション試料と接触または近接させた場合、プローブの汚染を確実に防止することが可能なキャリブレーション方法および保護部材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】

【0018】

本発明に係るキャリブレーション方法は、

体内管腔に挿入されたプローブの先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射される放射光を取得するプローブシステムのキャリブレーション方法であって、

前記プローブの先端部を覆う保護部材であって滅菌または消毒されている保護部材に、

10

20

30

40

50

予め滅菌または消毒された前記プローブを挿入する第１のステップと、

前記プローブの先端部を、前記保護部材に挿入された状態で、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料に近接または接触させる第２のステップと、を備え、

前記保護部材に挿入された前記プローブの先端部を前記キャリブレーション試料に近接または接触させた状態でキャリブレーションを実行する、

ことを特徴とする。

本発明に係る保護部材は、

体内管腔に挿入されたプローブの先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射された放射光を取得する内視鏡システムのキャリブレーション方法に用いられ、前記測定光を照射する前に前記プローブの先端部を覆う保護部材であって、

筒形の周壁部および底部からなる有底筒体状に形成されている

前記底部は透明薄膜部材で形成されている。

【発明の効果】

【００１９】

本発明によれば、キャリブレーション試料と接触または近接させた場合、プローブの汚染を確実に防止することが可能なキャリブレーション方法および保護部材を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２０】

【図１】本実施の形態における内視鏡システムおよびプローブシステムの構成を示す図である。

【図２】本実施の形態における内視鏡本体の先端部の斜視図である。

【図３】本実施の形態におけるキャリブレーション試料のラマンスペクトルを測定する様子を示す図である。

【図４】本実施の形態における保護部材の構成を示す図である。

【図５】本実施の形態における保護部材の製造方法を示す図である。

【図６】本実施の形態におけるキャリブレーション試料のラマンスペクトルと保護部材（底部）のラマンスペクトルとの関係を示す図である。

【図７】各種の樹脂材料のラマンスペクトルの例を示す図である。

【図８】本実施の形態におけるプローブシステムのキャリブレーション方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２１】

以下、本発明に係る実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

〔内視鏡システム１の構成〕

図１（ａ）に示す内視鏡システム１は、体内管腔（以下、「管腔」という）の測定対象部位（例えば病変部）に測定光を照射し、測定対象部位から放射された放射光を取得することによって、癌等の病変部の有無やその進行度を検査するためのプローブシステム１００、体内管腔に挿入される内視鏡本体２、および、内視鏡制御装置３から構成される。プローブシステム１００は、プローブ１１および測定装置４を備える。内視鏡本体２は、管腔に導入可能に形成された可撓性を有する長尺の導入部２１と、導入部２１の基端部２１ａに設けられた操作部２２と、操作部２２を介して導入部２１と内視鏡制御装置３とを通信可能に接続するケーブル２３とを備える。

【００２２】

導入部２１は、管腔内部を進入する際に管腔の湾曲に応じて容易に湾曲可能な可撓性を、その略全長にわたって有する。また、導入部２１は、操作部２２のノブ２２ａの操作に従って先端部２１ｂ側の一定範囲（操作可能部２１ｃ）を任意の角度で湾曲させることができる機構（図示せず）を有する。

【００２３】

内視鏡本体２の先端部２１ｂは、図２に示すように、カメラＣＡ、鉗子チャンネルＣＨ

10

20

30

40

50

および送気送水ノズル（図示せず）等を有する。

【0024】

ライトガイドLGは、測定装置4の照明光源41aにより発光された照明光（可視光）を先端部21bまで導光し、その照明光を先端部21bから出射する。

【0025】

カメラCAは、固体撮像素子を備えた電子カメラであり、ライトガイドLGから出射された照明光で照明された領域を撮像し、その撮像信号を内視鏡制御装置3に伝送する。

【0026】

鉗子チャンネルCHは、操作部22に形成された導入口22bと連通するように導入部21に形成された例えば2.6 [mm] 径の内腔である。鉗子チャンネルCHには、病変部の観察、病変部の診断および病変部の手術等を行うための様々な機器を挿通することができる。本実施の形態では、図1に示すように、管腔内の測定対象部位に光を照射し、測定対象部位から放射された放射光を取得する光学測定によって、癌等の病変部の有無やその進行度を検査することが可能なプローブ11を挿通可能である。光学測定時には、プローブ11は、鉗子チャンネルCHから最大30 [mm] 程度突出して使用される。

【0027】

プローブ11は、図1に示すように、プローブ基端部11aからプローブ先端部11bまで延在する長尺の可撓性管状部材である。プローブ11は、プローブ基端部11aに設けられたコネクタ46を介して測定装置4に接続されている。プローブ11及び測定装置4によってプローブシステム100が構成される。

【0028】

〔測定装置4の構成〕

次に、測定装置4の構成について説明する。測定装置4は、観察用の照明光を発生する照明光源41a、測定用の測定光を発生する測定光源41b、分光器42、CPU（Central Processing Unit）43および記憶装置45を備える。測定装置4には、入力装置5およびモニター7が接続されている。CPU43は、測定に関わる各部の制御を行うとともに、後述するキャリブレーションを実行する。

【0029】

入力装置5は、測定装置4に対するユーザーの指示を入力する。本実施の形態では、入力装置5は、例えば、キーボード、マウスまたはスイッチ等により構成される。モニター7は、測定装置4から出力された画像データを入力して各種画像を表示する。

【0030】

照明光源41aは、管腔内の観察対象部位を照らす処理の実行指示が入力装置5に入力された場合、観察用の照明光を発光する。プローブ11は、鉗子チャンネルCHへの挿通により管腔内に導入されている場合、照明光源41aから発光された照明光を導光し、観察対象部位へ出射する。

【0031】

測定光源41bは、管腔内の測定対象部位（例えば病変部）の生体組織を検査する処理の実行指示が入力装置5に入力された場合、キセノン光等の励起光を発光する。プローブ11は、鉗子チャンネルCHへの挿通により管腔内に導入されている場合、測定光源41bから発光された励起光を導光し、測定対象部位への測定光として出射する。また、プローブ11は、測定対象部位からの光を測定対象部位の生体情報として受光し、測定装置4の分光器42へ導光する。

【0032】

本実施の形態では、測定対象部位を測定する手法には、所定波長のレーザー光を励起光として測定対象部位に照射し、励起光を照射した結果として測定対象部位から放射された蛍光またはラマン散乱光を放射光として受光し、診断に必要な分光スペクトル等を得る蛍光分光法またはラマン分光法を適用している。

【0033】

分光器42は、プローブ11により導光された測定対象部位からの放射光に対してスペ

10

20

30

40

50

クトル解析を行う。例えば、分光器 4 2 は、図 1 (b) に示すように、回折格子 4 2 a および C C D 検出器 4 2 b を備える。C C D 検出器 4 2 b に代えて、C M O S 型受光センサからなる検出器を用いてもよい。

【0034】

回折格子 4 2 a は、透過型の回折格子であり、測定対象部位からの放射光を各波長に分解（分光）して C C D 検出器 4 2 b に向け射出する。

【0035】

C C D 検出器 4 2 b は、例えば、縦、横それぞれ 1 0 2 4 個のピクセル（画素）を 2 次的に配列して形成される。C C D 検出器 4 2 b は、測定対象部位の蛍光スペクトルまたはラマンスペクトルを検出する。回折格子 4 2 a で分光された光は、分光された波長に応じて C C D 検出器 4 2 b 上のピクセルに入射する。分光された光が入射するピクセルの位置と分光波長との対応関係を求めておくことによって、当該光が入射したピクセルの位置から分光波長を得ることができる。また、各ピクセルから出力される検出出力によって当該各ピクセルに対応する波長の強度を求めることができる。そして、ピクセルの特定と各ピクセルの出力を検出することによって、測定対象部位について、異なる波長毎に蛍光またはラマン散乱光の強度を表した蛍光スペクトルまたはラマンスペクトルを求めることができる。

【0036】

C P U 4 3 は、分光器 4 2 によるスペクトル解析結果に基づいて、管腔内の測定対象部位における病変の有無や種類について診断する。そして、C P U 4 3 は、診断結果を示す診断結果画像データをモニター 7 に出力することによって、診断結果画像をモニター 7 に表示させる。ユーザーは、モニター 7 に表示された診断結果画像を見ることによって、病変の広がりや病気の程度を評価することができる。

【0037】

記憶装置 4 5 は、測定装置 4 に内蔵された H D D (H a r d D i s k D r i v e) 等である。記憶装置 4 5 は、C P U 4 3 による診断結果等を記憶する。なお、記憶装置 4 5 は、測定装置 4 に内蔵されたものでなくても良く、例えば測定装置 4 に外付けされたものであっても良いし、あるいは通信ネットワーク上に存在するものであっても良い。

【0038】

[内視鏡制御装置 3 の構成]

次に、内視鏡制御装置 3 の構成について説明する。内視鏡制御装置 3 は、操作者からの操作を受けて、内視鏡本体 2 の照明や撮影を制御するための装置であり、映像処理部 3 2 および C P U 3 3 を備える。内視鏡制御装置 3 には、入力装置 6 およびモニター 8 が接続されている。

【0039】

入力装置 6 は、内視鏡制御装置 3 に対するユーザーの指示を入力する。本実施の形態では、入力装置 6 は、例えば、キーボード、マウスまたはスイッチ等により構成される。モニター 8 は、内視鏡制御装置 3 から出力された画像データを入力して各種画像を表示する。

【0040】

映像処理部 3 2 は、内視鏡本体 2 から撮像信号を受信し、この撮像信号に対して所定の信号処理を行い、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター 8 に出力する。これにより、内視鏡映像信号に基づく内視鏡映像がモニター 8 の画面上に表示される。すなわち、管腔内の観察対象部位が撮像されると、その映像がモニター 8 に表示される。C P U 3 3 は、映像処理部 3 2 の動作を制御する。

【0041】

[プローブシステム 1 0 0 のキャリブレーション方法]

次に、プローブシステム 1 0 0 のキャリブレーション方法について説明する。ここで、プローブシステム 1 0 0 のキャリブレーション方法とは、プローブシステム 1 0 0 を構成する各装置の出力する値が正しい値となるように、キャリブレーション試料を用いて調整

10

20

30

40

50

する方法である。プローブシステム 100 のキャリブレーションは、測定装置 4、プローブ 11 毎の個体差、同一の測定装置 4、プローブ 11 における分光測定環境（温湿度）の変化、経時的なアラインメントのずれ等を生じると正しい測定結果が得られないために行われる。例えば、ラマン散乱光の分光測定におけるキャリブレーション項目としては、以下の（ア）～（ケ）が挙げられる。

- （ア）測定光源 41b から出射される励起光の波長
- （イ）測定光源 41b から出射される励起光の強度
- （ウ）測定光源 41b－プローブ 11 間の光学系における分光透過率
- （エ）プローブ 11 の励起光に対する分光透過率
- （オ）プローブ 11 のラマン散乱光に対する分光透過率
- （カ）プローブ 11－CCD 検出器 42b 間の光学系における分光透過率
- （キ）CCD 検出器 42b の受光感度の波長依存性
- （ク）CCD 検出器 42b の検出位置（ピクセル座標）と、当該検出位置に入射したラマン散乱光の波長との対応関係
- （ケ）内視鏡システム 1 の検出感度（測定光源 41b から出射される励起光の光量と、CCD 検出器 42b の受光量との比）

ここで、分光透過率とは、光の波長毎の透過率を表す。また、受光感度の波長依存性とは、受光感度が測定波長に依存して変化することを表す。

【0042】

プローブシステム 100 における各種のキャリブレーションにおいては、蛍光スペクトルまたはラマンスペクトル（以下、単に「スペクトル」という）が既知であるキャリブレーション試料に励起光を照射し、キャリブレーション試料から放出される放出光を分光してスペクトルを測定する。そして、その測定結果としてのスペクトルと既知のスペクトルとの比較を行うことによって、上記（ア）～（ケ）に示すキャリブレーション項目についてキャリブレーションを行う。図 3 は、キャリブレーション試料のスペクトルを測定する様子を示す図である。

【0043】

図 3（a）は、プローブ 11 の先端部をキャリブレーション試料 60 に接触させた状態で励起光を照射し、キャリブレーション試料 60 から放出される放出光を受光する様子を示す。図 3（b）は、プローブ 11 の先端部をキャリブレーション試料 60 に近接させた状態で励起光を照射し、キャリブレーション試料 60 から放出される放出光を受光する様子を示す。

【0044】

図 3（c）は、位置固定部材 70 でプローブ 11 の位置を固定し、プローブ 11 の先端部をキャリブレーション試料 60 に接触させた状態で励起光を照射し、キャリブレーション試料 60 から放出される放出光を受光する様子を示す。図 3（d）は、位置固定部材 70 でプローブ 11 の位置を固定し、プローブ 11 の先端部をキャリブレーション試料 60 に近接させた状態で励起光を照射し、キャリブレーション試料 60 から放出される放出光を受光する様子を示す。

【0045】

図 3（a）～（d）に示す何れの態様においても、プローブ 11 は、滅菌または消毒されている。そこで、本実施の形態では、プローブ 11 がキャリブレーション試料 60 との接触によって汚染することを防止するため、プローブ 11 の先端部を覆う形状の保護部材 50 にプローブ 11 を挿入している。その際、保護部材 50 には、滅菌または消毒されたものを用いる。

【0046】

保護部材 50 は、図 4（a）に示すように、筒形の周壁部 50a および底部 50b からなる有底筒体状に形成されている。周壁部 50a は、プローブ 11 の外径に近い内径を有し、確実にプローブ 11 を保持するための硬性保持部として機能する。底部 50b は、保護部材 50 にプローブ 11 が挿入された場合においてプローブ 11 の先端部に対向する対

10

20

30

40

50

向部分である。

【0047】

本実施の形態では、底部50bは、図5に示すように、透明薄膜部材80を周壁部50aに接着または融着させることによって構成される。なお、保護部材50は、図4(b)に示すように、周壁部50cおよび底部50dを透明薄膜部材80で一体成形することによって構成しても良い。また、保護部材50は、プローブ11の先端部を覆う部材であれば良く、例えば入手が容易なサンプリングバッグをでも良い。

【0048】

保護部材50のうちプローブ11の先端部が突き当たる部分、すなわち底部50bは、極力薄くすることが求められる。キャリブレーションを行う場合、プローブ11とキャリブレーション試料60とは、ほぼ接触していることが求められるからである。一方で、プローブ11による底部50bの穿孔を防止するために、底部50bは十分な強度を有している必要がある。また、保護部材50は、滅菌または消毒された状態で用いられるため、滅菌または消毒に十分耐える必要がある。

【0049】

したがって、保護部材50（特に、底部50b）の材料としては、フィルム状に加工することができ、ガス滅菌が可能なポリエチレン（以下、「PE」という）、ポリプロピレン（以下、「PP」という）、ポリエチレンテレフタレート（以下、「PET」という）、ポリスチレン（以下、「PS」という）およびポリ塩化ビニル（以下、「PVC」という）を用いている。

【0050】

[キャリブレーション項目（オ），（カ），（キ）のキャリブレーション]

キャリブレーション項目（オ），（カ），（キ）のキャリブレーションでは、励起光を照射することによって既知の蛍光を発生するキャリブレーション試料60、または既知の分光強度を有するキャリブレーション用光源が用いられる。例えば、励起光の照射によって既知の蛍光を発生するキャリブレーション試料60を用いたキャリブレーションでは、保護部材50が発生する蛍光およびラマン散乱光がキャリブレーション試料60の蛍光の検出結果に悪影響を与え、キャリブレーションを正しく行うことができない。そのため、保護部材50、特にプローブ11の先端部に対向する底部50bからの蛍光およびラマン散乱光の発生を抑制する必要がある。

【0051】

本実施の形態では、保護部材50自体の蛍光は弱いことを考慮し、保護部材50に着色剤等の添加物を付与しないことによって蛍光の発生を抑制する。また、ラマン散乱光は一般に蛍光より強度が小さいことを考慮し、底部50bの厚さを10～100[μm]にすることによって、ラマン散乱光の発生を抑制する。なお、キャリブレーション用光源を用いたキャリブレーションでは、保護部材50から放出される蛍光およびラマン散乱光の強度は小さいため、保護部材50にプローブ11を挿入してキャリブレーションを行うことは問題にならない。

【0052】

[キャリブレーション項目（ア），（ク）のキャリブレーション]

キャリブレーション項目（ア），（ク）のキャリブレーションでは、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料60のラマン散乱光を測定することによって、CCD検出器42bの検出位置（ピクセル座標）と分光されたラマン散乱光の波長または波数（例えば、600～1700[cm⁻¹]）との対応関係についてキャリブレーションを行う。この際、保護部材50が発生する蛍光およびラマン散乱光は、キャリブレーション試料60から放出されるラマン散乱光の検出に悪影響を与え、キャリブレーションを正しく行うことができない。そのため、保護部材50、特にプローブ11の先端部に対向する底部50bからの蛍光およびラマン散乱光の発生を抑制する必要がある。そこで、キャリブレーション項目（オ），（カ），（キ）のキャリブレーションでも説明したように、保護部材50に着色剤等の添加物を付与しないことによって蛍光の発生を抑制するとともに

、底部 50b の厚さを 10 ～ 100 [μm] にすることによって、ラマン散乱光の発生を抑制している。

【0053】

なお、キャリブレーション測定時に、底部 50b からのラマン散乱光も CCD 検出器 42b において同時に検出してしまうが、底部 50b（以下、「透明薄膜部材 80」ともいう）の材質が既知である点、キャリブレーション試料 60 に比べて透明薄膜部材 80 の散乱強度が小さい点から、キャリブレーション試料 60 のラマン散乱光のラマンピークを検出することは容易である。

【0054】

CCD 検出器 42b の検出位置（ピクセル座標）と、分光されたラマン散乱光の波長または波数との対応関係は、キャリブレーション測定時に得られた数点の対応関係を多項式で近似して当該多項式の係数を算出することにより求める。したがって、キャリブレーション測定においては、少なくとも（多項式の次数 + 1）点の対応関係を得ることが必要となる。キャリブレーションの精度を上げるためには、多項式の次数は少なくとも 2 以上であることが望ましく、この場合、3 点以上の対応関係を得ることが必要となる。

【0055】

そこで、本実施の形態では、図 6（a）に示すように、キャリブレーション試料 60 よりもラマンピーク数が 3 つ以上少ない材質を透明薄膜部材 80 に用いている。なお、図 6（b）に示すように、ラマンピーク数は 3 つ以上であるキャリブレーション試料 60 とラマンピークの波数が重畳しない、言い換えるとキャリブレーション試料 60 におけるラマンピークの波数と異なるラマンピークの波数を有する材質を透明薄膜部材 80 に用いても良い。ラマンピークの波数とは、ラマンスペクトルにおける山の頂点における波数値を指す。また、図 6（c）に示すように、ラマンピーク数は 3 つ以上であるキャリブレーション試料 60 におけるラマンピークの散乱強度よりも低い散乱強度のラマンピークを有する材質を透明薄膜部材 80 に用いても良い。これらの特性を満たす材質としては、PE が好適である。図 7 に示すように、PE のラマンスペクトルは 1000 ～ 1500 [cm^{-1}] の狭い領域に少ないラマンピークを有するため、100 [μm] ～ 1 [mm] 程度の厚さを有する透明薄膜部材 80 においても、透明薄膜部材 80 から得られるラマンスペクトルとキャリブレーション試料 60 から得られるラマンスペクトルとを容易に識別することができる。

【0056】

〔キャリブレーション項目（ケ）のキャリブレーション〕

キャリブレーション項目（ケ）のキャリブレーションでは、測定対象部位から放出されるラマン散乱光の正確な強度情報を得られるようにするため、測定光源 41b から出射される励起光の強度と、CCD 検出器 42b で受光したラマン散乱光強度との比を用いて、測定装置 4 間での検出効率のばらつき、同一の測定装置 4 における経時的な検出効率のばらつきを補正する。この補正の際、同一とみなすことが可能なキャリブレーション試料 60 の測定結果を比較すれば良く、保護部材 50 を用いることによりプローブ 11 とキャリブレーション試料 60 とを接触させた状態で測定することができる。したがって、プローブ 11 - キャリブレーション試料 60 間の距離が変動することによって検出効率のキャリブレーション結果に誤差が生じることを最小限に抑えることができ、ひいては、精度の高いキャリブレーションを行うことができる。

【0057】

なお、キャリブレーション項目（ウ）、（エ）については、ラマン散乱光の分光測定において狭帯域のレーザー光を励起光として用いるため、他のキャリブレーション項目に比べて重要な項目ではない。

【0058】

〔プローブシステム 100 のキャリブレーション方法〕

次に、図 8 のフローチャートを参照し、プローブシステム 100 におけるキャリブレーション項目（ア）、（ク）のキャリブレーション方法を説明する。

【0059】

まず、ユーザーは、滅菌または消毒されたプローブ11を、滅菌または消毒された保護部材50に挿入する（ステップS100）。次に、ユーザーは、プローブ11の先端部を、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料60に近接または接触させる（ステップS120）。

【0060】

次に、測定光源41bは、キャリブレーション試料60を励起させるためのレーザー光を、保護部材50を介して、プローブ11の先端部からキャリブレーション試料60に対して照射する（ステップS140）。次に、分光器42は、キャリブレーション試料60から放出されるラマン散乱光を保護部材50を介して受光し、受光したラマン散乱光を分光し、分光したラマン散乱光を、検出位置毎に検出するラマン散乱光の波長または波数が異なるCCD検出器42bで検出する（ステップS160）。

10

【0061】

次に、CPU43は、分光器42による検出結果に基づいて、キャリブレーション試料60のラマンスペクトルを求める（ステップS180）。最後に、CPU43は、ステップS180にて求めたラマンスペクトルと、既知であるキャリブレーション試料60のラマンスペクトルとに基づいて、CCD検出器42bの検出位置（ピクセル座標）と、当該検出位置に入射したラマン散乱光の波長との対応関係についてキャリブレーションを行う（ステップS200）。

【0062】

20

[本実施の形態における効果]

以上詳しく説明したように、本実施の形態におけるキャリブレーション方法は、体内管腔に挿入されたプローブ11の先端部から測定対象部位に測定光を照射し、当該測定対象部位から放射された放射光を取得する内視鏡システム1のキャリブレーション方法であって、測定光を照射する前に、プローブ11の先端部を覆う保護部材50であって滅菌または消毒されている保護部材50に、予め滅菌または消毒されたプローブ11を挿入する第1のステップと、プローブ11の先端部を、ラマンスペクトルが既知であるキャリブレーション試料60に近接または接触させる第2のステップとを有する。そのため、滅菌または消毒されたプローブ11と、滅菌または消毒されていないキャリブレーション試料60とが直接接触することがなくなり、プローブ11の汚染を確実に防止することができる。

30

【0063】

また、本実施の形態では、保護部材50が発生する蛍光およびラマン散乱光がキャリブレーション測定の結果になるべく悪影響を与えないようにするため、保護部材50の材料およびサイズ等を適切に選択している。そのため、キャリブレーション測定の結果に基づく各種のキャリブレーションを精度良く行うことができる。

【0064】

なお、上記実施の形態において、保護部材50の内側には、保護部材50の軸方向におけるプローブ11の挿入側から底部50b側へ向かって細くなるテーパ部が形成されていても良い。この構成により、保護部材50にプローブ11を挿入した場合、上記テーパ部でプローブ11を確実に保持することができる。

40

【0065】

その他、上記実施の形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその要旨、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

【符号の説明】

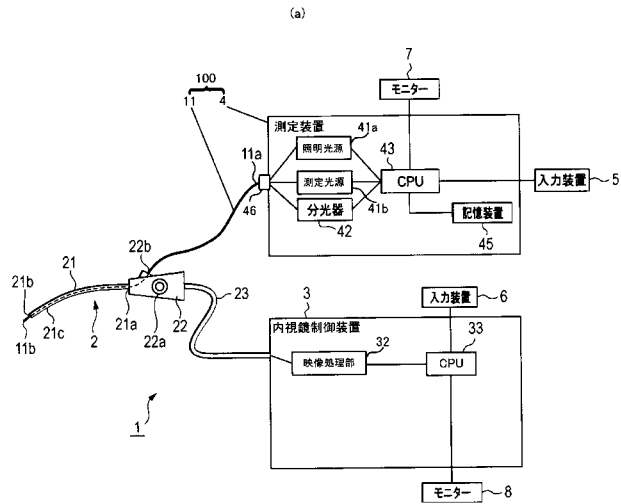
【0066】

- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡本体
- 3 内視鏡制御装置

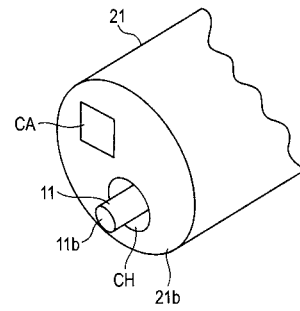
50

4	測定装置	
5, 6	入力装置	
7, 8	モニター	
1 1	プローブ	
1 1 a	プローブ基端部	
1 1 b	プローブ先端部	
2 1	導入部	
2 1 a	基端部	
2 1 b	先端部	
2 1 c	操作可能部	10
2 2	操作部	
2 2 a	ノブ	
2 3	ケーブル	
3 2	映像処理部	
3 3	C P U	
4 1 a	照明光源	
4 1 b	測定光源	
4 2	分光器	
4 2 a	回折格子	
4 2 b	C C D 検出器	20
4 3	C P U	
4 5	記憶装置	
4 6	コネクター	
5 0	保護部材	
5 0 a, 5 0 c	周壁部	
5 0 b, 5 0 d	底部	
6 0	キャリブレーション試料	
7 0	位置固定部材	
8 0	透明薄膜部材	
1 0 0	プローブシステム	30
C H	鉗子チャンネル	
L G	ライトガイド	
C A	カメラ	

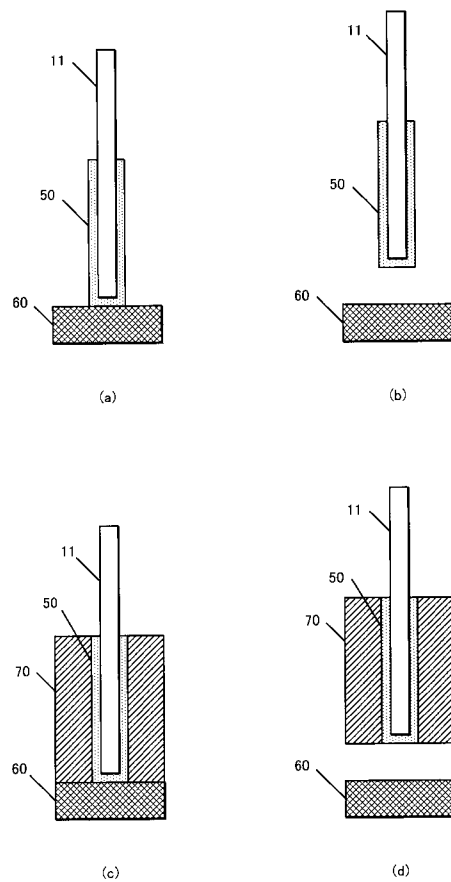
【図 1】



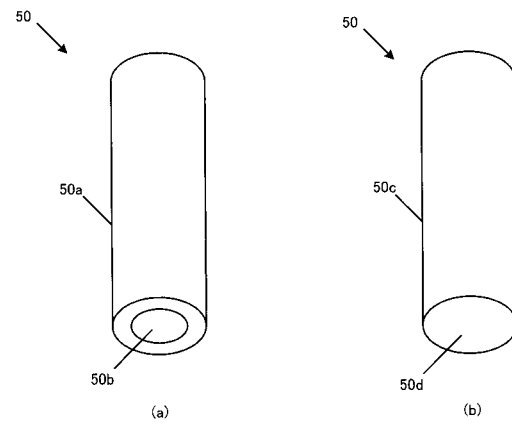
【図 2】



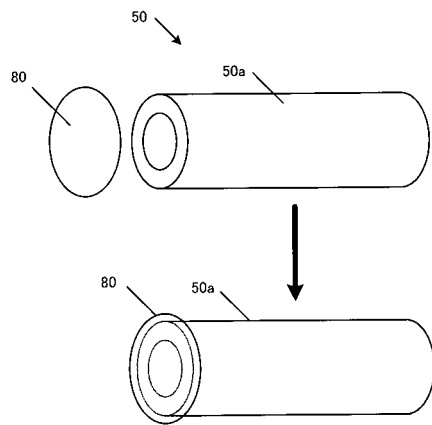
【図 3】



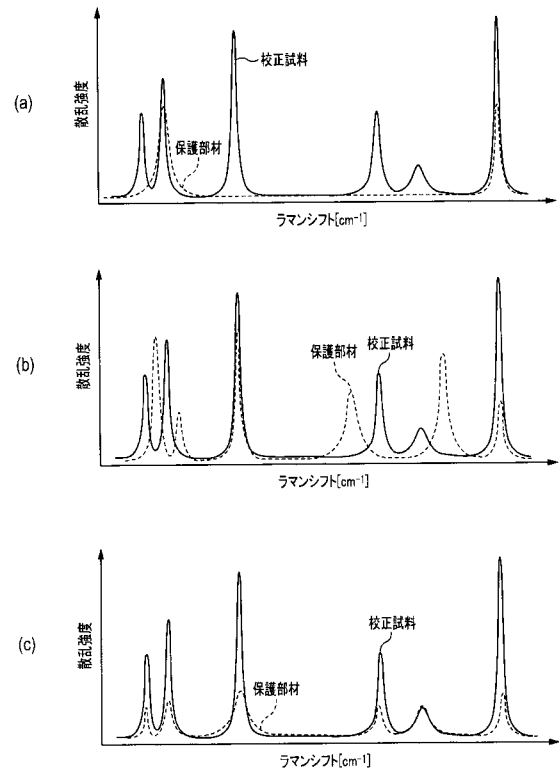
【図 4】



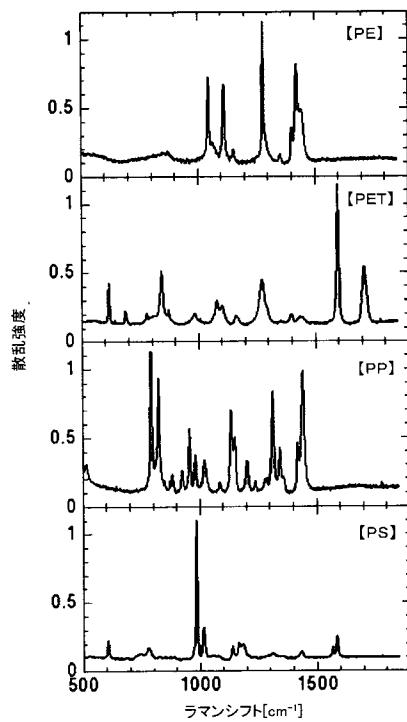
【図 5】



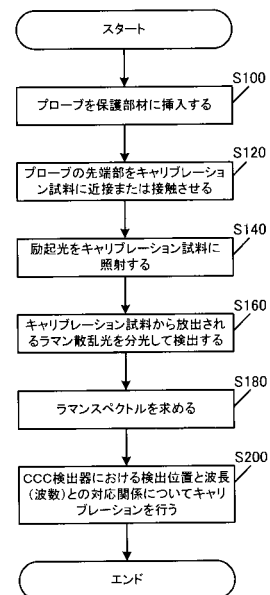
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	校准方法和保护构件		
公开(公告)号	JP2014054420A	公开(公告)日	2014-03-27
申请号	JP2012201420	申请日	2012-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	田尾祥一		
发明人	田尾 祥一		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/65		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/65 A61B1/00.300.B A61B1/00.500 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/DA09 2G043/EA03 2G043/FA06 2G043/GA03 2G043/GB02 2G043/GB05 2G043/GB16 2G043/HA05 2G043/JA04 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/MA06 2G043/NA13 4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ01 4C161/NN01 4C161/QQ04		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种校准方法和保护构件，当与校准样品接触或接近时，能够可靠地防止探头污染。一种用于探针系统的校准方法，其中，从插入体腔的探针11的尖端部分向测量目标部位发射测量光，并从测量目标部位发射辐射光，在照射测量光之前，覆盖探针11的尖端的保护构件50，被消毒或被消毒的保护构件50，插入先前已经被消毒或被消毒的探针11的第一步，第二步骤是使探针11的尖端与已知其拉曼光谱的校准样品60接近或接触。利用这种构造，在探针11和未灭菌或未消毒的校准样品60之间没有直接接触，并且可靠地防止了探针11的污染。[选择图]图3

