

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号
特許第5226910号
(P5226910)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-500270 (P2013-500270)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年6月13日 (2012.6.13)		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/JP2012/065164		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1月8日 (2013.1.8)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	61/505,396		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成23年7月7日 (2011.7.7)	(72) 発明者	上村 健二
(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
早期審査対象出願		(72) 発明者	後野 和弘
			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
		審査官	小田倉 直人
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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において、

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、

前記生体組織を照射する白色光を発生して前記照射ファイバに供給する光源部と、

所定の測定タイミングで、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部と、

前記光源部からの発光が行われていない状態における前記測定部による測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する判断部と、

前記判断部が前記測定部によって測定された測定値が前記閾値以下であると判断した場合に、所定時間、前記光源部に前記生体組織の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに、前記測定部に前記生体組織の特性値取得用の分光測定処理を前記所定時間行わせる制御部と、

を備えたことを特徴とする光学測定装置。

【請求項 2】

前記生体組織の特性値取得用のデータを記憶する記憶部をさらに備え、

前記制御部は、前記光源部による特性値取得用の発光処理が終了した後、前記測定部によって最初に測定された測定値が前記所定の閾値以下であると判断した場合、前記測定部

10

20

によって測定された分光測定結果を前記生体組織の特性値用のデータとして前記記憶部に記憶させ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 3】

前記生体組織の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報を入力する入力部をさらに備え、

前記制御部は、前記入力部によって前記指示情報が入力された場合に前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断す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 4】

前記プローブは、被検体内に挿入される内視鏡の挿入部に挿通され、前記内視鏡から先端が突出す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】

前記内視鏡から突出した前記プローブ先端を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された前記プローブ先端の撮像画像を用いて、前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出する突出長さ算出部と、

を備え、

前記制御部は、前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下である場合であり、かつ、前記突出長さ算出部によって算出された前記プローブの突出長さが所定の許容範囲内である場合に、前記光源部に前記発光処理を行わせるとともに前記測定部に前記分光測定を行わせることを特徴とする請求項 4 に記載の光学測定装置。

20

【請求項 6】

前記プローブは、先端に所定の規則性を有する複数のパターンが形成され、

前記突出長さ算出部は、前記撮像画像に写っている前記パターンを計測することによって前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出することを特徴とする請求項 5 に記載の光学測定装置。

【請求項 7】

前記記憶部は、前記プローブの径を記憶し、

前記突出長さ算出部は、前記記憶部に記憶された前記プローブの径、および、前記撮像画像に写っている前記プローブの径と前記撮像画像に写っている前記プローブの長さとの比をもとに、前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出することを特徴とする請求項 5 に記載の光学測定装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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前記生体組織の特性値を取得する光学測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、消化器等の臓器を観察する内視鏡の鉗子チャンネルにプローブを挿通させ、内視鏡からプローブ先端を突出させることによって、プローブ先端を生体組織に直接接触させた状態で生体組織の光学特性を測定する測定方法が知られている。

40

【0003】

たとえば、近赤外光を生体組織に照射し、生体組織内部を通過した近赤外光、あるいは、生体組織内部で反射した近赤外光を計測して、生体組織内部の血液循環、血行動態、ヘモグロビン量変化などの生体組織の性状を測定する光学測定装置が提案されている（たとえば、特許文献 1 参照）。

【0004】

また、空間コヒーレンス長の短い低コヒーレントの白色光をプローブ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-Cohere nce Enhan

50

ced Backscattering) 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 2, 3 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】 特開 2010-104586 号公報

【特許文献 2】 国際公開第 2007/133684 号

【特許文献 3】 米国特許出願公開第 2008/0037024 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

光学測定装置では、内視鏡照明光などに起因する大きなノイズが測定値に重畳されると、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。たとえば、特許文献 2 に記載の光学測定装置においては、測定のために内視鏡の照明光と同じ白色光を使用するため、内視鏡照明光がノイズとなってしまう場合があり、内視鏡からの白色光照明が測定値に多く含まれた場合には、有効な測定値を得ることができないという問題があった。

【0007】

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を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

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において、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、前記生体組織を照射する白色光を発生して前記照射ファイバに供給する光源部と、所定の測定タイミングで、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部と、前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断し、前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合には、所定時間、前記光源部に前記生体組織の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに前記測定部に前記生体組織の特性値取得用の分光測定処理を前記所定時間行わせる制御部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0009】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記生体組織の特性値取得用のデータを記憶する記憶部をさらに備え、前記制御部は、前記光源部による特性値取得用の発光処理が終了した後、前記測定部によって最初に測定された測定値が前記所定の閾値以下であると判断した場合、前記測定部によって測定された分光測定結果を前記生体組織の特性値用のデータとして前記記憶部に記憶させることを特徴とする。

【0010】

40

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記生体組織の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報を入力する入力部をさらに備え、前記制御部は、前記入力部によって前記指示情報が入力された場合に前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断することを特徴とする。

【0011】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記プローブは、被検体内に挿入される内視鏡の挿入部に挿通され、前記内視鏡から先端が突出す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、前記内視鏡から突出した前記プローブ先端を撮像する撮像部と、前記撮像部によって撮像された前記プローブ先端の撮像画像を用いて、

50

前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出する突出長さ算出部と、を備え、前記制御部は、前記制御部は、前記測定部によって測定された測定値が所定の閾値以下である場合であり、かつ、前記突出長さ算出部によって算出された前記プローブの突出長さが所定の許容範囲内である場合に、前記光源部に前記発光処理を行わせるとともに前記測定部に前記分光測定を行わせ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、前記プローブは、先端に所定の規則性を有する複数のパターンが形成され、前記突出長さ算出部は、前記撮像画像に写っている前記パターンを計測することによって前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出することを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明にかかる光学測定装置は、前記記憶部は、前記プローブの径を記憶し、前記突出長さ算出部は、前記記憶部に記憶された前記プローブの径、および、前記撮像画像に写っている前記プローブの径と前記撮像画像に写っている前記プローブの長さとの比をもとに、前記プローブの前記内視鏡からの突出長さを算出することを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明にかかる光学測定装置によれば、測定された測定値が所定の閾値以下である場合、すなわち、測定結果に含まれるノイズが少ない場合にのみ、生体組織の特性値取得用の発光処理および生体組織の特性値取得用の分光測定を行うため、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定結果を確実に得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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3A】図3Aは、図1に示す光学測定装置の測定状態を説明する図である。

【図3B】図3Bは、図1に示す光学測定装置の測定状態を説明する図である。

【図4】図4は、図1に示す光源部が発する光量および測定部の測定結果の時間依存を示す図である。

30

【図5】図5は、図1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6】図6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7】図7は、図6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8】図8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】図9は、図8に示すプローブ先端の斜視図である。

【図10】図10は、図8に示す画像処理部の処理対象の撮像画像の一例を示す図である。

【図11】図11は、図8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。

40

【図12】図12は、図8に示すプローブ先端の他の例の斜視図である。

【図13】図13は、図8に示す画像処理部の処理対象の撮像画像の一例を示す図である。

【図14】図14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15】図15は、図14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。

【発明を実施するための形態】

【0017】

50

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、L E B S 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。

【0018】

(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32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32から供給された光を先端33から生体組織6に対して出射するとともに、先端33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32から本体装置2に出力する。

10

【0019】

本体装置2は、電源21、光源部22、接続部23、測定部24、入力部25、出力部26、制御部27および記憶部28を備える。

【0020】

電源21は、本体装置2の各構成要素に電力を供給する。

20

【0021】

光源部22は、生体組織6に照射する光を出力発生する。光源部22は、白色光を発する白色LED (Light Emitting Diode)、キセノンランプまたはハロゲンランプ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22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。

【0022】

接続部23は、プローブ3の基端32を本体装置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24に出力する。

30

【0023】

測定部24は、プローブ3の受光ファイバ7、8からそれぞれ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24は、複数の分光測定器を用いて実現される。測定部24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う。測定部24は、測定結果を制御部27に出力する。

【0024】

入力部25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27に入力する。

【0025】

出力部26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26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

【0026】

制御部27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27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27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27は、複数の測定器を有する測定部24による各測定結果を後述する記憶部28に記憶させる。制御部27は、演算部27aおよび判断部27bを有する。

50

【0027】

演算部27aは、測定部24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27aが演算する特性値であって、取得対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。

【0028】

判断部27bは、測定部24によって測定された受光量が所定の閾値以下であるか否かを判断して、測定部24によって測定された受光量が所定の閾値以下である場合、所定時間、光源部22に生体組織6の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに測定部24に生体組織6の特性値取得用の分光測定を行わせる。判断部27bは、光源部22による発光処理が終了した後、測定部24によって最初に測定された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合、所定時間、測定部24によって測定された分光測定結果を生体組織6の特性値用のデータとして記憶部28に記憶させる。

10

【0029】

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。

【0030】

プローブ3は、本体装置2の所定の接続部に着脱自在に接続される基端32と、生体組織6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。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からの光を伝搬して先端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、反射光を伝搬して基端32から出力する2本の受光ファイバ7、8とを有し、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が設けられる。生体組織6の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に示す例では、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ため、受光ファイバが3本以上であってもよい。

20

30

【0031】

この光学測定装置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

【0032】

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通される。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。

【0033】

本体装置2の所定面には、判断部27bによる判断結果や演算部27aが演算した特性値等を表示出力する表示画面26aや、入力部25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19とを接

50

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 19 に出力して、ディスプレイ 20 に表示される構成としてもよい。

【0034】

ここで、光学測定装置 1 では、図 3 A のように、内視鏡 10 の挿入部 12 先端の開口部 17 から突出したプローブ 3 の先端 33 が、管腔臓器内で生体組織 6 表面に正しく接触した場合、プローブ 3 先端に入射する内視鏡 10 からの白色光照明光が少なく、内視鏡照明に起因するノイズが少ない有効な測定値を得られることが多い。しかしながら、一般的に、消化器等の臓器の測定時には、拍動による動き、または、蠕動によって、プローブ 3 の先端 33 を生体組織 6 上の測定位置に固定させることが困難な場合が多い。図 3 B に示すように、プローブ 3 の先端 33 が、臓器の蠕動等によって生体組織 6 表面に安定して固定できない場合、内視鏡からの白色光照明光がプローブ 3 先端から入射しやすくなり、内視鏡照明に起因するノイズが多い測定値しか得られないことがある。したがって、光学測定装置では、ノイズが少ない有効な測定値が常に取得できるとは限らない。

10

【0035】

このため、実施の形態 1 にかかる光学測定装置 1 においては、内視鏡照明光のみが照射された状態において測定される測定値が、測定値の有効性を保持できる程度まで低い場合にのみ、生体組織 6 の特性値取得用の発光処理および分光測定を行って、内視鏡照明光に起因するノイズが少ない測定値を得ている。

【0036】

具体的には、実施の形態 1 において、図 4 に示すように、実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できる程度と判断できる内視鏡照明光の光量に応じて閾値 L_t が設定される。判断部 27b は、内視鏡照明光のみが照射された状態において、所定の測定タイミングで、受光ファイバ 7, 8 の少なくともいずれかから出力された光の光量を測定部 24 に測定させる。このとき、測定部 24 は、生体組織 6 の特性値取得用の測定処理において設定される波長の全てについて光量を測定してもよく、所定波長のみについて光量を測定してもよい。

20

【0037】

続いて、判断部 27b は、時間 T_1 において測定部 24 による測定値が閾値 L_t 以下であると判断した場合、光源部 22 に生体組織 6 の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに、測定部 24 に生体組織 6 の特性値取得用の測定処理を行わせる。光源部 22 は、この特性値取得用の発光処理として、時間 T_{e1} から時間 T_{e2} の所定時間、曲線 P_e に示すように、一定の強度 L_e を有するパルス光を出力発生する。光源部 22 によるパルス光の出力時間は、1 ミリ秒から 1 秒の間であればよく、好ましくは 500 ミリ秒の間であることが望ましい。

30

【0038】

したがって、光学測定装置 1 においては、内視鏡照明光のみが照射された状態において測定される受光量の測定値が、測定値の有効性を保持できる程度まで低い場合にのみ、生体組織 6 の特性値取得用の発光処理および分光測定を行っている。

【0039】

そして、受光ファイバ 7, 8 に入射する内視鏡照明光の光量が、実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できる程度である状態を維持している場合には、曲線 C_a に示すように、光源部 22 によるパルス光の出力発生が終了した後の測定部 24 による受光量の測定値は、パルス光出力前と同様に、閾値 L_t 以下に戻る。これに対し、受光ファイバ 7, 8 に入射する内視鏡照明光の光量が、実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できないほど多く、大きなノイズとして測定値に重畳される場合には、図 4 の曲線 C_b に示すように、光源部 22 によるパルス光の出力発生が終了した後も、測定部 24 による受光量の測定値は、閾値 L_t よりも高くなってしまう。

40

【0040】

そこで、判断部 27b は、曲線 C_a のように光源部 22 によるパルス光の出力発生後の時間 T_2 における測定値 L_a が閾値 L_t 以下である場合には、受光ファイバ 7, 8 に入射

50

する内視鏡照明光の光量が実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できる程度であったとして、時間 T e 1 から時間 T e 2 の間に測定部 2 4 によって測定された分光測定結果を生体組織 6 の特性値用のデータとして記憶部 2 8 に記憶させる。これに対し、判断部 2 7 b は、曲線 C b のように時間 T 2 における測定値 L b が閾値 L t より大きい場合には、受光ファイバ 7, 8 に入射する内視鏡照明光の光量が実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できないほど多いとして、時間 T e 1 から時間 T e 2 の間に測定部 2 4 によって測定された分光測定結果を生体組織 6 の特性値用のデータとして採用せず、記憶部 2 8 への記憶も行わない。

【0041】

次に、図 5 を参照して、光学測定装置 1 の光学測定処理の処理手順について説明する。図 5 は、図 1 に示す光学測定装置 1 の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

10

【0042】

図 5 に示すように、光学測定装置 1 の電源がオンとなり（ステップ S 1）、測定部 2 4 は、受光ファイバ 7, 8 の少なくともいずれかから出力された光に対する測定を開始する（ステップ S 2）。測定部 2 4 は、所定の測定タイミングごとに測定処理を行い、測定値を制御部 2 7 に順次出力する。なお、測定部 2 4 は、光源部 2 2 によるパルス光の出力時間よりも十分短い時間単位で測定処理を実行し、測定値を順次、制御部 2 7 に出力している。

【0043】

続いて、判断部 2 7 b 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 3）。判断部 2 7 b は、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップ S 3：Y e s）、測定部 2 4 による測定処理を終了させて（ステップ S 10）、生体組織 6 に対する測定処理を終了する。

20

【0044】

これに対し、判断部 2 7 b 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 3：N o）、測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップ S 4）。判断部 2 7 b は、測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップ S 4：N o）、ステップ S 3 に戻る。

【0045】

そして、判断部 2 7 b は、測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合（ステップ S 4：Y e s）、光源部 2 2 に生体組織 6 の特性値取得用の発光処理を実行させる（ステップ S 5）。

30

【0046】

その後、判断部 2 7 b は、ステップ S 5 における発光処理間に測定された測定結果の記録の可否を判断する判断タイミングであるか否かを判断する（ステップ S 6）。この判断タイミングは、発光処理終了後の所定時間経過時に行われ、発光処理終了後に測定部 2 4 による最初の測定処理が終了した後であることが望ましい。判断部 2 7 b は、判断タイミングでないと判断した場合（ステップ S 6：N o）、ステップ S 6 の判断処理を繰り返す。

【0047】

そして、判断部 2 7 b は、判断タイミングであると判断した場合（ステップ S 6：Y e s）、判断タイミング時において測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップ S 7）。

40

【0048】

判断部 2 7 b が、判断タイミング時において測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合は（ステップ S 7：Y e s）、発光処理間の間に受光ファイバ 7, 8 に入射する内視鏡照明光の光量が、実際の生体組織 6 に対する測定値の有効性を保持できる程度である状態を維持している場合であると判断できる。このため、この場合には、判断部 2 7 b は、発光処理間の間に測定部 2 4 によって測定された分光測定結果を生体組織 6 の特性値用のデータとして記憶部 2 8 に記憶させるデータ記録処理を行う（

50

ステップS 8)。

【0049】

これに対し、判断部27bが、判断タイミング時において測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップS 7：No）、すなわち、測定値が所定の閾値を超えていると判断した場合には、発光処理間の間に受光ファイバ7、8に入射する内視鏡照明光の光量が、実際の生体組織6に対する測定値の有効性を保持できないほどの大きなノイズとして測定値に重畳されている場合であると判断できる。このため、この場合には、判断部27bは、得られた測定値が有効でない旨のエラーを出力部26に報知させるエラー報知処理を行う（ステップS 9）。判断部27bは、このエラー報知処理として、出力部26に対して、得られた測定値が有効でない旨を音声出力させるほか、得られた測定値が有効でない旨を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。そして、ステップS 8またはステップS 9が終了した後は、ステップS 3に戻り、判断部27bは、測定終了が指示されたか否かを判断する。

10

【0050】

このように、実施の形態1にかかる光学測定装置は、測定された測定値が所定の閾値以下である場合、すなわち、測定結果に含まれる内視鏡照明光に起因するノイズが少ない場合にのみ、生体組織6の特性値取得用の発光処理および生体組織6の特性値取得用の分光測定を行うため、ノイズが少ない測定値を確実に得ることができる。

【0051】

さらに、実施の形態1にかかる光学測定装置は、特性値取得用の発光処理が終了した後、測定部24によって最初に測定された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合にのみ、発光処理の間に測定された分光測定結果を生体組織6の特性値用のデータとして記憶するため、有効性を保持できる程度まで内視鏡照明光の影響を十分に低くした測定値のみを自動的に取得することができる。

20

【0052】

（実施の形態2）

次に、実施の形態2について説明する。図6は、本発明の実施の形態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。

【0053】

図6に示すように、実施の形態2にかかる光学測定装置201は、図1に示す本体装置2に代えて、本体装置202を有する。本体装置202は、入力部25に代えて、入力部25と同様の機能を有するとともに、生体組織6の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報を入力する入力部225を有する。また、本体装置202は、制御部27に代えて、制御部27と同様の機能を有する制御部227を有する。制御部227は、判断部27bに代えて、判断部27bと同様の機能を有するとともに、入力部225によって生体組織6の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報が入力された場合に、測定部24によって測定された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する判断部227bを備える。

30

【0054】

次に、図7を参照して、光学測定装置201の光学測定処理の処理手順について説明する。図7は、図6に示す光学測定装置201の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

40

【0055】

図7に示すステップS 21およびステップS 22は、図5に示すステップS 1およびステップS 2である。続いて、判断部227bは、図5に示すステップS 3と同様に、測定終了が指示されたか否かを判断し（ステップS 23）、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップS 23：Yes）、測定部24による測定処理を終了させる（ステップS 32）。これに対し、判断部227b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 23：No）、入力部225によって生体組織6の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報の有無をもとに、特性値取得用のデータ取得指示の入力があるか否

50

かを判断する（ステップS 2 4）。判断部 2 2 7 bは、特性値取得用のデータ取得指示の入力がないと判断した場合（ステップS 2 4：N o）、ステップS 2 3に戻る。

【0 0 5 6】

判断部 2 2 7 bは、特性値取得用のデータ取得指示の入力があると判断した場合（ステップS 2 4：Y e s）、図 5 に示すステップS 4と同様に、測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップS 2 5）。判断部 2 2 7 bは、測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップS 2 5：N o）、測定を開始できない旨のエラーを出力部 2 6に報知させるエラー報知処理を行った後に（ステップS 2 6）、ステップS 2 3に戻る。

【0 0 5 7】

そして、判断部 2 2 7 bは、測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合（ステップS 2 5：Y e s）、図 5 に示すステップS 5と同様に、光源部 2 2に生体組織 6の特性値取得用の発光処理を実行させる（ステップS 2 7）。

【0 0 5 8】

その後、判断部 2 2 7 bは、図 5 に示すステップS 6と同様に、発光処理間に測定された測定結果の記録の可否を判断する判断タイミングであるか否かを判断し（ステップS 2 8）、判断タイミングでないと判断した場合（ステップS 2 8：N o）、ステップS 2 8の判断処理を繰り返す。判断部 2 2 7 bは、判断タイミングであると判断した場合（ステップS 2 8：Y e s）、図 5 に示すステップS 7と同様に、判断タイミング時において測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップS 2 9）。

【0 0 5 9】

判断部 2 2 7 bが、判断タイミング時において測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合は（ステップS 2 9：Y e s）、図 5 に示すステップS 8と同様に、発光処理間の間に測定部 2 4によって測定された分光測定結果についてデータ記録処理を行う（ステップS 3 0）。一方、判断部 2 2 7 bが、判断タイミング時において測定部 2 4から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップS 2 9：N o）、図 5 に示すステップS 9と同様に、得られた測定値が有効でない旨のエラーを出力部 2 6に報知させるエラー報知処理を行う（ステップS 3 1）。そして、ステップS 3 0またはステップS 3 1が終了した後は、ステップS 2 3に戻り、判断部 2 2 7 bは、測定終了が指示されたか否かを判断する。

【0 0 6 0】

このように、実施の形態 2においては、操作者による入力部 2 2 5の操作によって特性値取得用のデータ取得が指示された場合であっても、ノイズが大きく重畳されている測定値を取得あるいは記憶しないため、ノイズが少ない測定値のみを確実に取得することができる。

【0 0 6 1】

（実施の形態 3）

次に、実施の形態 3について説明する。内視鏡の挿入部先端からのプローブの突出長さが少ない場合、プローブ先端が生体組織に正しく接触していた場合であっても、内視鏡照明が近いままであるため、プローブ先端に入射する内視鏡の照明光が多くなり、内視鏡照明がノイズとして測定値に重畳されてしまう。一方、内視鏡の挿入部先端からのプローブの突出長が多すぎると、内視鏡照明が遠くなり、暗い状態の中で特性値取得用の発光処理および測定処理の実行を判断するため、プローブ先端が生体組織に正しく接触していない場合であっても、特性値取得用の発光処理および測定処理が進められ、正しい測定値を取得することができない場合がある。そこで、実施の形態 3では、内視鏡の挿入部先端からのプローブの突出長さが測定値を適切に得られると判断できる程度である場合にのみ、特性値取得用の発光処理および測定処理を行って、適切な測定値のみをさらに確実に得られるようにしている。

【0 0 6 2】

図 8 は、本発明の実施の形態 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 8 に示すように、実施の形態 3 にかかる光学測定装置 301 は、図 1 に示す本体装置 2 に代えて、本体装置 302 を有する。光学測定装置 301 は、プローブ 3 に代えて、プローブ 3 と同様の機能を有するプローブ 303 を有する。本体装置 302 は、図 1 に示す本体装置 2 と比較して、画像処理部 329 および撮像部 340 をさらに備える。本体装置 302 は、制御部 27 に代えて、制御部 27 と同様の機能を有するとともに、演算部 27a および判断部 327b を備えた制御部 327 を有する。

【0063】

撮像部 340 は、被検体内に導入可能であり、内視鏡の挿入部先端から突出したプローブ 303 先端を撮像する。撮像部 340 は、内視鏡 10 先端の開口部 17 に対して相対的に位置が固定されている。光学測定装置 301 は内視鏡システムと接続するため、たとえば内視鏡システムの内視鏡挿入部先端の撮像部を、光学測定装置 301 の撮像部 340 とする構成としてもよい。

【0064】

画像処理部 329 は、撮像部 340 によって撮像されたプローブ 303 先端の撮像画像を用いて、プローブ 303 の内視鏡挿入部先端からの突出長さを算出する突出長さ算出部として機能する。

【0065】

この場合、プローブ 303 は、図 9 に示すように、先端に所定の規則性を有する複数のパターン 336 が付されている。このパターン 336 は、所定長さの円環状のストライプパターンである。パターン 336 は、赤色系である生体組織 6 とのコントラストが付きやすいように生体組織 6 とは異なる色で形成されていればよく、たとえば白色と黒色との 2 色で色付けされていてもよい。

【0066】

内視鏡が撮像した画像上におけるチャンネル開口部の位置は、内視鏡ごとに一定であるため、画像上におけるプローブ 303 の突出開始位置は、既知となる。また、パターン 336 の間隔は、予め記憶部 28 に記憶されている。したがって、画像処理部 329 は、既知である突出開始位置から、撮像画像 G1（図 10 参照）上のプローブ 303 の進行方向にほぼ直線的にパターン G336 を計測することによって、プローブ 303 の突出長さを算出することができる。画像処理部 329 は、たとえば、画像データの輝度値を、所定の閾値で輝度値を 2 値化させることによって領域分割して、パターン G336 の撮像領域を判別する。たとえば、撮像部 340 の撮像素子に RGB 画素がそれぞれ 200 個以上配置される場合には、たとえば、画素領域を 30 個の領域に分割して、各領域の輝度値が所定の閾値を超えるか否かをもとに、パターン G336 の撮像領域か否かを判別する。

【0067】

判断部 327b は、測定部 24 によって測定された測定値が所定の閾値以下である場合であり、かつ、画像処理部 329 によって算出されたプローブ 303 の突出長さが、定値を適切に得られると判断できる所定の許容範囲内である場合に、光源部 22 に生体組織 6 の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに測定部 24 に前記生体組織 6 の特性値取得用の分光測定を行わせる。

【0068】

次に、図 11 を参照して、光学測定装置 301 の光学測定処理の処理手順について説明する。図 11 は、図 8 に示す光学測定装置 301 の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

【0069】

図 11 に示すステップ S41 およびステップ S42 は、図 5 に示すステップ S1 およびステップ S2 である。続いて、判断部 327b は、図 5 に示すステップ S3 と同様に、測定終了が指示されたか否かを判断し（ステップ S43）、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップ S43：Yes）、測定部 24 による測定処理を終了させる（ステップ S55）。これに対し、判断部 327b 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 4 3 : N o)、図 5 に示すステップ S 4 と同様に、測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する(ステップ S 4 4)。判断部 3 2 7 b は、測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合(ステップ S 4 4 : N o)、ステップ S 4 3 に戻る。

【0070】

判断部 3 2 7 b が測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合(ステップ S 4 4 : Y e s)、画像処理部 3 2 9 は、接続する内視鏡システムから内視鏡が撮像した画像のうち直前に撮像された撮像画像を送信させることによって、内視鏡の挿入部先端から突出したプローブ 3 0 3 先端の画像を取得して、プローブ 3 0 3 の内視鏡挿入部先端からの突出長さを算出する(ステップ S 4 5)。続いて、判断部 3 2 7 b は、画像処理部 3 2 9 が算出したプローブ 3 0 3 先端の突出長さが、所定の許容範囲内であるか否かを判断する(ステップ S 4 6)。

10

【0071】

判断部 3 2 7 b は、画像処理部 3 2 9 が算出したプローブ 3 0 3 先端の突出長さが、所定の許容範囲内でないとは判断した場合(ステップ S 4 6 : N o)、突出長さが許容範囲の下限未満であるか否かを判断する(ステップ S 4 7)。判断部 3 2 7 b は、突出長さが許容範囲の下限未満であると判断した場合には(ステップ S 4 7 : Y e s)、プローブ 3 0 3 の突出長さが少ないため、出力部 2 6 に、プローブ 3 0 3 の内視鏡先端からの突出を指示する突出指示情報を出力させて(ステップ S 4 8)から、ステップ S 4 3 に戻る。また、判断部 3 2 7 b は、プローブ 3 0 3 の突出長さが許容範囲の下限未満でないと判断した場合(ステップ S 4 7 : N o)、すなわち、プローブ 3 0 3 の突出長さが許容範囲の上限を超えている場合には、プローブ 3 0 3 が突出しすぎているため、出力部 2 6 に、プローブ 3 0 3 の内視鏡先端内部への引き入れを指示する引き入れ指示情報を出力させて(ステップ S 4 9)から、ステップ S 4 3 に戻る。なお、ステップ S 4 8 およびステップ S 4 9 は、音声出力処理あるいは表示出力処理のいずれであってもよく、また、接続する内視鏡システムのディスプレイ 2 0 に表示出力させる処理であってもよい。

20

【0072】

これに対し、判断部 3 2 7 b は、画像処理部 3 2 9 が算出したプローブ 3 0 3 先端の突出長さが、所定の許容範囲内であると判断した場合には(ステップ S 4 6 : Y e s)、適切な測定値を取得可能であると判断できるため、図 5 に示すステップ S 5 と同様に、光源部 2 2 に生体組織 6 の特性値取得用の発光処理を実行させる(ステップ S 5 0)。

30

【0073】

その後、判断部 3 2 7 b は、図 5 に示すステップ S 6 と同様に、発光処理間に測定された測定結果の記録の可否を判断する判断タイミングであるか否かを判断し(ステップ S 5 1)、判断タイミングでないと判断した場合(ステップ S 5 1 : N o)、ステップ S 5 1 判断処理を繰り返す。判断部 3 2 7 b は、判断タイミングであると判断した場合(ステップ S 5 1 : Y e s)、図 5 に示すステップ S 7 と同様に、判断タイミング時において測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する(ステップ S 5 2)。

【0074】

40

判断部 3 2 7 b が、判断タイミング時において測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合は(ステップ S 5 2 : Y e s)、図 5 に示すステップ S 8 と同様に、発光処理間の間に測定部 2 4 によって測定された分光測定結果についてデータ記録処理を行う(ステップ S 5 3)。一方、判断部 3 2 7 b が、判断タイミング時において測定部 2 4 から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合(ステップ S 5 2 : N o)、図 5 に示すステップ S 9 と同様に、得られた測定値が有効でない旨のエラーを出力部 2 6 に報知させるエラー報知処理を行う(ステップ S 5 4)。そして、ステップ S 5 3 またはステップ S 5 4 が終了した後は、ステップ S 4 3 に戻り、判断部 3 2 7 b は、測定終了が指示されたか否かを判断する。

【0075】

50

このように、実施の形態 3 においては、内視鏡の挿入部先端からのプローブの突出長さが測定値を適切に得られると判断できる程度である場合にのみ、特性値取得用の発光処理および測定処理を行っているため、適切な測定値のみをさらに確実に得ることができる。

【0076】

なお、本実施の形態 3 においては、パターン 336 は、特に図 9 に示すストライプパターンに限るものでなくともよい。図 12 のプローブ 303A のようにメモリパターン 336A や、グレイコードパターンであってもよい。また、規則的に凹凸が形成された凹凸形状パターンのように、一定の規則性を持った形状パターンをプローブ先端に形成してもよい。

【0077】

また、プローブ先端の径は、プローブごとに一定であるため、既知となる。そこで、記憶部 28 にプローブ先端の径を記憶させておき、画像処理部 329 は、撮像画像 G2（図 13 参照）におけるプローブ G3 領域を検出してから、記憶部 28 に記憶されたプローブ先端の径と、撮像画像 G2 に写っているプローブ G3 の径 D3 と撮像画像 G2 に写っているプローブ G3 の長さ P3 との比をもとに、プローブ 3 の内視鏡からの突出長さを算出してもよい。たとえば、実際のプローブ 3 が 3mm 径である場合であって、撮像画像上のプローブの径とプローブの長さとの比が 1:10 である場合には、プローブ先端の突出長さは、30mm として算出することができる。この場合には、プローブ 3 の先端は、生体組織 6 とコントラストが付きやすいように生体組織 6 と異なる色が付されていれば、前述したパターン 336、336A を付さなくともプローブ 3 の突出長さを算出することができる。

【0078】

（実施の形態 4）

次に、実施の形態 4 について説明する。実施の形態 4 は、実施の形態 3 を実施の形態 2 に適用したものである。図 14 は、本発明の実施の形態 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。

【0079】

図 14 に示すように、実施の形態 4 にかかる光学測定装置 401 は、図 6 に示す本体装置 202 に代えて、本体装置 402 を有する。本体装置 402 は、図 6 に示す本体装置 202 と比して、図 8 に示す画像処理部 329 および撮像部 340 をさらに備える。本体装置 402 は、図 6 に示す本体装置 202 と比して、制御部 227 に代えて、制御部 427 と同様の機能を有するとともに、演算部 27a および判断部 427b を備えた制御部 427 を有する。判断部 427b は、入力部 225 によって生体組織 6 の特性値取得用のデータの取得を指示する指示情報を入力された場合、測定部 24 によって測定された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合に、測定部 24 によって測定された測定値が所定の閾値以下である場合であり、かつ、画像処理部 329 によって算出されたプローブ 303 の突出長さが、定値を適切に得られると判断できる所定の許容範囲内である場合に、光源部 22 に生体組織 6 の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに測定部 24 に前記生体組織 6 の特性値取得用の分光測定を行わせる。

【0080】

次に、図 15 を参照して、光学測定装置 401 の光学測定処理の処理手順について説明する。図 15 は、図 14 に示す光学測定装置 401 の光学測定処理手順を示すフローチャートである。

【0081】

図 15 に示すステップ S61 およびステップ S62 は、図 5 に示すステップ S1 およびステップ S2 である。続いて、判断部 427b は、図 5 に示すステップ S3 と同様に、測定終了が指示されたか否かを判断し（ステップ S63）、測定終了が指示された場合（ステップ S63: Yes）、測定部 24 による測定処理を終了させる（ステップ S77）。これに対し、判断部 427b 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 S63: No）、図 7 に示すステップ S24 と同様に、特性値取得用のデータ

取得指示の入力があるか否かを判断する（ステップS64）。判断部427bは、特性値取得用のデータ取得指示の入力がないと判断した場合（ステップS64：No）、ステップS63に戻る。

【0082】

判断部427bは、特性値取得用のデータ取得指示の入力があると判断した場合（ステップS64：Yes）、図5に示すステップS4と同様に、測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップS65）。判断部427bは、測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップS65：No）、図7に示すステップS26と同様のエラー報知処理を行った後に（ステップS66）、ステップS63に戻る。

10

【0083】

判断部427bが測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合（ステップS65：Yes）、画像処理部329は、図11のステップS45と同様に、プローブ303の内視鏡挿入部先端からの突出長さを算出する（ステップS67）。続いて、判断部427bは、画像処理部329が算出したプローブ303先端の突出長さが、所定の許容範囲内であるか否かを判断する（ステップS68）。

【0084】

判断部427bは、画像処理部329が算出したプローブ303先端の突出長さが、所定の許容範囲内であると判断した場合（ステップS68：No）、突出長さが許容範囲の下限未満であるか否かを判断する（ステップS69）。判断部427bは、突出長さが許容範囲の下限未満であると判断した場合には（ステップS69：Yes）、図11のステップS48と同様に、出力部26に突出指示情報を出力させて（ステップS70）からステップS63に戻る。また、判断部427bは、プローブ303の突出長さが許容範囲の下限未満でないと判断した場合（ステップS69：No）、図11のステップS49と同様に、出力部26に引き入れ指示情報を出力させて（ステップS71）からステップS63に戻る。

20

【0085】

これに対し、判断部427bは、画像処理部329が算出したプローブ303先端の突出長さが、所定の許容範囲内であると判断した場合には（ステップS68：Yes）、光源部22に生体組織6の特性値取得用の発光処理を実行させてから（ステップS72）、発光処理間に測定された測定結果の記録の可否を判断する判断タイミングであるか否かを判断し（ステップS73）、判断タイミングでないと判断した場合（ステップS73：No）、ステップS73の判断処理を繰り返す。判断部427bは、判断タイミングであると判断した場合（ステップS73：Yes）、図5に示すステップS7と同様に、判断タイミング時において測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断する（ステップS74）。

30

【0086】

判断部427bが、判断タイミング時において測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合は（ステップS74：Yes）、図5に示すステップS8と同様に、発光処理間の間に測定部24によって測定された分光測定結果についてデータ記録処理を行う（ステップS75）。一方、判断部427bが、判断タイミング時において測定部24から出力された測定値が所定の閾値以下でないと判断した場合（ステップS74：No）、図5に示すステップS9と同様に、得られた測定値が有効でない旨のエラーを出力部26に報知させるエラー報知処理を行う（ステップS76）。そして、ステップS75またはステップS76が終了した後は、ステップS63に戻り、判断部427bは、測定終了が指示されたか否かを判断する。

40

【0087】

このように、実施の形態4においては、操作者による入力部225の操作によって特性値取得用のデータ取得が指示された場合であっても、内視鏡の挿入部先端からのプローブの突出長さが測定値を適切に得られると判断できる程度である場合にのみ、特性値取得用

50

の発光処理および測定処理を行っているため、適切な測定値のみをさらに確実に得ることができる。

【符号の説明】

【0088】

1, 201, 301, 401 光学測定装置

2, 202, 302, 402 本体装置

3, 303, 303A プロープ

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

14 ユニバーサルコード

15 プロープ用チャンネル挿入口

16 先端部

17 開口部

18 光源装置

19 信号処理装置

20 ディスプレイ

21 電源

22 光源部

23 接続部

24 測定部

25, 225 入力部

26 出力部

27, 227, 327, 427 制御部

27a 演算部

27b, 227b, 327b, 427b 判断部

28 記憶部

329 画像処理部

340 撮像部

【要約】

本発明にかかる光学測定装置1は、基端32から供給された光を伝搬して先端33から照射する照射ファイバ5と、各々が先端33から入射した光を伝搬して基端32から出力する複数の受光ファイバ7, 8とを有するプロープ3と、生体組織を照射する白色光を発生して照射ファイバ5に供給する光源部22と、所定の測定タイミングで、複数の受光ファイバがそれぞれ出力した生体組織からの戻り光を分光測定する測定部24と、測定部24によって測定された測定値が所定の閾値以下であるか否かを判断し、測定部24によって測定された測定値が所定の閾値以下であると判断した場合には、所定時間、光源部22に生体組織の特性値取得用の発光処理を行わせるとともに測定部24に生体組織の特性値取得用の分光測定処理を行わせる判断部27bとを備える。

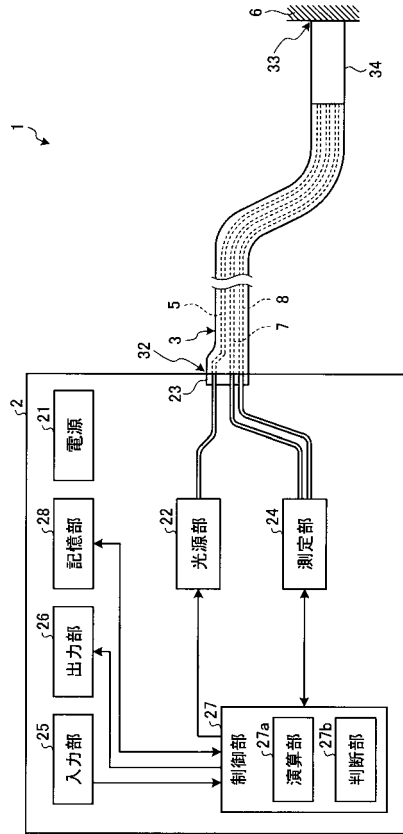
10

20

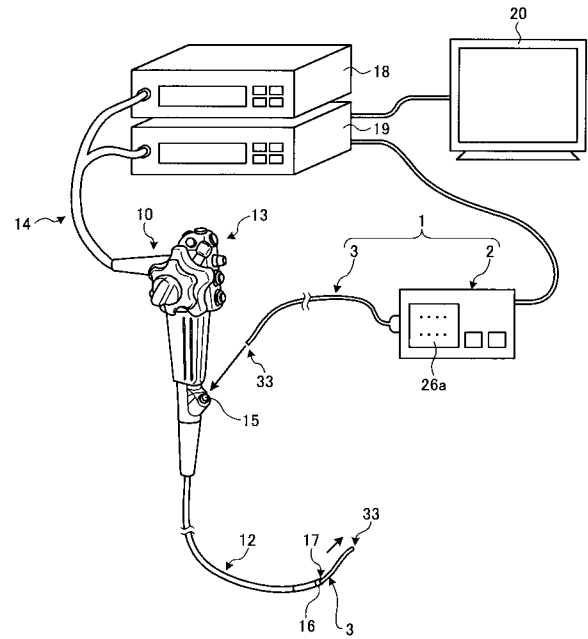
30

40

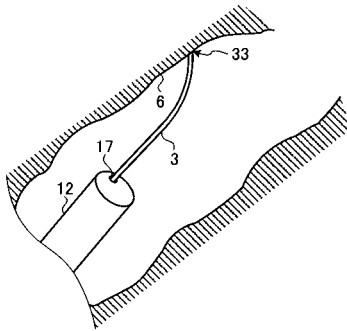
【図 1】



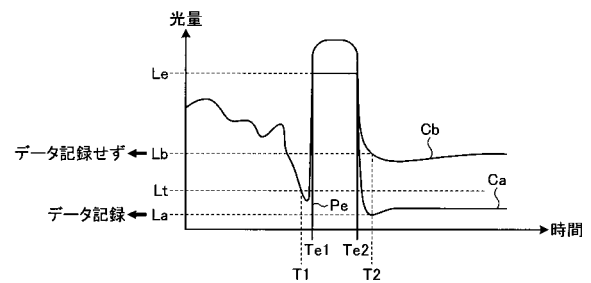
【図 2】



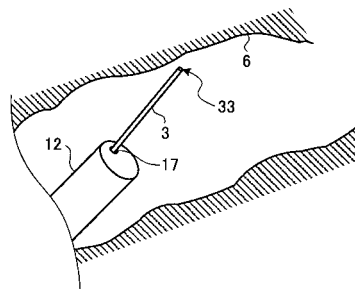
【図 3 A】



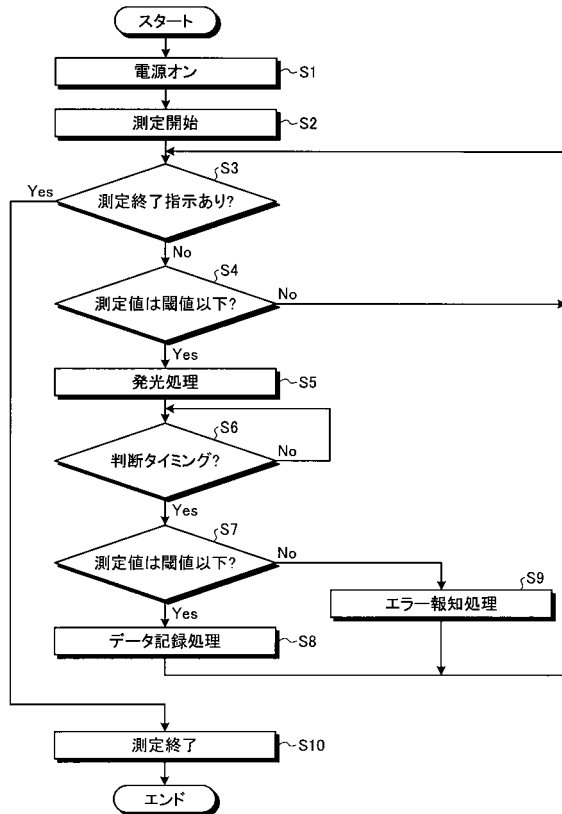
【図 4】



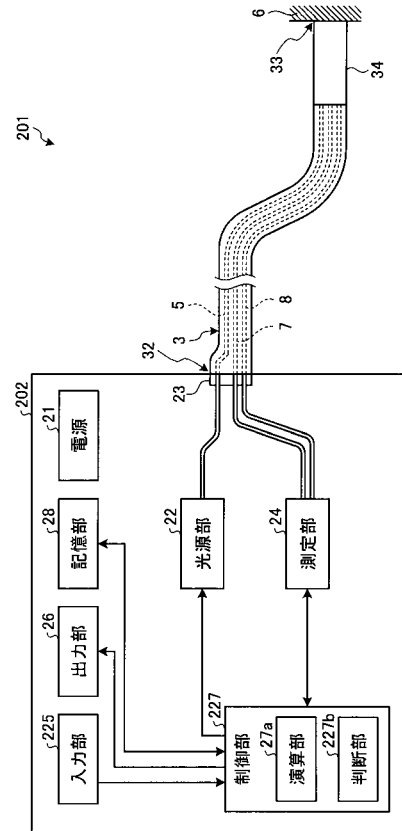
【図 3 B】



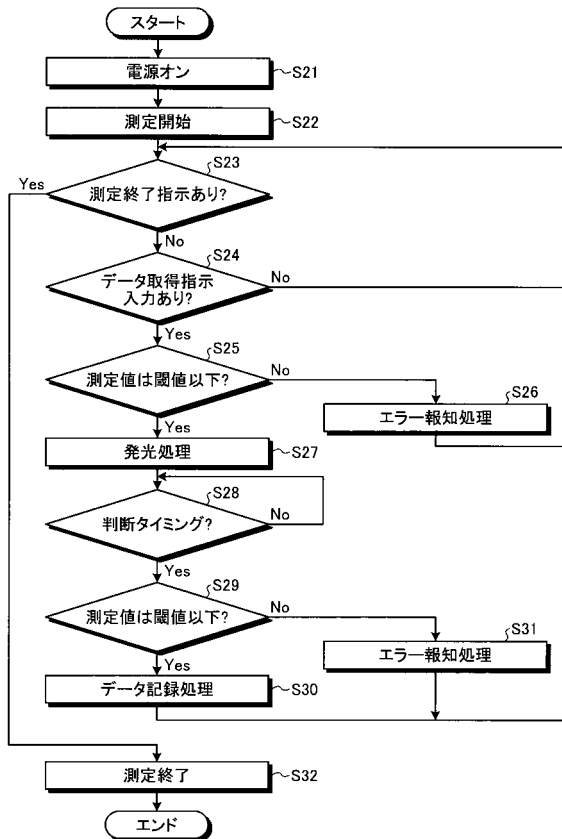
【図 5】



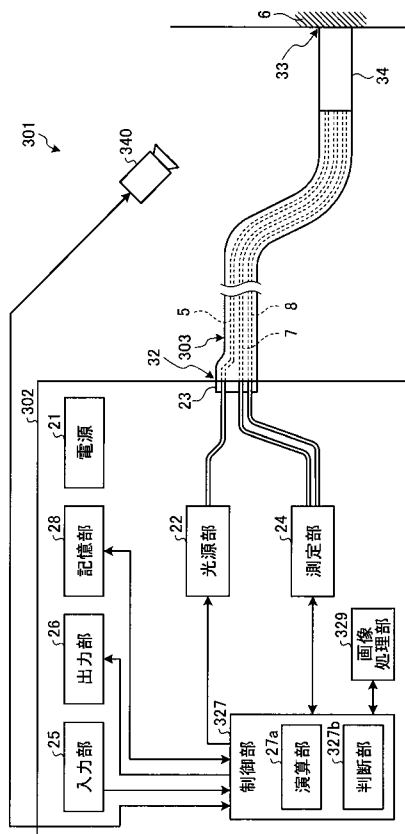
【図 6】



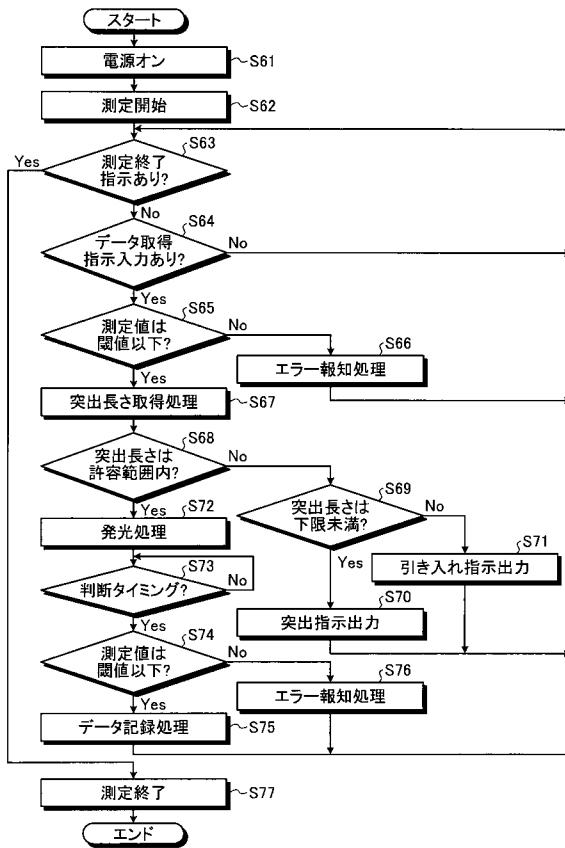
【図 7】



【図 8】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2009-537014 (JP, A)
特開2010-63839 (JP, A)
特開平11-125723 (JP, A)
特開平5-115463 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	光学测定装置		
公开(公告)号	JP5226910B1	公开(公告)日	2013-07-03
申请号	JP2013500270	申请日	2012-06-13
[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	上村健二 後野和弘		
发明人	上村 健二 後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B1/00045 A61B1/018 A61B1/05 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/0077 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/505396 2011-07-07 US		
其他公开文献	JPWO2013005547A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的光学测量装置1传播从近端32提供的光并用辐射纤维5照射远端33，并且传播分别从远端33入射并从近端32输出的光。探头3具有多个受光纤维7、8，光源单元22，该光源单元22产生用于照射生物体的白光并将其提供给照射纤维5，并在预定的测定时刻分别输出多个受光纤维。测量单元24以光谱法测量来自生物组织的返回光，并且确定由测量单元24测量的测量值是否小于或等于预定阈值，并且由测量单元24测量的测量值具有预定值。当确定其等于或小于阈值时，使光源单元22执行用于获取生物组织的特性值的发光处理，并且使测量单元24执行用于获取生物组织的特性值的光谱测量处理预定时间。和确定单元27b。

