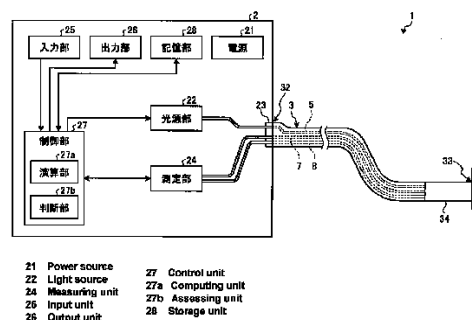




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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光学測定装置。

10

【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。

20

【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。

【請求項 5】

30

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。

【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、

40

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。

【発明の詳細な説明】

50

【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。

【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LEBS (Low - Coherence Enhanced 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】

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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】

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。

10

【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、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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【図面の簡単な説明】

40

【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。

【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。

50

【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。

【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。

10

【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】

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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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う。測定部 2 4 は、測定結果を制御部 2 7 に出力する。

【 0 0 2 4 】

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 2 5 】

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。

10

【 0 0 2 6 】

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、C P U および R A M 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、複数の測定器を有する測定部 2 4 による各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 および判断部 2 7 b を有する。

【 0 0 2 7 】

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 2 5 から入力された指示情報にしたがって設定される。

20

【 0 0 2 8 】

判断部 2 7 b は、測定部 2 4 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 2 4 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 2 2 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 2 4 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 2 7 b は、光源部 2 2 による発光処理が終了した後、測定部 2 4 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 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。

30

【 0 0 2 9 】

記憶部 2 8 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 2 8 は、測定部 2 4 による各測定結果を記憶する。また、記憶部 2 8 は、演算部 2 7 a が演算した特性値を記憶する。

【 0 0 3 0 】

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 3 2 と、生体組織 6 に直接接触する先端 3 3 とを有する。先端 3 3 は、光源部 2 2 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。L E B S 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 3 2 から供給された光源部 2 2 からの光を伝搬して先端 3 3 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 3 3 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 3 2 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 3 4 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 3 4 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。

40

50

【 0 0 3 1 】

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 1 3 の側部より延伸する可撓性のユニバーサルコード 1 4 は、光源装置 1 8 に接続するとともに、内視鏡 1 0 の先端部 1 6 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 1 9 に接続する。信号処理装置 1 9 は、ディスプレイ 2 0 と接続する。ディスプレイ 2 0 は、信号処理装置 1 9 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。

【 0 0 3 2 】

プローブ 3 は、被検体内に挿入された内視鏡 1 0 の体外部の操作部 1 3 近傍のプローブ用チャンネル挿入口 1 5 から矢印のように挿通される。そして、プローブ 3 の先端 3 3 は、挿入部 1 2 内部を通してプローブ用チャンネルと接続する先端部 1 6 の開口部 1 7 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。

10

【 0 0 3 3 】

本体装置 2 の所定面には、判断部 2 7 b による判断結果や演算部 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。

20

【 0 0 3 4 】

ここで、光学測定装置 1 では、図 3 A のように、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 先端の開口部 1 7 から突出したプローブ 3 の先端 3 3 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 1 0 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 3 3 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 3 3 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。

30

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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 2 7 b 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 2 4 に測定させる。このとき、測定部 2 4 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。

40

【 0 0 3 7 】

続いて、判断部 2 7 b は、時間 T_1 において測定部 2 4 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 2 2 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 2 4 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 2 2 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 2 2 によるパルス光

50

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。

【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Ｃａ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Ｌｔ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Ｃｂ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Ｌｔよりも高くなってしまう。

【００４０】

そこで、判断部２７ｂは、曲線Ｃａのように光源部２２によるパルス光の出力発生後の時間Ｔ２における測定値Ｌａが閾値Ｌｔ以下である場合には、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る程度であったとして、時間Ｔｅ１から時間Ｔｅ２の間に測定部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。これに対し、判断部２７ｂは、曲線Ｃｂのように時間Ｔ２における測定値Ｌｂが閾値Ｌｔ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Ｔｅ１から時間Ｔｅ２の間に測定部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採用せず、記憶部２８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。

【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Ｓ１）、測定部２４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Ｓ２）。測定部２４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２７に順次出力する。なお、測定部２４は、光源部２２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２７に出力している。

【００４３】

続いて、判断部２７ｂは、入力部２５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Ｓ３）。判断部２７ｂは、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップＳ３：Ｙｅｓ）、測定部２４による測定処理を終了させて（ステップＳ１０）、生体組織６に対する測定処理を終了する。

【００４４】

これに対し、判断部２７ｂ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Ｓ３：Ｎｏ）、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Ｓ４）。判断部２７ｂ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Ｓ４：Ｎｏ）、ステップＳ３に戻る。

【００４５】

そして、判断部２７ｂは、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Ｓ４：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る（ステップＳ５）。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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）。 10

【 0 0 4 8 】

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（ステップ S 8）。 20

【 0 0 4 9 】

これに対し、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ないと判断した場合は（ステップ S 7：N o）、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 2 7 b は、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 9）。判断部 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、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 2 7 b は、測定終了が指示されたか否かを判断する。 30

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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 2 4 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。 40

【 0 0 5 2 】

（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。

【 0 0 5 3 】

図 6 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 に示す本体装置 2 に代えて、本体装置 2 0 2 を有する。本体装置 2 0 2 は、入力部 2 5 に代えて、入力部 2 5 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 50

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。

【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。

10

【0055】

図 7 に示すステップ S21 およびステップ S22 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 227b 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 S23）、測定終了が指示されたと判断した場合（ステップ S23：Yes）、測定部 24 による測定処理を終了させる（ステップ S32）。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 S23：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かを判断する（ステップ S24）。判断部 227b 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 S24：No）、ステップ S23 に戻る。

20

【0056】

判断部 227b 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 S24：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 S25）。判断部 227b 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 S25：No）、測定を開始でき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った後に（ステップ S26）、ステップ S23 に戻る。

【0057】

そして、判断部 227b は、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 S25：Yes）、図 5 に示すステップ S5 と同様に、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る（ステップ S27）。

30

【0058】

その後、判断部 227b は、図 5 に示すステップ S6 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 S28）、判断タイミングでないと判断した場合（ステップ S28：No）、ステップ S28 の判断処理を繰り返す。判断部 227b は、判断タイミングであると判断した場合（ステップ S28：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 S29）。

【0059】

40

判断部 227b 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 S29：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 S30）。一方、判断部 227b 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 S29：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 S31）。そして、ステップ S30 またはステップ S31 が終了した後は、ステップ S23 に戻り、判断部 227b は、測定終了が指示されたか否かを判断する。

【0060】

50

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。

【0061】

(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。

10

【0062】

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。

20

【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。

30

【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。

40

【0066】

内視鏡が撮像した画像上におけるチャ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

50

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ちに、パターン G 336 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 S 41 およびステップ S 42 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 327b 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 43）、測定終了が指示された場合（ステップ S 43：Yes）、測定部 24 による測定処理を終了させる（ステップ S 55）。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 43：No）、図 5 に示すステップ S 4 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 S 44）。判断部 327b 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 S 44：No）、ステップ S 43 に戻る。

【0070】

判断部 327b 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 S 44：Yes）、画像処理部 329 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 303 先端の画像を取得して、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（ステップ S 45）。続いて、判断部 327b 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 S 46）。

【0071】

判断部 327b 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ないとして判断した場合（ステップ S 46：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 S 47）。判断部 327b 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 47：Yes）、プローブ 303 の突出長さが少ないため、出力部 26 に、プローブ 303 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 48）から、ステップ S 43 に戻る。また、判断部 327b 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して判断した場合（ステップ S 47：No）、すなわち、プローブ 303 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 303 が突出しすぎているため、出力部 26 に、プローブ 303 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 49）から、ステップ S 43 に戻る。なお、ステップ S 48 およびステップ S 49 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 20 に表示出力させる処理であってもよい。

【0072】

これに対し、判断部 327b 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 S 46：Yes）、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 22 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 50）。

【0073】

10

20

30

40

50

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：No）、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：Yes）、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】

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：Yes）、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：No）、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】

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 3 3 6 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 1 2 のプローブ 3 0 3 A のようにメモリパターン 3 3 6 A 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 2 8 にプローブ先端の径を記憶させておき、画像処理部 3 2 9 は、撮像画像 G 2（図 1 3 参照）におけるプローブ G 3 領域を検出してから、記憶部 2 8 に記憶されたプローブ先端の径と、撮像画像 G 2 に写っているプローブ G 3 の径 D 3 と撮像画像 G 2 に写っているプローブ G 3 の長さ P 3 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 3 mm 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、30 mm 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 3 3 6、3 3 6 A 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 1 4 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 1 4 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 6 に示す本体装置 2 0 2 に代えて、本体装置 4 0 2 を有する。本体装置 4 0 2 は、図 6 に示す本体装置 2 0 2 と比して、図 8 に示す画像処理部 3 2 9 および撮像部 3 4 0 をさらに備える。本体装置 4 0 2 は、図 6 に示す本体装置 2 0 2 と比して、制御部 2 2 7 に代えて、制御部 2 2 7 と同様の機能を有するとともに、演算部 2 7 a および判断部 4 2 7 b を備えた制御部 4 2

10

20

30

40

50

7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。

10

【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と判断した場合（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。

20

【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。

【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）。

30

【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。

40

【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：N

50

o)、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)。

【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。

【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
- 14 ユニバーサルコード
- 15 プローブ用チャネル挿入口
- 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

10

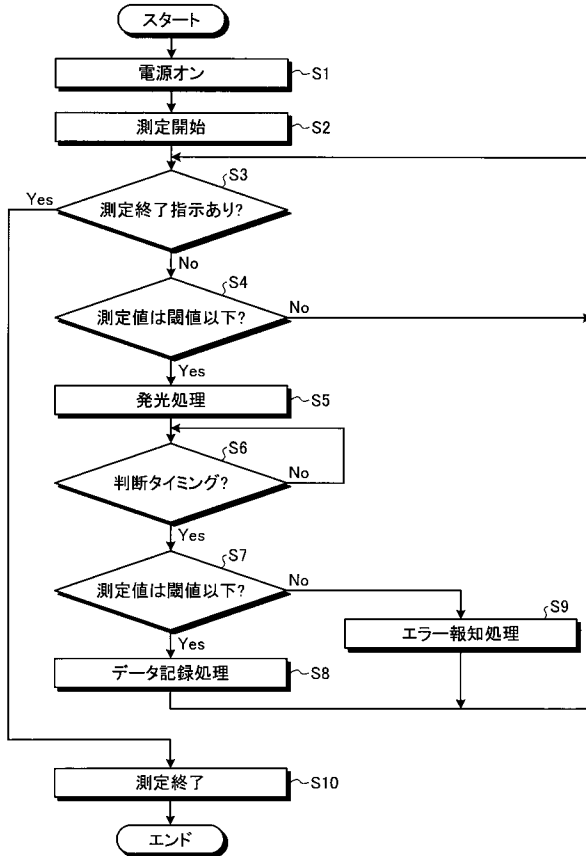
20

30

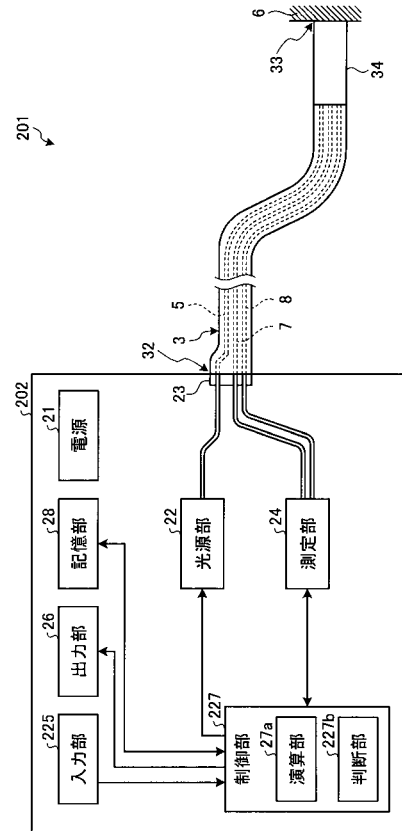
40

50

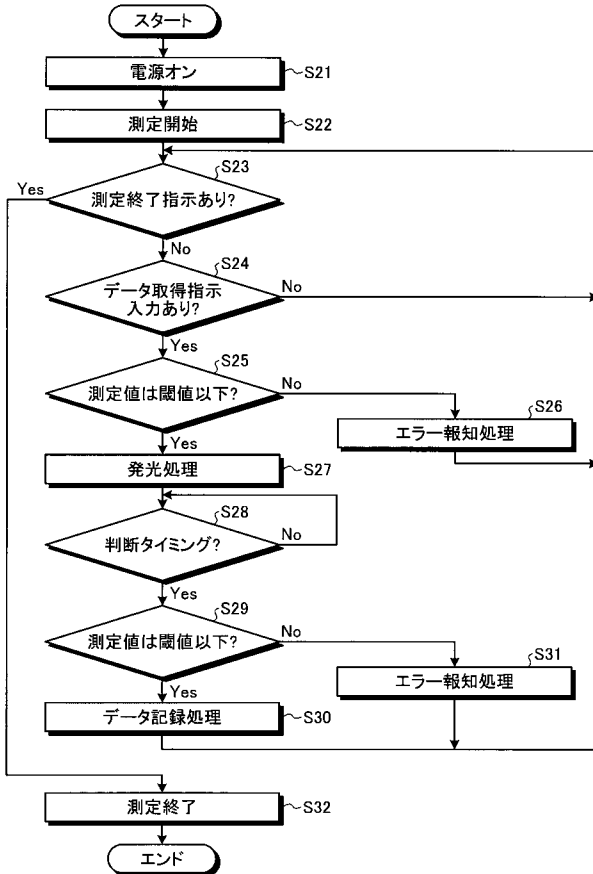
【図 5】



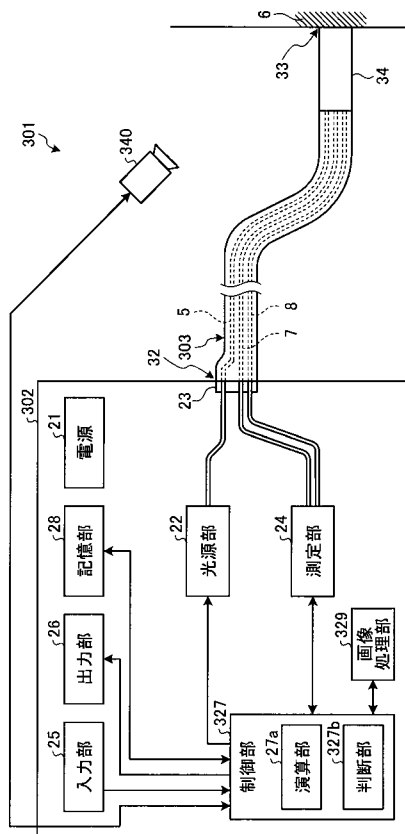
【図 6】



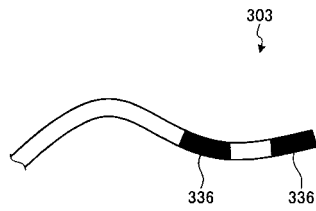
【図 7】



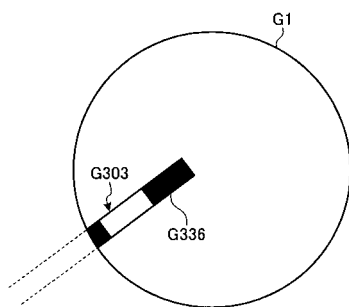
【図 8】



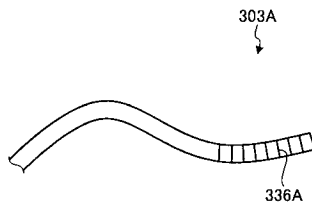
【図 9】



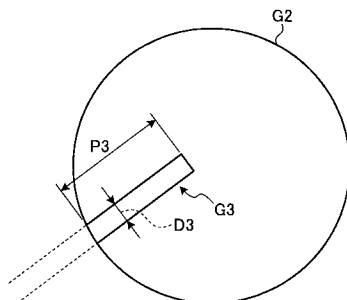
【図 10】



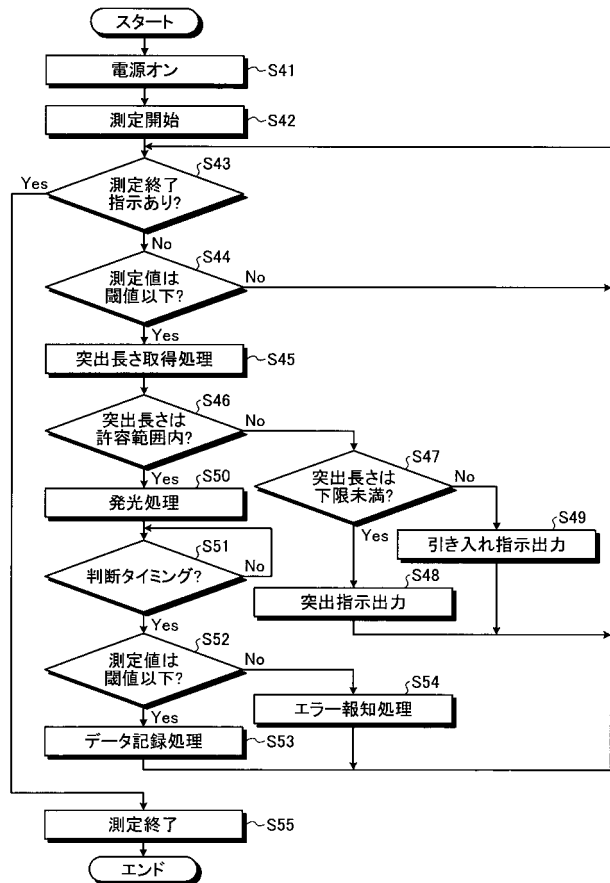
【図 12】



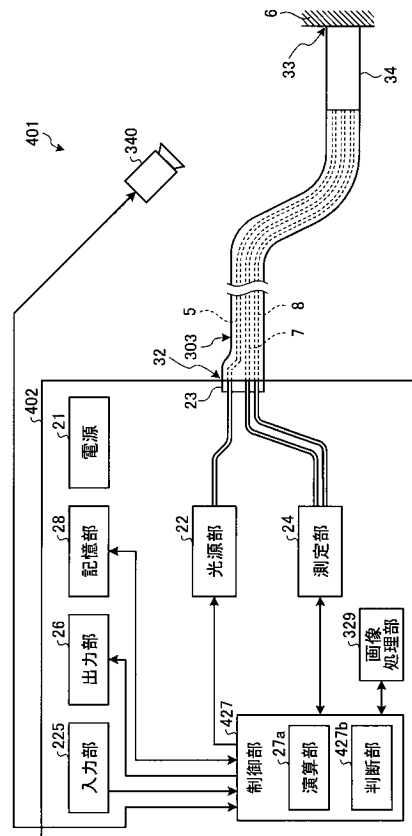
【図 13】



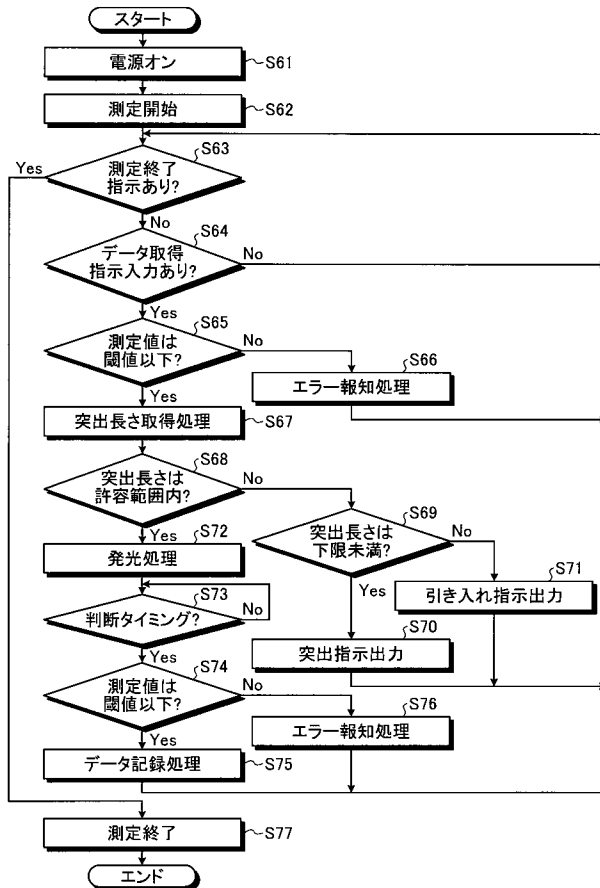
【図 11】



【図 14】



【図 15】



【手続補正書】

【提出日】平成25年1月8日(2013.1.8)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【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。

【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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/065164

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

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)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
A	JP 2009-537014 A (Northwestern University), 22 October 2009 (22.10.2009), paragraph [0046] & US 2008/37024 A1 & EP 2029961 A1 & CN 2651799 A	1-7
A	JP 2010-63839 A (Olympus Corp.), 25 March 2010 (25.03.2010), abstract (Family: none)	1-7
A	JP 2010-200883 A (Fujifilm Corp.), 16 September 2010 (16.09.2010), abstract (Family: none)	1-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
29 June, 2012 (29.06.12)Date of mailing of the international search report
10 July, 2012 (10.07.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/065164

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-341078 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), example 3 & US 2009/23991 A1 & EP 1880657 A1	1-7
A	JP 2006-95166 A (Pentax Corp.), 13 April 2006 (13.04.2006), paragraphs [0098], [0107] (Family: none)	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 5 1 6 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-537014 A (ノースウェスタン ユニバーシティ) 2009.10.22, 段落【0046】 & US 2008/37024 A1 & EP 2029961 A1 & CN 2651799 A	1-7	
A	JP 2010-63839 A (オリンパス株式会社) 2010.03.25, 【要約】 (ファミリーなし)	1-7	
A	JP 2010-200883 A (富士フイルム株式会社) 2010.09.16, 【要約】 (ファミリーなし)	1-7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 29.06.2012		国際調査報告の発送日 10.07.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 5 1 6 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-341078 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.12.21, 【実施例3】 & US 2009/23991 A1 & EP 1880657 A1	1 - 7
A	JP 2006-95166 A (ペンタックス株式会社) 2006.04.13, 段落【0098】、【0107】 (ファミリーなし)	1 - 7

フロントページの続き

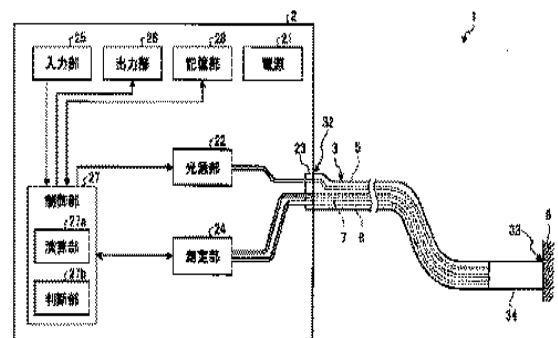
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光学测定装置		
公开(公告)号	JPWO2013005547A1	公开(公告)日	2015-02-23
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		
[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 A61B1/06 G02B23/26		
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 A61B1/06.A G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/QQ03		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/505396 2011-07-07 US		
其他公开文献	JP5226910B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光学测量装置1包括探头3，该探头3具有使从基端32供给的光传播并照射来自前端33的光的照射纤维5，以及使从前端33入射的光传播的多个受光纤维7、8。并从基端32输出光；光源单元22，其产生要被照射到身体组织上的白光，并将白光提供给照射纤维5；测量单元24，其对从身体返回的光进行光谱测定。在预定的测量定时从每个光接收纤维输出的组织，以及确定单元27b，确定单元27b确定由测量单元24测量的测量值是否等于或小于预定阈值，并使光源单元执行发光处理以在预定时间内获得人体组织的特征值并使测量值 如果由测量单元24测量的测量值等于或小于预定阈值，则其执行光谱分析处理以获得身体组织的特征值。



- | | |
|-------------------|--------------------|
| 21 Power source | 27 Control unit |
| 22 Light source | 27a Computing unit |
| 24 Measuring unit | 27b Assessing unit |
| 25 Input unit | 26 Storage unit |
| 26 Output unit | |