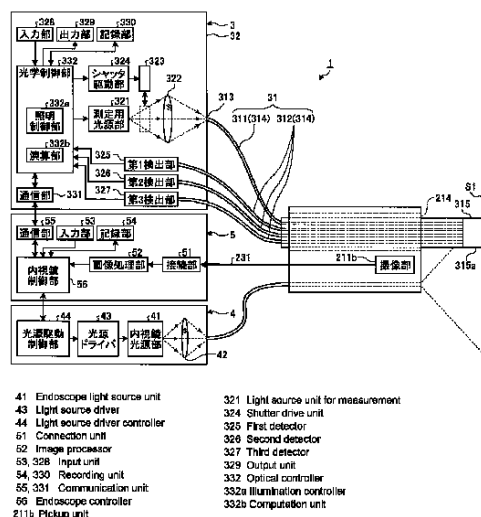




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に挿入される挿入部の先端から対象物を観察するための観察光を照射して前記被検体内を撮像する内視鏡の前記挿入部を介して前記被検体の内部に挿入され、前記被検体の生体組織の光学特性を測定する光学測定装置であって、

前記内視鏡が照射する観察光の波長帯域の少なくとも一部を含む測定光を出射する測定用光源部と、

前記測定用光源部が出射した前記測定光を前記生体組織に照射する照明ファイバと、前記生体組織で反射および／または散乱した前記測定光の戻り光を受光する受光ファイバと、を有する測定プローブと、

前記受光ファイバが受光した前記測定光の戻り光を検出する検出部と、

当該光学測定装置による測定開始から測定終了までの時間内において、前記測定用光源部に前記測定光の出射と停止とを交互に実行させるとともに、前記測定用光源部に前記測定光の出射を停止させる停止時間よりも前記測定光を出射させる出射時間を長くして前記測定用光源部に前記測定光を出射させる照明制御部と、

前記検出部が検出した前記測定光の戻り光の検出強度のうち、前記生体組織で反射した前記内視鏡による前記観察光の戻り光の検出強度を除去する演算を行う演算部と、

を備え、

前記演算部は、前記測定光の戻り光の検出強度から前記観察光の戻り光の検出強度を除去した検出強度 $I_{\text{---}}C$ を以下の式 (1) によって演算することを特徴とする光学測定装置

$$I_{\text{---}}C = I_{\text{---}}t_{\text{on}} - I_{\text{---}}t_{\text{off}} \times (t_{\text{on}} / t_{\text{off}}) \quad \cdots (1)$$

ここで、 t_{on} は前記出射時間であり、 t_{off} は前記停止時間であり、 $I_{\text{---}}t_{\text{on}}$ は前記出射時間の間で前記検出部が検出した検出強度であり、 $I_{\text{---}}t_{\text{off}}$ は前記停止時間の間で前記検出部が検出した検出強度である。

【請求項 2】

前記照明制御部は、前記生体組織の種別に応じて、前記出射時間と前記停止時間とを可変制御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 3】

前記照明制御部は、前記測定用光源部に前記測定光の出射と停止とを交互に連続的に複数回実行させ、

前記演算部は、前記検出部が繰り返し検出した複数の検出強度の平均値を演算することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光学測定装置。

【請求項 4】

前記光学特性は、前記測定光の戻り光のスペクトルであり、

前記検出部は、前記測定光の戻り光のスペクトルを検出する分光器を有することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の光学測定装置。

【請求項 5】

前記照明制御部は、前記出射時間に前記検出部が検出した前記検出強度および前記内視鏡による前記観察光の戻り光の検出強度それぞれの S/N 比が等しくなる前記出射時間および前記停止時間で前記測定用光源部に前記測定光を出射させることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の光学測定装置。

【請求項 6】

前記受光ファイバは、前記測定光の戻り光を異なる角度で受光する複数の受光チャンネルを有し、

前記検出部は、前記複数の受光チャンネルそれぞれが受光した前記測定光の戻り光を検出する複数の検出部を有することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の光学測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、生体組織に測定光を照射し、生体組織で反射および／または散乱した測定光の戻り光の測定値に基づいて、生体組織の性状を推定する光学測定装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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

10

【 0 0 0 3 】

このような光学測定装置として、内視鏡を用いて生体粘膜の光学測定を行う技術が知られている（特許文献 1 を参照）。この技術では、測定プローブによる光学測定が行われているときに、内視鏡による観察光の照射を停止させることで、内視鏡の観察光が測定プローブで測定されることを防止する。

【 0 0 0 4 】

また、内視鏡による観察光の照明下で光学測定装置が測定光を照射した際に検出部によって検出された測定値から光学測定装置が測定光を照射していない際に検出部によって検出された測定値を減算することにより、測定対象物の測定値を演算する技術が知られている（特許文献 2 を参照）。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開平 0 9 - 2 4 8 2 8 1 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 0 - 1 4 6 2 9 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、上述した特許文献 1 では、内視鏡による観察光の照射を停止させた場合、この期間の測定対象物の観察像が暗くなるので、測定対象物の所望の位置に測定プローブの位置を合わせることが難しかった。

30

【 0 0 0 7 】

また、上述した特許文献 2 では、通常観察と光学測定で時間を分配するため、測定の開始から終了するまでの測定時間が実質的に光学測定を行う時間の 2 倍必要になる。この測定時間を短くしようとするれば、測定される情報量が少なくなってしまうため、S N 比が低下してしまうという問題点があった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、測定対象物の観察像が暗くなることを防止するとともに、測定時間を延ばすことなく、S N 比を維持した状態で測定対象物を光学測定す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。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

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、被検体の内部に挿入される挿入部の先端から対象物を観察するための観察光を照射して前記被検体内を撮像する内視鏡の前記挿入部を介して前記被検体の内部に挿入され、前記被検体の生体組織の光学特性を測定する光学測定装置であって、前記内視鏡が照射する観察光の波長帯域の少なくとも一部を含む測定光を出射する測定用光源部と、前記測定用光源部が出射した前記測定光を前記生体組織に照射する照明ファイバと、前記生体組織で反射およ

50

び／または散乱した前記測定光の戻り光を受光する受光ファイバと、を有する測定プローブと、前記受光ファイバが受光した前記測定光の戻り光を検出する検出部と、当該光学測定装置による測定開始から測定終了までの時間内において、前記測定用光源部に前記測定光の出射と停止とを交互に実行させるとともに、前記測定用光源部に前記測定光の出射を停止させる停止時間よりも前記測定光を出射させる出射時間を長くして前記測定用光源部に前記測定光を出射させる照明制御部と、前記検出部が検出した前記測定光の戻り光の検出強度のうち、前記生体組織で反射した前記内視鏡による前記観察光の戻り光の検出強度を除去する演算を行う演算部と、を備え、前記演算部は、前記測定光の戻り光の検出強度から前記観察光の戻り光の検出強度を除去した検出強度 I_{-C} を以下の式 (1) によって演算することを特徴とする。

10

$$I_{-C} = I_{-t_{on}} - I_{-t_{off}} \times (t_{on} / t_{off}) \quad \cdots (1)$$

ここで、 t_{on} は前記出射時間であり、 t_{off} は前記停止時間であり、 $I_{-t_{on}}$ は前記出射時間の間で前記検出部が検出した検出強度であり、 $I_{-t_{off}}$ は前記停止時間の間で前記検出部が検出した検出強度である。

【0010】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記照明制御部は、前記生体組織の種別に応じて、前記出射時間と前記停止時間とを可変制御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、上記発明において、前記照明制御部は、前記測定用光源部に前記測定光の出射と停止とを交互に連続的に複数回実行させ、前記演算部は、前記検出部が繰り返し検出した複数の検出強度の平均値を演算することを特徴とする。

20

【0012】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記光学特性は、前記測定光の戻り光のスペクトルであり、前記検出部は、前記測定光の戻り光のスペクトルを検出する分光器を有す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、上記発明において、前記照明制御部は、前記出射時間に前記検出部が検出した前記検出強度および前記内視鏡による前記観察光の戻り光の検出強度それぞれの S/N 比が等しくなる前記出射時間および前記停止時間で前記測定用光源部に前記測定光を出射させることを特徴とする。

30

【0014】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記受光ファイバは、前記測定光の戻り光を異なる角度で受光する複数の受光チャンネルを有し、前記検出部は、前記複数の受光チャンネルそれぞれが受光した前記測定光の戻り光を検出する複数の検出部を有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、測定対象物の観察像が暗くなることを防止するとともに、測定時間を延ばすことなく、S/N 比を維持した状態で測定対象物を光学測定することができるという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる光学測定装置が照射する測定光の照射タイミングを示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1にかかる光学測定装置の第1検出部が測定用光源

50

部の出射時間で検出した検出強度を示す図である。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態 1 にかかる光学測定装置の第 1 検出部が測定用光源部の停止時間で検出した検出強度を示す図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 1 にかかる光学測定装置の演算部の演算結果を示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 1 にかかる変形例 1 の内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 2 にかかる光学測定装置の回転フィルタの構成を模式的に示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 2 にかかる光学測定装置が被検体の観察時に測定光を照射する際の照射タイミングを示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 にかかる光学測定装置の第 1 分光器が測定用光源部の出射時間に検出した検出スペクトルを模式的に示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明の実施の形態 3 にかかる光学測定装置の第 1 分光器が測定用光源部の停止時間に検出した検出スペクトルを模式的に示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 3 にかかる光学測定装置の演算部が演算した内視鏡光源装置から照射された照明光による戻り光のスペクトルを模式的に示す図である。

【図 15】図 15 は、本発明の実施の形態 3 にかかる光学測定装置の演算部が演算した測定光のみのスペクトルを模式的に示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 4 にかかる光学測定装置が照射する測定光の出射タイミングを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して、本発明にかかる光学測定装置および内視鏡システム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。また、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付して説明する。また、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係および各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれる。

【0018】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 1 に示す内視鏡システム 1 は、被検体内に挿入され、被検体の体内を撮像して被検体内の画像信号を生成する内視鏡装置 2 (内視鏡スコープ) と、内視鏡装置 2 を介して被検体内に導入され、被検体内の生体組織の性状を推定する光学測定装置 3 と、内視鏡装置 2 の照明光を生成する内視鏡光源装置 4 と、内視鏡装置 2 によって撮像された画像信号に対して所定の画像処理を行うとともに内視鏡システム 1 の各部を制御する制御装置 5 (プロセッサ) と、制御装置 5 が画像処理を施した画像信号に対応する画像を表示する表示装置 6 と、を備える。

【0019】

内視鏡装置 2 は、被検体内に挿入される挿入部 21 と、挿入部 21 の基端部側であって、操作者が把持する操作部 22 と、操作部 22 の側部より延伸する可撓性のユニバーサルコード 23 と、を備える。

【0020】

10

20

30

40

50

挿入部 2 1 は、照明ファイバ（ライトガイドケーブル）および電気ケーブル等を用いて構成される。挿入部 2 1 は、被検体内を撮像する撮像素子として CCD センサまたは CMOS センサ等を内蔵した撮像部を有する先端部 2 1 1 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 1 2 と、湾曲部 2 1 2 の基端部側に設けられた可撓性を有する可撓管部 2 1 3 と、を有する。先端部 2 1 1 には、照明レンズを介して被検体内を照射する照明部、被検体内を撮像する観察部、処置具用チャンネルと連通する開口部 2 1 4 および送気・送水用ノズル（図示せず）が設けられている。

【0021】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 1 2 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、被検体の体腔内に生検鉗子、レーザメス、光学測定装置 3 の測定プローブ等の処置具が挿入される処置具挿入部 2 2 2 と、光学測定装置 3、内視鏡光源装置 4、制御装置 5、送気装置、送水装置および送ガス装置等の周辺機器の操作を行う複数のスイッチ部 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入された処置具は、内部に設けられた処置具用チャンネルを経て挿入部 2 1 先端の開口部 2 1 4 から表出する。

【0022】

ユニバーサルコード 2 3 は、照明ファイバおよび電気ケーブル等を用いて構成される。ユニバーサルコード 2 3 は、内視鏡光源装置 4 から出射された照明光を操作部 2 2 および可撓管部 2 1 3 を介して先端部 2 1 1 に伝送する。ユニバーサルコード 2 3 は、先端部 2 1 1 に設けられた撮像素子等の撮像部が撮像した画像信号を制御装置 5 に伝送する。

【0023】

光学測定装置 3 は、内視鏡装置 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経て被検体の体内に挿入される測定プローブ 3 1 と、測定プローブ 3 1 に測定光を出力するとともに、測定プローブ 3 1 を介して測定対象物で反射および／または散乱した測定光の戻り光を受光して測定対象物の性状（特性値）を推定する本体部 3 2 と、本体部 3 2 の測定結果等を制御装置 5 に伝送する伝送ケーブル 3 3 と、を備える。

【0024】

内視鏡光源装置 4 は、ユニバーサルコード 2 3 の照明ファイバを介して接続された内視鏡装置 2 へ照明光（観察光）を供給する。内視鏡光源装置 4 は、白色光源または特殊光源等を用いて構成される。

【0025】

制御装置 5 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して伝送された内視鏡装置 2 の先端部 2 1 1 が撮像した被検体内の画像信号に対して所定の画像処理を施して表示装置 6 へ出力する。制御装置 5 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して内視鏡装置 2 の操作部 2 2 におけるスイッチ部 2 2 3 から送信された各種の指示信号に基づいて、内視鏡システム 1 の各部を制御する。

【0026】

表示装置 6 は、映像ケーブル 6 1 を介して制御装置 5 によって所定の画像処理が施された画像信号に対応する画像および光学測定装置 3 の測定結果等を表示する。表示装置 6 は、液晶または有機 EL（Electro Luminescence）を用いた表示ディスプレイ等を用いて構成される。これにより、操作者は、表示装置 6 が表示する画像を見ながら内視鏡装置 2 を操作することにより、被検体内の所望の位置の観察および性状を判定することができる。

【0027】

つぎに、図 1 で説明した光学測定装置 3、内視鏡光源装置 4 および制御装置 5 の詳細な構成について説明する。図 2 は、図 1 に示す光学測定装置 3、内視鏡光源装置 4 および制御装置 5 の構成を模式的に示すブロック図である。

【0028】

まず、光学測定装置 3 の詳細な構成について説明する。光学測定装置 3 は、測定プローブ 3 1 と、本体部 3 2 と、を備える。

【0029】

測定プローブ 3 1 は、一または複数の光ファイバ等を用いて構成される。具体的には、測定プローブ 3 1 は、測定対象物としての生体組織 S 1 に測定光（照明光）を出射する照明ファイバ 3 1 1 と、測定対象物で反射および / または散乱した測定光の戻り光が異なる角度（散乱角度）で入射する複数の受光ファイバ 3 1 2（たとえば、第 1 受光チャンネル、第 2 受光チャンネル、第 3 受光チャンネル）とを用いて構成される。照明ファイバ 3 1 1 および受光ファイバ 3 1 2 は、少なくとも先端部分が互いに平行に配列される。測定プローブ 3 1 は、基端部 3 1 3 と、可撓部 3 1 4 と、先端部 3 1 5 と、を有する。

【 0 0 3 0 】

基端部 3 1 3 は、本体部 3 2 のコネクタ部（図示せず）に着脱自在に接続される。可撓部 3 1 4 は、可撓性を有し、本体部 3 2 から出射された測定光を照明ファイバ 3 1 1 の端面が露出する先端を含む先端部 3 1 5 に伝送するとともに、先端部 3 1 5 を介して入射する測定光の戻り光を本体部 3 2 に伝送する。先端部 3 1 5 は、可撓部 3 1 4 から伝送された測定光を生体組織 S 1 に対して出射するとともに、生体組織 S 1 で反射および / または散乱した測定光の戻り光が入射する。先端部 3 1 5 には、透過性を有するロッド 3 1 5 a が光学部材として設けられている。ロッド 3 1 5 a は、生体組織 S 1 表面と照明ファイバ 3 1 1 および受光ファイバ 3 1 2 の先端との距離が一定となるように円柱状をなす。なお、図 2 では、3 本の受光ファイバ 3 1 2 を有する測定プローブ 3 1 を例に説明したが、散乱角度の異なる少なくとも 2 つ以上の散乱光を受光できればよいため、受光ファイバ 3 1 2 が 2 本以上であればよい。さらに、照明ファイバ 3 1 1 の数も生体組織 S 1 の種類や部位に応じて、適宜変更することができる。

【 0 0 3 1 】

本体部 3 2 は、測定用光源部 3 2 1 と、集光レンズ 3 2 2 と、シャッタ 3 2 3 と、シャッタ駆動部 3 2 4 と、第 1 検出部 3 2 5 と、第 2 検出部 3 2 6 と、第 3 検出部 3 2 7 と、入力部 3 2 8 と、出力部 3 2 9 と、記録部 3 3 0 と、通信部 3 3 1 と、光学制御部 3 3 2 と、を備える。

【 0 0 3 2 】

測定用光源部 3 2 1 は、内視鏡装置 2 が照射する観察光の波長帯域の少なくとも一部を含むインコヒーレント光の測定光を照明ファイバ 3 1 1 へ出射する。測定用光源部 3 2 1 は、白色 L E D（Light Emitting Diode）、キセノンランプ、タングステンランプおよびハロゲンランプのようなインコヒーレント光源および光源ドライバ等を用いて構成される。測定用光源部 3 2 1 は、光学制御部 3 3 2 の制御のもと、測定光を照明ファイバ 3 1 1 へ出射する。

【 0 0 3 3 】

集光レンズ 3 2 2 は、一または複数のレンズを用いて構成され、測定用光源部 3 2 1 が出射した観察光を照明ファイバ 3 1 1 の基端部 3 1 3 に集光する。

【 0 0 3 4 】

第 1 検出部 3 2 5 は、測定プローブ 3 1 の照明ファイバ 3 1 1 から照射された測定光であって、生体組織 S 1 で反射および / または散乱した測定光の戻り光を検出し、この検出結果を光学制御部 3 3 2 へ出力する。具体的には、第 1 検出部 3 2 5 は、測定プローブ 3 1 の受光ファイバ 3 1 2 から入射された測定光の戻り光の強度を検出し、この検出結果を光学制御部 3 3 2 へ出力する。第 1 検出部 3 2 5 は、C C D や C M O S 等の受光センサを用いて構成される。

【 0 0 3 5 】

第 2 検出部 3 2 6 および第 3 検出部 3 2 7 は、第 1 検出部 3 2 5 と同一の構成によって実現され、測定プローブ 3 1 から照射された測定光であって、測定プローブ 3 1 を介して入射された生体組織 S 1 で反射および / または散乱した測定光の戻り光を検出し、この検出結果を光学制御部 3 3 2 へ出力する。

【 0 0 3 6 】

入力部 3 2 8 は、光学測定装置 3 の起動を指示する指示信号および光学測定装置 3 による光学測定の開始指示等の入力を受け付けて光学制御部 3 3 2 へ出力する。入力部 3 2 8

は、プッシュ式のスイッチやタッチパネル等を用いて構成される。

【 0 0 3 7 】

出力部 3 2 9 は、光学測定装置 3 による測定結果および光学測定装置 3 における各種処理に関する情報を出力する。出力部 3 2 9 は、液晶または有機 E L 等の表示ディスプレイおよびスピーカ等を用いて構成される。

【 0 0 3 8 】

記録部 3 3 0 は、光学測定装置 3 を動作させるための各種プログラム、光学測定処理に使用される各種データや各種パラメータを記録する。記録部 3 3 0 は、光学測定装置 3 の処理中の情報および生体組織 S 1 の測定結果を一時的に記録する。記録部 3 3 0 は、揮発性メモリおよび不揮発性メモリ等を用いて構成される。なお、記録部 3 3 0 は、本体部 3 2 に着脱自在なメモリカードであってもよい。

10

【 0 0 3 9 】

通信部 3 3 1 は、伝送ケーブル 3 3 (図 1 を参照) を介して制御装置 5 との通信を行うための通信インターフェースである。通信部 3 3 1 は、光学測定装置 3 の測定結果を制御装置 5 へ出力するとともに、制御装置 5 から送信された指示信号や制御信号を光学制御部 3 3 2 へ出力する。

【 0 0 4 0 】

光学制御部 3 3 2 は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、光学測定装置 3 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 3 3 2 は、光学測定装置 3 の各部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、光学測定装置 3 の動作を統括的に制御する。光学制御部 3 3 2 は、照明制御部 3 3 2 a と、演算部 3 3 2 b と、を有する。

20

【 0 0 4 1 】

照明制御部 3 3 2 a は、測定用光源部 3 2 1 から生体組織 S 1 へ照射される測定光の強度を時間的に制御する。具体的には、照明制御部 3 3 2 a は、光学測定装置 3 による測定開始から測定終了までの時間内において、測定用光源部 3 2 1 に測定光の出射と停止とを交互に実行させるとともに、測定用光源部 3 2 1 に測定光を停止させる停止時間よりも測定光を出射させる出射時間を長くして測定用光源部 3 2 1 に測定光を出射させる。

【 0 0 4 2 】

演算部 3 3 2 b は、第 1 検出部 3 2 5、第 2 検出部 3 2 6 および第 3 検出部 3 2 7 それぞれから入力された測定結果に基づいて、生体組織 S 1 の性状に関わる光学特性を演算する。また、演算部 3 3 2 b は、第 1 検出部 3 2 5、第 2 検出部 3 2 6 および第 3 検出部 3 2 7 がそれぞれ検出した測定光の戻り光の検出強度のうち、生体組織 S 1 で反射した内視鏡装置 2 が生体組織 S 1 に照射した観察光の戻り光の検出強度を除去する演算を行うことによって、測定用光源部 3 2 1 が出射した測定光のみの検出強度を演算する。

30

【 0 0 4 3 】

つぎに、内視鏡光源装置 4 について説明する。内視鏡光源装置 4 は、内視鏡光源部 4 1 と、集光レンズ 4 2 と、光源ドライバ 4 3 と、光源駆動制御部 4 4 と、を備える。

【 0 0 4 4 】

内視鏡光源部 4 1 は、内視鏡装置 2 に供給する観察光 (照明光) を発生する。内視鏡光源部 4 1 は、白色 L E D またはキセノンランプ等を用いて構成される。

40

【 0 0 4 5 】

集光レンズ 4 2 は、内視鏡光源部 4 1 が発した白色光の光路上に配置され、内視鏡光源部 4 1 が発した観察光を集光してユニバーサルコード 2 3 のライトガイドケーブルである照明ファイバ 3 1 1 に出射する。

【 0 0 4 6 】

光源ドライバ 4 3 は、光源駆動制御部 4 4 の制御のもと、内視鏡光源部 4 1 に所定の電力を供給する。

【 0 0 4 7 】

光源駆動制御部 4 4 は、制御装置 5 の制御のもと、内視鏡光源部 4 1 の駆動を制御する

50

。具体的には、光源駆動制御部 4 4 は、制御装置 5 から入力される駆動信号に基づいて、光源ドライバ 4 3 が内視鏡光源部 4 1 に供給する電流量や照射タイミングを制御する。光源駆動制御部 4 4 は、CPU 等を用いて構成される。

【0048】

つぎに、制御装置 5 について説明する。制御装置 5 は、接続部 5 1 と、画像処理部 5 2 と、入力部 5 3 と、記録部 5 4 と、通信部 5 5 と、内視鏡制御部 5 6 と、を備える。

【0049】

接続部 5 1 は、ユニバーサルコード 2 3 の電気ケーブル（通信ケーブル）2 3 1 が接続される。接続部 5 1 は、ユニバーサルコード 2 3 の電気ケーブル 2 3 1 を介して先端部 2 1 1 の観察窓（図示せず）の近傍に配置された撮像部 2 1 1 b で撮像されたデジタル信号である画像信号を受信して画像処理部 5 2 へ出力する。

10

【0050】

画像処理部 5 2 は、接続部 5 1 から出力された画像信号に対して所定の画像処理を行って表示装置 6 へ出力する。具体的には、画像処理部 5 2 は、画像信号（画像データ）に対して、少なくとも、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス（WB）調整処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む画像処理を行う。画像処理部 5 2 は、画像処理を施した画像信号に対してデジタル信号からアナログ信号に変換し、変換したアナログ信号の画像信号をハイビジョン方式等のフォーマットに変更して表示装置 6 へ出力する。これにより、表示装置 6 には、1 枚の体内画像が表示される。

20

【0051】

入力部 5 3 は、内視鏡システム 1 の各種指示信号の入力を受け付ける。具体的には、入力部 5 3 は、被検体情報、内視鏡装置 2 の識別情報および検査内容等の各種情報の入力を受け付ける。入力部 5 3 は、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の操作デバイスを用いて構成される。

【0052】

記録部 5 4 は、制御装置 5 および内視鏡光源装置 4 を動作させるための各種プログラムを記録する。記録部 5 4 は、制御装置 5 の処理中の情報を一時的に記録する。記録部 5 4 は、画像処理部 5 2 が画像処理を施した画像信号および光学測定装置 3 の測定結果を記録する。記録部 5 4 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて構成される。なお、記録部 5 4 は、制御装置 5 の外部から装着されるメモリカード等を用いて構成されてもよい。

30

【0053】

通信部 5 5 は、伝送ケーブル 3 3 を介して光学測定装置 3 との通信を行うための通信インターフェースである。

【0054】

内視鏡制御部 5 6 は、制御装置 5 の各部の処理動作を制御する。内視鏡制御部 5 6 は、制御装置 5 の各構成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、制御装置 5 の動作を制御する。内視鏡制御部 5 6 は、各ケーブルを介して内視鏡装置 2、光学測定装置 3 および内視鏡光源装置 4 それぞれに接続されている。内視鏡制御部 5 6 は、CPU 等を用いて実現される。

40

【0055】

以上のように構成された内視鏡システム 1 において光学測定装置 3 が被検体の観察時に測定光を照射する際の照射タイミングおよび演算部 3 3 2 b の演算方法について説明する。図 3 は、光学測定装置 3 が照射する測定光の照射タイミングを示す図である。図 3 において、横軸が時間（ t ）を示し、縦軸が測定用光源部 3 2 1 からの測定光の強度 I_s を示す。なお、図 3 においては、所定の波長の測定光の強度を示す。

【0056】

図 3 に示すように、照明制御部 3 3 2 a は、生体組織 S 1 を測定する一連の測定時間内において、測定用光源部 3 2 1 に測定光の出射と停止とを交互に実行させる。さらに、照明制御部 3 3 2 a は、測定用光源部 3 2 1 に測定光を停止させる停止時間 t_{off} よりも測

50

測定光源部 3 2 1 に測定光を出射させる出射時間 t_{on} を長くなるように測定用光源部 3 2 1 の出射タイミングを制御する。

【 0 0 5 7 】

つぎに、演算部 3 3 2 b による演算方法について説明する。図 4 は、第 1 検出部 3 2 5 が測定用光源部 3 2 1 の出射時間で検出した検出強度を示す図である。図 5 は、第 1 検出部 3 2 5 が測定用光源部 3 2 1 の停止時間で検出した検出強度を示す図である。図 6 は、演算部 3 3 2 b の演算結果を示す図である。なお、図 4 ~ 図 6 において、縦軸が検出強度 I_s を示す。

【 0 0 5 8 】

図 4 および図 5 に示すように、まず、演算部 3 3 2 b は、第 1 検出部 3 2 5 によって測定用光源部 3 2 1 の出射時間 t_{on} の間に検出された検出強度 $I_{t_{on}}$ と、第 1 検出部 3 2 5 によって測定用光源部 3 2 1 の停止時間 t_{off} の間に検出された検出強度 $I_{t_{off}}$ と、を用いて、第 1 検出部 3 2 5 によって測定用光源部 3 2 1 の出射時間 t_{on} の間で検出された光のうち、内視鏡光源部 4 1 からの観察光による戻り光成分の検出強度 I_B を以下の式 (1) によって演算する。

$$I_B = I_{t_{off}} \times (t_{on} / t_{off}) \quad \cdots (1)$$

【 0 0 5 9 】

続いて、図 6 に示すように、演算部 3 3 2 b は、測定用光源部 3 2 1 からの測定光のみによる戻り光の検出強度 I_C を以下の式 (2) によって演算する。

$$\begin{aligned} I_C &= I_{t_{on}} - I_{t_{off}} \times (t_{on} / t_{off}) \quad \cdots (2) \\ &= I_{t_{on}} - I_B \end{aligned}$$

【 0 0 6 0 】

このように演算部 3 3 2 b は、上述した式 (1) および式 (2) を用いて、測定用光源部 3 2 1 からの測定光のみによる戻り光の検出強度を演算する。なお、演算部 3 3 2 b は、第 2 検出部 3 2 6 および第 3 検出部 3 2 7 それぞれに対しても、同様の演算を行う。

【 0 0 6 1 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、照明制御部 3 3 2 a が測定用光源部 3 2 1 の停止時間 t_{off} よりも出射時間 t_{on} を長くした場合であっても、生体組織 S 1 の定量的な光学特性を正確に行うことができる。

【 0 0 6 2 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、全体の測定時間の中で光学特性の測定を行っている実質的な時間を相対的に長くすることができるので、測定における S/N 比を大きくすることができる。

【 0 0 6 3 】

なお、本発明の実施の形態 1 では、照明制御部 3 3 2 a が生体組織 S 1 の種別または観察対象の位置に応じて、測定用光源部 3 2 1 が測定光を出射する出射時間と測定光を停止させる停止時間とを可変制御してもよい。たとえば、照明制御部 3 3 2 a は、出射時間を停止時間の 2 倍に可変してもよい。これにより、測定対象物の部位毎に正確な光学特性を測定することができる。

【 0 0 6 4 】

(実施の形態 1 の変形例 1)

つぎに、本発明の実施の形態 1 にかかる変形例 1 について説明する。本実施の形態 1 にかかる変形例 1 は、上述した実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 の光学測定装置の構成が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 1 にかかる変形例 1 の光学測定装置の構成について説明する。なお、本実施の形態 1 にかかる変形例 1 において、上述した実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 6 5 】

図 7 は、本発明の実施の形態 1 にかかる変形例 1 の内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。図 7 に示す内視鏡

システム 10 は、内視鏡光源装置 4 と、制御装置 5 と、光学測定装置 11 と、を備える。

【0066】

光学測定装置 11 は、測定プローブ 31 と、本体部 110 と、を備える。本体部 110 は、測定用光源部 111 と、光学制御部 112 と、集光レンズ 322 と、第 1 検出部 325 と、第 2 検出部 326 と、第 3 検出部 327 と、入力部 328 と、出力部 329 と、記録部 330 と、通信部 331 と、を備える。

【0067】

測定用光源部 111 は、生体組織 S1 へ照射するインコヒーレント光の測定光を照明ファイバ 311 へ出射する。測定用光源部 111 は、白色 LED および LED ドライバ等を用いて構成される。測定用光源部 111 は、光学制御部 112 の制御のもと、測定光を出射する。

10

【0068】

光学制御部 112 は、CPU 等を用いて構成され、光学測定装置 11 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 112 は、光学測定装置 11 の各部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、光学測定装置 11 の動作を統括的に制御する。光学制御部 112 は、照明制御部 112a と、演算部 332b と、を有する。

【0069】

照明制御部 112a は、測定用光源部 111 から生体組織 S1 へ照射される測定光の強度を時間的に制御する。具体的には、照明制御部 112a は、光学測定装置 11 による測定開始から測定終了までの時間内において、測定用光源部 111 に測定光の出射と停止とを交互に実行させるとともに、測定用光源部 111 に測定光を停止させる停止時間よりも測定光を出射させる出射時間を長くして測定用光源部 111 に測定光を出射させる。

20

【0070】

このように構成された光学測定装置 11 は、照明制御部 112a の停止時間よりも出射時間を大きくして測定用光源部 111 に測定光を照明ファイバ 311 に向けて出射させる。

【0071】

以上説明した本発明の実施の形態 1 にかかる変形例 1 によれば、測定用光源部 111 が測定光を停止する停止時間を短くしても、定量的な光学特性を正確に行うことができる。

【0072】

また、本発明の実施の形態 1 にかかる変形例 1 によれば、全体の測定時間の中で光学特性の測定を行っている実質的な時間を相対的に長くすることができるので、測定における SN 比を大きくすることができる。

30

【0073】

(実施の形態 2)

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 は、上述した実施の形態 1 にかかる光学測定装置の構成および照明方法が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 にかかる光学測定装置の構成を説明後、本実施の形態 2 にかかる光学測定装置が実行する照明方法を説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

40

【0074】

図 8 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。図 8 に示す内視鏡システム 12 は、内視鏡光源装置 4 と、制御装置 5 と、光学測定装置 7 と、を備える。

【0075】

光学測定装置 7 は、測定プローブ 31 と、本体部 70 と、を備える。本体部 70 は、回転フィルタ 71 と、フィルタ駆動部 72 と、光学制御部 73 と、測定用光源部 321 と、集光レンズ 322 と、第 1 検出部 325 と、第 2 検出部 326 と、第 3 検出部 327 と、入力部 328 と、出力部 329 と、記録部 330 と、通信部 331 と、を備える。

【0076】

50

回転フィルタ 7 1 は、測定用光源部 3 2 1 が出射する測定光の光路上に回転自在に配置され、測定用光源部 3 2 1 が照射する測定光を周期的に遮光する。図 9 は、回転フィルタ 7 1 の構成を模式的に示す図である。図 9 に示すように、回転フィルタ 7 1 は、円盤状をなす。回転フィルタ 7 1 は、測定光が透過する透過部 7 2 1 と、測定光を遮光する遮光部 7 2 2 と、を有する。透過部 7 2 1 は、透明な部材を用いて構成される。遮光部 7 2 2 は、光を遮光する部材を用いて構成される。

【 0 0 7 7 】

フィルタ駆動部 7 2 は、光学制御部 7 3 の制御のもと、回転フィルタ 7 1 を所定の軸 O を中心として回転させる。フィルタ駆動部 7 2 は、ステッピングモータ等を用いて構成される。

【 0 0 7 8 】

光学制御部 7 3 は、CPU 等を用いて構成され、光学測定装置 7 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 7 3 は、光学測定装置 7 の各部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、光学測定装置 7 の動作を統括的に制御する。光学制御部 7 3 は、照明制御部 7 3 a と、演算部 7 3 b と、を有する。

【 0 0 7 9 】

照明制御部 7 3 a は、フィルタ駆動部 7 2 を駆動することによって、回転フィルタ 7 1 を所定の周期で回転させることによって、測定用光源部 3 2 1 が測定光を停止させる停止時間よりも測定用光源部 3 2 1 が測定光を出射する出射時間が長くなるように制御するとともに、測定光の出射と停止とを交互に連続的に複数回実行させる。

【 0 0 8 0 】

演算部 7 3 b は、上述した式 (1) , (2) を用いて、第 1 検出部 3 2 5 が繰り返し検出した複数の検出強度の平均を演算する。また、演算部 7 3 b は、第 1 検出部 3 2 5 と同様に、上述した式 (1) , (2) を用いて、第 2 検出部 3 2 6 および第 3 検出部 3 2 7 がそれぞれ繰り返し検出した複数の検出強度の平均を演算する。

【 0 0 8 1 】

以上のように構成された内視鏡システム 1 において光学測定装置 7 が被検体の観察時に測定光を照射する際の照射タイミングについて説明する。図 1 0 は、光学測定装置 7 が被検体の観察時に測定光を照射する際の照射タイミングを示す図である。図 1 0 において、横軸が時間 (t) を示し、縦軸が第 1 検出部 3 2 5 によって検出された測定光の強度 I_s を示す。

【 0 0 8 2 】

図 1 0 に示すように、照明制御部 7 3 a は、生体組織 S 1 の一連の測定時間内において、フィルタ駆動部 7 2 を駆動することによって、測定用光源部 3 2 1 によって測定光が照射される出射時間 t_{on} よりも生体組織 S 1 によって測定光が照射されない停止時間 t_{off} が長くなるように回転フィルタ 7 1 の回転タイミングを制御する。さらに、照明制御部 7 3 a は、測定用光源部 3 2 1 およびフィルタ駆動部 7 2 を制御することにより、測定用光源部 3 2 1 が測定光を停止する停止時間 t_{off} と測定用光源部 3 2 1 が測定光を出射する出射時間 t_{on} とを交互に連続的に複数回実行させる。

【 0 0 8 3 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、照明制御部 7 3 a が測定用光源部 3 2 1 によって照射される測定光の停止時間 t_{off} と出射時間 t_{on} とを一組とする照射を繰り返し実行させるので、生体組織 S 1 の変動に追従してより正確な測定を行うことができる。

【 0 0 8 4 】

また、本発明の実施の形態 2 によれば、測定用光源部 3 2 1 によって照射される測定光の停止時間 t_{off} と出射時間 t_{on} とを一組とする照射を繰り返し複数回実行された際に、演算部 7 3 b が第 1 検出部 3 2 5 によって検出された複数の検出強度を平均する演算を行うことで、SN 比を向上させた結果を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

(実施の形態 3)

10

20

30

40

50

つぎに、本発明の実施の形態 3 について説明する。本実施の形態 3 は、上述した実施の形態 1 にかかる光学測定装置の構成および演算方法が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 3 にかかる光学測定装置の構成を説明後、本実施の形態 3 にかかる光学測定装置が実行する演算方法を説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0086】

図 11 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。図 11 に示す内視鏡システム 13 は、内視鏡光源装置 4 と、制御装置 5 と、光学測定装置 8 と、を備える。

【0087】

光学測定装置 8 は、測定プローブ 31 と、本体部 80 と、を備える。本体部 80 は、測定用光源部 321 と、集光レンズ 322 と、入力部 328 と、出力部 329 と、記録部 330 と、通信部 331 と、第 1 分光器 81 と、第 2 分光器 82 と、第 3 分光器 83 と、光学制御部 84 と、を備える。

【0088】

第 1 分光器 81 は、測定プローブ 31 の受光ファイバ 312 から照射された測定光であって、測定プローブ 31 を介して入射された生体組織 S1 で反射および / または散乱した測定光の戻り光のスペクトルを検出し、この検出結果を光学制御部 84 に出力する。第 1 分光器 81 は、分光器を用いて構成される。

【0089】

第 2 分光器 82 および第 3 分光器 83 は、第 1 分光器 81 と同一の構成によって実現され、測定プローブ 31 を介して入射された生体組織 S1 で反射および / または散乱した測定光の戻り光のスペクトルを検出し、この検出結果を光学制御部 84 に出力する。

【0090】

光学制御部 84 は、CPU 等を用いて構成され、光学測定装置 8 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 84 は、光学測定装置 8 の各部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、光学測定装置 8 の動作を統括的に制御する。光学制御部 84 は、照明制御部 332a と、演算部 84a と、を有する。

【0091】

演算部 84a は、第 1 分光器 81、第 2 分光器 82 および第 3 分光器 83 それぞれから入力される測定光の戻り光のスペクトルに基づいて、生体組織 S1 の光学特性として分光特性を演算する。

【0092】

以上のように構成された内視鏡システム 13 において光学測定装置 8 が被検体の光学特性としての分光特性を演算する演算方法について説明する。図 12 は、第 1 分光器 81 が測定用光源部 321 の出射時間 t_{on} の間に検出した検出スペクトル L_a を模式的に示す図である。図 13 は、第 1 分光器 82 が測定用光源部 321 の停止時間 t_{off} の間に検出した検出スペクトル L_b を模式的に示す図である。図 14 は、演算部 84a が演算した内視鏡光源装置 4 から照射された照明光による戻り光のスペクトル $L_{b'}$ を模式的に示す図である。図 15 は、演算部 84a が演算した測定光のみのスペクトル L_c を模式的に示す図である。図 12 ~ 図 15 において、横軸が波長 (λ) を示し、縦軸が検出強度 (I_s) を示す。

【0093】

図 12 ~ 図 14 に示すように、演算部 84a は、第 1 分光器 81 が測定用光源部 321 の出射時間 t_{on} および停止時間 t_{off} それぞれの間に検出した検出スペクトル $I_{\text{---}t_{on}}(\lambda)$ 、検出スペクトル $I_{\text{---}t_{off}}(\lambda)$ 、出射時間 t_{on} および停止時間 t_{off} に基づいて、内視鏡光源装置 4 から照射された照明光による戻り光スペクトル $I_{\text{---}B}(\lambda)$ を以下の式 (3) によって演算する。

$$I_{\text{---}B}(\lambda) = I_{\text{---}t_{off}}(\lambda) \times (t_{on} / t_{off}) \quad \cdots (3)$$

【0094】

10

20

30

40

50

続いて、図 15 に示すように、演算部 84a は、測定用光源部 321 からの測定光のみによる戻り光のスペクトル $I_{\text{---}}C(\lambda)$ を以下の式 (4) によって演算する。

$$\begin{aligned} I_{\text{---}}C(\lambda) &= I_{\text{---}}t_{\text{on}}(\lambda) - I_{\text{---}}t_{\text{off}}(\lambda) \times (t_{\text{on}} / t_{\text{off}}) \quad \cdots (4) \\ &= I_{\text{---}}t_{\text{on}}(\lambda) - I_{\text{---}}B(\lambda) \end{aligned}$$

【0095】

このように、演算部 84a は、上述した式 (3) および式 (4) を用いて、生体組織 S1 の光学特性として分光特性を演算する。なお、演算部 84a は、第 2 分光器 82 および第 3 分光器 83 それぞれから入力される検出結果に対しても、同様の演算を行う。

【0096】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、生体組織 S1 の光学特性を分光特性によって測定することができる。

10

【0097】

(実施の形態 3 の変形例 1)

なお、本実施の形態 3 では、照明制御部 332a が SN 比に基づいて、測定用光源部 321 が測定光を出射する出射時間 t_{on} および測定用光源部 321 が測定光を停止する停止時間 t_{off} を設定してもよい。たとえば、照明制御部 332a は、検出スペクトル $I_{\text{---}}t_{\text{on}}(\lambda)$ と戻り光スペクトル $I_{\text{---}}B(\lambda)$ との SN 比が略等しくなるように、測定用光源部 321 が出射する測定光の出射時間 t_{on} および停止時間 t_{off} を設定する (詳細な内容については、たとえば特開 2000-14629 号公報の式 (1) を参照)。

【0098】

20

以上説明した本発明の実施の形態 3 の変形例 1 によれば、測定用光源部 321 が測定光を停止させる停止時間 t_{off} を短くする場合において、最適な停止時間 t_{off} に設定することで、検出スペクトル $I_{\text{---}}t_{\text{on}}(\lambda)$ にノイズ成分が含まれてしまうことを防止することができる。この結果、最適な SN 比で生体組織 S1 の測定結果を得ることができる。

【0099】

なお、本発明の実施の形態 3 にかかる変形例 1 では、分光スペクトル測定を例に説明したが、上述した実施の形態 1, 2 においても同様の設定を行うことができる。

【0100】

(実施の形態 4)

つぎに、本発明の実施の形態 4 について説明する。本実施の形態 4 は、上述した実施の形態 1 にかかる光学測定装置の構成および照明方法が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 4 にかかる光学測定装置の構成を説明後、本実施の形態 4 にかかる光学測定装置が実行する照明方法を説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

30

【0101】

図 16 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。図 16 に示す内視鏡システム 14 は、内視鏡光源装置 4 と、制御装置 5 と、光学測定装置 9 と、を備える。

【0102】

光学測定装置 9 は、測定プローブ 31 と、本体部 90 と、を備える。本体部 90 は、測定用光源部 91 と、光学制御部 92 と、第 1 検出部 325 と、第 2 検出部 326 と、第 3 検出部 327 と、入力部 328 と、出力部 329 と、記録部 330 と、通信部 331 と、を備える。

40

【0103】

測定用光源部 91 は、第 1 光源部 911 と、第 2 光源部 912 と、ミラー 913 と、測定光源ドライバ 914 と、を有する。

【0104】

第 1 光源部 911 は、測定プローブ 31 に向けて測定光を出射する。第 1 光源部 911 は、白色 LED および集光レンズ等を用いて構成される。

【0105】

50

第２光源部９１２は、測定プローブ３１に向けて測定光を出射する。第２光源部９１２は、白色ＬＥＤおよび集光レンズ等を用いて構成される。

【０１０６】

ミラー９１３は、第１光源部９１１が照射した測定光を透過させる一方、第２光源部９１２が照射した測定光を測定プローブ３１に向けて反射する。ミラー９１３は、ハーフミラー等を用いて構成される。

【０１０７】

測定光源ドライバ９１４は、光学制御部９２の制御のもと、第１光源部９１１または第２光源部９１２に所定の電力を供給することによって、第１光源部９１１または第２光源部９１２に測定光を測定プローブ３１に向けて出射させる。

10

【０１０８】

光学制御部９２は、ＣＰＵ等を用いて構成され、光学測定装置９の各部の処理動作を制御する。光学制御部９２は、光学測定装置９の各部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、光学測定装置９の動作を統括的に制御する。光学制御部９２は、照明制御部９２ａと、演算部９２ｂと、を有する。

【０１０９】

照明制御部９２ａは、生体組織Ｓ１の一連の測定期間において、測定用光源部９１が測定光を照射しない停止時間、第１光源部９１１が測定光を照射する出射時間および第２光源部９１２が測定光を出射する出射時間の順に長くなるように測定光源ドライバ９１４を制御する。

20

【０１１０】

演算部９２ｂは、第１検出部３２５、第２検出部３２６および第３検出部３２７それぞれから入力される検出結果に基づいて、生体組織Ｓ１の光学特性を演算する。

【０１１１】

以上のように構成された内視鏡システム１４において光学測定装置９が被検体の観察時に測定光を照射する際の出射タイミングおよび演算部９２ｂの演算方法について説明する。

【０１１２】

図１７は、光学測定装置９が照射する測定光の出射タイミングを示す図である。図１７において、横軸が時間（ t ）を示し、縦軸が測定光の検出強度 I_s を示す。

30

【０１１３】

図１７に示すように、照明制御部９２ａは、生体組織Ｓ１を測定する一連の時間内において、測定光を出射しない停止時間 t_{off} 、第１光源部９１１が測定光を出射する出射時間 t_{on1} 、第２光源部９１２が測定光を出射する出射時間 t_{on2} の順に長くなるように測定光源ドライバ９１４を制御する。さらに、照明制御部９２ａは、測定光を照射しない停止時間 t_{off} 、第１光源部９１１が測定光を照射する出射時間 t_{on1} 、第２光源部９１２が測定光を出射する出射時間 t_{on2} を繰り返し実行させる。

【０１１４】

つぎに、演算部９２ｂによる演算方法について説明する。演算部９２ｂは、第１検出部３２５によって停止時間 t_{off} の間に検出された検出強度を $I_{_t_{off}}$ 、出射時間 t_{on1} の間に検出された検出強度を $I_{_t_{on1}}$ 、出射時間 t_{on2} の間に検出された検出強度を $I_{_t_{on2}}$ としたとき、第１光源部９１１および第２光源部９１２それぞれの戻り光の検出強度 $I_{_C1}$ および $I_{_C2}$ を以下の式（５）、（６）によって演算する。

40

$$I_{_C1} = I_{_t_{on1}} - I_{_t_{off}} \times (t_{on1} / t_{off}) \quad \cdots (5)$$

$$I_{_C2} = I_{_t_{on2}} - I_{_t_{off}} \times (t_{on2} / t_{off}) \quad \cdots (6)$$

【０１１５】

このように演算部９２ｂは、上述した式（５）または式（６）を用いて、第１光源部９１１または第２光源部９１２からの測定光のみにより戻り光の各々の検出強度を演算する。なお、演算部９２ｂは、第２検出部３２６および第３検出部３２７それぞれが検出した検出結果に対しても、同様の演算を行う。

50

【 0 1 1 6 】

以上説明した本発明の実施の形態 4 によれば、第 1 光源部 9 1 1 および第 2 光源部 9 1 2 の別々で測定光を照射した場合であっても、第 1 光源部 9 1 1 および第 2 光源部 9 1 2 各々の戻り光の検出強度を演算することができる。

【 0 1 1 7 】

なお、上述した実施の形態 4 では、出射時間 t_{on1} が出射時間 t_{on2} よりも短かったが、出射時間 t_{on1} が出射時間 t_{on2} よりも長くてよい。

【 0 1 1 8 】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、特許請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

10

【 符号の説明 】

【 0 1 1 9 】

1, 10, 12, 13, 14 内視鏡システム

2 内視鏡装置

3, 7, 8, 9, 11 光学測定装置

4 内視鏡光源装置

5 制御装置

6 表示装置

21 挿入部

20

22 操作部

23 ユニバーサルコード

31 測定プローブ

32, 70, 80, 90, 110 本体部

41 内視鏡光源部

42 集光レンズ

43 光源ドライバ

44 光源駆動制御部

51 接続部

52 画像処理部

30

53, 328 入力部

54, 330 記録部

55, 331 通信部

56 内視鏡制御部

71 回転フィルタ

72 フィルタ駆動部

73, 84, 92, 112, 332 光学制御部

73a, 92a, 112a, 332a 照明制御部

73b, 84a, 92b, 332b 演算部

81 第 1 分光器

40

82 第 2 分光器

83 第 3 分光器

91, 111, 321 測定用光源部

211b 撮像部

211 先端部

212 湾曲部

222 処置具挿入部

311 照明ファイバ

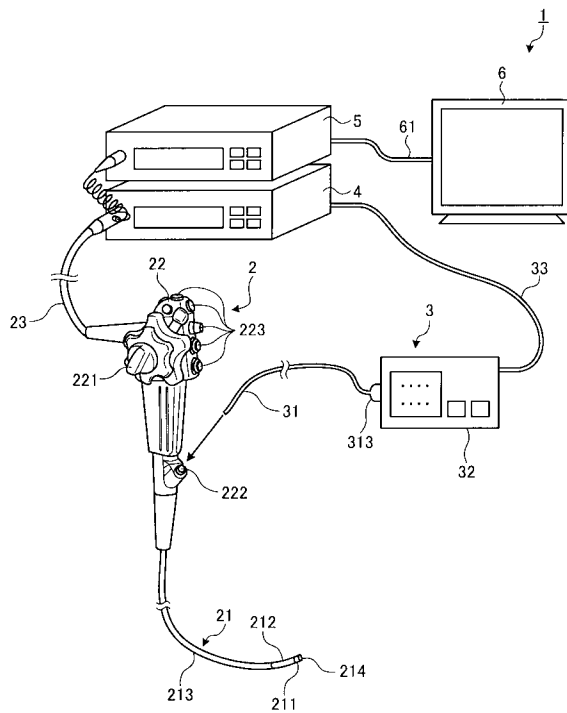
312 受光ファイバ

313 基端部

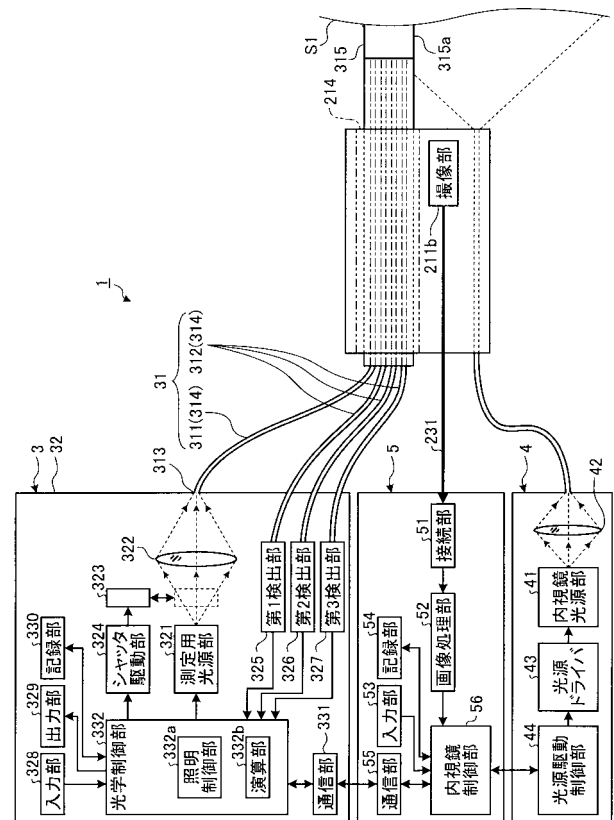
50

- 3 1 4 可撓部
- 3 1 5 先端部
- 3 1 5 a ロッド
- 3 2 2 集光レンズ
- 3 2 3 シャッタ
- 3 2 4 シャッタ駆動部
- 3 2 5 第1検出部
- 3 2 6 第2検出部
- 3 2 7 第3検出部
- 3 2 9 出力部
- 9 1 1 第1光源部
- 9 1 2 第2光源部
- 9 1 3 ミラー
- 9 1 4 測定光源ドライバ

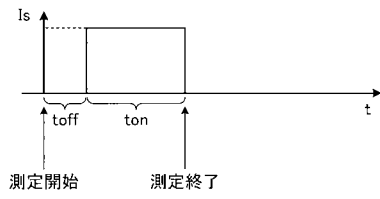
【図 1】



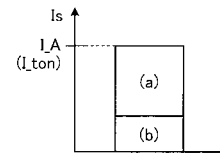
【図 2】



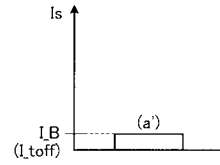
【図 3】



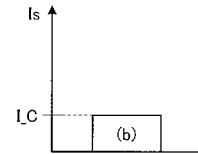
【図 4】



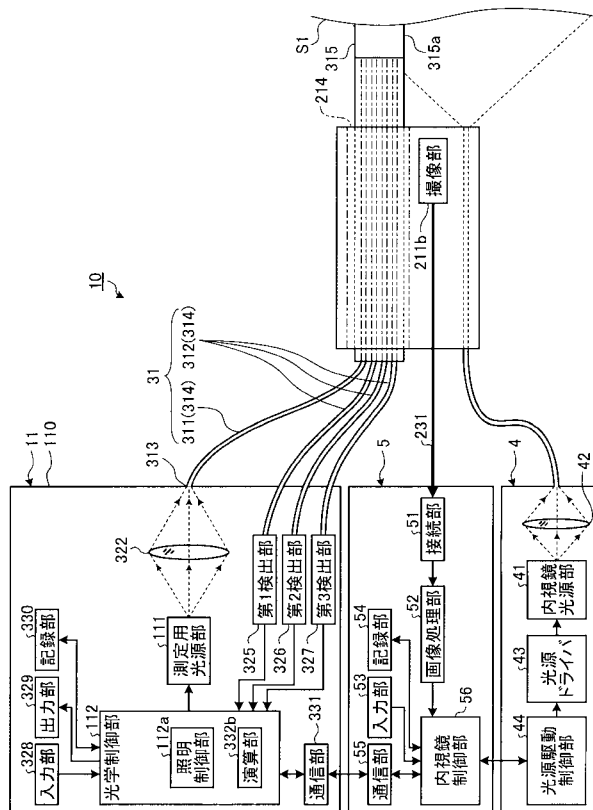
【図 5】



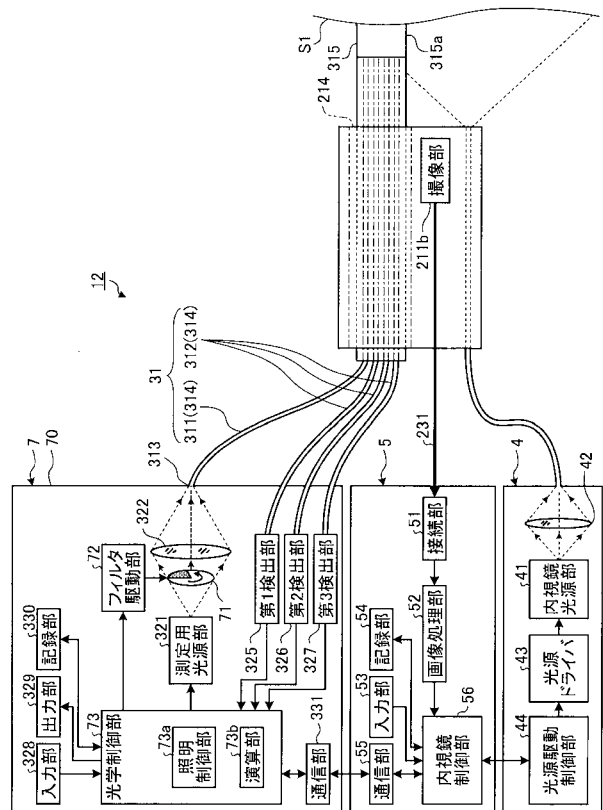
【図 6】



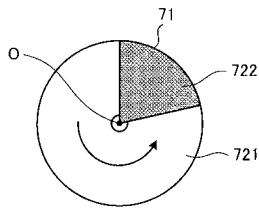
【図 7】



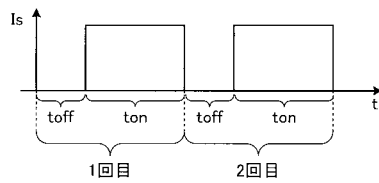
【図 8】



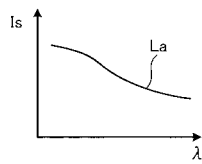
【図 9】



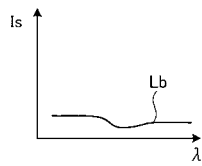
【図 10】



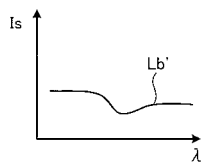
【図 12】



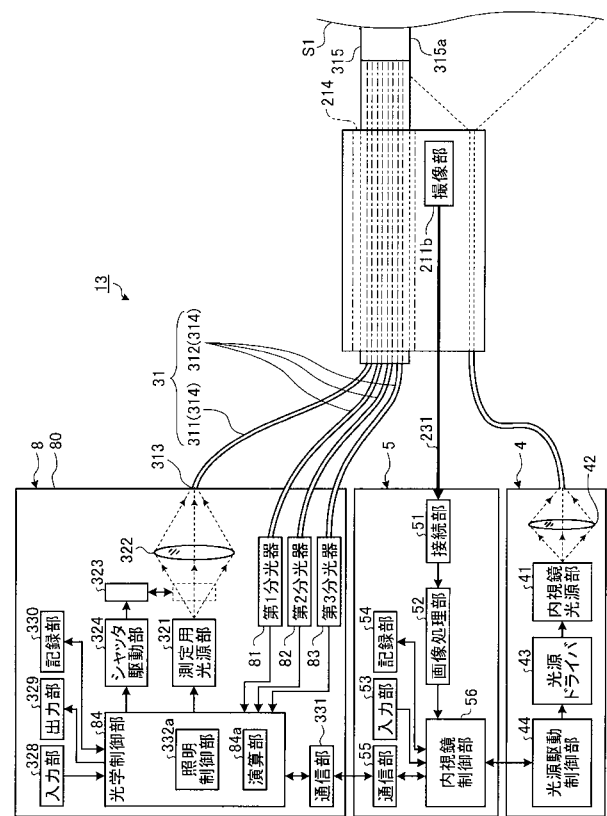
【図 13】



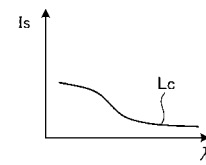
【図 14】



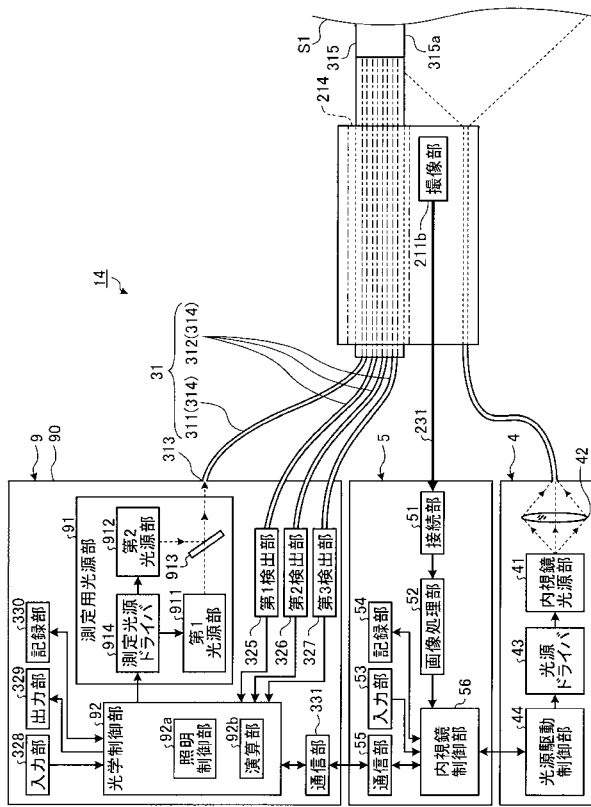
【図 11】



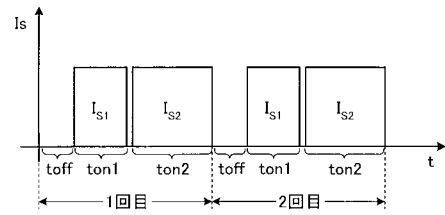
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/056187

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(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)

A61B1/06

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X Y	JP 2000-14629 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 November 2000 (08.11.2000), paragraphs [0148] to [0151] (Family: none)	1-4 6
Y	JP 9-56662 A (Hitachi, Ltd.), 04 March 1997 (04.03.1997), paragraph [0006]; fig. 2 (Family: none)	6
A	JP 10-337274 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 December 1998 (22.12.1998), paragraph [0199] (Family: none)	1-6

☐ 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
05 June, 2013 (05.06.13)Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 6 1 8 7	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/06(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. A61B1/06			
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 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で利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	
X Y	JP 2000-14629 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.11.08, 【0148】～【0151】（ファミリーなし）	1 - 4 6	
Y	JP 9-56662 A（株式会社日立製作所）1997.03.04, 【0006】, 図2（ファミリーなし）	6	
A	JP 10-337274 A（オリンパス光学工業株式会社）1998.12.22, 【0199】（ファミリーなし）	1 - 6	
☐ 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 05.06.2013		国際調査報告の発送日 18.06.2013	
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） 伊藤 昭治	2Q 4077 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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, BN, 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, PA, 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

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 NN01 QQ02 RR03 RR18 RR26 SS21

(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	JPWO2013133341A1	公开(公告)日	2015-07-30
申请号	JP2014503523	申请日	2013-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	庄野裕基 伊藤遼佑 高岡秀行		
发明人	庄野 裕基 伊藤 遼佑 高岡 秀行		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B1/00006 A61B1/00096 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/0075 A61B5/7225		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA10 2H040/CA27 2H040/GA06 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR03 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/607834 2012-03-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种光学测量装置，该光学测量装置能够在不延长测量时间的情况下在保持SN比的同时测量生物组织。光学测量装置3使测量光源单元321在从光学测量装置3的测量开始到测量结束的时间内交替地发射和停止测量光，并且使测量光源单元321执行测量光。照明控制单元332a用于通过使用用于发射测量光的发射时间长于用于停止的停止时间来发射测量光到测量光源单元321，并且检测由第一检测单元325检测到的测量光的返回光。在强度中，计算单元332b执行用于去除由活体组织S1反射的来自内窥镜的观察光的返回光的检测强度的计算。

