

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/118400

発行日 平成27年5月11日 (2015. 5. 11)

(43) 国際公開日 平成25年8月15日 (2013. 8. 15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Z	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

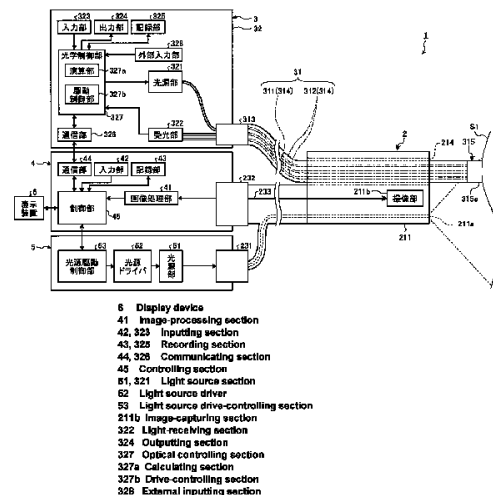
出願番号	特願2013-529894 (P2013-529894)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/082943		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年12月19日 (2012. 12. 19)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(11) 特許番号	特許第5385489号 (P5385489)	(74) 代理人	100089118
(45) 特許公報発行日	平成26年1月8日 (2014. 1. 8)		弁理士 酒井 宏明
(31) 優先権主張番号	61/597, 313	(72) 発明者	後野 和弘
(32) 優先日	平成24年2月10日 (2012. 2. 10)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C161 CC06 DD03 FF40 HH52 HH55 JJ11 JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ07 RR06 RR22 WW02 YY13

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 制御装置、生体光学測定装置および内視鏡システム

(57) 【要約】

先端部 2 1 1 を被検体に挿入し、先端部 2 1 1 に設けられた撮像部によって被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置 2 と、内視鏡装置 2 を介して被検体内に挿入され、被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置 3 であって、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する外部入力部 3 2 8 と、外部入力部 3 2 8 が許可信号の入力を受け付けた場合、生体光学測定装置 3 を駆動する制御を行う駆動制御部 3 2 7 b と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置であって、

前記光学測定を許可する許可信号の入力を受け付ける外部入力部と、

前記外部入力部が前記許可信号の入力を受け付けた場合、当該生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、

を備えたことを特徴とする生体光学測定装置。

【請求項 2】

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置を制御する制御装置であって、

前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、

前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、

を備えたことを特徴とする制御装置。

【請求項 3】

前記位置判定部は、前記体内画像に基づいて、前記被検体内における前記先端部の位置を判定することを特徴とする請求項 2 に記載の制御装置。

【請求項 4】

前記位置判定部は、前記体内画像に対して、各臓器で予め設定される臓器の境界の特徴部分の画像情報を用いるより、前記先端部が前記被検体内における所定の臓器に到達したか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記先端部が前記所定の臓器に到達したと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 2 に記載の制御装置。

【請求項 5】

前記位置判定部は、前記内視鏡装置によって狭帯域化した光が照射された際の前記体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分が予め設定された閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記波長成分が前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 2 に記載の制御装置。

【請求項 6】

前記位置判定部は、前記先端部が前記被検体内へ挿入した長さが予め設定された臓器の位置に対応する閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記挿入した長さが前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 2 に記載の制御装置。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の制御装置と、

前記許可信号出力部から前記許可信号の入力を受け付けた場合、当該生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、

を備えたことを特徴とする生体光学測定装置。

【請求項 8】

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置とを備えた内視鏡システムであって、

10

20

30

40

50

前記光学測定を許可する許可信号の入力を受け付ける外部入力部と、

前記外部入力部が前記許可信号の入力を受け付けた場合、前記生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 9】

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置とを備えた内視鏡システムであって、

前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、

前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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生体光学測定装置の光学測定を制御する制御装置、生体光学測定装置および内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、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生体光学測定装置が知られている。このような生体光学測定装置は、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。たとえば、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明ファイバ先端から生体組織に照射し、複数の受光ファイバを用いて複数の散乱光の周波数スペクトルを測定することによって、生体組織の性状を検出する L E B S (Low-Coherence Enhanced Backscattering) 技術を用いた生体光学測定装置が提案されている。

【0003】

また、撮像手段を用いて生体を撮像し、生体画像中の血管を解析することにより、血液の成分を計測する技術が知られている（特許文献 1 を参照）。この技術では、生体画像に含まれる血管の画像を生成し、この血管の画像を生体画像に重畳して表示モニタに表示させることで、血管が撮像に適した領域に位置しているか否かを使用者に容易に把握させることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 - 44491 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上述した従来技術では、臓器等の測定対象に応じて定められた場所で測定を行わなければならないことがある。しかしながら、上述した従来技術では、使用者の意志で測定を行うことができるため、使用者が本来測定すべき場所以外の場所で測定を行ってしまう可能性があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、生体内の適切な場所のみで測定を実現することができる制御装置、生体光学測定装置および内視鏡システム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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる生体光学測定装置は、先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置であって、前記光学測定を許可する許可信号の入力を受け付ける外部入力部と、前記外部入力部が前記許可信号の入力を受け付けた場合、当該生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

また、本発明にかかる制御装置は、先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置を制御する制御装置であって、前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、を備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 0 9 】

また、本発明にかかる制御装置は、上記発明において、前記位置判定部は、前記体内画像に基づいて、前記被検体内における前記先端部の位置を判定することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる制御装置は、上記発明において、前記位置判定部は、前記体内画像に対して、各臓器で予め設定される臓器の境界の特徴部分の画像情報を用いるより、前記先端部が前記被検体内における所定の臓器に到達したか否かを判定し、前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記先端部が前記所定の臓器に到達したと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする。

20

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる制御装置は、上記発明において、前記位置判定部は、前記内視鏡装置によって狭帯域化した光が照射された際の前記体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分が予め設定された閾値を超えたか否かを判定し、前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記波長成分が前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる制御装置は、上記発明において、前記位置判定部は、前記先端部が前記被検体内へ挿入した長さが予め設定された臓器の位置に対応する閾値を超えたか否かを判定し、前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記挿入した長さが前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる生体光学測定装置は、上記のいずれか一つに記載の制御装置と、前記許可信号出力部から前記許可信号の入力を受け付けた場合、当該生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置とを備えた内視鏡システムであって、前記光学測定を許可する許可信号の入力を受け付ける外部入力部と、前記外部入力部が前記許可信号の入力を受け付けた場合、前記生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、を備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光

50

学測定装置とを備えた内視鏡システムであって、前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、制御装置または外部入力部が生体光学測定装置に対して被検体内における生体組織の光学測定を許可する許可信号を出力するので、生体内の適切な場所のみで測定を実行することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

10

【0017】

【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模式図である。

【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にかかる内視鏡システムを用いて施術者が被検体に対して検査を行っている際の状況を模式的に示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの生体光学測定装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

20

【図6】図6は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの位置判定部が判定する判定方法の概要を説明する図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの処理装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図8】図8は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システム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3にかかる内視鏡システムの処理装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図10】図10は、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

30

【図11】図11は、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡システムの処理装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図12】図12は、本発明の実施の形態5にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図13】図13は、本発明の実施の形態5にかかる内視鏡システムの生体光学測定装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図14】図14は、本発明の実施の形態6にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明にかかる生体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技術を用いた生体光学測定装置を備えた内視鏡システム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。

【0019】

(実施の形態1)

50

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模式図である。図 1 に示すように、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 は、被検体内に導入され、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（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生体光学測定装置 3 と、内視鏡装置 2 の照明光（観察光）を生成する照明装置 5 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 の各部を制御する処理装置 4（プロセッサ）と、処理装置 4 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。

【0020】

内視鏡装置 2 は、被検体内に挿入される挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端部側であって施術者が把持する操作部 2 2 と、操作部 2 2 より延伸する可撓性のユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

10

【0021】

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実現される。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、処理具用チャンネルを連通する開口部 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。

20

【0022】

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体鉗子、レーザメス、生体光学測定装置 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、処理装置 4、照明装置 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。

【0023】

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、照明装置 5 に対して着脱自在なコネクタ部 2 3 1 と、処理装置 4 に対して着脱自在なコネクタ部 2 3 2 とを有する。ユニバーサルコード 2 3 は、照明装置 5 から出射された照明光を、コネクタ部 2 3 1、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 に伝播する。ユニバーサルコード 2 3 は、先端部 2 1 1 に設けられた撮像部が撮像した画像信号を処理装置 4 に伝送する。

30

【0024】

生体光学測定装置 3 は、内視鏡装置 2 の処置具挿入部 2 2 2 を介し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 に測定光を出射するとともに、測定プローブ 3 1 を介して入射した生体組織（測定対象物）からの戻り光（反射光）および / または散乱した散乱光を受光して生体組織の性状を推定する本体部 3 2 と、本体部 3 2 の測定結果等を処理装置 4 に伝送する伝送ケーブル 3 3 と、を備える。

40

【0025】

処理装置 4 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して入力された内視鏡装置 2 の先端部 2 1 における撮像部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す。処理装置 4 は、伝送ケーブル 3 3 を介して入力された生体光学測定装置 3 の測定結果を記録する。処理装置 4 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】

照明装置 5 は、白色光源や集光レンズ等を用いて構成される。照明装置 5 は、白色光源からの白色光を、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

50

2へ照明光として供給する。

【0027】

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。表示装置6は、映像ケーブル61を介して処理装置4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生体光学測定装置3の測定結果等を表示する。これにより、施術者は、表示装置6が表示する画像(体内画像)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。さらに、補助者も、表示装置6が表示する画像を観察することで、被検体に対する内視鏡装置2の観察位置を把握することができる。

【0028】

つぎに、図1で説明した生体光学測定装置3、処理装置4および照明装置5の詳細な構成について説明する。図2は、内視鏡システム1の構成を模式的に示すブロック図である。

【0029】

まず、生体光学測定装置3の詳細な構成について説明する。生体光学測定装置3は、測定プローブ31と、本体部32と、を備える。

【0030】

測定プローブ31は、複数の光ファイバを用いて実現される。たとえば、測定プローブ31は、生体組織S1に照明光を出射する照明ファイバ311と、生体組織で反射した反射光および/または散乱光が異なる角度で入射する複数の受光ファイバ312とを用いて実現される。照明ファイバ311および受光ファイバ312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31は、コネクタ部313と、可撓部314と、先端部315と、を有する。

【0031】

コネクタ部313は、本体部32に着脱自在に接続される。コネクタ部313は、本体部32から出射された照明光を測定プローブ31に出射するとともに、測定プローブ31を介して入射される反射光および/または散乱光を本体部32に出射する。

【0032】

可撓部314は、可撓性を有し、本体部32から出射される照明光を照明ファイバ311の端面が露出する先端を含む先端部315に伝播するとともに、先端部315を介して入射する反射光および/または散乱光を本体部32に伝播する。

【0033】

先端部315は、可撓部314から伝播された照明光を生体組織S1に対して出射するとともに、生体組織S1で反射した反射光および/または散乱光が入射する。先端部315には、透過性を有するロッド315aが光学部材として設けられている。ロッド315aは、生体組織S1表面と照明ファイバ311および受光ファイバ312の先端との距離が一定となるように円柱形状をなす。なお、図2では、2本の受光ファイバ312を有する測定プローブ31を例に説明したが、少なくとも2種類以上の散乱角度が異なる散乱光を受光できればよいため、受光ファイバ312が2本以上であってもよい。さらに、照明ファイバ311も1本以上あればよい。

【0034】

本体部32は、光源部321と、受光部322と、入力部323と、出力部324と、記録部325と、通信部326と、光学制御部327と、外部入力部328と、を備える。

【0035】

光源部321は、白色LED(Light Emitting Diode)、キセノンランプまたはレーザ等のインコヒーレント光源と、必要に応じて一または複数のレンズとを用いて実現される。光源部321は、コネクタ部313および測定プローブ31を介して生体組織S1に照明光を出射する。

【0036】

受光部 3 2 2 は、測定プローブ 3 1 から出射された光であって生体組織 S 1 で反射した反射光および / または散乱光を受光して測定する。受光部 3 2 2 は、複数の分光測定器を用いて実現される。具体的には、受光部 3 2 2 の分光測定器は、受光ファイバ 3 1 2 の数に応じて設けられる。受光部 3 2 2 は、測定プローブ 3 1 から入射された反射光および / または散乱光のスペクトル成分および強度分布を測定して、各波長の測定を行う。受光部 3 2 2 は、測定結果を光学制御部 3 2 7 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

入力部 3 2 3 は、プッシュ式のスイッチやタッチパネル等を用いて実現され、生体光学測定装置 3 の起動を指示する起動信号または他の各種の操作を指示する操作信号の入力を受けて光学制御部 3 2 7 へ出力する。

10

【 0 0 3 8 】

出力部 3 2 4 は、液晶または有機 E L の表示ディスプレイおよびスピーカ等を用いて実現され、生体光学測定装置 3 における各種処理に関する情報を出力する。

【 0 0 3 9 】

記録部 3 2 5 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、生体光学測定装置 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 2 5 は、生体光学測定装置 3 の処理中の情報を一時的に記録する。また、記録部 3 2 5 は、生体光学測定装置 3 の測定結果を記録する。

【 0 0 4 0 】

通信部 3 2 6 は、伝送ケーブル 3 3 を介して処理装置 4 との通信を行うための通信インターフェースである。生体光学測定装置 3 の測定結果を処理装置 4 に伝送するとともに、処理装置 4 から送信された指示信号や制御信号を光学制御部 3 2 7 へ出力する。

20

【 0 0 4 1 】

光学制御部 3 2 7 は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。光学制御部 3 2 7 は、生体光学測定装置 3 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 3 2 7 は、生体光学測定装置 3 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、生体光学測定装置 3 の動作を制御する。光学制御部 3 2 7 は、受光部 3 2 2 による測定結果を記録部 3 2 5 に記録する。光学制御部 3 2 7 は、演算部 3 2 7 a と、駆動制御部 3 2 7 b とを有する。

【 0 0 4 2 】

演算部 3 2 7 a は、受光部 3 2 2 による測定結果に基づいて、複数の演算処理を行い、生体組織 S 1 の性状に関わる特性値を演算する。この特性値の種別は、たとえば入力部 3 2 3 が受け付けた指示情報にしたがって設定される。

30

【 0 0 4 3 】

駆動制御部 3 2 7 b は、外部入力部 3 2 8 から入力される光学測定を許可する許可信号を受信した場合、生体光学測定装置 3 を駆動する制御を行う。具体的には、駆動制御部 3 2 7 b は、光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、生体光学測定装置 3 の光学測定を可能にする。

【 0 0 4 4 】

外部入力部 3 2 8 は、プルスイッチ等のリモートスイッチを用いて構成される。外部入力部 3 2 8 は、生体光学測定装置 3 に接続され、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号 (測定トリガ) の入力を受け付ける。具体的には、外部入力部 3 2 8 は、内視鏡装置 2 を操作する施術者以外の補助者が操作することによって、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。また、本実施の形態 1 では、外部入力部 3 2 8 と生体光学測定装置 3 との接続を無線接続、たとえば赤外線通信で生体光学測定装置 3 と双方向に通信可能に接続してもよい。さらに、外部入力部 3 2 8 に施術者や補助者の生体情報 (指紋や静脈) を記録する記録部と、施術者または補助者の生体情報を読み取る読取部と、読取部が読み取った生体情報と、記録部が記録する生体情報とを判定する判定部を設け、この判定部の結果に応じて、外部入力部 3 2 8 の操作入力を受け付けてもよい。

40

50

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

画像処理部 4 1 は、コネクタ部 2 3 2 および映像ケーブル 2 3 3 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 で撮影されたデジタル信号である画像信号を取得し、取得した画像信号に対して所定の画像処理を行う。具体的には、画像処理部 4 1 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、撮像素子がベイヤー配列の場合には画像信号の同時化処理、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 4 1 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する。画像処理部 4 1 は、制御部 4 5 を介して画像信号を表示装置 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。

10

【 0 0 4 7 】

入力部 4 2 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実現され、内視鏡システム 1 の各種指示情報の入力を受け付ける。具体的には、入力部 4 2 は、被検体情報（たとえば ID、生年月日、名前等）、内視鏡装置 2 の識別情報（たとえば ID や検査対応項目）および検査内容等の各種指示情報の入力を受け付ける。

20

【 0 0 4 8 】

記録部 4 3 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、処理装置 4 および照明装置 5 を動作させるための各種プログラムを記録する。記録部 4 3 は、処理装置 4 の処理中の情報を一時的に記録する。記録部 4 3 は、画像処理部 4 1 が画像処理を施した画像信号および生体光学測定装置 3 の測定結果を記録する。なお、記録部 4 3 は、処理装置 4 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。

【 0 0 4 9 】

通信部 4 4 は、伝送ケーブル 3 3 を介して生体光学測定装置 3 との通信を行うための通信インターフェースである。

【 0 0 5 0 】

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

30

【 0 0 5 1 】

つぎに、照明装置 5 について説明する。照明装置 5 は、光源部 5 1 と、光源ドライバ 5 2 と、光源駆動制御部 5 3 と、を備える。

【 0 0 5 2 】

光源部 5 1 は、白色 LED またはキセノンランプ等を用いて構成される。光源部 5 1 は、内視鏡装置 2 に供給する照明光を発生する。

40

【 0 0 5 3 】

光源ドライバ 5 2 は、光源駆動制御部 5 3 の制御のもと、光源部 5 1 に所定の電力を供給する。これにより、光源部 5 1 から発せられた光は、コネクタ部 2 3 1 およびユニバーサルコード 2 3 を介して挿入部 2 1 の先端部 2 1 1 の照明部 2 1 1 a から生体組織 S 1 に照射される。

【 0 0 5 4 】

光源駆動制御部 5 3 は、CPU 等を用いて実現され、処理装置 4 から入力される指示信号に基づいて、光源ドライバ 5 2 を制御する。

【 0 0 5 5 】

以上のように構成された内視鏡システム 1 の生体光学測定装置 3 が実行する処理につい

50

て説明する。図 3 は、内視鏡システム 1 を用いて施術者が被検体に対して検査を行っている際の状況を模式的に示す図である。図 4 は、内視鏡システム 1 の生体光学測定装置 3 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0056】

図 4 に示すように、光学制御部 327 は、外部入力部 328 から光学測定の測定を許可する許可信号が入力されたか否かを判断する（ステップ S101）。具体的には、図 3 に示すように、補助者 O3（看護師）は、表示装置 6 が順次表示する被検体 O1（患者）の体内画像を観察することによって、施術者 O2（医師）が操作する内視鏡装置 2 の先端部 211 が被検体 O1 内の所定の臓器（たとえば十二指腸または胃）に到達した場合、外部入力部 328 を操作する。このような状況下で、光学制御部 327 は、生体光学測定装置 3 の光学測定を許可する許可信号が入力されたか否かを判断する。許可信号が入力された場合（ステップ S101：Yes）、光学制御部 327 は、生体光学測定装置 3 の光学測定を可能にする（ステップ S102）。具体的には、駆動制御部 327b は、光源部 321 および受光部 322 を駆動させる。この際、駆動制御部 327b は、出力部 324 に生体光学測定装置 3 の光学測定が可能になったことを音や表示等で出力させてもよい。

10

【0057】

これに対して、許可信号が入力されていない場合（ステップ S101：No）、光学制御部 327 は、生体光学測定装置 3 の光学測定を禁止する（ステップ S103）。具体的には、駆動制御部 327b は、光源部 321 および受光部 322 を駆動させない。この場合において、駆動制御部 327b は、入力部 323 から生体光学測定装置 3 の光学測定の開始信号が入力されたとき、出力部 324 に生体光学測定装置 3 の光学測定ができない旨を音や表示等で警告させてもよい。

20

【0058】

続いて、光学制御部 327 は、光学測定が終了したか否かを判断する（ステップ S104）。具体的には、光学制御部 327 は、入力部 323 から光学測定の終了を指示する指示信号が入力されたか否かを判断する。光学測定が終了したと光学制御部 327 が判断した場合（ステップ S104：Yes）、生体光学測定装置 3 は、本処理を終了する。これに対して、光学測定が終了していないと光学制御部 327 が判断した場合（ステップ S104：No）、生体光学測定装置 3 は、ステップ S101 へ戻る。

30

【0059】

以上説明した本発明の実施の形態 1 では、駆動制御部 327b が外部入力部 328 から入力される生体光学測定装置 3 の光学測定を許可する測定許可信号を受信した場合、生体光学測定装置 3 の光学測定を可能にする制御を行う。これにより、生体内の適切な場所（たとえば胃や十二指腸）のみで測定を実行することができ、ヒューマンエラーを確実に防止することができる。

【0060】

なお、本実施の形態 1 では、駆動制御部 327b が許可信号を受信した場合、生体光学測定装置 3 の光源部 321 および受光部 322 を駆動することにより、光学測定を可能にしていたが、たとえば演算部 327a が演算した光学測定の演算結果に対して演算結果が有効であることを示すフラグを付加して記録部 325 に記録させてもよい。これにより、施術者以外の人々が別の場所で生体光学測定装置 3 の測定結果を用いて被検体を診察する場合、生体内の適切な場所で確実に測定されたか否かを判断することができる。

40

【0061】

（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 にかかる内視鏡システムは、上述した内視鏡システムの制御装置の構成が異なるとともに、処理が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの制御装置の構成を説明後、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0062】

50

図 5 は、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 100 の構成を模式的に示すブロック図である。図 5 に示すように、内視鏡システム 100 は、生体光学測定装置 3 と、照明装置 5、表示装置 6 と、処理装置 8 と、を備える。

【0063】

処理装置 8 は、画像処理部 41 と、入力部 42 と、通信部 44 と、記録部 81 と、制御部 82 と、を備える。

【0064】

記録部 81 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、処理装置 8 および照明装置 5 を動作させるための各種プログラムを記録する。記録部 81 は、処理装置 8 の処理中の情報を一時的に記録する。記録部 81 は、臓器情報記録部 811 を有する。臓器情報記録部 811 は、後述する制御部 82 が画像処理部 41 によって画像処理された画像信号に対応する体内画像に対して、パターンマッチングで判定する際に用いられる各臓器で予め設定される臓器の境界の特徴部分、たとえば十二指腸の幽門の画像情報を記録する。

【0065】

制御部 82 は、CPU 等を用いて実現される。制御部 82 は、処理装置 8 の各部の処理動作を制御する。制御部 82 は、位置判定部 821 と、許可信号出力部 822 と、を有する。

【0066】

位置判定部 821 は、画像処理部 41 を介して撮像部 211b によって撮像された画像信号を取得し、取得した画像信号に対応する体内画像に基づいて、被検体内における内視鏡装置 2 の先端部 211 の位置を判定する。具体的には、位置判定部 821 は、画像処理部 41 を介して撮像部 211b によって撮像された画像信号を取得し、取得した画像信号に対応する体内画像に対して臓器情報記録部 811 が記録する画像情報を用いてパターンマッチングを行うことにより、内視鏡装置 2 の先端部 211 が所定の臓器に到達したか否かを判定する。たとえば、位置判定部 821 は、撮像部 211b が撮像した画像信号に対応する体内画像に対して、胃と十二指腸との境界を判定することにより、内視鏡装置 2 の先端部 211 が十二指腸に到達したか否かを判定する。具体的には、図 6 に示すように、位置判定部 821 は、撮像部 211b が連続的に撮像する画像 P_n (n = 自然数) に対して、臓器情報記録部 811 が記録する画像情報を用いてパターンマッチングを行うことにより、画像 P_n に含まれる幽門 S_2 が所定の大きさ、たとえば幅 d_1 から幅 d_2 になった場合 (図 6 (a) → 図 6 (b))、内視鏡装置 2 の先端部 211 が十二指腸に到達したと判定する。なお、位置判定部 821 は、入力部 42 から入力される指示信号に応じて、臓器情報記録部 811 が記録する画像情報を変更することで、判定する臓器の境界を適宜変更することができる。また、図 6 においては、位置判定部 821 は、幽門 S_2 の形状変化によって、内視鏡装置 2 の先端部 211 が十二指腸に到達したか否かを判定していたが、他の部位の形状で判定を行ってもよい。

【0067】

許可信号出力部 822 は、位置判定部 821 の判定結果に基づいて、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。具体的には、許可信号出力部 822 は、位置判定部 821 が内視鏡装置 2 の先端部 211 が予め設定された臓器、たとえば十二指腸に到達したと判定した場合、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。このため、本実施の形態 2 では、位置判定部 821 および許可信号出力部 822 を含む制御部 82 が生体光学測定装置 3 に対して許可信号を出力する制御装置として機能する。

【0068】

以上のように構成された内視鏡システム 100 の処理装置 8 が実行する処理について説明する。図 7 は、内視鏡システム 100 の処理装置 8 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0069】

図 7 に示すように、制御部 82 は、撮像部 211b によって撮像された画像信号に対し

10

20

30

40

50

て画像処理部 4 1 が画像処理を施して生成した体内画像を取得する（ステップ S 2 0 1 ）。

【 0 0 7 0 】

続いて、位置判定部 8 2 1 は、体内画像に対してパターンマッチングを行うことにより、所定の臓器、たとえば幽門が所定の大きさになったか否かを判定する（ステップ S 2 0 2 ）。幽門が所定の大きさになったと位置判定部 8 2 1 が判定した場合（ステップ S 2 0 2 : Y e s ）、内視鏡システム 1 0 0 は、後述するステップ S 2 0 3 へ移行する。これに対して、幽門が所定の大きさになっていないと位置判定部 8 2 1 が判定した場合（ステップ S 2 0 2 : N o ）、内視鏡システム 1 0 0 は、後述するステップ S 2 0 6 へ移行する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 0 3 において、許可信号出力部 8 2 2 は、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する（ステップ S 2 0 3 ）。これにより、生体光学測定装置 3 の駆動制御部 3 2 7 b は、光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、光学測定を可能にする。

【 0 0 7 2 】

続いて、制御部 8 2 は、内視鏡検査が終了したか否かを判断する（ステップ S 2 0 4 ）。具体的には、制御部 8 2 は、入力部 4 2 から検査を終了する指示信号が入力されたか否かを判断する。内視鏡検査が終了したと制御部 8 2 が判断した場合（ステップ S 2 0 4 : Y e s ）、処理装置 8 は、本処理を終了する。これに対して、内視鏡検査が終了していない場合（ステップ S 2 0 4 : N o ）、制御部 8 2 は、撮像部 2 1 1 b によって撮像された画像信号に対して画像処理部 4 1 が画像処理を施して生成した体内画像を取得し（ステップ S 2 0 5 ）、処理装置 8 は、ステップ S 2 0 3 へ戻る。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 0 2 において、幽門が所定の大きさになっていないと位置判定部 8 2 1 が判定した場合（ステップ S 2 0 2 : N o ）、制御部 8 2 は、内視鏡検査が終了したか否かを判断する（ステップ S 2 0 6 ）。内視鏡検査が終了したと制御部 8 2 が判断した場合（ステップ S 2 0 6 : Y e s ）、処理装置 8 は、本処理を終了する。これに対して、内視鏡検査が終了していないと制御部 8 2 が判断した場合（ステップ S 2 0 6 : N o ）、処理装置 8 は、ステップ S 2 0 1 へ戻る。

【 0 0 7 4 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、許可信号出力部 8 2 2 が位置判定部 8 2 1 によって内視鏡装置 2 の先端部 2 1 1 が所定の臓器に到達したと判定された場合、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。これにより、生体内の適切な場所のみで測定を自動で実行することができ、ヒューマンエラーを確実に防止することができる。

【 0 0 7 5 】

なお、本実施の形態 2 では、駆動制御部 3 2 7 b が通信部 4 4 および通信部 3 2 6 を介して許可信号出力部 8 2 2 から測定許可信号を受信した場合、生体光学測定装置 3 の光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、光学測定を可能にしていたが、たとえば演算部 3 2 7 a が演算した光学測定の演算結果に対して演算結果が有効であることを示すフラグを付加して記録部 3 2 5 に記録させてもよい。これにより、施術者以外の人や施術者が別の場所で生体光学測定装置 3 の測定結果を用いて被検体を診察する場合、測定すべき場所で測定されたか否かを判断することができる。

【 0 0 7 6 】

また、本実施の形態 2 では、処理装置 8 の制御部 8 2 に位置判定部 8 2 1 および許可信号出力部 8 2 2 を設けていたが、たとえば生体光学測定装置 3 に設けてもよい。これにより、生体光学測定装置 3 のみで生体内の適切な場所で測定を実行することができる。

【 0 0 7 7 】

（実施の形態 3 ）

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 にかかる内視鏡シス

10

20

30

40

50

テムは、上述した内視鏡システムの照明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 3 にかかる内視鏡システムの照明装置の構成を説明後、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0078】

図 8 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 200 の構成を模式的に示すブロック図である。図 8 に示すように、内視鏡システム 200 は、生体光学測定装置 3 と、表示装置 6 と、処理装置 8 と、照明装置 9 と、を備える。

【0079】

照明装置 9 は、光源部 51 と、光源ドライバ 52 と、光源駆動制御部 53 と、特殊光源部 91 と、を備える。

【0080】

特殊光源部 91 は、白色照明光とは波長帯域が異なる光であって狭帯域バンドパスフィルタによって狭帯域化した G（緑色）、B（青色）の成分の光を特殊光として発生する。特殊光源部 91 が発生する特殊光としては、たとえば血液中のヘモグロビンに吸収されやすくなるように狭帯域化された青色光（たとえば青色光：400nm～500nm）および緑色光（たとえば緑色光：500nm～600nm）の 2 種類の帯域の NBI（Narrow Band Imaging）照明光等を挙げることができる。本実施の形態 3 では、特殊光源部 91 は、NBI 照明光を特殊光として発生する。

【0081】

以上の構成を有する内視鏡システム 200 の処理装置 8 が実行する処理について説明する。図 9 は、内視鏡システム 200 の処理装置 8 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0082】

図 9 に示すように、制御部 82 は、照明装置 9 に特殊光を照射させる（ステップ S301）。具体的には、制御部 82 は、光源駆動制御部 53 に対して特殊光源部 91 を駆動させる駆動信号を出力する。これにより、内視鏡システム 200 は、被検体の生体内に対して、NBI 照明光で照明することができる。

【0083】

続いて、制御部 82 は、撮像部 211b によって撮像された画像信号に対して画像処理部 41 が画像処理を施して生成した体内画像を取得する（ステップ S302）。

【0084】

その後、位置判定部 821 は、体内画像に含まれる波長成分である赤色の輝度成分が閾値を超えたか否かを判定する（ステップ S303）。具体的には、位置判定部 821 は、体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分、たとえば十二指腸粘膜には胆汁が含まれており、NBI（NBI 照明光）ではこの胆汁が鮮やかな赤色となるので、十二指腸で測定した際の体内画像に含まれる波長成分である赤色の輝度成分が閾値を超えたか否かを判定する。体内画像に含まれる赤色の輝度成分が閾値を超えたと位置判定部 821 が判定した場合（ステップ S303：Yes）、処理装置 8 は、ステップ S304 へ移行する。これに対して、体内画像に含まれる赤色の輝度成分が閾値を超えていない場合（ステップ S303：No）、処理装置 8 は、ステップ S307 へ移行する。

【0085】

ステップ S304～ステップ S307 は、図 7 のステップ S203～ステップ S206 にそれぞれ対応する。

【0086】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、許可信号出力部 822 が位置判定部 821 によって体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分が予め設定された閾値を超えたと判定した場合、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。これにより、生体内の適切な場所のみで測定を自動で実行することができ、ヒューマンエラーを確実に防止することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

なお、本実施の形態 3 では、駆動制御部 3 2 7 b が測定許可信号を受信した場合、生体光学測定装置 3 の光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、光学測定を可能にしていたが、たとえば演算部 3 2 7 a が演算した光学測定の演算結果に対して演算結果が有効であることを示すフラグを付加して記録部 3 2 5 に記録させてもよい。これにより、施術者が別の場所で生体光学測定装置 3 の測定結果を用いて被検体を診察する場合、測定すべき場所で測定されたか否かを判断することができる。

【 0 0 8 8 】

また、本実施の形態 3 では、処理装置 8 の制御部 8 2 に位置判定部 8 2 1 および許可信号出力部 8 2 2 を設けていたが、たとえば生体光学測定装置 3 に設けてもよい。これにより、生体光学測定装置 3 のみで光学測定すべき場所で確実に測定することができる。

10

【 0 0 8 9 】

(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 にかかる内視鏡システムは、上述した内視鏡システムの内視鏡装置における挿入部および制御装置の構成が異なるうえ、内視鏡の挿入部の形状および位置を観察する内視鏡挿入形状観察装置をさらに備える。このため、以下においては、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの内視鏡装置における挿入部、制御装置および内視鏡挿入形状観察装置について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 9 0 】

20

図 1 0 は、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システム 3 0 0 の構成を模式的に示すブロック図である。図 1 0 に示すように、内視鏡システム 3 0 0 は、内視鏡装置 1 0 と、内視鏡挿入形状観察装置 1 1 (以下、「UPD 装置 1 1」という) と、処理装置 1 2 と、を備える。

【 0 0 9 1 】

内視鏡装置 1 0 は、上述した実施の形態 1 ~ 4 の挿入部 2 1 に変えて挿入部 1 0 1 を備える。挿入部 1 0 1 は、被検体内に挿入される。挿入部 1 0 1 は、先端部 1 0 2 に撮像部 2 1 1 b と磁気発生コイル 2 1 5 と、コネクタ部 2 3 4 と、を有する。

【 0 0 9 2 】

磁気発生コイル 2 1 5 は、磁気を発生する磁気発生用コイルによって実現される。磁気発生コイル 2 1 5 は、挿入部 1 0 1 に対して所定の間隔で複数配置される。

30

【 0 0 9 3 】

UPD 装置 1 1 は、コイル駆動部 1 1 1 と、センスコイルユニット 1 1 2 と、UPD 制御部 1 1 3 と、を備える。UPD 装置 1 1 は、被検体の近傍に配置される。

【 0 0 9 4 】

コイル駆動部 1 1 1 は、UPD 制御部 1 1 3 の制御のもと、コネクタ部 2 3 4 を介して磁気発生コイル 2 1 5 に対して所定の周波数のドライブ信号を印加することにより磁界を発生させる。

【 0 0 9 5 】

センスコイルユニット 1 1 2 は、磁界を検出するためにそれぞれ所定の位置関係で配置された複数のセンスコイルからなり、各磁気発生コイル 2 1 5 の位置を検出する。

40

【 0 0 9 6 】

UPD 制御部 1 1 3 は、CPU 等を用いて実現され、UPD 装置 1 1 の各部を制御する。UPD 制御部 1 1 3 は、距離算出部 1 1 3 a を有する。

【 0 0 9 7 】

距離算出部 1 1 3 a は、センスコイルユニット 1 1 2 が検出した検出信号に基づいて、挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 2 の距離を算出する。具体的には、距離算出部 1 1 3 a は、センスコイルユニット 1 1 2 が検出した検出信号に基づいて、挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 2 が被検体の所定の位置、たとえば口や肛門から挿入された位置までの距離を算出する。

【 0 0 9 8 】

50

処理装置 1 2 は、画像処理部 4 1 と、入力部 4 2 と、記録部 4 3 と、通信部 4 4 と、制御部 1 2 1 と、を備える。

【 0 0 9 9 】

制御部 1 2 1 は、C P U 等を用いて実現される。制御部 1 2 1 は、処理装置 1 2 の各部の処理動作を制御する。制御部 1 2 1 は、位置判定部 1 2 1 a と、許可信号出力部 1 2 1 b と、を有する。

【 0 1 0 0 】

位置判定部 1 2 1 a は、U P D 装置 1 1 から入力される算出結果に基づいて、内視鏡装置 1 0 の先端部 1 0 2 が被検体内へ挿入した長さが予め設定された臓器の位置に対応する閾値を超えたか否かを判定する。具体的には、位置判定部 1 2 1 a は、U P D 装置 1 1 から入力される算出結果に基づいて、内視鏡装置 1 0 の先端部 1 0 2 が被検体の所定の位置（たとえば口）から挿入された長さが予め臓器毎にそれぞれ設定された閾値（たとえば口から胃までの長さや口から十二指腸までの長さ）を超えたか否かを判定する。

10

【 0 1 0 1 】

許可信号出力部 1 2 1 b は、位置判定部 1 2 1 a の判定結果に基づいて、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。具体的には、許可信号出力部 1 2 1 b は、位置判定部 1 2 1 a が内視鏡装置 1 0 の先端部 1 0 2 が所定の臓器、たとえば十二指腸に到達したと判定した場合、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。このため、本実施の形態 4 では、位置判定部 1 2 1 a および許可信号出力部 1 2 1 b を含む制御部 1 2 1 が生体光学測定装置 3 に対して許可信号を出力する制御装置として機能する。

20

【 0 1 0 2 】

以上のように構成された内視鏡システム 3 0 0 の処理装置 1 2 が実行する処理について説明する。図 1 1 は、内視鏡システム 3 0 0 の処理装置 1 2 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 1 0 3 】

図 1 1 に示すように、制御部 1 2 1 は、U P D 装置 1 1 から算出結果を受信したか否かを判断する（ステップ S 4 0 1）。U P D 装置 1 1 から算出結果を受信した場合（ステップ S 4 0 1：Y e s）、後述するステップ S 4 0 2 へ移行する。これに対して、U P D 装置 1 1 から算出結果を受信していない場合（ステップ S 4 0 1：N o）、後述するステップ S 4 0 4 へ移行する。

30

【 0 1 0 4 】

ステップ S 4 0 2 において、位置判定部 1 2 1 a は、U P D 装置 1 1 から受信した算出結果に基づいて、内視鏡装置 1 0 の挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 2 が挿入された長さが予め設定された臓器の位置を示す閾値を超えたか否かを判定する。内視鏡装置 1 0 の挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 2 が挿入された長さが閾値を超えていると位置判定部 1 2 1 a が判定した場合（ステップ S 4 0 2：Y e s）、処理装置 1 2 は、ステップ S 4 0 3 へ移行する。これに対して、内視鏡装置 1 0 の挿入部 1 0 1 の先端部 1 0 2 が挿入された長さが閾値を超えていないと位置判定部 1 2 1 a が判定した場合（ステップ S 4 0 2：N o）、処理装置 1 2 は、後述するステップ S 4 0 4 へ移行する。

40

【 0 1 0 5 】

ステップ S 4 0 3 において、許可信号出力部 1 2 1 b は、生体光学測定装置 3 に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。これにより、生体光学測定装置 3 の駆動制御部 3 2 7 b は、光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、光学測定を可能にする。

【 0 1 0 6 】

続いて、制御部 1 2 1 は、内視鏡検査が終了したか否かを判断する（ステップ S 4 0 4）内視鏡検査が終了したと制御部 1 2 1 が判断した場合（ステップ S 4 0 4：Y e s）、処理装置 1 2 は、本処理を終了する。これに対して、内視鏡検査が終了していないと制御部 1 2 1 が判断した場合（ステップ S 4 0 4：N o）、処理装置 1 2 は、ステップ S 4 0

50

1へ戻る。

【0107】

以上説明した本発明の実施の形態4によれば、許可信号出力部121bが位置判定部121aによって内視鏡装置10の挿入部101の先端部102が挿入された距離が閾値を超えたと判定された場合、生体光学測定装置3に対して光学測定を許可する許可信号を出力する。これにより、生体内の適切な場所のみで測定を自動で実行することができ、ヒューマンエラーを確実に防止することができる。

【0108】

なお、本実施の形態4では、駆動制御部327bが測定許可信号を受信した場合、生体光学測定装置3の光源部321および受光部322を駆動することにより、光学測定を可能にしていたが、たとえば演算部327aが演算した光学測定の演算結果に対して演算結果が有効であることを示すフラグを付加して記録部325に記録させてもよい。これにより、施術者が別の場所で生体光学測定装置3の測定結果を用いて被検体を診察する場合、測定すべき場所で測定されたか否かを判断することができる。

【0109】

また、本実施の形態4では、処理装置12の制御部121に位置判定部121aおよび許可信号出力部121bを設けていたが、たとえば生体光学測定装置3に設けてもよい。これにより、生体光学測定装置3のみで光学測定すべき場所で確実に測定することができる。

【0110】

また、本実施の形態4では、位置判定部121aが内視鏡装置10の挿入部101の先端部102が挿入された距離が閾値を超えたか否かを判定していたが、たとえば、先端部102の形状が予め設定された臓器を示す形状になったか否かを判定するようにしてもよい。

【0111】

(実施の形態5)

つぎに、本発明の実施の形態5について説明する。本実施の形態5にかかる内視鏡システムは、測定プローブのコネクタ部および内視鏡装置の挿入部のコネクタ部にそれぞれID情報を記録するID情報記録部を有し、このID情報を読み取る読取部を有する。このため、以下においては、本実施の形態5にかかる内視鏡システムの制御装置および生体光学測定装置の構成を説明後、本実施の形態5にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0112】

図12は、本実施の形態5にかかる内視鏡システム400の構成を模式的に示すブロック図である。図12に示すように、内視鏡システム400は、照明装置5と、処理装置13と、生体光学測定装置14と、を備える。

【0113】

処理装置13は、画像処理部41と、入力部42と、記録部43と、通信部44と、読取部131と、制御部132と、を有する。

【0114】

読取部131は、たとえばバーコードリーダやQRリーダ等を用いて構成され、コネクタ部232に貼付されたID情報記録部231a(バーコードやQRコード(登録商標))から内視鏡装置2のID情報(以下、「スコープID」という)を読み取り、読み取った内視鏡装置2のID情報を制御部132に出力する。ここで、スコープIDとは、内視鏡装置2が被検体に対して使用可能な検査項目情報、対応臓器情報、種類情報および機種情報である。

【0115】

制御部132は、CPU等を用いて構成され、処理装置13の各部を制御する。制御部132は、スコープ識別部132aを有する。

【0116】

スコープ識別部 1 3 2 a は、読取部 1 3 1 から入力されたスコープ I D に基づいて、内視鏡装置 2 が被検体に対して使用可能な対応臓器や検査項目を識別し、この識別結果を、通信部 4 4 および通信部 3 2 6 を介して生体光学測定装置 1 4 に出力する。

【 0 1 1 7 】

生体光学測定装置 1 4 は、光源部 3 2 1 と、受光部 3 2 2 と、入力部 3 2 3 と、出力部 3 2 4 と、記録部 3 2 5 と、通信部 3 2 6 と、読取部 1 4 1 と、光学制御部 1 4 2 と、を備える。

【 0 1 1 8 】

読取部 1 4 1 は、たとえばバーコードリーダや Q R リーダ等を用いて構成され、コネクタ部 3 1 3 に貼付された I D 情報記録部 3 1 3 a (バーコードや Q R コード (登録商標)) から測定プローブ 3 1 の I D 情報 (以下、「プローブ I D」という) を読み取り、読み取った測定プローブ 3 1 の I D 情報を光学制御部 1 4 2 に出力する。ここで、プローブ I D とは、測定プローブ 3 1 が被検体に対して使用可能な検査項目情報、対応臓器情報、種類情報および機種情報である。

10

【 0 1 1 9 】

光学制御部 1 4 2 は、 C P U 等を用いて構成され、生体光学測定装置 1 4 の各部を制御する。光学制御部 1 4 2 は、演算部 3 2 7 a と、駆動制御部 3 2 7 b と、プローブ識別部 1 4 2 a と、プローブ判定部 1 4 2 b と、を有する。

【 0 1 2 0 】

プローブ識別部 1 4 2 a は、読取部 1 4 1 から入力された測定プローブ 3 1 の I D 情報に基づいて、測定プローブ 3 1 が被検体に対して使用可能な対応臓器や検査項目を識別し、この識別した結果をプローブ判定部 1 4 2 b に出力する。

20

【 0 1 2 1 】

プローブ判定部 1 4 2 b は、スコープ I D とプローブ I D とに基づいて、内視鏡装置 2 に対して測定プローブ 3 1 が対応可能であるか否かを判定する。具体的には、プローブ判定部 1 4 2 b は、スコープ I D とプローブ I D とに基づいて、内視鏡装置 2 の検査項目と測定プローブ 3 1 の検査項目とが一致するか否かを判定する。

【 0 1 2 2 】

以上のように構成された内視鏡システム 4 0 0 の生体光学測定装置 1 4 が実行する処理について説明する。図 1 3 は、内視鏡システム 4 0 0 の生体光学測定装置 1 4 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

30

【 0 1 2 3 】

図 1 3 に示すように、制御部 1 3 2 は、通信部 4 4 および通信部 3 2 6 を介して処理装置 1 3 からスコープ I D を取得し (ステップ S 5 0 1) 、プローブ I D を取得する (ステップ S 5 0 2) 。

【 0 1 2 4 】

続いて、プローブ判定部 1 4 2 b は、スコープ I D およびプローブ I D に基づいて、内視鏡装置 2 および測定プローブ 3 1 の検査項目が一致しているか否かを判定する (ステップ S 5 0 3) 。検査項目が一致しているとプローブ判定部 1 4 2 b が判定した場合 (ステップ S 5 0 3 : Y e s) 、駆動制御部 3 2 7 b は、初期化処理を実行する (ステップ S 5 0 4) 。具体的には、駆動制御部 3 2 7 b は、測定プローブ 3 1 のホワイトバランス等を調整するキャリブレーション処理を行う。

40

【 0 1 2 5 】

その後、駆動制御部 3 2 7 b は、生体光学測定装置 1 4 の測定を許可する (ステップ S 5 0 5) 。具体的には、駆動制御部 3 2 7 b は、光源部 3 2 1 および受光部 3 2 2 を駆動することにより、生体光学測定装置 1 4 の測定を可能にする。ステップ S 5 0 5 の後、生体光学測定装置 1 4 は、本処理を終了する。

【 0 1 2 6 】

ステップ S 5 0 3 において、検査項目が一致していないとプローブ判定部 1 4 2 b が判定した場合 (ステップ S 5 0 3 : N o) 、駆動制御部 3 2 7 b は、出力部 3 2 4 に警告を

50

表示させる（ステップ S 5 0 6）。その後、生体光学測定装置 1 4 は、本処理を終了する。

【 0 1 2 7 】

以上説明した本発明の実施の形態 5 によれば、駆動制御部 3 2 7 b がプローブ判定部 1 4 2 b によってスコープ I D とプローブ I D とが一致した場合、生体光学測定装置 1 4 の光学測定を可能に制御する。これにより、異なる組み合わせで内視鏡装置 2 と測定プローブ 3 1 とが使用されることがないので、誤った測定プローブ 3 1 が使用されることを確実に防止することができる。

【 0 1 2 8 】

なお、本実施の形態 5 では、コネクタ部に貼付された I D 情報記録部から各 I D 情報を読み取って内視鏡装置 2 と測定プローブ 3 1 との検査項目が一致するか否かを判定していたが、たとえばコネクタ部の形状で判断してもよい。たとえば、コネクタ部の形状を検査項目毎に形状を変更することによって検査項目が一致するか否かを判定してもよい。この場合、コネクタ部の形状としてピン（突起）の数に応じて検査項目（たとえば上部用または下部用）を対応付けてもよい。

【 0 1 2 9 】

（実施の形態 6）

つぎに、本発明の実施の形態 6 について説明する。本実施の形態 6 にかかる内視鏡システムは、上述した内視鏡システムの生体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 6 にかかる内視鏡システムの生体光学測定装置の構成について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 1 3 0 】

図 1 4 は、本実施の形態 6 にかかる内視鏡システム 5 0 0 の構成を模式的に示すブロック図である。図 1 4 に示すように、内視鏡システム 5 0 0 は、生体光学測定装置 1 5 を備える。

【 0 1 3 1 】

生体光学測定装置 1 5 は、光源部 3 2 1 と、受光部 3 2 2 と、入力部 3 2 3 と、出力部 3 2 4 と、記録部 3 2 5 と、切替部 1 5 1 と、駆動部 1 5 2 と、光学制御部 1 5 3 と、を備える。

【 0 1 3 2 】

切替部 1 5 1 は、測定プローブ 3 1 の接続を切り替える。具体的には、切替部 1 5 1 は、測定プローブ 3 1 が接続される位置に進退可能な板 1 5 1 a を有し、板 1 5 1 a が駆動部 1 5 2 によって上下方向に駆動されることにより、測定プローブ 3 1 の接続を禁止する。

【 0 1 3 3 】

駆動部 1 5 2 は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて実現され、光学制御部 1 5 3 の制御のもと、切替部 1 5 1 を駆動する。

【 0 1 3 4 】

光学制御部 1 5 3 は、C P U 等を用いて実現され、生体光学測定装置 1 5 の各部を制御する。光学制御部 1 5 3 は、演算部 3 2 7 a と、駆動制御部 3 2 7 b と、プローブ識別部 1 4 2 a と、プローブ判定部 1 4 2 b と、コネクタ制御部 1 5 3 a と、を有する。

【 0 1 3 5 】

コネクタ制御部 1 5 3 a は、通信部 4 4 および通信部 3 2 6 を介して処理装置 1 3 からスコープ I D を受信した場合、駆動部 1 5 2 を駆動し、測定プローブ 3 1 のコネクタ部 3 1 3 が生体光学測定装置 1 5 に接続可能な状態に制御する。具体的には、コネクタ制御部 1 5 3 a は、処理装置 1 3 からスコープ I D を受信した場合、駆動部 1 5 2 を駆動することにより、切替部 1 5 1 の板 1 5 1 a を上方向に駆動する。これにより、測定プローブ 3 1 のコネクタ部 3 1 3 が生体光学測定装置 1 5 に対して接続可能になる。

【 0 1 3 6 】

以上説明した本発明の実施の形態 6 によれば、内視鏡装置 2 が処理装置 1 3 に接続され

10

20

30

40

50

るまで、生体光学測定装置 1 5 に測定プローブ 3 1 の接続を禁止する。これにより、誤った組み合わせで測定プローブ 3 1 を接続しようとしても、物理的に接続することができなくなるので、測定プローブ 3 1 の間違いを確実に防止することができる。

【符号の説明】

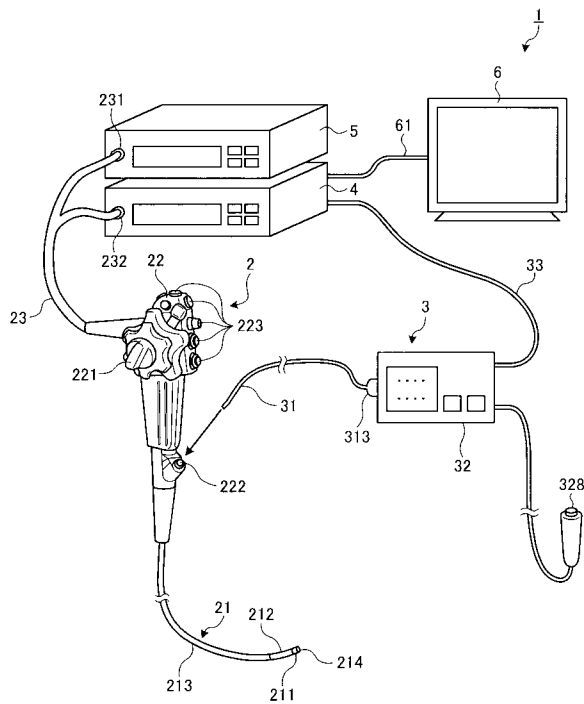
【 0 1 3 7 】

1 , 1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0 , 4 0 0 , 5 0 0	内視鏡システム	
2 , 1 0	内視鏡装置	
3 , 1 4 , 1 5	生体光学測定装置	
4 , 8 , 1 2 , 1 3	処理装置	
5 , 9	照明装置	10
6	表示装置	
1 1	内視鏡挿入形状観察装置	
2 1 , 1 0 1	挿入部	
2 2	操作部	
2 3	ユニバーサルコード	
3 1	測定プローブ	
3 2	本体部	
3 3	伝送ケーブル	
4 1	画像処理部	
4 2 , 3 2 3	入力部	20
4 3 , 8 1 , 3 2 5	記録部	
4 4 , 3 2 6	通信部	
4 5 , 8 2 , 1 2 1 , 1 3 2 , 1 4 2	制御部	
5 1	光源部	
5 2	光源ドライバ	
5 3	光源駆動制御部	
6 1	映像ケーブル	
9 1	特殊光源部	
1 0 2 , 2 1 1	先端部	
1 1 1	コイル駆動部	30
1 1 2	センスコイルユニット	
1 1 3	UPD制御部	
1 1 3 a	距離算出部	
1 2 1 a , 8 2 1	位置判定部	
1 2 1 b , 8 2 2	許可信号出力部	
1 3 1 , 1 4 1	読取部	
1 3 2 a	スコープ識別部	
1 4 2 a	プローブ識別部	
1 4 2 b	プローブ判定部	
1 4 2 , 1 5 3	光学制御部	40
1 5 1	切替部	
1 5 1 a	板	
1 5 2	駆動部	
1 5 3 a	コネクタ制御部	
1 5 3	光学制御部	
2 1 1 a	照明部	
2 1 1 b	撮像部	
2 1 2	湾曲部	
2 1 3	可撓管部	
2 1 4	開口部	50

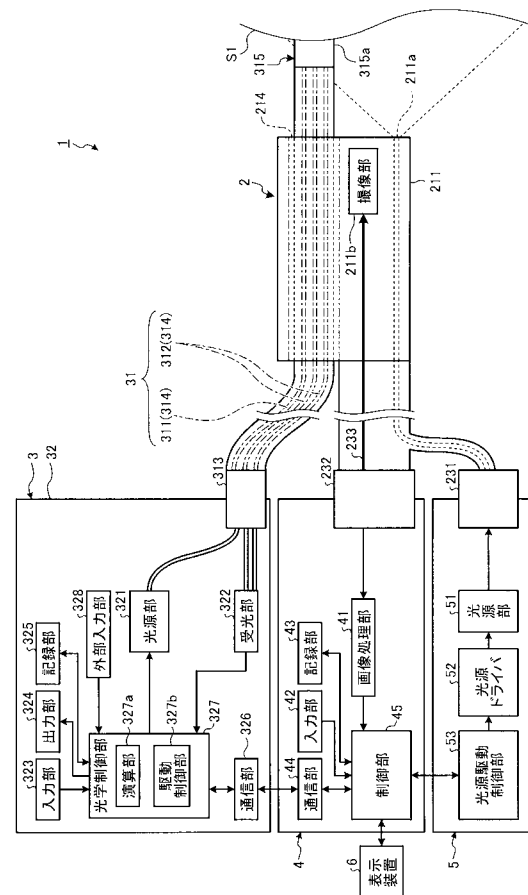
- 2 1 5 磁気発生コイル
- 2 2 1 湾曲ノブ
- 2 2 2 処理具挿入部
- 2 2 3 スイッチ部
- 2 3 1 , 2 3 2 , 2 3 4 , 3 1 3 コネクタ部
- 2 3 1 a , 3 1 3 a I D 情報記録部
- 3 1 1 照明ファイバ
- 3 1 2 受光ファイバ
- 3 1 4 可撓部
- 3 1 5 a ロッド
- 3 1 5 先端部
- 3 2 1 光源部
- 3 2 2 受光部
- 3 2 4 出力部
- 3 2 7 a 演算部
- 3 2 7 b 駆動制御部
- 3 2 8 外部入力部
- 8 1 1 臓器情報記録部

10

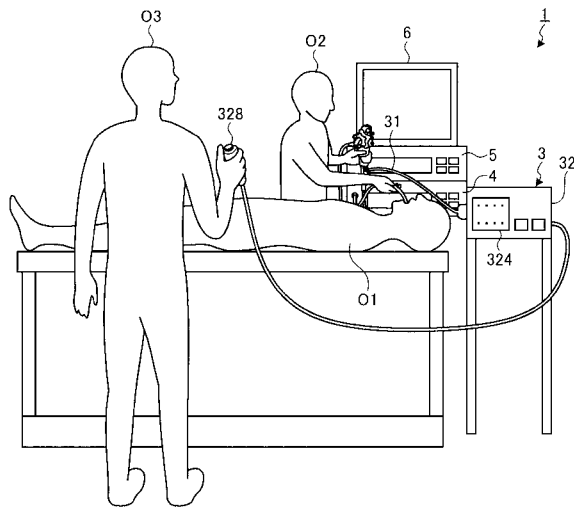
【図 1】



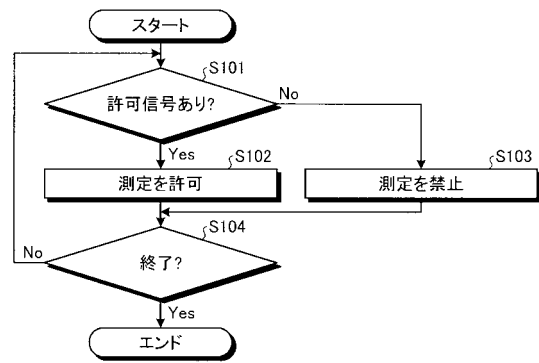
【図 2】



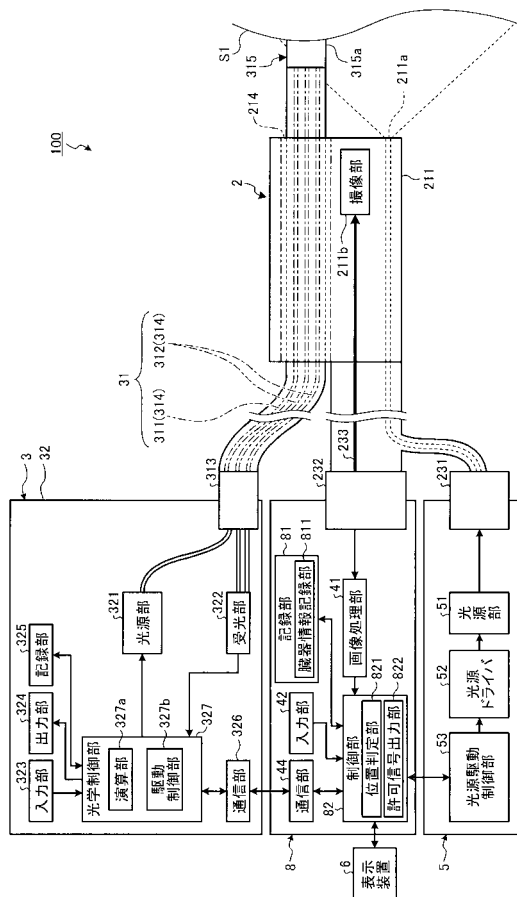
【図 3】



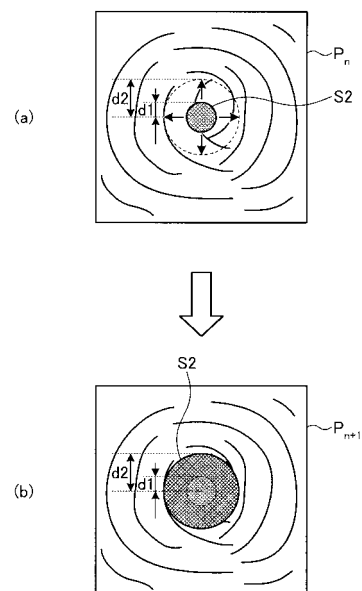
【図 4】



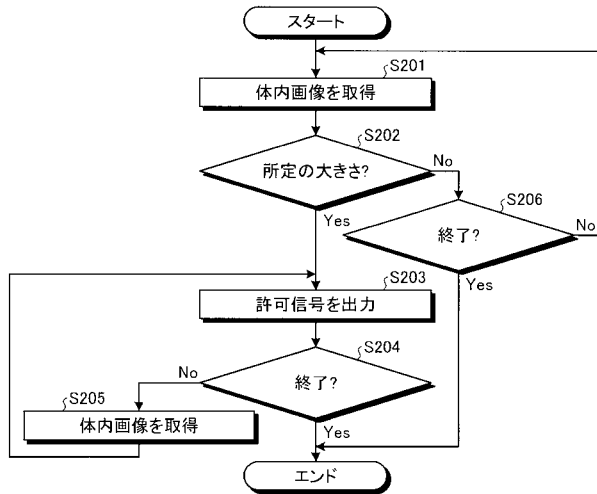
【図 5】



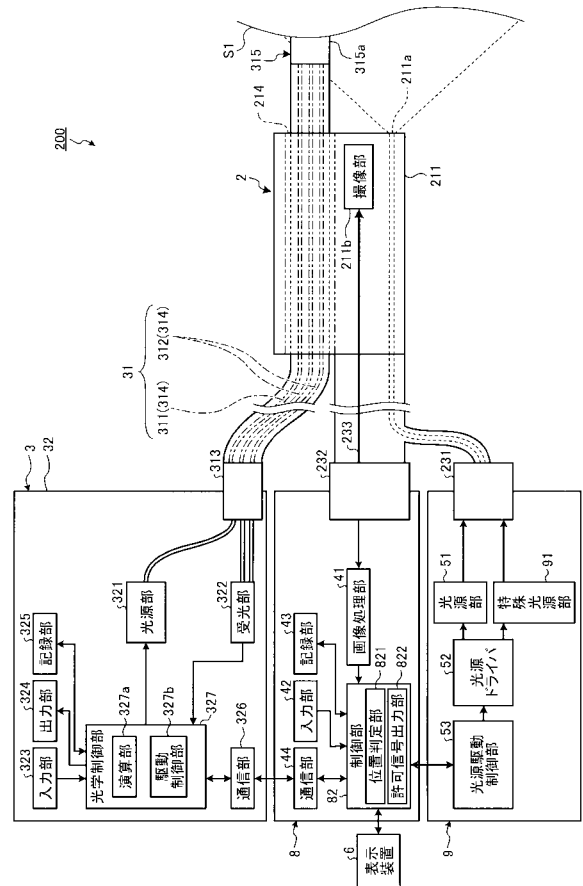
【図 6】



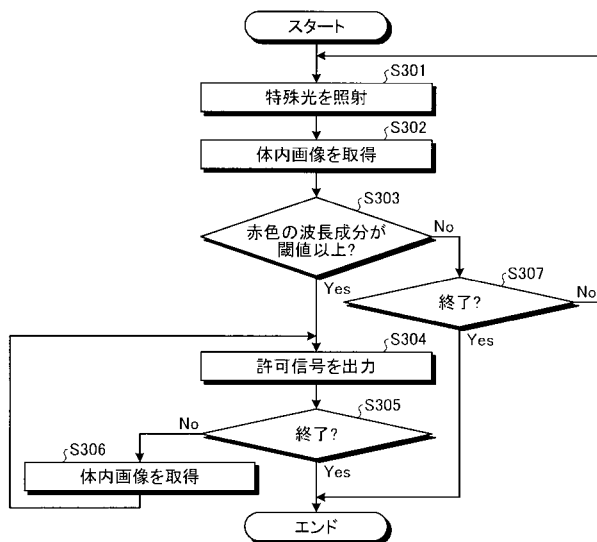
【図 7】



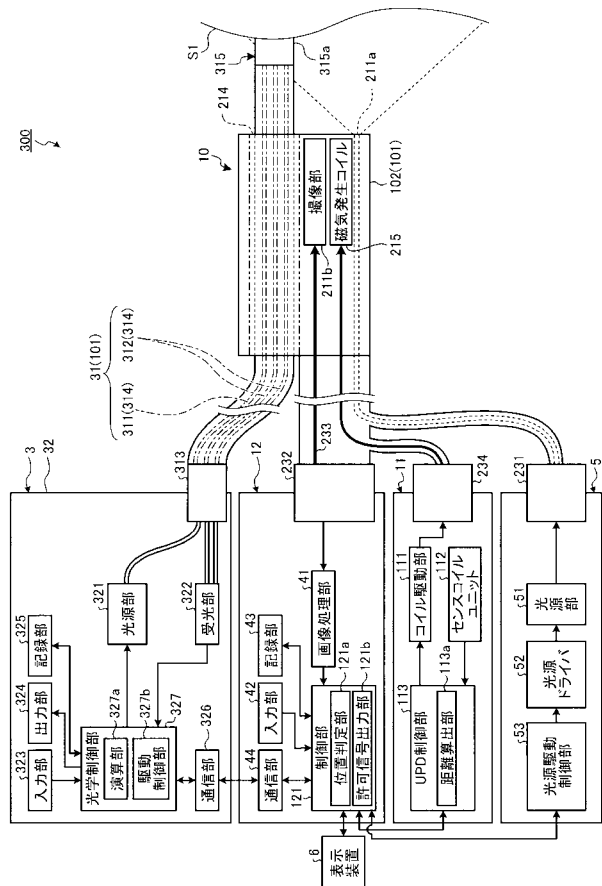
【図 8】



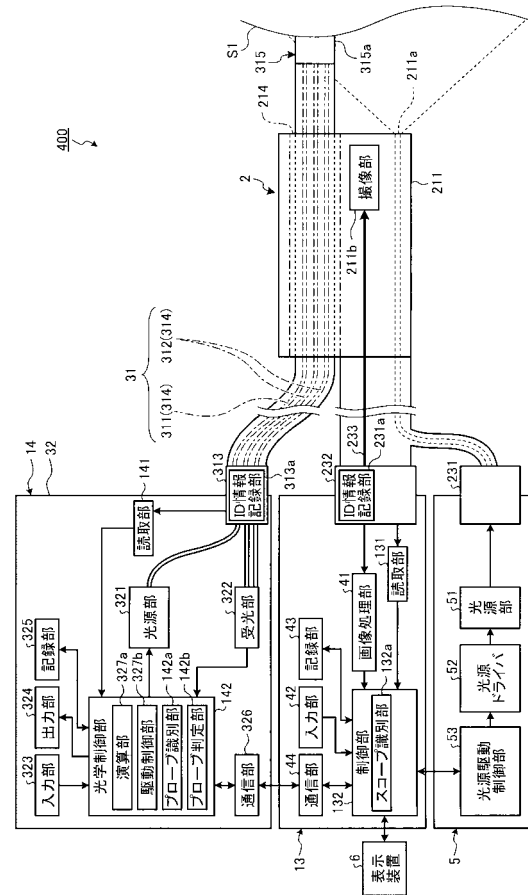
【図 9】



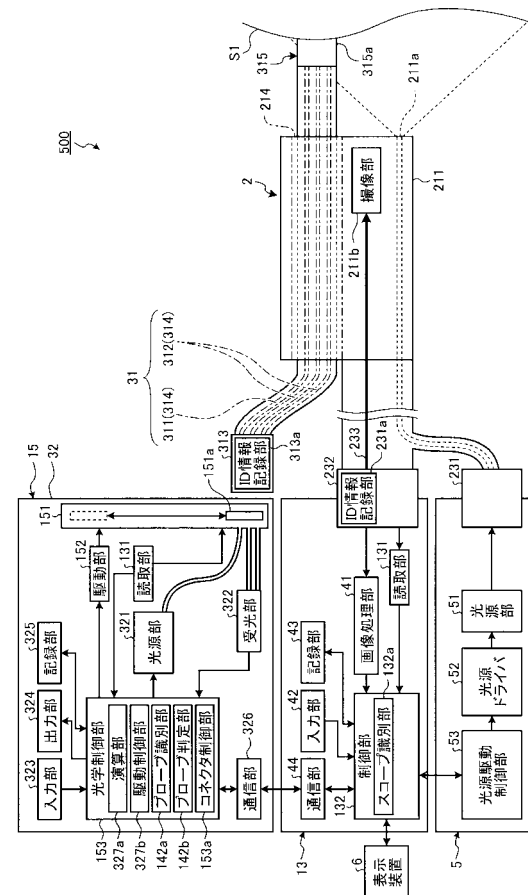
【図 10】



【 図 1 2 】



【 図 1 4 】



【手続補正書】

【提出日】平成25年7月3日(2013.7.3)

【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】

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置を制御する制御装置であって、

前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、

前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、

を備えたことを特徴とする制御装置。

【請求項 2】

前記位置判定部は、前記体内画像に基づいて、前記被検体内における前記先端部の位置を判定することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

【請求項 3】

前記位置判定部は、前記体内画像に対して、各臓器で予め設定される臓器の境界の特徴部分の画像情報を用いることより、前記先端部が前記被検体内における所定の臓器に到達したか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記先端部が前記所定の臓器に到達したと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

【請求項 4】

前記位置判定部は、前記内視鏡装置によって狭帯域化した光が照射された際の前記体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分が予め設定された閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記波長成分が前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

【請求項 5】

前記位置判定部は、前記先端部が前記被検体内へ挿入した長さが予め設定された臓器の位置に対応する閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記挿入した長さが前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の制御装置と、

前記許可信号出力部から前記許可信号の入力を受け付けた場合、当該生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部と、

を備えたことを特徴とする生体光学測定装置。

【請求項 7】

先端部を被検体に挿入し、該先端部に設けられた撮像部によって前記被検体内の体内画像を撮像する内視鏡装置と、前記内視鏡装置を介して前記被検体内に挿入され、前記被検体内における生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置とを備えた内視鏡システムであって、

前記被検体内における前記先端部の位置を判定する位置判定部と、

前記位置判定部の判定結果に基づいて、前記生体光学測定装置に対して前記光学測定を許可する許可信号を出力する許可信号出力部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

前記位置判定部は、前記体内画像に基づいて、前記被検体内における前記先端部の位置を判定することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記位置判定部は、前記体内画像に対して、各臓器で予め設定される臓器の境界の特徴部分の画像情報を用いることより、前記先端部が前記被検体内における所定の臓器に到達したか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記先端部が前記所定の臓器に到達したと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記位置判定部は、前記内視鏡装置によって狭帯域化した光が照射された際の前記体内画像に含まれる測定対象の臓器特有の波長成分が予め設定された閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記波長成分が前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記位置判定部は、前記先端部が前記被検体内へ挿入した長さが予め設定された臓器の位置に対応する閾値を超えたか否かを判定し、

前記許可信号出力部は、前記位置判定部によって前記挿入した長さが前記閾値を超えたと判定された場合、前記生体光学測定装置に対して前記許可信号を出力することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記許可信号出力部から前記許可信号の入力を受け付けた場合、前記生体光学測定装置を駆動する制御を行う駆動制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/082943

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	1996-2013
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 A	JP 2005-319212 A (Pentax Corp.), 17 November 2005 (17.11.2005), paragraphs [0003], [0031], [0035]; fig. 1, 8 (Family: none)	1, 8 2-7, 9
A	JP 2011-206251 A (Olympus Corp.), 20 October 2011 (20.10.2011), entire text; all drawings & CN 102247114 A	1-9
A	JP 2006-223849 A (Pentax Corp.), 31 August 2006 (31.08.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

☒ 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
19 February, 2013 (19.02.13)Date of mailing of the international search report
05 March, 2013 (05.03.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/082943

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 6-304127 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 November 1994 (01.11.1994), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/082943

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The invention in claim 1 and the inventions in claims 2 and 9 have a common technical feature "in a biological optical measurement device for optically measuring a biological tissue, driving the biological optical measurement device in response to the input of an enabling signal".

However, the above-said technical feature cannot be considered to be a special technical feature, since the technical feature does not make a contribution over the prior art in the light of the contents disclosed in JP 2005-319212 A (paragraphs [0003], [0031], [0035]; fig.1, 8).

Further, there is no other same or corresponding special technical feature between these inventions. (Continued to extra sheet)

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/082943

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

Accordingly, the following two inventions (invention groups) are involved in claims.

(Invention 1) the inventions of claims 1 and 8

"A biological optical measurement device wherein an enabling signal which permits the biological optical measurement device to conduct optical measurement is input by an external input section".

(Invention 2) the inventions of claims 2-7 and 9

"A control device which determines the position of the tip of an endoscope and permits, on the basis of the determination result, a biological optical measurement device to conduct optical measurement".

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/082943	
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 1971-2013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 A	JP 2005-319212 A (ペンタックス株式会社) 2005.11.17, 【0003】、【0031】、【0035】及び図1, 8 (ファミリーなし)	1, 8 2-7, 9	
A	JP 2011-206251 A (オリンパス株式会社) 2011.10.20, 全文、全図 & CN 102247114 A	1-9	
A	JP 2006-223849 A (ペンタックス株式会社) 2006.08.31, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9	
☒ 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 19.02.2013		国際調査報告の発送日 05.03.2013	
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) 大▲瀬▼ 裕久 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 8 2 9 4 3

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 6-304127 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.11.01, 全文、 全図 (ファミリーなし)	1-9

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2012/082943

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求項1に係る発明、請求項2, 9に係る発明は、[生体組織の光学測定を行う生体光学測定装置において、許可信号の入力を受け付けた場合に生体光学測定装置を駆動する]という共通の技術的特徴を有している。しかしながら、当該技術的特徴は、JP 2005-319212 A の開示内容 ([0003]、[0031]、[0035] 及び図1, 8 参照) に照らして、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、当該技術的特徴は、特別な技術的特徴であるとはいえない。また、これらの発明の間には、ほかに同一の又は対応する特別な技術的特徴は存在しない。

[補充欄]に続く

1. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☒ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続表(2)) (2009年7月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2012/082943

[補充欄] < 第Ⅲ欄に続く >

そして、請求の範囲には以下に示す2の発明（群）が含まれる。

（発明1）請求項1，8に係る発明

〔光学測定を許可する許可信号の入力を外部入力部により行う生体光学測定装置〕。

（発明2）請求項2－7，9に係る発明

〔内視鏡装置の先端部の位置を判定し、判定結果に基づいて生体光学測定装置の光学測定を許可する制御装置〕。

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

(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)	控制装置，生物光学测量装置，		
公开(公告)号	JPWO2013118400A1	公开(公告)日	2015-05-11
申请号	JP2013529894	申请日	2012-12-19
[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	後野和弘		
发明人	後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00002 A61B1/00006 A61B1/043 A61B1/05 A61B5/066 A61B5/746 A61B2505/05		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.E A61B1/00.300.Z		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/HH55 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR06 4C161/RR22 4C161/WW02 4C161/YY13		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/597313 2012-02-10 US		
其他公开文献	JP5385489B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

顶端部211被插入被检体，内窥镜装置2通过被设置于顶端部211的摄像单元拍摄被检体内的体内图像，并通过内窥镜装置2被插入被检体内。一种用于对对象的生物组织进行光学测量的生物光学测量设备3，其中，外部输入单元328和外部输入单元328向生物光学测量设备3输出允许光学测量的允许信号。驱动控制部327b在接收到允许信号的输入时，控制生物光学测定装置3的驱动。

