

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4217477号
(P4217477)

(45) 発行日 平成21年2月4日(2009.2.4)

(24) 登録日 平成20年11月14日(2008.11.14)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
	A 6 1 B 1/06 Z

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-379307 (P2002-379307)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成14年12月27日(2002.12.27)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2004-208781 (P2004-208781A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成16年7月29日(2004.7.29)	(74) 代理人	100098235
審査請求日	平成17年9月6日(2005.9.6)		弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	宇津井 哲也
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		審査官	長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 診断補助用装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の先端に対向する被検体を撮影する内視鏡システムに繋がれるとともに、前記内視鏡システムから伝送される各種画像データを利用することにより、診断用の材料としての画像を表示させるための画像データを生成する診断補助用装置であって、
被検体を照明するための可視光、及び、生体組織を励起するための励起光を交互に発する光源部と、
前記内視鏡の鉗子チャンネルへ挿入可能な太さを有するとともに、前記光源部から発せられる前記可視光及び前記励起光を基端から先端へと導くプローブと、
前記光源部及び前記プローブの間において前記可視光及び前記励起光の一部の通過を規制するとともに、大きさが可変である略円形の絞りと、
前記プローブの先端面から所定距離だけ離れた面内において、前記プローブの先端面から射出される前記可視光の強度値が所定の閾値を超える第1照射領域、及び、前記プローブの先端面から射出される前記励起光の強度値が所定の閾値を超える第2照射領域を、検出する検出部と、
前記絞りの大きさを変化させることによって、前記検出部により検出される前記第1及び第2照射領域の大きさを制御するとともに、所定の指示を受けた場合に、前記第1及び第2照射領域の相互の位置及び大きさをほぼ一致させる制御部と
を備えることを特徴とする診断補助用装置。

【請求項 2】

前記制御部は、
所定の指示を受けた場合に、前記第 1 及び第 2 照射領域が互いに重なる領域を特定した後、
特定された領域に対して前記第 1 及び第 2 照射領域をほぼ一致させるように、前記絞りの
大きさを制御する
ことを特徴とする請求項 1 記載の診断補助用装置。

【請求項 3】

前記検出部は、
前記可視光のみを検出する多数の第 1 光検出器と、
前記励起光のみを検出する多数の第 2 光検出器と、
前記第 1 及び第 2 光検出器を前記プローブの先端面から所定距離だけ離れた面内に位置さ
せるための治具と
を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の診断補助用装置。

10

【請求項 4】

前記第 1 光検出器は、前記面内において所定中心から放射状に配置されているとともに、
前記第 2 光検出器も、前記面内において前記所定中心から放射状に配置されている
ことを特徴とする請求項 3 記載の診断補助用装置。

【請求項 5】

前記制御部は、
前記所定中心を中心とする円形領域であって所定の閾値を超える強度値を検出している前
記各第 1 検出器のみを含む円形領域のうち、最大の円形領域を第 1 照射領域として特定し
、
前記所定中心を中心とする円形領域であって所定の閾値を超える強度値を検出している前
記各第 2 検出器のみを含む円形領域のうち、最大の円形領域を第 2 照射領域として特定す
る
ことを特定する請求項 4 記載の診断補助用装置。

20

【請求項 6】

前記絞りは、虹彩絞りであり、
前記制御部は、前記虹彩絞りを制御するための駆動機構を有する
ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れかに記載の診断補助用装置。

【発明の詳細な説明】

30

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、体腔壁下の生体組織の状態の診断に利用される画像の画像データを生成する診
断補助用装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、生体組織に特定の波長の光を照射すると生体組織が励起して蛍光を発することが、
知られている。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織が発する蛍光の強
度が正常な生体組織が発する蛍光の強度よりも弱いことも、良く知られている。近年では
、このような知識に基づいて、食道や胃腸などの体腔の内壁（体腔壁）において異常組織
の有無の確認並びにその位置及び大きさの特定をするための診断補助用装置が、開発され
つつある（特許文献 1 参照）。

40

【0003】

この診断補助用装置は、その概略的な構成として、束ねられた多数の光ファイバを有する
プローブ、被検体である体腔壁を照明するための可視光と体腔壁下の生体組織を励起させ
るための励起光とをプローブの基端面へ交互に繰り返し入射させる光源部、及び、内視鏡
システムの光源プロセッサ装置から出力される画像データに特定の処理を施してモニタ等
に出力する画像処理部を、備えている。

【0004】

そして、プローブの先端が、体腔内に挿入されている内視鏡の鉗子チャンネルへ引き通され

50

、且つ、内視鏡の先端面から突出している状態にあると、診断補助用装置は、このプローブを通じて可視光及び励起光を体腔壁に交互に照射する。すると、可視光を表面にて反射する体腔壁の像と蛍光を発する体腔壁の像とが、内視鏡システムにより交互にモノクロ撮影され、モノクロ撮影により順次生成される画像データ（可視光照射時に得られる参照画像データ、励起光照射時に得られる蛍光画像データ）が、光源プロセッサ装置から診断補助用装置の画像処理部へ送られる。

【0005】

画像処理部は、参照画像データと蛍光画像データとを一組取得する毎に、被検体の状態の診断に利用される画像（特殊観察画像）を表示させるための画像データを順次生成する。より具体的には、画像処理部は、まず、モニタに表示された場合に白黒モノクロとなるようなカラー画像データを参照画像データに基づいて生成し、続いて、そのカラー画像データにおいて患部を示していると判断され得る画素を、参照画像データ及び蛍光画像データを利用して特定し、その後、上記カラー画像データ中の特定された画素のみを例えば赤色を表示する画素に変換することにより、特殊観察画像の画像データを生成する。そして、画像処理部は、特殊観察画像の画像データをNTSC信号などに変換してモニタに出力する。

10

【0006】

従って、この診断補助用装置を用いて被験者に施術を行う術者は、モニタに表示された特殊観察画像の中の白黒モノクロ部分により、体腔壁の輪郭や凹凸を認識することができる。とともに、その画像において斑点状や塊状として赤く示される部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織のある部位、すなわち、病変が生じている可能性の高い部位の位置や大きさを、認知することができる。

20

【0007】

【特許文献1】

特開2000-023903号公報

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、従来の診断補助用装置の画像処理部は、特殊観察画像の画像データを生成する際、参照画像データと蛍光画像データとにおける同じ座標上の画素の階調値を比較することにより、その画素を患部として表示するか否かを判別している。つまり、体腔壁上の同じ箇所から到来する可視光と蛍光の強度を比較することにより、その箇所を患部として表示するか否かを判別している。このため、比較結果にエラーや誤差を生じさせないようにするためには、体腔壁へ照射される可視光と励起光の照射範囲ができるだけ一致している必要がある。

30

【0009】

しかしながら、可視光と励起光の波長帯域が異なるため、光源からプローブまでの間にある光学系にずれが生じていた場合や、プローブを径の異なるものに交換した場合には、プローブの先端面から射出される可視光と励起光の配光角、すなわち、それらの照射範囲が一致しなくなることがあった。

【0010】

本発明は、上述したような問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、プローブの先端面から射出される可視光と励起光の配光角ができるだけ同じになるように調節することができる診断補助用装置を、提供することにある。

40

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明による診断補助用装置は、以下のような構成を採用した。

【0012】

すなわち、本発明による診断補助用装置は、内視鏡の先端に対向する被検体を撮影する内視鏡システムに繋がれるとともに、前記内視鏡システムから伝送される各種画像データを

50

利用することにより、診断用の材料としての画像を表示させるための画像データを生成する診断補助用装置であって、被検体を照明するための可視光、及び、生体組織を励起するための励起光を交互に発する光源部と、前記内視鏡の鉗子チャンネルへ挿入可能な太さを有するとともに、前記光源部から発せられる前記可視光及び前記励起光を基端から先端へと導くプローブと、前記光源部及び前記プローブの間において前記可視光及び前記励起光の一部の通過を規制するとともに、大きさが可変である略円形の絞りと、前記プローブの先端面から所定距離だけ離れた面内において、前記プローブの先端面から射出される前記可視光の強度値が所定の閾値を超える第1照射領域、及び、前記プローブの先端面から射出される前記励起光の強度値が所定の閾値を超える第2照射領域を、検出する検出部と、前記絞りの大きさを変化させることによって、前記検出部により検出される前記第1及び第2照射領域の大きさを制御するとともに、所定の指示を受けた場合に、前記第1及び第2照射領域の相互の位置及び大きさをほぼ一致させる制御部とを備えることを、特徴としている。

10

【0013】

このように、所定の指示を受けた制御部が、プローブの先端面から所定距離だけ離れた面内での可視光及び励起光の照射領域である第1及び第2照射領域がほぼ同じ大きさとなるまで、光源部とプローブとの間にある絞りの大きさを、変化させるので、利用者は、所定の指示を入力するだけで、簡単に、プローブの先端面から射出される可視光と励起光の配光角ができるだけ同じとなるように、調節することができる。

20

【0014】

なお、本発明による診断補助用装置においては、制御部は、第1及び第2照射領域が互いに重なる領域を特定した後に、特定された領域に対して前記第1及び第2照射領域をほぼ一致させるように絞りの大きさを変化させるものであっても良いし、絞りの大きさを変化させつつ、第1及び第2照射領域の相互の位置及び大きさが一致した時点で絞りの変化を停止させるものであっても良い。

【0015】

また、本発明による診断補助用装置においては、絞りは、虹彩絞りであっても良いし、ターレット式絞りであっても良いし、二枚羽根絞りであっても良いし、略円形の開口部の大きさを変化させることができるものであれば何でも良い。

30

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。

【0017】

図1は、本実施形態の内視鏡システムを概略的に示す構成図である。この内視鏡システムは、電子内視鏡1、光源プロセッサ装置2、診断補助用装置3、映像切替機4、及びモニタMを、備えている。

【0018】

<電子内視鏡>

まず、電子内視鏡1について、説明する。電子内視鏡1は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部1aと、その挿入部1aの先端に組み込まれた湾曲部（図示略）を湾曲操作するためのアングルノブ等が設けられている操作部1bとを、備えている。

40

【0019】

挿入部1aの先端面には、少なくとも3つの貫通孔（図示略）が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ11及び対物レンズ12がそれぞれ嵌め込まれている。他の1つの貫通孔は、鉗子口1cとして利用される。挿入部1a内には、この鉗子口1cと操作部1bに穿たれた鉗子口1dとを結ぶ細管13が、引き通されており、この細管13が、電気メス等の処置具を挿通するための鉗子チャンネルとして、機能する。

【0020】

さらに、挿入部1a内には、先端面が配光レンズ11に対向しているライトガイド14と、対物レンズ12の像面に撮像面が配置された撮像素子15に対して接続されている信号

50

線 16, 17 とが、引き通されている。これらライトガイド 14 及び信号線 16, 17 は、さらに、操作部 1b の側面から延びた可撓管 1e 内に、引き通されており、それらの基端は、可撓管 1e の先端に設けられたコネクタ C の先端に固定されている。

【0021】

＜光源プロセッサ装置＞

次に、光源プロセッサ装置 2 について、説明する。この光源プロセッサ装置 2 は、システムコントロール部 21, 画像処理部 22, 光源部 23, 及び、これらに電力を供給する電源部 24 を、備えている。なお、光源プロセッサ装置 2 には、上記コネクタ C を嵌め込み可能なコネクタ受け（図示略）が、備えられている。このコネクタ受けに上記コネクタ C が嵌め込まれると、ライトガイド 14 の基端が光源部 23 に入り込み、信号線 16 がシステムコントロール部 21 に接続され、信号線 17 が画像処理部 22 に接続される。

10

【0022】

システムコントロール部 21 は、光源プロセッサ装置 2 全体を制御するとともに、基準信号を生成してその信号の出力を制御する。光源プロセッサ装置 2 における各種処理は、この基準信号に従って進行する。このシステムコントロール部 21 は、ケーブル C1 を介して診断補助用装置 3 と接続されており、基準信号を診断補助用装置 3 へ常時出力する。また、システムコントロール部 21 は、ケーブル C2 を介して診断補助用装置 3 と接続されており、光源部 23 の光の出力の開始又は停止を制御するための切替信号を受信する。システムコントロール部 21 は、この切替信号を受けて、光の出力が開始又は停止されるように光源部 23 を制御する。さらに、このシステムコントロール部 21 は、主電源が投入されている間、信号線 16 を介して撮像素子 15 へ駆動信号を、基準信号によって示される一定周期のタイミングに従って、繰り返し送出する。なお、この駆動信号の送出は、光源部 23 による光の出力の有無とは無関係に、常に行われるので、撮像素子 15 は、常時、画像信号を画像処理部 22 へ繰り返し出力する。

20

【0023】

画像処理部 22 は、撮像素子 15 から順次送られてくる画像信号を、基準信号が示す各タイミングに合わせて、取得する。すなわち、画像処理部 22 は、常時、画像信号を取得し続ける。なお、基準信号が示す各タイミングは三個一組を一周期としている。画像処理部 22 は、一周期中の第 1 タイミングで取得された画像信号を R 成分画像データに変換し、第 2 タイミングで取得された画像信号を B 成分画像データに変換し、第 3 タイミングで取得された画像信号を G 成分画像データに変換する。その後、画像処理部 22 は、三個一組の各成分画像データを、NTSC 信号（又は PAL 信号）に変換して出力するとともに、RGB 信号として出力する。なお、画像処理部 22 は、ケーブル C3 を介して映像切替機 4 と接続されているとともに、ケーブル C4 を介して診断補助用装置 3 と接続されており、映像切替機 4 には NTSC 信号を、診断補助用装置 3 には RGB 信号を、それぞれ常時出力する。

30

【0024】

光源部 23 は、光源 23a, シャッター 23b, 及び RGB 回転ホイール 23c を、備えている。光源 23a は、ライトガイド 14 の基端面に向けて可視帯域の照明光を発するランプであり、この照明光の光量は、システムコントロール部 21 によって制御される。シャッター 23b は、光源 23a から発せられる照明光の光路上に配置されており、上記切替信号を受けたシステムコントロール部 21 によって制御されることにより、照明光の光路を遮蔽し、或いは、その遮蔽を解除する。

40

【0025】

RGB 回転ホイール 23c は、円板状の外形を有し、その外周に沿ったリング状の領域に、それぞれ所定の大きさを持つ三つの開口を有している。また、三つの開口には、赤色帯域のみを透過させる R フィルタ、青色帯域のみを透過させる B フィルタ、及び、緑色帯域のみを透過させる G フィルタが、それぞれ嵌め込まれている。この RGB 回転ホイール 23c の中心は、モーターの駆動軸に固定されており、RGB 回転ホイール 23c は、モーターによって回転されると、各フィルタを照明光の光路内に繰り返し挿入する。すると、

50

シャッター 2 3 c が遮蔽を解除している場合、ライトガイド 1 4 の基端面には、赤色光、青色光、及び緑色光が順に繰り返し入射される。なお、R G B 回転ホイール 2 3 c の回転速度は、各フィルタが照明光の光路に挿入されるタイミングが上記基準信号によって示されるタイミングに同期するように、システムコントロール部 2 1 によって制御される。

【0026】

ところで、赤色光、青色光、及び緑色光がライトガイド 1 4 の基端面へ繰り返し入射していると、各色の光は、そのライトガイド 1 4 に導かれた後、配光レンズ 1 1 により拡散されて電子内視鏡 1 の先端に対向した被検体へと照射される。このとき、撮像素子 1 5 が、被検体の赤色光による像、青色光による像、及び、緑色光による像を、それぞれ画像信号（以下、便宜上、赤色画像信号、青色画像信号、及び緑色画像信号という）に順次変換するが、各色画像信号が生成されるタイミングは、第 1 乃至第 3 タイミングにそれぞれ同期されるので、画像処理部 2 2 において生成される R 成分画像データ、B 成分画像データ、及び G 成分画像データは、それぞれ、赤色画像信号、青色画像信号、及び緑色画像信号に基づく画像データとなる。このため、光源部 2 3 が各色の光を出力しているときに画像処理部 2 2 から出力される N T S C 信号や R G B 信号に基づく画像は、カラー画像となる。

【0027】

<診断補助用装置>

次に、診断補助用装置 3 について、説明する。この診断補助用装置 3 は、プローブ P、システムコントロール部 3 1、光源部 3 2、画像処理部 3 3、配光角調節部 3 4、及び、これらに電力を供給する電源部 3 5 を、備えている。

【0028】

プローブ P は、可視帯域及び紫外帯域の光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバと、この光ファイバを内包する可撓な筒状被覆と、この筒状被覆の先端及び基端に嵌め込まれることによって光ファイバを筒状被覆内に密封する一対のカバーガラスとを、有している（図 2 参照）。なお、図 1 に示されるように、このプローブ P は、その先端が電子内視鏡 1 の鉗子チャンネルとしての細管 1 3 に挿入されてその挿入部 1 a の先端面から突出した状態で、用いられる。

【0029】

システムコントロール部 3 1 は、診断補助用装置 3 全体を制御する。このシステムコントロール部 3 1 には、フットスイッチ F S が接続されており、このフットスイッチ F S が操作者によって操作されると、操作後のフットスイッチ F S の状態に応じて観察モードを通常観察モード又は特殊観察モードに切り替える。このシステムコントロール部 3 1 は、上記ケーブル C 2 を介して光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 と繋がれており、通常観察モードを示す第 1 切替信号、又は、特殊観察モードを示す第 2 切替信号を、当該装置 2 のシステムコントロール部 2 1 へ出力する。なお、第 1 又は第 2 切替信号が入力された当該装置 2 のシステムコントロール部 2 1 は、第 1 切替信号が入力されたときには、光が出力されるように光源部 2 3 を制御し、第 2 切替信号が入力されたときには、光の出力が停止されるように光源部 2 3 を制御する。

【0030】

また、このシステムコントロール部 3 1 には、上記ケーブル C 1 が繋がれており、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 が生成する基準信号が、常時入力される。但し、このシステムコントロール部 3 1 は、特殊観察モードのときのみ、この基準信号に従って光源部 3 2 及び画像処理部 3 3 を制御し、通常観察モードのときには、これらの制御を停止する。さらに、このシステムコントロール部 3 1 は、ケーブル C 5 を介して、映像切替機 4 と繋がれており、上述した第 1 又は第 2 切替信号をその映像切替機 4 へも出力する。

【0031】

光源部 3 2 は、光源用光学系 3 2 a 及びドライブ回路 3 2 b を、備えている。図 2 は、光源用光学系 3 2 a を概略的に示す構成図である。図 2 に示されるように、光源用光学系 3 2 a は、ランプ 1 1 1、コリメートレンズ 1 2 1、ビームスプリッター 1 2 6、第 1 ミラ

10

20

30

40

50

ー127, 参照光透過フィルタ131, 励起光透過フィルタ132, 参照光用回転ホイール141, 励起光用回転ホイール142, 第2ミラー146, ビームバインダー147, 第3ミラー148, 及び集光レンズ151を、備えている。

【0032】

光源用光学系32aでは、ランプ111の発光点からほぼ全方向に拡散される白色光のうちの一部が、コリメートレンズ121によって平行光に変換される。平行光に変換された光束のうち、約500nm以上の波長帯域のみを有する光束は、ビームスプリッター126を透過するとともに、約500nm未満の波長帯域のみを有する光束は、ビームスプリッター126によって直角に反射される。

【0033】

ビームスプリッター126を透過した約500nm以上の光束は、参照光透過フィルタ131によって、630nmを中心波長とする約600nm～約650nmの波長帯域の光束のみを抽出された後、参照光として参照光用回転ホイール141を通過する。そして、参照光は、第2ミラー146によって直角に反射され、ビームバインダー147を透過し、第3ミラー148によって直角に反射されることにより、集光レンズ151へ入射し、集光レンズ151によってプローブPの基端面に集光される。

【0034】

一方、ビームスプリッター126によって直角に反射された約500nm未満の光束は、第1ミラー127によって更に直角に反射された後、励起光透過フィルタ132によって、365nmを中心波長とする数nmの波長帯域の光束のみを抽出され、励起光として励起光用回転ホイール142を通過する。そして、励起光は、ビームバインダー147によって直角に反射された後、第3ミラー148によって直角に反射されることにより、集光レンズ151へ入射し、集光レンズ151によってプローブPの基端面に集光される。

【0035】

参照光用回転ホイール141及び励起光用回転ホイール142は、円板状の外形を有し、その外周に沿ったリング状の領域には、それぞれ所定の大きさの開口141a, 142aが、1個だけ穿たれている。これら回転ホイール141, 142の中心は、モーター141b, 142bの駆動軸の先端に固定されており、これら回転ホイール141, 142は、モーター141b, 142bによって回転されると、参照光及び励起光の光路に開口141a, 142aを繰り返し挿入するとともに、開口141a, 142a以外の部分により参照光及び励起光を遮蔽する。

【0036】

ドライブ回路32bは、特殊観察モードのときのみ、システムコントロール部31によって制御され、通常観察モードのときには、動作しない。そして、特殊観察モードのときには、ドライブ回路32bは、基準信号によって示される各タイミングのうちの第1タイミングに合わせて、参照光用回転ホイール141の開口141aを参照光の光路上に挿入させ、第2タイミングに合わせて、励起光用回転ホイール142の開口142aを励起光の光路上に挿入させる。なお、第3タイミングでは、参照光及び励起光は遮蔽される。従って、プローブPの基端面には、参照光と励起光とが交互に入射する。

【0037】

参照光と励起光とが基端面から交互に入射されるプローブPの先端面が、被検体である体腔壁に対向していると、この体腔壁には、プローブPの先端面から射出された参照光及び励起光が、交互に照射される。なお、照射された参照光は体腔壁の表面にて反射され、照射された励起光は、体腔壁下の生体組織を励起させることによりそれらから蛍光を発生させる。また、参照光又は励起光が照射されていないときには、体腔壁は光を反射又は放出しない。そして、参照光を反射することによって形成される被検体の像と、蛍光を放出することによって形成される被検体の像と、光を反射又は放出していない被検体の像は、撮像素子15により、第1乃至第3タイミングに同期されながら、それぞれ画像信号（以下、便宜上、参照画像信号、蛍光画像信号、及び暗黒画像信号という）に順次変換される。各画像信号は、信号線17を介して光源プロセッサ装置2の画像処理部22へ順に送信さ

10

20

30

40

50

れる。

【0038】

ところで、通常観察モードでは、光源プロセッサ装置2のシステムコントロール部21には、第1切替信号が入力されるので、その光源部23からは、各色の光が出力される。このとき、診断補助用装置3の光源部32からは光が出力されない。このため、通常観察モードにあっては、光源プロセッサ装置2の画像処理部22には、上述したように、赤色画像信号、青色画像信号、及び緑色画像信号が順次送られてくるので、この画像処理部22は、これら各色画像信号に基づいて、カラー画像を示すNTSC信号及びRGB信号を生成する。

【0039】

これに対し、特殊観察モードでは、光源プロセッサ装置2のシステムコントロール部21には、第2切替信号が入力されるので、その光源部23からは、各色の光が出力されない。このとき、診断補助用装置3の光源部32からは、参照光と励起光とが交互に出力される。このため、特殊観察モードにあっては、光源プロセッサ装置2の画像処理部22には、上述したように、参照画像信号、蛍光画像信号、及び暗黒画像信号が順次送られてくる。すると、参照画像信号、蛍光画像信号、及び暗黒画像信号は、画像処理部22によって、それぞれR成分画像データ、B成分画像データ、及びG成分画像データに順に変換され、三組一組の各成分画像データは、NTSC信号に変換されるとともに、RGB信号とされる。NTSC信号は、上記ケーブルC3を介して映像切替機4へ出力され、RGB信号は、上記ケーブルC4を介して診断補助用装置3の画像処理部33へ出力される。

【0040】

画像処理部33には、上記ケーブルC4が繋がれており、何れの観察モードにおいても、光源プロセッサ装置2の画像処理部22から、RGB信号が入力される。但し、この画像処理部33は、特殊観察モードのときのみ、システムコントロール部31によって制御され、通常観察モードのときには、動作しない。そして、特殊観察モードのときには、画像処理部33は、光源プロセッサ装置2の画像処理部22からRGB信号を受信すると、R成分画像データとB成分画像データとを用いて、特殊観察画像（白黒モノクロで表現された被検体像上に患部と判断された箇所が例えば赤色にて示された画像）のカラー画像データを生成する。ここで、取り出されるR成分画像データとB成分画像データは、上述した参照画像信号及び蛍光画像信号に基づく画像データであるので、以下では、これら画像データを、蛍光画像データ及び参照画像データという。但し、暗黒画像信号に基づく画像データは、実質的に輝度値を持たないため、ここでは用いられない。

【0041】

なお、この画像処理部33が特殊観察画像のカラー画像データを生成する処理の内容の概略は、以下の通りである。すなわち、画像処理部33は、まず、参照画像信号に基づく参照画像データと蛍光画像信号に基づく蛍光画像データとを生成し、参照画像データと蛍光画像データの最大輝度値及び最小輝度値をそれぞれ抽出し、これらの値に基づいて参照画像データと蛍光画像データの階調幅が互いに同じになるように規格化し、続いて、規格化後の参照画像データと蛍光画像データとにおける互いに同じ座標にある画素同士の輝度値の差分（参照画像の画素値から蛍光画像の画素値を差し引いて得られる差分）を各座標について算出し、差分が所定の閾値以上である座標を全座標の中から特定し、その後、規格化前の参照画像データを利用して、モニタに表示された場合に白黒となるようなカラー画像データを生成し、最後に、カラー画像データにおける特定された座標の画素を所定の色（例えば赤色）へ変換する。

【0042】

そして、この画像処理部33は、上述したようにして生成した特殊観察画像のカラー画像データをNTSC信号に変換する。この画像処理部33は、ケーブルC6を介して映像切替機4と接続されており、このケーブルC6を介してNTSC信号を映像切替機4へ出力する。

【0043】

＜映像切替機＞

次に、映像切替機 4 について、説明する。この映像切替機 4 は、診断補助用装置 3 から上記ケーブル C 5 を介して第 1 切替信号を受信すると、通常観察モードであるとして、光源プロセッサ装置 2 から上記ケーブル C 3 を介して送られてくる N T S C 信号をモニター M に出力し、モニター M にカラーの通常観察画像を表示させる。一方、映像切替機 4 は、診断補助用装置 3 から上記ケーブル C 5 を介して第 2 切替信号を受信すると、診断補助用装置 3 から上記ケーブル C 6 を介して送られてくる N T S C 信号をモニター M に出力し、モニター M に特殊観察画像を表示させる。

【0044】

＜診断補助用装置の配光角調節部＞

次に、診断補助用装置 3 の配光角調節部 3 4 について、説明する。図 3 は、配光角調節部 3 4 を概略的に示す構成図である。配光角調節部 3 4 は、虹彩絞り 2 1 1，アクチュエータ 2 1 2，ドライブ回路 2 1 3，治具 2 1 4，多数の光検出器 2 1 5，及びマイクロコンピュータ 2 1 6 を、備えている。なお、図 2 及び図 3 では、虹彩絞り 2 1 1 が表示されているが、図 1 ではその表示が省略されている。

【0045】

虹彩絞り 2 1 1 は、光学分野においてごく一般的に利用されているものである。詳しく説明しないが、その正面図である図 4 及び側面図である図 5 に示されるように、同じ大きさの二枚の輪帯板 2 1 1 a，2 1 1 b と、両輪帯板 2 1 1 a，2 1 1 b に挟まれる数枚の略弓形状の金属板（絞り羽根） 2 1 1 c と、両輪帯板 2 1 1 a，2 1 1 b を内部に収容する扁平な筒状の枠 2 1 1 d とを、有している。一方の輪帯板 2 1 1 a は、枠 2 1 1 d 内に固定された固定板であり、他方の輪帯板 2 1 1 b は、枠内において回転可能に固定された回転板である。また、固定板 2 1 1 a は、各金属板 2 1 1 c の一端（径方向外側に位置する端）を筒 2 1 1 d の中心軸に直交する面内で回転可能に固定する固定部を周方向において等間隔に有し、回転板 2 1 1 b は、各金属板 2 1 1 c の他端（径方向内側に位置する端）を固定部回りに回転させるカムを、周方向において等間隔に有する。そして、固定板 2 1 1 a に対して可動板 2 1 1 b を回転させると、各金属板 2 1 1 c がその円周の中心に対して接離され、各金属板 2 1 c が全体で形作る開口部 2 1 1 e が拡大又は縮小される。

【0046】

なお、図 5 に示されるように、枠 2 1 1 d の側面の一部には、周方向に沿ったスリット 2 1 1 f が穿たれており、このスリット 2 1 1 f からは、回転板 2 1 1 b を回転操作するためのレバー 2 1 1 g が突出している。このレバー 2 1 1 g が周方向（図 4 の矢印が示す方向）に変位されると、各金属板 2 1 1 c が全体で形作る開口部 2 1 1 e が拡大又は縮小する。

【0047】

そして、このような概略的な構成を有する虹彩絞り 2 1 1 は、図 2 及び図 3 に示されるように、上記集光レンズ 1 5 1 とプローブ P の基端との間に配置されており、レバー 2 1 1 g が操作されることによって開口部 2 1 1 e が拡大又は縮小されると、虹彩絞り 2 1 1 を通過後の参照光及び励起光の光量が、増加又は減少する。なお、レバー 2 1 1 c は、アクチュエータ 2 1 2 によって、その周方向へ移動され、アクチュエータ 2 1 2 の駆動は、マイクロコンピュータ 2 1 6 に繋がれたドライブ回路 2 1 3 によって制御される。

【0048】

治具 2 1 4 は、後述する光検出器 2 1 5 をプローブ P の先端面に対して位置決めするための部材であり、有底な略円筒状の外形を有している。この治具 2 1 4 の内部は、その軸方向に沿って二つの領域に区分され、底部 2 1 4 a が有る側の第 1 領域 2 1 4 b は、その反対側の第 2 領域 2 1 4 c の内径よりも太い内径を有するように、形成されている。さらに、第 2 領域 2 1 4 c における底部 2 1 4 a に近い側の端部には、内方フランジ 2 1 4 d が形成されている。

【0049】

なお、第 2 領域 2 1 4 c は、プローブ P の先端部分の外径とほぼ同じか若干太い内径を、

10

20

30

40

50

有しており、プローブ P の先端を挿入することができるように、形成されている。また、上記内方フランジ 2 1 4 d の径方向における幅は、プローブ P の筒状被覆の径方向における厚みとほぼ同じか若干小さい大きさに、設定されている。このため、第 2 領域 2 1 4 c にプローブ P の先端が挿入されて、プローブ P の先端面の一部が内方フランジ 2 1 4 d に当て付けられた状態においては、プローブ P のカバーガラスから射出される光は、内方フランジ 2 1 4 d にケラレることがない。

【0050】

多数の光検出器 2 1 5 は、約 6 0 0 n m ~ 6 5 0 n m の波長帯域の光に対して感度を有する多数の参照光用光検出器と、3 6 5 n m を含む数 n m の波長帯域の光に対して感度を有する多数の励起光用光検出器とからなる。これら光検出器 2 1 5 は、治具 2 1 4 の底部 2 1 4 a の内面に設置されており、第 2 領域 2 1 4 c にプローブ P の先端が挿入されて、プローブ P の先端面の一部が内方フランジ 2 1 4 d に当て付けられた状態においては、プローブ P のカバーガラスから射出される光を受光する。これら光検出器 2 1 5 は、光を受光すると、その光の強度に応じた電気信号を、マイクロコンピュータ 2 1 6 へ送信する。

【0051】

図 6 は、各光検出器 2 1 5 の配置状態を説明するための説明図である。この図 6 において、黒丸は、参照光用光検出器 2 1 5 a の受光面を示し、ハッチングの入った丸は、励起光用光検出器 2 1 5 b の受光面を示している。図 6 に示されるように、各光検出器 2 1 5 a , 2 1 5 b は、離散的に配置されている。但し、各光検出器 2 1 5 a , 2 1 5 b の受光面は、何れも同一平面内に含まれるように配置されている。なお、その平面内において、各光検出器 2 1 5 a , 2 1 5 b の受光面を全て含む最小の円形の領域を、以下、受光領域という。

【0052】

多数の参照光用光検出器 2 1 5 a は、受光領域の中心から四つの径方向に沿って所定間隔を空けて、配列されており、全体的には、十字状に配置されている。また、多数の励起光用光検出器 2 1 5 b も、受光領域の中心から四つの径方向に沿って上記所定間隔を空けて、配列されており、全体的には、十字状に配置されている。さらに、多数の参照光用光検出器 2 1 5 a が形成する十字は、多数の励起光用光検出器 2 1 5 b が形成する十字に対し、受光領域の中心において、4 5 ° 傾いている。各光検出器 2 1 5 a , 2 1 5 b がこのように配置されているので、円形の受光領域の中心を中心とするとともに上記所定間隔ずつ半径が大きくなる複数の同心円の円周上には、それぞれ、参照光用検出器 2 1 5 a 及び励起光用光検出器 2 1 5 b が二個ずつ位置する。各同心円は、その説明図である図 7 に示されるように、中心側から外側に向かって順に、1 , 2 , 3 , … , N 列と定義されている。

【0053】

マイクロコンピュータ 2 1 6 は、各光検出器 2 1 5 に繋がれた第 1 I / O 回路 2 1 6 a , 虹彩絞り 2 1 1 のドライブ回路 3 1 3 に繋がれた第 2 I / O 回路 2 1 6 b , 及び、CPU や RAM や ROM などを持つシーケンサー 2 1 6 c を、備えている。第 1 I / O 回路 2 1 6 a は、各光検出器 2 1 5 から出力された電気信号からデータを読み取り、読み取ったデータをシーケンサー 2 1 6 c へ出力する回路であり、第 2 I / O 回路 2 1 6 b は、シーケンサー 2 1 6 c から出力されたデータをドライブ回路 2 1 3 へ出力する回路である。

【0054】

シーケンサー 2 1 6 c は、第 1 I / O 回路 2 1 6 a から受け取ったデータに逐次特定の演算処理を施して、その演算結果のデータを第 2 I / O 回路 2 1 6 b へ出力する演算装置である。なお、このシーケンサー 2 1 6 c の ROM 内には、この演算処理にて使用するテーブルが、記録されている。このテーブルは、治具 2 1 4 によってプローブ P の先端面に対して上記受光領域が位置決めされていた場合において、プローブ P の基端面から入射した光がこの受光領域に形成する照射範囲が上記各同心円と一致しているときの虹彩絞り 2 1 1 の操作レバー 2 1 1 g の位置情報と、各同心円の列番号とを、対応付けている。

【0055】

また、このシーケンサー 2 1 6 c は、システムコントロール部 3 1 と繋がれており、この

システムコントロール部 31 は、操作パネル 36 のスイッチと繋がれている。そして、その操作パネル 36 上のスイッチが操作されると、システムコントロール部 31 がシーケンサ 216c に制御開始を指示する。この指示を受けたシーケンサ 216 の CPU は、ROM 内に記録されているプログラムを読み込むことにより、上述したような演算処理の実行を開始する。図 8 は、その演算処理の内容を示すフローチャートである。

【0056】

逐次処理の開始後、シーケンサ 216c の CPU（以下、単にシーケンサ 216c と表記する）は、上記受光領域に定義されている各同心円の列数の最大値 N を変数 n に代入し（S301）、プローブ P の基端面に参照光と励起光を 1 回ずつ導入させる処理を実行するようにシステムコントロール部 31 に通知する。そして、シーケンサ 216c は、
10 変数 n の示す列上にある 4 個の参照光用光検出器 215a が参照光の照射時に検出した強度値（参照光強度値）をそれぞれ取得するとともに、変数 n の示す列上にある一対の励起光用光検出器 215b が励起光の照射時に検出した強度値（蛍光強度値）をそれぞれ取得する（S302）。

【0057】

そして、シーケンサ 216c は、取得した 4 個の参照光強度値の全てが所定閾値（体腔壁を照明するのに十分な強度値として事前に設定された値）を超え、且つ、取得した 4 個の励起光強度値の全てが所定閾値（体腔壁下の生体組織を励起させるのに十分な強度値として事前に設定された値）を超えるか否かを、判別する（S303）。シーケンサ 216c は、取得した 8 個の強度値のうちの一つでも所定閾値を超えていなかった場合（S3
20 03；NO）、変数 n の値を 1 だけ減じて（S304）、変数 n の示す列上にある 8 個の光検出器 215a、215b により検出される 8 個の強度値をそれぞれ取得する（S302）。

【0058】

そして、S302～S304 の処理ループの実行中に、ある列上にある 8 個の光検出器 215a、215b によりそれぞれ検出される 8 個の強度値が、全て所定閾値を超えていた場合（S303；YES）、シーケンサ 216c は、処理を S303 から分岐させ、ROM 内のテーブルを参照して、変数 n の示す列数に対応するレバー 211c の位置情報を取得し（S305）、その位置情報にて示される位置までレバー 211c が移動するように、ドライブ回路 213 を通じてアクチュエータ 212 を制御し（S306）、逐次処理
30 を終了する。

【0059】

<本実施形態の動作>

以上に説明したように構成されるため、本実施形態の診断補助用装置 3 を用いる利用者は、プローブ P を交換した場合、光源用光学系がずれていると判断した場合、定期的な整備をする場合に、プローブ P の先端面から射出される参照光と励起光の配光角がほぼ同じになるように、調節することができる。

【0060】

具体的には、利用者は、まず、プローブ P の先端を治具 214 の第 2 領域 214c に挿入し、プローブ P の先端面の一部を、治具 214 内の内方フランジ 214d に当て付ける。
40 次に、利用者は、診断補助用装置 3 の図示せぬ操作パネルのスイッチを操作する。すると、マイコン 216 内のシーケンサ 216c の逐次処理が開始される。シーケンサ 216c は、受光面内の外側の列から内側の列に向かって順に受光センサーの受光状態を検出し、8 個の受光センサー 215a、215b が検出する強度値が全て所定の閾値を超えた初めての列を抽出すると、受光面内においてその列の外側に入射する参照光又は励起光が遮光されるように、虹彩絞り 211 を駆動して参照光及び励起光の光量を絞る。

【0061】

従って、この診断補助用装置 3 を用いる利用者は、プローブ P の先端に治具 214 をあてがい、操作パネルのスイッチを操作して所定の指示を入力することにより、極めて簡単に、
50 プローブ P の先端面から射出される可視光と励起光の配光角ができるだけ同じとなるよ

うに調節することができる。

【0062】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明によれば、プローブの先端面から射出される可視光と励起光の配光角ができるだけ同じになるように調節することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態である内視鏡システムを概略的に示す構成図

【図2】 光源用光学系を概略的に示す構成図

【図3】 配光角調節部を概略的に示す構成図

【図4】 虹彩絞りの正面図

10

【図5】 虹彩絞りの側面図

【図6】 参照光用光検出部と励起光用光検出部の配置状態を説明するための説明図

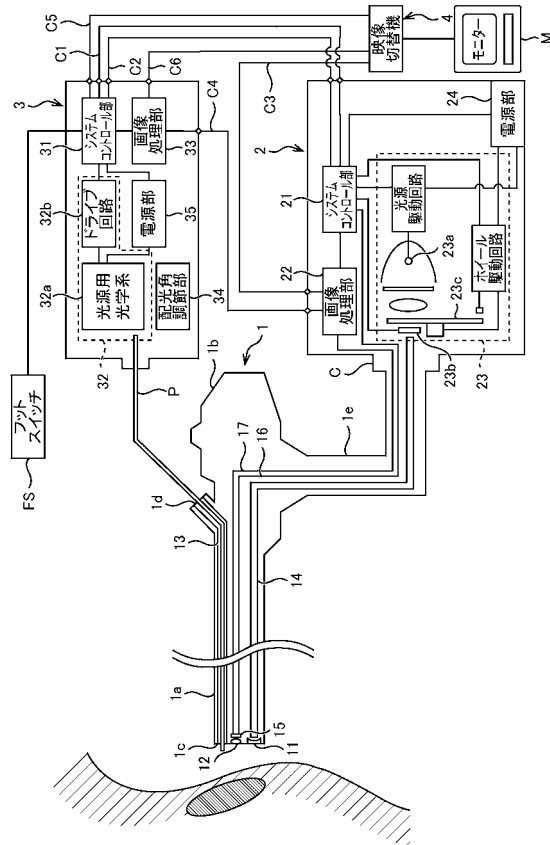
【図7】 受光面内に定義されている多数の列を説明するための説明図

【図8】 シーケンサーで実行される逐次処理の内容を示すフローチャート

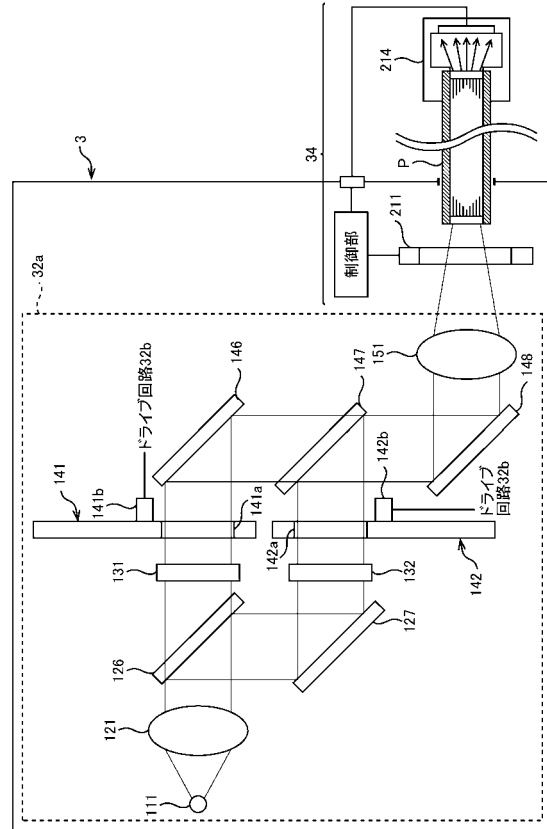
【符号の説明】

1	電子内視鏡	
1 3	細管（鉗子チャンネル）	
1 5	撮像素子	
2	光源プロセッサ装置	
2 2	画像処理部	20
2 3	光源部	
3	診断補助用装置	
3 2	光源部	
3 3	画像処理部	
3 4	配光角調節部	
2 1 1	虹彩絞り	
2 1 2	アクチュエータ	
2 1 3	ドライブ回路	
2 1 4	治具 3 1 4	
2 1 5	光検出器	30
2 1 5 a	参照光用光検出器	
2 1 5 b	励起光用光検出器	
2 1 6	マイクロコンピュータ	
4	映像切替機	
P	プローブ	

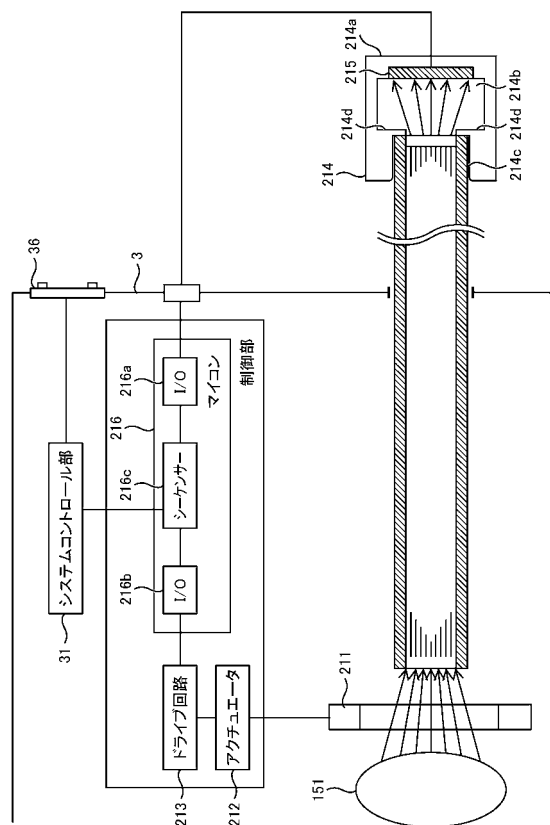
【図 1】



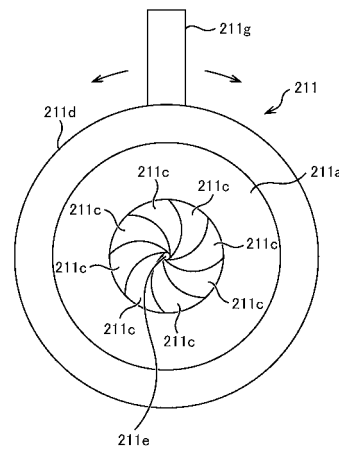
【図 2】



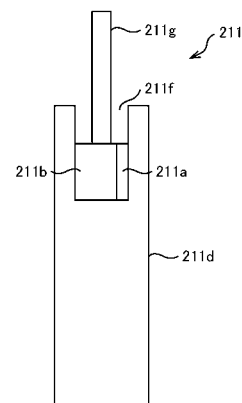
【圖 3】



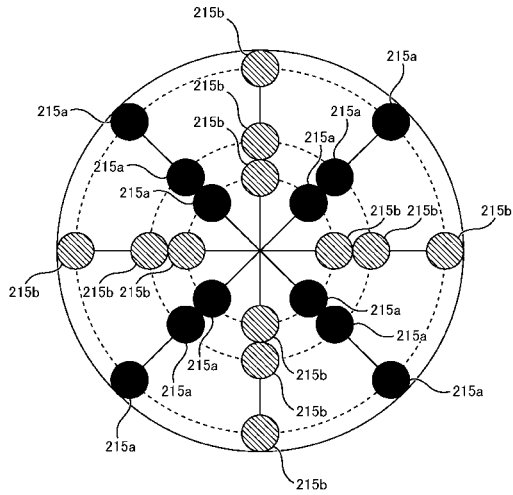
【图 4】



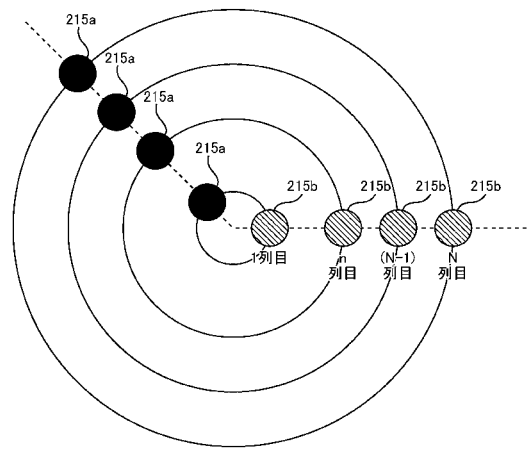
【図 5】



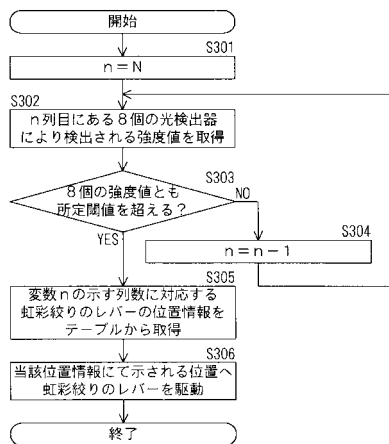
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-078670 (JP, A)
特開2001-204683 (JP, A)
特開昭61-090636 (JP, A)
特開平04-307025 (JP, A)
特開平02-093420 (JP, A)
特開平07-194528 (JP, A)
特開平10-192221 (JP, A)
特開2000-023903 (JP, A)
特開昭61-234834 (JP, A)
特開平01-307719 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/06

专利名称(译)	诊断辅助装置		
公开(公告)号	JP4217477B2	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	JP2002379307	申请日	2002-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B1/06.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/06 A61B1/06.611 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/GG11 4C061/HH54 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR06 4C061/RR24 4C161/BB08 4C161/GG11 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR06 4C161/RR24		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2004208781A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种诊断支持装置，其能够使从探头的前端表面发出的可见光和激发光的光分布角尽可能相同。解决方案：诊断支持装置被构造为设置有用于定位用于参考光的光电检测器215a的夹具214和用于在与探针P的前端表面隔开预定距离的位置处激发光的光电检测器215b。该装置被构造为使得设置在光源部件32和探头P之间的光圈211的尺寸被改变，直到第一和第二照射区域，即在预定距离内的平面内的可见光和激发光的照射区域。从探针P的前端表面开始，具有几乎相同的尺寸。Z

【 图 2 】

