

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65581

(P2002 - 65581A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00 300	D 2 F 0 6 5
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	E 2 H 0 4 0
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	B 4 C 0 6 1
			C 5 C 0 2 2
			C 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 255674(P2000 - 255674)

(22)出願日 平成12年8月25日(2000.8.25)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 小野 修司

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

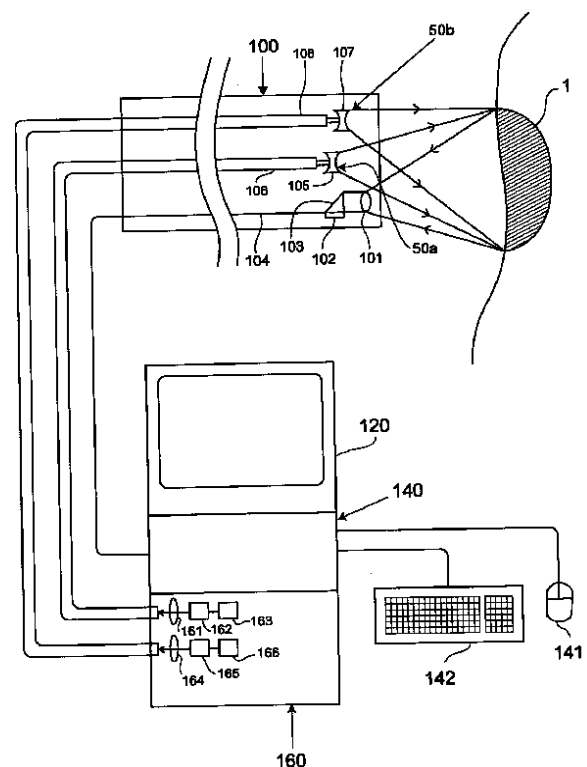
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡装置において、内視鏡先端から被写体までの距離に影響されずに被写体の大きさや被写体表面の状態等を観察できるようにする。また、蛍光観察時には、被写体の蛍光発光量を計測することを可能にする。

【解決手段】 遠距離用照明レンズ105からの照明と近距離用照明レンズ107からの照明をほぼ同時に発光させ、おのこの発光のタイミングに合わせて撮像素子102でそれぞれの光の反射光を撮影する。コンピュータ140で撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比に基づく演算を行うことにより、各画素ごとに距離を算出する。算出された距離に基づいて被写体の大きさや表面の状態等を補正し、モニタ120に可視画像として表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を前記被写体に照射可能な照射手段と、該照射手段の各発光位置からの光による前記被写体からの反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された前記各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により前記各部の発光位置からの距離を算出する演算手段と、前記演算手段により算出された距離に応じて前記被写体の観察情報を補正する補正手段とからなることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 前記観察情報が前記被写体の反射光像各部の距離による見かけの大きさであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】 前記観察情報が前記被写体の反射光像各部の表面反射率であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】 前記観察情報が前記被写体各部における蛍光発光量であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】 前記補正手段により補正された前記被写体各部の観察情報を補正情報として出力する出力手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は内視鏡装置に関し、特に被写体の反射光像を撮像する手段を備えた内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。また、工業分野においても、ボイラー、タービン、エンジン、化学プラント等の内部のキズ、腐食等の観察、検査に工業用内視鏡が広く用いられている。

【0003】また、生体内在色素の励起光波長領域にある励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内在色素が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する蛍光内視鏡装置も提案されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、内視鏡装置においては、被測定対象が体腔内等であり奥行きを有するものであるため、内視鏡先端から被写体各部までの距離が一定しておらず大きな範囲に亘っている。

【0005】そのため内視鏡先端と被写体の距離によってモニター上での被写体各部の見かけの大きさや表面の

状態が変わってしまうため、実際の大きさや色等の被写体表面の状態が把握しづらい等の問題点がある。また、蛍光観察時には、被写体までの距離によってモニター上での蛍光の明るさが異なるため、実際の蛍光発光量を把握するのが困難である。そのため、蛍光内視鏡では蛍光発光量を規格化して、距離による影響をなくした測定方法が提案されているが、目視の際には距離による影響をなくすることはできない。したがって、内視鏡から被写体各部までの距離を測定し、その測定された距離に応じて上記見かけ上の大きさや被写体表面の状態および蛍光情報等の観察情報を補正する装置が望まれている。

【0006】本発明は上記のような従来技術の問題点を鑑みて、内視鏡装置において、内視鏡先端から被写体までの距離に影響されずに被写体の大きさや被写体表面の状態等を、また、蛍光観察時には、距離に影響されずに被写体の蛍光強度を計測することが可能な内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明による内視鏡装置は、被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を照射可能な照射手段と、照射手段の各発光位置からの光による被写体の反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により各部の発光位置からの距離を算出する演算手段と、演算手段により算出された距離に応じて被写体の観察情報を補正する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

【0008】すなわち、被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に照射された光による被写体の反射光像を各別に撮影し、それら撮影された反射光像の各部の反射強度の比に基づいて被写体各部までの距離を算出し、算出された距離に応じて被写体の観察情報を補正するようにしたものである。上記距離の算出方法については後述する。

【0009】ここで、発散照射距離とは、単位照射面積当りの照度が距離の 2 乗に反比例するように、光が発散して進む距離を意味し、平行ビームとして進む距離や、光ファイバー内を進む距離は含まない。また、ほぼ同時とは、同時または被写体に動きが認められない程度の時間差を意味する。

【0010】また、観察情報とは、被写体の反射光像各部の距離による見かけの大きさ、被写体の反射光像各部の分光反射率、色、表面テクスチャ等の表面反射率、被写体各部における蛍光発光量等、内視鏡により観察される各種情報を意味し、特に内視鏡先端から被写体までの距離によって観察状態の異なるものを意味する。

【0011】本発明による内視鏡装置は、前記補正手段により補正された前記被写体各部の観察情報を補正情報として出力する出力手段をさらに備えたものとしてできる。

【0012】ここで、図2に示す原理図をもとに距離の算出方法について説明する。被写体からの距離の異なる2つの点光源20、および21から被写体1に光を照射する。このときの、被写体から近い点光源20の輝度を既知の値 L_1 、被写体から遠い点光源21の輝度を既知の値 L_2 、両点光源20、21間の距離を既知の値 L 、点光源20から被写体までの距離を R_1 、点光源21から被写体までの距離を R_2 、被写体の各点光源20、21から発せられる光に対する分光反射率を Rf とすると、各素子の位置関係より

$$Wr = Lr_1 / Lr_2 = Rf \cdot L_1 \cdot 4 / R_1^2 \cdot Rf \cdot L$$

となり、(4)式に(1)式を代入し、 Lr_1 のみを左辺に移動するように変形することにより、

$$R_1 = \frac{L}{\left(\sqrt{\frac{WrL_2}{L_1}} - 1 \right)} \quad (5)$$

となる。

【0014】(5)式より、 L_1 、 L_2 、 L は既知の値、 Wr は撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比から求められるため、被写体までの距離 R_1 を得ることができる。

【0015】したがってカメラ10が撮影した被写体1の点光源20および点光源21からの光による反射光像を入力し演算するコンピュータで、撮影された画像の各画素ごとに、すなわち被写体の各部ごとに上記演算を行うことにより、撮影された画像の各部について距離を求めることができる。

【0016】距離が求められれば、被写体の大きさは距離に反比例して小さく見え、表面反射率および蛍光発行量は距離の2乗に反比例して小さくなるので、求められた距離に応じてこれらの観察情報を拡大または増大することにより補正することができる。

【0017】本発明は、距離情報によって、見かけの画像各部の大きさや表面反射率、あるいは蛍光発光量を補正するものである。

【0018】

【発明の効果】上記のように構成された本発明による内視鏡装置は、演算手段により算出された距離に応じて被写体の観察情報を補正することができるため、被写体の観察時に、常に距離に応じて補正された観察情報を得ることができ、診断等をより容易にすることができる。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態による内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【0020】本実施の形態による内視鏡装置は、被験者

$$* R_1 + L = R_2 \quad (1)$$

となり、点光源20からの光の被写体1による反射光強度を Lr_1 とすると、

$$Lr_1 = Rf \cdot L_1 / 4 \quad R_1^2 \quad (2)$$

となり、点光源21からの光の被写体1による反射光強度を Lr_2 とすると、

$$Lr_2 = Rf \cdot L_2 / 4 \quad R_2^2 \quad (3)$$

となる。

【0013】ここで、これらの反射光強度の比を Wr として求めると、

の体腔内に挿入される内視鏡挿入部100と、その挿入部100先端付近内部に設けられた、被写体までの発散照射距離の異なる2つの位置50a、50bから光を照射するための2つの光源162、165を備えた照明ユニット160と、内視鏡挿入部100内の撮像素子102が対物レンズ101を通して撮影した2枚の画像を基に被写体の距離情報を算出する機能、算出された被写体各部の距離に応じて前記画像に補正を行う機能、通常画像信号と補正後の観察情報を出力する機能および内視鏡装置全体を制御する機能を持ったコンピュータ140と、コンピュータ140から映像出力信号を受けて、可視画像として表示するモニタ120とから構成されている。

【0021】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるCCDケーブル104、遠距離用ライトガイド106、近距離用ライトガイド108を備えている。CCDケーブル104の先端部には、通常画像用撮像素子102が接続され、その通常画像用撮像素子102には、反射用プリズム103が取り付けられている。反射用プリズム103、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、対物レンズ101および遠距離用照明レンズ105および近距離用照明レンズ107が設けられている。CCDケーブル104の基端は、コンピュータ140に接続され、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の基端は照明ユニット160に接続されている。

【0022】照明ユニット160は、遠距離用ライトガイド106を通して内視鏡挿入部100から遠距離用照射レンズ105により照射するための光源として、通常画像用白色光を発する遠距離用白色光源162と、その遠距離用白色光源162に電氣的に接続された遠距離用白色光源用電源163と、遠距離用白色光源162から射出された白色光を遠距離用ライトガイド106の基端に集光する遠距離用白色光用集光レンズ161、同じく近距離用ライトガイド108を通して内視鏡挿入部100から近距離用照射レンズ107により照射するための光源として通常画像用白色光を発する近距離用白色光源

165と、その近距離用白色光源165に電氣的に接続された近距離用白色光源用電源166と、近距離用白色光源165から射出された白色光を近距離用ライトガイド108の基端に集光する近距離用白色光用集光レンズ164を備えている。

【0023】コンピュータ140には、内視鏡100から延びているCCDケーブル104が接続されている。また、必要に応じてポインティングデバイス141やキーボード142等を接続することができる。

【0024】次に以上のように構成された本実施の形態 10 による内視鏡装置の作用について説明する。

【0025】まず、内視鏡100は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源163が駆動され、遠距離用白色光源162から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ161を経てライトガイド106に入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ105により被写体1に照射される。白色光の被写体1からの反射光は対物レンズ101によって集光され、反射用プリズム103により反射されて、通常画像用撮像素子102に結像される。撮像素子102からの映像信号はCCDケーブル104を通してコンピュータ140に送られ、コンピュータ140内のメモリに保存される。次に、遠距離用の光源と同様に近距離用白色光源電源166が駆動され、近距離用白色光源165から白色光が射出される。白色光は、近距離用白色光用集光レンズ164を経てライトガイド108に入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ107により被写体1に照射される。白色光の 30 被写体1からの反射光は対物レンズ101によって集光され、反射用プリズム103により反射されて、通常画像用撮像素子102に結像される。撮像素子102からの映像信号はCCDケーブル104を通してコンピュータ140に送られ、コンピュータ140内のメモリに保存される。

【0026】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、光源の発光の切替えに同期して独立に撮影される。

【0027】次に撮影された2枚の画像からコンピュー 40 タ140により前述の原理に基づいて被写体各部までの距離を演算することにより、画像の各画素ごとに距離が算出される。また撮影された2枚の画像のうちいずれか一方は通常画像用としても用いられる。さらに算出された距離を基に通常画像上の被写体各部の大きさや表面の状態等を補正し、補正された観察情報が作成される。

【0028】距離による観察情報の補正は次のようにして行われる。被写体の見かけ上の大きさは距離に反比例するから、すなわち2倍の距離であれば半分の大きさに見えるから、上記演算手段により算出された距離に応じ 50

て大きさをリニアに補正する。例えば、光源の発散位置（レンズ107から発散される光の発散の中心）から10mmの位置にある被写体の一部に注目してその位置を基準位置としたとき、その一部から離れた別の部分の見かけ上の大きさは、その別の部分が発散位置から20mmの位置にあるとしたら、前記一部の大きさに比して半分の大きさに見える筈であるから、その部分の大きさを2倍に見えるように補正する。すなわち、その別の部分（距離20mm）の見かけ上の大きさを $(20/10 = 2)$ 2倍に見えるように補正する。

【0029】この補正すべき箇所は、例えばマウス等のポインティングデバイス141で、まず基準となる位置をクリックして入力し、次いで比較して見たい場所をクリックして指示することができ、これにより先に入力した部分に対して後の部分が補正された形で見えるようにすることができる。実際には、見たい箇所は大きさを伴っているので、入力された一点の周辺の領域を各点ごとに距離に応じた補正をして表示しなければならない。

【0030】被写体の反射率や蛍光発行量についての補正は、これらが距離の2乗に反比例することを考慮して、上記の見かけ上の大きさの補正と同様に行うことができる。すなわち、基準位置（10mm）に比して別の位置（20mm）の観察情報を距離の比の2乗、この場合は4倍 $\{(20/10)^2 = 4\}$ にして表示するようになれば、基準位置と別の位置の両方においてそのまま比較できる反射率や蛍光発行量が表示され、目視による比較が可能になる。

【0031】この場合は、各画素毎にその点での補正が可能であるから、被写体の反射光像あるいは蛍光画像全体について、距離による補正をした画像を表示することができる。

【0032】上記の様に処理された通常画像と補正された観察情報は、モニタ120に入力され、各画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。また、上記一連の動作はコンピュータ140によって制御される。

【0033】なお、上記のように観察情報を補正して示すものに限らず、距離のみを数値等で画面上に表示することも可能である。例えば、ポインティングデバイス141を用いて、モニタ120上に表示されている通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ140に入力することにより、すでに算出されている指定点の距離をモニタ120上に数値等の情報として表示することもできるし、通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ140に入力し、さらに別の一点を指定してポインティングデバイス141に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ140に入力することにより、コンピュータ140で2点間の距離を演算

してモニタ 120 上に数値等で表示することもできる。また、上記 2 点間をポインティングデバイス 141 でラッグすることによって 2 点間の距離を演算してモニタ 120 上に数値等で表示するようにしてもよい。

【0034】ここで、図 12、図 13 を基に前記 2 点間の距離の演算方法について説明する。まず、通常画像の表示例を図 12 に示す。通常画像上で任意の点 1a および 1b を指定したものと想定し、そのときの 2 点間の距離 D の算出方法について説明する。

【0035】このときの状態を図 13 に示す。照明レンズ 107 から点 1a までの距離である R_{11} は前述の原理により求められ、さらに照明レンズ 107 と対物レンズ 101 の位置関係は既知であり、対物レンズ 101 のレンズ光軸 A と対物レンズ 101 から点 1a を結ぶ直線との角度 θ_1 は前記通常画像上の距離 r_1 と対物レンズ 101 の特性から求まるので、照明レンズ 107 を中心とした半径 R_{11} の球面を表す式と、対物レンズ 101 から点 1a を結ぶ直線を表す式を連立することにより、該球面と該直線の交点である点 1a の 3 次元の座標が求められる。同様にして点 1b の座標も求められるので、20 点 1a および点 1b のそれぞれの 3 次元の座標を基に 2 点間の距離 D が求められる。

【0036】また、キーボード 142 上に配置されたカーソルキーを用いて通常画像上の任意の一点、または 2 点を指定しキーボード 142 上の Enter キーを押下してコンピュータ 140 に入力することによっても、上記と同等の結果を得ることができる。

【0037】なお、言うまでもなく、ポインティングデバイス 141 やキーボード 142 等は、コンピュータ 140 に対する制御命令の入力等にも用いることもできる。30

【0038】上記のように構成された本発明による内視鏡装置によれば、演算手段により算出された距離に応じて補正手段により被写体の観察情報を補正することができるため、被写体各部までの距離の相違に拘らず被写体の各種観察情報を補正して観察することができる。

【0039】上記実施形態では、被写体からの距離が遠い照明を用いた撮影を先に行ったが、被写体からの距離が近い照明を用いた撮影を先に行ってもよい。また、照明に用いる光源として白色光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源であれば、単波長光等を採用することもできる。40

【0040】次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。図 3 は、本発明による内視鏡の本実施の形態の概略構成を示す図である。なお、図 1 に示す第 1 の実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0041】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部 200 が、内部に先端まで延びる CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c、遠距離用ライトガイド 20

6、近距離用ライトガイド 208 を備えている。CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c の先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c が接続され、それらの通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c には、分光用プリズム 203 が取り付けられている。分光用プリズム 203、遠距離用ライトガイド 206 および近距離用ライトガイド 208 の先端部、即ち内視鏡挿入部 200 の先端部には、対物レンズ 201 および遠距離用照明レンズ 205 および近距離用照明レンズ 207 が設けられている。CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c の基端は、コンピュータ 240 に接続され、遠距離用ライトガイド 206 および近距離用ライトガイド 208 の基端は照明ユニット 260 に接続されている。

【0042】照明ユニット 260 は、遠距離用ライトガイド 206 を通して内視鏡挿入部 200 から遠距離用照射レンズにより照射するための光源として、第 1 の波長 λ_A の単波長光を発する単波長光源 262 と、その単波長光源 262 に電氣的に接続された単波長光源用電源 263 と、単波長光源 262 から射出された単波長光を集光する単波長光用集光レンズ 261 を備えている。同じく近距離用ライトガイド 208 を通して内視鏡挿入部 200 から近距離用照射レンズにより照射するための光源として前記第 1 の波長 λ_A と異なる波長 λ_B の単波長光を発する単波長光源 265 と、その単波長光源 265 に電氣的に接続された単波長光源用電源 266 および第 1、第 2 の波長とさらに異なる波長 λ_C の単波長光を発する単波長光源 267 と、その単波長光源 267 に電氣的に接続された単波長光源用電源 268 があり、単波長光源 265 の前面には第 2 の波長 λ_B の光は透過し、第 3 の波長 λ_C の光は反射するダイクロイックミラー 269 を、単波長光源 267 の前面にはミラー 270 を設置することによって、単波長光源 265 と単波長光源 267 の 2 つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ 264 に入射させている。

【0043】これら 3 つの波長 (λ_A 、 λ_B 、 λ_C) は、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲内で選択する。

【0044】コンピュータ 240 には内視鏡 200 から延びている CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c が接続されている。また、第 1 実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス 141 やキーボード 142 等を接続することができる。

【0045】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0046】まず、内視鏡 200 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源 263 が駆動され、遠距離用単波長光源 262 から第 1 の波長 λ_A の単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ 261 を経てラ

イトガイド 206 に入射され、内視鏡挿入部 200 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 205 により被写体 1 へ照射される。

【0047】同時に近距離用単波長光源電源 266 および近距離用単波長光源電源 268 が駆動され、近距離用単波長光源 265 および近距離用単波長光源 267 から第 2、第 3 の波長の λ_B 、 λ_C の単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー 269 により合成され近距離用単波長光用集光レンズ 264 を経てライトガイド 208 に入射され、内視鏡挿入部 200 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明

レンズ 207 により被写体 1 へ照射される。

【0048】図 4 に拡大して示すように、遠距離用照明レンズ 205 からは第 1 の波長 λ_A の単波長光が被写体 1 に向けて照射され、短距離用照明レンズ 207 からは第 2、第 3 の波長 λ_B 、 λ_C の単波長光が被写体 1 に向けて照射される。3 つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ 201 によって集光され、分光用プリズム 203 で各波長ごとに分光され、通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c にそれぞれ結像される。撮像素子 202 a、202 b、202 c からの映像信号は CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c を通ってコンピュータ 240 に送られ、それぞれの画像がコンピュータ 240 内のメモリに保存される。

【0049】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、同時に発光された両光源からの反射光をプリズムにより波長分割することにより独立に撮影される。

【0050】次に、図 5 のフローチャートに示すように、画像メモリ b 292、画像メモリ c 293 に保存された近距離から照射した単波長 λ_B の光による反射光像および単波長 λ_C の光による反射光像を基に、単波長 λ_A 、単波長 λ_B 、単波長 λ_C の分光特性が線形であるため、単波長 λ_B 、単波長 λ_C の波長差と、各波長の光強度から、線形方程式により単波長 λ_A に相当する光による反射光を推定する。

【0051】画像メモリ a 291 に保存された遠距離から照射した単波長 λ_A の光による反射光像と、前述の方法により推定した、近距離から照射した単波長 λ_A に相当する光による反射光像とで前述の距離算出の原理に基づいて演算を行い、さらに算出された距離分布を基に通常画像上の被写体の大きさや表面の状態等を補正することにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0052】本実施形態では、照明に用いる光源として単波長光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源であれば、単波長光以外の光源を採用することもできる。

【0053】次に、本発明の第 3 の実施の形態について

説明する。図 6 は、その概略構成を示す図である。なお、第 1、第 2 実施形態と同等の要素の説明は特に必要のない限り省略する。

【0054】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部 300 が、内部に先端まで延びる CCD ケーブル 304 a、304 b、遠距離用ライトガイド 306、近距離用ライトガイド 308 を備えている。CCD ケーブル 304 a、304 b の先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子 302 a、302 b が接続され、それらの通常画像用撮像素子 302 a、302 b には、分光用プリズム 303 が取り付けられている。分光用プリズム 303、遠距離用ライトガイド 306 および近距離用ライトガイド 308 の先端部、即ち内視鏡挿入部 300 の先端部には、対物レンズ 301 および遠距離用照明レンズ 305 および近距離用照明レンズ 307 を備えている。CCD ケーブル 304 a、304 b の基端は、コンピュータ 340 に接続され、遠距離用ライトガイド 306 および近距離用ライトガイド 308 の基端は照明ユニット 360 に接続されている。

【0055】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された 3 つの波長 ($\lambda_B < \lambda_A < \lambda_C$) を用いる。

【0056】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0057】まず、内視鏡 300 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源 363 が駆動され、遠距離用単波長光源 362 から単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ 361 を経てライトガイド 306 に入射され、内視鏡挿入部 300 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 305 により被写体 1 へ照射される。

【0058】同時に近距離用単波長光源電源 366 および近距離用単波長光源電源 368 が駆動され、近距離用単波長光源 365 および近距離用単波長光源 367 から単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー 369 により合成され近距離用単波長光用集光レンズ 364 を経てライトガイド 308 に入射され、内視鏡挿入部 300 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 307 により被写体 1 へ照射される。

【0059】図 7 に示すように、3 つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ 301 によって集光され、プリズム 303 のダイクロイックフィルタにより λ_A と、 λ_B 、 λ_C に分離され、通常画像用撮像素子 302 a、302 b にそれぞれ結像される。撮像素子 302 a、302 b からの映像信号は CCD ケーブル 304 a、304 b を導通させコンピュータ 340 に送られ、それぞれの画像がコンピュータ 340 内のメモリに保存される。

【0060】次に、遠距離から照射した単波長_Aの光による反射光像と、近距離から照射した単波長_Bの光による反射光像および単波長_Cの光による反射光像から、(6)式の通り加算平均により算出した近距離から照射した単波長_Aに相当する光による反射光像とで前述と同様の演算を行い、さらに算出された距離を基に通常画像上の被写体の大きさや表面の状態等を補正することにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0061】 $A = (B + C) / 2$ (6)

本実施形態では、遠距離用光源に_A、近距離光源に_Bおよび_Cを用いたが、遠距離用光源に_Bおよび_C、近距離光源に_Aを用いることもできる。

【0062】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図8は、その概略構成を示す図である。なお、第1、第2および第3実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0063】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された3つの赤外波長($B < A < C$)および可視光を用いる。照明ユニット460は、遠距離用ライトガイド406を通して内視鏡挿入部400から遠距離用照射レンズ405により照射するための光源として、波長_Aの単波長光を発する単波長光源462と、その単波長光源462に電氣的に接続された単波長光源用電源463および可視光を発する可視光源464と、その単波長光源464に電氣的に接続された単波長光源用電源465があり、単波長光源462の前面には波長_Aの光は透過し、可視光は反射するダイクロイックミラー466を、可視光源464の前面にはミラー467を設置することによって、単波長光源462と可視光源464の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ461に入射させている。

【0064】同じく近距離用ライトガイド408を通して内視鏡挿入部400から近距離用照射レンズ407により照射するための光源として波長_Bの単波長光を発する単波長光源469と、その単波長光源469に電氣的に接続された単波長光源用電源470および波長_Cの単波長光を発する単波長光源471と、その単波長光源471に電氣的に接続された単波長光源用電源472があり、単波長光源469の前面には波長_Bの光は透過し、波長_Cの光は反射するダイクロイックミラー473を、単波長光源471の前面にはミラー474を設置することによって、単波長光源469と単波長光源471の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ468に入射させている。

【0065】コンピュータ440には内視鏡400から延びているCCDケーブル404a、404b、404cが接続されている。また、第1実施形態と同様、必要

に応じてポインティングデバイス141やキーボード142等を接続することができる。

【0066】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0067】まず、内視鏡400は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源463および遠距離用可視光源電源465が駆動され、遠距離用単波長光源462および遠距離用可視光源464から単波長光および可視光が射出され

る。波長_Aの単波長光と可視光は、ダイクロイックミラー466により合成され遠距離用集光レンズ461を経てライトガイド406に入射され、内視鏡挿入部400の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ405により被写体1へ照射される。

【0068】同時に近距離用単波長光源電源470および近距離用単波長光源電源472が駆動され、近距離用単波長光源469および近距離用単波長光源471から波長_Bと_Cの単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー473により合成され近距離用単波長光用集光レンズ468を経てライトガイド408に入射され、内視鏡挿入部400の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ407により被写体1へ照射される。

【0069】図9に示すように、3つの単波長光と可視光が合成された光の反射光は対物レンズ401によって集光され、分光用プリズム403で各波長ごとに分光して、通常画像用撮像素子402a、402b、402cにそれぞれ結像される。撮像素子402a、402b、402cからの映像信号はCCDケーブル404a、404b、404cを導通させコンピュータ440に送られ、それぞれの画像がコンピュータ440内のメモリに保存される。

【0070】次に、可視光による反射光像は通常画像として、遠距離から照射した単波長_Aの光による反射光像と、近距離から照射した単波長_Bの光による反射光像および単波長_Cの光による反射光像から加算平均により算出した近距離から照射した単波長_Aに相当する光による反射光像とで演算を行い、さらに算出された距離を基に通常画像上の被写体の大きさや表面の状態等を補正することにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0071】本実施形態では、遠距離用光源に可視光_A、近距離光源に_Bおよび_Cを用いたが、遠距離用光源に_Bおよび_C、近距離光源に_Aを用いることもできる。

【0072】また、可視光源を遠距離用光源としてだけでなく、近距離用光源とする、またはその両方とすることもできる。

【0073】次に、本発明の第5の実施の形態について

説明する。本実施形態は第 1 実施形態の要素に蛍光内視鏡を組み合わせたものである。図 11 は、本実施形態による内視鏡の概略構成を示す図である。なお、第 1 から第 4 実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0074】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部 500 が、内部に先端まで延びる CCD ケーブル 504、遠距離用ライトガイド 506、近距離用ライトガイド 508 を備えている。CCD ケーブル 504 の先端部には、通常画像用撮像素子 502 が接続され、その通常画像用撮像素子 502 には、分光用プリズム 503 が取り付けられている。分光用プリズム 503、遠距離用ライトガイド 506 および近距離用ライトガイド 508 の先端部、即ち内視鏡挿入部 500 の先端部には、対物レンズ 501 および遠距離用照明レンズ 505 および近距離用照明レンズ 507 を備えている。CCD ケーブル 504 の基端は、コンピュータ 540 に接続され、遠距離用ライトガイド 506 および近距離用ライトガイド 508 の基端は照明ユニット 560 に接続されている。

【0075】照明ユニット 560 は、遠距離用ライトガイド 506 を通して内視鏡挿入部 500 から遠距離用照射レンズにより照射するための光源として、白色光を発する白色光源 562 と、その白色光源 562 に電氣的に接続された白色光源用電源 563 と、白色光源 562 から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ 261 がある。

【0076】同じく近距離用ライトガイド 508 を通して内視鏡挿入部 500 から近距離用照射レンズにより照射するための光源として白色光を発する白色光源 565 と、その白色光源 565 に電氣的に接続された白色光源用電源 566 および蛍光画像用励起光を発する励起光源 567 と、その励起光源 567 に電氣的に接続された励起光源用電源 568 があり、白色光源 565 の前面には白色の光は透過し励起光は反射するダイクロイックミラー 569 を、励起光源 567 の前面にはミラー 570 を設置することによって、白色光源 565 と励起光源 567 の 2 つの光源から射出される白色光および励起光を、集光レンズ 564 に入射させている。

【0077】蛍光画像検出ユニット 580 には、イメージファイバ 510 が接続され、イメージファイバ 510 により伝搬された蛍光像を結像系に導く蛍光用コリメートレンズ 581、自家蛍光像から励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ 582、その励起光カットフィルタ 582 を透過した自家蛍光像から所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ 583、その光学透過フィルタ 583 を回転させるフィルタ回転装置 584、その光学透過フィルタ 583 を透過した自家蛍光像を結像させる蛍光用集光レンズ 585、蛍光用集光レンズ 585 により結像された自家蛍光像を撮像する蛍光画像用高感度撮像素子 586 を備えている。蛍光画像用

高感度撮像素子 586 が撮影した蛍光画像は、CCD ケーブル 587 によりコンピュータ 540 に接続されている。

【0078】コンピュータ 540 には内視鏡 500 から延びている CCD ケーブル 504 および蛍光画像検出ユニット 580 から延びている CCD ケーブル 587 が接続されている。また、第 1 実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス 541 やキーボード 542 等を接続することができる。

【0079】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0080】まず、内視鏡 500 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源 563 が駆動され、遠距離用白色光源 562 から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ 561 を経てライトガイド 506 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 505 により被写体 1 へ照射される。

【0081】同時に近距離用白色光源電源 566 および近距離用励起光源電源 568 が駆動され、近距離用白色光源 565 および近距離用励起光源 567 から白色光および励起光が射出される。白色光および励起光は、ダイクロイックミラー 569 により合成され、近距離用集光レンズ 564 を経てライトガイド 508 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 507 により被写体 1 へ照射される。

【0082】ここで、遠距離用白色光源電源 563 と近距離用白色光源電源 566 を交互に駆動し、遠距離用白色光と近距離用白色光を交互に切替えて照射し、その切替えに同期してそれぞれの光の反射光像を時分割することにより両反射光像を独立に撮影し、前述の原理に基づいて演算を行い、さらに算出された距離を基に通常画像上の被写体の大きさや表面の状態等を補正することにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0083】さらに、本実施形態では、距離の取得と同時に蛍光画像を撮影することができる。以下に蛍光画像撮影時の作用について説明する。

【0084】近距離光源の光による反射光像撮影時、近距離用白色光源電源 566 を OFF にし、近距離用励起光源電源 568 のみを駆動し、近距離用励起光源 567 から励起光を射出する。励起光源 567 には波長 410 nm の GaN 系半導体レーザを用いる。励起光は、ダイクロイックミラー 569 により反射され近距離用集光レンズ 564 を経てライトガイド 508 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 507 により被写体 1 へ照射

される。

【 0 0 8 5 】 励起光を照射されることにより生じる被写体 1 からの自家蛍光は、集光レンズ 5 0 9 により集光され、イメージファイバ 5 1 0 の先端に入射され、イメージファイバ 5 1 0 を経て、励起光カットフィルタ 5 8 2 に入射する。

【 0 0 8 6 】 励起光カットフィルタ 5 8 2 を透過した自家蛍光は、光学透過フィルタ 5 8 3 を通過する。なお、励起光カットフィルタ 5 8 2 は、波長 4 2 0 nm 以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光の波長は 4 1 0 nm であるため、被写体 1 で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ 5 8 2 でカットされ、光学透過フィルタ 5 8 3 へ入射することはない。

【 0 0 8 7 】コンピュータ 5 4 0 により、フィルタ回転装置 5 8 4 が駆動され、自家蛍光像は、光学フィルタ 5 8 3 を透過した後、蛍光用集光レンズ 5 8 5 により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子 5 8 6 により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子 5 8 6 からの映像信号は A/D 変換回路 5 8 7 へ入力され、デジタルデータに変換された後、ライン 5 8 9 を通ってコンピュータ 5 4 0 に 20 保存される。さらに算出された距離を基に蛍光画像の強度を補正することができる。

【 0 0 8 8 】 上記の様に処理された通常画像および蛍光画像は、モニタ 1 2 0 に入力され、両画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。

【００８９】本実施形態では、第１実施形態の内視鏡装置を蛍光画像撮影部と組み合わせたものであるが、第１実施形態以外の第２から第４実施形態のいずれの内視鏡装置も蛍光画像撮影部と組み合わせることが可能である。 30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 2】本発明に用いる距離演算方法についての原理図

【図 3】本発明の第 2 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 4】特定波長の反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示した図

【図 5】本発明の第 2 実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート図

【図 6】本発明の第 3 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 7】加算平均による中間波長成分推定を導入した距離分布撮影法を示した図

【図 8】本発明の第 4 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図9】輝度画像（可視域）および距離画像（赤外域）を同時取得可能とした反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示した図

【図 10】本発明の第 4 実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート図

【図 11】本発明の第 5 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 12】本発明の内視鏡により撮影した通常画像の例

【図 13】本発明に用いる 2 点間の距離の演算方法についての原理図

【符号の説明】

1 被写体

50 a , 50 b 発散照射位置

100、200、300、400、500 內視鏡

120 毛二夕

140、240、340、440、540 コンピュータ

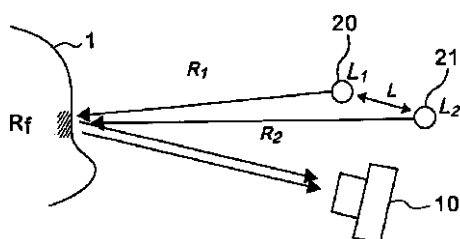
141 ポインティングデバイス

142 キーボード

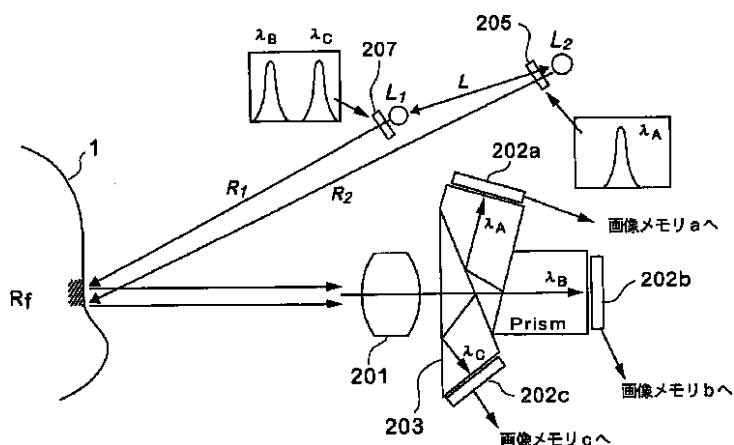
160、260、360、460、560 照明ユニット

580 蛍光画像検出ユニット

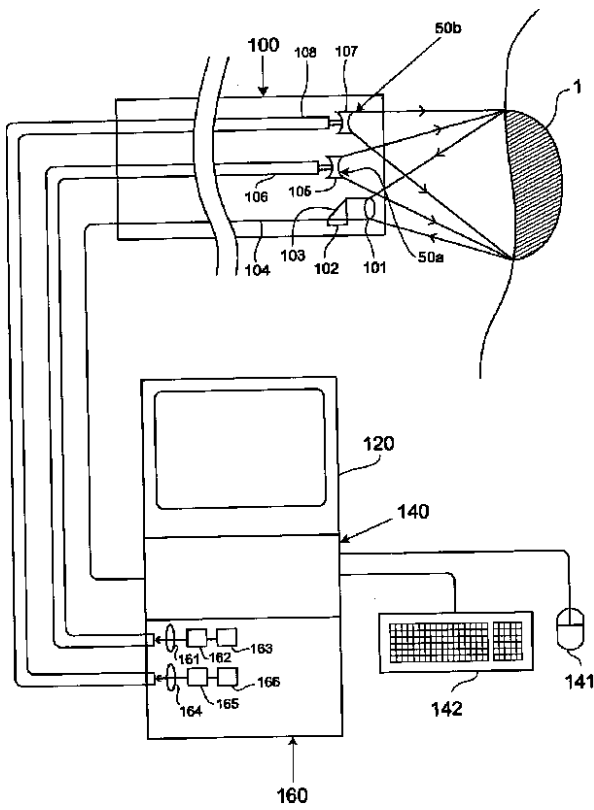
【圖 2】



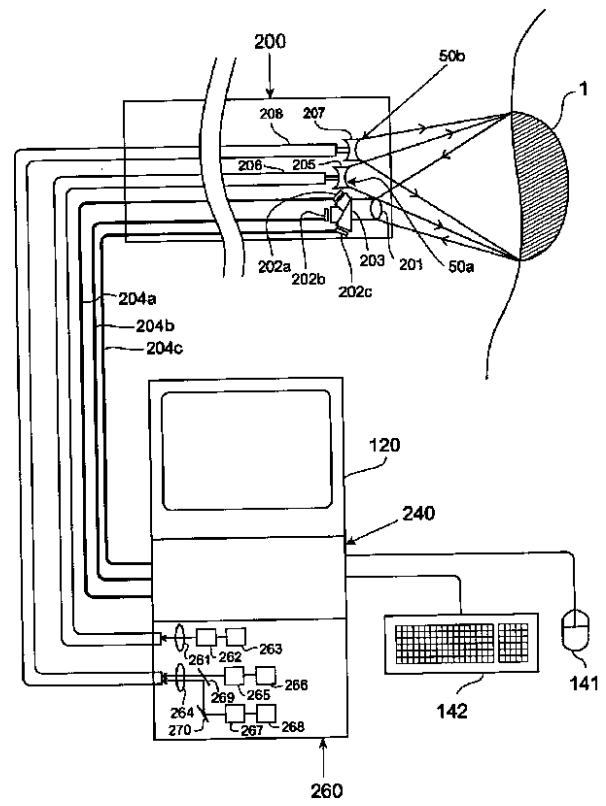
【圖 4】



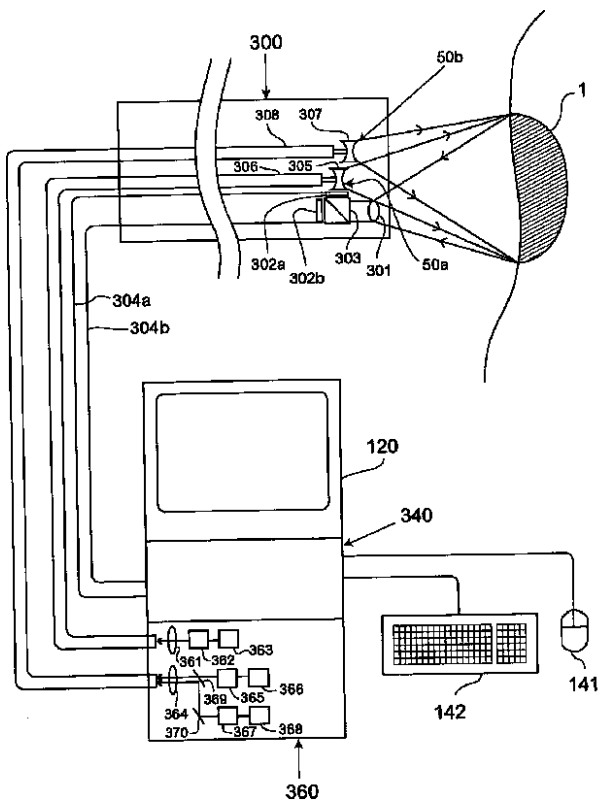
【図 1】



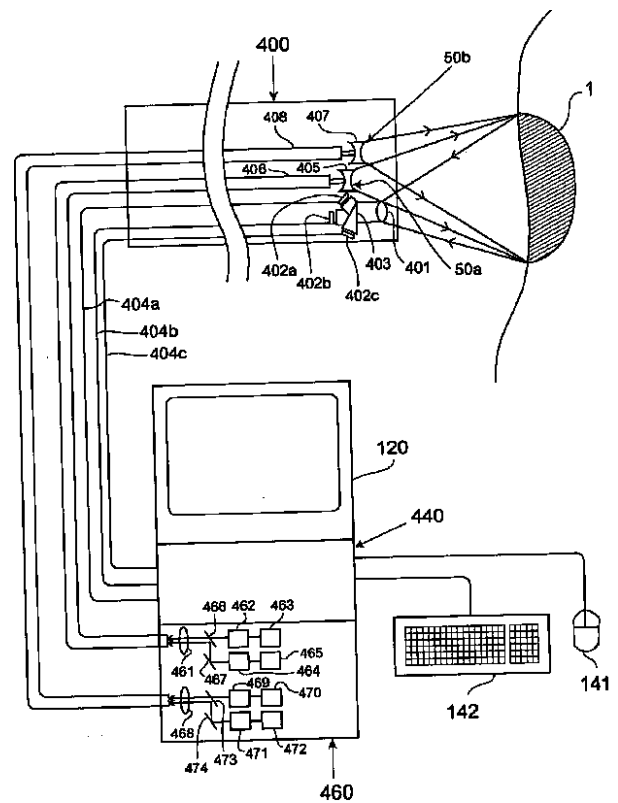
【図 3】



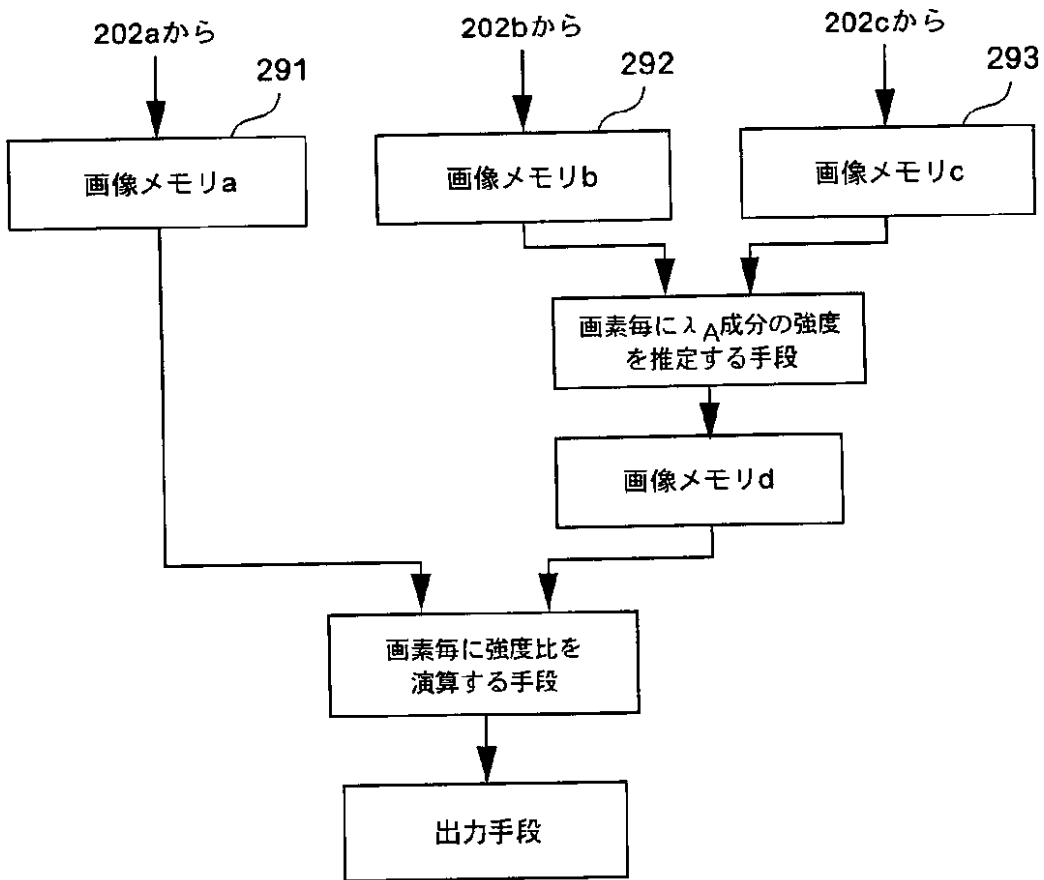
【図 6】



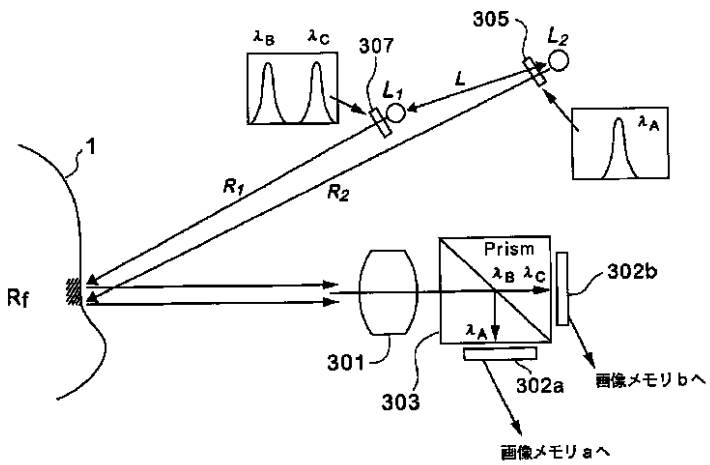
【図 8】



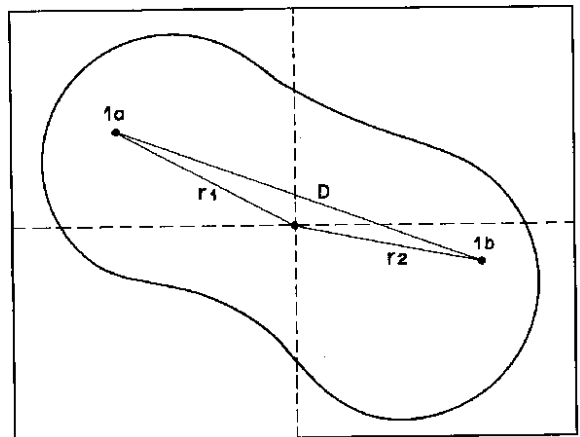
【図 5】



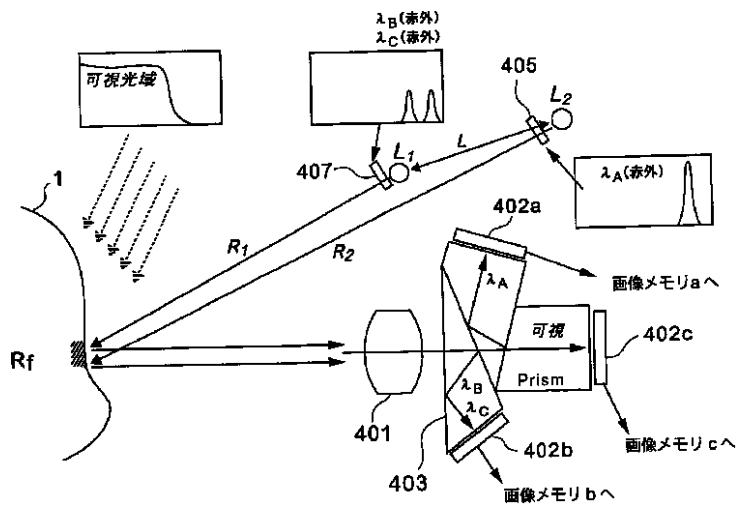
【圖 7】



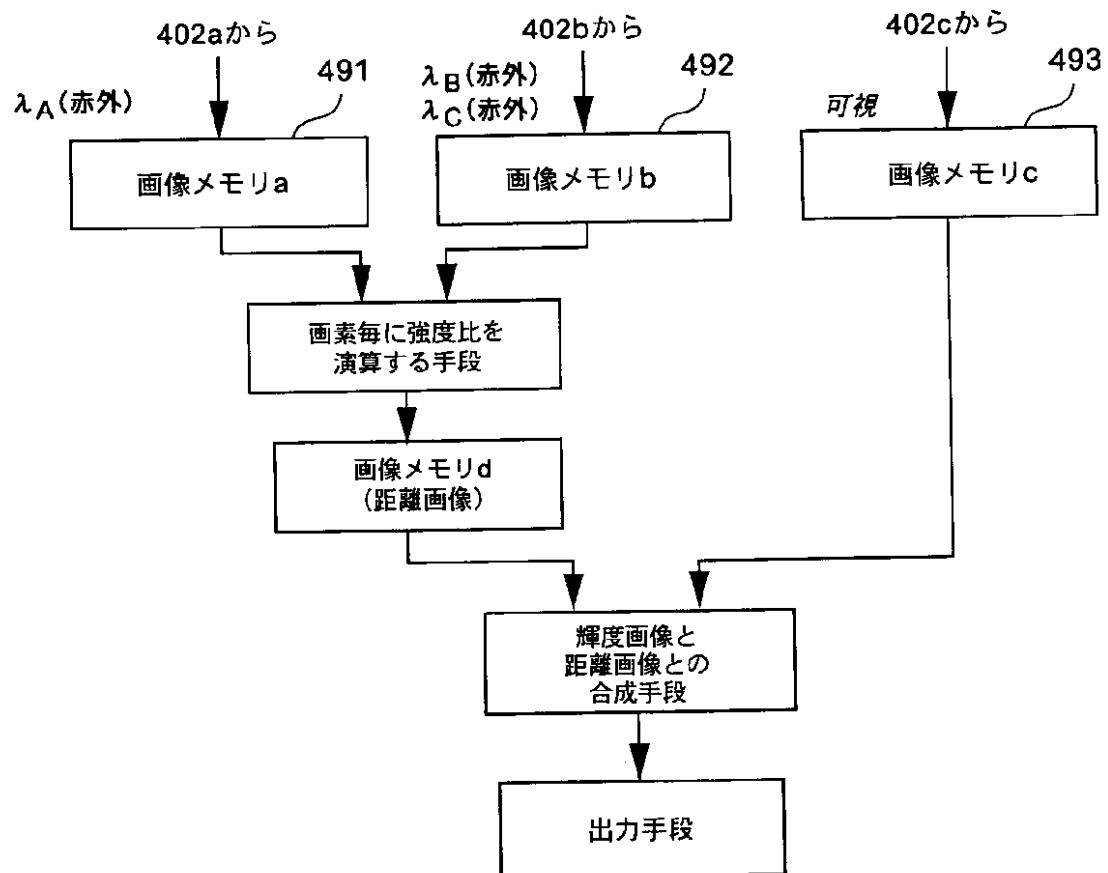
【圖 1 2】



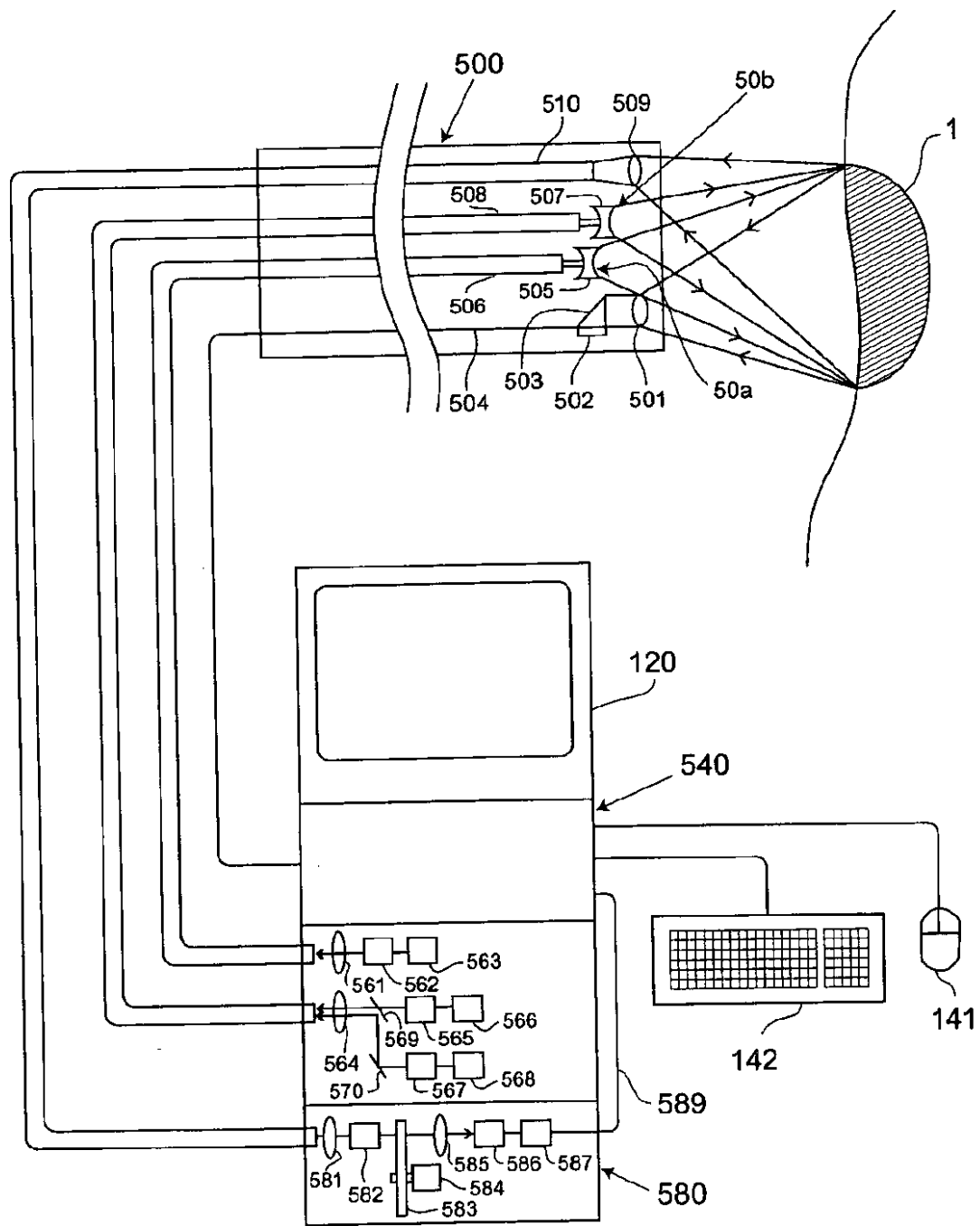
【図9】



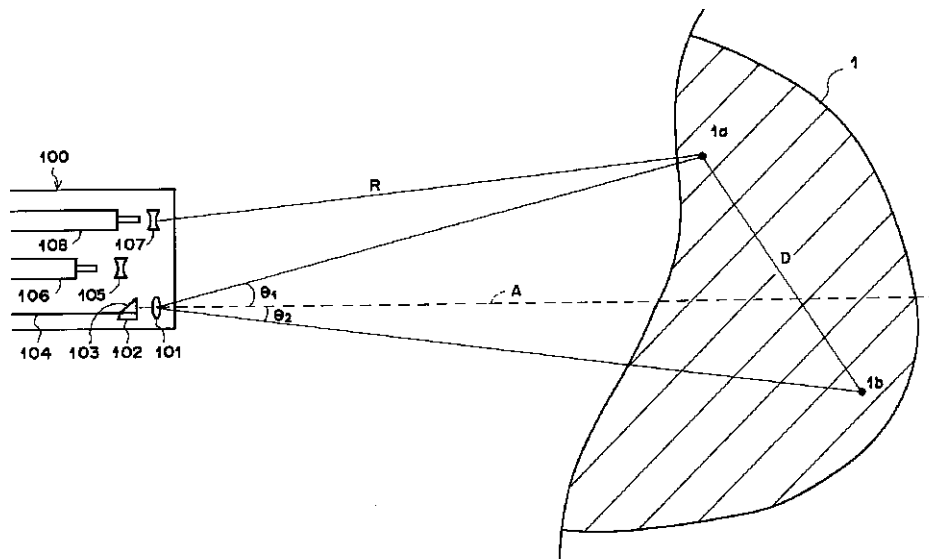
【図10】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-ド (参考)

H 0 4 N 5/238

H 0 4 N 5/238

Z

7/18

7/18

M

// G 0 1 B 11/00

G 0 1 B 11/00

H

11/24

11/24

K

F タ-ム(参考) 2F065 AA04 AA06 AA51 AA60 BB05
 CC16 EE05 FF42 GG06 GG13
 GG22 GG23 GG24 JJ03 JJ05
 JJ26 LL01 LL03 LL04 LL20
 LL22 LL26 LL46 LL47 MM28
 NN02 PP21 QQ00 QQ03 QQ17
 QQ24 QQ26 QQ28 QQ42 SS02
 SS03 SS13
 2H040 AA02 AA03 AA04 BA22 CA03
 CA06 CA23 CA24 GA02 GA10
 4C061 CC06 HH51 QQ06 QQ07 RR03
 SS21 WW11
 5C022 AA09 AB15 AC42 AC69
 5C054 AA01 AA05 CA03 CA04 CB03
 CC07 FC03 FC15 FD07 FE09
 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002065581A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2000255674	申请日	2000-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	小野修司		
发明人	小野 修司		
IPC分类号	G01B11/00 A61B1/00 G01B11/24 G01B11/245 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/238 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.E G02B23/26.B G02B23/26.C H04N5/225.C H04N5/238.Z H04N7/18. M G01B11/00.H G01B11/24.K A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 G01B11/24. N G01B11/245.H H04N5/225 H04N5/238		
F-TERM分类号	2F065/AA04 2F065/AA06 2F065/AA51 2F065/AA60 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/EE05 2F065/FF42 2F065/GG06 2F065/GG13 2F065/GG22 2F065/GG23 2F065/GG24 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ26 2F065/LL01 2F065/LL03 2F065/LL04 2F065/LL20 2F065/LL22 2F065/LL26 2F065/LL46 2F065/LL47 2F065/MM28 2F065/NN02 2F065/PP21 2F065/QQ00 2F065/QQ03 2F065/QQ17 2F065/QQ24 2F065/QQ26 2F065/QQ28 2F065/QQ42 2F065/SS02 2F065/SS03 2F065/SS13 2H040/AA02 2H040/AA03 2H040/AA04 2H040/BA22 2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/SS21 4C061/WW11 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AC42 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/FC03 5C054/FC15 5C054/FD07 5C054/FE09 5C054/HA12 2F065/QQ47 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/SS21 4C161/WW11 5C122/DA26 5C122/EA59 5C122/FH07 5C122/GG03 5C122/GG05 5C122/GG06 5C122/GG11 5C122/GG26 5C122/HA88 5C122/HB01 5C122/HB10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不受内窥镜装置中的内窥镜的尖端到被摄体的距离的影响的情况下，观察被摄体的尺寸，被摄体表面的状态等。此外，在荧光观察期间，可以测量对象的荧光发射量。 解决方案：使来自远距离照明透镜105的照明和来自近距离照明透镜107的照明几乎同时发光，并且每个光的反射光根据每个发光的时间由图像拾取元件102拍摄。。通过基于由计算机140捕获的两个图像中的每个像素的每个像素的亮度的比率执行计算，来为每个像素计算距离。基于计算出的距离来校正被摄体的大小，表面的状态等，并将其作为可见图像显示在监视器120上。

