

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-177248

(P2011-177248A)

(43) 公開日 平成23年9月15日(2011.9.15)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 D 2 H040
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	370 2 H042
G02B 23/24 (2006.01)	G 02 B 23/24	B 4 C061
G02B 5/04 (2006.01)	G 02 B 5/04	A 4 C161
HO4N 7/18 (2006.01)	G 02 B 5/04	C 5 C054

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2010-42741 (P2010-42741)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成22年2月26日 (2010.2.26)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	黒田 修 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地 富士フィルム株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 CA11 CA23 CA27 CA28 DA02 DA57 GA02 GA05 GA10 GA11 2H042 CA14 CA17 4C061 AA24 BB01 CC06 DD01 HH54 LL01 MM02 NN01 NN05 NN07 QQ02 WW10 YY12
			最終頁に続く

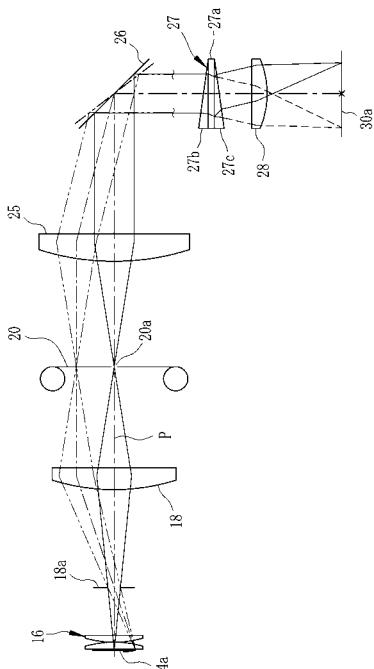
(54) 【発明の名称】 医療用分光画像撮像装置

(57) 【要約】

【課題】医療診断に用いられる特定波長あるいは特定波長帯域の分光画像を正確に抽出できるようにし、かつ波長設定の任意性を高める。

【解決手段】硬性鏡2で得たカラー画像はフィールドレンズ16の入射面に結像される。結像面14aのカラー画像を第一レンズ18でスリット20aが形成された遮光シート20に結像する。遮光シート20の移送によりスリット20aを移動させ、カラー画像をライン状画像に分解する。それぞれのライン状画像からの画像光を第二レンズ25で平行光化して可動ミラー26に入射させる。可動ミラー26の傾斜角をスリット20aの位置に対応させ、グリズム27に一定の方向から入射する。第三レンズ28によりグリズム27から波長に応じた出射角で出射する光をイメージセンサ30上に結像してライン分光画像を撮像する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療診断用のカラー画像を光軸と垂直な面内でラインスキャンし、そのスキャン位置ごとに前記カラー画像を細長いライン状画像に順次に分解するラインスキャン手段と、前記ライン状画像ごとに得られた画像光を平行光化する平行化光学系と、前記平行化光学系で平行光化された画像光を波長に応じた向きに分散して出射させる分光器と、

前記平行化光学系と前記分光器との間の光路中に回転自在に配置され、前記スキャン位置に対応する傾斜角で画像光を反射し、スキャン位置に係わらず画像光を前記分光器に一定の角度で入射させる可動ミラーと、

前記分光器から出射した画像光を結像させる分光結像光学系と、

前記分光結像光学系によって結像された画像光を撮像する撮像手段と、を有することを特徴とする医療用分光画像撮像装置。

【請求項 2】

前記ラインスキャン手段によってライン状画像に分割される前の前記カラー画像の光束を光束分割手段で分岐し、エリア型固体撮像素子に結像させて通常観察用のカラー画像を撮像することを特徴とする請求項 1 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 3】

前記可動ミラーの回転軸は前記ラインスキャン手段で分解されたライン状画像のライン方向と平行であり、前記分光器は入射した画像光を前記可動ミラーの回転軸と直交する面内での出射角が異なるように波長に応じた向きに分散させることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 4】

前記分光器は、グレーティングの入射面と出射面とのそれぞれに、頂角が対向するように一対の三角プリズムを接合したグリズムであることを特徴とする請求項 3 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 5】

前記ラインスキャン手段は、光透過スリットを形成した遮光シートと、前記カラー画像の像面の近傍で前記光透過スリットが前記スキャン方向に移動するように前記遮光シートを移動させるシート移動手段とを含むことを特徴とする請求項 4 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 6】

前記ラインスキャン手段が像側テレセントリック光学系を含み、前段の光学系によって結像されたカラー画像が前記像側テレセントリック光学系によって前記遮光シートの表面またはその近傍に結像されることを特徴とする請求項 5 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 7】

前記撮像手段は、前記分光結像光学系の結像面に沿って移動自在であり、かつ前記可動ミラーの回転軸と平行に延びたラインセンサであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 いずれか記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 8】

前記ラインスキャン手段のスキャン動作中に、前記ラインセンサを所定位置に静止させたまま撮像可能であることを特徴とする請求項 7 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 9】

前記ラインスキャン手段のスキャン範囲が任意に設定可能であることを特徴とする請求項 8 記載の医療用分光画像撮像装置。

【請求項 10】

内視鏡の後端に接続可能であり、前記カラー画像が内視鏡を通して得られるカラー画像であることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか記載の医療用分光画像撮像装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、特定波長あるいは特定波長帯域の精密な分光画像が取得できる医療用分光画像撮像装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

医療診断の場では、X線画像や超音波画像、さらにはMRI画像など様々な画像情報が広く利用されてきている。最近では、病変部の識別や治癒の経過などをより明確に判断することができる分光画像の利用も行われている。分光画像は通常のカラー画像の中から特定波長あるいは特定波長帯域の画像だけを抽出して得られるもので、例えば造影剤の注入や特定波長帯域の励起光の照射によって病変部が発する特定波長の蛍光のみを抽出して画像化し、さらには特定の狭波長帯域の照明光を患部に照射したときに得られる反射光を画像化して通常のカラー画像では識別しにくい病変部を顕在化させて診断の確度を高めることができるという利点がある。

【0003】

従来こうした分光画像を得るには、特許文献1で知られるように、観察部位の画像を撮像する際に適宜のカラーフィルタやダイクロイックミラーを用いた光学的なフィルタリング処理による手法、あるいは通常のカラー画像を構成する画像データ中から特定波長や特定波長帯域の画像データを抽出し、必要に応じて適宜の信号処理を施して画像化するという電気的な信号処理による手法が多く利用されている。

【0004】

分光画像の利用は、先端部にCCD型やCMOS型の固体撮像素子が組み込まれた内視鏡においても試みられている。内視鏡診断にあっては、内視鏡自体に体腔内への挿入という太さの制約が伴い、その先端部に複雑な構造物を組み込むことが難しいことから、体腔内を照明する照明光の波長を光源装置側で変え、また固体撮像素子で撮像したカラー画像にウィナー推定などで知られる電気的な信号処理を施して所望の分光画像を合成するのが一般的な手法となっている。

【0005】

特許文献1で知られるような従来の医療用分光画像は、基本的には光学的及び電気的なフィルタリング処理で得られた画像に基づいて合成されるものであるから、例えば照明光の波長を様々なに変えながら撮像し、さらには一般的な固体撮像素子が赤(R)、緑(G)、青(B)の三種類のカラーフィルタを通して三バンド方式で撮像するのに対し、透過波長帯域が異なる4種類以上のカラーフィルタを通してカラー画像を撮像するマルチカラーバンド方式などの手法により入力情報を増やすことによって、より高精度で詳細な分光画像を得ることが可能となる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】****【特許文献1】特開2008-118635号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

しかしながら、上述した分光画像はいずれも離散的なフィルタリング処理で得られた画像情報に基づくものであるため、近接した二種類の特定波長の分光画像を峻別して観察できるようにすることが非常に困難である。例えば、特定波長の励起光で照明を与えたときに、励起光の波長に対して±20~30nm程度しか隔たっていない波長で病変部が発色するような場合、観察部位からの励起光の反射を除去しつつ病変部の発色を的確に抽出することが難しくなる。もちろん、病変部の発色波長のみ透過するフィルタを用意しておけばこの問題は解決されるが、病変部の種類によっては発色の波長も様々であることを考慮すると、透過バンド幅が狭い他種多様のフィルタを準備しておくことは現実性に乏しい。

【0008】

本発明は上記背景を考慮してなされたもので、医療診断用の分光画像を得るにあたり、特定波長あるいは特定波長帯域を高精度に設定することが可能であると同時に、特定波長あるいは特定波長帯域の設定に充分な任意性をもたせることができるようにした医療用分光画像撮像装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するにあたり、本発明の医療用分光画像撮像装置は、医療診断用のカラー画像をラインスキャンし、スキャン位置ごとに前記カラー画像を順次にライン状画像に分解するラインスキャン手段と、前記ライン状画像ごとに得られる画像光を平行光に変換する平行化光学系と、前記平行化光学系で平行光化された画像光を波長に応じた向きに分散して出射させる分光器と、前記平行化光学系と前記分光器との間の光路中に配置され、前記スキャン位置に対応する傾斜角で画像光を反射し、スキャン位置に係わらず画像光を前記分光器に一定の角度で入射させる可動ミラーと、前記分光器から出射した画像光をライン状に結像させる分光結像光学系と、前記分光結像光学系によって結像された画像光を撮像する撮像手段とから構成される。

10

【0010】

また、本発明の医療用分光画像撮影装置に、前記ラインスキャン手段によってライン状画像に分割される前の前記カラー画像の光束を別光路に分岐させる光束分割手段を設けるとともに、この光束分割手段で分割された光路上にエリア型固体撮像素子を配設し、これにより通常観察用のカラー画像も撮像できるようにしておくのがよい。

20

【0011】

前記可動ミラーの回転軸は前記ラインスキャン手段で分解されたライン状画像のライン方向と平行であり、前記分光器は入射した画像光を前記可動ミラーの回転軸と直交する面内の出射角が異なるように波長に応じた向きに分散させるのが有効で、前記分光器としては、グレーティング（回折格子）の入射面と出射面とのそれぞれに、頂角が対向するように一対の三角プリズムを接合したグリズムを好適に用いることができる。また、前記ラインスキャン手段は、光透過スリットを形成した遮光シートと、前記カラー画像の像面近傍で前記光透過スリットが前記スキャン方向に移動するように前記遮光シートを移動させるシート移動手段とから構成することが可能で、この場合、前記像面に結像されるカラー画像は、像側テレセントリック光学系で結像されるようにするといい。

30

【0012】

前記撮像手段は必ずしも二次元のエリア型撮像手段でなくてもよく、前記結像光学系の結像面に沿って移動自在、かつ前記可動ミラーの回転軸と平行に延びた一次元のラインセンサであってもよい。この場合、前記ラインスキャン手段のスキャン動作中に、前記ラインセンサを所定位置に静止させたままでも撮像できるようにしておくのがよい。また、ラインスキャン手段のスキャン範囲やラインセンサの撮像幅も可変できるようにしておくのが望ましい。さらに、本発明の医療用分光画像撮像装置は内視鏡と組み合わせても有効に利用できるものである。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、従来では分光画像を光学的あるいは電気的なフィルタリング処理によって得ているのに対し、ラインスキャン手段によりカラー画像をライン状画像に分解し、分解されたライン状画像ごとに得られる画像光を平行光化した上で波長分散性の分光器で分光するから、波長分散性に優れ、より高い精度で効率的に分光画像情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡による体腔内の画像診断の一態様を示す説明図である。

【図2】本発明の分光画像撮像装置の要部構成を示す概略図である。

50

【図3】分光画像撮像装置の光学系を示す説明図である。

【図4】分光撮像装置の電気的構成を示す機能ブロック図である。

【図5】ライン状画像と分光画像の対応関係を示す説明図である。

【図6】得られた分光画像の利用形態の一例を示す説明図である。

【図7】分光画像を得る別の態様を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

内視鏡による体腔内の医療用画像診断の例を図1に概略的に示す。内視鏡として硬性鏡2が用いられ、体腔壁3に開けた孔にガイドチューブ4が通され、その内部を貫通して硬性部2aが挿入される。硬性部2aには対物レンズ系及びリレーレンズ系が組み込まれるほか、光源装置5からの照明光を体腔内に導くライトガイドや、対物窓に付着した汚れを洗浄するための洗浄水やエアーを吐出させるための送気・送水パイプなどが収容されている。体腔内で適宜の処置を施すために、図示のように別の個所に開けた孔にガイドチューブを介して処置具7を挿入することも一般に行われる。

【0016】

硬性鏡2のグリップ部2bには撮像装置が内蔵され、硬性部2bに組み込まれた光学系を通して得られる体腔内の画像を撮像する。この撮像装置は、通常観察用のカラー画像だけでなく分光画像を撮像する機能を備えている。通常観察用のカラー画像は、光源装置5からの白色照明光で照明された観察部位のフルカラー画像であり、モニタドライバや各種の画像データ処理用の回路装置などを含む画像表示制御装置8を介して第一モニタ9に表示される。画像表示制御装置8は、さらに通常観察用のカラー画像から精密に抽出された分光画像を第二モニタ10に表示する機能も有している。なお、表示画面サイズが充分であれば、一台のモニタに通常のカラー画像と分光画像との双方を表示することも可能である。

【0017】

硬性鏡2のグリップ部2bに組み込まれた撮像装置の概略を図2に示す。硬性部2aの内部には先端側から順に、対物レンズ12、リレーレンズ系13、結像レンズ14が設けられ、これらの外周側に沿うように光源装置5から延びたガラスファイバ製のライトガイド15が設けられている。ライトガイド15の出射端は対物レンズ12の回りから体腔内に向けられ、対物レンズ14の画角内に照明光を与える。光源装置側に複数種類のカラーフィルタを内蔵させておき、ライトガイド15の入射端側で切り替え使用することにより体腔部内に白色照明だけでなく、カラーフィルタの分光透過特性に応じた特定の波長帯域の照明光を与えることも可能である。

【0018】

結像レンズ14の結像面14a上にはフィールドレンズ16が配置され、フィールドレンズ16の入射面に結像された空中像は光量損失なく第一レンズ18によって遮光シート20に結像される。遮光シート20には紙面と垂直な方向に細長いスリットが形成され、遮光シート20を垂直方向に移送することによって像面がラインスキャンされ、通常のカラー画像をスリット幅に応じたライン状画像に順次に分解するラインスキャン手段として機能する。スリットの移動により順次に得られるライン状画像に基づいて、第二モニタ10に表示される分光画像が得られる。

【0019】

なお、像に充分な明るさがある場合には、フィールドレンズ16に代えて結像面14a上にピントグラスを設け、ピントグラスに結像された像を第一レンズ18で遮光シート20上に結像させることも可能である。また、硬性鏡に代えて先端部に湾曲部や軟性部をもつ柔軟な内視鏡に本発明を用いる場合には、対物レンズ12で得られたカラー画像を先端部に内蔵したエリア型のイメージセンサで撮像し、そのカラー画像を前記結像面14aに配置した液晶表示パネルに表示し、あるいは可撓性に富む極細のイメージガイドファイバを多数本束ねたイメージガイドファイババンドルの入射端面に対物レンズ12でカラー画像を結像させ、そのカラー画像を結像面14aに一致させた出射端面までガイドしてからこ

10

20

30

40

50

れらの画像を第一レンズ 18 で遮光シート 20 上に結像させればよい。

【0020】

光軸 P 上に光束分割手段としてビームスプリッタ 22 が設けられている。ビームスプリッタ 22 は、直角三角プリズムの斜面どうしの接合面にハーフミラーを蒸着したもので、第一レンズ 18 を通ったカラー画像の光束の一部を分岐し、第一レンズ 18 に対して遮光シート 20 と光学的に透過な位置に設けられたエリア型のイメージセンサ 24 の光電面上に通常観察用のカラー画像を結像させる。イメージセンサ 24 から得られる撮像信号に基いて、第一モニタ 9 に表示される通常観察用のカラー画像が得られる。

【0021】

ライнстキャン手段を構成する遮光シート 20 以降の光学系として、第二レンズ 25、紙面と垂直な回転軸 26a の回りに回転する可動ミラー 26、可動ミラー 26 で反射された画像光を波長に応じた分散角で分光するグリズム 27、第三レンズ 28 が用いられている。これらの光学系によりエリア型のイメージセンサ 30 上にライン状画像ごとに得られるライン分光画像が結像される。イメージセンサ 30 から出力された撮像信号は信号処理部 32 に送られ、画像データにデジタル変換された後に適宜のデータ処理が施され所望の分光画像が得られるようになる。なお、通常観察用のカラー画像撮像用のイメージセンサ 24 及び分光画像撮像用のイメージセンサ 30 には、CCD型、CMOS型のいずれでも用いることが可能であるが、特にイメージセンサ 30 ではモノクロで撮像すれば充分であり、また診断の態様によっては二次元のエリア型のものに代えて一次元のラインセンサを用いることも可能である。

10

20

【0022】

次に、図 3 にしたがって分光画像の撮像系の構成及び作用の詳細について説明する。フィールドレンズ 16 の入射面に結像されたカラー画像は、絞り 18a を通して第一レンズ 18 によって遮光シート 20 上に結像される。絞り 18a は第一レンズ 18 の前側焦点の位置に設けられているため、第一レンズ 18 は主光線が遮光シート 20 に垂直入射する像側テレセントリック系となっている。なお、第一レンズ 18 は必ずしもテレセントリック系にのみ限られるものではないが、以下の理由からテレセントリック系にしておくのが有利である。

【0023】

すなわち、スリット付きの遮光シート 20 を移送してライнстキャン手段を構成するにあたっては、遮光シート 20 をリールに巻き付けておいてステッピングモータの駆動により一方のリールに巻取りながら移送させるのが構造的には簡便である。この際、遮光シート 20 に結像されたカラー画像を正確にライン状画像に分割するには、遮光シート 20 の移送面を第一レンズ 18 の結像面の近傍で光軸 P に対して垂直にしなければならず、組立には高い精度が要求されることになる。この点、ライнстキャン手段の一構成要素として像側テレセントリック系にした第一レンズ 18 を組み合わせておけば、こうした難点は軽減されるようになる。

30

【0024】

上記のように像側テレセントリック系にした第一レンズ 18 を利用すると、結像面 14a の各点からの主光線は像面となる遮光シート 20 に光軸 P と平行に入射することになるから、遮光シート 20 の移送面が光軸 P に対してわずかに傾斜していたり、光軸上での位置ズレがあったりしても、分割されたライン状画像に大きな歪みやサイズむらが生じにくくなり、部品精度や組立精度を緩くすることが可能となる。なお、ライнстキャン手段としては、例えば液晶パネルを電気的に駆動してスリット状の光透過部を電気的に移動させるなどの手法を探ることもできる。このように液晶パネルを用いた際には、画像光に偏光による変調が加わることが懸念されるが、体腔内からの光のほとんどは散乱光であり直線偏光光は無視できるので実用上はほとんど問題ない。

40

【0025】

スリット 20a を透過したライン状画像の画像光は、平行光化光学系として機能する第二レンズ 25 により平行光となって出射する。図中二点鎖線で示すように、スリット 20

50

a の位置に応じて第二レンズ 25 に入射するライン状画像の画像光の像高が異なるため、第二レンズ 25 からはスリット 20a の位置に対応する角度で第二レンズ 25 から出射して可動ミラー 26 に入射する。可動ミラー 26 はスリット 20a の長手方向と平行な回転軸 26a に固定され、ステッピングモータの駆動により回転軸 26a とともに回転する。

【0026】

可動ミラー 26 の回転は遮光シート 20 の移動に同期しており、可動ミラー 26 の傾斜角はスリット 20a の位置と一対一に対応づけられている。そして、図 3 に示すように、スリット 20a がカラー画像の結像面 14a の中心からの画像光を通過させる位置（光軸 P と一致する位置）にあるときには実線で示すように光軸 P に対して 45° の傾斜角であるが、スリット 20a がカラー画像の結像面 14a 下端部からの画像光を通過させる位置にあるときには二点鎖線で示す傾斜角となり、その主光線を光軸 P と一致させるように時計方向に傾く。同様に、スリット 20a が結像面 14a 上端部からの画像光を通過させる位置にあるときには可動ミラー 26 が実線位置から反時計方向に傾き、その主光線を光軸 P に合致させるような傾斜角となる。

【0027】

可動ミラー 26 で反射された画像光は、スリット 20a の位置にかかわらず平行光のままグリズム 20 に一定の方向から入射する。グリズム 27 は、回折によって波長が異なる光を分散させるグレーティング 27a を備え、その入射面と出射面のそれぞれに互いの頂角が対向するように三角プリズム 27b, 27c を接合したものである。そして、三角プリズム 27b, 27c の頂角及び屈折率、そしてグレーティング 27a の定数を予め調整しておくことによって、図示のように光軸 P と平行に入射した可視光帯域の光は回折と干渉によって波長に応じた角度をもって出射される。なお、グレーティング 27a には VPH (Volume Phase Holographic) グレーティングを利用することも可能であり、その他にも可視光領域の光を波長に応じて連続的に分散する分散素子であればグリズム以外のものでもこの光学系中で分光器として利用することができる。

【0028】

グリズム 27 からは波長に応じた分散角度で画像光が出射し、分光結像光学系となる第三レンズ 28 に入射する。第三レンズ 28 はグリズム 27 から同じ角度で出射した同じ波長の画像光ごとにイメージセンサ 30 の結像面 30a 上に結像させる。したがって、光軸 P 上に位置するスリット 20a で得られたライン状画像からの画像光は、結像面 30a 上では短波長ほど図中左側に結像し、長波長ほど右側に結像するようになり、ライン状画像がライン分光画像に変換される。同様に、スリット 20a によってカラー画像の上下端からそれぞれ得られたライン状画像からの光束も、可動ミラー 26, グリズム 27, 第三レンズ 28 によってそれぞれライン分光画像に変換されるようになる。

【0029】

そして、スリット 20a によるラインスキャン動作に同期して可動ミラー 26 の傾斜角を変えながらイメージセンサ 30 で撮像を行うことにより、ライン状画像ごとのライン分光画像を順次に得ることができる。図示のように、ライン分光画像はその波長によって結像面 30a 上で結像される位置が定まっているから、必ずしもイメージセンサ 30 にカラー撮像型のものを用いる必要はなく、モノクロ撮像型のものを用いることが可能で、この実施形態では高精細のモノクロ撮像型のものが用いられている。

【0030】

なお、第二レンズ 25 に入射するライン状画像の像高に応じて結像面 30a 上で波長ごとの結像位置にズレが生じることがあり得る。これに対処するには、イメージセンサ 30 を含むグリズム 27 以降の光学系を共通の支持枠で保持し、この支持枠をスリット 20a の位置に応じて紙面と垂直な軸の回りに回転させて調整を図るようにしておけば、像高によらず波長ごとの結像位置を一定に維持することができる。また、この調整はイメージセンサ 30 の画素座標を像高に応じてソフト的にシフトさせることでも対応可能である。

【0031】

図 4 に示すように、全系の制御を司るシステムコントローラ 35 からのコマンドを受け

て同期コントーラ36がモータドライバ37, 38の動作を制御する。モータドライバ37はモータ37aを駆動して遮光シート20を移送し、スリット20aを一定の速度でラインスキャン動作させる。これに同期してモータ38aが駆動され、可動ミラー26はスリット20aのスキャン位置に対応した傾斜角に制御される。

【0032】

モニタドライバ40, 41は第一, 第二モニタ9, 10に映像信号を送出し、第一モニタ9には通常観察用のカラー画像が表示され、第二モニタ10には合成された分光画像が表示される。これらの表示に用いられる画像データは、通常撮像制御部43で制御されるイメージセンサ24からの撮像信号と、分光撮像制御部45で制御されるイメージセンサ30からの撮像信号から得られる。

10

【0033】

イメージセンサ24からの撮像信号は画像データ処理部46に入力され、デジタル変換処理を含む周知の画像信号処理が施された後、画像データメモリ48の所定アドレスエリアに格納される。イメージセンサ30からの撮像信号は画像データ処理部49に入力され、通常の画像信号処理のほかに、1フレームの画像ごとにスリット20aがどのラインスキャン位置のときに得られた画像であるかを識別するスキャン位置データが対応づけられた後、画像データメモリ48の別のアドレスエリアに格納される。スキャン位置データは、遮光シート20の移送量やスリット20aの位置を光電検出した信号、さらにはシステムコントローラ35から同期コントローラ36に入力されたコマンドなどから取得することが可能である。

20

【0034】

システムコントローラ35には入力用端末機50が接続され、診断対象となる患者の情報などのほかに、対象とする分光画像診断の種類に応じた初期設定情報や、各種の調整データの入力に用いられる。例えば、分光画像診断を行う際に、特に注目すべき波長帯域データの入力や、通常観察用のカラー画像を重複表示するか否か、また分光画像を表示する際にどのような色調で表示するかなどの情報が入力される。

20

【0035】

キャリブレーションデータメモリ52には、例えば前述したように像高に応じてグリズム27以降の光学系を回転させることが必要な場合、ラインスキャン動作に連動してどの程度の回転制御を行えばよいかなどの調整データや、一連の分光画像撮像シーケンスを実行するにあたって予め必要となる調整データが書き込まれている。これらの調整データはシステムコントローラ35によって適宜のタイミングで読み込まれ、分光画像の撮像が行われる。キャリブレーションデータメモリ52には、分光画像診断の種類に応じて種々の調整データが格納されており、入力用端末機50から初期設定情報が入力されたときに適切なものが選択される。

30

【0036】

画像データ抽出・合成処理部54は、イメージセンサ24, 30で撮像された画像データメモリ48に格納された画像データの中から分光画像診断の種類に対応した画像データを抽出し、またこれらを観察しやすい表示画像データに合成するためのものである。ここで抽出・合成して得られた表示画像データに基づいて第二モニタ10に分光画像の表示が行われる。

40

【0037】

図5に分光画像診断用の画像データの例を模式的に示す。一般に体腔内を撮像して得られる通常のカラー画像のほとんどは、血液などにより可視光域の長波長側の情報を多く含む。遮光シート20にはこうした通常のカラー画像60が結像されている。遮光シート20の移送とともにカラー画像60の上端から下端に向かってラインスキャンが行われるとすると、最初に上端側のライン状画像60aが分光撮像され、最後に下端側のライン状画像60bが分光撮像される。スリット20aは間隙を狭くした方が精密な分光画像を撮像する上で有利にはなるが、狭くし過ぎるとカラー画像60の全画面からデータを得ようとする場合に長時間を要するだけでなく、不要な回折も生じやすくなる。

50

【0038】

カラー画像60の全画面について分光画像が必要でない場合、例えば画面枠 $D \times \times D y$ のエリアについて分光画像が必要な場合には、長さを $D x$ に制限したスリット20aの横方向座標を図示位置に調整するとともにラインスキャンの範囲を $D y$ に制限すればよい。このような切り替えは、遮光シート20の代わりに同位置に液晶パネルを設け、スリット20aの位置や長さを電気的に調節し、そのスキャン範囲も電気的に制御できるようにしておけば簡便である。また、この場合にはCCD型のイメージセンサではなく、任意のエリアに制限して撮像信号を読み出すことができるCMOS型のイメージセンサを用いる方が効率的である。

【0039】

カラー画像60がライン状画像60aから60bまでラインスキャンされる間に、その都度対応するライン分光画像 $L_1 \sim L_n$ が撮像される。例えばライン分光画像 L_1 に注目すると、その x 軸方向はライン状画像60aの x 座標方向に対応し、 y 軸方向は波長の長短に対応している。したがって、ライン分光画像 L_1 は、ハッチングの有無で表すように、ライン状画像60aの横幅全体にわたって長波長の情報が多く含まれ、またライン状画像60aの左端側には中波長の情報が含まれ、さらに右端側には短波長の情報が含まれていることがわかる。同様に、ライン状画像60aに近接しているライン状画像から得られるライン分光画像 $L_2 \sim L_4$ もほぼ同じ傾向を示している。なお、図ではハッチングの有無だけで波長情報の有無を表しているが、実際には波長情報の多少に対応する濃淡を伴ったモノクロのライン分光画像となる。

10

20

【0040】

ライン状画像60bのライン分光画像 L_n や、これに近接するライン状画像から得られるライン分光画像 L_{n-1} は、幅方向全域にわたって長波長の情報が多く含まれていることは共通しているが、ライン状画像60aのライン分光画像 $L_1 \sim L_4$ とは異なり、左端側に中波長の情報がなくなって短波長の情報が含まれていることがわかる。このように、ラインスキャンによってカラー画像60から切り出されるライン状画像の位置が異なってくると、一般にその位置に応じてライン分光画像の内容も多様に変化する。

30

【0041】

こうして得られた n フレーム分のライン分光画像 $L_1 \sim L_n$ は、順次に画像データメモリ48に格納され分光画像の撮像が完了する。こうして得られたライン分光画像 $L_1 \sim L_n$ から、特定の波長帯域 $a \sim b$ に含まれる画像データを診断に用いる場合には、画像データ抽出・合成処理部54により、概念的に図6に示すように、ライン分光画像 $L_1 \sim L_n$ から横断的に波長帯域 $a \sim b$ に含まれる画像データだけを抽出して読み込む。そして、抽出された画像データをラインスキャン位置に対応させて順次に配列して合成することによって分光画像62を得ることができる。この分光画像62は、血液や一般の体腔内の画像が含む長波側の情報を含んでいないため体腔内の部位との対応がわかりにくく、第一モニタ9のカラー画像も併せて観察する必要がある。しかし、第一、第二モニタ9、10の二画面を交互に観察するのでは迅速かつ正確な診断がしにくい面がある。

30

【0042】

これに対応するには、図6に示すように、イメージセンサ24から得られた通常観察用のカラー画像のデータを適度な明るさに調整した上で重畠した合成画像63として表示するのが簡便である。イメージセンサ24から得られるカラー画像は、分光画像と同時に撮像して得られるものであるから、観察対象部分が鼓動や呼吸により移動を伴う画像であっても、迅速かつ正確な診断を行う上で有利である。

40

【0043】

また、ライン分光画像を合成して得られたモノクロの分光画像の表示色は、もちろん現実に撮像して得られた $a \sim b$ の波長帯域に対応した色付で表示してもよいが、入力用端末機50で初期設定した適宜の色調で表示することも可能である。これにより、第二モニタ10には通常観察用のカラー画像と合成された診断用分光画像62が表示され、特定の波長帯域の分光画像による診断を行うことができる。さらに、特定の波長帯域 $a \sim$

50

bに含まれる画像データのほかに、別の波長帯域や特定波長の画像データも合わせて診断に供したい場合には、画像データメモリ48に格納されているライン分光画像L1～Lnから、さらにその波長帯域や特定波長の画像データも横断的に抽出して重畠表示すればよい。

【0044】

特定波長の画像データだけを診断に用いる場合には、図7に示すように、紙面に垂直な方向に細長いラインセンサ65を用いてライン分光画像の撮像を行えばよい。特定波長のライン分光画像は、グリズム27及び分光結像光学系28によって決まる特定波長の結像位置だけで撮像することができる。したがって、ラインセンサ65を固定したセンサホルダ66をリードネジ67に螺合させ、かつセンサホルダ66の回転止めをしておけば、モータ68の回転を制御してラインセンサ65を特定波長の結像位置に位置決めすることができる。こうして必要な画像データだけを撮像すれば、データ処理を簡略化して効率的な分光画像が得られるようになる。もちろん、幅をもった波長帯域内の画像データが必要である場合には、その波長帯域に対応する範囲内でラインセンサ65を移動して撮像すればよい。また、観察対象範囲に特定波長の励起光を照射したときに、励起光の波長とは異なる波長で患部が発する自家蛍光を観察する際には、励起光の波長を完全に除去しつつ自家蛍光の波長光だけでライン分光画像を撮像することも可能となる。

10

【0045】

ラインスキャンによってライン状画像に分解されるカラー画像が偏光情報を含み、上述した分光画像とともに偏光情報も併せて診断対象とする場合には、ライン状画像に分解される以前の光路内に光軸回りに回転自在な回転位相子と検光子とを設け、ライン状画像のライン分光画像を撮像する際に回転位相子も回転させればよい。こうして撮像されるライン分光画像には、回転位相子と検光子とを透過するときの変調態様が偏光情報として含まれることになるから、これらの情報に基づいてストークスパラメータを求めればカラー画像に含まれる偏光情報も得ることができる。そして、特定波長の偏光情報が確認したければライン分光画像の特定波長のみの偏光情報を対象にすればよく、波長を無視するのであればライン分光画像の全波長域の偏光情報を加算すればよい。

20

【0046】

以上、図示した実施形態に基づいて本発明について説明してきたが、本発明はさらに別の形態でも実施することが可能であり、ライン状画像に分離されるカラー画像は必ずしも内視鏡を通して得られた医療診断用画像に限られない。また、カラー画像からライン状画像に分離するにあたっては、液晶パネルなどのカラー画像の表示面上でスリットを移動させてラインスキャンを行い、スリットを通して得られるライン状画像の画像光を第二レンズ25で平行光化して可動ミラー26に入射させてもよい。また、以上の実施形態では可視光域のカラー画像を対象に説明してきたが、撮像対象となる波長帯域としては紫外光あるいは赤外光の波長帯域を含むものであってもよい。特に分光画像を診断画像に利用する場合には、肉眼で観察可能な任意の色調にしてモニタ表示するのが一般であるから何ら問題はない。

30

【符号の説明】

【0047】

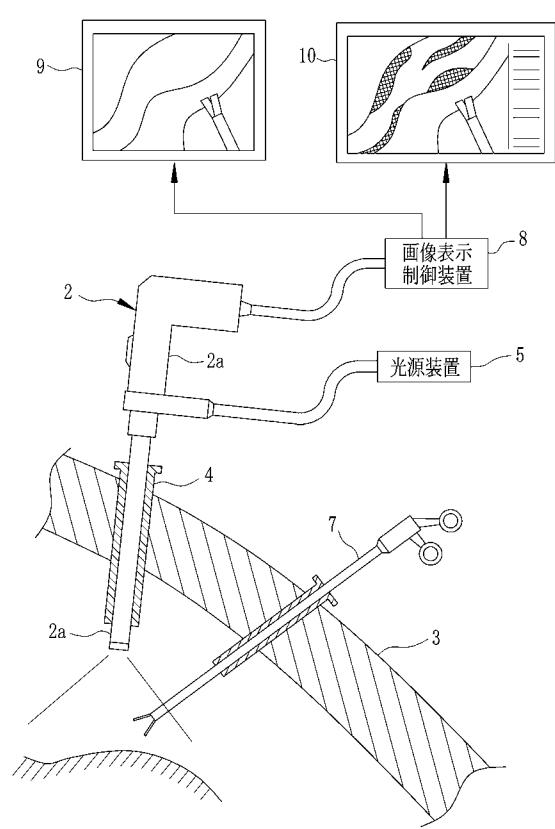
40

- 2 硬性鏡
- 15 ライトガイド
- 16 フィールドレンズ
- 18 第一レンズ
- 22 ビームスプリッタ
- 24 イメージセンサ
- 20 遮光シート
- 20a スリット
- 25 第二レンズ
- 26 可動ミラー

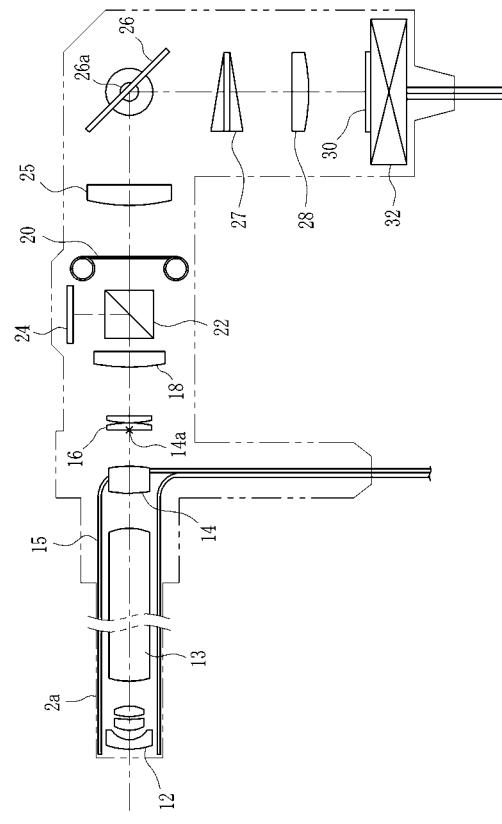
50

27 グリズム
 28 第三レンズ
 30 イメージセンサ
 60a, 60b ライン状画像
 62 分光画像
 65 ラインセンサ
 67 リードネジ
 L1 ~ Ln ライン分光画像

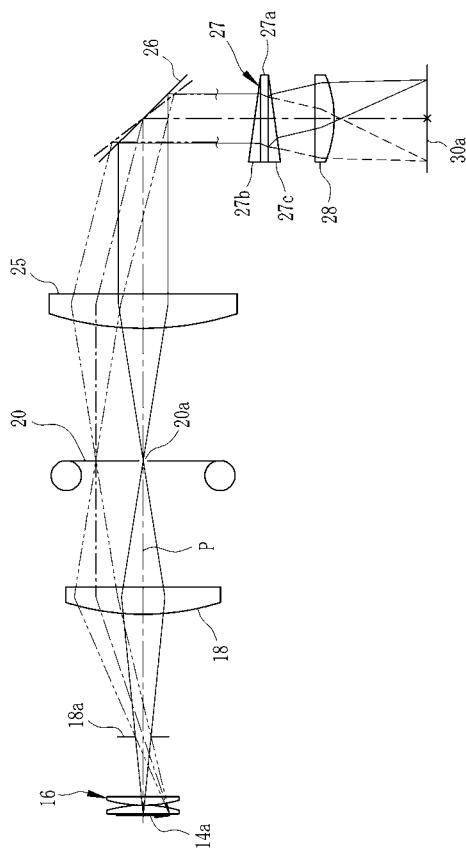
【図 1】



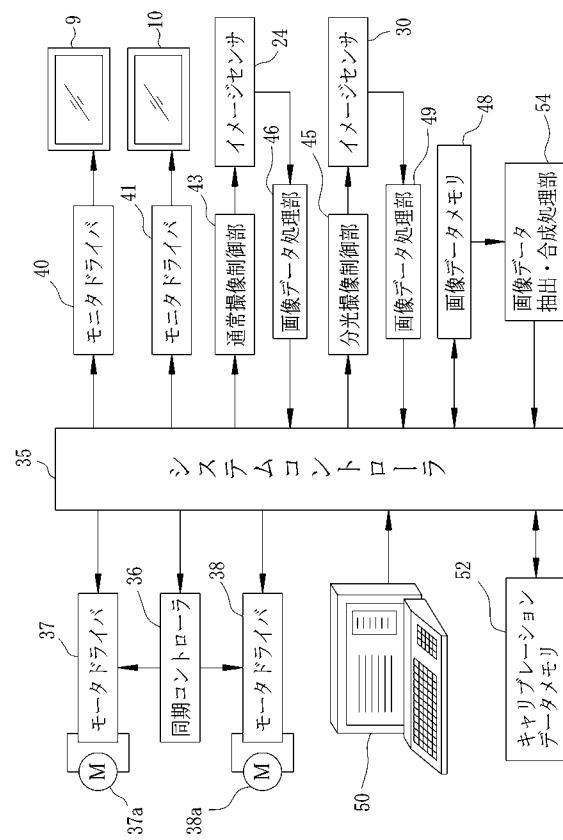
【図 2】



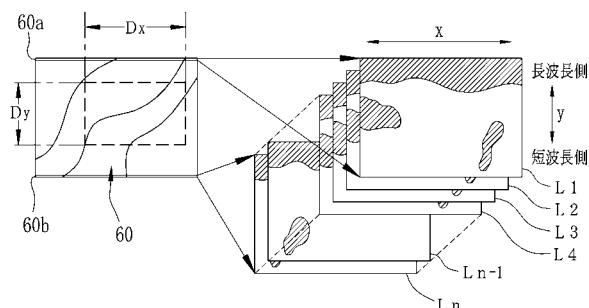
【図3】



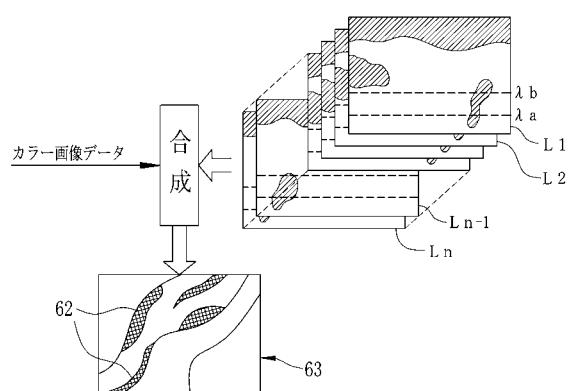
【図4】



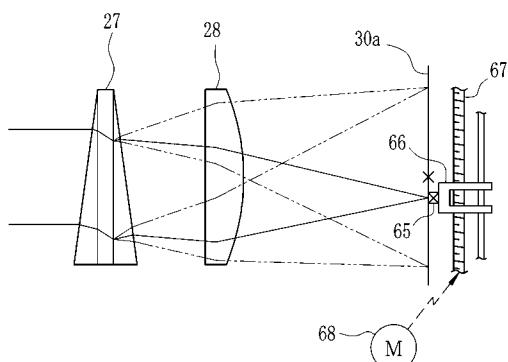
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18

M

F ターム(参考) 4C161 AA24 BB01 CC06 DD01 HH54 LL01 MM02 NN01 NN05 NN07
QQ02 WW10 YY12
5C054 DA08 EA01 HA12

专利名称(译)	医学光谱成像装置		
公开(公告)号	JP2011177248A	公开(公告)日	2011-09-15
申请号	JP2010042741	申请日	2010-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	黒田修		
发明人	黒田 修		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B5/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B5/04.A G02B5/04.C H04N7/18.M A61B1/00.510 A61B1/00.523 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/04.540		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/CA28 2H040/DA02 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040 /GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 2H042/CA14 2H042/CA17 4C061/AA24 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/HH54 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061 /QQ02 4C061/WW10 4C061/YY12 4C161/AA24 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/HH54 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/WW10 4C161 /YY12 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：精确提取用于医学诊断的特定波长或特定波段的光谱图像，并增加波长设定的随意性。通过刚性内窥镜获得的彩色图像形成在场镜的入射表面上。成像表面14a的彩色图像在遮光片20上成像，在遮光片20上由第一透镜18形成狭缝20a。通过移动遮光片20，移动狭缝20a以将彩色图像分解成线图像。来自每个线性图像的图像光由第二透镜25准直并入射在可移动镜26上。可动镜26的倾斜角度对应于狭缝20a的位置，并且从某个方向入射到棱镜27上。第三透镜28以与图像传感器30上的波长对应的出射角对从棱镜27出射的光成像，以捕获线光谱图像。点域

