

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6599728号
(P6599728)

(45) 発行日 令和1年10月30日 (2019. 10. 30)

(24) 登録日 令和1年10月11日 (2019. 10. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 2 4

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

G 0 2 B 23/26 C

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2015-209889 (P2015-209889)
 (22) 出願日 平成27年10月26日 (2015. 10. 26)
 (65) 公開番号 特開2017-79930 (P2017-79930A)
 (43) 公開日 平成29年5月18日 (2017. 5. 18)
 審査請求日 平成30年7月20日 (2018. 7. 20)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 110002907
 特許業務法人イトーシン国際特許事務所
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 住吉 正憲
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を発生する光源部と、
 第1端部に入射された前記照明光を第2端部に導光する導光部と、
 前記導光部の第2端部を渦巻き軌道を描くように振動させる走査部と、
 前記第2端部から被検体に照射された照明光に応じた反射光を検出する検出部と、
 前記検出部において検出される被検体像に対応する検出信号を変換して、直交座標系で表される生成画像に対応する画像信号を生成し、前記画像信号において指定された指定領域の画像信号強度の統計量を算出し、前記統計量として前記指定領域の明るさを表す検波値を算出する信号処理部と、

を有し、

前記画像信号強度は諧調表現されており、

前記生成画像に含まれる、前記検出信号が得られなかった画素に対して、前記画像信号強度の1階調に相当する値が付与されていることを特徴とする走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記検出信号の検出信号強度は諧調表現されており、

前記生成画像に含まれる、前記検出信号が得られた画素には、前記検出信号強度と1階調ずれた前記画像信号強度が付与されていることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記検出信号の検出信号強度は諧調表現されており、
前記検出強度信号は前記諧調表現の1階調を利用しないで表現されており、
前記生成画像の含まれる、前記検出信号が得られなかった画素には、利用されない前記1階調に相当する値が付与されていることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項4】

前記統計量は、前記指定領域の前記画像信号強度の平均値であることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項5】

前記検波値が基準の検波値となるように、前記信号処理部に設けたデジタルアンプの増幅率、前記検出部の増幅率、前記光源部の照射光強度における少なくとも1つを制御する制御部を有することを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項6】

前記検波値が基準の検波値となるように、前記信号処理部に設けたデジタルアンプの増幅率、前記検出部の増幅率、前記光源部の照射光強度の優先順序で、所定量ずつ順次制御する制御部を有することを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項7】

前記信号処理部は、前記指定領域の明るさを表す前記検波値を算出する場合、前記指定領域内に含まれる前記検出信号が検出されていない未検出領域を除外し、前記検出部により検出信号が検出された正味の検出領域内に対応した検波値を、前記指定領域の明るさを表す前記検波値として算出することを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項8】

前記検波値が基準の検波値となるように、前記信号処理部に設けたデジタルアンプの増幅率、前記検出部の増幅率、前記光源部の照射光強度の優先順序で、所定量ずつ順次制御する制御部を有することを特徴とする請求項7に記載の走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、照明光を走査して内視鏡画像を生成する走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療分野及び工業用分野において広く用いられるようになっている。また、照明光を光ファイバにより導光し、導光した照明光を被検体上で走査して内視鏡画像を生成する走査型内視鏡が種々提案されている。走査型内視鏡は、挿入部を細径化するのに適する。

例えば、第1の従来例としての特開2014-046141号公報の走査型内視鏡装置においては、蛍光の褪色を軽減するために、画像の中心領域と周辺領域とで蛍光レベルの平均値を計算して、光源にフィードバックして一様な明るさの内視鏡画像を取得できるようにしている。

また、第2の従来例としての特開2014-061227号公報の走査型内視鏡装置においては、内視鏡画像の褪色を軽減するために、画像の中心領域では光源パルスに、周辺領域では光源パルスを疎にして、一様な明るさの内視鏡画像を取得できるようにしている。

【0003】

走査型内視鏡においても、通常の内視鏡の場合と同様にモニタに表示される内視鏡画像を、検査や診断等に適した明るさに設定するために、画面上における所定の領域の画素値の統計量を計算する検波が行われることがある。

走査型内視鏡においては、走査軌跡や走査速度は、製造時の個体差や製造バラツキ、振動制御のバラツキなどに起因して、設計値から走査型内視鏡に固有な量だけずれる。その結果、画面上におけるある領域の明るさが、照明光を順次パルス発光させた場合における

10

20

30

40

50

何番目のサンプリングされる信号から得られるかは、走査型内視鏡によって異なってしまう。

即ち、従来例の走査型内視鏡装置や方法を用いて画面上の決まった領域の検波を行おうとした場合、何番目にサンプリングされる信号の統計量（例えば平均値）を取るかえを、走査型内視鏡ごとに変えなければならなくなる。このため、検波に係る計算量の増大や回路規模を大きくしなければならない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2014-046141号公報

10

【特許文献2】特開2014-061227号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記の第1の従来例、及び第2の従来例とも、上記検波に係る計算量を低減する内容を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、走査軌跡等にばらつきが存在するような場合においても、内視鏡画像の明るさを表す検波値を簡単に取得できる走査型内視鏡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】

20

【0006】

本発明の一態様の走査型内視鏡装置は、照明光を発生する光源部と、第1端部に入射された前記照明光を第2端部に導光する導光部と、前記導光部の第2端部を渦巻き軌道を描くように振動させる走査部と、前記第2端部から被検体に照射された照明光に応じた反射光を検出する検出部と、前記検出部において検出される被検体像に対応する検出信号を変換して、直交座標系で表される生成画像に対応する画像信号を生成し、前記画像信号において指定された指定領域の画像信号強度の統計量を算出し、前記統計量として前記指定領域の明るさを表す検波値を算出する信号処理部と、を有し、前記画像信号強度は諧調表現されており、前記生成画像に含まれる、前記検出信号が得られなかった画素に対して、前記画像信号強度の1階調に相当する値が付与されている。

30

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、走査内視鏡における走査軌跡等にばらつきが存在するような場合においても、内視鏡画像の明るさを表す検波値を簡単に取得できる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の走査型内視鏡装置の全体構成を示す図。 -

【図2】図2は照明様光ファイバの先端を走査部で駆動し、パルス発光した照明光の照射位置が渦巻き状の走査軌跡を描く様子を示す図。

【図3】図3は光源をパルス発光させる場合の序数と照射位置の座標とが関連付けられたLUTの内容を表形式で示す図。

40

【図4】図4は信号処理部等の構成を示すブロック図。

【図5】図5は渦巻き状走査の第1の画像信号からラスト走査の画像信号に変換する場合の説明図。

【図6】図6は渦巻き状走査の第1の画像信号がラスト変換によりラスト走査の画像信号に変換された様子を模式的に示す図。

【図7A】図7Aは渦巻き状走査の第1の画素信号がラスト変換されて、ラスト走査の画素信号に変換され、メモリに格納された様子を模式的に示す図。

【図7B】図7Bはラスト走査の画素信号に対して、1階調分シフトするオフセット処理により、渦巻き状走査の検出信号の階調が0となる画素信号を、未検出信号のために階調

50

が 0 となる画素信号とを識別できるように階調において区分けした様子を示す図。

【図 8】図 8 は第 1 の実施形態の代表的な処理内容を示すフローチャート。

【図 9】図 9 は図 8 におけるラスト変換の処理の詳細な処理内容を示すフローチャート。

【図 10】図 10 は表示領域の生成画像に対して検波値を取得する領域としての指定領域を設定した様子を示す図。

【図 11】図 11 は A / D 変換を行う前後において検出信号に 1 階調分シフトする例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

10

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の走査型内視鏡装置 1 は、被検体としての例えば患者 2 の内部に挿入され、患者 2 の体内を検査するための走査型内視鏡 3 と、この走査型内視鏡 3 が着脱自在に接続される走査型内視鏡制御装置（本体装置と略記）4 と、本体装置 4 により生成された画像信号が入力されることにより対応する生成画像を内視鏡画像として表示するモニタ 5 とを有する。また、本体装置 4 に対して、術者等のユーザは、キーボードなどからなる入力部 6 を操作して、走査型内視鏡装置 1 の動作を選択したり、制御することができる。例えば、入力部 6 から後述する検波部 33 により検波値を算出する領域としての指定領域（又は検波領域）を指定（又は設定）したり、本実施形態の動作モードを選択することができる。このため、入力部 6 は、指定領域（又は検波領域）を設定する指定領域設定部 6a の機能を持つ。また、動作モードを選択する動作モード選択部の機能を持つ。

20

走査型内視鏡 3 は、細長の挿入部 11 を有し、この挿入部 11 内には、照明光を導光する導光部を形成する照明用光ファイバ 12 が配設されている。照明用光ファイバ 12 の第 1 端部となる基端には、本体装置 4 に設けられた光源部 21 が発生した照明光が入射される。

【0010】

照明用光ファイバ 12 は、基端に入射された照明光を第 2 端部となる先端に導光する。先端に導光された照明光は、この先端から図示しない集光レンズを経て患者 2 の患部等の検査部位（被写体）2a に集光して照射される。なお、照明光は、パルス発光するように制御される。

30

照明用光ファイバ 12 の先端付近には、走査部 13 が設けられ、本体装置 4 の駆動部 22 が出力する駆動信号が駆動線 14 を介して印加されることにより、走査部 13 は照明用光ファイバ 12 の先端を渦巻き状又は螺旋状の走査軌跡を描くように振動させる。そして、被写体 2a に照射された照明光は、渦巻き状又は螺旋状の走査軌跡を描くように照射位置が変化する。

図 2 は基準の被写体に対して 1 フレーム分の画像を取得する際に、パルス発光した照明光の照射位置を序数で示した図である。走査開始位置でパルス発光した際には序数 01（図 2 中では単に 1、以下の 02 等においても同様）で示す照射位置となり、渦巻き状の走査軌跡を描く最中において順次パルス発光した際の照射位置が序数 02, 03, ... となり、走査終了位置でパルス発光した際の照射位置が序数 0n となる。

40

【0011】

図 1 に示すように挿入部 11 内には、被検体において反射された照明光を検出する第 2 の導光部を形成する受光用光ファイバ 15 が配設されている。受光用光ファイバ 15 の先端は、挿入部 11 の先端に配置され、先端に入射された反射光を受光用光ファイバ 15 の基端に導光する。

基端に導光された反射光は、本体装置 4 における光電変換素子を備えた検出部 23 に入射され、光電変換されて検出信号となる。この検出信号は、信号処理部 24 に入力され、信号処理部 24 は、モニタ 5 に表示する生成画像の画像信号を生成する。

また、走査型内視鏡 3 は、挿入部 11 の基端に設けたコネクタ部 11a 内に設けたメモ

50

リ16を有する。このメモリ16は、序数 O_i と照射位置の2次元座標位置(X_i, Y_i)とが関連付けた情報(配置情報)を例えばルックアップテーブル(LUT)16aとして格納している。

図3はLUT16aの例を示す。図3に示すようにLUT16aは、パルス発光する際の序数 O_i と照射位置の座標(X_i, Y_i)とが関連付けて格納している。従って、信号処理部24は、序数 O_i に対応した検出信号に対して、LUT16aの配置情報を参照することにより、座標位置の検出信号、つまり座標位置が特定される画素の検出信号を生成することができる。

【0012】

図1に示すように本体装置4は、照明光を発生する光源部21と、走査部13に印加する駆動信号を生成する駆動部22と、受光用光ファイバ15により検出した反射光を光電変換して検出信号を生成する検出部23と、検出部23により生成される検出信号から画像信号を生成する信号処理部24とを有する。

また、本体装置4は、本体装置4内部の光源部21、駆動部22、検出部23、信号処理部24の動作を制御するコントローラ25を有する。入力部6から入力される入力信号、又は入力データはコントローラ25に入力され、コントローラ25は入力信号、又は入力データに応じた制御動作を行う。ユーザは、入力部6を構成するキーボードから検波部33が検波値を算出する指定領域のアドレスを指定したり、入力部6を構成するマウスから指定領域の枠を指定することができる。そして、コントローラ25は、指定領域の領域範囲を表すアドレス範囲の情報を検波部33に送り、検波部33は、指定領域の画像信号強度の統計量を検波値として算出する処理を行う。

【0013】

図1に示すように信号処理部24は、検出部23の検出信号から、渦巻き状走査の画像信号としての第1の画像信号を生成する第1の画像生成部31と、第1の画像信号から直交座標系で表されるラスタ走査の画像信号に変換するラスタ変換部32と、ラスタ変換部32により変換されたラスタ走査の画像信号から、該ラスタ走査の画像信号の画像(又は生成画像)における指定領域の検波値を算出する検波部33と、ラスタ走査の画像信号に、ゲイン調整による明るさ調整や輪郭強調等の画像処理を行う画像処理部34とを有する。

また、信号処理部24は、走査型内視鏡3のメモリ16に格納された配置情報を読み出し、信号処理部24内部のメモリ35に格納する。つまり、メモリ35は、メモリ16のLUT16aと同じ情報をLUT35aとして格納する。なお、メモリ35のLUT35aを用いなくて、メモリ16のLUT16aを用いるようにしても良い。

図4は信号処理部24等のより詳細な構成を示す。検出部23は、例えばアバランシェフォトダイオード(APDと略記)23aにより構成される。このAPD23aは、逆バイアス電圧の印加により増倍率(ゲイン)を可変できるフォトダイオードである。そして、コントローラ25からの逆バイアス電圧の値によりAPD23aから出力される検出信号の増倍率(ゲイン)を可変することができる。

【0014】

後述するように光源部21もコントローラ25からの光量制御信号により、光源部21が発生するパルス発光する照明光の光量を調整する機能を備える。

第1の画像生成部31は、APD23aから出力される検出信号を、A/D変換回路31aによりデジタルの検出信号に変換して例えば第1の画像生成部31内部のメモリ31bに序数の順序で格納する。座標付与回路31cは、検出信号における序数 O_i に対応する位置情報を、メモリ35のLUT35aから読み出し、各検出信号が検出された場合の位置情報を持つ画素信号を生成する。換言すると、座標付与回路31cは、渦巻き状に走査した場合の検出信号に、それぞれ位置情報を付与して、渦巻き状の走査の画像信号としての第1の画像信号を生成し、メモリ31dに格納する。なお、第1の画像信号をメモリ31dに格納する代わりに、メモリ35に格納しても良い。

第1の画像信号は、ラスタ変換部32を構成する補間回路(又は補正回路)32aに入

力され、補間回路 3 2 a は、渦巻き状の走査の第 1 の画像信号からラスト走査の画像信号に変換するための補間処理を行う。

【 0 0 1 5 】

図 5 は、第 1 の画像信号からラスト走査の画像信号に変換するための説明図を示す。図 5 における左側の図は、渦巻き状の走査軌跡（図 5 では T_r で示す）の座標系とラスト走査の直交座標系とを重ねた状態を模式的に示す。この図 5 において、ラスト走査の画像信号を形成する各画素位置は、格子点の位置となる。

図 5 の左側の図における注目する格子点 P_g の近傍部分は、その右側に示す拡大図のようになる。なお、この場合の注目する格子点 P_g は、ラスト走査の画素信号を生成しようとする生成対象（又は補間処理対象）の格子点を意味する。

10

拡大図に示すように一般的にはラスト走査の格子点の位置と、渦巻き状の走査の画素信号の位置とはずれているため、補間回路 3 2 a は、各格子点の近傍領域に存在する渦巻き状の走査の画素信号を用いて各格子点の画素信号を生成するための処理としての補間処理を行う。

図 5 に示す例では、注目する格子点 P_g の近傍を通る 1 つの曲線に沿った画素信号 S_{O1} , S_{O2} , S_{O3} が存在する。また、これらの画素信号 S_{O1} , S_{O2} , S_{O3} よりも、格子点 P_g からの距離がより離間した曲線に沿った画素信号 S_{O4} も存在する。

【 0 0 1 6 】

補間回路 3 2 a は、格子点 P_g からの距離が最も小さい距離に存在する画素信号を優先して、格子点 P_g の画素信号を生成する。

20

具体的には、図 5 に示すように注目する格子点 P_g の周囲において、上下、左右方向の両側に隣接する格子間距離に基づいて設定された設定領域 A 内において、複数の画素信号 S_{O1} , S_{O2} , ... , S_{Ok} , ... が存在した場合には格子点 P_g の画素信号 S_{gi} を、例えば

$$S_{gi} = \sum C_k \times S_{Ok} / \sum C_k \quad (1)$$

により算出しても良い。ここで、 $\sum$ は、設定領域 A 内で $C_k \times S_{Ok}$ 又は C_k の総和を表し、 C_k は、格子点 P_g からの距離が小さい程、大きくなる重み付け係数を表す。また、重み付け係数 C_k の総和で除算している。なお、設定領域 A は、四角形の場合に限らず、円形の領域でも良い。

また、補間回路 3 2 a は、例えば格子点 P_g からの距離が閾値 L_{th} 以下となる格子点 P_g の近傍領域内に画素信号が存在する場合には、近傍領域内に存在する画素信号のみから格子点 P_g の画素信号を生成する。図 5 に示すように距離が閾値 L_{th} 以下となる領域内に 1 つの画素信号 S_{O2} のみが存在する場合には、格子点 P_g の画素信号 S_{gi} を、 $S_{gi} = S_{O2}$ として画素信号 S_{gi} を生成するようにしても良い。距離が閾値 L_{th} 以下となる領域内に、複数の画素信号が存在する場合には、複数の画素信号平均値で算出する。

30

【 0 0 1 7 】

また、図 5 に示すように格子点 P_g を中心としてその周囲に設定した設定領域 A 内に 1 つも画素信号が存在しない場合には、通常の撮像素子において発生する欠陥画素又は（画素値が欠落する）欠落画素の場合と同様に、格子点 P_g に隣接する周囲の格子点の画素信号から補間により生成する。

40

具体的には、設定領域 A 内に 1 つも（渦巻き状の走査の）画素信号が存在しない場合の格子点 P_g に関しては、その格子点 P_g の左右方向の両側に隣接する 2 つの格子点 P_{gl} , P_{gr} の両画像信号の平均値や、その格子点 P_g の上下方向の両側に隣接する 2 つの格子点 P_{gu} , P_{gd} の両画像信号の平均値等を、格子点 P_g の画像信号とすれば良い。

一方、例えば図 5 において走査軌跡 T_r の外側における例えば格子点 P_{ga} においては設定領域 A 内に 1 つの画素信号が存在しない状態となり、かつその両側の格子点における精々一方のみの格子点の画素信号しか、格子点の画素信号が存在しない状態となる。

【 0 0 1 8 】

そのために、この場合には、補間回路 3 2 a は、上記のような欠落画素でなく、走査軌

50

跡 T_r の走査領域（走査範囲） R_s の外側の領域、つまり実際には検出信号が検出されていない未検出領域（未走査領域）において、ラスト変換を行っている状態であるとして、その格子点の画素信号を周囲の格子点の画素信号を用いて補間する処理を行わない。

但し、上記の格子点 P_g は、ラスト走査による画像信号を生成する領域としての四角形（換言すると正方形又は長方形）の領域内に含まれるため、補間回路 32a は、結果的に、この未検出領域における画素又は画像信号も出力することになる（このような場合の信号処理に関しては後述する）。

このようにして、補間回路 32a は渦巻き状の走査領域内の第 1 の画像信号から、この渦巻き状の走査領域にほぼ一致する領域のラスト走査の画像信号を生成し、生成したラスト走査の画像信号をメモリ 32b に格納する。

10

図 6 は、例えば図 2 に示す渦巻き状の走査の第 1 の画像信号からラスト走査の画像信号に変換したものを模式的に示す。

【0019】

図 6 における左側に示す円形の走査領域 R_s の第 1 の画像信号 S_O は、ラスト変換の再、この円形の走査領域 R_s に対応する円形の対応領域 R_r の画像信号 S_ga と、円形の対応領域 R_r の外側となり、未検出領域 R_u の画像信号 S_gu とに変換される。ここで、円形の対応領域 R_r と未検出領域 R_u とが表示領域 R_d となる。また、画像信号 S_ga と画像信号 S_gu とがラスト走査の画像信号 S_g を形成する。

また、図 7A は、図 6 における第 1 の画像信号 S_O を形成する第 1 の画素信号から、ラスト走査の画像信号 S_g を形成するラスト走査の画素信号に変換された処理結果を示す。

20

図 7A における左側の第 1 の画素信号は、補間回路 32a により、右側の画素信号に変換される。なお、図 7A においては左側の第 1 の画素信号を S_{O_i} ($i = 1, 2, 3, \dots, i, n$) で示し、右側の画素信号を S_{g_i} ($i = 1, 2, 3, \dots, i, m$) で示している。図 5 を参照して説明した補間処理により、一般的には第 1 の画素信号 S_{O_i} の数 n と画素信号 S_{g_i} の数 m とは異なる。また、図 7A においては、画素信号 S_{g_i} がメモリ 32b に格納されるアドレス A_i も示している。

【0020】

図 6 において示したように右側の画素信号 S_{g_i} は、対応領域 R_r の画像信号 S_ga と未検出領域 R_u の画像信号 S_gu を形成する画素信号となる。このため、右側の画素信号 S_{g_i} は、対応領域 R_r の画像信号を形成する画素信号 S_gai (図 7B 参照) と、未検出領域 R_u の画像信号を形成する画素信号 S_gui (図 7B 参照) とからなる。

30

本実施形態においては、検波部 33 が精度良く検波値を算出し易くするために、ラスト走査の画素信号 S_{g_i} をメモリ 32b に格納する場合、対応領域 R_r の画素信号 S_gai と、未検出領域 R_u の画素信号 S_gui とを識別可能とする識別情報を付加して、メモリ 32b に格納する。

識別情報として、例えば 1 階調の情報をを用いる。例えば A/D 変換後の検出信号に基づく画素信号の画素値（又は信号レベル）の階調を表す階調数が、0 ~ 4095（12 ビットの範囲での処理）の場合、未検出領域 R_u の画素信号 S_{gib} に対しては、0 の階調数に割り当て、対応領域 R_r の画素信号 S_gia に対しては 1 ~ 4095 の階調数に割り当てるオフセット処理を行うオフセット処理回路 32c を有する（図 4 においては OFF SET で略記）。

40

【0021】

図 4 に示すように、ラスト変換部 32 の内部にオフセット処理回路 32c を設けているが、ラスト変換部 32 の外部、より具体的には、ラスト変換部 32 の信号入力よりも前段側の例えば第 1 の画像生成部 31 に設けるようにしても良い。

上記オフセット処理回路 32c により、例えば、対応領域 R_r の画素信号 S_gia において、オフセット処理前において 0 の階調のものは、オフセット処理後に 1 の階調の画素信号になる。このため、オフセット処理による階調のシフトにより、走査領域 R_s において検出された検出信号の階調が 0 であり、ラスト変換後においても階調が 0 となる信号

50

と、未検出領域のため画素値が存在しないためにラスタ変換により階調が0となる画素信号とを、階調0か1かにより識別できることになる。

換言すると、このようなオフセット処理のような処理を施さない従来例の場合においては、走査領域 R_s において検出された検出信号の階調が0の画素信号と、(走査領域 R_s の領域外となる)未検出領域のために画素値が検出されていないために階調が0とされてしまう画素信号とを識別することが出来ない欠点があった。

【0022】

そして、本実施形態は、この欠点を解消している。なお、走査領域 R_s 、対応領域 R_r における画素信号は、画素値が検出された画素信号により生成されるために、走査領域 R_s 又は対応領域 R_r を、検出領域 R とも言う。

対応領域 R_r の画素信号 S_{gi} は、オフセット処理を行う前においては、0~4095の範囲内の階調 Q ($Q = 0 \sim 4095$) となるが、オフセット処理により、例えば1階調分だけ階調数が高くなるように $Q + 1$ の階調に移動してもよい。この場合、オフセット処理前の階調数が最大の場合 ($Q = 4095$) と最大より1小さい場合 ($Q = 4094$) は、いずれもオフセット処理後に最大階調 ($Q = 4095$) となってしまう。すなわち、オフセット前の最大階調 ($Q = 4095$) は、飽和した状態の信号となり階調情報が失われることになる。しかし多くの場合、人間の目は、階調数が小さい場合の差よりも階調数が大きい場合の差に鈍感である。したがって、1階調分を加算して画素信号を生成することにより、最大階調以外の画素信号の階調情報を損なわない上記の構成は多くの場合好適である。

ただし、オフセット処理の方法は1階調を加算する方法に限らない。例えば、1階調を減算することにより、最小階調 ($Q = 0$) 以外の階調情報を損なわない構成としてもよい。また、階調情報が損なわれる階調数を画面領域ごとに変える構成としてもよい。

図7Bは、対応領域 R_r の(画像信号 S_g を形成する)画素信号 S_{gi} と未検出領域 R_u の(画像信号 S_g を形成する)画素信号 S_{ui} とを階調(信号レベル)により分けした様子を示す。この図7Bから分かるように階調が1以上と、階調が1未満となる0の階調とにより、両領域の画素信号を簡単に識別できるようになる。なお、1/2の階調閾値を用い、この階調閾値以上か否かの(比較器による)比較結果で、両領域の画素信号を識別しても良い。

このようにオフセット処理として1階調分の情報を利用することにより、ラスタ走査の画素信号 S_{gi} において、対応領域 R_r の画素信号 S_{gi} と、未検出領域 R_u の画素信号 S_{ui} とを階調、又は信号レベルにより簡単に識別することができるようにしている。

【0023】

図4に示すようにメモリ32bに格納されたラスタ走査の画像信号は、検波部33を形成する検波値算出回路33aにより、モニタ5に表示される生成画像における指定された領域としての指定領域の明るさを表す検波値を算出する。

また、メモリ32bに格納されたラスタ走査の画像信号 S_g は、画像処理部34内のデジタルアンプ34aにおいて、シフトされた1階調分減算された後、増幅される。その後、画像処理回路34bにおいて輪郭強調等の画像処理が施された画像信号が生成され、モニタ5に出力され、生成画像として表示される。なお、1階調のシフトが無視できるような画像信号の場合には、デジタルアンプ34aにおいて、1階調分減算する処理を行わないようにしても良い。

図4に示すように検波部33は、指定領域の明るさを表す検波値を算出する検波値算出回路33aにより形成される。

【0024】

この検波値算出回路33aには、入力部6からユーザにより指定された指定領域に対応するアドレスの情報がコントローラ25を介して入力される。

検波値算出回路33aは、コントローラ25から入力されるアドレス情報により、モニタ5に表示する生成画像の画像信号における指定領域の画素信号の統計量として例えば画

10

20

30

40

50

素信号の画素値の総和を算出し、指定領域において未検出領域 R_u を除外した正味の検出領域の面積で除算したる平均値を検波値として算出する。

なお、本実施形態においては、動作モードとして簡易モードが選択された場合には、検波値算出回路 33a は、指定領域における検出領域と未検出領域とを識別しないで、指定領域における画素信号の画素値の総和値を算出し、指定領域の面積で除算した統計量を検波値として算出する。

これに対して、動作モードとして標準モードが選択された場合には、検波値算出回路 33a は、（指定領域において未検出領域 R_u を除外した）正味の検出領域における画素信号の総和値を算出し、かつ（指定領域において未検出領域 R_u を除外した）正味の検出領域の面積で、除算した平均値を検波値として算出する。この場合、1 フレームないし数フ
10
レーム T 分の正味の検出領域における画素信号の総和値を算出し、正味の検出領域の面積 S_d と T とを乗算した値で、除算した平均値を検波値として算出するようにしても良い。

【0025】

検波値算出回路 33a により算出された検波値は、コントローラ 25 に入力され、コントローラ 25 は、算出された検波値と、選択された動作モードとに基づいて、モニタ 5 に表示される生成画像の明るさを調整する制御動作を行う。

なお、図 4 に示すようにコントローラ 25 の内部のメモリ 25a には、基準の明るさの情報、又は基準の明るさに対応する基準の検波値を格納している。つまり、メモリ 25a
20
は、基準の明るさ情報格納部を形成する。

また、図 4 に示すように光源部 21 は、照明光となるレーザ光を発生するレーザダイオード（図 4 では LD と略記）21a と、レーザダイオード 21a がレーザ光を発生するパルス電圧を制御するレーザ制御回路 21b とを備える。

【0026】

本実施形態の走査型内視鏡装置 1 は、照明光を発生する光源部 21 と、第 1 端部に入射された前記照明光を第 2 端部に導光する導光部を形成する照明用光ファイバ 12 と、前記導光部の第 2 端部を渦巻き状軌跡を描くように振動させる走査部 13 と、前記第 2 端部から被検体を形成する患者 2 に照射された照明光に応じた反射光を検出する検出部 23 と、前記検出部 23 において検出される被検体像に対応する検出信号を変換して、直交座標系で表される生成画像に対応する画像信号を生成し、前記画像信号において指定された指定領域の画像信号強度の統計量を算出し、前記統計量として前記指定領域の明るさを表す検
30
波値を算出する処理をする信号処理部 24 と、を有することを特徴とする。

次に本実施形態の動作を説明する。

本実施形態の走査型内視鏡装置 1 を図 1 に示すように設定した後、本体装置 4 の電源スイッチを ON にする。すると、走査型内視鏡装置 1 は動作状態となる。

【0027】

最初のステップ S1 において術者は、入力部 6 から複数の動作モードを選択する入力を行う。本実施形態においては、例えば簡易モードと、標準モードとの 2 つの動作モードが用意されており、ユーザは 1 つの動作モードを選択する。なお、3 つ以上の動作モードを用意するようにしても良い。そして、術者は走査型内視鏡 3 を患者 2 の体内に挿入する。
40

次のステップ S2 においてコントローラ 25 は、光源部 21、駆動部 22、検出部 23 等を動作させ、照明用光ファイバ 12 の先端付近に設けた走査部 13 を駆動すると共に、照明光をパルス発光させて光走査を開始する。

次のステップ S3 において信号処理部 24（の第 1 の画像生成部 31）は、第 1 の画像信号を生成する。患者 2 の検査部位等の被写体に照射された照明光の反射光は受光用光ファイバ 15 により受光（検出）され、検出部 23 により光電変換された検出信号となり、第 1 の画像生成部 31 は渦巻き状走査軌跡に対応した第 1 の画像信号を生成する。

【0028】

次のステップ S4 においてラスタ変換部 32 は、第 1 の画像信号に対して、ラスタ変換する。ラスタ変換部 32 は、第 1 の画像信号に対して、ラスタ変換してラスタ走査の画像
50

信号を生成する。

図 9 はラスタ変換の処理の詳細を示す 1 例である。

ラスタ変換の処理が開始すると、最初のステップ S 2 1 において補間回路 3 2 a は、表示領域 R d 中における各格子点を含むその周囲に図 5 に示したような設定領域 A を設定する。

次のステップ S 2 2 において補間回路 3 2 a は、各格子点の周囲の設定領域 A 内に渦巻き状走査の画素信号が存在する場合の各格子点を特定する。

次のステップ S 2 3 において補間回路 3 2 a は、格子点からの距離を考慮して、渦巻き状走査の画素信号を用いて格子点の画素信号を生成する。格子点の画素信号を生成する処理に関しては、図 5 において説明した。

10

【 0 0 2 9 】

次のステップ S 2 4 において補間回路 3 2 a は、ステップ S 2 2 の格子点全てに対して、ステップ S 2 3 の処理を終了したか否かを判定する。

ステップ S 2 2 の格子点全てに対して、ステップ S 2 3 の処理を終了していない場合には、ステップ S 2 3 の処理を繰り返す。そして、ステップ S 2 2 の格子点全てに対して、ステップ S 2 3 の処理を終了した判定結果の場合にはステップ S 2 5 の処理に進む。

ステップ S 2 5 において補間回路 3 2 a は、上述した格子点以外の（表示領域 R d に含まれる）格子点に対して、当該格子点の周囲の設定領域 A に渦巻き状走査の画素信号が存在しない格子点があるか否かの判定を行う。

渦巻き状走査の画素信号が存在しない格子点がある場合には、次のステップ S 2 6 において補間回路 3 2 a は、当該格子点の上下、又は左右両側の各格子点がそれぞれ画素信号を有するか否かを判定する。

20

両側の各格子点がそれぞれ画素信号を有する場合には、次のステップ S 2 7 において補間回路 3 2 a は、両側の各格子点がそれぞれ画素信号の平均値により当該格子点の画素信号を生成し、ステップ S 2 9 の処理に移る。

【 0 0 3 0 】

一方、ステップ S 2 6 の判定処理において、精々、処理対象の格子点に対して、一方の側に隣接する格子点のみが画素信号を有する場合には、ステップ S 2 8 において補間回路 3 2 a は、当該処理対象の格子点は、走査領域 R s 又は対応領域 R r の外の未検出領域 R u の格子点であると判定し、ステップ S 2 9 の処理に移る。

30

ステップ S 2 9 において補間回路 3 2 a は、ステップ S 2 5 の格子点全てに対する処理を終了したか否かを判定する。ステップ S 2 5 の格子点全てに対する処理を終了していない判定結果の場合には、ステップ S 2 6 の処理に戻り、上述した処理を繰り返す。

このようにして、ステップ S 2 5 の格子点全てに対する処理を終了した場合には、ステップ S 3 0 の処理に移る。また、ステップ S 2 5 の判定処理において、設定領域 A 内に渦巻き状走査の画素信号が存在する場合には、ステップ S 3 0 の処理に移る。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 3 0 において補間回路 3 2 a（のオフセット処理回路 3 2 c）は、未検出領域 R u の格子点の画素信号を 0 階調の画像信号として生成し、未検出領域 R u 以外となる対応領域 R r（又は検出領域 R）の格子点の画素信号に対しては、ステップ S 2 3 又はステップ S 2 7 において生成した画素信号に、1 階調分を加算した階調の画素信号を生成する処理を行う。そして、図 9 の処理を終了し、図 8 における次のステップ S 5 の処理に移る。

40

ステップ S 9 の処理により、対応領域 R r（又は検出領域 R）における 0 階調の画素信号が存在した場合その画素信号の階調は 1 となり、未検出領域 R u に含まれる 0 階調の画素信号とを識別又は区別できるようになる。

図 8 におけるステップ S 5 において信号処理部 2 4（の画像処理部 3 4）は、輪郭強調等を施したラスタ走査の画像信号をモニタ 5 に出力し、モニタ 5 は生成画像を表示する。

【 0 0 3 2 】

次のステップ S 6 においてコントローラ 2 5 は、入力部 6 から指定領域が指定されたか

50

否かの判定を行う。そして、コントローラ 25 は、入力部 6 から指定領域が指定されるのを待つ。

図 10 は、表示領域 R d に表示された生成画像において、入力部 6 から指定された指定領域 R b を示す。一般的に、指定領域 R d は、検出領域 R と未検出領域 R u とを含むように設定（指定）される場合がある。簡易モードにおいては、指定領域 R d は、検出領域 R とほぼ等しいと近似し、簡易モード以外の動作モードにおいては、指定領域 R d において検出領域 R を算出する。なお、図 10 に示すように正方形の場合を含む長方形の指定領域 R b を指定する場合には、対角線方向に対向する 2 点 P 1 , P 2 のアドレスを指定しても良いし、マウスなどで 2 点を指定するようにしても良い。

また、2 点鎖線で示すように、より複雑な形状の指定領域 R b を指定することもできる。

10

【 0 0 3 3 】

次のステップ S 7 においてコントローラ 25 は、ステップ S 1 において簡易モードが選択されたか否かの判定を行う。

簡易モードが選択されている場合には、次のステップ S 8 において検波部 33（を形成する検波値算出回路 33 a）は指定領域の検波値を算出する（これに対して、後述するように簡易モード以外のモードでは指定領域における検出領域を算出し、検出領域の検波値を算出する）。検波部 33 は、算出した検波値をコントローラ 25 に送る。

次のステップ S 9 においてコントローラ 25 は、検波値を基準の明るさ（に対応する基準の検波値）と比較し、基準の明るさとなるように画像処理部 34 のデジタルアンプ 34 a のデジタルのゲインを調整（制御）する。

20

次のステップ S 10 においてコントローラ 25 は、入力部 6 から内視鏡検査を終了する指示入力されたか否かを判定する。内視鏡検査を終了する指示入力されない場合には、ステップ S 8 の処理に戻るようコントローラ 25 は制御し、内視鏡検査を終了する指示入力された場合には図 8 の処理を終了する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 7 において簡易モードが選択されていない場合には、ステップ S 11 においてコントローラ 25 は、標準モードが選択されたと判定し、この判定結果の情報を検波部 33 に送る。

次のステップ S 12 において検波部 33 は、指定領域中における検出領域を算出する。図 10 の場合、指定領域 R b 中における検出領域 R（又は対応領域 R r）を算出する。換言すると、指定領域 R b 中における未検出領域 R u を算出し、指定領域 R b から斜線で示す未検出領域 R u を減算して指定領域 R b 中の検出領域 R（又は対応領域 R r）を算出する。

30

次のステップ S 13 において検波部 33 は、指定領域 R b 中の検出領域 R（又は対応領域 R r）において検波値を算出する。検波部 33 は、算出した検波値をコントローラ 25 に送る。

次のステップ S 14 a から S 14 f においてコントローラ 25 は、検波値を基準の明るさに対応する基準の検波値と比較する。そして、コントローラ 25 は、基準の検波値となるようにデジタルアンプ 34 a、APD 23 a、光源部 21 の順の優先度を考慮して明るさを調整を行う。

40

【 0 0 3 5 】

具体的には、検波値が基準の明るさに対応する基準の検波値とずれている場合、ステップ S 14 a においてコントローラ 25 は、画像処理部 34 のデジタルアンプ 34 a のデジタルのゲインを予め設定されたゲインの範囲内で、検波値が基準の検波値に等しくする方向にゲイン調整（制御）する。その後の次のステップ S 14 b においてコントローラ 25 は、検波値が基準の検波値に一致したか判定する。

ステップ S 14 b において検波値が基準の検波値に一致しない場合には、次のステップ S 14 c においてコントローラ 25 は APD 23 a の増倍率を、予め設定された増倍率の範囲内で、検波値が基準の検波値に等しくする方向に調整（制御）する。その後の次のス

50

ステップ S 1 4 d においてコントローラ 2 5 は、検波値が基準の検波値に一致したか判定する。

ステップ S 1 4 d において検波値が基準の検波値に一致しない場合には、次のステップ S 1 4 e においてコントローラ 2 5 は、光源部 2 1 におけるレーザダイオード 2 1 a の光量を所定の範囲内で調整し、検波値が基準の検波値に一致するように調整する。その後のステップ S 1 4 f においてコントローラ 2 5 は、検波値が基準の検波値に一致したか判定する。ステップ S 1 4 f において検波値が基準の検波値に一致しない場合には、ステップ S 1 4 a の処理に戻り、同様の処理を繰り返す。

【 0 0 3 6 】

一方、ステップ S 1 4 b、ステップ S 1 4 d、又はステップ S 1 4 f において検波値が基準の検波値に一致した場合には、ステップ S 1 5 の処理に移る。ステップ S 1 5 においてコントローラ 2 5 は、入力部 6 から内視鏡検査を終了する指示入力があったか否かを判定する。内視鏡検査を終了する指示入力がない場合には、ステップ S 1 3 の処理に戻るようコントローラ 2 5 は制御する。

一方、内視鏡検査を終了する指示入力があった場合には図 8 の処理を終了する。

このように動作する第 1 の実施形態によれば、走査内視鏡 2 における走査軌跡等にばらつきが存在するような場合においても、内視鏡画像の明るさを表す検波値を簡単に取得できる。

より詳細に述べると、本体装置 4 に接続される走査型内視鏡 3 に搭載された走査部 1 3 等に個体差や渦巻き状の走査軌跡にばらつきが存在するような場合においても、ラスト変換後の直交座標系で表される画像信号又は生成画像のアドレスは、それらのばらつきに関係なく、いつも同じになる。その結果、走査部 1 3 等の個体差や走査軌跡に影響されことなく、検波値を取得する指定領域を直交座標系上で設定でき、指定領域内の生成画像の明るさを表す検波値を、ラスト変換前の場合に比較して少ない計算量で簡単に取得することができ、回路規模を小さくできる。

また、本実施形態においては、実際に光走査を行って検出した検出領域内の検出信号としての画像信号（又は画素信号）と、ラスト変換の際に含まれるようになった未検出領域の検出信号としての画像信号（又は画素信号）とを階調を表す階調信号等の識別信号で識別又は区別できるようにしているので、検波値を取得する指定領域として未検出領域が含まれるように指定された場合においても指定領域内の検出領域に対する検波値（つまり画像の明るさ）を精度良く算出することができる。

また、本実施形態によれば、検波値を算出した場合、生成画像の明るさを調整可能とする複数の明るさ調整手段（明るさ調整デバイス）の 1 つ又は複数を用いて、観察し易い明るさに調整することができる。また、この場合、複数の明るさ調整において、優先度の高いものを優先して明るさ調整をすることもできる。

また、本実施形態によれば、ラスト変換前における画像の中心部等、他の領域よりのサンプリング密度（検出密度）が集中している領域が存在する場合でも、ラスト変換後における画素密度は、他の領域と変わらなくなるため、必要以上に多くの画素値を用いて統計量としての検波値を算出する必要がなくなる。その結果、ラスト変換前の検出信号から算出する場合に比べて、検波値を算出する計算量を低減することができる。

【 0 0 3 7 】

上述した実施形態においては、図 9 において説明したようにラスト変換を行った際に、未検出領域の画素信号を検出領域（又は対応領域）における 0 階調の画素信号とを、例えば検出領域（又は対応領域）の画素信号に 1 階調加算した階調にシフトすることにより両領域の画素信号を簡単に区別できるようにしているので、精度の良い検波値を算出することができる。

このように両領域の画素信号を区別できるようにする場合、例えば一方の領域の画素信号には識別のためのフラグビットを付け、他方の領域の画素信号にはフラグビットを付けないようにして区別（識別）できるようにしても良い。

また、上述した実施形態においては、ラスト変換を行った処理の最後に 1 階調のオフセ

10

20

30

40

50

ット処理で両領域の画像信号を区別（識別）できるようにしたが、図 11 に示すようにラスタ変換を行う前段側において 1 階調のオフセット処理を施すようにしても良い。

【 0 0 3 8 】

図 11 に示す例では、例えば A / D 変換回路 31a において A / D 変換を行った際に、検出領域の第 1 の画像信号が生成される前の信号に対して、未検出領域の信号と、信号の階調により区別できるように 1 階調分オフセットさせるようにした例を示す。

図 11 における左側に示す A / D 変換前のアナログの信号 S_{ai} の階調範囲が 0 ~ 4095 であるとした場合、A / D 変換後のデジタルの信号 S_{aai} の階調範囲を 1 ~ 4095 となるように 1 階調分オフセットさせるようにしても良い。

具体的には A / D 変換前のアナログで階調 Q_i の信号 S_{ai} （但し、 $Q_i = 0 \sim 4095$ ）は、A / D 変換後に階調 Q_i' （ $Q_i' = Q_i + 1$ ）のデジタルの信号 S_{aai} に 1 階調分オフセットさせるようにしても良い。但し、最大の階調の場合のみ、 $Q_i' = Q_i$ とする。

但し、ラスタ変換を行う場合には、ラスタ変換前の検出信号（第 1 の画像信号又は第 1 の画素信号）に対して、1 階調分だけ加算されたことを考慮して、ラスタ変換を行う必要がある。

【 0 0 3 9 】

なお、上述した実施形態を変形した構成にしても良い。例えば、簡易モード、標準モードでそれぞれ別々の実施形態を構成するようにしても良い。また、簡易モード及び標準モードの動作を変形しても良い。例えば、上述した簡易モードにおいて、検波値を算出するのみの構成にしても良い。

また、上述した標準モードの動作として、算出した検波値が基準の検波値に一致するように、デジタルアンプ 34a、APD 23a、レーザ光源の優先順序で調整（制御）する場合、デジタルアンプ 34a による 1 回当たりのゲインの調整量、APD 23a により 1 回当たりの増倍率の調整量、レーザ光源による 1 回当たりの光量調整量を、優先順序が高いもの程、大きくするようにしても良い。

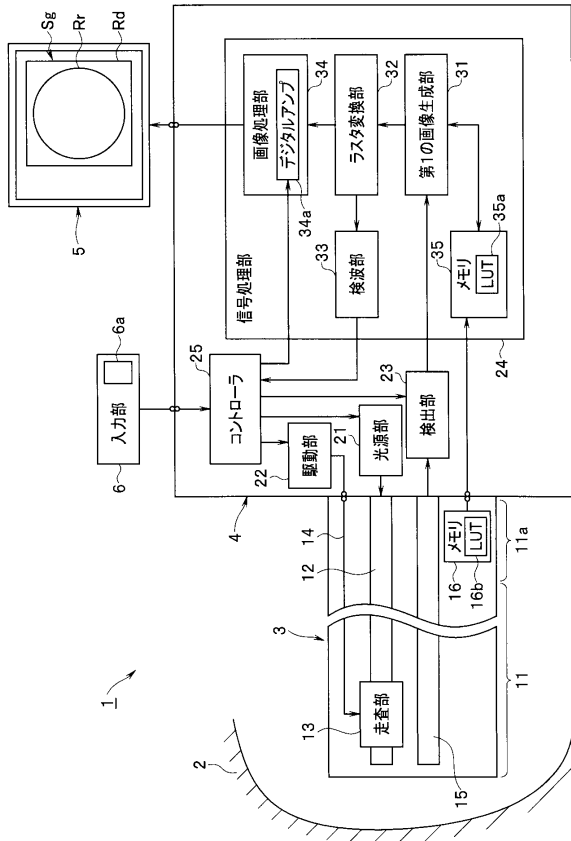
また、算出した検波値が基準の検波値に一致するように調整（制御）する場合の優先順序をデジタルアンプ 34a、APD 23a、レーザ光源からユーザが指定できるようにしても良いし、デジタルアンプ 34a、APD 23a、レーザ光源の 3 つを用いる場合に限らず、1 つ又は 2 つを用いるように選択できるようにしても良い。

【 符号の説明 】

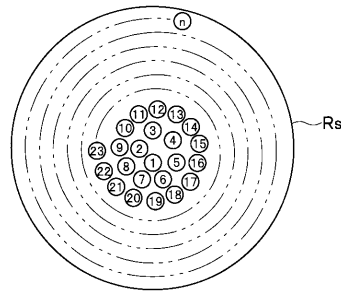
【 0 0 4 0 】

1 ... 走査型内視鏡装置、2 ... 被検体、3 ... 走査型内視鏡、4 ... 本体装置、5 ... モニタ、6 ... 入力部、11 ... 挿入部、12 ... 照明用光ファイバ、13 ... 走査部、15 ... 走査部、16 ... メモリ、16a ... LUT、21 ... 光源部、22 ... 駆動部、23 ... 検出部、23a ... APD、24 ... 信号処理部、25 ... コントローラ、31 ... 第 1 の画像生成部、31a ... A / D 変換回路、31c ... 座標付与回路、32 ... ラスタ変換部、32a ... 補間回路、32b ... メモリ、32c ... オフセット処理回路、33 ... 検波部、33a ... 検波値算出回路、34 ... 画像処理部、34a ... デジタルアンプ、35 ... メモリ、35a ... LUT

【 図 1 】



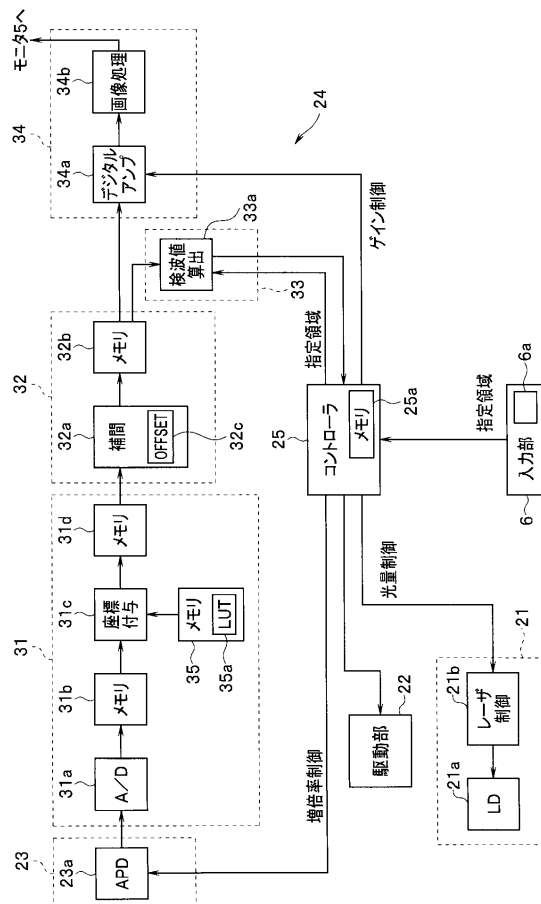
【 図 2 】



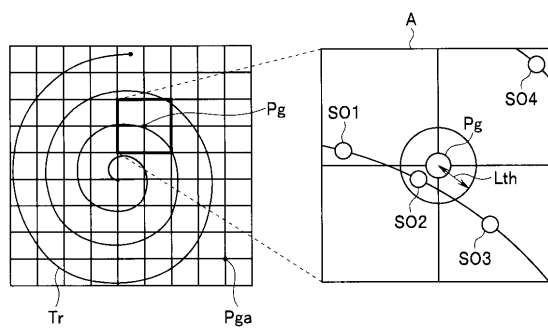
【 図 3 】

序数	照射位置の座標
O1	(X1, Y1)
O2	(X2, Y2)
⋮	
Oi	(Xi, Yi)
⋮	
On	(Xn, Yn)

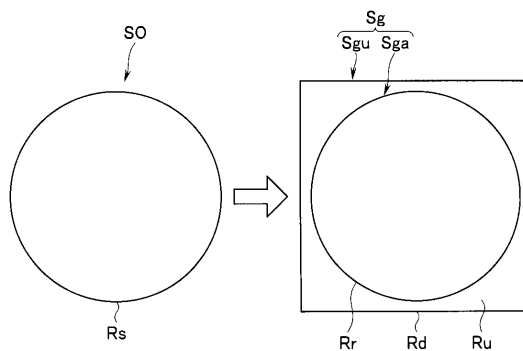
【圖 4】



【 図 5 】



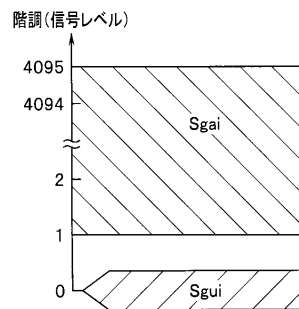
【 図 6 】



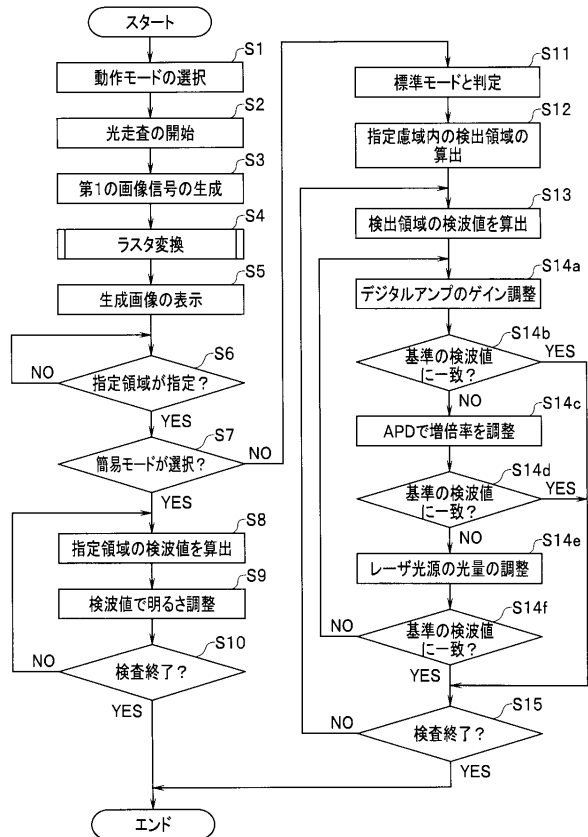
【図 7 A】

渦巻状走査の 第1の画素信号	ラスタ走査の 画素信号	メモリ アドレス
SO1	Sg1	A1
SO2	Sg2	A2
⋮	⋮	⋮
SOi	Sgi	Ai
⋮	⋮	⋮
SON	Sgm	Am

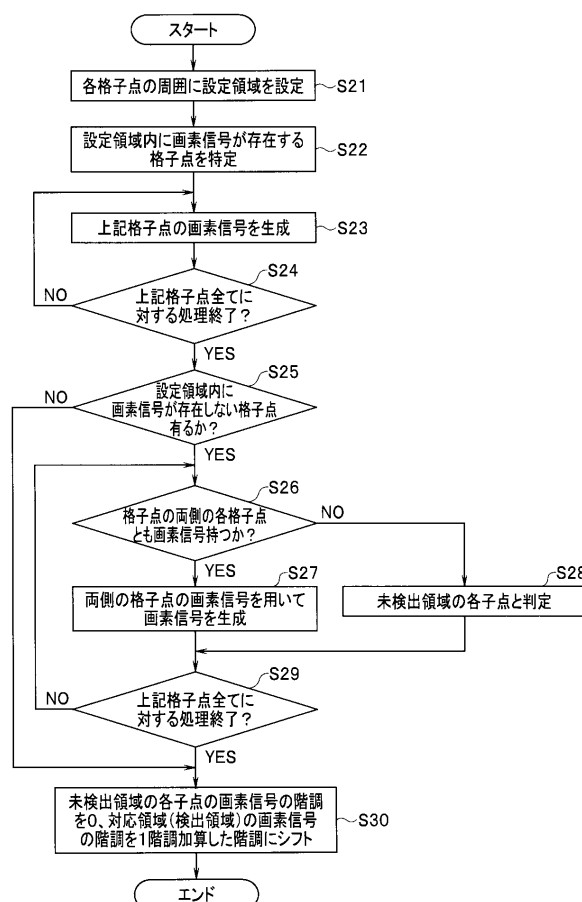
【図 7 B】



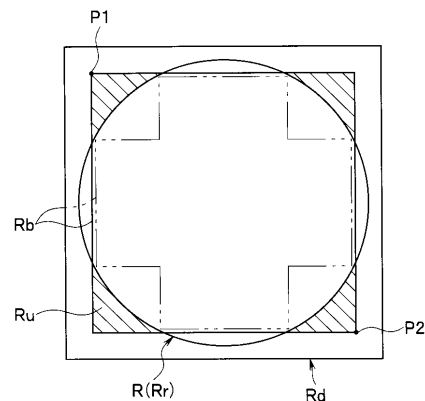
【図 8】



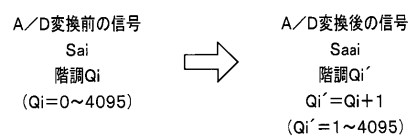
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

審査官 清水 裕勝

(56)参考文献 国際公開第2015/145826(WO,A1)
特開2010-125270(JP,A)
特開平09-262206(JP,A)
特開2012-245161(JP,A)
特開2013-183911(JP,A)
国際公開第2015/186384(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	扫描内窥镜装置		
公开(公告)号	JP6599728B2	公开(公告)日	2019-10-30
申请号	JP2015209889	申请日	2015-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	住吉正憲		
发明人	住吉 正憲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.524 A61B1/045.610 G02B23/26.B G02B23/26.C A61B1/00.300.T A61B1/00.730 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.614		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA26 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/GA11 4C161/CC07 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/MM10 4C161/RR02 4C161/RR17 4C161/SS07 4C161/UU05		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP2017079930A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种扫描型内窥镜装置，即使在扫描轨迹等发生变化的情况下，也能够容易地获取表示内窥镜图像的亮度的检测值。解决方案：由受光光纤检测到的返回光。图15所示的图像信号在检测部分23处被转换为检测信号。在第一图像生成部分31处生成与螺旋扫描轨迹相对应的第一图像信号，并由光栅转换部分32将其转换为直角坐标系的图像信号。在检测部分33计算出指示指定区域的亮度的检测值。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6599728号 (P6599728)
(45) 発行日 令和1年10月30日 (2019. 10. 30)	(24) 登録日 令和1年10月11日 (2019. 10. 11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/045 (2006. 01) G 0 2 B 23/26 (2006. 01)		
F I A 6 1 B 1/00 5 2 4 A 6 1 B 1/045 6 1 0 G 0 2 B 23/26 B G 0 2 B 23/26 C		
請求項の数 8 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-209889 (P2015-209889)	(73) 特許権者 000000376	
(22) 出願日 平成27年10月26日 (2015. 10. 26)	オリンパス株式会社	
(65) 公開番号 特開2017-79930 (P2017-79930A)	東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(43) 公開日 平成29年5月18日 (2017. 5. 18)	(74) 代理人 110002907	
審査請求日 平成30年7月20日 (2018. 7. 20)	特許業務法人イトーシン国際特許事務所	
	(74) 代理人 100076233	
	弁理士 伊藤 進	
	(74) 代理人 100101661	
	弁理士 長谷川 靖	
	(74) 代理人 100135932	
	弁理士 藤浦 治	
	(72) 発明者 住吉 正憲	
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3 番2 号 オ	
	リンバス株式会社内	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置