

(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2014-61227

(P2014-61227A)

(43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 5 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
G 0 2 B 21/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
	G 0 2 B 21/06	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-209449 (P2012-209449)
 (22) 出願日 平成24年9月24日 (2012.9.24)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (72) 発明者 人形 洋一
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 (72) 発明者 池田 友輝
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H052 AA08 AA09 AC15 AC26 AC28
 AC34 AF14 AF25

最終頁に続く

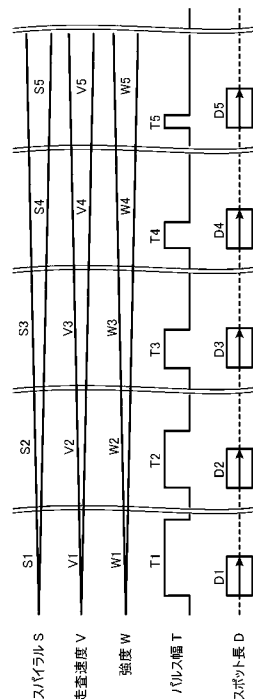
(54) 【発明の名称】 走査型共焦点内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 走査領域内の中心部分が周辺部分と比べて暗い画像となり、一様な明るさの共焦点画像を得ることができない。

【解決手段】 パルス光により被写体を渦巻状に二次元走査し、パルス光により励起された蛍光を共焦点ピンホールを介して受光して画像信号を検出し、検出される画像信号に対し、パルス光による走査領域内の走査位置と対応する位置関係にある二次元画素配列内の画素位置を、画像信号の検出タイミングに応じて割り当て、割り当てられた画素位置に各画像信号を配列して共焦点画像を生成する構成であり、光源部を、パルス光により走査領域内の各走査位置に形成されるスポットの面積及びスポットの単位面積当たりの強度が略一定となるように、走査位置が走査領域内の周辺に近づくほど、パルス光の時間幅を短くすると共に該パルス光の強度を増加させるように構成した。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光であるパルス光を射出する光源部と、
 前記光源部より射出されるパルス光により被写体を略円形の走査領域内で中心及び周辺
 の一方から他方に向かい一定の回転周期で渦巻状に二次元走査する走査部と、
 前記パルス光の集光点と光学的に共役の位置に配置された共焦点ピンホールと、
 前記パルス光により励起された被写体から発せられる蛍光を、前記共焦点ピンホールを
 介して受光して画像信号として検出する画像信号検出部と、
 前記検出される画像信号に対し、前記パルス光による走査領域内の走査位置と対応する
 位置関係にある二次元画素配列内の画素位置を、該画像信号の検出タイミングに応じて割
 り当て、該割り当てられた画素位置に各該画像信号を配列して共焦点画像を生成する画像
 生成部と、
 を備え、

10

前記光源部は、

前記パルス光により走査領域内の各前記走査位置に形成されるスポットの面積及び該
 スポットの単位面積当たりの強度が略一定となるように、該走査位置が該走査領域内の周
 辺に近づくほど、該パルス光の時間幅を短くすると共に該パルス光の強度を増加させる
 ことを特徴とする、走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 2】

前記スポットの、渦巻状の走査方向に沿う長さをスポット長 D と定義し、前記走査部によ
 る前記被写体に対する走査速度を V と定義し、前記パルス光の時間幅をパルス幅 T と定
 義した場合に、

20

前記光源部は、次式に示すスポット長 D

スポット長 $D =$ 走査速度 $V \times$ パルス幅 T

が略一定となるように、前記パルス幅 T を前記走査速度 V に合わせて変化させる
 ことを特徴とする、請求項 1 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 3】

前記スポット 1 つ当たりの照射エネルギーを E と定義し、前記パルス光の強度を W と定
 義した場合に、

前記光源部は、次式に示す一スポット当たりの照射エネルギー E

30

一スポット当たりの照射エネルギー $E =$ 強度 $W \times$ パルス幅 T

が略一定となるように、前記強度 W を前記パルス幅 T に合わせて変化させる
 ことを特徴とする、請求項 2 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源部は、

前記走査領域内の各走査位置へのパルス光の射出タイミングを、前記二次元画素配列
 内の各画素位置と 1 対 1 で対応するタイミングで制御する
 ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の走査型共焦点内視鏡シ
 ステム。

【請求項 5】

40

前記走査部は

前記被写体を前記走査領域内の中心から周辺に向かい一定の回転周期で渦巻状に二次
 元走査し、

前記光源部は、

前記走査部が前記走査領域内で被写体を 1 回転走査する毎に、前記パルス光の時間幅
 を短くすると共に該パルス光の強度を増加させる
 ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の走査型共焦点内視鏡シ
 ステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

この発明は、励起光により励起された被写体から発せられる蛍光のうち共焦点光学系の焦点位置と光学的に共役の位置に配置された共焦点ピンホールを介した光のみを検出して画像化する走査型共焦点内視鏡システムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

体腔内の生体組織を観察するための走査型共焦点内視鏡システムが知られている。この種の走査型共焦点内視鏡システムの具体的構成は、例えば特許文献 1 に記載されている。

【 0 0 0 3 】

特許文献 1 に記載の走査型共焦点内視鏡システムは、蛍光物質を含有する薬剤が投与された生体組織を共焦点プローブより射出される励起光で走査し、走査された生体組織から発せられる蛍光のうち共焦点光学系の焦点位置と光学的に共役の位置に配置された共焦点ピンホールにより抽出される光を取得して画像化する。

10

【 0 0 0 4 】

また、光ファイバにより伝送される光を生体組織上で渦巻状に走査させ、その反射光を受光して画像化する走査型内視鏡システムが知られている（例えば特許文献 2 や特許文献 3 ）。この種の走査型内視鏡システムに備えられる走査型プローブは、光ファイバが圧電アクチュエータにより片持ち梁状に保持されている。圧電アクチュエータは、振動の振幅を変調及び増幅させながら、光ファイバの先端を渦巻状に回転移動させる。これにより、光ファイバより射出された光が生体組織上を渦巻状に走査し、走査された領域の画像の取得が可能となる。特許文献 2 及び特許文献 3 には、生体組織を渦巻状に走査する構成を走査型共焦点内視鏡システムに適用することも提案されている。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 3 2 1 7 9 2 号公報

【 特許文献 2 】 特許第 4 0 8 0 4 2 6 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 0 - 1 6 2 0 9 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

30

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 や特許文献 3 に例示される走査型内視鏡システムでは、照射光を略円形の走査領域内で中心から周辺に向かい一定の回転周期で渦巻状に二次元走査する。このように、照射光は等角速度で走査されるため、円周長の短い走査領域内の中心に近い領域ほど照射光の走査速度が遅く、円周長の長い走査領域内の周辺に近い領域ほど照射光の走査速度が速い。そのため、走査領域内の中心部分と周辺部分とでは、走査領域（生体組織）に対する単位面積当たりの照射光量（照射エネルギー）が異なる。より詳細には、走査領域内の中心に近い領域ほど単位面積当たりの照射エネルギーが高く、走査領域内の周辺に近い領域ほど単位面積当たりの照射エネルギーが低い。

【 0 0 0 7 】

40

従って、このような渦巻状の走査方式の構成を特許文献 1 に例示される共焦点内視鏡システムに適用すると、単位面積当たりの照射エネルギーが高い走査領域内の中心に近い生体組織ほど、生体組織に堆積した蛍光物質の分解（褪色）が走査領域内の周辺に近い生体組織と比べて速く進行する。このため、走査領域内の中心部分が周辺部分と比べて暗い画像となり、一様な明るさの共焦点画像を得ることができないという問題が指摘される。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、走査領域内における蛍光物質の褪色による共焦点画像の明るさのムラを抑えるのに好適な走査型共焦点内視鏡システムを提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

50

【 0 0 0 9 】

本発明の一形態に係る走査型共焦点内視鏡システムは、励起光であるパルス光を射出する光源部と、光源部より射出されるパルス光により被写体を略円形の走査領域内で中心及び周辺的一方から他方に向かい一定の回転周期で渦巻状に二次元走査する走査部と、パルス光の集光点と光学的に共役の位置に配置された共焦点ピンホールと、パルス光により励起された被写体から発せられる蛍光を、共焦点ピンホールを介して受光して画像信号として検出する画像信号検出部と、検出される画像信号に対し、パルス光による走査領域内の走査位置と対応する位置関係にある二次元画素配列内の画素位置を、画像信号の検出タイミングに応じて割り当て、割り当てられた画素位置に各画像信号を配列して共焦点画像を生成する画像生成部とを備えたものである。光源部は、パルス光により走査領域内の各走査位置に形成されるスポットの面積及びスポットの単位面積当たりの強度が略一定となるように、走査位置が走査領域内の周辺に近づくほど、パルス光の時間幅を短くすると共にパルス光の強度を増加させる。

10

【 0 0 1 0 】

本発明の一形態によれば、走査領域内の各走査位置に形成されるスポットの面積及びスポットの単位面積当たりの強度が略一定に揃えられるため、走査領域の全域において褪色が略同じ速さで進行する。そのため、褪色による共焦点画像の明るさのムラが抑えられる。

【 0 0 1 1 】

また、例えば、スポットの、渦巻状の走査方向に沿う長さをスポット長 D と定義し、走査部による被写体に対する走査速度を V と定義し、パルス光の時間幅をパルス幅 T と定義した場合に、光源部は、次式に示すスポット長 D

$$\text{スポット長 } D = \text{走査速度 } V \times \text{パルス幅 } T$$
 が略一定となるように、パルス幅 T を走査速度 V に合わせて変化させる。

20

【 0 0 1 2 】

また、例えば、スポット 1 つ当たりの照射エネルギーを E と定義し、パルス光の強度を W と定義した場合に、
 光源部は、次式に示す一スポット当たりの照射エネルギー E

$$\text{一スポット当たりの照射エネルギー } E = \text{強度 } W \times \text{パルス幅 } T$$
 が略一定となるように、強度 W をパルス幅 T に合わせて変化させる。

30

【 0 0 1 3 】

また、光源部は、走査領域内の各走査位置へのパルス光の射出タイミングを、二次元画素配列内の各画素位置と 1 対 1 で対応するタイミングで制御する構成としてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、走査部は、例えば、被写体を走査領域内の中心から周辺に向かい一定の回転周期で渦巻状に二次元走査する。この場合、光源部は、走査部が走査領域内で被写体を 1 回転走査する毎に、パルス光の時間幅を短くすると共にパルス光の強度を増加させる構成としてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、走査領域内における蛍光物質の褪色による共焦点画像の明るさのムラを抑えるのに好適な走査型共焦点内視鏡システムが提供される。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムが有する共焦点光学ユニットの構成を概略的に示す図である。

【 図 3 】 X Y 近似面上における光ファイバの先端の回転軌跡を示す図である。

【 図 4 】パルス光による被写体に対するスポット形成位置と、ラスタ座標（共焦点画像の

50

画素アドレス)との関係を模式的に示す図である。

【図5】—サンプリング期間内に照射されるパルス光の時間幅及び強度の関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムについて説明する。

【0018】

図1は、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1は、共焦点顕微鏡の原理を応用して設計されたシステムであり、高倍率かつ高解像度の被写体を観察するのに好適に構成されている。図1に示されるように、走査型共焦点内視鏡システム1は、システム本体100、共焦点プローブ200及びモニタ300を備えている。走査型共焦点内視鏡システム1を用いた共焦点観察は、可撓性を有する共焦点プローブ200の管状部の先端面を被写体(体腔内の生体組織)に当て付けた状態で行う。

10

【0019】

システム本体100は、光源102、光分波合波器(フォトカップラ)104、ダンパ106、CPU108、CPUメモリ110、光ファイバ112、受光器114、信号処理回路116、画像メモリ118、信号出力回路120、レーザ制御回路122、リマップテーブル用メモリ124、パルス信号強度調整用メモリ126及び操作部128を有している。共焦点プローブ200は、光ファイバ202、共焦点光学ユニット204、サブCPU206、サブメモリ208及び走査ドライバ210を有している。

20

【0020】

光源102は、CPU108の指示によるレーザ制御回路122の駆動制御に従い、患者の体腔内に投与された薬剤に含有されている蛍光物質を励起する励起光を射出する。励起光は、例えば波長488nmのパルス状のレーザ光であり、以下「パルス光」と記す。パルス光は、光分波合波器104に入射する。光分波合波器104のポートの一つには、光コネクタ152が結合している。光分波合波器104の不要ポートには、光源102より射出されたパルス光を無反射終端するダンパ106が結合している。前者のポートに入射したパルス光は、光コネクタ152を介して共焦点プローブ200内に配置された光学系に入射する。

30

【0021】

光ファイバ202の基端は、光コネクタ152を通じて光分波合波器104と結合している。光ファイバ202の先端は、共焦点プローブ200の先端部に組み込まれた共焦点光学ユニット204内に収められている。光分波合波器104を射出したパルス光は、光コネクタ152を介して光ファイバ202の基端に入射した後、光ファイバ202を伝送して光ファイバ202の先端より射出される。

【0022】

図2(a)は、共焦点光学ユニット204の構成を概略的に示す図である。以下、共焦点光学ユニット204を説明する便宜上、共焦点光学ユニット204の軸線方向(長手方向)をZ方向と定義し、Z方向に直交しかつ互いに直交する二方向をそれぞれ、X方向、Y方向と定義する。図2(a)に示されるように、共焦点光学ユニット204は、各種構成部品を収容する金属製の外筒204Aを有している。外筒204Aは、外筒204Aの内壁面形状に対応する外壁面形状を持つ内筒204Bを同軸(Z方向)にスライド可能に保持している。光ファイバ202の先端(以下、符号「202a」を付す。)は、外筒204A、内筒204Bの各基端面に形成された開口を通じて内筒204Bに収容支持されており、走査型共焦点内視鏡システム1の二次的な点光源として機能する。点光源である先端202aの位置は、CPU108による制御に基づいて周期的に変化する。

40

【0023】

サブメモリ208は、共焦点プローブ200の識別情報や各種プロパティ等のプローブ

50

情報を格納している。サブCPU 206は、システム起動時にサブメモリ 208からプローブ情報を読み出して、システム本体 100と共焦点プローブ 200とを電氣的に接続する電気コネクタ 154を介してCPU 108に送信する。CPU 108は、送信されたプローブ情報をCPUメモリ 110に格納する。CPU 108は、格納したプローブ情報を必要時に読み出して共焦点プローブ 200の制御に必要な信号を生成して、サブCPU 206に送信する。サブCPU 206は、CPU 108から送信された制御信号に従って走査ドライバ 210に必要な設定値を指定する。

【0024】

走査ドライバ 210は、指定された設定値に応じたドライブ信号を生成して、先端 202a付近の光ファイバ 202の外周面に接着固定された二軸アクチュエータ 204Cを駆動制御する。図 2(b)は、二軸アクチュエータ 204Cの構成を概略的に示す図である。図 2(b)に示されるように、二軸アクチュエータ 204Cは、走査ドライバ 210と接続された一对のX軸用電極(図中「X」、「X'」)及びY軸用電極(図中「Y」、「Y'」)を圧電体上に形成した圧電アクチュエータである。

10

【0025】

走査ドライバ 210は、交流電圧Xを二軸アクチュエータ 204CのX軸用電極間に印加して圧電体をX方向に共振させると共に、交流電圧Xと同一周波数であって位相が直交する交流電圧YをY軸用電極間に印加して圧電体をY方向に共振させる。交流電圧X、Yはそれぞれ、振幅が時間に比例して線形に増加して、時間(X)、(Y)かけて実効値(X)、(Y)に達する電圧として定義される。光ファイバ 202の先端 202aは、二軸アクチュエータ 204CによるX方向、Y方向への運動エネルギーが合成されることにより、X-Y平面に近似する面(以下、「XY近似面」と記す。)上において中心軸AXを中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。先端 202aの回転軌跡は、印加電圧に比例して大きくなり、実効値(X)、(Y)の交流電圧が印加された時点で最も大きい径を有する円の軌跡を描く。図 3に、XY近似面上の先端 202aの回転軌跡を示す。

20

【0026】

パルス光は、二軸アクチュエータ 204Cへの交流電圧の印加開始直後から印加停止までの期間中、レーザ制御回路 122による光源 102の駆動制御に従って、光ファイバ 202の先端 202aから所定の発光パターンで射出される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。サンプリング期間が経過して二軸アクチュエータ 204Cへの交流電圧の印加が停止すると、光ファイバ 202の振動が減衰する。XY近似面上における先端 202aの円運動は、光ファイバ 202の振動の減衰に伴って収束し、所定時間経過後に中心軸AX上で停止する。以下、説明の便宜上、サンプリング期間が終了してから先端 202aが中心軸AX上に停止するまでの期間(より正確には、中心軸AX上での停止を保証するため、停止までに要する計算上の時間より僅かに長い期間)を「制動期間」と記す。一フレームに対応する期間は、1つのサンプリング期間と1つの制動期間で構成される。制動期間を短縮するため、制動期間の初期段階に二軸アクチュエータ 204Cに逆相電圧を印加して制動トルクを積極的に加えてもよい。

30

【0027】

また、図 2(a)に示されるように、光ファイバ 202の先端 202aの前方には、対物光学系 204Dが設置されている。対物光学系 204Dは、複数枚の光学レンズで構成されており、図示省略されたレンズ枠を介して外筒 204Aに保持されている。レンズ枠は、外筒 204Aの内部において、内筒 204Bと相対的に固定され支持されている。そのため、レンズ枠に保持された光学レンズ群は、外筒 204Aの内部を内筒 204Bと一体となってZ方向にスライドする。

40

【0028】

内筒 204Bの基端面と外筒 204Aの内壁面との間には、圧縮コイルばね 204E及び形状記憶合金 204Fが取り付けられている。圧縮コイルばね 204Eは、自然長からZ方向に初期的に圧縮狭持されている。形状記憶合金 204Fは、Z方向に長尺な棒形状を持ち、常温下で外力が加わると変形して、一定温度以上に加熱されると形状記憶効果で

50

所定の形状に復元する性質を有している。形状記憶合金 204F は、形状記憶効果による復元力が圧縮コイルばね 204E の復元力より大きくなるように設計されている。走査ドライバ 210 は、サブ CPU 206 が指定した設定値に応じたドライブ信号を生成して、形状記憶合金 204F を通電し加熱することにより、形状記憶合金 204F の伸縮量を制御する。形状記憶合金 204F は、伸縮量に応じて内筒 204B を光ファイバ 202 ごと Z 方向に進退させる。具体的には、形状記憶合金 204F は、加熱されて Z 方向に延びる（復元する）ことにより、内筒 204B を光ファイバ 202 ごと前方（Z 方向）に押し出す。形状記憶合金 204F はまた、徐冷が進むにつれて形状記憶効果による復元力が低下することに伴い、圧縮コイルばね 204E により Z 方向に圧縮されて、内筒 204B を光ファイバ 202 ごと後方（Z 方向）に引っ込める。

10

【0029】

光ファイバ 202 の先端 202a より射出されたパルス光は、対物光学系 204D を透過して被写体の表面又は表層でスポットを形成する。スポット形成位置は、点光源である先端 202a の進退に応じて Z 方向に変位する。すなわち、共焦点光学ユニット 204 は、二軸アクチュエータ 204C による先端 202a の XY 近似面上の周期的な円運動と Z 方向の進退を併せることで、被写体を三次元走査する。

【0030】

光ファイバ 202 の先端 202a は、対物光学系 204D の前側焦点位置に配置されているため、共焦点ピンホールとして機能する。先端 202a には、パルス光により励起された被写体より発せられる蛍光のうち先端 202a と光学的に共役な集光点からの蛍光のみが入射する。先端 202a より光ファイバ 202 内に入射した蛍光は、光ファイバ 202 を伝送後、光コネクタ 152 を介して光分波合波器 104 に入射する。光分波合波器 104 は、入射した蛍光を光源 102 から射出されるパルス光と分離して光ファイバ 112 に導く。蛍光は、光ファイバ 112 を伝送して受光器 114 により検出される。ここで検出される信号は、被写体の共焦点画像をなす画像情報であり、以下「画像信号」と記す。受光器 114 により検出された画像信号は、図示省略された回路にて AD 変換された後、信号処理回路 116 に入力される。なお、受光器 114 は、微弱な光を低ノイズで検出するため、例えば光電子増倍管等の高感度光検出器としてもよい。

20

【0031】

ここで、サンプリング期間中の光ファイバ 202 の先端 202a の位置（軌跡）が決まると、先端 202a がある位置に来た時に射出されるパルス光による走査領域内の走査位置（スポット形成位置）と、このスポット形成位置からの戻り光（蛍光）を受光器 114 で受光して画像信号を得る信号取得タイミング（以下、「サンプリング点」という。）がほぼ一義的に決まる。そこで、本実施形態では、予め、キャリブレーションにより先端 202a の軌跡をモニタし、その結果を基にスポット形成位置及びサンプリング点を推定している。そして、各サンプリング点に対応する、共焦点画像をなす各画素の位置（画素アドレス）とパルス光の発光パターンとが決定されている。サンプリング点（換言すると走査領域内の走査位置）と画素アドレスとの対応関係は、リマップテーブルとして、リマップテーブル用メモリ 124 に格納されている。リマップテーブルでは、共焦点画像をなす全ての画素アドレスの夫々について、対応するサンプリング点（換言すると走査位置）が 1 対 1 で関連付けられている。

30

40

【0032】

レーザ制御回路 122 は、リマップテーブルに基づいて各々が各画素アドレスと 1 対 1 で対応付けられたパルス信号よりなるパルス信号列を生成し、生成されたパルス信号列を用いて光源 102 によるパルス光の発光タイミングを制御する。また、パルス信号強度調整用メモリ 126 には、一サンプリング期間内に照射されるパルス光と各パルス光の強度とを関連付けたパルス光強度調整用テーブルが格納されている。レーザ制御回路 122 は、パルス光強度調整用テーブルに基づいてパルス信号列内の各パルス信号により発光されるパルス光の強度を調整する。これにより、光源 102 から、リマップテーブルの各サンプリング点（及び各画素アドレス）に対応するタイミングで、所定の強度に調整されたパ

50

ルス光が発光される。

【 0 0 3 3 】

信号処理回路 1 1 6 は、受光器 1 1 4 にて蛍光が受光されることによって検出される画像信号に対し、リマップテーブルを参照して、その蛍光が発せられた位置（パルス光の走査位置）と対応する位置関係にある画素アドレスを、サンプリング点に応じて割り当てる（リマッピングする）。このリマッピングにより、各画像信号によって表現される点像を画素アドレスに従って二次元に配列したもの（共焦点画像）の生成が可能となる。リマップ処理後の画像信号は、画像メモリ 1 1 8 にフレーム単位でバッファリングされる。バッファリングされた信号は、所定のタイミングで画像メモリ 1 1 8 から信号出力回路 1 2 0 に掃き出されて、NTSC（National Television System Committee）やPAL（Phase Alternating Line）等の所定の規格に準拠した映像信号に変換されてモニタ 3 0 0 に出力される。これにより、高倍率かつ高解像度の被写体の共焦点画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

10

【 0 0 3 4 】

上記のように、被写体は、XYの二次元方向に関して略円形の走査領域内の中心から周辺に向かい渦巻状に走査（スパイラルスキャン）される。このとき、光ファイバ 2 0 2 は共振運動のため、各スパイラルの周期（1回転の走査にかかる時間）は同じである。そのため、例えば被写体に一定の時間間隔でパルス光を照射した場合、走査速度の遅い走査領域内の中心に近い領域ほどスポット形成位置が密となり、単位面積当たりの照射エネルギーが高くなる。この結果、走査領域内の中心に近い領域ほど褪色がより一層顕著に起きるといふ、上述した問題が発生する。

20

【 0 0 3 5 】

これに対し、本実施形態では、パルス光を一定の時間間隔で照射することなく、共焦点画像をなす1つの画素に対して1つのパルス光（走査位置）を対応させ、その対応関係に応じたタイミングでパルス光を照射する。図4は、パルス光による被写体に対するスポット形成位置と、ラスタ座標（共焦点画像の画素アドレス）との関係を模式的に示す図である。図4に示されるように、一画素に対応する被写体の領域に対して1つのパルス光を照射することにより、走査領域内の中心に近い領域ほどスポット形成位置が密に配置されるという問題が解消される。

30

【 0 0 3 6 】

ところで、渦巻状の走査方式（スパイラルスキャン方式）では、走査領域内の周辺に近づくほど走査速度が速くなるため、パルス幅（パルス光の時間幅）を一定とすると、パルス光により被写体に形成されるスポットの形状は、図4の拡大図に示されるように、走査領域内の中心から周辺に向かうほどスパイラル方向に長くなる（スポット長が長くなる）。パルス光（スポット径）の大きさ自体は実質一定であるため、被写体に形成される各スポットの幅は実質同じである。そのため、スポットの面積はスポット長に依存して変化する。例えば、スポット長が等しいスポットは面積も等しく、スポット長が異なるスポットは面積も異なる。スポット長が短いほどスポット面積は小さくなる。図4の拡大図に示す例では、走査領域内の中心に近い領域ほどスポット長が短くスポット面積が小さいため、パルス光の強度を一定とすると、走査領域内の中心に近い領域ほどスポットの単位面積当たりの照射エネルギーが高くなる。この結果、走査領域内の中心に近い領域のスポットほど褪色をより速く進行させるといふ問題が発生する。そこで、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1では、以下に説明するように、パルス光の時間幅及び強度が設定されている。

40

【 0 0 3 7 】

図5は、一サンプリング期間内に照射されるパルス光の時間幅及び強度の関係を示す図である。図5の例では、説明の便宜上、一サンプリング期間内に行われる被写体の走査は5回転（5スパイラル）とする。図5中、「スパイラルS」のS1～S5は、一サンプリング期間内における各スパイラルの序数を示す。例えば、スパイラルS1は1回転目のスパイラルを示し、走査領域内の中心に最も近い領域の走査に対応する。また、スパイラル

50

S 5 は 5 回転目のスパイラルを示し、走査領域内の周辺に最も近い領域の走査に対応する。なお、説明の便宜上、図 5 に示す各パラメータを相対値で示しているため、単位は付していない。

【 0 0 3 8 】

また、図 5 中、「走査速度 V」の V 1 ~ V 5 はそれぞれ、スパイラル S 1 ~ S 5 時の走査速度を示す。走査速度 V 1 ~ V 5 は、各スパイラル S 1 ~ S 5 の周期が一定であることから、スパイラル軌跡の直径と相関した値となっており、走査位置が走査領域内の中心から周辺に近付くにつれてリニアに上昇する。図 5 の例では、走査速度 V 1 を 0 ~ 1 (スパイラル S 1 の始点での走査速度 ~ スパイラル S 1 の終点での走査速度) とし、走査速度 V 2 ~ V 5 をそれぞれ、1 ~ 2 (スパイラル S 2 の始点での走査速度 ~ スパイラル S 2 の終点での走査速度)、2 ~ 3 (スパイラル S 3 の始点での走査速度 ~ スパイラル S 3 の終点での走査速度)、3 ~ 4 (スパイラル S 4 の始点での走査速度 ~ スパイラル S 4 の終点での走査速度)、4 ~ 5 (スパイラル S 5 の始点での走査速度 ~ スパイラル S 5 の終点での走査速度) とする。

10

【 0 0 3 9 】

また、図 5 中、「強度 W」の W 1 ~ W 5 はそれぞれ、スパイラル S 1 ~ S 5 時に被写体に照射されるパルス光の強度を示す。強度 W 1 ~ W 5 は、一パルス毎に (すなわち走査領域内の中心から周辺に近付く毎に) 増加する。図 5 の例では、強度 W 1 を 0 ~ 1 (スパイラル S 1 の始点での強度 ~ スパイラル S 1 の終点での強度) とし、強度 W 2 を 1 ~ 2 (スパイラル S 2 の始点での強度 ~ スパイラル S 2 の終点での強度) とし、強度 W 3 を 2 ~ 3 (スパイラル S 3 の始点での強度 ~ スパイラル S 3 の終点での強度) とし、強度 W 4 を 3 ~ 4 (スパイラル S 4 の始点での強度 ~ スパイラル S 4 の終点での強度) とし、強度 W 5 を 4 ~ 5 (スパイラル S 5 の始点での強度 ~ スパイラル S 5 の終点での強度) とする。なお、スパイラル S 1 の始点に対応する走査位置には、パルス光が照射されないため、強度 W 1 が 0 となっている。

20

【 0 0 4 0 】

また、図 5 中、「パルス幅 T」の T 1 ~ T 5 はそれぞれ、スパイラル S 1 ~ S 5 時に被写体に照射されるパルス光の時間幅を示す。パルス幅 T 1 ~ T 5 は、一パルス毎に (すなわち走査領域内の中心から周辺に近付く毎に) 短くなる。図 5 の例では、パルス幅 T 1 を 1 0 ~ 5 (スパイラル S 1 の始点でのパルス幅 ~ スパイラル S 1 の終点でのパルス幅) とする (上述したように、スパイラル S 1 の始点に対応する走査位置にはパルス光が照射されないが、説明の便宜上、パルス幅 T 1 = 1 0 のパルス光が照射されると仮定する。)。また、パルス幅 T 2 を 5 ~ 5 / 2 (スパイラル S 2 の始点でのパルス幅 ~ スパイラル S 2 の終点でのパルス幅) とし、パルス幅 T 3 を 5 / 2 ~ 5 / 3 (スパイラル S 3 の始点でのパルス幅 ~ スパイラル S 3 の終点でのパルス幅) とし、パルス幅 T 4 を 5 / 3 ~ 5 / 4 (スパイラル S 4 の始点でのパルス幅 ~ スパイラル S 4 の終点でのパルス幅) とし、パルス幅 T 5 を 5 / 4 ~ 1 (スパイラル S 5 の始点でのパルス幅 ~ スパイラル S 5 の終点でのパルス幅) とする。

30

【 0 0 4 1 】

また、図 5 中、「スポット長 D」の D 1 ~ D 5 はそれぞれ、スパイラル S 1 ~ S 5 時に被写体に形成されるスポットのスパイラル方向の長さ (図 4 参照) を示す。このスポット長 D は次式により定義される。

40

スポット長 D = 走査速度 V × パルス幅 T

【 0 0 4 2 】

図 5 の例では、一サンプリング期間内において被写体が 1 回転走査される毎に走査速度 V が上昇する一方、この走査速度 V の上昇に合わせてパルス幅 T を短くすることにより、スポット長 D を略一定に保つことができている。すなわち、走査領域内の中心から周辺に向かうほどスポットがスパイラル方向に長くなるという、上述した問題が解消されている。なお、各パルス信号に対応するパルス幅 T の情報は、リマップテーブルに含まれている。そのため、レーザ制御回路 1 2 2 は、リマップテーブルに基づいて生成されたパルス信

50

号列を用いることにより、スパイラルの回転数が増える毎にパルス幅 T が短くなるパルス光を、各サンプリング点に対応するタイミングで発光することができる。

【0043】

但し、スポット長 D を一定に揃えただけでは、次式に示されるように、パルス幅 T を走査領域内の周辺に近づくほど短くしたことに伴い、一スポット当たりの照射エネルギー E が走査領域内の周辺に近づくほど低くなるという新たな問題が発生する。

一スポット当たりの照射エネルギー $E = \text{強度 } W \times \text{パルス幅 } T$

【0044】

そこで、本実施形態では、一サンプリング期間内において被写体が1回転走査される毎にパルス幅 T を短くする一方、このパルス幅 T を短くすることに合わせて強度 W を増加させることにより、一スポット当たりの照射エネルギー E を一定に保つように構成されている。各パルス光の強度 W を示す強度情報は、パルス光強度調整用テーブルに含まれている。そのため、レーザ制御回路122は、リマップテーブルに基づいて生成されたパルス信号列及びパルス信号列に含まれる各パルス信号に対応する強度情報に基づいて、スパイラルの回転数が増える毎にパルス幅 T が短くなり且つ強度 W が増加するパルス光を、各サンプリング点に対応するタイミングで発光することができる。

10

【0045】

なお、CPUメモリ110には、適切なパルス幅 T と強度 W とが組み合わせられた情報のセットが複数種類記憶されている。術者は、操作部128を操作することにより、CPUメモリ110に記憶された複数種類の上記情報の中から1つを指定することができる。また、パルス幅 T 及び強度 W は、術者が操作部128を操作して任意にその数値を指定できるようにしてもよい。

20

【0046】

このように、本実施形態では、走査領域内に形成される各スポットの面積及び単位面積当たりの強度が略一定に揃えられるため、走査領域の全域において褪色が略同じ速さで進行する。そのため、褪色による共焦点画像の明るさのムラが抑えられる。

【0047】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施例等又は自明な実施例等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

30

【0048】

例えば、本実施形態では、パルス幅 T の低減及び強度 W の増加を一パルス毎に（すなわち走査領域内の中心から周辺に近づく毎に）行っているが、別の実施形態では、パルス幅 T の低減及び強度 W の増加を一スパイラル毎に行ってもよい。

【符号の説明】

【0049】

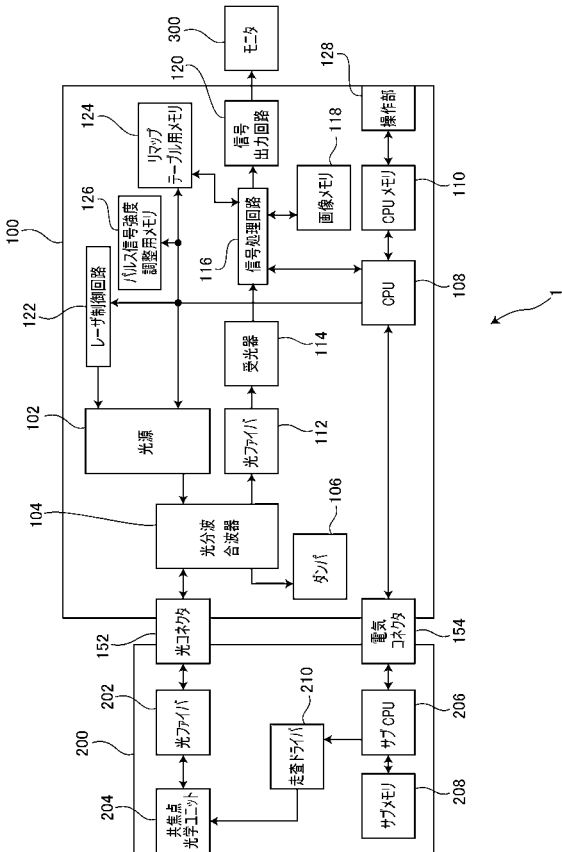
- 1 走査型共焦点内視鏡システム
- 100 システム本体
- 102 光源
- 104 光分波合波器
- 106 ダンパ
- 108 CPU
- 110 CPUメモリ
- 112 光ファイバ
- 114 受光器
- 116 信号処理回路
- 118 画像メモリ
- 120 信号出力回路
- 122 レーザ制御回路

40

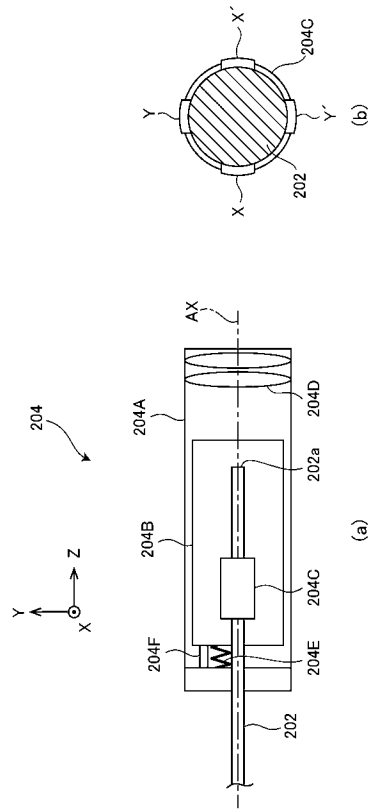
50

- 1 2 4 リマップテーブル用メモリ
- 1 2 6 パルス信号強度調整用メモリ
- 1 2 8 操作部
- 1 5 2 光コネクタ
- 1 5 4 電気コネクタ
- 2 0 0 共焦点プローブ
- 2 0 2 光ファイバ
- 2 0 2 a (光ファイバ202の)先端
- 2 0 4 A 外筒
- 2 0 4 B 内筒
- 2 0 4 C 二軸アクチュエータ
- 2 0 4 D 対物光学系
- 2 0 4 E 圧縮コイルばね
- 2 0 4 F 形状記憶合金
- 2 0 4 共焦点光学ユニット
- 2 0 6 サブCPU
- 2 0 8 サブメモリ
- 2 1 0 走査ドライバ
- 3 0 0 モニタ

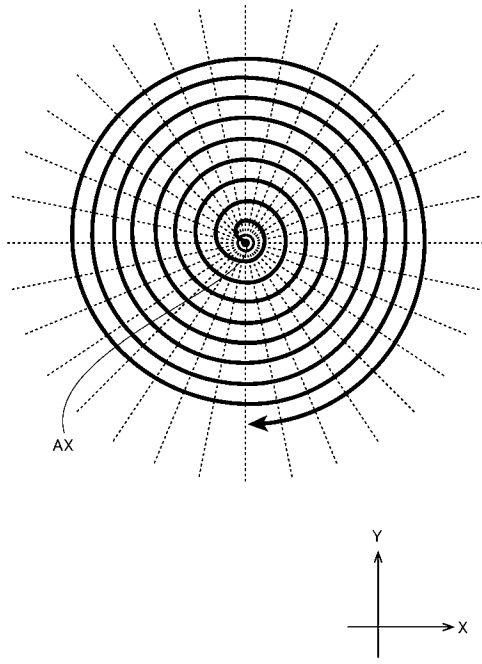
【 図 1 】



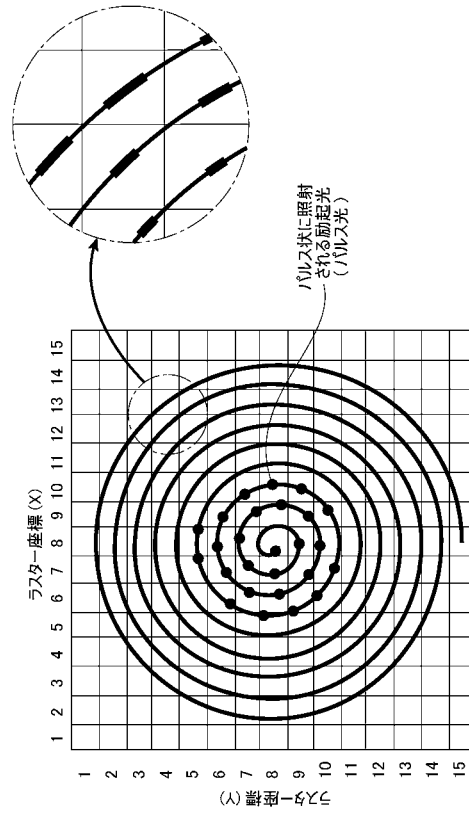
【 図 2 】



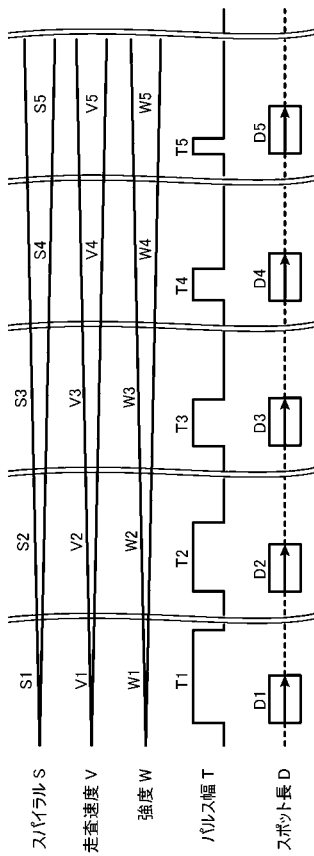
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 CC07 FF40 GG01 HH51 MM10 NN01 PP11 QQ04 RR03 RR17
SS10

专利名称(译)	扫描共焦内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014061227A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012209449	申请日	2012-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	人形洋一 池田友輝		
发明人	人形 洋一 池田 友輝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B21/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.B G02B21/06 A61B1/00.300.T A61B1/00.511 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H052/AA08 2H052/AA09 2H052/AC15 2H052/AC26 2H052/AC28 2H052/AC34 2H052/AF14 2H052/AF25 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR17 4C161/SS10		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP6012363B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：为了解决无法获得具有均匀亮度的共焦图像的问题，因为扫描区域内的中心部分中的图像比周边部分中的图像暗。解决方案：扫描型共焦内窥镜系统配置为通过以下方式生成共焦图像：使用脉冲光以螺旋方式二维扫描对象；通过共焦针孔接收脉冲光激发的荧光并检测图像信号；根据图像信号的检测定时，将二维像素阵列中的像素位置分配给检测到的图像信号，其中像素位置位于与脉冲扫描的区域内的扫描位置具有对应关系的位置光；并且在指定的像素位置处布置每个图像信号。光源单元被配置为当扫描位置更接近扫描区域内的周边时减小脉冲光的时间宽度并增加脉冲光的强度，使得在扫描区域中的每个扫描位置处形成的光斑区域通过脉冲光和每单位面积的光斑强度保持近似恒定。

