(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5721406号
(P5721406)
(45)発行日　平成27年5月20日(2015.5.20)　(24)登録日　平成27年4月3日(2015.4.3)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 1/00 (2006.01)　A61B 1/00 300D
A61B 1/00 300T
A61B 1/00 300Y

請求項の数 9　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2010-261141(P2010-261141)
(22)出願日　平成22年11月24日(2010.11.24)
(65)公開番号　特開2012-110479(P2012-110479A)
(43)公開日　平成24年6月14日(2012.6.14)
審査請求日　平成25年9月17日(2013.9.17)

(73)特許権者　000113263
ＨＯＹＡ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
(72)発明者　小林　将太郎
東京都新宿区中落合２丁目７番５号　ＨＯＹＡ株式会社内

審査官　後藤　順也

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)【特許請求の範囲】
【請求項１】
二次元平面を周期的に移動して被写体に励起光を走査する点光源と、
前記励起光の照射密度が走査領域の全域で所定密度以下になるように前記点光源を制御する点光源制御手段と、
前記励起光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールと、
前記励起光により励起された被写体から発生した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を検出する画像信号検出手段と、
前記検出された画像信号を用いて共焦点画像を生成する画像生成手段と、
を有し、
前記画像生成手段は、
前記画像信号の検出タイミングに応じて各該画像信号に対して二次元上の画素位置を割り当てて、該割り当てた画素位置に従って各該画像信号によって表現される点像を空間的に配列して前記共焦点画像を生成するものであって、
反射率が一様な被写体に前記励起光を照射したときの各前記画素の信号値が等しくなるように、前記検出タイミングに応じた各前記画像信号の画素位置の割り当て、及び該割り当てた画素位置ごとに該画像信号を用いた画素値演算を行う、
走査型共焦点内視鏡システム。
【請求項２】
前記点光源制御手段は、

前記励起光の照射密度が前記走査領域の全域で均一になるように該励起光の強度を制御する、
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】
前記点光源制御手段は、
前記励起光の照射密度が前記走査領域の全域で均一になるように該励起光のデューティ比を制御する、
請求項１又は請求項２に記載の走査型共焦点内視鏡システム。
【請求項４】
前記画素値演算では、前記画素位置に割り当てられた前記画像信号に対する積算、減算、乗算、除算、平均化計算、破棄の少なくとも一つを行う、
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】
前記画像信号検出手段は、
前記点光源制御手段による励起光の強度制御に連動してゲインを制御する、
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。
【請求項６】
前記点光源の走査は、
前記走査領域の中心から周辺に向かって前記被写体を渦巻き状に走査するスパイラルスキャンであり、
前記点光源制御手段は、
前記励起光の走査期間中、スパイラル回数に対する一スパイラル中の画素位置数の増加率に合わせて、該励起光の強度を線形に又は非線形に増加させる、
請求項１から請求項５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７】
前記画像生成手段は、
前記励起光の強度変化率及び前記増加率に基づいて前記画素値演算を行う、
請求項６に記載の走査型共焦点内視鏡システム。
【請求項８】
前記点光源の走査は、
前記走査領域の中心から周辺に向かって前記被写体を渦巻き状に走査するスパイラルスキャンであり、
前記点光源制御手段は、
前記励起光の走査期間中、該走査期間の開始から終了にかけて該励起光の強度を線形に増加させる、
請求項１から請求項５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９】
前記画素値演算では、同一の前記画素位置に割り当てられた前記画像信号の値を積算する、
請求項８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】
【０００１】
この発明は、励起光により励起された被写体から発生した蛍光のうち共焦点光学系の焦点位置と共役の位置に配置された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】
【０００２】
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。走査型共焦点内視鏡システムは、薬剤が投与された被写体を励起光で走査する。走査型共焦点

内視鏡システムは、走査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共役の位置に配置されたピンホールを介した成分のみを光検出器で検出する。走査型共焦点内視鏡システムは、検出光の強度に応じて発生した信号を基に、通常の電子スコープやファイバスコープで観察される像よりも高倍率かつ高解像度の画像を生成する。

【０００３】

この種の走査型共焦点内視鏡システムの具体的構成例は、特許文献１に記載されている。特許文献１に記載の走査型共焦点内視鏡システムは、励起光と蛍光を伝送する光ファイバの先端近傍を周期的に動かすことで被写体を走査する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００４－３２１７９２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

走査型共焦点内視鏡システムにおける励起光の走査方式には、走査領域を水平一方向に走査するラスタスキャン方式が採用されている。本発明者は、このような走査型共焦点内視鏡システムの技術分野における技術常識がある中で他の走査方式を適用することを想起して具体的検証を行った。想定される走査方式には、例えば、走査領域の水平方向を往復走査するラスタスキャン方式、走査領域の中心から周辺に向かって渦巻き状に走査するスパイラルスキャン方式、走査領域を正弦波的に走査するリサージュスキャン方式等が挙げられる。

【０００６】

新たな走査方式を検証したところ、観察領域中の特定箇所で蛍光の褪色が著しく発生して暗い画像となる部分が出ることが分かってきた。蛍光が褪色して撮影画像が不鮮明になると、医師による病変部の発見や病変部に対する的確な判断等に支障をきたす虞があり望ましくない。

【０００７】

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、走査方式に依存した蛍光の褪色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】

【０００８】

上記の課題を解決する本発明の一形態に係る走査型共焦点内視鏡システムは、何れの走査方式においても薬剤に含有される蛍光体の褪色の進行を抑えるため、二次元平面を周期的に移動して被写体に励起光を走査する点光源と、励起光の照射密度が走査領域の全域で所定密度以下になるように点光源を制御する点光源制御手段と、励起光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールと、励起光により励起された被写体から発生し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する画像信号検出手段と、検出された画像信号を用いて共焦点画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴としている。

【０００９】

点光源制御手段は、励起光の照射密度が走査領域の全域で均一になるように該励起光の強度を制御してもよい。又は、励起光の照射密度が走査領域の全域で均一になるように該励起光のデューティ比を制御してもよい。

【００１０】

画像生成手段は、画像信号の検出タイミングに応じて各該画像信号に対して二次元上の画素位置を割り当てて、該割り当てた画素位置に従って各該画像信号によって表現される点像を空間的に配列して共焦点画像を生成する構成としてもよい。

【００１１】

画像生成手段は、反射率が一様な被写体に励起光を照射したときの各画素の信号値が等しくなるように、検出タイミングに応じた各該画像信号の画素位置の割り当て、及び該割り当てた画素位置ごとに該画像信号を用いた画素値演算を行う構成としてもよい。

【００１２】

画素値演算では、例えば、画素位置に割り当てられた画像信号に対する積算、減算、乗算、除算、平均化計算、破棄の少なくとも一つを行う。

【００１３】

画像信号検出手段は、点光源制御手段による励起光の強度制御に連動してゲインを制御する構成としてもよい。

【００１４】

点光源の走査は、例えば、走査領域の中心から周辺に向かって被写体を渦巻き状に走査するスパイラルスキャンである。点光源制御手段は、励起光の走査期間中、スパイラル回数に対する一スパイラル中の画素位置数の増加率に合わせて、励起光の強度を線形に又は非線形に増加又は低減させる構成としてもよい。この場合、画像生成手段は、例えば励起光の強度変化率及び増加率に基づいて画素値演算を行う。

【００１５】

点光源制御手段は、励起光の走査期間中、該励起光の強度を線形に増加させる構成としてもよい。画素値演算では、同一の画素位置に割り当てられた画像信号の値を積算してもよい。

【発明の効果】

【００１６】

本発明によれば、走査方式に依存した蛍光の褪色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。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【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】ＸＹ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】本発明の実施形態の光源が射出する励起光の強度に関する図である。

【図５】第一の変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。

【図６】第二の変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。

【図７】第三の変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

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。

【００１９】

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、モニタ３００を有している。走査型共焦点内視鏡システム１を用いた共焦点観察は、可撓性を有する管状の共焦点プローブ２００の先端面を被写体に当て付けた状態で行う。

【００２０】

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、映像信号処理回路１１６、画像メモリ１１８、映像信号出力回路１２０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、走査ドライバ２１０を有している。

【００２１】

光源１０２は、ＣＰＵ１０８の駆動制御に従い、患者の体腔内に投与された薬剤を励起する励起光を射出する。励起光は、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から射出された励起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励起光は、光コネクタ１５２を通過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。

【００２２】

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を射出した励起光は、光コネクタ１５２を通過して光ファイバ２０２の基端に入射後、光ファイバ２０２を伝送して光ファイバ２０２の先端から射出される。

【００２３】

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）にスライド自在に保持している。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。

【００２４】

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情報を格納している。サブＣＰＵ２０６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とを電気的に接続する電気コネクタ１５４を介してＣＰＵ１０８に送信する。ＣＰＵ１０８は、送信されたプローブ情報をＣＰＵメモリ１１０に格納する。ＣＰＵ１０８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ＣＰＵ２０６に送信する。サブＣＰＵ２０６は、ＣＰＵ１０８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。

【００２５】

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と接続された一対の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。

【００２６】

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。

【００２７】

励起光は連続光であり、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、光ファイバ２０２の先端２０２ａから射出される。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、一つのサンプリング期間と一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。

【００２８】

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。

【００２９】

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ＣＰＵ２０６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を通電し加熱して伸縮量を制御する。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。

【００３０】

光ファイバ２０２の先端２０２ａを射出した励起光は、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軸方向に変位する。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。

【００３１】

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、励起光により励起された被写体の散乱成分（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。蛍光は、光ファイバ２０２を伝送後、光コネクタ１５２を通過して光分波合波器１０４に入射する。光分波合波器１０４は、入射した蛍光を光源１０２から射出される励起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で検出される。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。

【００３２】

検出信号は、映像信号処理回路１１６に入力する。映像信号処理回路１１６は、ＣＰＵ１０８の制御下で動作して、検出信号を一定のレートでサンプルホールド及びＡＤ変換してデジタル検出信号を得る。ここで、サンプリング期間中の光ファイバ２０２の先端２０

２ａの位置（軌跡）が決まると、当該位置に対応する観察領域（走査領域）中のスポット形成位置、当該スポット形成位置からの戻り光を検出してデジタル検出信号を得る信号取得タイミングがほぼ一義的に決まる。本実施形態においては、予め、校正治具等を用いた実測結果を参考に信号取得タイミングからスポット形成位置が推定され、推定位置に対応する画像上の位置が決定されている。ＣＰＵメモリ１１０には、決定された信号取得タイミングと画素位置（画素アドレス）とを関連付けたリマップテーブルが格納されている。

【００３３】

映像信号処理回路１１６は、リマップテーブルを参照して、各デジタル検出信号により表現される点像の画素アドレスへの割り当てを信号取得タイミングに応じて行う。以下、説明の便宜上、上記の割り当て作業をリマッピングと記す。映像信号処理回路１１６は、リマッピング結果に従って、各点像の空間的配列によって構成される画像の信号を画像メモリ１１８にフレーム単位でバッファリングする。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１１８から映像信号出力回路１２０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３００に出力される。モニタ３００の表示画面には、高倍率かつ高解像度の被写体の三次元共焦点画像が表示される。

【００３４】

ところで、被写体は、ＸＹ方向に関して走査領域の中心から周辺に向かって渦巻き状に走査（スパイラルスキャン）される。被写体に対する走査軌跡は、図３と同様の渦巻き軌跡である。光ファイバ２０２は共振運動のため、各スパイラルの周期（一回転の走査にかかる時間）は同じである。走査領域の中心ほど励起光の照射密度（単位面積当たりの照射エネルギー）が高いため、蛍光体の分解がより速く進行して褪色が起きる。結果、観察主体が位置する観察領域中央部で画像が暗くなる不具合が生じる。蛍光の褪色を抑えるため、例えば励起光の強度を低下させる等の措置が考えられる。しかし、励起光の強度を抑えると、特に観察領域周辺部で検出光量不足によりノイズが際立つ。何れの場合も医師による病変部の発見や病変部に対する的確な判断等に支障をきたす虞があり望ましくない。そこで、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム１は、励起光の強度（又は光量）を適切に制御して蛍光の褪色を好適に抑えるように構成されている。

【００３５】

図４（ａ）は、光ファイバ２０２の先端２０２ａの動きを示す図である。図４（ｂ）は、光源１０２が射出する励起光の強度を示す図である。図４（ａ）、（ｂ）の横軸は共に時間軸である。図４（ａ）の縦軸は、中心軸ＡＸを基準とした先端２０２ａのＸ（又はＹ）方向の変位量を示す。図４（ｂ）の縦軸は、励起光の強度を示す。図４（ｂ）に示されるように、サンプリング期間移行直後は、励起光の強度が０である。ＣＰＵ１０８は、サンプリング期間開始から終了にかけて励起光の強度を０から線形に増加させる。励起光は、照射密度が走査領域の全域で所定密度以下になるように設定されている。走査領域中央部で励起光の照射密度が低下するため、蛍光の褪色が抑えられる。走査領域周辺部では励起光の照射密度の低下が抑えられるため、観察領域周辺部で検出光量不足によるＳＮ比の劣化が少ない。一方、走査領域中央部の励起光の照射密度の低下に起因して、観察領域中央部でＳＮ比が低下する不具合が懸念される。

【００３６】

図４（ｃ）は、図４（ａ）、（ｂ）中の時刻t_1、t_2における励起光のスパイラル軌跡を示す模式図である。図４（ｃ）中、時刻t_1のスパイラルに符号「R_1」を付し、時刻t_2のスパイラルに符号「R_2」を付す。本実施形態では、一スパイラル中に取得するデジタル検出信号のサンプル数を２０００とし、スパイラルR_1、R_2中に取得するデジタル検出信号に割り当てられる画素アドレス数をそれぞれ５００、２０００とする。スパイラル上の各スポット形成位置に対応する画素アドレス数は、画素がマトリスク状に等間隔で配置されていることから、スパイラル径が大きい（軌跡が長い）ほど多い。時刻t_1においては、一画素アドレスに対して４つ（＝２０００／５００）のデジタル検出信号が割り当てられる。一画素の値は４つのデジタル検出信号を積算した値であるため、励起光

の照射密度の低下に起因するＳＮ比の低下が抑えられる。励起光の強度が低く各デジタル検出信号の値が小さいため、画素値（積算値）の飽和もない。時刻t_2においては、一画素アドレスに対して１つのデジタル検出信号が割り当てられる。励起光の強度が高くデジタル検出信号の値が高いため、ＳＮ比が高い。

【００３７】

一スパイラル中に割り当てられる画素アドレスの数は、スパイラル回数に対して線形に増加するとは限らない。そのため、画素値は積算に限らず、励起光の強度増加率とスパイラル回数に対する画素アドレス数の増加率との関係を考慮して、減算、乗算、除算、平均化等を適宜組み合わせて演算してもよい。画素値の演算は、全ての画素で感度（反射率が一様な被写体に励起光を照射したときの各画素の信号値）が等しくなるように設定してもよい。

【００３８】

励起光の強度は、サンプリング期間中、スパイラル回数に対する画素アドレス数の増加率に合わせて線形に又は非線形に増加又は低減させてもよい。この場合、励起光の強度は、例えば照射密度が走査領域の全域で均一になるように設定してもよい。

【００３９】

（第一の変形例）

図５（ａ）、（ｂ）は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム１を変形した第一の変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。以降に説明する変形例の構成は、本実施形態と同一のブロック構成を有する。そのため、変形例のハードウェア構成及びソフトウェア構成の詳細な説明は簡略又は省略する。

【００４０】

第一の変形例では、図５（ｂ）に示されるように、励起光のデューティ比がサンプリング期間開始から終了にかけて連続的に増加する。デューティ比は、励起光（パルス光）のスポット形成位置と画素位置とが１：１に決まるよう（つまり１パルス１画素であって、照射密度が走査領域の全域で均一）に設定してもよい。第一の変形例では、励起光の強度自体は、サンプリング期間中一定である。しかし、走査領域中央部においては、蛍光体が吸収するエネルギーが時間的には減少する。蛍光体の分解の進行が遅れるため、蛍光の褪色が抑えられる。走査領域周辺部では励起光の照射密度の低下が抑えられるため、観察領域周辺部で検出光量不足によるＳＮ比の劣化が少ない。

【００４１】

（第二の変形例）

図６（ａ）、（ｂ）は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム１を変形した第二の変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。第二の変形例においては、光源１０２をレーザダイオードとする。

【００４２】

第二の変形例では、本実施形態と同様に、サンプリング期間開始から終了にかけて励起光の強度が増加する。レーザダイオードの出力を安定させるにはある程度のパワーが必要である。そのため、サンプリング期間移行直後の励起光の強度は、本実施形態と異なり０ではない。第二の変形例においても、走査領域中央部で励起光の照射密度が低下するため、蛍光の褪色が抑えられる。走査領域周辺部では励起光の照射密度の低下が抑えられるため、観察領域周辺部で検出光量不足によるＳＮ比の劣化が少ない。

【００４３】

第二の変形例では、時刻t_1の励起光の強度が本実施形態と比べて高い。そのため、４つのデジタル検出信号を積算すると画素値が飽和する虞がある。従って、第二の変形例では、積算と除算を併用して画素値を演算する。又は、少なくとも１つのデジタル検出信号を破棄し、残りのデジタル検出信号を積算して画素値を求めてもよい。

【００４４】

（第三の変形例）

図７（ａ）、（ｂ）は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム１を変形した第三の

変形例における図４（ａ）、（ｂ）と同様の図である。図７（ｃ）は、受光器１１４のゲインを示す図である。図７（ｃ）の横軸は時間軸であり、縦軸はゲインを示す。

【００４５】

光源１０２の制御は、第二の変形例と同じである。第三の変形例では、サンプリング期間移行直後の受光器１１４のゲインが高い値に設定される。そのため、例えば画素数やフレームレートの増加に伴いスパイラルスキャンを高速化させた場合でも、励起光の照射密度が低下する走査領域中央部において検出光量が不足する虞がない。受光器１１４のゲインは、励起光の強度が増加するにつれて下げられる。そのため、観察領域周辺部における画素値の飽和が有効に避けられる。

【００４６】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、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。例えば光源１０２の制御は、励起光のデューティ比変化と強度変化を組み合わせたものとしてもよい。

【００４７】

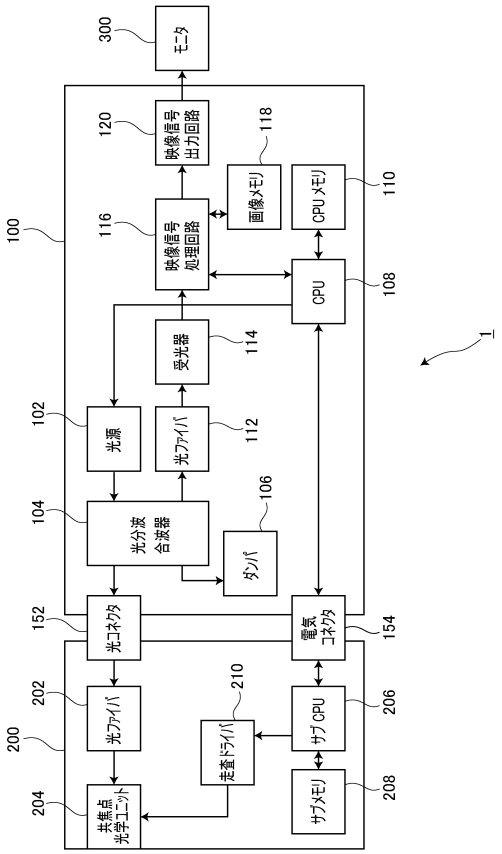
本発明が適用可能な走査方式は、スパイラルスキャン方式に限らない。例えば走査領域の水平方向を往復走査するラスタスキャン方式や、走査領域を正弦波的に走査するリサージュスキャン方式等を採用する走査型共焦点内視鏡システムにも本発明を適用してもよい。すなわち、他の各種走査方式においても、観察領域中の特定箇所で照射密度が高く蛍光の褪色が進行する。この場合にも本発明を適用して上述の光源制御及び各種演算処理を行うと、かかる問題が有効に解決される。

【符号の説明】

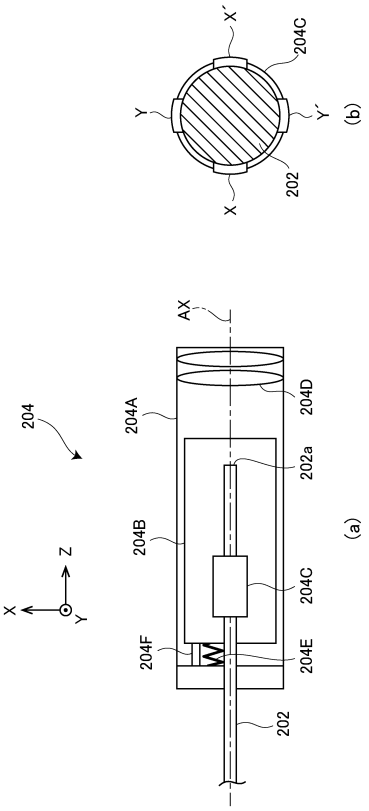
【００４８】

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　映像信号処理回路
１１８　画像メモリ
１２０　映像信号出力回路
２００　共焦点プローブ
２０２　光ファイバ
２０４　共焦点光学ユニット
２０６　サブＣＰＵ
２０８　サブメモリ
２１０　走査ドライバ

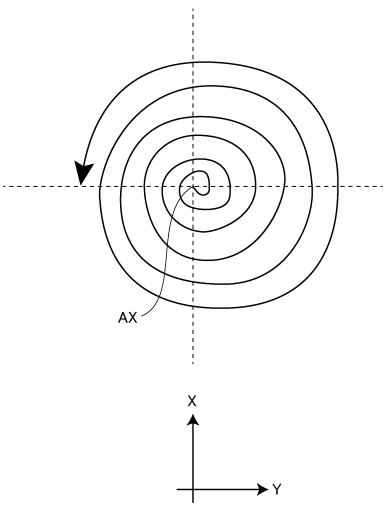
【図１】


300
モニタ
120
映像信号出力回路
118
画像メモリ
110
CPUメモリ
100
116
映像信号処理回路
108
CPU
114
受光器
1
102
光源
112
光ファイバ
104
光分波合波器
106
ダンパ
152
光コネクタ
154
電気コネクタ
202
光ファイバ
210
走査ドライバ
206
サブCPU
200
208
サブメモリ
204
共焦点光学ユニット

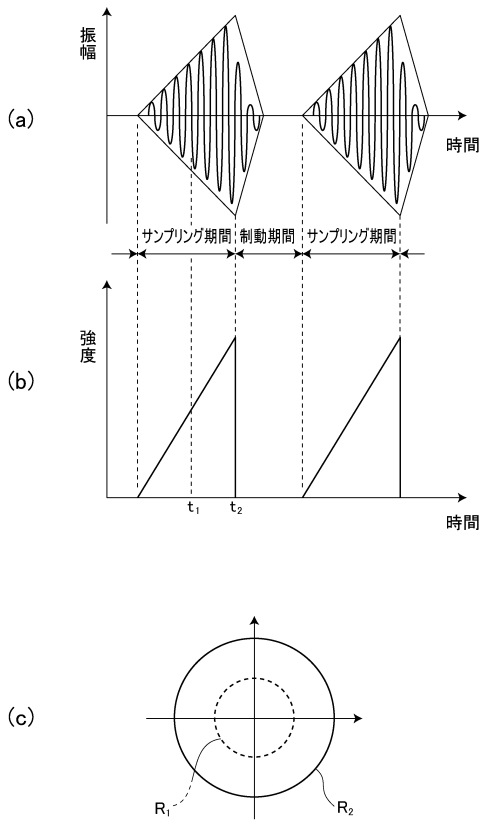
【図２】


X'
204C
Y
Y'
(b)
X
202
AX
204
204A
204D
202a
204B
(a)
Z
X
Y
204C
204F
204E
202

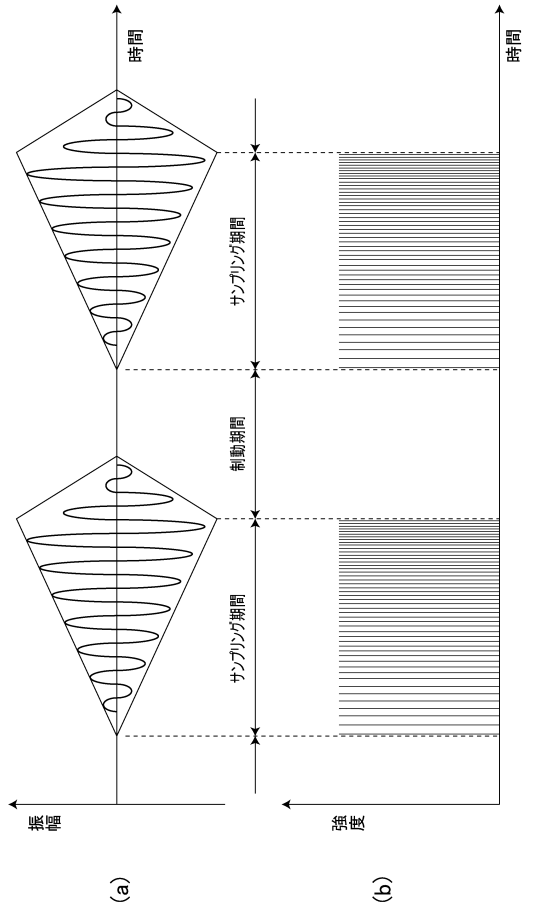
【図３】


AX
X
Y

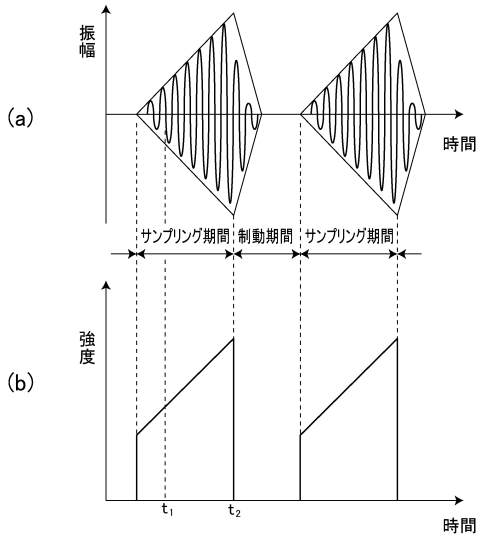
【図４】


(a)
振幅
時間
サンプリング期間
制動期間
サンプリング期間
(b)
強度
t1
t2
時間
(c)
R1
R2

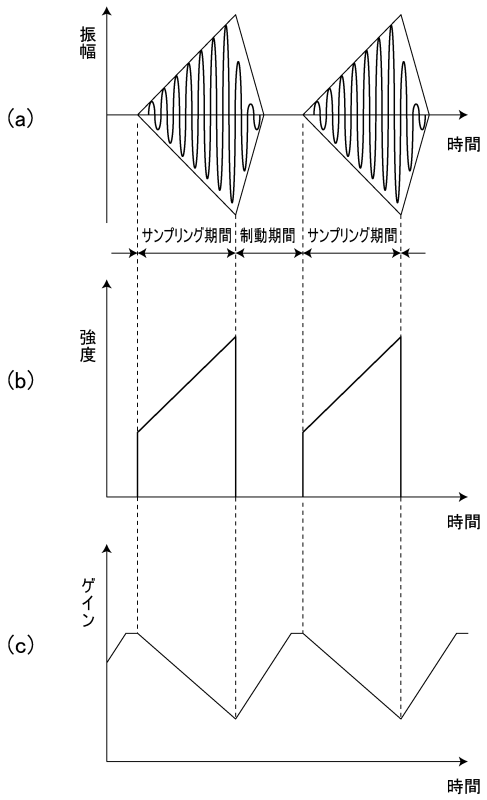
【図５】


時間
時間
サンプリング期間
制動期間
サンプリング期間
振幅
強度
(a)
(b)

【図６】


振幅
(a)
時間
サンプリング期間
制動期間
サンプリング期間
強度
(b)
t1
t2
時間

【図７】


振幅
(a)
時間
サンプリング期間
制動期間
サンプリング期間
強度
(b)
時間
ゲイン
(c)
時間

フロントページの続き

(56)参考文献 特開２００５－２４１３２１（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－０１５０３０（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－２５２２４１（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－１２１９６１（ＪＰ，Ａ）
特開２００９－２７９１７２（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－０５８１０５（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１４２０４５（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１／００－　１／３２
Ｇ０２Ｂ　２６／１０－２６／１２
Ｇ０２Ｂ　１９／００－２１／００
Ｇ０２Ｂ　１９／００－２１／００
Ｇ０２Ｂ　２１／０６－２１／３６
Ｇ０１Ｎ　２１／００－２１／０１
Ｇ０１Ｎ　２１／１７－２１／６１
Ｇ０１Ｎ　２１／６２－２１／７４