

(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2020-69308

(P2020-69308A)

(43) 公開日 令和2年5月7日(2020.5.7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/018 (2006.01)	A 6 1 B 1/018 5 1 5	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 1	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-207289 (P2018-207289)
 (22) 出願日 平成30年11月2日 (2018.11.2)

(71) 出願人 000004112
 株式会社ニコン
 東京都港区港南二丁目15番3号
 (74) 代理人 100084412
 弁理士 永井 冬紀
 (74) 代理人 100146709
 弁理士 白石 直正
 (72) 発明者 内川 清
 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会
 社ニコン内
 (72) 発明者 齋藤 直洋
 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会
 社ニコン内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

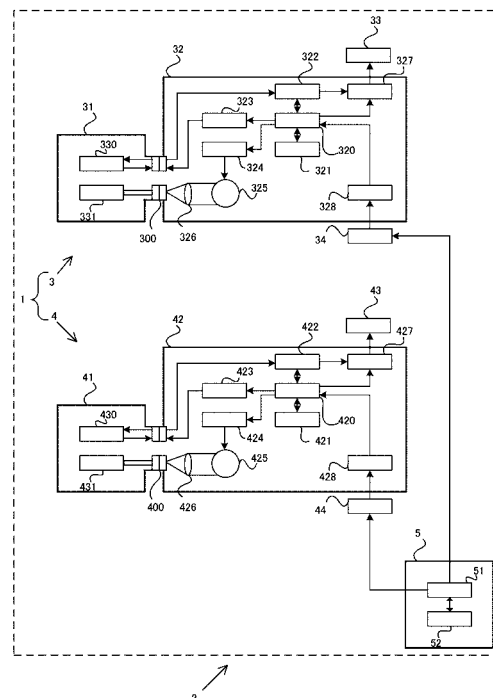
(57) 【要約】

【課題】内視鏡装置と撮像する対象物との相対的な位置を把握しやすい内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システムは、対象物に第1照明光を照射して対象物を撮像する第1撮像部を有する第1内視鏡装置と、対象物に第2照明光を照射して対象物を撮像する第2撮像部を有し、対象物の状態判定に用いられるデータを取得する第2内視鏡装置と、を備え、第2内視鏡装置によるデータの所得の開始から完了までの少なくとも一定期間に、第1撮像部による撮像を行う内視鏡システムであって、第2内視鏡装置によりデータが取得されている間、第1照明光が第2撮像部に入射することを規制する規制部、を備える。

【選択図】 図2

【図2】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象物に第 1 照明光を照射して前記対象物を撮像する第 1 撮像部を有する第 1 内視鏡装置と、

前記対象物に第 2 照明光を照射して前記対象物を撮像する第 2 撮像部を有し、前記対象物の状態判定に用いられるデータを取得する第 2 内視鏡装置と、

を備え、

前記第 2 内視鏡装置による前記データの取得の開始から完了までの少なくとも一定期間に、前記第 1 撮像部による撮像を行う内視鏡システムであって、

前記第 2 内視鏡装置により前記データが取得されている間、前記第 1 照明光が前記第 2 撮像部に入射することを規制する規制部を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記規制部は、前記第 2 撮像部による前記データの取得の間は、前記第 1 撮像部に対して前記第 1 照明光の照射を停止するように制御する内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記規制部は、前記第 2 撮像部による撮像を、前記第 2 照明光の状態がそれぞれ異なる複数回の分割撮像により行うように制御する、内視鏡システム。

【請求項 4】

20

請求項 3 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記第 2 照明光の状態は、前記第 2 照明光の偏光状態である、内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 3 または 4 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記規制部は、前記第 2 撮像部による少なくとも二つの分割撮像の合間に、前記第 1 撮像部による撮像を行わせる内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記規制部は、前記第 2 内視鏡装置に設けられ、偏光光の第 1 の所定の周波数領域の光を透過する第 1 フィルタを有する内視鏡システム。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記規制部は、前記第 1 内視鏡装置に設けられ、少なくとも前記第 1 の所定の周波数領域を含む周波数領域の光を遮断する第 2 フィルタを有する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

40

従来から、白色光を照射して白色光画像を生成する観察モードと、偏光光を照射して偏光特性画像を生成する観察モードとを切り替えて観察を行う内視鏡装置が知られている（例えば特許文献 1）。しかし、内視鏡装置と撮像する対象物との相対的な位置を把握することが困難になるという問題がある。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2012 - 24283 号公報

【発明の概要】**【0004】**

50

第 1 の態様によれば、内視鏡システムは、対象物に第 1 照明光を照射して対象物を撮像する第 1 撮像部を有する第 1 内視鏡装置と、対象物に第 2 照明光を照射して対象物を撮像する第 2 撮像部を有し、対象物の状態判定に用いられるデータを取得する第 2 内視鏡装置と、を備え、第 2 内視鏡装置によるデータの所得の開始から完了までの少なくとも一定期間に、第 1 撮像部による撮像を行う内視鏡システムであって、第 2 内視鏡装置によりデータが取得されている間、第 1 照明光が第 2 撮像部に入射することを規制する規制部、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図 1】実施の形態の内視鏡装置の要部を示す斜視図である。

10

【図 2】実施の形態の内視鏡システムの要部構成を模式的に示すブロック図である。

【図 3】親内視鏡装置の先端部本体の構造を模式的に示す図である。

【図 4】子内視鏡装置の先端部本体の構造を模式的に示す図である。

【図 5】親内視鏡装置による撮像が行われるタイミングと、子内視鏡装置による撮像が行われるタイミングとを示すタイミングチャートである。

【図 6】親内視鏡装置による撮像が行われるタイミングと、子内視鏡装置による撮像が行われるタイミングとの別の例を示すタイミングチャートである。

【図 7】第 2 の実施の形態における親内視鏡装置の先端部本体の構造を模式的に示す図である。

【図 8】第 2 の実施の形態における子内視鏡装置の先端部本体の構造を模式的に示す図である。

20

【図 9】親内視鏡装置から出射される光と、子内視鏡装置から出射される光と、親内視鏡装置が有する分光遮断フィルタと、子内視鏡装置が有する分光透過フィルタとが有する特性の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

- 第 1 の実施の形態 -

以下、第 1 の実施の形態として、親子式偏光内視鏡が適用される内視鏡装置を有する内視鏡システムについて説明する。図 1 は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 の要部を示す斜視図であり、図 2 は、内視鏡システム 2 の要部構成を模式的に示すブロック図である。

30

【0007】

本実施の形態の内視鏡システム 2 は、親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 とを有する内視鏡装置 1 と、全体制御部 5 とを有する。以後、親内視鏡装置 3、子内視鏡装置 4、全体制御部 5 の順序にて説明する。

【0008】

- 親内視鏡装置 3 -

親内視鏡装置 3 は、親装置部 3 1 と親制御部 3 2 とを有する。親装置部 3 1 は、細長形状の挿入部 3 1 1 と、この挿入部 3 1 1 の基端側に連設される操作部 3 1 2 とにより構成される。挿入部 3 1 1 は、外径が、例えば 10 mm 程度、長さが、例えば 1.2 m 程度に形成され、先端側（操作部 3 1 2 が連設されていない側）から順に、先端部本体 3 1 3、湾曲部 3 1 4 および可撓管部 3 1 5 が連設して構成される。

40

【0009】

挿入部 3 1 1 の内部には、処置具挿通チャンネル 3 1 6 が形成される。この処置具挿通チャンネル 3 1 6 は、操作部 3 1 2 に設けられる開口 3 1 2 a から先端部本体 3 1 3 まで連通している。この処置具挿通チャンネル 3 1 6 は、親内視鏡装置 3 とは異なる外部装置、すなわち処置具のほか、例えば後述する子内視鏡装置 4 の挿入部 4 1 1 を挿入、挿通させる挿入路として機能する。先端部本体 3 1 3 の内部には、後述する撮像部 3 3 0 と、照明光学系 3 3 1 とが設けられる。先端部本体 3 1 3 の先端には、処置具挿通チャンネル 3 1 6 に挿通された処置具や子内視鏡装置 4 の挿入部 4 1 1 の先端部本体 4 1 3（図 4 参照）を突出させるための、先端開口 3 1 8 と、観察窓 3 3 2 と、照明窓 3 3 1 B と（図 3 参

50

照)が設けられる。

【0010】

操作部312は、親内視鏡装置3を操作するために必要な各種の操作部材と、この親内視鏡装置3を制御するための親制御部32との間の接続を行うユニバーサルケーブル等とを有する。操作部312には、例えば親内視鏡装置3の湾曲部314を操作するための操作レバー等も設けられる。

【0011】

親内視鏡装置3の親制御部32は、図2に示すように、親CPU320と、記憶部321と、画像処理部322と、撮像部ドライバ323と、光源ドライバ324と、光源325と、集光レンズ326と、ディスプレイインターフェース327と、入力インタフェース(I/F)328とを有する。

親CPU320は、プロセッサやその他の周辺回路を有する演算回路であり、記憶部321に格納されている制御用プログラムを読み出し、この制御用プログラムを実行することにより親内視鏡装置3の動作を制御する。記憶部321は、ハードディスクドライブ等の大容量記憶媒体及びROM、RAM等の半導体記憶媒体を備える。記憶部321には、上述した制御用プログラムが格納されているとともに、親CPU320の制御動作時に必要とされる各種データが一時的に格納される。また、画像処理部322によって処理された画像データが格納される。

【0012】

光源325は、親内視鏡装置3の先端部本体313から照射するための光を発生するものであり、光源ドライバ324により制御される。光源325から出射された光束は、集光レンズ326により収束され、光学コネクタ300を介して後述するライトガイド331A(図3参照)内に導入される。

【0013】

画像処理部322は、後述する撮像部330により撮像された対象物の画像信号を取得し、この画像信号に対して各種の画像処理を行い、その画像処理結果をディスプレイインターフェース327に出力する。ディスプレイインターフェース327は、画像処理部322からの出力である画像データを親制御部32の外部に設けられたディスプレイ33の画面に表示させるための画像信号を出力し、この画像信号をディスプレイ33に入力する。入力インタフェース328は、親制御部32の外部に設けられたキーボード等の入力装置34からの操作信号を受信し、親CPU320に出力する。

撮像部330は、親内視鏡装置3の先端部本体313から出射され、対象物で反射された光を受光することにより対象物を撮像する。撮像部330は、撮像部ドライバ323により駆動が制御される。撮像部ドライバ323は、親CPU320による制御に従って、撮像部330の駆動を制御するための制御信号を撮像部330に出力する。

【0014】

図3は、先端部本体313の構造を模式的に示す図であり、図3(a)は先端部本体313の先端の平面図、図3(b)、(c)は先端部本体313内部の斜視図である。先端部本体313には、上述したように、先端開口318と、撮像部330と、照明光学系331と、観察窓332と、照明窓331Bとが設けられる。照明光学系331は、ライトガイド331Aと、ライトガイド331Aの先端の照明窓331Bとを有し、光源325からライトガイド331Aを介して進んだ光(例えば、白色光)を照明窓331Bから出射する。なお、図3においては、照明光学系331は、一对のライトガイド331Aと照明窓331Bとを有する例を示しているが、照明光学系331は1つのライトガイド331Aと照明窓331Bとを有してもよいし、3個以上のライトガイド331Aと照明窓331Bとを有してもよい。

親内視鏡装置3から出射される光は、対象物(例えば、内臓壁の組織異常や血管像などの細部)を後述する撮像部330にて明瞭に映像化することを目的とした照明光である。照明光学系331は、対象物の広範囲に照明光を照射することができるよう、例えば180度を超える照射角度を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

撮像部 3 3 0 は、画像センサ 3 3 0 A と、処理基板 3 3 0 B と、データケーブル 3 3 0 C と、プリズム 3 3 0 D と、対物レンズ 3 3 0 E と、対物レンズ 3 3 0 E の先端の観察窓 3 3 2 とを有する。撮像部 3 3 0 は、照明窓 3 3 1 B から出射し、対象物にて反射した光を受光して、対象物を撮像する。本実施の形態では、撮像部 3 3 0 は、照明光で照明された対象物の広範囲が撮像可能となるように、例えば 1 8 0 度を超える広い視野角度を有する。対象物からの反射光は、観察窓 3 3 2、対物レンズ 3 3 0 E およびプリズム 3 3 0 D を介して画像センサ 3 3 0 A に入射する。画像センサ 3 3 0 A は、例えば C C D や C M O S 等の撮像素子により構成され、入射した対象物からの光を光電変換して画像信号を出力する。処理基板 3 3 0 B は、親制御部 3 2 の撮像部ドライバ 3 2 3 からの制御信号を入力し、制御信号に従って画像センサ 3 3 0 A の駆動を制御する。データケーブル 3 3 0 C は、撮像部ドライバ 3 2 3 からの制御信号を画像センサ 3 3 0 A に伝達するとともに、画像センサ 3 3 0 A から出力された画像信号を画像処理部 3 2 2 へ伝達する。

10

【 0 0 1 6 】

先端開口 3 1 8 は、上述したように処置具挿通チャンネル 3 1 6 に挿通された処置具等や、後述する子内視鏡装置 4 の挿入部 4 1 1 を突出させるための開口である。図 3 (c) に示すように、子内視鏡装置 4 の挿入部 4 1 1 が処置具挿通チャンネル 3 1 6 に挿通されると、挿入部 4 1 1 の先端部本体 4 1 3 が先端開口 3 1 8 から突出する。

【 0 0 1 7 】

- 子内視鏡装置 4 -

20

図 1、図 2 に示す子内視鏡装置 4 は、子装置部 4 1 と子制御部 4 2 とを有する。子装置部 4 1 は、細長形状の挿入部 4 1 1 と、この挿入部 4 1 1 の基端側に連設される操作部 4 1 2 とにより構成される。挿入部 4 1 1 は、外径が例えば 3 m m 程度、長さが例えば約 2 m 程度に形成される。挿入部 4 1 1 の先端部（操作部 4 1 2 が連設されていない側の端部）である先端部本体 4 1 3 には、先端側から順に、例えば金属等で被覆された剛性鏡筒部 4 1 4、および剛性鏡筒部 4 1 4 に接続し、例えばゴム等の可撓性物質で被覆された可撓管部 4 1 5 が設けられる。先端部本体 4 1 3 の先端面 4 1 3 a には、観察窓 4 1 6 と、照明窓 4 1 7 等（図 4 参照）が配置される。

【 0 0 1 8 】

操作部 4 1 2 は、子内視鏡装置 4 を操作するために必要な各種の操作部材と、子内視鏡装置 4 を制御するための子制御部 4 2 との間の接続を行うユニバーサルケーブル等とを有する。

30

【 0 0 1 9 】

子内視鏡装置 4 の子制御部 4 2 は、図 2 に示すように、子 C P U 4 2 0 と、記憶部 4 2 1 と、画像処理部 4 2 2 と、撮像部ドライバ 4 2 3 と、光源ドライバ 4 2 4 と、光源 4 2 5 と、集光レンズ 4 2 6 と、ディスプレイインターフェース 4 2 7 と、入力インターフェース（ I / F ） 4 2 8 とを有する。

親 C P U 3 2 0 は、プロセッサやその他の周辺回路を有する演算回路であり、記憶部 4 2 1 に格納されている制御用プログラムを読み出し、この制御用プログラムを実行することにより子内視鏡装置 4 の動作を制御する。記憶部 4 2 1 は、ハードディスクドライブ等の大容量記憶媒体および R O M、R A M 等の半導体記憶媒体を備える。記憶部 4 2 1 には、上述した制御用プログラムが格納されているとともに、親 C P U 3 2 0 の制御動作時に必要とされる各種データが一時的に格納される。また、画像処理部 4 2 2 によって処理がされた画像データが格納される。

40

【 0 0 2 0 】

光源 4 2 5 は、子内視鏡装置 4 の先端部本体 4 1 3 から照射するための光を発生するものであり、光源ドライバ 4 2 4 により制御される。本実施の形態の光源 4 2 5 は、たとえば狭帯域でかつ空間的コヒーレンスが低く、スペックルのない光を発生する。光源 4 2 5 から照射される光の波長は可視光帯域（ 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m ）内の波長であり、その帯域幅は 5 n m 以下、好ましくは 3 n m 程度である。帯域幅の関係で、このような光源 4

50

25はレーザ光源により構成されることが好ましいが、LED光源にバンドパスフィルタを付加したものであっても、同様に狭帯域な光を発生することができる。光源425から出射した光束は、集光レンズ426により収束され、光学コネクタ400を介して光ガイド426A(図4参照)内に導入される。なお、光源425から照射された光の波長帯域および帯域幅は、後述する偏光撮像部430のイメージセンサ430F上に結像される干渉縞の必要本数及び必要な幅によって定められることが好ましい。

子内視鏡装置4から出射される光は、対象物(例えば、内臓壁組織)表面の凹凸形状を撮像することを目的とした偏光光である。

【0021】

画像処理部422は、後述する偏光撮像部430により撮像された対象物の画像信号を取得し、この画像信号に対して各種の画像処理を行い、その画像処理結果をディスプレイインターフェース427に出力する。ディスプレイインターフェース427は、画像処理部422からの出力である画像データを子制御部42の外部に設けられたディスプレイ43の画面に表示させるための画像信号を発生し、この画像信号をディスプレイ43に出力する。入力インターフェース428は、子制御部42の外部に設けられたキーボード等の入力装置44からの操作信号を受信し、子CPU420に出力する。

偏光撮像部430は、子内視鏡装置4の先端部本体413から出射され、対象物で反射された光を受光することにより対象物を撮像する。偏光撮像部430は撮像部ドライバ423により駆動が制御される。撮像部ドライバ423は、子CPU420による制御に従って、偏光撮像部430の駆動を制御するための制御信号を偏光撮像部430に出力する。

【0022】

図4は、先端部本体413 剛性鏡筒部414の構造を模式的に示す図であり、図4(a)は先端部本体413の外観の斜視図、図4(b)は内部の断面図である。先端部本体413の先端面413aには、上述した観察窓416と、照明窓417等が配置される。剛性鏡筒部414は、先端部本体413の一部を保護固定するために、金属等で被覆した剛性部である。剛性鏡筒部414は、内部に偏光撮像部430と、偏光照明部431とを収容する収容部である。偏光照明部431には、光ファイバ等の光ガイド426Aにより光源425から出射された光が導かれ、偏光光先端部本体413の照明窓417から偏光光として対象物へ出射する。偏光照明部431は、偏光板あるいは位相板等の光学部材431Aと、偏光板の出射側に設けられた平凹レンズ431Bとを有する。本実施の形態では、光学部材431Aは、6種の異なる偏光状態の偏光を出射するように、偏光板と位相板が6通の組み合わせとなるように6種類の光学系が構成されている。例えば、偏光軸が45°刻みとなるように配置した4種類の光学系と、偏光板の偏光軸とλ/4板の進相軸とを45°および-45°傾けた2種類の光学系の6種類の光学系を構成する。これにより、水平直線偏光、垂直直線偏光、45°直線偏光、-45°直線偏光、右回り円偏光、および左回り円偏光の6種類の偏光状態の偏光光を出射することができる。この6種の光学系により、光源425からの光は、偏光照明部431から6種類のそれぞれ異なる偏光状態の光となって偏光光対象物に照射される。

なお、偏光照明部431は、親内視鏡装置3からの照明光で広範囲に照射される対象物の少なくとも一部の領域を偏光光で照射するように、親内視鏡装置3の照明光学系331の視野角よりも狭い照射角を有する。

【0023】

偏光光の偏光状態はストークスベクトルで記述することができる。このストークスベクトルは以下の式(1)のように4行1列で表したものである。

10

20

30

40

【数 1】

【数 1】

$$S = \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

ここで、ストークス行列の各成分は、 S_0 が光強度、 S_1 が $x - y$ 直線偏光、 S_2 が 45° 直線偏光、 S_3 が円偏光を示す。水平直線偏光は $[1 \ 1 \ 0 \ 0]$ (「 $S_1 +$ 」と示す)、垂直直線偏光は $[1 \ -1 \ 0 \ 0]$ (「 $S_1 -$ 」と示す)、 45° 直線偏光は $[1 \ 0 \ 1 \ 0]$ (「 $S_2 +$ 」と示す)、 -45° 直線偏光は $[1 \ 0 \ -1 \ 0]$ (「 $S_2 -$ 」と示す)、右回り円偏光は $[1 \ 0 \ 0 \ 1]$ (「 $S_3 +$ 」と示す)、左回り円偏光は $[1 \ 0 \ 0 \ -1]$ (「 $S_3 -$ 」と示す) で表す。

【0024】

偏光撮像部 430 は、対象物に近い側から、前群レンズ 430A と、偏光分離部 430B と、結像レンズ 430C と、偏光板 430D と、保護ガラス 430E と、イメージセンサ 430F とを有し、偏光光により照射された対象物の領域を撮像する。すなわち、偏光撮像部 430 は、偏光照明部 431 から出射された偏光光のうち対象物で反射、散乱して、先端部本体 413 の観察窓 416 を通過した光 (反射光、散乱光) を受光する。対象物からの反射光、散乱光は、前群レンズ 430A を通過し、絞り (不図示) を介して偏光分離部 430B に入射する。前群レンズ 430A は、例えば物体距離 $10 \sim 25 \text{ mm}$ 、大きさ 1 mm の物体をスクリーニングする場合のように、近距離で物体を計測する場合に、受光した光を平行光に補正するためのレンズであり、実施例では、平凸の単レンズである。

【0025】

本実施の形態の偏光分離部 430B は、例えば 2 枚のサバール板と、これらのサバール板の間に配置された $1/2$ 波長板とを有する。本実施の形態においては、サバール板は、複屈折性を有する一軸結晶からなる 2 枚の平行平板 (例えば、イットリウム・バナデート (YVO_4)) と、これら平行平板の間に配置された $1/2$ 波長板とを有する。サバール板は、複屈折性を有する一対の平行平板を、その光学軸が 90° 異なるように貼り合わせて形成される。このサバール板に入射する光 (すなわち反射光、散乱光) が異なる偏光状態が重なり合った光の場合、異なる偏光状態の光を分離して、結像レンズ 430C へ向けて出射させる。

【0026】

結像レンズ 430C は、偏光分離部 430B から出射された光の干渉縞をイメージセンサ 430F の撮像面上に結像させる後群レンズである。結像レンズ 430C で収束された光は、検光子である偏光板 430D および保護ガラス 430E を通過してイメージセンサ 430F に入射する。イメージセンサ 430F は、例えば CCD や CMOS 等の撮像素子であり、その撮像面に干渉縞が結像される。結像された干渉縞の画像は画像信号として出力される。本実施の形態のイメージセンサ 430F は、撮像面上に結像される干渉縞を撮像するため、微細な干渉縞が明瞭に撮像可能な解像度を有している。撮像面上に結像される干渉縞の本数および幅は、上述したように、光源 425 から出射する光の波長帯域および帯域幅に依存する。なお、イメージセンサ 430F からの画像信号は、後述する対象物の状態が異常なのかまたは正常なのかを判定するのに用いるためのデータとして画像処理部 422 へ出力される。

【0027】

次に、本実施の形態である子内視鏡装置 4 によるストークス成分 $S_0 \sim S_3$ の測定方法の原理について説明する (K. Oka and N. Saito, "Snapshot complete imaging polarimeter using Savart plates", SPIE 6295-9, 1 (2006) 参照)。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

イメージセンサ 4 3 0 F により撮像された光の強度分布を $I(x, y)$ とする。測定光に含まれるストークス成分の 2 次元分布をそれぞれ $S_0(x, y)$ 、 $S_1(x, y)$ 、 $S_2(x, y)$ 、 $S_3(x, y)$ とすると、これらストークス成分の 2 次元分布を用いて光強度分布を表すと次式のようにになる。

【 数 2 】

【数 2】

$$I(x,y) = \frac{1}{2}S_0(x,y) + \frac{1}{2}S_2(x,y)\cos[2\pi U_2 y] - \frac{1}{4}|S_{13}(x,y)|\cos\{2\pi(U_2 - U_1)y - \arg[S_{13}(x,y)]\} \\ + \frac{1}{4}|S_{13}(x,y)|\cos\{2\pi(U_2 + U_1)y + \arg[S_{13}(x,y)]\}$$

10

ここで、 $S_{13}(\sigma) = S_1(\sigma) + i S_3(\sigma)$ であり、 $\arg$ は複素数の偏角を示す関数であり、 U_1 及び U_2 は、それぞれ 2 枚のサバル板 5 3 c により導入される空間キャリア周波数である。

【 0 0 2 9 】

上式における $S_0(x, y)$ 、 $S_2(x, y)$ 及び $S_{13}(x, y)$ は、これら（特に $S_{13}(x, y)$ については実数成分及び虚数成分）がそれぞれ異なる 4 つの空間キャリア周波数 $f_y = 0$ 、 U_2 、 $U_2 - U_1$ 、 $U_2 + U_1$ を有することから、光強度分布 $I(x, y)$ を空間周波数フィルタリングすることにより得られる。従って、これらストークス成分の 2 次元分布は、抽出された成分の振幅及び位相から得ることができる。この際、空間周波数フィルタリング及び振幅、位相の変調は、ストークス成分の 2 次元分布の変調に適した形にされたフーリエ変換技術により一度に行うことができる。

20

【 0 0 3 0 】

画像処理部 4 2 2 は、偏光撮像部 4 3 0 から出力される画像信号の強度の 2 次元分布を取得し、この強度の 2 次元分布をフーリエ変換することで、対象物からの戻り光の偏光状態、具体的にはストークス成分 $S_0 \sim S_3$ の 2 次元分布を得る。このストークス成分 $S_0 \sim S_3$ の 2 次元分布を用いて、対象物の偏光特性を求めることができ、この偏光特性に基づいて対象物の粘膜層の厚みを算出し、これにより、例えば、がんの浸潤度を判定することができる。

30

【 0 0 3 1 】

対象物への入射光のストークス行列を $S = (S_0, S_1, S_2, S_3)$ とし、この対象物からの戻り光のストークス行列を $S' = (S'_0, S'_1, S'_2, S'_3)$ とすると、これらストークス行列の関係は、以下に示す 4 行 4 列のミューラー行列 M を用いた下記の式 (2) により表される。ミューラー行列 M は対象物の偏光特性に相当する。

【 数 3 】

【数 3】

$$\begin{bmatrix} S'_0 \\ S'_1 \\ S'_2 \\ S'_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} \quad \dots (2)$$

40

ここで、ミューラー行列 M の全 16 の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ の各要素と偏光の物理的特性との厳密な対応は難しいが、おおまかな関係として次のように表すことができる。要素 m_{01} 、 m_{02} 、 m_{10} 及び m_{20} は二色性（直線複吸収）を表し、要素 m_{00} 、 m_{03} 及び m_{30} は円二色性（円複吸収）を表し、要素 m_{11} 、 m_{12} 、 m_{21} 及び m_{22} は旋光性（円複屈折）を表し、要素 $m_{11} \sim m_{13}$ 、 $m_{21} \sim m_{23}$ 及び $m_{31} \sim m_{33}$ は複屈折性（直線複屈折）を表すものである。

50

【0032】

上述したように、本実施の形態の子内視鏡装置4は、6種類の互いに偏光状態の異なる偏光光を対象物に照射する。すなわち、異なるストークス成分（このストークス成分は全て既知である）を有するストークス行列により表される偏光光を対象物に照射し、それぞれの偏光光が対象物から戻る戻り光のストークス成分を検出する。対象物に照射する6種類の偏光光は、水平偏光 $[1\ 1\ 0\ 0]$ （「 S_1+ 」と表す）、垂直線偏光 $[1\ -1\ 0\ 0]$ （「 S_1- 」と表す）、 45° 直線偏光 $[1\ 0\ 1\ 0]$ （「 S_2+ 」と表す）、 -45° 直線偏光 $[1\ 0\ -1\ 0]$ （「 S_2- 」と表す）、右回り円偏光 $[1\ 0\ 0\ 1]$ （「 S_3+ 」と表す）、左回り円偏光 $[1\ 0\ 0\ -1]$ （「 S_3- 」と表す）とする。また、これらの照射偏光光に対応する対象物からの戻り偏光光をそれぞれ、「 S'_1+ 、 S'_1- 、 S'_2+ 、 S'_2- 、 S'_3+ 、 S'_3- 」とする。例えば、水平直線偏光に関しては、 $(S'_1+) = M(S_1+)$ からミューラー行列Mの各成分を求めることができる。他の偏光光についても同様にミューラー行列Mの各成分を求めることができる。すなわち、本実施の形態の子内視鏡装置4において、光学部材431Aのうち4種類の偏光状態についての行列式を解くことでミューラー行列Mの各成分は一意に定まる。また、光学部材431Aのうち6種類の偏光状態に相当する光学系をすべて用いて、6種類の偏光状態について最小二乗法を用いてミューラー行列Mの各成分を求めることができる。

10

【0033】

そして、戻り光のストークス行列 $S' = (S'_0, S'_1, S'_2, S'_3)$ のストークス成分の2次元分布がわかっているのので、ミューラー行列Mの各成分の2次元分布も求めることができる。すなわち、対象物の偏光特性の2次元分布を求めることができる。その結果、例えば対象物の偏光特性の2次元分布を求めることができる。その結果、例えば対象物の偏光特性の2次元分布に基づいて対象物の粘膜層の厚みの2次元分布を算出し、これにより、例えば、がんの浸潤度を判定することができる。

20

上述した処理を行うことにより、子内視鏡装置4の画像処理部422は、対象物の状態（異常または正常）を判定する判定部として機能する。

【0034】

- 全体制御部5 -

全体制御部5は、親内視鏡装置3と子内視鏡装置4の動作を制御する制御装置51と記憶部52とを有する。制御装置51は、プロセッサやその周辺回路を有する演算回路であり、記憶部52に格納されている制御用プログラムを読み出し、この制御用プログラムを実行することにより、親内視鏡装置3と子内視鏡装置4の動作を制御する。本実施の形態では、詳細を後述するように、親内視鏡装置3の光源325の発光および撮像部330の駆動（撮像）のタイミングと、子内視鏡装置4の光源425の発光および偏光撮像部430の駆動（撮像）のタイミングとが制御装置51により制御される。制御装置51は、有線または無線により接続された親内視鏡装置3の入力装置34と子内視鏡装置4の入力装置44に、光源325、425の発光タイミングと、撮像部330、偏光撮像部430の駆動タイミングとを制御するための信号を出力する。

30

【0035】

記憶部52は、ハードディスクドライブ等の大容量記憶媒体およびROM、RAM等の半導体記憶装置を備える。記憶部52には、制御用プログラムとして、親内視鏡装置3の光源325の発光タイミングと、子内視鏡装置4の光源425の発光タイミングとを制御するための制御シーケンスが格納される。

40

【0036】

本実施の形態の内視鏡装置1では、親内視鏡装置3から対象物に向けて照明光を照射して、対象物の表面を撮像できるとともに、子内視鏡装置4から対象物に向けて偏光光を照射して、対象物で反射した偏光光を撮像し、その偏光成分を検出して、対象物の表面や内部の異常等を解析することができる。しかし、子内視鏡装置4による撮像が行われる際に親内視鏡装置3から照明光が照射された場合、偏光撮像部430が受光する偏光光と、親内視鏡装置3から出射された照明光とが混在してしまう。すなわち、子内視鏡

50

装置 4 の偏光撮像部 4 3 0 が撮像する画像信号に照明光のノイズが混入することとなり、子内視鏡装置 4 による対象物の解析精度に悪影響を及ぼす。本実施の形態の全体制御部 5 は、親内視鏡装置 3 からの照明光の発光タイミングと撮像部 3 3 0 の撮像タイミングと、子内視鏡装置 4 からの偏光光との発光タイミングと偏光撮像部 4 3 0 の撮像タイミングを制御して、子内視鏡装置 4 による撮像が行われる際に、親内視鏡装置 3 からの照明光による影響を抑制する。

【 0 0 3 7 】

具体的には、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 による撮像（すなわち光源 4 2 5 が発光し偏光撮像部 4 3 0 が撮像を行う）と、親内視鏡装置 3 からの照明光の発光タイミングとを時間的に分離して行うように、親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 とを制御する。すなわち、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 および偏光撮像部 4 3 0 の動作を許可している間は、親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 の動作を許可しない。

10

【 0 0 3 8 】

偏光撮像部 4 3 0 による撮像をする際の撮像時間は、偏光光が照射された対象物の照度依存するので、予めキャリブレーションが行われる。キャリブレーションとして、予め、対象物の適当な部位（例えば臓器壁面）に照射して反射された偏光光に基づいて、偏光撮像部 4 3 0 による撮像の撮像時間を変化させながら画像データを取得する。このようにして撮像された複数の画像データのうち、S/N 比（すなわち縞のコントラスト比）が十分に高い画像データが得られた撮像時間を最適撮像時間として選択することでキャリブレーションが行われる。十分に高い S/N 比（縞のコントラスト比）としては、例えば、縞のコントラスト比（最小の明るさに対する最大の明るさの比）が 1 0 以上とすることができる。撮像する対象物によって偏光光の反射率にばらつきがあり、それにより最適撮像時間は変化する。

20

【 0 0 3 9 】

キャリブレーションにより求めた最適撮像時間が余りに長い場合、その間、親内視鏡装置 3 からの照明光は対象物に照射されない。すなわち、この間に、内視鏡装置 1 の先端部本体 3 1 3 と対象物との位置関係が変化するリスクが高くなる。上記の通り、子内視鏡装置 4 により撮像が行われている間は、親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 の動作は停止するので、親内視鏡装置 3 により対象物の位置を正確に把握することはできない。例えば、内視鏡装置 1 の先端部本体 3 1 3 が動いたり、あるいは対象物である臓器等が動いて、対象物と内視鏡装置 1 の先端部本体 3 1 3 との相対位置が変化しても、子内視鏡装置 4 から出射される偏光光は視野が狭く、このような偏光光によってのみ撮像された対象物からは使用者は相対位置の変化に気付かない。このような状況では、子内視鏡装置 4 による正確な撮像ができない。このため、最適撮像時間が長い場合にも、上記のようなリスクを抑制する目的で、子内視鏡装置 4 による 1 回の撮像（1 つの画像データの取得）を複数回に分割して行うように、最適撮像時間を分割した分割撮像時間が設定される。制御装置 5 1 は、親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 との動作を制御して、撮像時間の期間での照明光の照射および撮像と、分割撮像時間の期間での偏光光の照射および撮像とを、それぞれ最適なタイミングで行わせる。すなわち、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 による分割撮像の間は、親内視鏡装置 3 の照明光が偏光撮像部 4 3 0 に入射することを規制するように親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 との動作を制御する。制御装置 5 1 は、このような規制を行う規制部の一例である。例えば、分割撮像時間として、1 秒程度の時間を設定することができる。この場合、親内視鏡装置 3 の撮像部 3 3 0 による撮像時間と分割撮像時間とを同程度にすることができる。

30

40

なお、ここで言う、子内視鏡装置 4 による 1 回の撮像（1 つの画像データの取得）とは、上記の 6 種類光学系により、異なる 6 種類の偏光状態の偏光光を対象物に照射して撮像される 6 種類の画像データのセットを取得することを意味する。

【 0 0 4 0 】

なお、分割撮像時間は、臓器等の対象物の周期的な動き（例えば移動速度）をパラメータとし、このパラメータに基づいて決定されてもよい。例えば、臓器等の部位ごとの動作

50

の振幅と周期とに関する動作データが予め記憶され、この動作データに基づいて、分割撮像時間を設定することができる。

【 0 0 4 1 】

以下、制御装置 5 1 による親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 との動作タイミングの制御について説明する。

図 5 は、親内視鏡装置 3 による撮像が行われるタイミングと、子内視鏡装置 4 による撮像が行われるタイミングとを示すタイミングチャートである。

図 5 (a) に示すように、制御装置 5 1 は、ある時刻 t_1 にて親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 と撮像部 3 3 0 とを駆動させるためのオン信号を出力する。オン信号は、親内視鏡装置 3 の操作部 3 1 2 を介して親 CPU 3 2 0 に入力される。親 CPU 3 2 0 は、光源ドライバ 3 2 4 にオン信号を出力して光源 3 2 5 に照明光の出射を行わせ、同時に撮像部ドライバ 3 2 3 にオン信号を出力して撮像部 3 3 0 に照明光が照射された対象物の撮像を行わせる。このとき、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 に対してはオン信号を出力しない。すなわち、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 は偏光光を出射せず、偏光撮像部 4 3 0 は撮像を行わない。

【 0 0 4 2 】

時刻 t_1 から撮像部 3 3 0 による所定の撮像時間が経過した後の時刻 t_2 において、制御装置 5 1 は、親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 と撮像部 3 3 0 の駆動を停止させるためのオフ信号を出力する。オフ信号も、オン信号の場合と同様にして親内視鏡装置 3 の親 CPU 3 2 0 に入力される。親 CPU 3 2 0 は、光源ドライバ 3 2 4 にオフ信号を出力して光源 3 2 5 に照明光の出射を停止させ、撮像部ドライバ 3 2 3 にオフ信号を出力して撮像部 3 3 0 に対象物による撮像を停止させる。なお、時刻 t_1 から t_2 の間に撮像部 3 3 0 にて取得された画像信号に基づいて、画像処理部 3 2 2 は画像データを生成し、ディスプレイ 3 3 に表示される。

【 0 0 4 3 】

時刻 t_2 にて親内視鏡装置 3 による撮像が停止された後の時刻 t_3 では、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 と偏光撮像部 4 3 0 とを駆動させるためのオン信号を出力する。オン信号は、子内視鏡装置 4 の操作部 4 1 2 を介して子 CPU 4 2 0 に入力される。子 CPU 4 2 0 は、光源ドライバ 4 2 4 にオン信号を出力して光源 4 2 5 に偏光光の出射を行わせ、撮像部ドライバ 4 2 3 にオン信号を出力して偏光撮像部 4 3 0 に分割撮像時間に相当する時間だけ偏光光が照射された対象物の撮像を行わせる。このとき、制御装置 5 1 は、親内視鏡装置 3 に対してはオン信号を出力しない。すなわち、親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 は照明光を出射せず、撮像部 3 3 0 は撮像を行わない。

【 0 0 4 4 】

時刻 t_3 から所定の分割撮像時間が経過した後の時刻 t_4 において、制御装置 5 1 は、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 と偏光撮像部 4 3 0 の駆動を停止させるためのオフ信号を出力する。オフ信号も、オン信号の場合と同様にして子内視鏡装置 4 の子 CPU 4 2 0 に入力される。子 CPU 4 2 0 は、光源ドライバ 4 2 4 にオフ信号を出力して光源 4 2 5 に照明光の出射を停止させ、撮像部ドライバ 4 2 3 にオフ信号を出力して偏光撮像部 4 3 0 に対象物の撮像を停止させる。

時刻 t_3 から時刻 t_4 の間、すなわち、分割撮像時間に相当する時間、光源 4 2 5 は、偏光状態 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の 6 種類の偏光状態のそれぞれの偏光光を順次切り替えて出射する。偏光撮像部 4 3 0 は、6 種類の偏光状態のそれぞれの偏光光が出射されている間、それぞれの偏光光に対応する 6 種類の画像データを順次取得して、記憶部 4 2 1 に格納する。このとき、偏光光の切り替えと、それぞれの偏光光に対応する撮像信号の記憶部 4 2 1 への格納とは、CPU 4 2 0 から出力される制御信号に従って行われる。図 5 (a) において、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- は、それぞれの偏光状態における撮像タイミングを示している。図 5 (a) においては、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の順に撮像することを示しているが、撮像の順序は問わない。また、図 5 (a) は、 S_1+ から S_3- までの各偏光光に対

10

20

30

40

50

応する撮像時間は全てが等しく表現されているが、これらの撮像時間は全て等しい必要はなく、各偏光光の偏光状態ごとに異なる撮像時間を設定してもよい。

また、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の6種類の偏光状態の全てについて撮像を行わずに、6種類の偏光状態の中から幾つかの偏光状態を選択して撮像を行ってもよい。

なお、時刻 $t_3 \sim t_4$ の間は、親内視鏡装置 3 による撮像が行われないので、時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に生成された画像データがディスプレイ 33 に表示されると良い。

【0045】

制御装置 51 は、時刻 t_3 で子内視鏡装置 4 にオン信号を出力してから上記の所定の部分撮像時間が経過した時刻 t_4 において、上述したように子内視鏡装置 4 にオフ信号を出力する。時刻 t_4 にて子内視鏡装置 4 による撮像が停止した後の時刻 t_5 において、制御装置 51 は、時刻 t_1 の場合と同様に、親内視鏡装置 3 へオン信号を出力する。以後、同様の処理を繰り返し、CPU 420 は、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- のそれぞれの偏光状態において撮像された6種類の画像データを、既に記憶部 421 に格納されたそれぞれの偏光光に対応する6種類の画像データに対して各々加算して蓄積する。加算された6種類の画像データのそれぞれが、十分な S/N 比となるような繰り返し回数が設定される。

上記の通り、子内視鏡装置 4 による撮像が行われている間（すなわち偏光撮像部 430 による撮像が行われている間）は、親内視鏡装置 3 からは照明光が出射されないで、偏光撮像部 430 に照明光が入射することを防ぐことができる。

なお、上述の説明では、制御装置 51 が、撮像時間や部分撮像時間が予め設定され、これらの時間が経過した時点で撮像を終了するようにする場合を例に挙げた。しかし、この例に限定されず、例えば、記憶部 421 に蓄積された画像データが十分な S/N 比となった時点で撮像を停止するようにしてもよい。このようにすることで、コントラストが十分に高い縞画像が取得されることになる。

【0046】

なお、親内視鏡装置 3 の撮像のタイミングと子内視鏡装置 4 の撮像のタイミングとは上記の例に限定されない。例えば、図 5 (b) に示すタイミングチャートに従って、親内視鏡装置 3 及び子内視鏡装置 4 の動作が制御されてもよい。

図 5 (b) には、子内視鏡装置 4 は、6種類の偏光状態の偏光光による撮像を、それぞれが1回の撮像により行われるように制御装置 51 は親内視鏡装置 3 および子内視鏡装置 4 を制御する場合を示す。図 5 (a) の場合と同様にして親内視鏡装置 3 の撮像が停止した後の時刻 t_3 では、制御装置 51 の制御に従って、子内視鏡装置 4 の CPU 420 は、偏光状態が S_1+ の偏光光の照射と撮像とを開始させ、部分撮像時間後の時刻 t_4 で偏光状態が S_1+ の偏光光の照射と撮像とを停止させる。時刻 t_3 から時刻 t_4 までの時間（すなわち撮像時間）は、十分な S/N 比の縞画像を取得できる時間が設定される。

時刻 t_4 の後の t_5 において、親内視鏡装置 3 の撮像部 330 が撮像を開始し、所定の撮像時間経過後の時刻 t_6 で親内視鏡装置 3 の撮像を停止するように制御装置 51 は親内視鏡装置 3 を制御する。時刻 t_6 の後の時刻 t_7 において、制御装置 51 の制御に従って、子内視鏡装置 4 の CPU 420 は、偏光状態が S_1- の偏光光の照射と撮像とを開始させ、部分撮像時間後の時刻 t_8 で偏光状態が S_1- の偏光光の照射と撮像とを停止させる。時刻 t_7 から時刻 t_8 までの時間（すなわち撮像時間）は、十分な S/N 比の縞画像を取得できる時間が設定される。

S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の各偏光状態の偏光光の照射と撮像についても、上記と同様にして順次実行される。

S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の各偏光状態の偏光光による撮像する順序は問わない。また、これらの各偏光光に対応する撮像時間は全てが等しくてもよいし、あるいは、各偏光光の偏光状態ごとに異なる撮像時間を設定してもよい。

また、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の6種類の偏光状態の全てについて撮像を行わずに、6種類の偏光状態の中から幾つかの偏光状態を選択して撮像を行

ってもよい。

また、時刻 t_3 から時刻 t_4 までの時間や時刻 t_7 から時刻 t_8 までの時間等の撮像時間に、2～5種類の偏光を選択して照射および撮像を行ってもよい。

【0047】

上記説明の通り、子内視鏡装置4による撮像が行われている間は、親内視鏡装置3の光源325は停止するように制御装置51は制御を行う。一方、親内視鏡装置3による撮像が行われている間は、子内視鏡装置4の光源425は、原則として停止することを前提に上記説明を行った。しかし、親内視鏡装置3による撮像が行われている間、子内視鏡装置4の光源425を必ずしも停止させる必要はない。換言すると、子内視鏡装置4による偏光撮像部430による画像信号の取得が完了するまで（すなわち対象物の状態すなわち異常または正常を判定するためのデータの取得の開始から完了まで）の少なくとも一定期間に、親内視鏡装置3の撮像部330による撮像が行われればよい。

10

図6は、このような場合の親内視鏡装置3および子内視鏡装置4の駆動のタイミングを示すタイミングチャートである。図6(a)に示す例では、子内視鏡装置4の光源425は連続的に出射状態となっている。すなわち、CPU420は光源425に対するオン・オフ制御は行わない。従って、親内視鏡装置3が撮像を行う時刻 $t_1 \sim t_2$ の撮像時間の間、子内視鏡装置4の光源425からは偏光光が照射される。この場合、CPU420に制御された光源425は、偏光状態 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の6種類の偏光状態のそれぞれの偏光光を順次切り替えて出射する。なお、光源425は上記の6種類の偏光状態のうちの何れか1種類または数種類の偏光光を出射してもよい。

20

【0048】

制御タイミングについて具体的に説明する。親内視鏡装置3が撮像を行った後に子内視鏡装置4が撮像を行う時刻 $t_3 \sim t_4$ の部分撮像時間の間には、親内視鏡装置3の光源325からの照明光の出射が停止されるように、制御装置51は時刻 t_3 で親内視鏡装置3の光源325のオフを指示するオフ信号を出力する。一方、子内視鏡装置4の光源425は、時刻 t_3 以降、偏光状態 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の6種類の偏光状態のそれぞれの偏光光を順次切り替えて出射させるようにCPU420は制御を行う。CPU420は時刻 t_3 で、子内視鏡装置4により偏光光の撮像が可能となるように子内視鏡装置4の偏光撮像部430の駆動を指示するためのオン信号を出力する。CPU420は、子内視鏡装置4の光源425から6種類の偏光状態の偏光光が順次照射されるよう切り替えるごとに、偏光撮像部430からそれぞれの偏光光に対応する撮像信号を出力させ、記憶部421へ格納させる。これにより、偏光状態 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の6種類の偏光状態に対応する6種類の画像データが記憶部421に格納される。子内視鏡装置4による一連の撮像が終了した時刻 t_4 に、制御装置51は、子内視鏡装置4の偏光撮像部430の駆動を停止するためのオフ信号を出力する。時刻 t_4 の後の時刻 t_5 では、制御装置51は、親内視鏡装置3の光源325のオンを指示するオン信号を出力する。以後、上記の制御が繰り返され、図5(a)を参照して説明した一連の手順と同様にして、親内視鏡装置3および子内視鏡装置4による撮像が行われる。

30

【0049】

なお、子内視鏡装置4による撮像は、図5(b)を参照して説明したように、 S_1+ 、 S_1- 、 S_2+ 、 S_2- 、 S_3+ 、 S_3- の各偏光状態の偏光光に対応する撮像が順次行われるように制御してもよい。すなわち、時刻 $t_1 \sim t_4$ の間、または、時刻 $t_3 \sim t_4$ の間は、光源425から偏光状態が S_1+ の偏光光が出射されるようにCPU420により制御され、時刻 $t_4 \sim t_8$ の間、または、時刻 $t_7 \sim t_8$ の間は、光源425から偏光状態が S_1- の偏光光が出射されるようにCPU420により制御されてよく、または、それらの時刻の間に、2～5種類の偏光を選択して照射および撮像を行ってもよい。

40

上記説明の制御によれば、親内視鏡装置3の撮像部330が撮像する際に、光源325から出射された照明光に加えて、子内視鏡装置4の光源425から出射された偏光光も撮像部330に到達する。しかし、撮像部330が撮像する対象物の画像データに高いS/N

50

Nが要求されない場合や、偏光光の強度が小さい場合には、このような制御でも問題ない。

【0050】

また、図6(b)のタイミングチャートに示すように親内視鏡装置3と子内視鏡装置4とが制御されてもよい。この場合、親内視鏡装置3による撮像が開始される時刻 t_1 において、制御装置51は、親内視鏡装置3の光源325と撮像部330の駆動を開始させるためのオン信号を出力し、子内視鏡装置4の光源425と偏光撮像部430の駆動を開始させるためのオン信号と出力する。この場合、光源425はCPU420に制御され、偏光状態 S_{1+} 、 S_{1-} 、 S_{2+} 、 S_{2-} 、 S_{3+} 、 S_{3-} の6種類の偏光状態のそれぞれの偏光光を順次切り替えて出射する。なお、光源425は上記の6種類の偏光状態のうち
10
の何れか1種類または数種類の偏光光を出射してもよい。親内視鏡装置3による撮像時間が経過した後の時刻 t_3 において、制御装置51は、親内視鏡装置3の光源325のオフを指示するオフ信号を出力して、親内視鏡装置3からの照明光の照射を停止させる。一方、子内視鏡装置4のCPU420は、光源425が時刻 t_3 以降、偏光状態 S_{1+} 、 S_{1-} 、 S_{2+} 、 S_{2-} 、 S_{3+} 、 S_{3-} の6種類の偏光状態のそれぞれの偏光光を順次切り替えて出射するように制御を行う。子内視鏡装置4の偏光撮像部430は、親内視鏡装置3の照明光の照射が停止したタイミングで偏光光による画像データの蓄積を開始する。すなわち、時刻 t_3 から時刻 t_4 までの間、CPU420は、子内視鏡装置4の光源425から6種類の偏光状態の偏光光が順次照射されるように切り替えるごとに、偏光撮像部430からそれぞれの偏光光に対応する撮像信号を出力させ、記憶部421へ格納させる。
20

【0051】

画像データの蓄積が完了した後の時刻 t_5 で、再び親内視鏡装置3による撮像を行うため、制御装置51は、親内視鏡装置3の光源325のオンを指示するためのオン信号を出力する。以後、上述した制御が繰り返される。上述した図6(b)のタイミングチャートに示すように制御が行われる場合、親内視鏡装置3の撮像部330と、子内視鏡装置4の光源425および偏光撮像部430とは常時オンの状態が継続されることになる。この場合、撮像時間、例えば時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に、親内視鏡装置3からの照明光が子内視鏡装置4の偏光撮像部430に入射するが、このとき偏光撮像部430が生成する画像信号に基づいた対象物の異常または正常の判定は行われない。すなわち、子内視鏡装置4において画像信号の生成までが行われる場合には、偏光撮像部430が時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に生成する画像信号は画像データの生成に使用されなくてもよい。子内視鏡装置4において画像信号に基づいて画像データの生成まで行われる場合には、偏光撮像部430が時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に生成する画像信号から生成された画像データをストークス成分の算出に用いなくてもよい。子内視鏡装置4においてストークス成分の算出まで行われる場合は、子内視鏡装置4で時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に算出されたストークス成分からミューラー行列Mを算出しなくてもよい。子内視鏡装置4においてミューラー行列Mの算出まで行われる場合は、子内視鏡装置4で時刻 $t_1 \sim t_2$ の間に算出されたミューラー行列Mを対象物の異常または正常の判定に用いなくてもよい。
30

なお、子内視鏡装置4による撮像は、図5(b)を参照して説明したように、 S_{1+} 、 S_{1-} 、 S_{2+} 、 S_{2-} 、 S_{3+} 、 S_{3-} の各偏光状態の偏光光に対応する撮像が順次行われるように制御してもよい。すなわち、時刻 $t_1 \sim t_4$ の間、または、時刻 $t_3 \sim t_4$ の間は、光源425から偏光状態が S_{1+} の偏光光が出射されるようにCPU420により制御され、時刻 $t_4 \sim t_8$ の間、または、時刻 $t_7 \sim t_8$ の間は、光源425から偏光状態が S_{1-} の偏光光が出射されるようにCPU420により制御されてよく、また、それらの時刻の間に、2～5種類の偏光を選択して照射および撮像を行ってもよい。
40

【0052】

上述した第1の実施の形態によれば、次の作用効果が得られる。

(1) 全体制御部5の制御装置51は、子内視鏡装置4による対象物の状態を判定するためのデータの取得の開始から完了までの少なくとも一定期間の、親内視鏡装置3からの照明光が偏光撮像部430に入射することを規制する。これにより、偏光光である偏光光に
50

基づいて一つの画像データを生成する際に、照明光が混在することが抑制されるため、対象物の表面や内部の異常を検出する際の精度低下を抑制することができる。また、親内視鏡装置 3 からの照明光を長時間オフする必要がなくなるので、使用者が内視鏡装置 1 と対象物との相対位置を把握できなくなったり、位置関係の変化により偏光光の照射位置が対象物上でずれてしまい、偏光光の正確な撮像ができなくなることを抑制できる。

【 0 0 5 3 】

(2) 制御装置 5 1 は、偏光撮像部 4 3 0 による撮像の間は、親内視鏡装置 3 に対して照明光の照射を停止するように制御する。これにより、偏光光に照明光が混在することを防止できる。

【 0 0 5 4 】

(3) 制御装置 5 1 は、偏光撮像部 4 3 0 による撮像を、最適撮像時間を異なる複数の分割撮像時間により行うように制御し、一の分割撮像時間での偏光撮像部 4 3 0 による撮像と、他の分割撮像時間での偏光撮像部 4 3 0 による撮像との合間に、撮像部 3 3 0 による撮像を行わせる。これにより、偏光撮像部 4 3 0 による最適撮像時間が長い場合であっても、親内視鏡装置 3 の照明光を長い時間オフすることに伴って対象物と内視鏡装置 1 との相対位置が把握できなくなったり、位置関係の変化により偏光光の照射位置が対象物上でずれてしまい、偏光光の正確な撮像ができなくなることを抑制できる。

【 0 0 5 5 】

(4) 制御装置 5 1 は、偏光撮像部 4 3 0 による分割撮像時間の間は、少なくとも照明光を照射する親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 の動作を停止させる。これにより、偏光撮像部 4 3 0 への照明光の入射を確実に防ぐことができる。

【 0 0 5 6 】

以上の説明では、全体制御部 5 は光源 3 2 5 や光源 4 2 5 が発光するタイミングを制御する場合を例に挙げたが、この例に限定されない。例えば、親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 からの照明光を遮光するシャッターを有し、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 からの偏光光を遮光するシャッターを有する場合、全体制御部 5 は、シャッターの開閉のタイミングを制御することにより、照明光と偏光光とが出射するタイミングを制御することができる。

【 0 0 5 7 】

- 第 2 の実施の形態 -

図面を参照して、第 2 の実施の形態における内視鏡システムについて説明を行う。第 2 の実施の形態においても、第 1 の実施の形態と同じ構成要素には同じ符号を付し、相違点を主に説明する。特に説明しない点については、第 1 の実施の形態と同様である。本実施の形態の内視鏡システムにおいては、親内視鏡装置 3 の先端部本体 3 1 3 と子内視鏡装置 4 の先端部本体 4 1 3 に分光フィルタを設けることにより、親内視鏡装置 3 からの照明光が子内視鏡装置 4 の偏光撮像部 4 3 0 に入射することを抑制する点が、親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 の駆動のタイミングを切り替える第 1 の実施の形態の内視鏡システムと異なる。

【 0 0 5 8 】

第 2 の実施の形態においても、内視鏡システム 2 は、第 1 の実施の形態の図 1、図 2 に示す構成を備える、親内視鏡装置 3 と子内視鏡装置 4 とを有する内視鏡装置 1 と、全体制御部 5 とを有する。

図 7 は、第 2 の実施の形態の親内視鏡装置 3 が有する先端部本体 3 1 3 の構造を模式的に示す図である。図 7 (a) は先端部本体 3 1 3 の先端の平面図、図 7 (b) は先端部本体 3 1 3 内部の斜視図である。本実施の形態においては、照明光学系 3 3 1 から照明光が出射される照明窓 3 3 3 に、照明光のうちの所定波長帯域の光を遮断し、その他の波長帯域の光を透過する分光遮断フィルタ 7 0 が設けられる。なお、分光遮断フィルタ 7 0 が照明窓 3 3 1 B に設けられる例に限定されず、光源 3 2 5 からの光路中の任意の位置に配置することができる。上記の所定波長帯域は、子内視鏡装置 4 から出射される偏光光のスペクトルに対応する。すなわち、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 は、実質的に上記の所定波長帯域の光を出射する。

【 0 0 5 9 】

図 8 は、第 2 の実施の形態の子内視鏡装置 4 が有する先端部本体 4 1 3 の構造を模式的に示す断面図である。偏光撮像部 4 3 0 は、保護ガラス 4 3 0 E の入射側（対象物側）に、光源 4 2 5 から出射される偏光光のスペクトルに対応する波長帯域の光を透過し、それ以外の波長帯域の光を遮断する分光透過フィルタ 7 1 を有する。なお、分光透過フィルタ 7 1 が保護ガラス 4 3 0 E に設けられる例に限定されず、光源 4 2 5 からの光路中の任意の位置に配置することができる。

【 0 0 6 0 】

分光遮断フィルタ 7 0 の分光透過スペクトル $G(\omega)$ と分光透過フィルタ 7 1 の分光透過スペクトル $F(\omega)$ とは、次の式（3）に示す関係を満たすように設定される。

10

【数 4】

【数 4】

$$\int_{\tau}^{\tau+\Delta\tau} dt \frac{\int_0^{\infty} SB(\omega, t) F(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} SM(\omega, t) G(\omega) F(\omega) d\omega} \quad \cdots (3)$$

ここで、 $SB(\omega, t)$ は子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 のパワースペクトル、 $SM(\omega, t)$ は親内視鏡装置 3 の光源 3 2 5 のパワースペクトル、 ω は電磁波の角周波数、 t は時間、 τ は偏光撮像部 4 3 0 の電荷蓄積開始時刻、 $\Delta\tau$ は偏光撮像部による撮像時間である。

20

式（3）に示すように、偏光撮像の撮像時間内に、分光透過フィルタ 7 1 を通過した光の全光量に対する、親内視鏡装置 3 からの照明光の全光量の比が $1/200$ 以上となるように分光遮断フィルタ 7 0 と分光透過フィルタ 7 1 の特性が設定される。

【 0 0 6 1 】

図 9（a）は光源 4 2 5 からの偏光光のスペクトル、図 9（b）は光源 3 2 5 からの照明光のスペクトル、図 9（c）は分光透過フィルタ 7 1 の透過スペクトル、および図 9（d）は分光遮断フィルタ 7 0 の透過スペクトルを模式的に示す図である。図 9（a）、（b）においては、横軸は光の角周波数、縦軸は光のパワーを示し、図 9（c）、（d）においては、横軸は光の角周波数、縦軸は光の透過率を示す。

30

図 9（a）に示すように、子内視鏡装置 4 からの偏光光は、角周波数 ω_1 にて高いパワーを有する特性を示す。これに対して、図 9（b）に示すように、親内視鏡装置 3 からの照明光は、広い角周波数の範囲で高いパワーを有する特性を示す。図 9（c）に示すように、子内視鏡装置 4 に設けられた分光透過フィルタ 7 1 は、角周波数 ω_1 の光に対して高い透過率を有し、他の角周波数の範囲の光を遮断する。これにより、子内視鏡装置 4 に設けられた分光透過フィルタ 7 1 は、子内視鏡装置 4 の光源 4 2 5 からの偏光光を透過して偏光撮像部 4 3 0 に偏光光を入射させることができる。図 9（d）に示すように、親内視鏡装置 3 に設けられた分光遮断フィルタ 7 0 は、角周波数 ω_1 の光を遮断し、他の角周波数の光に対して高い透過率を有する。これにより、親内視鏡装置 3 からの照明光のうち、子内視鏡装置 4 からの偏光光の角周波数 ω_1 と同等の角周波数を有する光が出射されることが妨げられる。すなわち、分光遮断フィルタ 7 0 および分光透過フィルタ 7 1 は、それぞれ、子内視鏡装置 4 により状態判定のためのデータが取得されている間、親内視鏡装置 3 の照明光が偏光撮像部 4 3 0 に入射することを規制する規制部の一例である。このため、照明光のうちの角周波数 ω_1 の光が親内視鏡装置 3 から出射されないため、対象物で反射して子内視鏡装置 4 の偏光撮像部 4 3 0 に照明光が入射しても、偏光光に悪影響を及ぼすものではなく、対象物の解析精度の低下を抑制することができる。

40

【 0 0 6 2 】

なお、上述した説明においては、分光遮断フィルタ 7 0 は照明窓 3 3 1 B に設けられる場合を例に挙げたが、分光遮断フィルタ 7 0 は着脱可能であってもよい。子内視鏡装置 4 による撮像を行わない場合には、分光遮断フィルタ 7 0 を装着せず、子内視鏡装置 4 によ

50

る撮像を行う場合には、分光遮断フィルタ 70 を装着すればよい。

また、分光遮断フィルタ 70 が、例えば液晶等により構成されてもよい。この場合、子内視鏡装置 4 による撮像を行う場合には、分光遮断フィルタ 70 がオンされて光源 325 からの照明光を遮断し、子内視鏡装置 4 による撮像を行わない場合には、分光遮断フィルタ 70 がオフされて光源 325 からの照明光が透過するように構成することができる。

【0063】

以上で説明した第 2 の実施の形態によれば、以下の作用効果が得られる。

(1) 子内視鏡装置 4 には、照明光または偏光光のうちの所定の周波数 $\omega 1$ の領域の光を透過して偏光撮像部 430 に入射させる分光透過フィルタ 71 が設けられる。これにより、偏光撮像部 430 に偏光光とは異なる周波数帯域を有する光が入射することを抑制できる。

10

(2) 親内視鏡装置 3 には、照明光のうちの所定の周波数 $\omega 1$ の領域を含む光を遮断して、対象物に向けて出射する分光遮断フィルタが設けられる。これにより、偏光撮像部 430 に、偏光光と同一の周波数帯域を有する照明光が入射することを防ぐことができる。

【0064】

上述した第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態においては、親子式偏光内視鏡装置を例に挙げて説明したが、親子式内視鏡装置に限定されない。この場合、例えば、内視鏡装置は、上述した親内視鏡装置 3 の構成と子内視鏡装置 4 の構成とを一体に備えることができる。

【0065】

20

本発明の特徴を損なわない限り、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内で考えられるその他の形態についても、本発明の範囲内に含まれる。

【符号の説明】

【0066】

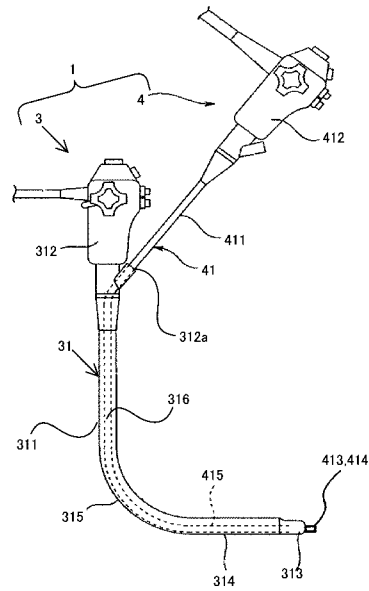
- 1 ... 内視鏡装置
- 2 ... 内視鏡システム
- 3 ... 親内視鏡装置
- 4 ... 子内視鏡装置
- 5 ... 全体制御部
- 51 ... 制御装置
- 70 ... 分光遮断フィルタ
- 71 ... 分光透過フィルタ
- 311 ... 挿入部
- 316 ... 処置具挿通チャンネル
- 320 ... 親 CPU
- 323 ... 制御部ドライバ
- 324 ... 光源ドライバ
- 325 ... 光源
- 330 ... 撮像部
- 331 ... 照明光学系
- 420 ... 子 CPU
- 423 ... 制御部ドライバ
- 424 ... 光源ドライバ
- 425 ... 光源
- 430 ... 偏光撮像部
- 431 ... 偏光照明部

30

40

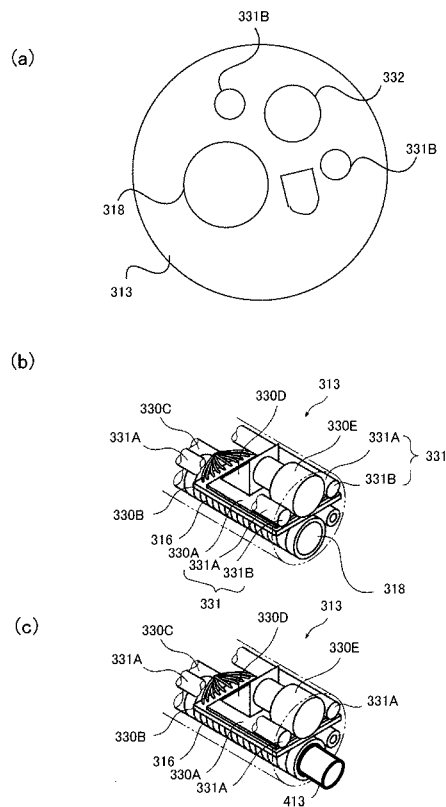
【図 1】

【図1】



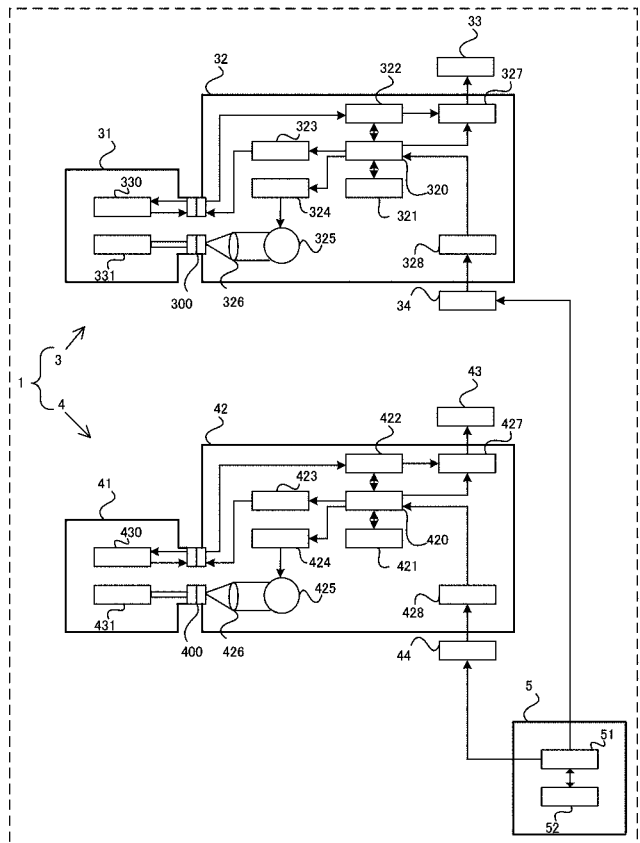
【図 3】

【図3】



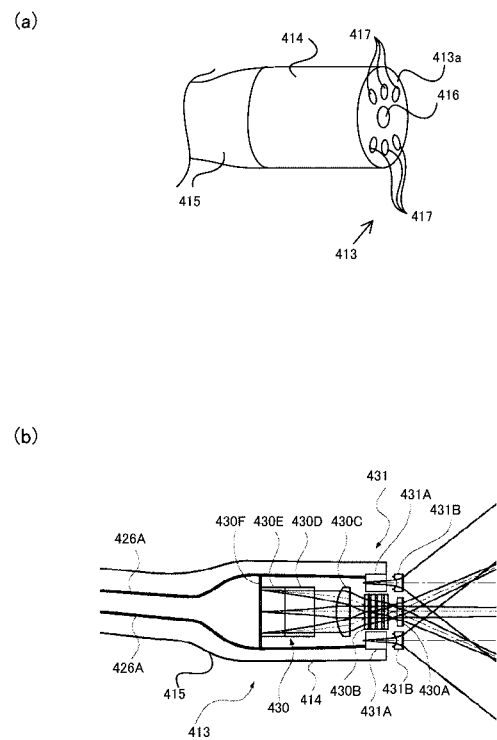
【図 2】

【図2】



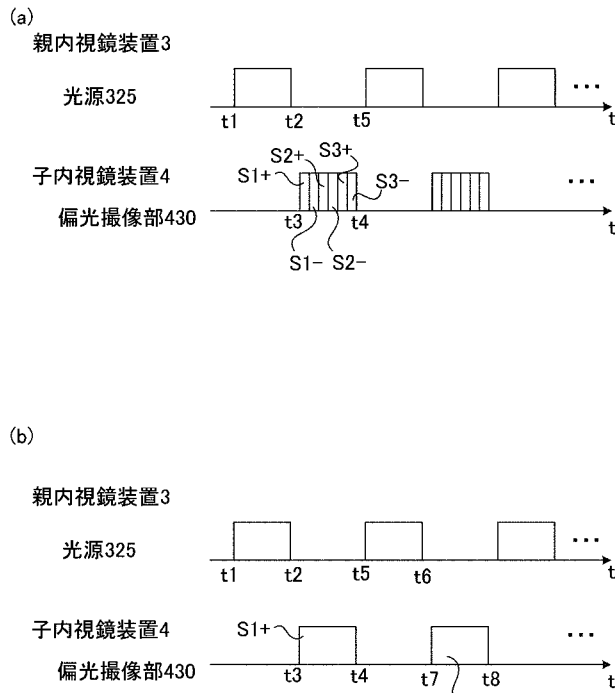
【図 4】

【図4】



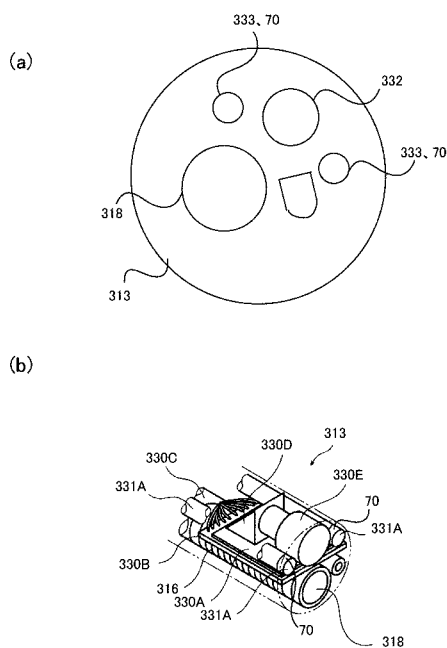
【図 5】

【図5】



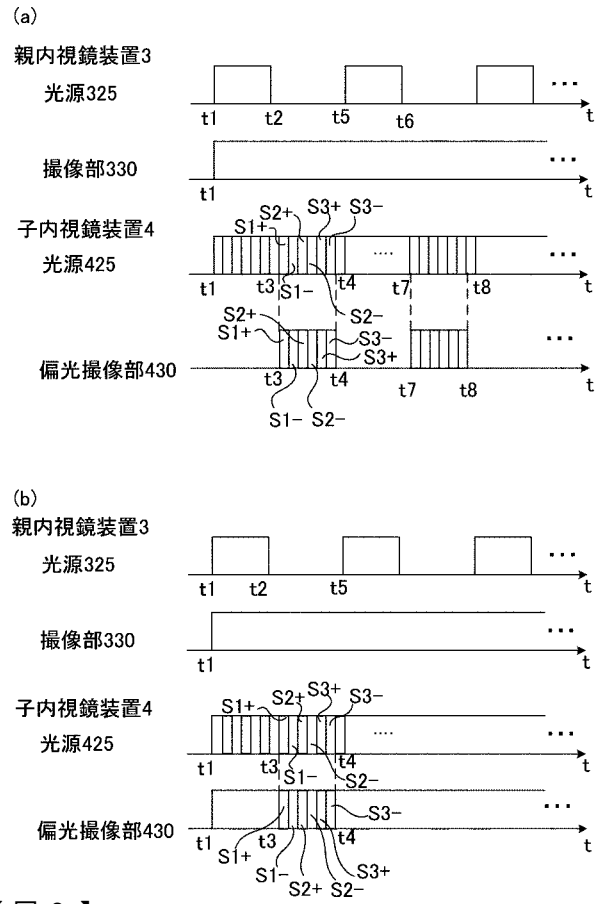
【図 7】

【図7】



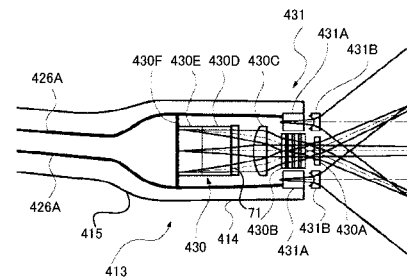
【図 6】

【図6】



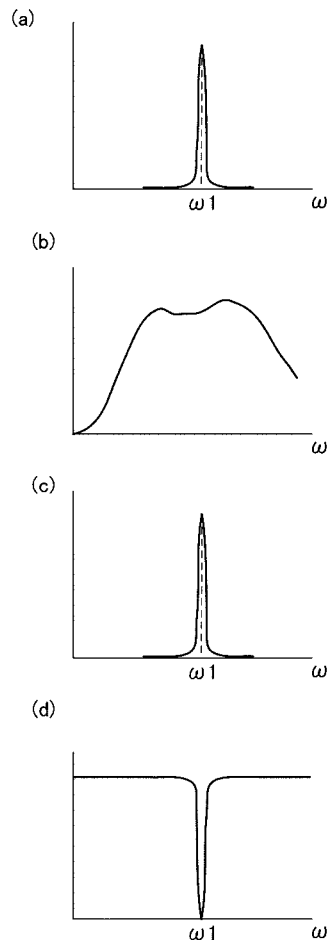
【図 8】

【図8】



【 図 9 】

【図9】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)		G 0 2 B 23/24		A
G 0 2 B 23/26 (2006.01)		G 0 2 B 23/24		B
		G 0 2 B 23/26		B

(72)発明者 佐藤 憲司
東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 株式会社ニコン内

(72)発明者 藤井 透
東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 株式会社ニコン内

F ターム(参考) 2H040 BA10 CA04 CA06 CA10 CA22 DA56 GA02 GA10
4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 NN01 NN09 RR03 RR04 RR14

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2020069308A	公开(公告)日	2020-05-07
申请号	JP2018207289	申请日	2018-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社尼康		
申请(专利权)人(译)	尼康公司		
[标]发明人	内川清 齋藤直洋 佐藤憲司 藤井透		
发明人	内川 清 齋藤 直洋 佐藤 憲司 藤井 透		
IPC分类号	A61B1/018 A61B1/06 A61B1/045 A61B1/00 A61B1/07 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/018.515 A61B1/06.611 A61B1/045.631 A61B1/00.521 A61B1/07.735 G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA22 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA10 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14		
代理人(译)	白石 直正		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，在该系统中可以容易地掌握内窥镜装置与要成像的物体之间的相对位置。内窥镜系统包括：第一内窥镜装置，该第一内窥镜装置具有向第一物体照射第一照明光并对该物体成像的第一成像单元；以及向内窥镜系统照射第二照明光的物体。第二内窥镜装置具有第二图像捕获单元，该第二图像捕获单元从第二内窥镜装置的数据收入开始，捕获目标对象的图像，并获取用于确定目标对象的状态的数据。一种内窥镜系统，在该内窥镜系统中，在至少一定期间直到完成为止，由第一摄像单元进行摄像，并且在第二内窥镜装置获取数据的同时，第一照明光入射到第二摄像单元。以及限制操作的限制单元。

[选择图]图2

