

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6442344号  
(P6442344)

(45) 発行日 平成30年12月19日 (2018.12.19)

(24) 登録日 平成30年11月30日 (2018.11.30)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	5 5 1
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/045	6 1 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/07	7 3 3

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-70703 (P2015-70703)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成27年3月31日 (2015.3.31)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2016-189859 (P2016-189859A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成28年11月10日 (2016.11.10)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成29年2月20日 (2017.2.20)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	加来 俊彦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置、プログラムおよび記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

鉗子口を有する内視鏡と、  
前記鉗子口から突出可能な、規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射手段と、  
前記光照射手段から光を照射した状態で前記内視鏡が撮像した画像である測定用画像から、前記光照射手段が照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出して、前記繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数および前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさをを用いて、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出する画像解析手段と、

前記測定用画像を撮像した際における、前記光照射手段と被検体との距離を検出する距離検出手段と、を有し、

前記光照射手段が拡散光を照射するものであり、

前記画像解析手段は、前記距離検出手段が検出した前記光照射手段と被検体との距離、および、前記拡散光の広がり角を用いて、前記被検体上における前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさを検出することを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項2】

前記距離検出手段は、前記測定用画像における光照射手段の位置と、前記光照射手段を被検体に当接した状態で撮像した画像における光照射手段の位置とから、前記測定用画像を撮像した際における前記光照射手段と被検体との距離を検出する請求項1に記載の内視鏡診断装置。

10

20

**【請求項 3】**

前記距離検出手段は、前記光照射手段からの照射光の光量の変化から、前記光照射手段が被検体に当接されたことを検出する請求項 2 に記載の内視鏡診断装置。

**【請求項 4】**

前記光照射手段が照射する光の規則的な繰り返しパターンが、ストライプ状もしくは格子状である請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

**【請求項 5】**

拡散光を照射する光照射手段からの光による規則的な繰り返しパターンを照射して被検体を撮像した測定用画像から、前記照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出するステップ、

10

前記測定用画像を撮像した際における、前記光照射手段と被検体との距離を検出するステップ、

前記繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数を計数するステップ、

前記測定用画像を撮像した際における前記光照射手段と被検体との距離、および、前記拡散光の広がり角を用いて、前記被検体上における、前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさを検出するステップ、ならびに、

前記繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数と、前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさから、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出するステップ、をコンピュータに実行させるプログラム。

20

**【請求項 6】**

拡散光を照射する光照射手段からの光による規則的な繰り返しパターンを照射して被検体を撮像した測定用画像から、前記照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出するステップ、

前記測定用画像を撮像した際における、前記光照射手段と被検体との距離を検出するステップ、

前記繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数を計数するステップ、

前記測定用画像を撮像した際における、前記光照射手段と被検体との距離、および、前記拡散光の広がり角を用いて、前記被検体上における、前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさを検出するステップ、ならびに、

30

前記繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数と、前記繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさから、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出するステップ、をコンピュータに実行させるプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡を用いた病変部のサイズ測定に関する。詳しくは、内視鏡によって容易に病変部のサイズ測定を行うことを可能にする内視鏡診断装置および病変部のサイズ測定方法に関する。

40

**【背景技術】****【0002】**

被検体内を観察するために、内視鏡診断装置が用いられている。被検体内の観察を行う場合、内視鏡の挿入部が被検体の体腔内に挿入されて、その先端部から、例えば、観察光として白色光が被検体（被観察領域）に照射され、その反射光を受光して内視鏡画像が撮像される。撮像された内視鏡画像は表示部に表示され、内視鏡診断装置の操作者により、内視鏡画像の観察が行われる。

**【0003】**

近年では、被検体内で撮像された内視鏡画像を見て、腫瘍等の病変部の有無を確認する

50

だけでなく、あるサイズ（大きさ）を超える腫瘍は切除し、それ以下のサイズの腫瘍は温存して様子を見るなどの目的から、病変部のサイズを測定したいという要求がある。

【0004】

病変部のサイズを測定するために、スケール付きプローブ等の処置具を利用する方法が知られている。この方法では、内視鏡の鉗子口の入口からスケール付きプローブを挿入して先端部の鉗子口の出口から突出させる。スケール付きプローブの先端部は、柔軟性を有し、かつ、サイズを測定するための目盛りが刻まれている。このような柔軟性のある先端部を被検体に押し当てて折り曲げ、先端部に刻まれた目盛りを読み取ることにより、被検体の病変部のサイズを測定する。

【0005】

しかし、この方法では、病変部のサイズを測定するためだけに、スケール付きプローブを内視鏡の鉗子口に挿入する必要があるため、その操作に時間がかかるだけでなく、作業が繁雑で面倒であった。また、スケール付きプローブの先端部を被検体に押し当てて折り曲げて測定するため、測定精度が低く、部位によっては、先端部を被検体に押し当てるのが難しいなど、測定しづらい場合があった。

【0006】

また、内視鏡を用いた病変部のサイズの測定方法は、各種の方法が提案されている。

例えば、特許文献1には、内視鏡の挿入部の先端部の2つ開口から病変部に水流を噴射し、2つの水流間の距離が2つの開口間の距離と等しいことから、病変部が処置基準値以上であるか否かを判定することが記載されている。

また、特許文献2には、測定点を設定するためのアーム部を有する処置具を用いて、病変部の周囲に複数の測定点を設定し、測定点の座標情報に基づき、演算により病変部の大きさを求めることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-183000号公報

【特許文献2】特開2008-245838号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1の内視鏡診断装置では、挿入部の先端部から2つの水流を出力する2つの開口を備える専用の内視鏡が必要であり、この内視鏡でなければ病変部のサイズを測定することができないという問題がある。

また、特許文献2の内視鏡診断装置では、病変部のサイズを測定するために、ロボットアームが必要であり、さらに、煩雑なロボットアームを操作して病変部の周囲に複数の測定点を設定しなければならないという問題がある。

【0009】

本発明の目的は、このような従来技術の問題点を解消することにより、内視鏡を用いて容易に腫瘍等の病変部のサイズを測定できる、内視鏡診断装置および病変部のサイズ測定方法、この病変部のサイズ測定方法を実施するプログラムおよびプログラムが記録された記録媒体を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

このような目的を達成するために、本発明の内視鏡診断装置は、鉗子口を有する内視鏡と、

鉗子口から突出可能な、規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射手段と、

光照射手段から光を照射した状態で内視鏡が撮像した画像である測定用画像から、光照射手段が照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出して、繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数および繰り返し

10

20

30

40

50

しパターンにおける繰り返し単位の大きさを用いて、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出する画像解析手段とを有することを特徴とする内視鏡診断装置を提供する。

【0011】

このような内視鏡診断装置において、光照射手段が平行光を照射するのが好ましい。

また、光照射手段が拡散光を照射するものであり、さらに、測定用画像を撮像した際における、光照射手段と被検体との距離を検出する距離検出手段を有し、画像解析手段は、記距離検出手段が検出した光照射手段と被検体との距離、および、拡散光の広がり角を用いて、被検体上における繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさを検出するのが好ましい。

また、距離検出手段は、測定用画像における光照射手段の位置と、光照射手段を被検体に当接した状態で撮像した画像における光照射手段の位置とから、測定用画像を撮像した際における光照射手段と被検体との距離を検出するのが好ましい。

また、距離検出手段は、光照射手段からの照射光の光量の変化から、光照射手段が被検体に当接されたことを検出するのが好ましい。

さらに、光照射手段が照射する光の規則的な繰り返しパターンが、ストライプ状もしくは格子状であるのが好ましい。

【0012】

また、本発明の病変部のサイズ測定方法は、鉗子口を有する内視鏡を用い、鉗子口から突出された規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射手段によって、繰り返しパターンの光を被検体に照射して、被検体を撮像し、

被検体を撮像した画像において、被検体に照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出し、

繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数と繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさから、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出することを特徴とする病変部のサイズ検出方法を提供する。

【0013】

このような本発明の病変部のサイズ測定方法において、光照射手段が平行光を照射するのが好ましい。

また、光照射手段が照射する光が拡散光であり、繰り返しパターンの光を照射して被検体を撮像した際における光照射手段と被検体との距離、および、拡散光の広がり角に基づいて、被検体上における繰り返しパターンの繰り返し単位の大きさを検出するのが好ましい。

また、繰り返しパターンの光を照射して被検体を撮像した画像における光照射手段の位置と、光照射手段が被検体に当接された状態で撮像した画像における照射手段の位置とから、光照射手段と被検体との距離を検出するのが好ましい。

また、光照射手段からの照射光の光量の変化から、光照射手段が被検体に当接されたことを知見するのが好ましい。

さらに、繰り返しパターンがストライプ状もしくは格子状であるのが好ましい。

【0014】

また、本発明のプログラムは、規則的な繰り返しパターンを照射して被検体を撮像した画像から、照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検出するステップ、

繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数を係数するステップ、および、

繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数と、り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさから、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出するステップ、をコンピュータに実行させるプログラムを提供する。

【0015】

さらに、本発明の記録媒体は、規則的な繰り返しパターンを照射して被検体を撮像した画像から、照射した光の繰り返しパターンとは繰り返しパターンが異なっている領域を検

10

20

30

40

50

出するステップ、

繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数を計数するステップ、および、

繰り返しパターンが異なっている領域における繰り返しパターンの数と、繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさことから、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出するステップ、をコンピュータに実行させるプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供する。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、内視鏡を用いて、腫瘍等の病変部のサイズを容易に測定することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の内視鏡診断装置の一例を示す概念図である。

【図2】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【図3】内視鏡の先端部の構成を表す概念図である。

【図4】青色レーザー光源からの青色レーザー光及び青色レーザー光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【図5】(A)および(B)は、本発明の病変部のサイズ測定方法を説明するための概念図である。

20

【図6】(A)および(B)は、本発明の病変部のサイズ測定方法を説明するための概念図である。

【図7】(A)および(B)は、本発明の病変部のサイズ測定方法を説明するための概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の内視鏡診断装置、病変部のサイズ測定方法、プログラムおよび記録媒体について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0019】

図1に、本発明の病変部のサイズ測定方法を実施する、本発明の内視鏡診断装置の一例を概念的に示す。また、図2に、図1に示す内視鏡診断装置の内部構成をブロック図で示す。

30

図1および図2に示されるように、内視鏡診断装置10は、光源装置12と、光源装置12から供給された観察光によって被検体(被観察領域)の内視鏡画像を撮像する内視鏡14と、内視鏡14で撮像された内視鏡画像を画像処理するプロセッサ装置16と、プロセッサ装置16から出力される画像処理後の内視鏡画像を表示する表示装置18と、入力操作を受け付ける入力装置20とによって構成されている。

また、図1および図2には示していないが、内視鏡診断装置10は、後述する鉗子孔30aから挿入され、鉗子チャンネル50を挿通して、鉗子口74から突出されて、被検体にストライプ状や格子状等の規則的な繰り返しパターンの光を照射する、光照射プローブ60を有する。

40

【0020】

図2に示すように、光源装置12は、光源制御部22と、レーザー光源LDと、分波器26とによって構成されている。

【0021】

図示例の光源装置12においては、レーザー光源LDから、中心波長が445nmである、青色の一定の波長範囲(例えば、中心波長±10nm)の狭帯域光が発せられる。レーザー光源LDは、照明光として、後述する蛍光体から白色光(疑似白色光)を発生させるための励起光を発する光源であって、後述するプロセッサ装置16の制御部68によって制御される光源制御部22によりオンオフ(点灯消灯)制御および光量制御が行われる。

50

## 【 0 0 2 2 】

レーザ光源LDとしては、ブロードエリア型のInGaIn系レーザダイオードが利用でき、また、InGaNA系レーザダイオードやGaNA系レーザダイオード等を用いることもできる。

## 【 0 0 2 3 】

なお、白色光を発生するための白色光光源は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発生するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色LED（発光ダイオード）などを利用することもできる。また、レーザ光源LDから発生されるレーザ光の波長は上記例に限定されず、同様の役割を果たす波長のレーザ光を適宜選択することができる。

## 【 0 0 2 4 】

レーザ光源LDから発生されるレーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介して光ファイバに入射され、分波器26によって2系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。分波器26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。

## 【 0 0 2 5 】

内視鏡14は、被検体内に挿入される挿入部の先端面から2系統（2灯）の照明光を射出する照明光学系と、被検体の内視鏡画像を撮像する1系統（1眼）の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

内視鏡14は、挿入部28と、挿入部28の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部30と、内視鏡14と光源装置とを着脱自在に接続するコネクタ部32Aと、内視鏡14とプロセッサ装置16とを着脱自在に接続するコネクタ部32Bとを備えている。

コネクタ部32Aの図1の裏面側には、内視鏡14と送水源とを接続する送水コネクタ、および、内視鏡14と送気源とを接続する送気コネクタが設けられる。

内視鏡14は、後述する病変部のサイズ測定に対応する以外は、基本的に、公知の電子内視鏡である。

## 【 0 0 2 6 】

挿入部28は、可撓性を持つ軟性部34と、湾曲部36と、内視鏡先端部38とから構成されている。

## 【 0 0 2 7 】

湾曲部36は、軟性部34と内視鏡先端部38との間に設けられ、操作部30に配置されたアングルノブ40の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部36は、内視鏡14が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部38を、所望の観察部位に向けることができる。

## 【 0 0 2 8 】

図3に示すように、挿入部28（内視鏡先端部38）の先端面である内視鏡先端面46には、被検体に光を照射する2系統の照明窓42A、42B、被検体からの反射光を撮像する1系統の観察窓44、鉗子口74、送気・送水口76等が配置されている。

## 【 0 0 2 9 】

観察窓44、鉗子口74、送気・送水口76は、内視鏡先端面46の中央部に配置されている。照明窓42A、42Bは、観察窓44を挟んでその両脇側に配置されている。

鉗子口74は、鉗子や後述する光照射プローブ60等の処置具（プローブ）の出口となる開口である。処置具は、操作部30に設けられた鉗子孔30aから挿入され、鉗子チャンネル50を挿通して、内視鏡先端面46の鉗子口74から突出して、処置に供される。

送気・送水口76は、水および空気を噴射して、観察窓44を洗浄するものである。

## 【 0 0 3 0 】

照明窓42Aの奥には、光ファイバ48Aが収納されている。光ファイバ48Aは、挿入部28の内視鏡先端部38、湾曲部36および軟性部34、および、コネクタ部32Aを介して、光源装置12に敷設されている。光ファイバ48Aの先端部（照明窓42A側）の先には蛍光体54Aが配置され、さらに蛍光体54Aの先にレンズ52A等の光学系が取り付けられている。同様に、照明窓42Bの奥には、先端部に蛍光体54Bおよびレ

10

20

30

40

50

レンズ 5 2 B 等の光学系を有する光ファイバ 4 8 B が収納されている。

【 0 0 3 1 】

蛍光体 5 4 A、5 4 B は、レーザ光源 L D からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光物質）を含んで構成される。白色光観察用の励起光が蛍光体 5 4 A、5 4 B に照射されると、蛍光体 5 4 A、5 4 B から発せられる緑色～黄色の励起発光（蛍光）と、蛍光体 5 4 A、5 4 B により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。

【 0 0 3 2 】

図 4 は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。レーザ光源 L D から発せられる青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 4 A、5 4 B からの励起発光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長範囲で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光と青色レーザ光との合波光によって、上述した疑似白色光が形成される。

【 0 0 3 3 】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【 0 0 3 4 】

照明窓 4 2 A 側および照明窓 4 2 B 側の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓 4 2 A、4 2 B からは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。なお、照明窓 4 2 A、4 2 B からそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、2 系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、1 系統や 4 系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現することができる。

【 0 0 3 5 】

観察窓 4 4 の奥には、被検体の像光を取り込むための対物レンズユニット 5 6 等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット 5 6 の奥には、被検体の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 5 8 が取り付けられている。

【 0 0 3 6 】

撮像素子 5 8 は、対物レンズユニット 5 6 からの光を撮像面（受光面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子 5 8 の撮像面には、可視光の約 3 7 0 ~ 7 2 0 n m の波長範囲を 3 分割する分光透過率を有する、R 色（約 5 8 0 n m ~ 7 6 0 n m）、G 色（約 4 5 0 n m ~ 6 3 0 n m）、B 色（約 3 8 0 n m ~ 5 1 0 n m）のカラーフィルタが設けられ、R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素を 1 組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。

【 0 0 3 7 】

光源装置 1 2 から光ファイバ 4 8 A、4 8 B によって導光された光は、内視鏡先端部 3 8 から被検体に向けて照射される。そして、照明光が照射された被検体の被観察領域の様子が対物レンズユニット 5 6 により撮像素子 5 8 の撮像面上に結像され、撮像素子 5 8 により光電変換されて撮像される。撮像素子 5 8 からは、撮像された被検体の内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【 0 0 3 8 】

撮像素子 5 8 から出力される内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル 6 2 を通じて A / D 変換器 6 4 に入力される。A / D 変換器 6 4 は、撮像素子 5 8 からの撮像信号（アナログ信号）を画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 3 2 B を介してプロセッサ装置 1 6 の画像処理部 7 0 に入力される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 9 】

プロセッサ装置 1 6 は、制御部 6 8 と、画像処理部 7 0 と、記憶部 7 2 と、距離検出部 7 8 と、画像解析部 8 0 とを有する。また、制御部 6 8 には、表示装置 1 8 および入力装置 2 0 が接続されている。プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡 1 4 の撮像スイッチや入力装置 2 0 から入力される指示に基づき、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 を制御するとともに、内視鏡 1 4 から入力される内視鏡画像の画像信号を画像処理し、画像処理後の内視鏡画像を表示装置 1 8 に出力する。

プロセッサ装置 1 6 は、例えば、コンピュータを利用して構成すればよい。

## 【 0 0 4 0 】

画像処理部 7 0 は、内視鏡 1 4 から入力される内視鏡画像の画像信号に対してあらかじめ設定された各種の画像処理を施し、画像処理後の内視鏡画像の画像信号を出力する。画像処理後の内視鏡画像の画像信号は、制御部 6 8 に送られる。

また、後述する病変部のサイズ測定を行う場合には、画像処理部 7 0 が生成した画像処理後の内視鏡画像の画像信号は、距離検出部 7 8 および画像解析部 8 0 にも供給される。

ここで、内視鏡 1 4 は、超広角レンズを用いているので、レンズに起因して内視鏡画像が歪む。そのため、画像処理部 7 0 は、少なくとも病変部のサイズ測定を行う際には、内視鏡画像に対してレンズの歪み補正を行うのが好ましい。なお、レンズの歪み補正は、公知の方法で行えばよい。

## 【 0 0 4 1 】

距離検出部 7 8 は、後述する病変部のサイズ測定を行う際に、光照射プローブ 6 0 と被検体との距離を測定するものである。

後に詳述するが、本発明においては、規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射プローブ 6 0 を用い、光照射プローブ 6 0 から被検体にストライプ状などの規則的なパターンの光を照射して、病変部のサイズを測定するための内視鏡画像である測定用画像を撮像し、画像解析部 8 0 において、この測定用画像を解析することにより、病変部のサイズを測定する。

距離検出部 7 8 は、光照射プローブ 6 0 が規則的なパターンの光として拡散光を照射するものである場合に、測定用画像を撮像した際における光照射プローブ 6 0 の先端と、被検体との距離を測定する。

## 【 0 0 4 2 】

画像解析部 8 0 は、この測定用画像を解析して、病変部の長さおよび面積の少なくとも一方を算出するものである。

距離検出部 7 8 および画像解析部 8 0 に関しては、後に詳述する。

## 【 0 0 4 3 】

制御部 6 8 は、表示装置 1 8 による表示、光源制御部 2 2 の動作、画像処理部 7 0 による画像処理など、内視鏡診断装置 1 0 の全体の制御を行うものである。また、制御部 6 8 は、内視鏡 1 4 の撮像スイッチや入力装置 2 0 からの指示に基づいて、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 の動作を制御したり、例えば 1 枚 ( 1 フレーム ) の内視鏡画像を単位として記憶部 7 2 に記憶するように制御したりする。

入力装置 2 0 は、キーボードやマウス等で構成される、公知の入力装置である。表示装置も液晶ディスプレイ等で構成される、公知の表示装置 ( ディスプレイ ) である。

## 【 0 0 4 4 】

前述のように、本発明の内視鏡診断装置 1 0 は、規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射プローブ 6 0 を有する。

光照射プローブ 6 0 は、内視鏡 1 4 の鉗子孔 3 0 a から挿入され、鉗子チャンネル 5 0 を挿通して、先端部を内視鏡先端面 4 6 の鉗子口 7 4 から突出できる十分な長さを有する長尺なもので、先端部からストライプ状などの規則的な繰り返しパターンの光を照射するものである。

## 【 0 0 4 5 】

このような光照射プローブ 6 0 は、光源、導線や光ファイバ等を挿通する可撓性を有す

10

20

30

40

50



る長尺な管状体、規則的な繰り返しパターンの光を照射（投影）するためのフィルタ（マスク）等を用いた、各種の構成が利用可能である。

一例として、可撓性を有する長尺な管状体と、管状体の一方の端部に設けられるレンズおよび繰り返しパターンの光を照射するためのフィルタ等と、管状体の他方の端部に設けられる光源および光源を on / off するスイッチ等の電気系と、光源が照射した光を伝播してフィルタに照射するための管状体の内部を挿通する光ファイバと、を有する構成が例示される。

また、可溶性を有する長尺な管状体の一方の端部に光源、繰り返しパターンの光を照射するためのフィルタ、レンズ等の光学系を設け、管状体内には導線のみを挿通して、管状体の光学系の逆側の端部にスイッチ等の電気系を設けた構成でもよい。

10

#### 【0046】

以下、内視鏡診断装置10の作用を説明することにより、本発明の内視鏡診断装置および病変部のサイズ測定方法を詳細に説明する。

本発明のプログラムは、以下の作用をコンピュータに実施させるプログラムであり、また、本発明の記録媒体は、このプログラムが記録されたコンピュータが読み取り可能な記録媒体である。

#### 【0047】

まず、内視鏡画像を撮像する場合の動作を説明する。

通常の内視鏡画像の撮像時には、光源制御部22の制御により、レーザ光源LDが予め設定された一定の発光量で点灯される。レーザ光源LDから発せられる中心波長445nmのレーザ光が蛍光体54A、54Bに照射され、蛍光体54A、54Bから白色光が発せられる。蛍光体54A、54Bから発せられる白色光は被検体に照射され、その反射光が撮像素子58で受光されて被検体の内視鏡画像が撮像される。

20

#### 【0048】

撮像素子58から出力される内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）は、A/D変換器64により画像信号（デジタル信号）に変換され、画像処理部70により各種の画像処理が施され、画像処理後の内視鏡画像の画像信号が出力される。そして、制御部68により、画像処理後の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像が表示装置18上に表示され、必要に応じて、内視鏡画像の画像信号が記憶部72に記憶される。

#### 【0049】

内視鏡診断装置10において、病変部のサイズ測定は、以下のように行う

前述のように、本発明において、病変部のサイズ測定は、規則的な繰り返しパターンの光を照射する光照射プローブ60を用いて行う。

病変部のサイズ測定を行う場合には、医師等の操作者が光照射側の先端にして光照射プローブ60を鉗子孔30aに挿入し、鉗子チャンネル50を挿通させて、図5(A)に概念的に示すように、光照射プローブ60の先端部を内視鏡先端面46から突出させる。さらに、光照射プローブ60から被検体Hの被観察領域に、規則的な繰り返しパターンの光L（以下、単にパターン光Lとも言う）を照射する。

この間には、前述のように、被検体Hの内視鏡画像が撮像され、表示装置18に表示されている。

40

#### 【0050】

この時点で、操作者がスイッチやモード切り換え等でサイズ測定の指示を出すと、サイズ測定を行う指示を出された時点で内視鏡14が撮像した内視鏡画像が、病変部のサイズ測定を行うための測定用画像として、画像処理部70から画像解析部80に送られる。

#### 【0051】

本例においては、パターン光Lは、一例として、一定幅の線状（帯状）の光を、長手方向と直交する方向に一定間隔で配列してなる、ストライプ状（縞状）の光である。

図6(A)に概念的に示すように、被検体Hに腫瘍等の病変部tが無い場合には、被検体Hの表面は、比較的、平坦である。従って、被検体H上におけるパターン光Lは、光照射プローブ60が照射したパターン光Lと殆ど同じストライプ状のパターンとなる。

50

一方、腫瘍等の病変部  $t$  は、隆起タイプでも平坦タイプでも、表面に凹凸を有する。そのため、被検体  $H$  の被観察領域に腫瘍等の病変部  $t$  がある場合には、図 6 ( B ) に概念的に示すように、測定用画像 ( 内視鏡画像 ) では、被検体  $H$  上におけるパターン光  $L$  は、病変部  $t$  が無い領域は光照射プローブ 60 が照射したパターン光  $L$  と殆ど同様のパターンとなるが、病変部  $t$  では、病変部  $t$  の表面の凹凸に応じた乱れや歪み等が生じる。すなわち、病変部  $t$  のパターン光  $L$  は、光照射プローブ 60 が照射したパターン光  $L$  とは異なる。

従って、測定用画像におけるパターン光  $L$  が、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  とは異なる領域を検出することで、病変部  $t$  を検出できる。

#### 【 0 0 5 2 】

光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  の形状 ( 絵柄 ) がストライプ状であること、および、このストライプにおける線の幅および間隔は、既知である。すなわち、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  の繰り返しパターンの形状、および、繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさは、既知である。

従って、測定用画像を解析して、測定用画像におけるパターン光  $L$  が、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  とは異なっている領域を検出し、パターン光  $L$  が異なっている線の数を計数すれば、病変部  $t$  のサイズ ( 長さ )  $S$  を検出できる。

#### 【 0 0 5 3 】

ここで、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  が平行光である場合には、被検体上におけるパターン光  $L$  のストライプの線の幅および間隔は、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  の線の幅および間隔と同一である。

従って、この場合には、画像解析部 80 は、供給された測定用画像を画像解析して、測定用画像において、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  とはパターン光  $L$  が異なっている領域を検出し、さらに、パターン光  $L$  が異なっている領域における線の数を計数して、計数結果と、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  の線幅および線の間隔とから、病変部  $t$  のサイズ  $S$  を算出できる。

あるいは、領域の検出を行わず、測定用画像において、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  とは異なっているパターン光  $L$  の線の数を計数して、病変部  $t$  のサイズ  $S$  を算出してもよい。

#### 【 0 0 5 4 】

以上のように、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  が平行光である場合には、距離検出部 78 は処理を行う必要はない。あるいは、平行光のパターン光  $L$  を照射する光照射プローブ 60 のみに対応する内視鏡診断装置の場合には、プロセッサ装置 16 に距離検出部 78 を設ける必要はない。

#### 【 0 0 5 5 】

すなわち、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  が平行光である場合には、簡易な処理で病変部  $t$  のサイズ  $S$  を測定できる。その反面、測定可能な病変部  $t$  のサイズが、光照射プローブ 60 の大きさに応じて、制限される。

これに対し、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  を図 5 ( A ) に示すような拡散光とすることにより、様々なサイズの病変部  $t$  に対応して、サイズを測定できる。

#### 【 0 0 5 6 】

光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  が拡散光である場合には、以下のようにして、病変部  $t$  のサイズ  $S$  を測定する。

パターン光  $L$  が拡散光である場合にも、先と同様、操作者によるサイズ測定の指示に応じて、その時点の内視鏡画像が、測定用画像として画像解析部 80 に供給される。ここで、パターン光  $L$  が拡散光である場合には、測定用画像は、距離検出部 78 にも送られる。

また、これ以降は、内視鏡 14 が撮像して画像処理部 70 が処理した画像 ( 動画 ) は、連続的に距離検出部 78 に供給される。

#### 【 0 0 5 7 】

なお、光照射プローブ 60 が照射するパターン光  $L$  が拡散光であるか平行光であるかは、入力装置 20 および表示装置 18 を用いた GUI ( graphical user interface ) 等によっ

10

20

30

40

50

て、操作者が入力できるようにすればよい。

但し、内視鏡診断装置 10 が拡散光を照射する光照射プローブ 60 のみに対応する場合、あるいは、平行光を照射する光照射プローブ 60 のみに対応する場合は、このような操作は、不要である。

【0058】

操作者は、サイズ測定を指示した後、図 5 (B) に概念的に示すように、光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接するまで、光照射プローブ 60 を押し込む(延ばす)。

サイズ測定の指示に応じて測定用画像を画像解析部 80 および距離検出部 78 に供給した後、表示装置 18 への表示や音声出力等によって、操作者に、光照射プローブ 60 を押し込む操作を行うように促してもよい。

10

【0059】

図 5 (B) に示すように、光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接したら、その内視鏡画像を、距離検出部 78 が取り込む。

光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接している状態であることの検出は、例えば、操作者による GUI 等を用いた入力操作によって検出する方法等、公知の方法が利用可能である。

ここで、光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接している状態であることを検出する検出方法としては、好ましい方法として、以下の方法が例示される。

【0060】

図 5 (A) に示されるように、光照射プローブ 60 は、先端部からパターン光 L を照射する。また、測定用画像を取得した後は、内視鏡 14 が撮像して画像処理部 70 が処理した内視鏡画像は、連続的に距離検出部 78 に供給される。

20

【0061】

ここで、光照射プローブ 60 から照射されるパターン光 L は、光照射プローブ 60 が被検体 H に近づくにしたがって、漸次、照射領域が小さくなる。その後、光照射プローブ 60 の先端部が被検体 H に当接すると、被検体 H によってパターン光 L が遮光されるため、撮像素子 58 が受光する光量は急激に低下する。

すなわち、内視鏡 14 が撮像する内視鏡画像の明るさは、光照射プローブ 60 の先端部が被検体 H に当接した時点で、急激に低下する。言い換えれば、内視鏡 14 が撮像する内視鏡画像の画像データは、光照射プローブ 60 の先端部が被検体 H に当接した時点で、急激に変動する。

30

これを利用して、距離検出部 78 は、測定用画像が供給された後、供給される内視鏡画像の画像データを解析して明るさを検出し、内視鏡画像の明るさが急激に低下したら、光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接した状態になったと判断して、その状態の内視鏡画像を取り込む。

【0062】

次いで、距離検出部 78 は、測定用画像における光照射プローブ 60 の先端部の位置と、光照射プローブ 60 の先端が被検体 H に当接している状態の内視鏡画像(以下、距離検出用画像とも言う)における光照射プローブ 60 の先端部の位置とから、測定用画像を撮像した際における、光照射プローブ 60 の先端部と被検体 H (被検体 H の被観察領域)との距離を検出する。

40

【0063】

周知のように、内視鏡 14 に用いられる処置具は、可撓性は有するものの、ある程度の剛性を有するので、鉗子孔 30 a から挿入され鉗子口 74 から突出される鉗子等の処置具の突出は、直線的で決まった方向になる。すなわち、図 7 (A) に概念的に示す測定用画像から、図 7 (B) に概念的に示す距離検出用画像のように、先端が被検体 H に当接するまで光照射プローブ 60 を押し込んだ場合における、光照射プローブ 60 の進行方向は、直線的で決まった方向になる。

また、鉗子口 74 から突出した処置具は、内視鏡画像に撮像される。ここで、鉗子口 74 からの処置具の突出量が多いほど、内視鏡画像に撮像される処置具は長くなる。従って

50

、図7(A)および図7(B)に示すように、測定用画像よりも距離検出用画像の方が、撮像される光照射プローブ60を長さは長くなる。

加えて、鉗子口74と撮像素子58との位置関係は、固定である。

#### 【0064】

従って、処置具を、どの程度の長さ鉗子口74から突出させたら、内視鏡画像上で処置具の先端部が何処に位置するかは、一義的に決まる。言い換えれば、鉗子口74から突出する処置具の長さは、内視鏡画像上に撮像されている先端部の位置から、一義的に検出することができる。

これを用いて、図7(A)に示す測定用画像から、測定用画像を撮像した際における鉗子口74から突出する光照射プローブ60の長さ検出し、さらに、図7(B)に示す距離検出用画像から、光照射プローブ60の先端部を被検体Hに当接した状態における、鉗子口74から突出する光照射プローブ60の長さを検出して、減算することにより、測定用画像の撮像時における光照射プローブ60の先端部と被検体Hとの距離を検出できる。

『当接状態(距離検出用画像)における突出長 - 測定用画像撮像時における突出長  
= 測定用画像撮像時におけるプローブの先端部と被検体との距離』

すなわち、この減算によって、測定用画像を撮像した際におけるパターン光Lの光路長を検出できる。

#### 【0065】

距離検出部78において、鉗子口74から突出する光照射プローブ60の長さは、一例として、内視鏡14が撮像した内視鏡画像における光照射プローブ60の先端部の位置と、鉗子口74から突出する光照射プローブ60の長さとの関係を示すLUT(ルックアップテーブル)や演算式等を作成しておき、これを用いて検出すればよい。

#### 【0066】

なお、測定用画像を撮像した時点における、光照射プローブ60(光照射プローブ60の先端部)と被検体Hとの距離の検出方法は、以上の方法に限定はされない。

すなわち、本発明においては、測定用画像を撮像した際における光照射プローブ60と被検体Hとの距離の検出は、内視鏡診断装置において行われている、鉗子等の処置具と被検体Hとの距離の公知の検出方法が、各種、利用可能である。

また、光照射プローブ60と被検体Hとの距離の入力手段を設けておき、測定用画像を撮像した位置から、光照射プローブ60が被検体Hに当接するまでの移動量を操作者が測定して、入力手段に入力した移動量の情報から、距離検出部78が測定用画像を撮像した際における光照射プローブ60と被検体Hとの距離を検出してもよい。

#### 【0067】

距離検出部78は、測定用画像を撮像した時点における光照射プローブ60の先端と被検体Hとの距離の検出結果を、画像解析部80に供給する。

画像解析部80は、測定用画像と、距離検出部78から供給された距離の検出結果を用いて、病変部tのサイズSを算出する。

#### 【0068】

光照射プローブ60が照射するストライプ状のパターン光Lにおける線の幅および間隔は、既知である。また、光照射プローブ60からのパターン光Lの広がり角も、既知である。従って、測定用画像を撮像した時点における光照射プローブ60と被検体Hとの距離が分かれば、被検体H上におけるパターン光Lの線の幅および間隔、すなわち、パターン光Lの繰り返しパターンにおける繰り返し単位の大きさを算出できる。

画像解析部80は、このようにして、被検体H上におけるパターン光Lの線の幅および間隔を算出したら、先のパターン光Lが平行光である場合と同様、測定用画像を画像解析して、測定用画像におけるパターン光Lが、光照射プローブ60が照射するパターン光Lとは異なる領域を検出し、さらに、パターン光Lが異なる領域の線の数を計数して、計数結果と算出した線幅および線の間隔とから、病変部tのサイズSを算出する。

あるいは、領域の検出を行わず、測定用画像のパターン光Lにおいて、光照射プローブ60が照射するパターン光Lとは形状が異なる線の数を計数して、病変部tのサイズSを

10

20

30

40

50

算出してもよい。

【 0 0 6 9 】

図 6 ( A ) および図 6 ( B ) には、図中横方向に線が配列するようにストライプ状のパターン光 L を照射した状態を示している。

しかしながら、本発明においては、線の配列方向については本質的ではなく、横方向でも、縦方向でも、斜め方向でも構わない。例えば、線の配列が縦方向の場合は、光照射プローブ 6 0 を長手方向を軸として回転することで、被検体 H 上におけるパターン光 L の線の配列方向を横方向や斜め方向に変更して、病変部 t の所望の方向におけるサイズ S を測定できる。

【 0 0 7 0 】

本発明においては、ストライプ状のパターン光 L における線の配列方向の病変部 t のサイズのみならず、各種の病変部 t のサイズを測定可能である。

例えば、測定用画像から、測定用画像でのサイズ S に対応する撮像素子 5 8 の画素数は、知見できる。また、この測定用画像でのサイズ S に対応する画素数と、測定結果として得られたサイズ S の長さから、測定用画像における画素数に対応する被検体 H 上での長さも、知見できる。これを利用して、測定用画像において、例えば、パターン光 L の線の長手方向で、パターン光 L が、プローブが照射したパターン光 L とは異なっている領域の画素数を計数し、この画素数と、画素数に対応する被検体 H 上での長さから、パターン光 L の線の長手方向の病変部 t のサイズを測定してもよい。

また、病変部 t の全域に渡って、測定用画像におけるパターン光 L の線の配列方向と長手方向との画素数を計数して、計数した画素数と、画素数に対応する被検体 H 上での長さとを用いて、病変部 t の面積を測定してもよい。

【 0 0 7 1 】

画像解析部 8 0 が測定した病変部 t のサイズ S は、制御部 6 8 に供給される。

制御部 6 8 は、病変部 t のサイズ S の測定結果を、表示装置 1 8 に表示し、また、例えば記憶部 7 2 に記憶（記録）する。病変部 t のサイズ S の測定結果は、例えばサイズ測定が指示された時点の内視鏡画像など、対応する内視鏡画像と対応付けして記憶するのが好ましい。

また、病変部 t のサイズ S が、予め設定された閾値を超えた場合には、表示装置 1 8 への表示や音声出力等によって、警告を発するようにしてもよい。

【 0 0 7 2 】

以上の例は、光照射プローブ 6 0 が、パターン光 L としてストライプ状の光を照射しているが、本発明において、パターン光 L は、規則的な繰り返しパターンを有するものであれば、各種の形状（絵柄）が利用可能である。

例えば、光照射プローブ 6 0 が、パターン光 L として、直交する 2 方向の線を配列してなる格子状の光を照射するものであってもよい。これにより、2 方向の線の配列方向に対して、前述の例と同様の処理を行うことにより、直交する 2 方向で病変部 t のサイズを測定できる。

【 0 0 7 3 】

以上、本発明の内視鏡診断装置、病変部のサイズ測定方法、プログラムおよび記録媒体について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行なってもよいのは、もちろんである。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 4 】

内視鏡を用いた各種の診断に好適に利用可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

- 1 0 内視鏡診断装置
- 1 2 光源装置
- 1 4 内視鏡

10

20

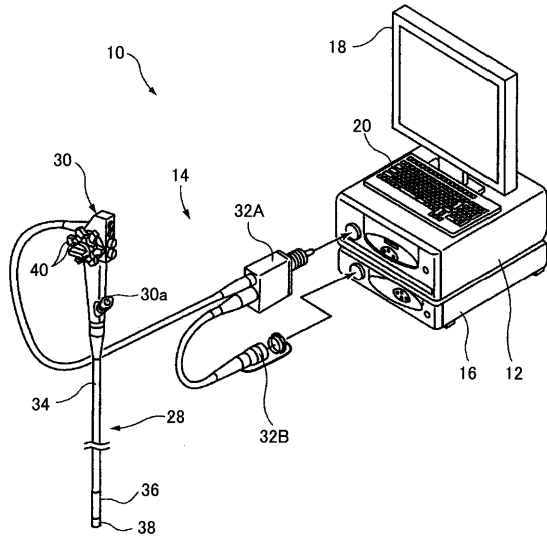
30

40

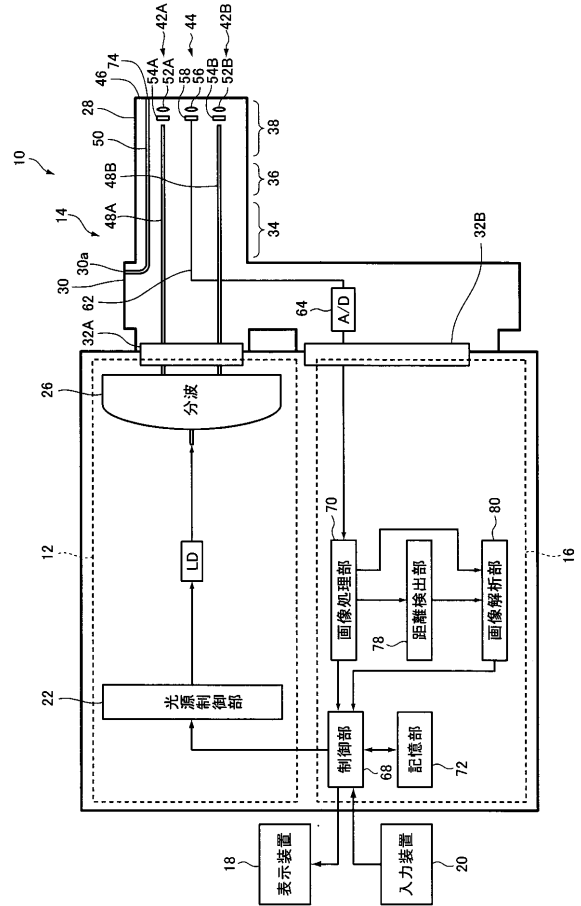
50

1 6	プロセッサ装置	
1 8	表示装置	
2 0	入力装置	
2 2	光源制御部	
2 6	分波器	
2 8	挿入部	
3 0	操作部	
3 0 a	鉗子孔	
3 2 A、3 2 B	コネクタ部	
3 4	軟性部	10
3 6	湾曲部	
3 8	先端部	
4 0	アングルノブ	
4 2 A、4 2 B	照明窓	
4 4	観察窓	
4 6	先端面	
4 8 A、4 8 B	光ファイバ	
5 0	送気・送水チャンネル	
5 2 A、5 2 B	レンズ	
5 4 A、5 4 B	蛍光体	20
5 6	対物レンズユニット	
5 8	撮像素子	
6 0	光照射プローブ	
6 2	スコープケーブル	
6 4	A / D変換器	
6 8	制御部	
7 0	画像処理部	
7 2	記憶部	
7 4	鉗子口	
7 6	送気・送水口	30
7 8	距離検出部	
8 0	画像解析部	
L D	レーザ光源	

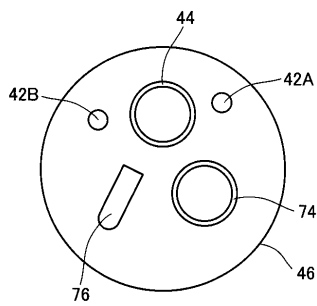
【図1】



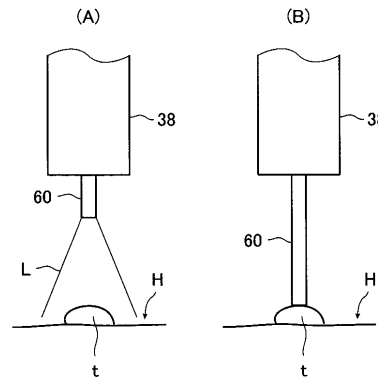
【図2】



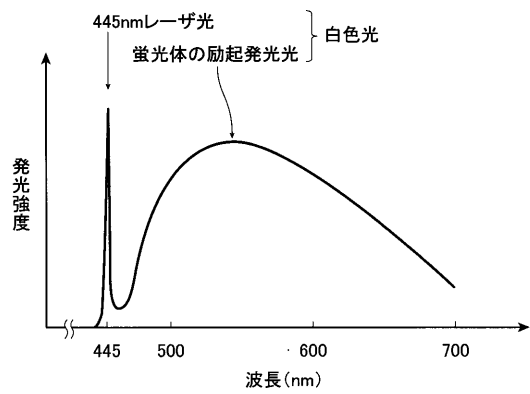
【図3】



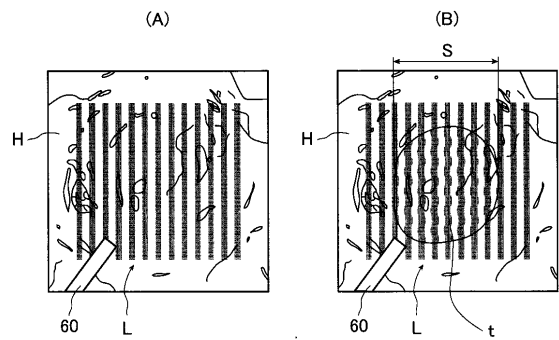
【図5】



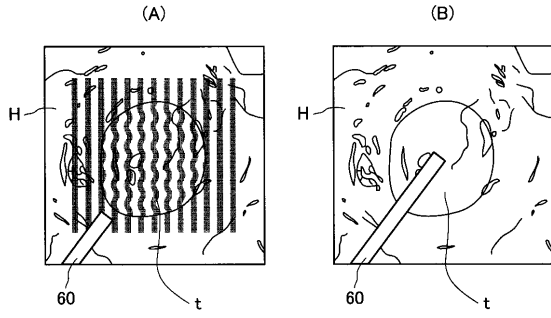
【図4】



【図6】



【 図 7 】





---

フロントページの続き

審査官 高 芳徳

(56)参考文献 特開2009-240621(JP,A)  
特開2010-276540(JP,A)  
特開平3-295532(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00	-	1/32
G02B	23/24	-	23/26
G01B	11/00	-	11/30