

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5000643号
(P5000643)

(45) 発行日 平成24年8月15日 (2012. 8. 15)

(24) 登録日 平成24年5月25日 (2012. 5. 25)

(51) Int. Cl.

F I

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 10/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

A 6 1 B 10/00 T

請求項の数 3 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2008-516549 (P2008-516549)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月31日 (2006. 10. 31)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/321737
 (87) 国際公開番号 W02007/135757
 (87) 国際公開日 平成19年11月29日 (2007. 11. 29)
 審査請求日 平成20年9月26日 (2008. 9. 26)
 (31) 優先権主張番号 11/439815
 (32) 優先日 平成18年5月24日 (2006. 5. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 後野 和弘
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 郷野 孝明
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 真貝 成人
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、照明光を出射する照明窓、照明された体腔内を観察する観察窓および前記照明光を供給し可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを前記照明窓から選択的に出射可能な光源部を備えた内視鏡と、

温度変化又は振動エネルギーを加えることによって体腔内の生体表面付近の血管の血流を変化させる血流変化部と、

前記照明窓から出射される照明光を、前記可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替える切替スイッチと、

前記切替スイッチの操作に連動して、前記血流変化部の動作を ON / OFF する制御部と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記血流変化部は、

前記内視鏡に着脱自在若しくは一体的に設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記血流変化部は、

前記内視鏡のチャンネルに着脱自在に装着されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

10

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体内に挿入され、血管を観察するのに適した内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療用分野において広く用いられるようになっている。そして、内視鏡は、術者により、病変の有無の観察、検査に使用される。

例えば、病変例としての癌は、生体表面付近の血管としての毛細血管に群衆／発生する傾向にある。そのため、術者は、内視鏡を用いて、生体表面付近の毛細血管の有無や、毛細血管の走行や構造を観察することで、癌か否かを診断する場合の有力な方法となる。

このため、生体表面付近の毛細血管を含む血管を観察し易くすることが望まれる。しかし、毛細血管は細いため、観察しがたい。具体的には、毛細血管は、拍動によって血管が出現や消失を繰り返すものであるために、観察しがたい。

例えば第1の先行例としてのUS特許出願公開2004/0266713には皮下注射等して、血流の供給を促す手段を備えたものが開示されている。

【0003】

なお、第2の先行例としてのUS特許出願公開2004/0019120には、血流速度制御のための高浸透圧剤の投与を行う方法が開示されている。

第1の先行例は、内視鏡により体腔内の生体の表面を観察している最中に、観察したいと望む部位に対して毛細血管等を観察し易くする場合には適用し難い欠点がある。つまり、内視鏡検査中において、所望とする部位の表面付近の毛細血管等を観察し易くしたい場合、実際に観察し易い状態にするまでに手間がかかる処置が必要になる。

また、第2の先行例においても、内視鏡検査中において、所望とする部位の表面付近の毛細血管等を観察し易くしたい場合、実際に観察し易い状態にするまでに手間がかかる処置が必要になる。

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、体腔内の生体の表面付近に走行している毛細血管等の血管又は血流の走行状態、構造を明瞭に観察できる内視鏡装置を提供するを目的とする。

また、本発明は、内視鏡検査中においても適用し易く、体腔内の生体の表面付近に走行している毛細血管等の血管又は血流の走行状態、構造を明瞭に観察できる内視鏡装置を提供するを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一形態の内視鏡装置は、体腔内に挿入される挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、照明光を出射する照明窓、照明された体腔内を観察する観察窓および前記照明光を供給し可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを前記照明窓から選択的に出射可能な光源部を備えた内視鏡と、温度変化又は振動エネルギーを加えることによって体腔内の生体表面付近の血管の血流を変化させる血流変化部と、前記照明窓から出射される照明光を、前記可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替える切替スイッチと、前記切替スイッチの操作に連動して、前記血流変化部の動作をON/OFFする制御部とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図2】図2は図1の詳細な構成を示すブロック図。

【図3】図3は回転フィルタに設けた2つのフィルタセットの構成を示す図。

【図4】図4は図3の2つのフィルタセットを構成する各フィルタの分光特性を示す図。

【図5】図5は画像処理部の構成を示すブロック図。

【図6】図6は本実施の形態の作用を示すフローチャート。

【図 7】図 7 は生体粘膜の表面付近の概略の構造 (A) と N B I 観察モード時におけるその作用 (B) の模式的な説明図。

【図 8】図 8 は生体粘膜を観察した場合のモニタ画面の模式的な表示例を示す図。

【図 9】図 9 は N B I 観察モード時に使用する第 1 変形例のフィルタセットの透過特性図。

【図 10】図 10 は N B I 観察モード時に使用する第 2 変形例のフィルタセットの透過特性図。

【図 11】図 11 は変形例の内視鏡装置の構成図。

【図 12】図 12 は本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡装置の構成図。

【図 13】図 13 は本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡装置の主要部の概略の構成図。

10

【図 14】図 14 は、第 3 の実施の形態の作用の説明図。

【図 15】図 15 は本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置の主要部の概略の構成図。

【図 16】図 16 は第 4 の実施の形態における N B I 観察モードで観察する場合の作用の説明図。

【図 17】図 17 は第 1 変形例の作用を示すフローチャート。

【図 18】図 18 は第 2 変形例の電子内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図 19】図 19 は本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡装置の構成図。

【図 20】図 20 は光源の分光特性の概略を示す図。

【図 21】図 21 は N B I 観察モードにおいて生体粘膜を観察する様子の説明図。

【図 22】図 22 は第 1 変形例における光源部の概略の構成を示す図。

20

【図 23】図 23 は図 22 におけるフィルタの分光特性の概略を示す図。

【図 24】図 24 は第 2 変形例における光源部の概略の構成を示す図。

【図 25】図 25 は第 2 変形例の作用を示すフローチャート。

【図 26】図 26 は本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡装置の主要部の概略の構成図。

【図 27】図 27 は第 6 の実施の形態の作用を示すフローチャート。

【図 28】図 28 は変形例の内視鏡装置の主要部の概略の構成図。

【図 29】図 29 は本発明の第 7 の実施の形態における電子内視鏡の先端側の概略の構成図。

【図 30】図 30 は変形例における主要部の構成図。

【図 31】図 31 は本発明の第 8 の実施の形態における電子内視鏡の先端側の概略の構成図。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0008】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 11 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の内視鏡装置の全体構成を示し、図 2 は図 1 の詳細な構成を示し、図 3 は回転フィルタに設けた 2 つのフィルタセットの構成を示し、図 4 は図 3 の 2 つのフィルタセットを構成する各フィルタの分光特性を示し、図 5 は画像処理部の構成を示し、図 6 は本実施の形態の作用を示す。

40

図 7 は本実施の形態における N B I 観察モード時におけるその作用の模式的な説明図を示し、図 8 は生体粘膜を観察した場合のモニタ画面の模式的な表示例を示し、図 9 は N B I 観察モード時に使用する第 1 変形例のフィルタセットの透過特性を示し、図 10 は N B I 観察モード時に使用する第 2 変形例のフィルタセットの透過特性を示し、図 11 は変形例の内視鏡装置の構成を示す。

【0009】

本実施の形態の目的は、体腔内の生体の表面付近に走行している毛細血管等の血管又は血流の走行状態、構造を明瞭に観察できる内視鏡、内視鏡装置と、内視鏡を用いた検査方法を提供することにある。特に、体腔内の生体の表面を観察でき、かつその表面付近の毛細血管を観察し易くできる内視鏡、内視鏡装置と、内視鏡を用いた検査方法を提供するこ

50

とにある。他の実施の形態も同様の目的を有する。

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 A は、撮像手段を備えた電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 の照明光伝送手段に照明光を供給する光源部 3 及び撮像手段に対する信号処理を行う信号処理部 4 A を内蔵した観察装置 5 と、この観察装置 5 から出力される画像信号を表示する観察用モニタ 6 とから構成される。

【 0 0 1 0 】

上記電子内視鏡 2 は、患者等の生体 7 内（体腔内）に挿入される細長の挿入部 8 と、この挿入部 8 の後端の操作部 9 と、操作部 9 から延出されたユニバーサルケーブル 1 0 と、このユニバーサルケーブル 1 0 の端部に設けたコネクタ 1 1 とを有する。このコネクタ 1 1 は、観察装置 5 に着脱自在に接続される。

10

挿入部 8 は、その先端に設けられた先端部 1 2 と、この先端部 1 2 の後端に設けた湾曲自在の湾曲部 1 3 と、この湾曲部 1 3 の後端から操作部 9 の前端まで延びる軟性部（可撓部）1 4 とから構成される。操作部 9 には湾曲ノブ 1 5 が設けてあり、術者等のユーザは、この湾曲ノブ 1 5 を操作することにより湾曲部 1 3 を湾曲することができる。

【 0 0 1 1 】

上記挿入部 8 内には（図 1 における拡大図に示すように）ライトガイド 1 6 が挿通され、コネクタ 1 1 を観察装置 5 に接続することにより、図 2 に示すように光源部 3 からの照明光が入射端面に供給される。

このライトガイド 1 6 によって伝送された照明光は、先端部 1 2 の照明窓に固定されたライトガイド先端面から前方に出射され、生体 7 内の観察対象部位側となる生体粘膜 7 a 側を照明する。

20

先端部 1 2 における照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けられた対物レンズ 1 7 は、照明された生体粘膜 7 a 側の光学像を結像する。この結像位置には、固体撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）1 8 が配置されており、CCD 1 8 は結像された光学像を光電変換する。この対物レンズ 1 7 と CCD 1 8 とで撮像手段としての撮像部 1 9 が形成されている。

【 0 0 1 2 】

上記 CCD 1 8 で光電変換された画像信号は、観察装置 5 内の信号処理部 4 A により、信号処理されて標準的な映像信号（画像信号）が生成され、この映像信号は観察用モニタ 6 に出力される。

30

また、操作部 9 の前端付近には、処置具挿入口 2 0 が設けてあり、この処置具挿入口 2 0 は内部のチャンネル 2 1 と連通し、処置具挿入口 2 0 から生検鉗子等の処置具を挿入し、チャンネル 2 1 を経てその先端から突出することにより生検処置等を行うことができる。

また、本実施例における電子内視鏡 2 は、挿入部 8 内等における長手方向に挿通され、熱媒体を先端側に送出する通路となる管路 2 2 が設けてあり、この管路 2 2 により送出された熱媒体は管路 2 2 の先端開口 2 2 a から生体粘膜 7 a 側に噴射される。

【 0 0 1 3 】

この管路 2 2 は、挿入部 8、操作部 9、ユニバーサルケーブル 1 0 を経て、コネクタ 1 1 に設けた口金 2 2 b（図 2 参照）に連通している。そして、この口金 2 2 b は、コネクタ 1 1 が、観察装置 5 に着脱自在に接続されることにより、観察装置 5 内部に設けられた熱媒体送出部 2 3 に接続される。

40

図 2 は観察装置 5 における照明光を発生する光源部 3、信号処理部 4 A 及び熱媒体送出部 2 3 の構成を示す。

光源部 3 は、可視領域をカバーするように例えば紫外光から近赤外光に至る広帯域の光を発光する観察用照明光を発生する光源 2 4 を備えている。この光源 2 4 としては、一般的なキセノンランプやハロゲンランプ等を用いることができる。

【 0 0 1 4 】

この光源 2 4 は、電源 2 5 によって点灯する電力が供給されるようになっている。上記光源 2 4 の前方には、モータ 2 6 によって回転駆動される図 3 に示されているような回転

50

フィルタ 27 が配設されている。

図 3 に示すように、回転フィルタ 27 は、2 重構造になっており、内周部分と外周部分とに 2 組のフィルタセット 28、29 が設けてある。

内周側の第 1 フィルタセット 28 は、通常観察用のための R1、G1、B1 の 3 枚のフィルタで構成され、外周部分の第 2 フィルタセット 29 は、血管を観察するために用意された特殊観察用、より具体的には狭帯域観察用 (NBI 用と略記) のための R2、G2、B2 の 3 枚のフィルタで構成され、第 1 フィルタセット 28、第 2 フィルタセット 29 は、各々観察目的に応じた分光透過率特性に設定されている。

【0015】

つまり、第 1 フィルタセット 28 は通常観察用の赤 (R1)、緑 (G1)、青 (B1) の各波長領域の光を透過するフィルタ 28a, 28b, 28c が周方向に沿って配列され、その外周側には R2、G2、B2 の各波長領域の光を透過するフィルタ 29a, 29b, 29c が配列されている。

図 4 は図 3 に示す第 1 フィルタセット 28 と第 2 フィルタセット 29 の各フィルタの波長に対する分光透過特性を示す。図 4 に示すように第 1 フィルタセット 28 を構成する R1、G1、B1 のフィルタは通常の面順次方式の光源装置に広く採用されている R, G, B フィルタと同様の特性である。

これに対し、第 2 フィルタセット 29 を構成する R2、G2、B2 のフィルタは、通常の面順次方式の照明光源に広く採用されている R, G, B フィルタの特性と異なり、特に狭い半値幅 Wh_r , Wh_g , Wh_b になっている。また、R2、G2、B2 は、それぞれ R, G, B の波長域に属するが、その中心波長が R1、G1、B1 からずれて後述するようにの生体粘膜 7a の表層付近からその内部の血管構造を観察するのに適した波長に設定されている。

【0016】

つまり、R2、G2、B2 のフィルタは各フィルタを通した光で生体粘膜 7a 側を照明した場合、生体粘膜 7a に対し、その深さ方向に透過する透過距離 (或いは深達度) がそれぞれ異なるように設定している。

このため、各フィルタを通した光で生体粘膜 7a を照明した状態で撮像した画像は、その波長の光の透過距離に対応したものとなり、それらを異なる色で表示することにより、透過距離が異なる部分を色分けして表示したような画像が得られるようにしている。

また、光源部 3 は、図 2 の光源 24 による照明光路上に配置されるフィルタセットが内周側のものであるか、外周側のものであるかを識別して観察対象部位側を照明している光を識別するフィルタ識別回路 31 を有する。

【0017】

また、光源部 3 には、光源 24 とライトガイド 16 の入射端とを結ぶ照明光軸上に内周側のフィルタセット 28 と外周側のフィルタセット 29 とを選択的に設定できるように回転フィルタ切替機構 32 が設けてある。

回転フィルタ切替機構 32 は、通常観察モードの場合には、光源 24 からの光ビーム P1 (図 3 で実線で示す) が内周側のフィルタセット 28 に対向するように、回転フィルタ 27 全体を移動して照明光路上に配置する。

また、回転フィルタ切替機構 32 は、NBI 観察モードの場合には、光源 24 からの光ビーム P2 (図 3 で 2 点鎖線で示す) が外周側のフィルタセット 29 に対向するように、回転フィルタ 27 全体を移動して照明光路上に配置するように切り替える。

【0018】

この回転フィルタ切替機構 32 は、モータ 26 及び識別回路 31 とを、光源 24 に対して相対的に移動するようにしているが、光源 24 側を反対方向に移動しても良い。

又、モータ 26 は、モータ制御回路 33 によって回転が制御されて駆動されるようになっている。

上記回転フィルタ 27 を透過した R_i 、 G_i 、 B_i ($i = 1$ 又は 2) の各波長領域の光に時系列的に分離された光は、ライトガイド 16 の入射端に入射され、このライトガイド

10

20

30

40

50

16を介して先端部側の出射端面に導かれ、この出射端面から前方に出射されて、生体粘膜7a等の観察対象部位等を照明する。

観察対象部位を照明している光を識別するため、前記光源部3内に設けたフィルタ識別回路31から出力されるフィルタ識別信号F1は、モータ26を制御するモータ制御回路33を経てタイミングジェネレータ34に送られる。そして、タイミングジェネレータ34は、フィルタ識別信号F1に同期したタイミング信号をCCDドライバ35等に出力する。

【0019】

上記照明光による生体粘膜7a等の観察対象部位側から反射された戻り光は、対物レンズ17によって、CCD18上に結像され、CCD18で光電変換されるようになっている。このCCD18には、信号線を介して、信号処理部4A内のCCDドライバ35からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって光電変換された生体粘膜7a等の画像に対応した電気信号（画像信号）が読出されるようになっている。

従って、この駆動パルスは、回転フィルタ27の開口期間中（観察光が観察対象部位側に照射されている期間）にCCD18に電荷を蓄積し、遮光期間中（観察光が観察対象部位側に照射されていない期間）にCCD18に蓄積された電荷を読み出す。

なお、図3では簡単化のため、遮光部が設けてない状態で示しているが、実際にはR1フィルタとB1フィルタ等の隣接する部分に遮光部が設けてあり、遮光部に光ビームが当たった場合には遮光期間となる。

【0020】

このCCD18から読み出された電荷は電気信号として、信号線を介して電子内視鏡2内又は観察装置5内に設けられたプリアンプ36に入力されるようになっている。このプリアンプ36で増幅された画像信号は、プロセス回路37に入力され、補正及びホワイトバランス等の信号処理を施され、A/Dコンバータ38によって、デジタル信号に変換されるようになっている。

このデジタルの画像信号は、セレクト回路39によって、例えば赤（R）、緑（G）、青（B）の各色に対応して設けた3つの第1メモリ41a、第2メモリ41b、第3メモリ41cに選択的に記憶されるようになっている。

上記第1メモリ41a、第2メモリ41b、第3メモリ41cに記憶されたRi、Gi、Biの色信号（図5ではSR、SG、SBで示す）は、同時に読み出され、画像処理部42に入力され、この画像処理部42によって画像処理が施される。

【0021】

この画像処理部42からの出力信号は、D/Aコンバータ43によって、アナログの色信号（図2では簡単化のため、R、G、Bで示す）に変換され、入出力インターフェース（I/O）44を介してR、G、Bの色信号として観察用モニタ6に出力され、この観察用モニタ6によって、生体粘膜7a等の観察対象部位がカラー表示されるようになっている。

また、内視鏡装置1Aは、例えば光源部3内に回転フィルタ制御装置45が設けてある。ユーザは、例えば電子内視鏡2に設けた観察モードを切り替える観察モード切替スイッチ46を操作することにより、回転フィルタ制御装置45は、観察モードの切替に対応した回転フィルタ切替指示信号C1を回転フィルタ切替機構32に出力する。

【0022】

そして、回転フィルタ27の切替が行われると同時に、回転フィルタ制御装置45は、画像処理部42に対して、画像処理変更指示信号C2を出力して処理内容の変更を指示する。

また、観察装置5の信号処理部4A内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ34が設けられ、このタイミングジェネレータ34によって、モータ制御回路33、CCDドライバ35、セレクト回路39等の各回路間の同期が取られている。

また、電子内視鏡2における例えば操作部9には、観察モードの切替指示を行うスコープスイッチにより形成された観察モード切替スイッチ46が設けてある。

10

20

30

40

50

そして、ユーザは、この観察モード切替スイッチ 4 6 を操作するとモード切替信号 C 3 が、回転フィルタ制御装置 4 5 に送られる。この回転フィルタ制御装置 4 5 は、通常観察モードから N B I 観察モードに、または、その逆のモードに対応した回転フィルタ切替指示信号 C 1 等を出力する。

【 0 0 2 3 】

光源部 3 内に設けられた熱媒体送出部 2 3 は、媒体供給源 4 7 からの空気又は水等の加熱前の媒体を送るポンプ 4 8 と、このポンプ 4 8 を経た媒体を口金 2 2 b に送る通路となるパイプ 4 9 と、このパイプ 4 9 の一部の外周面に巻回して設けられた加熱部となるヒータ 5 0 とを有する。このヒータ 5 0 は、ヒータ電源 5 1 から加熱用の電力が供給されることにより加熱の動作を行う。

10

ヒータ 5 0 が設けられた部分のパイプ 4 9 内を通る媒体は、ヒータ 5 0 で加熱されて一定温度に加熱された熱媒体となり、口金 2 2 b を経て電子内視鏡 2 内の管路 2 2 側に供給される。

また、ヒータ 5 0 の終端付近におけるパイプ 4 9 外周面には、ヒータ 5 0 で加熱された熱媒体の温度を検出する温度センサ 5 2 が設けてあり、この温度センサ 5 2 で検出された温度情報は、ヒータ電源 5 1 に入力される。

【 0 0 2 4 】

ヒータ電源 5 1 は、温度センサ 5 2 で検出される温度が体腔内部、例えば生体粘膜 7 a の通常の温度より若干高い温度となるように後述する温度設定部 5 5 で設定される設定温度となるようにヒータ電力等を制御する。

20

また、管路 2 2 の先端開口 2 2 a 付近にも、温度センサ 5 3 が設けてあり、この温度センサ 5 3 により検出された温度情報は、保護回路 5 4 に入力される。保護回路 5 4 は、温度センサ 5 3 で検出された熱媒体の温度が生体粘膜 7 a に対して高すぎる場合を判定する閾値の温度以下か否かを判定する。

そして、検出された熱媒体の温度がこの閾値の温度を超えた場合には、保護回路 5 4 は、ポンプ 4 8 の媒体送出動作を停止させると共に、ヒータ電源 5 1 の動作も停止させることにより、閾値以上の温度の熱媒体の噴射を停止する保護動作を行う。

【 0 0 2 5 】

なお、ヒータ電源 5 1 は、温度設定部 5 5 と接続され、ユーザは、この温度設定部 5 5 を操作することにより、ヒータ 5 0 で加熱して保つ温度を可変設定することができるようにしている。ユーザは、ヒータ 5 0 による加熱で設定される熱媒体の温度を途中の管路 2 2 での温度低下を考慮して、先端開口 2 2 a から噴射したいと望む温度よりも少し高めの温度に設定する。

30

なお、上記保護回路 5 4 は、温度設定部 5 5 の設定動作と独立して動作し、保護の動作機能を温度設定部 5 5 による機能よりも優先して行うことになる。

また、上記回転フィルタ制御装置 4 5 は、通常観察モードから N B I 観察モードへの切替に連動して、熱媒体送出部 2 3 の動作を制御する。

【 0 0 2 6 】

つまり、通常観察モードから N B I 観察モードへの切替に連動して、回転フィルタ制御装置 4 5 は、ヒータ電源 5 1 を O N、ポンプ 4 8 の動作も O N にする。逆に、N B I 観察モードから通常観察モードへの切替に連動して、ヒータ電源 5 1 を O F F、ポンプ 4 8 の動作も O F F にする。

40

図 5 は上記画像処理部 4 2 の具体的な構成例を示す。

メモリ 4 1 a、4 1 b、4 1 c からの R i、G i、B i の照明光のもとで撮像されて生成された色信号 S R、S G、S B (より具体的には R 1、G 1、B 1 の照明光のもとで得られる色信号 R、G、B と、R 2、G 2、B 2 の照明光のもとで得られる色信号 R、G、B) はそれぞれ R、G、B ゲイン調整部 5 6 a、5 6 b、5 6 c に入力され、ゲインパラメータ変更回路 5 7 からのゲインパラメータ P a、P b、P c により設定されるゲインでゲイン調整されて D / A コンバータ 4 3 側に出力される。

【 0 0 2 7 】

50

このゲインパラメータ変更回路 5 7 は回転フィルタ制御装置 4 5 による画像処理変更指示信号 C 2 に対応したゲインパラメータ P a , P b , P c を R , G , B ゲイン調整部 5 6 a , 5 6 b , 5 6 c に印加する。

この場合、画像処理部 4 2 内にゲインパラメータ記憶部 5 8 が設けてあり、ゲインパラメータ変更回路 5 7 は、画像処理変更指示信号 C 2 が入力されると、ゲインパラメータ記憶部 5 8 に予め記憶させておいたゲインパラメータを読み出させるゲインパラメータ読み出し要求信号 C 4 をゲインパラメータ記憶部 5 8 に印加する。

そして、ゲインパラメータ変更回路 5 7 は、対応するゲインパラメータセット C 5 を出力させ、このゲインパラメータセットを構成するゲインパラメータ P a , P b , P c を R , G , B ゲイン調整部 5 6 a , 5 6 b , 5 6 c に印加する。

10

【 0 0 2 8 】

このような構成の本実施の形態における概略の機能は、以下のようになる。ユーザが通常観察モードから N B I 観察モードへの切替指示を行うと、熱媒体送出部 2 3 が動作状態となる。すると、電子内視鏡 2 に設けられた管路 2 2 の先端開口 2 2 a から熱媒体が生体粘膜 7 a 等の観察対象部位側に噴射され、観察対象部位の表面付近は、通常の状態からより高い温度状態に温度変化が与えられる。

この高い温度への温度変化により、観察対象部位の表面付近の血管が膨張し、血管内の血流が増大するように変化し、血管をより観察し易くできるようになる。つまり、本実施の形態においては、電子内視鏡 2 は、先端開口 2 2 a から熱媒体を噴射することにより、観察対象部位の表面付近の血管に対する血流変化手段の機能を有する。この場合、生体表面付近には、毛細血管が走行しているので、毛細血管の血流は、増大し、観察し易い状態になる。

20

【 0 0 2 9 】

次に本実施の形態の作用を図 6 の検査方法のフローチャートを参照して説明する。この検査方法の概略は、N B I 観察モード時に、生体粘膜 7 a を加温して、血流変化させる工程と、血流変化した状態で内視鏡観察する工程を備えたものとなっている。

術者は、図 1 或いは図 2 のように電子内視鏡 2 を観察装置 5 に接続して内視鏡検査を行える状態にして、観察装置 5 の図示しない電源スイッチを O N にする。電源が O N にされた場合、回転フィルタ制御装置 4 5 は、図 6 のステップ S 1 に示すように通常観察モードの照明及び観察（画像処理）状態の設定となるように制御する。

30

つまり、回転フィルタ制御装置 4 5 は、第 1 フィルタセット 2 8 が照明光路上に配置されるように制御する。この状態では、光源 2 4 からの白色光は、図 4 にその特性が示されている通常の R , G , B フィルタと同じ特性を持つ第 1 フィルタセット 2 8 を通過する。そして、光源部 3 から R 1 , G 1 , B 1 の面順次照明光がライトガイド 1 6 に供給され、生体粘膜 7 a 等の観察対象部位側は R 1 , G 1 , B 1 の面順次照明光で照明される。

【 0 0 3 0 】

R 1 , G 1 , B 1 の面順次照明光で照明された観察対象部位は、撮像部 1 9 の C C D 1 8 で撮像される。この C C D 1 8 から出力される R , G , B の画像信号（色信号）は、信号処理部 4 A 内でデジタル信号に変換されて第 1 メモリ 4 1 a、第 2 メモリ 4 1 b、第 3 メモリ 4 1 c に順次記憶される。

40

これら第 1 メモリ 4 1 a、第 2 メモリ 4 1 b、第 3 メモリ 4 1 c に一時記憶された R、G、B の色信号は、同時に読み出され、画像処理部 4 2 に入力され、この画像処理部 4 2 によって画像処理が施される。

そして、画像処理が施された信号は、D / A コンバータ 4 3 でアナログの色信号に変換され、観察用モニタ 6 に生体 7 内の観察対象部位の画像がカラー表示される。

【 0 0 3 1 】

このように通常観察モードの場合には、自然な色再現が得られるように、可視域全体をカバーするように第 1 フィルタセット 2 8 が使用される。図 6 のステップ S 1 の後、回転フィルタ制御装置 4 5 は、ステップ S 2 に示すように N B I 観察モードへの切替の有無を監視する。

50

術者は、観察対象部位の表面付近の毛細血管などの血管の走行状態をより詳しく観察しようと思う場合には、観察モードをNBI観察モードに切り替えると良い。この場合には、術者は、観察モード切替スイッチ46を操作する。

回転フィルタ制御装置45は、観察モード切替スイッチ46の操作により発生するモード切替信号C3により、NBI観察モードへの切替指示を検知する。

【0032】

そして、ステップS3に示すように回転フィルタ制御装置45は、回転フィルタ27を移動させる制御を行い、NBI観察モードの照明状態に設定する。この場合、回転フィルタ27の第2フィルタセット29は、照明光路上に設定される。また、回転フィルタ制御装置45は、画像処理部42の画像処理がNBI観察モードに対応するように切り替える。

10

さらに補足説明すると、回転フィルタ制御装置45は、回転フィルタ切替機構32に、回転フィルタ切替指示信号C1を出力し、回転フィルタ切替機構32は、回転フィルタ27等を図2で上方向(図3では左方向)に移動して、光源24の光ビームP2が第2のフィルタセット29側に当たるように移動設定する。この状態に設定されると、フィルタ識別回路31により、その状態が検出されて回転フィルタ切替動作が終了する。

【0033】

また、このNBI観察モードでは、図4に示すように各フィルタR2、G2、B2の光透過特性は、R1、G1、B1の場合に比べて狭い半値幅 Wh_r 、 Wh_g 、 Wh_b であり、得られる信号の輝度レベルも低下する。

20

このため、上記第2のフィルタセット29への切替に連動して、回転フィルタ制御装置45は、画像処理部42に対して、画像処理変更指示信号C2を出力する。そして、回転フィルタ制御装置45は、R、G、Bゲイン調整部56a、56b、56cによるゲインを通常観察モードの場合よりも大きくする等して観察に適した画像が得られるように制御する。

本実施の形態におけるNBI観察モードの場合には、各フィルタR2、G2、B2による照明のもとでそれぞれ得られる画像(成分画像)が、異なる色で表示した場合に識別し易い(色に対する人間の認識機能を考慮して識別し易い)輝度レベルとなるようにゲイン値の設定も行われる。

【0034】

30

また、本実施の形態では、ステップS3の設定に連動して、ステップS4に示すように回転フィルタ制御装置45は、熱媒体送出部23の動作をONにする。すると、熱媒体送出部23で発生された熱媒体は、電子内視鏡2内の管路22を経て、先端開口22aから観察対象部位側に噴射される。

そして、観察対象部位は、ステップS5に示すように熱媒体の噴射により、血管の温度が上昇して血管が拡張し、血流が増大するように血流変化が起こる。つまり、表層付近の血流は、増大する状態となる。そして、術者は、血流が増大した血流増大(血流変化)状態で、毛細血管等の血管又は血流を電子内視鏡2で観察(検査)する。

また、保護回路54は、ステップS6に示すように温度センサ53が検出する熱媒体の温度が閾値以下か否かを監視している。そして、検出される温度がこの閾値以下であると、ステップS3の処理に戻り、NBI観察モードで血流を増大させた状態で観察することができる。

40

【0035】

一方、検出される温度がこの閾値を超えると、保護回路54は、直ちに熱媒体送出部23の動作をOFFにする。そして、ポンプ48の送出動作の停止により、熱媒体が先端開口22aから噴射される動作が直ちに停止する。また、ヒータ50は、ヒータ電源51からヒータ電力が供給されなくなり、ヒータ50は、加熱を停止する。このようにして、保護動作が行われる。

NBI観察モードで観察すると、図7(A)に示すように生体粘膜の断面構造を観察するのに適したものとなる。

50

例えば観察対象部位として、胃粘膜等の生体粘膜 7 a の表層付近を観察する場合で説明する。

【 0 0 3 6 】

生体粘膜の表層付近における断面は、一般的に図 7 (A) のようになっている。表面上の凹凸構造から、表層付近の毛細血管、それより少し深いところにあり毛細血管より太めの血管、そしてより深層にある太い血管網となっている。

このような生体粘膜を観察するポイントとして、このような血管構築の様子が分かるような観察像が得られるものが望ましい。そして、特に表層付近の毛細血管の様子を観察することで癌などの病変の早期発見が容易となる。

このように深さ方向に血管が走行している生体粘膜を観察する光の波長による表面内部への深達の様子は、図 7 (B) に示すように、例えば可視光における波長の短い光 (青色光) ほど、生体への深達度は浅くなる。そして波長が長くなるほど (緑から赤にかけて) 生体粘膜内部への深達度は深くなる。

【 0 0 3 7 】

通常観察モードに用いられる第 1 のフィルタセット 2 8 の R 1 , G 1 , B 1 の各フィルタは、自然な色再現を実現するため、図 4 に示すように可視域をカバーするように各バンドがブロードで半値幅も広い特性になっている。この特性の場合、短波長光である B 1 による光には、広い波長範囲の光が混在しており、図 7 (B) の深達度の浅い光から中程度の深達度の光まで、同時に観察することになる。

その結果、B 画像には、表層付近の毛細血管から中送付近の血管まで混在したものを反映し、それらが同じ信号として混じったものとなる。

それに対して、狭い半値幅 W_{hb} の第 2 フィルタセット 2 9 の B 2 の光では、この B 2 の光に含まれる波長の幅が狭く限定され、その結果、ブロード特性の B 1 の光に比較して生体粘膜深部への深達度が浅い光の比率が多くなるので、B 2 の光で観察した画像は、表面上の構造、毛細血管網のコントラストが向上し、表面付近の構造に対しては、より観察しやすくなる。

【 0 0 3 8 】

図 4 の第 1 フィルタセット 2 8 の R 1 , G 1 , B 1 フィルタ及び第 2 フィルタセット 2 9 の R 2 , G 2 , B 2 フィルタの分光特性のグラフの比較から明らかなように、NBI 観察モードでの各フィルタは、狭い半値幅 W_{hr} , W_{hg} , W_{hb} であり、かつ中心波長がそれぞれ調整されてバンドが互いに重ならないで離間するように設定されている。

また、G 2 のバンド幅或いは半値幅 W_{hg} が G 1 より狭められ、B 2 のバンドと波長軸上で離すことで、上述した B 2 の場合と同じく、G 2 に含まれる波長の半値幅 W_{hg} が狭く限定され、B 2 による画像との差がより明確になり、G 2 による画像には表面構造、毛細血管は反映されなくなるが、その代わりに中層付近の血管構築像がより顕著に反映されることになる。

また、R 2 のバンド幅或いは半値幅 W_{hr} が R 1 より狭められ、G 2 と波長軸上で離すことも同じ作用で、R 2 による画像には深層の太い血管のみが反映されることになる。

【 0 0 3 9 】

上記のようにして R 2 , G 2 , B 2 の各々のバンドにより、撮像して得られる画像は、通常観察モードの場合と画像処理部 4 2 でのゲイン調整が異なることを除いてほぼ同様に信号処理され、RGB の色信号として観察用モニタ 6 にカラー表示される。

この場合、血管構築の深さ方向の情報が色の差となって、これらが合成されてカラー表示され、通常観察モードとは異なり、より顕著に再現されることになる。

つまり、表層付近の毛細血管網は黄色 (B のみ吸収を受け、G , R が発色するため) 、中層付近の血管網は (マゼンタから赤色) 、深層付近の太い血管はより青っぽく再現される。

従って、観察用モニタ 6 のモニタ画面には図 8 に模式的に示すように深さが異なる位置で走行する血管構築が異なる色で表示され、この画像から深さが異なる位置での血管の走行状態を明瞭に把握できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

なお、観察用モニタ 6 の R , G , B チャンネルに出力する信号を切り替え若しくは選択設定可能にして、例えば毛細血管の走行状態を表示する色調をユーザの好みで可変できるようにしても良い。

また、本実施の形態では、上記のように、NBI 観察モードに切替設定された場合には、生体粘膜 7 a の表面に、加熱（加温）された空気或いは温水などの熱媒体が噴射されるので、表層側の毛細血管が拡張し、熱媒体が噴射されない場合よりも毛細血管を観察し易い状態で観察することができる。

このように本実施の形態によれば、通常観察に適した内視鏡画像が得られると共に、フィルタセットの切替により、生体粘膜 7 a の表層付近における深さ方向の血管の走行状態を観察することができる。

10

【 0 0 4 1 】

特に表層付近に走行している毛細血管に対して大きな温度変化が与えられるので、毛細血管の走行状態などを観察し易い状態で観察することができる。従って、術者は、電子内視鏡 2 による検査を円滑に行うことができる。

上記第 2 フィルタセット 2 9 の第 1 変形例として、例えば図 9 に示すような特性にしたフィルタセットにしても良い。この第 1 変形例では、例えば図 4 の第 2 フィルタセット 2 9 におけるフィルタ G 2 をフィルタ R 2 とし、さらにこのフィルタ R 2 より短波長側に半値幅の狭いフィルタ G 2 及び B 2 を設けるようにしている。

フィルタ G 2 は図 4 のフィルタ G 2 より少し短波長側であり、フィルタ B 2 は図 4 のフィルタ B 2 より少し短波長側に設定している。

20

この第 1 変形例の第 2 フィルタセット 2 9 を採用した場合には、表面凹凸構造から中層付近の血管構造までを互いに異なる色でより詳細に観察する場合に適する。

【 0 0 4 2 】

また、第 2 フィルタセット 2 9 の第 2 変形例として、例えば図 10 に示すような特性にしたフィルタセットにしても良い。この第 2 変形例では、R 2 , G 2 , B 2 の全てのフィルタを短波長域に設定することで、生体粘膜表層付近の散乱、吸収変化を高感度で検出できるようにしたものである。これは、早期癌など生体粘膜 7 a 表面付近で発生する病変を検査するのに好適である。

また、この他に、NBI 観察モード時には、光源部 3 は、例えば 2 つの狭帯域照明光をライトガイド 1 6 に供給するようにしても良い。例えば、後述する図 2 3 に示すように NBI 観察モード時には、光源部 3 は、G 2 及び B 2 の 2 つの狭帯域照明光を供給する構成でも良い。

30

【 0 0 4 3 】

この場合、信号処理部 4 A は、照明光に対応して 2 つの色信号を観察用モニタ 6 に出力し、2 色で表示させるようにする。或いは、信号処理部 4 A は、2 つの色信号の一方を観察用モニタ 6 の 2 つのチャンネルに出力させる構成でも良い（この場合には、内視鏡画像は、3 色の表示となる）。

なお、上述の説明においては、熱媒体を観察対象部位側に噴射する管路 2 2 が電子内視鏡 2 内部に設けてある例で説明したが、図 1 1 に示す変形例の内視鏡装置 1 B のような構成でも良い。

40

この内視鏡装置 1 B は、電子内視鏡 2 A における処置具挿入口 2 0 に熱媒体噴射用チューブ 5 9 を着脱自在とした構成の電子内視鏡 2 B を採用している。

なお、図 1 1 においては、熱媒体噴射用チューブ 5 9 をチャンネル 2 1 内に着脱自在に挿通可能とする電子内視鏡部分を符号 2 A で示している。

【 0 0 4 4 】

図 1 1 に示す構成の場合、熱媒体噴射用チューブ 5 9 の後端の口金 5 9 b は、熱媒体送出部 2 3 のパイプ 4 9 の先端の接続部に着脱自在で接続される。また、熱媒体噴射用チューブ 5 9 の先端開口にも温度センサ 5 3 が設けてある。

この温度センサ 5 3 の検出信号は、口金 5 9 b をパイプ 4 9 （図 2 参照）の先端の接続

50

部に接続した場合、図示しない電気接点を介して保護回路 5 4 に接続される。その他は、図 1 及び図 2 の内視鏡装置 1 と同様の構成である。この場合の電子内視鏡 2 B は、電子内視鏡 2 の場合とほぼ同様の機能を有する。

また、図 1 1 の構成の場合には、既存の電子内視鏡 2 A に熱媒体噴射用チューブ 5 9 を装着することで電子内視鏡 2 B を実現できる。このため、本変形例は、適用できる用途を拡大できるメリットがある。

【 0 0 4 5 】

なお、図 1 1 では、熱媒体噴射用チューブ 5 9 の先端側をチャンネル 2 1 の先端開口から突出させているが、熱媒体噴射用チューブ 5 9 の先端側を処置具挿入口 2 0 の内側に挿入し、チャンネル 2 1 を熱媒体の通路とする構成にしても良い。この場合には、チャンネル 2 1 の先端開口が熱媒体の噴射部となる。

10

なお、第 1 の実施の形態においては、加熱（加温）された熱媒体が噴射される際の温度を検出する温度センサ 5 3 が設けてあるが、後述する第 6 の実施の形態のように生体粘膜 7 a 側の温度を、例えば非接触で検出する温度センサ 9 4 を設けるようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

（第 2 の実施の形態）

次に図 1 2 を参照して、本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 1 2 は本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡装置 1 C の概略の構成を示す。

第 1 の実施の形態においては、光源部 3 内に熱媒体送出部 2 3 を設け、この熱媒体送出部 2 3 の熱媒体を電子内視鏡 2 の管路 2 2 を経て観察対象部位に噴射する構成にしていた。これに対して、本実施の形態の内視鏡装置 1 C は、光源部 3 B 内に加熱されていない媒体送出部 2 3 B を有し、電子内視鏡 2 C 内に設けた管路 2 2 に加熱部を設けて、管路 2 2 の先端開口 2 2 a から加熱された熱媒体を噴射する構成にしている。

20

このため、図 1 2 に示す媒体送出部 2 3 B は、図 2 におけるヒータ 5 0 , ヒータ電源 5 1 を有しない構成である。

【 0 0 4 7 】

一方、電子内視鏡 2 C 内に設けた管路 2 2 には、その管路 2 2 を形成するチューブにヒータ及び温度センサが例えば一体化したヒータ & 温度センサ部 6 1 が設けてある。なお、ここではヒータと温度センサとを一体化しているが、別々に設けるようにしても良い。

そして、ヒータ & 温度センサ部 6 1 は、コネクタ 1 1 が観察装置 5 に接続された場合、電気接点部 6 2 を介して媒体送出部 2 3 B 内の制御部 6 3 に接続される。

30

この制御部 6 3 は、観察モード切替スイッチ 4 6 からのモード切替信号 C 3 が入力され、このモード切替信号 C 3 に応じてヒータ & 温度センサ部 6 1 の制御と、ポンプ 4 8 による媒体送出の制御を行う。また、この制御部 6 3 は、回転フィルタ制御装置 4 5 B と接続されている。

【 0 0 4 8 】

第 1 の実施の形態においては、回転フィルタ制御装置 4 5 が熱媒体送出部 2 3 の制御も行っていたが、本実施の形態で媒体送出及び媒体加熱等の制御は、制御部 6 3 が行い、この制御に連動して回転フィルタ制御装置 4 5 B は回転フィルタ 2 7 の切替制御を行う構成にしている。その他の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。

40

なお、本実施の形態以降の実施の形態においても、特に言及しない限り、通常観察モードの動作は、第 1 の実施の形態と同様の動作となる。

本実施の形態の動作は、第 1 の実施の形態と類似した動作となる。本実施の形態は、電子内視鏡 2 C が接続される光源部 3 B の規模を小さくすることができる。また、本実施の形態においては電子内視鏡 2 C 内に加熱する部分を設けているので、先端開口 2 2 a までに熱媒体が届く途中での温度低下を少なくできる。

その他、第 1 の実施の形態とほぼ同様の効果がある。

【 0 0 4 9 】

なお、本実施の形態の変形例として、挿入部 8 内に設けてある螺旋状部材をヒータとして利用し、この螺旋状部材の内部に挿通されている管路 2 2 内の媒体を加熱するように

50

しても良い。

また、本実施の形態では、管路 2 2 にヒータ & 温度センサ部 6 1 を設けた部分を電子内視鏡 2 C に一体的に設けた構成で説明したが、第 1 の実施の形態の変形例（図 1 1 で説明した構成）を適用しても良い。つまり、図 1 1 の電子内視鏡 2 A のチャンネル 2 1 内にヒータ & 温度センサ部 6 1 を設けたチューブを、着脱自在で挿通する構成にしても良い。

【 0 0 5 0 】

（第 3 の実施の形態）

次に図 1 3 を参照して、本発明の第 3 の実施の形態を説明する。図 1 3 は本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡装置 1 D の主要部の概略の構成を示す。本実施の形態は、増粘剤など、温度変化によりその粘度の値を変化させることができる媒体を用いる。

10

そして、電子内視鏡 2 D は、その先端から生体粘膜 7 a 等の観察対象部位に、媒体を液体状の状態で噴射する。噴射された媒体は、観察対象部位の表面付近の温度を上げて血流を増大させる機能を持つ。この機能の他に、媒体は、その媒体自体の温度低下の際にその粘度が大きい状態になり、観察対象部位に留まり易くなる。また、この媒体は、観察対象部位の表面を覆い、保温（温度保持）する機能を持つ。

本実施の形態の内視鏡装置 1 D は、例えば図 2 の内視鏡装置 1 A において、媒体供給源 4 7 の代わりにゲル供給源 6 5 を採用している。このゲル供給源 6 5 は、温度を高くした状態では、その粘度が小さく液体状となり流れ易い特性となり、その温度が低下すると粘度が増大してゲル状に変化する透明の増粘剤（若しくはこれを溶かした溶媒でも良い）を収納している。

20

【 0 0 5 1 】

このゲル供給源 6 5 は、ヒータ及びヒータ電源からなる加熱部 6 6 と接続されており、加熱部 6 6 内では、生体 7 の温度よりも若干高い温度に加熱されて液体に近い状態の増粘剤 6 6 a となる。

そして、ポンプ 4 8 を動作させた場合には、加熱部 6 6 で加熱された液体状の増粘剤 6 6 a がパイプ 4 9 を経て電子内視鏡 2 D の管路 2 2 C に送出される。この電子内視鏡 2 D は、例えば第 1 の実施の形態の電子内視鏡 2 において管路 2 2 の代わりに管路 2 2 C が採用されている。この場合の管路 2 2 C は、液体状の増粘剤 6 6 a をその先端側に通ず増粘剤通路となり、先端開口 2 2 a は、液体状の増粘剤 6 6 a を噴射する。

本実施の形態においては、例えば加熱部 6 6 は、常時動作状態に設定され、NBI 観察モードに切り替えられると、制御部 6 3 はポンプ 4 8 を OFF から ON の動作状態となるように制御する。通常観察モードに切り替えられると、ポンプ 4 8 は OFF にされる。

30

【 0 0 5 2 】

そして、ポンプ 4 8 が ON の動作状態となると、管路 2 2 の先端開口 2 2 a から液体状の増粘剤 6 6 a が噴射される。

また、上記増粘剤 6 6 a は、生体粘膜 7 a に噴射された際、第 1 の実施の形態で説明したように生体粘膜 7 a の表層部分の温度を上昇させ、毛細血管等を拡張して血管をより観察し易くする。

その他の構成は、上述した実施の形態と同様である。

次に図 1 4 (A) から図 1 4 (C) を参照して NBI 観察モードに切り替えた場合における本実施の形態の作用を説明する。

40

NBI 観察モードに切り替えられると、制御部 6 3 は、ポンプ 4 8 を動作状態にする。

そして、加熱部 6 6 で加熱された液体状の増粘剤 6 6 a が、パイプ 4 9、電子内視鏡 2 A の管路 2 2 C を経てその先端開口 2 2 a から噴射される。この様子は、図 1 4 (A) のようになる。

【 0 0 5 3 】

つまり、観察対象部位となる生体粘膜 7 a に、先端開口 2 2 a から液体状の増粘剤 6 6 a が噴射される。

生体粘膜 7 a に噴射された増粘剤 6 6 a は、第 1 の実施の形態で説明したように生体粘膜 7 a の表層部分の温度を上昇させ、毛細血管を拡張して血管をより観察し易くする。

50

この際、増粘剤 6 6 a は、その温度が低下し、その温度の低下によりその粘度が増大する。そして、図 1 4 (B) に示すように、温度の低下により液体状からゲル化した粘度が増大した増粘剤 6 6 b となり、この増粘剤 6 6 b は、この生体粘膜 7 a の表面に留まる機能が大きくなる。

また、この場合、生体粘膜 7 a の表面を覆い、その内側の温度を高い状態に保温する機能を持つ。

【 0 0 5 4 】

このため、図 1 4 (B) に示すように生体粘膜に留まる機能が大きいゲル化し、また保温する機能を持つ増粘剤 6 6 b により、噴射する媒体の量を削減して、毛細血管等の血管の状態を詳しく観察できる状態を維持できる。

10

そして、生体粘膜 7 a を観察した後は、生体親和性を考慮した増粘剤 6 6 b の場合にはそのまま放置しても良い。

増粘剤 6 6 b を除去する処置を行う場合には図 1 4 (C) に示すように、例えば図示しない送水管路を介して温水を増粘剤 6 6 b に噴射して液体状の増粘剤 6 6 a の状態にして、吸引管路の機能を持つチャンネル 2 1 の先端開口から液体状の増粘剤 6 6 a を吸引して体外に除去すれば良い。

【 0 0 5 5 】

なお、上述の説明においては、ポンプ 4 8 は、液体状の増粘剤 6 6 a にして管路 2 2 C を経てその先端開口 2 2 a から噴射させる構成で説明した。

この場合、増粘剤 6 6 a によっては、ゲル状態でもその粘度があまり大きくない場合があり、この場合にはゲル状態のままで生体粘膜 7 a の温度よりも少し高い温度まで加熱した状態の増粘剤をポンプ 4 8 による送出圧力を利用して先端開口 2 2 a から噴射させるようにしても良い。

20

【 0 0 5 6 】

(第 4 の実施の形態)

次に図 1 5 を参照して、本発明の第 4 の実施の形態を説明する。図 1 5 は本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置 1 E の主要部の概略の構成を示す。本実施の形態は、電子内視鏡 2 E の先端部 1 2 の先端面に温度制御素子 (或いは加温素子) を設け、温度制御素子により生体粘膜 7 a に接触して温度変化を与える。これにより、接触された部分付近は、血流変化が起こり、血管の観察がし易くなる。

30

本実施の形態における電子内視鏡 2 E は、例えば第 1 の実施の形態の電子内視鏡 2 において、熱媒体を通す管路 2 2 が無く (例えば図 1 1 の電子内視鏡 2 A) 、先端部 1 2 の先端面付近に温度制御可能な加温素子として、例えばペルチェ素子 7 1 が設けてある。

また、このペルチェ素子 7 1 に隣接して、このペルチェ素子 7 1 の温度を検出する温度センサ 5 3 が設けてある。

【 0 0 5 7 】

ペルチェ素子 7 1 は、電源線を介して、観察装置 5 内に設けた D C 電源 7 2 に接続され、この D C 電源 7 2 は、制御部 6 3 の制御下で N B I 観察モードに設定された場合、ペルチェ素子 7 1 に D C 電力を供給する。

制御部 6 3 は、ユーザによる温度設定部 5 5 により設定された温度となるようにペルチェ素子 7 1 に供給する D C 電力を制御する。また、温度センサ 5 3 により検出された温度は、制御部 6 3 に入力され、温度制御に用いられると共に、保護回路 5 4 に入力される。保護回路 5 4 は、検出された温度が閾値を超えた場合には、D C 電源 7 2 の D C 電力がペルチェ素子 7 1 に供給されないように O F F にする。また、制御部 6 3 は、回転フィルタ制御装置 4 5 B と接続されている。

40

【 0 0 5 8 】

本実施の形態は、第 1 の実施の形態等で説明した熱媒体を用いないので、観察装置 5 内には熱媒体送出手段を必要としない構成である。

本実施の形態による作用を説明する。

【 0 0 5 9 】

50

術者により、NBI観察モードに切り替えられた場合、制御部63は、DC電源72を動作状態に設定すると共に、回転フィルタ制御装置45BにNBI観察モードの照明を行うように信号を送る。DC電源72は、ペルチェ素子71にDC電力を供給し、制御部63の制御下で、ペルチェ素子71の温度が温度設定部55で設定された設定温度となるようにDC電力の制御をする。

その後、術者は、図16(A)に示すように挿入部8の先端側を、生体粘膜7a側に移動し、先端面を生体粘膜7aに接触させる。

【0060】

すると、生体粘膜7aの表面付近は、ペルチェ素子71により加温され、その温度が上昇する。そして、第1の実施の形態で説明したように生体粘膜7aの表層付近の血流が増大する。

10

その後、術者は、挿入部8を後方側に移動する操作を行い、図16(B)に示すように生体粘膜7aから先端面が接近した距離となるように設定してNBI観察モードで観察を行う。本実施の形態も、第1の実施の形態と同様の効果を有する。なお、ペルチェ素子71の代わりにヒータ等の加温デバイスを用いても良い。

次に本実施例の第1変形例を説明する。上述の実施の形態は、ペルチェ素子71にDC電力を供給してペルチェ素子71を加温(加熱)する構成である。本変形例は、加温と冷却とを選択することができるようにしている。

【0061】

この場合、術者は、温度設定部55を操作して、上述のように生体粘膜7aよりも高い温度に設定することができると共に、生体粘膜7aの温度よりも低い温度に設定することもできる。この場合には制御部63は、DC電源72のDCの極性を反転してペルチェ素子71にDC電力を供給する。これにより、ペルチェ素子71の先端面は、吸熱して、冷却する冷却手段としての機能を持つ。

20

この場合における制御部63による温度制御の作用は、図17のようになる。NBI観察モードに設定されると、制御部63は温度制御の動作を開始する。そして、最初のステップS11において、制御部63は温度設定部55による設定温度の情報を取り込む。

次のステップS12において制御部63は、設定温度が生体粘膜7aの温度より高いか否かを判定する。

【0062】

30

そして、設定温度が生体粘膜7aの温度より高い場合には、ステップS13aに示すように制御部63は、加熱用の極性でDC電力をペルチェ素子71に供給して、ペルチェ素子71を、その先端面が加温する状態として動作させる。

一方、設定温度が生体粘膜7aの温度よりも低い場合には、ステップS13bに示すように制御部63は、加熱の場合とは極性を反転したDC電力をペルチェ素子71に供給して、ペルチェ素子71を、その先端面が冷却する状態として動作させる。

ステップS13aの後、ステップS14aに示すように制御部63は、温度センサ53により検出される温度情報を取込み、その温度が設定温度付近に達したか否かの判定を行う。そして、温度が設定温度付近に達するまで、加熱の動作が行われる。

【0063】

40

また、ステップS13bの後、ステップS14bに示すように制御部63は、温度センサ53により検出される温度情報を取込み、その温度が設定温度付近に達したか否かの判定を行う。そして、温度が設定温度付近に達するまで、冷却の動作が行われる。

一方、ステップS14a、或いはS14bにおいて、設定温度付近に達した場合には、制御部63はその温度の判定を継続して行う。

本変形例は、加熱の他に冷却による温度変化を生体粘膜7aに与えて、血流変化をさせる機能を持つ。冷却させる場合には、血流が減少するがその変化に対応して内視鏡画像が変化するため、変化の様子から血管を確認することができる。また、生体粘膜7aをペルチェ素子71を接触させて冷却した後、生体粘膜7aの温度が上昇する際の血流が増大する状態で血管観察を行うこともできる。

50

【 0 0 6 4 】

次に図 1 8 を参照して第 2 変形例を説明する。図 1 8 は第 2 変形例における電子内視鏡 2 F の先端側を示す。この第 2 変形例は図 1 5 の電子内視鏡 2 E において、ペルチェ素子 7 1 を設けない構成となっている。また、観察装置 5 も、D C 電源を有しない構成となる。そして、本変形例は、ライトガイド 1 6 の先端面を加熱手段（加温手段）として利用する。なお、この例ではライトガイド 1 6 の先端面には照明レンズ 1 6 a が取り付けられたものになっている。

そして、図 1 6 (A) で説明したのと同様にして、ライトガイド 1 6 の先端面を生体粘膜 7 a に接触させることにより、生体粘膜 7 a を加温する。そして、血流が増大された状態で観察することができる。生体粘膜 7 a に接触させた場合、生体粘膜 7 a が加温された温度を温度センサ 5 3 により、検出し、閾値以上の温度とならないように保護することができる。

【 0 0 6 5 】

（第 5 の実施の形態）

次に図 1 9 を参照して、本発明の第 5 の実施の形態を説明する。図 1 9 は本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡装置 1 G の構成を示す。

本実施の形態は、遠赤外線を利用して、非接触で血流を観察し易い状態に設定するものである。

図 1 9 に示す内視鏡装置 1 G は、第 1 の実施の形態の電子内視鏡 2 における管路 2 2 を有しない電子内視鏡 2 G が採用されている。

また、図 1 9 に示す観察装置 5 は、熱媒体送出部 2 3 を有しない光源部 3 G を有する。この光源部 3 G は、光源 2 4 として、図 2 0 に示すように可視領域付近と、例えば 4 μ m 以上の遠赤外領域とを含む波長領域で発光する特性を有する。図 2 0 では 1 μ m 付近から 4 μ m 付近までの波長領域は、発光しない例で示しているがこれに限定されるものではない。

【 0 0 6 6 】

そして、第 2 のフィルタセット 2 9 は、図 4 に示した第 2 のフィルタセット 2 9 の透過特性の他に、図 2 0 に示す遠赤外領域を通すフィルタ特性のものが採用されている。つまり、第 2 のフィルタセット 2 9 を構成する R 2 , G 2 , B 2 は、それぞれ図 4 に示した R 2 , G 2 , B 2 の透過特性の他に、図 2 0 に示した遠赤外領域の光を通す特性に設定されている。

また、電子内視鏡 2 G のライトガイド 1 6 は、可視領域の波長の光を伝送する他に、遠赤外領域の光を伝送する遠赤外線伝送手段の機能を有するものが採用されている。このライトガイド 1 6 は、例えば中空でその内面が光を反射する特性に設定されたもので構成することができる。そして、このライトガイド 1 6 は、その先端面から、伝送した遠赤外線を生体粘膜 7 a 側に照射する。

その他は第 1 の実施の形態で説明した構成と同様である。

【 0 0 6 7 】

本実施の形態の作用としては、通常観察モードに関しては、第 1 の実施の形態と同様である。これに対して、N B I 観察モードに切り替えられた場合には、回転フィルタ制御装置 4 5 は、図 1 9 に示すように第 2 のフィルタセット 2 9 が照明光路上に配置されるように制御する。

すると、第 2 のフィルタセット 2 9 のフィルタは、図 4 に示した第 2 のフィルタセット 2 9 の透過特性の他に、遠赤外領域の光を通す特性に設定されているので、観察対象部位は、遠赤外領域の光が照射される。つまり、図 2 1 に示すように観察対象部位には遠赤外領域の光と N B I 光が照射される。

遠赤外領域の光は、生体 7 を加熱する特性を有するため、この遠赤外領域の光が照射される観察対象部位は加熱され、毛細血管等の血管内の血流が増大する。従って、術者は、N B I 観察モードに切り替えた場合、N B I 観察モードで毛細血管等を観察し易い状態で観察することができる。本実施の形態は、第 1 の実施の形態等と同様の効果を有する。

【0068】

なお、遠赤外領域の光は、生体粘膜7aに（その生体粘膜7aを構成する各分子を格子とみなした場合、それらの格子に格子振動の）振動エネルギーを与えて、加温する手段とみなすこともできる。

次に図22を参照して第1変形例を説明する。図22は第1変形例における光源部3Hの構成の概略を示す。

第1変形例は、図19における回転フィルタ27として第1フィルタセット28のみで回転フィルタ（図22では簡単化のため符号28で示している）が構成されている。

この第1フィルタセット28は、図4に示したR1、G1、B1の透過特性の他に遠赤外領域の光を通す特性のR1、G1、B1の透過特性に設定されている。

10

【0069】

また、この第1フィルタセット28に対向して、照明光路上には第2の回転フィルタ81が配置されている。この第2の回転フィルタ81は、可視光を透過するフィルタ82と、NBI及び遠赤外を透過するフィルタ83とが設けてある。

フィルタ83は、例えば図23に示すように、G2及びB2の狭帯域を透過するNBI観察用フィルタ特性と遠赤外領域の光を通す特性に設定されている。なお、NBI観察用フィルタ特性として、R2、G2及びB2の狭帯域を透過するフィルタ特性に設定しても良い。

回転フィルタ制御装置45は、モータ84の回転角を制御して照明光路上に配置されるフィルタを制御する。通常観察モードの場合には、照明光路上には可視光を透過するフィルタ82が配置され、第1の実施の形態等で説明した場合と同様の動作となる。

20

【0070】

これに対して、NBI観察モードの場合には、回転フィルタ制御装置45は、図22に示すように、フィルタ83が照明光路上に配置されるように制御する。

この場合、第1フィルタセット28が回転されるため、例えばR1が照明光路上に配置された場合には、遠赤外領域の光のみを透過する。また、G1が照明光路上に配置された場合には、G2と遠赤外領域の光を透過し、B1が照明光路上に配置された場合には、B2と遠赤外領域の光を透過する。

従って、本変形例は、図19に示した場合と類似の作用効果を有する。

図24は第2変形例の光源部3Iの概略の構成を示す。図19の光源部3Gにおいては、光源24が可視領域と遠赤外領域とをカバーする発光特性のランプ等を採用していたが、本変形例における光源部3Iは、可視領域をカバーする（可視領域発光用）光源24と遠赤外領域をカバーする遠赤外領域用光源86とを備えている。

30

【0071】

通常観察の場合には、図19と同様の構成及び作用となる。これに対してNBI観察モードに切り替えられると、図24に示すように遠赤外領域用光源86による遠赤外領域の光がシャッタ87、照明光路上のハーフミラー88を経て、NBI観察用第2フィルタセット29を透過した光と共に、ライトガイド16に供給される。

なお、ハーフミラー88は、NBI観察モード時のみに照明光路上に配置されるようにしても良いし、常時照明光路上に配置されるようにしても良い。

40

また、本変形例においては、例えば電子内視鏡2Gにおける観察モード切替スイッチ46に隣接してパルス照射スイッチ46bが設けてある。そして、術者は、このパルス照射スイッチ46bを操作することにより、NBI観察モード時に遠赤外領域の光をパルス照射し、加熱の作用を断続させることができるようにしている。

【0072】

つまり、術者は、パルス照射スイッチ46bを操作することにより、生体粘膜7a側に遠赤外線の間欠照射するモードに設定することができる。間欠照射するモードは、生体粘膜7aに対して、連続照射のモードとは異なる血流変化を与えることができる。

図25はNBI観察モードにおける作用のフローチャートを示す。NBI観察モードへの切替指示が行われると、（図6と同様に）ステップS3に示すようにNBI観察モード

50

の照明及び画像処理状態に設定される。

また、ステップS3の処理と連動して、ステップS21に示すように回転フィルタ制御装置45は、シャッタ87をOFFからONにして、NBI観察用光と共に、遠赤外領域の光がライトガイド16に入射されるように制御する。

【0073】

従って、電子内視鏡2Gのライトガイド16の先端面からNBI観察用光と共に、遠赤外領域の光が観察対象部位に照射される。そして、ステップS22に示すように観察対象部位は、遠赤外領域の光の照射により加熱され、術者は血流増大状態で観察することが可能となる。

また、次のステップS23に示すように回転フィルタ制御装置45は、一定時間パルス照射スイッチ46bの操作の有無を監視する。そして、術者はパルスの加温、加温停止させて血流を変化させる状態で観察することを望む場合には、パルス照射スイッチ46bを操作する。

すると、ステップS24に示すように回転フィルタ制御装置45は、シャッタ87を一定周期でON/OFFする。そして、術者は遠赤外線による間欠的加温による血流変化状態で観察することができる。

【0074】

このように本変形例は、連続的に加温するモードと間欠的に加温するモードを選択して毛細血管等を観察することを可能とする。その他は、本変形例は、第5の実施の形態と同様の効果を有する。

なお、図24の構成の変形例として、電子内視鏡2Gがライトガイド16の代わりにライトガイド16と、遠赤外線を伝送する遠赤外線伝送部とを別体で備えた構成にしても良い。

そして、NBI観察モードに設定された場合、遠赤外領域用光源86の遠赤外線が遠赤外線伝送部の後端面に入射され、この遠赤外線伝送部の先端面から伝送した遠赤外線を生体粘膜7aに照射する構成にしても良い。この場合、遠赤外線伝送部は、電子内視鏡2Gに一体的に設けられる構成でも、チャンネル21内に着脱自在に装着される構成でも良い。

なお、図19に示す電子内視鏡2Gの場合には設けてないが、以下の第6の実施の形態で説明する温度センサ94を備えた構成にし、この温度センサ94を用いて生体粘膜7a側の温度を非接触で検出し、その温度を監視するようにしても良い。

【0075】

(第6の実施の形態)

次に図26を参照して、本発明の第6の実施の形態を説明する。図26は本発明の第6の実施の形態の内視鏡装置1Jにおける主要部の構成を示す。

第5の実施の形態は、NBI観察モードに設定された場合、遠赤外線を生体粘膜7a側に照射する構成であったが、本実施の形態は、遠赤外線の代わりに生体粘膜7a側マイクロ波を照射するものである。

本実施の形態における電子内視鏡2Jは、図19の電子内視鏡2Gにおいて、先端部にはマイクロ波を放射(照射)するマイクロ波放射デバイス91が設けてある。

このマイクロ波放射デバイス91は、観察装置5内のDC電源92からさらにパルス変調回路(図26では単に変調と略記)93を介してDC電力若しくはパルス電力が供給されることにより、連続若しくはパルスの(間欠的)にマイクロ波を発生し、生体粘膜7a等の観察対象部位側にマイクロ波を照射する。

【0076】

マイクロ波が照射された場合、観察対象部位の生体粘膜7a中における水分子は、マイクロ波による電磁波の振動エネルギーを吸収して、水分子は加熱された状態となる。そして、水分子の周囲の水分子以外の分子も、その熱が伝達されて加熱される状態になる。

また、マイクロ波放射デバイス91に隣接して、例えば放射温度を検出する温度センサ94が設けてあり、この温度センサ94は、観察対象部位側の温度を検出して、保護回路

10

20

30

40

50

5 4 に出力する。

なお、この温度センサは、例えばサーモパイルを用いて構成され、非接触で、観察対象部位側の温度を検出する。そして、以下のように観察対象部位側の温度が所定値以上に加温されることを防止する。

【 0 0 7 7 】

保護回路 5 4 は、温度センサ 9 4 により検出された温度が閾値を超える場合には D C 電源 9 2 を O F F にする。

また、観察モード切替スイッチ 4 6 は、回転フィルタ制御装置 4 5 と接続され、観察モード切替スイッチ 4 6 により N B I 観察モードへの切替指示が行われると、回転フィルタ制御装置 4 5 は、D C 電源 9 2 を動作状態にする。この場合、D C 電源 9 2 はパルス変調回路 9 3 をスルーして D C 電力をマイクロ波放射デバイス 9 1 に供給する。

また、パルス照射スイッチ 4 6 b が操作されると、回転フィルタ制御装置 4 5 は、パルス変調回路 9 3 を動作させ、パルスの D C 電力をマイクロ波放射デバイス 9 1 に供給するように制御する。

【 0 0 7 8 】

また、マイクロ波放射デバイス 9 1 の前面側には、マイクロ波の放射角を例えば狭角と広角とに変更して放射させる放射角変更デバイス 9 1 a が配置されている。そして術者は、生体粘膜 7 a 側を観察する観察距離に応じて、放射角変更スイッチ 4 6 c を操作することにより、マイクロ波の放射角を狭角或いは広角に選択設定することができる。

放射角変更スイッチ 4 6 c の操作信号が入力される、例えば回転フィルタ制御装置 4 5 は、D C 電源 9 2 からの D C 電力の供給の O N / O F F で放射角変更デバイス 9 1 a を制御する。放射角変更デバイス 9 1 a は、通常は D C 電力の供給が O F F であり、この状態では、例えばマイクロ波は狭角で出射される状態となっている。

放射角変更デバイス 9 1 a は、例えば半導体素子により発生されるマイクロ波をガイドして先端開口から放射するホーン状導波管のホーン部分が形状記憶金属で形成されたものである。そして、ホーン部分に D C 電力を供給することにより、そのホーン部分の温度が上昇し、形状記憶金属の高温相側での形状記憶機能によりその開口角の形状が低温相側とは異なる形状（広角形状）に変化する。なお、本実施の形態における光源部は、図 2 6 では示していないが、例えば第 1 の実施の形態の光源部 3 と同様の構成である。

次に本実施の形態の動作を説明する。通常観察モードは、第 1 の実施の形態と同様である。

N B I 観察モードへの切替操作があると、図 2 7 のフローチャートのような動作となる。図 2 7 におけるステップ S 3 からステップ S 2 4 は、図 2 5 において、遠赤外線をマイクロ波に変更した内容となっており、その変更されたステップは、 を付して示している。

また、本実施の形態ではステップ S 2 4 の後、ステップ S 2 5 に示すように回転フィルタ制御装置 4 5 は、放射角変更スイッチ 4 6 c の操作有りが否かを監視している。そして、放射角変更スイッチ 4 6 c の操作がされていない場合には、マイクロ波放射デバイス 9 1 は、狭角でマイクロ波を出射している。

【 0 0 7 9 】

術者は、通常は電子内視鏡 2 J の先端部 1 2 を生体粘膜 7 a に接近させた状態で観察する場合が多い。これに対して、より広い範囲を観察するために通常の観察距離よりも大きい距離で生体粘膜 7 a を観察するような場合には、放射角変更スイッチ 4 6 c を操作すると良い。

この場合には、ステップ S 2 6 に示すように放射角変更デバイス 9 1 a に D C 電力が供給され、マイクロ波の放射角が広角に変更される。そして、生体粘膜 7 a の広い範囲にマイクロ波を照射できるようになる。つまり、生体粘膜 7 a の観察範囲に応じて、加温する範囲を変更できるようにしている。そして、このマイクロ波放射デバイス 9 1 は、加温した部分の毛細血管等の血管における血流を増大させ、従って生体粘膜 7 a は、観察し易い状態に設定される。

【 0 0 8 0 】

また、ステップ S 2 7 に示すように保護回路 5 4 は、温度センサ 9 4 により検出された温度が閾値の温度以下かを監視し、閾値以下の場合には、ステップ S 2 2 に戻る。この場合には、マイクロ波放射デバイス 9 1 は、マイクロ波を生体粘膜 7 a に照射する状態を継続する。

一方、保護回路 5 4 は検出された温度が閾値の温度を超えた場合には、ステップ S 2 8 に示すように D C 電源 9 2 を O F F にし、マイクロ波を照射する動作を停止させる。

なお、パルス照射スイッチ 4 6 b が操作された場合における間欠的にマイクロ波を照射するエネルギー強度を、マイクロ波を連続照射する場合よりも高い値に設定して、時間的に血流変化させる機能を増大できるようにしても良い。このようにすると、毛細血管等をより観察し易くなる。

10

【 0 0 8 1 】

本実施の形態は、上述した第 5 の形態等における第 2 変形例と同様の効果を有すると共に、さらに生体粘膜 7 a を加温する範囲（換言すると血流を変化させる範囲）を変更設定できる。なお、図 2 6 で設けた温度センサ 9 4 を他の実施の形態等に設けるようにして、加温等される生体粘膜 7 a 側の温度を非接触で検出し、所定温度以上に加温されることを防止する構成にしても良い。

図 2 8 は変形例の内視鏡装置 1 J における主要部の構成を示す。

この内視鏡装置 1 J は、変形例の電子内視鏡 2 J と観察装置 5 を示す。電子内視鏡 2 J は、図 2 6 の電子内視鏡 2 J において、ライトガイド 1 6 を有しないで、先端部 1 2 に 3 色発光ダイオード（L E D と略記）1 0 1 と、2 色 L E D 1 0 2 とが設けてある。

20

【 0 0 8 2 】

そして、通常観察モードにおいては、制御装置 4 5 の制御下で、3 色 L E D 1 0 1 が発光駆動され、N B I 観察モードにおいては 2 色 L E D 1 0 2 が発光駆動される。

3 色 L E D 1 0 1 は、第 1 のフィルタセット 2 8 による面順次照明光、つまり R 1 , G 1 , B 1 の光を順次発生し、2 色 L E D 1 0 2 は、第 2 のフィルタセット 2 9 による照明光、ここでは図 2 3 に示した G 2 , B 2 の光を順次発生する。

なお、制御装置 4 5 は、回転フィルタ制御装置 4 5 とほぼ同様の作用を有する。つまり、この制御装置 4 5 は、回転フィルタの切替の制御を行わないが、回転フィルタを切り替えた場合と同様に照明光の切替の制御を行う。なお、この制御装置 4 5 は、図 2 8 では示していないが、画像処理部 4 2 の切替の制御も行う。

30

【 0 0 8 3 】

また、この変形例では、マイクロ波放射デバイス 9 1 は、放射角変更デバイス 9 1 a を有しないもので示している。このため、この電子内視鏡 2 J は、放射角変更スイッチ 4 6 c を有しない。

本変形例はマイクロ波の放射角を変更する作用を除けば、図 2 6 の内視鏡装置 1 J と、ほぼ同様の作用及び効果を有する。

なお、本実施の形態では、マイクロ波を生体粘膜に照射する例で説明したが、音波、例えばマイクロ波の音波を生体粘膜に照射するようにしても良い。

40

【 0 0 8 4 】

（第 7 の実施の形態）

次に図 2 9 を参照して、本発明の第 7 の実施の形態を説明する。図 2 9 は本発明の第 7 の実施の形態における電子内視鏡 2 K の先端側の構成を示す。本実施の形態は、第 6 の実施の形態におけるマイクロ波放射デバイス 9 1 の代わりに、磁気エネルギーを印加する磁気コイル 9 6 を設けた構成にしている。

なお、この場合には温度センサ 9 4 が設けてない。そして、N B I 観察モード時に、磁気コイル 9 6 で発生した磁気エネルギーを生体粘膜 7 a に印加することができるようになっている。本実施の形態は、磁気エネルギーを生体粘膜 7 a に印加することにより、血流を増大させて、毛細血管等の観察を行い易くする。

50

なお、本実施の形態の変形例は、図 30 に示すように生体 7 の外部に配置した体外磁気コイル 97 を有し、電源 98 からこの体外磁気コイル 97 に電力を供給して磁気エネルギーを生体 7 に印加する構成である。この場合には、生体 7 に挿入される電子内視鏡 2 K は、図 29 の電子内視鏡 2 K において、磁気コイル 96 を有しない構成である。電源 98 は、回転フィルタ制御装置 45 により制御される。

【 0085 】

図 30 に示すように体外磁気コイル 97 は、電子内視鏡 2 K により体腔内で観察している部分にも磁気エネルギーを印加する。

本変形例は、NBI 観察モードに設定された場合、体外から電子内視鏡 2 K で観察する観察対象部位に磁気エネルギーを印加して、毛細血管等の血管の血流を増大した状態での観察を可能にする。

10

なお、図 30 の変形例は、体外磁気コイル 97 は、生体 7 の外部に配置されて、発生した磁気エネルギーを生体 7 に印加する構成となっているが、これに限定されるものでなく、例えば電子内視鏡 2 K の外部に磁気コイル 96 等の磁気エネルギー発生手段を設ける構成にしても良い。

【 0086 】

(第 8 の実施の形態)

次に図 31 を参照して、本発明の第 8 の実施の形態を説明する。図 31 は本発明の第 8 の実施の形態における電子内視鏡 2 L の先端側の構成を示す。本実施の形態は、図 30 の電子内視鏡 2 K 或いは図 11 の電子内視鏡 2 A において、その先端部 12 にキャップ 99 が装着されている。

20

そして、NBI 観察モード時にチャンネル 21 を介して生体粘膜 7a の表面側を吸引して、図 31 に示すようにキャップ 99 内部に収納された生体粘膜 7a 部分の血管を鬱血状態にして血管を観察し易くする。

本実施の形態は、既存の電子内視鏡の場合にも簡単に、毛細血管等をより観察し易い状態に設定して観察することができる。

【 0087 】

上述した実施の形態等における血流を変化させる手段、方法の他に、本発明は、生体粘膜 7a に刺激を与えて毛細血管等の血管における血流を変化させる手段、方法等も含む。例えば、生体粘膜 7a を押圧して、押圧を解除した場合に赤くなる血流現象を利用し、この押圧を解除した時に NBI 観察モードで観察を行うようにしても良い。

30

また、本発明は、例えば NBI 観察モードに設定された時、これに連動して体位を変更する構成にしたものも含む。そして、体位の変更により、重力方向に血液が流れ易くなる現象を利用して、血流を変化させ、NBI 観察モードで毛細血管等の血管、又は血流を観察し易くしても良い。

上述した実施の形態等は、血流変化部により、体腔内の生体表面付近の毛細血管を含む血管の血流を変化させることができ、血管又は血流を観察し易くできる効果を有する。

【 0088 】

なお、上述した実施の形態を部分的に組み合わせて異なる実施の形態を構成しても良い。例えば、図 15 に示すペルチェ素子 53 等の加温デバイスや図 26 に示すマイクロ波放射デバイス 91 を挿入部 8 の先端部 12 に設ける代わりに、チャンネル 21 内に挿通可能なワイヤ若しくはチューブの先端に設けた構成にしても良い。

40

【 0089 】

つまり、本発明は、血流を変化させる血流変化手段を内視鏡に一体的に設ける構成に限らず、内視鏡に着脱自在な構成のものも含む。

また、上述した実施の形態等においては、例えば通常観察モードから NBI 観察モードに切り替えた場合、血流変化手段により血流を増大させる等の変化を与える機能が連動する場合を主に説明した。観察モードの切り替えに連動させる場合に限定されるものでなく、術者が血流変化手段の動作の ON / OFF を行う構成にしても良い。

例えば図 28 における操作部 9 に血流変化手段を構成するマイクロ波放射デバイス 91

50

によるマイクロ波放射のON/OFFの指示操作を行うスイッチ46dを設けるようにしても良い(図28において、点線で示している)。

【0090】

このスイッチ46dの操作信号は、制御装置45に入力され、この制御装置45はON/OFFの操作信号に応じてマイクロ波放射デバイス91に供給される電力のON/OFF(供給/供給停止)を行う。

なお、他の実施の形態等にも適用しても良い。例えば第1の実施の形態における図2において、さらにスイッチ46dを設け、このスイッチ46dのON/OFF指示操作により、ヒータ電源51のヒータ50への加熱用電力のON/OFFを行うと共に、ポンプ48の動作のON/OFFを行う構成にしても良い。

10

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

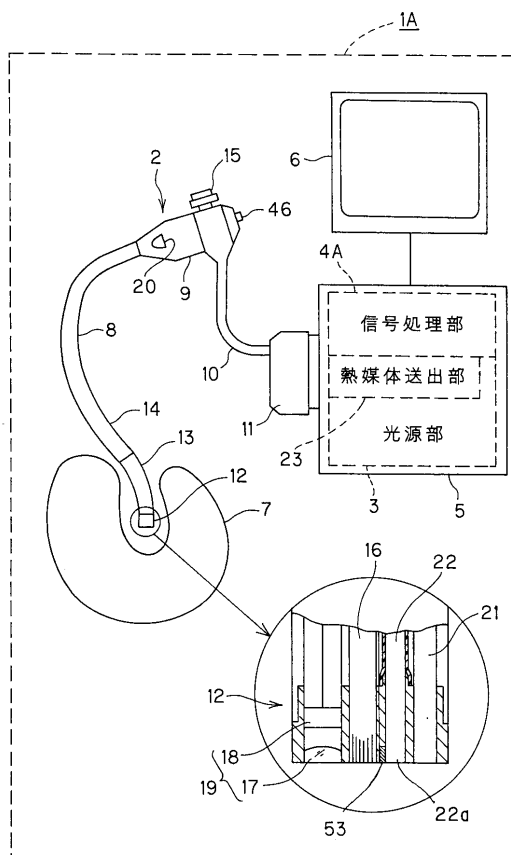
【0091】

体腔内に挿入される挿入部の先端部に、生体表面に加温された媒体を噴射或いは加温する遠赤外線照射等を行える構成にしている。これにより、生体表面付近の血管の血流を変化させ、内視鏡検査中においても、円滑に生体表面付近の毛細血管等の血管の走行状態をより観察しやすい状態に設定できる。

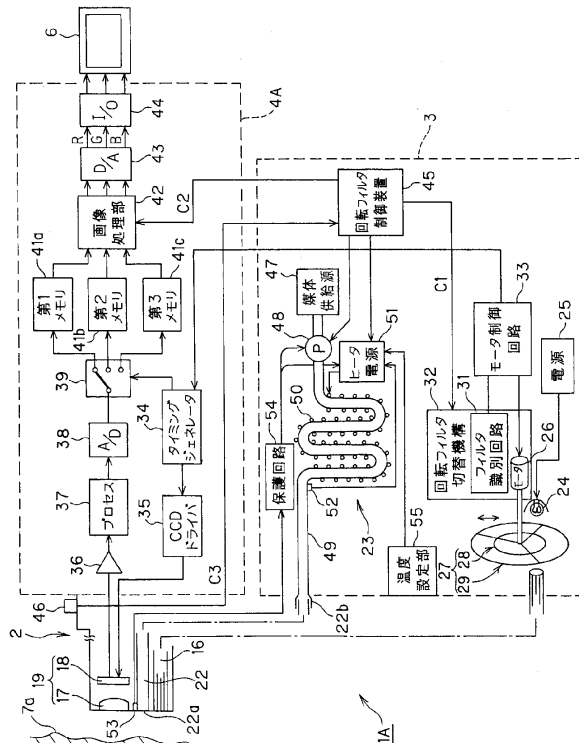
本出願は、2006年5月24日に米国に特許出願された出願番号11/439,815号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されるものとする。

20

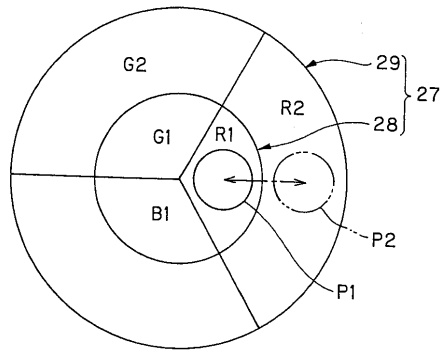
【図1】



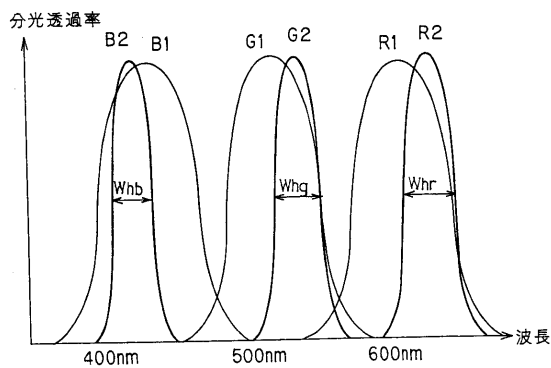
【図2】



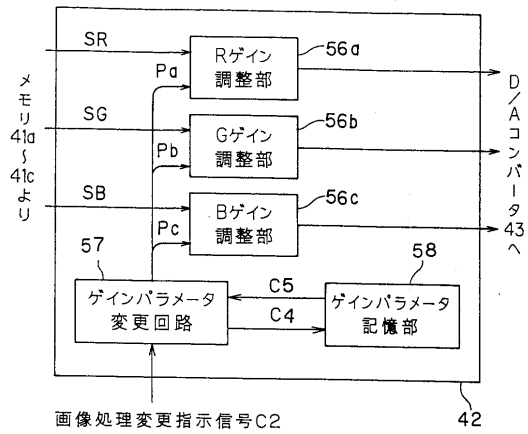
【図 3】



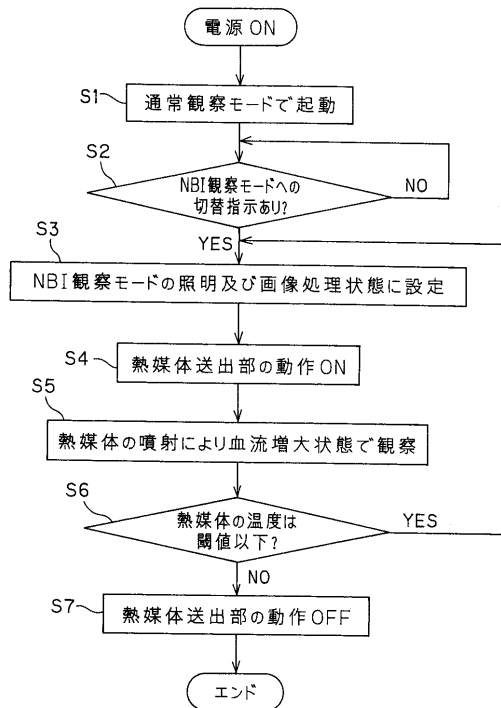
【図 4】



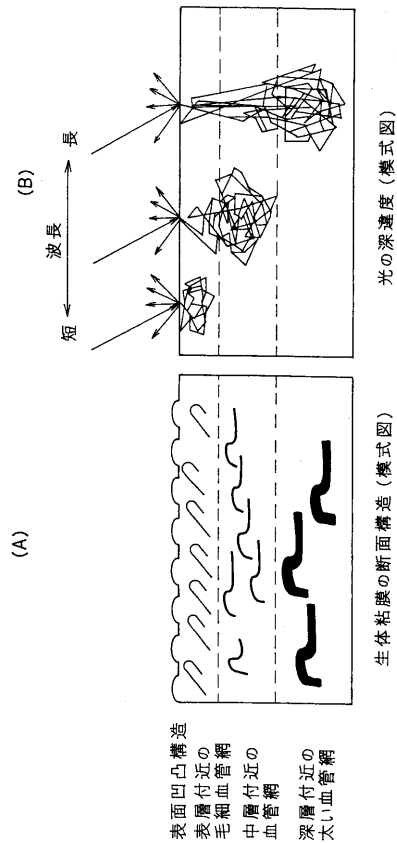
【図 5】



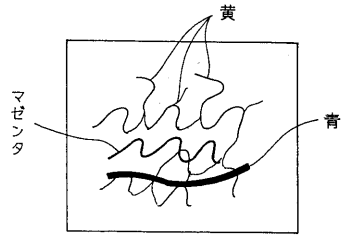
【図 6】



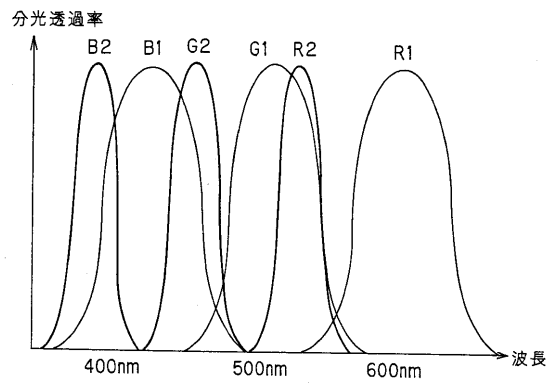
【図 7】



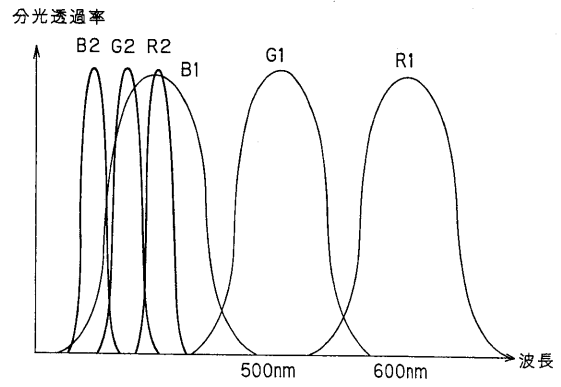
【図 8】



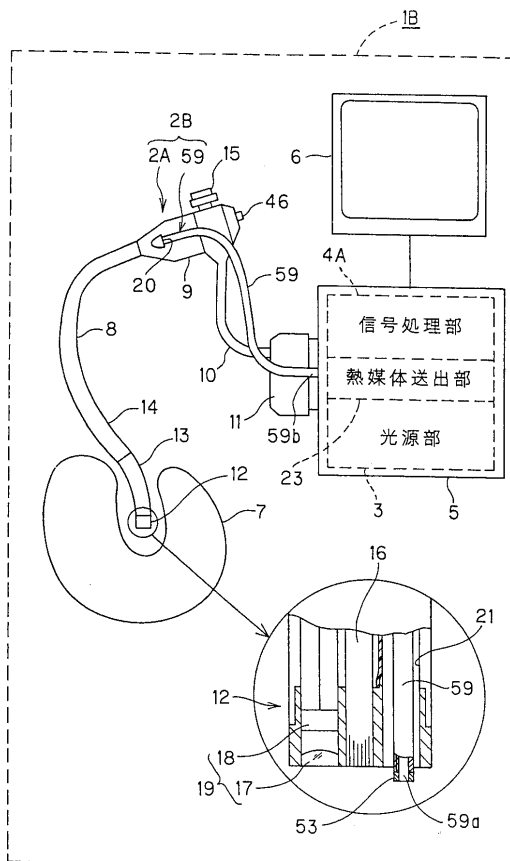
【図 9】



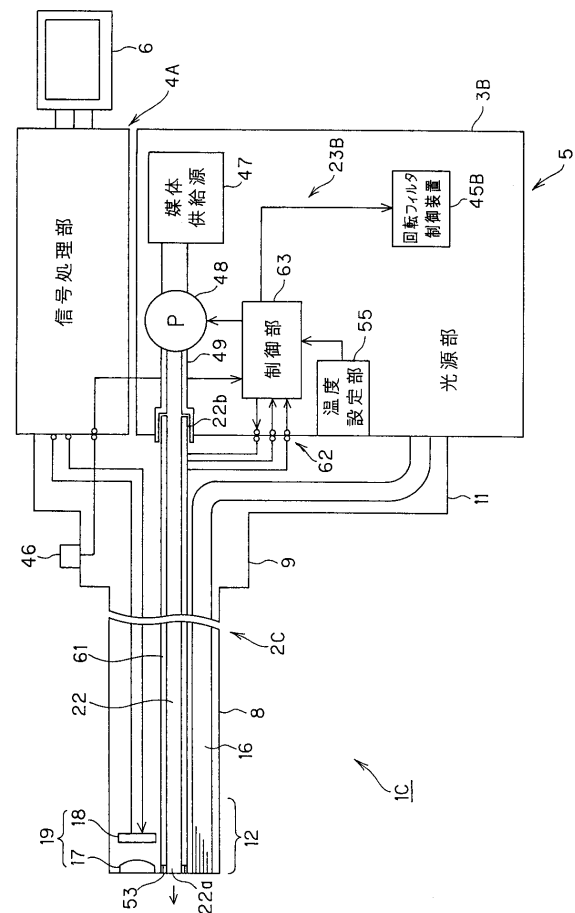
【図 10】



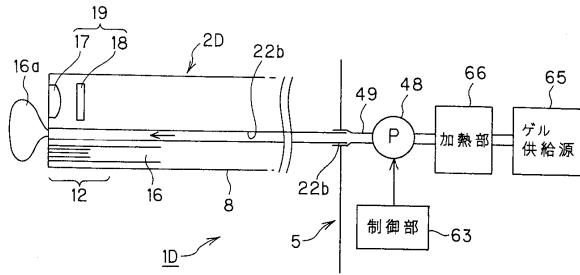
【図 11】



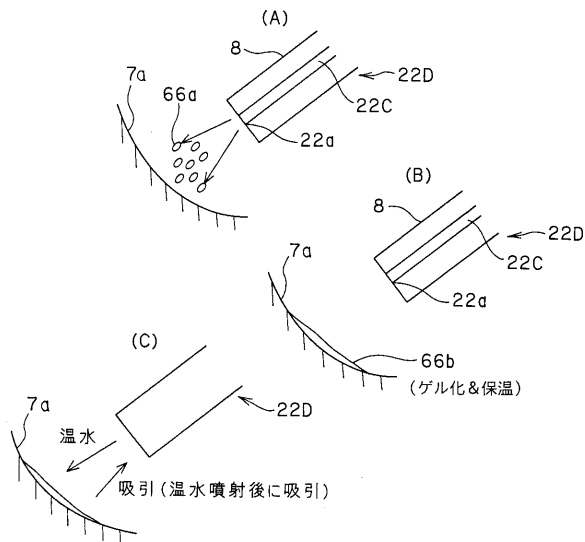
【図 12】



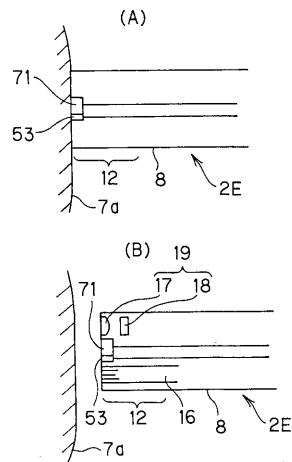
【図13】



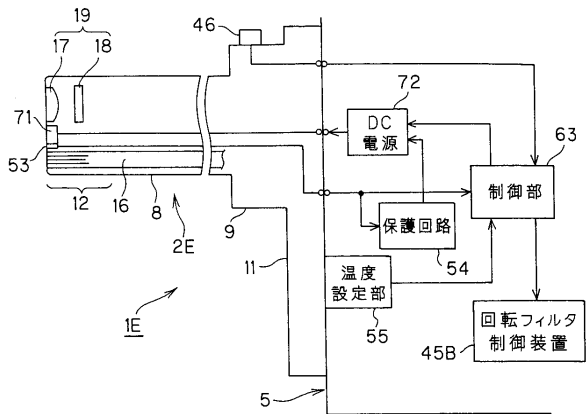
【図14】



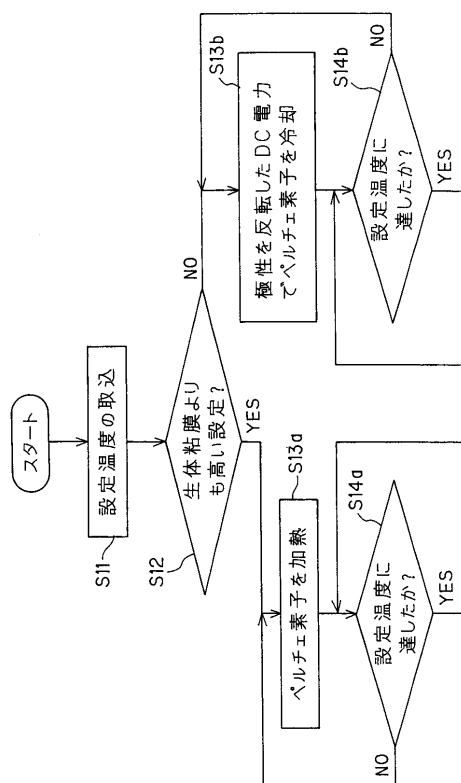
【図16】



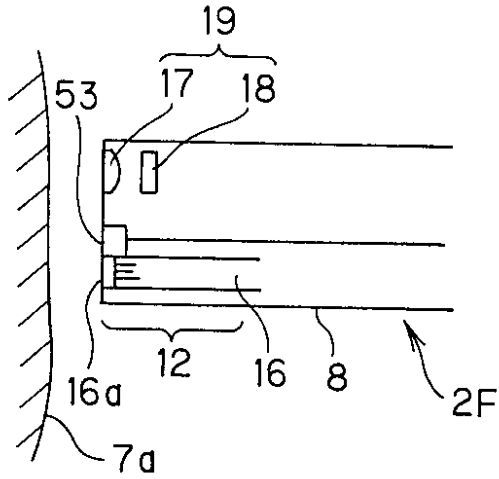
【図15】



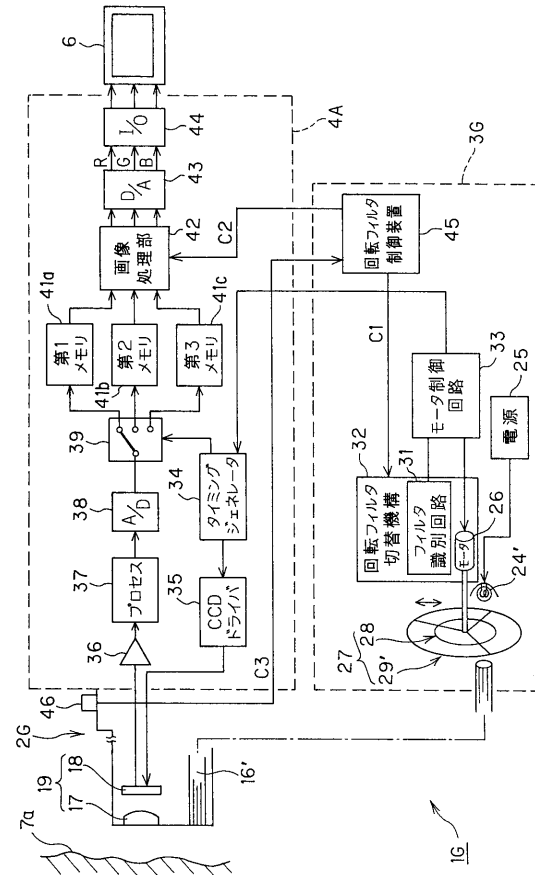
【図17】



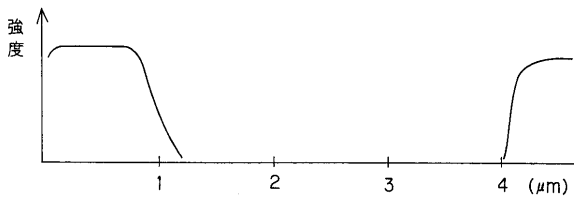
【 図 1 8 】



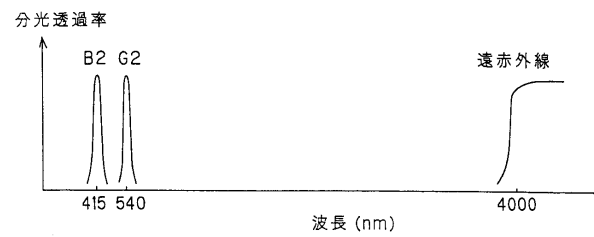
【 図 1 9 】



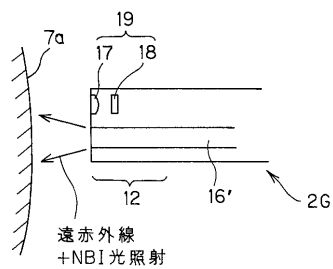
【 ㄨ 2 0 】



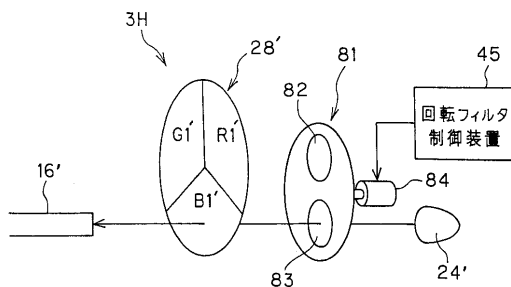
【 図 2 3 】



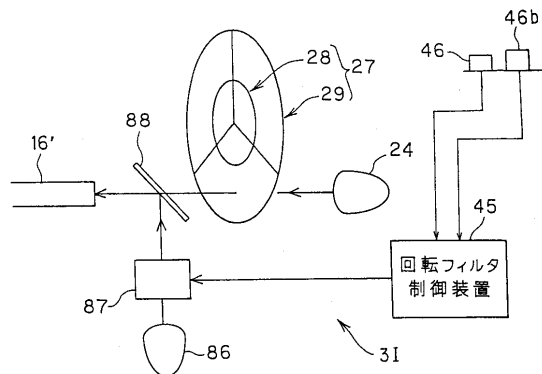
【 図 2 1 】



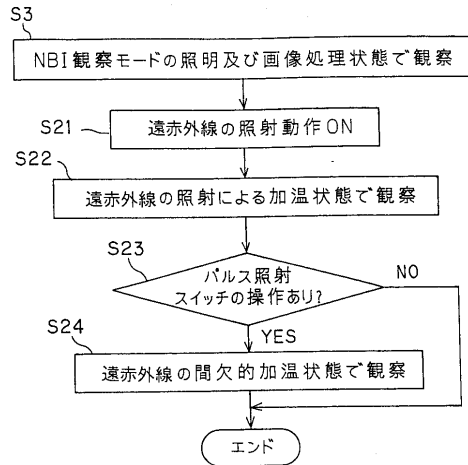
【 図 2 2 】



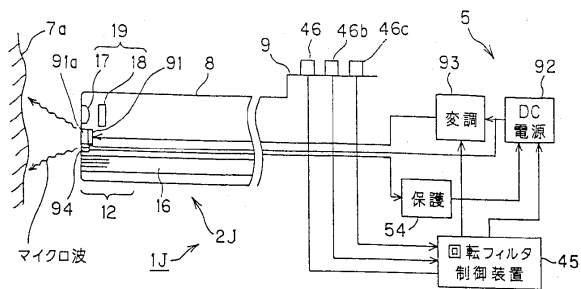
【 図 2 4 】



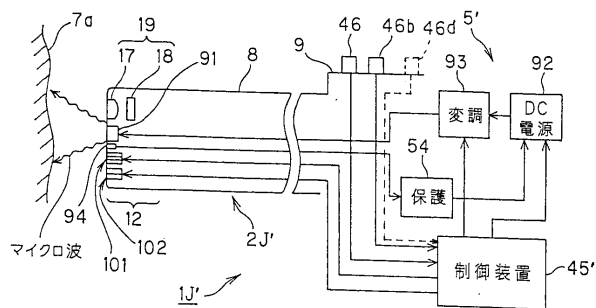
【図 25】



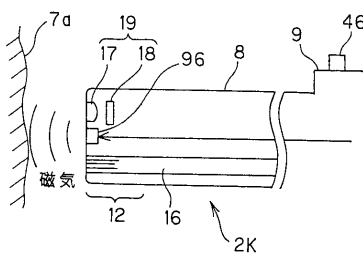
【図 26】



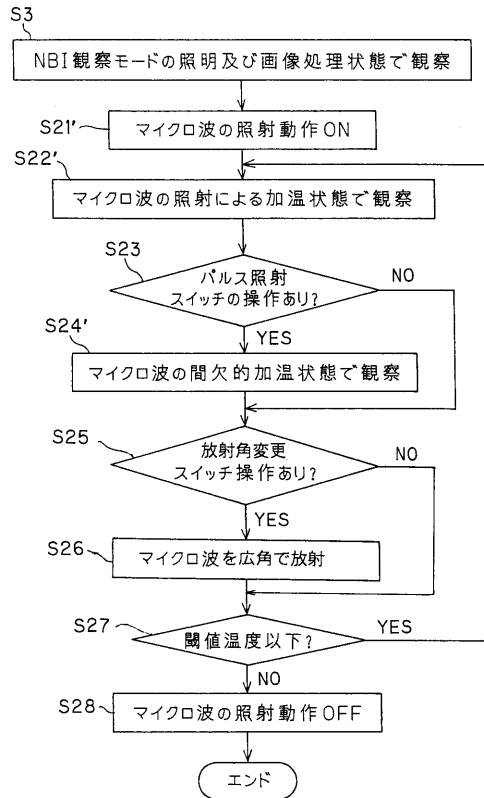
【図 28】



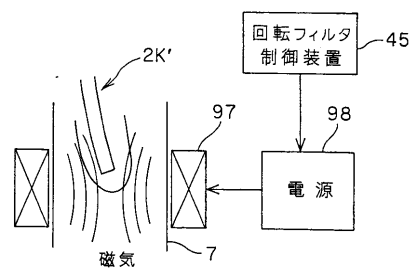
【図 29】



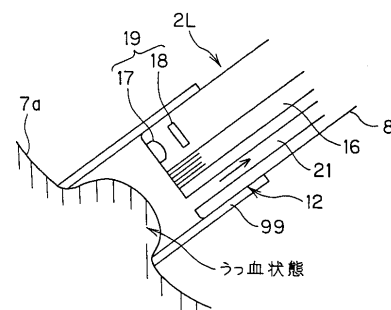
【図 27】



【図 30】



【図 31】



フロントページの続き

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開平05-103775(JP,A)
特開2006-061621(JP,A)
特開昭55-130640(JP,A)
特開昭57-025863(JP,A)
特開2003-010206(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 10/00

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5000643B2	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	JP2008516549	申请日	2006-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	後野和弘 郷野孝明 真貝成人		
发明人	後野 和弘 郷野 孝明 真貝 成人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/0261 A61B1/0008 A61B1/015 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B1/12 A61F7/007 A61F7/12 A61F2007/0059 A61F2007/0086 A61N2005/066		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P A61B10/00.T		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	永井伸一		
优先权	11/439815 2006-05-24 US		
其他公开文献	JPWO2007135757A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜包括：插入部分，插入体腔；照射窗，设置在插入部分的远端部分，用于发射照明光；观察窗，用于观察照射体腔的内部；以及温度变化或振动能量并且，血流改变单元通过添加来改变体腔中的活体表面附近的血管的血流。

【 图 1 】

