

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される内視鏡の挿入部に着脱可能なアプリケータを含む内視鏡用アプリケータ装置であって、

前記アプリケータは、前記体腔内の生体組織の患部に投与した光感受性物質を励起して作用させるための励起光を照射する発光素子を備える、内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 2】

前記発光素子は、前記アプリケータの周方向に沿って複数配置される、請求項 1 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 3】

前記アプリケータは、前記光感受性物質を前記体腔内の前記生体組織に投与する流路を備える、請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 4】

前記流路は、前記アプリケータの周方向に沿って複数開口される、請求項 3 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 5】

前記内視鏡は、

前記体腔内を照明光により照光する照光部と、

前記体腔内から受光する受光部と、

前記挿入部に挿通された処置具が入出する鉗子口と

を前記挿入部の先端部に有する、請求項 3 又は 4 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 6】

前記アプリケータは、前記受光部を覆うことにより少なくとも前記励起光を減光又は遮光する光学フィルタを備える、請求項 5 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 7】

前記アプリケータは、前記光学フィルタによる前記励起光の減光量の調整、又は前記励起光の遮光の有無の切り換えを行うフィルタ調整手段を有する、請求項 6 に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 8】

前記内視鏡を含む内視鏡システムは、

前記照明光を生成して前記照光部に導光する光源装置と、

前記受光部からの受光に基づく撮像画像を処理して観察画像を生成するプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置と電氣的に接続され、前記プロセッサ装置で生成した前記観察画像を表示するモニタ装置と

を備え、

前記内視鏡用アプリケータ装置は、

前記発光素子に給電するとともに前記プロセッサ装置に電氣的に接続される電源装置と

、

前記電源装置から前記発光素子に給電したとき、前記プロセッサ装置から前記モニタ装置への前記励起光に関する出力信号を減衰又は遮断する制御手段と

をさらに備える、請求項 5 から 7 の何れか一項に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 9】

前記アプリケータは、前記挿入部の先端部に装着される先端フードである、請求項 1 から 8 の何れか一項に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

【請求項 10】

前記光感受性物質は発光プローブであって、

前記発光素子は、前記アプリケータにより前記体腔内の生体組織の患部に投与した前記発光プローブを励起して発光させるための励起光を照射する、請求項 1 から 9 の何れか一項に記載の内視鏡用アプリケータ装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記流路を介して前記光感受性物質を供給開始する供給開始手段と、

前記発光素子から前記励起光を照射開始する照射開始手段と、

前記処置具により前記生体組織における患部を処置した後、前記供給開始手段による前記発光プローブの供給開始、及び前記照射開始手段による前記励起光の照射開始を行い、前記受光部からの受光による前記発光プローブの発光観察の結果に基づいて、前記生体組織における残留患部の有無を判定する判定手段と

を備える、請求項 1 0 に記載の内視鏡用アプリケーション装置。

【請求項 1 2】

前記発光プローブは、蛍光プローブである、請求項 1 0 又は 1 1 に記載の内視鏡用アプリケーション装置。

10

【請求項 1 3】

前記発光素子は、前記体腔内の生体組織の患部に蓄積させた前記光感受性物質を励起して前記患部に光化学反応による傷害を付与するための励起光を照射する、請求項 1 から 9 の何れか一項に記載の内視鏡用アプリケーション装置。

【請求項 1 4】

前記発光素子は、発光ダイオードである、請求項 1 から 1 3 の何れか一項に記載の内視鏡用アプリケーション装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡用アプリケーション装置に関し、特に内視鏡治療を行う内視鏡システムに適用可能な内視鏡用アプリケーション装置に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

特許文献 1 には、内視鏡の挿入部の先端部に開口された鉗子口から光ファイバを突出させ、励起用レーザ光を体腔内に照射可能とするフード付き内視鏡が開示されている。

また、特許文献 2 には、内視鏡の挿入部の先端フードにオーバーチューブを装着し、オーバーチューブに配設された光ファイバを介して励起用レーザ光を体腔内に照射可能とする電子内視鏡が開示されている。

30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0 0 0 3】**

【特許文献 1】特開 2 0 1 2 - 5 0 5 1 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 2 - 8 1 0 4 8 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 4】**

しかしながら、特許文献 1 においては、内視鏡の鉗子口をレーザ光照射のために利用しているため、その間は光ファイバが鉗子口を占有し、内視鏡において鉗子口を介した処置具の使用ができない。また、レーザ光照射のときと処置時とにおいて、内視鏡に光ファイバと処置具とを抜き差しして切り換える作業が発生するため、内視鏡の使用に係る操作が煩雑になり、作業に時間を要する。

40

【0 0 0 5】

また、特許文献 2 においては、内視鏡に、先端フードとオーバーチューブとの双方を装着する必要があるため、内視鏡の構成が複雑となるとともに、作業が煩雑となる。

本発明は、このような課題に鑑みてなされたもので、内視鏡治療を円滑に行うことができる内視鏡用アプリケーション装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0 0 0 6】**

50

本発明は以下の態様として実現することができる。

本態様に係る内視鏡用アプリケータ装置は、体腔内に挿入される内視鏡の挿入部に着脱可能なアプリケータを含む内視鏡用アプリケータ装置であって、アプリケータは、体腔内の生体組織の患部に投与した光感受性物質を励起して作用させるための励起光を照射する発光素子を備える。

【0007】

また、本態様に係る前述した発光素子は、アプリケータの周方向に沿って複数配置される。

また、本態様に係る前述したアプリケータは、光感受性物質を体腔内の生体組織に投与する流路を備える。

10

【0008】

また、本態様に係る前述した流路は、アプリケータの周方向に沿って複数開口される。

また、本態様に係る前述した内視鏡は、体腔内を照明光により照光する照光部と、体腔内から受光する受光部と、挿入部に挿通された処置具が入出する鉗子口とを挿入部の先端部に有する。

【0009】

また、本態様に係る前述したアプリケータは、受光部を覆うことにより少なくとも励起光を減光又は遮光する光学フィルタを備える。

また、本態様に係る前述したアプリケータは、光学フィルタによる励起光の減光量の調整、又は励起光の遮光の有無の切り換えを行うフィルタ調整手段を有する。

20

【0010】

また、本態様に係る前述した内視鏡を含む内視鏡システムは、照明光を生成して照光部に導光する光源装置と、受光部からの受光に基づく撮像画像を処理して観察画像を生成するプロセッサ装置と、プロセッサ装置と電氣的に接続され、プロセッサ装置で生成した観察画像を表示するモニタ装置とを備え、内視鏡用アプリケータ装置は、発光素子に給電するとともにプロセッサ装置に電氣的に接続される電源装置と、電源装置から発光素子に給電したとき、プロセッサ装置からモニタ装置への励起光に関する出力信号を減衰又は遮断する制御手段とをさらに備える。

【0011】

また、本態様に係る前述したアプリケータは、挿入部の先端部に装着される先端フードである。

30

また、本態様に係る前述した光感受性物質は、発光プローブであって、発光素子は、アプリケータにより体腔内の生体組織の患部に投与した発光プローブを励起して発光させるための励起光を照射する。

【0012】

また、本態様に係る前述した流路を介して発光プローブを供給開始する供給開始手段と、発光素子から励起光を照射開始する照射開始手段と、処置具により生体組織における患部を処置した後、供給開始手段による発光プローブの供給開始、及び照射開始手段による励起光の照射開始を行い、受光部からの受光による発光プローブの発光観察の結果に基づいて、生体組織における残留患部の有無を判定する判定手段とを備える。

40

【0013】

また、本態様に係る前述した発光プローブは、蛍光プローブである。

また、本態様に係る前述した発光素子は、体腔内の生体組織の患部に蓄積させた光感受性物質を励起して患部に光化学反応による傷害を付与するための励起光を照射する。

また、本態様に係る前述した発光素子は、発光ダイオードである。

【発明の効果】

【0014】

本発明の前述した内視鏡用アプリケータ装置の態様によれば、内視鏡治療を円滑に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 5 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡用アプリケータ装置が適用される内視鏡システムの概略図である。

【図 2】図 1 の内視鏡の挿入部における先端部を示す正面図である。

【図 3】図 2 の内視鏡の先端部にアプリケータを装着する前の状態を示す斜視図である。

【図 4】図 3 の状態から、内視鏡の先端部にアプリケータを装着した後の状態を示す斜視図である。

【図 5】図 4 の A - A 矢視断面図である。

【図 6】図 2 の内視鏡の先端部に、本発明の別の実施形態に係るアプリケータを装着する前の状態を示す斜視図である。

10

【図 7】図 2 の内視鏡の先端部に、本発明のさらに別の実施形態に係るアプリケータを装着する前の状態を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、図面に基づき本発明の一実施形態に係る内視鏡用アプリケータ装置について説明する。

図 1 は、本実施形態の内視鏡用アプリケータ装置 1（以下、単にアプリケータ装置 1 ともいう）が適用される内視鏡システム 2 の概略図を示す。内視鏡システム 2 は、内視鏡 4 と、内視鏡 4 と電氣的及び光学的に接続される光源装置 6 と、内視鏡 4 と電氣的に接続されるプロセッサ装置 8 と、プロセッサ装置 8 とケーブル 1 4 で電氣的に接続されるモニタ装置 1 0 と、内視鏡 4 に供給する空気や水が貯留される送気送水タンク 1 2 とを備える。

20

【 0 0 1 7 】

内視鏡 4 は、被検者の体腔内に挿入される可撓性を有した挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に結合された操作部 1 8 と、操作部 1 8 から延設されるユニバーサルコード 2 0 及び送気送水チューブ 2 2 とを備える。ユニバーサルコード 2 0 には、操作部 1 8 と光源装置 6 及びプロセッサ装置 8 とをそれぞれ電氣的に接続する図示しないコードが内蔵されている。送気送水チューブ 2 2 は、送気送水タンク 1 2 から操作部 1 8 に向けて空気や水を送るために設けられ、ユニバーサルコード 2 0 には、送気送水チューブ 2 2 の一部は内蔵されている。

【 0 0 1 8 】

30

図 2 は、内視鏡 4 の挿入部 1 6 における先端部 2 4 の正面図を示す。先端部 2 4 には、体腔内を照明光により照光する 2 つの照光部 2 6 と、体腔内から受光する受光部 2 8 と、挿入部 1 6 に挿通された鉗子等の処置具 3 0 が入出する鉗子口 3 2 と、体腔内に送気送水するための送気送水口 3 4 とが形成されている。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示す挿入部 1 6 及び操作部 1 8 の内部には、何れも図示しないが、鉗子口 3 2 に向けて処置具 3 0 が挿入される鉗子チャンネル、送気送水口 3 4 に向けて送気送水タンク 1 2 から空気や水を流す送気送水チャンネルが設けられている。照光部 2 6 は、光源装置 6 で生成した照明光を操作部 1 8 及び挿入部 1 6 に挿通される図示しない光ファイバを介して先端部 2 4 から体腔内に照明光を照射する。

40

【 0 0 2 0 】

受光部 2 8 は、図示しない対物レンズや撮像素子等を備え、体腔内から受光することにより観察対象の撮像画像の情報を取得する。光源装置 6 は、例えばキセノンランプやハロゲンランプ等の図示しない光源を備え、操作部 1 8 の操作等に基づき、光源により照明光を生成する。この照明光は、例えば白色光であって、ユニバーサルコード 2 0、操作部 1 8、挿入部 1 6 を順に介して先端部 2 4 の各照光部 2 6 に導光される。なお、光源装置 6 はその他の光源であっても良い。

【 0 0 2 1 】

プロセッサ装置 8 は、操作部 1 8 の操作等に基づき、受光部 2 8 により取得された撮像画像の情報を処理して観察画像を生成し、ケーブル 1 4 を介してモニタ装置 1 0 に伝送す

50

る。モニタ装置 10 は、プロセッサ装置で生成した観察画像を表示する。なお、モニタ装置 10 に、観察画像の表示設定等の入力可能な図示しない入力部を設けても良い。

【0022】

図 1 に示すように、操作部 18 には、挿入部 16 の先端部 24 を三次元的に湾曲させるためのアングルノブ 36 と、照光ボタン 38a、送気送水ボタン 38b、撮像ボタン 38c 等の各種の操作ボタン 38 と、処置具 30 の挿入口 40 とが設けられている。照光ボタン 38a を操作することにより、光源装置 6 で生成した照明光をユニバーサルコード 20、操作部 18、挿入部 16 を順に介して各照光部 26 から体腔内に照射可能である。

【0023】

送気送水ボタン 38b を操作することにより、送気送水タンク 12 の空気や水を送気送水チューブ 22、ユニバーサルコード 20、操作部 18、挿入部 16 を順に介して送気送水口 34 から体腔内に噴射可能である。撮像ボタン 38c を操作することにより、受光部 28 で取得した撮像画像の情報を挿入部 16、操作部 18、ユニバーサルコード 20 を順に介してプロセッサ装置 8 に伝送可能であり、また、モニタ装置 10 に表示された観察画像の拡大縮小可能である。また、挿入口 40 から突出した処置具 30 を操作することにより体腔内の患部の処置が可能となる。

【0024】

このように、操作部 18 では、照光部 26 及び受光部 28 に係る制御、鉗子口 32 にて入出される処置具 30 の操作、送気送水口 34 からの送気送水等の先端部 24 における各種の操作及び制御や操作を一括して行うことができる。なお、これまで説明した内視鏡 4 及び内視鏡システム 2 は、高感度 CCD カメラ等を有して蛍光観察を行うことができるような特殊で高価な専用仕様のものではなく、一般的な体腔内観察及び治療が可能で通常仕様のものであって、比較的安価なものである。

【0025】

ここで、本実施形態のアプリータ装置 1 は、前述した通常仕様の内視鏡 4 及び内視鏡システム 2 に別途後から装着して使用することができる。図 1 に示すように、アプリータ装置 1 は、内視鏡 4 の先端部 24 に着脱可能に装着されるアプリータ 42 と、電源装置 44 と、制御回路（制御手段）46 と、プローブタンク 48 とを備えている。

【0026】

電源装置 44 は、アプリータ 42 及びプロセッサ装置 8 にそれぞれケーブル 50、52 を介して電氣的に接続される。また、電源装置 44 には、ケーブル 50 を介してアプリータ 42 側に給電可能な電源スイッチ 54 が設けられている。制御回路 46 は、電源装置 44 とプロセッサ装置 8 との間のケーブル 52 において電氣的に介在される。

【0027】

プローブタンク 48 は、アプリータ 42 に供給する蛍光プローブ（発光プローブ、光感受性物質）が貯留され、アプリータ 42 にプローブチューブ束 56 を介して接続されている。また、プローブタンク 48 には、蛍光プローブをプローブチューブ束 56 を介してアプリータ 42 側に供給開始する供給スイッチ 58 が設けられている。

【0028】

本実施形態の蛍光プローブは、初期状態は無蛍光であるものの、生体組織の患部、例えば癌細胞の膜表面に過剰に発現する所定の酵素と特異に反応し、蛍光が大幅に増大する蛍光物質である。この蛍光プローブは、所定の励起波長の励起光を照射することにより、緑色の蛍光を発生する。さらに、この蛍光プローブは、優れた細胞膜透過性を有している。

【0029】

また、アプリータ 42 には、後述する光学フィルタ 68 の調整ワイヤ 60 が接続されている。好ましくは、ケーブル 50、プローブチューブ束 56、及び調整ワイヤ 60 は、図 1 に示すように、これらを内部に集約して形成した 1 つのユニバーサルコード 62 によってアプリータ 42 の端面 42b に一括して接続される。

【0030】

図 3 は、内視鏡 4 の先端部 24 にアプリータ 42 を装着する前の状態の斜視図を示す

10

20

30

40

50

。また、図 4 は、内視鏡 4 の先端部 2 4 にアプリケータ 4 2 を装着した後の状態の斜視図を示す。アプリケータ 4 2 は、例えば、筒状を呈し、先端部 2 4 への着脱が容易な柔軟性がある樹脂から形成されている。また、内視鏡 4 の通常使用時やアプリケータ装置 1 による蛍光観察時における光学的な影響を極力排除するために、好ましくは透明樹脂から形成され、例えばシリコン樹脂等から形成されている。

【0031】

図 4 に示すように、アプリケータ 4 2 は、先端部 2 4 に装着した状態において、少なくとも各照光部 2 6、鉗子口 3 2、及び送気送水口 3 4 が体腔内に露出可能である。このため、アプリケータ 4 2 を先端部 2 4 に装着した状態においても、鉗子口 3 2 から処置具 3 0 の入出が可能であり、内視鏡 4 のその他の機能も制約を受けることはない。

10

【0032】

また、本実施形態のアプリケータ 4 2 は、いわゆる先端フードとしても兼用され、先端部 2 4 に装着することにより内視鏡診断時に体腔内における先端部 2 4 の接触によって生体組織が損傷等することを阻止可能である。また、アプリケータ 4 2 は、先端部 2 4 と観察対象である生体組織との適切な距離を確保する役割をも担い、体腔内における各照光部 2 6 による適切な照光、及び受光部 2 8 による適切な撮像を可能とする。

【0033】

ここで、内視鏡 4 の先端部 2 4 側に位置するアプリケータ 4 2 の先端面 4 2 a には、その周方向に沿って多数の LED チップ（発光素子、発光ダイオード）6 4 が設けられている。また、先端面 4 2 a における各 LED チップ 6 4 の外周側には、先端面 4 2 a の周方向に沿って多数の流路 6 6 が開口されている。

20

【0034】

各流路 6 6 は、先端面 4 2 a から、アプリケータ 4 2 の筒高さ方向における先端面 4 2 a と反対側の端面 4 2 b に至るまでアプリケータ 4 2 の外周部 4 2 c を貫通して形成されている。端面 4 2 b における各流路 6 6 の開口には、ユニバーサルコード 6 2 の内部に配置されたプローブチューブ束 5 6 を構成する図示しない各プローブチューブがそれぞれ接続される。

【0035】

プローブタンク 4 8 の供給スイッチ 5 8 をオンにすることにより、蛍光プローブは、プローブタンク 4 8 からプローブチューブ束 5 6 を介して各流路 6 6 の開口から体腔内の生体組織に投与される。好ましくは、各流路 6 6 の開口はノズル状に狭められており、これにより蛍光プローブは生体組織に向けて満遍なく噴霧される。

30

【0036】

LED チップ 6 4 は、高輝度光を照射可能な極小のものであって、蛍光プローブを励起して蛍光させるための励起光を照射する。LED チップ 6 4 から照射される励起光は、例えば、所定の励起波長（例えば約 488 nm 以上）を有する青色光である。蛍光プローブは、患部と反応すると、前述した励起光により励起され、所定の励起波長（例えば約 525 nm）においては蛍光強度が極度に大きな（反応前の 350 倍程度）の緑色の蛍光を発生する。この緑色蛍光は、蛍光観察において生体組織や処置の際の出血等と判別が容易であるため、患部の特定に好適である。

40

【0037】

さらに、本実施形態のアプリケータ 4 2 は、光学フィルタ 6 8 を備えている。光学フィルタ 6 8 は、励起光カットフィルタであって、図 4 に示すように、アプリケータ 4 2 の先端面 4 2 a からアプリケータ 4 2 の筒径方向中心に向けて受光部 2 8 を覆う範囲に形成されている。光学フィルタ 6 8 は、光学素子 7 0、光学素子 7 0 を収納するカバー部 7 2、及び、ユニバーサルコード 6 2 に一部が内蔵された前述の調整ワイヤ 6 0（図 1 参照）を備える。調整ワイヤ 6 0 は光学素子 7 0 に接続されている。

【0038】

光学素子 7 0 は、例えば、表面をラミネートコーティングしたフィルム状の硝子材から形成されて可撓性を有し、前述した所定の励起波長を有する励起光を透過しない、或いは

50

透過し難く性能を有する。このため、光学素子 70 が受光部 28 で受光する励起光を減光又は遮光し、これにより、蛍光プローブが発生する蛍光をより鮮明に受光部 28 で受光することができ、高精度な蛍光観察を行うことができる。なお、一般に、蛍光波長は励起波長よりも長いため、光学フィルタ 68 はいわゆるロングパスフィルタであるのが好ましい。

【0039】

図 5 は、図 4 の A - A 矢視断面図である。なお、図 5 においては、処置具 30 は断面で示しておらず、また、説明上或いは分かり易さの関係上、一部の構成は図示していない。光学フィルタ 68 のカバー部 72 は、例えば、アプリケーション 42 と同様の樹脂でアプリケーション 42 と一体成形され、光学素子 70 の外周部を部分的に保持しながら、アプリケーション 42 の筒径方向及び筒高さ方向に沿って光学素子 70 を移動可能に収容している。

10

【0040】

調整ワイヤ 60 は、一端が光学素子 70 に接続され、他端がアプリケーション 42 の外周部を挿通されてアプリケーション 42 の端面 42b からユニバーサルコード 62 を経て突出している。調整ワイヤ 60 をアプリケーション 42 の外部においてアプリケーション 42 に対し抜き差しして操作する。

【0041】

光学素子 70 が受光部 28 を覆う位置に前進されたときには光学フィルタ 68 を機能させ、一方、光学素子 70 が受光部 28 を露出させる位置に退行されたときには光学フィルタ 68 の機能をさせない。これにより、光学フィルタ 68 において、励起光の減光量の調整、又は励起光の遮光の有無の切り換えが行われる（フィルタ調整手段）。

20

【0042】

制御回路 46 は、各 LED チップ 64 に電源装置 44 から給電が開始されると、プロセッサ装置 8 からモニタ装置 10 への励起光の出力信号を減衰又は遮断する制御を行う。具体的には、受光部 28 で取得した撮像画像の情報は、プロセッサ装置 8 にユニバーサルコード 20 を介して伝送される。ケーブル 14 はプロセッサ装置 8 及びモニタ装置 10 をいわゆる RGB 端子で接続しているため、撮像画像の情報は、プロセッサ装置 8 において R（赤）、G（緑）、B（青）の 3 色のアナログ信号に分解され、モニタ装置 10 に伝送される。

【0043】

30

制御回路 46 は、ケーブル 52 を介して電源スイッチ 54 がオンの信号を受けると、プロセッサ装置 8 からモニタ装置 10 に出力される青色光である励起光の信号、すなわちプロセッサ装置 8 の B 端子からの出力信号を減衰又は遮断する。このように、内視鏡システム 2 のプロセッサ装置 8 に、電源装置 44 に接続した制御回路 46 をケーブル 52 で接続することにより、既存の内視鏡システム 2 にいわば励起光信号制御システム 74 を提供することが可能である。

【0044】

以下、図 5 を参照して、内視鏡システム 2 へのアプリケーション装置 1 の適用例について説明する。まず、内視鏡システム 2 を操作部 18 において操作することにより、体腔 76 内の生体組織 78 に存在していた癌細胞等の患部 80 を鉗子口 32 から延びる処置具 30 によって切除し、図 5 の矢印方向に退避させた後、切除後の生体組織 78 の切除面 82 の内側に未だ残留患部 84 が存在していた場合を想定する。

40

【0045】

このような前提のもと、次に、内視鏡システム 2 に予め装備したアプリケーション装置 1 において、プローブタンク 48 の供給スイッチ 58 をオンにする（供給開始手段）。これにより、プローブタンク 48 からプローブチューブ束 56 を介して各流路 66 に蛍光プローブが供給され、生体組織 78 の切除面 82 に各流路 66 の開口から蛍光プローブ 86（破線矢印で示す）が万遍なく噴霧される。蛍光プローブ 86 は、優れた細胞膜透過性を有するため、生体組織 78 の切除面 82 から残留患部 84 に浸透し、残留患部 84 と選択的に反応する。

50

【 0 0 4 6 】

次に、電源装置 4 4 の電源スイッチ 5 4 をオンにする（照射開始手段）。これにより、電源装置 4 4 からケーブル 5 0 を介して各 L E D チップ 6 4 に給電され、各 L E D チップ 6 4 から励起光 8 8（一点鎖線矢印で示す）が照射される。残留患部 8 4 と反応した蛍光プローブ 8 6 は、励起光 8 8 により励起されて蛍光 9 0（二点鎖線矢印で示す）を発生する。この蛍光 9 0 を受光部 2 8 で受光した結果得られた撮像画像がプロセッサ装置 8 で観察画像に処理されてモニタ 1 0 に伝送される。この観察画像を蛍光観察することにより残留患部 8 4 の有無を容易に判定することができる（判定手段）。

【 0 0 4 7 】

以上のように、本実施形態のアプリケータ装置 1 は、蛍光観察に特化した機能のみを集約した装置として構成しており、鉗子口 3 2 が処置具 3 0 の使用以外の用途で制約を受けることはない。具体的には、蛍光観察及びその後の処置において、内視鏡 4 からの処置具 3 0 の着脱や、体腔内からの内視鏡 4 の挿入部 1 6 の着脱は不要である。このように、アプリケータ装置 1 が内視鏡システム 2 及び内視鏡 4 の基本機能を阻害しないことにより、蛍光観察を行う際の内視鏡治療を円滑に行うことができる。

【 0 0 4 8 】

また、例えば、内視鏡 4 による粘膜下層剥離術（E S D 法）により患部を処置した場合、従来は、切除切片を病理判断し、癌細胞の浸潤判定を行い、癌細胞の残留が判定されたときには、別の日に改めて内視鏡手術を行う必要があった。しかし、アプリケータ装置 1 を内視鏡システム 2 に適用することにより、一度の内視鏡手術中に、処置、蛍光観察、次の治療方針決定、再処置をすべて迅速に行うことができる。従って、蛍光観察を行う際の内視鏡治療をさらに円滑に行うことができる。

【 0 0 4 9 】

より詳しくは、各 L E D チップ 6 4 を設けたアプリケータ 4 2 を内視鏡 4 の挿入部 1 6 の先端部 2 4 に着脱可能に設けたことにより、アプリケータ 4 2 の各 L E D チップ 6 4 から励起光を照射することができるため、励起用レーザ光を照射するための光ファイバを鉗子口 3 2 から突出させなくとも良いし、光ファイバを配設するためのオーバーチューブ等は不要であり、また、高価なレーザ光照射装置も不要である。

【 0 0 5 0 】

従って、蛍光観察において、簡単な構成で且つ安価に蛍光プローブを励起して蛍光させることが可能である。なお、昨今、L E D チップ 6 4 の輝度は向上し、さらに本実施形態の蛍光プローブは、低出力の励起光でも極度に大きな蛍光強度を得ることができるため、内視鏡 4 用のアプリケータ 4 2 に励起光の光源として L E D チップ 6 4 を適用した経緯がある。

【 0 0 5 1 】

また、L E D チップ 6 4 をアプリケータ 4 2 の周方向に沿って多数配置することにより、患部において発生する蛍光を高照度により満遍なく励起させることができるため、より鮮明な観察画像を得ることができる。

【 0 0 5 2 】

また、アプリケータ 4 2 に蛍光プローブを投与するための流路 6 6 を設けたことにより、蛍光プローブを投与するために鉗子口 3 2 を使用しなくとも良い。また、例えば、処置後に蛍光観察を行いたい場合に、治療用のスコープに加え、蛍光プローブを供給するためのチューブを体腔内に挿入するような方法を採用しなくとも良いため、患者の負担を大幅に低減することもできる。

【 0 0 5 3 】

また、流路 6 6 をアプリケータ 4 2 の周方向に沿って多数開口することにより、患部に蛍光プローブを満遍なく噴霧することができるため、より効率的に患部の有無を判定することができる。

【 0 0 5 4 】

また、アプリケータ 4 2 に光学フィルタ 6 8 を設けたことにより、プロセッサ装置 8 に

10

20

30

40

50

高度な且つ高価な画像処理のソフトウェアが搭載されていなくとも、励起光による影響を効果的に排除した鮮明な観察画像を生成し、モニタ１０に表示することができる。

【００５５】

また、調整ワイヤ６０により光学素子７０を可動式にしたことにより、光学フィルタ６８による励起光の減光量の調整、又は励起光の遮光の有無の切り換えを容易に行うことができる。このようなフィルタ調整を行うことにより、アプリケーション装置１の使用状況に応じて、励起光による影響をより効果的に排除した鮮明な観察画像を得ることができる。

【００５６】

また、アプリケーション装置１は、電源装置４４及び制御回路４６を備えているため、内視鏡システム２とは独立した励起光信号制御システム７４を提供することができる。この励起光信号制御システム７４は、光学フィルタ６８の機能を補完するものであるとともに、蛍光観察に特化したシステムである。従って、プロセッサ装置８に高度な且つ高価な画像処理のソフトウェアが搭載されていなくとも、モニタ装置１０に励起光による影響を効果的に排除した鮮明な観察画像を表示することができる。

【００５７】

以上で本発明の一実施形態についての説明を終えるが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の変更ができるものである。

例えば、図６に示すように、ＬＥＤチップ６４及び流路６６は、アプリケーション４２の先端面４２ａに限らず、アプリケーション４２の外周部４２ｃに配置、開口しても良い。これにより、各ＬＥＤチップ６４によって励起光を体腔内のより広範囲に亘って照射することができ、また、各流路６６から蛍光プローブを体腔内のより広範囲に亘って満遍なく噴霧することができる。

【００５８】

この場合には、図６に示すように、各ＬＥＤチップ６４及び各流路６６を外周部４２ｃの周方向に沿ってそれぞれ別の環状配列となるように配置、開口するのが好ましい。これにより、各ＬＥＤチップ６４による励起光の照射、及び各流路６６からの蛍光プローブの噴霧を互いに干渉しないで行うことができる。また、外周部４２ｃを段差状に形成して各ＬＥＤチップ６４及び各流路６６を周方向に沿ってそれぞれ別の環状配列となるように配置、開口しても良い。

【００５９】

また、各ＬＥＤチップ６４を図示しないシート状のフレキシブル基板上に実装し、このフレキシブル基板をアプリケーション４２に貼り付けることにより各ＬＥＤチップ６４を配置することも可能である。また、ＬＥＤチップ６４及び流路６６の数は、特に限定されるものではなく、それぞれ少なくとも１つがアプリケーション４２に形成されれば良い。

【００６０】

また、励起光の減光量の調整、又は励起光の遮光の有無の切り換えが可能であれば、上記実施形態の調整ワイヤ６０を用いた機構以外のフィルタ調整手段を用いても良い。

また、上記実施形態で説明した電源スイッチ５４及び供給スイッチ５８は、内視鏡４の操作部１８に配置して操作部１８の操作とともに操作可能に構成しても良い。これにより、アプリケーション装置１の操作性をさらに向上することができる。

【００６１】

また、励起光信号制御システム７４は、前述した光学フィルタ６８の機能を補完するものである。従って、光学フィルタ６８のみで励起光を十分に減光又は遮光可能であれば、励起光信号制御システム７４は必ずしも設けなくとも良い。また、光学フィルタ６８を設けない代わりに励起光信号制御システム７４のみを設けることも可能である。また、プロセッサ装置８とモニタ装置１０とを接続するケーブル１４に制御回路４６を介在させて励起光信号制御システム７４を構築しても良い。

【００６２】

また、励起光信号制御システム７４を設けない場合には、制御回路４６は不要であり、電源装置４４とプロセッサ装置８との電氣的な接続も不要である。従って、励起光信号制

10

20

30

40

50

御システム 7 4 を設けない場合には、電源装置 4 4 の代わりに各 L E D チップ 6 4 へのさらなる簡素な給電手段、例えば充電により各 L E D チップ 6 4 に給電可能な小型バッテリー等をアプリケーション 4 2 に内蔵しても良い。これにより、より携帯性に優れたアプリケーション装置 1 を実現することができる。

【 0 0 6 3 】

また、上記実施形態では、アプリケーション 4 2 は筒状を呈した先端フードとして兼用されている。しかし、これに限らず、少なくとも L E D チップ 6 4、好ましくはさらに流路 6 6 が形成され、内視鏡 4 の機能を阻害しないでアプリケーション 4 2 の機能を実現可能であれば、このアプリケーション 4 2 の形状に限定されるものではなく、挿入部 1 6 に取り付けて使用するアタッチメント等であっても良い。

10

【 0 0 6 4 】

また、蛍光プローブは、上記実施形態で説明したものに限定されるものではなく、また、アプリケーション装置 1 には蛍光プローブ以外の燐光プローブを含む広い範囲に亘る発光プローブを使用可能である。この場合に、蛍光に限らず燐光を含む発光観察を簡便に行うことができる。

【 0 0 6 5 】

また、図 7 に示すように、各 L E D チップ 6 4 のみを配置し、各流路 6 6 を有さないアプリケーション 4 2 を形成しても良い。この場合には、アプリケーション 4 2 を P D T (光線力学治療) に用いることができる。P D T とは、腫瘍親和性を有する光感受性物質を生体に投与した後、患部に励起光を照射し、癌細胞等の患部のみに選択的に傷害を付与して破壊する治療法である。

20

【 0 0 6 6 】

この場合には、各 L E D チップ 6 4 は、体腔内の生体組織の患部に蓄積させた光感受性物質を励起して患部に光化学反応による傷害を付与するための励起光を照射する。P D T では、各流路 6 6 から蛍光プローブを含む発光プローブを体腔内に噴霧する代わりに、光感受性物質を含む薬剤を血管に注射等して生体に投与する。

【 0 0 6 7 】

また、L E D チップ 6 4 以外の発光ダイオード、例えば有機 E L 等を発光素子としてアプリケーション 4 2 に設けても良い。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

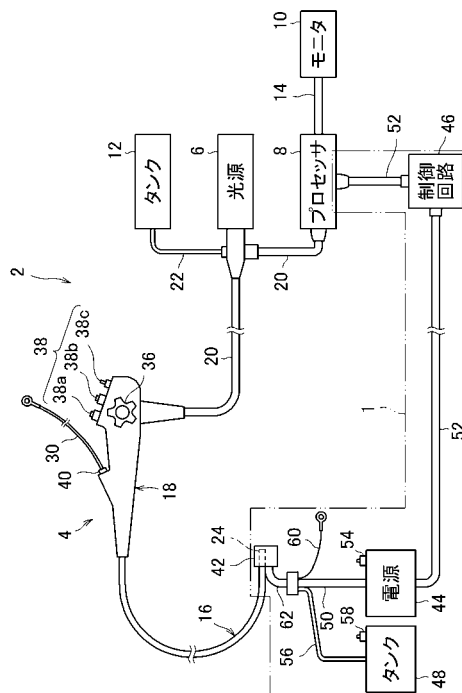
- 1 内視鏡用アプリケーション装置
- 2 内視鏡システム
- 4 内視鏡
- 6 光源装置
- 8 プロセッサ装置
- 10 モニタ装置
- 16 挿入部
- 24 先端部
- 26 照光部
- 28 受光部
- 30 処置具
- 32 鉗子口
- 42 アプリケーション
- 44 電源装置
- 46 制御回路 (制御手段)
- 54 電源スイッチ (照射開始手段)
- 58 供給スイッチ (供給開始手段)
- 60 調整ワイヤ (フィルタ調整手段)
- 64 L E D チップ (発光素子、発光ダイオード)

40

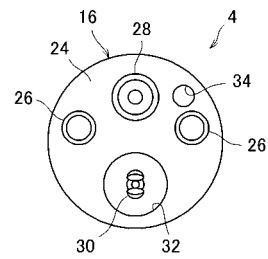
50

6 6 流路
6 8 光学フィルタ

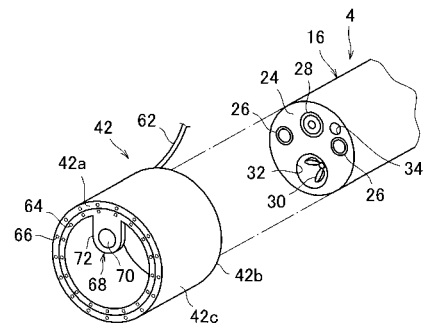
【 図 1 】



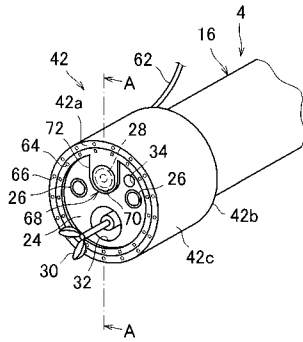
【圖 2】



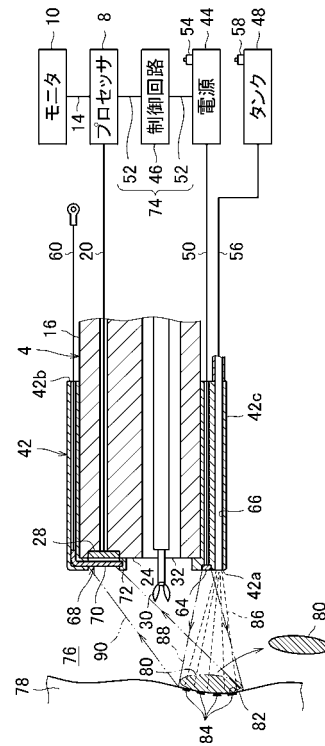
【 図 3 】



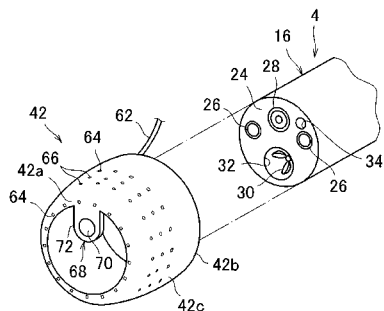
【 図 4 】



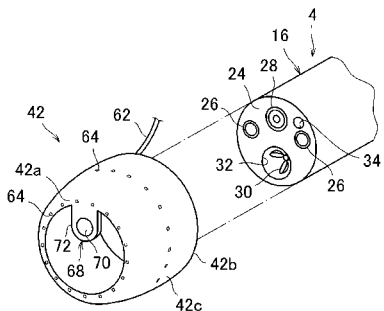
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B	1/00	6 2 1
A 6 1 B	1/06	5 3 1
A 6 1 B	1/12	5 2 3

专利名称(译)	内窥镜涂药器		
公开(公告)号	JP2019150388A	公开(公告)日	2019-09-12
申请号	JP2018038766	申请日	2018-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	高丽化药株式会社		
申请(专利权)人(译)	高丽化药株式会社		
[标]发明人	吉田隆志		
发明人	吉田 隆志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/12		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/12		
FI分类号	A61B1/00.651 A61B1/00.731 A61B1/00.511 A61B1/00.715 A61B1/045.622 A61B1/00.621 A61B1/06.531 A61B1/12.523		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF37 4C161/FF40 4C161/HH08 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS10 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种能够平滑地进行内窥镜治疗的内窥镜用涂药器装置。解决方案：内窥镜用涂药器装置1包括可附接到内窥镜4的插入部16和从内窥镜4的插入部16拆卸的涂药器42。施加器42包括发光元件64，该发光元件64用激发光照射，该激发光用于激发施用于体腔中生物组织的患处的光敏物质以起作用。

