

(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2016-21978

(P2016-21978A)

(43) 公開日 平成28年2月8日(2016.2.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 2 6
A 6 1 N 5/067 (2006.01)	A 6 1 N 5/06 E	4 C 0 8 2
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2014-145658 (P2014-145658)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成26年7月16日 (2014.7.16)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100166408
			弁理士 三浦 邦陽
		(72) 発明者	佐々木 雅彦
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	4C026 AA01 FF17 FF43 FF52 FF53
			4C082 RA02 RE34 RE52 RE53 RE55
			4C161 AA07 BB02 CC07 DD04 FF46
			GG01 HH56 LL03 NN01 QQ01
			QQ02 QQ07 QQ09 RR02 RR05
			RR22 RR26 SS06

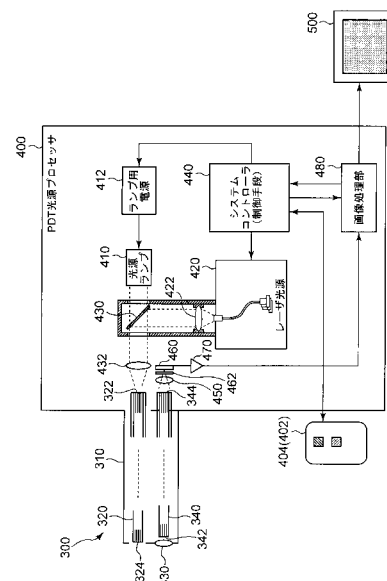
(54) 【発明の名称】 P D T 用内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡の挿入部が挿入不能な深部の癌（例えば末梢型肺癌）であってもP D Tを施すことができるP D T用内視鏡システムを得る。

【解決手段】P D T内視鏡は、基端部と先端部の間に延びる、ライトガイドファイバと、被写体画像を伝送するためのイメージファイバとを有している。P D T光源プロセッサは、P D T内視鏡のライトガイドファイバの基端部に照明光とP D Tレーザ光の一方または双方を供給するための光供給手段と、P D T内視鏡のイメージファイバによる伝送画像を観察するための観察手段とを有している。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

処置具挿通チャンネルを有する電子内視鏡と、
前記電子内視鏡の前記処置具挿通チャンネルに挿通される P D T 内視鏡と、
前記 P D T 内視鏡の基端部に接続される P D T 光源プロセッサと、
を備え、

前記 P D T 内視鏡は、基端部と先端部の間に延びる、ライトガイドファイバと、被写体画像を伝送するためのイメージファイバとを有しており、

前記 P D T 光源プロセッサは、前記 P D T 内視鏡の前記ライトガイドファイバの基端部に照明光と P D T レーザ光の一方または双方を供給するための光供給手段と、前記 P D T 内視鏡の前記イメージファイバによる伝送画像を観察するための観察手段とを有している

10

、
ことを特徴とする P D T 用内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

前記光供給手段は、照明光を発する光源ランプと、P D T レーザ光を発するレーザ光源と、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発した P D T レーザ光の一方を透過し他方を反射する特性を持つ反射光学素子と、前記光源ランプと前記レーザ光源のオンオフ状態を制御する制御手段とを有している P D T 用内視鏡システム。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

前記制御手段は、前記光源ランプと前記レーザ光源の一方がオン状態となり他方がオフ状態となるように制御することで、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発した P D T レーザ光のいずれか一方を選択的に前記ライトガイドファイバの基端部に供給させる P D T 用内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 2 記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

前記制御手段は、前記光源ランプが連続的にオン状態となり、且つ、前記レーザ光源が間欠的にオン状態とオフ状態で切り替わるように制御することで、前記光源ランプが発した照明光を単独で前記ライトガイドファイバの基端部に供給させる第 1 の時間帯と、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発した P D T レーザ光を混合して前記ライトガイドファイバの基端部に供給させる第 2 の時間帯とを順次切り替える P D T 用内視鏡システム。

30

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

前記観察手段は、前記イメージファイバによる伝送画像を画像信号に変換する撮像素子と、この撮像素子による画像信号に画像処理を施す画像処理部とを有している P D T 用内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 5 記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

40

前記撮像素子は、前記ライトガイドファイバの基端部に P D T レーザ光が供給されているときに相対的に高速のシャッターモードで動作し、前記ライトガイドファイバの基端部に P D T レーザ光が供給されていないときに相対的に低速のシャッターモードで動作する P D T 用内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 5 または 6 記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、

前記イメージファイバから前記撮像素子への伝送画像の光量出力に基づいて、P D T レーザ光の供給量をフィードバック制御する光量調整手段をさらに有する P D T 用内視鏡システム。

【請求項 8】

50

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項記載の P D T 用内視鏡システムにおいて、
前記ライトガイドファイバは、石英ファイバから構成されている P D T 用内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、P D T (Photodynamic Therapy: 光線力学的療法) を施すための P D T 用内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

10

癌 (悪性腫瘍) の治療方法の 1 つとして、P D T (Photodynamic Therapy: 光線力学的療法) が知られている。P D T は、腫瘍親和性のある光感受性物質を投与した後、腫瘍組織にレーザ光を照射することにより光化学反応を引き起こし、腫瘍組織を変性・壊死させる治療法である。

【0003】

特許文献 1 には、P D T を施すための P D T 用内視鏡が開示されている。この P D T 用内視鏡は、腫瘍親和性のある光感受性物質を投与した患者の体腔内に電子内視鏡の挿入部を挿入して腫瘍部位と対向させ、且つ、電子内視鏡の処置具挿通チャンネルにレーザ照射プローブを挿通して腫瘍部位に当て付けた状態で、レーザ照射プローブから腫瘍部位にレーザ光を照射するものである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 86680 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 167046 号公報

【特許文献 3】特開 2001 - 299940 号公報

【特許文献 4】特開 2010 - 240078 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

30

しかしながら、特許文献 1 の P D T 用内視鏡は、電子内視鏡の挿入部が挿入可能な範囲内でしか P D T を施すことができないという問題がある。例えば、肺癌の場合、早期の中心型肺癌 (肺の入口から気管支が 3 回枝分かれするまでの肺門部にできる癌) であれば、電子内視鏡の挿入部が挿入可能であり、P D T を施すことができる。しかし、末梢型肺癌 (肺胞などの末梢部にできる癌) になると、電子内視鏡の挿入部が挿入不能であり、P D T を施すことができない。電子内視鏡の挿入部を細径化するための技術開発も進められているが、これにも自ずと限界があり、P D T の実用化の妨げとなっている。

【0006】

本発明は、以上の問題意識に基づいてなされたものであり、電子内視鏡の挿入部が挿入不能な深部の癌 (例えば末梢型肺癌) であっても P D T を施すことができる P D T 用内視鏡システムを得ることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の P D T 用内視鏡システムは、処置具挿通チャンネルを有する電子内視鏡と、前記電子内視鏡の前記処置具挿通チャンネルに挿通される P D T 内視鏡と、前記 P D T 内視鏡の基端部に接続される P D T 光源プロセッサと、を備え、前記 P D T 内視鏡は、基端部と先端部の間に延びる、ライトガイドファイバと、被写体画像を伝送するためのイメージファイバとを有しており、前記 P D T 光源プロセッサは、前記 P D T 内視鏡の前記ライトガイドファイバの基端部に照明光と P D T レーザ光の一方または双方を供給するための光供給手段と、前記 P D T 内視鏡の前記イメージファイバによる伝送画像を観察するための

50

観察手段とを有している、ことを特徴としている。

【0008】

前記光供給手段は、照明光を発する光源ランプと、PDTレーザ光を発するレーザ光源と、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発したPDTレーザ光の一方を透過し他方を反射する特性を持つ反射光学素子と、前記光源ランプと前記レーザ光源のオンオフ状態を制御する制御手段とを有することができる。

【0009】

前記制御手段は、前記光源ランプと前記レーザ光源の一方がオン状態となり他方がオフ状態となるように制御することで、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発したPDTレーザ光のいずれか一方を選択的に前記ライトガイドファイバの基端部に供給させることができる。

10

【0010】

前記制御手段は、前記光源ランプが連続的にオン状態となり、且つ、前記レーザ光源が間欠的にオン状態とオフ状態で切り替わるように制御することで、前記光源ランプが発した照明光を単独で前記ライトガイドファイバの基端部に供給させる第1の時間帯と、前記光源ランプが発した照明光と前記レーザ光源が発したPDTレーザ光を混合して前記ライトガイドファイバの基端部に供給させる第2の時間帯とを順次切り替えることができる。

【0011】

前記観察手段は、前記イメージファイバによる伝送画像を画像信号に変換する撮像素子と、この撮像素子による画像信号に画像処理を施す画像処理部とを有することができる。

20

【0012】

前記撮像素子は、前記ライトガイドファイバの基端部にPDTレーザ光が供給されているときに相対的に高速のシャッターモードで動作し、前記ライトガイドファイバの基端部にPDTレーザ光が供給されていないときに相対的に低速のシャッターモードで動作することができる。

【0013】

本発明のPDT用内視鏡システムは、前記イメージファイバから前記撮像素子への伝送画像の光量出力に基づいて、PDTレーザ光の供給量をフィードバック制御する光量調整手段をさらに有することができる。

【0014】

前記ライトガイドファイバは、石英ファイバから構成することができる。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、電子内視鏡の挿入部が挿入不能な深部の癌（例えば末梢型肺癌）であってもPDTを施すことができるPDT用内視鏡システムが得られる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明によるPDT用内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図2】PDT内視鏡とPDT光源プロセッサの詳細構成を示す図である。

【図3】モード設定スイッチにより「混合光出射モード」が設定されている場合におけるPDTレーザ光及び照明光の照射タイミング並びに撮像タイミングを示すタイミングチャートである。

40

【図4】本発明によるPDT用内視鏡システムを用いて末梢型肺癌の患者にPDTを施す方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1～図4を参照して、本発明によるPDT用内視鏡システム10について説明する。PDT用内視鏡システム10は、電子内視鏡100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、PDT内視鏡300と、PDT光源プロセッサ400と、モニタ500とを有している。

50

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、電子内視鏡 1 0 0 は、操作者が把持する把持操作部 1 1 0 と、把持操作部 1 1 0 から延びる挿入部 1 2 0 と、把持操作部 1 1 0 から挿入部 1 2 0 とは異なる方向に延びるユニバーサルチューブ 1 3 0 とを有している。ユニバーサルチューブ 1 3 0 の先端部にはコネクタ部 1 4 0 が設けられている。このコネクタ部 1 4 0 のコネクタプラグ 1 4 2 を電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 のコネクタ部 2 1 0 のコネクタソケット 2 1 2 に嵌め込むことで、電子内視鏡 1 0 0 と電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 が電氣的に接続される。

【 0 0 1 9 】

電子内視鏡 1 0 0 にはライトガイドファイバ（図示せず）が内蔵されており、このライトガイドファイバは、挿入部 1 2 0、把持操作部 1 1 0 及びユニバーサルチューブ 1 3 0 を通って、コネクタ部 1 4 0 から突出するライトガイドスリーブ 1 4 4 の内部まで延びている。電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 のコネクタ部 2 1 0 にはライトガイドスリーブ挿入孔 2 1 4 が形成されている。コネクタプラグ 1 4 2 がコネクタソケット 2 1 2 に嵌込接続されると、ライトガイドスリーブ挿入孔 2 1 4 にライトガイドスリーブ 1 4 4 が挿入され、電子内視鏡 1 0 0 と電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 が光学的に接続される。これにより、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 に内蔵された光源ランプ（図示せず）から発せられた照明光が、ライトガイドファイバ内を導かれ、挿入部 1 2 0 の先端面に設けられた照明レンズ（図示せず）によって所定の配光で外方に射出される。

【 0 0 2 0 】

挿入部 1 2 0 の先端部には、対物レンズと撮像素子（ともに図示せず）が設けられており、対物レンズを介して撮像素子で得られた被写体の画像信号が、信号伝送ケーブル（図示せず）、コネクタプラグ 1 4 2 及びコネクタソケット 2 1 2 を通じて、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 に入力する。電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、入力した画像信号に画像処理を施して撮影画像とし、これをモニタ 5 0 0 に表示させる。なお、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、モニタ 5 0 0 とは別のモニタ（図示せず）に撮影画像を表示させてもよい。

【 0 0 2 1 】

電子内視鏡 1 0 0 は、把持操作部 1 1 0 と挿入部 1 2 0 の間に延びる処置具挿通チャンネル 1 5 0 を有している。処置具挿通チャンネル 1 5 0 の先端側は、挿入部 1 2 0 の先端部に設けられたチャンネル開口（図示せず）に連通している。処置具挿通チャンネル 1 5 0 の基端側は、チャンネル分岐部 1 5 2 を経て、一方が把持操作部 1 1 0 に突設された処置具挿通部 1 1 2 に連通し、他方が吸引装置の吸引管路（図示せず）に連通している。

【 0 0 2 2 】

図 1 に示すように、P D T 内視鏡 3 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の処置具挿通チャンネル 1 5 0 に挿通されるものである。P D T 内視鏡 3 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の処置具挿通チャンネル 1 5 0 に挿通された状態で、その先端側と基端側が処置具挿通チャンネル 1 5 0 から突出するような十分な長さを有している。

【 0 0 2 3 】

図 2 に示すように、P D T 内視鏡 3 0 0 は、基端部と先端部の間に延びる長尺の外装チューブ 3 1 0 に、光射出光学系（複合光射出光学系）としてのライトガイドファイバ 3 2 0、並びに、画像伝送光学系としての対物レンズ 3 3 0 及びイメージファイバ 3 4 0 を内蔵した構成を有している。

【 0 0 2 4 】

ライトガイドファイバ 3 2 0 は、その入射端面（基端部）3 2 2 に供給された照明光もしくは P D T レーザ光またはこれらの混合光をその射出端面（先端部）3 2 4 から射出する。ライトガイドファイバ 3 2 0 は、入射端面 3 2 2 に供給された P D T レーザ光を損失することなく射出するような波長透過特性（波長選択特性）を持つ材料、例えば石英ファイバから構成されている。

【 0 0 2 5 】

イメージファイバ 340 は、対物レンズ 330 を介して取り込んだ被写体画像をその入射端面（先端部）342 から出射端面（基端部）344 に向けて伝送する。

【0026】

ここで、電子内視鏡 100 の挿入部 120 の径は、近年の細径化の技術開発を以ってしても、例えば 5 mm ~ 14 mm 程度にすぎない。このため、電子内視鏡 100 の挿入部 120 が挿入可能な範囲には自ずと限界がある。

【0027】

これに対し、PDT 内視鏡 300 は、外装チューブ 310 内に、光出射光学系（ライトガイドファイバ 320）と画像伝送光学系（対物レンズ 330、イメージファイバ 340）という PDT を施すのに必要な最小限の構成要素のみを有している。このため、PDT 内視鏡 300 の径は、例えば 0.5 mm ~ 2 mm といった極めて細径なものとなっている。その結果、PDT 内視鏡 300 は、電子内視鏡 100 の挿入部 120 が挿入不能な深部の癌（例えば末梢型肺癌）であっても挿入可能であり、PDT を施すことができるように構成されている。

【0028】

図 1、図 2 に示すように、PDT 光源プロセッサ 400 は、PDT 内視鏡 300 の基端部に接続されている。

【0029】

PDT 光源プロセッサ 400 は、光源ランプ 410 と、ランプ用電源 412 と、レーザ光源 420 と、コリメータレンズ 422 と、ダイクロイックミラー（反射光学素子）430 と、集光レンズ 432 とを有している。

【0030】

光源ランプ 410 は、ランプ用電源 412 からの電力供給を受けて、白色の照明光を発する。

【0031】

レーザ光源 420 は、例えば波長が 600 nm ~ 700 nm の PDT レーザ光を発する。コリメータレンズ 422 は、レーザ光源 420 が発した PDT レーザ光を平行光束に調整する。

【0032】

ダイクロイックミラー 430 は、光源ランプ 410 が発した照明光を透過して集光レンズ 432 に導き、且つ、レーザ光源 420 が発してコリメータレンズ 422 で平行光束に調整された PDT レーザ光を反射して集光レンズ 432 に導く特性を持つ。集光レンズ 432 は、ダイクロイックミラー 430 から導かれた照明光もしくは PDT レーザ光またはこれらの混合光を集光して PDT 内視鏡 300 のライトガイドファイバ 320 の入射端面 322 に入射させる。

【0033】

PDT 光源プロセッサ 400 は、該 PDT 光源プロセッサ 400 の構成要素全般を制御するシステムコントローラ（制御手段）440 を有している。このシステムコントローラ 440 は、光源ランプ 410 とレーザ光源 420 のオンオフ状態を制御することにより、PDT 内視鏡 300 のライトガイドファイバ 320 の入射端面 322 に入射させ出射端面 324 から出射させる光の種類を制御する。

【0034】

システムコントローラ 440 は、PDT 光源プロセッサ 400 のフロントパネル 402 のモード設定スイッチ 404 により設定された「光出射モード」に応じた制御を行う。本実施形態では、モード設定スイッチ 404 により、「照明光出射モード」、「PDT レーザ光出射モード」及び「混合光出射モード」のいずれか 1 つを選択して設定することができる。

【0035】

システムコントローラ 440 は、モード設定スイッチ 404 により「照明光出射モード」が設定されているときは、光源ランプ 410 がオン状態となりレーザ光源 420 がオフ

10

20

30

40

50

状態になるように制御することで、光源ランプ４１０が発した照明光を単独でライトガイドファイバ３２０の入射端面３２２に入射させ出射端面３２４から出射させる。

【００３６】

システムコントローラ４４０は、モード設定スイッチ４０４により「ＰＤＴレーザ光出射モード」が設定されているときは、光源ランプ４１０がオフ状態となりレーザ光源４２０がオン状態になるように制御することで、レーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を単独でライトガイドファイバ３２０の入射端面３２２に入射させ出射端面３２４から出射させる。

【００３７】

システムコントローラ４４０は、モード設定スイッチ４０４により「混合光出射モード」が設定されているときは、図３のタイミングチャートに示すように、光源ランプ４１０が連続的にオン状態となり、且つ、レーザ光源４２０が間欠的にオン状態とオフ状態で切り替わるように制御する。これにより、光源ランプ４１０が発した照明光を単独でライトガイドファイバ３２０の入射端面３２２に入射させ出射端面３２４から出射させる「第１の時間帯」と、光源ランプ４１０が発した照明光とレーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を混合した混合光をライトガイドファイバ３２０の入射端面３２２に入射させ出射端面３２４から出射させる「第２の時間帯」とが順次切り替えられる。

【００３８】

光源ランプ４１０、レーザ光源４２０、ダイクロイックミラー４３０（反射光学素子）及びシステムコントローラ（制御手段）４４０は、ＰＤＴ内視鏡３００のライトガイドファイバ３２０の入射端面（基端部）３２２に、照明光とＰＤＴレーザ光の一方または双方を供給するための「光供給手段（複合光供給手段）」を構成している。

【００３９】

ＰＤＴ光源プロセッサ４００は、ＰＤＴ内視鏡３００のイメージファイバ３４０の出射端面３４４の直後に位置させて、集光レンズ４５０と、撮像素子４６０とを有している。集光レンズ４５０は、イメージファイバ３４０による伝送画像を集光して撮像素子４６０に導く。撮像素子４６０は、集光レンズ４５０が集光したイメージファイバ３４０による伝送画像を画像信号に変換する。撮像素子４６０の前面には、光学フィルタ（カバーガラス）４６２が設けられている。

【００４０】

撮像素子４６０は、ライトガイドファイバ３２０の入射端面（基端部）３２２にＰＤＴレーザ光が供給されているとき（本実施形態では「ＰＤＴレーザ光出射モード」または「混合光出射モードの第２の時間帯」）、相対的に高速のシャッターモードで動作する。一方、撮像素子４６０は、ライトガイドファイバ３２０の入射端面（基端部）３２２にＰＤＴレーザ光が供給されていないとき（本実施形態では「照明光出射モード」または「混合光出射モードの第１の時間帯」）、相対的に低速のシャッターモードで動作する。これにより、ＰＤＴレーザ光の照射時に観察画像がハレーションを起こすのを効果的に防止することができる。

【００４１】

撮像素子４６０は、モード設定スイッチ４０４により「混合光出射モード」が設定されているときは、図３のタイミングチャートに示すように、１フレームのうち、ライトガイドファイバ３２０の入射端面３２２にＰＤＴレーザ光が供給されていない１フィールド分を使用して撮像を行う。

【００４２】

ＰＤＴ光源プロセッサ４００は、増幅器４７０と、画像処理部４８０とを有している。増幅器４７０は、撮像素子４６０による画像信号を増幅する。画像処理部４８０は、増幅器４７０が増幅した撮像素子４６０による画像信号に画像処理を施して撮影画像とする。画像処理部４８０による撮影画像は、モニタ５００に表示される。

【００４３】

撮像素子４６０と画像処理部４８０は、ＰＤＴ内視鏡３００のイメージファイバ３４０

10

20

30

40

50

による伝送画像を観察するための「観察手段」を構成している。

【0044】

図4のフローチャートを参照して、本実施形態によるPDT用内視鏡システム10を用いて末梢型肺癌の患者にPDTを施す方法について説明する。

【0045】

まず、ステップS1において、術者（医師）は、患者に対して、ヘマトポルフィリン誘導体やタラポルフィンナトリウム等の腫瘍親和性のある光感受性物質を静脈内注射によって投与する。光感受性物質の投与から所定時間（例えば4～6時間）が経過すると、光感受性物質が患者の腫瘍部位に十分に蓄積する。

【0046】

次いで、ステップS2において、術者は、電子内視鏡100の挿入部120を患者の体腔内の気管支の太い部分（肺の入口から気管支が3回枝分かれするまでの肺門部の辺り）に挿入する。

【0047】

次いで、ステップS3において、術者は、電子内視鏡100の処置具挿通部112を介して処置具挿通チャンネル150にPDT内視鏡300を挿通していき、PDT内視鏡300の先端部を、処置具挿通チャンネル150の先端部（挿入部120の先端部に設けられたチャンネル開口）から突出させる。

【0048】

次いで、ステップS4において、術者は、モード設定スイッチ404により「照明光出射モード」を設定した状態で、PDT内視鏡300の先端部を電子内視鏡100の挿入部120が挿入不能な深部の癌（肺胞などの末梢部の癌）に向けて挿入していく。このとき、照明光による観察画像がモニタ500に表示されるので、術者は、照明光による観察画像から腫瘍部位やその近傍の形状を見ることにより、癌に侵された腫瘍部位を容易に特定することができる。そして、術者は、PDT内視鏡300の先端部を癌に侵された腫瘍部位に対向させる。なお、PDT内視鏡300は、PDD（Photodynamic Diagnosis）と呼ばれる蛍光観察（診断）用の撮影系を備えていてもよい。この場合、癌に侵された腫瘍部位が光感受性物質によって蛍光するので、癌に侵された腫瘍部位を容易に特定することができる。

【0049】

次いで、ステップS5において、術者は、モード設定スイッチ404により、「照明光出射モード」から「PDTレーザ光出射モード」または「混合光出射モード」への設定の切り替えを行う。これにより、癌に侵された腫瘍部位にPDTレーザ光が照射され、PDTレーザ光と光感受性物質の光化学反応によって産生される一重項酸素（活性酸素）の強い酸化作用により、腫瘍組織を変性・壊死させることができる。とりわけ「混合光出射モード」にあっては、PDTレーザ光を間欠的に照射している最中でも、通常観察画像（照明光のみによる観察画像と色や明るさが殆ど変わらない観察画像）を得ることができる。なお、PDT内視鏡300は、PDD（Photodynamic Diagnosis）と呼ばれる蛍光観察（診断）用の撮影系を備えていてもよい。この場合、癌に侵された腫瘍部位の蛍光色の变化に基づいて、PDTの処置進行程度を把握することができる。

【0050】

最後に、ステップS6において、術者は、モード設定スイッチ404により、「PDTレーザ光出射モード」または「混合光出射モード」から「照明光出射モード」に切り替えた上で、PDT内視鏡300を電子内視鏡100の処置具挿通チャンネル150から引き抜く。さらに、術者は、電子内視鏡100の挿入部120を患者の体腔内から引き抜く。

【0051】

このように、本実施形態のPDT用内視鏡システム10によれば、PDT内視鏡300が、基端部と先端部の間に延びる、ライトガイドファイバ320と、被写体画像を伝送するためのイメージファイバ340とを有しており、PDT光源プロセッサ400が、PDT内視鏡300のライトガイドファイバ320の基端部322に照明光とPDTレーザ光

10

20

30

40

50

の一方または双方を供給するための光供給手段（４１０、４２０、４３０、４４０）と、ＰＤＴ内視鏡３００のイメージファイバ３４０による伝送画像を観察するための観察手段（４６０、４８０）とを有している。これにより、電子内視鏡１００の挿入部１２０が挿入不能な深部の癌（例えば末梢型肺癌）であってもＰＤＴを施すことができる。

【００５２】

以上の実施形態では、ＰＤＴ内視鏡３００のライトガイドファイバ３２０を石英ファイバから構成した場合を例示して説明したが、ＰＤＴ内視鏡３００のライトガイドファイバ３２０は、石英ファイバ以外の他のファイバから構成することも可能である。この場合、ライトガイドファイバは、ＰＤＴレーザ光を損失することなく出射するような波長透過特性（波長選択特性）を持つ材料から構成することが好ましい。

10

【００５３】

以上の実施形態では、光源ランプ４１０が発した照明光を透過してレーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を反射する反射光学素子としてダイクロイックミラー４３０を用いた場合を例示して説明したが、ダイクロイックミラー４３０以外の他の反射光学素子を用いることも可能である。

【００５４】

以上の実施形態では、ダイクロイックミラー４３０が、光源ランプ４１０が発した照明光を透過してレーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を反射する特性を持つ場合を例示して説明したが、これとは逆に、ダイクロイックミラー４３０に、光源ランプ４１０が発した照明光を反射してレーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を透過する特性を持たせることも可能である。

20

【００５５】

以上の実施形態では図示を省略しているが、ＰＤＴ光源プロセッサ４００は、イメージファイバ３４０から撮像素子４６０への伝送画像の光量出力に基づいて、ＰＤＴレーザ光の供給量をフィードバック制御する光量調整手段をさらに有することも可能である。

【００５６】

以上の実施形態では図示を省略しているが、ＰＤＴ光源プロセッサ４００は、ＰＤＴレーザ光の照射時に観察画像がハレーションを起こすのを防止するために、レーザ光源４２０が発したＰＤＴレーザ光を減衰させるフィルタ部材をさらに有することも可能である。

30

【符号の説明】

【００５７】

- １０ ＰＤＴ用内視鏡システム
- １００ 電子内視鏡
- １１０ 把持操作部
- １１２ 処置具挿通部
- １２０ 挿入部
- １３０ ユニバーサルチューブ
- １４０ コネクタ部
- １４２ コネクタプラグ
- １４４ ライトガイドスリーブ
- １５０ 処置具挿通チャンネル
- １５２ チャンネル分岐部
- ２００ 電子内視鏡用プロセッサ
- ２１０ コネクタ部
- ２１２ コネクタソケット
- ２１４ ライトガイドスリーブ挿入孔
- ３００ ＰＤＴ内視鏡
- ３１０ 外装チューブ
- ３２０ ライトガイドファイバ
- ３２２ 入射端面（基端部）

40

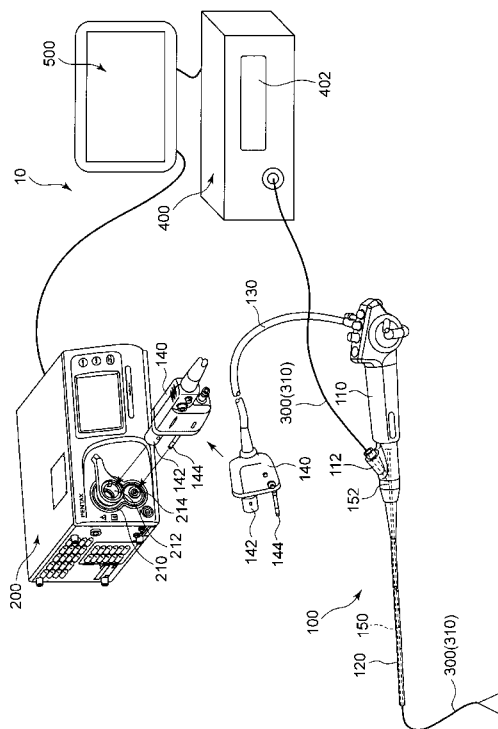
50

- 3 2 4 出射端面（先端部）
- 3 3 0 対物レンズ
- 3 4 0 イメージファイバ
- 3 4 2 入射端面（先端部）
- 3 4 4 出射端面（基端部）
- 4 0 0 P D T 光源プロセッサ
- 4 0 2 フロントパネル
- 4 0 4 モード設定スイッチ
- 4 1 0 光源ランプ（光供給手段、複合光供給手段）
- 4 1 2 ランプ用電源
- 4 2 0 レーザ光源（光供給手段、複合光供給手段）
- 4 2 2 コリメータレンズ
- 4 3 0 ダイクロイックミラー（反射光学素子、光供給手段、複合光供給手段）
- 4 3 2 集光レンズ
- 4 4 0 システムコントローラ（制御手段、光供給手段、複合光供給手段）
- 4 5 0 集光レンズ
- 4 6 0 撮像素子（観察手段）
- 4 6 2 光学フィルタ（カバーガラス）
- 4 7 0 増幅器
- 4 8 0 画像処理部（観察手段）
- 5 0 0 モニタ

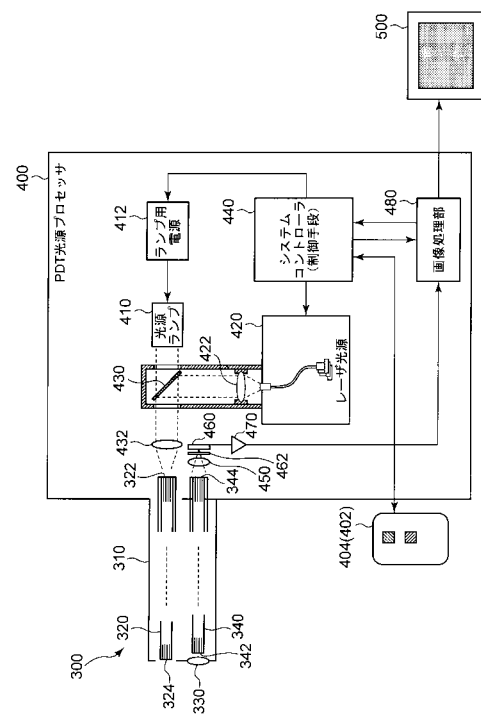
10

20

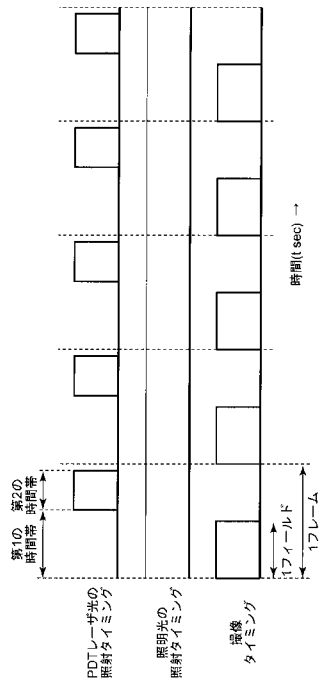
【 図 1 】



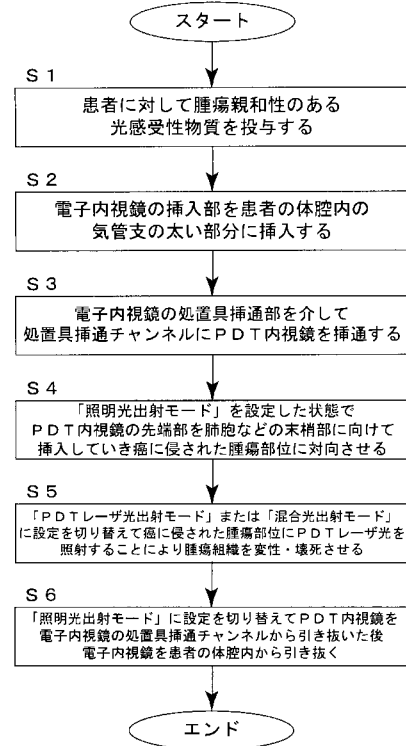
【 図 2 】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	用于PDT的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016021978A	公开(公告)日	2016-02-08
申请号	JP2014145658	申请日	2014-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	佐々木雅彦		
发明人	佐々木 雅彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61N5/067 A61B18/20		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61N5/06.E A61B17/36.350 A61B1/00.621 A61B1/018.515 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B18/22 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/FF17 4C026/FF43 4C026/FF52 4C026/FF53 4C082/RA02 4C082/RE34 4C082/RE52 4C082/RE53 4C082/RE55 4C161/AA07 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/DD04 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH56 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS06		
代理人(译)	三浦邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得即使在无法插入电子内窥镜的插入部的较深部位的癌症（例如，周围性肺癌）中也能够进行PDT的PDT内窥镜系统。PDT内窥镜包括在近端部分和远端部分之间延伸的光导纤维和用于透射对象图像的图像纤维。PDT光源处理器观察由PDT内窥镜的图像纤维和用于将照明光和PDT激光中的一者或两者提供给PDT内窥镜的导光纤维的近端的光的透射图像。并且这样做的观察手段。[选择图]图2

(21) 出願番号	特願2014-145658 (P2014-145658)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成26年7月16日 (2014. 7. 16)		
			HOYA株式会社
			東京都新宿区中落台2丁目7番5号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100166408
			弁理士 三浦 邦夫
		(72) 発明者	佐々木 雅彦
			東京都新宿区中落台2丁目7番5号 HOYA株式会社内
		Fターム(参考)	4C026 AA01 FF17 FF43 FF52 FF53
			4C082 RA02 RE34 RE52 RE53 RE55
			4C161 AA07 BB02 CC07 DD04 FF46
			GG01 HH56 LL03 NN01 QQ01
			QQ02 QQ07 QQ09 RR02 RR05
			RR22 RR26 SS06