

(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2011-167344
(P2011-167344A)

(43) 公開日 平成23年9月1日(2011.9.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 8 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
A 6 1 N 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-33785 (P2010-33785)
(22) 出願日 平成22年2月18日 (2010.2.18)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 戸井田 昌宏
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
F ターム(参考) 4C026 AA04 BB08 FF32 FF52 FF55
FF58 GG06 HH02 HH03 HH17
4C061 BB02 CC06 DD03 GG01 HH54
HH56 LL02 MM05 NN01 QQ02
QQ04 QQ07 RR02 RR04 RR11
RR17 RR22 WW04 WW10

最終頁に続く

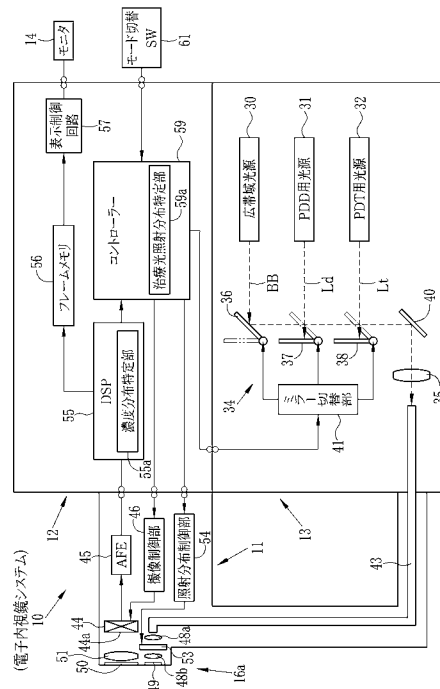
(54) 【発明の名称】 P D T 用医療装置システム、電子内視鏡システム、手術用顕微鏡システム、及び治療光照射分布制御方法

(57) 【要約】

【課題】光感受性物質の濃度分布に応じて、適切な光量で治療光を照射する。

【解決手段】光感受性物質が蓄積された体腔内の腫瘍患部に対して、PDD用光源31から励起光Ldを照射する。この励起光Ldの照射により、腫瘍患部から蛍光光FLが発生する。蛍光光FLを含む体腔内からの光をCCD44で撮像する。CCD44で得られた撮像信号に基づいて、蛍光光画像を生成する。濃度分布特定部55aは、蛍光光画像から腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する。照射分布制御部54aは、光感受性物質の濃度分布に基づき、治療光Ltの照射分布を制御する。この照射分布の制御により、光感受性物質の濃度が高い部分には光量の大きい治療光Ltが、光感受性物質の濃度が低い部分には光量の小さい治療光Ltが照射される。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発する P D D 用光源と、

前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発する P D T 用光源と、

励起光または治療光を前記腫瘍患部に対して照射する照射手段と、

前記腫瘍患部からの光を受光して生成される撮像信号に基づき、画像を生成する画像生成手段と、

励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部と、

前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部とを備えることを特徴とする P D T 用医療装置システム。

10

【請求項 2】

前記照射分布制御部は、前記腫瘍患部のうち光感受性物質の濃度が高い部分には、光量の大きい治療光を照射し、光感受性物質の濃度が低い部分には、光量の小さい治療光を照射することを特徴とする請求項 1 記載の P D T 用医療装置システム。

【請求項 3】

波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を発する広帯域光源と、

前記腫瘍患部に対して照射する光を、前記広帯域光、前記励起光、前記治療光の順で切り替える照射光切替部とを備えることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の P D T 用医療装置システム。

20

【請求項 4】

前記光感受性物質はフォトフィリンであり、前記治療光は中心波長が 630 nm であり、前記励起光は中心波長が 405 nm であり、前記蛍光光は 660 nm にピークを 1 つ有することを特徴とする請求項 1 ないし 3 記載の P D T 用医療装置システム。

【請求項 5】

光感受性物質が蓄積された体腔内の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発する P D D 用光源と、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発する P D T 用光源とを有する光源装置と、

前記腫瘍患部を含む体腔内に対して励起光または治療光を照射する照射手段と、前記腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子とを有する電子内視鏡と、

30

撮像信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部とを有するプロセッサ装置とを備え、

前記電子内視鏡は、

前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 6】

手術部位のうち光感受性物質が蓄積された腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発する P D D 用光源と、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発する P D T 用光源とを有する光源装置と、

40

前記腫瘍患部を含む手術部位に対して励起光または治療光を照射する照射手段と、前記腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子と、撮像信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部とを有する手術用顕微鏡とを備え、

前記手術用顕微鏡は、

前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部を備えることを特徴とする手術用顕微鏡システム。

【請求項 7】

50

光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を前記腫瘍患部に対して照射したときに、前記腫瘍患部からの光を撮像素子で受光し、撮像素子から出力される撮像信号に基づき、蛍光光画像を生成し、蛍光光画像から前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定し、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を腫瘍患部に対して照射する際に、前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、治療光の照射分布を制御することを特徴とする治療光照射分布制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、PDT用医療装置システム、電子内視鏡システム、手術用顕微鏡システム、及び治療光照射分布制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端にはCCDなどの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は白色光などの広帯域光を発生する光源装置に接続されており、光源装置からの広帯域光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端部の撮像素子によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。

【0003】

また、患者の体腔内壁にできた腫瘍患部などはモニタの画像から把握しにくい場合があることから、近年では、PDD (Photo Dynamic Diagnosis: 光線力学的診断) と呼ばれる診断方法を用いることによって腫瘍患部から蛍光光を発生させて、腫瘍患部の位置、大きさ、範囲を容易に把握できるようにしている。このPDDによれば、診断を始める前に、ヘマトポルフィリン誘導体などの光感受性物質を患者に投与することによって、腫瘍患部に光感受性物質を蓄積させている。そして、診断時には、電子内視鏡の先端部を体腔内に挿入し、その先端部から腫瘍患部に対して特定波長の励起光を照射する。これにより、励起光が照射された腫瘍患部からは、蛍光光が発せられる。

【0004】

そして、術者がPDDにより腫瘍患部の位置等を把握した後は、PDT (Photo Dynamic Therapy: 光線力学的治療) と呼ばれる治療方法を使って、腫瘍患部を消滅させている。このPDTでは、励起光とは波長が異なる特定波長の治療光を電子内視鏡の先端部から腫瘍患部に照射している。この治療光を照射することで、腫瘍患部に蓄積している光感受性物質から活性酸素が生成される。この活性酸素による殺細胞作用によって、腫瘍患部は消滅する。

【0005】

治療光は、光感受性物質から活性酸素を生成させるものであるため、非常に光量が多い。したがって、治療光の照射により腫瘍患部が消滅しつつある場合には、そのまま光量が多い治療光を当て続けると、正常な部分を傷つけてしまうおそれがある。そのため、治療光を照射する際には、治療状況に応じて、照射する治療光の光量を制御する必要がある。これに対して、特許文献1では、治療光の光量を測定する光量センサを電子内視鏡の先端部に取り付け、その光量センサの出力に基づいて治療光の光量を制御することで、適切な光量の治療光が腫瘍患部に当たるようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-22654号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

PDTでは、治療光の照射によって、光感受性物質の濃度は時間とともに変化する。したがって、治療光の照射開始時点では、光感受性物質の濃度が高い部分であっても、治療光がその部分に集中的に照射されることで、光感受性物質の濃度は徐々に低下する。このように濃度が低下した部分に対して、照射開始時点と同じ光量の治療光を当て続けると、正常な部分までも傷つけてしまうおそれがある。また、治療光の照射開始時点で、光感受性物質の濃度が高い部分に、光量が小さい治療光しか照射されない場合には、腫瘍患部を消滅させるまでに相当な時間がかかってしまう。

【0008】

これに対して、特許文献1の発明の適用が考えられるが、この特許文献1の発明は、体腔内で反射した治療光の光量に基づいて、新たに体腔内に照射する治療光の光量を制御するものであり、光感受性物質の濃度分布に応じて、治療光の光量を制御するものでないため、上記問題を解決することはできない。

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、光感受性物質が蓄積した腫瘍患部に対して治療光を照射する際、光感受性物質の濃度分布に応じて、適切な光量で治療光を照射することができるPDT用医療装置システム、電子内視鏡システム、手術用顕微鏡システム、及び治療光照射分布制御方法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】

【0010】

本発明のPDT用医療装置システムは、光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発するPDD用光源と、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発するPDT用光源と、励起光または治療光を前記腫瘍患部に対して照射する照射手段と、前記腫瘍患部からの光を受光して生成される撮像信号に基づき、画像を生成する画像生成手段と、励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部と、前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部とを備えることを特徴とする。

【0011】

前記照射分布制御部は、前記腫瘍患部のうち光感受性物質の濃度が高い部分には、光量の大きい治療光を照射し、光感受性物質の濃度が低い部分には、光量の小さい治療光を照射することが好ましい。波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を発する広帯域光源と、前記腫瘍患部に対して照射する光を、前記広帯域光、前記励起光、前記治療光の順で切り替える照射光切替部とを備えることが好ましい。

【0012】

前記光感受性物質はフォトフィリンであり、前記治療光は中心波長が630nmであり、前記励起光は中心波長が405nmであり、前記蛍光光は660nmにピークを1つ有することが好ましい。

【0013】

本発明の電子内視鏡システムは、光感受性物質が蓄積された体腔内の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発するPDD用光源と、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発するPDT用光源とを有する光源装置と、前記腫瘍患部を含む体腔内に対して励起光または治療光を照射する照射手段と、前記腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子とを有する電子内視鏡と、撮像信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部とを有するプロセッサ装置とを備え、前記電子内視鏡は、前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部を備えることを特徴とする。

【0014】

本発明の手術用顕微鏡システムは、手術部位のうち光感受性物質が蓄積された腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を発生するPDD用光源と、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を発生するPDT用光源とを有する光源装置と、前記腫瘍患部を含む手術部位に対して励起光または治療光を照射する照射手段と、前記腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子と、撮像信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、励起光を照射した時に得られる蛍光光画像から、前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定する濃度分布特定部とを有する手術用顕微鏡とを備え、前記手術用顕微鏡は、前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、前記治療光の照射分布を制御する照射分布制御部を備えることを特徴とする。

【0015】

本発明の治療光照射分布制御方法は、光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部から蛍光光を発生させるための励起光を前記腫瘍患部に対して照射したときに、前記腫瘍患部からの光を撮像素子で受光し、撮像素子から出力される撮像信号に基づき、蛍光光画像を生成し、蛍光光画像から前記腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定し、前記腫瘍患部を消滅させるための治療光を腫瘍患部に対して照射する際に、前記腫瘍患部における光感受性物質の濃度分布に基づき、治療光の照射分布を制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、励起光の照射により腫瘍患部から蛍光光が発せられたときに得られる蛍光光画像から、腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を特定し、その特定した腫瘍患部の光感受性物質の濃度分布に基づき、治療光の照射分布を制御していることから、腫瘍患部の光感受性物質の濃度分布に応じて、適切な光量で治療光を照射することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の電子内視鏡システムの外觀図である。

【図2】電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】励起光Ld、治療光Lt、蛍光光FLの強度を示すグラフである。

【図4】R1画素、R2画素、G画素、B画素を1つの画素群とするCCDの撮像面を説明するための説明図である。

【図5】(A)はR1画素の分光透過率を、(B)はR2画素の分光透過率を、(C)はG画素の分光透過率を、(D)はB画素の分光透過率を示すグラフである。

【図6】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図7】(A)は通常光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(B)は蛍光光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(C)は治療光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(D)は治療状況確認モード時におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

【図8】治療光の照射エリアを示す治療光画像の画像図である。

【図9】蛍光光を発している状態の腫瘍患部を示す蛍光光画像の画像図である。

【図10】(A)は図9のA-A線部における蛍光光の光量分布を、(B)は図9のA-A線部における光感受性物質の濃度分布を、(C)は図9のA-A線部における治療光の照射分布を示すグラフである。

【図11】本発明の手術用顕微鏡システムの外觀図である。

【図12】本発明の手術用顕微鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、本発明の電子内視鏡システム10は、患者の体腔内を撮像する電子内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて体腔内の被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置12と、体腔内を照射する光を供給する光源装置13と、体腔内の画像を表示するモニタ14とを備えている。電子内視鏡11は、体腔内に挿入される可撓性の挿

10

20

30

40

50

入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、操作部 17 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0019】

挿入部 16 の先端側には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 19 が形成されている。湾曲部 19 は、操作部のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 19 の先端側には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 16a が設けられており、この先端部 16a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

【0020】

ユニバーサルコード 18 には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 24 が取り付けられている。コネクタ 24 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 24 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

10

【0021】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、PDD 用光源 31 と、PDT 用光源 32 と、体腔内に照射する光を切り替える照射光切替部 34 と、照射光切替部 34 で切り替えられた光を電子内視鏡 11 のライトガイド 43 に向けて集光させる集光レンズ 35 とを備えている。広帯域光源 30 はキセノンランプ、白色 LED などであり、波長が赤色領域から青色領域（約 470 ~ 700 nm）にわたる広帯域光 BB を発生する。広帯域光源 30 は、電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯している。

20

【0022】

PDD 用光源 31 は電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯するレーザーダイオードなどであり、PDD 用光源は中心波長が 400 nm 近傍の励起光 Ld を発生する。この励起光が、光感受性物質を蓄積した腫瘍患部に対して照射されると、その腫瘍患部からは蛍光 FL が発せられる。また、PDT 用光源 32 は電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯するレーザーダイオードなどであり、中心波長が 620 ~ 690 nm の範囲内にある励起光 Ld を発生する。この治療光の照射により、光感受性物質が蓄積した部分からは活性酸素が発生する。この活性酸素によって、腫瘍患部は徐々に消滅する。

【0023】

患者に投与する光感受性物質の種類によって、励起光 Ld、治療光 Lt、及び蛍光 FL の波長域はそれぞれ異なる。本実施形態では、光感受性物質としてフォトフィリンを投与する。このフォトフィリンを投与した場合、図 3 に示すように、中心波長が 405 nm の励起光 Ld を照射することによって、660 nm にピークを 1 つ有する蛍光 FL が得られる。また、この場合には、中心波長が 630 nm の治療光 Lt を照射することで、腫瘍患部を消滅させることができる。

30

【0024】

なお、光感受性物質としてレザフィリンを投与した場合には、中心波長 405 nm の励起光の照射によって 660 nm にピークを 1 つ有する蛍光 FL が得られ、中心波長 664 nm の治療光の照射によって腫瘍患部を消滅させることができる。また、光感受性物質としてビスダインを投与した場合には、中心波長 405 nm の励起光の照射によって 660 nm にピークを 1 つ有する蛍光 FL が得られ、中心波長 689 nm の治療光の照射によって腫瘍患部を消滅させることができる。

40

【0025】

照射光切替部 34 は、図 2 に示すように、各光源 30, 31, 32 からの光を反射させる第 1 ~ 第 3 ミラー 36, 37, 38 と、第 1 ~ 第 3 ミラー 36, 37, 38 で反射した光を集光レンズ 39 に向けて更に反射させる中継ミラー 40 と、ミラー切替部 41 とを備えている。第 1 ~ 第 3 ミラー 36, 37, 38 は、各光源 30, 31, 32 からの光を、中継ミラー 40 及び集光レンズ 35 を介して、ライトガイド 43 に入射させる入射位置と、この入射位置から退避させて、各光源 30, 31, 32 からの光がライトガイド 43 に入射することを阻止する退避位置との間で回転自在に設けられている。ミラー切替部 41

50

は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 からの切替信号に従って、第 1 ~ 第 3 ミラー 3 6 , 3 7 , 3 8 のいずれかを入射位置にセットするとともに、それ以外のミラーを退避位置にセットする。

【 0 0 2 6 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、CCD 4 4、アナログ処理回路 4 5 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置 1 3 に挿入されており、出射端が先端部 1 6 a に設けられた照射レンズ 4 8 に向けられている。光源装置 1 3 で発せられた光は、ライトガイド 4 3 により導光された後、2 枚の照射レンズ 4 8 a , 4 8 b に向けて出射する。照射レンズ 4 8 a , 3 8 b に入射した光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた照明窓 4 9 を通して、体腔内に照射される。

10

【 0 0 2 7 】

体腔内に照射される光のうち治療光 L t の光量の空間的分布、即ち治療光 L t の照射分布は、2 枚の照射レンズ 4 8 a , 4 8 b の間に設けられた空間光変調器 5 3 により制御される。空間光変調器 5 3 は、微小な光変調素子を 2 次元的に複数並べたものから構成され、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続された照射分布制御部 5 4 によって制御される。なお、治療光の照射分布は、コントローラ 5 9 内の治療光照射分布特定部 5 9 a で求められる。

【 0 0 2 8 】

体腔内からの光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた観察窓 5 0 を通して、集光レンズ 5 1 に入射する。CCD 4 4 は、集光レンズ 5 1 からの光を撮像面 4 4 a で受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、A F E 4 5 に送られる。CCD 4 4 はカラー CCD であり、図 4 に示すように、撮像面 4 4 a には、光透過率がそれぞれ異なる R 1 画素 7 0、R 2 画素 7 1、G 画素 7 2、B 画素 7 3 の 4 種類の画素を 1 セットとする画素群が多数配列されている。

20

【 0 0 2 9 】

R 1 画素 7 0 は、R 色のカラーフィルターに加え、中心波長 4 0 5 n m の励起光 L d を減光する減光フィルタを備えていることから、図 5 (A) に示すような光の透過率を有する。また、R 2 画素 7 1 は、R 色のカラーフィルターに加え、中心波長 6 3 0 n m の治療光 L t の強度を一定値にまで弱める減光フィルタを備えていることから、図 5 (B) に示すような光の透過率を有する。また、G 画素 7 2 は G 色のカラーフィルターを備えていることから、図 5 (C) に示すような光の透過率を有する。また、B 画素 7 3 は B 色のカラーフィルターを備えていることから、図 5 (D) に示すような光の透過率を有する。なお、R 1 画素 7 0、R 2 画素 7 1 には光の強度を弱める減光フィルタを設けたが、これに代えて、励起光 L d や治療光 L t を完全に遮断するカットフィルターを設けてもよい。

30

【 0 0 3 0 】

A F E 4 5 は、図 2 に示すように、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ / デジタル変換器 (A / D) (いずれも図示省略) から構成されている。C D S は、CCD 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD 4 4 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

40

【 0 0 3 1 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 から指示がなされたときに CCD 4 4 に対して駆動信号を送る。CCD 4 4 の各画素は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 へ出力する。

【 0 0 3 2 】

プロセッサ装置 1 2 は、デジタル信号処理部 5 5 (D S P (Digital Signal Processor

50

))と、フレームメモリ56と、表示制御回路57とを備えており、コントローラ59が各部を制御している。DSP55は、電子内視鏡のAFE45から出力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などを行うことによって、画像データを作成する。

【0033】

また、DSP55は、励起光Ldの照射により腫瘍患部から蛍光FLが発せられたときに得られる蛍光画像の画像データに基づき、腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を求める濃度分布特定部55aを備えている。この濃度分布特定部55aは、蛍光FLを発生する腫瘍患部のうち蛍光FLの光量が大きい部分を光感受性物質の濃度が高いとして特定し、蛍光FLの光量が小さい部分を光感受性物質の濃度が低いとして特定

10

【0034】

フレームメモリ56は、DSP55で作成された画像データを記憶する。表示制御回路57は、フレームメモリ56から画像データを読み出し、この画像データに基づいて画像をモニタ14に表示する。モニタ14に表示される画像は、コントローラ59に接続されたモード切替SW61により切り替えられる。

【0035】

モード切替SW61は、通常光画像モード、蛍光画像モード、治療光画像モード、治療状況確認モードのいずれかに切り替える。ここで、通常光画像モードは広帯域光BBを体腔内に照射した時の通常光画像を表示するモードである。蛍光画像モードは、励起光Ldを体腔内に照射し、腫瘍患部から蛍光FLが発せられた時の蛍光画像を表示するモードである。治療光画像モードは、治療光Ltを体腔内に照射した時の治療光画像を表示するモードである。治療状況確認モードは、通常光画像、蛍光画像、治療光画像の全てをモニタ14に表示するモードである。なお、治療状況確認モードでは、蛍光画像と治療光画像とを別々に表示する他、それらを重ね合わせて表示してもよい。

20

【0036】

次に、本発明の作用を図6のフローチャートに沿って説明する。まず、患者に対して、光感受性物質であるフォトフィリンを投与する。これにより、患者の腫瘍患部に光感受性物質が蓄積する。そして、モード切替SW61を操作し、画像モードを通常光画像モードに切り替える。通常光画像モードへの切替に従って、ミラー切替部41はコントローラ59の指示に基づき、第1ミラー36を入射位置にセットする。これにより、電子内視鏡11の先端部16aからは広帯域光BBが照射される。

30

【0037】

また、撮像制御部46は、コントローラ59の指示に基づき、CCD44が図7(A)に示す動作を行なうように制御する。この通常光画像モード時では、CCD44のR1画素70、G画素72、B画素73がそれぞれ受光した広帯域光BBを光電変換して信号電荷を蓄積するステップ(以下「電荷蓄積ステップ」という)と、その後蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出すステップ(以下「信号読出ステップ」という)との合計2つの動作が、1フレームの取得期間で行われる。この動作は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行われる。一方で、R2画素71では、信号電荷の蓄積や信号電荷の読み出しは行なわれない。

40

【0038】

これにより、モニタ14には、R1画素70の撮像信号、G画素72の撮像信号、B画素73の撮像信号に基づいて、カラーの通常光画像が表示される。この通常光画像は、その赤色の色再現に大きく影響を与える治療光用の減光フィルタが設けられたR2画素の撮像信号ではなく、赤色の色再現にほとんど影響を与えない励起光用の減光フィルタが設けられたR1画素の撮像信号に基づいて生成されているため、通常光画像は色再現性に優れている。

【0039】

モニタ14に通常光画像が表示されると、電子内視鏡11の先端部16aを患者の体腔

50

内に挿入する。そして、モニタ 14 の通常光画像を確認しながら、先端部 16 a を徐々に腫瘍患部に近付けていく。先端部 16 a が腫瘍患部に到達したら、モード切替 SW 61 を操作し、画像モードを蛍光光画像モードに切り替える。蛍光光画像モードへの切替に従って、ミラー切替部 41 は、コントローラ 59 からの指示に基づき、第 1 ミラー 36 を退避位置に戻し、第 2 ミラー 37 を入射位置にセットする。これにより、電子内視鏡 11 の先端部 16 a から励起光 Ld が照射される。この励起光 Ld が腫瘍患部に照射されると、腫瘍患部からは蛍光光 FL が発せられる。

【0040】

また、撮像制御部 46 は、コントローラ 59 からの指示に基づき、CCD 44 が図 7 (B) に示す動作を行なうように制御する。この蛍光光画像モード時では、CCD 44 の R1 画素 70 が受光した蛍光光 FL に基づく電荷蓄積ステップと、この後の信号読出ステップとの合計 2 つの動作が、1 フレームの取得期間で行われる。この動作は、蛍光光画像モードに設定されている間、繰り返し行われる。一方、R2 画素 71、G 画素 72、B 画素 73 では、電荷蓄積ステップや信号読出ステップは行なわれない。これにより、モニタ 14 には、R1 画素 71 の撮像信号に基づいて、赤色の蛍光光画像が表示される。この蛍光光画像は、励起光 Lt が R1 画素 70 の減光フィルタで除去されているため、その励起光によるハレーションが生じることはない。

【0041】

そして、術者はモニタ 14 に表示された蛍光光画像から腫瘍患部の蛍光状態を確認することによって、腫瘍患部の位置、大きさ、範囲を正確に把握する。腫瘍患部の位置等を把握した後は、モード切替 SW 61 を操作し、画像モードを治療光画像モードに切り替える。治療光画像モードへの切替に従って、ミラー切替部 41 は、コントローラ 59 からの指示に基づき、第 2 ミラー 37 を退避位置に戻し、第 3 ミラー 38 を入射位置にセットする。これにより、電子内視鏡 11 の先端部 16 a から治療光 Lt が照射される。この治療光 Lt の照射により、腫瘍患部は徐々に消滅する。

【0042】

また、撮像制御部 46 は、コントローラ 59 からの指示に基づき、CCD 44 が図 6 (C) に示す動作を行なうように制御する。この治療光画像モードでは、CCD 44 の R2 画素 71 が受光した治療光に基づく電荷蓄積ステップと、この後の信号読出ステップとの合計 2 つの動作が 1、フレームの取得期間で行なわれる。この動作は、治療光画像モードに設定されている間、繰り返し行われる。一方、R1 画素 70、G 画素 72、B 画素 73 では、電荷蓄積ステップや信号読出ステップは行なわれない。

【0043】

これにより、モニタ 14 には、R2 画素 71 の撮像信号に基づいて、赤色の治療光画像が表示される。この治療光画像は、治療光が R2 画素 71 の減光フィルタによって強度が弱められているため、その治療光によるハレーションが生じることはない。また、R2 画素 71 では治療光を完全に遮断していないため、治療光画像から治療光の照射状況も確実に把握することができる。

【0044】

そして、術者はモニタ 14 に表示された治療光画像から腫瘍患部の消滅状況を確認する。また、図 8 に示すように、腫瘍患部 110 の一部が治療光 Lt の照射エリア 111 から外れていることを確認したときには、その照射エリア 111 から外れている部分にも治療光 Lt が当たるように、アングルノブ 21 を操作して先端部 16 a を動かす。したがって、図 8 の場合であれば、先端部 16 a を左方向に動かすことにより、腫瘍患部 110 全体が治療光 Lt の照射エリア 112 に含まれるようになる。

【0045】

次に、光感受性物質の濃度分布や腫瘍患部の消滅状況が経時的にどのように変化するかを確認する場合には、モード切替 SW 61 を操作し、画像モードを治療状況確認モードに切り替える。治療状況確認モードへの切替に従って、ミラー切替部 41 は、コントローラ 59 からの指示に基づき、1 フレームの期間ごとに、入射位置にセットするミラーを第

10

20

30

40

50

1 ~ 第3ミラー36 ~ 38の順で切り替える。

【0046】

このように第1 ~ 第3ミラー36 ~ 38を切り替えることで、広帯域光BB、励起光Ld、治療光Ltの順で、体腔内に光が照射される。この光の照射は、治療状況確認モードに設定されている間、繰り返し行われる。このように励起光Ld、治療光Ltの照射を繰り返すことによって、治療光Ltの照射で腫瘍患部を消滅させつつ、その腫瘍患部に対する励起光Ldの照射によって、消滅状態にある腫瘍患部から蛍光光FLを発生させることができる。

【0047】

また、撮像制御部46は、コントローラ59からの指示に基づき、CCD44が図6(D)に示す動作を行なうように制御する。この治療状況確認モード時では、広帯域光BBの照射時に、CCD44のR1画素70、G画素72、B画素73が受光した広帯域光BBに基づく電荷蓄積ステップと、この後の信号読出ステップとの合計2つの動作を1フレームの取得期間で行う。そして、その後の励起光Ldの照射時には、CCD44のR1画素70が受光した蛍光光FLに基づく電荷蓄積ステップと、この後の信号読出ステップとの合計2つの動作を1フレームの取得期間で行い、R2画素71、G画素72、B画素73ではそれら2つの動作は行なわない。そして、その後の治療光Ltの照射時には、CCD44のR2画素71が受光した治療光Ltに基づく電荷蓄積ステップと、この後の信号読出ステップとの合計2つの動作を1フレームの取得期間で行い、R1画素70、G画素72、B画素73ではそれら2つの動作は行なわない。これら3フレームの取得期間分の動作は、治療状況確認モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0048】

これにより、モニタ14には、カラーの通常光画像、赤色の蛍光光画像、赤色の治療光画像の3つの画像が表示される。このように通常光画像や治療光画像だけでなく、蛍光光画像も合わせてモニタ14に表示することによって、PDT治療の進捗状況を光感受性物質の濃度変化で確認することができるようになる。なお、各画像は1フレーム分ずつ時間がずれているが、フレームの取得期間を短くすることで、各画像が同じ時間に撮像したように見せることができる。例えば、3フレームの取得期間を33 msecとすることが好ましい。

【0049】

また、この治療状況確認モード時では、光感受性物質の濃度変化に応じて治療光Ltの照射分布を制御することが行なわれる。この治療光Ltの照射分布の制御は、蛍光光画像の画像データを生成した後に行われる。まず、蛍光光画像の画像データが生成されると、DSP55内の濃度分布特定部55aが、蛍光光画像の画像データに基づいて、腫瘍患部から発している蛍光光FLの光量分布を求める。そして、この蛍光光FLの光量分布から、腫瘍患部の光感受性物質の濃度分布を求める。

【0050】

例えば、図9に示すような腫瘍患部114のうちA-A線部から、図10(A)に示すような光量分布の蛍光光FLが発せられている場合には、A-A線上の光感受性物質の濃度分布は、光感受性物質の濃度が高いときほど蛍光光FLの光量が高くなることを考慮すると、A-A線上の蛍光光FLの光量分布と同様とされる。したがって、図10(B)に示す濃度分布となる。そして、A-A線以外についても同じように蛍光光の光量分布を求めることより、腫瘍患部全体の光感受性物質の濃度分布を求める。腫瘍患部全体の光感受性物質の濃度分布が求まると、光感受性物質の濃度分布についての濃度データがコントローラ59に送られる。

【0051】

次に、コントローラの治療光照射分布特定部59aでは、光感受性物質の濃度分布に基づき、腫瘍患部に照射する治療光Ltの照射分布を求める。そして、照射分布制御部54は、治療光照射分布特定部59aで求めた治療光Ltの照射分布に基づいて空間光変調器53を制御する。これにより、治療光Ltが、治療光照射分布特定部59aで求めた照

10

20

30

40

50

射分布に従って照射される。

【0052】

ここで、光感受性物質の濃度が高い部分には、治療光Ltの光量を大きくすることによって、腫瘍患部の消滅を早めることができる。その一方で、光感受性物質の濃度が低い場合には、治療光Ltの光量を小さくすることによって、消滅しつつある腫瘍患部に対して治療光Ltを当て過ぎないようにすることができる。

【0053】

例えば、図9の腫瘍患部114のうちA-A線上の光感受性物質の濃度分布が図10(B)に示すような場合、光感受性物質の濃度が高い中心部分については、大きい光量の治療光Ltを照射するようにし、光感受性物質の濃度が低い周辺部分については、小さい光量の治療光Ltを照射するようにする。したがって、腫瘍患部114のうちA-A線部分に対しては、図10(C)に示すような照射分布で、治療光Ltを照射する。

10

【0054】

なお、上記実施形態では、本発明を電子内視鏡システムに適用したが、その他、図11に示すような手術用顕微鏡システム80にも本発明を適用することができる。手術用顕微鏡システム80は、手術用架台81に載せられた患者の上方に設けられ、手術部位を撮像して表示する手術用顕微鏡82と、この手術用顕微鏡を支持する支持スタンド83と、手術用顕微鏡82に対して各種光を供給する光源装置84とを備えている。

【0055】

支持スタンド83は軸86により回転自在に連結された2本のアーム88, 89を備えている。一方のアーム88は手術用顕微鏡82に取り付けられているため、手術用顕微鏡82は軸86を中心として水平方向に移動可能となっている。もう一方のアーム89は、支持スタンド83の支柱83aに上下方向に移動自在に取り付けられている。したがって、手術用顕微鏡82は、アーム89の上下方向への移動に従って、上下方向に移動可能となっている。

20

【0056】

手術用顕微鏡82は、手術部位を撮像する手術部位撮像部91と、撮像により得られた信号に基づいて手術部位の画像を生成する顕微鏡本体92と、手術部位の画像を表示するファインダ93とを備えている。図12に示すように、光源装置84は本実施形態の光源装置13と略同様であり、広帯域光源30から広帯域光BBを、PDD用光源31から励起光Ldを、PDT用光源32から治療光Ltを発する。各光源30, 31, 32からの光は、光ホモジナイザ94で光量分布が均一化される。光量分布が均一化された光は、中継ミラー40及び2枚の集光レンズ35を介して、光源装置84と手術部位撮像部91とを光学的に接続するライトガイド95に供給される。

30

【0057】

手術部位撮像部91では、ライトガイド95からの光が、ダイクロイックミラー97で反射されて対物レンズ98に入射する。対物レンズ98に入射した光は、対物窓100を通して、患者の手術部位に照射される。広帯域光BB, 励起光Ld, 治療光Ltが手術部位に照射されると、その一部が反射して手術用顕微鏡に戻ってくる。また、手術部位のうち光感受性物質が蓄積された腫瘍患部に対して励起光Ldが照射されたときには、その腫瘍患部からは蛍光FLが発生する。また、手術部位に照射される光のうち治療光Ltの光量の空間的分布、即ち治療光Ltの照射分布は、ライトガイド95とダイクロイックミラー97との間に設けられた空間光変調器53により制御される。空間光変調器53は本実施形態のものと同様である。

40

【0058】

手術部位からの光は、対物窓100を通して、対物レンズ98で集光される。対物レンズ98で集光された光は、ダイクロイックミラー97をそのまま透過する。ダイクロイックミラー97からの光は、集光レンズ102で更に集光された後、CCD44の撮像面44aに入射する。

【0059】

50

撮像面 4 4 a には、本実施形態と同様に、光透過率がそれぞれ異なる R 1 画素 7 0、R 2 画素 7 1、G 画素 7 2、B 画素 7 3 の 4 種類の画素を 1 セットとする画素群が多数配列されている（図 4、図 5 参照）。CCD 4 4 の各画素から得られる撮像信号は、AFE 4 5 でデジタル化された後、顕微鏡本体 9 2 に入力される。AFE 4 5 への撮像信号の出力は、CCD 4 4 に接続された撮像制御部 4 6 によって制御される。この撮像制御部 4 6 は、本実施形態の電子内視鏡システムの撮像制御部と同様であり、顕微鏡本体 9 2 内のコントローラ 5 9 の各種指示に基づいて駆動する。

【0060】

顕微鏡本体 9 2 は、本実施形態のプロセッサ装置 1 2 に対応するものであり、顕微鏡本体 9 2 の AFE 4 5 から出力された撮像信号に対し、DSP 5 5 で色分離などの画像処理を行うことによって、画像データを作成する。この画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される。このフレームメモリ 5 6 に記憶された画像データは、表示制御回路 5 7 によって読み出される。表示制御回路 5 7 は、読み出した画像データに基づいて画像をファインダ 9 3 に表示する。ファインダ 9 3 に表示される画像は、コントローラ 5 9 に接続されたモード切替 SW 6 1 により切り替えられる。モード切替 SW 6 1 は、本実施形態と同様に、画像モードを通常光画像モード、蛍光光画像モード、治療光画像モード、治療状況確認モードのいずれかに切り替える。

10

【0061】

通常光画像モードでは、R 1 画素 7 0 の撮像信号、G 画素 7 2 の撮像信号、B 画素 7 3 の撮像信号に基づいて生成される通常光画像がファインダ 9 3 に表示される。この通常光画像は、赤色の色再現に大きく影響を与える治療光用の減光フィルタが設けられた R 2 画素 7 1 の撮像信号ではなく、赤色の色再現にほとんど影響を与えない励起光カット用の減光フィルタが設けられた R 1 画素 7 0 の撮像信号に基づいて生成されているため、色再現性に優れている。

20

【0062】

また、蛍光光画像モードでは、R 1 画素 7 0 の撮像信号に基づいて生成される蛍光光画像がファインダ 9 3 に表示される。蛍光光画像は、励起光 L d が R 1 画素 7 0 の減光フィルタで減光されていることから、ハレーションの発生は無い。また、治療光画像モードでは、R 2 画素 7 1 の撮像信号に基づいて生成される治療光画像がファインダ 9 3 に表示される。治療光画像は、治療光 L t が R 2 画素 7 1 の減光フィルタで減光されていることから、ハレーションの発生は無い。

30

【0063】

また、治療状況確認モードでは、通常光画像、蛍光光画像、治療光画像がファインダ 9 3 に表示されるため、光感受性物質の濃度分布や腫瘍患部の消滅状況が経時的にどのように変化するかを確認することができる。また、治療状況確認モードでは、本実施形態と同様に、蛍光光画像の画像データを生成した後に、光感受性物質の濃度変化に応じて治療光 L t の照射分布を制御することが行なわれる。

【0064】

この治療光 L t の照射分布の制御に際しては、まず、DSP 内の濃度分布特定部 5 5 a によって腫瘍患部に蓄積した光感受性物質の濃度分布を求めるとともに、この求めた光感受性物質の濃度分布に基づき、治療光照射分布特定部 5 9 a によって、腫瘍患部に照射する治療光 L t の照射分布を求めている。そして、この求めた治療光 L t の照射分布に基づいて照射分布制御部 5 4 が空間光変調器 5 3 を制御する。

40

【0065】

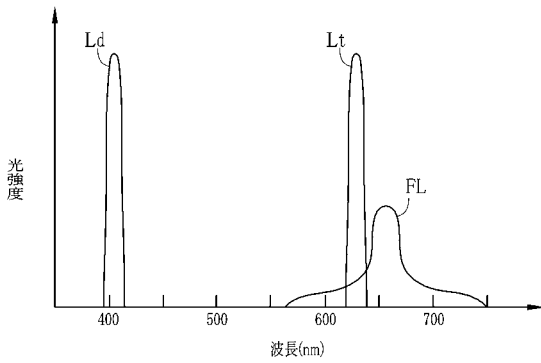
これにより、腫瘍患部のうち光感受性物質の濃度が高い部分には、光量の大きい治療光 L t が照射されるため、腫瘍患部の消滅を早めることができる。その一方で、光感受性物質の濃度が低い部分には、光量の小さい治療光 L t が照射されるため、消滅しつつある腫瘍患部に対して治療光 L t を当て過ぎることがなくなる。

【0066】

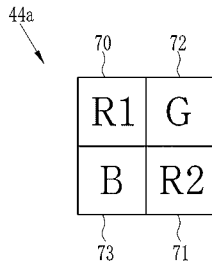
なお、本実施形態では、通常光画像モード、蛍光光画像モード、治療光画像モード、治

50

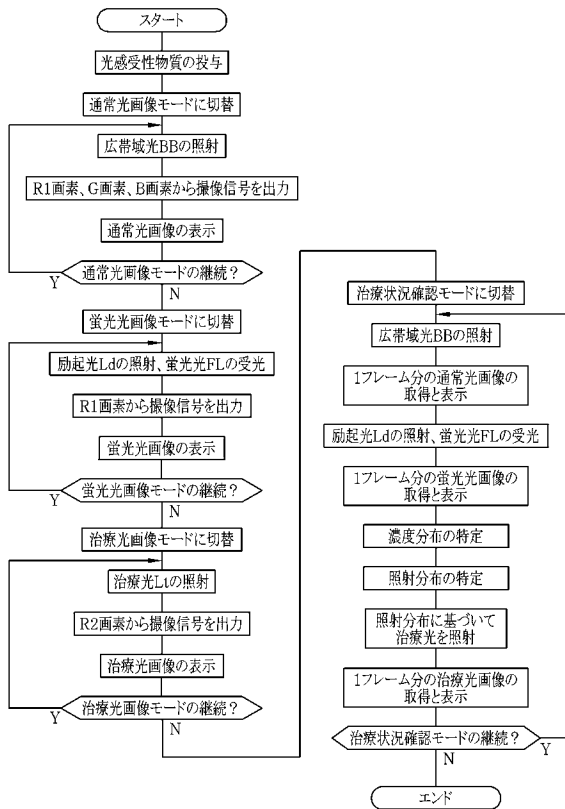
【 図 3 】



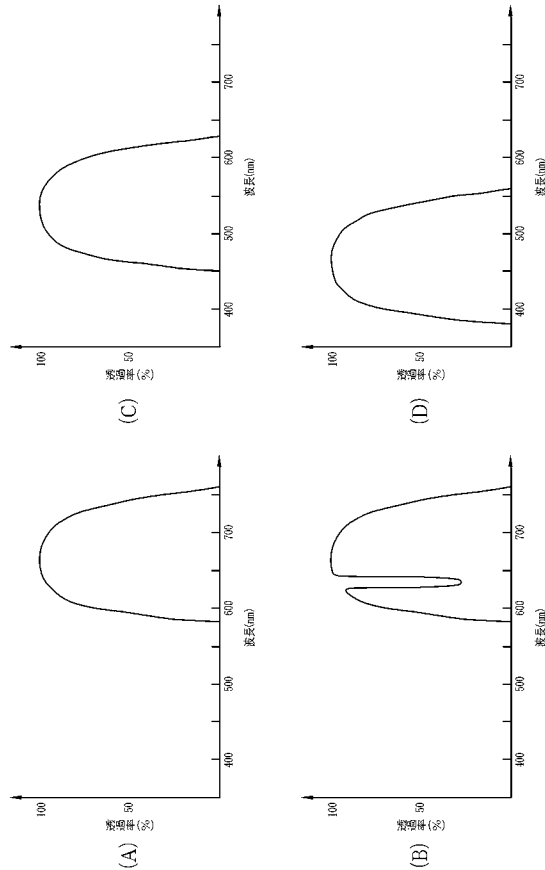
【 図 4 】



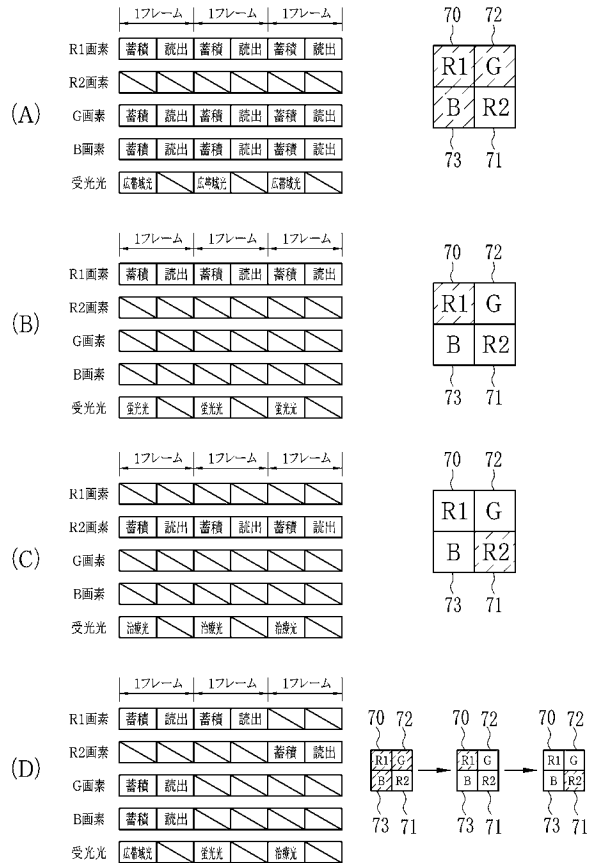
【 図 6 】



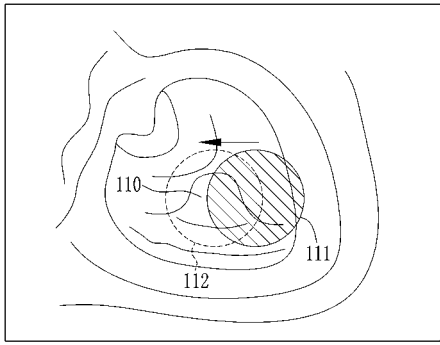
【 図 5 】



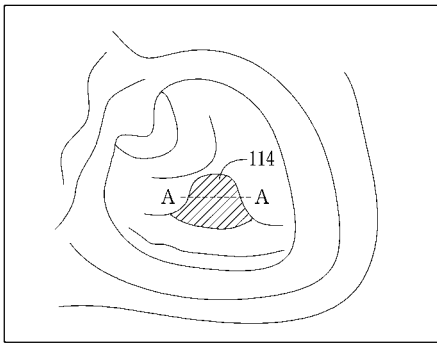
【 図 7 】



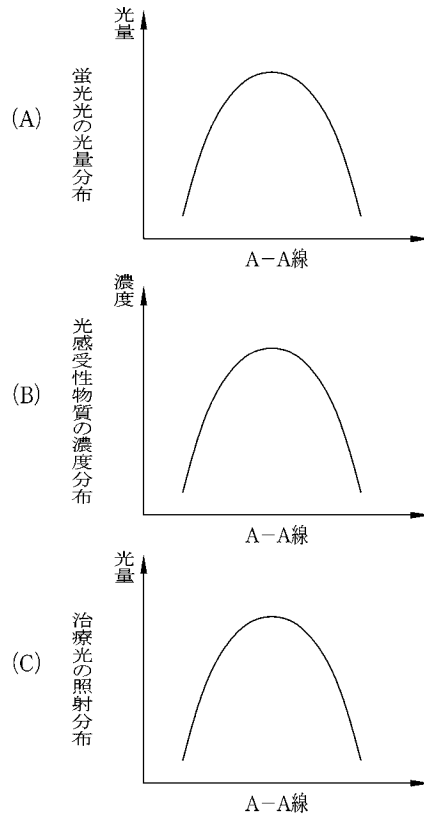
【 図 8 】



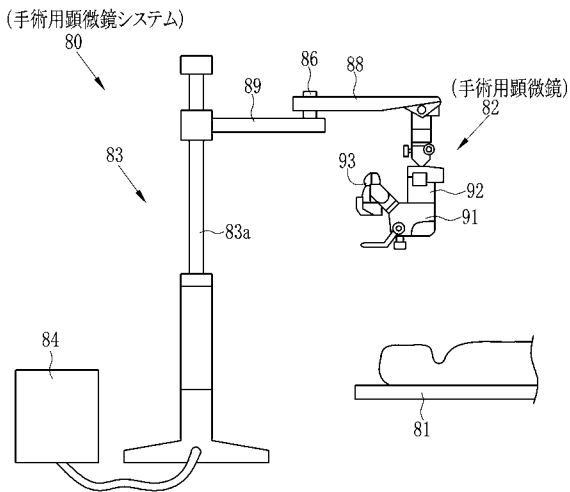
【 図 9 】



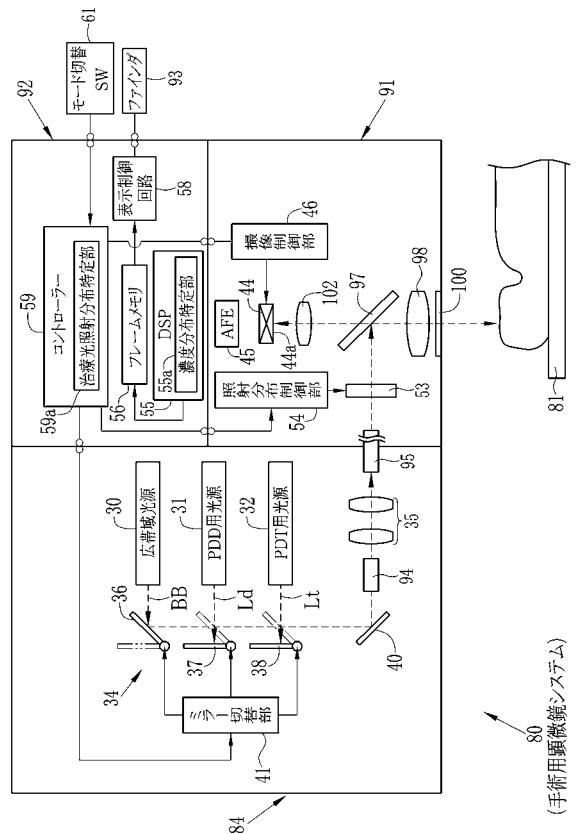
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



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 N 5/06

E

Fターム(参考) 4C082 RA02 RC09 RE32 RE52 RE53 RE55 RE58 RJ06 RL02 RL03
RL17
4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 HH54 HH56 LL02 MM05 NN01 QQ02
QQ04 QQ07 RR02 RR04 RR11 RR17 RR22 WW04 WW10

专利名称(译)	用于PDT的医疗设备系统，电子内窥镜系统，手术显微镜系统 and 治疗光照射分布控制方法		
公开(公告)号	JP2011167344A	公开(公告)日	2011-09-01
申请号	JP2010033785	申请日	2010-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	戸井田昌宏		
发明人	戸井田 昌宏		
IPC分类号	A61B18/20 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61N5/06		
FI分类号	A61B17/36.350 A61B1/00.300.H A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A A61N5/06.E A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B18/20 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/BB08 4C026/FF32 4C026/FF52 4C026/FF55 4C026/FF58 4C026/GG06 4C026/HH02 4C026/HH03 4C026/HH17 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR11 4C061/RR17 4C061/RR22 4C061/WW04 4C061/WW10 4C082/RA02 4C082/RC09 4C082/RE32 4C082/RE52 4C082/RE53 4C082/RE55 4C082/RE58 4C082/RJ06 4C082/RL02 4C082/RL03 4C082/RL17 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/WW04 4C161/WW10		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据光敏物质的浓度分布，施加适量的处理光。解决方案：激发光Ld从用于PDD的光源31发射到体腔内的肿瘤患部，其中光敏物质被累积。利用施加的激发光Ld从肿瘤患部产生荧光FL。来自包括荧光FL的体腔的光被CCD 44捕获，并且基于由CCD 44获取的成像信号产生荧光光学图像。浓度分布指定部分55a指定感光物质的浓度分布。从荧光光学图像累积在肿瘤患部。照射分布控制部54a基于感光物质的浓度分布来控制处理光Lt的照射分布。通过以这种方式控制照射分布，将大光量的处理光Lt施加到光敏物质浓度高的部分，并且将小光量的处理光Lt施加到光敏物质的浓度高的部分。光敏物质的浓度低。 Z

