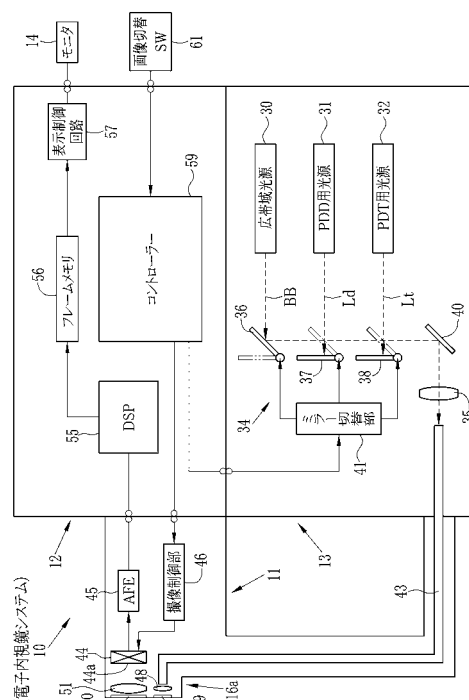




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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、
光感受性物質が蓄積された患者の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、

赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなり、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を生成するカラー撮像素子と、

広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像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】

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 用光源を備え、

前記カラー撮像素子の R 1 画素には、赤色のカラーフィルターに加え、励起光を減光するための励起光用減光フィルタが設けられ、

前記撮像制御部は、励起光を照射したときには、R 1 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御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。

20

【請求項 3】

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を備えることを特徴とする請求項 2 記載の P D T 用医療装置システム。

【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 2 または 3 記載の P D T 用医療装置システム。

【請求項 5】

前記 R 1 画素には、前記励起光用減光フィルターに代えて、前記励起光を遮断する励起光用カットフィルターが設けられ、前記 R 2 画素には、前記治療光用減光フィルターに代えて、前記治療光を遮断する治療光用カットフィルターが設けられることを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の P D T 用医療装置システム。

30

【請求項 6】

波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を体腔内に発する広帯域光源と、
光感受性物質が蓄積された体腔内の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、

赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子によって、体腔内の腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する電子内視鏡とを備え、

40

前記電子内視鏡は、

広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像制御部を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 7】

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、

手術部位のうち光感受性物質が蓄積された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、

50

赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子によって、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する手術用顕微鏡とを備え、前記手術用顕微鏡は、

広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像制御部を有することを特徴とする手術用顕微鏡システム。

【請求項 8】

波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を発し、

光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部を消滅させるための治療光を発し、

赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子により、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を生成する際、広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御することを特徴とする P D T 用医療装置システムにおける撮像信号出力方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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 P D T 用医療装置システムにおける撮像信号出力方法に関する。

【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 C C D 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する光源装置に接続されており、光源装置から発せられる広帯域光は、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は、挿入部の先端部に設けられた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、P D D (Photodynamic 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 P D D 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、内視鏡の先端部を挿入し、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 P D D により腫瘍患部の位置等を把握した後は、P D T (Photodynamic 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 P D T では、励起光とは波長が異なる特定波長の治療光を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、非常にエネルギーが高い。したがって、体腔内で反射した治療光が撮像素子に入射すると、撮像素子の各画素における蓄積電荷が広範囲にわたって飽和してしまうことがある。このように蓄積電荷が飽和すると、モニタ上の画像が白く（ハレーション）になってしまうため、腫瘍患部や内視鏡の先端が見えなくなってしまう問題が起こり得る。

【 0 0 0 6 】

このハレーションの問題に対しては、治療光を照射するときには、この治療光と同じ波長域の光をカットするカットフィルタを撮像素子の前方に挿入させることで、ハレーションを防止することができる。その一方で、治療光以外の広帯域光や励起光を照射するときには、そのカットフィルタを撮像素子の前方から退避させることで、カットフィルタでカットする帯域部分の情報が撮像画像から抜け落ちないようにし、色再現性が劣ることがないようにしている。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 1 では、広帯域光及び励起光を照射した時に用いる通常の撮像素子とは別に、治療光を照射した時に用いる P D T 専用の撮像素子を設け、この P D T 専用の撮像素子に前述のカットフィルタを取り付けている。これにより、広帯域光及び励起光の照射時には、カットフィルタの無い通常の撮像素子で撮像することによって、色再現性が劣ることがないようにし、治療光の照射時には、カットフィルタが有る P D T 専用の撮像素子で撮像することによって、ハレーションを防止している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 8 6 6 8 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、上述したように、治療光の照射時にはカットフィルタを撮像素子の前方に挿入させ、広帯域光や励起光の照射時にはカットフィルタを撮像素子の前方から退避させた場合であれば、カットフィルタを挿脱するための機械的な装置が別途必要となるためコストがかかってしまう。

【 0 0 1 0 】

また、特許文献 1 の場合であれば、通常の撮像素子に加えて P D T 専用の撮像素子を設けるだけでもコストがかかり、その上、体腔内からの光を集光する集光レンズなど撮像素子以外の周辺部材も通常の撮像素子用のものとは別途必要なことを考慮すると、特許文献 1 はコストの点から好ましくない。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、コストをかけることなく治療光照射時のハレーションを防止するとともに、そのハレーション防止によって、治療光以外の広帯域光や励起光を照射したときに得られる画像の色再現性が劣ることがないようにする 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 P D T 用医療装置システムにおける撮像信号出力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 】

【 0 0 1 2 】

本発明の P D T 用医療装置システムは、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、光感受性物質が蓄積された患者の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、赤色のカラーフィルタが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルタ及び治療光を減光する治療光用減光フィルタが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルタが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルタが設けられた B 画素とからなり、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を生成するカラー撮像素子と、広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を

照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像制御部とを備えることを特徴とする。

【0013】

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 用光源を備え、前記カラー撮像素子の R 1 画素には、赤色のカラーフィルターに加え、励起光を減光するための励起光用減光フィルタが設けられ、前記撮像制御部は、励起光を照射したときには、R 1 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御することが好ましい。

【0014】

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を備えることが好ましい。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 つ有することが好ましい。

10

【0015】

前記 R 1 画素には、前記励起光用減光フィルターに代えて、前記励起光を遮断する励起光用カットフィルターが設けられ、前記 R 2 画素には、前記治療光用減光フィルターに代えて、前記治療光を遮断する治療光用カットフィルターが設けられることが好ましい。

【0016】

本発明の電子内視鏡システムは、波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を体腔内に発する広帯域光源と、光感受性物質が蓄積された体腔内の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、赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子によって、体腔内の腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する電子内視鏡とを備え、前記電子内視鏡は、広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像制御部を有することを特徴とする。

20

【0017】

本発明の手術用顕微鏡システムは、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、手術部位のうち光感受性物質が蓄積された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、赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子によって、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を出力する手術用顕微鏡とを備え、前記手術用顕微鏡は、広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御する撮像制御部を有することを特徴とする。

30

【0018】

本発明の P D T 用医療装置システムにおける撮像信号出力方法は、波長が青色領域から赤色領域にわたる広帯域光を発し、光感受性物質が蓄積された患者の腫瘍患部を消滅させるための治療光を発し、赤色のカラーフィルターが設けられた R 1 画素と、赤色のカラーフィルター及び治療光を減光する治療光用減光フィルターが設けられた R 2 画素と、緑色のカラーフィルターが設けられた G 画素と、青色のカラーフィルターが設けられた B 画素とからなるカラー撮像素子により、腫瘍患部からの光を受光して撮像信号を生成する際、広帯域光を照射したときには R 1 画素、G 画素、B 画素から撮像信号を出力し、治療光を照射したときには R 2 画素から撮像信号を出力するように、カラー撮像素子を制御することを特徴とする。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、広帯域光や励起光照射時用の R 1 画素とは別に、治療光照射時用の R 2 画素を 1 つの撮像素子に設け、この R 2 画素に治療光を減光するための減光フィルタを設けたことで、コストをかけることなく、治療光照射時のハレーションを防止することができる。また、広帯域光や励起光を照射したときには、治療光を減光する減光フィルタが設けられた R 2 画素ではなく R 1 画素から撮像信号を出力するようにしたことで、広帯域光や励起光を照射したときに得られる画像は、色再現性が劣ることがない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 本発明の電子内視鏡システムの外觀図である。

10

【 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 L d、治療光 L t、蛍光光 F L の強度を示すグラフである。

【 図 4 】 R 1 画素、R 2 画素、G 画素、B 画素を 1 つの画素群とする C C D の撮像面を説明するための説明図である。

【 図 5 】 (A) は R 1 画素の分光透過率を、(B) は R 2 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 C C D の撮像動作を、(B) は蛍光光画像モード時における C C D の撮像動作を、(C) は治療光画像モード時における C C D の撮像動作を、(D) は一覽画像モード時における C C D の撮像動作を説明する説明図である。

20

【 図 8 】 本発明の手術用顕微鏡システムの外觀図である。

【 図 9 】 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 】

【 0 0 2 1 】

図 1 に示すように、本発明の電子内視鏡システム 1 0 は、患者の体腔内を撮像する電子内視鏡 1 1 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 1 2 と、体腔内を照射する光を供給する光源装置 1 3 と、体腔内の画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。電子内視鏡 1 1 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、操作部 1 7 とプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 との間を連結するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。

30

【 0 0 2 2 】

挿入部 1 6 の先端側には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 9 が形成されている。湾曲部 1 9 は、操作部のアングルノブ 2 1 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 1 9 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 1 6 a が設けられており、この先端部 1 6 a は、湾曲部 1 9 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

【 0 0 2 3 】

ユニバーサルコード 1 8 には、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側にコネクタ 2 4 が取り付けられている。コネクタ 2 4 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 1 1 は、このコネクタ 2 4 を介して、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

40

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 3 0 と、P D D 用光源 3 1 と、P D T 用光源 3 2 と、体腔内に照射する光を切り替える照射光切替部 3 4 と、照射光切替部 3 4 で切り替えられた光を電子内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 に向けて集光させる集光レンズ 3 5 とを備えている。広帯域光源 3 0 はキセノンランプ、白色 L E D などであり、波長が赤色領域から青色領域 (約 4 7 0 ~ 7 0 0 n m) にわたる広帯域光 B B を発生する。広帯域光源 3 0 は、電子内視鏡 1 1 の使用中、常時点灯している。

【 0 0 2 5 】

50

PDD用光源31は電子内視鏡11の使用、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400nm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が发せられる。また、PDT用光源32は電子内視鏡11の使用、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620~690nm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。

【0026】

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405nmの励起光Ldを照射することによって、660nm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630nm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。

【0027】

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405nmの励起光の照射によって660nmにピークを1つ有する蛍光が得られ、中心波長664nm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405nmの励起光の照射によって660nmにピークを1つ有する蛍光が得られ、中心波長689nm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。

【0028】

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は、プロセッサ装置12内のコントローラ59からの切替信号に従って、第1~第3ミラー36, 37, 38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。

【0029】

電子内視鏡11は、ライトガイド43、CCD44、アナログ処理回路45(AFE: Analog Front End)、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43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13に挿入されており、出射端が先端部16aに設けられた照射レンズ48に向けられている。光源装置13で発せられた光は、ライトガイド43により導光された後、照射レンズ48に向けて出射する。照射レンズ48に入射した光は、先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、体腔内に照射される。体腔内からの光は、先端部16aの端面に取り付けられた観察窓50を通して、集光レンズ51に入射する。

【0030】

CCD44は、集光レンズ51からの光を撮像面44a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、AFE45に送られる。CCD44はカラーCCDであり、図4に示すように、撮像面44aには、光透過率がそれぞれ異なるR1画素70、R2画素71、G画素72、B画素73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。

【0031】

R1画素70は、R色のカラーフィルターに加え、中心波長405nmの励起光Ld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

10

20

30

40

50

る。また、R 2 画素 7 1 は、R 色のカラーフィルタに加え、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を設けてもよい。

【 0 0 3 2 】

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、C C D 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、C C D 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。

【 0 0 3 3 】

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 C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 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 に出力する。

【 0 0 3 4 】

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)) と、フレームメモリ 5 6 と、表示制御回路 5 7 とを備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。D S P 5 5 は、電子内視鏡の A F E 4 5 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。フレームメモリ 5 6 は、D S P 5 5 で作成された画像データを記憶する。表示制御回路 5 7 は、フレームメモリ 5 6 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 1 4 に表示する。モニタ 1 4 に表示される画像は、コントローラ 5 9 に接続された画像切替 S W 6 1 により切り替えられる。

【 0 0 3 5 】

画像切替 S W 6 1 は、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、一覧画像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 B B 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。蛍光光画像モードは、励起光 L d を体腔内に照射し、腫瘍患部から蛍光光 F L が発せられた時の蛍光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 L t 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。一覧画像モードは、通常光画像、蛍光光画像、治療光画像の全てをモニタ 1 4 に表示するモードである。なお、一覧画像モードでは、蛍光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。

【 0 0 3 6 】

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、画像切替 S W 6 1 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 4 1 はコントローラ 5 9 の指示に基づき、第 1 ミラー 3 6 を入射位置にセットする。これにより、電子内視鏡 1 1 の先端部 1 6 a からは広帯域光 B B が照射される。

【 0 0 3 7 】

また、撮像制御部 4 6 は、コントローラ 5 9 の指示に基づき、C C D 4 4 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、C C D 4 4 の R 1 画素 7 0、G 画素 7 2、B 画素 7 3 がそれぞれ受光した広帯域光 B B 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、その後に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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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16aを徐々に腫瘍患部に近付けていく。先端部16aが腫瘍患部に到達したら、画像切替SW61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16aからは励起光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】

20

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、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】

30

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、画像切替SW61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16aからは治療光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、CCD44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、CCD44のR2画素71が受光した蛍光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。

40

【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。

50

【 0 0 4 4 】

そして、術者はモニタ 1 4 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とともに、腫瘍患部に治療光が当たっていない部分を確認したときには、その部分に治療光が当たるように、アングルノブ 2 1 を操作して先端部 1 6 a を動かす。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、画像切替 S W 6 1 を操作し、画像モードを一覧画像モードに切り替える。一覧画像モードへの切替に従って、ミラー切替部 4 1 は、コントローラ 5 9 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 1 ~ 第 3 ミラー 3 6 ~ 3 8 の順で切り替える。

【 0 0 4 5 】

このように第 1 ~ 第 3 ミラー 3 6 ~ 3 8 を切り替えることで、広帯域光 B B、励起光 L d、治療光 L t の順で、体腔内に光が照射される。この光の照射は、一覧画像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 L d、治療光 L t の照射を繰り返すことによって、治療光 L t 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 L d の照射によって、消滅状態にある腫瘍患部から蛍光 F L を発生させることができる。

【 0 0 4 6 】

また、撮像制御部 4 6 は、コントローラ 5 9 からの指示に基づき、C C D 4 4 が図 6 (D) に示す動作を行なうように制御する。この一覧画像モード時では、広帯域光 B B の照射時に、C C D 4 4 の R 1 画素 7 0、G 画素 7 2、B 画素 7 3 が受光した広帯域光 B B 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 L d の照射時には、C C D 4 4 の R 1 画素 7 0 が受光した蛍光 F L 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、R 2 画素 7 1、G 画素 7 2、B 画素 7 3 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 L t の照射時には、C C D 4 4 の R 2 画素 7 1 が受光した治療光 L t 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、R 1 画素 7 0、G 画素 7 2、B 画素 7 3 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、一覧画像モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【 0 0 4 7 】

これにより、モニタ 1 4 には、カラーの通常光画像、赤色の蛍光 F L 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 F L 画像も合わせてモニタ 1 4 に表示することによって、P D T 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 3 3 m s e c とすることが好ましい。

【 0 0 4 8 】

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 8 に示すような手術用顕微鏡システム 8 0 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 8 0 は、手術用架台 8 1 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 8 2 と、この手術用顕微鏡を支持する支持スタンド 8 3 と、手術用顕微鏡 8 2 に対して各種光を供給する光源装置 8 4 とを備えている。

【 0 0 4 9 】

支持スタンド 8 3 は軸 8 6 により回転自在に連結された 2 本のアーム 8 8、8 9 を備えている。一方のアーム 8 8 は手術用顕微鏡 8 2 に取り付けられているため、手術用顕微鏡 8 2 は軸 8 6 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 8 9 は、支持スタンド 8 3 の支柱 8 3 a 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 8 2 は、アーム 8 9 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

手術用顕微鏡 8 2 は、手術部位を撮像する手術部位撮像部 9 1 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 9 2 と、手術部位の画像を表示するファインダ 9 3 とを備えている。図 9 に示すように、光源装置 8 4 は本実施形態の光源装置 1 3 と略同様であり、広帯域光源 3 0 から広帯域光 B B を、P D D 用光源 3 1 から励起光 L d を、P D T 用光源 3 2 から治療光 L t を発する。各光源 3 0 , 3 1 , 3 2 からの光は、中継レンズ 4 0 及び 2 枚の集光レンズ 3 5 を介して、光源装置 8 4 と手術部位撮像部 9 1 とを光学的に接続するライトガイド 9 5 に供給される。

【 0 0 5 1 】

手術部位撮像部 9 1 では、ライトガイド 9 5 からの光が、ダイクロイックミラー 9 7 で反射されて対物レンズ 9 8 に入射する。対物レンズ 9 8 に入射した光は、対物窓 1 0 0 を通して、患者の手術部位に照射される。広帯域光 B B , 励起光 L d 、治療光 L t 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 L d が照射されたときには、その腫瘍患部からは蛍光 F L が発生する。

【 0 0 5 2 】

手術部位からの光は、対物窓 1 0 0 を通して、対物レンズ 9 8 で集光される。対物レンズ 9 8 で集光された光は、ダイクロイックミラー 9 7 をそのまま透過する。ダイクロイックミラー 9 7 からの光は、集光レンズ 1 0 2 で更に集光された後、C C D 4 4 の撮像面 4 4 a に入射する。

【 0 0 5 3 】

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）。C C D 4 4 の各画素から得られる撮像信号は、A F E 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。A F E 4 5 への撮像信号の出力は、C C D 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。

【 0 0 5 4 】

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 A F E 4 5 から出力された撮像信号に対し、D S P 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 に接続された画像切替 S W 6 1 により切り替えられる。画像切替 S W 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、一覧画像モードのいずれかに切り替える。

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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 画像 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

10

20

30

40

50

れる。治療光画像は、治療光ＬｔがＲ２画素７１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、一覧画像モードでは、通常光画像、蛍光光画像、治療光画像がファインダ９３に表示される。

【００５７】

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、一覧画像モードの順で画像モードを切り替える例を説明したが、画像モードの切替順番はこれに限られない。

【００５８】

なお、本発明は電子内視鏡システムや手術用顕微鏡システムだけでなく、その他のＰＤＴを用いる医療装置システムに対しても適用することができる。

10

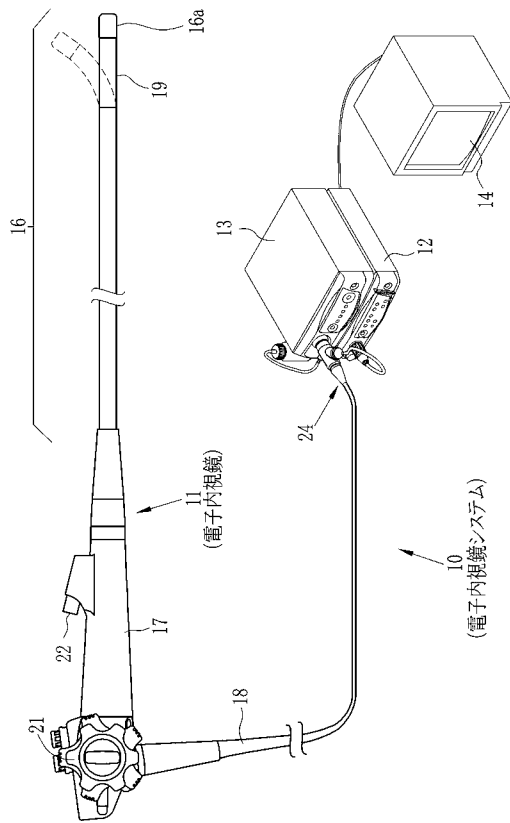
【符号の説明】

【００５９】

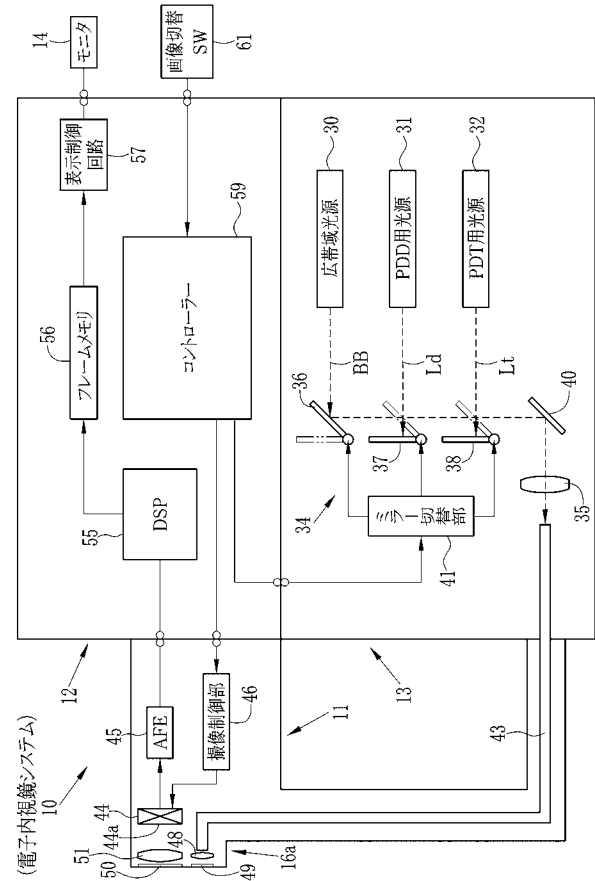
- １０ 電子内視鏡システム
- １１ 電子内視鏡
- ３０ 広帯域光源
- ３１ ＰＤＤ用光源
- ３２ ＰＤＴ用光源
- ４４ ＣＣＤ
- ４４ａ 撮像面
- ４６ 撮像制御部
- ７０ Ｒ１画素
- ７１ Ｒ２画素
- ７２ Ｇ画素
- ７３ Ｂ画素
- ８０ 手術用顕微鏡システム
- ８２ 手術用顕微鏡

20

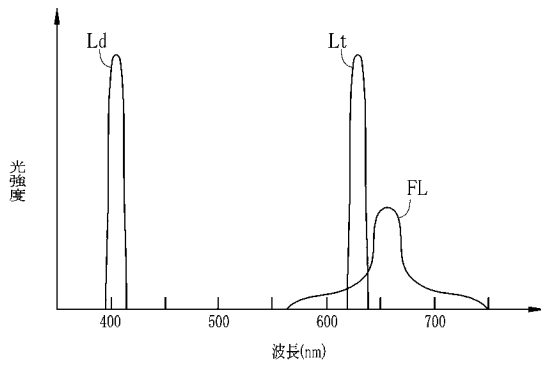
【図 1】



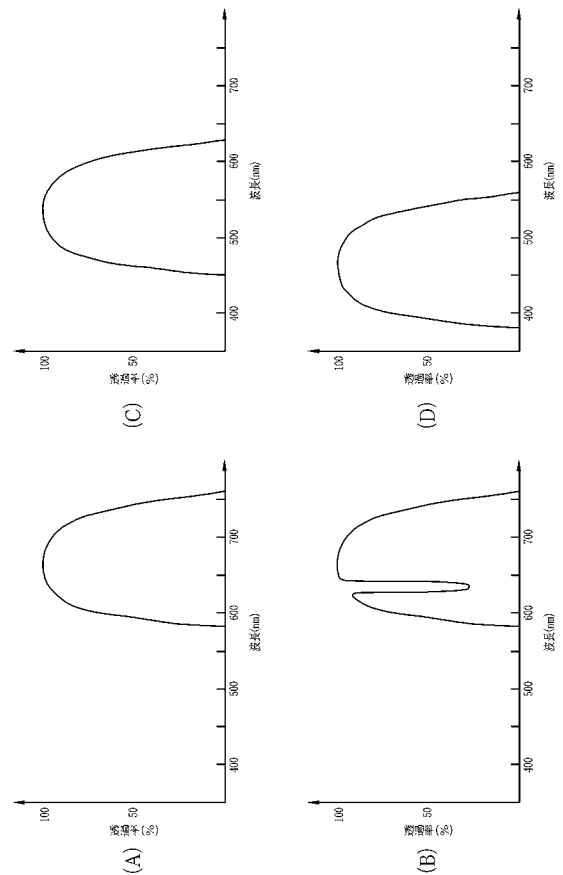
【図 2】



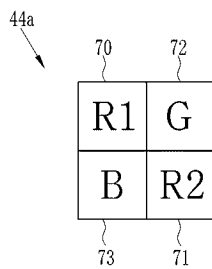
【図 3】



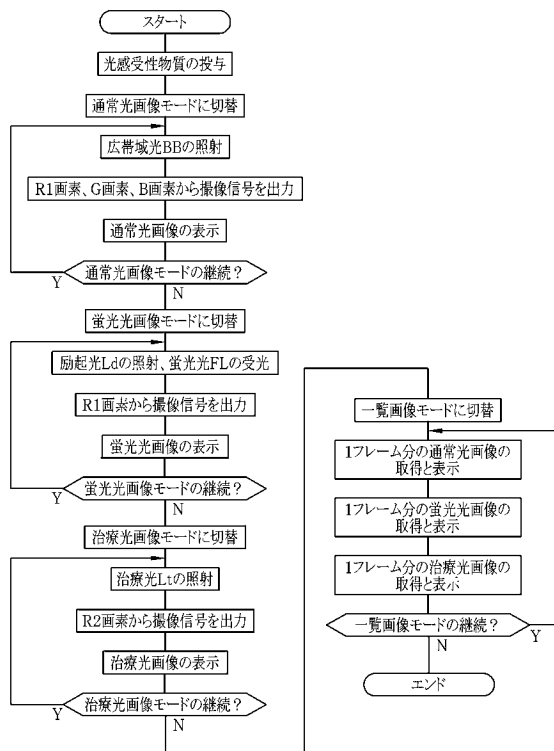
【図 5】



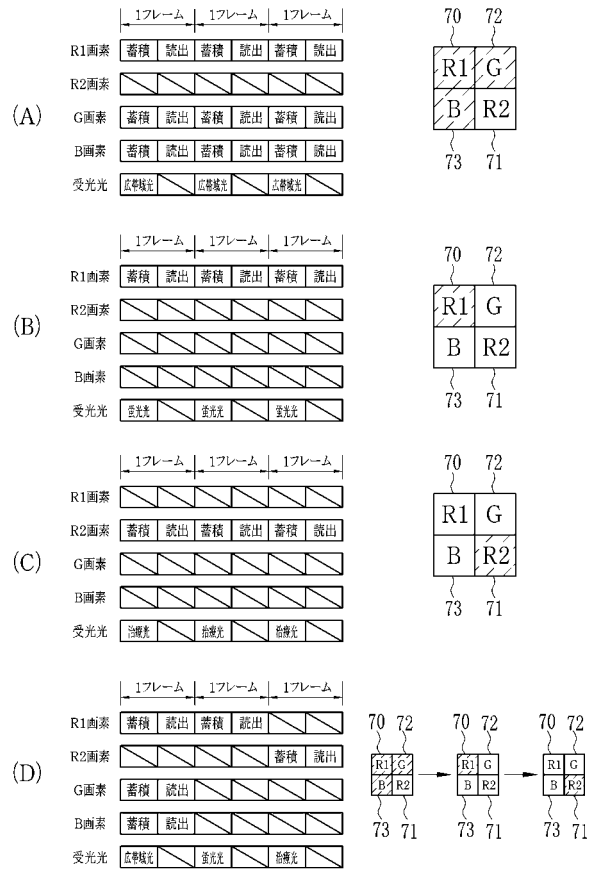
【図 4】



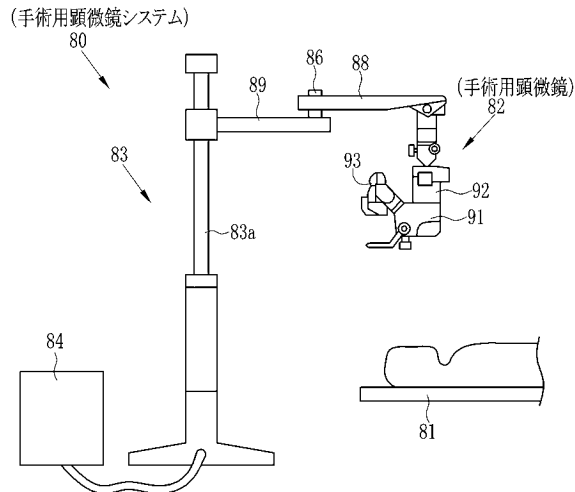
【図 6】



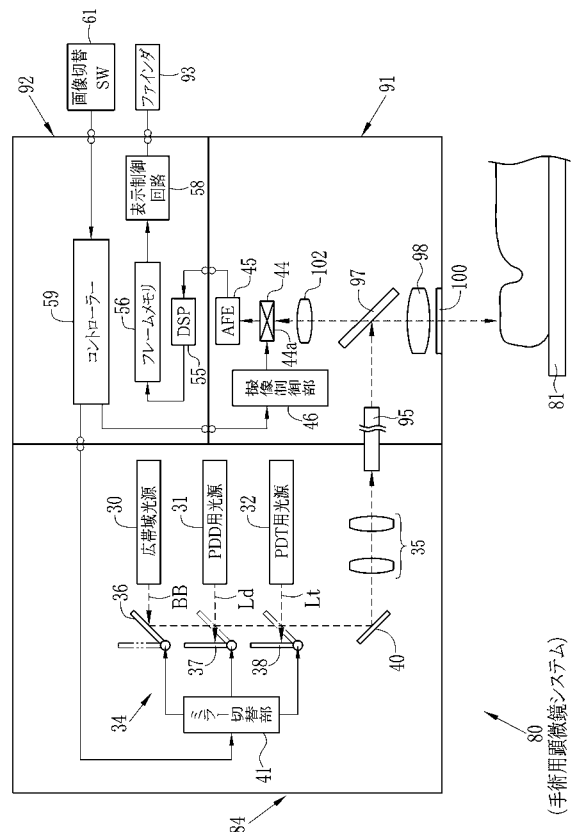
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	用于PDT的医疗设备系统，用于PDT的医疗设备系统中的PDT，电子内窥镜系统，手术显微镜系统和成像信号输出方法		
公开(公告)号	JP2011167229A	公开(公告)日	2011-09-01
申请号	JP2010031175	申请日	2010-02-16
[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	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.H A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/06.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/FA01 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR17 4C061/RR26 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR17 4C161/RR26		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止光晕而没有太大的成本，并且为了防止在通过防止光晕施加宽带光或除了治疗光之外的激发光时获得的图像的颜色再现性的损害。解决方案：来自宽带光源30的宽带光BB被发射到体腔中，并且中心波长为405nm的激发光Ld被发射到体腔内的肿瘤患部，其中光敏物质被累积。通过照射激发光Ld，从肿瘤患部产生荧光FL。安装在电子内窥镜的远端16a中的CCD 44捕获存在肿瘤患部的体腔内的图像。在常规光图像模式中，成像信号从具有中性滤波器的R1像素，G像素和B像素输出，用于调暗CCD44的像素的激发光Ld。在处理光图像模式中，成像信号从R2像素具有中性滤波器，用于调暗CCD44的像素的处理光Lt

