

(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2013-236868

(P2013-236868A)

(43) 公開日 平成25年11月28日(2013.11.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-113387 (P2012-113387)
 (22) 出願日 平成24年5月17日 (2012.5.17)

(71) 出願人 000005016
 パイオニア株式会社
 神奈川県川崎市幸区新小倉 1 番 1 号
 (71) 出願人 510136312
 独立行政法人国立成育医療研究センター
 東京都世田谷区大蔵 2 - 1 0 - 1
 (74) 代理人 100093964
 弁理士 落合 稔
 (72) 発明者 伊藤 友二
 神奈川県川崎市幸区新小倉 1 - 1 パイオ
 ニア株式会社内
 (72) 発明者 横田 裕士
 神奈川県川崎市幸区新小倉 1 - 1 パイオ
 ニア株式会社内

最終頁に続く

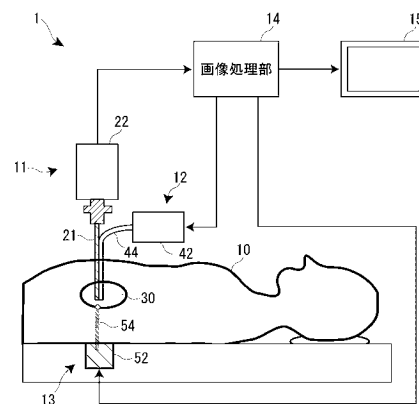
(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡

(57) 【要約】

【課題】可視光下における被写体像と放射線下における被写体像と、を同時に撮像することができる内視鏡システムおよび内視鏡を提供する。

【解決手段】被写体に可視光を照射する可視光照射部 1 2 と、被写体を透過するように放射線を照射する放射線照射部 1 3 と、被写体を透過した放射線を可視光化するシンチレーション部 1 6 と、被写体で反射した可視光像と被写体を透過した可視光化放射線像と、を同一の視野内において撮像するイメージセンサー 3 7 を有する内視鏡本体部 1 1 と、イメージセンサー 3 7 の撮像信号から、モニター画像を生成する画像処理部 1 4 と、を備え、画像処理部 1 4 は、可視光照射部 1 2 および放射線照射部 1 3 から可視光および放射線を時分割で照射させ、被写体に可視光が照射されている間の撮像信号と、被写体に放射線が照射されている間の撮像信号とを合成してモニター画像を生成する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に可視光を照射する可視光照射部と、
前記被写体を透過するように放射線を照射する放射線照射部と、
前記被写体を透過した放射線を可視光化するシンチレーション部と、
前記被写体で反射した可視光像と前記被写体を透過した可視光化放射線像と、を同一の視野内において撮像する撮像手段を有する内視鏡本体部と、
前記撮像手段の撮像信号から、前記被写体のモニター画像を生成する画像処理部と、を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記可視光照射部および前記放射線照射部から可視光および放射線を時分割で照射させ、前記被写体に可視光が照射されているときの撮像信号と、前記被写体に放射線が照射されているときの撮像信号とを合成して前記モニター画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記可視光照射部は、3 原色の光源を有し、
前記画像処理部は、前記可視光照射部から 3 原色の可視光を時分割で照射させると共に、前記放射線照射部から放射線を時分割で照射させ、
前記被写体に 3 原色の可視光が照射されているときのそれぞれの撮像信号と、前記被写体に放射線が照射されているときの撮像信号と、を合成して前記モニター画像を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記可視光照射部は、単一の光源と、前記光源に選択的に臨む 3 原色のカラーフィルターと、を有し、
前記画像処理部は、前記カラーフィルターを選択的に切り替えて前記可視光照射部から 3 原色の可視光を時分割で照射させると共に、前記放射線照射部から放射線を時分割で照射させ、
前記被写体に 3 原色の可視光が照射されているときのそれぞれの撮像信号と、前記被写体に放射線が照射されているときの撮像信号と、を合成して前記モニター画像を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

被写体で反射した可視光像と前記被写体を透過した放射線像と、を同一の視野内において撮像する内視鏡であって、
レンズ光学系を内蔵する鏡筒部と、
前記鏡筒部の基端側に接続され、前記レンズ光学系を介して被写体を撮像する撮像手段を有するカメラ部と、
前記レンズ光学系に介設され、前記放射線を可視光化するシンチレーション部と、を備えたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 6】

前記レンズ光学系は、対物レンズとリレーレンズ系とを有し、
前記シンチレーション部は、前記リレーレンズ系の最先端のリレーレンズと前記対物レンズとの間の結像位置に配設されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記撮像手段は、冷陰極撮像素子アレイを有していることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、手術を行う際に病巣をモニターするのに好適な内視鏡システムおよび内視鏡に関するものである。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

従来、この種の内視鏡システムとして、患部（被写体）をカラーで撮像する電子内視鏡装置が知られている（特許文献1参照）。

この電子内視鏡装置は、面順次方式で順次所望の色画像を撮像し、この画像により得た面順次画像信号を同時式に変換しカラー画像として再生するものである。電子内視鏡装置は、照明ランプと、色フィルタディスクと、色フィルタディスクを回転させる回転機構と、色フィルタディスクを透過した照明光を内視鏡な導くライトガイドと、を備えている。色フィルタディスクは、角度120°のピッチで配設した赤（R）フィルター、緑（G）フィルターおよび青（B）フィルターを有しており、この色フィルタディスクを適宜回転させながら、ライトガイドを介して、被写体を各色の照明光で照明する。一方、内視鏡は、R・G・Bで照明された被写体を撮像し、これをCCDセンサーの受光部に結像する。そして、R・G・Bの撮像結果は合成され、カラー動画像をモニターできるようにしている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平6-254045号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

このような従来の電子内視鏡装置（内視鏡システム）では、照明光に対応して順次撮像して得た各色別の面順次画像信号を赤、緑、青のメモリを介して同時式に変換し、カラー画像として再生するように構成されている。しかしながら、この電子内視鏡装置により観察できる病巣は、可視光の下で視認できるものに限られており、特に臓器の内部にまで至るような病巣等を好適に視認することは難しい問題があった。

【0005】

本発明は、可視光下における被写体像と放射線下における被写体像と、を同時に撮像することができる内視鏡システムおよび内視鏡を提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0006】

本発明の内視鏡システムは、被写体に可視光を照射する可視光照射部と、被写体を透過するように放射線を照射する放射線照射部と、被写体を透過した放射線を可視光化するシンチレーション部と、被写体で反射した可視光像と被写体を透過した可視光化放射線像と、を同一の視野内において撮像する撮像手段を有する内視鏡本体部と、撮像手段の撮像信号から、被写体のモニター画像を生成する画像処理部と、を備えたことを特徴とする。

【0007】

この場合、画像処理部は、可視光照射部および放射線照射部から可視光および放射線を時分割で照射させ、被写体に可視光が照射されているときの撮像信号と、被写体に放射線が照射されているときの撮像信号とを合成してモニター画像を生成することが好ましい。

40

【0008】

これらの構成によれば、シンチレーション部により、被写体を透過した放射線を可視光化しておいて、被写体で反射した可視光像と被写体を透過した可視光化放射線像とを撮像する。そして、被写体に可視光が照射されているときの撮像信号と、被写体に放射線が照射されているときの撮像信号とを合成してモニター画像を生成するようにしているため、可視光下における被写体像と放射線下における被写体像と、を同時に取り込む（撮像する）ことができる。このため、例えば、手術や検査を行う際に、可視光の下では認識できない臓器の内部にまで至るような病巣を、モニター画像を介して好適に視認することができる。

【0009】

50

また、可視光照射部は、3原色の光源を有し、画像処理部は、可視光照射部から3原色の可視光を時分割で照射させると共に、放射線照射部から放射線を時分割で照射させ、被写体に3原色の可視光が照射されているときのそれぞれの撮像信号と、被写体に放射線が照射されているときの撮像信号と、を合成してモニター画像を生成することが好ましい。

【0010】

同様に、可視光照射部は、単一の光源と、光源に選択的に臨む3原色のカラーフィルターと、を有し、画像処理部は、カラーフィルターを選択的に切り替えて可視光照射部から3原色の可視光を時分割で照射させると共に、放射線照射部から放射線を時分割で照射させ、被写体に3原色の可視光が照射されているときのそれぞれの撮像信号と、被写体に放射線が照射されているときの撮像信号と、を合成してモニター画像を生成することが好ましい。

10

【0011】

これらの構成によれば、被写体を3原色の可視光下でそれぞれ撮像することができるため、可視光のカラー画像と放射線の画像とを合成してモニター画像を生成することができる。

【0012】

本発明の内視鏡は、被写体で反射した可視光像と被写体を透過した放射線像と、を同一の視野内において撮像する内視鏡であって、レンズ光学系を内蔵する鏡筒部と、鏡筒部の基端側に接続され、レンズ光学系を介して被写体を撮像する撮像手段を有するカメラ部と、レンズ光学系に介設され、放射線を可視光化するシンチレーション部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0013】

この構成によれば、シンチレーション手段により、放射線を可視光化するようにしているため、撮像手段に、可視光下における被写体像と放射線下における被写体像と、を同時に取り込む（撮像する）ことができる。

【0014】

この場合、レンズ光学系は、対物レンズとリレーレンズ系とを有し、シンチレーション部は、リレーレンズ系の最先端のリレーレンズと対物レンズとの間の結像位置に配設されていることが好ましい。

【0015】

この構成によれば、リレーレンズ系の最先端のリレーレンズと対物レンズとの間の結像位置にシンチレーション手段を配設することで、放射線を可視光に効率良く変換し、撮像手段に取り込むことができる。

30

【0016】

この場合、撮像手段は、冷陰極撮像素子アレイを有していることが好ましい。

【0017】

この構成によれば、撮像手段として冷陰極撮像素子アレイを用いることで、可視光による画像と放射線による画像とを効果的に撮像することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】第1実施形態に係る内視鏡システムの全体構成の説明図である。

【図2】第1実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡本体部の構造図である。

【図3】第1実施形態に係る内視鏡システムの制御系のブロック図である。

【図4】第1実施形態に係る内視鏡システムの動作を説明するフローチャートである。

【図5】第1実施形態に係る内視鏡システムの動作を説明するタイミングチャートである。

40

【図6】第1実施形態に係る内視鏡システムのモニター画面の説明図である。

【図7】第2実施形態に係る内視鏡システムの全体構成の説明図である。

【図8】第2実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡本体部の構造図である。

【図9】第3実施形態に係る内視鏡システムの制御系のブロック図である。

50

【図 10】第 3 実施形態に係る内視鏡システムの動作を説明するタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、添付の図面を参照して、本発明の一実施形態に係る内視鏡システムおよび内視鏡について説明する。この内視鏡システムは、病巣となる臓器等の被写体を可視光および放射線（X 線）で同時に撮像し、そのモニター画像を生成するものである。

【0020】

< 第 1 実施形態 >

図 1 は、内視鏡システム 1 の全体構成を示すものであり、同図に示すように、この内視鏡システム 1 は、被写体 30 を撮像する内視鏡本体部 11 と、被写体 30 に可視光を照射してこれを照明する可視光照射部 12 と、被写体 30 を透過するように放射線を照射する放射線照射部 13 と、内視鏡本体部 11 の先端部に組み込まれ、被写体 30 を透過した放射線を可視化するシンチレーション部 16（図 2 参照）と、内視鏡本体部 11 による被写体 30 の撮像結果を画像処理する画像処理部 14 と、画像処理した撮像結果を表示するモニター 15 と、を備えている。

【0021】

図 2 に示すように、内視鏡本体部 11 は、人体 10 内に挿入して病巣となる被写体 30 を観察するものであり、いわゆる硬性内視鏡で構成されている。内視鏡本体部 11 は、人体に挿入される部分である鏡筒部 21 と、鏡筒部 21 を介して病巣を撮像するカメラ部 22 とを有し、鏡筒部 21 は、硬質の円筒状部材で構成されている。鏡筒部 21 内には、その先端に対物レンズ 31 が配設され、基端に接眼レンズ 32 が配設される。また、鏡筒部 21 内には、対物レンズ 31 と接眼レンズ 32 との間に位置して、複数のレンズユニット 34 から成るリレーレンズ系 33 が配設されている。さらに、対物レンズ 31 とリレーレンズ系 33 の前端との間の結像位置には、透過性シンチレーター 35 を有するシンチレーション部 16 が配設されている。

【0022】

対物レンズ 31 は、観察対象の被写体 30 の光像を形成する。リレーレンズ系 33 は、対物レンズ 31 により形成された光像を基端部の接眼レンズ 32 に伝達する。接眼レンズ 32 は、被写体像の光像を後述するカメラ部 22 のイメージセンサー 37 に結像する。

【0023】

透過性シンチレーター 35 は、可視光を透過すると共に、放射線を可視光に変換する。透過性シンチレーター 35 としては、例えばヨウ化ナトリウムにタリウムを添加したフッ化カルシウム CaF_2 シンチレーターが用いられる。なお、透過性シンチレーター 35 は、フッ化カルシウム CaF_2 シンチレーターに限定されるものではない。

【0024】

カメラ部 22 は、鏡筒部 21 の基端に接続されている。このカメラ部 22 には、筐体 38 内に、撮像手段として冷陰極撮像素子アレイ（H E E D (high-efficiency electron emission device) - H A R P (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor)、C C D (Charge Coupled Device)、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等のイメージセンサー 37 が配設されている。

【0025】

可視光照射部 12 は、被写体 30 を照らす照明光を発生し、被写体 30 に照射するものである。

図 3 に示すように、可視光照射部 12 は、赤（R）、緑（G）、青（B）の 3 原色の L E D (Light Emitting Diode) 41a、41b、41c とからなる光源 42 と、L E D 41a、41b、41c を所定のタイミングで駆動する光源駆動部 43 と、光源 42 に連なる光ファイバー等で構成されたライトガイド 44 と、を有している。図 1 に示すように、光源 42 からの照明光（可視光）は、ライトガイド 44 により、内視鏡本体部 11 の鏡筒部 21 の先端に導かれる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

放射線照射部 1 3 は、被写体 3 0 を透過させてその内部を観察するための X 線（放射線）を照射するものである。

図 3 に示すように、放射線照射部 1 3 は、例えば X 線管よりなる放射線源 5 2 と、放射線源 5 2 を所定のタイミングで駆動する放射線駆動部 5 3 と、放射線源 5 2 に連なる導線部 5 4 と、を有している。図 1 に示すように、導線部 5 4 は、被写体 3 0 を挟むようにして、内視鏡本体部 1 1 の鏡筒部 2 1 の先端と対向するように配置されており、放射線源 5 2 からの X 線は、導線部 5 4 を介して被写体 3 0 に照射される。また、被写体 3 0 を透過した X 線は、可視光と共に鏡筒部 2 1 を介してカメラ部 2 2 に取り込まれる。なお、X 線の光軸と可視光の光軸とが一致するように、内視鏡本体部 1 1 と放射線照射部 1 3 とは、
10 精度良くキャリブレーションされている。

【 0 0 2 7 】

画像処理部 1 4 は、内視鏡本体部 1 1 内のイメージセンサー 3 7 からの撮像信号からモニター画像を生成する。

図 3 に示すように、画像処理部 1 4 は、イメージセンサー 3 7 からの撮像信号をデジタル化する A / D コンバータ 6 1 と、イメージセンサー 3 7 からの撮像信号の処理を行うカメラ処理部 6 2 と、イメージセンサー 3 7 からの撮像信号からモニター画像を生成するモニター信号処理部 6 3 と、撮像タイミングと可視光および放射線（X 線）の照射タイミングとの同期を制御する同期信号発生部 6 7 とを備えている。そして、モニター信号処理部 6 3 に対して、メモリ 6 5 が設けられる。メモリ 6 5 は、赤、青、緑の各色の可視光の画像信号と、X 線の画像信号とを蓄積するためのメモリ領域 6 6 a、6 6 b、6 6 c、6 6 d を有している。
20

【 0 0 2 8 】

画像処理部 1 4 で生成されたモニター画像は、LCD (Liquid Crystal Display) ディスプレイ等からなるモニター 1 5 に送られる。そして、モニター 1 5 には、観察対象となる被写体 3 0 のモニター画像が表示される。

【 0 0 2 9 】

上述のように、この内視鏡システム 1 は、光源 4 2 として赤、緑、青の 3 原色の LED 4 1 a、4 1 b、4 1 c を有する可視光照射部 1 2 と、放射線源 5 2 を有する放射線照射部 1 3 と、を備えている。そして、可視光照射部 1 2 の光源駆動部 4 3 および放射線照射部 1 3 の放射線駆動部 5 3 には、同期信号発生部 6 7 から垂直同期信号が供給される。また、同期信号発生部 6 7 からの水平および垂直同期信号は、イメージセンサー 3 7、カメラ処理部 6 2、およびモニター信号処理部 6 3 に供給される。これにより、赤、緑、青の各色の可視光と、放射線との撮像処理を時分割で行い、可視光によるカラー撮像画像と X 線（放射線）撮像画像とを合成したモニター画像を形成すべく、タイムシーケンシャル処理を行うようにしている。
30

【 0 0 3 0 】

ここで、図 4 を参照して、タイムシーケンシャル処理について説明する。図 4 は、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成したモニター画像を形成する際の処理をフローチャートで示したものである。
40

【 0 0 3 1 】

図 4 に示すように、モニター信号処理部 6 3 は、最初のフレームでは、光源 4 2 として赤色の LED 4 1 a を点灯させ（ステップ S 1）、赤色の LED 4 1 a が点灯されている間のイメージセンサー 3 7 からの撮像信号をメモリ領域 6 6 a に蓄積する（ステップ S 2）。次のフレームでは、モニター信号処理部 6 3 は、光源 4 2 として緑色の LED 4 1 b を点灯させ（ステップ S 3）、緑色の LED 4 1 b が点灯されている間のイメージセンサー 3 7 からの撮像信号をメモリ領域 6 6 b に蓄積する（ステップ S 4）。次のフレームでは、モニター信号処理部 6 3 は、光源 4 2 として青色の LED 4 1 c を点灯させ（ステップ S 5）、青色の LED 4 1 c が点灯されている間のイメージセンサー 3 7 からの撮像信号をメモリ領域 6 6 c に蓄積する（ステップ S 6）。さらに次のフレームでは、モニター
50

信号処理部 6 3 は、放射線照射部 1 3 の放射線源 5 2 から X 線を照射させ（ステップ S 7）、X 線が照射されているときのイメージセンサー 3 7 からの撮像信号をメモリ領域 6 6 d に蓄積する（ステップ S 8）。

【0032】

なお、放射線照射部 1 3 の放射線源 5 2 から X 線が照射されているときには、被写体 3 0 を透過した X 線は、図 2 における透過性シンチレータ 3 5 で可視光に変換されてイメージセンサー 3 7 で撮像され、イメージセンサー 3 7 から X 線画像（可視光化放射線像）に対応する撮像信号が出力される。

【0033】

モニター信号処理部 6 3 は、これらメモリ領域 6 6 a、6 6 b、6 6 c に蓄積された赤、緑、青の各色の画像信号と、メモリ領域 6 6 d に蓄積された X 線の画像信号とを合成して、コンポーネントカラービデオ信号の各フレームの画像を生成し（ステップ S 9）、モニター画像として出力する（ステップ S 10）。

以上のような処理を行うことにより、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成したコンポーネントカラービデオ信号をモニター画像として生成する。

【0034】

図 5 は、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成したモニター画像を生成する場合の処理をタイミングチャートで示したものである。

同期信号発生部 6 7 からは、図 5（A）に示すようなタイミングで、垂直同期信号が発生される。この垂直同期信号に同期して、図 5（B）に示すように、時刻 $t_1 \sim t_2$ のフレームで赤色の LED 4 1 a が点灯され、図 5（C）に示すように、時刻 $t_2 \sim t_3$ のフレームで緑色の LED 4 1 b が点灯され、図 5（D）に示すように、時刻 $t_3 \sim t_4$ のフレームで青色の LED 4 1 c が点灯される。また、図 5（E）に示すように、この垂直同期信号に同期して、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで放射線源 5 2 から X 線が照射される。

【0035】

イメージセンサー 3 7 では、図 5（F）に示すように、時刻 $t_1 \sim t_2$ のフレームで赤色の LED 4 1 a を点灯したときの画像 R 1 が撮像され、時刻 $t_2 \sim t_3$ のフレームで緑色の LED 4 1 b を点灯したときの画像 G 1 が撮像され、時刻 $t_3 \sim t_4$ のフレームで青色の LED 4 1 c を点灯したときの画像 B 1 が撮像される。また、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで X 線を照射したときの画像 X 1 が撮像される。

【0036】

時刻 $t_1 \sim t_2$ のフレームで赤色の LED 4 1 a を点灯したときの撮像画像 R 1 は、図 5（G）に示すように、メモリ領域 6 6 a に蓄積され、時刻 $t_2 \sim t_3$ のフレームで緑色の LED 4 1 b を点灯したときの撮像画像 G 1 は、図 5（H）に示すように、メモリ領域 6 6 b に蓄積され、時刻 $t_3 \sim t_4$ のフレームで青色の LED 4 1 c を点灯したときの撮像画像 B 1 は、図 5（I）に示すように、メモリ領域 6 6 c に蓄積される。また、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで X 線を照射したときの撮像画像 X 1 は、図 5（J）に示すように、メモリ領域 6 6 d に蓄積される。

【0037】

時刻 $t_4 \sim t_5$ で、図 5（K）に示すように、メモリ領域 6 6 a から赤色の撮像画像 R 1 が読み出され、メモリ領域 6 6 b から緑色の撮像画像 G 1 が読み出され、メモリ領域 6 6 c から青色の撮像画像 B 1 が読み出されると共に、メモリ領域 6 6 d から X 線の撮像画像 X 1 が読み出される。そして、これらの撮像画像 R 1、G 1、B 1、X 1 が合成されて、コンポーネントカラービデオ信号の 1 フレーム分の画像 V x 1 が形成される。

【0038】

以下、同様にして、時刻 $t_8 \sim t_9$ 、 $t_{12} \sim t_{13}$ 、 $t_{16} \sim t_{17}$ 、... で、図 5（K）に示すように、メモリ領域 6 6 a から赤色の撮像画像 R 2、R 3、R 4、... が読み出され、メモリ領域 6 6 b から緑色の撮像画像 G 2、G 3、G 4、... が読み出され、メモリ領域 6 6 c から青色の撮像画像 B 2、B 3、B 4、... が読み出されると共に、メモリ領域 6 6 d から X 線の撮像画像 X 2、X 3、X 4、... が読み出され、これらの撮像画像が合成

10

20

30

40

50

されて、コンポーネントカラービデオ信号の各フレームの画像 $V \times 2$ 、 $V \times 3$ 、 $V \times 4$ 、... が形成される。なお、時刻 $t_5 \sim t_8$ のフレームでは、時刻 $t_4 \sim t_5$ での画像 $V \times 1$ と時刻 $t_8 \sim t_9$ での画像 $V \times 2$ との補間画像 $V \times 1a$ が出力される。時刻 $t_9 \sim t_{12}$ 、 $t_{13} \sim t_{16}$ 、... についても同様である。

【0039】

また、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像との合成は、一例としては、X 線撮像画像を青色や緑色等の体内にはあまり存在しない色信号としてコンポーネントカラービデオ信号に合成するようにして行われる。また、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像との合成は、X 線撮像画像を輝度信号としてコンポーネントカラービデオ信号に合成するようにしても良い。さらに、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像との合成する際に、X 線撮像画像から画像処理により輪郭抽出を行い、抽出された輪郭をコンポーネントカラービデオ信号に合成するようにしても良い。

10

【0040】

このように、本実施形態の内視鏡システム 1 は、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成した画像を形成して、モニター 15 に表示することができる。これにより、より精度の高い内視鏡手術を行うことができる。

【0041】

例えば、図 6 (A) に示すように、可視光によるカラー撮像画像では、同様に見える部分 71 および 72 があり、一方の部分 72 が病巣であるとする。ここで、病巣の部分 72 は臓器の内部にまで障害があるのに対して、部分 71 は臓器の内部にまで障害はないとする。このような場合に、病巣の部分 72 を切除するような内視鏡手術を行おうとすると、可視光によるカラー撮像画像だけでは、図 6 (A) に示すように、部分 71 と部分 72 とが同様に見えてしまい、病巣の部分 72 を判定することは難しい。本実施形態の内視鏡システム 1 では、カラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成した動画のモニター画像を生成しているため、図 6 (B) に示すように、病巣の部分 72 を X 線の撮像画像 (ハッチングで示す) から判定することができる。

20

【0042】

また、本実施形態の内視鏡システム 1 では、赤、緑、青の各色の可視光の撮像処理と、X 線の撮像処理とを時分割で行っている。このため、X 線の照射がパルス的に行われるようになり、人体に連続的に X 線が照射されることがなくなる。このため、X 線の線量による人体への影響を軽減することができる。

30

【0043】

さらに、X 線を撮影するフレームのタイミングを除けば、通常の 3 原色のタイムシーケンシャル処理と同様に、カラー画像を撮像してモニターすることができる。同様に、3 原色の可視光を照射するフレームのタイミングを除けば、X 線の撮像画像だけをモニターすることができる。このことから、可視光によるカラー画像を撮像するモードと、可視光によるカラー画像と X 線画像とを合成した画像を撮像するモードと、X 線の画像だけを撮像するモードとを簡単に切り替えることも可能である。したがって、内視鏡手術を行う際に、これらのモードを適宜切り替えて、病巣の部分を判定するようなことも可能である。

40

【0044】

< 第 2 実施形態 >

次に、図 7 を参照して、本発明の第 2 実施形態について説明する。図 7 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 101 は、内視鏡本体部 111 と、可視光照射部 112 と、放射線照射部 113 と、画像処理部 114 と、モニター 115 とから構成される。これらの構成については、前述の第 1 実施形態と同様である。また、第 2 実施形態の内視鏡システム 101 では、第 1 実施形態の透過性シンチレーター 35 に代えて、人体 110 内の被写体 130 に、放射線を可視光化するシンチレーション物質 (シンチレーション部) を含有または付着させるようにしている。

【0045】

図 8 に示すように、内視鏡本体部 111 は、鏡筒部 121 と、カメラ部 122 と、を有

50

している。第 1 実施形態と同様に、鏡筒部 1 2 1 内には、その先端に対物レンズ 1 3 1 が配設され、基端に接眼レンズ 1 3 2 が配設されている。また、対物レンズ 1 3 1 と接眼レンズ 1 3 2 との間には、複数のレンズユニット 1 3 4 からなるリレーレンズ系 1 3 3 が配設される。この実施形態では、被写体 1 3 0 に、シンチレーション物質を含有させるようにしており、これにより放射線照射部 1 1 3 からの放射線（X 線）が、被写体 1 3 0 のシンチレーション物質により可視光に変換され、内視鏡本体部 1 1 1 の先端から入射される。なお、被写体 1 3 0 にシンチレーション物質を含有させる方法としては、吸引や点滴、注射による方法等が考えられる。他の構成については、第 1 実施形態と同様であり、その説明は省略する。

【0046】

このように、第 2 実施形態の内視鏡システム 1 0 1 では、カラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成した動画のモニター画像を生成しているため、病巣を的確に判定することができる。

【0047】

< 第 3 実施形態 >

次に、図 9 を参照して、本発明の第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 1 について説明する。図 9 に示すように、第 3 実施形態における内視鏡本体部 2 1 1 には、イメージセンサー 2 3 7 の前方に近接して、カラーフィルター部 2 7 1 が配設されている。カラーフィルター部 2 7 1 は、赤、青、緑の 3 原色のカラーフィルターからなり、モーター駆動のフィルター切替部 2 7 2 により、フィルターの色を切り替え得るようになっている。このようなカラーフィルター部 2 7 1 は、例えば、赤、青、緑のカラーフィルターを周方向に均等に配した回転板により構成することができる。なお、鏡筒部 2 2 1 の他の構成については、前述の第 1 の実施形態と同様である。

【0048】

一方、可視光照射部 2 1 2 は、単色光（白色光）を発生する光源 2 4 2 と、光源 2 4 2 を所定のタイミングで駆動する光源駆動部 2 4 3 とを有している。

放射線照射部 2 1 3 は、観察対象の被写体 2 3 0 の内部を観察するための X 線を照射するもので、放射線源 2 5 2 と、放射線源 2 5 2 を所定のタイミングで駆動する放射線駆動部 2 5 3 とを有している。これらの構成は、前述の第 1 の実施形態と同様である。

【0049】

そして、画像処理部 2 1 4 は、イメージセンサー 2 3 7 からの撮像信号をデジタル化する A/D コンバータ 2 6 1 と、イメージセンサー 2 3 7 からの撮像信号の処理を行うカメラ処理部 2 6 2 と、イメージセンサー 2 3 7 からの撮像信号からモニター画像を生成するモニター信号処理部 2 6 3 と、撮像タイミングと可視光および放射線の照射タイミングとの同期を制御する同期信号発生部 2 6 7 と、を備えている。また、モニター信号処理部 2 6 3 に対して、メモリ 2 6 5 が設けられている。メモリ 2 6 5 は、赤、青、緑の各色の可視光の画像信号と、X 線の画像信号とを蓄積するためのメモリ領域 2 6 6 a、2 6 6 b、2 6 6 c、2 6 6 d と、を有している。画像処理部 2 1 4 で生成されたモニター画像は、LCD ディスプレイ等からなるモニター 2 1 5 に送られる。モニター 2 1 5 には、観察対象の被写体 2 3 0 のモニター画像が表示される。これらの構成は、前述の第 1 の実施形態と同様である。

【0050】

図 10 は、第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 1 において、カラー画像と X 線画像とを合成したモニター画像を生成する場合の処理をタイミングチャートで示したものである。この場合、同期信号発生部 2 6 7 からは、図 10（A）に示すようなタイミングで、垂直同期信号が発生される。この垂直同期信号に同期して、図 10（B）に示すように、時刻 $t_1 \sim t_2$ 、時刻 $t_2 \sim t_3$ 、時刻 $t_3 \sim t_4$ の各フレームで、光源 2 4 2 が点灯される。また、図 10（C）に示すように、この垂直同期信号に同期して、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで放射線源 2 5 2 から X 線が照射される。また、カラーフィルター部 2 7 1 は、この同期信号に同期して、図 10（D）に示すように、時刻 $t_1 \sim t_2$ 、時刻 $t_2 \sim t_3$ 、

10

20

30

40

50

時刻 $t_3 \sim t_4$ の各フレームで、赤色 (R) のフィルターと、緑色 (G) のフィルターと、青色 (B) のフィルターとに順に切り替えられる。

【 0 0 5 1 】

これにより、イメージセンサー 2 3 7 では、図 1 0 (E) に示すように、時刻 $t_1 \sim t_2$ のフレームで赤色の画像 R 1 が撮像され、時刻 $t_2 \sim t_3$ のフレームで緑色の画像 G 1 が撮像され、時刻 $t_3 \sim t_4$ のフレームで青色の画像 B 1 が撮像される。また、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで X 線を照射したときの画像 X 1 が撮像される。また、時刻 $t_1 \sim t_2$ のフレームで撮像された赤色の撮像画像 R 1 は、図 1 0 (F) に示すように、メモリ領域 2 6 6 a に蓄積され、時刻 $t_2 \sim t_3$ のフレームで撮像された緑色の撮像画像 G 1 は、図 1 0 (G) に示すように、メモリ領域 2 6 6 b に蓄積され、時刻 $t_3 \sim t_4$ のフレームで撮像された青色の撮像画像 B 1 は、図 1 0 (H) に示すように、メモリ領域 2 6 6 c に蓄積される。さらに、時刻 $t_4 \sim t_5$ のフレームで X 線を照射したときの撮像画像 X 1 は、図 1 0 (I) に示すように、メモリ領域 2 6 6 d に蓄積される。

10

【 0 0 5 2 】

時刻 $t_4 \sim t_5$ で、図 1 0 (J) に示すように、メモリ領域 2 6 6 a から赤色の撮像画像 R 1 が読み出され、メモリ領域 2 6 6 b から緑色の撮像画像 G 1 が読み出され、メモリ領域 2 6 6 c から青色 B 1 の撮像画像が読み出されると共に、メモリ領域 2 6 6 d から X 線の撮像画像 X 1 が読み出される。そして、これらの撮像画像 R 1、G 1、B 1、X 1 が合成されて、コンポーネントカラービデオ信号の 1 フレーム分の画像 $V \times 1$ が形成される。

20

【 0 0 5 3 】

以下、同様にして、時刻 $t_8 \sim t_9$ 、 $t_{12} \sim t_{13}$ 、 $t_{16} \sim t_{17}$ 、... で、図 1 0 (J) に示すように、メモリ領域 2 6 6 a から赤色の撮像画像 R 2、R 3、R 4、... が読み出され、メモリ領域 2 6 6 b から緑色の撮像画像 G 2、G 3、G 4、... が読み出され、メモリ領域 2 6 6 c から青色の撮像画像 B 2、B 3、B 4、... が読み出されると共に、メモリ領域 2 6 6 d から X 線の撮像画像 X 2、X 3、X 4、... が読み出され、これらの撮像画像が合成されて、コンポーネントカラービデオ信号の各フレームの画像 $V \times 2$ 、 $V \times 3$ 、 $V \times 4$ 、... が形成される。なお、時刻 $t_5 \sim t_8$ のフレームでは、時刻 $t_4 \sim t_5$ での画像 $V \times 1$ と時刻 $t_8 \sim t_9$ での画像 $V \times 2$ との補間画像 $V \times 1 a$ が出力される。時刻 $t_9 \sim t_{12}$ 、 $t_{13} \sim t_{16}$ 、... についても同様である。

30

【 0 0 5 4 】

このように、第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 1 では、カラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成した動画のモニター画像を生成しているため、病巣を的確に判定することができる。なお、カラーフィルター部 2 7 1 を、可視光照射部 2 1 2 に組み込むようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲内で様々な変形や応用が可能である。例えば、上述の実施形態では、内視鏡本体部として、硬性内視鏡の構成のものを用いているが、本発明は、このような構成に限定されるものではない。また、上述の実施形態では、可視光によるカラー撮像画像と X 線撮像画像とを合成しているが、本発明は、可視光によるモノクロ撮像画像と X 線撮像画像とを合成するように構成してもよい。さらに、上述の実施形態では、放射線として X 線を用いているが、本発明は、放射線として中性子線を用いるように構成してもよい。

40

【 符号の説明 】

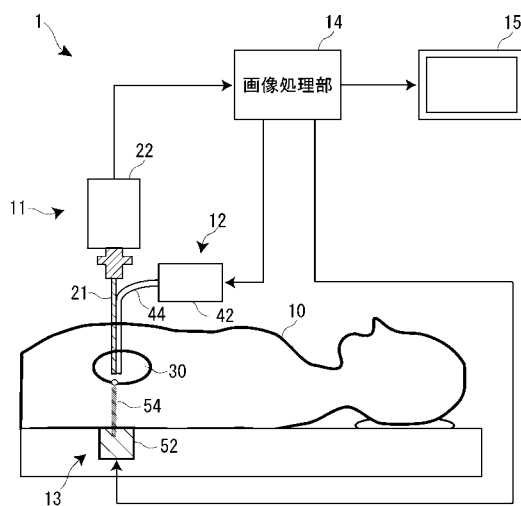
【 0 0 5 6 】

1, 1 0 1, 2 0 1 : 内視鏡システム、1 1, 1 1 1, 2 1 1 : 内視鏡本体部、1 2, 1 1 2, 2 1 2 : 可視光照射部、1 3, 1 1 3, 2 1 3 : 放射線照射部、1 4, 1 1 4, 2 1 4 : 画像処理部、1 5, 1 1 5, 2 1 5 : モニター、1 6 : シンチレーション部、2 1, 1 2 1, 2 2 1 : 鏡筒部、2 2, 1 2 2 : カメラ部、3 1, 1 3 1 : 対物レンズ、3 2, 1 3 2 : 接眼レンズ、3 3, 1 3 3 : リレーレンズ系、3 4, 1 3 4 : レンズユニ

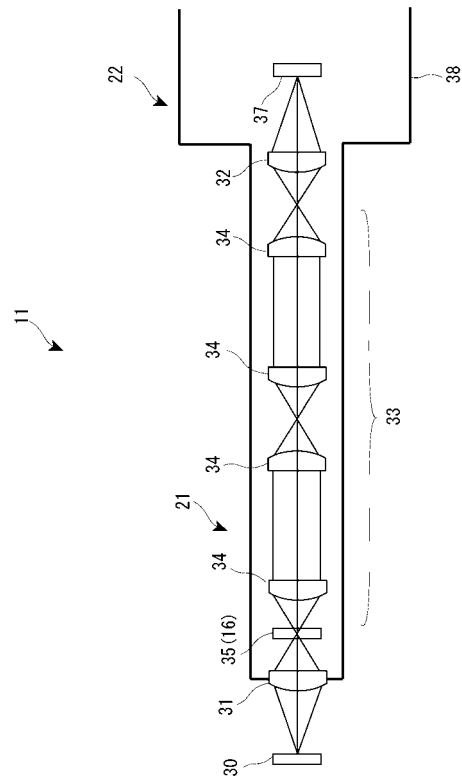
50

ット、35：透過性シンチレーター、37，137，237：イメージセンサー、41a，41b，41c：LED、42，242：光源、43，243：光源駆動部、52，252：放射線源、53，253：放射線駆動部、61，261：A/Dコンバータ、62，262：カメラ処理部、63，263：モニター信号処理部、65，265：メモリ、66a～66d，266a～266d：メモリ領域、271：カラーフィルター部、272：フィルター切替部

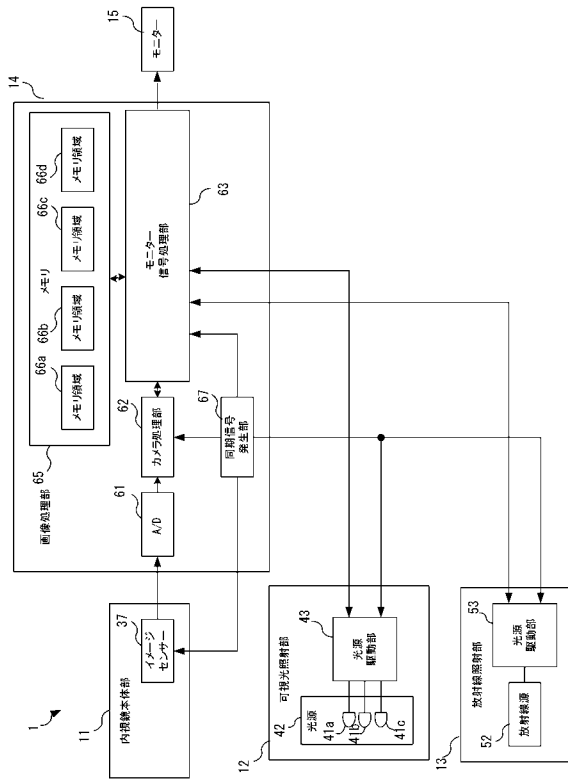
【図1】



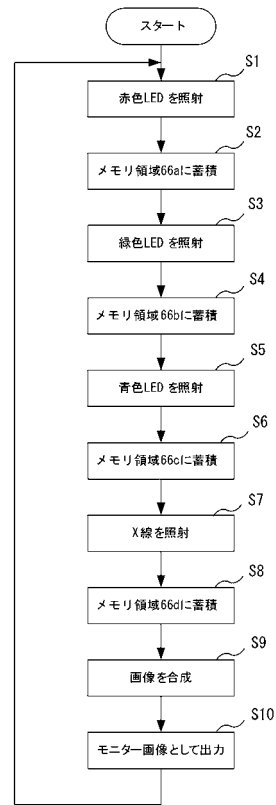
【図2】



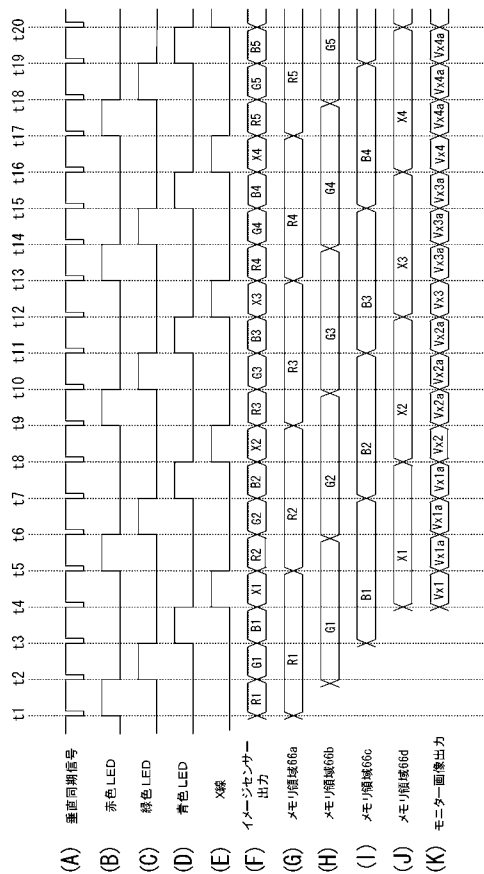
【図 3】



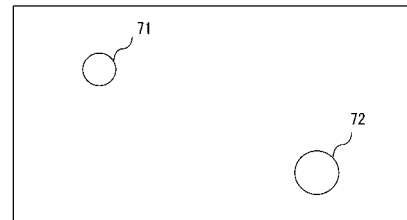
【図 4】



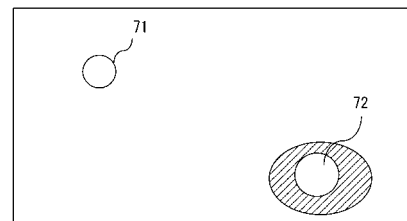
【図 5】



【図 6】

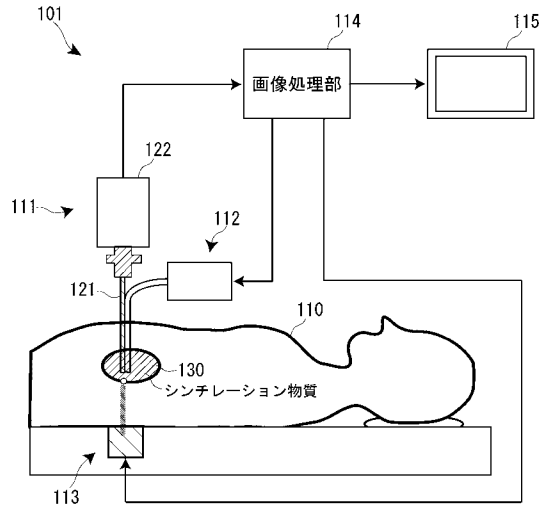


(A)

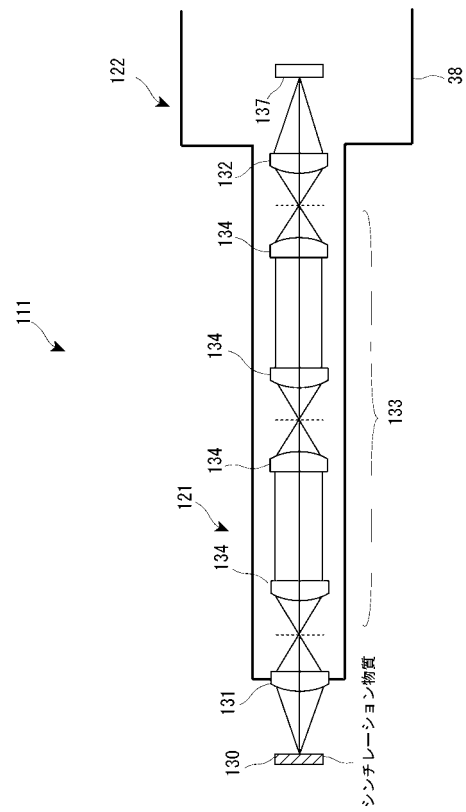


(B)

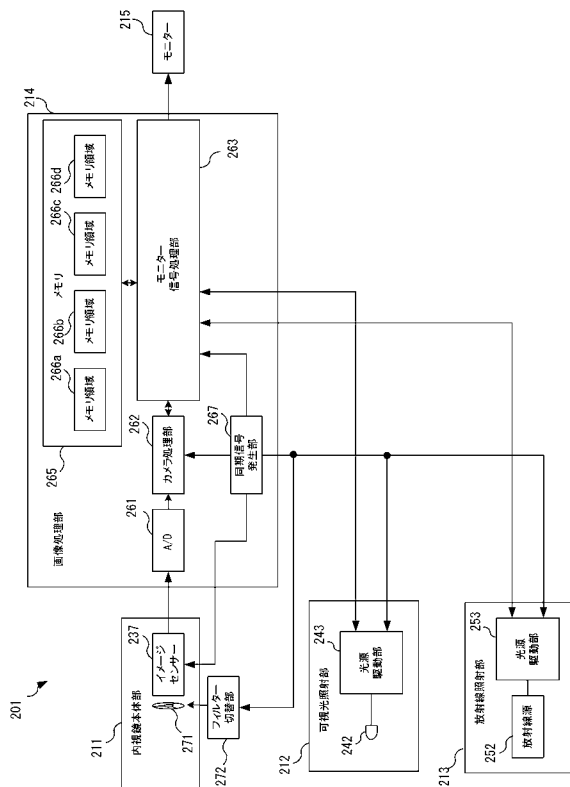
【図 7】



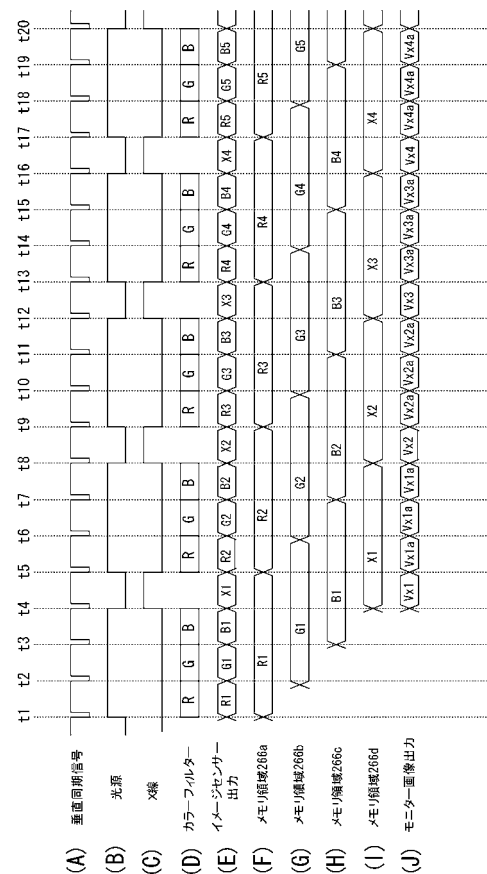
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 千葉 敏雄

東京都世田谷区大蔵 2 - 1 0 - 1 独立行政法人国立成育医療研究センター内

(72)発明者 山下 紘正

東京都世田谷区大蔵 2 - 1 0 - 1 独立行政法人国立成育医療研究センター内

F ターム(参考) 4C093 AA01 EB11 FA19 FF35

4C161 BB02 CC06 DD01 FF40 LL02 MM03 NN01 NN05 RR04 RR18

WW04 WW07 WW15

专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜		
公开(公告)号	JP2013236868A	公开(公告)日	2013-11-28
申请号	JP2012113387	申请日	2012-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	日本先锋公司 独立行政法人国立成育医疗研究中心		
申请(专利权)人(译)	先锋公司 国立儿童健康研究中心		
[标]发明人	伊藤友二 横田裕士 千葉敏雄 山下紘正		
发明人	伊藤 友二 横田 裕士 千葉 敏雄 山下 紘正		
IPC分类号	A61B1/04 A61B6/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B6/00.370 A61B6/00.360.B A61B6/00.300.Q A61B1/00.510 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.611 A61B1/07.734		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/EB11 4C093/FA19 4C093/FF35 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW15		
代理人(译)	落合稔		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供内窥镜系统和内窥镜，允许在可见光下对被摄体图像和在辐射下的被摄体图像同时成像。解决方案：内窥镜系统包括：可见光照射部件12，其向对象照射可见光；辐射照射部分13照射辐射使得辐射透过对象；闪烁部分16将透过对象的辐射转换成可见光；内窥镜主体部分11，具有对在对象上反射的可见光图像成像的图像传感器37和在同一视野内透过对象的可见光转换后的放射线图像；图像处理部14根据图像传感器37的摄像信号生成监视图像。图像处理部14使可见光照射部12和放射线照射部13分时照射可见光和放射线，并且在将可见光照射到对象和成像信号的同时组成成像信号，同时将辐射照射到对象以产生监视图像。

