

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5468694号
(P5468694)

(45) 発行日 平成26年4月9日 (2014.4.9)

(24) 登録日 平成26年2月7日 (2014.2.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 H

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-83783 (P2013-83783)

(22) 出願日 平成25年4月12日 (2013.4.12)

審査請求日 平成25年4月12日 (2013.4.12)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 307029319

エーテック株式会社

茨城県那珂郡東海村船石川駅西2-11-7

(74) 代理人 100176164

弁理士 江口 州志

(74) 代理人 100165135

弁理士 百武 幸子

(72) 発明者 枝谷 昌博

茨城県那珂郡東海村船石川駅西二丁目11番7号 エーテック株式会社

(72) 発明者 野田 耕平

茨城県那珂郡東海村船石川駅西二丁目11番7号 エーテック株式会社
内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像光学系を通して観察対象物を撮像素子に結像することで撮像画像として撮像し、当該撮像画像を表示する内視鏡システムであって、少なくとも複数の前記撮像光学系および該撮像光学系の各に対応した複数の撮像素子と、

前記撮像素子で撮像された撮像画像を合成した合成画像を生成する画像処理部と、前記合成画像を表示する表示部と、

レーザー光を出力するレーザー光源と、

複数の前記撮像光学系の間に形成される間隔の中央に配置され、前記レーザー光を導光するレーザー伝送部とを備え、複数の前記撮像光学系と前記レーザー伝送部は前記内視鏡システムの観察対象物側の端部が平坦な面を形成するように一体化されていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、

前記レーザー伝送部には、前記レーザーを前記観察対象物に対して拡散して照射する拡散光学系が含まれることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、

前記レーザー伝送部には、前記レーザーを前記観察対象物に対して集光して照射する集光光学系が含まれることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、

前記レーザー源から出力するレーザー光の出力又は波長もしくはその両方を設定するための制御部を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、

前記撮像光学系と前記レーザー伝送部は、内視鏡挿入部を構成し、該内視鏡挿入部において、前記撮像光学系が対物光学系とイメージバンドルとから構成されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、

前記撮像光学系と前記レーザー伝送部と前記撮像素子は、内視鏡挿入部を構成し、該内視鏡挿入部において、前記撮像光学系が対物光学系とイメージバンドルとから構成されることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象物を撮像して表示する内視鏡システムに関し、特に観察対象物に対してレーザー光を照射し、レーザー治療やレーザー溶接を行うことができる内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

狭隘部に挿入し、観察対象物を撮像して表示する内視鏡システムは、医療現場や狭隘部の点検作業等で良く用いられている。また、近年、レーザー光を用いたレーザー溶接技術やレーザー医療技術が目覚ましく発展している。

【0003】

このような背景を踏まえ、内視鏡システムで観察を行いながら同時にレーザー溶接やレーザー治療を行える技術の開発が行われており、より安全かつ簡潔にレーザー溶接やレーザー治療が行えるような技術が特許文献 1 および 2 に提案されている。

【0004】

特許文献 1 に記載の技術は、レーザー導光用の光ファイバの周囲に画像伝送用のイメージファイバをバンドルした複合型光ファイバスコープに関する技術であり、イメージバンドルを介した観察を行いながら、中心のレーザー導光用の光ファイバから観察対象物にレーザー光を照射することができる。

【0005】

また、特許文献 2 に記載の技術ではファイバスコープのイメージバンドルをそのまま用いてレーザー光を導光し、観察対象物に照射することができる。

【0006】

これらの技術においては、内視鏡による観察方向とレーザー光の照射方向とが同じであるため、鉗子口等の別ルートから入れたレーザー導光用の光ファイバからレーザー光を照射する従来の技術と比較して、より安全かつ簡潔にレーザー光を観察対象物に照射することができるため特に医療業界から注目を集めている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2003 - 1465 号公報

【特許文献 2】特開 2010 - 69291 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献 1 に記載の技術は、イメージバンドルの中央にレーザー導光用の光ファイバが配置されており、レーザー導光用の光ファイバは画像を送ることができないため、観察時に最も重要な撮像画像の中心部に映像欠損部が出来てしまうという課題がある。また、イメージバンドルの中央に配置されたレーザー導光用の光ファイバにのみレーザー光を集光して入射する必要があるため精密に調整された光学系が必要となり、保守性が悪いという課題もある。

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 に記載の技術では、イメージバンドルを用いてレーザー光を導光するため、撮像画像に特許文献 1 に記載の技術のような映像欠損部は存在しない。しかし、専用のレーザー導光用ファイバではなく、画像伝送用のイメージバンドルでレーザー光を導光するため特許文献 1 に記載の技術と比較して高出力なレーザー光を照射することが出来ないという課題がある。

【 0 0 1 0 】

また、特許文献 1、2 の共通の課題として、撮像光学系とレーザー照射用の光学系とを共用しているため、観察対象物に照射するレーザー光の集光 / 拡散を独立して制御することができないという課題がある。また、レーザー光と画像情報が同じ光学系を通るため、これらを分離・合成する光学系が必要となり構成が複雑であり保守性が悪いという課題もある。

【 0 0 1 1 】

そこで、本発明の目的は、撮像による観察と同時にレーザー光を観察対象物に照射することができる内視鏡システムであって、映像欠損部が無く観察対象物を撮像することができ、高出力のレーザー照射が可能であり、レーザー光の集光 / 拡散を撮像光学系から独立して制御することが可能でかつ簡潔な構成の保守性の良い内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

(1) 請求項 1 に記載の発明は、撮像光学系を通して観察対象物を撮像素子に結像することで撮像画像として撮像し、当該撮像画像を表示する内視鏡システムであって、少なくとも複数の前記撮像光学系および該撮像光学系の各に対応した複数の撮像素子と、前記撮像素子で撮像された撮像画像を合成した合成画像を生成する画像処理部と、前記合成画像を表示する表示部と、レーザー光を出力するレーザー光源と、複数の前記撮像光学系の間に形成される間隔の中央に配置され、前記レーザー光を導光するレーザー伝送部と、を備え、複数の前記撮像光学系と前記レーザー伝送部は前記内視鏡システムの観察対象物側の端部が平坦な面を形成するように一体化されていることを特徴とする内視鏡システムである。

(2) 請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、前記レーザー伝送部には、前記レーザーを前記観察対象物に対して拡散して照射する拡散光学系が含まれることを特徴とする。

(3) 請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、前記レーザー伝送部には、前記レーザーを前記観察対象物に対して集光して照射する集光光学系が含まれることを特徴とする。

(4) 請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、前記レーザー源から出力するレーザー光の出力又は波長もしくはその両方を設定するための制御部を有することを特徴とする。

(5) 請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、前記撮像光学系と前記レーザー伝送部は、内視鏡挿入部を構成し、該内視鏡挿入部において、前記撮像光学系が対物光学系とイメージバンドルとから構成されることを特徴とする。

(6) 請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システムであって、前記撮像光学系と前記レーザー伝送部と前記撮像素子は、内視鏡挿入部を構成し

10

20

30

40

50

、該内視鏡挿入部において、前記撮像光学系が対物光学系とイメージバンドルとから構成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【発明の効果】

【0013】

本発明に基づく本発明の内視鏡システムにおいては、映像の欠損なく合成画像の中央に必ずレーザー光を照射することができる。また、撮像系と異なる光学系を用いて観察対象物にレーザー光を照射するため、レーザー光を任意のスポット径で観察対象物に照射することができ、また、レーザー導光専用の光学系であるレーザー伝送部を用いてレーザーを導光するため、高出力のレーザー光の照射も可能である。さらに、構成が簡潔であり、複雑な光学系を必要としないため保守性に優れ、従来の技術と比較して安価に提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1の実施形態の撮像装置の構成を示す外観図である。

【図2】図1に示した本実施形態の内視鏡挿入部の先端面を示す平面図と斜視図である。

【図3】従来の複合型光ファイバの内視鏡挿入部の先端面を示す平面図と斜視図である。

【図4】図3に示した複合型光ファイバを用いた撮像装置で撮像された撮像画像の一例を示すイメージ図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の撮像装置の構成を示すブロック図である。

20

【図6】図5に示した内視鏡挿入部200の一例を示す概念図である。

【図7】図5に示した画像処理部130で合成された合成画像の一例を示すイメージ図である。

【図8】本発明の第2の実施形態の撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図9】図8に示した本実施形態の内視鏡挿入部200の構成の一例を示す概念図である。

【図10】本発明の第3の実施形態の内視鏡挿入部200の構成の一例を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

30

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【実施例1】

【0016】

図1は、本発明の第1の実施形態の撮像装置の構成を示す外観図である。図1に示すように本実施形態の内視鏡システム100は、内視鏡挿入部200と内視鏡制御部300により構成される。ここでは、内視鏡挿入部200と内視鏡制御部300の概略を説明し、詳細な説明は後述する。

【0017】

40

内視鏡挿入部200は、観察対象内部に挿入され、複数の撮像光学系110, 111と、レーザー伝送部150とライトガイド250, 251を有する。内視鏡挿入部200の先端部400の断面は、撮像光学系110, 111の間に形成される間隔の中心にレーザー伝送部150が配置されている。先端部400についての詳細は後述する。

【0018】

内視鏡制御部300は、撮像素子120, 121を有する内視鏡122と、プロセッサ装置185と、モニタ141とを有する。内視鏡122とプロセッサ装置185は、映像信号ケーブル630, 631やレーザー伝送用ファイバケーブル632で接続されており、内視鏡122で撮像された映像がプロセッサ装置185に伝送される。プロセッサ装置185の内部の詳細は後述するが、制御部(CPU)180や画像処理部130、レーザ

50

ー光源 160 等を備える。制御部 (CPU) 180 は、レーザー光源 160 と撮像光学系 110, 111 の光源の駆動と、モニタ 141 の表示部 (画面) 140 に表示する画像を制御する。また、入力部 184 と出力部 182 を備え、更に画面とは別にレーザー光源の数値等を表示する表示部 142 を備える。

【0019】

プロセッサ装置 185 の画像処理部 130 は、撮像された画像を合成し、モニタ 141 の表示部 140 に表示する。表示部 140 に表示される画像は、2つの撮像光学系 110, 111 で撮像された撮像部 320 と、レーザー伝送部 150 により照射されたレーザー照射部 340 が表示される。

【0020】

図 2 は、図 1 で示した内視鏡挿入部 200 の先端部 400 の断面を示す平面図 (A) と斜視図 (B) である。

【0021】

本実施形態の内視鏡システム 100 においては、図 2 (A), (B) に示すように内視鏡挿入部 200 に撮像用の複数の撮像光学系 110, 111 を設け、さらに、それらの間に形成される間隔の中央にレーザー導光用のレーザー伝送部 150 を設ける。本実施形態では、必要最小限の構成とするために撮像光学系および撮像素子を 2 組しか備えていないが、撮像光学系および撮像素子を 2 組以上備えていても良い。

【0022】

図 2 (A), (B) に示すレーザー伝送部 150 の径と撮像光学系 110, 111 の径は、例えば 0.05 mm ~ 0.5 mm であり、先端部 400 の断面の径は、例えば 1.0 mm ~ 4.0 mm である。これらの径は用途に応じて適宜変更することができる。

【0023】

また、図 2 (A), (B) に示すように、内視鏡挿入部 200 には更にライトガイド 250, 251 が設けられており、観察対象物を照明することで暗所でも観察対象物の撮像が可能となっている。なお、ここでは、2つのライトガイド 250, 251 を設けるものとしたが、これに限定されるものではなく、例えば内視鏡挿入部 200 の円周全体にライトガイドを配置しても良い。

【0024】

図 2 (B) に示すように、本実施形態の内視鏡システム 100 では、内視鏡による観察方向 260 とレーザー光の照射方向 270 とが同じであるため、より安全かつ簡潔にレーザー光を観察対象物に照射することができる。従来の複合型ファイバを用いた内視鏡においても、図 3 (B) に示すように、内視鏡による観察方向 260 とレーザー光の照射方向 270 とが同じである。

【0025】

図 3 は、特許文献 1 に記載されている従来の複合型ファイバの先端部の断面を示す平面図 (A) と斜視図 (B) である。図 3 の複合型ファイバは、レーザー導光用光ファイバ 240 と、多数のマルチコアファイバにより構成されるイメージバンドル 210 と周囲のライトガイド 252 とを有する。図 3 (A) では、簡単のため、レーザー導光用光ファイバ 240 の周囲のうち部分的にイメージバンドル 210 のコアを図示しているが、実際はレーザー導光用光ファイバ 240 の周囲全周にわたってイメージバンドル 210 のコアが分布している。

【0026】

前述のように、図 3 の複合型ファイバでは、イメージバンドル 210 の中央にレーザー導光用光ファイバ 240 が配置されており、レーザー導光用光ファイバ 240 は画像を送ることができない。そのため図 4 に示すように観察時に最も重要な撮像画像の撮像部 320 の中心部に映像欠損部 310 が出来てしまう。その点、本実施形態の内視鏡システム 100 では、図 2 に示すように内視鏡挿入部 200 に複数の撮像光学系 110, 111 を設け、それらの間に形成される間隔の中央にレーザー導光用のレーザー伝送部 150 を設けているため、撮像画像の撮像部に映像欠損部 310 ができない。本実施形態の撮像画

10

20

30

40

50

像については後述する。

【0027】

図5は、本実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。図5に示すように本実施形態の内視鏡システム100は、2つの撮像光学系110、111と、撮像光学系110、111の各に対応した撮像素子120、121と、画像処理部130と、表示部140と、撮像光学系110、111の間に形成される間隔の中央に配置されたレーザー伝送部150と、レーザー光源160、撮像光学系の光源161と、制御部(CPU)180と、記憶部170と、出力部182と入力部184を有する。なお、本実施形態の内視鏡システム100は、この他にも観察対象物を照らすための照明光源やライトガイド、鉗子口、操作部等の一般的な内視鏡システムが具備している各種構成要素も当然具備しているが、本発明の本質ではないためここでは省略している。

10

【0028】

撮像光学系110、111は、観察対象物を撮像素子120、121に結像するための光学系であり、レンズや光ファイバ等で構成される。撮像素子120、121は、結像され映像を撮像画像として撮像する素子であり、例えばCCDやCMOS等で構成される。撮像素子120、121で撮像され電気信号に変換された撮像画像は、映像伝送ケーブル630、631を介して画像処理部130に伝送される。

【0029】

画像処理部130は、撮像画像を合成した合成画像を生成する。ここでは、撮像素子120、121で撮像された撮像画像をパノラマ写真の要領で合成するものとするが、一般的な2眼式の内視鏡のように視差画像を計算し、3次元画像として合成しても良い。

20

【0030】

表示部140は、画像処理部130で合成された合成画像を表示する。なお、合成画像以外に、表示部140に撮像素子120、121で撮像された撮像画像をそのまま表示しても良い。表示部140に表示された各画像や処理のための設定データは、必要に応じいつでも使用できるように、記憶部170に記憶される。

【0031】

レーザー光源160は、レーザー光を出力する。なお、レーザー光源160が出力するレーザー光の波長や出力は使用用途により異なる。例えば、レーザー溶接を行う場合、数十W～数KW程度の出力が必要となる。一方、医療用途の場合、数mW～数十W程度の出力が必要となる。また、波長については、例えば医療用途の場合、近赤外領域(600nm～850nm程度)を使用する人が多い。なお、上述の波長や出力の例は一例であり特に限定するものではない。レーザー光源160としては、炭酸ガスレーザーや、ルビーレーザー、アレキサンドライトレーザー、YAGレーザー、ダイレーザー、ダイオードレーザー、エキシマレーザー等を使用することができる。

30

【0032】

レーザー伝送部150は、撮像光学系110、111の間に形成される間隔の中央に配置され、レーザー光源160から出力されたレーザー光を導光する。なお、レーザー伝送部150には、レーザー光源150が出力したレーザー光を、観察対象物に対して集光もしくは拡散して照射するための光学系である集光光学系もしくは拡散光学系が含まれている。また、レーザー伝送部150は、レンズや光ファイバ等により構成される。

40

【0033】

入力部184は、内視鏡システム100の各種操作を行うためのインターフェイスとして動作する。本実施例では、例えば、入力部184を介して、レーザー光源160の波長(例えば図1に示す650nm)又は出力(例えば図1に示す0.80mW)もしくは波長と出力の両方を設定することができる。レーザー光源160の出力としては、上記のように出力電力(mW)を設定してもよいし、電圧(mV)又は電流(mA)を設定してもよい。また、レーザー伝送部150の先端部に集光光学系をするか又は拡散光学系を使用するか等も設定することができる。さらに、入力部184を介して撮像光学系の光源161の設定や画像処理部130で撮像画像を合成するか否かの設定もすることができる。入

50

力部 184 は例えば、図 1 に示すようにプロセッサ装置 185 上のボタンやスイッチでもよいし、モニタ 141 の表示部 140 上でタッチパネルの入力であってもよい。

【0034】

制御部 180 は、CPU と、該 CPU を動作させるための制御プログラムを保持する不揮発性メモリと、CPU の動作に使用する揮発性メモリと、その他動作に必要な回路を有しており、上述の各部および装置全体に対する制御、さらには色々な演算や処理を行う。特に本実施形態では上述のレーザー光源 160 や撮像光学系の光源 161 の設定、画像処理部 130 の設定に応じて、レーザー光源 160、撮像光学系の光源 161 と画像処理部 130 を制御する。

【0035】

出力部 182 は、撮像画像を出力するプリンタあるいは撮像画像のデータを出力するデジタルデータ出力装置、ローカルネットワークに繋がり画像データなどを送信する送信装置、などを備える。

【0036】

記憶部 170 は、画像処理部 130 で生成された表示画像および計測データ、入力部 184 で入力された上述の設定条件等を保持する。記憶部 170 に保持された画像データは、必要に応じ読み出して表示部 140 に表示できる。また記憶部 170 に保持された画像データは出力部 182 からプリントアウトすることができる。さらに出力部 182 を介して、例えば病院内などのローカルネットワークに、記憶部 170 が保持している画像データなどの保持データを送信でき、病院内に設けられた共用のデータ管理システムに計測した画像データを送信し、集中管理することができる。また、記憶部 170 には内視鏡システム 100 を構成する種々のシステムを動作させるためのプログラムが格納されている。

【0037】

なお、図 5 に示すように、上述した内視鏡システム 100 の各構成要素は、内視鏡挿入部 200 と内視鏡制御部 300 とのどちらかの構成要素として分類される。

【0038】

ここで、内視鏡挿入部 200 は、観察対象物を撮像して観察するために患者の体内や狭隘部に挿入される構成要素であり、内視鏡制御部 300 は、内視鏡システム 100 による撮像等を制御する構成要素である。本実施形態では、内視鏡挿入部 200 は撮像光学系 110、111 とレーザー伝送部 150 から構成され、内視鏡制御部 300 は撮像素子 120、121、画像処理部 130、撮像光学系の光源 161、レーザー光源 160、制御部 180、表示部 140、記憶部 170、出力部 182、入力部 184 から構成される。ここではレーザー光源 160、表示部 140、入力部 184、出力部 182 を内視鏡制御部 300 の構成要素としているが、外部の構成としても良い。

【0039】

図 6 は、図 5 に示した本実施形態の内視鏡挿入部 200 の構成の一例を示す概念図である。本実施形態の内視鏡システム 100 ではファイバスコープ型内視鏡を想定しており、図 6 に示すように、内視鏡挿入部 200 は、イメージバンドル 210、211 と、対物光学系 220、221 と、集光光学系（もしくは拡散光学系）230 と、レーザー導光用光ファイバ 240 とを少なくとも有している。

【0040】

ここで、図 5 に示した撮像光学系 110、111 は、イメージバンドル 210、211 と、対物光学系 220、221 とから構成される。イメージバンドル 210、211 は例えば石英系ガラスからなる。また、レーザー伝送部 150 は、集光光学系（もしくは拡散光学系）230 と、レーザー導光用光ファイバ 240 とから構成される。

【0041】

図 7 は、図 5 に示した画像処理部 130 で合成された合成画像の一例を示すイメージ図である。図 7 に示すように撮像光学系 110、111 で撮像された画像は、画像処理部 130 で合成され、撮像部 320 が表示される。また、レーザー伝送部 150 を介して照射されたレーザー光は、レーザー伝送部 150 が撮像光学系 110、111 の間に形成され

10

20

30

40

50

る間隔の中央に配置されている関係で、画像処理部 130 で合成された合成画像の中央に必ず照射される（レーザー照射部 340）。このため、本実施形態においては、図 4 で説明したような撮像画像に映像欠損部 310 はできず、合成画像の中央に必ずレーザー光が照射されるため、安全かつ簡潔にレーザー溶接やレーザー治療を行うことができる。

【0042】

図 1、図 2、図 5～図 7 に基づいて本実施形態の内視鏡システム 100 の動作を説明する。図 2、図 6 に示すように、本実施形態の内視鏡システム 100 の内視鏡挿入部 200 においては、撮像光学系 110、111 の間に形成される間隔の中央にレーザー伝送部 150 が設けられている。このような構成においては、撮像光学系 110、111 を介して撮像素子 120、121 に観察対象物が結像され、撮像画像として撮像される。

10

【0043】

撮像された撮像画像は、図 7 に示すように、画像処理部 130 によりパノラマ写真の要領で 1 枚の合成写真として合成され、表示部 140 に表示される。図 2、図 6 に示すように、レーザー光源 160 から出力され、レーザー伝送部 150 を介して照射されたレーザー光は、レーザー伝送部 150 が撮像光学系 110、111 の間に形成される間隔の中央に配置されている関係で、画像処理部 130 で合成された合成画像の中央に必ず照射される。そのため、本実施形態の内視鏡システム 100 の使用者は、直感的な操作により内視鏡による観察を行いながらのレーザー溶接やレーザー治療等を行うことができる。

【0044】

なお、図 7 においては、画像処理部 150 でレーザーが照射される範囲を計算し、破線で合成画像の上に描画している。これによりレーザー光に照射範囲がわかるためより安全に操作を行うことができる。また、照射範囲は、撮像画像の合成位置とレーザー伝送部 150 に含まれる集光光学系（もしくは拡散光学系）230 の性質とから計算することができる。

20

【0045】

また、レーザー伝送部 150 に集光光学系を用いているか拡散光学系を用いているかによって、レーザー光を観察対象物の 1 点に集中させて照射することも、広い範囲に拡散させて照射することも可能である。例えば、レーザー溶接などに使用する場合には集光光学系を用いて 1 点にレーザーを集光させることでより強いエネルギー密度を得ることができる。一方、温熱治療や光線力学的療法などに使用する場合には、拡散光学系を用いて視野全体の広い範囲に満遍なくレーザー光を照射することができる。

30

【0046】

次に、本実施形態の効果について説明する。上述したように、本実施形態の内視鏡システムによれば、撮像光学系 110、111 を介して撮像素子 120、121 に結像され、撮像された撮像画像を画像処理部 130 で合成画像として合成し、表示部 140 に表示するとともに、撮像光学系 110、111 の間に形成される間隔の中央に配置されたレーザー伝送部 150 を介してレーザー光源 160 から出力されたレーザー光を観察対象物に照射することができる。

【0047】

そのため、本実施形態の内視鏡システム 100 においては、映像の欠損なく合成画像の中央に必ずレーザー光を照射することができる。

40

【0048】

また、撮像系と異なる光学系を用いて観察対象物にレーザー光を照射するため、レーザー光を任意のスポット径で観察対象物に照射することができ、また、レーザー導光専用の光学系であるレーザー伝送部を用いてレーザーを導光するため、高出力のレーザー光の照射も可能である。

【0049】

さらに、構成が簡潔であり、複雑な光学系を必要としないため保守性に優れ、上述した従来の技術と比較して安価に提供することができる。

【0050】

50

また、本実施形態では、ファイバスコープ型内視鏡を想定しているため、撮像素子が熱源又は線源から遠いため、耐熱性がよく、また耐放射線性もよく細線化も可能である。

【実施例 2】

【0051】

図 8 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡システム 500 の構成を示すブロック図である。図 8 に示すように本実施形態の内視鏡システム 500 は、図 1 及び図 5 に示した第 1 の実施形態の内視鏡システム 100 と比較して、撮像素子 120, 121 が内視鏡挿入部 200 内に構成される点異なる。他の構成要素については図 5 に示した第 1 の実施形態の内視鏡システム 100 と同様のためここでは説明を省略する。

【0052】

撮像素子 120, 121 は、第 1 の実施形態と同様に、結像され映像を撮像画像として撮像する素子であり、例えば CCD や CMOS 等で構成される。撮像光学系 110、111 は、観察対象物を撮像素子 120, 121 に結像するための光学系であり、レンズ等で構成される。

【0053】

図 9 は、図 8 に示した本実施形態の内視鏡挿入部 200 の構成の一例を示す概念図である。本実施形態の内視鏡システム 500 ではビデオスコープ型内視鏡を想定しており、図 9 に示すように、内視鏡挿入部 200 は、CCD 120, 121 と、撮像光学系 110, 111 と、映像信号ケーブル 630, 631 と、集光光学系（もしくは拡散光学系）230 と、レーザー導光用光ファイバ 240 とを少なくとも有している。

【0054】

ここで、図 9 に示した撮像光学系 110、111 は、対物光学系 220, 221 からのみ構成され、撮像素子 120, 121 は、CCD から構成される。なお、CCD で撮像され電気信号に変換された撮像画像は、映像伝送ケーブル 630, 631 を介して画像処理部 130 に伝送される。また、レーザー伝送部 150 は、集光光学系（もしくは拡散光学系）230 と、レーザー導光用光ファイバ 240 とから構成される。

【0055】

このように、本実施形態の内視鏡システム 500 は、図 5 に示した第 1 の実施形態の内視鏡システム 100 と比較して、撮像素子 120, 121 が内視鏡挿入部 200 の先端付近に配置されたビデオスコープ型内視鏡である点異なる。そのため、第 1 の実施形態のファイバスコープ型の内視鏡システム 100 と比較して、イメージバンドル 210, 211 を介さずに撮像できるため、イメージバンドル 210, 211 を構成する光ファイバのクラッドの写り込みがなく、より高画質に撮像することができる。

【0056】

次に、本実施形態の内視鏡システム 500 の効果について説明する。上述のように、本実施形態の内視鏡システム 500 は、第 1 の実施形態の内視鏡システム 100 の効果に加え、撮像素子 120, 121 を内視鏡挿入部 600 の先端付近に設置し、イメージバンドル 210, 211 を介さずに撮像できるため、よりきれいに撮像映像を撮像し、表示部 140 に合成画像として表示することができる。また、10m 以上の長距離伝送も可能であり、光信号で伝送することで、更に長距離の伝送が可能となる。

【0057】

また、上述した従来の技術はすべてファイバスコープを用いたものであるのに対し、本実施形態の内視鏡システム 100 ではビデオスコープを用いることができるため、従来技術と比較しても鮮明できれいな映像を撮像することができる。

【実施例 3】

【0058】

本発明の第 3 の実施形態の内視鏡システム 600 の構成は、図 8 に示したブロック図と同様である。第 1 と第 2 の実施形態の内視鏡システム 100, 500 と異なる点は、内視鏡挿入部 200 の構成である。他の構成要素については図 5 に示した第 1 の実施形態の内視鏡システム 100 と同様のためここでは説明を省略する。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 は、第 3 の実施形態の内視鏡挿入部 2 0 0 の構成の一例を示す概念図である。第 2 の実施形態の内視鏡システム 5 0 0 と同様に、本実施形態の内視鏡挿入部 2 0 0 は、撮像光学系 1 1 0 , 1 1 1 と、CCD 1 2 0 , 1 2 1 と、映像信号ケーブル 6 3 0 , 6 3 1 と、集光光学系（もしくは拡散光学系）2 3 0 と、レーザー導光用光ファイバ 2 4 0 とを少なくとも有している。第 2 の実施形態の内視鏡挿入部 2 0 0 と異なる点は、撮像光学系 1 1 0 , 1 1 1 が、第 1 の実施形態と同様に、対物光学系 2 2 0 , 2 2 1 とイメージバンドル 2 1 0 , 2 1 1 とから構成される点である。また、レーザー伝送部 1 5 0 は、集光光学系（もしくは拡散光学系）2 3 0 と、レーザー導光用光ファイバ 2 4 0 とから構成される。なお、CCD で電気信号に変換された撮像画像は、映像伝送ケーブル 6 3 0 , 6 3 1 を介して画像処理部 1 3 0 に伝送される。

10

【 0 0 6 0 】

このような内視鏡挿入部 2 0 0 を有する内視鏡システムはハイブリッド型内視鏡システムと呼ばれる。このハイブリッド型の内視鏡システムでは撮像素子が熱源又は線源から遠いため、耐熱性がよく、また長距離伝送も可能である。

【 0 0 6 1 】

次に、本実施形態の内視鏡システム 6 0 0 の効果について説明する。上述のように、本実施形態の内視鏡システム 6 0 0 は、内視鏡挿入部 2 0 0 に、撮像光学系 1 1 0 , 1 1 1 と、CCD 1 2 0 , 1 2 1 を有するため、第 2 の実施形態と同様に、長距離伝送が可能である。また、撮像光学系 1 1 0 , 1 1 1 が、対物光学系 2 2 0 , 2 2 1 とイメージバンドル 2 1 0 , 2 1 1 とから構成され、CCD 1 2 0 , 1 2 1 が熱源から遠いため、第 1 の実施形態と同様に、耐熱性がよく、耐放射線性もよい。

20

【 0 0 6 2 】

以上、第 1 から 3 の実施形態で説明してきた内視鏡システム 1 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0 は、使用用途に応じて使い分けることができる。例えば、画質の精度よりも耐熱性を優先した内視鏡システムを使用したい場合には、第 1 又は第 3 の実施形態に記載の内視鏡システム 1 0 0 , 6 0 0 を使用すればよい。また、耐熱性よりも画質の精度を優先して内視鏡システムを使用したい場合には、第 2 の実施形態に記載の内視鏡システム 5 0 0 を使用すればよい。長距離伝送が必要な場合には、第 2 または第 3 の実施形態に記載の内視鏡システム 5 0 0 , 6 0 0 を使用できる。

30

【 0 0 6 3 】

なお、上述した第 1 ~ 第 3 の実施形態の内視鏡システム 1 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0 は一例であり、その構成及び動作は、発明の趣旨を逸脱しない範囲で、適宜変更可能である。例えば、上述の第 1 ~ 第 3 の実施形態の内視鏡システム 1 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0 では、レーザー伝送部 1 5 0 に、集光光学系（もしくは拡散光学系）2 3 0 を含むとしているが、このような光学系を省き、レーザー導光用光ファイバ 2 4 0 の先端を切りっぱなしとしても良い。この場合、レーザー光はある程度拡散しながら観察対象物に照射される。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

1 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0 ... 内視鏡システム、1 1 0 , 1 1 1 ... 撮像光学系、1 2 0 , 1 2 1 ... 撮像素子、1 2 2 ... 内視鏡、1 3 0 ... 画像処理部、1 4 0 , 1 4 2 ... 表示部、1 4 1 ... モニタ、1 5 0 ... レーザー伝送部、1 6 0 ... レーザー光源、1 7 0 ... 記憶部、1 8 0 ... 制御部（CPU）、1 8 2 ... 出力部、1 8 4 ... 入力部、1 8 5 ... プロセッサ装置、2 0 0 ... 内視鏡挿入部、2 1 0 , 2 1 1 ... イメージバンドル、2 2 0 , 2 2 1 ... 対物光学系、2 3 0 ... 集光光学系（拡散光学系）、2 4 0 ... レーザー導光用光ファイバ、2 5 0 , 2 5 1 , 2 5 2 ... ライトガイド、2 6 0 ... 観察方向、2 7 0 ... レーザー照射方向、3 0 0 ... 内視鏡制御部、3 1 0 ... 映像欠損部、3 2 0 ... 撮像部、3 4 0 ... レーザー照射部、4 0 0 ... 先端部、6 3 0 , 6 3 1 ... 映像信号ケーブル、6 3 2 ... レーザー伝送用ファイバケーブル。

40

【 要約 】 （修正有）

50

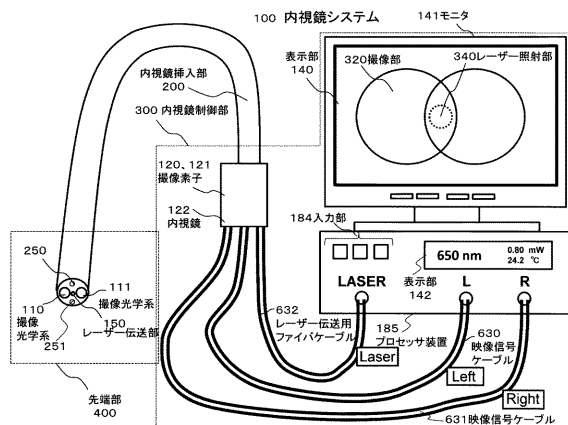
【課題】映像欠損部無く観察対象物を撮像することができ、高出力のレーザー照射が可能な内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システムは、撮像光学系 110、111 を通して観察対象物を撮像素子に結像することで撮像画像として撮像し、当該撮像画像を表示する内視鏡システムであって、少なくとも複数の前記撮像光学系および該撮像光学系の各に対応した複数の撮像素子と、撮像素子で撮像された撮像画像を合成した合成画像を生成する画像処理部と、合成画像を表示する表示部と、レーザー光を出力するレーザー光源と、複数の撮像光学系の間に形成される間隔の中央に配置され、レーザー光を導光するレーザー伝送部 150 とを備える。

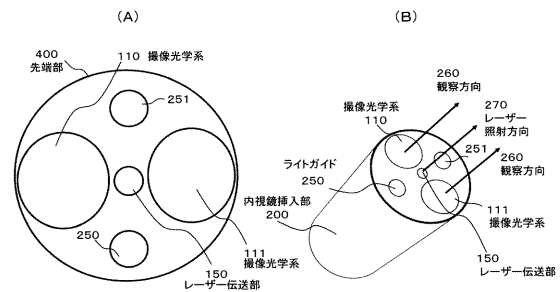
【選択図】図 2

10

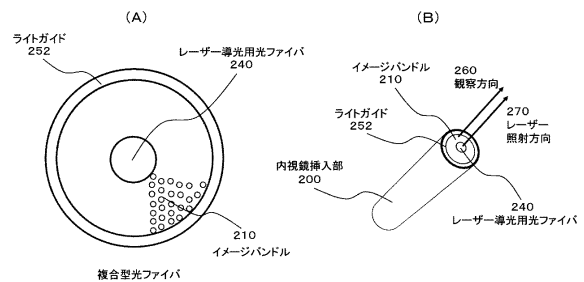
【図 1】



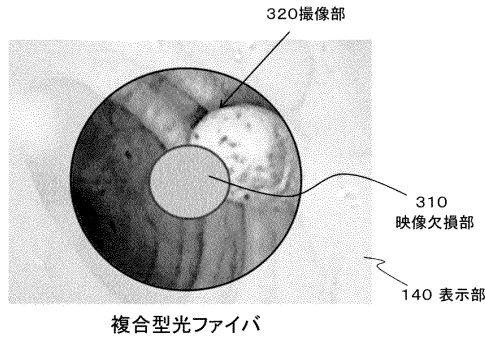
【図 2】



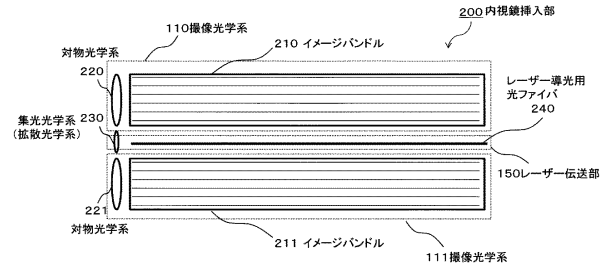
【図 3】



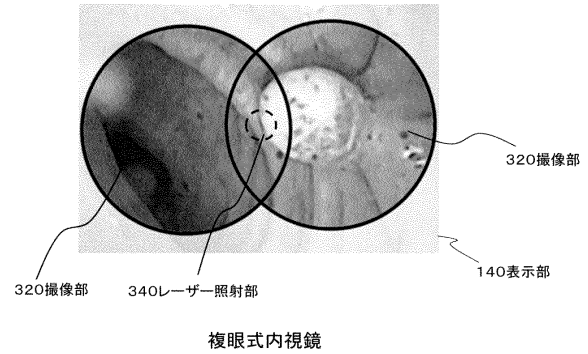
【図 4】



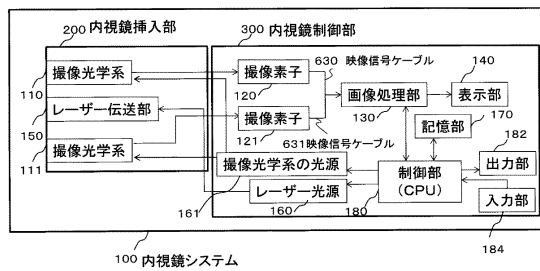
【図 6】



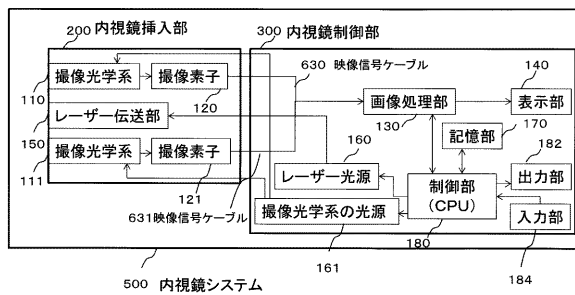
【図 7】



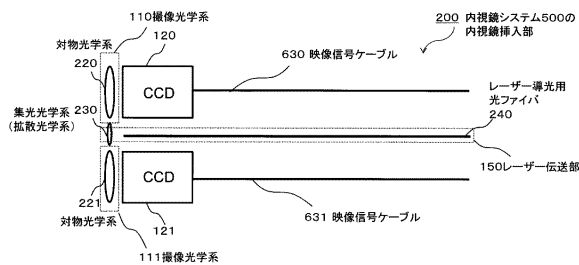
【図 5】



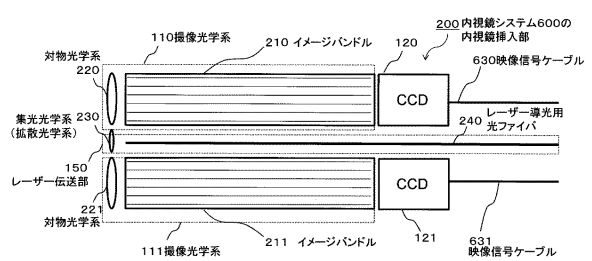
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 9 5 3 1 0 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 1 7 8 4 7 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 5 9 6 1 5 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 0 1 4 6 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 6 5 8 9 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5468694B1	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	JP2013083783	申请日	2013-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	Etekku		
申请(专利权)人(译)	イーテック株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	イーテック株式会社		
[标]发明人	枝谷 昌博 野田 耕平		
发明人	枝谷 昌博 野田 耕平		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.H G02B23/26.B A61B1/00.621 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/DA15 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/WW04		
代理人(译)	江口 州志		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2014204828A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，其能够捕获没有视频缺陷部分的观察对象的图像并且能够进行大功率激光照射。内窥镜系统是一种内窥镜系统，其通过经由成像光学系统110和111在图像传感器上形成观察对象的图像来将观察对象成像为成像图像，并显示成像图像。多个图像拾取光学系统和与每个图像拾取光学系统相对应的多个图像拾取元件，图像处理部分，用于产生通过组合图像拾取元件拾取的拾取图像而获得的组合图像，以及显示部分，用于显示组合图像。以及输出激光的激光源，以及激光透射单元150，其布置在形成于多个成像光学系统之间的间隔的中心并引导激光。[选择图]图2

【图 1】

