

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年1月19日(19.01.2017)

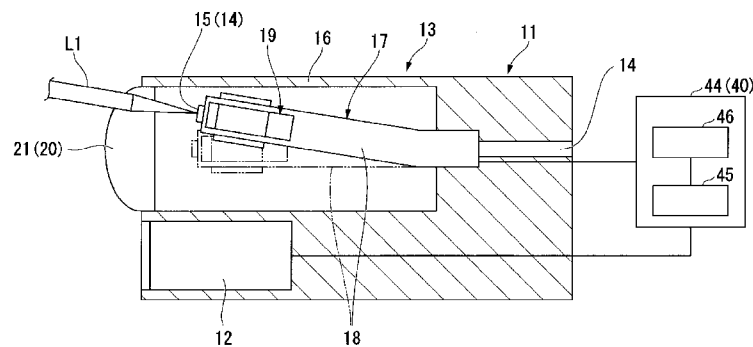


(10) 国際公開番号
WO 2017/010148 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) *A61B 1/04* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/063566
- (22) 国際出願日: 2016年5月2日(02.05.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-138862 2015年7月10日(10.07.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 池田 浩 (IKEDA Hiromu); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 棚井 澄雄, 外 (TANAI Sumio et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

[続葉有]

- (54) Title: ENDOSCOPIC SYSTEM
- (54) 発明の名称: 内視鏡システム



(57) Abstract: An endoscopic system (1) is provided with the following: an insertion unit (11) that can be inserted into a body; an image pickup unit (12) that is placed in the insertion unit (11); a light distribution unit (13) that is placed in the insertion unit (11), and that is capable of distributing laser light (L1) to a site subject to image pickup by the image pickup unit (12); an image recognition unit (45) for recognizing a prescribed characteristic point in an image that has been picked up by the image pickup unit (12); and a light distribution control unit (46) for controlling the light distribution unit (13) such that the laser light (L1) reaches a site that has a prescribed positional relationship with the prescribed characteristic point.

(57) 要約: 内視鏡システム (1) は、体内に挿入可能な挿入部 (11) と、挿入部 (11) に配された撮像部 (12) と、挿入部 (11) に配され撮像部 (12) の撮像対象部位にレーザー光 (L1) を配光可能な配光部 (13) と、撮像部 (12) が撮像した画像における所定の特徴点を認識する画像認識部 (45) と、所定の特徴点に対して所定の位置関係を有する部位にレーザー光 (L1) が到達するように配光部 (13) を制御する配光制御部 (46) とを備える。



WO 2017/010148 A1

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡システムに関する。

本願は、2015年7月10日に、日本に出願された特願2015-138862号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 腹腔内に挿入された内視鏡（腹腔鏡）と、消化管等の管腔内に挿入された内視鏡とを同時に使用する内視鏡腹腔鏡合同手術において、腹腔内側の内視鏡と管腔内側の内視鏡との間に管腔組織があるために互いの位置関係を把握することが難しい場合がある。

従来、内視鏡腹腔鏡合同手術において、消化管を内視鏡や処置具等で僅かに変形させることにより腹腔内側の内視鏡と消化管内側の内視鏡との位置関係を確認することが知られている。また、消化管を透過するレーザー光を消化管に照射し、腹腔内側の内視鏡と消化管内側の内視鏡とがこのレーザー光による光点を撮像することにより、互いの位置関係を確認することが知られている。

[0003] 内視鏡による観察対象部位にレーザー光を照射する技術の例として、例えば特許文献1、2に開示された技術が知られている。

特許文献1には、観察対象部位の形状の情報を獲得するために、観察対象部位に対してレーザー光を照射することが開示されている。特許文献2には、マーカー形成用のレーザー光と治療用のレーザー光とをそれぞれ観察対象部位に照射することが開示されている。

特許文献1、2に開示された技術では、先端からレーザー光を出射する光ファイバをピエゾ素子を用いたアクチュエータによって共振させることにより、光ファイバの先端を振動させて所望の位置にレーザー光を照射することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開 2 0 0 9 － 2 4 0 6 2 1 号公報

特許文献2：特開 2 0 1 1 － 0 4 5 4 6 1 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献 1，2 に開示された技術では、観察対象部位が内視鏡に対して移動したり、内視鏡が観察対象部位に対して移動したりした場合に、観察対象部位におけるレーザー光の光点の位置がずれてしまう場合がある。このため、特許文献 1，2 に開示された技術では、光点の位置のずれを修正する操作を操作者が適宜行う必要があるもので、操作負担が大きい。

[0006] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、光点の位置のずれが起これにくい内視鏡システム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

[0007] 本発明の一態様は、体内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部に配された撮像部と、前記挿入部に配され前記撮像部の撮像対象部位にレーザー光を配光可能な配光部と、前記撮像部が撮像した画像における所定の特徴点を認識し、所定時間における前記特徴点の移動量を算出する画像認識部と、前記所定の特徴点に対して所定の位置関係を有する部位に前記レーザー光が到達するように前記配光部を制御する配光制御部と、を備えた内視鏡システムである。

[0008] 前記配光部は、前記レーザー光が出射する出射部と、前記出射部を収容するハウジングと、前記出射部を前記ハウジング内において二次元に共振周波数で振動させる駆動部と、を有し、前記配光制御部は、前記出射部が振動するように前記駆動部を駆動させる駆動制御部と、前記出射部が前記駆動部によって所定の位置に到達したときに前記レーザー光の出射を開始させ前記出射部が前記所定の位置を通過した後に前記レーザー光の出射を停止させる発

光制御部と、を有していてもよい。

[0009] 上記態様の内視鏡システムは、前記配光制御部を操作するための配光操作部をさらに有していてもよい。

上記態様の内視鏡システムは、前記特徴点までの距離を算出する測距手段をさらに有していてもよい。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、光点の位置のずれが起こりにくい内視鏡システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]本発明の第1実施形態の内視鏡システムの全体図である。

[図2]同内視鏡システムにおける内視鏡装置の模式的な断面図である。

[図3]同内視鏡システムのブロック図である。

[図4]同内視鏡システムにおける制御装置による動作制御を説明するためのフローチャートである。

[図5]同内視鏡システムの作用を説明するための図である。

[図6]同内視鏡システムの作用を説明するための図である。

[図7]同内視鏡システムの作用を説明するための図である。

[図8]本発明の第2実施形態の内視鏡システムの全体図である。

[図9]本発明の第3実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図10]同内視鏡システムにおける測距手段による距離測定の一例を示す模式図である。

[図11]同内視鏡システムの作用を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0012] (第1実施形態)

本発明の第1実施形態について説明する。図1は、本実施形態の内視鏡システムの全体図である。図2は、同内視鏡システムにおける内視鏡装置の模式的な断面図である。図3は、同内視鏡システムのブロック図である。

[0013] 図1から図3までに示すように、本実施形態の内視鏡システム1は、内視

鏡装置 10 と、光源装置 29 と、配光操作部 30 と、制御装置 40 とを備えている。

[0014] 内視鏡装置 10 は、挿入部 11 と、撮像部 12 と、配光部 13 と、内視鏡操作部 25 とを有している。

[0015] 挿入部 11 は、患者の体内に挿入可能な可撓性の長尺部材である。本実施形態の挿入部 11 は、たとえば消化管などの管腔内に挿入可能である。挿入部 11 は、たとえば、処置具チャンネルや、送気送水ノズルなどを有していてもよい。また、挿入部 11 の一部を能動的に湾曲させるための能動湾曲機能を挿入部 11 が有していてもよい。

[0016] 撮像部 12 は、本実施形態の内視鏡装置 10 を用いて観察する対象となる組織（観察対象部位）などを撮像対象部位として撮像するために、挿入部 11 の端部（先端部）に配されている。

撮像部 12 は、イメージセンサや対物光学系などを有している。撮像部 12 の具体的な構成は特に限定されない。また、撮像部 12 は、撮像対象部位に対して照明光を照射するための照明部を有していてもよい。

[0017] 配光部 13 は、挿入部 11 の端部（先端部）に配されている。配光部 13 は、光ファイバ 14 と、ハウジング 16 と、駆動部 17 と、レーザー照射光学系 20 とを有している。

[0018] 光ファイバ 14 は、後述する光源装置 29 が発するレーザー光 L1 を配光部 13 まで案内する。光ファイバ 14 の先端は配光部 13 に配され、光ファイバ 14 の基端は後述するユニバーサルコード 27 のコネクタ部に配されている。光ファイバ 14 の先端は、ハウジング 16 内でレーザー照射光学系へ向けてレーザー光 L1 を出射させる出射部 15 となっている。

[0019] ハウジング 16 は、挿入部 11 の先端に配されている。ハウジング 16 は、たとえば筒状に形成されている。ハウジング 16 の内部には、光ファイバ 14 の先端の出射部 15 及び駆動部 17 を収容することができる。

[0020] 駆動部 17 は、揺動体 18 と、アクチュエータ 19 とを有している。

[0021] 揺動体 18 は、ハウジング 16 の内部で変形可能な可撓性の筒状部材であ

る。揺動体 18 の内部には、光ファイバ 14 が挿通されている。揺動体 18 の外面には、アクチュエータ 19 が取り付けられている。揺動体 18 の基端は、ハウジング 16 に固定されている。揺動体 18 の先端は、ハウジング 16 内を移動可能である。揺動体 18 は、アクチュエータ 19 が動作することにより、アクチュエータ 19 の動作に対応して揺動する。

[0022] アクチュエータ 19 は、たとえば磁石と電磁コイルとを有している。アクチュエータ 19 は、電磁コイルに対する電力の供給状態に対応して動作する。アクチュエータ 19 の電磁コイルは、制御装置 40 の駆動制御部 47 に接続されている。なお、アクチュエータ 19 は、磁石と電磁コイルとを有することに代えて、圧電素子を有していてもよい。制御装置 40 による制御に従ってアクチュエータ 19 を動作させることにより、本実施形態の駆動部 17 は、ハウジング 16 内で所定の二次元方向に光ファイバ 14 の先端（出射部 15）を共振周波数で振動させることができる。

[0023] レーザー照射光学系 20 は、ハウジング 16 の先端を塞ぐように、ハウジング 16 の先端に配されている。レーザー照射光学系 20 は、光ファイバ 14 の先端から出射されたレーザー光 L1 を平行光に変換するためのコリメータレンズ 21 を有している。

[0024] コリメータレンズ 21 は、ハウジング 16 内で振動する光ファイバ 14 の先端の位置に対応して、ハウジング 16 内における任意の位置から出射されるレーザー光 L1 を平行光とすることができる形状のレンズである。コリメータレンズ 21 から出射したレーザー光 L1 は、撮像部 12 の撮像対象部位へと配光される。

[0025] 内視鏡操作部 25 は、内視鏡装置 10 の挿入部 11 を進退移動させたり回転させたりするために操作者が把持する把持部 26 と、内視鏡装置 10 を光源装置 29 及び制御装置 40 に接続するためのユニバーサルコード 27 とを有している。また、内視鏡操作部 25 は、挿入部 11 の構成に対応した各種の操作をするためのスイッチやレバーなどを有していてもよい。

[0026] 光源装置 29 は、所定の波長のレーザー光 L1 を発する装置である。光源

装置 29 は、内視鏡装置 10 のユニバーサルコード 27 に接続可能である。光源装置 29 の構成は、内視鏡装置 10 の光ファイバ 14 に対してレーザー光 L1 を伝達できるものであれば、特に限定されない。また、光源装置 29 は、レーザー光 L1 のオンオフ、あるいは内視鏡装置 10 の光ファイバ 14 に対するレーザー光 L1 の伝達の有無を、制御装置 40 による制御に従って制御可能である。

[0027] 光源装置 29 が発したレーザー光 L1 は、内視鏡装置 10 の光ファイバ 14 を通じて光ファイバ 14 の先端（出射部 15）から出射され、さらにコリメータレンズ 21 により平行光とされて撮像部 12 の撮像対象部位へ向けて照射される。これにより、本実施形態の内視鏡装置 10 は、撮像部 12 の撮像対象部位にレーザー光 L1 を照射することができる。配光部 13 から照射されたレーザー光 L1 は、撮像対象部位に到達することで、所定の形状の光点 P1 を撮像対象部位に生じさせる。撮像対象部位に生じる光点 P1 は、撮像部 12 によって撮像可能である。

[0028] 配光操作部 30 は、光源装置 29 が発するレーザー光 L1 の配光を操作者が操作するための操作部である。配光操作部 30 は、制御装置 40 に対して入力を行う複数のスイッチを有している。たとえば、配光操作部 30 は、マーキング開始終了スイッチ 31 と、モードセレクトスイッチ 32 と、ポイント位置調整スイッチ 33 と、ポイント形状調整スイッチ 34 と、ポイントサイズ調整スイッチ 35 とを有している。

[0029] マーキング開始終了スイッチ 31 は、レーザー光 L1 を用いたマーキングの開始又は終了を切り替えるためのスイッチである。たとえば、マーキング開始終了スイッチ 31 は、配光部 13 によるレーザー光 L1 の照射をオン又はオフに切り替えるための信号を制御装置 40 へと出力する。本実施形態のマーキング開始終了スイッチ 31 は、たとえば押しボタンスイッチである。

[0030] モードセレクトスイッチ 32 は、配光部 13 によるレーザー光 L1 の照射モード（動作モード）を切り替えるためのスイッチである。詳細は後述するが、本実施形態の内視鏡装置 10 は、レーザー光 L1 の照射方向を操作者が

自在に移動させることができる手動モードと、後述する制御装置40がレーザー光L1の照射方向を自動的に変化させる自動トラッキングモードとの2つのモードのいずれかにより、レーザー光L1を撮像対象部位に照射することができる。

[0031] ポイント位置調整スイッチ33は、配光部13が照射するレーザー光L1によって撮像対象部位に生じる光点P1の位置を移動させるための入力进行操作者が行うためのスイッチである。

ポイント位置調整スイッチ33は、撮像部12の撮像視野における上下左右に対応して、上方向スイッチ、下方向スイッチ、左方向スイッチ、及び右方向スイッチを有している。

[0032] ポイント形状調整スイッチ34は、配光部13が照射するレーザー光L1によって撮像対象部位に生じる光点P1の形状を調整するための入力进行操作者が行うためのスイッチである。

一例として、ポイント形状調整スイッチ34は、光点P1の形状が点状あるいは円形状となる状態から、光点P1の形状が環状となるまで、段階的に光点P1の形状を切り替えることができる。

[0033] ポイントサイズ調整スイッチ35は、配光部13が照射するレーザー光L1によって撮像対象部位に生じる光点P1の外径を調整するための入力进行操作者が行うためのスイッチである。

一例として、ポイントサイズ調整スイッチ35は、上記のポイント形状調整スイッチ34に対する入力に基づいた点状あるいは円形状あるいは環状をなす光点P1の直径を段階的に切り替えることができる。

[0034] 操作者は、配光操作部30を用いて、配光部13から照射されるレーザー光L1の向き、大きさ、形状、及び動作モードを指定することができる。

[0035] 図3に示すように、制御装置40は、内視鏡装置10及び光源装置29に接続するためのコネクタ41と、モニタに接続可能な映像出力端子42と、内視鏡操作部25からの入力を受け付けるための操作入力端子43と、配光部13の動作を制御するための制御部44とを有している。

制御装置４０のコネクタ４１には、内視鏡操作部２５を接続することができる。制御装置４０のコネクタ４１に内視鏡操作部２５が接続されることにより、内視鏡装置１０の撮像部１２と制御装置４０の制御部４４とが電氣的に接続される。また、制御装置４０の映像出力端子４２にモニタが接続されることにより、内視鏡装置１０の撮像部１２が撮像した画像をモニタに表示可能となる。

[0036] 図２及び図３に示すように、制御部４４は、画像認識部４５と、配光制御部４６とを有している。

また、制御部４４は、配光制御部４６を動作させるための２つの動作モードを有している。すなわち、制御部４４は、ポイント位置調整スイッチ３３に対する入力に基づいて光点Ｐ１の位置を移動させるための手動モードと、撮像部１２が撮像した画像内で操作者が指定した部位を特徴点と認識して特徴点を追尾するようにレーザー光Ｌ１の照射方向を自動調整する自動トラッキングモードとを有している。各モードにおける動作制御及び作用については後述する。

[0037] 画像認識部４５は、内視鏡装置１０の撮像部１２が撮像した画像から、配光部１３が照射したレーザー光Ｌ１（図１参照）による光点Ｐ１を含む領域に含まれる所定の特徴点を認識する。本実施形態において、画像認識部４５は、配光操作部３０に配されたモードセレクトスイッチ３２に対する入力に基づいて制御部４４が自動トラッキングモードで配光制御部４６を動作させるようにされている場合に、上記の特徴点の認識を行う。

[0038] 配光制御部４６は、駆動制御部４７と、発光制御部４８とを有している。また、配光制御部４６は、配光操作部３０のマーキング開始終了スイッチ３１に対する入力によりレーザー光Ｌ１を用いたマーキングが開始されたときに動作開始し、マーキング開始終了スイッチ３１に対する入力によりレーザー光Ｌ１を用いたマーキングが終了されたときに動作停止する。

[0039] 駆動制御部４７は、所定の駆動信号を駆動部１７へ出力することにより、駆動部１７のアクチュエータ１９を動作させる。たとえば、駆動制御部４７

は、内視鏡装置 10 の光ファイバ 14 の先端が所定の移動経路に沿って二次元方向に振動するように、アクチュエータ 19 へ駆動信号を出力する。一例として、駆動制御部 47 は、光ファイバ 14 の先端の出射部 15 が螺旋状に振動するように、駆動部 17 を駆動させる。

[0040] 発光制御部 48 は、光源装置 29 における発光の動作を制御する。本実施形態の発光制御部 48 は、内視鏡装置 10 の光ファイバ 14 に対するレーザー光 L1 の伝達の有無及びその伝達タイミングを制御する。一例として、発光制御部 48 は、駆動制御部 47 が駆動部 17 に対して出力する駆動信号と連動したタイミングでレーザー光 L1 の伝達のオンオフを切り替える。すなわち、駆動制御部 47 による制御に従って駆動部 17 が出射部 15 を振動させている状態で出射部 15 が所定の位置に到達したときに発光制御部 48 はレーザー光の出射を開始させ、出射部 15 が上記の所定の位置を通過した後に発光制御部 48 はレーザー光の出射を停止させる。

[0041] 出射部 15 から出射されるレーザー光がコリメータレンズ 21 により平行光とされて撮像対象部位に到達するので、レーザー光による光点が撮像対象部位に生じる。発光制御部 48 は、出射部 15 が振動している状態でレーザー光の出射の有無及び出射時間を規定することにより、点状、円状、環状その他の形状の光点を撮像対象部位に生じさせることができる。発光制御部 48 が規定するレーザー光の出射の有無及び出射時間は、配光操作部 30 に対する操作入力に基づいて変更可能である。

[0042] 本実施形態の内視鏡システム 1 の作用について、上記の手動モード及び自動トラッキングモードにおける動作制御及び作用を中心に説明する。図 4 は、内視鏡システムにおける制御装置による動作制御を説明するためのフローチャートである。図 5 から図 7 までは、本実施形態の内視鏡システムの作用を説明するための図である。

[0043] 本実施形態の内視鏡システム 1 の使用時には、内視鏡装置 10 の挿入部 11 の先端が体内に挿入され、撮像部 12 が観察対象部位まで案内される。撮像部 12 は、観察対象部位を撮像対象部位として組織等を撮像し、撮像対象

部位の画像を制御装置４０へと出力する。

制御装置４０は、撮像部１２が撮像した画像をモニタへと出力する。これにより、操作者は、撮像対象部位の状態を把握することができる。

[0044] 続いて、操作者は、マーキング開始終了スイッチ３１を操作して、配光部１３からレーザー光Ｌ１を照射させることによるマーキングを開始する。すると、制御部４４は、まず、配光制御部４６を手動モードで動作させる（ステップＳ１，図４参照）。手動モードでは、配光制御部４６の駆動制御部４７及び発光制御部４８が、配光部１３から撮像対象部位上の一点に向かってレーザー光Ｌ１を照射する。一具体例として、駆動制御部４７は、駆動部１７のアクチュエータ１９を動作させることにより一定の周期で光ファイバ１４の先端を振動させる駆動信号をアクチュエータ１９へと出力し、発光制御部４８は、駆動制御部４７が出力する駆動信号の周期ごとにレーザー光Ｌ１を点滅させることにより、光ファイバ１４の先端の移動経路上の一点でレーザー光Ｌ１を出射させる。

[0045] 手動モードでは、ポイント位置調整スイッチ３３，ポイント形状調整スイッチ３４，及びポイントサイズ調整スイッチ３５を操作者が操作することにより、各スイッチにより指定された通りに配光部１３の動作が制御される。

すなわち、手動モードにおいて操作者がたとえばポイント位置調整スイッチ３３を操作すると、発光制御部４８はレーザー光Ｌ１の伝達タイミングを変更することにより、操作者による操作に対応した方向に光点Ｐ１を移動させる。

[0046] また、手動モードにおいて操作者がたとえばポイント形状調整スイッチ３４を操作すると、発光制御部４８は、レーザー光Ｌ１の伝達タイミングを変更することにより、操作者による操作に対応した形状になるように光点Ｐ１を変形させる。

[0047] また、手動モードにおいて操作者がたとえばポイントサイズ調整スイッチ３５を操作すると、発光制御部４８は、レーザー光Ｌ１の伝達タイミングを変更することにより、操作者による操作に対応した直径になるように光点Ｐ

1を変形させる。

[0048] 操作者は、手動モードにおいて、撮像対象部位内の関心領域（たとえば処置対象部位などの所望のマーキング位置X1，図5，6，7参照）へ、所望のサイズで所望の形状をなす光点P1を移動させる。たとえば、操作者は、処置対象部位を囲む環状の光点P1が撮像対象部位に生じるように、配光操作部30を操作する。また、光点P1の位置を移動させるために、内視鏡装置10全体を移動させたり、挿入部11を回転させたりしてもよい。

[0049] 手動モードで配光制御部46が動作しているときに操作者がマーキング開始終了スイッチ31を押すと、配光制御部46はレーザー光の照射を停止する。

[0050] 手動モードで配光制御部46が動作しているときに、操作者は、モードセレクトスイッチ32を押すことにより、配光制御部46の動作モードを手動モードから自動トラッキングモードへ切り替えることができる。たとえば、操作者は、図5に示すように撮像対象部位内の所望のマーキング位置X1に光点P1が位置している状態で、自動トラッキングモードで配光制御部46を動作させるためにモードセレクトスイッチ32を押す。配光制御部46は、手動モードで動作しているときにモードセレクトスイッチ32に対する入力があった場合（ステップS2においてYes，図4参照）に、手動モードから自動トラッキングモードへと移行する。また、配光制御部46は、手動モードで動作しているときにモードセレクトスイッチ32に対する入力がないければ（ステップS2においてNo，図4参照）、手動モードで引き続き動作する。

[0051] 自動トラッキングモードでは、モードセレクトスイッチ32が押されたタイミングで撮像部12が撮像した画像を画像認識部45が撮像部12から取得し、さらに、画像認識部45が、この画像において光点P1を含む領域の特徴点を検出し、検出した特徴点の位置を記憶する（ステップS3，図4参照）。

ステップS3では、例えば、画像上で光点P1を含む所定の大きさの円や

矩形などの領域における特徴点を認識し、この領域の中心の座標を、特徴点の位置として記憶する。

[0052] ステップS 3の後、画像認識部4 5は、上記のステップS 3において取得した画像の次に撮像部1 2によって撮像された画像、あるいは上記のステップS 3において撮像された画像の撮像後所定時間経過後に撮像部1 2によって撮像された画像を取得して、上記のステップS 3と同様に特徴点の位置を記憶する（ステップS 4、図4及び図6参照）。

すなわち、画像認識部4 5は、配光制御部4 6が自動トラッキングモードで動作しているときには、撮像部1 2が撮像した全ての画像、あるいは所定間隔で抽出した画像に対して、上記のように特徴点の位置として座標を記憶する。ステップS 3及びステップS 4により、画像認識部4 5は、最新の画像を含む直近の2つの画像における特徴点の座標を記憶している。

[0053] 上記のステップS 4に続いて、画像認識部4 5は、直近の2つの画像（図5、6参照）における特徴点の座標に基づいて、画像上における特徴点の移動量を算出して発光制御部4 8へと出力する（ステップS 5、図4参照）。

[0054] 上記のステップS 5の後、発光制御部4 8は、画像認識部4 5から出力された移動量に基づいて、新たな発光タイミングを生成する（ステップS 6、図4参照）。ステップS 6において新たな発光タイミングによって光源装置2 9が制御されることにより、配光部1 3から照射されるレーザー光L 1は、上記のステップS 4において画像認識部4 5が取得した最新の画像における特徴点の座標に対応する位置に光点P 1を生じさせる（図7参照）。

[0055] ステップS 6の後、配光制御部4 6は、自動トラッキングモードで動作しているときにモードセクタスイッチ3 2に対する入力があった場合（ステップS 7においてY e s、図4参照）には、配光制御部4 6が取得した画像及び特徴点の位置の情報を破棄するとともに自動トラッキングモードから手動モードへと移行する。また、配光制御部4 6は、自動トラッキングモードで動作しているときにモードセクタスイッチ3 2に対する入力がない場合は（ステップS 7においてN o、図4参照）、ステップS 4において取得され

た画像を直近の画像として記憶（ステップS 8，図4 参照）した後に再びステップS 4 に進んで新たな画像に基づいて特徴点の位置を記憶し、自動トラッキングモードで引き続き動作する。

[0056] ステップS 3 からステップS 8 までの各ステップからなる制御に従って発光制御部4 8 による発光タイミングが変化することにより、撮像部1 2 が撮像した画像において、特徴点の移動に追従して光点P 1 が移動したように見える。その結果、撮像部1 2 が撮像した画像を見て内視鏡装置1 0 等の操作をする操作者は、撮像対象部位に対して光点P 1 によるマーキングをする位置を定めてから自動トラッキングモードに切り替えることにより、所望のマーキング位置X 1 から光点P 1 がずれないように手作業で光点P 1 の位置を調整する必要がない。

[0057] たとえば、腸管に本実施形態の内視鏡装置1 0 を挿入して腸管壁を光点P 1 によりマーキングする場合、腸管の蠕動運動や、腹腔内側からの腸管に対する処置等により、腸管内でマーキングされるべき部位が腸管内の内視鏡装置1 0 に対して移動することがある。この場合、本実施形態の内視鏡装置1 0 において自動トラッキングモードでレーザー光L 1 が照射されることにより、マーキングされるべき部位に対して常に光点P 1 によるマーキングが行われた状態とすることができる。

なお、ステップS 3 からステップS 8 までの各ステップが行われている途中で操作者がマーキング開始終了スイッチ3 1 を押すと、配光制御部4 6 は、取得した画像及び特徴点の位置の情報を破棄するとともにレーザー光の照射を停止する。

また、本実施形態の自動トラッキングモードでポイント位置調整スイッチ3 3、ポイント形状調整スイッチ3 4、及びポイントサイズ調整スイッチ3 5 を操作者が操作した場合は、スイッチに対して入力されている時間だけ自動的に手動モードに切り替わり、ポイント位置、ポイント形状、ポイントサイズが各々調整され、スイッチへの入力が終了した時点で自動的に自動トラッキングモードに復帰してもよい。これによって、自動トラッキングモード

中であっても、マーキング位置や形状、サイズの変更が可能となる。

また、画像認識部45において特徴点の検出が困難な場合は、狭帯域光観察を行ってもよい。狭帯域光観察を行うことで特に大腸など管腔内の血管パターンが明瞭に認識可能となるため、この血管パターンを画像認識部45で認識し、特徴点とすることが出来る。これによって、例えば狭帯域光観察により検出されたブラウニーエリアの外側の一定マージンエリアの血管パターンを特徴点として認識するというような抽出方法が可能となり、より正確な特徴点の検出が可能となる。

[0058] 以上に説明したように、本実施形態の内視鏡システム1は、撮像部12が撮像した画像における特徴点の移動を画像認識部45が認識し、画像認識部45が算出した特徴点の移動量に基づいて配光制御部46が光点P1を移動させるので、光点P1は特徴点の移動に基づいて特徴点を追尾するように移動する。その結果、本実施形態の内視鏡システム1によれば、所望のマーキング位置X1からの光点P1の位置のずれが起こりにくい。

[0059] また、本実施形態の内視鏡システム1によれば、体内の組織が動いたり、組織に対して本実施形態の内視鏡システム1が動いたりした場合にも、所望のマーキング位置X1をレーザー光L1の光点P1により自動的にマーキングし続けることができる。

[0060] また、本実施形態の内視鏡システム1では、レーザー光L1により光点P1を生じさせるので、例えば管腔組織内に挿入された本実施形態の内視鏡システム1を用いてマーキングを行った光点P1を、管腔組織外の別の内視鏡（たとえば図1に示す腹腔鏡100）を用いて容易に観察することができる。この場合、管腔組織内から撮像して決定したマーキング位置X1を本実施形態の内視鏡システム1が自動的にマーキングし続けることができるので、管腔組織外から管腔組織内の組織の状態が見えなくても、組織を透過するレーザー光L1によりマーキング位置X1を管腔組織外において容易に把握することができる。

[0061] また、本実施形態の内視鏡システム1は、光点P1の形状を、点状あるい

は円形状にしたり、環状にしたりすることができるので、管腔組織内から管腔組織外へと所望の位置を点状の光点 P 1 で示したり、所望の範囲を円や円環状の光点 P 1 で示したりすることができる。また、本実施形態の内視鏡システム 1 では、たとえば管腔組織内側からしか見えない切除対象部位に対して安全マージンを考慮した切離ラインを光点 P 1 を用いてマーキングすることによって、切離ラインを管腔組織外から把握させることもできる。

[0062] (第 2 実施形態)

本発明の第 2 実施形態について説明する。図 8 は、本実施形態の内視鏡システムの全体図である。

図 8 に示すように、本実施形態の内視鏡システム 2 は、体壁に配されたトロッカを通じて腹腔内に挿入される点で第 1 実施形態と異なる。

[0063] 本実施形態の内視鏡システム 2 は、硬性の内視鏡装置 5 0 と、上記第 1 実施形態に開示された光源装置 2 9 及び制御装置 4 0 と、内視鏡装置 5 0 に配された配光操作部 3 0 とを備えている。

内視鏡装置 5 0 は、硬性の挿入部 5 1 と、第 1 実施形態と同様の配光部 1 3 及び内視鏡操作部 2 5 とを備えている。

挿入部 5 1 は、第 1 実施形態と同様の撮像部 1 2 を先端に有する硬性の筒状部材である。また、本実施形態の挿入部 5 1 も第 1 実施形態と同様に処置具チャンネルや送気送水ノズルを有していてもよい。また、本実施形態の挿入部 5 1 の一部を能動的に湾曲させるための能動湾曲機能を挿入部 5 1 が有していてもよい。

[0064] 配光操作部 3 0 は、内視鏡装置 5 0 の挿入部 5 1 の基端に配されている。配光操作部 3 0 は、内視鏡操作部 2 5 の近傍に配されている。これにより、内視鏡装置 5 0 を操作する操作者が内視鏡操作部 2 5 と配光操作部 3 0 とを操作することができる。

[0065] 本実施形態の内視鏡システム 2 は、たとえば、消化管内に挿入可能な公知の軟性内視鏡 1 0 1 とともに使用される。一例として、本実施形態の内視鏡装置 5 0 がトロッカを通じて腹腔内へ導入され、公知の軟性内視鏡 1 0 1 が

肛門から腸管内へ導入される。本実施形態の内視鏡装置 50 は、腹腔内側からレーザー光 L1 を撮像対象部位へと照射し、組織上に光点 P1 を生じさせることができる。本実施形態の内視鏡装置 50 は、腹腔内側からたとえば腸管を撮像しつつ腸管壁上に光点 P1 を生じさせる。すると、腸管内側から腸管壁を撮像している軟性内視鏡 101 によって光点 P1 を観察することができる。

[0066] これにより、本実施形態でも上記の第 1 実施形態と同様に、腸管などの管腔組織内から管腔組織外の組織の状態が見えなくても、組織を透過するレーザー光 L1 によりマーキング位置を容易に把握することができる。

[0067] (第 3 実施形態)

本発明の第 3 実施形態について説明する。図 9 は、本実施形態の内視鏡システムのブロック図である。図 10 は、同内視鏡システムにおける測距手段による距離測定の一例を示す模式図である。図 11 は、同内視鏡システムの作用を説明するための図である。

[0068] 図 9 に示すように、本実施形態の内視鏡システム 3 は、内視鏡装置 10 と、光源装置 29 と、配光操作部 30 と、制御装置 60 とを備えている。内視鏡装置 10、光源装置 29、及び配光操作部 30 の構成は上記の第 1 実施形態と同様であってよい（図 1 及び図 2 参照）。

本実施形態の内視鏡システム 3 の制御装置 60 は、第 1 実施形態に開示されたコネクタ 41、映像出力端子 42、操作入力端子 43 を有している。さらに、本実施形態の内視鏡システム 3 の制御装置 60 の制御部 44 は、内視鏡装置 10 とその撮像対象部位との距離を測定するための測距手段 61 を備えている。

一例として、測距手段 61 は、撮像部 12 による撮像視野における所定の一部までの距離を測定し、測定された距離に対応してレーザー光 L1 の発光タイミングを変更するために配光制御部 46 に組み込まれたプログラムである。

[0069] 本実施形態の配光制御部 46 による制御動作について説明する。

本実施形態の内視鏡システム 3 の使用時には、上記の第 1 実施形態と同様に、内視鏡装置 10 の挿入部 11 が腸管等の消化管内に挿入される。内視鏡装置 10 の撮像部 12 は、撮像対象部位を撮像する。また、内視鏡装置 10 の配光部 13 は、撮像対象部位に対してレーザー光 L1 を照射して撮像対象部位上に光点 P1 を生じさせる。

配光制御部 46 は、以下のパラメータ (α , β , θ , g , d , a , b) に基づいて、挿入部 11 の先端から撮像対象部位における視野中心までの距離を測定する。

α : 内視鏡装置 10 の構造に基づく撮像部 12 の画角の $1/2$ の角

β : 撮像部 12 の光軸 (図 10 において直線 AC (光軸) と平行な直線 BD) とレーザー光 L1 (図 10 において直線 BE) とのなす角

θ : 撮像部 12 が撮像した画像における光点 P1 (図 10 において点 E) と撮像部 12 の光軸上における挿入部 11 の先端 (図 10 において点 A) とを結ぶ直線 (直線 AE) と撮像部 12 の光軸 (図 10 において直線 AC) とのなす角

g : 配光部 13 (図 10 において点 B) から撮像部 12 の光軸上における挿入部 11 の先端までの距離 (図 10 において線分 AB の長さ)

d : 挿入部 11 の先端から、光点 P1 を含み撮像部 12 の光軸と垂直な面までの距離 (図 10 において線分 AC の長さ)

a : 撮像部 12 が撮像した画像上における視野中心 (図 10 において点 C) と光点 P1 (図 10 において点 E) との距離 (図 10 において線分 CE の長さ)

b : 撮像部 12 が撮像する画像の外周 (図 10 において点 F) と光点 P1 (図 10 において点 E) との距離 (図 10 において線分 EF の長さ)

[0070] 上記の各パラメータは、以下の式 1 から式 4 までに示す関係を満たしている。

$$\tan \theta = a/d \cdots (\text{式 1})$$

$$\tan \beta = (a-g)/d \cdots (\text{式 2})$$

$$\theta = \alpha \times a / (a + b) \cdots (\text{式 } 3)$$

$$g/d = \tan \theta - \tan \beta \cdots (\text{式 } 4)$$

配光制御部 46 において、上記の α 及び g は、内視鏡装置 10 に固有の情報として既知である。また、配光制御部 46 において、上記の β は、レーザー光 L1 の発光タイミングを制御する基礎となる情報として既知である。また、上記の θ 、 a 、 b は、撮像部 12 が撮像した画像に基づいて、配光制御部 46 において算出される。

このため、挿入部 11 の先端から、光点 P1 を含み撮像部 12 の光軸と垂直な面までの距離 d は、以下の式 5 により算出することができる。

$$d = g / (\tan \theta - \tan \beta) \cdots (\text{式 } 5)$$

なお、 a と b は空間内の距離を示しているため、撮像系の収差を含んだ状態で撮像された像を単純に比例倍して求めるのではなく、撮像された像内の位置から収差を考慮したテーブルを用いて演算して求めてもよい。

[0071] また、測距手段 61 によって求める距離は、 d ではなく、撮像部 12 の先端 A から光点 P1 までの距離 AE であってもよい。

[0072] 本実施形態の内視鏡システム 3 において、配光制御部 46 は、自動トラッキングモードで動作しているときに上記の距離 d を繰り返し算出し、図 11 に示すように、最新の距離 d (d_0) と直近の距離 d (d_1) との違いに対応して、光点 P1 のサイズが画像上で同じサイズ（最新の距離 d_0 における光点 P1 がマーキングする組織の領域と、直近の距離 d_1 における光点 P1 がマーキングする組織の領域とが互いに略等しい状態）になるように、光点 P1 のサイズを自動調整する。

たとえば、図 11 に示すように、最新の距離 d_0 が直近の距離 d_1 よりも短い場合、光点 P1 のサイズを大きくするようにレーザー光 L1 の発光タイミングを変更することにより、直近の距離 d_1 における光点 P1 のサイズと最新の距離 d_0 における光点 P1 のサイズとが同等となるように、配光制御部 46 が発光タイミングを変更する。

逆に、最新の距離 d_0 が直近の距離 d_1 よりも長い場合、光点 P1 のサイ

ズを小さくするようにレーザー光L 1の発光タイミングを変更することにより、直近の距離d 1における光点P 1のサイズと最新の距離d 0における光点P 1のサイズとが同等となるように、配光制御部4 6が発光タイミングを変更する。

[0073] 以上に説明したように、本実施形態の内視鏡システム3によれば、撮像対象部位に対する距離の変化と連動して光点P 1の大きさを変化させることにより、距離の変化によらず一定の大きさの光点P 1を撮像対象部位上のマーキング位置に生じさせることができる。

これにより、例えば大腸などの管腔内からマーキングした範囲を腹腔側から処置具を用いて切除する、といった治療を行う場合、マーキング範囲が常に一定に保たれるため、切除部位が小さすぎて十分なマージンが取れなかったり、切除部位が大きすぎて取る必要のない部位まで切除する、といったことを避けて最適な範囲を切除することが可能となる。

本実施形態では、レーザー光の照射される位置を観測することによって撮像対象部位に対する距離を求めているが、距離を求める方法はこれに限る物ではない。例えば、ステレオ立体視が可能な観察光学系を備えた立体内視鏡を用いて、左右の画像の視差を利用して距離計測をしてもよい。

[0074] 以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

たとえば、上記各実施形態の配光部から照射されるレーザー光の配光は、撮像部が撮像した画像に対して画像認識部が認識した特徴点に対して所定の位置関係を有する部位に到達するように配光制御部により制御されてもよい。たとえば、特徴点を囲むように離間する複数の点状の光点や、特徴点を間に挟むように離間する2つの光点などが配光制御部により形成されるようになっていてもよい。

また、上述の各実施形態において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

産業上の利用可能性

[0075] 本発明は、内視鏡システムに利用できる。

符号の説明

- [0076] 1, 2, 3 内視鏡システム
10, 50 内視鏡装置
11, 51 挿入部
12 撮像部
13 配光部
14 光ファイバ
15 出射部
16ハウジング
17 駆動部
18 揺動体
19 アクチュエータ
20 レーザー照射光学系
21 コリメータレンズ
25 内視鏡操作部
26 把持部
27 ユニバーサルコード
29 光源装置
30 配光操作部
31 マーキング開始終了スイッチ
32 モードセクタスイッチ
33 ポイント位置調整スイッチ
34 ポイント形状調整スイッチ
35 ポイントサイズ調整スイッチ
40, 60 制御装置
41 コネクタ

4 2 映像出力端子

4 3 操作入力端子

4 4 制御部

4 5 画像認識部

4 6 配光制御部

4 7 駆動制御部

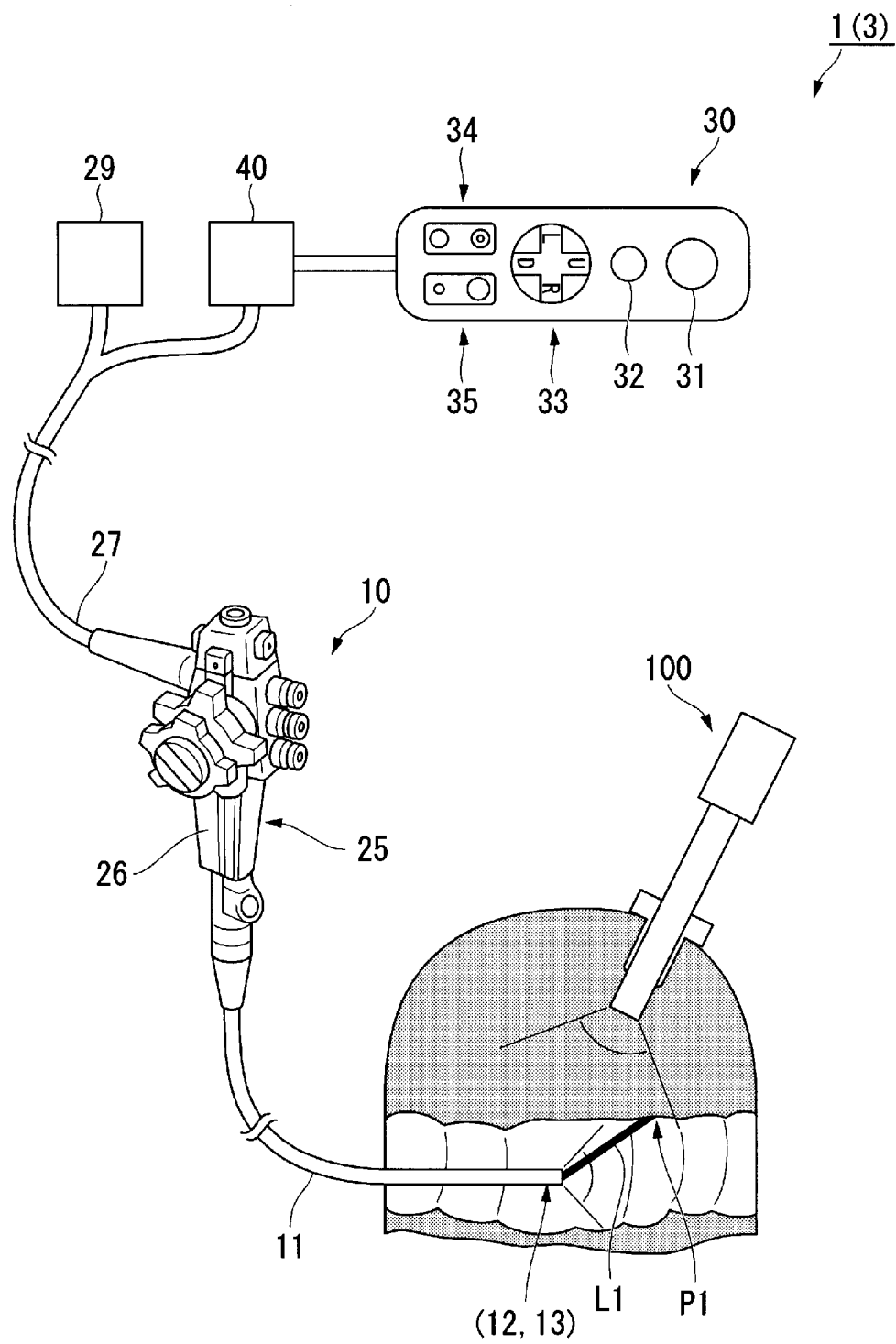
4 8 発光制御部

6 1 測距手段

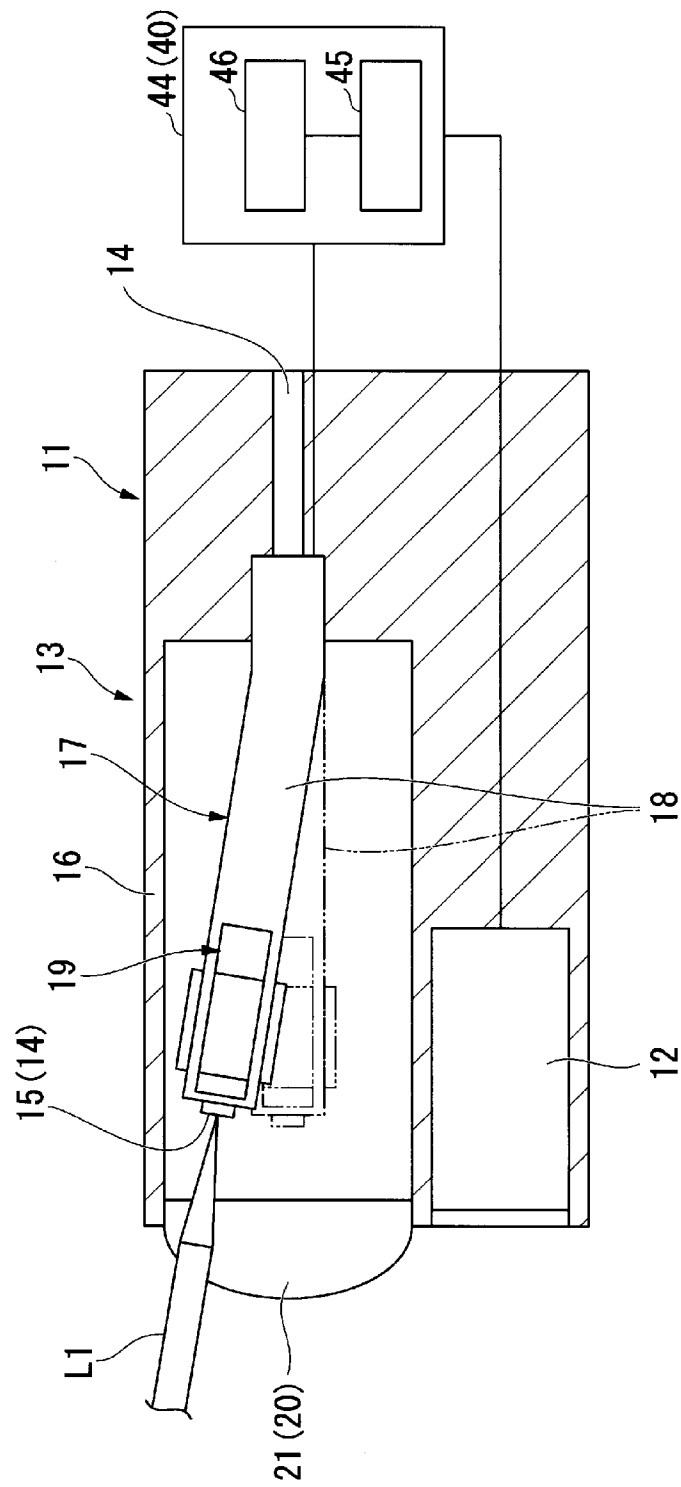
請求の範囲

- [請求項1] 体内に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部に配された撮像部と、
前記挿入部に配され前記撮像部の撮像対象部位にレーザー光を配光可能な配光部と、
前記撮像部が撮像した画像における所定の特徴点を認識し、所定時間における前記特徴点の移動量を算出する画像認識部と、
前記所定の特徴点に対して所定の位置関係を有する部位に前記レーザー光が到達するように前記配光部を制御する配光制御部と、
を備えた内視鏡システム。
- [請求項2] 前記配光部は、
前記レーザー光が出射する出射部と、
前記出射部を収容するハウジングと、
前記出射部を前記ハウジング内において二次元に共振周波数で振動させる駆動部と、
を有し、
前記配光制御部は、
前記出射部が振動するように前記駆動部を駆動させる駆動制御部と、
前記出射部が前記駆動部によって所定の位置に到達したときに前記レーザー光の出射を開始させ前記出射部が前記所定の位置を通過した後に前記レーザー光の出射を停止させる発光制御部と、
を有する
請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記配光制御部を操作するための配光操作部をさらに有する請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記特徴点までの距離を算出する測距手段をさらに有する請求項3に記載の内視鏡システム。

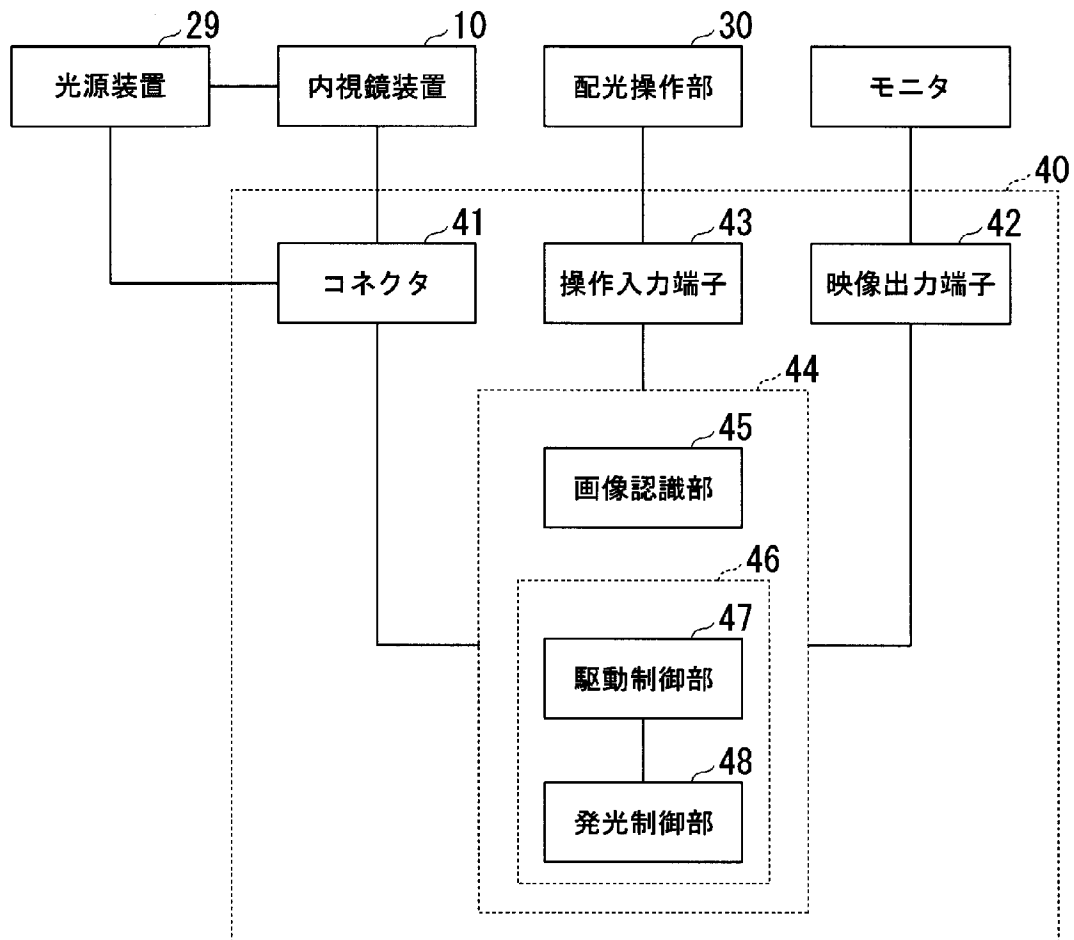
[図1]



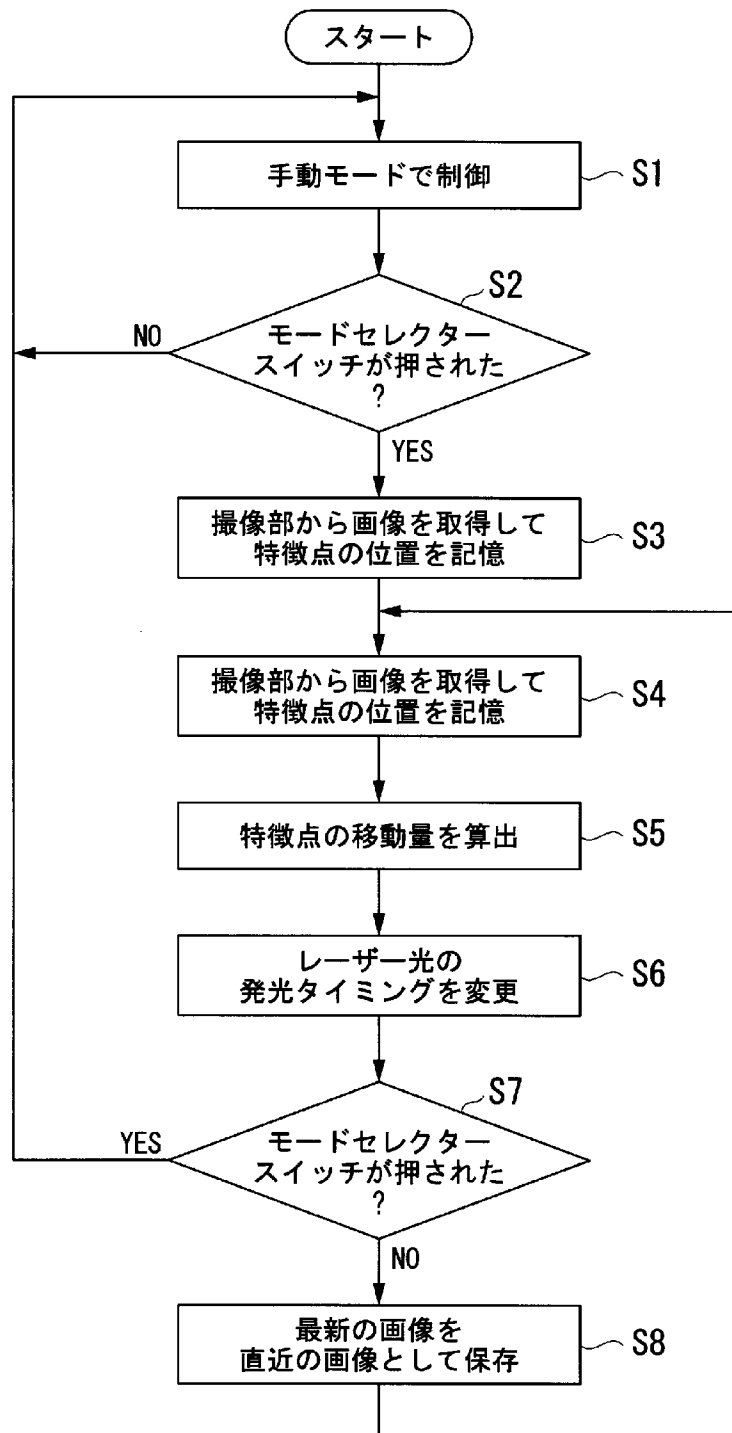
[図2]



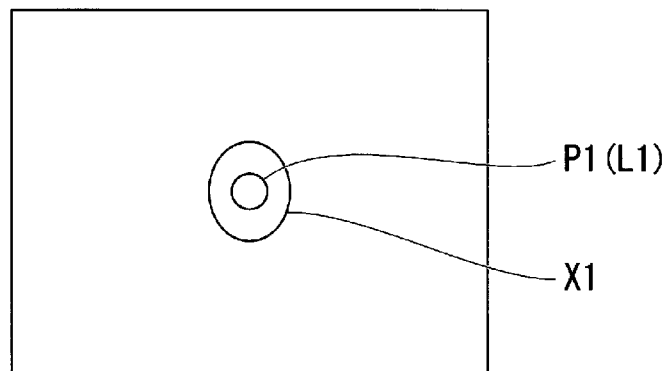
[図3]



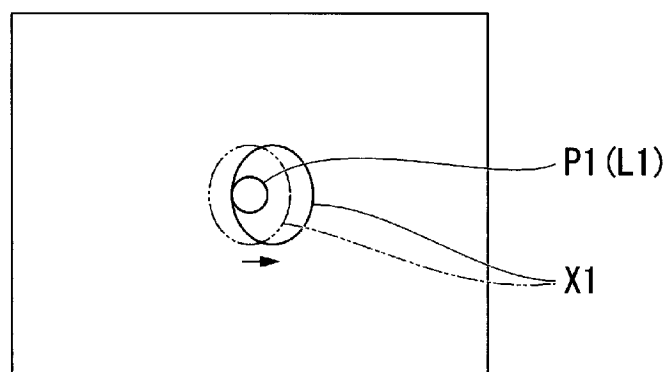
[図4]



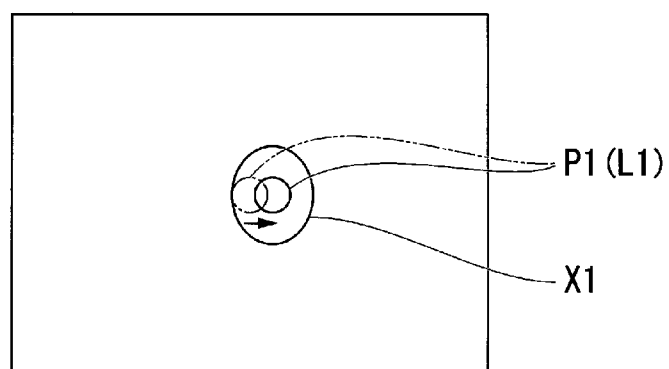
[図5]



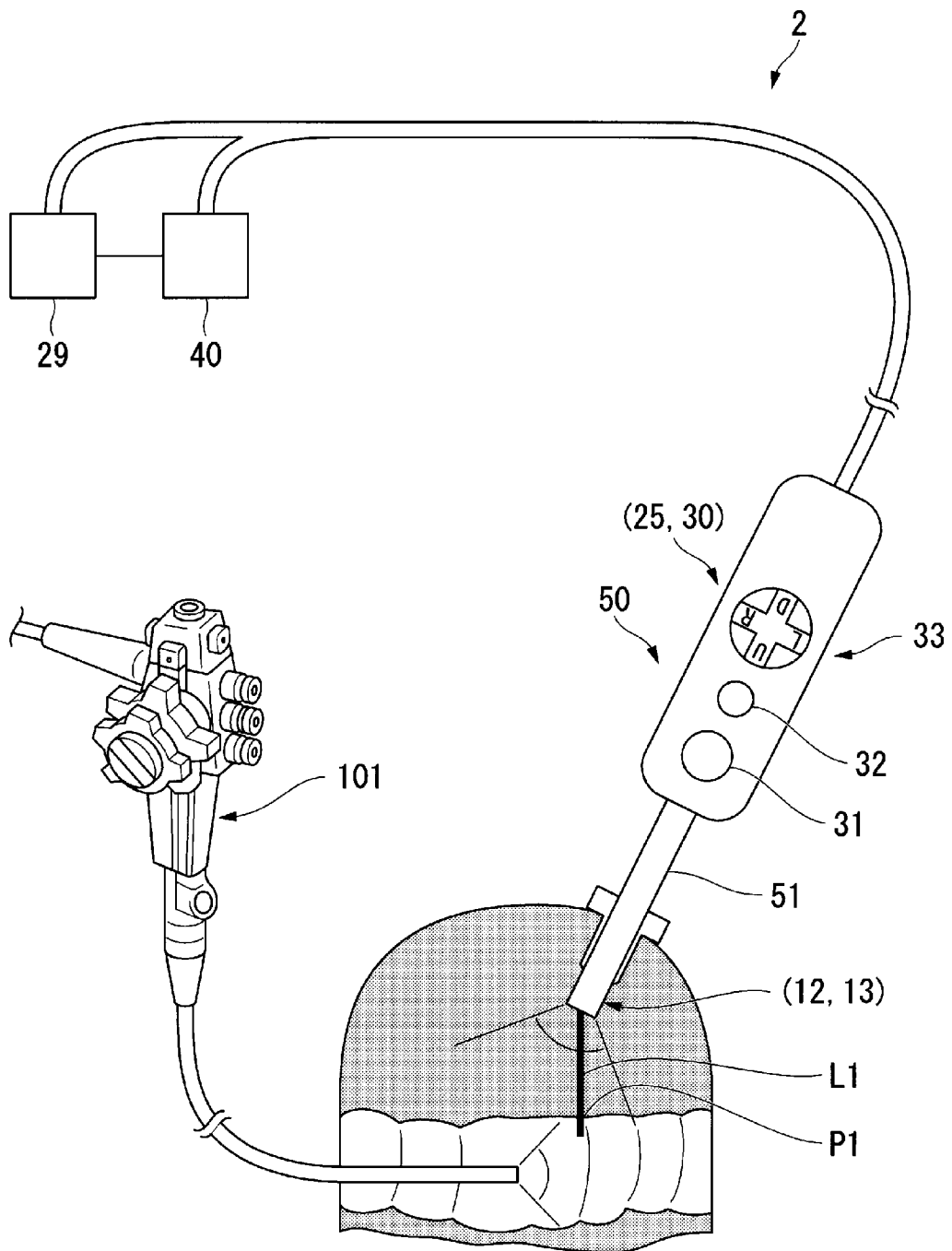
[図6]



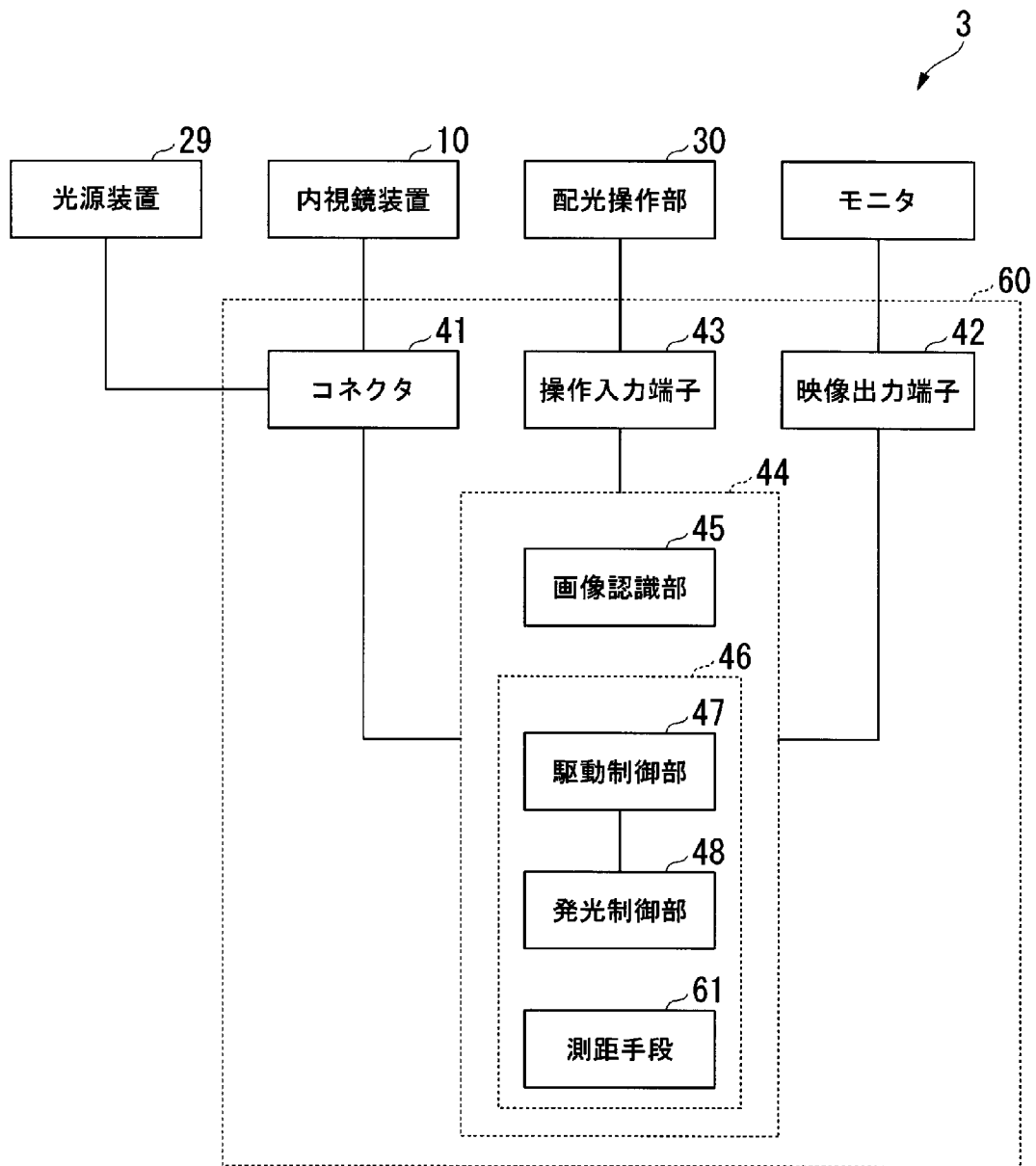
[図7]



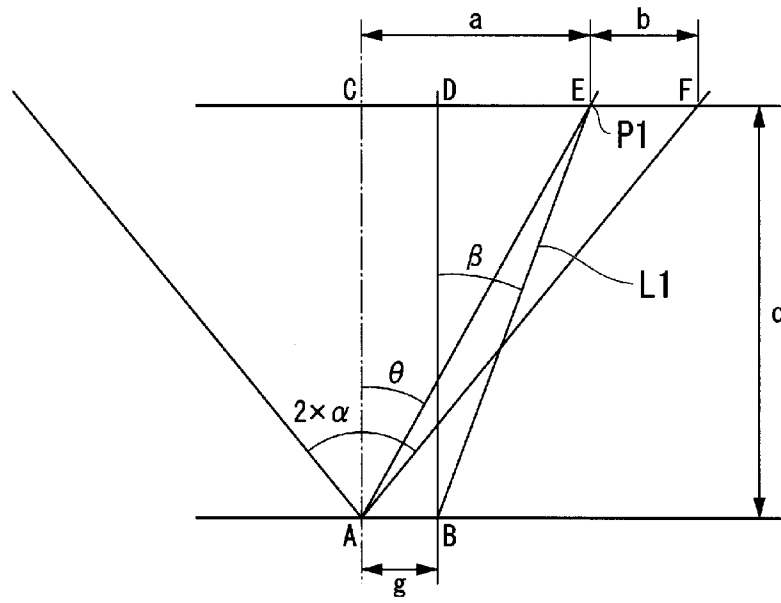
[図8]



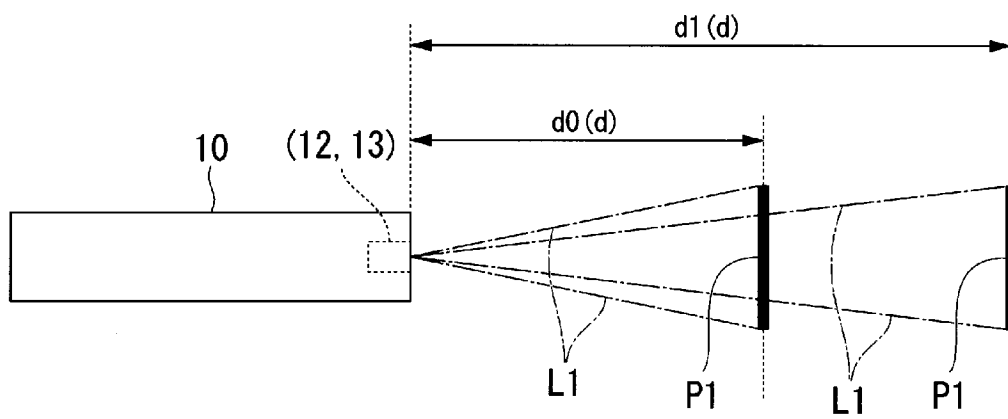
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/063566

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-323322 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 December 1998 (08.12.1998), paragraphs [0073] to [0127], [0136]; fig. 11 to 12 (Family: none)	1-4
Y	JP 2009-240621 A (Hoya Corp.), 22 October 2009 (22.10.2009), paragraphs [0022] to [0060]; fig. 1 to 10 & US 2009/0244260 A1 paragraphs [0042] to [0079]; fig. 1 to 10 & EP 2106748 A1	1-4
Y	JP 2011-45461 A (Hoya Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), paragraphs [0018] to [0028]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-4

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 July 2016 (05.07.16)

Date of mailing of the international search report
19 July 2016 (19.07.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/063566

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-252185 A (Canon Inc.), 19 December 2013 (19.12.2013), entire text; all drawings & US 2013/0321602 A1 & EP 2671500 A2	1-4

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 6 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 10-323322 A（オリンパス光学工業株式会社） 1998.12.08, 【0073】～【0127】、【0136】、 図11～12（ファミリーなし）	1-4
Y	JP 2009-240621 A（HOYA株式会社） 2009.10.22, 【0022】～【0060】、図1～10 & US 2009/0244260 A1 [0042]-[0079], FIG. 1-10 & EP 2106748 A1	1-4

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 5 . 0 7 . 2 0 1 6

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 7 . 2 0 1 6

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

山口 裕之

2 Q

2 9 1 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2011-45461 A (HOYA株式会社) 2011.03.10, 【0018】～【0028】、図1～3 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2013-252185 A (キヤノン株式会社) 2013.12.19, 全文全図 & US 2013/0321602 A1 & EP 2671500 A2	1-4