

(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12日(12.01.2017)

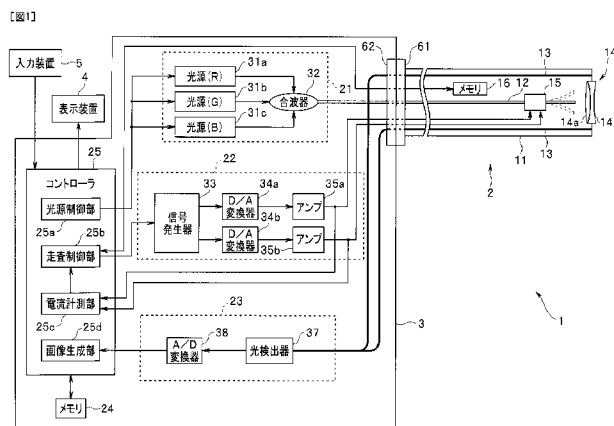


(10) 国際公開番号
WO 2017/006599 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01) G02B 26/10 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/060447
 - (22) 国際出願日: 2016年3月30日(30.03.2016)
 - (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 2015-136385 2015年7月7日(07.07.2015) JP
 - (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 小鹿 聡一郎 (KOSHIKA Soichiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル 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), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), 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))

(54) Title: SCANNING ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 走査型内視鏡システム



- 4 Display device
- 5 Input device
- 16, 24 Memory
- 25 Controller
- 25a Light source control unit
- 25b Scanning control unit
- 25c Electric current measurement unit
- 25d Image generating unit
- 31a Light source (R)
- 31b Light source (G)
- 31c Light source (B)
- 32 Multiplexer
- 33 Signal generator
- 34a, 34b D/A converter
- 35a, 35b Amplifier
- 37 Photodetector
- 38 A/D converter

(57) Abstract: The scanning endoscope system according to the present invention has: an optical fiber for guiding illumination light supplied from a light source unit and emitting the illumination light from an end part of the optical fiber; an actuator unit for pivoting the end part of the optical fiber and thereby shifting an irradiation position of the illumination light emitted through the optical fiber; a drive signal generating unit for generating and supplying a drive signal for driving the actuator unit; an electric current measurement unit for measuring, as an electric current measurement value, the electric current value of the drive signal supplied from the drive signal generating unit to the actuator unit; and a control unit for performing control for switching the amplitude value of the drive signal from a first amplitude value to a second amplitude value when the electric current measurement value is detected to gradually change and reach a first threshold value, and the control unit switching the threshold value for detection of the electric current measurement value from a first threshold value to a second threshold value.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2017/006599 A1



走査型内視鏡システムは、光源部から供給される照明光を導光して端部から出射する光ファイバと、光ファイバの端部を揺動することにより、光ファイバを経て出射される照明光の照射位置を変位させるアクチュエータ部と、アクチュエータ部を駆動させるための駆動信号を生成して供給する駆動信号生成部と、駆動信号生成部からアクチュエータ部へ供給される駆動信号の電流値を電流計測値として計測する電流計測部と、電流計測値が漸次変化して第1の閾値に達したことを検出した際に、駆動信号の振幅値を第1の振幅値から第2の振幅値に切り替えるための制御を行うとともに、電流計測値の検出用の閾値を第1の閾値から第2の閾値に切り替える制御部と、を有する。

明 細 書

発明の名称： 走査型内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、走査型内視鏡システムに関し、特に、被写体を走査して画像を取得する走査型内視鏡システムに関するものである。

背景技術

[0002] 医療分野の内視鏡においては、被検者の負担を軽減するために、当該被検者の体腔内に挿入される挿入部を細径化するための種々の技術が提案されている。そして、このような技術の一例として、前述の挿入部に相当する部分に固体撮像素子を有しない走査型内視鏡が知られている。

[0003] 具体的には、走査型内視鏡を具備するシステムは、例えば、光源から発せられた照明光を照明用の光ファイバにより伝送し、当該照明用の光ファイバの先端部を揺動させるためのアクチュエータを振動させることにより被写体を所定の走査経路で2次元走査し、当該被写体からの戻り光を受光用の光ファイバで受光し、当該受光用の光ファイバで受光された戻り光に基づいて当該被写体の画像を生成するように構成されている。そして、このようなシステムに類似した構成を有するものとして、例えば、日本国特表2010-501246号公報に開示された光ファイバ走査システムが知られている。

[0004] ところで、前述のような走査型内視鏡を具備するシステムにおいては、例えば、光ファイバを揺動する際の最大振幅が走査型内視鏡の使用環境の温度変化に応じて変動することに起因し、被写体を走査して得られる画像の画質が低下してしまう場合がある、という問題点が生じている。

[0005] しかし、日本国特表2010-501246号公報には、前述の問題点を解消可能な手法等について特に言及されていない。そのため、日本国特表2010-501246号公報に開示された構成によれば、走査型内視鏡の使用環境の温度変化に伴う画質の低下が発生し易くなってしまふ、という前述の問題点に応じた課題が生じている。

[0006] 本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、走査型内視鏡の使用環境の温度変化に伴う画質の低下の発生を極力抑制することが可能な走査型内視鏡システムを提供することを目的としている。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様の走査型内視鏡システムは、光源部から供給される照明光を導光して端部から出射する光ファイバと、前記光ファイバの端部を揺動することにより、前記光ファイバを経て出射される前記照明光の照射位置を変位させるように構成されたアクチュエータ部と、前記アクチュエータ部を駆動させるための駆動信号を生成して供給するように構成された駆動信号生成部と、前記駆動信号生成部から前記アクチュエータ部へ供給される前記駆動信号の電流値を電流計測値として計測するように構成された電流計測部と、前記電流計測値が漸次変化して第1の閾値に達したことを検出した際に、前記駆動信号の振幅値を第1の振幅値から前記第1の振幅値とは異なる第2の振幅値に切り替えるための制御を前記駆動信号生成部に対して行うとともに、前記電流計測値の検出用の閾値を前記第1の閾値から前記第1の閾値とは異なる第2の閾値に切り替えるように構成された制御部と、を有する。

図面の簡単な説明

- [0008] [図1]実施例に係る走査型内視鏡システムの要部の構成を示す図。
[図2]アクチュエータ部の構成を説明するための断面図。
[図3]アクチュエータ部に供給される駆動信号の信号波形の一例を示す図。
[図4]中心点Aから最外点Bに至る渦巻状の走査経路の一例を示す図。
[図5]最外点Bから中心点Aに至る渦巻状の走査経路の一例を示す図。
[図6]電流閾値TH1のみを電流計測値の検出用の閾値として用いた場合の動作を説明するための図。
[図7]電流閾値TH1及びTH2を電流計測値の検出用の閾値として用いた場合の動作を説明するための図。

発明を実施するための最良の形態

- [0009] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。
- [0010] 図1から図7は、本発明の実施例に係るものである。図1は、実施例に係る走査型内視鏡システムの要部の構成を示す図である。
- [0011] 走査型内視鏡システム1は、例えば、図1に示すように、被検者の体腔内に挿入される走査型内視鏡2と、走査型内視鏡2を接続可能な本体装置3と、本体装置3に接続される表示装置4と、本体装置3に対する情報の入力及び指示を行うことが可能な入力装置5と、を有して構成されている。
- [0012] 走査型内視鏡2は、被検者の体腔内に挿入可能な細長形状を備えて形成された挿入部11を有して構成されている。
- [0013] 挿入部11の基端部には、走査型内視鏡2を本体装置3のコネクタ受け部62に着脱自在に接続するためのコネクタ部61が設けられている。
- [0014] コネクタ部61及びコネクタ受け部62の内部には、図示しないが、走査型内視鏡2と本体装置3とを電気的に接続するための電気コネクタ装置が設けられている。また、コネクタ部61及びコネクタ受け部62の内部には、図示しないが、走査型内視鏡2と本体装置3とを光学的に接続するための光コネクタ装置が設けられている。
- [0015] 挿入部11の内部における基端部から先端部にかけての部分には、本体装置3の光源ユニット21から供給される照明光を導光して出射端部から出射する光ファイバである照明用ファイバ12と、被写体からの戻り光を受光して本体装置3の検出ユニット23へ導くための1本以上の光ファイバを具備する受光用ファイバ13と、がそれぞれ挿通されている。
- [0016] 照明用ファイバ12の光入射面を含む入射端部は、本体装置3の内部に設けられた合波器32に配置されている。また、照明用ファイバ12の光出射面を含む出射端部は、挿入部11の先端部に設けられたレンズ14aの光入射面の近傍に配置されている。
- [0017] 受光用ファイバ13の光入射面を含む入射端部は、挿入部11の先端部の先端面における、レンズ14bの光出射面の周囲に固定配置されている。ま

た、受光用ファイバ13の光出射面を含む出射端部は、本体装置3の内部に設けられた光検出器37に配置されている。

- [0018] 照明光学系14は、照明用ファイバ12の光出射面を経た照明光が入射されるレンズ14aと、レンズ14aを経た照明光を被写体へ出射するレンズ14bと、を有して構成されている。
- [0019] 挿入部11の先端部側における照明用ファイバ12の中途部には、本体装置3のドライバユニット22から供給される駆動信号に基づいて駆動するアクチュエータ部15が設けられている。
- [0020] 照明用ファイバ12及びアクチュエータ部15は、挿入部11の長手軸方向に垂直な断面において、例えば、図2に示す位置関係を具備するようにそれぞれ配置されている。図2は、アクチュエータ部の構成を説明するための断面図である。
- [0021] 照明用ファイバ12とアクチュエータ部15との間には、図2に示すように、接合部材としてのフェルール41が配置されている。具体的には、フェルール41は、例えば、ジルコニア（セラミック）またはニッケル等により形成されている。
- [0022] フェルール41は、図2に示すように、四角柱として形成されており、挿入部11の長手軸方向に直交する第1の軸方向であるX軸方向に対して垂直な側面42a及び42cと、挿入部11の長手軸方向に直交する第2の軸方向であるY軸方向に対して垂直な側面42b及び42dと、を有している。また、フェルール41の中心には、照明用ファイバ12が固定配置されている。なお、フェルール41は、柱形状を具備する限りにおいては、四角柱以外の他の形状として形成されていてもよい。
- [0023] アクチュエータ部15は、例えば、図2に示すように、側面42aに沿って配置された圧電素子15aと、側面42bに沿って配置された圧電素子15bと、側面42cに沿って配置された圧電素子15cと、側面42dに沿って配置された圧電素子15dと、を有している。
- [0024] 圧電素子15a～15dは、予め個別に設定された分極方向を具備し、本

体装置 3 から供給される駆動信号により印加される駆動電圧に応じてそれぞれ伸縮するように構成されている。

[0025] すなわち、アクチュエータ部 15 の圧電素子 15 a 及び 15 c は、本体装置 3 から供給される駆動信号に応じて振動することにより、照明用ファイバ 12 を X 軸方向に揺動させることが可能な X 軸用アクチュエータとして構成されている。また、アクチュエータ部 15 の圧電素子 15 b 及び 15 d は、本体装置 3 から供給される駆動信号に応じて振動することにより、照明用ファイバ 12 を Y 軸方向に揺動させることが可能な Y 軸用アクチュエータとして構成されている。

[0026] 挿入部 11 の内部には、後述の走査制御部 25 b の動作に用いられる電流値として予め取得された電流閾値 TH1 を格納するための不揮発性のメモリ 16 が設けられている。そして、メモリ 16 に格納された電流閾値 TH1 は、走査型内視鏡 2 のコネクタ部 61 と本体装置 3 のコネクタ受け部 62 とが接続され、かつ、本体装置 3 の電源がオンされた際に、本体装置 3 のコントローラ 25 により読み出される。

[0027] 本体装置 3 は、光源ユニット 21 と、ドライバユニット 22 と、検出ユニット 23 と、メモリ 24 と、コントローラ 25 と、を有して構成されている。

[0028] 光源ユニット 21 は、光源 31 a と、光源 31 b と、光源 31 c と、合波器 32 と、を有して構成されている。

[0029] 光源 31 a は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、赤色の波長帯域の光（以降、R 光とも称する）を合波器 32 へ出射するように構成されている。

[0030] 光源 31 b は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、緑色の波長帯域の光（以降、G 光とも称する）を合波器 32 へ出射するように構成されている。

[0031] 光源 31 c は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、青色の波長帯域の光（以降、B 光とも称する）を合波

器32へ出射するように構成されている。

[0032] 合波器32は、光源31aから発せられたR光と、光源31bから発せられたG光と、光源31cから発せられたB光と、を合波して照明用ファイバ12の光入射面に供給することができるように構成されている。

[0033] ドライバユニット22は、コントローラ25の制御に基づき、アクチュエータ部15のX軸用アクチュエータを駆動させるための駆動信号DAを生成して供給するように構成されている。また、ドライバユニット22は、コントローラ25の制御に基づき、アクチュエータ部15のY軸用アクチュエータを駆動させるための駆動信号DBを生成して供給するように構成されている。また、ドライバユニット22は、信号発生器33と、D/A変換器34a及び34bと、アンプ35a及び35bと、を有して構成されている。

[0034] 信号発生器33は、コントローラ25の制御に基づき、照明用ファイバ12の出射端部をX軸方向に揺動させるための第1の駆動制御信号として、例えば、下記数式(1)により示されるような波形を具備する信号を生成してD/A変換器34aに出力するように構成されている。なお、下記数式(1)において、 $X(t)$ は時刻 t における信号レベルを表し、 A_x は時刻 t に依存しない振幅値を表し、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi ft)$ の変調に用いられる所定の関数を表すものとする。

[0035] $X(t) = A_x \times G(t) \times \sin(2\pi ft) \dots (1)$

また、信号発生器33は、コントローラ25の制御に基づき、照明用ファイバ12の出射端部をY軸方向に揺動させるための第2の駆動制御信号として、例えば、下記数式(2)により示されるような波形を具備する信号を生成してD/A変換器34bに出力するように構成されている。なお、下記数式(2)において、 $Y(t)$ は時刻 t における信号レベルを表し、 A_y は時刻 t に依存しない振幅値を表し、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi ft + \phi)$ の変調に用いられる所定の関数を表し、 ϕ は位相を表すものとする。

[0036] $Y(t) = A_y \times G(t) \times \sin(2\pi ft + \phi) \dots (2)$

D/A変換器34aは、信号発生器33から出力されたデジタルの第1の

駆動制御信号をアナログの電圧信号である駆動信号D Aに変換してアンプ3 5 aへ出力するように構成されている。

[0037] D/A変換器3 4 bは、信号発生器3 3から出力されたデジタルの第2の駆動制御信号をアナログの電圧信号である駆動信号D Bに変換してアンプ3 5 bへ出力するように構成されている。

[0038] アンプ3 5 aは、D/A変換器3 4 aから出力される駆動信号D Aを増幅してアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 a及び1 5 cへ出力するように構成されている。

[0039] アンプ3 5 bは、D/A変換器3 4 bから出力される駆動信号D Bを増幅してアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 b及び1 5 dへ出力するように構成されている。

[0040] ここで、例えば、上記数式(1)及び(2)において、 $A_x = A_y$ かつ $\phi = \pi/2$ に設定された場合には、図3の破線で示すような信号波形を具備する駆動信号D Aに応じた駆動電圧がアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 a及び1 5 cに印加されるとともに、図3の一点鎖線で示すような信号波形を具備する駆動信号D Bに応じた駆動電圧がアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 b及び1 5 dに印加される。図3は、アクチュエータ部に供給される駆動信号の信号波形の一例を示す図である。

[0041] また、例えば、図3の破線で示すような信号波形を具備する駆動信号D Aに応じた駆動電圧がアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 a及び1 5 cに印加されるとともに、図3の一点鎖線で示すような信号波形を具備する駆動信号D Bに応じた駆動電圧がアクチュエータ部1 5の圧電素子1 5 b及び1 5 dに印加された場合には、照明用ファイバ1 2の出射端部が渦巻状に揺動され、このような揺動に応じて被写体の表面が図4及び図5に示すような渦巻状の走査経路で走査される。図4は、中心点Aから最外点Bに至る渦巻状の走査経路の一例を示す図である。図5は、最外点Bから中心点Aに至る渦巻状の走査経路の一例を示す図である。

[0042] 具体的には、まず、時刻T 1においては、被写体の表面における照明光の

照射位置の中心点Aに相当する位置に照明光が照射される。その後、駆動信号DA及びDBの信号レベル（電圧）が時刻T1から時刻T2にかけて増加するに伴い、被写体の表面における照明光の照射位置が中心点Aを起点として外側へ第1の渦巻状の走査経路を描くように変位し、さらに、時刻T2に達すると、被写体の表面における照明光の照射位置の最外点Bに照明光が照射される。そして、駆動信号DA及びDBの信号レベル（電圧）が時刻T2から時刻T3にかけて減少するに伴い、被写体の表面における照明光の照射位置が最外点Bを起点として内側へ第2の渦巻状の走査経路を描くように変位し、さらに、時刻T3に達すると、被写体の表面における中心点Aに照明光が照射される。

[0043] すなわち、アクチュエータ部15は、ドライバユニット22から供給される駆動信号DA及びDBに基づいて照明用ファイバ12の出射端部を揺動することにより、当該出射端部を経て被写体へ出射される照明光の照射位置を図4及び図5に示す渦巻状の走査経路に沿って変位させることが可能な構成を具備している。また、ドライバユニット22からアクチュエータ部15に供給される駆動信号DA及びDBの信号レベルは、時刻T2または時刻T2の近辺において最大となる。

[0044] 検出ユニット23は、走査型内視鏡2の受光用ファイバ13により受光された戻り光を検出し、当該検出した戻り光の強度に応じた光検出信号を生成して出力するように構成されている。具体的には、検出ユニット23は、光検出器37と、A/D変換器38と、を有して構成されている。

[0045] 光検出器37は、例えば、アバランシェフォトダイオード等を具備し、受光用ファイバ13の光出射面から出射される光（戻り光）を検出し、当該検出した光の強度に応じたアナログの光検出信号を生成してA/D変換器38へ順次出力するように構成されている。

[0046] A/D変換器38は、光検出器37から出力されたアナログの光検出信号をデジタルの光検出信号に変換してコントローラ25へ順次出力するように構成されている。

- [0047] メモリ 24 には、本体装置 3 の制御の際に用いられる制御情報として、例えば、図 3 の信号波形を特定するための信号レベル、周波数及び位相差等のパラメータを含む情報が格納されている。
- [0048] コントローラ 25 は、例えば、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路により構成されている。また、コントローラ 25 は、図示しない信号線等を介してコネクタ受け部 62 におけるコネクタ部 61 の接続状態を検出することにより、挿入部 11 が本体装置 3 に電氣的に接続されているか否かを検出することができるように構成されている。また、コントローラ 25 は、光源制御部 25a と、走査制御部 25b と、電流計測部 25c と、画像生成部 25d と、を有して構成されている。
- [0049] 光源制御部 25a は、メモリ 24 から読み込んだ制御情報に基づき、例えば、R 光、G 光及び B 光をこの順番で繰り返し出射させるための制御を光源ユニット 21 に対して行うように構成されている。
- [0050] 走査制御部 25b は、メモリ 24 から読み込んだ制御情報に基づき、例えば、図 3 に示すような信号波形を具備する駆動信号を生成させるための制御等をドライバユニット 22 に対して行うように構成されている。
- [0051] 走査制御部 25b は、例えば、走査型内視鏡 2 のコネクタ部 61 と本体装置 3 のコネクタ受け部 62 とが接続され、かつ、本体装置 3 の電源がオンされた際に、メモリ 16 に格納された電流閾値 TH1 を読み込むように構成されている。また、走査制御部 25b は、電流計測部 25c により計測された電流値に基づき、メモリ 16 から読み込んだ電流閾値 TH1 よりも大きな電流値である電流閾値 TH2 を取得するための処理（後述）を行うように構成されている。
- [0052] 走査制御部 25b は、例えば、電流計測部 25c の計測結果として出力される電流計測値が漸次増加して電流閾値 TH1 に達したことを検出した際に、ドライバユニット 22 からアクチュエータ部 15 へ供給される駆動信号 DA 及び DB をそれぞれ増幅させるための動作を行うとともに、当該電流計測

値の検出用の閾値を電流閾値 T H 1 から電流閾値 T H 2 へ切り替えるように構成されている。

[0053] 走査制御部 2 5 b は、例えば、電流計測部 2 5 c の計測結果として出力される電流計測値が漸次減少して電流閾値 T H 2 に達したことを検出した際に、ドライバユニット 2 2 からアクチュエータ部 1 5 へ供給される駆動信号 D A 及び D B をそれぞれ減衰させるための動作を行うとともに、当該電流計測値の検出用の閾値を電流閾値 T H 2 から電流閾値 T H 1 へ切り替えるように構成されている。

[0054] 電流計測部 2 5 c は、ドライバユニット 2 2 のアンプ 3 5 a からアクチュエータ部 1 5 の圧電素子 1 5 a 及び 1 5 c に供給される駆動信号 D A の電流値を電流計測値 M V A として計測するとともに、当該計測した電流計測値 M V A を走査制御部 2 5 b へ出力するように構成されている。また、電流計測部 2 5 c は、ドライバユニット 2 2 のアンプ 3 5 b からアクチュエータ部 1 5 の圧電素子 1 5 b 及び 1 5 d に供給される駆動信号 D B の電流値を電流計測値 M V B として計測するとともに、当該計測した電流計測値 M V B を走査制御部 2 5 b へ出力するように構成されている。

[0055] 画像生成部 2 5 d は、例えば、メモリ 2 4 から読み込んだ制御情報に含まれる所定のマッピングテーブルに基づき、時刻 T 1 から T 2 までの期間内に検出ユニット 2 3 から順次出力される光検出信号を画素情報に変換してラスタ状にマッピングすることにより 1 フレーム分の観察画像を生成し、当該生成した 1 フレーム分の観察画像を表示装置 4 へ出力する処理を行うように構成されている。

[0056] なお、前述の所定のマッピングテーブルは、例えば、検出ユニット 2 3 から順次出力される光検出信号の出力タイミングと、当該光検出信号を変換して得られる画素情報の適用先となる画素位置と、の間の対応関係を示すものとして作成されているものとする。また、本実施例の画像生成部 2 5 d は、例えば、前述の所定のマッピングテーブルとは異なるものとして作成された他のマッピングテーブルをメモリ 2 4 から読み込み、さらに、当該読み込ん

だ他のマッピングテーブルに基づき、時刻 T 2 から T 3 までの期間内に検出ユニット 2 3 から順次出力される光検出信号を画素情報に変換してラスタ状にマッピングすることにより 1 フレーム分の観察画像を生成し、当該生成した 1 フレーム分の観察画像を表示装置 4 へ出力するようにしてもよい。

[0057] 表示装置 4 は、例えば、モニタ等を具備し、本体装置 3 から出力される観察画像を表示することができるように構成されている。

[0058] 入力装置 5 は、例えば、キーボードまたはタッチパネル等を具備して構成されている。なお、入力装置 5 は、本体装置 3 とは別体の装置として構成されていてもよく、または、本体装置 3 と一体化したインターフェースとして構成されていてもよい。

[0059] 続いて、以上に述べたような構成を具備する走査型内視鏡システム 1 の動作等について説明する。なお、以降においては、簡単のため、電流計測部 2 5 c により計測される電流計測値 M V A 及び M V B が相互に同一の電流計測値 M V K であるとともに、当該電流計測値 M V K の検出用の閾値として電流閾値 T H 1 及び T H 2 が用いられる場合を例に挙げて説明する。

[0060] まず、走査型内視鏡 2 の製造時にメモリ 1 6 に格納された電流閾値 T H 2 が術者等のユーザによる走査型内視鏡 2 の使用時に読み込まれる場合の動作について説明する。

[0061] 工場作業者は、例えば、走査型内視鏡 2 の製造時に、アクチュエータ部 1 5 の温度が温度 T E 1 になるような環境下に走査型内視鏡 2 を配置した状態において、走査型内視鏡システム 1 の各部を接続して電源をオンする。なお、温度 T E 1 は、例えば、摂氏 2 5 度のような、常温の範囲内に属する温度であるものとする。

[0062] その後、工場作業者は、例えば、入力装置 5 の走査開始スイッチ（不図示）を操作することにより、走査型内視鏡 2 による走査を開始させるための指示をコントローラ 2 5 に対して行う。

[0063] 走査制御部 2 5 b は、入力装置 5 の走査開始スイッチが操作されたこと、及び、メモリ 1 6 から読み込むべき電流閾値 T H 2 が存在しないことをそれ

ぞれ検出した際に、メモリ 16 から電流閾値 TH1 を読み込むとともに、上記数式 (1) の振幅値 Ax を Ax1 に設定した駆動信号 DA と、上記数式 (2) の振幅値 Ay を Ay1 に設定した駆動信号 DB と、をそれぞれ生成させるための制御を信号発生器 33 に対して行う。なお、振幅値 Ax1 及び Ay1 は、アクチュエータ部 15 の温度が温度 TE1 である場合の振幅値として予め設定されている値であり、例えば、メモリ 24 に格納された制御情報に含まれているものとする。

[0064] 一方、工場作業者は、走査型内視鏡 2 による走査が開始されたことを確認した後、アクチュエータ部 15 の温度が温度 TE1 よりも高い温度 TE2 になるように、走査型内視鏡 2 の挿入部 11 の周辺の温度を漸次上昇させる。なお、温度 TE2 は、例えば、摂氏 30 度のような、走査型内視鏡 2 の挿入部 11 を被検者の体腔内に挿入した際に計測され得るアクチュエータ部 15 の温度であるものとする。

[0065] 走査制御部 25b は、電流閾値 TH1 を参照しつつ、振幅値 Ax1 の駆動信号 DA 及び振幅値 Ay1 の駆動信号 DB の供給に応じて電流計測部 25c から出力される電流計測値 MVK をモニタリングする。

[0066] ここで、出願人の実験結果によれば、アクチュエータ部 15 の X 軸用アクチュエータまたは Y 軸用アクチュエータのいずれか一方のアクチュエータの温度 TE と、当該一方のアクチュエータに駆動信号を供給する際に流れる電流値 I と、の間において、下記数式 (3) の一次関数として示すような線形関係が成立することが確認されている。なお、下記数式 (3) の P 及び Q はそれぞれ定数であるものとする。

[0067] $TE = P \times I + Q \quad \dots (3)$

すなわち、上記数式 (3) により示される関係によれば、電流計測部 25c から出力される電流計測値 MVK は、アクチュエータ部 15 の温度変化に応じて線形に変化する。そのため、走査制御部 25b は、電流計測部 25c から出力される電流計測値 MVK の変化をモニタリングすることにより、アクチュエータ部 15 の温度変化を擬似的に検出することができる。

[0068] また、電流閾値 T_{H1} は、温度 T_{E2} に相当する T_E の値として、例えば、 $T_E = 30$ (°C) を上記数式 (3) に代入して演算を行うことにより得られる電流値 I に相当する。換言すると、電流閾値 T_{H1} は、振幅値 $A \times 1$ の駆動信号 D_A 及び振幅値 $A_y 1$ の駆動信号 D_B が供給されているアクチュエータ部 15 の温度が温度 T_{E2} に達したタイミングにおいて電流計測値 MVK として計測される電流値である。

[0069] 走査制御部 25 b は、電流計測値 MVK が漸次増加して電流閾値 T_{H1} に達したことを検出した際に、駆動信号 D_A の振幅値を $A \times 1$ よりも大きな $A \times 2$ に切り替え、かつ、駆動信号 D_B の振幅値を $A_y 1$ よりも大きな $A_y 2$ に切り替えるための制御を信号発生器 33 に対して行うことにより、アクチュエータ部 15 へ供給される駆動信号 D_A 及び D_B をそれぞれ増幅させる。なお、振幅値 $A \times 2$ 及び $A_y 2$ は、アクチュエータ部 15 の温度が温度 T_{E2} である場合の振幅値として予め設定されている値であり、例えば、メモリ 24 に格納された制御情報に含まれているものとする。具体的には、振幅値 $A \times 2$ 及び $A_y 2$ は、例えば、アクチュエータ部 15 の温度が温度 T_{E2} である場合においても、アクチュエータ部 15 の温度が T_{E1} である場合の画角である場合の画角と同じ画角で被写体の走査を行うことが可能な値として予め設定されている。

[0070] 走査制御部 25 b は、駆動信号 D_A の振幅値を $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替え、かつ、駆動信号 D_B の振幅値を $A_y 1$ から $A_y 2$ に切り替えた直後のタイミングにおいて電流計測部 25 c から出力される電流計測値 MVK を電流閾値 T_{H2} として取得し、当該取得した電流閾値 T_{H2} をメモリ 16 に格納させた後、電流閾値 T_{H2} の取得に係る処理が完了した旨を工場作業者に報知するための文字列等を表示装置 4 に表示させるための制御を画像生成部 25 d に対して行う。すなわち、電流閾値 T_{H2} は、駆動信号 D_A の振幅値が $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替えられ、かつ、駆動信号 D_B の振幅値が $A_y 1$ から $A_y 2$ に切り替えられた直後のタイミングにおいて電流計測値 MVK として計測される電流値である。なお、走査制御部 25 b は、前述のように取得

した電流閾値 TH_2 を、メモリ 16 のみに格納するものに限らず、例えば、メモリ 24 のみに格納してもよく、または、メモリ 16 及びメモリ 24 の両方に格納してもよい。

[0071] 一方、ユーザは、被検者の体腔内の観察を行う前に、走査型内視鏡システム 1 の各部を接続して電源をオンした後、入力装置 5 の走査開始スイッチを操作することにより、走査型内視鏡 2 による走査を開始させるための指示をコントローラ 25 に対して行う。すなわち、走査型内視鏡 2 の挿入部 11 が被検者の体腔内に挿入される前においては、アクチュエータ部 15 の温度が TE_1 と略同じ温度になっている。

[0072] 走査制御部 25 b は、走査型内視鏡 2 のコネクタ部 61 と本体装置 3 のコネクタ受け部 62 とが接続され、かつ、本体装置 3 の電源がオンされた際に、メモリ 24 に予め格納された制御情報と、メモリ 16 に予め格納された電流閾値 TH_1 及び TH_2 と、をそれぞれ読み込む。また、走査制御部 25 b は、入力装置 5 の走査開始スイッチが操作されたことを検出した際に、メモリ 24 から読み込んだ制御情報に基づき、振幅値 $A \times 1$ の駆動信号 DA と、振幅値 $A_y 1$ の駆動信号 DB と、をそれぞれ生成させるための制御を信号発生器 33 に対して行う。

[0073] ユーザは、走査型内視鏡 2 による走査が開始されたことを確認した後、挿入部 11 を被検者の体腔内に挿入するための操作を行う。そして、このようなユーザの操作に応じ、走査型内視鏡 2 の挿入部 11 の周辺の温度が漸次上昇するとともに、電流計測部 25 c から出力される電流計測値 MVK の大きさが漸次増加してゆく。また、被検者の体腔内に存在する所望の被写体の観察中において、例えば、送水等により走査型内視鏡 2 の挿入部 11 の周辺の温度が変化するに伴い、電流計測部 25 c から出力される電流計測値 MVK の大きさが変化する。

[0074] 走査制御部 25 b は、入力装置 5 の走査開始スイッチが操作されたことを検出した後、メモリ 16 から読み込んだ電流閾値 TH_1 を参照しつつ、振幅値 $A \times 1$ の駆動信号 DA 及び振幅値 $A_y 1$ の駆動信号 DB の供給に応じて電

流計測部 25c から出力される電流計測値 MVK をモニタリングする。

[0075] そして、走査制御部 25b は、電流計測値 MVK が漸次増加して電流閾値 TH1 に達したことを検出した際に、駆動信号 DA の振幅値を $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替え、かつ、駆動信号 DB の振幅値を $A y 1$ から $A y 2$ に切り替えるための制御を信号発生器 33 に対して行うことにより駆動信号 DA 及び DB をそれぞれ増幅させるとともに、電流計測値 MVK の検出用の閾値を電流閾値 TH1 から電流閾値 TH2 へ切り替えるための動作を行う。

[0076] また、走査制御部 25b は、電流計測値 MVK が漸次減少して電流閾値 TH2 に達したことを検出した際に、駆動信号 DA の振幅値を $A \times 2$ から $A \times 1$ に切り替え、かつ、駆動信号 DB の振幅値を $A y 2$ から $A y 1$ に切り替えるための制御を信号発生器 33 に対して行うことにより駆動信号 DA 及び DB をそれぞれ減衰させるとともに、電流計測値 MVK の検出閾値を電流閾値 TH2 から電流閾値 TH1 へ切り替えるための動作を行う。

[0077] ここで、出願人の実験結果によれば、駆動信号 DA の振幅値 $A \times$ または駆動信号 DB の振幅値 $A y$ のいずれか一方の振幅値に相当する振幅値 AM と、当該一方の振幅値の駆動信号をアクチュエータ部 15 に供給する際に流れる電流値 I と、の間において、下記数式 (4) の一次関数として示すような線形関係が成立することが確認されている。なお、下記数式 (4) の α 及び β はそれぞれ定数であるものとする。

$$[0078] \quad AM = \alpha \times I + \beta \quad \dots (4)$$

すなわち、上記数式 (4) に示した関係によれば、例えば、駆動信号 DA の振幅値 $A \times$ を $A \times 1$ から $A \times 2$ に離散的に変化させた際の変化量、または、駆動信号 DB の振幅値 $A y$ を $A y 1$ から $A y 2$ に離散的に変化させた際の変化量に応じ、電流計測部 25c から出力される電流計測値 MVK が急峻に変化し得る。

[0079] 但し、電流閾値 TH1 は、振幅値 $A \times$ 及び $A y$ が一定値に保たれる前提で上記数式 (3) を用いて設定される値である。そのため、電流閾値 TH1 は、アクチュエータ部 15 の温度が温度 TE2 に達するまでの電流計測値 MV

Kの検出用の閾値として用いることができる一方で、前述のような駆動信号の振幅値の離散的な変化に伴って急峻に変化した後の電流計測値MVKの検出用の閾値としては用いることができない。従って、例えば、図6に示すように、電流閾値TH1のみを電流計測値MVKの検出用の閾値として用いた場合には、アクチュエータ部15の温度が漸次上昇して温度TE2に達したタイミングにおいて駆動信号を増幅させるための動作が行われる反面、アクチュエータ部15の温度が漸次低下して温度TE2よりも低い温度である温度TEXに達するまでは駆動信号を減衰させるための動作が行われないような状況が発生する。図6は、電流閾値TH1のみを電流計測値の検出用の閾値として用いた場合の動作を説明するための図である。

[0080] これに対し、本実施例によれば、図7に示すように、前述のような駆動信号の振幅値の離散的な変化に伴う電流計測値MVKの急峻な変化が発生したタイミング、すなわち、温度TE2に達したタイミングにおいて電流計測値MVKの検出用の閾値を電流閾値TH1及びTH2のうち的一方の閾値から他方の閾値に切り替えることにより、例えば、アクチュエータ部15の温度が漸次上昇して温度TE2に達したタイミングにおいて駆動信号を増幅させるための動作が行われるようにしているとともに、アクチュエータ部15の温度が漸次低下して温度TE2に達したタイミングにおいて駆動信号を減衰させるための動作が行われるようにしている。図7は、電流閾値TH1及びTH2を電流計測値の検出用の閾値として用いた場合の動作を説明するための図である。

[0081] なお、本実施例の走査制御部25bは、例えば、所定の複数のフレーム分の観察画像が画像生成部25dにおいて生成される期間等により規定される一定期間内に電流計測部25cから出力される各電流計測値の平均値を算出し、当該算出した平均値の検出用の閾値として電流閾値TH1及びTH2を用いるようにしてもよい。具体的には、本実施例の走査制御部25bは、例えば、電流計測部25cから一定期間内に出力される各電流計測値の平均値が漸次増加して電流閾値TH1に達したことを検出した際に、駆動信号DA

の振幅値を $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替え、かつ、駆動信号 DB の振幅値を Ay_1 から Ay_2 に切り替えるための制御を行うとともに、電流計測値 MVK の検出用の閾値を電流閾値 TH_1 から電流閾値 TH_2 へ切り替えるための動作を行うようにしてもよい。また、本実施例の走査制御部 $25b$ は、例えば、電流計測部 $25c$ から一定期間内に出力される各電流計測値の平均値が漸次減少して電流閾値 TH_2 に達したことを検出した際に、駆動信号 DA の振幅値を $A \times 2$ から $A \times 1$ に切り替え、かつ、駆動信号 DB の振幅値を Ay_2 から Ay_1 に切り替えるための制御を行うとともに、電流計測値 MVK の検出用の閾値を電流閾値 TH_2 から電流閾値 TH_1 へ切り替えるための動作を行うようにしてもよい。そして、このような走査制御部 $25b$ の動作によれば、例えば、電流閾値 TH_1 または TH_2 付近で変化する電流計測値 MVK が電流計測部 $25c$ から出力されることに起因し、駆動信号の振幅値が頻繁に切り替わるような状況の発生を極力防止することができる。

[0082] また、本実施例の走査制御部 $25b$ は、電流計測値 MVK が電流閾値 TH_1 及び TH_2 のうちの一方の電流閾値 TH_X に達した際に、アクチュエータ部 15 に供給される駆動信号の振幅値を瞬時に切り替えるものに限らず、例えば、 10 秒程度に設定された所定の期間 PT における電流計測値 MVK の変化を無視しつつ、当該所定の期間 PT を費やしてアクチュエータ部 15 に供給される駆動信号の振幅値を漸次変化させるようにしてもよい。なお、このような動作を行う場合においては、例えば、所定の期間 PT が経過した直後の電流計測値 MVK が電流閾値 TH_1 及び TH_2 のうちの他方の電流閾値 TH_Y に達していなかった場合に、アクチュエータ部 15 に供給される駆動信号の振幅値を漸次変化させることにより、電流計測値 MVK が電流閾値 TH_X に達した際の駆動信号の振幅値に戻すような動作を併せて行うようにすればよい。そして、前述のような走査制御部 $25b$ の動作によれば、例えば、アクチュエータ部 15 に供給される駆動信号の振幅値の切り替えに伴って表示装置 4 に表示される観察画像の表示状態が変化する際に生じる視覚的な違和感を軽減することができる。

- [0083] また、本実施例の走査制御部 25 b は、アクチュエータ部 15 の温度が漸次上昇して温度 T E 2 に達した直後に電流計測部 25 c から出力される電流計測値 M V K をそのまま電流閾値 T H 2 として取得するものに限らず、例えば、上記数式 (3) 及び当該電流計測値 M V K を用いた演算を行うことにより、温度 T E 2 よりも 2 ~ 3 °C 程度低い所定の温度 T E 3 に相当する電流値を算出し、当該算出した電流値を電流閾値 T H 2 として取得するようにしてもよい。そして、このような走査制御部 25 b の動作によれば、例えば、電流閾値 T H 1 または T H 2 付近で変化する電流計測値 M V K が電流計測部 25 c から出力されることに起因し、駆動信号の振幅値が頻繁に切り替わるような状況の発生を極力防止することができる。
- [0084] 一方、本実施例によれば、走査型内視鏡 2 の製造時に取得した電流閾値 T H 2 が電流計測値 M V K の検出用の閾値として用いられるものに限らず、例えば、ユーザによる走査型内視鏡 2 の使用時に取得した電流閾値 T H 2 が電流計測値 M V K の検出用の閾値として用いられるようにしてもよい。このような場合における具体的な動作について、以下に説明する。なお、以降においては、簡単のため、既述の構成等に関する具体的な説明を適宜省略するものとする。
- [0085] ユーザは、被検者の体腔内の観察を行う前に、走査型内視鏡システム 1 の各部を接続して電源をオンした後、入力装置 5 の走査開始スイッチを操作することにより、走査型内視鏡 2 による走査を開始させるための指示をコントローラ 25 に対して行う。
- [0086] 走査制御部 25 b は、走査型内視鏡 2 のコネクタ部 6 1 と本体装置 3 のコネクタ受け部 6 2 とが接続され、かつ、本体装置 3 の電源がオンされた際に、メモリ 24 に予め格納された制御情報と、メモリ 16 に予め格納された電流閾値 T H 1 と、をそれぞれ読み込む。また、走査制御部 25 b は、入力装置 5 の走査開始スイッチが操作されたことを検出した際に、メモリ 24 から読み込んだ制御情報に基づき、振幅値 $A \times 1$ の駆動信号 D A と、振幅値 $A y 1$ の駆動信号 D B と、をそれぞれ生成させるための制御を信号発生器 33 に

対して行う。

- [0087] ユーザは、走査型内視鏡 2 による走査が開始されたことを確認した後、挿入部 1 1 を被検者の体腔内に挿入するとともに、当該体腔内に存在する所望の被写体の観察を行う。そして、このようなユーザの操作に応じ、走査型内視鏡 2 の挿入部 1 1 の周辺の温度が変化するとともに、電流計測部 2 5 c から出力される電流計測値 M V K の大きさが変化する。
- [0088] 走査制御部 2 5 b は、入力装置 5 の走査開始スイッチが操作されたことを検出した後、メモリ 1 6 から読み込んだ電流閾値 T H 1 を参照しつつ、振幅値 $A \times 1$ の駆動信号 D A 及び振幅値 $A y 1$ の駆動信号 D B の供給に応じて電流計測部 2 5 c から出力される電流計測値 M V K をモニタリングする。
- [0089] 走査制御部 2 5 b は、電流計測値 M V K が漸次増加して電流閾値 T H 1 に達したことを検出した際に、駆動信号 D A の振幅値を $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替え、かつ、駆動信号 D B の振幅値を $A y 1$ から $A y 2$ に切り替えるための制御を信号発生器 3 3 に対して行うことにより、アクチュエータ部 1 5 へ供給される駆動信号 D A 及び D B をそれぞれ増幅させる。
- [0090] 走査制御部 2 5 b は、本体装置 3 の電源がオンされてから最初に駆動信号 D A の振幅値を $A \times 1$ から $A \times 2$ に切り替え、かつ、本体装置 3 の電源がオンされてから最初に駆動信号 D B の振幅値を $A y 1$ から $A y 2$ に切り替えた直後のタイミングにおいて電流計測部 2 5 c から出力される電流計測値 M V K を電流閾値 T H 2 として取得する。
- [0091] そして、走査制御部 2 5 b は、例えば、本体装置 3 の電源がオンされている期間中において、電流計測部 2 5 c から出力される電流計測値 M V K に応じ、アクチュエータ部 1 5 へ供給される駆動信号 D A 及び D B の振幅値を切り替えるとともに、電流計測値 M V K の検出用の閾値を電流閾値 T H 1 または T H 2 に切り替える。
- [0092] 一方、ユーザは、走査型内視鏡 2 による体腔内の所望の被写体の観察を完了した後、挿入部 1 1 を被検者の体腔内から抜去するための操作を行うとともに、本体装置 3 の電源をオンからオフに切り替えるための操作を行う。

- [0093] 走査制御部 25b は、本体装置 3 の電源がオフされた際に、本体装置 3 の電源がオンされている期間中に電流計測値 MVK の検出用の閾値として用いていた電流閾値 TH2 を破棄するための処理を行う。
- [0094] すなわち、以上に述べたような走査制御部 25b の動作によれば、走査型内視鏡 2 による体腔内の所望の被写体の観察が行われる毎に新たな電流閾値 TH2 が取得される。そのため、以上に述べたような走査制御部 25b の動作によれば、例えば、走査型内視鏡 2 の使用回数に応じてアクチュエータ部 15 の特性が経時変化するような場合であっても、アクチュエータ部 15 の現在の状態に応じた適切な電流閾値 TH2 を取得することができる。
- [0095] 以上に述べたように、本実施例によれば、アクチュエータ部 15 に供給される駆動信号の振幅値をアクチュエータ部 15 の温度変化に応じて離散的に変化させるとともに、当該振幅値を変化させたタイミングにおいて電流計測値 MVK の検出用の閾値として用いられる電流閾値 TH1 及び TH2 を切り替えるようにしている。そのため、本実施例によれば、走査型内視鏡の使用環境の温度変化に伴う画質の低下の発生を極力抑制することができる。
- [0096] なお、本実施例においては、例えば、電流計測部 25c から出力される電流計測値が所定値以下になった場合に、照明用ファイバ 12 の揺動状態に係る不具合が発生している旨をユーザに報知するための動作が行われるようにしてもよい。
- [0097] 本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。
- [0098] 本出願は、2015年7月7日に日本国に出願された特願2015-136385号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

請求の範囲

- [請求項1] 光源部から供給される照明光を導光して端部から出射する光ファイバと、
- 前記光ファイバの端部を揺動することにより、前記光ファイバを経て出射される前記照明光の照射位置を変位させるように構成されたアクチュエータ部と、
- 前記アクチュエータ部を駆動させるための駆動信号を生成して供給するように構成された駆動信号生成部と、
- 前記駆動信号生成部から前記アクチュエータ部へ供給される前記駆動信号の電流値を電流計測値として計測するように構成された電流計測部と、
- 前記電流計測値が漸次変化して第1の閾値に達したことを検出した際に、前記駆動信号の振幅値を第1の振幅値から前記第1の振幅値とは異なる第2の振幅値に切り替えるための制御を前記駆動信号生成部に対して行うとともに、前記電流計測値の検出用の閾値を前記第1の閾値から前記第1の閾値とは異なる第2の閾値に切り替えるように構成された制御部と、
- を有することを特徴とする走査型内視鏡システム。
- [請求項2] 前記制御部は、前記電流計測値が漸次増加して前記第1の閾値に達したことを検出した際に、前記駆動信号の振幅値を前記第1の振幅値から前記第1の振幅値よりも大きな前記第2の振幅値に切り替えるための制御を前記駆動信号生成部に対して行うとともに、前記電流計測値の検出用の閾値を前記第1の閾値から前記第1の閾値よりも大きな前記第2の閾値に切り替える
- ことを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡システム。
- [請求項3] 前記制御部は、さらに、前記電流計測値が漸次減少して前記第2の閾値に達したことを検出した際に、前記駆動信号の振幅値を前記第2の振幅値から前記第1の振幅値に切り替えるための制御を前記駆動信

号生成部に対して行うとともに、前記電流計測値の検出用の閾値を前記第2の閾値から前記第1の閾値に切り替える

ことを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡システム。

[請求項4] 前記第1の閾値は、前記第1の振幅値の前記駆動信号が供給されている前記アクチュエータ部の温度が所定の温度に達したタイミングにおいて前記電流計測値として計測される電流値である

ことを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡システム。

[請求項5] 前記第2の閾値は、前記駆動信号の振幅値が前記第1の振幅値から前記第2の振幅値に切り替えられた直後のタイミングにおいて前記電流計測値として計測される電流値である ことを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡システム。

[請求項6] 前記第2の閾値は、前記制御部、前記駆動信号生成部及び前記電流計測部を有する本体装置の電源がオンされている最中に取得されるとともに、前記光ファイバ及び前記アクチュエータ部を有する走査型内視鏡に設けられたメモリに格納される

ことを特徴とする請求項5に記載の走査型内視鏡システム。

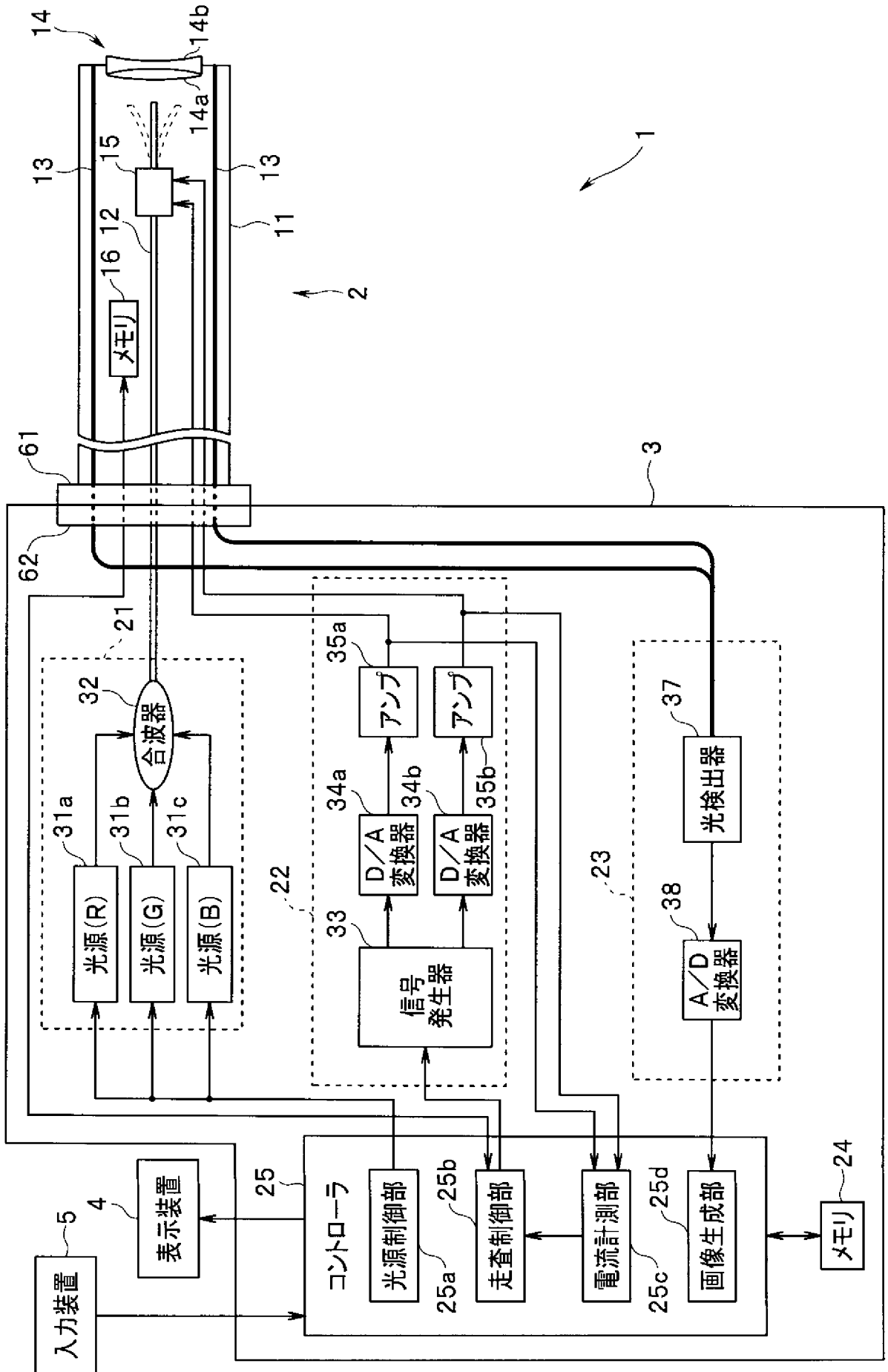
[請求項7] 前記第2の閾値は、前記制御部、前記駆動信号生成部及び前記電流計測部を有する本体装置の電源がオンされている最中に取得されるとともに、前記本体装置の電源がオフされた際に破棄される

ことを特徴とする請求項5に記載の走査型内視鏡システム。

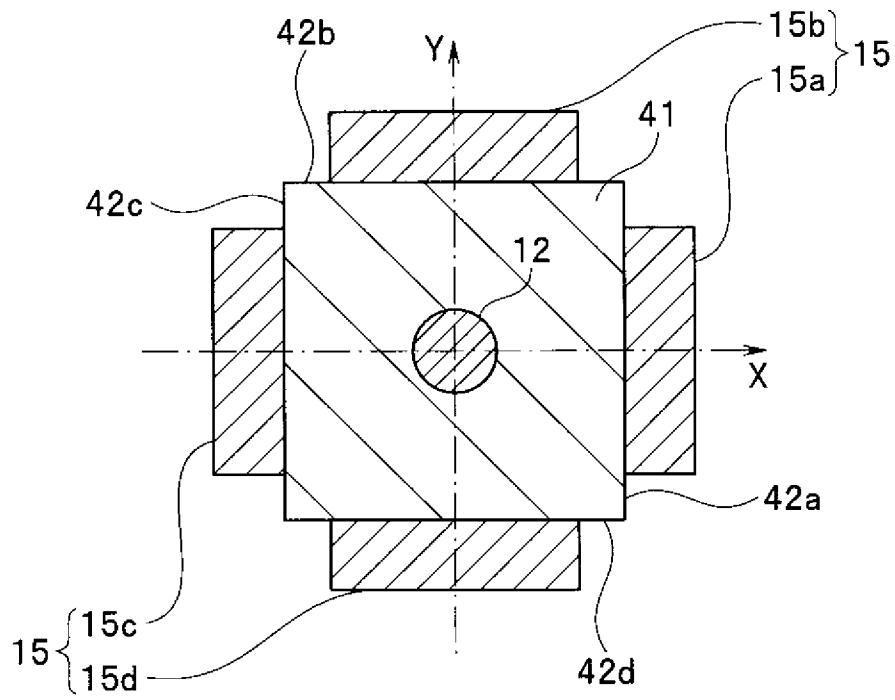
[請求項8] 前記制御部は、前記電流計測部により一定期間内に計測された各電流計測値の平均値が漸次変化して前記第1の閾値に達したことを検出した際に、前記駆動信号の振幅値を前記第1の振幅値から前記第2の振幅値に切り替えるための制御を前記駆動信号生成部に対して行うとともに、前記電流計測値の検出用の閾値を前記第1の閾値から前記第2の閾値に切り替える

ことを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡システム。

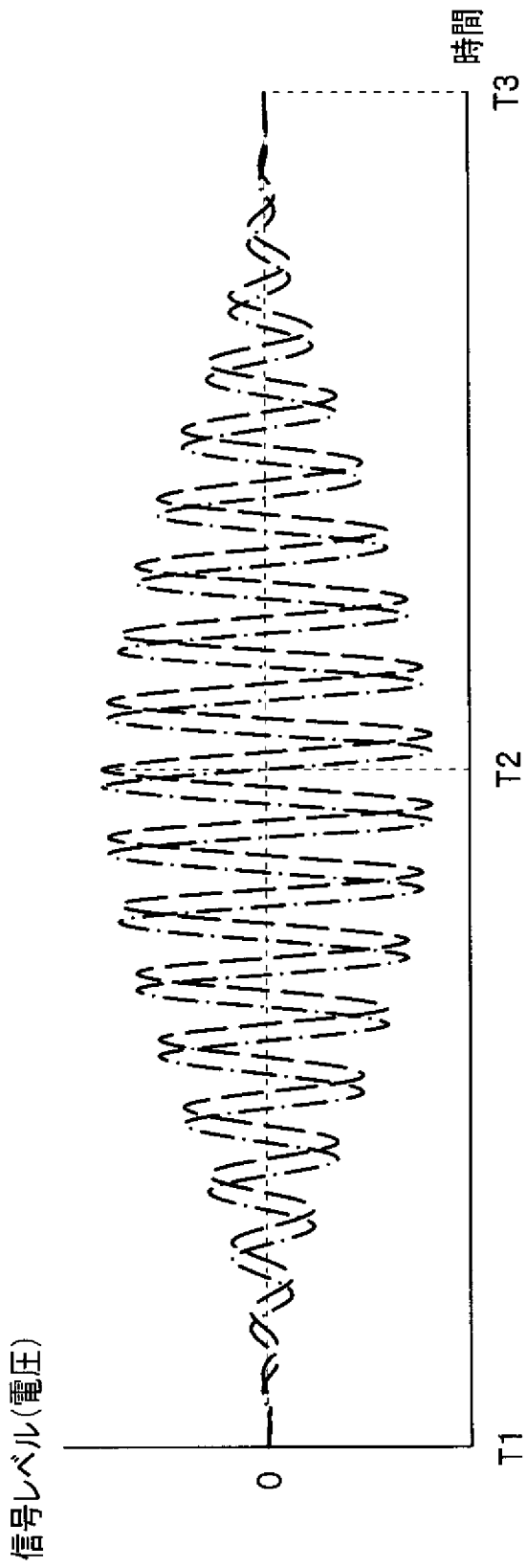
[図1]



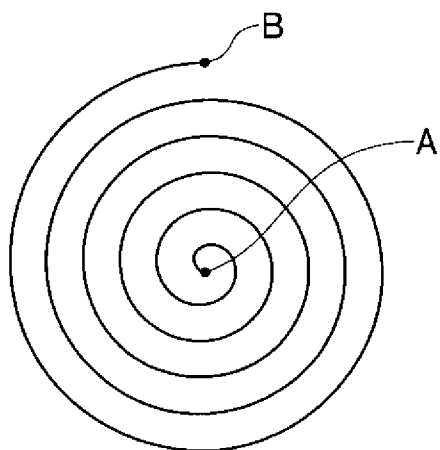
[図2]



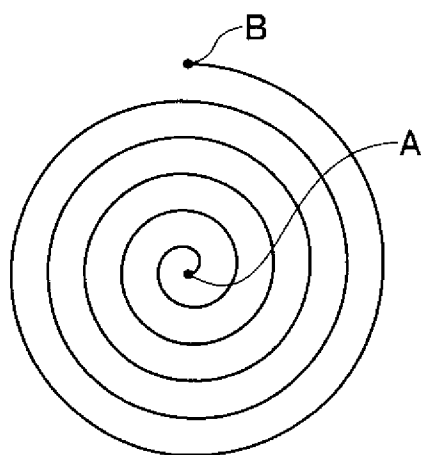
[図3]



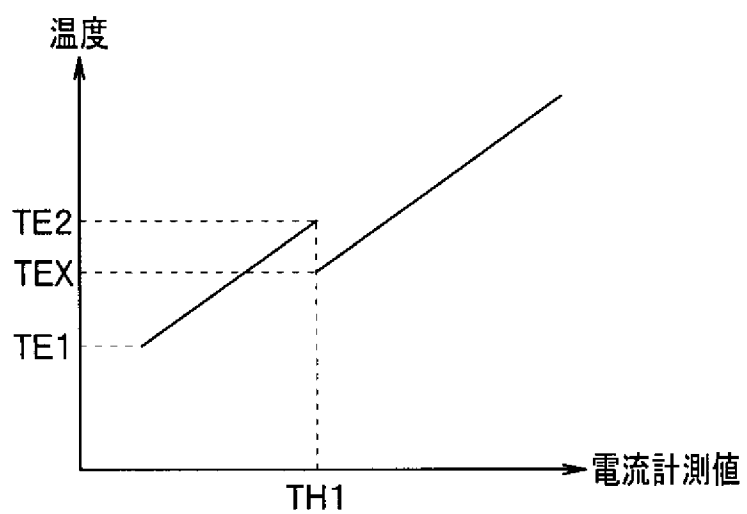
[図4]



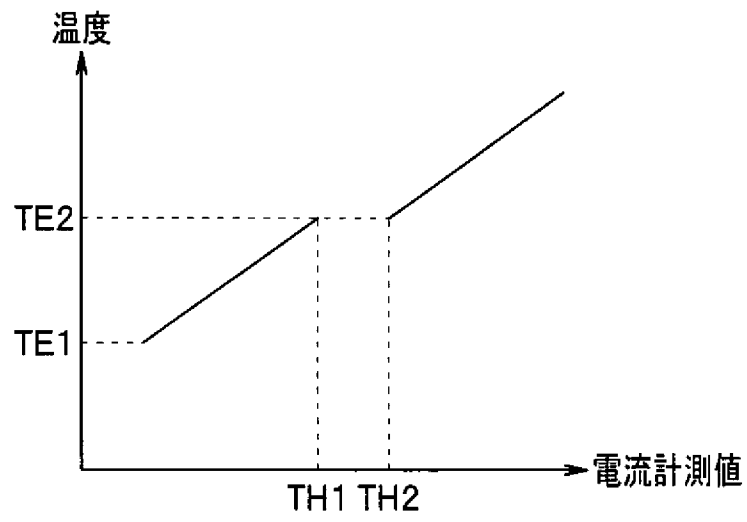
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/060447

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, G02B26/10(2006.01)i</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>											
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G02B26/10</p> <p>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</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>											
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">Category*</th> <th style="width:70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width:20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td align="center">A</td> <td>JP 2010-501246 A (University of Washington), 21 January 2010 (21.01.2010), entire text; all pages & WO 2008/024101 A1 whole documents & EP 2059838 A1</td> <td align="center">1-8</td> </tr> <tr> <td align="center">A</td> <td>JP 2014-145942 A (Olympus Corp.), 14 August 2014 (14.08.2014), entire text; all pages & US 2015/0338646 A1 whole documents & WO 2014/119288 A1 & EP 2952947 A1 & CN 104981724 A</td> <td align="center">1-8</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 2010-501246 A (University of Washington), 21 January 2010 (21.01.2010), entire text; all pages & WO 2008/024101 A1 whole documents & EP 2059838 A1	1-8	A	JP 2014-145942 A (Olympus Corp.), 14 August 2014 (14.08.2014), entire text; all pages & US 2015/0338646 A1 whole documents & WO 2014/119288 A1 & EP 2952947 A1 & CN 104981724 A	1-8
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	JP 2010-501246 A (University of Washington), 21 January 2010 (21.01.2010), entire text; all pages & WO 2008/024101 A1 whole documents & EP 2059838 A1	1-8									
A	JP 2014-145942 A (Olympus Corp.), 14 August 2014 (14.08.2014), entire text; all pages & US 2015/0338646 A1 whole documents & WO 2014/119288 A1 & EP 2952947 A1 & CN 104981724 A	1-8									
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>											
<p>* Special categories of cited documents:</p> <table style="width:100%;"> <tr> <td style="width:50%;"> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </td> <td style="width:50%;"> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p> </td> </tr> </table>			<p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>							
<p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>										
<p>Date of the actual completion of the international search 07 June 2016 (07.06.16)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 21 June 2016 (21.06.16)</p>									
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan</p>		<p>Authorized officer</p> <p>Telephone No.</p>									

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, G02B26/10(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（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G02B26/10		
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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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
A	JP 2010-501246 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2010.01.21, 全文, 全頁 & WO 2008/024101 A1, whole documents & EP 2059838 A1	1-8
A	JP 2014-145942 A (オリンパス株式会社) 2014.08.14, 全文, 全頁 & US 2015/0338646 A1, whole documents & WO 2014/119288 A1 & EP 2952947 A1 & CN 104981724 A	1-8
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 07.06.2016	国際調査報告の発送日 21.06.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 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） 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9309