(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
2012 年 12 月 6 日(06.12.2012)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/165172 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) *A61B 1/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/062744

(22) 国際出願日: 2012 年 5 月 18 日(18.05.2012)

(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 2011-125009 2011 年 6 月 3 日(03.06.2011) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタアドバンストレイヤー株式会社 **(KONICA MINOLTA ADVANCED LAYERS, INC.)** [JP/JP]; 〒1928505 東京都八王子市石川町２９７０番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 国本 晃 **(KUNIMOTO, Akira)** [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町１番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内 Tokyo (JP). 中島 雅章 **(NAKASHIMA, Masaaki)** [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町１番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内 Tokyo (JP). 新 勇一 **(ATARASHI, Yuichi)** [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町１番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人光陽国際特許事務所 **(KOYO INTERNATIONAL PATENT FIRM)**; 〒1000006 東京都千代田区有楽町一丁目１番３号 東京宝塚ビル１７階 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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

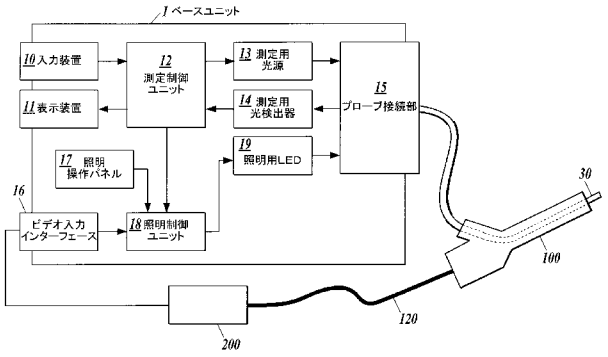
[続葉有]

(54) **Title**: PROBE SYSTEM AND METHOD FOR USING SAME

(54) 発明の名称 : プローブシステム及びその使用方法

[図1]

FIG.1



10 INPUT DEVICE
11 DISPLAY DEVICE
17 LIGHTING OPERATION PANEL
16 VIDEO INPUT INTERFACE
1 BASE UNIT
12 MEASUREMENT CONTROL UNIT
18 LIGHTING CONTROL UNIT
13 LIGHT SOURCE FOR MEASUREMENT
14 LIGHT DETECTOR FOR MEASUREMENT
19 LED FOR LIGHTING
15 PROBE CONNECTION PART

(57) **Abstract**: The present invention shortens the lighting-off period for measurement with a probe while eliminating the complicatedness of an operation and implements good light emission of lighting regardless of an endoscope while lighting is on when in vivo image capturing and measurement with the probe are performed by using the probe inserted in an endoscope channel. A lighting means for image capturing by an endoscope is provided in a probe (30), a lighting control unit (18) which controls the light emission of the lighting means and an input interface (16) to which a video signal of an image captured by the endoscope is inputted are provided in a base unit (1), a solid-state light emitting element (an LED for lighting (19)) is used as a light source of the lighting means, and the lighting control unit controls the light emission of the solid-state light emitting element (controls the pulse width and phase by PWM control) on the basis of the video signal inputted via the input interface. A measurement control unit (12) performs control for turning off the lighting means when measurement with the probe is started, and turning on the lighting means when the measurement is ended.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/165172 A1

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

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

内視鏡チャネルに挿通されるプローブを適用して体内撮影とともにプローブによる測定を実行するにあたり、操作の煩雑性を解消しつつ、プローブによる測定のための照明消灯時間を短時間化し、照明点灯時には内視鏡によらず良好な照明発光を実現する。　プローブ３０には、内視鏡よる撮影用の照明手段が設けられ、ベースユニット１には、照明手段の発光を制御する照明制御ユニット１８と、内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する入力インターフェース１６とが設けられ、前記照明手段の光源として固体発光素子（照明用ＬＥＤ１９）が適用され、照明制御ユニットは、入力インターフェースを介して入力されるビデオ信号に基づき、固体発光素子の発光を制御する（ＰＷＭ制御でパルス幅や位相を制御）。測定制御ユニット１２は、プローブによる測定の開始時に照明手段を消灯し、当該測定の終了時に照明手段を点灯させる制御を行う。

明　細　書

発明の名称 ： プローブシステム及びその使用方法

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡チャネルに挿通されるプローブであって、生体組織の測定対象部位に照射光を照射して、この照射光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光する光学系を備えるプローブのプローブシステム及びその使用方法に関する。

背景技術

[0002] 今日、上部食道内視鏡としては、経口タイプが普及しており、経鼻タイプのものも普及しつつある。

近時、いわゆる内視鏡ビデオスコープ以外に、超音波診断装置、蛍光診断装置等様々な光学原理を活用した特殊診断装置が提案され、一部は実用化されている。

特に、蛍光を応用する蛍光診断装置にあっては、内視鏡ビデオスコープでは得られない不可視な情報を得て、悪性腫瘍の早期発見につなげるなど診断に役立つため、非常に期待されている。

このような診断をするための診断子、すなわち、プローブは、内視鏡の鉗子チャネルを経由して体内に至るもの、あるいは内視鏡と一体になっているものなどがある。

ここで、鉗子チャネルとは、鉗子や捕捉ネットなどの処置具を通す、内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路のことである。作業チャネル、挿通チャネルなどともいう（チャネルをチャンネルと表記することもある）。以下、このような内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路を内視鏡チャネルという。

[0003] 経口タイプの内視鏡は１０ｍｍ程度の外径であり、３ｍｍ弱の内視鏡チャネルを備えているものが多い。

このような内視鏡チャネルを経由してプローブを挿通させる場合は、従来

の内視鏡を活用でき、また比較的ゆるやかなカーブを描いて体内管腔に至るので、プローブには経鼻内視鏡のような柔軟性は要求されないものの、内視鏡チャネルを通る非常に小径な外径にする必要があるため、プローブに搭載する構成によっては非常に精密な構造になりがちである。

また下部消化管内視鏡は、肛門より挿入して、直腸をはじめ大腸などを診断するものであるが、同様に内視鏡チャネルを備えており、この内視鏡チャネルを利用して診断機器・プローブを挿通させて使用できる点では経口タイプの内視鏡と共通している。

[0004] 昨今、内視鏡本体で撮像した食道内壁や胃壁などの画像に、プローブを介して検出した結果を重ね合わせて診断に役立てたいという要望がある。蛍光強度などのプローブを介して検出した結果を内視鏡本体で撮像した通常画像と重ね合わせることで、目視では認識できない病変を通常画像上の位置とともに医師、患者等に認識させることができるからである。

[0005] 特許文献１－４には、このような蛍光画像を観察する内視鏡装置が記載されている。特に、特許文献１、３、４には、少なくとも励起光の照射を行うプローブを内視鏡チャネルに挿通するようにした内視鏡装置が記載されている。プローブを内視鏡チャネルに挿通するようにすれば、汎用の内視鏡を用いて蛍光測定を行うことができるので、内視鏡及びプローブの双方について構成が複雑になるのを防ぐことができるというメリットがある。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開２０１０－８８９２９号公報

特許文献2：特開２００６－１９８１０６号公報

特許文献3：特開２００７－１４６３３号公報

特許文献4：特開２０１０－１０４３９１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかし、以上の従来技術にあってもさらに次のような問題があった。

内視鏡本体による画像取得には照明が不可欠である。

一方、内視鏡チャネルに挿通されるプローブが光学的原理を利用したプローブである場合、内視鏡本体が備えている照明が外乱となり、好適な測定（診断）ができないという問題がある。

そのため、プローブを介した測定時には、内視鏡本体の照明を消すか、あるいはプローブの測定対象部位を遮光する等の処置が必要である。さらにその後に内視鏡本体による画像取得を行うには、消していた照明を灯したり、遮光を解除したりしなければならない。このことから、内視鏡本体及び特殊診断装置の操作が煩雑となるおそれがあり、その結果として検査時間が長くなり、患者の身心の負担が増加するおそれがある。したがって、特許文献４のように手動で内視鏡本体照明の点灯・消灯を操作者が切り替えることは好ましくない。

また、内視鏡に備わる照明の光源としては主にキセノンランプやハロゲンランプが用いられており、短時間に点灯・消灯を繰り返すと寿命を低下させるという問題がある。

さらに、内視鏡に備わる照明にあっては、そもそも内視鏡を体内に挿入している検査途中に消灯したり、点灯・消灯を繰り返したりすることは想定しておらず、現に適用されるキセノンランプやハロゲンランプなどでは、消灯状態において点灯操作しても、その点灯操作（従って照明の電源投入）から撮影のために十分な明るさに点灯するまでに比較的長時間を要し、撮影のために十分な明るさに点灯している状態において消灯操作しても、その消灯操作（従って照明の電源遮断）から全消灯するまでに比較的長時間を要する。そのため、プローブによる測定のために内視鏡に備わる照明の点灯・消灯を繰り返しながら内視鏡検査することは、長時間を要してしまい現実的ではない。

また、消灯中は内視鏡映像がブラックアウトするため、消灯時間が長くなると内視鏡の誤操作によって臓器に干渉する懸念が高まる。

[0008] 応答性の良い照明用光源としてＬＥＤなどの固体発光素子が考えられるが、明るさの調整のために固体発光素子をＰＷＭ（パルス幅変調）方式により発光制御すると、内視鏡画像にフリッカーが生じるというおそれがある。

また本願発明者らは、操作の煩雑を解消し検査を円滑にするために、プローブに内視鏡撮影用の照明を搭載し、プローブシステムにおいてプローブによる測定及び当該照明の制御を行うことを考えるが、組み合わされる内視鏡の電子カメラの特性によってはプローブ側に設ける照明の発光制御が適切でなくなることが考えられる。

[0009] 本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、内視鏡チャネルに挿通されるプローブを適用して内視鏡による体内撮影とともにプローブによる測定を実行するにあたり、操作の煩雑性を解消しつつ、プローブによる測定のための照明消灯時間を短時間化し、照明点灯時には内視鏡の種類によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0010] 以上の課題を解決するための請求項１記載の発明は、内視鏡に形成された内視鏡チャネルに挿通されるプローブと、前記プローブの基端が接続されるベースユニットとを備えるプローブシステムであって、

前記プローブには、前記内視鏡による撮影用の照明手段が設けられ、

前記ベースユニットには、前記照明手段の発光を制御する照明制御手段と、前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する入力インターフェースとが設けられ、

前記照明手段の光源として固体発光素子が適用され、

前記照明制御手段は、前記入力インターフェースを介して入力されるビデオ信号に基づき、前記固体発光素子の発光を制御することを特徴とするプローブシステムである。

[0011] 請求項２記載の発明は、前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、

前記ベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、

前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項１に記載のプローブシステムである。

[0012] 請求項３記載の発明は、前記照明手段として前記プローブに少なくとも照明光導光用光ファイバーが設けられ、

前記ベースユニットに設置される前記固体発光素子からの光を前記照明光導光用光ファイバーによって前記プローブの先端部に導光することを特徴とする請求項１又は請求項２に記載のプローブシステムである。

[0013] 請求項４記載の発明は、前記照明手段として前記プローブに少なくとも前記固体発光素子が設けられ、

前記固体発光素子と接続するための電気配線が前記プローブに設けられたことを特徴とする請求項１又は請求項２に記載のプローブシステムである。

[0014] 請求項５記載の発明は、前記照明制御手段は、前記固体発光素子をパルス幅変調方式で制御することを特徴とする請求項１から請求項３のうちいずれか一に記載のプローブシステムである。

[0015] 請求項６記載の発明は、前記照明制御手段は、前記ビデオ信号の垂直同期信号に同期した前記固体発光素子の駆動パルス波を生成させることを特徴とする請求項５に記載のプローブシステムである。

[0016] 請求項７記載の発明は、前記ベースユニットに、前記プローブによる測定を制御する測定制御手段を備え、

前記測定制御手段は、当該測定の開始時に前記照明手段を消灯し、当該測定の終了時に前記照明手段を点灯させる制御を行う請求項１から請求項６うちいずれか一に記載のプローブシステムである。

[0017] 請求項８記載の発明は、前記固体発光素子は発光ダイオードであることを特徴とする請求項１から請求項７のうちいずれか一に記載のプローブシステ

ムである。

[0018] 請求項９記載の発明は、前記内視鏡に設けられる照明装置を消灯した状態で、前記照明手段による照明により前記内視鏡の撮影を行うことを特徴とする請求項１から請求項７のうちいずれか一に記載のプローブシステムの使用方法である。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、プローブに備わる照明手段により測定対象部位を照らしつつ内視鏡の撮影手段により撮影することができ、照明手段の光源として固体発光素子が適用され、照明制御手段は当該プローブシステムに設けられ、プローブによる測定動作に連動して照明を消灯制御可能であるので、操作の煩雑性を解消しつつプローブによる測定のための照明消灯時間を短時間化することができる。また、照明制御手段は内視鏡からのビデオ信号に基づき発光を制御するので、照明点灯時には内視鏡の種類によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明の第１実施形態に係るプローブシステムのベースユニットの回路ブロックを内視鏡とともに組み合わせて示した図である。

[図2A]本発明の第１実施形態に係るプローブを内視鏡に組み合わせた様子を示す図である。

[図2B]本発明の第１実施形態に係るプローブを内視鏡に組み合わせた様子を示す図である。

[図3]本発明の第１実施形態に係るプローブの縦断面模式図である。

[図4]本発明の第１実施形態に係る照明制御ユニットの構成ブロック図である。

[図5]本発明の第１実施形態に係る照明操作パネルの外観図である。

[図6]本発明の第１実施形態に係るＰＷＭ信号と測定時消灯指令信号とを示す模式的波形図である。

[図7A]本発明の第１実施形態に係るビデオ信号とＰＷＭ信号とを示す模式的

波形図である。

[図7B]本発明の第１実施形態に係るビデオ信号とＰＷＭ信号とを示す模式的波形図である。

[図8]比較例に係るプローブを利用した測定の手順を示すフローチャートである。

[図9]本発明の第１実施形態に係るプローブを利用した測定の手順を示すフローチャートである。

[図10]本発明の第２実施形態に係る映像の明るさの測定点を示す画面図である。

[図11]本発明の第２実施形態に係る照明制御ユニットの構成ブロック図である。

[図12]本発明の第３実施形態に係るプローブの縦断面模式図である。

[図13]本発明の第３実施形態に係るベースユニットの構成ブロック図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

[0022] 〔第１実施形態〕

まず、本発明の第１実施形態につき図１から図９を参照して説明する。

本実施形態のプローブシステムは、図１に示す構成を有するベースユニット１と、ベースユニット１に接続されるプローブ３０とを備える。図１には、プローブ３０が挿抜される内視鏡１００も図示されている。

[0023] 図１に示すようにベースユニット１は、入力装置１０と、表示装置１１と、測定制御ユニット（測定制御手段）１２と、測定用光源１３と、測定用光検出器１４と、プローブ接続部１５と、ビデオ入力インターフェース１６と、照明操作パネル１７と、照明制御ユニット（照明制御手段）１８と、照明用の発光ダイオード（以下「照明用ＬＥＤ」）１９とを備える。

例えば、入力装置１０は、キーボード、マウス、タッチパネル、カードリ

ーダーその他の情報入力機器により構成し、表示装置１１は液晶表示装置などの画像表示装置により構成し、測定制御ユニット１２はコンピュータによって構成する。

照明制御ユニット１８は、照明用ＬＥＤ１９をパルス幅変調方式で制御する。

[0024] 図３に示すようにプローブ３０の内部にはその長手方向に延在して投光用光ファイバー３１と、受光用光ファイバー３２と、照明光導光用光ファイバー３４とが内蔵されている。投光用光ファイバー３１の先端及び受光用光ファイバー３２の先端は、レンズなどの光学部材３３に臨む。照明光導光用光ファイバー３４の先端は、拡散部材などの光学部材３５に臨む。投光用光ファイバー３１、受光用光ファイバー３２及び照明光導光用光ファイバー３４の基端部はコネクタ部３６に保持されている。

プローブ３０は、図２Ａに示すように、内視鏡１００の可撓性の本体内に設けられたチャネルに挿入して用いられる。内視鏡１００の先端には、電子カメラ１００ａ及び照明１００ｂが配置されている。同図に示すように内視鏡１００本体には、内視鏡チャネル１００ｃが形成されている。内視鏡チャネル１００ｃは、内視鏡１００本体の主幹から枝分かれして設けられた挿入口１００ｄから、内視鏡１００本体の先端面に開口した先端開口１００ｅまで連通して形成されている。図２Ｂに示すように、プローブ３０先端は内視鏡１００先端の開口１００ｅから突き出し得るように構成されており、プローブ３０先端の照明部３０ａから照明光を照射する。また、プローブ先端の測定部３０ｂから励起光を照射し、測定対象部位からの放射光を測定部３０ｂで受光する。なお、内視鏡１００の電子カメラ１００ａから生成される撮影データは、内視鏡プロセッサー２００（図１参照）を介してビデオ信号としてベースユニット１のビデオ入力インターフェース１６に入力される。

[0025] 図４に照明制御ユニット１８の構成の詳細が示される。

図４に示すように照明制御ユニット１８は、ビデオ信号明るさ測定部２０と、調光制御部２１と、ＰＷＭ変調部２２と、ＬＥＤドライバ部２３と、ビ

デオ同期分離回路２４と、位相調整部２５とから構成される。

[0026] 図５に、照明操作パネル１７の外観図が示される。

図５に示すように照明操作パネル１７には、照明ＯＮ／ＯＦＦスイッチ１７ａと、調光モード切替スイッチ１７ｂと、明るさ設定値表示部１７ｃと、明るさ設定ボタン１７ｄとが設けられている。

[0027] 本プローブシステムは、内視鏡とともに使用されるものである。プローブ３０の基端のコネクタ部３６がベースユニット１のプローブ接続部１５に接続され、内視鏡電子カメラ１００ａによって撮影される映像のビデオ信号のケーブル１２０がベースユニット１のビデオ入力インターフェース１６に接続され、プローブ３０が内視鏡に形成された内視鏡チャネルに挿通されて使用される。

プローブ３０には、内視鏡による撮影用の照明手段が設けられる。本実施形態においては、光源としての発光ダイオード（照明用ＬＥＤ）１９と、光源からの光を導く照明光導光用光ファイバー３４と、拡散部材等の光学部材３５とにより、照明手段が構成される。光源としては、例えば、有機ＥＬなどの他の固体発光素子を用いてもよい。

ベースユニット１に備えられた照明用ＬＥＤ１９を光源とする照明光がプローブ接続部１５を介して照明光導光用光ファイバー３４に導光される。さらに照明光は照明光導光用光ファイバー３４によってプローブ３０の先端部に導光され拡散部材等の光学部材３５を介して生体組織２に照射される。

その照明される範囲は内視鏡電子カメラ１００ａによる撮影範囲を含み、内視鏡電子カメラ１００ａによる撮影範囲は、プローブ３０による測定対象部位を含んでいる。

本プローブシステムを使用してプローブによる測定を実行しながら内視鏡電子カメラ１００ａによる撮影を行う際には、内視鏡に設けられる照明装置を用いずこれを消灯した状態で、プローブ３０に設けられる照明手段による照明により内視鏡電子カメラによる撮影を行う。

[0028] ここで、プローブ３０による測定につき説明する。

測定用光源１３により発せられ投光用光ファイバー３１により導光された光を生体組織２の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光して受光用光ファイバー３２によりプローブ３０の基端側へ導き測定用光検出器１４に導入する。

測定制御ユニット１２は、測定用光源１３のＯＮ／ＯＦＦ制御、フィルターの切り替え制御、シャッターの制御などを行う。また、測定制御ユニット１２は測定用光源１３を検知対象とした温度センサーからの入力を受けて測定用光源１３の温度を監視する。

測定用光検出器１４は、受光用光ファイバー３２を通じて入力された光の光強度、分光特性、偏光特性などを検出し、検出結果を測定制御ユニット１２に出力する。これを測定制御ユニット１２が分析して生体組織２の病変状態の診断に役立つ情報を特定する。

[0029] プローブ３０による測定を、生体組織から発せられる蛍光の測定とする場合は、測定用光源１３により励起光を発生させる。

励起光が照射された測定対象部位で励起光により、病変状態に従って蛍光が発生する。蛍光が発生すれば蛍光及び反射光が含まれる測定対象部位からの放射光が受光用光ファイバー３２に入射し測定用光検出器１４に入力される。

蛍光は、広義には、Ｘ線や紫外線、可視光線が照射された被照射物が、そのエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。ここでは、励起光によって、その波長とは異なった波長の蛍光が戻り光に含まれるので、測定用光検出器１４が戻り光を分光し、測定制御ユニット１２がスペクトル分布を分析することで蛍光量を特定して検出対象の病変状態を検知する。

[0030] 次に、照明の制御につき説明する。

（自動ＯＮ／ＯＦＦ機能）

照明制御ユニット１８は、測定制御ユニット１２の制御指令に従って照明用ＬＥＤ１９をＯＮ／ＯＦＦ制御する。

図６に、一例として照明制御ユニット１８が照明用ＬＥＤ１９をパルス幅変調（ＰＷＭ）方式で制御するためのＰＷＭ信号Ａと、測定制御ユニット１２による測定時消灯指令信号Ｂが示される。

測定制御ユニット１２は、測定時消灯指令信号Ｂを照明制御ユニット１８に出力して、プローブによる測定の開始時に照明用ＬＥＤ１９をＯＦＦにしてプローブ３０の照明を消灯し、プローブによる測定の終了時に照明用ＬＥＤ１９をＯＮにしてプローブ３０の照明を点灯させる制御を行う。

図６に示す期間Ｔ１がプローブによる測定期間に相当しており、測定制御ユニット１２は、測定制御に連動して測定時消灯指令信号Ｂを発生させ照明制御ユニット１８に出力する。

照明制御ユニット１８は、測定時消灯指令信号Ｂに従って測定期間Ｔ１においてはＰＷＭ信号におけるパルス幅をゼロに制御して照明用ＬＥＤ１９をＯＦＦにする。

[0031]（手動ＯＮ／ＯＦＦ機能）

また、照明用ＬＥＤ１９のＯＮ／ＯＦＦは、照明操作パネル１７の照明ＯＮ／ＯＦＦスイッチ１７ａの操作に応じて照明操作パネル１７から照明制御ユニット１８に入力されるＯＮ／ＯＦＦ操作信号に従って、照明制御ユニット１８が、ＰＷＭ信号を制御することによっても行われる。

[0032]（手動照明調光機能）

照明操作パネル１７の操作に応じて照明制御ユニット１８は、照明用ＬＥＤ１９の発光量を調整する。

照明操作パネル１７の調光モード切替スイッチ１７ｂの操作によって、調光モードが手動に切り替わっている状態では、明るさ設定値表示部１７ｃに照明用ＬＥＤ１９の発光量を指標する値が表示される。これはプローブ３０に設けられた照明の明るさに相当する値である。この指標値は、明るさ設定ボタン１７ｄを操作することで増減させることができる。

照明制御ユニット１８は、このような操作に従ってＰＷＭ信号のパルス幅を増減させ、照明用ＬＥＤ１９の発光量を制御する、すなわち、プローブ３

０に設けられた照明の明るさを指標値に応じた一定に制御する。

[0033] （自動ビデオ調光機能）

上記の「手動照明調光機能」にあっては、プローブ３０に設けられた照明の明るさを指標値に応じた一定に制御するため、接近した被写体の撮影や、胃などの広い空間における撮影など、撮影対象によって撮影された映像の明るさが異なってしまう。この撮影映像の明るさを一定に保つために照明光量を可変制御する機能が、ここで説明する「自動ビデオ調光機能」である。本機能は、照明操作パネル１７の調光モード切替スイッチ１７ｂの操作によって、調光モードが「自動」に切り替わっている状態で有効とされる。このとき、明るさ設定値表示部１７ｃには、撮影映像の明るさの制御目標値を指標する値が表示される。この目標値は、明るさ設定ボタン１７ｄを操作することで増減させることができる。

[0034] 本機能を実現するために照明制御ユニット１８は、ビデオ入力インターフェース１６を介して入力されるビデオ信号に基づき、照明用ＬＥＤ１９の発光を制御する。

照明制御ユニット１８にビデオ信号が入力されると、図４に示すビデオ信号明るさ測定部２０がビデオ信号を処理して撮影映像の明るさを算出する。

ここで算出する撮影映像の明るさを画面全体の平均値とする場合には、ビデオ信号明るさ測定部２０をアナログ平滑回路として、ビデオ信号明るさ測定部２０が１画像フレーム相当時間で平滑化したビデオ信号の明るさレベルを出力する構成とする。

[0035] 調光制御部２１は、ビデオ信号明るさ測定部２０が出力する明るさの測定値と、デフォルトの又は照明操作パネル１７の操作によって更新された撮影映像の明るさの制御目標値とを比較して、当該測定値が当該制御目標値に近づいて収束するように制御値を算出しＰＷＭ変調部２２に出力する。ＰＷＭ変調部２２は、調光制御部２１から与えられる制御値に基づきＰＷＭ信号のパルス幅を制御する。ＬＥＤドライバ部２３は、ＰＷＭ変調部２２により変調されたＰＷＭ信号に従った駆動電流を生成し照明用ＬＥＤ１９に供給する

。

内視鏡の電子カメラによって生成され入力インターフェースに入力されるビデオ信号に基づき、照明用ＬＥＤの発光を制御することで、照明点灯時には内視鏡の電子カメラの特性によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することができる。従って、汎用の内視鏡に本実施形態のプローブシステムを組み合わせることにより、良好に観察や測定を行うことが可能となる。

[0036]（フリッカー防止機能）

ＰＷＭ方式で照明用ＬＥＤを制御して撮影を行うと、撮影された映像にフリッカーノイズが生じるおそれがある。ここでは、これを防止する制御につき説明する。

フリッカーが生じるのは、内視鏡電子カメラの露光期間と照明の発光期間とが同期しておらず、カメラが光を取り込む時に照明が明るかったり暗かったりするためである。

内視鏡電子カメラの露光期間はビデオ信号を分析することで特定できる。照明の発光期間はＰＷＭ信号のパルスに対応する。そこで、照明制御ユニット１８は、フリッカーを防止するために以下の制御を行う。

まず、図４に示すビデオ同期分離回路２４が、ビデオ信号から同期信号を分離し、垂直同期信号Ｖsyncの位相を検出して位相調整部２５に出力する。

図７に示すように、ビデオ信号には、垂直同期信号Ｖsyncと水平同期信号Ｈsyncとが含まれている。垂直同期信号Ｖsyncからその次の垂直同期信号Ｖsyncまでが１画像フレーム分のビデオ信号が送出される１周期に相当する。

図７Ａ及び図７Ｂに示すように、垂直同期信号Ｖsyncの位相を基準に、ＰＷＭ信号のパルスの位相を調整することで、内視鏡電子カメラの露光期間と照明の発光期間とを同期させフリッカーを防ぐことができる。

そのため、位相調整部２５は、ビデオ同期分離回路２４が出力する垂直同期信号Ｖsyncの位相に基準に、シフト量ｄだけシフトした位相をＰＷＭ変調部２２に出力する。

ＰＷＭ変調部２２は、位相調整部２５から入力された位相にパルスがあるようにＰＷＭ信号を変調する。シフト量ｄは、入力装置１０を介した操作入力により増減調整が可能である。フリッカーを防止するためのシフト量ｄは組み合わせる内視鏡電子カメラによって異なるから、使用に際して調整する。なお、フリッカーを防止するために、ＰＷＭ信号の周期を短くすることも考えられるが、パワーＬＥＤドライバの立ち上がり時間を十分に速くできない場合も想定されるため、本実施形態のように位相のシフトを行うことが好ましい。

[0037] 次に、上述した「自動ＯＮ／ＯＦＦ機能」の有効性を理解するために図８及び図９を参照してプローブを利用した測定手順を説明する。

プローブに照明が無い場合は、図８に示すフローが想定される。

まず、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作して内視鏡照明を点灯する（ステップＨ０）。そして、ユーザーが内視鏡チャネルを経由してプローブを人体内へ挿入する（ステップＨ１）。

次に、ユーザーが内視鏡を動かし、測定対象部位へプローブを持っていく（ステップＨ２）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作し、内視鏡に設けられた照明を消灯する（ステップＨ３）。

次に、ユーザーが内視鏡に設けられた照明が完全に消灯したか確認する（ステップＨ４）。完全に消灯していないとプローブによる測定時に外乱となるためである。

次に、ユーザーがプローブシステムの入力装置に設定される測定開始ボタンを押す（ステップＨ５）。

これを受けプローブシステムがプローブによる測定を実行する（ステップＨ６）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作し、内視鏡に設けられた照明を点灯する（ステップＨ７）。

次に、ユーザーが内視鏡に設けられた照明の完全な点灯を確認する（ステ

ップＨ８）。ステップＨ２に戻って内視鏡を安全に動かすための視野を確保するためである。

ステップＨ２からＨ８で一つの測定ルーチンが構成される。必要な箇所の測定が終了するまでこの測定ルーチンを繰り返し、すべての測定ルーチンが終了したら、ステップＨ９へ移行し、ユーザーがプローブを人体内から取り出す。

[0038] 以上のフローであると、ステップＨ３，Ｈ４，Ｈ７，Ｈ８がユーザーの操作や確認に係るため、ユーザーにとっては煩雑であり、これらのステップの分だけ一測定ルーチンの時間が長くなってしまう。

上述した本実施形態のプローブシステムにあっては、キセノンランプ等に比較して応答性の良好な固体発光素子が照明用光源として適用され、この照明の「自動ＯＮ／ＯＦＦ機能」が設けられているので、図９に示すフローのように一測定ルーチンの時間を大幅に短縮することができる。また、照明の消灯によって内視鏡映像がブラックアウトする時間も短くなり内視鏡の誤操作による事故も回避しやすくなる。さらに、点灯・消灯が繰り返されるのは、プローブシステム側の照明であるので、内視鏡に備わる照明の寿命低下も回避される。

[0039] 本プローブシステムの場合は、図９に示すフローが実行される。

まず、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作して内視鏡照明を点灯する（ステップＳ０）。そして、ユーザーが内視鏡チャネルを経由してプローブ３０を人体内へ挿入する（ステップＳ１）。

次に、ユーザーがベースユニット１の照明操作パネル１７を操作し、プローブ３０に設けられた照明を点灯する（ステップＳ２）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作し、内視鏡に設けられた照明を消灯する（ステップＳ３）。

次に、ユーザーが内視鏡を動かし、測定対象部位へプローブ３０を持っていく（ステップＳ４）。

次に、ユーザーがプローブシステムの入力装置１０に設定される測定開始

ボタンを押す（ステップＳ５）。

これを受け本プローブシステムがプローブ３０に設けられた照明の消灯、プローブによる測定、同照明の点灯までを自動的に実行する（ステップＳ６～Ｓ８）。

ステップＳ４からＳ８で一つの測定ルーチンが構成される。必要な箇所の測定が終了するまでこの測定ルーチンを繰り返し、すべての測定ルーチンが終了したら、ステップＳ９へ移行する。

すなわち、ユーザーが内視鏡プロセッサーを操作し、内視鏡に設けられた照明を点灯する（ステップＳ９）。

次に、ユーザーがベースユニット１の照明操作パネル１７を操作し、プローブ３０に設けられた照明を消灯する（ステップＳ１０）。

次に、ユーザーがプローブ３０を人体内から取り出す（ステップＳ１１）。

[0040] 以上の図９を参照して説明した本実施形態のプローブシステムを使用したフローによれば、図８のステップＨ３，Ｈ４，Ｈ７，Ｈ８に相当するユーザーの操作や確認に係るステップが無い。したがって、ユーザーは、プローブを動かすこと（ステップＳ４）と、測定開始ボタンの押下（ステップＳ５）を必要回数繰り返すだけでよく、測定ルーチン中に照明を操作することが無いので、ユーザーの煩雑さは軽減され、一測定ルーチンの時間を短縮化し、効率よく測定を行うことができる。

[0041] 〔第２実施形態〕

次に、第２実施形態につき図１０及び図１１を参照して説明する。

上記第１実施形態においては、ビデオ信号明るさ測定部２０の構成例として、撮影映像の明るさを画面全体の平均値として算出する場合を挙げたが、画面中の特定箇所の明るさを算出する構成例を第２実施形態として説明する。

[0042] 図１０に示すように例として、画面中のＲ１～Ｒ５の５点をそれぞれ中心とする局所エリアの明るさを算出する場合を取り上げる。

この場合の照明制御ユニット１８Ａの構成が図１１に示される。

本実施形態の照明制御ユニット１８Ａにあっては、ビデオ信号明るさ測定部４０が図１１に示すように構成される。その他の構成は第１実施形態と共通である。なお、図１１において位相調整部２５の図示を省略するが、第１実施形態と同様に構成される。

[0043] 図１１に示すように、ビデオ信号明るさ測定部４０は、平滑回路（但し時定数が低めに設定される）４１と、サンプルホールド部４２と、タイマー４３と、カウント値メモリ領域４４とを備える。

平滑回路４１は、点Ｒ１～Ｒ５をそれぞれ中心とした領域等の局所エリアの明るさが反映される程度に短い時定数で平滑化処理を行う。平滑回路４１が出力する明るさレベルをサンプルホールド部４２が保持して、調光制御部２１に出力する。

一方、タイマー４３がビデオ同期分離回路２４から出力される垂直同期信号Ｖsyncの位相を起点に時間をカウントする。

カウント値メモリ領域４４に、点Ｒ１～Ｒ５をそれぞれに対応したカウント値が設定されている。タイマー４３が各点に対応したカウント値のカウントアップ時にサンプルホールド部４２を更新する。

点Ｒ１～Ｒ５の明るさ測定は、１画像フレーム中に行う必要は無く、１画像フレーム中に１点ずつ順次実行する測定動作で足りる。

調光制御部２１は、点Ｒ１～Ｒ５の明るさに、予め設定されている重み付けをし、照明光の調光制御を実行する。

[0044] 撮影映像の明るさを画面全体の平均値として算出する場合は、画面中の明暗が一様でなく明暗のムラがあるときには、観察者が見たい部分の調光が良好とならないおそれがある。本実施形態によれば、画面中央などの観察者が見たい部分を予め優先的に重み付けしておくことによって、観察者の注目部分の明るさを良好に調光することができる。このように、観察に適するように照明を制御することで、本実施形態のように、内視鏡自身に設けられるのとは別の照明を用いて照明する構成であっても、十分良好に観察を行うこと

ができる。

[0045] 〔第３実施形態〕

次に、第３実施形態につき図１２及び図１３を参照して説明する。

上記第１実施形態においては、プローブ３０内に照明光導光用光ファイバー３４を設けることで照明手段を構成したが、本実施形態にあっては、照明用ＬＥＤをプローブ先端部に配置することで照明手段を構成する。

図１２に示すように本実施形態におけるプローブ５０にあっては、上記第１実施形態における照明光導光用光ファイバー３４は排され、電気配線５１及び照明用ＬＥＤ５２が配置される。照明用ＬＥＤ５２がプローブ５０の先端部に配置され、照明用ＬＥＤ５２にＰＷＭ駆動電流を供給する電気配線５１の一端が接続される。電気配線５１の他端は、図１３に示す照明制御ユニット１８に接続される。図１３に示すように、本実施形態におけるベースユニット１Ａには、照明用ＬＥＤは配置されておらず、照明制御ユニット１８がプローブ接続部１５、コネクタ部５３、電気配線５１を介してプローブ５０先端部に配置された照明用ＬＥＤ５２に接続される。

図示しないが、照明用ＬＥＤ５２の発光部にレンズ、拡散部材等の照明範囲を良好にするための光学部材を配置してもよいことは勿論である。

その他は上記第１実施形態や第２実施形態と共通の構成で実施される。

[0046] 本実施形態によっても、プローブに照明手段を設けることができ、その調光制御、ＯＮ／ＯＦＦ制御を上記第１の実施形態と同様に行うことができ、同様の効果を得ることができる。

［その他の実施形態］

上述した実施形態においては、プローブ照明を点灯させた後に内視鏡照明を消灯しているが、測定に支障がなければ内視鏡照明の強度を下げて完全に消灯しないようにしてもよい。また、上述した実施形態においては、測定対象物から放射される蛍光を受光する例について示したが、これに限るものではなく、照射光に起因して生じる散乱光またはラマン散乱光を受光するようにしてもよい。

産業上の利用可能性

[0047] 本発明に係るプローブシステム及びその使用方法は、内視鏡による検査を行う医療分野において利用可能性がある。

符号の説明

[0048] １　ベースユニット

２　生体組織

３０　プローブ

３１　投光用光ファイバー

３２　受光用光ファイバー

３４　照明光導光用光ファイバー

３６　コネクタ部

５１　電気配線

５３　コネクタ部

Ａ　ＰＷＭ信号

Ｂ　測定時消灯指令信号

Ｔ１　測定期間

Ｖsync　垂直同期信号

請求の範囲

［請求項1］ 内視鏡に形成された内視鏡チャネルに挿通されるプローブと、前記プローブの基端が接続されるベースユニットとを備えるプローブシステムであって、

前記プローブには、前記内視鏡による撮影用の照明手段が設けられ、

前記ベースユニットには、前記照明手段の発光を制御する照明制御手段と、前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する入力インターフェースとが設けられ、

前記照明手段の光源として固体発光素子が適用され、

前記照明制御手段は、前記入力インターフェースを介して入力されるビデオ信号に基づき、前記固体発光素子の発光を制御することを特徴とするプローブシステム。

［請求項2］ 前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、

前記ベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、

前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項１に記載のプローブシステム。

［請求項3］ 前記照明手段として前記プローブに少なくとも照明光導光用光ファイバーが設けられ、

前記ベースユニットに設置される前記固体発光素子からの光を前記照明光導光用光ファイバーによって前記プローブの先端部に導光することを特徴とする請求項１又は請求項２に記載のプローブシステム。

［請求項4］ 前記照明手段として前記プローブに少なくとも前記固体発光素子が設けられ、

前記固体発光素子と接続するための電気配線が前記プローブに設けら

れたことを特徴とする請求項１又は請求項２に記載のプローブシステム。

［請求項5］ 前記照明制御手段は、前記固体発光素子をパルス幅変調方式で制御することを特徴とする請求項１から請求項３のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

［請求項6］ 前記照明制御手段は、前記ビデオ信号の垂直同期信号に同期した前記固体発光素子の駆動パルス波を生成させることを特徴とする請求項５に記載のプローブシステム。

［請求項7］ 前記ベースユニットに、前記プローブによる測定を制御する測定制御手段を備え、

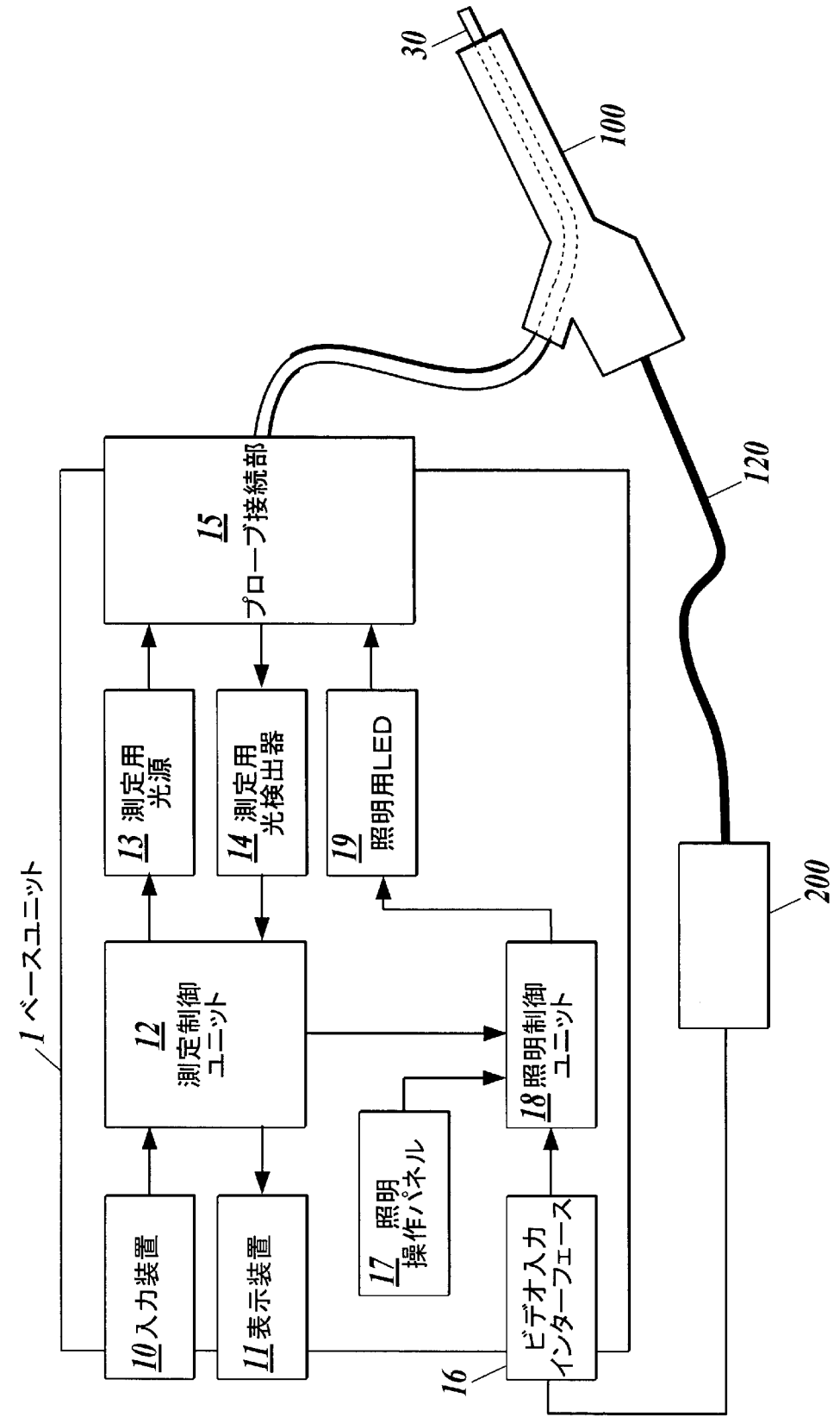
前記測定制御手段は、当該測定の開始時に前記照明手段を消灯し、当該測定の終了時に前記照明手段を点灯させる制御を行う請求項１から請求項６のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

［請求項8］ 前記固体発光素子は発光ダイオードであることを特徴とする請求項１から請求項７のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

［請求項9］ 前記内視鏡に設けられる照明装置を消灯した状態で、前記照明手段による照明により前記内視鏡の撮影を行うことを特徴とする請求項１から請求項７のうちいずれか一に記載のプローブシステムの使用方法。

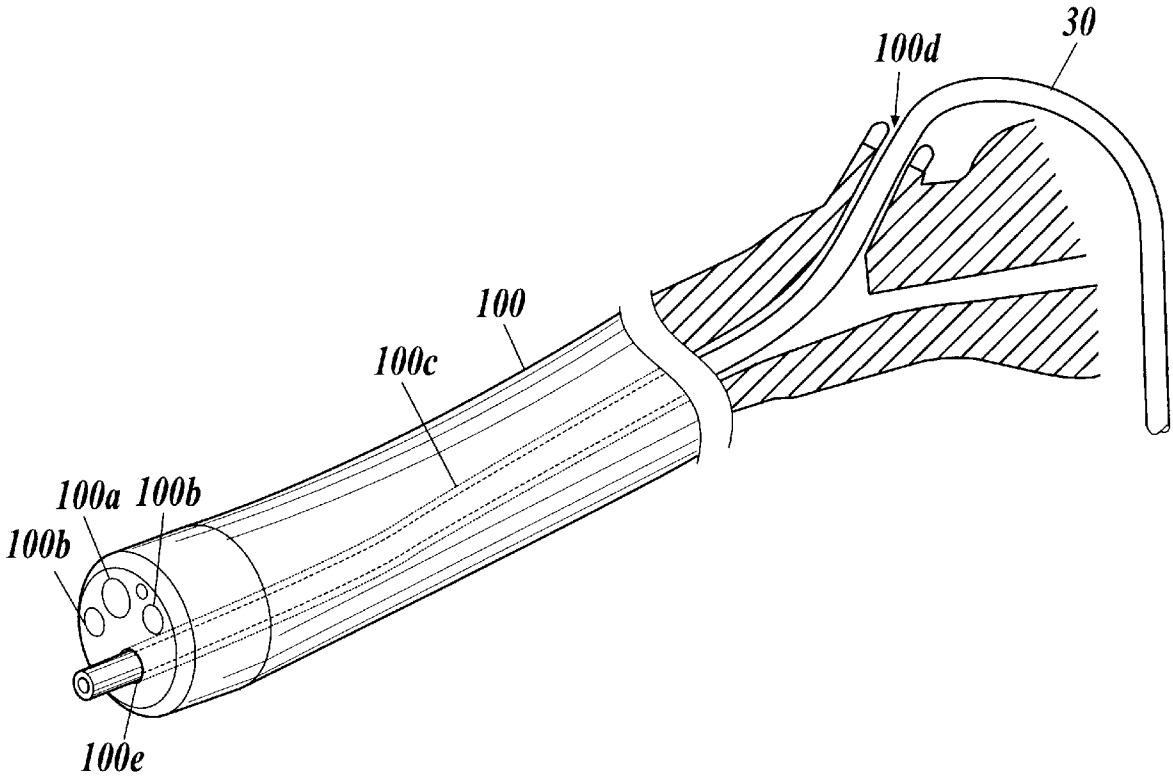
[図1]

FIG.1


30
100
120
200
15 プローブ接続部
13 測定用光源
14 測定用光検出器
19 照明用LED
1 ベースユニット
12 測定制御ユニット
18 照明制御ユニット
10 入力装置
11 表示装置
17 照明操作パネル
ビデオ入力インターフェース
16

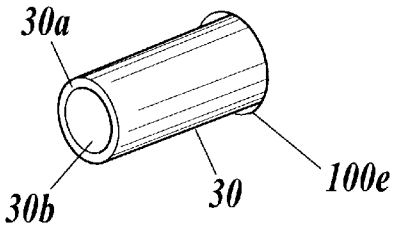
[図2A]

FIG.2A



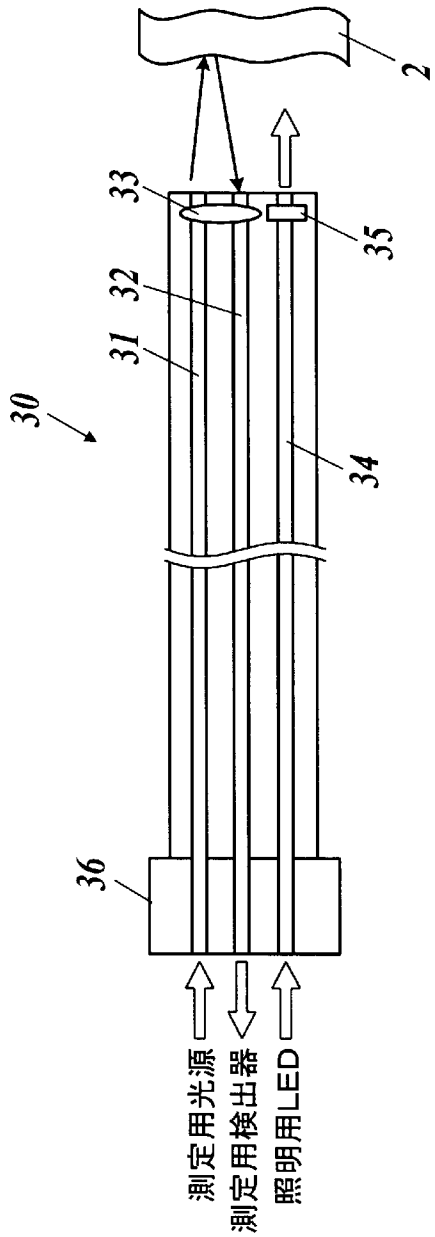
[図2B]

FIG.2B



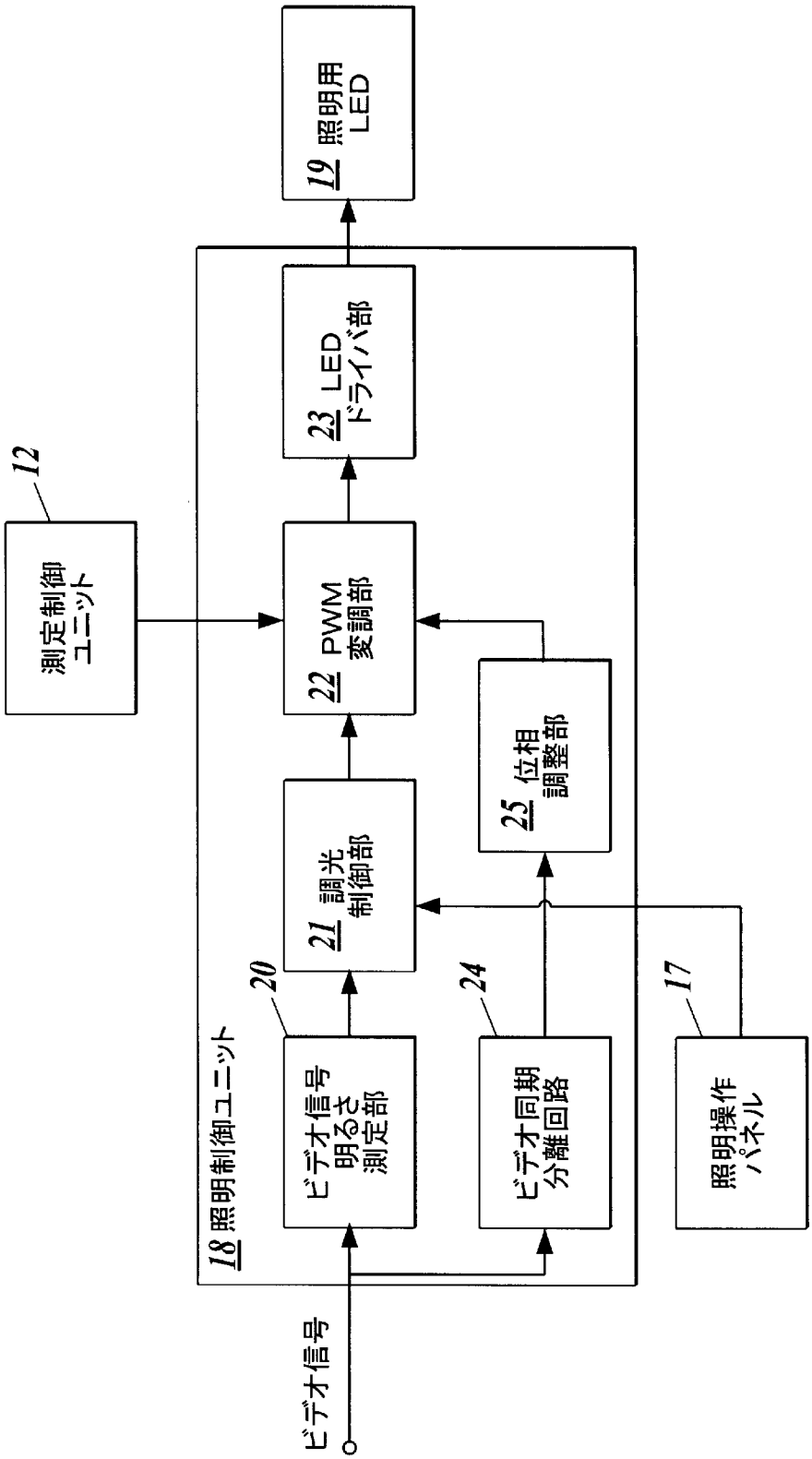
[図3]

FIG.3



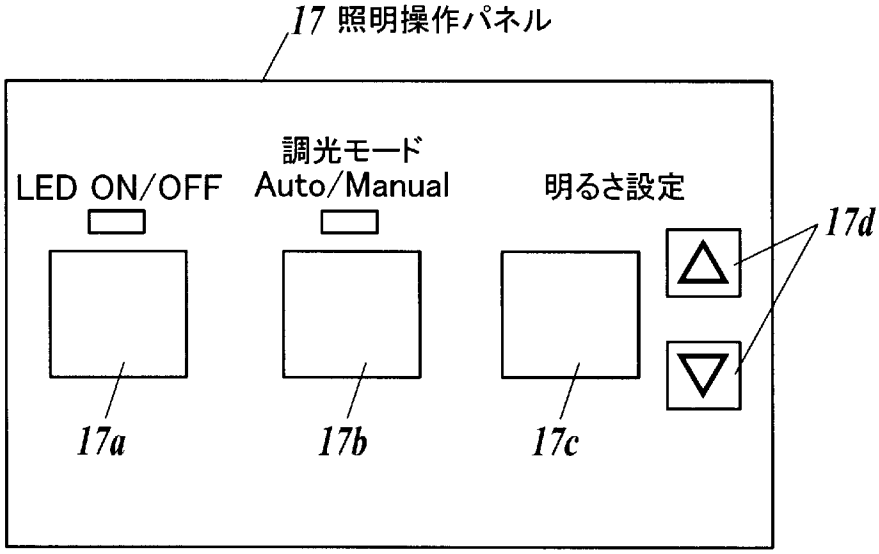
[図4]

FIG.4


19 照明用 LED
23 LED ドライバ部
12
測定制御 ユニット
22 PWM 変調部
25 位相 調整部
21 調光 制御部
18 照明制御ユニット
20
24
17
ビデオ信号 明るさ 測定部
ビデオ同期 分離回路
照明操作 パネル
ビデオ信号

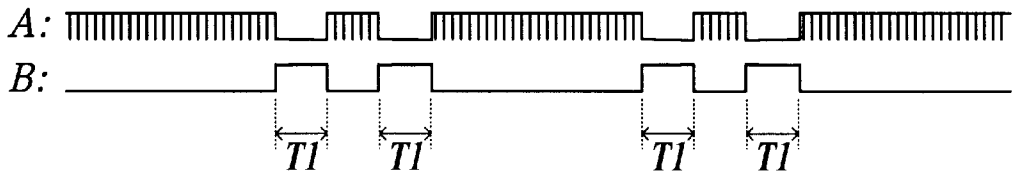
[図5]

FIG.5



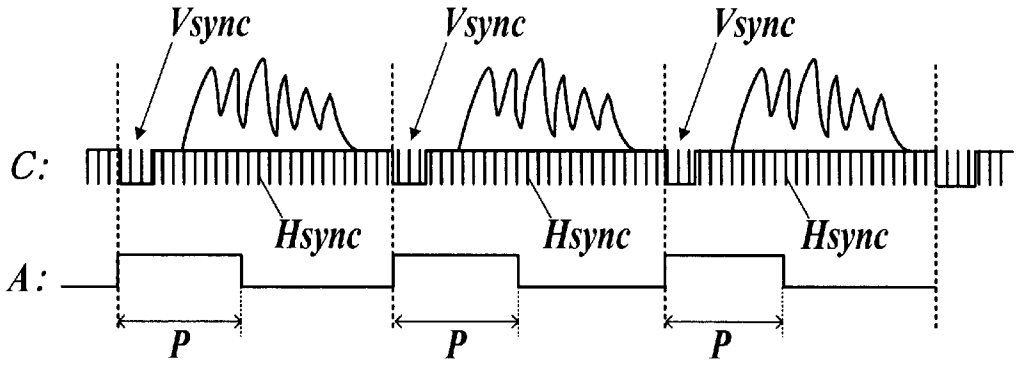
[図6]

FIG.6



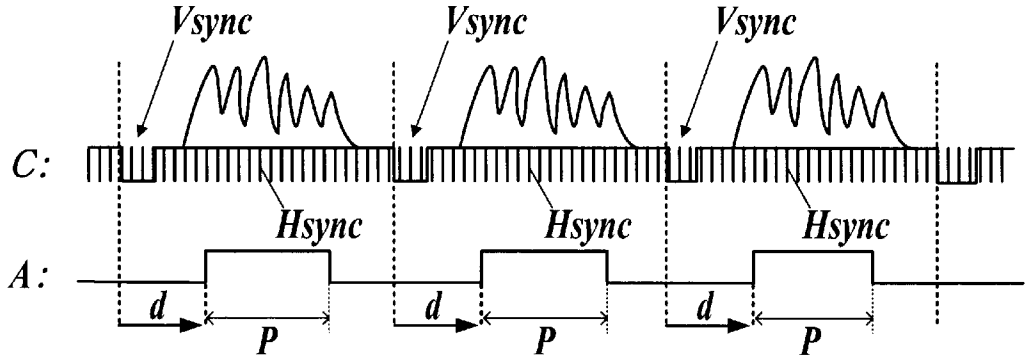
[図7A]

FIG. 7A



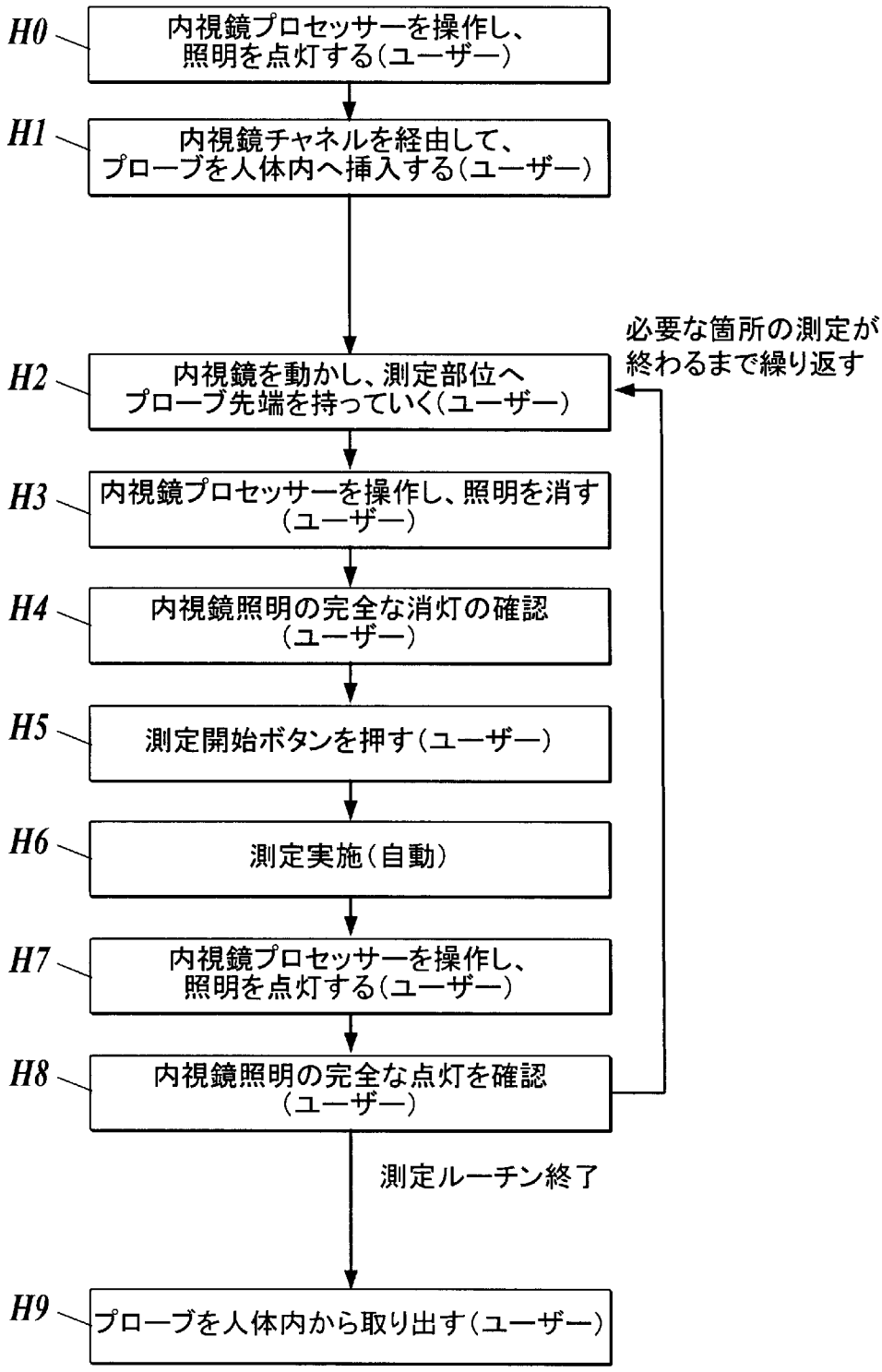
[図7B]

FIG. 7B



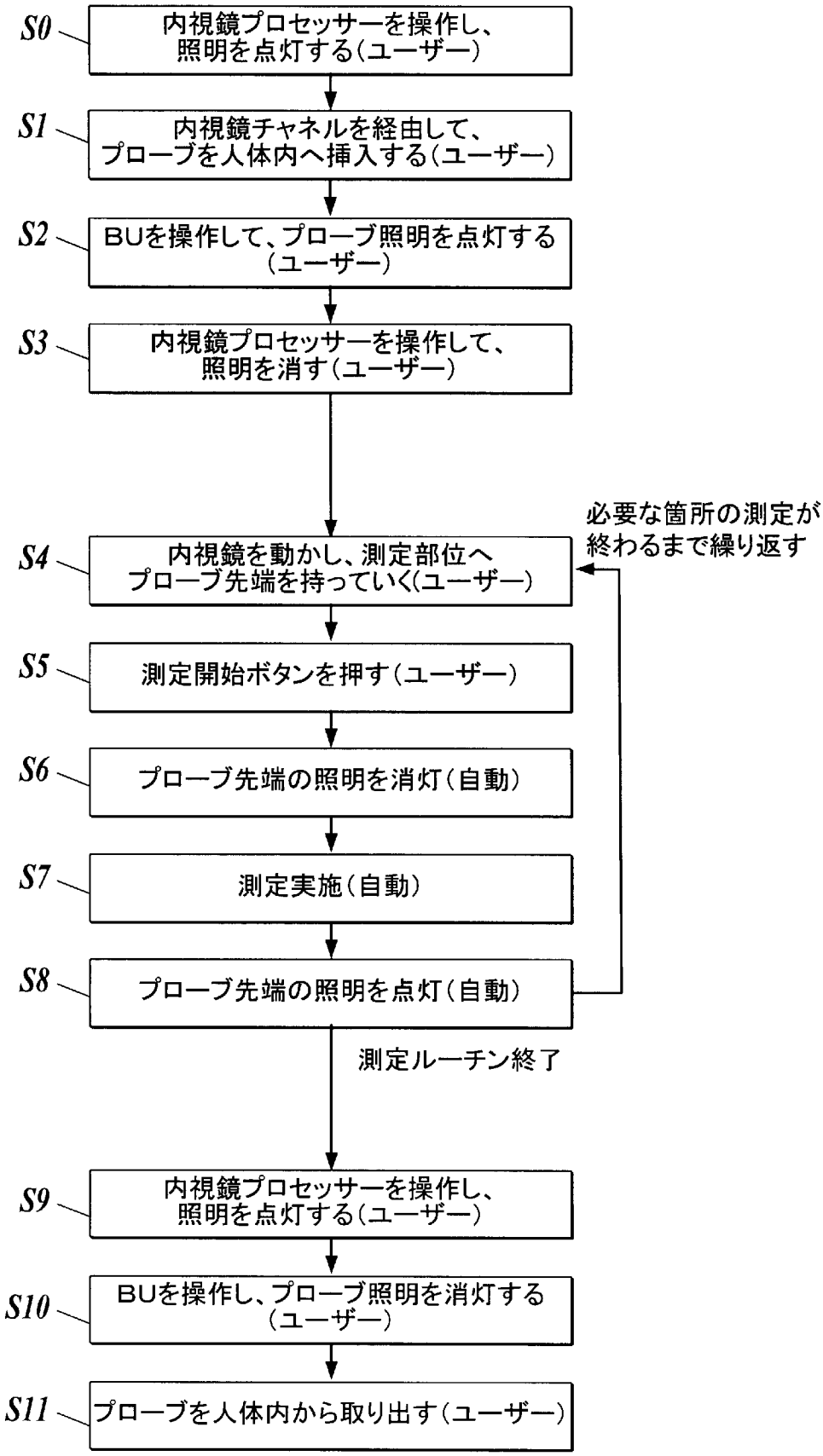
[図8]

FIG.8


H0
内視鏡プロセッサーを操作し、照明を点灯する(ユーザー)
H1
内視鏡チャネルを経由して、プローブを人体内へ挿入する(ユーザー)
H2
内視鏡を動かし、測定部位へプローブ先端を持っていく(ユーザー)
必要な箇所の測定が終わるまで繰り返す
H3
内視鏡プロセッサーを操作し、照明を消す(ユーザー)
H4
内視鏡照明の完全な消灯の確認(ユーザー)
H5
測定開始ボタンを押す(ユーザー)
H6
測定実施(自動)
H7
内視鏡プロセッサーを操作し、照明を点灯する(ユーザー)
H8
内視鏡照明の完全な点灯を確認(ユーザー)
測定ルーチン終了
H9
プローブを人体内から取り出す(ユーザー)

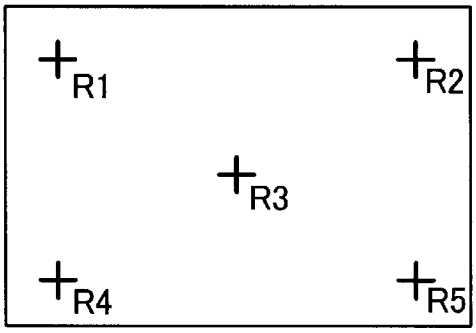
[図9]

FIG.9


S0
内視鏡プロセッサーを操作し、照明を点灯する(ユーザー)
S1
内視鏡チャネルを経由して、プローブを人体内へ挿入する(ユーザー)
S2
BUを操作して、プローブ照明を点灯する(ユーザー)
S3
内視鏡プロセッサーを操作して、照明を消す(ユーザー)
必要な箇所の測定が終わるまで繰り返す
S4
内視鏡を動かし、測定部位へプローブ先端を持っていく(ユーザー)
S5
測定開始ボタンを押す(ユーザー)
S6
プローブ先端の照明を消灯(自動)
S7
測定実施(自動)
S8
プローブ先端の照明を点灯(自動)
測定ルーチン終了
S9
内視鏡プロセッサーを操作し、照明を点灯する(ユーザー)
S10
BUを操作し、プローブ照明を消灯する(ユーザー)
S11
プローブを人体内から取り出す(ユーザー)

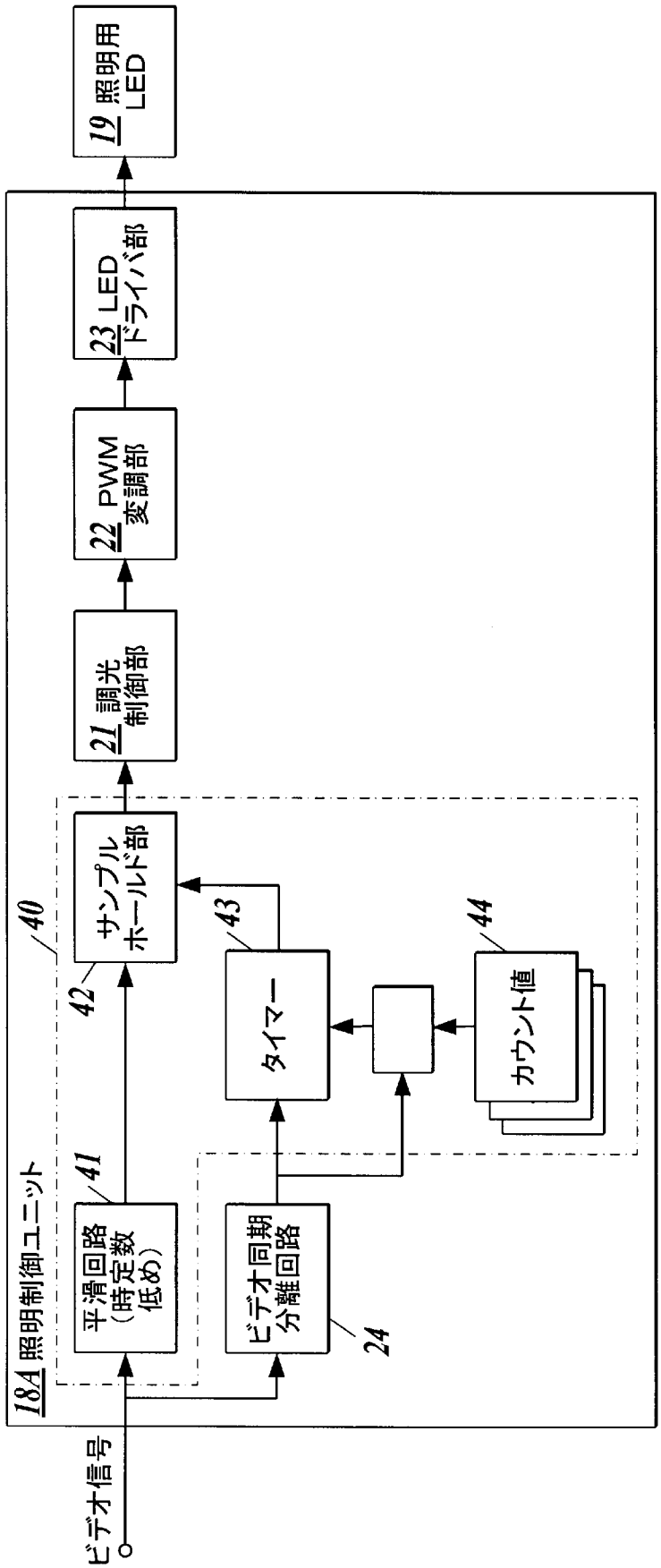
[図10]

FIG.10



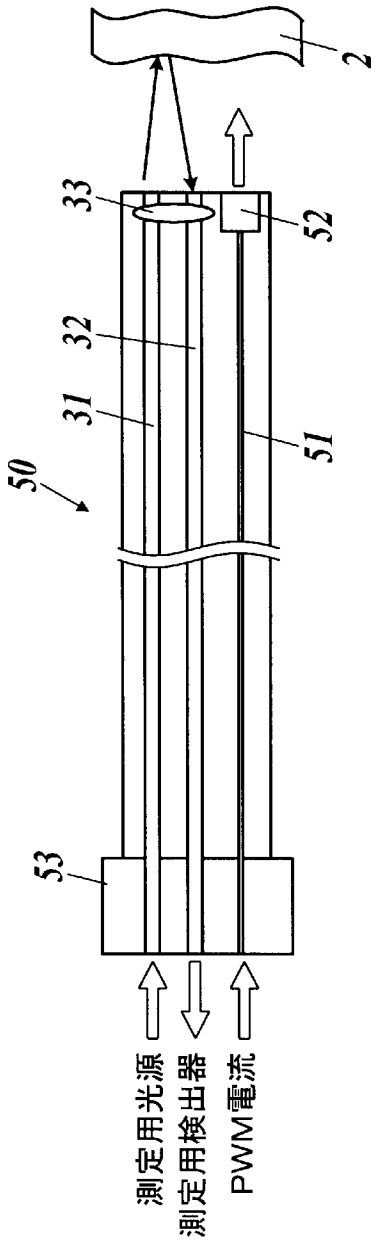
[図11]

FIG.11


19 照明用 LED
23 LED ドライバ部
22 PWM 変調部
21 調光 制御部
サンプル ホールド部
42
40
43
44
タイマー
カウント値
184 照明制御ユニット
平滑回路 (時定数 低め)
41
ビデオ同期 分離回路
24
ビデオ信号

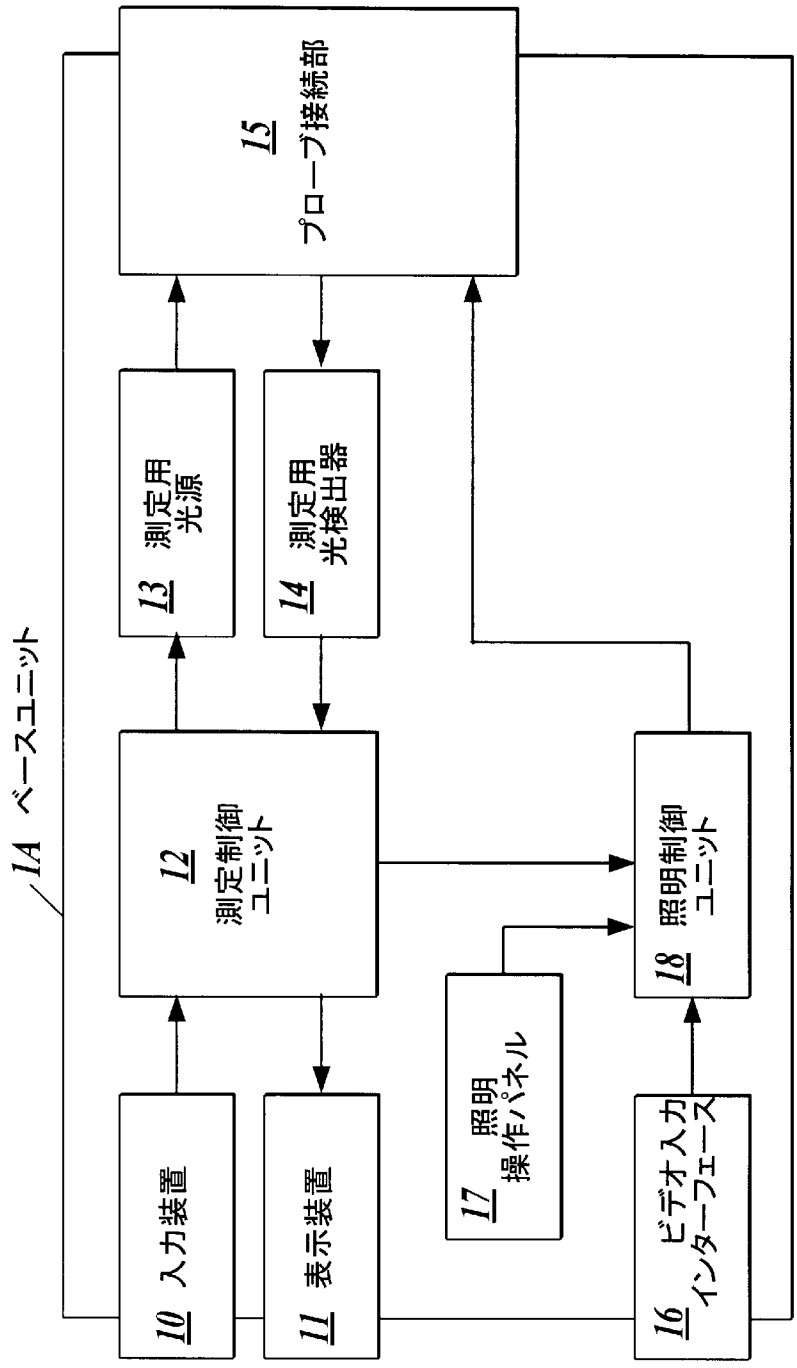
[図12]

FIG.12



[図13]

FIG.13


14 ベースユニット
15 プローブ接続部
13 測定用光源
14 測定用光検出器
12 測定制御ユニット
10 入力装置
11 表示装置
17 照明操作パネル
18 照明制御ユニット
16 ビデオ入力インターフェース

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/062744

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/06(2006.01)i, *A61B1/00*(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

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2003-325434 A (Pentax Corp.), 18 November 2003 (18.11.2003), paragraphs [0016], [0019] to [0025]; fig. 2 (Family: none)	1-5,8,9
Y	JP 2010-145474 A (Olympus Corp.), 01 July 2010 (01.07.2010), paragraph [0063] (Family: none)	1-5,8,9
Y	JP 2007-90044 A (Olympus Corp.), 12 April 2007 (12.04.2007), paragraphs [0267] to [0277]; fig. 61 & US 2007/0046778 A1 & EP 1759628 A1 & DE 602006017479 D	2

☐ 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	Date of mailing of the international search report
15 August, 2012 (15.08.12)	28 August, 2012 (28.08.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／０６２７４４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

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

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	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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 2003-325434 A（ペンタックス株式会社）2003.11.18, 【００１６】,【００１９】～【００２５】, 図２ (ファミリーなし)	１－５，８，９
Y	JP 2010-145474 A（オリンパス株式会社）2010.07.01, 【００６３】 (ファミリーなし)	１－５，８，９

☑　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	国際調査報告の発送日
１５．０８．２０１２	２８．０８．２０１２

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４０７７
伊藤　昭治
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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 2007-90044 A (オリンパス株式会社) 2007.04.12, 【０２６７】～【０２７７】, 図６１ & US 2007/0046778 A1 & EP 1759628 A1 & DE 602006017479 D	2