

(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 2017/006404 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/069333
- (22) 国際出願日: 2015年7月3日(03.07.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 渡辺 伸之(WATANABE, Nobuyuki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 上田 邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (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.

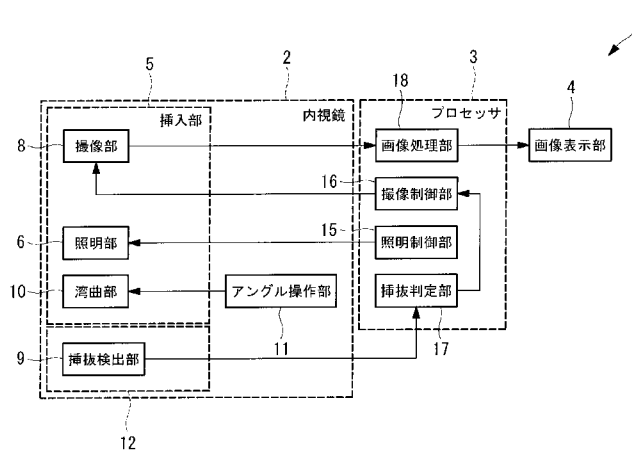
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, 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: ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム



- 2 Endoscope
3 Processor
4 Image display unit
5 Insertion unit
6 Illumination unit
8 Imaging unit
9 Insertion-withdrawal detection unit
10 Bending unit
11 Angle manipulation unit
15 Illumination control unit
16 Imaging control unit
17 Insertion-withdrawal determination unit
18 Image processing unit

(57) Abstract: The purpose of present invention is to improve manipulability at the time of insertion and improve observability at the time of withdrawal according to the direction of movement and manner of movement of an insertion unit (5) with respect to a body cavity. This endoscope system (1) includes: an endoscope (2) which has the insertion unit (5) that is to be inserted inside the body cavity, and an imaging unit (8) that obtains images of inside the body cavity at the tip of the insertion unit (5); an insertion-withdrawal detection unit (9) which detects the direction of relative movement of the insertion unit (5) with respect to the body cavity; an image generation unit (18) which generates image information suitable for the manner of movement of the insertion unit (5) according to the direction of relative movement detected by the insertion-withdrawal detection unit (9); and an image display unit (4) which displays the image information generated by the image generation unit (18).

(57) 要約: 体腔に対する挿入部(5)の移動方向や移動態様に応じて、挿入時の操作性を向上し、抜去時の観察容易性を向上することを目的として、本発明に係る内視鏡システム(1)は、体腔内に挿入される挿入部(5)と、挿入部(5)の先端において体腔内の画像を取得する撮像部(8)とを備える内視鏡(2)と、挿入部(5)の体腔に対する相対移動方向を検出する挿抜検出部(9)と、挿抜検出部(9)により検出された

相対移動方向に応じた挿入部(5)の移動態様に適した画像情報を生成する画像生成部(18)と、画像生成部(18)により生成された画像情報を表示する画像表示部(4)とを備える。

WO 2017/006404 A1

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ものである。

背景技術

[0002] 大腸内視鏡検査においては、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入していき、抜去する際に挿入部の先端に配置した撮像部により取得された体腔内壁の画像を観察し、画像上の体腔内壁の形状および／または色の情報から病変の有無および状態を診断することが行われる。このため、挿入部の体腔内への挿入時と抜去時とで照明方法および撮像画角を切り替える内視鏡システムが知られている（例えば、特許文献 1 および特許文献 2 参照。）

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献 1：特許第 4 8 5 6 2 8 6 号公報

特許文献 2：特許第 4 8 8 4 5 6 7 号公報

特許文献 3：特許第 4 9 7 9 2 7 1 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献 1，2 の内視鏡システムは、挿入部の挿入時と抜去時とで、操作者が注視する部分を拡大表示し、あるいは操作者が注視する部分の輝度を相対的に高くすることにより、挿入時の操作性を向上し、抜去時の観察容易性を向上することができる。

しかしながら、挿入部の挿入時と抜去時とでは、操作者が注視する範囲が相違するのみならず、体腔に対する挿入部の移動方向や移動の態様が相違する。

[0005] 特許文献 3 においては、挿入のスピードに応じてフレーム可変にする技術が開示されているが、特に大腸内視鏡の操作に於いては挿入時と抜去観察時

で注意しているものが異なり、挿入時は挿入スピードの関わらず、常にヒダの形状等の大域的な情報に注意を払い進行または退行、ターン、アングル等の次の作業を予測している。従って、挿入速度に応じたフレームレートよりは、挿入・抜去時で異なる画像情報を提供することが求められる。

[0006] 本発明は、体腔に対する挿入部の移動方向や移動態様に応じて、挿入時の操作性を向上し、抜去時の観察容易性を向上することができる内視鏡システムを提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様は、体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端において体腔内の画像を取得する撮像部とを備える内視鏡と、前記挿入部の前記体腔に対する相対移動方向を検出する挿抜検出部と、該挿抜検出部により検出された前記相対移動方向に応じた前記挿入部の移動態様に適した画像情報を生成する画像生成部と、該画像生成部により生成された画像情報を表示する画像表示部とを備える内視鏡システムである。

[0008] 本態様によれば、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入していくと、挿抜検出部によって、挿入部の体腔に対する相対移動方向が、挿入部を体腔に対して挿入していく方向であると検出され、挿入部が体腔に対して挿入される際の挿入部の移動態様に適した画像情報が画像生成部により生成される。また、挿入部が体腔内の奥まで挿入された状態から抜去されていくと、挿抜検出部によって、挿入部の体腔に対する相対移動方向が、挿入部を体腔から抜去していく方向であると検出され、挿入部が体腔から抜去される際の挿入部の移動態様に適した画像情報が画像生成部により生成される。

[0009] そして、各相対移動方向に応じた移動態様に適した画像情報が画像表示部に表示されることにより、操作者が画像からより多くの情報を得ることができ、挿入時の操作性を向上し、抜去時の観察容易性を向上することができる。

[0010] 上記態様においては、前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向で

ある場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合よりも、フレームレートを高くするように前記撮像部を制御してもよい。

[0011] 挿入部の体腔への挿入時の移動態様は、一般には、挿入部の先端をどちらの方向に挿入していけばよいのかを探索しながらスピーディに前進させるので、撮像部により取得される画像の変動が大きい。本態様によれば、挿入部を体腔に対して挿入していく場合に、挿入部を体腔から抜去していく場合よりも、フレームレートを高くして撮像部により画像を取得させるので、挿入部を頻繁に動かしても滑らかに変動する動画を画像表示部に表示することができる。

[0012] これにより、画像表示部を見ながら挿入動作を行う操作者は、滑らかに変動する動画によってストレスなく挿入部の挿入方向を探索し、迅速な挿入作業を行うことができる。

一方、挿入部を体腔から抜去していく場合に、挿入部を体腔に挿入していく場合よりも、フレームレートを低くして撮像部により画像を取得させるので、解像度の高い画像取得が可能になる。これにより、画像表示部に表示された高解像の画像によって操作者が、体腔における病変の有無や病変の状態を詳細に観察することができる。

[0013] また、上記態様においては、前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、複数画素の信号を加算して出力するように前記撮像部を制御してもよい。

このようにすることで、フレームレートが高くなって露光時間が短くなっても、画素加算により感度を向上して補うことができる。また、撮像部から出力される画像信号の数を減らして、画像処理に要する時間を低減し、フレームレートを高くしても高速に遅延のない処理を行うことができる。これにより、挿入部の速い動きに対応して、滑らかに変動する動画を提示することができる。

[0014] また、上記態様においては、前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合よりも、低輝度視認性重視のトーンとなるように前記撮像部により取得された画像を処理してもよい。

[0015] 挿入部を体腔に挿入していく方向に相対移動させる場合には、挿入部の先端に設けられた撮像部の視野は体腔の長手方向に沿う前方に向けられ、挿入部の先端から遠い中央近傍の低輝度の領域が挿入部の先端を挿入していく方向であり、操作者が最も注視する領域となる。

本態様によれば、低輝度視認性重視のトーンとなるように画像処理されるので、低輝度領域の階調値が増加させられるとともに、低輝度領域に多くの階調値が割り当てられてコントラストが増加した高精細の画像により、挿入部の進行方向を正確に判断することが可能となる。

[0016] また、上記態様においては、前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合よりも、中輝度視認性重視のトーンとなるように前記撮像部により取得された画像を処理してもよい。

[0017] 挿入部を体腔から抜去していく方向に相対移動させる場合には、挿入部の先端に設けられた撮像部の視野は体腔の長手方向に沿う前方に向けられ、挿入部の先端から遠い中央近傍が低輝度、周辺が中輝度以上の画像となる。そして、中輝度以上の周辺の領域に位置する体腔内壁が、病変の有無や状態を観察するために操作者が最も注視する領域となる。

本態様によれば、中輝度視認性重視のトーンとなるように画像処理されるので、中輝度領域に多くの階調値が割り当てられて、病変部を高精細に観察することが可能となる。

[0018] また、上記態様においては、前記挿入部の先端から前記体腔までの距離情報を取得する測距センサを備え、前記挿抜検出部により検出された前記相対

移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、前記画像生成部が、前記測距センサにより取得された距離情報を含む画像情報を生成してもよい。

[0019] このようにすることで、操作者は、画像表示部に距離情報を含む画像情報が提示されることによって、体腔の奥行き（間合い）を精度よく認識することができ、挿入部をより正確に体腔の奥に向かって進行させることができる。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、体腔に対する挿入部の移動方向や移動態様に応じて、挿入時の操作性を向上し、抜去時の観察容易性を向上することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の一実施形態に係る内視鏡システムを示す全体構成図である。
[図2]図1の内視鏡システムに備えられる挿抜検出部の一例を示す図である。
[図3]図1の内視鏡システムの動作を説明するフローチャートである。
[図4]図1の内視鏡システムの第1の変形例を示す全体構成図である。
[図5]図1の内視鏡システムの第2の変形例を示す全体構成図である。
[図6]図5の内視鏡システムに備えられる挿抜検出部の一例を示す図である。
[図7]図1の内視鏡システムの第3の変形例における挿抜検出部を説明する図である。
[図8A]図1の内視鏡システムにより挿入部の挿入時に適用されるトーンの例を示す図である。
[図8B]図1の内視鏡システムにより挿入部の抜去時に適用されるトーンの例を示す図である。
[図9]図1の内視鏡システムの第4の変形例における挿入部先端を示す斜視図である。
[図10]図9の内視鏡システムにおいて距離計測のために射出される照明光、検出光、反射光、各画素における検出信号の例を示す図である。

[図11]図9の内視鏡システムの挿入部先端の他の例を示す斜視図である。

[図12]図11の内視鏡システムに用いられる撮像素子の一例を示す図である。

[図13]図9の内視鏡システムを示す全体構成図である。

[図14]図9の内視鏡システムの動作を説明するフローチャートである。

[図15]図9の内視鏡システムの他の例に用いられる撮像素子の一例を示す縦断面図である。

[図16]図15の撮像素子に備えられるマスクの一例を示す平面図である。

発明を実施するための形態

[0022] 本発明の一実施形態に係る内視鏡システム1について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム1は、図1に示されるように、内視鏡2と、該内視鏡2を制御し、内視鏡2により取得された情報を処理するプロセッサ3と、プロセッサ3による処理結果を表示する画像表示部4とを備えている。

[0023] 内視鏡2は、図1に示されるように、患者の体腔内に挿入される挿入部5と、該挿入部5の先端から体腔内に照明光を照射する照明部6と、挿入部5の先端に配置された撮像光学系（図示略）を介して体腔内の画像を取得する撮像部8と、挿入部5が挿入されているか抜去されているかを検出する挿抜検出部9とを備えている。図中、符号11は挿入部5の先端に備えられた湾曲部10を動作させるアングル操作部である。

[0024] 撮像部8は、フレームレートを変更可能なCCD等の撮像素子7を備えている。本実施形態においては、フレームレートを120/secと60/secの2段階に切り替えることができるようになっている。

[0025] また、撮像部8は、画素加算のオンオフを切り替えることができるようになっている。すなわち、画素加算がオフ状態のときには、撮像部8は全ての画素からの画像信号を別々の画像信号として出力する一方、画素加算がオン状態に切り替えられると、隣接する複数画素、例えば、 $2 \times 2 = 4$ 画素分の

信号を加算して、1画素の画像信号として出力するようになっている。

[0026] 挿抜検出部9としては、例えば、図2に示されるように、体腔の入口等に、体腔に対して固定され、挿入部5を貫通させるオーバーチューブ12に、挿入部5の外面对して光を射出する発光部13と、該発光部13から発せられた光の挿入部5の外面上における反射光を受光する受光部14とを備えたものを採用すればよい。この挿抜検出部9によれば、発光部13からの発光のタイミングと受光部14における受光のタイミングとのズレが、挿入部5の移動方向および移動速度に応じて変化することを利用して、挿入部5が体腔内に挿入されているのか抜去されているのかの相対移動方向を検出することができるようになっている。符号19は、光学的に透明な材質からなる窓部材である。

[0027] プロセッサ3は、内視鏡2の照明部6を制御する照明制御部15と、撮像部8を制御する撮像制御部16と、挿抜検出部9からの出力により、挿入部5の体腔に対する相対移動方向を判定する挿抜判定部17と、撮像部8により取得された画像信号を処理して画像を生成する画像処理部（画像生成部）18とを備えている。画像処理部18により生成された画像は、画像表示部4に送られて表示されるようになっている。

[0028] 撮像制御部16は、挿抜判定部17による判定の結果、挿入部5が体腔に対して挿入されている状態であると判定された場合には、撮像部8に対して、フレームレートを120/secに切り替えるとともに、画素加算をオン状態に切り替える指令を行うようになっている。

一方、撮像制御部16は、挿抜判定部17による判定の結果、挿入部5が体腔から抜去されている状態であると判定された場合には、撮像部8に対して、フレームレートを60/secに切り替えるとともに、画素加算をオフ状態に切り替える指令を行うようになっている。

[0029] 挿抜判定部17は、挿抜検出部9により同じ状態が、所定時間にわたって検出されている場合に、挿入状態であるか抜去状態であるかを判定するようになっている。また、挿抜検出部9による検出信号に基づいて、挿入部5の

体腔内への挿入量を積算しておき、所定の挿入量を超えた後に抜去状態が所定時間にわたって継続したときに、抜去状態に切り替わったと判定してもよい。

[0030] このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム 1 を用いて体腔内の観察を行うには、体腔の入口付近にオーバーチューブ 12 を固定し、該オーバーチューブ 12 内に挿入部 5 を貫通させて挿入部 5 を先端から体腔内に挿入する。

[0031] 図 3 に示されるように、まず、挿入部 5 が体腔に対して挿入されているのか抜去されているのかが判定され（ステップ S 1）、挿入部 5 の体腔内への挿入開始時には、挿入部 5 の体腔に対する相対移動方向は、挿入していく方向であるため、プロセッサ 3 の撮像制御部 16 は、撮像部 8 に対して、フレームレートを 120/sec に設定し、かつ、画素加算をオン状態に設定する指令信号を出力する（ステップ S 2）。そして、プロセッサ 3 の照明制御部 15 の作動により照明部 6 が作動させられて、照明光が挿入部 5 の先端から前方の体腔内に向けて照射される（ステップ S 3）。

[0032] これにより、体腔の内面における照明光の反射光が撮像光学系を介して撮像部 8 により撮影され（ステップ S 4）、プロセッサ 3 の画像処理部 18 によって処理された後に（ステップ S 5）、画像表示部 4 により表示される（ステップ S 6）。

この場合において、例えば、大腸内視鏡検査の場合には、挿入部 5 の体腔内への挿入時には、操作者は、体腔の終端、例えば、盲腸の位置まで挿入部 5 を迅速に到達させることが最大の関心事であるため、アングル操作部 11 を頻繁に操作して湾曲部 10 の湾曲や挿入部 5 の押し引きを頻繁に行って、挿入方向を探索しながら挿入部 5 を挿入していく移動態様を採用する。したがって、操作者は、挿入状態において、体腔の内壁の状態を観察しておらず、体腔内壁の画像が精細に取得される必要はない。

[0033] 本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、挿入部 5 の体腔内への挿入

時には、フレームレートが高い値に設定されているので、アングル操作部 11 の頻繁な操作によって、挿入部 5 の先端の揺動や移動による画像の頻繁な変動が生じて、滑らかな動画として画像表示部 4 に表示することができ、スムーズな挿入作業を行うことができるという利点がある。

[0034] 特に、フレームレートを向上すると同時に、画素加算により画像信号数を低下させているので、処理を迅速に行うことができ、表示画像の遅延を防止し、より滑らかな動画を表示することができる。また、画素加算により感度が向上するので、フレームレートを高めることによる露光時間の低下を補って、明るい画像を取得することができるという利点もある。画像中において注視している体腔の奥側の領域は、挿入部 5 の先端から離れているために暗くなるので、画像全体を明るくすることにより操作性が向上することにおいても有利である。

[0035] 本実施形態においては、オーバーチューブ 12 に設けられた挿抜検出部 9 により挿入部 5 の挿入状態が検出されている限り、高フレームレートによる撮影および画素加算が実施されるので、上記効果を継続して得ることができる。

そして、観察終了か否かが判定され（ステップ S 7）、終了しない場合にはステップ S 1 からの工程が繰り返される。

[0036] 一方、挿入部 5 が体腔の終端に到達した後は、操作者は、体腔内から挿入部 5 を抜き出す動作を行う。これにより、オーバーチューブ 12 に設けられた挿抜検出部 9 により、挿入部 5 が体腔から抜き出される方向に移動していることが検出された場合には（ステップ S 1）、撮像制御部 16 が、撮像部 8 によるフレームレートを 60 / sec に切り替えるとともに、画素加算をオフ状態に切り替える（ステップ S 2'）。

[0037] 大腸内視鏡検査の場合、操作者は、内視鏡 2 を抜去しながら体腔内壁における病変の有無や病変の状態を詳細に観察する内視鏡 2 の移動態様を採用する。

したがって、挿入部 5 の動作は体腔への挿入時よりも緩慢で有り、フレー

ムレートを低下させても、動画の滑らかさが失われることはない。

[0038] さらに、画素加算をオフ状態に切り替えることにより、全ての画素からの画像信号を用いた高解像度の画像を取得することができ、病変の有無の確認やその状態の観察を画像表示部4に表示された画像上で詳細に行うことができるという利点がある。

この場合においても、フレームレートを低下させることによって、単位時間当たりを取得される画像数が低下するので各画像を高解像にしても処理が遅延することを防止することができる。

[0039] なお、本実施形態においては、フレームレートとして60/secおよび120/secを採用したが、これに限定されるものではないことも言うまでもない。

また、本実施形態においては、オーバーチューブ12に設けた挿抜検出部9により、体腔に対する挿入部5の移動方向を検出することとしたが、これに限定されるものではない。

[0040] 例えば、図4に示されるように、撮像部8が挿抜検出部9を兼ねることとし、挿抜判定部17は、撮像部8により取得され画像処理部18において生成された画像のパターン（または連続画像のパターン）に応じて、体腔の終端に到達したことを判定してもよい。例えば、画像のパターンにより盲腸に到達したことが判定される場合には、それ以前を挿入状態、それ以降を抜去状態と判定すればよい。

[0041] また、図5および図6に示されるように、挿抜検出部9として、挿入部5の各所に挿入部5の湾曲量を検出するセンサ（湾曲量検出部）20を設けておき、挿抜判定部17は、センサ20からの出力に基づいて挿入部5の形状を推定することにより、体腔の終端に到達したことを判定してもよい。

[0042] また、図7に示されるように、挿入部5の長手方向に間隔をあけて、操作者により把持されたことを検出する圧覚センサ21を配置しておき、圧覚センサ21による検出順序と検出位置に応じて、挿入部5が体腔の終端に到達したことを判定してもよい。すなわち、挿入部5の挿入時には、挿入部5の

先端側から順に圧覚センサ 2 1 による検出が行われていき、所定位置の圧覚センサ 2 1 による検出が行われた後に、検出順序が先端側に戻ることににより、挿入部 5 が抜去状態に切り替わったと判定することができる。

[0043] また、挿入部 5 の圧覚センサ 2 1 による、挿入方向に力が加わっているか抜去方向に力が加わっているかの検出結果に基づいて、挿入部 5 が抜去状態に切り替わったのかを判定することができる。

[0044] また、本実施形態においては、挿入状態か否かによってフレームレートを切り替えることとしたが、これに加えて、画像処理部 1 8 において、図 8 A および図 8 B に示されるように階調補正を行うことにしてもよい。

すなわち、挿入部 5 が挿入状態にあるときには、図 8 A に示されるように、低輝度の階調値を増大させるようなトーンを採用し、挿入部 5 が抜去状態にあるときには、図 8 B に示されるように、中輝度の階調値を増大させるようなトーンを採用することが好ましい。

[0045] このようにすることで、挿入部 5 が挿入状態にあるときには、低輝度視認性重視のトーンとなって、低輝度領域の階調値が増加させられるとともに、低輝度領域に多くの階調値が割り当てられてコントラストが増加した高精細の画像により、挿入部 5 の進行方向を正確に判断することが可能となる。特に、画素加算と併用することで、図 8 A のように、低輝度から中輝度の階調値を持ち上げても、低輝度のノイズが低減されるため、階調補正に対するロバスト性（ノイズを目立たなくする）向上の効果を得ることができる。

[0046] また、挿入部 5 が抜去状態にあるときには、中輝度視認性重視のトーンとなるように画像処理されるので、中輝度領域に多くの階調値が割り当てられて、病変部を高精細に観察することができるという利点がある。

[0047] また、本実施形態においては、挿入部 5 が体腔に対して挿入状態か抜去状態かに応じて、フレームレートを切り替えることとしたが、これに代えて、あるいはこれに加えて、挿入状態においては挿入部 5 の先端の撮像部 8 から体腔内の各部までの距離を検出し、その距離情報を画像表示部 4 に表示することにしてもよい。

[0048] 距離の検出は、以下の方法によって行うことができる。

例えば、図 9 に示されるように、挿入部 5 の先端に近赤外線または赤外線 LED からなる距離検出用光源 22 と、体腔の内面において反射して戻る光を撮影する CMOS イメージセンサ等の距離検出用撮像素子（測距センサ）23 とを設ける。

[0049] 図 10 に示されるように、距離検出用光源 22 から所定の周期で駆動されたパルス状の検出光を射出させ、距離検出用撮像素子 23 の各画素 A, B において受光された反射光と検出光との間の位相差 ϕ によって、光路長を画素 A, B 毎に推定する、タイムオブフライト（TOF）法を利用することによればよい。

[0050] 距離検出用撮像素子 23 は、可視光観察用の撮像素子 7 と別個に設けてもよいし、図 11 に示されるように、共通の撮像素子 24 によって可視光観察および距離計測の両方を行うことにしてもよい。

可視光観察および距離計測の両方を行う場合には、同一の基板上に所定の間隔をあけて可視光観察用の画素と距離計測用の画素とを配列してもよい。

[0051] これに代えて、近赤外線または赤外線が薄膜化されたシリコン基板を透過することを利用して、図 12 に示されるように、可視光観察用のフォトダイオードの下層に距離計測用のフォトダイオードを配列すれば、撮像素子の設置面積を低減して、挿入部 5 の細径化を図ることができるので有利である。

[0052] これを実現するためには、図 13 および図 14 に示されるように、挿入部 5 に可視光観察用の第 1 照明部 25 と、距離検出用の第 2 照明部 26 と、可視光観察用の第 1 撮像部 27 と、距離検出用の第 2 撮像部（測距センサ）28 とを設け、挿抜判定部 17 により挿入状態であると判定された場合には、照明制御部 15 が第 1 照明部 25 および第 2 照明部 26 の両方を作動させ（ステップ S3'）、かつ、第 1 撮像部 27 および第 2 撮像部 28 の両方により撮像させ（ステップ S4'）、画像処理部 18 において、第 2 撮像部 28 において取得された画像信号から距離情報を求め（ステップ S5'）、第 1 撮像部 27 により取得された画像とともに画像表示部 4 に表示することにする。

ればよい。

[0053] 挿入部 5 の体腔内への挿入時に距離計測を行うことで、挿入部 5 の先端と体腔内の各部との間合いの情報を取得することができ、特に、体腔がどちらの方向に展開しているのかをより正確に確認することができる。

一方、挿抜判定部 17 において抜去状態であると判定された場合には、照明制御部 15 が第 1 照明部 25 のみを作動させ（ステップ S 3'' ）、かつ、第 1 撮像部 27 により撮像させ（ステップ S 4'' ）第 1 撮像部 27 により取得された画像を画像表示部 4 に表示することにすればよい。

[0054] また、距離情報を取得する方法として、体腔内壁の各部をステレオ計測する方法を採用してもよい。

例えば、図 15 に示されるように、撮像素子として、可視光観察用のフォトダイオード 32 の下層に、マスク 29 および該マスク 29 の下層に配置されるステレオ計測用のフォトダイオード（測距センサ）30 を配置したものを採用すればよい。図中符号 33 はマイクロレンズである。

[0055] マスク 29 としては、図 16 に示されるように、中心から左右いずれかの方向に偏った位置にスリット 31 を配置したものを各画素に交互に配置したものを挙げることができる。そして、可視光観察用の白色光源と、近赤外または赤外光を射出する赤外光源とを挿入部 5 の先端に配置して、同時に作動させる。

[0056] これにより、体腔内壁において反射した白色光は撮像素子の可視光観察用のフォトダイオード 32 により検出される一方、近赤外光または赤外光は、可視光観察用のフォトダイオード 32 を透過して、マスク 29 のスリット 31 を通過したもののみが最下層のステレオ計測用のフォトダイオード 30 によって検出される。スリット 31 の偏る方向が異なるマスク 29 に対応するフォトダイオード 30 によって検出された光は視差を有するので、左右の両眼によって別々に見るようにすることによって、体腔内壁を 3 次元的に観察することができる。

[0057] したがって、挿入部 5 が挿入状態であることが検出された場合に、赤外光

源を作動させて、ステレオ計測用のフォトダイオード30により取得された視差を有する画像を表示することにより、操作者は、体腔の奥行き（間合い）を精度よく認識することができ、挿入部5をより正確に体腔の奥に向かって進行させることができる。

符号の説明

- [0058]
- 1 内視鏡システム
 - 2 内視鏡
 - 4 画像表示部
 - 5 挿入部
 - 8 撮像部
 - 9 挿抜検出部
 - 18 画像処理部（画像生成部）
 - 23 距離検出用撮像素子（測距センサ）
 - 28 第2撮像部（測距センサ）
 - 30 ステレオ計測用のフォトダイオード（測距センサ）

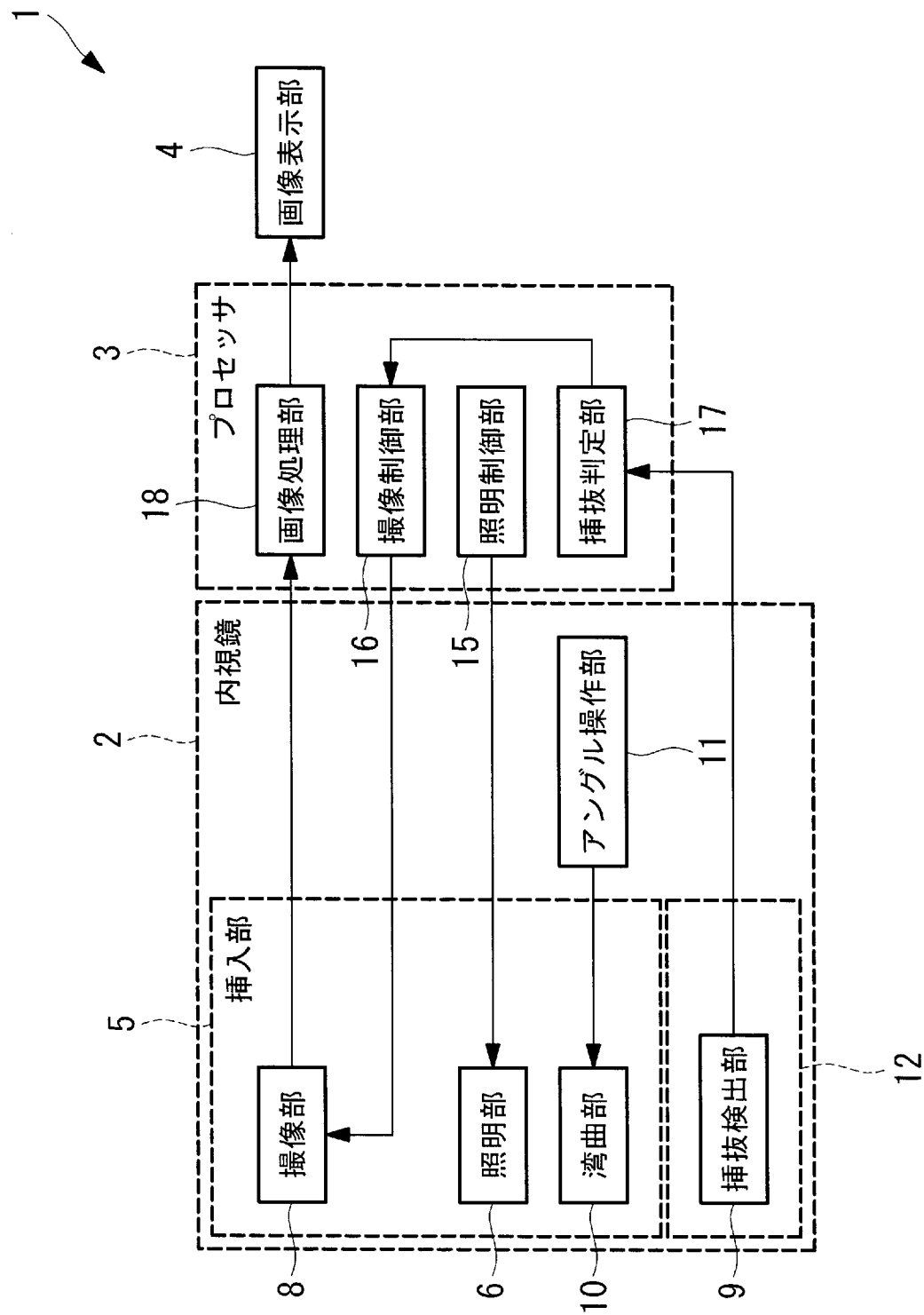
請求の範囲

- [請求項1] 体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端において体腔内の画像を取得する撮像部とを備える内視鏡と、
前記挿入部の前記体腔に対する相対移動方向を検出する挿抜検出部と、
該挿抜検出部により検出された前記相対移動方向に応じた前記挿入部の移動態様に適した画像情報を生成する画像生成部と、
該画像生成部により生成された画像情報を表示する画像表示部とを備える内視鏡システム。
- [請求項2] 前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合よりも、フレームレートを高くするように前記撮像部を制御する請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、複数画素の信号を加算して出力するように前記撮像部を制御する請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合よりも、低輝度視認性重視のトーンとなるように前記撮像部により取得された画像を処理する請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記画像生成部は、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔から抜去していく方向である場合に、前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合よりも、中輝度視認性重視のトーンとなるように前記撮

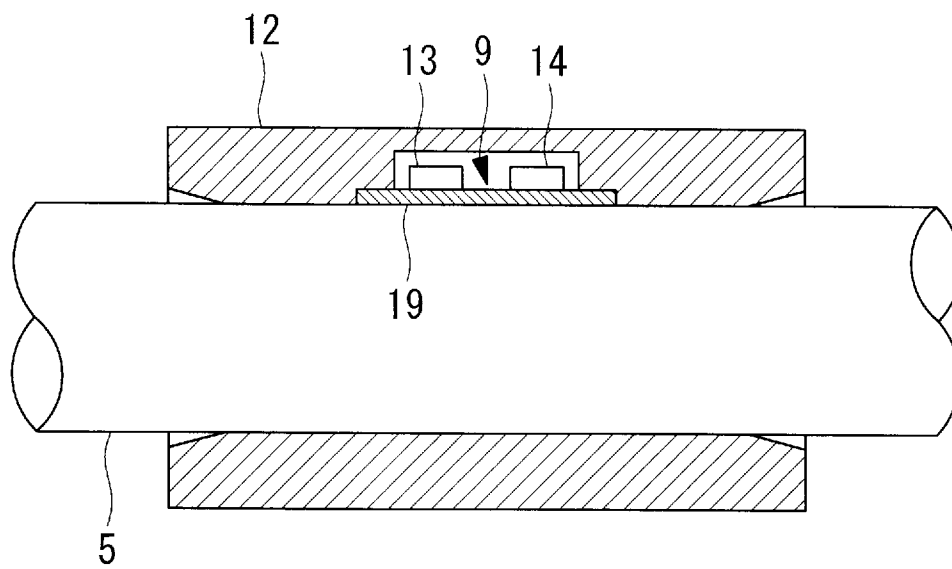
像部により取得された画像を処理する請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記挿入部の先端から前記体腔までの距離情報を取得する測距センサを備え、前記挿抜検出部により検出された前記相対移動方向が、前記挿入部を前記体腔に対して挿入していく方向である場合に、前記画像生成部が、前記測距センサにより取得された距離情報を含む画像情報を生成する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

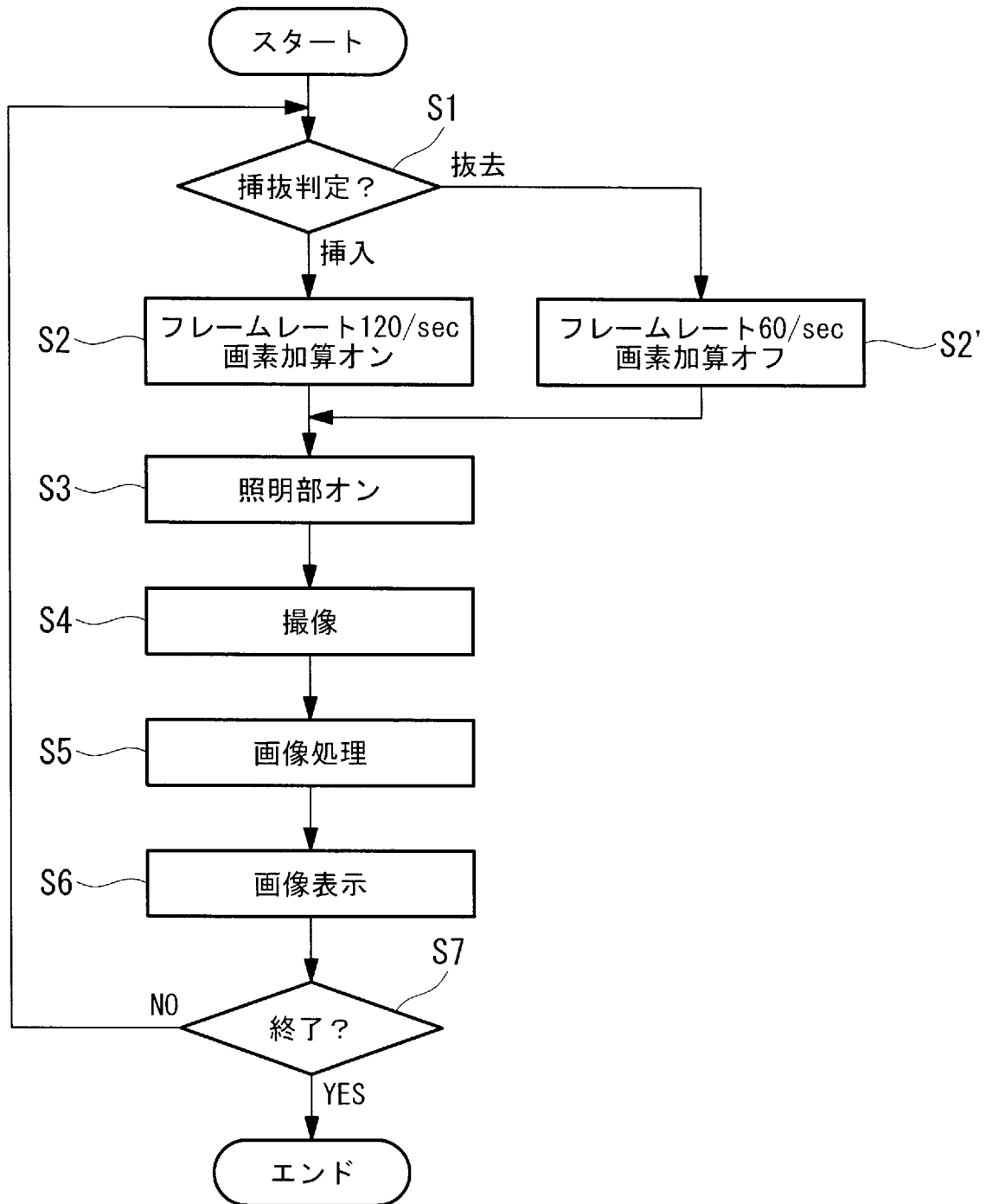
[図1]



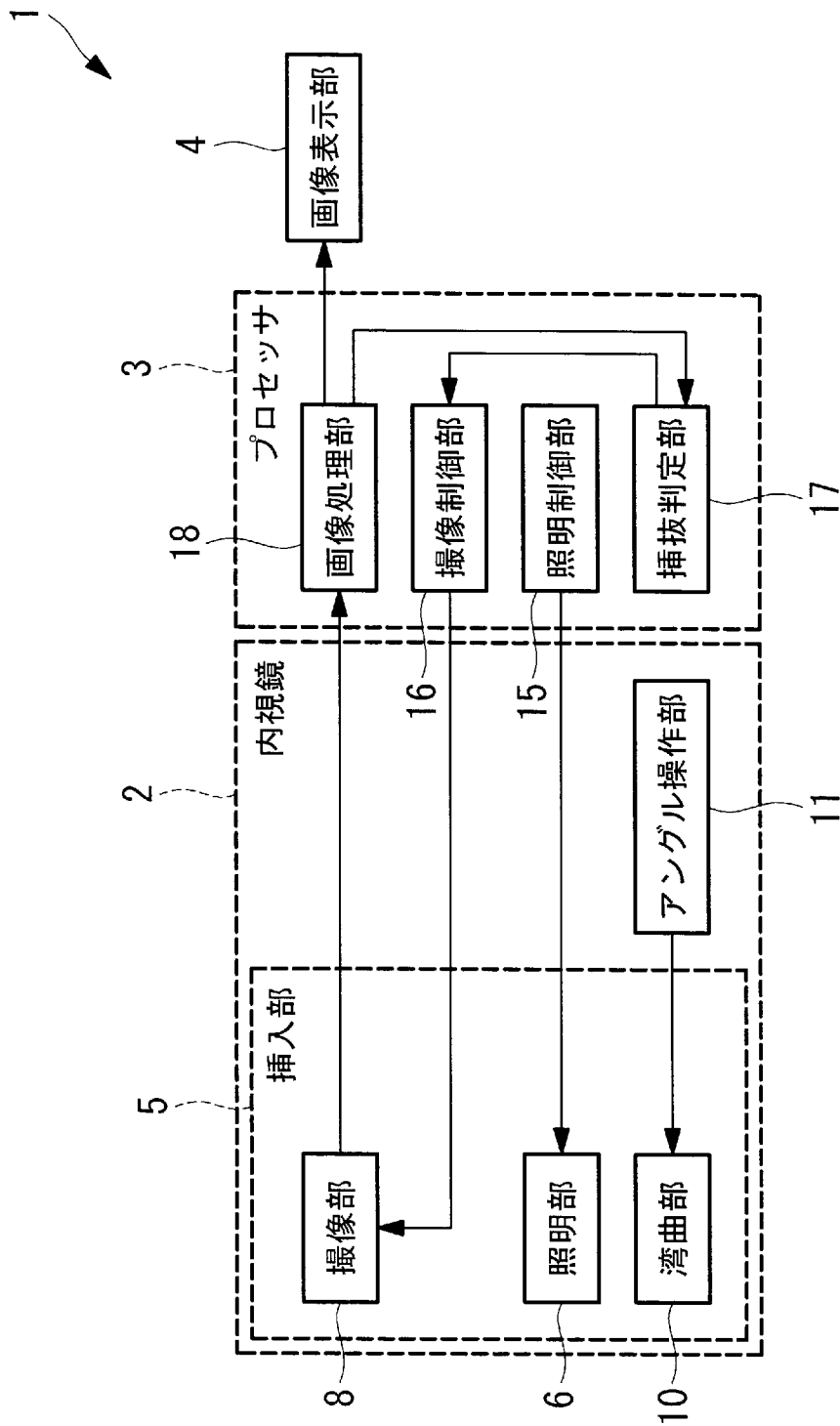
[図2]



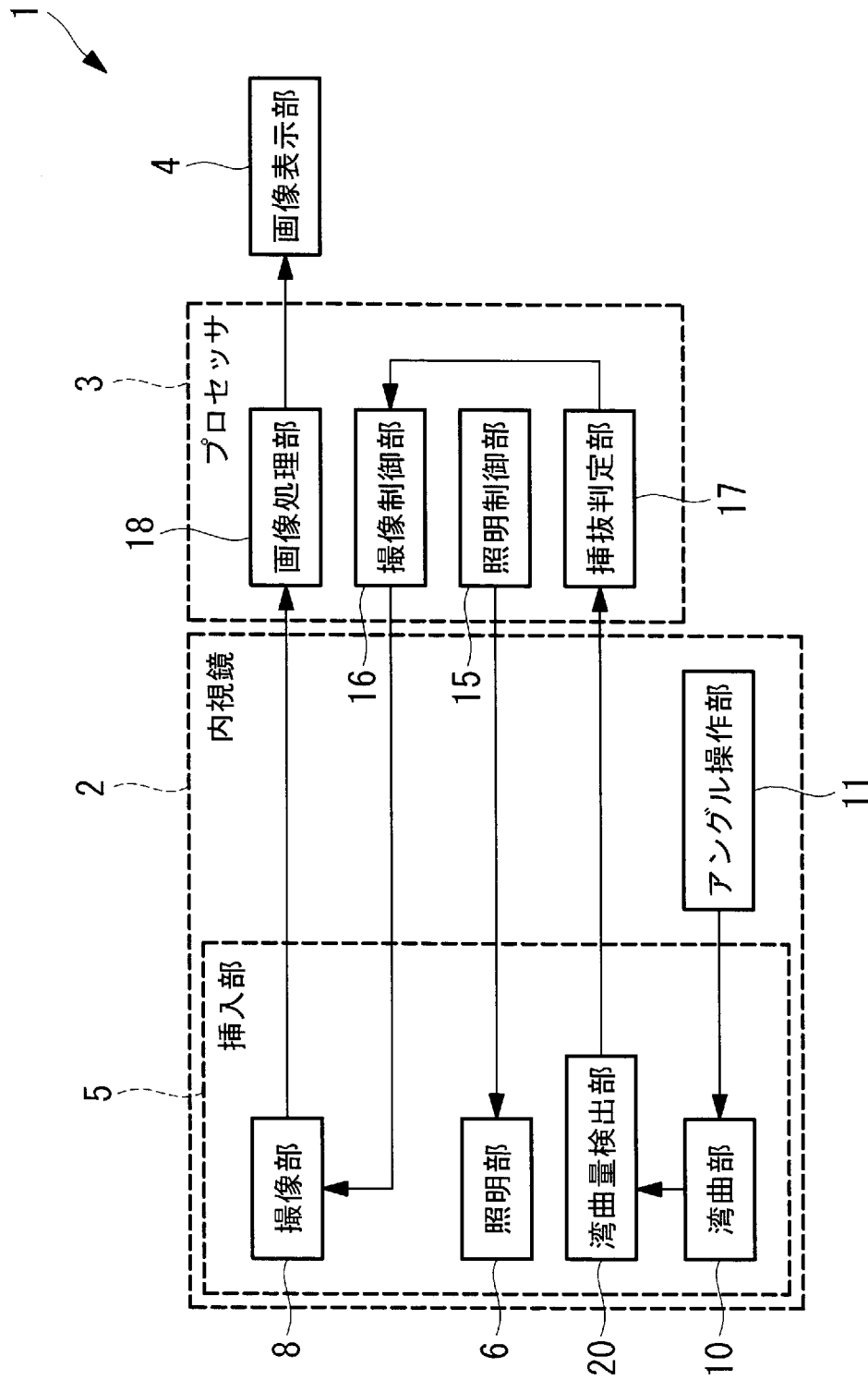
[図3]



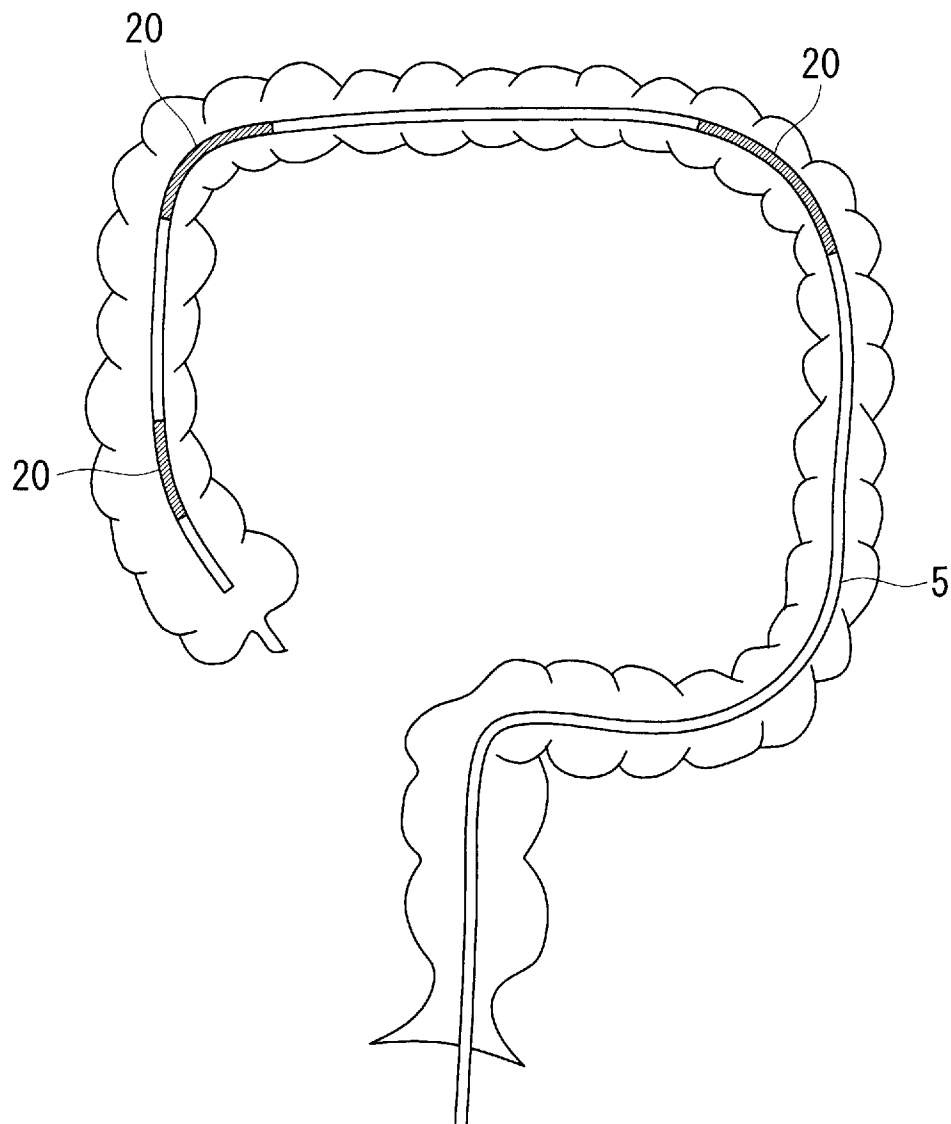
[図4]



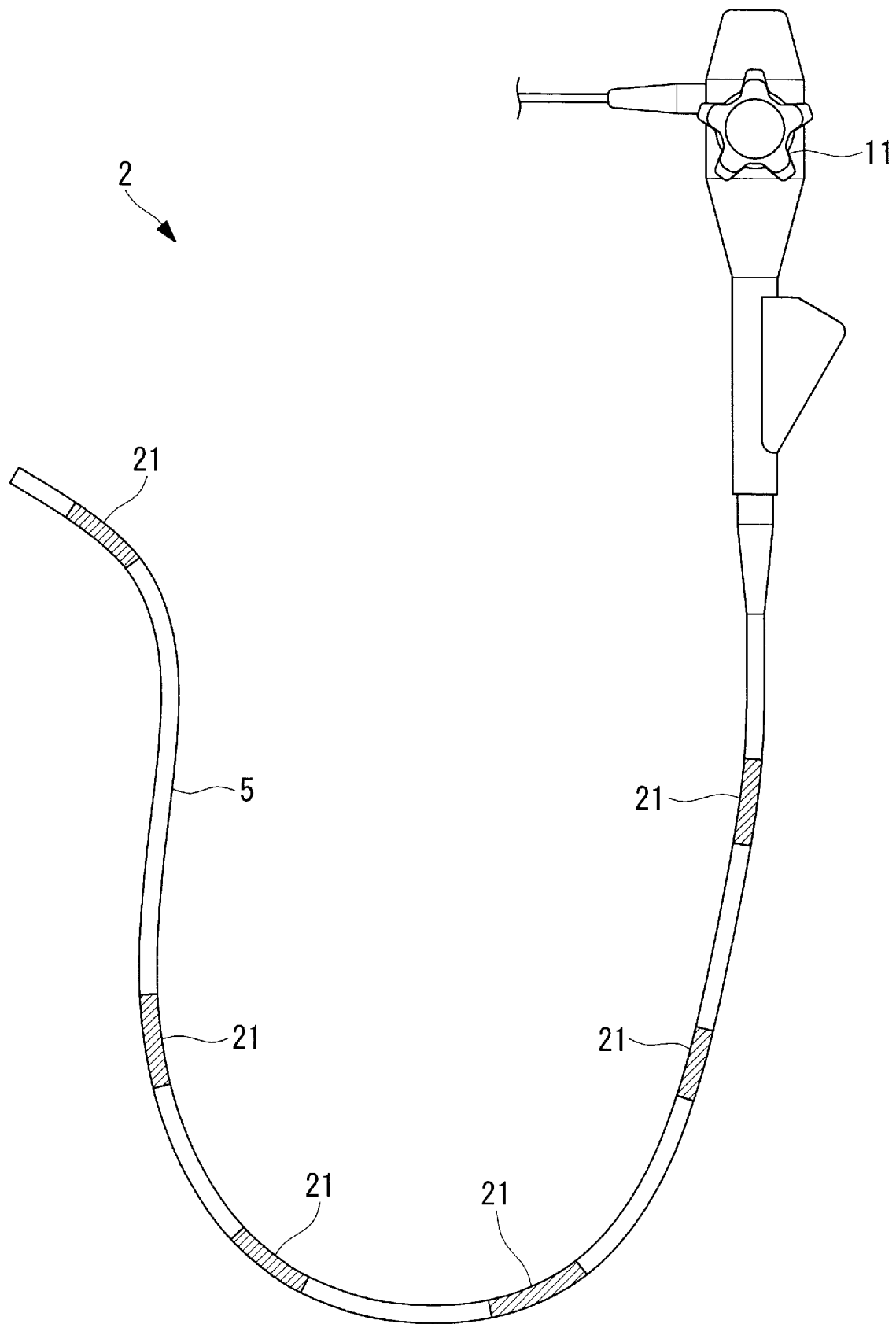
[図5]



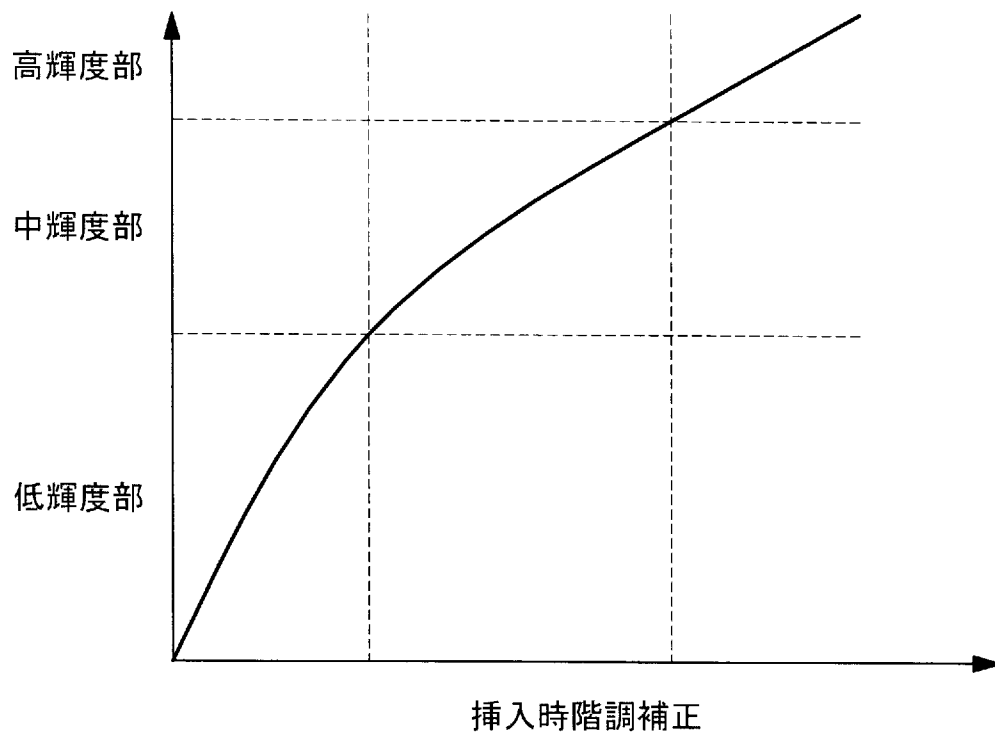
[図6]



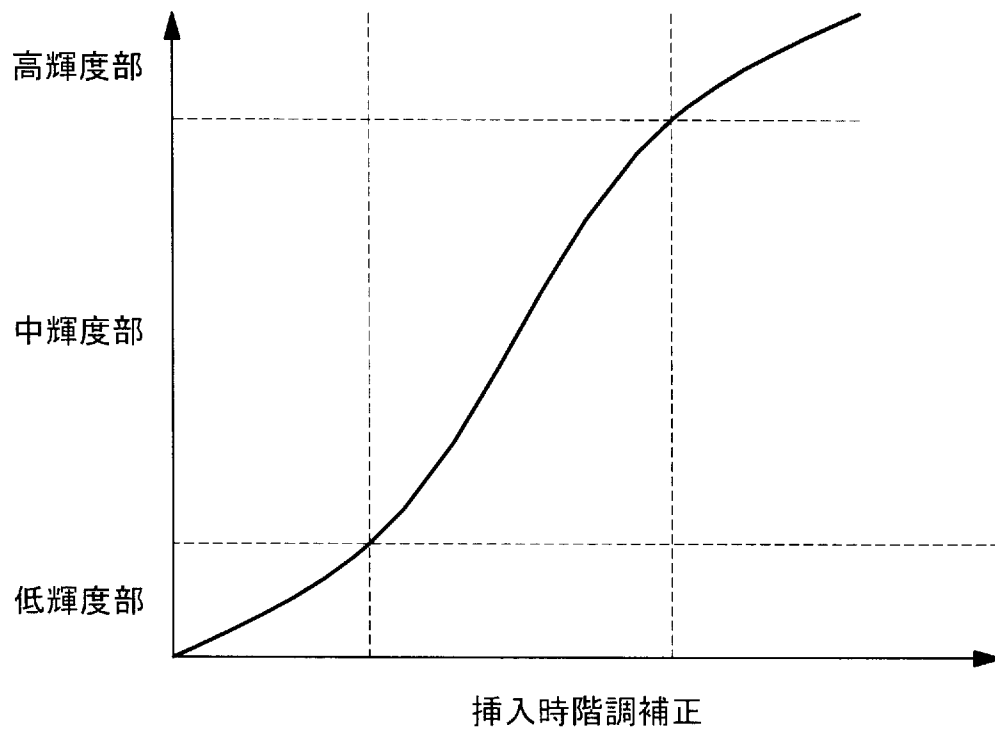
[図7]



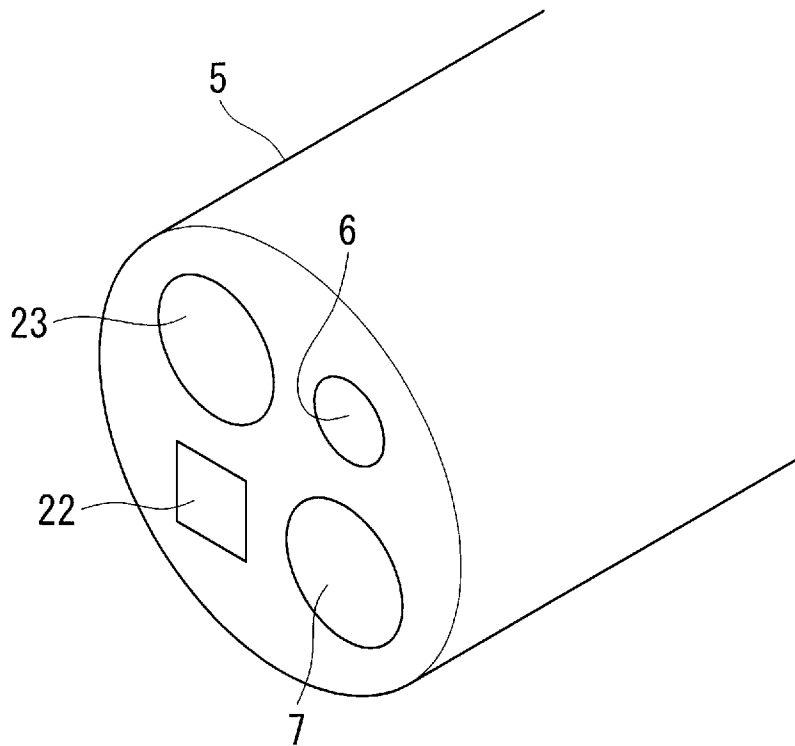
[図8A]



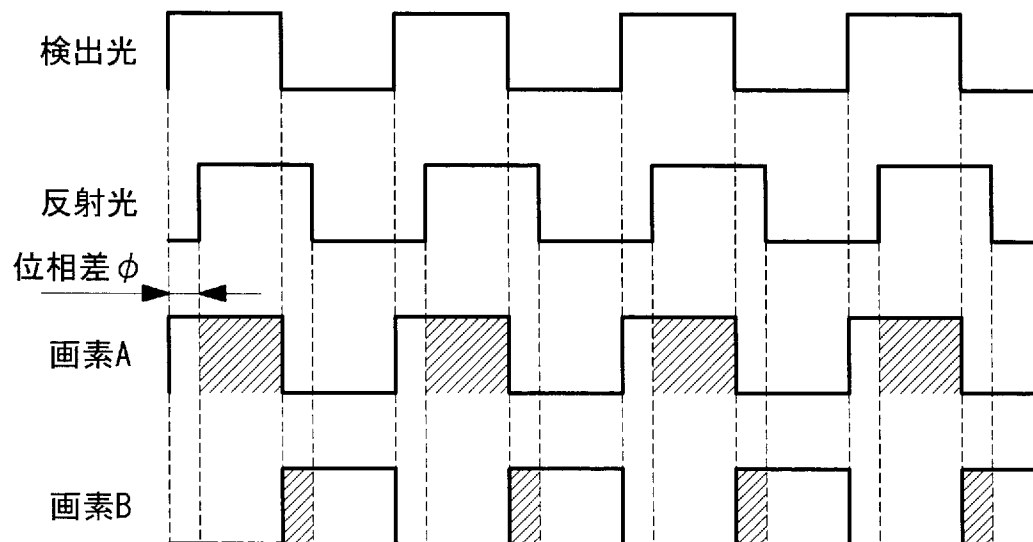
[図8B]



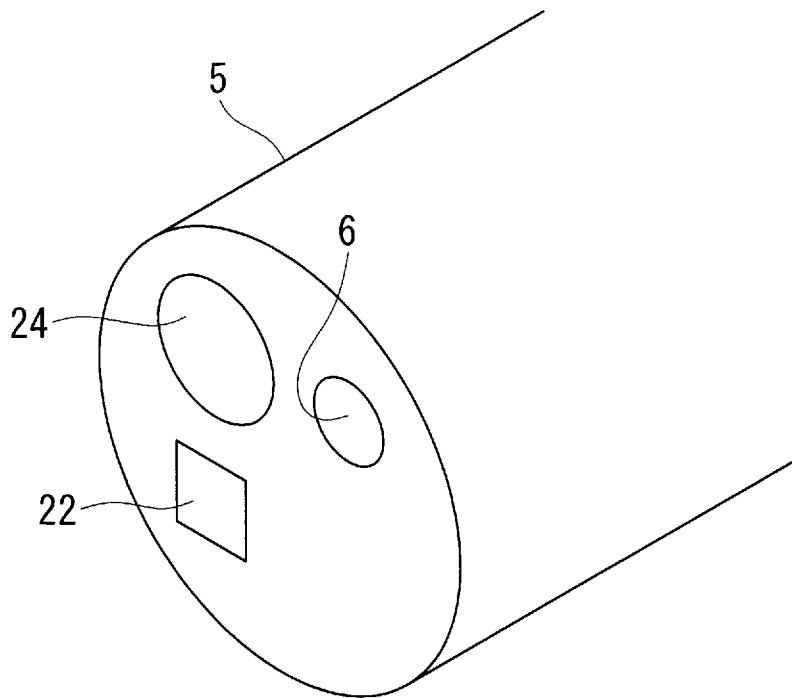
[図9]



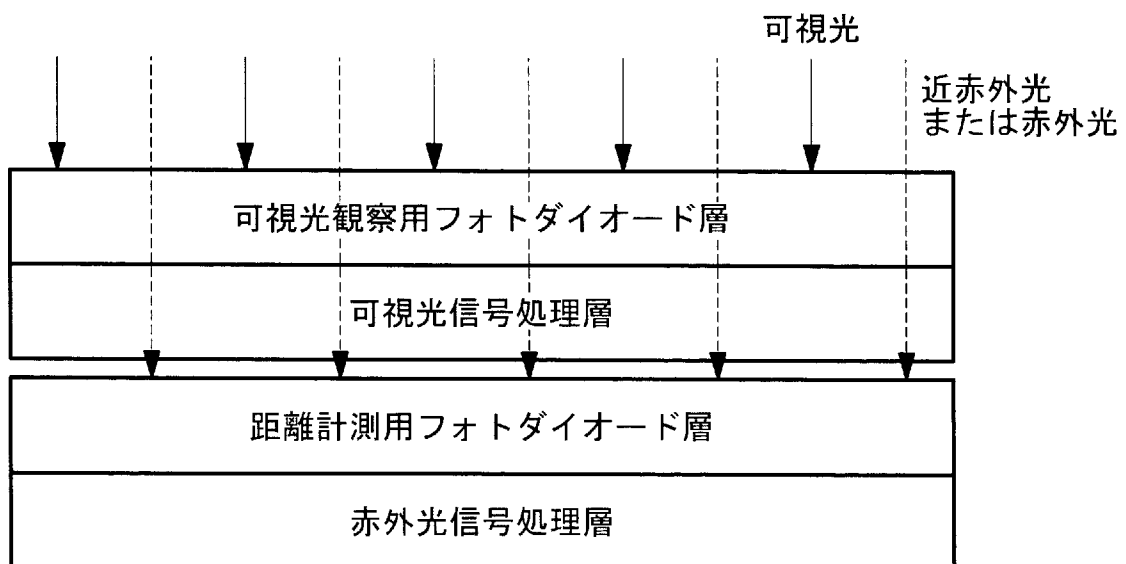
[図10]



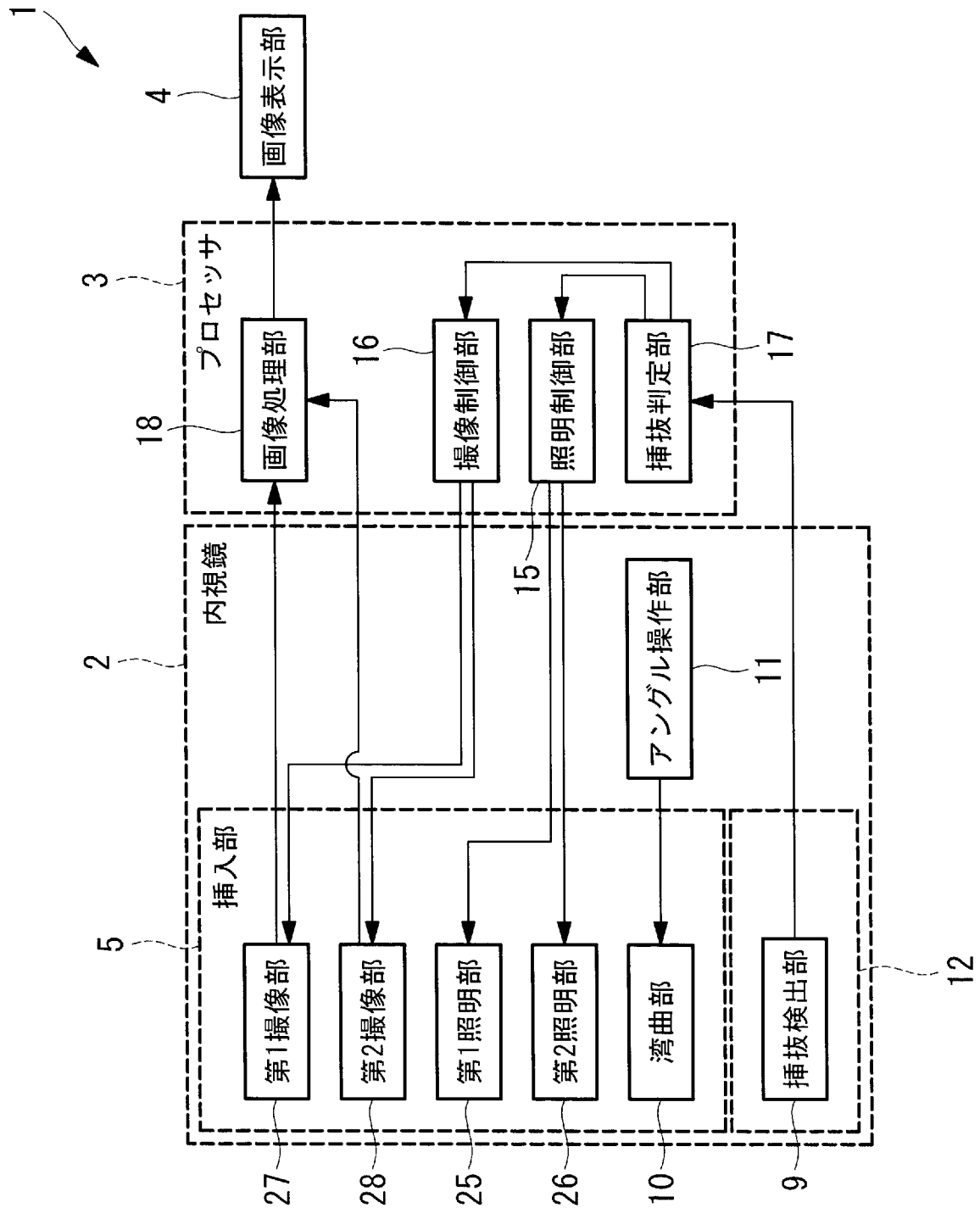
[図11]



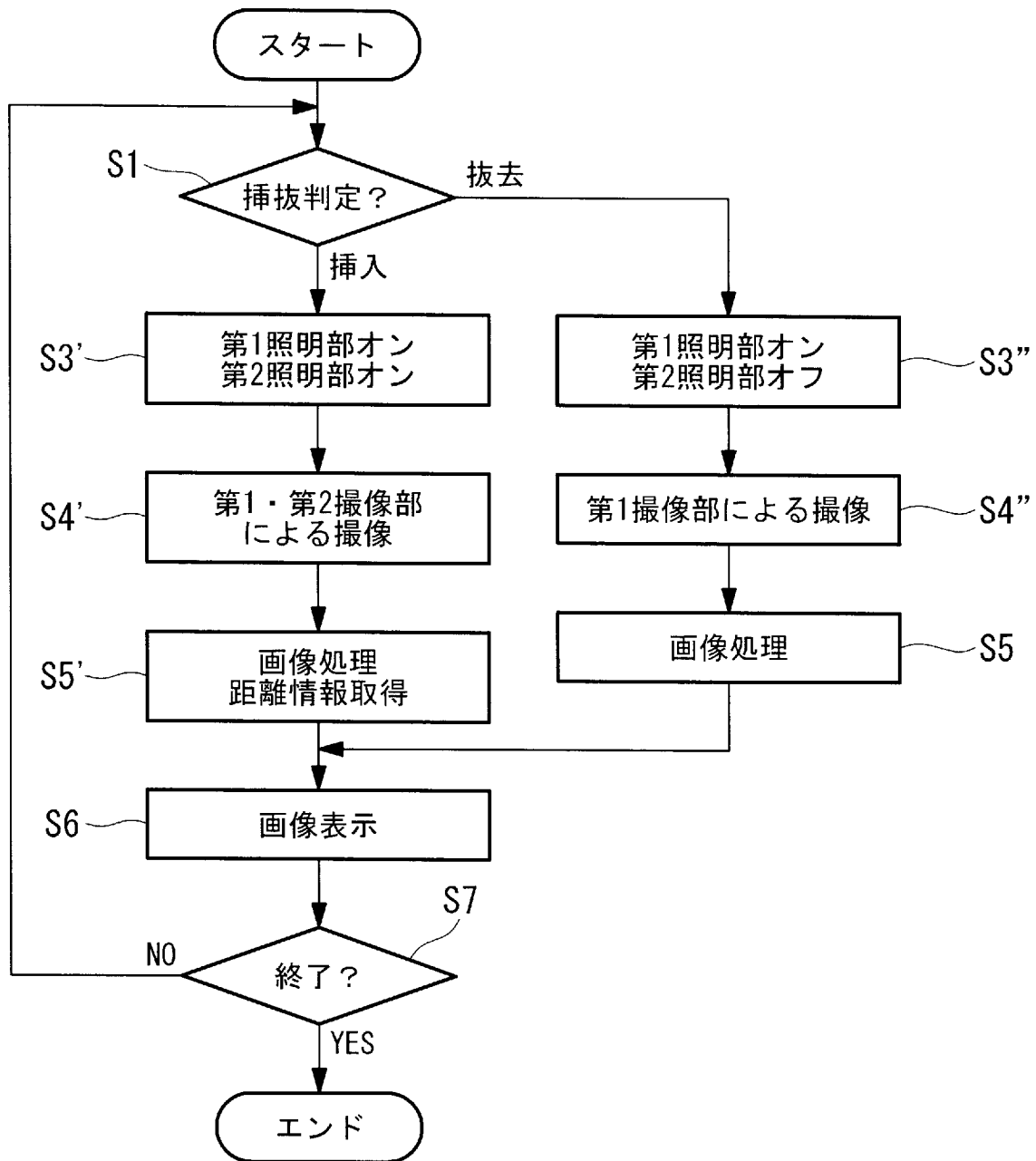
[図12]



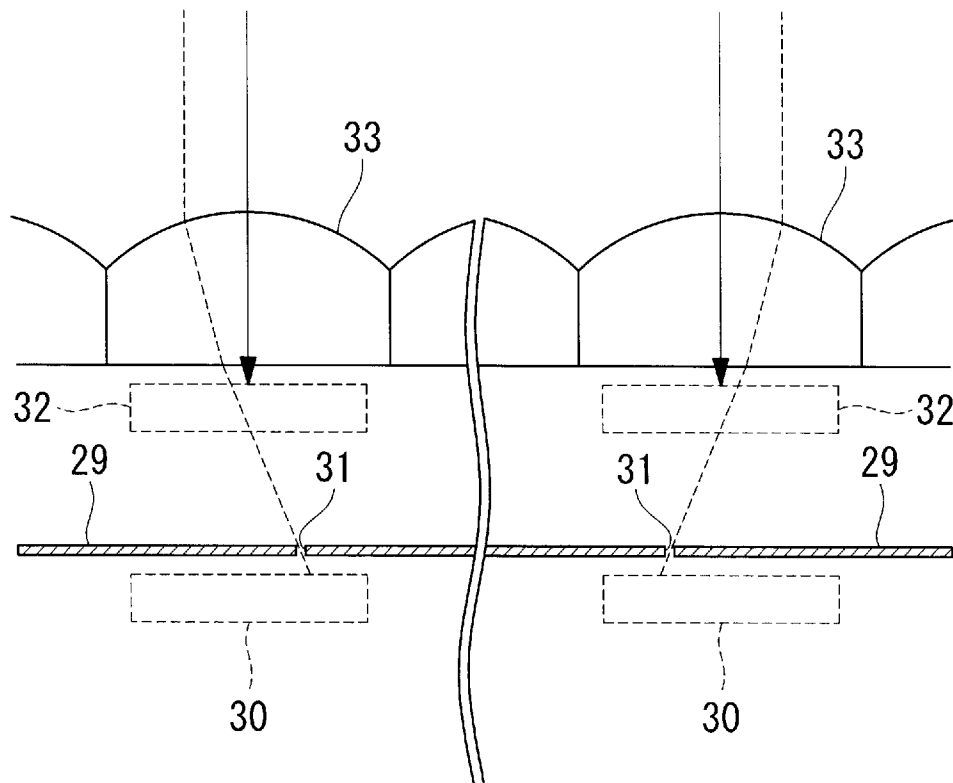
[図13]



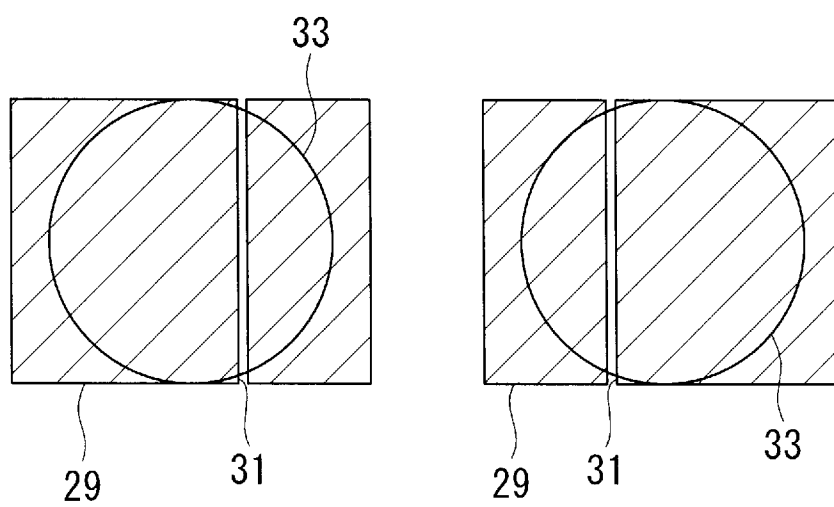
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/069333

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
X Y A	JP 4884567 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 February 2012 (29.02.2012), paragraphs [0059] to [0070]; fig. 13 to 14 & WO 2011055614 A1 & US 20110275889 A1 & EP 2497406 A1 & CN 102469930 A	1 6 2-5
Y	JP 2003-199707 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 July 2003 (15.07.2003), paragraphs [0061] to [0077] (Family: none)	6
A	JP 2014-113416 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 June 2014 (26.06.2014), paragraph [0134] (Family: none)	2, 3

☒ 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
10 August 2015 (10.08.15)

Date of mailing of the international search report
18 August 2015 (18.08.15)

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/JP2015/069333

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 2015-91467 A (Fujifilm Corp.), 14 May 2015 (14.05.2015), paragraph [0045] (Family: none)	4, 5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/04(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. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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
X Y A	JP 4884567 B2（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2012.02.29, 段落【0059】-【0070】, 第13-14図 & WO 2011055614 A1 & US 20110275889 A1 & EP 2497406 A1 & CN 102469930 A	1 6 2-5
Y	JP 2003-199707 A（オリンパス光学工業株式会社） 2003.07.15, 段落【0061】-【0077】 (ファミリーなし)	6

☒ 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

10.08.2015

国際調査報告の発送日

18.08.2015

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）

田邊 英治

2 Q

5553

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
A	JP 2014-113416 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.06.26, 段落【0134】 (ファミリーなし)	2, 3
A	JP 2015-91467 A (富士フイルム株式会社) 2015.05.14, 段落【0045】 (ファミリーなし)	4, 5