

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/006449

発行日 平成30年5月24日(2018.5.24)

(43) 国際公開日 平成29年1月12日(2017.1.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 3	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

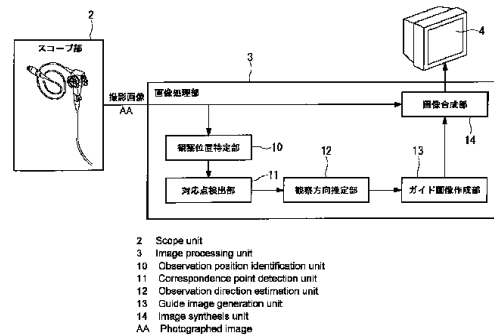
出願番号	特願2017-527024 (P2017-527024)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/069590		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年7月8日(2015.7.8)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, 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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100142789 弁理士 柳 順一郎
		(74) 代理人	100163050 弁理士 小栗 真由美
		(74) 代理人	100201466 弁理士 竹内 邦彦
		(72) 発明者	大澤 健郎 東京都八王子市石川町2951番地
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA10 GA11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

時間間隔をあけた時刻 $t_1 \sim t_n$ (n は整数) において観察対象の複数の画像 $I(t_1) \sim I(t_n)$ を連続して取得し、各前記画像において観察位置の座標を特定し、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する。画像 $I(t_n)$ における観察位置の座標が特定できなかった場合に、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換し、変換した観察位置の座標の画像中心に対する方向を算出して画像 $I(t_n)$ と共に表示する内視鏡装置。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

時間間隔をあけた時刻 $t_1 \sim t_n$ (n は整数) において観察対象の複数の画像 $I(t_1) \sim I(t_n)$ を連続して取得する撮像部と、
該撮像部により取得された複数の画像を処理する画像処理部と、
該画像処理部により処理された画像を表示する表示部とを備え、
前記画像処理部が、
画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する対応点検出部と、
各前記画像において観察位置の座標を特定する観察位置特定部と、
該観察位置特定部により画像 $I(t_n)$ における観察位置の座標が特定できなかった場合に、複数の前記対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する座標変換処理部と、を有し、
前記表示部が、前記座標変換処理部により変換された画像 $I(t_n)$ の座標系における前記観察位置の座標に関する情報を前記画像処理部により処理された画像 $I(t_n)$ と共に表示する内視鏡装置。

10

【請求項 2】

時間間隔をあけた時刻 $t_1 \sim t_n$ (n は整数) において観察対象の複数の画像 $I(t_1) \sim I(t_n)$ を連続して取得する撮像部と、
該撮像部により取得された複数の画像を処理する画像処理部と、
該画像処理部により処理された画像を表示する表示部とを備え、
前記画像処理部が、
画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する対応点検出部と、
複数の前記対応点に基づいて、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との離間距離を算出し、該離間距離が所定の閾値よりも大きい場合に、画像 $I(t_{n-1})$ に含まれる座標を観察位置の座標として特定する観察位置特定部と、
複数の前記対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する座標変換処理部と、を有し、
前記表示部が、前記座標変換処理部により変換された画像 $I(t_n)$ の座標系における前記観察位置の座標に関する情報を前記画像処理部により処理された画像 $I(t_n)$ と共に表示する内視鏡装置。

20

30

【請求項 3】

前記観察位置特定部が、前記観察位置の座標として、前記観察対象中の管腔の最も奥の位置を示す座標を特定する請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記観察位置特定部が、前記観察位置の座標として、前記観察対象中の病変部の位置を示す座標を特定する請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

細長い挿入部を狭隘なスペースに挿入し、挿入部の先端に設けられた撮像部によりスペース内に存在する観察対象物の所望の領域について画像を取得して観察する内視鏡装置が知られている(例えば、特許文献 1 及び特許文献 2 参照)。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

50

【特許文献1】特開2012-245161号公報

【特許文献2】特開2011-152202号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記した各特許文献の内視鏡装置を用いた観察対象物の観察中に、挿入部の先端や観察対象物が意図せず動いてしまうことによって、観察すべき領域を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりすることがある。このような場合には、観察対象物や挿入方向を試行錯誤により探し出す必要があり、元の作業を再開するまでに多大な時間を費やすことになる。

10

【0005】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、観察対象物を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりした場合にも、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮し利便性を向上させることができる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様は、時間間隔をあけた時刻 $t_1 \sim t_n$ (n は整数) において観察対象の複数の画像 $I(t_1) \sim I(t_n)$ を連続して取得する撮像部と、該撮像部により取得された複数の画像を処理する画像処理部と、該画像処理部により処理された画像を表示する表示部とを備え、前記画像処理部が、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する対応点検出部と、各前記画像において観察位置の座標を特定する観察位置特定部と、該観察位置特定部により画像 $I(t_n)$ における観察位置の座標が特定できなかった場合に、複数の対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する座標変換処理部と、を有し、前記表示部が、前記座標変換処理部により変換された画像 $I(t_n)$ の座標系における前記観察位置の座標に関する情報を前記画像処理部により処理された画像 $I(t_n)$ と共に表示する内視鏡装置である。

20

【0007】

上記態様によれば、撮像部により取得された複数の画像について、対応点検出部により画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出すると共に、各画像について観察位置特定部により観察位置の座標を特定する。この処理を順次繰り返し、画像 $I(t_n)$ において、観察位置の座標が特定できなかった場合には、座標変換処理部により画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との複数の対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する。

30

【0008】

画像 $I(t_n)$ において、観察位置の座標が特定できなかったということは、画像 $I(t_n)$ 中に観察位置が含まれていない、すなわち、観察位置を見失っていることが考えられる。そこで、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との複数の対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換することで、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との位置関係を推定することができる。

40

【0009】

これにより、画像 $I(t_n)$ からみて観察位置の座標が何れの方向に位置するかを算出し推定することができ、推定された方向を画像 $I(t_n)$ の座標系における前記観察位置の座標に関する情報として、観察位置の座標が特定できなかった画像 $I(t_n)$ と共に表示することで、画像 $I(t_n)$ に観察位置が含まれていない場合でも、画像 $I(t_n)$ からみて観察位置が何れの方向に存在するかをユーザに示すことができる。これにより、ユーザは、観察対象物を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりした場合にも、観察すべ

50

き領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮することができる。

なお、座標変換処理部により変換された観察位置の座標の画像中心に対する方向を算出する方向推定部を備えることで、該方向推定部により、座標変換された観察位置の座標の画像中心に対する方向を算出して、画像 $I(t_n)$ からみて観察位置の座標が何れの方向に位置するかを算出し推定することができる。

【0010】

また本発明の他の態様は、時間間隔をあけた時刻 $t_1 \sim t_n$ (n は整数)において、観察対象の複数の画像 $I(t_1) \sim I(t_n)$ を連続して取得する撮像部と、該撮像部により取得された複数の画像を処理する画像処理部と、該画像処理部により処理された画像を表示する表示部とを備え、前記画像処理部が、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する対応点検出部と、複数の前記対応点に基づいて、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との離間距離を算出し、該離間距離が所定の閾値よりも大きい場合に、画像 $I(t_{n-1})$ に含まれる座標を観察位置の座標として特定する観察位置特定部と、複数の対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する座標変換処理部と、を有し、前記表示部が、前記座標変換処理部により変換された画像 $I(t_n)$ の座標系における前記観察位置の座標に関する情報を前記画像処理部により処理された画像 $I(t_n)$ と共に表示する内視鏡装置である。

10

【0011】

上記態様によれば、撮像部により取得された複数の画像について、対応点検出部により画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出し、複数の対応点に基づいて、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との離間距離を算出する。この処理を順次繰り返し、観察位置特定部により、離間距離が所定の閾値よりも大きい場合に、画像 $I(t_{n-1})$ に含まれる(中心座標などの)座標を観察位置の座標として特定する。画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との離間距離が所定の閾値よりも大きい場合は、すなわち、時刻 t_n と t_{n-1} との間に大きな動きが生じ、撮像部が観察位置を見失ったと考えられる。そこで、観察位置特定部により、画像 $I(t_{n-1})$ に含まれる座標を観察位置の座標として特定し、座標変換処理部により、観察位置の座標を、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との複数の対応点を用いて画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換する。

20

30

【0012】

これにより、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との位置関係を推定することができ、画像 $I(t_n)$ からみて観察位置の座標が何れの方向に位置するかを算出し推定することができる。

【0013】

さらに、推定された方向を観察位置の座標が特定できなかった画像 $I(t_n)$ と共に表示することで、画像 $I(t_n)$ に観察位置が含まれていない場合でも、画像 $I(t_n)$ からみて観察位置が何れの方向に存在するかをユーザに示すことができる。これにより、ユーザは、観察対象物を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりした場合にも、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮することができる。

40

【0014】

上記態様において、前記観察位置特定部が、観察位置の座標として、前記観察対象中の管腔の最も奥の位置を示す座標を特定することができる。

このようにすることで、例えば、観察対象が大腸であって、大腸の管腔に挿入しながら検査や治療を行う場合に、進行方向を見失っても進行方向を表示することができ、ユーザは、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して元の作業を再開することができる。

【0015】

50

上記態様において、前記観察位置特定部が、観察位置の座標として、前記観察対象中の病変部の位置を示す座標を特定することができる。

このようにすることで、例えば、病変部の治療を行っている場合に、病変部を見失っても病変部の方向を表示することができ、ユーザは、治療すべき領域を迅速に探し出して元の作業を再開することができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、観察対象物を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりした場合にも、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮し利便性を向上させることができるという効果を奏する。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図3】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図4】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図5】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図6】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図7】図1の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図8】図1の内視鏡装置において、座標変換した観察位置の方向を示す説明図である。

20

【図9】図1の内視鏡装置により観察位置の方向を特定し、ガイド画像を作成する場合において、ガイド画像に表示する矢印の方向を決定する際の説明図である。

【図10】図1の内視鏡装置において、表示部に表示される画像の一例を示す説明図である。

【図11】図1の内視鏡装置の作用に係るフローチャートである。

【図12】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【図13】図12の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【図14】図12の内視鏡装置により取得される画像の一例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0018】

(第1の実施形態)

以下、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置について、図面を参照して説明する。なお、本実施形態においては、観察対象が大腸であり、大腸内に内視鏡装置のスコープ部が挿入される場合を例として説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置は、図1に示すように、可撓性を有し細長に構成され被検体に挿入されて観察対象の画像を取得するスコープ部2と、スコープ部2により取得された画像に所定の処理を施す画像処理部3と、画像処理部3により処理された画像を表示する表示部4とを備えている。

【0019】

40

スコープ部2は、スコープ部2の先端部には、撮像部としてのCCDと、CCDの撮像面側に配置された対物レンズが設けられ、先端部を所望の方向に湾曲させことで、時刻 $t_1 \sim t_n$ において画像 $I(t_1) \sim$ 画像 $I(t_n)$ の画像を撮像する。

【0020】

スコープ部2が、例えば、大腸を撮像する場合、図2に示すように時刻 $t = t_0$ では、大腸の管腔の奥を含む範囲の画像が撮像されるとする。さらに時間の経過と共に一定のフレームレートで複数枚の画像が撮像され、時刻 $t = t_n$ では、図2の左下の枠内の画像が撮像されるものとする。 $t = 0 \sim t = n$ の間では、例えば図3及び図4に示すように時刻 $t = t_1, t_2, t_3, t_4 \dots t_n$ において、画像 $I(t_1)$ 、 $I(t_2)$ 、 $I(t_3)$ 、 $I(t_4) \dots I(t_n)$ が撮像される。画像 $I(t_0)$ や $I(t_1)$ では、画

50

像中の管腔の奥の位置を判断することが容易であるが、画像 $I(t_n)$ では、画像中の管腔の奥の位置を判断することが困難である。

【0021】

画像処理部 3 は、観察位置特定部 10、対応点検出部 11、観察方向推定部 12（座標変換処理部、方向推定部）、ガイド画像作成部 13 及び画像合成部 14 を備えている。

【0022】

観察位置特定部 10 は、スコープ部 2 により撮像した観察対象の画像において観察位置の座標を特定する。すなわち、スコープ部 2 により撮像した $t_1 \sim t_n$ の各時刻における画像において、各画像内で図 5 のように、観察位置の座標 (x_g, y_g) を特定する。

【0023】

本実施形態における観察対象は大腸であり、スコープ部 2 を大腸内に挿入して検査や治療を行う。従って、ここでの観察位置特定部 10 により特定すべき観察位置の座標は、スコープ部 2 の進行方向、つまり管腔の最も奥となる。管腔の最も奥を座標として検出するには、例えば、輝度に基づいて算出することができる。すなわち、画像内を所定の局所領域に区切って、局所領域毎に平均輝度を算出し、局所領域の平均輝度が画像全体の平均輝度に対して所定の比率以下となる場合に、当該局所領域の中心座標を管腔の最も奥の位置の座標、すなわち、例えば、図 5 の左図のように観察位置の座標 (x_g, y_g) として特定する。複数の局所領域において座標が得られた場合には、画像全体の平均輝度に対する比率が最も低い平均輝度を示す局所領域の中心座標を観察位置の座標 (x_g, y_g) として特定する。

【0024】

図 5 の右図のように、スコープ部 2 が大腸の腸壁を捉え、画像として壁面の画像が得られた場合には、管腔の奥を検出することが困難となる。この場合には、平均輝度が所定の比率以下となる局所領域が得られないため、観察位置の座標が特定できなかったとして仮に座標 $(-1, -1)$ を設定する。

各時刻における画像 $I(t_1) \sim I(t)$ と、特定した観察位置の座標とを対応付けて対応点検出部 11 に出力する。

【0025】

対応点検出部 11 は、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する。すなわち、対応点検出部 11 は、時刻 $t = t_n$ で撮像された画像 $I(t_n)$ と $I(t_n)$ における観察位置の座標 (x_g, y_g) の入力を受けて、予め記憶されていた時刻 $t = t_{n-1}$ の画像 $I(t_{n-1})$ と入力された画像 $I(t_n)$ との対応点を検出する。

【0026】

ここで、対応点としては、例えば、図 6 に示すように、画像内に含まれる血管の構造やヒダの構造により生じる画像上の特徴を手掛かりとして、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ とにおいて観察対象上の同じ位置に対応する一対の座標を対応点として算出する。対応点は、3 点以上求めることが好ましい。なお、図 7 に、複数の画像間において検出した対応点の関係を示す。

【0027】

なお、画像がボケている等、血管やヒダ等画像上の特徴が特定できない場合には、対応点を検出することができない。このような場合、例えば時刻 t_n で対応点が設定できなかった場合には、予め記憶されていた時刻 t_{n-1} の対応点を時刻 t_n の対応点として設定する。このような処理を行うことにより、対応点が設定できなかった場合にも時刻 t_{n-1} と同様の動きをしていると仮定した対応点の設定をすることができる。

対応点検出部 11 は、画像 $I(t_n)$ と設定した対応点とを記憶すると共に、観察方向推定部 12 に出力する。

【0028】

観察方向推定部 12 は、観察位置特定部 10 により画像 $I(t_n)$ における観察位置の座標が特定できなかった場合に、複数の前記対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特

10

20

30

40

50

定された観察位置の座標を画像 I (t n) の座標系における座標に変換する。すなわち、観察方向推定部 1 2 には、観察位置特定部 1 0 から対応点検出部 1 1 を介して画像 I (t n) の観察位置の座標 (x g , y g) 及び対応点が入力される。

【 0 0 2 9 】

観察位置特定部 1 0 から画像 I (t n) の観察位置の座標として (- 1 , - 1) が入力された場合には、観察位置の座標が特定できなかったとして、予め記憶されていた画像 I (t n - 1) 内に特定された観察位置の座標を画像 I (t n) の座標系における座標 (x g ' , y g ') に変換する。なお、観察位置が特定されている場合には、この変換処理を行わずに、観察位置の座標を記憶する。

【 0 0 3 0 】

ここで、画像 I (t n - 1) 内に特定された観察位置の座標を画像 I (t n) の座標系における座標に変換するために、下記の数式 (1) のような座標変換マトリクス M を生成する。

【 0 0 3 1 】

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} x1 \\ y1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m11 & m12 & m13 \\ m21 & m22 & m23 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x0 \\ y0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

【 0 0 3 2 】

上記数式 (1) に示すように、変換前の画像の座標 (x 0 , y 0) は、座標 (x 1 , y 1) に変換される。また、 m i j (i = 1 ~ 2 , j = 1 ~ 3) は、3 点以上の対応点を用いて最小二乗法などを適用することにより算出する。

このようにして、得られたマトリクスにより画像 I (t n - 1) 内に特定された観察位置の座標 (x g , y g) を画像 I (t n) の座標系における座標 (x g ' , y g ') に変換し、変換した座標 (x g ' , y g ') を記憶する。

【 0 0 3 3 】

さらに、観察方向推定部 1 2 は、変換された観察位置の座標の画像中心に対する方向を算出する。具体的には、図 8 に示すように、座標 (x g ' , y g ') を、画像の中心位置を中心座標とする極座標系の座標に変換し、画像中心から見た管腔方向 θ を算出し、この θ をガイド画像作成部 1 3 に出力する。

【 0 0 3 4 】

ガイド画像作成部 1 3 は観察方向推定部 1 2 から出力された θ に基づいて、θ が示す方向を、例えば、矢印として画像上に示すガイド画像を作成する。ガイド画像作成部 1 3 は、例えば、θ が図 9 に示すように (1) ~ (8) の領域に等分割された円うち、(1) ~ (8) の何れの領域に属するかで、ガイド画像上に表示する矢印の方向を決定することができる。ガイド画像作成部 1 3 は、作成されたガイド画像を画像合成部 1 4 に出力する。

【 0 0 3 5 】

画像合成部 1 4 は、ガイド画像作成部 1 3 から入力されたガイド画像と、スコープ部 2 から入力された画像 I (t n) とを重畳するように合成し、表示部 4 に出力する。

表示部 4 には、例えば図 1 0 に示すように、観察対象の画像と共に、管腔の方向を示す矢印が表示される。

【 0 0 3 6 】

以下、このように構成された内視鏡装置において、観察位置の方向を表示する場合の処理の流れを図 1 1 のフローチャートに従って説明する。

ステップ S 1 1 において、スコープ部 2 が、時刻 t n において画像 I (t n) の画像を撮像し、ステップ S 1 2 に進む。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1 2 では、ステップ S 1 1 においてスコープ部 2 により撮像した観察対象の画像において観察位置の座標 (x_g, y_g) を特定する。

上述のように、本実施形態における観察対象は大腸であり、ここでの観察位置特定部 1 0 により特定すべき観察位置の座標は、管腔の最も奥の位置となる。このため、画像内を所定の局所領域に区切って、局所領域毎に平均輝度を算出し、局所領域の平均輝度が画像全体の平均輝度に対して所定の比率以下となる場合に、当該局所領域の中心座標を管腔の最も奥の位置の座標、すなわち、例えば、図 5 の左図の破線で示した円の領域の中心座標を観察位置の座標 (x_g, y_g) として特定する。

【 0 0 3 8 】

複数の局所領域において上記の観察位置の座標が得られた場合には、画像全体の平均輝度に対する比率が最も低い平均輝度を示す局所領域の中心座標を観察位置の座標 (x_g, y_g) として特定する。画像 $I(t_n)$ と、特定した観察位置の座標とを対応付けて対応点検出部 1 1 に出力する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 1 2 において、観察位置の特定ができなかったと判定された場合、つまり、図 5 の右図のように、スコープ部 2 が大腸の腸壁を捉え、画像として壁面の画像が得られた場合には、管腔の奥を検出することが困難となる。この場合には、平均輝度が所定の比率以下となる局所領域が得られないため、観察位置の座標が特定できなかったとして仮に座標 ($-1, -1$) を設定する。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 1 3 では、対応点検出部 1 1 において画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する。すなわち、対応点検出部 1 1 は、時刻 $t = t_n$ で撮像された画像 $I(t_n)$ と $I(t_n)$ における観察位置の座標 (x_g, y_g) の入力を受けて、予め記憶されていた時刻 $t = t_{n-1}$ の画像 $I(t_{n-1})$ と入力された画像 $I(t_n)$ との対応点を検出し、画像 $I(t_n)$ と検出した結果を記憶する。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 4 では、ステップ S 1 2 において観察位置の特定ができたか否かを判定する。観察位置の特定ができた場合には、ステップ S 1 5 b に進み、観察位置を記憶する。

【 0 0 4 2 】

観察位置の特定ができなかった場合には、ステップ S 1 5 a に進み、予め記憶されていた画像 $I(t_{n-1})$ の観察位置の座標 (x_g, y_g) を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標 (x_g', y_g') に変換する。

【 0 0 4 3 】

さらに、ステップ S 1 6 では、座標 (x_g', y_g') を、画像の中心位置を中心座標とする極座標系の座標に変換し、画像中心から見た管腔方向 θ を算出し、 θ が示す方向を、例えば、矢印として画像上に示すガイド画像を作成する。ステップ S 1 7 では、スコープ部 2 から入力された画像 $I(t_n)$ とガイド画像とを重畳するように合成し、表示部 4 に出力する。表示部 4 には、例えば図 1 0 に示すように、観察対象の画像と共に、管腔の方向を示す矢印を表示する。

【 0 0 4 4 】

このように、本実施形態によれば、スコープ部 2 が観察対象物を見失ったり、挿入すべき方向を見失ったりした場合にも、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮し利便性を向上させることができる。

【 0 0 4 5 】

本実施形態では、観察位置の座標 (x_g', y_g') から画像中心から見た管腔方向 θ を算出して矢印として画像上に示すガイド画像を作成し、画像 $I(t_n)$ とガイド画像を重畳するように合成し、表示部 4 に出力する構成としたが、画像 $I(t_n)$ と観察位置の座標 (x_g', y_g') の位置関係を示すことができればどのような方法で出力してもよい。例えば、画像 $I(t_n)$ を縮小表示し、縮小した画像 $I(t_n)$ と観察位置の座標 (

10

20

30

40

50

$x g'$, $y g'$) の位置を示す印を合成して表示してもよい。また、別の例としては、座標 $(x g', y g')$ から画像中心からの距離 r も算出して r に比例した長さの矢印をガイド画像として作成して画像 $I(t_n)$ と合成して表示してもよい。

【0046】

(第2の実施形態)

以下、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置について、図面を参照して説明する。図12に示す本実施形態に係る内視鏡装置において、上記した第1の実施形態と同一の構成については同符号を付しその説明を省略する。

【0047】

図13及び図14に示すように、本実施形態に係る内視鏡装置の画像処理部5は、観察対象が大腸である場合、スコープ部2により時間の経過と共に一定のフレームレートで複数枚の画像が撮像され、時刻 $t = t_0, t_1, t_2, t_3, t_4 \dots t_n$ において、画像 $I(t_0), I(t_1), I(t_2), I(t_3), I(t_4) \dots I(t_n)$ が撮像される。

【0048】

時刻 t_0, t_1, t_2 間では、スコープ部2の動きが比較的少ない間に画像が撮像されているが、時刻 t_2 と t_n との間では、大きな動きが生じて画像が撮像されている。つまり、画像 $I(t_2)$ と画像 $I(t_n)$ との間に対応点が少ない。この場合、意図しない急激な変化が生じ、管腔の奥の位置を判断することが困難になっていると考えられる。

【0049】

そこで、大きな動きが生じる直前の画像 $I(t_{n-1})$ の中心座標を観察位置の座標 $(x g, y g)$ と仮定してガイド画像を作成する。

つまり、画像処理装置5は、対応点検出部11、観察方向推定部12(座標変換処理部、方向推定部)、ガイド画像作成部13及び画像合成部14を備えている。

【0050】

対応点検出部11は、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との対応する画素位置を対応点として複数検出する。すなわち、対応点検出部11は、時刻 $t = t_n$ で撮像された画像 $I(t_n)$ の入力を受けて、予め記憶されていた時刻 $t = t_{n-1}$ の画像 $I(t_{n-1})$ と入力された画像 $I(t_n)$ との対応点を検出する。

【0051】

また、複数の対応点に基づいて、画像 $I(t_n)$ と画像 $I(t_{n-1})$ との離間距離を算出し、該離間距離が所定の閾値よりも大きい場合に、画像 $I(t_{n-1})$ の中心座標を観察位置の座標 $(x g, y g)$ として特定する。検出した対応点と共に、特定した観察位置の座標 $(x g, y g)$ を観察方向推定部12に出力する。対応点検出部11は、画像 $I(t_n)$ と対応点を対応点検出部11に記憶する。

【0052】

観察方向推定部12は、複数の対応点を用いて、画像 $I(t_{n-1})$ 内に特定された前記観察位置の座標を画像 $I(t_n)$ の座標系における座標に変換し、変換した観察位置の座標の画像中心に対する方向を算出する。観察方向推定部12における処理は第1の実施形態における処理と同様であるので、ここでの詳細な説明を省略する。

【0053】

このように構成された内視鏡装置によれば、取得された画像から急激な変化が生じたと判定された場合に、意図しない急激な変化により観察位置を見失ったと判断することができる。そして、観察位置を見失ったと判断される前の画像から観察位置の方向を推定することができるので、観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に探し出して、元の作業を再開するまでの時間を短縮し利便性を向上させることができる。

【0054】

本実施形態では、大きな動きが生じる直前の画像 $I(t_{n-1})$ の中心座標を観察位置の座標 $(x g, y g)$ と仮定してガイド画像を作成する構成としたが、観察位置として仮定する座標 $(x g, y g)$ は画像 $I(t_{n-1})$ に含まれる座標であれば任意の位置を座

10

20

30

40

50

標 (x_g, y_g) としてよい。例えば、画像 $I(t_n - 1)$ 内の位置のうち画像 $I(t_n)$ に最も距離が近い位置を座標 (x_g, y_g) としてもよい。

【 0 0 5 5 】

(変形例)

上述した各実施形態においては、観察対象が大腸であることを前提として説明したが、観察対象は大腸に限られず、例えば、何らかの臓器における病変部とすることもできる。この場合には、例えば、スコープ部 2 により取得された画像から周囲とは何らかの特性が異なる病変部を含む注目領域を検出し、この注目領域の中心画素を観察位置の座標として特定し、処理を進めることができる。

また、観察対象は医療分野に限られず、工業分野の観察対象にも適用できる。例えば、内視鏡を配管内の傷等の検査に用いる場合には、観察対象は配管内の傷とすることで上記と同様の処理を用いることができる。

【 0 0 5 6 】

病変部を注目領域とした場合の注目領域の検出手法の一例として、注目領域を面積の大小及び周囲との色 (例えば赤色) の濃度差の大小に基づいて分類し、検出する方法を用いることができる。以下、上記した実施形態と同様の処理を進め、ガイド画像作成時には、病変部を含む注目領域の方向を示すガイド画像を作成し、これを観察画像に重畳した画像を表示部 4 に表示させることで、観察者に観察すべき領域や挿入すべき方向を迅速に示すことができ、元の作業を再開するまでの時間を短縮し利便性を向上させることができる。

【 符号の説明 】

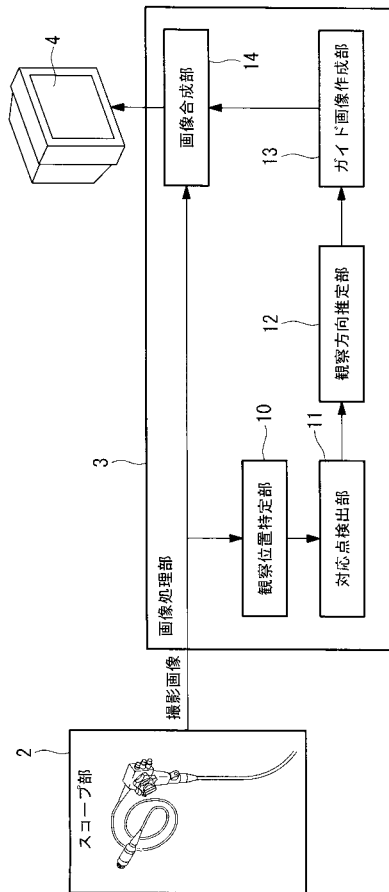
【 0 0 5 7 】

- 2 スコープ部 (撮像部)
- 3 画像処理部
- 4 表示部
- 1 0 観察位置特定部
- 1 1 対応点検出部
- 1 2 観察方向推定部 (座標変換処理部、方向推定部)
- 1 3 ガイド画像作成部
- 1 4 画像合成部

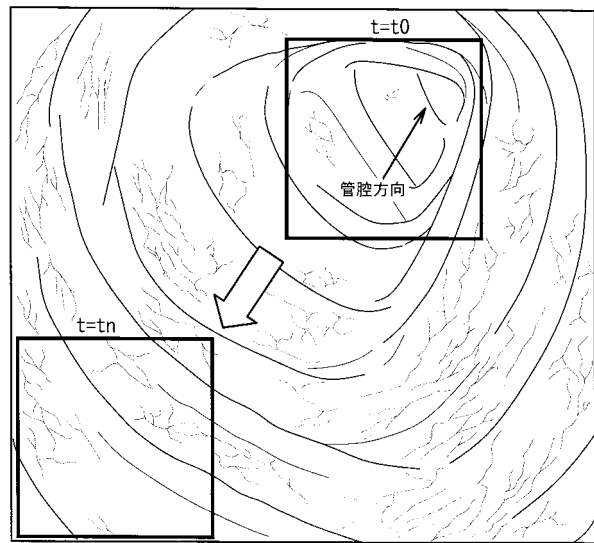
10

20

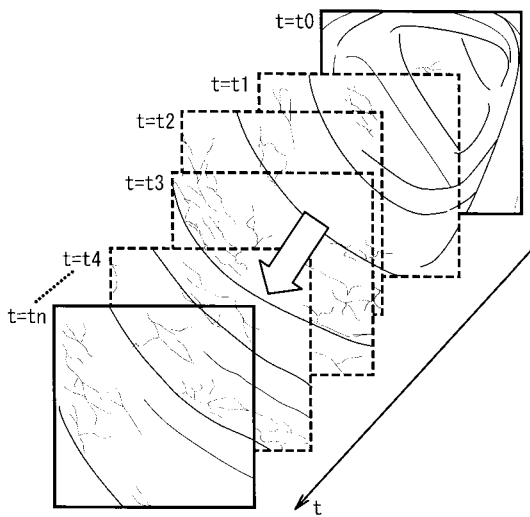
【図 1】



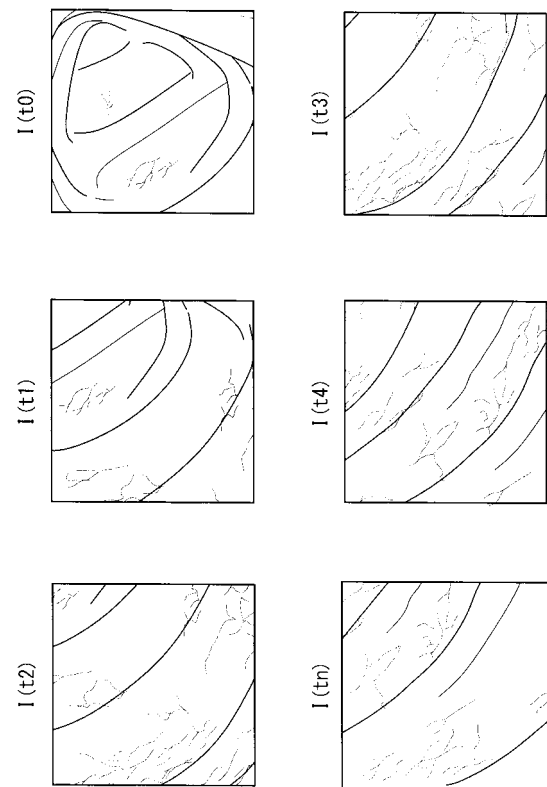
【図 2】



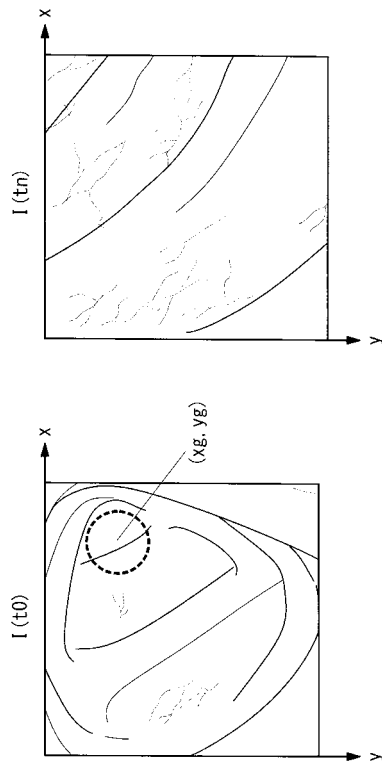
【図 3】



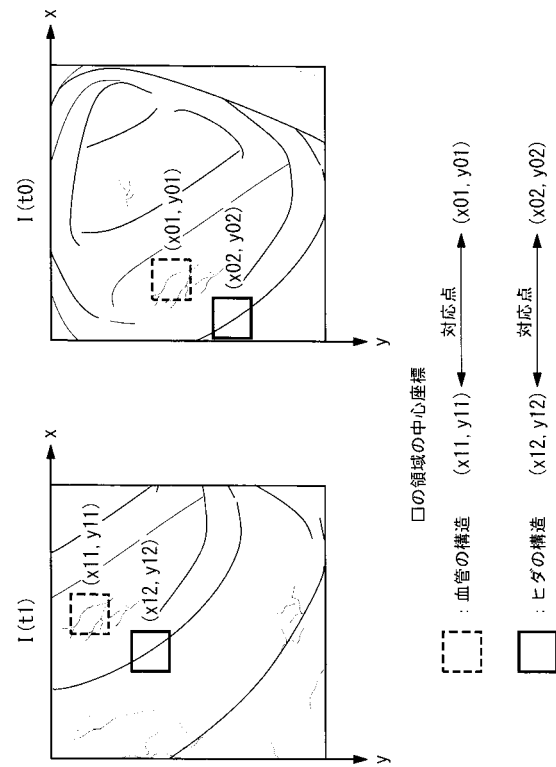
【図 4】



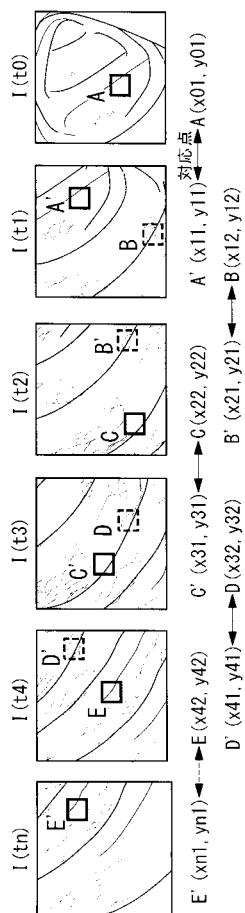
【 図 5 】



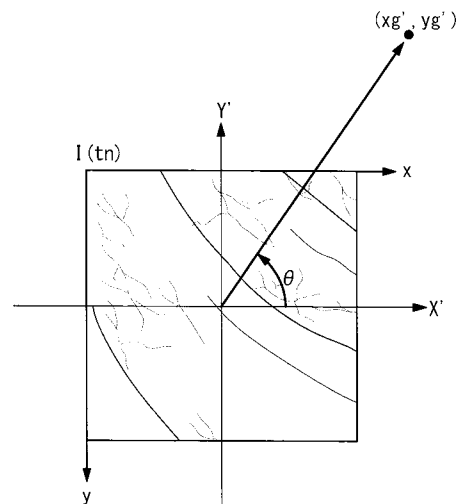
【 図 6 】



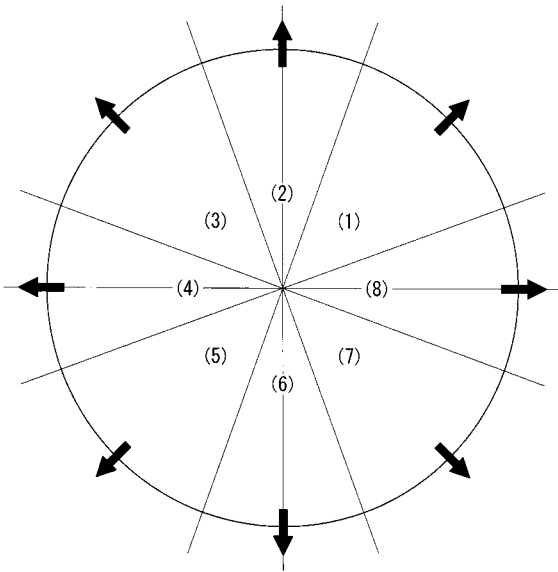
【 図 7 】



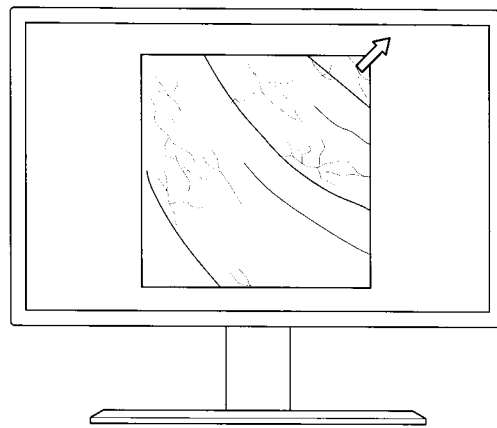
【 図 8 】



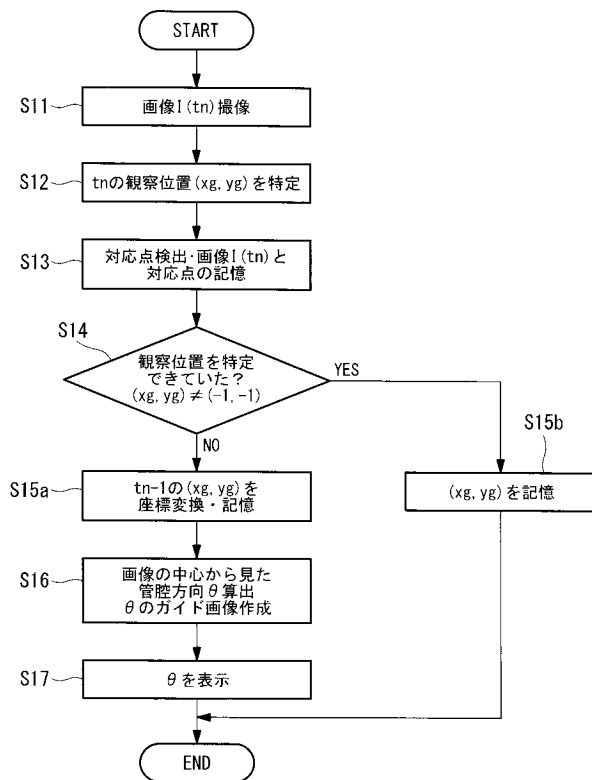
【図 9】



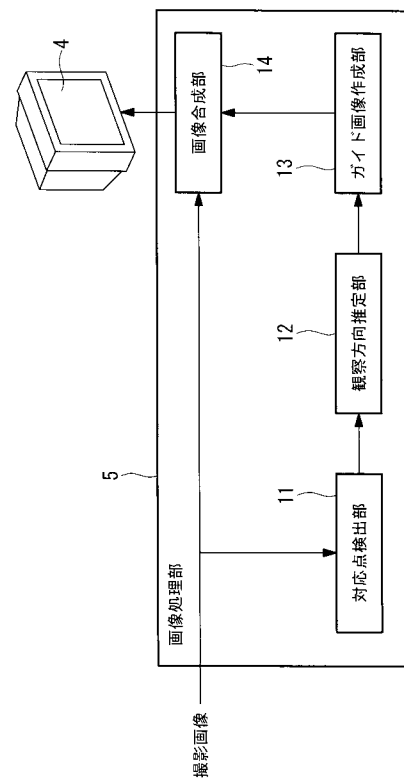
【図 10】



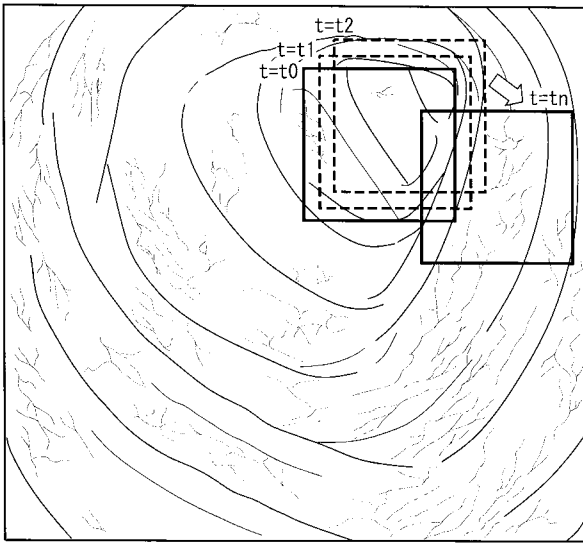
【図 11】



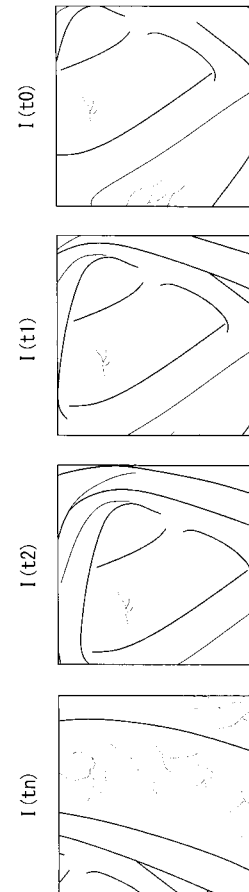
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/069590

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)

A61B1/04

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.
A	JP 2011-224038 A (Olympus Corp.), 10 November 2011 (10.11.2011), paragraphs [0067] to [0076], [0132], [0133] & US 2011/254937 A1 & CN 102247116 A	1-4
A	JP 2006-334297 A (Olympus Medical Systems Corp.), 14 December 2006 (14.12.2006), paragraphs [0051], [0052] (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
16 September 2015 (16.09.15)Date of mailing of the international search report
06 October 2015 (06.10.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/069590	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) 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 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04			
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	
A	JP 2011-224038 A (オリンパス株式会社) 2011.11.10, 段落【0067】-【0076】、【0132】、 【0133】 & US 2011/254937 A1 & CN 102247116 A	1-4	
A	JP 2006-334297 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.12.14, 段落【0051】、【0052】 (ファミリーなし)	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 16.09.2015		国際調査報告の発送日 06.10.2015	
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) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 HH55 NN05 SS21 WW03 WW04 WW13

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2017006449A1	公开(公告)日	2018-05-24
申请号	JP2017527024	申请日	2015-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大澤健郎		
发明人	大澤 健郎		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.623 A61B1/045.610 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/HH55 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW03 4C161/WW04 4C161/WW13		
代理人(译)	上田邦夫 柳纯一郎 竹内邦彦		
其他公开文献	JP6577031B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在时间间隔 t_1 到 t_n (n 是整数)连续获取要观察的多个图像 $I(t_1)$ 到 $I(t_n)$ ，在该时间间隔已经进行了时间间隔，在每个图像中指定了观察位置的坐标，并且检测 $I(t_n)$ 和 $I(t_{n-1})$ 的多个对应像素位置作为对应点。当不能指定图像 $I(t_n)$ 中的观察位置的坐标时，将图像 $I(t_{n-1})$ 中指定的观察位置的坐标转换为图像 $I(t_n)$ 的坐标系中的坐标。并且计算相对于如此显示的观察位置的坐标的图像中心的方向，并将其与图像 $I(t_n)$ 一起显示。

