

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/110993

発行日 平成29年10月19日 (2017.10.19)

(43) 国際公開日 平成28年7月14日 (2016.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 1 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
	A 6 1 B 1/00 C	

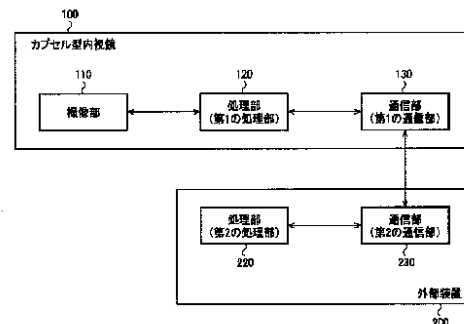
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

出願番号	特願2016-568237 (P2016-568237)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/050434		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年1月9日 (2015.1.9)		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	100104710 弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100124682 弁理士 黒田 泰
		(74) 代理人	100090479 弁理士 井上 一
		(72) 発明者	温 成剛 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)	4C161 AA00 BB00 CC06 DD07 FF15 HH51 JJ19 PP12 RR05 RR30 SS21 TT15 UU07 WW02 WW19

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡装置及び内視鏡システムの制御方法

(57) 【要約】

内視鏡システムは、撮像部110と、第1のフレームレートで撮像を行う第1のモードと、第2のフレームレートで撮像を行う第2のモードとの、いずれのモードで撮像部110を動作させる第1の処理部120と、撮像画像を外部装置200に送信する第1の通信部130を含むカプセル型内視鏡100と、撮像画像に基づいてモード切り替え指示を出力する第2の処理部220と、モード切り替え指示を送信する第2の通信部230を含む外部装置200を含み、第1の処理部120は、モード切り替え指示に基づいて、小腸の途中から大腸までを第2のモードで動作させる。



100: Capsule type endoscope
110: Imaging unit
120: Processing unit (first processing unit)
130: Communication unit (first communication unit)
200: External device
220: Processing unit (second processing unit)
230: Communication unit (second communication unit)

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カプセル型内視鏡と、
外部装置と、
を含み、
前記カプセル型内視鏡は、
小腸及び大腸を撮像し、複数の撮像画像を時系列に取得する撮像部と、
第 1 のフレームレートで撮像を行う第 1 のモードと、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードとの、いずれのモードで前記撮像部を動作させるかを制御する第 1 の処理部と、
前記撮像画像を前記外部装置に送信する第 1 の通信部と、
を含み、
前記外部装置は、
前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で前記第 1 のモードから前記第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力する第 2 の処理部と、
前記モード切り替え指示を前記第 1 の通信部に送信する第 2 の通信部と、
を含み、
前記第 1 の処理部は、
前記モード切り替え指示に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第 1 のモードから前記第 2 のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第 2 のモードで動作させる制御を行うことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記第 2 の処理部は、
前記小腸の胃側から前記大腸側へ向かうにつれて変化する特徴量を前記撮像画像から検出し、検出結果に基づいて前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 2 において、
前記第 2 の処理部は、
前記小腸の前記胃側から前記大腸側へ向かうにつれて変化する前記特徴量として、絨毛分布に関する情報を前記撮像画像から検出し、前記検出結果に基づいて前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 3 において、
前記第 2 の処理部は、
前記撮像部が前記第 1 のモードで動作している状態において、前記絨毛分布が減少したと判定された場合に、前記第 1 のモードから前記第 2 のモードへの前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 において、
前記第 2 の処理部は、
前記絨毛分布が増加したと判定された場合に、前記撮像部を前記第 1 のモードで動作させる前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 3 乃至 5 のいずれかにおいて、
前記第 2 の処理部は、
前記撮像部が撮像した複数の前記撮像画像の各撮像画像を、前記絨毛分布が多いと判断された第 1 の分類画像、及び前記絨毛分布が少ないと判断された第 2 の分類画像を少なくとも含む複数の分類画像のいずれかに分類し、

複数の前記分類画像のうちの少なくとも１つの分類画像の出現頻度に基づいて、前記絨毛分布を求め、前記絨毛分布に基づいて、前記第１のモードから前記第２のモードへの前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 ７】

請求項 ６において、

前記第２の処理部は、

学習処理により求められた分類情報を取得し、前記撮像部が撮像した複数の前記撮像画像の各撮像画像から求められる特徴量と、前記分類情報とに基づいて、複数の前記撮像画像を複数の前記分類画像のいずれかに分類することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 ８】

請求項 ７において、

前記第２の処理部は、

時系列的に取得された N (N は ２ 以上 (その値を含む) の整数) 枚の前記撮像画像を含む判定区間を設定し、 N 枚の前記撮像画像のうち、前記第１の分類画像に分類された前記撮像画像が $t_h 1$ ($t_h 1$ は N 以下 (その値を含む) の正の整数) 以下である場合、又は前記第２の分類画像に分類された前記撮像画像が $t_h 2$ ($t_h 2$ は N 以下の正の整数) 以上である場合に、前記絨毛分布が少ないと判定し、前記第１のモードから前記第２のモードへの前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 ９】

請求項 ３乃至 ５のいずれかにおいて、

前記第２の処理部は、

前記撮像部が撮像した複数の前記撮像画像の各撮像画像に対して、前記絨毛分布の程度を表す絨毛スコアを算出し、

前記絨毛スコアの時系列的な変化に基づいて、前記第１のモードから前記第２のモードへの前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 １０】

請求項 ３乃至 ９のいずれかにおいて、

前記第２の処理部は、

前記撮像部が前記第２のモードで動作している状態において、前記絨毛分布が増加したと判定された場合に、前記第２のモードから前記第１のモードへの前記モード切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 １１】

請求項 ３乃至 １０のいずれかにおいて、

前記第１の処理部は、

前記第１のモードでは前記第１のフレームレートで前記撮像部を動作させ、前記第２のモードでは前記第２のフレームレート、又は前記第２のフレームレートよりも高い第３のフレームレートで前記撮像部を動作させる制御を行い、

前記第２の処理部は、

前記撮像部が前記第２のモードで動作している状態において、前記撮像部が前記第２のフレームレートと前記第３のフレームレートのいずれで動作するかを切り替えるフレームレート切り替え指示を出力し、

前記第１の処理部は、

前記フレームレート切り替え指示に基づいて、前記撮像部を前記第２のフレームレートと前記第３のフレームレートのいずれかで動作させる制御を行うことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 １２】

請求項 １１において、

前記第２の処理部は、

前記撮像部が前記第２のモードで動作している状態における、前記絨毛分布又は前記カプセル型内視鏡の動き情報に基づいて、前記撮像部が前記第２のフレームレートと前記第

10

20

30

40

50

3のフレームレートのいずれで動作するかを切り替える前記フレームレート切り替え指示を出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項13】

小腸及び大腸を撮像し、時系列の撮像画像を取得する撮像部と、

第1のフレームレートで撮像を行う第1のモードと、少なくとも第1のフレームレートよりも高い第2のフレームレートで撮像を行う第2のモードとの、いずれのモードで前記撮像部を動作させるかを制御する処理部と、

を含み、

前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第1のモードから前記第2のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第2のモードで動作させる制御を行うことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項14】

請求項13において、

前記処理部は、

前記小腸の前記胃側から前記大腸側へ向かうにつれて変化する特徴量として、絨毛分布に関する情報を前記撮像画像から検出し、検出結果に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第1のモードから前記第2のモードに切り替える制御を行うことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項15】

請求項14において、

前記処理部は、

前記撮像部が前記第1のモードで動作している状態において、前記絨毛分布が減少したと判定された場合に、前記第1のモードから前記第2のモードに切り替える制御を行うことを特徴とする内視鏡装置。

20

【請求項16】

撮像部の小腸及び大腸の撮像により、複数の撮像画像を時系列に取得し、

前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で第1のフレームレートで撮像を行う第1のモードから、少なくとも第1のフレームレートよりも高い第2のフレームレートで撮像を行う第2のモードへのモード切り替え指示を出力し、

前記モード切り替え指示に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第1のモードから前記第2のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第2のモードで動作させる制御を行うことを特徴とする内視鏡システムの制御方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、内視鏡装置及び内視鏡システムの制御方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、小型の撮像部を内蔵したカプセル型の内視鏡装置が広く知られるようになった。カプセル型内視鏡は小型であるため、電源の節約等の理由から撮像枚数を節約するためにフレームレートの制御を行う。フレームレートの制御は、例えばカプセル型内視鏡が消化管内を動く速さに応じて行われ、動きが遅い場合にはフレームレートを下げ、動きが速い場合にはフレームレートを上げる。

40

【0003】

特許文献1には、体内に嚥下されたカプセル本体で撮像した画像を用いてカプセルの運動を分析し、適応的に撮像フレームレートを制御する手法が開示されている。具体的には、カプセルの運動が比較的遅い場合には撮像フレームレートを遅く、カプセルの運動が比較的速い場合には撮像フレームレートを速く制御する。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 2 2 3 8 9 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 の手法では、動きに基づいてフレームレートを制御しており、現在撮像している被写体が、撮像すべき被写体であるか否か（例えば特定の部位であるか否か）ということ considering していない。そのため、注目被写体以外で激しい運動が生じた場合、非注目被写体を無用な高フレームレートで撮影してしまう可能性がある。それによって非注目被写体の撮像に電力を費やすため、カプセル本体にあるバッテリーが途中で切れてしまい、注目被写体での撮像ができないリスクがある。

10

【 0 0 0 6 】

本発明の幾つかの態様によれば、撮像画像に基づいて小腸の途中から高フレームレートに切り替えて撮像することで、低消費電力であり、且つ注目被写体の撮像漏れを抑止する内視鏡システム、内視鏡装置及び内視鏡システムの制御方法等を提供することができる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様は、カプセル型内視鏡と、外部装置と、を含み、前記カプセル型内視鏡は、小腸及び大腸を撮像し、複数の撮像画像を時系列に取得する撮像部と、第 1 のフレームレートで撮像を行う第 1 のモードと、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードとの、いずれのモードで前記撮像部を動作させるかを制御する第 1 の処理部と、前記撮像画像を前記外部装置に送信する第 1 の通信部と、を含み、前記外部装置は、前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で前記第 1 のモードから前記第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力する第 2 の処理部と、前記モード切り替え指示を前記第 1 の通信部に送信する第 2 の通信部と、を含み、前記第 1 の処理部は、前記モード切り替え指示に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第 1 のモードから前記第 2 のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第 2 のモードで動作させる制御を行う内視鏡システムに係る。

20

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様では、外部装置において撮像画像に基づきモード切り替え指示を出力し、カプセル型内視鏡は、モード切り替え指示に応じて小腸の途中から大腸までを比較的高いフレームレートで撮像する第 2 のモードで動作する。これにより、大腸を高フレームレートで撮像でき、且つ小腸の開始位置から高フレームレートで撮像を行う場合等に比べて消費電力を低減すること等が可能になる。

30

【 0 0 0 9 】

本発明の他の態様は、小腸及び大腸を撮像し、時系列の撮像画像を取得する撮像部と、第 1 のフレームレートで撮像を行う第 1 のモードと、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードとの、いずれのモードで前記撮像部を動作させるかを制御する処理部と、を含み、前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第 1 のモードから前記第 2 のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第 2 のモードで動作させる制御を行う内視鏡装置に係る。

40

【 0 0 1 0 】

本発明の他の態様では、内視鏡装置は、撮像画像に基づき小腸の途中から大腸までを比較的高いフレームレートで撮像する第 2 のモードで動作する。これにより、大腸を高フレームレートで撮像でき、且つ小腸の開始位置から高フレームレートで撮像を行う場合等に比べて消費電力を低減すること等が可能になる。また、第 2 のモードへの切り替えに必要な処理を内視鏡装置の内部で実行することも可能になる。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の態様は、撮像部の小腸及び大腸の撮像により、複数の撮像画像を時系列に取得し、前記撮像画像に基づいて、前記小腸の途中で第 1 のフレームレートで撮像を行う

50

第 1 のモードから、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力し、前記モード切り替え指示に基づいて、前記小腸の途中で前記撮像部を前記第 1 のモードから前記第 2 のモードに切り替えて、前記小腸の途中から前記大腸までを前記第 2 のモードで動作させる制御を行う内視鏡システムの制御方法に係る。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る内視鏡システムの構成例。

【図 2】図 2 は、本実施形態に係る内視鏡システムの詳細な構成例。

【図 3】図 3 は、本実施形態に係る内視鏡装置（カプセル型内視鏡）の構成例。

10

【図 4】図 4 は、本実施形態の処理を説明するフローチャート。

【図 5】図 5 は、切り替え判定部の構成例。

【図 6】図 6 は、領域設定及び局所特徴量算出処理の説明図。

【図 7】図 7 は、LBP 特徴量の算出処理の説明図。

【図 8】図 8 は、HSV 特徴量の算出処理の説明図。

【図 9】図 9 は、HOG 特徴量の算出処理の説明図。

【図 10】図 10 は、色に関する局所特徴量の説明図。

【図 11】図 11 は、区間を設定して小腸の途中の検出処理を行う手法の説明図。

【図 12】図 12 は、BoF アルゴリズム処理の流れを説明する図。

【図 13】図 13 は、ユーザ毎の絨毛分布の個人差を説明する図。

20

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0014】

1. 本実施形態の手法

まず本実施形態の手法について説明する。カプセル型内視鏡では、本体を小型化するため、バッテリー容量にも制限がある。そのため、ユーザに飲み込まれてから体外に排出されるまでの間、常に十分なフレームレートで撮像することが理想的であるが、現状では実現が困難である。それに対して、カプセル型内視鏡ではフレームレートを切り替える手法が広く知られている。例えば特許文献 1 では動きに基づいてフレームレートを制御する手法が開示されている。

30

【0015】

しかし特許文献 1 の手法では、現在撮像している被写体が、撮像すべき被写体であるか否か（例えば特定の部位であるか否か）ということを考慮していない。例えば、本実施形態に係るカプセル型内視鏡では、主として大腸の観察を目的としている。その場合、何らかの理由で胃や小腸において動きが速くなれば、胃や小腸を高フレームレートで撮像することになり、大腸到達時に十分なバッテリーが残っていないおそれがある。また、カプセル型内視鏡が大腸を移動中であっても、動きが速くなければ高フレームレートにならないため、大腸を低フレームレートで撮像する可能性もある。ユーザ（例えば医師）による診断を高精度で行うためには、注目被写体の撮像漏れは極力抑止すべきであり、注目被写体を高フレームレートで撮像する必要性は高い。

40

【0016】

仮に、カプセル型内視鏡の現在位置（現在撮像している被写体）を検出する、或いはカプセル型内視鏡が注目部位に位置している（注目被写体を撮像している）か否かを検出することが可能であれば、上記課題に対応可能である。具体的には、注目被写体の撮像を高フレームレートで行い、他の被写体（非注目被写体）の撮像を低フレームレートで行うことで、限られたバッテリー容量でも、注目被写体を効率的に撮像可能となる。

【0017】

50

例えば注目被写体が大腸である場合、大腸の開始位置（大腸のうちの小腸側の端点であり、小腸と大腸の境界）を撮像画像に対する画像処理により検出する手法が考えられる。しかし、大腸の開始位置は画像上で大きな特徴を有するものではなく、撮像画像の画像処理により認識することは容易ではない。また、大腸等の消化器官では残渣が撮像されることも多く、当該残渣により消化管の壁面等の構造が隠されてしまい、画像処理による検出処理が阻害されるおそれもある。

【 0 0 1 8 】

さらにいえば、図 1 や図 2 を用いて後述するように、画像処理をカプセル型内視鏡以外の外部装置で行う場合、撮像画像を外部装置に送信する処理、及び外部装置から検出結果（狭義には後述するモード切り替え指示）を受信する処理が必要になる。そのため、撮像画像の取得後、高フレームレートへの切り替えまでの間に、当該送受信による遅延が発生する。その場合、仮に大腸の開始位置の検出が正確に行えたとしても、遅延時間の間にカプセル型内視鏡が大腸に入ってしまう、大腸の開始位置近傍が低フレームレートでの撮像しかされない可能性がある。

10

【 0 0 1 9 】

これに対して、小腸の開始位置（小腸のうちの胃側の端点であり、胃と小腸の境界）の撮像画像に基づく検出は比較的容易である。なぜなら、小腸には特徴的な絨毛構造がみられ、且つ当該絨毛構造は胃にはみられない。つまり、画像処理により絨毛構造（絨毛分布）を検出することで小腸の開始位置を検出可能である。具体的には、絨毛分布が少ない（狭義には無い）状態から絨毛分布が多い状態へと移行したポイントを小腸の開始位置と判定すればよい。

20

【 0 0 2 0 】

しかし、小腸の開始位置の検出が高精度で行えたとしても、それだけでは大腸を注目被写体とする場合には不十分である。この場合、大腸を確実に高フレームレートで撮像するには、小腸の開始位置から体外への排出までを高フレームレートとする必要があり、非注目領域の撮像まで高フレームレートで行ってしまうという当初の課題が解決されない。小腸の撮像には平均的には数時間を要するため、小腸全体を高フレームレートで撮像することでバッテリー切れとなり、大腸を高フレームレートで撮像できない可能性がある。

【 0 0 2 1 】

そこで本出願人は、注目被写体を低フレームレートで撮像する可能性を抑止し、且つ非注目被写体の高フレームレートでの撮像をできるだけ抑える手法を提案する。具体的には、本実施形態に係る内視鏡システムは図 1 に示したように、カプセル型内視鏡 1 0 0 と、外部装置 2 0 0 を含み、カプセル型内視鏡 1 0 0 は、小腸及び大腸を撮像し、複数の撮像画像を時系列に取得する撮像部 1 1 0 と、第 1 のフレームレートで撮像を行う第 1 のモードと、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードとの、いずれのモードで前記撮像部を動作させるかを制御する処理部（第 1 の処理部）1 2 0 と、撮像画像を外部装置 2 0 0 に送信する通信部 1 3 0（第 1 の通信部）を含み、外部装置 2 0 0 は、撮像画像に基づいて、小腸の途中で第 1 のモードから第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力する処理部（第 2 の処理部）2 2 0 と、モード切り替え指示を第 1 の通信部 1 3 0 に送信する通信部（第 2 の通信部）2 3 0 を含む。そして、第 1 の処理部 1 2 0 は、モード切り替え指示に基づいて、小腸の途中で撮像部 1 1 0 を第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えて、小腸の途中から大腸までを第 2 のモードで動作させる制御を行う。

30

40

【 0 0 2 2 】

ここで、小腸の途中とは、小腸の開始位置よりも肛門側であり、且つ小腸の終了位置（大腸との境界）よりも口側の位置をいう。具体的には、小腸全体の長さを L とした場合に、小腸の開始位置を基準として $p \times L \sim q \times L$ の範囲に含まれる位置を指すものであってもよい。ここで p, q は $0 < p < q < 1$ を満たす数である。 p, q の具体的な値は限定されないが、一例としては $p = 0.2, q = 0.8$ といった値でもよい。

【 0 0 2 3 】

50

本実施形態の手法では、小腸の中間的な位置から高フレームレートでの撮像を開始し、大腸でも高フレームレートでの撮像を継続する。そのため、大腸を高フレームレートで撮像できる可能性を高めることが可能である。また、小腸の開始位置から高フレームレートで撮像する場合に比べて、高フレームレートで撮像される小腸の領域を狭くする、すなわち小腸を高フレームレートで撮像する時間を短くすることが可能になる。そのため、非注目被写体の撮像でのバッテリー消費を抑止し、バッテリーを注目被写体である大腸の撮像に効率的に利用することが可能になる。

【0024】

さらに、本実施形態の手法では小腸から大腸への切り替わり位置を検出する必要はなく、小腸のうち開始位置よりもある程度大腸寄りであることを検出できれば十分である。つまり、小腸の途中であることの検出処理を行う場合に、ある程度の時間、ある程度の枚数の撮像画像を用いることが可能である。そのため、図1等の構成を用い、撮像画像の取得後、高フレームレートへの切り替えまでの間に、送受信による遅延が発生する例であっても大きな問題とならない。具体的には、小腸の途中であることが検出されるタイミングの近傍のタイミングでは、カプセル型内視鏡100は小腸を移動中であることが想定されるため、撮像画像の取得後、高フレームレートへの切り替えまでの間にカプセル型内視鏡100が大腸に入ってしまう可能性が低く、大腸の撮像漏れ（低フレームレートでの撮像）の可能性が低い。また、図11を用いて後述するように、検出処理にある程度の枚数の撮像画像を用いることができるため、検出処理の精度を向上させることも可能である。

【0025】

以下、第1～第3の実施形態について説明する。第1の実施形態では、基本的な処理例を説明し、第2の実施形態では学習処理を用いて小腸の途中を検出する手法を説明する。第3の実施形態では、学習処理を用いるとともに、ユーザ毎の絨毛分布の個人差を考慮した手法を説明する。

【0026】

2. 第1の実施形態

第1の実施形態に係る内視鏡システムの構成例を図2に示す。内視鏡システムは、大きくカプセル型内視鏡100及び外部装置200により構成されている。カプセル型内視鏡100は、撮像部110、A/D変換部115、処理部120、通信部130、制御部150、及び光源部160を含む。そして、通信部130は、撮像画像送信部131、切り替え指示受信部132を含む。

【0027】

一方、外部装置200は、画像保存部210、処理部220、通信部230、制御部250を含む。そして、処理部220は、画像処理部221、切り替え判定部222を含み、通信部230は、撮像画像受信部231、切り替え指示送信部232を含む。

【0028】

カプセル型内視鏡100においては、制御部150の制御により、光源部160が出射する光は、カプセル型内視鏡100以外の被写体に照射する。その被写体からの反射光は、撮像部110にある光学レンズ系を介して同じく撮像部110にある撮像素子に入る。撮像部110の撮像素子により出力されたアナログ撮像画像はA/D変換部115へ転送される。本実施形態では、原色単版配列の撮像素子に対応する。

【0029】

撮像部110は、A/D変換部115を介して撮像画像送信部131へ接続している。撮像画像送信部131は、無線を介して外部装置200にある撮像画像受信部231へ接続している。また、無線を介して外部装置200にある切り替え指示送信部232が、切り替え指示受信部132へ接続している。処理部（第1の処理部）120は、撮像部110へ接続している。制御部150は、撮像部110、A/D変換部115、処理部120、撮像画像送信部131、切り替え指示受信部132、及び光源部160と双方向に接続している。

【0030】

10

20

30

40

50

A / D 変換部 1 1 5 は、制御部 1 5 0 の制御により、撮像部 1 1 0 からのアナログ撮像画像をデジタル化してデジタル撮像画像（以下撮像画像と省略）として撮像画像送信部 1 3 1 へ転送する。撮像画像送信部 1 3 1 は、制御部 1 5 0 の制御により、無線を介して外部装置 2 0 0 にある撮像画像受信部 2 3 1 へ撮像画像を送信する。

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、無線を介して、撮像画像を圧縮せずに外部装置 2 0 0 へ送信する構成となっているが、この構成に限定する必要はない。例えば、撮像画像を一旦圧縮して外部装置 2 0 0 へ送信する構成にしてもよい。

【 0 0 3 2 】

本実施形態では、外部装置 2 0 0 にある切り替え指示送信部 2 3 2 からの判断制御信号（切り替え指示、モード切り替え指示）を用いて、所定の処理の仕組みで撮像画像フレームレート（以下撮像 F R と省略）を制御する構成となっている。そのため、処理部 1 2 0 での処理構成については、外部装置 2 0 0 の処理構成の説明の後で記述する。

10

【 0 0 3 3 】

外部装置 2 0 0 においては、撮像画像受信部 2 3 1 は、画像処理部 2 2 1 を介して画像保存部 2 1 0 及び切り替え判定部 2 2 2 へ接続している。切り替え判定部 2 2 2 は、切り替え指示送信部 2 3 2 へ接続している。切り替え指示送信部 2 3 2 は、無線を介してカプセル型内視鏡 1 0 0 にある切り替え指示受信部 1 3 2 につながっている。制御部 2 5 0 は、画像保存部 2 1 0、画像処理部 2 2 1、切り替え判定部 2 2 2、撮像画像受信部 2 3 1、及び切り替え指示送信部 2 3 2 と双方向に接続している。

20

【 0 0 3 4 】

撮像画像受信部 2 3 1 は、無線を介してカプセル型内視鏡 1 0 0 から転送されてきた撮像画像を受け取り、画像処理部 2 2 1 へ転送する。

【 0 0 3 5 】

画像処理部 2 2 1 は、制御部 2 5 0 の制御に基づき、撮像画像受信部 2 3 1 からの撮像画像に対して画像処理を行う。例えば、公知の補間処理、カラーマネジメント処理、エッジ強調処理、階調変換処理などを実施する。制御部 2 5 0 の制御に基づき、処理後の R G B 3 板撮像画像を画像保存部 2 1 0 へ転送して保存する。一方、処理後の撮像画像を、制御部 2 5 0 の制御に基づき切り替え判定部 2 2 2 へ転送する。

【 0 0 3 6 】

30

本実施形態は、上述したように大腸を診断するためのカプセル状の内視鏡に対応している。大腸の診断漏れを抑制した上、消費電力を節約するため、カプセル状の内視鏡が患者に口から飲み込まれてから大腸の入口の手前まで低フレームレートで撮像し、大腸入口から高フレームレートで撮像することが理想である。しかし、残渣や泡、カプセル自身の動き、患者の小腸及び大腸の構造の違いなどの影響でリアルタイムに大腸入口を検出することが困難である。従って、大腸入口の検出に失敗して、大腸に入ってから低フレームレートで撮像し続けるリスクがある。そのため本実施形態では、カプセル状の内視鏡が患者に口から飲み込まれてから大腸に入る前に小腸途中の所定領域まで低フレームレート（例えば、2 f p s）で撮像し、小腸途中の所定領域から高フレームレート（例えば、12 f p s）に切り替えて撮像する構成を提案する。この小腸途中の所定領域の特定が本実施形態の特徴となっている。

40

【 0 0 3 7 】

周知のように、小腸は、十二指腸、空腸と回腸から構成されている。胃が十二指腸を介して空腸とつながり、回腸が回盲弁によって大腸（結腸）とつながっている。空腸と回腸の明確な解剖学の境界はないが、おおむね口側の 2 / 5 が空腸、残りの 3 / 5 が回腸とされる。絨毛は、小腸にある特有なもの（構造）であり、絨毛は十二指腸において最も密生している。また、絨毛は回腸の終わりに向かって（大腸側に向かって）その密度が減るものであり、空腸では、全体的に腸内部の絨毛の分布が回腸の絨毛の分布に比べて密である。本実施例では、この十二指腸、空腸と回腸内部の絨毛の分布に着目し、撮像した画像に対し画像認識処理に基づいて絨毛分布を識別する。この絨毛分布の識別情報を利用して空

50

腸と回腸のおおよその境界を特定し、空腸と回腸のおおよその境界を前記低フレームレートから高フレームレートへの撮像フレームレートを切り替えするための小腸途中の所定領域とする。ただし、以下で説明する手法からわかるように、本実施形態の手法は小腸の途中であること、すなわちバッテリー消費を抑止できる程度に小腸の開始位置よりも肛門側であり、且つ大腸の撮像漏れを抑止できる程度に小腸の終了位置よりも口側の位置を検出できればよく、特定の部位の境界を厳密に検出するものではない。

【0038】

具体的には、切り替え判定部222において、時系列に撮像した画像に対して持続的に前記腸内の絨毛の分布を識別し、絨毛分布の減少が確認できたら、この時点のカプセル本体がある小腸の位置を小腸途中の所定領域と判定する。制御部250の制御に基づき、切り替え指示送信部232を介して無線でその判定情報をリアルタイムにカプセル本体にある切り替え指示受信部132へ送信する。切り替え指示受信部132が、制御部150の制御に基づき、判定情報を処理部120へ転送する。処理部120は、制御部150の制御に基づき、低フレームレートから高フレームレートの撮像モードに切り替えて撮像する。

10

【0039】

また、本実施形態では、小腸途中の所定領域まで低フレームレート（例えば、2fps）で撮像し、小腸途中の所定領域から高フレームレート（例えば、8fps）に切り替えて撮像する仕組みとなっているが、このような構成に限定する必要はない。一つの変形例として、小腸途中の所定領域まで低フレームレート（例えば、2fps）で撮像し、小腸の絨毛分布の減少が確認できたら高フレームレート（例えば、8fps）に切り替えて撮像し、小腸の絨毛分布がさらに減少したら、超高フレームレート（例えば、16fps）に切り替えて撮像する。このように、絨毛の分布に応じて多段階（3段階以上（その値を含む）を含む）フレームレートを切り替えて撮像構成にしてもよい。

20

【0040】

また、高フレームレートと超高フレームレートとの切り替えは、絨毛分布に基づいて行われるものには限定されない。もう一つの変形例として、低フレームレートが1段階（例えば、2fps）、高フレームレートが2段階（例えば、8fpsと16fps）の構成で、小腸途中の所定領域まで低フレームレートで撮像し、小腸の絨毛分布の減少が確認できたら高フレームレートモードに切り替えて撮像する。この場合、さらに、高フレームレートモードにおいて、カプセル本体の動きを検出し、多段階で撮像フレームレートを制御する。動きがないあるいは小さい場合、高フレームレート1（例えば、8fps）で撮像し、動きが大きい場合、高フレームレート2（例えば、16fps）で撮像する。つまり、診断漏れを防ぐため、小腸途中の所定領域から動きに応じて多段階撮像フレームレートで撮像する構成にする。動きの大きさの測定に関しては、時系列に撮像された複数の画像を用いて検出してもよいし、動きを検出するセンサーなどを用いて検出してもよい。

30

【0041】

本実施形態及び変形例に示されているように、撮像画像を用いて絨毛の分布を検出し、カプセル本体が口に飲みこまれてから小腸途中の所定領域まで低フレームレートで撮像し、小腸途中の所定領域から大腸を通過し体外に排出されるまで1段階以上（その値を含む）の高フレームレートで撮像するため、大腸の診断もれが予防できることと同時に、カプセル型内視鏡100の消費電力も節約できる。

40

【0042】

また、以上ではカプセル型内視鏡100の本体で撮像した画像を外部装置200へ送信し、外部装置200において小腸途中の所定領域を検出する構成となっているが、この構成を限定する必要はない。小腸途中の所定領域を検出する構成をカプセル型内視鏡100の本体に組み込んでもよい。

【0043】

この場合の内視鏡装置（カプセル型内視鏡）400の構成例を図3に示す。内視鏡装置400は図3に示したように、撮像部110、A/D変換部115、処理部120、撮像

50

画像送信部 131、制御部 150、光源部 160を含む。そして、処理部 120は、画像処理部 121、切り替え判定部 122、フレームレート制御部 123を含む。

【0044】

ここで、撮像部 110、A/D変換部 115、制御部 150、光源部 160は、図2を用いて上述したものと同様である。

【0045】

撮像画像送信部 131は、撮像画像を外部に対して送信する。図3の例では、撮像画像に基づく小腸の途中の検出処理は内視鏡装置内部で行うため、撮像画像送信部 131による送信は当該検出処理を目的としたものではない。例えば、撮像画像送信部 131から送信された撮像画像は、外部装置の記憶部への記憶、或いは表示部への表示に用いられるものであってもよい。

10

【0046】

処理部 120の画像処理部 121と切り替え判定部 122は、図2における外部装置 200の画像処理部 221と切り替え判定部 222に対応する。行われる処理は同様であるため、詳細な説明は省略する。

【0047】

フレームレート制御部 123は、図2におけるカプセル型内視鏡 100の処理部 120自体に相当する。具体的には、切り替え判定部 122における判定結果（切り替え指示）に基づいて、撮像FRの制御を行う。

【0048】

図3の構成では、撮像画像に基づく小腸の途中の検出処理を内視鏡装置 400の内部で実行することができる。そのため、上述したような撮像画像の取得後、高フレームレートへの切り替えまでの間の遅延を、図2の例に比べて小さくすることが可能であり、大腸の撮像漏れの可能性をより抑止することができる。

20

【0049】

図4に本実施形態に係る処理の流れを説明するフローチャートを示す。本実施形態の処理が開始されると、まずカプセル型内視鏡 100において撮像画像が撮像される（S101）。そしてカプセル型内視鏡 100の通信部（第1の通信部）130から外部装置 200に対して撮像画像が送信され（S102）、外部装置 200の通信部（第2の通信部）230で撮像画像が受信される（S103）。

30

【0050】

外部装置 200の処理部（第2の処理部）220では、取得した撮像画像に基づいて小腸の途中を検出する検出処理を行う（S104）。検出処理では、例えば絨毛分布の検出を行えばよく、具体的な手法については第2、第3の実施形態で後述する。

【0051】

検出処理の結果、撮像FRの切り替えが必要と判定された場合には、外部装置 200の通信部 230から切り替え指示が送信され（S105）、カプセル型内視鏡 100の通信部 130により、当該切り替え指示が受信される（S106）。そして、カプセル型内視鏡 100の処理部 120は、受信した切り替え指示に基づいて、撮像部 110の撮像FRの切り替え制御を実行する（S107）。

40

【0052】

以上の本実施形態では、第2の処理部 220（狭義には切り替え判定部 222）は、小腸の胃側から大腸側へ向かうにつれて変化する特徴量を撮像画像から検出し、検出結果に基づいてモード切り替え指示を出力する。

【0053】

このようにすれば、小腸の途中（所定領域）を適切に検出することが可能になる。そのため、小腸から大腸への切り替わりといった画像処理から検出困難な状況を検出対象とする必要がないため、判定処理（検出処理）を精度よく行うことが可能になる。なお、撮像画像を用いることからわかるように、特徴量とは画像から検出可能なものであり、色、テクスチャ、勾配、輪郭（エッジ）等の特徴、或いはそれらを用いることで検出可能な特徴

50

を表す量である。

【 0 0 5 4 】

また、第 2 の処理部 2 2 0 は、小腸の胃側から大腸側へ向かうにつれて変化する特徴として、絨毛分布に関する情報を撮像画像から検出し、検出結果に基づいてモード切り替え指示を出力してもよい。

【 0 0 5 5 】

これにより、絨毛分布を用いて小腸の途中を検出することが可能になる。上述したように、口から胃までは絨毛がみられず、また大腸も絨毛がみられない。さらに、小腸内でも胃に近い位置では絨毛が多く、大腸側に行くほど絨毛が少なくなる。つまり、絨毛分布は、小腸であるか否か、さらには小腸においてどの程度大腸側に移動した位置であるかを判定する指標として用いることができ、小腸の途中の検出処理に適している。なお、ここでの「絨毛分布に関する情報」とは、例えば絨毛分布の多い少ないを表す情報であってもよく、例えば第 3 の実施形態で後述する絨毛スコアであってもよい。或いは、「絨毛分布に関する情報」とは、第 2 の実施形態で後述するように、時系列で取得される画像がそれぞれ絨毛画像であるか否かを表す情報であってもよいし、図 1 1 を用いて後述するように、所定区間における絨毛画像の枚数を表す情報であってもよい。

10

【 0 0 5 6 】

また、図 3 を用いて上述したように、以上の本実施形態は、小腸及び大腸を撮像し、時系列の撮像画像を取得する撮像部 1 1 0 と、第 1 のフレームレートで撮像を行う第 1 のモードと、少なくとも第 1 のフレームレートよりも高い第 2 のフレームレートで撮像を行う第 2 のモードとの、いずれのモードで撮像部 1 1 0 を動作させるかを制御する処理部 1 2 0 を含み、撮像画像に基づいて、小腸の途中で撮像部 1 1 0 を第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えて、小腸の途中から大腸までを第 2 のモードで動作させる制御を行う内視鏡装置（カプセル型内視鏡）4 0 0 に適用できる。

20

【 0 0 5 7 】

これにより、撮像部 1 1 0 のモード（撮像 F R）切り替えだけでなく、当該切り替えのための小腸の途中を検出する処理についても、内視鏡装置 4 0 0 の内部で実行することが可能になる。この場合、内視鏡装置 4 0 0 の処理部 1 2 0 は、小腸の胃側から大腸側へ向かうにつれて変化する特徴量として、絨毛分布に関する情報を撮像画像から検出し、検出結果に基づいて、小腸の途中で撮像部 1 1 0 を第 1 のモードから第 2 のモードに切り替える制御を行うことになる。

30

【 0 0 5 8 】

例えば、内視鏡装置 4 0 0 の処理部 1 2 0 は、撮像部 1 1 0 が第 1 のモードで動作している状態において、絨毛分布が減少したと判定された場合に、第 1 のモードから第 2 のモードに切り替える制御を行えばよい。絨毛分布が減少したか否かの判定手法の詳細については、第 2、第 3 の実施形態において後述する。

【 0 0 5 9 】

第 2、第 3 の実施形態では、小腸の途中を検出する処理、つまり狭義には絨毛分布に関する判定処理は、外部装置 2 0 0 の処理部（第 2 の処理部）2 2 0 において行われるものとして説明するが、本実施形態の手法を図 3 に示した内視鏡装置 4 0 0 に適用する場合、対応する処理は内視鏡装置 4 0 0 の処理部 1 2 0 で実行されることになる。すなわち、本明細書において外部装置 2 0 0 の処理部（第 2 の処理部）2 2 0 が行うと記載した処理は、図 3 の内視鏡装置 4 0 0 の処理部 1 2 0 により行われてもよい。

40

【 0 0 6 0 】

3 . 第 2 の実施形態

本実施形態における内視鏡システム或いは内視鏡装置の構成は第 1 の実施形態と同様であり、図 2 又は図 3 の構成を用いることが可能である。第 1 の実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付与して適宜説明を省略し、第 1 の実施形態の構成要素と異なる部分のみを説明する。

【 0 0 6 1 】

50

図 5 は、本実施形態に係る切り替え判定部 2 2 2 の構成の一例である。切り替え判定部 2 2 2 は、分類部 3 0 1、分析判断部 3 0 2 及び記憶部 3 0 3 を備えている。画像処理部 2 2 1 は、分類部 3 0 1、分析判断部 3 0 2 を介して切り替え指示送信部 2 3 2 へ接続している。記憶部 3 0 3 は、分類部 3 0 1 へ接続している。制御部 2 5 0 は、分類部 3 0 1、分析判断部 3 0 2 及び記憶部 3 0 3 と双方向に接続している。

【 0 0 6 2 】

なお、図 5 では図 2 における外部装置 2 0 0 の切り替え判定部 2 2 2 の構成を示したが、図 3 における内視鏡装置（カプセル型内視鏡）4 0 0 の切り替え判定部 1 2 2 の構成も、図 5 と同様である。

【 0 0 6 3 】

本実施形態では、公知の画像認識技術で撮像画像に対する色、勾配及びテクスチャ関連の少なくとも一つの特徴量で学習・分類した結果に基づいて、絨毛の分布特徴を分析し小腸途中の所定領域を検出する。

【 0 0 6 4 】

本実施形態においては、Bag-of-Features（以下 B o F と記す）と呼ばれる対象物の位置によらない画像認識技術のアルゴリズムを用いる。この手法は、文書検索手法である Bag-of-Words を画像認識に適用したもので、学習と分類の 2 段階の処理から構成されている。

【 0 0 6 5 】

学習の段階では、まず、複数の学習画像を選ぶ。本実施例では、「絨毛」と「その他」を含む少なくとも 2 つ以上（その値を含む）の分類項目（分類画像）を設定するため、絨毛の分布密度が高い画像（例えば、画像の中に写っている絨毛構造が多いもの）を「絨毛」の学習画像、それ以外の画像（例えば、画像の中に写っている絨毛構造がないもの、絨毛構造が少ないものなど）を「その他」の学習画像とする。

【 0 0 6 6 】

なお、分類項目はこのような 2 つを設定するものに限定する必要はない。分類精度を高めるために、画像の内容に応じて、「絨毛」の項目をさらに分割して「絨毛が多い」、「絨毛がやや多い」、「絨毛が少ない」、「絨毛がない」などの新しい分類項目を設定し、それらに対応する学習画像を選ぶ構成にしてもよい。

【 0 0 6 7 】

学習画像から複数の小さいサンプル領域を抽出し特徴量抽出処理によって特徴量ベクトルを算出し、クラスタリング処理によって Visual Word（以下 V W と記す）という観察基準を選出する。本実施形態では、公知の K-means 法を利用する。続いて、各学習画像から空間方向において順次抽出した各々の小領域に対して上記同様に特徴量ベクトルを算出し、前記 V W との距離を求める。この距離が最も小さい V W に一票を投票する。一枚の学習画像の全部の小領域に対する投票処理が完了したら、その画像に対応する B o F ヒストグラムが生成される。最終的に、学習画像の枚数分の B o F ヒストグラムが生成される。これらの B o F ヒストグラム及びそれらを成分とする B o F ベクトルを用いて画像を分類するための学習識別器を構築する。本実施例では、S V M（Support Vector Machine）という学習識別器アルゴリズムを採用する。

【 0 0 6 8 】

具体的な学習処理を説明する。なお、本実施形態における切り替え判定部 2 2 2 は、学習結果を保持していればよい。そのため、切り替え判定部 2 2 2 において学習処理を行ってもよいし、学習処理は外部装置 2 0 0 の他のブロック、或いは他の装置において行われ、切り替え判定部 2 2 2 はその結果を取得するものであってもよい。

【 0 0 6 9 】

学習用画像は、画像と絨毛分布の程度との対応が予め判明している画像である。例えば診断対象の患者とは別の患者から予め撮像しておいた画像を用いる。複数の学習用画像は時系列の画像である必要はない。

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

50

図 6 に示すように、画像 I M (1 枚の学習用画像) に所定サイズの局所領域 L A を設定する。具体的には、複数の局所領域 L A 1、L A 2、L A 3、・・・を、互いに重なりを許して設定する。例えば画像 I M のサイズが 3 0 0 画素 × 3 0 0 画素の場合、局所領域のサイズを 3 0 画素 × 3 0 画素に設定するが、画像 I M のサイズに応じて局所領域のサイズを変えてもよい。

【 0 0 7 1 】

次に、各局所領域 L A の画像に対して、例えば、L B P (Locally Binary Pattern) を適用する。L B P 値は、局所領域 L A の各画素を中心とする 3 × 3 画素から求める。3 × 3 画素の中心の画素を P 0 とし、その周囲の 8 画素を P 1 ~ P 9 とすると、P 1 ~ P 9 の各画素と P 0 とで画素値を比較し、P 0 の画素値以上の場合には “ 1 ” を割り当て、P 0 の画素値より小さい場合には “ 0 ” を割り当てる。そのビットを P 1 ~ P 9 の順に並べて 8 ビットの値を得る。

10

【 0 0 7 2 】

これを、局所領域 L A の全画素について行い、1つの局所領域 L A あたり 3 0 × 3 0 = 9 0 0 個の L B P 値を得る。その 9 0 0 個の L B P 値を 0 ~ 2 5 5 の L B P 値に振り分けて、各値の個数をカウントし、局所領域 L A について 2 5 6 次元の局所特徴ヒストグラムを得る。さらに、ブロックごとに正規化し、これを 2 5 6 次元の特徴ベクトル (局所特徴量) とみなし、この局所特徴量を局所領域 L A 1、L A 2、・・・の各々について求め、局所領域の個数分の局所特徴量を生成する。以上の局所特徴量の算出処理を説明するものが図 7 である。

20

【 0 0 7 3 】

この局所領域から局所特徴量を算出する処理を複数の画像に対して行い、局所特徴量として多数のベクトルを記憶する。例えば学習用画像を 1 0 0 枚とし、画像 1 枚あたり 1 0 0 個の局所領域を設定したとすると、1 0 0 0 0 個分の局所特徴量が取得される。

【 0 0 7 4 】

次に、これらの記憶された局所特徴量に対して例えば K-means 法等を用いてクラスタリングを行い、代表ベクトルを抽出する。この代表ベクトルが上述の V W に対応する。K-means 法は、分割クラス数を k 個とし、k 個の代表ベクトルを初期状態に設定して特徴ベクトルを k 個のクラスに分割し、各クラスの平均位置を求めて代表ベクトルを移動してクラスの分割を再度行い、これを繰り返して最終的なクラスの分割を決める手法である。例えば、本実施形態では代表ベクトル (V W) の数を k = 1 0 0 個とする。

30

【 0 0 7 5 】

次に設定された 1 0 0 個の代表ベクトルの中から、局所特徴量と代表ベクトルのユークリッド距離が最短となるものを見いだす。これを各画像について局所領域毎に行う。1 0 0 個の代表ベクトルに 1 ~ 1 0 0 の番号を付し、各番号の代表ベクトルに対してユークリッド距離が最短だった局所領域が何個あったかをカウントし、1 0 0 次元のヒストグラムを生成する。このヒストグラムは 1 枚の学習用画像毎に生成する。これを 1 0 0 次元のベクトルとみなし、画像の B o F (Bag of Features) 特徴ベクトルと呼ぶ。

【 0 0 7 6 】

以上の処理により、1枚の学習用画像から 1 つの B o F 特徴ベクトルが取得される。この学習用画像の枚数分だけの B o F 特徴ベクトルと、正解のラベル (例えば、「絨毛」か「その他」かというラベル) とを関連づけて学習データセットを生成する。

40

【 0 0 7 7 】

そして、上記の学習データセットを用いて、例えば S V M (Support Vector Machine) により学習を行う。S V M は、与えられた学習データセットから、特徴ベクトルのベクトル空間におけるラベルの分離面 (例えば「絨毛」と「その他」の特徴ベクトルを分離する面) を決定する学習器である。例えば、特徴ベクトルのベクトル空間において線形に分離を行い、分離平面を決定する。或いは、特徴ベクトルよりも高次元のベクトル空間において線形に分離を行い、特徴ベクトルの次元で見たときに非線形な分離面を決定してもよい。本実施形態では、以上の学習処理の結果を記憶部 3 0 3 に保存する。

50

【 0 0 7 8 】

分類の段階では、分類するための撮像画像を順に入力し、撮像画像から空間方向において順次抽出した各々の小領域に対して上記同様に局所特徴量を算出し、前記 V W との距離を求める。この距離が最も小さい V W に一票を投票する。1 枚の撮像画像の全部の小領域に対する投票処理が完了することで、学習時と同様に、1 枚の撮像画像から 1 つの B o F 特徴ベクトル (B o F のヒストグラム) が求められる。

【 0 0 7 9 】

続いて、学習により得られた S V M 識別器と、撮像画像から取得された B o F 特徴ベクトルを用いて識別を行い、その識別結果 (分類結果) を出力する。具体的には、分類部 3 0 1 は、制御部 2 5 0 の制御に基づき、画像処理部 2 2 1 からの撮像画像を用いて上記のように B o F ヒストグラムを作成し、記憶部 3 0 3 からの S V M 識別器と学習画像からの B o F ヒストグラム及びそれらを成分とする B o F 特徴ベクトルの情報を抽出して比較し、「絨毛」と「その他」のどちら一方に属するかを示す分類インデックス指標を与える。具体的には、「絨毛」であることの確からしさを表す絨毛スコアと、「その他」であることの確からしさを表すその他スコアを求める。分類部 3 0 1 は、撮像画像の分類インデックス指標を分析判断部 3 0 2 へ転送する。

10

【 0 0 8 0 】

本実施形態では、撮像画像に対する色、勾配及びテクスチャ関連の少なくとも一つの特徴量で特徴量ベクトルを算出する構成となっている。

【 0 0 8 1 】

勾配に関する特徴量は上述したように例えば L B P である。また、色に関する特徴量は、図 8 に示した H S V (Hue-Saturation-Value) であってもよい。H S V は、色相 (Hue)、彩度 (Saturation)、明度 (Value) の 3 成分からなる色空間である。H S V を用いた場合の局所特徴量の算出の一例を図 8 に示す。H S V 色空間は、色相方向、彩度方向及び明度方向にそれぞれ複数の領域に分割する。まず、画像を画素ごとに H S V 表色系に変換する。変換後の H S V 画像をブロックに分割し、ブロック単位で色相に関する彩度、及び明度を要素とするヒストグラムを算出する。続いて、ブロックを移動し、同様な処理を実施し、1 枚の画像に含まれるブロック数分のヒストグラムを作成する。さらに、ブロックごとに正規化し、H S V 特徴量ベクトルを生成する。

20

【 0 0 8 2 】

また、テクスチャに関する特徴量は、図 9 に示した H O G (Histogram-of-Oriented-Gradient) であってもよい。H O G を用いた場合の局所特徴量の算出の一例を示す。画像の局所領域をブロックに分割し、画素毎に輝度勾配情報 (勾配方向と重みなど) を算出し、ブロック単位で輝度勾配のヒストグラムを算出する。続いて、さらに、ブロックを移動し、同様な処理を実施し、1 枚の画像に含まれるブロック数分のヒストグラムを作成する。さらに、ブロックごとに正規化し、H O G 特徴量ベクトルを生成する。

30

【 0 0 8 3 】

本実施形態では、L B P 特徴量、H S V 特徴量及び H O G 特徴量を用いて学習・分類を実施する構成となっているが、このような構成に限定する必要はない。必要に応じて勾配、色及びテクスチャに関するあらゆる特徴量を用いて学習・分類を実施する構成としてもよい。

40

【 0 0 8 4 】

また、これらの複数種類の局所特徴量を組み合わせた特徴ベクトルを生成してもよい。色、勾配、テクスチャの組合せ方法には、大きく分けて処理の早い段階で組合せるアーリーフュージョン (early fusion) と処理の遅い段階で組合せるレイトフュージョン (late fusion) がある。

【 0 0 8 5 】

アーリーフュージョンの一例として、各局所領域の中の 3×3 画素のパターンをテクスチャ特徴量の U L B P (Uniform LBP) 特徴量と中心画素の H S V 色特徴の組合せによって表現する方法がある。H S V 色特徴は、例えば、図 1 0 のように H S V 色空間を色相方

50

向に 1 2 分割し、彩度方向に 3 分割し、無彩色の明度を 4 分割する。この場合、合計 4 0 次元の特徴量であり、U L B P 特徴量が 1 0 次元であるため、その結果生成されるアーリーフュージョンの特徴量の次元は、 $4 0 \times 1 0 = 4 0 0$ 次元である。

【 0 0 8 6 】

レイトフュージョンの一例として、H S V 色特徴量の B o F ヒストグラムと L B P ヒストグラムを並べて得られる結合ヒストグラムを画像の特徴ベクトルとする方法がある。また、レイトフュージョンの別の例として、色単独、テクスチャ単独、或いは、それらの上述したアーリーフュージョンやレイトフュージョンの組合せをそれぞれ別々に、後述する S V M 等の判別器で学習し、分類時の分類スコアを合算し、それをある閾値で判定する方法がある。以上のような手法を組合せることで、より精度の高い学習・分類器を構築できる。

10

【 0 0 8 7 】

以上の学習、分類処理の流れを説明するものが図 1 2 である。図 1 2 の左側が学習段階を表し、具体的には学習画像を複数の局所領域に分割して局所特徴量を求める (A 1 、 A 2)。これを複数の学習画像に対して行うことで多数の局所特徴量が求められるため、そこから V W を設定する (A 3)。さらに、V W と局所特徴量との距離に基づいて、1 枚の学習画像から 1 つの B o F 特徴ベクトル (B o F ヒストグラム) を求める (A 4)。この際、各学習画像には正解データ (「絨毛」 、 「その他」 というタグ) が付されているため、B o F 特徴ベクトルと正解データから識別器 (例えば S V M) を構成する (A 5)。

【 0 0 8 8 】

分類時には、撮像画像 (テスト画像) に対して同様に局所領域への分割と局所特徴量の算出が行われる (B 1 、 B 2)。そして、A 3 で設定された V W と局所特徴量との距離に基づいて、1 枚の学習画像から 1 つの B o F 特徴ベクトル (B o F ヒストグラム) を求める (B 3)。そして、求められた B o F 特徴ベクトルと、A 5 で構成された識別器とにより、1 つの撮像画像を複数の分類項目のいずれか 1 つに分類する (B 4 、 B 5)。

20

【 0 0 8 9 】

分析判断部 3 0 2 は、制御部 2 5 0 の制御に基づき、時系列に撮像された複数の画像からなる区間内において、 「絨毛」 或いは 「その他」 と分類された画像の枚数を用いて、絨毛分布を求める。図 1 1 は、 「絨毛」 又は 「その他」 の分布測定プロセスの一例を示している。時系列に撮像された画像を N 枚画像 (N 2 の整数) 単位で 1 つの分布測定の区間とする。その区間内において、 「絨毛」 と分類された画像の枚数をカウントし、そのカウント数が所定の閾値 t_{h1} より大きい場合、この区間を 「絨毛区間」 と判定する。一方、区間内に 「その他」 と分類された画像の枚数をカウントし、そのカウント数が所定の閾値 t_{h2} より大きい場合、この区間を 「その他区間」 と判定する。1 つの区間の判定が終わったら、時系列方向で n 枚 (n 1) 画像をシフトして、次の N 枚画像からなる新しい区間で同じ判定を実施する。このように繰り返して区間ごとに 「絨毛区間」 あるいは 「その他区間」 の判定を実施する。

30

【 0 0 9 0 】

解剖学上では、絨毛が小腸にしか分布していない。小腸の前半領域において絨毛の分布密度が高く、回腸領域になると絨毛の分布密度がやや低くなる。本実施例では、大腸診断をするためのカプセル状の内視鏡に対応している。まず、カプセル型内視鏡 1 0 0 が飲み込まれてから低フレームレートで撮像する。前記の 「絨毛区間」 と 「その他区間」 の判定プロセスで、カプセル型内視鏡 1 0 0 が飲み込まれてから、ある区間で初めて 「絨毛区間」 と判定された場合、カプセル型内視鏡 1 0 0 が小腸に入ったと知らせる。ただし、低フレームレートのままで撮像し続ける。続いて、その直前の区間が 「絨毛区間」 の状態だが、ある区間が 「その他区間」 に切り替わった場合、小腸途中の所定領域と識別し、撮像フレームレートを低フレームレートから高フレームレートへ切り替える。

40

【 0 0 9 1 】

このように、カプセル型内視鏡 1 0 0 が口から飲み込まれてから低フレームレートで撮像するが、時系列に撮像された複数の所定枚数の画像からなる区間内に 「絨毛」 あるいは

50

「その他」と分類された画像の枚数を用いて「絨毛区間」あるいは「その他区間」を判定する。そして、絨毛の分布密度が低くなる小腸途中の所定領域を識別して撮像フレームレートを低フレームレートから高フレームレートへ切り替えて小腸の後半と大腸を撮像することで、大腸の診断もれが予防できることと同時に、カプセル型内視鏡 100 の消費電力も節約できる。

【0092】

なお、以上の説明では小腸途中の所定領域を識別して、低フレームレートから高フレームレートへ切り替えて、その後ずっと高フレームレートで撮像し続ける構成となっているが、このような構成に限定する必要はない。

【0093】

本実施形態の一変形例をさらに提案する。解剖学上では、小腸の前半領域において絨毛の分布密度が高く、回腸領域になると絨毛の分布密度がやや低くなると定義されている。しかしこの定義は、小腸の前半領域が後半の回腸領域に比べて平均的に絨毛の分布密度が高いとのことで、患者によっては、小腸の前半領域においても、絨毛の分布密度が非常に高い区域と相対的に絨毛の分布密度がやや低い区域がある。一方、回腸領域においても、絨毛の分布密度が非常に低い区域と相対的に絨毛の分布密度がやや高い区域がある。つまり、例えば、小腸の前半領域においては、回腸領域に比べて平均的に絨毛の分布密度が高いが、同じ小腸の前半領域の中に区域によって絨毛の分布密度のばらつきがあり、絨毛の分布密度が相対的に低い区域もある。さらに、カプセル型内視鏡 100 が体内の物理的な動きに任せて動いているため、前後に前進したり後退したりして、ずっと前に進んでいるわけではない。例えば、一旦胃から小腸に入ってからまた胃に戻る状況がよくある。

【0094】

これらのような場合、上述した「絨毛区間」又は「その他区間」の判定プロセスでは、小腸の前半領域に絨毛の分布密度が低くなる場合、また、一旦胃から小腸に入ってから再び胃に戻った場合にも、「絨毛区間」の出現後に「その他区間」が現れるため、低フレームレートから高フレームレートに切り替えてカプセル型内視鏡 100 が体外排出されるまで高フレームレートで撮像し続けることになる。

【0095】

そのため、消費電力の無駄になり、途中で電源切れになるリスクがある。そこで、本変形例では、前記の課題に対応するため、以下のように提案する。「その他区間」が現れたら直ちに低フレームレートから高フレームレートに切り替えて撮像するが、その後、「絨毛区間」がまた現れたら再び高フレームレートから低フレームレートに切り替えて撮像する。つまり、「絨毛区間」と「その他区間」が判定される度に高フレームレートから低フレームレート、あるいは、低フレームレートから高フレームレートに切り替えて撮像する。

【0096】

このようにすれば、上述したような高フレームレートでの撮像継続が好ましくない状況において、適切に低フレームレートに戻ることができ、消費電力を低減できる。なお、この構成では、さらに診断漏れや「絨毛区間」あるいは「その他区間」の誤判定を防ぐため、飲み込まれてから一定の時間が経ったら、高フレームレートで撮像するように固定する構成にしてもよく、種々の変形実施が可能である。

【0097】

以上の本実施形態では、第 2 の処理部 220 は、撮像部 110 が第 1 のモードで動作している状態において、絨毛分布が減少したと判定された場合に、第 1 のモードから第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力する。

【0098】

上述の例であれば、絨毛分布が減少したか否かは N 枚の判定区間における「絨毛」と判定された画像の枚数に基づいて判定すればよい。この場合、枚数が単純に減少したか否かを判定してもよいが、上述したように閾値判定により「絨毛区間」か「その他区間」かを判定し、「絨毛区間」から「その他区間」へ遷移した場合に、絨毛分布が減少したと判定

10

20

30

40

50

してもよい。

【 0 0 9 9 】

これにより、絨毛分布が減少したと判定された場合に、第 2 のモード、すなわち高フレームレートモードへと切り替えることが可能になる。上述したように、小腸の中の絨毛分布は大腸側へ移動するほど平均的に小さくなることが知られている。つまり、ある程度絨毛分布が減少したということは、小腸の開始位置に対してある程度大腸側まで移動していることに対応するため、それを高フレームレートへの切り替えトリガーとすれば、適切に消費電力を低減するとともに、大腸の撮像漏れを抑止することが可能になる。

【 0 1 0 0 】

また、第 2 の処理部 2 2 0 は、絨毛分布が増加したと判定された場合に、撮像部 1 1 0 を第 1 のモードで動作させるモード切り替え指示を出力してもよい。

10

【 0 1 0 1 】

絨毛分布が増加したとは、具体的には絨毛分布がない胃から、絨毛分布がみられる小腸へ撮像部位が変化した状況に対応する。つまり、絨毛分布の増加をトリガーとして撮像部 1 1 0 を第 1 のモードで動作させることで、小腸の開始位置以降の被写体を第 1 のモードで撮像することが可能になる。なお、絨毛分布を撮像画像から判定するためには、撮像部 1 1 0 による撮像は必須である。つまり、絨毛分布の増加前であっても撮像部 1 1 0 を全く動作させないという実施形態は考えにくい。一例としては、絨毛分布の増加前には第 1 のフレームレートよりもさらに低い第 0 のフレームレートで動作するモードに設定しておいてもよい。

20

【 0 1 0 2 】

或いは、ユーザの口に飲み込まれてから絨毛分布が減少するまでは常に第 1 のモードで動作させてもよい。この場合、絨毛分布の増加自体は撮像 F R の切り替えトリガーとはならない。

【 0 1 0 3 】

また、第 2 の処理部 2 2 0 は、撮像部 1 1 0 が撮像した複数の撮像画像の各撮像画像を、絨毛分布が多いと判断された第 1 の分類画像、及び絨毛分布が少ないと判断された第 2 の分類画像を少なくとも含む複数の分類画像のいずれかに分類し、複数の分類画像のうちの少なくとも 1 つの分類画像の出現頻度に基づいて、絨毛分布を求め、絨毛分布に基づいて、第 1 のモードから第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力してもよい。

30

【 0 1 0 4 】

これにより、各撮像画像をいずれかの分類画像（分類項目）に分類し、その分類結果に基づいて絨毛分布を求めることが可能になる。上述したように、本実施形態では、分類項目とは絨毛分布の多い少ないを表す項目であることを想定しているため、撮像画像がいずれの分類項目に分類されたかという分類結果は、当該撮像画像に含まれる絨毛分布の多寡を表す情報として利用可能である。

【 0 1 0 5 】

また、第 2 の処理部 2 2 0 は、学習処理により求められた分類情報を取得し、撮像部 1 1 0 が撮像した複数の撮像画像の各撮像画像から求められる特徴量と、分類情報とに基づいて、複数の撮像画像を複数の分類画像のいずれかに分類してもよい。

40

【 0 1 0 6 】

これにより、分類処理を学習処理に基づいて実行することが可能になる。上述の本実施形態では学習用の特徴量として B o F 特徴ベクトルを用い、且つ S V M を識別器として利用する例を示したが、他の特徴量を用いたり、他の手法により識別器を構成することも可能である。

【 0 1 0 7 】

また、第 2 の処理部 2 2 0 は、時系列的に取得された N（N は 2 以上（その値を含む）の整数）枚の撮像画像を含む判定区間を設定し、N 枚の撮像画像のうち、第 1 の分類画像に分類された撮像画像が t h 1（t h 1 は N 以下（その値を含む）の正の整数）以下である場合、又は第 2 の分類画像に分類された撮像画像が t h 2（t h 2 は N 以下（その値を

50

含む)の正の整数)以上である場合に、絨毛分布が少ないと判定し、第1のモードから第2のモードへのモード切り替え指示を出力してもよい。

【0108】

これにより、図11に示したように所定区間における「絨毛」に分類された画像の枚数、或いは「その他」に分類された画像の枚数を用いて、小腸の途中を検出してモード切り替え指示を出力することが可能になる。なお、分類項目(分類画像)が3以上(その値を含む)であった場合には、各分類項目の出現頻度のうちいずれを用いてもよいし、2以上(その値を含む)の分類項目の出現頻度を組み合わせて用いてもよい。なお上述した本実施形態の手法では、具体的には判定区間がいずれの分類項目に該当する区間であるかを特定しているが、これに限定されず、枚数(或いは割合)そのものの時系列変化を判定してもよい。

10

【0109】

また、第2の処理部220は、撮像部110が第2のモードで動作している状態において、絨毛分布が増加したと判定された場合に、第2のモードから第1のモードへのモード切り替え指示を出力してもよい。

【0110】

これにより、第2のモード(高フレームレートモード)に移行した後であっても、当該移行が不適切なものであったと判定して、第1のモード(低フレームレートモード)に戻すことが可能になり、不要な電力消費を抑えることが可能になる。ここでの第2のモードへの遷移が不適切であった状況とは、具体的には上述した小腸から胃への出戻り等が考えられる。

20

【0111】

また、第1の処理部120は、第1のモードでは第1のフレームレートで撮像部110を動作させ、第2のモードでは第2のフレームレート、又は第2のフレームレートよりも高い第3のフレームレートで撮像部110を動作させる制御を行ってもよい。その際、第2の処理部220は、撮像部110が第2のモードで動作している状態において、撮像部110が第2のフレームレートと第3のフレームレートのいずれで動作するかを切り替えるフレームレート切り替え指示を出力し、第1の処理部120は、フレームレート切り替え指示に基づいて、撮像部110を第2のフレームレートと第3のフレームレートのいずれかで動作させる制御を行う。

30

【0112】

これにより、第2のモード(高フレームレートモード)の中でも複数の撮像FRを切り替えることが可能になる。このため、所定の対象を第3のフレームレートで撮像することで、当該対象の撮像漏れの可能性をさらに抑止することが可能になる。

【0113】

また、第2の処理部220は、撮像部110が第2のモードで動作している状態における、絨毛分布又はカプセル型内視鏡100の動き情報に基づいて、撮像部110が第2のフレームレートと第3のフレームレートのいずれで動作するかを切り替えるフレームレート切り替え指示を出力してもよい。

【0114】

これにより、高フレームレート(第2のフレームレート)と超高フレームレート(第3のフレームレート)との切り替えを、絨毛分布又は動き情報を用いて行うことが可能になる。例えば絨毛分布を用いる場合、判定区間における「絨毛」と判定された画像の割合に関して2つの閾値を用意し、閾値T1を下回ったら第1のフレームレートから第2のフレームレート(第1のモードから第2のモード)へ切り替え、閾値T2($< T1$)を下回ったら、第2のフレームレートから第3のフレームレートへ(第2のモード内で)切り替えてもよい。絨毛分布が十分小さい場合とは、大腸に十分近い位置であることが想定されるため、注目被写体である大腸を第3のフレームレートで撮像できる可能性を高くでき、且つ可能な限り第3のフレームレートで動作する時間を短くして消費電力を低減することが可能になる。なおこの場合でも閾値T2だけでは大腸の開始位置付近の撮像漏れの可能性

40

50

があるため、閾値 T_1 を設定しておく意義が失われるわけではない。

【0115】

また、動き情報については動きが大きい場合に第3のフレームレートとすればよい。動きが大きければ、撮像と撮像の間にカプセル型内視鏡100が移動する距離も長くなるため、被写体の撮像漏れが発生する可能性が高くなる。それに対して、動きが大きい場合に第3のフレームレートとすることで、撮像漏れの可能性を抑止することが可能である。

【0116】

4. 第3の実施形態

本実施形態における内視鏡システム或いは内視鏡装置の構成は第1の実施形態と同様であり、図2又は図3の構成を用いることが可能である。第1の実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付与して適宜説明を省略し、第1の実施形態の構成要素と異なる部分のみを説明する。

【0117】

第2の実施形態では、1枚の撮像画像を「絨毛」と「その他」のいずれかに分類するものとしていた。しかし実際に撮像される画像では、1つの画像の中に複数の分類項目が含まれることが非常に多い。例えば、1つの撮像画像の中に、「絨毛」領域と「その他」領域が混在する可能性がある。

【0118】

第2の実施形態では、記憶部303からのSVM識別器と、撮像画像からのBoFヒストグラム（及びそれらを成分とするBoF特徴ベクトル）の情報を抽出して比較し、「絨毛」と「その他」のどちら一方に属するかを示す分類インデックス指標を与えていた。そして、「絨毛」領域と「その他」領域が混在する場合、「絨毛」領域と「その他」領域に対して、それぞれ「絨毛」と「その他」のSVMのスコアが計算され、最終的に、「絨毛」のSVMスコアと「その他」のSVMスコアと比較して、SVMスコアが高い分類項目が対応する分類インデックス指標を撮像画像に与える。また、3種類以上（その値を含む）の分類項目に対応する領域が混在する撮像画像を分類する場合も同様に、SVMスコアが最も高い分類項目が対応する分類インデックス指標を撮像画像に与える。

【0119】

つまり、第2の実施形態に示されている分類手法では、撮像画像に最も高いSVMスコアがもつ分類項目が与えられるが、この撮像画像に他の分類項目に対応する領域も存在する可能性がある。

【0120】

そして上述のように、絨毛の多さは観察の対象者（患者）によって異なる。例えば、小腸において、全体的に絨毛が非常に多い患者もいれば、全体的に絨毛が非常に少ない患者もいる。この場合、第2の実施形態のように、最も高いSVMスコアをもつ分類項目で撮像画像を分類し、その分類結果で「絨毛区間」と「その他区間」を判定することが誤判定になるリスクがある。

【0121】

具体例の模式図を図13に示す。図13では横軸に体内での位置、縦軸に絨毛の量（絨毛の量に対応する絨毛スコア）を表す。横軸では左に行くほど口側であり、右に行くほど肛門側となる。なお、図13では簡単のため絨毛スコアが線形で単調減少するものとしたが、実際には非線形であり、単調減少でない区間があってもよい。説明を単純にするために、絨毛スコアが t_h1 を超えた場合に対象の画像を「絨毛」に分類することを考える。

【0122】

図13の場合、ユーザAは全体に絨毛の量が多く、絨毛スコアが大きいため、絨毛スコアが t_h1 を下回らない。そのため、小腸の途中を検出することができず、適切な撮像FRの切り替えができない。なお、大腸は絨毛が少ないため、大腸に入ったところで高フレームレートに移行する指示が出されることが想定されるが、それでは大腸の開始位置付近の撮像漏れの可能性が高い。一方、ユーザBは全体に絨毛の量が少なく、絨毛スコアが小さいため、絨毛スコアが t_h1 を上回らない。そのため、小腸に入っているにもかかわらず

10

20

30

40

50

ず撮像画像が「絨毛」に分類されないため、やはり適切な撮像 F R の切り替えができない。

【 0 1 2 3 】

また、図 1 3 では撮像 F R の切り替え自体が難しい極端な例を示したが、小腸の途中での撮像 F R の切り替えが可能な状況であっても個人差が大きいことは望ましくない。なぜなら、絨毛スコアに応じて高フレームレートへの切り替え位置（小腸内での位置であり、例えば小腸の開始位置を 0 %、終了位置を 1 0 0 % とした場合の移動割合等）が変化するため、小腸の途中であっても口に近い側で切り替わるユーザと、肛門に近い側で切り替わるユーザとが生じることになる。その場合、過剰に口に近い側で切り替わってしまえば、消費電力の低減効果が小さくなるし、過剰に肛門に近い側で切り替わってしまえば、大腸の撮像漏れのおそれが生じる。つまり、ユーザ毎の絨毛の量によらず、消費電力低減と撮像漏れの抑止という 2 つの効果のバランスがとれた位置で切り替わることが望ましい。

10

【 0 1 2 4 】

そこで本実施形態では、S V M スコアが最大となる項目と関係なく、撮像画像の「絨毛」の S V M スコア、或いは「その他」の S V M スコアを用いて、前記のように複数画像からなる区間どうしの S V M スコアの変化率で小腸途中の所定領域を判定することを提案する。

【 0 1 2 5 】

例えば、患者の口から飲み込まれてから撮像された各々の撮像画像の「絨毛」の S V M スコアを前記の区間単位で合計平均化する。各々の区間単位の「絨毛」の平均 S V M スコアの変化率が初めて所定の閾値より大きくなると、その区間が小腸領域に入っていると判定する。そこからある区間の「絨毛」の平均 S V M スコアの変化率が所定の閾値より小さくなると、その区間が小腸途中の所定領域と判定し、低フレームレートから高フレームレートに切り替えて撮像するように制御する。

20

【 0 1 2 6 】

このようにすれば、ユーザの個人差を吸収して、適切な位置（タイミング）で高フレームレートに切り替えることが可能になる。例えば、小腸の開始位置、すなわち初めて絨毛スコアが増加した際の絨毛スコアを基準として、当該スコアに対して値が 5 0 % 低下した位置を小腸の途中（所定領域）とすればよい。図 1 3 の例であればユーザ A の切り替え位置は、絨毛スコアが開始位置でのスコア S_A の $1/2$ となる C 1 になるし、ユーザ B の切り替え位置は絨毛スコアが開始位置でのスコア S_B の $1/2$ となる C 2 となる。このように、区間どうしの「絨毛」或いは「その他」の S V M スコアの変化率でフレームレートを切り替えて撮像することで、各々の患者の絨毛分布の特徴に応じて適応的に撮像フレームレートを制御することができ、誤判定のリスクを抑制することができる。

30

【 0 1 2 7 】

なお、本実施形態においてもカプセル型内視鏡 1 0 0 が小腸に入った後、胃に戻るような状況を考慮してもよい。具体的には、一旦高フレームレートへの切り替えが行われた後で、それが胃への出戻りのような状況であると判定されたら、再度低フレームレートへ戻す制御を行ってもよい。この場合にも、本実施形態では「絨毛」か「その他」かの分類結果ではなく、絨毛スコア（或いはその他スコア）を用いればよい。具体的には、高フレームレートへの移行後の区間の「絨毛」の平均 S V M スコア（或いは所定基準に対する平均 S V M スコアの変化率）が再び所定の閾値より大きくなった場合には、また高フレームレートから低フレームレートに切り替えて撮像する構成にしてもよい。

40

【 0 1 2 8 】

以上の本実施形態では、第 2 の処理部 2 2 0 は、撮像部 1 1 0 が撮像した複数の撮像画像の各撮像画像に対して、絨毛分布の程度を表す絨毛スコアを算出し、絨毛スコアの時系列的な変化に基づいて、第 1 のモードから第 2 のモードへのモード切り替え指示を出力する。

【 0 1 2 9 】

ここでの絨毛スコアとは、例えば S V M で算出される S V M スコアであってもよい。一

50

一般的な学習処理で取得される識別器では識別時（分類時）に各分類項目に対するスコアが算出されるため、SVM以外の識別器を用いる場合であっても当該スコアを利用すればよい。また、絨毛スコアは「絨毛」に対応するスコアであってもよいがこれに限定されず、「その他」に対応するスコアを用いてもよい。なぜなら、「その他」のスコアとは絨毛の少なさを表す指標であるため、「その他」のスコアが小さい（大きい）ことと「絨毛」のスコアが大きい（小さい）ことは同義として扱うことが可能なためである。

【0130】

これにより、ユーザの個人差を考慮して、小腸の途中を検出することが可能になる。第2の実施形態のように、各撮像画像をスコアが最大となる項目に分類するものとする、図13に示したような極端なユーザの場合、適切なモード切り替え（フレームレート切り替え）ができない。それに対して、絨毛スコアそのものの時系列変化を用いるものとする、ユーザ毎の絨毛の絶対量に左右されず、適切な検出処理が可能となる。

10

【0131】

以上、本発明を適用した3つの実施の形態1～3およびその変形例について説明したが、本発明は、各実施の形態1～3やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施の形態1～3や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、各実施の形態1～3や変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態や変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。また、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

20

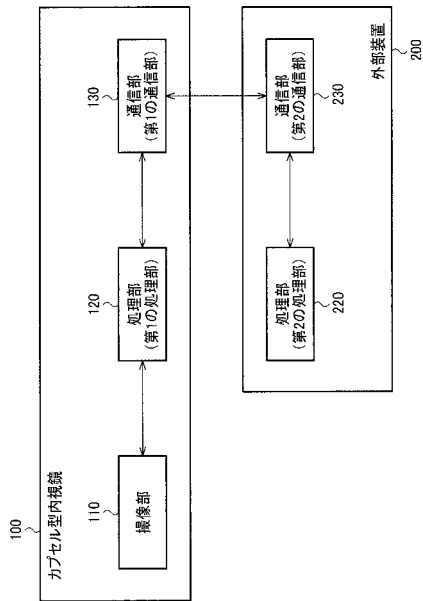
【符号の説明】

【0132】

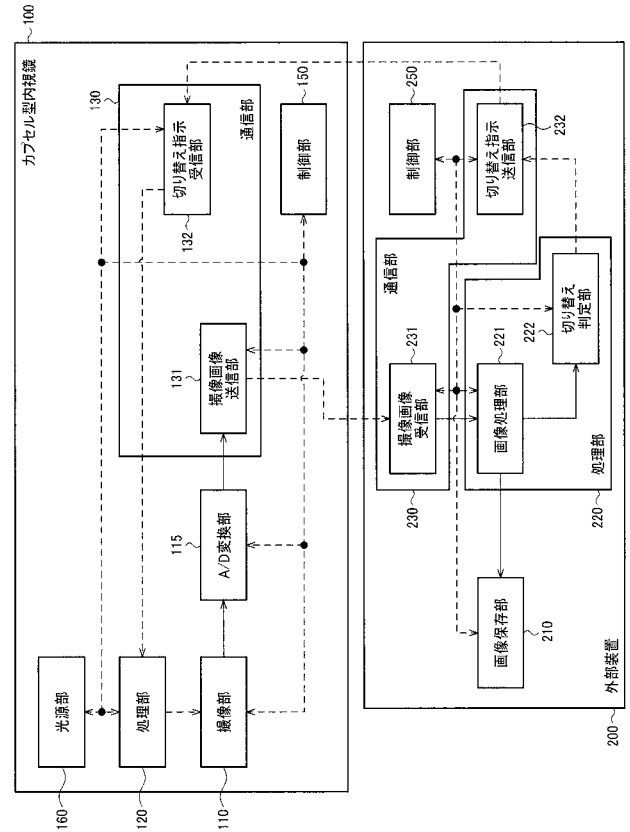
100 カプセル型内視鏡、110 撮像部、115 A/D変換部、120 処理部、
121 画像処理部、122 切り替え判定部、123 フレームレート制御部、
130 通信部、131 撮像画像送信部、132 切り替え指示受信部、
150 制御部、160 光源部、200 外部装置、210 画像保存部、
220 処理部、221 画像処理部、222 切り替え判定部、230 通信部、
231 撮像画像受信部、232 切り替え指示送信部、250 制御部、
301 分類部、302 分析判断部、303 記憶部

30

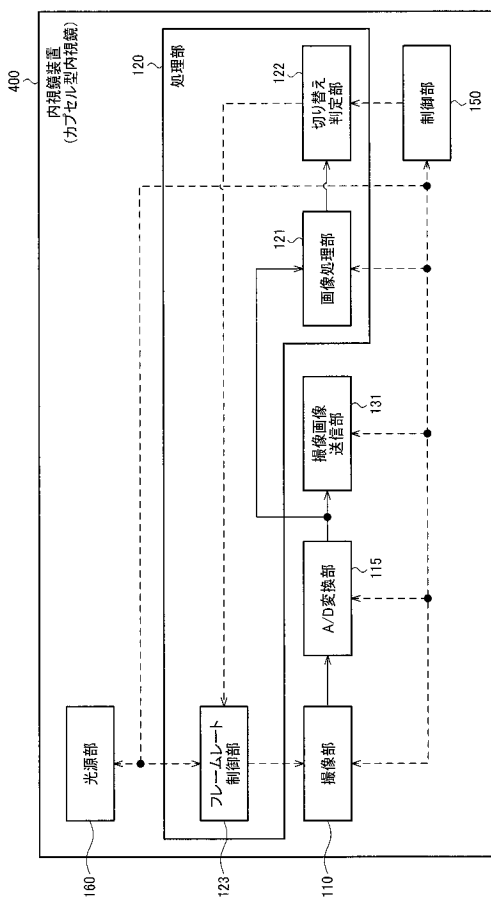
【図 1】



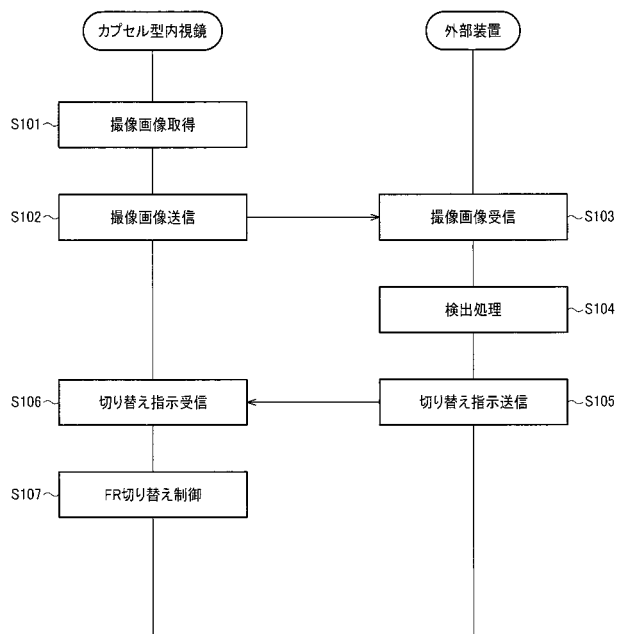
【図 2】



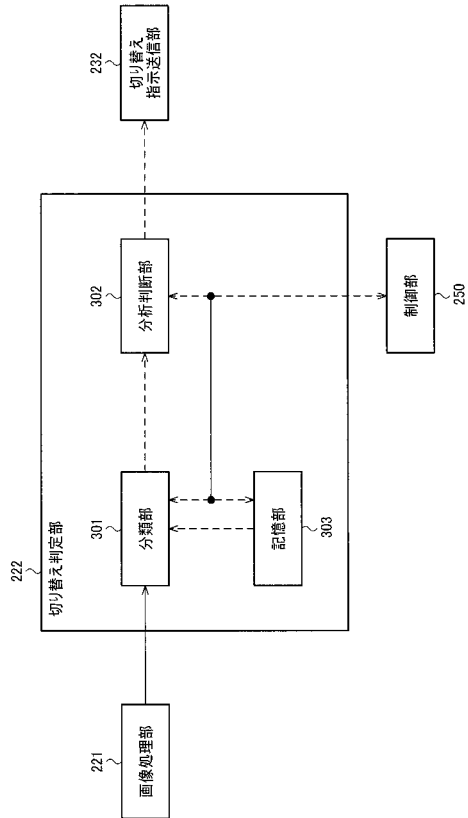
【図 3】



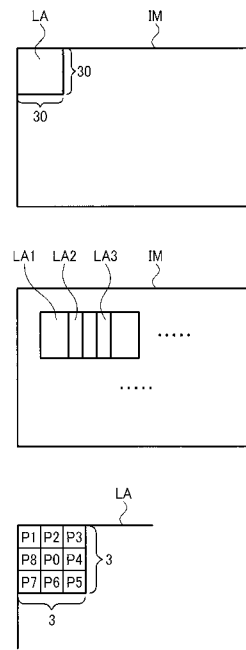
【図 4】



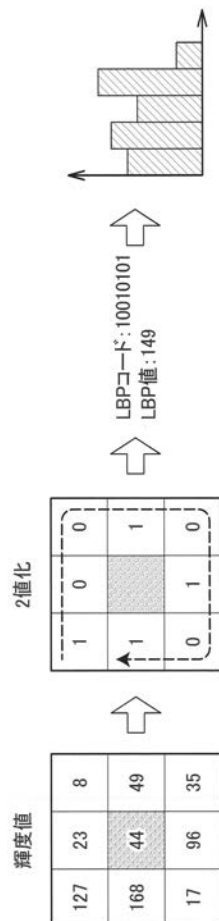
【図 5】



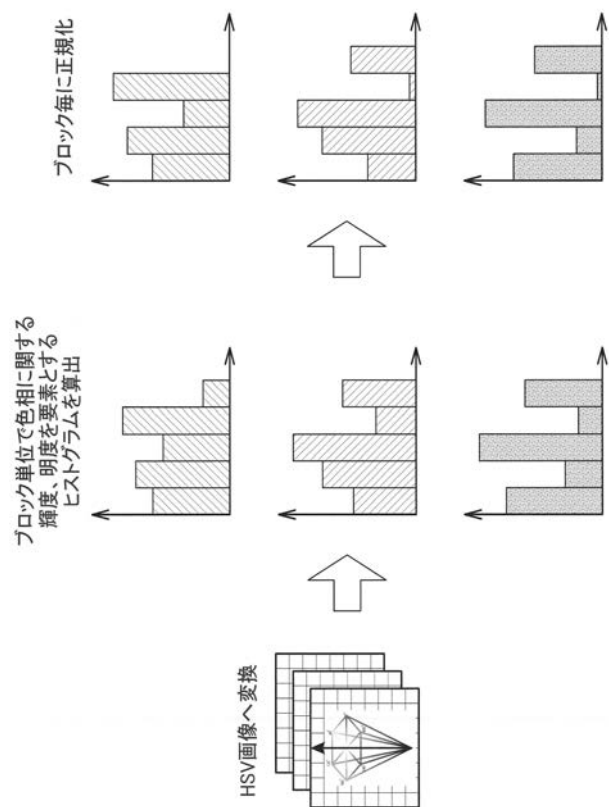
【図 6】



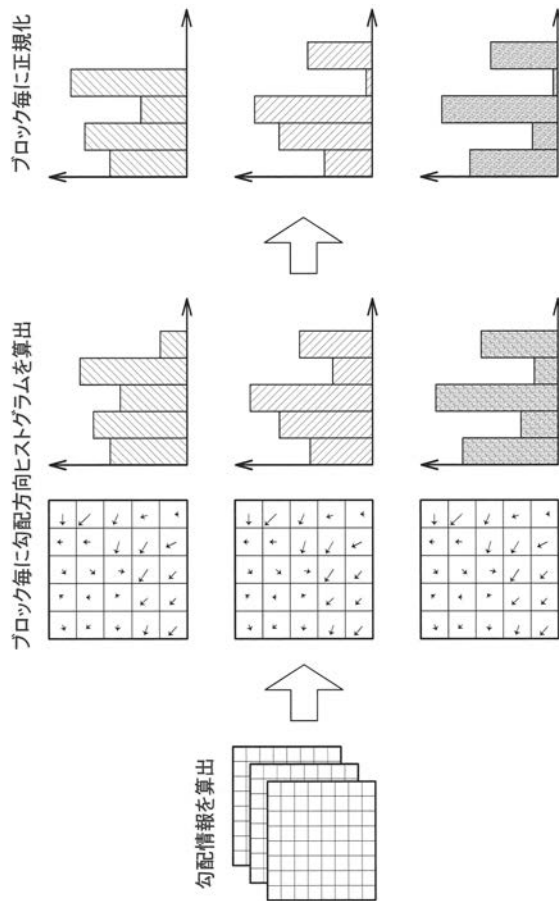
【図 7】



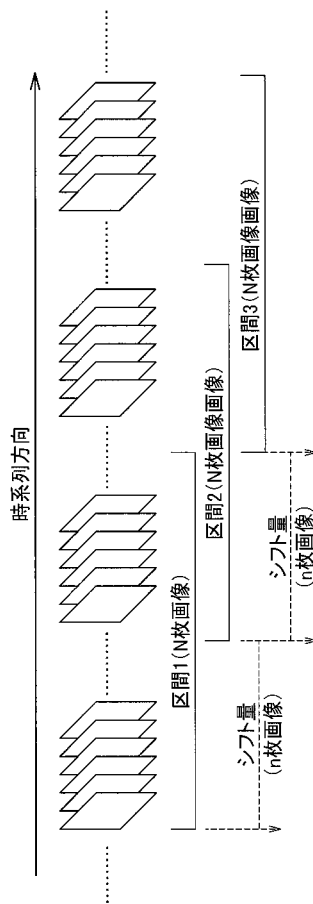
【図 8】



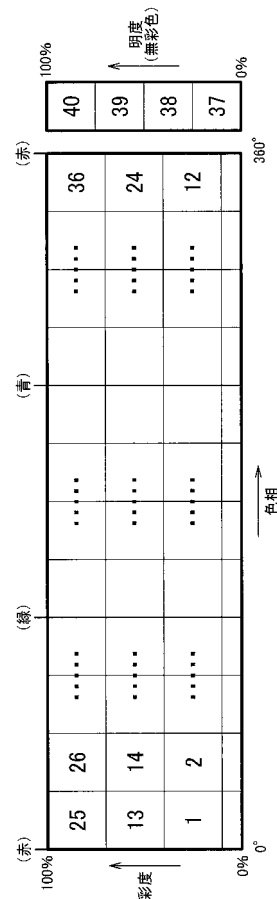
【図 9】



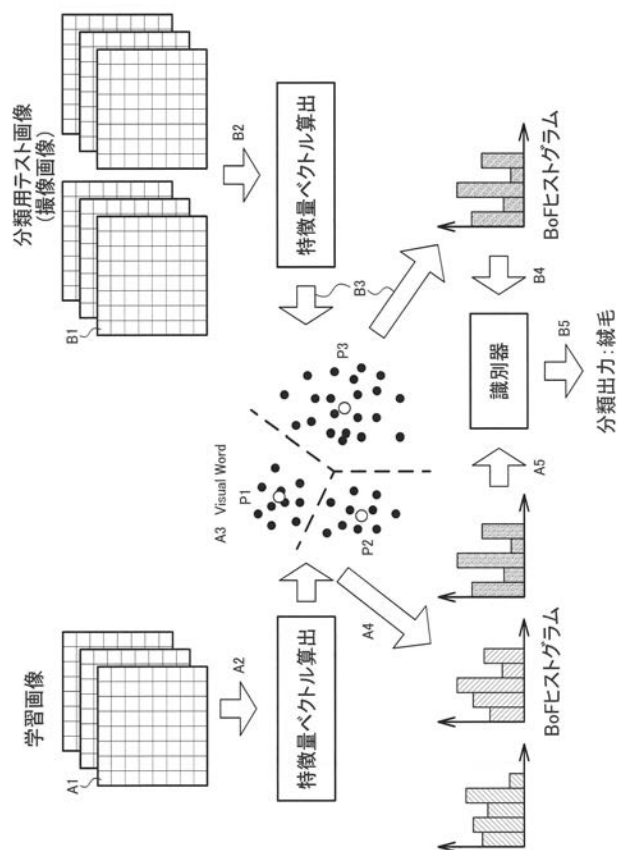
【図 11】



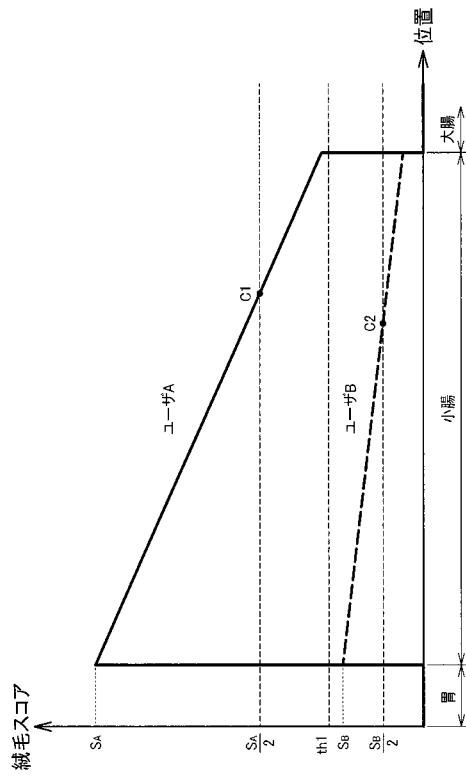
【図 10】



【図 12】



【図 13】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050434

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B1/00-1/32

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.
Y A	JP 2013-511320 A (Given Imaging Ltd.), 04 April 2013 (04.04.2013), paragraphs [0025], [0042], [0055] to [0060]; fig. 1 & US 2012/0271104 A1 & WO 2011/061746 A1 & DE 112010004507 T5 & CN 102612338 A	1-5, 9-15 6-8
Y	JP 2007-82664 A (Fujifilm Corp.), 05 April 2007 (05.04.2007), paragraphs [0012] to [0015], [0027] to [0030]; fig. 4 & US 2007/0066868 A1	1-5, 9-15

☒ 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
30 March 2015 (30.03.15)Date of mailing of the international search report
07 April 2015 (07.04.15)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/JP2015/050434

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/061553 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 24 April 2014 (24.04.2014), paragraphs [0062], [0063] & US 2014/0303435 A1 & CN 104114077 A	1-5, 9-15
A	JP 2006-288879 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraph [0103] & US 2007/0292011 A1 & WO 2006/112227 A1 & EP 2415389 A2 & KR 10-2007-0116634 A & CN 101150977 A	1-15
A	JP 2004-321603 A (Olympus Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraphs [0086], [0087]; fig. 11 & US 2004/0249291 A1 & WO 2004/096027 A1 & EP 1618832 A1 & CA 2523304 A1 & KR 10-2006-0013518 A & AU 2004233673 A	1-15
A	JP 2009-34291 A (Hoya Corp., The University of Tokyo), 19 February 2009 (19.02.2009), paragraph [0025] (Family: none)	1-15
A	JP 2003-38425 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 February 2003 (12.02.2003), paragraphs [0055], [0056], [0107] & US 2003/0023150 A1	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050434

Box No. II	Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: 1. ☒ Claims Nos.: 16 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: (See extra sheet) 2. ☐ Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically: 3. ☐ Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box No. III	Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows: 1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims. 2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees. 3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: 4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation. ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050434

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

It is deemed that the invention relating to a method for controlling an endoscope system as set forth in claim 16 involves a step wherein a medical doctor inserts an endoscope into a subject or the endoscope is maintained in an insertion state.

Consequently, the invention of claim 16 pertains to method for surgical operation of a human being and thus relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i).

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 0 4 3 4	
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			
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			
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	
Y A	JP 2013-511320 A (ギブン イメージング リミテッド) 2013.04.04, 段落 0025, 0042, 0055-0060, 第1図 & US 2012/0271104 A1 & WO 2011/061746 A1 & DE 112010004507 T5 & CN 102612338 A	1-5, 9-15 6-8	
Y	JP 2007-82664 A (富士フイルム株式会社) 2007.04.05, 段落 0012-0015, 0027-0030, 第4図 & US 2007/0066868 A1	1-5, 9-15	
☒ 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 30.03.2015		国際調査報告の発送日 07.04.2015	
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) 島田 保	2Q 4004
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 0 4 3 4
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	WO 2014/061553 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014. 04. 24, 段落 0062, 0063 & US 2014/0303435 A1 & CN 104114077 A	1-5, 9-15
A	JP 2006-288879 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 10. 26, 段落 0103 & US 2007/0292011 A1 & WO 2006/112227 A1 & EP 2415389 A2 & KR 10-2007-0116634 A & CN 101150977 A	1-15
A	JP 2004-321603 A (オリンパス株式会社) 2004. 11. 18, 段落 0086, 0087, 第 11 図 & US 2004/0249291 A1 & WO 2004/096027 A1 & EP 1618832 A1 & CA 2523304 A1 & KR 10-2006-0013518 A & AU 2004233673 A	1-15
A	JP 2009-34291 A (HOYA株式会社、 国立大学法人 東京大学) 2009. 02. 19, 段落 0025 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2003-38425 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003. 02. 12, 段落 0055, 0056, 0107 & US 2003/0023150 A1	1-15

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 0 4 3 4

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 1 6 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 1 6 に記載された内視鏡システムの制御方法についての発明には、医師が内視鏡を被検体内に挿入または挿入した状態を維持する工程が含まれることが把握される。そのため、請求項 1 6 に係る発明は人間を手術する方法に該当し、PCT17条(2)(a)(i)の規定により、この国際調査機関が国際調査を行うことを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査を行うことができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

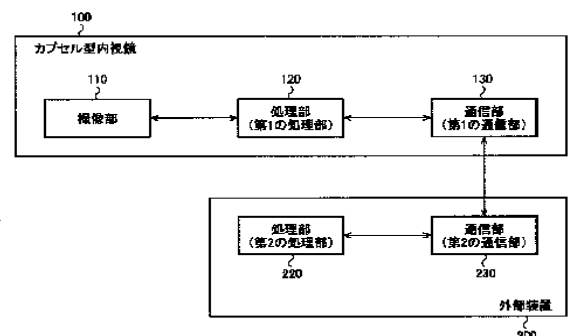
様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

(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)	内窥镜系统，内窥镜设备和内窥镜系统的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2016110993A1	公开(公告)日	2017-10-19
申请号	JP2016568237	申请日	2015-01-09
[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		
[标]发明人	温成刚		
发明人	温 成刚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00036 A61B1/041 A61B1/045 G06T1/0007 G06T2207/10068 G06T2207/30028 A61B1/00013 A61B1/00039 A61B1/00048 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.610 A61B1/045.631 A61B1/00.C		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/PP12 4C161/RR05 4C161/RR30 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/UU07 4C161/WW02 4C161/WW19		
代理人(译)	黑田靖 井上 一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统以成像单元110，以第一帧速率执行成像的第一模式以及以第二帧速率执行成像的第二模式中的任何一个来操作成像单元110。将要操作的第一处理单元120，包括第一通信单元130的胶囊型内窥镜100，该第一通信单元130将捕获的图像发送到外部设备200，以及第二处理，该第二处理基于捕获的图像输出模式切换指令。单元220和外部设备200包括：第二通信单元230，其基于模式切换指令发送模式切换指令；第一处理单元120；从小肠的中间到大肠的第二模式。一起工作。



- 100 Capsule type endoscope
- 110 Imaging unit
- 120 Processing unit (first processing unit)
- 130 Communication unit (first communication unit)
- 200 External device
- 220 Processing unit (second processing unit)
- 230 Communication unit (second communication unit)