

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/047112

発行日 平成30年7月5日 (2018.7.5)

(43) 国際公開日 平成29年3月23日 (2017.3.23)

(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 3 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 C	
	A 6 1 B 1/00 6 8 2	
	A 6 1 B 1/00 5 5 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

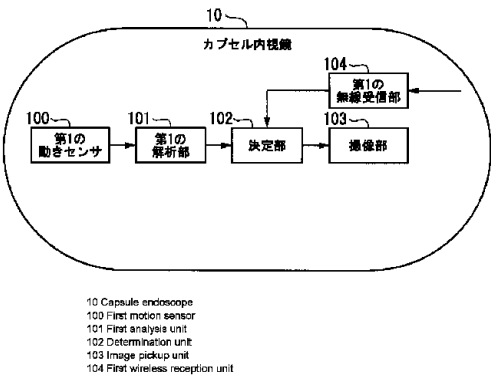
出願番号	特願2017-540522 (P2017-540522)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/053196		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年2月3日 (2016.2.3)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	PCT/JP2015/076437	(74) 代理人	100106909
(32) 優先日	平成27年9月17日 (2015.9.17)		弁理士 棚井 澄雄
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(72) 発明者	合渡 大和
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡と無線通信装置とを有する。前記カプセル内視鏡は、第1の動きセンサと、決定部と、撮像部と、第1の無線受信部とを有する。前記無線通信装置は、第2の解析部と第1の無線送信部とを有する。前記第1の解析部は、第1のデータを解析し、かつ第1の解析結果を生成する。前記第2の解析部は、第2のデータを解析し、かつ第2の解析結果を生成する。前記決定部は、前記第1の解析結果と前記第2の解析結果とのいずれか1つに基づいて、受信周期以下の周期で撮像タイミングを決定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カプセル内視鏡と無線通信装置とを有し、
前記カプセル内視鏡は、
前記カプセル内視鏡の動きを検出し、かつ検出された前記カプセル内視鏡の前記動きを示す第 1 のデータを生成する第 1 の動きセンサと、
前記第 1 のデータを解析し、かつ第 1 の解析結果を生成する第 1 の解析部と、
撮像タイミングを決定する決定部と、
前記決定部によって決定された前記撮像タイミングで撮像を行い、かつ画像を取得する撮像部と、
第 2 の解析結果を前記無線通信装置から受信する第 1 の無線受信部と、
を有し、
前記無線通信装置は、
前記第 1 のデータとは種類が異なる、あるいは前記第 1 のデータが検出される対象物と異なる対象物から検出される第 2 のデータを解析し、かつ前記第 2 の解析結果を生成する第 2 の解析部と、
前記第 2 の解析結果を前記カプセル内視鏡に送信する第 1 の無線送信部と、
を有し、
前記第 1 の解析部は、前記第 1 の無線受信部が前記第 2 の解析結果を受信する受信周期以下の第 1 の周期で前記第 1 の解析結果を出力し、
前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とは前記決定部に入力され、
前記決定部は、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、前記受信周期以下の第 2 の周期で前記撮像タイミングを決定する
カプセル内視鏡システム。

10

20

【請求項 2】

前記第 2 の解析部はさらに、前記第 2 の解析結果に基づいて、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを指定する指示データを生成し、
前記第 1 の無線送信部はさらに、前記指示データを前記カプセル内視鏡に送信し、
前記第 1 の無線受信部はさらに、前記指示データを前記無線通信装置から受信し、
前記指示データは前記決定部に入力され、
前記決定部は、前記指示データに基づいて、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを選択する
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

30

【請求項 3】

前記無線通信装置はさらに、前記カプセル内視鏡が配置される人体の動きを検出し、かつ検出された前記人体の前記動きを示す前記第 2 のデータを生成する第 2 の動きセンサを有する
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 4】

前記カプセル内視鏡はさらに、前記第 1 のデータを前記無線通信装置に送信する第 2 の無線送信部を有し、
前記無線通信装置はさらに、前記第 1 のデータを前記カプセル内視鏡から受信する第 2 の無線受信部を有し、
前記第 2 の解析部はさらに、前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとを解析する
請求項 3 に記載のカプセル内視鏡システム。

40

【請求項 5】

前記カプセル内視鏡はさらに、前記画像を前記無線通信装置に送信する第 2 の無線送信部を有し、
前記無線通信装置はさらに、前記画像を前記カプセル内視鏡から受信する第 2 の無線受信部を有し、

50

前記第 2 の解析部はさらに、前記画像を解析し、
前記画像は、前記第 2 のデータである
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 6】

前記カプセル内視鏡はさらに、電力を前記第 1 の動きセンサと前記第 1 の解析部と前記決定部と前記撮像部と前記第 1 の無線受信部とに供給するバッテリーを有し、
前記無線通信装置はさらに、前記バッテリーの残量を推定し、かつ推定された前記残量を示す前記第 2 のデータを生成する推定部を有する
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 7】

前記無線通信装置はさらに、前記カプセル内視鏡の位置を推定し、かつ推定された前記位置を示す前記第 2 のデータを生成する推定部を有する
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 8】

前記カプセル内視鏡はさらに、前記撮像部によって取得された前記画像を解析し、かつ第 3 の解析結果を生成する第 3 の解析部を有し、
前記第 3 の解析結果は前記決定部に入力され、
前記決定部は、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果と前記第 3 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、前記第 2 の周期で前記撮像タイミングを決定する
請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル内視鏡システムに関する。

本願は、2015 年 9 月 17 日に出願された PCT / JP 2015 / 076437 に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

カプセル内視鏡が被験者の臓器内を通過しているとき、カプセル内視鏡は人体に対して相対的に移動している。この移動速度が速い場合、カプセル内視鏡は、被検体の撮り逃しを低減するために撮像のフレームレートを上げることが望ましい。また、人体に対してカプセル内視鏡が相対的に静止しているとき、カプセル内視鏡は、消費電力を低減するために撮像のフレームレートを下げることが望ましい。

【0003】

特許文献 1 に開示されたシステムは、カプセルの動きを検出するセンサの出力に基づいて撮像のフレームレートを決定する。このシステムは、カプセルから出力された 2 枚の画像の比較結果に基づいて撮像のフレームレートを決定することも可能である。カプセルの外部のブロックがフレームレートを決定し、かつ決定されたフレームレートをカプセルに指示する。

【0004】

特許文献 2 に開示されたシステムは、2 つの加速度センサを有する。カプセル内視鏡に設けられた加速度センサは、カプセル内視鏡の加速度を検出する。受信装置に設けられた加速度センサは、カプセル内視鏡が入れられた人体の加速度を検出する。特許文献 2 に開示されたシステムは、2 つの加速度センサの出力に基づいて、人体に対するカプセル内視鏡の相対的な動きを検出する。特許文献 2 に開示されたシステムにおいてカプセル内視鏡と受信装置との少なくとも 1 つは、検出された動きに基づいて撮像のフレームレートを決定する決定手段を有する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 6 7 0 9 3 8 7 号明細書

【特許文献 2】日本国特開 2 0 0 9 - 1 9 5 2 7 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡に設けられた動きセンサの出力に基づいて撮像のフレームレートを決定することにより、カプセル内視鏡の動きに即座に対応することができる。しかし、人体に対してカプセル内視鏡が動かず、かつ人体が動いた場合、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡の動きを誤って検出する。このため、フレームレートが正確に決定されない場合がある。一方、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡で取得された 2 枚の画像の比較結果に基づいてカプセル内視鏡のみの動きを検出することができる。しかし、フレームレートが低い場合、2 枚の画像が取得されるまでの時間が比較的長いため、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡の動きに即座に対応することが難しい。

10

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 に開示されたシステムでは、カプセル内視鏡の動きに対する高速な対応と、2 つの解析に基づくフレームレートの決定とを両立することが考慮されていない。特許文献 2 に開示されたシステムでは、カプセル内視鏡が決定手段を有する場合、カプセル内視鏡は、受信装置に設けられた加速度センサの検出結果を受信装置から受信する。一方、特許文献 2 に開示されたシステムでは、受信装置が決定手段を有する場合、受信装置は、カプセル内視鏡に設けられた加速度センサの検出結果をカプセル内視鏡から受信する。したがって、特許文献 2 に開示されたシステムでは、加速度センサの検出結果の通信が発生する。このため、特許文献 2 に開示されたシステムは、カプセル内視鏡の動きに即座に対応することが難しい。

20

【 0 0 0 8 】

本発明は、カプセル内視鏡の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができるカプセル内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の第 1 の態様によれば、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡と無線通信装置とを有する。前記カプセル内視鏡は、第 1 の動きセンサと、決定部と、撮像部と、第 1 の無線受信部とを有する。前記第 1 の動きセンサは、前記カプセル内視鏡の動きを検出し、かつ検出された前記カプセル内視鏡の前記動きを示す第 1 のデータを生成する。前記第 1 の解析部は、前記第 1 のデータを解析し、かつ第 1 の解析結果を生成する。前記決定部は、撮像タイミングを決定する。前記撮像部は、前記決定部によって決定された前記撮像タイミングで撮像を行い、かつ画像を取得する。前記第 1 の無線受信部は、第 2 の解析結果を前記無線通信装置から受信する。前記無線通信装置は、第 2 の解析部と第 1 の無線送信部とを有する。前記第 2 の解析部は、前記第 1 のデータとは種類が異なる、あるいは前記第 1 のデータが検出される対象物と異なる対象物から検出される第 2 のデータを解析し、かつ前記第 2 の解析結果を生成する。前記第 1 の無線送信部は、前記第 2 の解析結果を前記カプセル内視鏡に送信する。前記第 1 の解析部は、前記第 1 の無線受信部が前記第 2 の解析結果を受信する受信周期以下の第 1 の周期で前記第 1 の解析結果を出力する。前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とは前記決定部に入力される。前記決定部は、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、前記受信周期以下の第 2 の周期で前記撮像タイミングを決定する。

30

40

【 0 0 1 0 】

本発明の第 2 の態様によれば、第 1 の態様において、前記第 2 の解析部はさらに、前記第 2 の解析結果に基づいて、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを指定する指示データを生成してもよい。前記第 1 の無線送信部はさらに、前記指示デー

50

タを前記カプセル内視鏡に送信してもよい。前記第 1 の無線受信部はさらに、前記指示データを前記無線通信装置から受信してもよい。前記指示データは前記決定部に入力されてもよい。前記決定部は、前記指示データに基づいて、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを選択してもよい。

【 0 0 1 1 】

本発明の第 3 の態様によれば、第 1 の態様において、前記無線通信装置はさらに、前記カプセル内視鏡が配置される人体の動きを検出し、かつ検出された前記人体の前記動きを示す前記第 2 のデータを生成する第 2 の動きセンサを有してもよい。

【 0 0 1 2 】

本発明の第 4 の態様によれば、第 3 の態様において、前記カプセル内視鏡はさらに、前記第 1 のデータを前記無線通信装置に送信する第 2 の無線送信部を有してもよい。前記無線通信装置はさらに、前記第 1 のデータを前記カプセル内視鏡から受信する第 2 の無線受信部を有してもよい。前記第 2 の解析部はさらに、前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとを解析してもよい。

10

【 0 0 1 3 】

本発明の第 5 の態様によれば、第 1 の態様において、前記カプセル内視鏡はさらに、前記画像を前記無線通信装置に送信する第 2 の無線送信部を有してもよい。前記無線通信装置はさらに、前記画像を前記カプセル内視鏡から受信する第 2 の無線受信部を有してもよい。前記第 2 の解析部はさらに、前記画像を解析してもよい。前記画像は、前記第 2 のデータであってもよい。

20

【 0 0 1 4 】

本発明の第 6 の態様によれば、第 1 の態様において、前記カプセル内視鏡はさらに、電力を前記第 1 の動きセンサと前記第 1 の解析部と前記決定部と前記撮像部と前記第 1 の無線受信部とに供給するバッテリーを有してもよい。前記無線通信装置はさらに、前記バッテリーの残量を推定し、かつ推定された前記残量を示す前記第 2 のデータを生成する推定部を有してもよい。

【 0 0 1 5 】

本発明の第 7 の態様によれば、第 1 の態様において、前記無線通信装置はさらに、前記カプセル内視鏡の位置を推定し、かつ推定された前記位置を示す前記第 2 のデータを生成する推定部を有してもよい。

30

【 0 0 1 6 】

本発明の第 8 の態様によれば、第 1 の態様において、前記カプセル内視鏡はさらに、前記撮像部によって取得された前記画像を解析し、かつ第 3 の解析結果を生成する第 3 の解析部を有してもよい。前記第 3 の解析結果は前記決定部に入力されてもよい。前記決定部は、前記第 1 の解析結果と前記第 2 の解析結果と前記第 3 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、前記第 2 の周期で前記撮像タイミングを決定してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

上記の各態様によれば、決定部は、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、受信周期以下の第 2 の周期で撮像タイミングを決定する。このため、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施形態のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】本発明の第 1 の実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】本発明の第 1 の実施形態の無線通信装置の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】本発明の第 1 の実施形態のカプセル内視鏡の動作の手順を示すフローチャートである。

50

【図 5】本発明の第 2 の実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態の無線通信装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態におけるフレームレートの制御方法を示すタイミングチャートである。

【図 8】本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 9】本発明の第 3 の実施形態の無線通信装置の構成を示すブロック図である。

【図 10】本発明の第 4 の実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 11】本発明の第 4 の実施形態のカプセル内視鏡の動作の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

10

【0019】

図面を参照し、本発明の実施形態を説明する。一般的に、カプセル内視鏡の大きさと消費電力とに大きな制約がある。このため、カプセル内視鏡が複雑な演算を行うことが難しい。カプセル内視鏡の動きに即座に対応するために、カプセル内視鏡は動きセンサの出力に対する簡易な解析を内部で行うことができる。しかし、カプセル内視鏡の外部で取得されたデータに基づく解析、またはカプセル内視鏡が取得したデータに基づく高度な解析をカプセル内視鏡が行うことは困難である。本発明の各実施形態では、カプセル内視鏡の内部における簡易な解析と、カプセル内視鏡の外部における高度な解析とを両立することができる。

【0020】

20

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態のカプセル内視鏡システム 1 の構成を示している。図 1 に示すように、カプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 10 と無線通信装置 20 とを有する。カプセル内視鏡 10 は、人体内に配置される。無線通信装置 20 は、体外外に配置される。カプセル内視鏡 10 と無線通信装置 20 とは、無線通信を行う。

【0021】

図 2 は、カプセル内視鏡 10 の構成を示している。図 2 に示すように、カプセル内視鏡 10 は、第 1 の動きセンサ 100 と、第 1 の解析部 101 と、決定部 102 と、撮像部 103 と、第 1 の無線受信部 104 とを有する。

【0022】

30

第 1 の動きセンサ 100 は、カプセル内視鏡 10 の動きを検出し、かつ検出されたカプセル内視鏡 10 の動きを示す第 1 のデータを生成する。例えば、第 1 の動きセンサ 100 は、加速度センサ、速度センサ、磁気センサ、および角速度センサの少なくとも 1 つである。したがって、第 1 の動きセンサ 100 は、加速度、速度、角速度、および磁気の少なくとも 1 つのデータを取得することが可能である。第 1 の動きセンサ 100 は、第 1 のデータを第 1 の解析部 101 に出力する。

【0023】

第 1 の動きセンサ 100 が加速度センサである場合、第 1 のデータは加速度データである。加速度データは、カプセル内視鏡 10 の加速度の測定結果である。

【0024】

40

第 1 の動きセンサ 100 が速度センサである場合、第 1 のデータは速度データである。速度データは、カプセル内視鏡 10 の速度の測定結果である。

【0025】

速度データが示す速度を積分することによって位置データを得てもよい。複数の時刻における位置データの変化量からカプセル内視鏡 10 の動きを検出することが可能である。

【0026】

第 1 の動きセンサ 100 が磁気センサである場合、第 1 のデータは磁気データである。磁気データは地磁気の測定結果である。3 次元方向に測定可能な磁気センサを用いることによって、カプセル内視鏡 10 の姿勢を検出することが可能である。したがって、複数の時刻における磁気データの変化量からカプセル内視鏡 10 の動きを検出することが可能で

50

ある。

【 0 0 2 7 】

第 1 の動きセンサ 1 0 0 が角速度センサである場合、第 1 のデータは角速度データである。角速度データは、カプセル内視鏡 1 0 の角速度の測定結果である。

【 0 0 2 8 】

第 1 の解析部 1 0 1 は、第 1 のデータを解析し、かつ第 1 の解析結果を生成する。第 1 の解析部 1 0 1 は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサまたは特定用途向け集積回路 (ASIC) 等のハードウェアである。第 1 の解析部 1 0 1 は、第 1 の解析結果を決定部 1 0 2 に出力する。

【 0 0 2 9 】

例えば、第 1 のデータが加速度データまたは角速度データである場合、第 1 の解析部 1 0 1 は、第 1 のデータと所定の閾値とを比較する。第 1 のデータが速度データと位置データと磁気データとのいずれか 1 つである場合、第 1 の解析部 1 0 1 は、複数の時刻における第 1 のデータの変化量と所定の閾値とを比較する。第 1 のデータが加速度データである場合、第 1 の解析部 1 0 1 は、加速度データに基づいて速度データまたは位置データを算出してもよい。第 1 の解析結果は、上記の比較の結果である。

【 0 0 3 0 】

第 1 の無線受信部 1 0 4 は、第 2 の解析結果を無線通信装置 2 0 から受信する。第 2 の解析結果は、無線通信装置 2 0 におけるデータの解析結果である。第 1 の無線受信部 1 0 4 はさらに、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを指定する指示データを無線通信装置 2 0 から受信する。第 1 の無線受信部 1 0 4 は、第 2 の解析結果と指示データとを決定部 1 0 2 に出力する。第 1 の無線受信部 1 0 4 は、無線通信回路である。

【 0 0 3 1 】

決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、撮像タイミングを決定する。決定部 1 0 2 は、撮像のフレームレートを決定することにより、複数のフレームの各々における撮像タイミングを決定する。決定部 1 0 2 は、指示データに基づいて、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを選択する。指示データは、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのうち決定部 1 0 2 によって選択される解析結果を指定する。第 1 の解析結果が選択された場合、決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果に基づいて、撮像タイミングを決定する。第 2 の解析結果が選択された場合、決定部 1 0 2 は、第 2 の解析結果に基づいて、撮像タイミングを決定する。決定部 1 0 2 は、CPU 等のプロセッサまたは特定用途向け集積回路 (ASIC) 等のハードウェアである。第 1 の解析部 1 0 1 と決定部 1 0 2 とを含む 1 つのハードウェアが構成されてもよい。

【 0 0 3 2 】

撮像部 1 0 3 は、決定部 1 0 2 によって決定された撮像タイミングで撮像を行い、かつ画像 (画像データ) を取得する。つまり、撮像部 1 0 3 は、決定部 1 0 2 によって決定されたフレームレートで撮像を行う。撮像部 1 0 3 は、撮像素子である。撮像部 1 0 3 によって撮像される被検体は、人体内の臓器である。撮像部 1 0 3 によって取得された画像は、無線通信装置 2 0 に送信されてもよい。

【 0 0 3 3 】

第 1 の動きセンサ 1 0 0 は、第 1 の周期で第 1 のデータを生成する。第 1 のデータは、第 1 の周期で第 1 の解析部 1 0 1 に入力される。第 1 の解析部 1 0 1 は、第 1 の周期で第 1 の解析結果を生成する。第 1 の解析結果は、第 1 の周期で決定部 1 0 2 に入力される。第 1 の無線受信部 1 0 4 は、所定の受信周期で第 2 の解析結果を受信する。第 1 の周期は、受信周期以下である。つまり、第 1 の解析結果が生成される間隔は、第 2 の解析結果が受信される間隔以下である。言い換えると、第 1 の解析結果は、第 2 の解析結果の受信周波数以上の周波数で生成される。第 2 の解析結果は、受信周期で決定部 1 0 2 に入力される。決定部 1 0 2 は、受信周期以下の第 2 の周期で撮像タイミングを決定する。例えば、第 1 の周期と第 2 の周期とは、同一である。第 1 の周期と第 2 の周期とは、撮像部 1 0 3 における撮像周期以下である。つまり、第 1 の解析結果が生成される間隔と、第 2 の解析

10

20

30

40

50

結果が受信される間隔とは、撮像間隔以下である。言い換えると、第1の解析結果は撮像周波数以上の周波数で生成され、かつ第2の解析結果は撮像周波数以上の周波数で受信される。受信周期は、撮像周期と同一であってもよい。決定部102は、撮像周期以下の第2の周期で撮像タイミングを決定してもよい。第1の解析部101が第1の周期で第1の解析結果を生成し、かつ第1の動きセンサ100が、第1の周期未満の周期で第1のデータを生成してもよい。

【0034】

例えば、第1の解析部101と決定部102との機能は、第1の解析部101と決定部102との動作を規定する命令を含むプログラムを、カプセル内視鏡10のコンピュータが読み込んで実行することにより、ソフトウェアの機能として実現可能である。このプログラムは、例えばフラッシュメモリのような「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」により提供されてもよい。また、上述したプログラムは、このプログラムが保存された記憶装置等を有するコンピュータから、伝送媒体を介して、あるいは伝送媒体中の伝送波によりカプセル内視鏡10に伝送されてもよい。プログラムを伝送する「伝送媒体」は、インターネット等のネットワーク（通信網）や電話回線等の通信回線（通信線）のように、情報を伝送する機能を有する媒体である。また、上述したプログラムは、前述した機能の一部を実現してもよい。さらに、上述したプログラムは、前述した機能をコンピュータに既に記録されているプログラムとの組合せで実現できる差分ファイル（差分プログラム）であってもよい。

10

【0035】

図3は、無線通信装置20の構成を示している。図3に示すように、無線通信装置20は、データ生成部200と、第2の解析部201と、第1の無線送信部202とを有する。

20

【0036】

データ生成部200は、第2のデータを生成する。第2のデータは、第1のデータとは種類が異なるデータである。あるいは、第2のデータは、第1のデータが検出される対象物と異なる対象物から検出されるデータである。データ生成部200は、第2の動きセンサ2000を有する。第2の動きセンサ2000は、カプセル内視鏡10が配置される人体の動きを検出し、かつ検出された人体の動きを示す第2のデータを生成する。例えば、第2の動きセンサ2000は、加速度センサ、速度センサ、磁気センサ、および角速度センサの少なくとも1つである。したがって、第2の動きセンサ2000は、加速度、速度、角速度、および磁気の少なくとも1つのデータを取得することが可能である。第2の動きセンサ2000は、第2のデータを第2の解析部201に出力する。

30

【0037】

第2の解析部201は、第2のデータを解析し、かつ第2の解析結果を生成する。第2の解析部201はさらに、第2の解析結果に基づいて、指示データを生成する。第2の解析部201は、CPU等のプロセッサまたは特定用途向け集積回路（ASIC）等のハードウェアである。第2の解析部201は、第2の解析結果と指示データとを第1の無線送信部202に出力する。

【0038】

例えば、第2のデータが加速度データまたは角速度データである場合、第2の解析部201は、第2のデータと所定の閾値とを比較する。第2のデータが速度データまたは磁気データである場合、第2の解析部201は、複数の時刻における第2のデータの変化量と所定の閾値とを比較する。第2の比較結果は、上記の比較の結果である。第2の解析部201は、第2の解析結果に基づいて、人体が動いているか否かを判定する。人体が静止している場合、第2の解析部201は、第1の解析結果を指定する指示データを生成する。人体が動いている場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。

40

【0039】

例えば、指示データは、第1の解析結果と第2の解析結果とのいずれか1つに対応する

50

値を含む。例えば、指示データは、0と1とのいずれか1つを含む。0は第1の解析結果に対応し、かつ1は第2の解析結果に対応する。

【0040】

第1の無線送信部202は、第2の解析結果と指示データとをカプセル内視鏡10に送信する。第1の無線送信部202は、無線通信回路である。

【0041】

第2の動きセンサ2000は、第3の周期で第2のデータを生成する。第2のデータは、第3の周期で第2の解析部201に入力される。第2の解析部201は、第3の周期で第2の解析結果を生成する。第2の解析結果は、第3の周期で第1の無線送信部202に入力される。第1の無線送信部202は、所定の送信周期で第2の解析結果を送信する。例えば、第1の無線送信部202における送信周期は、第3の周期以上である。つまり、第2の解析結果が送信される間隔は、第2の解析結果が生成される間隔以下である。言い換えると、第2の解析結果は、第2の解析結果の生成周波数以下の周波数で送信される。

10

【0042】

例えば、第2の解析部201の機能は、第2の解析部201の動作を規定する命令を含むプログラムを、無線通信装置20のコンピュータが読み込んで実行することにより、ソフトウェアの機能として実現可能である。このプログラムの実現形態は、第1の解析部101と決定部102との機能を実現するプログラムの実現形態と同様である。

【0043】

無線通信装置20とデータ生成部200とは、分離されてもよい。例えば、データ生成部200は、第2のデータを無線通信装置20に送信する無線送信部を有してもよい。無線通信装置20は、第2のデータをデータ生成部200から受信する無線受信部を有してもよい。

20

【0044】

図4は、撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡10の動作の手順を示している。図4を参照し、撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡10の動作を説明する。

【0045】

決定部102は、第1の無線受信部104によって受信された指示データを判定する(ステップS100)。指示データが第1の解析結果を指定する場合、決定部102は、第1の解析結果を利用すると決定する(ステップS110)。指示データが第2の解析結果を指定する場合、決定部102は、第2の解析結果を利用すると決定する(ステップS120)。ステップS110またはステップS120の後、決定部102は、第1の解析結果または第2の解析結果に基づいて、撮像タイミングを決定する(ステップS130)。ステップS100からS130における処理が繰り返し行われる。

30

【0046】

人体が静止している場合、指示データは第1の解析結果を指定する。このため、決定部102は、第1の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。例えば、第1のデータまたはその変化量が所定の閾値未満である場合、決定部102は、撮像間隔が所定時間以上となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部102は、フレームレートを第1の値に決定する。第1のデータまたはその変化量が所定の閾値以上である場合、決定部102は、撮像間隔が所定時間未満となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部102は、フレームレートの値を第2の値に決定する。第2の値は第1の値よりも大きい。決定部102は、第1の解析結果を利用することにより、カプセル内視鏡10の動きに高速に反応して撮像タイミングを決定することができる。

40

【0047】

人体が動いている場合、指示データは第2の解析結果を指定する。このため、決定部102は、第2の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。例えば、決定部102は、第2の解析結果により人体が動いていると判定し、かつフレームレートの値を第3の値に決定する。例えば、第3の値は、上記の第1の値よりも大きく、かつ上記の第2の値よりも小さい。人体が動いている場合、第1の解析結果のみからカプセル内視鏡10の動き

50

を検出することが難しい。カプセル内視鏡 10 が人体に対して動いていないにもかかわらずフレームレートが高くなる場合、消費電力が無駄である。このため、決定部 102 は、第 2 の解析結果を利用することにより、消費電力が低減されるような撮像タイミングを決定することができる。

【0048】

決定部 102 によるフレームレートの決定方法は、上記の例に限らない。例えば、第 1 の解析結果に基づいて 3 つ以上のフレームレートのいずれか 1 つが撮像部 103 に設定されてもよい。

【0049】

決定部 102 が、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とに基づいて、利用される解析結果を選択してもよい。例えば、決定部 102 は、第 2 の解析結果に基づいて、人体が動いているか否かを判定する。人体が静止している場合、決定部 102 は、第 1 の解析結果を利用すると判断する。人体が動いている場合、決定部 102 は、第 2 の解析結果を利用すると判断する。このため、第 2 の解析部 201 は指示データを生成しなくてもよい。第 1 の無線送信部 202 は、指示データを送信しなくてもよい。第 1 の無線受信部 104 は、指示データを受信しなくてもよい。

10

【0050】

第 2 の解析結果と指示データとが 1 つのデータとして構成されてもよい。したがって、第 1 の無線送信部 202 は第 2 の解析結果と指示データとを含むデータを送信し、かつ第 1 の無線受信部 104 は第 2 の解析結果と指示データとを含むデータを受信してもよい。

20

【0051】

本発明の各態様のカプセル内視鏡システムは、データ生成部 200 に対応する構成を有していなくてもよい。

【0052】

上記のように、カプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 10 と無線通信装置 20 とを有する。カプセル内視鏡 10 は、第 1 の動きセンサ 100 と、第 1 の解析部 101 と、決定部 102 と、撮像部 103 と、第 1 の無線受信部 104 とを有する。第 1 の動きセンサ 100 は、カプセル内視鏡 10 の動きを検出し、かつ検出されたカプセル内視鏡 10 の動きを示す第 1 のデータを生成する。第 1 の解析部 101 は、第 1 のデータを解析し、かつ第 1 の解析結果を生成する。決定部 102 は、撮像タイミングを決定する。撮像部 103 は、決定部 102 によって決定された撮像タイミングで撮像を行い、かつ画像を取得する。第 1 の無線受信部 104 は、第 2 の解析結果を無線通信装置 20 から受信する。無線通信装置 20 は、第 2 の解析部 201 と、第 1 の無線送信部 202 とを有する。第 2 の解析部 201 は、第 2 のデータを解析し、かつ第 2 の解析結果を生成する。第 1 の無線送信部 202 は、第 2 の解析結果をカプセル内視鏡 10 に送信する。第 1 の解析部 101 は、第 1 の無線受信部 104 が第 2 の解析結果を受信する受信周期以下の第 1 の周期で第 1 の解析結果を出力する。第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とは決定部 102 に入力される。決定部 102 は、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、受信周期以下の第 2 の周期で撮像タイミングを決定する。

30

【0053】

第 2 の解析部 201 はさらに、第 2 の解析結果に基づいて、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを指定する指示データを生成する。第 1 の無線送信部 202 はさらに、指示データをカプセル内視鏡 10 に送信する。第 1 の無線受信部 104 はさらに、指示データを無線通信装置 20 から受信する。指示データは決定部 102 に入力される。決定部 102 は、指示データに基づいて、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つを選択する。

40

【0054】

無線通信装置 20 はさらに、カプセル内視鏡 10 が配置される人体の動きを検出し、かつ検出された人体の動きを示す第 2 のデータを生成する第 2 の動きセンサ 2000 を有する。

50

【 0 0 5 5 】

第 1 の実施形態では、決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、受信周期以下の第 2 の周期で撮像タイミングを決定する。このため、カプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 1 0 の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

【 0 0 5 6 】

人体の動きに関する解析は無線通信装置 2 0 によって行われる。このため、カプセル内視鏡 1 0 の消費電力が低減され、かつカプセル内視鏡 1 0 の回路規模が抑制される。この結果、カプセル内視鏡 1 0 が小型化される。

【 0 0 5 7 】

(第 2 の実施形態)

本発明の第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態におけるカプセル内視鏡 1 0 が図 5 に示すカプセル内視鏡 1 1 に変更され、かつ第 1 の実施形態における無線通信装置 2 0 が図 6 に示す無線通信装置 2 1 に変更される。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、カプセル内視鏡 1 1 の構成を示している。図 5 に示すように、カプセル内視鏡 1 1 は、第 1 の動きセンサ 1 0 0 と、第 1 の解析部 1 0 1 と、決定部 1 0 2 と、撮像部 1 0 3 と、第 1 の無線受信部 1 0 4 と、第 2 の無線送信部 1 0 5 とを有する。図 5 に示す構成について、図 2 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 0 5 9 】

第 1 の動きセンサ 1 0 0 は、第 1 のデータを第 1 の解析部 1 0 1 と第 2 の無線送信部 1 0 5 とに出力する。第 2 の無線送信部 1 0 5 は、第 1 の動きセンサ 1 0 0 によって生成された第 1 のデータと、撮像部 1 0 3 によって生成された画像との少なくとも 1 つを無線通信装置 2 1 に送信する。第 2 の無線送信部 1 0 5 は、無線通信回路である。第 1 の無線受信部 1 0 4 と第 2 の無線送信部 1 0 5 とを含む 1 つの無線通信部が構成されてもよい。

【 0 0 6 0 】

上記以外の点については、図 5 に示す構成は、図 2 に示す構成と同様である。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、無線通信装置 2 1 の構成を示している。図 6 に示すように、無線通信装置 2 1 は、データ生成部 2 0 0 と、第 2 の解析部 2 0 1 と、第 1 の無線送信部 2 0 2 と、第 2 の無線受信部 2 0 3 とを有する。図 6 に示す構成について、図 3 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 0 6 2 】

第 2 の無線受信部 2 0 3 は、第 1 のデータと画像との少なくとも 1 つをカプセル内視鏡 1 1 から受信する。第 2 の無線受信部 2 0 3 は、第 1 のデータと画像との少なくとも 1 つを第 2 の解析部 2 0 1 に出力する。第 2 の無線受信部 2 0 3 は、無線通信回路である。第 1 の無線送信部 2 0 2 と第 2 の無線受信部 2 0 3 とを含む 1 つの無線通信部が構成されてもよい。

【 0 0 6 3 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 のデータと、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 から出力された第 2 のデータとを解析し、かつ第 2 の解析結果を生成する。あるいは、第 2 の解析部 2 0 1 は、画像を解析し、かつ第 2 の解析結果を生成する。第 2 の解析部 2 0 1 はさらに、第 2 の解析結果に基づいて、指示データを生成する。第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 の解析部 1 0 1 による解析の演算方法とは異なる演算方法により解析を行う。

【 0 0 6 4 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 のデータと第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 からの第 2 のデータとの解析において第 1 のデータと第 2 のデータとの差分を算出する。これによって、第 2 の解析部 2 0 1 は、人体に対するカプセル内視鏡 1 1 の相対的な動きを検出することができる。第 2 の解析部 2 0 1 は、算出された差分と所定の閾値とを比較する。第 2 の解析結果は、この比較の結果である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、画像を解析することにより、人体に対するカプセル内視鏡 1 1 の相対的な動きを検出することができる。例えば、第 2 の解析部 2 0 1 は、連続する 2 つのフレームの画像の差分を算出する。人体に対するカプセル内視鏡 1 1 の動きが大きい場合、画像の差分は所定の閾値以上である。人体に対するカプセル内視鏡 1 1 の動きが小さい場合、画像の差分は所定の閾値未満である。第 2 の解析部 2 0 1 は、算出された差分と所定の閾値とを比較する。第 2 の解析結果は、この比較の結果である。第 2 の解析部 2 0 1 が解析する第 2 のデータは、画像である。

【 0 0 6 6 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 からの第 2 のデータに基づいて、人体が動いているか否かを判定する。人体が静止している場合、第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 の解析結果を指定する指示データを生成する。人体が動いている場合、第 2 の解析部 2 0 1 は、第 2 の解析結果を指定する指示データを生成する。

10

【 0 0 6 7 】

上記以外の点については、図 6 に示す構成は、図 3 に示す構成と同様である。

【 0 0 6 8 】

第 2 の無線送信部 1 0 5 は第 1 のデータと画像とのうち第 1 のデータのみを送信し、かつ第 2 の無線受信部 2 0 3 は第 1 のデータと画像とのうち第 1 のデータのみを受信してもよい。第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 のデータと第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 からの第 2 のデータとのみを解析してもよい。

20

【 0 0 6 9 】

第 2 の無線送信部 1 0 5 は第 1 のデータと画像とのうち画像のみを送信し、かつ第 2 の無線受信部 2 0 3 は第 1 のデータと画像とのうち画像のみを受信してもよい。第 2 の解析部 2 0 1 は、画像のみを解析してもよい。したがって、無線通信装置 2 1 は、データ生成部 2 0 0 を有していなくてもよい。第 2 の解析部 2 0 1 は、画像のみを解析してもよい。

【 0 0 7 0 】

第 2 の無線送信部 1 0 5 が第 1 のデータのみを送信する場合、第 2 の無線送信部 1 0 5 における送信周期は、第 1 の動きセンサ 1 0 0 が第 1 のデータを生成する第 1 の周期以上である。つまり、第 1 のデータが送信される間隔は、第 1 のデータが生成される間隔以上である。言い換えると、第 1 のデータは、第 1 のデータの生成周波数以下の周波数で送信される。例えば、第 1 の無線送信部 2 0 2 における送信周期は、第 2 の無線送信部 1 0 5 における送信周期と同一である。

30

【 0 0 7 1 】

第 2 の無線送信部 1 0 5 が少なくとも画像を送信する場合、第 2 の無線送信部 1 0 5 における送信周期は、撮像部 1 0 3 における撮像周期以上である。つまり、画像が送信される間隔は、撮像間隔以上である。言い換えると、画像は、撮像周波数以下の周波数で送信される。例えば、第 1 の無線送信部 2 0 2 における送信周期は、第 2 の無線送信部 1 0 5 における送信周期と同一である。

【 0 0 7 2 】

撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡 1 1 の動作は、図 4 に示す動作と同様である。

40

【 0 0 7 3 】

指示データが第 2 の解析結果を指定する場合、決定部 1 0 2 は、第 2 の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。例えば、差分が所定の閾値未満である場合、決定部 1 0 2 は、撮像間隔が所定時間以上となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部 1 0 2 は、フレームレートを第 1 の値に決定する。差分が所定の閾値以上である場合、決定部 1 0 2 は、撮像間隔が所定時間未満となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部 1 0 2 は、フレームレートの値を第 2 の値に決定する。第 2 の値は第 1 の値よりも大きい。

【 0 0 7 4 】

50

人体が動いている場合、第１の解析結果のみからカプセル内視鏡１１の動きを検出することが難しい。このため、決定部１０２は、第２の解析結果を利用することにより、カプセル内視鏡１１の動きに正確に反応して撮像タイミングを決定することができる。

【００７５】

指示データが第１の解析結果を指定する場合、決定部１０２は、第１の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。第１の解析結果に基づく撮像タイミングの決定方法は、第１の実施形態で説明した方法と同様である。

【００７６】

図７は、フレームレートの制御方法の例を示している。図７の右方向に時間が進む。「低ＦＲ」は、フレームレートが低いことを示している。「高ＦＲ」は、フレームレートが高いことを示している。「理想的な高ＦＲ期間」は、高いフレームレートが撮像部１０３に設定される理想的な期間である。図７では、説明を簡単にするため、カプセル内視鏡１１と無線通信装置２１との間の通信時間は考慮されていない。

【００７７】

カプセル内視鏡１１はタイミングＴ１以前には静止している。タイミングＴ１では、低いフレームレートが撮像部１０３に設定されている。タイミングＴ１でカプセル内視鏡１１は移動を開始する。徐々に移動速度が増加した後、カプセル内視鏡１１は一定の速度で移動する。その後、徐々に移動速度が減少する。タイミングＴ２でカプセル内視鏡１１は移動を終了する。「理想的な高ＦＲ期間」は、カプセル内視鏡１１が移動を開始したタイミングＴ１の直後のタイミングから、カプセル内視鏡１１が移動を終了したタイミングＴ２の直前のタイミングまでの期間である。

【００７８】

図７では、画像の解析結果に基づくフレームレートの制御結果Ｒ１０が示されている。フレームレートの制御結果Ｒ１０は、第２の解析部２０１が画像の解析を行い、かつ決定部１０２が画像の解析結果のみに基づいてフレームレートを決定すると仮定した場合の制御結果である。例えば、画像の解析では、連続する２つのフレームの画像の差分が算出される。

【００７９】

低いフレームレートが撮像部１０３に設定されているとき、画像の取得頻度は低い。タイミングＴ１の後、カプセル内視鏡１１の移動速度が小さいときに取得された画像により算出された差分は所定の閾値未満である。このため、フレームレートを低い値に設定すると判断される。タイミングＴ１の後、カプセル内視鏡１１の移動速度が大きいときに取得された画像により算出された差分は所定の閾値以上である。このため、フレームレートを高い値に設定すると判断される。タイミングＴ１から離れたタイミングＴ１２において、フレームレートは高い値に変更される。高いフレームレートが撮像部１０３に設定されているとき、画像の取得頻度は高い。

【００８０】

タイミングＴ１の後、タイミングＴ２においてカプセル内視鏡１１は移動を停止する。カプセル内視鏡１１の移動速度が小さい場合、画像の差分が所定の閾値未満である。このため、フレームレートを低い値に設定すると判断される。タイミングＴ２の後、タイミングＴ３においてフレームレートは低い値に変更される。

【００８１】

画像の解析結果のみに基づいてフレームレートが制御される場合、フレームレートが低い値から高い値に変更されるタイミングＴ１２が、カプセル内視鏡１１が移動を開始するタイミングＴ１から大きく離れている。カプセル内視鏡１１と無線通信装置２１との間の通信時間が考慮される場合、フレームレートが低い値から高い値に変更されるタイミングは、タイミングＴ１２よりも後である。したがって、決定部１０２が画像の解析結果のみに基づいてフレームレートを決定する場合、カプセル内視鏡１１はフレームレートを高速に切り替えることが難しい。

【００８２】

10

20

30

40

50

図 7 では、第 1 のデータの解析結果に基づくフレームレートの制御結果 R 1 1 が示されている。フレームレートの制御結果 R 1 1 は、決定部 1 0 2 が第 1 のデータの解析結果のみに基づいてフレームレートを決定すると仮定した場合の制御結果である。例えば、第 1 の動きセンサ 1 0 0 によって生成される第 1 のデータは加速度データである。

【 0 0 8 3 】

カプセル内視鏡 1 1 が移動を開始した直後、移動によって、加速度が所定の閾値以上になる。このため、フレームレートを高い値に設定すると判断される。決定部 1 0 2 が第 1 の解析結果を取得する周期は、比較的短い。このため、タイミング T 1 に近いタイミング T 1 0 において、フレームレートは高い値に変更される。

【 0 0 8 4 】

タイミング T 1 0 の後、タイミング T 1 1 において人体が移動を開始する。タイミング T 1 1 の後、タイミング T 2 においてカプセル内視鏡 1 1 は移動を停止する。しかし、人体が移動を継続するため、加速度は所定の閾値以上である。この結果、タイミング T 1 0 の後、フレームレートは高い値に保たれる。

【 0 0 8 5 】

第 1 のデータの解析結果のみに基づいてフレームレートが制御される場合、カプセル内視鏡 1 1 が移動を停止した後、人体の動きによってフレームレートが高い値に保たれる。このため、カプセル内視鏡 1 1 はフレームレートを正確に制御することが難しい。

【 0 0 8 6 】

上記のように、常に画像の解析結果のみ、または第 1 のデータの解析結果のみに基づいてフレームレートが制御される場合、フレームレートを高速かつ正確に制御することが難しい。

【 0 0 8 7 】

図 7 では、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果とに基づくフレームレートの制御結果 R 1 2 が示されている。フレームレートの制御結果 R 1 2 は、決定部 1 0 2 が第 1 の解析結果と第 2 の解析結果との 1 つを選択し、かつ選択された選択結果に基づいてフレームレートを決定する場合の制御結果である。例えば、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 によって生成される第 2 のデータは加速度データである。

【 0 0 8 8 】

低いフレームレートが撮像部 1 0 3 に設定されているとき、画像の取得頻度が低い。タイミング T 1 の後、カプセル内視鏡 1 1 の移動速度が小さいときに取得された画像により算出された差分は所定の閾値未満である。フレームレートが低い場合、カプセル内視鏡 1 1 の動きに即座に反応してフレームレートが高い値に設定されることが望ましい。このため、第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 の解析結果を指定する指示データを生成する。

【 0 0 8 9 】

タイミング T 1 の後、カプセル内視鏡 1 1 の移動速度が大きいときに取得された画像により算出された差分は所定の閾値以上である。カプセル内視鏡 1 1 が移動している場合、人体の動きによらず、カプセル内視鏡 1 1 自体の動きに基づいてフレームレートが制御されることが望ましい。このため、第 2 の解析部 2 0 1 は、タイミング T 1 2 において、第 2 の解析結果を指定する指示データを生成する。

【 0 0 9 0 】

タイミング T 1 2 の後、タイミング T 2 においてカプセル内視鏡 1 1 は移動を停止する。カプセル内視鏡 1 1 の移動速度が小さい場合、画像の差分が所定の閾値未満である。一方、第 2 のデータが示す加速度は、所定値以上である。人体が移動している場合、カプセル内視鏡 1 1 自体の動きに基づいてフレームレートが制御されることが望ましい。このため、第 2 の解析部 2 0 1 は、第 2 の解析結果を指定する指示データを生成する。

【 0 0 9 1 】

タイミング T 1 の後、決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果を指定する指示データに基づいて、第 1 の解析結果を選択する。タイミング T 1 0 まで、第 1 のデータが示す加速度は所定の閾値未満である。このため、フレームレートは低い値に保たれる。タイミング T 1 0

10

20

30

40

50

において、第１のデータが示す加速度は所定の閾値以上である。このため、フレームレートは高い値に変更される。タイミングＴ１２の後、決定部１０２は、第２の解析結果を指定する指示データに基づいて、第２の解析結果を選択する。タイミングＴ２まで、画像の差分は所定の閾値以上である。このため、フレームレートは高い値に保たれる。タイミングＴ２の後、決定部１０２は、第２の解析結果を指定する指示データに基づいて、第２の解析結果を選択する。タイミングＴ２の後、人体が移動を継続するため、第２のデータが示す加速度は所定の閾値以上である。一方、画像の差分は所定の閾値未満である。このため、フレームレートは低い値に変更される。

【００９２】

第２の解析部２０１が画像のみを解析する場合、決定部１０２は、第１の解析結果と第２の解析結果とに基づいて人体の動きを検出してもよい。例えば、第１のデータまたはその変化量が所定の閾値未満である場合、決定部１０２は、人体が静止していると判定することができる。このため、決定部１０２は、第１の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。画像の差分が所定の閾値未満であり、かつ第１のデータまたはその変化量が所定の閾値以上である場合、決定部１０２は、人体が動いていると判定することができる。このため、決定部１０２は、第２の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。画像の差分が所定の閾値以上であり、かつ第１のデータまたはその変化量が所定の閾値以上である場合、人体が動いている可能性がある。このため、決定部１０２は、第２の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。したがって、第２の解析部２０１が画像のみを解析する場合、指示データは不要である。

【００９３】

決定部１０２によるフレームレートの決定方法は、上記の例に限らない。例えば、第１の解析結果または第２の解析結果に基づいて３つ以上のフレームレートのいずれか１つが撮像部１０３に設定されてもよい。

【００９４】

上記のように、カプセル内視鏡１１は、第１のデータを無線通信装置２１に送信する第２の無線送信部１０５を有する。無線通信装置２１は、第１のデータをカプセル内視鏡１１から受信する第２の無線受信部２０３を有する。第２の解析部２０１は、第１のデータと第２のデータとを解析する。

【００９５】

上記のように、カプセル内視鏡１１は、画像を無線通信装置２１に送信する第２の無線送信部１０５を有する。無線通信装置２１は、画像をカプセル内視鏡１１から受信する第２の無線受信部２０３を有する。第２の解析部２０１は、画像を解析する。画像は、第２のデータである。

【００９６】

第２の実施形態では、第１の実施形態と同様に、カプセル内視鏡システム１は、カプセル内視鏡１１の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

【００９７】

第２の解析部２０１は、第１の解析部１０１が行う第１の解析よりも複雑な解析を行うことができる。第２の解析部２０１は、第１のデータと第２の動きセンサ２０００からの第２のデータとを解析することにより、または画像を解析することにより、カプセル内視鏡１１の動きを正確に検出することができる。この結果、決定部１０２は、人体に対するカプセル内視鏡１１の正確な動きに基づいて撮像タイミングを決定することができる。

【００９８】

（第３の実施形態）

本発明の第３の実施形態では、第１の実施形態におけるカプセル内視鏡１０が図８に示すカプセル内視鏡１２に変更され、かつ第１の実施形態における無線通信装置２０が図９に示す無線通信装置２２に変更される。

【００９９】

図 8 は、カプセル内視鏡 1 2 の構成を示している。図 8 に示すように、カプセル内視鏡 1 2 は、第 1 の動きセンサ 1 0 0 と、第 1 の解析部 1 0 1 と、決定部 1 0 2 と、撮像部 1 0 3 と、第 1 の無線受信部 1 0 4 と、バッテリー 1 0 6 とを有する。図 8 に示す構成について、図 2 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 1 0 0 】

バッテリー 1 0 6 は、電力を第 1 の動きセンサ 1 0 0 と第 1 の解析部 1 0 1 と決定部 1 0 2 と撮像部 1 0 3 と第 1 の無線受信部 1 0 4 とに供給する。第 1 の実施形態におけるカプセル内視鏡 1 0 は、バッテリー 1 0 6 を有してもよい。バッテリー 1 0 6 は第 1 の実施形態における説明に不要である。このため、バッテリー 1 0 6 は、図 2 に示されていない。

10

【 0 1 0 1 】

上記以外の点については、図 8 に示す構成は、図 2 に示す構成と同様である。

【 0 1 0 2 】

図 9 は、無線通信装置 2 2 の構成を示している。図 9 に示すように、無線通信装置 2 2 は、データ生成部 2 0 0 a と、第 2 の解析部 2 0 1 と、第 1 の無線送信部 2 0 2 とを有する。図 9 に示す構成について、図 3 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 1 0 3 】

データ生成部 2 0 0 a は、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 と、バッテリー残量推定部 2 0 0 1 と、位置推定部 2 0 0 2 とを有する。第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 は、図 2 における第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 と同一である。バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、バッテリー 1 0 6 の残量を推定し、かつ推定された残量を示す第 2 のデータを生成する。バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、第 2 のデータを第 2 の解析部 2 0 1 に出力する。位置推定部 2 0 0 2 は、カプセル内視鏡 1 2 の位置（特定の臓器など）を推定し、かつ推定された位置を示す第 2 のデータを生成する。位置推定部 2 0 0 2 は、第 2 のデータを第 2 の解析部 2 0 1 に出力する。

20

【 0 1 0 4 】

バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、以下の方法によりバッテリー 1 0 6 の残量を推定する。例えば、バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、カプセル内視鏡 1 2 が動作を開始したときから経過した時間に基づいてバッテリー 1 0 6 の残量を推定する。カプセル内視鏡 1 2 が第 2 の無線送信部 1 0 5 を有し、かつ無線通信装置 2 2 が第 2 の無線受信部 2 0 3 を有する場合、バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、撮像部 1 0 3 が画像を撮像した枚数に基づいてバッテリー 1 0 6 の残量を推定してもよい。バッテリー残量推定部 2 0 0 1 は、バッテリー 1 0 6 の残量を示す情報をカプセル内視鏡 1 2 から受信してもよい。

30

【 0 1 0 5 】

位置推定部 2 0 0 2 は、以下の方法によりカプセル内視鏡 1 2 の位置を推定する。カプセル内視鏡 1 2 が第 2 の無線送信部 1 0 5 を有し、かつ無線通信装置 2 2 が第 2 の無線受信部 2 0 3 を有する場合、位置推定部 2 0 0 2 は、カプセル内視鏡 1 2 から受信された画像を解析することによりカプセル内視鏡 1 2 の位置を検出する。位置推定部 2 0 0 2 は、カプセル内視鏡 1 2 からの電波の強度を測定することによりカプセル内視鏡 1 2 の位置を検出してもよい。カプセル内視鏡 1 2 に磁石が配置されている場合、位置推定部 2 0 0 2 は、カプセル内視鏡 1 2 からの磁気の強度を測定することによりカプセル内視鏡 1 2 の位置を検出してもよい。

40

【 0 1 0 6 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 とバッテリー残量推定部 2 0 0 1 と位置推定部 2 0 0 2 との各々からの第 2 のデータを解析する。バッテリー残量推定部 2 0 0 1 と位置推定部 2 0 0 2 との各々からの第 2 のデータに基づく解析において、第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 の解析部 1 0 1 による解析の演算方法とは異なる演算方法により解析を行う。

【 0 1 0 7 】

第 2 の解析部 2 0 1 は、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 で取得された第 2 のデータに基づい

50

て第2の解析結果を生成する。この第2の解析結果は、人体の動きに関する解析結果である。人体の動きに関する解析結果は、第1の実施形態における第2の解析結果と同様である。

【0108】

第2の解析部201は、バッテリー残量推定部2001からの第2のデータに基づいて、バッテリー106の残量が十分であるか否かを判定する。第2の解析部201は、バッテリー106の残量が十分であるか否かを示す第2の解析結果を生成する。第2の解析部201は、位置推定部2002からの第2のデータに基づいて、検査対象の領域における撮像が終了したか否かを判定する。第2の解析部201は、検査対象の領域における撮像が終了したか否かを示す第2の解析結果を生成する。

10

【0109】

第2の解析部201はさらに、第2の解析結果に基づいて、指示データを生成する。第2の解析部201は、人体の動きに関する解析結果に基づいて、人体が動いているか否かを判定する。人体が動いている場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。バッテリー106の残量が十分でない場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。検査対象の領域における撮像が終了した場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。上記のいずれの条件も満たされない場合、第2の解析部201は、第1の解析結果を指定する指示データを生成する。

20

【0110】

上記以外の点については、図9に示す構成は、図3に示す構成と同様である。

【0111】

撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡12の動作は、図4に示す動作と同様である。

【0112】

指示データが第2の解析結果を指定する場合、決定部102は、第2の解析結果のうち人体の動きに関する解析結果を参照する。人体が動いている場合、決定部102は、フレームレートの値を第3の値に決定する。例えば、第3の値は、第1の値よりも大きく、かつ第2の値よりも小さい。第1の値と第2の値とは、第1の解析結果に基づいて決定されるフレームレートである。人体が動いている場合、第1の解析結果のみからカプセル内視鏡12の動きを検出することが難しい。カプセル内視鏡12が人体に対して動いていないにもかかわらずフレームレートが高くなる場合、消費電力が無駄である。このため、決定部102は、第2の解析結果を利用することにより、消費電力が低減されるような撮像タイミングを決定することができる。

30

【0113】

決定部102はさらに、バッテリー106の残量に関する解析結果を参照する。バッテリー106の残量が十分でない場合、決定部102は、フレームレートを第4の値に決定する。第4の値は第2の値よりも小さい。第4の値は、第1の値または第3の値と同一であってもよい。バッテリー106の残量が十分でない場合、低いフレームレートが撮像部103に設定されることにより、カプセル内視鏡12の消費電力が低減される。この結果、カプセル内視鏡12が撮像を継続することができる。

40

【0114】

決定部102はさらに、カプセル内視鏡12の位置に関する解析結果を参照する。検査対象の領域における撮像が終了した場合、決定部102は、フレームレートを第5の値に決定する。第5の値は第2の値よりも小さい。第5の値は、第1の値、第3の値、および第4の値のいずれか1つと同一であってもよい。検査対象の領域における撮像が終了した場合、低いフレームレートが撮像部103に設定されることにより、カプセル内視鏡12の消費電力が低減される。この結果、他の領域において検査が必要な場合、カプセル内視鏡12が撮像を継続することができる。

【0115】

50

指示データが第１の解析結果を指定する場合、決定部１０２は、第１の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。第１の解析結果に基づく撮像タイミングの決定方法は、第１の実施形態で説明した方法と同様である。

【０１１６】

決定部１０２によるフレームレートの決定方法は、上記の例に限らない。

【０１１７】

カプセル内視鏡１２は第２の無線送信部１０５を有し、かつ無線通信装置２２は第２の無線受信部２０３を有してもよい。バッテリー１０６は、電力を第２の無線送信部１０５に供給してもよい。第２の解析部２０１は、第１のデータと第２の動きセンサ２０００からの第２のデータとの解析を行うことにより、人体に対するカプセル内視鏡１２の相対的な動きを検出してもよい。あるいは、第２の解析部２０１は、画像の解析を行うことにより、人体に対するカプセル内視鏡１２の相対的な動きを検出してもよい。

10

【０１１８】

本発明の各態様のカプセル内視鏡システムは、第２の動きセンサ２０００とバッテリー残量推定部２００１と位置推定部２００２との少なくとも１つに対応する構成を有していてもよい。

【０１１９】

上記のように、カプセル内視鏡１２は、電力を第１の動きセンサ１００と第１の解析部１０１と決定部１０２と撮像部１０３と第１の無線受信部１０４とに供給するバッテリー１０６を有する。無線通信装置２２は、バッテリー１０６の残量を推定し、かつ推定された残量を示す第２のデータを生成するバッテリー残量推定部２００１（推定部）を有する。

20

【０１２０】

無線通信装置２２は、カプセル内視鏡１２の位置を推定し、かつ推定された位置を示す第２のデータを生成する位置推定部２００２（推定部）を有する。

【０１２１】

第３の実施形態では、第１の実施形態と同様に、カプセル内視鏡システム１は、カプセル内視鏡１２の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

【０１２２】

第２の解析部２０１は、第１の解析部１０１が行う第１の解析よりも複雑な解析を行うことができる。第２の解析部２０１は、バッテリー残量推定部２００１からの第２のデータを解析することにより、バッテリー１０６の残量が十分であるか否かを判定することができる。この結果、決定部１０２は、バッテリー１０６の残量に基づいて撮像タイミングを決定することができる。

30

【０１２３】

第２の解析部２０１は、位置推定部２００２からの第２のデータを解析することにより、検査対象の領域における撮像が終了したか否かを判定することができる。この結果、決定部１０２は、カプセル内視鏡１２の位置に基づいて撮像タイミングを決定することができる。

40

【０１２４】

（第４の実施形態）

本発明の第４の実施形態では、第３の実施形態におけるカプセル内視鏡１２が図１０に示すカプセル内視鏡１３に変更される。

【０１２５】

図１０は、カプセル内視鏡１３の構成を示している。図１０に示すように、カプセル内視鏡１３は、第１の動きセンサ１００と、第１の解析部１０１と、決定部１０２と、撮像部１０３と、第１の無線受信部１０４と、バッテリー１０６と、第３の解析部１０７とを有する。図１０に示す構成について、図８に示す構成と異なる点を説明する。

【０１２６】

50

第3の解析部107は、撮像部103によって取得された画像を解析し、かつ第3の解析結果を生成する。第3の解析部107は、CPU等のプロセッサまたは特定用途向け集積回路(ASIC)等のハードウェアである。第1の解析部101と決定部102と第3の解析部107との2つ以上を含む1つのハードウェアが構成されてもよい。第3の解析部107は、第3の解析結果を決定部102に出力する。

【0127】

第3の解析部107は、画像を解析することにより、人体に対するカプセル内視鏡13の相対的な動きを検出することができる。例えば、第3の解析部107は、連続する2つのフレームの画像の差分を算出する。人体に対するカプセル内視鏡13の動きが大きい場合、画像の差分は所定の閾値以上である。人体に対するカプセル内視鏡13の動きが小さい場合、画像の差分は所定の閾値未満である。第3の解析部107は、算出された差分と所定の閾値とを比較する。第3の解析結果は、この比較の結果である。

10

【0128】

第3の解析部107による画像の解析は、第2の実施形態における第2の解析部201による画像の解析と異なる。第3の解析部107による画像の解析の演算量は、第2の実施形態における第2の解析部201による画像の解析の演算量よりも小さい。例えば、第3の解析部107は、画像の一部の領域のみを解析する。画像が赤(R)と緑(G)と青(B)との3色の各々に対応する画像信号で構成される場合、第3の解析部107は、1色のみに対応する画像信号を解析してもよい。あるいは、第3の解析部107は、3色の画像信号から生成される輝度(Y)信号を解析してもよい。

20

【0129】

決定部102は、第1の解析結果と第2の解析結果と第3の解析結果とのいずれか1つに基づいて、撮像タイミングを決定する。

【0130】

撮像部103は、設定されたフレームレートに基づく撮像周期で画像を生成する。第1の動きセンサ100が第1のデータを生成する第1の周期は、撮像周期以下である。画像は、撮像周期で第3の解析部107に入力される。第3の解析部107は、撮像周期で第3の解析結果を生成する。第3の解析結果は、撮像周期で決定部102に入力される。第1の無線受信部104は、所定の受信周期で第2の解析結果を受信する。第1の周期は、受信周期以下である。第2の解析結果は、受信周期で決定部102に入力される。決定部102は、受信周期以下かつ撮像周期以下の第2の周期で撮像タイミングを決定する。例えば、第1の周期と第2の周期とは、同一である。

30

【0131】

上記以外の点については、図10に示す構成は、図8に示す構成と同様である。

【0132】

無線通信装置22において、第2の解析部201は、第3の実施形態における解析と同様の解析を行う。第2の解析部201はさらに、第2の解析結果に基づいて、指示データを生成する。第2の解析部201は、人体の動きに関する解析結果に基づいて、人体が動いているか否かを判定する。人体が動いている場合、第2の解析部201は、第3の解析結果を指定する指示データを生成する。バッテリー106の残量が十分でない場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。検査対象の領域における撮像が終了した場合、第2の解析部201は、第2の解析結果を指定する指示データを生成する。上記のいずれの条件も満たさない場合、第2の解析部201は、第1の解析結果を指定する指示データを生成する。

40

【0133】

図11は、撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡13の動作の手順を示している。図11を参照し、撮像タイミングの決定に関するカプセル内視鏡13の動作を説明する。図11に示す動作について、図4に示す動作と異なる点を説明する。

【0134】

決定部102は、第1の無線受信部104によって受信された指示データを判定する(

50

ステップ S 1 0 0)。指示データが第 3 の解析結果を指定する場合、決定部 1 0 2 は、第 3 の解析結果を利用すると決定する (ステップ S 1 4 0)。ステップ S 1 1 0 とステップ S 1 2 0 とステップ S 1 4 0 とのいずれか 1 つの後、決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果と第 3 の解析結果とのいずれか 1 つに基づいて、撮像タイミングを決定する (ステップ S 1 3 0)。

【 0 1 3 5 】

上記以外の点については、図 1 1 に示す動作は、図 4 に示す動作と同様である。

【 0 1 3 6 】

指示データが第 3 の解析結果を指定する場合、決定部 1 0 2 は、第 3 の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。例えば、差分が所定の閾値未満である場合、決定部 1 0 2 は、撮像間隔が所定時間以上となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部 1 0 2 は、フレームレートを第 1 の値に決定する。差分が所定の閾値以上である場合、決定部 1 0 2 は、撮像間隔が所定時間未満となるように撮像タイミングを決定する。つまり、決定部 1 0 2 は、フレームレートの値を第 2 の値に決定する。第 2 の値は第 1 の値よりも大きい。

【 0 1 3 7 】

人体が動いている場合、第 1 の解析結果のみからカプセル内視鏡 1 3 の動きを検出することが難しい。このため、決定部 1 0 2 は、第 3 の解析結果を利用することにより、カプセル内視鏡 1 3 の動きに正確に反応して撮像タイミングを決定することができる。

【 0 1 3 8 】

指示データが第 2 の解析結果を指定する場合、決定部 1 0 2 は、第 2 の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。第 2 の解析結果に基づく撮像タイミングの決定方法は、第 3 の実施形態で説明した方法と同様である。

【 0 1 3 9 】

指示データが第 1 の解析結果を指定する場合、決定部 1 0 2 は、第 1 の解析結果に基づいて撮像タイミングを決定する。第 1 の解析結果に基づく撮像タイミングの決定方法は、第 1 の実施形態で説明した方法と同様である。

【 0 1 4 0 】

決定部 1 0 2 によるフレームレートの決定方法は、上記の例に限らない。

【 0 1 4 1 】

カプセル内視鏡 1 3 は第 2 の無線送信部 1 0 5 を有し、かつ無線通信装置 2 2 は第 2 の無線受信部 2 0 3 を有してもよい。バッテリー 1 0 6 は、電力を第 2 の無線送信部 1 0 5 に供給してもよい。第 2 の解析部 2 0 1 は、第 1 のデータと第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 からの第 2 のデータとの解析を行うことにより、人体に対するカプセル内視鏡 1 3 の相対的な動きを検出してもよい。あるいは、第 2 の解析部 2 0 1 は、画像の解析を行うことにより、人体に対するカプセル内視鏡 1 3 の相対的な動きを検出してもよい。

【 0 1 4 2 】

決定部 1 0 2 が、第 1 の解析結果と第 2 の解析結果と第 3 の解析結果とに基づいて、利用される解析結果を選択してもよい。例えば、決定部 1 0 2 は、第 2 の解析部 2 0 1 が指示データによって解析結果を指定する方法と同様の方法により、撮像タイミングの決定に使用される解析結果を選択する。このため、第 2 の解析部 2 0 1 は指示データを生成しなくてもよい。第 1 の無線送信部 2 0 2 は、指示データを送信しなくてもよい。第 1 の無線受信部 1 0 4 は、指示データを受信しなくてもよい。

【 0 1 4 3 】

本発明の各態様のカプセル内視鏡システムは、第 2 の動きセンサ 2 0 0 0 とバッテリー残量推定部 2 0 0 1 と位置推定部 2 0 0 2 との少なくとも 1 つに対応する構成を有していてもよい。

【 0 1 4 4 】

上記のように、カプセル内視鏡 1 3 は、撮像部 1 0 3 によって取得された画像を解析し、かつ第 3 の解析結果を生成する第 3 の解析部 1 0 7 を有する。第 3 の解析結果は決定部

10

20

30

40

50

１０２に入力される。決定部１０２は、第１の解析結果と第２の解析結果と第３の解析結果とのいずれか１つに基づいて、第２の周期で撮像タイミングを決定する。

【０１４５】

第２の解析部２０１は、第２の解析結果に基づいて、第１の解析結果と第２の解析結果と第３の解析結果とのいずれか１つを指定する指示データを生成する。第１の無線送信部２０２はさらに、指示データをカプセル内視鏡１３に送信する。第１の無線受信部１０４はさらに、指示データを無線通信装置２２から受信する。指示データは決定部１０２に入力される。決定部１０２は、指示データに基づいて、第１の解析結果と第２の解析結果と第３の解析結果とのいずれか１つを選択する。

【０１４６】

第４の実施形態では、第１の実施形態と同様に、カプセル内視鏡システム１は、カプセル内視鏡１３の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

【０１４７】

第３の解析部１０７は、画像を解析することにより、カプセル内視鏡１３の動きを正確に検出することができる。この結果、決定部１０２は、人体に対するカプセル内視鏡１３の正確な動きに基づいて撮像タイミングを決定することができる。

【０１４８】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態およびその変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【０１４９】

本発明の各実施形態によれば、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡の動きに対する高速な対応と、複数の解析に基づくフレームレートの決定とを両立することができる。

【符号の説明】

【０１５０】

- １ カプセル内視鏡システム
- １０，１１，１２，１３ カプセル内視鏡
- ２０，２１，２２ 無線通信装置
- １００ 第１の動きセンサ
- １０１ 第１の解析部
- １０２ 決定部
- １０３ 撮像部
- １０４ 第１の無線受信部
- １０５ 第２の無線送信部
- １０６ バッテリー
- １０７ 第３の解析部
- ２００，２００ａ データ生成部
- ２０１ 第２の解析部
- ２０２ 第１の無線送信部
- ２０３ 第２の無線受信部
- ２０００ 第２の動きセンサ
- ２００１ バッテリー残量推定部
- ２００２ 位置推定部

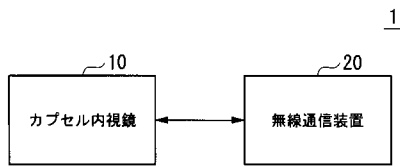
10

20

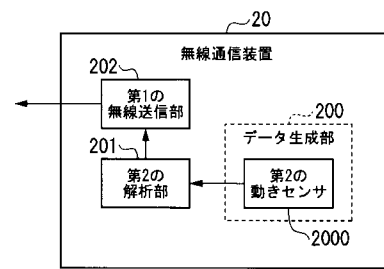
30

40

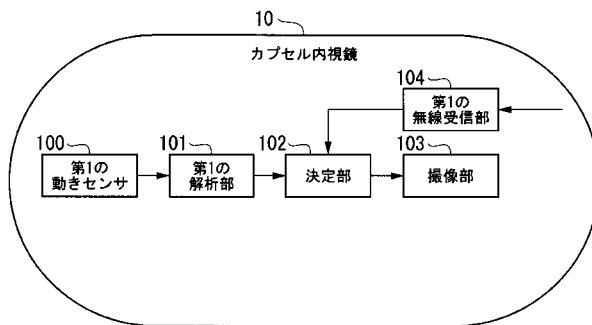
【図 1】



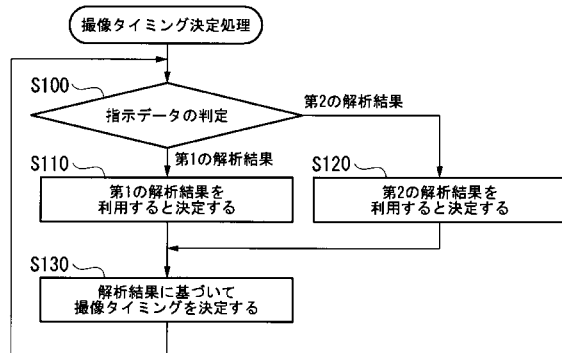
【図 3】



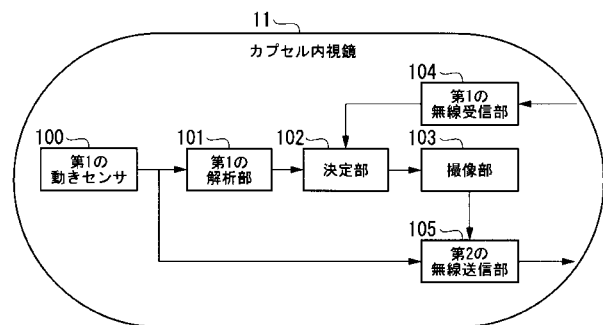
【図 2】



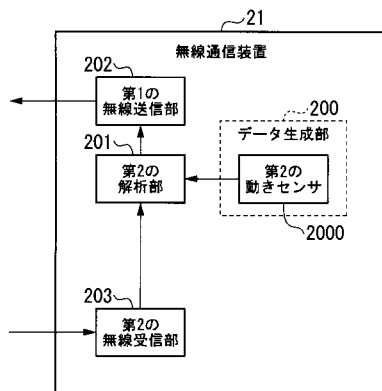
【図 4】



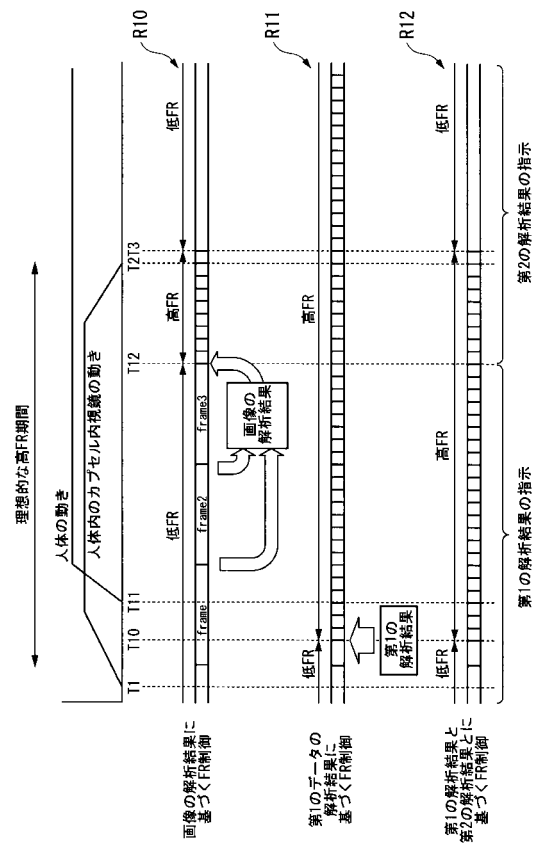
【図 5】



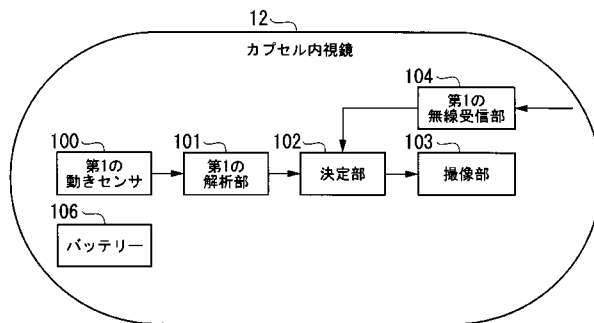
【 図 6 】



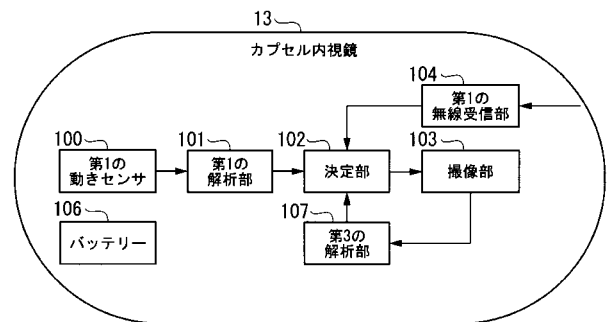
【 図 7 】



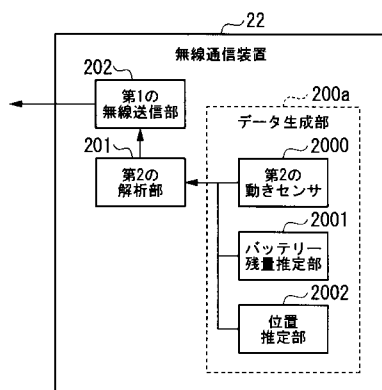
【 図 8 】



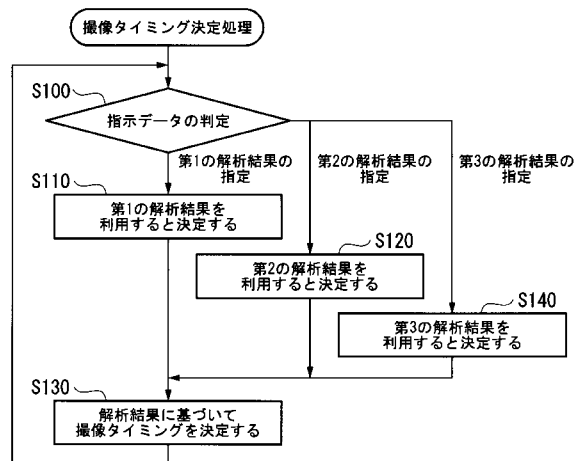
【 図 1 0 】



【 図 9 】



【図 1 1】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053196

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, 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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 2009-195271 A (Fujifilm Corp.), 03 September 2009 (03.09.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 2008-237640 A (Fujifilm Corp.), 09 October 2008 (09.10.2008), entire text; all drawings & US 2008/0242926 A1 whole documents	1-8
A	JP 2013-511320 A (Given Imaging Ltd.), 04 April 2013 (04.04.2013), entire text; all drawings & US 2012/0271104 A1 whole documents & WO 2011/061746 A1 & CN 102612338 A	1-8

☒ 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
04 April 2016 (04.04.16)Date of mailing of the international search report
12 April 2016 (12.04.16)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/JP2016/053196

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 2008-220522 A (Hoya Corp.), 25 September 2008 (25.09.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	WO 2015/056475 A1 (Olympus Corp.), 23 April 2015 (23.04.2015), entire text; all drawings & JP 2015-77234 A	1-8
E,A	JP 2016-19707 A (Olympus Corp.), 04 February 2016 (04.02.2016), entire text; all drawings & WO 2016/009700 A1	1-8
E,A	WO 2016/021044 A1 (Olympus Corp.), 11 February 2016 (11.02.2016), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 3 1 9 6									
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, 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2009-195271 A (富士フイルム株式会社) 2009.09.03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8									
A	JP 2008-237640 A (富士フイルム株式会社) 2008.10.09, 全文, 全図 & US 2008/0242926 A1, whole documents	1-8									
A	JP 2013-511320 A (ギブン イメージング リミテッド) 2013.04.04, 全文, 全図 & US 2012/0271104 A1, whole documents & WO 2011/061746 A1 & CN 102612338 A	1-8									
☒ 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 04.04.2016		国際調査報告の発送日 12.04.2016									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9309								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 3 1 9 6
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 2008-220522 A (HOYA株式会社) 2008. 09. 25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	WO 2015/056475 A1 (オリンパス株式会社) 2015. 04. 23, 全文, 全図 & JP 2015-77234 A	1-8
P, A	JP 2016-19707 A (オリンパス株式会社) 2016. 02. 04, 全文, 全図 & WO 2016/009700 A1	1-8
P, A	WO 2016/021044 A1 (オリンパス株式会社) 2016. 02. 11, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8

フロントページの続き

(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

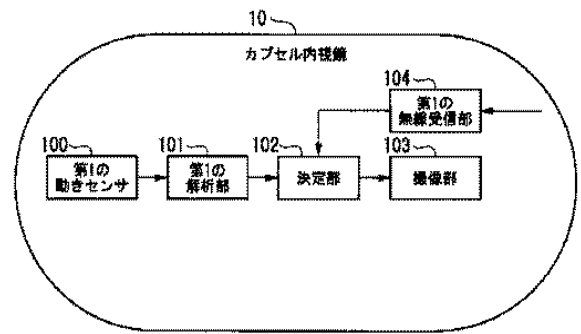
Fターム(参考) 4C161 CC06 DD07 HH51 NN01 NN03 RR05 RR21 RR24 SS03 UU07

(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)	胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017047112A1	公开(公告)日	2018-07-05
申请号	JP2017540522	申请日	2016-02-03
[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	合渡大和		
发明人	合渡 大和		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/045 A61B5/067		
FI分类号	A61B1/045.631 A61B1/00.C A61B1/00.682 A61B1/00.552		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/RR05 4C161/RR21 4C161/RR24 4C161/SS03 4C161/UU07		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	PCT/JP2015/076437 2015-09-17 WO		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

胶囊内窥镜系统包括胶囊内窥镜和无线通信设备。胶囊内窥镜包括第一运动传感器，确定单元，成像单元和第一无线接收单元。该无线通信设备具有第二分析单元和第一无线传输单元。第一分析单元分析第一数据并产生第一分析结果。第二分析单元分析第二数据并产生第二分析结果。判定单元基于第一分析结果和第二分析结果中的任一个来判定以等于或小于接收周期的周期的成像定时。



10 Capsule endoscope
100 First motion sensor
101 First analysis unit
102 Determination unit
103 Image pickup unit
104 First wireless reception unit