

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-288808

(P2006-288808A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(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	3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B	5/07	(2006.01)	A 6 1 B	5/07		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-114708 (P2005-114708)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年4月12日 (2005.4.12)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

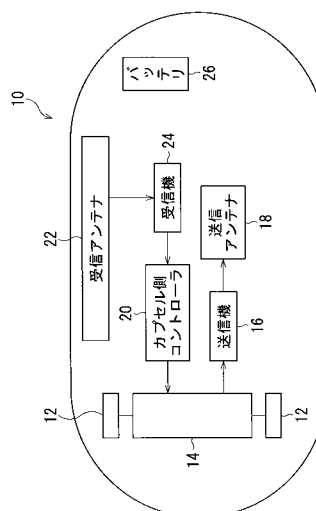
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡を備えた内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 効果的に消費電力を抑えながら器官内の画像を確実に得る。

【解決手段】 カプセル内視鏡から画像信号を無線送信し、画像信号をコントローラにおいて受信する。コントローラは、着衣型アンテナにおける信号強度に従ってカプセル内視鏡の位置を検出し、移動量を検出する。カプセル内視鏡10の移動量が基準移動量Tより少ない場合、撮像部14のCCDの駆動を停止させる制御信号をコントローラから送信し、垂直同期信号のみカプセル内視鏡10から送信する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カプセル内視鏡と前記カプセル内視鏡を体外で制御するコントローラとを備えた内視鏡システムであって、

前記カプセル内視鏡が、

撮像素子を有し、被写体像に応じた画像信号を生成する撮像部と、

少なくとも前記画像信号に所定の信号を付加して処理した映像信号を体外へ順次送信可能な内視鏡側送信部と、

前記コントローラから送信される信号を受信する内視鏡側受信部と、

電源供給する電源部と、

10

前記撮像部を制御する内視鏡側制御部とを備え、

前記コントローラが、

前記カプセル内視鏡から送られてくる信号を受信する体外受信部と、

前記映像信号に基づいて、前記カプセル内視鏡の体内移動量を検出する移動量検出部と

、
前記カプセル内視鏡の体内移動量に基づいて、前記カプセル内視鏡からの画像信号出力を制御する画像制御部と、

前記カプセル内視鏡へ前記画像制御部からの信号を送信する体外送信部とを備え、

前記画像制御部が、前記カプセル内視鏡が実質的に移動していない場合、前記撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号を出力し、

20

前記内視鏡側制御部が、撮像素子制御信号に従って前記撮像素子の駆動を停止させ、

前記内視鏡側送信部が、画像信号が含まれない映像信号を体外へ出力し、

前記移動量検出部が、前記画像信号が含まれない映像信号に基づいて前記カプセル内視鏡の体内移動量を検出することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

カプセル内視鏡と前記カプセル内視鏡を体外で制御するコントローラとを備えた内視鏡システムであって、

前記カプセル内視鏡が、

撮像素子を有し、被写体像に応じた画像信号を生成する撮像部と、

少なくとも前記画像信号に所定の信号を付加して処理した映像信号を体外へ順次送信可能な内視鏡側送信部と、

30

前記コントローラから送信される信号を受信する内視鏡側受信部と、

電源供給する電源部と、

位置検出信号を出力する位置信号生成部と、

前記撮像部を制御する内視鏡側制御部とを備え、

前記コントローラが、

前記カプセル内視鏡から送られてくる信号を受信する体外受信部と、

前記映像信号に基づいて、前記カプセル内視鏡の体内移動量を検出する移動量検出部と

、
前記カプセル内視鏡の体内移動量に基づいて、前記カプセル内視鏡からの画像信号出力を制御する画像制御部と、

40

前記カプセル内視鏡へ前記画像制御部からの信号を送信する体外送信部とを備え、

前記画像制御部が、前記カプセル内視鏡が実質的に移動していない場合、前記撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号を出力し、

前記内視鏡側制御部が、撮像素子制御信号に従って前記撮像素子の駆動を停止させるとともに、前記撮像素子の駆動を停止させている間だけ、前記位置信号生成部を動作させ、

前記内視鏡側送信部が、前記位置信号生成部から出力される位置検出信号を体外へ出力し、

前記移動量検出部が、前記撮像素子の駆動を停止させている間、前記位置検出信号に基づいて前記カプセル内視鏡の体内移動量を検出することを特徴とする内視鏡システム。

50

【請求項 3】

前記所定の信号が、同期信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像制御部が、前記カプセル内視鏡の移動量が所定量以下の場合、前記撮像素子制御信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記体外受信部が、前記カプセル内視鏡の移動する体内器管の位置に合わせて被験者周りに配置されるアンテナアレイを有し、

前記移動量検出部が、前記アンテナアレイにおいて受信された前記映像信号の強弱に基づいて前記内視鏡カプセルの位置を順次検出し、順次検出される前記内視鏡カプセルの位置に基づいて前記内視鏡カプセルの移動量を検出することを特徴とする内視鏡システム。 10

【請求項 6】

前記画像制御部が、前記カプセル内視鏡の体内移動量に従って画像信号出力のフレームレートを切替可能であり、前記カプセル内視鏡が実質的に移動していない場合、フレームレートを 0 に設定することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

撮像素子を有し、被写体像に応じた画像信号を生成する撮像部と、

少なくとも前記画像信号に所定の信号を付加して処理した映像信号を体外へ順次送信可能な内視鏡側送信部と、 20

体外のコントローラから送信される信号を受信する内視鏡側受信部と、

電源供給する電源部と、

前記撮像部を制御する内視鏡側制御部とを備え、

前記内視鏡側制御部が、前記コントローラから送られてくる前記撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号に従って前記撮像素子の動作を停止させ、

前記内視鏡側送信部が、前記画像信号が含まれない映像信号を体外へ出力することを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 8】

撮像素子を有し、被写体像に応じた画像信号を生成する撮像部と、

少なくとも前記画像信号に所定の信号を付加して処理した映像信号を体外へ順次送信可能な内視鏡側送信部と、 30

体外のコントローラから送信される信号を受信する内視鏡側受信部と、

電源供給する電源部と、

位置検出信号を出力する位置信号生成部と、

前記撮像部を制御する内視鏡側制御部とを備え、

前記内視鏡側制御部が、前記コントローラから送られてくる前記撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号に従って前記撮像素子の動作を停止させるとともに、前記撮像素子の駆動を停止させている間だけ、前記位置信号生成部を動作させ、

前記内視鏡側送信部が、前記位置信号生成部から出力される位置検出信号を体外へ出力することを特徴とするカプセル内視鏡。 40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、錠剤タイプのカプセル内視鏡に関し、特に、カプセル内視鏡の体内位置に基づく画像信号の出力制御に関する。

【背景技術】**【0002】**

カプセル内視鏡を使用する内視鏡システムでは、撮像素子、光源、送受信機などが搭載された錠剤型のカプセル内視鏡が体内へ燕下され、体外の遠隔コントローラによってカプ 50

セル内視鏡から送られてくる画像信号が受信される。カプセル内視鏡は、胃、腸などの消化器官の蠕動運動によって体内を進行し、その間に消化器官を撮影しながら外部へ映像信号を送り続ける（特許文献１参照）。カプセル内視鏡内の撮像素子、送受信機などは、カプセル内視鏡自身に搭載されたバッテリーからの電力供給によって動作する。

【０００３】

カプセル内視鏡の体内通過には時間が掛かるため、できるだけバッテリーの電力消費を抑える必要がある。そのため、カプセル内視鏡が胃腸内において滞留してしまった場合、撮像部に対する電源を切って画像信号出力を停止させ（特許文献２参照）、あるいは、フレームレート（画像信号の読み出し時間間隔）を調整可能にしてフレームレート期間を長くする（特許文献３参照）。このような制御を実行するため、体内での内視鏡位置を検出するセンサがカプセル内視鏡内に設けられている。

10

【特許文献１】特開２００１－４６３５７号公報

【特許文献２】特表２００２－５０８２０１号公報

【特許文献３】特表２００４－５２１６６２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

カプセル内視鏡内にセンサを設ける必要があるため、カプセル内視鏡内部の構成が複雑となり、カプセル内視鏡の小型化を図ることが難しい。また、センサに対する電力供給が必要となり、消費電力が増加する。

20

【課題を解決するための手段】

【０００５】

本発明の内視鏡システムは、胃腸など消化管の自律的な蠕動運動に従って体内を進行するカプセル内視鏡と、カプセル内視鏡を制御するコントローラとを備えた内視鏡システム（インビボカメラシステム）であり、カプセル内視鏡内に移動量検出用センサを設けることなく、効果的に消費電力を抑えながら映像信号を得ることができる内視鏡システムである。

【０００６】

本発明のカプセル内視鏡は、撮像素子を有し、被写体像に応じた画像信号（画素信号）を生成する撮像部と、イメージに応じた画像信号に所定の信号を付加して処理した信号（以下では、映像信号という）を体外へ順次送信可能な内視鏡側送信部と、コントローラから送信される信号を受信する内視鏡側受信部と、電源供給する電源部と、撮像部を制御する内視鏡側制御部とを備える。例えば、画像信号を所定の時間間隔で送信するため、画像信号は所定の時間間隔（所定のフレームレート）で撮像素子から読み出される。カプセル内視鏡には、カプセル内視鏡の体内位置の信号、あるいは体内位置に関連する信号を出力可能なセンサは設けられない。また、体内位置など、カプセル内視鏡の物理的特性あるいは状態そのもの、あるいは関連性を示す信号は出力されない。

30

【０００７】

一方、本発明のコントローラは、カプセル内視鏡から送られてくる信号を受信する体外受信部と、映像信号に基づいて、カプセル内視鏡の体内移動量を検出する移動量検出部と、カプセル内視鏡の体内移動量に基づいて、カプセル内視鏡からの画像信号出力を制御する画像制御部と、カプセル内視鏡へ画像制御部からの信号を送信する体外送信部とを備える。コントローラでは、（体内位置を示す信号ではない）映像信号に基づいて体内移動量が検出される。例えば、カプセル内視鏡の移動する体内器管の位置に合わせて被験者周りに配置されるアンテナアレイを受信部として設け、移動量検出部は、アンテナアレイにおいて受信された画像信号もしくは体内位置検出用信号の強弱に基づいて内視鏡カプセルの位置を順次検出する。この場合、順次検出される内視鏡カプセルの位置に基づいて内視鏡カプセルの移動量を検出すればよい。体内移動量としては、例えば単位時間当たりの管腔内に沿った移動量が検出される。

40

【０００８】

50

本発明では、カプセル内視鏡が体内において実質的に移動していない場合、コントローラにおける画像制御部は、撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号を出力する。内視鏡側制御部は、撮像素子制御信号に従って撮像素子の駆動を停止させる。これにより、撮像素子への電力供給が遮断され、撮像部からのイメージに応じた画像信号の出力は停止する。一方で、内視鏡側制御部は、カプセル内視鏡から画像信号の含まれない映像信号、すなわち付加されていた所定信号を映像信号として順次内視鏡側送信部へ出力する。コントローラの移動量検出部は、送信されてくる映像信号に基づいてカプセル内視鏡の体内移動量を検出する。

【0009】

撮像素子の駆動が停止されている間は電力消費が抑えられる一方、コントローラは、画像信号の含まれない映像信号に基づいてカプセル内視鏡の体内移動量を常に検出している。そのため、カプセル内視鏡が体内に滞留したときには出力することが無駄な画像信号は出力されず、その一方、カプセル内視鏡が進行しているときには再び画像信号を含む映像信号が出力され、画像の必要な体腔内部分の撮影を取り逃がさない。例えば、同期信号は映像信号を出力する際に画像信号に付加されることから、内視鏡側送信部は、画像信号に対する同期信号を出力すればよい。また、画像制御部がカプセル内視鏡の体内移動量に従って画像信号出力のフレームレートを切替可能である場合、カプセル内視鏡の体内移動量が所定量以下である場合にフレームレートを0に設定すればよい。

【0010】

本発明の他の特徴をもつカプセル内視鏡は、位置検出信号を出力する位置信号生成部をさらに備える。そして、内視鏡側制御部は、コントローラから送られてくる撮像素子の動作を停止させる撮像素子制御信号に従って撮像素子の動作を停止させるとともに、撮像素子の駆動を停止させている間だけ、位置信号生成部を動作させる。内視鏡側送信部は、位置信号生成部から出力される位置検出信号を体外へ出力する。コントローラの移動量検出部は、撮像素子の駆動を停止させている間、位置検出信号に基づいてカプセル内視鏡の体内移動量を検出する。画像信号を含む映像信号の場合には位置検出信号を送信しないため、消費電力が抑えられる。

【発明の効果】

【0011】

以上のように本発明によれば、効果的に消費電力を抑えながら器官内の画像を確実に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下では、図面を参照して、本発明の実施形態である内視鏡システムについて説明する。

【0013】

図1～図3は、第1の実施形態である内視鏡システムを示した図である。図1は、カプセル内視鏡のブロック図である。図2は、アンテナアレイを配置したベスト型着衣を示した図である。図3は、カプセル内視鏡を制御するコントローラのブロック図である。

【0014】

カプセル内視鏡10は、被験者によって燕下され、消化管の蠕動運動に従って体内を自然に進行する錠剤型の小型内視鏡であり、光源12、撮像部14、バッテリー26とを備える。撮像部14はCCD、対物レンズ、CCD駆動回路(図示せず)などを備え、光源12から放射された光が被写体に照射し、その反射光がCCDの受光面に形成される。CCD14では、被写体像に応じた画像信号が所定の時間間隔で読み出され、送信機16へ送られる。送信機16は画像信号に垂直同期信号や水平同期信号などの同期信号を付加して、たとえばNTSC方式のテレビジョン用映像信号(以下映像信号という)を生成し、このテレビジョン用映像信号をFM変調して送信アンテナ18を介して映像信号を送信する。

【0015】

受信機24は、受信アンテナ22を介して、体外にあるコントローラ30から送られて

10

20

30

40

50

くる制御用のFM無線信号を受信する。カプセル側コントローラ20はカプセル内視鏡10内の各回路を制御し、コントローラ30から送られてくる信号に基づいて撮像部14の動作を制御する。バッテリー26は、各回路に電源を供給する。

【0016】

被験者は、カプセル内視鏡10が消化管内を移動している間、図2に示す着衣型受信アンテナ50を着用する。受信アンテナ50には、アンテナ素子51が消化管周りにマトリクス状に配置されており、それぞれカプセル内視鏡10から送られてくる画像信号などの信号を捉える。受信機32は、受信アンテナ50を介して画像信号を受信する。

【0017】

受信された映像信号は、復調回路36において復調され、圧縮回路38において圧縮される。圧縮処理によって得られた画像データは、着脱自在に装着された光磁気ディスクなどの記録ディスク40に記憶される。カプセル内視鏡10から送られてくる画像信号は順次記録ディスク40に記憶され、カプセル内視鏡10が観察対象範囲を過ぎるまで記憶処理が続けられる。記録ディスク40はコントローラ30から取り外され、コンピュータシステム(図示せず)を利用して再生表示される。これにより、患部が診断される。

【0018】

一方、受信された映像信号が受信機32から位置検出回路34へ送られると、アンテナ素子51それぞれにおいて受信された信号の強度レベルが比較され、カプセル内視鏡10の体内(管腔内)位置が検出される。システムコントロール回路42は、位置検出回路34から送られてくる検出信号に基づき、単位時間当たりのカプセル内視鏡10の移動量を計算する。さらに、後述するように垂直同期信号のみがカプセル内視鏡10から送信されてきた場合においても、信号の強度の比較からカプセル内視鏡10の位置が検出される。

【0019】

システムコントロール回路42は、カプセル内視鏡10から出力される画像信号のフレームレート(読み出し時間間隔)を切替可能であり、フレームレートを長く、あるいは短く設定できる。また、システムコントロール回路42は、画像信号の送信/送信停止を制御可能であり、算出されたカプセル内視鏡10の移動量に基づき、画像信号の送信停止を示す制御信号を送信機46へ出力する。送信アンテナ48を介して送信機46から制御信号が送信されると、カプセル内視鏡10の受信機24が制御信号を受信し、カプセル側コントローラ20は制御信号に基づいて撮像部14の駆動を制御する。

【0020】

コントローラ30のメモリ44には、画像信号の送信/送信停止を切り替えるためのカプセル内視鏡10の基準移動量が記憶されており、システムコントロール回路42は検出された移動量と基準移動量とを比較して制御信号を送信機46へ出力する。

【0021】

図4は、コントローラ30において実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。図5は、カプセル内視鏡10において実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。図6は、画像信号の出力を示したタイミングチャートである。図4、図5の処理は、それぞれメインルーチンに所定時間間隔で割り込んで処理される。

【0022】

図4に示すようにステップS101では、検出されたカプセル内視鏡10の位置に基づいて、カプセル内視鏡10の単位時間当たりの移動量が算出される。そして、ステップS102では、カプセル内視鏡10の移動量が基準移動量T以上であるか否かが判断される。ここで、基準移動量Tは、カプセル内視鏡10が管腔内で滞留し、実質的に移動していないとみなせる最低移動量を示す。カプセル内視鏡10の移動量が基準移動量T以上であると判断された場合、ステップS103へ進み、所定の時間間隔で画像信号が送信されるようにフレームレートに関する制御信号が出力される。一方、カプセル内視鏡10の移動量が基準移動量Tより少ないと判断された場合、ステップS104へ進み、フレームレートを“0”、すなわち画像信号の送信を停止するための制御信号が出力される。

10

20

30

40

50

【0023】

図5に示すステップS201では、コントローラ30から送られてくる制御信号が検出される。そしてステップS202では、送られてきた制御信号がフレームレートを“0”にする制御信号であるか否かが判断される。制御信号がフレームレートを“0”にする信号ではなく、所定のフレームレートで画像信号を読み出す制御信号である場合、ステップS204へ進み、図6に示すように、所定のフレームレートで画像信号が読み出される。一方、制御信号がフレームレートを“0”にする制御信号である場合、ステップS203へ進む。ステップS203では、撮像部14のCCDの駆動を停止させ、垂直同期信号のみ出力するように制御信号が撮像部14へ出力される。これにより、垂直同期信号のみコントローラ30へ送信される(図6参照)。すなわち、画像信号を含まない映像信号がコントローラ30へ送信される。

【0024】

次に、図7、8を用いて、第2の実施形態である内視鏡システムについて説明する。第2の実施形態では、カプセル内視鏡が管腔内を移動していない場合、位置検出用信号を出力する。それ以外の構成については、第1の実施形態と同じである。

【0025】

このように本実施形態によれば、カプセル内視鏡10から画像信号が無線送信されると、画像信号がコントローラ30によって受信される。コントローラ30では、着衣型アンテナ50における信号強度に従ってカプセル内視鏡10の位置が検出されるとともに、移動量が検出される。そして、カプセル内視鏡10の移動量が基準移動量Tより少ない場合、撮像部14のCCDの駆動を停止させる制御信号がコントローラ30から送信され、垂直同期信号のみカプセル内視鏡10から送信されるように撮像部14が制御される。なお、カプセル内視鏡10が移動していない場合、垂直同期信号以外の信号で撮像部14から出力される信号をコントローラ30へ出力させてもよい。また、コントローラ30にモニタを接続させ、画像をそのままリアルタイムで表示する構成にしてもよい。この場合、画像処理によって実質的に同一画像を送り続けているか否かを判断してカプセル内視鏡10の移動量を検出してもよい。

【0026】

図7は、第2の実施形態におけるカプセル内視鏡のブロック図である。

【0027】

カプセル内視鏡10'は、スイッチ回路19、位置検出器17を備えている。位置検出器17はパルス信号を出力し、カプセル側コントローラ20'は、撮像部14の動作が停止している間だけ位置検出器17を動作させるとともに、スイッチ回路19の切替を制御する。

【0028】

図8は、第2の実施形態におけるカプセル内視鏡によって実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。

【0029】

ステップS301、S302、S304の実行は、図4のステップS201、S202、S204の実行と同じである。すなわち、カプセル内視鏡10'が体内で滞留して実質的に移動していないか判断され、移動している場合、所定のフレームレートで画像信号が出力される。

【0030】

カプセル内視鏡10'が体内で滞留して実質的に移動していない場合、撮像部14の駆動を停止させる制御信号がコントローラから送信される。ステップS303では、その制御信号に基づき、撮像部14の駆動を停止させるようにカプセル側コントローラ20'が撮像部14を制御する。それとともに、カプセル側コントローラ20'はスイッチ回路19を切り替えるとともに、位置検出器17を動作させる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

10

20

30

40

50

【図 1】カプセル内視鏡のブロック図である。

【図 2】アンテナアレイを配置したベスト型着衣を示した図である。

【図 3】カプセル内視鏡を制御するコントローラのブロック図である。

【図 4】コントローラにおいて実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。

【図 5】カプセル内視鏡において実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。

【図 6】画像信号の出力を示したタイミングチャートである。

【図 7】第 2 の実施形態におけるカプセル内視鏡のブロック図である。

【図 8】第 2 の実施形態におけるカプセル内視鏡によって実行される画像信号出力制御処理を示したフローチャートである。 10

【符号の説明】

【 0 0 3 2 】

1 0、1 0' カプセル内視鏡

1 4 撮像部

1 6 送信機

1 7 位置検出器

2 0 カプセル側コントローラ

2 4 受信機

2 6 バッテリ

3 0 コントローラ

3 2 受信機

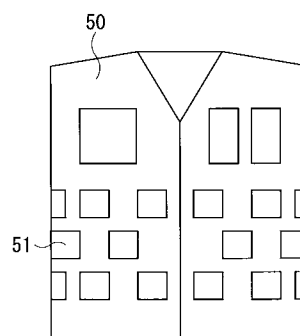
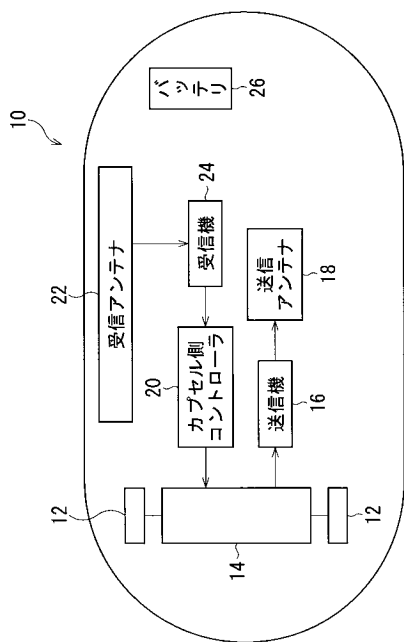
4 2 システムコントロール回路

4 6 送信機

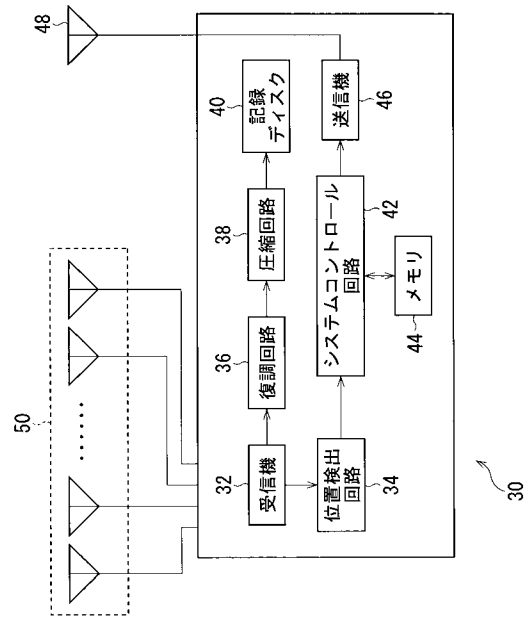
20

【図 1】

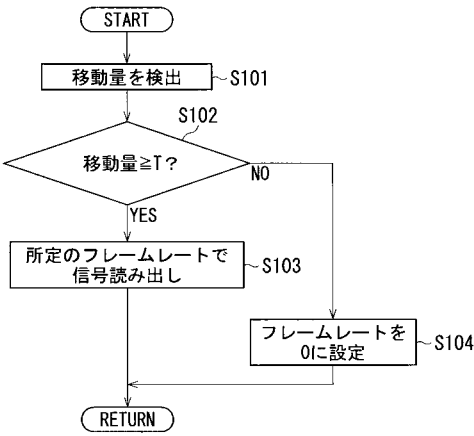
【図 2】



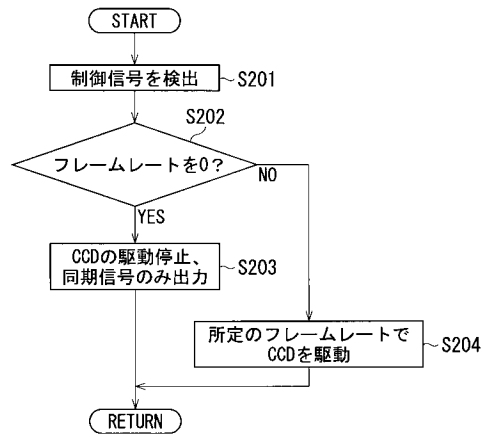
【図 3】



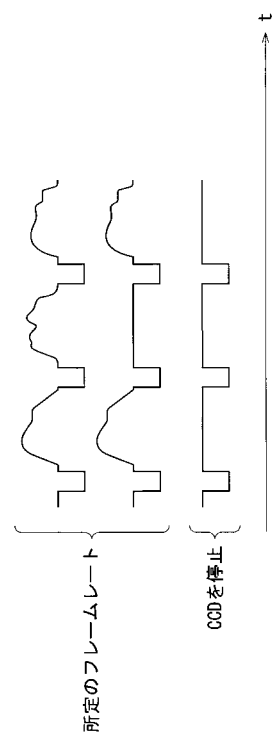
【図 4】



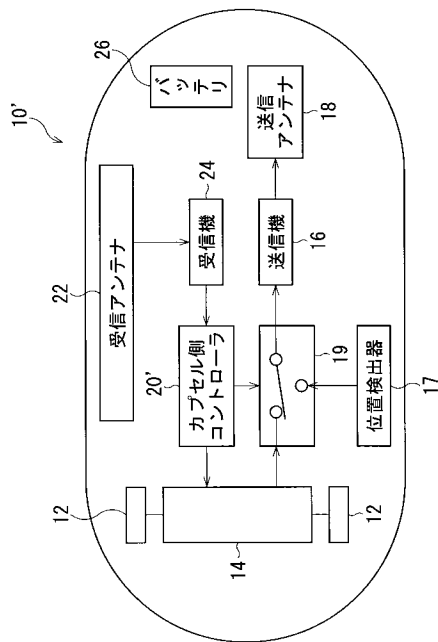
【図 5】



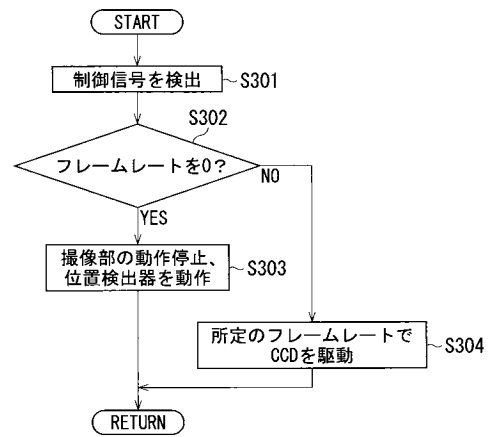
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 家方 寛行

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 本所 昌幸

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 4C038 CC03 CC09

4C061 AA01 BB01 CC06 DD10 FF50 JJ17 JJ19 LL02 SS03 SS11

SS14 UU06

专利名称(译)	带胶囊内窥镜的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006288808A	公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2005114708	申请日	2005-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	家方寛行 本所昌幸		
发明人	家方 寛行 本所 昌幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/041 A61B5/061		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/07 A61B1/00.610 A61B1/04		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/SS03 4C061/SS11 4C061/SS14 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/FF50 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/SS03 4C161/SS11 4C161/SS14 4C161/UU06		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在有效抑制功耗的同时可靠地获取器官中的图像。从胶囊型内窥镜无线发送图像信号，并由控制器接收图像信号。控制器根据衣物型天线的信号强度来检测胶囊型内窥镜的位置，并检测移动量。当胶囊型内窥镜10的移动量小于基准移动量T时，从控制器发送用于停止成像单元14的CCD的驱动的控制信号，并且仅垂直同步信号从胶囊型内窥镜10发送。[选型图]图1

