

(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2009-34291

(P2009-34291A)

(43) 公開日 平成21年2月19日(2009.2.19)

(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 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07 1 0 0	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2007-200270 (P2007-200270)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年8月1日(2007.8.1)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(71) 出願人	504137912
			国立大学法人 東京大学
			東京都文京区本郷七丁目3番1号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100135493
			弁理士 安藤 大介
		(72) 発明者	中島 雅章
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

最終頁に続く

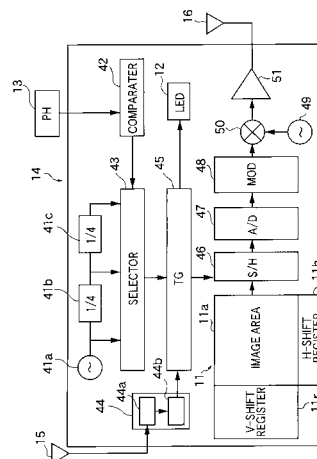
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 体腔内の移動速度に応じて画像情報の取得回数を変更可能なカプセル内視鏡を得る。

【解決手段】 生体の体腔中を通過中に、該体腔の画像情報を得るカプセル内視鏡において、基準クロックを発生させる基準クロック発生手段と、与えられた基準クロックに同期して生体の画像情報を収集する生体画像情報収集手段と、この生体画像情報収集手段で収集した画像情報を送信する画像情報送信手段と、体腔内のpH情報を得るpH測定手段と、このpH測定手段によるpH情報に基づいて、前記生体画像情報収集手段に与える基準クロックの周波数を変更する基準クロック変更手段とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の体腔中を通過中に、該体腔の画像情報を得るカプセル内視鏡において、
基準クロックを発生させる基準クロック発生手段と、
与えられた基準クロックに同期して生体の画像情報を収集する生体画像情報収集手段と、
この生体画像情報収集手段で収集した画像情報を送信する画像情報送信手段と、
体腔内の pH 情報を得る pH 測定手段と、
この pH 測定手段による pH 情報に基づいて、前記生体画像情報収集手段に与える基準
クロックの周波数を変更する基準クロック変更手段と、
を有することを特徴とするカプセル内視鏡。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載のカプセル内視鏡において、前記基準クロック発生手段は、異なる周波数の
基準クロックを複数発生させ、前記基準クロック変更手段は、前記 pH 測定手段の pH 情
報に基づいて、該基準クロック発生手段が発生させた複数の基準クロックの中からいづれ
かを選択して前記生体画像情報収集手段に与えるカプセル内視鏡。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載のカプセル内視鏡において、上記基準クロック変更手段は、pH が
中性であるときの基準クロックの周波数を基準にして、pH 測定手段による pH が高いと
き、同 pH が低いときの順に、基準クロックの周波数を低く設定するカプセル内視鏡。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載のカプセル内視鏡において、該カプセル内視鏡は口から飲み、食道、胃、小
腸、大腸の順に通過するタイプであり、中性を呈する食道では基準クロックの周波数が最
も高く、強酸性を呈する胃では基準クロックの周波数が最も低く、弱アルカリ性を呈する
小腸では基準クロックの周波数が中間の値をとるカプセル内視鏡。

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載のカプセル内視鏡において、基準クロック変更手段
は、初期値として、中性の pH 情報に基づいて基準クロックを決定するカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、生体の体腔中を通過中に、該体腔の画像情報を得るカプセル内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

口から飲み込み、体腔中の特定部位、例えば小腸の画像情報を得るカプセル内視鏡が知
られている。この小腸用のカプセル内視鏡では、胃の中に滞留する間に無駄な画像送信を
行わないように、体腔内の pH を測定する手段を搭載し、強酸性の胃から弱アルカリ性の
小腸に達したことを検知した後、画像の収集送信を行うことが提案されている（特許文献
1）。

40

【特許文献 1】特開 2005-73886 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

一方、飲み込まれたカプセル内視鏡は、口、食道、胃、十二指腸、小腸、大腸を通過
排出される。従って、理論的には、体腔内通過中に、連続して画像情報を得ることが可能
である。ところが、カプセル内視鏡がこれら体腔を通過する速度は、大きく異なる。食道
は最も早く 10～20 秒程度で通過し、胃は最も遅く 2 時間程度滞留した後に通過し、大
腸、小腸、十二指腸は中間の 6～12 時間程度の速度で通過することが知られている。こ
のように通過速度が異なると、カプセル内視鏡が取得する画像情報量に大きな差が出てし

50

まい、通過時間の短い食道では測定観察に必要な情報量が得られず、通過時間の長い胃では画像情報を過剰に取得して電池消耗を早めてしまう。

【0004】

本発明は、上記課題に鑑み、体腔内の移動速度に応じて画像情報の取得回数を変更可能なカプセル内視鏡を得ることを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、カプセル内視鏡の体腔内の通過速度を考慮して画像情報の取得回数を変更すれば、より効率的な画像情報の取得が可能となること、及びカプセル内視鏡がどの体腔にあるかの情報を体腔内のpH情報によって得ることに着眼してなされたものである。

10

【0006】

本発明のカプセル内視鏡は、生体の体腔中を通過中に、該体腔の画像情報を得るカプセル内視鏡において、基準クロックを発生させる基準クロック発生手段と、与えられた基準クロックに同期して生体の画像情報を収集する生体画像情報収集手段と、この生体画像情報収集手段で収集した画像情報を送信する画像情報送信手段と、体腔内のpH情報を得るpH測定手段と、このpH測定手段によるpH情報に基づいて、生体画像情報収集手段に与える基準クロックの周波数を変更する基準クロック変更手段と、を有することを特徴としている。

【0007】

基準クロック発生手段は、異なる周波数の基準クロックを複数発生させ、基準クロック変更手段は、pH測定手段のpH情報に基づいて、該基準クロック発生手段が発生させた複数の基準クロックの中からいずれかを選択して生体画像情報収集手段に与えることができる。

20

【0008】

基準クロック変更手段は、pHが中性であるときの基準クロックの周波数を基準にして、pH測定手段によるpHが高いとき、同pHが低いときの順に、基準クロックの周波数を低く設定することが好ましい。より具体的には、該カプセル内視鏡は口から飲み、食道、胃、小腸、大腸の順に通過するタイプであり、中性を呈する食道では基準クロックの周波数が最も高く、強酸性を呈する胃では基準クロックの周波数が最も低く、弱アルカリ性を呈する小腸では基準クロックの周波数が中間の値をとることが好ましい。

30

【0009】

基準クロック変更手段は、初期値として、中性のpH情報に基づいて基準クロックを決定することが好ましい。

【発明の効果】

【0010】

本発明のカプセル内視鏡は、生体の体腔内のpH情報から存在する場所を推定し、その推定結果に基づき、生体画像情報収集手段から画像情報を読み出す間隔（フレームレート）を変化させるので、予め分かっている各体腔内でのカプセル内視鏡の移動速度の情報と合わせて、無駄な画像情報を省き、必要な画像情報を増やすことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0011】

本実施形態は、カプセル内視鏡10（図1）と、このカプセル内視鏡10の体腔内での位置を検出する体外ユニット30（図4）を有するカプセル内視鏡システムに本発明を適用したものである。

【0012】

図1に示すカプセル内視鏡10は、生体（被検体）内に留置されたときに体腔内壁の画像情報（生体情報）を収集するイメージセンサ（生体情報収集手段）11と、体腔内壁を照明するLED（光源）12と、体腔内壁のpH情報を測定するpH測定手段13と、イメージセンサ11及びLED12を駆動制御する制御回路14と、体外ユニット30からの制御信号を受信する受信アンテナ15と、イメージセンサ11によって収集された画像

50

情報（生体情報）を送信する送信アンテナ（画像情報送信手段）16と、イメージセンサ11、LED12及び制御回路14に電力供給するバッテリー17とを有している。

【0013】

制御回路14は、図2に示すように、発振器41a、第1の1/4分周器41b、第2の1/4分周器41c、コンパレータ42、セクタ43、受信ユニット44、タイミングジェネレータ45、サンプルホールド回路46、A/Dコンバータ47、変調回路48、搬送波生成回路49、ミキサ50及び増幅回路51を備え、これらすべてをイメージセンサ11及びLED12と同一チップ上に集積したものである。

【0014】

発振器41aは、周波数 f の第1基準クロック信号 C_1 を発生させ、この第1基準クロック信号 C_1 をセクタ43と第1の1/4分周器41bに出力する。第1の1/4分周器41bは、発振器41aから入力した第1基準クロック信号 C_1 を1/4分周し、周波数 $f/4$ の第2基準クロック信号 C_2 を発生させる。第2基準クロック信号 C_2 は、セクタ43と第2の1/4分周器41cに出力される。第2の1/4分周器41cは、第1の1/4分周器41bから入力した第2基準クロック信号 C_2 を1/4分周し、周波数 $f/16$ の第3基準クロック信号 C_3 を発生させる。第3基準クロック信号 C_3 は、セクタ43に出力される。図3(a)～(c)に、第1～第3基準クロック信号 C_1 ～ C_3 の信号波形を示す。第1～第3基準クロック信号 C_1 ～ C_3 のクロック間隔 T_1 ～ T_3 は各々の周波数 f 、 $f/4$ 、 $f/16$ に反比例するから、第1基準クロック信号 C_1 のクロック間隔 T_1 が最も短く、第3基準クロック信号 C_3 のクロック間隔 T_3 が最も長く、第2基準クロック信号 C_2 のクロック間隔 T_2 は中間となる($T_1 < T_2 < T_3$)。上記発振器41a、第1の1/4分周器41b及び第2の1/4分周器41cは、基準クロック発生回路（基準クロック発生手段）として機能する。

【0015】

コンパレータ42は、pH測定手段13から入力したpH情報に対応する制御信号をセクタ43に出力する。コンパレータ42の出力信号の初期値は、pH測定手段13から入力したpH情報が中性である場合の制御信号に設定されている。

【0016】

セクタ（基準クロック変更手段）43は、コンパレータ42から入力した制御信号に基づいて第1～第3基準クロック信号 C_1 ～ C_3 のいずれかを選択し、タイミングジェネレータ45に出力する。本実施形態では、pH測定手段13からのpH情報が中性($6.8 \leq \text{pH値} < 7.2$)であった場合はコンパレータ42が中性用制御信号を出力し、この中性用制御信号を入力したセクタ43が最短クロック間隔 T_1 の第1基準クロック信号 C_1 を選択する。pH測定手段13からのpH情報が弱アルカリ性($7.2 \leq \text{pH値} < 7.8$)であった場合はコンパレータ42が弱アルカリ性用制御信号を出力し、この弱アルカリ性用制御信号を入力したセクタ43が中間クロック間隔 T_2 の第2基準クロック信号 C_2 を選択する。pH測定手段13からのpH情報が強酸性($1.0 \leq \text{pH値} \leq 3.0$)であった場合はコンパレータ42が強酸性用制御信号を出力し、この強酸性用制御信号を入力したセクタ43が最長クロック間隔 T_3 の第3基準クロック信号 C_3 を選択する。上記中性、弱アルカリ性、強酸性を示す各pH範囲は、コンパレータ42が基準クロック信号の切り替えタイミングか否かを判定するための閾値である。カプセル内視鏡10が食道から胃、腸へと通過する間に、pH測定手段13からのpH情報は、基準クロック信号の切り替えタイミングである上記pH範囲を外れることが想定される。この場合、コンパレータ42が次の基準クロック信号の切り替えタイミングであるpH範囲のpH情報をpH測定手段13から入力するまでは、現在の基準クロック信号が使用される。例えば、カプセル内視鏡10が食道を進んでpH測定手段13からのpH情報が中性($\text{pH値} = 6.8 \sim 7.2$)の範囲外となっても、次の基準クロック信号切り替えタイミングである強酸性($\text{pH値} = 1.0 \sim 3.0$)のpH情報をpH測定手段13が検出するまでは、カプセル内視鏡10が食道に入ったときに選択された第1基準クロック信号 C_1 がタイミングジェネレータ45に出力される。

10

20

30

40

50

【0017】

受信ユニット44は、受信アンテナ15で受信した制御信号を増幅する受信アンプ44aと、増幅後の制御信号を復調する復調回路44bで構成されていて、体外ユニット30からの制御信号をタイミングジェネレータ45に与える。

【0018】

タイミングジェネレータ45は、受信アンテナ15及び受信ユニット44を介して入力した制御信号に基づいて動作し、セクタ43から基準クロック信号（第1～第3基準クロック信号C1～C3のいずれか）を入力して同期信号を発生させ、この同期信号によってイメージセンサ11の走査タイミングを制御する。本実施形態のイメージセンサ11は、各セルの蓄積電荷を順次出力させるCMOSイメージセンサであり、受光した光を各セル毎に光電変換して蓄積するイメージエリア11a、イメージエリア11aの水平方向走査シフトレジスタ11h及び垂直方向走査シフトレジスタ11vを有している。水平方向走査シフトレジスタ11h及び垂直方向走査シフトレジスタ11vはそれぞれ、タイミングジェネレータ45から得られる同期信号に基づき、イメージエリア11aの各セルを順番に走査して蓄積電荷を順次読み出す。イメージセンサ11には、CMOSイメージセンサの替わりに、CCDイメージセンサを用いることができる。このイメージセンサ11の走査制御と併行して、タイミングジェネレータ45は、LED12の点灯制御及び光量制御を行う。

【0019】

サンプルホールド回路46、A/Dコンバータ47、変調回路48、搬送波生成回路49、ミキサ50及び増幅回路51は、イメージセンサ11で収集した画像情報（生体情報）を送信アンテナ16から送信可能な送信信号に変換する送信ユニットである。イメージセンサ11から読み出された蓄積電荷信号は、サンプルホールド回路46でセル単位で電圧に変換され、続いてA/Dコンバータ47でA/D変換され、続いて変調回路48で変調された後、ミキサ50により搬送波生成回路49から生成された搬送波と合成され、さらに増幅回路51で増幅されて、送信信号となる。この送信信号は、イメージセンサ11が収集した画像情報（生体情報）を乗せた信号であり、送信アンテナ16から体外ユニット30へ向けて出力される。

【0020】

一方、図4に示す体外ユニット30は、体内にカプセル内視鏡10が留置される患者（被検体）が装着するベスト型で形成されていて、ベスト本体31の正面側（図4（a））に複数の受信アンテナ32からなる受信アンテナアレイ33、受信モジュール34、メモリ35及び電源36を、ベスト本体31の背面側（図4（b））にイメージセンサ11及びLED12を駆動制御するための制御信号を送信する単一の送信アンテナ37をそれぞれ備えている。受信モジュール34は、レシーバ34a、位置特定手段34b、マイコン34c、RTC（Real Time Clock）34d、復調回路34e及び情報圧縮回路34fにより構成され、受信アンテナアレイ33（いずれかの受信アンテナ32）で受信した信号を加工してメモリ35に出力する。この受信モジュール34は、電源36からの電力供給を受けて動作する。電源36は、体外ユニット30から取り外して充電できる充電電池である。

【0021】

図5は、体外ユニット30の受信制御系を示している。カプセル内視鏡10から送信された信号は、受信アンテナアレイ33のいずれかの受信アンテナ32で受信され、受信モジュール34内のレシーバ34aに入力される。レシーバ34aを介し復調回路34eに入力された信号は画像情報（生体情報）に復調され、この画像情報は情報圧縮回路34fに出力される。同時に、位置特定手段34bが、複数の受信アンテナ32の受信状態からどの受信アンテナ32で受信されたかを特定し、その位置情報を出力する。この位置情報はマイコン34cに出力され、RTC34dの時刻情報と共に情報圧縮回路34fに出力される。情報圧縮回路34fに送られた画像情報、位置情報及び時刻情報を含む動的画像情報信号は、圧縮され、メモリ35に記憶される。

10

20

30

40

50

【0022】

図6は、カプセル内視鏡10が収集した画像情報（生体情報）の記録システムを示している。メモリ35は、体外ユニット30から取り外し、メモリ読取装置60のメモリ差込口60aから挿入することができる。メモリ35に記憶された動的画像情報信号は、メモリ読取装置60で読み取られ、パソコン本体61で解凍される。解凍後の動的画像情報信号は、モニタ62及び記録装置63に出力される。これにより、カプセル内視鏡10で収集した画像情報（生体情報）がモニタ62に表示され、記録装置63に記録される。この表示及び記録に際し、パソコン本体61に接続したキーボード64を利用して更に情報を付加及び加工可能である。また、パソコン本体61で、記録した情報の中から必要な情報を抜粋して利用することもできる。動的画像情報信号は全てメモリ35に記憶されるので、被験者はベッドに固定されたり測定機器のそばから離れられないなどの不自由を被ることなく行動できる。なお、メモリ35を受信モジュール34に内蔵させ、受信モジュール34とパソコン本体61を接続することによって、メモリ35に記録された情報をパソコン本体61に転送してもよい。受信アンテナアレイ33、受信モジュール34、メモリ35、電源36及び送信アンテナ37の配置は任意である。ベスト本体31上には受信アンテナ32（受信アンテナアレイ33）のみ設け、他の構成物を受信アンテナ32（受信アンテナアレイ33）と有線接続して携帯可能な別ユニット、例えばベルトポーチ型やショルダーバッグ型として被験者に携帯させればベストの重量が軽くなり、被験者の行動をさらに楽にすることができる。

【0023】

次に、以上のカプセル内視鏡システムを用いた測定観察について説明する。

【0024】

カプセル内視鏡10による測定観察時には、被験者はあらかじめ体外ユニット30を着用した状態で、カプセル内視鏡10を嚥下する。嚥下されたカプセル内視鏡10は、口から食道、胃、十二指腸、小腸、大腸を通して排出され、体腔内を通過中に連続して画像情報（生体情報）を収集し、体外ユニット30に向けて送信する。人間の体腔内におけるpH値は、口及び食道ではほぼ中性（ $6.8 \leq \text{pH値} < 7.2$ ）で、食道から胃に入ると中性から強酸性（ $1.0 \leq \text{pH値} \leq 3.0$ ）に変化し、胃から10cm程度出ると一気に弱アルカリ性（ $7.2 \leq \text{pH値} < 7.8$ ）に変化する。したがって、カプセル内視鏡10は、口から食道に入ると、pH測定手段13からのpH情報が中性であるため、最短クロック間隔T1の第1基準クロック信号C1に基づいてイメージセンサ11による画像情報の収集が行われる。この食道の通過時間は10～20程度と体腔内中で最も速いが、最短クロック間隔T1でイメージセンサ11から画像情報が読み出されるのでフレームレートが高くなり、十分なデータ量を取得できる。またカプセル内視鏡10は、食道から胃に入ると、pH測定手段13からのpH情報が中性から強酸性に変化するので、最長クロック間隔T3の第3基準クロック信号C3に基づいてイメージセンサ11による画像情報の収集が行われる。胃の通過時間は2時間程度と体腔内中で最も遅いため、最長クロック間隔T3でイメージセンサ11から画像情報が読み出されることで画像情報を過剰に取得せずに済み、かつ、バッテリー17の消耗を抑えられる。そしてカプセル内視鏡10は、胃から十二指腸、小腸、大腸を通過する際に、pH測定手段13からのpH情報が強酸性から弱アルカリ性に変化し、中間クロック間隔T2の第2基準クロック信号C2に基づいてイメージセンサ11による画像情報の収集が行われる。十二指腸、小腸及び大腸の通過時間は6～12時間程度と体腔内中で中間の速さであるから、中間クロック間隔T2でイメージセンサ11から画像情報が読み出されることにより、十分なデータ量を取得しつつバッテリー17の消耗を抑えることができる。

【0025】

以上のように本実施形態では、カプセル内視鏡10の体腔内の通過速度と体腔内の各器官のpH情報を関連させ、pH測定手段13からのpH情報に応じてカプセル内視鏡10の現在位置を推定し、イメージセンサ11から画像情報を読み出す間隔（フレームレート）を変更している。具体的に、体腔内の通過速度が最も速い食道では、フレームレート（

10

20

30

40

50

画像取得回数)を体腔内で最も高くして、通過時間が短くても測定観察に十分な量の画像情報(生体情報)を取得する。これに対し、体腔内の通過速度が最も遅い胃では、フレームレートを体腔内で最も低くして、画像情報(生体情報)の過剰な取得を抑制している。そして、体腔内の通過速度が中間となる十二指腸、小腸、大腸では、フレームレートを上記最高フレームレートと上記最低フレームレートの間にして、測定観察に必要な量の画像情報(生体情報)を取得可能にしている。このように体腔内の各器官の通過速度に合わせてフレームレートを高低させれば、無駄な画像情報を省いてバッテリー17の消耗を抑え、必要な画像情報を増やすことができる。

【0026】

本実施形態では、発振器41a、第1の1/4分周器41b及び第2の1/4分周器41cにより周波数(クロック間隔)が異なる複数の基準クロック信号C1~C3を生成しておき、pH測定手段13からのpH情報(コンパレータ42の出力信号)に応じてセレクト43がいずれかの基準クロック信号を選択することで、イメージセンサ11に与える基準クロック信号の間隔を変更する構成になっているが、上記第1の1/4分周器41b、第2の1/4分周器41c及びセレクト43の替わりに、発振器41aの基準クロック信号のクロック間隔(または周波数)をpH測定手段13からのpH情報に応じて直接変更する基準クロック変更手段を設けてもよい。

【0027】

本発明について上記実施形態を参照しつつ説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、改良の目的または本発明の思想の範囲内において改良または変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明によるカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図2】同カプセル内視鏡の制御系を示すブロック図である。

【図3】(a)第1基準クロック信号、(b)第2基準クロック信号、(c)第3基準クロック信号をそれぞれ示す信号波形図である。

【図4】本発明による体外ユニットの構成を示す(a)正面図、(b)背面図である。

【図5】同体外ユニットの受信制御系を示すブロック図である。

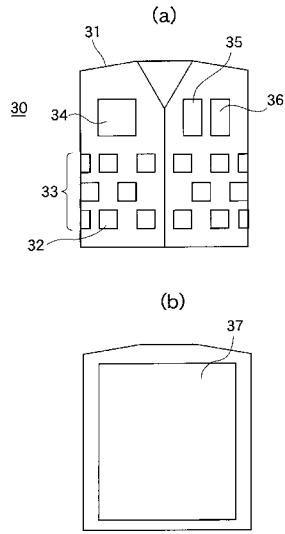
【図6】同カプセル内視鏡の記録システムを示すブロック図である。

【符号の説明】

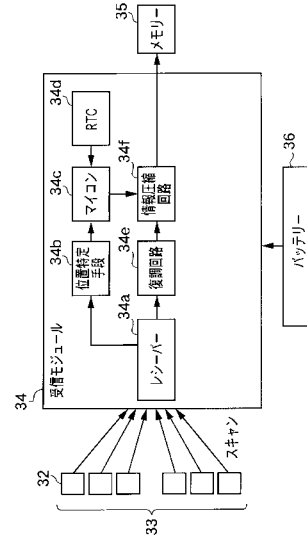
【0029】

10	カプセル内視鏡	
11	イメージセンサ	
13	pH測定手段	
14	制御回路	
15	受信アンテナ(受信手段)	
16	送信アンテナ(送信手段)	
17	バッテリー	
30	体外ユニット	40
41a	発振器	
41b	第1の1/4分周器	
41c	第2の1/4分周器	
42	コンパレータ	
43	セレクト	
44	受信ユニット	
45	タイミングジェネレータ	
46	サンプルホールド回路	
47	A/Dコンバータ	
48	変調回路	50

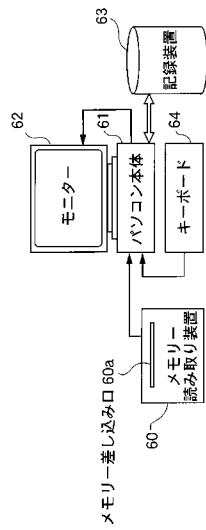
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐久間 一郎
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 金田 篤志
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 穴井 元暢
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 小林 英津子
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- (72)発明者 廖 洪恩
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人 東京大学内
- Fターム(参考) 4C038 CC03 CC08 CC09
4C061 UU06

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2009034291A	公开(公告)日	2009-02-19
申请号	JP2007200270	申请日	2007-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司 国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 东京大学		
[标]发明人	中島雅章 佐久間一郎 金田篤志 穴井元暢 小林英津子 廖洪恩		
发明人	中島 雅章 佐久間 一郎 金田 篤志 穴井 元暢 小林 英津子 廖 洪恩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07.100 A61B1/00.300.D A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/UU06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/UU06		
代理人(译)	三浦邦夫 安藤大辅		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种胶囊型内窥镜，其能够根据体腔内的移动速度来改变图像信息的取得次数。在用于在通过活体的体腔的同时获得体腔的图像信息的胶囊内窥镜中，参考时钟产生装置用于产生参考时钟，以及与给定参考时钟同步的身体的图像信息。用于收集生物图像信息的装置，用于发送由生物图像信息收集装置收集的图像信息的图像信息发送装置，用于获得体腔中的pH信息的pH测量装置，以及通过pH测量装置的pH信息以及参考时钟改变单元，其改变要提供给活体图像信息收集单元的参考时钟的频率。[选择图]图2

