

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4445799号
(P4445799)

(45) 発行日 平成22年4月7日 (2010.4.7)

(24) 登録日 平成22年1月22日 (2010.1.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

A 6 1 B 5/07

G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-153894 (P2004-153894)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年5月24日 (2004.5.24)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-334081 (P2005-334081A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成17年12月8日 (2005.12.8)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成18年4月4日 (2006.4.4)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	森 健
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内導入装置および医療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部に導入されて、前記被検体内部の情報を取得する被検体内導入装置において、

前記被検体内部を照明する照明光を出力する照明手段と、
前記照明手段で照明された前記被検体内部の画像情報を取得する撮像手段と、
前記撮像手段で取得された画像情報における一部の信号レベルをクリップするクリップ手段と、

前記画像情報の信号レベルのうち前記クリップ手段でクリップした信号レベルと異なる特定の信号レベルを、前記クリップ手段でクリップした信号レベルに変換する第1の変換手段と、

前記第1の変換手段が変換した信号レベルを同期信号に設定する設定手段と、
前記設定手段が設定した同期信号と該同期信号が設定された前記画像情報とを無線送信する無線送信手段と、
を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【請求項 2】

被検体内部に導入されて、前記被検体内部の情報を取得する被検体内導入装置と、前記被検体内導入装置から送信される無線信号を前記被検体外部で受信可能に構成された受信装置とからなる医療装置において、

前記被検体内導入装置は、

前記被検体内部を照明する照明光を出力する照明手段と、
前記照明手段で照明された前記被検体内部の画像情報を取得する撮像手段と、
前記撮像手段で取得された画像情報における一部の信号レベルをクリップするクリップ手段と、

前記画像情報の信号レベルのうち前記クリップ手段でクリップした信号レベルと異なる特定の信号レベルを、前記クリップ手段でクリップした信号レベルに変換する第 1 の変換手段と、

前記第 1 の変換手段が変換した信号レベルを同期信号に設定する設定手段と、
前記設定手段が設定した同期信号と該同期信号が設定された前記画像情報とを無線送信する無線送信手段と、

を備え、

前記受信装置は、

前記無線送信手段から無線送信される無線信号を受信する受信手段と、

前記受信手段が受信した無線信号から前記同期信号を抽出する抽出手段と、

前記第 1 の変換手段で変換された信号レベルを、前記特定の信号レベルに変換する第 2 の割当手段と、

を備えることを特徴とする医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部に導入された被検体内導入装置、たとえば飲み込み型のカプセル型内視鏡から画像情報を無線送信する際に、前記画像情報のうち、一部の画像情報の信号レベルを同期信号に割り当てる被検体内導入装置および医療装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、撮像機能と無線機能とが装備されたカプセル型内視鏡が登場している。このカプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体である被検者に飲み込まれた後、被検者の生体から自然排出されるまでの観察期間、胃、小腸などの臓器の内部（体腔内）をその蠕動運動に伴って移動し、撮像機能を用いて順次撮像する構成である。

【0003】

また、これら臓器内の移動によるこの観察期間、カプセル型内視鏡によって体腔内で撮像された画像情報は、順次無線通信などの無線機能により、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、外部装置内に設けられたメモリに蓄積される。被検者がこの無線機能とメモリ機能を備えた外部装置を携帯することにより、被検者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの観察期間、不自由を被ることなく行動が可能になる。観察後は、医者もしくは看護師によって、外部装置のメモリに蓄積された画像情報に基づいて、体腔内の画像をディスプレイなどの表示手段に表示させて診断を行うことができる。

【0004】

この種のカプセル型内視鏡では、たとえば特許文献 1 に示すような飲み込み型のものがあり、カプセル型内視鏡に電力供給用の電池を内蔵し、この電池から供給される電力によって LED が照明光の照射を行い、この照明光による被検体内からの反射像を撮像素子で撮像して画像情報を取得し、この画像情報を送信回路から無線送信する構成が提案されている。上記のカプセル型内視鏡では、たとえば画像情報をフレーム構成にし、かつこの画像フレームの先頭に水平同期信号と垂直同期信号を付加して無線送信しており、受信装置では、これら同期信号に基づいて同期をとって、画像のラインの先頭を区別して画像情報のスキニングを行なって、画像の取り込みを行っていた。

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 345743 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

現状のカプセル型内視鏡では、画像情報にない信号パターンの同期信号を使用しないと、画像情報と誤認識してしまう可能性がある。たとえば画像情報の周波数より低い低周波数帯域の信号を使用することがある。ところが、同期信号の周波数帯域を低周波数帯に設定すると、信号の直流レベルが変動してしまう現象が発生する。このため、同期信号の2値化を所定の値(閾値)で行わなければならないが、閾値のマージンがこの直流レベルの変動によって少なくなってしまう、受信装置側で同期信号の良好な2値化が行えないという問題があった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、同期信号を画像信号と同じ高周波数帯域で、かつ画像信号として使用しない信号パターンに設定することで、受信装置側で同期信号の安定的な2値化ができて、良好な画像信号を得ることができる被検体内導入装置および医療装置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 8 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる被検体内導入装置は、被検体内部に導入されて、前記被検体内部の情報を取得する被検体内導入装置において、前記被検体内部を照明する照明光を出力する照明手段と、前記照明手段で照明された前記被検体内部の画像情報を取得する撮像手段と、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、一部の画像情報の信号レベルを同期信号に割り当てる第1の割当手段と、前記第1の割当手段で割り当てられた同期信号と前記画像情報を無線送信する無線送信手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記発明において、前記第1の割当手段は、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、少なくとも一部の画像情報の信号レベルをクリップするクリップ手段と、前記クリップ手段でクリップされた信号レベルを同期信号に設定する設定手段と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記発明において、前記第1の割当手段は、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、一部の画像情報の信号レベルを同期信号に割り当てるとともに、該信号レベルを他の信号レベルに割り当ててことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記発明において、前記第1の割当手段は、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、少なくとも一部の画像情報の信号レベルをクリップするクリップ手段と、前記画像情報のうち、特定の画像情報の信号レベルを前記クリップ手段でクリップされた信号レベルに変換する第1の変換手段と、前記特定の画像情報の信号レベルを同期信号に設定する設定手段と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる医療装置は、被検体内部に導入されて、前記被検体内部の情報を取得する被検体内導入装置と、前記被検体内導入装置から送信される無線信号を前記被検体外部で受信可能に構成された受信装置とからなる医療装置において、前記被検体内導入装置は、前記被検体内部を照明する照明光を出力する照明手段と、前記照明手段で照明された前記被検体内部の画像情報を取得する撮像手段と、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、一部の画像情報の信号レベルを同期信号に割り当てるとともに、該信号レベルを他の信号レベルに割り当てて第1の割当手段と、前記第1の割当手段で割り当てられた同期信号と前記画像情報を無線送信する無線送信手段と、を備え、前記受信装置は、前記無線送信手段から無線送信される無線信号を受信する受信手段と、前記受信した無線信号から前記同期信号を抽出する抽出手段と、前記第1の割当手段で割り当てられた他の信号レベルを元の前記画像情報の信号レベルに割り当てて第2の割当手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる医療装置は、上記発明において、前記第 1 の割当手段は、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、少なくとも一部の画像情報の信号レベルをクリップするクリップ手段と、前記画像情報のうち、特定の画像情報の信号レベルを前記クリップ手段でクリップされた信号レベルに変換する第 1 の変換手段と、前記特定の画像情報の信号レベルを同期信号に設定する設定手段と、を有し、前記第 2 の割当手段は、前記第 1 の変換手段で変換された信号レベルを、前記特定の画像情報の信号レベルに変換することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明にかかる被検体内導入装置または医療装置は、前記撮像手段で取得された画像情報のうち、一部の画像情報の信号レベルを同期信号に割り当て、この同期信号と画像情報を受信装置に無線送信することで、同期信号を画像信号と同じ高周波帯域で、かつ画像信号として使用しない信号パターンに設定することができ、これにより受信装置側で同期信号の安定的な 2 値化ができて、良好な画像信号を得ることができるという効果を奏する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下に、本発明にかかる被検体内導入装置の実施の形態を図 1 ～ 図 1 0 の図面に基づいて詳細に説明する。なお、本発明は、これらの実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変更実施の形態が可能である。

【 0 0 1 6 】

(実施の形態 1)

図 1 は、実施の形態 1 にかかる被検体内導入装置を含む無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。この無線型被検体内情報取得システムでは、被検体内導入装置の一例として、カプセル型内視鏡をあげて説明する。図 1 において、無線型被検体内情報取得システムは、無線受信機能を有する受信装置 3 と、被検体 1 内に導入され、体腔内画像を撮像して受信装置 3 に対して画像信号などのデータ送信を行うカプセル型内視鏡（被検体内導入装置）2 とを備える。また、無線型被検体内情報取得システムは、受信装置 3 が受信した画像信号に基づいて体腔内画像を表示する表示装置 4 と、受信装置 3 と表示装置 4 との間でデータの受け渡しを行うための携帯型記録媒体 5 とを備える。受信装置 3 は、被検体 1 によって着用される受信ジャケット 3 1 と、受信される無線信号の処理などを行う外部装置 3 2 とを備える。なお、カプセル型内視鏡 2 と受信装置 3 とは、本発明にかかる医療装置を構成している。

【 0 0 1 7 】

表示装置 4 は、カプセル型内視鏡 2 によって撮像された体腔内画像などを表示するためのものであり、携帯型記録媒体 5 によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーションなどのような構成を有する。具体的には、表示装置 4 は、CRT ディスプレイ、液晶ディスプレイなどによって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタなどのように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【 0 0 1 8 】

携帯型記録媒体 5 は、外部装置 3 2 および表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者に対して挿着された時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。この実施の形態では、携帯型記録媒体 5 は、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体腔内を移動している間は、外部装置 3 2 に挿着されてカプセル型内視鏡 2 から送信されるデータを記録する。そして、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 から排出された後、つまり、被検体 1 の内部の撮像が終了した後は、外部装置 3 2 から取り出されて表示装置 4 に挿着され、この表示装置 4 によって、携帯型記録媒体 5 に記録されたデータが読み出される構成を有する。たとえば、外部装置 3 2 と表示装置 4 とのデータの受け渡しを、コンパクトフラッシュ（登録商標）メモリなどから構成される携帯型記録媒体 5 によって行うことで、外部装置 3 2 と表示装置 4 との間が有線で直接接続された場合よりも、被検体 1 が体腔内の撮影中に自由に動作

することが可能となる。なお、ここでは、外部装置 3 2 と表示装置 4 との間のデータの受け渡しに携帯型記録媒体 5 を使用したが、必ずしもこれに限らず、たとえば外部装置 3 2 に内蔵型の他の記録装置、たとえばハードディスクを用い、表示装置 4 との間のデータの受け渡しのために、双方を有線または無線接続するように構成してもよい。

【 0 0 1 9 】

次に、図 2 のブロック図を用いて受信装置の構成について説明する。受信装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 から無線送信された体腔内の画像情報を受信する機能を有する。図 2 に示すように、受信装置 3 は、被検体 1 によって着用可能な形状を有し、受信用アンテナ A 1 ~ A n を備えた受信ジャケット 3 1 と、受信ジャケット 3 1 を介して受信された無線信号の処理などを行う外部装置 3 2 とを備える。なお、各受信用アンテナ A 1 ~ A n は、直接被検体 1 の外表面に貼付して、受信ジャケット 3 1 に備え付けられなくてもよく、また受信ジャケット 3 1 に着脱可能なものでもよい。

【 0 0 2 0 】

外部装置 3 2 は、受信用アンテナ A 1 ~ A n によって受信された無線信号に対して復調などの所定の信号処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡 2 によって取得された画像情報を抽出する R F 受信ユニット 3 3 と、抽出された画像情報に必要な画像処理を行う画像処理ユニット 3 4 と、画像処理が施された画像情報を記録するための記憶ユニット 3 5 とを備え、カプセル型内視鏡 2 から送信された無線信号の信号処理を行う。なお、この実施の形態では、記憶ユニット 3 5 を介して携帯型記録媒体 5 に画像情報が記録されている。さらに、外部装置 3 2 は、所定の蓄電装置または A C 電源アダプタなどを備えた電力供給ユニット 3 8 を備え、外部装置 3 2 の各構成要素は、電力供給ユニット 3 8 から供給される電力を駆動エネルギーとしている。

【 0 0 2 1 】

次に、図 3 のブロック図を用いてカプセル型内視鏡の構成を説明する。カプセル型内視鏡 2 は、図 3 のブロック図に示すように、たとえば被検体 1 の体腔内における被検部位を照射するための照明手段としての発光素子 (L E D) 2 0 と、 L E D 2 0 の駆動状態を制御する L E D 駆動回路 2 1 と、 L E D 2 0 によって照射された領域からの反射光である体腔内の画像を撮像する撮像手段としての電荷結合素子 (C C D) 2 3 と、 C C D 2 3 の駆動状態を制御するとしての C C D 駆動回路 2 4 と、 C C D 2 3 から出力された画像信号を所望の形式の画像情報に処理する信号処理回路 2 5 と、 L E D 2 0 の点灯タイミングや C C D 2 3 の撮像タイミングなどの駆動タイミングを与えるための基準クロックを出力するクロック生成手段としての撮像タイミング発生回路 2 6 と、後述する同期信号を発生するパターン発生回路 4 0 とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、この撮像された画像情報を R F 信号に変調する R F 送信ユニット 2 7 と、 R F 送信ユニット 2 7 から出力された R F 信号を無線送信する無線送信手段としての送信アンテナ部 2 8 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 2 は、これら L E D 駆動回路 2 1、 C C D 駆動回路 2 4 および R F 送信ユニット 2 7 の動作を制御するシステムコントロール回路 2 9 と、これら電気機器に電力を供給する電池 3 0 とを備える。なお、 C C D 2 3、 C C D 駆動回路 2 4、信号処理回路 2 5、および撮像タイミング発生回路 2 6 をまとめて撮像部 2 2 と呼ぶ。これらの機構を備えることにより、このカプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内に導入されている間、 L E D 2 0 によって照射された被検部位の画像信号を、所望の撮像タイミングを構成する基準クロックに基づき、 C C D 2 3 によって取得するように動作している。この取得されたアナログの画像信号は、この基準クロックに基づき、信号処理回路 2 5 によって信号処理され、さらに R F 送信ユニット 2 7 によって R F 信号に変換された後、送信アンテナ部 2 8 を介して被検体 1 の外部に送信されている。

【 0 0 2 2 】

図 4 は、図 3 に示した撮像タイミング系の構成の実施の形態 1 を示すブロック図である。図 4 において、撮像タイミング発生回路 2 6 は、 L E D 駆動回路 2 1、 C C D 駆動回路 2 4、信号処理回路 2 5 および同期信号を発生するパターン発生回路 4 0 に駆動タイミングを構成する基準ブロックを出力している。信号処理回路 2 5 は、 C C D 2 3 から出力さ

れた画像信号に所望の信号処理を施す信号処理部 25 a と、アナログの画像信号をデジタルの画像情報に A/D 変換する A/D 変換部 25 b と、画像情報の所定の信号レベルをクリップするクリップ回路 25 c と、画像情報のパラレル/シリアル変換を行う P/S 変換部 25 d と、画像情報と同期信号との合成を行う合成回路 25 e とを備える。なお、クリップ回路 25 c とパターン発生回路 40 は、本発明にかかる第 1 の割当手段を構成し、クリップ回路 25 c はクリップ手段、パターン発生回路 40 は設定手段としての機能を有する。

【0023】

すなわち、クリップ回路 25 c は、図 5 に示すように、画像情報の輝度部分のうちの高輝度部分、たとえば画像情報が 8 ビットの 0 ~ 255 の信号レベル（信号パターン）で表 10
される場合に、たとえば信号パターンが 240 ~ 255 の高輝度部分の画像情報をクリップしている。つまり、クリップ回路 25 c は、A/D 変換部 25 b から、この高輝度部分の画像情報が入力すると、たとえば信号パターンが 239 の画像情報に変換して P/S 変換部 25 d に出力している。なお、このクリップ回路 25 c は、たとえば信号の符号化を行うエンコード回路で構成することができる。

【0024】

パターン発生回路 40 は、上述したクリップ回路 25 c がクリップした輝度範囲の信号パターンを水平同期信号および垂直同期信号として割り当てており、たとえば信号パターンが 240 の水平同期信号と、信号パターンが 250 の垂直同期信号を発生させて、合成回路 25 e に出力している。このパターン発生回路 40 から発生したこれら同期信号の信号 20
パターンは、画像情報の周波数成分と同じ高周波帯域になっており、このように同期信号を画像情報と同じ周波数帯域に設定することにより、同期信号を低周波数帯に設定したときのような信号の直流レベルの変動が発生せず、2 値化のための閾値のマージンを多くとることができ、受信装置側での同期信号の検出が容易になる。合成回路 25 e は、上記クリップおよびシリアル変換された画像情報に、パターン発生回路 40 から発生された水平および垂直同期信号を付加して RF 送信ユニット 27 に出力し、RF 送信ユニット 27 は、画像情報をフレーム構成にするとともに、この画像フレームの先頭に水平同期信号と垂直同期信号を付加して被検体の外部に無線送信する。

【0025】

図 6 は、図 2 に示した外部装置 32 における画像処理ユニット 34 の詳細構成の実施の形態 1 を示すブロック図である。図 6 において、画像処理ユニット 34 は、RF 受信ユニット 33 から入力する情報に 2 値化処理を行う 2 値化回路 34 a と、この 2 値化処理された情報から画像情報を抽出する画像情報抽出回路 34 b と、この 2 値化処理された情報から同期信号の信号パターンを検出する抽出手段としての同期パターン検出回路 34 c と、この同期パターン検出回路 34 c で検出された信号パターンから水平同期信号と垂直同期信号を発生する同期発生回路 34 d を備える。この画像処理ユニット 34 において、画像 30
情報抽出回路 34 b は、同期発生回路 34 d から入力する水平および垂直同期信号に基づいて、1 画面毎の画像情報を抽出して記憶ユニット 35 に記憶させている。

【0026】

すなわち、画像処理ユニット 34 は、図 7 のフローチャートに示すように、同期パターン検出回路 34 c は、垂直同期信号の初めに付加されているアイドルパルスを検出しており（ステップ 101）、このアイドルパルスを検出すると、次に画像信号の周波数帯域と同じ高周波数の垂直同期信号と水平同期信号の信号パターンの検出を行う（ステップ 102, 103）。 40

【0027】

ここで、垂直および水平同期信号の信号パターンを検出すると、同期発生回路 34 d は、これら同期信号を画像情報抽出回路 34 b に出力し、画像情報抽出回路 34 b は、水平同期信号に基づいて、水平画素の画素数をカウントする（ステップ 104）。そして、この画素数のカウントが水平画素数分になったかどうか判断する（ステップ 105）。

【0028】

ここで、画素数のカウントは、カウントが水平画素数分になるまで行われ、画素数のカウントが水平画素数分になると、次に画像情報抽出回路 3 4 b は、垂直同期信号に基づいて、垂直ライン数のカウントを行う（ステップ 1 0 6）。そして、この垂直ラインのカウントが垂直ライン数分になったかどうか判断する（ステップ 1 0 7）。

【 0 0 2 9 】

ここでも、垂直ラインのカウントは、垂直ライン数分になるまで行われ、垂直ラインのカウントが垂直ライン数分になった場合には、1 画面の画像処理が終了したと判断して、次の画面の画像処理を行う。

【 0 0 3 0 】

このように、この実施の形態では、画像情報のうちの高輝度部分の画像情報をクリップし、このクリップした輝度範囲の信号パターンを水平および垂直同期信号として割り当てて、受信装置に無線送信するので、同期信号を画像信号と同じ高周波帯域で、かつ画像信号として使用しない信号パターンに設定することができ、信号の直流レベルの変動が発生せず、2 値化のための閾値のマージンを多くとることができ、これにより受信装置側で同期信号の安定的な 2 値化ができて、良好な画像信号を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

なお、この実施の形態では、高輝度部分の画像情報をクリップして、その信号パターンを水平および垂直同期信号に割り当てたが、この場合には、2 つの同期信号の信号パターンが似かよっており、これら同期信号間の信号レベルの差が少ないので、同期信号の識別が難しい場合が懸念される。

【 0 0 3 2 】

そこで、図 8 の画像情報の信号レベルを示す図に示すように、高輝度部分の画像情報とともに、低輝度部分の画像情報をクリップ回路 2 5 c でクリップして、たとえばクリップした高輝度範囲の信号パターンを水平同期信号として割り当て、同じくクリップした低輝度範囲の信号パターンを垂直同期信号として割り当てることも可能である。この場合には、実施の形態 1 と同様の効果を得ることができるとともに、水平同期信号と垂直同期信号を画像情報と同じ高周波数帯域で、かつこれら同期信号間の信号レベルの差が多くなるので、受信装置側で同期信号の識別が容易になる。また、送信データを、より高周波にするために変調することも考えられ、その際には、同期信号を付加した後に変調するようにしても良いし、変調をした後に同期信号を付加するように構成しても良い。

【 0 0 3 3 】

（実施の形態 2）

図 9 は、図 3 に示した撮像タイミング系の構成の実施の形態 2 を示すブロック図であり、図 1 0 は、図 2 に示した外部装置における画像処理ユニットの詳細構成の実施の形態 2 を示すブロック図である。この実施の形態 2 において、図 4、図 6 に示した撮像タイミング系および画像処理ユニットの構成と異なる点は、信号処理回路 2 5 のクリップ回路 2 5 c の後段に、画像情報のうちの高周波の信号パターンの画像情報を選択し、この特定の信号パターンを上記クリップ回路 2 5 c でクリップした高輝度部分の信号パターンに変換する信号選択反転回路 2 5 f を備えた点である。この信号選択反転回路 2 5 f では、特定の信号パターンの画像情報のみを選択し、ビット反転することによって、特定の信号パターンを高輝度部分の信号パターンに変換しており、その他の信号パターンの画像情報は選択されることなく、通過するように構成されている。なお、クリップ回路 2 5 c、信号選択反転回路 2 5 f およびパターン発生回路 4 0 は、本発明にかかる第 1 の割当手段を構成し、信号選択反転回路 2 5 f は第 1 の変換手段としての機能を有する。

【 0 0 3 4 】

また、この実施の形態では、画像処理ユニット 3 4 の 2 値化回路 3 4 a の後段に、上記信号選択反転回路 2 5 f によって高輝度部分の信号パターンに変換された画像情報を、元の特定の信号パターンに変換する第 2 の割当手段としての信号選択反転回路 3 4 e を備えた点が実施の形態 1 の画像処理ユニットと異なる。この信号選択反転回路 3 4 e も、信号選択反転回路 2 5 f と同様に、高輝度部分の信号パターンの画像情報のみを選択し、ピッ

ト反転することによって、高輝度部分の信号パターンを特定の信号パターンに変換しており、その他の信号パターンの画像情報は選択されることなく、通過するように構成されている。

【 0 0 3 5 】

すなわち、この実施の形態では、カプセル型内視鏡 2 の撮像部 2 2 で取得された画像情報のうちのより高周波の信号パターンの画像情報を、信号処理回路 2 5 の信号選択反転回路 2 5 f で高輝度部分の信号パターンの画像情報に変換して、R F 送信ユニットから無線送信し、受信装置 3 側では、この高周波の信号パターンを検出した後に、高輝度部分の信号パターンの画像情報を、画像処理ユニット 3 4 の信号選択反転回路 3 4 e で元の特定の信号パターンに変換することで、同期信号の信号パターンと画像情報の信号パターンを交換しており、これによってより高周波の信号パターンからなる同期信号を発生することができ、同期信号を画像信号と同じ高周波帯域で、かつ画像信号として使用しない信号パターンに設定することができ、信号の直流レベルの変動が発生せず、2 値化のための閾値のマージンをさらに多くとることができ、このため受信装置側で同期信号のより安定的な 2 値化ができて、良好な画像信号を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

【図 1】実施の形態 1 にかかる被検体内導入装置を含む無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】図 1 に示した実施の形態 1 にかかる受信装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示した実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】図 3 に示した撮像タイミング系の構成の実施の形態 1 を示すブロック図である。

【図 5】図 4 に示したクリップ回路における画像情報のクリップ動作の一例を説明するための画像情報の信号レベルを示す図である。

【図 6】図 2 に示した外部装置における画像処理ユニットの詳細構成の実施の形態 1 を示すブロック図である。

【図 7】図 6 に示した画像処理ユニットの処理動作を説明するためのフローチャートである。

【図 8】図 4 に示したクリップ回路における画像情報のクリップ動作の他例を説明するための画像情報の信号レベルを示す図である。

【図 9】図 3 に示した撮像タイミング系の構成の実施の形態 2 を示すブロック図である。

【図 10】図 2 に示した外部装置における画像処理ユニットの詳細構成の実施の形態 2 を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 7 】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 受信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 2 0 L E D
- 2 1 L E D 駆動回路
- 2 2 撮像部
- 2 3 C C D
- 2 4 C C D 駆動回路
- 2 5 信号処理回路
- 2 5 a 信号処理部
- 2 5 b A / D 変換部

10

20

30

40

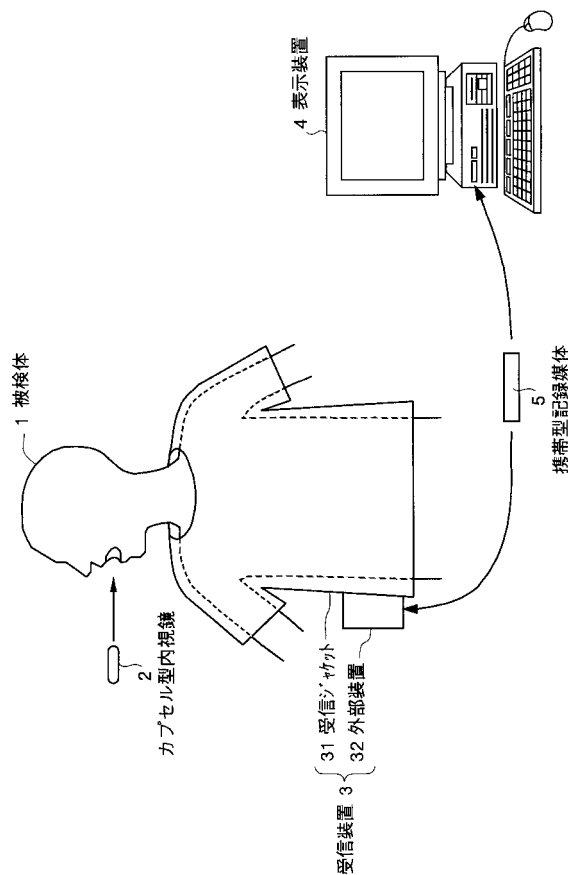
50

- 25c クリップ回路
- 25d P / S変換部
- 25e 合成回路
- 25f 信号選択反転回路
- 26 撮像タイミング発生回路
- 27 RF送信ユニット
- 28 送信アンテナ部
- 29 システムコントロール回路
- 30 電池
- 31 受信ジャケット
- 32 外部装置
- 33 RF受信ユニット
- 34 画像処理ユニット
- 34a 2値化回路
- 34b 画像情報抽出回路
- 34c 同期パターン検出回路
- 34d 同期発生回路
- 34e 信号選択反転回路
- 35 記憶ユニット
- 38 電力供給ユニット
- 40 パターン発生回路
- A1 ~ An 受信用アンテナ

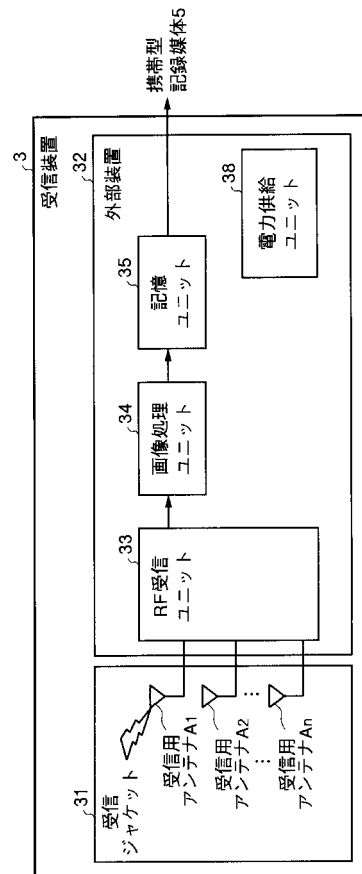
10

20

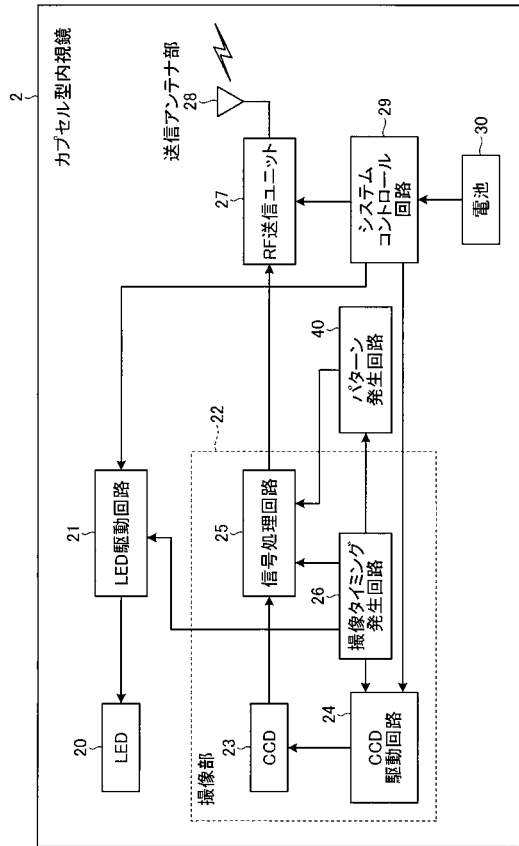
【図1】



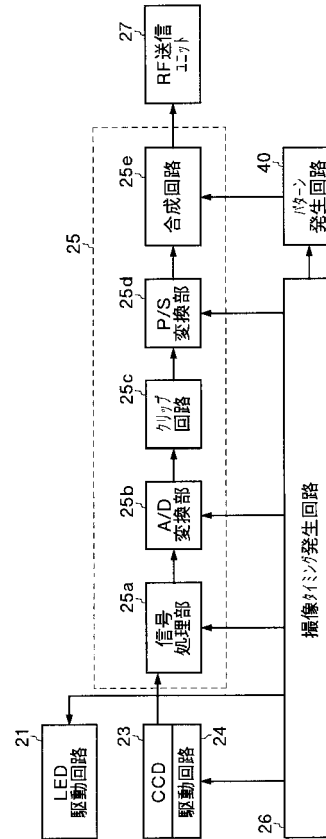
【図2】



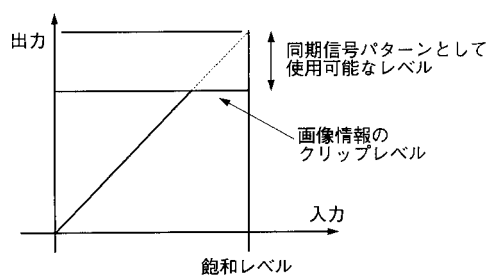
【 図 3 】



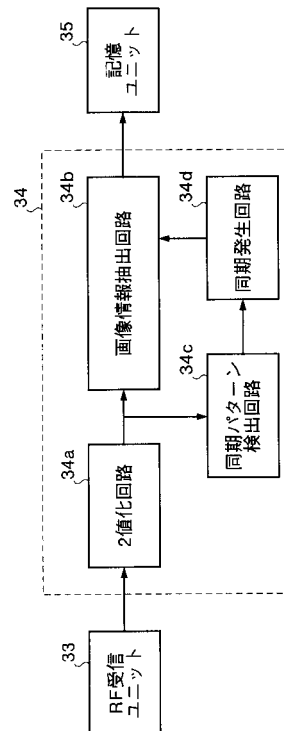
【 図 4 】



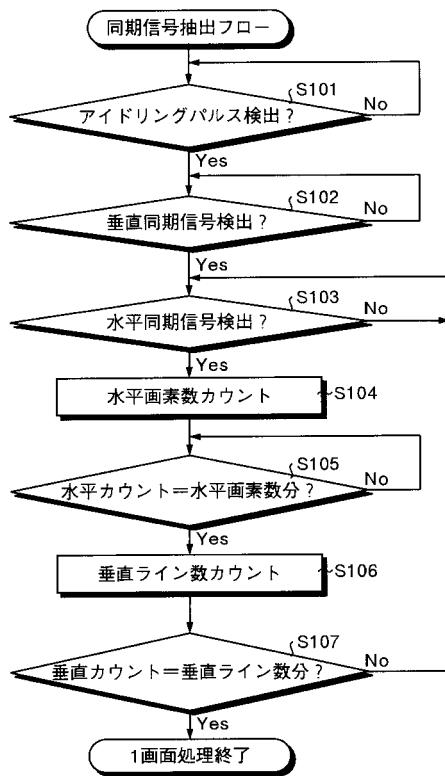
【 図 5 】



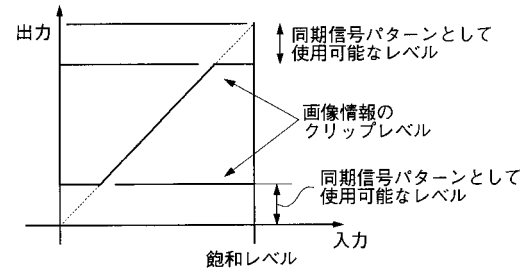
【 図 6 】



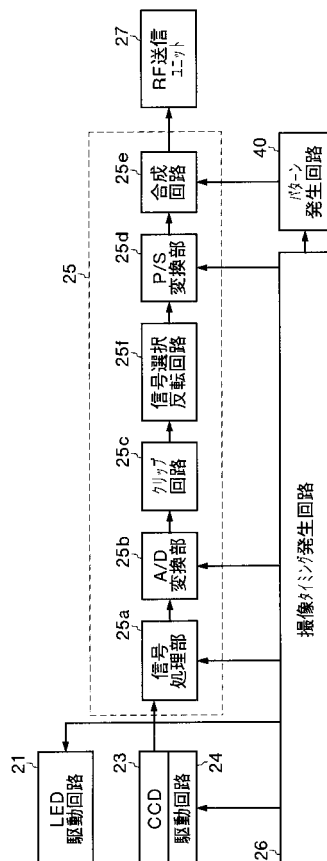
【図 7】



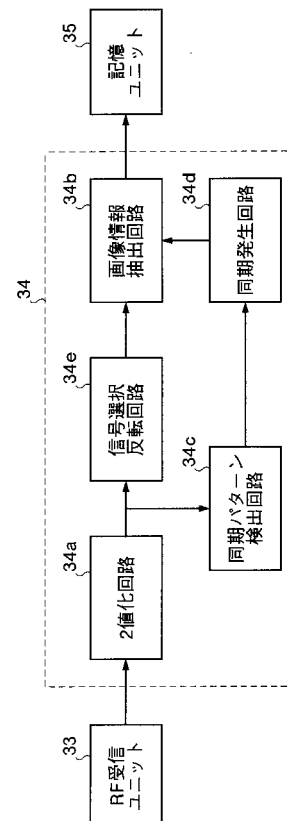
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-210395(JP,A)
特開平05-268582(JP,A)
特開平06-339045(JP,A)
特開平06-078225(JP,A)
特開2004-080565(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00 - 1/32
H04N	5/00 - 5/217
H04N	7/00 - 7/085

专利名称(译)	对象体引入装置和医疗器械		
公开(公告)号	JP4445799B2	公开(公告)日	2010-04-07
申请号	JP2004153894	申请日	2004-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	森 健		
发明人	森 健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 G06T1/00 A61B1/05 G06T5/00		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/041 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 G06T1/00.290.Z A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/045.610 G06T5/00.100 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/FF50 4C061/JJ19 4C061/QQ06 4C061/SS13 4C061/ UU06 4C061/UU09 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF50 4C161/JJ19 4C161/QQ06 4C161/SS13 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU09 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA19 5B057/ CB08 5B057/CB12 5B057/CB19 5B057/CC03 5B057/CE11		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005334081A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

将同步信号设置在与图像信号相同的高频带和未用作图像信号的信号模式中，并且允许在接收设备侧稳定二值化同步信号，从而获得良好的图像信号。得到。 解决方案：设置在胶囊内窥镜2中的信号处理电路25中的限幅电路25c限制由成像单元22获取的图像信息的高亮度部分的图像信息，以及限幅亮度范围信号模式由模式生成电路40分配为水平和垂直同步信号，并输出到RF发送单元27，并且从RF发送单元27到设置在主体1外部的接收器3的无线发送，可以获取良好的图像信息。 [选图]图4

