

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2004/112593

発行日 平成18年7月27日 (2006. 7. 27)

(43) 国際公開日 平成16年12月29日 (2004. 12. 29)

(51) Int. Cl.	F 1	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 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006. 01)	H 0 4 N 7/18 M	

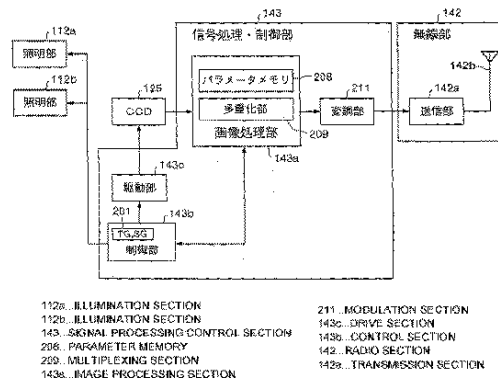
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

出願番号 特願2005-507337 (P2005-507337)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2004/009267	
(22) 国際出願日 平成16年6月24日 (2004. 6. 24)	
(31) 優先権主張番号 特願2003-180138 (P2003-180138)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日 平成15年6月24日 (2003. 6. 24)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 森 健 東京都町田市上小山田町726
	(72) 発明者 本多 武道 東京都日野市多摩平3-13-8
	(72) 発明者 木許 誠一郎 東京都八王子市大和田町7-14-11
	(72) 発明者 重盛 敏明 東京都八王子市久保山町1-18-1
	(72) 発明者 清水 初男 東京都八王子市宇津木町919-66 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システム

(57) 【要約】

撮像素子に固有の信号処理に関して、負荷が少なく、また、低消費電力のカプセル型内視鏡を提供する。カプセル型内視鏡の撮像素子(125)に固有の信号処理に必要な信号処理用データRWB、BWBを格納する格納部(208)と、前記格納部に格納された前記信号処理用データを送信する送信部(142)とを備えている。前記信号処理用データは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められた値である。前記信号処理用データは、ホワイトバランス係数のデータ、前記撮像素子が色信号処理用のチャートを撮影した画像のデータ、前記撮像素子の画素欠陥のアドレスを示すデータ、CMOSイメージセンサの光電変換特性のオフセット値を示すデータのいずれかである。前記送信部は、前記信号処理用データを前記撮像素子により撮像された撮像データとともに送信する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カプセル型内視鏡の撮像素子に固有の信号処理に必要な信号処理用データを格納する格納部と、

前記格納部に格納された前記信号処理用データを送信する送信部とを備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められた値であることを特徴とするカプセル型内視鏡。

10

【請求項 3】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記撮像素子のホワイトバランス処理を行うときに用いるホワイトバランス係数のデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記撮像素子が色信号処理用のチャートを撮影した画像のデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 5】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記撮像素子の画素欠陥のアドレスを示すデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡。

20

【請求項 6】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記撮像素子の光電変換特性のオフセット値を示すデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 7】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記送信部は、前記信号処理用データを前記撮像素子により撮像された撮像データとともに送信することを特徴とするカプセル型内視鏡。

30

【請求項 8】

請求の範囲第 7 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記送信部は、前記撮像データを送信する際の送信単位となるフレームのそれぞれに前記信号処理用データの少なくとも一部を含めて送信することを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 9】

請求の範囲第 8 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記フレームの後端側に付加されることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 10】

40

請求の範囲第 8 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記フレームの最後端に付加されることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 11】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記送信部は、前記信号処理用データのエラー訂正コードとともに前記信号処理用データを送信することを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 12】

請求の範囲第 1 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記エラー訂正コードは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められ、前記

50

エラー訂正コードのデータは、前記格納部に格納されることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 1 3】

カプセル型内視鏡の撮像素子に固有の信号処理に必要な信号処理用データを格納する格納部と、前記格納部に格納された前記信号処理用データを送信する送信部とを有したカプセル型内視鏡と、

前記送信部から送信された前記信号処理用データを受信する受信機と

を備えたカプセル型内視鏡システムであって、

前記カプセル型内視鏡は、前記撮像素子に固有の信号処理を行うことなく、前記受信機が、前記受信した信号処理用データに基づいて、前記撮像素子に固有の信号処理を行うことを特徴とするカプセル型内視鏡システム。 10

【請求項 1 4】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められた値であることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 1 5】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡において、

前記信号処理用データは、前記撮像素子のホワイトバランス処理を行うときに用いるホワイトバランス係数のデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 1 6】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記撮像素子が色信号処理用のチャートを撮影した画像のデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 1 7】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記撮像素子の画素欠陥のアドレスを示すデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 1 8】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記撮像素子の光電変換特性のオフセット値を示すデータであることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。 30

【請求項 1 9】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記送信部は、前記信号処理用データを前記撮像素子により撮像された撮像データとともに送信することを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 2 0】

請求の範囲第 1 9 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記送信部は、前記撮像データを送信する際の送信単位となるフレームのそれぞれに前記信号処理用データの少なくとも一部を含めて送信することを特徴とするカプセル型内視鏡システム。 40

【請求項 2 1】

請求の範囲第 1 9 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記フレームの後端側に付加されることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 2 2】

請求の範囲第 1 9 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記信号処理用データは、前記フレームの最後端に付加されることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 2 3】

請求の範囲第 1 3 項に記載のカプセル型内視鏡において、 50

前記送信部は、前記信号処理用データのエラー訂正コードとともに前記信号処理用データを送信することを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 24】

請求の範囲第 23 項に記載のカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記エラー訂正コードは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められ、前記エラー訂正コードのデータは、前記格納部に格納されることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

この発明は、カプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システムに関する。

10

【背景技術】

従前より、口から体腔内に投入でき、胃等の消化器内を撮影等して生体腔内の情報を収集できるようにしたカプセル型内視鏡（医療用の飲み込み型の錠剤状内視鏡）が知られている。そして、このカプセル型内視鏡として、LED等からなる照明手段、CCDやCMOS等からなる固体撮像素子、これら照明手段や固体撮像素子を駆動させるための電池等からなる電源部とをカプセルに内蔵したものが提案されている。

特開 2001-245844 号公報には、ホワイトバランス機能を搭載したカプセル型内視鏡の技術が開示されている。同公報には、そのカプセル型内視鏡は、イメージセンサとその走査回路と信号処理回路が同一チップ上に集積し、信号処理回路にオートホワイト

20

バランス機能を有していることが記載されている。

しかしながら、特開 2001-245844 号公報に記載のカプセル型内視鏡のように、ホワイトバランス等の処理をカプセル型内視鏡の内部の信号処理回路にて行うと、内部回路の回路規模が大きくなるため、消費電流の増大を招くという問題点があった。

また、カプセル型内視鏡の給電方式には、電池を使用する方式と、体外から無線で電力を供給する方式が提案されているが、両方式のいずれの場合でも、カプセル型内視鏡の内部の信号処理回路にてホワイトバランス等の処理を行うと同様の問題が発生していた。

本発明の目的は、内部回路の回路規模の増大を招来することなく、低消費電力で撮像素子に固有の信号処理を行えるカプセル型内視鏡を提供することである。

【発明の開示】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、本発明は、カプセル型内視鏡の撮像素子

30

に固有の信号処理に必要な信号処理用データを格納する格納部と、前記格納部に格納された前記信号処理用データを送信する送信部とを備えたことを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められた値であることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記撮像素子のホワイトバランス処理を行うときに用いるホワイトバランス係数のデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記撮像素子が色信号処理用のチャートを撮影した画像のデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記撮像素子の画素欠陥のアドレスを示すデータであることを特徴とする。

40

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記撮像素子の光電変換特性のオフセット値を示すデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記送信部は、前記信号処理用データを前記撮像素子により撮像された撮像データとともに送信することを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記送信部は、前記撮像データを送信する際の送信単位となるフレームのそれぞれに前記信号処理用データの少なくとも一部を含めて送信することを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記フレームの後端側に付加されることを特徴とする。

50

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記信号処理用データは、前記フレームの最後端に付加されることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記送信部は、前記信号処理用データのエラー訂正コードとともに前記信号処理用データを送信することを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡において、前記エラー訂正コードは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められ、前記エラー訂正コードのデータは、前記格納部に格納されることを特徴とする。

また、本発明は、カプセル型内視鏡の撮像素子に固有の信号処理に必要な信号処理用データを格納する格納部と、前記格納部に格納された前記信号処理用データを送信する送信部とを有したカプセル型内視鏡と、前記送信部から送信された前記信号処理用データを受信する受信機とを備えたカプセル型内視鏡システムであって、前記カプセル型内視鏡は、前記撮像素子に固有の信号処理を行うことなく、前記受信機が、前記受信した信号処理用データに基づいて、前記撮像素子に固有の信号処理を行うことを特徴とする。

10

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められた値であることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記撮像素子のホワイトバランス処理を行うときに用いるホワイトバランス係数のデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記撮像素子が色信号処理用のチャートを撮影した画像のデータであることを特徴とする。

20

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記撮像素子の画素欠陥のアドレスを示すデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記撮像素子の光電変換特性のオフセット値を示すデータであることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記送信部は、前記信号処理用データを前記撮像素子により撮像された撮像データとともに送信することを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記送信部は、前記撮像データを送信する際の送信単位となるフレームのそれぞれに前記信号処理用データの少なくとも一部を含めて送信することを特徴とする。

30

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記フレームの後端側に付加されることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記信号処理用データは、前記フレームの最後端に付加されることを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記送信部は、前記信号処理用データのエラー訂正コードとともに前記信号処理用データを送信することを特徴とする。

また、本発明は、上述したカプセル型内視鏡システムにおいて、前記エラー訂正コードは、前記カプセル型内視鏡が出荷される前に予め求められ、前記エラー訂正コードのデータは、前記格納部に格納されることを特徴とする。

40

【図面の簡単な説明】

第1図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡を示す側断面図である。第2図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡システムを示すブロック図である。第3図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。第4図は、本発明の一実施形態の受信機の構成を示すブロック図である。第5図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡の画像処理部の構成を示すブロック図である。第6図は、本発明の一実施形態の受信機の画像処理部の構成を示すブロック図である。第7図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡において、ホワイトバランス係数を求める手順を示すフローチャートである。第8図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡から送信される送信デー

50

タの送信単位の構成を示す図である。第9図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡システムの動作を示すフローチャートである。第10図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡から送信される送信データの送信単位の他の構成を示す図である。第11図は、本発明の一実施形態の受信機が行うホワイトバランス処理の手順を示すフローチャートである。第12図は、本発明の一実施形態のカプセル型内視鏡から送信される送信データの送信単位の更に他の構成を示す図である。第13図は、本発明の他の一実施形態のカプセル型内視鏡において、画素欠陥のアドレスを算出する手順を示すフローチャートである。第14図は、本発明の他の一実施形態のカプセル型内視鏡において、画素欠陥アドレスデータを含む送信データの送信単位を示す図である。第15図は、本発明の他の一実施形態のカプセル型内視鏡において、CMOSイメージセンサの光電変換特性のオフセット値の求め方を説明するための図である。第16図は、画像データの後端にホワイトバランス係数を付加した一例を示す図である。第17図は、本発明の更に他の一実施形態のカプセル型内視鏡の画像処理部の構成を示すブロック図である。第18図は、本発明の更に他の一実施形態の受信機の画像処理部の構成を示すブロック図である。第19図は、第17図の多重化部からの出力信号を示す波形図である。第20図は、第17図の多重化部からの出力信号の他の例を示す波形図である。第21図(a)は、第17図の多重化部からの出力信号の更に他の例を示す波形図であり、第21図(b)は、第17図の多重化部からの出力信号の更に他の例を示す波形図である。第22図は、第17図の多重化部からの出力信号の更に他の例を示す波形図である。第23図は、本発明の更に他の一実施形態のカプセル型内視鏡の画像処理部の構成を示すブロック図である。第24図は、第23図の多重化部からの出力信号を示す図である。第25図は、一連の映像信号の後端にホワイトバランス係数を付加した一例を示す図である。第26図は、本発明の更に他の一実施形態のカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。第27図は、本発明の更に他の一実施形態の受信機の構成を示すブロック図である。

10

20

【発明を実施するための最良の形態】

以下、この発明につき図面を参照しつつ詳細に説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。

(第1実施形態)

まず、本発明の一実施の形態で用いるカプセル型内視鏡について第1図を参照して全体構成を説明する。第1図は本実施の形態にかかるカプセル型内視鏡の内部構造を示す概略図である。第1図に示すように、カプセル型内視鏡10は、体腔内の画像を撮像し得る撮像部111と、体腔内部に光を照射する照明部112a、112bと、これらに電力を供給する電源部113と、内部に撮像部111、照明部112a、112b及び電源部113を少なくとも配設したカプセル筐体14とから構成されてなるものである。

30

カプセル筐体14は、撮像部111及び照明部112a、112bを覆う先端カバー部120と、該先端カバー部120とシール部材121を介して水密状態に設けられ、内部に撮像部111等を配設してなるカプセル胴部122とからなり、必要に応じて後端カバー部123をカプセル胴部122と別体に設けるようにしてもよい。なお、本実施の形態では後端カバー部123はカプセル胴部122と一体に設けられており、平坦形状としているが、その形状は限定されず、例えばドーム形状とするようにしてもよい。

40

先端カバー部120は、照明部112a、112bからの照明光Lを透過させる照明用窓部120aと、その照明範囲を撮像するための撮像用窓部120bとを明確に分けるように構成してもよい。なお、本実施の形態では、先端カバー部120はその全体が透明であり、照明用窓部120aと撮像用窓部120bとの領域が部分的に重なっている。

撮像部111は、撮像基板124に設けられ、照明部112a、112bからの照明光Lによって照らされた範囲を撮像する例えばCCDからなる固体撮像素子125と、その固体撮像素子125に被写体の像を結像する固定レンズ126a及び可動レンズ126bからなる結像レンズ126とからなり、固定レンズ126aを固定する固定枠128a及び可動レンズ126bを保持する可動枠128bによるピント調整部128によりシャープな結像を行っている。

50

なお、撮像部111は、上記CCDに限定されるものではなく、例えばCMOS等の撮像手段を用いることができる。

照明部112a, 112bは、照明基板130に設けられ、例えば発光ダイオード(LED)からなると共に、その照明部112a, 112bは、撮像部111を構成する結像レンズ126を中心とし、その周囲に複数配設されている。本実施の形態では、一例として結像レンズ126を中心とし上下左右に1個ずつ計4個の照明部が配設されている。

なお、照明部112a, 112bは、上記LEDに限定されるものではなく、他の照明手段を用いることができる。

電源部113は、内部スイッチ131が設けられた電源基板132に設けられ、電源133として、例えばボタン型の電池を用いる。なお、電源133は、電池として例えば酸化銀電池を用いているが、これに限定されるものではない。例えば充電式電池、発電式電池等を用いてもよい。

10

内部スイッチ131は、電源133からカプセル型内視鏡の使用前に不要な電流が流れることを防止するために設けられている。

本実施の形態では、無線基板141に外部と無線通信を行うための無線部142が設けられており、無線部142を介して必要に応じて外部との通信を行う。なお、無線部142は、第1図及び第3図に示すように、変調部211により変調されてなる変調信号を増幅する送信部142aと、アンテナ142bとを備えている。

上記各部を処理又は制御するための信号処理・制御部143が撮像基板124に設けられており、カプセル型内視鏡10における各種処理を実行する。信号処理・制御部143は、画像処理部143aと、制御部143bと、駆動部143cと、変調部211とを備えている。

20

画像処理部143aは、例えば相関二重サンプリング(通例CDSを含む。)等からなる画像データ生成等の画像信号処理機能と、内部スイッチ131のON-OFFに応じて電源の供給を制御する電源供給制御機能とを有している。更に、画像処理部143aは、ライン・フレーム等のパラメータ、ホワイトバランス係数等のパラメータを格納するパラメータメモリ208と、ホワイトバランス係数と映像信号とを多重化させる多重化部209とを備えている。

制御部143bは、各種タイミング信号又は同期信号を生成するタイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201を有している。制御部143bは、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201によって生成されたタイミング信号又は同期信号に基づいて、画像処理部143a、駆動部143c、及び照明部112a, 112bを制御する。照明部112a, 112bは、制御部143bからのタイミング信号又は同期信号にตอบสนองして、所定のタイミングで発光する。

30

駆動部143cは、制御部143bからのタイミング信号又は同期信号に基づいて、CCD125を駆動する。

制御部143bは、CCD125が駆動されるタイミングと、照明部112a, 112bが発光するタイミングとが同期するように制御するとともに、CCD125による撮像枚数を制御する。

変調部211は、例えばPSK, MSK, GMSK, QMSK, ASK, AM, FM方式に変換する変調機能を有し、変調信号を送信部142aに出力する。

40

次に、本実施の形態によるカプセル型内視鏡システムについて第2図を用いて説明する。第2図は本実施の形態によるカプセル型内視鏡システムの概略図である。カプセル型内視鏡10を用いて検査をするに際しては、第2図に示すようなカプセル型内視鏡システムを用いて行う。

本実施の形態によるカプセル型内視鏡システム1は、例えば第2図に示したように、カプセル型内視鏡10及びそのパッケージ50、患者すなわち被検査者2に着用させるジャケット3、ジャケット3に着脱自在の受信機4、コンピュータ5により構成される。

ジャケット3には、カプセル型内視鏡10のアンテナ142bから発信される電波を捕捉するアンテナ31, 32, 33及び34が設けられ、アンテナ31, 32, 33及び3

50

4を介して、カプセル型内視鏡10と受信機4の間の通信が可能となっている。なお、アンテナの数はとくに4個に限定されず、複数あればよく、これにより、カプセル型内視鏡10の移動に伴う位置に応じた電波を良好に受信することができる。各アンテナ31, 32, 33及び34の受信強度により、カプセル型内視鏡10の体腔内における位置を検出することができる。

第4図に示すように、受信機4は、受信部41と、復調部301と、画像処理部300と、画像圧縮部306と、カードインターフェース306aとを備えている。

受信部41は、アンテナ31～34にて捕捉された電波の信号を増幅して復調部301に出力する。

復調部301は、受信部41からの出力を復調する。

10

画像処理部300は、復調部301で復調された信号に対して信号分離を行う信号分離部302と、信号分離の結果に基づいてホワイトバランス係数等のパラメータを検出するパラメータ検出部304とを備えている。画像処理部300は、その検出されたホワイトバランス係数を用いて、画像データに対してホワイトバランス処理を行う。

画像圧縮部306は、画像処理部300でホワイトバランス処理がなされた画像データを圧縮する。

カードインターフェース306aは、大容量メモリとしてのCFメモリカード44と画像圧縮部306との間での画像データの入出力のインターフェースとしての機能を有する。

また、受信機4は、CFメモリカード44を着脱可能に装着する。CFメモリカード44には、画像圧縮部306により圧縮された画像データが格納される。

20

また、受信機4には、観察(検査)に必要な情報を表示する表示部(図示せず)と、観察(検査)に必要な情報を入力する入力部(図示せず)とが設けられている。

第2図に示すように、コンピュータ5は、CFメモリカード44のリード/ライトなどを行う。このコンピュータ5は、医者もしくは看護師(検査者)がカプセル型内視鏡10により撮像された患者体内の臓器などの画像に基づいて診断を行うための処理機能を有している。

ここで、第2図を参照して、本システムの概略動作について説明する。まず、第2図に示すように、検査を開始する前において、パッケージ50からカプセル型内視鏡10を取り出す。これにより、カプセル型内視鏡10の内部スイッチ131がONとなる。

30

次に、内部スイッチ131がON状態となったカプセル型内視鏡10を被検査者2が口から飲み込む。これにより、カプセル型内視鏡10は、食道を通過し、消化管腔の蠕動により体腔内を進行し、逐次体腔内の像を撮像する。そして、必要に応じて又は随時、撮像結果について無線部142を介して撮像画像の電波が出力され、ジャケット3の各アンテナ31, 32, 33, 34でその電波が捕捉される。捕捉された電波は、アンテナ31, 32, 33, 又は34から受信機4へ信号が中継される。このとき、カプセル型内視鏡10の位置に応じて、アンテナ31, 32, 33, 及び34間で受信電波強度の違いが生じる。

受信機4においては、逐次受信される撮像画像データに対しホワイトバランス処理がなされ、ホワイトバランス処理済の画像データがCFメモリカード44に格納される。なお、この受信機4による受信は、カプセル型内視鏡10の撮像開始とは同期しておらず、受信機4の入力部の操作により受信開始と受信終了とが制御される。

40

カプセル型内視鏡10による被検査者2の観察(検査)が終了すると、撮影画像データが格納されたCFメモリカード44を受信機4から取り出してコンピュータ5のメモリカード挿入孔に入れる。コンピュータ5では、CFメモリカード44に格納された撮影画像データが読み出され、その撮像画像データが患者別に対応して記憶される。

次に、第5図を参照して、カプセル型内視鏡10の画像処理部143aについて説明する。第5図に示す画像処理部143aは、CCD125から出力されたアナログの画像データをデジタル信号に変換(デジタル伝送)して、変調部211に出力する。

画像処理部143aは、CDS(Correlated Double Sampli

50

ng：相関二重サンプリング)部203と、AMP部204と、A/D部205と、パラメータメモリ208と、多重化部209とを備えている。

タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201は、所定のタイミングで、CCD125に対し、CCD125を駆動するためのパルス信号202を供給する。パルス(TG)信号202は、CCD125などの撮像系のタイミングの基準となる信号202である。

そのパルス信号202に応じて、CCD125から電荷が信号変換されて読み出される。CCD125から読み出された信号は、CDS部203にて、相関二重サンプリングによるノイズ除去の処理が行われ、これにより、画像データが生成される。その画像データは、AMP部204で増幅された後に、A/D部205でAD変換され、多重化部209

10

に送られる。パラメータメモリ208には、ホワイトバランスを補正するためのホワイトバランス係数が格納されている。各カプセル型内視鏡10は、製造工程において試験が行われて、そのカプセル型内視鏡10に独自のホワイトバランス係数が求められる(その求め方は、後述する)。そのホワイトバランス係数が各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に書き込まれ、出荷時には、各ホワイトバランス係数が各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に格納された状態で出荷される。

タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201から出力されたタイミング信号210にตอบสนองして、パラメータメモリ208から、ホワイトバランス係数が読み出される。タイミング(SG)信号210は、画像を構成する表示系のタイミングの基準となる信号

20

である。その読み出されたホワイトバランス係数は、A/D部205から出力された画像信号と多重化部209にて重畳(多重化)された後に、変調部211にて変調される。第3図に示すように、変調部211から出力された変調信号は、無線部142を介して、カプセル型内視鏡10の外部に送出される。

第6図は、デジタル伝送の場合の受信機4の画像処理部300の構成を示している。画像処理部300は、信号分離部302と、画像メモリ303と、パラメータ検出部304と、画像信号処理部305とを備えている。

カプセル型内視鏡10の無線部142から送信された電波は、アンテナ31~34により捕捉され、受信部41にて信号が増幅された後に、復調部301にて復調される。復調部301にて復調された信号は、信号分離部302にて信号分離され、画像データは、画像メモリ303に格納され、パラメータ検出部304にてホワイトバランス係数が検出される。

30

画像信号処理部305は、画像メモリ303に格納された画像データを、パラメータ検出部304にて検出されたパラメータ(ホワイトバランス係数)に基づいて、補正する。即ち、画像信号処理部305は、パラメータ検出部304にて検出されたホワイトバランス係数に基づいて、画像データのホワイトバランスをとる。

上記のように、パラメータ検出部304にて検出されるパラメータは、パラメータメモリ208に格納され、多重化部209にて画像データに多重化されたパラメータである。

画像信号処理部305は、上記ホワイトバランスの画像処理に加えて、輪郭強調やLPFやガンマ補正等の処理を行う。これらの輪郭強調やLPFやガンマ補正等の処理は、ホワイトバランス処理と異なり、全てのカプセル型内視鏡10に共通に行うものである。そのため、その共通の処理を行うためのパラメータを各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に個別に持たせておく必要は無く、全てのカプセル型内視鏡10に共通のデータとして、画像信号処理部305に格納しておけば足りる。

40

画像信号処理部305にて、補正された画像データは、画像圧縮部306にて、圧縮された後に、CFメモ리카ード44に記憶される。

第7図は、製造工程にて各カプセル型内視鏡10毎に、ホワイトバランス係数を求める手順を示している。

まず、ステップSA1に示すように、各カプセル型内視鏡10は、基準となる白チャー

50

トを撮像する。次に、ステップS A 2に示すように、G（グリーン）を基準として、R（レッド）、B（ブルー）の出力が規定値になるように補正係数（ホワイトバランス係数）を算出する。次に、ステップS A 3に示すように、その算出されたRとBの補正係数をパラメータメモリ208に記録する。

次に、ステップS A 4に示すように、パラメータメモリ208に記録された補正係数の確認を行う。その確認は、パラメータメモリ208から補正係数を読み出し、その読み出した補正係数と、ステップS A 2で算出された補正係数とが同じであるか否かをチェックする内容である。

その確認の結果、問題が無ければ（両者が同じであれば）、ホワイトバランス係数の検出処理を終了する。

10

その確認の結果、問題があれば、その問題あり（NG）のケースが所定の複数回あるか否かが判定される（ステップS A 5）。ここでは、まだ、所定の複数回に達していないため（S A 5-N）、ステップS A 3に戻る。

その後、ステップS A 5の結果、所定の複数回に達すると（S A 5-Y）、そのカプセル型内視鏡10（特にパラメータメモリ208）に異常があることが表示される（ステップS A 6）。異常と判定されたカプセル型内視鏡10は、そのまま出荷されることはない。

第8図は、デジタル伝送を行うケースにおいて、カプセル型内視鏡10から送信されるときに送信単位となる送信データ（フレーム）のデータフォーマットを示している。その送信単位405は、CCD125の1ラインに対応するデータから構成されている。

20

第8図及び第5図に示すように、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201で生成される水平同期信号（タイミングデータ）210がパラメータメモリ208に入力されると、その入力した水平同期信号210にตอบสนองして、パラメータメモリ208から、CCD125の1ライン分のデータの開始を示す水平識別データ406と、ホワイトバランス係数のパラメータ402又は403がその順番に多重化部209に読み出される。

多重化部209は、水平識別データ406を入力すると、新たな送信単位405を構成し始め、水平識別データ406、Rのホワイトバランス係数402をその順に、その新たな送信単位405の構成要素とすると共に、その後ろに、水平識別データ406を入力するまでにA/D部205から入力した画像データ407を、送信単位405の構成要素として追加する。

30

ここで、「水平識別データ406を入力するまでにA/D部205から入力した画像データ407」とは、水平帰線期間にCCD125の水平シフトレジスタ（図示せず）に電荷が転送されるCCD125の1ライン分の画像データに対応する。また、送信単位405において、ホワイトバランス係数402は、CCD125の1ラインの中の有効撮像時間以外の時間に対応する箇所を追加される。

多重化部209は、次の水平識別データ406を入力すると、新たな送信単位405を構成し始め、水平識別データ406、Bのホワイトバランス係数403の順に送信単位405の構成要素とすると共に、その後ろに、水平識別データ406を入力するまでにA/D部205から入力した画像データ407を、送信単位405の構成要素として追加する（図示せず）。

40

上記のように、水平同期信号210が発生するごとに生成される各送信単位405には、ホワイトバランス係数402又は403が交互に加えられた形で、受信機4に送信される。

送信単位405の先頭を示す水平同期信号210と、CCD125からの電荷の読み出しタイミングを決めるTG信号202は、それぞれタイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201で生成される際に、A/D部205からCCD125の1ライン分の画像データ407が、パラメータメモリ208からのパラメータ402又は403の読み出したタイミングにて、多重化部209に送られるように、互いに同期をとるように生成される。

換言すれば、多重化部209は、パラメータメモリ208から水平識別データ406を

50

入力したタイミングが送信単位405の区切りであることを検出でき、その検出時点までにA/D部205から入力した画像データを、CCD125の1ライン分の画像データ407として、送信単位405の構成要素とする。

第9図は、カプセル型内視鏡10と受信機4との動作の一例を示すフローチャートである。カプセル型内視鏡10では、電源がオンになり（ステップSB1-Y）、撮像が開始されると（ステップSB2）、CCD125の1ライン分の画像データが読み出される度に（ステップSB3-Y）、その1ライン分の画像データとパラメータメモリ208に格納されたR及びBのホワイトバランス係数402、403の一方とが多重化される（ステップSB4）。その多重化されたデータは、第8図に示した通りである。

第8図に示した多重化されたデータは、変調された後に送信される（ステップSB5、SB6）。上記のように1ライン毎に行われる動作は、CCD125の1フレームに含まれる全ラインに対して同様に行われ、その1フレームに対して行われた後には、次の1フレームに対しても同様に行われる（ステップSB7、SB8）。これらの動作は、撮像が停止されるまで繰り返される（ステップSB8）。

一方、受信機4では、ステップSB6にてカプセル型内視鏡10から送信されたデータを受信すると（ステップSB11-Y）、CCD125の1ライン分の画像データ毎に、画像データとホワイトバランス係数とを分離し検出する（ステップSB12、SB13）。1フレーム分の画像データが揃うと、ホワイトバランス係数を用いて、ホワイトバランス処理を行う（ステップSB14、SB15）。これらの動作は、動作が終了するまで繰り返される（ステップSB16）。

なお、上記では、各送信単位405は、RまたはBの補正係数402または403を含んでいる。これに代えて、各送信単位405は、それぞれ複数ビット（例えば8ビット）からなる、RまたはBの補正係数402または403のうちの1ビットずつを含むように構成してもよい。即ち、複数（本例では8つ）の送信単位405で複数ビット（本例では8ビット）からなるRまたはBの補正係数402または403が分かるように構成してもよい。

上記では、カプセル型内視鏡10から送信されるデータの1送信単位405が、CCD125の1ライン分の画像データに対応する例について説明した。この例に代えて、またはこの例に加えて、第10図に示すように、カプセル型内視鏡10から送信されるときに1送信単位となるデータ（フレーム）400を、CCD125の1フレームの画像データ

に対応するように構成することができる。

第10図及び第5図に示すように、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201で生成される垂直同期信号（タイミングデータ）210がパラメータメモリ208に入力されると、その入力した垂直同期信号210に応答して、パラメータメモリ208から、送信単位400の開始を示す垂直識別データ401と、ホワイトバランス係数のパラメータ402、403が、その順番で多重化部209に読み出される。

多重化部209は、垂直識別データ401を入力したときに、新たな送信単位400を構成し始め、パラメータメモリ208から読み出された順番に、垂直識別データ401、Rのホワイトバランス係数402、Bのホワイトバランス係数403をその新たな送信単位400の構成要素とすると共に、その後ろに、垂直識別データ401を入力するまでにA/D部205から出力された画像データ404を送信単位400の構成要素として加える。

ここで、「垂直識別データ401を入力するまでにA/D部205から出力された画像データ404」は、垂直帰線期間にCCD125の垂直シフトレジスタ（図示せず）に蓄積された1フレーム分（CCD125が有する画素数分）の信号電荷のデータに対応する。また、送信単位400において、ホワイトバランス係数402、403は、CCD125の有効開始ライン前の時間に対応する箇所に追加される。

送信単位400の先頭を示す垂直同期信号210と、CCD125からの電荷の読み出しタイミングを決めるTG信号202は、それぞれタイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201で生成される際に、A/D部205からCCD125の1フレームを構

10

20

30

40

50

成する画像データ404が、パラメータメモリ208からパラメータ402, 403が読み出されたタイミングにて、多重化部209に送られるように、互いに同期をとるよう生成される。

換言すれば、多重化部209は、パラメータメモリ208から垂直識別データ401を入力したタイミングが送信単位400の区切りであることを検出でき、その検出時点までにA/D部205から入力した画像データを、1フレーム分の画像データ404として、送信単位400の構成要素とする。

上記のように、垂直同期信号210が発生するごとに生成される各送信単位400に対し、ホワイトバランス係数402, 403が加えられた形で、受信機4に送信される。

上述したように、各送信単位400に含まれるホワイトバランス係数についてのデータは、R及びBの補正係数402及び403である。これに対し、各送信単位405に含まれるホワイトバランス係数についてのデータは、RまたはBの補正係数402または403であるか、若しくは、RまたはBの補正係数402または403を構成する1ビット分のデータである。このように、各送信単位400に含まれるホワイトバランス係数についてのデータに比べて、各送信単位405に含まれるホワイトバランス係数についてのデータが少ないのは、垂直同期信号210の発生頻度に比べて、水平同期信号210の発生頻度が高いことに起因している。即ち、各送信単位405に含まれるホワイトバランス係数についてのデータが少なくても、各送信単位405は、相対的に高い頻度で生成されるため、受信機4は、各送信単位405に基づいて、短時間のうちにカプセル型内視鏡10のホワイトバランス係数についての全ての情報を入手することができる。

第8図及び第10図に示したように、各送信単位400, 405毎に、補正係数402, 403が加えられた形で受信機4に送信される。各カプセル型内視鏡10のホワイトバランス係数は、製造工程時にパラメータメモリ208に格納された値として一義的に決まった値であり、変動する値ではない。このことから、毎回送信単位400, 405に含めるのではなく、例えば、カプセル型内視鏡10の起動時に1回、受信機4に送信すれば十分であると考えられることもできる。

これに対し、本実施形態において、各送信単位400, 405毎に受信機4にホワイトバランス係数を送信する理由は、カプセル型内視鏡10の起動時にのみ送信する方法であると、例えば、カプセル型内視鏡10の起動時に受信機4の電源が投入されていない場合などには、受信機4は、そのホワイトバランス係数を受信できずに、その後、ホワイトバ

ランス処理がなされないまま画像が表示されるような事態を確実に回避するためである。第11図は、受信機4が行うホワイトバランス処理の手順を示すフローチャートである。ここでは、カプセル型内視鏡10から受信機4への通信には、第8図に示す送信単位405が用いられ、第9図に示すフローチャートに従った動作が行われるケースについて説明する。

まず、初期設定では、パラメータ検出部304において、検出回数 $i = 0$ に設定されている(ステップSC1)。受信機4の信号分離部302は、復調部301から送信単位405のデータを入力すると、その入力したデータから水平識別データ406を検出するとともに、その水平識別データ406の直後のホワイトバランス係数402又は403を検出する。信号分離部302は、水平識別データ406及びホワイトバランス係数402又は403と、画像データ407とを分離し、画像データ407を画像メモリ303に出力し、水平識別データ406及びホワイトバランス係数402又は403をパラメータ検出部304に出力する。

パラメータ検出部304では、水平識別データ406の直後のホワイトバランス係数402又は403を取得し、その取得したホワイトバランス係数402又は403をパラメータ検出部304のパラメータメモリエリア $k(i)$ に格納する(ステップSC2)。その後、パラメータ検出部304では、検出回数 i に1を加算してインクリメントする(ステップSC3)。

上記ステップSC2及びステップSC3は、予め設定された検出回数 n に到達するまで繰り返される(ステップSC4-N)。ここで、 n は、CCD125のライン数に対応す

10

20

30

40

50

る。なお、本ケースと異なり、カプセル型内視鏡10から受信機4への通信に、第10図に示す送信単位400が用いられるケースであれば、 n は、画像のフレーム数に対応する。

検出回数 n まで上記ステップSC2及びステップSC3が繰り返され、パラメータ検出部304の n 個のパラメータメモリアリア $k(n)$ にそれぞれホワイトバランス係数402, 403が格納されるとステップSC5に進む(ステップSC4-Y)。

ステップSC5に示すように、パラメータ検出部304は、 n 回検出されたホワイトバランス係数402, 403のデータのうち、発生頻度の高いデータをホワイトバランス係数RWB, BWBとして採用する。ここでは、通信エラーによる誤ったホワイトバランス係数が採用されることが防止される。

10

ステップSC6に示すように、画像信号処理部305は、ステップSC5でパラメータ検出部304により採用されたホワイトバランス係数RWB, BWBに基づいて、画像データ407のホワイトバランス処理を行う。Rの画素については、入力したデータ R_{in} にホワイトバランス係数RWBを乗算してなる値 R_{out} がホワイトバランス処理結果である。Bの画素については、入力したデータ B_{in} にホワイトバランス係数BWBを乗算してなる値 B_{out} がホワイトバランス処理結果である。

上述した第1実施形態によれば、以下の効果を奏することができる。

本実施形態によれば、ホワイトバランスの処理をカプセル型内視鏡の内部の回路で行う必要がないので、内部回路の回路規模が大きくなることなく、消費電力の増大を招くことがない。本実施形態では、パラメータメモリ208にホワイトバランス係数を格納して

20

おくだけで足りるため、内部回路の回路規模が大きくなることはない。また、例えば、カプセル型内視鏡がパッケージから取り外されて電源がONにされた直後(飲み込まれる前)に、ホワイトバランス用のチャートを撮像し、そのチャートを撮像してなる画像が受信機4に送信され、受信機4において、その受信したチャートの画像に基づいて、そのカプセル型内視鏡10のホワイトバランス係数を求める方法について考える。この方法によれば、チャートを撮像した時点でのホワイトバランス係数に関する撮像画像データを受信機4で受信できない場合(例えばその時点では受信機4の電源投入されていない場合)に、それに気づかずにカプセル型内視鏡を飲み込んだとすると、そのカプセル型内視鏡による撮像画像は、ホワイトバランス処理がなされることはない。

これに対し、本実施形態では、カプセル型内視鏡10を飲む前にカプセル型内視鏡10から送信されたデータを受信機4で受信できない場合であっても、カプセル型内視鏡10からはその後、撮像画像データと共に常時ホワイトバランス係数RWB, BWBのデータが受信機4に送信されるため、飲み込んだ後に、受信機4に電源が投入された場合であっても、その後に受信したホワイトバランス係数RWB, BWBに基づいて、撮像画像のホワイトバランス処理を行うことができる。

30

次に、上記第1実施形態の変形例について説明する。

上記第1実施形態においては、パラメータメモリ208に、ホワイトバランス係数RWB, BWBが格納されていた。これに代えて、本変形例では、パラメータメモリ208に、製造工程時に白チャートを撮影したR画像($Rdata$)とB画像($Bdata$)をそのまま格納する。本変形例では、第8図のホワイトバランス係数402の箇所又は第10図のホワイトバランス係数402, 403の箇所に、それぞれ、R画像($Rdata$)、B画像($Bdata$)が含まれた形で、送信単位405, 400が構成される。カプセル型内視鏡10において、それ以外の構成・動作は、上記第1実施形態と同様である。

40

受信機4は、ホワイトバランス処理に際して用いる、Rの基準となる定数 G_r と、Bの基準となる定数 G_b とを有している。受信機4は、受信した送信単位405から、R画像($Rdata$)又はB画像($Bdata$)と、画像データ407を入力する。又は、受信機4は、受信した送信単位400から、R画像($Rdata$)及びB画像($Bdata$)と、画像データ404を入力する。

受信機4による画像データ407, 404のホワイトバランス処理に際しては、Rの画素については、画像データ407, 404のRのデータ R_{in} に、($G_r/Rdata$)

50

を乗算してなる値R o u tがホワイトバランス処理結果である。同様に、Bの画素については、画像データ4 0 7, 4 0 4のBのデータB i nに、(G b / B d a t a)を乗算してなる値B o u tがホワイトバランス処理結果である。

上記において、Rの基準となる定数G rと、Bの基準となる定数G bは、カプセル型内視鏡1 0が使用される場所(病院)毎に変更されることができる。これにより、カプセル型内視鏡1 0の使用場所によって、ホワイトバランス処理結果が異なるようにすることができる。また、同じ使用場所であっても、カプセル型内視鏡1 0によって撮像された臓器の部位によって、定数G rと定数G bとを変更することができる。これにより、各臓器が元来有する色や、各臓器で発見すべき病原の色を反映させて、定数G rや定数G bを変更することができる。

10

次に、第1 2図を参照して、上記第1実施形態の第2の変形例について説明する。

第1 2図は、第1 0図の送信単位4 0 0の変形例である。第1 2図の送信単位4 0 0'では、Rのホワイトバランス係数4 0 2の直後に、Rのホワイトバランス係数4 0 2に対するエラー訂正コード4 0 8が追加され、Bのホワイトバランス係数4 0 3の直後に、Bのホワイトバランス係数4 0 3に対するエラー訂正コード4 0 9が追加されている。

エラー訂正コード4 0 8, 4 0 9は、カプセル型内視鏡1 0の製造工程時において、ホワイトバランス係数RWB, BWBがパラメータメモリ2 0 8に格納されるときに、共に格納される。なお、これに代えて、パラメータメモリ2 0 8には、ホワイトバランス係数RWB, BWBのみが格納され、エラー訂正コード4 0 8, 4 0 9は、カプセル型内視鏡1 0の内部において、パラメータメモリ2 0 8から読み出したホワイトバランス係数RW

20

B, BWBに基づいて、エラー訂正コード4 0 8, 4 0 9を算出する構成を採用することもできる。

受信機4は、エラー訂正コード4 0 8に基づいて、Rのホワイトバランス係数4 0 2を訂正できると共に、エラー訂正コード4 0 9に基づいて、Bのホワイトバランス係数4 0 9を訂正できる。

また、図示はしないが、第8図の送信単位4 0 5のRのホワイトバランス係数4 0 2と画像データ4 0 7との間に、Rのホワイトバランス係数4 0 2に対するエラー訂正コードが追加されることができ、同様に、Bのホワイトバランス係数と画像データ4 0 7との間に、Bのホワイトバランス係数に対するエラー訂正コードが追加されることができ

30

上記第2変形例では、送信単位4 0 0において、エラー訂正コード4 0 8, 4 0 9は、ホワイトバランス係数4 0 2, 4 0 3とともに、CCD1 2 5の有効開始ライン前の時間に対応する箇所に追加される。また、送信単位4 0 5において、エラー訂正コードは、ホワイトバランス係数とともに、CCD1 2 5の1ラインの中の有効撮像時間以外の時間に対応する箇所に追加される。

上記第2変形例によれば、通信エラーが起きても高い確度で正しいホワイトバランス係数RWB, BWBを得ることができる。よって、第1 1図のステップSC4のnの値が少なくても問題なく、正しいホワイトバランス係数RWB, BWBを得ることができる。

(第2実施形態)

次に、第1 3図及び第1 4図を参照して、第2の実施形態について説明する。

第2実施形態では、パラメータメモリ2 0 8には、上記ホワイトバランス係数に加えて、画素欠陥のアドレスを示す画素欠陥アドレスデータが格納される。ここで、画素欠陥補正とは、画素欠陥のアドレスの周囲のアドレスに対応する画素データに基づいて、当該アドレスに存在する画素欠陥を補正するものである。

40

カプセル型内視鏡1 0において、それ以外の構成については、上記第1実施形態と同様である。また、カプセル型内視鏡1 0の動作及び受信機4の構成及び動作は、基本的に上記第1実施形態と同様である。

即ち、多重化部2 0 9では、画像データとホワイトバランス係数と画素欠陥アドレスデータが多重化され、その多重化されてなるデータが変調部2 1 1及び無線部1 4 2を介してカプセル型内視鏡1 0から送出される。受信機4では、パラメータ検出部3 0 4がホワイトバランス係数と画素欠陥アドレスデータの各パラメータを検出し、画像信号処理部3

50

05では、画像データに対して、その検出されたホワイトバランス係数に基づいてホワイトバランス処理を行うとともに、その検出された画素欠陥アドレスデータに基づいて、画素欠陥補正を行う。それらのホワイトバランス処理及び画素欠陥補正がなされた画像が画像圧縮部306にて圧縮され、その圧縮された画像データが大容量メモリ44に記憶される。

画素欠陥のアドレスについても、ホワイトバランス係数と同様に、各カプセル型内視鏡10毎に、製造工程において試験が行われて、そのカプセル型内視鏡10の画素欠陥のアドレスが求められる。その画素欠陥アドレスデータが各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に書き込まれ、出荷時には、各画素欠陥アドレスデータが各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に格納された状態で出荷される。

10

第13図は、製造工程時に画素欠陥のアドレスを算出する手順を示すフローチャートである。まず、CCD125を50℃に設定された場所にセットする(ステップSD1)。CCD125の白欠陥は、高温の条件で発生し易いからである。次に、CCD125で遮光(暗室内)を撮像し、白欠陥を導く(ステップSD2)。次いで、上記ステップSD2のCCD125による撮像結果に基づいて、ベース(黒)から規定値レベル以上の画素のアドレスを画素欠陥アドレスデータとしてパラメータメモリ208に記録する(ステップSD3)。次に、CCD125で白チャートを撮像し、黒欠陥を導く(ステップSD4)。次いで、上記ステップSD4のCCD125による撮像結果に基づいて、ベース(白)から規定値レベル以下の画素のアドレスを画素欠陥アドレスデータとしてパラメータメモリ208に記録する(ステップSD5)。

20

次に、ステップSD6に示すように、パラメータメモリ208に記録された画素欠陥アドレスデータの確認を行う。その確認は、パラメータメモリ208から画素欠陥アドレスデータを読み出し、その読み出した画素欠陥アドレスデータと、ステップSD3、SD5で検出された画素欠陥のアドレスのデータとが同じであるか否かをチェックする内容である。

その確認の結果、問題が無ければ(両者が同じであれば)、画素欠陥アドレスデータの検出処理を終了する。

その確認の結果、問題があれば、その問題あり(NG)のケースが所定の複数回あるか否かが判定される(ステップSD7)。ここでは、まだ、所定の複数回に達していないため(SD7-N)、ステップSD1に戻る。

30

その後、ステップSD7の結果、所定の複数回に達すると(SD7-Y)、そのカプセル型内視鏡(特にパラメータメモリ208)に異常があることが表示される(ステップSD8)。異常と判定されたカプセル型内視鏡10は、そのまま出荷されることはない。

第14図は、第2実施形態においてカプセル型内視鏡10から送信される際の送信単位となる送信データ400'を示す図であり、上記第1実施形態の第10図に対応する図である。上記第1実施形態と同じ構成要素については、同じ符号を付してその説明を省略する。

送信単位400'には、垂直識別データ401、RWB補正係数402、BWB補正係数403、画像データ404に加えて、画素欠陥アドレスデータ410が含まれる。

また、図示はしないが、上記第1実施形態の第8図の送信単位405のRのホワイトバランス係数402と画像データ407との間に、画素欠陥アドレスデータが追加されることができ、同様に、Bのホワイトバランス係数と画像データ407との間に、画素欠陥アドレスデータが追加されることができる。

40

第2実施形態では、送信単位400において、画素欠陥アドレスデータは、ホワイトバランス係数402、403とともに、CCD125の有効開始ライン前の時間に対応する箇所に追加される。また、送信単位405において、画素欠陥アドレスデータは、ホワイトバランス係数とともに、CCD125の1ラインの中の有効撮像時間以外の時間に対応する箇所に追加される。

上記第2実施形態によれば、CCD125の画素欠陥補正を行うことができる。

なお、第2実施形態に対して、上記第1実施形態における第1又は/及び第2変形例を

50

適用することも可能である。

また、パラメータメモリ208には、CCD125のばらつきに起因する不良を補正するためのデータが格納されることが出来る。ホワイトバランス係数や、画素欠陥アドレスデータは、その一例である。

(第3実施形態)

次に、第3実施形態について説明する。

上記第1実施形態では、カプセル型内視鏡10にCCD125を用いた例を説明したが、第3実施形態では、CCD125に代えて、CMOSイメージセンサを用いる。第3実施形態の各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208には、各CMOSイメージセンサに固有の値である光電変換特性のオフセット値を、個別に格納しておく。それ以外のカプセル型内視鏡10の構成及び動作と、受信機4の構成及び動作は、上記第1実施形態と同様である。

即ち、多重化部209では、画像データと光電変換特性のオフセット値が多重化され、その多重化されてなるデータが変調部211及び無線部142を介してカプセル型内視鏡10から送出される。受信機4では、パラメータ検出部304が光電変換特性のオフセット値のパラメータを検出し、画像信号処理部305では、画像データに対して、その検出された光電変換特性のオフセット値に基づいて光電変換特性の補正を行う。その光電変換特性の補正がなされた画像が画像圧縮部306にて圧縮され、その圧縮された画像データが大容量メモリ44に記憶される。

光電変換特性のオフセット値についても、上記第1実施形態におけるホワイトバランス係数と同様に、各カプセル型内視鏡10毎に、製造工程において試験が行われて、そのカプセル型内視鏡10の光電変換特性のオフセット値が求められる。その光電変換特性のオフセット値が各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に書き込まれ、出荷時には、各光電変換特性のオフセット値が各カプセル型内視鏡10のパラメータメモリ208に格納された状態で出荷される。

第15図は、各撮像素子（例えば、CMOSイメージセンサ）の光電変換特性のオフセット値の求め方を説明するためのグラフである。第15図に示すように、各撮像素子に対し、異なる光量の光を入射した場合のそれぞれ信号出力を求め、点A、Bとしてプロットする。点A、Bを直線で結び、Y軸との交点を、その撮像素子の光電変換特性のオフセット値として求める。

上記第3実施形態によれば、カプセル型内視鏡10の固体撮像素子として、撮像素子を用いた場合の光電変換特性の補正を行うことができる。

ところで、上述した第1～第3実施形態では、いずれも、ホワイトバランス係数402、403、エラー訂正コード408、409、画素欠陥アドレスデータ410、光電変換特性のオフセット値などの付加情報を画像データ404の前に付加して送出するようにしていたが、画像データ404の後端側に付加することが好ましく、特に、画像データ404の後端に付加することが一層好ましい。

たとえば、第16図は、画像データ404の後端にホワイトバランス係数402、403を付加した構成を示している。このように付加情報を画像データ404の後端に付加すると、受信機側では、垂直同期信号による同期が一層確実にとれた状態で受信できることになる。特に、フレーム400が離散的に送出され、受信される場合、その都度、再同期処理する必要があるため、安定した同期が取れている箇所に付加情報を配置することが好ましい。付加情報は、たとえば第16図の場合、たかだか2バイトであるが、この付加情報は、画像データの復元に大きな影響を及ぼすため、画像データ404の後端側に付加情報を付加することが好ましく、受信機側は、安定かつ確実な付加情報を取得することができる。

(第4実施形態)

次に、第4実施形態について説明する。

上記第1実施形態がデジタル伝送を行うものであったのに対し、第4実施形態は、アナログ伝送を行うものである。上記第1実施形態と同じ構成要素については、同じ符号を付

してその説明を省略する。

第17図に示すように、カプセル型内視鏡10の画像処理部143a'は、CCD125から出力されたアナログの画像データをアナログ信号のまま変調部211に送出する。アナログ伝送であるため、第5図のようなA/D変換部205は無い。パラメータメモリ208には、上記第1実施形態のパラメータメモリ208と同様に、ホワイトバランス係数RWB、BWBが格納されている。

第17図に示すように、画像処理部143a'の多重化部209'は、混合器212と、加算器213とを備えている。タイミング信号210に応答して、パラメータメモリ208からホワイトバランス係数RWB、BWBが混合器212に読み出され、その混合器212にて、そのホワイトバランス係数RWB、BWBと、同期信号SG1とが混合される。加算器213では、混合器212による混合結果と、画像データとが重畳される。その加算器213からの出力が変調部211にて周波数変調される。

10

上記のように、アナログ伝送の場合には、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ201から出力された同期信号SG1を多重化部209'にて画像データにそのまま重畳させることにより、画像データに含まれる複数の画像の中から各画像の区切りを明確にする。

第19図は、第17図の多重化部209'からの出力信号S1を示している。第19図に示すように、アナログ伝送時は、NTSCコンポジットビデオ信号と同様の信号波形の形式で信号が伝送される。第19図において、基準レベル600よりも上側の部分601が映像信号（画像データに対応する）であり、下側の部分が同期信号SG1である。符号602は、水平同期信号である。ホワイトバランス係数RWB、BWBは、混合器212において、基準レベル600よりも下側の同期信号SG1側に混合される。符号603は、垂直同期信号である。

20

第19図及び第17図に示すように、混合器212において、垂直同期信号603及び水平同期信号602（同期信号SG1）とホワイトバランス係数RWB、BWBが混合され、その混合結果は、加算器213にて、映像信号601と混合される。第19図に示すように、ホワイトバランス係数RWB、BWBは、垂直同期信号603の後に重畳され、CCD125の有効開始ライン前の時間に対応する箇所（映像信号601よりも左側）に追加される。

第19図に示すように、長い時間ローレベルにされる垂直同期信号603は、受信機4においてLPF（ローパスフィルタ）を通すことによって検出される。また、水平同期信号602は、受信機4においてBPF（バンドパスフィルタ）を通すことによって検出される。水平同期信号602が検出された後には、所定のクロック後にホワイトバランス係数RWB、BWBが存在することが予め決まっているので、容易にホワイトバランス係数RWB、BWBを検出することができる（後述する第18図参照）。

30

第20図は、第17図の多重化部209'からの出力信号S1の他の例を示している。第20図では、第19図と同様に、ホワイトバランス係数RWB、BWBが同期信号SG1側（基準レベル600よりも下側）に混合され、垂直同期信号603に重畳されているが、その混合される箇所が、映像信号601の後である点において、第19図と相違している（第19図では、映像信号601の前である）。

40

また、第20図では、各ホワイトバランス係数RWB、BWBの直前に、ホワイトバランス係数RWB、BWBの存在を示す係数識別信号605a、605bが追加されている。受信機4では、係数識別信号605a、605bを検出することで、その直後にホワイトバランス係数RWB、BWBが存在することを認識することができる。なお、RとBの両方のホワイトバランス係数RWB、BWBが連続して配置される場合には、係数識別信号605aのみがあれば足り、係数識別信号605bは不要である。係数識別信号605a、605bは、第19図のケースにおいても、各ホワイトバランス係数RWB、BWBの直前に追加することが可能である。

上記第19図及び第20図は、各垂直同期信号603にRとBの両方のホワイトバランス係数RWB、BWBが重畳されるケースを示していた。第21図及び第22図は、各水

50

平同期信号602に、ホワイトバランス係数RWB又はBWB（8ビットD7～D0で構成されるとする）の1ビット分のデータのみが重畳されるケースを示している。ホワイトバランス係数RWB又はBWBの1ビット分のデータは、CCD125の1ラインの中の有効撮像時間以外の時間に対応する箇所を追加される。

水平同期信号602に重畳されるホワイトバランス係数のデータが、垂直同期信号603に重畳されるホワイトバランス係数のデータに比べて少ないのは、上記の通り、垂直同期信号603の発生頻度に比べて、水平同期信号602の発生頻度が高いことに起因している。

第21図(a)では、8つの水平同期信号602のそれぞれに重畳された1ビット分のホワイトバランス係数(D7～D0)が揃うことで、Rのホワイトバランス係数RWBが10
検出され、その次の8つの水平同期信号602のそれぞれに重畳された1ビット分のホワイトバランス係数(D7～D0)が揃うことで、Bのホワイトバランス係数RWBが検出される。

第21図(b)に、水平同期信号602を重畳するタイミングをずらした例を示す。第21図(b)は、第21図(a)と異なり水平同期信号の立下り直前にデータを挿入している。このようにすることにより、立上りエッジで水平同期信号を検出する場合にホワイトバランス係数が検出し易くなる。また、ホワイトバランス係数がハイレベル(H)であれば水平同期信号の幅が狭くなるため、水平同期信号のレベルの幅で挿入した係数がHしか検出することができる。

第22図は、第21図と異なり、連続する3つの水平同期信号602には、共通して、20
ホワイトバランス係数RWB又はBWBの同じ1ビットのデータが重畳されている。受信機4では、3つの水平同期信号602毎に、重畳されたホワイトバランス係数RWB又はBWBの上記1ビットのデータを検出する。

受信機4において、1つの水平同期信号602に重畳されるホワイトバランス係数が読み取れなかった場合には、正確なホワイトバランス係数RWB又はBWBを得ることはできない。これに対し、第22図では、例えば2つ目の水平同期信号602に重畳された上記1ビットを1つ目の水平同期信号602に重畳された上記1ビットとして誤認識したとしても、同じくD7として正しく認識することができ、そこから3つ目の水平同期信号602に重畳された上記1ビットは、D6として正しく認識することができる。第22図では、D7を確定するにあたり1つ目の同期信号から3ライン係数を参照し発生頻度の高い30
データをホワイトバランス係数として確定することとする。

第18図に示すように、受信機4の画像処理部300'には、第6図に示したデジタル伝送時の画像処理部300と異なり、A/D変換部307が加わっている。画像処理部300'の信号分離部302'は、クランプ回路701と、同期信号分離部702と、垂直同期検出部703と、水平同期検出部704と、ライン数検出部705とを備えている。

クランプ回路701は、復調部301からの出力信号をクランプし、同期信号(水平同期信号602及び垂直同期信号603)SG1と、映像信号601とを分ける基準レベル600を検出する。

同期信号分離部702は、同期信号SG1を分離して、映像信号601をA/D変換部307に出力する。同期信号SG1は、垂直同期検出部703及び水平同期検出部70440
に送出され、垂直同期検出部703では、垂直同期信号603が検出され、水平同期検出部704では、水平同期信号602が検出される。垂直同期検出部703及び水平同期検出部704のそれぞれの検出結果は、ライン数検出部705に送出される。

ライン数検出部705では、予め、例えば第19図のケースでは、垂直同期信号603から2ライン目の水平同期信号602から所定クロックの後にRのホワイトバランス係数RWBが含まれていること、及び、3ライン目の水平同期信号602から所定クロックの後にBのホワイトバランス係数BWBが含まれていることが分かっている。

そこで、ライン数検出部705は、パラメータ検出部304に対して、垂直同期信号603から2ライン目の水平同期信号602から所定クロックの後、及び、3ライン目の水平同期信号602から所定クロックの後を指示する旨のサンプリング位相出力を出力する50

。パラメータ検出部304は、上記サンプリング位相出力に基づいて、同期信号SG1から、ホワイトバランス係数RWB, BWBを求めることができる。

次に、第23図及び第24図を参照して、第4実施形態の変形例について説明する。

第23図は、第17図の変形例を示す図である。多重化部209'は、混合器212'と、加算器213'と、D/Aコンバータ214とを備えている。パラメータメモリ208から読み出されたホワイトバランス係数RWB, BWBは、D/Aコンバータ214にてアナログ信号に変換された後に、混合器212'にて画像データと混合される。加算器213'では、混合器212'による混合結果と、同期信号SG1とが重畳される。その加算器213'からの出力が変調部211にて周波数変調される。

第24図は、第23図の多重化部209'からの出力信号S2を示している。第24図に示すように、ホワイトバランス係数RWB, BWBは、混合器212'において、基準レベル600よりも上側の画像データ601側に混合される。ホワイトバランス係数RWBは、垂直同期信号603が立ち上がった後の最初の水平同期信号602の後である2ライン目の画像データ601側に重畳され、ホワイトバランス係数BWBは、2番目の水平同期信号602の後である3ライン目の画像データ601側に重畳されている。実際の映像信号601は、3番目の水平同期信号602の後である4ライン目からである。

ところで、上述した第4実施形態では、いずれも、ホワイトバランス係数RWB, BWBを、一連の映像信号601の前あるいは分散して付加して送出するようにしていたが、第16図と同様に、一連の映像信号601の後端側に付加することが好ましく、特に、一連の映像信号601の後端に付加することが一層好ましい。

たとえば、第25図は、n個の一連の映像信号601の後端にホワイトバランス係数RWB, BWBを付加した構成を示している。このようにホワイトバランス係数RWB, BWBを一連の映像信号601の後端に付加すると、受信機側では、垂直同期信号603による同期が一層確実にとれた状態で受信できることになる。ホワイトバランス係数RWB, BWBなどの付加情報は、たとえば第16図の場合、たかだか2バイトであるが、この付加情報は、画像データの復元に大きな影響を及ぼすため、一連の映像信号601の後端側に付加情報を付加することが好ましく、受信機側は、安定かつ確実な付加情報を取得することができる。なお、ホワイトバランス係数RWB, BWB以外の、エラー訂正コード408, 409、画素欠陥アドレスデータ410、光電変換特性のオフセット値などの付加情報も同様に、一連の映像信号601の後端側に付加することが好ましい。

(第5実施形態)

次に、第26図及び第27図を参照して、第5実施形態について説明する。

第5実施形態において、上記第1実施形態と同じ構成要素については、同じ符号を付してその説明を省略する。以下では、カプセル型内視鏡10において、アナログ伝送が行われる場合について説明する。

第5実施形態では、上記第1実施形態と異なり、パラメータメモリ208に格納されたホワイトバランス係数を画像信号に多重化させることなく、ホワイトバランス係数を単独で変調させて送信し、また、画像信号を単独で変調させて送信する。受信機4では、2つの変調信号をそれぞれ復調して、ホワイトバランス係数と、画像信号を得る。

第26図に示すように、カプセル型内視鏡10の画像処理部143aには、第3図と異なり、多重化部209が無い。第5実施形態では、ホワイトバランス係数と画像信号とを多重化させないからである。また、第26図に示す信号処理・制御部143'は、2つの変調部211a, 211bを備えている。

変調部211aは、パラメータメモリ208に格納されたホワイトバランス係数を搬送周波数f1で変調する。変調部211bは、画像信号を搬送周波数f2で変調する。送信部142aは、変調部211aから出力されたホワイトバランス係数の変調信号を増幅し、また、変調部211bから出力された画像信号の変調信号を増幅する。共用のアンテナ142bは、送信部142aで増幅された、互いに異なる搬送周波数f1, f2の変調信号を送信する。

第27図に示すように、受信機4は、第4図と異なり、2つの復調部301a, 301

bを備えており、また、パラメータ検出部304が画像処理部300の外部に設けられている。共用のアンテナ31~34で捕捉した電波の信号（ホワイトバランス係数の変調信号、画像信号の変調信号）は、それぞれ受信部41で増幅される。

復調部301aでは、搬送周波数f1の変調信号が復調され、その復調された信号がパラメータ検出部304に送出される。パラメータ検出部304では、入力した信号に基づいて、ホワイトバランス係数を検出する。

復調部301bでは、搬送周波数f2の変調信号が復調され、その復調された信号が画像処理部300に送出される。画像処理部300の信号分離部302は、画像信号と同期信号とを分離する。画像処理部300は、その同期信号を用いて、パラメータ検出部304にアクセスし、パラメータ検出部304からホワイトバランス係数を得る。画像処理部300では、ホワイトバランス係数を用いて、画像信号にホワイトバランス処理を行う。

10

なお、上記では、アナログ伝送のケースについて説明したが、第5実施形態は、デジタル伝送でも実現可能である。この場合、カプセル型内視鏡10の動作及び受信機4の復調部301a、301bまでの動作は、デジタル伝送のケースでも同様である。デジタル伝送時の受信機4の画像処理部300では、画像信号と同期信号とを分離する必要が無いので、信号分離部302が不要となり、パラメータ検出部304で検出されたホワイトバランス係数を用いて、画像信号に対してホワイトバランス処理を行えばよい。

第5実施形態のように、パラメータメモリ208に格納されたホワイトバランス係数を画像信号に多重化させること無く別々に送信し、受信機4では別々に復調する方法においても、上記第1実施形態と同様な効果を奏することができる。

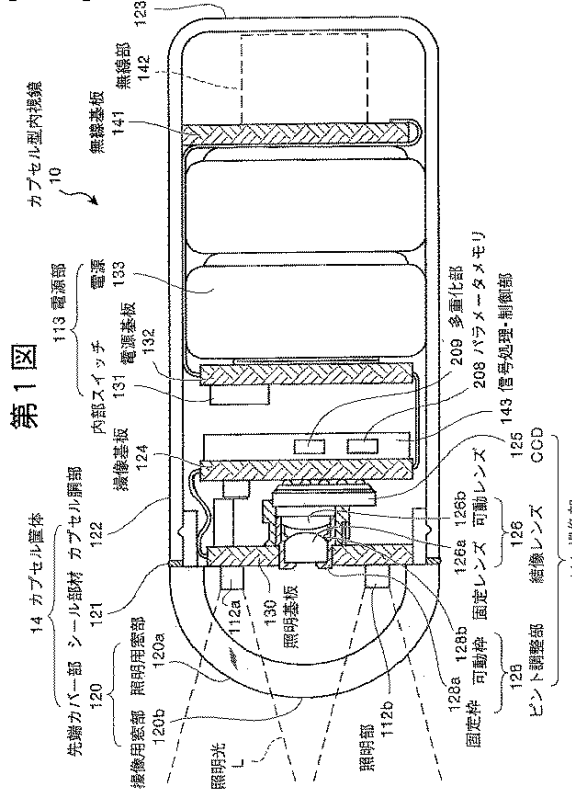
20

本発明のカプセル型内視鏡によれば、撮像素子に固有の信号処理に関して、低消費電力である。

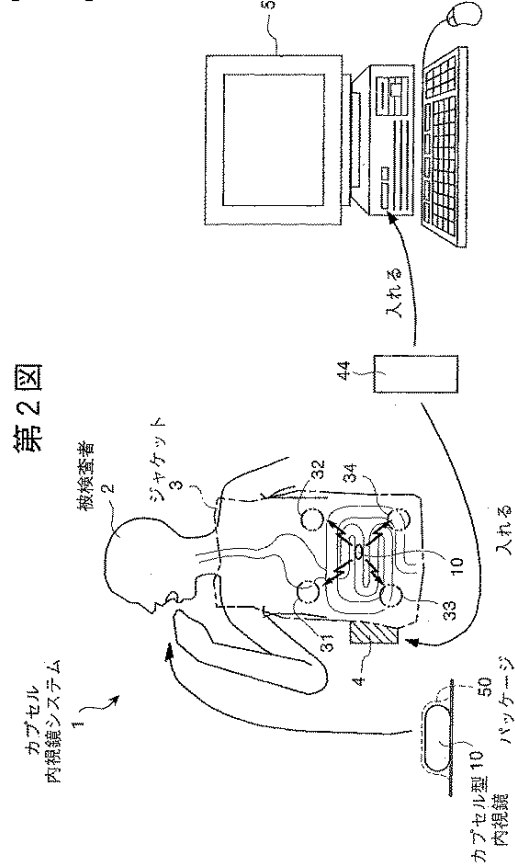
【産業上の利用可能性】

以上のように、この発明は、医療用の内視鏡に関し、特に体腔内の画像を撮像する飲み込み型のカプセル内視鏡およびこれを用いたカプセル内視鏡システムに適している。

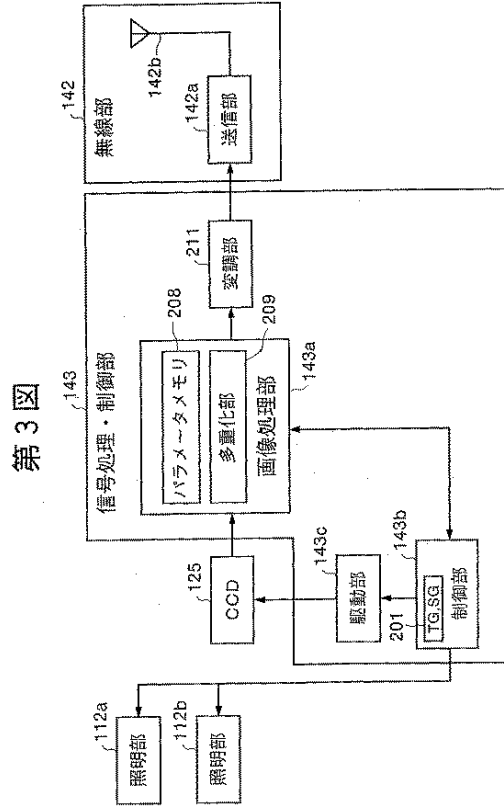
【図1】



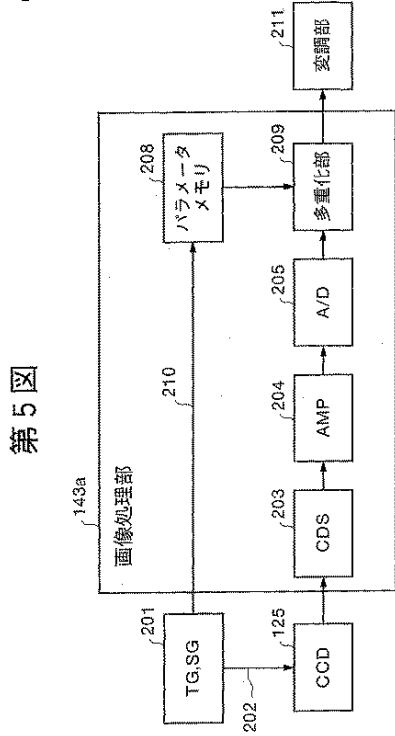
【図2】



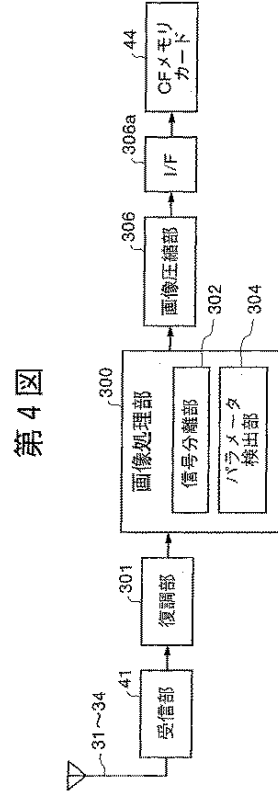
【図 3】



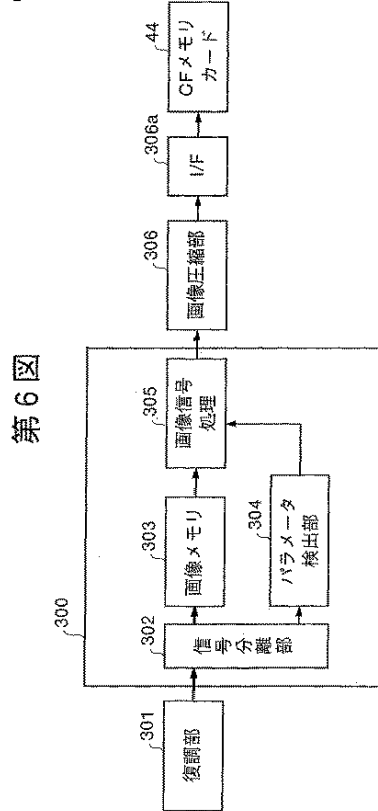
【図 5】



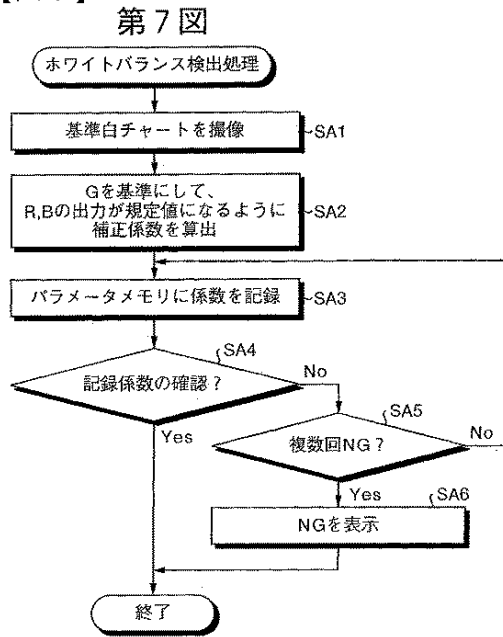
【図 4】



【図 6】

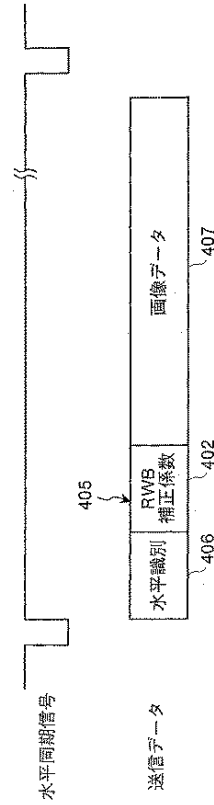


【図7】



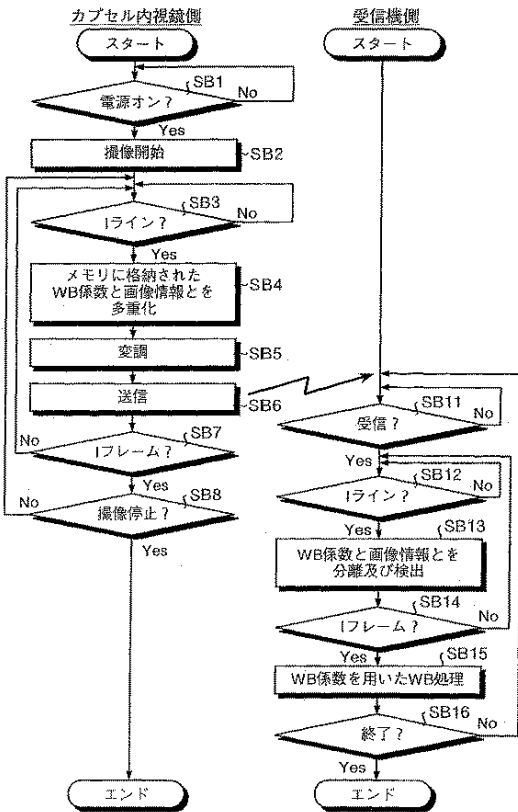
【図8】

第8図



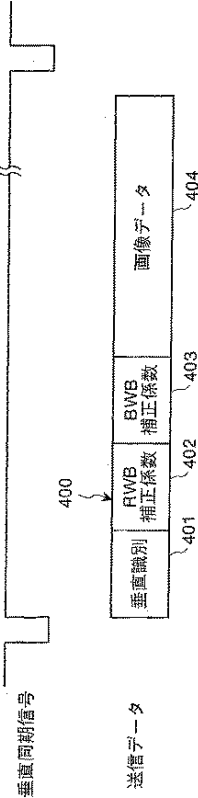
【図9】

第9図

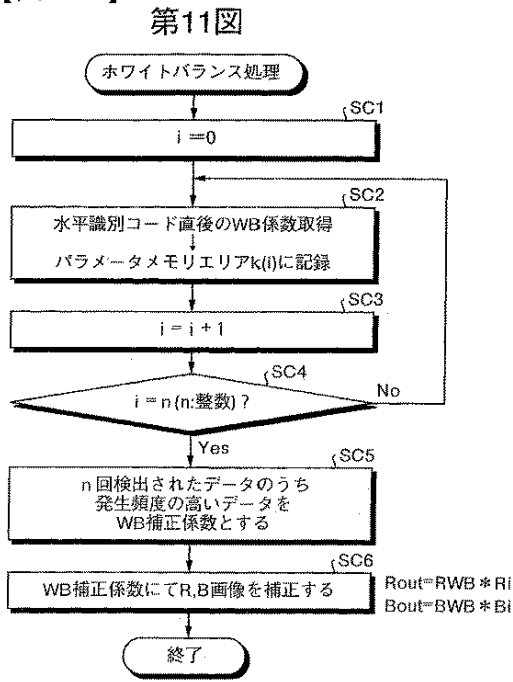


【図10】

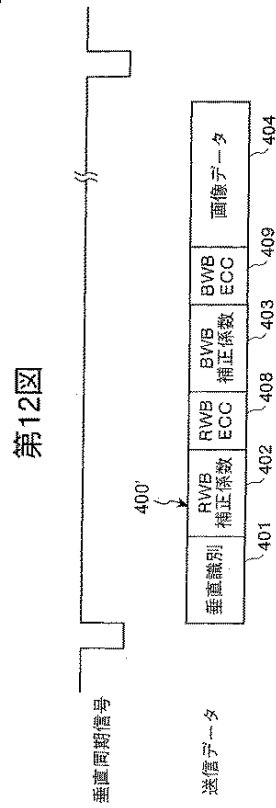
第10図



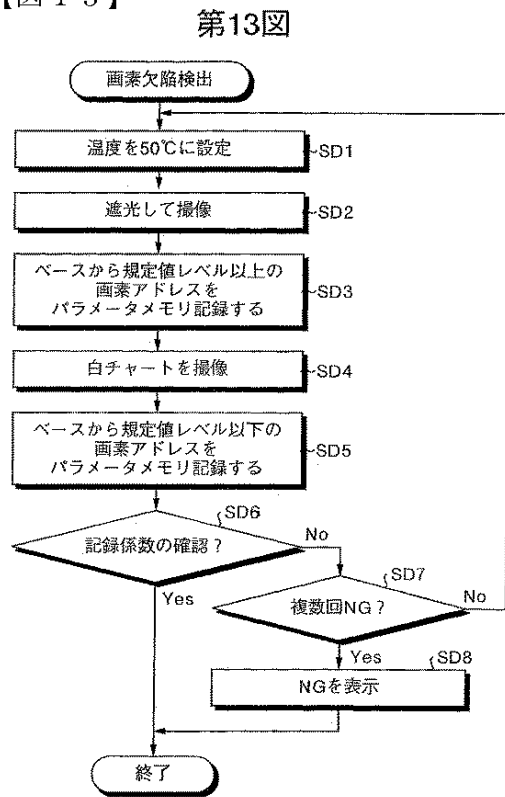
【図11】



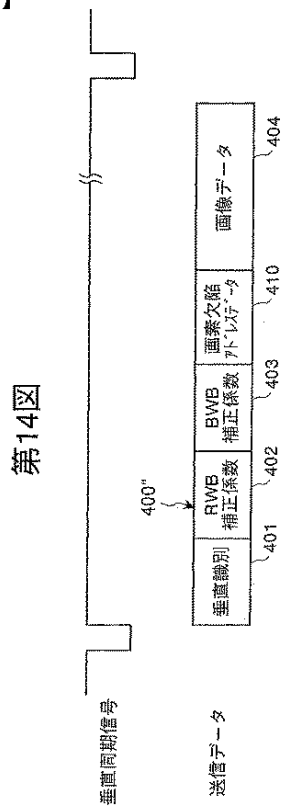
【図12】



【図13】

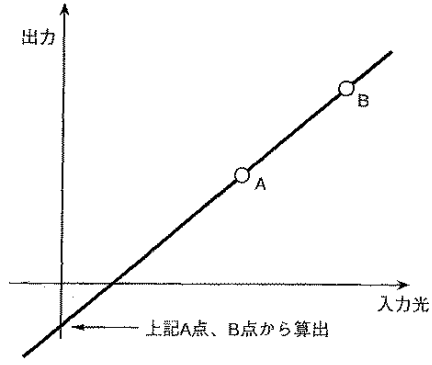


【図14】



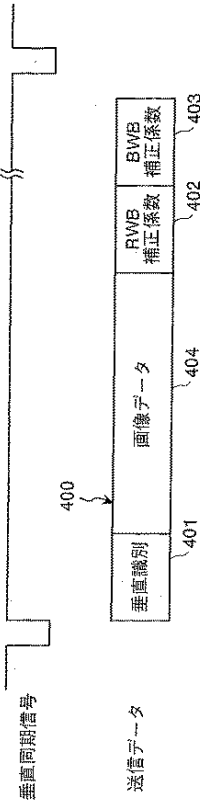
【図15】

第15図



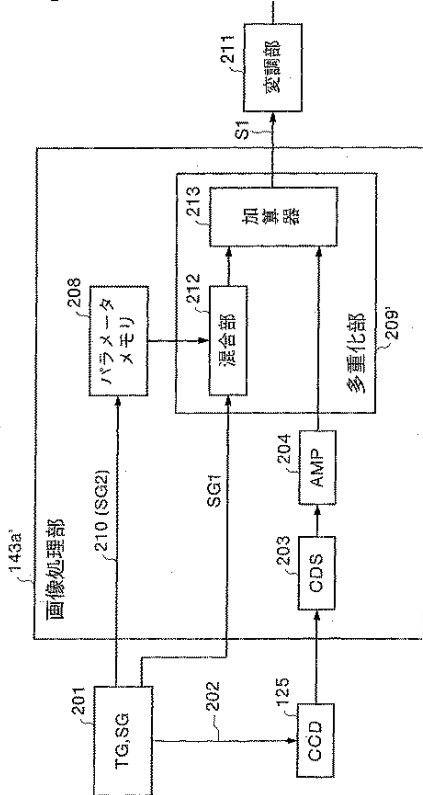
【図16】

第16図



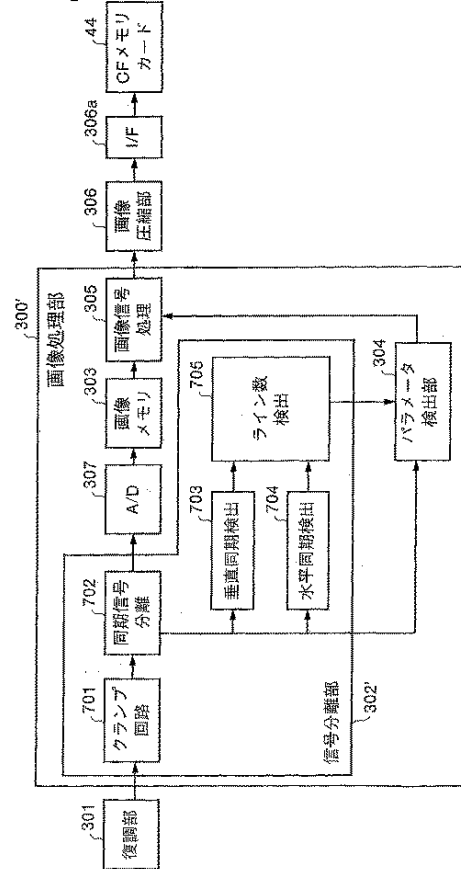
【図17】

第17図

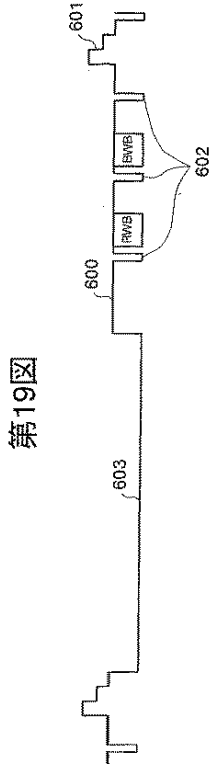


【図18】

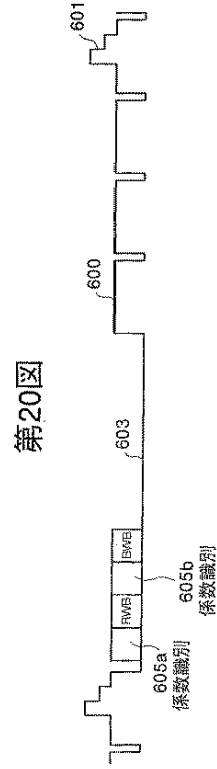
第18図



【図19】

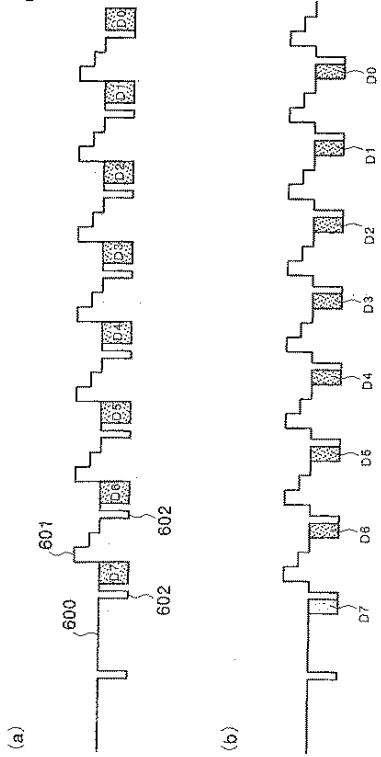


【図20】



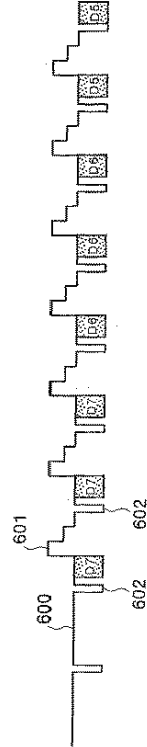
【図21】

第21図



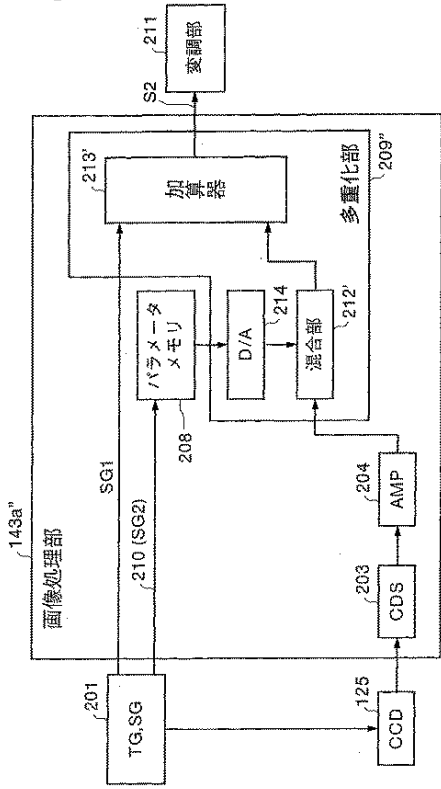
【図22】

第22図



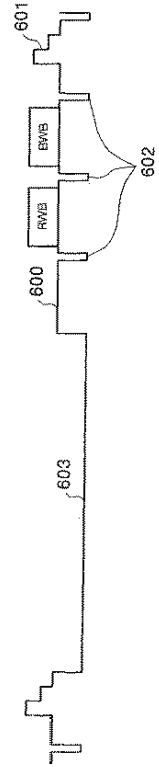
【図 23】

第23図



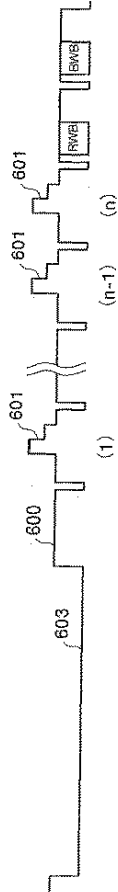
【図 24】

第24図



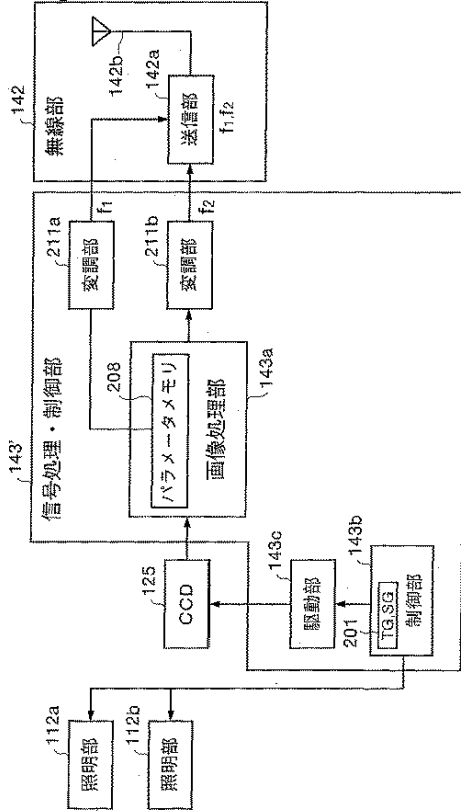
【図 25】

第25図



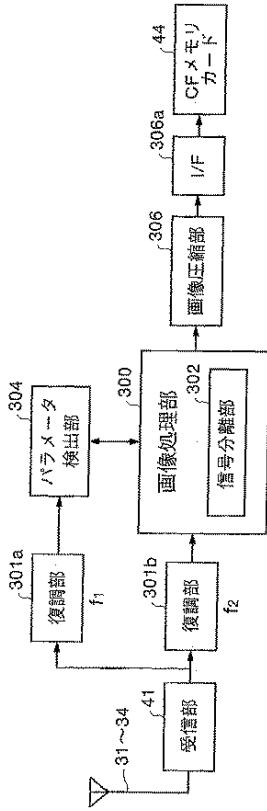
【図 26】

第26図



【図27】

第27図



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/009267
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B1/04		
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) Int.Cl. ⁷ A61B1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004		
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	WO 01/35813 A1 (GIVEN IMAGING LTD.), 25 May, 2001 (25.05.01), Page 9, lines 8 to 11; Fig. 2 & JP 2003-523795 A	1-24
Y	JP 6-335449 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 December, 1994 (06.12.94), Column 3, line 14 to column 4, line 10; column 8, line 32 to column 9, line 2; Fig. 10 (Family: none)	1-24
A	JP 63-49128 A (Toshiba Corp.), 01 March, 1988 (01.03.88), Page 3, lower left column, line 2 to page 3, lower right column, line 5; Fig. 1 (Family: none)	1-24
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 22 October, 2004 (22.10.04)		Date of mailing of the international search report 09 November, 2004 (09.11.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/009267	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl. A61B1/04			
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			
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 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004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 請求の範囲の番号	
Y	WO 01/35813 A1 (GIVEN IMAGING LTD.) 2001.05.25 第9頁第8-11行目、FIG. 2 & JP 2003-523795 A	1-24	
Y	JP 6-335449 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.12.06 第3欄第14行目-第4欄第10行目、第8欄第32行目-第9欄 第2行目、図10 (ファミリーなし)	1-24	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列举されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「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		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 22.10.2004		国際調査報告の発送日 09.11.2004	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 右高 孝幸	2W 9808
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/009267
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 請求の範囲の番号
A	JP 63-49128 A (株式会社東芝) 1988.03.01 第3頁左下欄第2行目-第3頁右下欄第5行目、第1図 (ファミリーなし)	1-24

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

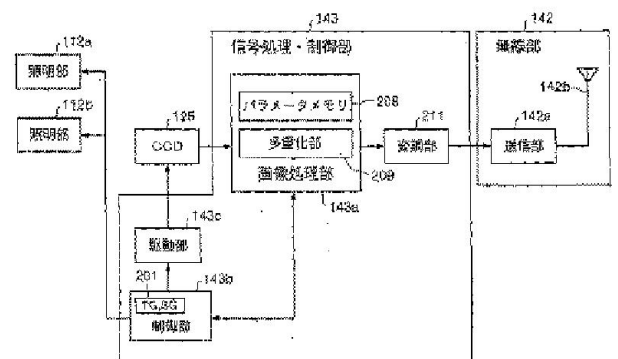
Fターム(参考) 4C061 CC06 DD10 JJ19 NN01 NN03 NN07 SS01 SS30 TT04 TT12
UU06 YY02 YY14
5C054 CC07 EA01 HA12

(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)	胶囊型内窥镜和胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2004112593A1	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2005507337	申请日	2004-06-24
[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		
[标]发明人	森健 本多武道 木許誠一郎 重盛敏明 清水初男		
发明人	森健 本多武道 木許誠一郎 重盛敏明 清水初男		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18 A61B1/05 A61B5/00 H04L1/00 H04N5/225 H04N5/232		
CPC分类号	A61B1/041 A61B5/0031 A61B5/7232 H04L1/004 H04N5/2252 H04N5/2253 H04N5/2256 H04N5/23203 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN07 4C061/SS01 4C061/SS30 4C061/TT04 4C061/TT12 4C061/UU06 4C061/YY02 4C061/YY14 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2003180138 2003-06-24 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种胶囊型内窥镜，其在成像装置特有的信号处理方面具有低负荷和低功耗。发送所述图像传感器（125）的胶囊型内窥镜所要求的独特的信号处理的信号处理数据RWB，存储单元，用于存储和BWB（208），存储在所述信号处理数据，所述存储单元以及用于发送数据的发送单元（142）。信号处理数据是在胶囊内窥镜出厂之前预先获得的值。数据的信号处理，白平衡系数的数据，图像，以用于彩色信号处理的摄像装置拍摄的图表数据，数据表示图像传感器中的缺陷像素，CMOS图像传感器的光电转换特性的地址并且数据指示偏移值。传输单元将信号处理数据与由成像装置成像的成像数据一起发送。



- 112a...ILLUMINATION SECTION
- 112b...ILLUMINATION SECTION
- 143...SIGNAL PROCESSING CONTROL SECTION
- 208...PARAMETER MEMORY
- 209...MULTIPLYING SECTION
- 143a...IMAGE PROCESSING SECTION
- 211...MODULATION SECTION
- 143b...CONTROL SECTION
- 142...RADIO SECTION
- 142a...TRANSMISSION SECTION