

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5174994号
(P5174994)

(45) 発行日 平成25年4月3日 (2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月11日 (2013.1.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 2 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-535531 (P2012-535531)
 (86) (22) 出願日 平成23年10月12日 (2011.10.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/073401
 (87) 国際公開番号 W02012/050115
 (87) 国際公開日 平成24年4月19日 (2012.4.19)
 審査請求日 平成24年8月8日 (2012.8.8)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-231763 (P2010-231763)
 (32) 優先日 平成22年10月14日 (2010.10.14)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 齋藤 紗依里
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 大塚 裕一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の挿入部に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する撮像素子駆動部と、

前記駆動信号によって駆動された前記撮像素子から出力された撮像信号を、フィードスルーサンプリングパルスとクランプパルスによりサンプリングして得られたサンプリング後撮像信号を出力する相関二重サンプリング部と、

前記相関二重サンプリング部で用いられる前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスのサンプリングの各タイミングを制御し、前記相関二重サンプリング部から出力された前記サンプリング後撮像信号を評価する制御部と、

前記制御部により制御される前記各タイミングのタイミング情報と、前記内視鏡の種類に基づき前記サンプリング後撮像信号の評価範囲により決定されるタイミング決定手順情報とを記憶する書き換え可能な記憶部と、

を有し、

前記制御部は、前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスの前記各タイミングの調整指示を受信すると、前記タイミング決定手順情報に基づいて、前記各タイミングを変化させて得られた複数のサンプリング後撮像信号の評価結果に応じて、前記記憶部における前記タイミング情報を書き換えることを特徴とし、

前記タイミング決定手順情報は、前記サンプリング後撮像信号におけるノイズレベルと出力レベルの両方に基づいて、前記サンプリング後撮像信号を評価するのか、前記サンブ

10

20

リング後撮像信号における出力レベルのみに基づいて、前記サンプリング後撮像信号を評価するのか、の決定基準を含むと共に、一画素に対応する撮像信号中のフィードスルー波形部分と出力波形部分のそれぞれにおける、前記各タイミングを変化させる範囲とサンプリング位置の調整用パラメータを含み、かつ、前記制御部が、前記各タイミングを変化させて前記複数のサンプリング後撮像信号を得るときの、光源装置の設定値及び前記内視鏡内の回路のゲインを少なくとも含む環境設定情報を含むことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

内視鏡と前記内視鏡が接続される本体部とを含み、被写体を観察する観察モードと、内視鏡の調整を行う調整モードとを有する内視鏡システムであって、

前記本体部は、

前記調整モードの開始が入力される調整指示入力部を有し、

前記内視鏡は、

内視鏡の挿入部に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する撮像素子駆動部と、

前記駆動信号によって駆動された前記撮像素子から出力された撮像信号を、フィードスルーサンプリングパルスとクランプパルスによりサンプリングして得られたサンプリング後撮像信号を出力する相関二重サンプリング部と、

前記相関二重サンプリング部で用いられる前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスのサンプリングの各タイミングを制御し、前記相関二重サンプリング部から出力された前記サンプリング後撮像信号を評価する制御部と、

前記制御部により制御される前記各タイミングのタイミング情報と、前記内視鏡の種類に基づき前記サンプリング後撮像信号の評価範囲により決定されるタイミング決定手順情報とを記憶する書き換え可能な記憶部と、

を有し、

前記内視鏡の前記制御部は、前記本体部から、前記調整モードの指示を受信すると、前記タイミング決定手順情報に基づいて、前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスの前記各タイミングを変化させて得られた複数のサンプリング後撮像信号の評価結果に応じて、前記記憶部における前記タイミング情報を書き換えることを特徴とし

、前記タイミング決定手順情報は、前記制御部が、前記各タイミングを変化させて前記複数のサンプリング後撮像信号を得るときの、光源装置の設定値及び前記内視鏡内の回路のゲインを少なくとも含む環境設定情報を含むことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡及び内視鏡システムに関し、特に、相関二重サンプリングにおけるサンプリングタイミングの調整処理を行う内視鏡及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡が、医療分野及び工業分野で広く利用されている。内視鏡システムは、細長い挿入部を有する内視鏡と、本体部とを含み、その挿入部の先端部に設けられた撮像素子により被写体を撮像して、撮像信号を本体部の画像処理部で処理して、モニタに被写体の画像を表示する。撮像素子は、例えば、CCD等であり、駆動信号により駆動されて、撮像信号を出力する。

【0003】

内視鏡システムでは、撮像素子からのアナログ撮像信号中のノイズを除去するために、相関二重サンプリングが用いられる。相関二重サンプリング処理は、CCDの出力信号を、フィードスルーサンプリングパルスとクランプパルスとによってサンプリングして、そのサンプリングして得られた2つの信号の差を取ることによって、リセットノイズなどを除去する処理である。相関二重サンプリング回路（以下、CDS回路という）は、内視鏡が接

10

20

30

40

50

続される本体部あるいは内視鏡自体に設けられる。

【 0 0 0 4 】

また、内視鏡の挿入部の長さは、内視鏡の種類によって異なっているため、駆動回路からの駆動信号に対応して、受信される撮像信号のCDS回路に到達する時間が異なっている。そのため、受信した撮像信号のサンプリングタイミングの調整が必要である。

例えば、製造時には、サンプリングタイミングの調整のために、本体部の信号処理回路に信号波形を計測する計測器を接続して、その回路の調整者が、遅延回路における遅延量の調整等をマニュアルで行うという煩雑な作業が必要である。

【 0 0 0 5 】

そこで、日本国特開 2 0 0 1 - 3 4 0 2 9 0 号公報あるいは日本国特開 2 0 0 2 - 2 7 3 3 5 号公報に開示されているような、CCDの出力信号から所定の振幅を有する基準信号を生成して、その基準信号を基に自動的に位相調整を行う方法が提案されている。

また、PLL回路を用いて、CCDからの出力信号中のブランキング期間中に重畳されたクロック信号からサンプリングのための信号を自動生成する方法もある。

【 0 0 0 6 】

しかし、近年は、撮像素子の高画素化に伴う回路の微細化により、撮像素子から出力される撮像信号の信号レベルが小さいため、CCDの出力信号に、十分な振幅を有する基準信号を重畳することができない場合がある。

また、PLL回路を用いる方法の場合、PLL回路は回路規模が大きいため、本体部に搭載することはできても、内視鏡自体に搭載することは困難な場合がある。

【 0 0 0 7 】

さらにまた、撮像素子の高画素化に伴い、撮像素子の駆動信号の周波数が高くなっているため、撮像信号に対するサンプリングタイミングの調整は、内視鏡装置の製造時だけでなく、内視鏡の修理時に、ケーブルの先端が切られて挿入部内を通る信号線の長さが短くなった時にも、行わなければならない。信号線の長さが変化した場合、修理前のサンプリングのタイミングでは適切な撮像信号が得られず、内視鏡画像の画質が低下してしまうからである。

【 0 0 0 8 】

さらに、内視鏡には、撮像素子の種類、画素数等に応じて種々の種類がある。よって、内視鏡毎の各種パラメータを用いて、サンプリングタイミングの調整が行うようにすることも可能である。しかし、その調整を行うパーソナルコンピュータ等の調整用装置にそのすべての内視鏡の各調整用パラメータを予め記憶させておくようにすることは、その種類の数だけ調整用パラメータデータを記憶する大きな記憶容量の記憶装置を必要とするだけでなく、新しい種類の内視鏡が出現する度に、新しい調整用パラメータデータの管理及び記憶装置への追加作業が必要となる。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、調整用装置に全ての内視鏡の調整用パラメータを記憶させて管理することなく、撮像信号に対するサンプリングタイミングの調整を簡単に行うことができる内視鏡及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様の内視鏡は、内視鏡の挿入部に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する撮像素子駆動部と、前記駆動信号によって駆動された前記撮像素子から出力された撮像信号を、フィードスルーサンプリングパルスとクランプパルスによりサンプリングして得られたサンプリング後撮像信号を出力する相関二重サンプリング部と、前記相関二重サンプリング部で用いられる前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスのサンプリングの各タイミングを制御し、前記相関二重サンプリング部から出力された前記サンプリング後撮像信号を評価する制御部と、前記制御部により制御され

10

20

30

40

50

る前記各タイミングのタイミング情報と、前記内視鏡の種類に基づき前記サンプリング後撮像信号の評価範囲により決定されるタイミング決定手順情報とを記憶する書き換え可能な記憶部と、を有し、前記制御部は、前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスの前記各タイミングの調整指示を受信すると、前記タイミング決定手順情報に基づいて、前記各タイミングを変化させて得られた複数のサンプリング後撮像信号の評価結果に応じて、前記記憶部における前記タイミング情報を書き換えることを特徴とし、前記タイミング決定手順情報は、前記サンプリング後撮像信号におけるノイズレベルと出力レベルの両方に基づいて、前記サンプリング後撮像信号を評価するのか、前記サンプリング後撮像信号における出力レベルのみに基づいて、前記サンプリング後撮像信号を評価するのか、の決定基準を含むと共に、一画素に対応する撮像信号中のフィードスルー波形部分と出力波形部分のそれぞれにおける、前記各タイミングを変化させる範囲とサンプリング位置の調整用パラメータを含み、かつ、前記制御部が、前記各タイミングを変化させて前記複数のサンプリング後撮像信号を得るときの、光源装置の設定値及び前記内視鏡内の回路のゲインを少なくとも含む環境設定情報を含む。

10

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、内視鏡と前記内視鏡が接続される本体部とを含み、被写体を観察する観察モードと、内視鏡の調整を行う調整モードとを有する内視鏡システムであって、前記本体部は、前記調整モードの開始が入力される調整指示入力部を有し、前記内視鏡は、内視鏡の挿入部に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する撮像素子駆動部と、前記駆動信号によって駆動された前記撮像素子から出力された撮像信号を、フィードスルーサンプリングパルスとクランプパルスによりサンプリングして得られたサンプリング後撮像信号を出力する相関二重サンプリング部と、前記相関二重サンプリング部で用いられる前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスのサンプリングの各タイミングを制御し、前記相関二重サンプリング部から出力された前記サンプリング後撮像信号を評価する制御部と、前記制御部により制御される前記各タイミングのタイミング情報と、前記内視鏡の種類に基づき前記サンプリング後撮像信号の評価範囲により決定されるタイミング決定手順情報とを記憶する書き換え可能な記憶部と、有し、前記内視鏡の前記制御部は、前記本体部から、前記調整モードの指示を受信すると、前記タイミング決定手順情報に基づいて、前記フィードスルーサンプリングパルスと前記クランプパルスの前記各タイミングを変化させて得られた複数のサンプリング後撮像信号の評価結果に応じて、前記記憶部における前記タイミング情報を書き換えることを特徴とし、前記タイミング決定手順情報は、前記制御部が、前記各タイミングを変化させて前記複数のサンプリング後撮像信号を得るときの、光源装置の設定値及び前記内視鏡内の回路のゲインを少なくとも含む環境設定情報を含む。

20

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 2】本発明の実施の形態に係わる CCD 駆動調整部の構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の実施の形態に係わる、調整コマンドを受信すると実行されるサンプリングタイミング調整処理の流れの例を示すフローチャートである。

40

【図 4】本発明の実施の形態に係わる、粗探索処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 5】本発明の実施の形態に係わる、有効画素範囲内における出力レベル（及びノイズレベル）の検出範囲を説明するための図である。

【図 6】本発明の実施の形態に係わる、フィードスルーサンプリングパルス SHP とクランプパルス SHD のタイミングの位置のシフト方法を説明するための図である。

【図 7】本発明の実施の形態に係わる、粗探索処理におけるサンプリングされるタイミングを説明するための図である。

【図 8】本発明の実施の形態に係わる粗探索処理において得られた出力レベルの値の例を示すグラフである。

50

【図 9】本発明の実施の形態に係わる詳細探索処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 10】本発明の実施の形態に係わる、クランプパルスSHDのタイミング位置をt5に固定した状態で、フィードスルーサンプリングパルスSHPをタイミング位置t1からt10まで変化させて、サンプリングが行われるタイミングを説明するための図である。

【図 11】本発明の実施の形態に係わる、各タイミング位置で検出された各出力レベルのグラフである。

【図 12】本発明の実施の形態に係わる、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置をt4に固定した状態で、クランプパルスSHDをタイミング位置t1からt10まで変化させて、サンプリングが行われるタイミングを説明するための図である。

10

【図 13】本発明の実施の形態に係わる、各タイミング位置で検出された各出力レベルのグラフである。

【図 14】本発明の実施の形態に係わる、その一画素の撮像信号の時間的な長さが長い場合における撮像信号の波形とサンプリングタイミングを説明するための図である。

【図 15】図 14 の場合の撮像信号の出力レベルの模式的な波形図である。

【図 16】図 14 の場合の撮像信号のノイズレベルの模式的な波形図である。

【図 17】本発明の実施の形態に係わる、その 1 画素の撮像信号の時間的な長さが短い場合における撮像信号の波形とサンプリングタイミングを説明するための図である。

【図 18】図 17 の場合の撮像素子の出力レベルの模式的な波形図である。

【図 19】図 17 の場合の撮像素子のノイズレベルの模式的な波形図である。

20

【図 20】本発明の実施の形態に係わる、フィードスルーサンプリングパルスSHP及びクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置が、タイミングt4とt5に決定されたときに温度変化によりタイミング位置が変化する範囲を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(内視鏡システムの構成)

まず図 1 に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を説明する。図 1 は、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【0014】

30

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 と、本体部 3 とを有して構成されている。さらに、パーソナルコンピュータ(以下、PCという) 4 が、本体部 3 に接続可能となっている。

【0015】

内視鏡システム 1 は、被写体を観察する観察モードと、内視鏡の調整を行う調整モードとを有する内視鏡システムである。

内視鏡 2 は、可撓性を有し、被検体内に挿入可能な挿入部 11 と、挿入部 11 の基端部が接続される操作部 12 と、操作部 12 に接続されるケーブル 13 と、ケーブル 13 の基端側端部に設けられたコネクタ 13a と、を含む。撮像素子としての CCD 11a が挿入部 11 の先端部に設けられている。操作部 12 は、湾曲操作、撮影操作等のためのノブ、釦などの各種操作部材(図示せず)を有している。ケーブル 13 は、内視鏡 2 との間で信号をやりとりするための各種信号線を含み、コネクタ 13a により本体部 3 と接続される。

40

【0016】

ケーブル 13 は、CCD 11a を駆動するための駆動信号用の信号線、CCD 11a からの撮像信号用の信号線を含む。

【0017】

本体部 3 には、内視鏡 2 のコネクタ 13a と接続するためにコネクタ(図示せず)が設けられている。本体部 3 は、内視鏡 2 からの映像信号である撮像信号を受信して画像処理を施して、図示しないモニタに映像信号を出力する映像信号処理部を有する。

【0018】

50

本体部 3 には、各種操作のための釦などを含む操作パネルが設けられており、ユーザは、その操作パネルを操作することによって、内視鏡 2 を利用した検査を行うことができると共に、内視鏡システム 1 を調整モードに設定して、CDS回路における後述する撮像信号のサンプリングのタイミングの調整指示を行うことができる。図 1 に示すように、操作パネル中の 1 つの釦として、サンプリングのタイミングの調整指示のための調整指示釦 3 a が本体部 3 に設けられている。よって、調整指示釦 3 a は、調整モードを指示する調整指示部である。

【 0 0 1 9 】

なお、以下の説明では、調整指示釦 3 a が押されることによって、後述するサンプリングタイミングの調整処理が実行されるが、本体部 3 に接続された PC 4 においてサンプリングタイミングの調整指示がされ、その調整指示により、サンプリングタイミングの調整処理が実行されるようにしてもよい。

【 0 0 2 0 】

CCD駆動調整部 1 4 が、コネクタ 1 3 a 内に設けられている。CCD駆動調整部 1 4 は、駆動信号 DR を生成して CCD 1 1 a を駆動し、CCD 1 1 a からの撮像信号を受信して本体部 3 へ出力すると共に、撮像信号に対する相関二重サンプリングのためのフィードスルーサンプリングパルス SHP とクランプパルス SHD のタイミングを調整する処理を行う。

【 0 0 2 1 】

なお、図 1 では、CCD駆動調整部 1 4 は、コネクタ 1 3 a 内に設けられているが、操作部 1 2 内あるいは本体部 3 内に設けてもよい。

内視鏡システム 1 は、例えば病院の検査室内に設置され、術者により操作されて、被検者の体腔内の内視鏡検査に用いられる。その内視鏡検査に用いられる内視鏡 2 は、その検査目的によって、挿入部 1 1 の長さ等が異っており、また、内視鏡の種類に応じて、搭載されている撮像素子の画素数等も異なっている。

【 0 0 2 2 】

(CCD駆動調整部の構成)

図 2 は、CCD駆動調整部 1 4 の構成を示すブロック図である。

CCD駆動調整部 1 4 は、CCD 1 1 a への各種駆動信号 DS を生成して出力する駆動信号生成部 2 1 と、CCD 1 1 a からのアナログ信号の撮像信号 VSa が入力されるアナログフロントエンド部 (以下、AFE部という) 2 2 と、デジタルシグナルプロセッサ (以下、DSPという) 2 3 と、フィールドプログラマブルゲートアレー (以下、FPGAという) 2 4 と、書き換え可能な不揮発性メモリであるフラッシュメモリ 2 5 とを含んで構成されている。

【 0 0 2 3 】

撮像素子駆動部としての駆動信号生成部 2 1 は、各種駆動信号 DS を、例えば水平駆動パルス信号 HD、垂直駆動パルス信号 VD 及びクロック信号 CLK を、生成して、CCD 1 1 a へ出力する駆動回路である。

AFE部 2 2 は、CDS回路 3 1 とアナログデジタル変換回路 (以下、A/D変換回路という) 3 2 を含む。AFE部 2 2 は、CDS回路 3 1 において CCD 1 1 a からの出力信号である入力された撮像信号 VSa に対して相関二重サンプリングを施し、さらに A/D変換回路 3 2 においてデジタル信号に変換して、デジタル信号の撮像信号 VSd を出力する。AFE部 2 2 からの撮像信号 VSd は、DSP 2 3 を介して、FPGA 2 4 へ供給される。すなわち、CDS回路 3 1 は、駆動信号 DS によって駆動された CCD 1 1 a から出力された撮像信号を、フィードスルーサンプリングパルス SHP とクランプパルス SHD によりサンプリングして得られたサンプリング後撮像信号を出力する相関二重サンプリング部を構成する。

【 0 0 2 4 】

DSP 2 3 は、出力信号の信号レベル (以下、出力レベルという、) と出力信号に含まれるノイズ信号の信号レベル (以下、ノイズレベルという) とを計算する出力・ノイズレベル算出部 3 3 と、比較評価部 3 4 と、アナログフロントエンド通信部 (以下、AFE通信部という) 3 5 と、中央処理装置 (以下、CPUという) 3 6 と、RAM とレジスタ群からなる RAM/レジスタ部 3 7 と、を含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

出力・ノイズレベル算出部 3 3 は、AFE部 2 2 から出力された撮像信号VSdをモニタして、撮像信号VSdにおける出力レベルとノイズレベルを算出する回路である。ノイズレベルは、出力レベルの平均値とそれぞれの出力レベルを比較し、その差が所定の閾値を超える画素数あるいはその画素の割合を求めることにより、算出される。

なお、ノイズレベルは、出力レベルの分散、標準偏差等を求めることにより算出したり、FFT処理を行って特定周波数以外の周波数の強度分布を求めることによって算出する等、他の演算により算出するようにしてもよい。

【 0 0 2 6 】

比較評価部 3 4 は、出力・ノイズレベル算出部 3 3 から出力された撮像信号VSdにおける出力レベルとノイズレベルを、所定のタイミング決定手順情報に基づいて、サンプリングのタイミングを決定する回路である。タイミング決定手順情報は、内視鏡 2 についての、特有の情報すなわち基準であり、フラッシュメモリ 2 5 に予め記憶されているが、比較評価部 3 4 の処理内容は、全ての内視鏡に共通である。

【 0 0 2 7 】

AFE通信部 3 5 は、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのサンプリングのタイミングを示すタイミングデータTDをAFE部 2 2 ヘシリアル通信で送信する回路である。タイミングデータTDは、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのサンプリングのタイミング情報である。

AFE通信部 3 5 は、内視鏡 2 の通常使用時には、CPU 3 6 がフラッシュメモリ 2 5 から読み出したタイミングデータTDをAFE部 2 2 ヘ出力し、サンプリングタイミングの調整処理時にはCPU 3 6 からの指示に応じて変化するタイミングデータTDをAFE部 2 2 ヘ出力する。

【 0 0 2 8 】

CDS回路 3 1 では、DSP 2 3 のAFE通信部 3 5 からのタイミングデータTDで指定された、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれのサンプリングのタイミングで、撮像信号に対するサンプリングが行われる。

【 0 0 2 9 】

CPU 3 6 は、出力・ノイズレベル算出部 3 3 , 比較評価部 3 4 , AFE通信部 3 5 及びRAM/レジスタ部 3 7 と接続されて、DSP 2 3 の全体の動作を制御する制御部である。CPU 3 6 は、後述する撮像信号に対するサンプリングのタイミング調整処理を実行するソフトウェアプログラムあるいはハードウェア回路を内蔵する。

【 0 0 3 0 】

以上説明した比較評価部 3 4 、AFE通信部 3 5 及びCPU 3 6 は、CDS回路 3 1 で用いられるフィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのサンプリングの各タイミングを制御し、CDS回路 3 1 から出力されたサンプリング後撮像信号を評価する制御部を構成する。

【 0 0 3 1 】

RAM/レジスタ部 3 7 は、CPU 3 6 とFPGA 2 4 間のデータ通信のための一時的な記憶を行う記憶部である。なお、本実施の形態では、RAM/レジスタ部 3 7 である記憶部は、RAMとレジスタ群の両方を含むが、RAMとレジスタ群のいずれか一方でもよい。

FPGA 2 4 は、内視鏡 2 と本体部 3 間の通信を行う回路であり、撮像信号VSdをスルーして本体部 3 ヘ出力し、内視鏡 2 と本体部 3 との間での制御信号CS及びデータDの送受信を行うための回路である。撮像信号VSdは、シリアル伝送形式で、例えばLVDS形式により、本体部 3 ヘ伝送される。

【 0 0 3 2 】

制御信号CS及びデータDは、シリアル伝送形式で、本体部 3 と内視鏡 2 間で送受信される。内視鏡 2 と本体部 3 間で通信される制御信号CSとデータDは、内視鏡 2 の通常使用時、及び調整時の制御信号（調整コマンドを含む）及びデータである。よって、FPGA 2 4 は、調整指示をシリアルデータとして受信する通信部を構成する。

【 0 0 3 3 】

さらに、FPGA 2 4 は、CPU 3 6 とフラッシュメモリ 2 5 間でのデータの読み出しと書き込みを行う機能も有する。

CPU 3 6 とFPGA 2 4 間のデータの通信は、RAM/レジスタ部 3 7 へデータを書き込むことによって行われる。FPGA 2 4 が、RAM/レジスタ部 3 7 の所定の記憶領域にデータを書き込むことによって、CPU 3 6 は、データあるいはコマンドを取得する。CPU 3 6 は、コマンドを受信すると、そのコマンドに基づいた処理、例えば後述するサンプリングのタイミング調整処理、を実行する。また、CPU 3 6 も、RAM/レジスタ部 3 7 の所定の記憶領域にデータを書き込むことによって、FPGA 2 4 を介して、フラッシュメモリ 2 5 へデータを書き込むことができる。例えば、サンプリングタイミングの調整処理において決定されたタイミング情報を、フラッシュメモリ 2 5 に書き込む、あるいは記憶されているタイミング情報をフラッシュメモリ 2 5 から読み出す場合に、FPGA 2 4 が利用される。

10

【 0 0 3 4 】

書き換え可能な記憶部としてのフラッシュメモリ 2 5 は、CDS回路 3 1 におけるフィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれのタイミング情報、とタイミング決定手順情報が記憶されている。

タイミング決定手順情報は、後述する各探索処理における調整用パラメータ、決定基準、及び調整時の各種環境設定情報、等の情報を含むデータであり、フラッシュメモリ 2 5 に予め記憶されている。

【 0 0 3 5 】

タイミング情報は、後述するサンプリングタイミング調整処理によって決定された、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれのサンプリングタイミング（位置）データである。

20

【 0 0 3 6 】

タイミング決定手順情報の調整用パラメータは、内視鏡毎に異なるものであり、後述するように、探索時の出力レベル（及びノイズレベル）の検出範囲データ、粗探索及び詳細探索における一画素に対応する撮像信号中のフィードスルー波形部分と出力波形部分のそれぞれにおける、各サンプリングタイミングを変化させる範囲とサンプリング位置のデータを含む。

【 0 0 3 7 】

タイミング決定手順情報の決定基準は、サンプリングのタイミング（位置）を、出力レベルのみを評価して決定するのがあるいは出力レベルとノイズレベルの両方を比較して評価して決定するのかの基準データを含む。

30

【 0 0 3 8 】

タイミング決定手順情報の環境設定情報は、CPU 3 6 が、各タイミングを変化させて複数のサンプリング後撮像信号を得るときの、後述する各探索時における回路のゲイン、光源装置の設定値などである。

従って、フラッシュメモリ 2 5 は、CPU 3 6 により制御される各タイミングのタイミング情報と、タイミング決定手順情報とを記憶する書き換え可能な記憶部を構成する。

【 0 0 3 9 】

以上のように、本体部 3 から制御信号CSは、FPGA 2 4 を介してCPU 3 6 へ供給される。さらにCPU 3 6 は、FPGA 2 4 を介して、フラッシュメモリ 2 5 からのデータの読み出し、及びフラッシュメモリ 2 5 へのデータの書き込みを行う。このとき、FPGA 2 4 とCPU 3 6 間では、RAM/レジスタ部 3 7 を介してデータの送受信が行われる。本体部 3 からの制御信号CSには、後述するサンプリングのタイミング調整指示のコマンド（以下、調整コマンドという）も含まれる。

40

【 0 0 4 0 】

（サンプリングタイミング調整処理）

次に、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれのサンプリングタイミングの調整処理について説明する。サンプリングタイミング調整処理は、内視鏡 2 の製造時あるいは修理時に行われる。

50

【 0 0 4 1 】

サンプリングタイミング調整処理の実行を指示する調整指示は、ユーザが本体部 3 の調整指示釦 3 a を操作することによって行われる。調整指示釦 3 a の操作に応じて、調整コマンドである制御信号CSが本体部 3 からFPGA 2 4 を介して、CPU 3 6 に供給される。

【 0 0 4 2 】

CPU 3 6 は、調整コマンドを受信すると、図 3 に示す処理を実行する。図 3 は、調整コマンドを受信すると実行されるサンプリングタイミング調整処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU 3 6 は、受信した制御信号CSが調整コマンドであるか否かを判定する (S1)。

【 0 0 4 3 】

制御信号CSが調整コマンドでなければ (S1:NO)、処理は、終了する。制御信号CSが調整コマンドであるときは (S1:YES)、CPU 3 6 は、サンプリングタイミングの粗探索を行う粗探索処理を実行する (S2)。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、粗探索処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU 3 6 は、フラッシュメモリ 2 5 から、粗探索処理を行うときに必要なタイミング決定手順情報を読み出す (S11)。

【 0 0 4 5 】

タイミング決定手順情報は、調整用パラメータとして、有効画素範囲内における出力レベルの算出範囲の情報、探索時のタイミングシフトのための基準位置及びサンプリング位置の情報を含み、環境設定情報として、粗探索処理時に用いる回路のゲイン値、光源の設定値等の情報を含み、さらに決定基準として、粗探索時におけるサンプリングのタイミング決定のための情報を含む。

【 0 0 4 6 】

CPU 3 6 は、読み出した環境設定情報に基づいて、各種回路、光源装置等の各種設定を行う (S12)。

CPU 3 6 は、読み出したタイミング決定手順情報を用いて、後述するように、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのタイミングを同じ位置で変化させて、変化させた位置毎の出力レベルを検出する (S13)。S13における出力レベルの検出処理は、図 2 における出力・ノイズレベル算出部 3 3 において行われる。

【 0 0 4 7 】

CPU 3 6 は、検出した複数の出力レベルの中から出力レベルが最大値となるタイミングを、粗探索処理におけるタイミング位置として決定する (S14)。S14の処理は、CPU 3 6 の下、比較評価部 3 4 において行われる。

この粗探索処理により、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDの大まかなタイミング (位置) が探索されて決定される。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、有効画素範囲内における出力レベル (及びノイズレベル) の検出範囲を説明するための図である。図 5 において、有効画素領域EAは、基準位置P1(0,0)と最終位置P2(N,M) (N,Mは整数) によって規定され、計算領域DAは、有効画素領域EA内の位置DP1(a1,b1) (a1,b1は整数) とDP2(a2,b2) (a2,b2は整数) によって規定されている。

【 0 0 4 9 】

CCD 1 1 a の画素数が多い場合と少ない場合とでは、有効画素範囲EA内において、出力レベル (及びノイズレベル (後述する詳細探索処理において検出場合)) を計算するのに適した範囲DAが異なる。これは、内視鏡によっては、有効画素範囲EA内の一部の領域は使わないため光学的に光が入らない設定としてあるものや、斜視型あるいは側視型などの直視型の内視鏡とは光の当たり方が異なるものもあるため、内視鏡毎に光が入射する範囲のみを使用する必要があるからである。また、計算対象の画素数が多い方が画素間の特性のばらつきの影響を受けにくいいため、可能な範囲で多くの画素を用いることが望ましいからである。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

内視鏡の種類によって、使用する撮像素子の画素数は決まっており、光学設計も決まっているため、計算対象とすべき検出範囲DAも、内視鏡の種類ごとに決まっている。

よって、検出範囲DAの情報を、調整用パラメータデータの1つとして、フラッシュメモリ25に予め書き込んで記憶させておき、粗探索時（及び後述する詳細探索時）にその情報がCPU36によって読み出されて使用される。

【 0 0 5 1 】

次に、CPU36がフィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのタイミングを決定する手順について説明する。

図6は、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのタイミングの位置のシフト方法を説明するための図である。図6に示すように、CCD11aから出力される撮像信号VSa中の一画素分の撮像信号部分w0は、フィードスルー波形部分w1と出力波形部分w2とを含んでいる。フィードスルー波形部分w1と出力波形部分w2のそれぞれにおいて、適切なサンプリングタイミングにおいて、撮像信号VSaがサンプリングされることが必要となる。

【 0 0 5 2 】

撮像信号VSaの一画素の撮像信号部分w0の長さは、CCD11aの種類、例えば一画素の周期によって、予め決まっているので、その予め決まっている一画素の周期などに応じた当該内視鏡2についての調整用パラメータデータとして、粗探索処理における探索範囲とサンプリング位置の情報が、フラッシュメモリ25に予め記憶されている

粗探索処理では、CPU36は、この粗探索処理用のこれらの情報を用いて探索処理を実行する。

【 0 0 5 3 】

受信した撮像信号VSaにおける撮像信号VSa中のフィードスルー波形部分w1と出力波形部分w2のそれぞれの位置（あるいはタイミング）が不明なので、粗探索用の探索範囲は、撮像信号VSaの一画素の撮像信号部分w0の全範囲とし、粗探索用のサンプリング位置が、その撮像信号部分w0を所定の数で分割して、決定される。

なお、粗探索用の探索範囲は、撮像信号部分w0の全範囲としないで、撮像信号部分w0の一部の範囲でもよい。

【 0 0 5 4 】

よって、粗探索処理におけるサンプリングするタイミングの位置は、探索範囲である撮像信号部分w0の中で、画素数等に基づいて予め決められた周期から決まる撮像信号VSaのサンプリング位置すなわちタイミングとして予め決まっており、その予め決められた複数のタイミングの位置において、出力レベルが検出される。

【 0 0 5 5 】

例えば、図6に示すように、撮像信号部分w0が所定の周期dで分割されて12個に分割されたとき、粗探索処理では、撮像信号部分w0において、12個中、1, 3, 5, 7, 9, 11番目の6つのタイミング（すなわちサンプリング位置）t1, t3, t5, t7, t9, t11でサンプリングが行われる。但し、図6に示すように、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDの位置は、所定の数だけ、ずれて番号付けがされ、そのサンプリングは、同じサンプリング番号の順番で行われる。

【 0 0 5 6 】

なお、リセット部分Rの誤差は、OB（オプティカルブラック）部の信号波形との差分をとることによって、キャンセルされる。

【 0 0 5 7 】

フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDは、共に6つの同じタイミングt1, t3, t5, t7, t9, t11で、出力される。

【 0 0 5 8 】

図7は、粗探索処理におけるサンプリングされるタイミングを説明するための図である。図7に示すマトリックスは、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスS

10

20

30

40

50

HDのタイミング位置が、共に、タイミングt1,t3,t5,t7,t9,t11であることを示している。

【0059】

粗探索処理において、CPU36は、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのタイミング位置を同じタイミングt1,t3,t5,t7,t9,t11で変化させたときに得られた撮像信号の中で、最も大きな出力レベルが得られたときのタイミングを判定する。

【0060】

図8は、粗探索処理において得られた出力レベルの値の例を示すグラフである。図8に示すように、タイミング位置t5の出力レベルが最大値である。よって、CPU36及び比較評価部34は、S14において、最も大きな出力レベルが得られたときのタイミングであるタイミングt5を、大まかなタイミング位置として、決定する。

10

【0061】

図3に戻り、粗探索処理(S3)の後、詳細探索処理が実行される。詳細探索処理では、CPU36は、タイミング決定手順情報中の詳細探索処理用の情報を用いて探索処理を実行する。詳細探索用の情報は、撮像信号VSa中の探索範囲とサンプリング位置を含むが、ここでは、粗探索用と同じ探索範囲と同じサンプリング位置を含む。

【0062】

図9は、詳細探索処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU36は、フラッシュメモリ25から、詳細探索処理を行うときに必要なタイミング決定手順情報を読み出す(S21)。

【0063】

20

タイミング決定手順情報は、調整用パラメータデータとして、有効画素範囲内における出力レベル及びノイズレベルの算出範囲の情報、探索時のタイミングシフトのための基準位置及びサンプリング位置の情報を含み、環境設定情報として、詳細探索処理時に用いる回路のゲイン値、光源の設定値等の情報を含み、さらに、決定基準として、サンプリングのタイミング決定のための情報を含む。

【0064】

CPU36は、クランプパルスSHPのタイミング位置の調整を行うために、読み出した環境設定情報に基づいて、各種回路、光源装置等の各種設定を行う(S22)。

【0065】

次に、CPU36は、読み出したタイミング決定手順情報を用いて、クランプパルスSHDのタイミング位置を固定して、フィードスルーサンプリングパルスSHPを変化させて、変化させた位置毎の出力レベルとノイズレベルを検出する(S23)。S23(及び後述するS26)における出力レベルの検出処理は、図2における出力・ノイズレベル算出部33において行われる。

30

【0066】

上記の例を用いて具体的に説明する。粗探索処理により、大まかなタイミング位置として、撮像信号部分w0においてタイミングt5が決定されたとすると、まず、クランプパルスSHDのタイミング位置を、粗探索処理により決定された位置t5に固定した状態で、図6に示すように、タイミングt5を基準として新たな探索範囲SW1を設定し、その新たな探索範囲SW1の中を、例えば10個に分割し、フィードスルーサンプリングパルスSHPを探索範囲SW1中のタイミング位置t1からt10まで変化させて、変化させた位置毎の出力レベルとノイズレベルを検出する。

40

【0067】

探索範囲SW1は、予め設定された、最適な各タイミングを探索できるような、フィードスルー波形部分w1よりも広い探索範囲SW1であり、サンプリング位置は、探索範囲SW1中の位置である。

【0068】

図10は、クランプパルスSHDのタイミング位置を例えばt5に固定した状態で、フィードスルーサンプリングパルスSHPをタイミング位置t1からt10まで変化させて、サンプリングが行われるタイミングを説明するための図である。図10に示すマトリックスは、クラ

50

ンプパルスSHDのタイミング位置がタイミングt5に固定されて、フィードスルーサンプリングパルスSHPが、10個中の全てのタイミング（すなわち10個のサンプリング位置）t1, t2, t3, t4, t5, t6, t7, t8, t9, t10でサンプリングが行われることを示している。

【0069】

図11は、各タイミング位置で検出された各出力レベルのグラフである。図11に示すように、フィードスルーサンプリングパルスSHPがタイミングt1からt6までのとき、出力レベルが略同じ値で大きい。

【0070】

CPU36は、読み出した決定基準に基づいて、検出された複数の出力レベルを比較して評価して、タイミングt4を、フィードスルーサンプリングパルスSHPのサンプリングタイミングの位置として決定する（S24）。S24の処理は、CPU36の制御の下、比較評価部34において行われる。

10

【0071】

決定基準は、出力レベルが所定値以上の値でかつ略同じ値が連続している場合（図11の場合、タイミングt1からt6のグラフ上の平坦な部分）、中央のタイミングを選択して、最適なタイミング位置とする、という基準あるいはルールが含まれている。よって、図11の場合は、タイミングt4（あるいはt3でもよい）が、フィードスルーサンプリングパルスSHPの最適なタイミング位置であると判定される。

【0072】

次に、CPU36は、クランプパルスSHDのタイミング位置の調整を行うために、読み出した環境設定情報に基づいて、各種回路、光源装置等の各種設定を行う（S25）。

20

次に、CPU36は、読み出したタイミング決定手順情報を用いて、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置を固定して、クランプパルスSHDを変化させて、変化した位置毎の出力レベルとノイズレベルを算出すなわち検出する（S26）。

【0073】

そして、CPU36は、読み出したタイミング決定手順情報中の決定基準に基づいて、検出された出力レベル、あるいは検出された出力レベルとノイズレベルを比較して評価して、クランプパルスSHDのサンプリングタイミングの位置を決定する（S27）。S27の処理は、CPU36の下、比較評価部34において行われる。

【0074】

30

上記の例を用いて具体的に説明する。S24において、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置が、タイミングt4に決定されたので、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置をt4に固定した状態で、図6に示すように、タイミングt5を基準として新たな探索範囲SW2を設定し、その探索範囲SW2の中を、例えば10個に分割し、クランプパルスSHDを探索範囲SW2中のタイミング位置t1からt10まで変化させて、変化した位置毎の出力レベルとノイズレベルを検出する。

【0075】

探索範囲SW2は、予め設定された、最適な各タイミングを探索できるような、出力波形部分w2よりも広い探索範囲SW2であり、サンプリング位置は、探索範囲SW2中の位置である。

40

【0076】

図12は、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置をt4に固定した状態で、クランプパルスSHDをタイミング位置t1からt10まで変化させて、サンプリングが行われるタイミングを説明するための図である。図12に示すマトリックスは、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置がタイミングt4に固定されて、クランプパルスSHDが、10個中の全てのタイミング（すなわち10個のサンプリング位置）t1, t2, t3, t4, t5, t6, t7, t8, t9, t10でサンプリングが行われることを示している。

【0077】

図13は、各タイミング位置で検出された各出力レベルのグラフである。図13に示すように、クランプパルスSHDは、タイミングt3からt6まで増加してが、その前後では、出

50

カレベルは低い。タイミングt6でピーク値であり、タイミングt5で、ピーク値よりも低い値となっている。

【0078】

図13の場合、CPU36は、読み出した決定基準に基づいて、検出された複数の出力レベルを評価して、タイミングt5が、クランプパルスSHDの最適なタイミング位置であると判定される。

【0079】

具体的には、決定基準には、出力レベルのみで最適なタイミング位置を決定するのか、出力レベルとノイズレベルに基づいて最適なタイミング位置を決定するのかの情報が含まれている。

10

【0080】

例えば、画素数が比較的少なかったり、撮像信号の出力周波数が比較的低い場合、出力レベルが安定したタイミング期間が長いので、ノイズレベルを参照することなく、得られた出力レベルのみから、最適なタイミング位置が決定される。これに対して、画素数が比較的多かったり、撮像信号の出力周波数が比較的高い場合、出力レベルが安定したタイミング期間が短いので、ノイズレベルも考慮して、得られた複数の出力レベルから、最適なタイミング位置が決定される。

【0081】

内視鏡毎に予め決定された決定基準の情報は、フラッシュメモリ25に予め記憶されているので、その決定基準に基づいて、得られた複数の出力レベルのみから、最適なタイミング位置が決定されたり、得られた複数の出力レベルだけでなく、ノイズレベルも考慮して、最適なタイミング位置が決定される。図13の場合、その決定基準により、ノイズレベルも考慮されて、タイミングt5が最適なタイミング位置であると決定されている。

20

【0082】

図3に戻り、CPU36は、その決定されたフィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング情報（すなわちタイミング位置情報）を、タイミング情報としてフラッシュメモリ25に書き込む（S4）。

【0083】

以上のように、CPU36は、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDの各タイミングの調整指示を受信すると、タイミング決定手順情報に基づいて、各タイミングを変化させて得られた複数のサンプリング後撮像信号の評価結果に応じて、フラッシュメモリ25におけるタイミング情報を書き換える。

30

【0084】

図3の処理は、上述したように、製造時及び修理時に実行され、フィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置を示すタイミング情報がフラッシュメモリ25に記憶されるので、内視鏡2の観察モードでの使用においては、内視鏡システム1が起動されると、CPU36は、フラッシュメモリ25に記憶されたフィードスルーサンプリングパルスSHPとクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング情報を読み出して、タイミングデータTDとしてAFE部22へ供給するので、CDS回路は、最適なタイミングで相関二重サンプリングを行うことができる。

40

【0085】

なお、図9では、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置を決定した後、クランプパルスSHDのタイミング位置を決定しているが、クランプパルスSHDのタイミング位置の決定後に、さらに、決定されたクランプパルスSHDのタイミング位置に基づいて、フィードスルーサンプリングパルスSHPのタイミング位置の決定処理を行うようにしてもよい。

【0086】

ここで、タイミング決定基準情報について、さらに例を挙げて説明する。ここでは、クランプパルスSHDの場合の例を説明する。

撮像信号VSaの波形の周期は、撮像素子の画素数等によって、決定される。図14は、

50

その一画素の撮像信号の時間的な長さが長い（言い換えると撮像信号の周波数が低い）場合における撮像信号の波形とサンプリングタイミングを説明するための図である。図 1 5 は、図 1 4 の場合の撮像信号の出力レベルの模式的な波形図である。図 1 6 は、図 1 4 の場合の撮像信号のノイズレベルの模式的な波形図である。なお、図 1 4 から図 1 6 は、上述した分割数が 8 の例である。

【 0 0 8 7 】

クランプパルスSHDの最適なタイミングを決定する場合、出力レベルは、図 1 5 に示すように、比較的大きな出力レベルが維持される広い範囲がある。図 1 5 の場合、出力レベル中、出力レベルが比較的大きなかつ略等しい、平坦な範囲（ t_2 から t_6 ）がある。この範囲（ t_2 から t_6 ）は、出力レベルが安定したタイミング位置に、例えば範囲（ t_2 から t_6 ）の中央付近にタイミング位置が設定されるのが望ましい。さらに、図 1 6 に示すように、ノイズレベルもその範囲（ t_2 から t_6 ）では、安定している。

10

従って、内視鏡 2 の撮像信号の周波数が低い場合は、出力レベルのみで、クランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置を決定することができる。フィードスルーサンプリングパルスSHPについても同様である。撮像信号の周波数が低い内視鏡 2 の場合、フラッシュメモリ 2 5 に記憶されるタイミング決定手順情報中の決定基準は、ノイズレベルを用いなくて、出力レベルのみのデータを用いるという基準データを含む。

【 0 0 8 8 】

図 1 7 は、その 1 画素の撮像信号の時間的な長さが短い（言い換えると撮像信号の周波数が高い）場合における撮像信号の波形とサンプリングタイミングを説明するための図である。図 1 8 は、図 1 7 の場合の撮像素子の出力レベルの模式的な波形図である。図 1 9 は、図 1 7 の場合の撮像素子のノイズレベルの模式的な波形図である。なお、図 1 7 から図 1 9 は、上述した分割数が 1 0 の例である。

20

【 0 0 8 9 】

図 1 7 に示すように、クランプパルスSHDの最適なタイミングを決定する場合、出力レベルは、図 1 5 に示すように複数の出力レベルが略等しい、平坦な範囲はない。さらに、図 1 9 に示すように、ノイズレベルもそのやや広い範囲で大きな値を示している。

図 1 7 から図 1 9 のような場合は、単に出力レベルだけの大きさだけで、最適なタイミング位置を決定するのではなく、出力レベルが安定している位置であって、かつノイズレベルも所定値よりも小さいタイミング位置が選択されるようにすべきである。すなわち、所定の閾値（ th_1 ）以上の出力レベルであってかつノイズレベルも所定の閾値（ th_2 ）以下であるタイミングが選択されるような条件あるいはルールが、決定基準に含まれている。

30

【 0 0 9 0 】

よって、撮像信号の周波数が高い場合は、出力レベルだけでなく、ノイズレベルも考慮して、クランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置を決定することができる。フィードスルーサンプリングパルスSHPについても同様である。撮像信号の周波数が高い内視鏡 2 の場合、フラッシュメモリ 2 5 に記憶されるタイミング決定手順情報中の決定基準は、出力レベルとノイズレベルのデータを用いるという基準データを含む。

【 0 0 9 1 】

上記のようにしてフィードスルーサンプリングパルスSHP及びクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置が決定されても、温度特性により出力レベル及びノイズレベルが変化してしまう。しかし、上述したようにして決められたフィードスルーサンプリングパルスSHP及びクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置は、温度変化に対して最も安定した位置である。周囲温度の上昇により、タイミング位置が遅延したとしても、タイミング位置の変化は、出力レベルが比較的高くかつノイズレベルも比較的低い範囲内に収まる確率が高い。

40

【 0 0 9 2 】

図 2 0 は、上記の例で、例えばフィードスルーサンプリングパルスSHP及びクランプパルスSHDのそれぞれの最適なタイミング位置が、タイミング t_4 と t_5 に決定されたときに温度変化によりタイミング位置が変化する範囲を説明するための図である。

50

【 0 0 9 3 】

実線の丸で示した位置に対して、実線の矢印で示すように、温度変化によりタイミングが早まったり遅くなったりしても、S/N比のよい範囲（斜線で示す範囲）に収まる確率が高い。しかし、点線の丸で示した位置にフィードスルーサンプリングパルスSHP及びクランプパルスSHDのそれぞれのタイミング位置が設定されてしまうと、点線の矢印で示すように、温度変化によりタイミングが早まったり遅くなったりして、S/N比のよい範囲（斜線で示す範囲）に収まっている確率は低くなる。

【 0 0 9 4 】

以上のように、上述した本実施の形態に係る内視鏡システムによれば、調整用装置に全ての内視鏡の調整用パラメータを記憶させて管理することなく、撮像信号に対するサンプリングタイミングの調整を簡単に行うことができる。

10

【 0 0 9 5 】

そして、その調整は、製造時あるいは修理時に、調整指示をすれば、自動的に最適なサンプリングタイミングを設定することができるので、作業者によるバラツキがなく、内視鏡毎に適切なサンプリング位置を設定することができる。

【 0 0 9 6 】

また、上述した本実施の形態に係る内視鏡システムによれば、タイミング決定手順の内容を、内視鏡毎に設定するもので、撮像信号の波形が異なっても、適切なサンプリング位置の設定を行うことができる。

【 0 0 9 7 】

20

さらに、修理によって、信号線の長さが変化しても、調整指示を与えて、適切なサンプリング位置の設定をすることができる。

また、新たな内視鏡に対しても、書き換え可能な記憶部に記憶されるタイミング決定手順情報を変更するだけでサンプリングタイミングの設定あるいは調整ができるので、新たな内視鏡に対する対応が容易である。

【 0 0 9 8 】

さらにまた、上述した本実施の形態に係る内視鏡システムによれば、内視鏡システムが使用されている場所、例えば病院、においても、サンプリングタイミングの自動調整を行うことができる。

【 0 0 9 9 】

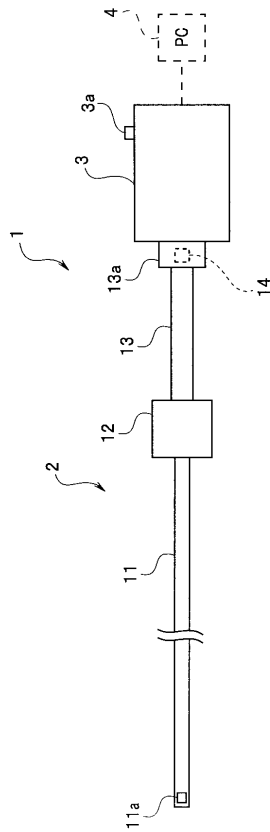
30

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

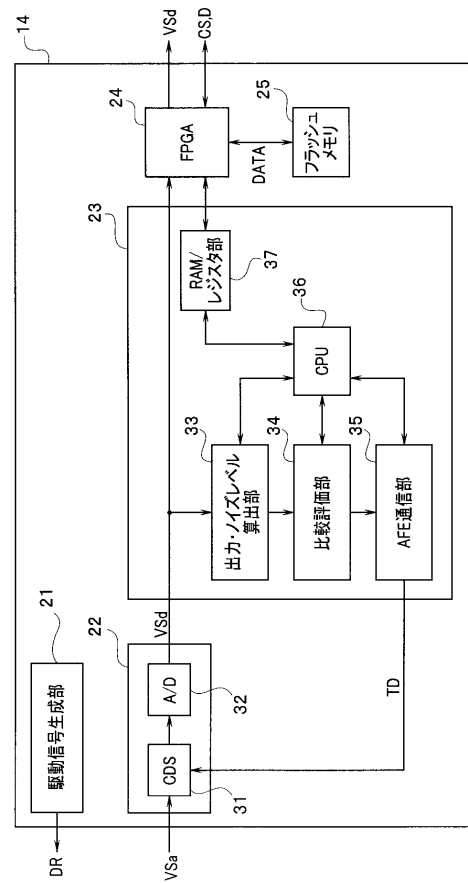
【 0 1 0 0 】

本出願は、2010年10月14日に日本国に出願された特願2010-231763号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

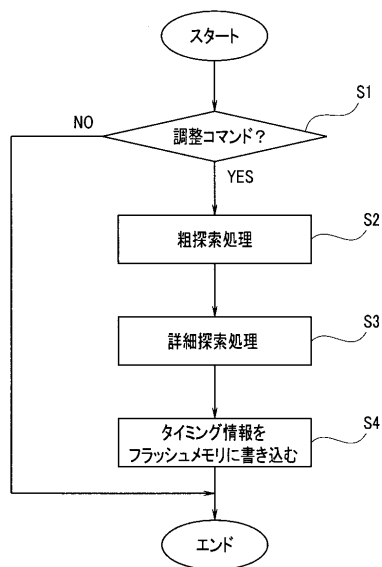
【 図 1 】



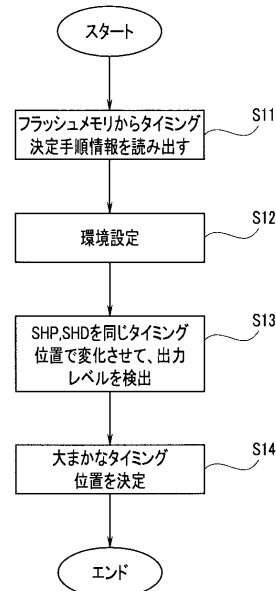
【 図 2 】



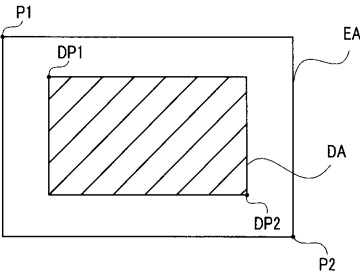
【 図 3 】



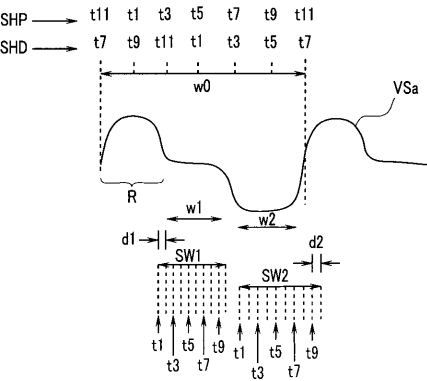
【 図 4 】



【図 5】



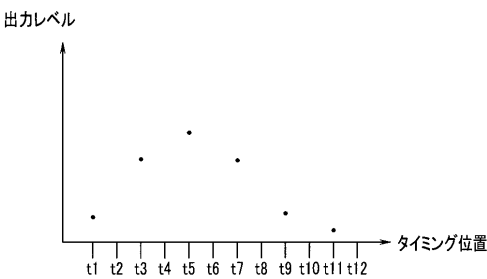
【図 6】



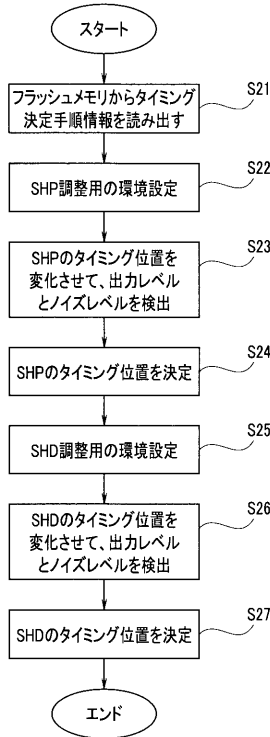
【図 7】

	SHD											
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8	t9	t10	t11	t12
SHP	t1	O										
	t2											
	t3			O								
	t4											
	t5				O							
	t6											
	t7						O					
	t8											
	t9								O			
	t10											
	t11										O	
	t12											

【図 8】



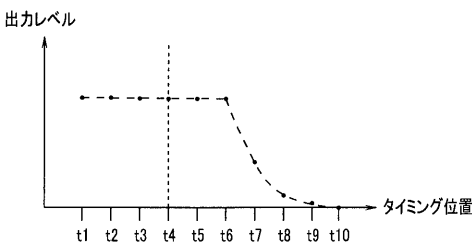
【図 9】



【図 10】

	SHD									
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8	t9	t10
SHP	t1				O					
	t2				O					
	t3				O					
	t4				O					
	t5				O					
	t6				O					
	t7				O					
	t8				O					
	t9				O					
	t10				O					

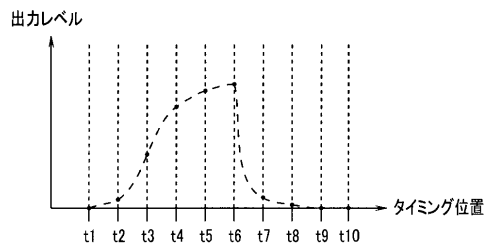
【図 11】



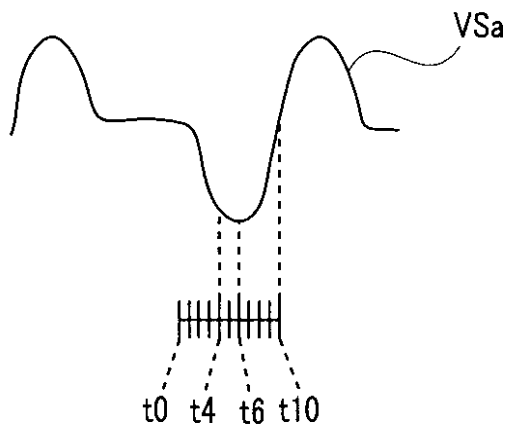
【 図 1 2 】

[illegible]

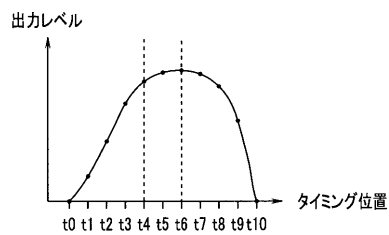
【 図 1 3 】



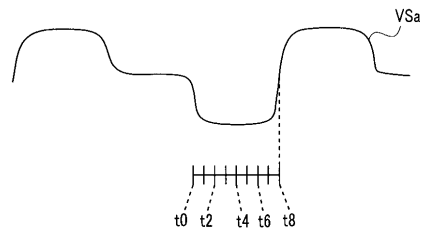
【圖 17】



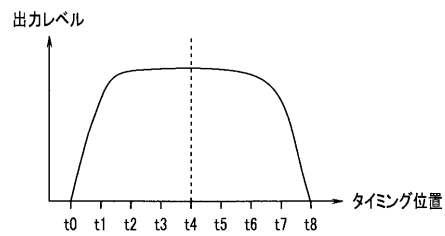
【 図 1 8 】



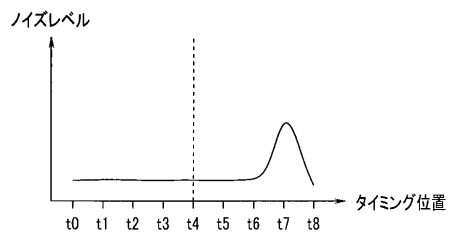
【 図 1 4 】



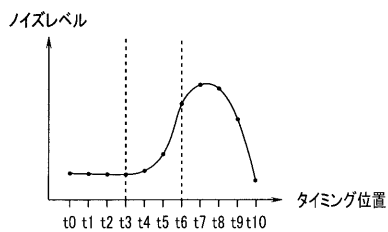
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 4 6 2 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 1 8 4 7 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 7 7 7 4 0 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 0 5 8 0 7 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 2 1 9 7 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

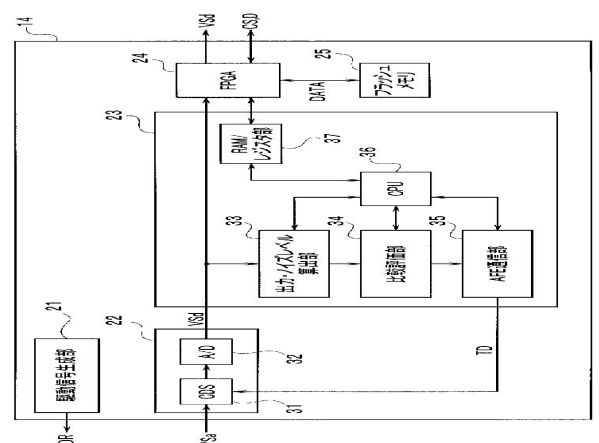
A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26
H04N 7/18

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5174994B2	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	JP2012535531	申请日	2011-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	齋藤紗依里		
发明人	齋藤 紗依里		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/045 G02B23/2476 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N7/18.M		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	大冢雄一		
优先权	2010231763 2010-10-14 JP		
其他公开文献	JPWO2012050115A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜2通过馈通采样脉冲SHP和钳位脉冲SHD对来自CCD 11a的图像拾取信号进行采样，并控制在采样之后输出图像拾取信号的CDS电路31，并控制SHP和SHD的采样的每个定时。它具有CPU36，其在从CDS电路31采样之后评估图像拾取信号，闪存25存储关于每个定时的定时信息，以及定时决定过程信息。当CPU 36接收到SHP和SHD的每个定时的调整指令时，CPU 36基于定时确定过程信息改变定时，并且根据通过改变每个定时获得的多个采样成像信号的评估结果，重写时间信息。

【 图 2 】



【 图 4 】