

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 38428

(P2003 - 38428A)

(43)公開日 平成15年2月12日(2003.2.12)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/04	362	A 6 1 B 1/04	A 2 H 0 4 0
1/06		1/06	B 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A
			B
23/26		23/26	B
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10数)			

(21)出願番号 特願2001 - 231180(P2001 - 231180)

(22)出願日 平成13年7月31日(2001.7.31)

(71)出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学
工業株式会社内

(72)発明者 榎本 貴之

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学
工業株式会社内

(74)代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

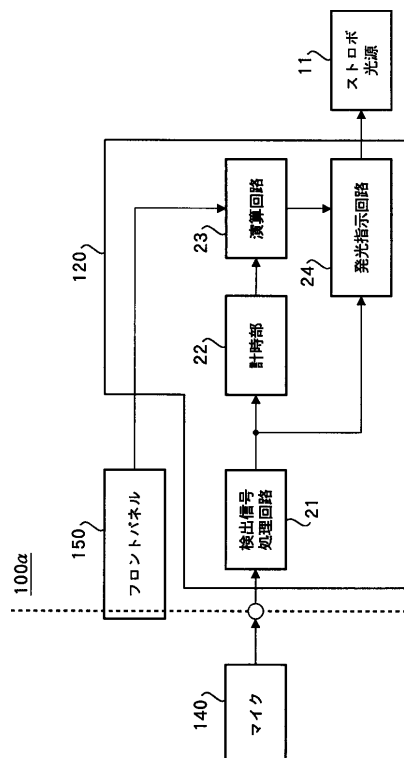
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置用プロセッサ

(57)【要約】

【課題】 内視鏡観察時に検出される観察部位の振動波形が一定でなくても、振動する観察部位の滑らかなスロー再生画像を撮像することができる、電子内視鏡装置用プロセッサを提供すること。

【解決手段】 電子内視鏡装置用プロセッサは、発光手段と、観察部位の振動波形を検出する検出手段と、所定の画像再生情報に対応し、かつ検出手段によって検出される振動波形の変化に応じて変化するディレイ量を算出し、該ディレイ量に基づいて決定される所定の発光指示タイミングで垂直同期信号送信の一周期内に一回、発光指示信号を送信することにより発光手段の発光制御を行う制御手段と、を有する構成にした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 発光手段と、
観察部位の振動波形を検出する検出手段と、
所定の画像再生情報に対応し、かつ前記検出手段によ
って検出される前記振動波形の変化に応じて変化するディ
レイ量を算出し、該ディレイ量に基づいて決定される所
定の発光指示タイミングで垂直同期信号送信の一周期内
に一回、発光指示信号を送信することにより前記発光手
段の発光制御を行う制御手段と、を有することを特徴と
する電子内視鏡装置用プロセッサ。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の電子内視鏡装置用プロ
セッサにおいて、前記制御手段は、
前記検出手段によって検出される前記振動波形における
所定の位相を基準とした一波長に対応する振動周期を計
測する計測手段と、
前記計測手段によって計測された前記振動周期と所定の
画像再生情報とに基づいて前記ディレイ量を算出する算
出手段と、
垂直同期信号送信直後の前記振動波形における所定の位
相検出時から前記ディレイ量経過した時を、前記所定の
発光指示タイミングと決定するタイミング決定手段と、
前記所定の発光指示タイミングに対応して発光指示信号
を前記発光手段に送信する送信手段と、を有することを
特徴とする電子内視鏡装置用プロセッサ。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の電子内視鏡装置用プロ
セッサにおいて、
前記算出手段がディレイ量を算出するために用いる前記
振動周期は、垂直同期信号送信直後の前記振動波形にお
ける所定の位相検出時の直前の一波長に対応する振動周
期であること、を特徴とする電子内視鏡装置用プロセッ
サ。

【請求項 4】 請求項 2 または請求項 3 に記載の電子内
視鏡装置用プロセッサにおいて、
所定の画像再生情報とは、前記振動波形における一波長
分の徐々に位相のずれた画像を撮像して再生する時間で
あること、を特徴とする電子内視鏡装置用プロセッサ。

【請求項 5】 請求項 4 に記載の電子内視鏡装置用プロ
セッサにおいて、
前記ディレイ量を ΔT とすると、ディレイ量 ΔT は、
$$\Delta T = T_{pre} \times (T_m / T_s) \times k$$

で算出されることを特徴とする電子内視鏡装置用プロセ
ッサ。但し、 T_{pre} は、前記計測手段によって計測さ
れた前記振動周期、
 k は、所定の発光から数えたストロボ発光回数、
 T_m は、垂直同期信号送信の一周期、
 T_s は、前記観察部位の振動一波長分の徐々に位相のず
れた画像を撮像して再生する時間、をそれぞれ示す。

【請求項 6】 請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載
の電子内視鏡装置用プロセッサは、さらに、
前記所定の画像再生情報を設定する設定手段を有するこ

と、を特徴とする電子内視鏡装置用プロセッサ。

【請求項 7】 請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載
の電子内視鏡装置用プロセッサにおいて、
前記発光手段は、ストロボ光を発光するストロボ光源を
備えることを特徴とする電子内視鏡装置用プロセッサ。

【請求項 8】 請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載
の電子内視鏡装置用プロセッサにおいて、
前記観察部位は、高速で振動する声帯であること、を特
徴とする電子内視鏡装置用プロセッサ。

10 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、体腔内の部位を
観察するために使用される電子内視鏡装置に使用される
プロセッサであって、特に周期性をもって振動する観察
部位を観察等するための電子内視鏡装置用プロセッサに
関する。

【0002】

【従来の技術】従来の電子内視鏡装置を用いて、周期性
をもって振動する観察部位、たとえば連続発声してい
る時の声帯を観察等する場合、まずプロセッサに接続さ
れた骨伝導性マイクを被検者の喉に医療用テープ等で固
定する。また、該プロセッサに接続されたスコープを体
腔内に挿入する。そして、該マイクによって検出される
声帯の振動波形の所定の位相に対応するタイミングでプ
ロセッサの光源部から発光させたストロボ光を、スコー
プを介して観察部位に照明することにより撮像が行われ
る。撮像された画像は、プロセッサの画像処理部で所定
の画像処理を施された後、モニタ等の表示手段に出力さ
れる。ストロボ光の発光タイミングの位相を振動波形の
所定の位相から所定量ずつ徐々にずらしつつ、上記撮像
動作を繰り返すことにより、術者は、高速で振動してい
る観察部位であっても、スロー再生画像として観察する
ことができる。

【0003】ここで被検者は、内視鏡処置中、常に所定
の音を連続発声していることを要求される。しかし、被
検者は同一レベルの音を発声していると思っても、厳密
には同一レベルの音を発声しつづけることはありえず、
振動波形が常に一定であるとは限らない。特に、上記要
求は、疾患によって体力が低下している被検者には、か
なりの負担を強いることになる。このため従来の電子内
視鏡装置では、たとえ上記のように発光タイミングの位
相を所定量ずつ徐々にずらしたとしても、振動波形の波
長が前回発光時の波長と異なるため、いわゆるフレーム
落ち現象等が発生してしまい、滑らかなスロー再生画像
を撮像できないおそれがある。

【0004】内視鏡観察が行われる観察部位は、上記の
ような声帯だけとは限らない。つまり、他のさまざまな
部位を内視鏡観察する場合であっても、振動波形が一定
にはならず、滑らかなスロー再生画像の観察ができず効
率の良い内視鏡観察が実現できないという問題がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】そこで本発明は上記の事情に鑑み、内視鏡観察時に検出される観察部位の振動波形が一定でなくても、振動する観察部位の滑らかなスロー再生画像を撮像することができる、電子内視鏡装置用プロセッサを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】このため、請求項1に記載の電子内視鏡装置用プロセッサは、発光手段と、観察部位の振動波形を検出する検出手段と、所定の画像再生情報に対応し、かつ検出手段によって検出される振動波形の変化に応じて変化するディレイ量を算出し、該ディレイ量に基づいて決定される所定の発光指示タイミングで垂直同期信号送信の一周期内に一回、発光指示信号を送信することにより発光手段の発光制御を行う制御手段と、を有することを特徴とする。

【0007】上記の構成によれば、検出される観察部位の振動波形が一定でなくても、該振動波形の変化に対応して算出されるディレイ量を用いて発光タイミングを決定することにより、振動する観察部位の滑らかなスロー再生画像を撮像することができる。このプロセッサを使えば、被検者の負担を軽減し、また術者も効率の良い内視鏡観察を行うことができる。

【0008】また請求項2に記載の電子内視鏡装置用プロセッサによれば、上記制御手段は、検出手段によって検出される振動波形における所定の位相を基準とした一波長に対応する振動周期を計測する計測手段と、計測手段によって計測された振動周期と所定の画像再生情報とに基づいてディレイ量を算出する算出手段と、垂直同期信号送信直後の振動波形における所定の位相検出時からディレイ量経過した時を、所定の発光指示タイミングと決定するタイミング決定手段と、所定の発光指示タイミングに対応して発光指示信号を発光手段に送信する送信手段と、を有することができる。

【0009】請求項2に記載の構成にすることにより、振動波形の撮像のための発光ごとのディレイ量を該一波長の周期に基づいて算出し、算出された周期に基づいて発光指示タイミングを決定することが可能になる。

【0010】請求項3に記載の電子内視鏡装置用プロセッサによれば、上記算出手段がディレイ量を算出するために用いる振動周期は、垂直同期信号送信直後の振動波形における所定の位相検出時の直前の一波長に対応する振動周期であることが望ましい。

【0011】ここで、上記所定の画像再生情報としては、たとえば振動波形における一波長分の徐々に位相のずれた画像を撮像して再生する時間であることが望ましい（請求項4）。他にも、一回の発光ごとに撮像される観察部位の位相変化量等が考えられる。

【0012】請求項5に記載の電子内視鏡装置用プロセッサによれば、所定の画像情報を、観察部位の振動波形

の一波長を再生するために要する時間とした場合、ディレイ量を ΔT とすると、ディレイ量 ΔT は、

$$\Delta T = T_{pre} \times (T_m / T_s) \times k$$

で算出することができる。但し、 T_{pre} は、計測手段によって計測された振動周期、 k は、所定の発光から数えたストロボ発光回数、 T_m は、垂直同期信号送信の一周期、 T_s は、観察部位の振動一波長分の徐々に位相のずれた画像を撮像して再生する時間、をそれぞれ示す。

【0013】さらに、上記所定の画像再生情報は、術者が所望とするスロー再生画像が得られるように、術者自身で任意に設定されることが望ましい（請求項6）。

【0014】また、上記発光手段としては、ストロボ光を発光するストロボ光源を使用することが望ましい（請求項7）。ストロボ光を使用すれば、撮像時、短時間で多くの光量を観察部位に照射させることが可能なため、ぶれのない鮮明な画像を生成することができる。

【0015】本発明は、観察部位が高速で振動する声帯であるときにより高い効果を得ることができる（請求項8）。

【0016】

【発明の実施の形態】図1は本発明の実施形態の電子内視鏡装置用プロセッサを備える電子内視鏡装置100の概略構成図である。電子内視鏡装置100は、プロセッサ100a、電子スコープ100bとから構成される。プロセッサ100aは、光源部110、メイン制御部120、画像信号処理回路130及びフロントパネルスイッチ150とを有し、マイク140、モニター160が接続される。スコープ100bは、CCD170、ライトガイド180とを有する。

【0017】まず、観察部位を撮像する場合の電子内視鏡装置100の動作を概説する。なお、本実施形態の電子内視鏡装置100は、高速で振動する声帯を撮像、観察するものである。撮像時、予め被検者の喉付近に固定されたマイク140が、声帯の振動波形を発声された音により検出し、検出信号としてメイン制御部120に送信する。なお、より精細なスロー再生画像を観察可能にするため、本発明にかかるプロセッサ100aを用いた場合であっても、術者は被検者になるべく一定の音を連続発声してもらうように協力してもらう。従って、マイク140によって検出される声帯の振動波形が極端な変化を伴うことはない。メイン制御部120は、波形を整形した検出信号に同期させて、光源部110の発光制御をする。本発明の特徴である、マイク140による声帯の振動波形の検出や光源部110の発光制御に関しては、後に詳述する。

【0018】メイン制御部120の制御に基づいて、光源部110内のストロボ光源11から発光されるストロボ光は、ライトガイド180内を導かれ、スコープ100bの先端側の射出端180aから観察部位に向けて照射される。発光状態にあるとき、該先端に備えられてい

る CCD 170 は、観察部位で反射された光を受光することにより受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積し、画像信号処理回路 130 に蓄積電荷に基づく電圧値（画像信号）として出力する。画像信号処理回路 130 は、入力される画像信号に基づいて所定の処理を行った後、画像信号をビデオ信号としてモニタ 160 に出力する。モニタ 160 は、ビデオ信号に対応する画像を表示する。

【0019】なお術者は、フロントパネルスイッチ 150 を操作して、スロー撮像と通常撮像との切り替えといった撮像方法の設定やスロー再生に関する設定、さらには撮像時の明るさ設定などを行うことが可能である。

【0020】本明細書では、高速で連続振動している観察部位（本実施形態では発声中の声帯）を術者が見やすい適当な速度の動画として撮像する方法をスロー撮像という。これに対して、観察部位および観察部位周辺の状況を全体的に観察するために光を連続的に照射しながら行う撮像方法を通常撮像という。通常撮像は、内視鏡のスコープ 100b を安全確実に観察部位近辺に導入、または抜去する時に使用される。

【0021】以下、電子内視鏡装置 100 を使用して観察部位である声帯をスロー撮像する場合のプロセッサ 100a の発光制御について詳説する。図 2 は、プロセッサ 100a のメイン制御部 120 の中の発光制御に関わる部分のみを示したブロック図である。図 3 は、電子内視鏡装置 100 の撮像動作を示すタイミングチャートである。図 2 に示すように、メイン制御部 120 は、検出信号処理回路 21、計時部 22、演算回路 23、発光指示回路 24 を有する。

【0022】図 2 に示すように、マイク 140 によって声帯の振動波形が検出される。検出された振動波形は、マイク 140 の検出信号（図 3B）として検出信号処理回路 21 に送信される。連続発声している被検者の声帯は、開放状態と閉塞状態との間を高速で振動する。図 3B に示す振動波形は、山が開放状態を表し、谷が閉塞状態を表す。

【0023】検出信号処理回路 21 は、受信する検出信号をパルス整形処理により生成されたパルス信号を計時部 22 および発光指示回路 24 に送信する。図 3C に整形されたパルス信号を示す。計時部 22 は、パルス信号の立ち上がりの位相を基準とした一波長ごとに周期を常時計測している。計時部 22 によって計測された周期を、図 3C 中、 $T_1 \sim T_n$ に示す。本来、内視鏡観察中は、被検者は常に一定レベルの音を連続発声していることが望ましいが、実際には人間にとって一定周波数（一定周期）の音を発声しつづけることは不可能である。例えば、図 3C に示す計時部 22 によって計測されるパルス信号の周期をみていくと、 $T_1 \sim T_6$ よりも T_7 以降の方が短くなっているのがわかる。計時部 22 によって計測された各周期 $T_1 \sim T_n$ に関するデータは、順次演

算回路 23 に送信される。

【0024】術者は、スロー撮像を行う際、適宜フロントパネルスイッチ 150 を操作して、種々のスロー撮像に関する設定を行う。術者が行ったスロー撮像に関する設定のうち、声帯の振動一波長分の徐々に位相のずれた画像を何秒（ T_s 秒）で撮像して再生するかというスロー撮像による再生情報は、演算回路 23 に送信される。なお図 3 では、説明の便宜上、 T_s を垂直同期信号の 4 周期期間である約 0.14 秒に設定し、その間に声帯の振動一波長分の徐々に位相のずれた画像を 4 回撮像した状態を示しているが、実際に術者が行う T_s の設定は、垂直同期信号（図 3A）の周期に対してきわめて長い値に設定される。つまり、声帯の振動一周期に対して徐々にずらす位相の量は、きわめて短く設定される。

【0025】演算回路 23 は、計時部 22 から順次送信される各周期 $T_1 \sim T_n$ に関するデータおよびフロントパネルスイッチ 150 によって行われる設定に基づいて、ストロボ発光タイミングの位相が発光ごとに声帯の振動波形の位相に対して所定量ずつずれていくようなディレイ量を算出し、発光指示回路 24 に送信する。

【0026】発光指示回路 24 は、検出信号処理回路 21 から送信されるパルス信号の基準位相を検出すると、該基準位相検出時から上記ディレイ量分経過後、ストロボ光源 11 に対して発光指示信号を送信する。発光指示信号の送信タイミング、つまりストロボ光源 11 の発光タイミングを図 3D に示す。ここで基準位相とは、垂直同期信号（図 3A）が送信された直後のパルス波形（図 3C）の立ち上がり時の位相を意味する。なお、スロー撮像開始直後の第一回目の発光に関して、発光指示回路 24 は、基準位相に対して位相をずらす必要はない。従って、このときの発光指示信号は基準位相検出に同期してストロボ光源 11 に送信される（図 3D 中 L1）。

【0027】つまり、メイン制御部 120 は、スロー撮像時、基準位相を検出すると基準位相の直前のパルス信号の一波長に対応する周期（以下、ディレイ算出周期という）に基づいて算出されたディレイ量に基づいて、基準位相直後の一波長に対応する周期（以下、発光周期という）内における発光タイミングを決定する。たとえば、発光周期 T_6 内で行われた発光タイミング L2（図 3D）は、ディレイ算出周期 T_5 によって算出されたディレイ量 ΔT_5 に基づいて決定される。同様に、発光周期 T_{11} で行われた発光タイミング L3 はディレイ算出周期 T_{10} によって算出されたディレイ量 ΔT_{10} に基づいて決定され、また発光周期 T_{16} で行われた発光タイミング L4 はディレイ算出周期 T_{15} によって算出されたディレイ量 ΔT_{15} に基づいて決定される。

【0028】なお、演算回路 23 には DSP 等が搭載されているため、高速でのデジタル信号処理が可能になっている。つまり、メイン制御部 120 内では、ディレイ算出周期の計測終了後、直ちにディレイ量を算出する処

理を行い、該ディレイ算出周期直後の発光周期内において基準位相から該ディレイ量分経過後、発光指示信号をストロボ光源 11 に送信することが可能になっている。

【0029】CCD170は、上記メイン制御部120の発光制御によって発光されたストロボ光が観察部位を照明している間だけ電荷を蓄積する。つまり、図3DのL1、L2、L3・・・は、ストロボ光発光タイミングであると同時にCCD電荷蓄積期間でもある。メイン制御部120は、発光指示信号をストロボ光源11に送信すると略同時にCCD170に電荷読み出し信号を送信する。発光指示信号の立ち下がりに同期した図3Eでの立ち上がりが電荷読み出し信号送信時に該当する。CCD170は、電荷読み出し信号を受信すると、上述したように、蓄積した電荷を画像信号として画像信号処理回路130に送信する。図3E中×で示す領域が画像信号送信時である。

【0030】上記の撮像動作によって、一回のストロボ光発光による撮像ごとに所定の位相ずつずれた形状の声帯が撮像される。そして、モニタ160上においては、撮像された画像が随時更新されるため、なめらかなスロ再生画像が表示される。

【0031】なお本実施形態では、上記のとおり、発光する時の声帯の振動周期直前の振動周期（ディレイ算出周期）によってディレイ量を算出している。そのため、ディレイ算出周期と発光周期とが同一値である場合にはより最適に実施することが可能だが、両者が異なる値であっても、実用上何ら問題がないことを以下検証する。一般的に成人男性の発声は、平均100Hz程度で、安定しない場合にはおよそ±10Hz前後の誤差が生じる。ここで、術者が $T_s = 2$ （秒）と設定した場合を想定してみる。通常、モニタの一面の周波数は30Hzであるため、この2秒間で60回の撮像が必要となる。つまり、一回の撮像あたりの振動位相のずれ量は略6°となる。この設定下において、声帯の振動が100Hzである場合、一回の撮像あたりの振動位相のずれ量略6°に対応する時間（ディレイ量）は約0.167msecである。同様に、声帯の振動が110Hzである場合、ディレイ量は約0.152msecであり、90Hzである場合、ディレイ量は約0.185msecになる。以上より、仮に、ディレイ算出周期が100Hzであるのに対して、発光周期が 100 ± 10 Hzの場合でも、誤差は±0.6°程度に過ぎない。つまり、たとえディレイ算出周期と発光周期とが一定でなくとも、肉眼で観察時に違和感があるようなフレーム落ち等の現象は発生せず、なめらかなスロ再生画像がモニタ160上に表示される。

【0032】次に図4、図5を参照しつつ、メイン制御部120の発光制御に関する処理の具体的な一例を説明する。図4は、上記の構成を有するメイン制御部120がスロ撮像時に行う発光制御に関するフローチャートである。

【0033】術者がフロントパネルスイッチ150を操作することによって、スロ撮像が設定されると、メイン制御部120内では、垂直同期信号が立ち下がったかどうかを垂直同期信号立ち下がり同期フラグ（VDフラグ）が立ったどうかで判断し（S1：YES）、かつVDフラグが立った直後のパルス波形の立ち上がりを検出して（S2：YES）、発光指示回路24から第一回目のストロボ発光指示を行う（S3）。すなわち、スロ撮像開始直後の第一回目のストロボ発光は、ディレイ処理をかける必要がないため、基準位相に対応して行われる。

【0034】S3で第一回目のストロボ発光が行われた後、メイン制御部120は、垂直同期信号一周期中に一回のみ発光が行われるように、VDフラグをおろす処理を行う（S4）。

【0035】二回目以降の発光処理はS5の定型処理に従って行われる。S5の定型処理は、術者によってスロ撮像設定が解除されるまで繰り返される（S6：NO）。図5は、発光制御中の定型処理に関するフローチャートである。

【0036】S5の定型処理中に垂直同期信号が立ち下ると、図5Aに示す割り込み定型処理が行われる。具体的には、VDフラグを立てる処理が行われる（S60）。

【0037】またS5の定型処理中にパルス信号が立ち上がると、以下に説明するような図5Bに示す割り込み定型処理が行われる。なお図5B中、カウンタAは計時部22内に設けられ、声帯の振動周期を計測するものである。また、カウンタBは発光指示回路24に設けられ、パルス信号立ち上がり（基準位相）時からのディレイ量を計測するものである。

【0038】パルス信号が立ち上がると、カウンタAは、前回のパルス信号立ち上がり時から今回のパルス信号立ち上がり時までのカウント値 T_{pre} を演算回路23に送信する（S51）。そして、カウンタA、カウンタBともにカウント値をリセットし、再度カウントし始める（S52）。

【0039】続いて、メイン制御部120では、VDフラグが立っているかどうかを判断する（S53）。VDフラグが立っていない場合、パルス信号立ち上がり検出による割り込み定型処理は、終了する（S53：NO）。VDフラグが立っていれば（S53：YES）、演算回路23においてディレイ量 ΔT_{pre} を算出する処理が行われる（S54）。

【0040】S54において、ディレイ量 ΔT

$_{pre}$ は、以下のようにして算出される。

$$\Delta T_{pre} = T_{pre} \times (T_m / T_s) \times k$$

但し、 T_{pre} は、ディレイ算出周期、kは、ストロボ発光回数、 T_m は、モニタ160の一面の周波数の逆数、つまり垂直同期信号送信の一周期、 T_s は声帯の振

動一波長分の徐々に位相のずれた画像を撮像して再生する時間、をそれぞれ示す。なお、ストロボ発光回数 k は、発光指示信号をストロボ光源 11 に送信する都度、発光指示回路 24 から演算回路 23 に出力されている、第一回目の発光から数えて何回目の発光であるかを示す整数値データであり、例えば二回目の発光については、 $k = 1$ となる。

【0041】S54によって算出されたディレイ量 ΔT_{pre} は、続いてS55でディレイ算出周期 T_{pre} と比較される。ディレイ量 ΔT_{pre} がディレイ算出周期 T_{pre} よりも小さい場合には、その値がそのまま発光指示回路に設定される (S55: NO)。しかし常に基準位相からの一周期内に撮像が行われるようにするため、ディレイ量 ΔT_{pre} がディレイ算出周期 T_{pre} 以上の場合 (S55: YES) には、S56でディレイ量 ΔT_{pre} は0と決定され、発光指示回路 24 に設定される。

【0042】発光指示回路 24 内では、設定されるディレイ量 ΔT_{pre} に基づいてカウンタ B がカウントを行っており (S57)、カウント値がディレイ量 ΔT_{pre} 以上になると (S57: YES)、発光指示信号をストロボ光源 11 に送信する処理が行われる (S58)。その後、S4と同様にVDフラグをおろして (S59)、パルス信号立ち上がり検出による割り込み定型処理は終了する。以上がメイン制御部 120 内での発光制御の具体的一例の説明である。

【0043】なお術者が通常撮像を設定した場合、制御部 50 は、声帯の振動周期とは関係なくストロボ光源 11 からストロボ光を連続的に発光させる。これにより、観察部位の動画像が撮像される。

【0044】以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく趣旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0045】上記実施形態では、術者は、フロントパネル 150 を操作して、画像のスロー再生に関する情報を設定しているが、該情報は、声帯の振動一波長分を再生する秒数に限定されるものではない。たとえば、一回の発光ごとに撮像される観察部位の位相変化量であってもよい。

【0046】また、上記実施形態では、発光周期に対応する、より精度の高いディレイ量を算出するために、基準位相直前の一波長に対応する周期をディレイ算出周期としている。従って、振動がさほど高速ではなく、該振動の波形がさほど大きく乱れないような観察部位に限定して使用するプロセッサであれば、基準位相直前の一波長に対応する周期をディレイ算出周期としなくてもよい。このようなプロセッサであれば、高速処理も行う必要もないため、その分装置の低廉化をはかることができ*

る。

【0047】上述した実施形態では、連続発声中の声帯が観察部位であると仮定して説明したが、本発明にかかる電子内視鏡装置用プロセッサは、声帯を撮像するときのみ使用されるものではない。例えば、鼓動を続ける心臓等、他の振動する部位を撮像するときにも使用することができる。声帯以外の振動する部位を撮像するとき、場合によっては、マイク 140 以外の他の振動検出手段を用いることができる。

10 【0048】さらに本実施形態ではストロボ光源 11 を使用しているが、キセノン光源等の通常光源とスリット板とを使用して擬似的にストロボ光を生成する構成にしてもよい。

【0049】

【発明の効果】このように本発明の電子内視鏡装置用プロセッサは、検出手段によって実際に検出される観察部位の振動波形に基づいて算出されるディレイ量を用いて発光制御を行う構成にすることにより、振動波形が一定ではない観察部位をなめらかなスロー再生画像として撮像し、観察することができる。

20 【0050】また、本発明を使用することにより、一度に複数の被検者の観察部位を観察する場合であっても、各被検者の観察部位に対応した設定等を行うことなく、迅速かつ効率よくなめらかなスロー再生画像を観察することが可能にもなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の概略構成図である。

30 【図 2】本発明の実施形態のプロセッサのメイン制御部を示したブロック図である。

【図 3】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の撮像動作を示すタイミングチャートである。

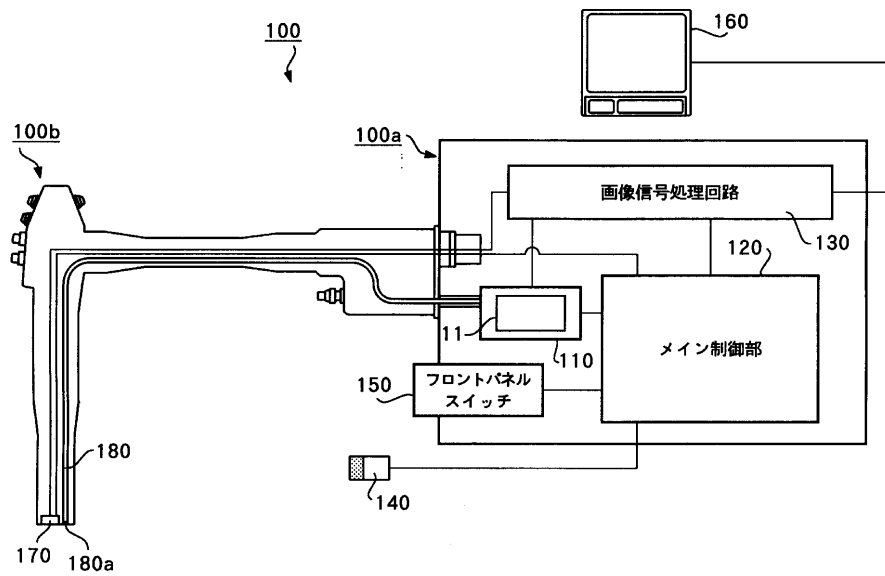
【図 4】メイン制御部がスロー撮像時に行う発光制御に関するフローチャートである。

【図 5】メイン制御部がスロー撮像時に行う発光制御に関するフローチャートである。

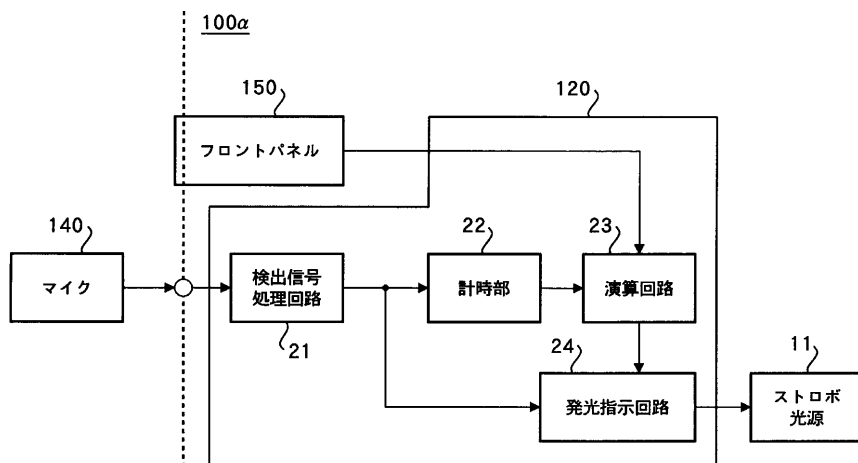
【符号の説明】

100 電子内視鏡装置
100a プロセッサ
100b 電子スコープ
11 ストロボ光源
120 メイン制御部
21 検出信号処理回路
22 計時部
23 演算回路
24 発光指示回路
170 CCD

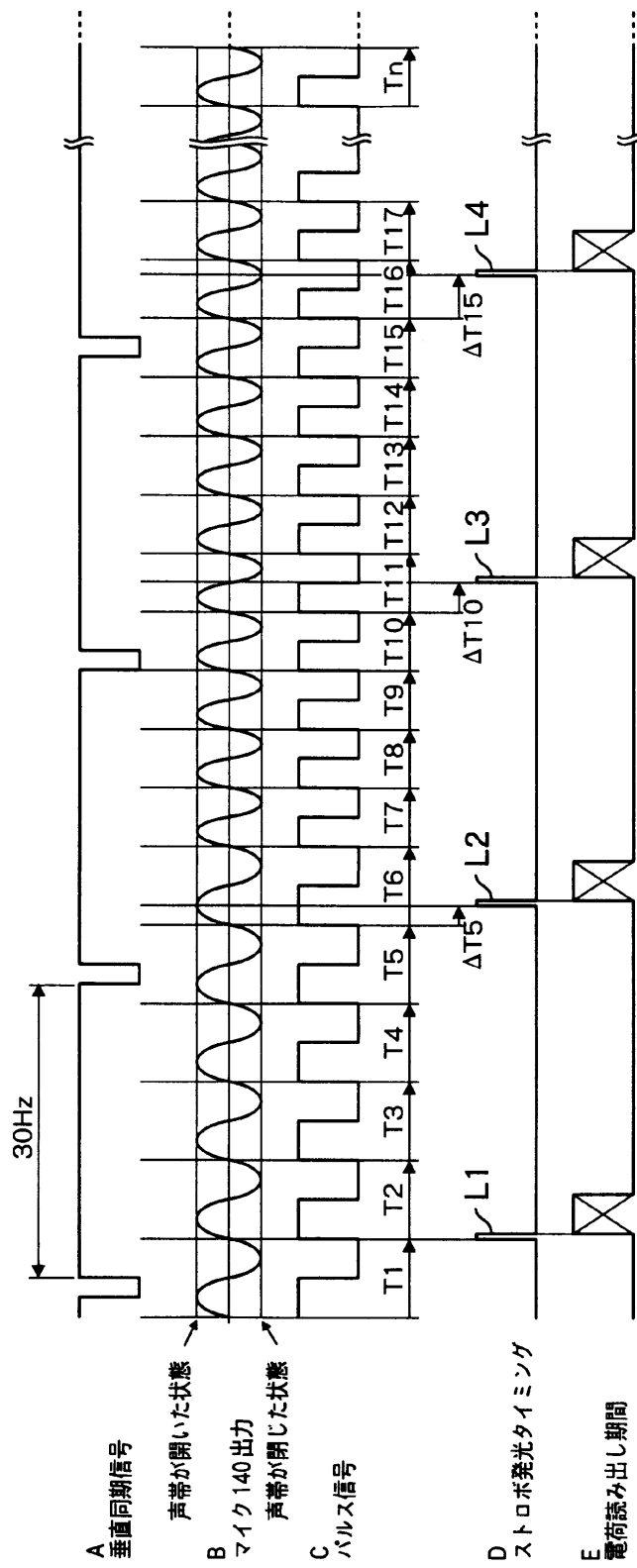
【図 1】



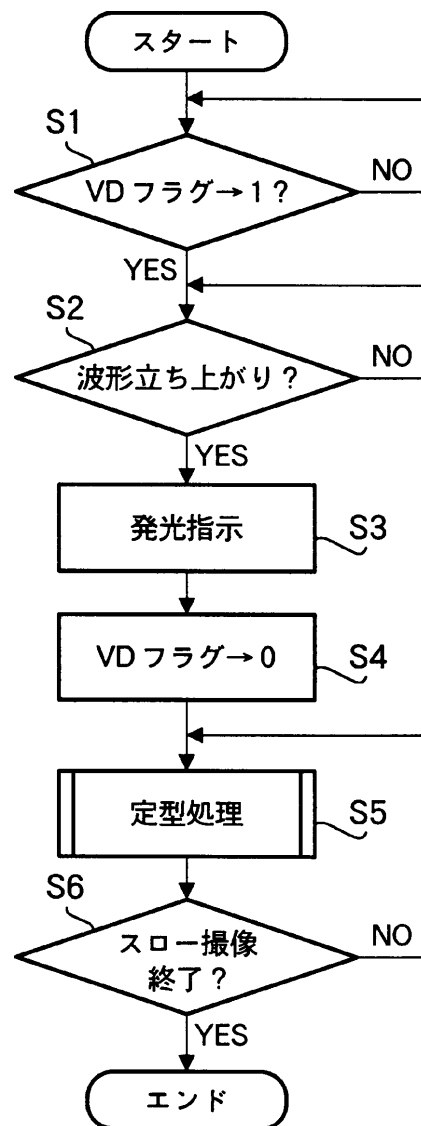
【図 2】



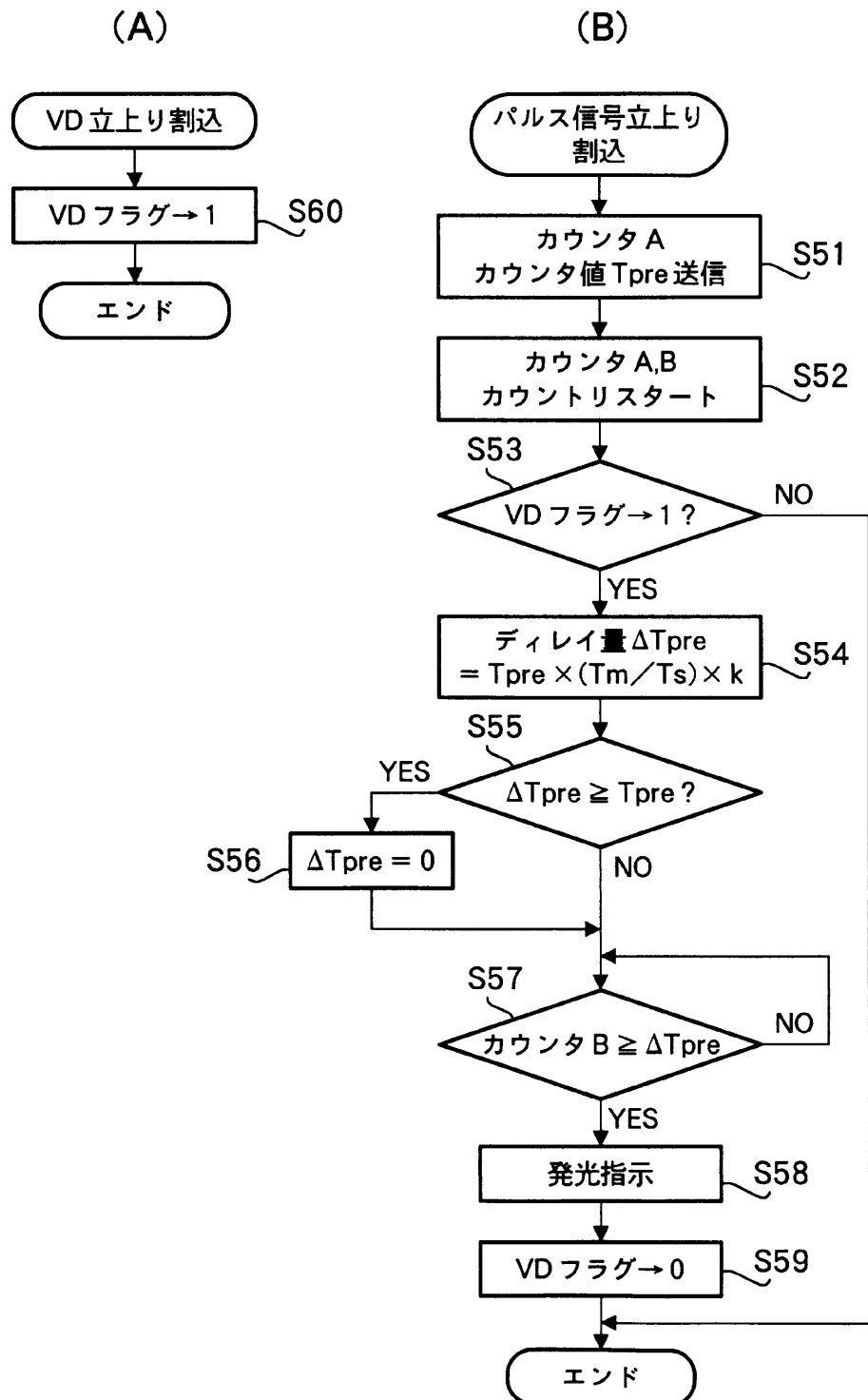
【図3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 BA00 BA11 CA06 CA11 DA51
GA02 GA10 GA12
4C061 AA13 BB10 GG01 RR03

专利名称(译)	用于电子内窥镜设备的处理器		
公开(公告)号	JP2003038428A	公开(公告)日	2003-02-12
申请号	JP2001231180	申请日	2001-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 榎本貴之		
发明人	杉本 秀夫 榎本 貴之		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/06.B G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA12 4C061/AA13 4C061/BB10 4C061/GG01 4C061/RR03 4C161/AA13 4C161/BB10 4C161/GG01 4C161/RR03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于电子内窥镜设备的处理器，即使在内窥镜观察期间检测到的观察部位的振动波形不是恒定的，该处理器也能够捕获振动的观察部位的平滑的慢速再现图像。 那个 电子内窥镜设备处理器包括发光装置，用于检测观察区域的振动波形的检测装置，与预定图像再现信息相对应并且由该检测装置检测到的振动波形的变化。 通过计算根据延迟量而变化的延迟量并在垂直同步信号传输的一个周期内以基于延迟量确定的预定发光指令定时传输一次发光指令信号，来控制发光装置的发光。 以及用于执行的控制手段。

