

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2005-304682
(P2005-304682A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 1/04
H 0 4 N 7/18

F I
A 6 1 B 1/04 3 7 O
H 0 4 N 7/18 M

テーマコード (参考)
4 C 0 6 1
5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2004-124109 (P2004-124109)	(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
(22) 出願日	平成16年4月20日 (2004. 4. 20)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	渡邊 靖治 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA00 AA29 CC06 NN01 SS11 SS30 5C054 AA01 AA05 CA04 CC02 EA01 EC01 ED11 EJ02 HA12

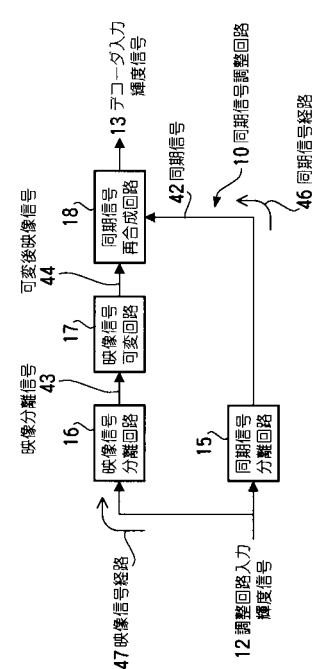
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】輝度信号に付随した同期信号レベルを固定し、デコーダから出力されるデータの映像信号レベルをどの内視鏡でも一定とすることを目的とする。

【解決手段】同期信号調整回路をデコーダの入力段に配置することにより、シンクチップによるクランプを用いても、内視鏡の個体差による同期信号レベルのばらつきをなくし、デコーダ入力輝度信号の同期信号レベルを特定の値に一定に保つことができる。その結果デコーダから出力される映像信号レベルのばらつきは抑えられ、モニターに表示される映像を一定に保つことができる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像した映像を、輝度信号を含む画像信号にしてプロセッサに伝送する内視鏡と、
前記画像信号に含まれる輝度信号をシンクチップ部分でクランプすると共に前記輝度信号の同期信号レベルを所定値にする同期信号調整回路と、前記同期信号調整回路から出力された輝度信号と前記画像信号に含まれる輝度信号以外の信号を各々のデジタル信号に変換するデコーダと、デコーダから出力された各デジタル信号に所定の処理を施すデジタル処理回路と、前記デジタル処理回路から出力された信号を表示装置用の映像信号に変換するエンコーダとを有するプロセッサと、
を備えた内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記同期信号調整回路は、前記輝度信号から同期信号部分を埋め込んだ信号を分離取得し、その結果の映像分離信号を出力する映像信号分離回路と、
前記映像分離信号のペDESTAL部分の電圧レベルが所定の電圧値となるように前記映像分離信号全体を電圧軸に沿って移動させ、その結果の可変後映像信号を出力する映像信号可変回路と、
前記輝度信号より同期信号を分離取得する同期信号分離回路と、
前記可変後映像信号と前記同期信号分離回路で分離取得された同期信号を再合成することにより、前記デコーダ入力用の輝度信号を生成する同期信号再合成回路と、
を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記同期信号再合成回路は、前記可変後映像信号のペDESTAL部分において前記同期信号分離回路で分離取得された同期信号から得られた同期信号部分に対応する部分の電圧を所定の値にすることで再合成を行う、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記同期信号再合成回路は、トランジスタを備え、前記トランジスタのベース端子には前記同期信号分離回路で分離取得された同期信号が入力され、エミッタ端子はグランドに接地され、コレクタ端子は前記映像信号可変回路の出力に接続されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

電子内視鏡において、撮像した画像を表示する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、スコープ先端に設けられた撮像装置により患部を撮像し、撮像装置から出力される画像信号を画像処理装置により処理して、モニタに表示する電子内視鏡が知られている。

40

【0003】

図 1 は従来の内視鏡システム 300 の概略構成図である。内視鏡システム 300 は、内視鏡 301 とプロセッサ 302 及びモニター（表示装置）309 を備える。また、内視鏡 301 は撮像装置を含む画像信号生成部 303 を備え、プロセッサ 302 は、フィルタ 304、増幅器 305、デコーダ 306、デジタル処理回路 307 及びエンコーダ 308 を備える。内視鏡 301 の画像信号生成部 303 は、例えば Y/C 方式では輝度信号（Y 信号）と色信号（C 信号）からなる画像信号を出力し、画像信号生成部 303 からプロセッサ 302 へ送られた画像信号 310 は、フィルタ 304 や増幅器 305 などを経由してアナログの画像信号 311 となり、デコーダにてデジタルの画像信号に変換された後、デジタル処理回路 307 にて所定のデジタル処理を施され、エンコーダ 308 によりモニター

50

309に映像を表示させるためのモニター表示用の映像信号312に変換される。この時、画像信号生成部303はフィルタ304、増幅器305を介してデコーダ306に直結された形となっており、画像信号に含まれる輝度信号に付随する同期信号を加工・調整する部分はなかった。

【0004】

上記データ取得方法では、内視鏡301から送られてくる画像信号310に含まれる輝度信号に付随した同期信号レベルには内視鏡により個体差があるため、プロセッサ内部で増幅器305から出力された輝度信号に対してシンクチップ部分でクランプを行ってデコーダ306に入力した場合、デコーダ306から出力されるデータの映像信号レベルが内視鏡により変化してしまうという問題点があった。

10

【0005】

図2は、画像信号に含まれる輝度信号の概略図である。内視鏡システム300では、内視鏡301からの映像をモニター309に表示させるために、画像信号311をデコーダ306、デジタル処理回路307及びエンコーダ308によりデータ処理を行ってアナログ又は、デジタルの映像信号312を生成している。このデコーダ306には、画像信号311に含まれる輝度信号の同期信号のシンクチップ部分313をクランプすることで動作能力が最適化されるものが多く存在する。デコーダ306に入力される輝度信号の同期信号レベル315が想定した一定値よりも小さい場合には、デコーダ306から出力される映像信号レベル314は、相対的に大きくなるため画面は本来の画像よりも明るく表示される。またデコーダに入力される輝度信号の同期信号レベル315が想定した一定値よりも大きい場合には、画面は本来の画像よりも暗く表示される。

20

【0006】

以上のように、内視鏡ごとに同期信号レベルにばらつきがあると、デコーダから出力される映像信号レベルにもばらつきがでるため、映像信号レベルが内視鏡により変化してしまうという問題点が生じていた。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、以上のような事情に鑑みてなされたもので、輝度信号に付随した同期信号レベルを固定し、デコーダから出力されるデータの映像信号レベルをどの内視鏡でも一定とすることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

このため請求項1記載の内視鏡システムは、撮像した映像を、輝度信号を含む画像信号にしてプロセッサに伝送する内視鏡と、画像信号に含まれる輝度信号をシンクチップ部分でクランプすると共に輝度信号の同期信号レベルを所定値にする同期信号調整回路と、同期信号調整回路から出力された輝度信号と画像信号に含まれる輝度信号以外の信号を各々のデジタル信号に変換するデコーダと、デコーダから出力された各デジタル信号に所定の処理を施すデジタル処理回路と、デジタル処理回路から出力された信号を表示装置用の映像信号に変換するエンコーダとを有するプロセッサと、を備える、ことを特徴とする。上記構成によれば、上記目的を達成される。つまり輝度信号に付随した同期信号レベルを固定し、映像信号レベルをどの内視鏡でも一定とすることが可能となる。

40

【0009】

このため請求項2記載の同期信号調整回路は、同期信号調整回路は、輝度信号から同期信号部分を埋め込んだ信号を分離取得し、その結果の映像分離信号を出力する映像信号分離回路と、映像分離信号のペDESTAL部分の電圧レベルが所定の電圧値となるように映像分離信号全体を電圧軸に沿って移動させ、その結果の可変後映像信号を出力する映像信号可変回路と、輝度信号から同期信号を分離取得する同期信号分離回路と、前記可変後映像信号と前記同期信号分離回路で分離取得された同期信号を再合成することにより、前記デコーダに入力される輝度信号を生成する同期信号再合成回路と、を備えることを特徴とす

50

る。上記構成によれば、輝度信号に付随した同期信号レベルを一定値に固定する同期信号調整回路の提供が可能となる。

【 0 0 1 0 】

このため請求項 3 記載の同期信号再合成回路は、同期信号から得られた同期信号部分に相当する可変後映像信号のペデスタル部分の電圧を所定の値にすることで再合成を行う、ことを特徴とする。上記構成によれば、可変後映像信号に同期信号を復元することが容易にできる。

【 0 0 1 1 】

このため請求項 4 記載の同期信号再合成回路は、トランジスタを備え、トランジスタのベース端子には同期信号分離回路で分離取得された同期信号が入力され、エミッタ端子はグランドに接地され、コレクタ端子は映像信号可変回路の出力に接続されることを特徴とする。上記構成によれば、可変後映像信号に同期信号を復元することが容易にできる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

同期信号調整回路をデコーダの入力前に設置することで、内視鏡の個体差による同期信号レベルのばらつきをなくし、その結果シンクチップによるクランプを用いても、デコーダから出力される信号の映像信号レベルを一定に保つことができ、映像の信頼性向上が可能となった。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

図 3 及び図 7 を用いて本発明の第 1 の実施形態を説明する。図 3 は内視鏡システム 1 0 0 の概略構成図である。内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡 1 とプロセッサ 2 及びモニター（表示装置）9 とを有する。内視鏡 1 は画像信号生成部 3 が備える CCD 等の撮像素子（不図示）により、医療用では被検者の体腔内、工業用では水道管、ガス管、ダクトの内面等の映像を撮像して画像信号 1 1 を取得し、その信号をプロセッサ 2 に伝送する。この時点の画像信号 1 1 は一般にはアナログ信号となっている。

【 0 0 1 4 】

プロセッサ 2 は、フィルタ 4、増幅器 5、同期信号調整回路 1 0、デコーダ 6、デジタル処理回路 7 及びエンコーダ 8 を有する。画像信号 1 1 は、フィルタ 4、増幅器 5 他により適度に調整される。この増幅器 5 から出力された画像信号の内、輝度信号が調整回路入力輝度信号 1 2 となる。調整回路入力輝度信号 1 2 は同期信号調整回路 1 0 によりデコーダ 6 に入力される為のデコーダ入力輝度信号 1 3 に変換される。また、増幅器 5 から出力された画像信号の内、輝度信号以外の信号はデコーダ 6 へ入力される。（不図示）そしてデコーダ入力輝度信号 1 3 及び輝度信号以外の信号はデコーダ 6 により、デジタル処理を行うデジタル処理回路 7 に入力するための各デジタル信号に変換される。デジタル処理回路 7 により所定のデジタル処理を施された各デジタル信号はエンコーダ 8 によりモニター 9 に映像を表示させるためのモニター表示用の映像信号 1 4 に変換される。この信号モニター表示用の映像信号 1 4 は本願ではアナログの映像信号を想定しているが、デジタルの映像信号を使用することもありうる。

【 0 0 1 5 】

図 7 は、調整回路入力輝度信号 1 2 の波形の概略図である。本明細書において記載されている信号の概略図は、縦軸を電圧値で示す電圧軸 1 0 1 とし、また横軸は時間軸 1 0 2 とする。しかしながら前記数値軸は説明をわかりやすくするためのもので、同様なパラメータを使用してもよい。

【 0 0 1 6 】

一般的にデコーダは、同期信号のシンクチップ部分 3 3 でクランプされた信号の入力によって動作能力が最適化されるものと、ペデスタル部分 3 2 でクランプされた信号の入力によって動作能力が最適化されるものがある。ここでクランプとは信号の基準状態を固定する事を意味し、例えば基準状態量を電圧とすると特定の電圧値に固定する事を意味する。またシンクチップとは、同期信号の底部を意味し、ペデスタルとは、同期信号の頂部を

10

20

30

40

50

意味する。本発明はシンクチップ部分 33 でクランプされた信号に対して最も効果を有するが、その他類似の信号のレベル調整に用いられてもよい。

【0017】

図示されている信号は一つの水平走査期間 105 の信号のみ表示されているが、実際には時間軸に沿って同様の信号が連続的に並んでいる。同期信号成分 90 は、シンクチップ部分 33 とペDESTAL 部分 32 の間にある信号を示し、映像信号成分 91 はペDESTAL 部分 32 より電圧軸 101 にそって + 方向にある信号を示す。また同期信号成分 90 は、水平同期信号と図示されていない垂直同期信号の両方から構成されており、本願でいう同期信号は前記両方の信号からなる複合同期信号を意味している。またモニターの水平方向一列を走査する信号は、水平走査期間 105 で表され、時間軸 102 にそって同期信号の始点 106 から次の同期信号の始点 108 までの区間の信号である。また時間軸 102 にそって同期信号の始点 106 から同期信号の終点 107 までの区間の信号で一つの同期信号が定義されている。

10

【0018】

同期信号レベル 35 は、伝送されて適度に変換された調整回路入力輝度信号 12 の同期信号成分 90 の大きさを表し、映像信号レベル 34 は、内視鏡 1 から伝送されて適度に変換された調整回路入力輝度信号 12 の映像信号成分 91 の大きさを表している。この映像信号成分 91 に、内視鏡 1 で撮像された映像の情報が含まれている。

【0019】

調整回路入力輝度信号 12 の同期信号レベル 35 をある特定の一定値に制御する同期信号調整回路 10 をデコーダ 6 の入力前に配置することにより、同期信号レベル 35 を一定値に制御できデコーダから出力される映像信号レベル 34 のばらつきを抑え、内視鏡毎に、電圧レベルに関しばらつきのない映像信号 14 が提供可能となる。ここで一定値は任意の値に選択可能であるものとする。

20

【0020】

図 4 及至図 7 を用いて本発明を詳しく説明する。図 4 は同期信号調整回路 10 の概略構成図である。同期信号調整回路 10 は同期信号分離回路 15 と映像信号分離回路 16 と映像信号可変回路 17 と同期信号再合成回路 18 を有する。調整回路入力輝度信号 12 は、同期信号分離回路 15 を介する同期信号経路 46 の信号と、映像信号分離回路 16 と映像信号可変回路 17 を介する映像信号経路 47 の信号に分離され、同期信号再合成回路 18 で両信号は再合成されデコーダ入力輝度信号 13 を出力する。

30

【0021】

ここで同期信号経路 46 に沿って信号の流れをみると、調整回路入力輝度信号 12 は同期信号分離回路 15 により、調整回路入力輝度信号 12 の同期信号成分 90 のみを分離取得し同期信号 42 を出力する。出力された同期信号 42 は同期信号再合成回路 18 に入力され映像信号経路 47 の信号と再合成が行われる。

【0022】

次に映像信号経路 47 に沿って信号の流れをみると、調整回路入力輝度信号 12 は映像信号分離回路 16 により、調整回路入力輝度信号 12 の映像信号成分 91 のみを分離取得し映像分離信号 43 を出力する。出力された映像分離信号 43 は映像信号可変回路 17 に入力され、ペDESTAL 部分 32 の電圧レベルをある所定の電圧値にするように映像分離信号 43 全体を電圧軸 101 に沿って移動させる演算が行われ可変後映像信号 44 が出力される。出力された可変後映像信号 44 は、同期信号再合成回路 18 に入力され同期信号経路 46 の信号と再合成が行われる。

40

【0023】

図 5 は本発明の同期信号調整回路 10 の概略信号図を示したものである。図 5 によって各回路の機能を詳しく説明することにする。

【0024】

まず同期信号分離回路 15 について説明を行う。同期信号分離回路 15 は調整回路入力輝度信号 12 から同期信号 42 を取り出す回路である。回路にはオペアンプを応用したコ

50

ンパレータを用いて、同期信号 4 2 を取り出している。この同期信号 4 2 は水平同期信号と垂直同期信号からなる複合同期信号である。なお、この同期信号 4 2 は後続の回路動作の都合上極性反転して出力している。

【 0 0 2 5 】

次に映像信号分離回路 1 6 について説明を行う。図 5 の映像信号分離回路 1 6 は調整回路入力輝度信号 1 2 から映像信号成分 9 1 を取り出す回路である。この回路の動作はブランキング期間の信号を用いて、調整回路入力輝度信号 1 2 の同期信号部分 7 0 を埋め込むことにより行われる。ここでいう埋め込むこととは、シンクチップ部分 3 3 の電圧値をペデスタル部分 3 2 の電圧値と同じ値にすることである。このとき出力される映像分離信号 4 3 のペデスタル部分の信号値は調整回路入力輝度信号 1 2 のペデスタル部分の信号値と同じ値に保持されたままになる。

10

【 0 0 2 6 】

次に映像信号可変回路 1 7 について説明を行う。図 5 の映像信号可変回路 1 7 は映像分離信号 4 3 のペデスタル部分 3 2 の電圧値があらかじめ設定された所定の電圧値になるように映像分離信号 4 3 全体を電圧軸 1 0 1 に沿って移動させ、その結果生じた可変後映像信号 4 4 を出力する回路である。このあらかじめ設定された所定の電圧値はデコーダで内部想定されている電圧値、或いは使用者が任意に設定する電圧値どちらでも良く、自由に設定できるものである。

【 0 0 2 7 】

次に同期信号再合成回路 1 8 について説明を行う。図 5 の同期信号再合成回路 1 8 は、同期信号 4 2 と可変後映像信号 4 4 を再合成する回路である。同期信号 4 2 と可変後映像信号 4 4 はもともと同一信号から分離したものであるため、同期信号 4 2 の同期信号部分 7 5 の位置は、映像信号分離回路 1 6 で埋め込まれた同期信号部分 7 6 の位置と一致している。そこで調整回路入力輝度信号 1 2 の同期信号のシンクチップ部分を極性反転させることにより得られた同期信号 4 2 の頂点部分 3 9 に相当する位置の可変後映像信号 4 4 のペデスタル部分 3 2 の電圧値を基準状態の値である 0 V にすることにより再合成し、可変後映像信号 4 4 に演算後同期信号 5 0 を生成している。別の言い方をすると、同期信号経路 4 6 を通過する信号の同期信号部分 7 0 の時間軸 1 0 2 方向の情報を採取し、その情報に元づき可変後映像信号 4 4 の対応する箇所のペデスタル部分 3 2 のシンクチップ部分に相当する部分の電圧（ボトム電圧 3 8 ）の値を 0 V にすることを行っている。

20

30

【 0 0 2 8 】

図 6 は、図 4 の同期信号再合成回路 1 8 のトランジスタオープンコレクタ接続の概略構成図である。トランジスタには n p n 形トランジスタが用いられ可変後映像信号 4 4 はコレクタ 8 1 に接続され、グランドはエミッタ 8 2 に接続され、同期信号 4 2 はベース 8 3 に接続されている。ここでベース 8 3 に、同期信号 4 2 の頂点部分 3 9 の入力があると、可変後映像信号 4 4 は電流 8 5 の方向に伝送されグランドに接地される。そのため同期信号に相当する部分の可変後映像信号 4 4 のペデスタル部分 3 2 のシンクチップ部分に相当する部分は基準状態値である 0 V になるため、可変後映像信号 4 4 に演算後同期信号 5 0 が生成される。以上の回路により同期信号レベル 3 5 が一定値となったデコーダ入力輝度信号 1 3 が生成される。なお、同期信号再合成回路 1 8 としてトランジスタによるオープンコレクタ接続を示したが、より高速に遅延無く合成するために電解効果トランジスタ（FET）を用い、トランジスタと同じ接続でオープンドレイン接続する事も考えられる。

40

【 0 0 2 9 】

以上の回路構成の同期信号調整回路をデコーダの入力前に配置することにより、シンクチップによるクランプを用いても、内視鏡の個体差による同期信号レベル 3 5 のばらつきをなくし、デコーダ入力輝度信号 1 2 の同期信号レベル 3 5 を特定の値に一定に保つことができる。その結果デコーダから出力される映像信号レベル 3 4 のばらつきは抑えられ、デコーダから出力されるデータの映像信号 1 4 を一定に保つことができ、映像の信頼性向上が可能となる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 3 0 】

【図 1】従来の内視鏡システム 3 0 0 の概略構成図である。

【図 2】画像信号に含まれる輝度信号の概略図である。

【図 3】本願発明の一実施例を示す概略構成図である。

【図 4】本願発明の同期信号調整回路の概略構成図である。

【図 5】同期信号調整回路の概略信号図である。

【図 6】本願発明の同期信号再合成回路のトランジスタオープンコレクタ接続の概略構成図である。

【図 7】輝度信号の波形の概略図である。

【符号の説明】

10

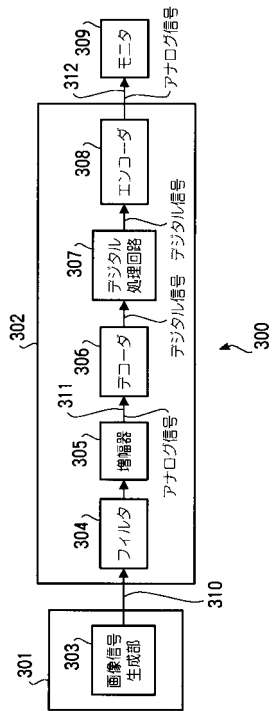
【 0 0 3 1 】

- 1、3 0 1 内視鏡
- 2、3 0 2 プロセッサ
- 3、3 0 3 画像信号生成部
- 4、3 0 4 フィルタ
- 5、3 0 5 増幅器
- 6、3 0 6 デコーダ
- 7、3 0 7 デジタル処理回路
- 8、3 0 8 エンコーダ
- 9、3 0 9 モニター（表示装置）
- 1 0 同期信号調整回路
- 1 1、3 1 0 画像信号
- 1 2 調整回路入力輝度信号
- 1 3 デコーダ入力輝度信号
- 1 4、3 1 2 映像信号
- 1 5 同期信号分離回路
- 1 6 映像信号分離回路
- 1 7 映像信号可変回路
- 1 8 同期信号再合成回路
- 1 0 0、3 0 0 内視鏡システム

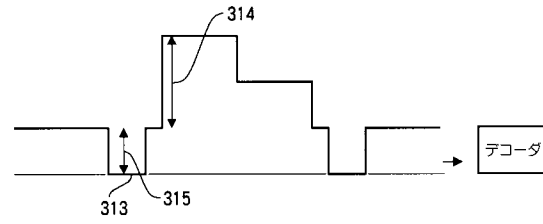
20

30

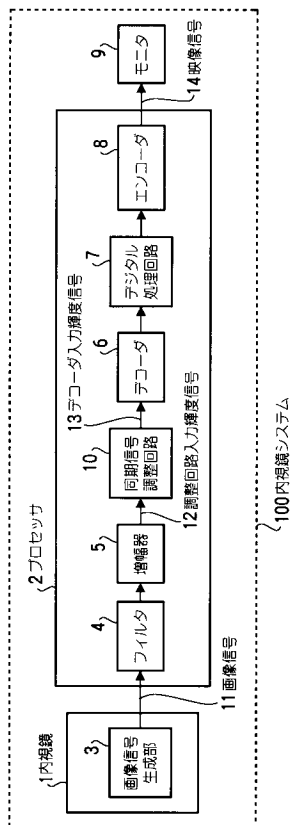
【 図 1 】



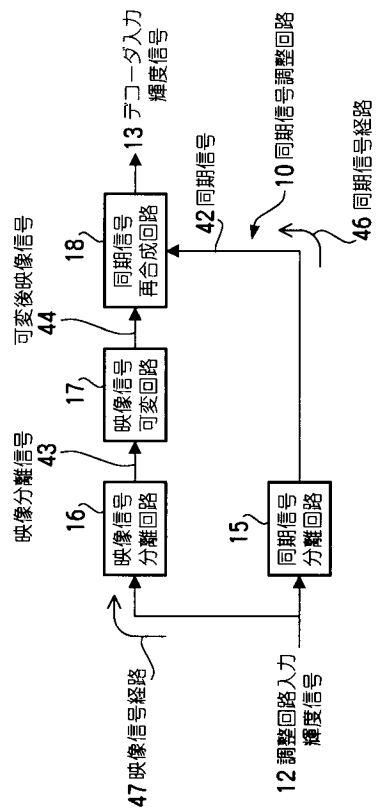
【 図 2 】



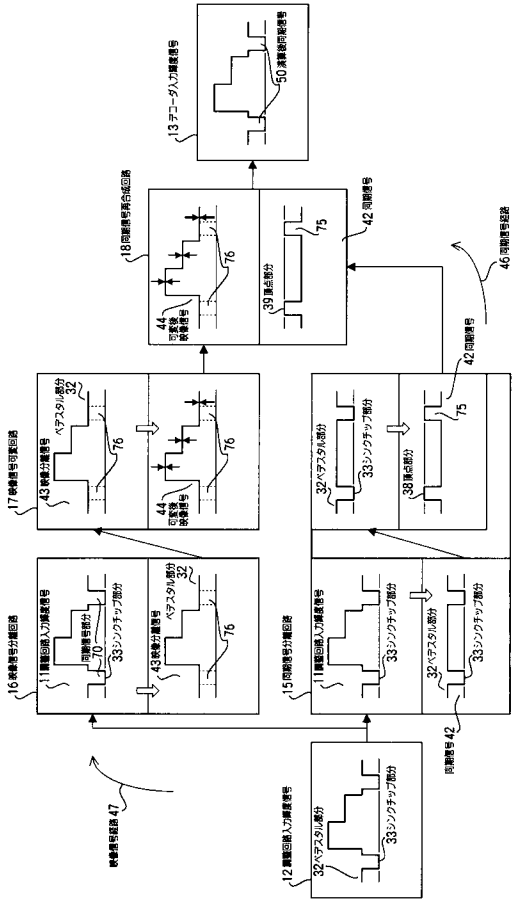
【 図 3 】



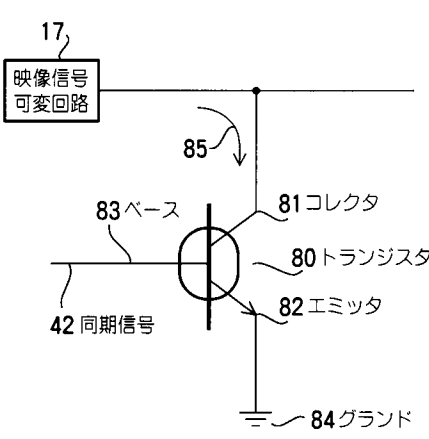
【 図 4 】



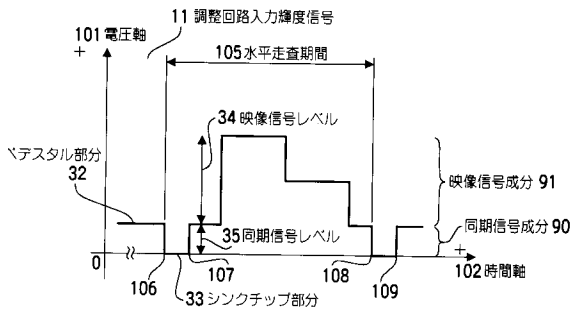
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2005304682A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2004124109	申请日	2004-04-20
[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	渡邊靖治		
发明人	渡邊 靖治		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/AA29 4C061/CC06 4C061/NN01 4C061/SS11 4C061/SS30 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EA01 5C054/EC01 5C054/ED11 5C054/EJ02 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/AA29 4C161/CC06 4C161/NN01 4C161/SS11 4C161/SS30		
其他公开文献	JP4502694B2 JP2005304682A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：固定与亮度信号相关的同步信号电平，并使在任何内窥镜中从解码器输出的数据的视频信号电平恒定。通过在解码器的输入级中布置同步信号调整电路，即使使用了由同步尖端进行的钳位，也消除了由于内窥镜的个体差异引起的同步信号电平的变化，并且消除了解码器输入亮度信号的同步信号。您可以将电平恒定保持在某个值。结果，可以抑制从解码器输出的视频信号电平的变化，并且可以使在监视器上显示的视频保持恒定。[选择图]图4

