

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5097308号
(P5097308)

(45) 発行日 平成24年12月12日(2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日(2012.9.28)

(51) Int.Cl.		F I	
HO4N	5/378 (2011.01)	HO4N	5/335 780
HO4N	5/225 (2006.01)	HO4N	5/225 C
HO3H	7/40 (2006.01)	HO3H	7/40
A61B	1/04 (2006.01)	A61B	1/04 372

請求項の数 4 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-519830 (P2012-519830)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成23年8月5日(2011.8.5)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/067965		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/020709	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成24年2月16日(2012.2.16)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成24年4月23日(2012.4.23)	(72) 発明者	橋本 秀範
(31) 優先権主張番号	特願2010-178834 (P2010-178834)		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
(32) 優先日	平成22年8月9日(2010.8.9)	(72) 発明者	田中 靖洋
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		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
早期審査対象出願		(72) 発明者	石原 英明
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 インピーダンスマッチング装置及びこれを備えた内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

固体撮像素子と、

前記固体撮像素子から矩形波が出力されるように前記固体撮像素子を駆動する駆動手段と、

前記固体撮像素子から出力される前記矩形波を伝送するケーブルと、

前記ケーブルで伝送された前記矩形波が高い値を示すタイミングにフィードスルーサンプリングパルスのタイミングを固定し、該固定されたフィードスルーサンプリングパルスのタイミングを基準として信号クランプパルスのタイミングを変化させながら前記矩形波をサンプリングすることにより前記矩形波を走査するように相関二重サンプリングする相関二重サンプリング回路と、

前記ケーブルの終端側に設けられ、抵抗値が可変である可変抵抗と、

前記可変抵抗の抵抗値を変化させながら走査を行った結果として前記相関二重サンプリング回路から出力される信号に基づいて、前記可変抵抗の抵抗値が前記ケーブルの特性インピーダンスにマッチングするように、該可変抵抗の抵抗値を変化させる抵抗値可変手段と、

を有することを特徴とするインピーダンスマッチング装置。

【請求項2】

前記抵抗値可変手段は、前記相関二重サンプリング回路から出力される信号を2次微分し、該2次微分の結果の絶対値が0に最も近い値を示すときの抵抗値に前記可変抵抗の抵

抗値を前記ケーブルの特性インピーダンスとマッチングした抵抗値として決定することを特徴とする請求項 1 に記載のインピーダンスマッチング装置。

【請求項 3】

前記抵抗値可変手段は、前記相関二重サンプリング回路から出力される信号を 2 次微分し、所定の期間内での 2 次微分の 2 乗値のピーク数が所定の数であるときの抵抗値に前記可変抵抗の抵抗値を前記ケーブルの特性インピーダンスとマッチングした抵抗値として決定することを特徴とする請求項 1 に記載のインピーダンスマッチング装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のインピーダンスマッチング装置を備えた内視鏡であって、前記ケーブルの長さが実質的に所定の長さとなるように前記ケーブルの長さを補償する補償手段

10

を更に備えたことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、インピーダンスマッチング装置及びこれを備えた内視鏡に係り、特に内視鏡先端部の撮像素子から出力される撮像信号をケーブルを介してプロセッサへ信号伝送する際の伝送路のインピーダンス整合をとるインピーダンスマッチング装置及びこれを備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来、内視鏡先端部の撮像素子からプロセッサへの伝送路を構成するケーブルは数メートル程の長さがあり、ケーブルのインピーダンス整合が波形品位の観点で重要である。近年の撮像素子出力信号の広帯域化に伴いインピーダンス整合の重要性は更に高まっている。ところが、ケーブルは作製上の都合によりインピーダンスのバラツキが大きく、波形品位を損なうことが問題となる。

【0003】

従来のインピーダンス整合方法について、図 18 乃至図 20 を参照して説明する。

図 18 は内視鏡の伝送路を模式的に示している。内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の基端側に接続される操作部(図示略)と、ユニバーサルケーブル部とを有している。内視鏡の挿入部は、固体撮像素子としての CCD を備えた先端部と、先端部の基端側に設けられた湾曲部と、湾曲部の基端側に設けられた可撓性を有する可撓管部を有している。挿入部の内部には、CCD において撮像信号や電源電圧を送受するための信号ケーブルが挿通されており、この信号ケーブルは更に操作部及びユニバーサルケーブル部を経由して図示しないプロセッサに接続している。

30

【0004】

図 18 において、符号 10 は内視鏡先端部、20 は特性インピーダンス Z_0 のケーブル、30 はアナログフロントエンド部の一部を示している。

先端部 10 は、CCD 11、ベース抵抗 R_1 、エミッタフォロアを構成する NPN 形トランジスタ Q1、出力抵抗としてのエミッタ抵抗 R_2 を備え、CCD 11 及びトランジスタ Q1 のコレクタには外部から電源電圧 V_{dd} が供給されている。

40

【0005】

アナログフロントエンド部 30 は、直流終端抵抗 R_3 、直流カット用コンデンサ C1、交流終端抵抗 R_4 、プリアンプ 32 など、を備えている。交流終端抵抗 R_4 は手動調整可能なトリマ抵抗器などの可変抵抗で構成されている。

【0006】

インピーダンス整合の条件は、(トランジスタ Q1 の出力抵抗値) + (抵抗 R_2 の抵抗値) = Z_0 = (抵抗 R_4 の抵抗値) となる。

【0007】

ケーブル 20 の特性インピーダンス Z_0 のバラツキは、交流終端抵抗 R_4 の値を変えるこ

50

とで吸収することができるので、R4を手動調整可能な可変抵抗として、図18の伝送路で伝送したCCD出力波形を観測すると、図19又は図20に示すような波形が得られる。CCD出力波形としては、アナログフロントエンド部30の出力波形を波形観測装置で観測することで得られる。

【0008】

図19はインピーダンス整合がなされている場合のCCD出力波形、図20はインピーダンス整合がなされていない場合のCCD出力波形である。図19で符号f1はフィードスルー部、f2は信号部、f0はリセット部を示している。インピーダンス整合がなされていない場合は、図20に示すようにCCD出力に反射波が重なった波形になるため、CCD出力の波形を観測しながら抵抗R4の値を変更することによって、図19に示すようなインピーダンス整合された波形を得ることができる。

10

【0009】

ところで、内視鏡におけるケーブル長に関連する先行技術としては、例えば日本国特開平6-105807号公報、日本国特開2006-055223号公報、日本国特開2001-016141号公報に開示されているものがある。

【0010】

日本国特開平6-105807号公報は、異なる長さの電子内視鏡を使用する場合でも、動作タイミングを変換することなく、相関二重サンプリング回路等を有効に動作させると共に、回路構成が簡略化され、取扱いが容易となる電子内視鏡装置の信号処理装置について開示している。

20

【0011】

日本国特開2006-055223号公報は、内視鏡における信号コネクタ内にコネクタ基板が設けられ、かつこのコネクタ基板には、駆動信号がノイズとして混入するのを防止するために駆動回路から離間してしてCCDの出力信号を伝送する信号パターンを設けている。これにより、駆動信号によるノイズの影響を軽減でき、かつ固体撮像素子の種類が異なる場合にも対応し易い内視鏡を開示している。

【0012】

日本国特開2001-016141号公報は、ケーブル補償装置は信号経路内にケーブルに沿って配置可能であり、ケーブルの影響に対して信号を補償し、信号周波数の所望範囲の全体にわたって所望のゲインが得られるようにすることにより、X線ビデオ画像作成システムなどのビデオ画像作成システムを設置する場合に使用される信号ケーブルの長さによる信号分解能に対する影響を補償するためのケーブル長補償装置を開示している。

30

【0013】

しかしながら、図18乃至図20で述べた従来技術は、CCD出力の観測波形を見ながら手作業で可変抵抗の値を調整していたために不便であった。

【0014】

また、日本国特開平6-105807号公報は、抵抗値を変化させることでケーブルの長さに対応することが示されているが、抵抗値をケーブルの特性インピーダンスにマッチングするように変化させる開示はない。

【0015】

日本国特開2006-055223号公報は、抵抗の抵抗値がケーブルの特性インピーダンスとマッチングするように抵抗を選択することが示されているのみで、相関二重サンプリング回路のサンプリング動作を利用してインピーダンスの不整合の程度を検出して整合用可変抵抗の抵抗値をマッチングさせる点についての開示はない。

40

【0016】

日本国特開2001-016141号公報は、ケーブルの特性インピーダンスにマッチングするように可変抵抗の抵抗値を変化させることは示されているが、相関二重サンプリング回路のサンプリング動作を利用してインピーダンスの不整合の程度を検出して整合用可変抵抗の抵抗値をマッチングさせる点についての開示はない。

【0017】

50

そこで、本発明は上記の問題に鑑み、相関二重サンプリング回路のサンプリング動作を利用してインピーダンスの不整合の程度を検出して整合用可変抵抗の抵抗値をマッチングさせ、内視鏡に用いられるケーブルの特性インピーダンスのバラツキを吸収することができるインピーダンスマッチング装置及びこれを備えた内視鏡を提供することを目的とするものである。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明の一態様のインピーダンスマッチング装置は、固体撮像素子と、前記固体撮像素子から矩形波が出力されるように前記固体撮像素子を駆動する駆動手段と、前記固体撮像素子から出力される前記矩形波を伝送するケーブルと、前記ケーブルで伝送された前記矩形波が高い値を示すタイミングにフィードスルーサンプリングパルスのタイミングを固定し、該固定されたフィードスルーサンプリングパルスのタイミングを基準として信号クランプパルスのタイミングを変化させながら前記矩形波をサンプリングすることにより前記矩形波を走査するように相関二重サンプリングする相関二重サンプリング回路と、前記ケーブルの終端側に設けられ、抵抗値が可変である可変抵抗と、前記可変抵抗の抵抗値を変化させながら走査を行った結果として前記相関二重サンプリング回路から出力される信号に基づいて、前記可変抵抗の抵抗値が前記ケーブルの特性インピーダンスにマッチングするように、該可変抵抗の抵抗値を変化させる抵抗値可変手段と、を有する。

【0019】

本発明の一態様の内視鏡は、前記一態様のインピーダンスマッチング装置を備えた内視鏡であって、前記ケーブルの長さが実質的に所定の長さとなるように前記ケーブル長の長さを補償する補償手段を更に備える。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置の構成図。

【図2】第1の実施形態におけるSHD走査によるインピーダンス整合検出方法の整合時の説明図。

【図3】第1の実施形態におけるSHD走査によるインピーダンス整合検出方法の不整合時の説明図。

【図4】第1の実施形態におけるSHD走査によるインピーダンス整合検出方法の最終的な整合点の判定方法を説明する図。

【図5】第1の実施形態におけるインピーダンスマッチング装置の動作を説明するフローチャート。

【図6】第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置におけるアナログフロントエンド部が内視鏡内部に配置された場合の実施例1を示す構成図。

【図7】第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置におけるアナログフロントエンド部がプロセッサ内部に配置された場合の実施例2を示す構成図。

【図8】本発明の第2の実施形態のインピーダンスマッチング装置を備えた内視鏡における、異なったケーブル長の内視鏡に共用可能なスコープ内基板の構成図。

【図9】第2の実施形態において長いケーブル長の内視鏡を接続した場合の内視鏡を示す構成図。

【図10】第2の実施形態において短いケーブル長の内視鏡を接続した場合の長さ補償がされた内視鏡を示す構成図。

【図11】駆動パルス休止期間に基づく電源電圧波形の変化に対応した駆動パルスのレベル変動の影響を回避する方法を説明する図。

【図12】フレーム転送方式のCCD間欠駆動における露光時間での読み出しパルスを休止させるパワーダウン信号発生器を内視鏡先端部に配設した構成を示すブロック図。

【図13】パワーダウン信号発生方法の実施例1を説明する波形図。

【図14】実施例1におけるパワーダウン信号発生器の構成を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 5】図 1 4 のパワーダウン信号発生器の動作を説明するタイミング図。

【図 1 6】パワーダウン信号発生方法の実施例 2 を説明する波形図。

【図 1 7】実施例 2 におけるパワーダウン信号発生器の構成を示す図。

【図 1 8】従来例のインピーダンスマッチング装置の構成図。

【図 1 9】従来例のインピーダンス整合された伝送路で伝送した C C D 出力波形を示す図

。
【図 2 0】従来例のインピーダンス整合されていない伝送路で伝送した C C D 出力波形を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

10

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

[第 1 の実施形態]

図 1 は本発明の第 1 の実施形態のインピーダンスマッチング装置の構成を示している。本実施形態はインピーダンスマッチング装置 1 A を内視鏡 1 に適用した例を説明している

。
【 0 0 2 2 】

図 1 において、インピーダンスマッチング装置 1 A は、固体撮像素子としての C C D 1 1 を備えた先端部 1 0 と、この先端部 1 0 の C C D 1 1 出力を伝送する伝送路としてのケーブル 2 0 と、伝送された C C D 1 1 出力を入力し、C D S 回路 3 3 のサンプリング動作を利用してインピーダンスの整合又は不整合の度合を検出し、その度合に応じた制御信号を生成して、整合用の可変抵抗 R 4a の抵抗値をマッチングさせる制御が可能なアナログフ

20

ロントエンド部 3 0 A と、を備えている。ケーブル 2 0 は特性インピーダンス Z 0 を有している。

【 0 0 2 3 】

先端部 1 0 は、固体撮像素子としての C C D 1 1 と、エミッタフォロアを構成するトランジスタ Q 1 と、C C D 1 1 の出力をトランジスタ Q 1 のベースに導く抵抗 R 1 と、トランジスタ Q 1 のエミッタ出力をケーブル 2 0 へ出力するための抵抗 R 2 と、を備えている。先端部 1 0 内の C C D 1 1 及びトランジスタ Q 1 のコレクタには図示しないプロセッサ内の直流電源から電源電圧 V dd が供給されている。

【 0 0 2 4 】

30

ケーブル 2 0 は、C C D 1 1 からの撮像信号をアナログフロントエンド部 3 0 A 側へ伝送する一方、アナログフロントエンド部 3 0 A 内の図示しない駆動信号生成回路からの C C D 用駆動信号をケーブル 2 0 内の図示しない駆動信号ラインを通して C C D 1 1 側へ伝送する。

【 0 0 2 5 】

アナログフロントエンド部 3 0 A は、終端回路部 3 1 と、プリアンプ 3 2 と、C D S 回路 3 3 と、A / D 変換器 3 4 と、C D S 回路 3 3 のサンプリング動作を利用してインピーダンスの整合又は不整合の度合に応じた制御信号を生成して、整合用の可変抵抗 R 4a の抵抗値をマッチングさせることが可能な制御信号生成部としての F P G A (Field Programmable Gate Array の略) 3 5 と、を備えている。F P G A 3 5 は、フィードスルーサンプリングパルス (S H P) 及び信号クランプパルス (S H D) を生成して、C D S 回路 3 3 にこれらのパルスを供給することによって C D S 回路 3 3 のサンプリング動作を制御することが可能である。

40

【 0 0 2 6 】

終端回路部 3 1 は、直流終端抵抗 R 3 と、直流カット用コンデンサ C 1 と、交流終端抵抗 R 4a と、を備えている。交流終端抵抗 R 4a は、F P G A 3 5 からの制御信号で抵抗値が調整可能なデジタルトリマ抵抗器のような可変抵抗で構成されている。

なお、インピーダンスマッチング制御兼画像処理デバイスとして、F P G A を用いているが、D S P (デジタルシグナルプロセッサ) や C P U (中央演算処理装置) を用いてもよい

50

【 0 0 2 7 】

インピーダンスマッチング装置 1 A における、インピーダンス整合の際の上記各部の動作機能は以下の通りである。

アナログフロントエンド部 3 0 A 内の図示しない駆動手段は、C D D 1 1 から矩形波が出力されるように C C D 1 1 を駆動することが可能である。

ケーブル 2 0 は、C C D 1 1 から出力される前記矩形波を伝送する。

【 0 0 2 8 】

C D S 回路 3 3 は、ケーブル 2 0 で伝送された前記矩形波が高い値を示すタイミング(' High ' 部分)にフィードスルーサンプリングパルス(S H P)のタイミングを固定し、該固定されたフィードスルーサンプリングパルスのタイミングを基準として信号クランプパルス(S H D)のタイミングを変化させながら前記矩形波をサンプリングすることにより前記矩形波を走査するように相関二重サンプリングする。C D S 回路 3 3 は、フィードスルー部 f 1 と信号部 f 2 の各々のレベルを順次にサンプル及びホールドし、それらの電位差を信号値として出力する。

【 0 0 2 9 】

可変抵抗としての交流終端抵抗 R 4a は、ケーブル 2 0 の終端側に設けられ、抵抗値が可変である。

抵抗値可変手段としての F P G A 3 5 は、可変抵抗である交流終端抵抗 R 4a の抵抗値を変化させながら走査を行った結果として前記 C D S 回路 3 3 から出力される信号に基づいて、前記交流終端抵抗 R 4a の抵抗値がケーブル 2 0 の特性インピーダンス Z 0 にマッチングするように、該交流終端抵抗 R 4a の抵抗値を変化させる。より具体的には、F P G A 3 5 は、C D S 回路 3 3 から出力される信号を 2 次微分し、該 2 次微分の結果の絶対値が 0 に最も近い値を示すときの抵抗値に前記交流終端抵抗 R 4a の抵抗値をケーブル 2 0 の特性インピーダンスとマッチングした抵抗値として決定する。

【 0 0 3 0 】

次に、図 1 の作用効果を図 2 乃至図 4 を参照して説明する。

インピーダンス整合の条件は、(トランジスタ Q 1 の出力抵抗) + (抵抗 R 2) = Z 0 = R 4a であるため、特性インピーダンス Z 0 のバラツキは抵抗 R 4a を変えることで低減することができる。抵抗 R 4a は、電気的な制御信号の値で抵抗値が可変なデジタルトリマ抵抗器で構成されている。C D D 駆動のうちリセットのみを駆動すると矩形波が C D D 1 1 から出力される。

【 0 0 3 1 】

インピーダンス整合がなされている場合の図 2 (a) に示す C C D 矩形出力波形に対して、インピーダンス整合がなされていない場合の図 3 (a) に示す C C D 矩形出力波形は波形がいびつになるため、C D S 回路 3 3 においてその入力波形のハイレベル(HIGH)部分にフィードスルークランプパルス(S H P)を固定したまま信号クランプパルス(S H D)のタイミングを順次変化させる(以下、走査させるといふ)と、矩形波の変化点でその電圧差に応じた信号が出力される。

【 0 0 3 2 】

C C D 出力の伝送路のインピーダンス整合が取れている場合は、図 2 (a) のように変化点で C C D 出力波形が一様に増加するため、信号クランプパルス(S H D)のタイミング走査時の明度(輝度)も一様に变化するが、インピーダンス整合が取れていない場合は、反射波を含むので、図 3 (a) のように輝度は一様に变化しない。輝度の信号クランプパルスタイミングにおける輝度値の 2 次微分が 0 に近いほど整合が取れていると判断することができるので、終端抵抗値 R 4a を変化させながら上記 2 次微分の絶対値を計算することで、最適な終端抵抗値 R 4a を決定することができる。2 次微分の絶対値を計算する代わりに、2 次微分値の 2 乗値を計算してもよい。本実施形態では、F P G A 3 5 で 2 次微分を計算しデジタルトリマ抵抗器である可変抵抗 R 4a にフィードバックする。

【 0 0 3 3 】

実際には、図 2 (b) 及び図 3 (b) は、横軸に S H D パルスの時間的な位置を、縦軸に輝度

10

20

30

40

50

の2次微分の2乗値をとったグラフを示している。2次微分の2乗値に対して適宜の閾値を設けて、SHD走査における一定時間内の2次微分の2乗値のピーク数を検出することにより、インピーダンス整合の整合又は不整合の度合を判定することができる。図2(b)に示すように一定時間内のSHDパルス走査による2次微分の2乗値のピーク数が2つであれば、輝度波形の立上り又は立下りに変化点が2つ存在することになり、インピーダンス整合がとれている($Z = R4a$)と判定することができる。また、図3(b)に示すように一定時間内のSHDパルス走査による2次微分の2乗値のピーク数が3つ以上(図では4つ)であれば、輝度波形の立上り又は立下りに変化点が4つ以上存在することになり、インピーダンス整合がとれていない($Z \neq R4a$)と判定することができる。

【0034】

10

図4は上述のようなSHD走査によるインピーダンス整合検出方法の最終的な整合点の判定方法を示している。横軸に抵抗R4aの値を、縦軸にSHDパルス走査による2次微分の2乗値のピーク数をとると、 $R4a = Z0$ の整合点でピーク数が最低(2つ)となり、これ以外の不整合点ではピーク数が3つ以上となっていることが分かる。即ち、ピーク数が2となるときのR4aの値がZ0に等しいと判断することができる。

【0035】

図5は、第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置1Aの動作を説明している。インピーダンスマッチング装置1Aの動作の制御は、FPGA35によって行われる。

図5に示すように、まず、ステップS1において、可変抵抗R4aを初期値に設定する。次に、ステップS2で、フィードスルーサンプリングパルスSHPをCCD11出力のハイレベル(HIGH)期間に設定する。ステップS1において、CCD11出力におけるハイレベル(HIGH)からローレベル(LOW)への変化点付近で一定期間、信号クランプパルスSHDのタイミングを順次に変化させながら走査する。

20

【0036】

次に、ステップS4において、SHD走査で得られる輝度プロファイル(例えばCCD出力信号の2次微分の2乗値)からピーク数をカウントする。そして、ステップS5で、SHD走査で得られるピーク数が2か否かを判断する。

【0037】

ステップS5で、ピーク数が2でなければ、抵抗R4aを変更し、ステップS2にリターンし、S2からS5を繰り返す。ステップS5で、ピーク数が2であれば、インピーダンス整合がとれたとして、抵抗R4aを現在の値に設定する。

30

【0038】

以上により、ケーブルの特性インピーダンスの個体差(バラツキ)を吸収するように終端抵抗値を自動的に調整できるので、ケーブル伝送後のCCD出力信号の劣化を低減して、信号波形の品位を高めることができる。しかも、インピーダンス調整のためのケーブルやデバイス等を追加する必要がないためケーブルの太さや基板サイズが大きくなる虞がない点で好都合である。

【0039】

図6は、第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置におけるアナログフロントエンド部が内視鏡(スコープ)内部に配置された場合の実施例1の構成図を示している。

40

図6においては、アナログフロントエンド部30Aが内視鏡1内部に配置されたケーブル20の特性インピーダンスのバラツキを内視鏡1内部で吸収する。初出荷時や修理(リペア)時に抵抗R4aの調整作業を実施しその結果を内視鏡1内部の例えばROMに記憶する。内視鏡1への電源投入時にROMから調整結果を読み出して抵抗R4aを設定する。

【0040】

図7は、第1の実施形態のインピーダンスマッチング装置におけるアナログフロントエンド部がプロセッサ内部に配置された場合の実施例2の構成図を示している。

図7においては、アナログフロントエンド部30Aがプロセッサ2に配置されたケーブル20の特性インピーダンスのバラツキをプロセッサ2で吸収する。内視鏡1への電源投

50

入時に毎回、抵抗 R 4a の調整作業を実施する。調整結果を電源を消すまでプロセッサ 2 内のメモリに保持する。

【 0 0 4 1 】

第 1 の実施形態によれば、相関二重サンプリング回路である C D S 回路のサンプリング動作を利用してインピーダンスの不整合の程度を検出して整合用可変抵抗の抵抗値をマッチングさせ、内視鏡に用いられるケーブルの特性インピーダンスのバラツキを吸収することができるインピーダンスマッチング装置を実現することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

[第 2 の実施形態]

図 8 は本発明の第 2 の実施形態のインピーダンスマッチング装置を備えた内視鏡における、異なったケーブル長の内視鏡に共用可能なスコープ内基板の構成図を示している。図 8 乃至図 1 0 で図 1 と同一の部分には同一符号を付して説明する。

【 0 0 4 3 】

図 8 は、例えば大腸用スコープのような長いスコープと気管支用スコープのような短いスコープのように、異なったケーブル長の複数種類の内視鏡に対して共通に組み込むことが可能なスコープ内基板 3 0 B を示している。

【 0 0 4 4 】

本第 2 の実施形態では、長さが異なるケーブル長の内視鏡について、そのケーブル長をスコープ内基板 3 0 B 内に配設した信号パターン 6 0 , 7 0 で補完することによって、伝送路の送り出し側回路と受け側回路間の伝送距離が同等となるようにしている。信号パターン 6 0 は駆動信号ライン上に設けたパターンであり、信号パターン 7 0 は撮像信号ライン上に設けたパターンである。

【 0 0 4 5 】

信号パターン 6 0 , 7 0 とともに、基板上の少ないスペースで必要な長さを確保するために矩形波状のパターンに形成されている。信号パターン 6 0 の始端から終端までの区間には電気的な接続端子としての複数(図では 4 つ)のタップ m1 ~ m4 が設けられている。これらの 4 つのタップ m1 ~ m4 に対して、1 つの共通の接続端子であるタップ m0 が対峙して配設されている。すなわち、タップ m0 を接続線 6 1 を用いて上記タップ m1 ~ m4 のいずれか 1 つに選択的に接続することが可能となっている。従って、タップ m0 及びタップ m1 ~ m4 と、接続線 6 1 は、ケーブル 2 0 の長さが実質的に所定の長さとなるようにケーブル 2 0 の長さを補償する補償手段を構成している。

【 0 0 4 6 】

同様に、信号パターン 7 0 の始端から終端までの区間には電気的な接続端子としての複数(図では 4 つ)のタップ n1 ~ n4 が設けられている。これらの 4 つのタップ n1 ~ n4 に対して、1 つの共通の接続端子であるタップ n0 が対峙して配設されている。すなわち、タップ n0 を接続線 7 1 を用いて上記タップ n1 ~ n4 のいずれか 1 つに選択的に接続することが可能となっている。従って、タップ n0 及びタップ n1 ~ n4 と、接続線 7 1 は、ケーブル 2 0 の長さが実質的に所定の長さとなるようにケーブル 2 0 の長さを補償する補償手段を構成している。

【 0 0 4 7 】

この内視鏡共通のスコープ内基板 3 0 B を用いれば、内視鏡装置の組立て時に図 9 又は図 1 0 に示すような長さの異なったケーブル 2 0 を外部からスコープ内基板 3 0 B に対して接続した場合でも、スコープ内基板 3 0 B 内に配設した信号パターン 6 0 , 7 0 のタップ選択によって、実質的に同じ長さのケーブルが接続されたのと同様(等価)にできる。従って、スコープ内基板 3 0 B 内の位相調整及びレベル調整用の回路定数 R L1 , C L1 及び R L2 を最も長いケーブル長の内視鏡(例えば大腸用スコープ)に合ったものに固定しておけば、内視鏡組立て時に最も長いケーブル長よりも短い長さのケーブル 2 0 をスコープ内基板 3 0 B に接続した場合、共通タップ m0 , m0 に対してタップ m2 ~ m4 及びタップ n2 ~ n4 を、実際に使用する短いケーブル 2 0 (例えば気管支用スコープのケーブル)の長さに対応して信号パターン 6 0 , 7 0 の適宜のタップ(例えばタップ m4 , n4)を選択して接続線 6

10

20

30

40

50

1, 71を用いて接続すれば、最も長いケーブル長に一致させることが可能となる。

【0048】

共通タップm0に対してタップm1~m4のうちの1つをm1からm4へと順次に変えて接続すると、信号パターン60の長さが順に長くなる結果、タップm0に外部接続するケーブル20の駆動信号ラインに付加するケーブル長を順次に長くするように補完することができる。同様に、共通タップn0に対してタップn1~n4のうちの1つをn1からn4へと順次に変えて接続すると、信号パターン70の長さが順に長くなる結果、タップn0に外部接続するケーブル20の撮像信号ラインに付加するケーブル長を順次に長くするように補完することができる。

【0049】

ここで、駆動信号ラインに関してはインピーダンス整合は不要としますが、撮像信号ラインに関しては図1に示したようなインピーダンスマッチング装置(符号31~35)を設けることにより、ケーブル伝送後の撮像信号の品位を高めることが可能となる。

【0050】

従来は、ケーブル長が異なる毎に回路の定数を設計したり、調整したりする必要があった。ケーブル長が変わることで、伝送時間が異なるため、調整幅が大きくなる問題もあった。つまり、従来は、ケーブル長が異なると、A/D変換以前の位相調整がスコープ毎に異なったり、駆動するための回路定数をケーブル毎に見直す必要があり、スコープの種類が増えると回路設計及び管理が煩雑となっていた。

【0051】

図9は第2の実施形態において長いケーブル長の内視鏡の構成図を示している。ここでは、ケーブル長が最も長い場合の内視鏡について示している。

【0052】

図9においては、接続線61を共通タップm0とタップm1間に接続し、接続線71を共通タップn0とタップn1間に接続している。つまり、スコープ内基板30B内の2つの切替手段における共通タップm0, n0をそれぞれ接続線61, 71を用いてタップm1, n1に接続する、即ちケーブル長が最も長い場合の接続であるので、長さ補償しない状態のままとしている。

【0053】

図10は第2の実施形態において短いケーブル長の内視鏡に対して長さ補償がされた状態鏡の構成図を示している。ここでは、ケーブル長が最も短い場合の内視鏡について示している。

図10においては、接続線61を共通タップm0とタップm4間に接続し、接続線71を共通タップn0とタップn4間に接続している。つまり、スコープ内基板30B内の2つの切替手段における共通タップm0, n0をそれぞれ接続線61, 71を用いてタップm4, n4に接続する、即ちケーブル長が最も短い場合の接続であるので、信号パターン60, 70の全長に相当する長さの補償がされた状態となっている。

【0054】

第2の実施形態によれば、スコープ内基板に、ケーブルの長さが実質的に所定の長さとなるように前記ケーブル長の長さを補償する補償手段を設けたので、スコープ内基板上の回路定数等をケーブル長に応じてその都度変えたり、予めケーブル長に応じた複数種類のスコープ内基板を用意することが不要となる。

【0055】

以下に、本発明に係る内視鏡に関連する技術について説明する。

図11は駆動パルス休止期間に基づく電源電圧波形の変化に対応した駆動パルスのレベル変動の影響を回避する方法を説明している。図11において、(a)は電源電圧波形、(b)は垂直同期信号、(c)は駆動パルス波形を示している。駆動パルスは本来は駆動タイミングを与えるものなので、振幅は一定であるが、図11(c)ではパルス休止期間が設けられているために電源の電圧が変動し、駆動パルスも変動する結果となっている。

【0056】

10

20

30

40

50

CCDは高解像度になるほど駆動信号の周波数が高くなるため、電力消費が大きくなる。そこで、駆動パルスには休止期間を設けて、電力消費を節減している。従って、駆動パルスには、動作している期間と、止まっている期間とがある。止まっている期間は電源を消費しないが、内視鏡先端のCCDにはケーブルを介して電源を送っているため、駆動電流が流れると電源の電圧は低下する。駆動パルスが動作していない場合は、消費電流が流れないので、電源の電圧は上昇している。電源電圧の上昇に伴い、駆動信号である駆動パルスが動作を開始していると駆動パルスの振幅も持ち上がり、電源電圧の下降に伴い駆動パルスの振幅も下降し安定状態に移行する。つまり、駆動パルスが動作を開始し駆動電流が流れ始めると、ケーブルには抵抗があるため電源の電圧は下降し安定状態に移行する。駆動パルスの休止期間において、電源の電圧が高くなると、撮像画像にシェーディング(画像が段々に白くなる現象)が発生する。これは、従来は、垂直同期信号のブランキング期間(図11(b)のハイレベルの期間)に駆動パルスも休止させることを行っていたために電源電圧の上昇状態の期間(この期間内には駆動パルス開始時に振幅が上昇する状態が生じる)が画像表示期間のスタートにほぼ一致してしまいシェーディングとして悪影響を与えていた。

10

【0057】

そこで、図11(c)に示すように駆動パルスの休止期間のタイミングを垂直同期信号のブランキング期間の前に、言い換えれば駆動パルスの開始タイミングを画像表示期間(アクティブ期間)のスタート点よりも前に(例えばブランキング期間の開始時点あたりに)持ってくるようにする。つまり、画像表示の休止期間であるブランキング期間に駆動パルスの振幅変動期間に対応するプレ駆動期間が来るようにし、電源の電圧が下降して安定し、駆動パルス振幅も安定した時点から画像信号を取り出しモニタに表示する。これにより、シェーディングに相当する部分はモニタ上に表示されなくなる。

20

【0058】

上記の図11(b),(c)のように、駆動し始めるタイミングを、実際に必要な画像表示期間よりも前にずらしてやって、電源電圧及び駆動パルスの振幅が安定してから撮像画像を取り出すことで、シェーディングなどの不具合を画面上に表示させないようにすることができる。

【0059】

図12は本発明に係る内視鏡で用いられるフレーム転送方式のCCDの間欠駆動における露光時間での読み出しパルス又は駆動信号を休止させるためのパワーダウン信号発生器を内視鏡先端部に配設した構成を示している。ただし、内視鏡1の先端部10に、CCD11のほか、CCD回路33と、タイミングジェネレータ40を備えたものを示している。

30

【0060】

図12において、内視鏡1の先端部10は、CCD11と、相関二重サンプリング処理を行うCCD回路33と、これらの回路にタイミング信号を供給するタイミングジェネレータ40と、を備えている。CCD11は、例えばフレーム転送方式のCCDが用いられる。また、タイミングジェネレータ40は、タイミング発生器40a, 40c及びドライバ回路40b, 40dのほか、パワーダウン信号発生器40fを備えている。パワーダウン信号発生器は、従来は、内視鏡先端部10には設けられず、プロセッサ(図示略)側に設けられていたために、ケーブル20内にパワーダウン信号ラインを通すことが必要とされ、内視鏡挿入部が太径化する要因の1つとなっていた。この従来例は、特開2009-045366号公報の図3に記載されている。本発明の実施例では、これを改善し、内視鏡先端部10内にパワーダウン信号発生器40fを配設し、パワーダウン信号を水平駆動信号及び垂直駆動信号を用いて先端部10で生成するようにするものである。

40

【0061】

以下、図12の回路構成について説明し、その後図13乃至図17を参照してパワーダウン信号の生成方法について説明する。

内視鏡1の先端部10に設けられたCCD11は、図12に示すように、イメージエリ

50

ア 1 1 a と、シフトレジスタ 1 1 b と、増幅回路 1 1 c と、スイッチ 1 1 d とを有して構成されている。

イメージエリア 1 1 a は、図示しない対物光学系により結像された被写体の像を光電変換して電荷として蓄積するとともに、タイミングジェネレータ 4 0 から出力される P 信号に基づき、該電荷をシフトレジスタ 1 1 b に対して転送する。

【 0 0 6 2 】

シフトレジスタ 1 1 b は、タイミングジェネレータ 4 0 から出力される S 信号に基づき、イメージエリア 1 1 a から転送された電荷を撮像信号として増幅回路 1 1 c に対して出力する。

増幅回路 1 1 c は、スイッチ 1 1 d がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、増幅回路 1 1 c は、スイッチ 1 1 d がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、増幅回路 1 1 c は、タイミングジェネレータ 4 0 から出力される R 信号に基づき、シフトレジスタ 1 1 b から出力される撮像信号を前記駆動状態において増幅し、増幅した該撮像信号を C C D o u t 信号として C D S 回路 3 3 に対して出力する。

10

【 0 0 6 3 】

スイッチ 1 1 d は、入力される P D N 信号がオンを示す場合においてオンすることにより、電圧 V d d を増幅回路 1 1 c に対して供給する。また、スイッチ 1 1 d は、入力される P D N 信号がオフを示す場合においてオフすることにより、電圧 V d d の増幅回路 1 1 c に対する供給を停止する。

20

【 0 0 6 4 】

内視鏡 1 の先端部 1 0 に設けられた C D S 回路 3 3 は、図 1 2 に示すように、サンプルパルス発生回路 3 3 a と、サンプルホールド回路 3 3 b と、増幅回路 3 3 c と、スイッチ 3 3 d とを有して構成されている。

サンプルパルス発生回路 3 3 a は、スイッチ 3 3 d がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、サンプルパルス発生回路 3 3 a は、スイッチ 3 3 d がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、サンプルパルス発生回路 3 3 a は、タイミングジェネレータ 4 0 から出力される S H 信号に基づき、サンプルホールド回路 3 3 b が相関二重サンプリング処理を行うタイミングを示すためのサンプルパルスを生じ、前記駆動状態において生成するとともに、該サンプルパルスをサンプルホールド回路 3 3 b に対して出力する。

30

【 0 0 6 5 】

サンプルホールド回路 3 3 b は、サンプルパルス発生回路 3 3 a から出力されるサンプルパルスに基づき、C C D 1 1 から出力される C C D o u t 信号に対して相関二重サンプリング処理を行う。

増幅回路 3 3 c は、スイッチ 3 3 d がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、増幅回路 3 3 c は、スイッチ 3 3 d がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、増幅回路 3 3 c は、サンプルホールド回路 3 3 b から出力される、相関二重サンプリング処理が施された後の C C D o u t 信号を前記駆動状態において増幅し、増幅した該 C C D o u t 信号を C D S o u t 信号 (撮像信号) としてトランジスタ T R 1 のベースに対して出力する。

40

【 0 0 6 6 】

スイッチ 3 3 d は、入力される P D N 信号がオンを示す場合においてオンすることにより、電圧 V d d を増幅回路 3 3 c に対して供給する。また、スイッチ 3 3 d は、入力される P D N 信号がオフを示す場合においてオフすることにより、電圧 V d d の増幅回路 3 3 c に対する供給を停止する。

【 0 0 6 7 】

内視鏡 1 の先端部 1 0 に設けられたタイミングジェネレータ 4 0 は、図 3 に示すように、水平タイミング発生器 4 0 a と、ドライバ回路 4 0 b 及び 4 0 d と、垂直タイミング発生器 4 0 c と、スイッチ 4 0 e とを有して構成されている。

50

【 0 0 6 8 】

水平タイミング発生器 4 0 a は、スイッチ 4 0 e がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、水平タイミング発生器 4 0 a は、スイッチ 4 0 e がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、水平タイミング発生器 4 0 a は、入力される H 信号及び V 信号に基づき、水平タイミング信号を前記駆動状態において生成するとともに、該水平タイミング信号をドライバ回路 4 0 b 及び垂直タイミング発生器 4 0 c に対して出力する。また、水平タイミング発生器 4 0 a は、入力される H 信号及び V 信号に基づき、S H 信号を前記駆動状態において生成するとともに、該 S H 信号をサンプルパルス発生回路 3 3 a に対して出力する。

10

【 0 0 6 9 】

ドライバ回路 4 0 b は、スイッチ 4 0 e がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、ドライバ回路 4 0 b は、スイッチ 4 0 e がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、ドライバ回路 4 0 b は、水平タイミング発生器 4 0 a から出力される水平タイミング信号に基づき、シフトレジスタ 1 1 b を駆動させるための信号である S 信号を生成して出力するとともに、増幅回路 1 1 c の駆動させるための信号である R 信号を生成して出力する。

【 0 0 7 0 】

垂直タイミング発生器 4 0 c は、入力される H 信号と、V 信号と、水平タイミング信号とに基づき、垂直タイミング信号を生成するとともに、該垂直タイミング信号をドライバ回路 4 0 d に対して出力する。

20

【 0 0 7 1 】

ドライバ回路 4 0 d は、スイッチ 4 0 e がオンしている場合に電圧 V d d が供給されることにより、駆動状態となる。換言すると、ドライバ回路 4 0 d は、スイッチ 4 0 e がオフしている場合には電圧 V d d が供給されないため、駆動停止状態となる。そして、ドライバ回路 4 0 d は、垂直タイミング発生器 4 0 c から出力される垂直タイミング信号に基づき、イメージエリア 1 1 a を駆動させるための信号である P 信号を生成して出力する。

【 0 0 7 2 】

なお、もしも、ドライバ回路 4 0 b 及びドライバ回路 4 0 d がプロセッサ(図示略)側に設けられている場合には、高解像度のイメージセンサとしての C C D が搭載されているときは、駆動信号として高い周波数のものを必要とし、その高い周波数の駆動信号はケーブル 2 0 を介して内視鏡先端部 1 0 内の C C D 1 1 に伝送することになるが、その高い周波数の駆動信号はケーブル 2 0 を通過するうちに高い減衰度で減衰してくることになる。これに対して、図 1 2 に示すように、ドライバ回路 4 0 b 及び 4 0 d が内視鏡先端部 1 0 に設けておくと、高い周波数の駆動信号をケーブル 2 0 を介して伝送することがなくなり先端部 1 0 部分で水平及び垂直のタイミング信号のみ(これらの信号は 1 V 位の低いレベルの信号でよい)を与えられるだけで駆動に必要な 3 V 程度の駆動信号を先端部 1 0 で生成することが可能となり、好都合である。

30

【 0 0 7 3 】

上述のフレーム転送方式の C C D 1 1 は、転送路と、感光部としてのフォトダイオードが共通に作製されており、光が当たっているときに読み出すと不具合を生じる。従って、転送するとき(即ち読み出しているときは)は遮光しなければならない。読み出しているときと露光しているときとは、完全に分けて行わなければならない。従って、遮光しているときに読み出し、露光しているときは読み出しをできない。それ故、露光時間はたとえ読み出し信号を入れても読み出しはいけない。つまり、露光時にはパワーダウン信号によって読み出し信号を入れるのを禁止することが好ましい。読み出し信号を入れるのを禁止することは、消費電力の節減にもなる利点がある。従来より、C C D 1 1 に対して露光したり遮光したりすることは、光源装置からの光を露光領域と遮光領域を交互に通過させることが可能な回転フィルタを用いることによって得ているために、特に体腔内では周囲

40

50

から光が入ってくるということがないために遮光領域では光が完全に遮断でき、その遮光期間においては駆動信号としての読み出し信号がCCDに入っても撮像信号は0レベルを保つことができた。しかしながら、読み出し信号がCCDに入ることは電力消費を生じるので完全に止めることが好ましい。従って、本発明の実施例1では、露光時間に、図13又は図16の符号PDNで示すパワーダウン信号(Lレベルでパワーダウン実行)を生成して、読み出し信号又は駆動信号を完全に停止するものである。

【0074】

なお、図13及び図16で垂直読み出し信号として4本の信号を示しているが、これはCCDの水平ラインを4本分連続的に読み出して4つの水平レジスタ(シフトレジスタ)に出力する駆動を行うことを意味している。

10

【0075】

図13はパワーダウン信号発生方法の実施例1を説明しており、図14は実施例1におけるパワーダウン信号発生器の構成を示し、図15は図14のパワーダウン信号発生器の動作を説明している。

【0076】

図14に示すパワーダウン信号発生器40fは、図13に示すPDNを生成するものであって、オア回路41と、遅延回路42とを備えている。

図14において、水平駆動信号(例えば40MHzの高い周波数の信号)Hをそのままオア回路41の一方の入力端に入力し、オア回路41のもう一方の入力端には水平駆動信号Hを半周期遅延させた信号H'を入力し、HとH'との論理和(オア)をとることによって、図15に示すようにパワーダウン信号PDNを生成する。パワーダウン信号PDNは、Lレベルでパワーダウンが実行される。

20

【0077】

図16はパワーダウン信号発生方法の実施例2を説明しており、図17は実施例2におけるパワーダウン信号発生器の構成を示している。

図17は、図16に示すようなパワーダウン信号PDNを生成するパワーダウン信号発生器を示している。

【0078】

図17に示すパワーダウン信号発生器40fでは、水平駆動信号(例えば40MHzの高い周波数の信号)Hをバッファアンプ43を通して、抵抗RとコンデンサCの積分回路に入力し、その積分回路の出力をバッファアンプ44を通してパワーダウン信号PDNとして出力する。このような構成により、水平駆動信号HのHレベル期間を一定時間(水平駆動パルスがないほぼ水平ブランキング期間)保持することによって、図16に示すような駆動パルスがある読み出し期間をHレベル、駆動パルスがないパワーダウン期間をLレベルとしたパワーダウン信号PDNを得ることができる。ただし、この場合は、パワーダウン信号PDNとしては、水平ブランキング期間はパワーダウンしない信号を生成する。

30

【0079】

図16に示すようなパワーダウン信号PDNは、水平駆動信号における水平ブランキング期間にパワーダウンしなくなるため、消費電力低減の効果は減少する。しかし、図13に示したPDN信号の場合のように、水平ブランキング期間にパワーダウンすると、パワーオン時にCCD及びCDS回路の動作が不安定となり、波形歪み等で画質劣化が発生するという不具合を生じるが、図16に示すパワーダウン信号PDNによればこのような不具合を防ぐことができる。なお、図13に示したPDN信号の場合は、水平及び垂直の両方向のパワーダウンが可能となるのに対して、図16に示すパワーダウン信号PDNの場合は、垂直方向だけのパワーダウンが可能となる。

40

【0080】

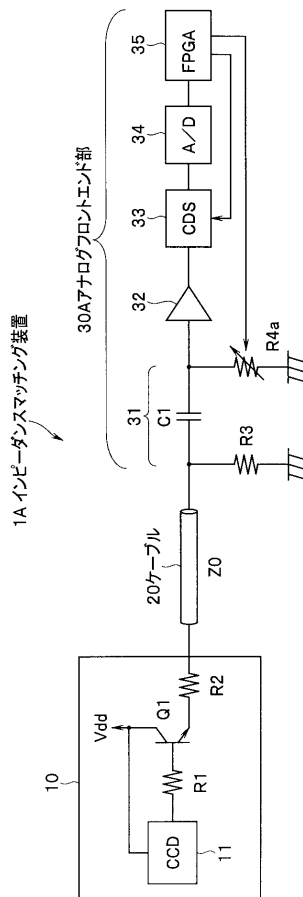
なお、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0081】

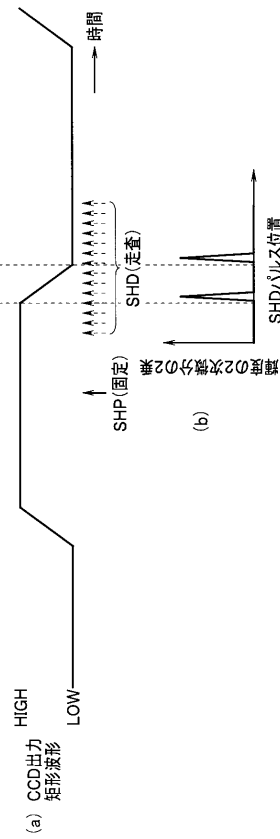
50

本出願は、2010年8月9日に日本国に出願された特願2010-178834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である。

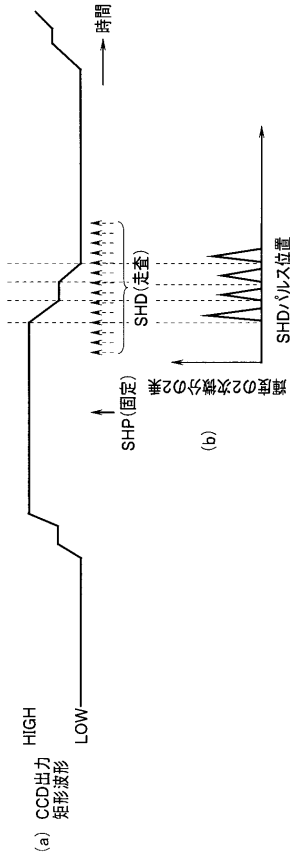
【図1】



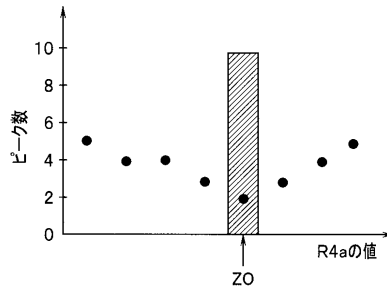
【図2】



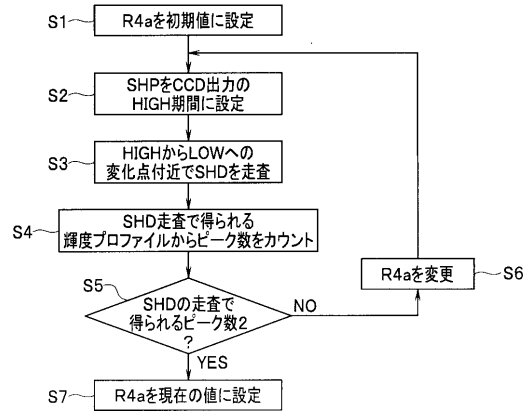
【図3】



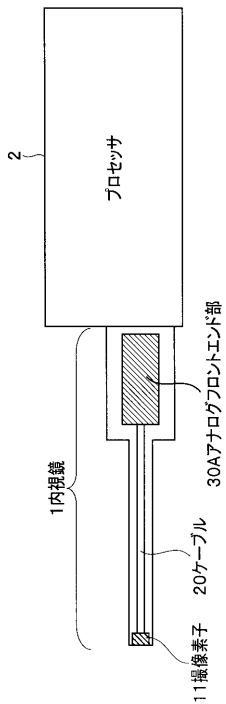
【図4】



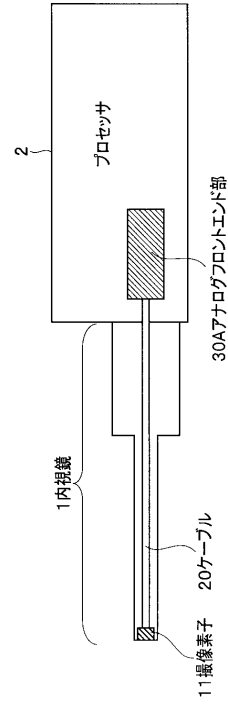
【図5】



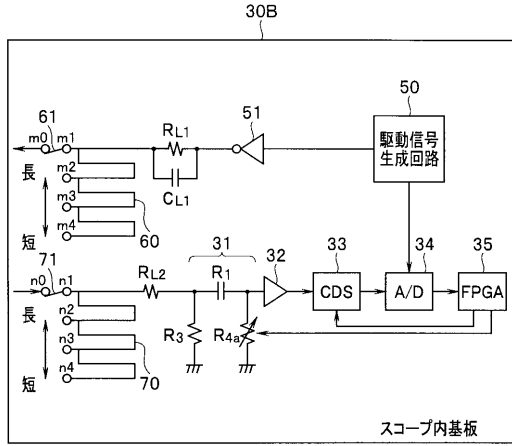
【図6】



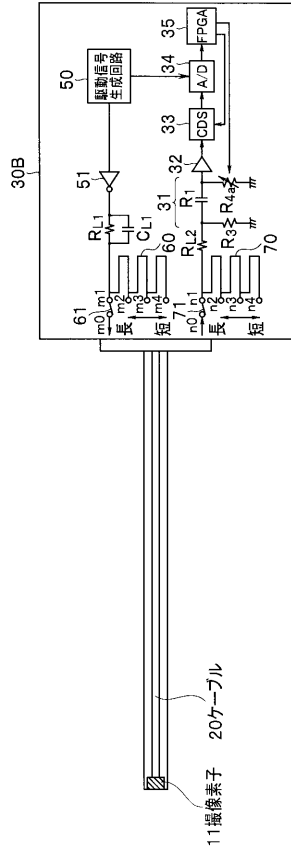
【図7】



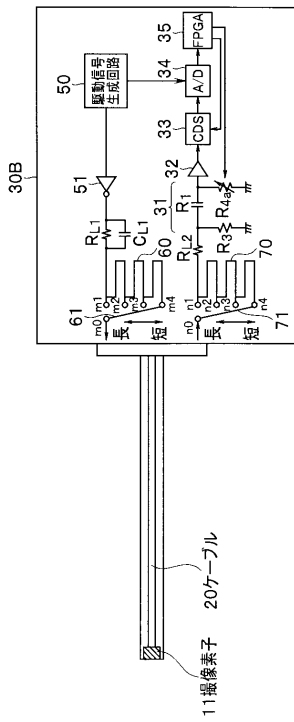
【図 8】



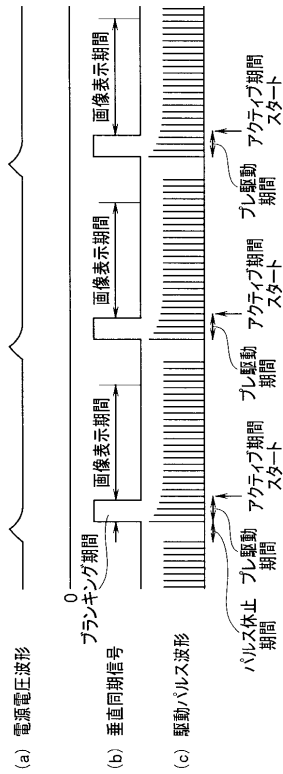
【図 9】



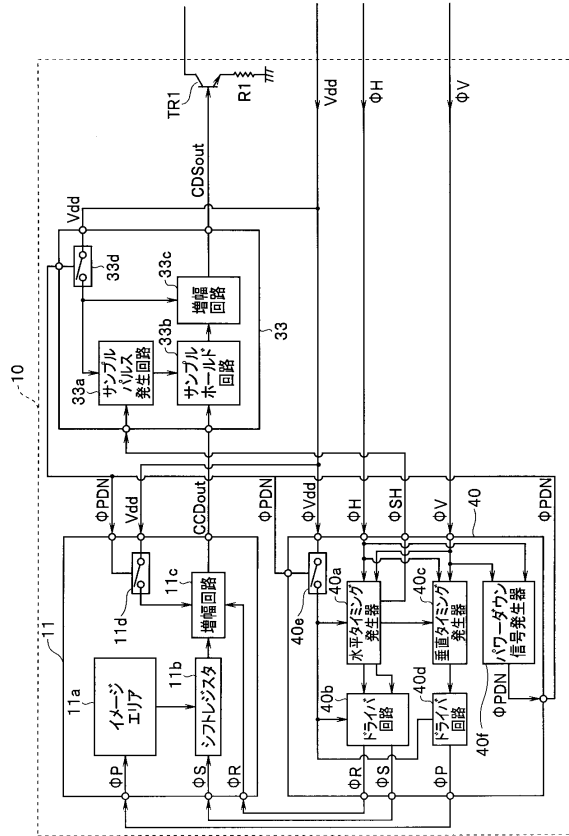
【図 10】



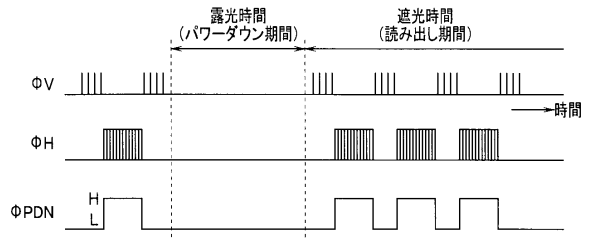
【図 11】



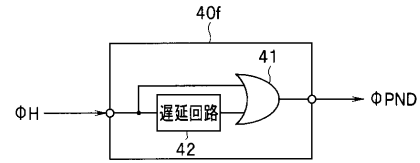
【図12】



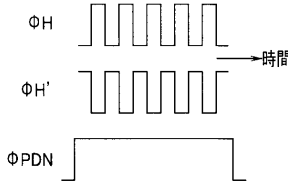
【図13】



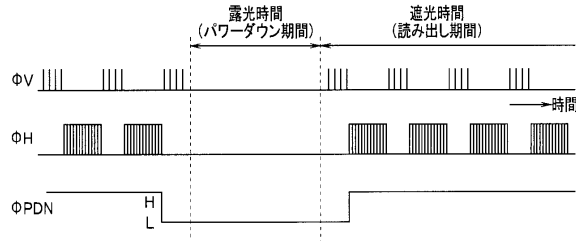
【図14】



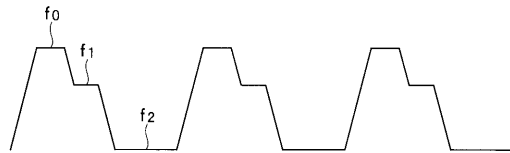
【図15】



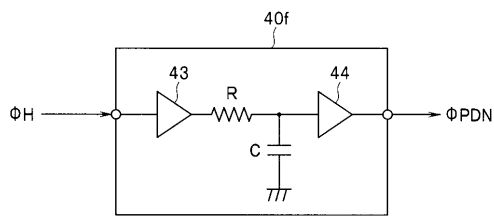
【図16】



【図19】



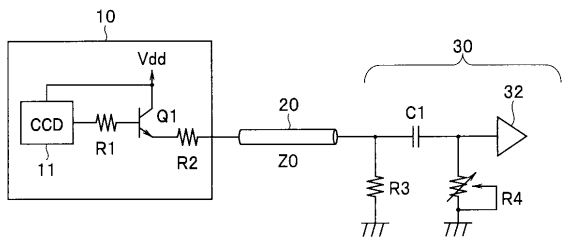
【図17】



【図20】



【図18】



フロントページの続き

審査官 鈴木 肇

- (56)参考文献 特開2005-229292(JP,A)
特開2006-055223(JP,A)
特開2003-204929(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H04N 5/30 - 5/378
A61B 1/00 - 1/32
H03H 7/30 - 7/54
H04N 5/222- 5/257

专利名称(译)	阻抗匹配装置和配备有该装置的内窥镜		
公开(公告)号	JP5097308B2	公开(公告)日	2012-12-12
申请号	JP2012519830	申请日	2011-08-05
[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	橋本秀範 田中靖洋 石原英明		
发明人	橋本 秀範 田中 靖洋 石原 英明		
IPC分类号	H04N5/378 H04N5/225 H03H7/40 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00018 H03H7/40 H04N5/378 H04N2005/2255		
FI分类号	H04N5/335.780 H04N5/225.C H03H7/40 A61B1/04.372		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	铃木 肇		
优先权	2010178834 2010-08-09 JP		
其他公开文献	JPWO2012020709A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种阻抗匹配装置，包括：传输从固态图像拾取装置输出的矩形波的电缆；相关双采样电路，通过将馈通采样脉冲的定时固定到由电缆传输的矩形波指示高值的定时，并以馈通采样脉冲的固定定时为基础，执行相关双采样，采用改变信号钳位脉冲的定时对矩形波进行采样，以扫描矩形波；可变电阻设置在电缆的尾端侧并具有可变的电阻值；以及电阻值变化单元，其中，作为基于从相关双采样电路输出的信号改变可变电阻的电阻值的扫描的结果，改变可变电阻的电阻值使得电阻值可变电阻的电阻与电缆的特征阻抗相匹配。

