

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5650064号
(P5650064)

(45) 発行日 平成27年1月7日 (2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月21日 (2014.11.21)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-136660 (P2011-136660)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年6月20日 (2011.6.20)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-467 (P2013-467A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年1月7日 (2013.1.7)	(74) 代理人	100083116
審査請求日	平成25年11月26日 (2013.11.26)		弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	江利川 昭彦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	樋熊 政一
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム及び電子内視鏡用プロセッサ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される内視鏡挿入部の先端部に、固体撮像素子を有する撮像装置が内蔵されるとき、当該先端部に前記固体撮像素子を動作させるクロック信号を発生させるための発振器が内蔵された電子内視鏡と、

前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号に信号処理を施すプロセッサ装置と、を備え、

前記固体撮像素子は、C M O S 型固体撮像素子であり、

前記プロセッサ装置は、前記撮像装置から出力される撮像信号から前記クロック信号を抽出するクロック抽出手段と、

前記発振器の温度と発振周波数の関係を示す相関データを記憶するデータ格納手段と、前記撮像信号から抽出されるクロック信号の周波数を表す値と前記相関データに基づいて、前記先端部の温度を検知する温度検知処理手段と、

を備えたことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記電子内視鏡の挿入部の先端面に設けられた照明窓から照射する照明光を発生させる光源装置を備え、

前記温度検知処理手段により検知された温度に基づき、前記光源装置の光量を制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記温度検知処理手段により検知された温度に基づき、警告を行う報知手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記プロセッサ装置の信号処理によって生成された画像データを電子内視鏡として表示させる表示装置と、

前記温度検知処理手段により検知された温度が規定温度を超える場合に、前記表示装置に警告を表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記温度検知処理手段は、前記撮像信号における画素単位のピクセルクロックをカウントすることにより、前記クロック信号の周波数を表す値を取得することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記温度検知処理手段は、前記撮像信号からフレーム期間を計測することにより、前記クロック信号の周波数を表す値を取得することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記プロセッサ装置は、前記先端部に内蔵された前記発振器と同一の周波数温度特性を持つ他の発振器を備え、

当該他の発振器の周波数と、前記撮像信号から把握される前記先端部内の前記発振器の周波数とを比較する比較演算手段を備えることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記内視鏡挿入部の先端部に内蔵される前記固体撮像素子及び前記発振器が同一の半導体パッケージに納められていることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記撮像装置は、前記固体撮像素子から読み出された電圧信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器と、前記 A / D 変換器によりデジタル化された撮像信号をパラレル信号からシリアル信号に変換するパラレル / シリアル変換部と、を備えていることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記撮像装置から出力される撮像信号は L V D S 伝送方式の通信手段を介して前記プロセッサ装置に伝送されることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 11】

前記発振器に水晶振動子が用いられていることを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 12】

被検体に挿入される内視鏡挿入部の先端部に、固体撮像素子を有する撮像装置と前記固体撮像素子を動作させるクロック信号を発生させるための発振器とが内蔵された電子内視鏡に接続され、前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号の信号処理を行う電子内視鏡用プロセッサ装置であって、

前記固体撮像素子は、C M O S 型固体撮像素子であり、

前記撮像装置から出力される撮像信号から前記クロック信号を抽出するクロック抽出手段と、

前記発振器の温度と発振周波数の関係を示す相関データを記憶するデータ格納手段と、

前記撮像信号から抽出されるクロック信号の周波数を表す値と前記相関データに基づいて、前記先端部の温度を検知する温度検知処理手段と、

10

20

30

40

50

を備えた電子内視鏡用プロセッサ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電子内視鏡システム及び内視鏡挿入部の温度検知方法に係り、特に、内視鏡挿入部の先端部分に固体撮像素子が搭載された電子内視鏡と、各種信号処理を行うプロセッサ装置とを備える電子内視鏡システム及びその内視鏡挿入部の温度検知方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野などで利用される電子内視鏡システムは、被検体内に挿入され、固体撮像素子により被検体内を撮像する撮像装置を備えた電子内視鏡（スコープ）と、撮像装置の動作を制御するとともに、撮像装置から出力される撮像信号に各種信号処理を施してモニタに内視鏡画像を表示させるプロセッサ装置とから構成される。

【0003】

電子内視鏡に搭載される固体撮像素子としては、従来ではCCD（Charge Coupled Device）センサが一般的であったが、近年ではCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサが用いられるようになってきている（特許文献1）。CMOSセンサは、CCDセンサに比べて、低電圧駆動が可能であり、多画素化と高速読出し化の要求に対応することが容易である。また、製造工程においてCMOSプロセスを使用でき、同一チップ内に駆動回路や処理回路などの周辺回路を混載することが可能であり、小型化にも有利である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-263057号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡挿入部の内部は、CMOSセンサの発熱、ライトガイドの光量ロスによる発熱などで温度が上昇しやすい。内視鏡挿入部分の内部温度が上昇すると、画像信号のノイズが増加し、画質が低下する。また、内視鏡挿入部先端の温度が高温になると、人体組織に熱損傷を引き起こす可能性もある。このため、内視鏡挿入部の温度を検知して、温度をコントロールしたり、温度上昇時に内視鏡操作者に警告を出したりするなどの予防措置を講じることが望まれる。

【0006】

しかしながら、内視鏡挿入部には、ライトガイド、レンズ、CMOSセンサ、鉗子口などが存在し、一般的には温度センサを配置する余裕が無いことが多い。

【0007】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡挿入部に別途温度センサを配置することなく、先端部分の温度を検知することができる電子内視鏡システム及び電子内視鏡用プロセッサ装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記目的を達成するために、本発明に係る電子内視鏡システムは、被検体に挿入される内視鏡挿入部の先端部に、固体撮像素子を有する撮像装置が内蔵されるとともに、当該先端部に前記固体撮像素子を動作させるクロック信号を発生させるための発振器が内蔵された電子内視鏡と、前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号に信号処理を施すプロセッサ装置と、を備え、前記固体撮像素子は、CMOS型固体撮像素子であり、前記プロセッサ装置は、前記撮像装置から出力される撮像信号から前記クロック信号を抽出するクロック抽出手段と、前記発振器の温度と発振周波数の関係を示す相関データを記憶

するデータ格納手段と、前記撮像信号から抽出されるクロック信号の周波数を表す値と前記相関データに基づいて、前記先端部の温度を検知する温度検知処理手段と、を備えたことを特徴とする。

【0009】

本発明によれば、電子内視鏡の挿入部の先端部分に内蔵した発振器の発振周波数と温度の関係（周波数の温度依存性）を利用して、撮像信号に含まれるクロック信号の周波数に対応する情報から先端部の温度を特定することができる。発振器は、固体撮像素子の駆動に必要なクロックを発生させるために内視鏡挿入部の先端部分に配置されており、この発振器を温度情報の取得手段とし兼用している。これにより、内視鏡挿入部の先端部に別途、温度センサを設けることなく、温度の検知が可能である。

10

【0010】

本発明の一態様として、前記電子内視鏡の挿入部の先端面に設けられた照明窓から照射する照明光を発生させる光源装置を備え、前記温度検知処理手段により検知された温度に基づき、前記光源装置の光量を制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【0011】

かかる態様によれば、検知された温度が規定の温度よりも高い場合には、光量を低下させる制御を行うことにより、温度の上昇を抑制することが可能である。

【0012】

本発明の他の態様として、前記温度検知処理手段により検知された温度に基づき、警告を行う報知手段を備えたことを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

20

【0013】

検知された温度が規定の温度よりも高い場合には、光源装置の光量制御に代えて、或いは、これと組み合わせて、オペレータに対して、注意を促す警告を提示する構成が好ましい。

【0014】

本発明の他の態様として、前記プロセッサ装置の信号処理によって生成された画像データを電子内視鏡として表示させる表示装置と、前記温度検知処理手段により検知された温度が規定温度を超える場合に、前記表示装置に警告を表示させる表示制御手段と、を備えたことを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

30

【0015】

電子内視鏡画像を表示させる表示装置を警告表示用の表示手段として利用することができる。

【0016】

本発明の他の態様として、前記温度検知処理手段は、前記撮像信号における画素単位のピクセルクロックをカウントすることにより、前記クロック信号の周波数を表す値を取得することを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【0017】

かかる態様によれば、電子内視鏡の撮像装置からプロセッサ装置が受信する撮像信号は、画素毎の画像データと固体撮像素子の読み出し用のクロックとが混在した信号列となっている。プロセッサ装置側でピクセルクロックをカウントすることにより、クロック信号の周波数を反映した情報を得ることができる。

40

【0018】

本発明の他の態様として、前記温度検知処理手段は、前記撮像信号からフレーム期間を計測することにより、前記クロック信号の周波数を表す値を取得することを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【0019】

かかる態様によれば、プロセッサ装置において、内視鏡画像の1フレーム分を構成する画像データ列の時間長さ（フレーム期間）を測定することにより、クロック信号の周波数を反映した情報を得ることができる。

50

【 0 0 2 0 】

本発明の他の態様として、前記プロセッサ装置は、前記先端部に内蔵された前記発振器と同一の周波数温度特性を持つ他の発振器を備え、当該他の発振器の周波数と、前記撮像信号から把握される前記先端部内の前記発振器の周波数とを比較する比較演算手段を備えることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【 0 0 2 1 】

かかる態様によれば、内視鏡挿入部の先端部に内蔵した発振器（第１の発振器）と同一特性を持つ他の発振器（第２の発振器）がプロセッサ装置に搭載される。プロセッサ装置は、これら両発振器の周波数を比較することで、これら発振器の周波数温度特性を利用して温度を算出する。

10

【 0 0 2 2 】

周波数の値を直接比較してもよいし、周波数に対応する値（ピクセルクロックのカウント値やフレーム期間など、周波数を反映した間接的な値）を用いて比較してもよい。

【 0 0 2 4 】

また、ＣＭＯＳ型固体撮像素子を用いる場合、さらに、前記内視鏡挿入部の先端部に内蔵される前記固体撮像素子及び前記発振器が同一の半導体パッケージに納められていることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【 0 0 2 5 】

本発明の他の態様として、前記撮像装置は、前記固体撮像素子から読み出された電圧信号をデジタル信号に変換するＡ／Ｄ変換器と、前記Ａ／Ｄ変換器によりデジタル化された撮像信号をパラレル信号からシリアル信号に変換するパラレル／シリアル変換部と、を備えていることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

20

【 0 0 2 6 】

かかる態様によれば、電子内視鏡の撮像装置と、プロセッサ装置との間の信号伝送路を構成する信号線を少なくすることができ、挿入部の小型化、細径化を達成できる。

【 0 0 2 7 】

本発明の他の態様として、前記撮像装置から出力される撮像信号はＬＶＤＳ伝送方式の通信手段を介して前記プロセッサ装置に伝送されることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【 0 0 2 8 】

電子内視鏡の撮像装置とプロセッサ装置とをつなぐ信号伝送系には、外乱ノイズの影響を受けにくいＬＶＤＳ伝送方式を採用する態様が好ましい。

30

【 0 0 2 9 】

本発明の他の態様として、前記発振器に水晶振動子が用いられていることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【 0 0 3 0 】

発振器として、水晶振動子を好適に用いることができるが、水晶振動子に限らず、セラミック振動子その他の振動子、ＬＣ発振器、ＲＣ発振器を採用することも可能である。検知しようとする温度領域において、周波数の温度依存性を持つ発振器を採用できる。

【 0 0 3 2 】

また、前記目的を達成するために、被検体に挿入される内視鏡挿入部の先端部に、固体撮像素子を有する撮像装置と前記固体撮像素子を動作させるクロック信号を発生させるための発振器とが内蔵された電子内視鏡に接続され、前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号の信号処理を行う電子内視鏡用プロセッサ装置であって、前記固体撮像素子は、ＣＭＯＳ型固体撮像素子であり、前記撮像装置から出力される撮像信号から前記クロック信号を抽出するクロック抽出手段と、前記発振器の温度と発振周波数の関係を示す相関データを記憶するデータ格納手段と、前記撮像信号から抽出されるクロック信号の周波数を表す値と前記相関データに基づいて、前記先端部の温度を検知する温度検知処理手段と、を備えた電子内視鏡用プロセッサ装置を提供する。

40

【 発明の効果 】

50

【0033】

本発明によれば、内視鏡挿入部に別途温度センサを配置することなく、挿入部先端の温度を検知することができる。また、本発明によれば、固体撮像素子の駆動に用いるクロック信号をプロセッサ装置側から供給する必要がないため、信号線を省略でき、内視鏡挿入部の小型化を達成できる。

【0034】

さらに、本発明により検知した温度情報を利用して光源装置の光量を制御したり、警告を提示したりする措置をとることにより、適切な温度管理を実現できる。その結果、温度上昇による画像ノイズ増加や人体組織への熱の影響を未然に防止することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0035】

【図1】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【図2】電子内視鏡における挿入部の先端部を示した正面図

【図3】電子内視鏡における挿入部の先端部を示した側面断面図

【図4】本例の内視鏡システムにおける電子内視鏡及びプロセッサ装置の構成を示したブロック図

【図5】ATカット水晶振動子の周波数温度特性の例を示すグラフ

【図6】BTカット水晶振動子の周波数温度特性の例を示すグラフ

【図7】本例の内視鏡システムにおける制御例を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

20

【0036】

以下、添付図面に従って本発明の実施形態について詳細に説明する。

【0037】

図1は本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。図1に示すように、本実施形態の内視鏡システム10は、電子内視鏡12、プロセッサ装置14、光源装置16などから構成される。電子内視鏡12は、患者（被検体）の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22と、プロセッサ装置14及び光源装置16に接続されるユニバーサルコード24とを備えている。

【0038】

30

挿入部20の先端には、体腔内撮影用のCMOS撮像装置（撮像チップ）54（図3参照）などが内蔵された先端部26が連設されている。先端部26の後方には、複数の湾曲部を連結した湾曲部28が設けられている。湾曲部28は、操作部22に設けられたアングルノブ30が操作されて、挿入部20内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部26が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0039】

ユニバーサルコード24の基端は、コネクタ36に連結されている。コネクタ36は、複合タイプのものであり、コネクタ36にはプロセッサ装置14が接続される他、光源装置16が接続される。

40

【0040】

プロセッサ装置14は、ユニバーサルコード24内に挿通されたケーブル68（図3参照）を介して電子内視鏡12に給電を行い、CMOS撮像装置54の駆動を制御するとともに、CMOS撮像装置54からケーブル68を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。プロセッサ装置14で変換された画像データは、プロセッサ装置14にケーブル接続されたモニタ38（「表示装置」に相当）に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置14は、コネクタ36を介して光源装置16と電氣的に接続され、内視鏡システム10の動作を統括的に制御する。

【0041】

50

図 2 は電子内視鏡 1 2 の先端部 2 6 を示した正面図である。図 2 に示すように、先端部 2 6 の先端面 2 6 a には、観察窓 4 0、照明窓 4 2、鉗子出口 4 4、及び送気・送水用ノズル 4 6 が設けられている。観察窓 4 0 は、先端部 2 6 の片側中央に配置されている。照明窓 4 2 は、観察窓 4 0 に関して対称な位置に 2 個配され、体腔内の被観察部位に光源装置 1 6 からの照明光を照射する。鉗子出口 4 4 は、挿入部 2 0 内に配設された鉗子チャンネル 7 0 (図 3 参照) に接続され、操作部 2 2 に設けられた鉗子口 3 4 (図 1 参照) に連通している。鉗子口 3 4 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 4 4 から露呈される。送気・送水用ノズル 4 6 は、操作部 2 2 に設けられた送気・送水ボタン 3 2 (図 1 参照) の操作に応じて、光源装置 1 6 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 4 0 や体腔内に向けて噴射する。

10

【 0 0 4 2 】

図 3 は電子内視鏡 1 2 の先端部 2 6 を示した側面断面図である。図 3 に示すように、観察窓 4 0 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 5 0 を保持する鏡筒 5 2 が配設されている。鏡筒 5 2 は、挿入部 2 0 の中心軸に対物光学系 5 0 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 5 2 の後端には、対物光学系 5 0 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて CMOS 撮像装置 5 4 に向けて導光するプリズム 5 6 が接続されている。

【 0 0 4 3 】

CMOS 撮像装置 (撮像チップ) 5 4 は、CMOS 型の固体撮像素子 (以下、「CMOS センサ」という。) 5 8 と、CMOS センサ 5 8 の駆動及び信号の入出力を行う周辺回路 6 0 とが一体形成されたモノリシック半導体 (いわゆる CMOS センサチップ) であり、支持基板 6 2 上に実装されている。CMOS センサ 5 8 の撮像面 5 8 a は、プリズム 5 6 の出射面と対向するように配置されている。撮像面 5 8 a 上には、矩形枠状のスペーサ 6 3 を介して矩形板状のカバーガラス 6 4 が取り付けられている。CMOS 撮像装置 5 4、スペーサ 6 3、及びカバーガラス 6 4 は、接着剤を介して組み付けられている。これにより、塵埃などの侵入から撮像面 5 8 a が保護されている。

20

【 0 0 4 4 】

挿入部 2 0 の後端に向けて延設された支持基板 6 2 の後端部には、複数の入出力端子 6 2 a が支持基板 6 2 の幅方向に並べて設けられている。入出力端子 6 2 a には、ユニバーサルコード 2 4 を介してプロセッサ装置 1 4 との各種信号の遣り取りを媒介するための信号線 6 6 が接合されており、入出力端子 6 2 a は、支持基板 6 2 に形成された配線やボンディングパッド等 (図示せず) を介して CMOS 撮像装置 5 4 内の周辺回路 6 0 と電氣的に接続されている。信号線 6 6 は、可撓性の管状のケーブル 6 8 内にまとめて挿通されている。ケーブル 6 8 は、挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の各内部を挿通し、コネクタ 3 6 に接続されている。

30

【 0 0 4 5 】

また、図示は省略したが、照明窓 4 2 の奥には、照明部が設けられている。照明部には、光源装置 1 6 からの照明光を導くライトガイドの出射端が配されている。ライトガイドは、ケーブル 6 8 と同様に、挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の各内部を挿通し、コネクタ 3 6 に入射端が接続されている。

40

【 0 0 4 6 】

図 4 は内視鏡システム 1 0 における電子内視鏡 1 2 及びプロセッサ装置 1 4 の構成を示したブロック図である。図 4 に示すように、電子内視鏡 1 2 (挿入部 2 0) の先端部 2 6 には、CMOS センサ 5 8 と周辺回路 6 0 (図 3 参照) とが同一チップに形成された CMOS 撮像装置 (撮像チップ) 5 4 が内蔵されており、周辺回路 6 0 として、アナログ信号処理回路 (AFE; アナログフロントエンド) 7 2、パラレル/シリアル (P/S) 変換部 7 6、LVDS 送信部 7 8、タイミングジェネレータ (TG) 8 1 等を備えている。また、CMOS 撮像装置 5 4 は、CMOS センサ 5 8 の駆動に必要なクロック信号生成用の水晶振動子 8 2 を備えている。

50

【 0 0 4 7 】

C M O S センサ 5 8 には、マトリクス状に配置される各画素ごとに形成されるフォトダイオードとフォトダイオードにより蓄積された信号電荷を電圧信号に変換する電圧変換回路と、電圧変換回路から電圧信号を読み出す画素のアドレス（位置）を指定する走査回路（垂直走査回路及び水平走査回路）と、走査回路によって読み出された画素の電圧信号を順に出力する出力回路とを備えている。

【 0 0 4 8 】

A F E 7 2 は、相関二重サンプリング（C D S）回路、自動ゲイン回路（A G C）、及びアナログ／デジタル（A / D）変換器により構成されている。C D S 回路は、C M O S センサ 5 8 の各画素から順次読み出された画素信号からなる撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C M O S センサ 5 8 で生じるリセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。A G C は、C D S 回路によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 1 4 から指定されたゲイン（増幅率）で増幅する。A / D 変換器は、A G C により増幅された撮像信号（アナログ撮像信号）を、所定のビット数のデジタル信号に変換して出力する。A / D 変換器でデジタル化されて出力された撮像信号（デジタル撮像信号）は P / S 変換部 7 6 に入力される。

10

【 0 0 4 9 】

P / S 変換部 7 6 は、A F E 7 2 の A / D 変換器から入力される撮像信号をパラレル信号からシリアル信号に変換する。P / S 変換部 7 6 により生成されたシリアル信号は L V D S 送信部 7 8 に入力される。

20

【 0 0 5 0 】

L V D S 送信部 7 8 は、高速伝送が可能な L V D S（Low Voltage Differential Signal）伝送方式により P / S 変換部 7 6 から入力されるシリアル信号を差動信号として出力する。L V D S 送信部 7 8 から出力された差動信号は 2 本の信号線からなる L V D S 線 9 6 を通じてプロセッサ装置 1 4 の L V D S 受信部 8 4 に入力される。

【 0 0 5 1 】

T G 8 1 は、水晶振動子 8 2 から得られるクロックに基づき、C M O S センサ 5 8 から画素信号を読み出すための駆動パルスや A F E 7 2 等の各部の同期パルスを生成し、C M O S 撮像装置 5 4 の各部に供給する。そして、C M O S 撮像装置 5 4 の各部は、T G 8 1 から供給されるパルスに従って各種処理を実行する。C M O S センサ 5 8 は、A F E 7 2 などを集約して同一パッケージに集約して構成することができる。また、C M O S センサ 5 8 と水晶振動子 8 2 は同一の半導体パッケージに収めることができる。本例では C M O S センサ 5 8、A F E 7 2 及び水晶振動子 8 2 が同一の半導体パッケージに収められているセンサモジュールとなっている。なお、水晶振動子 8 2 は、C M O S センサ 5 8 のパッケージとは別のパッケージとして構成することも可能である。この場合、水晶振動子 8 2 は C M O S センサ 5 8 の近くに配置される。

30

【 0 0 5 2 】

プロセッサ装置 1 4 は、C P U 8 3、L V D S 受信部 8 4、クロックデタリカバリ（C D R）回路 8 6、シリアル／パラレル（S / P）変換部 8 8、画像処理回路（D S P）9 0、表示制御回路 9 2 等を備えている。

40

【 0 0 5 3 】

C P U 8 3 は、プロセッサ装置 1 4 内の各部を制御する制御装置として機能するとともに、後述する温度検知処理その他の演算を行う演算装置として機能する。また、C P U 8 3 は、光源装置 1 6 を制御する制御手段として機能する。

【 0 0 5 4 】

L V D S 受信部 8 4 は、L V D S 伝送方式に基づく通信を行うものであり、L V D S 送信部 7 8 から差動信号として伝送された撮像信号（シリアル信号）を受信する。L V D S 線 9 6 を通じて伝送される撮像信号は、クロック信号と画像データが混在したシリアル信号になっている。L V D S 受信部 8 4 で受信した撮像信号は C D R 回路 8 6 を介して S /

50

P変換部88に入力される。

【0055】

CDR回路86(「クロック抽出手段」に相当)は、CMOS撮像装置54からシリアル伝送される撮像信号の位相を検出して、この撮像信号の周波数に同期した抽出クロック信号を発生する。この抽出クロック信号により撮像信号をサンプリングすることで、撮像信号を抽出クロック信号によりリタイミングしたデータ(リタイミングデータ)を生成する。

【0056】

また、CDR回路86により抽出されたクロック信号は、CPU83に入力される。CPU83は、この受信したクロック信号をもとにCMOS撮像装置54上の水晶振動子82の発振周波数を把握し、水晶振動子82の周波数温度特性から内視鏡挿入部の温度を推定する。

10

【0057】

データ格納部94には、水晶振動子82の温度と発振周波数の関係を示す相関データが記憶されている。相関データは、温度と周波数の関係を反映したものであればよく、「周波数」の数値に代えて、周波数に相当する値を示すものとして、例えば、単位時間当たりのクロックカウント数や、画像信号のフレーム期間(時間)などを用いることも可能である。すなわち、相関データは、水晶振動子82の温度と発振周波数の関係(周波数温度特性)が、直接的又は間接的に、特定されるものであれば足りる。本例における温度検知処理の詳細についてはさらに後述する。

20

【0058】

S/P変換部88は、LVDS受信部84からCDR回路86を介して入力される撮像信号(リタイミングデータ)をシリアル信号からパラレル信号に変換して、CMOS撮像装置54のP/S変換部76における変換前の元の撮像信号に復元する。S/P変換部88でパラレル信号に変換された撮像信号はDSP90に入力される。

【0059】

DSP90は、S/P変換部88から入力された撮像信号に対し、色補間、色分離、色バランス調整、ガンマ補正、画像強調処理等を施し、画像データを生成する。DSP90で各種画像処理が施されて生成された画像データは表示制御回路92に入力される。

【0060】

表示制御回路92は、DSP90から入力された画像データを、モニタ38に対応した信号形式に応じた映像信号に変換してモニタ38に出力する。

30

【0061】

上記のように構成された内視鏡システム10で体腔内を観察する際には、電子内視鏡12、プロセッサ装置14、光源装置16、及びモニタ38の電源をオンにして、電子内視鏡12の挿入部20を体腔内に挿入し、光源装置16からの照明光で体腔内を照明しながら、CMOS撮像装置54により撮像される体腔内の画像をモニタ38で観察する。

【0062】

CMOSセンサ58で生成された撮像信号は、AFE72で各種処理が施された後、P/S変換部76でパラレル信号からシリアル信号に変換され、LVDS送信部78からLVDS伝送方式により差動信号としてプロセッサ装置14に送信される。

40

【0063】

プロセッサ装置14では、LVDS受信部84で受信した撮像信号がS/P変換部88で元のパラレル信号に変換される。DSP90では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施され、画像データが生成される。DSP90で生成された画像データは、表示制御回路92に入力される。表示制御回路92では、入力された画像データをモニタ38の表示形式に対応した変換処理が施され、映像信号が生成される。表示制御回路92で生成された映像信号はモニタ38へ出力される。これにより、画像データがモニタ38に内視鏡画像として表示される。

【0064】

50

< 温度検知の処理について >

本実施形態では、内視鏡挿入部にＣＭＯＳセンサ５８と周辺回路６０が集積されたＣＭＯＳセンサユニット（ＣＭＯＳ撮像装置５４）が用いられている。ＣＭＯＳセンサ５８を動作させるためにクロック信号が必要であるが、このクロック用の水晶振動子８２は、ＣＭＯＳセンサ５８とともに挿入部２０の先端部２６の内部に配置される。このような構成を採用することにより、プロセッサ装置１４側からクロックを供給する構成に比べて、信号線の本数を減らすことができ、挿入部２０の細径化を実現できる。

【００６５】

また、本例の内視鏡システム１０においては、ＣＭＯＳセンサ５８の駆動に必要なクロック用の水晶振動子８２を温度検出手段として活用する。

10

【００６６】

水晶振動子８２は、温度によって発振周波数が変動する性質があり、水晶の結晶方向から見た切り出し角度により、周波数温度特性が異なる。図５はＡＴカット水晶振動子における周波数変化量と温度の関係（周波数温度特性）を示すグラフである。図５の横軸は温度を表す。図５の縦軸は発振周波数の変化量であり、２５を基準としてその割合（ $\Delta f / f$ ）を表している。なお、縦軸における目盛りの数値の単位は「 $\times 10^{-6}$ 」である。つまり、２５の周波数に対する変化量をｐｐｍで表している。

【００６７】

図５に示すように、ＡＴカット型の水晶振動子は３次曲線の特性を示す。一般的なＡＴカット水晶振動子は、結晶軸のＺ軸（光軸）から $35^{\circ}15'$ の角度で切り出したものである。図５中の「-2,0,+2,+4,...,+16」という数値は、切断角度「 $35^{\circ}15'$ 」からのずれを「'（分）」の単位で示している。「０」で示したグラフは、切断角度「 $35^{\circ}15'$ 」のものである。

20

【００６８】

クロック信号用の水晶振動子８２は、クロックを安定させる観点から、一般的には、温度による周波数変動は小さい方が好ましいが、図５のように、温度によって周波数が変わるという特性を利用して、周波数から温度を推定することが可能である。

【００６９】

具体的には、例えば、プロセッサ装置１４において、ＣＤＲ回路８６で抽出したクロック信号を基に、画像信号のピクセルクロック（画素単位のクロック）をカウントする、或いは、画像信号からフレーム期間を計測する等により、内視鏡挿入部の水晶振動子８２の発振周波数を把握する。そして、図５に示したような温度と発振周波数の関係から、挿入部２０の先端部２６の温度を推定することができる。なお、プロセッサ装置１４においてピクセルクロックをカウントする際の基準クロックはプロセッサ装置１４内のＣＰＵ８３のクロックが基準とされる。

30

【００７０】

プロセッサ装置１４が受信する画像信号は、デジタル化された各画素（ピクセル）のシリアルデータであり、プロセッサ装置１４において単位時間当たり（例えば、１秒間内に）に何画素分のデータを受信しているかをカウントすることができる。先端部２６の温度が変化し、水晶振動子８２の発振周波数が変化することにより、ピクセルクロックが変動すると、これに同期してプロセッサ装置１４がカウントするピクセルクロックのカウント数が変動する。つまり、このカウント値は、水晶振動子８２の周波数の変化を反映した値となる。このカウント値と温度を対応付けたルックアップテーブル（「相関データ」に相当）から、先端部２６の温度を検知することができる。

40

【００７１】

ピクセルクロックのカウント値の他、１フレーム期間の時間を計測してもよい。ピクセルクロックが変動すると、１フレーム分の画像信号を伝送するのに要する時間が変化する。つまり、フレーム期間の値は、水晶振動子８２の周波数の変化を反映した値となる。このフレーム期間の値と温度を対応付けたルックアップテーブル（「相関データ」に相当）を用い、先端部２６の温度を特定することができる。

50

【0072】

このとき、プロセッサ装置14の内部に、内視鏡挿入部の先端部26と同一特性の水晶振動子102（「他の発振器」に相当）を内蔵し、両者の周波数を比較することで、温度を算出してもよい。両者の周波数の差（若しくは比）と温度を対応付けたルックアップテーブル（「関連データ」に相当）を用い、先端部26の温度を特定することができる。かかる構成を採用することにより、より一層精度の高い温度検知が可能である。なお、この場合、CPU83が「比較演算手段」として機能する。

【0073】

検知しようとする温度領域（例えば、35～50）において周波数変化量が大きい水晶振動子を用いるほど、温度の検知精度が良好になる。ただし、本実施形態に係る内視鏡システム10においては、必ずしも1単位、或いは、それ以下の弁別レベル（測定分解能）で温度を高精度に検知することまでは要求されない。画像ノイズ増加抑制や人体組織への熱影響抑制の観点から、実際上は、数（2～5）程度のレベルで温度を検知できれば十分に機能し得る。クロックの安定性と温度検知の測定性能を両立できる特性を持つ発振器（振動子）が採用される。

【0074】

本発明の実施に際しては、ATカット型の水晶振動子に限らず、BTカット型の水晶振動子を用いることもできる。図6は、BTカット水晶振動子における周波数変化量と温度の関係を示すグラフである。図6の横軸は温度を表し、縦軸は発振周波数の変化量であり、25を基準としてその割合（ $\Delta f / f$ ）を表している。なお、縦軸の数字の単位は「 $\times 10^{-6}$ 」である。

【0075】

図6に示すように、BTカット型の水晶振動子は2次曲線の特性を示す。25を超える温度領域で温度の上昇につれて周波数は低下する傾向を示すため、この周波数変動を利用して温度を推定することができる。図5で説明したATカット型の水晶振動子に代えて、図6のような特性を持つBTカット型の水晶振動子を用いても良い。既述のとおり、画像信号のピクセルクロックをカウントしたり、フレーム期間を計測するなどの方法により、先端部26内における水晶振動子の周波数の変化を示す情報を取得して、温度との関連データから挿入部先端の温度を推定することができる。

【0076】

こうして、水晶振動子82の周波数変動の温度依存性を利用して検知した温度情報を基に、光源装置16の光量の自動制御や警告表示などが行われる。

【0077】

<制御フローの例>

図7は本実施形態に係る内視鏡システム10の制御例を示すフローチャートである。図7に示したように、プロセッサ装置14はまず、LVDS線96を通じて受信した撮像信号から抽出したクロック信号の周波数を把握する（ステップS112）。ここでは、ピクセルクロックのカウントやフレーム期間の計測により、クロック信号の周波数に対応した値を取得する。

【0078】

次いで、先端部26内に配置した水晶振動子82の周波数温度特性から挿入部20の先端部26の温度を推定する（ステップS114）。具体的には、図4のデータ格納部94に記憶させてある関連データを用い、ステップS112で把握したクロック信号の周波数を表す値から関連データを参照して、対応する温度を特定する。

【0079】

そして、ステップS114で特定された温度が、予め設定されている規定温度よりも高いか否かの判定が行われる（ステップS116）。検知された温度が規定温度よりも高い場合には、光源装置16の光量を所定量よりも低下させる制御が行われる（ステップS118）。照明光の光量や点灯時間は、先端部26の温度に大きく影響する。そのため、過度の温度上昇を抑制するために、光源装置16の発光量及び連続発光時間などが制御され

る、ステップ S 1 1 4 では、そのような通常の光源制御に代えて、或いは、これと組み合わせて、光源装置 1 6 の発光量を抑制する制御が行われる。光源装置 1 6 の光量を低下させることにより、先端部 2 6 の温度上昇を抑止できる。

【 0 0 8 0 】

また、このような光量制御（ステップ S 1 1 8 ）と同時に、オペレータ（ユーザ）に注意を喚起する警告が提示される（ステップ S 1 2 0 ）。警告の報知手段として、モニタ 3 8 の画面上に警告メッセージ等を表示する態様、警告音を発生させる態様、警告ランプを点灯若しくは点滅させる態様、又はこれらの組み合わせによる態様などがあり得る。ステップ S 1 2 0 の後は、ステップ S 1 1 2 の工程に戻る。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 1 1 6 の判定において、検知した温度が規定温度以下の場合には、光源装置 1 6 について通常の光源制御が行われ、所定の光量に制御される（ステップ S 1 2 2 ）。この場合、温度に関して、特に、オペレータ（ユーザ）に注意を喚起する必要は無いため、警告の提示は O F F される（ステップ S 1 2 4 ）。ステップ S 1 2 4 の後は、ステップ S 1 1 2 の工程に戻る。

【 0 0 8 2 】

図 7 のフローチャートによれば、検知された温度が規定温度を超えた際には、自動的に光量が低減される制御が行われると同時に警告が発せられる。その後、温度が規定温度を下回れば、自動的に光量が回復し、警告も取り消される。なお、ステップ S 1 1 6 の判定に際して、検知した温度が規定温度と等しい場合の処理は、ステップ S 1 1 8 に進めてもよいし、ステップ S 1 2 2 に進めてもよい。

【 0 0 8 3 】

< 変形例 1 >

図 7 では、ステップ S 1 1 6 規定温度よりも高い温度が検出された場合に、光量の低下制御と警告を両方行う例を説明したが、これに代えて、光量の低下制御のみ、若しくは、警告の報知のみを行う態様も可能である。

【 0 0 8 4 】

< 変形例 2 >

また、光源の光量を低下させる判定基準となる閾値（規定温度）を複数段階に設定しておき、検知される温度に応じて、段階的に光量を変える制御を行う態様も可能である。この場合、温度が高いほど、光量を低い値にする（光量の低減量を増やす）ことが好ましい。

【 0 0 8 5 】

< 変形例 3 >

光源の光量を低下させる判定基準となる閾値と、警告を提示するための判定基準となる閾値とを別々に設定してもよい。また、警告用の判定基準となる閾値を複数段階に設定しておき、検知される温度に応じて、警告レベルを段階的に変化させる態様も可能である。

【 0 0 8 6 】

< 変形例 4 >

上述の実施形態では、発振器として水晶振動子を用いた例を説明したが、水晶振動子に代えて、セラミック振動子、LC 発振器、RC 発振器などを用いることも可能である。セラミック振動子は、水晶振動子と比較して、温度に対する周波数の変動量が大きい。また、LC 発振器や RC 発振器に用いられるコンデンサの容量は温度依存性があるため、これら発振回路の周波数温度特性を利用して温度を検知することも可能である。

【 0 0 8 7 】

< 変形例 5 >

上述の実施形態では、CMOS センサ 5 8 は、CCD センサと比較して、低電圧駆動が可能であり、多画素化と高速読出し化の要求に対応することが容易である。また、センサモジュールの製造が容易である。

【 0 0 8 8 】

以上、本発明の内視鏡システム及びその制御方法について詳細に説明したが、本発明は、上記説明した実施形態には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。本発明の技術的思想内で当該分野の通常の知識を有するものにより、多くの変形が可能である。

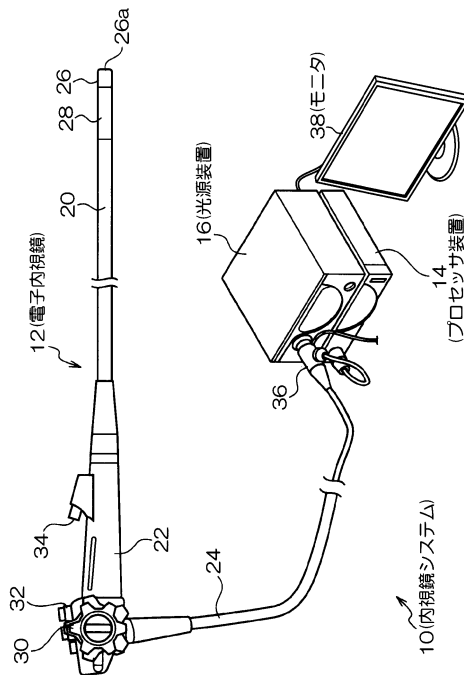
【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

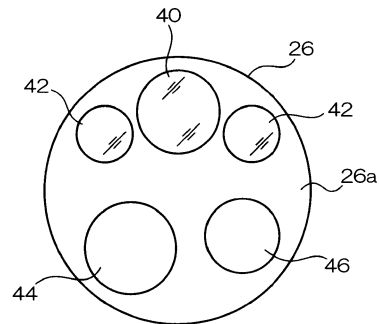
1 0 ... 内視鏡システム、1 2 ... 電子内視鏡、1 4 ... プロセッサ装置、1 6 ... 光源装置、2 0 ... 挿入部、2 2 ... 操作部、2 6 ... 先端部、5 4 ... CMOS 撮像装置 (撮像チップ)、5 8 ... CMOS センサ、7 4 ... ヘッド処理部、7 6 ... LVDS 送信部、8 2 ... 水晶振動子、8 3 ... CPU、8 4 ... LVDS 受信部、8 6 ... CDR 回路、8 8 ... S / P 変換部、9 0 ... 操作部、9 4 ... データ格納部、9 6 ... LVDS 線、9 8 ... シリアル線、1 0 2 ... 水晶振動子

10

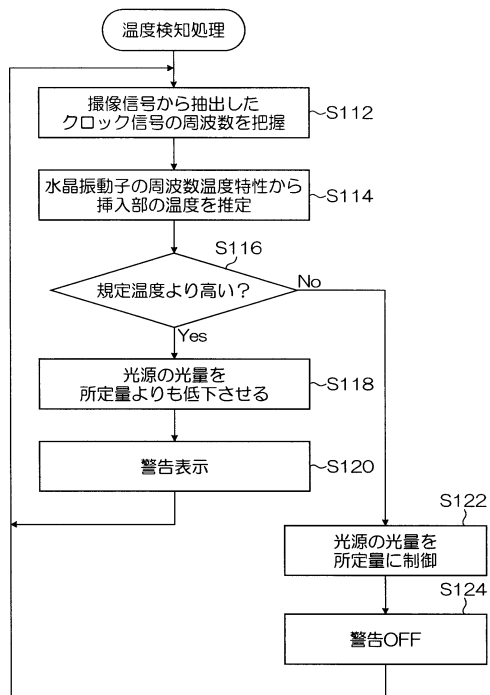
【 図 1 】



【 図 2 】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2008 - 011504 (JP, A)
特開 2011 - 083454 (JP, A)
特開 2010 - 206373 (JP, A)
特開平 02 - 275405 (JP, A)
特開昭 61 - 121575 (JP, A)
特開 2003 - 106906 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1 / 00 - 1 / 32
G 02 B	23 / 24 - 23 / 26
G 01 K	7 / 32

专利名称(译)	电子内窥镜系统和电子内窥镜的处理器装置		
公开(公告)号	JP5650064B2	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	JP2011136660	申请日	2011-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	江利川昭彦		
发明人	江利川 昭彦		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/06.B G02B23/24.B A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/045.613 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/GA02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/YY20		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013000467A5 JP2013000467A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在没有在内窥镜插入部分中单独布置温度传感器的情况下检测远端部分的温度。溶解：具有固态成像元件（58）的成像装置（54）结合在远端部分中电子内窥镜（12）的插入部分和用于产生时钟信号以操作固态成像元件的振荡器（82）包含在远端部分中。一种处理器（14），用于对从成像装置（54）输出的成像信号进行信号处理包括：时钟提取装置（86），用于从成像信号中提取时钟信号；数据存储装置（94），用于存储表示振荡器（82）的温度与振荡频率之间的相关数据。基于表示从成像信号和相关数据提取的时钟信号的频率的值，通过使用振荡频率的温度依赖性来估计电子内窥镜（12）的远端部分处的温度。

