

(19) 日本国特許庁(JP)

**再公表特許(A1)**

(11) 国際公開番号

**WO2012/017735**

発行日 平成25年10月3日 (2013.10.3)

(43) 国際公開日 平成24年2月9日 (2012. 2. 9)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
<b>H 0 4 N</b> 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 18 頁)

出願番号	特願2012-527630 (P2012-527630)
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/062955
(22) 国際出願日	平成23年6月6日 (2011.6.6)
(31) 優先権主張番号	特願2010-173862 (P2010-173862)
(32) 優先日	平成22年8月2日 (2010.8.2)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(71) 出願人 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4 3番2号

(74) 代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 久津間 祐二  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ  
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

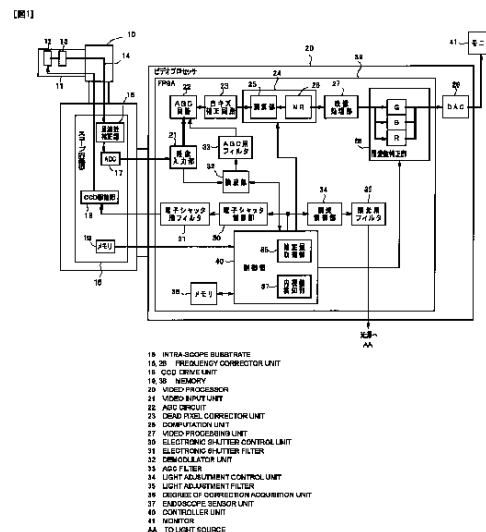
Fターム(参考) 2H040 BA11 GA02 GA06  
4C161 JJ15 JJ18 LL02 NN01 NN03  
NN05 RR02 RR25 SS06 SS21  
TT01 TT12 UU02 UU09  
5C122 DA26 EA19 FC01 FK23 GA34  
GE06 HA50 HA51 HB01

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、被検体の光学像を撮像する撮像部によって得た内視鏡画像に基づく映像信号を出力する内視鏡と、内視鏡が着脱自在に接続されて、内視鏡からの映像信号に対して映像信号処理を行うビデオプロセッサとを具備する内視鏡システムであって、ビデオプロセッサは、内視鏡が映像信号の周波数補正を行う第1の周波数補正部を有する場合に第1の周波数補正部において用いられた第1の周波数補正情報が入力され、第1の周波数補正情報に基づいて第1の周波数補正部の周波数補正処理と協調して周波数補正を行うための第2の周波数補正情報を取得する補正量取得部と、内視鏡からの映像信号に対して第2の周波数補正情報を用いて周波数補正を行う第2の周波数補正部と、を具備する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の光学像を撮像する撮像部によって得た内視鏡画像に基づく映像信号を出力する内視鏡と、前記内視鏡が着脱自在に接続されて、前記内視鏡からの映像信号に対して映像信号処理を行うビデオプロセッサとを具備する内視鏡システムであって、

前記ビデオプロセッサは、

前記内視鏡が前記映像信号の周波数補正を行う第 1 の周波数補正部を有する場合に前記第 1 の周波数補正部において用いられた第 1 の周波数補正情報が入力され、前記第 1 の周波数補正情報に基づいて前記第 1 の周波数補正部の周波数補正処理と協調して周波数補正を行うための第 2 の周波数補正情報を取得する補正量取得部と、

前記内視鏡からの映像信号に対して前記第 2 の周波数補正情報を用いて周波数補正を行う第 2 の周波数補正部と、

を具備する内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記ビデオプロセッサは、

前記内視鏡が前記映像信号の周波数補正を行う第 1 の周波数補正部を有するか否かを検知する内視鏡検知部を具備し、

前記補正量取得部は、前記内視鏡が前記第 1 の周波数補正部を有する場合には、前記第 2 の周波数補正情報を前記第 2 の周波数補正部に与えて周波数補正を行わせ、前記内視鏡が前記第 1 の周波数補正部を有さない場合には、前記第 2 の周波数補正部が単独で周波数補正を行うための第 3 の周波数補正情報を取得し、前記第 3 の周波数補正情報を前記第 2 の周波数補正部に与えて周波数補正を行わせる

20

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記ビデオプロセッサは、

前記第 2 の周波数補正情報を記憶するメモリを有する

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記ビデオプロセッサは、

前記第 2 及び第 3 の周波数補正情報を記憶するメモリを有する

請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

**【請求項 5】**

前記ビデオプロセッサは、

前記第 2 の周波数補正部が単独で周波数補正を行うための第 3 の周波数補正情報を記憶するメモリを有し、

前記補正量取得部は、前記第 1 の周波数補正情報及び前記第 3 の周波数補正情報に基づいて、前記第 2 の周波数補正情報を生成する

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記第 1 の周波数補正部は、前記撮像部から前記第 1 の周波数補正部までの前記映像信号の伝送路による伝送損失を補正し、

40

前記第 2 の周波数補正部は、前記映像信号の輪郭協調処理を行う

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記第 2 の周波数補正部は、前記ビデオプロセッサに接続される内視鏡の種別毎で周波数帯域毎に前記映像信号の周波数補正を行う

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記第 2 の周波数補正部は、前記内視鏡画像の水平方向及び垂直方向について独立に周波数補正を行う

50

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記内視鏡は、前記第 1 の周波数補正情報を記憶する第 1 の情報メモリを有する

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記ビデオプロセッサは、

前記内視鏡が装着されると、前記第 1 の情報メモリから前記第 1 の周波数補正情報を読み出す

請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記ビデオプロセッサは、

前記撮像部の感度に対応したスコープ情報が入力され、入力されたスコープ情報に基づくゲイン補正值で前記内視鏡からの映像信号を増幅した後前記第 2 の周波数補正部に与えるゲイン補正部

を具備する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記ゲイン補正部は、前記ゲイン補正值に基づくノイズリダクション強度で前記ゲイン補正部の出力に対するノイズリダクション処理を行うノイズリダクション部

を具備する請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記ビデオプロセッサは、

前記撮像部の感度に対応したスコープ情報が入力され、入力されたスコープ情報に基づいて前記被検体を照明する照明光の光量を調整する調光制御部

を具備する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像部からの内視鏡画像を処理する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡（以下、スコープともいう）は医療分野における診断や処置具を用いた治療等に広く用いられるようになった。電荷結合素子（CCD）等の撮像素子を内視鏡先端に設け、CCDを用いて撮像した観察像をビデオプロセッサによってテレビモニタに映出する電子内視鏡装置が普及している。

【0003】

ビデオプロセッサは、スコープからの映像信号に対して、種々の映像信号処理を施して、モニタに出力する。例えば、ビデオプロセッサにおいては、輪郭強調処理等の補正処理が行われる。

【0004】

ところで、内視鏡システムにおいては、スコープに、挿入部先端に設けられた撮像素子から読み出される映像信号に対する補正処理を行うための補正回路（以下、スコープ内補正回路ともいう）が集積回路として設けられているものがある。撮像素子からの映像信号はスコープ内補正回路において補正処理された後、ビデオプロセッサに出力される。

【0005】

ところで、撮像素子の出力をCDS（相関二重サンプリング）処理するCDS回路が内蔵されたスコープも開発されている（日本国特開2008-80007号公報参照）。このようなスコープにおいては、CDS処理後の映像信号は、スコープ内のケーブル伝送特性の影響を大きく受け、画像高域成分の減衰が大きくなってしまふ。そこで、CDS回路の出力をスコープ内補正回路によって補正処理した後、ビデオプロセッサに出力するようになっている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 6 】

ところが、上述したように、ビデオプロセッサにおいても輪郭強調等の補正処理を行っており、スコープ内補正回路による補正処理の影響を受けて、ビデオプロセッサにおける補正処理によって映像信号が劣化してしまうことがあるという問題点があった。

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、プロセッサ内補正回路においてスコープ内補正回路の補正処理と協調した補正処理を行うことにより、画質を向上させることができる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 】

10

## 【 0 0 0 8 】

本発明の一態様に係る内視鏡システムは、被検体の光学像を撮像する撮像部によって得た内視鏡画像に基づく映像信号を出力する内視鏡と、前記内視鏡が着脱自在に接続されて、前記内視鏡からの映像信号に対して映像信号処理を行うビデオプロセッサとを具備する内視鏡システムであって、前記ビデオプロセッサは、前記内視鏡が前記映像信号の周波数補正を行う第 1 の周波数補正部を有する場合に前記第 1 の周波数補正部において用いられた第 1 の周波数補正情報が入力され、前記第 1 の周波数補正情報に基づいて前記第 1 の周波数補正部の周波数補正処理と協調して周波数補正を行うための第 2 の周波数補正情報を取得する補正量取得部と、前記内視鏡からの映像信号に対して前記第 2 の周波数補正情報を用いて周波数補正を行う第 2 の周波数補正部と、を具備する。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 図 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は図 1 中のスコープ内基板 1 5 の周波数補正部 1 6 の具体的な構成を示す回路図である。

【 図 3 】 図 3 は周波数補正部 1 6 の作用を説明するための波形図である。

【 図 4 】 図 4 は白キズ補正回路 2 3 の動作を説明するための説明図である。

【 図 5 】 図 5 は白キズ補正回路 2 3 の動作フローを示すフローチャートである。

【 図 6 】 図 6 は横軸に時間を取り縦軸に制御量をとって過渡応答特性を示すグラフである。

30

【 図 7 】 図 7 は本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図である。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

## 【 0 0 1 1 】

図 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。また、図 2 は図 1 中のスコープ内基板 1 5 の周波数補正部 1 6 の具体的な構成を示す回路図である。また、図 3 は周波数補正部 1 6 の作用を説明するための波形図である。なお、図 1 中において太線は、映像信号の流れを示している。

40

## 【 0 0 1 2 】

図 1 に示す内視鏡システムは、内視鏡 1 0 とビデオプロセッサ 2 0 とによって構成される。内視鏡 1 0 には、挿入部 1 1 の先端に撮像部 1 2 が設けられている。撮像部 1 2 は、被写体からの光学像を光電変換して、被写体の映像信号を C D S 回路部 1 3 に出力する。C D S 回路部 1 3 は、撮像部 1 2 から出力される映像信号に対して C D S ( 相関二重サンプリング ) 処理を施す。

## 【 0 0 1 3 】

C D S 回路部 1 3 からの映像信号は、内視鏡 1 0 に配線されたケーブル 1 4 を介してスコープ内基板 1 5 の周波数補正部 1 6 に伝達される。スコープ内補正回路としての周波数補正部 1 6 は、入力された映像信号を周波数補正処理した後、A D 変換器 ( A D C ) 1 7

50

に出力する。ADC 17は、入力されたアナログ映像信号をデジタル信号に変換して出力する。

【0014】

図2において、周波数補正部16は、オペアンプ43によって構成されている。CDS回路部13からの映像信号は終端抵抗R1及びバッファ42を介してオペアンプ43の正相入力端に供給される。オペアンプ43の出力端は抵抗R4を介して逆相入力端に接続される。オペアンプ43の逆相入力端は、コンデンサC1及び抵抗R3によって構成される高域補正制御部44を介して基準電位点に接続され、高域補正制御部44には抵抗R2が並列接続されている。

【0015】

このように構成された周波数補正部16によれば、終端抵抗R1の抵抗値の調整及び高域補正制御部44によって、ゲインの制御及び高域強調が可能である。図3の左側は、CDS回路部13からのCDS出力波形を示している。CDS出力は各画素に対応したパルス状の波形を有し、パルスの振幅は各画素のレベルに対応する。

【0016】

図3の例では、同様の画素レベルのCDS出力の例を示している。このCDS出力は、ケーブル14の伝送時において、ケーブルの伝送損失に応じて減衰する。図3の中央はケーブル14による伝送後の波形を示しており、図3の例では、ケーブル14によって、特にCDS出力の高域成分が減衰したことを示している。ケーブル14によって伝送されたCDS出力は周波数補正部16の終端抵抗R1の調整及び高域補正によって、図3の右側に示す波形となる。図3に示すように、CDS出力はレベルが高くなると共に、高域特性が若干改善されている。

【0017】

なお、図3に示すように、周波数補正部16では十分な周波数補正を行うことができるとは限らない。周波数補正部16は、ビデオプロセッサ20において十分な周波数補正処理が行えるように、解像度の劣化を抑制するための周波数補正を行う。このような周波数補正部16の出力がADC 17によってデジタル信号に変換された後、ビデオプロセッサ20に供給される。

【0018】

また、スコープ内基板15には、CCD駆動部18が設けられている。CCD駆動部18は、ビデオプロセッサ20からの制御信号に基づいて、撮像部12を構成するCCDを駆動するようになっている。なお、撮像部12をCCD以外の撮像素子によって構成してもよい。

【0019】

本実施の形態においては、スコープ内基板15には、メモリ19が設けられている。メモリ19は、内視鏡10に関するスコープ情報を記憶する。スコープ情報としては、内視鏡10の種類やケーブル14のケーブル長やケーブル伝送特性の情報、撮像部12に関する情報等がある。例えば、スコープ情報には、撮像部12を構成するCCD等の撮像素子の感度のバラツキに関する情報や各画素の感度バラツキ補正するための補正值等の情報も含まれる。更に、スコープ情報には、撮像部12としてゲインを調整可能な撮像素子を用いる場合には、そのゲイン値の情報も含まれる。ビデオプロセッサ20は、メモリ19に記憶されたスコープ情報を読み出して取得することができるようになっている。

【0020】

なお、本実施の形態においては、スコープ情報をメモリ19に記憶させる例について説明するが、スコープ情報に対応した抵抗値を有する1つ以上の抵抗を内視鏡10に設け、ビデオプロセッサ20が抵抗値を読み出すことでスコープ情報を取得するようにしてもよい。

【0021】

ビデオプロセッサ20はFPGA（フィールドプログラマブルゲートアレイ）39及びDAC 29によって構成されている。ビデオプロセッサ20内の映像入力部21は、内視

10

20

30

40

50

鏡 10 からの映像信号を取り込んで A G C 回路 22 及び検波部 32 に出力する。A G C 回路 22 は後述する A G C 用フィルタ 33 の出力によってゲインが制御されて、入力された映像信号を増幅してプロセッサ内補正回路の 1 つである白キズ補正回路 23 に出力する。

【0022】

蛍光観察では高感度撮像素子を用いることから、白キズと呼ばれる画素欠陥が観察画像に現れることがある。白キズを補正する方法として、注目画素とその周辺画素の輝度信号平均値との比較によって注目画素が白キズであるか否かを判定し、白キズと判定した場合には周辺画素の平均値で置き換える方法がある。しかし、この方法では解像度が劣化するという問題がある。そこで、白キズ補正回路 23 は、注目画素の周辺画素の 2 番目に値が大きい画素値を用いることで白キズ画素を検出する。

10

【0023】

図 4 は白キズ補正回路 23 の動作を説明するための説明図であり、図 5 は白キズ補正回路 23 の動作フローを示すフローチャートである。

【0024】

白キズ補正回路 23 は、図 4 の中央の注目画素 A とその周辺画素 B ~ I を用いて白キズの補正を行う。白キズ補正回路 23 は、 $3 \times 3$  画素の周辺画素 B ~ I の各画素値のうち 2 番目に大きい値（以下、2 番値という）の画素を検出する。例えば、値が同じものを含む場合で示すと、周辺画素 B ~ I の 8 つの画素値が大きい方から順番に（7、7、6、5、4、3、2、1）（以下、例 1）であったとすると、2 番値は、'6'ではなく、'7'となる。

【0025】

20

白キズ補正回路 23 は、図 5 のステップ S1 において、「注目画素 - 周辺画素」の演算によって、注目画素 A と周辺の各画素 B ~ I との差分を夫々求める。次に、ステップ S2 において、白キズ補正回路 23 は、得られた 8 つの差分値について 0 よりも大きい個数が 7 以上であるか否かを判定する。上述の例 1 の場合、注目画素 A の画素値が 8 以上であれば、白キズ補正回路 23 はステップ S4 に処理を移行して注目画素 A を白キズ画素と判定する。

【0026】

7 つ以上という条件は、 $3 \times 3$  画素領域内に 2 個白キズが存在している撮像素子も補正対象とすることを可能とする。

【0027】

30

0 よりも大きい差分値が 7 つ以上ない場合には、白キズ補正回路 23 は次のステップ S3 において差分値の全てが 0 よりも小さいか否かを判定する。上述の例 1 の場合、注目画素 A の画素値が 0 であれば、白キズ補正回路 23 はステップ S5 に処理を移行して注目画素 A を黒ピークノイズと判定する。また、上述の例 1 の場合、注目画素 A の画素値が 1 以上であれば、白キズ補正回路 23 はステップ S6 に処理を移行して注目画素 A を通常画素と判定する。

【0028】

白キズ補正回路 23 は、注目画素 A を白キズ画素と判定した場合には、処理をステップ S7 に移行して注目画素 A を 2 番値で補正する。また、白キズ補正回路 23 は、注目画素 A を黒ピークノイズと判定した場合には、処理をステップ S8 に移行して注目画素 A を周辺画素の最小値で補正する。また、白キズ補正回路 23 は、注目画素 A を通常画素と判定した場合には、処理をステップ S9 に移行して注目画素 A をそのまま出力する。

40

【0029】

このように、白キズ補正回路 23 を用いた場合には、白キズ画素を確実に検出して、2 番値で置き換えることで、白キズを補正することができる。

【0030】

なお、白キズ補正回路 23 は、黒ピーク画素にも配慮した構成としてもよい。「注目画素 - 周辺画素」の差分演算によって得られる 8 つの結果全てが、0 よりも小さい結果であれば、注目画素を黒ピーク画素として検出することができる。この場合には、注目画素を、2 番値で置き換えることで、黒ピーク画素の補正も可能である。

50

## 【 0 0 3 1 】

白キズ補正回路 2 3 によって白キズが補正された映像信号は、プロセッサ内補正回路の 1 つであるゲイン補正回路 2 4 に与えられる。ゲイン補正回路 2 4 には演算部 2 5 及びノイズリダクション回路 ( N R ) 2 6 が設けられている。ゲイン補正回路 2 4 は、制御部 4 0 に制御されて、映像信号のゲインを補正する。

## 【 0 0 3 2 】

制御部 4 0 は、内視鏡 1 0 内のメモリ 1 9 からスコープ情報を読み出す。スコープ情報には、撮像部 1 2 の C C D のバラツキに対応したゲイン補正值が含まれており、制御部 4 0 の補正量取得部 3 6 はゲイン補正值を取得する。制御部 4 0 はスコープ情報に含まれるゲイン補正值に基づいてゲイン補正回路 2 4 を制御する。

10

## 【 0 0 3 3 】

ゲイン補正回路 2 4 の演算部 2 5 は、例えば映像信号とゲイン補正值との乗算を行って、C C D の感度のバラツキを補正する。演算部 2 5 の演算処理によって、内視鏡 1 0 に設けられた撮像部 1 2 の撮像素子の感度のバラツキを補正することが可能である。

## 【 0 0 3 4 】

演算部 2 5 の出力は、ノイズリダクション回路 ( N R ) 2 6 に与えられる。N R 2 6 は、演算部 2 5 からの映像信号のノイズを除去した後、映像処理部 2 7 に出力する。演算部 2 5 の演算によってノイズ成分も増幅される可能性があるが、N R 2 6 を演算部の後段に配置していることから、増幅されたノイズ成分についても確実に除去可能である。

## 【 0 0 3 5 】

20

また、N R 2 6 は、演算部 2 5 によって映像信号に乘算されるゲイン補正值に応じて、ノイズリダクション強度を変化させてもよい。例えば、N R 2 6 は、ゲイン補正值が 1 よりも大きい場合には、ノイズリダクション強度を高くし、ゲイン補正值が 1 よりも小さい場合には、ノイズリダクション強度を低くする。

## 【 0 0 3 6 】

また、本実施の形態においては、プロセッサ内補正回路として調光制御部 3 4 も設けられている。調光制御部 3 4 は、制御部 4 0 に制御されて、調光用フィルタ 3 5 を介して図示しない光源に調光制御信号を出力する。例えば、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 は、先端に光源からの光を被写体に照明する図示しない光学系を備えており、光源からの照明光量を変化させることで、撮像部 1 2 からの映像信号のレベルを変化させることが可能である。そこで、C C D の感度バラツキに応じて、光源の照明光量を制御することで、感度バラツキの補正が可能である。

30

## 【 0 0 3 7 】

調光制御部 3 4 は、制御部 4 0 からスコープ情報に含まれる感度補正值が与えられ、C C D の感度バラツキを補正するための調光制御信号と、C C D に対応した同期信号を、光源へ出力する。この調光制御信号が調光用フィルタ 3 5 を介して光源に供給されることで、C C D の感度に応じて照明光量が制御される。これにより、C C D の感度バラツキの補正が可能である。また、調光制御部 3 4 は、ビデオプロセッサ起動時に接続されている C C D を検知するまでは、同期信号の出力を停止し、検知後は、検知した C C D に対応した同期信号を出力する。その後は、スコープが抜去され C C D が未接続になった場合も、スコープが抜去される前に出力されていた C C D に対応した同期信号が出力される。調光制御部 3 4 は、スコープ抜去後、新たな C C D を検知した場合、新しい C C D に対応した同期信号を出力する。

40

## 【 0 0 3 8 】

また、ゲイン補正回路 2 4 及び調光制御部 3 4 は、内視鏡 1 0 に記憶されたスコープ情報に基づいて、感度のバラツキを補正するだけでなく、ビデオプロセッサ 2 0 に入力された映像信号に基づいて感度のバラツキを補正するようにしてもよい。

## 【 0 0 3 9 】

検波部 3 2 は映像入力部 2 1 からの映像信号を検波し、映像信号の検波結果を制御部 4 0 に出力している。オプティカルブラックに対応する期間 ( O B 期間 ) の映像信号はノイ

50

ズ成分である。制御部 40 は、この OB 期間のノイズ信号を加算して、OB 期間の信号レベルの平均値（以下、OB 平均値という）を算出する。CCD の感度が高い場合には OB 平均値は比較的高くなり、CCD の感度が低い場合には OB 平均値は比較的低くなる。従って、OB 平均値によって CCD 感度のバラツキを検出することができる。即ち、制御部 40 が OB 平均値に基づく補正値をゲイン補正回路 24 及び調光制御部 34 に与えることで、ゲイン補正回路 24 及び調光制御部 34 は、CCD の感度バラツキの補正が可能である。例えば、制御部 40 は、所定値を OB 平均値で除算した値を補正値とすることができる。

#### 【0040】

また、制御部 40 は、感度バラツキの補正の目標値を決定するために、光源の照明光量を制御する。例えば、制御部 40 は、検波部 32 の出力に基づいて平均輝度を算出する。制御部 40 は、所定の目標値に補正値を乗算して得た補正目標値と平均輝度とが近くなるように、調光制御部 34 を制御して照明量を調整する。

#### 【0041】

また、制御部 40 は、補正目標値と平均輝度との差が所定の閾値を超えるまでは、演算部 25 の演算動作を停止させておいてもよい。即ち、制御部 40 は、感度のバラツキが比較的大きくなって、補正目標値が平均輝度から所定の閾値よりも大きくずれた場合に、演算部 25 の演算動作を開始させて、感度のバラツキを抑制するようにしてもよい。

#### 【0042】

ところで、NR26 によるノイズリダクション効果は、撮像部 12 を構成する CCD の種類、観察モード、ゲイン等によって変化する。そこで、制御部 40 は、これらに応じて NR26 のノイズリダクションを制御するようになっている。

#### 【0043】

例えば、ゲイン値を変更可能な撮像素子によって撮像部 12 が構成されている場合には、制御部 40 の補正量取得部 36 はスコープ情報から撮像素子のゲイン値の情報を抽出し、制御部 40 はこのゲイン値に応じて NR26 のノイズリダクションを制御する。制御部 40 は、ゲイン値が高い程、ノイズリダクション強度を強くするようになっている。

#### 【0044】

なお、図 1 の内視鏡 10 のように、ビデオプロセッサ 20 に接続されるスコープの撮像部が制御部 40 の制御に応じて駆動される場合には、制御部 40 において撮像素子のゲイン値は把握されている。従って、この場合には、制御部 40 はスコープ情報を用いることなくゲイン値を取得して、NR26 を制御してもよい。

#### 【0045】

例えば、NR26 は、予め複数種類のノイズリダクションパラメータを保持しており、制御部 40 は、使用するノイズリダクションパラメータを指定することでノイズリダクション強度を決定することができる。例えば、制御部 40 は、ゲイン値を  $n$ （例えば 8）段階に分割し、 $n$ （例えば 8）段階のノイズリダクションパラメータのいずれかを指定することで、ゲイン値に応じたノイズリダクション強度の設定が可能である。

#### 【0046】

例えば、NR26 が平滑化フィルタを有する構成である場合には、制御部 40 は、平滑化フィルタの強度パラメータをゲイン値に応じて設定することで、ゲイン値に応じたノイズリダクション強度を得ることができる。

#### 【0047】

また、制御部 40 は、映像信号に含まれるノイズ量に応じてノイズリダクション強度を変化させてもよい。例えば、制御部 40 は、検波部 32 の出力によって OB 期間のノイズ量を求め、求めたノイズ量に応じてノイズリダクション強度を変化させる。この場合にも、制御部 40 は、ノイズ量を  $n$  段階に分割し、ノイズリダクション強度を  $n$  段階で制御してもよい。

#### 【0048】

更に、制御部 40 は、CCD の種類に応じてノイズリダクション強度を変化させてもよ

10

20

30

40

50



い。例えば、制御部 40 の補正量取得部 36 は、CCD の解像度をスコープ情報によって取得し、制御部 40 は解像度が高い程、ノイズリダクション強度を強くする。

【0049】

また、制御部 40 は、光源の種類に応じてノイズリダクション強度を変化させてもよい。例えば、通常光観察モード、蛍光観察モード、狭帯域観察モード及び赤外観察モード等の各モードに応じて、光源の照明光が変化する。そこで、制御部 40 は、観察モードに応じてノイズリダクション強度を変化させる。

【0050】

また、ビデオプロセッサ 20 は図示しない外部入力端子を介して入力される外部入力を、ピクチャーインピクチャー表示させることも可能である。この場合において、制御部 40 は、外部入力された映像信号に対してノイズリダクション強度を変化させるようにしてもよい。

10

【0051】

ビデオプロセッサ 20 は入力された映像信号についての明るさ制御も行うようになっていいる。明るさ制御としては、AGC 回路 22 によるゲイン制御、調光制御部 34 による調光制御及び電子シャッタ制御部 30 による電子シャッタ制御が考えられる。

【0052】

検波部 32 の検波結果は、AGC 制御信号として AGC 用フィルタ 33 を介して AGC 回路 22 に供給されている。AGC 回路 22 は、AGC 制御信号によって平均輝度レベルが所定のレベルとなるように、入力された映像信号のゲインを制御する。制御部 40 は、検波部 32 を制御して、明るさの目標値を設定するようになっている。

20

【0053】

また、上述したように、調光制御部 34 は、制御部 40 に制御されて、光源を調光制御する。制御部 40 は、調光制御部 34 の調光制御による明るさの目標値を設定することができる。

【0054】

電子シャッタ制御部 30 は、制御部 40 に制御されて、電子シャッタの開閉を制御する電子シャッタ制御信号を生成する。電子シャッタ制御信号は、電子シャッタ用フィルタ 31 を介して CCD 駆動部 18 に与えられる。電子シャッタ制御信号によって、撮像部 12 の電子シャッタの開閉が制御される。制御部 40 は、電子シャッタ制御による明るさの目標値を電子シャッタ制御部 30 に設定することができる。

30

【0055】

本実施の形態においては、検波部 32 からの AGC 制御信号、調光制御部 34 からの調光制御信号及び電子シャッタ制御部 30 からの電子シャッタ制御信号は、夫々 AGC 用フィルタ 33、調光用フィルタ 35 及び電子シャッタ用フィルタ 31 を介して AGC 回路 22、光源、及び CCD 駆動部 18 に供給されている。

【0056】

従って、フィルタ 33、35、31 のフィルタ係数を適宜設定することにより、過渡応答の時定数を調節することができる。即ち、フィルタ 33、35、31 によって、AGC 制御、調光制御及び電子シャッタ制御の応答速度を制御することができるようになっている。なお、フィルタ 33、35、31 のフィルタ係数は制御部 40 によって変更可能に構成してもよい。

40

【0057】

図 6 は横軸に時間を取り縦軸に制御量をとって過渡応答特性を示すグラフである。図 6 の時定数  $T_1 \sim T_3$  には、 $T_1 < T_2 < T_3$  の関係がある。例えば、電子シャッタ用フィルタ 31 による時定数を  $T_1$  とし、調光用フィルタ 35 による時定数を  $T_2$  とし、AGC 用フィルタ 33 による時定数を  $T_3$  とする。

【0058】

この場合には、制御部 40 による制御によって、先ず電子シャッタが制御されて明るさを変化させ、次に、光源が制御されて明るさを変化させ、最後に AGC 回路 22 が制御さ

50

れて明るさを変化させる。また、この場合には、制御部 40 は、例えば、電子シャッタによる明るさ制御の目標値を最も高くし、次に、光源による明るさ制御の目標値を高くし、A G C 回路 22 による明るさ制御の目標値を最も低くする。

【0059】

また、図 6 の説明では、電子シャッタ制御の応答速度を最も早くし、調光制御、A G C 制御の順で応答速度を遅くする例を説明したが、調光制御の応答速度を最も早くし、電子シャッタ制御、A G C 制御の順で応答速度を遅くするようにしてもよい。また、この場合には、調光による明るさ制御の目標値を最も高くし、電子シャッタ制御、A G C 制御の順で明るさ制御の目標値を低くするようにしてもよい。

【0060】

ゲイン補正回路 24 からの映像信号は映像処理部 27 に供給される。映像処理部 27 は、入力された映像信号に、補正処理及びホワイトバランス調整処理を施した後、周波数補正部 28 に出力する。周波数補正部 28 は、映像処理部 27 からの映像信号に対して、R, G, B 信号毎で且つ各周波数帯域毎に周波数補正する。

【0061】

メモリ 38 には、各スコープ種別毎に、プロセッサ内補正回路において用いる各種補正情報（補正值）が記憶されている。メモリ 38 には、ビデオプロセッサ 20 内において、スコープ内補正回路における補正を考慮した補正を行うための補正情報が記憶される。

【0062】

例えば、メモリ 38 には、各スコープに対応して各周波数帯域毎で、R, G, B 信号毎の周波数補正情報が記憶されている。メモリ 38 が記憶する周波数補正情報は、スコープ内補正回路である周波数補正部 16 による周波数補正と協調して周波数補正を行うための周波数補正量を与えるものとなっている。

【0063】

上述したように、制御部 40 は、内視鏡 10 のメモリ 19 からスコープ情報を読み出す。制御部 40 の内視鏡検知部 37 は、スコープ情報によって、ビデオプロセッサ 20 に接続されている内視鏡の種別を検知する。これにより、内視鏡検知部 37 は、ビデオプロセッサ 20 に接続されているスコープの種別、例えば、アナログスコープであるかデジタルスコープであるか、C D S 回路部を内蔵しているか否か、スコープ内補正回路としてどのような補正回路を内蔵しているか等の情報を認識可能である。

【0064】

補正量取得部 36 は、スコープ情報に基づいて、プロセッサ内補正回路において補正を行うための補正情報を取得する。例えば、補正量取得部 36 は、メモリ 38 から周波数補正情報を読み出す。これにより、制御部 40 は、ビデオプロセッサ 20 側で補正すべき周波数特性を周波数補正部 28 に設定可能である。

【0065】

周波数補正部 28 は、制御部 40 からの補正情報に基づいて周波数補正を行う。即ち、周波数補正部 28 は、スコープ内補正回路である周波数補正部 16 の周波数補正と協調し、内視鏡の種類に応じて、R, G, B 信号毎で周波数帯域毎に、周波数補正を行う。

【0066】

このように、周波数補正部 28 が制御部 40 からの補正情報に基づいて周波数補正を行うことで、スコープ内補正回路である周波数補正部 16 による周波数補正と協調した周波数補正が可能であり、極めて効果的な周波数補正を行うことができる。周波数補正部 28 による周波数補正処理によって、輪郭強調が行われると共に解像度劣化が抑制される。

【0067】

なお、信号ケーブル 14 の伝送時における画像の劣化の度合いは、画像の水平方向と垂直方向とで異なる。そこで、補正量取得部 36 において、スコープ情報に基づいて水平及び垂直解像度の情報や水平及び垂直方向の補正情報を取得し、制御部 40 が水平方向及び垂直方向の各補正情報を周波数補正部 28 に与えることで、周波数補正部 28 において、水平方向及び垂直方向について夫々独立に周波数補正を行うようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 8 】

周波数補正部 2 8 の出力は D A 変換器 ( D A C ) 2 9 に与えられる。D A C 2 9 は入力された映像信号をアナログ信号に戻して、モニタ 4 1 に出力する。こうして、モニタ 4 1 の表示画面上に、内視鏡 1 0 からの撮像画像に基づく映像表示が行われる。

## 【 0 0 6 9 】

なお、周波数補正部 1 6 においても、ビデオプロセッサ 2 0 内の周波数補正部 2 8 と同様に、各周波数帯毎、R , G , B 信号毎、水平及び垂直方向毎に周波数補正を行ってもよい。

## 【 0 0 7 0 】

次に、このように構成された実施の形態の動作について説明する。

10

## 【 0 0 7 1 】

内視鏡 1 0 とビデオプロセッサ 2 0 とを接続して、内視鏡 1 0 及びビデオプロセッサ 2 0 の電源を投入する。これにより、内視鏡 1 0 の C C D 駆動部 1 8 は撮像部 1 2 の C C D を駆動して被写体を撮像する。撮像部 1 2 からの映像信号は、C D S 回路部 1 3 において C D S 処理された後、ケーブル 1 4 を介してスコープ内基板 1 5 上に構成された周波数補正部 1 6 に供給される。周波数補正部 1 6 は、ケーブル 1 4 による減衰に対して高域強調のための周波数補正を行う。なお、周波数補正部 1 6 においては、十分な周波数補正を行うことができないが、解像度が劣化することを防止して、ビデオプロセッサ 2 0 における周波数補正処理を効率的に行うことを可能にする。周波数補正部 1 6 からの映像信号は A D C 1 7 においてデジタル信号に変換された後、ビデオプロセッサ 2 0 に出力される。

20

## 【 0 0 7 2 】

ビデオプロセッサ 2 0 の制御部 4 0 は、内視鏡 1 0 のメモリ 1 9 に記憶されたスコープ情報を読み出す。制御部 4 0 の補正量取得部 3 6 は、スコープ情報に基づいてビデオプロセッサ 2 0 内の各補正回路の各種補正情報を取得する。例えば、補正量取得部 3 6 は、スコープ情報に基づいてメモリ 3 8 の読出しを行い、ビデオプロセッサ 2 0 に接続された内視鏡 1 0 の種類に応じた各周波数帯域毎の周波数補正情報を取得する。制御部 4 0 は補正量取得部 3 6 によって取得した各補正情報に基づいて各部を制御する。

## 【 0 0 7 3 】

内視鏡 1 0 からの映像信号は、映像入力部 2 1 を介して A G C 回路 2 2 に供給される。検波部 3 2 は入力された映像信号を検波して、A G C 制御信号を A G C 用フィルタ 3 3 を介して A G C 回路 2 2 に供給する。A G C 回路 2 2 は A G C 制御信号に基づくゲインで映像信号を増幅した後、ゲイン補正回路 2 4 に出力する。ゲイン補正回路 2 4 には制御部 4 0 からゲイン補正值が与えられており、演算部 2 5 は映像信号とゲイン補正值との例えば乗算によって感度バラツキを補正する。演算部 2 5 からの映像信号は N R 2 6 によってノイズが除去された後映像処理部 2 7 に供給される。

30

## 【 0 0 7 4 】

映像処理部 2 7 は、入力された映像信号に所定の映像信号処理を施した後、周波数補正部 2 8 に出力する。本実施の形態においては、周波数補正部 2 8 には、制御部 4 0 からスコープ情報に基づく周波数補正情報が供給される。即ち、周波数補正部 2 8 に供給される周波数補正情報は、スコープ内基板 1 5 の周波数補正部 1 6 における周波数補正処理と協調して処理を行うためのものとなっており、周波数補正部 2 8 は、周波数補正部 1 6 における周波数補正処理と合わせて、最適な周波数補正処理を行うことができる。

40

## 【 0 0 7 5 】

周波数補正部 2 8 によって最適な周波数補正が行われて、輪郭が強調され解像度の劣化が抑制された映像信号が D A C 2 9 に供給される。D A C 2 9 は、入力された映像信号をアナログ信号に戻した後、モニタ 4 1 に出力する。こうして、モニタ 4 1 の表示画面上には、内視鏡 1 0 における各種補正処理を考慮してビデオプロセッサ 2 0 内で各種補正が行われて最適化された映像信号に基づく撮像画像が表示される。

## 【 0 0 7 6 】

このように本実施の形態においては、スコープ内補正回路における補正情報をビデオブ

50

ロセッサに伝達し、ビデオプロセッサにおいて、スコープ内補正回路における補正情報を考慮した補正情報を用いて、スコープ内補正回路の補正処理と協調した補正処理を行うことを可能にしている。これにより、映像信号に対する最適な補正処理が可能であり、高画質の撮像画像を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

なお、本実施の形態においては、スコープ内補正回路として周波数補正部のみを採用した例を説明したが、スコープ内補正回路としてゲイン補正回路や感度バラツキ補正回路等の各種補正回路を採用してもよいことは明らかである。この場合においても、補正量取得部は、スコープ内補正回路の補正処理と協調した補正を行うための補正情報をビデオプロセッサ内のメモリから読み出す。

【 0 0 7 8 】

また、本実施の形態においては、ビデオプロセッサ内のメモリに、ビデオプロセッサ内補正回路において用いる補正情報であってスコープ内補正回路の補正を考慮した補正情報が格納されているものとして説明したが、ビデオプロセッサ内のメモリに、ビデオプロセッサ内補正回路において単独で用いる補正情報を格納し、補正量取得部がスコープ情報に基づいてメモリから読み出した補正情報をスコープ内補正回路の補正を考慮した補正情報に修正するようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

図 7 は本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図である。図 7 において図 1 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 8 0 】

本実施の形態はアナログ内視鏡 1 1 0 が接続されるビデオプロセッサ 1 2 0 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なる。アナログ内視鏡 1 1 0 は、撮像部 1 2 からの映像信号をビデオプロセッサ 1 2 0 に出力する。

【 0 0 8 1 】

ビデオプロセッサ 1 2 0 は、映像入力部 2 1 に代えて C D S 回路部 1 2 1 及び A D C 1 2 2 を採用すると共に、電子シャッタ制御部 3 0 及び電子シャッタ用フィルタ 3 1 を省略した点が第 1 の実施の形態におけるビデオプロセッサ 2 0 と異なるのみである。

【 0 0 8 2 】

C D S 回路部 1 2 1 は、内視鏡 1 1 0 からの映像信号に対して C D S 処理を施した後、A D C 1 2 2 に出力する。A D C 1 2 2 は入力された映像信号をデジタル信号に変換して、A G C 回路 2 2 及び検波部 3 2 に出力する。

【 0 0 8 3 】

このように構成された実施の形態においては、内視鏡 1 1 0 とビデオプロセッサ 1 2 0 とが接続されて電源が投入されると、内視鏡 1 1 0 からの映像信号がビデオプロセッサ 1 2 0 に供給される。ビデオプロセッサ 1 2 0 の制御部 4 0 は、内視鏡検知部 3 7 によって、アナログ信号を出力する内視鏡 1 1 0 が接続されており、ビデオプロセッサ 1 2 0 に入力される映像信号にはスコープ内補正回路による補正が行われていないこと及びスコープ情報が提供されないことを検出する。

【 0 0 8 4 】

メモリ 3 8 には、ビデオプロセッサ 1 2 0 単独で映像信号に対する補正処理を行うために必要な補正情報が記憶されている。この場合には、制御部 4 0 は、メモリ 3 8 に格納されているビデオプロセッサ 1 2 0 単独で補正処理を行うための補正情報を読み出して、ビデオプロセッサ内補正回路を制御する。

【 0 0 8 5 】

なお、内視鏡の種別を判別するための情報が内視鏡から提供される場合には、制御部 4 0 は、メモリ 3 8 に格納された各内視鏡の種別毎の補正情報であって、ビデオプロセッサ 1 2 0 単独で補正処理を行うための補正情報を読み出して、各補正回路に供給する。

【 0 0 8 6 】

このように本実施の形態においては、ビデオプロセッサにアナログ内視鏡が接続された

10

20

30

40

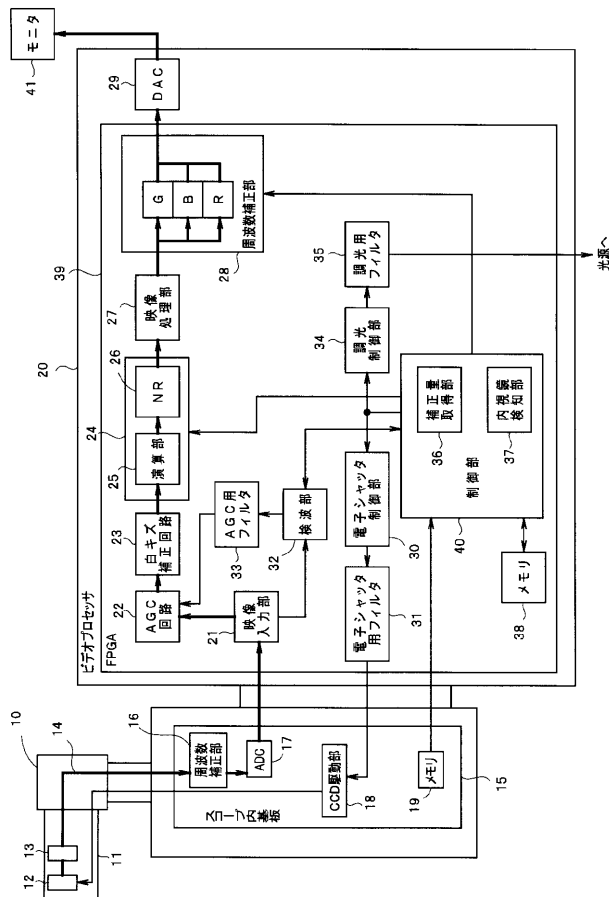
50

場合においても、メモリから補正情報を読み出すことで、映像信号に最適な補正処理を施すことが可能である。他の効果は第1の実施の形態と同様である。

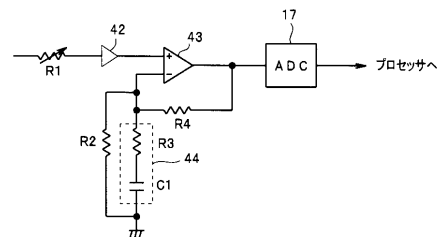
【0087】

本出願は、2010年8月2日に日本国に出願された特願2010-173862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、図面に引用されたものとする。

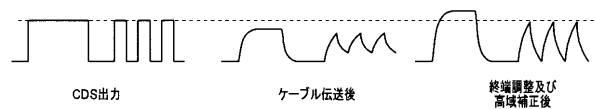
【図1】



【図2】



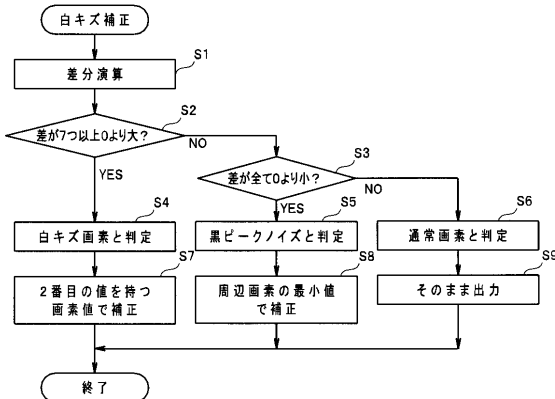
【図3】



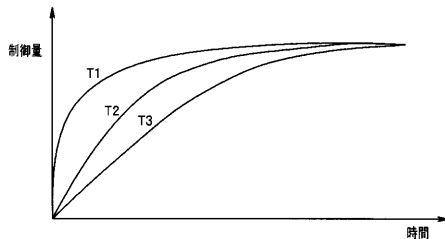
【図4】

B	C	D
E	A	F
G	H	I

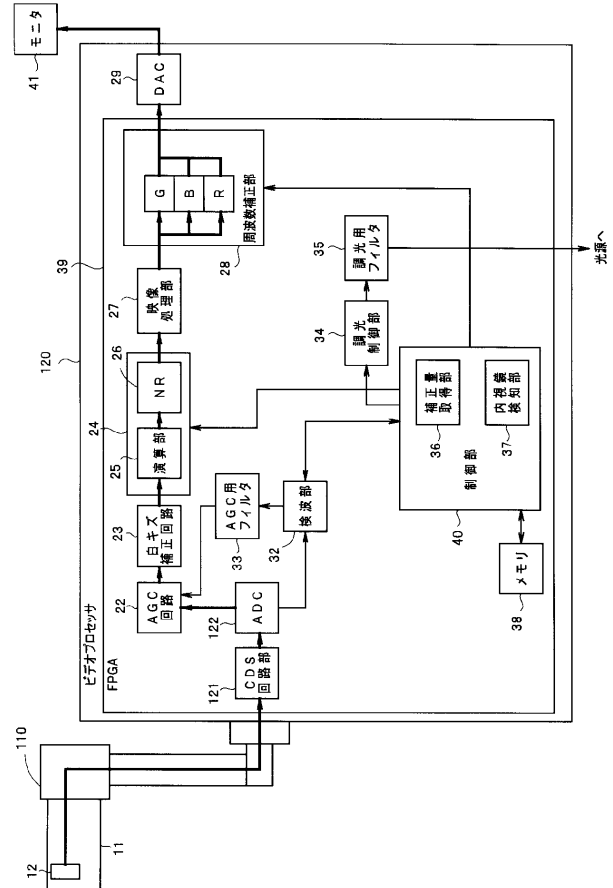
【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】



【手續補正書】

【提出日】平成24年7月24日(2012.7.24)

【 手 続 補 正 1 】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様に係る内視鏡システムは、被検体の光学像を撮像し映像信号を出力する撮像部と、内視鏡情報を記憶する内視鏡情報記憶部とを備えた内視鏡であって、前記撮像部の周波数特性を補正する第１の周波数補正部を備え、前記第１の周波数補正部の第１の補正情報を前記内視鏡情報記憶部に記憶している第１の内視鏡と、前記第１の周波数補正部を備えない第２の内視鏡と、前記第１の内視鏡と前記第２の内視鏡とが、着脱自在に接続されて、前記内視鏡からの映像信号に対して映像信号処理を行うビデオプロセッサとを具備する内視鏡システムであって、前記ビデオプロセッサは、前記第２の内視鏡の内視鏡情報に基づく第３の周波数補正情報を記憶する周波数補正情報記憶部と、接続された内視鏡の前記内視鏡情報記憶部に記憶されている情報を読み出し、接続された内視鏡を検知する内視鏡検知部と、前記内視鏡検知部により、前記第１の内視鏡が接続されたと検知された時、前記第１の周波数補正情報に基づいて前記第１の周波数補正部の周波数補正処理と協調して周波数補正を行うための第２の周波数補正情報を取得し、前記第２の内視鏡が接続されたと検出された時、前記内視鏡検知部によって検知された前記内視鏡情報に基づき、前記周波数補正情報記憶部から第３の周波数補正情報を取得する補正量取得部と、前記内視鏡からの映像信号に対して、前記補正量取得部が取得した補正情報に基づき、周波数補正を行う第２の周波数補正部と、を具備する。

【手續補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の光学像を撮像し映像信号を出力する撮像部と、内視鏡情報を記憶する内視鏡情報記憶部とを備えた内視鏡であって、前記撮像信号の周波数特性を補正する第 1 の周波数補正部を備え、前記第 1 の周波数補正部の第 1 の補正情報を前記内視鏡情報記憶部に記憶している第 1 の内視鏡と、

前記第 1 の周波数補正部を備えない第 2 の内視鏡と、

前記第 1 の内視鏡と前記第 2 の内視鏡とが、着脱自在に接続されて、前記内視鏡からの映像信号に対して映像信号処理を行うビデオプロセッサとを具備する内視鏡システムであって、

前記ビデオプロセッサは、

前記第 2 の内視鏡の内視鏡情報に基づく第 3 の周波数補正情報を記憶する周波数補正情報記憶部と、

接続された内視鏡の前記内視鏡情報記憶部に記憶されている情報を読み出し、接続された内視鏡を検知する内視鏡検知部と、

前記内視鏡検知部により、前記第 1 の内視鏡が接続されたときと検知された時、前記第 1 の周波数補正情報に基づいて前記第 1 の周波数補正部の周波数補正処理と協調して周波数補正を行うための第 2 の周波数補正情報を取得し、前記第 2 の内視鏡が接続されたときと検出された時、前記内視鏡検知部によって検知された前記内視鏡情報に基づき、前記周波数補正情報記憶部から第 3 の周波数補正情報を取得する補正量取得部と、

前記内視鏡からの映像信号に対して、前記補正量取得部が取得した補正情報に基づき、周波数補正を行う第 2 の周波数補正部と、

を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第 1 の内視鏡の前記第 1 の周波数補正部は、前記第 1 の内視鏡内の前記撮像部から前記第 1 の周波数補正部までの前記映像信号の伝送路による伝送損失を補正し、

前記第 2 の周波数補正部は、前記映像信号の輪郭協調処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 2 の周波数補正部は、前記ビデオプロセッサに接続される内視鏡の種別毎で周波数帯域毎に前記映像信号の周波数補正を行う

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】

前記第 2 の周波数補正部は、前記内視鏡画像の水平方向及び垂直方向について独立に周波数補正を行う

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/062955

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 9-299325 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 25 November 1997 (25.11.1997), entire text; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-13
A	JP 2009-106442 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 May 2009 (21.05.2009), entire text; fig. 1 to 13 & US 2009/0256934 A1	1-13
A	JP 8-317251 A (Sony Corp.), 29 November 1996 (29.11.1996), entire text; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-13

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
05 August, 2011 (05.08.11)Date of mailing of the international search report  
16 August, 2011 (16.08.11)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.



国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/062955	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 9-299325 A (旭光学工業株式会社) 1997.11.25, 全文, 第1-5図 (ファミリーなし)	1-13	
A	JP 2009-106442 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.05.21, 全文, 第1-13図 & US 2009/0256934 A1	1-13	
A	JP 8-317251 A (ソニー株式会社) 1996.11.29, 全文, 第1-6図 (ファミリーなし)	1-13	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 05.08.2011		国際調査報告の発送日 16.08.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 原 俊文	2Q 4078
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012017735A1</a>	公开(公告)日	2013-10-03
申请号	JP2012527630	申请日	2011-06-06
[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		
[标]发明人	久津間 祐二		
发明人	久津間 祐二		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00004 A61B1/00059 A61B1/04 A61B1/042 A61B1/045 A61B1/053 H04N5/243 H04N5/367 H04N5/378		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/JJ15 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/RR25 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT12 4C161/UU02 4C161/UU09 5C122/DA26 5C122/EA19 5C122/FC01 5C122/FK23 5C122/GA34 5C122/GE06 5C122/HA50 5C122/HA51 5C122/HB01		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010173862 2010-08-02 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

内窥镜系统包括内窥镜，该内窥镜可拆卸地连接内窥镜，该内窥镜基于由捕获对象的光学图像的成像单元获得的内窥镜图像输出视频信号，并且该内窥镜可从内窥镜拆卸。2.根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，包括具有对所述视频信号进行视频信号处理的视频处理器的视频处理器，其特征在于，所述视频处理器具有对所述视频信号进行频率校正的第一频率校正单元。输入在第一频率校正单元中使用的第一频率校正信息，并且基于第一频率校正信息，第一频率校正单元与第一频率校正单元的频率校正处理协作以执行频率校正。校正量获取单元获取第二号频率校正信息，第二频率校正单元使用第二频率校正信息对来自内窥镜的视频信号进行频率校正。

