

(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2006-121242

(P2006-121242A)

(43) 公開日 平成18年5月11日(2006.5.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04N 9/07 (2006.01)	H04N 9/07 A	2H04O
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	4C061
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	5C065
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 C	5C122

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2004-305039 (P2004-305039)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成16年10月20日 (2004.10.20)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(71) 出願人	000005201
			富士写真フイルム株式会社
			神奈川県南足柄市中沼210番地
		(74) 代理人	100073184
			弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(74) 復代理人	100128451
			弁理士 安田 隆一

最終頁に続く

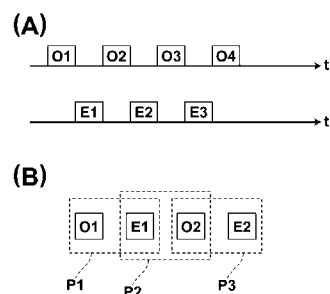
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 色差線順次方式のカラーフィルタの設けられたCCDを用いてフィールド読出しを行い、奇数フィールドの信号と偶数フィールドの信号とに基づいて全体画像を表示させる電子内視鏡装置において、奇数フィールドと偶数フィールドの輝度信号の大きさが異なる場合における縞模様の発生を抑制する。

【解決手段】 奇数フィールドO1の輝度信号にボケ処理を施してボケ処理済輝度信号を生成することにより輝度信号の一部の成分を抽出し、そのボケ処理済輝度信号を偶数フィールドE1の輝度信号に加算した後、奇数フィールドO1の輝度信号および色差信号と、上記ボケ処理済輝度信号の加算された偶数フィールドの輝度信号および色差信号とを用いて全体画像信号を生成し、その全体画像信号に基づいて被観察体の全体画像を表示する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光の照射により被観察体から発せられた反射光を受光領域により受光して前記被観察体の像を撮像し、前記被観察体の画像信号を出力する撮像素子と、該撮像素子の一部の受光領域を用いた部分画像信号の取得と該一部以外の受光領域を用いた部分画像信号の取得とを交互に繰り返すとともに、 n (n は自然数) 番目に取得された部分画像信号と $n + 1$ 番目に取得された部分画像信号とを用いて前記被観察体の像に応じた全体画像信号を取得する信号処理部とを備えた電子内視鏡装置において、

前記信号処理部が、前記 n 番目の部分画像信号の一部の成分を抽出する抽出部と、該抽出部により抽出された n 番目の部分画像信号の一部の成分を前記 $n + 1$ 番目の部分画像信号に加算する加算部を有することを特徴とする電子内視鏡装置。 10

【請求項 2】

前記抽出部が、前記 n 番目の部分画像信号にボケ処理を施してボケ画像信号を前記一部の成分として抽出するものであり、

前記加算部が、前記ボケ画像信号を前記 $n + 1$ 番目の部分画像信号に加算するものであることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像素子の一部の受光領域を用いた部分画像信号の取得とその一部以外の受光領域を用いた部分画像信号の取得とを交互に繰り返すとともに、 n 番目に取得された部分画像信号と $n + 1$ 番目に取得された部分画像信号とを用いて被観察体の像に応じた画像信号を取得する電子内視鏡装置に関するものである。 20

【背景技術】

【0002】

従来、撮像素子を有するスコープ部により被観察体の像を撮像してカラー画像信号を取得し、その取得したカラー画像信号に基づいてカラー画像を表示する電子内視鏡装置が種々提案されている。

【0003】

そして、上記のような電子内視鏡装置として、たとえば、補色フィルタなどの色差線順次方式のカラーフィルタを用いて画像信号を取得する電子内視鏡装置が提案されている（特許文献 1 参照）。 30

【0004】

上記のような色差線順次方式の電子内視鏡においては、奇数フィールドと偶数フィールドとで、垂直方向についてそれぞれ異なる隣接 2 画素の信号電荷が加算されて読み出され、奇数フィールドで読み出された部分画像信号と偶数フィールドで読み出された部分画像信号とが用いられて 1 枚の全体画像信号が取得される。

【0005】

【特許文献 1】特開平 11 - 136693 号公報

【発明の開示】 40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記のような色差線順次方式の電子内視鏡装置を用いて、たとえば、体腔内の胃などを撮影する場合、電子内視鏡装置のスコープ部の先端が胃壁側から胃の内部側に瞬時に向けられると、奇数フィールドと偶数フィールドで取得される画像信号の輝度が全く異なる場合があり、このような場合、表示される画像に縞模様が生じていわゆるフリッカが発生してしまう。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑み、上記のような電子内視鏡装置において、上記のようなフリッカの発生を抑制することができる電子内視鏡装置を提供することを目的とするものであ 50

る。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の電子内視鏡装置は、光の照射により被観察体から発せられた反射光を受光領域により受光して被観察体の像を撮像し、被観察体の画像信号を出力する撮像素子と、撮像素子の一部の受光領域を用いた部分画像信号の取得と上記一部以外の受光領域を用いた部分画像信号の取得とを交互に繰り返すとともに、 n (n は自然数)番目に取得された部分画像信号と $n+1$ 番目に取得された部分画像信号とを用いて被観察体の像に応じた全体画像信号を取得する信号処理部とを備えた電子内視鏡装置において、信号処理部が、 n 番目の部分画像信号の一部の成分を抽出する抽出部と、その抽出部により抽出された n 番目の部分画像信号の一部の成分を $n+1$ 番目の部分画像信号に加算する加算部を有することを特徴とする。

10

【0009】

また、上記電子内視鏡装置においては、抽出部において、 n 番目の部分画像信号にボケ処理を施すことによりボケ画像信号を取得してこのボケ画像信号を上記一部の成分として抽出し、加算部において、上記ボケ画像信号を $n+1$ 番目の部分画像信号に加算するようにすることができる。

【発明の効果】

【0010】

本発明の電子内視鏡装置によれば、 n 番目の部分画像信号の一部の成分を抽出し、その n 番目の部分画像信号の一部の成分を $n+1$ 番目の部分画像信号に加算するようにしたので、たとえば、フィールド読出しにおいて、奇数フィールドの部分画像信号と、奇数フィールドの部分画像信号の一部の成分が加算された偶数フィールドの部分画像信号とを用いて全体画像信号を生成し、その全体画像信号に基づいて被観察体の全体画像を表示するようにすれば、上述したような全体画像における縞模様の発生を抑制することができる。

20

【0011】

また、上記電子内視鏡装置において、 n 番目の部分画像信号からその一部の成分を抽出する方法として、ボケ処理を採用するようにすれば、簡易な演算処理により一部の成分を抽出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0012】

以下、図面を参照して本発明の電子内視鏡装置の一実施形態について説明する。図1は、本電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【0013】

本電子内視鏡装置1は、図1に示すように、体腔内などに挿入可能であり、体腔内における生体組織などの被観察体10の像を撮像するスコープ部2と、スコープ部2により取得された信号に所定の信号処理を施し、モニタに表示するためのデジタルビデオ信号を生成する信号処理部3と、被観察体10に照射される白色光をスコープ部2に出力する光源装置4とを備えている。

【0014】

40

スコープ部2は、図1に示すように、被観察体10の像を撮像する撮像素子としてのCCD21と、CCD21により取得された信号に所定の処理を施す第1の信号処理回路22と、各種制御処理を行う第1のマイコン23と、光源装置4から出力された照明光をスコープ部2の先端まで導光する導光手段24と、導光手段24により導光された照明光を被観察体10に照射する照射レンズ25とが設けられている。また、スコープ部2の先端には、CCD21に被観察体10の像を結像する対物光学系21bが設けられている。対物光学系21bは、図1に示すように2枚の凹レンズと1枚の凸レンズとから構成されている。また、スコープ部2と信号処理部3とはコネクタ部26を介して接続される。

【0015】

CCD21は、スコープ部2の先端に取り付けられ、照明光の照射により被観察体10

50

からの反射光を光電変換することによって被観察体の像を撮像するものである。また、C C D 2 1には、カラーフィルタ2 1 aが設けられており、C C D 2 1はカラーフィルタ2 1 aを透過した光を光電変換することによりカラー画像信号を出力するものである。カラーフィルタ2 1 aは、C y成分（シアン）、M g成分（マゼンダ）、Y e（黄）、G（緑）の4色からなる補色フィルタであり、いわゆる色差線順次方式のフィルタ配列で構成されるものである。そして、C C D 2 1は、いわゆるフィールド読出しにより読み出されるものであり、奇数フィールドと偶数フィールドとに分けて読み出されるものである。上記カラーフィルタ2 1 aのカラー配列とフィールド読出しについて後で詳述する。

【0016】

第1の信号処理回路2 2は、C C D 2 1の出力信号に対し、相関2重サンプリング処理、自動利得制御およびA/D変換処理などの信号処理を施すものである。そして、第1の信号処理回路の動作は第1のマイコン2 3により制御される。

【0017】

信号処理部3は、スコープ部2の第1の信号処理回路2 2から出力された信号に基づいて奇数フィールドと偶数フィールドのデジタルビデオ信号を生成する第2の信号処理回路3 1と、第2の信号処理回路3 1から出力された奇数フィールドまたは偶数フィールドのデジタルビデオ信号の一部の成分を抽出する抽出部3 2と、抽出部3 2において抽出された一部の成分を、奇数フィールドのデジタルビデオ信号または偶数フィールドのデジタルビデオ信号に加算する加算部3 3と、加算部3 3から出力された奇数フィールドおよび偶数フィールドのデジタルビデオ信号をアナログ信号に変換するD/A変換回路3 4と、上記に示す種々の信号処理を制御する第2のマイコン3 5とを備えている。

【0018】

次に、本実施形態の電子内視鏡装置の作用について説明する。

【0019】

まず、スコープ部2の先端が体腔内の被観察体の近傍まで挿入され、光源装置4から発せられた照明光が導光手段2 4により導光され、照射レンズ2 5を介して被観察体1 0に照射される。

【0020】

そして、照明光の照射により被観察体1 0から反射された光が対物光学系2 1 bによりC C D 2 1の撮像面上に結像される。なお、このときC C D 2 1に設けられたカラーフィルタ2 1 aを透過した光がC C D 2 1の撮像面上に結像される。そして、C C D 2 1の撮像面上に結像された像はC C D 2 1により光電変換され、その光電変換された信号はフィールド読出しで読み出される。

【0021】

ここで、上記フィールド読出しについて説明する。本実施形態におけるカラーフィルタ2 1 aのカラー配列は、図2に示すような配列となっている。なお、図2に示すカラー配列はカラーフィルタ2 1 aの一部のカラー配列のみを示している。

【0022】

そして、奇数フィールドと偶数フィールドとで、垂直方向についてそれぞれ異なる隣接2画素の信号電荷が加算されて読み出される。具体的には、奇数フィールドでは、まず、図2に示すn 1ラインから $(G_1 + C y_1)$ 信号、 $(M g_1 + Y e_1)$ 信号が繰り返して読み出される。そして、次に、n 2ラインから $(G_2 + C y_2)$ 信号、 $(M g_2 + Y e_2)$ 信号が繰り返して読み出される。そして、奇数フィールドが最後のラインまで読み出された後、偶数フィールドの読出しが開始される。偶数フィールドでは、まず、図2に示すm 1ラインから $(G_1 + C y_2)$ 信号、 $(M g_1 + Y e_2)$ 信号が繰り返して読み出される。次に、m 2ラインから $(G_2 + C y_3)$ 信号、 $(M g_2 + Y e_3)$ 信号が繰り返して読み出され、その後、最後のラインまで読み出される。

【0023】

そして、上記のようにして奇数フィールドおよび偶数フィールドで順次読み出された信号は第1の信号処理回路2 2に入力され、第1の信号処理回路2 2において、入力された

信号に相関 2 重サンプリング処理、自動利得制御および A/D 変換処理などが施され、奇数フィールドのデジタル画像信号および偶数フィールドのデジタル画像信号が順次出力される。第 1 の信号処理回路 22 から出力された奇数フィールドのデジタル画像信号および偶数フィールドのデジタル画像信号は、コネクタ部 26 を介して信号処理部 3 の第 2 の信号処理回路 31 に入力される。

【0024】

そして、第 2 の信号処理回路 31 においては、奇数フィールドのライン毎のデジタル画像信号に基づいて、輝度信号を形成する ($2R + 3G + 2B$) 信号および色差信号に相当する ($2B - G$) 信号と ($2R - G$) 信号とがライン毎に算出される。そして、その後、偶数フィールドのデジタル画像信号についても、上記と同様に、輝度信号を形成する ($2R + 3G + 2B$) 信号および色差信号に相当する ($2B - G$) 信号と ($2R - G$) 信号とがライン毎に算出される。なお、輝度信号および色差信号の取得方法については、一般的な既知の取得方法を利用するようにすればよい。

10

【0025】

そして、上記のようにして取得された奇数フィールドの輝度信号および色差信号と偶数フィールドの輝度信号および色差信号が用いられて全体画像の表示が行われるが、たとえば、胃などを撮影においては、スコープ部 2 の先端が胃壁側から胃の内部側に瞬時に向けられる場合があり、このような場合、奇数フィールドと偶数フィールドで取得される輝度信号の大きさが全く異なることがあり、表示される全体画像に縞模様が生じることがある。

20

【0026】

そこで、本実施形態の形態においては以下のような処理を行う。

【0027】

第 2 の信号処理回路 31 において算出された奇数フィールド O_n (n は自然数) の輝度信号および色差信号と偶数フィールド E_n (n は自然数) の輝度信号および色差信号とは、図 3 (A) に示すようなタイミングで出力されて抽出部 32 に入力される。そして、たとえば、奇数フィールド O_1 の輝度信号および色差信号と偶数フィールド E_1 の輝度信号および色差信号 E_1 で 1 枚の全体画像 P_1 を表示する際には、抽出部 32 において、奇数フィールド O_1 の輝度信号にボケ処理が施され、ボケ処理済輝度信号が生成される。なお、上記ボケ処理は、処理前の輝度信号の輝度情報すなわち n ラインの信号の大きさの m ラインの信号の大きさに対する比率が 50% となるようにすることが望ましい。ボケ処理としては、たとえば、ガウシアンフィルタを用いたボケ処理を利用することができる。なお、ボケ処理の方法については、ガウシアンフィルタを用いた処理だけでなく、その他既知の処理方法を採用するようにしてもよい。

30

【0028】

そして、抽出部 32 から加算部 33 に、奇数フィールド O_1 の輝度信号および色差信号と偶数フィールド E_1 の輝度信号および色差信号と上記のようにして算出されたボケ処理済輝度信号が出力され、加算部 33 において、偶数フィールドの輝度信号にボケ処理済輝度信号が加算される。なお、ボケ処理済輝度信号が加算される偶数フィールドの輝度信号についても、その輝度情報が 50% となるようなボケ処理を施すことが望ましい。

40

【0029】

そして、加算部 33 から D/A 変換回路 34 に、奇数フィールド O_1 の輝度信号および色差信号と、ボケ処理済画像信号の加算された偶数フィールド E_1 の輝度信号および色差信号とが出力され、D/A 変換回路 34 においてアナログ信号に変換された後、モニタに出力され、そのアナログ信号に基づいて全体画像 P_1 が表示される。

【0030】

そして、次に、偶数フィールド E_1 の輝度信号および色差信号と奇数フィールド O_1 の輝度信号および色差信号とで 1 枚の全体画像 P_2 を表示する際には、抽出部 32 において、偶数フィールド E_1 の輝度信号にボケ処理が施され、ボケ処理済輝度信号が生成される。

50

【 0 0 3 1 】

そして、抽出部 3 2 から加算部 3 3 に、偶数フィールド E 1 の輝度信号および色差信号と奇数フィールド O 2 の輝度信号および色差信号 O 2 と上記のようにして算出されたボケ処理済輝度信号が出力され、加算部 3 3 において、奇数フィールド O 2 の輝度信号にボケ処理済輝度信号が加算される。

【 0 0 3 2 】

そして、加算部 3 3 から D / A 変換回路 3 4 に、偶数フィールド E 1 の輝度信号および色差信号 E 1 とボケ処理済画像信号の加算された奇数フィールド O 2 の輝度信号および色差信号とが出力され、D / A 変換回路 3 4 においてアナログ信号に変換された後、モニタに出力され、そのアナログ信号に基づいて全体画像 P 2 が表示される。

10

【 0 0 3 3 】

そして、次に、奇数フィールド O 2 の輝度信号および色差信号と偶数フィールド E 2 の輝度信号および色差信号とで 1 枚の全体画像 P 3 を表示する際には、抽出部 3 2 において、奇数フィールド O 2 の輝度信号にボケ処理が施され、ボケ処理済輝度信号が生成される。

【 0 0 3 4 】

そして、抽出部 3 2 から加算部 3 3 に、奇数フィールド O 2 の輝度信号および色差信号と偶数フィールド E 2 の輝度信号および色差信号 E 2 と上記のようにして算出されたボケ処理済輝度信号が出力され、加算部 3 3 において、偶数フィールド E 2 の輝度信号にボケ処理済輝度信号が加算される。

20

【 0 0 3 5 】

そして、加算部 3 3 から D / A 変換回路 3 4 に、奇数フィールド O 2 の輝度信号および色差信号とボケ処理済画像信号の加算された偶数フィールド E 2 の輝度信号および色差信号とが出力され、D / A 変換回路 3 4 においてアナログ信号に変換された後、モニタに出力され、そのアナログ信号に基づいて全体画像 P 3 が表示される。

【 0 0 3 6 】

上記のようにして順次前のフィールドで取得された輝度信号にボケ処理が施された後、そのボケ処理済輝度信号が次のフィールドの輝度信号に加算され、そのボケ処理済輝度信号の加算されたフィールドの輝度信号および色差信号と、その前のフィールドの輝度信号および色差信号とに基づいて 1 枚の全体画像が順次表示される。

30

【 0 0 3 7 】

上記のようにして全体画像を表示することにより、上述したような縞模様の発生を抑制することができる。

【 0 0 3 8 】

なお、本実施形態においては、前のフィールドの輝度信号のボケ処理済画像信号を次のフィールドの輝度信号に加算することにより、前のフィールドの輝度情報を次のフィールドの輝度情報に寄与させるようにしたが、例えば、以下のように、対象処理ラインの偶数フィールドを前後それぞれ 1 ライン抽出し、奇数フィールドも前後 1 ライン抽出する。そして、たとえば、対象処理ラインの信号を、対象処理ライン自身の信号の 3 0 %、前後の奇数ラインの信号の 2 0 %、前後の偶数ラインの信号の 1 5 % を加算して算出するなどし、前後のラインの信号を寄与させるようにしてもよい。

40

【表 1】

偶数フィールド	15%
奇数フィールド	20%
偶数フィールド 対象処理ライン	30%
奇数フィールド	20%
偶数フィールド	15%

10

【0039】

また、加算される前後のフィールドの信号の比率を、その前後のフィールドの明るさの差に応じて変化させるようにしてもよい。たとえば、前後のフィールドの明るさの差が100%の場合は、前のフィールドの信号の大きさを50%、後のフィールドの信号の大きさを50%として加算するようにし、また、前後のフィールドの明るさの差が50%の場合は、前のフィールドの信号の大きさを75%、後のフィールドの信号の大きさを25%として加算もしくは前のフィールドの信号の大きさを25%、後のフィールドの信号の大きさを75%として加算するようにして明るさの変化を目立たないようにするような処理を採用してもよい。

【0040】

20

また、本実施形態においては、前のフィールドの輝度情報を次のフィールドの輝度情報に寄与させるようにしたが、輝度情報だけでなく色情報も寄与させるようにしてもよい。また、色情報のみを寄与させるようにしてもよい。

【0041】

また、上記実施形態においては、色差線順次方式のカラーフィルタを用いたフィールド読出しを行う電子内視鏡装置について説明したが、本発明の電子内視鏡装置は、その他のインターレース読出しを行う電子内視鏡装置にも利用することができ、その場合においてもn番目のフィールドの部分画像信号の一部の成分を抽出し、そのn番目のフィールドの部分画像信号の一部の成分をn+1番目のフィールドの部分画像信号に加算するようにすればよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の電子内視鏡装置の一実施形態の概略構成を示すブロック図

【図2】図1に示す電子内視鏡装置におけるカラーフィルタのカラー配列を示す図

【図3】図1に示す電子内視鏡装置の作用を説明するための図

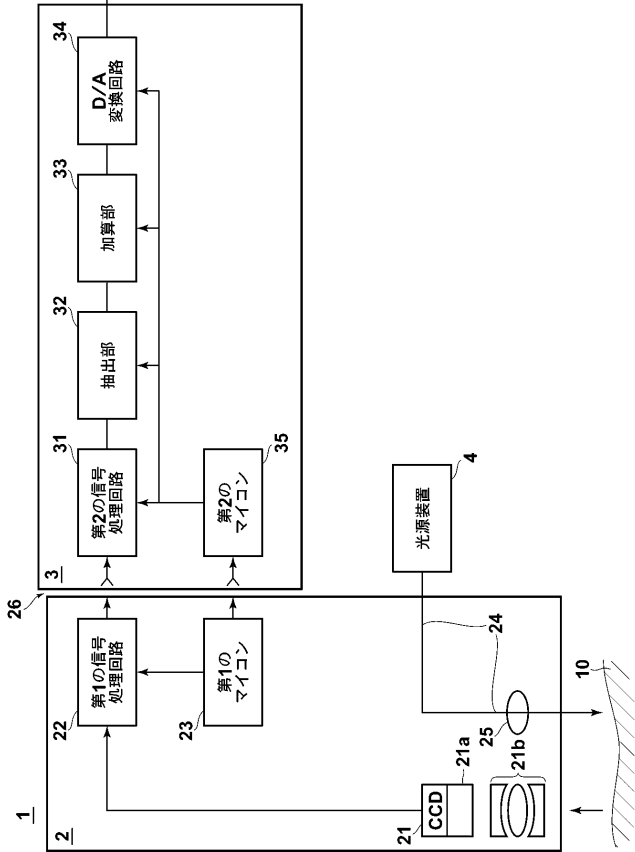
【符号の説明】

【0043】

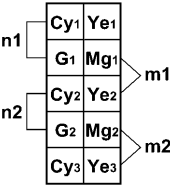
- 1 電子内視鏡装置
- 2 スコープ部
- 3 信号処理部
- 10 被観察体
- 21a カラーフィルタ
- 21b 対物光学系
- 24 導光手段
- 25 照射レンズ
- 26 コネクタ部

40

【図 1】

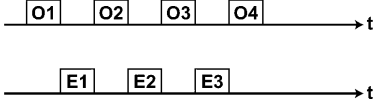


【図 2】

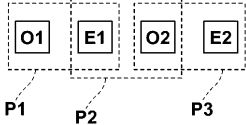


【図 3】

(A)



(B)



フロントページの続き

(72)発明者 阿部 一則

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

(72)発明者 堂之前 義文

川崎市麻生区万福寺 1 - 2 - 2 新百合トゥエンティワン 富士フイルムソフトウェア株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA22 FA01 FA06 FA13 FA14 GA02 GA05 GA06 GA11

4C061 CC06 JJ11 LL02 PP01 SS03 SS04 TT01 TT05

5C065 AA04 BB21 DD02 EE10 GG21

5C122 DA26 EA13 FG05 FG07 FH22

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006121242A	公开(公告)日	2006-05-11
申请号	JP2004305039	申请日	2004-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社 富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司 富士胶片有限公司		
[标]发明人	阿部一則 堂之前義文		
发明人	阿部 一則 堂之前 義文		
IPC分类号	H04N9/07 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/045 H04N7/0132 H04N2005/2255		
FI分类号	H04N9/07.A A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/045.611 A61B1/05 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA22 2H040/FA01 2H040/FA06 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/PP01 4C061/SS03 4C061/SS04 4C061/TT01 4C061/TT05 5C065/AA04 5C065/BB21 5C065/DD02 5C065/EE10 5C065/GG21 5C122/DA26 5C122/EA13 5C122/FG05 5C122/FG07 5C122/FH22 4C161/CC06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/PP01 4C161/SS03 4C161/SS04 4C161/TT01 4C161/TT05		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP4415162B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜设备，该电子内窥镜设备用于使用配备有色差线顺序型彩色滤光片的CCD进行场读取并基于奇数场信号和偶数场信号显示整个图像。并且在偶数场中亮度信号的大小不同的情况下出现条纹图案。解决方案：通过对奇数场O1的亮度信号进行模糊处理以生成经过模糊处理的亮度信号来提取亮度信号的一部分，并将经过模糊处理的亮度信号用作偶数场E1的亮度信号。然后，通过使用奇数场O1的亮度信号和色差信号以及被加上模糊处理后的亮度信号的偶数场的亮度信号和色差信号来生成整个图像信号。基于此，显示观察对象的整个图像。[选择图]图3

