

(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2013-451
(P2013-451A)

(43) 公開日 平成25年1月7日(2013.1.7)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 61 B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	362 J 2 H 04 O
G 02 B 23/24 (2006.01)	A 61 B 1/04	372 4 C 16 I
H 04 N 7/18 (2006.01)	G 02 B 23/24	B 5 C 02 4
H 04 N 5/225 (2006.01)	H 04 N 7/18	M 5 C 05 4
H 04 N 5/341 (2011.01)	H 04 N 5/225	B 5 C 12 2

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2011-136408 (P2011-136408)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成23年6月20日 (2011.6.20)	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄

(74) 代理人	100064908 弁理士 棚井 澄雄
(74) 代理人	100094400 弁理士 志賀 正武
(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
(74) 代理人	100129403 弁理士 増井 裕士

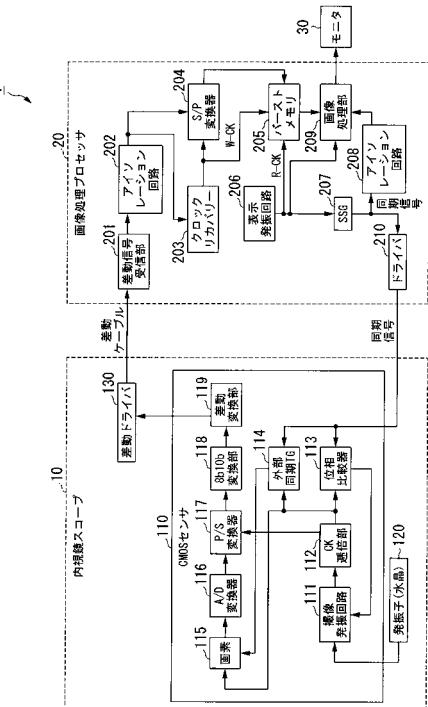
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】撮像と表示との同期を確保することができる。
 【解決手段】画像処理プロセッサ20は、表示クロックを生成する表示発振回路206と、表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成するモニタ同期信号生成部207とを備える。内視鏡スコープ10は、光学情報を電気信号に変換し、シリアル形式のデジタルデータとして出力する画素115、A/D変換器116、P/S変換器117と、画素115を駆動する元となる撮像クロックを生成する撮像発振回路111と、モニタ表示同期信号と撮像クロックとの位相を比較し、撮像発振回路111の発振を制御する位相比較器113とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

表示クロックを生成する表示クロック生成部と、
前記表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成するモニタ同期信号生成部と、
を備える画像処理プロセッサと、
光学情報を電気信号に変換し出力する固体撮像素子と、
前記固体撮像素子を駆動する元となる撮像クロックを生成する撮像クロック生成部と、
前記モニタ表示同期信号と前記撮像クロックとの位相を比較し、前記撮像クロック生成部の発振を制御する位相比較発振制御部と、
を備える内視鏡スコープと、
を備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記画像処理プロセッサは、前記固体撮像素子が出力するシリアル形式のデジタルデータを受信し、当該デジタルデータから伝送クロックを再生するクロッククリカバリー部をさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記固体撮像素子は CMOS 型の固体撮像素子であり、
前記撮像クロック生成部と、前記位相比較発振制御部と、前記固体撮像素子とを同一半導体チップ内に搭載している

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記内視鏡スコープは、差動信号生成部をさらに備え、
前記画像処理プロセッサは、差動信号受信部をさらに備え、
前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、差動信号により前記デジタルデータを送受信する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記内視鏡スコープは、電光変換部をさらに備え、
前記画像処理プロセッサは、光電変換部をさらに備え、
前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、光信号により前記デジタルデータを送受信する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記内視鏡スコープは、無線送信部をさらに備え、
前記画像処理プロセッサは、無線受信部をさらに備え、
前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、無線通信により前記デジタルデータを送受信する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記内視鏡スコープは、前記デジタルデータを圧縮する圧縮部をさらに備え、
前記画像処理プロセッサは、前記圧縮部が圧縮した前記デジタルデータを伸長する伸長部をさらに備える
ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

近年、半導体技術の進歩により、CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサといった固体撮像素子の高画素化が進んでいる。この傾向は電子内視鏡装置においても例外ではなく、電子内視鏡装置が備える固体撮像素子の高画素化が進んでいる。しかし、固体撮像素子の高画素化に伴い、画像処理に必要となるクロック信号の周波数も高くなってきており、種々の問題を引き起こしている。例えば、電子内視鏡装置の構造は、固体撮像素子が搭載されるスコープの先端部と、画像処理を行う画像プロセッサとの間が離れているため、固体撮像素子と画像プロセッサ間の伝送路上での信号劣化が発生しやすい構造になっている。また、クロック信号の周波数が高くなると、固体撮像素子と画像プロセッサ間の伝送路上での信号劣化の影響がさらに大きくなる。また、高周波信号が固体撮像素子と画像プロセッサ間の伝送路を流れることによる電磁波の漏洩もより顕著になる。

10

【0003】

このような問題を解決する方法として、特許文献1に記載の電子内視鏡装置が提案されている。図5は、従来知られている電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。図示する例は、電子スコープ900の出力段に波形平滑回路916を挿入することで、電子スコープ900とプロセッサ装置950の間で放出される高周波ノイズを抑制するというものである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2001-275956号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1には、電子スコープ(内視鏡スコープ)とモニタ(画像処理プロセッサ)との同期という観点について記載されていない。内視鏡スコープには、観察対象や用途にあわせて種々の画角の撮像素子が搭載されるため、内視鏡スコープごとに動作周波数や画角が異なる。よって、内視鏡スコープが撮像した動画像をモニタに表示するためには、モニタの同期信号にあわせた周波数変換が必要である。なお、内視鏡スコープは、撮像クロックに基づいたタイミングで動画像を撮像し、モニタは、表示クロックに基づいたタイミングで動画像を表示する。

30

【0006】

しかし、周波数変換を行う際に、撮像クロックと表示クロックとの関係次第では、電子スコープが1フレームの画像を撮像する周期と、モニタが1フレームの画像を表示する周期とが微妙に異なるため、両者の位相が徐々にずれていくという問題が発生する。そして、位相のずれが蓄積し、両者の位相のずれが1フレームの周期を超過すると「追い越し」や「コマ落ち」といった現象につながる。

【0007】

図6は、撮像クロックを基準とした1フレームの周期と、表示クロックを基準とした1フレームの周期との関係を示した模式図である。図示するように、撮像クロックと表示クロックとの位相は異なっているため、撮像クロックを基準とした1フレームの周期と、表示クロックを基準とした1フレームの周期とは僅かにずれる。1フレームでは僅かなずれであるが、図示するように、時間が経過すると共にずれが蓄積される。そして、ずれが1フレームの周期を超過すると「追い越し」や「コマ落ち」といった現象につながる。

40

【0008】

一方、モニタ側でも高精細化に伴う高速化が進んでおり、モニタへの信号の入力には厳密なタイミング規定を満足する必要がある。仮に、撮像と表示とで1フレーム周期を完全にあわせることができたとしても、テレビジョン規格に準拠していない内視鏡スコープ側のクロックを基準に同期信号を生成した場合は、モニタにおいて正常な表示ができない可

50

能性がある。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、撮像と表示との同期を確保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。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、表示クロックを生成する表示クロック生成部と、前記表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成するモニタ同期信号生成部と、を備える画像処理プロセッサと、光学情報を電気信号に変換し出力する固体撮像素子と、前記固体撮像素子を駆動する元となる撮像クロックを生成する撮像クロック生成部と、前記モニタ表示同期信号と前記撮像クロックとの位相を比較し、前記撮像クロック生成部の発振を制御する位相比較発振制御部と、を備える内視鏡スコープと、を備えることを特徴とする電子内視鏡装置である。
10

【0011】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記画像処理プロセッサは、前記固体撮像素子が出力するシリアル形式のデジタルデータを受信し、当該デジタルデータから伝送クロックを再生するクロックリカバリー部をさらに備えることを特徴とする。

【0012】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子はCMOS型の固体撮像素子であり、前記撮像クロック生成部と、前記位相比較発振制御部と、前記固体撮像素子とを同一半導体チップ内に搭載していることを特徴とする。
20

【0013】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記内視鏡スコープは、差動信号生成部をさらに備え、前記画像処理プロセッサは、差動信号受信部をさらに備え、前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、差動信号により前記デジタルデータを送受信することを特徴とする。

【0014】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記内視鏡スコープは、電光変換部をさらに備え、前記画像処理プロセッサは、光電変換部をさらに備え、前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、光信号により前記デジタルデータを送受信することを特徴とする。
30

【0015】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記内視鏡スコープは、無線送信部をさらに備え、前記画像処理プロセッサは、無線受信部をさらに備え、前記内視鏡スコープと前記画像処理プロセッサとは、無線通信により前記デジタルデータを送受信することを特徴とする。

【0016】

また、本発明の電子内視鏡装置において、前記内視鏡スコープは、前記デジタルデータを圧縮する圧縮部をさらに備え、前記画像処理プロセッサは、前記圧縮部が圧縮した前記デジタルデータを伸長する伸長部をさらに備えることを特徴とする。
40

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、表示クロック生成部は表示クロックを生成する。また、モニタ同期信号生成部は表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成する。また、固体撮像装置は、光学情報を電気信号に変換し出力する。また、撮像クロック生成部は、固体撮像素子を駆動する元となる撮像クロックを生成する。また、位相比較発振制御部は、モニタ表示同期信号と撮像クロックとの位相を比較し、撮像クロック生成部の発振を制御する。これにより、モニタ表示同期信号と撮像クロックとを同期させることができるために、撮像と表示との同期を確保することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の第1の実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。

【図2】本発明の第1の実施形態において、位相比較器が撮像クロックの周波数を制御する前と制御した後での、撮像クロックとモニタ表示同期信号との関係を示した模式図である。

【図3】本発明の第2の実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。

【図4】本発明の第3の実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。
10

【図5】従来知られている電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。

【図6】撮像クロックを基準とした1フレームの周期と、表示クロックを基準とした1フレームの周期との関係を示した模式図である。

【発明を実施するための形態】**【0019】****(第1の実施形態)**

以下、本発明の第1の実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。図示する例では、電子内視鏡装置1は、内視鏡スコープ10と、画像処理プロセッサ20と、モニタ30と、図示せぬ光源装置とを備える。モニタ30は、液晶ディスプレイ等であり、画像(動画像)を表示する。光源装置は被写体を照射する光を発生する。
20

【0020】

内視鏡スコープ10は、CMOSセンサ110と、発振子120と、差動ドライバ130とを備える。CMOSセンサ110は、撮像発振回路111(撮像クロック生成部)と、CK倍増部112(クロック倍増部)と、位相比較器113(位相比較発振制御部)と、外部同期TG114(外部同期タイミングジェネレータ)と、画素115と、A/D変換器116(アナログデジタル変換器)と、P/S変換器117(パラレルシリアル変換器)と、8bit10bit変換部118と、差動変換部119(差動信号生成部)とを備える。なお、請求項に係る固体撮像素子は、例えば、画素115と、A/D変換器116と、P/S変換器117とに対応する。
30

【0021】

発振子120は、例えば水晶発振子であり、固有の周波数で発振する。撮像発振回路111は、発振子120の発振に基づいて撮像クロックを生成する。CK倍増部112は、撮像発振回路111が生成した撮像クロックを倍増する。位相比較器113は、画像処理プロセッサ20からモニタ表示同期信号を受信する。また、位相比較器113は、撮像発振回路111が生成してCK倍増部112が倍増した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ20から入力されるモニタ表示同期信号の位相とを比較する。そして、位相比較器113は、撮像発振回路111が生成してCK倍増部112が倍増した撮像クロックの位相と、モニタ表示同期信号の位相とが一致するように、撮像発振回路111の発振を制御する。すなわち、位相比較器113は、撮像発振回路111が出力する撮像クロックの周波数を制御する。外部同期TG114は、画像処理プロセッサ20からモニタ表示同期信号を受信する。また、外部同期TG114は、受信したモニタ表示同期信号に基づいて、画像処理プロセッサ20がモニタ30に1フレームの画像を表示する周期と同じ周期で画素115が1フレームの画像を撮像するように、画素115の撮像タイミングを指示する撮像同期信号を生成する。
40

【0022】

画素115は、撮像発振回路111が生成してCK倍増部112が倍増した撮像クロックで動作し、外部同期TG114が生成した撮像同期信号に基づいたタイミングで、入射した光に応じた画像データを出力する(1フレームの画像を撮像する)。なお、画素115が出力する画像データはアナログ信号である。A/D変換器116は、画素115が出

力するアナログ信号をデジタル信号化し、所定のビット数のパラレル信号に変換する。P/S変換器117は、A/D変換器116が変換したパラレル信号をシリアル信号に変換する。8b10b変換部118は、P/S変換器が変換したシリアル信号のビット数を増やし、シリアル信号中に同じ信号レベルが所定期間以上連続しないように、P/S変換器117が変換したシリアル信号をエンコードする。これにより、内視鏡スコープ10から画像処理プロセッサ20に対して画像データのみを送信しても、画像処理プロセッサ20側でクロックをリカバリー生成する事が容易となる。差動変換部119は、8b10b変換部118がエンコードしたシリアル信号を差動信号に変換する。差動ドライバ130は、差動ケーブルを介して、差動変換部119が変換した差動信号を画像処理プロセッサ20に対して送信する。

10

【0023】

画像処理プロセッサ20は、差動信号受信部201と、アイソレーション回路202, 208と、クロッククリカバリー203と、S/P変換器204（シリアルパラレル変換器）と、バーストメモリ205と、表示発振回路206（表示クロック生成部）と、モニタ同期信号生成部207（SSG）と、画像処理部209と、ドライバ210とを備える。なお、画像処理プロセッサ20は、バーストメモリ205の代わりにフレームメモリを備えていてもよい。

20

【0024】

差動信号受信部201は、差動ケーブルを介して内視鏡スコープ10から送信された差動信号を受信する。アイソレーション回路202, 208は、画像処理プロセッサ20と、内視鏡スコープ10との間で絶縁耐圧を維持する。クロッククリカバリー203は、差動信号受信部201から送信された信号から書きクロック（W-CK）を生成する。S/P変換器204は、差動信号受信部201が変換したシリアル信号をパラレル信号に変換する。バーストメモリ205は、クロッククリカバリー203が生成した書きクロックに基づいて、S/P変換器204が変換したパラレル信号、すなわち画像データを記憶する。

20

【0025】

表示発振回路206は、例えば水晶発振器（XO）であり、固有の周波数で発振して表示クロックを生成する。モニタ同期信号生成部207は、表示発振回路206が生成した表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号（垂直同期信号、水平同期信号）を生成する。画像処理部209は、表示発振回路206の発振に基づいた読み出しクロック（R-CK）に基づいて、バーストメモリ206から画像データを読み出し、モニタ同期信号生成部207が生成したモニタ表示同期信号に基づいたタイミングで、画像データに基づいた画像（1フレームの画像）をモニタ30に表示させる。ドライバ210は、モニタ同期信号生成部207が生成したモニタ表示同期信号を内視鏡スコープ10に対して送信する。

30

【0026】

次に、内視鏡スコープ10が1フレームの画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ20が1フレームの画像をモニタ30に表示させる周期とを同期させる方法について説明する。

【0027】

画像処理プロセッサ20の表示発振回路206は、表示クロックを生成する。そして、モニタ同期信号生成部207は、表示発振回路206が生成した表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成する。ドライバ210は、モニタ同期信号生成部207が生成したモニタ表示同期信号を内視鏡スコープ10に対して送信する。

40

【0028】

一方、内視鏡スコープ10の発振子120は固有の周波数で発振する。撮像発振回路111は、発振子120の発振に基づいて撮像クロックを生成する。CK倍倍部112は、撮像発振回路111が生成した撮像クロックを倍倍する。位相比較器113は、撮像発振回路111が生成してCK倍倍部112が倍倍した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ20から送信されるモニタ表示同期信号の位相とを比較する。そして、位相比較器113は、撮像発振回路111が生成してCK倍倍部112が倍倍した撮像クロックの位

50

相と、モニタ表示同期信号の位相とが一致するように、撮像発振回路 111 が出力する撮像クロックの発振、すなわち、撮像発振回路 111 が出力する撮像クロックの周波数を制御する。言い換えると、位相比較器 113 は、撮像発振回路 111 が生成して CK 遅倍部 112 が遅倍した撮像クロックの立ち上がりエッジと、モニタ表示同期信号の立ち上がりエッジとが同位相となるように、撮像発振回路 111 が出力する撮像クロックの周波数を制御する。これにより、撮像発振回路 111 が生成して CK 遅倍部 112 が遅倍した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ 20 から送信されたモニタ表示同期信号の位相とが一致する。

【0029】

ここでは、モニタ表示同期信号をそのまま内視鏡スコープに送信する構成で説明したが、実際のモニタに入力する同期信号と全く同じタイミングで生成した信号でなくてもよく、モニタ表示のフレームレートと、撮像の画像データ出力のフレームレートが同一となるようなタイミング信号であればよい。例えば、水平同期信号の周期が同一となる部分のみ同期信号として出力し、フレーム周期が同一となる構成となつていればよい。

10

【0030】

図 2 は、本実施形態において、位相比較器 113 が撮像クロックの周波数を制御する前と制御した後での、撮像クロックとモニタ表示同期信号との関係を示した模式図である。図 2 (1) は、位相比較器 113 が撮像クロックの周波数を制御する前ににおける、撮像クロックとモニタ表示同期信号との関係を示した模式図である。図示する例では、撮像クロックの立ち上がりのエッジ 211 と、モニタ表示同期信号の立ち上がりのエッジ 221 とのタイミングがずれている。そのため、画像処理プロセッサ 20 が 1 枚の画像をモニタ 30 に表示させる周期と、内視鏡スコープ 10 が 1 枚の画像を撮像する周期とを完全に合わせることができない（撮像周期と表示周期とを完全に合わせることができない）。

20

【0031】

図 2 (2) は、位相比較器 113 が撮像クロックの周波数を制御した後ににおける、撮像クロックとモニタ表示同期信号との関係を示した模式図である。図示する例では、撮像クロックの立ち上がりのエッジ 212 と、モニタ表示同期信号の立ち上がりのエッジ 222 とのタイミングが一致している。そのため、画像処理プロセッサ 20 が 1 枚の画像をモニタ 30 に表示させる周期と、内視鏡スコープ 10 が 1 枚の画像を撮像する周期とを完全に合わせることができる（撮像周期と表示周期とを完全に合わせることができる）。

30

【0032】

内視鏡スコープ 10 の画素 115 は、撮像発振回路 111 が生成して CK 遅倍部 112 が遅倍した撮像クロックで動作し、外部同期 TG 114 が生成した撮像同期信号に基づいたタイミングで、1 フレームの画像を撮像する。また、画像処理プロセッサ 20 の画像処理部 209 は、モニタ同期信号生成部 207 が生成したモニタ表示同期信号に基づいたタイミングで、1 フレームの画像をモニタ 30 に表示させる。このとき、撮像発振回路 111 が生成して CK 遅倍部 112 が遅倍した撮像クロックの位相と、モニタ同期信号生成部 207 が生成したモニタ表示同期信号の位相とが一致しているため、内視鏡スコープ 10 が 1 枚の画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ 20 が 1 枚の画像をモニタ 30 に表示させる周期とを完全に合わせることができる。

40

【0033】

従って、電子内視鏡装置 1 は、CMOS センサ 110 の処理が高速化した場合においても、内視鏡スコープ 10 が画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ 20 がモニタ 30 に画像を表示させる周期との同期を確保することができる。また、これにより、電子内視鏡装置 1 は、「追い越し」や「コマ落ち」といった現象を抑えることができる。なお、ここでは説明を簡単にするために、撮像素子のデータ (RAW) に対する補正処理や、色変換処理、フィルタ処理などの一般的な画像処理を施すタイミング制御については省略して記載してある。

【0034】

(第 2 の実施形態)

50

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。図3は、本実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。図示する例では、電子内視鏡装置2は、内視鏡スコープ40と、画像処理プロセッサ50と、モニタ30と、図示せぬ光源装置とを備える。モニタ30は、第1の実施形態におけるモニタ30と同様である。

【0035】

内視鏡スコープ40は、CMOSセンサ410と、撮像発振回路420と、位相比較器430と、電光変換部440とを備える。CMOSセンサ410は、CK遅倍部411と、外部同期TG412と、画素413と、A/D変換器414と、P/S変換器415と、8b10b変換部416と、差動変換部417とを備える。

【0036】

撮像発振回路420は、CMOSセンサ410を駆動するための撮像クロックを生成する。位相比較器430は、撮像発振回路420が生成した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ50から送信されるモニタ表示同期信号の位相とを比較し、撮像発振回路420が生成した撮像クロックの位相と、モニタ表示同期信号の位相とが一致するよう、撮像発振回路420の発振を制御する。すなわち、位相比較器430は、撮像発振回路420が出力する撮像クロックの周波数を制御する。CK遅倍部411は、撮像発振回路420が生成した撮像クロックを遅倍する。

【0037】

外部同期TG412と、画素413と、A/D変換器414と、P/S変換器415と、8b10b変換部416と、差動変換部417とは、第1の実施形態における各部と同様である。電光変換部440は、差動変換部417が変換した差動信号を光信号に変換し、変換した光信号を、光ケーブルを介して画像処理プロセッサ50に対して送信する。

【0038】

画像処理プロセッサ50は、光電変換部501と、差動信号受信部502と、クロックリカバリー503と、S/P変換器504と、バーストメモリ505と、表示発振回路506と、モニタ同期信号生成部507と、アイソレーション回路508と、画像処理部509と、ドライバ510とを備える。なお、画像処理プロセッサ50は、バーストメモリ505の代わりにフレームメモリを備えていてもよい。

【0039】

光電変換部501は、光ケーブルを介して内視鏡スコープ40から送信された光信号を受信し、受信した光信号を差動信号に変換する。差動信号受信部502は、光電変換部501が変換した差動信号をシリアル信号に変換する。クロックリカバリー503と、S/P変換器504と、バーストメモリ505と、表示発振回路506と、モニタ同期信号生成部507と、アイソレーション回路508と、画像処理部509と、ドライバ510は、第1の実施形態における各部と同様である。ここで差動信号受信部502は、光電変換部からの出力信号が差動信号である例を示したが、光電変換部から出力する信号を受信する電気信号受信部であってもよい。

【0040】

また、図示していないが、内視鏡スコープ40は、体腔内に挿入される可動性の挿入部と、挿入部の基端部分に連設された操作部と、画像処理プロセッサ50などに接続されるユニバーサルコードとを備える。ユニバーサルコードの基端は、スコープコネクタに連結されている。スコープコネクタは複合タイプのものである。スコープコネクタには画像処理プロセッサ50や光源装置が接続される。挿入部の先端には、体腔内撮影用のCMOSセンサ410などが内蔵された先端部が連設されている。操作部またはスコープコネクタには、撮像発振回路420と位相比較器430とが備えられている。

【0041】

また、本実施形態の電子内視鏡装置2は、第1の実施形態における電子内視鏡装置1とは異なり、CMOSセンサ410は撮像発振回路420を内蔵していない。また、撮像発振回路420は、例えばVCXO(Voltage Controlled Crystal Oscillator、電圧制御水晶発振器)と呼ばれる周波数を可変することができる

10

20

30

40

50

水晶発振モジュールで構成されている。また、C M O S センサ 4 1 0 には電光変換部 4 4 0 が接続されており、内視鏡スコープ 4 0 から画像処理プロセッサ 5 0 まで、光ケーブルを介してデータを転送する形態を探っている。

【 0 0 4 2 】

なお、上述した例では、比較的配置する部材の大きさなどに制約事項が少ないので操作部またはスコープコネクタに、撮像発振回路 4 2 0 と位相比較器 4 3 0 とを配置した例を示したが、これに限らず、撮像発振回路 4 2 0 と位相比較器 4 3 0 とを C M O S センサ 4 1 0 の近傍、即ち先端部に配置するようにしてもよい。また、本実施形態に示した構成と、第 1 の実施形態に示した構成とを組み合わせた構成としてもよい。例えば、本実施形態では、内視鏡スコープ 4 0 から画像処理プロセッサ 5 0 まで、光ケーブルを介してデータを転送する形態を探っているが、差動ケーブルを介してデータを転送する形態としてもよい。また、画像処理プロセッサ 5 0 から内視鏡スコープ 4 0 に出力される同期信号は、ジッタなどの影響を少なくするために差動信号で伝送する構成であってもよい。

10

【 0 0 4 3 】

次に、内視鏡スコープ 4 0 が 1 フレームの画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ 5 0 が 1 フレームの画像をモニタ 3 0 に表示させる周期とを同期させる方法について説明する。

【 0 0 4 4 】

画像処理プロセッサ 5 0 の表示発振回路 5 0 6 は、表示クロックを生成する。そして、モニタ同期信号生成部 5 0 7 は、表示発振回路 5 0 6 が生成した表示クロックに基づいてモニタ表示同期信号を生成する。ドライバ 5 1 0 は、モニタ同期信号生成部 5 0 7 が生成したモニタ表示同期信号を内視鏡スコープ 4 0 に対して送信する。

20

【 0 0 4 5 】

一方、内視鏡スコープ 4 0 の撮像発振回路 4 2 0 は撮像クロックを生成する。位相比較器 4 3 0 は、撮像発振回路 4 2 0 が生成した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ 5 0 から入力されるモニタ表示同期信号の位相とを比較し、撮像発振回路 4 2 0 が生成した撮像クロックの位相と、モニタ表示同期信号の位相とが一致するように、撮像発振回路 4 2 0 の発振、すなわち、撮像発振回路 4 2 0 が output する撮像クロックの周波数を制御する。言い換えると、撮像発振回路 4 2 0 が生成した撮像クロックの立ち上がりエッジと、モニタ表示同期信号の立ち上がりエッジとが同位相となるように、撮像発振回路 4 2 0 が output する撮像クロックの周波数を制御する。これにより、撮像発振回路 4 2 0 が生成した撮像クロックの位相と、画像処理プロセッサ 5 0 から入力されるモニタ表示同期信号の位相とが一致する。

30

【 0 0 4 6 】

内視鏡スコープ 4 0 の C K 遅倍部 4 1 1 は、撮像発振回路 4 2 0 が生成した、モニタ表示同期信号と位相が同期している撮像クロックを遅倍する。なお、C K 遅倍部 4 1 1 が遅倍する前の撮像クロックの位相と、モニタ表示同期信号の位相とは一致しているため、C K 遅倍部 4 1 1 が遅倍した後の撮像クロックも、モニタ表示同期信号の位相と一致している。

40

【 0 0 4 7 】

画素 4 1 3 は、撮像発振回路 4 2 0 が生成して C K 遅倍部 4 1 1 が遅倍した撮像クロックで動作し、外部同期 T G 4 1 2 が生成した撮像同期信号に基づいたタイミングで、1 フレームの画像を撮像する。また、画像処理プロセッサ 5 0 の画像処理部 5 0 9 は、モニタ同期信号生成部 5 0 7 が生成したモニタ表示同期信号に基づいたタイミングで、1 フレームの画像をモニタ 3 0 に表示させる。このとき、撮像発振回路 4 2 0 が生成して C K 遅倍部 4 1 1 が遅倍した撮像クロックの位相と、モニタ同期信号生成部 5 0 7 が生成したモニタ表示同期信号の位相とが一致しているため、内視鏡スコープ 4 0 が 1 枚の画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ 5 0 が 1 枚の画像をモニタ 3 0 に表示させる周期とを完全に合わせることができる。

【 0 0 4 8 】

50

従って、電子内視鏡装置2は、CMOSセンサ410の処理が高速化した場合においても、内視鏡スコープ40が画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ50がモニタ30に画像を表示させる周期との同期を確保することができる。また、これにより、電子内視鏡装置2は、「追い越し」や「コマ落ち」といった現象を抑えることができる。

【0049】

また、電子内視鏡装置2は、内視鏡スコープ40から画像処理プロセッサ50に画像データを送信する際には、CMOSセンサ410が送出する電気信号を光信号に変換し、光ケーブルを介して送信するため、外乱ノイズの影響を受けにくい。そのため、電子内視鏡装置2は、画素413が高性能化することで画像データの容量が多くなり、内視鏡スコープ40から画像処理プロセッサ50に対する画像データの伝送速度が高速化した場合においても、外乱ノイズの影響を受けにくい状態で画像データを送信することができる。また、電子内視鏡装置2は、表示に用いるモニタ表示同期信号にCMOSセンサ410を同期させて動作可能であるため、撮像から表示までの位相を固定することができる。さらに、画像処理部509と処理タイミングを連携させることにより、表示遅延の少ないモニタ表示を可能とする。また、内視鏡スコープ40から画像処理プロセッサ50に画像データを送信する経路は電気信号線ではないため、アイソレーション回路を削減することが可能である。

10

【0050】

(第3の実施形態)

20

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。図4は、本実施形態における電子内視鏡装置の構成を示したブロック図である。図示する例では、電子内視鏡装置3は、内視鏡スコープ60と、画像処理プロセッサ70と、モニタ30と、図示せぬ光源装置とを備える。モニタ30は、第1の実施形態におけるモニタ30と同様である。

【0051】

内視鏡スコープ60は、CMOSセンサ610と、発振子620と、無線受信復調回路630と、無線変調送信回路640と、アンテナ650とを備える。なお、請求項に係る無線送信部は、例えば、無線変調送信回路640とアンテナ650に対応する。CMOSセンサ610は、撮像発振回路611と、CK倍増部612と、位相比較器613と、外部同期TG614と、画素615と、A/D変換器616と、圧縮回路617(圧縮部)と、同期符号挿入回路618と、P/S変換器619と、8b10b変換部620と、差動変換部621とを備える。

30

【0052】

発振子620と、撮像発振回路611と、CK倍増部612と、位相比較器613と、外部同期TG614と、画素615と、A/D変換器616と、8b10b変換部620と、差動変換部621とは、第1の実施形態における各部と同様である。圧縮回路617は、A/D変換器616が変換したパラレル信号を圧縮する。同期符号挿入回路618は、圧縮回路617が圧縮したパラレル信号に、外部同期TG614が生成した撮像同期信号に基づいた撮像同期符号を挿入する。P/S変換器619は、同期符号挿入回路618が撮像同期符号を挿入したパラレル信号をシリアル信号に変換する。無線変調送信回路640は、差動変換部621が変換した差動信号を変調し、無線変調信号を生成する。

40

【0053】

アンテナ650は、外部機器と無線信号を送受信する。具体的には、アンテナ650は、画像処理プロセッサ70から送信される無線変調信号を受信する。また、アンテナ650は、無線変調送信回路640が変換した無線変調信号を画像処理プロセッサ70に対して送信する。無線受信復調回路630は、アンテナ650が受信した無線変調信号を復調してモニタ表示同期信号を取得する。

【0054】

画像処理プロセッサ70は、アンテナ701と、無線受信復調回路702と、クロックリカバリー703と、S/P変換器704と、伸張回路705(伸張部)と、フレームメモリ706と、符号判定回路707と、表示発振回路708と、モニタ同期信号生成部7

50

09と、画像処理部710と、無線変調送信回路711とを備える。なお、請求項に係る無線受信部は、例えば、アンテナ701と無線受信復調回路702に対応する。表示発振回路708とモニタ同期信号生成部709とは、第1の実施形態における各部と同様である。

【0055】

アンテナ701は、外部機器と無線信号を送受信する。具体的には、アンテナ701は、内視鏡スコープ60から送信される無線変調信号を受信する。また、アンテナ701は、無線変調送信回路711が変調した無線変調信号を内視鏡スコープ60に対して送信する。無線受信復調回路702は、アンテナ701が受信した無線変調信号を復調してシリアル信号を取得する。クロッククリカバリー703は、無線受信復調回路702が取得したシリアル信号からクロックを生成する。S/P変換器704は、無線受信復調回路702が取得したシリアル信号をパラレル信号に変換する。伸張回路705は、S/P変換部704が変換したパラレル信号を伸張する。フレームメモリ706は、クロッククリカバリー703が生成したクロック(W-Clock)に基づいて、伸張回路705が伸張したパラレル信号、すなわち画像データを記憶する。符号判定回路707は、伸張回路705が伸張したパラレル信号に基づいて、画像データの先頭を判定する。

10

【0056】

画像処理部710は、表示発振回路708の発振に基づいた読み出しクロック(R-Clock)に基づいて、フレームメモリ706から画像データを読み出し、モニタ同期信号生成部709が生成したモニタ表示同期信号に基づいたタイミングで、画像データに基づいた画像(1フレームの画像)をモニタ30に表示させる。無線変調送信回路711は、モニタ同期信号生成部709が生成したモニタ表示同期信号を変調し、無線変調信号を生成する。

20

【0057】

また、図示していないが、内視鏡スコープ60は、体腔内に挿入される可動性の挿入部と、挿入部の基端部分に連設された操作部とを備える。挿入部の先端には、体腔内撮影用のCMOSセンサ610などが内蔵された先端部が連設されている。

【0058】

なお、上述した例では、CMOSセンサ610は撮像発振回路611を内蔵している例を示したが、これに限らず、第2の実施形態に示したように、周波数を可変することができる水晶発振モジュール(VCXO)をCMOSセンサ610の外(先端部以外)に配置する構成としてもよい。また、本実施形態に示した構成と、第1の実施形態および第2の実施形態に示した構成とを組み合わせた構成としてもよい。

30

【0059】

内視鏡スコープ60が1フレームの画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ70が1フレームの画像をモニタ30に表示させる周期とを同期させる方法は、第1の実施形態における同期方法と同様である。従って、電子内視鏡装置3は、第1の実施形態における電子内視鏡装置1と同様に、CMOSセンサ610の処理が高速化した場合においても、内視鏡スコープ60が画像を撮像する周期と、画像処理プロセッサ70がモニタ30に画像を表示させる周期との同期を確保することができる。また、これにより、電子内視鏡装置3は、「追い越し」や「コマ落ち」といった現象を抑えることができる。

40

【0060】

また、電子内視鏡装置3は、内視鏡スコープ60から画像処理プロセッサ70に画像データを送信する際には無線通信を用いて送信するため、外乱ノイズの影響を受けにくい。そのため、電子内視鏡装置3は、画素が高性能化することで画像データの容量が多くなり、内視鏡スコープ60から画像処理プロセッサ70に対する画像データの伝送速度が高速化した場合においても、外乱ノイズの影響を受けにくい状態で画像データを送信することができる。また、内視鏡スコープ60から画像処理プロセッサ70に画像データを送信する経路は無線であるため、内視鏡スコープ60の細径化や、アイソレーション回路を削減することが可能である。

50

【0061】

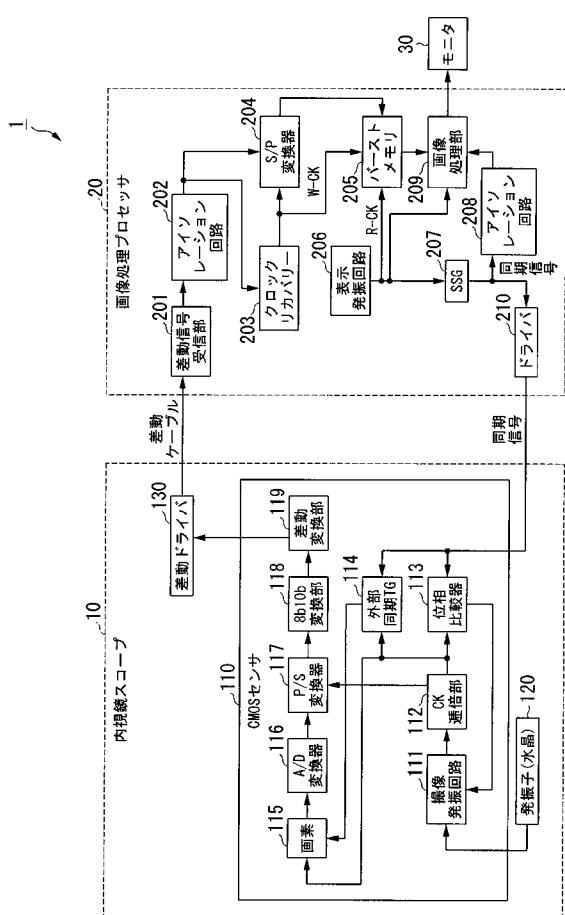
以上、この発明の第1の実施形態から第3の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計等も含まれる。

【符号の説明】

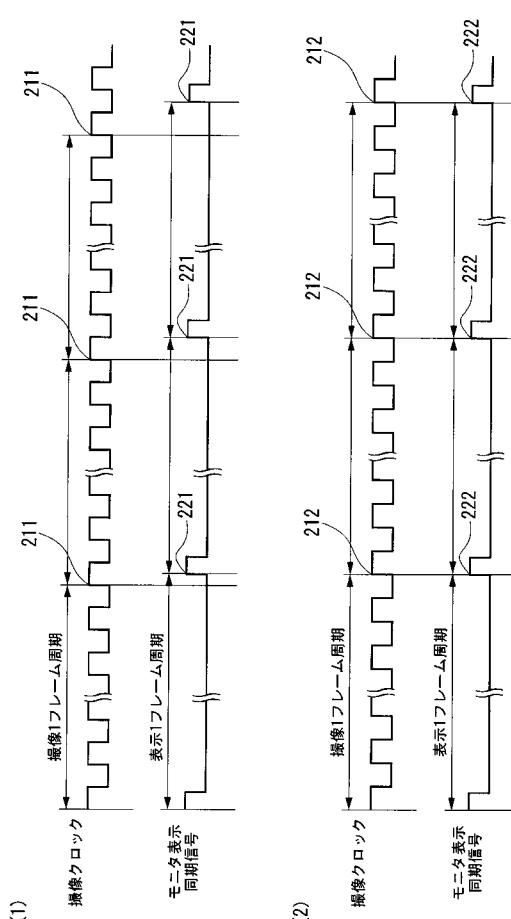
【0062】

1, 2, 3 . . . 電子内視鏡装置、10, 40, 60 . . . 内視鏡スコープ、20, 50, 70 . . . 画像処理プロセッサ、30 . . . モニタ、110, 410, 610 . . . CMOSセンサ、111, 420, 611 . . . 撮像発振回路、112, 411, 612 . . . CK倍増部、113, 430, 613 . . . 位相比較器、114, 412, 614 . . . 外部同期TG、115, 413, 615 . . . 画素、116, 414, 616 . . . A/D変換器、117, 415, 619 . . . P/S変換器、118, 416, 620 . . . 8b10b変換部、119, 417, 621 . . . 差動変換部、120, 620 . . . 発振子、130 . . . 差動ドライバ、201, 502 . . . 差動信号受信部、202, 208, 508 . . . アイソレーション回路、203, 503, 703 . . . クロックリカバリー、204, 504, 704 . . . S/P変換器、205, 505 . . . バーストメモリ、206, 506, 708 . . . 表示発振回路、207, 507, 709 . . . モニタ同期信号生成部、209, 509, 710 . . . 画像処理部、210, 510 . . . ドライバ、440 . . . 電光変換部、501 . . . 光電変換部、617 . . . 圧縮回路、618 . . . 同期信号挿入回路、630, 702 . . . 無線受信復調回路、640, 711 . . . 無線変調送信回路、650, 701 . . . アンテナ、705 . . . 伸張回路、706 . . . フレームメモリ、707 . . . 符号判定回路

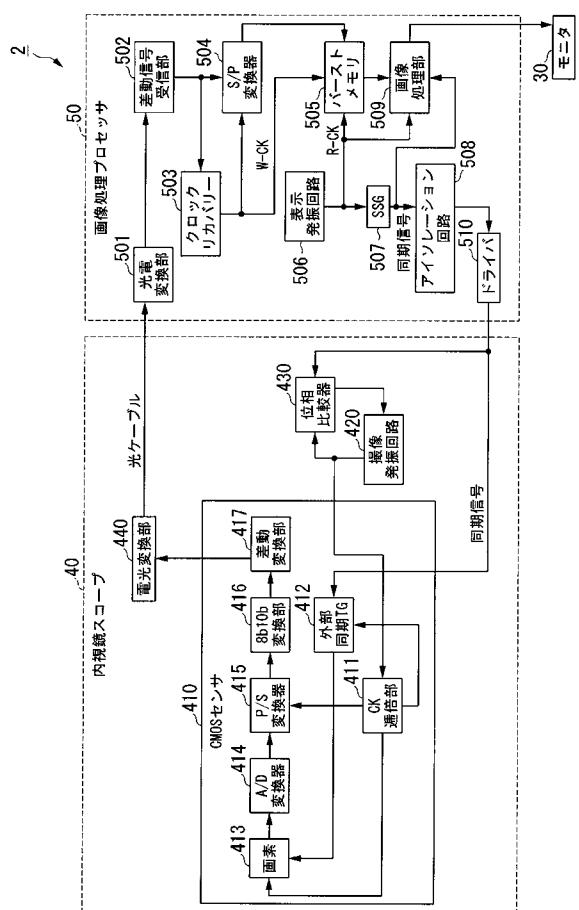
【図1】



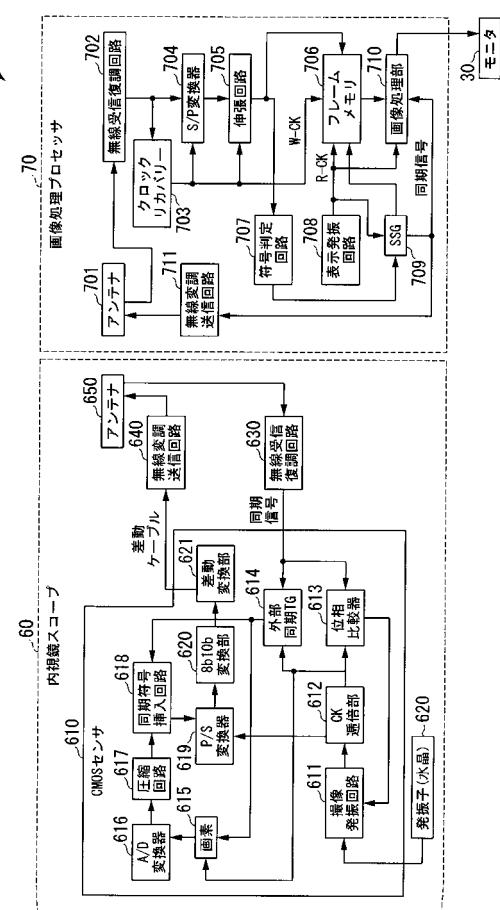
【図2】



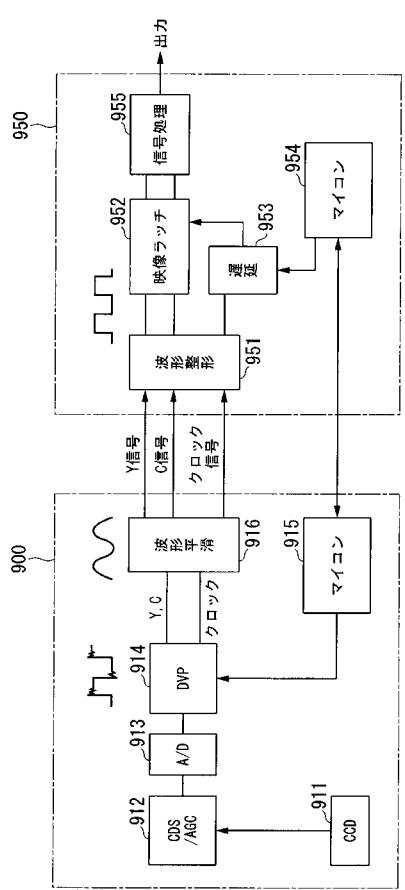
【図3】



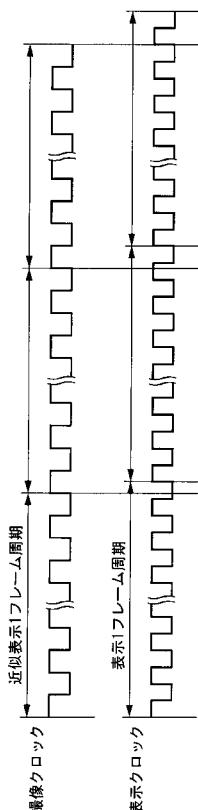
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
H 04N 5/374 (2011.01)	H 04N 5/225 C	
	H 04N 5/335 410	
	H 04N 5/335 740	

(72)発明者 田中 哲
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 東 基雄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 西村 久
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 古藤田 薫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 滝沢 一博
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 佐藤 貴之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 小林 成康
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 FA13 GA06 GA11
4C161 CC06 JJ17 JJ19 LL02 NN01 NN03 NN05 PP01 SS04 SS14
TT20 UU05 UU06 UU09 UU10 YY12 YY18
5C024 AX01 BX02 CY15 CY16 GY31 HX01 HX29 HX37
5C054 CC07 DA04 DA05 DA07 DA10 EA01 EC06 EG00 HA12
5C122 DA03 DA26 EA06 EA68 FA17 FC02 GC01 GC22 GC76 HA10
HB02

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2013000451A	公开(公告)日	2013-01-07
申请号	JP2011136408	申请日	2011-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田中哲 東基雄 西村久 古藤田薰 滝沢一博 佐藤貴之 小林成康		
发明人	田中 哲 東 基雄 西村 久 古藤田 薰 滝沢 一博 佐藤 貴之 小林 成康		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18 H04N5/225 H04N5/341 H04N5/374		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00016 A61B1/0002 A61B1/04 A61B1/045 H04N5 /0675 H04N5/123		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N7/18.M H04N5/225.B H04N5/225.C H04N5/335.410 H04N5/335.740 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/04.530 A61B1/045.611 A61B1/045.613 A61B1 /045.630 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232.300 H04N5/341 H04N5/374		
F-TERM分类号	2H040/FA13 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161 /NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/SS04 4C161/SS14 4C161/TT20 4C161/UU05 4C161/UU06 4C161/UU09 4C161/UU10 4C161/YY12 4C161/YY18 5C024/AX01 5C024/BX02 5C024 /CY15 5C024/CY16 5C024/GY31 5C024/HX01 5C024/HX29 5C024/HX37 5C054/CC07 5C054/DA04 5C054/DA05 5C054/DA07 5C054/DA10 5C054/EA01 5C054/EC06 5C054/EG00 5C054/HA12 5C122 /DA03 5C122/DA26 5C122/EA06 5C122/EA68 5C122/FA17 5C122/FC02 5C122/GC01 5C122/GC22 5C122/GC76 5C122/HA10 5C122/HB02		
代理人(译)	塔奈澄夫		
其他公开文献	JP5784383B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：确保成像和显示之间的同步。解决方案：图像处理处理器20包括：显示振荡电路206，产生显示时钟;监视同步信号生成部207基于显示时钟生成监视显示同步信号。内窥镜镜体10包括：像素115，A / D转换器116，以及将光学信息转换为电信号的P / S转换器117，并将其作为串行数据输出;成像振荡电路111产生成像时钟，基于该成像时钟驱动像素115;相位比较器113比较监视器显示同步信号的相位和成像时钟的相位，并控制成像振荡电路111的振荡。

