

(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2007-89839**(P2007-89839A)**

(43) 公開日 平成19年4月12日(2007.4.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2005-283497 (P2005-283497)
 (22) 出願日 平成17年9月29日 (2005.9.29)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
 番地
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (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
 Fターム(参考) 2H040 CA02 CA22 DA11 DA12 DA15
 DA57 EA01 FA01 FA10 FA13
 FA14 GA02 GA11

最終頁に続く

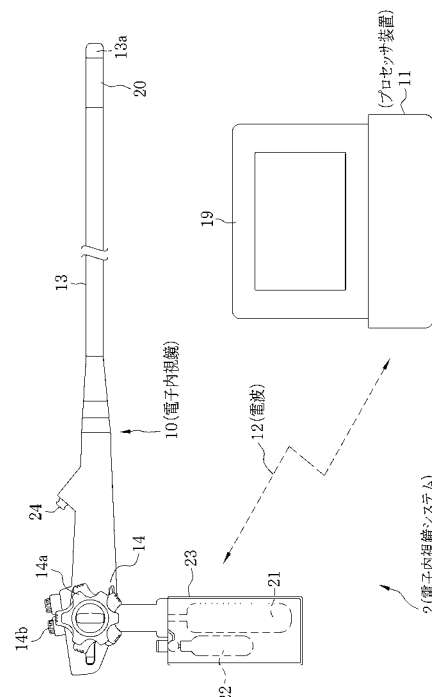
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 占有周波数帯域を必要最小限に止め、確実に同期信号を検出して映像信号から分離することができる電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 電子内視鏡システム 2 は、映像信号を表す信号レベルの上下数値を、映像信号の垂直同期信号および水平同期信号の状態を表す同期符号として用いるとともに、上下数値を除く信号レベルで表される映像信号はそのまま、上下数値の信号レベルで表される映像信号を、上下数値を除く信号レベルの最大値および最小値に置換するパラレル/シリアル変換部 3 5 を備えた電子内視鏡 1 0 と、同期符号を検出して、映像信号から垂直同期信号および水平同期信号を分離する同期分離部 5 5 を備えたプロセッサ装置 1 1 とからなる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像素子により体腔内の被観察体像を撮影して得られた撮像信号をデジタル化した映像信号に、直交変調を施して R F 信号を生成し、R F 信号を電波として送信する電子内視鏡と、電波を受信して、前記 R F 信号から元の映像信号を復調し、復調した映像信号から内視鏡画像を生成するプロセッサ装置とからなる電子内視鏡システムにおいて、

前記電子内視鏡は、前記映像信号を表す信号レベルの上下数値を、前記映像信号の垂直同期信号および水平同期信号の状態を表す同期符号として用いるとともに、前記上下数値を除く信号レベルで表される映像信号はそのまま、前記上下数値の信号レベルで表される映像信号を、前記上下数値を除く信号レベルの最大値および最小値に置換する符号化部を備え、

10

前記プロセッサ装置は、前記同期符号を検出して、前記映像信号から前記垂直同期信号および前記水平同期信号を分離する同期分離部を備えたことを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡とプロセッサ装置とからなり、これらの間で電波によって信号の遣り取りを行う電子内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、電子内視鏡を利用した医療診断が盛んに行われている。電子内視鏡の体腔内に挿入される挿入部先端には、CCDなどの撮像素子が内蔵されており、このCCDにより取得した撮像信号に対して、プロセッサ装置で信号処理を施すことで、モニタで体腔内の画像（内視鏡画像）を観察することができる。

【0003】

一般的に、電子内視鏡とプロセッサ装置とは、信号ケーブルにより接続されているが、信号を変調する変調部、および信号を電波で送信する送信部を電子内視鏡に、電波を受信する受信部、および電波を元の信号に復調する復調部をプロセッサ装置にそれぞれ設けて、電波によって信号の遣り取りを行えるようにし、信号ケーブルを取り除いて電子内視鏡の操作性を向上させた、いわゆるワイヤレス電子内視鏡システムも考案されている（特許文献1および2参照）。

30

【0004】

ワイヤレス電子内視鏡システムは、上述の如く、電子内視鏡の使用時に、信号ケーブルによる操作の制約がなくなり、操作性が向上する。そのうえ、信号ケーブルを用いた従来の電子内視鏡装置では、患者回路と二次回路との間で約4kVの絶縁耐圧を維持することが必須となるが、ワイヤレス電子内視鏡システムでは、電子内視鏡とプロセッサ装置との間に信号ケーブルによる電氣的接続が存在しないため、上記のように高い絶縁耐圧を維持する構成が不要となる。

40

【特許文献1】特開昭60-48011号公報

【特許文献2】特開2001-46334号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上記のような電子内視鏡システムにおいて、電子内視鏡で得られた映像信号をプロセッサ装置で受信して、内視鏡画像としてモニタに表示するためには、電子内視鏡とプロセッサ装置との間で同期をとる必要がある。しかしながら、従来の電子内視鏡システムでは、映像信号とは別に、同期信号を表すデータ領域が確保され、これらを異なる送受信周波数帯域の電波で送受信していた。

50

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、占有周波数帯域を必要最小限に止め、確実に同期信号を検出して映像信号から分離することができる電子内視鏡システム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】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、本発明は、撮像素子により体腔内の被観察体像を撮影して得られた撮像信号をデジタル化した映像信号に、直交変調を施して R F 信号を生成し、R F 信号を電波として送信する電子内視鏡と、電波を受信して、前記 R F 信号から元の映像信号を復調し、復調した映像信号から内視鏡画像を生成するプロセッサ装置とからなる電子内視鏡システムにおいて、前記電子内視鏡は、前記映像信号を表す信号レベルの上下数値を、前記映像信号の垂直同期信号および水平同期信号の状態を表す同期符号として用いるとともに、前記上下数値を除く信号レベルで表される映像信号はそのまま、前記上下数値の信号レベルで表される映像信号を、前記上下数値を除く信号レベルの最大値および最小値に置換する符号化部を備え、前記プロセッサ装置は、前記同期符号を検出して、前記映像信号から前記垂直同期信号および前記水平同期信号を分離する同期分離部を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明の電子内視鏡システムによれば、映像信号を表す信号レベルの上下数値を、映像信号の垂直同期信号および水平同期信号の状態を表す同期符号として用いるとともに、上下数値を除く信号レベルで表される映像信号はそのまま、上下数値の信号レベルで表される映像信号を、上下数値を除く信号レベルの最大値および最小値に置換する符号化部を備えた電子内視鏡と、同期符号を検出して、映像信号から垂直同期信号および水平同期信号を分離する同期分離部を備えたプロセッサ装置とからなるので、占有周波数帯域を必要最小限に止めることができる。また、確実に同期信号を検出して映像信号から分離することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

図 1 において、本発明を適用した電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、およびプロセッサ装置 1 1 から構成される。この電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0 とプロセッサ装置 1 1 との信号の遣り取りを電波 1 2 にて行う、いわゆるワイヤレス電子内視鏡システムである。

【 0 0 1 0 】

電子内視鏡 1 0 は、体腔内に挿入される挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 とを備えている。挿入部 1 3 の先端に連設された先端部 1 3 a には、体腔内の被観察体像の像光を取り込むための対物レンズ 1 5 と、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子としての C C D 1 6 (例えば、画素サイズ; 1 2 8 0 × 9 6 0、フレームレート; 3 0 フレーム / 秒)、および照射レンズ 1 7 と体腔内照明用の L E D 光源 (L E D) 1 8 (ともに図 2 参照) が内蔵されている。C C D 1 6 により取得された体腔内の画像は、プロセッサ装置 1 1 に接続されたモニタ 1 9 に内視鏡画像として表示される。

【 0 0 1 1 】

先端部 1 3 a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 2 0 が設けられている。この湾曲部 2 0 は、操作部 1 4 に設けられたアングルノブ 1 4 a が操作されて、挿入部 1 3 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し、先端部 1 3 a が体腔内の所望の方向に向けられるようになっている。

【 0 0 1 2 】

操作部 1 4 の下方には、水が貯留される貯水タンク 2 1 と、エアーが貯留されるエアーポンベ 2 2 とが内蔵されたカートリッジ 2 3 が着脱自在に取り付けられている。これら貯水タンク 2 1、エアーポンベ 2 2 に貯留された水、エアーは、操作部 1 4 の送水 / 送気ボ

10

20

30

40

50

タン１４ｂの操作に連動して、電子内視鏡１０内部に配設された送水パイプ、送気パイプを通して、先端部１３ａに形成された洗浄ノズル（図示せず）から対物レンズ１５に向けて噴射される。これにより、対物レンズ１５表面に付着した汚物などの除去や、体腔内への送気を行うことが可能となっている。ここで、カートリッジ２３は、電子内視鏡１０を使用する際に操作者の手の付け根が当接する位置に取り付けられており、電子内視鏡１０の操作性を安定化させる役割も果たしている。なお、符号２４は、処置具が挿通される鉗子口である。

【００１３】

図２において、電子内視鏡１０は、ＣＰＵ３０により全体の動作を統括的に制御される。ＣＰＵ３０には、電子内視鏡１０の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されたＲＯＭ３１が接続されている。ＣＰＵ３０は、このＲＯＭ３１から必要なプログラムやデータを読み出し、電子内視鏡１０の動作制御を行う。 10

【００１４】

また、ＣＰＵ３０には、タイミングジェネレータ（ＴＧ）３２が接続されている。ＴＧ３２は、ＣＣＤ１６、後述するＡＦＥ３４、パラレル／シリアル変換部（Ｐ／Ｓ）３５に接続されており、これら各部にタイミング信号（クロックパルス）を送信する。ＣＣＤ１６、ＡＦＥ３４、およびＰ／Ｓ３５は、ＴＧ３２から送信されるタイミング信号に基づいて動作する。

【００１５】

ＬＥＤ１８には、駆動部３３が接続されている。駆動部３３は、ＣＰＵ３０の制御の下に、ＬＥＤ１８をオン／オフ駆動させる。ＬＥＤ１８から発せられた光は、照射レンズ１７を介して体腔内の被観察体に照射される。なお、先端部１３ａではなく操作部１４の内部にＬＥＤ１８を配し、ライトガイドで先端部１３ａに導光する構成としてもよい。 20

【００１６】

ＣＣＤ１６は、対物レンズ１５から入射した体腔内の被観察体像の像光を撮像面に結像させ、各画素からこれに応じた撮像信号を出力する。ＡＦＥ３４は、ＣＣＤ１６から入力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、およびＡ／Ｄ変換を施して、撮像信号をデジタルの映像信号（１０ビット、図３参照）に変換する。

【００１７】

Ｐ／Ｓ３５は、ＡＦＥ３４から入力されるデジタル映像信号を、パラレルデータからシリアルデータに変換する。また、Ｐ／Ｓ３５は、ＴＧ３２からのタイミング信号による映像信号の垂直、水平同期信号をシリアル変換する。 30

【００１８】

図３に模式的に示すように、Ｐ／Ｓ３５は、映像信号を表す１０ビットの信号レベルの「３ＦＦ（１６進表示）」を水平同期信号がアクティブの状態、「３ＦＥ」を水平同期信号の立ち上がり、「３ＦＤ」を垂直同期信号の立ち下がり、「００２」を垂直同期信号の立ち上がり、「００１」を水平同期信号の立ち下がり、「０００」を垂直同期信号がアクティブの状態を表す同期符号としてそれぞれ割り振る。また、Ｐ／Ｓ３５は、垂直、水平同期信号の状態を表すために用いた上下３個、合計６個の同期符号３ＦＤ～３ＦＦ、０００～００２で表される映像信号を、同期符号を除く信号レベルの最大値「３ＦＣ」および最小値「００３」に置換する。 40

【００１９】

図２に戻って、変調部３６は、Ｐ／Ｓ３５から出力されたシリアルデータに、例えば、４値ＰＳＫ（ＱＰＳＫ）方式を用いてデジタル直交変調を施す。送信部３７は、アンテナ３８を介して、変調部３６でデジタル直交変調が施された映像信号（以下、ＲＦ信号という）を電波１２としてプロセッサ装置１１に送信する。

【００２０】

コネクタ３９には、バッテリー４０が接続されている。バッテリー４０の電力は、ＣＰＵ３０により制御される電力供給部４１から、電子内視鏡１０の各部に供給される。なお、図１には示していないが、操作部１４の後部には、バッテリー４０を収納するバッテリー収納室 50

が設けられており、コネクタ 39 はその内部に配されている。

【0021】

図 4 において、プロセッサ装置 11 は、CPU 50 により全体の動作を統括的に制御される。CPU 50 には、プロセッサ装置 11 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶された ROM 51 が接続されている。CPU 50 は、この ROM 51 から必要なプログラムやデータを読み出し、プロセッサ装置 11 の動作制御を行う。

【0022】

アンテナ 52 は、電子内視鏡 10 からの電波 12 を受信する。受信部 53 は、アンテナ 52 で受信された電波 12、すなわち RF 信号を増幅する。復調部 54 は、RF 信号にデジタル直交検波を施して、RF 信号を電子内視鏡 10 で変調される前の映像信号に復調する。 10

【0023】

同期分離部 55 は、CPU 50 の制御の下に、P/S 35 で割り振られた同期符号を検出して、この検出結果に基づいて、復調部 54 で復調された映像信号から、振幅分離によって同期信号を分離し、続いて周波数分離により水平同期信号と垂直同期信号とを分離する。

【0024】

映像信号処理部 56 は、映像信号からデジタルのビデオ信号を生成する。ビデオ信号処理部 57 は、映像信号処理部 56 で生成されたビデオ信号に対して、マスク生成やキャラクタ情報付加などの各種画像処理を施す。バッファ 58 は、ビデオ信号処理部 57 で各種画像処理が施され、モニタ 19 に内視鏡画像として表示されるビデオ信号を一旦格納する。 20

【0025】

上記のように構成された電子内視鏡システム 2 で体腔内を観察する際には、LED 光源 18 をオンして、挿入部 13 を体腔内に挿入し、体腔内を照明しながら、CCD 16 による内視鏡画像をモニタ 19 で観察する。

【0026】

このとき、対物レンズ 15 から入射した体腔内の被観察体像の像光は、CCD 16 の撮像面に結像され、CCD 16 から撮像信号が出力される。CCD 16 から出力された撮像信号は、AFE 34 で相関二重サンプリング、増幅、および A/D 変換が施され、デジタルの映像信号に変換される。 30

【0027】

AFE 34 から出力されたデジタルの映像信号は、P/S 35 によりシリアルデータに変換される。また、TG 32 からのタイミング信号による映像信号の垂直、水平同期信号も、P/S 35 によりシリアル変換される。

【0028】

P/S 35 では、「3FF」が、水平同期信号がアクティブの状態、「3FE」が水平同期信号の立ち上がり、「3FD」が垂直同期信号の立ち下がり、「002」が垂直同期信号の立ち上がり、「001」が水平同期信号の立ち下がり、「000」が、垂直同期信号がアクティブの状態を表す同期符号としてそれぞれ割り振られ、同期符号 3FD ~ 3FF、000 ~ 002 で表される映像信号が、同期符号を除く信号レベルの最大値「3FC」および最小値「003」に置換される。同期符号を除く信号レベル（「003」~「3FC」）で表される映像信号は、そのままの値でシリアル変換される。これにより、同期信号用にデータ領域を確保する必要がなく、映像信号と同一の周波数帯域の電波 12 として送信することができる。 40

【0029】

P/S 35 から出力されたシリアルデータは、変調部 36 でデジタル直交変調が施され、これにより RF 信号が生成される。RF 信号は、送信部 37 で増幅され、アンテナ 38 から電波 12 として送信される。

【0030】

一方、プロセッサ装置 11 では、電子内視鏡 10 のアンテナ 38 から送信された電波 12 がアンテナ 52 で受信されると、この電波 12、すなわち R F 信号が受信部 53 で増幅される。復調部 54 では、受信部 53 で増幅された R F 信号にデジタル直交検波が施され、電子内視鏡 10 で変調される前の映像信号が復調される。

【0031】

復調部 54 で復調された映像信号は、C P U 50 の制御の下に、同期分離部 55 で同期分離が施される。同期分離部 55 では、P / S 35 で割り振られた同期符号が検出される。そして、この検出結果に基づいて、復調部 54 で復調された映像信号から、振幅分離によって同期信号が分離され、周波数分離により水平同期信号と垂直同期信号とが分離される。これにより、確実に映像信号から同期信号が分離される。

10

【0032】

復調部 54 で復調された映像信号は、映像信号処理部 56 でデジタルのビデオ信号として出力される。映像信号処理部 56 で出力されたビデオ信号は、ビデオ信号処理部 57 で各種画像処理が施され、バッファ 58 に一旦格納されて、モニタ 19 に内視鏡画像として表示される。

【0033】

なお、上記実施形態で挙げた同期符号に割り振る信号レベルは一例であり、本発明を特

【図面の簡単な説明】

【0034】

20

【図 1】電子内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【図 2】電子内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】映像信号と同期符号との関係を模式的に示す説明図である。

【図 4】プロセッサ装置の内部構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0035】

2 電子内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12 電波

30

16 C C D

19 モニタ

30 C P U

35 パラレル / シリアル変換部 (P / S)

36 変調部

37 送信部

50 C P U

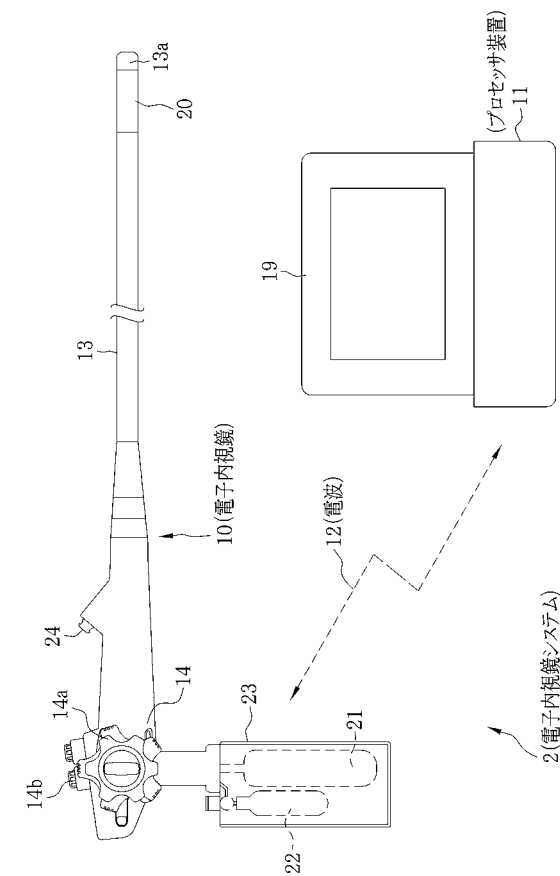
53 受信部

54 復調部

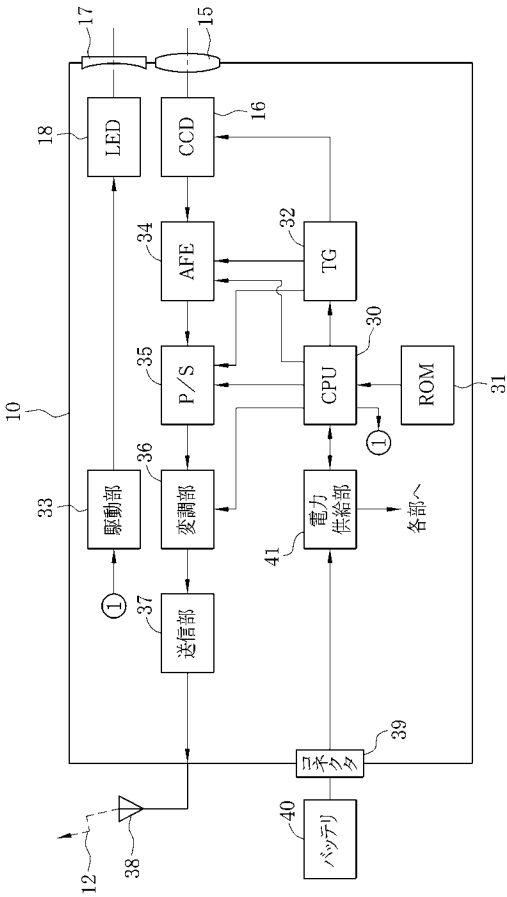
55 同期分離部

40

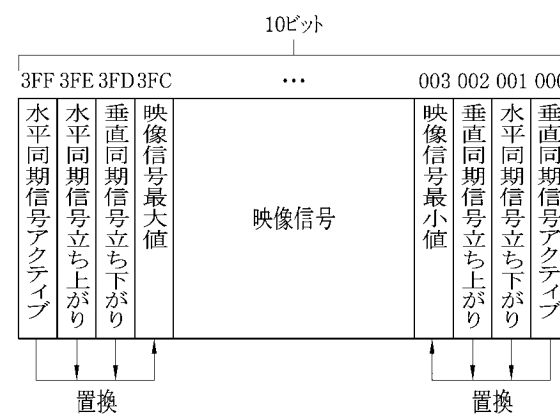
【 図 1 】



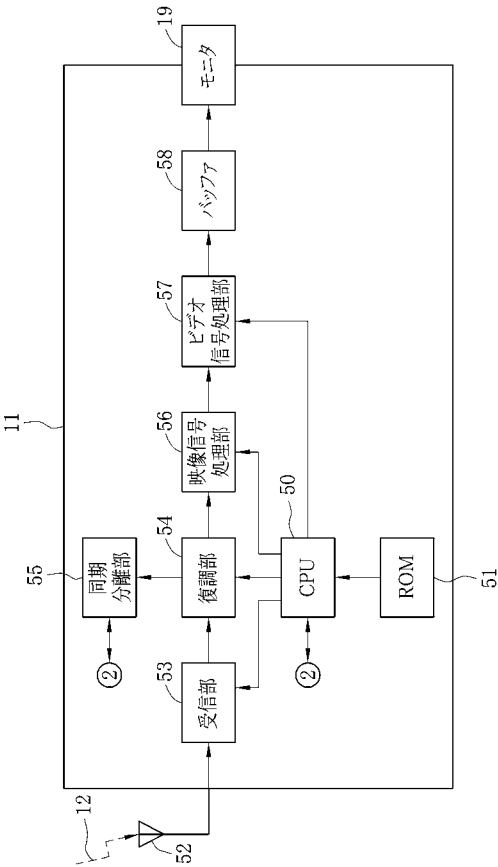
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF45 JJ19 LL02 NN01 NN03 NN05
 QQ06 SS11 SS13 UU06 UU08 UU09
 5C054 DA07 EC00 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007089839A	公开(公告)日	2007-04-12
申请号	JP2005283497	申请日	2005-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/05 H04N5/23203 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/04.362.J A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA22 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA57 2H040/EA01 2H040/FA01 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF45 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/QQ06 4C061/SS11 4C061/SS13 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 5C054/DA07 5C054/EC00 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF45 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/QQ06 4C161/SS11 4C161/SS13 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP4758720B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜系统，其能够可靠地检测同步信号并将其与最小化占用频带的图像信号分离。电子内窥镜系统2使用表示视频信号的信号电平上下数值作为表示垂直同步信号和视频信号的水平同步信号的状态的同步码，并且使用除上下数值之外的信号电平。一种电子内窥镜，其具有并行/串行转换单元35，其替换由上和下数值的信号电平表示的视频信号，其中除了上和下数值之外的信号电平的最大值和最小值，而不改变所表示的视频信号。处理器单元11具有同步分离单元55，用于检测同步码并从视频信号中分离垂直同步信号和水平同步信号。点

域1

