

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4758720号
(P4758720)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月10日 (2011.6.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

請求項の数 1 (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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成20年5月15日 (2008.5.15)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目2番30号
 (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324
 番地 フジノン株式会社内

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【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、複数の信号レベルで階調表現される映像信号に、直交変調を施してRF信号を生成し、RF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RF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、前記映像信号と、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を、映像信号を表す信号レベルと同数の信号レベルで表されるシリアルデータに変換する符号化部であり、前記同期符号はシリアルデータの信号レベルの上下数値で表し、前記上下数値を除くシリアルデータの信号レベルと同じ信号レベルで表される映像信号はそのままシリアルデータの同じ信号レベルで表し、前記上下数値のシリアルデータの信号レベルと同じ信号レベルで表される映像信号を、前記上下数値を除くシリアルデータの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電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

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。

【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）。

【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。

【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。

【0006】

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】

【0007】

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ＲＦ信号を生成し、ＲＦ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ＲＦ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 】

10

【 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。

20

【 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 / 送気ボタン 1 4 b の操作に連動して、電子内視鏡 1 0 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 1 3 a に形成された洗浄ノズル (図示せず) から対物レンズ 1 5 に向けて噴射される。これにより、対物レンズ 1 5 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 2 3 は、電子内視鏡 1 0 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 1 0 の操作性を安定化させる役割も果たしている。なお、符号 2 4 は、処置具が挿通される鉗子口である。

30

【 0 0 1 3 】

40

図 2 において、電子内視鏡 1 0 は、C P U 3 0 により全体の動作を統括的に制御される。C P U 3 0 には、電子内視鏡 1 0 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 R O M 3 1 が接続されている。C P U 3 0 は、この R O M 3 1 から必要なプログラムやデータを読み出し、電子内視鏡 1 0 の動作制御を行う。

【 0 0 1 4 】

また、C P U 3 0 には、タイミングジェネレータ (T G) 3 2 が接続されている。T G 3 2 は、C C D 1 6、後述する A F E 3 4、パラレル / シリアル変換部 (P / S) 3 5 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。C C D 1 6、A F E 3 4、および P / S 3 5 は、T G 3 2 から送信されるタイミング信号に基づいて動作する。

50

【 0 0 1 5 】

LED 18 には、駆動部 33 が接続されている。駆動部 33 は、CPU 30 の制御の下に、LED 18 をオン / オフ駆動させる。LED 18 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 LED 18 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。

【 0 0 1 6 】

CCD 16 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。AFE 34 は、CCD 16 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。

10

【 0 0 1 7 】

P / S 35 は、AFE 34 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 / S 35 は、TG 32 からのタイミング信号による映像信号の垂直、水平同期信号をシリアル変換する。

【 0 0 1 8 】

図 3 に模式的に示すように、P / S 35 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 / S 35 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。

20

【 0 0 1 9 】

図 2 に戻って、変調部 36 は、P / S 35 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。

【 0 0 2 0 】

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、CPU 30 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。

30

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

40

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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

50

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。

【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。

【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。

【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 RF 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 RF 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、CPU 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。

【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、本発明を特に限定するものではない。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【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】

【 0 0 3 5 】

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

16 CCD

19 モニタ

30 CPU

35 パラレル / シリアル変換部 (P / S)

36 変調部

37 送信部

50 CPU

53 受信部

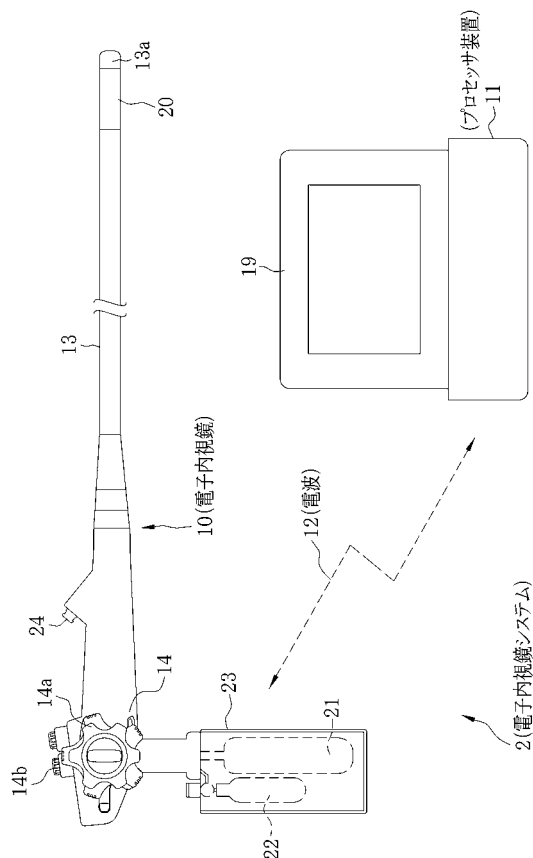
54 復調部

55 同期分離部

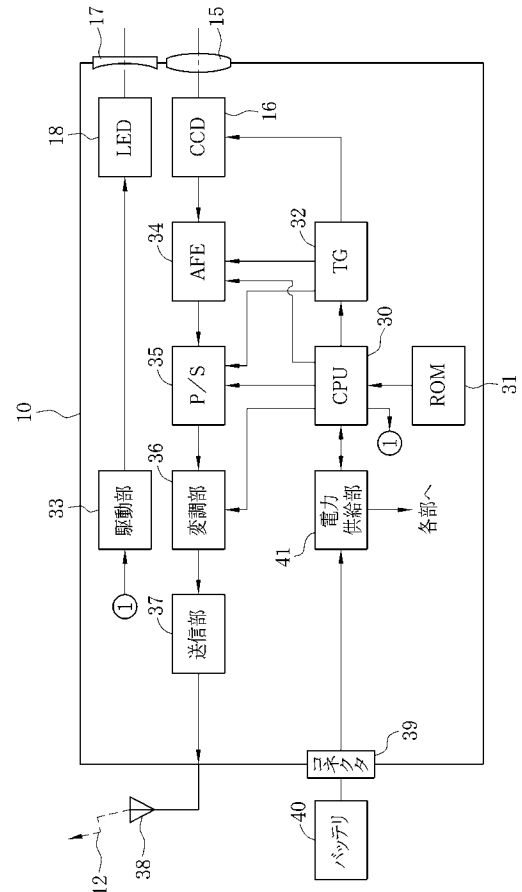
10

20

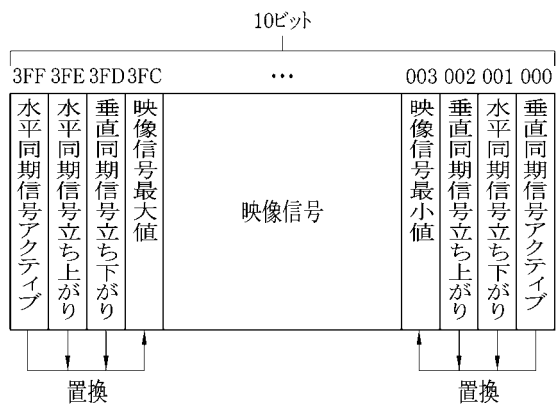
【図 1】



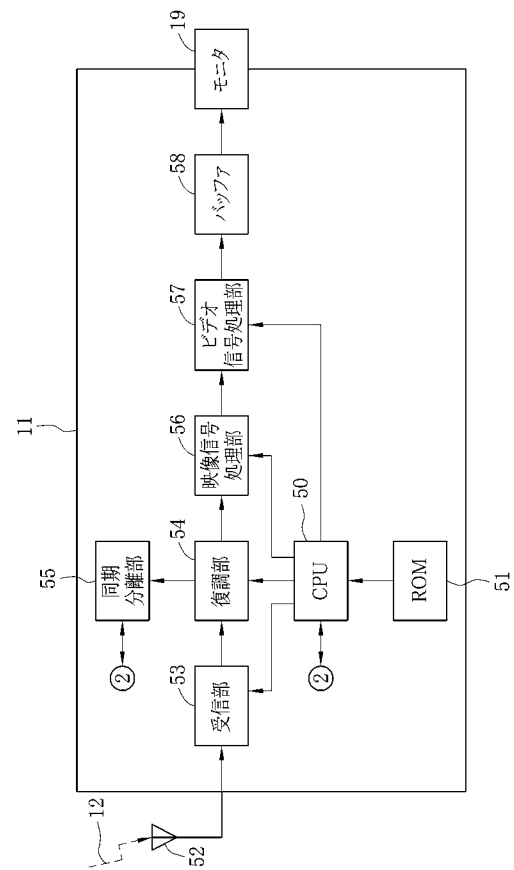
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 3 0 5 3 7 3 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 1 1 2 5 9 3 (W O , A 1)
特開 2 0 0 5 - 2 6 0 7 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 6 0 7 5 0 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 0 8 9 8 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 2 1 6 0 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统将专用频带限制在最低限度，并且当然可以检测到与图像信号分离的同步信号。解决方案：电子内窥镜系统2包括：电子内窥镜10，其配备有并行/串行转换部分35，其使用示出图像信号的信号电平的顶部和底部数值作为示出垂直同步的情况的同步代码。信号和图像信号的水平同步信号，并且将由顶部和底部数值的信号电平所示的图像信号移位到除了顶部和底部数值之外的信号电平的最大值和最小值，同时图像信号除了顶部和底部数值之外的信号电平所示保持不变；处理器装置11配备有同步分离部分55，该同步分离部分55检测同步代码并从图像信号中分离垂直同步信号和水平同步信号。