

(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2008-264252
(P2008-264252A)

(43) 公開日 平成20年11月6日(2008.11.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 362J	2H040
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06 A	4C061
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	5C054
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	
H04N 7/18 (2006.01)	G02B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-112123 (P2007-112123)
(22) 出願日 平成19年4月20日 (2007. 4. 20)

(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番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 仁井田 巧一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 本多 武道
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 山下 真司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

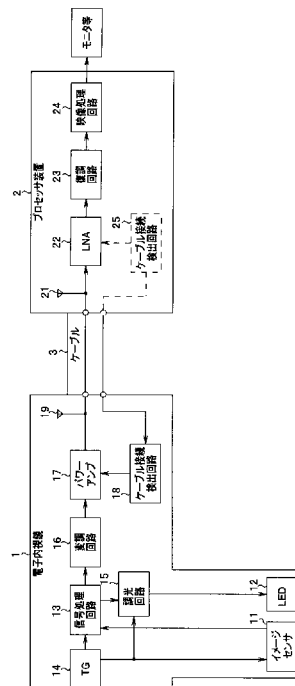
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 伝送ゲインの設定を有線伝送時と無線伝送時とのそれぞれにおいて最適化できるため、有線伝送時及び無線伝送時における伝送不良の発生を低減することができる電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡装置は、イメージセンサ11により得られる撮像信号を無線及び有線により伝送するためのパワーアンプ17を有する電子内視鏡1と、無線及び有線により伝送された撮像信号を受信するための低雑音増幅器22を有する。撮像信号から映像信号を生成するプロセッサ装置2と、電子内視鏡1とプロセッサ装置2との間において有線により撮像信号を伝送するためのケーブルの接続が検出されると、パワーアンプ17のゲイン又は低雑音増幅器22のゲインを変更するケーブル接続検出回路17とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像素子により得られる撮像信号を無線及び有線により伝送するための伝送回路を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号を無線及び有線により伝送された前記撮像信号を受信するための受信回路を有し、前記撮像信号から映像信号を生成するプロセッサ装置と、

前記電子内視鏡と前記プロセッサ装置との間において有線により前記撮像信号を伝送するためのケーブルの接続が検出されると、前記伝送回路のゲイン又は前記受信回路のゲインを変更するゲイン変更手段と、

を具備することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記ケーブルの接続を検出するケーブル接続検出手段を備え、

前記ゲイン変更手段は、前記ケーブル接続検出手段からの前記ケーブルの接続を示す検出信号を検出すると、前記伝送回路のゲイン又は前記受信回路のゲインを変更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 3】

前記伝送回路の出力を、前記無線による伝送をするためのアンテナに接続するか、前記有線による伝送をするための前記ケーブルに接続するかを切り替える切り替え手段を備え、

、

前記切り替え手段は、前記ケーブル接続検出手段の前記検出信号に基づき、前記無線による伝送をするためのアンテナに接続するか、前記有線による伝送をするための前記ケーブルに接続するかを切り替えることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記電子内視鏡及び前記プロセッサ装置の前記無線による伝送をするためのアンテナは、着脱可能であって、前記有線による伝送をするための前記ケーブル用のコネクタに装着されることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか 1 項に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、電子内視鏡装置に関し、特に、ゲイン変更手段を備えた電子内視鏡装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、電子内視鏡装置は、一般に、電子内視鏡とプロセッサ装置を有して構成されている。電子内視鏡は、搭載されたイメージセンサによって撮像された被観察体の撮像信号を有線によりプロセッサ装置に伝送する。プロセッサ装置は、撮像信号の映像処理を実行し、映像処理して生成された映像信号をモニタ等へ出力する。

【0003】

また、内視鏡により得られる撮像信号をプロセッサ装置へ有線により伝送するのではなく、無線により伝送するようにした内視鏡装置が、特開 2001-45472 号公報に開示されている。しかし、無線による伝送だけでは、伝送経路に障害物が置かれたりして伝送される撮像信号が乱れる虞がある。そのため、無線による撮像信号の乱れに備え、有線による伝送もできるようにすることが考えられるが、その場合、有線用の伝送回路を無線用の伝送回路とは別に設けることになる。その場合、有線用と無線用のそれぞれ用に伝送回路を別々に設けると、回路規模が大きくなるため、内視鏡装置が大型化する。さらに、有線時と無線時の使用状況に応じて伝送回路を切り替えるための切り替え手段が必要となり、切り替え手段の切り替え作業は、煩雑である。

40

【0004】

そして、有線用と無線用の伝送回路を同一にし、無線用に変調した撮像信号を有線または無線により伝送することができるようにした電子内視鏡が、特開 2004-15983

50

3号公報に開示されている。この特開2004-159833号公報に開示された電子内視鏡装置では、有線時であっても無線時であっても同一の伝送回路を使用して撮像信号が伝送される。

【特許文献1】特開2001-45472号公報

【特許文献2】特開2004-159833号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、有線時と無線時に同一の伝送回路を使用する電子内視鏡装置では、伝送ゲインを有線時と無線時のそれぞれにおいて最適値にすることはできないため、伝送不良が発生する虞があり、特開2004-159833号公報に開示された電子内視鏡装置では、伝送品質が確保できないという問題があった。

10

【0006】

そこで、本発明は、有線伝送用と無線伝送用それぞれの伝送回路を別々に設ける必要がなく電子内視鏡装置の小型化が可能であり、ケーブルの着脱により有線伝送と無線伝送の設定の切り替えができるため、設定の切り替え操作の煩雑さもなくなる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。さらに、伝送ゲインの設定を有線伝送時と無線伝送時とのそれぞれにおいて最適化できるため、有線伝送時及び無線伝送時における伝送不良が発生しない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】

20

【0007】

本発明の電子内視鏡装置は、撮像素子により得られる撮像信号を無線及び有線により伝送するための伝送回路を有する電子内視鏡と、前記撮像信号を無線及び有線により伝送された前記撮像信号を受信するための受信回路を有し、前記撮像信号から映像信号を生成するプロセッサ装置と、前記電子内視鏡と前記プロセッサ装置との間において有線により前記撮像信号を伝送するためのケーブルの接続が検出されると、前記伝送回路のゲイン又は前記受信回路のゲインを変更するゲイン変更手段とを具備する。

【発明の効果】

【0008】

本発明の電子内視鏡装置によれば、有線伝送用と無線伝送用それぞれの伝送回路を別々に設ける必要がなく小型化が可能であり、ケーブルの着脱により有線伝送と無線伝送の設定の切り替えができるため、設定の切り替え操作の煩雑さもなくなる。さらに、本発明の電子内視鏡装置によれば、伝送ゲインの設定を有線伝送時と無線伝送時とのそれぞれにおいて最適化できるため、有線伝送時及び無線伝送時における伝送不良の発生を低減することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

< 第1の実施の形態 >

図1は、本実施の形態である電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

40

電子内視鏡装置は、挿入部を有する電子内視鏡1と、プロセッサ装置2と、電子内視鏡1とプロセッサ装置2に対して、着脱可能なケーブル3から構成される。電子内視鏡1は、イメージセンサ11と、発光ダイオード（以下、LEDという）12と、信号処理回路13と、タイミングジェネレータ（以下、TGという）14と、調光回路15と、変調回路16と、パワーアンプ17と、ケーブル接続検出回路18と、送信用アンテナ19とを備えて構成されている。

【0010】

プロセッサ装置2は、受信用アンテナ21と、低雑音増幅器（以下、LNAという）22と、復調回路23と、映像処理回路24とを備えて構成されている。ケーブル3は、同軸ケーブルであり信号線とグランド線を有している。なお、ケーブル3は、電子内視鏡1

50

及びプロセッサ装置 2 と着脱できるように構成されているが、ケーブル 3 の一端は、電子内視鏡側に固定されていてもよい。

【 0 0 1 1 】

患者の体腔内に挿入される挿入部の先端には、イメージセンサ 1 1 及び L E D 1 2 が配置される。イメージセンサ 1 1 は、L E D 1 2 の照明光により照らされた被写体像を撮像信号に変換し、信号処理回路 1 3 へ出力する。信号処理回路 1 3 は、入力された撮像信号に対しサンプリング、クランプ、アナログデジタル（以下、A D という）変換及びデータコーディングを施し、変調回路 1 6 へ出力する。必要に応じて、信号処理回路 1 3 は、図示しない電子内視鏡に設けられたスイッチの O N / O F F 信号及び電子内視鏡の個体ナンバを示す信号を映像信号に重畳することも可能である。

10

【 0 0 1 2 】

信号処理回路 1 3 の出力信号は、変調回路 1 6 以外に調光回路 1 5 へも出力される。調光回路 1 5 は、信号処理回路 1 3 の出力信号である画像信号から画像の輝度が所定の値になるよう、即ち、L E D 1 2 が被写体を所定の明るさで照らすように、信号処理回路 1 3 の出力信号を検出し、L E D 1 2 の点灯時間をパルス幅変調（以下、P W M という）により制御する。従って、調光回路 1 5 には、図示しない L E D 1 2 の駆動回路が含まれる。

【 0 0 1 3 】

T G 1 4 は、イメージセンサ 1 1、信号処理回路 1 3 及び調光回路へそれぞれ対応するタイミング信号を出力する。イメージセンサ 1 1 には、駆動用のタイミング信号が入力される。信号処理回路 1 3 には、信号処理用のタイミング信号が入力される。調光回路 1 5 には、調光のためのタイミング信号が入力される。なお、T G 1 4 には、図示しないイメージセンサ 1 1 の駆動回路が含まれる。

20

【 0 0 1 4 】

変調回路 1 6 は、信号処理回路 1 3 から出力された撮像信号を搬送波信号に変調し、変調された搬送波信号をパワーアンプ 1 7 へ出力する。ケーブル接続検出回路 1 8 は、ケーブル 3 の接続を検出して、ケーブル 3 の接続情報として、ケーブルの接続を示す検出信号をパワーアンプ 1 7 へ出力する。伝送回路としてのパワーアンプ 1 7 は、変調回路 1 6 から出力される搬送波信号を、ケーブル接続検出回路 1 8 の出力に基づき無線伝送用の電圧ゲイン又は有線伝送用の電圧ゲインにより増幅し、送信用アンテナ 1 9 又はケーブル 3 へ出力する。したがって、ケーブル接続検出回路 1 8 は、ケーブル接続検出手段とゲイン変更手段とを構成する。無線伝送時には、搬送波信号は、送信用アンテナ 1 9 を介してプロセッサ装置 2 へ伝送され、有線伝送時には、搬送波信号は、ケーブル 3 を介してプロセッサ装置 2 へ伝送される。

30

【 0 0 1 5 】

無線により伝送された搬送波信号は、受信用アンテナ 2 1 において受信され、L N A 2 2 へ入力される。有線により伝送された搬送波信号は、ケーブル 3 を通して伝送され、L N A 2 2 へ入力される。受信回路としての L N A 2 2 は、入力された搬送波信号を増幅して復調回路 2 3 へ出力する。復調回路 2 3 は、L N A 2 2 から出力された搬送波信号を撮像信号に復調し、映像処理回路 2 4 へ出力する。映像処理回路 2 4 は、入力された撮像信号に対するガンマ補正処理、色調調整処理、ケーブル接続時の電気安全のための絶縁処理及び文字等のキャラクタの重畳処理の機能を有し、モニタ等の外部表示機器に適合した映像信号へ変換する。映像処理回路 2 4 において変換された映像信号をモニタ等に出力することにより、モニタ等に被写体像が表示される。

40

【 0 0 1 6 】

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。

まず、ケーブル 3 が接続されていない無線伝送時の動作について説明する。イメージセンサ 1 1 からの撮像信号に対して、信号処理回路 1 3 は、サンプリング等の処理を施し、変調回路 1 6 へ出力する。変調回路 1 6 は、変調した搬送波信号をパワーアンプ 1 7 へ出力する。

【 0 0 1 7 】

50

このとき、ケーブル接続検出回路18は、ケーブル3が接続されていないため、伝送回路であるパワーアンプ17に無線による伝送を行うためのゲインに切り替えるための指示をするゲイン切替信号を出力する。パワーアンプ17は、ゲイン切替信号に基づき、入力された搬送波信号を無線伝送用の電圧ゲインにより増幅し、無線伝送用の電圧ゲインにより増幅された搬送波信号を送信用アンテナ19へ出力する。

【0018】

送信用アンテナ19から無線伝送された搬送波信号は、受信回路であるLNA22を介して復調回路23へ入力される。復調回路23は、LNA22から出力された搬送波信号を撮像信号に復調し、映像処理回路24へ出力する。映像処理回路24は、入力された撮像信号に対しガンマ補正処理等を施して、映像信号をモニタ等へ出力することにより、被写体像の観察ができる。

10

【0019】

次に、ケーブル3が接続されている有線伝送時の動作について説明する。ケーブル接続検出回路18は、ケーブル3の接続を検出して検出信号を、パワーアンプ17に有線による伝送を行うためのゲインに切り替えるための指示をするゲイン切替信号として出力する。パワーアンプ17は、ゲイン切替信号に基づき、入力された搬送波信号を有線伝送用の電圧ゲインにより増幅し、有線伝送用の電圧ゲインにより増幅された搬送波信号をケーブル3へ出力する。

【0020】

ケーブル3を介して伝送された搬送波信号は、LNA22へ入力される。LNA22は、低雑音の増幅処理をした搬送波信号を復調回路23へ出力する。復調回路23は、LNA22から出力された搬送波信号を撮像信号に復調し、映像処理回路24へ出力する。映像処理回路24は、入力された撮像信号に対しガンマ補正処理等を施して、映像信号をモニタ等へ出力することにより、被写体像の観察ができる。

20

【0021】

このとき、有線伝送時のパワーアンプ17のゲインの設定値は、有線伝送時にLNA22へ入力される搬送波信号の振幅が、無線伝送時にLNA22へ入力される搬送波信号の振幅と同等となるように設定される。搬送波信号の伝播損失は、空中を伝播する無線伝送時に比べ導体中を伝播する有線伝送時の方が少ない。よって、有線伝送時のパワーアンプ17のゲインの設定値は、無線伝送時のパワーアンプ17のゲインの設定値より小さくできる。そのため、無線伝送用に増幅した搬送波信号をそのまま有線により伝送するよりも、有線伝送時にLNA22へ入力される搬送波信号の振幅の大きさを、有線伝送時と無線伝送時においてほぼ一定となるように適正にすることができる。これにより、従来のようにLNA22に過大な搬送波信号が入力されることによって搬送波信号が飽和して受信不良となる虞が少なくなる。

30

【0022】

なお、有線伝送時には、有線伝送用のゲインに設定された搬送波信号が、送信用アンテナ19から送信されても、パワーアンプ17には無線伝送のための十分なゲインが設定されていないため、無線伝送用の搬送波信号として不十分な信号となり、有線伝送時の被写体像の観察に影響は与えない。なお、その他の動作は無線伝送時と同じであり、無線伝送時と同様に被写体像の観察ができる。

40

【0023】

よって、本実施の形態によれば、有線伝送用と無線伝送用それぞれの伝送回路を別々に設ける必要がなく小型化が可能であり、ケーブルの着脱により有線伝送と無線伝送の設定の切り替えができるため、設定の切り替え操作の煩雑さもなくなる電子内視鏡装置を実現することができる。さらに、本実施の形態によれば、伝送ゲインの設定を有線伝送時と無線伝送時とのそれぞれにおいて最適化できるため、有線伝送時及び無線伝送時における伝送不良の発生を低減することができる電子内視鏡装置を実現することができる。

【0024】

また、本実施の形態に係る電子内視鏡装置によれば、有線伝送時には、パワーアンプ1

50

7のゲインの設定値が小さいので、消費電力を削減することができる。そのため、図示しない電子内視鏡1の電源としてバッテリーを用いた場合には、電子内視鏡1の使用可能な時間を長くすることができる。さらに、ケーブル3を介して伝送される搬送波信号の振幅も小さいので、同軸ケーブルから空中へ放射される不要放射ノイズを削減でき、同様に、同軸ケーブルと電子内視鏡1及びプロセッサ装置2との接続部から空中へ放射される不要放射ノイズを削減できる効果もある。

【0025】

なお、図1に示すように、電子内視鏡1にケーブル接続検出回路18を設ける代わりに、プロセッサ装置2にケーブル接続検出回路25を設けるようにしてもよい。そして、ケーブル接続検出回路25から出力されるゲイン切替信号に基づき、LNA22の受信時のゲインの設定値を切り替える。この場合、パワーアンプ17には、無線伝送用のゲインが設定されるため、有線伝送時には、無線伝送用のゲインにより増幅された過大な搬送波信号が、ケーブル3を介して伝送される。このため、電子内視鏡1にケーブル接続検出回路を設けた場合のような不要放射ノイズの削減の効果はないが、電子内視鏡1の回路規模を小さくすることが可能である。

10

【0026】

さらになお、図2に示すように、電子内視鏡1内のパワーアンプ17の出力をアンテナ19に接続するか、ケーブル3に接続するかを切り替えるための切り替え手段20を設けるようにしてもよい。図2は、その切り替え手段を設けた電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。電子内視鏡1は、ケーブル接続検出回路18から出力されるゲイン切替信号に基づき、パワーアンプ17から出力される搬送波信号を、無線によって伝送するか有線によって伝送するかを選択的に切り替えることができる。このような構成によれば、有線伝送時に、アンテナからの不要放射によるノイズの発生を防ぐことができる。

20

【0027】

さらになお、アンテナ及びケーブルのそれぞれのコネクタの形状を同一にして、ケーブル接続時にはアンテナを取り外さなければケーブル3を接続できないような構造にしてもよい。この場合も同様に、有線伝送時に、アンテナからの不要放射によるノイズの発生を防ぐことができる。

【0028】

<第2の実施の形態>

図3は、第2の実施の形態である電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。なお、図3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。

30

図3に示すように、本実施の形態の電子内視鏡装置では、電子内視鏡1aにケーブル接続検出回路が設けられていない。また、ケーブル3aの途中には、アッテネータ26が設けられている。他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

【0029】

図4は、アッテネータ26の構成を示す回路図である。アッテネータ26は、図4に示すように抵抗27~29を用いた回路によって構成される。ケーブル3の信号線の途中に抵抗27が設けられており、抵抗27の両側にはグラウンド線との間で抵抗28, 29がそれぞれ接続されている。このような構成であれば、ケーブル3aにアッテネータ26用の電源を供給する必要がないので、信号線とグラウンド線のみにより構成することができる。なお、アッテネータ26は、半導体を用いた回路によって構成してもよい。

40

【0030】

パワーアンプ17aは、電子内視鏡1aにケーブル接続検出回路が設けられていないため、ゲインを切り替えることができない。そのため、パワーアンプ17aへ入力される搬送波信号は、無線伝送用の電圧ゲインにより増幅され、送信用アンテナ19又はケーブル3aへ出力される。有線伝送時には、パワーアンプ17aから出力された搬送波信号は、アッテネータ26により振幅が減衰されて、プロセッサ装置2aのLNA22へ伝送される。その他の構成及び無線伝送時の構成は、第1の実施の形態と同じであり、同様にモニタ等に被写体像が表示される。

50

【 0 0 3 1 】

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。なお、第 1 の実施の形態と同一の動作については説明を省略する。

まず、ケーブル 3 a が接続されていない無線伝送時の動作について説明する。電子内視鏡 1 a にケーブル接続検出回路が設けられていないため、パワーアンプ 1 7 a は、無線伝送用のゲインが設定されている。パワーアンプ 1 7 a は、入力された搬送波信号を無線伝送用の電圧ゲインにより増幅し、送信用アンテナ 1 9 へ出力する。その他の動作は、第 1 の実施の形態と同一であり、同様に被写体像の観察ができる。

【 0 0 3 2 】

次に、ケーブル 3 a が接続されている有線伝送時の動作について説明する。パワーアンプ 1 7 a には、無線伝送用の電圧ゲインが設定されているため、入力された搬送波信号を無線伝送用の電圧ゲインにより増幅し、ケーブル 3 a へ出力する。ケーブル 3 a に入力された搬送波信号は、アッテネータ 2 6 により振幅が減衰されてプロセッサ装置 2 a の L N A 2 2 へ出力される。

10

【 0 0 3 3 】

このとき、アッテネータ 2 6 の抵抗 2 7 ~ 2 9 の抵抗値は、有線伝送時に L N A 2 2 へ入力される搬送波信号の振幅が、無線伝送時に L N A 2 2 へ入力される搬送波信号の振幅と同等となるように設定される。無線伝送用に増幅した搬送波信号を有線により伝送する場合、無線伝送用に増幅された過大な搬送波信号は、アッテネータ 2 6 により減衰されるため、L N A 2 2 に入力される搬送波信号の振幅の大きさを適正にすることができる。これにより、L N A 2 2 に過大な搬送波信号が入力されることによって搬送波信号が飽和して受信不良となる虞が少なくなる。

20

【 0 0 3 4 】

よって、本実施の形態によれば、有線伝送用と無線伝送用それぞれの伝送回路を別々に設ける必要がなく小型化が可能であり、ケーブルの着脱により有線伝送と無線伝送の設定の切り替えができるため、設定の切り替え操作の煩雑さもなくなる電子内視鏡装置を実現することができる。さらに、本実施の形態によれば、伝送ゲインの設定を有線伝送時と無線伝送時とのそれぞれにおいて最適化できるため、有線伝送時及び無線伝送時における伝送不良の発生を低減することができる電子内視鏡装置を実現することができる。

30

【 0 0 3 5 】

なお、アッテネータ 2 6 は、電子内視鏡 1 a の近傍に配置することにより、同軸ケーブルから空中へ放射される不要放射ノイズを削減することができる。具体的には、同軸ケーブルの電子内視鏡 1 a に接続されるコネクタの近くにアッテネータ 2 6 を配置する。

【 0 0 3 6 】

さらになお、図 5 に示すように、電子内視鏡 1 a にケーブル接続検出回路 1 8 及びパワーアンプ 1 7 a の出力をアンテナ 1 9 に接続するか、ケーブル 3 a に接続するかを切り替えるための切り替え手段 2 0 を設けるようにしてもよい。電子内視鏡 1 a は、ケーブル接続検出回路 1 8 から出力されるゲイン切替信号に基づき、パワーアンプ 1 7 a から出力される搬送波信号を、無線によって伝送するか有線によって伝送するかを選択的に切り替えることができる。このような構成によれば、有線伝送時に、アンテナからの不要放射によるノイズの発生を防ぐことができる。

40

【 0 0 3 7 】

さらになお、本実施の形態においても、アンテナ及びケーブルのそれぞれのコネクタの形状を同一にして、ケーブル接続時にはアンテナを取り外さなければケーブル 3 を接続できないような構造にしてもよい。この場合も同様に、有線伝送時には、アンテナからの不要放射によるノイズの発生を防ぐことができる。

【 0 0 3 8 】

ところで、第 1 及び第 2 の実施の形態では、電子内視鏡の電源供給手段としてバッテリーを用いるため、電子内視鏡の長時間の使用を可能にするために、消費電力の削減することが重要な課題である。

50

【0039】

このような課題を解決するために、LEDを常に点灯しイメージセンサ11の電子シャッターを用いて撮像するよりも、前述したPWM制御方式又はLEDへ供給する電流量を制御する電流制御方式を用い、LEDの照明光の点灯時間を制御するほうが消費電力を削減することができる。

【0040】

更に、イメージセンサ11の出力信号がほとんど変化せず、LEDの照明光を制御するための検出結果が一定の時間変動しない場合には、電子内視鏡が使用されていない検査前又は検査後の待機状態として、電子内視鏡の使用状態を検出する。そして、このとき、検査前又は検査後のとしての使用状態を検出すると、電子内視鏡は、LEDの点灯時間又は消費電流を少なくする低消費電流モードへ移行させて消費電力の削減を行うようにしてもよい。

10

【0041】

また、有線伝送時には電子内視鏡とプロセッサ装置とが必ずケーブルにより接続されるため、ケーブルに電源供給線とプロセッサ装置に電源供給手段とを設け、バッテリーの残量が少なくなったときでもケーブル経由で電子内視鏡へ電力の供給をし、電子内視鏡の長時間の使用を可能にするようにしてもよい。さらに、電子内視鏡へ供給される電力を充電可能なバッテリーへ供給して、バッテリーの充電をするようにしてもよい。このようにすれば、有線伝送時にはプロセッサ装置から電力が供給されるため、LEDの点灯量の増加及びゲインの増加を行い消費電力の使用制限を受けずに内視鏡画像の明るさを優先させることができる。

20

【0042】

無線伝送時と有線伝送時の使用状況に応じて、明るさを優先させる有線伝送モードと消費電力の削減を優先させる無線伝送モードとそれぞれ別の動作モードを電子内視鏡へ設け、動作モードを切り替えることにより、電子内視鏡装置の使い勝手の向上を図るようにしてもよい。

【0043】

さらに、図6は、プロセッサ装置の消費電力を削減するための構成を示すブロック図である。プロセッサ装置は、無線伝送用の回路として第1のLNA31と、第1の復調回路32と、第1のAD変換回路33と、映像処理回路24とを備えて構成されている。また、プロセッサ装置は、ケーブル接続検出回路25を有し、さらに、プロセッサ装置は、患者回路として、患者回路用電源30と、第2のLNA34と、第2の復調回路35と、第2のAD変換回路36と、絶縁回路37とを備えて構成されている。患者回路用電源30は、第2のLNA34、第2の復調回路35、第2のAD変換回路36及び絶縁回路37へ電力を供給する。図6に示すような構成により無線伝送時には、プロセッサ装置に設けたケーブル接続検出回路25の検出結果に基づき、使用しない患者回路の患者回路用電源を切り、プロセッサ装置の消費電力の削減を行うことができる。

30

【0044】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

40

【0045】

[付記]

(付記項1)

撮像素子により得られる撮像信号を無線及び有線により伝送するための伝送回路を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号を無線及び有線により伝送された前記撮像信号を受信するための受信回路を有し、前記撮像信号から映像信号を生成するプロセッサ装置と、

前記電子内視鏡から前記プロセッサ装置へ前記撮像信号を有線伝送するためのケーブルに設けられ、前期有線伝送時の前記撮像信号の振幅を補正する補正手段を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

50

【 0 0 4 6 】

(付記項 2)

前記ケーブルの接続を検出するケーブル接続検出手段と、

前記伝送回路の出力を、前記無線による伝送をするためのアンテナに接続するか、前記有線による伝送をするための前記ケーブルに接続するかを切り替える切り替え手段を備え

、
前記切り替え手段は、前記ケーブル接続検出手段からの前記ケーブルの接続を示す検出信号に基づき、前記無線による伝送をするためのアンテナに接続するか、前記有線による伝送をするための前記ケーブルに接続するかを切り替えることを特徴とする付記項 1 に記載の電子内視鏡装置。

10

【 0 0 4 7 】

(付記項 3)

前記電子内視鏡及び前記プロセッサ装置の前記無線による伝送をするためのアンテナは、着脱可能であって、前記有線による伝送をするための前記ケーブル用のコネクタに装着されることを特徴とする付記項 1 又は付記項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 8 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 2】第 1 の実施の形態に切り替え手段を設けた電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

20

【図 3】本発明の第 2 の実施の形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 4】図 3 中のアッテネータ 2 6 の構成を示す回路図。

【図 5】第 2 の実施の形態に切り替え手段を設けた電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 6】プロセッサ装置の消費電力を削減するための構成を示すブロック図。

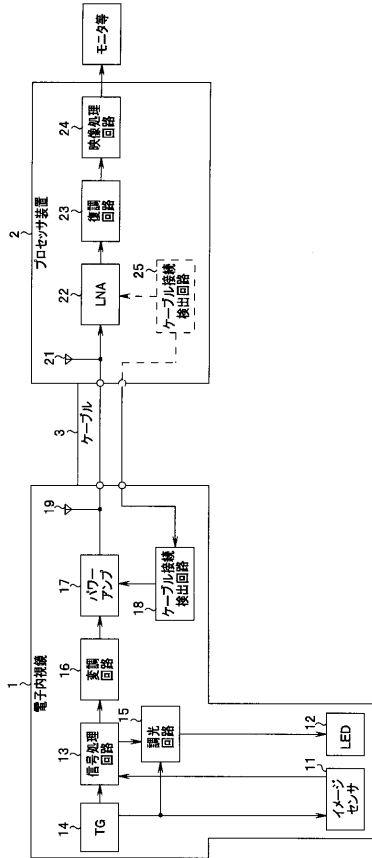
【符号の説明】

【 0 0 4 9 】

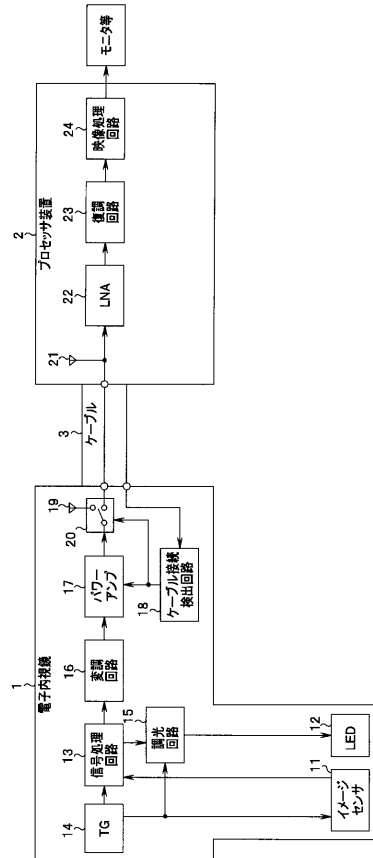
1, 1 a, 1 b ... 電子内視鏡、 2, 2 a, 2 b ... プロセッサ装置、 3, 3 a, 3 b ... ケーブル、 1 1 ... イメージセンサ、 1 2 ... LED、 1 3 ... 信号処理回路、 1 4 ... TG、 1 5 ... 調光回路、 1 6 ... 変調回路、 1 7, 1 7 a ... パワーアンプ、 1 8 ... ケーブル接続検出回路、 1 9 ... 送信用アンテナ、 2 0 ... 切り替え手段、 2 1 ... 受信用アンテナ、 2 2 ... LNA、 2 3 ... 復調回路、 2 4 ... 映像処理回路、 2 5 ... ケーブル接続検出回路、 2 6 ... アッテネータ、 2 7 ~ 2 9 ... 抵抗、 3 0 ... 患者回路用電源、 3 1 ... 第 1 の LNA、 3 2 ... 第 1 の復調回路、 3 3 ... 第 1 の AD 変換回路、 3 4 ... 第 2 の LNA、 3 5 ... 第 2 の復調回路、 3 6 ... 第 2 の AD 変換回路、 3 7 ... 絶縁回路

30

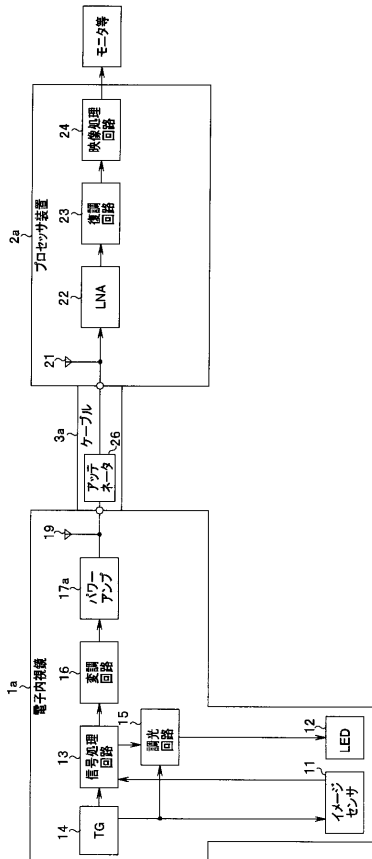
【 図 1 】



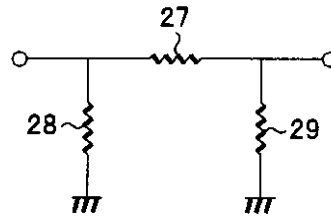
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
H 0 4 N 7/18 M

(72)発明者 齊藤 克行

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA23 CA04 CA08 DA36 GA02 GA06
4C061 CC06 JJ12 JJ15 JJ17 JJ19 LL02 NN01 NN03 QQ06 QQ09
RR02 RR22 SS30 UU06 UU09
5C054 CB04 CC02 DA07 DA08 EA03 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008264252A	公开(公告)日	2008-11-06
申请号	JP2007112123	申请日	2007-04-20
[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	仁井田巧一 本多武道 山下真司 斉藤克行		
发明人	仁井田 巧一 本多 武道 山下 真司 斉藤 克行		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/00011 A61B1/00016 A61B1/00018 A61B1/05 H04N5/232 H04N5/23203 H04N5/23241 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/06.A A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/24.A H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/00.731 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA08 2H040/DA36 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/JJ12 4C061/JJ15 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS30 4C061/UU06 4C061/UU09 5C054/CB04 5C054/CC02 5C054/DA07 5C054/DA08 5C054/EA03 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS30 4C161/UU06 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一个原因可以在每个的设置电缆传输时间和传输增益的无线传输进行优化，提供一种能够减少在电缆传输时间及无线发送传输缺陷的发生的电子内窥镜装置。的电子内窥镜装置包括：具有功率放大器17，用于发送由无线和有线由图像传感器11获得的图像信号的电子内窥镜1中，摄像信号通过无线和有线传送并且具有用于接收的低噪声放大器22。用于电子内窥镜1和处理器装置2中，功率放大器17的增益或之间检测用于发送由线的图像信号的连接电缆，当生成从成像信号的视频信号的处理器，单元2；以及电缆连接检测电路17来改变低噪声放大器22的增益。点域1

