

(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2005-160925

(P2005-160925A)

(43) 公開日 平成17年6月23日(2005.6.23)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>A61B 1/04  
H04N 5/225

F I

A61B 1/04 372  
H04N 5/225 C

テーマコード (参考)

4C061  
5C022

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2003-407260 (P2003-407260)  
(22) 出願日 平成15年12月5日 (2003.12.5)(71) 出願人 597105153  
株式会社メディア・テクノロジー  
神奈川県横浜市港北区新横浜2-2-15  
(74) 代理人 100083574  
弁理士 池内 義明  
(72) 発明者 長野 雅彦  
神奈川県横浜市港北区新横浜2-2-15  
株式会社メディア・テクノロジー内  
(72) 発明者 林 友義  
神奈川県横浜市港北区新横浜2-2-15  
株式会社メディア・テクノロジー内  
Fターム(参考) 4C061 JJ15 LL02 SS03 UU09  
5C022 AA09

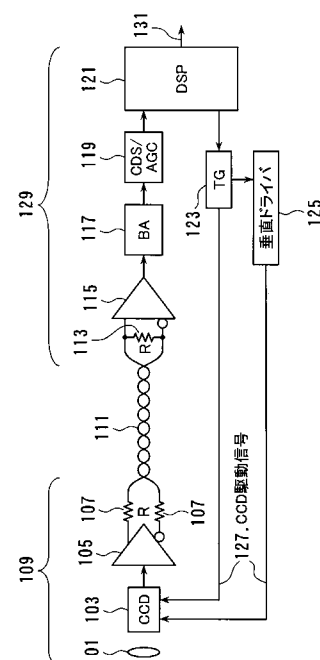
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡装置において固体撮像素子駆動信号などの混入による画像出力信号のS/N比の低下を改善し、高品質の撮像画像を得る。

【解決手段】 先端部に対物光学系101および固体撮像素子103を含む細長い管状の挿入部を備えた本体部109と、該本体部109と信号ケーブルによって接続されかつ固体撮像素子103の出力信号を処理する画像信号処理回路を含む電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子103の出力信号を差動信号として本体部109から信号処理部129に伝送する。差動信号として伝送される画像出力信号は差動信号ドライバ105によって差動信号に変換され、一対のツイストペア線111を介して信号処理部129における差動信号レシーバ115に伝送され、元の画像出力信号に変換される。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

先端部に対物光学系および固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と、前記挿入部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部と、を有する電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子の出力信号を前記挿入部から前記信号処理部へ差動信号として伝送することを特徴とする電子内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記固体撮像素子の近傍に配置され前記固体撮像素子の出力信号を差動信号に変換する差動信号ドライバと、

前記信号処理部側に配置され前記差動信号ドライバからの差動信号を受ける差動信号レシーバと、

前記差動信号ドライバと前記差動信号レシーバとの間で前記差動信号を伝送するツイストペア線と、

を具備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】

前記差動信号ドライバは前記挿入部先端の前記固体撮像素子近傍に配置したことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記挿入部先端の前記固体撮像素子近傍にはバッファアンプのみを配置し、前記挿入部後端に前記差動信号ドライバを搭載した中継基板を配置したことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記挿入部後端に把持部を有し、前記差動信号ドライバを搭載した中継基板は前記把持部に配置したことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 6】

前記差動信号ドライバの出力インピーダンスを前記ツイストペアケーブルの特性インピーダンスと整合させ、かつ前記ツイストペアケーブルの特性インピーダンスを前記差動信号レシーバのインピーダンスと整合させることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償するため前記差動信号ドライバ側で前記固体撮像装置の出力信号を増幅して前記信号処理部に伝送することを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 8】

前記差動信号ドライバ側で前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償するために必要な利得より高い利得で前記固体撮像装置の出力信号を増幅して前記信号処理部に伝送し、前記差動信号レシーバ側で信号レベルを減衰させて前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償することを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記固体撮像素子の出力信号を前記挿入部から前記信号処理部へ差動信号として伝送するツイストペア線に近接したケーブルで前記固体撮像素子の駆動信号を前記信号処理部から前記挿入部に伝送することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 10】

対物光学系および固体撮像素子を備えたカメラヘッド部と、前記カメラヘッド部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部と、を有する電子撮像装置であって、

前記固体撮像素子の出力信号を前記カメラヘッド部から前記信号処理部へ差動信号として伝送することを特徴とする電子撮像装置。

## 【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関し、特に該電子内視鏡装置の挿入部の先端に配置された固体撮像素子の画像（映像）信号出力をケーブルを用いて信号処理回路に伝送する際に固体撮像素子の駆動信号などによるノイズが前記画像出力信号に悪影響を与えることを防止し、簡単な装置構成によって撮像画像の品質を向上させる技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を持ち、その先端部に対物光学系およびCCDのような固体撮像素子を含んだ撮像手段を配置したものであり、近年医療分野などにおいて広く用いられてきている。電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を体腔内に挿入して使用されることが多いので、挿入部はできるだけ細くすることが要求されている。そのため、挿入部の先端部は空間が著しく制限されており、前記対物光学系および固体撮像素子などを組み込んだ際に、前記固体撮像素子のための信号処理回路や駆動回路を先端部に組み込むことは困難になる。このため、通常、固体撮像素子の信号処理回路や駆動回路は細長い管状の挿入部の外に配置し、ケーブルを用いて固体撮像素子と信号処理回路や駆動回路とを連結するのが一般的である。

## 【0003】

図4はこのような従来の電子内視鏡装置の概略の構成を示す。同図の電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部409、信号処理部427およびこれらの間を接続するための同軸ケーブルやシールド線411を含むケーブルを備えている。電子内視鏡本体部409は、細長い管状の挿入部（図示せず）内に配置され、該挿入部の先端部に対物光学系401、CCDのような固体撮像素子403が配置されている。また、固体撮像素子403の近傍には該固体撮像素子403からの映像信号を受けて信号処理部427に伝送するためのバッファアンプ405および該バッファアンプ405の出力インピーダンスを調整するための抵抗素子（R）407が設けられている。なお、ここでは、図が煩雑になるのを避けるために、ライトガイドなどの被写体の照明を行なう要素、その他は図示を省略している。また、バッファアンプ405の出力は抵抗素子407を介し、同軸ケーブル411によって信号処理部427に接続されている。

## 【0004】

信号処理部427は、前記同軸ケーブル411を介して挿入部409から送られてきた映像信号を受ける他のバッファアンプ415、該バッファアンプ415の入力とグランド間に接続された整合用抵抗素子（R）413、相関二重サンプリングおよびAGC（CDS/AGC）回路417、デジタル信号プロセッサ419、タイミング発生器421および垂直駆動信号ドライバ423などを備えている。

## 【0005】

このような信号処理部427は、電子内視鏡本体部409とは別個に設けられ、前記同軸ケーブル411および固体撮像素子駆動信号425を伝送するための信号ケーブルなどを束ねて構成した接続ケーブルによって接続されている。信号処理部427は、前記バッファアンプ415、CDS/AGC回路417およびデジタル信号プロセッサ419などによって構成され、固体撮像素子403からの映像信号を処理する信号処理回路部分と、タイミング発生器421および垂直駆動信号ドライバ423で代表される固体撮像素子駆動回路を含んでいる。なお、固体撮像素子駆動回路は、固体撮像素子403に対して水平レジスタ転送クロック、リセットゲートクロック、垂直レジスタ転送クロックなどを供給するための回路を含んでいるが、説明を簡略化するためにタイミング発生器421および垂直駆動信号ドライバ423で代表させている。

## 【0006】

図4に示される電子内視鏡装置においては、電子内視鏡本体部409の挿入部（図示せず）を体腔内に挿入して所望の被写体の撮像を行なう。この場合、信号処理部427のタイミング発生器421および垂直駆動信号ドライバ423で代表される固体撮像素子駆動

回路から各種駆動信号425が固体撮像素子403に供給される。固体撮像素子403から出力された画像出力信号はバッファアンプ405、整合用抵抗素子407および同軸ケーブル411を介して信号処理部427に送られる。信号処理部427においては、この画像信号をバッファアンプ415を介してCDS/A GC回路417に入力し、該CDS/A GC回路417およびデジタル信号プロセッサ419などによって固体撮像素子403から受信した画像信号に必要な画像処理を行ない出力画像信号429として図示しない画像表示部に供給し、撮像画像の表示などを行なう。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

上述のように、従来の電子内視鏡装置においては、電子内視鏡本体部409の挿入部の先端に固体撮像素子403とバッファアンプ405が配置され、その他の信号処理回路は信号処理部427に設けられている。信号処理部427は電子内視鏡本体部409とケーブルを介して接続され、このケーブルの長さは長いものでは3~4メートルを超えるものもある。このため、電子内視鏡本体部409から信号処理部427に画像信号などを伝送するのに前述の同軸ケーブル411あるいはシールド線を使用している。

【0008】

同軸ケーブル411を使用して信号を的確に伝送するためには、該同軸ケーブルの特性インピーダンスに合った駆動が必要である。すなわち、図4に示されるように、抵抗素子407および413を用いて、駆動側の信号出力インピーダンスおよび受端側の入力イン 20  
ピーダンスを同軸ケーブルの特性インピーダンス、例えば50Ω、と同じ値にすることで送受信間の整合条件が満たされ、反射などによる画質劣化を生じないようにしている。このようなインピーダンス整合を行なうと、CDS/A GC回路417の入力端では固体撮像素子403からの画像信号の出力信号レベルが1/2に低下してしまうことにある。

【0009】

通常、集積回路化されたCDS/A GC回路417は、CCDのような、固体撮像素子403の出力信号がそのまま入力されることを前提にして設計されている。固体撮像素子403の出力信号レベルは、固体撮像素子の種類にもよるが、600ミリボルト程度とされている。

【0010】

30

このため、固体撮像素子403とCDS/A GC回路417との間に整合回路が介在するため、信号レベルが低下した分、CDS/A GC回路417の前で、例えば図4のバッファアンプ415で、ゲインを2倍にすればよいはずであるが、このように構成すると次のような不都合が生じる。

【0011】

電子内視鏡の挿入部から信号処理部に至る信号経路は、極めて細い線材を多数束ねて密着した状態で使用していること、接続コネクタ部のピン間距離が短いこと、線材の長さがかなり長いため、固体撮像素子、例えばCCD、の駆動信号が、ケーブル、コネクタ、信号処理基板のパターンなどからノイズとなって固体撮像素子の出力画像信号に混入する。特に、固体撮像素子の駆動信号の内、リセットゲートクロックΦRG、水平転送レジスタ 40  
クロックHΦ1、HΦ2のような高い周波数成分を有する信号がノイズとなって固体撮像素子の出力信号に混入する。このため、信号処理部に送られてきた固体撮像素子の出力信号をCDS/A GC回路417側で増幅すると、ノイズも一緒に増幅することになって画質を損ねることになる。

【0012】

また、ケーブルが長いため、ケーブル伝送による信号遅延の影響で、駆動信号ノイズが画像信号内に入ってくるため、画面に縦スジノイズが出る原因ともなる。

【0013】

本発明は、このような従来の電子内視鏡装置における問題点に鑑み固体撮像素子の出力画像信号を差動信号として伝送するという構想に基づき、電子内視鏡装置における画像出 50

力信号の信号対雑音比を改善し、簡単な装置構成で撮像画像の品質を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一態様では、先端部に対物光学系および固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と、前記挿入部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部と、を有する電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子の出力信号を前記挿入部から前記信号処理部へ差動信号として伝送する。

【0015】

この場合、前記個体撮像素子の近傍に配置され前記固体撮像素子の出力信号を差動信号に変換する差動信号ドライバと、前記信号処理部側に配置され前記差動信号ドライバからの差動信号を受ける差動信号レシーバと、前記差動信号ドライバと前記差動信号レシーバとの間で前記差動信号を伝送するツイストペア線と、を具備すると好都合である。 10

【0016】

また、前記差動信号ドライバは前記挿入部先端の前記固体撮像素子近傍に配置することができる。

【0017】

あるいは、前記挿入部先端の前記固体撮像素子近傍にはバッファアンプのみを配置し、前記挿入部後端に前記差動信号ドライバを搭載した中継基板を配置することもできる。

【0018】

また、前記挿入部後端に把持部を有し、前記差動信号ドライバを搭載した中継基板は前記把持部に配置することもできる。 20

【0019】

さらに、前記差動信号ドライバの出力インピーダンスを前記ツイストペアケーブルの特性インピーダンスと整合させ、かつ前記ツイストペアケーブルの特性インピーダンスを前記差動信号レシーバのインピーダンスと整合させると好都合である。

【0020】

この場合、前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償するため前記差動信号ドライバ側で前記固体撮像装置の出力信号を増幅して前記信号処理部に伝送することができる。 30

【0021】

あるいは、前記差動信号ドライバ側で前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償するために必要な利得より高い利得で前記固体撮像装置の出力信号を増幅して前記信号処理部に伝送し、前記差動信号レシーバ側で信号レベルを減衰させて前記インピーダンス整合による信号レベルの減衰を補償するよう構成することもできる。

【0022】

前記固体撮像素子の出力信号を前記挿入部から前記信号処理部へ差動信号として伝送するツイストペア線に近接したケーブルで前記固体撮像素子の駆動信号を前記信号処理部から前記挿入部に伝送することができる。

【0023】

本発明の別の態様では、対物光学系および固体撮像素子を備えたカメラヘッド部と、前記カメラヘッド部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部と、を有する電子撮像装置において、前記固体撮像素子の出力信号を前記カメラヘッド部から前記信号処理部へ差動信号として伝送するよう構成される。 40

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、電子内視鏡装置において、固体撮像素子から出力される画像信号を差動信号として信号処理部に伝送することで、伝送路において、出力画像信号に対して固体撮像素子の駆動信号がノイズとして混入することを防止することが可能になり、電子内視 50

鏡装置の撮像画像の品質を大幅に向上させることが可能になる。また、固体撮像素子の出力信号をツイストペア線を用いて伝送することができ、同軸ケーブルと比較して線径を小さくしかつ重量の低下、コストの低下を図ることが可能になる。

#### 【0025】

また、固体撮像素子の出力信号のドライバ側のゲインを約2倍以上に設定することで、インピーダンス整合によって信号レベルが1/2に低下するのを未然に防止することができ、かつさらに信号対雑音比を改善することができる。このため、CDS/AGC回路の入力レベルを固体撮像素子の出力信号レベルにほぼ合わせることが可能になり、CDS/AGC回路側でゲインを上げる必要がなく、信号対雑音比を劣化させることもない。なお、従来の同軸ケーブルなどを使用する構成において、固体撮像素子側で約2倍に増幅すること

10

#### 【0026】

すなわち、本発明によれば、簡単な構成で、かつ小型軽量でありしかも低コストの構成を用いながら、電子内視鏡装置の撮像画像の画質を大幅に向上させることが可能になる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0027】

以下、図面を参照して本発明の好ましい実施形態につき説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の基本的な構成を示す。同図に示された電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部109と、該電子内視鏡本体部109とツイ

20

#### 【0028】

電子内視鏡本体部109は、細長い管状の挿入部（図示せず）内の先端部に配置された対物光学系101およびCCD素子のような固体撮像素子103を含む撮像手段を備えている。また、固体撮像素子103の近傍には、該固体撮像素子103からの出力画像信号を信号処理部129に伝送するための差動信号ドライバ105および整合用抵抗素子107が配置されている。差動信号ドライバ105は固体撮像素子103からの画像信号出力を平衡信号すなわち差動信号に変換して一对の整合用抵抗素子107を介しツイストペア線111に送り込む。ツイストペア線111の特性インピーダンスがRである場合は、差動信号ドライバ105の出力インピーダンスと2つの整合用抵抗素子107のインピー

30

#### 【0029】

なお、図1においては、図が煩雑になるのを避けるために、本発明の説明に必要な要素のみを示しており、ライトガイドなどの被写体の照明を行なう要素、固体撮像素子103への電源線、その他は図示を省略している。

#### 【0030】

信号処理部129は、前記ツイストペア線111を介して固体撮像素子103から送られてきた差動画像信号出力を受けて不平衡信号に変換する差動信号レシーバ115を備えている。差動信号レシーバ115の差動入力端子間にはツイストペア線111の特性インピーダンスと整合させるための整合用抵抗素子113が接続されている。信号処理部129はまた、必要に応じて、差動信号レシーバ115の出力を受けるバッファアンプ117が設けられている。バッファアンプ117の出力は固体撮像素子103の出力画像信号に対して必要な画像処理を行なう周知の相関二重サンプリングおよび自動利得制御（CDS/AGC）回路119が接続されている。また、デジタル信号プロセッサ（DSP）121が設けられ、該DSP 121には前記CDS/AGC回路119の出力が供給される。

40

#### 【0031】

50

信号処理部 129 はさらに、タイミング発生器 421 および垂直駆動信号ドライバ 125 などを備えた固体撮像素子駆動回路を備えている。なお、固体撮像素子駆動回路は、固体撮像素子 103 に対して水平レジスタ転送クロック、リセットゲートクロック、垂直レジスタ転送クロックなどを供給するための回路を含んでいるが、説明を簡略化するためにタイミング発生器 123 および垂直駆動信号ドライバ 125 で代表させている。また、これらの各種駆動信号も、固体撮像素子 (CCD) 駆動回路 127 で代表して図示されている。

#### 【0032】

したがって、図 1 に示される電子内視鏡装置においては、電子内視鏡本体部 109 の挿入部 (図示せず) を体腔内に挿入して所望の被写体の撮像を行なう。この場合、信号処理部 129 のタイミング発生器 123 および垂直駆動信号ドライバ 125 で代表される固体撮像素子駆動回路から各種駆動信号 127 が固体撮像素子 103 に供給される。

10

#### 【0033】

そして、対物光学系 101 を介して固体撮像素子 103 によって得られた出力画像信号は差動信号ドライバ 105、整合用抵抗素子 107 およびツイストペア線 111 を介して信号処理部 129 に送られる。信号処理部 129 においては、このようにして差動信号として送られてきた出力画像信号を差動信号レシーバ 115 で受信し、不平衡信号に変換しかつバッファアンプ 117 で所定の信号レベルに増幅した後 CDS / AGC 回路 119 に供給する。CDS / AGC 回路 119 は固体撮像素子 103 から送られてきた画像信号に対して必要な画像処理を行ないデジタル信号プロセッサ 121 においてさらに必要な信号処理を行なった後、出力画像信号 131 として図示しない画像表示部に供給し、撮像画像の表示、記録などが行なわれる。

20

#### 【0034】

上述のような動作を行なう図 1 の電子内視鏡装置においては、固体撮像素子 103 の出力画像信号を差動信号としてツイストペア線 111 を使用して信号処理部 129 に伝送する。このため、固体撮像素子 103 の出力信号への固体撮像素子駆動信号の混入を抑えることができ、出力画像信号の信号対雑音比の低下を防止し高品質の撮像画像を得ることが可能になる。さらに、差動信号として伝送する際にツイストペア線を使用することにより、従来の同軸ケーブルの場合と比較して線径を細くすることができ、重量の軽量化および低コスト化をも達成することができる。

30

#### 【0035】

さらに、差動信号ドライバ 105 の出力インピーダンスおよび差動信号レシーバ 115 の入力インピーダンスをツイストペア線 111 の特性インピーダンスと整合させることにより、画像信号のレベルが約 1 / 2 に低下することになるが、これは差動信号ドライバ 105 のゲインを約 2 倍に設定することによって的確に補償することができる。この結果、CDS / AGC 回路 119 の入力レベルを固体撮像素子 103 の出力レベルにほぼ合わせることができるので、CDS / AGC 回路 119 の前でゲインを上げる必要がなくなり、信号対雑音比を劣化させることもない。したがって、差動信号レシーバ 115 と CDS / AGC 回路 119 との間に設けられたバッファアンプ 117 は、省略することも可能であり、あるいは電圧利得が約 1 のものとすることもできる。

40

#### 【0036】

なお、固体撮像素子の画像出力信号を差動信号で伝送しないで、図 4 の従来例に示されるように不平衡信号として伝送する場合に、固体撮像素子の直後に増幅器を設けて信号レベルを約 2 倍に増幅し、インピーダンス整合による損失を補償することも考えられる。しかしながら、この場合にも、固体撮像素子の画像出力信号に対する固体撮像素子駆動信号などによるノイズの混入は発生し、本発明程の効果は得られないことは明らかである。

#### 【0037】

図 2 は、本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略的な構成を示す。同図に示される電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部 215 と、該電子内視鏡本体部 215 とツイストペア線 217 を含む信号ケーブルで接続された信号処理部 233 とを備えている。

50

## 【0038】

電子内視鏡本体部215は、細長い管状の挿入部（図示せず）の先端部に設けられた対物光学系201、CCDのような固体撮像素子203およびバッファアンプ205を備えている。

## 【0039】

また、電子内視鏡本体部215の挿入部の後端などには中継基板213が配置され、該中継基板213にはバッファアンプ205からの画像信号を受ける差動信号ドライバ209と整合用抵抗素子211が搭載されている。差動信号ドライバ209の出力は一对の整合用抵抗素子211を介してツイストペア線217に接続されている。

## 【0040】

信号処理部233は、図1の信号処理部129と同様の構成を有し、差動信号レシーバ221、CDS／AGC回路223、デジタル信号プロセッサ225、タイミング発生器227および垂直駆動信号ドライバ229などを備えている。差動信号レシーバ221の差動入力は一対のツイストペア線217の他端に接続されている。また、該差動入力端子間には整合用抵抗素子219が接続されている。

## 【0041】

図2の電子内視鏡装置においては、固体撮像素子203から出力される出力画像信号は、該固体撮像素子203の近傍に配置されたバッファアンプ205によってバッファリングされて電子内視鏡本体部215の後端の差動信号ドライバ209に供給される。差動信号ドライバ209は入力された画像信号を差動信号に変換して一对の整合用抵抗素子211を介し、ツイストペア線217に送り出す。また、信号処理部233においては、図1を参照して前に述べた信号処理部129と同様の動作が行なわれ、ツイストペア線217から入力された差動信号に基づき出力画像信号235が生成され、図示しない画像表示部に供給し撮像画像の表示、記録などが行なわれる。

## 【0042】

図3は、本発明に係わる電子内視鏡装置の外観の一例を示す説明図である。同図に示されるように、電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部301と、該挿入部の後端に設けられた把持部（または、操作部）303を備えている。これら挿入部301と把持部303によって電子内視鏡本体部を構成する。電子内視鏡本体部と信号処理部などを含むプロセッサ部309とは前記ツイストペア線などを含むケーブル部305によって互いに接続される。ケーブル部305のプロセッサ309側の端部にはコネクタ307が設けられ、ケーブル部305とプロセッサ309との間の接続および接続の解除が可能なよう構成されている。

## 【0043】

挿入部301は電子内視鏡の種類に対応して柔軟に曲げることのできる軟性管で構成されることもあり、また手術用電子内視鏡のように曲げることのできない硬性管で構成されることもある。

## 【0044】

したがって、図2に示される電子内視鏡装置におけるスコープ先端部の構成要素、対物光学系201、固体撮像素子203およびバッファアンプ205を挿入部301の先端部に配置し、中継基板213を把持部303に収納することもできる。また、前記信号処理部の回路の全部または一部をコネクタ部307内に収容することもできる。例えば、CDS／AGC回路までをコネクタ部307に収納し、他の回路をプロセッサ部309に収納してもよい。

## 【0045】

なお、前記実施形態においては、差動信号ドライバから送出する画像信号は差動信号ドライバにおいて、あるいは差動信号ドライバの前に設けたバッファアンプによって2倍のゲインで増幅してインピーダンス整合によるレベルの低下を補償した。本発明では、さらに差動信号ドライバ側で2倍より高いゲインで増幅し、受端側でその増幅分に見合った分だけレベルを低下させてもよい。これによって、画像信号の信号対雑音比をさらに改善す

10

20

30

40

50



ることが可能になる。

【0046】

また、上記実施形態においては、本発明を電子内視鏡装置に適用した場合につき説明したが、本発明は対物光学系と固体撮像素子を含むカメラヘッド部と信号処理部とを信号ケーブルで接続する任意の他の電子撮像装置に適用できることは明らかである。

【産業上の利用可能性】

【0047】

本発明は、人間、動物その他の体腔内に挿入して医療検査などを行なう電子内視鏡装置のような医療機器の分野、機械装置、構造物その他の狭い空間内に挿入して内部状態の観察などを行なう観察用機器の分野、その他に適用可能であり、特に高い信号対雑音比で撮像を行なう必要がある場合に好適に適用可能である。 10

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明に係わる電子内視鏡装置の外観の一例を示す概略的説明図である。

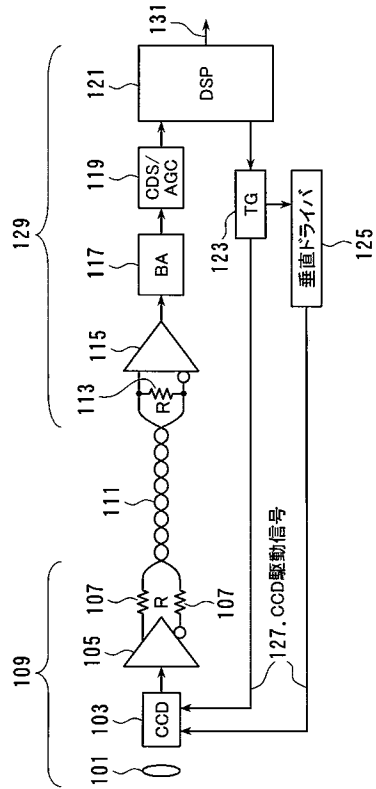
【図4】従来の電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】 20

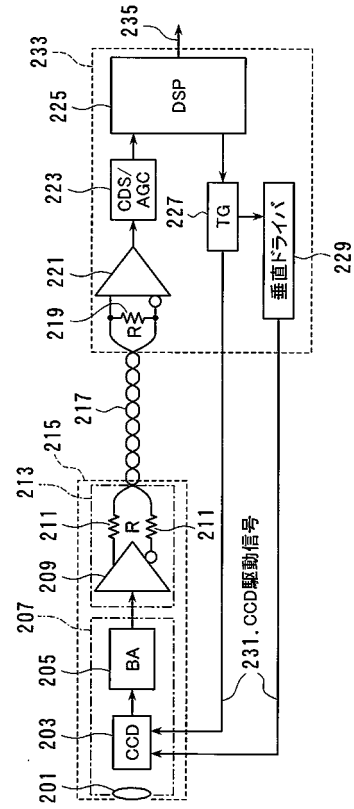
【0049】

- 109, 215 電子内視鏡本体部
- 101, 201 対物光学系
- 103, 203 固体撮像素子
- 105, 209 差動信号ドライバ
- 107, 211, 113, 219 整合用抵抗素子
- 111, 217 ツイストペア線
- 115, 221 差動信号レシーバ
- 117 バッファアンプ
- 119, 223 CDS/AGC回路
- 121, 225 デジタル信号プロセッサ
- 123, 227 タイミング発生器
- 125, 229 垂直駆動信号ドライバ
- 127, 231 固体撮像素子駆動信号
- 129, 233 信号処理部

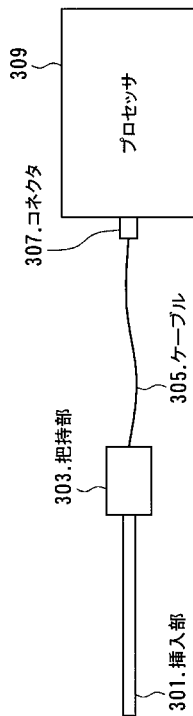
【図 1】



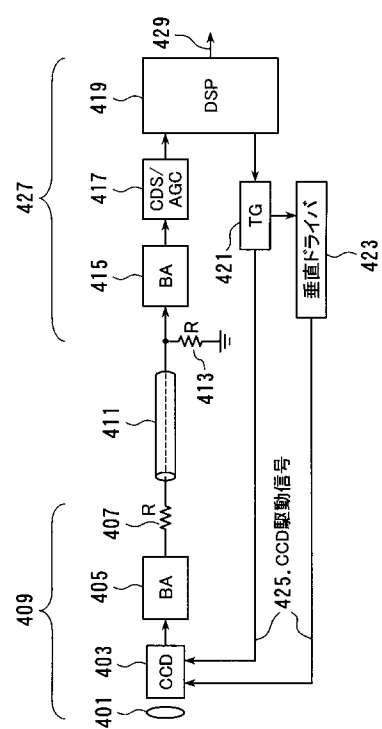
【図 2】



【図 3】



【図 4】



|                |                                                                                                                                                                                            |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内视镜装置                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2005160925A</a>                                                                                                                                                              | 公开(公告)日 | 2005-06-23 |
| 申请号            | JP2003407260                                                                                                                                                                               | 申请日     | 2003-12-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 媒体技术                                                                                                                                                                                       |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 有限公司媒体技术                                                                                                                                                                                   |         |            |
| [标]发明人         | 長野雅彦<br>林友義                                                                                                                                                                                |         |            |
| 发明人            | 長野 雅彦<br>林 友義                                                                                                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 H04N5/225                                                                                                                                                                         |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.372 H04N5/225.C A61B1/00.680 A61B1/00.711 A61B1/04.530 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.100 H04N5/225.500                                                                             |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/SS03 4C061/UU09 5C022/AA09 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/SS03 4C161/UU09 5C122/DA26 5C122/EA27 5C122/EA56 5C122/FC01 5C122/FG02 5C122/GC86 5C122/HA34 5C122/HA51 |         |            |
| 代理人(译)         | 池内义明                                                                                                                                                                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                  |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：由于电子内窥镜设备中的固态图像传感器驱动信号等的混合而导致的图像输出信号的S / N比的改善，并且获得高质量的拍摄图像。 解决方案：主体109具有细长的管状插入部分，该部分包括物镜光学系统101和尖端的固态图像传感器103，通过信号电缆连接的主体109以及固态图像传感器103的输出信号 在包括用于处理的图像信号处理电路的电子内窥镜设备中，固态图像传感器103的输出信号作为差分信号从主体部分109传输到信号处理部分129。 传输为差分信号的图像输出信号由差分信号驱动器105转换为差分信号，经由双绞线111传输至信号处理单元129中的差分信号接收器115，并且输出原始图像输出。 转换为信号。 [选型图]图1

