

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3853899号
(P3853899)

(45) 発行日 平成18年12月6日(2006.12.6)

(24) 登録日 平成18年9月15日(2006.9.15)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 5 (全 14 頁)

| | | | |
|-----------|-----------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願平9-44409 | (73) 特許権者 | 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (22) 出願日 | 平成9年2月27日(1997.2.27) | (74) 代理人 | 100076233 弁理士 伊藤 進 |
| (65) 公開番号 | 特開平10-234661 | (72) 発明者 | 大野 光伸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス光学工業株式会社内 |
| (43) 公開日 | 平成10年9月8日(1998.9.8) | (72) 発明者 | 村田 雅尚 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス光学工業株式会社内 |
| 審査請求日 | 平成16年2月12日(2004.2.12) | 審査官 | 右▲高▼ 孝幸 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用複合同軸ケーブル及び電子内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子内視鏡に設けられた固体撮像素子から延出する駆動線系、映像線系及び電源線系の信号線を複数内蔵した電子内視鏡用複合同軸ケーブルにおいて、

最外周に外皮シールドを設け、この外皮シールドに内蔵される複数の信号線を同軸線と該同軸線より細径な単線とで形成し、前記単線を周波数または波形パターン毎にひとまとめに構成したことを特徴とする電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【請求項 2】

前記外皮シールドに内蔵される信号線のうち、前記駆動線系の複数の信号線を単線で形成し、これら複数の単線を周波数または波形パターン毎にひとまとめに構成するとき、ピッチの異なる撚り線として形成したことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【請求項 3】

前記単線を前記外皮シールドと前記同軸線とで挟持するように配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【請求項 4】

前記単線を前記外皮シールドと少なくとも 2 本の前記同軸線とで形成される隙間に配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【請求項 5】

請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載した電子内視鏡用複合同軸ケーブルを用いた

10

20

電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、伝送特性を劣化させることなく細径化を図った電子内視鏡用複合同軸ケーブル及びそれを用いた電子内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内の臓器を観察したり、処置具チャンネル内に処置具を挿入して各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。また、工業分野においても、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラントなどの内部の傷や腐食などを観察したり検査することのできる工業用内視鏡が広く利用されている。

【0003】

特に、航空機のジェットエンジンの検査等に用いられる工業用内視鏡では、エンジン内部への挿入性を向上させるため、内視鏡の挿入部の細径化が望まれていた。

【0004】

一般的に、電子内視鏡では細長な挿入部の先端部に電荷結合素子（以下CCDと略記する）等の固体撮像素子が撮像手段として搭載されており、このCCDを駆動するための信号線が前記挿入部の内部を挿通して前記CCDに接続されていた。

【0005】

前記CCDには10数本の駆動線が必要であり、これら駆動線にはCCDを駆動するためにクロック周波数の異なる複数の駆動信号が伝送されている。

【0006】

また、電子内視鏡は、長い挿入部を有するため、挿入部内を挿通する信号線の長さも挿入部の長さに比例して長くなる。このように信号線の長さが長くなる場合、CCDに伝送される信号の波形を安定させるため、信号を伝送する駆動線として電氣的干渉やノイズの影響を防ぐシールド構造を有する同軸ケーブルを使用するのが一般的であった。

【0007】

しかし、同軸ケーブルは、シールド構造を有するため、単線に比べて外径寸法が太径になる。このため、同軸ケーブルを複数本束ねてひとまとめにして電子内視鏡用複合同軸ケーブルを構成するとケーブル外形寸法が相当大きくなり、内視鏡の挿入部が太くなってしまいうという問題があった。

【0008】

このため、特開平7-184854号公報には、挿入部が長尺化しても、挿入部の細径化を達成することを可能にする電子内視鏡が開示されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前記特開平7-184854号公報の電子内視鏡では直流信号以外の信号を伝送する駆動線に、電氣的干渉やノイズの影響を防ぐシールド構造を有する同軸線を使用していた。このため、同軸線の使用本数を減らさない限り、電子内視鏡用複合同軸ケーブルの外形寸法を小さく形成することは難しかった。

【0010】

また、電子内視鏡の挿入部を細径にするため、挿入部内を挿通する電子内視鏡用複合同軸ケーブルの細径化を図る場合、単純にこの電子内視鏡用複合同軸ケーブルの細径化だけのために例えば、個々の同軸ケーブルを単線化させて細くした場合、個々の信号線には様々なクロック周波数の信号が伝送されているため、電氣的な干渉や他の駆動線からのノイズをかぶることによって、伝送特性が悪化して、CCDが誤動作したり、CCDの駆動を十分に行えなくなると、このCCDでとらえる画質が劣化するなどの問題が発生する。

【0011】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、電子内視鏡に内蔵されたCCDを駆動さ

10

20

30

40

50

せる信号を伝送する駆動線の伝送特性を悪化させることなく細径化した電子内視鏡用複合同軸ケーブル及びそれを用いた電子内視鏡を提供することを目的にしている。

【0012】

【課題を解決するための手段】

本発明の電子内視鏡用複合同軸ケーブル及び電子内視鏡は、電子内視鏡に設けられた固体撮像素子から延出する駆動線系、映像線系及び電源線系の信号線を複数内蔵した電子内視鏡用複合同軸ケーブルを、最外周に外皮シールドを設け、この外皮シールドに内蔵される複数の信号線を同軸線と該同軸線より細径な単線とで形成し、前記単線を周波数または波形パターン毎にひとまとめに構成している。

また、前記外皮シールドに内蔵される信号線のうち、前記駆動線系の複数の信号線を単線とで形成し、これら複数の単線を周波数または波形パターン毎にひとまとめに構成するとき、ピッチの異なる撚り線として形成している。

また、前記単線を前記外皮シールドと前記同軸線とで挟持するように配置している。

また、前記単線を前記外皮シールドと少なくとも2本の前記同軸線とで形成される隙間に配置している。

【0013】

この構成によれば、駆動信号を伝送する駆動線を単線化して細径化を図っている。また、周波数の等しい単線同士または波形形状の似た単線同士を複数集めてひとまとめにして、それぞれ異なる撚り合わせピッチの撚り線を複数形成して各撚り線同士の電氣的な干渉を防いでいる。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図3は本発明の第1実施形態に係り、図1は電子内視鏡装置の概略構成を示す説明図、図2は電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の構成を説明する断面図、図3は信号線群の1例を説明する斜視図である。

【0015】

図1に示すように本発明の電子内視鏡用複合同軸ケーブル（以下複合同軸ケーブルと略記する）1は、電子内視鏡（以下内視鏡と記載する）2の挿入部3内を挿通している。前記内視鏡2を備えた電子内視鏡装置9は、この内視鏡2とカメラコントロールユニット4（以下CCUと略記する）とTVモニタ5とで主に構成されている。

【0016】

前記内視鏡2の挿入部3の先端部には電荷結合素子（以下CCDと略記する）等の固体撮像素子が撮像手段として内蔵されており、このCCD6とCCU4とが前記複合同軸ケーブル1によって接続されている。前記CCU4では前記CCD6を駆動するためのパルス信号を発生し、このパルス信号が前記複合同軸ケーブル1によってCCD6まで伝送されてこのCCD6を駆動している。

【0017】

一方、前記CCD6に結像した光学像は、このCCD6で電気信号に光電変化され、この光電変換された電気信号を映像出力信号として前記複合同軸ケーブル1を介してCCU4に伝送している。そして、前記CCU4に伝送された映像出力信号は、このCCU4でTVモニタ5に対応する映像信号に生成される。そして、この映像信号を前記TVモニタ5に伝送して、このTVモニタ5の画面上に前記CCD6に結像した被写体像を内視鏡画像として表示する。

【0018】

図2に示すように複合同軸ケーブル1は、ケーブル最外周を構成する外皮シールド10と、この外皮シールド10内を挿通する信号線として複数の同軸ケーブル及び単線で構成されている。前記外皮シールド10は、この外皮シールド10内に配設されている信号線から発生する電磁波が外部に漏れ出るのを遮蔽する構成になっている。

【0019】

10

20

30

40

50

前記外皮シールド10内を挿通している信号線は、前記CCD6を駆動するための駆動系信号線（以下駆動線と略記する）と、CCD6から出力される出力信号を伝送する映像系信号線（以下映像線と略記する）及び電源ラインなどである。

【0020】

前記駆動線としては、CCD垂直転送用駆動信号（以下Vと略記する）用信号線として、第1V用信号線11a、第2V用信号線11b、第3V用信号線11c及び第4V用信号線11dの4本のV用信号線と、CCD水平転送用駆動信号（以下Hと略記する）用信号線として第1H用信号線12a及び第2H用信号線12bの2本のH用信号線とが挿通している。また、電源ラインとしてはCCD6を駆動するための電源線としてVDD13a及びVL13bが挿通している。さらに、映像線としてはCCD6から出力される電気信号を伝送する映像出力信号（以下VOUTと略記する）用信号線14が挿通している。又、CCD出力ゲートリセットパルス（以下Rと略記する）用信号線15が挿通している。

10

【0021】

前記R用信号線15及びVOUT用信号線14によって伝送される信号は、周波数が100MHz程度の帯域であり、波形の乱れが内視鏡の画質に大きな影響を与える。したがって、これらの信号を伝送するR用信号線15及びVOUT用信号線14を電氣的干渉やノイズの影響を防ぐために、シールド構造を有する同軸線にしている。これに対して本実施形態ではその他の駆動線及び電源線を単線としている。

【0022】

前記第1V用信号線11a、第2V用信号線11b、第3V用信号線11c及び第4V用信号線11dは、4本とも垂直転送用駆動信号を伝送する信号線で同じ周波数である。このため、図中の1点鎖線に示すように4本のV用信号線11a、11b、11c、11dをひとまとめに構成して第1信号線群11としている。また、前記第1H用信号線12a及び第2H用信号線12bは、水平転送用駆動信号を伝送する信号線で同じ周波数であるので、図中の1点鎖線に示すように2本のH用信号線12a、12bをひとまとめに構成して第2信号線群12としている。さらに、VDD13aとVL13bとは電源線であり、直流信号で周波数が等しいので図中の1点鎖線に示すようにひとまとめに構成して第3信号線群13としている。

20

【0023】

そして、図3に示すように前記第1信号線群11をひとまとめに束ねて第1の撚り線21として構成している。このとき、この第1の撚り線21の単位長さあたりの撚り回数（撚り合わせピッチ）はa1である。なお、図示しないが第2信号線群12及び第3信号線群13もそれぞれひとまとめに束ねられて第2の撚り線、第3の撚り線として構成されている。このとき、第2信号線群12の単位長さあたりの撚り線の撚り回数はa2であり、第3信号線群13の単位長さあたりの撚り線の撚り回数はa3である。即ち、第1信号線群11をひとまとめにした第1の撚り線21と第2信号線群12をひとまとめにした第2の撚り線と第3信号線群13をひとまとめにした第3の撚り線とは単位長さあたりの撚り回数がそれぞれ異なっている。

30

【0024】

上述のように構成した複合同軸ケーブル1の作用を説明する。

複合同軸ケーブル1を構成する外皮シールド10内には、高速クロックを伝送するR用信号線15及びVOUT用信号線14が挿通している。これらR用信号線15及びVOUT用信号線14は同軸線になっているので、電氣的に周囲とシールドされた状態になっている。

40

【0025】

一方、前記第1V用信号線11a、第2V用信号線11b、第3V用信号線11c及び第4V用信号線11dや前記第1H用信号線12a及び第2H用信号線12bなど前記高速クロックとは異なる周波数帯域の駆動信号を伝送する駆動線及びVDD13a及びVL13bの電源線はシールド構造を備えていない単線であり、この単線が複合同

50

軸ケーブル 1 を構成する外皮シールド 10 内を挿通している。このため、複合同軸ケーブル 1 の外形寸法が細く構成される。

【0026】

また、前記単線は、周波数が同じ信号線毎或いは波形パターンが似ている信号線毎に 1 つの信号線群としてひとまとめに撚り合わせられた撚り線となっており、それぞれの撚り線は単位長さあたりの撚り回数が異なる第 1 の撚り線、第 2 の撚り線、第 3 の撚り線になっている。このため、例えば、第 2 信号線群 12 である第 1 H 用信号線 12a 及び第 2 H 用信号線 12b を撚り合わせた第 2 の撚り線から発生するノイズが第 2 信号線群 11 である第 1 V 用信号線 11a ないし第 4 V 用信号線 11d を撚り合わせた第 1 の撚り線や第 3 信号線群 13 である VDD 13a 及び VL 13b を撚り合わせた第 3 の撚り線に飛び込むことが防止されて、1 つの撚り線と他の撚り線との間での電氣的干渉を低減させている。即ち、複合同軸ケーブルの本来有する伝送特性を犠牲にすることなく CCD が安定的に動作する。

10

【0027】

このように、複数の駆動線及び電源線を単線で構成し、これら単線を周波数或いは波形パターン毎に 1 つの信号線群としてまとめ、単位長さあたりの撚り回数の異なる撚り線として構成することにより、安定した状態で信号を CCD まで伝送する信号線を単線にして複合同軸ケーブルの外形寸法の細径化を図ることができる。

【0028】

また、CCD 垂直転送用駆動信号用信号線及び CCD 水平転送用駆動信号用信号線を高価な同軸線を使用する代わり安価な単線を使用することによって、複合同軸ケーブル内を挿通する同軸線の本数が減って複合同軸ケーブルの低コスト化を実現することができる。

20

【0029】

図 4 は本発明の第 2 実施形態に係る電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の他の構成を説明する断面図である。

【0030】

本実施形態は、他の駆動線と同じ信号形態のものがなくひとまとめにすることのできない駆動線が単独である場合である。図に示すように複合同軸ケーブル 1a の外皮シールド 10 内には CCD 6 の電子シャッター機能を制御する駆動線である電子シャッターパルス（以下 SUB と略記する）用信号線 31 が単線で構成されている。前記 SUB パルスは、電子シャッター時のみ波高値の高いパルスを出す特徴があり、この SUB パルスによるノイズが例えば第 1 H 11a などに飛び込むことにより CCD 6 が誤動作するなど、他の駆動線 11a, 11b, 11c, 11d, 12a, 12b に与える影響は大きい。このため、この単線で構成した SUB 用信号線 31 を外皮シールド 10 と同軸線で構成された VOUT 用信号線 14 と R 用信号線 15 とで挟持するように配置させている。

30

【0031】

即ち、前記 SUB 用信号線 31 の周囲を、2 本の同軸線 14, 15 と外皮シールド 10 とで囲むことによって、他の駆動線 11a, 11b, 11c, 11d, 12a, 12b や電源線 13a, 13b に対して空間的に離間し、かつ電氣的に周囲とシールドする構成にしている。その他の構成は前記第 1 実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

40

【0032】

上述のように構成した複合同軸ケーブル 1a の作用を説明する。

特殊な信号のため他の信号線と共にひとまとめにすることができなかつた SUB 用信号線 31 を、外皮シールド 10 と VOUT 用信号線 14 及び R 用信号線 15 の同軸線で囲んで配置させている。このため、電子シャッター時に波高値の高いパルスが出てノイズが発生した場合、このノイズは同軸線及び外皮シールドに設けられているシールド構造によって外部に漏れ出ることなく遮蔽される。このため、SUB 用信号線 31 で発生するノイズが他の駆動線などに飛び込むことによって起こる CCD の誤動作が防止される。

【0033】

50

このように、特殊な信号のため他の信号線と共にひとまとめにすることができなかった信号線を単線で構成し、この単線で構成した駆動線の周囲を複合同軸ケーブルの内部に追加部材を設けることなく、シールド構造を備えた外皮シールドや同軸線で単線の周囲を囲むことによって、他の駆動線に対して空間的に離間させ、かつ電氣的にシールドして、複合同軸ケーブルの細径化を図ることができる。

【0034】

また、外皮シールドとVOUT用信号線とR用信号線との間の隙間にSUB用信号線を配置する構造のため、ケーブル断面におけるスペースの使用効率を高くしてケーブルの細径化を図れる。その他の作用及び効果は前記第1実施形態と同様である。

【0035】

図5は本発明の第3実施形態に係る電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の別の構成を説明する断面図である。

【0036】

図に示すように本実施形態においてはCCD水平転送用駆動信号を高速クロックとした場合であり、このことにより第1H用信号線41及び第2H用信号線42をそれぞれ同軸線で構成している。このため、複合同軸ケーブル1bから外部に放射される電磁波が低減してEMC性能の向上が図れる。

【0037】

前記第1H用信号線41及び第2H用信号線42を同軸線で構成したことにより、外皮シールド10内には前記第1H用信号線41及び第2H用信号線42の他に同軸線で構成されたVOUT用信号線14とR用信号線15が存在する。このとき、前記外皮シールド10内に4本の同軸線が配置されることになる。このため、外皮シールド10と第1H用信号線41と第2H用信号線42とで形成される隙間に例えばVDD13aを配置し、外皮シールド10と第2H用信号線42とVOUT用信号線14とで形成される隙間に例えばSUB用信号線31を配置し、外皮シールド10とVOUT用信号線14とR用信号線15とで形成される隙間に例えばVL13bを配置している。その他の構成及び作用は上述の実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0038】

このように、外皮シールド内に配置される同軸線の本数が増大した場合には、2本の同軸線と外皮シールドとで形成される隙間に単線で構成した信号線を配置することによって、ケーブル断面におけるスペースの使用効率を高くして、ケーブルの細径化を図ることができると共に、単線への電氣的干渉を2本の同軸線及び外皮シールドのシールド構造で防ぐことができる。その他の作用及び効果は上述の実施形態と同様である。

【0039】

ところで、実開平1-138402号公報には複数の内視鏡に内蔵されているCCDの仕様が異なることに対応するため、CCUにタイミングパルス発生回路を複数種類設け、このCCUに内視鏡が接続されたとき切換手段によって内視鏡のCCDに適したタイミングパルスを発生させるようにして、電子内視鏡装置で使用される1つのCCUに複数の内視鏡を接続することを可能にしたものが開示されている。

【0040】

しかし、CCDの技術進歩は早く、CCDの画素数は、14万画素、18万画素、25万画素、38万画素というように高画素化している。一方、CCDの消費電力は、消費電力を低減させるため、CCDの駆動パルスの波高値が8Vから5Vなどに低下している。

【0041】

前記実開平1-138402号公報の技術を利用したCCUに例えば、3年前に購入したCCDの仕様が駆動周波数10MHz、水平駆動パルスの波高値8Vp-p、絶対最大定格がDC10VであるスコープAと、最近購入したCCDの仕様が駆動周波数14MHz、水平駆動パルスの波高値5Vp-p、絶対最大定格がDC7VであるスコープBとの2種類のスコープを接続して使用するとき、2種類の内視鏡に内蔵されているCCDの駆動パルスの波高値が異なると共に、絶対最大定格が異なることによって対応できない場合が

10

20

30

40

50

ある。例えば、前記CCUがスコープAに適した駆動パルスを発生した状態のときに、このCCUにスコープBを接続する場合、このスコープBに内蔵されているCCDに絶対最大定格であるDC7Vを超える8Vp-pの駆動パルスが一瞬印加されることによってCCDが破損してしまう。

【0042】

このため、CCDの駆動パルスの波高値や最大絶対定格など電気特性の異なるCCDを内蔵した複数の内視鏡を接続することの可能なCCUが望まれていた。

【0043】

図6ないし図9はカメラコントロールユニットの実施形態に係り、図6は電子内視鏡システムの概略構成を示す説明図、図7は駆動パルス用電源回路の1例を示す詳細図、図8は内視鏡におけるスコープID信号の論理を示した説明図、図9は2つの内視鏡における駆動パルスの定格波高値と最大絶対定格とを示した説明図である。

10

【0044】

図6に示すように本実施形態の電子内視鏡システム(以下システムと略記する)50は、挿入部52の先端部に第1CCD53を搭載した第1内視鏡51と、この第1内視鏡51に照明光を供給する光源装置60と、前記第1CCD53から延出する複合同軸ケーブル(不図示)を挿通するユニバーサルコード54の基端部に設けられた前記光源装置60に着脱自在なLGコネクタ55と、このLGコネクタ55から延出する電気ケーブル56の基端部に設けたCCUコネクタ57が着脱自在なCCU70とで主に構成されている。

【0045】

前記第1内視鏡51は、前記LGコネクタ55及びCCUコネクタ57をそれぞれ光源装置60及びCCU70から取り外すことによってシステムから分離することができるようになっている。また、本実施形態のシステム50では前記第1内視鏡51の他に第2内視鏡62が備えられており、この第2内視鏡62の挿入部61の先端部には前記第1CCD53とは仕様の異なる第2CCD63が搭載されている。即ち、本システム50では、第1内視鏡51と第2内視鏡62とがCCU70に接続される構成になっている。

20

【0046】

CCU70の内部には前記第1CCD53及び第2CCD63を駆動するための駆動パルス発生回路71と、この駆動パルス発生回路71に電源を供給する駆動パルス用電源回路72や前記第1CCD53及び第2CCD63から出力される映像信号を処理する映像プロセス回路73とエンコーダ回路74とが設けられている。前記エンコーダ回路74を通った映像信号はビデオ出力としてCCU70から図示しないTVモニタに出力される。

30

【0047】

このCCU70から出力される第1CCD53を駆動させる駆動パルスの波高値は、前記駆動パルス用電源回路72の出力する電圧に依存する構成になっている。なお、駆動パルス発生回路71の詳細は実開平1-138402号公報に記載されており、2つの内視鏡のCCDに対応するタイミングパルス発生回路を有し、これらタイミングパルス発生回路は、それぞれ異なる種類の固体撮像素子に対して信号の読み出しを行うために、異なるパルス間隔を有するタイミングパルスを発生させられるようになっている。

【0048】

図7に示すように駆動パルス用電源回路72は、可変出力型レギュレータ80とこの可変出力型レギュレータ80の出力電圧を設定する第1の抵抗81、第2の抵抗82、第3の抵抗83、FET84とで構成されている。

40

【0049】

図中に記載されている駆動パルス用電源回路72に入力される信号であるスコープID信号は、前記可変出力型レギュレータ80の出力電圧を変えるために使われる信号であり、前記第1内視鏡51と第2内視鏡62とによって発生するものであり、前記CCUコネクタ57を介してCCU70に供給される信号である。

【0050】

図に示すようにスコープID信号は10Kの抵抗にてVCCに引き上げられている。よ

50

って、前記図 6 において C C U 7 0 に C C U コネクタ 5 7 が接続されていない状態のとき、即ち、第 1 内視鏡 5 1 及び第 2 の内視鏡 6 2 が接続されていないとき、スコープ I D 信号は “ H ” レベルになる。なお、図 8 に示すように第 1 内視鏡 5 1 のスコープ I D 信号は “ L ” レベルであり、第 2 内視鏡 6 2 のスコープ I D 信号は “ H ” レベルとしている。

【 0 0 5 1 】

図 7 に示すようにスコープ I D 信号が “ H ” レベルであるとき F E T 8 4 はオン状態になる。このため、前記第 3 の抵抗 8 3 はキャンセルされるので、可変出力型レギュレータ 8 0 の出力電圧 V_0 は、

$$V_0 = 1.25 (1 + R_2 / R_1) \text{ になる。}$$

【 0 0 5 2 】

一方、スコープ I D 信号が “ L ” レベルの時は F E T 8 4 がオフ状態になる。すると、第 3 の抵抗 8 3 に電流が流れてることにより、可変出力型レギュレータ 8 0 の出力電圧 V_0 は、

$$V_0 = 1.25 (1 + (R_2 + R_3) / R_1) \text{ になる。}$$

【 0 0 5 3 】

したがって、前記可変出力型レギュレータ 8 0 の出力電圧 V_0 は、スコープ I D 信号が “ L ” レベルのときよりも “ H ” レベルのときに低くなっている。

【 0 0 5 4 】

なお、図 9 に示すように第 1 内視鏡 5 1 の第 1 C C D 5 3 の仕様は水平駆動パルスの波高値 8 V p-p 、絶対最大定格が D C 1 0 V であり、第 2 内視鏡 6 2 の第 2 C C D 6 3 の仕様は水平駆動パルスの波高値 5 V p-p 、絶対最大定格が D C 7 V である。また、本実施形態においては図 8 及び図 9 の関係を満たすように前記第 1 の抵抗 8 1、第 2 の抵抗 8 2 及び第 3 の抵抗 8 3 の各定数を設定している。

【 0 0 5 5 】

上述のように構成した C C U 7 0 の作用を説明する。

C C U 7 0 に第 1 内視鏡 5 1 及び第 2 内視鏡 6 2 が接続されていない状態のとき、スコープ I D 信号は必ず “ H ” レベルになっている。このため、C C U 7 0 から H の駆動パルスとして 5 V p-p が出力されている。この状態の C C U 7 0 に、前記第 1 内視鏡 5 1 または前記第 2 内視鏡 6 2 のどちらか一方の内視鏡を接続する場合、たとえ第 1 内視鏡 5 1 が接続された場合であってもまた、第 2 内視鏡 6 2 が接続された場合であってもそれぞれの内視鏡 5 1、6 2 には最大絶対定格以下の駆動パルスしか印加されない。

【 0 0 5 6 】

このように、C C U に内視鏡が接続されていない状態のとき、この C C U に接続される複数の内視鏡に使われている C C D の中で、最大絶対定格の最も低い仕様を備えた C C D に合わせて駆動パルスを発生させておき、C C U に内視鏡が接続されるときに、C C U で内視鏡のスコープ I D 信号を検出してから、この接続された内視鏡に適したタイミングパルス及び駆動パルスを発生させる回路構成にすることにより、C C U に内視鏡を接続した際に、C C U にどの仕様の C C D を搭載した内視鏡が接続された場合でも、内視鏡の C C D に印加される駆動パルスが必ずその C C D の絶対最大定格を下まわって C C D を保護することができる。

【 0 0 5 7 】

なお、本実施形態では C C D の駆動パルスとして H のみ取り上げたが、R や V などとも同様に構成するとよい。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 ないし図 1 3 はカメラコントロールユニットの他の実施形態に係り、図 1 0 は駆動パルス用電源回路の他の構成を示す説明図、図 1 1 は内視鏡の仕様を説明する図、図 1 2 は内視鏡の種類とスコープ I D 信号との関係を示す説明図、図 1 3 はデコーダへの入力とデコーダからの出力との関係を示す説明図である。

【 0 0 5 9 】

本実施形態においては C C U 7 0 に接続可能な内視鏡を 3 種類としている。図 1 1 に示す

10

20

30

40

50

ように3種類の内視鏡は、スコープD、スコープE、スコープFである。前記スコープDはCCDのHの駆動パルス波高値が定格5Vで最大絶対定格DC7V、挿入部長2mである。このスコープDを駆動するために必要なCCU70から出力される駆動パルスの送り出し波高値は5Vである。

【0060】

前記スコープEは、前記スコープDと仕様の異なるCCDを内蔵しており、このCCDの駆動パルス波高値は定格8V、最大絶対定格10V、挿入部長2mである。このスコープEを駆動するために必要なCCU70から出力される駆動パルスの送り出し波高値は8Vである。

【0061】

前記スコープFは、前記スコープEとCCDの仕様は共通であるが、挿入部長が10mである。このスコープFを駆動するために必要なCCU70から出力される駆動パルスの送り出し波高値は12Vである。これは、内視鏡挿入部の中を通してCCUとCCDとを接続する同軸ケーブル長が長くなり、CCUからの見かけ上の負荷が重くなることが原因である。

【0062】

図10に示すようには駆動パルス用電源回路では、スコープID信号としてスコープID信号AとスコープID信号Bの2ビットに対応している。これら2つのスコープID信号A、Bはそれぞれ10Kの抵抗で引き上げられてデコーダ91に入力される。

【0063】

つまり、図12に示すようにスコープDのスコープID信号は、スコープID信号A及びスコープID信号Bが共に“L”レベルであり、スコープEのスコープID信号は、スコープID信号Aが“L”レベルで、スコープID信号Bが“H”レベルである。また、スコープFのスコープID信号は、スコープID信号Aが“H”レベルで、スコープID信号Bが“L”レベルである。なお、スコープが接続されていない状態のときスコープID信号は、スコープID信号A及びスコープID信号Bが共に“H”レベルである。

【0064】

このため、CCU70にスコープが接続されると、デコーダ91では2つのスコープID信号の組合わせに対応する2つの出力をコードA92及びコードB93をAリレー94及びBリレー95に出力して出力電圧V0を切り替えるようになっている。なお、CCU70から送り出される駆動パルスの波高値は3つのスコープ毎にそれぞれ異なるので、3つのレギュレータ96、97、98が設けられている。第1レギュレータ96は5Vを発生し、第2レギュレータ97は8Vを発生し、第3レギュレータ98は12Vを発生するものである。これら3つのレギュレータ96、97、98からの出力をAリレー94及びBリレー95を切り替えて1つだけ選択して出力されるようになっている。

【0065】

即ち、図13に示すようにスコープID信号A及びスコープID信号Bが共に“L”レベルであるときにはコードA92及びコードB93に“H”レベルが出力されて、2つのリレー94、95が“H”レベル側になるため、出力電圧V0が5Vになる。また、スコープID信号Aが“L”レベルでスコープID信号Bが“H”レベルであるときにはコードA92に“H”レベルが出力されてコードB93に“L”レベルが出力されるので、Aリレー94が“H”レベル側でBリレー95が“L”レベル側になるため、出力電圧V0が8Vになる。さらに、スコープID信号Aが“H”レベルでスコープID信号Bが“L”レベルであるときにはコードA92及びコードB93に“L”レベルが出力されるので、Aリレー94及びBリレー95が共に“L”レベル側になるため、出力電圧V0が12Vになる。なお、スコープID信号A及びスコープID信号Bが共に“H”レベルであるときにはコードA92及びコードB93に“H”レベルが出力されて、2つのリレー94、95が“H”レベル側になるため、前記スコープID信号A及びスコープID信号Bが共に“L”レベルであるときと同様に、出力電圧V0が5Vになる。なお、デコーダ91には予め図13に示す入出力関係となるようにプログラムされている。また、その他の構成

10

20

30

40

50

は上述の実施形態と同様である。

【0066】

上述のように構成したCCU70の作用を説明する。

本実施形態のCCU70ではスコープが接続されていない状態のとき、スコープID信号A、Bは共に“H”レベルになって、コードA92及びコードB93に“H”レベルが出力されて、Aリレー94及びBリレー95が“H”レベル側に切り替わって出力電圧V0が5Vになっている。

【0067】

このため、例えばスコープFをCCU70に接続したとき、CCU70の内部ではスコープFからのスコープID信号A及びBをデコーダ91で受けてから、Aリレー94及びBリレー95を切り替えるまでにわずかであるが時間がかかるが、この間、スコープFには駆動パルスの波高値として5Vが印加される。しかし、スコープFに内蔵されているCCDの最大絶対定格以下の電圧であるため、CCDには何ら支障を来さない。また、前記CCU70にスコープDまたはスコープEを接続する場合も同様である。

10

【0068】

このように、スコープが接続されていない状態のときの出力電圧が3種類全てのスコープの最大絶対定格以下である5Vに設定したことによって、CCUに3つのスコープの内どれか1つを接続したとき、CCUの内部でスコープからのスコープID信号A、Bをデコーダで受け、2つのリレーを切り替えるまでのわずかな間、スコープに5Vが印加されるが、スコープに内蔵されているCCDの最大絶対定格以下の電圧であるためスコープに内蔵されているCCDは保護される。

20

【0069】

なお、スコープID信号のビット数を増やすと共に、デコーダからの出力及びリレーの数を増やすことによって、対応するスコープの種類を増やすことが可能である。また、例えばスコープが接続されていない状態のときの出力電圧を5V以下に設定することも可能であり、出力電圧を0Vにすることによって駆動パルスを止めることと同様の効果がある。

【0070】

また、本実施形態においてCCDの仕様は同一で、挿入部長が異なるというように内視鏡の仕様が異なる場合にもCCDを保護することができる。

【0071】

さらに、内視鏡の挿入部に内蔵されるCCDの駆動信号を伝送するケーブルの特性が異なる場合にも内視鏡の仕様が異なる場合と同じように対応してCCDを保護することができる。

30

【0072】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0073】

[付記]

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

40

【0074】

(1) 電子内視鏡に設けられた固体撮像素子から延出する駆動線系、映像線系及び電源線系の信号線を複数内蔵した電子内視鏡用複合同軸ケーブルにおいて、内蔵される信号線のうち、少なくとも駆動線系用の複数の信号線を単線で形成し、これら複数の単線を周波数または波形パターン毎にひとまとめにしてピッチの異なる撚り線として形成した電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【0075】

(2) 電子内視鏡に設けられた固体撮像素子から延出する駆動線系、映像線系及び電源線系の信号線を複数内蔵した電子内視鏡用複合同軸ケーブルにおいて、内蔵される信号線のうち、少なくとも駆動線系用の複数の信号線を単線で形成し、この単

50

線を少なくとも2本の同軸線及び外皮シールドで囲うように配置した電子内視鏡用複合同軸ケーブル。

【0076】

(3) 複数の電気的特性の異なる電子内視鏡と、これらの電子内視鏡が接続される1台のカメラコントロールユニットとを備える電子内視鏡装置において、電子内視鏡から発生するスコープID信号に基いて前記カメラコントロールユニットから出力される駆動パルス電圧が変更される電子内視鏡装置。

【0077】

(4) 前記カメラコントロールユニットから出力される駆動パルス電圧は、複数の電子内視鏡がカメラコントロールユニットに接続されていない状態のとき、これら複数の電子内視鏡の中の最も低い最大絶対定格以下である付記3に記載の電子内視鏡装置。

10

【0078】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、電子内視鏡に内蔵されたCCDを駆動させる信号を伝送する駆動線の伝送特性を悪化させることなく細径化した電子内視鏡用複合同軸ケーブルを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図3は本発明の第1実施形態に係り、図1は電子内視鏡装置の概略構成を示す説明図

【図2】電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の構成を説明する断面図

20

【図3】信号線群の1例を説明する斜視図

【図4】本発明の第2実施形態に係る電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の他の構成を説明する断面図

【図5】本発明の第3実施形態に係る電子内視鏡用複合同軸ケーブル内を挿通する信号線の別の構成を説明する断面図

【図6】図6ないし図9はカメラコントロールユニットの実施形態に係り、図6は電子内視鏡システムの概略構成を示す説明図

【図7】駆動パルス用電源回路の1例を示す詳細図

【図8】内視鏡におけるスコープID信号の論理を示した説明図

【図9】2つの内視鏡における駆動パルスの定格波高値と最大絶対定格とを示した説明図

30

【図10】図10ないし図13はカメラコントロールユニットの他の実施形態に係り、図10は駆動パルス用電源回路の他の構成を示す説明図

【図11】内視鏡の仕様を説明する図

【図12】内視鏡の種類とスコープID信号との関係を示す説明図

【図13】デコーダへの入力とデコーダからの出力との関係を示す説明図

【符号の説明】

1 ... 電子内視鏡用複合同軸ケーブル

10 ... 外皮シールド

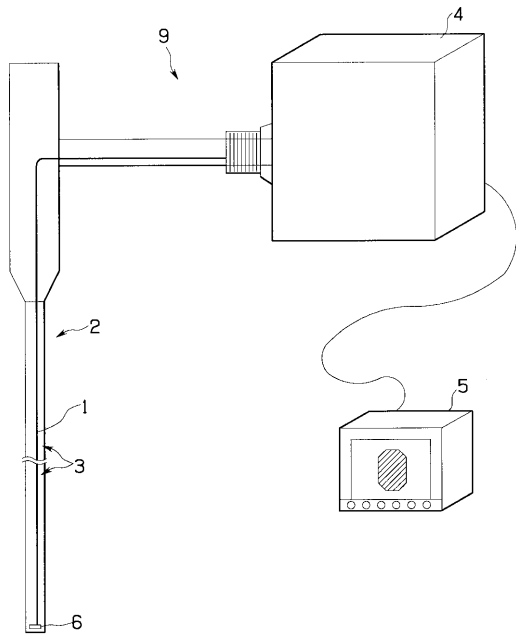
11 ... 第1信号線群

12 ... 第2信号線群

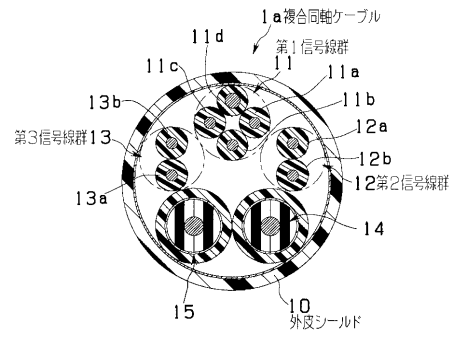
13 ... 第3信号線群

40

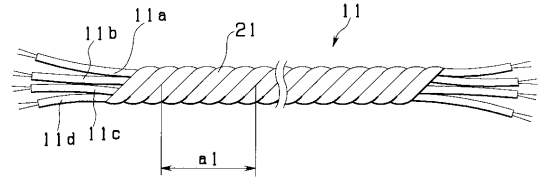
【 図 1 】



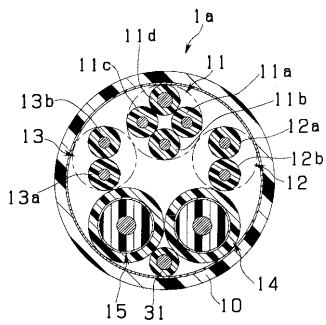
【 図 2 】



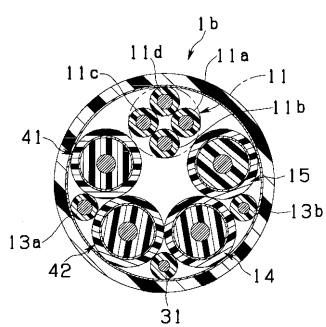
【 図 3 】



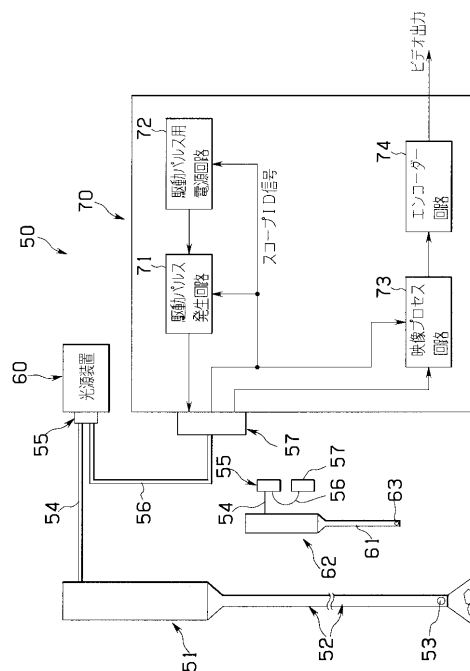
【 図 4 】



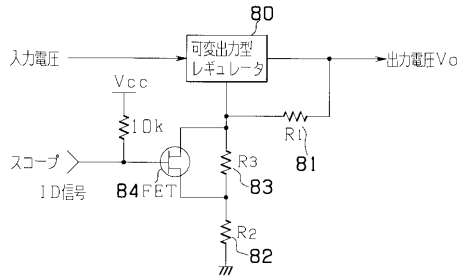
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



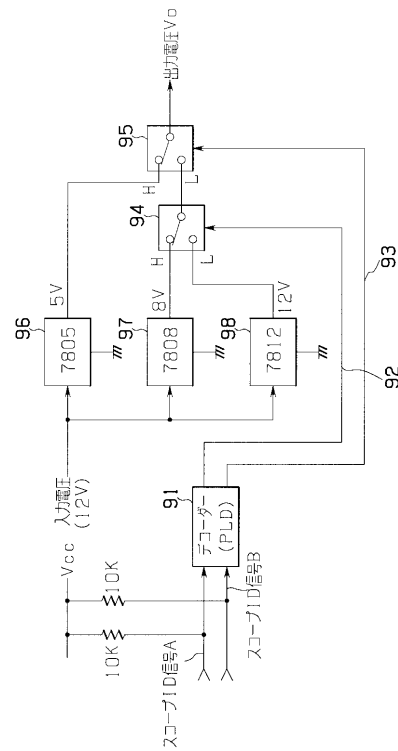
【 図 8 】

| | |
|-------|-------------|
| 内視鏡 | スコープ1D信号の論理 |
| 第1内視鏡 | L |
| 第2内視鏡 | H |

【 図 9 】

| 内視鏡 | CCDの駆動パルス波高値 (φH) | 最大絶対定格 (φH) |
|-------|-------------------|-------------|
| 第1内視鏡 | 8Vp-p (0~8V) | 10V DC |
| 第2内視鏡 | 5Vp-p (0~5V) | 7V DC |

【 図 10 】



【 図 11 】

| スコープ種類 | 挿入部長 | CCDの駆動パルス波高値 (φH) | 最大絶対定格 (φH) | CCU-3の駆動パルス送り出し波高値 |
|--------|------|-------------------|-------------|--------------------|
| スコープD | 2m | 5Vp-p | 7V | 5V |
| スコープE | 2m | 8Vp-p | 10V | 8V |
| スコープF | 10m | 8Vp-p | 10V | 12V |

【 図 12 】

| スコープ種類 | スコープ1D信号A | スコープ1D信号B |
|--------|-----------|-----------|
| スコープD | L | L |
| スコープE | L | H |
| スコープF | H | L |
| 無接続の時 | H | H |

【 図 13 】

| スコープ1D信号A | スコープ1D信号B | コードA | コードB |
|-----------|-----------|------|------|
| L | L | H | H |
| L | H | H | L |
| H | L | L | L |
| H | H | H | H |

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭62 - 164383 (J P , A)
特開平2 - 112388 (J P , A)
特開平5 - 285096 (J P , A)
特開平7 - 111979 (J P , A)
特開平7 - 184854 (J P , A)
特開平7 - 326427 (J P , A)
特開平8 - 298029 (J P , A)
特開平9 - 24022 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 1/00