

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4619237号
(P4619237)

(45) 発行日 平成23年1月26日(2011.1.26)

(24) 登録日 平成22年11月5日(2010.11.5)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 J

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2005-240739 (P2005-240739)
 (22) 出願日 平成17年8月23日(2005.8.23)
 (65) 公開番号 特開2007-54151 (P2007-54151A)
 (43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)
 審査請求日 平成20年5月9日(2008.5.9)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 高橋 昭博
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56) 参考文献 特開平11-221195 (JP, A)
 特開平04-176431 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

スコープ部と、本体と、前記スコープ部側の第一の回路と、前記本体内に備えられモニタ出力信号を生成する機能を有する第二の回路とを有し、前記第一の回路と前記第二の回路とが互いに絶縁されており、さらに前記スコープ部において電気メスの使用が可能である、電子内視鏡装置において、

前記第一の回路と前記第二の回路とが複数の絶縁素子により接続され、

前記第一の回路のグラウンドと前記第二の回路のグラウンドとが複数のコンデンサにより接続され、

前記複数の絶縁素子はそれぞれ異なる周波数を有する信号を伝送し、前記複数のコンデンサはそれぞれ異なる周波数において共振点を有し、

前記複数の絶縁素子のうち最も高い周波数を有する信号を伝送する絶縁素子と、前記複数のコンデンサのうち該最も高い周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサとを近接して配置し、

前記複数のコンデンサのうち前記電気メスから発生する高周波の周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサと、前記最も高い周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサとを前記複数の絶縁素子を隔てて配置したことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項2】

前記複数の絶縁素子は前記第一の回路と前記第二の回路の接続部分に沿って前記第一の

10

20

回路と前記第二の回路とを掛け渡すように並べて配置され、且つ前記複数の絶縁素子は伝送する信号の周波数が高い順番に配列されてい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】

前記電気メスから発生する高周波の周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサが、前記複数の絶縁素子のうち最も低い周波数を有する信号を伝送する絶縁素子の近傍に配置され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 4】

前記最も高い周波数が、前記スコープ部に設けられた撮像素子を駆動させるためのクロック信号の周波数であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記最も低い周波数が、前記スコープ部から送信される所定の制御信号に含まれる信号の周波数であることを特徴とする請求項 3 または 4 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、高周波ノイズ対策の機構を有する電子内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

20

【0002】

電子内視鏡装置は、内視鏡スコープの先端部に設けられた撮像素子により患者の体腔内を撮像することができる。撮像素子は、クロック周波数信号により駆動され、撮像に基づく信号を出力する。撮像素子からの出力信号は、内視鏡スコープから内視鏡装置本体に送信され、結果としてテレビモニタ上に観察部位の映像を表示させる。また、内視鏡スコープには、鉗子差込口があり、鉗子や電気メスを内視鏡スコープ内に挿通させることができる。

【0003】

また、電子内視鏡装置は、内視鏡スコープ側の回路である患者回路と内視鏡装置本体側の回路である 2 次回路を有する。該患者回路と該 2 次回路は互いに絶縁されているが、絶縁素子（フォトカプラ等）を有する絶縁基板により撮像素子からの信号や他の制御信号等の送受信が可能となっている。

30

【0004】

このような電子内視鏡装置においては、電気メスの使用時に高周波電流が通電されるため、高周波ノイズが発生する。また、クロック周波数信号により高周波ノイズが発生する。これらの高周波ノイズがテレビモニタ出力のためのビデオ信号に混入すると、良好な画像の形成が妨げられてしまうという問題があった。

【0005】

特許文献 1 及び 2 では、電気メスおよびクロック周波数信号による高周波ノイズに適合した高周波特性を有するコンデンサを用いることにより高周波ノイズ対策を行っている。すなわち、電気メスおよびクロック周波数信号から発生するそれぞれの周波数の整数倍の周波数において最小インピーダンス（共振点）を持つ高周波特性を有する複数のコンデンサを設けることによりノイズ対策を実現している。

40

【0006】

【特許文献 1】特許第 3 2 1 3 2 0 7 号公報

【特許文献 2】特許第 3 2 8 4 0 4 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、電子内視鏡装置が小型化され、装置内のスペースが限られてくると、特許文献

50

1 および 2 に記載のような高周波ノイズ対策は困難となってくる。すなわち、装置の小型化により、部品の実装密度が凝縮されると、電子内視鏡装置の絶縁基板内において高速クロック信号と比較的低速の制御信号とが隣接することになる。その結果、絶縁基板内ではあらゆる信号が混在しているため、信号の干渉が生じ、コンデンサの設置の仕方によっては発振を引き起こし、不要輻射ノイズを増大させてしまう。したがって、電子内視鏡装置において、装置を小型化するにあたり電気メスおよびクロック周波数信号による高周波ノイズに対する有効な対策方法がなかった。

【 0 0 0 8 】

そこで本発明は、上述した従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、装置を小型化しても高周波ノイズを効率よく除去することができる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】

【 0 0 0 9 】

上記の課題を解決するため、本発明では、スコープ部と、本体と、前記スコープ部側の第一の回路と、前記本体内に備えられモニタ出力信号を生成する機能を有する第二の回路とを有し、前記第一の回路と前記第二の回路とが互いに絶縁されており、さらに前記スコープ部において電気メスの使用が可能である、電子内視鏡装置において、前記第一の回路と前記第二の回路とが複数の絶縁素子により接続され、前記第一の回路のグラウンドと前記第二の回路のグラウンドとが複数のコンデンサにより接続され、前記複数の絶縁素子はそれぞれ異なる周波数を有する信号を伝送し、前記複数のコンデンサはそれぞれ異なる周波数において共振点を有し、前記複数の絶縁素子のうち最も高い周波数を有する信号を伝送する絶縁素子と、前記複数のコンデンサのうち該最も高い周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサとを近接して配置し、前記複数のコンデンサのうち前記電気メスから発生する高周波の周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサと、前記最も高い周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサとを前記複数の絶縁素子を隔てて配置したことを特徴とする電子内視鏡装置を提供する。

【 0 0 1 0 】

本発明では上述の構成により、最も高周波なノイズをその発生源付近に備えられたコンデンサにより除去するため、最も高周波なノイズが他に影響を与えることにより生ずる不要輻射ノイズ等を減少させることができる。したがって、装置が小型化しても高周波ノイズを効率よく除去することができる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明に係る電子内視鏡装置は、前記複数の絶縁素子は前記第一の回路と前記第二の回路の接続部分に沿って前記第一の回路と前記第二の回路とを掛け渡すように並べて配置され、且つ前記複数の絶縁素子は伝送する信号の周波数が高い順番に配列されていることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、前記電気メスから発生する高周波の周波数の整数倍の周波数に共振点を有するコンデンサが、前記複数の絶縁素子のうち最も低い周波数を有する信号を伝送する絶縁素子の近傍に配置されることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、前記最も高い周波数が、前記スコープ部に設けられた撮像素子を駆動させるためのクロック信号の周波数であることを特徴とする。また、前記最も低い周波数が、前記スコープ部から送信される所定の制御信号に含まれる信号の周波数であることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

したがって、本発明は上記の構成により、装置を小型化しても高周波ノイズを効率よく除去することができる電子内視鏡装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明に係る電子内視鏡装置の具体的な実施形態を図を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡装置 1 の機能ブロック図である。電子内視鏡装置 1 は、スコープ部 2、装置本体部 3、及びテレビモニタ 4 を有する。

【 0 0 1 7 】

スコープ部 2 は、撮像素子 (C C D) 1 0、スコープ側信号処理回路 2 0、操作ボタン 7 0 を有する。さらに、撮像素子 1 0 からの出力信号を伝送する信号線 1 1、ライトガイド 6 1、操作ボタン 7 0 の信号線 7 1 等を有する。また、スコープ部 2 は、鉗子差込口 1 2、鉗子差込口 1 2 からスコープ部 2 の先端まで延びる処置具挿通チャンネル 1 3、送気・送水管 (不図示)、操作ケーブル (不図示) 等を有する。処置具として電気メス等が鉗子差込口 1 2 から挿入される。電気メスは、高周波電流を通電して患部を焼き切る等の機能を有しており、高周波ノイズ (約 2 M H z 程度) の発生原因となる。術者はスコープ部 2 をハンドリングして、患者の体腔内の観察および処置を行う。

10

【 0 0 1 8 】

撮像素子 1 0 は、スコープ部 2 の先端部付近に備えられている。撮像素子 1 0 は、電荷結合素子であって光電変換デバイスの 1 つである。照射された光の強弱の光学像をその強弱に応じた信号電荷に変換する動作を行う。撮像素子 1 0 から出力された信号は信号線 1 1 を通ってスコープ側信号処理回路 2 0 に入力される。操作ボタン 7 0 は、フリーズ、コピー等をユーザが操作しスコープ側信号処理回路 2 0 がその操作結果に基づいて制御信号を装置本体部 3 へ送信する。スコープ側信号処理回路 2 0 から出力された、操作ボタン 7 0 の制御信号及び撮像素子 1 0 からの出力信号は装置本体部 3 へ送信される。

20

【 0 0 1 9 】

装置本体部 3 は、装置本体側信号処理回路 3 0、2 次回路 5 0、ランプ 6 0、図示しない電源供給部等を有する。なお、スコープ部 2 に含まれる回路及び装置本体側信号処理回路 3 0 を含めて患者回路 4 0 と称す。患者回路 4 0 と 2 次回路 5 0 とは絶縁されており、絶縁基板 1 0 0 (図 2 に詳述) を介して信号が送受信される。患者回路 4 0 は、患者の感電を防止することを目的として 2 次回路 5 0 に対して電氣的に浮いた状態にある回路である。すなわち、スコープ部 2 において漏電が発生したとしても、患者が感電することがない構造となっている。撮像素子 1 0 を駆動するためのクロック周波数信号 (例えば 1 4 . 3 M H z) 等は、患者回路 4 0 内 (スコープ側信号処理回路 2 0 或いは装置本体側信号処理回路 3 0) において生成される。患者回路 4 0 内で生成されたクロック周波数信号は、撮像素子 1 0 及び 2 次回路 5 0 に供給される。なお、クロック周波数信号は 2 次回路 5 0 内で生成されてもよく、その場合は、絶縁基板 1 0 0 を介して患者回路 4 0 側へ供給される。撮像素子 1 0 より出力された信号は患者回路 4 0 内 (スコープ側信号処理回路 2 0 或いは装置本体側信号処理回路 3 0) で増幅、アナログ - デジタル変換等の信号処理が施される。

30

【 0 0 2 0 】

装置本体側信号処理回路 3 0 はスコープ側信号処理回路 2 0 と各種信号を送受する回路である。また、装置本体側信号処理回路 3 0 は、例えば、撮像素子 1 0 からスコープ側信号処理回路 2 0 を介して得られた信号に対してアナログ - デジタル変換 (A / D 変換) を行う回路を含む。本発明の実施形態においては、装置本体側信号処理回路 3 0 の全部或いは一部と、2 次回路 5 0 の全部或いは一部が同一基板 (すなわち、図 2 に示す絶縁基板 1 0 0) 上に形成されている。

40

【 0 0 2 1 】

2 次回路 5 0 は、撮像素子 1 0 からの信号をデジタル信号として絶縁基板 1 0 0 を介して受信する。2 次回路 5 0 は、そのデジタル信号から R 信号、G 信号、B 信号を生成し、さらにそれらの信号に対し D / A 変換、増幅等の処理を行い、アナログビデオ信号としてテレビモニタ 4 に出力する。術者は、テレビモニタ 4 に出力された体腔内の映像を見ながら診断・処置等を行うことができる。また、術者によりフリーズ画像 (静止画像) 取得の

50

操作があった場合には回路内の所定の処理によりテレビモニタ 4 に静止画像を表示させることができる。また、術者によりコピーの操作があった場合は図示しないビデオプリンタ等により画像を記録紙にプリントアウトすることができる。

【 0 0 2 2 】

ランプ 6 0 は光源である。2 次回路 5 0 からランプ 6 0 を点灯させるための電源が供給される。ランプ 6 0 から出力された光は、ライトガイド 6 1 によりスコープ部 2 の先端部に導かれ、患部を照射することができる。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、絶縁基板 1 0 0 を示す模式図である。絶縁基板 1 0 0 は、装置本体側信号処理回路 3 0 の全部或いは一部を含む信号処理回路領域 3 1 と、2 次回路 5 0 の全部或いは一部を含む 2 次回路領域 5 1 と、複数の絶縁素子 2 0 0 と、コンデンサ 3 0 0 及び 4 0 0 と、銅泊パターンの無い絶縁部 1 0 1 とを有する。信号処理回路領域 3 1 と 2 次回路領域 5 1 は、絶縁基板 1 0 0 上で電氣的に絶縁されている。信号処理回路領域 3 1 のの出力部・入力部と 2 次回路領域 5 1 のの入力部・出力部とは、互いに絶縁素子 2 0 0 により接続されている。絶縁素子 2 0 0 としては、絶縁トランスや、LED とフォトダイオードを組み合わせたフォトカプラや、IC モジュール化されたもの等、絶縁状態で信号や電圧を伝送可能であればいずれの方法でも使用可能である。本発明の実施形態においては絶縁素子 2 0 0 において伝送される信号はデジタル信号である。また、信号処理回路領域 3 1 の GND と 2 次回路領域 5 1 の GND とは、コンデンサ 3 0 0 及び 4 0 0 により接続されている。2 次回路領域 5 1 の GND は、装置本体部 3 の筐体によるフレームグランドとなっている。したがって、コンデンサ 3 0 0 及び 4 0 0 を取り付けることにより、患者回路 4 0 の GND の電位が安定化される。

【 0 0 2 4 】

絶縁素子 2 0 0 は、クロック周波数信号用の絶縁素子 2 0 1 と、撮像素子 1 0 の出力信号（映像信号）用の絶縁素子 2 0 2 と、制御信号用の絶縁素子 2 0 3 とを有する。クロック周波数信号用の絶縁素子 2 0 1 は、例えば 1 4 . 3 M H z のクロック周波数信号を伝送する。このクロック周波数信号が電子内視鏡装置 1 で使用される最も高い周波数であるため、絶縁素子 2 0 1 は、絶縁素子 2 0 0 の中で最も周波数の高い信号を伝送することとなる。

【 0 0 2 5 】

絶縁素子 2 0 2 は、複数の絶縁素子（2 0 2 a ~ 2 0 2 j）を有し、各絶縁素子 2 0 2 はそれぞれ 1 ビットに対応する信号を伝送する。すなわち、図 2 に示す実施形態では、映像信号が 1 0 ビット（絶縁素子 2 0 2 a ~ 2 0 2 j）である場合を示している。絶縁素子 2 0 2 a は、映像信号中の L S B（Least Significant Bit）に対応する信号を伝送する。絶縁素子 2 0 2 j は、映像信号中の M S B（Most Significant Bit）に対応する信号を伝送する。映像信号では、L S B の周波数が最も高く、M S B の周波数が最も低い。絶縁素子 2 0 2 b ~ 2 0 2 i は、L S B から M S B の間の各ビットに対応する信号を伝送する。絶縁素子 2 0 2 では、絶縁素子 2 0 2 a 側にいくほど伝送する信号の周波数が高くなるように設定されている。絶縁素子 2 0 3 は、各種制御用の信号を伝送する。図 2 に示す実施形態では、絶縁素子 2 0 3 a ~ 2 0 3 d により 4 ビットを伝送可能である。絶縁素子 2 0 3 により伝送される信号は絶縁素子 2 0 2 により伝送される信号よりも周波数は低い。

【 0 0 2 6 】

コンデンサ 3 0 0 は、絶縁素子 2 0 3 d 付近に配置される。コンデンサ 4 0 0 は、絶縁素子 2 0 1 付近に配置される。コンデンサ 3 0 0 は、約 2 M H z 付近に共振点を有している（図 3 参照）。コンデンサ 4 0 0 は、約 1 4 . 3 M H z 付近に共振点を有している（図 3 参照）。したがって、患者回路 4 0 側において電気メスの使用により発生した高周波ノイズ（約 2 M H z）は、コンデンサ 3 0 0 により 2 次回路 5 0 側へバイパスされて除去される。また、絶縁素子 2 0 1 或いはクロック周波数信号の伝送用の回路パターン付近から生じる高周波ノイズ（約 1 4 . 3 M H z 程度）は、コンデンサ 4 0 0 により 2 次回路 5 0 側へバイパスされて除去される。すなわち、コンデンサ 3 0 0 および 4 0 0 を離して配置

10

20

30

40

50

したことにより、クロック周波数信号に起因する不要輻射ノイズがコンデンサ300から発生しなくなる。なお、コンデンサ300および400の足(リード)の長さは短いほうが好ましい。すなわち、コンデンサ300および400の接続にリード線等を用いると、インダクタ成分が追加され、インピーダンスが高くなってしまふので、ノイズの除去効率が低下する。

【0027】

図3および図4は、コンデンサ300および400のインピーダンスの高周波特性を示す。コンデンサ300は、共振点 R_1 においてインピーダンス[]が最小となる。すなわち、共振点 R_1 の周波数 F_{R1} と等しい周波数のノイズを最も効率的に除去することができる。コンデンサ300は、その共振点 R_1 が電気メスにより発生する高周波ノイズの整数倍にあたるものが選択される(すなわち、電気メスにより発生するノイズの周波数を F_A とすると、選択されるコンデンサ300の周波数 F_{R1} は、 $F_{R1} = n F_A$ (n は整数)である)。なお、図2にはコンデンサ300が一つのみ示されているが、複数備えていてもよい。例えば、電気メスにより発生する高周波ノイズの周波数の整数倍にあたるものを並列に複数備えることができる。

10

【0028】

コンデンサ400は、共振点 R_2 においてインピーダンス[]が最小となる。すなわち、共振点 R_2 の周波数 F_{R2} と等しい周波数のノイズを最も効率的に除去することができる。コンデンサ400は、その共振点 R_2 がクロック周波数信号により発生する高周波ノイズの整数倍にあたるものが選択される(すなわち、クロック周波数信号により発生するノイズの周波数を F_B とすると、選択されるコンデンサ400の周波数 F_{R2} は、 $F_{R2} = n F_B$ (n は整数)である)。なお、図2にはコンデンサ400が一つのみ示されているが、複数備えていてもよい。例えば、クロック周波数信号により発生する高周波ノイズの周波数の整数倍にあたるものを並列に複数備えることができる。

20

【0029】

図4は、コンデンサ300及び400の周波数特性を合成した特性を示す。コンデンサ300および400を用いることにより、それぞれの周波数において最小インピーダンスを示すコンデンサにおいてノイズを除去することができる。

【0030】

本発明の実施形態においては、コンデンサ300および400が絶縁素子200を隔てて配置されている。患者回路40により発生した電気メスによる高周波ノイズはコンデンサ300により除去され、クロック周波数信号により発生した高周波ノイズはコンデンサ400により除去される。したがって、クロック周波数信号の絶縁素子201から最も離れている絶縁素子203の近傍において、クロック周波数信号の影響を受けずに電気メスから発生する高周波ノイズを除去することができるため、コンデンサによる不要輻射ノイズの発生を抑制しつつ、高周波ノイズを効率的に除去することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の機能ブロック図である。

【図2】絶縁基板を示す模式図である。

40

【図3】コンデンサの高周波特性を示す図である。

【図4】コンデンサの高周波特性を示す図である。

【符号の説明】

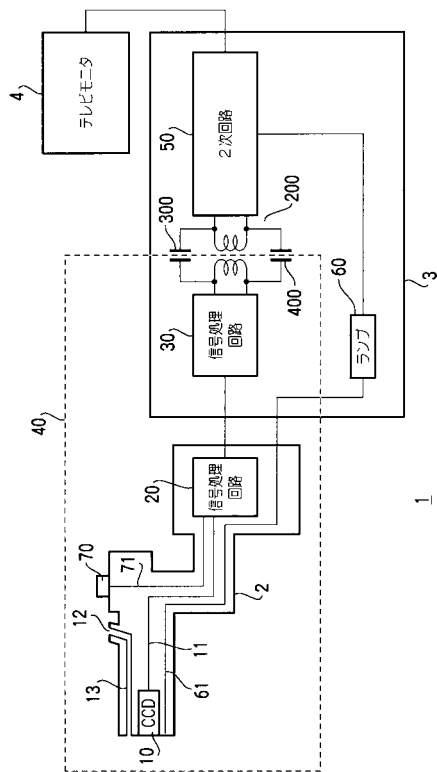
【0032】

- 1 電子内視鏡装置
- 2 スコープ部
- 3 装置本体部
- 4 テレビモニタ
- 10 撮像素子
- 11, 71 信号線

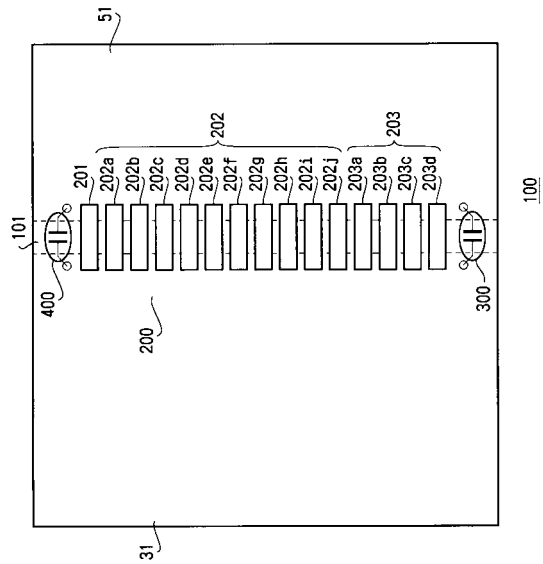
50

- 20 スコープ側信号処理回路
- 30 装置本体側信号処理回路
- 31 信号処理回路領域
- 40 患者回路
- 50 2次回路
- 51 2次回路領域
- 60 ランプ
- 70 操作ボタン
- 100 絶縁基板
- 101 絶縁部
- 200 絶縁素子
- 300, 400 コンデンサ

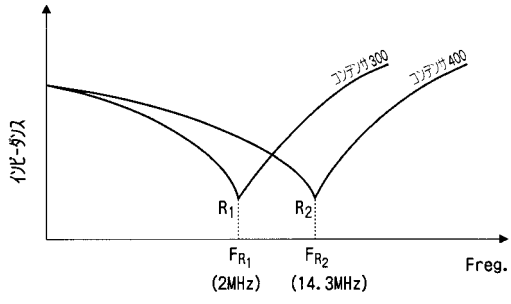
【図1】



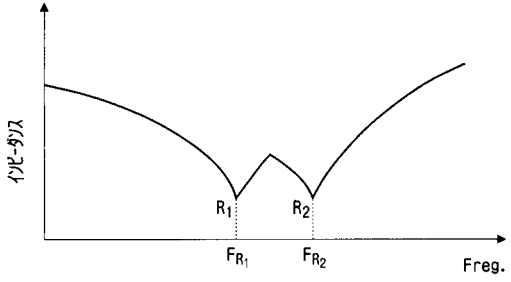
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4619237B2	公开(公告)日	2011-01-26
申请号	JP2005240739	申请日	2005-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高橋昭博		
发明人	高橋 昭博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.J A61B1/00.622 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF43 4C061/HH57 4C061/JJ12 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS01 4C061/SS03 4C061/SS11 4C061/WW01 4C061/YY18 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF43 4C161/HH57 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS01 4C161/SS03 4C161/SS11 4C161/WW01 4C161/YY18		
其他公开文献	JP2007054151A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使设备尺寸减小也能够有效消除高频噪声的电子内窥镜设备。
 解决方案：在电子内窥镜设备中，第一电路和第二电路通过多个绝缘元件连接，第一电路的地和第二电路的地通过多个电容器连接，多个绝缘元件发送具有各自不同频率的信号，并且多个电容器在各自不同的频率处具有谐振点。在多个绝缘元件中传输频率最高的信号的绝缘元件和在多个电容器中具有最高频率的整数倍的频率的谐振点的电容器紧密排列。电容器的谐振点的频率是多个电容器中电刀产生的高频波频率的整数倍，电容器的谐振点频率是最高频率的整数倍横跨多个绝缘元件布置。

