

(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2010-167183

(P2010-167183A)

(43) 公開日 平成22年8月5日(2010.8.5)

(51) Int.Cl.
A61B 1/04 (2006.01)F1
A61B 1/04 370テーマコード (参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-14314 (P2009-14314)
(22) 出願日 平成21年1月26日 (2009.1.26)(71) 出願人 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 滝沢 努
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
Fターム(参考) 4C061 CC06 GG01 JJ06 JJ15 LL02
NN01 SS01 SS18

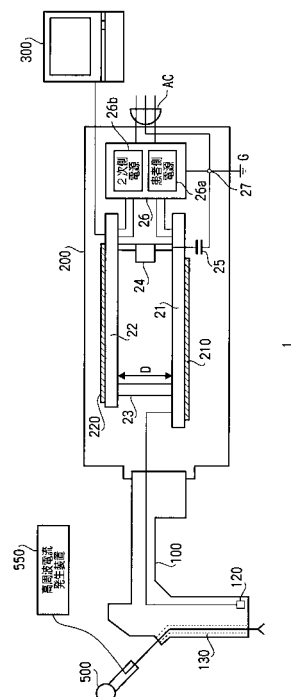
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 装置の小型化およびノイズの低減を実現可能な電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 電子内視鏡と導通する患者回路が実装される患者回路基板と、患者回路とアイソレーションデバイスを介して接続される二次回路が実装される二次回路基板と、患者回路基板および二次回路基板へ電源電圧を供給する電源部と、電源部のグランドと等電位である等電位端子と、患者回路と等電位端子との間に接続される第1のコンデンサとを備え、患者回路基板と二次回路基板はお互いに対向するように配置され、第1のコンデンサは、等電位端子の近傍に配置されることを特徴とする電子内視鏡システムが提供される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電子内視鏡と導通する患者回路が実装される患者回路基板と、
前記患者回路とアイソレーションデバイスを介して接続される二次回路が実装される二次回路基板と、
前記患者回路基板および二次回路基板へ電源電圧を供給する電源部と、
前記電源部のグランドと等電位である等電位端子と、
前記患者回路と等電位端子との間に接続される第 1 のコンデンサと、を備え、
前記患者回路基板と二次回路基板は互いに対向するように配置され、
前記第 1 のコンデンサは、前記等電位端子の近傍に配置されることを特徴とする電子内視鏡システム。 10

【請求項 2】

前記患者回路基板と二次回路基板は、所定の絶縁距離を隔てて対向するよう配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視システム。

【請求項 3】

前記患者回路基板と二次回路基板との間に設けられた絶縁スペーサを更に備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視システム。

【請求項 4】

前記アイソレーションデバイスは、前記等電位端子の近傍に配置され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システム。 20

【請求項 5】

前記電源部は、
前記患者回路へ電源電圧を供給する患者側電源と、
前記二次回路へ電源電圧を供給する二次側電源とからなり、
前記患者側電源と二次側電源とは、トランスによって電氣的に絶縁されていることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記電子内視鏡において発生したノイズを帰還させるための帰還端子と、
前記帰還端子および前記等電位端子との間に接続される第 2 のコンデンサと、を更に備えることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。 30

【請求項 7】

前記第 2 のコンデンサは、前記帰還端子および前記等電位端子と着脱自在に接続されることを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

電子内視鏡と接続される電子内視鏡用プロセッサであって、
電子内視鏡と導通する患者回路が実装される患者回路基板と、
前記患者回路とアイソレーションデバイスを介して接続される二次回路が実装される二次回路基板と、
前記患者回路基板および二次回路基板へ電源電圧を供給する電源部と、
前記電源部のグランドと等電位である等電位端子と、
前記患者回路と等電位端子との間に接続されるコンデンサと、を備え、
前記患者回路基板と二次回路基板は互いに対向するように配置され、
前記コンデンサは、前記等電位端子の近傍に配置されることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。 40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡システム、詳しくは電子内視鏡システムの患者回路および二次回路における絶縁構成に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体腔内を診断又は治療するための内視鏡システムとして、先端部にCCDなどの固体撮像素子を備えた電子内視鏡と、固体撮像素子により生成された画像信号を処理してモニタに出力する電子内視鏡用プロセッサとを備えた電子内視鏡システムが広く知られており、実用に供されている。このような電子内視鏡システムにおいては、電子内視鏡を患者の体内に挿入して使用するため、電子内視鏡用プロセッサやプロセッサに接続される周辺機器からの漏れ電流が、患者の体内に流れ込まないように、電子内視鏡と電子内視鏡用プロセッサとの絶縁性を確保する必要がある。そのため、電子内視鏡用プロセッサにおいて、直接患者と接触する電子内視鏡と導通する処理部を含む患者回路と、モニタなどの周辺装置と導通する処理部を含む二次回路とを電氣的に絶縁することが一般的に行われている。

10

【0003】

特許文献1には、患者回路と二次回路とを絶縁するための回路構成の一例が記載されている。特許文献1の電子内視鏡装置では、患者回路と出力回路（二次回路）とが同一の基板上に実装される。そして、患者回路および二次回路の信号線を、アイソレーションデバイスを介して接続することで、信号の伝送ラインにおける電氣的な絶縁を維持している。さらに、特許文献1の電子内視鏡装置では、基板に所定の絶縁耐圧を確保するための空隙が設けられる。そして、該空隙にアイソレーションデバイスを渡すように配設することで、基板を介して患者回路側に電流が回り込むことを有効に防止する構成となっている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第2660994号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に記載されるように、患者回路と二次回路とを同一の基板上に形成し、両回路の間に所定の絶縁耐圧を確保するための空隙を設けようとした場合、基板のサイズをある程度大きくする必要がある。これにより、該基板を収納するために、電子内視鏡装置自体の大型化を招いてしまうといった問題がある。

30

【0006】

また、電子内視鏡には、体腔内の病変部を処置するための鉗子を、電子内視鏡の挿入部先端まで通すための鉗子チャンネルが設けられている。このような鉗子チャンネルを用いた処置として、電気メスなどの高周波処置具を鉗子チャンネルに挿入し、電子内視鏡の先端から高周波電流を発することにより病変部の切除を行うことが知られている。このように高周波電流を用いて処置を行う場合、患者の体に高周波電流発生装置の対極板を貼り付け、この状態で高周波処置具に高周波電流を流すことにより、患者の体内に流れた電流を、対極板を介して高周波電流発生装置へ戻すことができる。

【0007】

しかしながら、このとき、患者の体内に流れた電流の大部分は対極板を介して高周波電流発生装置へ戻されるが、残りの一部は漏れ電流（電磁ノイズ）となって画像信号に重畳し、電子内視鏡から電子内視鏡用プロセッサへと伝送されることがある。これに対し、従来の特許文献1に記載される電子内視鏡装置の回路構成では、患者回路および二次回路の間の絶縁しか考慮されていないため、電子内視鏡から伝達される上述のようなノイズについては防ぐことができない。これにより、直接電子内視鏡と導通する患者回路が電子内視鏡からのノイズの影響を受けてしまい、結果として観察画像に乱れが生じるなど、適切に体腔内の観察を行なうことができなくなってしまうといった問題もあった。

40

【0008】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、装置の小型化およびノイズの低減を実現可能な電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の課題を解決するため、本発明により、電子内視鏡と導通する患者回路が実装される患者回路基板と、患者回路とアイソレーションデバイスを介して接続される二次回路が実装される二次回路基板と、患者回路基板および二次回路基板へ電源電圧を供給する電源部と、電源部のグランドと等電位である等電位端子と、患者回路と等電位端子との間に接続される第1のコンデンサと、を備える電子内視鏡システムが提供される。また、該電子内視鏡システムの患者回路基板と二次回路基板は互いに対向するように配置され、また第1のコンデンサは、等電位端子の近傍に配置されることを特徴とする。

【0010】

このように構成することで、患者回路が実装される患者回路基板と、二次回路が実装される二次回路基板とを小スペースに配置することが可能となり、電子内視鏡システム全体の小型化を実現することができる。また、電子内視鏡からのノイズが電子内視鏡と導通する患者回路に伝送された場合でも、当該ノイズをコンデンサを介してグランドへ有効に逃がすことができる。また、コンデンサを等電位端子の近傍に配置することで、ノイズの発生源となる配線を短くすることができ、より一層ノイズの低減を図ることが可能となる。

【0011】

また、患者回路基板と二次回路基板は、所定の絶縁距離を隔てて対向するよう配置されても良い。また、上記電子内視鏡システムは、患者回路基板と二次回路基板との間に設けられた絶縁スペーサを更に備えていても良い。このように、患者回路が実装される患者回路基板と、二次回路が実装される二次回路基板とを、絶縁スペーサによって所定の絶縁距離を保って対向させて配置することで、必要な絶縁耐圧を確保しつつ、小型化を実現することが可能となる。

【0012】

また、上記アイソレーションデバイスは、等電位端子の近傍に配置されても良い。このように構成することで、ノイズの発生源となる配線を短くすることができ、より一層ノイズの低減を図ることが可能となる。

【0013】

また、上記電子内視鏡システムにおける電源部は、患者回路へ電源電圧を供給する患者側電源と、二次回路へ電源電圧を供給する二次側電源とからなり、患者側電源と二次側電源とは、トランスによって電氣的に絶縁されるよう構成しても良い。このように構成することで、患者側電源および二次側電源における電源線などを発生源とするノイズの影響を防ぐことができる。

【0014】

また、上記電子内視鏡システムは、電子内視鏡において発生したノイズを帰還させるための帰還端子と、帰還端子および前記等電位端子との間に接続される第2のコンデンサと、を更に備える構成としても良い。また、第2のコンデンサは、帰還端子および等電位端子と着脱自在に接続される構成であっても良い。

【0015】

上述のように、電子内視鏡の帰還端子から直接ノイズをコンデンサへと逃がすことにより、電子内視鏡において高周波処置具等の影響で発生したノイズの影響をさらに低減することが可能となる。また、第2のコンデンサを自由に着脱できる構成とすることで、必要な場合のみ、第2のコンデンサを接続させて、効率的にノイズの低減を図ることが可能となる。

【0016】

さらに、本発明により、電子内視鏡と接続される電子内視鏡用プロセッサであって、電子内視鏡と導通する患者回路が実装される患者回路基板と、患者回路とアイソレーションデバイスを介して接続される二次回路が実装される二次回路基板と、患者回路基板および二次回路基板へ電源電圧を供給する電源部と、電源部のグランドと等電位である等電位端子と、患者回路と等電位端子との間に接続されるコンデンサと、を備えた電子内視鏡用プ

10

20

30

40

50

ロセッサが提供される。また、該電子内視鏡用プロセッサの患者回路基板と二次回路基板は対向するように配置され、コンデンサは、等電位端子の近傍に配置されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

したがって、本発明によれば、所定の絶縁耐圧を維持しつつ装置の小型化を実現し、且つ電子内視鏡に起因するノイズの影響を低減することが可能な電子内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成図である。

【図2】本発明の第2の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、図面を参照して、本発明に係る電子内視鏡システムについて説明する。

【0020】

図1は、本発明の第1の実施形態における電子内視鏡システム1の概略構成を示した図である。電子内視鏡システム1は、電子内視鏡100、電子内視鏡用プロセッサ200、およびモニタ300から構成される。電子内視鏡100は、患者の体腔内へ挿入されて画像を撮像する機器であり、電子内視鏡用プロセッサ200と着脱自在に接続される。電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100へ照明光を供給するための光源部、および電子内視鏡100にて撮像された画像の処理を行う画像処理部を備えている。また、モニタ300は、電子内視鏡用プロセッサ200に接続され、電子内視鏡用プロセッサ200にて処理された画像の表示を行う。

【0021】

電子内視鏡システム1では、まず、電子内視鏡用プロセッサ200の図示しない光源部から電子内視鏡100へと照明光が供給される。電子内視鏡100は、該照明光を図示しないライトガイドにて伝搬し、挿入部先端から体腔壁に向けて照射する。そして、体腔壁にて反射された光を電子内視鏡100の挿入部先端に備えられたCCD120によって受光する。CCD120は、受光した反射光を光電変換して画像信号を生成する。そして、CCD120によって生成された画像信号は、電子内視鏡用プロセッサ200に送られる。電子内視鏡用プロセッサ200では、受信した画像信号に対して所定の信号処理が行われ、モニタ300での表示に適した映像信号が生成される。電子内視鏡用プロセッサ200にて生成された映像信号は、モニタ300へ送信され、モニタ300に映像信号に対応した体腔内画像が表示される。

【0022】

また、電子内視鏡100には、体腔内の病変部を処置するための鉗子を、電子内視鏡100の挿入部先端まで通すための鉗子チャンネル130が設けられている。そして、高周波電流を用いて、患者の病変粘膜の切開及び剥離等の処置を行うため高周波処置具500が、鉗子チャンネル130を通して体腔内に導入される。また、高周波処置具500への高周波電流の供給は、高周波電流発生装置550によって行われる。

【0023】

電子内視鏡用プロセッサ200は、上述のように電子内視鏡100へ照明光を供給するための図示しない光源部、および電子内視鏡100から送られる画像信号の処理を行う画像信号処理部を備えている。そして、画像信号処理部は、電子内視鏡100と直接導通し、CCD120を駆動するための駆動制御やCCD120にて生成された画像信号の増幅等を行う患者回路210と、モニタ300と直接導通し、モニタ300へ供給する映像信号を生成する処理を行う二次回路220とから構成される。

【0024】

患者回路210および二次回路220は、信号線を介して接続され、該信号線を通じて

10

20

30

40

50

画像信号や制御信号を伝送可能となっている。ここで、上述のように、電子内視鏡用プロセッサ200からの漏れ電流が患者の体内へ回りこむのを防止するために、患者回路210側の信号線および二次回路220側の信号線はアイソレーションデバイス24を介して接続される。このアイソレーションデバイス24により、患者回路210および二次回路220における信号の伝送ラインが電氣的に絶縁される。アイソレーションデバイス24としては、光結合型アイソレータであるフォトカプラや、磁気結合型アイソレータであるパルストランスまたはGMRアイソレータなどが用いられる。

【0025】

また、本実施形態においては、患者回路210と二次回路220は、患者回路基板21および二次回路基板22にそれぞれ別々に実装される。そして、患者回路基板21および二次回路基板22は、それぞれ対向するように電子内視鏡用プロセッサ200のシャーシ内に配置される。具体的には、患者回路基板21および二次回路基板22の基板面が、電子内視鏡用プロセッサ200のシャーシの底面と平行になるように両基板21および22が配置される。そして、二階建て構造となるように、患者回路基板21の上に二次回路基板22が取り付けられる。また、患者回路210および二次回路220における各部品は、患者回路基板21と二次回路基板22が対向していない方の基板面に実装される。言い換えれば、患者回路210は、患者回路基板21のシャーシの底面と対向する面に実装され、二次回路220は、二次回路基板22のシャーシの天面と対向する面に実装される。

【0026】

また、患者回路基板21と二次回路基板24の間には絶縁スペーサ23が設けられている。絶縁スペーサ23は、エポキシ樹脂等の絶縁物で形成される。そして、患者回路基板21が、絶縁スペーサ23を介して二次回路基板22を絶縁支持することによって両基板21および22の間に所定の絶縁距離Dを設けることができる。具体的には、一般的に1mmの距離を隔てることにより1kVの絶縁耐圧を確保することができる。そのため、患者回路基板21と二次回路基板22とを5mmの幅を有する絶縁スペーサ23を介して配置することにより、5kVの絶縁耐圧を確保することが可能となる。これにより、二次回路基板22からの電流が患者回路基板21へと回り込むことを有効に防止することが可能となっている。

【0027】

上述のように、患者回路210が実装される患者回路基板21と、二次回路220が実装される二次回路基板22とを、絶縁スペーサ23によって所定の絶縁距離を保って対向させて配置することで、必要な絶縁耐圧を確保しつつ、小さなスペースで患者回路基板21および二次回路基板22を電子内視鏡用プロセッサ200に組み込むことができる。これにより、電子内視鏡用プロセッサ200内の無駄なスペースを減らすことができ、装置の小型化を実現することができる。

【0028】

また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡用プロセッサ200における各処理部、ならびに電子内視鏡100に対して電源電圧を供給するための電源部26を備えている。電源部26は、電源コネクタACを介して外部の商用電源に接続され、該商用電源から供給される交流電圧を各部へと供給する。また、電源部26は、患者回路基板21に電圧を供給するための患者側電源26a、および二次回路220へ電圧を供給するための二次側電源26bとから構成される。ここで、患者側電源26aと二次側電源26bは、トランスなどによって電氣的に絶縁されている。これにより、患者側電源26aおよび二次側26bにおける電源線などを発生源とするノイズの影響を防ぐことができる。さらに、電源部26のグラウンドGの近傍には、グラウンドGと等電位である等電位端子27が備えられている。

【0029】

さらに、等電位端子27にはコンデンサ25が接続される。また、コンデンサ25は、患者回路基板21上に実装され、患者回路210と等電位端子27との間に接続される。これにより、電子内視鏡100に挿入された高周波処置具500から発せられた高周波電

10

20

30

40

50

流に起因する高周波ノイズが患者回路基板 2 1 へと伝送された場合でも、コンデンサ 2 5 を介して、該高周波ノイズを有効に等電位端子 2 7、すなわちグラウンド G へと逃がすことができる。

【0030】

また、コンデンサ 2 5 は、等電位端子 2 7 に近い位置、すなわちグラウンド G の近傍に配置されるよう患者回路基板 2 1 上での位置が決められる。このように、コンデンサ 2 5 をグラウンド G の近傍に配置することで、さらなるノイズの発生源となる配線を短くすることができ、より一層ノイズを低減することができる。また、本実施形態においては、患者回路基板 2 1 および二次回路基板 2 2 の間に設けられたアイソレーションデバイス 2 4 についても、等電位端子 2 7 の近傍、すなわちグラウンド G の近傍に配置される。これにより、更なる配線の短縮を図ることができ、ノイズに対する耐性を向上することができる。

10

【0031】

ここで、従来の電子内視鏡システムにおいては、電子内視鏡と直接導通する患者回路は、電子内視鏡との接続部に近い場所、すなわち電子内視鏡用プロセッサの前方に配置される。そして、電源部のグラウンドは、電源コネクタに近い位置、すなわち電子内視鏡用プロセッサの後方に配置される。このように、患者回路とグラウンドの位置が離れていたため、従来では、患者回路と接続されたコンデンサをグラウンドの近傍に配置することは困難であった。しかしながら、本実施形態においては、上述のように患者回路基板 2 1 と二次回路基板 2 2 とを対向させることにより、患者回路 2 1 0 をグラウンド G の近傍に配置することができる。そして、これにより、患者回路基板 2 1 上に実装されるコンデンサ 2 5、なら

20

【0032】

次に図 2 を参照して本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 2 は、本発明の第 2 の実施形態における電子内視鏡システム 1 a の概略構成を示す図である。本実施形態における電子内視鏡システム 1 a は、第 1 の実施形態における電子内視鏡システム 1 と同様の構成を多く備えている。そのため、電子内視鏡システム 1 と同様の部分においては、電子内視鏡システム 1 と同様の番号が付され、説明が省略される。

【0033】

電子内視鏡システム 1 a は、第 1 の実施形態の電子内視鏡システム 1 と同様に、体腔内の画像を撮像するための電子内視鏡 1 0 0 a、電子内視鏡 1 0 0 a に接続される電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a、および電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a に接続されるモニタ 3 0 0 から構成される。また、第 1 の実施形態と同様に、電子内視鏡 1 0 0 a の鉗子チャンネル 1 3 0 には、高周波電流発生装置 5 5 0 に接続される高周波処置具 5 0 0 が挿通されて、体腔内の処置に用いられる。

30

【0034】

図 2 に示すように、本実施形態における電子内視鏡 1 0 0 a は、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a との接続部近傍に、帰還端子 1 4 0 を備えている。帰還端子 1 4 0 は、高周波処置具 5 0 0 が挿通される鉗子チャンネル 1 3 0 とケーブルを介して導通されており、高周波電流を用いた処理の際の漏れ電流を該ケーブルを介して帰還させるための端子である。また、帰還端子 1 4 0 は、外部端子との接続が可能なように、電子内視鏡 1 0 0 a の外側に一部が突出するように形成される。

40

【0035】

また、本実施形態の電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a においては、グラウンド G と等電位である等電位端子 2 7 a が、外部端子との接続が可能なように、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a の外側に一部が突出するように形成される。そして、図 2 に示すように、電子内視鏡 1 0 0 a の帰還端子 1 4 0 と、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a の等電位端子 2 7 a とが、コンデンサ 3 5 を介して接続される。コンデンサ 3 5 は、筐体 3 8 に収納される独立した外部機器である。そして、両側に端子を備えたケーブル 3 6 を介して、帰還端子 1 4 0 および等電位端子 2 7 a と着脱可能に接続される。このコンデンサ 3 5 を、電子内視

50

鏡 1 0 0 a の帰還端子 1 4 0 と、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a の等電位端子 2 7 a との間に接続することにより、高周波処置具 5 0 0 の使用時に発生する高周波ノイズを、帰還端子 1 4 0 から、コンデンサ 3 5 を介して等電位端子 2 7、すなわちグラウンド G へと逃がすことが可能となる。

【0 0 3 6】

上述のように、本実施形態においては、電子内視鏡 1 0 0 a の帰還端子 1 4 0 から直接ノイズをコンデンサ 3 5 へと逃がすことで、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 a におけるノイズの影響をさらに低減することが可能となる。また、コンデンサ 3 5 は自由に着脱できる構成となっているため、高周波処置具 5 0 0 の使用時に発生するノイズが大きく、コンデンサ 2 5 だけでは対応しきれない場合には、コンデンサ 3 5 を帰還端子 1 4 0 および等電位端子 2 7 a に接続することで、効率的にノイズの低減を図ることが可能となる。

10

【0 0 3 7】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な変形が可能である。例えば上記実施形態においては、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の患者回路基板 2 1 には 1 つのコンデンサ 2 5 を実装する構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、患者回路基板 2 1 にコンデンサ 2 5 だけでなく複数のコンデンサを並列に接続して実装しても良い。このようにコンデンサの容量を増やすことにより、よりノイズに対する耐性を向上させることができる。同様に、外部機器として接続するコンデンサ 3 5 についても、複数のコンデンサを並列に接続して構成することで、より一層のノイズ低減を図ることができる。

20

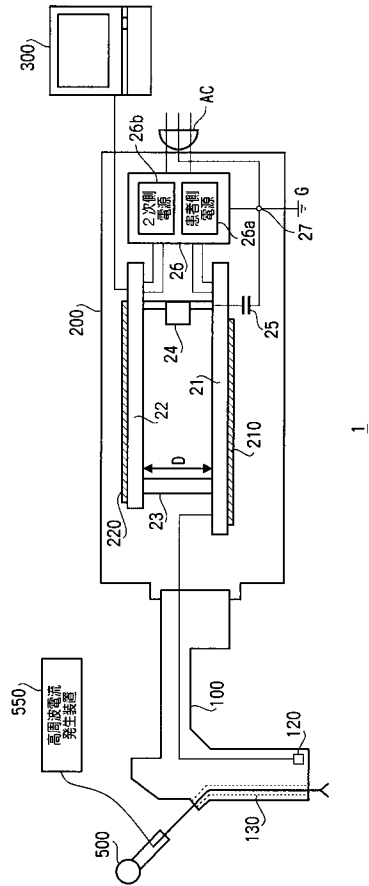
【符号の説明】

【0 0 3 8】

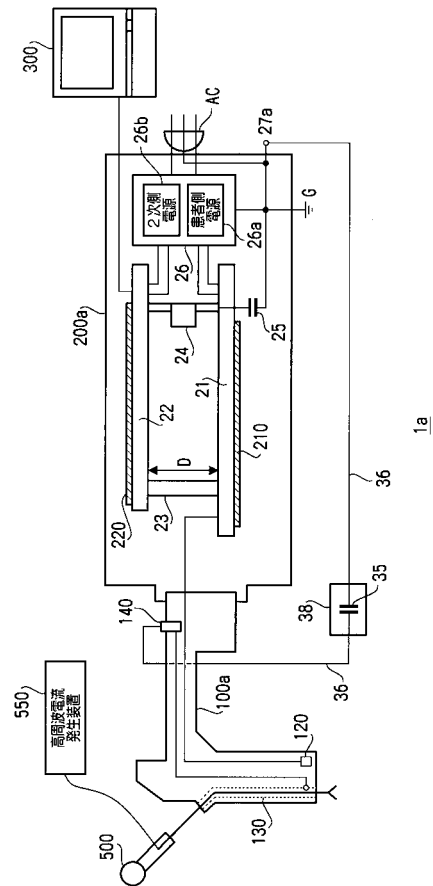
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子内視鏡
- 1 2 0 C C D
- 1 3 0 鉗子チャネル
- 1 4 0 帰還端子
- 2 0 0 電子内視鏡用プロセッサ
- 3 0 0 モニタ
- 5 0 0 高周波処置具
- 5 5 0 高周波電流発生装置

30

【図 1】



【図 2】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010167183A	公开(公告)日	2010-08-05
申请号	JP2009014314	申请日	2009-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	滝沢 努		
发明人	滝沢 努		
IPC分类号	A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.684 A61B1/04		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS01 4C061/SS18 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS01 4C161/SS18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种能够实现装置的小型化和噪声降低的电子内窥镜系统。在其上安装有与电子内窥镜电连接的患者电路的患者电路板，在其上安装有经由隔离装置与患者电路连接的次级电路的次级电路板以及患者电路板。以及将电源电压提供给次级电路板，与电源单元的接地等电位的等电位端子，以及连接在患者电路与等电位端子之间的第一电容器的电源单元，提供了一种电子内窥镜系统，其特征在于，患者电路板和次级电路板被布置为彼此面对，并且第一电容器被布置在等电位端子附近。[选型图]图1

