

(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2007-97767

(P2007-97767A)

(43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)

| (51) Int.C1.                | F 1          | テーマコード (参考)       |
|-----------------------------|--------------|-------------------|
| <b>A61B 1/06</b> (2006.01)  | A 61 B 1/06  | D 2 H 0 4 0       |
| <b>A61B 1/04</b> (2006.01)  | A 61 B 1/04  | 3 6 2 J 4 C 0 6 1 |
| <b>G02B 23/24</b> (2006.01) | G 02 B 23/24 | B                 |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

|           |                              |            |   |
|-----------|------------------------------|------------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2005-290047 (P2005-290047) | (71) 出願人   | 000000376<br>オリンパス株式会社<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |
| (22) 出願日  | 平成17年10月3日 (2005.10.3)       | (74) 代理人   | 100123962<br>弁理士 斎藤 圭介  |
|           |                              | (72) 発明者   | 清水 初男<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ<br>リンパス株式会社内   |
|           |                              | (72) 発明者   | 中村 幹夫<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ<br>リンパス株式会社内   |
|           |                              | F ターム (参考) | 2H040 AA00 EA01 FA13 GA02 GA11<br>4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 FF07<br>FF45 GG01 JJ13 JJ19 NN03<br>UU02 UU08 |

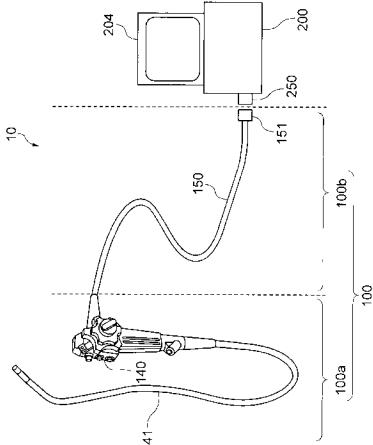
(54) 【発明の名称】電子内視鏡システム

## (57) 【要約】

【課題】小型で、かつ効率的な洗浄が容易な電子内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】スコープ部100aと、生体の外部に設置される生体外装置200と、スコープ部100aと生体外装置200とを接続する接続コード部100bと、を有する電子内視鏡システム10であって、生体外装置200と、接続コード部100bとは、それぞれ気密かつ水密に構成されているパッド109、110、201、214と、それぞれのパッドを対向して近接させるための接続部151、250と、を有し、さらに、対向している一対のパッド間において信号の通信を行うために、一方のパッドに信号を変調して電圧印加する第1の変調ユニット106と、他方のパッドの電位変化から信号復調する第1の復調ユニット202と、を有する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

少なくとも一部が生体の内部に挿入される生体内装置と、  
前記生体の外部に設置される生体外装置と、  
前記生体内装置と前記生体外装置とを接続する接続コード部と、を有する電子内視鏡システムであって、  
前記生体内装置と前記生体外装置との少なくともいずれか一方の装置と、前記接続コード部とは、

それぞれ気密かつ水密に構成されているパッドと、

それぞれの前記パッドを対向して近接させるための接続部と、を有し、

さらに、対向している一対の前記パッド間において信号の通信を行うために、一方の前記パッドに信号を変調して電圧印加する変調手段と、他方の前記パッドの電位変化から信号復調する復調手段と、を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記パッドと前記接続部とは、それぞれ前記接続コード部と前記生体外装置とに設けら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システム。

**【請求項 3】**

前記パッドと前記接続部とは、それぞれ前記接続コード部と前記生体内装置とに設けら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システム。

**【請求項 4】**

前記パッドと前記接続部とは、それぞれ前記接続コード部と前記生体内装置、及び前記接続コード部と前記生体外装置に設けら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システム。

**【請求項 5】**

少なくとも一対の前記パッドが通信する信号は、電力の伝達のための信号であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 6】**

少なくとも一対の前記パッドが通信する信号は、映像信号であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内に導入した装置と生体外に設置した装置との間で、生体内の情報や電力を通信する電子内視鏡システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

電子内視鏡を用いて、生体、特に人間の体内を検査、治療する分野においては、生体内に関する情報を、生体外へ通信している。また、生体外に配置されている装置、例えば電源装置から電力等を電子内視鏡（スコープ部）へ伝達することも行なわれている。なお、人体へ挿入するタイプの電子内視鏡システムにおいて、挿入部と、挿入部を操作する操作部とを含む構成を、適宜「スコープ部」と言う。また、「スコープ部」とユニバーサルコードとを含んだ構成を、適宜「電子内視鏡」と言う。さらにた、「電子内視鏡」と、生体外に配置されている電源装置、ビデオプロセッサ装置等の装置とを含んだ構成を、適宜「電子内視鏡システム」と言う。

**【0003】**

例えば、生体外装置からスコープ部への電力供給を、生体外装置とスコープ部との間に設けた巻線により電磁誘導で行う構成が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 に開示された構成では、生体外装置とスコープ部との間における映像信号及び制御信号の伝達は、これらの信号を無線周波数に変調した後、有線または無線（電波）で伝達し、復調することで行っている。

10

20

30

40

50

## 【0004】

また、スコープ部と生体外装置との間の信号伝送を光学インターフェースで行う構成も提案されている（例えば、特許文献2参照）。特許文献2では、さらに生体外装置からスコープ部への電力供給は電磁結合（電磁誘導）で行っている。

## 【0005】

また、スコープ部の挿入部先端のセンサユニットからの出力をRFIDによって外部に送信する構成も提案されている（例えば、特許文献3参照）。

## 【0006】

【特許文献1】特開2004-159833号公報

10

【特許文献2】特許第3615890号公報

【特許文献3】特開2002-336192号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

電子内視鏡システムは、体内へ挿入したスコープ部を、他の患者に対して再使用している。このため、電子内視鏡や処置具を介して患者間感染が発生することを防止することが必要となる。従って、検査・処置終了後に電子内視鏡、特にスコープ部の洗浄消毒を行なっている。

## 【0008】

電子内視鏡の洗浄消毒には、洗浄用のガス（気体）や薬液（液体）を用いる。このため、電子内視鏡は、気密かつ水密（防水）な構成であることが望ましい。

## 【0009】

さらに、電子内視鏡の洗浄消毒を容易かつ効率的に行なうためには、電子内視鏡と生体外装置との接続部、スコープ部とユニバーサルコードとの接続部が、小型で、洗浄容易な形状であることが望ましい。

## 【0010】

特許文献1に開示されているような、電力供給を電磁誘導で行い、映像信号及び制御信号を電波で送受信し送信する構成では、接点数を最小にし、接続ピンの接続不良や破損を防止することができる。

## 【0011】

しかしながら、電磁誘導による電力供給のための巻線により接続部が大型化してしまう。このため、電子内視鏡の洗浄が容易ではない。さらに、巻線は電磁ノイズの発生源ともなってしまうため好ましくない。このように、映像信号及び制御信号の電波による送受信は、送受信のためのアンテナ等によりスコープ部などが大掛かりとなってしまい、洗浄が容易な構造が得られにくい。さらに、電気メス等の他の医療機器が発生するノイズに弱いうえに、電波法による規制や、病院内の他の医療機器への悪影響防止のための制限も多いという制約を受けてしまう。

## 【0012】

また、特許文献2に開示されているような、電力供給を電磁誘導で行い、信号伝送を光インターフェースで行う構成では、洗浄を容易にするための気密な構造を得ることができる。

## 【0013】

しかしながら、電磁誘導による電力供給のための巻線が必要となる。このため、スコープ部と生体外装置との接続部が大型化してしまう。この結果、洗浄が容易な構造が得られにくい。また、光インターフェースによる信号伝送では、洗浄の本来の目的である消毒・滅菌に加えて、光インターフェース部を光学的なロスが生じないように洗浄する必要がある。このためにも、洗浄が容易な構造が得られにくい。

## 【0014】

また、特許文献3に開示されているような、スコープ部の挿入部先端のセンサユニット、例えば温度センサや圧力センサの出力をRFIDによって外部に送信する構成では、セ

40

50

ンサユニットに関して洗浄を容易するための気密な構造を得ることができる。

【0015】

しかしながら、特許文献3には、スコープ部から生体外装置へ画像情報を送信する構成、及び生体外装置からスコープ部へ電源を供給する構成に関する具体的な記述が全くない。

【0016】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、電子内視鏡（スコープ部）や生体外装置に関して、電磁誘導のための巻線や電波送受信のためのアンテナの設置等で大掛かりにする必要がなく、小型で、かつ効率的な洗浄が容易な電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0017】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明によれば、少なくとも一部が生体の内部に挿入される生体内装置と、生体の外部に設置される生体外装置と、生体内装置と生体外装置とを接続する接続コード部と、を有する電子内視鏡システムであって、生体内装置と生体外装置との少なくともいずれか一方の装置と、接続コード部とは、それぞれ気密かつ水密に構成されているパッドと、それぞれのパッドを対向して近接させるための接続部と、を有し、さらに、対向している一対のパッド間ににおいて信号の通信を行うために、一方のパッドに信号を変調して電圧印加する変調手段と、他方のパッドの電位変化から信号復調する復調手段と、を有することを特徴とする電子内視鏡システムを提供できる。

20

【0018】

また、本発明の好ましい態様によれば、パッドと接続部とは、それぞれ接続コード部と生体外装置とに設けられていることが望ましい。

【0019】

また、本発明の好ましい態様によれば、パッドと接続部とは、それぞれ接続コード部と生体内装置とに設けられていることが望ましい。

【0020】

また、本発明の好ましい態様によれば、パッドと接続部とは、それぞれ接続コード部と生体内装置、及び接続コード部と生体外装置に設けられていることが望ましい。

30

【0021】

また、本発明の好ましい態様によれば、少なくとも一対のパッドが通信する信号は、電力の伝達のための信号であることが望ましい。

【0022】

また、本発明の好ましい態様によれば、少なくとも一対のパッドが通信する信号は、映像信号であることが望ましい。

【発明の効果】

【0023】

本発明に係る電子内視鏡システムによれば、一対のパッドとの間で、一方の装置、接続コード部ではパッドに信号を変調して電圧印加する。また、他方の装置、接続コード部では、パッドの電位変化から信号を復調する。これにより、例えば、スコープ部等の生体内装置と接続コード部との間、接続コード部と生体外装置との間においては、電波や電流を用いずに情報の通信を行うことができる。このため、例えば、生体内装置から生体外装置へ情報を通信するとき、生体内装置に関しては、アンテナや送信回路が不要となる、従って、生体内装置を小型化できる。また、生体外装置に関しても、被検体、例えば患者の体の周辺に多数の受信用のアンテナを配置する構成や微弱電流の検出、復調回路が必要ない。従って、生体内外の装置をアンテナの設置などで大掛かりにする必要がない。この結果、小型な電子内視鏡システムを提供することができる。また、一対のパッドは、それぞれ気密かつ水密な構成を有している。このため、洗浄用のガス（気体）や薬液（液体）を用いて、生体内装置や接続コード部を洗浄消毒するとき、わざわざ防水キャップ等で接続部

40

50

分を封止する必要がない。さらに、上述のように小型な構成であるため、生体内装置、接続コード部の洗浄消毒を容易かつ高効率に行なうことができる。このように、本発明によれば、電子内視鏡（スコープ部）や生体外装置に関して、電磁誘導のための巻線や電波送受信のためのアンテナの設置等で大掛かりにする必要がなく、小型で、かつ効率的な洗浄が容易な電子内視鏡システム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】

【0024】

以下に、本発明に係る電子内視鏡システムの実施例を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施例によりこの発明が限定されるものではない。

【実施例1】

【0025】

図1は、本発明の実施例1に係る電子内視鏡システム10の概略構成を示す図である。電子内視鏡システム10は、電子内視鏡100と生体外装置200とから構成されている。電子内視鏡100は、スコープ部100aと接続コード部100bとを備えている。また、生体外装置200は、電源装置と、電子内視鏡100からの映像信号を処理するビデオプロセッサ（不図示）と、ビデオプロセッサからの映像信号をモニタ表示する表示ユニット204とを備えている。なお、スコープ部100aは、生体内装置に対応する。

【0026】

スコープ部100aは、操作部140と挿入部141に大別される。挿入部141は、細長で患者の体腔内へ挿入可能な可撓性を有する部材で構成されている。使用者（不図示）は、操作部140に設けられているアングルノブ等により、諸操作を行うことができる。

【0027】

また、操作部140からは、接続コード部100bが延設されている。接続コード部100bは、ユニバーサルコード150とコネクタ151とを備えている。なお、接続コード部100bのスコープ部100a側の端部は、操作部140に対して一体的に形成されている。これに対して、接続コード部100bの生体外装置200側の端部には、コネクタ151が形成されている。

【0028】

ユニバーサルコード150は、コネクタ151、250を介して生体外装置200に接続されている。コネクタ151、250の詳細については、後述する。

【0029】

また、ユニバーサルコード150は、電源装置やビデオプロセッサからの電源電圧信号及びCCD駆動信号等をスコープ部100aに通信すると共に、スコープ部100aからの映像信号をビデオプロセッサに通信する。なお、生体外装置200内のビデオプロセッサには、図示しないVTRデッキ、ビデオプリンタ等の周辺機器を接続可能である。ビデオプロセッサは、スコープ部100aからの映像信号に対して所定の信号処理を施して、表示ユニット204の表示画面上に内視鏡画像を表示できる。

【0030】

図2は、電子内視鏡100の機能ブロックを示している。また、図3は、生体外装置200の機能ブロックを示している。本実施例では、電子内視鏡100と生体外装置200との間で双方向の信号通信が可能である。まず、電子内視鏡100から生体外装置200への信号通信について説明し、次に、生体外装置200から電子内視鏡100への信号通信について説明する。

【0031】

電子内視鏡100は、生体の内部を撮影する際に撮像領域を照射するためのLED101と、LED101の駆動状態を制御するLED駆動回路102と、LED101によって照射された生体の領域の撮像を行なうCCD103とを備えている。また、電子内視鏡100は、CCD103の駆動状態を制御するCCD駆動回路104と、CCD103によって撮像された画像データ（映像信号）等を処理する第1の信号処理ユニット105と

10

20

30

40

50

、第1の信号処理ユニット105からの生体内情報信号を変調する第1の変調ユニット106と、第1の変調ユニット106からの変調された電圧が印加される第1のパッド109と、LED駆動回路102、CCD駆動回路104、第1の信号処理ユニット105及び第1の変調ユニット106の動作を制御するシステムコントロール回路107とを備えている。また、電源ユニット108は、後述する生体外装置200からの電源電圧信号に応じて、電子内視鏡100内の各ユニット、回路等に対して電力を供給する。

#### 【0032】

CCD103は、生体内の画像情報などの生体内情報を取得する。CCD103は、撮像部に対応し、生体内情報センサとしての機能を有する。撮像部としては、CCD103の他にCMOS等を用いることができる。撮像部の近傍には、透明な材質で形成された窓が設けられている。撮像部は、窓を通して生体内画像を撮像する。

#### 【0033】

CCD103は、CCD駆動回路104に接続されている。CCD駆動回路104は、CCD103が生体内情報を取得するための動作信号をCCD103へ出力する。CCD103は、第1の信号処理ユニット105に接続されている。第1の信号処理ユニット105は、生体内情報処理装置としての機能を有する。第1の信号処理ユニット105は、例えばCCD103からの出力の画像化回路やデータ圧縮回路などで構成されている。そして、第1の信号処理ユニット105は、CCD103の出力信号から生体内情報信号を生成し出力する。

#### 【0034】

システムコントロール回路107を介してCCD駆動回路104と、第1の信号処理ユニット105とは、第1の変調ユニット106へ接続されている。第1の変調ユニット106は、第1の信号処理ユニット105の出力信号を変調して第1のパッド109に電圧印加する。変調方式は、AM変調、FM変調、PM変調などの一般的な変調方式であれば何でも良い。ここで、第1のパッド109は、気密かつ水密な構成となっている。

#### 【0035】

次に、生体外装置200について説明する。生体外装置200は、第1の復調ユニット202と、第2の信号処理ユニット203と、記録ユニット205と、電源ユニット207とを備えている。第1の復調ユニット202は、第3のパッド201の表面の電位変化から、第1の信号処理ユニット105の出力信号を復調する。

#### 【0036】

第1のパッド109に対して第1の信号処理ユニット105の出力信号を変調した電圧印加することによって、第3のパッド201の表面の電位に変化が生ずる。第1の復調ユニット202は、第1の信号処理ユニット105の出力信号を復調する。これにより、電子内視鏡100側から生体外装置200側への通信を実現できる。

#### 【0037】

第1の復調ユニット202は、第2の信号処理ユニット203に接続されている。第2の信号処理ユニット203は、例えば画像情報の補正/強調回路や圧縮データの復元回路などである。第2の信号処理ユニット203は、第1の復調ユニット202により復調された第1の信号処理ユニット105の出力信号に基づいて、必要な生体内情報、例えば映像情報を得るための信号処理を行う。

#### 【0038】

また、第2の信号処理ユニット203は、表示ユニット204に接続されている。表示ユニット204は、例えば液晶ディスプレイなどのモニタである。表示ユニット204は、第2の信号処理ユニット203で処理された生体内情報を表示する。なお、図1では、表示ユニット204を生体外装置200とは別体に設けている。しかしながら、これに限られず、表示ユニット204を生体外装置200に設ける構成でも良い。

#### 【0039】

第1の復調ユニット202または第2の信号処理ユニット203には、記録ユニット205が接続されている。記録ユニット205は、例えば半導体メモリなどで構成されてい

10

20

30

40

50

る。記録ユニット 205 は、第 1 の復調ユニット 202 により復調された第 1 の信号処理ユニット 105 の出力信号または第 2 の信号処理ユニット 203 で処理された生体内情報を記録、保管する。

【0040】

また、電源ユニット 207 は、第 1 の復調ユニット 202 と、第 2 の信号処理ユニット 203 と、記録ユニット 205 とに電力を供給する。

【0041】

本実施例によれば、電子内視鏡 100 と生体外装置 200 とは、電波や電流によらずに、生体内情報を体外へ通信できる。本願の発明者らは、静電誘導等により、情報を通信できるものと考えている。そして、発明者らは、実際の装置を作成し、上述したような通信が可能であることを実験的に確認、検証している。10

【0042】

このように、本実施例では、電子内視鏡 100 及び生体外装置 200 において、それぞれアンテナや送信回路の設置などで大型化する必要がない。このため、生体、例えば患者の負担を軽減した小型な電子内視鏡システムを提供できる。

【0043】

さらに、本実施例では、電子内視鏡 100 側に形成された第 1 のパッド 109 と、生体外装置 200 側に形成された第 3 のパッド 201 とは、静電結合するように対向する位置に配置されている。同様に、後述する電子内視鏡 100 側に形成された第 2 のパッド 110 と、生体外装置 200 側に形成された第 4 のパッド 214 とは、静電結合するように対向する位置に配置されている。20

【0044】

そして、コネクタ 151 とコネクタ 250 とは、例えば、ねじによる螺合機構、磁石による脱着機構、ラッチ機構などにより、脱着可能に構成されている。なお、コネクタ 151、250 は、接続部に対応する。

【0045】

また、本実施例では、図 4 に示すように、第 1 のパッド 109、第 2 のパッド 110 は、それぞれ板状の導電体の表面を絶縁体 152 で覆った構造となっている。そして、電子内視鏡 100 はコネクタ 151 を含め密封構造となっている。絶縁体 152 の厚さは例えば 1mm 以下程度である。30

【0046】

図 5 は、コネクタ 151 を正面から見た構成を示している。図 5 に示すように、円形の第 1 のパッド 109 を構成する導電体の外周に環状の第 2 のパッド 110 を構成する導電体が形成されている。しかしながら、これに限らず、第 1 のパッド 109 と第 2 のパッド 110 とを横に並べて配置する等の他の配置構成をとることもできる。

【0047】

さらに、電子内視鏡 100 側の第 1 の変調ユニット 106 と、生体外装置 200 側の後述する第 2 の変調ユニット 213 とで、それぞれ異なる変調周波数を用いることで、第 1 のパッド 109 と第 2 のパッド 110 とを一つのパッドで兼用すること、即ち一つの導電体で済む構成とすることもできる。40

【0048】

次に、生体外装置 200 から電子内視鏡 100 への信号の通信について説明する。図 3 において、生体外装置 200 は、さらに電源信号発生器 210 と、CCD 制御ユニット 212 と、信号多重ユニット 211 とを備えている。電源信号発生器 210 は、所定の周波数の電源電圧信号を出力する。CCD 制御ユニット 212 は、CCD103 への制御信号、例えば、CCD 感度の制御信号等を出力する。

【0049】

信号多重ユニット 211 は、電源信号発生器 210 が出力した電源電圧信号に対して、CCD 制御ユニット 212 が出力した CCD103 への制御信号を重畠し出力する。信号多重ユニット 211 は、第 2 の変調ユニット 213 に接続されている。また、第 2 の変調

10

20

30

40

50

ユニット213は、第4のパッド214に接続されている。第2の変調ユニット213は、信号多重ユニット211の出力信号を変調して第4のパッド214に電圧印加する。

【0050】

次に、図2に戻って説明を続ける。第2のパッド110は、電子内視鏡100内に設けられている共振ユニット111に接続されている。共振ユニット111は、電気的共振により第2のパッド110の電位変化から第2の変調ユニット213が変調した周波数成分を抽出し出力する。

【0051】

共振ユニット111は、信号分離ユニット112に接続されている。信号分離ユニット112は、第2の復調ユニット113と第3の復調ユニット114とに接続されている。

10

【0052】

信号分離ユニット112は、共振ユニット111により抽出し出力した第2のパッド110の電位変化を、電源電圧信号成分と、CCD103への制御信号成分とに分離する。そして、信号分離ユニット112は、電源電圧信号成分を第2の復調ユニット113へ出力する。また、信号分離ユニット112は、CCD103への制御信号成分を第3の復調ユニット114へ出力する。

【0053】

第2の復調ユニット113は、信号分離ユニット112が出力した第2のパッド110の電位変化電圧の信号成分に基づいて、電源信号発生器210が出力した電源電圧信号を復調する。

20

【0054】

第2の復調ユニット113は、電源ユニット108に接続されている。電源ユニット108は、第2の復調ユニット113が復調した電源電圧信号から、システムコントロール回路107を介して、電子内視鏡100内の各ユニット、回路等を動作させるための電源を供給する。

【0055】

このように、第4のパッド214に電源信号発生器210が出力した電源電圧信号に、CCD制御ユニット212が出力したCCD103へ制御信号を重畠した信号を変調した電圧を印加する。そして、電子内視鏡100側では、これにより生じた第2のパッド110の表面の電位変化から、電源信号発生器210が出力した電源電圧信号を分離、復調する。これにより、生体外装置200から電子内視鏡100へ電力を供給できる。この結果、本実施例の電子内視鏡システムでは、例えば、電磁誘導による電力供給と比較しても巻線等でシステムを大型化することができない。

30

【0056】

さらに、第3の復調ユニット114は、信号分離ユニット112が出力した第2のパッド110の電位電圧変化の信号成分から、CCD制御ユニット212が出力したCCD103の制御信号を復調する。

40

【0057】

第3の復調ユニット114は、CCD駆動回路104に接続されている。復調されたCCD制御ユニット212からのCCD103への制御信号、例えば、感度制御の指示信号等に基づき、CCD103を駆動する。

【0058】

このように、第4のパッド214に、電源信号発生器210が出力した電源電圧信号に、CCD制御ユニット212が出力したCCD103への制御信号を重畠した信号を変調した電圧を印加する。そして、電子内視鏡100側では、これにより生じた第2のパッド110の表面の電位変化から、CCD制御ユニット212が出力したCCD103への制御信号を分離、復調する。これにより、生体外装置200から電子内視鏡100への信号通信を実現できる。この結果、本実施例の電子内視鏡システムでは、電波送受信のためのアンテナの設置等でシステムを大型化することができない。

【0059】

50

また、パッド 109、110 により電子内視鏡 100 に必要な気密かつ水密な構成を実現できる。従って、本実施例では、洗浄時にコネクタ 151 に、別途、防水キャップを被せることも必要ない。さらに、コネクタ 151 は、小型で凹凸の少ない簡素な形状を有している。この結果、電子内視鏡 100 の洗浄を容易かつ効率良く行うことができる。

【0060】

次に、本実施例における上述の信号の流れをフローチャートに基づいて、さらに詳細に説明する。図 6、図 7 は、それぞれ本実施例における信号の流れを示すフローチャートである。

【0061】

ステップ S601において、電源信号発生器 210 は、信号多重ユニット 211 へ所定の周波数の電源電圧信号を出力する。ステップ S602において、CCD 制御ユニット 212 は、信号多重ユニット 211 に対して CCD103 への制御信号を出力する。

【0062】

ステップ S603において、信号多重ユニット 211 は、電源信号発生器 210 が出力した電源電圧信号に、CCD 制御ユニット 212 が出力した CCD103 への制御信号を重畠し、第 2 の変調ユニット 213 へ出力する。

【0063】

ステップ S604において、第 2 の変調ユニット 213 は、信号多重ユニット 211 の出力信号を変調して第 4 のパッド 214 へ電圧印加する。

【0064】

ステップ S605において、第 4 のパッド 214 に印加された信号多重ユニット 211 の出力信号を変調した電圧により、第 2 のパッド 110 の表面の電位が変化する。

【0065】

ステップ S606において、共振ユニット 111 は、電気的共振により第 2 のパッド 110 の電位変化から第 2 の変調ユニット 213 が変調出力した周波数成分を抽出し、信号分離ユニット 112 に出力する。

【0066】

ステップ S607において、信号分離ユニット 112 は、共振ユニット 111 により抽出した第 2 のパッド 110 の電位変化を、電源電圧信号成分と CCD103 への制御信号成分とに分離する。

【0067】

ステップ S608において、信号分離ユニット 112 は、信号分離ユニット 112 で分離した電源電圧信号成分を第 2 の復調ユニット 113 に出力する。

【0068】

ステップ S609において、第 2 の復調ユニット 113 は、第 2 のパッド 110 の電位変化から、電源信号発生器 210 が出力した電源電圧信号を復調する。そして、復調された電源電圧信号（電力）は、電源ユニット 108 を介して、電子内視鏡 100 内の各ユニット、各回路等に供給される。

【0069】

また、ステップ S610において、信号分離ユニット 112 は、CCD103 への制御信号成分を第 3 の復調ユニット 114 へ出力する。ステップ S611において、第 3 の復調ユニット 114 は、第 2 のパッド 110 の電位変化から、CCD 制御ユニット 212 が出力した CCD103 への制御信号を復調する。そして、第 3 の復調ユニット 114 は、CCD 駆動回路 104 に対して復調した制御信号を出力する。

【0070】

次に、図 7 のステップ S612において、CCD 駆動回路 104 が CCD103 へ駆動信号を出力する。ステップ S613において、CCD103 は、生体内情報を取得（撮像）する。そして、CCD103 は、取得した生体内情報を第 1 の信号処理ユニット 105 へ出力する。

【0071】

10

20

30

40

50

ステップ S 614において、第1の信号処理ユニット 105は、CCD103の出力信号から生体内情報信号を生成する。そして、第1の信号処理ユニット 105は、生成した生体内情報信号を第1の変調ユニット 106へ出力する。

【0072】

ステップ S 615において、第1の変調ユニット 106は、第1の信号処理ユニット 105の出力信号を変調する。そして、第1の変調ユニット 106は、変調した出力信号に応じて第1のパッド 109に電圧印加する。

【0073】

ステップ S 616において、第1のパッド 109に印加された第1の信号処理ユニット 105の出力信号を変調した電圧により、第3のパッド 201の表面の電位が変化する。

10

【0074】

ステップ S 617において、第1の復調ユニット 202は、第3のパッド 201の表面の電位変化に基づいて、第1の信号処理ユニット 105の出力信号を復調する。そして、第1の復調ユニット 202は、復調された出力信号を第2の信号処理ユニット 203に出力する。

【0075】

ステップ S 618において、第2の信号処理ユニット 203は、第1の復調ユニット 202により復調された第1の信号処理ユニット 105の出力信号から、必要な生体内情報を得るための信号処理を行なう。

20

【0076】

ステップ S 619において、第2の信号処理ユニット 203は、信号処理で得られた生体内情報を表示ユニット 204へ出力する。ステップ S 620において、表示ユニット 204は、生体内情報を表示する。

20

【0077】

ステップ S 621において、第2の信号処理ユニット 203は、信号処理で得られた生体内情報を記録ユニット 205へ出力する。ステップ S 622において、記録ユニット 205は、生体内情報を記録、保管する。

30

【実施例 2】

【0078】

次に、本発明の実施例 2 に係る電子内視鏡システム 20 について説明する。図 8 は、電子内視鏡システム 20 の概略構成を示している。実施例 1 と同一の部分には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。

30

【0079】

本実施例では、スコープ部 300a の操作部 140 から延設した部分にコネクタ 142 が形成されている。また、接続コード部 300b のスコープ部 300a 側の端部に、コネクタ 154 が形成されている。

40

【0080】

図 9 は、コネクタ 142、154 の近傍の構成を拡大して示している。コネクタ 142、154 の構成は、コネクタ 151、250 の構成と同一である。そして、コネクタどうしを接続した状態において、第1のパッド 109 と第3のパッド 201 とは、静電結合できるように対向して近接している。同様に、第2のパッド 110 と第4のパッド 214 とも、静電結合できるように対向して近接している。

40

【0081】

第1のパッド 109 と第3のパッド 201 が通信する信号は、映像信号である。また、第2のパッド 110 と第4のパッド 214 が通信する信号は、電力の伝達のための電源電圧信号である。これらのパッド 109、110、142、154 は、それぞれ気密かつ水密に構成されている。

【0082】

従って、本実施例では、洗浄時にコネクタ 142、154 に、別途、防水キャップを被せる必要はない。さらに、コネクタ 142、154 は、小型で凹凸の少ない簡素な形状を

50

有している。この結果、スコープ部 300a の洗浄を容易かつ効率良く行うことができる。

【0083】

なお、接続コード部 300b の他の端部には、従来どおりのコネクタ 153 が形成されている。また、生体外装置 200 には、従来型のコネクタ 153 を接続するための従来型の他のコネクタ 251 が設けられている。

【実施例 3】

【0084】

次に、本発明の実施例 3 に係る電子内視鏡システム 30 について説明する。図 10 は、電子内視鏡システム 30 の概略構成を示している。実施例 1 と同一の部分には同一の符号 10 を付し、重複する説明は省略する。

【0085】

本実施例では、実施例 1 と同様に、ユニバーサルコード 150 の端部にコネクタ 151 が形成されている。また、生体外装置 200 には、コネクタ 250 が形成されている。

【0086】

さらに、実施例 2 と同様に、スコープ部 300a の操作部 140 から延設した部分にコネクタ 142 が形成されている。また、接続コード部 300b のスコープ部 300a 側の端部に、コネクタ 154 が形成されている。

【0087】

これにより、本実施例では、スコープ部 300a と、接続コード部 400b と、生体外装置 200 と、をそれぞれ容易に接続、分離が可能である。そして、コネクタ 142、151、154、250 内に設けられているパッドは、それぞれ気密かつ水密に構成されている。

【0088】

このため、スコープ部 300a と、接続コード部 400b とをそれぞれ分離した状態で洗浄できる。この結果、殺菌度合いや洗浄するレベルに応じて、スコープ部 300a と接続コード部 400b とを別々に、容易かつ効率よく洗浄できる。

【0089】

なお、上記各実施例の電子内視鏡システムは、CCD 等を備えることによって、生体の内部の画像を撮像する構成としている。しかしながら、電子内視鏡は、かかる構成に限定されるものではなく、例えば生体内の温度情報や pH 情報などの他の生体情報を取得するものとしても良い。

【0090】

また、本発明は、電子内視鏡システムに限られるものではなく、防水仕様のデジタルカメラ、IC レコーダ、PDA 等の情報端末、コードレス電話機、携帯電話などの各種機器における情報の伝達機構、充電機構等に応用することができる。

【0091】

また、本発明は、その趣旨を逸脱しない範囲で様々な変形例をとることができる。

【産業上の利用可能性】

【0092】

以上のように、本発明に係る電子内視鏡システムは、小型で洗浄が容易な電子内視鏡システムに適している。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る電子顕微鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 2】実施例 1 の電子内視鏡の機能プロックを示す図である。

【図 3】実施例 1 の生体外装置の機能プロックを示す図である。

【図 4】実施例 1 のコネクタ近傍の断面構成を示す図である。

【図 5】実施例 1 のパッドの正面構成を示す図である。

【図 6】実施例 1 における信号の流れを示すフローチャートである。

【図7】実施例1における信号の流れを示す他のフロー・チャートである。

【図8】本発明の実施例2に係る電子顕微鏡システムの全体構成を示す図である。

【図9】実施例2のコネクタ近傍の断面構成を示す図である。

【図10】本発明の実施例3に係る電子顕微鏡システムの全体構成を示す図である。

【符号の説明】

【0094】

100、200、300 電子内視鏡システム

100a スコープ部

100b 接続コード部

100 電子内視鏡

10

101 LED

102 LED駆動回路

103 CCD

104 CCD駆動回路

105 第1の信号処理ユニット

106 第1の変調ユニット

107 システムコントロール回路

108 電源ユニット

109 第1のパッド

110 第2のパッド

20

111 共振ユニット

112 信号分離ユニット

113 第2の復調ユニット

114 第3の復調ユニット

140 操作部

141 挿入部

142 コネクタ

150 ユニバーサルコード

151 コネクタ

30

152 絶縁部

153 従来型のコネクタ

154 コネクタ

200 生体外装置

201 第3のパッド

202 第1の復調ユニット

203 第2の信号処理ユニット

204 表示ユニット

205 記録ユニット

207 電源ユニット

210 電源信号発生器

40

211 信号多重ユニット

212 CCD制御ユニット

213 第2の変調ユニット

214 第4のパッド

250 コネクタ

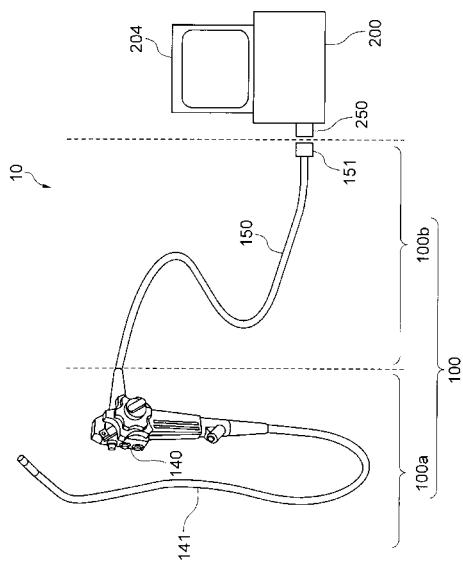
251 従来型のコネクタ

300a スコープ部

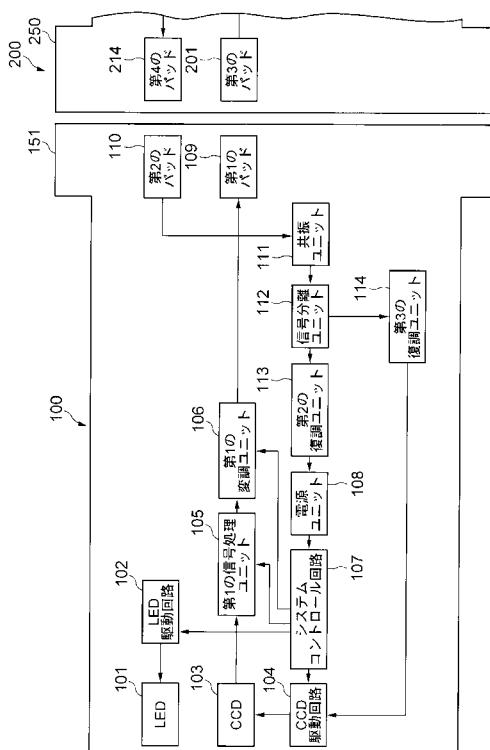
300b 接続コード部

400b 接続コード部

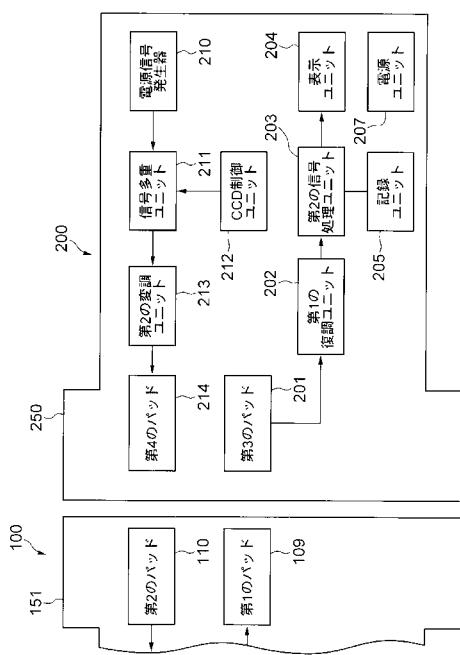
【 図 1 】



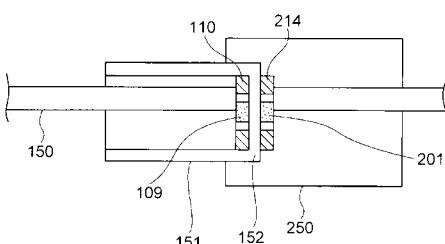
【 图 2 】



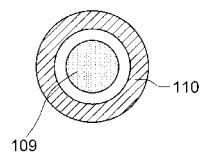
【図3】



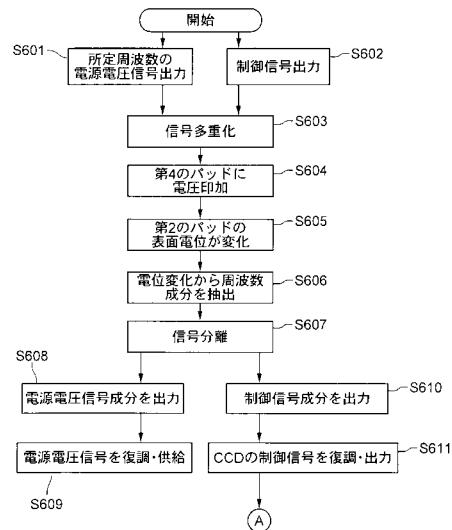
【 四 4 】



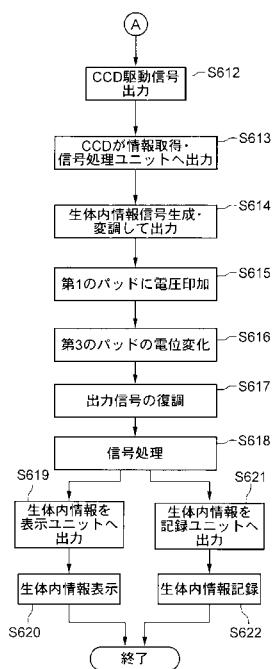
【図5】



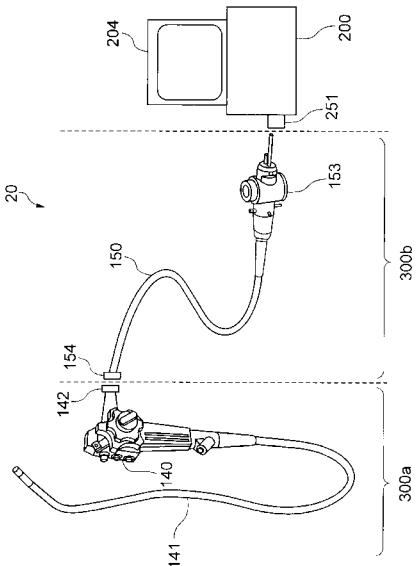
【図6】



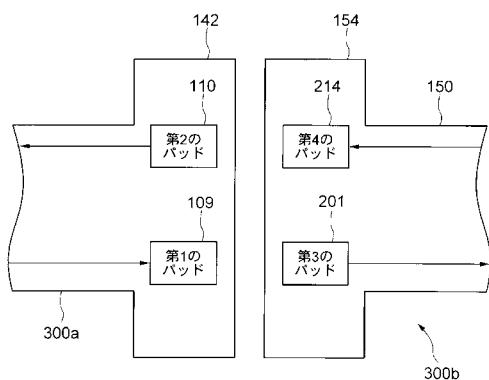
【図7】



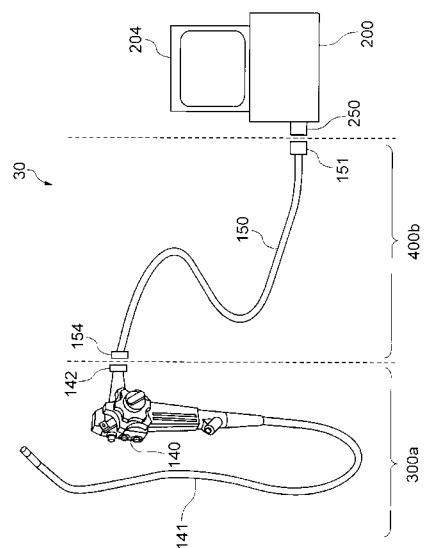
【図8】



【図9】



【図10】



|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内窥镜系统  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2007097767A</a>  | 公开(公告)日 | 2007-04-19 |
| 申请号            | JP2005290047   | 申请日     | 2005-10-03 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 奥林巴斯公司   |         |            |
| [标]发明人         | 清水初男<br>中村幹夫   |         |            |
| 发明人            | 清水 初男<br>中村 幹夫   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24  |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00124  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.D A61B1/04.362.J G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/04.520 A61B1/06.520   |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/AA00 2H040/EA01 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/FF45 4C061/GG01 4C061/JJ13 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU02 4C061/UU08 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/FF45 4C161/GG01 4C161/JJ13 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU02 4C161/UU08 |         |            |
| 代理人(译)         | 斋藤圭介   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种易于高效清洗的小型电子内窥镜系统。电子内窥镜系统(10)具有镜部(100a)，安装在生物体外的体外装置(200)，以及连接镜部(100a)和体外装置(200)的连接线部(100b)。体外装置200和连接线部分100b分别是气密和水密的垫109、110、201和214，以及用于使各个垫彼此靠近的连接部分151和250。此外，第一调制单元106对信号进行调制并将电压施加到一个焊盘和另一焊盘的电位，以在一对相对的焊盘之间进行信号通信。第一解调单元202从变化中解调信号。[选型图]图1

