

(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2009-72450

(P2009-72450A)

(43) 公開日 平成21年4月9日(2009.4.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 Z	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-245831 (P2007-245831)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年9月21日 (2007. 9. 21)		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	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

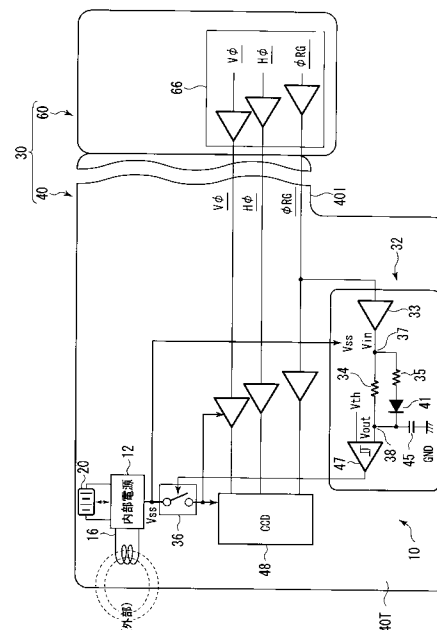
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置の電力供給装置および電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】ノイズの発生防止、スコープ挿入部の細径化、および確実な電力供給と省電力化を可能にする電子内視鏡装置用の電力供給装置等を実現する。

【解決手段】電子内視鏡装置30のスコープ40には、電力供給装置10が設けられている。電力供給装置10は、二次電池20を含む。二次電池20は、電子内視鏡装置30の使用に先立って、外部電源等によりスコープ40の外部から充電される。二次電池20から、内部電源12を介して、CCD48等に電力が供給される。内部電源12からCCD48等への給電は、プロセッサ60の制御回路66から送信される制御信号が信号検出回路32により受信され、電源スイッチ36がオン状態となっているときにのみ行われるように制御される。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の体内に挿入されるスコープとプロセッサとを備えた電子内視鏡装置の電力供給装置であって、

前記スコープに設けられた二次電池と、

前記二次電池を前記スコープの外部から充電する充電手段と、

前記スコープに設けられ、前記充電手段により生じた電力が供給可能な負荷と、

前記スコープに設けられ、前記プロセッサからの指示により前記充電手段から前記負荷に電力を供給させる電力供給制御手段とを備えることを特徴とする電力供給装置。

【請求項 2】

10

前記負荷が撮像素子を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

【請求項 3】

前記電力供給制御手段が、前記撮像素子を駆動させるための制御信号を前記プロセッサから受信すると、前記撮像素子に電力を供給させることを特徴とする請求項 2 に記載の電力供給装置。

【請求項 4】

前記制御信号が、リセットパルスを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の電力供給装置。

【請求項 5】

前記制御信号が、水平もしくは垂直クロック信号を含むことを特徴とする請求項 3 に記載の電力供給装置。

20

【請求項 6】

前記電力供給制御手段が、前記撮像素子を駆動させるための制御信号を前記プロセッサから受信するために、前記充電手段により生じた電力が、前記撮像素子に供給されていないときにおいても前記電力供給制御手段に供給されることを特徴とする請求項 2 に記載の電力供給装置。

【請求項 7】

被験者の体内を照明するための照明光を前記プロセッサから前記スコープに伝達する光伝達手段をさらに有し、前記電力供給制御手段が、前記光伝達手段により伝達された前記照明光を受光すると、前記負荷に電力を供給させることを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

30

【請求項 8】

前記電力供給制御手段が、前記二次電池からの電力を前記負荷に供給する電源と、前記電源から前記負荷への給電を制御する電源制御手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

【請求項 9】

前記充電手段が、電磁結合により前記二次電池を充電することを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

【請求項 10】

被験者の体内を照明するための照明光により発電する光電変換手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

40

【請求項 11】

前記照明光を前記スコープの先端部に伝達する光伝達手段をさらに有し、前記光伝達手段が、前記光電変換手段に前記照明光の一部を供給可能であることを特徴とする請求項 10 に記載の電力供給装置。

【請求項 12】

被験者の体内を照明するための照明光により発電する光電変換手段をさらに有し、前記負荷が、前記光電変換手段から供給される電力によっても駆動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

【請求項 13】

50

前記二次電池が、前記スコープの先端部において前記負荷の近傍に配置されていることを特徴とする請求項1に記載の電力供給装置。

【請求項14】

請求項1に記載の電力供給装置を備え、前記負荷が撮像素子を含むことを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置の電力供給装置および電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

電子内視鏡装置は、通常、撮像素子等を含むスコープと、撮像素子により生成された映像信号を処理するプロセッサとを含む。一般に、電子内視鏡装置においては、電源ラインを用いることにより、プロセッサ側に設けられた電源回路からスコープ側の撮像素子等に電力が供給されている。

【0003】

また、プロセッサとスコープの接合部に設けたコイル等による電磁結合を利用して撮像素子等に電力を供給する電子内視鏡装置（例えば特許文献1）や、スコープの先端に二次電池を設け、その二次電池を電池結合により充電する電子内視鏡装置（例えば特許文献2）、スコープ（挿入部）側に太陽電池を設け、被写体を照明する光の一部を利用して撮像素子等を駆動するための電力を供給する電子内視鏡装置が知られている（例えば特許文献3）。

20

【特許文献1】特開平10-295635号公報

【特許文献2】特開2006-6569号公報

【特許文献3】特開平6-331906号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

電子内視鏡装置において、スコープ側への電力供給のために電源ラインを設けた場合、電源ラインが外乱ノイズを送受信するアンテナとして機能してしまい、被写体画像の画質を低下させたり、撮像素子の誤作動を引き起こすおそれがある。

30

【0005】

また、プロセッサおよびスコープ間で、電源ラインや電磁結合を利用して電力を供給する場合においては、被験者の体内に挿入されるスコープの挿入部の径が太くなってしまう。この点に鑑みて、スコープ側に設けた二次電池を電磁結合により充電する場合、電子内視鏡装置が使用されないときにも自動的に二次電池が充電されることにより、無駄に電力を消費してしまうおそれがある。

【0006】

そして、スコープ側に太陽電池を設け、被写体を照明する光の一部を用いて電力を供給する電子内視鏡においては、光源が作動して照明光の出射を開始した直後においては、光電変換による発電が不足し、撮像素子等の駆動に必要な電力を供給することができなくなる可能性がある。

40

【0007】

そこで本発明は、ノイズの発生防止、スコープ挿入部の細径化、および確実な電力供給と省電力化を可能にする電子内視鏡装置用の電力供給装置等を実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の電力供給装置は、被験者の体内に挿入されるスコープとプロセッサとを備えた電子内視鏡装置の電力供給装置であって、スコープに設けられた二次電池と、二次電池を

50

スコープの外部から充電する充電手段と、スコープに設けられ、充電手段により生じた電力が供給可能な負荷と、スコープに設けられ、プロセッサからの指示により充電手段から負荷に電力を供給させる電力供給制御手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

負荷は、例えば撮像素子を含む。この場合、電力供給制御手段が、撮像素子を駆動させるための制御信号をプロセッサから受信すると、撮像素子に電力を供給させることが好ましい。制御信号は、例えばリセットパルス、水平もしくは垂直クロック信号を含む。

【0010】

電力供給制御手段が、撮像素子を駆動させるための制御信号をプロセッサから受信するために、充電手段により生じた電力が、撮像素子に供給されていないときにおいても電力供給制御手段に供給されることが好ましい。

10

【0011】

電力供給装置は、被験者の体内を照明するための照明光をプロセッサからスコープに伝達する光伝達手段をさらに有し、電力供給制御手段が、光伝達手段により伝達された照明光を受光すると、負荷に電力を供給させることが好ましい。

【0012】

電力供給制御手段は、二次電池からの電力を負荷に供給する電源と、電源から負荷への給電を制御する電源制御手段とを有することが望ましい。また、充電手段は、例えば電磁結合により二次電池を充電する。

【0013】

20

電力供給装置は、被験者の体内を照明するための照明光により発電する光電変換手段をさらに有することが好ましい。この場合、電力供給装置は、照明光をスコープの先端部に伝達する光伝達手段をさらに有し、光伝達手段が、光電変換手段に照明光の一部を供給可能であることがより好ましい。

【0014】

電力供給装置は、被験者の体内を照明するための照明光により発電する光電変換手段をさらに有し、負荷が、光電変換手段から供給される電力によっても駆動可能であることが好ましい。また、二次電池は、スコープの先端部において負荷の近傍に配置されていることが好ましい。

【0015】

30

本発明の電子内視鏡装置は、上述の電力供給装置を備え、負荷が撮像素子を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、ノイズの発生防止、スコープ挿入部の細径化、および確実な電力供給と省電力化を可能にする電子内視鏡装置用の電力供給装置等を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。図1は、第1の実施形態における電力供給装置を含む電子内視鏡装置を示す図である。

40

【0018】

電子内視鏡装置30は、スコープ40とプロセッサ60とを含む。スコープ40は、プロセッサ60に着脱自在に接続可能である。スコープ40の使用時には、プロセッサ60に接続されたスコープ40の挿入部40Iが、被観察体Sを含む被験者の体内に挿入される。プロセッサ60には、光源62が設けられており、光源62は照明光Lを出射する。照明光Lは、スコープ40に設けられた照明光ガイドファイバ42（光伝達手段）を介して、配光レンズ44等を含むスコープ40の先端部40Tに伝達される。被観察体Sは、スコープ40の先端部40Tから出射された照明光Lにより照明される。

【0019】

照明光Lが被観察体Sにおいて反射されると、反射光Rがスコープ40の先端部40T

50

に入射する。スコープ 40 の先端部 40 T には、対物レンズ 46、および CCD 48 (撮像素子・負荷) が設けられている。CCD 48 においては、入射した反射光 R に基づき映像信号が生成される。生成された映像信号は、映像信号伝送経路 50 を介してプロセッサ 60 に送信される。映像信号は、プロセッサ 60 に設けられた信号処理回路 64 によって処理される。この結果、被観察体 S の画像が生成される。

【0020】

CCD 48 は、プロセッサ 60 に設けられた制御回路 66 によって制御される。すなわち、CCD 48 は、スコープ 40 の制御信号伝送経路 52 を介して制御回路 66 から送信される信号によって制御される。

【0021】

スコープ 40 の先端部 40 T には、電力供給装置 10 が設けられている。電力供給装置 10 は、内部電源 12 (充電手段・電源・電力供給制御手段) および二次電池 20 を含む。スコープ 40 の先端部 40 T 内に設けられた二次電池 20 は、電子内視鏡装置 30 の使用に先立って、外部電源 14 (充電手段) 等を用いて先端部 40 T の外部から充電される。

【0022】

すなわち、電子内視鏡装置 30 の使用前に、スコープ 40 が充電器 (図示せず) の所定の位置に置かれると、充電器側の外部電源 14 に内部電源 12 が近接する。そして、内部電源 12 の内部コイル 16 (充電手段) へ、外部電源 14 の外部コイル 18 (充電手段) から電磁誘導作用により電力が送られる。この結果、内部電源 12 を介して二次電池 20 が充電される。

【0023】

そして、CCD 48 を駆動するために必要な電力が、充電された二次電池 20 から、内部電源 12 を介して CCD 48 に供給される。このため電力供給装置 10 は、CCD 48 の近傍に配置されている。なお本実施形態では、二次電池 20 の充電により生じた電力が、CCD 48 に常に供給されるのではなく、後述のように、CCD 48 において電力が必要とされるときにのみ供給される。

【0024】

図 2 は、本実施形態の信号検出回路を示す図である。図 3 は、本実施形態における、信号検出回路による制御信号の検出が始まるときの入出力電圧の変化を示す図であり、図 4 は、信号検出回路による制御信号の検出が終了するときの入出力電圧の変化を示す図である。

【0025】

電力供給装置 10 には、スコープ 40 の先端部 40 T に設けられた信号検出回路 32 (電力供給制御手段) および電源スイッチ 36 (電源制御手段) が含まれる。スコープ 40 がプロセッサ 60 に接続され、プロセッサ 60 が起動すると、CCD 48 を駆動させるための制御信号が、プロセッサ 60 側の制御回路 66 から制御信号伝送経路 52 (図 1 参照) を介して CCD 48 に送信される。

【0026】

そして、この制御信号が信号検出回路 32 により検出されると、以下のように、電源スイッチ 36 が閉じ、二次電池 20 の充電により生じた電力が内部電源 12 から CCD 48、およびや CCD 48 を駆動させるための回路等に供給される。

【0027】

制御信号の 1 つであるリセットパルス (ϕ_{RG}) が、信号検出回路 32 によって受信されると、バッファ 33 と、互いに並列な第 1 および第 2 の抵抗 34、35 との間の入力側節点 37 における入力電圧 V_{in} は、GND レベルと V_{ss} レベルとの間で振幅する (図 3 参照)。

【0028】

ここで、第 2 の抵抗 35 と出力側節点 38 との間で、アノード側が第 2 の抵抗 35 に接続されたダイオード 41 が設けられていること等により、コンデンサ 45 が充電され、出

10

20

30

40

50

力側節点 38 における出力電圧 V_{out} が昇圧される (図 3 参照)。そしてコンパレータ 47 において、出力電圧 V_{out} が所定の閾値 V_{th} を越えたと判断されると、電源スイッチ 36 (図 2 参照) が閉じ、電力が内部電源 12 から CCD 48 等に供給される。

【0029】

一方、電子内視鏡装置 30 による被観察体 S の観察、撮影が終了し、プロセッサ 60 の電源がオフ状態になると、リセットパルスが停止する。このため、リセットパルスは信号検出回路 32 によって受信されず、入力電圧 V_{in} は GND レベルとなり、出力電圧 V_{out} が低下する (図 4 参照)。そして、コンパレータ 47 により出力電圧 V_{out} が所定の閾値 V_{th} よりも低下したと判断されると、電源スイッチ 36 (図 2 参照) が開き、CCD 48 等への内部電源 12 からの給電が停止する。

10

【0030】

なお、リセットパルスおよび入力電圧 V_{in} の振幅により、出力電圧 V_{out} が閾値 V_{th} 付近のレベルで変化した際に、内部電源 12 からの給電および給電停止が頻繁に切り換えられることを防止するために、コンパレータ 47 はヒステリシスを有する (図 2 参照)。

【0031】

以上のように、CCD 48 の駆動に必要な制御信号を受信する信号検出回路 32 と電源スイッチ 36 とにより、内部電源 12 から CCD 48 等への電力の供給を制御し、CCD 48 を駆動させるために必要なときにのみ電力を供給することができる。

【0032】

20

なお、二次電池 20 の充電により生じた電力が内部電源 12 を介して CCD 48 や CCD 48 を駆動させるための回路等に供給されておらず、CCD 48 等が作動していないときにも、信号検出回路 32 には内部電源 12 から電力が供給されている (図 2 参照)。CCD 48 を駆動させるためのリセットパルスを受信するためである。

【0033】

次に、第 1 の実施形態の変形例につき説明する。図 5 は、本変形例の信号検出回路 32 を示す図である。図 6 は、本変形例における、信号検出回路 32 による制御信号の受信に応じた入出力電圧の変化を示す図である。

【0034】

30

本変形例の信号検出回路 32 は、CCD 48 の駆動のために制御回路 66 から CCD 48 に送信される制御信号である水平クロック信号 ($H\phi$) もしくは垂直クロック信号 ($V\phi$) を、リセットパルスの代わりに検出する。このため、信号検出回路 32 においては、水平クロック信号、あるいは垂直クロック信号のいずれか一方を検出するために、ゲート回路 49 が設けられている。

【0035】

40

信号検出回路 32 により水平クロック信号が検出されている間、出力電圧 V_{out} は閾値 V_{th} よりも高いレベルに保たれている (図 6 参照)。そして、CCD 48 が駆動している場合において水平クロック信号の CCD 48 への送信が一時的に停止されると、出力電圧 V_{out} が閾値 V_{th} 以下に低下する前に、垂直クロックパルス信号 ($V\phi$) が信号検出回路 32 により検出される。

【0036】

このため、出力電圧 V_{out} が閾値 V_{th} 以下に低下することが防止される。CCD 48 に送信される制御信号が、垂直クロックパルス信号から水平クロックパルス信号に切り換えられるときにも同様である。従って、CCD 48 が駆動しているときには、常に電源スイッチ 36 (図 5 参照) が閉じられ、電力が CCD 48 等に供給される。

【0037】

CCD 48 の駆動が停止し、水平および垂直クロック信号の CCD 48 への送信が停止されると、出力電圧は閾値 V_{th} よりも低いレベルに低下する。この結果、電源スイッチ 36 (図 5 参照) が開き、内部電源 12 から CCD 48 等への給電が停止する。

【0038】

50

このように本変形例においては、ＣＣＤ４８の作動時に制御回路６６から常に送信されるリセットパルスとは異なり、制御回路６６から断続的に送信される水平もしくは垂直クロック信号を利用する。このため、ゲート回路４９が必要となるものの、リセットパルスよりも大幅に周波数が低く、周期の長い水平クロック信号等を利用することから、より確実に電源スイッチ３６の切換えを制御することができる。なお、図３、４、および６では、説明の便宜上、リセットパルスと水平クロック信号とは、ほぼ同じ周波数を有するように示されている。

【００３９】

なお、本変形例のさらに異なる例として、リセットパルス、および水平、垂直クロック信号のいずれかが受信された場合に、負荷であるＣＣＤ４８等に給電させても良い。また、信号検出回路３２にリセットパルス等のパルス数をカウントさせ、所定のパルス数以上のリセットパルス等が受信されると、内部電源１２からＣＣＤ４８等に給電させても良い。この場合、例えば、リセットパルス等が所定時間以上に渡って受信されない場合に、内部電源１２からの給電を停止させても良い。

【００４０】

以上のように本実施形態によれば、予め二次電池２０が充電された状態で電子内視鏡装置３０が使用されることから、電子内視鏡装置３０の起動時においてもＣＣＤ４８には必要な電力が確実に供給される。すなわち、電子内視鏡装置３０の使用前に予め二次電池２０を充電しておくことにより、被観察体Ｓの観察、処置中の充電なしに、ＣＣＤ４８等に必要な電力を確実に供給することができる。さらに、電子内視鏡装置３０を使用するときのみ、ＣＣＤ４８等に電力が供給されることから、常にＣＣＤ４８等の負荷に給電されることによる電力の無駄な消費が防止され、省電力化が可能である。

【００４１】

また、スコープ４０とプロセッサ６０との間で、電源ライン等を設けることなしに、スコープ先端部４０ＴのＣＣＤ４８等に電力を供給できるため、電源ラインによるノイズの発生を防止できる。そして、スコープ先端部４０Ｔにおいて電力供給装置１０を設ける必要があるものの、電源ライン等が不要であるため、被験者の体内に挿入されるスコープ４０の挿入部４０Ｉの細径化が可能である。

【００４２】

なお、二次電池２０をスコープ４０の外部から充電することができ、二次電池２０の交換が不要であることから、交換式の電池を用いる場合に比べてスコープ４０の機密性を向上させることもできる。

【００４３】

次に、第２の実施形態につき説明する。図７は、本実施形態における電力供給装置１０を含む電子内視鏡装置３０を示す図である。なお、図７以下の図面においては、第１の実施形態と同一、もしくは対応する構成要素には同じ符号が付されている。

【００４４】

本実施形態は、電源スイッチ３６がフォトランジスタ（図示せず）を含み、照明光Ｌの一部を受光してオン状態となる点が、第１の実施形態と異なる。すなわち、照明光ガイドファイバ４２の出射端４２０と配光レンズ４４との間に設けられたプリズム５１により、照明光ガイドファイバ４２により伝達された照明光Ｌの一部が分光され、電源スイッチ３６により受光される。

【００４５】

その結果、電源スイッチ３６がオン状態となり、ＣＣＤ４８等に内部電源１２から電力が供給される。なお、プリズム５１を設ける代わりに、配光レンズ４４の近傍に反射鏡（図示せず）を設けること等により、電源スイッチ３６に照明光Ｌの一部を受光させても良い。

【００４６】

電子内視鏡装置３０により被観察体Ｓの観察、撮影が終了し、光源６２による照明光の出射が停止すると、電源スイッチ３６がオフ状態となり、ＣＣＤ４８等への給電が停止す

10

20

30

40

50

る。このため、本実施形態においても、電子内視鏡装置 30 の使用時にのみ C C D 48 等に電力が供給されるため、省電力化が可能である。

【0047】

次に、第3の実施形態につき説明する。図8は、本実施形態における電力供給装置10を含む電子内視鏡装置30を示す図である。

【0048】

本実施形態は、電力供給装置10において、照明光Lの一部を用いて発電する太陽電池24（光電変換手段）が設けられており、照明光ガイドファイバ42が分岐している点が、第1の実施形態と異なる。太陽電池24は、分岐した照明光ガイドファイバ42の分岐部43の出射端に対向するように配置されており、分岐部43によって供給される照明光Lの光電変換により発電する。

10

【0049】

太陽電池24により発電された電力は、二次電池20から供給される電力と同様に、内部電源12を介してC C D 48等に供給される。すなわち、C C D 48等は、二次電池20からの電力のみならず、太陽電池24から供給される電力によっても駆動可能である。このため、電子内視鏡装置30を長時間使用し、二次電池20に充電されていた電力が全て消費されてしまうことによる電力不足は確実に防止でき、C C D 48等を駆動するための電力が確保される。

【0050】

以上のように本実施形態によれば、被観察体Sの観察、処置中においても、照明光Lの一部を用いた発電が可能であることから、第1の実施形態に比べ、電力をC C D 48等により確実に供給することができる。また、二次電池20として容量の小さいものを選択することができるため、スコープ40の先端部40Tを細径化することが可能である。

20

【0051】

なお、本実施形態においては、分岐部43を設けることなしに、照明光ガイドファイバ42から太陽電池24に照明光Lの一部を供給しても良い。例えば、コアとクラッド（いずれも図示せず）を有する照明光ガイドファイバ42の一部においてクラッドを除去し、太陽電池24の受光面に照明光Lの一部を供給しても良い。また、照明光ガイドファイバ42を屈折させ、屈折部分のクラッドを介して照明光Lの一部を太陽電池24に供給しても良い。

30

【0052】

なお、いずれの実施形態においても、電力供給装置10により発電された電力は、C C D 48の駆動のためのみならず、スコープ40内に設けられたその他の負荷、すなわちC C D 48以外の部品に含まれる回路等に供給、使用されても良い。この場合においても、信号検出回路32および電源スイッチ36等により、二次電池20の充電による電力は、必要なときにのみ負荷に供給されるよう、制御される。

【0053】

次に、比較例の電子内視鏡装置につき説明する。図9は、比較例の電子内視鏡装置を示す図である。

【0054】

40

比較例の電子内視鏡装置70においては、電力供給装置10が設けられていない。このため、スコープ先端部40Tに配置されたC C D 48等を駆動するための電力は、プロセッサ30側に設けられた電源回路72から、電源ライン74を介してC C D 48に供給される。

【0055】

従って、電源ライン74が外乱ノイズを送受信するアンテナとして機能し、被写体画像の画質を低下させたり、C C D 48の誤作動を引き起こすおそれがある。さらに、電源ライン74を設けるため、スコープ40の挿入部40Iを細径化することはできず、体内への挿入時に被験者の負担が大きくなるおそれがある。また、電源ライン74の代わりに、交換式の電池をスコープ40内に設け場合、スコープ40の機密性が低下する。

50

【 0 0 5 6 】

これに対し、電力供給装置 1 0 を設けた上述の実施形態によれば、比較例の電子内視鏡装置 7 0 とは異なり、電源ライン 7 4 (図 9 参照) によるノイズの防止、およびスコープ 4 0 の挿入部 4 0 I の細径化が可能である。さらに、スコープ 4 0 の外部からの二次電池 2 0 の充電、太陽電池 2 4 の発電、および負荷への給電の制御等を可能にすることより、スコープ 4 0 の機密性の向上、C C D 4 8 等に必要な電力の確実な供給、および省電力化が可能である。

【 0 0 5 7 】

電力供給装置 1 0 を構成する部材等は、上述の実施形態に限定されない。例えば、内部および外部コイル 1 6、1 8 を利用して電磁誘導によってエネルギーを伝達する方法だけ
10
には限定されず、内部に圧電素子を設置し、外部からその圧電素子の共振点、またはその近傍の周波数を持つ超音波を加えることによってエネルギーを伝達しても良い。また、腕時計におけるいわゆる自動巻といった機械的な周期振動を吸収するメカニズムを組み込み、外部からエネルギーを伝達し、二次電池を充電しても良い。スコープ 4 0 の外部から、スコープ 4 0 の機密性を保ったままで二次電池 2 0 を充電できる限り、上述の効果が得られるからである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態における電力供給装置を含む電子内視鏡装置を示す図である。

【 図 2 】 第 1 の実施形態の信号検出回路を示す図である。
20

【 図 3 】 第 1 の実施形態における、信号検出回路による制御信号の検出が始まるときの入出力電圧の変化を示す図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態における、信号検出回路による制御信号の検出が終了するときの入出力電圧の変化を示す図である。

【 図 5 】 第 1 の実施形態の変形例の信号検出回路を示す図である。

【 図 6 】 変形例における、信号検出回路による制御信号の受信に応じた入出力電圧の変化を示す図である。

【 図 7 】 第 2 の実施形態における電力供給装置を含む電子内視鏡装置を示す図である。

【 図 8 】 第 3 の実施形態における電力供給装置を含む電子内視鏡装置を示す図である。

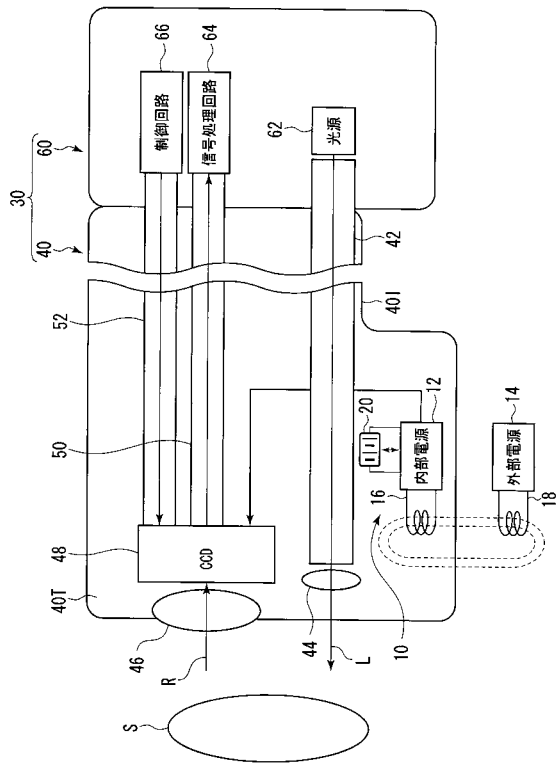
【 図 9 】 比較例の電子内視鏡装置を示す図である。
30

【 符号の説明 】

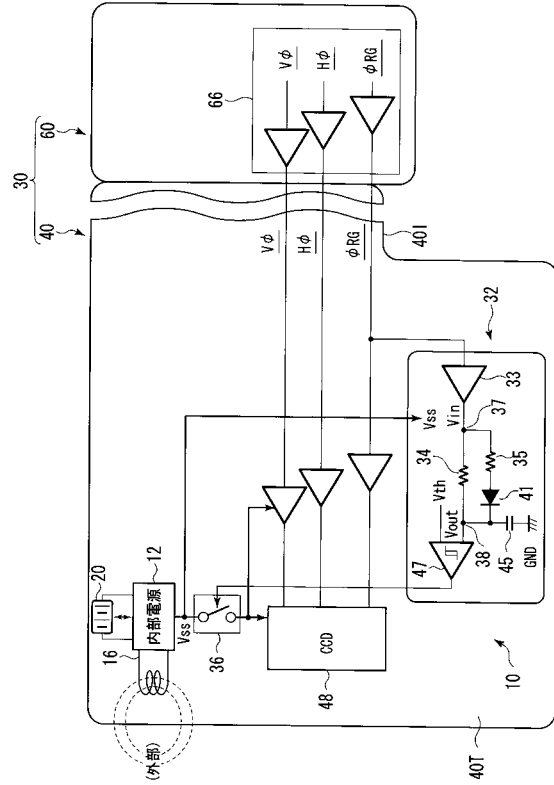
【 0 0 5 9 】

- 1 0 電力供給装置
- 1 2 内部電源 (充電手段・電源)
- 1 4 外部電源 (充電手段)
- 1 6 内部コイル (充電手段)
- 1 8 外部コイル (充電手段)
- 2 0 二次電池
- 2 4 太陽電池 (光電変換手段)
- 3 0 電子内視鏡装置
40
- 3 2 信号検出回路 (電力供給制御手段)
- 3 6 電源スイッチ (電源制御手段)
- 4 0 スコープ
- 4 0 T 先端部
- 4 2 照明光ガイドファイバ (光伝達手段)
- 4 3 分岐部
- 4 8 C C D (撮像素子・負荷)
- 6 0 プロセッサ
- L 照明光

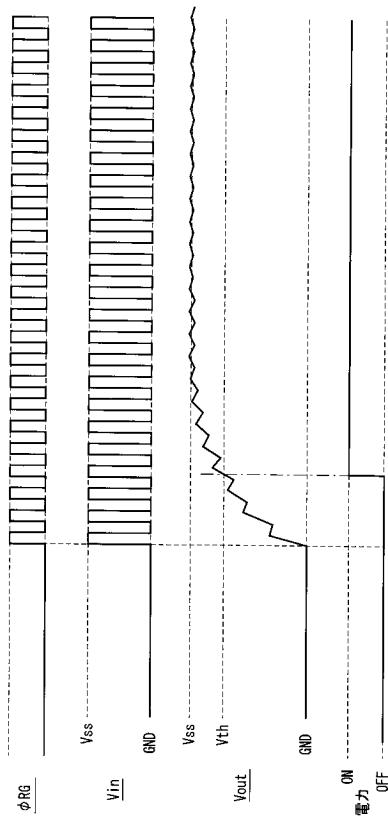
【図 1】



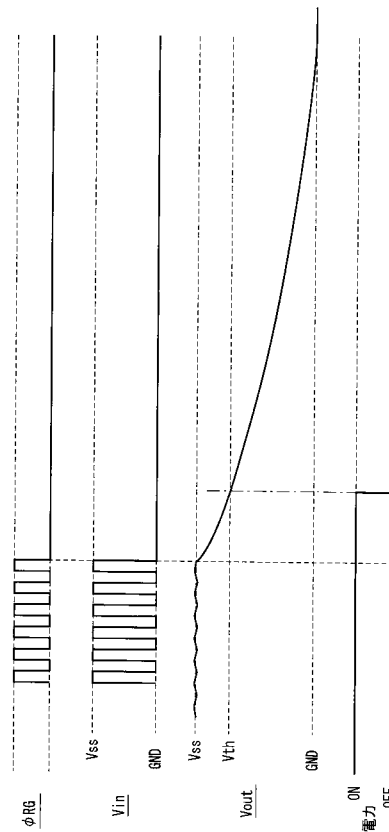
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 水口 直志

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 GG01 JJ20 LL02 NN10

专利名称(译)	电子内窥镜装置的电源装置和电子内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2009072450A	公开(公告)日	2009-04-09
申请号	JP2007245831	申请日	2007-09-21
[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	水口直志		
发明人	水口 直志		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.Z A61B1/04.370 A61B1/00.683 A61B1/00.718 A61B1/04 A61B1/045.640 A61B1/06		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/NN10 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/NN10		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		

摘要(译)

要解决的问题：为电子内窥镜设备提供电源以防止产生噪音，缩小示波器插入部分的直径，确保供电并节省电力。ŽSOLUTION：电子内窥镜装置30的镜体40设置有电源10.该电源10包括二次电池20.二次电池20通过外部电源等从镜体40的外部充电。在使用电子内窥镜装置30之前，通过内部电源12从二次电池20向CCD48等供电。从内部电源12向CCD48等供电。只有当信号检测电路32接收到从处理器60的控制电路66发送的控制信号并且电源开关36接通时，才控制该信号被执行。Ž

