

(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2009-22666

(P2009-22666A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 Z	
	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-191200 (P2007-191200)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年7月23日 (2007.7.23)		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

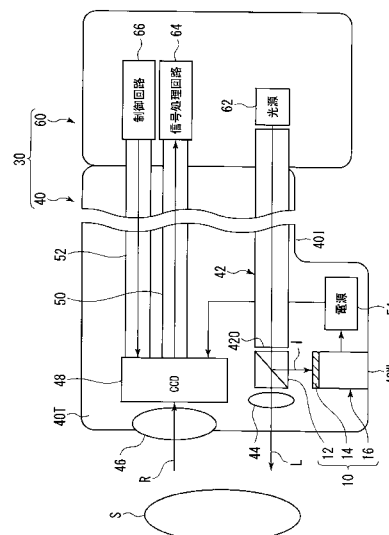
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置の電力供給装置および電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】ノイズの発生防止、スコープ挿入部の細径化、および照明光の有効活用を可能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】電力供給装置10のビームスピリッタ12は、照明光Lのうち可視光成分等を直進させ、赤外線Iを反射する。ビームスピリッタ12により分光された赤外線Iは、赤外線吸収部14に入射する。赤外線吸収部14は、赤外線Iが入射すると光熱変換により発熱する。赤外線吸収部14の発熱により、被験者の体内温度にほぼ等しいスコープ先端部40の外側と、赤外線吸収部14の周辺とで温度差が生じる。この温度差により、ペルチェ素子16が発電し、電力が電源54を介してCCD48等へ供給される。

【選択図】 図1



【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、前記スコープの温度を変化させる温度変化手段と、前記スコープに設けられ、前記被験者の体内と前記スコープの内部との温度差により発電する熱電気変換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】

前記温度変化手段が、前記被験者の体内を照明するための照明光に含まれる赤外線により前記スコープの温度を変化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。

【請求項 3】

前記照明光を分光する分光手段をさらに有し、前記温度変化手段が、前記分光手段により分光された前記赤外線により発熱する光熱変換手段を含む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】

前記被験者の体内を照明するための前記照明光の一部により発電する光電気変換手段をさらに有す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 5】

前記電子内視鏡装置が、前記スコープに前記赤外線を伝達する光ファイバをさらに有す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 6】

前記照明光を分光する分光手段をさらに有し、前記分光手段が、前記光ファイバの出射端の近傍に設けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の電力供給装置。

【請求項 7】

前記熱電気変換手段により発生された電力を充電可能な二次電池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。

【請求項 8】

前記スコープに設けられた前記二次電池が、電磁結合により前記スコープの外部から充電可能であることを特徴とする請求項 7 に記載の電力供給装置。

【請求項 9】

前記温度変化手段が、前記スコープの内部を冷却する冷却手段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 10】

前記温度変化手段が、光により発熱する光熱変換手段と、前記光熱変換手段に前記光を供給する光供給手段とを備え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 11】

被験者の体内に挿入されるスコープを備えた電子内視鏡装置の電力供給装置であって、前記被験者の体内を照明するための照明光に含まれる赤外線により発熱する第 1 の温度変化手段と、

前記スコープの内部を冷却する第 2 の温度変化手段と、

前記スコープに設けられ、前記被験者の体内と前記スコープの内部との温度差により発電する熱電気変換手段とを備えることを特徴とする電力供給装置。

【請求項 12】

撮像素子と、請求項 1 または請求項 11 に記載の電力供給装置とを備え、前記撮像素子が、前記熱電気変換手段により発生された電力により駆動可能である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】

【 0 0 0 2 】

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。そして、電源ラインを用いて、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を供給する電子内視鏡装置や、電源ラインの代わりに、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が知られている（例えば特許文献１）。

【 0 0 0 3 】

また、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そのまま利用して撮像素子等を駆動するための電気エネルギーを供給する電子内視鏡装置も知られている（例えば特許文献２）。

【特許文献１】特開平１０－２９５６３５号公報

【特許文献２】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】

【 0 0 0 4 】

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。また、電源ラインや電磁結合を利用して電力を供給する場合、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。

【 0 0 0 5 】

そして、被写体を照明する光の一部をそのまま用いて電力供給に用いる電子内視鏡においては、光源から出射された光の全てを被写体観察に有効に活用することができない。

【 0 0 0 6 】

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、および照明光の有効活用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】

【 0 0 0 7 】

本発明の第１の電力供給装置は、被験者の体内に挿入されるスコープを備えた電子内視鏡装置の電力供給装置であって、スコープの温度を変化させる温度変化手段と、スコープに設けられ、被験者の体内とスコープの内部との温度差により発電する熱電気変換手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

温度変化手段は、被験者の体内を照明するための照明光に含まれる赤外線によりスコープの温度を変化させることが好ましい。この場合、電力供給装置が照明光を分光する分光手段をさらに有し、温度変化手段が、分光手段により分光された赤外線により発熱する光熱変換手段を含むことがより好ましい。また、電力供給装置が、被験者の体内を照明するための照明光の一部により発電する光電気変換手段をさらに有することがより好ましい。

【 0 0 0 9 】

電子内視鏡装置は、スコープに赤外線を伝達する光ファイバをさらに有することが望ましい。この場合、電力供給装置は、照明光を分光する分光手段をさらに有し、分光手段が、光ファイバの出射端の近傍に設けられていることがより望ましい。

【 0 0 1 0 】

電力供給装置は、熱電気変換手段により発生された電力を充電可能な二次電池をさらに有することが好ましい。そしてこの場合、スコープに設けられた二次電池が、電磁結合によりスコープの外部から充電可能であることがより好ましい。

【 0 0 1 1 】

温度変化手段は、例えば、スコープの内部を冷却する冷却手段を有する。

【 0 0 1 2 】

温度変化手段は、例えば、光により発熱する光熱変換手段と、光熱変換手段に光を供給

10

20

30

40

50

する光供給手段とを備える。

【 0 0 1 3 】

本発明の第 2 の電力供給装置は、被験者の体内に挿入されるスコープを備えた電子内視鏡装置の電力供給装置であって、被験者の体内を照明するための照明光に含まれる赤外線により発熱する第 1 の温度変化手段と、スコープの内部を冷却する第 2 の温度変化手段と、スコープに設けられ、被験者の体内とスコープの内部との温度差により発電する熱電気変換手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明の電子内視鏡装置は、撮像素子と、上述の電力供給装置とを備え、撮像素子が、熱電気変換手段により発生された電力により駆動可能であることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

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、および照明光の有効活用を可能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】

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

電子内視鏡装置 3 0 は、スコープ 4 0 とプロセッサ 6 0 とを含む。スコープ 4 0 は、被観察体 S を含む被験者の体内に挿入され、使用される。プロセッサ 6 0 には、光源 6 2 が設けられており、光源 6 2 は照明光 L を出射する。光源 6 2 は、例えば、ハロゲンランプ、キセノンランプ等であり、発光波長領域には赤外波長域が含まれている。このため、照明光 L は赤外成分を含む。

20

【 0 0 1 8 】

照明光 L は、スコープ 4 0 に設けられた照明光ガイドファイバ 4 2 (光ファイバ)、配光レンズ 4 4 等を介してスコープ 4 0 の先端部 4 0 T に伝達される。被観察体 S は、スコープ 4 0 の先端部 4 0 T から出射された照明光 L により照明される。なお、照明光ガイドファイバ 4 2 は、例えば石英系光ファイバ、中空ファイバ等であり、赤外光も伝送可能である。

30

【 0 0 1 9 】

被観察体 S における反射光 R は、スコープ 4 0 の先端部 4 0 T に入射する。スコープ 4 0 の先端部 4 0 T には、対物レンズ 4 6、および CCD 4 8 (撮像素子) が設けられている。CCD 4 8 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 5 0 を介してプロセッサ 6 0 に送信される。映像信号は、プロセッサ 6 0 に設けられた信号処理回路 6 4 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。

【 0 0 2 0 】

CCD 4 8 は、プロセッサ 6 0 に設けられた制御回路 6 6 によって制御される。すなわち、CCD 4 8 は、スコープ 4 0 の制御信号伝送経路 5 2 を介して制御回路 6 6 から送信される制御信号により制御される。

40

【 0 0 2 1 】

スコープ 4 0 の先端部 4 0 T には、電力供給装置 1 0 が設けられている。電力供給装置 1 0 が以下のように発電することにより、電源 5 4 を介して CCD 4 8 を駆動するための電力が CCD 4 8 に供給される。

【 0 0 2 2 】

電力供給装置 1 0 は、照明光 L を分光するビームスプリッタ 1 2 (分光手段) を含む。ビームスプリッタ 1 2 は、照明光 L のうち可視光成分等を直進させ、赤外線 I を反射する。このように、ビームスプリッタ 1 2 により分光された赤外線 I は、電力供給装置 1 0 の赤外線吸収部 1 4 (光熱変換手段・温度変化手段・第 1 の温度変化手段) に入射する。

50

【 0 0 2 3 】

赤外線吸収部 1 4 は、例えばカーボンブラック（図示せず）等の赤外線を吸収し易い物質を含んでおり、赤外線 I が入射すると、光熱変換により発熱する。赤外線吸収部 1 4 の発熱によりスコープ 4 0 の内部が昇温されると、スコープ先端部 4 0 T の外側、すなわち被観察体 S 等を含む被験者の体内と、スコープ先端部 4 0 T の内部における電力供給装置 1 0 周辺とで温度差が生じる。例えば、スコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W 付近の温度が被験者の体内温度とほぼ等しい 3 7 前後であるのに対し、発熱した赤外線吸収部 1 4 の周辺温度は 7 0 程度となる。

【 0 0 2 4 】

電力供給装置 1 0 においては、ペルチェ素子 1 6（熱電気変換手段）が設けられている。ペルチェ素子 1 6 は、上述の温度差により電力を発生する。ペルチェ素子 1 6 は、赤外線吸収部 1 4 と、スコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W とに接するように配置されているため、上述の温度差が有効に活用され、ペルチェ素子 1 6 による効率的な発電が可能である。

10

【 0 0 2 5 】

なお、ビームスプリッタ 1 2 は、照明光 L から、波長域がおおよそ 7 0 0 n m 以上の赤外線 I を選択的に分光する。このため、光源 6 2 が出射した照明光 L に含まれる可視光成分は全て被観察体 S の照明に有効活用されるとともに、発熱に適した適度なエネルギーを有する赤外線 I が赤外線吸収部 1 4 に供給される。また、ビームスプリッタ 1 2 が、照明光ガイドファイバ 4 2 の出射端 4 2 O の近傍に設けられているため、効率的な分光が可能である。

20

【 0 0 2 6 】

以上のように本実施形態によれば、電源ラインを設けることなしに、スコープ先端部 4 0 T の C C D 4 8 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。また、スコープ先端部 4 0 T において電力供給装置 1 0 を設ける必要があるものの、電源ラインが不要であるため、被験者の体内に挿入されるスコープ 4 0 の挿入部 4 0 I の細径化が可能である。さらに、照明光 L に含まれる全ての可視光成分が被観察体 S の観察、撮影に用いられるため、光源 6 2 から出射された照明光 L を有効に活用することができる。

【 0 0 2 7 】

なお、電力供給装置 1 0 により発電された電力は、C C D 4 8 の駆動のためのみならず、スコープ 4 0 内に設けられた C C D 4 8 以外の部品に含まれる回路等に供給、使用されても良い。この点は、以下の実施形態においても同様である。

30

【 0 0 2 8 】

次に、第 2 の実施形態につき説明する。図 2 は、本実施形態における電力供給装置 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。なお、図 2 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おり、図 2 以下の図面でも同様である。

【 0 0 2 9 】

本実施形態は、電力供給装置 1 0 において第 1 および第 2 のビームスプリッタ 1 2、1 3 が設けられており、第 2 のビームスプリッタ 1 3 により照明光 L から分光された赤外線 I₂ により発電する太陽電池 1 8（光電気変換手段）が含まれる点が第 1 の実施形態と異なる。なお、第 1 のビームスプリッタ 1 2 は、照明光ガイドファイバ 4 2 と延長ガイドファイバ 4 3 との間に配置されており、第 2 のビームスプリッタ 1 3 は、延長ガイドファイバ 4 3 の出射端 4 3 O の近傍に配置されている。

40

【 0 0 3 0 】

このように、赤外線 I₁ を分光する第 1 のビームスプリッタ 1 2 を通過した照明光 L から、第 2 のビームスプリッタ 1 3 により赤外線 I₂ がさらに分光され、太陽電池 1 8 により電気エネルギーに変換される。そして、太陽電池 1 8 によって発電された電力も電源 5 4 に供給される。従って、本実施形態では、第 1 の実施形態に比べ、より大きい電力を C

50

C D 4 8 等に供給することができる。

【 0 0 3 1 】

次に、第 3 の実施形態につき説明する。図 3 は、本実施形態における電力供給装置 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。

【 0 0 3 2 】

本実施形態は、ペルチェ素子 1 6 によって発電された電力を充電可能な二次電池 2 0 が電力供給装置 1 0 に設けられている点が、第 1 の実施形態と異なる。すなわち、二次電池 2 0 は、電源 5 4 から供給される過剰な電力を蓄えるとともに、必要に応じて電力を C C D 4 8 等に電源 5 4 を介して供給する。このため、本実施形態においては、第 1 の実施形態よりも安定した電力を確実に C C D 4 8 等に供給することができる。

10

【 0 0 3 3 】

次に、第 4 の実施形態につき説明する。図 4 は、本実施形態における電力供給装置 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。

【 0 0 3 4 】

本実施形態は、二次電池 2 0 を、ペルチェ素子 1 6 によって発電された電力のみならず、スコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W の外部からも充電可能である点が、第 3 の実施形態と異なる。すなわち、電源 5 4 にはコイル 5 6 が設けられているため、コイル 5 6 と、外部電源 5 8 の外部電源コイル 5 9 との電磁結合により、電源 5 4 に電氣的に接続された二次電池 2 0 を充電することができる。

20

【 0 0 3 5 】

以上のように本実施形態によれば、電子内視鏡装置 1 0 の使用前、すなわちスコープ 4 0 の挿入部 4 0 I が被験者の体内に挿入されていない状態で、外部電源 5 8 を用いて二次電池 2 0 を充電しておくことができる。従って、電子内視鏡装置 1 0 の起動時に照明光 L が光源 6 2 から出射され始め、ペルチェ素子 1 6 による発電が開始されたばかりの状態にあっても、C C D 4 8 等をより確実に駆動することができる。

【 0 0 3 6 】

そして術中においては、これまでの実施形態と同様にペルチェ素子 1 6 によって発電された電力を使用できるため、外部電源 5 8 によって二次電池 2 0 を充電できないことにより、被観察体 S の観察に支障をきたす恐れはない。

30

【 0 0 3 7 】

次に、第 5 の実施形態につき説明する。図 5 は、本実施形態における電力供給装置 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。

【 0 0 3 8 】

本実施形態は、ペルチェ素子 1 6 の周辺部をスコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W の周辺温度、すなわち被験者の体内温度よりも高温にするこれまでの実施形態とは異なり、ペルチェ素子 1 6 の周辺部がスコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W の周辺温度よりも低温になるようにスコープ 4 0 の内部温度を調整する点が、これまでの実施形態と異なる。

【 0 0 3 9 】

本実施形態においては、照明光 L からの赤外線 I の分光は不要であるためにビームスピリッタ 1 2 および赤外線吸収部 1 4 は設けられず、代わりに、スコープ先端部 4 0 T の内部を冷却するための冷却液循環経路 2 4 (冷却手段・第 2 の温度変化手段) が設けられている。冷却液循環経路 2 4 の内部には、冷却液の通路が設けられており、冷却液は、プロセッサ 6 0 内に設けられたモータ (図示せず) によって、矢印 A の示すように冷却液循環経路 2 4 内を循環する。

40

【 0 0 4 0 】

ペルチェ素子 1 6 の外側端部 1 6 O は、スコープ先端部 4 0 T の壁面 4 0 W に接し、内側端部 1 6 I は、冷却液循環経路 2 4 の近傍にある。このため、被験者の体温とほぼ同じ温度である外側端部 1 6 O と、冷却液循環経路 2 4 内の冷却液によって冷却される内側端部 1 6 I との間で、例えば 2 0 程度の温度差が生じる。この結果、これまでの実施形態と同様に、ペルチェ素子 1 6 が発電する。

50

【 0 0 4 1 】

なお、冷却液循環経路 2 4 内を循環する冷却液は、プロセッサ 3 0 等において一定の温度に調整される。冷却液としては、例えば水が用いられ、この水をスコープ先端部 4 0 T から突出可能とし、被観察体 S の処置等に活用しても良い。また、冷却液循環経路 2 4 を例えば C C D 4 8 の近傍に通すことにより、C C D 4 8、もしくはスコープ先端部 4 0 T 内に設けられた C C D 4 8 以外の部品の温度調整に活用しても良い。そして、より効率的な発電のため、ペルチェ素子 1 6 を、内側端部 1 6 I が冷却液循環経路 2 4 に接するように配置しても良い。

【 0 0 4 2 】

次に、第 6 の実施形態につき説明する。図 6 は、電力供給装置 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。

10

【 0 0 4 3 】

本実施形態においては、第 1 の実施形態と同様に、照明光 L 由来の赤外線は赤外線吸収部 1 4 (第 1 の温度変化手段) に吸収、発熱させ、ペルチェ素子 1 6 の内側端部 1 6 I を高温にするとともに、第 5 の実施形態と同様に、冷却液循環経路 2 4 (第 2 の温度変化手段) を設けて外側端部 1 6 O を冷却する。そして、赤外線吸収部 1 4 の発熱と、冷却液循環経路 2 4 による冷却とにより、ペルチェ素子 1 6 の内側端部 1 6 I をスコープ先端部 4 0 T の外側、すなわち被験者の体内温度よりも高温にしつつ、外側端部 1 6 O を被験者の体内温度よりも低温にすることができ、これまでの実施形態に比べ、温度差を大きくすることができる。

20

【 0 0 4 4 】

従って、本実施形態によれば、ペルチェ素子 1 6 の発電効率が向上して発電量を増加できる。さらに、これまでの実施形態と同様に、電源ラインを設けないためにノイズの発生を防止できる。

【 0 0 4 5 】

次に、第 7 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 1 0 を含む電子内視鏡装置 3 0 を示す図である。

【 0 0 4 6 】

本実施形態は、以下の点で第 1 の実施形態と異なる。すなわち、ビームスピリッタ 1 2 を設けず、赤外線吸収部 1 4 に供給する赤外線 I を、プロセッサ 6 0 側からスコープ 4 0 側に伝達するための赤外線ガイドファイバ 2 6 (光供給手段・温度変化手段) を設けている。さらに、赤外線吸収部 1 4 とペルチェ素子 1 6 の配置が変更されている。

30

【 0 0 4 7 】

本実施形態では、赤外線ガイドファイバ 2 6 は照明光ガイドファイバ 4 2 から独立しており、赤外光源 6 8 から出射された赤外線 I の伝達のみを目的とする。赤外線 I は、赤外線ガイドファイバ 2 6 の出射端 2 6 O から、出射端 2 6 O に対向するように配置された赤外線吸収部 1 4 に入射する。このため、照明光ガイドファイバ 4 2 から赤外線 I を分光するためのビームスピリッタ 1 2 は不要である。

【 0 0 4 8 】

本実施形態では、発電のための光は赤外線 I に限定されない。すなわち、可視光等を赤外線ガイドファイバ 2 6 の代替りのファイバで伝達しても良い。照明光 L は、照明光ガイドファイバ 4 2 から独立した赤外線ガイドファイバ 2 6 等により伝達される光のいかに係わらず、被観察体 S の照明のためだけに利用できるからである。

40

【 0 0 4 9 】

本実施形態によれば、ビームスピリッタ 1 2 による分光時の赤外線 I のロス、すなわち、赤外線 I の一部が赤外線吸収部 1 4 に入射しないことを確実に防止でき、ペルチェ素子 1 6 による発電効率を向上できる。さらに、赤外線ガイドファイバ 2 6 が必要となるものの、ビームスピリッタ 1 2 が不要になることから、スコープ 4 0 の挿入部 4 0 I の細径化も可能たり得る。

【 0 0 5 0 】

50

次に、比較例の電子内視鏡装置につき説明する。図 8 は、比較例の電子内視鏡装置を示す図である。

【 0 0 5 1 】

比較例の電子内視鏡装置 7 0 においては、電力供給装置 1 0 が設けられていない。このため、スコープ先端部 4 0 T に配置された C C D 4 8 等を駆動するための電力は、プロセッサ 3 0 側に設けられた電源回路 7 2 から、電源ライン 7 4 を介して C C D 4 8 に供給される。

【 0 0 5 2 】

従って、電源ライン 7 4 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 4 8 の誤作動を引き起こすおそれがある。さらに、電源ライン 7 4 を設けるため、スコープ 4 0 の挿入部 4 0 I を細径化することはできず、被験者の体内への挿入動作が困難になる可能性もある。

【 0 0 5 3 】

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 8 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、光源 6 2 から出射された照明光 L の可視光成分を損なうことがないため、照明光 L を有効に活用できる。

【 0 0 5 4 】

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、ペルチェ素子 1 6 の代わりに、ゼーベック効果の理論を適用した熱電半導体等を用いても良い。また、可視成分と赤外成分とを含む照明光 L を出射する光源 6 2 を設ける代わりに、可視光のみを出射する光源と、赤外光のみを出射する光源と、光合成プリズムとを用いて可視光と赤外光とを合成しても良い。この場合、赤外光は、例えばレーザ光であっても良い。そして、第 1 および第 2 のビームスピリッタ 1 2、1 3 が、赤外線 I_1 、 I_2 を反射するのではなく、可視光を反射し、赤外線 I_1 、 I_2 を透過させても良い。この場合、赤外線吸収部 1 4、ペルチェ素子 1 6、太陽電池 1 8 等の配置は、上述の実施形態とは異なる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 5 】

【 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 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 3 】 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 4 】 第 4 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 5 】 第 5 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 6 】 第 6 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 7 】 第 7 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 】 比較例の電子内視鏡装置を示す図である。

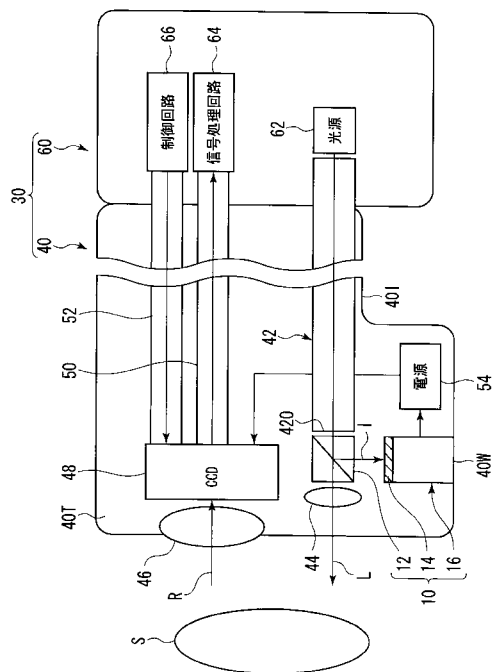
【 符号の説明 】

【 0 0 5 6 】

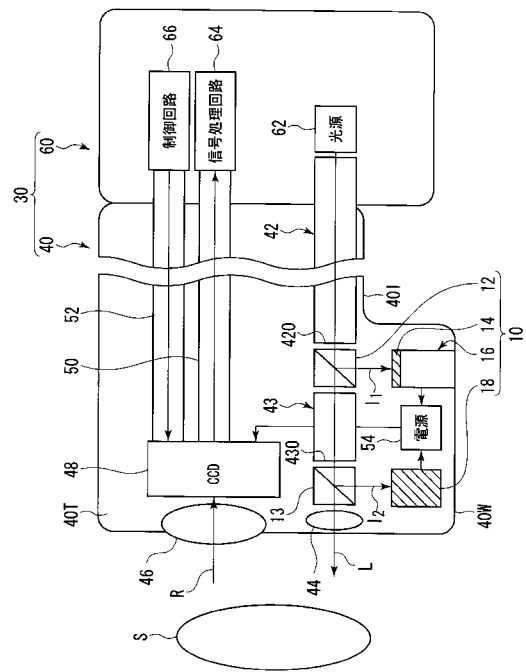
- 1 0 電力供給装置
- 1 2 (第 1 の) ビームスピリッタ (分光手段)
- 1 3 第 2 のビームスピリッタ (分光手段)
- 1 4 赤外線吸収部 (光熱変換手段・温度変化手段・第 1 の温度変化手段)
- 1 6 ペルチェ素子 (熱電気変換手段)
- 1 8 太陽電池 (光電気変換手段)
- 2 0 二次電池
- 2 4 冷却液循環経路 (冷却手段・温度変化手段・第 2 の温度変化手段)
- 2 6 赤外線ガイドファイバ (光供給手段・温度変化手段・第 2 の温度変化手段)
- 3 0 電子内視鏡装置
- 4 0 スコープ

- 4 2 照明光ガイドファイバ（光ファイバ）
 4 2 O 出射端
 4 8 C C D（撮像素子）
 I 赤外線
 L 照明光

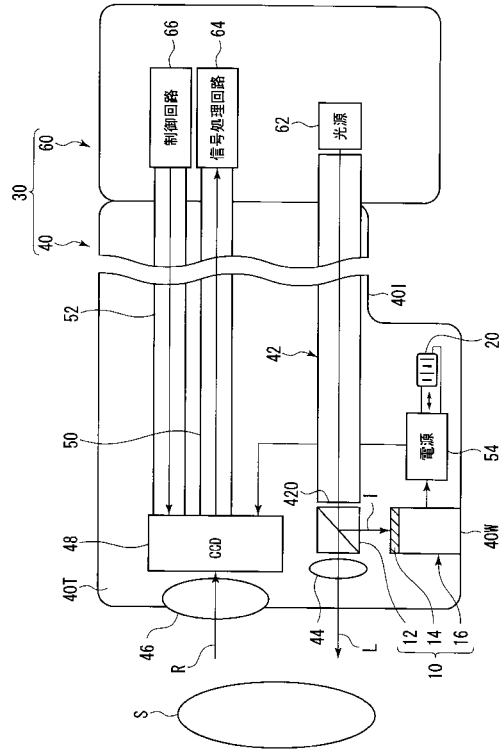
【図 1】



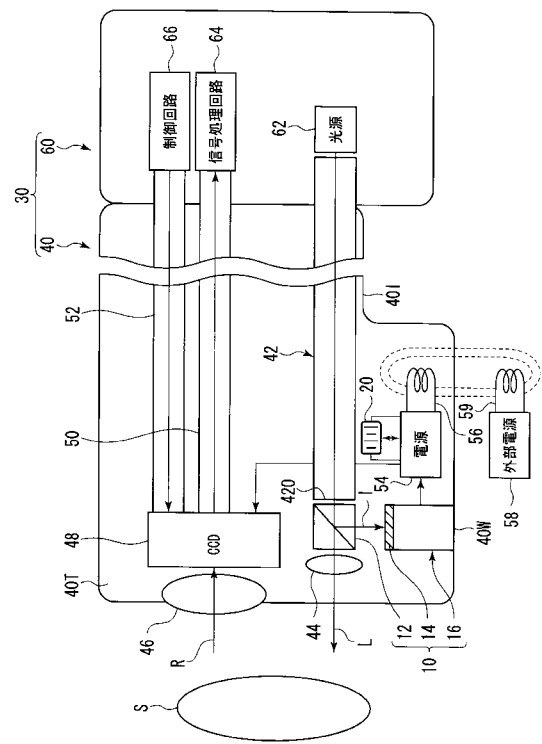
【図 2】



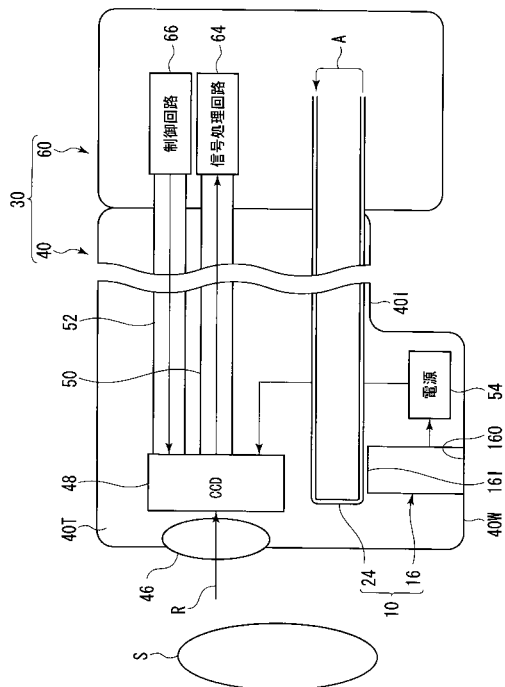
【図 3】



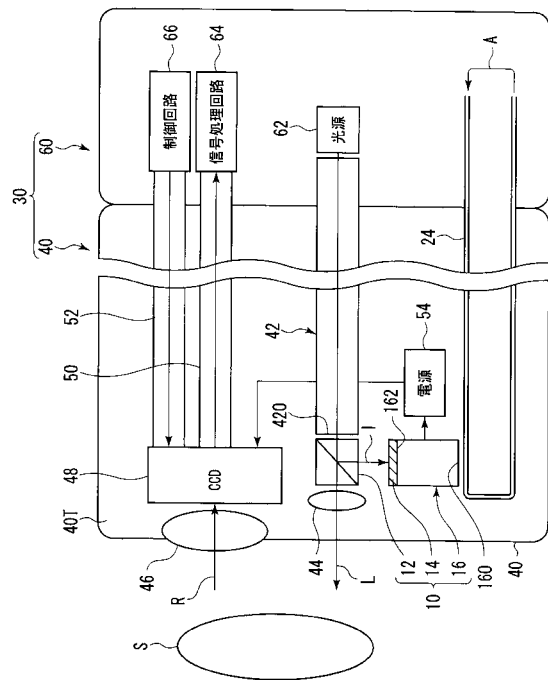
【図 4】



【図 5】



【図 6】



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 LL02

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	JP2009022666A	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007191200	申请日	2007-07-23
[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	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00029 A61B1/00034 A61B1/0008 A61B1/00096 A61B1/128 A61B2560/0214		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/00.332.Z A61B1/06.A A61B1/00.683 A61B1/00.718 A61B1/00.732 A61B1/015 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/LL02		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为电子内窥镜设备提供电源或类似物，其可以防止噪声的产生，缩小示波器插入部分的直径并有效地利用照明光。
 ŽSOLUTION：电源设备10的分束器12使照明光L的可见光分量等直线前进并反射红外线I。由分束器12分离的红外线I入射到红外线吸收部分上。当红外线I入射时，红外吸收部分14通过光热转换产生热量。通过红外线吸收部14的发热，在镜体前端部40的外侧与受检者的生物体内的温度几乎相等，红外线吸收部14的周围产生温度差。在温差方面，帕尔贴元件16产生电力，并且通过电源54将电力提供给CCD 48等。Ž

