

(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2009-22661

(P2009-22661A)

(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	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-191116 (P2007-191116)	(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

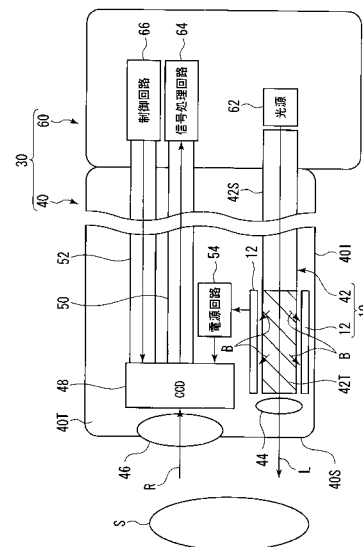
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置の電力供給装置および電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】ノイズの発生防止、スコープ挿入部の細径化が可能であって、スコープの構造を簡素化でき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、照明光ガイドファイバ42の先端部42Tの近傍において、照明光ガイドファイバ42の側面42Sに沿って配置された太陽電池12を含む。照明光Lの一部が、矢印Bの示すように、照明光ガイドファイバ42の側面42Sを透過し、太陽電池12に供給される。太陽電池12は、受光した照明光Lの光電気変換により発電する。太陽電池12により発電された電力は、電源回路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、前記被験者の体内を照明するための照明光を前記スコープの先端部に伝達する照明光ガイドファイバと、

前記スコープにおいて前記照明光ガイドファイバの側面に沿って配置され、前記側面を透過した前記照明光により発電する光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】

前記光電気変換手段が太陽電池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

10

【請求項 3】

前記光電気変換手段が複数の前記太陽電池を有し、前記複数の太陽電池が、少なくとも 1 箇所直列的に接続されてい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】

前記複数の太陽電池が、出力電圧の異なる少なくとも 2 種類の太陽電池である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】

層状の前記太陽電池が螺旋状であ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】

前記照明光ガイドファイバがコアとクラッドとを含み、前記コアの周囲のうち前記クラッドによって覆われていない非被覆領域から前記照明光が光電気変換手段に供給されることを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

20

【請求項 7】

前記照明光ガイドファイバがコアとクラッドとを含み、前記照明光ガイドファイバの湾曲部における前記側面を透過した前記照明光が光電気変換手段に供給され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】

前記照明光ガイドファイバが、螺旋状の前記湾曲部を含むことを特徴とする請求項 7 に記載の電力供給装置。

30

【請求項 9】

前記光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 10】

前記スコープの内部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 9 に記載の電力供給装置。

【請求項 11】

撮像素子と、請求項 1 に記載の電力供給装置とを備え、前記撮像素子が、前記光電気変換手段により発電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。

【請求項 12】

前記光電気変換手段が、前記スコープの先端部において前記撮像素子の近傍に配置されていることを特徴とする請求項 11 に記載の電子内視鏡装置。

40

【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】**【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

50

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が、プロセッサとスコープの接合部に設けたトランス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も知られている（例えば特許文献１）。

【０００３】

また、スコープ（挿入部）側において、被写体を照明するための照明光を伝達する照明用ライトガイドファイババンドルを分岐させ、分岐部分の先端部から供給される照明光の一部を利用して発電する太陽電池を含む電子内視鏡装置が知られている（例えば特許文献２）。

【特許文献１】特開平１０－２９５６３５号公報

10

【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】

【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。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大きくなってしまう。

【０００５】

20

そして、照明用ライトガイドファイババンドルの分岐部分の先端部から照明光の供給を受ける太陽電池においては、スコープ内の限られたスペースの中で、十分な面積の受光面を確保することが困難である。このため、効率的な発電が困難となるおそれがある。そして、太陽電池の発電量を向上させるためには、照明用ライトガイドファイババンドルの分岐部分の大型化等が必要であり、スコープ内の部材配置における立体的な障害が大きくなるとともにスコープの内部構造が複雑化してしまう。

【０００６】

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が可能であって、スコープの構造を簡素化でき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。

30

【課題を解決するための手段】

【０００７】

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をスコープの先端部に伝達する照明光ガイドファイバと、スコープにおいて照明光ガイドファイバの側面に沿って配置され、その側面を透過した照明光により発電する光電気変換手段とを備えることを特徴とする。

【０００８】

光電気変換手段は、例えば複数の太陽電池を有し、複数の太陽電池が、少なくとも１箇所で直列的に接続されている。この場合において、複数の太陽電池が、出力電圧の異なる少なくとも２種類の太陽電池であることが好ましい。また、層状の太陽電池が、螺旋状であることが好ましい。

40

【０００９】

照明光ガイドファイバは、コアとクラッドとを含み、コアの周囲のうちクラッドによって覆われていない非被覆領域から照明光が光電気変換手段に供給されることが望ましい。また、照明光ガイドファイバがコアとクラッドとを含み、照明光ガイドファイバの湾曲部における側面を透過した照明光が光電気変換手段に供給されることが望ましい。この場合において、照明光ガイドファイバは、螺旋状の湾曲部を含むことがより望ましい。

【００１０】

電力供給装置は、光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

50

有することが好ましい。そしてこの場合、スコープの内部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 】

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を備え、撮像素子が、光電気変換手段により発電された電力により駆動可能であることを特徴とする。電子内視鏡装置においては、光電気変換手段が、スコープの先端部において撮像素子の近傍に配置されていることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

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が可能であって、スコープの構造を簡素化でき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 3 】

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。図 2 は、本実施形態の太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。図 3 は、本実施形態の照明光ガイドファイバの先端部におけるコアとクラッドとを示す斜視図である。

【 0 0 1 4 】

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、挿入部 40 I を含み、スコープ 40 の使用時には、挿入部 40 I 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、配光レンズ 44 等を介してスコープ 40 の先端部 40 T に伝達される。被観察体 S は、スコープ 40 の先端面 40 S から出射された照明光 L により照明される。

【 0 0 1 5 】

被観察体 S における反射光 R は、スコープ 40 の先端面 40 S 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) 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。

【 0 0 1 6 】

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 から送信される制御信号により制御される。

【 0 0 1 7 】

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、層状の太陽電池 12 (光電気変換手段) を含む。太陽電池 12 が以下のように発電すると、電力が電源回路 54 を介して CCD 48 に供給され、CCD 48 が駆動可能となる。そして、太陽電池 12 と CCD 48 とが、いずれもスコープ 40 の先端、すなわちスコープ 40 の先端部 40 T における先端面 40 S 近傍において、互いに近接するように配置されていることから、太陽電池 12 から CCD 48 への送電のために用いられる配線等の部材 (図示せず) はわずかなもので足りる。

【 0 0 1 8 】

太陽電池 12 は、照明光ガイドファイバ 42 の先端部 42 T (図 1 における斜線で示された領域、および図 2 における破線の円 C と照明光 L の出射面 42 D との間の領域) 近傍において、照明光ガイドファイバ 42 の側面 42 S に沿うように複数配置されている。複数の太陽電池 12 の少なくとも一部は、必要とされる電圧を供給するために直列に接続されている。

【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

照明光 L のほとんどは、矢印 A の示すように、配光レンズ 4 4 を介してスコープ 4 0 の先端面 4 0 S から被観察体 S に出射される（図 2 参照）が、その一部は、矢印 B の示すように、照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S のうち、先端部 4 2 T に含まれる領域を透過し、太陽電池 1 2 に供給される。太陽電池 1 2 は、このようにして受光した照明光 L の光電気変換により発電する。

【 0 0 2 0 】

照明光ガイドファイバ 4 2 は、複数のファイバ 5 6 が束ねられたファイババンドルである（図 3 参照）。各ファイバ 5 6 は、コア 5 7 とクラッド 5 8 を含んでおり、照明光 L（図 1 および図 2 参照）は、コア 5 7 とクラッド 5 8 との境界面における全反射を繰り返しながら伝達される。スコープ 4 0 の先端部 4 0 T では、一部のファイバ 5 6 において、コア 5 7 がクラッド 5 8 により被覆されていない領域である非被覆領域 5 6 L が設けられている。

10

【 0 0 2 1 】

コア 5 7 の周囲がクラッド 5 8 によって覆われていない非被覆領域 5 6 L からは、照明光 L の一部が、図 1 および図 2 の矢印 B により示されるように照明光ガイドファイバ 4 2 から漏れ出し、太陽電池 1 2 に入射する。なお、説明の便宜上、図 1、図 2 および後述する図 4 ~ 図 7 の図面においては、非被覆領域 5 6 L は省略されている。

【 0 0 2 2 】

なお、層状の太陽電池 1 2 と照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S との間には、透光性の樹脂チューブ（図示せず）が設けられている。そして、太陽電池 1 2 は樹脂チューブの表面上に貼付されており、樹脂チューブは照明光ガイドファイバ 4 2 に対して摺動可能である。

20

【 0 0 2 3 】

電力供給装置 1 0 のこのような構造により、太陽電池 1 2 および樹脂チューブと、照明光ガイドファイバ 4 2 との相対位置のずれを伴う、スコープ 4 0 の挿入部 4 0 I の円滑な湾曲が可能である。ただし、太陽電池 1 2 が十分に薄い場合等においては、樹脂チューブは不要である。この場合、太陽電池 1 2 は、照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S を覆うように、側面 4 2 S に直接貼付される。この点については、以下の実施形態においても同様である。

【 0 0 2 4 】

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 CCD 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。

30

【 0 0 2 5 】

さらに、太陽電池 1 2 を照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S に沿って配置させることにより、照明光ガイドファイバ 4 2 を分岐させて太陽電池 1 2 に照明光を供給する場合に比べ、受光面が大きい太陽電池 1 2 を使用することによる効率的な発電と、スコープ 4 0 の先端部 4 0 T 内部の構造の簡素化、および限られたスペースの有効活用が可能である。

40

【 0 0 2 6 】

なお、電力供給装置 1 0 により発電された電力は、CCD 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 CCD 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。

【 0 0 2 7 】

次に、第 2 の実施形態につき、第 1 の実施形態との相違点を中心に説明する。図 4 は、本実施形態における太陽電池 1 2 と照明光ガイドファイバ 4 2 とを示す斜視図である。なお、図 4 および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。

50

【 0 0 2 8 】

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 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 が、照明光ガイドファイバ 4 2 の長手方向に沿うように直列に設けられている点が第 1 の実施形態と異なる。このように、第 1 および第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 を適宜組み合わせることにより、一般に出力電圧を調整することのできない太陽電池を用いるにも係わらず、電源回路 5 4 (図 1 参照) 等への供給電圧を所望の大きさとした電力供給装置 1 0 を容易に製造することができる。

【 0 0 2 9 】

なお、本実施形態のように、異なる種類の第 1、第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 を、照明光ガイドファイバ 4 2 の長手方向に沿うように直列接続する代わりに、第 1、第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 に相当する部材を積層させた単一の太陽電池を用いても良い。例えば、表面には短波長吸収型、下層には長波長吸収型の半導体構造を持つ単一の太陽電池 1 2 を設けることによって、所望の出力電圧を容易に実現できるからである。

10

【 0 0 3 0 】

次に、第 3 の実施形態につき、これまでの実施形態との相違点を中心に説明する。図 5 は、本実施形態における太陽電池 1 2 と照明光ガイドファイバ 4 2 とを示す斜視図である。

【 0 0 3 1 】

本実施形態は、層状の太陽電池 1 2 が螺旋状である点が第 1 の実施形態と異なる。このように、照明光ガイドファイバ 4 2 を中心とした螺旋状の太陽電池 1 2 においては、直線的に配置された第 1 の実施形態の太陽電池 1 2 (図 2 参照) に比べ、スコープ 4 0 および照明光ガイドファイバ 4 2 の湾曲への追従性を確保しつつ、照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S に対する太陽電池 1 2 の受光面 1 2 S の対向面積、もしくは接触面積を広げることができる。

20

【 0 0 3 2 】

このため、本実施形態では、太陽電池 1 2 による効率的な発電が可能である。なお、一般に、スコープ 4 0 の挿入部 4 0 I においては、プロセッサ 6 0 側の領域で湾曲性が必要とされるのに対し、電力供給装置 1 0 が設けられている先端部 4 0 T では湾曲性をさほど必要としない。このため、太陽電池 1 2 を螺旋状とすることにより、照明光ガイドファイバ 4 2 の先端部 4 2 T におけるわずかな湾曲に対して必要とされる追従性を十分に確保できる。

30

【 0 0 3 3 】

次に、第 4 の実施形態につき説明する。図 6 は、本実施形態における太陽電池 1 2 と照明光ガイドファイバ 4 2 とを示す斜視図である。

【 0 0 3 4 】

本実施形態は、いずれも帯状の第 1 および第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 を、それぞれの端部である 1 2 1 E、1 2 2 E 同士のみで近接する螺旋状とした点が第 3 の実施形態と異なる。すなわち、本実施形態は、上述の第 2 および第 3 の実施形態を組み合わせたものであるといえる。

【 0 0 3 5 】

従って、本実施形態においては、CCD 4 8 等への供給電圧の大きさを調整することが容易であり、さらに、第 1、第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 において、照明光ガイドファイバ 4 2 の湾曲への追従性を確保しつつ、効率的な発電のために第 1 および第 2 の受光面 1 2 1 S、1 2 2 S の面積を広げることができる。

40

【 0 0 3 6 】

次に、第 5 の実施形態につき説明する。図 7 は、本実施形態における太陽電池 1 2 と照明光ガイドファイバ 4 2 とを示す斜視図である。

【 0 0 3 7 】

本実施形態は、いずれも帯状の第 1 および第 2 の太陽電池 1 2 1、1 2 2 を、互いに平行な螺旋状、すなわち二重螺旋構造とした点が第 4 の実施形態と異なる。このように第 1

50

および第２の太陽電池１２１、１２２を組み合わせることにより、第４の実施形態に比べて、照明光ガイドファイバ４２の側面４２Ｓの単位面積当たりの第１および第２の受光面１２１Ｓ、１２２Ｓの対向面積（接触面積）をより容易に拡張することができる。

【００３８】

これは、第４の実施形態（図６参照）において、照明光ガイドファイバ４２の側面４２Ｓの単位面積当たりの受光面１２Ｓの接触、もしくは対向面積をさらに拡張しようとした場合、螺旋状の第１、第２の太陽電池１２１、１２２の帯の間隔が狭まり、第１、第２の太陽電池１２１、１２２に対するひずみが増加してしまうのに対し、本実施形態においては、第１、第２の太陽電池１２１、１２２のひずみを第４の実施形態と同程度のままで、照明光ガイドファイバ４２の側面４２Ｓの単位面積当たりの接触面積、もしくは対向面積をほぼ２倍にすることができるためである。

10

【００３９】

次に、第６の実施形態につき説明する。図８は、本実施形態における太陽電池１２と照明光ガイドファイバ４２とを示す斜視図である。

【００４０】

本実施形態は、照明光ガイドファイバ４２がその先端部４２Ｔにおいて螺旋状の湾曲部４２Ｃを有し、非被覆領域５６Ｌ（図３参照）が設けられていない点が、第１の実施形態と異なる。すなわち本実施形態では、電力供給装置１０において、コア５７とクラッド５８を有するファイバ５６（図３参照）を湾曲させることにより、照明光Ｌが照明光ガイドファイバ４２から漏れ出すという公知技術を用いて、太陽電池１２に発電させている。

20

【００４１】

本実施形態においては、照明光ガイドファイバ４２の湾曲部４２Ｃを螺旋状としていることにより、照明光Ｌは、先端部４２Ｔに含まれる側面４２Ｓの広い範囲を透過して太陽電池１２に供給され、太陽電池１２による効率的な発電が可能である。また、螺旋状の照明光ガイドファイバ４２を成形すれば、非被覆領域５６Ｌ（図３参照）を設けることが不要となるため、電力供給装置１０の製造が容易になる。

【００４２】

次に、第７の実施形態につき説明する。図９は、本実施形態における太陽電池１２と照明光ガイドファイバ４２とを示す斜視図である。

【００４３】

30

本実施形態は、照明光ガイドファイバ４２が平面的に湾曲している点が、第６の実施形態と異なる。本実施形態では、照明光ガイドファイバ４２の湾曲部４２Ｃにおけるファイバ５６の湾曲が緩やかであるため、第６の実施形態に比べて、太陽電池１２に供給される照明光Ｌの光量が低下し、発電量が低下する可能性があるものの、照明光ガイドファイバ４２の占有部分を小さくし、スコープ４０の挿入部４０Ｉ等のさらなる細径化が可能である。

【００４４】

次に、第８の実施形態につき説明する。図１０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。

【００４５】

40

本実施形態は、太陽電池１２によって発電された電力を充電可能な二次電池２０が電力供給装置１０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２０は、電源回路５４から供給される過剰な電力を蓄えとともに、必要に応じて電力をＣＣＤ４８等に電源回路５４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ＣＣＤ４８等に供給することができる。

【００４６】

なお、図１０においては、説明の便宜上、二次電池２０および電源回路５４をＣＣＤ４８から離れた位置に図示している。しかしながら、上述のように、ＣＣＤ４８への電力供給のための部材等を削減し、スコープ４０内部の構造を簡素化するために、二次電池２０および電源回路５４は、実際にはＣＣＤ４８側に配置されている。

50

【 0 0 4 7 】

次に、第 9 の実施形態につき説明する。図 1 1 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 8 】

本実施形態は、二次電池 2 0 がスコープ先端部 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 8 の実施形態と異なる。すなわち、電源回路 5 4 のコイル 5 5 と、充電器（図示せず）に設けられた外部電源 7 4 の外部電源コイル 7 5 との電磁結合により、電源回路 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。

【 0 0 4 9 】

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 7 4 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、太陽電池 1 2 による発電が開始されたばかりの状態にあっても、CCD 4 8 等をより確実に駆動することができる。

【 0 0 5 0 】

そして被観察体 S の観察中においては、これまでの実施形態と同様に太陽電池 1 2 によって発電された電力を使用できる。このため、被観察体 S の観察、処置中においては、外部電源 7 4 によって二次電池 2 0 を充電できないものの、被観察体 S の観察動作に支障をきたす恐れはない。

【 0 0 5 1 】

次に、第 1 0 の実施形態につき説明する。図 1 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。

【 0 0 5 2 】

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、被観察体 S の照明、観察に用いられる照明光ガイドファイバ 4 2 は電力供給装置 1 0 に含まれず、電力供給装置 1 0 は、照明光ガイドファイバ 4 2 の代わりに発電のためだけの光ガイドファイバ 2 4 を有している。そして光ガイドファイバ 2 4 の先端部 2 4 T 近傍において、光ガイドファイバ 2 4 の側面 2 4 S に沿うように複数の太陽電池 1 2 が配置されている。

【 0 0 5 3 】

照明光 L は、光ガイドファイバ 2 4 の側面 2 4 S のうち、斜線で示された先端部 2 4 T に含まれる領域を透過する。発電のみを目的とする光ガイドファイバ 2 4 によって伝達される照明光 L は、被観察体 S の照明には用いられないことから、太陽電池 1 2 は、光ガイドファイバ 2 4 の先端部 2 4 T における側面 2 4 S のみならず、先端面 2 4 D も覆うように配置することができる。このため、本実施形態によれば、光ガイドファイバ 2 4 から供給される照明光 L を、発電のためにより有効に活用することが可能である。

【 0 0 5 4 】

なお、プロセッサ 6 0 において、光源 6 2 に加え、スコープ 4 0 側での発電のためだけの光を出射する発電用光源（図示せず）を設け、ガイドファイバ 2 4 は、この発電用光源からの光を太陽電池 1 2 まで伝達しても良い。

【 0 0 5 5 】

次に、比較例の電子内視鏡装置につき説明する。図 1 3 は、比較例の電子内視鏡装置を示す図である。

【 0 0 5 6 】

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 CCD 4 8 等を駆動するための電力は、プロセッサ 3 0 側に設けられたプロセッサ電源回路 7 2 から、電源ライン 7 4 を介して CCD 4 8 に供給される。

【 0 0 5 7 】

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てしまい、被写体画像の画質を低下させ、あるいは CCD 4 8 の誤作動を引き起こすおそれがある。さ

10

20

30

40

50

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 8 】

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 1 3 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、太陽電池 1 2 を照明光ガイドファイバ 4 2 の側面 4 2 S に沿って配置させることにより、照明光ガイドファイバ 4 2 を分岐させて太陽電池 1 2 に照明光を供給する場合に比べ、スコープ 4 0 内部の構造を簡素化し、限られたスペースを有効に活用できる。

【 0 0 5 9 】

電力供給装置 1 0 を構成する部材、部材の配置等は、上述の実施形態に限定されない。例えば、いずれの実施形態においても、太陽電池 1 2 以外の光電変換素子を用いても良く、また、太陽電池 1 2 等の光電変換素子は、照明光ガイドファイバ 4 2 の先端部 4 2 T 近傍ではなく、途中に設けられていても良い。そして、複数の太陽電池 1 2 を用いる場合、いずれの実施形態においても、出力電圧の異なる種類の太陽電池 1 2 を組み合わせて所望の供給電圧を実現しても良い。また、複数の太陽電池 1 2 は、並列に接続されていても良い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 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 】 本実施形態の太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

【 図 3 】 本実施形態の照明光ガイドファイバの先端部におけるコアとクラッドとを示す斜視図である。

【 図 4 】 第 2 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 5 】 第 3 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 6 】 第 4 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 7 】 第 5 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 8 】 第 6 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 9 】 第 7 の実施形態における太陽電池と照明光ガイドファイバとを示す斜視図である。

。

【 図 1 0 】 第 8 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 1 1 】 第 9 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 1 2 】 第 1 0 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 1 3 】 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 6 1 】

1 0 電力供給装置

1 2 太陽電池 (光電気変換手段)

1 2 1 第 1 の太陽電池 (光電気変換手段)

1 2 2 第 2 の太陽電池 (光電気変換手段)

2 0 二次電池

2 4 光ガイドファイバ

3 0 電子内視鏡装置

4 0 スコープ

10

20

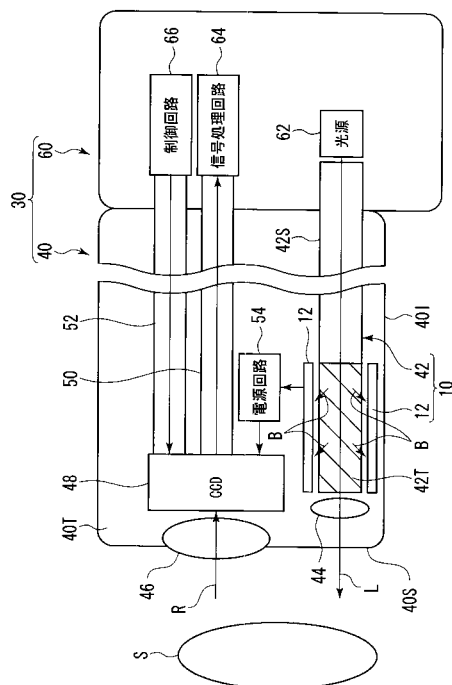
30

40

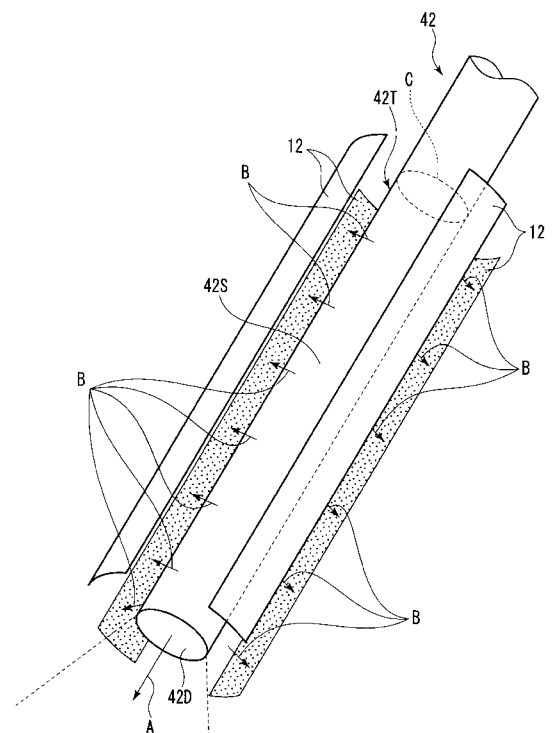
50

- 40 T 先端部
 42 照明光ガイドファイバ（光ガイドファイバ）
 48 CCD（撮像素子）
 56 L 非被覆領域
 57 コア
 58 クラッド
 L 照明光（光）

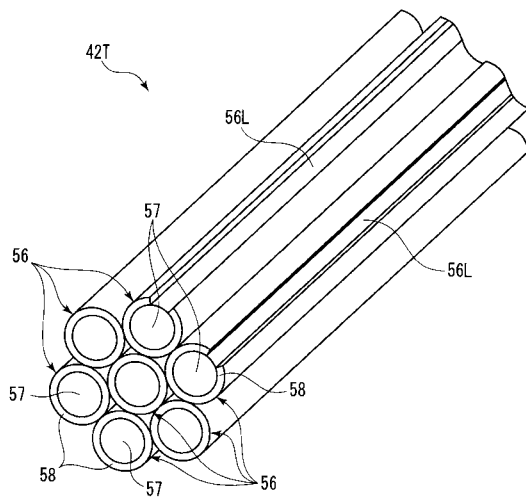
【図 1】



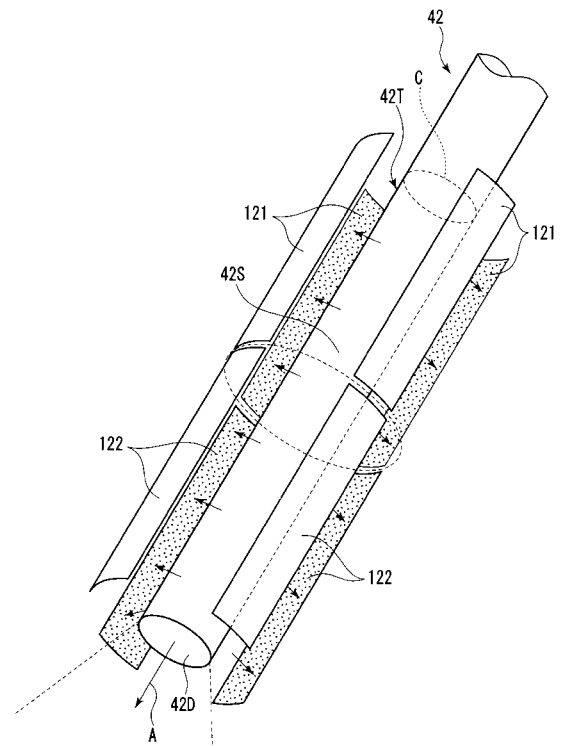
【図 2】



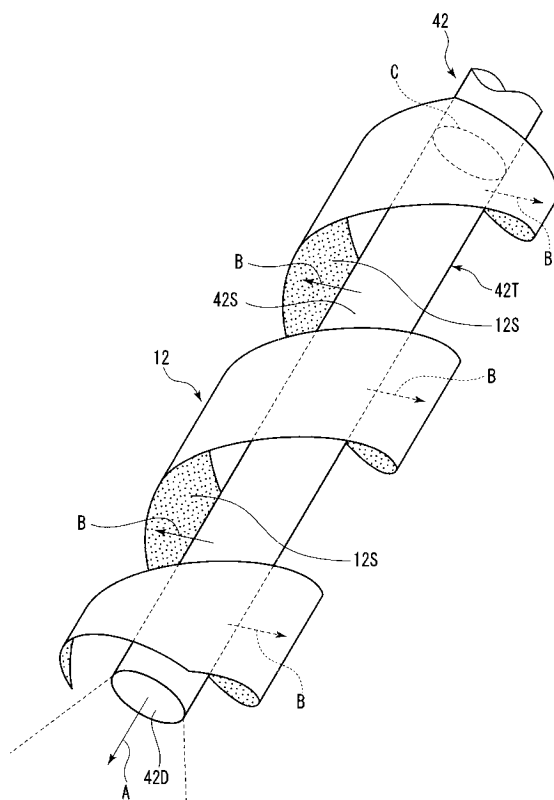
【図 3】



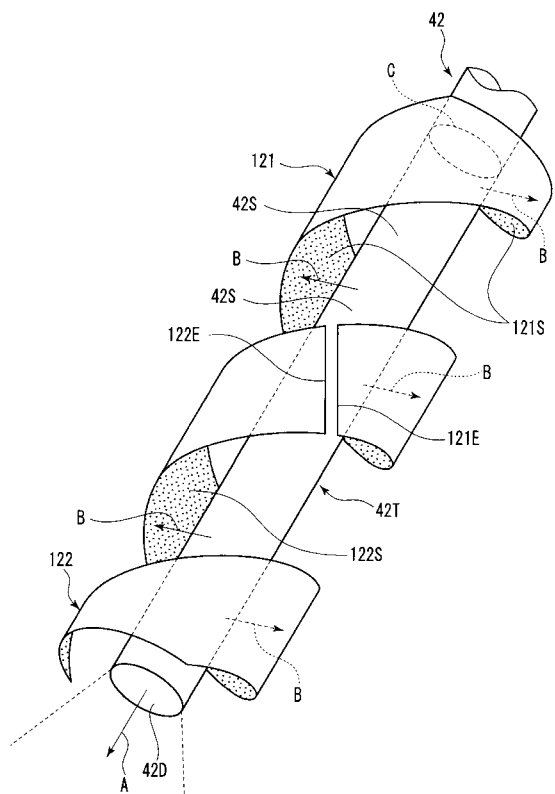
【図 4】



【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

(72)発明者 久保 渉

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) 2H040 CA01 CA04 DA21 DA41

4C061 CC06 FF46 JJ06

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	JP2009022661A	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007191116	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 久保涉		
发明人	水口 直志 久保 涉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.683 A61B1/00.718 A61B1/00.732 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA01 2H040/CA04 2H040/DA21 2H040/DA41 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/JJ06 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/JJ06		
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简化示波器的结构。
ŽSOLUTION：电子内窥镜装置30的范围40设置有电源10.电源10包括沿照明光导42的侧面42S布置的太阳能电池12，其靠近照明的远端部分42T。如箭头B所示，一部分照明光L透过照明光导纤维42的侧面42S并供给太阳能电池12.太阳能电池12通过光电转换产生电力。由太阳能电池12产生的电能通过电源电路54提供给CCD48等。Ž

