

(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2007-105218

(P2007-105218A)

(43) 公開日 平成19年4月26日(2007.4.26)

(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 B	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-298684 (P2005-298684)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年10月13日 (2005.10.13)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100098235
			弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	西尾 潤二
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		(72) 発明者	太田 紀子
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA09 CA23 EA00
			4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 FF43
			GG01 LL02 NN01 QQ07 QQ10

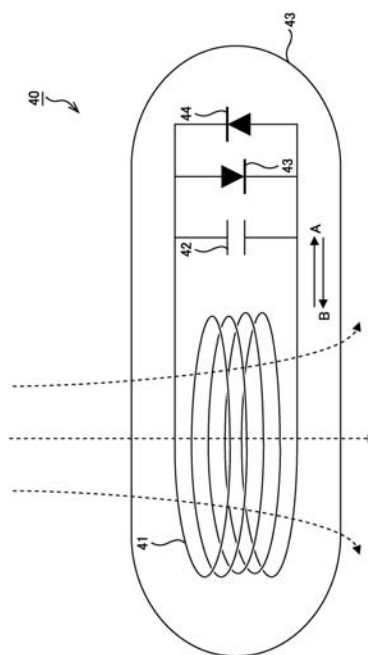
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、照明カプセル及び照明システム

(57) 【要約】

【課題】被検者の体外に設置した交流磁界装置が生じる交流磁界を通じて、被検者の体腔内に存在する照明カプセルの発光素子に駆動電流を供給することができる内視鏡システムを、提供する。

【解決手段】照明カプセル40は、コイルの両端間に互いに逆極性となるように一対の発光ダイオード43、44を並列接続してなる電気回路を、透明なカプセル45によって液密に内包した構造を、有している。電力送信ユニット50は、交流電源にコイルを接続してなる回路構成を有している。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

その先端に対物光学系を有するとともにその先端から基端にわたって中空の鉗子チャンネルが内蔵された可撓管からなる体腔内挿入部を備え、前記対物光学系によって形成された像を前記体腔内挿入部の基端側に伝送する内視鏡と、

前記鉗子チャンネルの内径よりも小さい外径を有する透明なカプセル内に、一对の発光ダイオードを互いに逆極性となるようにコイルの両端間に並列接続した構成の電気回路を内包してなる照明カプセルと、

前記照明カプセルに対して交流磁界を印加する交流磁界発生装置とからなることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

一对の発光ダイオードを互いに逆極性となるようにコイルの両端間に並列接続した構成の電気回路を内包してなる照明カプセル。

【請求項 3】

一对の発光ダイオードを互いに逆極性となるようにコイルの両端間に並列接続した構成の電気回路を内包してなる照明カプセルと、

前記照明カプセルに対して交流磁界を印加する交流磁界発生装置とからなることを特徴とする照明システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、体腔内を観察するための内視鏡システム、照明カプセル及び照明システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、体腔内にその体腔内挿入部の先端を挿入して、この体腔内を観察するために用いられるものであるが、体腔内は当然の如く暗黒空間であるので、体腔内に照明光を導入して、被検物を観察に耐えうる程度に照明する必要がある。

【0003】

そのため、従来の内視鏡は、その体腔内挿入部内部にライトガイドファイババンドルが引き通され、このライトガイドファイババンドルの基端に接続された照明装置から導入された照明光がその先端から射出され、体腔内挿入部先端に形成された照明窓を通して被検物に照射されるようになっている。

30

【0004】

ところで、内視鏡の体腔内挿入部内には、ライトガイドファイババンドル若しくは発光素子に駆動電流を供給するケーブル以外にも様々な内蔵物が内蔵されている上、体腔内挿入部自体を柔軟に撓ませる程度の空間（体腔内挿入部の外筒が撓むに際して内蔵物が移動し得る空間）が確保されていなければならないので、体腔内挿入部の外径を細くするには、自ずから限界がある。体腔内挿入部内に内蔵されている内蔵物としては、例えば、イメージガイドファイババンドル（ファイバスコープの場合）、撮像素子及び信号ケーブル（電子内視鏡の場合）、送気送水チャンネル、湾曲操作のための牽引ワイヤー、鉗子類を体腔内挿入部先端まで送通させたり吸引を行うための鉗子チャンネル、等である。図 7 は、このような従来の内視鏡（照明用に発光素子を埋め込んだもの）における体腔内挿入部 100 の先端面のレイアウト例を示す概略図である。この図 7 において、101、101 は発光素子であり、102 は鉗子チャンネルであり、103 は対物光学系であり、104 は送気送水チャンネルの出口としてのノズルである。

40

【0005】

本出願人は、内視鏡の体腔内挿入部からライトガイドファイババンドルや発光素子のような照明光学系を省略することを可能とした内視鏡システムとして、照明光を自ら発する照明カプセルを用いて体腔内を照明する内視鏡システムを、先に、特願 2004 - 273

50

920号において出願した。

【0006】

このような照明カプセル内において照明光を発する発光素子へ駆動電流を供給する電源としては、一次電池又は二次電池といったバッテリーを用いることが考えられる。

【特許文献1】特開10-216085号公報

【特許文献2】特開11-216111号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、内視鏡観察を可能にするためには、個々の照明カプセルにはある程度の光量を発することが求められるので、消費電力が大きい発光素子を使わざるを得ない。そのため、照明カプセルに収容可能な小サイズのバッテリーでは、自ずから容量に限度があるので、発光可能時間は極短いものとならざるを得ない。

【0008】

そこで、本発明は、被検者の体外に設置した交流磁界装置が生じる交流磁界を通じて、被検者の体腔内に存在する照明カプセルの発光素子に駆動電流を供給することができる内視鏡システム、及び照明システム、並びに、このような内視鏡システムに最適な発光効率の良い照明カプセルの提供を、課題とする。

【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に案出された本発明による内視鏡システムは、その先端に対物光学系を有するとともにその先端から基端にわたって中空の鉗子チャンネルが内蔵された可撓管からなる体腔内挿入部を備え、前記対物光学系によって形成された像を前記体腔内挿入部の基端側に伝送する内視鏡と、前記鉗子チャンネルの内径よりも小さい外径を有する透明なカプセル内に、一对の発光ダイオードを互いに逆極性となるようにコイルの両端間に並列接続した構成の電気回路を内包してなる照明カプセルと、前記照明カプセルに対して交流磁界を印加する交流磁界発生装置とからなることを、特徴とする。

【0010】

このように構成された本発明の内視鏡システムによれば、交流磁界発生装置が発生した交流磁界内に照明カプセルが存在すると、そのコイルの軸の方向が磁束の方向と直交していない限り、この交流磁界に起因する電磁誘導によってコイルに交流電流が生じる。このようにして生じた交流電流は、その向きが変わる毎に、両発光ダイオードを交互に流れる。従って、両発光ダイオードは、交互に駆動電流を供給されることによって、交互に点灯する。その結果、コイルに生じた駆動電流の向きに拘わらず、照明カプセルは、コイルの両端の電位差の絶対値がダイオードの作動電圧未満である間を除き、照明光を発し続けることができる。

【発明の効果】

【0011】

以上に説明したように、本発明の内視鏡システム及び照明システムによると、被検者の体外に配置された交流電源発生装置が発した交流磁界を、被検者の体腔内に存在する照明カプセル内のコイルが電磁誘導によって交流電流に変換し、この交流電流が両発光ダイオードに交互に供給される。よって、この照明カプセルは、長時間に渡り、高効率に照明光を発することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【0013】

図1の概略図は、本発明の実施の形態である内視鏡システムを構成する各装置（但し、図5に示す電力送信ユニットを除く）を、示している。この図1に示されるように、この内視鏡システムは、内視鏡10、画像処理プロセッサ20、パイプ状鉗子30及び多数の

照明カプセル 40 から、構成されている。

【0014】

内視鏡 10 は、通常の内視鏡からライトガイド光学系（ライトガイドファイババンドル及び配光レンズ）を除外したものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部 10a、その体腔内挿入部 10a の先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ（図示略）や各種スイッチ 10c を有する操作部 10b、操作部 10b と画像処理プロセッサ 20 とを接続するためのユニバーサルケーブル 10e、及び、このユニバーサルケーブル 10e の基端に接続されたコネクタ 10d を、備えている。

【0015】

さらに、体腔内挿入部 10a の先端面には、対物レンズ（対物光学系）12 が嵌め込まれた撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部 10a の内部には、対物レンズ 12 によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子 13 が、組み込まれている。 10

【0016】

撮像素子 13 を制御するための信号（同期信号、クロック信号等）を当該撮像素子 13 に入力するとともに当該撮像素子 13 から出力された画像信号を伝送するため多数の信号線から成るケーブル 18 は、体腔内挿入部 10a、操作部 10b 及びユニバーサルケーブル 10e 内を引通されてコネクタ 10d の基端面に植設された多数のピンからなる電気コネクタ（図示略）に導通されている。そして、この電気コネクタを通じて、画像処理プロセッサ装置 20 に対して着脱自在に接続されているのである。

【0017】

画像処理プロセッサ 20 は、ケーブル 18 を通じて送出した信号によって撮像素子 13 を制御するとともに、当該撮像素子 13 から出力された画像信号に対して画像処理を行って可視化する装置である。 20

【0018】

また、体腔内挿入部 10a 内には、その先端面にその先端が開口しているとともに操作部 10c の側面にその基端が開口している鉗子チャンネル 14 が、引通されている。なお、この鉗子チャンネル 14 の基端が開口している操作部 10c 側面の突起を、鉗子口 10f という。

【0019】

各種の鉗子類が、この鉗子口 10f から鉗子チャンネル 14 内に挿入され、その先端が内視鏡体腔内挿入部 10a の先端面から突出された状態で、使用される。これら鉗子チャンネル 14 に挿入される鉗子類の一つが、パイプ状鉗子 30 である。このパイプ状鉗子 30 は、塩化ビニルのような透明な素材から形成された中空のチューブであり、その外径が鉗子チャンネル 14 の内径よりも若干小さいので、この鉗子チャンネル 14 に挿入可能となっているとともに、それ自体に可撓性を有している。この鉗子チャンネル 14 の先端近傍における内面には、図 2 に示すように、基端側から先端側に向けて当該内面から離れるように傾斜したスローブ状の発砲ウレタン製のストッパ 31 が、取り付けられている。 30

【0020】

このパイプ状鉗子 30 は、照明カプセル 40 を体腔内に導入するために用いられる。図 3 はこの照明カプセル 40 の斜視図であり、図 4 は、その照明カプセル 40 に内蔵されている電気回路の回路図である。これら図 3、図 4 に示されるように、この照明カプセル 40 は、相互に並列接続されたコイル 41、コンデンサ 42、一対の発光ダイオード 43、44 からなる電気回路を、透明なカプセル 45 によって液密に内包した構成を、有している。このカプセル 45 は、その外径がパイプ状鉗子 30 の内径よりもやや小さい所謂葉巻型の形状（円筒の前後両端が半球面によって夫々閉じられている形状）を、有している。そして、図 3 に示すように、コンデンサ 42 は、その両端に電極が設けられた円柱形状を有しており、カプセル 45 内の後半分に、同軸に内蔵されている。また、起電力であるコイル 41 は、このコンデンサ 42 の回りに、このコンデンサ 42 の中心軸に直交する方向（素即ち、カプセル 45 の中心軸に直交する軸回りに）に巻回されている。 40

【0021】

他方、両発光ダイオード４３，４４は、カプセル４５内の先端近傍に、その発光面をカプセル４５の中心軸と並行な方向（前方）へ向けて、隣り合って配置されている。これら両発光ダイオード４３，４４は、起電力としてのコイル４１に対して、互いに逆極性となるように、並列接続されている。

【００２２】

ここで、図４に示すように、コイル４１の中心軸が鉛直方向を向くように配置され、且つ、下側を基準としてコイルが右巻きである場合を想定すると、図４の破線に示すように、下向きの磁束が増加する（上向きの磁束が減少すると）と、電磁誘導によって矢印Ａ方向の電流が生じるので、発光ダイオード４４のみが発光する。逆に、上向きの磁束が増加する（下向きの磁束が減少すると）と、同様に矢印Ｂ方向の電流が生じるので、発光ダイオード４３のみが発光する。このようにしてコイル４１の両端の間に生じる電流（電位差）の値は、コイル４１の巻数及び、このコイル４１と交わる磁束数の単位時間当たりの変動に依存する。従って、照明コイル４０に加えられる磁界が交流磁界であれば、交流電流が生じることになる。その場合、両ダイオード４３，４４は、電流の向き（コイル４１の両端間の電位差の極性）が反転する毎に、交互に点灯することになる。コンデンサ４２は、例えば、照明カプセル４０全体が転がったように、コイル４１と交わる磁束数が急激に変化した場合に、各発光ダイオード４３，４４に流れる電流を平滑化するために、これら両発光ダイオード４３，４４と並列接続されている。

10

【００２３】

このような構成を有する照明カプセルに対して、被検者の外部から交流磁界を印加するための装置が、図５に示す電力送信ユニット５０である。具体的には、この電力送信ユニット５０は、被検者が横たわる手術台の上方（若しくは下方）に配置されており、交流電源５１の両電極間に、鉛直方向の軸回りに巻回したコイル５２を接続した構造を有している。この電力送信ユニット５０におけるコイル５２の下方（又は上方、即ち、コイル５２の軸方向）に照明カプセル４０が配置されることにより、被検者Ｐの体腔内であろうと体外であろうと、そのコイル４１の軸の向きが水平方向（即ち、コイル５２の軸と直交する方向）を向いていない限り、上述したように、そのコイル４１が上述したように交流電流を生じるので、交流電源５１が供給する交流電流と同じサイクルで、その両発光ダイオード４３，４４が交互に発光するのである。

20

【００２４】

このような照明カプセル４０は、一回の内視鏡観察のために多数使用される。即ち、図２に示すように、事前に、作業者が多数の照明カプセル４０を、パイプ状鉗子３０の基端側開口からその内部に装填する。そして、パイプ状鉗子３０内に最初に装填された照明カプセル４０がストッパ３１の傾斜面に当接することによって、パイプ状鉗子３０内に装填された多数の照明カプセル４０がパイプ状鉗子３０の先端から脱落することが、阻止されるのである。

30

【００２５】

このようにして準備されたパイプ状鉗子３０が、内視鏡１０の鉗子口１０ｆから鉗子チャンネル１４内に挿入され、体腔内挿入部１０ａの先端から若干突出されると、このパイプ状鉗子３０の先端近傍に在る照明カプセル４０から射出された照明光が、体腔内挿入部１０ａの前方に照射される。このようにしてパイプ状鉗子３０の前方へ照射される照明光により、体腔内挿入部１０ａの前方に存在する物体が照明され、対物レンズ１２及び撮像素子１３によって撮影されて画像処理プロセッサ２０によって可視化されるので、操作者は、可視化された映像を見ながら、内視鏡１０を操作することができる。

40

【００２６】

そして、体腔内挿入部１０ａの先端が被検部に対向すると、詳細な観察を行うために照明光の光量を増加すべく、操作者は、図１に示すように各照明カプセル４０を被検部の周囲に配置する作業を行う。

【００２７】

具体的には、操作者は、パイプ状鉗子３０の基端側から、このパイプ状鉗子３０内に争

50

点されている照明カプセル群 40 に対して、このパイプ状鉗子 30 内に押し込む方向へ、力を加える。その結果、最前方の照明カプセル 40 の先端面（球面）がストッパ 31 の斜面に当接し、その照明カプセル 40 がストッパ 31 を押し潰しつつ通過していくことにより、各照明カプセル 40 が、一つ一つパイプ状鉗子 30 の先端から吐出されることになる。この際、予めパイプ状鉗子 30 の先端が体腔内壁上に位置していれば、パイプ状鉗子 30 によって吐出された照明カプセル 40 は、体腔内壁に付着する。このようにして体腔内壁上に付着した各照明カプセル 40 は、それ自体の前方及び後方へ向けて夫々照明光を照射する。従って、照明カプセル 40 を体腔内壁に付着させる際に、その中心軸を被検部に向けさえすれば、その向きが前後どちらであっても、確実にこの被検部に対して照明光を照射させることができる。よって、照明カプセル 40 を体腔内壁に付着させる際の手間も軽減することができるのである。 10

【0028】

（比較例）

上述したように、本実施形態に用いられる照明カプセル 40 では、一对の発光ダイオードを相互に逆極性となるように並列接続して、コイル 41 の両端間に接続している。一方、比較例として示す図 6 の照明カプセル 40' は、一個の発光ダイオード 46 のみをコイル 41 の両端間に接続している点においてのみ、本実施形態の照明カプセル 40 と異なる。

【0029】

このような比較例の構成では、コイル 41 が所定の一方向に電流を生じている間では照明カプセル 40' は照明光を発することができない。即ち、本実施例の照明カプセル 40 が発光している時間の半分の時間しか、発光することができない。よって、同じ出力の交流磁界を付加した場合において比較例の照明カプセル 40' と比較すると、本実施形態による照明カプセル 40 は、単位時間当たりで倍の光量（同じ光量の）の照明光を発することができる。 20

【0030】

以上の比較結果からも明らかなように、本実施形態の照明カプセル 40 によると、被検者の体外から供給される交流磁界を、被検者の体腔内において高効率で照明光に変換することができる。よって、必要とされる発光光量がある程度大きくても、長時間にわたり（交流磁界を印加し続ける限り永久に）、照明光を被検部に照射することができるという効果を得ることができる。 30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】本発明の実施形態である内視鏡システムの構成を示すシステム構成図

【図 2】照明カプセルが装填されたパイプ状鉗子の縦断面図

【図 3】照明カプセルの斜視図

【図 4】照明カプセル内部の電気回路の回路図

【図 5】検査中の被検者及び電力送信ユニット内部の電気回路を示す概略図

【図 6】比較例の照明カプセルの斜視図

【図 7】従来の内視鏡における体腔内挿入部の先端面のレイアウトを示す正面図 40

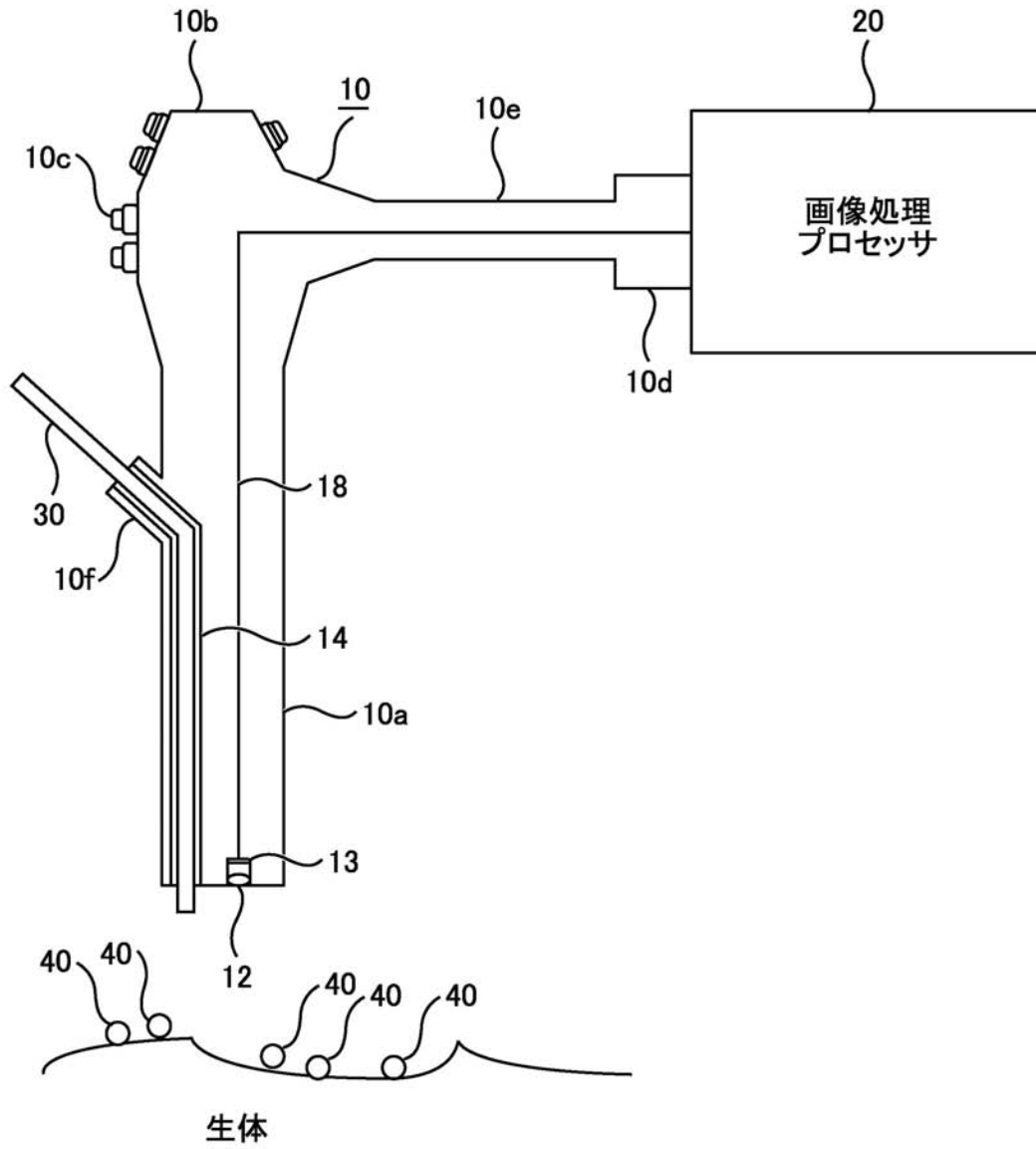
【符号の説明】

【0032】

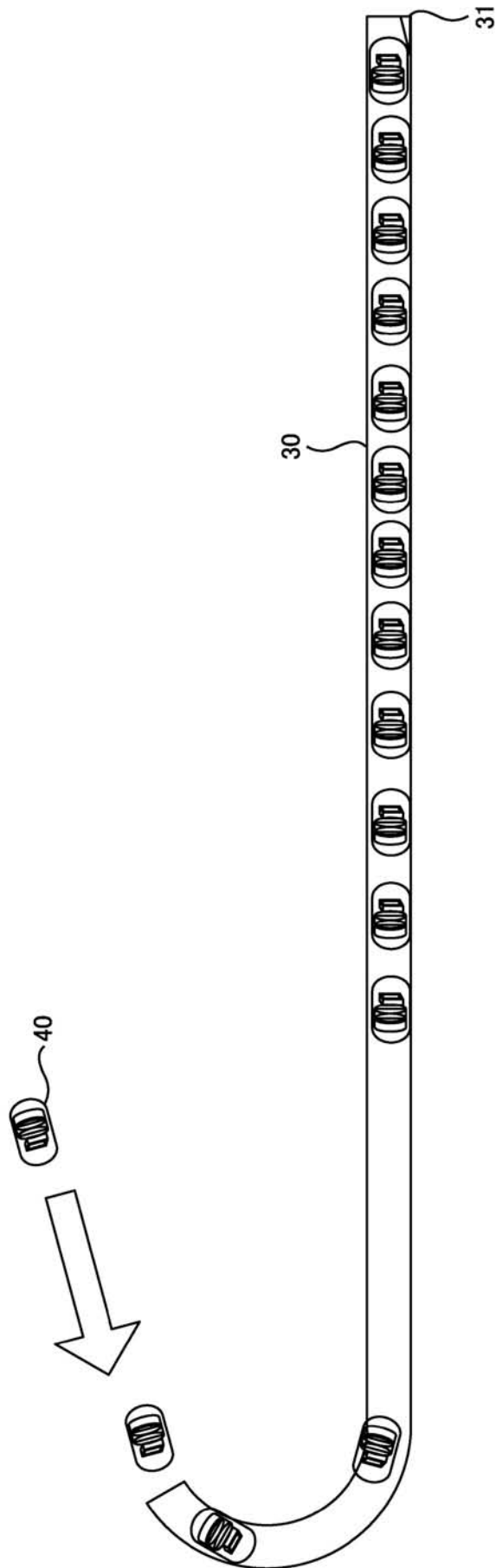
- 10 内視鏡
- 30 パイプ状鉗子
- 40 照明カプセル
- 41 コイル
- 43 発光ダイオード
- 44 発光ダイオード
- 45 カプセル
- 50 電力送信ユニット

- 5 1 交流電源
- 5 2 コイル

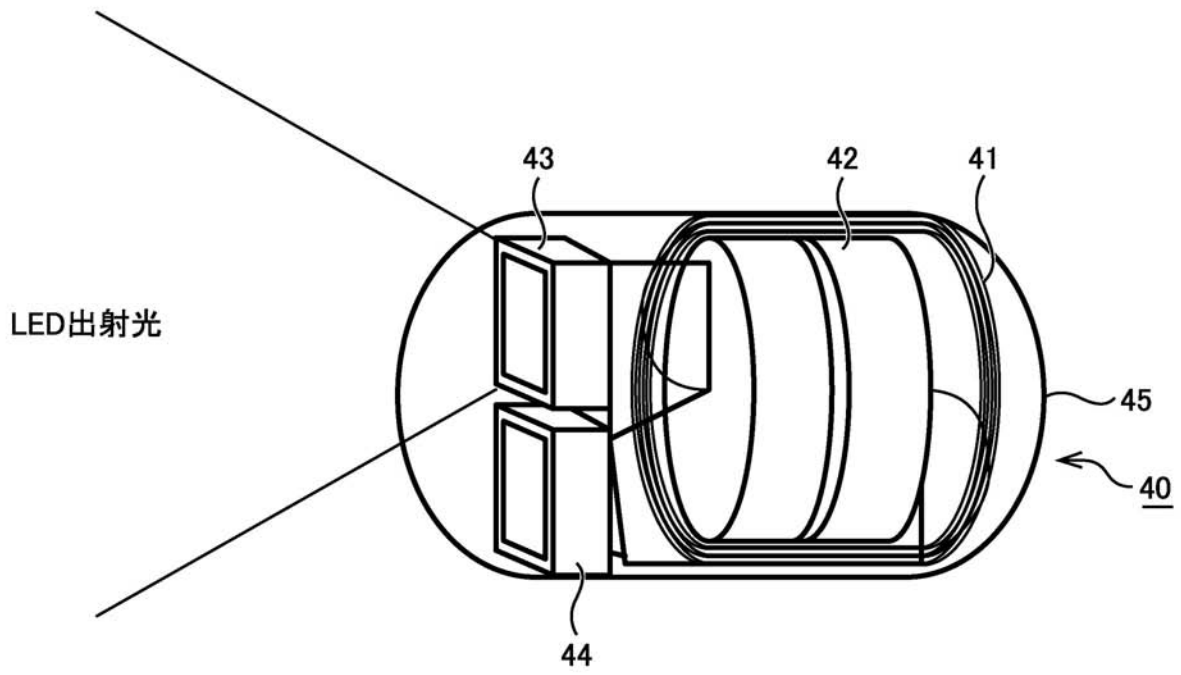
【 図 1 】



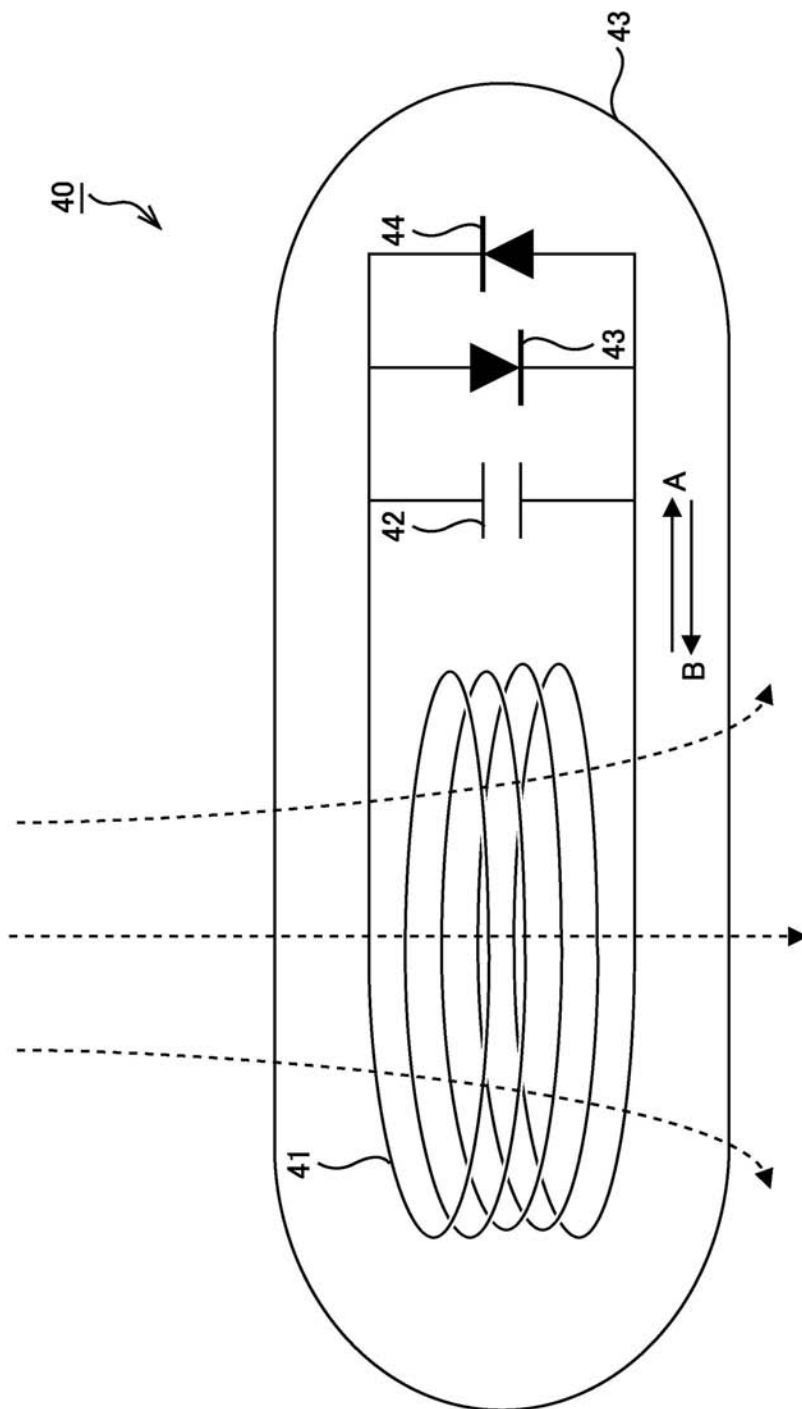
【 図 2 】



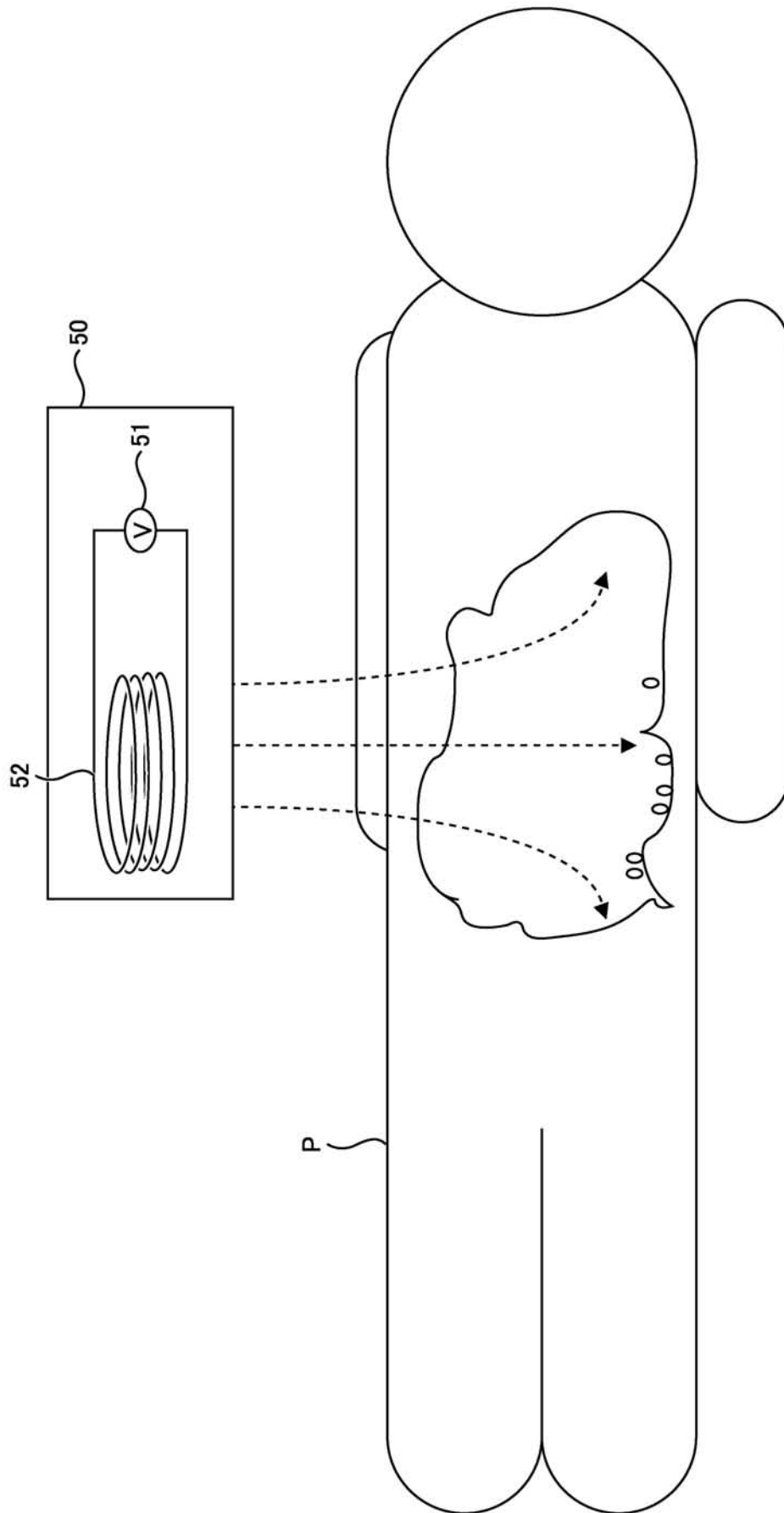
【 図 3 】



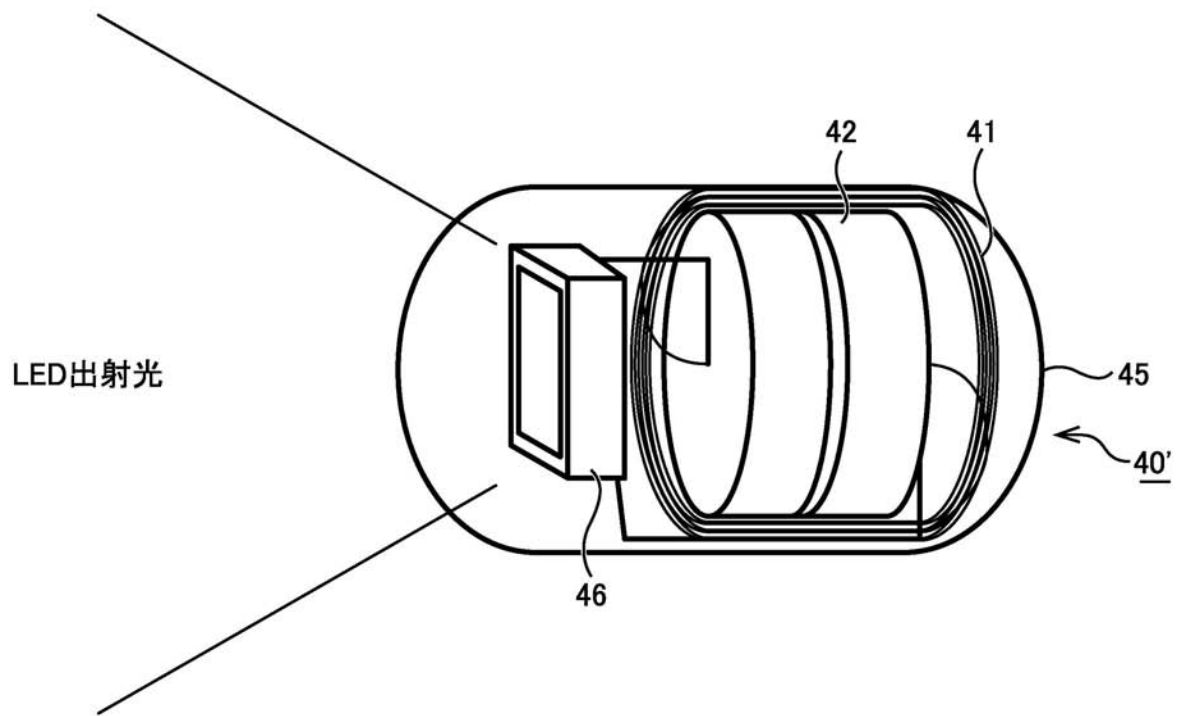
【 図 4 】



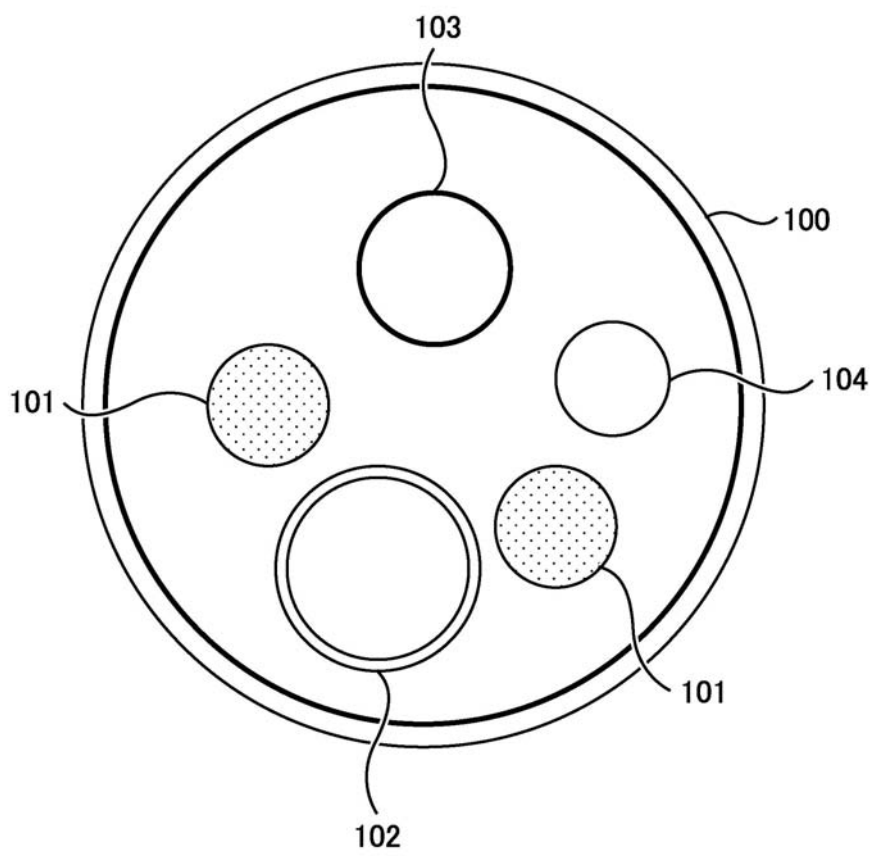
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	内窥镜系统，照明胶囊和照明系统		
公开(公告)号	JP2007105218A	公开(公告)日	2007-04-26
申请号	JP2005298684	申请日	2005-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	西尾潤二 太田紀子		
发明人	西尾 潤二 太田 紀子		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.A A61B1/00.683 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA23 2H040/EA00 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF43 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/QQ10 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF43 4C161/GG01 4C161/GG28 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种内窥镜系统，其能够通过安装在受试者体外的交流磁场装置产生的交流磁场向存在于受试者体腔中的光囊的发光元件提供驱动电流。到。光壳40具有这样的结构，其中通过透明胶囊45以液密方式在线圈的两端之间以相反的极性彼此平行地连接一对发光二极管43和44而形成的电路。它有。电力传输单元50具有线圈连接到AC电源的电路配置。[选图]图4

