

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-535392

(P2017-535392A)

(43) 公表日 平成29年11月30日 (2017.11.30)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 4 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 5 3 0	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 5	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2017-544859 (P2017-544859)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月17日 (2015.11.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年7月13日 (2017.7.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/060993
 (87) 国際公開番号 W02016/081411
 (87) 国際公開日 平成28年5月26日 (2016.5.26)
 (31) 優先権主張番号 62/081, 158
 (32) 優先日 平成26年11月18日 (2014.11.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 502032219
 スミス アンド ネフュー インコーポレ
 イテッド
 アメリカ合衆国 3 8 1 1 6 テネシー州
 , メンフィス, ブルックス ロード 1 4
 5 0
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉
 (74) 代理人 100133400
 弁理士 阿部 達彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 誘導カップリングを具備するエンドカブラ

(57) 【要約】

本発明は、カメラヘッドから内視鏡装置に収容されている少なくとも1つの半導体光源に無線電力伝送可能とされる内視鏡システム及び方法に関する。内視鏡システム及び方法は、少なくともカメラヘッド、エンドカブラ、及び/又は内視鏡装置を互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態で、カメラヘッドからエンドカブラに、及び、エンドカブラから半導体光源に無線電力伝送可能とされる多段式電磁誘導カップリング機構を利用する。

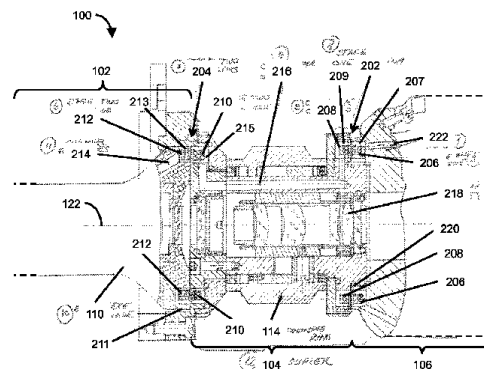


Fig. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カメラヘッドと、
1つ以上の半導体光源を含んでいる内視鏡装置と、
前記カメラヘッドを前記内視鏡装置に結合するように構成されているエンドカブラと、
前記カメラヘッドから前記エンドカブラに電力伝送するように構成されている多段式電
磁誘導カップリング機構であって、前記カメラヘッド、前記エンドカブラ、及び前記内視
鏡装置のうち少なくとも1つを互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態
で、1つ以上の前記半導体光源に給電するために前記エンドカブラから前記内視鏡装置に電
力伝送するように構成されている前記多段式電磁誘導カップリング機構と、
を備えていることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

1つ以上の前記半導体光源が、1つ以上の発光ダイオード（LED）を含んでいること
を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記内視鏡システムが、整流回路を備えており、
前記多段式電磁誘導カップリング機構が、交流電流（AC）入力を、前記整流回路に供
給するように構成されており、
前記整流回路が、前記交流電流（AC）入力を1つ以上の前記LEDに給電するための
直流電流に変換するように構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡シ
ステム。

20

【請求項 4】

1つ以上の前記LEDが、逆並列に接続されている複数のLEDを含んでおり、
前記多段式電磁誘導カップリング機構が、交流電流（AC）入力を、複数の前記LED
に給電するために逆並列に接続されている複数の前記LEDに供給するように構成されて
いることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記多段式電磁誘導カップリング機構が、第1の回転誘導カップリング段と第2の回転
誘導カップリング段とを少なくとも含んでおり、
前記第1の回転誘導カップリング段が、前記カメラヘッドと前記エンドカブラとの間に
配置されており、
前記第2の回転誘導カップリング段が、前記エンドカブラと前記内視鏡装置との間に配
置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記第1の回転誘導カップリング段が、第1の回転式電力伝送装置と第1の回転式取付
機構とを含んでおり、
前記第1の回転式電力伝送装置が、前記カメラヘッドから前記エンドカブラに無線電力
伝送するように構成されており、
前記第1の回転式取付機構が、前記エンドカブラを前記カメラヘッドに回転可能な状態
で取り付けるように構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

前記第1の回転式取付機構が、ネジ付マウントを含んでいることを特徴とする請求項 6
に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第2の回転誘導カップリング段が、第2の回転式電力伝送装置と第2の回転式取付
機構とを含んでおり、
前記第2の回転式電力伝送装置が、前記エンドカブラから前記内視鏡装置に無線電力伝
送するように構成されており、
前記第2の回転式取付機構が、前記エンドカブラを前記内視鏡装置に回転可能な状態
で取り付けように構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

50

【請求項 9】

前記第 2 の回転式取付機構が、回転継手を含んでいることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 の回転式電力伝送装置及び前記第 2 の回転式電力伝送装置のうち少なくとも 1 つが、回転トランスを含んでいることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 1 の回転誘導カップリング段及び前記第 2 の回転誘導カップリング段のうち少なくとも 1 つが、第 1 のフェライトコアに巻回されている磁場発生コイルを有している第 1 のコイル/フェライト組立体と、第 2 のフェライトコアに巻回されている磁場捕捉コイルを有している第 2 のコイル/フェライト組立体とを含んでいることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 12】

前記第 1 のコイル/フェライト組立体と前記第 2 のコイル/フェライト組立体とが、前記内視鏡システムの軸線を中心として長手方向に配置されていることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記第 1 のコイル/フェライト組立体及び前記第 2 のコイル/フェライト組立体のうち少なくとも 1 つが、扁平なワイヤ又はリボンワイヤを含んでいることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 14】

前記第 1 のコイル/フェライト組立体及び前記第 2 のコイル/フェライト組立体が、前記内視鏡システムの軸線を中心として径方向に配置されていることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記第 1 のコイル/フェライト組立体及び前記第 2 のコイル/フェライト組立体のうち少なくとも 1 つが、一巻きのエナメル線又は複数のリッツ線を含んでいることを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記エンドカブラが、少なくとも前記第 1 の回転誘導カップリング段において前記内視鏡システムの軸線を中心として回転し、これにより、前記エンドカブラ及び前記カメラヘッドのうち少なくとも 1 つに内蔵されている焦点光学素子を調整するように構成されている、焦点リングアセンブリを含んでいることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 17】

前記多段式電磁誘導カップリング機構が、前記焦点リングアセンブリと前記第 2 の回転誘導カップリング段との間に配置されている第 3 の回転誘導カップリング段を含んでおり、

前記焦点リングアセンブリが、前記第 3 の回転誘導カップリング段において前記内視鏡システムの前記軸線を中心として回転するように構成されていることを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 18】

内視鏡システムを動作させるための方法において、

カメラヘッドと、内視鏡装置と、前記カメラヘッドを前記内視鏡装置に結合しているエンドカブラと、前記カメラヘッドと前記エンドカブラとの間に配置されている第 1 の回転誘導カップリング段と、前記エンドカブラと前記内視鏡装置との間に配置されている第 2 の回転誘導カップリング段とを含む、前記内視鏡システムを準備するステップと、

前記カメラヘッドによって、第 1 の交流電流（AC 電流）を前記第 1 の回転誘導カップリング段の内部に配置された第 1 のコイル/フェライト組立体に供給するステップであって、これにより、前記第 1 のコイル/フェライト組立体が第 1 の磁場を発生させる、前記

50

ステップと、

第2のコイル/フェライト組立体によって、前記第1の磁場を前記第1の回転誘導カップリング段の内部に捕捉するステップであって、これにより、第2のAC電流が前記第2のコイル/フェライト組立体に誘導される、前記ステップと、

前記第2のAC電流を前記第2の回転誘導カップリング段の内部に配置された第3のコイル/フェライト組立体に供給するステップであって、これにより、前記第3のコイル/フェライト組立体が第2の磁場を発生させる、前記ステップと、

第4のコイル/フェライト組立体によって、前記第2の磁場を前記第2の回転誘導カップリング段の内部に捕捉するステップであって、これにより、第3のAC電流が前記第4のコイル/フェライト組立体に誘導される、前記ステップと、

前記内視鏡装置に内蔵されている少なくとも1つの半導体光源に給電する際に利用するために、前記第3のAC電流を供給するステップと、

を備えていることを特徴とする方法。

【請求項19】

前記半導体光源が給電されると、前記第2の回転誘導カップリング段による前記エンドキャプタから前記半導体光源に至る電力伝送を維持した状態において、前記内視鏡装置の遠位端部の向きを変更するために、前記第2の回転誘導カップリング段において前記内視鏡システムの軸線を中心として前記内視鏡装置を回転させるステップを備えていることを特徴とする請求項18に記載の方法。

【請求項20】

前記内視鏡装置の前記遠位端部の向きが変更されると、前記第1の回転誘導カップリング段による前記カメラヘッドから前記エンドキャプタに至る電力伝送を維持した状態において、前記エンドキャプタ及び前記カメラヘッドのうち少なくとも1つに内蔵されている焦点光学素子を調整するために、前記第1の回転誘導カップリング段において前記内視鏡システムの前記軸線を中心として焦点リングアセンブリを回転させるステップを備えていることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項21】

カメラヘッドと、

少なくとも1つの半導体光源を含んでいる内視鏡装置と、

前記カメラヘッドを前記内視鏡装置に結合するように構成されているエンドキャプタと、

前記カメラヘッド及び前記エンドキャプタのうち少なくとも1つを互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態において、前記カメラヘッドから前記エンドキャプタに電力伝送するように構成されている第1の回転誘導カップリング段と、

前記エンドキャプタ及び前記内視鏡装置のうち少なくとも1つの互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態において、少なくとも1つの前記半導体光源に給電するために前記エンドキャプタから前記内視鏡装置に電力伝送するように機能する第2の回転誘導カップリング段と、

を備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項22】

前記第1の回転誘導カップリング段及び前記第2の回転誘導カップリング段のうち少なくとも1つが、回転式電力伝送装置と回転式取付機構とを含んでおり、

前記回転式電力伝送装置が、回転トランスを含んでおり、

前記回転式取付機構が、ネジ付マウント又は回転継手を含んでいることを特徴とする請求項21に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本出願は、米国仮出願第62/081158号明細書に基づく優先権を主張するものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

本出願は、一般にエンドカブラシステム及び方法に関し、より具体的にはカメラヘッドからエンドカブラ装置に収容された 1 つ以上の半導体光源に無線電力伝送するためのシステム及び方法に関する。

【 0 0 0 3 】

外科医及び他の医療専門家は、外科手術、診断処置、及び / 又は他の医療処置の際に、患者の体内領域を検査するための内視鏡システム及び方法を利用する場合がある。例えば、外科医は、腹腔鏡手術の際に患者の腹腔や骨盤腔を検査するために、又は胸腔鏡手術の際に患者の胸腔を検査するために、内視鏡システムを利用する。このような内視鏡システムは、このような腹腔鏡手術や胸腔鏡手術を実施するために、例えば鉗子、鉗やプローブ等のような手術器具と共に、患者の腹部又は胸部を開くことを必要とせず、患者の体に形成された小さい切開部を通じて利用される。このようにして、医療処置に起因する患者の痛み及び / 又は不快感が低減されると共に、患者の回復時間が短縮される。

【 0 0 0 4 】

従来技術に基づく内視鏡システムは、一般に、カメラヘッドとエンドカブラと内視鏡装置と光源と光ケーブルとを含んでいる。エンドカブラは、カメラヘッドを内視鏡装置に機械的に且つ光学的に結合しており、光ケーブルが、光源を内視鏡装置に接続している。内視鏡装置は、一般に、エンドカブラから内視鏡装置の遠位端部に延在している桿体状の挿入チューブと、光源によって発生される光源を内視鏡装置の遠位端に方向づけるための光学的経路を提供する光ファイバ束とを含んでいる。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、上述の従来技術に基づく内視鏡システムは、少なくとも光源の低効率及び高出力に起因する欠点を有している。このような光源は、一般に、1ワットの光を内視鏡装置の遠位端にもたらすために、300ワット以上の電力を要求し、その結果として効率が約0.3%にしかすぎないランプである。さらに、光ケーブルと組み合わされた光源は、嵩張り、不要な騒音を手術室に響かせると共に、内視鏡システムの全体コストを著しく高める。

【 0 0 0 6 】

従って、従来技術に基づく内視鏡システムの欠点のうち少なくとも一部を克服することができる光源を内視鏡システムで利用するシステム及び方法が望ましい。

【 0 0 0 7 】

本発明は、カメラヘッドから内視鏡装置に収容されている少なくとも1つの半導体光源に無線電力伝送するための内視鏡システム及び方法を提供する。本発明に係る内視鏡システム及び方法は、カメラヘッドからエンドカブラに電力伝送するように機能する多段式電磁誘導カップリング機構であって、カメラヘッド、エンドカブラ、及び内視鏡装置のうち少なくとも1つを互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態で、1つ以上の半導体光源に給電するためにエンドカブラから内視鏡装置に電力伝送するように機能する多段式電磁誘導カップリング機構を利用する。

【 0 0 0 8 】

一の実施態様では、例示的な内視鏡システムは、カメラヘッドと、1つ以上の半導体光源を含んでいる内視鏡装置と、カメラヘッドを内視鏡装置に結合するように機能するエンドカブラとを含んでいる。カメラヘッドが、エンドカブラの近位領域に結合されており、内視鏡装置が、エンドカブラの遠位領域に結合されている。典型的な実施態様では、内視鏡装置が、直視型内視鏡とされる。内視鏡装置は、桿体状の挿入チューブと、照明ポストハウジングと、光ファイバ束とを含んでいる。桿体状の挿入チューブは、高剛性であっても可撓性を有していても良く、エンドカブラの遠位領域近傍から内視鏡装置の遠位端部に延在している。照明ポストハウジングは、少なくとも1つの半導体光源を収容している。さらなる典型的な実施態様では、半導体光源が発光ダイオード(LED)とされる。桿体状の挿入チューブの光ファイバ束は、半導体光源によって発生される光エネルギーを内視鏡装置の遠位端部に向かって方向づけるための光学経路を形成している。

【 0 0 0 9 】

当該実施態様では、内視鏡システムが、少なくともカメラヘッド、エンドカブラ、及び／又は内視鏡装置を互いに対して軸線方向を中心として回転可能とした状態で、カメラヘッドからエンドカブラに、及び、エンドカブラからポストハウジングに收容されている半導体光源照明に無線電力伝送可能とされる、多段式電磁誘導カップリング機構をさらに含んでいる。典型的な実施態様では、多段式電磁誘導カップリング機構が、第1の回転誘導カップリング段と第2の回転誘導カップリング段とを少なくとも含んでいる。第1の回転誘導カップリング段が、エンドカブラの遠位領域又はその近傍においてカメラヘッドとエンドカブラとの間に配置されている。第2の回転誘導カップリング段が、エンドカブラの遠位領域又はその近傍においてエンドカブラと内視鏡装置との間に配置されている。さらなる典型的な実施態様では、第1の回転誘導カップリング段及び第2の回転誘導カップリング段それぞれが、第1のフェライトコアに巻回されている磁場発生コイルを有している第1のコイル／フェライト組立体と、第2のフェライトコアに巻回されている磁場捕捉コイルを有している第2のコイル／フェライト組立体とを含んでいる。カメラヘッド及びエンドカブラの互いに対する軸線方向を中心とする回転運動を可能とするために、第1の回転誘導カップリング段に收容されている第1及び第2のコイル／フェライト組立体が、例えば回転トランスのような回転式電力伝送装置として実現されている。第1の回転誘導カップリング段が、エンドカブラをカメラヘッドに回転可能な状態で取り付けるための、例えばネジ付マウントのような第1の回転式取付機構をさらに含んでいる。内視鏡装置及びエンドカブラの互いに対する軸線方向を中心とした回転運動を可能とするために、第2の回転誘導カップリング段に收容されている第1及び第2のコイル／フェライト組立体も同様に、例えば回転トランスのような回転式電力伝送装置として実現されている。さらに、第2の回転誘導カップリング段は、エンドカブラを内視鏡装置を回転可能な状態で取り付けるための、例えば回転継手のような第2の回転式取付機構を含んでいる。

【 0 0 1 0 】

例示的な動作方法では、カメラヘッドと、内視鏡装置と、カメラヘッドを内視鏡装置に結合しているエンドカブラと、カメラヘッドとエンドカブラとの間に配置されている第1の回転誘導カップリング段と、エンドカブラと少なくとも1つの半導体光源を收容している内視鏡装置との間に配置されている第2の回転誘導カップリング段とを含む、内視鏡システムが準備される。第1の交流電流（本明細書では“第1のAC電流”とも呼称される）を第1の回転誘導カップリング段の内部に配設された第1のコイル／フェライト組立体に供給することによって、半導体光源に給電するためにカメラヘッドを介して給電され、これにより、第1の回転誘導カップリング段の第1のコイル／フェライト組立体が第1の磁場を発生させる。第1の回転誘導カップリング段の第1のコイル／フェライト組立体によって発生される第1の磁場は、第1の回転誘導カップリング段の内部に配設された第2のコイル／フェライト組立体によって捕捉され、これにより、第2の交流電流（本明細書では“第2のAC電流”とも呼称される）が、第1の回転誘導カップリング段の第2のコイル／フェライト組立体に誘導される。第2のAC電流は、第2の回転誘導カップリング段の内部に配設された第1のコイル／フェライト組立体に供給され、これにより、第2の回転誘導カップリング段の第1のコイル／フェライト組立体が第2の磁場を発生させる。第2の回転誘導カップリング段の第1のコイル／フェライト組立体によって発生される第2の磁場は、第2の回転誘導カップリング段の内部に配設された第2のコイル／フェライト組立体によって捕捉され、これにより、第3の交流電流（本明細書では“第3のAC電流”とも呼称される）が、第2の回転誘導カップリング段の第2のコイル／フェライト組立体に誘導される。第3のAC電流は、内視鏡装置の照明ポストハウジングに收容されている半導体光源に給電するための供給される直流電流（本明細書では“DC電流”とも呼称される）に変換される。半導体光源が給電されると、第2の回転誘導カップリング段によるエンドカブラから内視鏡装置に收容されている半導体光源に至る電力伝送を維持しつつ、内視鏡装置が、利用者によって、内視鏡装置の遠位端部の向きを変更するために、第2の回転誘導カップリング段において内視鏡装置の軸線を中心として回転される。内視鏡

装置の遠位端部の向きを変更すると、第 1 の回転誘導カップリング段によるカメラヘッドからエンドカブラに至る、最終的には半導体光源に至る電力伝送を維持しつつ、エンドカブラに設けられた焦点リングアセンブリが、利用者によって、エンドカブラ及び / 又はカメラヘッドに内蔵されている焦点光学素子を調整するために、第 1 の回転誘導カップリング段において焦点リングアセンブリの軸線を中心として回転される。

【 0 0 1 1 】

カメラヘッドと、内視鏡装置と、カメラヘッドを内視鏡装置に結合しているエンドカブラと、カメラヘッドとエンドカブラとの間に配置されている第 1 の回転誘導カップリング段と、エンドカブラと内視鏡装置との間に配置されている少なくとも 1 つの第 2 の回転誘導カップリング段とを含んでいる内視鏡システムを提供することによって、優位には、内視鏡装置に収容されている半導体光源に給電するために、第 1 の回転誘導カップリング段を介してカメラヘッドからエンドカブラに至る電力伝送、及び、第 2 の回転誘導カップリング段を介してエンドカブラから内視鏡装置に至る電力伝送を維持しつつ、利用者（例えば外科医や他の医療専門家）は、第 2 の回転誘導カップリング段においてエンドカブラに対して軸線を中心として内視鏡装置を回転させることができ、第 1 の回転誘導カップリング段においてカメラヘッドに対して軸線を中心としてエンドカブラの内部に配設された焦点リングアセンブリを回転させることもできる。このような半導体光源（例えば LED）は、約 1 ワットの光を内視鏡装置の遠位端にもたすために、約 5 ワットの電力を必要とするので、結果として、優位には効率を約 20 % に高めることができる。

【 0 0 1 2 】

本発明の他の特徴、機能、及び態様については、以下の発明の詳細な説明から明らかとなる。

【 0 0 1 3 】

本明細書に組み込まれ且つその一部を構成する添付図面は、本明細書で説明する 1 つ以上の実施例を図解しており、発明の詳細な説明と共に当該実施例を説明している。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】カメラヘッドと内視鏡装置とカメラヘッドを内視鏡装置に結合しているエンドカブラとを含む、本発明における例示的な内視鏡システムの概略図である。

【図 2】図 1 に表わす内視鏡システムに収容されているカメラヘッド、エンドカブラ、及び内視鏡装置の詳細な部分断面図である。

【図 3】図 1 に表わす内視鏡システムの第 1 の代替的な実施例に収容されているエンドカブラ及び内視鏡装置の詳細な部分断面図である。

【図 4】図 1 に表わす内視鏡システムの第 2 の代替的な実施例に収容されているエンドカブラ及び内視鏡装置の詳細な部分断面図である。

【図 5 a】本発明におけるビデオ内視鏡システムに収容されているカメラヘッド及びビデオ内視鏡装置の詳細な部分断面図である。

【図 5 b】図 5 a に表わすビデオ内視鏡システムに収容されている励磁的な整流回路及び例示的な半導体光源の概略図であって、整流回路は、交流電流（AC）入力を半導体光源に給電するための直流電流（DC）に変換するように構成されている。

【図 5 c】図 5 b に表わす整流回路の代替的な実施例の概略図であって、逆並列に接続されている 2 つの半導体光源が、AC 入力によって給電されている。

【図 6】図 1 に表わす内視鏡システムを具備するコンピュータ化された医療システムのブロック図である。

【図 7】図 1 に表わす内視鏡システムを動作させるための例示的な方法のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

本出願には、米国仮出願第 62 / 081158 号明細書の内容全体が参照により組み込まれている。

【 0 0 1 6 】

カメラヘッドから内視鏡装置に收容されている少なくとも1つの半導体光源に無線電力伝送することができる内視鏡システム及び方法が既に知られている。既知の内視鏡システム及び方法は、カメラヘッドからエンドカブラに及びエンドカブラから半導体光源に無線電力伝送可能とされる多段式電磁誘導カップリング機構であって、少なくともカメラヘッド、エンドカブラ、及び/又は内視鏡装置を軸線を中心として互いに対して回転させることができる当該多段式電磁誘導カップリング機構を利用する。

【 0 0 1 7 】

図1は、本発明における典型的な内視鏡システム100の実施例を表わす。図1に表わすように、内視鏡システム100は、カメラヘッド106と、内視鏡装置102と、カメラヘッド106を内視鏡装置102に結合するように構成されているエンドカブラ104とを含んでいる。例えば、外科医又は他の医療専門家は、腹腔鏡手術、胸腔鏡手術や任意の他の適切な外科手術、診断、又は他の医療処置の際に患者の体内領域を検査するために、内視鏡システム100を利用する場合がある。内視鏡装置102は、桿体状の挿入チューブ108と、接眼レンズ部110と、少なくとも1つの半導体光源(例えば図5aに表わす半導体光源513)を收容するための照明ポストハウジング112とを含んでいる。エンドカブラ104は、エンドカブラ104及び/又はカメラヘッド106に收容されている焦点光学素子(例えば図2に表わす少なくとも1つのレンズ218)を調整するための、焦点アセンブリ(例えば図5aに表わす焦点アセンブリ514)の焦点リング114を含んでいる。エンドカブラ104は、内視鏡装置102の接眼レンズ部110を通じてカメラヘッド106のイメージセンサに映し出された、像を焦点光学素子を通じて投影することができる。カメラヘッド106は、エンドカブラ104の近位領域118に結合されており、内視鏡装置102は、エンドカブラ104の遠位領域116に結合されている。一の実施例では、内視鏡装置102は、直視型内視鏡とされるが、任意の他の適切な内視鏡であっても良い。桿体状の挿入チューブ108は、高剛性であっても可撓性を有していても良いが、接眼レンズ部110から内視鏡装置102の遠位端部120に至るまで延在している。一の実施例では、半導体光源513(図5a参照)は発光ダイオード(LED)とされる。桿体状の挿入チューブ108は、半導体光源によって生成された光エネルギーを内視鏡装置102の遠位端部120に方向づけるための光学経路を形成するために、光ファイバ束(例えば図5aに表わす光ファイバ束521)を含んでいる。

【 0 0 1 8 】

さらに、本発明における内視鏡システム100は、多段式電磁誘導カップリング機構を含んでいる。当該多段式電磁誘導カップリング機構は、少なくともカメラヘッド106、エンドカブラ104、及び/又は内視鏡装置102の軸線122を中心とする、互いに対する回転運動を可能とする一方、カメラヘッド106からエンドカブラ104に、同様にエンドカブラ104から照明ポストハウジング112に收容されている半導体光源に無線電力伝送可能とされる。図2に表わすように、多段式電磁誘導カップリング機構は、少なくとも第1の回転誘導カップリング段202と第2の回転誘導カップリング段204とを含んでいる。第1の回転誘導カップリング段202は、エンドカブラ104の近位領域118に又はその近傍において、カメラヘッド106とエンドカブラ104との間に配置されている。第2の回転誘導カップリング段204は、エンドカブラ104の遠位領域116又はその近傍において、エンドカブラ104と内視鏡装置102との間に配置されている。

【 0 0 1 9 】

さらに図2に表わすように、第1の回転誘導カップリング段202は、フェライトコア207の周りに巻回されている磁場発生コイル206を具備する第1のコイル/フェライト組立体(参照符号無し)と、フェライトコア209の周りに巻回されている磁場捕捉コイル208を具備する第2のコイル/フェライト組立体(参照符号無し)とを含んでいる。第1の回転誘導カップリング段202の第1のコイル/フェライト組立体及び第2のコイル/フェライト組立体は、内視鏡システム100の軸線122を中心として長手方向に

配置されている。互いに対するカメラヘッド 106 及びエンドキャブラ 104 の軸線を中心とする回転運動を可能とするために、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 1 の及び第 2 のコイル / フェライト組立体は、回転トランス又は任意の他の適切な回転式電力伝送装置として構成されている。第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体が回転トランスとして構成されている場合には、第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体のうち一方のコイル / フェライト組立体が定置式コイルを有しており、他方のコイル / フェライト組立体が回転式コイルを有している。さらに、第 1 の回転誘導カップリング段 202 は、エンドキャブラ 104 を回転させてカメラヘッド 106 に取り付けの際に利用するための、例えば C マウントや任意の他の回転式取付機構のようなネジ付マウント 220 を含んでいる。

10

【0020】

図 2 を参照すると、内視鏡システム 100 の第 2 の回転誘導カップリング段 204 は、フェライトコア 215 の周りに巻回されている磁場発生コイル 210 を具備する第 1 のコイル / フェライト組立体 (参照符号無し) と、フェライトコア 213 の周りに巻回されている磁場捕捉コイル 212 を具備する第 2 のコイル / フェライト組立体 (参照符号無し) とを含んでいる。第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 1 のコイル / フェライト組立体及び第 2 のコイル / フェライト組立体は、内視鏡システム 100 の軸線 122 を中心として長手方向に配置されている。互いに対する内視鏡装置 102 及びエンドキャブラ 104 の軸線を中心とする回転運動を可能とするために、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 1 の及び第 2 のコイル / フェライト組立体は、回転トランス又は任意の他の適切な回転式電力伝送装置として構成されている。第 1 の回転誘導カップリング段 204 の第 1 の及び第 2 のコイル / フェライト組立体が回転トランスとして構成されている場合には、第 1 の及び第 2 のコイル / フェライト組立体のうち一方のコイル / フェライト組立体が定置式コイルを有しており、他方のコイル / フェライト組立体が回転式コイルを有している。さらに、第 1 の回転誘導カップリング段 204 は、エンドキャブラ 104 を回転させて内視鏡装置 102 に取り付けの際に利用するための、回転継手 211 又は任意の他の回転式取付機構を含んでいる。

20

【0021】

第 1 の動作形態では、(本明細書では “ 交流電流源 ” とも呼称する) 交流電流 (AC) 源 (例えば図 6 に表わす交流電源) は、チャンネル 222 に配置されている第 1 の導体を介して、第 1 の AC 電流を第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 1 のコイル / フェライト組立体に供給するので、磁場発生コイル 206 によって、第 1 の磁場が発生する。第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 2 のコイル / フェライト組立体に内蔵されている磁場捕捉コイル 208 は、磁場発生コイル 206 によって発生される第 1 の磁場を捕捉するので、第 2 の AC 電流が磁場捕捉コイル 208 に誘起される。チャンネル 216 に配置されている第 2 の導体は、第 2 の AC 電流を第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 1 のコイル / フェライト組立体に供給するので、磁場発生コイル 210 によって、第 2 の磁場が発生する。第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 2 のコイル / フェライト組立体に内蔵されている磁場捕捉コイル 212 は、磁場発生コイル 210 によって発生される第 2 の磁場を捕捉するので、第 3 の AC 電流が磁場捕捉コイル 212 に誘起される。チャンネル 214 に配置されている第 3 の導体は、第 3 の AC 電流を、例えばブリッジ整流回路や直接請求回路のような整流回路 (例えば図 5 a に表わす整流回路 523) に供給する。当該整流回路は、第 3 の AC 電流を、内視鏡装置 102 の照明ポストハウジング 112 に収容されている半導体光源 (例えば LED) に給電するための (本明細書では “ DC 電流 ” とも呼称される) 直流電流に変換する。内視鏡装置 102 の半導体光源 112 に給電する際には、内視鏡装置 102 は、利用者 (例えば外科医や他の医療専門家) によって、第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 (例えば回転トランス) による、エンドキャブラ 104 から半導体光源 112 に至る給電を維持しつつ、内視鏡装置 102 の遠位端部 120 の向きを変更するために、第 2 の回転誘導カップリング段 204 において軸線 122 を中心として回転可能とされる。内視鏡装置 102 の遠位端

30

40

50

部 1 2 0 の向きを変更すると、第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 (例えば他の回転トランス) による、カメラヘッド 1 0 6 からエンドカブラ 1 0 4 に至る給電をさらに維持しつつ、利用者によって、焦点アセンブリの焦点リング 1 1 4 が、エンドカブラ 1 0 4 及び / 又はカメラヘッド 1 0 6 に内蔵されている焦点光学素子を調整するために、第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 において軸線 1 2 2 を中心として回転可能とされる。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、図 1 に表わす内視鏡システム 1 0 0 の第 1 の代替的な実施例を表わす。図 3 に表わすように、内視鏡システム 3 0 0 は、カメラヘッド 3 0 6 と、内視鏡装置 3 0 2 と、カメラヘッド 3 0 6 を内視鏡装置 3 0 2 に結合するように構成されているエンドカブラ 3 0 4 とを含んでいる。内視鏡装置 3 0 2 は、接眼レンズ 3 1 0 を含んでいる。エンドカブラ 1 0 4 は、エンドカブラ 3 0 4 及び / 又はカメラヘッド 3 0 6 に内蔵されている焦点光学素子を調整するための、焦点アセンブリの焦点リング 3 1 4 を含んでいる。さらに、内視鏡システム 3 0 0 は、少なくともカメラヘッド 3 0 6、エンドカブラ 3 0 4、及び / 又は内視鏡装置 3 0 2 の互いに対する、軸線 3 2 2 を中心とする回転運動を可能とした状態で、カメラヘッド 3 0 6 からエンドカブラ 3 0 4 に、及び、エンドカブラ 3 0 4 から内視鏡装置 3 0 2 に収容されている半導体光源 (例えば L E D) に無線電力伝送可能とされる多段式電磁誘導カップリング機構を含んでいる。さらに図 3 に表わすように、多段式電磁誘導カップリング機構は、エンドカブラ 3 0 4 の遠位領域又はその近傍に且つエンドカブラ 3 0 4 と内視鏡装置 3 0 2 との間に配置されている回転誘導カップリング段 3 0 3 を少なくとも含んでいる。回転誘導カップリング段 3 0 3 は、第 1 のコイル / フェライト組立体 3 0 7 と第 2 のコイル / フェライト組立体 3 0 9 とを含んでいる。図解を明確にするために図示しないが、他のこのような回転誘導カップリング段は、エンドカブラ 3 0 4 の近位領域又はその近傍に且つカメラヘッド 3 0 6 とエンドカブラ 3 0 4 との間に配置されている。第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 (図 2 参照) は、(図 2 に表わす第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体も同様に) 内視鏡システム 1 0 0 の軸線 1 2 2 を中心として長手方向に配置されている。回転誘導カップリング段 3 0 3 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 3 0 7、3 0 9 が、内視鏡システム 3 0 0 の軸線 3 2 2 を中心として長手方向に配置されている。一の実施例では、ラジアル方向に配置されている第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 3 0 7、3 0 9 それぞれが、単一のエナメル線、複数のリッツ線、又は任意の他の適切なワイヤを利用して実現された一巻きコイルを含んでいる。

【 0 0 2 3 】

図 4 は、図 1 に表わす内視鏡システム 1 0 0 の第 2 の代替的な実施例を表わす。図 4 に表わすように、内視鏡システム 4 0 0 は、カメラヘッド 4 0 6 と、内視鏡装置 4 0 2 と、カメラヘッド 4 0 6 を内視鏡装置 4 0 2 に結合するように構成されているエンドカブラ 4 0 4 とを含んでいる。内視鏡装置 4 0 2 は、接眼レンズ 4 1 0 を含んでいる。エンドカブラ 4 0 4 は、エンドカブラ 4 0 4 及び / 又はカメラヘッド 4 0 6 に内蔵されている焦点光学素子を調整するための、焦点アセンブリの焦点リング 4 1 4 を含んでいる。さらに、内視鏡システム 4 0 0 は、少なくともカメラヘッド 4 0 6、エンドカブラ 4 0 4、及び / 又は内視鏡装置 4 0 2 の互いに対する、軸線 4 2 2 を中心とする回転運動を可能とした状態で、カメラヘッド 4 0 6 からエンドカブラ 4 0 4 に、及び、エンドカブラ 4 0 4 から内視鏡装置 4 0 2 に収容されている半導体光源 (例えば L E D) に無線電力伝送可能とされる多段式電磁誘導カップリング機構を含んでいる。さらに図 4 に表わすように、多段式電磁誘導カップリング機構は、エンドカブラ 4 0 4 の遠位領域又はその近傍に且つエンドカブラ 4 0 4 と内視鏡装置 4 0 2 との間に配置されている回転誘導カップリング段 4 0 3 を少なくとも含んでいる。回転誘導カップリング段 4 0 3 は、第 1 のコイル / フェライト組立体 4 0 7 と第 2 のコイル / フェライト組立体 4 0 9 とを含んでいる。図解を明確にするために図示しないが、他のこのような回転誘導カップリング段は、エンドカブラ 4 0 4 の近位領域又はその近傍に且つカメラヘッド 4 0 6 とエンドカブラ 4 0 4 との間に配置されて

いる。内視鏡システム 300 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 307, 309 はそれぞれ、一般には円状の断面を有している一巻きコイル (例えば単一のエナメル線や複数のリッツ線) を含んでいるが、内視鏡システム 400 の第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 407, 409 はそれぞれ、例えば扁平な断面のような非円状の断面を有しているコイルを含んでいる。一の実施例では、第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 407, 409 それぞれが、扁平なワイヤ若しくはリボンワイヤ又は任意の他の適切な幅広薄肉の導体を利用して実現されたコイルを含んでいる。幅広薄肉のワイヤを利用して第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 407, 409 を実現することによって、表皮効果すなわちこのような幅広薄肉の導体の表面に発生し得る AC 電流の分布に起因して、コイル同士の結合 (ひいては電力伝送効率) が改善される。

10

【0024】

図 5 は、本発明における典型的なビデオ内視鏡システム 500 の実施例を表わす。図 5 a に表わすように、ビデオ内視鏡システム 500 は、カメラヘッド 506 と、カメラヘッド 506 に結合されている一体化されたビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 とを含んでいる。ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 は、桿体状の挿入チューブ 508 と、半導体光源 513 (例えば LED) を収容するための照明ポストハウジング 512 とを含んでいる。ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 は、さらに、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 及び / 又はカメラヘッド 506 に内蔵されている焦点光学素子を調整するための焦点アセンブリ 514 を含んでいる。焦点アセンブリ 514 は、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の近位領域に隣り合って配置されている。カメラヘッド 506 は、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の近位領域に結合可能とされる。桿体状の挿入チューブ 508 は、高剛性であっても可撓性を有していても良いが、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の遠位領域からビデオ内視鏡システム 500 の遠位端部に至るまで延在している。桿体状の挿入チューブ 508 は、半導体光源 513 によって発生される光エネルギーを方向づけるための光学経路をビデオ内視鏡システム 500 の遠位端部に形成する際に利用するための光ファイバ束 521 を含んでいる。

20

【0025】

図 5 a に表わすように、ビデオ内視鏡システム 500 は、少なくともカメラヘッド 506、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 (焦点アセンブリ 514 を含む) の互いに対する、軸線 522 を中心とする回転運動を可能とした状態で、カメラヘッド 506 からビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 に、最終的には照明ポストハウジング 512 に収容されている半導体光源 513 に無線電力伝送可能とされる多段式電磁誘導カップリング機構をさらに含んでいる。図 5 a に表わすように、多段式電磁誘導カップリング機構は、少なくとも三段、すなわち第 1 の回転誘導カップリング段 515 と第 2 の回転誘導カップリング段 525 と第 3 の回転誘導カップリング段 535 とを含んでいる。例えば、第 1、第 2、及び第 3 の回転誘導カップリング段 515, 525, 535 それぞれが、回転トランス又は任意の他の適切な回転式電力伝送装置として実現されている。第 1 の回転誘導カップリング段 515 は、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の近位領域又はその近傍に且つカメラヘッド 506 とビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 との間に配置されている。焦点アセンブリ 514 は、第 1 の回転誘導カップリング段 515 と第 2 の回転誘導カップリング段 525 との間に配置されている。第 2 の回転誘導カップリング段 525 は、焦点アセンブリ 514 と第 3 の回転誘導カップリング段 535 との間に配置されている。第 3 の回転誘導カップリング段 535 は、ビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の遠位領域又はその近傍に配置されている。

30

40

【0026】

さらに図 5 a に表わすように、第 1 の回転誘導カップリング段 515 は、第 1 のコイル / フェライト組立体 517 と第 2 のコイル / フェライト組立体 519 とを含んでいる。第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 517, 519 が、ビデオ内視鏡システム 500 の軸線 522 を中心として長手方向 (又は径方向) に配置されている。カメラヘッド 506 及びビデオ内視鏡 / エンドカブラ装置 504 の互いに対する、軸線方向を中心とする回転

50

運動を可能とするために、第 1 の回転誘導カップリング段 5 1 5 は、ビデオ内視鏡 / エンドカプラ装置 5 0 4 をカメラヘッド 5 0 6 に回転可能な状態で取り付けの際に利用するための、例えば C マウントや任意の他の適切な回転式取付機構のようなネジ付マウント 5 5 0 を含んでいる。第 2 の回転誘導カップリング段 5 2 5 は、第 1 のコイル / フェライト組立体 5 2 7 と第 2 のコイル / フェライト組立体 5 2 9 とを含んでいる。第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 5 2 7 , 5 2 9 は、ビデオ内視鏡システム 5 0 0 の軸線 5 2 2 を中心として長手方向 (又は径方向) に配置されている。第 1 及び第 2 の回転誘導カップリング段 5 1 5 , 5 2 5 は、第 1 の回転誘導カップリング段 5 1 5 と第 2 の回転誘導カップリング段 5 2 5 との間に配置されている焦点アセンブリ 5 1 4 の回転運動を可能とするように構成されている。第 3 の回転誘導カップリング段 5 3 5 は、第 1 のコイル / フェライト組立体 5 3 7 と第 2 のコイル / フェライト組立体 5 3 9 とを含んでいる。第 1 及び第 2 のコイル / フェライト組立体 5 3 7 , 5 3 9 は、ビデオ内視鏡システム 5 0 0 の軸線 5 2 2 を中心として長手方向 (又は径方向) に配置されている。ビデオ内視鏡システム 5 0 0 の遠位端部の向きを変更するためにビデオ内視鏡 / エンドカプラ装置 5 0 4 の遠位領域の軸線を中心とする回転運動を可能とするために、第 3 の回転誘導カップリング段 5 3 5 は、回転継手 5 5 0 又はこのような軸線を中心とする回転運動を可能とするように構成されている任意の他の適切な機構を含んでいる。

10

【 0 0 2 7 】

図 5 a に表わすように、ビデオ内視鏡システム 5 0 0 は、整流回路 5 2 3 を含んでおり、整流回路 5 2 3 は、第 3 の回転誘導カップリング段 5 3 5 によって発生される A C 電流を、照明ポストハウジング 5 1 2 に収容されている半導体光源 5 1 3 (例えば L E D) に給電するための D C 電流に変換することができる。図 5 b は、複数のダイオード D 1 , D 2 , D 3 , D 4 を含んでいる整流回路 5 2 3 の実施例を表わす。ダイオード D 1 , D 2 , D 3 , D 4 は、A C 電流を入力として受け且つ A C 入力を L E D 5 1 3 に給電するための D C 電流に変換するように機能する、ブリッジ整流器として構成されている。図 5 c は、図 5 b に表わす整流回路の代替的な実施例を表わす。図 5 c では、L E D 5 1 3 は、逆並列に接続されている複数の半導体光源 5 6 0 , 5 6 2 (例えば少なくとも 2 つの L E D) に置き換えられている。複数の L E D 5 6 0 , 5 6 2 は、A C 入力によって直接給電されるので、整流回路 5 2 3 は不要である。図 5 c に表わすように、L E D 5 6 0 の陰極と L E D 5 6 2 の陽極とはノード A に接続されており、L E D 5 6 2 の陰極と L E D 5 6 0 の陽極とはノード B に接続されている。A C 電圧がノード A , B に印加された場合には、L E D 5 6 0 , 5 6 2 は A C 波形の半波形 (alternating halves) によって電圧印加される。一の実施例では、複数の L E D 5 6 0 , 5 6 2 が、複数の青色 L E D / U V L E D のチップとして実現されているので、1 つ以上の白色 L E D のコアを構成している。さらなる代替的な実施例では、複数の L E D から成る逆並列回路の構成を維持しつつ、1 つ以上の付加的な L E D が L E D 5 6 0 と並列に接続可能とされ、同様に、1 つ以上の付加的な L E D が L E D 5 6 2 と並列に接続可能とされる。

20

30

【 0 0 2 8 】

図 6 は、内視鏡システム 6 0 6 を具備するコンピュータ化された医療システム 6 0 0 の典型的な実施例を表わす。内視鏡システム 6 0 6 は、上述の内視鏡システム 1 0 0 , 3 0 0 , 4 0 0 , 5 0 0 のうち任意の一の内視鏡システムとされる。図 6 に表わすように、コンピュータ化された医療システム 6 0 0 は、内視鏡システム 6 0 6 と計算装置 6 0 4 とディスプレイ装置 6 0 2 とを含んでいる。内視鏡システム 6 0 6 は、患者の解剖学的内部構造の画像データを計算装置 6 0 4 に送信し、計算装置 6 0 4 は、例えば適切なビデオ / フレームキャプチャ装置を介して、当該画像データを受信することができる。計算装置 6 0 4 は、画像データ内の標的組織及び / 又は解剖学的構造を分割するために、並びに、このような分割を例えば外科医や他の医療専門家のような利用者に伝達するように対応する画像を表示するために、画像データの処理を実施することができる。計算装置 6 0 4 は、カメラインタフェース 6 1 4 を含んでおり、カメラインタフェース 6 1 4 は、内視鏡システム 6 0 6 から送信された画像データを受信し、(A C 電流源 6 1 6 と関連する) 電力を内

40

50

視鏡システム 606 に供給し、内視鏡システム 606 と双方向通信することができる。

【0029】

図 6 に表わすように、計算装置 604 は、例えばパーソナルコンピュータ、ワークステーション、ポータブルコンピュータ、コンソール、ラップトップ、タブレット、ネットワーク端末、組み込み機器等のような、任意の適切な対応の計算装置として実現されている。さらに、計算装置 604 は、例えばデータバスや他の回路のような、カメラインタフェース 614 をメモリ 610、プロセッサ 612、及び入出力 (I/O) インタフェース 608 に結合する相互接続機構を含んでいる。メモリ 610 は、任意の適切なタイプのコンピュータ読み取り媒体として実現されている。当該コンピュータ読み取り媒体としては、フロッピーディスク (登録商標)、ハードディスク、リードオンメモリ (ROM) やランダムアクセスメモリ (RAM) が挙げられる。メモリ 610 は、1 つ以上のソフトウェアプログラム / アプリケーションを格納することができる。格納されたソフトウェアプログラム / アプリケーションは、プロセッサ 612 によって実行された場合にプロセッサ 612 に上述の様々な動作を実施させるための指令を含んでいる。計算装置 604 の動作の際に、プロセッサ 612 は、ソフトウェアプログラム / アプリケーションを実行するために、相互接続機構を介してメモリ 610 にアクセスすることができる。他の実施形態では、プロセッサ 612 とメモリ 610 とは、例えばソフトウェアプログラム / アプリケーションを実行するようにプログラムされているフィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA) のような、プログラム可能な回路に置き換えられている。

10

20

【0030】

内視鏡システム 100 を動作させるための典型的な方法について、図 1、図 2、及び図 7 を参照しつつ説明する。ブロック 702 に示すように (図 7 参照)、カメラヘッド 106 と、内視鏡装置 102 と、カメラヘッド 106 を内視鏡装置 102 に結合するように構成されているエンドキャブラ 104 と、カメラヘッド 106 とエンドキャブラ 104 との間に配置されている第 1 の回転誘導カップリング段 202 (図 2 参照) と、エンドキャブラ 104 と内視鏡装置 102 との間に配置されている第 2 の回転誘導カップリング段 204 (図 2 参照) とを含んでいる、内視鏡システム 100 (図 1 参照) が準備される。ブロック 704 に示すように、第 1 の AC 電流が、カメラヘッド 106 によって、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の内部に配置された第 1 のコイル / フェライト組立体に供給され、これにより、第 1 の磁場が、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 1 のコイル / フェライト組立体によって発生される。ブロック 706 に示すように、第 1 の磁場は、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の内部に配置された第 2 のコイル / フェライト組立体によって捕捉され、これにより、第 2 の AC 電流が、第 1 の回転誘導カップリング段 202 の第 2 のコイル / フェライト組立体に誘導される。ブロック 708 に示すように、第 2 の AC 電流は、第 2 の回転誘導カップリング段 204 の内部に配置された第 1 のコイル / フェライト組立体に供給され、これにより、第 2 の磁場が、第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 1 のコイル / フェライト組立体によって発生される。ブロック 710 に示すように、第 2 の磁場は、第 2 の回転誘導カップリング段 204 の内部に配置された第 2 のコイル / フェライト組立体によって捕捉され、これにより、第 3 の AC 電流が、第 2 の回転誘導カップリング段 204 の第 2 のコイル / フェライト組立体によって誘導される。ブロック 712 に示すように、第 3 の AC 電流は、内視鏡装置 102 の照明ポストハウジング 112 に收容されている半導体光源に給電するための DC 電流に変換される。ブロック 714 に示すように、半導体光源に給電すると、エンドキャブラ 104 から内視鏡装置 102 に收容されている半導体光源に至る第 2 の回転誘導カップリング段 204 による電力伝送を維持しつつ、内視鏡装置 102 が、内視鏡装置 102 の遠位端部 120 の向きを変更するために、利用者 (例えば外科医や他の医療専門家) によって、第 2 の回転誘導カップリング段 204 において内視鏡装置 102 の軸線を中心として回転される。ブロック 716 に示すように、内視鏡装置 102 の遠位端部 120 の向きを変更すると、カメラヘッド 106 からエンドキャブラ 104 に至る、最終的には内視鏡装置 102 に收容されている半導体光源に至る第 1 の回転誘導カップリング段 202 による電力伝送をさらに維持しつつ、エン

30

40

50

ドカブラ 1 0 4 の内部に実装された焦点リングアセンブリ 1 1 4 は、エンドカブラ 1 0 4 及び / 又はカメラヘッド 1 0 6 に内蔵された焦点リングを調整するために、利用者によって、第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 において内視鏡装置 1 0 2 の軸線を中心として回転される。

【 0 0 3 1 】

当業者であれば理解可能なように、本明細書で説明した技術的思想から逸脱しないことを条件として、上述のシステム及び方法を改良及び変更することができる。従って、本発明は、特許請求の範囲によって定義された技術的範囲及び技術的思想によって限定される訳ではない。

【 符号の説明 】

10

【 0 0 3 2 】

- 1 0 0 内視鏡システム
- 1 0 2 内視鏡装置
- 1 0 4 エンドカブラ
- 1 0 6 カメラヘッド
- 1 0 8 挿入チューブ
- 1 1 0 接眼レンズ
- 1 1 2 照明ポストハウジング
- 1 1 4 焦点リング
- 1 1 6 (エンドカブラ 1 0 4 の) 遠位領域
- 1 1 8 (エンドカブラ 1 0 4 の) 近位領域
- 1 2 0 (内視鏡装置 1 0 2 の) 遠位端部
- 1 2 2 軸線
- 2 0 2 第 1 の回転誘導カップリング段
- 2 0 4 第 2 の回転誘導カップリング段
- 2 0 6 (第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の) 磁場発生コイル
- 2 0 7 (第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の) フェライトコア
- 2 0 8 (第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の) 磁場捕捉コイル
- 2 0 9 (第 1 の回転誘導カップリング段 2 0 2 の) フェライトコア
- 2 1 0 (第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の) 磁場発生コイル
- 2 1 1 (第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の) 回転継手
- 2 1 2 (第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の) 磁場捕捉コイル
- 2 1 3 (第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の) フェライトコア
- 2 1 4 チャンネル
- 2 1 5 (第 2 の回転誘導カップリング段 2 0 4 の) フェライトコア
- 2 1 6 チャンネル
- 2 1 8 レンズ
- 2 2 2 チャンネル
- 3 0 0 内視鏡システム
- 3 0 2 内視鏡装置
- 3 0 3 回転誘導カップリング段
- 3 0 4 エンドカブラ
- 3 0 6 カメラヘッド
- 3 0 7 第 1 のコイル / フェライト組立体
- 3 0 9 第 2 のコイル / フェライト組立体
- 3 1 0 接眼レンズ
- 3 1 4 焦点レンズ
- 3 2 2 軸線
- 4 0 0 内視鏡システム
- 4 0 2 内視鏡装置

20

30

40

50

4 0 3	回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段	
4 0 4	エ ン ド カ プ ラ	
4 0 6	カ メ ラ ヘ ッ ド	
4 0 7	第 1 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
4 0 9	第 2 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
4 1 0	接 眼 レ ン ズ	
5 0 0	ビ デ オ 内 視 鏡 シ ス テ ム	
5 0 4	内 視 鏡 / エ ン ド カ プ ラ 装 置	
5 0 6	カ メ ラ ヘ ッ ド	
5 0 8	挿 入 チ ュ ー ブ	10
5 1 2	照 明 ポ ス ト ハ ウ ジ ン グ	
5 1 3	半 導 体 光 源	
5 1 4	焦 点 ア セ ン ブ リ	
5 1 5	第 1 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段	
5 1 7	(第 1 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 1 5 の) 第 1 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
5 1 9	(第 1 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 1 5 の) 第 2 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
5 2 1	光 ファ イ バ 束	
5 2 5	第 2 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段	
5 2 7	(第 2 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 2 5 の) 第 1 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
5 2 9	(第 2 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 2 5 の) 第 2 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	20
5 3 5	第 3 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段	
5 3 7	(第 3 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 3 5 の) 第 1 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
5 3 9	(第 3 の 回 転 誘 導 カ ッ プ リ ン グ 段 5 3 5 の) 第 2 の コ イ ル / フ ェ ラ イ ト 組 立 体	
5 5 0	回 転 継 手	
5 6 0	L E D	
5 6 2	L E D	
6 0 0	医 療 シ ス テ ム	
6 0 4	計 算 装 置	
6 0 6	内 視 鏡 シ ス テ ム	
6 0 8	入 出 力 (I / O) イ ン タ フ ェ ー ス	30
6 1 0	メ モ リ	
6 1 2	プ ロ セ ッ サ	
6 1 4	カ メ ラ イ ン タ フ ェ ー ス	
A	ノ ー ド	
B	ノ ー ド	

【図 1】

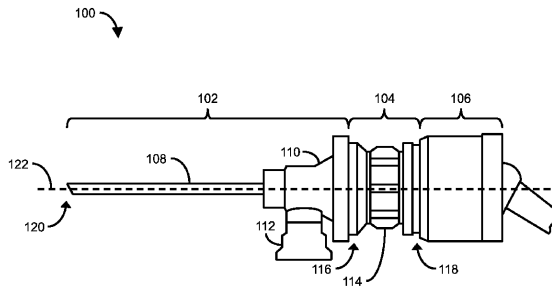


Fig. 1

【図 2】

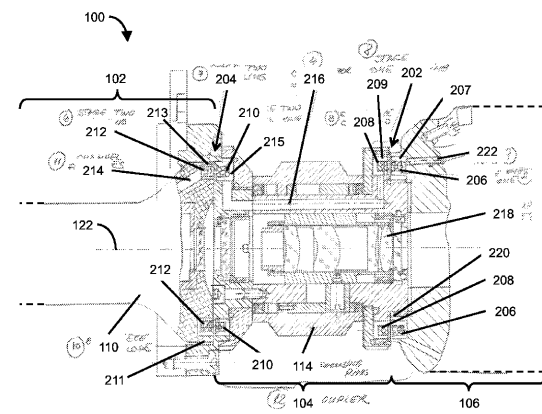


Fig. 2

【図 3】

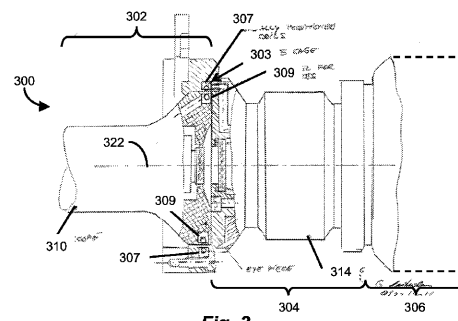


Fig. 3

【図 4】

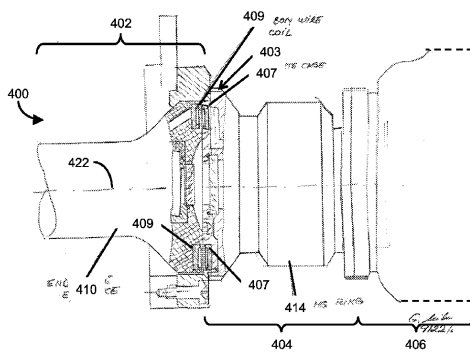


Fig. 4

【図 5 b】

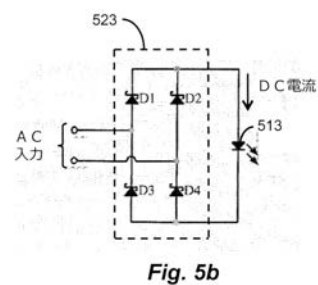


Fig. 5b

【図 5 c】

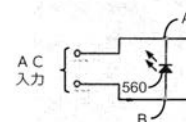


Fig. 5c

【図 5 a】

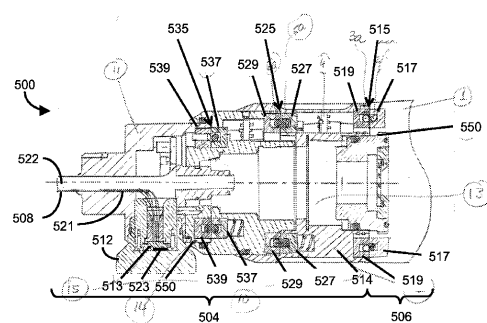


Fig. 5a

【図 6】

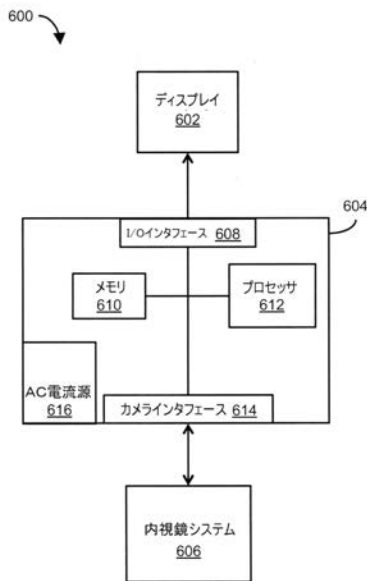


Fig. 6

【図 7】

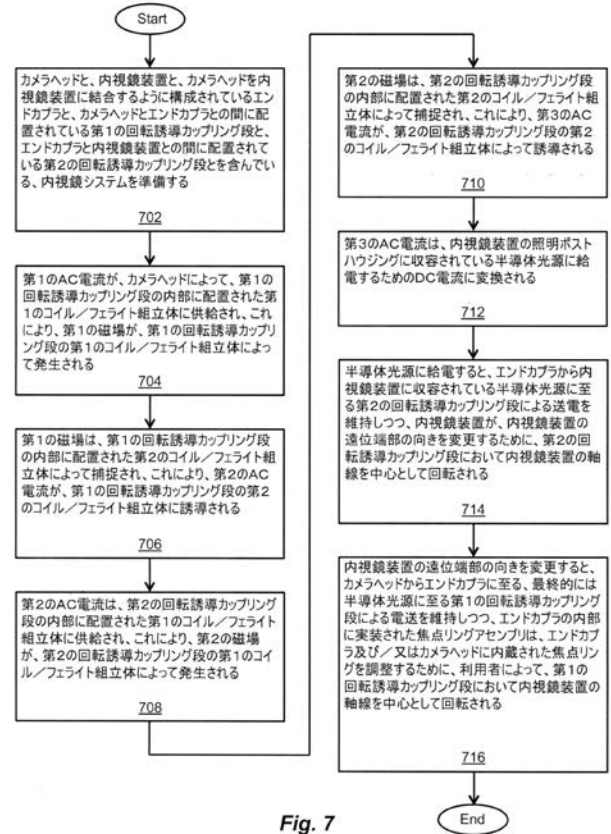


Fig. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2015/060993

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/00 A61B1/06
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2006/116550 A1 (NOGUCHI TOSHIKI [JP] ET AL) 1 June 2006 (2006-06-01) abstract figures 3,4,22 paragraphs [0040], [0041], [0054], [0064], [0068], [0069] paragraph [0147] - paragraph [0154] claims 1-8 -----	1,2,18, 21 3-17,19, 20,22
X Y	US 2006/171693 A1 (TODD ERIK F D [US] ET AL) 3 August 2006 (2006-08-03) abstract paragraph [0033] - paragraph [0065] claims 1-32 -----	1 3-17,19, 20,22
Y	US 2011/018988 A1 (KAZAKEVICH YURI [US] ET AL) 27 January 2011 (2011-01-27) the whole document ----- -/-	3-17,19, 20,22

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 February 2016

Date of mailing of the international search report

10/02/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Tommaso, Giovanni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2015/060993

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2011/193948 A1 (AMLING MARC R [US] ET AL) 11 August 2011 (2011-08-11) the whole document	3-17, 19, 20, 22
A	----- US 2010/179384 A1 (HOEG HANS DAVID [US] ET AL) 15 July 2010 (2010-07-15) abstract claims 1-36 figures 1-14	1-22
A	----- WO 2008/063565 A2 (STRYKER CORP [US]; COVER REID [US]; MCCARTHY EMMET [US]; NAMBAKAM VASU) 29 May 2008 (2008-05-29) abstract claims 1-35	1-22
A	----- CN 201 323 473 Y (UNIV SOUTH CHINA TECH) 7 October 2009 (2009-10-07) abstract	1-22
A	----- EP 2 422 687 A1 (OLYMPUS CORP [JP]; OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 29 February 2012 (2012-02-29) abstract -----	1-22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2015/060993

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006116550 A1	01-06-2006	AU 2004315563 A1 CN 1826078 A EP 1645219 A1 JP 4461100 B2 US 2006116550 A1 WO 2005077249 A1	25-08-2005 30-08-2006 12-04-2006 12-05-2010 01-06-2006 25-08-2005
US 2006171693 A1	03-08-2006	NONE	
US 2011018988 A1	27-01-2011	AU 2010274107 A1 CN 102469916 A EP 2456349 A1 EP 2875773 A1 JP 2012533406 A JP 2015131120 A US 2011018988 A1 US 2013100264 A1 WO 2011011234 A1	02-02-2012 23-05-2012 30-05-2012 27-05-2015 27-12-2012 23-07-2015 27-01-2011 25-04-2013 27-01-2011
US 2011193948 A1	11-08-2011	CA 2749449 A1 EP 2428155 A1 JP 5465219 B2 JP 2012055697 A US 2011193948 A1 US 2014210977 A1	10-03-2012 14-03-2012 09-04-2014 22-03-2012 11-08-2011 31-07-2014
US 2010179384 A1	15-07-2010	NONE	
WO 2008063565 A2	29-05-2008	AU 2007322085 A1 CA 2667732 A1 CN 101541228 A EP 2086385 A2 JP 5395671 B2 JP 2010509990 A KR 20090082894 A US 2008139881 A1 US 2013324794 A1 WO 2008063565 A2	29-05-2008 29-05-2008 23-09-2009 12-08-2009 22-01-2014 02-04-2010 31-07-2009 12-06-2008 05-12-2013 29-05-2008
CN 201323473 Y	07-10-2009	NONE	
EP 2422687 A1	29-02-2012	CN 102395309 A EP 2422687 A1 JP 5361511 B2 JP 2010252848 A US 2012088970 A1 WO 2010122770 A1	28-03-2012 29-02-2012 04-12-2013 11-11-2010 12-04-2012 28-10-2010

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/26 D

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ゲオルゲ・ミハルカ
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01863・ノース・チェルムズフォード・スコッティー・
ホロー・ドライブ・ビー11

(72)発明者 バオドゥイ・トラン
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01887・ウィルミントン・ニコルズ・ストリート・84

(72)発明者 デイヴィッド・ゾンネシャイン
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・02143・サマーヴィル・モンマス・ストリート・28・
#2

Fターム(参考) 2H040 DA36 GA02 GA11

4C161 AA24 CC06 DD01 FF02 FF46 JJ17 LL03 NN01 PP13 QQ02
QQ07

专利名称(译)	带电感耦合的端耦合器		
公开(公告)号	JP2017535392A	公开(公告)日	2017-11-30
申请号	JP2017544859	申请日	2015-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	史密夫和内修有限公司		
申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
[标]发明人	ゲオルゲミハルカ バオドウィトラン デイヴィッドゾンネシャイン		
发明人	ゲオルゲ・ミハルカ バオドウィ・トラン デイヴィッド・ゾンネシャイン		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00126 A61B1/0684 A61B1/04 A61B1/042		
FI分类号	A61B1/04.540 A61B1/00.683 A61B1/06.530 A61B1/00.735 G02B23/24.B G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2H040/DA36 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF02 4C161/FF46 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ07		
代理人(译)	村山彦 安倍晋三龙彦		
优先权	62/081158 2014-11-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统和方法技术领域本发明涉及一种内窥镜系统和方法，该系统和方法能够将功率从摄像头无线传输到容纳在内窥镜装置中的至少一个半导体光源。内窥镜系统和方法至少包括摄像头，端部联接器和/或可相对于彼此轴向地从摄像头到端部联接器以及从端部联接器旋转的内窥镜装置。使用了多级电磁感应耦合机制，该机制使得能够将无线电力传输到半导体光源。

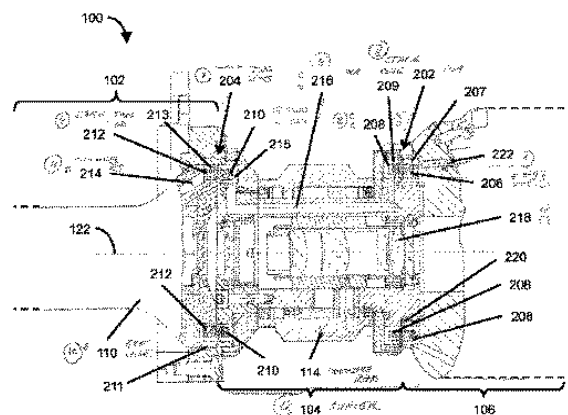


Fig. 2