

(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2006-51050

(P2006-51050A)

(43) 公開日 平成18年2月23日(2006.2.23)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)  
A 6 1 B 5/07 (2006.01)

F

A 61 B 1/00 320B  
A 61 B 5/07

### テーマコード（参考）

4C038

4 C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O.L. (全 8 頁)

(21) 出願番号

特願2004-232578 (P2004-232578)

(22) 出願日

平成16年8月9日(2004.8.9)

(71) 出願人 501348955

株式会社アドバンストシステムズジャパン  
東京都三鷹市下連雀8-7-3

(74) 代理人 100064414

弁理士 磯野 道造

(72) 発明者 平井 幸廣

東京都小金井市前原町1-7-21

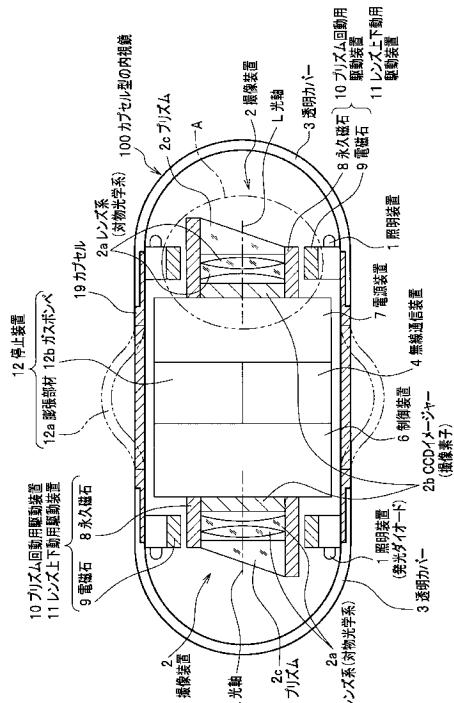
(54) 【発明の名称】 カプセル型の内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 脳器内の前方、側方、後方の広範囲の撮影ができるとともに、内視鏡に近接する部位を容易に接写できるカプセル型の内視鏡を提供する。

【解決手段】 被写体を照らす照明装置1と、被写体を撮る撮像装置2とを備えたカプセル型の内視鏡100であって、撮像装置2は、撮像素子2bと、撮像素子2bの被写体側に設けられた対物光学系2aと、対物光学系2aの被写体側にあって光軸Lを中心に設けられたプリズム2cとを備え、プリズム2cが光軸Lを中心として回動する。また、内視鏡100の移動を停止させる停止装置12を備え、停止装置12はドーム状に膨らむ複数の膨張部材12aを備えている。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被写体を照らす照明装置と、前記被写体を撮る撮像装置とを備え、体腔内管路を移動して前記被写体を撮るカプセル型の内視鏡であって、

前記撮像装置は、

撮像素子と、

前記撮像素子の被写体側に設けられた対物光学系と、

前記対物光学系の被写体側にあって光軸中心に設けられたプリズムとを備え、

前記プリズムが前記光軸を中心として回動することを特徴とするカプセル型の内視鏡。 10

**【請求項 2】**

前記内視鏡の移動を停止させる停止装置を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型の内視鏡。

**【請求項 3】**

前記停止装置は膨張時に前記体腔内管路に圧接する複数の膨張部材を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型の内視鏡。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、カプセル型の内視鏡に関し、特に、人や動物が飲み込んで生体内のあらゆる方向を撮るカプセル型の内視鏡に関する。 20

**【背景技術】****【0002】**

近年、内視鏡は医療用分野および工業用分野で広く採用されるようになってきた。また、最近、無線通信手段を備えて、カプセル型に形成された内視鏡を患者が飲み込むことにより、接続ケーブルを必要としないものが使用されるようになった。

**【0003】**

図 5 は、従来のカプセル型の内視鏡を示す構成図である。図 5 に示すように、カプセル型の内視鏡 200 は、被写体を照らす照明装置（白色 LED）201 と、被写体を撮る撮像装置 202 と、照明装置 201 と撮像装置 202 とを覆う透明カバー 203 とを備え、撮像装置 202 は、対物光学系 202a と、CMOS イメージャー（撮像素子）202b とを主に備えている。 30

医師がカプセル型の内視鏡 200 を患者に飲み込ませることにより、この内視鏡 200 は、患者の体腔内管路を通って体腔内の臓器や臓器管路内壁面を撮る。無線通信回路 204 は、撮影した画像を符号化した符号化信号を、体外に設けられた受信装置（図略）に無線で送信する。また、内視鏡 200 には、他にアンテナ 205、駆動処理回路 206、および電池 207 などが搭載されている（例えば、特許文献 1 参照）。

**【特許文献 1】特開 2003-325441 号公報（段落番号 0030 ~ 0031、図 2）****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、被写体を撮る撮像装置 202 は、内視鏡 200 の進行方向を向けて設けられており、前方および仰角 55° 程度を撮影できるにすぎなかった。そのため、患者の臓器や臓器管路の内壁面を撮る際に、内視鏡 200 の近傍を接写できないという問題があった。

また、近年、患者の臓器や臓器管路内において、所定の位置に停止するカプセル型の内視鏡が使用されているが、撮影のために患部付近に内視鏡が停止しても、内視鏡に接触する近傍を接写できないという問題があった。

**【0005】**

10

20

30

40

50

本発明は、前記問題を解決するためになされたものであり、臓器内の前方、側方、後方の広範囲の撮影ができるとともに、内視鏡に近接する部位を容易に接写できるカプセル型の内視鏡を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

前記した課題を解決する本発明のうち請求項1に記載の発明は、被写体を照らす照明装置と、前記被写体を撮る撮像装置とを備え、体腔内管路を移動して前記被写体を撮るカプセル型の内視鏡であって、前記撮像装置は、撮像素子と、前記撮像素子の被写体側に設けられた対物光学系と、前記対物光学系の被写体側にあって光軸中心に設けられたプリズムとを備え、前記プリズムが前記光軸を中心として回動することを特徴とする。

10

【0007】

請求項1に記載の発明によれば、対物光学系の光軸を中心として回動するプリズムを、カプセル型の内視鏡の被写体側に設けることにより、カプセル型の内視鏡が患者の臓器や臓器管路を通過する際に、臓器内の前方、側方、後方の広範囲の撮影ができるとともに、内視鏡に接触または近接する部位を容易に接写することができる。

【0008】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載のカプセル型の内視鏡であって、前記内視鏡の移動を停止させる停止装置を備えたことを特徴とする。

【0009】

請求項2に記載の発明によれば、内視鏡の移動を停止させる停止装置を備えたことにより、体腔内の所望の位置で内視鏡を停止させることができる。これにより、体腔内の所望の箇所を容易に接写することができる。

20

【0010】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載のカプセル型の内視鏡であって、前記停止装置は膨張時に前記体腔内管路に圧接する複数の膨張部材を備えたことを特徴とする。

30

【0011】

請求項3に記載の発明によれば、停止装置がドーム状に膨らむ複数の膨張部材を備え、さらに、カプセル自体の剛性を維持する支柱を備えているため、カプセル内に設けられた機器に影響を与えることなく膨張部材を膨張させることができる。これにより、体腔内の所望の箇所を精度良く接写することができる。

【発明の効果】

【0012】

請求項1～請求項3のいずれか1項に記載の発明によれば、プリズムが回動することにより臓器内の前方、側方、後方の広範囲な撮影ができるとともに、内視鏡に接触または近接する側方の部位を容易に接写することができる。

また、膨張部材が膨張してもカプセルの剛性を維持することができるため、内視鏡を精度良く停止させ、内視鏡に接触する近傍を容易に、かつ精度良く接写することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明の実施の形態について、適宜、図を参照しながら詳細に説明する。図1は、本実施形態に係るカプセル型の内視鏡を示す構成図である。

40

図1に示すように、カプセル型の内視鏡100（以下、単に内視鏡とも称す）は、被写体を照らす照明装置1と、前記被写体を撮る撮像装置2とを主に備えている。撮像装置2は、撮像素子（CCDイメージヤー）2bと、撮像素子2bの被写体側に設けられた対物光学系（レンズ系）2aと、対物光学系（レンズ系）2aの被写体側にあって光軸Lを中心に設けられたプリズム2cとを備え、プリズム2cが光軸Lを中心として回動する。

【0014】

また、内視鏡100は、対物光学系（レンズ系）2aの周囲に照明装置（発光ダイオード）1を配置して、被写体の周辺部まで明るい良好な画像が得られるようにしている。

さらに、内視鏡100には、停止装置12が備えられている。この停止装置12は、膨

50

張部材 12a、ガスボンベ 12b から主に構成されており、このガスボンベ 12b の制御は、制御装置 6 によって行われる。また、内視鏡 100 への電力供給が、電源装置 7 によって行われる。

また、内視鏡 100 は、その筐体に透明カバー 3 とカプセル 19 とを備えている。この透明カバー 3 は、半球面形状に形成されており、ほぼ筒状のカプセル 19 の両端に液密に接合されている。カプセル 19 には、後記する支柱 19a (図 4 参照) が複数設けられており、この支柱 19a (図 4 参照) と支柱 19a との間には、膨張部材 12a が設けられている。なお、内視鏡 100 の直径は約 8mm、全長は約 20mm である。

#### 【0015】

図 2 は、本実施形態に係るカプセル型の内視鏡の機能を示すブロック図である。図 2 に示すように、照明装置 1、撮像装置 2、駆動装置 5、無線通信装置 4、および停止装置 12 は、制御装置 6 および電源装置 7 と接続されている。無線通信装置 4 は、外部制御システム 13 と無線通信し、撮影した画像信号を体外の受信装置である外部制御システム 13 に送信する。駆動装置 5 は、後記するプリズム回動用駆動装置 10 およびレンズ上下動用駆動装置 11 に相当する。

#### 【0016】

図 3 は、本実施形態に係るカプセル型の内視鏡が備える撮像装置の詳細を示し、図 1 における A 部の拡大図である。

図 3 に示すように、撮像装置 2 は、撮像素子 (CCD イメージャー) 2b と、撮像素子 2b に対して被写体側に設けた対物光学系 (レンズ系) 2a と、対物光学系 (レンズ系) 2a の被写体側にあって光軸 L を中心にして設けたプリズム 2c とから主に構成される。

#### 【0017】

撮像素子 (CCD イメージャー) 2b は、固体撮像素子 (イメージセンサ) である。固体撮像素子は、これに限定されず、CCD (Charge coupled device) はもちろん、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) を用いてもよい。

対物光学系 (レンズ系) 2a は、凸レンズ 2aa、凹レンズ 2ab とから構成されており、円盤状にメニスカスレンズを構成している。

プリズム 2c は、光軸 L を中心として回動するように円柱状に形成されている。

#### 【0018】

このプリズム 2c は、筒状の保持枠 14 によって、保持枠 14 の内周面に保持されている。そして、この保持枠 14 の下部端面には、筒状の保持枠 14 の円周に沿って、摺動部 14a がリング状に配設されている。また、保持枠 14 の外周には、永久磁石 8a が外周面に沿って埋設されている。

対物光学系 2a は、筒状の保持枠 15 によって、保持枠 15 の内周面に保持されている。そして、この保持枠 15 の上部端面には、筒状の保持枠 15 の円周に沿って、摺動部 15a がリング状に配設されている。また、保持枠 15 の下部の内周面には、ねじ部 15b が設けられている。このねじ部 15b は雌ねじである。保持枠 15 の外周には、永久磁石 8b が外周面に沿って埋設されている。保持枠 15 の内周面の上部には、筒状の固定枠 17 が、摺動部 14a の内周を摺動自在に支持して配設されている。

つまり、摺動部 14a は、摺動部 15a に摺動自在に嵌入され、さらに、固定枠 17 がねじ 18 で保持枠 15 に固定されることによって、保持枠 14 と保持枠 15 とは、摺動部 14a, 15a で互いに支持しながら、かつ互いに独立した回動動作で、光軸 L を中心として滑らかに回動する。

#### 【0019】

撮像素子 (CCD イメージャー) 2b は、筒状の保持枠 16 によって保持枠 16 の下部に保持されている。この保持枠 16 の外周面には、ねじ部 16b が設けられており、このねじ部 16b は雄ねじである。

ステータ (固定子) 20 は、保持枠 14 および保持枠 15 の外周面に対向して、かつ隙間を有して、保持枠 14 および保持枠 15 の外周面に沿って筒状に設けられており、このステータ 20 の内周面には、電磁石 9a, 9b が埋設されている。

10

20

30

40

50

## 【0020】

永久磁石8aと電磁石9aとが対向することによって、プリズム回動用駆動装置10が構成される。このプリズム回動用駆動装置10は、永久磁石8a側をロータ、電磁石9a側をステータとする電動機（電動モータ）を構成している。このため、図示せぬ制御装置によって、プリズム回動用駆動装置10が所定の方向へ回動すると、プリズム2cは、所定の方向へ所要量だけ回動する。

永久磁石8bと電磁石9bとが対向することによって、レンズ上下動用駆動装置11が構成される。レンズ上下動用駆動装置11は、永久磁石8b側をロータ、電磁石9b側をステータとする電動機（電動モータ）を構成している。このため、制御装置6（図2参照）によって、レンズ上下動用駆動装置11が所定の方向へ所要量だけ回動すると、対物光学系2aは、所定の方向へ所要量だけ回動する。この回動によって、雌ねじ15bが回動するため、雌ねじ15bは雄ねじ16bに沿って、所定の方向へ、例えば、上方または下方へ移動する。

すなわち、雌ねじ15bが雄ねじ16bに沿って上下方向へ移動することによって、保持枠15が上下方向へ移動する。このとき、保持枠15は上下方向への移動と共に、光軸Lを中心にして回動するが、保持枠14は、保持枠15の回動に連動することではなく、プリズム回動用駆動装置10によって、回動を制御されている。つまり、レンズ系2aが回動しても、プリズム回動用駆動装置10によって、プリズム2cは回動を制止されている。

このように、プリズム2cが所定の方向へ所要量だけ回動することによって、画角が調節され、保持枠15が上下方向へ移動することによって、被写体のピント調節ができ、内視鏡100は、臓器内の前方、側方、後方の広範囲の撮影ができるとともに、内視鏡100に接触または近接する部位を容易に接写することができる。

## 【0021】

図4は、本実施形態のカプセル型の内視鏡の停止装置を示す斜視図である。図4に示すように、カプセル型の内視鏡100は、前記したように筒状のカプセル19の両側に透明カバー3,3を装着している。カプセル19には、その円周上に複数の支柱19aがほぼ等間隔に設けられており、支柱19aと支柱19aとの間に膨張部材12aが設けられている。膨張部材12aは、合成樹脂やゴムなどの弾性体を素材としており、ガスボンベ12bから供給されたヘリウムガスにより膨張する。

## 【0022】

次に、カプセル型の内視鏡の動作を図1～図4を参照して説明する。

図1に示すように、カプセル型の内視鏡100は、例えば、患者（図略）の口から飲み込まれることにより体腔内管路（図略）を通って、体腔内管路の内壁面を撮る。体腔内管路は、照明装置1によって照明され、撮像装置2によって撮影される。撮像装置2にはプリズム2cが設けられているため、プリズム2cを所定の方向に回動させることにより、内視鏡100の前方、側方、後方を精密に撮ることができる。

## 【0023】

図3に示すように、プリズム2cは、プリズム回動用駆動装置10によって、光軸Lを中心に回動する。レンズ系（対物光学系）2aは、レンズ上下動用駆動装置11によって、光軸Lに沿った方向に移動する（図3の上下方向）。

プリズム回動用駆動装置10とレンズ上下動用駆動装置11とは、それぞれ、永久磁石8a,8bと電磁石9a,9bとから構成されているため、これらは電動機の原理を用いた構成となっており、永久磁石8a,8bがロータの働きをし、電磁石9a,9bがステータ（固定子）の働きをしている。これによって、電磁石9a,9bが制御装置6によって制御されると、プリズム回動用駆動装置10とレンズ上下動用駆動装置11とは、それぞれ、所定の方向へ所定量だけ回動する。

## 【0024】

すなわち、被写体から輻射された受光光線（図略）は、図3に示すように、プリズム2cで屈曲され、凸レンズ2aa、凹レンズ2abを通って撮像素子であるCCDイメージ

10

20

30

40

50

ヤー 2 b で受光され、画像として認識される。

この画像は符号化され、符号化された画像信号は、無線通信装置 4 を介して、体外の受信装置（外部制御システム 13）（図 2 参照）に送信される。受信装置（外部制御システム 13）（図 2 参照）は、その画像信号を復号して表示装置（図略）に表示する。

【0025】

さらに、内視鏡 100 には、膨張部材 12a を備えた停止装置 12 が設けられている。このため、内視鏡 100 は、体腔内管路（図略）で停止することができて、臓器などの被写体を精密に撮ることができる。

図 1、図 4 に示すように、内視鏡 100 のカプセル 19 内には、ガスボンベ 12b が設けられている。ガスボンベ 12b が、ガスボンベ 12b 内の液化ガスを気化させて噴出することによって、膨張部材 12a が支柱 19a と支柱 19a との間でドーム状に膨張する。すなわち、医師が内視鏡 100 の移動を停止するために、停止制御信号（図略）を外部制御システム 13 を用いて無線通信装置 4 へ送信する。この停止制御信号（図略）によって制御装置 6 は、ガスボンベ 12b を制御して、ガスボンベ 12b 内の液化ガスを気化させてガスを噴出させる。これによって、膨張部材 12a が膨張して、内視鏡 100 の側方へ膨張部材 12a を大きく膨張させると、膨張部材 12a が体腔内管路の内壁面（図略）に圧接して、内視鏡 100 は、所定の位置に停止する。この膨張部材 12a は、膨張可能な弹性素材で形成されており、カプセル 19 に内蔵されたガスボンベ 12b から気体（ガス）が供給されることにより膨張する。そして、内視鏡 100 は、撮影のために停止していた体腔内で、移動を再開する場合には、膨張部材 12a の内部のガスを排出して、膨張部材 12a を収縮させる。なお、液化ガスは、ヘリウムガスなどである。

このガスの噴出によって複数の膨張部材 12a が複数の支柱 19a の間で各々膨張する。これによって、内視鏡 100 が所望の位置で停止し、この停止した体腔内管路の内壁面を撮ることができる。つまり、臓器や体腔内管路の内壁面の患部を詳細に監視・撮影することができる。

【0026】

以上好ましい実施の形態について説明したが、本発明は前記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱することのない範囲内において適宜の変更や改造が可能なものであり、本発明は、この変更や改造された発明にも及ぶことは当然である。例えば、本発明は、照明装置として発光ダイオードを用いて説明したが、発光ダイオードに限るものではなく、赤外線ランプであっても良いし、その他の照明装置であっても構わない。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】本実施形態に係るカプセル型の内視鏡を示す構成図である。

【図 2】本実施形態に係るカプセル型の内視鏡の機能を示すブロック図である。

【図 3】本実施形態に係るカプセル型の内視鏡の撮像装置の詳細を示し、図 1 における A 部の拡大図である。

【図 4】本実施形態に係るカプセル型の内視鏡の停止装置を示す斜視図である。

【図 5】従来例に係るカプセル型の内視鏡を示す構成図である。

【符号の説明】

【0028】

- 1 照明装置
- 2 撮像装置
- 2 a レンズ系（対物光学系）
- 2 a a 凸レンズ
- 2 a b 凹レンズ
- 2 b 撮像素子（CCDイメージヤー）
- 2 c プリズム
- 3 透明カバー
- 4 無線通信装置

10

20

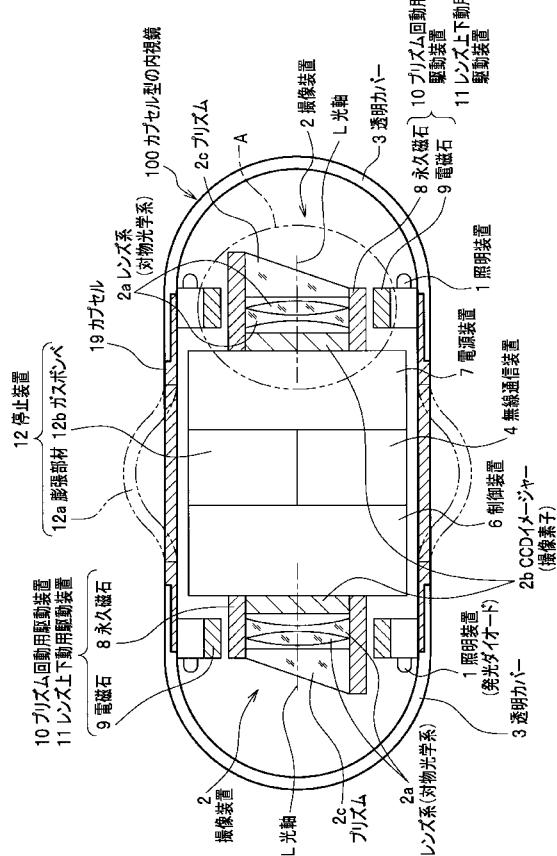
30

40

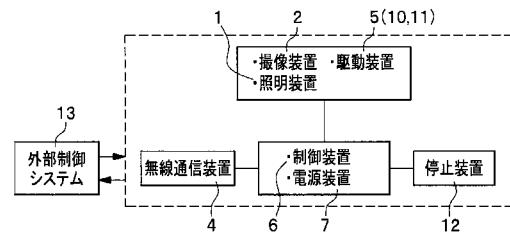
50

- 5 駆動装置  
6 制御装置  
7 電源装置  
8 a, 8 b 永久磁石  
9 a, 9 b 電磁石  
10 プリズム回動用駆動装置  
11 レンズ上下動用駆動装置  
12 停止装置  
12 a 膨張部材  
12 b ガスボンベ  
13 外部制御システム  
14, 15, 16 保持枠  
14 a, 15 a 摺動部  
15 b ねじ部(雌ねじ)  
16 b ねじ部(雄ねじ)  
17 固定枠  
18 ねじ  
19 カプセル  
19 a 支柱  
200 内視鏡(カプセル型の内視鏡)  
L 光軸

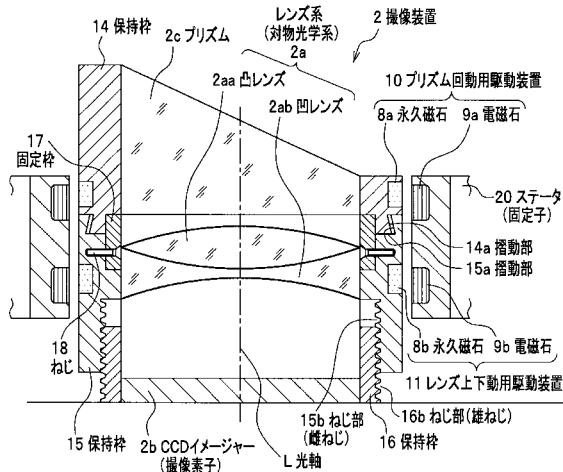
【 図 1 】



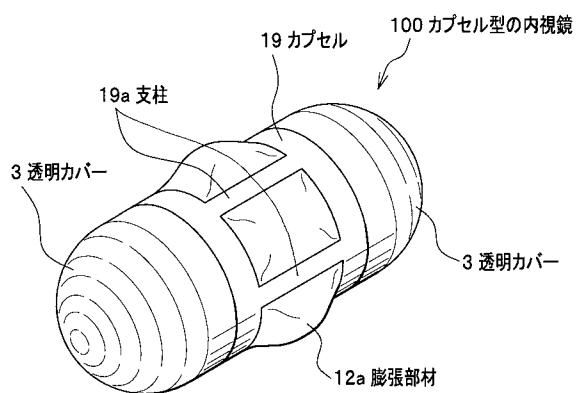
【 図 2 】



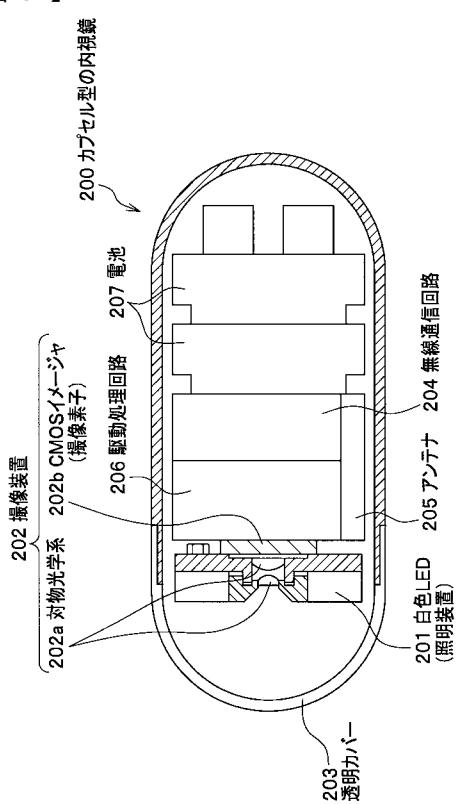
〔 図 3 〕



【図4】



【図5】



专利名称(译)	胶囊型内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006051050A</a>	公开(公告)日	2006-02-23
申请号	JP2004232578	申请日	2004-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	高级系统日本		
申请(专利权)人(译)	有限公司高级系统日本		
[标]发明人	平井幸廣		
发明人	平井 幸廣		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.735 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/LL01 4C061/RR18 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL01 4C161/RR18		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，其能够在器官内的前，侧面和后部拍摄广泛的图像，并且能够轻松拍摄靠近内窥镜的部分的特写图像。胶囊型内窥镜100包括：照明装置（1），其对被摄体进行照明；以及成像装置（2），其对被摄体进行摄像。设置有物镜光学系统2a和设置在物镜光学系统2a的被摄体侧且以光轴L为中心的棱镜2c，棱镜2c以光轴L为中心旋转。另外，设置有用于使内窥镜100的移动停止的停止装置12，在停止装置12上设有以圆顶状膨胀的多个膨胀构件12a。[选型图]图1

