

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/041525

発行日 平成23年1月27日 (2011. 1. 27)

(43) 国際公開日 平成21年4月2日 (2009. 4. 2)

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

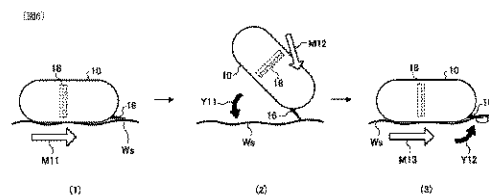
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

出願番号	特願2009-534375 (P2009-534375)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2008/067331		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成20年9月25日 (2008. 9. 25)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(31) 優先権主張番号	特願2007-249970 (P2007-249970)	(74) 代理人	100089118
(32) 優先日	平成19年9月26日 (2007. 9. 26)		弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	河野 宏尚
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	田中 慎介
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	内山 昭夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 被検体内導入システム

## (57) 【要約】

本発明は、針を穿刺対象層に確実に刺すことができる被検体内導入システムを提供することを目的とする。本発明において、カプセル型内視鏡10は、筐体の表面に対して突出および収納が可能である針16と永久磁石18とを備える。磁界制御部8は、カプセル型内視鏡10における永久磁石18の磁化方向、カプセル型内視鏡10における針16の位置、および針16の先端方向をもとに、永久磁石18の方向を変化させる磁界を磁界発生部に発生させる。これによって、磁界制御部8は、突出した針16が穿刺対象層に穿刺できるようにカプセル型内視鏡10全体の方向を変化させる。この結果、穿刺対象層に針16を確実に刺すことができる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の内部に導入される被検体内導入装置と、前記被検体内導入装置の動作を制御する制御装置とを備えた被検体内導入システムにおいて、

前記被検体内導入装置は、

前記被検体内導入装置を構成する筐体内に設けられ、磁化方向を有する磁気応答部と、

前記筐体の表面に対して突出および収納が可能である針と、

を備え、

前記制御装置は、

前記被検体内に磁界を発生する磁界発生部と、

前記被検体内導入装置における磁気応答部の磁化方向、前記被検体内導入装置における針の位置、および前記針の先端方向をもとに、前記磁気応答部の方向を変化させる磁界を前記磁界発生部に発生させて、突出した前記針が穿刺対象層に穿刺できるように前記被検体内導入装置全体の方向を変化させる制御部と、

を備えたことを特徴とする被検体内導入システム。

**【請求項 2】**

前記制御部は、前記磁界発生部が発生する磁界の方向を変化させることで前記磁気応答部の方向を変化させて前記被検体内導入装置全体の方向を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 3】**

前記磁気応答部の磁化方向は、前記筐体の径方向と略平行であることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 4】**

前記制御部は、前記磁界発生部に回転磁界を発生させることで前記磁気応答部を回転させて、前記筐体の長軸を中心軸として前記被検体内導入装置全体を回転させることを特徴とする請求項 3 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 5】**

前記筐体の外表面に前記被検体内導入装置を推進させる螺旋構造を備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 6】**

前記磁気応答部を前記筐体に対して接続し、前記筐体に対する前記磁気応答部の接続状態を固定状態と可動自在状態とに切り替える接続部材を備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 7】**

前記磁気応答部の可動自在状態は、前記筐体に対して相対的に回転自在な状態であることを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 8】**

前記筐体に対する相対的な前記磁気応答部の回転によって前記筐体から前記針を突没させる突没機構を備えたことを特徴とする請求項 7 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 9】**

前記被検体内導入装置は、前記筐体に対して固定状態の前記磁気応答部の回転に追従して回転することを特徴とする請求項 7 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 10】**

前記針は、前記針の先端方向が前記磁気応答部の磁化方向と同一面内となるように設けられたことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 11】**

前記針は、前記突出した針の先端部と前記筐体の長軸とを最短距離で結ぶ直線上において、前記突出した針の先端部と前記筐体の外周部との距離が 1 mm 以上となる長さを有することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体内導入システム。

**【請求項 12】**

10

20

30

40

50

前記針は、前記針の前記筐体側の母線と、前記母線が前記筐体の外周と交わる点における接線とが成す角が  $45^\circ$  以下であることを特徴とする請求項 11 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 13】

前記針は、突出した場合における長さが  $1.26\text{ mm}$  以上であることを特徴とする請求項 11 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 14】

前記筐体の外径は、 $20\text{ mm}$  以下であることを特徴とする請求項 11 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 15】

前記針の突出した場合における長さ ( $L$ ) は、前記筐体の外径 ( $2r$ ) との間で、 $L + 2^{1/2} (r/2) - (r^2/2 + 2r + 1)^{1/2}$  の関係を有することを特徴とする請求項 11 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 16】

前記制御部は、前記磁界発生部が発生する磁界の強度を変化させることで前記磁気応答部の方向を変化させて前記被検体内導入装置全体の方向を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 17】

前記磁気応答部の磁化方向は、前記筐体の長軸方向と略平行であることを特徴とする請求項 16 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 18】

前記針の先端は、約  $30^\circ$  の角度でカットされていることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 19】

前記針は、カット面が前記筐体に対して外側を向くように前記筐体に設けられることを特徴とする請求項 18 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 20】

前記被検体内導入装置は、前記被検体の体内画像を取得する画像取得部を備え、

前記針は、前記筐体から突出した場合、前記画像取得部の視野内に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体の内部に導入される被検体内導入装置と、被検体内導入装置の動作を制御する制御装置とを備えた被検体内導入システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡の分野において、飲み込み型のカプセル型内視鏡が開発されている。このカプセル型内視鏡は、撮像機能と無線機能とを備え、体腔内の観察のために患者の口から飲み込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、たとえば食道、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動にしたがって移動し、順次撮像する機能を有する。近年、このようなカプセル型内視鏡として、薬液タンクに接続する針と、この針を突出させるアクチュエータとを設け、病変部などへ薬液を注入できるカプセル型内視鏡が提案されている（たとえば、特許文献 1 参照）。

【0003】

【特許文献 1】特開 2004 - 222998 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、特許文献 1 に記載のカプセル型内視鏡においては、薬液の注入対象層に針を

10

20

30

40

50

穿刺する必要がある。しかしながら、特許文献 1 に記載のカプセル型内視鏡のように、穿刺対象の腸壁に針を単に突出させただけでは、腸壁のたわみや腸壁からの反動によって、うまく針が注入対象層に刺さらない場合が多く、薬液の注入を確実にこなうことができなかった。

【 0 0 0 5 】

この発明は、上記した従来技術の欠点に鑑みてなされたものであり、針を穿刺対象層に確実に刺すことができる被検体内導入システムを提供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 6 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかる被検体内導入システムは、被検体の内部に導入される被検体内導入装置と、前記被検体内導入装置の動作を制御する制御装置とを備えた被検体内導入システムにおいて、前記被検体内導入装置は、前記被検体内導入装置を構成する筐体内に設けられ、磁化方向を有する磁気応答部と、前記筐体の表面に対して突出および収納が可能である針と、を備え、前記制御装置は、前記被検体内に磁界を発生する磁界発生部と、前記被検体内導入装置における磁気応答部の磁化方向、前記被検体内導入装置における針の位置、および前記針の先端方向をもとに、前記磁気応答部の方向を変化させる磁界を前記磁界発生部に発生させて、突出した前記針が穿刺対象層に穿刺できるように前記被検体内導入装置全体の方向を変化させる制御部と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記制御部は、前記磁界発生部が発生する磁界の方向を変化させることで前記磁気応答部の方向を変化させて前記被検体内導入装置全体の方向を変化させることを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記磁気応答部の磁化方向は、前記筐体の径方向と略平行であることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記制御部は、前記磁界発生部に回転磁界を発生させることで前記磁気応答部を回転させて、前記筐体の長軸を中心軸として前記被検体内導入装置全体を回転させることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記筐体の外表面に前記被検体内導入装置を推進させる螺旋構造を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記磁気応答部を前記筐体に対して接続し、前記筐体に対する前記磁気応答部の接続状態を固定状態と可動自在状態とに切り替える接続部材を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記磁気応答部の可動自在状態は、前記筐体に対して相対的に回転自在な状態であることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記筐体に対する相対的な前記磁気応答部の回転によって前記筐体から前記針を突没させる突没機構を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記被検体内導入装置は、前記筐体に対して固定状態の前記磁気応答部の回転に追従して回転することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

10

20

30

40

50

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針は、前記針の先端方向が前記磁気応答部の磁化方向と同一面内となるように設けられたことを特徴とする。

【0016】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針は、前記突出した針の先端部と前記筐体の長軸とを最短距離で結ぶ直線上において、前記突出した針の先端部と前記筐体の外周部との距離が1mm以上となる長さを有することを特徴とする。

【0017】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針は、前記針の前記筐体側の母線と、前記母線が前記筐体の外周と交わる点における接線とが成す角が45°以下であることを特徴とする。

10

【0018】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針は、突出した場合における長さが1.26mm以上であることを特徴とする。

【0019】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記筐体の外径は、20mm以下であることを特徴とする。

【0020】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針の突出した場合における長さ(L)は、前記筐体の外径(2r)との間で、 $L + 2^{1/2} (r / 2) - (r^2 / 2 + 2r + 1)^{1/2}$ の関係を有することを特徴とする。

20

【0021】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記制御部は、前記磁界発生部が発生する磁界の強度を変化させることで前記磁気応答部の方向を変化させて前記被検体内導入装置全体の方向を変化させることを特徴とする。

【0022】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記磁気応答部の磁化方向は、前記筐体の長軸方向と略平行であることを特徴とする。

【0023】

30

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針の先端は、約30°の角度でカットされていることを特徴とする。

【0024】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記針は、カット面が前記筐体に対して外側を向くように前記筐体に設けられることを特徴とする。

【0025】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記被検体内導入装置は、前記被検体の体内画像を取得する画像取得部を備え、前記針は、前記筐体から突出した場合、前記画像取得部の視野内に位置することを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0026】

本発明においては、被検体内導入装置は、筐体の表面に対して突出および収納が可能である針とともに磁化方向を有する磁気応答部を備え、制御装置は、被検体内導入装置における磁気応答部の磁化方向、被検体内導入装置における針の位置、および針の先端方向をもとに、磁気応答部の方向を変化させる磁界を磁界発生部に発生させることによって、突出した針が穿刺対象層に穿刺できるように被検体内導入装置全体の方向を変化させるため、穿刺対象層に針を確実に刺すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】図1は、実施の形態1にかかるカプセル導入システムの全体構成を示す模式図で

50

ある。

【図 2】図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 3】図 3 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡の右側面図である。

【図 4】図 4 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 5】図 5 は、図 1 に示すカプセル導入システム 1 における薬液注入処理を説明する処理手順を示すフローチャートである。

【図 6】図 6 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 7】図 7 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 8】図 8 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の内部構造の他の例を示す模式図である。

【図 9】図 9 は、実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 10】図 10 は、従来技術におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 11】図 11 は、従来技術におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 12】図 12 は、実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 13】図 13 は、実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 14】図 14 は、従来技術におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 15】図 15 は、実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 16】図 16 は、実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 17】図 17 は、図 16 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 18】図 18 は、図 16 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 19】図 19 は、実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 20】図 20 は、実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 21】図 21 は、実施の形態 3 におけるカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 22】図 22 は、図 21 における C C 断面図である。

【図 23】図 23 は、図 21 および図 22 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 24】図 24 は、図 21 および図 22 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 25】図 25 は、従来技術におけるカプセル型内視鏡に設けられた針を説明する図である。

【図 26】図 26 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

【図 27】図 27 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

【図 28】図 28 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

【図 29】図 29 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

【図 30】図 30 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

【図 31】図 31 は、図 21 および図 22 に示す針を説明する図である。

10

20

30

40

50

【図 3 2】図 3 2 は、図 2 1 および図 2 2 に示す針を説明する図である。

【図 3 3】図 3 3 は、本発明の変形例 1 にかかるカプセル型内視鏡の一構成例を示す模式図である。

【図 3 4】図 3 4 は、図 3 3 に示すカプセル型内視鏡の C C 断面図である。

【図 3 5】図 3 5 は、筐体に対する永久磁石の接続状態が固定状態である場合のカプセル型内視鏡の動作を例示する模式図である。

【図 3 6】図 3 6 は、筐体に対する永久磁石の接続状態が接続部材によって可動自在状態に切り替わった状態を示す模式図である。

【図 3 7】図 3 7 は、筐体に対する永久磁石の接続状態が可動自在状態である場合のカプセル型内視鏡の動作を例示する模式図である。

10

【図 3 8】図 3 8 は、実施の形態 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 3 9】図 3 9 は、図 3 8 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 4 0】図 4 0 は、実施の形態 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構造の他の例を示す模式図である。

【図 4 1】図 4 1 は、実施の形態 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構造の他の例を示す模式図である。

【図 4 2】図 4 2 は、実施の形態 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構造の他の例を示す模式図である。

20

【図 4 3】図 4 3 は、実施の形態 5 におけるカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 4 4】図 4 4 は、図 4 3 の右側面図である。

【図 4 5】図 4 5 は、図 4 3 および図 4 4 に示すカプセル型内視鏡に対する方向変化処理を説明する図である。

【図 4 6】図 4 6 は、本発明の変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡の一構成例を示す模式図である。

【図 4 7】図 4 7 は、本発明の変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡が撮像視野内に針を突出した状態を示す模式図である。

【図 4 8】図 4 8 は、本発明の変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡が撮像する画像の一例を示す模式図である。

30

【図 4 9】図 4 9 は、変形例 3 におけるカプセル型内視鏡の内部構造を示す模式図である。

【図 5 0】図 5 0 は、図 4 9 に示すカプセル型内視鏡の所定の各状態において印加される磁界の磁界強度を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 2 8 】

1 カプセル導入システム

2 磁界発生部

3 受信部

4 制御部

5 表示部

6 入力部

7 記憶部

8 磁界制御部

9 電力供給部

40

1 0 , 1 0 a , 2 1 0 , 2 1 0 a , 2 1 0 b , 2 1 0 c , 3 1 0 , 3 1 0 a , 4 1 0 ,  
4 1 0 a , 4 1 0 b , 4 1 0 c , 5 1 0 , 5 1 0 a , 5 1 0 b カプセル型内視鏡

1 1 アンテナ

1 2 撮像素子

50

1 2 a レンズ  
 1 2 b L E D  
 1 3 薬液タンク  
 1 4 バルブ  
 1 5 アクチュエータ  
 1 6 , 1 1 6 , 3 1 6 針  
 1 7 制御基板  
 1 8 , 2 1 8 , 3 1 8 , 4 1 8 永久磁石  
 1 9 電池  
 2 2 0 錘  
 3 1 1 筐体  
 3 1 2 突没機構  
 3 1 2 a ラック  
 3 1 2 b ピニオンギア  
 3 1 3 回転軸  
 3 1 4 軸受け部  
 3 1 5 接続状態切替部  
 3 1 5 a 接続部材  
 3 1 5 b アクチュエータ  
 5 0 2 a , 5 0 2 b 歯車  
 5 0 8 高摩擦部材  
 5 0 9 摩擦低減部材  
 5 1 1 カプセル本体  
 5 1 2 シース  
 5 1 3 回転アクチュエータ  
 5 1 4 患部  
 5 1 6 回転針  
 5 1 8 a 回転移動磁石  
 5 1 8 b 回転磁石  
 5 2 0 モータ  
 5 2 1 螺旋  
 5 2 2 溝  
 5 3 3 貫通穴

10

20

30

# 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0029】

以下、図面を参照して、この発明を実施するための最良の形態（以下、単に「実施の形態」と称する）である無線型のカプセル導入システムについて説明する。なお、本実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

## 【0030】

40

### （実施の形態１）

まず、実施の形態１について説明する。図１は、実施の形態１にかかるカプセル導入システムの全体構成を示す模式図である。図１に示すように、実施の形態１におけるカプセル導入システム１は、被検体の口から飲み込まれることによって被検体内の体腔内に導入され外部装置と通信するカプセル型のカプセル型内視鏡１０と、被検体周囲に設けられ３次元の回転磁界を発生できる磁界発生部２と、カプセル型内視鏡１０との間で無線通信を行ないカプセル型内視鏡１０が撮像した画像を含む無線信号を受信する受信部３と、カプセル導入システム１の各構成部位を制御する制御部４と、カプセル型内視鏡１０によって撮像された画像を表示出力する表示部５と、カプセル導入システム１における各種操作を指示する指示情報を制御部４に入力する入力部６と、カプセル型内視鏡１０によって撮像

50



された画像情報などを記憶する記憶部 7 と、磁界発生部 2 に関与する磁界を制御する磁界制御部 8 と、磁界制御部 8 の制御にしたがった電力を磁界発生部 2 に供給する電力供給部 9 とを備える。受信部 3 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された信号の受信強度をもとに、カプセル型内視鏡 10 の被検体内の位置および姿勢を検出する。

#### 【0031】

つぎに、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 について説明する。図 2 および図 4 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 の内部構造を示す模式図であり、図 3 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 10 の右側面図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、受信部 3 に無線信号を送信するアンテナ 11、反射光を集光するレンズ 12a、観察視野 Fg に光を照射する LED 12b、被検体の体腔内を撮像する撮像素子 12、被検体内の所定部に注入される薬液を貯蔵する薬液タンク 13、図示しない駆動部材の駆動によって薬液タンク 13 開口を開閉するバルブ 14、モータなどを内蔵したアクチュエータ 15、薬液タンク 13 内に貯蔵された薬液を被検体内の所望部位に注入するための針 16、アンテナ 11 が受信した受信部 3 からの無線信号にしたがってカプセル型内視鏡 10 の各構成部位を制御する制御回路が構成された制御基板 17、永久磁石 18、およびカプセル型内視鏡 10 の各構成部位に電力を供給する電池 19 を有する。針 16 は、カプセル型内視鏡 10 の筐体の表面に対して突出および収納が可能である。そして、永久磁石 18 の磁化方向は、カプセル型内視鏡 10 を構成する筐体の長軸方向と略平行となるようにカプセル型内視鏡 10 内に設けられる。また、図 3 に示すように、LED 12 による光が観察視野 Fg を照射できるように、カプセル型内視鏡 10 の撮像素子 12 側の筐体の先端は、透明部材で構成されている。

#### 【0032】

アクチュエータ 15 と針 16 の後端とは接続している。そして、アクチュエータ 15 は、制御基板 17 の制御のもと、たとえば図 2 の左右方向に移動可能である。このため、アクチュエータ 15 が図 2 に示す状態から図 4 の矢印 Y10a に示すように図 4 の右方向に移動した場合、針 16 は、図 4 の矢印 Y10b に示すように、アクチュエータ 15 の動作にしたがって右方向に移動し、カプセル型内視鏡 10 外に突出する。針 16 がカプセル型内視鏡 10 外に突出した場合、針 16 の先端が観察視野 Fg 内に入るように針 16 のカプセル型内視鏡 10 内における設置位置、レンズ 12a の設置位置、レンズ 12a の集光能力、LED 12b の照射範囲などが設定されている。このため、カプセル導入システム 1 のユーザは、表示部 5 に表示される撮像素子 12 によって撮像された画像を確認することによって、針 16 がカプセル型内視鏡 10 外に突出したか否かを判断することができる。とともに、針の穿刺状態、薬液注入時の状態を確認することができる。

#### 【0033】

また、アクチュエータ 15 が図 4 に示す状態から図 4 の左方向に移動した場合、針 16 は、アクチュエータ 15 の動作にしたがって右方向に移動し、カプセル型内視鏡 10 内に収納されることとなる。このため、アクチュエータ 15 および制御基板 17 は、針 16 に対して突出動作および収納動作を行なわせることができる機能を有する。針 16 は、図 2 および図 4 に示すように、突出した針 16 の先端方向がカプセル型内視鏡 10 の長軸方向と略平行となるようにカプセル型内視鏡 10 内に設けられる。このため、針 16 は、カプセル型内視鏡 10 の長軸方向と略平行に突出または収納する。さらに、突出した針 16 の先端方向と永久磁石 18 の磁化方向とは、略平行となる。なお、アクチュエータ 15 は、電池 19 から供給された電力を用いて動作を行なう。

#### 【0034】

つぎに、図 5 を参照して、図 1 に示すカプセル導入システム 1 における薬液注入処理について説明する。図 5 は、図 1 に示すカプセル導入システム 1 における薬液注入処理を説明する処理手順を示すフローチャートである。

#### 【0035】

まず、図 1 に示すカプセル導入システム 1 においては、カプセル型内視鏡 10 が被検体内に取り込まれカプセル型内視鏡 10 と受信部 3 との通信処理が開始する。そして、受信

部 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 から送信される無線信号を処理して、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した画像を含む画像情報を順次制御部 4 に出力する。表示部 5 は、制御部 4 の制御のもと、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した画像を順次表示出力する。この場合、受信部 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を処理してカプセル型内視鏡 1 0 が撮像した画像を出力するとともに、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された各無線信号の受信強度をもとに、カプセル型内視鏡 1 0 の被検体内における位置および方向を検出する位置・方向検出処理を行なう（ステップ S 2 ）。この受信部 3 による位置・方向検出処理の結果は、制御部 4 に出力され、表示部 5 は、制御部 4 の制御のもと、画像を表示するとともに、この表示画像を撮像したときのカプセル型内視鏡 1 0 の位置および方向を表示出力する。なお、カプセル型内視鏡 1 0 の撮像処理と表示部 5 の画像表示とは、ほぼリアルタイムで行なわれるとみなしてよい。そのため、カプセル導入システム 1 のユーザは、表示部 5 に表示された画像の撮像位置にカプセル型内視鏡 1 0 が位置するものとして、診断や薬液注入などを指示することができる。

10

#### 【 0 0 3 6 】

次いで、制御部 4 は、入力部 6 から穿刺位置近傍である旨を示す指示情報を受信したか否かを判断する（ステップ S 4 ）。カプセル型内視鏡 1 0 のユーザは、表示部 5 に表示された画像、カプセル型内視鏡 1 0 の位置、方向を確認することによって、カプセル型内視鏡 1 0 が針 1 6 の穿刺位置近傍であると判断した場合、入力部 6 を操作し、穿刺位置近傍である旨を示す指示情報を入力する。制御部 4 が入力部 6 から穿刺位置近傍である旨を示す指示情報を受信しないと判断した場合（ステップ S 4 : N o ）、受信部 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 に対する位置・方向検出処理を再度行なう（ステップ S 2 ）。

20

#### 【 0 0 3 7 】

これに対し、制御部 4 が入力部 6 から穿刺位置近傍である旨を示す指示情報を受信したと判断した場合（ステップ S 4 : Y e s ）、カプセル導入システム 1 は、入力部 6 からの指示情報をもとにカプセル型内視鏡 1 0 をカプセル型内視鏡 1 0 が針 1 6 による穿刺直前にとるべき所望姿勢となるようにカプセル型内視鏡 1 0 の移動および方向を変更するカプセル移動処理を行なう（ステップ S 6 ）。具体的には、ユーザが入力部 6 を操作し、カプセル型内視鏡 1 0 を移動させる位置およびカプセル型内視鏡 1 0 の姿勢を指示する指示情報を入力する。入力部 6 は、カプセル型内視鏡 1 0 を移動させる位置およびカプセル型内視鏡 1 0 の姿勢を指示する指示情報を制御部 4 に入力し、磁界制御部 8 は、制御部 4 を介して入力された指示情報にしたがって、カプセル型内視鏡 1 0 が針 1 6 による穿刺直前にとるべき所望姿勢となるようにカプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 8 の位置および方向を変化させる磁界を磁界発生部 2 に発生させる。この場合、磁界制御部 8 は、カプセル型内視鏡 1 0 における永久磁石 1 8 の磁化方向、カプセル型内視鏡 1 0 における針 1 6 の位置、および針 1 6 の先端方向をもとに、カプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 8 の位置および方向を変化させる磁界を磁界発生部 2 に発生させる。また、磁界制御部 8 は、カプセル型内視鏡 1 0 が位置および方向を変化可能である強度の磁界を磁界発生部 2 に発生させる。このようにして、制御部 4 は、針 1 6 による穿刺直前にとるべき所望姿勢となるようにカプセル型内視鏡 1 0 全体の方向および位置を変化させる。

30

#### 【 0 0 3 8 】

つぎに、カプセル導入システム 1 は、カプセル型内視鏡 1 0 内の針 1 6 を突出させる針突出処理を行なう（ステップ S 8 ）。具体的には、ユーザが入力部 6 を操作し、針突出を指示する指示情報を入力する。入力部 6 は、針突出を指示する指示情報を制御部 4 に入力し、受信部 3 は、制御部 4 の制御のもと、針突出を指示する無線信号をカプセル型内視鏡 1 0 に送信する。そして、カプセル型内視鏡 1 0 においては、アンテナ 1 1 は、受信部 3 から送信された針突出を指示する無線信号を受信し、アクチュエータ 1 5 は、制御基板 1 7 の制御のもとアンテナ 1 1 が受信した指示信号にしたがって動作し、針 1 6 をカプセル型内視鏡 1 0 外に突出させる。

40

#### 【 0 0 3 9 】

そして、カプセル導入システム 1 は、突出した針 1 6 が穿刺対象層に穿刺できるように

50

カプセル型内視鏡 10 全体の方向を変化させるカプセル方向変化処理を行なう（ステップ S 10）。具体的には、ユーザが入力部 6 を操作し、カプセル型内視鏡 10 を変化させる方向を指示する指示情報を入力する。入力部 6 は、カプセル型内視鏡 10 の変化方向を指示する指示情報を制御部 4 に入力し、磁界制御部 8 は、制御部 4 を介して入力された指示情報にしたがって、カプセル型内視鏡 10 の永久磁石 18 の方向を変化させる磁界を磁界発生部 2 に発生させる。この場合、磁界制御部 8 は、カプセル型内視鏡 10 における永久磁石 18 の磁化方向、カプセル型内視鏡 10 における針 16 の位置、および針 16 の先端方向をもとに、カプセル型内視鏡 10 の永久磁石 18 の方向を変化させる磁界を磁界発生部 2 に発生させる。この結果、永久磁石 18 の方向変化にともなって、カプセル型内視鏡 10 全体の方向も変化させることができる。このようにして、カプセル導入システム 1 は、突出した針 16 が穿刺対象層に穿刺できるようにカプセル型内視鏡 10 全体の方向を変化させて、穿刺対象層に針 16 を穿刺する。

10

#### 【0040】

次いで、カプセル導入システム 1 は、カプセル型内視鏡 10 の薬液タンク 13 を開栓する開栓処理を行ない（ステップ S 12）、針 16 を介して薬液タンク 13 内の薬液を対象となる領域に注入する。具体的には、ユーザが入力部 6 を操作し、薬液注入を指示する指示情報を入力する。入力部 6 は、薬液注入を指示する指示情報を制御部 4 に入力し、受信部 3 は、制御部 4 の制御のもと、バルブ 14 の開動作を指示する無線信号をカプセル型内視鏡 10 に送信する。そして、カプセル型内視鏡 10 においては、受信した無線信号にしたがって、バルブ 14 を開き、この結果、薬液タンク 13 内の薬液が針 16 を介して、対象となる領域に注入される。

20

#### 【0041】

そして、制御部 4 は、薬液タンク 13 内の薬液が注入されているか否かを判断し（ステップ S 13）、薬液タンク 13 内の薬液が注入されていないと判断した場合には（ステップ S 13：No）、カプセル型内視鏡 10 の薬液タンク 13 を閉栓する閉栓処理を行なった後に（ステップ S 14）、ステップ S 10 に戻ってカプセル方向変化処理を行なう。このように、薬液注入対象となる腸壁などに薬液が注入されていない場合には、一度カプセル型内視鏡 10 の薬液タンク 13 を開栓してから、改めてカプセル型内視鏡 10 の方向を変化させる処理を行なうことによって、より確実な注入が可能になる。そして、制御部 4 は、薬液タンク 13 内の薬液が注入されていると判断した場合には（ステップ S 13：Yes）、薬液注入時間などをもとに薬液注入が終了したか否かを判断する（ステップ S 15）。制御部 4 は、薬液注入が終了していないと判断した場合（ステップ S 15：No）、このステップ S 15 を繰り返す。すなわち、制御部 4 は、薬液の注入が終了したと判断できるまでステップ S 15 の判断処理を繰り返す。制御部 4 は、薬液注入が終了したと判断した場合（ステップ S 15：Yes）、バルブ 14 を閉じて突出した針 16 をカプセル型内視鏡 10 内に収納する針収納処理を行なう（ステップ S 16）。具体的には、受信部 3 は、バルブ 14 の閉動作および針収納を指示する無線信号をカプセル型内視鏡 10 に送信する。そして、カプセル型内視鏡 10 においては、受信した無線信号にしたがって、バルブ 14 が閉じられる。次いで、アクチュエータ 15 は、制御基板 17 の制御にしたがって動作し、針 16 をカプセル型内視鏡 10 内に収納する。このように、カプセル導入システム 1 においては、薬液の注入処理が行なわれる。

30

40

#### 【0042】

つぎに、図 5 に示すカプセル方向変化処理について詳細に説明する。図 6 は、図 2 ~ 図 4 に示すカプセル型内視鏡 10 に対する方向変化処理を説明する図であり、カプセル型内視鏡 10 の長軸方向の長さよりも上下方向が広い胃などの空間を例に示す。図 6（1）に示すように、磁界発生部 2 は、胃壁 Ws 表面と平行である向きの磁界 M 11 をカプセル型内視鏡 10 に与え、胃壁 Ws 上のカプセル型内視鏡 10 を穿刺直前にとるべき所望姿勢とする。

#### 【0043】

その後、カプセル型内視鏡 10 においては、図 6（1）に示すように針 16 が突出する

50

。そして、磁界発生部 2 は、図 6 ( 2 ) の磁界 M 1 2 に示すように、突出した針 1 6 の先端が胃壁 W s 側を向くように、カプセル型内視鏡 1 0 に与えていた磁界の向きを斜め方向に変化させる。この結果、カプセル型内視鏡 1 0 内の永久磁石 1 8 の方向は、磁界 M 1 2 の磁界方向にしたがって胃壁 W s に対し傾斜する方向に変化する。そして、永久磁石 1 8 の傾斜にともない、カプセル型内視鏡 1 0 全体の方向も傾斜し、カプセル型内視鏡 1 0 は胃壁 W s から後端部が持ち上がる状態となる。この場合、カプセル型内視鏡 1 0 のほぼ全体の重量が、胃壁 W s 側を向いていた針 1 6 の先端にかかるため、針 1 6 の先端方向に大きな力がかかることになり、針 1 6 が胃壁 W s に穿刺される。

#### 【 0 0 4 4 】

次いで、図 6 ( 2 ) の矢印 Y 1 1 に示すようにカプセル型内視鏡 1 0 の長軸と胃壁 W s 表面とが平行になるように、傾斜させていた磁界 M 1 2 の方向を図 6 ( 3 ) の磁界 M 1 3 に示すように元に戻す。この結果、カプセル型内視鏡 1 0 内の永久磁石 1 8 の方向は、図 6 ( 3 ) に示すように、胃壁 W s と略平行となるように変化し、この永久磁石 1 8 の方向変化にともない、カプセル型内視鏡 1 0 の長軸方向が胃壁 W s と略平行となるように、カプセル型内視鏡 1 0 の方向が変化する。そして、胃壁 W s に刺さっていた針 1 6 も胃壁 W s と略平行となるように方向が変化する。この針 1 6 の方向変化によって、図 6 ( 3 ) の矢印 Y 1 2 に示すように針 1 6 で胃壁 W s をすくい上げるような動作が可能となり、より確実に針 1 6 を胃壁 W s に刺すことが可能になる。その後、バルブ 1 4 が開かれ、薬液タンク 1 3 内の薬液が胃壁 W s 内に注入される。

#### 【 0 0 4 5 】

また、図 7 を参照して、カプセル型内視鏡 1 0 の外径と同程度の内径を有する小腸などの狭い空間における場合について説明する。この場合、磁界発生部 2 は、図 6 ( 1 ) と同様に、図 7 ( 1 ) に示すように、腸壁 W i 表面と平行である向きの磁界 M 1 4 をカプセル型内視鏡 1 0 に与え、腸壁 W i 上のカプセル型内視鏡 1 0 を穿刺直前にとるべき所望姿勢とする。その後、カプセル型内視鏡 1 0 においては、針 1 6 が突出する。そして、磁界発生部 2 は、図 7 ( 2 ) の磁界 M 1 5 に示すように、突出した針の先端が腸壁 W i 側を向くように磁界の向きを斜め方向に変化させる。この結果、カプセル型内視鏡 1 0 内の永久磁石 1 8 の方向は、磁界 M 1 5 の磁界方向にしたがって傾斜する方向に変化し、カプセル型内視鏡 1 0 全体の方向も傾斜する。そして、腸壁 W i に傾斜したカプセル型内視鏡 1 0 から張力が与えられ腸壁 W i が伸び広げられるとともに、領域 S 1 1 のように伸展した腸壁 W i に針 1 6 が接触する。この場合、腸壁の弾性力（反力）が傾斜した針 1 6 の先端にかかるため、針 1 6 の先端方向に大きな力がかかることになり、針 1 6 が腸壁 W i に穿刺される。さらに、針 1 6 を重力方向に傾けた場合には、カプセル型内視鏡 1 0 と腸壁の重量とを針 1 6 の先端にかけることができる。

#### 【 0 0 4 6 】

次いで、図 7 ( 2 ) の矢印 Y 1 5 に示すようにカプセル型内視鏡 1 0 が腸壁 W i 上に平行となるように、傾斜させていた磁界 M 1 5 の方向を図 7 ( 3 ) の磁界 M 1 6 のように元に戻す。この結果、カプセル型内視鏡 1 0 内の永久磁石 1 8 の方向は、図 7 ( 3 ) に示すように、腸壁 W i と略平行となるように変化し、カプセル型内視鏡 1 0 の方向が元に戻る。そして、腸壁 W i に刺さっていた針 1 6 も腸壁 W i と略平行となるように方向が変化する。この針 1 6 の方向変化によって、図 7 ( 3 ) の矢印 Y 1 6 に示すように針 1 6 で腸壁 W i をすくい上げるような動作が可能となり、より確実に針 1 6 を腸壁 W i に刺すことが可能になる。その後、バルブ 1 4 が開かれ、薬液タンク 1 3 内の薬液が腸壁 W i 内に注入される。

#### 【 0 0 4 7 】

このように、実施の形態 1 においては、永久磁石 1 8 に与える磁界の向きを変化させてカプセル型内視鏡 1 0 全体の向きを変化させることによって、針 1 6 に大きな動きを与えることができるため、針 1 6 を穿刺対象層に確実に刺すことができる。また、実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の長軸方向（観察方向）とカプセル型内視鏡 1 0 内の永久磁石 1 8 の磁化方向とが一致するため、印加する磁界の方向にカプセル型内視鏡 1

0の長軸方向を変化することができることから、発生させた磁界に対してカプセル型内視鏡10の長軸方向を一意に決定することができる。さらに、実施の形態1においては、針16の先端方向と磁化方向とが略平行であるため、印加した磁界の方向に針16を穿刺できることから、穿刺方向を一意に決定することができる。

#### 【0048】

なお、ユーザは、磁界を変化させる方向を、表示部5に表示された被検体内画像を見ながら指示してもよいし、受信部3によるカプセル型内視鏡10の位置・方向検出結果をもとに指示してもよい。ユーザは、被検体画像を見ながらカプセル型内視鏡10の方向を指示する場合には、針16を突出させていない状態で磁界を印加し、実際に発生させる磁界の方向を確認した後に、針16を突出させ磁界印加を指示してもよい。

10

#### 【0049】

また、胃などの広い空間では、当然ながらカプセル型内視鏡10の鉛直上には空間があり、カプセル型内視鏡10は、胃壁Wsの傾きが小さい(水平に近い)位置に、長軸方向が胃壁Ws表面と略平行となるように胃壁Ws上に安定に存在する。このため、鉛直である方向の磁界を印加した場合には、永久磁石18の磁化方向が鉛直方向となるように永久磁石18が立ち上がり、これにともないカプセル型内視鏡10も立ち上がることが確実であると考えられるため、ユーザは、カプセル型内視鏡10を立ち上げる場合には、単に鉛直である磁界を指示すればよい。

#### 【0050】

また、小腸などの狭い空間においては、図7(2)のように傾斜した磁界M15を印加しカプセル型内視鏡10の傾斜による張力を腸壁Wiにかけて腸壁Wiを十分に伸展させた後に、針16を突出してもよい。先に針16を突出させた後にカプセル型内視鏡10を傾斜させた場合には、カプセル型内視鏡10の傾斜の運動量や腸壁Wiのはね返りによって針16がカプセル型内視鏡10内に押し戻される場合も考えられる。このため、カプセル型内視鏡10を傾斜させて腸壁Wiを伸展させた後に針16を突出した場合には、さらに確実に針16を腸壁Wiに刺すことができるものと考えられる。

20

#### 【0051】

また、実施の形態1においては、図6(2)および図6(3)または図7(2)および図7(3)に示すように、磁界発生部2によって印加される磁界の方向を変化させることによってカプセル型内視鏡10の方向を変化させた場合を例に説明したが、もちろんこれに限らない。たとえば、磁界制御部8は、カプセル型内視鏡10を傾斜させるために印加していた磁界M12、M15の印加を停止し、発生磁界を0にする。この場合には、傾斜していたカプセル型内視鏡10は、カプセル型内視鏡10自体の重みで胃壁Ws、Wi上に倒れ、この結果、胃壁Ws、Wiに先端が接していた針16がすくい上げられるように動作し、胃壁Ws、Wiに確実に穿刺される。このように、磁界発生部2が発生する磁界の強度を変化させることで永久磁石18の方向を変化させてカプセル型内視鏡10全体の方向を変化させてもよい。

30

#### 【0052】

また、突出した場合における針16の先端方向と、針16が突出および収納する方向とが異なるように針16を設けて、針16の穿刺時における腸壁などからの反力によってアクチュエータ15が受ける影響を軽減してもよい。

40

#### 【0053】

具体的には、図8のカプセル型内視鏡10aに示すように、突出した場合における針16の先端方向がカプセル型内視鏡10aの長軸方向と略平行となるようにする。そして、矢印Y17に示すように、この針16がカプセル型内視鏡10aの長軸方向とは異なる突出方向でカプセル型内視鏡10a外に突出するように設定する。

#### 【0054】

ここで、図6(2)または図7(2)に示す場合と同様に、傾斜した磁界が印加されることによってカプセル型内視鏡10a全体が傾斜した場合、カプセル型内視鏡10aによる張力に反して腸壁から撥ね返った反力P1がカプセル型内視鏡10aに加えられる。こ

50

の反力 P 1 は、傾斜した磁界方向に反するように、カプセル型内視鏡 10 a の長軸と平行である向きで撥ね返ってくる。図 2 ~ 図 4 に示すカプセル型内視鏡 10 においては、カプセル型内視鏡 10 の長軸方向と略平行に針 16 が移動するようにアクチュエータ 15 が設定されているため、図 8 に示すように針 16 の収納方向と同じ方向の反力 P 1 が加えられた場合には、この反力 P 1 によって突出していた針 16 がカプセル型内視鏡 10 内に押し戻される場合もあった。これに対し、カプセル型内視鏡 10 a においては、たとえば針 16 の先端方向と同じ方向の反力 P 1 が加えられた場合であっても、針 16 が突出または収納する方向が反力 P 1 と異なるため、針 16 の先端方向と針 16 の突出方向とが同じ場合と比較し、反力 P 1 によって受ける影響が少なく、針 16 が押し戻されることがない。したがって、針 16 を適切に穿刺対象層に刺すことができる。

10

#### 【0055】

また、磁界発生部 2 は、磁界制御部 8 の制御のもと、図 6 ( 2 )、図 6 ( 3 )または図 7 ( 2 )、図 7 ( 3 )において針 16 を胃壁 W s または腸壁 W i 内に刺すときに、磁界 M 12 , M 15 の磁束密度を磁界方向に変化させて、磁界方向に磁気引力を生じさせてもよい。この場合、永久磁石 18 の磁化方向と針 16 の先端方向とが略平行であり、永久磁石 18 は磁気引力によって磁界方向に移動する。このため、針 16 は、磁気引力によって腸壁 W i , W s に強く押し付けられる力を受け、胃壁 W s 内に確実に刺さる。もちろん図 9 ( 1 )に示すように針 16 の先端方向と永久磁石 18 の磁化方向とが厳密に平行でない場合も同様に、磁界発生部 2 は、磁界制御部 8 の制御のもと、磁束密度が磁界方向に変化する勾配磁界 M 17 を永久磁石 18 に与え、矢印 Y 17 a の方向の磁気引力を発生させて、カプセル型内視鏡全体の矢印 Y 17 a の方向への移動によって針 16 を胃壁 W s に強く押し付けてもよい。図 9 に示す場合のように針 16 の先端方向と永久磁石 18 の磁化方向とが平行でない場合には、永久磁石 18 の磁化方向と平行な磁気引力が、針 16 の穿刺方向にかかるようにするためには、図 9 ( 2 )に示す針 16 の先端方向と永久磁石 18 の磁化方向とが成す角の角度  $\theta_1$  が  $45^\circ$  以下である必要がある。角度  $\theta_1$  が  $45^\circ$  以下である場合には、図 9 ( 2 )のように矢印 Y 17 a 方向の磁気引力が針 16 の穿刺方向にかかるため、矢印 Y 17 b に示すように、針 16 は磁気引力によって胃壁 W s に押し付けられ、確実に刺さることができる。さらに、角度  $\theta_1$  が  $30^\circ$  以下の場合には磁気引力の 80 % 以上の成分を針 16 の穿刺方向に与えることができるため、角度  $\theta_1$  を  $30^\circ$  以下にすることが望ましい。

20

30

#### 【0056】

ところで、一般的に、通常の注射針は、深く刺せるように、鋭い角度で 2 段階にわたってカットすることによって針の先端を鋭くしている。図 10 に示すように、たとえば針 116 の先端をまず約  $12^\circ$  でカットしてから、図 11 に示すように、このカット面の斜め方向  $15^\circ$  の角度でカットしている。これに対し、カプセル型内視鏡においては、腸壁や胃壁などが穿刺対象層であるため、通常の注射針のように深く刺す必要がない。カプセル型内視鏡においては、所定厚さの穿刺対象層に選択して針を確実に刺すことが要求される。このため、図 12 および図 13 に示すように、穿刺対象層に選択的に針 16 が確実に刺さるように、針 16 の先端は、通常の注射針の角度よりも大きい約  $30^\circ$  の角度でカットされている。

40

#### 【0057】

また、通常の注射針のように鋭い角度で 2 段階にわたってカットした場合、約  $30^\circ$  でカットした図 13 の針 16 における吐出口面積 S 16 よりも、図 11 の針 116 の吐出口面積 S 116 に示すように面積が広い吐出口となる。さらに、図 14 に示すように、カット面が穿刺対象層の表面にほぼ垂直となるように針 116 が穿刺対象層である腸壁 W i に刺さった場合、吐出口面積が広いため、吐出口の一部しか穿刺対象層に刺さらない場合があった。この場合、薬液が穿刺対象層に刺さっていない部分から漏れてしまい、薬液を適切に穿刺対象層に注入することができなかった。

#### 【0058】

このような薬液 L d の注入不良を改善するため、図 15 に示すように、針 16 のカット

50

面が穿刺対象層の表面と略平行になるように針 16 をカプセル型内視鏡の筐体に設ければよい。針 16 のカット面は、従来の注射針よりも大きな角度でカットされているため、針 16 は、吐出口面積が穿刺対象層に適切に穿刺できるように設定される上、針 16 のカット面が穿刺対象層の表面と略平行になるようにカプセル型内視鏡の筐体に設けられていることから、カット面の吐出口すべてが穿刺対象層に刺さることが可能になり、薬液 Ld を適切に穿刺対象層内に注入することができる。なお、針 16 のカット面が穿刺対象層の表面と略平行になるように針 16 をカプセル型内視鏡の筐体に設けるには、針 16 のカット面がカプセル型内視鏡 10, 10a の筐体に対して外側を向くようにすればよい。

#### 【0059】

##### (実施の形態 2)

つぎに、実施の形態 2 について説明する。図 16 は、実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す図である。なお、実施の形態 2 にかかるカプセル導入システムは、図 1 と同様の構成を有し、図 5 に示す処理手順と同様の処理手順を行なうことによって、薬液の注入を行なうことができる。

#### 【0060】

実施の形態 2 にかかるカプセル導入システムにおいては、図 16 に示すように、カプセル型内視鏡を構成する筐体の径方向と磁化方向が略平行となる永久磁石 218 を有するカプセル型内視鏡 210 を使用する。カプセル型内視鏡 210 の径方向とカプセル型内視鏡 210 内の永久磁石 218 の磁化方向とが一致するため、印加する磁界の方向にカプセル型内視鏡 210 の径方向を変化させることができる。このため、カプセル型内視鏡 210 に回転磁界を与えた場合には、回転磁界の回転にしたがってカプセル型内視鏡 210 も回転することとなる。

#### 【0061】

また、針 16 の先端方向は径方向と略並行であり、針 16 は、アクチュエータ 15 の駆動にしたがってカプセル型内視鏡 210 の径方向に突出または収納する。したがって、永久磁石 18 の磁化方向と針 16 の先端方向とは略平行となる。針 16 の先端方向と磁化方向とが略平行であるため、印加した磁界の方向に針 16 を穿刺できることから、穿刺方向を一意に決定することができる。なお、針 16 は、針 16 の先端方向がカプセル型内視鏡 210 の筐体の長軸に垂直な平面と略平行に設けられることとなる。

#### 【0062】

つぎに、カプセル型内視鏡 210 を使用した場合におけるカプセル方向変化処理について詳細に説明する。たとえば、図 17 に示すように狭い空間における場合について説明する。この場合、磁界発生部 2 は、図 17 (1) に示すように、腸壁 Wi 内の穿刺対象位置に針位置を合わせるための回転磁界 M21a をカプセル型内視鏡 210 に与え、カプセル型内視鏡 210 を穿刺直前にとるべき所望姿勢とする。

#### 【0063】

その後、カプセル型内視鏡 210 においては、針 16 が突出する。そして、磁界発生部 2 は、磁界の向きを斜め方向に変化させた磁界 M21b をカプセル型内視鏡 210 に与える。すなわち、磁界発生部 2 は、磁界制御部 8 の制御のもと、突出した針 16 の先端が穿刺対象層側を向くように、永久磁石 18 を傾斜させる磁界を発生して、カプセル型内視鏡 210 全体を傾斜させる。この結果、カプセル型内視鏡 210 内の永久磁石 218 の方向は、磁界 M21b の磁界方向にしたがって斜めに变化し、図 17 (2) の矢印 Y21 に示すように、カプセル型内視鏡 210 全体の方向も傾斜する。そして、腸壁 Wi に傾斜したカプセル型内視鏡 210 から張力が与えられ腸壁 Wi が伸び広げられるとともに、伸展した腸壁 Wi に接触していた針 16 の先端に腸壁の弾性力(反力)がかかるため、針 16 の先端方向に大きな力がかかることとなり、針 16 が腸壁 Wi に確実に穿刺される。さらに、針 16 を重力方向に傾けた場合は、カプセル型内視鏡 210 と腸壁の重力とを針 16 の先端にかけることができる。なお、実施の形態 2 においては、針 16 を突出させた後に磁界 M21a の方向を変えるほか、磁界 M21a の方向を変えてカプセル型内視鏡 210 を傾斜した後に針 16 を突出させてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 4 】

したがって、実施の形態 2 のように永久磁石 2 1 8 の磁化方向と針 1 6 の先端方向とをカプセル型内視鏡の径方向に略平行に設けた場合においても、永久磁石 2 1 8 に与える磁界の向きを変化させることによって、カプセル型内視鏡 2 1 0 全体の向きの変化による大きな動きを針 1 6 に与えて針 1 6 を穿刺対象層に確実に刺すことができる。

## 【 0 0 6 5 】

なお、広い空間においては、図 1 8 ( 1 ) に示すように、まず、磁界発生部 2 は、胃壁 W s と平行である磁界 M 2 2 をカプセル型内視鏡 2 1 0 a に与える。この場合、カプセル型内視鏡 2 1 0 a 内の永久磁石 2 1 8 の方向が磁界 M 2 2 の磁界方向にしたがって変化することにもない、カプセル型内視鏡 2 1 0 a の長軸が胃壁 W s と垂直になるように方向が変化する。すなわち、カプセル型内視鏡 2 1 0 a は、胃壁 W s 上に立つような姿勢になる。また、針 1 6 の先端は、この磁界 M 2 2 と同じ方向を向くように突出する。そして、磁界発生部 2 は、図 1 8 ( 2 ) に示すように、突出した針 1 6 の先端方向と同じ方向の磁界 M 2 2 ではなく、胃壁 W s 方向へ向かう矢印 Y 2 2 にしたがって方向を徐々に変化した磁界 M 2 3 a , M 2 3 b , M 2 3 c を順次カプセル型内視鏡 2 1 0 a に与える。この結果、永久磁石 2 1 8 が矢印 Y 2 2 にしたがって方向を変化させ、これにもないカプセル型内視鏡 2 1 0 a も矢印 Y 2 2 のように針 1 6 が突出した側に倒れる。このカプセル型内視鏡 2 1 0 a が倒れることによる運動量によって、針 1 6 を穿刺対象層に確実に刺すことが可能になる。

## 【 0 0 6 6 】

また、カプセル型内視鏡 2 1 0 a に示すように、カプセル型内視鏡 2 1 0 a を立たせた時に胃壁 W s 側にしたい面 S ( 図 1 8 ( 1 ) においてはカプセル型内視鏡 2 1 0 a の下側の面となる。 ) を平坦にし、さらに面 S 側に錘 2 2 0 を設けて、カプセル型内視鏡 2 1 0 a を所望の向きで安定して胃壁 W s 上に立たせるようにしてもよい。また、図 1 8 のように錘 2 2 0 を新たに設けるほか、カプセル型内視鏡 2 1 0 a を立たせた時に胃壁 W s 側にしたい面 S 側に永久磁石 2 1 8 を設けることによって錘としての機能を持たせてもよい。

## 【 0 0 6 7 】

また、実施の形態 2 においては、実施の形態 1 と同様に、胃壁 W s , W i 内に刺すときに磁気引力を発生させて、この磁気引力を針 1 6 に加えて針を刺してもよい。この場合、磁界発生部 2 は、磁束密度を磁界方向に変化させた磁界をカプセル型内視鏡 2 1 0 に与える。この結果、永久磁石 2 1 8 の磁化方向に磁気引力が生じ、この磁気引力によって、針 1 6 を穿刺することができる。

## 【 0 0 6 8 】

また、磁界発生部 2 は、磁束密度を磁界方向に変化させるほか、磁束密度を磁界方向と垂直方向に変化させた勾配磁界をカプセル型内視鏡に与えてもよい。たとえば、図 1 9 ( 1 ) に示すように、永久磁石 2 1 8 の磁化方向の垂直方向に磁束密度が変化した磁界 M 2 4 を与えた場合である。この場合、図 1 9 ( 1 ) の矢印 Y 2 4 a の方向に磁気引力が生じ、この磁気引力にしたがってカプセル型内視鏡 2 1 0 b も矢印 Y 2 4 a の方向に移動する。これにもない、カプセル型内視鏡 2 1 0 b から突出していた針 1 6 も矢印 Y 2 4 b の方向に移動する。なお、カプセル型内視鏡 2 1 0 b においては、針 1 6 をすくい上げるように穿刺するため、針 1 6 の先端方向と永久磁石 2 1 8 の磁化方向とを略平行とはしていない。永久磁石 1 8 の磁化方向と垂直である磁気引力が針 1 6 の穿刺方向にかかるようにするため、図 1 9 ( 2 ) に示すように、針 1 6 の先端方向と永久磁石 2 1 8 の磁化方向とが成す角の角度 2 1 が 4 5 ° 以上となるように、針 1 6 を設けている。角度 2 1 を 4 5 ° 以上とした場合には、図 1 9 ( 2 ) に示すように、針 1 6 の穿刺方向に矢印 Y 2 4 a の方向の磁気引力がかかるようになるため、矢印 Y 2 4 b の方向に針 1 6 が胃壁 W s に押し付けられて確実に刺さる。さらに、角度 2 1 が 6 0 ° 以上の場合には磁気引力の 8 0 % 以上の成分を針 1 6 の穿刺方向に与えることができるため、角度 2 1 を 6 0 ° 以下にすることが望ましい。

## 【 0 0 6 9 】



また、図 8 のカプセル型内視鏡 1 0 a と同様に、図 2 0 ( 1 ) のカプセル型内視鏡 2 1 0 c のように、突出した場合における針 1 6 の先端方向と、矢印 Y 2 5 a に示す針 1 6 が突出または収納する方向とが異なるように針 1 6 を設けてもよい。図 2 0 ( 2 ) に示すように、カプセル型内視鏡 2 1 0 c が倒れて針 1 6 が胃壁 W s に穿刺される場合、カプセル型内視鏡 2 1 0 c には、針 1 6 の矢印 Y 2 6 に示す収納方向とは異なる向きの反力 P 2 6 が胃壁 W s にかかるため、針 1 6 がカプセル型内視鏡 2 1 0 c 内に押し戻されることはない。

#### 【 0 0 7 0 】

さらに、図 2 0 ( 1 ) に示すように、永久磁石 2 1 8 をカプセル型内視鏡 2 1 0 c の径方向に対し傾くように設けてもよい。この場合、鉛直方向の磁界 M 2 5 が印加された場合、永久磁石 2 1 8 が磁界 M 2 5 と同じ方向となるように方向を変化させるため、カプセル型内視鏡 2 1 0 c 本体は、胃壁 W s に対して傾斜するように立ち上がることとなる。そして、針 1 6 は、カプセル型内視鏡 2 1 0 c 本体が胃壁 W s から立ち上がったときに、カプセル型内視鏡 2 1 0 c の胃壁 W s 側の傾斜面から突出するように設けられる。これによって、磁界 M 2 5 が印加された場合には針 1 6 の先端が確実に胃壁 W s に向くように位置決めできる。そして、磁界 M 2 5 の印加が停止された場合、傾いたカプセル型内視鏡 2 1 0 c 自体の重みによって、矢印 Y 2 5 b のようにカプセル型内視鏡 2 1 0 c が針 1 6 を下にした状態のまま倒れ、確実に針 1 6 を胃壁 W s に刺すことができる。

#### 【 0 0 7 1 】

( 実施の形態 3 )

つぎに、実施の形態 3 について説明する。図 2 1 は、実施の形態 3 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す図である。また、図 2 2 は、図 2 1 における C C 断面図である。なお、実施の形態 3 にかかるカプセル導入システムは、図 1 と同様の構成を有し、図 5 に示す処理手順と同様の処理手順を行なうことによって、薬液の注入を行なうことができる。

#### 【 0 0 7 2 】

実施の形態 3 にかかるカプセル導入システムにおいては、図 2 1 に示すように、カプセル型内視鏡 2 1 0 と同様に、筐体の径方向と磁化方向が略平行となる永久磁石 3 1 8 を有するカプセル型内視鏡 3 1 0 を使用する。

#### 【 0 0 7 3 】

そして、図 2 1 および図 2 2 に示すように、アクチュエータ 1 5 は、針 3 1 6 の後端と、90°以上135°以下の角度を成すように接続する。このため、アクチュエータ 1 5 が図 2 2 ( 2 ) の矢印 Y 3 1 のようにカプセル型内視鏡 3 1 0 の外周側に移動した場合、針 3 1 6 は、矢印 Y 3 2 に示すようにカプセル型内視鏡 3 1 0 の外表面に突出する。したがって、突出した場合における針 3 1 6 の先端方向と針 3 1 6 が突出または収納する方向とが異なるため、カプセル型内視鏡 3 1 0 の矢印 Y 3 1 方向への移動により腸壁などから反力 P 3 1 を受けた場合であっても、突出していた針 3 1 6 がカプセル型内視鏡 3 1 0 に押し戻されることはない。

#### 【 0 0 7 4 】

このカプセル型内視鏡 3 1 0 においては、カプセル型内視鏡 3 1 0 の径方向とカプセル型内視鏡 3 1 0 内の永久磁石 3 1 8 の磁化方向とが一致するため、印加する磁界の方向にカプセル型内視鏡 3 1 0 の径方向を変化させることができる。具体的には、図 2 3 ( 1 ) ~ ( 3 ) に示す磁界 M 3 1 ~ M 3 3 のように管腔を中心とする回転磁界が与えられた場合には、矢印 Y 3 3 a , Y 3 3 b , Y 3 3 c のように永久磁石 3 1 8 も回転磁界の回転にしたがってカプセル型内視鏡 3 1 0 の長軸を中心に回転し、これにともない、カプセル型内視鏡 3 1 0 全体も矢印 Y 3 3 のように回転する。この場合、突出していた針 3 1 6 もカプセル型内視鏡 3 1 0 全体の回転にともなって移動するため、図 2 3 ( 3 ) に示すように、針 3 1 6 の先端部に引っかかった腸壁 W i が伸展され、カプセル型内視鏡 3 1 0 全体の回転による運動量が針 3 1 6 の先端にかかって針 3 1 6 は腸壁 W i 内に確実に刺さる。

#### 【 0 0 7 5 】

または、磁界発生部 2 は、図 2 4 ( 1 ) に示すように、管腔に対し斜めの磁界 M 3 4 を印加してカプセル型内視鏡 3 1 0 本体を傾かせることによって図 2 4 ( 2 ) のように腸壁 W i を伸展させたうえで、磁界 M 3 4 と同じ角度を持つとともにカプセル型内視鏡 3 1 0 の外周に沿って回転する回転磁界 M 3 5 を印加してもよい。この回転磁界 M 3 5 の回転にしたがって、矢印 Y 3 5 に示すようにカプセル型内視鏡 3 1 0 も回転するため、カプセル型内視鏡 3 1 0 の外表面に突出した針 3 1 6 は、伸展した腸壁 W i に確実に刺さる。

#### 【 0 0 7 6 】

このように、実施の形態 3 のように針 3 1 6 をカプセル型内視鏡 3 1 0 の外表面に突出させる場合も、永久磁石 3 1 8 に与える磁界の向きを変化させることによって、カプセル型内視鏡 3 1 0 全体の向きの変化による大きな動きを針 3 1 6 に与えて針 3 1 6 を穿刺対象層に確実に刺すことができる。

10

#### 【 0 0 7 7 】

ここで、針 3 1 6 の先端が腸壁などの穿刺対象層の組織に引っかかった後に回転磁界によってカプセル型内視鏡 3 1 0 が回転することによって、針 3 1 6 を確実に穿刺できる。しかしながら、図 2 5 ( 1 ) に示すように、針の突出長さが短く針 1 1 6 の先端が腸壁 W i などの穿刺対象層の組織に引っかからなかった場合には、カプセル型内視鏡全体が回転した場合であっても、図 2 5 ( 2 ) に示すように、針 1 1 6 の先端が腸壁 W i の組織表面で滑って空転してしまい、針 1 1 6 が刺さらない。このため、針 3 1 6 の先端が穿刺対象層の組織に引っかかるように、針 3 1 6 の突出長さや針 3 1 6 の配設位置を設定する必要がある。

20

#### 【 0 0 7 8 】

具体的には、図 2 6 ( 1 ) に示すように、領域 S 3 3 a において針 3 1 6 の先端に腸壁 W i が引っかかり、矢印 Y 3 7 に示すようにカプセル型内視鏡 3 1 0 の回転によって腸壁 W i が伸展できるように、図 2 6 ( 2 ) の領域 S 3 3 b に示すように、針 3 1 6 の先端とカプセル型内視鏡 3 1 0 の筐体との間に、腸壁 W i の組織が十分に入り込める空間が必要となる。

#### 【 0 0 7 9 】

たとえば、ヒトの小腸を針の穿刺対象層とした場合を例に針 3 1 6 の具体的構造および設置位置条件についてさらに詳細に説明する。図 2 7 に示すように、小腸の粘膜層 W i s は、内腔に向かって伸びる細長い毛状の絨毛 H j と呼ばれる組織から成り立つ。この絨毛 H j の長さは、1 mm 程度である。薬液を注入したい粘膜下層は、この絨毛 H j の根元部に当たる。このため、図 2 8 に示すように、針 3 1 6 の先端とカプセル型内視鏡 3 1 0 の外周の中心を結ぶ直線 L 0 上で、針 3 1 6 の先端部とカプセル型内視鏡 3 1 0 の筐体との間に 1 mm を超える空間ができるように針 3 1 6 の構造および設置位置を設定すれば、この空間内に絨毛 H j が入り込み、針 3 1 6 の先端部が目標とする粘膜下層に到達することができる。針 3 1 6 の先端部が粘膜下層に到達している状態でカプセル型内視鏡 3 1 0 全体をカプセル型内視鏡 3 1 0 の長軸を中心に回転させることによって、針 3 1 6 が粘膜下層に穿刺され、薬液の注入が可能になる。

30

#### 【 0 0 8 0 】

つぎに、針 3 1 6 の先端とカプセル型内視鏡 3 1 0 の外周の中心を結ぶ直線 L 0 上で、針 3 1 6 の先端部とカプセル型内視鏡 3 1 0 の筐体との間に 1 mm を超える空間ができる針 3 1 6 の突出角度について説明する。この針 3 1 6 の突出角度を、図 2 9 に示すように、針 3 1 6 のカプセル型内視鏡 3 1 0 の筐体側である下側の母線と、この母線がカプセル型内視鏡 3 1 0 の筐体外周と交わる点における接線 L s とが成す角度を  $\theta$  とする。カプセル型内視鏡 3 1 0 が長軸を中心として回転した場合、図 3 0 に示すように、針 3 1 6 の先端において、上述した接線 L s と略平行な方向に小腸組織からの力 F を受ける。このうち、針 3 1 6 の移動方向と平行である力 F の成分が針 3 1 6 における小腸組織への穿刺力  $F'$  となる。針 3 1 6 の突出角度は、上述した母線と接線 L s とが成す角度  $\theta$  であるため、穿刺力  $F'$  の大きさは、 $F \cos \theta$  となる。ここで、角度  $\theta$  が  $45^\circ$  以下である場合には、穿刺力  $F'$  に垂直である力 F の一方の成分よりも穿刺力  $F'$  の方が大きくなるため、力

40

50

プセル型内視鏡 310 の回転によって発生する力を効率的に穿刺に使用することができる。したがって、針 316 の突出角度  $\theta$  は、 $45^\circ$  以下であることが望ましい。

#### 【0081】

次いで、針 316 の突出長さ  $L$  の最小値について説明する。図 31 のように、針 316 を含むカプセル型内視鏡 310 の長軸方向に垂直である断面を求め、カプセル型内視鏡 310 の長軸を原点とし、座標系を当てはめる。カプセル型内視鏡 310 の外径を  $2r$ 、針 316 の先端部に対応する点を  $T$  とする。

#### 【0082】

図 32 に示すように、針 316 の突出角度  $\theta$  および針 316 の突出長さ  $L$  とした場合、点  $T$  は、 $(L \cos \theta, L \sin \theta + r)$  の座標となる。この場合、針 316 の先端部とカプセル型内視鏡 310 筐体との間の長さである針下長さ  $U$  は、以下の (1) 式で表される。

$$U = ((L \cos \theta)^2 + (L \sin \theta + r)^2)^{1/2} - r \quad (1)$$

#### 【0083】

針下長さ  $U$  は、前述したように 1 mm 以上であればよいので、 $U \geq 1$  が成り立つ。このため、(1) 式をもとに、以下の (2) 式が導かれる。

$$L^2 + 2rL \sin \theta - (2r + 1) = 0 \quad (2)$$

#### 【0084】

図 32 により、突出長さ  $L$  が同じ場合には、突出角度  $\theta$  が大きいほど針下長さ  $U$  も大きくなる。言い換えると、突出角度  $\theta$  が大きいほど  $U \geq 1$  を満たす長さ  $L$  が短くなる。突出角度  $\theta$  は、 $45^\circ$  以下が望ましいため、突出角度  $\theta$  が  $45^\circ$  であるときに、突出長さ  $L$  が最小値となる。ここで、 $\theta = 45^\circ$  を (2) 式に代入すると、以下の (3) 式が求められる。

$$L^2 + 2^{1/2}rL - (2r + 1) = 0 \quad (3)$$

この (3) 式を変形すると、(4) 式が得られる。

$$(L + 2^{1/2}r/2)^2 + (r^2/2 + 2r + 1) = 0 \quad (4)$$

#### 【0085】

この (4) 式において、 $X = L + 2^{1/2}r/2$ 、 $P = r^2/2 + 2r + 1$  とすると、以下の (5) 式となる。

$$X^2 - P = (X + P^{1/2})(X - P^{1/2}) = 0 \quad (5)$$

$r > 0$  であるため、 $P > 0$  を導くことができる。

#### 【0086】

したがって、 $P^{1/2} > 0$  が成り立つため、(5) 式が成り立つ  $X$  の範囲は、 $P^{1/2}$

$X$  である。これに、 $X = L + 2^{1/2}r/2$ 、 $P = r^2/2 + 2r + 1$  を当てはめることによって、以下の (6) 式が成り立つ。

$$L + 2^{1/2}r/2 = (r^2/2 + 2r + 1)^{1/2} \quad (6)$$

そして、(6) 式より、 $L$  の最小値である  $L_{\min}$  は、以下の (7) 式のようにになる。

$$L_{\min} = (r^2/2 + 2r + 1)^{1/2} - 2^{1/2}r/2 \quad (7)$$

$r$  の値が小さいほど  $U \geq 1$  を満たす  $L$  の最小値  $L_{\min}$  も小さくなる。

#### 【0087】

小腸用のカプセル型内視鏡 310 は、外径が 5 mm 以上であることが一般的であるため、 $R \geq 5$  とすると、 $r$  の最小値は、2.5 mm となる。この  $r$  の最小値 2.5 mm を (7) 式に当てはめることによって、以下の (8) 式のように  $L_{\min}$  の値を決定することができる。

$$L_{\min} = 1.253 \text{ [mm]} \quad (8)$$

このように、針 316 の突出長さ  $L$  の最小値は、1.253 mm となる。したがって、突出長さ  $L$  が 1.26 mm よりも長ければ、針 316 とカプセル型内視鏡 310 の筐体との間に絨毛  $H_j$  の長さ 1 mm を超えた高さの空間を形成することができる。

#### 【0088】

なお、カプセル型内視鏡 310 の最大径は、被検体内への挿入性を考慮すると、2.0 mm

10

20

30

40

50

m以下であることが望ましい。また、カプセル型内視鏡 310 の筐体の径が小さいほうが、針 316 と筐体との間に形成される空間の高さが 1 mm を超えるため、針 316 の突出長さ L を小さくすることができ、この針 316 の突出および収納を駆動するアクチュエータ 15 をより小型化することが可能になる。

#### 【0089】

##### (変形例 1)

つぎに、本発明にかかるカプセル型内視鏡の変形例 1 について説明する。上述した実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡 310 では、アクチュエータ 15 の駆動によって針 316 を突没していたが、この針 316 は、永久磁石 318 の回転によって突没してもよい。図 33 は、本発明の変形例 1 にかかるカプセル型内視鏡の一構成例を示す模式図である。図 34 は、図 33 に示すカプセル型内視鏡の C-C 断面図である。なお、図 34 には、この変形例 1 にかかるカプセル型内視鏡 310 a の要部である針 316 の突没機構部分が図示されている。

10

#### 【0090】

図 33, 34 に示すように、この変形例 1 にかかるカプセル型内視鏡 310 a は、上述した実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡 310 と同様の構造を有するカプセル型の筐体 311 の内部に、永久磁石 318 の回転力によって針 316 を突没する突没機構 312 と、突没機構 312 および永久磁石 318 を支持する回転軸 313 と、この回転軸 313 を回転自在に支持する軸受け部 314 と、筐体 311 に対する永久磁石 318 の接続状態を切り替える接続状態切替部 315 とを備える。また、針 316 は、特に図示しないが、チューブ等を介してバルブ 14 と連通する。その他の構成は実施の形態 3 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

20

#### 【0091】

突没機構 312 は、筐体 311 に対する相対的な永久磁石 318 の回転によって筐体 311 から針 316 を突没するための機構であり、図 33, 34 に示すように、互いにかみ合うラック 312 a およびピニオンギア 312 b を組み合わせて実現される。ラック 312 a は、ピニオンギア 312 b とかみ合う歯を備えた棒状部材である。このラック 312 a の端部には、上述した実施の形態 3 の場合と同様に傾斜した状態の針 316 が固定される。この場合、針 316 は、その先端方向が永久磁石 318 の磁化方向と同一面内となるように設けられる。かかるラック 312 a は、ピニオンギア 312 b の回転運動を直線運動に変換して、筐体 311 から針 316 を突出し、突出状態の針 316 を筐体 311 の内部に収納する。ピニオンギア 312 b は、回転軸 313 の端部に固定され、ラック 312 a とかみ合うように配置される。ピニオンギア 312 b は、回転軸 313 を介して永久磁石 318 の回転動作をラック 312 a に伝える。

30

#### 【0092】

回転軸 313 は、図 33 に示すように、永久磁石 318 の略中央部に形成された貫通穴に挿入した状態で永久磁石 318 に対して固定される。また、回転軸 313 の一端部には、上述したようにピニオンギア 312 b が取り付けられ、回転軸 313 の他端部は、軸受け部 314 に取り付けられる。軸受け部 314 は、図 33 に示すように筐体 311 の内壁側延出部に配置され、この回転軸 313 の他端部を回転自在に支持する。

40

#### 【0093】

接続状態切替部 315 は、筐体 311 に対する永久磁石 318 の接続状態を切り替えるためのものであり、可動式の接続部材 315 a と、この接続部材 315 a の駆動源であるアクチュエータ 315 b とを用いて実現される。接続部材 315 a は、図 33 に示すように筐体 311 の内壁側延出部に配置される。接続部材 315 a は、回転軸 313 を介して永久磁石 318 を筐体 311 に対して接続し、この筐体 311 に対する永久磁石 318 の接続状態を固定状態と可動自在状態とに切り替える。具体的には、接続部材 315 a は、アクチュエータ 315 b の駆動力をもとに回転軸 313 に近づく方向に動作して、回転軸 313 を側方から挟持する(図 33 参照)。この結果、接続部材 315 a は、この回転軸 313 を介して永久磁石 318 を筐体 311 に対して固定状態にする。また、接続部材 3

50

15aは、アクチュエータ315bの駆動力をもとに回転軸313から離間する方向に動作して、この回転軸313の挟持状態を解除する。この結果、接続部材315aは、かかる筐体311に対する永久磁石318の固定状態を解除して、筐体311に対して永久磁石318を可動自在状態にする。アクチュエータ315bは、上述した制御基板17の制御回路によって駆動制御される。

【0094】

ここで、かかる筐体311に対する永久磁石318の固定状態とは、永久磁石318が回転軸313を介して相対的に筐体311に固定された状態である。図35は、筐体に対する永久磁石の接続状態が固定状態である場合のカプセル型内視鏡の動作を例示する模式図である。筐体311に対して固定状態の永久磁石318は、図35に示すように、外部から印加された磁界M36に追従して筐体311とともに回転する。カプセル型内視鏡310aは、かかる筐体311に対して固定状態の永久磁石318の回転に追従して、例えば筐体311の周方向に回転する。この場合、永久磁石318は筐体311に対して相対的に回転しないため、ラック312aおよびピニオンギア312bは動作せず、この結果、カプセル型内視鏡310aは、筐体311から針316を突没させない。

【0095】

一方、かかる筐体311に対する永久磁石318の可動自在状態とは、永久磁石318が筐体311に対して相対的に回転自在な状態である。図36は、筐体に対する永久磁石の接続状態が接続部材によって可動自在状態に切り替わった状態を示す模式図である。図37は、筐体に対する永久磁石の接続状態が可動自在状態である場合のカプセル型内視鏡の動作を例示する模式図である。図36、37に示すように、筐体311に対して可動自在状態の永久磁石318は、外部から印加された磁界M36に追従して、筐体311に対して相対的に回転する。この場合、永久磁石318は、回転軸313を介してピニオンギア312bに回転動作を伝える。ピニオンギア312bは、かかる永久磁石318の回転に伴って回転する。ラック312aは、かかるピニオンギア312bの回転動作を直線動作に変換して、図37に示すように筐体311から針316を突出させる。その後、かかる可動自在状態の永久磁石318に対して磁界M36と反対方向の回転磁界が印加された場合、この永久磁石318は、この反対方向の回転磁界に追従して、筐体311に対して相対的に回転する。この場合、永久磁石318は、回転軸313を介してピニオンギア312bに反対方向の回転動作を伝える。ピニオンギア312bは、かかる永久磁石318の回転に伴って反対方向に回転する。ラック312aは、かかるピニオンギア312bの回転動作を直線動作に変換して、突出状態の針316を筐体311に収納する。

【0096】

なお、かかる針316の突没動作時において、永久磁石318は筐体311に対して回転自在な状態であるため、カプセル型内視鏡310aは、かかる状態の永久磁石318の回転動作に追従せず、回転しない。

【0097】

このように、本発明の変形例1では、筐体に対する永久磁石の接続状態を接続部材によって固定状態と可動自在状態とに切り替えるようにし、筐体に対する永久磁石の接続状態を固定状態にした場合、この固定状態の永久磁石の回転に追従してカプセル型内視鏡が回転し、筐体に対する永久磁石の接続状態を可動自在状態にした場合、筐体に対して相対的な永久磁石の回転に追従して針の突没機構を動作させて、筐体から針を突没するように構成した。このため、外部磁界の印加によってカプセル型内視鏡の磁気誘導と針の突没動作とを選択的に分けて実行することができ、この結果、カプセル内視鏡の磁気誘導および針の突没動作に必要な消費エネルギーを低減することができる。

【0098】

なお、この変形例1にかかるカプセル型内視鏡310aは、筐体311の外表面に螺旋構造体を備え、筐体311に対して固定状態の永久磁石318の回転によって推進するように構成してもよい。また、この変形例1における針316の突没機構312は、上述したラック312aおよびピニオンギア312bを組み合わせたものに限らず、カムを用い

たものであってもよいし、ベルトおよびブリーを組み合わせたものであってもよいし、クランク機構を用いたものであってもよい。

#### 【 0 0 9 9 】

( 実施の形態 4 )

つぎに、実施の形態 4 について説明する。図 3 8 は、実施の形態 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す図である。実施の形態 4 にかかるカプセル導入システムは、図 1 と同様の構成を有し、図 5 に示す処理手順と同様の処理手順を行なうことによって、薬液の注入を行なうことができる。

#### 【 0 1 0 0 】

図 3 8 に示すように、実施の形態 4 にかかるカプセル導入システムにおいては、カプセル型内視鏡 1 0 と同様に、筐体の長軸方向と磁化方向が略平行となる永久磁石 1 8 を有するカプセル型内視鏡 4 1 0 を使用する。そして、針 1 6 の先端方向は径方向と略並行であり、針 1 6 は、アクチュエータ 1 5 の駆動にしたがってカプセル型内視鏡 4 1 0 の径方向に突出または収納する。したがって、永久磁石 1 8 の磁化方向と針 1 6 の先端方向とは、ほぼ垂直となる。

#### 【 0 1 0 1 】

さらに、カプセル型内視鏡 4 1 0 の針 1 6 の先端方向側に錘 2 2 0 が設けられている。錘 2 2 0 は、カプセル型内視鏡 4 1 0 の長軸から、針 1 6 の先端方向側にずれた位置に設けられている。このため、錘 2 2 0 によって、カプセル型内視鏡 4 1 0 の筐体の重心は、カプセル型内視鏡 4 1 0 の筐体の長軸からずれることとなり、カプセル型内視鏡 4 1 0 の筐体の重心は、針 1 6 の先端方向側となる。言い換えると、針 1 6 の先端方向は、この錘 2 2 0 によってずれたカプセル型内視鏡 4 1 0 の筐体の重心がずれた方向、すなわち、重心における中心軸からのずれ方向に対応した方向となる。

#### 【 0 1 0 2 】

つぎに、カプセル型内視鏡 4 1 0 を使用した場合におけるカプセル方向変化処理について詳細に説明する。たとえば、図 3 9 に示すように、下方に胃壁 W s がある広い空間における場合について説明する。この場合、磁界発生部 2 は、図 3 9 ( 1 ) に示すように、胃壁 W s の表面と並行である方向の磁界 M 4 1 a をカプセル型内視鏡 4 1 0 に与える。この結果、永久磁石 1 8 の方向が磁界 M 4 1 a にしたがって変化し、これにともないカプセル型内視鏡 4 1 0 の方向も変化する。そして、カプセル型内視鏡 4 1 0 は、カプセル型内視鏡 4 1 0 内の錘 2 2 0 によって、この錘 2 2 0 が下方の胃壁 W s 側に向くように位置決めされる。つぎに、磁界発生部 2 は、図 3 9 ( 2 ) に示すように、胃壁 W s の上を向く磁界 M 4 1 b をカプセル型内視鏡 4 1 0 に与え、永久磁石 1 8 の方向を変えてカプセル型内視鏡 4 1 0 を立ち上げる。次いで、磁界発生部 2 は、図 3 9 ( 3 ) の矢印 Y 4 1 に示すように、胃壁 W s の上方から胃壁 W s 側に方向を変化させた磁界 M 4 2 a , M 4 2 b , M 4 2 c をカプセル型内視鏡 4 1 0 に与える。

#### 【 0 1 0 3 】

この結果、矢印 Y 4 2 に示すように、カプセル型内視鏡 4 1 0 は、与えられていた磁界の方向の変化にしたがって胃壁 W s 側に倒れ、倒れるカプセル型内視鏡 4 1 0 全体の重さが針 1 6 の先端にかかることによって突出していた針 1 6 が胃壁 W s に刺さる。この場合、カプセル型内視鏡 4 1 0 は、錘 2 2 0 が設けられた側を下側にして倒れるため、この錘 2 2 0 が設けられた側に対応して設けられた針 1 6 は、胃壁 W s に確実に穿刺することとなる。さらに、錘 2 2 0 を設けてカプセル型内視鏡 4 1 0 の重心を長軸から針の先端方向側へずらすことによって、カプセル型内視鏡 4 1 0 が倒れるときの運動量を大きくすることができるため、針 1 6 の穿刺をさらに確実化することができる。

#### 【 0 1 0 4 】

このように、実施の形態 4 においては、錘 2 2 0 を設けてカプセル型内視鏡 4 1 0 の重心を突出した針 1 6 の先端方向側にずらすことによって、穿刺対象層への針 1 6 の穿刺をさらに確実化している。

#### 【 0 1 0 5 】

10

20

30

40

50

なお、本実施の形態４においては、図３９（３）において、磁界発生部２は、磁界の印加を停止して発生磁界を０にして、カプセル型内視鏡４１０自体の重みでカプセル型内視鏡４１０を倒してもよい。この場合も同様に、錘２２０が設けられた側を下側にして倒れるため、この錘２２０が設けられた側に対応して設けられた針１６は、胃壁Ｗｓに確実に穿刺することとなる。

#### 【０１０６】

また、本実施の形態４においては、図４０に示すカプセル型内視鏡４１０ａのように、永久磁石１８の位置をカプセル型内視鏡４１０ａの先端方向にずらしてもよい。また、図４１に示すカプセル型内視鏡４１０ｂのように、錘２２０をカプセル型内視鏡４１０ｂの先端方向にずらしてもよく、図４２に示すカプセル型内視鏡４１０ｃのように、永久磁石４１８をカプセル型内視鏡４１０ｃの先端方向に設けて錘２２０としての機能を持たせてもよい。このようにカプセル型内視鏡４１０ａ、４１０ｂ、４１０ｃの重心を長軸から針の先端方向側にずらすことによって、図３９（２）、（３）の場合と同様に、立ち上がったカプセル型内視鏡４１０ａをさらに勢いを付けて倒すことができ、針の穿刺をさらに確実化することができる。

#### 【０１０７】

##### （実施の形態５）

つぎに、実施の形態５について説明する。図４３は、実施の形態５におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す図であり、図４４は、実施の形態５におけるカプセル型内視鏡の右側面図である。なお、実施の形態５にかかるカプセル導入システムは、図１と同様の構成を有し、図５に示す処理手順と同様の処理手順を行なうことによって、薬液の注入を行なうことができる。

#### 【０１０８】

実施の形態５にかかるカプセル導入システムにおいては、図４３および図４４に示すように、カプセル型内視鏡２１０と比して、カプセル型内視鏡の筐体の外表面に、このカプセル型内視鏡５１０を推進させる螺旋５２１をさらに有するカプセル型内視鏡５１０を使用する。この螺旋５２１は、管状になっており、図４４に示すように、螺旋５２１の先端には、針１６が突出可能となるように設けられている。

#### 【０１０９】

薬液タンク１３とバルブ１４とは、螺旋５２１が形成する管路と螺旋５２１先端に設けられた針１６とに連結している。そして、薬液タンク１３とバルブ１４とは、モータ５２０の回転にしたがって、一体となってカプセル型内視鏡５１０の筐体内を回転する。この場合、バルブ１４は、カプセル型内視鏡５１０の筐体内に設けられた溝５２２に沿って図４３（２）に示す矢印Ｙ５１の方向に筐体内を移動する。そして、モータ５２０の回転により薬液タンク１３およびバルブ１４が溝５２２に沿って回転移動することによって、薬液タンク１３およびバルブ１４と連結した針１６も螺旋５２１内から押し出され、図４４（２）の矢印Ｙ５２に示すように、螺旋５２１の先端から突出する。薬液タンク１３およびバルブ１４が回転可能である位置まで移動した場合、針１６も螺旋５２１から完全に突出する。そして、薬液タンク１３およびバルブ１４が回転可能である位置まで移動した場合、薬液タンク１３と螺旋５２１の管内の注入口とが接続し、薬液タンク１３から螺旋５２１が構成する管内に薬液が流れ込む。なお、モータ５２０は、受信部３から送信された無線信号の指示をもとに制御基板１７の制御にしたがって、回転を開始または停止する。また、このモータ５２０は、電池１９から供給された電力を用いて回転動作を行なう。

#### 【０１１０】

カプセル型内視鏡５１０においては、カプセル型内視鏡５１０の長軸周りに回転磁界がかかることによってカプセル型内視鏡５１０が回転する。カプセル型内視鏡５１０が回転すると螺旋５２１が体内の消化管壁に合うようになりカプセル型内視鏡５１０がネジのように軸方向に移動できる。

#### 【０１１１】

ここで、実施の形態５においては、磁界制御部８は、針１６の突出方向と、螺旋５２１

10

20

30

40

50

の推進方向とが一致するように、永久磁石 2 1 8 を回転させる回転磁界を磁界発生部 2 に発生させて、カプセル型内視鏡 5 1 0 全体を回転させる。

【 0 1 1 2 】

具体的には、磁界発生部 2 は、図 4 5 に示すように、矢印 Y 5 2 に示す針 1 6 の突出方向と同じ方向である矢印 Y 5 3 の方向に螺旋 5 2 1 が推進するように、この矢印 Y 5 3 の方向に回転する回転磁界 M 5 1 をカプセル型内視鏡 5 1 0 に与える。この結果、カプセル型内視鏡 5 1 0 が矢印 Y 5 3 に示すように回転し、螺旋 5 2 1 も矢印 Y 5 3 の方向に推進する。したがって、螺旋 5 2 1 の矢印 Y 5 3 の方向への推進にしたがって螺旋 5 2 1 の先端から突出した針 1 6 の先端も矢印 Y 5 3 に示す方向に移動し、針 1 6 は、そのままカプセル型内視鏡 5 1 0 の下部にある穿刺対象層（図示せず）に刺さる。針 1 6 の先端には、  
10 回転磁界 M 5 1 によって回転するカプセル型内視鏡 5 1 0 全体の重みがかかるため、針 1 6 は、このカプセル型内視鏡 5 1 0 全体の重みによる大きな運動量にしたがって穿刺対象層に確実に刺さる。なお、ユーザは、回転磁界 M 5 1 の印加中におけるカプセル型内視鏡 5 1 0 の回転中にモータ 5 2 0 を回転させて針 1 6 を突出させるように入力部 6 を介して指示してもよい。また、ユーザは、回転磁界 M 5 1 の印加によってカプセル型内視鏡 5 1 0 が回転し螺旋 5 2 1 の先端が穿刺対象層に接触したときにモータ 5 2 0 を回転させて針 1 6 を突出させるように入力部 6 を介して指示してもよい。

【 0 1 1 3 】

実施の形態 5 のように螺旋 5 2 1 の先端に針 1 6 を設けた場合においても、磁界制御部 8 は、針 1 6 の突出方向と、螺旋 5 2 1 の推進方向とが一致するように、永久磁石 2 1 8  
20 を回転させる回転磁界を磁界発生部 2 に発生させることによって、針 1 6 に大きな動きを与えて、針 1 6 を穿刺対象層に確実に刺すことができる。

【 0 1 1 4 】

なお、磁界発生部 2 は、回転磁界 M 5 1 を与えてカプセル型内視鏡 5 1 0 を回転させた後に勾配磁界を与えて磁気引力を発生させて、穿刺対象層への針 1 6 の穿刺をさらに確実なものとしてもよい。

【 0 1 1 5 】

また、実施の形態 1 ~ 5 においては、カプセル型内視鏡 1 0 , 2 1 0 , 3 1 0 , 4 1 0 , 5 1 0 の方向を所望の方向に変化させるために与える磁界について説明したが、この磁界は、針の先端方向および永久磁石の磁化方向と略平行である平面内で方向を変化させた  
30 磁界である。すなわち、針の先端方向を所望の方向に変化させるためには、カプセル型内視鏡自体の方向を所望の方向に変化させる必要がある。このため、永久磁石に対して、針の先端方向と永久磁石の磁化方向と略平行である平面内で、針の先端方向を所望の方向に変化可能である方向の磁界を印加する必要がある。したがって、磁界制御部 8 は、磁界発生部 2 に対して、針の先端方向および永久磁石の磁化方向と略平行である平面内で方向を変化させた磁界を発生させて、永久磁石の方向を変化させてカプセル型内視鏡全体の方向を変化させる必要がある。

【 0 1 1 6 】

また、実施の形態 1 ~ 5 においては、受信部 3 は、入力部 6 から入力された指示にしたがって薬液の注入を指示する無線信号を送信する場合について説明したが、これに限らず、  
40 受信部 3 は、自動病変検出機能を備え、出血部や潰瘍部などの病変を検出した場合に自動的に薬液の注入を指示する無線信号を送信してもよい。この場合、制御部 4 は、受信部 3 の病変部検出結果をもとに、磁界制御部 8 に穿刺を行なうための磁界発生を指示するように動作してもよい。

【 0 1 1 7 】

（変形例 2）

つぎに、本発明の変形例 2 について説明する。上述した実施の形態 5 では、アクチュエータの回転駆動によって針を突没させていたが、この変形例 2 では、さらに、撮像部の撮像視野内に針を突出させるようにしている。図 4 6 は、本発明の変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡の一構成例を示す模式図である。図 4 6 に示すように、この変形例 2 にかかる  
50



カプセル型内視鏡 5 1 0 b は、上述した螺旋 5 2 1 を筐体の外表面に備えておらず、その代わりに、カプセル本体 5 1 1 の光学ドーム部以外を覆うシース 5 1 2 を備える。また、カプセル型内視鏡 5 1 0 b は、上述したモータ 5 2 0 の代わりに、略半輪形状の針 1 6 を回転駆動する回転アクチュエータ 5 1 3 を備える。なお、このカプセル本体 5 1 1 は、かかる回転アクチュエータ 5 1 3 の機能以外、上述したカプセル型内視鏡 5 1 0 と同様の機能を備える装置である。その他の構成は実施の形態 5 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

#### 【 0 1 1 8 】

針 1 6 は、螺旋形状または略半輪形状の注射針であり、図 4 6 に示すようにカプセル本体 5 1 1 の光学ドーム部近傍に配置される。針 1 6 は、チューブ等を介してバルブ 1 4 と連通し、このバルブ 1 4 の開動作によって薬液タンク 1 3 と連通する。回転アクチュエータ 5 1 3 は、上述したモータ 5 2 0 と同様に制御基板 1 7 の制御回路によって駆動制御され、針 1 6 を回転させて突没する。この場合、回転アクチュエータ 5 1 3 は、撮像素子 1 2 の撮像視野内に針 1 6 を突出させる。なお、かかる回転アクチュエータ 5 1 3 は、図 4 6 に示すようにカプセル本体 5 1 1 の筐体外表面に配置されてもよいし、筐体内部に配置されてもよい。

#### 【 0 1 1 9 】

シース 5 1 2 は、カプセル型内視鏡 5 1 0 b の筐体の一部分であり、図 4 6 に示すようにカプセル本体 5 1 1 に取り付けられ、このカプセル本体 5 1 1 の光学ドーム部以外を覆う。この場合、シース 5 1 2 は、突出前の針 1 6 および回転アクチュエータ 5 1 3 を内包する。なお、かかるシース 5 1 2 内の針 1 6 は、回転アクチュエータ 5 1 3 の駆動力によって回転しつつ、シース 5 1 2 から突没する。

#### 【 0 1 2 0 】

つぎに、この変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡 5 1 0 b の針突没動作について説明する。図 4 7 は、この変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡が撮像視野内に針を突出した状態を示す模式図である。図 4 8 は、この変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡が撮像する画像の一例を示す模式図である。

#### 【 0 1 2 1 】

被検体内部に導入されたカプセル型内視鏡 5 1 0 b は、被検体の臓器内部を移動しつつ、この被検体の臓器内部の画像である体内画像を順次撮像し、得られた体内画像を外部の受信部 3 (図 1 参照) に順次無線送信する。医師または看護師等のユーザは、かかるカプセル型内視鏡 5 1 0 b によって撮像された体内画像を表示部 5 (図 1 参照) に表示させて観察しつつ、このカプセル型内視鏡 5 1 0 b が被検体内部における患部等の所望部位に到達したか否かを判断する。

#### 【 0 1 2 2 】

ここで、被検体内部のカプセル型内視鏡 5 1 0 b が体内における所望部位に到達した場合、図 1 に示した制御部 4 は、入力部 6 の入力情報に基づいて制御信号を生成し、この生成した制御信号をカプセル型内視鏡 5 1 0 b に無線送信するように受信部 3 を制御する。カプセル型内視鏡 5 1 0 b は、かかる制御部 4 からの制御信号に基づいて針 1 6 を突出させつつ、体内画像を撮像する。この場合、針 1 6 は、図 4 7 に示すように、シース 5 1 2 から突出して撮像素子 1 2 の撮像視野内に位置する。撮像素子 1 2 は、かかる撮像視野内の針 1 6 を含む体内画像を撮像する。かかる撮像素子 1 2 によって撮像された体内画像には、例えば図 4 8 に示すように、体内における所望部位の一例である患部 5 1 4 と突出状態の針 1 6 とが含まれる。ユーザは、かかる体内画像を参照することによって、針 1 6 と患部 5 1 4 との相対位置関係を容易に視認できる。ユーザは、かかる体内画像をもとに針 1 6 と患部 5 1 4 との相対位置関係を確認しつつ、カプセル型内視鏡 5 1 0 b の磁気誘導および針突出動作を操作する。かかるユーザ操作に基づいて、被検体内部のカプセル型内視鏡 5 1 0 b は、患部 5 1 4 近傍に針 1 6 を突出した上で磁気誘導され、これによって、確実に患部 5 1 4 に針 1 6 を突き刺すことができる。この結果、カプセル型内視鏡 5 1 0 b は、この患部 5 1 4 に薬液を確実に注射することができる。

## 【 0 1 2 3 】

このように、本発明の変形例 2 では、カプセル型内視鏡に内蔵した撮像素子の撮像視野内に注射針を突出して、被検体内部における患部等の所望部位と注射針との相対位置関係を捉えた体内画像を撮像するように構成した。このため、体内画像をもとに被検体内部の所望部位と注射針との相対位置関係を容易に視認でき、この体内画像を参照しつつカプセル型内視鏡の磁気誘導および針突出動作を操作することによって、この所望部位に容易に注射針を突き刺すことができる。この結果、体内部位に対する注射針の穿刺後に注射針を必要以上に突出させることなく、確実に所望部位に薬液を注射することができる。また、この所望部位に対する薬液の注射状況を体内画像によって視認できるため、所望部位からの薬液の漏出が発生した場合に即座に薬液放出を停止させることができる。

10

## 【 0 1 2 4 】

なお、この変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡 5 1 0 b に例示されるような針突出動作は、上述した実施の形態 1 ~ 5 にかかるカプセル型内視鏡に適用することもできる。すなわち、実施の形態 1 ~ 5 にかかるカプセル型内視鏡は、撮像素子の撮像視野内に注射針を突出し、この突出した注射針を被写体として含む体内画像を撮像してもよい。この場合も、上述した変形例 2 にかかるカプセル型内視鏡 5 1 0 b と同様の作用効果を享受することができる。

## 【 0 1 2 5 】

## ( 変形例 3 )

つぎに、変形例 3 について説明する。実施の形態 1 ~ 5 においては、電池 1 9 から供給される電力を用いてアクチュエータ 1 5 またはモータ 5 2 0 を動作させて針を突出させる場合について説明したが、変形例 3 においては、筐体内に設けられた二つの永久磁石間における反発力を利用して針を突出する場合について説明する（たとえば、本出願人による特願 2 0 0 7 - 4 6 0 1 3 がある。）。この場合、カプセル型内視鏡の筐体内に、磁化方向を含む平面内で相対的に回転可能に設置された第 1 の永久磁石および第 2 の永久磁石を設け、第 1 の永久磁石および第 2 の永久磁石が互いに反発力を発生する方向に第 1 の永久磁石および / または第 2 の永久磁石を相対的に回転させる磁界を与えればよい。

20

## 【 0 1 2 6 】

具体的に、図 4 9 および図 5 0 を参照して説明する。図 4 9 ( 1 ) , ( 2 ) は、変形例 3 にかかるカプセル型内視鏡の軸方向の断面図であり、図 4 9 ( 3 ) は、図 4 9 ( 2 ) における E E 線でカプセル型内視鏡を切断した断面図である。図 5 0 は、変形例 3 にかかるカプセル型内視鏡の所定の各状態において磁界発生部 2 が印加する磁界強度を示す図である。図 4 9 に示すように、変形例 3 にかかるカプセル型内視鏡 5 1 0 a においては、回転可能であり図 4 9 ( 2 ) の矢印 Y 5 1 b の方向に移動可能である回転移動磁石 5 1 8 a と、回転可能である回転磁石 5 1 8 b とが相対するように設けられている。回転磁石 5 1 8 b が円滑に回転するように回転磁石 5 1 8 b の接触面上に摩擦低減部材 5 0 9 が設けられている。また、カプセル型内視鏡 5 1 0 a においては、回転磁石 5 1 8 b 側の仕切りに回転移動磁石 5 1 8 a が接触した場合には、回転が拘束されるように、回転移動磁石 5 1 8 a の回転磁石 5 1 8 b 側の表面上には、高摩擦部材 5 0 8 が設けられている。また、カプセル型内視鏡 5 1 0 a は、回転移動磁石 5 1 8 a の回転時に回転移動磁石 5 1 8 a に接続する歯車 5 0 2 a と噛み合って回転針 5 1 6 の回転動作を制御する歯車 5 0 2 b を有する。

30

40

## 【 0 1 2 7 】

まず、図 5 0 の曲線 1 5 1 d に示すように、磁界発生部 2 は、回転磁石 5 1 8 b よりも体積が大きい回転移動磁石 5 1 8 a が回転可能となる磁界強度 G 5 1 よりも弱い磁界強度で、カプセル型内視鏡 5 1 0 a の長軸周りに回転磁界を印加する。この場合、図 4 9 ( 1 ) に示すように、回転移動磁石 5 1 8 a は、高摩擦部材 5 0 8 によって回転が拘束された状態となる。

## 【 0 1 2 8 】

薬液タンク 1 3 内の薬剤の局注時には、図 5 0 の曲線 1 5 4 d に示すように、磁界発生

50

部 2 は、回転移動磁石 5 1 8 a がカプセル型内視鏡 5 1 0 a 内で回転可能となる磁界強度 G 5 1 よりも強い磁界強度の磁界 M 5 1 を印加する。この場合、図 4 9 ( 2 ) の矢印 Y 5 1 a に示すように、回転移動磁石 5 1 8 a および回転磁石 5 1 8 b が磁界 M 5 1 にしたがって同じ向きに回転し、反発力 H 5 1 が発生する。そして、図 4 9 ( 2 ) の矢印 Y 5 1 b に示すように、回転移動磁石 5 1 8 a は、この反発力 H 5 1 によって回転磁石 5 1 8 b から離れるように左方向に移動し、回転移動磁石 5 1 8 a に設けられた歯車 5 0 2 a は歯車 5 0 2 b と噛み合う。また、回転移動磁石 5 1 8 a においては、高摩擦部材 5 0 8 による回転の拘束が解除され、回転可能となる。そして、カプセル型内視鏡 5 1 0 a は、磁界強度 G 5 1 よりも強い磁界強度で回転針 5 1 6 の回転方向に対応した向きの磁界が印加されることによって回転し、これにともない歯車 5 0 2 a , 5 0 2 b もそれぞれ回転する。この結果、図 4 9 ( 3 ) に示すように、歯車 5 0 2 b の回転によって、回転針 5 1 6 が矢印 Y 5 1 c に示すように回転し、カプセル型内視鏡 5 1 0 a 外に突出する。そして、回転針 5 1 6 が回転停止面に接触すると、カプセル型内視鏡 5 1 0 a 本体が回転し、腸管などの周方向に沿って回転針 5 1 6 が穿刺される。さらに、薬液タンク 1 3 の貫通穴 5 3 3 と回転針 5 1 6 の図示しない貫通穴が接続するため、薬液タンク 1 3 内の薬剤が回転針 5 1 6 を介して所望の領域に注入されることとなる。

10

**【 0 1 2 9 】**

そして、磁界強度 G 5 1 よりも強い磁界強度のまま磁界の向きを逆転させることによって、回転針 5 1 6 がカプセル型内視鏡 5 1 0 a 内に収納され、さらに、印加された磁界の磁界強度 G 5 1 よりも弱めることによって、回転移動磁石 5 1 8 a が図 4 9 ( 1 ) に示すようにカプセル型内視鏡 5 1 0 a に固定されることとなる。このように、筐体内に設けられた二つの永久磁石間における反発力を利用して円滑に針 1 6 を突出してもよい。

20

**【 0 1 3 0 】**

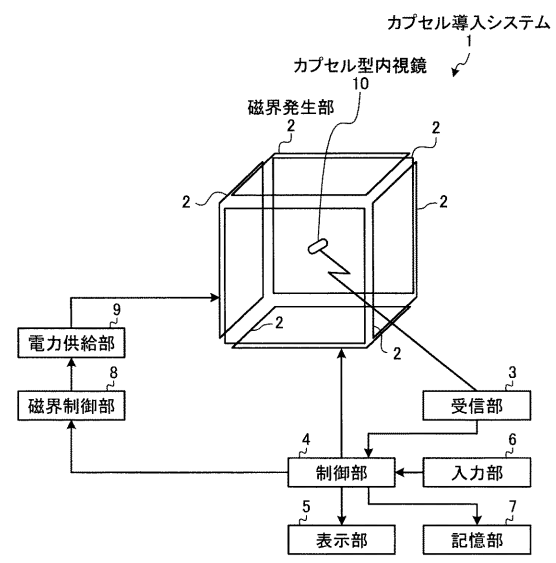
なお、これまで被検体内導入装置として光学的観察を行なうカプセル型内視鏡について説明してきたが、光学的観察に限らず、超音波断層観察や pH 計測等を行なうカプセル型医療装置でも構わない。また、カプセル型筐体に細長挿入部を取り付けたひも付きカプセル型医療装置にも適用可能である。

**【 産業上の利用可能性 】****【 0 1 3 1 】**

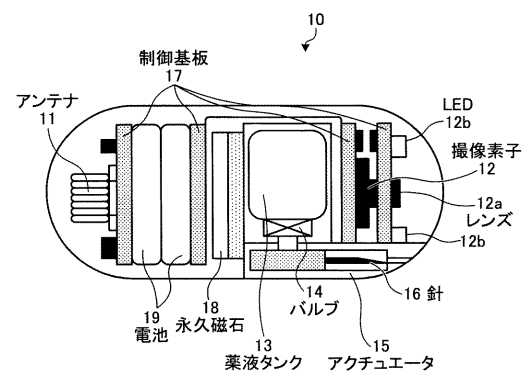
以上のように、本発明にかかる被検体内導入システムは、被検体内部に導入した被検体内導入装置による体内部位への薬液注射に有用であり、特に、体内部位の穿刺対象層に注射針を確実に刺すことができる被検体内導入システムに適している。

30

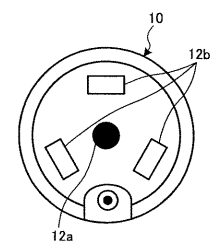
【図 1】



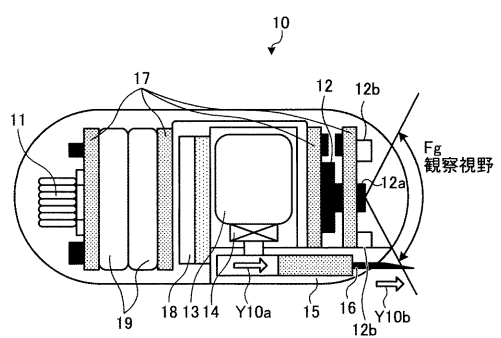
【図 2】



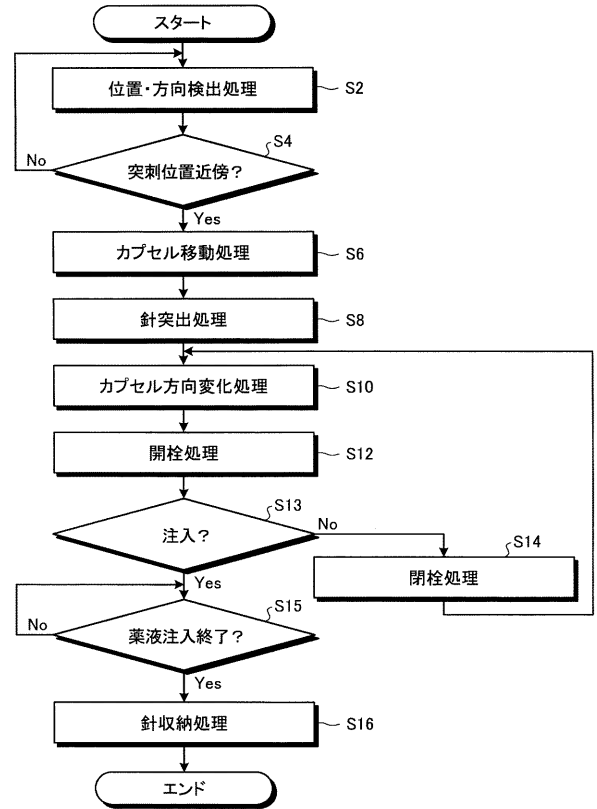
【図 3】



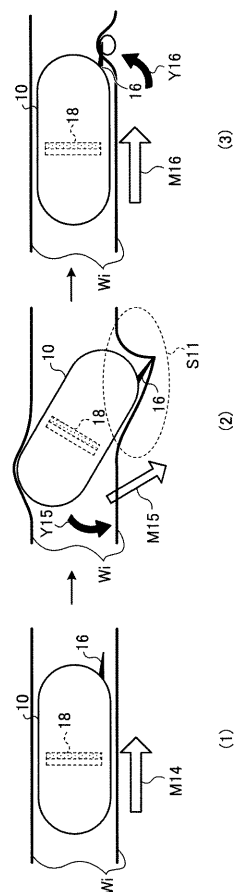
【図 4】



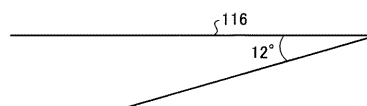
【図 5】



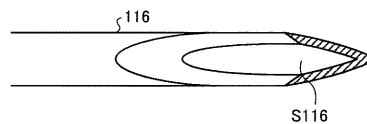
【圖 7】



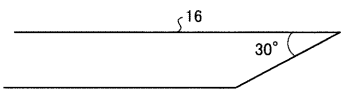
【 図 1 0 】



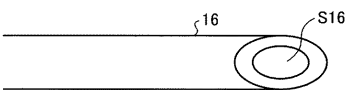
【 ㄨ 1 1 】



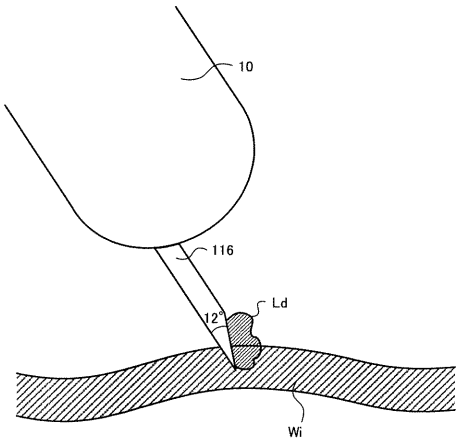
【図 1 2】



【図 1 3】

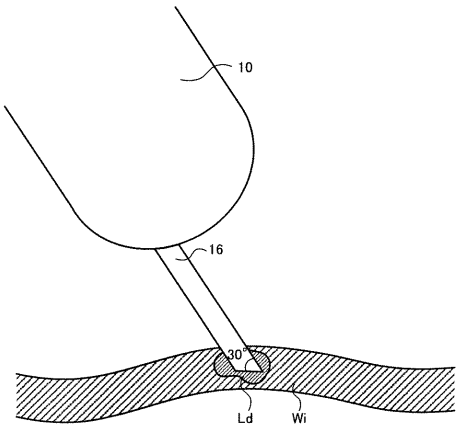


【図 1 4】

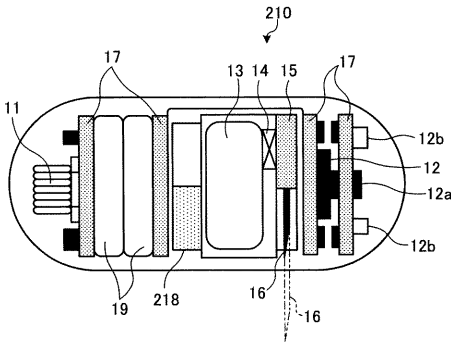


10

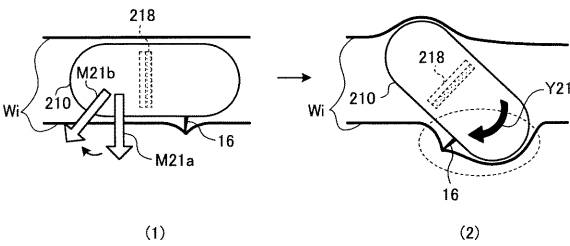
【図 1 5】



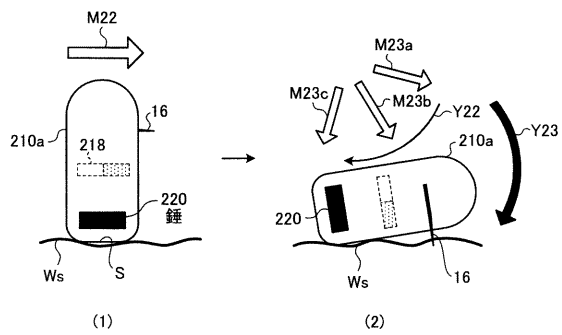
【図 1 6】



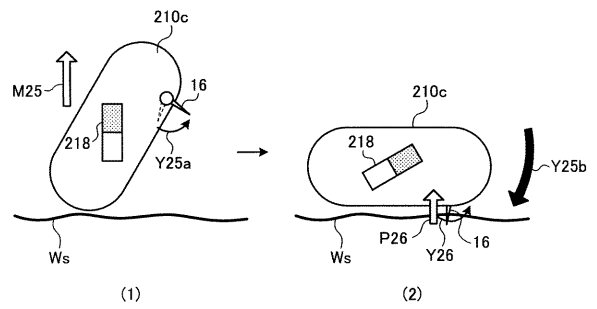
【図 1 7】



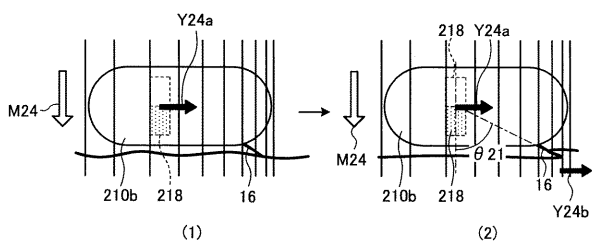
【図 18】



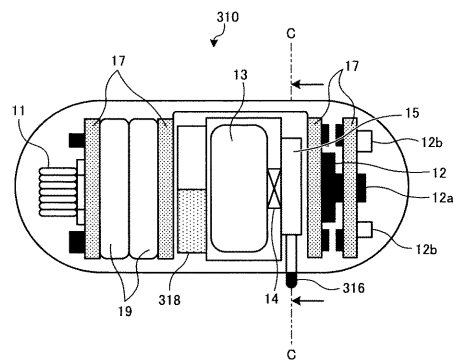
【図 20】



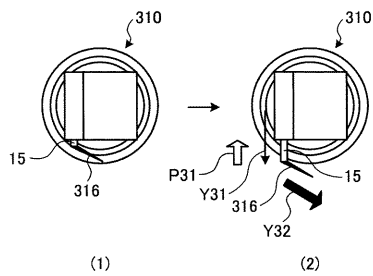
【図 19】



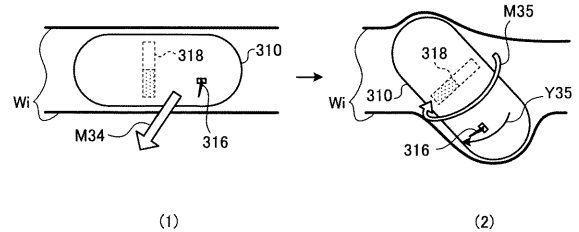
【図 21】



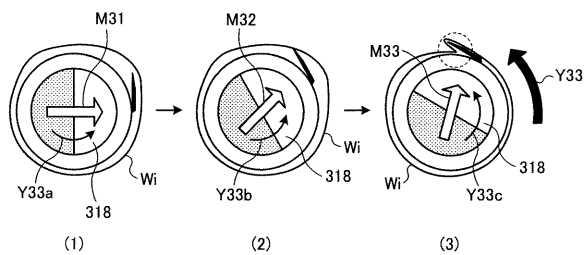
【図 22】



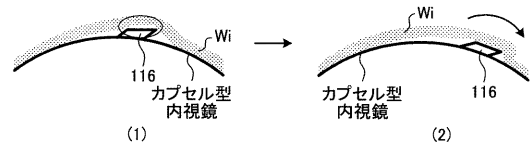
【図 24】



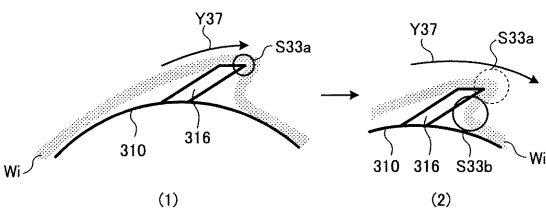
【図 23】



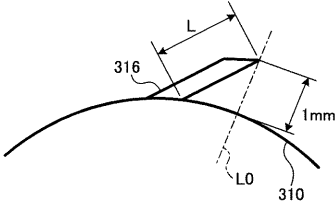
【図 25】



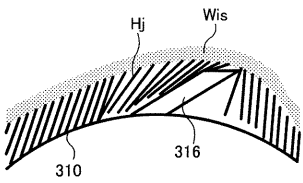
【図 2 6】



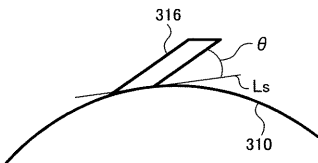
【図 2 8】



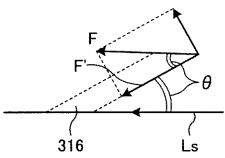
【図 2 7】



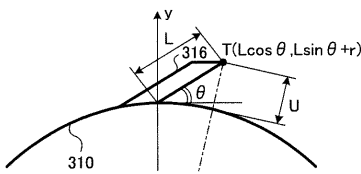
【図 2 9】



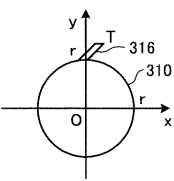
【図 3 0】



【図 3 2】

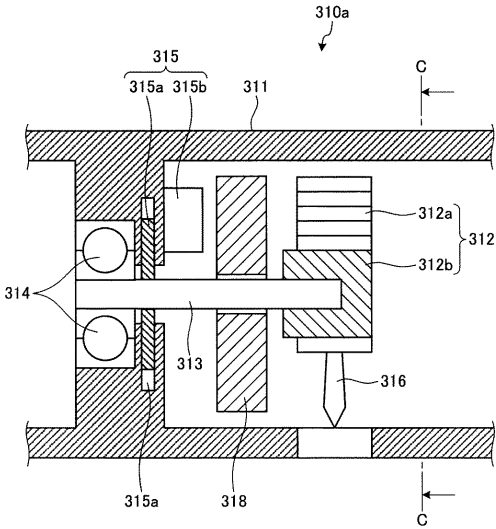


【図 3 1】

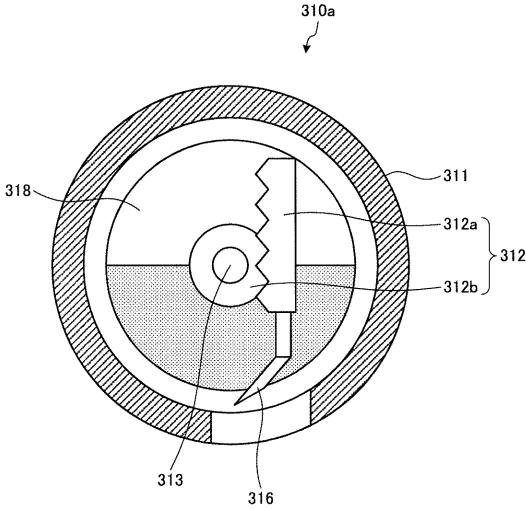




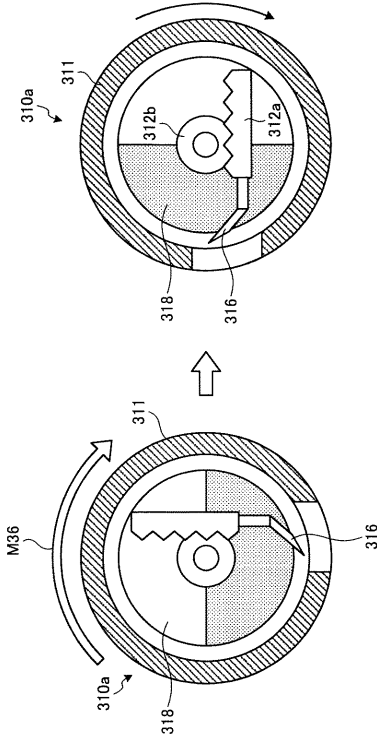
【図 3 3】



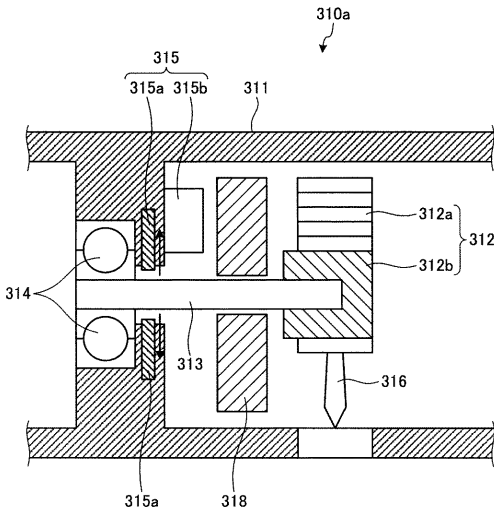
【図 3 4】



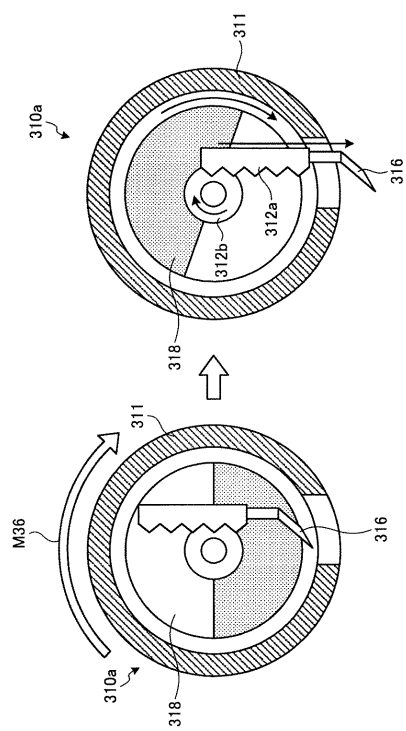
【図 3 5】



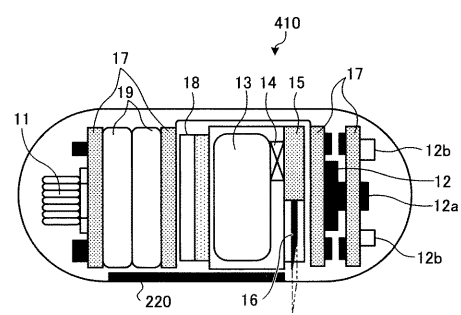
【図 3 6】



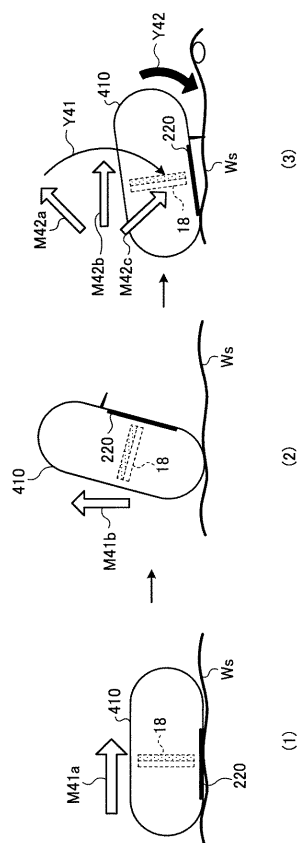
【 図 3 7 】



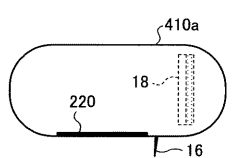
【 図 3 8 】



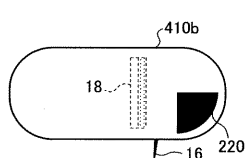
【 図 3 9 】



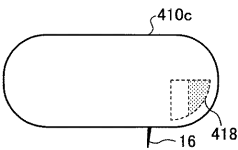
【 図 4 0 】



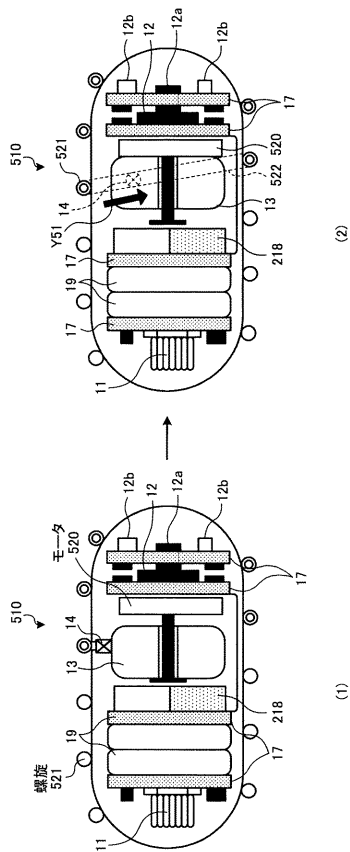
【 図 4 1 】



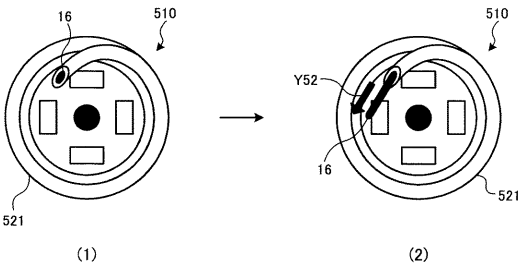
【図 4 2】



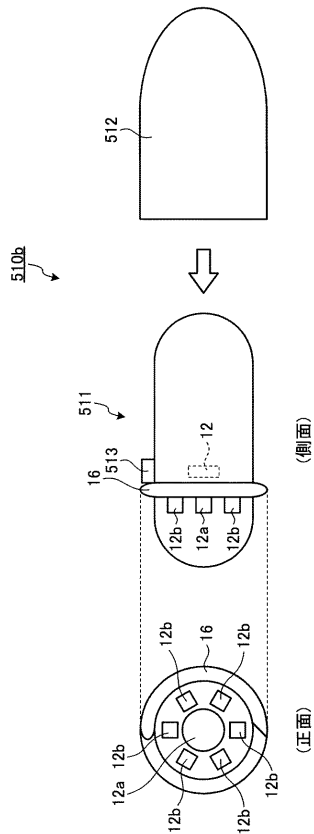
【図 4 3】



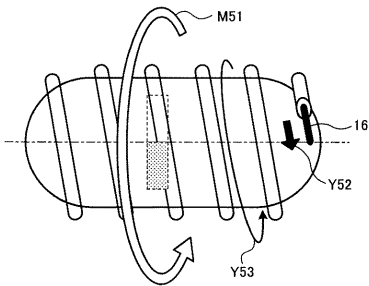
【図 4 4】



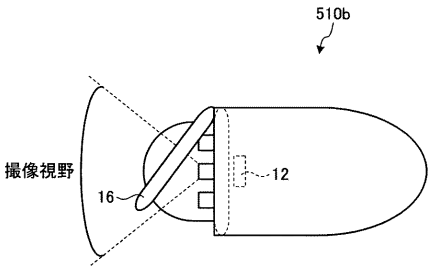
【図 4 6】



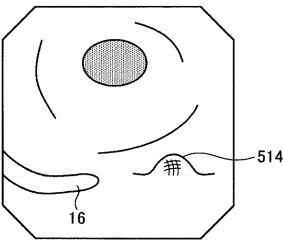
【図 4 5】



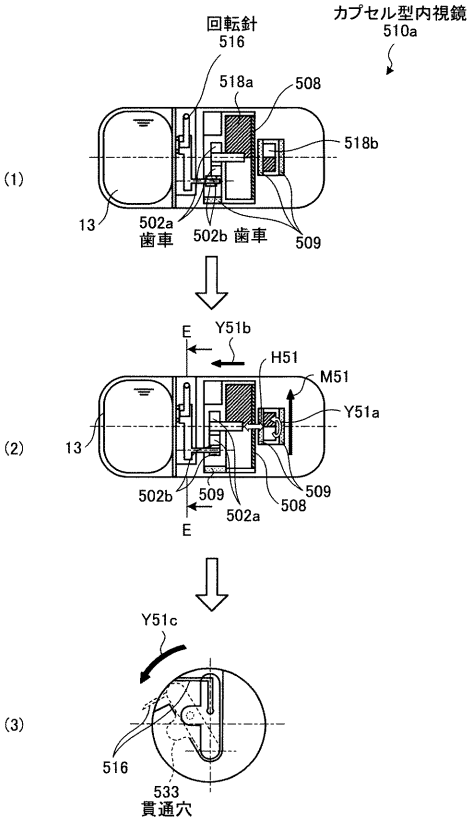
【図 4 7】



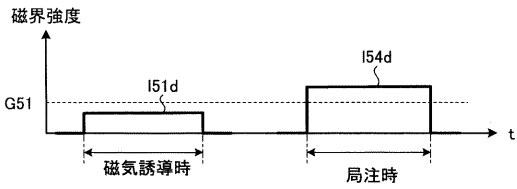
【図 4 8】



【図 4 9】



【図 5 0】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/067331

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <b>A61B1/00(2006.01) i, A61B5/07(2006.01) i</b>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B1/00, A61B5/07</b>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched <b>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008</b> <b>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008</b>		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-325438 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 November, 2003 (18.11.03), Fig. 11 (Family: none)	1-20
Y	JP 2005-124708 A (Olympus Corp.), 19 May, 2005 (19.05.05), Figs. 12 to 15, 17 & US 2005/124875 A1 & WO 2005/32370 A1	1-20
Y	JP 2003-275170 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 September, 2003 (30.09.03), & US 2003/181788 A1	5
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 31 October, 2008 (31.10.08)		Date of mailing of the international search report 11 November, 2008 (11.11.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/067331

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-151729 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 June, 2007 (21.06.07), & WO 2007/40269 A1	5-9
A	JP 2002-556 A (Yusuke NONOMURA), 08 January, 2002 (08.01.02), (Family: none)	1-20
A	JP 6-114036 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 April, 1994 (26.04.94), (Family: none)	1-20
A	JP 2006-43115 A (Olympus Corp.), 16 February, 2006 (16.02.06), & US 2006/30752 A1 & EP 1623670 A1	1-20
A	JP 2004-222998 A (Olympus Corp.), 12 August, 2004 (12.08.04), (Family: none)	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 6 7 3 3 1													
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i															
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, A61B5/07															
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2008年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2008年	日本国実用新案登録公報	1996-2008年	日本国登録実用新案公報	1994-2008年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2008年														
日本国実用新案登録公報	1996-2008年														
日本国登録実用新案公報	1994-2008年														
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）															
C. 関連すると認められる文献															
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号													
Y	JP 2003-325438 A（オリンパス光学工業株式会社） 2003.11.18, 【図11】（ファミリーなし）	1-20													
Y	JP 2005-124708 A（オリンパス株式会社） 2005.05.19, 【図12】—【図15】、【図17】 & US 2005/124875 A1 & WO 2005/32370 A1	1-20													
Y	JP 2003-275170 A（オリンパス光学工業株式会社） 2003.09.30, & US 2003/181788 A1	5													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</td> <td>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</td> <td>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</td> <td>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&amp;」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの														
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの														
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの														
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献														
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 31.10.2008		国際調査報告の発送日 11.11.2008													
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2008/067331
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2007-151729 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.06.21, & WO 2007/40269 A1	5-9
A	JP 2002-556 A (野々村友佑) 2002.01.08, (ファミリーなし)	1-20
A	JP 6-114036 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.04.26, (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2006-43115 A (オリンパス株式会社) 2006.02.16, & US 2006/30752 A1 & EP 1623670 A1	1-20
A	JP 2004-222998 A (オリンパス株式会社) 2004.08.12, (ファミリーなし)	1-20



---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),  
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,T  
R),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,  
BZ,CA,CH,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,IS,JP,KE,K  
G,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT  
,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

F ターム(参考) 4C061 DD10 GG22 HH51 HH56 HH60 LL02 QQ06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	科目内介绍系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009041525A1</a>	公开(公告)日	2011-01-27
申请号	JP2009534375	申请日	2008-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	河野宏尚 田中慎介 内山昭夫		
发明人	河野 宏尚 田中 慎介 内山 昭夫		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00087 A61B1/00158 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/1455 A61B5/4839 A61B10/0233 A61B17/3478 A61B34/73 A61B2034/732		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C061/DD10 4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/HH60 4C061/LL02 4C061/QQ06		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2007249970 2007-09-26 JP		
其他公开文献	JP5399253B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

本发明的目的在于提供一种能够可靠地将针刺入穿刺对象层的被检体内导入装置系统。在本发明中，胶囊型内窥镜（10）具有能够相对于壳体的表面突出或缩回的针（16）和永久磁铁（18）。磁场控制部（8）根据胶囊型内窥镜（10）内的永久磁铁（18）的磁化方向，使磁场产生部产生用于使永久磁铁（18）的朝向变化的磁场，胶囊型内窥镜10中的针16与针16的前端方向之间的关系。因此，磁场控制部8改变胶囊型内窥镜10整体的朝向，使突出的针16穿刺穿刺对象层。结果，针（16）能够可靠地卡在穿刺目标层中。

