

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4360838号
(P4360838)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月21日(2009.8.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2003-164112 (P2003-164112)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成15年6月9日(2003.6.9)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2005-230 (P2005-230A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成17年1月6日(2005.1.6)	(74) 代理人	100083286
審査請求日	平成18年5月9日(2006.5.9)		弁理士 三浦 邦夫
		(73) 特許権者	590001452
			国立がんセンター総長
			東京都中央区築地5丁目1番1号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100120204
			弁理士 平山 巖
		(72) 発明者	樽本 哲也
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
			ンタックス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、

該把持部材に接続された磁性体からなる磁気アンカーと、

上記対象物外部に配置され、磁界を発生する磁気アンカー誘導装置と、
を具備し、

該磁気アンカー誘導装置が発生する磁界からの磁力により、上記磁気アンカーを移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を所定方向に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、

上記磁気アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を、上記対象物に接触可能な円形で凸状または凹状をなす接触面とし、該接触面の半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴とする内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項2】

対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、

該把持部材に接続された磁性体からなる磁気アンカーと、

上記対象物外部に配置され、磁界を発生する磁気アンカー誘導装置と、
を具備し、

該磁気アンカー誘導装置が発生する磁界からの磁力により、上記磁気アンカーを移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を所定方向に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、

10

20

上記磁気アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を多角形状とし、該底面の内接円によって囲まれた上記対象物に接触可能な凸状または凹状をなす接触面を、その半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴とする内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムにおいて、上記磁気アンカーと把持部材とを、柔軟な連結ひもで連結した内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムにおいて、

上記磁気アンカー誘導装置は、

発生する磁界によって磁力を生じさせて、該磁力によって、上記磁気アンカーを所定方向に移動させる磁気誘導部材と、

該磁気誘導部材を特定の一平面内に配置した U 字状のフレーム部材に沿って移動させる一平面内移動機構と、

上記 U 字状のフレーム部材を上記一平面と直交する方向に相対移動させる一方向移動機構と、

を有する内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項 5】

対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、

該把持部材に接続された非磁性体からなる重力アンカーと、を具備し、

該重力アンカーを重力に従って移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を重力方向下方に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、

上記重力アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を、上記対象物に接触可能な円形の接触面とし、該接触面の半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴とする内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項 6】

対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、

該把持部材に接続された非磁性体からなる重力アンカーと、を具備し、

上記重力アンカーを重力に従って移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を重力方向下方に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、

上記重力アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を多角形状とし、該底面の内接円によって囲まれた上記対象物に接触可能な接触面を、その半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴とする内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【請求項 7】

請求項 5 または 6 記載の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムにおいて、上記重力アンカーと把持部材とを、柔軟な連結ひもで連結した内視鏡用アンカー遠隔誘導システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術分野】

本発明は、内視鏡観察下で病変部を切除する際に用いる、内視鏡用アンカー遠隔誘導システムに関する。

【0002】

【従来技術及びその問題点】

従来、通常の手術において人体内部の病変部を切除する場合においては、把持鉗子を用いて病変部を持ち上げることにより病変部と隣接する正常組織との間隔を広げ、その状態で病変部と正常組織との間を切除している。しかし、例えば内視鏡的粘膜切除術（EMR）では、体内には内視鏡を一台しか挿入できないため、病変部を持ち上げることができず、注射針で病変部の周囲の正常粘膜に生理食塩水等を注入して病変部を浮き上がらせ、その状態で高周波ナイフやスネアなどを用いて病変部と正常粘膜の間の切除を行っていた。

【0003】

しかし、このような従来の方法では、病変部を十分な位置まで持ち上げることができなかったため、病変部と正常組織との境界の切除部分を十分確保することができなかった。また、病変部が扁平な形状である場合は、切除部分を作りだすことができないこともあった。

【0004】

さらに、切除作業中において、すでに切除した病変部が正常組織上に落ち込むことにより内視鏡による視界を妨げることがあり、特に病変部が大きい場合に顕著であった。そのため、切除部分を見ることができず、盲目的に切除するために正常部分を損傷して穿孔などの合併症が発生したり、血管を損傷して大出血をきたし、また出血時も出血部位の確認ができず止血できないことから重篤な合併症を来すことも考えられ、より安全な装置が求められていた。

10

【0005】

そこで本出願人は、これらの問題点を解決すべく、人体の臓器内部の病変部を把持する把持部材と、該把持部材に接続された磁性体からなる磁気アンカーと、人体の外部に配置され、磁界を発生して磁気アンカーに動力を与える磁気アンカー誘導装置と、を備え、磁気アンカー誘導装置が発生する磁界によって磁気アンカーに動力を与えて、把持部材によって把持された病変部を持ち上げることを特徴とする磁気アンカー遠隔誘導システムを提案し、特許出願している（特願2002-268239号）。

【0006】

この磁気アンカー遠隔誘導システムでは、上記磁力が強い場合には、磁気アンカーの底面が臓器内壁に接触することがある。しかし、従来の磁気アンカーは球状をなしていたので、磁気アンカーと臓器内壁との接触面積は小さく、そのため、磁気アンカーから臓器内壁に、局所的に強い圧力が掛かるおそれがあった。

20

その一方、磁気アンカーの臓器内壁との接触面積を大きくするために、磁気アンカー自体を大型化すると、磁気アンカーのコストが増大するとともに、磁気アンカーを体内に挿入する作業が難しくなってしまう。

【0007】

【発明の目的】

本発明の目的は、アンカー自体の大きさは従来と変えることなく、アンカーが対象物に接触した際に、対象物に局所的に強い圧力が掛からないようにした内視鏡用アンカー遠隔誘導システムを提供することにある。

30

【0008】

【発明の概要】

本発明の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムは、対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、該把持部材に接続された磁性体からなる磁気アンカーと、上記対象物外部に配置され、磁界を発生する磁気アンカー誘導装置と、を具備し、該磁気アンカー誘導装置が発生する磁界からの磁力により、上記磁気アンカーを移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を所定方向に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、上記磁気アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を、上記対象物に接触可能な円形で凸状または凹状をなす接触面とし、該接触面の半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴としている。

40

【0009】

別の態様によれば、本発明の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムは、対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、該把持部材に接続された磁性体からなる磁気アンカーと、上記対象物外部に配置され、磁界を発生する磁気アンカー誘導装置と、を具備し、該磁気アンカー誘導装置が発生する磁界からの磁力により、上記磁気アンカーを移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を所定方向に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、上記磁気アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を多角形状とし、該底面の内接円によって囲まれた上記対象物に接触可能な凸状または凹状をなす接触面を、その半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴としている。

50

【0010】

これらの態様では、上記磁気アンカーと把持部材とを、柔軟な連結ひもで連結するのが実際的である。

【0011】

上記磁気アンカー誘導装置は、発生する磁界によって磁力を生じさせて、該磁力によって、上記磁気アンカーを所定方向に移動させる磁気誘導部材と、該磁気誘導部材を特定の平面内に配置したU字状のフレーム部材に沿って移動させる一平面内移動機構と、上記U字状のフレーム部材を上記一平面と直交する方向に相対移動させる一方向移動機構と、を有するのが実際的である。

【0012】

10

さらに、別の態様によれば、本発明の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムは、対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、該把持部材に接続された非磁性体からなる重力アンカーと、を具備し、該重力アンカーを重力に従って移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を重力方向下方に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、上記重力アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を、上記対象物に接触可能な円形の接触面とし、該接触面の半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴としている。

【0013】

さらに、別の態様によれば、本発明の内視鏡用アンカー遠隔誘導システムは、対象物内部の対象部位を把持可能な把持部材と、該把持部材に接続された非磁性体からなる重力アンカーと、を具備し、上記重力アンカーを重力に従って移動させて、上記把持部材に把持された対象部位を重力方向下方に移動させる内視鏡用アンカー遠隔誘導システムであって、上記重力アンカーの、上記把持部材との接続側端部と反対側に位置する底面を多角形状とし、該底面の内接円によって囲まれた上記対象物に接触可能な接触面を、その半径よりその曲率半径を大きくしたことを特徴としている。

20

【0014】

これらの態様でも、上記重力アンカーと把持部材とを、柔軟な連結ひもで連結するのが実際的である。

【0027】

【発明の実施の形態】

30

以下、本発明の第1の実施形態を、図1から図12を参照しながら説明する。

本実施形態のアンカー遠隔誘導システムは、磁気アンカー装置10（把持部材11、磁気アンカー12、連結ひも13、牽引分離部材14、筒状締付部材15からなる）と、磁気アンカー装置10の内視鏡20からの分離操作等を行う操作装置30と、磁気アンカー装置10を体外において吸引制御する（磁気アンカー12に磁力を及ぼす）磁気アンカー誘導装置40とからなるものである。

【0028】

まず、図1から図3を参照して、磁気アンカー装置10の構成について説明する。

対称形状をなす把持部材11は、金属板を折曲加工した弾性部材であり、自由状態においてその両側部の先端が接触するCリング状の基部11aと、基部11aの先端から前方に延びつつ拡開する一対の傾斜片11b、11bと、両傾斜片11b、11bの先端から互いに平行に延びる開閉片11c、11cと、両開閉片11c、11cの先端から内向きに傾斜しながら延出する爪部11d、11dとを具備している。さらに、基部11aの後端部には挿入孔11a1が穿設されている。

40

【0029】

磁気アンカー12は略円錐状をなしており、その底面は、臓器Bの内壁に接触可能な接触面12aとなっている。この接触面12aは凹凸のない平面である。即ち、接触面12aの曲率半径は無限大なので、接触面12aは、その半径より曲率半径が大きくなっている。さらに、磁気アンカー12は、全体が強磁性材料から成形されており、強磁性材料の具体例としては、純鉄、鉄合金のほか、プラチナマグネット、希土類磁石、テルビウム・デ

50

ィスプロシウム・鉄合金などの磁石がある。

【0030】

磁気アンカー12の接触面12aと反対側に位置する頂点部には、柔軟な連結ひも13の両端部が固着されており、この連結ひも13の中間部は、把持部材11の基部11aの中空部を挿通することにより、磁気アンカー12と把持部材11が連結されている。

【0031】

牽引分離部材14は棒状の部材であり、その先端には、把持部材11の挿入孔11a1を貫通する一対の挿入片14aと、挿入片14aの先端に設けられた、基部11aの内面に係合して、挿入片14aが基部11aから抜け出すのを防止する抜け止め部14bとが設けられている。さらに、牽引分離部材14の基端部には鉤部14cが形成されている。牽引分離部材14は、プラスチックやSUS等の金属材料から成形されており、所定の切断力以上の強い力を受けると切断される程度の強度である。

10

【0032】

図1から図3等を示す両端が開口する筒状締付部材15は、可撓性のある材料からなるものである。この筒状締付部材15には、筒状締付部材15と同方向を向く一対のスリット15aが形成されている。このスリット15aの前端は開放しており後端は閉塞している。さらに、この筒状締付部材15の内径は、把持部材11の基部11aと傾斜片11bが嵌合可能な寸法となっている。

【0033】

図1に示す状態（把持部材11が筒状締付部材15内に嵌合していない状態）から、筒状締付部材15に対して牽引分離部材14を相対的に後方に引くと、図2に示すように、把持部材11の基部11aが内向きに弾性変形しながら筒状締付部材15の内部に引き込まれる。すると、基部11aの径が小さくなり、両傾斜片11bと両開閉片11cが互いに離れる開状態となる。

20

図3に示すように、筒状締付部材15に対して牽引分離部材14をさらに相対的に後方に引くと、把持部材11が内向きに弾性変形しながら筒状締付部材15の内部にさらに引き込まれ、その傾斜片11bが筒状締付部材15の先端開口部に接触し、両開閉片11cと両爪部11dが互いに接近する閉状態となる。

【0034】

図4は、アンカー遠隔誘導システムを用いた切除術の実施に用いる内視鏡20を示している。

30

内視鏡20は周知のように、柔軟で可撓性を有し体内に挿入される挿入部21を有しており、その先端面22には、エア及び洗浄水を送るための送気送水ノズル（図示略）、切除部及びその周辺を照らすための照明窓（図示略）、直後に対物レンズと撮像素子が配置された、切除部及びその周辺を観察するための観察窓、並びに、図7等示された鉗子チャンネルCの出口23が設けられている。鉗子チャンネルCは挿入部21内に形成されており、その入口24aは鉗子挿入口突起24の端面に形成され、さらに、その出口23は先端側が拡径するテーパー状となっている。

【0035】

次に、図7を参照しながら、内視鏡20の鉗子チャンネルC内に挿入される操作装置30について説明する。

40

挿入管31は可撓性を有する筒状の部材であり、内視鏡20の鉗子口24の入口24aから鉗子チャンネルCに挿通可能であり、その全長は鉗子チャンネルCより長い。さらに、その内径は、図1の状態の把持部材11及び筒状締付部材15を挿入可能な寸法となっている。挿入管31の内部には、挿入管31に対して相対移動可能な筒状の挿入コイル32が挿通されている。挿入コイル32の先端部には、大径部33aと小径部33bとからなる規制管33の小径部33bが嵌合され、接着剤、はんだ、ろうなどによって、小径部33bが挿入コイル32の先端部に固着されている。

【0036】

大径部33aの外径は挿入管31の内径より小さく、かつ、挿入コイル32の外径とほぼ

50

同一に設定されている。さらに、大径部 3 3 a の内径は小径部 3 3 b の内径より大きく、筒状締付部材 1 5 の外形と略同一に設定されており、大径部 3 3 a 内面の小径部 3 3 b 内面との接続部には、規制管 3 3 の軸線に対して直交する環状段部 3 3 a 1 が形成されている（図 7 等参照）。

【0037】

鉗子チャンネル C に挿入された挿入コイル 3 2 の内側には、先端にフック部 3 4 が設けられた操作ワイヤ 3 5 が、挿入コイル 3 2 と規制管 3 3 に対して相対移動可能に挿入されている。フック部 3 4 は、接着剤、はんだ、ロウ等によって、その基端部が操作ワイヤ 3 5 の先端部に固着されている。

さらに、挿入管 3 1、挿入コイル 3 2、及び操作ワイヤ 3 5 の各基端部は、操作装置 3 0 の操作部（図示略）に連結されており、互いに軸方向に相対移動可能となっている。

以上説明した、挿入管 3 1、挿入コイル 3 2、規制管 3 3、フック部 3 4、操作ワイヤ 3 5、及び操作部により操作装置 3 0 が構成されている。

【0038】

次に、図 5 及び図 6 を用いて、患者 A の体外において磁気アンカー 1 2 を吸引制御する磁気アンカー誘導装置 4 0 の構成について説明する。

患者 A を載せる床板 4 1 a を具備するベッド 4 1 の両側部には、一対の X Y ステージ（一方向移動機構）4 2、4 2 が配設されている。この一対の X Y ステージ 4 2 は、ベッド 4 1 の長手方向に沿って、両者 4 2、4 2 の該長手方向位置が常時同じになるように、直線的に往復移動するものである。さらに、ベッド 4 1 の上方には、ベッド 4 1 の長手方向と直交する平面内において互いに平行をなす、正面視略逆 U 字形の二つのレール 4 4、4 5 からなるフレーム／レール（一平面内移動機構）4 3 が配設されており、このフレーム／レール 4 3 の両端部は、左右の X Y ステージ 4 2 にそれぞれ固定されている。内側のレール 4 4 には、磁気アンカー 1 2 を体外において吸引制御する（磁気アンカー 1 2 に磁力を及ぼす）磁気誘導部材 4 6 が摺動自在に装着されており、磁気誘導部材 4 6 は左右の X Y ステージ 4 2 の間を、レール 4 5 に沿って移動することができる。磁気誘導部材 4 6 は、鉄心にコイルを巻いた構造の電磁石 4 7 を基体 4 8 上に固定したものであり、その電磁石 4 7 は常時、患者 A 側を向いている（図 5 参照）。なお、磁気誘導部材 4 6 は、永久磁石と電磁石の組み合わせでもよく、また、永久磁石と電磁石を 2 個以上組み合わせたものでも良い。

【0039】

フレーム／レール 4 3 の外側のレール 4 5 には、フレーム／レール 4 3 全体の重量バランスを保つためのカウンターウエイト 4 9 がレール 4 5 に摺動自在に装着されている。カウンターウエイト 4 9 は、磁気誘導部材 4 6 の位置に応じて、その位置が変化する。例えば、磁気誘導部材 4 6 が患者 A の正面側に位置するときは、カウンターウエイト 4 9 は患者 A の背面側に位置し、磁気誘導部材 4 6 が患者 A の背面側にあるときは、カウンターウエイト 4 9 は患者 A の正面側に位置して、フレーム／レール 4 3 全体の重量バランスをとっている。

そして、以上説明した磁気誘導部材 4 6、X Y ステージ 4 2、フレーム／レール 4 3 により磁気アンカー誘導装置 4 0 が構成されている。

【0040】

次に、アンカー遠隔誘導システムを用いた病変部 X の切除要領について説明する。

アンカー遠隔誘導システムを用いた切除術の実施に先立っては、まず、図 5 及び図 6 に示すように、局所麻酔を施した患者 A をベッド 4 1 の床板 4 1 a 上に横たわせる。このとき、X Y ステージ 4 2 を操作して、フレーム／レール 4 3 のベッド 4 1 の長手方向位置を、患者 A の頭部 A 1 とほぼ同じ位置にしておき、さらに、磁気誘導部材 4 6 及びカウンターウエイト 4 9 を所定の場所に位置させておく。

次に、X Y ステージ 4 2 を操作してフレーム／レール 4 3 を患者 A の正面側に配置させ、さらに、磁気誘導装置 4 6 をフレーム／レール 4 3 に沿って移動させて、磁気誘導部材 4 6 を切除術開始時位置に位置させる（図 6 参照）。

【0041】

次いで、図示を省略した可撓性を有するオーバーチューブを、患者Aの口から体内に挿入し、このオーバーチューブの先端部を、臓器B（対象物）（図8から図12参照）内の病変部（対象部位）Xに近接させる。続いて、内視鏡20の挿入部21をオーバーチューブ内に挿入し、挿入部21の先端部をオーバーチューブの先端から突出させ、病変部Xに近接させる（図示略）。このように、内視鏡20の挿入部21の先端を臓器B内に挿入すると、内視鏡20の挿入部21の先端面22に設けられた観察窓から得られた臓器B内の観察像が、図示を省略したテレビモニタに写し出される。

【0042】

次いで、鉗子口24の入口24aから、先端部に注射針を具備するチューブ状の処置具（図示略）を鉗子チャンネルCに挿入して、その注射針を鉗子チャンネルCの出口23から突出させる。そして、注射針を病変部Xの周辺から臓器壁の粘膜下層B1に挿入して生理食塩水等を注入し、病変部Xを固有筋層B2から浮き上がらせておく（図8から図12参照）。

【0043】

続いて、鉗子チャンネルCから該処置具を取り出し、代わりに、鉗子チャンネルCに挿入管31を挿入する。上述したように、挿入管31は鉗子チャンネルCより長いので、鉗子チャンネルCに挿入管31を挿入すると、その基端部が鉗子口24から突出する（図示略）。

次いで、内視鏡20の外部において、挿入コイル32の先端に固定された規制管33の大径部33a内に筒状締付部材15の基端部を嵌合し、その後端面を環状段部33a1に当接させる。続いて、挿入コイル32を挿入管31の基端側からその内部に挿入し、さらに、挿入コイル32の内部に操作ワイヤ35を挿入して、挿入管31、挿入コイル32、及び操作ワイヤ35の基端部を上記操作部に連結する。そして、操作ワイヤ35の先端部に固着されたフック部34を、内視鏡20の先端面22から突出させ、磁気アンカー装置10の牽引分離部材14の鈎部14cをフック部34に係合させて、磁気アンカー装置10と操作装置30を一体化する。

この際、操作ワイヤ35は挿入管31よりも充分長いため、操作ワイヤ35の基端部は、鉗子口24から突出した挿入管31の基端部のさらに後方に突出する（図示略）。

また、筒状締付部材15は可撓性を有する材料から成形されており、かつ、挿入コイル32は屈曲自在なので、挿入部21が屈曲していても、これらの部材は鉗子チャンネルC内をスムーズに移動することができる。

【0044】

このように磁気アンカー装置10と操作装置30を一体化した状態で、操作ワイヤ35をその基端側に牽引すると、図7に示すように、把持部材11と連結ひも13と牽引連結部材14が鉗子チャンネル内に収納され、さらに、磁気アンカー12が鉗子チャンネルCの出口23に嵌合して、その大部分が鉗子チャンネルC内に収納される。

【0045】

このように、内視鏡20に磁気アンカー装置10と操作装置30をセットしたら、図8に示すように、挿入管31を挿入部21の先端側に移動させて、その先端部を先端面22から突出させ、磁気アンカー12を鉗子チャンネルCから押し出す。

次いで、挿入コイル32を挿入部21の先端側に移動させて、把持部材11を挿入管31の先端から突出させ、把持部材11を病変部Xに近接させる。この状態で操作ワイヤ35を内視鏡20に対して相対的に後方に引くと、把持部材11の基部11aが筒状締付部材15内に引き込まれ、把持部材11は図8に示す開状態となる。

【0046】

さらに操作ワイヤ35を後方に引くと、把持部材11の基部11aが筒状締付部材15内部の後方にさらに引き込まれ、かつ、傾斜片11bが筒状締付部材15の先端開口部に当接するので、把持部材11の開閉片11cが閉じて、両爪部11dが病変部Xを強固に把持する（図9参照）。

10

20

30

40

50

【0047】

この状態で、操作ワイヤ35を上記切断力以上の強い力で後方に引くと、フック部34と係合している牽引分離部材14が、その中間部で切断され、その結果、磁気アンカー装置10が操作ワイヤ35から分離する（図10参照）。

【0048】

続いて、図11に示すように、患者Aの体外に配置されている磁気誘導部材46の発生磁界を強めることによって、磁気アンカー12を図11の上側に吸引すると、連結ひも13がスリット15a内を緊張しながら図11の上側に移動し、接触面12a全面が臓器Bの内壁に接触して、把持部材11が磁力方向（図11の上方）に移動する。その結果、把持部材11に掴まれている病変部Xも同方向に十分な距離だけ持ち上げられる。

10

【0049】

このように、病変部Xを所望方向に所望距離だけ移動させると、病変部Xと正常組織との境界部に、十分な大きさの切除部分が形成されるので、挿入管31、挿入コイル32、及び操作ワイヤ35を内視鏡20から取り出し、図11に示すように、内視鏡20（図11では図示略）の鉗子チャンネルCを利用して高周波メス50などの切開具を臓器B内に挿入し、病変部Xを粘膜とともに一方の端部側から切除する。

そして、病変部Xを一方の端部側から反対の端部側に切除すると、やがて、病変部X全体が完全に切除される（図12参照）。

なお、高周波メス50による切除作業時においては、切除領域が広がるにつれて、高周波メス50の先端50aの位置の確認は、より容易となる。

20

【0050】

以上のように切除作業を終えると、正常組織から切り離された病変部Xは把持部材11（磁気アンカー装置10）に把持されたままの状態となるので、病変部Xの紛失が防止される。

切除した病変部Xを回収するには、図12に示すように、内視鏡20の鉗子チャンネルCに、その先端部に開閉可能な一對の把持片61を具備し、かつ、その基端部に操作部（図示略）を具備する把持鉗子60を挿入する。そして、この操作部を操作して、把持片61を開放状態にした状態で牽引分離部材14に近接させ、その後に両把持片61を閉じて、両把持片61により牽引分離部材14を確実に把持する（図12参照）。そして、そのままの状態の内視鏡20を体内から抜き取り、病変部Xを磁気アンカー装置10とともに体外に取り出し、その後に、切除した部分の縫合、消毒などの処置を行う。

30

【0051】

以上のように、本実施形態のアンカー遠隔誘導システムを用いれば、磁気誘導部材46からの発生磁界により磁気アンカー12が吸引されて、その接触面12aが臓器Bの内壁に強い力で接触しても、接触面12aの曲率半径がその半径より大きいので、その半径が接触面12aの半径と同じである従来の球状の磁気アンカーが臓器Bの内壁に接触する場合に比べて、両者の接触面積が大きくなる。その結果、単位接触面積当たりの接触力は従来より小さくなり、臓器Bに局所的に大きな負荷が掛かることはない。

【0052】

さらに、病変部Xを所望方向に十分な距離だけ移動させることができるため、病変部Xと正常組織との境界の切除部分を、容易かつ確実に十分な大きさを確保することができる。また、病変部Xが扁平な形状であっても、十分な大きさの切除部分を作り出すことができるので、このような場合であっても、病変部Xを容易に切除することが可能となる。

40

【0053】

また、病変部Xは把持部材11により持ち上げられるため、切除部分を十分確保することができ、すでに切除した病変部Xが固有筋層B2上に落ち込むことを防止できる。

また、任意の位置に把持部材11を配置できるため、切除した病変部Xにより内視鏡20の視界が妨げられることがない。

【0054】

次に、本発明の第2の実施形態について、図13を参照しながら説明する。

50

なお、第１の実施形態と同じ部材には同じ符号を付すに止めて、その詳細な説明は省略する。

【００５５】

本実施形態のアンカー遠隔誘導システムは、重力アンカー装置７０（把持部材１１、重力アンカー７１、連結ひも１３、牽引分離部材１４、筒状締付部材１５からなる）と、操作装置３０とからなるものである。

【００５６】

重力アンカー７１の外形は磁気アンカー１２と同じであり、その底面が接触面７１ａとなっており、全体が非磁性体によって成形されている。非磁性体の具体例としては、金、銅、アルミニウム、ステンレス（オーステナイト系）、真鍮、セラミック、硝子等がある。

10

【００５７】

この重力アンカー装置７０は、第１の実施形態と同じ要領により、内視鏡２０に装着された状態で臓器Ｂ内に挿入された後、その把持部材１１が病変部Ｘを把持する。

そして、重力アンカー７１は重力Ｐに従って移動するので、患者Ａの体勢を変えて、重力アンカー７１を重力方向下方に移動させると、重力アンカー７１の接触面７１ａが臓器Ｂの内壁に接触し、ひも部１３が緊張するとともに、把持部材１１が把持している病変部Ｙが重力方向下方に移動する。この結果、病変部Ｘと正常組織との境界部に、十分な大きさの切除部分が形成されるので、高周波メス５０で病変部Ｘを切除する。

【００５８】

以上のように、本実施形態のアンカー遠隔誘導システムによっても、第１の実施形態と同様に、重力アンカー７１の接触面７１ａが臓器Ｂの内壁に強い力で接触しても、重力アンカー７１の接触面７１ａの曲率半径が半径より大きいので、その半径が接触面７１ａの半径と同じである従来の球状のアンカーが臓器Ｂの内壁に接触する場合に比べて、両者の接触面積が大きくなり、単位接触面積当たりの接触力は従来より小さくなる。その結果、臓器Ｂに局所的に大きな負荷が掛かることが防止される。

20

さらに、本実施形態では、第１の実施形態では必要であった高価な装置である磁気アンカー誘導装置４０が不要になるので、第１の実施形態に比べて、コスト的に有利である。

【００５９】

なお、第１の実施形態において、磁気アンカーを以下に説明する形状としても、第１の実施形態と同様の効果が得られる。

30

図１４及び図１５に示す磁気アンカー８０の底部には、凸状の接触面８０ａが形成されている。この接触面８０ａの曲率半径 r は、その半径 R より大きく設定されている。磁気アンカー８０の底部をこのような形状にしても、接触面８０ａと臓器Ｂの内壁との接触面積は、その半径が接触面８０ａの半径と同じである従来の球状の磁気アンカーに比べて大きくなる。

【００６０】

さらに、図１６及び図１７に示す磁気アンカー９０の底部には、凹状の接触面９０ａが形成されている。この接触面９０ａの曲率半径 r_1 は、その半径 R_1 より大きく設定されている。磁気アンカー９０の底部をこのような形状にしても、接触面９０ａと臓器Ｂの内壁との接触面積は、その半径が接触面９０ａの半径と同じである従来の球状の磁気アンカーに比べて大きくなる。

40

【００６１】

また、図１８及び図１９に示す磁気アンカー１００は、略直方体状となっており、その略正方形の底面１００ａの内接円 C_1 によって囲まれた部分は、凸状の接触面１００ｂとなっている。この接触面１００ｂの曲率半径 r_2 は、その半径 R_2 より大きく設定されている。磁気アンカー１００の底部をこのような形状にしても、接触面１００ｂと臓器Ｂの内壁との接触面積は、その半径が接触面１００ｂの半径と同じである従来の球状の磁気アンカーに比べて大きくなる。

【００６２】

さらに、図２０及び図２１に示す磁気アンカー１１０は、略三角錐状となっており、その

50

略三角形の底面 1 1 0 a の内接円 C 2 によって囲まれた部分は、凸状の接触面 1 1 0 b となっている。この接触面 1 1 0 b の曲率半径 r_3 は、その半径 R_3 より大きく設定されている。磁気アンカー 1 1 0 の底部をこのような形状にしても、接触面 1 1 0 b と臓器 B の内壁との接触面積は、その半径が接触面 1 1 0 b の半径と同じである従来の球状の磁気アンカーに比べて大きくなる。

【0063】

本発明について上記実施形態を参照しつつ説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、改良の目的または本発明の思想の範囲内において改良または変更が可能である。例えば、第 2 の実施形態の重力アンカー 7 1 の形状を、図 1 4 から図 2 1 に示す形状とすることも勿論可能である。

10

【0064】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によると、アンカー自体の大きさは従来と変えることなく、アンカーが対象物に接触した際に、対象物に局所的に強い圧力が掛からないようになる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の磁気アンカー装置の全体図である。

【図 2】把持部材が開いた状態の磁気アンカー装置の全体図である。

【図 3】把持部材が閉じた状態の磁気アンカー装置の全体図である。

【図 4】内視鏡の全体図である。

【図 5】病変部の切除が行われる患者を載せたベッドと、磁気アンカー誘導装置を、患者の頭部側から見た図である。

20

【図 6】患者を載せたベッドと、磁気アンカー誘導装置の側面図である。

【図 7】鉗子チャンネル内に、磁気アンカー装置と連係した状態で操作装置を挿入した状態を示す、内視鏡先端部の拡大縦断側面図である。

【図 8】開いた状態で、内視鏡の先端から突出した把持部材が、病変部を掴む直前の状態を示す拡大縦断側面図である。

【図 9】内視鏡の先端から突出した把持部材が閉じて、病変部を掴んだ状態を示す拡大縦断側面図である。

【図 10】内視鏡の内部において、磁気アンカー装置と操作装置が分離した状態を示す拡大縦断側面図である。

30

【図 11】把持部材が病変部を把持した後に、磁気アンカー誘導装置を用いて、病変部を持ち上げている状態を示す拡大縦断側面図である。

【図 12】病変部を把持した磁気アンカーを、把持鉗子により把持する状態を示す図である。

【図 13】本発明の第 2 の実施形態の重力アンカーを利用して、病変部を重力方向下方に移動させている状態を示す拡大縦断側面図である。

【図 14】磁気アンカーの変形例の側面図である。

【図 15】磁気アンカーの変形例の底面図である。

【図 16】磁気アンカーの別の変形例の側面図である。

【図 17】磁気アンカーの別の変形例の底面図である。

40

【図 18】磁気アンカーのさらに別の変形例の側面図である。

【図 19】磁気アンカーのさらに別の変形例の底面図である。

【図 20】磁気アンカーのさらに別の変形例の側面図である。

【図 21】磁気アンカーのさらに別の変形例の底面図である。

【符号の説明】

- 1 0 磁気アンカー装置
- 1 1 把持部材
- 1 1 a 基部
- 1 1 a 1 挿入孔
- 1 1 b 傾斜片

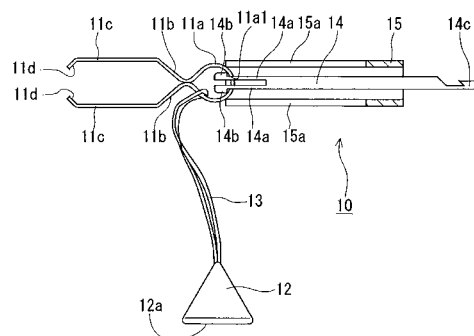
50

1 1 c	開閉片	
1 1 d	爪部	
1 2	磁気アンカー	
1 2 a	接触面	
1 3	連結ひも	
1 4	牽引分離部材	
1 4 a	挿入片	
1 4 b	抜け止め部	
1 4 c	鈎部	
1 5	筒状締付部材	10
2 0	内視鏡	
2 1	挿入部	
2 2	先端面	
2 3	鉗子チャンネルの出口	
2 4	鉗子口	
2 4 a	入口	
3 0	操作装置	
3 1	挿入管	
3 2	挿入コイル	
3 3	規制管	20
3 3 a	大径部	
3 3 a 1	環状段部	
3 3 b	小径部	
3 4	フック部	
3 5	操作ワイヤ	
4 0	磁気アンカー誘導装置	
4 1	ベッド	
4 1 a	床板	
4 2	X Yステージ（一方向移動機構）	
4 3	フレーム／レール（一平面内移動機構）	30
4 4 4 5	レール	
4 6	磁気誘導部材	
4 7	電磁石	
4 8	基体	
4 9	カウンターウェイト	
5 0	高周波メス	
5 0 a	先端部	
6 0	把持鉗子	
6 1	把持部材	
7 0	重力アンカー装置	40
7 1	重力アンカー	
7 1 a	底面	
7 1 b	接触面	
8 0	磁気アンカー	
8 0 a	接触面	
9 0	磁気アンカー	
9 0 a	接触面	
1 0 0	磁気アンカー	
1 0 0 a	底面	
1 0 0 b	接触面	50

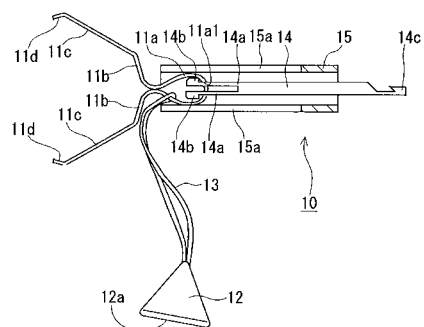
1 1 0	磁気アンカー
1 1 0 a	底面
1 1 0 b	接触面
A	患者（対象物）
A 1	頭部
B	臓器
B 1	粘膜下層
B 2	固有筋層
C	鉗子チャンネル
P	重力
r r 1	r 2 r 3 曲率半径
R R 1	R 2 R 3 半径
X	病変部（対象部位）

10

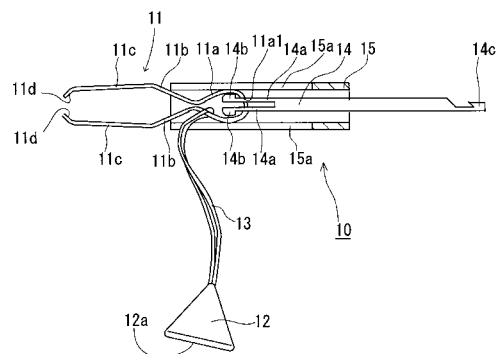
【図 1】



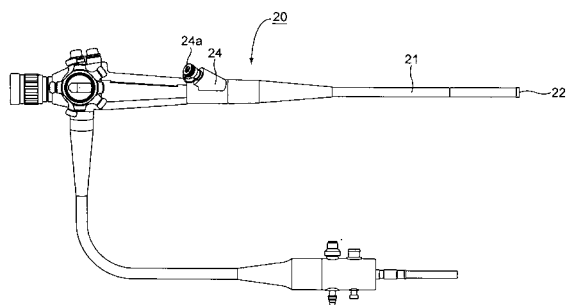
【図 2】



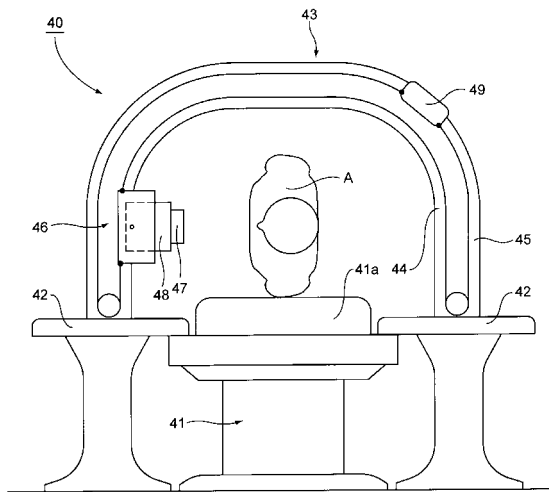
【図 3】



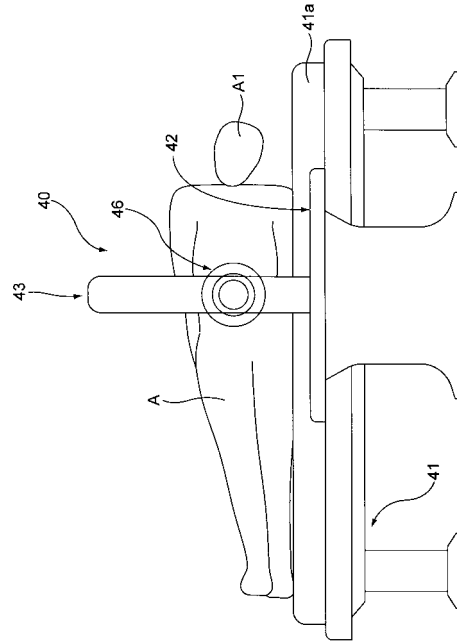
【图 4】



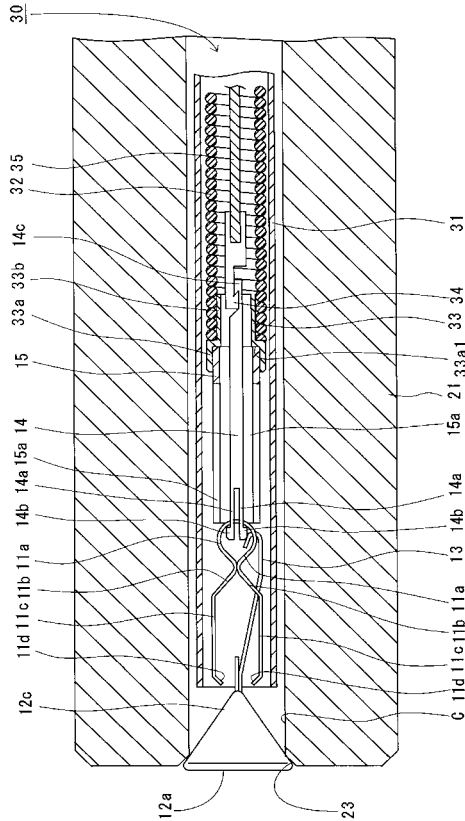
【図 5】



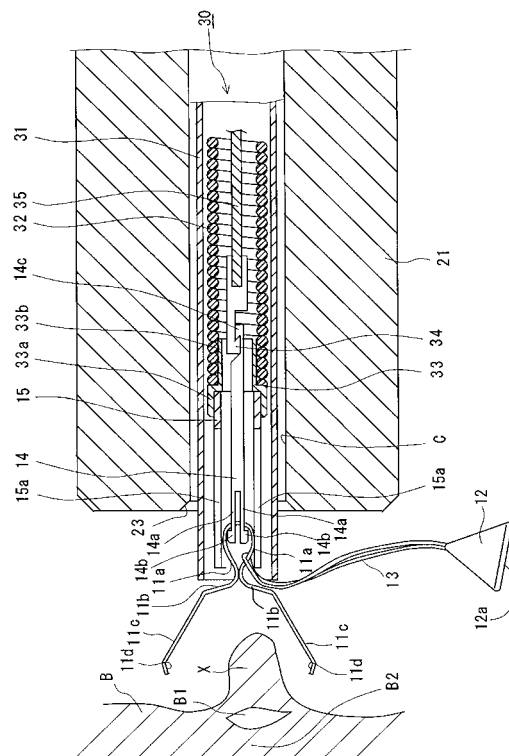
【図 6】



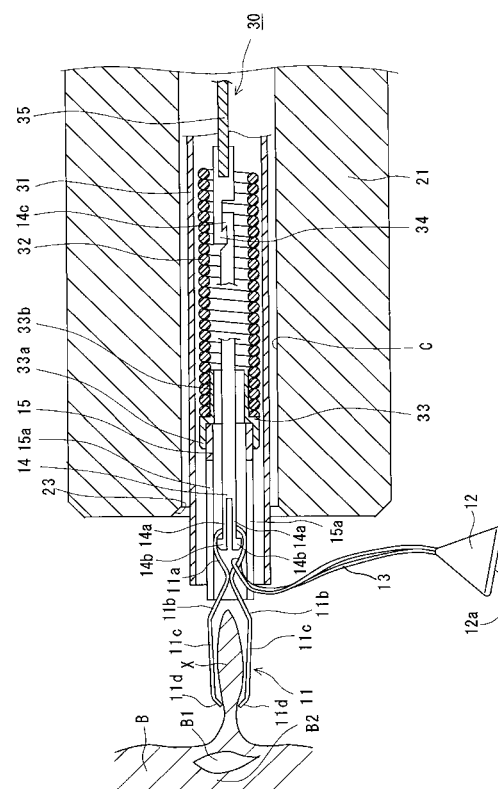
【図 7】



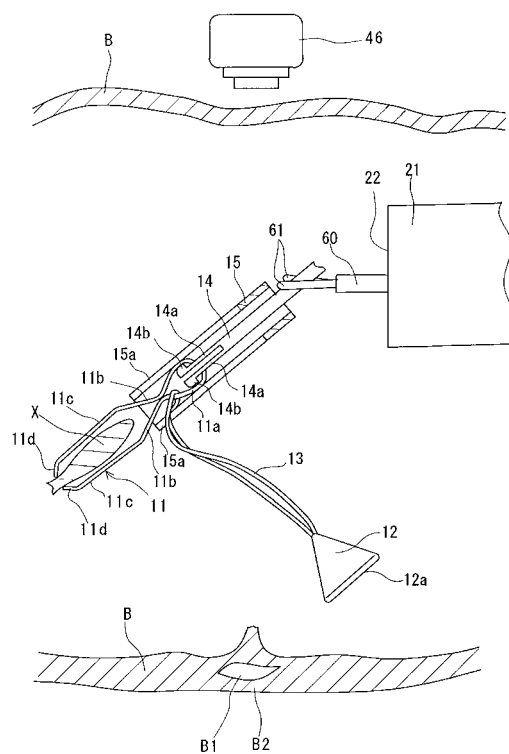
【図 8】



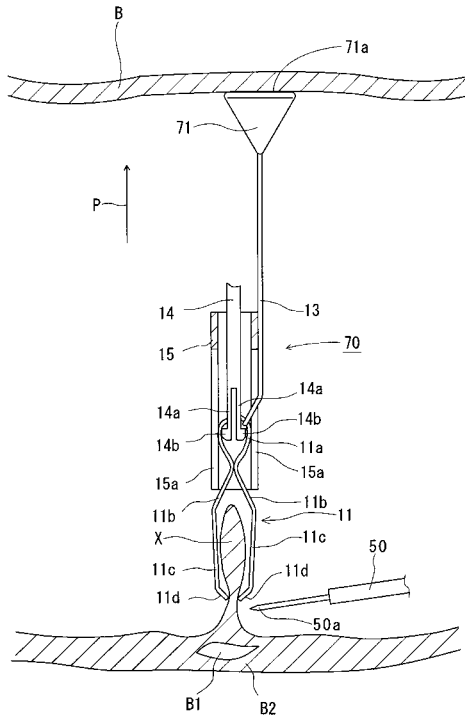
【図 10】



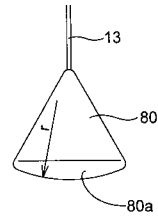
【図 12】



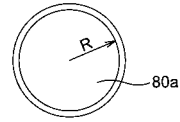
【図 13】



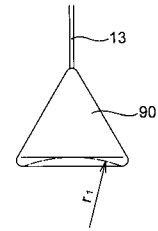
【図 14】



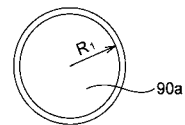
【図 15】



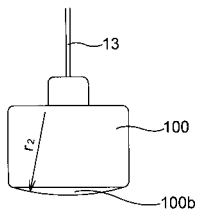
【図 16】



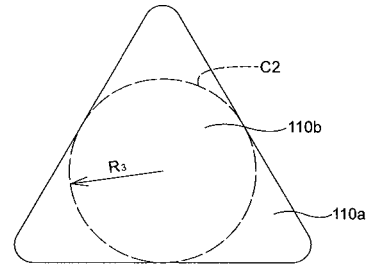
【図 17】



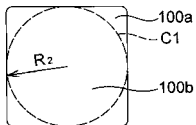
【図 18】



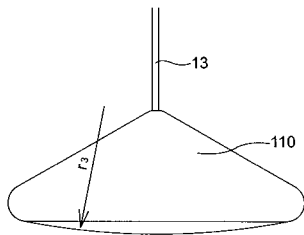
【図 21】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (72)発明者 大原 健一
東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内
- (72)発明者 垣添 忠生
東京都中央区築地5丁目1番1号 国立がんセンター内
- (72)発明者 小林 寿光
東京都中央区築地5丁目1番1号 国立がんセンター内
- (72)発明者 後藤田 卓志
東京都中央区築地5丁目1番1号 国立がんセンター内

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 特開2004-105247 (JP, A)
特開2002-159508 (JP, A)
特開2001-061843 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00, 17/00

专利名称(译)	用于内窥镜的锚定远程引导系统		
公开(公告)号	JP4360838B2	公开(公告)日	2009-11-11
申请号	JP2003164112	申请日	2003-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 国立癌症中心总裁		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 国立癌症中心总裁		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立癌症中心总裁		
[标]发明人	樽本 哲也 大原 健一 垣添 忠生 小林 寿光 後藤田 卓志		
发明人	樽本 哲也 大原 健一 垣添 忠生 小林 寿光 後藤田 卓志		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B1/00.334.D A61B1/00.611 A61B1/00.650 A61B1/018.515 A61B17/122 A61B17/28		
F-TERM分类号	4C060/GG28 4C060/GG40 4C061/GG15 4C160/DD19 4C160/DD29 4C160/GG24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KL01 4C160/MM32 4C160/NN04 4C160/NN09 4C160/NN23 4C161/GG15		
代理人(译)	三浦邦夫 平山岩		
审查员(译)	瀬户康平		
其他公开文献	JP2005000230A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供锚固远程引导系统，当锚固件接触物体时保持强大的压力不会局部地作用在物体上而不改变锚固件本身的尺寸和现有技术中的锚固件本身的尺寸和处理方法内窥镜使用相同的。

ŽSOLUTION：该系统包括：抓握构件，其能够抓住物体内的主体部位；磁性锚固件，包括连接到抓握构件的磁性体；以及磁性锚固件引导装置，其布置在物体外部并产生磁场。在该系统中，磁锚通过来自磁锚引导装置产生的磁场的磁力移动，使得由抓握构件抓住的对象部位沿预定方向移动。磁性锚固件的底表面位于与其连接到抓握构件的一侧上的与其端部相对的一侧上，并且形成为可与物体接触的圆形接触表面。使接触表面的曲率半径大于其半径。 Ž

图 2】

