

(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2016-137293

(P2016-137293A)

(43) 公開日 平成28年8月4日(2016.8.4)

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

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2016-64809 (P2016-64809)	(71) 出願人	511216019 株式会社 ミュー
(22) 出願日	平成28年3月29日 (2016.3.29)		滋賀県大津市瀬田大江町横谷 1-5
(62) 分割の表示	特願2012-30455 (P2012-30455) の分割	(74) 代理人	100142114 弁理士 小石川 由紀乃
原出願日	平成24年2月15日 (2012.2.15)		
(31) 優先権主張番号	特願2011-193255 (P2011-193255)	(72) 発明者	西原 弘訓 滋賀県大津市瀬田大江町横谷 1-5 学校 法人龍谷大学内
(32) 優先日	平成23年9月5日 (2011.9.5)	(72) 発明者	大塚 尚武 滋賀県大津市瀬田大江町横谷 1-5 株式 会社ミュー内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	進藤 康則 滋賀県大津市瀬田大江町横谷 1-5 学校 法人龍谷大学内

最終頁に続く

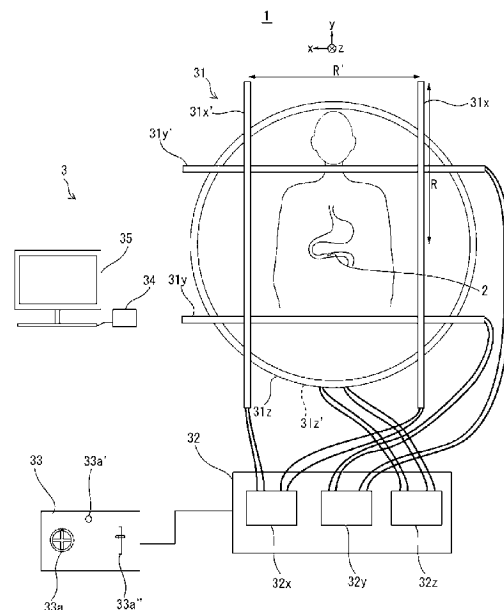
(54) 【発明の名称】 自走式カプセル内視鏡のヒレ部材および走行制御装置

(57) 【要約】

【課題】自走式カプセル内視鏡の進行方向の精密な制御を容易に実施できるようにする。

【解決手段】磁化方向を前後方向に向けて搭載された磁石を含むヒレ部材が本体部の後端に一体に設けられて成る自走式カプセル内視鏡 2 を体内で自走させるために、静磁場および交流磁場を発生させる磁場発生部 3 1 と、磁場発生部 3 1 を駆動して、3次元空間内の任意の方向を向く静磁場とこの静磁場に直交する交流磁場とを発生させる磁場制御部 3 2 と、操作部 3 3 とを備える走行制御装置 3 を提供する。磁場制御部 3 2 は、自走式カプセル内視鏡 2 の進行方向を調整する操作が行われたことに応じてその調整後の進行方向に静磁場の方向を合わせ、自走式カプセル内視鏡 2 の進行速度を調整する操作が行われたことに応じて、交流磁場の振幅または周波数を当該操作に応じた大きさに調整する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カメラおよびこのカメラにより撮影された画像を送信する無線通信部が収容されたカプセル内視鏡本体部を自走させるために、当該カプセル内視鏡本体部の後端部に一体に設けられるヒレ部材であって、

前記ヒレ部材は、前後方向の中間位置の内部に磁石が搭載され、この磁石搭載箇所より後の部分の幅が後端に向かうにつれてしだいに広がる形状の弾力性を有する部材であり、

前記磁石はその磁化方向を前記ヒレ部材の前後方向に合わせて配備され、周囲の静磁場の方向の変化に応じて当該磁石が回転することにより前記カプセル内視鏡本体部の進行方向が変更され、前記静磁場に直交する交流磁場を受けた当該磁石の振動に従って前記ヒレ部材が振動することにより前記カプセル内視鏡本体部を前進させるための推進力が発生する、ことを特徴とする自走式カプセル内視鏡のヒレ部材。

10

【請求項 2】

カメラおよびこのカメラにより撮影された画像を送信する無線通信部が収容されたカプセル内視鏡本体部の後端部に、磁化方向を前後方向に向けて搭載された磁石を含むヒレ部材が一体に設けられて成る自走式カプセル内視鏡を対象として、その走行を制御する装置であって、

前記自走式カプセル内視鏡が含まれる 3 次元空間に静磁場および交流磁場を発生させる磁場発生部と、この磁場発生部を駆動して、前記 3 次元空間内の任意の方向を向く静磁場とこの静磁場に直交する交流磁場との合成磁場を当該磁場発生部から発生させる磁場制御部と、前記自走式カプセル内視鏡の進行方向および進行速度を調整する操作を行うための操作部とを備え、

20

前記磁場制御部は、前記操作部において自走式カプセル内視鏡の進行方向を調整する操作が行われたことに応じてその調整後の進行方向に前記静磁場の方向を合わせ、前記操作部において自走式カプセル内視鏡の進行速度を調整する操作が行われたことに応じて、前記交流磁場の振幅または周波数を当該操作に応じた大きさに調整する、ことを特徴とする自走式カプセル内視鏡の走行制御装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載された装置において、前記カプセル内視鏡本体部の無線通信部と通信を行って前記カメラにより撮影された画像を取得し、取得した画像をディスプレイ装置に出力する通信部を、さらに備える自走式カプセル内視鏡の走行制御装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体内において自走可能なカプセル内視鏡および当該カプセル内視鏡の自走を体外において制御する走行制御装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年においては、体内において自走可能なカプセル内視鏡を用いて体内を検査する医療装置が知られている。この医療装置におけるカプセル内視鏡は、一般に、旧来の内視鏡のように内視鏡を操作するための食道等を通過する管を必要としないために、被検査者への負担が少なくなる。カプセル内視鏡は、これを被検査者が飲み込むと、胃や腸の蠕動運動により体内を進行しながら内蔵されているカメラで周囲を撮影し、撮影された画像が体外においてカプセル内視鏡の自走を制御するカプセル制御装置に送信され記憶媒体に記憶される。その後、カプセル内視鏡は、肛門から外部に排出される。

40

【0003】

このような自走可能なカプセル内視鏡は、蠕動運動によって受動的に移動する他に、自ら検査したいところに移動することができる。例えば、特許文献 1 には、軸方向（長手方向）と直交方向に磁化方向を有する磁石が搭載され、また、軸方向後端部に螺旋構造の推力発生部が設けられたカプセル内視鏡が記載されている。このカプセル内視鏡は、体外の

50

カプセル制御装置で発生させた回転する磁場を受けて磁石が回転し、それにより推力発生部が回転することにより軸方向の推進力が生じる。

【0004】

特許文献2には、軸方向（長手方向）に磁化方向を有する磁石が搭載され、また、軸方向後端部にヒレ部が設けられたカプセル内視鏡が記載されている。このカプセル内視鏡は、体外のカプセル制御装置で発生させた交流磁場を受けて磁石が振動し、それによりヒレ部が曲がって振動して周囲の液体を後方に押し出すことにより軸方向の推進力が生じる。なお、特許文献2では、一方向の交流磁場を発生する電磁石の位置をガイドレールとリフトによって制御することにより、カプセル内視鏡を検査したいところに移動させている。

【0005】

特許文献2のカプセル内視鏡は、交流磁場の方向にヒレ部が曲がるように姿勢が安定するので、特許文献1のカプセル内視鏡のように推力発生部の回転にともなって内蔵されているカメラによって撮影された画像の回転又は不安定な傾きが発生し易いものに比べ、画像が安定して検査し易いものとなる。また、特許文献2のカプセル内視鏡は、ヒレ部によって多量の液体を強い力で後方に移動させることができるので、特許文献1のように推力発生部の回転によって推進力を得るものに比べ、小型であっても推進力を大きくすることが容易であり、また、摩擦により体壁（体内の壁面）を傷付ける可能性を低減することが可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2001-179700号公報

【特許文献2】特開2008-279019号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

このように特許文献2に記載されているようなヒレ部の振動により推進するカプセル内視鏡は、幾つかの利点を有している。ところで、体内のカプセル内視鏡が進んでいく経路は、胃のように比較的広い場所や腸のように屈曲しているところが様々に存在しているため、カプセル内視鏡の進行方向の制御は重要である。ヒレ部の振動により推進するカプセル内視鏡は、交流磁場に平行なバイアス磁場を加えることで進行方向を変えて行くことが可能である。

【0008】

しかし、交流磁場に平行なバイアス磁場を加える方法では、カプセル内視鏡は移動しながらその進行方向を徐々に変えて行くので、検査したいところに正確に移動させることは必ずしも容易ではない。

【0009】

本発明は係る事由に鑑みてなされたものであり、カプセル内視鏡本体部に一体に設けられたヒレ部材の振動によりカプセル内視鏡を自走させる制御において、カプセル内視鏡の進行方向の精密な制御を容易に実施できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

請求項1に記載のヒレ部材は、カメラおよびこのカメラにより撮影された画像を送信する無線通信部が収容されたカプセル内視鏡本体部を自走させるために、当該カプセル内視鏡本体部の後端部に一体に設けられて成るものである。このヒレ部材は、前後方向の中間位置の内部に磁石が搭載され、この磁石搭載箇所より後の部分の幅が後端に向かうにつれてしだいに広がる形状の弾力性を有する部材である。

【0011】

前記磁石はその磁化方向を前記ヒレ部材の前後方向に合わせて配備され、周囲の静磁場の方向の変化に応じて当該磁石が回転することにより前記カプセル内視鏡本体部の進行方

10

20

30

40

50

向が変更される。また、静磁場に直交する交流磁場を受けた当該磁石の振動に従って前記ヒレ部材が振動することにより前記カプセル内視鏡本体部を前進させるための推進力が発生する。

【 0 0 1 2 】

請求項 2 に記載の自走制御装置は、上記のカプセル内視鏡本体部の後端部に磁化方向を前後方向に向けて搭載された磁石を含むヒレ部材が一体に設けられて成る自走式カプセル内視鏡を走行させるためのもので、自走式カプセル内視鏡が含まれる 3 次元空間に静磁場および交流磁場を発生させる磁場発生部と、この磁場発生部を駆動して、前記 3 次元空間内の任意の方向を向く静磁場とこの静磁場に直交する交流磁場との合成磁場を当該磁場発生部から発生させる磁場制御部と、前記自走式カプセル内視鏡の進行方向および進行速度を調整する操作を行うための操作部とを備える。

10

【 0 0 1 3 】

前記磁場制御部は、前記操作部において自走式カプセル内視鏡の進行方向を調整する操作が行われたことに応じてその調整後の進行方向に前記静磁場の方向を合わせ、前記操作部において自走式カプセル内視鏡の進行速度を調整する操作が行われたことに応じて、前記交流磁場の振幅または周波数を当該操作に応じた大きさに調整する。

【 0 0 1 4 】

請求項 3 に記載の走行制御装置は、請求項 2 の構成に加えて、前記カプセル内視鏡本体部の無線通信部と通信を行って前記カメラにより撮影された画像を取得し、取得した画像をディスプレイ装置に出力する通信部を備える。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、体内のカプセル内視鏡の進行方向を静磁場により制御し、それと独立に、静磁場に直交する交流磁場によりカプセル内視鏡の推進力を制御するので、カプセル内視鏡の進行方向及び進行速度の精密な制御が容易になる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明が適用された医療装置の構成を示す模式図である。

【 図 2 】 同上の医療装置のカプセル内視鏡の構成の概略を示す図である。

【 図 3 】 同上の医療装置のカプセル内視鏡の推進の例を模式的に示す図である。

30

【 図 4 】 同上の医療装置の磁場発生部の構成を示す模式的な立体図である。

【 図 5 】 同上の医療装置の磁場発生部が発生する磁場の例を示す波形図である。

【 図 6 】 同上の医療装置の操作部のハンドルの状態とカプセル内視鏡の状態の關係の一例を示す模式図である。

【 図 7 】 同上の医療装置の操作部のハンドルの傾斜の一例を示す模式図である。

【 図 8 】 同上の医療装置の別の操作部のジョイスティックの状態とカプセル内視鏡の状態の關係の一例を示す模式図である。

【 図 9 】 同上の医療装置の操作部のジョイスティック台の傾斜の一例を示す模式図である。

。 【 図 1 0 】 同上の医療装置の磁場発生部の変形例に用いるために求めた 1 組のコイル対の特性図である。

40

【 図 1 1 】 図 1 0 の特性を求めるときの 1 組のコイル対を示す模式的な立体図である。

【 図 1 2 】 同上の医療装置の磁場発生部の変形例の構成を示す模式的な立体図である。

【 図 1 3 】 同上の医療装置の磁場発生部の別の変形例の構成を示す模式的な立体図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明を実施するための好ましい形態について図面を参照しながら説明する。本発明の実施形態に係る医療装置 1 は、被検査者の体内の検査等を行うもので、図 1 に示すように、被検査者の体内において自走可能なカプセル内視鏡 2 と、体外においてカプセル

50

内視鏡 2 の自走を制御するカプセル制御装置 3 と、を備えている。被検査者は、通常、後述するカプセル制御装置 3 の磁場発生部 3 1 が画定する所要範囲の内方に胸部を位置させ、カプセル内視鏡 2 を口から飲み込んだ上で検査を受ける。肛門からカプセル内視鏡 2 を逆走させることも可能である。

【 0 0 1 8 】

カプセル内視鏡 2 は、軸方向（長手方向）に進行する全体的に大略円柱状のものであって、図 2 に示すように、内部にカメラ 2 2 などを搭載する内視鏡本体部 2 a と、内部に軸方向に磁化方向を有する磁石 2 1 を搭載するヒレ部 2 b と、を有している。ヒレ部 2 b は、内視鏡本体部 2 a の軸方向後端部に設けられており、詳しくはヒレ部 2 b の前端が内視鏡本体部 2 a の後端に固定されるか或いはキャップ形状の媒体などを介して固定されている。カプセル内視鏡 2 は、本実施形態では、例えば、軸方向の長さが例えば 4 . 5 c m 前後程度、直径が 1 c m 前後程度の大きさである。

10

【 0 0 1 9 】

内視鏡本体部 2 a の構造は本発明の要旨ではなく、従来のカプセル内視鏡で用いられている公知のものが流用可能である。このような内視鏡本体部 2 a は、一般的には、図 2 に示すように、前述のカメラ 2 2 の他に、カプセル内視鏡 2 の各部に電源を供給する電源供給部 2 3、カメラ 2 2 による撮影のために外部を照射する照射部 2 4、カメラ 2 2 が撮影した画像を処理して無線でカプセル制御装置 3 に送信する無線通信部 2 5、などが含まれる。内視鏡本体部 2 a の前部（図 2 においては左方）は光が通過できる程度に透明である。カメラ 2 2 は C C D などから、電源供給部 2 3 は電池などから、照射部 2 4 は L E D などから、それぞれ構成される。無線通信部 2 5 は、カプセル制御装置 3 から無線で制御信号を受信し、カメラ 2 2 や照射部 2 4 などを制御できるようにしてもよい。

20

【 0 0 2 0 】

ヒレ部 2 b の磁石 2 1 は、棒状の磁石であり、前述したように、カプセル内視鏡 2 の軸方向と同じ磁化方向を有している。磁石 2 1 は、シリコン樹脂などのように弾力性のある部材の内部に搭載されている。磁石 2 1 は、後述するようにカプセル制御装置 3 の磁場発生部 3 1 で発生する静磁場とそれと直交する交流磁場を受ける。磁石 2 1 は、静磁場を受けると、その静磁場の方向に平行になるように回転する。そして、その回転に従ってカプセル内視鏡 2 が回転する。また、磁石 2 1 は、交流磁場を受けるとそれに応動して振動する。そして、それにより、図 3 に示すように、ヒレ部 2 b が曲がって振動し、周囲の液体を後方に押し出すことにより軸方向の推進力が生じる。

30

【 0 0 2 1 】

磁石 2 1 は、ヒレ部 2 b の前端が内視鏡本体部 2 a に固定され後端が開放されているので、振動するときは交流磁場に応じて後端（図 2 では S 極側）が大きく移動し、前端（図 2 では N 極側）はきわめて小さく振動する（図 3 参照）。

【 0 0 2 2 】

ヒレ部 2 b は、魚のヒレのように曲がって効率良く液体を後方に押し出せるような幅広の側面を有している。その側面の形状は、適宜適切なものにすればよいが、例えば、図 2（a）に示すような後部半分くらい台形状になるようにしたり、全体的に丸みを帯びた形状にしたり、長方形にしたりすることができる。また、ヒレ部 2 b の厚み（幅広の側面に直交する面の幅）は、図 2（b）に示すように前部半分くらいを薄く、後部半分くらいを更に薄くしてもよい。また、ヒレ部 2 b 全体の厚みを同じくらいの薄さにしてもよい。カプセル内視鏡 2 は、交流磁場により、ヒレ部 2 b の幅広の側面に交流磁場が垂直に入射してヒレ部 2 b が曲がるような姿勢が安定姿勢となる。

40

【 0 0 2 3 】

次に、カプセル制御装置 3 を説明する。カプセル制御装置 3 は、図 1 及び図 4 に示すように、カプセル内視鏡 2 を互いに直交する 3 方向から取り囲む磁場発生部 3 1、すなわち、3 組のヘルムホルツコイルである x 軸方向（図 1 では左右方向）の磁場を生成する一組の x 軸ヘルムホルツコイル 3 1 x、3 1 x'、y 軸方向（図 1 では上下方向）の磁場を生成する一組の y 軸ヘルムホルツコイル 3 1 y、3 1 y'、z 軸方向の磁場（図 1 では紙面

50

に垂直方向)を生成する一組の z 軸ヘルムホルツコイル $31z$ 、 $31z'$ を有している。
なお、図1においては、被検査者は y 軸方向と平行に横たわったり又は立ったりしている。
また、図1においては、他方の z 軸ヘルムホルツコイル $31z'$ は、一方の z 軸ヘルムホルツコイル $31z$ の背後に位置している。

【0024】

磁場発生部31は、磁場制御部32からの制御電流により、時間的に変化しない静磁場を発生したり、所定の周波数及び振幅で時間的に変化する交流磁場を発生したりすることができ、また、静磁場と交流磁場を合成して発生することができる。静磁場と交流磁場は、3次元のどの方向にでも向かせることが可能である。具体的には、後述する操作部33からの制御信号に基づいて、磁場制御部32の x 軸磁場制御部32xが x 軸方向の磁場成分を生成するような電流を x 軸ヘルムホルツコイル $31x$ 、 $31x'$ に流し、 y 軸磁場制御部32yが y 軸方向の磁場成分を生成するような電流を y 軸ヘルムホルツコイル $31y$ 、 $31y'$ に流し、 z 軸磁場制御部32zが z 軸方向の磁場成分を生成するような電流を z 軸ヘルムホルツコイル $31z$ 、 $31z'$ に流す。

10

【0025】

x 軸ヘルムホルツコイル $31x$ 、 $31x'$ は、中心軸において一様な磁場を発生するように、導線を多重に巻いた円周形状のコイルがその半径の大きさ R と同じ距離 R' だけ離して同軸かつ平行に設置される構造であり、 x 軸ヘルムホルツコイル $31x$ 、 $31x'$ に同方向の電流を流すことで、中心軸において一様な x 軸の方向の磁場を発生することができるものである。磁場を発生するには、電磁石で用いられるような鉄芯は用いられない。実際上は、導線を多重に円周形状に巻いたコイルには幅や太さがあり、また、設置条件などもあるので多少のバラツキが生じるのが普通であるが、中心軸近傍の空間においてはほぼ一様な x 軸の方向の磁場を発生することができる。例えば、コイルの平均半径の大きさ R に対する平均距離 R' の許容バラツキを10%以内或いは20%以内とすることも可能である。中心軸近傍の空間においてほぼ一様な磁場を発生する点は、中心軸方向の位置に応じて磁場が大きく変わる電磁石と異なる点である。 y 軸ヘルムホルツコイル $31y$ 、 $31y'$ 及び z 軸ヘルムホルツコイル $31z$ 、 $31z'$ についても同様である。よって、磁場発生部31の中央近傍のある範囲においては、合成された磁場はどの方向でもほぼ一様な磁場となり、基本的にはこの範囲又はその近くでカプセル内視鏡2がカプセル制御装置3によって制御される。なお、 x 軸ヘルムホルツコイル $31x$ 、 $31x'$ の半径、 y 軸ヘルムホルツコイル $31y$ 、 $31y'$ の半径、 z 軸ヘルムホルツコイル $31z$ 、 $31z'$ は、通常は、半径及び間隔(距離)を大きくしながら順に外側に配置して行く必要がある。また、それらの半径及び間隔の大きさは、限定されるものではなく、また、半径及び間隔の大きさの順番が限定されるものではない。

20

30

【0026】

静磁場は、カプセル内視鏡2の進行方向を制御するのに用いられる。磁場制御部32は、磁場発生部31の3組のヘルムホルツコイルのそれぞれに直流電流を流して静磁場を発生させ、合成された静磁場の方向が目標の進行方向になるようにする。そうすると、カプセル内視鏡2の磁石21は静磁場の方向に平行になるようにすばやく回転し、その回転に従ってカプセル内視鏡2が回転して目標の進行方向に一致するようになる。

40

【0027】

また、交流磁場は、カプセル内視鏡2を推進させるのに用いられる。磁場制御部32は、磁場発生部31の3組のヘルムホルツコイルのそれぞれに交流電流を流して交流磁場の成分を発生させ、その成分が合成された交流磁場の方向が前記静磁場と直交するようにする。そうすると、カプセル内視鏡2の磁石21は目標の進行方向に対し略直交する方向に振動し、その振動に従ってヒレ部2bが目標の進行方向に対し略直交する方向に振動し、その結果、カプセル内視鏡2は目標の進行方向に推進されて自走することとなる。

【0028】

ここで、磁場発生部31の中央近傍ではカプセル内視鏡2に作用する静磁場はほぼ一様であるので、カプセル内視鏡2は、その軸が静磁場の方向に平行になるように回転するの

50

みで、特定の方向に引き寄せられることはほとんどない。従って、進行方向の制御がし易いものとなる。また、磁場発生部 3 1 の中央近傍ではカプセル内視鏡 2 に作用する交流磁場の大きさの位置依存性は非常に少ないので、進行速度の制御がし易いものとなる。

【0029】

静磁場と交流磁場を発生させるタイミングは特に限定されることはないが、通常は、静磁場によりすばやく進行方向は決まるので、静磁場を交流磁場の発生よりも少し前に発生させるか、或いは同時に発生させ、発生後はこれらを同時に発生させて合成するようにすればよい。例えば、x 軸に対して 45 度、y 軸に対して 45 度、z 軸に対して 90 度を進行方向とすると、図 5 に示すように、x 軸方向の磁場成分と y 軸方向の磁場成分は等しい値の静磁場の成分とし、z 軸方向の磁場は、交流磁場とすればよい。

10

【0030】

交流磁場の振幅や周波数を可変にして、後述する操作部 3 3 からの制御信号に応じて進行速度を緩めてカプセル内視鏡 2 からの画像を詳しく観察できるようにしたり、推進力を強めて通過し難いところを通過し易くしたりすることも可能である。また、静磁場の大きさを可変にして、後述する操作部 3 3 からの制御信号に応じて進行方向に向く力の大きさを制御できるようにして、障害物等により目標の進行方向に向き難いところを向かせ易くしたりすることも可能である。交流磁場の振幅や周波数を可変にするには、後述する端子 3 3 a' (図 1 参照) の回す角度や後述するジョイスティック 3 3 b の倒す角度に応じた大きさになるようにすることができ、また、手で動かすレバー (図示せず) 又は足で踏むアクセル (図示せず) を用意して、レバーの移動距離又はアクセルの踏込量に応じた大きさになるようにすることができる。また、静磁場の大きさを可変にするには、交流磁場の振幅や周波数が変わるときに変わるようにしたり、又は、端子 3 3 a' やレバーなどにより独立に変わるようにしたりすることができる。

20

【0031】

また、交流磁場の発生し始めは、ヒレ部 2 b の振動する方向と交流磁場の方向が垂直に近くてヒレ部 2 b が振動し難い場合も有り得るので、その場合は、操作部 3 3 からの制御信号に応じて前記静磁場と直交する範囲内で交流磁場の方向を変更するようにすることも可能である。

【0032】

このように、カプセル内視鏡 2 の進行方向と推進力 (進行速度) が独立に制御できるので、検査したいところに正確に移動させることが容易になる。

30

【0033】

また、カプセル制御装置 3 は、前述したように検査者が操作する操作部 3 3 を有している。操作部 3 3 は、図 1 及び図 6 に示すようなハンドル 3 3 a 又は図 8 に示すようなジョイスティック 3 3 b などの操作デバイスを用いてカプセル内視鏡 2 の進行方向などを制御するものである。操作部 3 3 が出力する信号に基づいて静磁場の方向が制御される。その他に、交流磁場の振幅又は周波数或いは方向を制御するデバイスや静磁場の大きさを制御するデバイスなどを設けることも可能である。また、本実施形態では、カプセル内視鏡 2 から送信されてきた体内の画像を通信部 3 4 で受信し、それをディスプレイ装置 3 5 に表示するようにしている。検査者は、その画像を見ながらハンドル 3 3 a やジョイスティック 3 3 b などの操作デバイスを操作することができる。

40

【0034】

ハンドル 3 3 a を用いた操作部 3 3 は、以下のようにすることができる。ハンドル 3 3 a は、その回転位置が保持されるものである。例えば、ハンドル 3 3 a の基準点 G が上側 (A' 方向) に有るとき、A 方向に静磁場が向いているとし (図 6 (a) 参照)、A 方向から 90 度ごとに順に B 方向、C 方向、D 方向とする。A 方向に静磁場が向いていると、A 方向にカプセル内視鏡 2 は向いている。カプセル内視鏡 2 からの画像は A 方向の画像となっている。検査者は、カプセル内視鏡 2 からの画像を観察し、直進する場合、ハンドル 3 3 a を回さず、端子 3 3 a' (図 1 参照) などで進行速度を調整する。

【0035】

50

画像を観察しカプセル内視鏡 2 の方向を変える場合、ハンドル 3 3 a を右又は左に回す。例えば、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ハンドル 3 3 a を右に 90 度回す。そうすると、ハンドル 3 3 a の基準点 G が右側 (B' 方向) にあることになり、B 方向に静磁場が向き (図 6 (b) 参照)、B 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。同様に、B 方向にカプセル内視鏡 2 は向いた状態で、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ハンドル 3 3 a を右に 90 度回す。そうすると、ハンドル 3 3 a の基準点 G が下側 (C' 方向) にあることになり、C 方向に静磁場が向き (図 6 (c) 参照)、C 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。同様に、C 方向にカプセル内視鏡 2 は向いた状態で、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ハンドル 3 3 a を右に 90 度回す。そうすると、ハンドル 3 3 a の基準点 G が左側 (D' 方向) にあることになり、D 方向に静磁場が向き (図 6 (d) 参照)、D 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。

10

【0036】

このようにして、ハンドル 3 3 a を用いた操作部 3 3 は、基準点 G に応じた方向に静磁場を向かすことにより、ハンドル 3 3 a の操作 (回転操作) で、観察される画面の左右の進行方向制御が可能である。観察される画面の上下の進行方向制御は、図 1 に示すようなスライダー 3 3 a' の可動部の移動距離を変えたり、或いは、図 7 に示すように、ハンドル 3 3 a の軸 3 3 a a の傾斜角度を変えたりして、静磁場が水平面に対して -90 度 ~ 90 度の範囲で任意の角度に制御されるようにすればよい。例えば、図 7 (a)、(b)、(c) のハンドル 3 3 a の軸 3 3 a a の状態をそれぞれ、静磁場が水平面に対して -90 度、0 度、90 度傾斜するときに対応させるようにできる。なお、上記端子 3 3 a' やスライダー 3 3 a' は更に別の形態のデバイスを用いることができるのは勿論である。例えば、スライダー 3 3 a' のかわりにレバーを用いることができる。また、基準点 G は、目視できるようなものでなくても構わない。

20

【0037】

ジョイスティック 3 3 b を用いた操作部 3 3 は、以下のようにすることができる。ジョイスティック 3 3 b は、それを倒した方向に対応する角度だけジョイスティック台 3 3 b' の基準点 H が自動的に回転するように又は場合によっては手動で回転するようにし、A' から基準点 H までの角度だけ静磁場の方向を回転させる。例えば、ジョイスティック台 3 3 b' の基準点 H が上側 (A' 方向) に有るとき、A 方向に静磁場が向いているとし (図 8 (a) 参照)、A 方向から 90 度ごとに順に B 方向、C 方向、D 方向とする。A 方向に静磁場が向いていると、A 方向にカプセル内視鏡 2 は向いている。カプセル内視鏡 2 からの画像は A 方向の画像となっている。検査者は、カプセル内視鏡 2 からの画像を観察し、直進する場合、ジョイスティック 3 3 b を上側 (A' 方向) に倒す。そうすると、ジョイスティック 3 3 b の倒す角度に応じた進行速度でカプセル内視鏡 2 は直進する。

30

【0038】

画像を観察しカプセル内視鏡 2 の方向を変える場合、ジョイスティック 3 3 b を変えたい方向に倒す。例えば、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ジョイスティック 3 3 b を右に倒す。そうすると、ジョイスティック台 3 3 b' が回転し基準点 H が右側 (B' 方向) にあることになり、B 方向に静磁場が向き (図 8 (b) 参照)、B 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。同様に、B 方向にカプセル内視鏡 2 は向いた状態で、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ジョイスティック 3 3 b を一旦戻して起立させ、再度ジョイスティック 3 3 b を右に倒す。そうすると、ジョイスティック台 3 3 b' が回転し基準点 H が下側 (C' 方向) にあることになり、C 方向に静磁場が向き (図 8 (c) 参照)、C 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。同様に、C 方向にカプセル内視鏡 2 は向いた状態で、画像を観察し進行方向に対し右回り 90 度にカプセル内視鏡 2 の方向を変えたい場合、ジョイスティック 3 3 b を一旦戻して起立させ、再度ジョイスティック 3 3 b を右に倒す。そうすると、ジョイスティック台 3 3 b' が回転し基準点 H が左側 (D' 方向) にあることになり、D 方向に静磁場が向き (図 8 (d) 参照)、D 方向にカプセル内視鏡 2 は向く。

40

50

【0039】

このようにして、ジョイスティック33bを用いた操作部33は、基準点Hに応じた方向に静磁場を向かすことにより、ジョイスティック33bの操作で、観察される画面の左右の進行方向制御が可能である。観察される画面の上下の進行方向制御は、前述したスライダー33a'などを用いたり、或いは、図9に示すように、ジョイスティック台33b'の傾斜角度を変えたりして、静磁場が水平面に対して-90度~90度の範囲で任意の角度に制御されるようにすればよい。例えば、図9(a)、(b)、(c)のジョイスティック台33b'の状態をそれぞれ、静磁場が水平面に対して-90度、0度、90度傾斜するときに対応させるようにできる。なお、図9では、ジョイスティック33bが起立しているときを示している。また、スライダー33a'は更に別の形態のデバイス(例えば、レバーなど)を用いることができるのは勿論である。また、基準点Hは、目視できるようなものでなくても構わない。

10

【0040】

以上、磁場発生部31を用いてカプセル制御装置3を構成した実施形態を説明した。3組のヘルムホルツコイルを有する磁場発生部31を用いると、上述したように磁場がほぼ一樣になるので、進行方向及び推進力(進行速度)の制御がし易いものとなっている。それぞれ1組のヘルムホルツコイルは、同軸かつ平行に設置された2個のコイルから構成される1組のコイル対である。小型化などを優先する場合などでは、3組のヘルムホルツコイルを有する磁場発生部31のいずれか1組又は2組のコイル対、或いは3組のコイル対のコイルの形状を変えたり、コイルの大きさを変えたり、コイル対を構成する2個のコイル間の距離を変えたりすることが可能である。この場合、磁場は、次に述べるように、不均一であり(一樣ではなく)、場所に依存して変化する。

20

【0041】

図10に示す特性は、y軸方向の磁場を生成するように1組のコイル対を配置したときの磁場のy軸方向の磁束密度をシミュレーションで求めたものである。横軸は、2個のコイル間の真ん中を中心としたy軸座標値であり、単位長さをLとしている。図10の(a)、(b)、(c)はそれぞれ、2個のコイル間の距離を、L、0.5L、2Lとして1組のコイル対を配置したものを示している。それぞれの図中の曲線aは、半径Lの円周形状のコイルでの特性を示す(図11(a)参照)。図中の曲線bは、一辺が2Lの正方形、曲線cは短辺が2L、長辺が3Lの長方形、曲線dは短辺が2L、長辺が4Lの長方形、曲線eは短辺が2L、長辺が5Lの長方形、の外周形状のコイルでの特性を示す(図11(b)参照)。図中の曲線f、g、h、iは、四角形の全ての角を長さ0.5Lだけ削除することによって作製した八角形の外周形状のコイルでの特性を示すものであって(図11(c)参照)、曲線fは一辺が2Lの正方形から、曲線gは短辺が2L、長辺が3Lの長方形から、曲線hは短辺が2L、長辺が4Lの長方形から、曲線iは短辺が2L、長辺が5Lの長方形から、それぞれ作製した八角形のものである。なお、図10(a)の曲線aは、1組のヘルムホルツコイルの特性ということになる。

30

【0042】

図10(a)~(c)より、コイルの形状を四角形や八角形などの多角形にしたり、2個のコイル間の距離をヘルムホルツコイルの距離(ヘルムホルツコイルを構成する2個のコイル間の距離)から違えたりすると、磁場は、場所に依存して変化する、ヘルムホルツコイルの特性から離れたものになる。その一方、図10(a)より、2個のコイル間の距離がヘルムホルツコイルの距離の場合、コイルの一方向(長辺方向)のサイズがそれと直交する他方向(短辺方向)のサイズに近いほど、及び、コイルの形状が四角形よりも角の多い多角形になるほど(つまり、円形又は楕円形に近づくほど)、ヘルムホルツコイルの特性に近くなっていることが分かる。また、図10(a)~(c)より、コイルの形状が四角形よりも角の多い多角形になるほど(つまり、円形又は楕円形に近づくほど)、大きな磁束密度が得られることが分かる。また、図10(c)より、2個のコイル間の距離がヘルムホルツコイルの距離よりも長い場合、多角形の一方向(長辺方向)のサイズを、それを2個のコイル間の距離に近づけるように、他方向(短辺方向)のサイズよりも大きくし

40

50

た方（曲線 f よりも曲線 g、h、i の方）が、磁場の場所に依存する変化が小さいことが分かる。本願では、一方向のサイズがそれと直交する他方向のサイズよりも大きい多角形を、長形の多角形と呼ぶものとする。

【0043】

磁場発生部 36 は、カプセル内視鏡 2 を互いに直交する 3 方向から取り囲むように、1 組のヘルムホルツコイルと、ヘルムホルツコイルの構造（コイルの形状と大きさ及び 2 個のコイルの間の距離）を変えた 2 組のコイル対と、を有したものである。図 12 に示すように、ここでは、この 1 組のヘルムホルツコイルは、z 軸方向の磁場を生成する一組の z 軸ヘルムホルツコイル 36z、36z' である。また、その他の 2 組のコイル対は、x 軸方向の磁場を生成する一組の x 軸コイル対 36x、36x' と、y 軸方向の磁場を生成する一組の y 軸コイル対 36y、36y' と、で構成されている。

10

【0044】

磁場発生部 36 は、3 組のヘルムホルツコイルを有する磁場発生部 31 と比べ、x 軸方向及び y 軸方向の場所による磁場の変化が大きくなる一方、複数の直交するヘルムホルツコイル同士が重ならないようにして構成する必要がないので、全体のサイズを小さくすることができる。この磁場発生部 36 は、z 軸方向の磁場が一樣であるものの x 軸方向及び y 軸方向の磁場が一樣ではないために、制御が少し難しくなる傾向にあるが、上述した磁場発生部 31 と同様にして静磁場及び交流磁場を発生させ、カプセル内視鏡 2 の進行方向及び進行速度を制御することが可能である。

20

【0045】

コイル対を構成するコイル 36x、36x'、36y、36y' は、多角形の外周形状、或いは、よりヘルムホルツコイルの形状に近い楕円又は円の形状、などが可能である。コイル対を構成する 2 個のコイル間の距離が長い場合、コイル 36x、36x'、36y、36y' は、y 軸方向又は x 軸方向のサイズが z 軸方向のサイズよりも大きい長形の多角形又は楕円の形状であると、z 軸方向のサイズを小さくしつつ、x 軸方向及び y 軸方向について、磁場の場所に依存する変化を抑制することができる。

【0046】

この磁場発生部 36 に限られず、様々な態様で、3 組のヘルムホルツコイルを有する磁場発生部 31 のいずれか 1 組又は 2 組のコイル対、或いは 3 組のコイル対のコイルの形状を変えたり、コイルの大きさや 2 個のコイル間の距離を変えたりすることが可能である。この場合、3 組のそれぞれのコイル対は、それを構成するコイルが、多角形、楕円又は円の形状のうちから選ばれる。コイルが多角形の形状の場合は、四角形又は上述した特性の点で好ましい、四角形よりも角の多い多角形の形状を用いることができる。また、3 組のコイル対のうちのいずれか 1 組又は 2 組のコイル対、或いは 3 組のコイル対について、それを構成するコイルは、上述した特性の点で好ましい長形の多角形又は楕円の形状を用いることができる。

30

【0047】

また、磁場発生部 37 として、カプセル内視鏡 2 を互いに直交する 3 方向から取り囲む 1 組のヘルムホルツコイルと 2 組の電磁石を用いることも可能である。この磁場発生部 37 は、図 13 に示すように、x 軸方向の磁場を生成する一組の x 軸電磁石 37x、37x'、y 軸方向の磁場を生成する一組の y 軸ヘルムホルツコイル 37y、37y'、z 軸方向の磁場を生成する一組の z 軸電磁石 37z、37z' を有している。なお、被検査者は y 軸方向と平行に横たわったり又は立ったりすればよい。

40

【0048】

このような 1 組のヘルムホルツコイルと 2 組の電磁石からなる磁場発生部 37 は、重くならず磁場が非常に不均一に（一樣でなく）なったりするが、電磁石の大きさが小さく、また、1 組のヘルムホルツコイルの半径及び間隔の大きさを自由に小さくできるので、全体の大きさを小さくすることが可能である。この磁場発生部 37 は、x 軸方向及び z 軸方向の磁場が一樣でないために制御が難しくなる傾向にあるが、静磁場及び交流磁場を発生させ、カプセル内視鏡 2 の進行方向及び進行速度を制御することができる。

50

【 0 0 4 9 】

本発明は、上記の実施形態に記載したものに限定されることなく、特許請求の範囲に記載した事項の範囲内での様々な設計変更が可能である。例えば、カプセル内視鏡 2 の内視鏡本体部 2 a の構造や形状は、様々なものが可能である。また、カプセル制御装置 3 の操作部 3 3 は、ハンドル 3 3 a やジョイスティック 3 3 b については、特定の形状には限定されず、例えば、ハンドル 3 3 a は、図 6 で示した形状の他、ダイヤルの形状、摘みの形状、起立しないジョイスティックの形状、などが可能である。また、カプセル制御装置 3 の操作部 3 3 は、ハンドル 3 3 a やジョイスティック 3 3 b (及びジョイスティック台 3 3 b ') などのかわりに、パソコンのキーボード、マウス、タッチパネルなどを用い、ハンドル 3 3 a やジョイスティック 3 3 b (及びジョイスティック台 3 3 b ') などの操作によって操作部 3 3 から出力される制御信号と同様の信号をソフトウェアに従って出力させるようにすることも可能である。

10

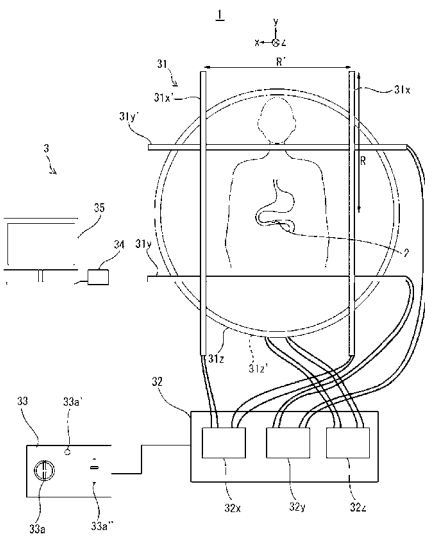
【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

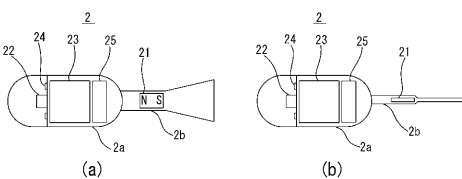
- 1 医療装置
- 2 カプセル内視鏡
- 2 1 磁石
- 2 b ヒレ部
- 3 カプセル制御装置
- 3 1、3 6 磁場発生部
- 3 3 操作部
- 3 3 a ハンドル
- 3 3 b ジョイスティック

20

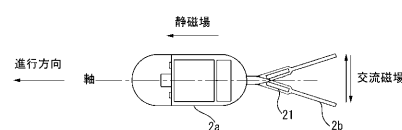
【 図 1 】



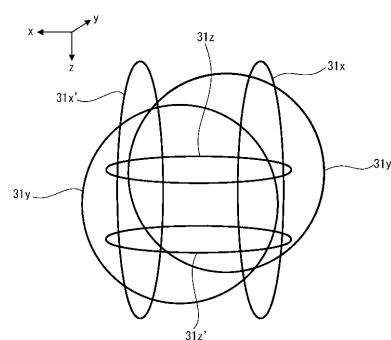
【 図 2 】



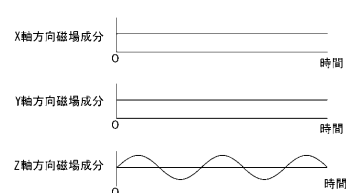
【 図 3 】



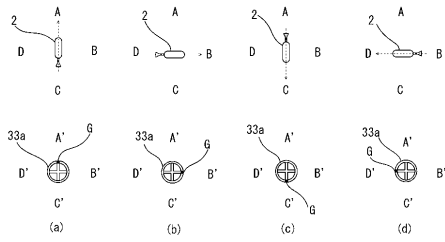
【 図 4 】



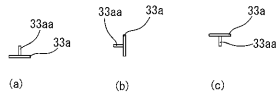
【 図 5 】



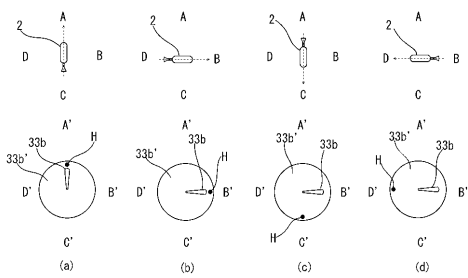
【図 6】



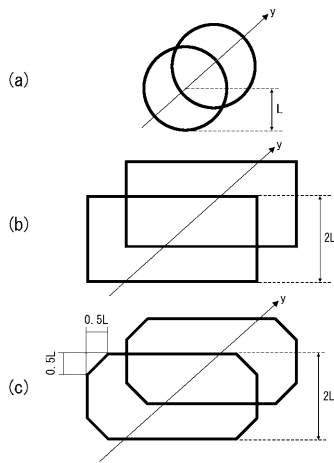
【図 7】



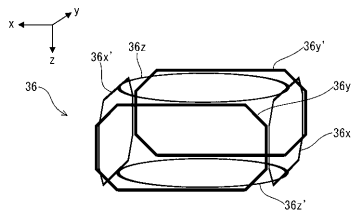
【図 8】



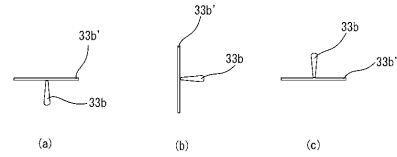
【図 11】



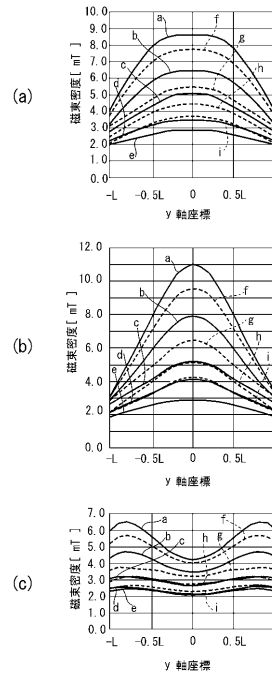
【図 12】



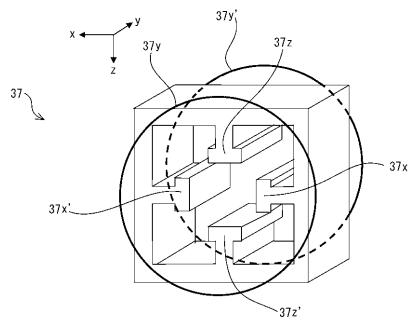
【図 9】



【図 10】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 樋口 和秀

大阪府高槻市大学町 2 番 7 号 学校法人大阪医科大学内

F ターム(参考) 4C161 DD07 FF15 GG28

专利名称(译)	用于自行运送胶囊内窥镜的FIN成员和旅行控制装置		
公开(公告)号	JP2016137293A	公开(公告)日	2016-08-04
申请号	JP2016064809	申请日	2016-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社MU		
申请(专利权)人(译)	μ有限公司		
[标]发明人	西原弘訓 大塚尚武 進藤康則 樋口和秀		
发明人	西原 弘訓 大塚 尚武 進藤 康則 樋口 和秀		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.650 A61B1/00.682 A61B1/00.713		
F-TERM分类号	4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28		
代理人(译)	小石川 由纪乃		
优先权	2011193255 2011-09-05 JP		
其他公开文献	JP6028271B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：轻松地对自走式胶囊内窥镜的行进方向进行精确控制。
 解决方案：为了自我推进胶囊内窥镜2，在主体的后端一体地设置了一个鳍片构件，该鳍片构件包括磁体，该磁体的磁化方向朝向前后方向安装。产生静磁场和交变磁场的磁场产生单元31，以及驱动磁场产生单元31产生在三维空间中面向任意方向的静磁场的磁场控制和与静磁场正交的交变磁场。提供一种包括单元(32)和操作单元(33)的行驶控制装置(3)。磁场控制部32响应于用于调整自走式胶囊型内窥镜2和自走式胶囊型内窥镜的行进方向的操作，将静磁场的方向调整为调整后的行进方向。响应于将行进速度调整为2的操作，将交变磁场的振幅或频率调整为与该操作相对应的大小。[选型图]图1

