

(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2005-193073
(P2005-193073A)

(43) 公開日 平成17年7月21日(2005.7.21)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 1/00

F I
A61B 1/00 320B

テーマコード (参考)
4C061

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2005-95718 (P2005-95718)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成17年3月29日 (2005.3.29)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2002-105493 (P2002-105493) の分割	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
原出願日	平成14年4月8日 (2002.4.8)	(72) 発明者	内山 昭夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	瀧澤 寛伸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	横井 武司 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

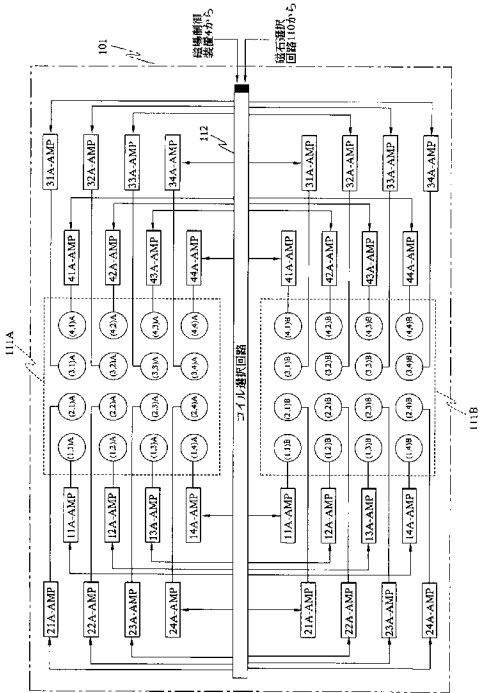
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム及び磁場発生装置

(57) 【要約】

【課題】 低消費電力で電磁石（コイル）を駆動する。

【解決手段】 第1のコイル群Aのコイル（*i*，*j*）Aを選択的に駆動する駆動手段である*i j* A - AMPを備え（*i* = 1 ~ 4；整数，*j* = 1 ~ 4；整数）、コイル（*i*，*j*）Aと対となって駆動される第2のコイル群Bのコイル（*i*，*j*）Bを選択的に駆動する駆動手段である*i j* B - AMPを備えている（*i* = 1 ~ 4；整数，*j* = 1 ~ 4；整数）。

【選択図】 図24



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のコイルで構成されるコイル群と、
前記複数のコイルを駆動する駆動手段と、
駆動する前記コイルを選択する磁石選択手段と、
前記駆動手段と前記磁石選択手段を制御する制御手段と、
カプセル内視鏡と、
前記カプセル内視鏡に配置された磁石と
を有し、
前記磁石が、前記複数のコイルの発生した磁場を受けることで、前記カプセル内視鏡を 10
運動及び移動させる
ことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 2】

前記カプセル内視鏡の位置及び向きを検出する位置検出手段を有し、
前記制御手段は、前記位置検出手段で検出された前記カプセル内視鏡の位置及び向き情
報を受け、前記磁石選択手段、前記駆動手段の少なくとも一方を制御する
ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 3】

前記複数のコイルはマトリックス状に配置されている
ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。 20

【請求項 4】

前記コイル群を少なくとも 2 つ有する
ことを特徴とする請求項 1 または 3 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 5】

少なくとも 2 つの前記コイル群が、前記カプセル内視鏡が運動、移動可能な領域を挟み対
向して配置される
ことを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 6】

前記コイル群または、少なくとも 2 つの前記コイル群で発生する磁界が回転磁界である
ことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか一つに記載のカプセル内視鏡システム。 30

【請求項 7】

前記制御手段に接続され、前記カプセル内視鏡の運動、及び移動の指示の入力を受ける方
向入力手段を有する
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 8】

前記カプセル内視鏡が撮像システムを有し、
前記撮像システムからの画像データを入力し、前記回転磁場の向きに基づき前記画像デ
ータの回転処理を行う画像処理手段を有する
ことを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像処理手段で生成された画像を表示する表示手段を有する
ことを特徴とする請求項 8 に記載のカプセル内視鏡システム。 40

【請求項 10】

複数のコイルで構成されるコイル群と、
前記複数のコイルを駆動する駆動手段と、
駆動する前記コイルを選択する磁石選択手段と、
前記駆動手段と前記磁石選択手段を制御する制御手段と
を有することを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 11】

前記複数のコイルはマトリックス状に配置されている 50

ことを特徴とする請求項 10 に記載の磁場発生装置。

【請求項 12】

前記コイル群を少なくとも 2 つ有する

ことを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の磁場発生装置。

【請求項 13】

少なくとも 2 つの前記コイル群が、磁界発生空間を挟み対向して配置される

ことを特徴とする請求項 12 に記載の磁場発生装置。

【請求項 14】

前記コイル群または、少なくとも 2 つの前記コイル群で発生する磁界が回転磁界である

ことを特徴とする請求項 10 から 13 のいずれか一つに記載の磁場発生装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、管腔内を自走して観察部位を撮像するカプセル内視鏡を駆動制御するカプセル内視鏡システム及び磁場発生装置に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば特開 2001-179700 号公報に、「回転磁場を発生する磁場発生部と、前記磁場発生部が発生した回転磁場を受け、回転して推力を得るロボット本体と、前記ロボット本体の位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部が検出した前記ロボット本体の位置に基づき、前記ロボット本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく前記磁場発生部による回転磁場の向きを変更する磁場変向手段とからなることを特徴とする移動可能なマイクロマシンの移動制御システムが示されている。

20

【特許文献 1】特開 2001-179700 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、人体全体に回転磁場を印加すると、低消費電力で電磁石（コイル）を駆動することは困難である。

【0004】

30

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、低消費電力で電磁石（コイル）を駆動することのできるカプセル内視鏡システム及び磁場発生装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明のカプセル内視鏡システムは、
複数のコイルで構成されるコイル群と、
前記複数のコイルを駆動する駆動手段と、
駆動する前記コイルを選択する磁石選択手段と、
前記駆動手段と前記磁石選択手段を制御する制御手段と、
カプセル内視鏡と、
前記カプセル内視鏡に配置された磁石と
を有し、
前記磁石が、前記複数のコイルの発生した磁場を受けることで、前記カプセル内視鏡を運動及び移動させるように構成される。

40

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、上記事情に鑑みてなされたものであり、低消費電力で電磁石（コイル）を駆動することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【 実施例 1 】

【 0 0 0 8 】

実施例 1 :

図 1 ないし図 1 6 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 はカプセル内視鏡システムの外觀構成を示す構成図、図 2 は図 1 のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図 3 は図 2 のカプセル内視鏡の外觀構成を示す構成図、図 4 は図 3 のカプセル内視鏡の作用を説明する図、図 5 は図 2 のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第 1 のフローチャート、図 6 は図 2 のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第 2 のフローチャート、図 7 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 1 の図、図 8 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 2 の図、図 9 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 3 の図、図 1 0 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 4 の図、図 1 1 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 5 の図、図 1 2 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 6 の図、図 1 3 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 7 の図、図 1 4 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 8 の図、図 1 5 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 9 の図、図 1 6 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 1 0 の図である。

10

【 0 0 0 9 】

(構成)

図 1 に示すように、本実施例のカプセル内視鏡システム 1 は、体腔内に挿入され外部回転磁場により自走して体腔内の画像を撮像するカプセル内視鏡 2 と、前記外部回転磁場を発生する回転磁場発生装置 3 と、回転磁場発生装置 3 が発生する回転磁場を制御する磁場制御装置 4 と、磁場制御装置 4 からの磁場制御信号を受信すると共にカプセル内視鏡 2 からの画像を無線にて受信し画像処理して表示装置 5 に表示する画像処理装置 6 とから構成される。

20

【 0 0 1 0 】

図 2 に示すように、回転磁場発生装置 3 は、X 軸方向の磁場を発生する第 1 の電磁石 1 1 と、Y 軸方向の磁場を発生する第 2 の電磁石 1 2 と、Z 軸方向の磁場を発生する第 3 の電磁石 1 3 と、上記第 1 ~ 第 3 の電磁石 1 1 ~ 1 3 を駆動する駆動アンプ 1 4 ~ 1 6 とから構成される。また、磁場制御装置 4 は駆動アンプ 1 4 ~ 1 6 を制御して回転磁場発生装置 3 より回転磁場を発生させる磁場制御信号を回転磁場発生装置 3 に出力すると共に画像処理装置 6 に回転磁場発生装置 3 による磁場データを出力する制御信号発生器 1 7 ~ 1 9 より構成される。

30

【 0 0 1 1 】

また、カプセル内視鏡 2 内には、回転磁場の作用を受け回転する固定マグネット 2 1 と、体腔内を照明する照明光を発生する照明素子 (例えば LED) 2 2 と、照明光で照明された体腔内部位を撮像する撮像素子 (例えば CCD) 2 3 と、撮像素子からの撮像信号をサンプリングしてデジタル映像信号に変換する信号処理回路 2 4 と、信号処理回路 2 4 からのデジタル映像信号を格納するメモリ 2 5 と、メモリ 2 5 に格納されたデジタル映像信号を画像処理装置 6 に無線にて送信する無線回路 2 6 と、これら信号処理回路 2 4、メモリ 2 5 及び無線回路 2 6 を制御するカプセル制御回路 2 7 と、カプセル内の各回路に電力を供給する電池 2 8 とが配置されている。

40

【 0 0 1 2 】

画像処理装置 6 は、カプセル内視鏡 2 から無線にて送信された画像データを受信する無線回路 3 1 と、無線回路 3 1 で受信したデジタル映像信号を画像データとして格納するメモリ 3 4 と、メモリ 3 4 に格納されている画像データに対して回転処理及び所望の処理を行い表示装置 5 に表示させる画像を生成する画像処理回路 3 2 と、回転磁場発生装置 3 からの磁場データを入力し画像処理回路 3 2 及び無線回路 3 1 を制御する制御回路 3 3 とを備え、メモリ 3 4 は制御回路 3 3 により磁場制御装置 4 からの磁場データを画像データと関連付けて格納するようになっている。

【 0 0 1 3 】

50

また、制御回路 33 は例えばキーボードあるいはジョイスティック等から構成されるカプセル内視鏡 2 の進行方向を指示する方向指示装置 35 からの指示信号に基づく進行制御信号を磁場制御装置 4 に出力するようになっている。

【0014】

この方向指示装置 35 では、術者は表示装置 5 に表示された内視鏡画像をモニタすることでカプセル内視鏡 2 を進行させる方向を決定し、該方向指示装置 35 を操作することで指示信号を制御回路 33 に出力する。制御回路 33 では指示信号に基づき、カプセル内視鏡 2 の向きを変更させたり進行させたりするための回転磁場を発生させるための進行制御信号を磁場制御装置 4 に出力する。

【0015】

カプセル内視鏡 2 のカプセル本体 2a は、図 3 に示すように、患者が飲み込むのに適したカプセル形状をなし、カプセル本体 2a 外周に螺旋状に形成されたスクリー 41 を有している。カプセル本体 2a 内の一端側内部には対物光学系 42 を介して体腔内を撮像する前記撮像素子 23 が配置され、またカプセル本体 2a 中央部内には前記固定マグネット 21 が固定されている。該固定マグネット 21 は、例えば撮像素子 23 の撮像面の上部方向に N 極が位置しまた撮像面の下部方向に S 極が位置するように固定されて配置されている。

【0016】

固定マグネット 21 の双極子の方向がスクリー 41 の回転軸に対して垂直になるように設けられており、スクリー 41 の回転軸と撮像素子 23 の撮像光学系の軸を一致させている。

【0017】

なお、固定マグネット 21 の磁極の向きと撮像素子 23 の撮像面の上下の向きを一致させているが、これに限らず、固定マグネット 21 の回転に伴い撮像素子 23 が回転するように固定マグネット 21 と撮像素子 23 とがカプセル内に固定・配置されていればよい。

【0018】

そして、図 4 に示すように、カプセル内視鏡 2 は体腔内にて観察光学系の軸方向と回転磁場の法線方向が異なっているが、回転磁場の回転に伴い固定マグネット 21 が作用を受けカプセル本体 2a が螺旋運動を起こし最終的に観察光学系の軸方向と回転磁場の法線方向とが一致する。すなわち、カプセル本体 2a 内の固定マグネット 21 の回転平面と回転磁場の回転平面が一致するような作用を受ける。そして、固定マグネット 21 の回転平面と回転磁場の回転平面が一致すると、回転磁場による固定マグネット 21 の回転によりスクリー 41 が体液あるは体腔壁と接触することでカプセル内視鏡 2 が回転磁場の回転平面の法線方向に進退することが可能となる。

【0019】

ユーザは表示装置 5 の内視鏡画像をモニタすることで、所望の向きを方向指示装置 35 により指示することで、上記の如く所望の向きに回転磁場の法線方向を変更することができ、従ってカプセル内視鏡 2 の撮像光学系の軸方向を所望の向きに向けることができる。さらにこの法線方向を一定にさせて回転磁場を回転させることでカプセル内視鏡 2 を撮像光学系の軸上で進退させることが可能となり、ユーザは方向指示装置 35 を用いることで任意の方向にカプセル内視鏡 2 を移動させることができる。

【0020】

(作用)

このように構成された本実施例の作用について図 5 及び図 6 のフローチャートと図 7 ないし図 16 の説明図を用いて説明する。

【0021】

カプセル内視鏡 2 の向きの変更や進退させた場合、撮像素子 23 が固定マグネット 21 と共に回転するため、撮像素子 23 が撮像した画像も回転することになるが、これをそのまま表示装置 5 に表示させると、表示した内視鏡画像も回転した画像となってしまう、方向指示装置 35 による所望の向きへの進退を指示することができなくなるため表示画像の

10

20

30

40

50

回転を静止させる必要がある。そこで、本実施例では、回転画像を回転が静止した画像に補正する以下の処理を行う。

【0022】

まず、方向指示装置35が操作されると、カプセル内視鏡2は時系列に順次撮像を行い、メモリ25にデジタル映像信号を格納する。画像処理装置6の制御回路33の制御によりデジタル映像信号は無線回路26、31を介して画像データとしてメモリ34に格納される。このとき、画像処理装置6の制御回路33は、メモリ34に格納される画像データに関連付けてこの画像データが撮像されたときの回転磁場の向き及び回転磁場の法線方向からなる磁場データも格納する。これによりメモリ34には、図7に示すように、複数の画像データ、第1画像データ、第2画像データ、・・・、第n画像データが順次格納され
10

【0023】

そして、図5に示すように、画像処理装置6の制御回路33は、ステップS1でパラメータである θ （画像のトータルの回転角度）、 n （画像番号）を初期化して $\theta = 0$ 、 $n = 1$ とする。そしてステップS2で制御回路33はメモリ34に格納されている第n画像データ（この場合は第1画像データ）を読み込み、ステップS3でこのときの回転磁場の磁場の向き（ x 、 y 、 z ）と回転磁場の法線方向（ X 、 Y 、 Z ）とからなる第n磁場データ（この場合は第1磁場データ）をメモリ34から読み込む。

【0024】

次に、ステップS4で制御回路33は、図9に示すように、第1の補正画像データである第n画像データ'と第2の補正画像データである第n画像データ''とを第n画像データと等しい画像データとする（第n画像データ = 第n画像データ' = 第n画像データ''：図9は第1画像データ = 第1画像データ' = 第1画像データ''の場合のイメージを示している）。そして、ステップS5で制御回路33は、画像処理回路32を制御して図10に示すような第n画像データ''に基づく表示画像を表示装置5に表示する。

【0025】

続いて、ステップS6で制御回路33は、 n をインクリメントして、ステップS7でメモリ34に格納されている第n画像データ（この場合は第2画像データ）を読み込み、ステップS8でこのときの回転磁場の磁場の向き（ x 、 y 、 z ）と回転磁場の法線方向（ X 、 Y 、 Z ）とからなる第n磁場データ（この場合は第2磁場データ）をメモリ34から読み込む。
30

【0026】

次に、ステップS9で制御回路33は、第n画像と第n-1画像の回転角度 $\Delta\theta$ を算出する。詳細には図11に示すように、例として第1画像データの磁場データである第1磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^1(x_1, y_1, z_1)$ 、回転磁場の法線方向を $R^1(X_1, Y_1, Z_1)$ 、第2画像データの磁場データである第2磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^2(x_2, y_2, z_2)$ 、回転磁場の法線方向を $R^2(X_2, Y_2, Z_2)$ とする。

【0027】

カプセル内視鏡2の進行方向は刻々と変化するため、単純に B^1 と B^2 の角度を回転角とすると、実際の回転角度が合わなくなる可能性がある。そこで、カプセル内視鏡2の進行方向の変化も回転角度に考慮されるように、図11に示すように、 R^1 と B^1 との法線ベクトル N^1 と R^2 と B^2 との法線ベクトル N^2 のなす角を回転角度 $\Delta\theta$ とする。
40

【0028】

回転角度 $\Delta\theta$ は、以下で求められる。

【0029】

$$N^1 = (y^1 z^1 - Y^1 z^1, z^1 x^1 - Z^1 x^1, x^1 Y^1 - X^1 y^1)$$

$$N^2 = (y^2 z^2 - Y^2 z^2, z^2 x^2 - Z^2 x^2, x^2 Y^2 - X^2 y^2)$$

N^1 、 N^2 は単位ベクトルであるから、

$$\Delta\theta^{1 \cdot 2} = \cos^{-1} \{ (y^1 z^1 - Y^1 z^1) (y^2 z^2 - Y^2 z^2) \}$$

10

20

30

40

50

となり、算出される。

【0030】

時間経過と共に $\Delta \theta^{1 \cdot 2}$ 、 $\Delta \theta^{2 \cdot 3}$ 、 $\Delta \theta^{(n-2) \cdot (n-1)}$ 、 $\Delta \theta^{(n-1) \cdot n}$ を順じ求めていくことで回転角を算出することができる。

【0031】

そして、トータルの回転角度 θ は上記の和をとればよく、 $\theta = \sum \Delta \theta^{(k-1) \cdot k}$ で表されるから、ステップ S 10 で制御回路 33 は、 $\theta = \theta + \Delta \theta$ をトータルの回転角度とする。従って、図 12 のイメージ図に示すように、例えば第 2 画像は第 1 画像を回転角度 $\theta +$ 誤差だけ図の向きに回転させた画像となる。ここで、上記誤差は、カプセル内視鏡 2 のスクリー 41 と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡 2 の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差である。

10

【0032】

そこでまず、ステップ S 11 で制御回路 33 は、第 1 の補正画像データである第 n 画像データ' を第 n 画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとする。これにより、図 13 のイメージ図に示すように、誤差分を考慮しない第 1 の補正画像である例えば第 2 画像' を得ることができる。

【0033】

次に、図 6 のステップ S 12 に移行し、ステップ S 12 で制御回路 33 は、第 n 画像データと第 n - 1 画像データの公知の相関計算を実施し、回転角補正量 (φ_n) と相関係数を求め、ステップ S 13 で相関係数が所定の閾値より高いかどうか判断する。この判断により上記図 12 における誤差を無視するかどうか判定する。

20

【0034】

相関係数が所定の閾値より高くない場合は、ステップ S 14 で制御回路 33 は、第 2 の補正画像データである第 n 画像データ'' を第 1 の補正画像データである第 n 画像データ' としてステップ S 17 に進む。相関係数が所定の閾値より高くない場合、すなわち、画像が大きく変化した場合には相関処理結果は採用せず、ステップ S 11 の処理を実施した(第 1 の補正画像データである第 n 画像データ' を第 n 画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとした)時点で、画像の回転補正は完了する。

【0035】

すなわち、誤差が無視できれば、図 14 のイメージ図に示すように、ステップ S 11 で第 2 画像データの回転補正は第 2 画像データ' (第 1 の補正画像データ) によって終了し、ステップ S 14 で第 2 画像データ' (第 1 の補正画像データ) を第 2 画像データ'' (第 2 の補正画像データ) とする。

30

【0036】

相関係数が所定の閾値より高い場合は、ステップ S 15 で制御回路 33 は、第 2 の補正画像データである第 n 画像データ'' = 第 1 の補正画像データである第 n 画像データ' を角度 $(-\varphi_n)$ 回転させた画像データとする。これにより、図 15 のイメージ図に示すように、第 2 の補正画像である例えば第 2 画像'' を得ることができる。そして、ステップ S 16 でトータルの回転角度 θ を $\theta + \varphi_n$ としてステップ S 17 に進む。

【0037】

ステップ S 17 では、制御回路 33 は、画像処理回路 32 を制御して図 16 に示すような第 n 画像データ'' に基づく回転補正が完了した表示画像を表示装置 5 に表示する。そして、ステップ S 18 でメモリ 34 に第 n + 1 画像データが存在するかどうか判断し存在する場合は図 5 のステップ S 6 に戻り、存在しない場合は処理を終了する。

40

【0038】

表示装置 5 に表示させる画像については、円形の輪郭を持つ画像にすることで、画像の回転処理をユーザに意識させずに表示させることができる。

【0039】

(効果)

このように本実施例では、カプセル内視鏡 2 が撮像した画像の画像データと撮像時の磁

50

場データ（回転磁場の向きと法線方向データ）を関連付けてメモリ３４に格納することで、回転磁場によりカプセル内視鏡２を回転させ、向きの変更や進退動作を行わせても、カプセル内視鏡２の回転による画像の回転を第１の補正画像により補正することができる。

【００４０】

さらに、カプセル内視鏡２のスクリー４１と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡２の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差を画像間の相関計算を行うことで第２の補正画像により補正することができる。

【００４１】

また、表示装置５に回転を静止させた画像を表示させることができるので、カプセル内視鏡２を画像上で移動させたい方向が容易に認識でき、方向指示装置３５を操作することで、制御回路３３が方向指示装置３５からの指示信号を受け、指示信号に基づく進行制御信号を磁場制御装置４に出力する。これによりカプセル内視鏡２の撮像光学系の軸方向を所望の向きに向けることができる共に、カプセル内視鏡２を撮像光学系の軸上で進退させることが可能となり、ユーザは方向指示装置３５を用いることで任意の方向にカプセル内視鏡２を移動させることができる。

【００４２】

実施例２：

図１７及び図１８は本発明の実施例２に係わり、図１７はカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図、図１８は図１７のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【００４３】

実施例２は、実施例１とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【００４４】

（構成・作用）

図１７に示すように、本実施例のカプセル内視鏡システム１ａは、体腔内に挿入され外部回転磁場により自走して体腔内の画像を撮像するカプセル内視鏡２と、前記外部回転磁場を発生する回転磁場発生装置３と、回転磁場発生装置３が発生する回転磁場を制御する磁場制御装置４と、磁場制御装置４からの磁場制御信号を受信すると共にカプセル内視鏡２からの画像を無線にて受信し画像データと磁場データを格納する体外ユニット５１とを備えて構成され、この体外ユニット５１は格納された画像データと磁場データをパーソナルコンピュータ等で構成される画像処理装置５２に出力することができるようになっている。

【００４５】

体外ユニット５１から画像処理装置５２へのデータの受け渡しは、カプセル内視鏡２の検査終了後に、例えば体外ユニット５１と画像処理装置５２とを通信ケーブルで直接接続したり、着脱自在な情報記録媒体（例えばＦＤＤ，ＭＯ，ＣＤ－Ｒ，ＣＤ－Ｒ／Ｗ，ＤＶＤ－Ｒ等）を介したり、さらには院内ＬＡＮ等の通信回線を用いて行うことができ、画像処理装置５２は画像データと磁場データとを用いて実施例１と同様に画像の回転を静止させた後画像処理して表示装置５に表示する。

【００４６】

図１８に示すように、体外ユニット５１は、無線回路３１と、メモリ３４と、制御回路３３とを備え、メモリ３４は制御回路３３により磁場データを画像データと関連付けて格納するようになっている。

【００４７】

画像処理装置５２は、画像データと磁場データとを用いて実施例１と同様に画像の回転を静止させた後画像処理して表示装置５に表示する画像処理回路５３を備えて構成される。

【００４８】

その他の構成・作用は実施例１と同じである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

(効果)

このように本実施例では、実施例 1 と同等に、回転磁場によりカプセル内視鏡 2 を回転させ、向きの変更や進退動作を行わせても、カプセル内視鏡 2 の回転による画像の回転を第 1 の補正画像により補正することができ、また、カプセル内視鏡 2 のスクリー 4 1 と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡 2 の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差を画像間の相関計算を行うことで第 2 の補正画像により補正することができる。

【 0 0 5 0 】

さらに本実施例では、カプセル内視鏡 2 の検査時は、磁場データと画像データとを関連付けてメモリ 3 4 に格納するだけであって、回転補正処理は検査後に行うので、検査を効率的に行うことができる。また、画像処理装置 5 2 を汎用のパーソナルコンピュータにより構成できるので、カプセル内視鏡システム 1 a を安価に構成することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

実施例 3 :

図 1 9 ないし図 2 2 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 9 はカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図 2 0 は図 1 9 のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図、図 2 1 は図 1 9 のカプセル内視鏡システムによるジグリング処理の流れを示す図、図 2 2 は図 2 1 の処理の作用を説明する図である。

【 0 0 5 2 】

実施例 3 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 5 3 】

(構成)

図 1 9 に示すように、本実施例の画像処理装置 6 の画像処理回路 3 2 a は、回転を静止させた画像データより管腔方向を検出する管腔方向検出部 6 1 を備えている。この管腔方向検出部 6 1 により実施例 1 で用いられた方向指示装置 3 5 を使用することなく自動的に管腔方向を検出して進行し観察画像を撮像することができる。

【 0 0 5 4 】

管腔方向検出部 6 1 は、視野内に存在する明瞭な管腔から、直進方向に進行を継続するものと判断し、視野内に管腔は存在しない場合は何らかの情報に基づき進行方向、すなわち管腔の存在する方向を判断することとなる。

【 0 0 5 5 】

視野内に管腔が存在しない場合の進行方向の判断要素の一つとして、画像中の明暗変化方向があげられる。例えばカプセル内視鏡先端に近い位置から遠くなる位置にかけて大域的な明暗の変化が生じているとする。進行方向はカプセル内視鏡先端から遠い方向となることより、画像中の明部から暗部への変化方向の検知に基づき、挿入方向を検出することが可能となる。

【 0 0 5 6 】

管腔方向検出部 6 1 の詳細な構成・作用は、例えば本出願人が先に出願した特願 2 0 0 1 - 2 9 2 2 3 0 号に記載されている挿入方向検出装置と同じであるので説明は省略する。

【 0 0 5 7 】

その他の構成は実施例 1 と同じである。

【 0 0 5 8 】

(作用)

実施例 1 と同様に画像の回転を静止させ、表示装置 5 に表示させると共に、回転を静止させた画像を元に、管腔方向検出部 6 1 がカプセル内視鏡 2 の進行方向を検出して指示信号を画像処理装置 6 の制御回路 3 3 に出力する。制御回路 3 3 は実施例 1 と同等に指示信号を受け磁場制御装置 4 を制御しカプセル内視鏡 2 を管腔進行方向に移動させる。

【 0 0 5 9 】

また、図 20 に示すように、例えば管腔が腸管 71 のように細径で鋭角に曲がってカプセル内視鏡 2 が向きが変えられず進行できない場合には、本実施例では以下に示す処理によりカプセル内視鏡 2 をジグリングさせる。

【0060】

すなわち、図 21 に示すように、制御回路 33 は、ステップ S51 で回転を止めた画像をモニタし、ステップ S52 で画像の相関を計算し画像に変化があるかどうか判断し、ある場合にはステップ S53 で通常の回転磁場を発生させてステップ S51 に戻り、画像に変化がない場合はカプセル内視鏡 2 が進行できない状態と判断して、ステップ S54 に進む。

【0061】

ステップ S54 では、制御回路 33 は、図 22 に示すように、回転磁場の軸をジグリング制御する。具体的には、例えば (1) 回転磁場の軸をコーン状に動かす、(2) 回転磁場の軸を単に左右に振る、(3) 回転磁場の軸を単に短振幅で振動させる、(4) 回転磁場の軸を単に 90 度変える等を実施する。この回転磁場の軸をジグリング制御によりカプセル内視鏡 2 をつかかった状態からの脱却を試みる。

【0062】

そして、ステップ S55 で制御回路 33 は、画像の相関を計算し画像に変化があるかどうか判断し、画像に変化がない場合はステップ S54 に戻り、画像に変化ある場合にはステップ S56 で画像変化があった向きを記憶し、その向きで通常の回転磁場を発生させステップ S51 に戻る。

【0063】

(効果)

このように本実施例では、実施例 1 の効果に加え、カプセル内視鏡 2 の進行方向をシステムが判断し制御できるので、ユーザが進行方向を操作する必要がなく観察に集中できる。また、ジグリング制御を行うので、狭い管腔内の通過性を効果的に改善することが可能である。

【0064】

実施例 4 :

図 23 ないし図 26 は本発明の実施例 4 に係わり、図 23 はカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図 24 は図 23 の X 軸磁場発生装置の構成を示すブロック図、図 25 は図 23 のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第 1 の図、図 26 は図 23 のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第 2 の図である。

【0065】

実施例 4 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0066】

(構成)

図 23 に示すように、本実施例では、複数の対コイルからなる X 軸磁場発生装置 101 と、複数の対コイル群からなる Y 軸磁場発生装置 102 と、複数の対コイルからなる Z 軸磁場発生装置 103 とから回転磁場発生装置を構成している。また、本実施例のカプセル内視鏡システムは、固定マグネット 21 の磁場の強度と向きとを検出する 2 組の 3 軸センスコイル 104, 105 と、該 3 軸等方センスコイル 104, 105 の検知信号よりカプセル内視鏡 2 の 3 次元位置と向きを算出する位置検出回路 106 とからなる位置検出装置 107 を有しており、位置検出回路 106 は算出したカプセル内視鏡 2 の 3 次元位置データと向きデータを画像処理装置 6 の制御回路 33 に出力するようになっている。

【0067】

また、画像処理装置 6 は、制御回路 33 の制御により X 軸磁場発生装置 101、Y 軸磁場発生装置 102、Z 軸磁場発生装置 103 に選択制御信号を出力する磁石選択回路 110 を備えて構成される。

【0068】

10

20

30

40

50

X軸磁場発生装置101は、図24に示すように、マトリックス状に配置された複数、例えば16個のコイル(1,1)A~(4,4)Aからなる第1のコイル群Aと、マトリックス状に配置された複数、例えば16個のコイル(1,1)B~(4,4)Bからなる第2のコイル群111Bとを有し、第1のコイル群111Aと第2のコイル群111Bとが対向し対向電磁石(回転磁場発生用ヘルムホルツコイル)を形成している。

【0069】

また、第1のコイル群Aのコイル(i,j)Aを選択的に駆動する駆動手段であるijA-AMPを備え(i=1~4;整数,j=1~4;整数)、コイル(i,j)Aと対となって駆動される第2のコイル群Bのコイル(i,j)Bを選択的に駆動する駆動手段であるijB-AMPを備えている(i=1~4;整数,j=1~4;整数)。

10

【0070】

ijA-AMPとijB-AMP(i=1~4;整数,j=1~4;整数)は、コイル選択回路112により選択・制御される。詳細には、このコイル選択回路112は、画像処理装置6の磁石選択回路110からの選択制御信号及び磁場制御装置4の駆動アンプ14~16からの磁場制御信号に基づきijA-AMPとijB-AMP(i=1~4;整数,j=1~4;整数)を選択・制御する。

【0071】

Y軸磁場発生装置102、Z軸磁場発生装置103はX軸磁場発生装置101と同じ構成であるので説明は省略する。その他の構成は実施例1と同じである。

【0072】

20

(作用)

位置検出装置107は、カプセル内視鏡2に内蔵されている固定マグネット21から発生する磁場の強度と向きを2組の3軸センスコイル104,105で検知し、位置検出回路106でカプセル内視鏡2の3次元位置と向きを算出して、3次元位置データと向きデータを画像処理装置6の制御回路33に出力する。

【0073】

制御回路33は3次元位置データにより駆動するコイル(i,j)Aとコイル(i,j)B(i=1~4;整数,j=1~4;整数)を選択するための選択信号を磁石選択回路110に出力することで、磁石選択回路110がコイル選択回路112に選択制御信号を出力し、コイル(i,j)Aとコイル(i,j)B(i=1~4;整数,j=1~4;整数)が選択される。

30

【0074】

駆動されるコイル(i,j)Aとコイル(i,j)B(i=1~4;整数,j=1~4;整数)は、例えば図25のように、カプセル内視鏡2の位置に従い、カプセル内視鏡2の運動に有効な回転磁場が印加されるように選択される。

【0075】

ユーザが回転が静止した画像を表示装置5で観察しながら方向指示装置35を操作し運動方向を指示すると、画像処理装置6の制御回路33は磁場制御装置4に進行制御信号を出力する。磁場制御装置4は、駆動されているコイル(i,j)Aとコイル(i,j)B(i=1~4;整数,j=1~4;整数)により発生している回転磁場の回転方向(法線方向)を変更させる磁場制御信号をコイル選択回路112に出力する。

40

【0076】

これによりカプセル内視鏡2が運動し移動することで、カプセル内視鏡2の3次元位置が再び位置検出装置107により検出され、3次元位置データに基づき画像処理装置6の制御回路33が磁石選択回路110を介してコイル選択回路112を制御してカプセル内視鏡2の運動に有効な回転磁場が印加されるように駆動されるコイル(i,j)Aとコイル(i,j)B(i=1~4;整数,j=1~4;整数)が連続的に選択され直す。

【0077】

具体的には、例えば図25に示した位置にあったカプセル内視鏡2が方向指示装置35の操作により選択されているコイルの回転磁場が回転し、図26に示すような位置にカプ

50

セル内視鏡 2 が位置すると、この 3 次元位置で有効な回転磁場が印加されるように駆動されるコイルが選択し直される。

【 0 0 7 8 】

その他の作用は実施例 1 と同じである。

【 0 0 7 9 】

(効果)

このように本実施例では、実施例 1 の効果に加え、人体全体でなく部分部分に回転磁場を印加することができ、カプセル内視鏡 2 に対して一様な回転磁場を与えることができると共に、低消費電力で駆動することができる。また、コイル 1 つ 1 つの大きさを小さくでき、軽量で安価に構成することができる。

10

【 0 0 8 0 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 1 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 に係るカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【 図 3 】 図 2 のカプセル内視鏡の外観構成を示す構成図

【 図 4 】 図 3 のカプセル内視鏡の作用を説明する図

【 図 5 】 図 2 のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第 1 のフローチャート

20

【 図 6 】 図 2 のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第 2 のフローチャート

【 図 7 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 1 の図

【 図 8 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 2 の図

【 図 9 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 3 の図

【 図 1 0 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 4 の図

【 図 1 1 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 5 の図

【 図 1 2 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 6 の図

【 図 1 3 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 7 の図

【 図 1 4 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 8 の図

【 図 1 5 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 9 の図

30

【 図 1 6 】 図 5 及び図 6 の作用を説明する第 1 0 の図

【 図 1 7 】 本発明の実施例 2 に係るカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図

【 図 1 8 】 図 1 7 のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【 図 1 9 】 本発明の実施例 3 に係るカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【 図 2 0 】 図 1 9 のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図

【 図 2 1 】 図 1 9 のカプセル内視鏡システムによるジグリング処理の流れを示す図

【 図 2 2 】 図 2 1 の処理の作用を説明する図

【 図 2 3 】 本発明の実施例 4 に係るカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【 図 2 4 】 図 2 3 の X 軸磁場発生装置の構成を示すブロック図

【 図 2 5 】 図 2 3 のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第 1 の図

40

【 図 2 6 】 図 2 3 のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第 2 の図

【 符号の説明 】

【 0 0 8 2 】

1 ... カプセル内視鏡システム

2 ... カプセル内視鏡

2 a ... カプセル本体

3 ... 回転磁場発生装置

4 ... 磁場制御装置

5 ... 表示装置

6 ... 画像処理装置

50

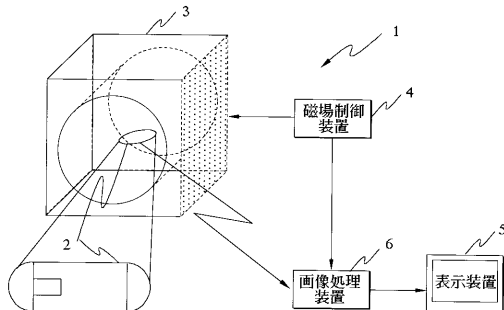
- 1 1 ... 第 1 の電磁石
- 1 2 ... 第 2 の電磁石
- 1 3 ... 第 3 の電磁石
- 1 4 ~ 1 6 ... 駆動アンプ
- 1 7 ~ 1 9 ... 制御信号発生器
- 2 1 ... 固定マグネット
- 2 2 ... 照明素子
- 2 3 ... 撮像素子
- 2 4 ... 信号処理回路
- 2 5、3 4 ... メモリ
- 2 6、3 1 ... 無線回路
- 3 2 ... 画像処理回路
- 3 3 ... 制御回路
- 3 5 ... 方向指示装置
- 4 1 ... スクリーン
- 4 2 ... 対物光学系
- 1 0 1 ... X 軸磁場発生装置
- 1 0 2 ... Y 軸磁場発生装置
- 1 0 3 ... Z 軸磁場発生装置
- 1 0 4、1 0 5 ... 3 軸等方センスコイル
- 1 0 6 ... 位置検出回路
- 1 0 7 ... 位置検出装置
- 1 1 0 ... 磁石選択回路

代理人 弁理士 伊藤 進

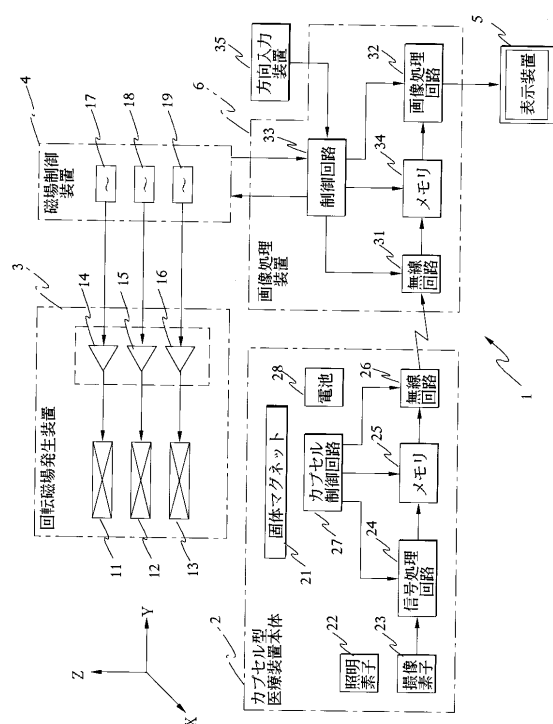
10

20

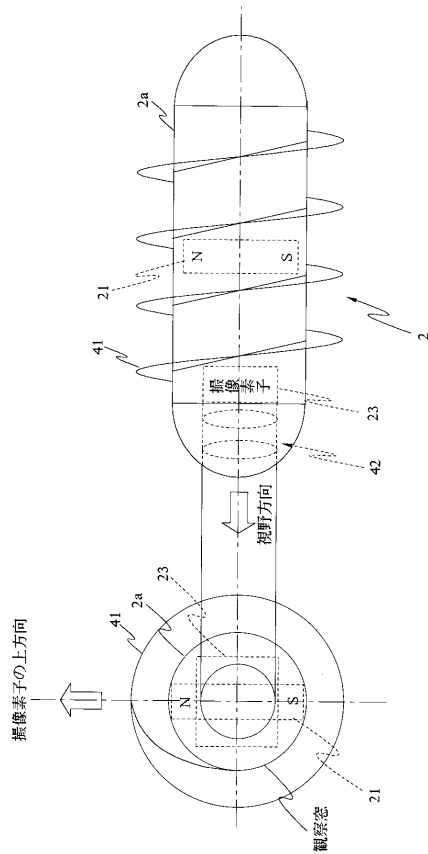
【図 1】



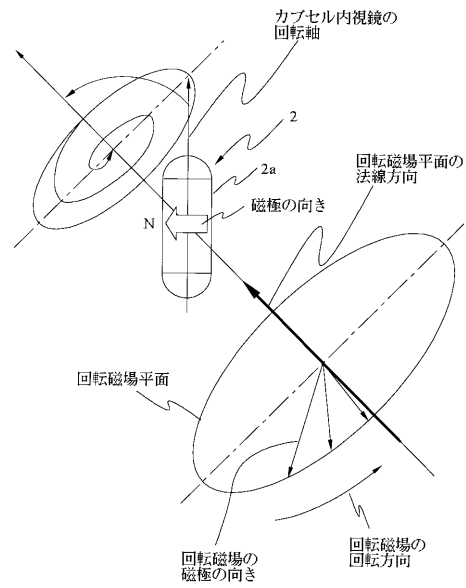
【図 2】



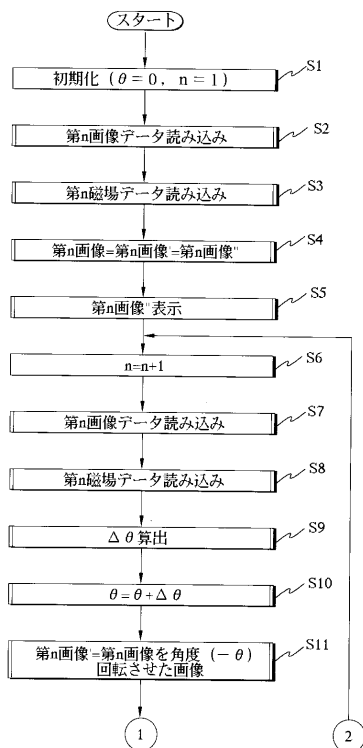
【図 3】



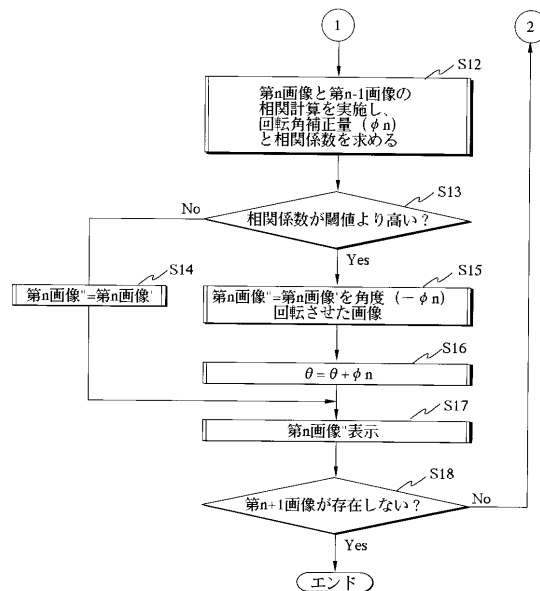
【図 4】



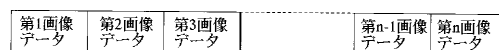
【図 5】



【図 6】



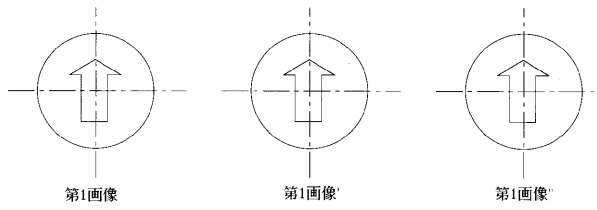
【図 7】



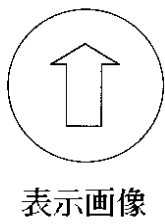
【図 8】



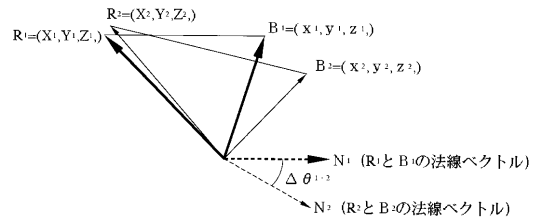
【図 9】



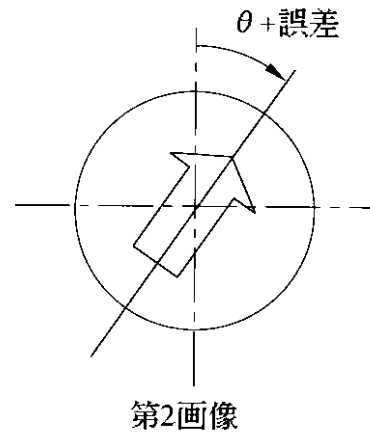
【図 10】



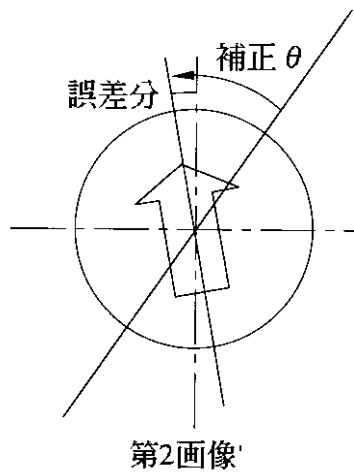
【図 11】



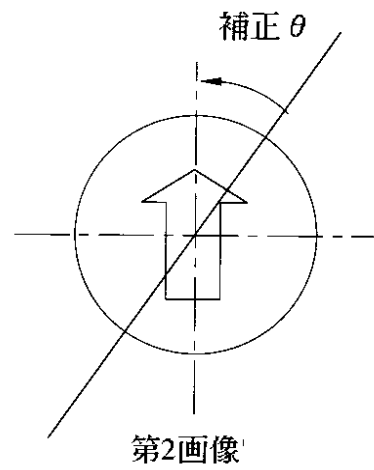
【図 12】



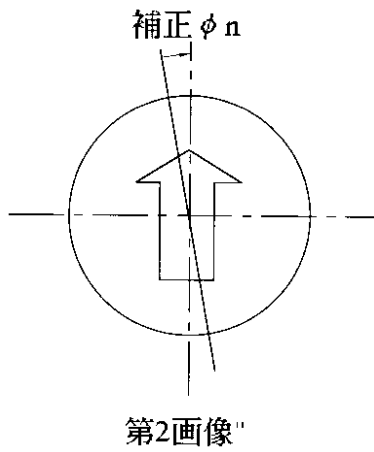
【図 13】



【図 14】



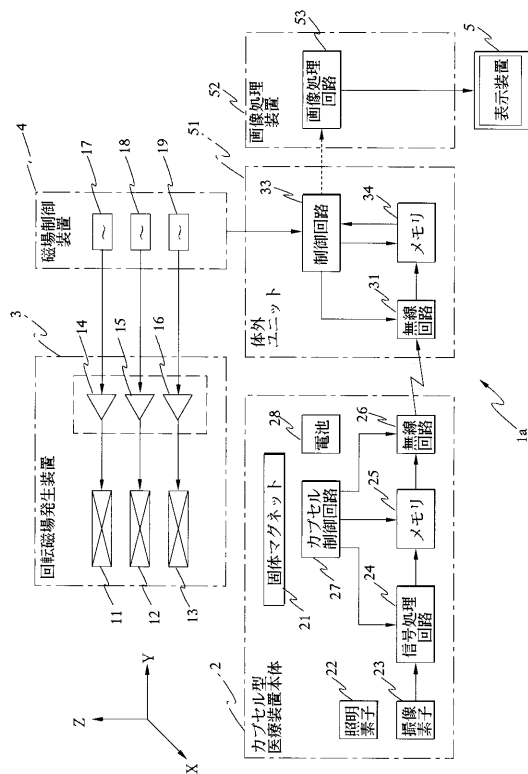
【図 15】



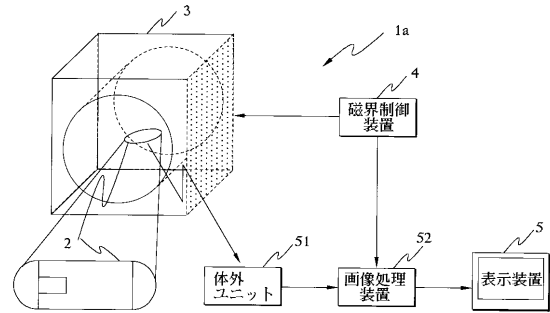
【図 16】



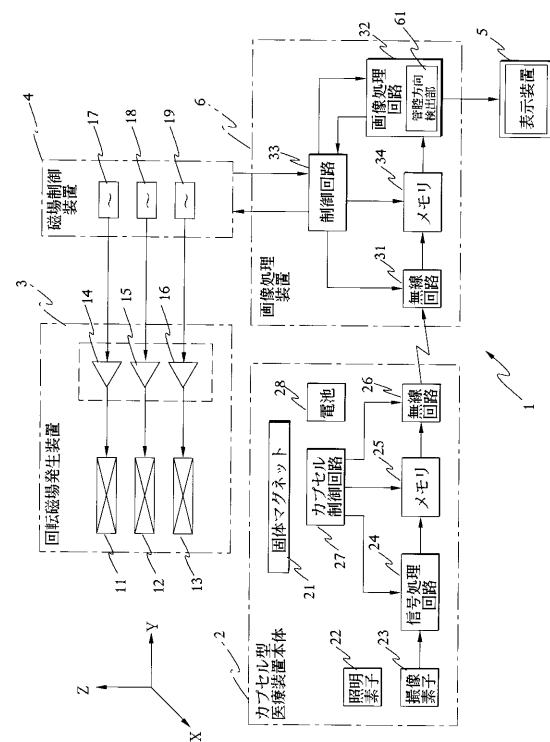
【図 18】



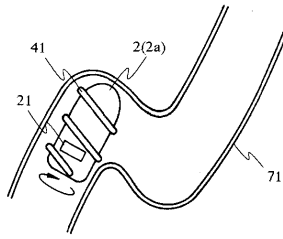
【図 17】



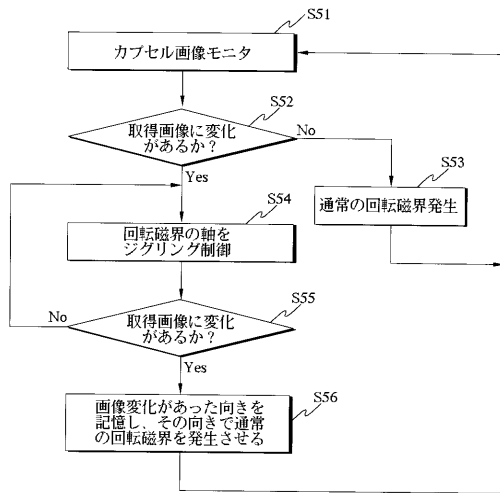
【図 19】



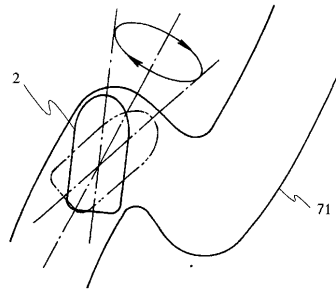
【図 20】



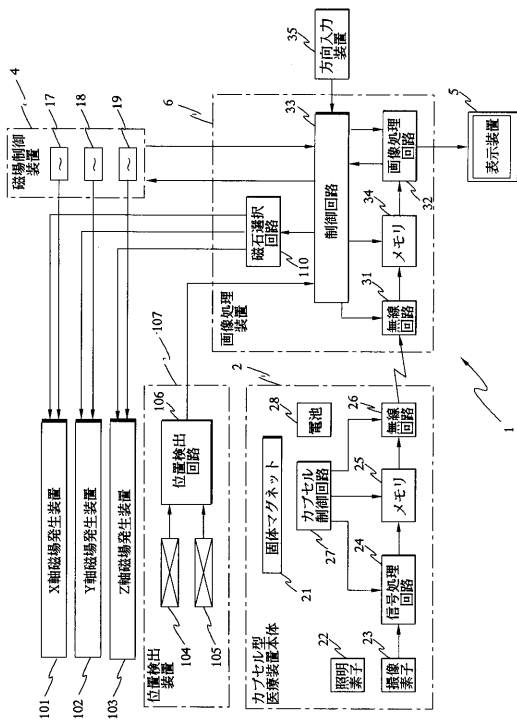
【図 21】



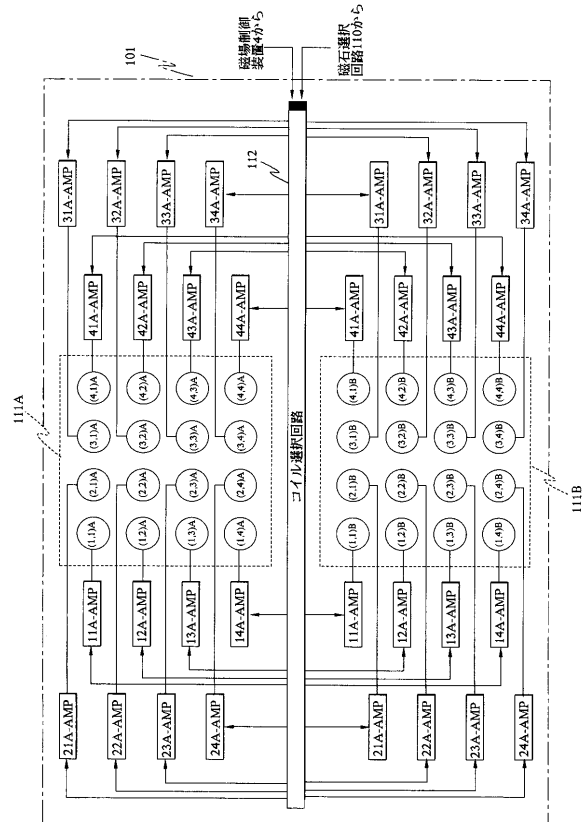
【図 22】



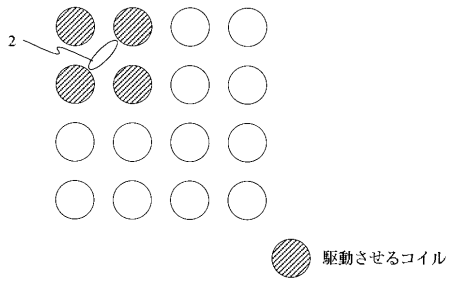
【図 23】



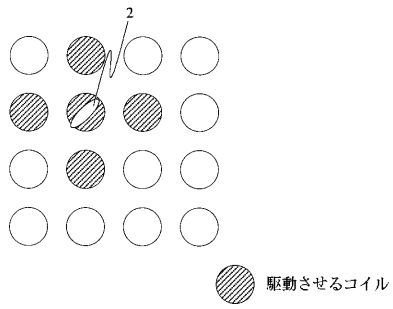
【図 24】



【図 25】



【図 26】



フロントページの続き

(72)発明者 水野 均

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 CC06 GG22 HH52

专利名称(译)	胶囊内窥镜系统和磁场发生装置		
公开(公告)号	JP2005193073A	公开(公告)日	2005-07-21
申请号	JP2005095718	申请日	2005-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 瀧澤寛伸 横井武司 水野均		
发明人	内山 昭夫 瀧澤 寛伸 横井 武司 水野 均		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.612 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG22 4C061/HH52 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/GG22 4C161/GG28 4C161/HH52		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4246171B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以低功耗驱动电磁铁（线圈）。提供ijA-AMP（ $i = 1$ 至4；整数， $j = 1$ 至4，整数），其是用于选择性地驱动第一线圈组A的线圈（ i, j ）A的驱动装置，并且ijB-AMP是用于选择性地驱动与线圈（ i, j ）A成对驱动的第二线圈组B的线圈（ i, j ）B的驱动装置（ $i = 1$ 到4：整数， $j = 1$ 到4：整数）。The 24

