

(19)日本国特許庁 (J P)

公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 299612

(P2003 - 299612A)

(43)公開日 平成15年10月21日 (2003.10.21)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード (参考)

A 6 1 B 1/00

320

A 6 1 B 1/00

320

B

4 C 0 3 8

5/07

5/07

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2002 - 105493(P2002 - 105493)

(22)出願日 平成14年4月8日 (2002.4.8)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(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

パス光学工業株式会社内

(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

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

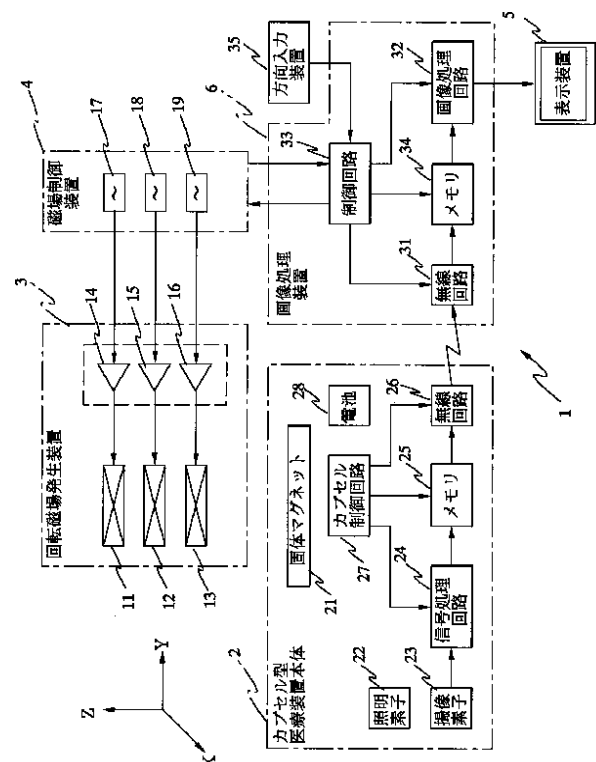
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】 カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させる。

【解決手段】 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31と、無線回路31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34と、メモリ34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32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32及び無線回路31を制御する制御回路33とを備え、メモリ34は制御回路33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。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け、回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、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い表示手段に表示させる表示画像を生成する画像処理手段とを備えたことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 2】 前記画像処理手段は、前記撮像システムで撮像された連続した少なくとも 2 つの画像を比較する比較手段を有し、前記撮像システムからの前記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と共に、前記比較手段の比較結果に基づき前記回転処理の回転量を補正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】 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段を有し、前記磁場変向手段は、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき、前記磁場発生手段による回転磁場の向きを変更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 4】 前記磁場発生手段は、連続した複数の局部回転磁場を発生する複数の局部回転磁場発生手段からなり、前記磁場変向手段は、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき、前記局部回転磁場発生手段を選択すると共に前記局部回転磁場発生手段による回転磁場の向きを変更することを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】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に関する。

【0002】

【従来の技術】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。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、例えばこのようなロボット本体に撮像素子を設けてカプセル内視鏡を構成し画像観察を行う場合、カプセル内視鏡のカプセル本体の回転に伴い観察画像も回転してしまうため、観察者は画像を確認しづらくわずわらしい思いをすることになるという不具合が発生する。

【0004】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させることのできるカプセル内視鏡システムを提供することを目的としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明のカプセル内視鏡システムは、回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、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い表示手段に表示させる表示画像を生成する画像処理手段とを備えて構成される。

【0006】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0007】第 1 の実施の形態：図 1 ないし図 16 は本発明の第 1 の実施の形態に係わり、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 10 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 4 の図、図 11 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 5 の図、図 12 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 6 の図、図 13 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 7 の図、図 14 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 8 の図、図 15 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 9 の図、図 16 は図 5 及び図 6 の作用を説明する第 10 の図である。

【0008】図 1 に示すように、本実施の形態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。

【0009】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 11 と、Y 軸方向の磁場を発生する第 2 の電磁石 12 と、Z 軸方向の磁場を発生する第 3 の電磁石 13 と、上記第 1 ~ 第 3 の電磁石 11 ~ 13 を駆動する駆動アンプ 14 ~ 16 とから構成される。また、磁場制御装置 4 は駆動アンプ 14 ~ 16 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 17 ~ 19 より構成される。

【0010】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 21 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）22 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）23 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 24 と、信号処理回路 24 からデジタル映像信号を格納するメモリ 25 と、メモリ 25 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 26 と、これら信号処理回路 24、メモリ 25 及び無線回路 26 を制御するカプセル制御回路 27 と、カプセル内の各回路に電力を供給する電池 28 とが配置されている。

【0011】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 31 と、無線回路 31 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 34 と、メモリ 34 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 32 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 32 及び無線回路 31 を制御する制御回路 33 とを備え、メモリ 34 は制御回路 33 により磁場制御装置 4 から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。

【0012】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。

【0013】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。

【0014】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ュー 41 を有している。カプセル本体 2a 内的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。

【0015】固定マグネット 21 の双極子の方向がスクリュー 41 の回転軸に対して垂直になるように設けられており、スクリュー 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。

【0016】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。

【0017】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も、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ュー 41 が体液あるい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。

【0018】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。

【0019】（作用）このように構成された本実施の形態の作用について図 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。

【0020】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回転を静止させる必要がある。そこで、本実施の形態では、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。

【0021】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ると共に、これら画像データに関連付けられた図 8 に示すような複数の磁場データ、第 1 磁場データ、第 2 磁場データ、・・・、第 n 磁場データも順次格納されることになる。

【0022】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（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。

【0023】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'' の場合のイメージ図を示している）。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。

【0024】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。

【0025】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 θ_n 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。

【0026】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 θ_n とする。

【0027】回転角度 θ_n は、以下で求められる。

$$\begin{aligned} N^1 &= (y^1 z^1 - Y^1 z^1, z^1 X^1 - Z^1 x^1, x^1 Y^1 - X^1 y^1) \\ N^2 &= (y^2 z^2 - Y^2 z^2, z^2 X^2 - Z^2 x^2, x^2 Y^2 - X^2 y^2) \end{aligned}$$

N^1 、 N^2 は単位ベクトルであるから、

$$\cos \theta_n = \frac{(y^1 z^1 - Y^1 z^1)(y^2 z^2 - Y^2 z^2) + (z^1 X^1 - Z^1 x^1)(z^2 X^2 - Z^2 x^2) + (x^1 Y^1 - X^1 y^1)(x^2 Y^2 - X^2 y^2)}{\sqrt{(y^1 z^1 - Y^1 z^1)^2 + (z^1 X^1 - Z^1 x^1)^2 + (x^1 Y^1 - X^1 y^1)^2} \sqrt{(y^2 z^2 - Y^2 z^2)^2 + (z^2 X^2 - Z^2 x^2)^2 + (x^2 Y^2 - X^2 y^2)^2}}$$

となり、算出される。

【0029】時間経過と共に $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$ 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。

【0030】そして、トータルの回転角度 θ は上記の和をとればよく、 $\theta = \theta_1 + \theta_2 + \dots + \theta_n$ で表されるから、ステップ S10 で制御回路 33 は、 $\theta = \theta_1 + \theta_2 + \dots + \theta_n$ 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 θ_2 + 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。

【0031】そこでまず、ステップ S11 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 $(-\theta_n)$ 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。

【0032】次に、図 6 のステップ S12 に移行し、ステップ S12 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 θ_n と相関係数を求め、ステップ S13 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。

【0033】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(-) 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。

【0034】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。

【0035】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(- 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を + n としてステップ S 17 に進む。

【0036】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。

【0037】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。

【0038】(効果) このように本実施の形態では、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。

【0039】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。

【0040】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。

【0041】第 2 の実施の形態: 図 17 及び図 18 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、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。

【0042】第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態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。

【0043】(構成・作用) 図 17 に示すように、本実施の形態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。

【0044】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第 1 の実施の形態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。

【0045】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。

【0046】画像処理装置 52 は、画像データと磁場データとを用いて第 1 の実施の形態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。

【0047】その他の構成・作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【0048】(効果) このように本実施の形態では、第 1 の実施の形態と同等に、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。

【0049】さらに本実施の形態では、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 10

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。

【0050】第 3 の実施の形態：図 1 9 ないし図 2 2 は本発明の第 3 の実施の形態に係わり、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。

【0051】第 3 の実施の形態は、第 1 の実施の形態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。

【0052】（構成）図 1 9 に示すように、本実施の形態の画像処理装置 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 により第 1 の実施の形態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。

【0053】管腔方向検出部 6 1 は、視野内に存在する 30 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。

【0054】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 40 基づき、挿入方向を検出することが可能となる。

【0055】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 2001 - 292230 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。

【0056】その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【0057】（作用）第 1 の実施の形態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 50

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 は第 1 の実施の形態と同様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。

【0058】また、図 2 0 に示すように、例えば管腔が腸管 7 1 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、本実施の形態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。

【0059】すなわち、図 2 1 に示すように、制御回路 3 3 は、ステップ S 5 1 で回転を止めた画像をモニタし、ステップ S 5 2 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 S 5 3 で通常の回転磁場を発生させてステップ S 5 1 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 S 5 4 に進む。

【0060】ステップ S 5 4 では、制御回路 3 3 は、図 2 2 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。

【0061】そして、ステップ S 5 5 で制御回路 3 3 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 S 5 4 に戻り、画像に変化ある場合にはステップ S 5 6 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 S 5 1 に戻る。

【0062】（効果）このように本実施の形態では、第 1 の実施の形態の効果に加え、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。

【0063】第 4 の実施の形態：図 2 3 ないし図 2 6 は本発明の第 4 の実施の形態に係わり、図 2 3 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 4 は図 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 は図 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、図 2 6 は図 2 3 のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第 2 の図である。

【0064】第 4 の実施の形態は、第 1 の実施の形態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。

【0065】（構成）図 2 3 に示すように、本実施の形態では、複数の対コイルからなる X 軸磁場発生装置 1 0 1 と、複数の対コイル群からなる Y 軸磁場発生装置 1 0 2 と、複数の対コイルからなる Z 軸磁場発生装置 1 0 3

とから回転磁場発生装置を構成している。また、本実施の形態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。

【0066】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。

【0067】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。

【0068】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)。

【0069】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。

【0070】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。その他の構成は第1の実施の形態と同じである。

【0071】(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。

【0072】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。

【0073】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。

【0074】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。

【0075】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。

【0076】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。

【0077】その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0078】(効果)このように本実施の形態では、第1の実施の形態の効果に加え、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るので、カプセル内視鏡2に対して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るので軽量で安価に構成することができる。

【0079】[付記]

(付記項1) 前記磁場変向手段は、前記カプセル型内視鏡本体の進行方向を指示する入力手段を有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。

【0080】(付記項2) 回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け、回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前

記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、前記撮像システムからの画像データに基づき、前記カプセル型内視鏡本体の進行方向を算出する進行方向算出手段と、前記進行方向算出手段の算出結果に基づき前記磁場変向手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【0081】(付記項3) 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段と、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき前記磁場変向手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする付記項1に記載のカプセル内視鏡システム。

【0082】(付記項4) 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段を有し、前記制御手段は、前記進行方向算出手段の算出結果及び前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき前記磁場変向手段を制御することを特徴とする付記項2に記載のカプセル内視鏡システム。

【0083】(付記項5) 前記画像処理手段で生成される表示画像が円形の輪郭を持つことを特徴とする付記項1ないし4のいずれか1つに記載のカプセル内視鏡システム。

【0084】本発明は、上述した実施の形態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。

【0085】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態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

【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10】図5及び図6の作用を説明する第4の図

【図11】図5及び図6の作用を説明する第5の図

【図12】図5及び図6の作用を説明する第6の図

【図13】図5及び図6の作用を説明する第7の図

【図14】図5及び図6の作用を説明する第8の図

【図15】図5及び図6の作用を説明する第9の図

【図16】図5及び図6の作用を説明する第10の図

【図17】本発明の第2の実施の形態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18】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

【図19】本発明の第3の実施の形態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20】図19のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図

【図21】図19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22】図21の処理の作用を説明する図

【図23】本発明の第4の実施の形態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24】図23のX軸磁場発生装置の構成を示すブロック図

【図25】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】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

【符号の説明】

1...カプセル内視鏡システム

2...カプセル内視鏡

2a...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

11...第1の電磁石

12...第2の電磁石

13...第3の電磁石

14~16...駆動アンプ

17~19...制御信号発生器

21...固定マグネット

22...照明素子

23...撮像素子

24...信号処理回路

25、34...メモリ

26、31...無線回路

32...画像処理回路

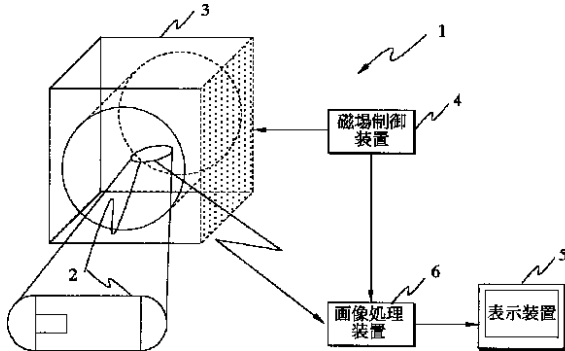
33...制御回路

35...方向指示装置

41...スクリー

42...対物光学系

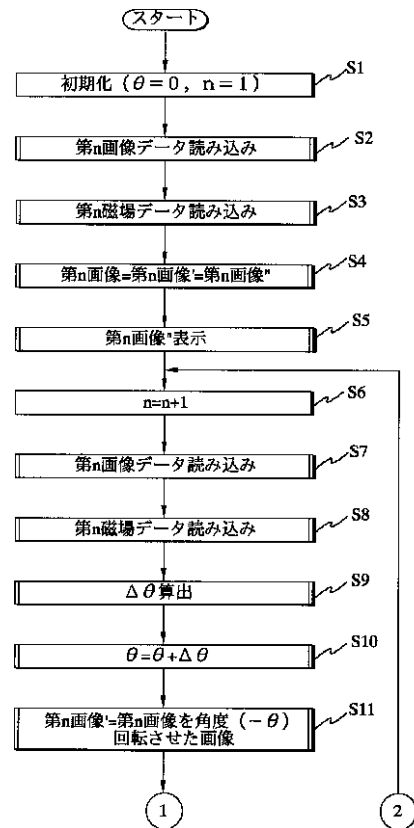
【図1】



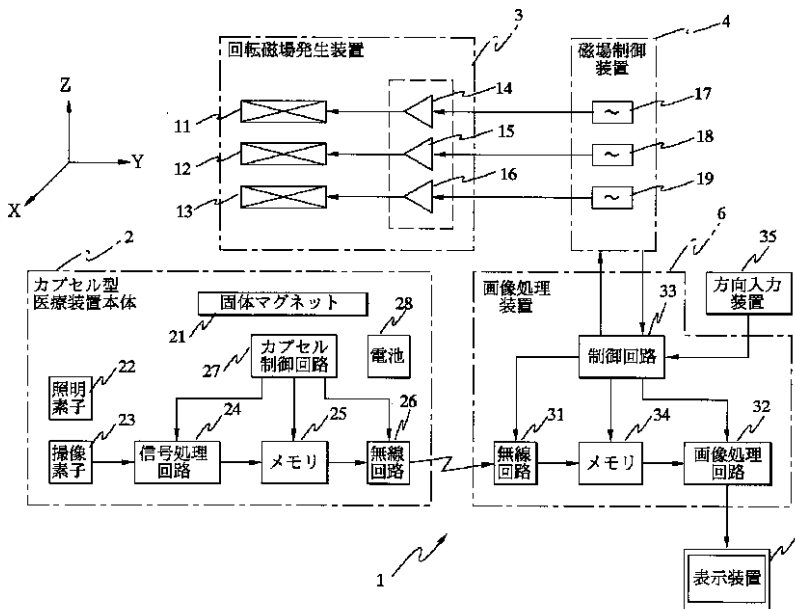
【図10】



【図5】

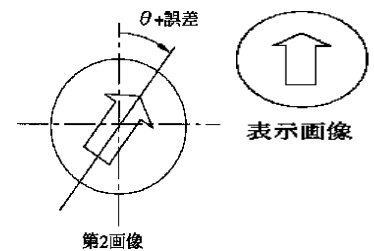


【図2】

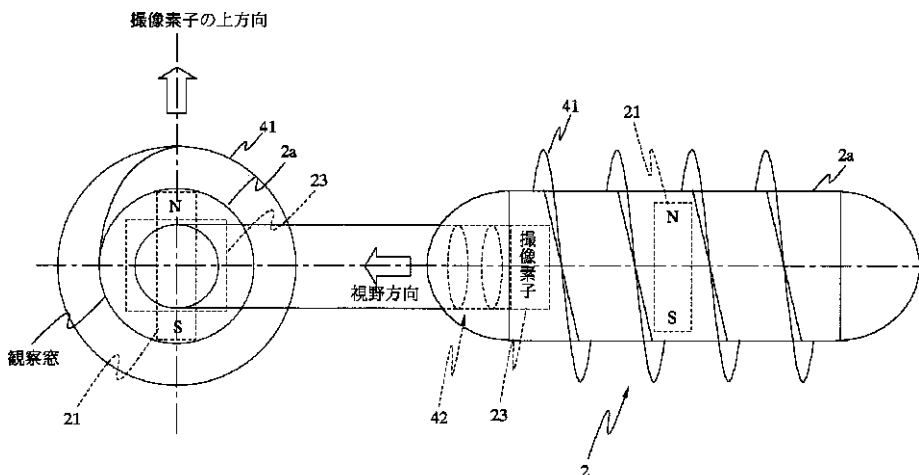


【図12】

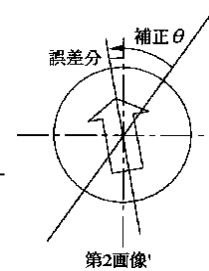
【図16】



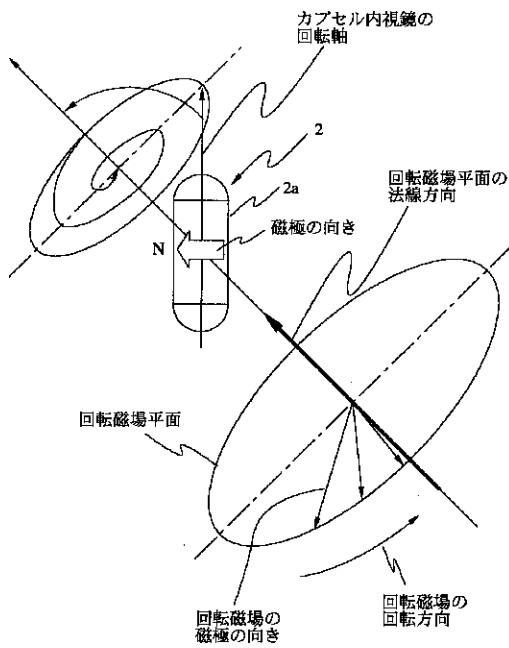
【図3】



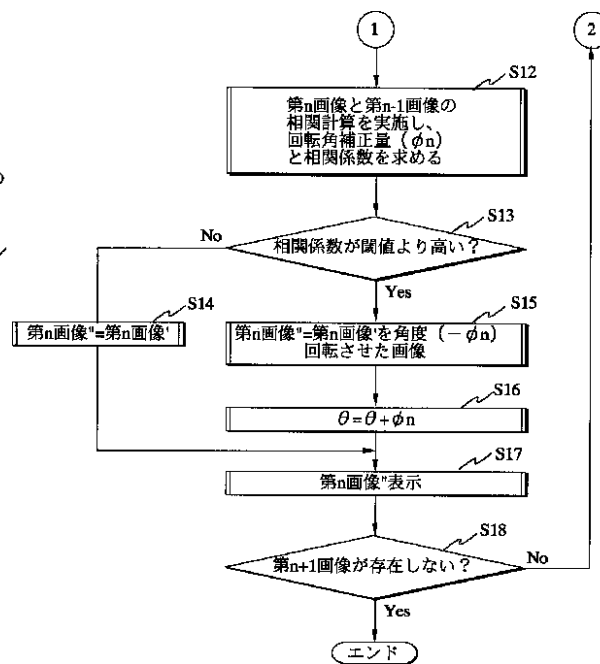
【図13】



【図4】



【図6】

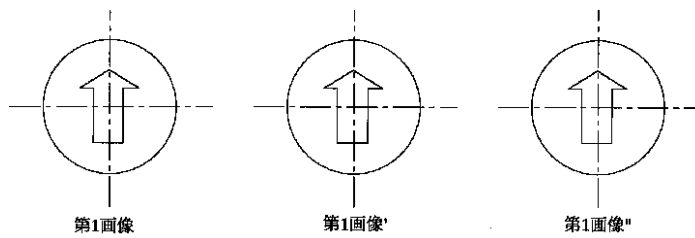


【図7】

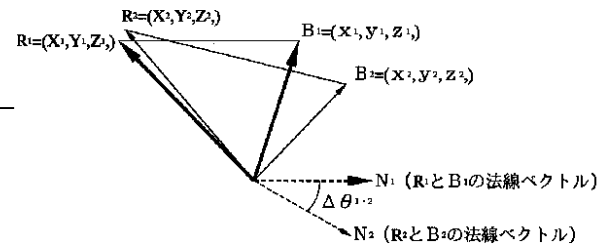


【図8】

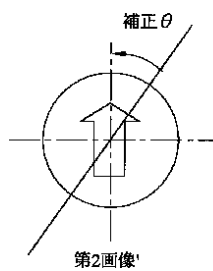
【図9】



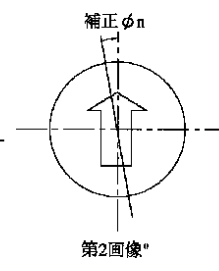
【図11】



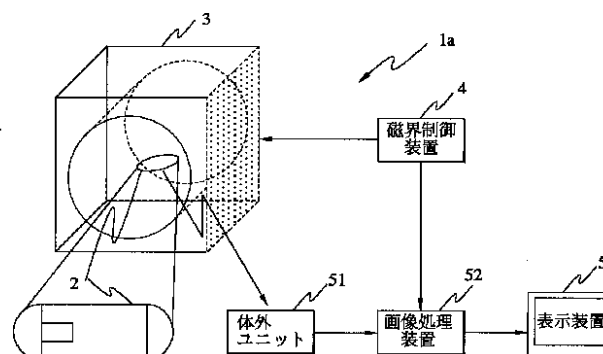
【図14】



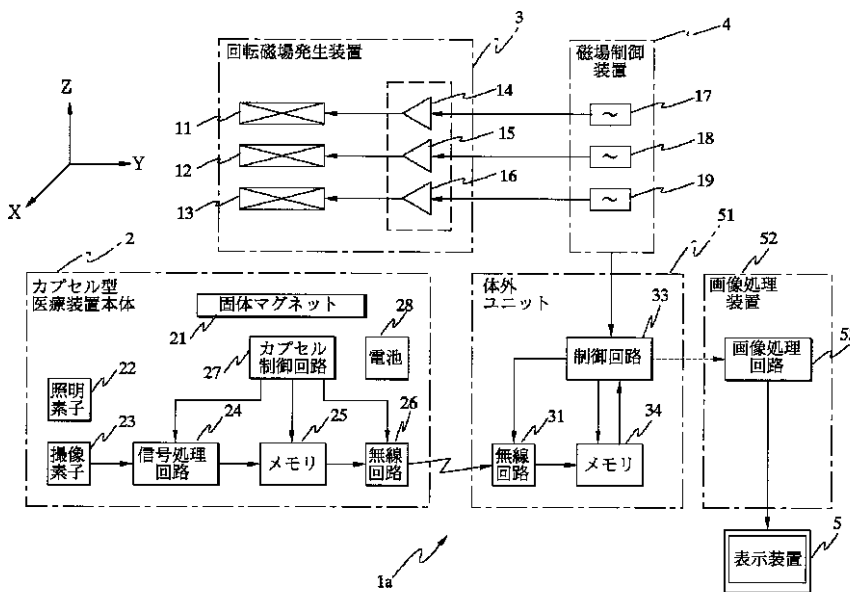
【図15】



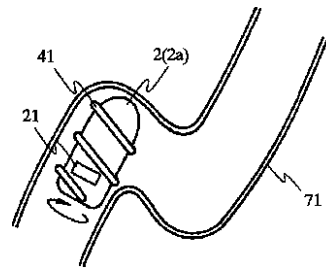
【図17】



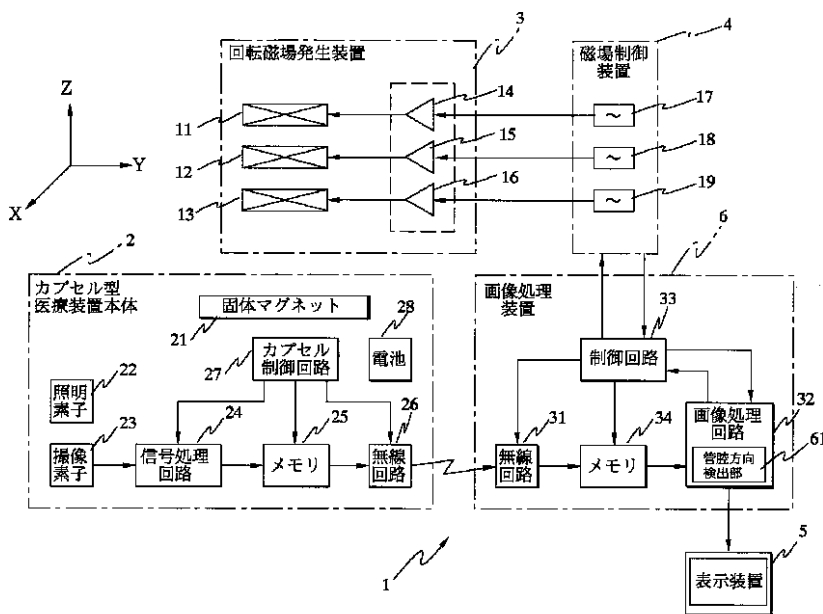
【図18】



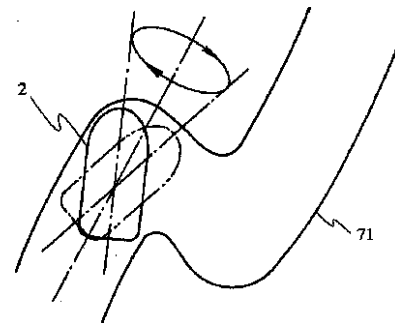
【図20】



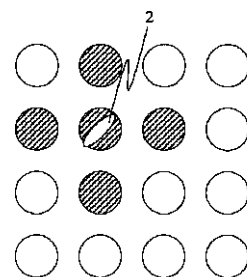
【図19】



【図22】

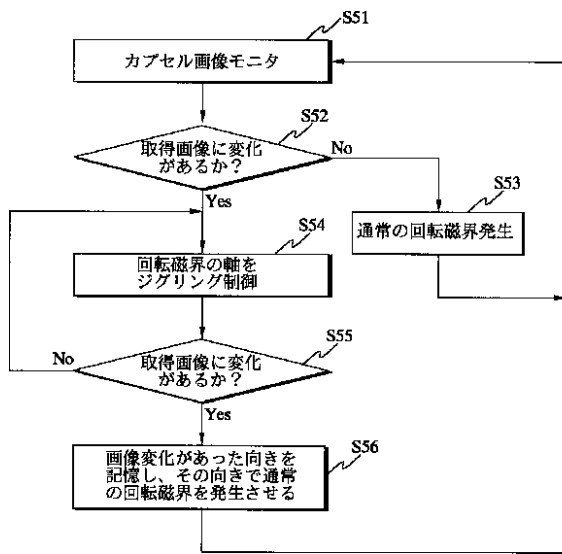


【図26】

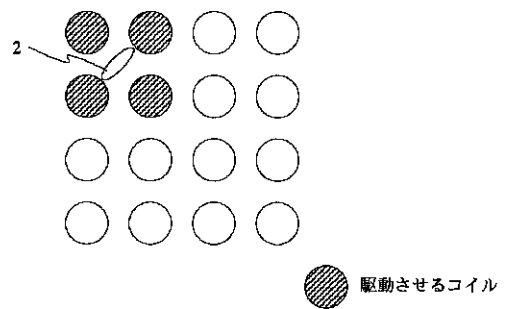


駆動させるコイル

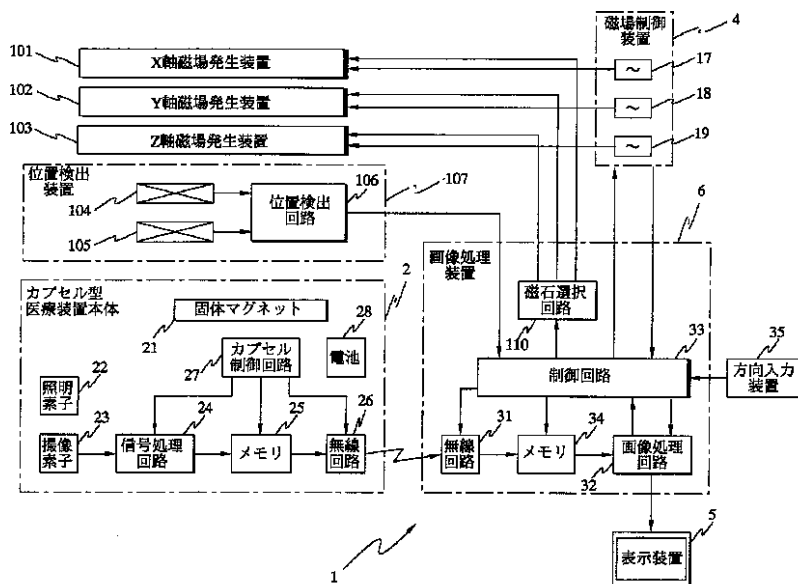
【図21】



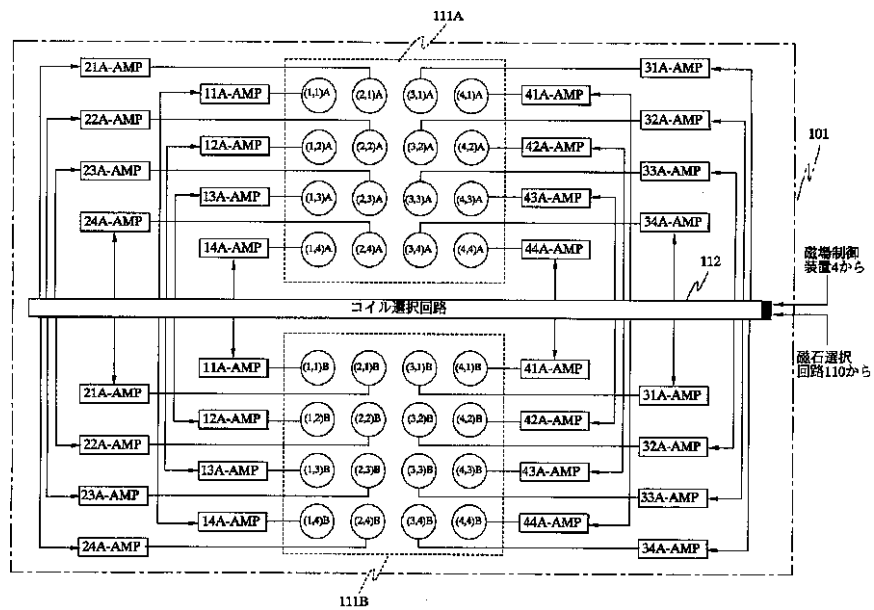
【図25】



【図23】



【図24】



フロントページの続き

(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
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 水野 均
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC09

4C061 BB02 HH60 JJ17 LL02 MM00

NN03 NN05 NN07 NN10 UU06

WW06 YY12

专利名称(译)	胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2003299612A	公开(公告)日	2003-10-21
申请号	JP2002105493	申请日	2002-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[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	A61B5/07 A61B1/00 A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00045 A61B1/00147 A61B1/00158 A61B1/04 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/045.610 A61B1/045.640		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/BB02 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM00 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/NN10 4C061/UU06 4C061/WW06 4C061/YY12 4C161/BB02 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM00 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/NN10 4C161/UU06 4C161/WW06 4C161/WW19 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003299612A5 JP3917885B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在胶囊型内窥镜主体上施加推力也要停止图像旋转。

图像处理装置（6）包括：无线电路（31），其用于接收从胶囊型内窥镜（2）无线发送的图像数据；以及存储器（34），其用于存储由无线电路（31）接收的数字视频信号作为图像数据。图像处理电路32，其对存储在存储器34中的图像数据执行旋转处理和期望的处理，以生成要在显示装置5上显示的图像，以及通过从旋转磁场产生装置3输入磁场数据来产生图像。控制电路33控制处理电路32和无线电路31，并且存储器34通过控制电路33将来自磁场控制装置4的磁场数据与图像数据相关联地存储。

