

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3917885号

(P3917885)

(45) 発行日 平成19年5月23日(2007.5.23)

(24) 登録日 平成19年2月16日(2007.2.16)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2002-105493 (P2002-105493)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成14年4月8日(2002.4.8)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-299612 (P2003-299612A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成15年10月21日(2003.10.21)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成17年3月29日(2005.3.29)		弁理士 伊藤 進
		(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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57) 【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、

前記カプセル型内視鏡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う画像処理手段と、

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】

前記画像処理手段が前記画像データの回転処理を行い生成した画像を、表示する表示装置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。

【請求項 3】

前記画像処理手段が前記画像データの回転処理を、前記カプセル内視鏡が順次撮像を行っている間に実行することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像処理手段が前記画像データの回転処理を、前記カプセル内視鏡の検査終了後に

実行することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 5】

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 から請求項 4 のいずれか一つに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 6】

前記カプセル型内視鏡本体の位置または向きの少なくとも一方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または向きの少なくとも一方に基づき、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ことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一つに記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 7】

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、前記局部回転磁場発生手段を選択すると共に、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または向きの少なくとも一方に基づき、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 6 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 8】

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。

【請求項 9】

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請求項 1 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 10】

前記カプセル型内視鏡本体の位置または向きの少なくとも一方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または向きの少なくとも一方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請求項 9 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 11】

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請求項 1 から請求項 10 のいずれか一つ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】

10

20

30

40

50

【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】

10

【課題を解決するための手段】

請求項1に記載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、前記カプセル型内視鏡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う画像処理手段と、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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、

50

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からの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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【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ュー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。

50

【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る。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 10
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、 20
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 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。 30

【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''の場合のイメージを示している 40)。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 $\Delta\theta$ を算出す 50

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 $B^1(x1, y1, z1)$ 、回転磁場の法線方向を $R^1(X1, Y1, Z1)$ 、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 $B^2(x2, y2, z2)$ 、回転磁場の法線方向を $R^2(X2, Y2, Z2)$ 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 $\Delta\theta$ とする。

【0027】

回転角度 $\Delta\theta$ は、以下で求められる。

【0028】

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

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

N^1 、 N^2 は単位ベクトルであるから、

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

となり、算出される。

【0029】

時間経過と共に $\Delta\theta^{1 \cdot 2}$ 、 $\Delta\theta^{2 \cdot 3}$ 、 $\dots \Delta\theta^{(n-2) \cdot (n-1)}$ 、 $\Delta\theta^{(n-1) \cdot n}$ 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。

【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、 $\theta = \sum \Delta\theta^{(k-1) \cdot k}$ で表されるから、ステップS10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 $\theta + \text{誤差}$ 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 $(-\theta)$ 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 (ϕn) 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S14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S17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S11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。

【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S11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S14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】

10

20

30

40

50

相関係数が所定の閾値より高い場合は、ステップS15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 $(-\phi n)$ 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S16でトータルの回転角度 θ を $\theta + \phi n$ としてステップS17に進む。

【0036】

ステップS17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S18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S6に戻り、存在しない場合は処理を終了する。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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

10

【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

20

ュー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。

【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34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52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1aを安価に構成することが可能となる。

30

【0050】

第3の実施の形態：

図19ないし図22は本発明の第3の実施の形態に係わり、図19はカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図20は図19のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図、図21は図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は図21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19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32a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61を備えている。この管腔方向検出部61により第1の実施の形態で用いられた方向指示装置35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61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。

【0054】

50

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。

【0055】

管腔方向検出部61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。

10

【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61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33に出力する。制御回路33は第1の実施の形態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。

【0058】

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。

20

【0059】

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。

【0060】

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をつっかかった状態からの脱却を試みる。

30

【0061】

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。

【0062】

(効果)

40

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23ないし図26は本発明の第4の実施の形態に係わり、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。

50

【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23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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

駆動されるコイル (i, j) A とコイル (i, j) B ($i = 1 \sim 4$; 整数, $j = 1 \sim 4$; 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 ($i = 1 \sim 4$; 整数, $j = 1 \sim 4$; 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 ($i = 1 \sim 4$; 整数, $j = 1 \sim 4$; 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。

【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】

10

【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

20

【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

30

【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

40

【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

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

1 1 …第 1 の電磁石

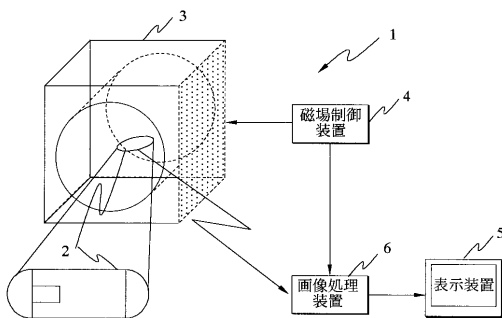
1 2 …第 2 の電磁石

50

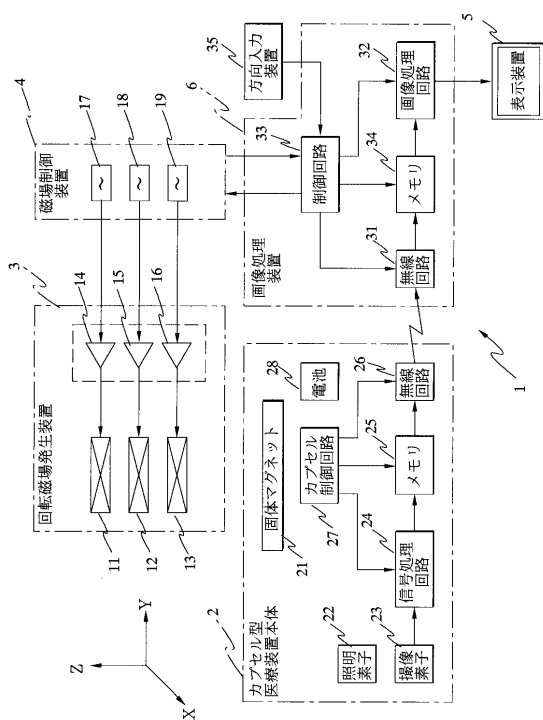
- 1 3…第 3 の電磁石
- 1 4～1 6…駆動アンプ
- 1 7～1 9…制御信号発生器
- 2 1…固定マグネット
- 2 2…照明素子
- 2 3…撮像素子
- 2 4…信号処理回路
- 2 5、3 4…メモリ
- 2 6、3 1…無線回路
- 3 2…画像処理回路
- 3 3…制御回路
- 3 5…方向指示装置
- 4 1…スクリーン
- 4 2…対物光学系

10

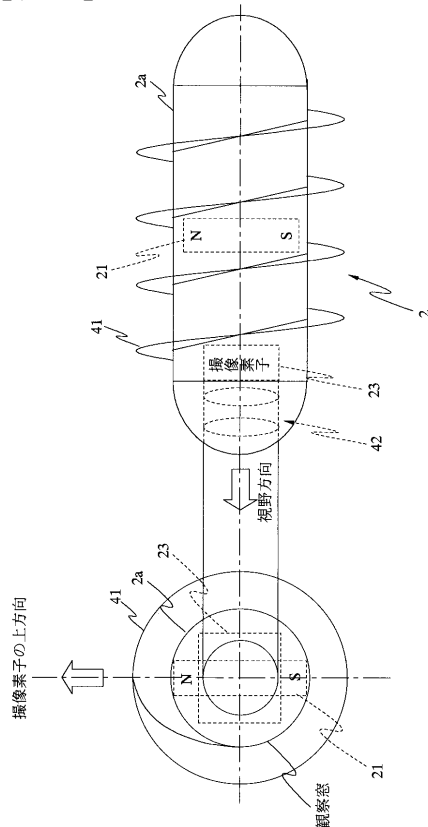
【図 1】



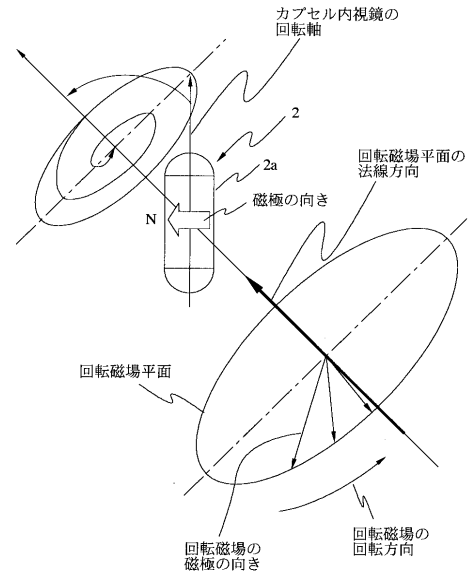
【図 2】



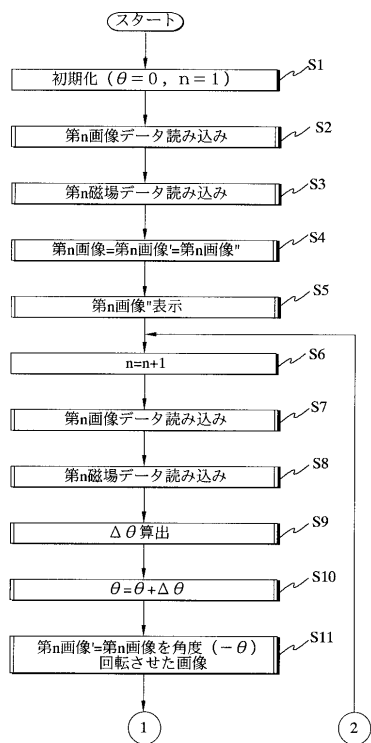
【図 3】



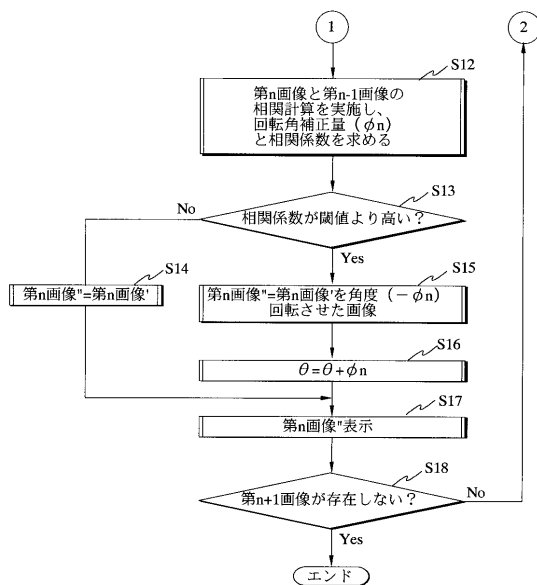
【図 4】



【図 5】



【図 6】



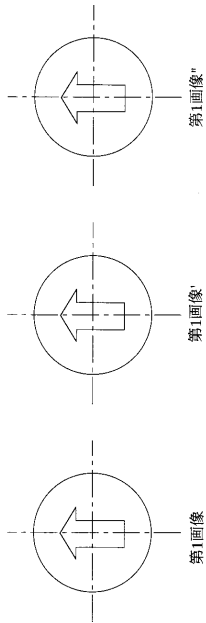
【図 7】

第1画像データ	第2画像データ	第3画像データ	...	第n-1画像データ	第n画像データ
---------	---------	---------	-----	-----------	---------

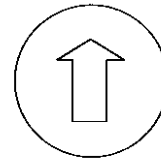
【図 8】

第1磁場データ	第2磁場データ	第3磁場データ	...	第n-1磁場データ	第n磁場データ
---------	---------	---------	-----	-----------	---------

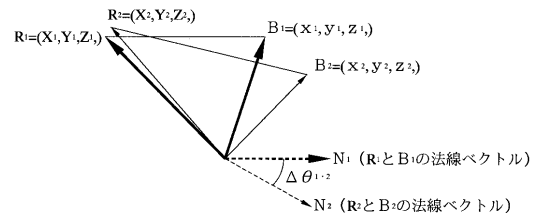
【図 9】



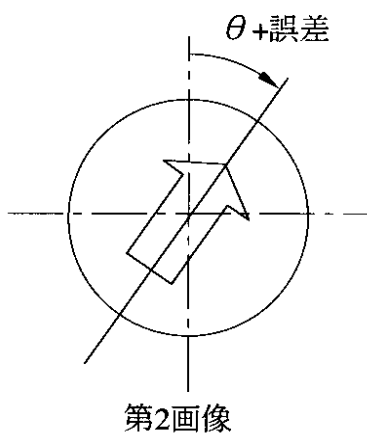
【図 10】



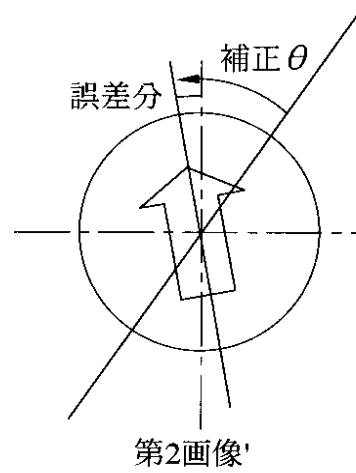
【図 11】



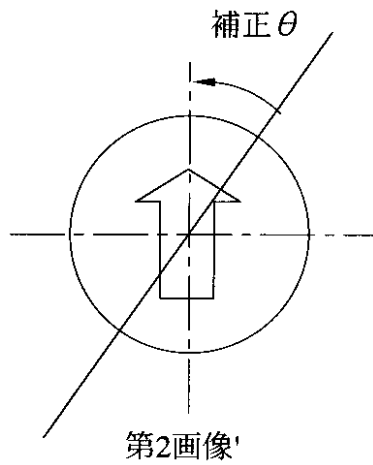
【図 12】



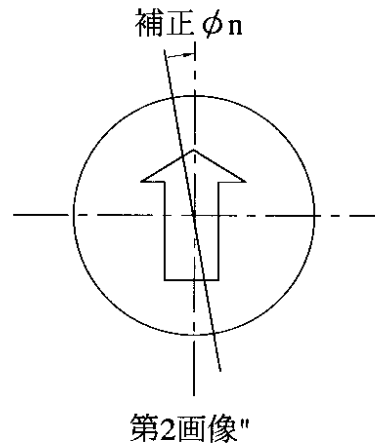
【図 13】



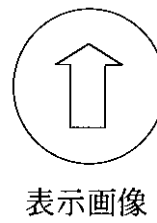
【図 1 4】



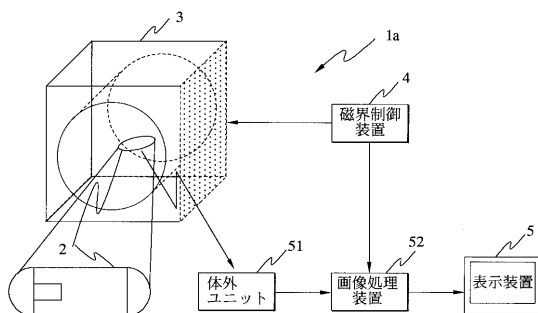
【図 1 5】



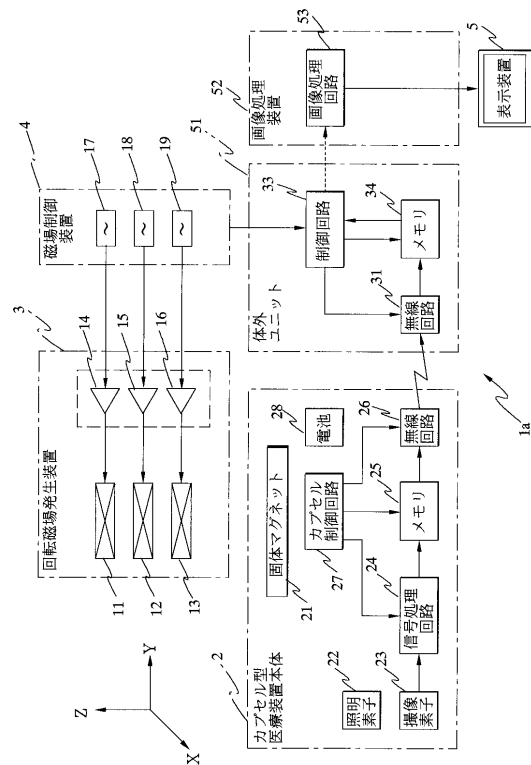
【図 1 6】



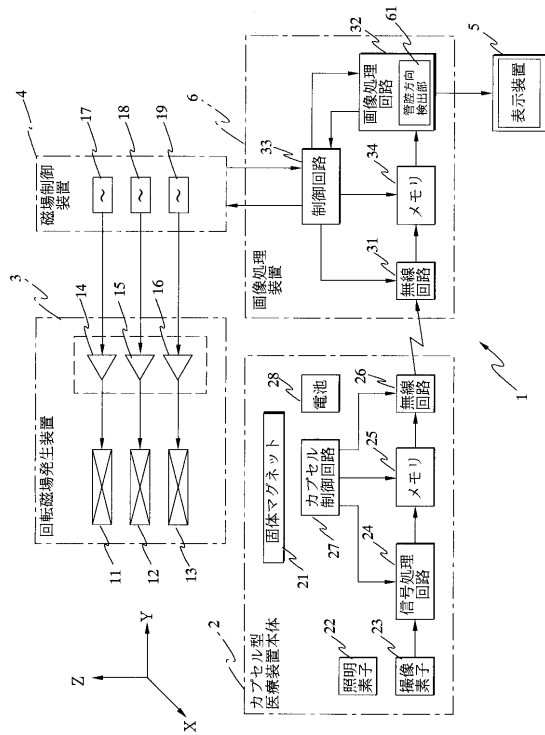
【図 1 7】



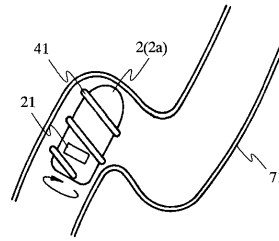
【図 1 8】



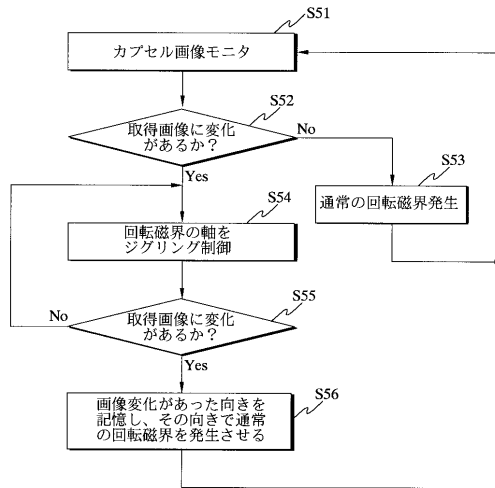
【図 19】



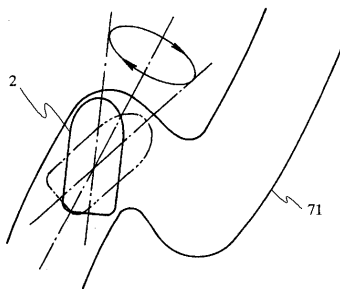
【図 20】



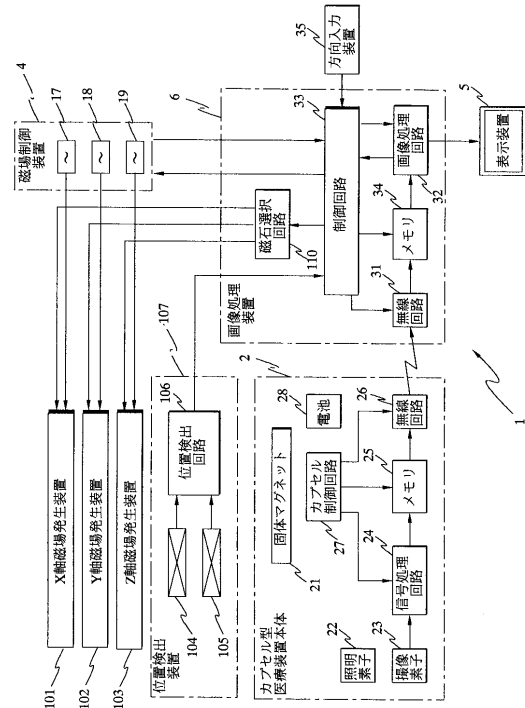
【図 21】



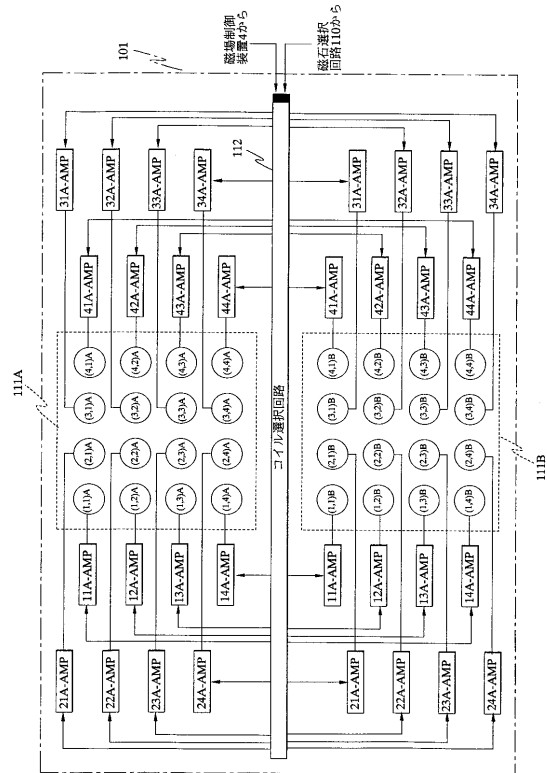
【図 22】



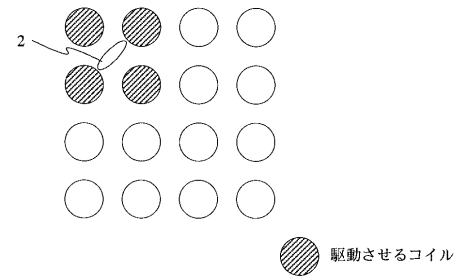
【図 23】



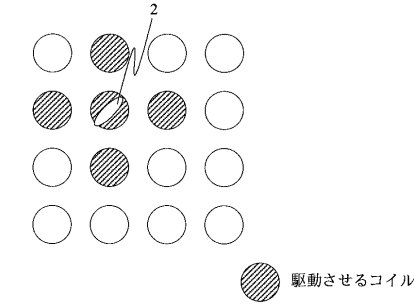
【図 24】



【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43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平04-008342 (JP, A)
特開2001-179700 (JP, A)
特開2001-017388 (JP, A)
特開平04-022325 (JP, A)
特開平05-228102 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/07
G02B 23/24 -23/26