

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/155828

発行日 平成22年8月26日 (2010. 8. 26)

(43) 国際公開日 平成20年12月24日 (2008. 12. 24)

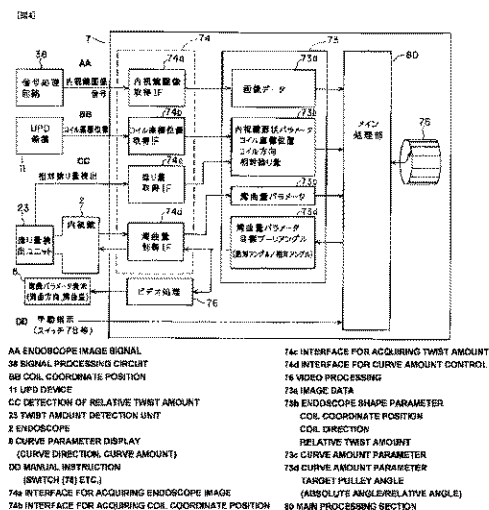
(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 320Z	4C061
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 370	5B057
<b>G06T 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 320B	
	A61B 1/00 310H	
	G06T 1/00 290Z	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)		

出願番号	特願2009-520182 (P2009-520182)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/062386		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成19年6月20日 (2007. 6. 20)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	田中 秀樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	長谷川 潤 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	中村 俊夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、撮像システム及び画像処理装置

## (57) 【要約】

内視鏡システムは、体腔内の画像を、挿入部先端に設けられた撮像装置により撮像する内視鏡と、撮像装置により撮像された管腔情報から、挿入部先端に対して該挿入部先端を挿入するための位置情報を検出する位置検出装置と、位置検出装置により検出された位置情報を経時的に記録する記録装置と、位置検出装置による位置情報の検出動作に対して設定された条件を満たしているか否かの判定を行う判定装置と、条件を満たさない判定結果の場合に、記録装置に記録されている位置情報を読み出し、挿入部先端を挿入する方向の情報を出力する方向算出装置と、を有する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内の画像を、挿入部先端に設けられた撮像手段により撮像する内視鏡と、  
前記撮像手段により撮像された管腔情報から、挿入部先端に対して該挿入部先端を挿入するための位置情報を検出する位置検出手段と、  
前記位置検出手段により検出された位置情報を経時的に記録する記録手段と、  
前記位置検出手段による位置情報の検出動作に対して設定された条件を満たしているか否かの判定を行う判定手段と、  
前記条件を満たさない判定結果の場合に、前記記録手段に記録されている位置情報を読み出し、前記挿入部先端を挿入する方向の情報を出力する方向算出手段と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記判定手段は、管腔情報内に体腔の走行方向に対応した暗部が存在することを、前記条件として判定する暗部判定手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

さらに前記挿入部の長手軸の回りの捻り量を検出する捻り量検出手段を有し、前記記録手段は、前記捻り量を前記位置情報と関連付けて経時的に記録することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

さらに前記挿入部先端の位置及び方向を検出する位置・方向検出手段を有し、前記記録手段は、前記位置及び方向の情報を前記位置情報と関連付けて記録することを特徴とする請求項 1 から 3 の何れかに記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 5】**

さらに前記挿入部先端の方向を変更する挿入部先端方向変更部を有し、該挿入部先端方向変更部は、前記挿入部位置の方向を変更することを特徴とする請求項 1 から 3 の何れかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記内視鏡がカプセル型内視鏡である場合には、前記挿入部先端方向変更部は、磁氣的に挿入部先端の方向を変化させることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

30

**【請求項 7】**

前記挿入部先端の方向を表示する表示装置を有することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記方向算出手段は、前記挿入部先端を前記位置検出手段で検出された位置情報に基づく位置の方向に指向させるように、前記挿入部の先端付近に設けられた湾曲部を湾曲させる少なくとも湾曲方向を含む湾曲情報を算出する湾曲情報算出手段であることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

さらに、前記湾曲部を電氣的に湾曲させる電氣的湾曲駆動手段を有し、前記湾曲情報算出手段の出力に基づいて前記電氣的湾曲駆動手段を電氣的に駆動させる駆動制御を行う駆動制御手段を有することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

40

**【請求項 10】**

前記湾曲情報算出手段により算出された少なくとも湾曲方向を含む湾曲情報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 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 11】**

前記暗部判定手段は、前記管腔情報の色調またはエッジ情報に基づいて応じて、前記暗部が存在することの有無を判定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 12】**

前記内視鏡は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡シ

50

ステム。

【請求項 1 3】

さらに前記カプセル型内視鏡を磁氣的に誘導制御する磁界誘導制御手段を有し、前記判定手段による判定結果に応じて、前記記録手段に記録されている位置情報を利用して前記磁界誘導制御手段による誘導磁界の発生を行うか否かの情報管理を行う管理手段を有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

体腔内に挿入される挿入体内に設けられ、体腔内の画像を撮像する撮像部と、  
前記撮像部によって撮像された画像から、体腔の走行方向に対応した管腔情報を検出する管腔情報検出手段と、

10

前記管腔情報検出手段により検出された管腔情報を経時的に記録する記録手段と、

前記撮像部の位置及び向きを推定する推定手段と、

前記管腔情報検出手段による管腔情報の検出動作に対して設定された条件を満たすか否かの判定を行う判定手段と、

前記判定手段により前記条件を満たさない場合、前記記録手段に記録された管腔情報を読み出し、当該管腔情報と前記推定手段による推定結果から前記挿入体を移動する方向の情報を算出する方向算出手段と、

前記方向算出手段によって算出された情報に基づいて前記挿入体を移動する方向を制御する制御手段と、

を有することを特徴とする撮像システム。

20

【請求項 1 5】

前記撮像部は、カプセル形状の挿入体内に収納されたカプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 4 に記載の撮像システム。

【請求項 1 6】

前記カプセル型内視鏡には、磁石が内蔵され、前記制御手段は、前記磁石が内蔵されたカプセルを磁氣的に誘導する外部磁界を印加する磁界発生装置で発生する外部磁界を制御することにより前記挿入体の移動方向を制御することを特徴とする請求項 1 5 に記載の撮像システム。

【請求項 1 7】

内部に撮像部及び磁石を備えたカプセル型医療装置と、

30

前記カプセル型医療装置の外部に配置され、前記カプセル型医療装置を誘導するための誘導磁界発生装置と、

前記カプセル型医療装置の位置及び方向を検出する位置・方向検出装置と、

前記カプセル型医療装置の取得した画像から移動方向を推定する推定手段と、

前記位置・方向検出装置により検出された位置及び方向と、前記推定手段による移動方向の情報を経時的に記録する記録手段と、

前記推定手段及び前記位置・方向検出装置の検出結果からカプセル型医療装置を体腔内で移動させるために前記誘導磁界発生装置で発生させる誘導磁界の制御を行う誘導磁界制御手段と、

を有することを特徴とするカプセル型医療システム。

40

【請求項 1 8】

さらに前記推定手段が設定された条件で移動方向の推定が可能か否かの判定を行い、判定結果に応じて、前記記録手段に記録された情報を利用して前記誘導磁界制御手段による誘導磁界の発生を行うか否かの情報管理を行う管理手段を有することを特徴とする請求項 1 7 に記載のカプセル型医療システム。

【請求項 1 9】

体腔内に挿入される挿入部先端に設けられた撮像手段により撮像された内視鏡画像の入力部と、

前記内視鏡画像から、挿入部先端に対して該挿入部先端を導入するための位置情報の検出処理をする位置検出手段と、

50

前記位置検出手段により検出された位置情報を経時的に記録する記録手段と、  
前記位置検出手段による位置情報の検出処理に対して設定された条件を満たしているか否かの判定処理を行う判定手段と、  
前記条件を満たさない判定処理結果の場合に、前記記録手段に記録されている位置情報を読み出し、前記挿入部先端を挿入する方向の情報を出力する方向算出手段と、  
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 20】

前記判定手段は、内視鏡画像内に体腔の走行方向に対応した暗部が存在することを、前記条件として判定処理する暗部判定手段であることを特徴とする請求項 19 に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内を検査、診断するため、体腔内の画像を取得する内視鏡システム、撮像システム及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内を検査、診断するために内視鏡が広く用いられるようになった。内視鏡を用いた場合には、挿入部を体腔内に円滑に挿入することが望まれる。

例えば第 1 の従来例としての特開 2003 - 93328 号公報には、内視鏡画像に基づいて、挿入部の先端部を挿入すべき方向、すなわち目標位置を検出して、その目標位置の方向に設定する。

また、第 2 の従来例としての特開 2006 - 116289 号公報には、内視鏡撮像画像に基づく第 1 の湾曲制御手法と、内視鏡挿入形状の検出画像や CT 画像に基づく第 2 の湾曲制御手法を選択して、挿入の際の湾曲制御を行う湾曲制御装置が開示されている。

【0003】

しかし、第 1 の従来例においては、内視鏡画像として体腔若しくは管腔の走行方向に対応する暗部が検出できない或いは暗部が消失した状態となり、内視鏡画像が粘膜表面を撮像する撮像状態になると、挿入すべき方向の選定が出来にくくなる。この場合、この第 1 の従来例における第 4 の実施形態においては、目標位置となる暗部が画像外に消失した際、その暗部の消失方向に基づいて、挿入すべき方向を提示するようにしている。

しかし、暗部が消失する前の情報が記憶されていないため、挿入すべき方向の提示を精度良く行うことが困難になる。

【0004】

さらに、暗部が消失してから、その提示を行うまでの間に、内視鏡が捻られると、目標位置の方向も、回転移動してしまうので、消失した方向を再現できなくなってしまう欠点がある。

【0005】

また、第 2 の従来例は、内視鏡画像による選択状態では、暗部が消失した状態においては第 1 の従来例の場合と同様に、やはり挿入すべき方向に湾曲方向を提示することが困難になってしまう。

【0006】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡等により体腔内を検査、診断する画像を円滑に取得できるように、挿入すべき方向や湾曲方向の検出を行う内視鏡システム、撮像システム及び画像処理装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る内視鏡システムは、体腔内の画像を、挿入部先端に設けられた撮像手段により撮像する内視鏡と、

10

20

30

40

50

前記撮像手段により撮像された管腔情報から、挿入部先端に対して該挿入部先端を挿入するための位置情報を検出する位置検出手段と、

前記位置検出手段により検出された位置情報を経時的に記録する記録手段と、

前記位置検出手段による位置情報の検出動作に対して設定された条件を満たしているか否かの判定を行う判定手段と、

前記条件を満たさない判定結果の場合に、前記記録手段に記録されている位置情報を読み出し、前記挿入部先端を挿入する方向の情報を出力する方向算出手段と、

を有することを特徴とする。

#### 【 0 0 0 8 】

本発明に係る撮像システムは、体腔内に挿入される挿入体内に設けられ、体腔内の画像を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された画像から、体腔の走行方向に対応した管腔情報を検出する管腔情報検出手段と、

前記管腔情報検出手段により検出された管腔情報を経時的に記録する記録手段と、

前記撮像部の位置及び向きを推定する推定手段と、

前記管腔情報検出手段による管腔情報の検出動作に対して設定された条件を満たすか否かの判定を行う判定手段と、

前記判定手段により前記条件を満たさない場合、前記記録手段に記録された管腔情報を読み出し、当該管腔情報と前記推定手段による推定結果から前記挿入体を移動する方向の情報を算出する方向算出手段と、

前記方向算出手段によって算出された情報に基づいて前記挿入体を移動する方向を制御する制御手段と、

を有することを特徴とする。

#### 【 0 0 0 9 】

本発明に係る画像処理装置は、体腔内に挿入される挿入部先端に設けられた撮像手段により撮像された内視鏡画像の入力部と、

前記内視鏡画像から、挿入部先端に対して該挿入部先端を導入するための位置情報の検出処理をする位置検出処理手段と、

前記位置検出処理手段により検出された位置情報を経時的に記録する記録手段と、

前記位置検出処理手段による位置情報の検出処理に対して設定された条件を満たしているか否かの判定処理を行う判定処理手段と、

前記条件を満たさない判定処理結果の場合に、前記記録手段に記録されている位置情報を読み出し、前記挿入部先端を挿入する方向の情報を出力する方向算出手段と、

を有することを特徴とする。

#### 【 図面の簡単な説明 】

##### 【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 図 1 は本発明の実施例 1 の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【 図 2 】 図 2 は図 1 の具体的な構成を示す全体構成図。

【 図 3 】 図 3 は捻り量検出ユニットの構成を示す図。

【 図 4 】 図 4 は P C 本体の機能ブロックの構成を示すブロック図。

【 図 5 】 図 5 はメイン処理部による湾曲制御の機能的構成を示すブロック図。

【 図 6 A 】 図 6 A は内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す図。

【 図 6 B 】 図 6 B は、図 6 A の場合における画像内に暗部が存在する状態で取得できる画像例を示す図。

【 図 7 A 】 図 7 A は内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す図。

【 図 7 B 】 図 7 B は、図 7 A の場合における画像内に暗部が消失した画像例を示す図。

【 図 8 A 】 図 8 A は湾曲方向等を表示する表示例を示す図。

【 図 8 B 】 図 8 B は内視鏡画像

【 図 9 】 図 9 は湾曲部が暗部の方向に湾曲される湾曲制御の動作を示す図。

【 図 1 0 】 図 1 0 は本実施例のメイン処理部の動作内容を示すフローチャート。

10

20

30

40

50

【図 1 1】図 1 1 は時刻順にリングバッファに格納される絶対捻り量と、対応する画像内目標位置の情報を示す動作説明図。

【図 1 2】図 1 2 は時刻順にリングバッファに格納される絶対捻り量と、対応する内視鏡形状の情報を示す動作説明図。

【図 1 3】実施例 1 の第 1 変形例の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 1 4】実施例 1 の第 2 変形例の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 1 5】第 2 変形例におけるメイン処理部の機能的構成を示すブロック図。

【図 1 6】第 2 変形例におけるメイン処理部の動作内容を示すフローチャート。

【図 1 7】実施例 1 の第 3 変形例の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 1 8】第 3 変形例におけるメイン処理部の動作内容を示すフローチャート。

【図 1 9】実施例 1 の第 4 変形例の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 2 0】図 2 0 は本発明の実施例 2 における主要部の構成を示す図。

【図 2 1】図 2 1 は実施例 2 のカプセル型医療システムの全体構成図。

【図 2 2】図 2 2 は図 2 1 のカプセル型医療システムのより詳細なブロック図。

【図 2 3】図 2 3 はカプセル本体の側面説明図。

【図 2 4】図 2 4 は印加した回転磁界及びこの回転磁界によるカプセル本体の動作を示す概念図。

【図 2 5】図 2 5 は図 2 4 の回転磁界に対して印加した振動磁界（偶力発生用磁界）及びこの振動磁界（偶力発生用磁界）によるカプセル本体の動作を示す概念図。

【図 2 6】図 2 6 は、記録手段に経時的に記録される特定位置情報等を示す図。

【図 2 7】図 2 7 はカプセル本体の撮像手段により取得される画像例を示す図。

【図 2 8】図 2 8 は図 2 7 における各画像に対応したカプセル本体及び管腔状態を示す図。

【図 2 9】図 2 9 は実施例 2 の動作内容を示すフローチャート。

【図 3 0】実施例 2 の変形例における主要部の構成を示す図。

【図 3 1】変形例の動作内容の一部を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0012】

図 1 から図 1 2 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 の内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 は図 1 の具体的な構成を示し、図 3 は捻り量検出ユニットの構成を示し、図 4 は P C 本体の機能ブロックの構成を示し、図 5 はメイン処理部による湾曲制御の機能的構成を示す。

図 6 は内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態と、その場合における画像内に暗部が存在する状態で取得できる画像例を示し、図 7 は内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態と、その場合に画像内に暗部が消失した画像例を示し、図 8 は湾曲方向等を表示する表示例を示す。

図 9 は湾曲部が暗部の方向に湾曲される湾曲制御の動作を示し、図 1 0 は、本実施例のメイン処理部の動作内容を示し、図 1 1 は時刻順にリングバッファに格納される絶対捻り量と、対応する画像内目標位置の情報を示し、図 1 2 は時刻順にリングバッファに格納される絶対捻り量と、対応する内視鏡形状の情報を示す。

【0013】

図 1 及び図 2 に示すように、本発明の実施例 1 の内視鏡システム 1 は、内視鏡検査を行う内視鏡 2、光源装置 3、プロセッサ 4 及び内視鏡モニタ 5 を備えた内視鏡装置 6 と、内視鏡 2 により撮像された内視鏡画像に対して湾曲制御等のための画像処理を行う画像処理装置としてのパーソナルコンピュータ本体（以下、P C 本体と略記）7 及び P C モニタ 8 と、内視鏡 2 の挿入部 9 における少なくともその先端部 1 0 の位置検出手段としての機能を備える U P D 装置 1 1 とを有する。

10

20

30

40

50

図 1 に示すように内視鏡 2 は、ベッド 1 2 に横たわる患者 1 3 の体腔内に挿入される細長の挿入部 9 と、その後端に設けられた操作部 1 4 とを有する。この操作部 1 4 から延出されたユニバーサルケーブル 1 5 の端部のコネクタは、照明光を発生する光源装置 3 と、信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ 4 とに接続される。

#### 【 0 0 1 4 】

図 2 に示すように挿入部 9 は、その先端に設けられた先端部 1 0 と、湾曲自在の湾曲部 1 8 と、この湾曲部 1 8 の後端から操作部 1 4 まで延出された可撓性を有する可撓部 1 9 とを有する。

操作部 1 4 には、術者 2 0 が所望とする方向に湾曲部 1 8 を湾曲指示操作を行う湾曲指示操作手段としての例えばジョイスティック 2 1 が設けてある。そして、術者 2 0 は、このジョイスティック 2 1 を操作することにより、この操作部 1 4 内部に設けられた電氣的湾曲駆動手段としてのモータユニット 2 2 を介して、湾曲部 1 8 を電氣的に湾曲することができる。

また、本実施例においては、挿入部 9 がその軸の回りで捻られた（ひねられた）場合の捻り量を検出できるように、挿入部 9 における例えば後端側の外周面に捻り量検出ユニット 2 3 が設けてある。

#### 【 0 0 1 5 】

図 2 に示すように、挿入部 9 内には照明光を送送するライトガイド 3 1 が挿通され、その後端は、操作部 1 4 , ユニバーサルケーブル 1 5 を経て光源装置 3 に接続される。このライトガイド 3 1 の後端面には、光源装置 3 内のランプ 3 2 からの照明光が入射される。そして、ライトガイド 3 1 により伝送された照明光は、先端部 1 0 に設けられた照明窓に固定されたライトガイド先端面からさらにこのライトガイド先端面に対向する照明レンズ 3 3 を介して前方側に出射される。

そして、照明窓からこの先端部 1 0 の長手軸の前方側に出射される照明光により、挿入部 9 が挿入される体腔内における長手軸の前方側を照明する。そして、以下に示す対物レンズ 3 4 による観察視野或いは撮像範囲を照明する。

この照明窓に隣接して設けられた観察窓（撮像窓）には、観察対象となる体腔内の光学像を結ぶ対物レンズ 3 4 が取り付けられている。この対物レンズ 3 4 と、その結像位置に配置された固体撮像素子として例えば CCD 3 5 とにより撮像装置 3 6 が形成されている。

#### 【 0 0 1 6 】

この CCD 3 5 は、挿入部 9 内等に挿通された信号線を介して、プロセッサ 4 の CCD ドライブ回路 3 7 と信号処理回路 3 8 とに接続される。CCD ドライブ回路 3 7 は、CCD ドライブ信号を発生し、CCD 3 5 に印加する。CCD 3 5 は、CCD ドライブ信号の印加により、CCD 3 5 の撮像面に結像された光学像を光電変換して CCD 出力信号或いは撮像信号として出力する。

この撮像信号は、信号処理回路 3 8 に入力され、信号処理回路 3 8 は撮像信号に対する信号処理を行い、内視鏡画像を内視鏡モニタ 5 に表示する内視鏡画像信号（映像信号）として例えば RGB 信号等を生成する。内視鏡画像信号は、内視鏡モニタ 5 に入力され、内視鏡モニタ 5 の内視鏡画像表示エリア 5 a に内視鏡画像が表示される。

なお、この内視鏡画像信号は、画像処理装置としての PC 本体 7 にも入力され、挿入部 9 先端を体腔の走行方向に挿入させるための位置情報を検出する画像処理に利用される。

また、本実施例に係る内視鏡 2 においては、挿入部 9 内には、挿入部 9 の挿入形状（内視鏡形状ともいう）を検出するために、それぞれ位置情報を発生する位置情報発生手段として複数のコイル（UPD コイルという）4 1 a、4 1 b、4 1 c、 が例えば先端部 1 0 から可撓部 1 9 における適宜の位置まで、例えば所定間隔で配置されている。

#### 【 0 0 1 7 】

そして、これらの UPD コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 の各コイル位置を検出することにより、挿入部 9 の挿入形状を算出することができる。特に、挿入部 9 の先端側の複数の UPD コイル（例えば 4 1 a、4 1 b、4 1 c）の各位置を検出することにより、挿

10

20

30

40

50

入部 9 の先端位置の他に、その長手軸の方向（向き）を検出することができる。

なお、図 2 では、内視鏡 2 の挿入部 9 内に配置された例で示しているが、図示しないチャンネル内に U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 が設けられたプローブを挿通して、このプローブが挿通された挿入部の形状検出を行うようにしても良い。

この U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 は、その後端側のケーブルが U P D 装置 1 1 に接続される。

図 2 に示すようにこの U P D 装置 1 1 は、U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 をドライブして磁界を発生させる U P D ドライブ回路 4 2 を有する。

#### 【 0 0 1 8 】

また、この U P D 装置 1 1 は、磁界を検出するためにそれぞれ所定の位置関係で配置された複数のセンスコイル 4 3 a、4 3 b、4 3 c、 からなる磁界検出用のセンスコイル部 4 3 を備えている。

また、この U P D 装置 1 1 は、センスコイル部 4 3 を形成するセンスコイル 4 3 a、4 3 b、4 3 c、 による検出信号から各 U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 の位置を検出（算出）する U P D コイル位置検出回路 4 4 と、各 U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 の位置情報から挿入部 9 の挿入形状の算出処理と、算出された挿入形状の表示処理を行う挿入形状算出・表示処理回路 4 5 と、表示処理により生成された映像信号が入力されることにより挿入形状を表示する形状表示モニタ 4 6 とを備えている。

#### 【 0 0 1 9 】

なお、U P D 装置 1 1 における少なくともセンスコイル部 4 3 は、図 1 のベッド 1 2 の近傍に配置され、ベッド 1 2 に横たわる患者 1 3 における挿入部 9 が挿入される 3 次元領域をカバーする座標系（ワールド座標系という）で、U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 の位置、つまりワールド座標系における 3 次元の座標位置を検出する。

これに対して、先端部 1 0 に設けられた撮像装置 3 6 により得られる内視鏡座画像是、挿入部 9 の体腔内（以下では大腸のような管腔内）への挿入量に伴って変化する。

このため、後述するように内視鏡画像から検出される管腔内の暗部（管腔暗部ともいう）の位置情報は、ワールド座標系に変換される。なお、この暗部の位置情報は、管腔の走行方向に対応するため、その位置情報が挿入部先端を管腔の深部側に挿入（導入）すべき目標位置若しくは湾曲すべき湾曲方向の目標位置となる。

#### 【 0 0 2 0 】

なお、先端部 1 0 に設けられた撮像装置 3 6 による観察方向は、この内視鏡 2 においては挿入部 9 の長手軸と平行であり、上記挿入方向或いは湾曲方向は、撮像装置 3 6 による観察方向と同じ方向となる。

U P D 装置 1 1 における例えば U P D コイル位置検出回路 4 4 により検出された U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 のコイル座標位置の情報は、P C 本体 7 にも入力される。

図 2 に模式的に示すように湾曲部 1 8 は、その長手方向に複数の湾曲駒が回動自在に連結して構成されている。また、挿入部 9 内には、上下、左右の湾曲方向に沿って湾曲ワイヤ 5 1 u、5 1 d、5 1 l、5 1 r が挿通されている。そして、これらの湾曲ワイヤ 5 1 u、5 1 d、5 1 l、5 1 r の後端は、例えば操作部 1 4 内に配置されたモータユニット 2 2 を構成するプーリ 5 2 a、5 2 b に連結されている。（なお、図 2 においては、湾曲ワイヤ 5 1 l、5 1 r は、後端側のみ示している）。

#### 【 0 0 2 1 】

操作部 1 4 内には上下の各湾曲ワイヤ 5 1 u、5 1 d の両端が連結されたワイヤが巻装されたプーリ 5 2 a と、左右の各湾曲ワイヤ 5 1 l、5 1 r の両端が連結されたワイヤが巻装されたプーリ 5 2 b が設置されている。

各プーリ 5 2 a、5 2 b は、それぞれモータ 5 3 a、5 3 b の回転軸に連結され、正転及び逆転が自在のモータ 5 3 a、5 3 b の回転方向に応じて回転される。これらのモータ 5 3 a、5 3 b は、駆動制御部 5 4 によって駆動が制御されるモータ駆動部 5 5 により駆動させられる。

10

20

30

40

50



そして、モータ 5 3 a , 5 3 b によりプーリ 5 2 a , 5 2 b を回転することにより、湾曲ワイヤ 5 1 u、5 1 d、5 1 l、5 1 r を介して湾曲部 1 8 を電氣的に湾曲駆動する湾曲アクチュエータを構成している。

#### 【 0 0 2 2 】

モータ 5 3 a , 5 3 b を介してプーリ 5 2 a , 5 2 b を回転させる回転量に応じて湾曲部 1 8 の湾曲量が対応するため、プーリ 5 2 a , 5 2 b の回転量をプーリアングルという。

湾曲アクチュエータの駆動位置は、アクチュエータ位置検出手段として、例えばモータ 5 3 a , 5 3 b の回転軸に取り付けられているロータリーエンコーダ 5 6 a , 5 6 b によって検出される。ロータリーエンコーダ 5 6 a , 5 6 b の検出信号は、例えばモータ駆動部 5 5 と（モータ駆動部 5 5 をスルーして）駆動制御部 5 4 とに入力される。

ロータリーエンコーダ 5 6 a , 5 6 b の検出信号から湾曲部 1 8 の湾曲量（湾曲角）を検出することができる。

駆動制御部 5 4 は、そのアクチュエータ位置検出手段の検出信号を基にモータ駆動部 5 5 を介してモータ 5 3 a、5 3 b の回転駆動量（プーリ 5 2 a , 5 2 b のプーリアングルに相当する）を制御し、湾曲部 1 8 を湾曲指示された湾曲量まで湾曲することができるようになっている。

#### 【 0 0 2 3 】

すなわち、上記のように操作部 1 4 に設けられた湾曲指示操作手段としてのジョイスティック 2 1 によって上下、左右の任意の湾曲方向を指示すると共にその湾曲操作量（湾曲角）の指令を与える。

上下、左右の湾曲方向の指定と湾曲操作量の指令を行うことにより、上下方向ジョイスティックモータ 5 7 a 及び左右方向ジョイスティックモータ 5 7 b が回転する。その回転量、つまり湾曲操作量は、ロータリーエンコーダ 5 8 a , 5 8 b が検知する。ロータリーエンコーダ 5 8 a , 5 8 b の検知信号は、駆動制御部 5 4 に入力される。

そして、駆動制御部 5 4 は、ロータリーエンコーダ 5 8 a , 5 8 b により検知された湾曲操作量と一致する値となるようにモータ駆動部 5 5 を介してモータ 5 3 a、5 3 b の回転駆動量を制御する。

#### 【 0 0 2 4 】

なお、上下方向ジョイスティックモータ 5 7 a 及び左右方向ジョイスティックモータ 5 7 b は、ロータリーエンコーダ 5 8 a , 5 8 b による検出信号が入力される駆動制御部 5 4 により、その回転駆動が制御される。

また、本実施例においては、この駆動制御部 5 4 は、P C 本体 7 と接続され、P C 本体 7 側からの湾曲制御情報（又は湾曲情報）により湾曲制御を行うこともできるようになっている。

また、挿入部 9 の捻り量を検出する捻り量検出ユニット 2 3 は、例えば図 3 に示すような構成である。

図 3 に示すように捻り量検出ユニット 2 3 は、例えば円筒形状の筐体 6 1 と、その中心軸に沿って配置され、挿入部 9 を回転自在に保持する 1 対のベアリング 6 2、6 2 と、挿入部 9 の捻り量を検出するセンサ 6 3（センサ 6 3 は、図 3 における符号 6 3 a ~ 6 3 h を総称する）とを備える。

#### 【 0 0 2 5 】

筐体 6 1 には、挿入部 9 が挿通される貫通孔が設けてあり、その貫通孔には挿入部 9 を回転自在に支持する 1 対のベアリング 6 2、6 2 が配設されている。また、この筐体 6 1 内には、センサ 6 3 を構成する発光ダイオード（L E D と略記）6 3 a と、レンズ 6 3 b と、スリット円板 6 3 c と、固定スリット 6 3 d と、フォトダイオード（P D と略記）6 3 e、6 3 f と、比較回路 6 3 g と、カウンタ 6 3 h とを備える。

筐体 6 1 内には L E D 6 3 a が固定されており、この L E D 6 3 a は、筐体 6 1 の軸と平行な方向、つまり挿入部 9 の軸方向に沿って光を発光する。この L E D 6 3 a の光路上には、レンズ 6 3 b が配設されており、このレンズ 6 3 b は入射光を集光して例えば平行

10

20

30

40

50

な光束にする。

このレンズ 6 3 b を通して光路上には、挿入部 9 の外周面に取り付けられたスリット円板 6 3 c が配設されている。

【 0 0 2 6 】

このスリット円板 6 3 c は、その周方向の端部側部分には放射状に形成されたスリットが所定角度単位で複数形成されている。このスリット円板 6 3 c の後ろ側には、固定スリット 6 3 d が配設されている。

この固定スリット 6 3 d の後ろ側には、1 対の P D 6 3 e、6 3 f が配設されている。

なお、固定スリット 6 3 d には、スリット円板 6 3 c に形成された例えば 4 個のスリットを透過した各光をそれぞれ通すように略平行に 4 個のスリットが設けてある。そして、この 4 個のスリットを透過した光は、P D 6 3 e により検出される。

この 4 個のスリットに隣接してスリット円板 6 3 c の遮光部に対向するようにして、さらに 4 個のスリットが設けてあり、この 4 個のスリットを透過した光は P D 6 3 f で検出される。

P D 6 3 e 及び 6 3 f の検出信号は、比較回路 6 3 g に入力される。

【 0 0 2 7 】

比較回路 6 3 g は、P D 6 3 e の検出信号を P D 6 3 f の検出信号に基づく閾値と比較する。そして、比較回路 6 3 g は、例えば P D 6 3 e による検出信号が閾値以上の場合には、H、或いは 1 の 2 値信号を、閾値以下の場合に L 或いは 0 の 2 値信号を出力する。

カウンタ回路 6 3 h は、比較回路 6 3 g の出力信号を計数して、図 3 に白抜きの矢印で示す挿入部 9 の相対捻り量を算出する。なお、P D 6 3 e 側のみの検出信号で挿入部 9 の相対捻り量を算出するようにしても良い。

このカウンタ回路 6 3 h により算出された相対捻り量は、P C 本体 7 に入力される。

図 2 に示すように P C 本体 7 は、後述するように暗部を検出する画像処理を行い、かつ暗部の消失の場合にも対応した湾曲制御の画像処理を行う C P U 7 1 と、その画像処理のプログラム等が格納される例えばハードディスク (H D D と略記) 7 2 と、データの一時格納やワークエリアとして使用されるメモリ 7 3 と、内視鏡画像信号等の入力や湾曲量制御の情報を出力するインタフェースとなるインタフェース部 (I F 部と略記) 7 4 と、過去の挿入部 9 の先端状態を再現可能とする情報を格納する記録手段として例えばリングバッファ 7 5 等を備える。

【 0 0 2 8 】

H D D 7 2 には、C P U 7 1 が行う処理のプログラム等が格納されており、C P U 7 1 はこのプログラムを H D D I F 7 2 a を介して読み込むことにより、上記暗部の消失に対応した処理、つまり図 4 に示したメイン処理部 8 0 の機能を持つ。

また、図 2 に示すように C P U 7 1 等が接続されるバスには、ビデオ処理回路 7 6 を介して P C モニタ 8 と接続されると共に、キーボード I F 7 7 a を介してキーボード 7 7 が接続される。

術者 2 0 は、このキーボード 7 7 から C P U 7 1 に対して、データの入力や、各種の指示操作を行うことができる。また、この C P U 7 1 に対して、例えば内視鏡 2 の操作部 1 4 に設けられたスイッチ 7 8 から、暗点が消滅した場合に対応する湾曲制御を手動で起動させる指示を行うことができる。なお、このスイッチ 7 8 として、プロセッサ 4 等に対する指示スイッチとして広く採用されるスコープスイッチで形成しても良い。また、この指示は、スイッチ 7 8 に限らず、キーボード 7 7 等からも行うことができる。

【 0 0 2 9 】

図 4 に示すように信号処理回路 3 8 から出力される内視鏡画像信号は、I F 部 7 4 を構成する (画像入力部としての) 内視鏡画像取得 I F 7 4 a を介してデータ記録手段としての例えばメモリ 7 3 の画像データ格納部 7 3 a に A / D 変換された内視鏡画像の画像データが格納される。なお、メモリ 7 3 の代わりに H D D 7 2 や図示しない不揮発性のフラッシュメモリ等を用いても良い。

また、U P D 装置 1 1 により検出された U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 のコ

10

20

30

40

50

イル座標位置の情報は、コイル座標位置取得 I F 7 4 b を介してメモリ 7 3 の内視鏡形状パラメータ格納部 7 3 b に内視鏡形状パラメータ、具体的には、コイル座標位置、コイル方向（コイル方向の情報は、複数のコイル座標位置で代替可能）のデータが格納される。

なお、内視鏡形状パラメータとしては、主に挿入部 9 の先端形状のパラメータと挿入部 9 の捻り量のパラメータ等に分けられるため、動作例（図 1 0 ）では先端形状と捻り量等を用いて説明する。

#### 【 0 0 3 0 】

また、捻り量検出ユニット 2 3 により検出される相対捻り量は、捻り量取得 I F 部 7 4 c を介してメモリ 7 3 内の例えば内視鏡形状パラメータ格納部 7 3 b に相対捻り量が格納される。

また、内視鏡 2 の駆動制御部 5 4 から、その内視鏡 2 のモータユニット 2 2 の湾曲量パラメータは、湾曲量制御 I F 部 7 4 d を介してメモリ 7 3 の（第 1 の）湾曲量パラメータ格納部 7 3 c に格納される。

C P U 7 1 によるメイン処理部 8 0 は、予め設定された時刻毎に、各時刻に同期してメモリ 7 3 に、上述した画像データ、内視鏡形状パラメータ、湾曲量パラメータを格納する。

そして、メイン処理部 8 0 は、それらの画像データ、内視鏡形状パラメータ、湾曲量パラメータに対して、図 5 に示すような処理を行い、順次リングバッファ 7 5 に格納する。図 5 は、メイン処理部 8 0 による機能的な構成を示す。

#### 【 0 0 3 1 】

図 5 に示すようにメイン処理部 8 0 は、内視鏡画像における管腔情報から位置情報としての目標位置（ 1 ）を検出する位置検出手段としての画像内目標位置検出部 8 1 の機能と、コイル座標位置（複数）から挿入部 9 の先端位置及び方向を算出する推定部 8 2 と、相対捻り量から絶対捻り量を算出する絶対捻り量算出部 8 3 の機能を有する。

画像内目標位置検出部 8 1 は、内視鏡画像から内視鏡画像内における管腔の走行方向に相当する暗部の中心の位置（或いは重心の位置）を位置情報として検出する。

また、内視鏡画像から検出された暗部の位置は、C C D 3 5 の画素サイズ、焦点距離等の値を考慮される。そして、その時刻における挿入部 9 の先端位置に対する暗部の位置の情報からその方向が挿入部先端の挿入方向として検出される。また、この暗部の 2 次元の位置情報は、さらにその暗部の奥行き方向の値を含めた 3 次元の位置が例えば S h a p e F r o m S h a d i n g 法により算出される。そして、この 3 次元の位置情報は、挿入部 9 先端を指向させて導入すべき目標位置（ 1 ）となる。

#### 【 0 0 3 2 】

なお、画像内目標位置検出部 8 1 で検出された目標位置（ 1 ）は、座標系変換部 8 1 によりワールド座標系の目標位置（ 1 ）に変換される。

目標位置（ 1 ）、（挿入部 9 の）先端位置及び方向、絶対捻り量の情報は、湾曲制御に用いるための目標位置を管理する目標位置管理部 8 4 を経てリングバッファ 7 5 に時刻順（経時的）に格納される。

図 5 に示すように、このリングバッファ 7 5 には、目標位置（ 1 ）、先端位置、方向、絶対捻り量の各情報が時刻順に各情報が関連付けて格納される。

図 5 においては、時刻  $t_n$  において検出（算出）された目標位置（ 1 ）、先端位置、方向、絶対捻り量の各情報をそれぞれ目標位置（  $t_n$  ）、先端位置、方向（  $t_n$  ）、絶対捻り量（  $t_n$  ）とすると、これらの情報が時刻  $t_n$  の情報を格納するメモリセルに格納される。

#### 【 0 0 3 3 】

同様に、この時刻  $t_n$  の 1 つ前の時刻  $t_{n-1}$  の情報は、時刻  $t_n$  の情報を格納するメモリセルに隣接する時刻  $t_{n-1}$  の情報を格納するメモリセルに格納される。時刻  $t_{n-2}$  等も同様に格納される。なお、目標位置（ 1 ）が、リングバッファ 7 5 から読み出された場合、その 1 つの目標位置を目標位置（ 2 ）と表記する。また、リングバッファ 7 5 は、例えば  $m$  個のメモリセルで形成されているため、例えば時刻  $t_1$  の時に格納された例

10

20

30

40

50

えば目標位置 (  $t_1$  ) の情報は、時刻  $t_{m+1}$  の目標位置 (  $t_{m+1}$  ) の情報により更新される。他の情報も同様である。

【 0 0 3 4 】

また、挿入部 9 の先端位置、方向と絶対捻り量は、( 挿入する方向の情報を出力する方向算出手段、より具体的には ) 湾曲情報算出手段としての湾曲量パラメータ算出部 8 5 に入力される。またこの湾曲量パラメータ算出部 8 5 には、目標位置 ( 1 ) と、リングバッファ 7 5 から読み出された目標位置 ( 2 ) とが目標位置切替部 8 6 を介して入力される。湾曲量パラメータ算出部 8 5 は、目標位置切替部 8 6 を介して入力される目標位置を用いて湾曲量パラメータを算出し、図 4 のメモリ 7 3 の ( 第 2 の ) 湾曲量パラメータ格納部 7 4 d に出力する。

10

この場合、湾曲量パラメータ算出部 8 5 は、捻り量算出部 8 3 により算出された絶対捻り量を用いて現在時刻から過去に遡った時刻までに捻られた場合の影響を解消して、精度の良い湾曲方向を含めた湾曲量の算出を行う。

また、湾曲量パラメータ算出部 8 5 は、推定部 8 2 により推定された挿入部 9 の先端位置、方向の情報を参照することにより、精度の高い湾曲量の算出を行う。

また、図 5 に示すようにメイン処理部 8 0 は、画像内目標位置検出部 8 1 が設定された条件、つまり暗部が存在することを条件として内視鏡画像から目標位置を検出しているか否かの判定処理も行う。

【 0 0 3 5 】

具体的にはメイン処理部 8 0 は、内視鏡画像から暗部の有無を判定する暗部判定部 8 7 の機能を有し、この暗部の有無を判定する具体的な処理として例えば色調判定や、エッジ判定 ( 或いは勾配判定 ) を行う。

20

【 0 0 3 6 】

暗部判定部 8 7 は色調判定から暗部の有無を判定する場合には、内視鏡画像に対応する R G B 信号全体の色調平均値を算出する。そして、その前記色調平均値が暗部が無い状態を判定する閾値を超えた赤色の色調となった場合には、暗部が無いと判定する。

或いは R G B 信号を基に算出される X Y Z 色度座標や、R / G 値等を用いて判定しても良い。

図 6 ( A ) は挿入部 9 が大腸内に挿入された状態において、暗部が検出される挿入状態の例を示す。この挿入状態の場合に得られる内視鏡画像は図 6 ( B ) のようになり、暗部が検出される。

30

これに対して、図 7 ( A ) は暗部が検出されない挿入状態の例を示し、この挿入状態の場合の内視鏡画像は図 7 ( B ) のようになり、暗部が検出されない。この挿入状態の場合には、内視鏡画像全体が赤色の色調となるため、色調平均値によりその挿入状態を判定することが可能になる。なお、図 7 ( B ) のように内視鏡画像全体が赤色の色調となるため、赤玉状態の画像という。

【 0 0 3 7 】

また、暗部の有無を判定する場合、内視鏡画像全体の色調平均値を用いる代わりに、内視鏡画像のエッジ或いは勾配を、例えば公知の S o b e l フィルタにより算出して行うようにしても良い。この S o b e l フィルタは、エッジを検出するフィルタであり、内視鏡画像全体における S o b e l フィルタを適用した場合の勾配値の集計値を元にして、暗部の有無を判定するように構成してもよい。

40

暗部が消失する場合は、管腔内の粘膜表面に対して、内視鏡先端を垂直に近い状態で近接画像の撮像を行っているため、( 暗部を消失していない場合と比較して ) 勾配値の集計値が小さくなる。従って、勾配値の集計値が、ある閾値より小さいか否かを比較することにより、暗部の有無の判定を行うことができる。

暗部判定部 8 7 は、暗部があると判定した場合には、図 5 に示すように目標位置 ( 1 ) の情報が湾曲量パラメータ算出部 8 5 に入力される状態であるが、暗部が無いと判定した場合には、目標位置切替部 8 6 の切替を行い、リングバッファ 7 5 側からの現在時刻に対して過去に遡った時刻に対応する目標位置 ( 2 ) の情報が目標位置管理部 8 4 を介して

50

湾曲量パラメータ算出部 8 5 に入力されるようにする。

【 0 0 3 8 】

なお、この場合、図 1 0 で後述する処理のように目標位置管理部 8 4 は、リングバッファ 7 5 から時間を遡って読み出した目標位置 ( 2 ) の情報が、湾曲制御に用いる目標位置として妥当であるか否かの判定処理も行うようにしている。そして、目標位置として妥当なものを湾曲量パラメータ算出部 8 5 に入力されるように ( リングバッファ 7 5 からの目標位置 ( 2 ) の選択を ) 制御する。

上記のように暗部判定部 8 7 による画像処理で暗部が存在することを、画像内の暗部から位置情報を検出する動作の条件に用いている。

そして、上記のように暗部が消失した場合のように、条件を満たさない画像であると判定した場合には、その画像においては暗部の位置情報の検出を行わないで、暗部が存在する過去の情報を利用する。これにより、位置情報の検出精度を確保できる。

10

【 0 0 3 9 】

また、上記メイン処理部 8 0 は、術者 2 0 による例えばスイッチ 7 8 の操作により暗部消失に相当する手動指示が行われると、リングバッファ 7 5 から目標位置管理部 8 4 を介して現在の時刻から遡って過去の目標位置 ( 2 ) の情報を読み出す。

そして、メイン処理部 8 0 は、過去の目標位置 ( 2 ) に向かって現在の挿入部 9 の先端、方向を指向させるように湾曲させる湾曲量パラメータ ( プーリアングル ) を算出する。

このようにして、メイン処理部 8 0 の湾曲量パラメータ算出部 8 5 は、ワールド座標系での目標位置 ( 1 ) の検出処理を行い、その目標位置 ( 1 ) に向けて先端部 1 0 を配向 ( 指向 ) させる湾曲量パラメータを算出する。そして、図 4 のメモリ 7 3 の湾曲量パラメータ格納部 7 4 d に湾曲量パラメータを格納する。

20

この湾曲量パラメータとしては、モータユニット 2 2 のモータ 5 3 a、5 3 b の回転量に対するプーリ 5 2 a、5 1 b の回転量としてのプーリアングル、つまりプーリ 5 2 a、5 1 b を目標回転量だけ回転させる目標プーリアングルとなる。

【 0 0 4 0 】

この目標プーリアングルとしては、例えば、中立状態 ( 湾曲しない状態 ) から目標プーリアングルまで湾曲させる絶対アングルで検出しても良いし、現在時刻のプーリアングルから相対的に目標プーリアングルまで湾曲させる相対アングルで検出しても良い。

そして、このメモリ 7 3 に格納された湾曲量パラメータは湾曲制御情報として、湾曲量制御 I F 7 4 d を介して内視鏡 2 の駆動制御部 5 4 に送られる。そして、湾曲制御に利用される。

30

駆動制御部 5 4 は、モータユニット 2 2 のモータ 5 3 a、5 3 b を回転させて、プーリアングルを目標プーリアングルの状態にする。

また、この湾曲量パラメータは、例えばビデオ処理回路 7 6 を介して P C モニタ 8 に出力され、この P C モニタ 8 の表示画面に湾曲方向及び湾曲量を表示する。この場合の表示例を図 8 ( A ) に示す。

【 0 0 4 1 】

図 8 ( A ) の表示例は、湾曲部 1 8 の上下、左右の湾曲方向 ( U , D , L , R で略記 ) の表示画面上に、上記目標プーリアングルの状態となるように例えばジョイスティック 2 1 を湾曲させた湾曲方向とその湾曲量の大きさを例えば矢印で表示する。ここでは、矢印の長さで湾曲量の大きさを示しているが、湾曲量を数値で表示しても良い。

40

本実施例では、モータユニット 2 2 を備えているため、ジョイスティック 2 1 も駆動した例で説明するが、モータユニット 2 2 を備えていない手動湾曲の場合 ( 後述 ) には、手動湾曲を行う湾曲操作ノブを操作すべき湾曲操作方向及びその湾曲操作量を表示手段としての P C モニタ 8 に表示しても良い。

なお、P C モニタ 8 の表示画面に湾曲方向及び湾曲量の湾曲情報を表示する例に限定されるものでなく、湾曲量パラメータを例えばプロセッサ 4 に出力し、内視鏡モニタ 5 上に表示するようにしても良い。この場合の表示例を図 8 ( B ) に示す。図 8 ( B ) の表示例では、例えば内視鏡画像中に湾曲方向及び湾曲量を表示する。なお、湾曲方向のみを表示

50

するようにしても良い。また、内視鏡画像の外側に湾曲方向等を表示しても良い。

#### 【 0 0 4 2 】

上記のように駆動制御部 5 4 は、湾曲量制御 I F 7 4 d を介して送られた湾曲量パラメータにより、それを実現するようにモータ 5 3 a、5 3 b を回転駆動し、プーリ 5 2 a、5 2 b を目標プーリアングルまで駆動する。

これにより、湾曲部 1 8 が湾曲されて挿入部 9 の先端は、例えば図 9 に示すように湾曲制御される。メイン処理部 8 0 により推定された挿入部 9 の先端の方向 D a が、算出された暗部（管腔走行に対応する目標位置）の方向 D b に一致するように湾曲制御される。図 9 の場合、両方の角 が 0 となるように湾曲制御される。

換言すると、本実施例は、このような両方向 D a、D b を検出し、先端の方向 D a を暗部の方向 D b に一致させるように電動式湾曲駆動機構としてのモータユニット 2 2 の湾曲制御を行う。

#### 【 0 0 4 3 】

このように挿入部 9 の先端が暗部の方向 D b を向くように湾曲制御が行われるため、術者 2 0 は、例えば挿入部 9 を押し込む作業を行うことにより、挿入部 9 を円滑に体腔内の深部側に挿入することができるようになる。

また、上述したように、このメイン処理部 8 0 は、術者 2 0 による手動指示により、湾曲方向の制御処理を行うこともできる。

この場合には、術者による手動指示により、図 5 に示したように目標位置切替部 8 6 を切り替える。つまり、画像処理により、暗部が無いと判定した信号で目標位置切替部 8 6 を切り替えるのと同様に、手動指示による暗部が無いと指示した指示信号で目標位置切替部 8 6 を切り替えることもできる。

このように本実施例は、画像処理により、暗部の有無を判定して湾曲制御を行うことができる他に、術者 2 0 による手動の指示により暗部が消失した場合にも、湾曲部 1 8 を管腔の走行方向に指向するように湾曲制御を行うことができるようにしている。

#### 【 0 0 4 4 】

次に本実施例によるメイン処理部 8 0 による処理内容を図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、画像処理の結果に基づいて、自動で湾曲制御を行う場合で説明する。

動作が開始すると、ステップ S 1 の初期設定の処理が行われる。この初期設定の処理により、メイン処理部 8 0 は、リングバッファ 7 5 の記憶内容のクリア、リングバッファ 7 5 に記憶する時間間隔の設定等の処理を行う。

次のステップ S 2 において、メイン処理部 8 0 は、UPD コイル装置 1 1 により検出される UPD コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 のコイル座標位置の情報取得を行う。そして、ステップ S 3 においてメイン処理部 8 0 における図 5 の推定部 8 2 は、この UPD コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 のコイル座標位置の情報から現在の挿入部 9 の先端位置、方向を算出する。この場合の先端位置、方向の先端形状情報（姿勢情報）を先端形状情報（1）とも記す。

#### 【 0 0 4 5 】

次のステップ S 4 においてメイン処理部 8 0 は、相対捻り量を取得する。そして、次のステップ S 5 において、メイン処理部 8 0 の絶対捻り量算出部 8 3 は、例えば初期値の相対捻り量を 0 とした場合の現在の絶対捻り量を算出する。

この絶対捻り量により、前記先端位置、方向の先端形状情報（1）を補正した先端位置、方向を算出する。この場合の先端形状情報を先端形状情報（2）とする（この先端形状情報（2）は、その時刻前に捻りの操作が行われても、その捻りに影響されない絶対的な先端位置、方向の情報となる）。

次のステップ S 6 においてメイン処理部 8 0 は、内視鏡画像の画像データを取得する。そして、ステップ S 7 においてメイン処理部 8 0 の画像内目標位置検出部 8 1 は、管腔暗部を検出して、その暗部の方向に挿入部 9 の先端を（湾曲部 1 8 の湾曲により）指向させるための目標位置（1）を検出する。

#### 【 0 0 4 6 】

10

20

30

40

50

次のステップS 8においてメイン処理部8 0の座標系変換部8 1 は、この目標位置(1)をUPDコイル4 1 a、4 1 b、4 1 c、 のコイル座標位置を算出した場合のワールド座標系の3次元位置に変換する。

そして、次のステップS 9においてメイン処理部8 0は、このワールド座標系の目標位置(1)と先端形状情報(1)をリングバッファ7 5に記憶する。リングバッファ7 5に記憶されるこれらの情報は、図5で示している。なお、先端形状情報(1)は、その時刻を $t_n$ とすると、図5の例では、先端位置、方向( $t_n$ )、絶対捻り量( $t_n$ )に相当する。

次のステップS 1 0においてメイン処理部8 0は、目標位置(1)の妥当性の判定を行う。この場合、メイン処理部8 0の暗部判定部8 7は、内視鏡画像の色調等により、暗部の有無の判定を行う。

10

#### 【0047】

この場合、暗部がある場合には目標位置(1)として所定の精度を満たす、つまり妥当(OK)と判定し、暗部が無いと判定した場合には、目標位置(1)が妥当でない(NG)と判定する。そして、目標位置(1)が妥当であると判定した場合には、次のステップS 1 1に移る。

このステップS 1 1においてメイン処理部8 0は、例えば現在の目標位置(1)と先端形状情報(1)とに基づく湾曲方向を決定する。また、ステップS 1 2においてメイン処理部8 0は、先端形状情報(2)(つまり初期値を0とした場合の現在の絶対捻り量)に基づいてプーリアングルを決定する。なお、ステップS 1 1とステップS 1 2とを合わせて1つの処理で行うようにしても良い。

20

次のステップS 1 3においてメイン処理部8 0は、この決定されたプーリアングルを目標プーリアングルとする更新をする。

また、ステップS 1 4においてこの目標プーリアングルの情報、或いは図8に示すように湾曲方向等の表示を行う。

#### 【0048】

その後、ステップS 2に戻り、次の現在時刻で取得したコイル座標位置、捻り量、画像データに対して同様の処理を繰り返す。

一方、ステップS 1 0において目標位置(1)が妥当でないと判定した場合には、ステップS 1 5に移る。このステップS 1 5においてメイン処理部8 0は、リングバッファ7 5から目標位置(2)、先端形状情報(2)を取得する。

30

次のステップS 1 6において、リングバッファ7 5から取得された目標位置(2)、先端形状情報(2)は、目標位置管理部8 4により、その目標位置(2)の情報の妥当性判定が行われる。つまり、目標位置(2)が暗部を適切に含み、目標位置として湾曲制御に利用できる精度や条件を満たすか否かの判定を行う。

目標位置管理部8 4により目標位置として利用できないと判定された場合には、前の時刻で読み出した(現在時刻に最も近い過去の時刻の)情報よりもさらに前の時刻の情報をリングバッファ7 5から取得する。そして、同様に目標位置管理部8 4により、目標位置(2)の情報の妥当性判定が行われる。

#### 【0049】

40

目標位置として利用できると判定された場合には、ステップS 1 7においてその目標位置(2)を目標位置とする再設定が行われる。この再設定の後、ステップS 1 1に移る。そして、その目標位置により、湾曲制御が行われることになる。

なお、手動指示によりメイン処理部8 0を動作させる場合には、図10におけるステップS 1 0の目標位置(1)の妥当性の判断が、術者20による手動指示となる。そして、手段指示が行われないと、ステップS 1 1に進み、逆に、暗部が消失したと手動指示が行われるとステップS 1 5に移ることになる。図11及び図12は手動指示で動作させた場合における動作説明図を示す。

図11は、リングバッファ7 5に時刻 $t_n$ 、 $t_n - 1$ 、 $t_n - 2$ 、 $t_n - 3$ 、における絶対捻り量算出部8 3により算出された絶対捻り量と、画像内目標位置の概略を示す。

50

## 【 0 0 5 0 】

また、図 1 2 は、図 1 1 に示した絶対捻り量算出部 8 3 により算出された絶対捻り量と内視鏡形状及び目標位置の概略を示している。時刻  $t_n - 3$  においては、画像内目標位置は内視鏡画像の中央付近で検出されている。

## 【 0 0 5 1 】

この後、挿入部 9 の先端側を管腔内の深部側に挿入するために挿入部 9 の後端側を単に押し込む操作を行うとして、次の時刻  $t_n - 2$ 、 $t_n - 1$  では画像内目標位置は、内視鏡画像の中央付近から端の方に変化する。

そして、さらに挿入部 9 を管腔内の深部側に押し込む操作を行うと時刻  $t_n$  において、画像内目標位置が消失する。この状態になった場合、術者 2 0 がスイッチ 7 8 等を操作して、メイン処理部 8 0 に暗部が消失した手動指示を行うと、メイン処理部 8 0 はリングバッファ 7 5 から時刻  $t_n - 1$ 、或いは  $t_n - 2$  等の目標位置等の情報を読み出し、湾曲部 1 8 を湾曲させる湾曲方向等を算出する。

そして、湾曲制御部 5 4 を介して湾曲制御を行っても良いし、P C モニタ 8 に湾曲方向等を表示させて術者 2 0 が表示された湾曲方向にジョイスティック 2 1 を湾曲させるようにしても良い。

## 【 0 0 5 2 】

このように手動指示の動作モードの場合においても過去の時刻における挿入部 9 の絶対捻り量が検出されて記憶されているので、途中で挿入部 9 が捻られた場合にも精度良く、暗部が検出された画像の状態に戻すことができる。

このように本実施例によれば、大腸内等の体腔内に挿入部 9 を挿入した場合、挿入部 9 の先端に設けた撮像手段により得られる内視鏡画像から暗部を検出して、その暗部が検出される方向に挿入部 9 先端が指向するように湾曲部 1 8 を湾曲制御する。従って、挿入部 9 を体腔内の深部側に円滑に挿入することができる。また、術者 2 0 は、内視鏡検査を円滑に行うことが可能となる。

また、本実施例に係る画像処理装置としての P C 本体 7 によれば、この P C 本体 7 を内視鏡装置 6 に接続して内視鏡画像等を取り込むことにより、挿入部 9 先端を体腔内の深部側に挿入する方向等の検出や湾曲制御を、内視鏡画像に対する暗部検出の画像処理に基づいて行うことができる。

なお、この P C 本体 7 は、以下の第 1 ~ 第 4 変形例においてもほぼ同様の効果を有する。

## 【 0 0 5 3 】

## ( 第 1 変形例 )

次に実施例 1 の第 1 変形例を説明する。図 1 3 は第 1 変形例の内視鏡システム 1 B の構成を示す。

この第 1 変形例は、実施例 1 においてモータユニット 2 2 を有しない内視鏡システム 1 B である。このため、第 1 変形例に係る内視鏡 2 B は、図 1 の内視鏡 2 において操作部 1 4 には、図 2 で示したプーリ 5 2 a、5 2 b の回転軸に接続された湾曲操作ノブ 2 1 B が設けてある（この部分の構成は、後述する図 1 4 において、より具体的に示してある）。そして、術者 2 0 は、この湾曲操作ノブ 2 1 B を回動操作することにより、湾曲部 1 8 を上下、左右の任意の方向に湾曲することができる。

この第 1 変形例においては、モータユニット 2 2 を有しないため、実施例 1 においてモータユニット 2 2 を電氣的に駆動制御するための処理を行わない。そして、この第 1 変形例においては、P C 本体 7、つまりメイン処理部 8 0 による湾曲制御の情報は、手動湾曲による内視鏡 2 B には出力されない。この湾曲制御の情報は、P C モニタ 8 或いは（必要に応じて信号処理回路 3 8 を介して）内視鏡モニタ 5 に出力される。

## 【 0 0 5 4 】

そして、P C モニタ 8 或いは内視鏡モニタ 5 上に、湾曲操作ノブ 2 1 B を湾曲すべき方向、湾曲量等を表示する（湾曲方向のみを表示しても良い）。この場合の表示例としては、前述した図 8 の表示と同様に表示する。但し、本変形例は、湾曲操作ノブ 2 1 B を湾曲



すべき方向、湾曲量を表示することになる。

本変形例においても、内視鏡画像から暗部を検出して、湾曲操作ノブ 2 1 B を湾曲すべき方向、湾曲量を表示するため、術者 2 0 は表示されたように湾曲操作ノブ 2 1 B を湾曲することにより、挿入部 9 を円滑に体腔内の深部側に挿入（導入）できる。

また、本変形例は、モータユニット 2 2 を有しない内視鏡 2 B にも、広く適用することができる。

#### 【 0 0 5 5 】

（第 2 変形例）

次に実施例 1 の第 2 変形例を説明する。図 1 4 は第 2 変形例の内視鏡システム 1 C の構成を示す。

この第 2 変形例は、第 1 変形例の内視鏡システム 1 B において、さらに U P D 装置 1 1 を有しない構成である。また、第 2 変形例に係る内視鏡 2 C は、第 1 変形例に係る内視鏡 2 B において、さらに挿入部 9 内に U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 が設けてない構成である。

また、P C 本体 7 は、第 1 変形例と同様の構成である。なお、図 1 4 の場合、P C 本体 7 は、湾曲制御の情報を P C モニタ 8 に出力すると共に、内視鏡装置 6 の信号処理回路 3 8 にも出力し、P C モニタ 8 と内視鏡モニタ 5 とのいずれにおいても湾曲制御の情報を表示することができるようにしている。なお、この場合の湾曲制御の情報の表示は、第 1 変形例の場合と同様に、例えば図 8 のように行うことができる。

#### 【 0 0 5 6 】

また、本変形例の場合には、U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 によるコイル座標位置の検出を行わない。このため、P C 本体 7 によるメイン処理部 8 0 C は、例えば図 1 5 に示す処理機能を有する。

図 1 5 に示す処理機能は、図 5 の処理機能において、推定部 8 2 の機能、座標系変換部 8 1 の機能を有しない。また、上述したように湾曲制御の情報、図 1 5 においては湾曲量パラメータ算出部 8 5 で算出された湾曲量パラメータは、P C モニタ 8 と信号処理回路 3 8 に出力される。

また、この変形例の場合のメイン処理部 8 0 C の処理手順を図 1 6 に示す。図 1 6 に示す処理手順は、図 1 0 における処理手順における一部の処理を省いた処理となる。具体的には、図 1 0 において上述した U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 によるコイル座標位置の検出を行わない。また、ワールド座標系への変換処理も行わない。このため、図 1 0 の処理を参照して図 1 6 の処理内容を説明する。

#### 【 0 0 5 7 】

図 1 0 と同様に最初のステップ S 1 の初期設定の処理の後、図 1 0 のステップ S 2、S 3 の処理を行わないで、ステップ S 4 の相対捻り量の取得の処理を行う。次にステップ S 5 の絶対捻り量の算出からステップ S 7 の管腔暗部の検出まで、図 1 0 と同様に行う。

ステップ S 7 の次に図 1 0 のステップ S 8 のワールド座標系への変換処理を行わないで、ステップ S 9 の目標位置（ 1 ）、先端形状情報（ 2 ）のリングバッファへの記憶を行う。この場合には、図 1 0 における目標位置（ 1 ）でなく目標位置（ 1 ）となる。

次のステップ S 1 0 において、この目標位置（ 1 ）の妥当性判定を行う。そして、この目標位置（ 1 ）の妥当性判定が O K の場合にはステップ S 1 1 において、その目標位置（ 1 ）にも続き、さらに捻り量補正を行って（換言すると先端形状情報（ 2 ）を用いて）プーリアングルの決定を行う。

#### 【 0 0 5 8 】

そして、ステップ S 1 3 においてそのプーリアングルを目標プーリアングルに更新し、さらにステップ S 1 4 の湾曲方向の表示を行った後、ステップ S 4 に戻る。なお、この場合のプーリアングル、目標プーリアングルは、湾曲操作ノブの湾曲量、湾曲方向に対応するため、湾曲操作ノブの湾曲量、湾曲方向に変更しても良い。

一方、ステップ S 1 0 において、目標位置（ 1 ）の妥当性判定が N G の場合にはステップ S 1 5 に移る。ステップ S 1 5 のリングバッファからの情報取得の処理からステップ

10

20

30

40

50

S 1 7 の目標位置の再設定の処理までは、図 1 0 の場合と同様であり、その説明を省略する。

本変形例は、U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 を有しない内視鏡 2 C の場合にも適用でき、暗部が消失するような場合にも、過去の暗部が存在する情報を用いて、その暗部が存在する方向に湾曲制御する情報を表示する。従って、術者 2 0 は、湾曲制御する情報のように湾曲操作することにより、挿入部 9 を体腔内の深部側に円滑に挿入することができる。

また、本変形例は、上記のように U P D コイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 を有しない内視鏡 2 C を用いた内視鏡装置の場合にも、P C 本体 7 による処理手段を設けることにより、実現することができる。また、U P D 装置 1 1 も不要となるため、低コストで挿入を円滑に行う内視鏡システム 1 C を実現できる。

#### 【 0 0 5 9 】

( 第 3 変形例 )

次に実施例 1 の第 3 変形例を図 1 7 を参照して説明する。図 1 7 に示す第 3 変形例の内視鏡システム 1 D は、第 1 変形例の内視鏡システム 1 B において、さらに捻り量検出ユニット 2 3 を有しない構成である。

この場合には、第 1 変形例を示す図 1 3 に用いられる内視鏡 2 B を用いる。但し、本変形例においては、捻り量検出ユニット 2 3 を用いない構成である。このため、本変形例は、例えば実施例 1 における捻り量検出ユニット 2 3 による相対捻り量の検出を行わない。

本変形例による処理は、図 1 8 のようになる。

図 1 8 に示す処理は、基本的には、図 1 0 の処理の一部を省いた処理となるため、図 1 0 の処理を参照して説明する。

図 1 8 に示すように最初のステップ S 1 からステップ S 3 までは、図 1 0 の場合と同様の処理となる。ステップ S 3 の次に、図 1 0 のステップ S 4、S 5 を省いてステップ S 6 の画像データの取得の処理を行う。つまり、捻り量検出ユニット 2 3 によるステップ S 4 の相対捻り量の算出と、その相対捻り量に対する絶対捻り量の算出を行うステップ S 5 の処理を行わない。

#### 【 0 0 6 0 】

上記ステップ S 6 の後、図 1 0 と同様にステップ S 7、ステップ S 8 の処理を行う。

#### 【 0 0 6 1 】

そして、次のステップ S 9 において、目標位置 ( 1 )、先端形状情報 ( 1 ) のリングバッファへの記憶の処理を行う。この場合、図 1 0 における先端形状情報 ( 2 ) の代わりに先端形状情報 ( 1 ) で代用する。

そして、図 1 0 の場合と同様に次のステップ S 1 0 において目標位置 ( 1 ) の妥当性を判定する。そして、妥当である場合には図 1 0 と同様にステップ S 1 1 を行う。次のステップ S 1 2 において、ステップ S 1 1 の結果によりプーリアングルを決定し、さらにステップ S 1 3 において目標プーリアングルの更新を行う。そして、次のステップ S 1 4 の湾曲方向の表示の処理の後ステップ S 2 に戻る。

また、ステップ S 1 0 において目標位置 ( 1 ) が妥当でない場合に対するステップ S 1 5 以降の処理は、図 1 0 と同様に行う。

#### 【 0 0 6 2 】

本変形例は、暗部が消失するような場合においても、その消失が発生する前、つまり暗部が存在する状態の内視鏡画像や先端位置、方向の情報を読み出して暗部の方向に対応する目標位置に湾曲部 1 8 を湾曲させる方向を検出して、その情報を表示する。

従って、術者 2 0 は、本変形例の場合にも、暗部が消失し易い状態においても、円滑な挿入作業を行うことができる。

#### 【 0 0 6 3 】

( 第 4 変形例 )

次に実施例 1 の第 4 変形例を図 1 9 を参照して説明する。図 1 9 に示す第 4 変形例の内視鏡システム 1 E は、第 3 変形例の内視鏡システム 1 D において、さらに U P D コイル 4

10

20

30

40

50

1 a、4 1 b、4 1 c、 を有しない内視鏡 2 Dを用いた構成である。

また、UPDコイル 4 1 a、4 1 b、4 1 c、 を有しない内視鏡 2 Dであるので、UPD装置 1 1も有しない構成である。

また、図 1 4 の内視鏡システム 1 Cを参照して説明すると、この内視鏡システム 1 Cにおいて、捻り量検出ユニット 2 3を設けない構成と同じとなる。

本変形例の処理は、前述した図 1 8 の処理内容において、ステップ S 2、S 3、S 8を除いた処理とほぼ同様になる。また、図 1 8 の処理において、目標位置 ( 1 ) の代わりに目標位置 ( 1 ) が用いられる。その他は、図 1 8 と同様の処理となる。

本変形例においても暗部が消失するような場合、その消失前の内視鏡画像から検出した暗部の方向に湾曲部 1 8 を湾曲させるように湾曲制御する情報を表示する。

10

従って、術者 2 0 は、本変形例の場合にも、暗部が消失し易い状態においても、円滑な挿入作業を行うことができる。

#### 【 0 0 6 4 】

なお、上述した実施例 1 及びその変形例においては、画像処理装置としての機能を持つ PC 本体 7 は、内視鏡画像 ( の管腔情報 ) から挿入部 9 先端を管腔若しくは体腔の走行方向に指向させるように湾曲部 1 8 を湾曲させる湾曲制御の情報を表示等する例で説明した。

この場合の情報は、挿入部 9 先端を管腔若しくは体腔の走行方向に挿入 ( 或いは移動 ) させる方向の情報と読み替えることもできる。このように読み替えることにより、湾曲部 1 8 を有しない場合 ( 例えば実施例 2 で説明するカプセル型医療装置本体 ) の場合にも、それを走行方向に挿入ないしは移動させる情報として適用できる。また、この場合には、PC 本体 7 は、挿入部先端の方向を変更する挿入部先端の方向変更手段の機能を有することになる。

20

#### 【 0 0 6 5 】

また、カプセル型医療装置本体として、撮像手段を備えたカプセル型内視鏡の場合には、カプセル形状の挿入体における撮像手段が設けられた側の端部を挿入部先端と見なすことにより、上述した実施例 1 及びその変形例を適用することができる。

#### 【 0 0 6 6 】

上述した実施例 1 及びその変形例においては、体腔内に挿入され、撮像手段を挿入部 9 の先端に内蔵した内視鏡 2 等の場合の内視鏡システム 1 等の撮像システムを説明した。以下の実施例 2 においては、体腔内に挿入される挿入体内に撮像手段を内蔵したカプセル型医療装置本体を備えたカプセル型医療システムの場合を説明する。

30

#### 【 実施例 2 】

#### 【 0 0 6 7 】

図 2 0 ないし図 2 9 は本発明の実施例 2 に係り、図 2 0 は本発明の実施例 2 における主要部の構成を示し、図 2 1 は実施例 2 の撮像システムとしてのカプセル型医療システムの全体構成図、図 2 2 は図 2 1 のカプセル型医療システムのより詳細なブロック図、図 2 3 はカプセル本体の側面説明図、図 2 4 は印加した回転磁界及びこの回転磁界によるカプセル本体の動作を示す概念図である。

また、図 2 5 は図 2 4 の回転磁界に対して印加した振動磁界 ( 偶力発生用磁界 ) 及びこの振動磁界 ( 偶力発生用磁界 ) によるカプセル本体の動作を示す概念図、図 2 6 は、記録手段に経時的に記録される特定位置情報等を示し、図 2 7 はカプセル本体の撮像手段により取得される画像例を示し、図 2 8 は図 2 7 における各画像に対応したカプセル本体及び管腔状態を示し、図 2 9 は実施例 2 の動作内容を示す。

40

#### 【 0 0 6 8 】

図 2 0 は、本発明の実施例 2 のカプセル型医療システム 9 1 の主要部の構成を示す。図 2 0 に示すように、本発明の実施例 2 のカプセル型医療システム 9 1 は、患者 9 2 の体腔内に挿入され、体腔内を撮像するカプセル型内視鏡として機能するカプセル型医療装置本体 9 3 ( 以下、カプセル本体と略記 ) と、患者 9 2 の周囲、つまり体外に配置され、カプセル本体 9 3 に対して誘導磁界としての回転磁界を印加してこのカプセル本体 9 3 の位置

50

及びその長手軸の方向（向き）を体外から誘導する誘導磁界発生装置 9 4 とを備える。

なお、カプセル本体 9 3 には、後述するように撮像手段が所定方向に設けてあるので、カプセル本体 9 3 の位置及び方向を体外から制御することにより、撮像手段による位置及び向きが制御される。つまり、この制御により、撮像手段の撮像方向或いは観察方向を制御することができる。

#### 【 0 0 6 9 】

また、このカプセル型医療システム 9 1 は、患者 9 2 の体外に配置され、カプセル本体 9 3 と無線通信を行い、カプセル本体 9 3 で撮像された画像を取得すると共に、取得した画像に対する画像処理によって、誘導磁界発生装置 9 4 による誘導する回転磁界を制御する画像取得・制御装置 9 5 を有する。

10

誘導磁界発生装置 9 4 は、ベッド 9 6 に横たわる患者 9 2 内のカプセル本体 9 3 に対して印加する回転磁界を発生する磁界発生部 1 0 4 と、この磁界発生部 1 0 4 による回転磁界を発生させるための交流信号を発生する信号発生回路 1 0 5 と、この信号発生回路 1 0 5 による交流信号を制御することにより磁界発生部 1 0 4 で発生する回転磁界を制御する磁界制御回路 1 0 6 とを有する。

また、このカプセル型医療システム 9 1 は、カプセル本体 9 3 内に内蔵された後述する共振回路 1 4 0 に誘導起電力を発生させるための交流磁界を発生すると共に、この交流磁界によって誘導起電力を発生した共振回路 1 4 0 により発生した磁界を検出してカプセル本体 9 3 の位置とその長手方向の方向（向き）を検出する磁界検出部としての位置・方向検出装置 9 8 を有する。

20

#### 【 0 0 7 0 】

この位置・方向検出装置 9 8 により検出された検出信号は、画像取得・制御装置 9 5 内のメイン処理部 1 0 2 の位置・方向算出部 1 0 2 a に入力される。この位置・方向算出部 1 0 2 a は、検出信号からカプセル本体 9 3 の位置及びその方向を算出（推定）する。

算出されたカプセル本体 9 3 の位置及びその方向の情報は、磁界制御回路 1 0 6 による磁界制御の動作、つまり磁界発生部 1 0 4 で発生する誘導磁界（より具体的には回転磁界）を決定する誘導磁界決定回路 1 0 3 に出力される。なお、位置・方向検出装置 9 8 と位置・方向算出部 1 0 2 a を一体化しても良い。また、算出されたカプセル本体 9 3 の位置及びその方向の情報は、図 2 1 等で示す表示装置 1 0 7 に表示される。

また、磁界制御回路 1 0 6 と誘導磁界決定回路 1 0 3 を一体化して例えば誘導磁界制御回路としても良い。そして、以下で説明する一方の回路の処理を一体化した誘導磁界制御回路で行うようにしても良い。

30

#### 【 0 0 7 1 】

画像取得・制御装置 9 5 は、例えばベッド 9 6 等に取り付けられたアンテナ 1 0 0 によりカプセル本体 9 3 から無線で送信される画像信号を含む変調信号を受信する。アンテナ 1 0 0 で受信された信号は、無線回路部 1 2 5 内の画像取得回路 1 2 5 a に入力され、画像取得回路 1 2 5 a は、復調して画像信号（画像データ）を生成する。

この画像データは、例えば P C により構成されるメイン処理部 1 0 2 の位置検出手段或いは管腔情報検出手段としての画像内特定位置検出部 1 0 2 b に入力される。画像内特定位置検出部 1 0 2 b は、この画像データから画像内特定位置として画像内の管腔情報として管腔暗部の位置を検出する。

40

画像内の管腔暗部の位置は、管腔の走行方向に相当するため、この暗部が検出される位置の方向がカプセル本体 9 3 を誘導すべき移動方向と見なされる。このため、この画像内特定位置検出部 1 0 2 b は、移動方向を推定する推定手段とも言える。

#### 【 0 0 7 2 】

この管腔暗部の位置の情報は、磁界制御回路 1 0 6 を磁界制御の動作を決定する誘導磁界決定回路 1 0 3 に出力される。この誘導磁界決定回路 1 0 3 は、この誘導磁界決定回路 1 0 3 に入力される情報により、磁界制御回路 1 0 6 を介して信号発生回路 1 0 5 で発生する交流信号の大きさ、周波数等を決定する。これにより、磁界発生部 1 0 4 で発生される回転磁界も決定することになる。

50

なお、この磁界制御回路 106 には、この図 20 に示すメイン処理部 102 からの情報が誘導磁界決定回路 103 を介して入力される他に、例えば術者等の操作者が手動で指示した場合の指示信号に対応した磁界を発生させる信号も入力される。

また、画像内特定位置検出部 102b により検出された管腔暗部の位置の情報は、特定位置情報管理部 102c を介して記録手段としての特定位置情報記憶部 128a 内に格納される。なお、特定位置情報記憶部 128a は、後述する例えば記憶部 128 内に設定されるが、これに限定されるものでない。

#### 【0073】

特定位置情報管理部 102c は、画像内特定位置検出部 102b による管腔暗部の検出動作を監視若しくは判定する判定手段の機能を持つ。例えば、画像内特定位置検出部 102b により管腔暗部の位置を検出する動作に対して設定された条件として、例えば管腔暗部の有無の情報を取得する。

特定位置情報管理部 102c は、管腔暗部が存在して、その位置が検出された場合には、その位置情報を特定位置情報記憶部 128a 内にその時刻順に格納する。

一方、特定位置情報管理部 102c は、管腔暗部が存在しない場合には、画像内特定位置検出部 102b から誘導磁界決定回路 103 に情報が出力される動作を停止させる。そして、この特定位置情報管理部 102c は、特定位置情報記憶部 128a に格納されている特定位置情報を参照して、この特定位置情報管理部 102c から出力する情報で誘導磁界決定回路 103 によるカプセル本体 93 を移動させる誘導磁界の決定を制御する。

#### 【0074】

従って、この特定位置情報管理部 102c は、カプセル本体 93 を移動させる方向算出手段と、誘導磁界決定回路 103 等を介してカプセル本体 93 を移動させる制御手段との機能を持つことになる。

#### 【0075】

管腔暗部が存在しないと判定した場合には、特定位置情報管理部 102c は、特定位置情報記憶部 128a 内に記憶されている特定位置情報として、管腔暗部が検出されなくなる現在時刻より前、つまり過去の時刻の情報を読み出し、例えば過去の時刻の状態にカプセル本体 93 を戻すような誘導磁界を発生させるような制御を行うことになる。

なお、図 20 においては特定位置情報管理部 102c は、画像内特定位置検出部 102b からの情報で管腔暗部の有無を判定する構成で示しているが、画像取得回路 125a からの画像データを直接、取り込んで管腔暗部の有無を判定する構成にしても良い。

また、画像データから管腔暗部の有無を判定する管腔暗部有無の判定回路を設け、かつこの管腔暗部有無の判定回路の出力信号に基づいて管腔暗部の位置を検出（算出）する位置検出回路等を設けるようにしても良い。

#### 【0076】

なお、図 20 に示した画像取得・制御装置 95 には、図 21 及び図 22 に示すように表示装置 107 及び操作入力装置 108 が接続される。

カプセル本体 93 で撮像した画像の取得等と共に、カプセル本体 93 に印加される誘導磁界となる回転磁界の方向や大きさ等を制御する画像取得・制御装置 95 には、カプセル本体 93 により撮像された画像等を表示する表示装置 107 と、術者などの操作者が操作することにより、操作に対応した指示信号を指示入力する操作入力装置 108 が接続されている。

この操作入力装置 108 は、例えば磁界方向の指示信号を発生する方向入力装置 108a、操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生する速度入力装置 108b、操作に対応して偏芯した回転磁界の発生など、設定された機能に対応した指示信号を発生する機能ボタン 108c とを有する。

#### 【0077】

次に体腔内に挿入される挿入体内に撮像手段を設けたカプセル本体 93 について説明する。

図 23 に示すようにカプセル本体 93 は、挿入体としてのカプセル形状の外装容器 11

10

20

30

40

50

1の外周面に回転により推力発生する推力発生構造部となる螺旋状突起（或いはスクリュウ部）112が設けてある。そして、その回転方向に応じてカプセル本体93を前進させたり、後退させたりすることが可能となる。

また、この外装容器111で密閉された内部には対物光学系113及びその結像位置に配置された撮像素子114と、撮像を行うために照明する照明素子115（図22参照）等の他に、マグネット116が収納されている。

前記対物光学系113は、円筒状のカプセル本体93の中心軸C上にその光軸が一致するようにして、例えば外装容器111における半球状に透明に形成された先端カバー111aの内側に配置されており、先端カバー111aの中央部分が観察窓117となる。なお、図23では示していないが、照明素子115は対物光学系113の周囲に配置されている。

10

#### 【0078】

従って、この場合には、対物光学系113の視野方向は対物光学系113の光軸方向、つまりカプセル本体93の円筒状の中心軸Cに沿った方向となる。

また、カプセル本体93は、例えば外装容器111の後端付近内部に、共振回路140を構成しているカプセル内コイル142が所定の向き、具体的にはカプセル内コイル142がソレノイド状に巻回され、その向きがカプセル本体93の長手方向の向きに設定された状態で収納されている。

更に、カプセル本体93内の長手方向の中央付近に配置されたマグネット116は、中心軸Cと直交する方向にN極及びS極が配置されている。この場合、マグネット116の中心は、このカプセル本体93の重心位置に一致するように配置され、外部から磁界を印加した場合にマグネット116に作用する磁氣的な力の中心がカプセル本体93の重心位置となり、磁氣的にカプセル本体93を円滑に推進させ易い構成にしている。

20

#### 【0079】

また、マグネット116は、撮像素子114の特定の配置方向に一致するように配置されている。つまり、撮像素子114により撮像された画像が表示される場合の上方向が、マグネット116のS極からN極に向かう方向に設定されている。

磁界発生部104により、回転磁界をカプセル本体93に印加することにより、マグネット116を磁氣的に回転させる。この場合、このマグネット116を内部に固定したカプセル本体93は、マグネット116と共に回転される。

30

その際、カプセル本体93の外周面に設けた螺旋状突起112は体腔内壁に接触して回転し、カプセル本体93を推進させることができる。なお、カプセル本体93を前進させる向きの回転方向と逆方向の回転方向に回転させることにより、カプセル本体93を後退させることもできる。

また、このように、外部磁界となる回転磁界によりマグネット116を内蔵したカプセル本体93を磁氣的に制御する場合、外部磁界の方向からカプセル本体93により撮像された画像の上方向がどの方向であるかを知ることができるようにしている。

#### 【0080】

カプセル本体93内には、上述した対物光学系113、撮像素子114、マグネット116の他に図22に示すように、撮像素子114で撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理回路120等を有する。

40

カプセル本体93内には、この信号処理回路120により生成されたデジタル映像信号を一時記憶するメモリ121と、このメモリ121から読み出した映像信号を高周波信号で変調して無線送信する信号に変換したり、画像取得・制御装置95から送信される制御信号を復調等する無線回路122と、信号処理回路120等カプセル本体93を制御するカプセル制御回路123と、信号処理回路120等カプセル本体93内部の電気系に動作用の電源を供給する電池124とが収納されている。

更に、カプセル本体93内には、カプセル内コイル142と電氣的に接続されたコンデンサ141が設けられており、前記カプセル内コイル142と共に共振回路140が構成されている。

50

## 【 0 0 8 1 】

この共振回路 1 4 0 は、前記位置・方向検出装置 9 8 により交流磁界が発生された場合、この交流磁界により誘導起電力を発生し、電流が流れるようになっている。

尚、コイル 1 4 2 は、固有の自己共振周波数を有しており、この自己共振周波数に近い交流磁界を前記位置・方向検出装置 9 8 より発生させた場合、コンデンサ 1 4 1 がなくとも有効な誘導起電力を発生することができ、コンデンサ 1 4 1 を必要としない。このようにすることにより、コンデンサ 1 4 1 を省略でき、小型化できると共に、その構成を簡単にすることができる。

また、この図 2 2 に示すようにカプセル本体 9 3 と無線通信を行う画像取得・制御装置 9 5 は、カプセル本体 9 3 内の無線回路 1 2 2 との間で、アンテナ 1 0 0 を介して無線通信を行う無線回路部 1 2 5 を有する。

10

## 【 0 0 8 2 】

この無線回路部 1 2 5 は、カプセル本体 9 3 で撮像された画像信号（画像データ）を取得する画像取得回路 1 2 5 a を備える。

また、画像取得・制御装置 9 5 内には、無線回路部 1 2 5 と接続され、カプセル本体 9 3 から送られた画像データに対する前述した位置・方向算出等の処理の他に、画像表示する表示処理を行うメイン処理部 1 0 2 と、このメイン処理部 1 0 2 と接続され、各種の制御と誘導磁界決定回路 1 0 3 の機能を備えた制御部 1 2 7 とが内蔵されている。

また、画像取得・制御装置 9 5 は、この制御部 1 2 7 と接続され、磁界制御回路 1 0 6 を介して磁界発生部 1 0 4 により発生される回転磁界の情報と方向入力装置 1 0 8 a 等による設定の情報とを記憶する記憶部 1 2 8 とを有する。

20

また、この記憶部 1 2 8 には、上述した特定位置情報を記憶する特定位置情報記憶部 1 2 8 a の記憶エリアも備えている。この図 2 2 では、メイン処理部 1 0 2 は、制御部 1 2 7 を介して特定位置情報記憶部 1 2 8 a と接続される構成であるが、図 2 0 のようにメイン処理部 1 0 2 は、特定位置情報記憶部 1 2 8 a と直接接続される構成でも良い。

## 【 0 0 8 3 】

また、図 2 2 では、誘導磁界決定回路 1 0 3 は、制御部 1 2 7 内に設けた構成で示しているが、図 2 0 に示すようにメイン処理部 1 0 2 と誘導磁界決定回路 1 0 3 と直接接続される構成にしても良い。

また、メイン処理部 1 0 2 には表示装置 1 0 7 が接続され、撮像素子 1 1 4 で撮像され、無線回路 1 2 2、1 2 5 を経てメイン処理部 1 0 2 により処理された画像等が表示される。また、このメイン処理部 1 0 2 はカプセル本体 9 3 が回転されながら画像を撮像するので、表示装置 1 0 7 に表示される際の画像の向きを一定の方向に補正する処理を行い、術者が見易い画像を表示できるように画像処理を行う構成にしている（特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 1 2 号に記載）。

30

## 【 0 0 8 4 】

制御部 1 2 7 には、操作入力装置 1 0 8 を構成する方向入力装置 1 0 8 a、速度入力装置 1 0 8 b 等から操作に対応した指示信号が入力され、制御部 1 2 7 は指示信号に対応した制御動作を行う。

また、制御部 1 2 7 は、記憶部 1 2 8 と接続され、この記憶部 1 2 8 に磁界制御回路 1 0 6 を介して信号発生回路 1 0 5 からの交流信号により磁界発生部 1 0 4 で発生する回転磁界の向き（回転磁界の磁界回転平面の法線方向）及び磁界の向きの情報を常時記憶するようにしている。

40

そして、その後に、回転磁界の向きや磁界の向きを変化させる操作が行われた場合にも、回転磁界の向きや磁界の向きを連続的に変化させ、円滑に変化させることができるようにしている。なお、記憶部 1 2 8 を、制御部 1 2 7 内部に設けるようにしても良い。

## 【 0 0 8 5 】

また、制御部 1 2 7 と磁界制御回路 1 0 6 を介して接続される信号発生回路 1 0 5 は、交流信号を発生すると共に、その周波数や位相を制御する 3 個の交流信号発生回路 1 3 1 と、各交流信号をそれぞれ増幅する 3 個のドライバからなるドライバ部 1 3 2 とを有する

50

。3個のドライバの出力信号は、磁界発生部104を構成する3個の電磁石133a、133b、133cにそれぞれ供給される。

この場合、電磁石133a、133b、133cは、直交する3軸方向の磁界を発生するように配置されている。例えば、電磁石133a、133b、133cがそれぞれ2つのコイルを有する1組の対向コイルであり、それぞれの磁界発生方向が直交している3軸対向コイル等が考えられる。対向コイルの例としては、患者92を間に挟むように配置された2つのヘルムホルツコイル等が考えられる。

尚、磁界発生部104は、カプセル本体93を誘導するための回転磁界を発生するコイルとして回転磁界発生用ヘルムホルツコイルで形成しても良い。

#### 【0086】

カプセル型医療システム91は、操作入力装置108を構成する方向入力装置108aを操作することにより、磁界方向の指示信号を発生する。また、速度入力装置108bを操作することにより操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生する。

また、機能ボタン108cを操作することにより設定した（交流の或いは周期的な）振動磁界を発生する。このようにして発生された回転磁界により、カプセル本体93のマグネット116に対して、カプセル本体93の長手方向の中心軸Cの中心点の周りで、その中心軸C自体を回転させるような偶力を発生させることができる。

この場合、中心軸C自体を完全に回転させる前に振動磁界（偶力として作用）の向きを逆方向に変更するように交流ないしは周期的に印加するため、カプセル本体93は傾動或いは振動させられるようになる。

#### 【0087】

なお、方向入力装置108aでは図示しないジョイスティックを進行させたいと望む方向に傾動することにより、その方向にカプセル本体93を移動させるような回転磁界を発生させる。

図24は例えば回転磁界の印加時の様子を示しており、カプセル本体93に対して、回転磁界を印加することにより、カプセル本体93に内蔵されたマグネット116を回転させることができ、この回転によりカプセル本体93を前進或いは後退させることができる。

図24に示すようにカプセル本体93の長手方向の中心軸Cの方向（図24ではy）に垂直な回転磁界平面でその回転磁界の極の向きが変化する回転磁界を印加する。これにより、カプセル本体93内にその長手方向に垂直な方向に固定されたマグネット116と共にカプセル本体93を、その長手方向の周りで回転させる。

#### 【0088】

その回転方向に応じて図23に示した螺旋状突起112により体腔内壁と係合させてカプセル本体93を前進或いは後退させることができるようにしている。

また、図25は例えば回転磁界に振動磁界（偶力発生用磁界）の印加時の様子を示している。カプセル本体93に対して、その長手方向の中心軸Cの方向（図25ではyz）の周りでマグネット116を揺動（振動）させるように働く振動磁界（偶力発生用磁界）を印加している。

これらにより、カプセル本体93はその長手方向の中心軸Cの周りで回転されると共に、その回転の中心軸Cの方向が傾くように偏心される。つまり、回転する独楽の回転トルクが小さくなり、重力の作用で心棒が揺れるような動作（以下、この動作をジグリング動作と呼ぶ）を行うような状態にできるようにしている。

このようにして、カプセル本体93をそのカプセル本体93の直径と略同じ程度の管腔内でその管腔の長手方向に沿って進行或いは後退させるような場合には、カプセル本体93をその長手方向の周りで回転させる回転磁界を印加することにより、スムーズに移動させることができる。

#### 【0089】

これに対して、管腔の曲がっているような部分で、カプセル本体93が曲がり部分に当たり、単に長手方向の周りで回転させた場合には屈曲している方向にスムーズに移動させ

10

20

30

40

50



にくい場合がある。

そのような場合には、上述のようにカプセル本体 9 3 の長手方向の中心軸 C に沿ってその中心の周りで、かつ中心軸 C を回転させるような力が作用するように振動磁界を印加することにより、カプセル本体 9 3 をジグリング動作をさせ、ジグリング動作の際の長手方向が管腔の屈曲方向の状態になった場合にその方向にスムーズにカプセル本体 9 3 を移動させることができるようにしている。

なお、ジョイスティックを傾動させることにより、現在の進行方向から所望とする任意の方向に回転磁界の向きを制御できるように、カプセル本体 9 3 の状態或いは回転磁界の状態を常時把握している。本実施例では、回転磁界の状態（具体的には、回転磁界の向き及び磁界の向き）を記憶部 1 2 8 に常時記憶するようにしている。

10

#### 【0090】

具体的には、図 2 2 における操作入力装置 1 0 8 における操作の指示信号は、制御部 1 2 7 に入力され、制御部 1 2 7（の誘導磁界決定回路 1 0 3）は、指示信号に対応した回転磁界を発生させる制御信号を磁界制御回路 1 0 6 に出力すると共に、その回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を記憶部 1 2 8 に記憶する。

従って、記憶部 1 2 8 には、磁界発生部 1 0 4 により発生される回転磁界及びその回転磁界を形成する周期的に変化する磁界の向きの情報が常時記憶されるようになっている。

なお、記憶部 1 2 8 は、制御部 1 2 7 からの回転磁界の向き及び磁界の向きの制御信号に対応する情報を記憶する場合に限定されるものでなく、制御部 1 2 7 から磁界制御回路 1 0 6 に出力された制御信号により、信号発生回路 1 0 5 における交流信号及びドライバ部 1 3 2 を経て磁界発生部 1 0 4 から実際に出力される回転磁界の向き及び磁界の向きを決定する情報を磁界制御回路 1 0 6 側から制御部 1 2 7 に送り、記憶部 1 2 8 に記憶するようにしても良い。

20

#### 【0091】

また、本実施例では回転磁界の印加開始時及び印加停止時や回転磁界の向き（換言するとカプセル本体 9 3 の進行方向の向き）等を変更する場合には、カプセル本体 9 3 に急激な力が作用することなく円滑に作用するように回転磁界を連続的に変化させるように制御するようにしている。

また、本実施例ではカプセル本体 9 3 の回転により、撮像素子 1 1 4 で撮像された画像も回転することになるので、これをそのまま表示装置 1 0 7 に表示すると、表示される画像も回転した画像となってしまう、方向入力装置 1 0 8 a による所望の向きへの指示操作の操作性が低下するため表示画像の回転を静止させることが望まれる。

30

そこで、本実施例では、特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 1 2 号公報で説明しているように回転画像を回転が静止した画像に補正する処理をメイン処理部 1 0 2 或いは制御部 1 2 7 で行うようにしている。

#### 【0092】

なお、磁界の向き情報を元に、画像を回転させ、カプセル本体 9 3 の回転をキャンセルさせて表示させるようにしても良い（また、画像の相関処理等を行って、所定の向きの静止画を表示するようにしてもよい）。

図 2 0 において説明したように本実施例は、カプセル本体 9 3 の撮像手段による画像に基づき、画像内特定位置検出部 1 0 2 b は画像内の管腔暗部の位置を検出する。そして、管腔暗部の位置や、管腔暗部の有無に応じて磁氣的に誘導する磁界の発生を制御し、管腔暗部が検出されない場合にも適切に対応する。

40

本実施例では、管腔暗部が検出されない場合に対応できるように、特定位置情報管理部 1 0 2 c の管理下で、特定位置情報記憶部 1 2 8 a に、例えば図 2 6 に示すように画像内特定位置検出部 1 0 2 b で検出された特定位置情報と、位置・方向算出部 1 0 2 a で算出された算出情報としてのカプセル本体 9 3 の位置及び方向の情報を時刻順に記憶する。

#### 【0093】

図 2 6 の具体例では、例えば時刻  $t_i$  ( $i = 1, 2, \dots, m$ ) において各時刻  $t_i$  で撮像された画像から検出された（特定位置情報としての）管腔暗部の位置（ $t_i$ ）、その時

50

刻  $t_i$  で検出された位置・方向算出部 102a による算出情報としてカプセル本体 93 の位置及び方向 ( $t_i$ ) とが関連付けて時刻順に記憶される。

そして、特定位置情報管理部 102c は、管腔暗部が検出されなくなる状態と判定した場合には、特定位置情報記憶部 128a に記憶されている情報を読み出し、誘導に利用する。

なお、以下に説明するように特定位置情報管理部 102c は、所定の処理で管腔暗部が検出されなくなった場合、その画像状態を判定して誘導磁界を決定する処理を行うようにしても良い。

#### 【0094】

つまり、通常の画像の場合には、管腔暗部は円形状となり、その円形の中心位置を管腔の走行方向として検出できる。これに対して、管腔がつぶれているような場合には、取得される画像がライン形状或いは帯形状の暗部（暗線ともいう）となる。

そして、このような場合には、特定位置情報管理部 102c の管理下で、画像内特定位置検出部 102b は、その暗線の広がりを中心位置を管腔暗部の位置として検出する。一方、暗線の広がりを中心を検出できない場合には、過去の情報を参照して管腔暗部の位置を推定で検出する。画像内特定位置検出部 102b が、管腔暗部を推定出来ない場合には、カプセル本体 93 を過去の状態に戻すことになる。

図 27 は、管腔内におけるカプセル本体 93 により得られる画像例を示す。カプセル本体 93 は、大腸などの管腔内における位置や、管腔内の状態などに応じて得られる画像が異なる。図 27 における画像 A、B、C、D、E は、図 28 における管腔内におけるカプセル本体 93 位置或いは管腔状態等に応じて異なる。なお、図 28 において、図 27 の画像 A、B、C、D、E にそれぞれ対応するものを同じ符号 A、B、C、D、E で示している。

#### 【0095】

図 27 における画像 A、B、C が、暗部を検出するのに適した通常の画像に相当する。これに対して、画像 D、E が通常の画像とは異なる画像（特定画像）に相当する。

図 27 の画像 A は、管腔内に液体または気体が入っており管腔の先の方向を暗部として検出できる状態となる。

画像 B は、管腔内に液体または気体が入っており管腔の先の方向をかるうじて画面内に暗部として確認できる状態である。

画像 C は、管腔内に液体または気体が入っておりカプセルと腸壁の間に空間が存在するがカプセル本体 93 が管壁方向を向いてしまい管腔の進行方向にあたる暗部を検出できない状態である。

画像 D は、管腔の先がつぶれており腸組織の接触した部分は確認できるが明確な暗部として確認できない状態である。

画像 E は、管腔にカプセル本体 93 のドームが密着してしまっており、管腔表面に流れる血管が確認できるが管腔の走行に関する情報のみしか得られない状態である。

#### 【0096】

画像 A、B の場合、カプセル本体 93 が管腔の略中心に位置しているため暗部（管腔方向）の情報が得られている。この場合、暗部方向に向けてカプセル本体 93 に推進力を与えることでカプセル本体 93 を管腔に沿って進行させることができる。

一方、画像 D の場合、管腔はつぶれてしまい明確な暗部を検出することはできない。しかしながらこのような場合には、つぶれた管腔の隙間は、多少暗部（暗線）を形成し、その線に対して左右の組織の明るさが同じレベルになる（ここが後述する画像 C と異なる部分となる。）。

そこで、例えば、特定位置情報管理部 102c は、その状態の画像から特定画像の管腔状態であると判定する。

#### 【0097】

これと共に、特定位置情報管理部 102c は、暗線がつぶれた管腔の隙間を表す部位であるかの確からしさを画像処理により推定することで、カプセル本体 93 をこの暗線の中

央に進行させてよいか判定する。例えば、暗線の線幅が算出できる場合には、その中央を暗部位置として検出し、進行させる判定をする。

進行させる判定を行った場合には、特定位置情報管理部 102c は、その情報により誘導磁界決定回路 103 を介して誘導磁界を決定させ、磁界制御回路 106 等を介して磁界発生部 104 により、カプセル本体 93 に対して、これを進行させる推力を与える磁界を発生させる。

進行させない判定をした場合には、過去のカプセル本体 93 の描いてきた軌跡に対応する特定位置情報記憶部 128a に記憶されている（位置・方向検出装置 98 と位置・方向算出部 102a で算出された）過去の情報に従い、カプセル本体 93 を管腔内を戻るように誘導するための磁界を発生させる。

10

#### 【0098】

このように進行させない判定をした場合には、過去のカプセル本体 93 が描いてきた軌跡（位置・方向検出装置 98 と位置・方向算出部 102a で算出された過去の情報）に従いカプセル本体 93 を管腔内を戻るように誘導するための磁界を発生させる。

そして、暗部が確認できる状態（画像 A 或いは B の状態）になってから、再度カプセル本体 93 を進行させる制御を行う。

また、カプセル本体 93 を後退させた場合、カプセル本体 93 が存在した位置が空を形成し、暗部が画像上で確認できる状態になる場合がある。

これを暗部として認識すると、同じ動作を繰り返すこととなる。そこで、カプセル本体 93 を後退させて暗部検出を再開させる場合、カプセル本体 93 がある程度（例えば、カプセル本体 93 の全長より長い距離）後退した後に暗部検出を行うことが望ましい。

20

一方、画像 C の場合、暗部が検出されない状態で管腔のひだが確認できる状態である。管腔のひだの奥は暗線として認識される。

#### 【0099】

しかしながら、上述した画像 D の状態とは異なり、暗線の左右で組織の輝度が異なって観測されるため、画像 D の状態との差を認識することができる。

この場合、過去のカプセル本体 93 の位置方向データと、過去の暗部検出のデータを参照して管腔の進行方向を推定する。そして、カプセル本体 93 の向きを推定された管腔の進行方向に向かうように誘導磁界発生装置 94 により発生する磁界を制御する。

この方向変換によりカプセル本体 93 が管腔の走行方向を向いた場合、画像 B の状態の画像を経て画像 A の状態の画像となり、進行方向を明確にすることができる。

30

暗部が観測できる状態にならない場合には、カプセル本体 93 の過去の特定位置情報を元に、まず、カプセル本体 93 の方向を戻し、その後カプセル本体 93 を過去のカプセル本体 93 の軌跡に従い、後退させる制御を行うようにしても良い。そして、暗部が観測される状態になってから再度誘導を開始すればよい。その他の動作としては画像 D と同様になる。

#### 【0100】

画像 E の場合、管腔に近づきすぎてしまったため暗部（管腔方向）の情報が得られなくなってしまい、制御ができなくなってしまう。このため、画像 E の状態になった場合は暗部（管腔方向）の情報を確保する必要がある。

40

この画像 E の場合、鮮明な血管像が描出される。この血管像は容易に画像処理から検出することができる。この場合、過去のカプセル本体 93 位置方向情報と暗部情報をもとに、管腔の走行方向にカプセル本体 93 を向ける方向転換制御を行う。カプセル本体 93 の周りに空がある場合は、その制御によりカプセル本体 93 の向きを変えることができ、画像 A、B のように暗部検出ができる状態になる。

しかしながら、方向転換動作を行っても管腔によるカプセル本体 93 の拘束が強い場合には、カプセル本体 93 は方向転換できない状態を維持することになる。この場合、カプセル本体 93 の過去の位置・方向の情報と暗部の情報を参照して、カプセル本体 93 を後退させる制御を行う。その後は、画像 C の場合と同様になる。

#### 【0101】

50

さらに、後退ができない場合も考えられ、その場合には、カプセル本体 9 3 の誘導を中止してカプセル本体 9 3 をフリーの状態にする。このようにすることでカプセル本体 9 3 は、最も管腔に沿った状態になって安定することになる。この場合、画像 D のような状態になるので、画像 D の例での制御に従えば誘導を再開することができる。

次に本実施例による代表的な動作例を以下の図 2 9 を参照して説明する。

カプセル本体 9 3 を体腔内、具体的には口腔から食道、小腸、大腸等の管腔内を撮像する場合の制御内容を説明する。

図 2 9 は、本実施例による制御内容を示す。図 2 9 のステップ S 5 1 に示すように、管腔内を移動しながらカプセル本体 9 3 は、例えば一定周期で撮像を行い、撮像した画像を送信する。

10

#### 【 0 1 0 2 】

ステップ S 5 2 に示すように、画像取得・制御装置 9 5 内の画像取得回路 1 2 5 a は、この画像を取得する。この画像は、メイン処理部 1 0 2 内の画像内特定位置検出部 1 0 2 b に入力される。

また、ステップ S 5 3 に示すように位置・方向検出装置 9 8 は、カプセル本体 9 3 内の共振回路 1 4 0 からの信号により、カプセル本体 9 3 の位置及び方向に対応した検出信号を取得する。

そして、ステップ S 5 4 に示すようにメイン処理部 1 0 2 内の位置・方向算出部 1 0 2 a は、この検出信号からカプセル本体 9 3 の位置及び方向を算出する。

次のステップ S 5 5 に示すように画像内特定位置検出部 1 0 2 b は、画像取得回路 1 2 5 a により取得された画像から管腔暗部の位置情報の検出動作を行う。

20

#### 【 0 1 0 3 】

また、ステップ S 5 6 に示すように管腔暗部の位置情報及びカプセル本体 9 3 の位置及び方向の情報は、特定位置情報管理部 1 0 2 c を介して特定位置情報記憶部 1 2 8 a に時刻順で記憶される。

また、ステップ S 5 7 に示すように特定位置情報管理部 1 0 2 c は、管腔暗部の有無の判定を行う。この判定は、例えば特定位置情報管理部 1 0 2 c が画像内特定位置検出部 1 0 2 b による管腔暗部の検出動作をモニタして行う。

そして、管腔暗部が有ると判定した場合には、ステップ S 5 8 に示すように誘導磁界決定回路 1 0 3 は、画像内特定位置検出部 1 0 2 b により検出された現在の管腔暗部の位置情報と、位置・方向算出部 1 0 2 a で算出されたカプセル本体 9 3 の現在の位置及び方向の情報で磁界発生部 1 0 4 で発生する誘導磁界を決定するように磁界制御回路 1 0 6 を制御する。

30

#### 【 0 1 0 4 】

次のステップ S 5 9 において、誘導磁界の決定の情報に従って、磁界発生部 1 0 4 は、誘導磁界としての回転磁界を発生し、カプセル本体 9 3 の向きを含めた移動を制御する。そして、ステップ S 5 1 の処理に戻る。

一方、ステップ S 5 7 において、特定位置情報管理部 1 0 2 c により、管腔暗部が存在しないと判定された場合には、ステップ S 6 0 に移る。このステップ S 6 0 において特定位置情報管理部 1 0 2 c は、特定位置情報記憶部 1 2 8 a に記憶された過去の管腔暗部の位置情報とカプセル本体 9 3 の位置及び方向の情報を読み出す。

40

そして、ステップ S 6 1 に示すように特定位置情報管理部 1 0 2 c は、読み出した過去の特定位置情報を参照して、管腔暗部が検出された過去のカプセル本体 9 3 の位置及びその方向の状態に戻すように回転磁界の向きを逆にするような誘導磁界を決定させる情報を誘導磁界決定回路 1 0 3 に出力する。そして、ステップ S 5 9 に移り、そのような誘導磁界によってカプセル本体 9 3 が磁氣的に誘導される。なお、ステップ S 6 1 の処理としては、図 2 7 或いは図 2 8 で述べたように、取得される画像状態に応じて異なる誘導を行うようにしても良い。

#### 【 0 1 0 5 】

以上の制御処理を繰り返すことで、連続してカプセル本体 9 3 を磁氣的な誘導を行い、

50

体腔内を自動的に推進させることができる。

このように動作する本実施例によれば、カプセル本体 93 を体腔内、より具体的には管腔の走行方向に沿って円滑に推進させるように外部磁界を用いて磁氣的に制御することができる。このようにカプセル本体 93 を管腔の走行方向に沿って円滑に推進させることにより、短時間に画像を取得できる。従って、術者は、取得された画像を参照して診断等を円滑に行うことができる。

また、本実施例においては、カプセル型内視鏡に推力発生部（具体的には螺旋状突起）を設け、回転磁界を付加する回転磁気誘導について述べたが、カプセル型内視鏡の誘導方法は、磁気引力によって推力を得るタイプのものであっても構わない。さらに位置・方向検出装置は、カプセルから発生される磁界を体外で検出するタイプに限らず、体外で発生した磁界をカプセルで検出し、それによりカプセルの位置・方向を決定するタイプのものでも構わない。

次に本実施例の変形例を説明する。図 30 は変形例のカプセル型医療システム 91B の主要部の構成を示す。

#### 【0106】

このカプセル型医療システム 91B は、図 20 のカプセル型医療システム 91 において特定位置情報管理部 102c を設けない構成にしている。そして、管腔暗部が検出されない場合には、誘導磁界決定回路 103 は、特定位置情報記憶部 128a に記憶されている過去の情報を参照して、その過去の状態に戻すように誘導磁界の決定を行う。

或いは管腔暗部が検出されない場合には、画像内特定位置検出部 102b が、特定位置情報記憶部 128a に記憶されている過去の情報を誘導磁界決定回路 103 に送り、その過去の状態に戻すような処理を行っても良い。

図 20 においては位置・方向算出部 102a による位置・方向の情報と、画像内特定位置検出部 102b による特定位置情報としての管腔暗部の位置情報は、特定位置情報管理部 102c を介して特定位置情報記憶部 128a に記憶されていた。これに対して本変形例においては、位置・方向算出部 102a による位置・方向の情報と、画像内特定位置検出部 102b による特定位置情報は、特定位置情報管理部 102c を介することなく特定位置情報記憶部 128a に記憶される。

#### 【0107】

本変形例の場合には、管腔暗部が検出される場合には、上述した実施例 2 と同様の制御動作となる。

つまり、本変形例の動作を説明すると、管腔暗部が検出される場合には、図 29 のステップ S51 からステップ S59 のようになる。

これに対して、ステップ S57 において、管腔暗部が検出されない場合には、図 31 のステップ S60 のように例えば画像内特定位置検出部 102b は、特定位置情報記憶部 128a に記憶された過去の管腔暗部の位置情報とカプセル本体 93 の位置及び方向の情報を読み出す。

次のステップ S61 において特定位置情報記憶部 128a に記憶されている過去の情報を誘導磁界決定回路 103 に送る。そして誘導磁界決定回路 103 は、その情報を参照して過去の状態に戻すような誘導磁界を決定する。その後、ステップ S59 に移る。

#### 【0108】

なお、ステップ S57 において管腔暗部が検出されない場合における制御処理ルーチンにおいて、その処理中における所定時間内におけるカプセル本体 93 の移動距離を算出して、その移動距離が閾値以下の場合には、誘導磁界を停止して、カプセル本体 93 をフリーな状態にして、腸管等による蠕動運動でカプセル本体 93 を移動させるようにしても良い。

本変形例によれば、管腔暗部の検出情報により、カプセル本体 93 による体腔内を検査或いは診断するための画像取得の時間を短縮できる。また、管腔暗部が検出されないで、移動に時間がかかる場合には、誘導磁界の発生を停止して、蠕動運動を利用してカプセル本体 93 による体腔内検査を行うようにすることもできる。

10

20

30

40

50

また、本変形例によれば、カプセル本体 9 3 を移動させるための誘導磁界の制御を行う際の画像処理を単純化できる。

#### 【0109】

なお、実施例 2 及びその変形例においてはカプセル本体 9 3 に対して印加する磁界を自動制御する構成で説明したが、カプセル本体 9 3 を体腔の走行方向に挿入或いは移動する方向を検出して、その方向を表示装置 107 等に表示しても良い。

この場合には、操作者は、表示装置 107 によりその方向の確認ができる。また、磁界を自動制御するモードから手動で制御するモードに切り替えた場合、表示装置 107 に表示される方向の情報に従って、方向入力装置 108 a 等进行操作して、カプセル本体 9 3 の移動を手動で促進させるようにしても良い。

なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

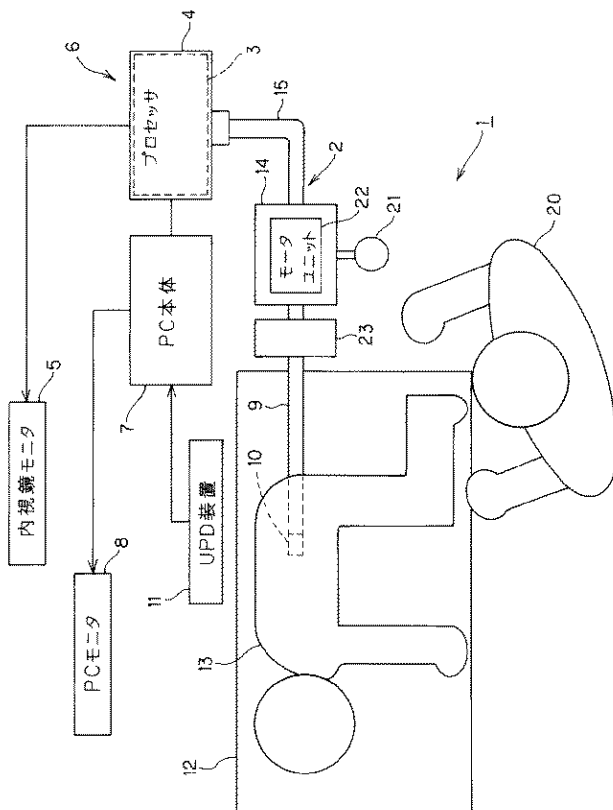
#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0110】

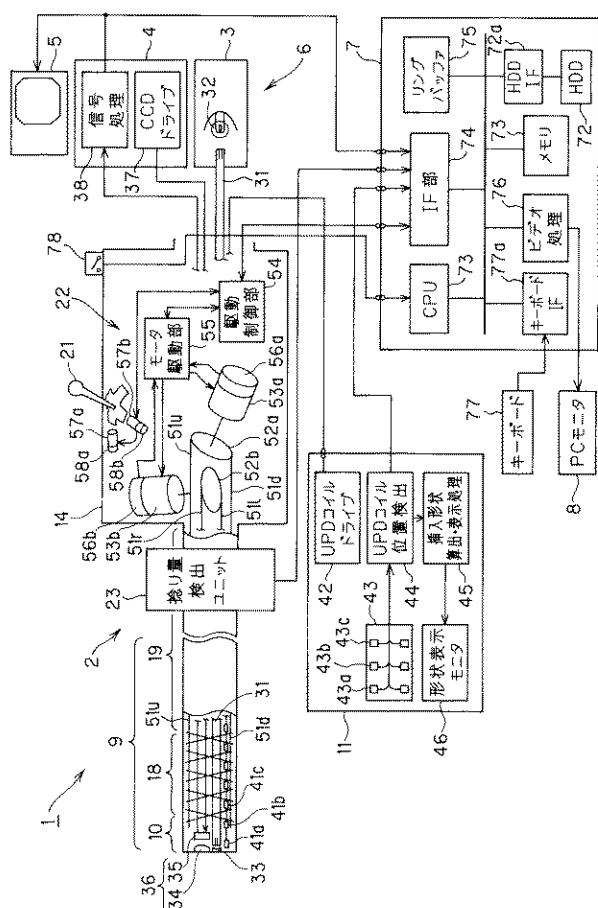
体腔内に挿入される挿入部や挿入体内に撮像装置を内蔵し、撮像手段により撮像された画像から体腔の走行方向に対応する暗部の位置情報を検出して、挿入すべき方向を算出すると共に、その位置情報等を経時的に記録して、位置情報の検出が低下する条件の場合には、過去の位置情報を参照可能にしている。このため挿入部などを体腔内の深部側に円滑に挿入することが可能になり、検査、診断を円滑に行うことができる。

10

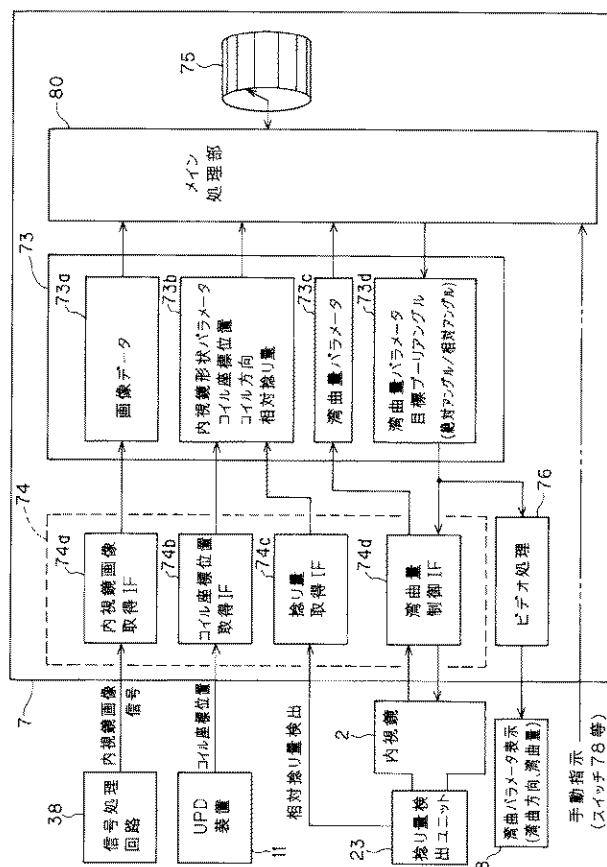
【図 1】



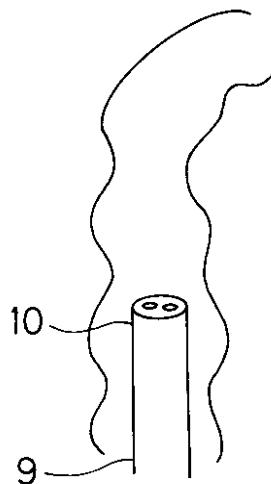
【図 2】



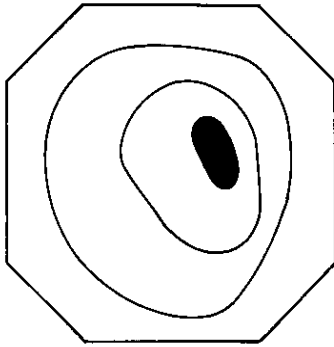
【图 4】



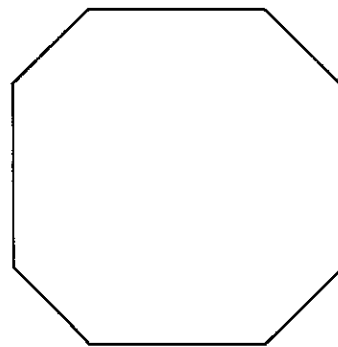
【 図 6 A 】



【図 6 B】

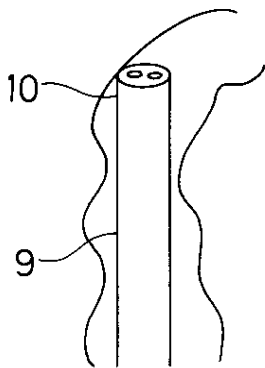


【図 7 B】

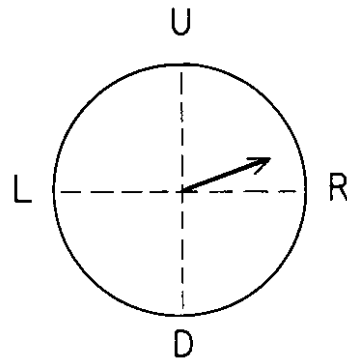


赤色の  
色調

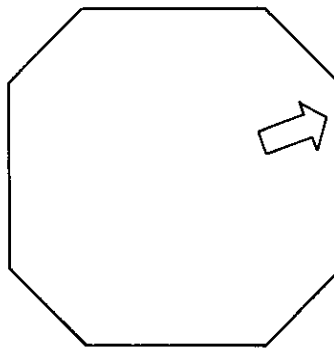
【図 7 A】



【図 8 A】

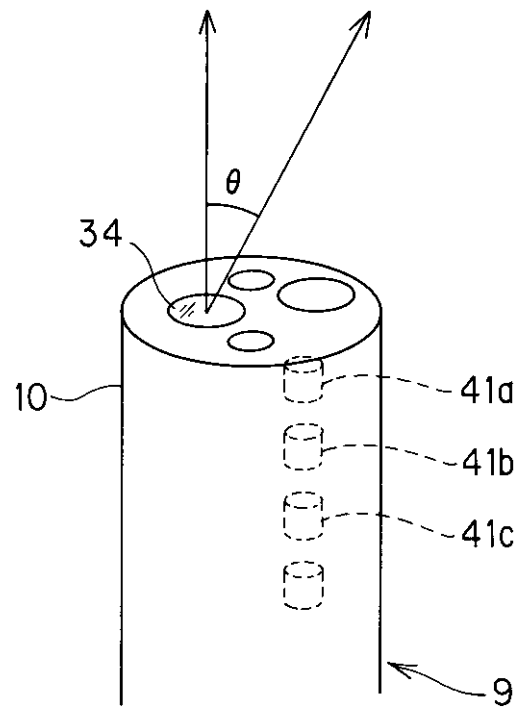


【図 8 B】



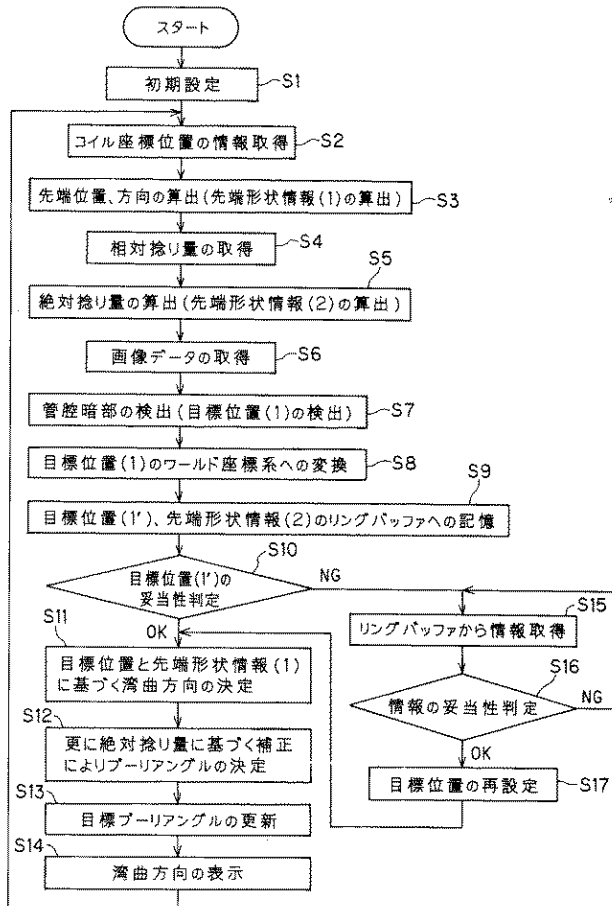
【図 9】

先端の方向  $D_a$       暗部の方向  $D_b$

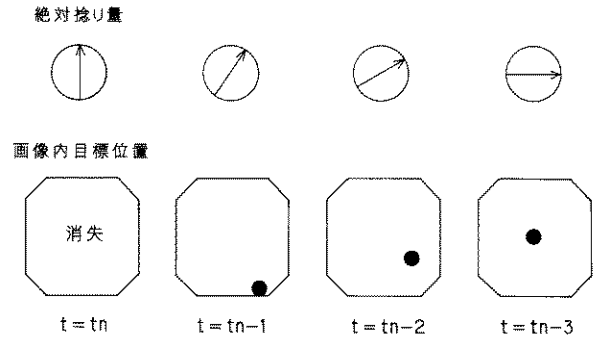




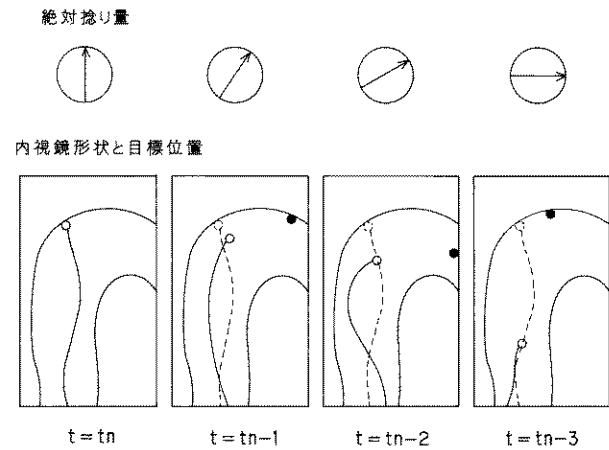
【図 10】



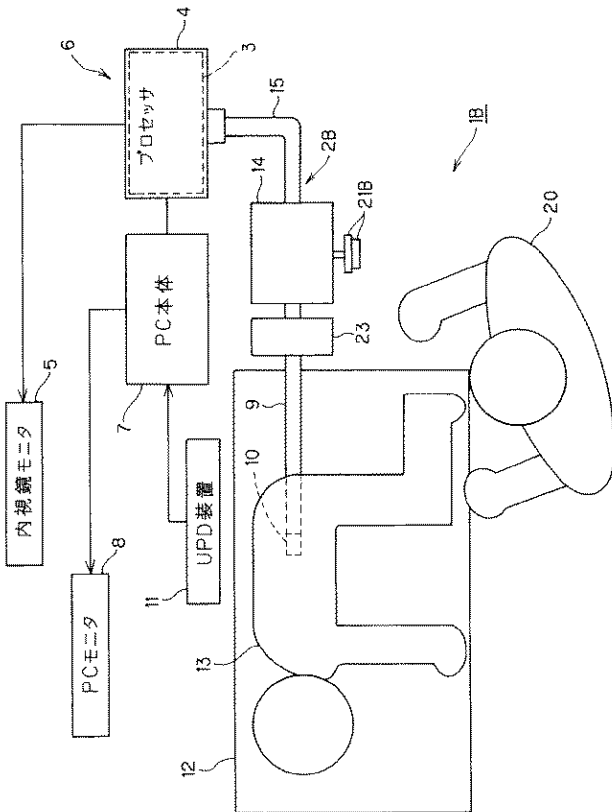
【図 11】



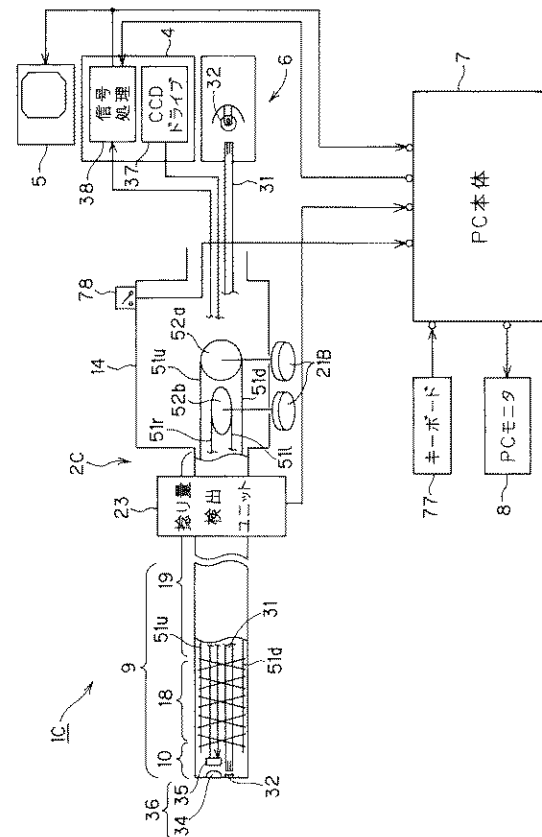
【図 12】



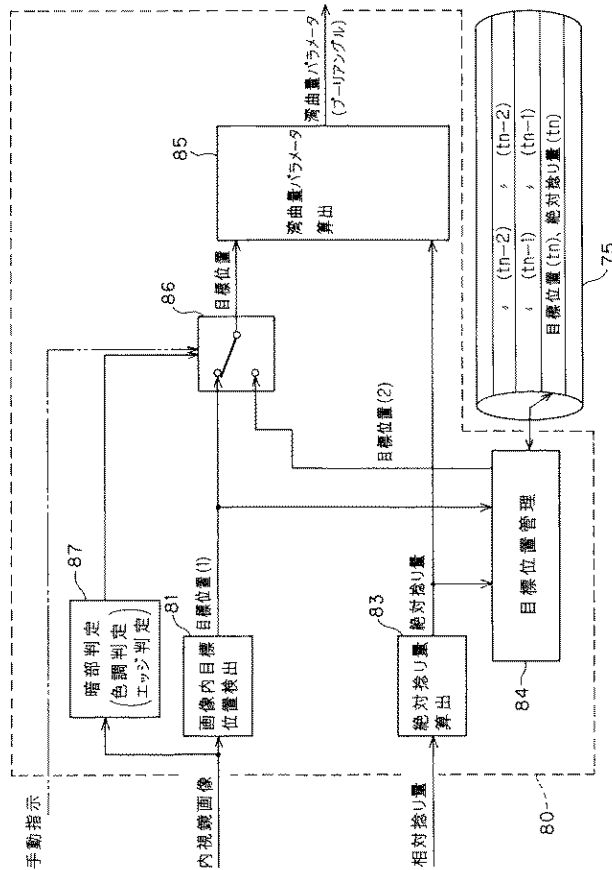
【図 13】



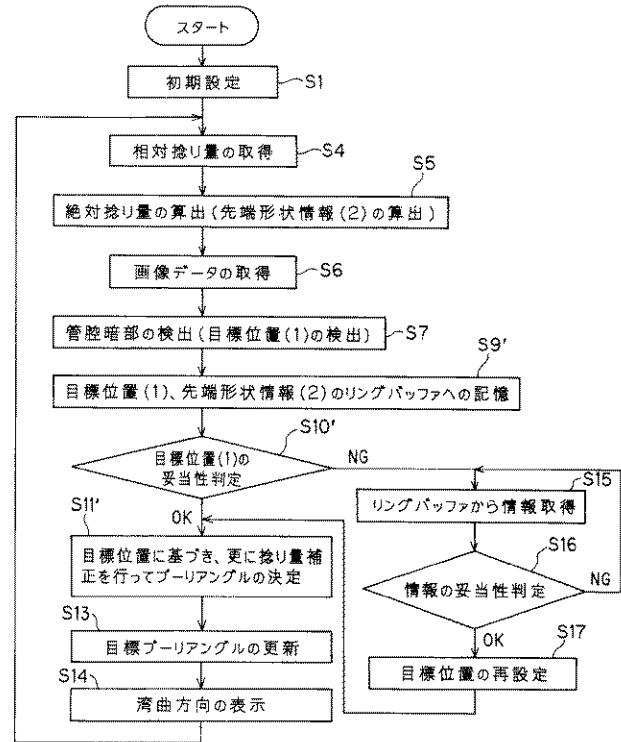
【図 14】



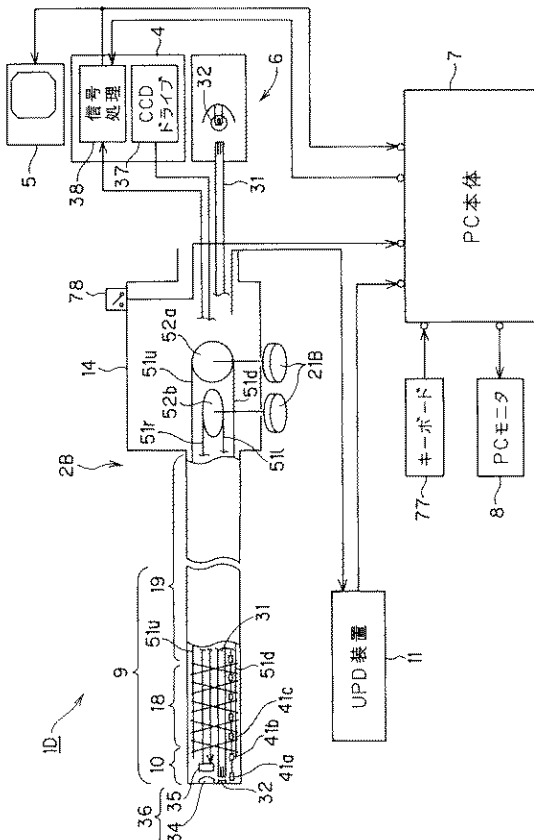
【図 15】



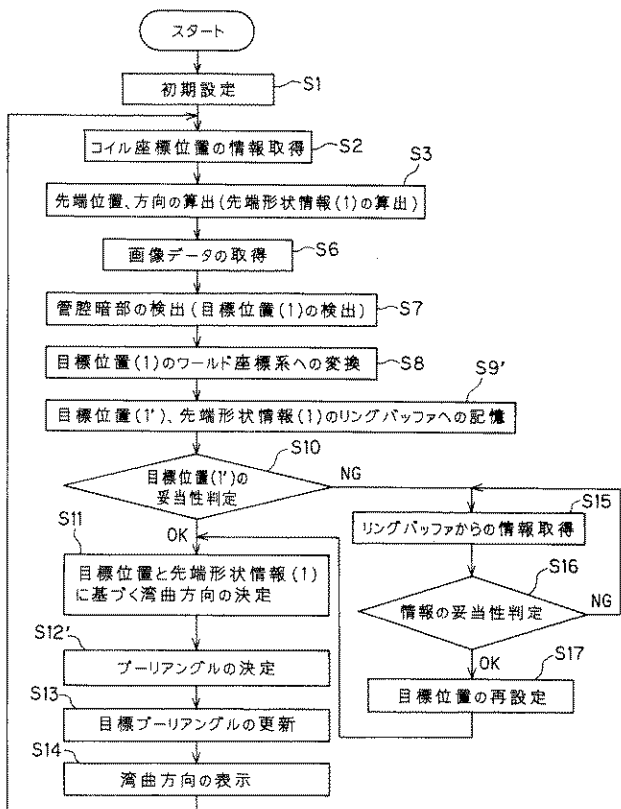
【図 16】



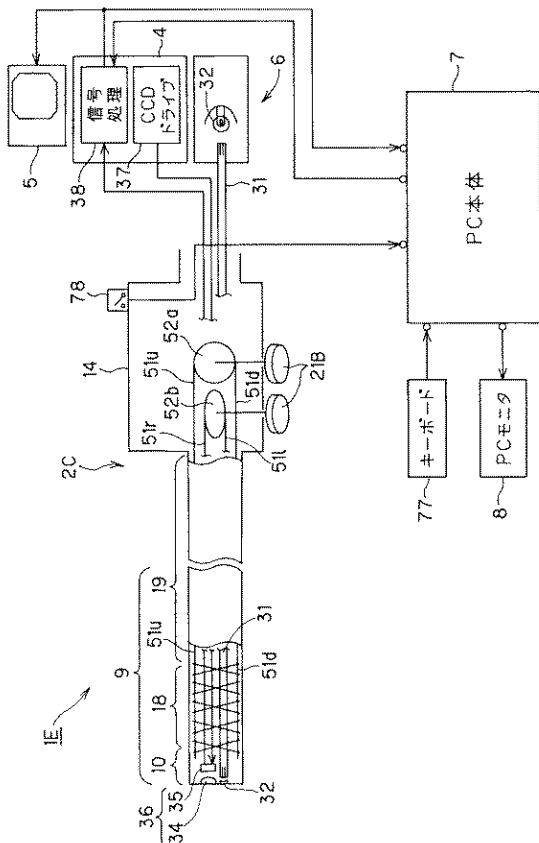
【図 17】



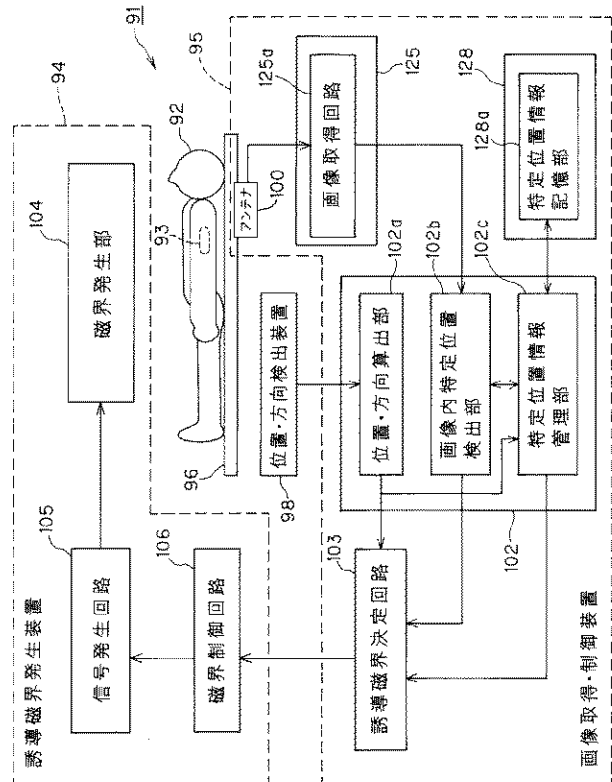
【図 18】



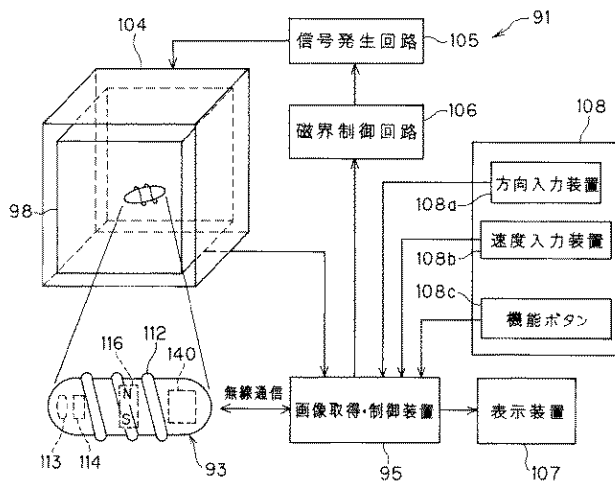
【図 19】



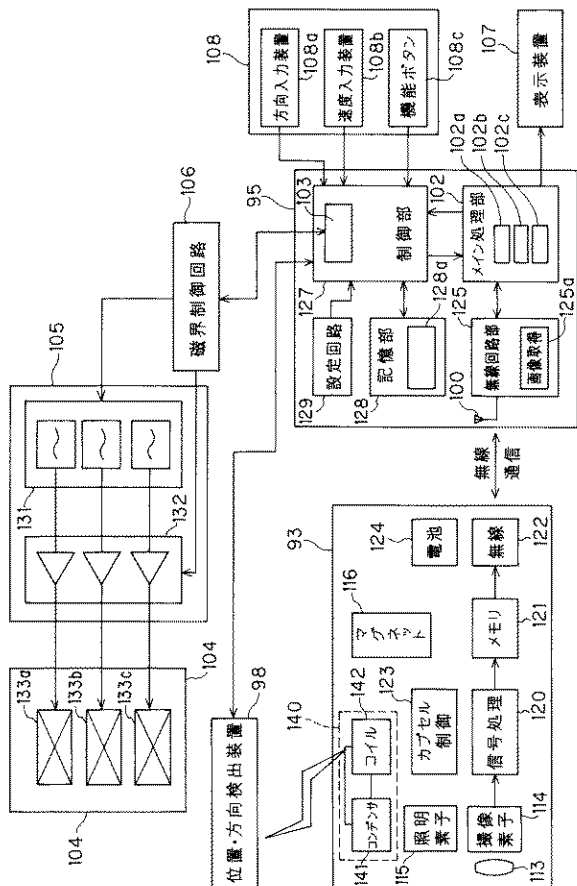
【図 20】



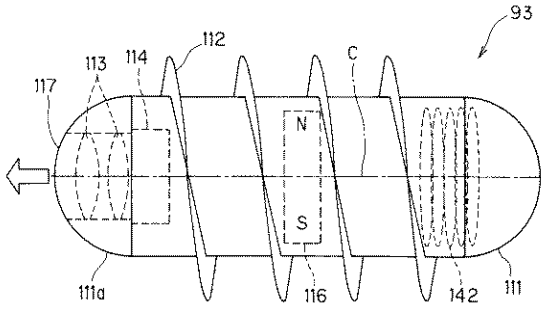
【図 21】



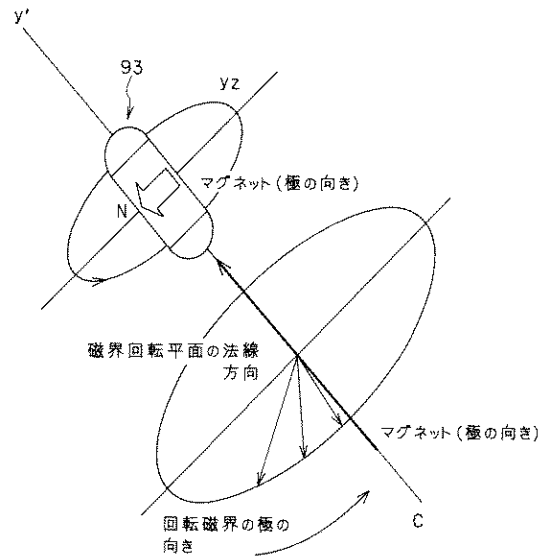
【図 22】



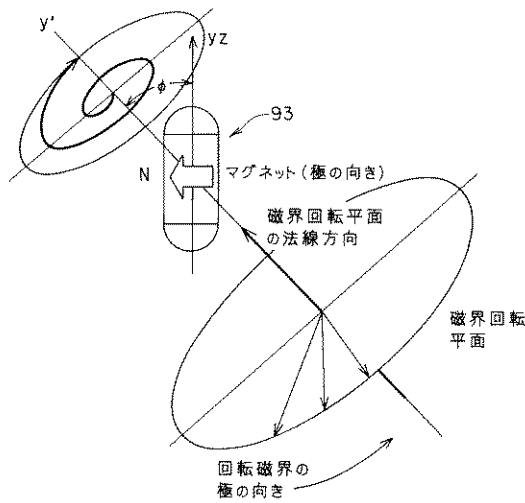
【図 2 3】



【図 2 4】



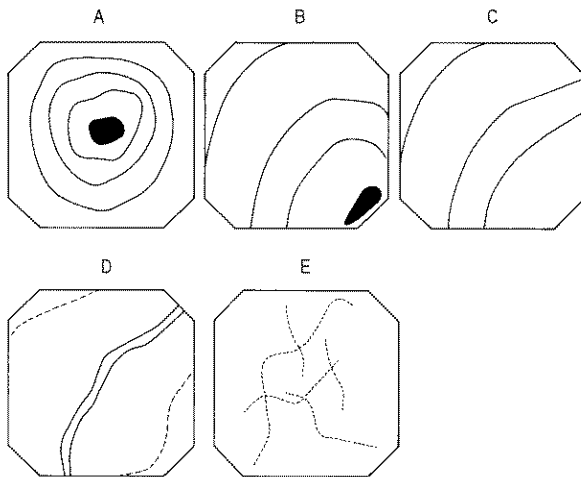
【図 2 5】



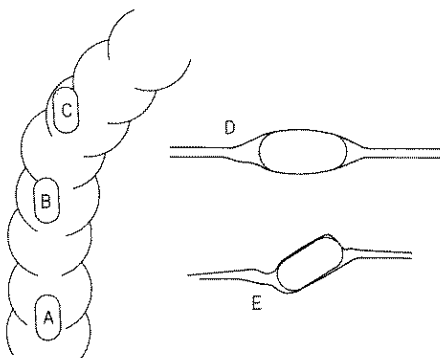
【図 2 6】

時刻	特定位置情報 管腔暗部の位置	位置・方向算出部の算出情報 カプセル本体の位置及び方向
t1		(t1)
t2	⋮	(t2)
t3	⋮	(t3)
t4	⋮	(t4)
⋮		
tm-2	⋮	(tm-2)
tm-1	⋮	(tm-1)
tm	⋮	(tm)

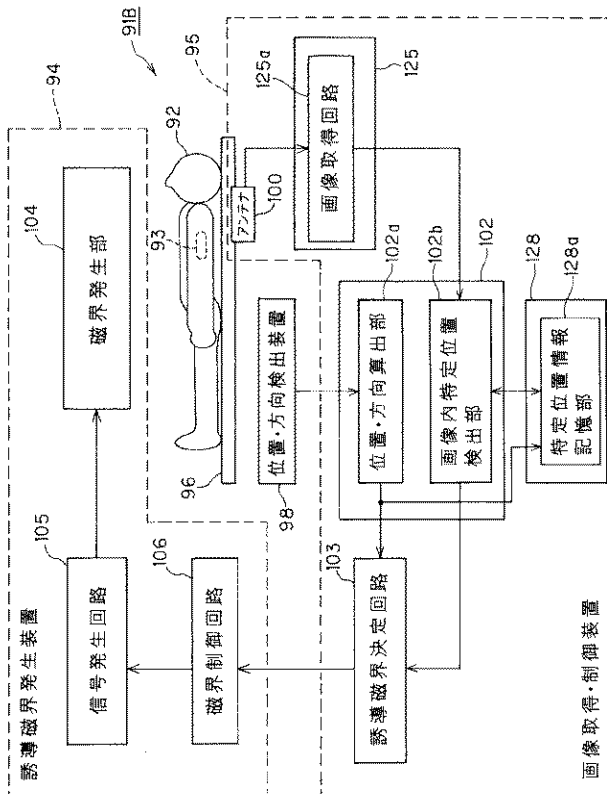
【図 27】



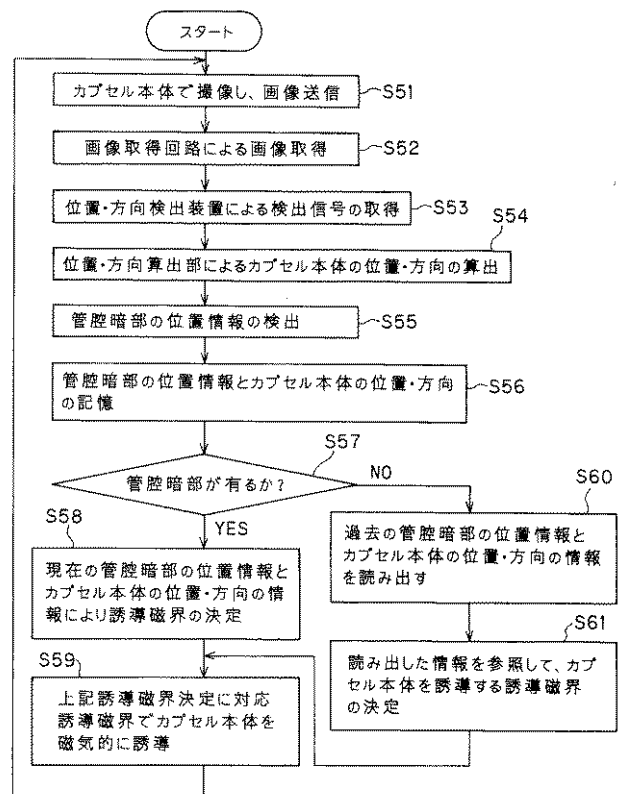
【図 28】



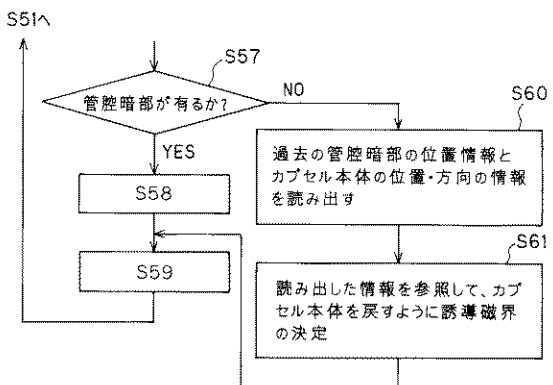
【図 30】



【図 29】



【図 31】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/062386

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01) i, A61B5/07(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B5/07		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2003-93328 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April, 2003 (02.04.03), Par. Nos. [0120] to [0130]; Figs. 29 to 33	1, 2, 4, 5, 7, 11, 19, 20
Y	& US 2005/0010082 A1 & EP 1437083 A1	6, 12, 14-16
A	& WO 2003/026497 A1	8-10
Y	JP 2005-245963 A (Olympus Corp.), 15 September, 2005 (15.09.05), Full text; all drawings	6, 12, 14-16
A	& US 2005/0216231 A1 & EP 1723898 A1 & WO 2005/112733 A1	3, 17, 18
Y	WO 2006/126350 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 30 November, 2006 (30.11.06), Full text; all drawings	14-16
A	& JP 2007-608 A	3, 17, 18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 September, 2007 (20.09.07)		Date of mailing of the international search report 02 October, 2007 (02.10.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/062386

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-149668 A (Olympus Corp.), 15 June, 2006 (15.06.06), Par. No. [0064]; Fig. 2 & WO 2006-057443 A1	13
A	JP 4-295326 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 20 October, 1992 (20.10.92), Full text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2006-223850 A (Pentax Corp.), 31 August, 2006 (31.08.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 2 3 8 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006, 01) i, A61B5/07(2006, 01) i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, A61B5/07											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1 9 2 2 - 1 9 9 6 年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1 9 7 1 - 2 0 0 7 年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1 9 9 6 - 2 0 0 7 年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1 9 9 4 - 2 0 0 7 年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年	日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 7 年	日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 7 年	日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 7 年
日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年										
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 7 年										
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 7 年										
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 7 年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
X	JP 2003-93328 A（オリンパス光学工業株式会社）2003.04.02 段落[0120]-[0130]，第29-33図	1, 2, 4, 5, 7 , 11, 19, 20									
Y A	& US 2005/0010082 A1 & EP 1437083 A1 & WO 2003/026497 A1	6, 12, 14-16 8-10									
Y A	JP 2005-245963 A（オリンパス株式会社）2005.09.15 全文，全図 & US 2005/0216231 A1 & EP 1723898 A1 & WO 2005/112733 A1	6, 12, 14-16 3, 17, 18									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 2 0 . 0 9 . 2 0 0 7		国際調査報告の発送日 0 2 . 1 0 . 2 0 0 7									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 長井 真一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2 Q 9 1 1 7								



国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 2 3 8 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	WO 2006/126350 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.11.30 全文, 全図 & JP 2007-608 A	14-16 3, 17, 18
A	JP 2006-149668 A (オリンパス株式会社) 2006.06.15 段落[0064], 第2図 & WO 2006-057443 A1	13
A	JP 4-295326 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.10.20 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2006-223850 A (ペンタックス株式会社) 2006.08.31 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-20

---

フロントページの続き

(72)発明者 内山 昭夫

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 千葉 淳

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA04 BB02 CC06 DD03 FF41 HH32 HH47 JJ17 LL02 NN05

SS21 UU06 UU08 WW06 WW13 WW14

5B057 AA07 BA15 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16

DA07 DB02 DB06 DB09 DC25

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項(実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统，成像系统和图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2008155828A1</a>	公开(公告)日	2010-08-26
申请号	JP2009520182	申请日	2007-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹 長谷川潤 中村俊夫 内山昭夫 千葉淳		
发明人	田中 秀樹 長谷川 潤 中村 俊夫 内山 昭夫 千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00147 A61B1/00158 A61B1/0016 A61B1/0051 A61B5/062 A61B5/065 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.310.H G06T1/00.290.Z		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW06 4C061/WW13 4C061/WW14 5B057/AA07 5B057/BA15 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC25		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4961475B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

内窥镜系统包括：内窥镜，用于通过设置在插入部分的远端中的图像拾取装置拾取体腔中的图像;位置检测装置，用于根据由图像拾取装置获取的腔信息，检测用于插入插入部分的远端的位置信息;记录装置，用于以时间顺序的方式记录由位置检测装置检测的位置信息;确定装置，用于确定由位置检测装置执行的位置信息的检测操作是否满足设定条件;和方向计算装置，当确定结果表明不满足设定条件时，读出记录在记录装置中的位置信息，并输出关于插入插入部分的远端的方向的信息。