

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-205343

(P2017-205343A)

(43) 公開日 平成29年11月24日(2017.11.24)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2016-100592 (P2016-100592)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成28年5月19日 (2016. 5. 19)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	秋本 俊也
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	伊藤 誠悟
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

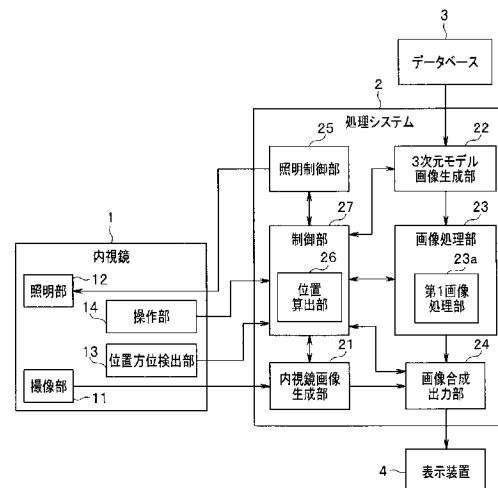
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡観察中に発見した所定の対象物の位置を正確にマーキングできる内視鏡装置等を提供する。

【解決手段】撮像部11を有する内視鏡1と、被検体の3次元モデル画像M3を生成する3次元モデル画像生成部22と、撮像時の内視鏡1の位置および方位情報と3次元モデル画像M3とに基づき被検体の内部の対象物の位置を算出する位置算出部26と、対象物の位置を3次元モデル画像M3上に表示する第1画像処理部23aと、を備える内視鏡装置。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元形状をなす被検体の内部を撮像して撮像画像を取得するように構成された撮像部を有する内視鏡と、

前記被検体の3次元モデル画像を生成するように構成された3次元モデル画像生成部と

、
前記被検体の内部に存在する所定の対象物を前記撮像部により撮像したときの前記内視鏡の位置情報および方位情報と、前記3次元モデル画像と、に基づき、前記所定の対象物の位置情報を算出するように構成された位置算出部と、

前記所定の対象物の前記位置情報で示される位置を、前記3次元モデル画像上、または前記3次元モデル画像を2次元に展開した2次元展開画像上に表示する第1の画像処理を行うように構成された第1の画像処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記位置算出部は、前記内視鏡の位置情報で示される位置から、前記内視鏡の方位情報で示される方向に延長した直線が、前記3次元モデル画像と交わる点の位置を、前記所定の対象物の前記位置情報として算出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記位置算出部は、前記所定の対象物を前記撮像部により撮像して取得された前記撮像画像における該所定の対象物の位置と、前記内視鏡の方位情報で示される方向と、に基づいて、前記内視鏡の位置情報で示される位置から前記所定の対象物へ向かう視線方向を算出し、前記内視鏡の位置情報で示される位置から、前記視線方向に延長した直線が、前記3次元モデル画像と交わる点の位置を、前記所定の対象物の前記位置情報として算出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記内視鏡の位置情報から求められる所定の領域を、前記3次元モデル画像上、または前記3次元モデル画像を2次元に展開した2次元展開画像上に表示する第2の画像処理を行うように構成された第2の画像処理部と、

前記第1の画像処理部による前記第1の画像処理と、前記第2の画像処理部による前記第2の画像処理と、の何れか一方に切り替えるように構成された画像処理切替部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第2の画像処理は、前記第1の画像処理による表示とは異なる態様で、前記内視鏡の位置情報から求められる前記所定の領域を表示することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記所定の対象物を前記撮像部により撮像して取得された前記撮像画像に基づいて、該所定の対象物の種類を判定するように構成された判定部をさらに備え、

前記第1の画像処理部は、前記判定部により判定された前記所定の対象物の種類に応じて、該所定の対象物の前記位置情報で示される位置を表示する際の表示態様を異ならせるように構成されていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記所定の対象物は、前記被検体の内部の結石であり、

前記判定部は、取得時点の異なる複数枚の前記撮像画像に基づき得られる結石の移動ベクトルと結石以外の移動ベクトルとが、一致する場合に埋没結石であると判定し、一致しない場合に浮動結石であると判定するように構成され、

前記第1の画像処理部は、前記所定の対象物が埋没結石であるか浮動結石であるかに応じて、位置を表示する際の表示態様を異ならせることを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記判定部は、前記所定の対象物の大きさを判定するように構成され、

前記第1の画像処理部は、前記所定の対象物の大きさに応じて、位置を表示する際の表示態様を異ならせることを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

内視鏡が有する撮像部が、3次元形状をなす被検体の内部を撮像して撮像画像を取得し、

3次元モデル画像生成部が、前記被検体の3次元モデル画像を生成し、

位置算出部が、前記被検体の内部に存在する所定の対象物を前記撮像部により撮像したときの前記内視鏡の位置情報および方位情報と、前記3次元モデル画像と、に基づき、前記所定の対象物の位置情報を算出し、

第1の画像処理部が、前記所定の対象物の前記位置情報で示される位置を、前記3次元モデル画像上、または前記3次元モデル画像を2次元に展開した2次元展開画像上に表示する第1の画像処理を行うことを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の3次元モデル画像に関連付けて被検体の内部に存在する所定の対象物を表示する内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡で管腔内を観察する際に、2次元の画像として取得される内視鏡画像を表示すると共に、管腔の3次元モデル画像を生成して表示することにより、観察状況をユーザに提示する観察支援システムとしての機能を備えた内視鏡装置が提案されている。

【0003】

また、2次元の内視鏡画像により観察を行っているときに、病変あるいは結石などの所定の対象物を発見した場合には、発見時の内視鏡の先端位置をマーキングすることにより、およそその所定の対象物の位置をユーザに提示する技術も提案されている。

【0004】

例えば、国際公開WO2013/132880号には、事前に取得したX線画像データおよびX線撮影位置データに基づいて結石等の位置を算出し、結石等の位置が重畳表示された3次元データを画像処理して、表示装置に表示するための2次元画像を作成する技術が記載されている。

【0005】

また、特開平10-234662号公報には、サブ画面に表示した立体モデル画像おける、予め記憶している腫瘍等が位置する座標に、腫瘍等を示す図形を作成する技術が記載されている。さらに、該公報には、内視鏡スコープの先端状況（視線方向、視点位置、術者の頭方向）を示すインジケータ画像を、立体モデル画像上に表示することも記載されている。

【0006】

さらに、国際公開WO2015/190186号には、位置検出装置で取得された位置情報を、3次元画像に対して位置合わせし、位置合わせされた位置情報で示される位置に、画角表示情報を重畳する技術が記載されている。また、画角表示情報は、フリーズ画角表示ボタンの操作によってフリーズ表示されるようになっている。

【0007】

そして、特表2008-537730号公報には、蛍光透視法で見ることができる放射性不透過性造影剤と、内視鏡観察装置を使用して見ることができる着色色素と、を含むマーキング材料で体腔をマーキングし、視覚的な表示を与える技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

10

20

30

40

50

【特許文献 1】国際公開 W O 2 0 1 3 / 1 3 2 8 8 0 号

【特許文献 2】特開平 1 0 - 2 3 4 6 6 2 号公報

【特許文献 3】国際公開 W O 2 0 1 5 / 1 9 0 1 8 6 号

【特許文献 4】特表 2 0 0 8 - 5 3 7 7 3 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、上記国際公開 W O 2 0 1 3 / 1 3 2 8 8 0 号や上記特開平 1 0 - 2 3 4 6 6 2 号公報に記載された技術では、結石や病変部などの所定の対象物の位置を、予め X 線撮影等で取得しておく必要があり、内視鏡で観察中に発見した所定の対象物の位置をマ

10

ーキングすることには対応していない。

【 0 0 1 0 】

また、上記国際公開 W O 2 0 1 5 / 1 9 0 1 8 6 号や上記特表 2 0 0 8 - 5 3 7 7 3 0 号公報に記載された技術は、内視鏡の先端またはその近傍位置をマーキングする技術であるために、マーキングされた位置の近傍のどこかに結石や病変部などの所定の対象物があることは把握できても、所定の対象物の正確な位置を把握することは困難である。

【 0 0 1 1 】

こうして、上記従来技術では、内視鏡で観察中に発見した所定の対象物の位置を正確にマーキングすることは困難であった。そのために、ユーザが、前回の手技 / 検査で生成した管腔臓器モデルと、今回の手技 / 検査の観察状況とを比較しようとしても、比較して

20

いるのが同一の対象物であるかどうかを明確に判断することができなかった。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡観察中に発見した所定の対象物の位置を正確にマーキングすることができる内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明のある態様による内視鏡装置は、3次元形状をなす被検体の内部を撮像して撮像画像を取得するように構成された撮像部を有する内視鏡と、前記被検体の3次元モデル画像を生成するように構成された3次元モデル画像生成部と、前記被検体の内部に存在する所定の対象物を前記撮像部により撮像したときの前記内視鏡の位置情報および方位情報と、前記3次元モデル画像と、に基づき、前記所定の対象物の位置情報を算出するように構成された位置算出部と、前記所定の対象物の前記位置情報で示される位置を、前記3次元モデル画像上、または前記3次元モデル画像を2次元に展開した2次元展開画像上に表示する第1の画像処理を行うように構成された第1の画像処理部と、を備える。

30

【 0 0 1 4 】

本発明のある態様による内視鏡装置の作動方法は、内視鏡が有する撮像部が、3次元形状をなす被検体の内部を撮像して撮像画像を取得し、3次元モデル画像生成部が、前記被検体の3次元モデル画像を生成し、位置算出部が、前記被検体の内部に存在する所定の対象物を前記撮像部により撮像したときの前記内視鏡の位置情報および方位情報と、前記3次元モデル画像と、に基づき、前記所定の対象物の位置情報を算出し、第1の画像処理部が、前記所定の対象物の前記位置情報で示される位置を、前記3次元モデル画像上、または前記3次元モデル画像を2次元に展開した2次元展開画像上に表示する第1の画像処理を行う。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明の内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法によれば、内視鏡観察中に発見した所定の対象物の位置を正確にマーキングすることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

50

【図 1】本発明の実施形態 1 の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 2】上記実施形態 1 において、内視鏡画像および 3 次元モデル画像を表示する表示装置の表示例を示す図。

【図 3】上記実施形態 1 において、3 次元モデル画像における結石位置の表示例を示す図。

【図 4】上記実施形態 1 において、内視鏡と管腔臓器内の結石との位置関係の一例を示す図。

【図 5】上記実施形態 1 において、内視鏡と管腔臓器内の結石との位置関係の他の例を示す図。

【図 6】上記実施形態 1 の内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャート。

10

【図 7】本発明の実施形態 2 の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 8】上記実施形態 2 において、内視鏡の先端部位置をマーキングする例を示す図。

【図 9】上記実施形態 2 において、内視鏡の先端部位置から求められる所定の領域をマーキングする例を示す図。

【図 10】上記実施形態 2 の内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャート。

【図 11】本発明の実施形態 3 の内視鏡装置の、制御部に関連する構成を示すブロック図。

【図 12】上記実施形態 3 において、取得時点の異なる複数枚の撮像画像に基づき得られる結石の移動ベクトルと結石以外の移動ベクトルの例を示す図。

【図 13】上記実施形態 3 の内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャート。

20

【図 14】上記実施形態 3 の図 13 における結石の種類判定の処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

[実施形態 1]

【0018】

図 1 から図 6 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【0019】

30

この内視鏡装置は、内視鏡 1 と、処理システム 2 とを備え、必要に応じてさらにデータベース 3 と表示装置 4 との少なくとも一方を備えていてもよい。以下では、内視鏡装置が、表示装置 4 を備えている場合を例に挙げて説明し、データベース 3 をさらに備えている場合については適宜説明する。

【0020】

内視鏡 1 は、3 次元形状をなす被検体の内部を観察するために、被検体の内部の画像を取得する画像取得装置であり、撮像部 11 と、照明部 12 と、位置方位検出部 13 と、操作部 14 と、を備えている。これら内の撮像部 11、照明部 12、および位置方位検出部 13 は例えば内視鏡 1 の挿入部の先端部に配置され、操作部 14 は挿入部の手元側に連設されている。

40

【0021】

なお、本実施形態においては、3 次元形状をなす被検体として腎臓の腎盂腎杯を例に挙げるが、これに限定されるものではなく、複数の管路を有し内視鏡観察が可能な被検体であれば広く適用することができる。

【0022】

照明部 12 は、被検体の内部へ向けて照明光を照射する。

【0023】

撮像部 11 は、照明光を照射された被検体の内部の光学像を光学系により結像して撮像素子等により光電変換を行うことで撮像し、撮像画像を生成して取得する。

【0024】

50

位置方位検出部 13 は、内視鏡 1 の挿入部の先端部の 3 次元位置を検出して位置情報として出力すると共に、内視鏡 1 の挿入部の先端部が向く方向を検出して方位情報として出力する。例えば、 $x y z$ 座標系を設定する場合には、位置情報は (x, y, z) 座標により表され、方位情報は x 軸周りの角度、 y 軸周りの角度、および z 軸周りの角度により表される（従って、位置方位検出部 13 は、例えば 6 D センサなどとも呼ばれる）。なお、内視鏡 1 の位置情報および方位情報は、その他の適宜の方法（例えば極座標系など）を用いて表しても勿論構わない。

【0025】

操作部 14 は、内視鏡 1 の湾曲操作等を行うものであると共に、マーキング操作を行うための部材を兼ねたものである。なお、マーキング操作は、フットスイッチ等により行ってもよいし、処理システム 2 に設けられた操作部により行っても構わないし、特定の構成により行うに限定されるものではない。

10

【0026】

処理システム 2 は、内視鏡 1 を制御すると共に、必要に応じてデータベース 3 と通信し、内視鏡 1 から取得された撮像画像、位置情報および方位情報を処理して、表示用の画像データや記録用の画像データを生成し、表示装置 4 等へ出力するものである。なお、この処理システム 2 は、単一の装置として構成されていてもよいし、光源装置やビデオプロセッサなどの複数の装置から構成されていても構わない。

【0027】

この処理システム 2 は、内視鏡画像生成部 21 と、3 次元モデル画像生成部 22 と、画像処理部 23 と、画像合成出力部 24 と、照明制御部 25 と、制御部 27 と、を備えている。

20

【0028】

内視鏡画像生成部 21 は、撮像部 11 から出力された撮像画像に、例えば、デモザイキング処理（または同時化処理）、ホワイトバランス処理、カラーマトリクス処理、ガンマ変換処理などの各種の画像処理を行って、内視鏡画像 E I（図 2 等参照）を生成する。

【0029】

3 次元モデル画像生成部 22 は、被検体の 3 次元モデル画像 M 3（図 2 等参照）を生成する。

【0030】

30

例えば、3 次元モデル画像生成部 22 は、内視鏡画像生成部 21 により生成された内視鏡画像 E I と、この内視鏡画像 E I を生成する元となった撮像画像が撮像されたときに位置方位検出部 13 により検出された位置情報および方位情報と、を制御部 27 を介して複数フレーム分取得する。そして、3 次元モデル画像生成部 22 は、複数フレームの内視鏡画像 E I の位置関係を各フレームの位置情報および方位情報に基づき整合させながら、3 次元モデル画像 M 3 を生成するようになっている。この場合には、観察が進むにつれて 3 次元モデル画像 M 3（図 2 等参照）が次第に構築されることになる。

【0031】

ただし、3 次元モデル画像生成部 22 による 3 次元モデル画像 M 3 の生成方法は、これに限定されるものではない。例えば、被検体に対する内視鏡検査が 2 回目もしくはそれ以降であり、過去の内視鏡検査によって生成された 3 次元モデルデータがデータベース 3 に既に記録されている場合には、その 3 次元モデルデータを用いてもよい。あるいは、被検体に対して造影 CT 撮影を行って取得したデータがデータベース 3 に既に記録されている場合には、その造影 CT データを用いて 3 次元モデル画像 M 3 を生成するようにしても構わない。

40

【0032】

この 3 次元モデル画像 M 3 は、例えば、3 次元の被検体像をある視線方向から見たときの像であり、視線方向は変更可能となっている（すなわち、視線方向の変更に伴い、3 次元モデル画像 M 3 が回転するようになっている）。

【0033】

50

画像処理部 23 は、第 1 画像処理部 23 a を備えている。

【0034】

第 1 画像処理部 23 a は、所定の対象物（なお、本実施形態においては所定の対象物として結石 42（図 2 等参照）を例に挙げるが、病変部でも構わないし、その他の対象物であってもよいし、特定の対象物に限定されるものではない）の位置情報（この所定の対象物の位置情報は、後述する位置算出部 26 により算出される）で示される位置を、3 次元モデル画像生成部 22 により生成された 3 次元モデル画像 M3 上に表示する第 1 の画像処理を行う。具体的に、第 1 画像処理部 23 a は、3 次元モデル画像 M3 上の、所定の対象物である結石 42 の位置情報で示される位置に、結石マーク MK1 を追加すること（つまり、マーキング）を行う。従って、第 1 画像処理部 23 a は、対象物マーキング部である。

10

【0035】

ここでは第 1 画像処理部 23 a が、第 1 の画像処理として、所定の対象物の位置情報で示される位置を、3 次元モデル画像 M3 上に表示する処理を行っているが、これに限定されるものではない。例えば、第 1 画像処理部 23 a が、第 1 の画像処理として、所定の対象物の位置情報で示される位置を、3 次元モデル画像 M3 を 2 次元に展開した 2 次元展開画像上に表示する処理を行っても構わない。

【0036】

画像合成出力部 24 は、内視鏡画像生成部 21 により生成された内視鏡画像 EI と、画像処理部 23 により生成された 3 次元モデル画像 M3 と、を 1 つの画像に合成して、表示装置 4 へ出力する。

20

【0037】

照明制御部 25 は、照明部 12 が照射する照明光のオン / オフや光量を制御するものである。ここに、照明制御部 25 が光源装置であって照明部 12 がライトガイド等であってもよいし、照明制御部 25 が発光制御回路であって照明部 12 が LED 等の発光源であっても構わない。

【0038】

制御部 27 は、処理システム 2 の全体を制御し、さらに内視鏡 1 の制御も行うものであり、上述した内視鏡画像生成部 21、3 次元モデル画像生成部 22、画像処理部 23、画像合成出力部 24、および照明制御部 25 と接続されている。

30

【0039】

そして、制御部 27 は、位置算出部 26 を備えている。位置算出部 26 は、被検体の内部に存在する所定の対象物を撮像部 11 により撮像したときの内視鏡 1 の位置情報および方位情報と、3 次元モデル画像 M3 と、に基づき、所定の対象物の位置情報を算出する。

【0040】

データベース 3 は、例えば院内システム等を介して処理システム 2 に接続されており、上述したように、3 次元モデル画像を生成する際の元データとなる、被検体の造影 CT データ、過去の内視鏡検査によって生成された被検体の 3 次元モデルデータなどを記録している。

【0041】

表示装置 4 は、画像合成出力部 24 から出力された内視鏡画像 EI および 3 次元モデル画像 M3 を含む画像を表示する。

40

【0042】

次に、図 2 は、内視鏡画像 EI および 3 次元モデル画像 M3 を表示する表示装置 4 の表示例を示す図である。

【0043】

表示装置 4 には、内視鏡画像表示部 4 a と、3 次元モデル画像表示部 4 b と、が設けられている。

【0044】

内視鏡画像表示部 4 a には、内視鏡画像 EI が表示されている。この内視鏡画像 EI は

50

、被検体である腎杯 4 1 の内部に存在する、所定の対象物である結石 4 2 を、撮像部 1 1 により撮像して取得された撮像画像に基づき、内視鏡画像生成部 2 1 により生成された画像である。この図 2 では、結石 4 2 が内視鏡画像 E I の中央部に写っており、撮像部 1 1 の光学系のほぼ光軸上に結石 4 2 が位置する例となっている。

【 0 0 4 5 】

3 次元モデル画像表示部 4 b には、3 次元モデル画像生成部 2 2 により生成された 3 次元モデル画像 M 3 が表示されている。この図 2 には、上述したような、観察が進むにつれて次第に構築されていく 3 次元モデル画像 M 3 を示しているために、未観察領域 U O R が存在することを、未観察領域 U O R への接続部分の表示態様（例えば、色（色相、彩度、明度）、模様、または色と模様の組み合わせなど）を異ならせることで表示している。幾つかの具体例を挙げれば、未観察領域 U O R への接続部分を赤の色相で表示する（赤色表示）、未観察領域 U O R への接続部分の彩度を下げて表示する（モノクロ表示）、未観察領域 U O R への接続部分の明度を上げて表示する（ハイライト表示）、等である。

10

【 0 0 4 6 】

そして、3 次元モデル画像 M 3 上には、第 1 画像処理部 2 3 a により追加された結石マーク M K 1 と、内視鏡マーク E L と、が表示されている。この図 2 に示す例においては、結石マーク M K 1 は例えば球状であり、内視鏡マーク E L は内視鏡 1 の挿入部の湾曲形状に沿った曲線状をなしている。なお、3 次元モデル画像 M 3 の内部に位置する結石マーク M K 1 と、内視鏡マーク E L が視認できるよう 3 次元モデル画像 M 3 の透過明度が調整されている。

20

【 0 0 4 7 】

また、図 3 は、3 次元モデル画像 M 3 における結石位置の表示例を示す図である。この図 3 に示すように、内視鏡マーク E L は表示しなくても構わない。あるいは、内視鏡マーク E L の表示のオン/オフをユーザが所望に切り替えられるようにしてもよい。

【 0 0 4 8 】

ここで、位置算出部 2 6 による所定の対象物の位置情報の算出について、図 4 および図 5 を参照して説明する。3 次元モデル画像 M 3 と内視鏡 1 の位置情報および方位情報とを用いた位置算出部 2 6 による位置情報の算出方法は、例えば、次のような 2 通りの方法がある。

【 0 0 4 9 】

第 1 の方法は、所定の対象物が内視鏡画像 E I の中央部に位置すると見なして、所定の対象物の位置情報を算出する簡易的な方法である。

30

【 0 0 5 0 】

また、第 2 の方法は、所定の対象物が内視鏡画像 E I の中央部からどの方向にどれだけずれているかに基づいて、所定の対象物の位置情報をより正確に算出する方法である。

【 0 0 5 1 】

第 2 の方法は、第 1 の方法よりも正確な位置情報を取得できるが、内視鏡画像 E I 内の結石 4 2 を画像認識により検出する必要があり、演算処理が複雑になる。従って、内視鏡画像 E I の中央部に結石 4 2 が位置する場合には、第 1 の方法を用いれば足りるし、結石 4 2 を画像認識できない場合には、第 1 の方法を用いることになる。

40

【 0 0 5 2 】

これら第 1 の方法と第 2 の方法の使い分けとしては、例えば、ユーザが操作部 1 4 等から操作を行ったことによりマーキングを行うためのトリガ信号が生成された場合に第 1 の方法で結石 4 2 の位置情報を生成し、画像処理部 2 3 による画像認識処理で結石 4 2 が発見されたことによりマーキングを行うためのトリガ信号が生成された場合に第 2 の方法で結石 4 2 の位置情報を生成する、等である。

【 0 0 5 3 】

第 1 の方法について、図 4 を参照して説明する。図 4 は、内視鏡 1 と管腔臓器内の結石 4 2 との位置関係の一例を示す図である。

【 0 0 5 4 】

50

図 4 に示す例では、内視鏡 1 の撮像部 1 1 の光学系の光軸上に所定の対象物である結石 4 2 が存在している。

【 0 0 5 5 】

位置算出部 2 6 は、内視鏡 1 の位置情報で示される位置から、内視鏡 1 の方位情報で示される方向に延長した直線が、3次元モデル画像 M 3 と交わる点の位置を、所定の対象物である結石 4 2 の位置情報として算出する。

【 0 0 5 6 】

具体的に、位置算出部 2 6 は、位置方位検出部 1 3 から取得される位置情報に基づき、3次元座標で表される内視鏡 1 の先端部位置 P を算出する。さらに、位置算出部 2 6 は、位置方位検出部 1 3 から取得される方位情報に基づき、内視鏡 1 の撮像部 1 1 の光学系の光軸方向ベクトル V D を算出する。そして、内視鏡 1 の先端部位置 P から、光軸方向ベクトル V D に沿って延長した直線が、3次元モデル画像 M 3 における腎杯 4 1 の内壁と交差した点を、結石 4 2 の位置情報として算出する。

【 0 0 5 7 】

次に、第 2 の方法について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、内視鏡 1 と管腔臓器内の結石との位置関係の他の例を示す図である。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示す例では、内視鏡 1 の撮像部 1 1 の光学系の光軸上からずれた位置に、所定の対象物である結石 4 2 が存在している。

【 0 0 5 9 】

位置算出部 2 6 は、所定の対象物である結石 4 2 を撮像部 1 1 により撮像して取得された撮像画像における結石 4 2 の位置と、内視鏡 1 の方位情報で示される方向と、に基づいて、内視鏡 1 の位置情報で示される位置から結石 4 2 へ向かう視線方向を算出し、内視鏡 1 の位置情報で示される位置から、視線方向に延長した直線が、3次元モデル画像 M 3 と交わる点の位置を、結石 4 2 の位置情報として算出する。

【 0 0 6 0 】

具体的に、内視鏡 1 の先端部位置 P から所定の距離に内視鏡画像の投影面 V E I があると想定したときに、内視鏡 1 の先端部位置 P から光軸方向ベクトル V D に沿って延長した直線は、内視鏡画像の投影面 V E I の中心 O を通る。

【 0 0 6 1 】

これに対して、内視鏡画像の投影面 V E I における結石画像 V 4 2 は、内視鏡画像の投影面 V E I の中心 O からずれた位置にあるとする。この場合に位置算出部 2 6 は、内視鏡画像の投影面 V E I の中心 O に対する結石画像 V 4 2 の座標と、内視鏡 1 の先端部位置 P から内視鏡画像の投影面 V E I までの所定の距離と、に基づいて、内視鏡 1 の先端部位置 P から結石画像 V 4 2 へ向かう視線ベクトル V E を算出する。そして、内視鏡 1 の先端部位置 P から、視線ベクトル V E に沿って延長した直線が、3次元モデル画像 M 3 における腎杯 4 1 の内壁と交差した点を、結石 4 2 の位置情報として算出する。

【 0 0 6 2 】

上述したように、位置算出部 2 6 による位置情報算出の第 1 の方法は、3次元モデル画像 M 3 と、内視鏡 1 の位置情報および方位情報と、を用いる方法であった。また、位置算出部 2 6 による位置情報算出の第 2 の方法は、3次元モデル画像 M 3 と、内視鏡 1 の位置情報および方位情報と、撮像部 1 1 により撮像された撮像画像に基づいて生成された内視鏡画像 E I と、を用いる方法であった。

【 0 0 6 3 】

しかし、位置算出部 2 6 による位置情報の算出方法は、これらに限定されるものではない。例えば、撮影位置の異なる複数枚の撮像画像（あるいは撮像画像に基づいて生成された内視鏡画像 E I ）に基づいて、視差を利用したステレオ計測技術を用いて、結石 4 2 の位置情報を算出するようにしても構わない。

【 0 0 6 4 】

次に、図 6 は、内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャートである。

【 0 0 6 5 】

この処理を開始すると、ステップ S 1 からステップ S 7 のループを回っている間に新たな結石 4 2 が発見されたか否かを判定する（ステップ S 1 ）。

【 0 0 6 6 】

この結石 4 2 の発見は、ユーザにより行うか、または画像処理部 2 3 の画像認識処理により自動的に行う。

【 0 0 6 7 】

自動判定を行う場合の結石 4 2 である旨の判定は、例えば、内視鏡画像 E I 内に結石 4 2 の輪郭が全て入ったときに行うものとする。さらに自動判定を行う場合には、既に発見されている結石 4 2 の位置から所定の半径 r の球の外部に結石 4 2 が発見された場合に、新たな結石 4 2 が発見されたと判定するものとする。

10

【 0 0 6 8 】

このような処理を行うことにより、所定の半径 r の球内に複数の結石 4 2 が存在する場合であっても、結石マーク M K 1 は 1 つだけ表示されることになり、表示が煩雑になるのを避けて、見易くすることができる。

【 0 0 6 9 】

そして、ステップ S 1 において新たな結石 4 2 が発見された場合には、制御部 2 7 がトリガ信号を生成する（ステップ S 2 ）。このトリガ信号は、ユーザが操作部 1 4 等に対して行ったマーキング操作に基づき、または、画像処理部 2 3 により新たな結石 4 2 が発見されたとの画像認識結果に基づき、制御部 2 7 が生成する。

20

【 0 0 7 0 】

すると、制御部 2 7 は、トリガ信号が生成された時点の内視鏡 1 の先端部の位置情報および方位情報を位置方位検出部 1 3 から取得し（ステップ S 3 ）、トリガ信号がユーザ操作に基づき生成された場合には上述した第 1 の方法により、トリガ信号が画像認識処理に基づき生成された場合には上述した第 2 の方法により、視線ベクトル V E を算出する（ステップ S 4 ）。ここに、第 1 の方法の場合には、光軸方向ベクトル V D が視線ベクトル V E に一致すると近似することに該当する。

【 0 0 7 1 】

そして、内視鏡 1 の先端部位置 P から視線ベクトル V E の方向に延長した直線が、3次元モデル画像 M 3 における腎杯 4 1 の内壁と交差した点の座標を、結石 4 2 の位置情報として算出する（ステップ S 5 ）。

30

【 0 0 7 2 】

第 1 画像処理部 2 3 a は、3次元モデル画像 M 3 上における、ステップ S 5 において算出した交点の座標の位置に、例えば球状の結石マーク M K 1 を追加し、必要に応じて内視鏡マーク E L も追加してから、追加後の 3次元モデル画像 M 3 を画像合成出力部 2 4 へ出力する。ただし、内視鏡マーク E L については、トリガ信号の有無に関わらず、リアルタイムの形状が追加されるようになっている。

【 0 0 7 3 】

ここに、第 1 画像処理部 2 3 a が用いる 3次元モデル画像 M 3 は、ステップ S 1 ~ S 6 のループにおいて既に結石マーク M K 1 が追加されている画像であるために、ステップ S 1 ~ S 6 のループを繰り返して行うに従って、結石マーク M K 1 の数が増加して行くことになる。ただし、任意の結石マーク M K 1 を、ユーザ操作に応じて所望に取り消すことができるようにしてもよい。

40

【 0 0 7 4 】

画像合成出力部 2 4 は、内視鏡画像生成部 2 1 からの内視鏡画像 E I と、画像合成出力部 2 4 からの 3次元モデル画像 M 3 とを図 2 に示すように合成して、表示装置 4 へ出力する。これにより、表示装置 4 には、結石マーク M K 1（必要に応じてさらに内視鏡マーク E L）が追加された 3次元モデル画像 M 3 が、内視鏡画像 E I と共に表示される（ステップ S 6 ）。

【 0 0 7 5 】

50

このステップ S 6 の処理を行った場合、またはステップ S 1 において新たな結石が発見されていなかった場合には、内視鏡観察を終了するか否かを判定する（ステップ S 7）。

【 0 0 7 6 】

ここで、内視鏡観察をまだ終了しないと判定された場合にはステップ S 1 へ戻って上述したような処理を繰り返して行い、一方、内視鏡観察を終了すると判定された場合には、この処理を終える。

【 0 0 7 7 】

このような実施形態 1 によれば、内視鏡 1 の位置情報および方位情報と、3 次元モデル画像 M 3 と、に基づき、所定の対象物の位置情報を算出するようにしたために、内視鏡観察中に発見した所定の対象物の位置を正確に算出することができる。

10

【 0 0 7 8 】

また、3 次元モデル画像 M 3 上、または 3 次元モデル画像 M 3 を 2 次元に展開した 2 次元展開画像上の、算出により得られた所定の対象物の位置にマークを表示するようにしたために、所定の対象物の位置を正確にマーキングすることができる。

【 0 0 7 9 】

こうして、内視鏡観察を行う前の CT 撮影等を必須とすることなく、対象物の正確なマーキングを行うことが可能となり、ユーザは、所定の対象物の位置を正確に把握することができる。

【 0 0 8 0 】

さらに、今回の手技 / 検査で算出した石と、次回の手技 / 検査で算出する石と、を比較することができるようになるために、より精度の高い診断および治療を行うことができる。

20

【 0 0 8 1 】

そして、結石マーク M K 1 が追加された 3 次元モデル画像 M 3 を用いれば、患者に対する説明を、分かり易く正確に行うことが可能となる。

【 0 0 8 2 】

また、内視鏡 1 の先端部位置 P から光軸方向ベクトル V D の方向に延長した直線が、3 次元モデル画像 M 3 と交わる点の位置を、所定の対象物の位置情報として算出する場合には、所定の対象物を画像認識することができない場合でも、結石マーク M K 1 等を表示することが可能となる。

30

【 0 0 8 3 】

一方、撮像画像における所定の対象物の位置と、光軸方向ベクトル V D と、に基づいて、所定の対象物へ向かう視線ベクトル V E を算出し、内視鏡 1 の先端部位置 P から視線ベクトル V E の方向に延長した直線が、3 次元モデル画像 M 3 と交わる点の位置を、所定の対象物の位置情報として算出する場合には、結石マーク M K 1 等をより正確な位置で表示することが可能となる。

[実施形態 2]

【 0 0 8 4 】

図 7 から図 10 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 7 は内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

40

【 0 0 8 5 】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 8 6 】

上述した実施形態 1 では、トリガ信号に応じて結石マーク M K 1 を 3 次元モデル画像 M 3 等に追加するようにしていたが、本実施形態では、トリガ信号に応じて結石マーク M K 1 と内視鏡 1 の例えば先端位置を示す先端マーク M K 2 との何れか一方を 3 次元モデル画像 M 3 等に追加するようにしたものとなっている。

【 0 0 8 7 】

まず、本実施形態の内視鏡装置は、図 7 に示すように、制御部 27 が、位置算出部 26

50

に加えて画像処理切替部 3 1 を備え、画像処理部 2 3 が、第 1 画像処理部 2 3 a に加えて第 2 画像処理部 2 3 b を備えている。ここに、第 1 画像処理部 2 3 a と第 2 画像処理部 2 3 b とは、独立した異なる回路として構成されていてもよいが、同一の回路を兼用する構成であっても構わない。

【 0 0 8 8 】

第 2 画像処理部 2 3 b は、内視鏡 1 の位置情報から求められる所定の領域を、例えば 3 次元モデル画像 M 3 上に表示する第 2 の画像処理を行う。

【 0 0 8 9 】

画像処理切替部 3 1 は、3 次元モデル画像生成部 2 2 により生成された 3 次元モデル画像 M 3 に対して行う画像処理を、第 1 画像処理部 2 3 a による第 1 の画像処理と、第 2 画像処理部 2 3 b による第 2 の画像処理と、の何れか一方に切り替える処理を行う。この画像処理切替部 3 1 による画像処理の切り替えは、例えば操作部 1 4 からのユーザによる切り替え操作に基づき行う。

10

【 0 0 9 0 】

上述した第 2 画像処理部 2 3 b が表示する所定の領域は、内視鏡 1 の先端部の位置（面積 0 の領域が点となる）、内視鏡 1 の先端部の位置を含む腎杯、内視鏡 1 の先端部の位置を含まない腎杯、などの何れでもよい。

【 0 0 9 1 】

図 8 は、内視鏡 1 の先端部位置 P をマーキングする例を示す図である。

【 0 0 9 2 】

この図 8 に示す例では、内視鏡 1 の先端部位置 P（図 4、図 5 等参照）に対応する先端マーク M K 2 が、内視鏡マーク E L と共に、3 次元モデル画像 M 3 に対して追加されている。ここに、図 8 に示す先端マーク M K 2 は六面体となっており、上述した結石マーク M K 1 の球状とは異なっている。このように、第 1 の画像処理で追加する結石マーク M K 1 と、第 2 の画像処理で追加する先端マーク M K 2 とは、マークの大きさ、形状、色、模様、あるいはこれらの組み合わせなどの表示態様を異ならせるとよい。

20

【 0 0 9 3 】

また、図 9 は、内視鏡 1 の先端部位置 P から求められる所定の領域をマーキングする例を示す図である。

【 0 0 9 4 】

この図 9 に示す例では、内視鏡 1 の先端部位置 P を含む腎杯の領域を塗りつぶすように、先端マーク M K 2 ' が 3 次元モデル画像 M 3 に対して追加されている。

30

【 0 0 9 5 】

続いて、図 10 は、内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャートである。

【 0 0 9 6 】

この処理を開始すると、制御部 2 7 は、ユーザの切り替え操作に応じて画像処理切替部 3 1 により選択されているのが、第 1 画像処理であるか第 2 画像処理であるかを判定する（ステップ S 1 1）。

【 0 0 9 7 】

ここで第 1 画像処理が選択されていると判定された場合には、図 6 を参照して説明したのと同様の、結石マーク M K 1 を 3 次元モデル画像 M 3 に追加するためのステップ S 1 ~ S 6 の処理を行う。

40

【 0 0 9 8 】

一方、ステップ S 1 1 において第 2 画像処理が選択されていると判定された場合には、操作部 1 4 等からのユーザによるマーキング操作がなされたか否かを判定する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 9 9 】

ここで、マーキング操作が行われたと判定された場合には、制御部 2 7 がトリガ信号を生成する（ステップ S 1 3）。

【 0 1 0 0 】

50

すると、制御部 27 は、トリガ信号が生成された時点の内視鏡 1 の先端部の位置情報を位置方位検出部 13 から取得する（ステップ S 14）。

【0101】

第 2 画像処理部 23 b は、3 次元モデル画像 M 3 上における、ステップ S 14 において取得した位置情報で示される座標の位置に、例えば六面体の先端マーク M K 2 を追加してから、追加後の 3 次元モデル画像 M 3 を画像合成出力部 24 へ出力する。

【0102】

なお、内視鏡 1 の先端マーク M K 2 についても、3 次元モデル画像 M 3 に表示するのに代えて、3 次元モデル画像 M 3 を 2 次元に展開した 2 次元展開画像上に表示しても構わないのは、上述した実施形態 1 の結石マーク M K 1 の場合と同様である。

10

【0103】

画像合成出力部 24 は、上述したように画像合成を行うために、表示装置 4 には、新たな先端マーク M K 2 が追加された 3 次元モデル画像 M 3 が、内視鏡画像 E I と共に表示される（ステップ S 15）。

【0104】

上述したステップ S 6 の処理を行った場合、ステップ S 1 において新たな結石が発見されていなかった場合、ステップ S 15 の処理を行った場合、またはステップ S 12 においてマーキング操作が行われていないと判定された場合には、ステップ S 7 の処理を行って内視鏡観察を終了するか否かを判定する。ここで、内視鏡観察をまだ終了しないと判定された場合にはステップ S 11 へ戻って上述したような処理を繰り返して行う。

20

【0105】

こうして、ステップ S 11 ~ S 7 のループを繰り返して行うに従って、結石マーク M K 1 と先端マーク M K 2 とが増加して行くことになる（内視鏡マーク E L は、上述したように、リアルタイムの形状が表示される）。なお、上述と同様に、任意の結石マーク M K 1 および任意の先端マーク M K 2 を、ユーザ操作に応じて所望に取り消すことができるようにしてもよい。

【0106】

一方、ステップ S 7 において内視鏡観察を終了すると判定された場合には、この処理を終える。

【0107】

30

手技や検査を行う場合に、マーキングは結石 42 の位置を示すために用いられるだけでなく、その他の目的にも有効活用することができる。例えば、腎杯に対してマーキングすることで、その腎杯内に残石が無いという情報を残したい場合などである。従って、内視鏡 1 の先端部の位置をマーキングする第 2 の画像処理を可能とすることで、このような需要にも応えることができる。

【0108】

また、例えば、あまり大きくない結石 42 が 1 つだけ存在する場合には、そのまま結石 42 を破碎して取り出す処置が行われることがある。これに対して、結石 42 が大きい場合や複数ある場合には、結石 42 の位置を予め覚えておいて、結石 42 を取り出し易い場所に移動してまとめてから、まとめた場所で結石 42 を破碎して取り出す処置が行われることがある。このために、結石 42 の位置を予め覚えておく際に、正確な結石 42 の位置を示す結石マーク M K 1 が有用となる。また、結石 42 をまとめておく場所をマーキングする際には、先端マーク M K 2 を利用することができる。従って、こうした用途にも、本実施形態の構成を有効に利用することができる。

40

【0109】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、結石マーク M K 1 等を表示する第 1 の画像処理と、先端マーク M K 2 等を表示する第 2 の画像処理と、をユーザが所望に切り替えることができるようにしたために、先端マーク M K 2 を、残石が無い腎杯のマーキングや、結石 42 をまとめた場所のマーキングなどに適応的に利用することができる。これにより、手技や検査をより効率的に行うことが可

50

能となる。

[実施形態 3]

【 0 1 1 0 】

図 1 1 から図 1 4 は本発明の実施形態 3 を示したものであり、図 1 1 は内視鏡装置の制御部 2 7 に関連する構成を示すブロック図である。

【 0 1 1 1 】

この実施形態 3 において、上述の実施形態 1 , 2 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 1 1 2 】

本実施形態は、所定の対象物、具体例としては結石 4 2 の種類を判別して、判別した種類に応じて異なる表示態様で結石 4 2 の位置を表示するようにしたものとなっている。

【 0 1 1 3 】

本実施形態の内視鏡装置は、図 1 1 に示すように、制御部 2 7 が、位置算出部 2 6 に加えて判定部 3 5 を備えている。

【 0 1 1 4 】

判定部 3 5 は、所定の対象物を撮像部 1 1 により撮像して取得された撮像画像に基づいて、所定の対象物の種類を判定する。

【 0 1 1 5 】

また、第 1 画像処理部 2 3 a は、判定部 3 5 により判定された所定の対象物の種類に応じて、所定の対象物の位置情報で示される位置を表示する際の表示態様を異ならせる。

【 0 1 1 6 】

具体的に、結石 4 2 を、埋没結石と浮動結石とに種類判定する場合の例について、図 1 2 ~ 図 1 4 を参照して説明する。ここに、埋没結石は、被検体の内部に埋め込まれるなどして移動が被検体と一体的である埋没型の結石、浮動結石は、被検体とは独立して移動可能な浮動型の結石を指す。

【 0 1 1 7 】

まず、図 1 3 は、内視鏡装置の観察時の処理を示すフローチャートである。

【 0 1 1 8 】

この処理を開始すると、上述したステップ S 1 ~ S 5 の処理を行う。ただし、判定部 3 5 により結石 4 2 の種類を判定するには、結石 4 2 の画像認識が必要であるために、ここではトリガ信号が例えば画像認識処理に基づき生成され、視線ベクトル V E が上述した第 2 の方法により算出されているものとする（ただし、ユーザ操作に基づき生成されたトリガ信号に応じて、結石 4 2 の画像認識を行っても構わない）。

【 0 1 1 9 】

そして、ステップ S 5 の処理を行った後に、判定部 3 5 が、結石 4 2 の種類を判定する処理を行う（ステップ S 2 1 ）。

【 0 1 2 0 】

ここで、図 1 4 は、図 1 3 における結石 4 2 の種類判定の処理を示すフローチャートである。

【 0 1 2 1 】

この処理に入ると、判定部 3 5 は、例えば、撮像部 1 1 により取得された取得時点の異なる複数枚の撮像画像に基づき、内視鏡画像生成部 2 1 により生成された複数枚の内視鏡画像 E I を用いて、図 1 2 に示すような、結石 4 2 の移動ベクトル V 1 （図 1 2 参照）を算出する（ステップ S 3 1 ）と共に、結石 4 2 以外の例えば腎杯 4 1 内壁の移動ベクトル V 2 （図 1 2 参照）を算出する（ステップ S 3 2 ）。

【 0 1 2 2 】

ここに、図 1 2 は、取得時点の異なる複数枚の撮像画像に基づき得られる結石 4 2 の移動ベクトル V 1 と結石 4 2 以外の移動ベクトル V 2 の例を示す図である。

【 0 1 2 3 】

そして、判定部 3 5 は、移動ベクトル V 1 と移動ベクトル V 2 とが、一致するか否かを

10

20

30

40

50

判定する（ステップ S 3 3）。

【 0 1 2 4 】

ここで、移動ベクトル V 1 と移動ベクトル V 2 とが（許容範囲の誤差内で）一致する場合には、判定部 3 5 は、種類判定の対象となっている結石 4 2 が埋没結石であると判定する（ステップ S 3 4）。

【 0 1 2 5 】

一方、移動ベクトル V 1 と移動ベクトル V 2 とが（許容範囲の誤差を超えて）一致しない場合には、判定部 3 5 は、種類判定の対象となっている結石 4 2 が浮動結石であると判定する（ステップ S 3 5）。

【 0 1 2 6 】

こうして、ステップ S 3 4 またはステップ S 3 5 の処理を行って種類判定の結果が得られたら、図 1 3 の処理にリターンする。

【 0 1 2 7 】

図 1 3 の処理に戻ると、第 1 画像処理部 2 3 a は、所定の対象物である結石 4 2 が埋没結石であるか浮動結石であるかに応じて、位置を表示する際の結石マーク M K 1 の表示態様を異ならせる。具体的には、結石 4 2 が埋没結石であるか浮動結石であるかに応じて、結石マーク M K 1 の大きさ、形状、色、模様、あるいはこれらの組み合わせを異ならせる、等である。

【 0 1 2 8 】

画像合成出力部 2 4 は、内視鏡画像生成部 2 1 からの内視鏡画像 E I と、画像合成出力部 2 4 からの 3 次元モデル画像 M 3 とを図 2 に示すように合成して、表示装置 4 へ出力する。これにより、表示装置 4 には、結石 4 2 の種類に応じた結石マーク M K 1 等が追加された 3 次元モデル画像 M 3 が、内視鏡画像 E I と共に表示される（ステップ S 6 A）。

【 0 1 2 9 】

その後は、ステップ S 7 の判定を行って、終了しない場合にはステップ S 1 へ戻り、終了する場合にはこの処理を終えることは、上述した実施形態 1 の図 6 に示した処理と同様である。

【 0 1 3 0 】

また、この実施形態 3 の変形例として、所定の対象物の大きさを判定するようにしてもよい。この場合には、判定部 3 5 が所定の対象物の大きさを判定し、第 1 画像処理部 2 3 a は、所定の対象物の大きさに応じて、位置を表示する際の表示態様を異ならせる。

【 0 1 3 1 】

具体的に、図 5 に示す内視鏡 1 の先端部位置 P から結石 4 2 までの距離は、3 次元モデル画像 M 3 を用いて算出することができる。一方、結石 4 2 の輪郭から、内視鏡画像 E I 内における結石 4 2 の画像の大きさを算出することができる。従って、距離と画像上の大きさとに基づいて、結石 4 2 の実際の大きさを算出することができる。

【 0 1 3 2 】

こうして、判定部により結石 4 2 の実際の大きさが算出されたら、その大きさに応じて、第 1 画像処理部 2 3 a が、結石マーク M K 1 の表示態様、具体的には、大きさ、形状、色、模様、あるいはこれらの組み合わせなどを異ならせて表示するようにすればよい。

【 0 1 3 3 】

なお、この実施形態 3 に示したような構成において、上述した実施形態 2 で説明したような第 1 の画像処理と第 2 の画像処理とを切り替え可能な構成をさらに追加しても勿論構わない。

【 0 1 3 4 】

このような実施形態 3 によれば、上述した実施形態 1 , 2 とほぼ同様の効果を奏するとともに、撮像画像に基づいて所定の対象物の種類を判定し、判定された種類に応じて表示態様を異ならせるようにしたために、単に結石 4 2 の位置を正確に知ることができるだけでなく、どのような結石であるのかまでを把握することが可能となる。

【 0 1 3 5 】

10

20

30

40

50

具体的に、腎杯との移動ベクトルの相違に基づき結石 4 2 が埋没結石であるか浮動結石であるかを判定する場合には、結石マーク M K 1 を見るだけで、何れであるかを認識することができる。

【 0 1 3 6 】

また、結石 4 2 の大きさを判定する場合には、結石マーク M K 1 を見るだけで、どの程度の大きさの結石 4 2 であるかを認識することができる。

【 0 1 3 7 】

なお、上述した各部は、回路として構成されていてもよい。そして、任意の回路は、同一の機能を果たすことができれば、単一の回路として実装されていてもよいし、複数の回路を組み合わせたものとして実装されていても構わない。さらに、任意の回路は、目的とする機能を果たすための専用回路として構成されるに限るものではなく、汎用回路に処理プログラムを実行させることで目的とする機能を果たす構成であっても構わない。

【 0 1 3 8 】

また、上述では主として内視鏡装置について説明したが、内視鏡装置を上述したように作動させる作動方法であってもよいし、コンピュータに内視鏡装置と同様の処理を行わせるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構わない。

【 0 1 3 9 】

さらに、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【 符号の説明 】

【 0 1 4 0 】

- 1 ... 内視鏡
- 2 ... 処理システム
- 3 ... データベース
- 4 ... 表示装置
- 4 a ... 内視鏡画像表示部
- 4 b ... 3次元モデル画像表示部
- 1 1 ... 撮像部
- 1 2 ... 照明部
- 1 3 ... 位置方位検出部
- 1 4 ... 操作部
- 2 1 ... 内視鏡画像生成部
- 2 2 ... 3次元モデル画像生成部
- 2 3 ... 画像処理部
- 2 3 a ... 第1画像処理部
- 2 3 b ... 第2画像処理部
- 2 4 ... 画像合成出力部
- 2 5 ... 照明制御部
- 2 6 ... 位置算出部
- 2 7 ... 制御部
- 3 1 ... 画像処理切替部
- 3 5 ... 判定部
- 4 1 ... 腎杯
- 4 2 ... 結石

10

20

30

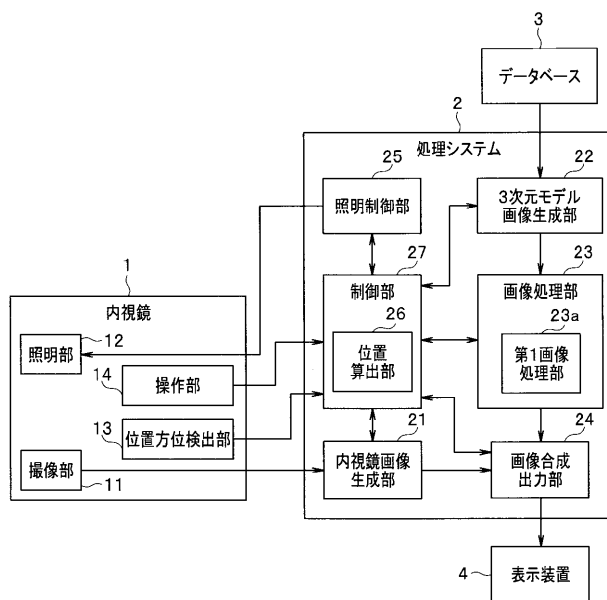
40

50

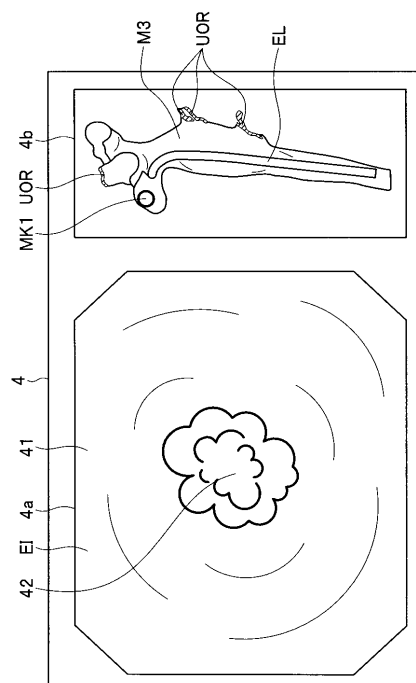
E I ... 内視鏡画像
 E L ... 内視鏡マーク
 M 3 ... 3次元モデル画像
 M K 1 ... 結石マーク
 M K 2 , M K 2 ' ... 先端マーク
 O ... 内視鏡画像の投影面の中心
 P ... 内視鏡の先端部位置
 U O R ... 未観察領域
 V 1 , V 2 ... 移動ベクトル
 V 4 2 ... 内視鏡画像の結石画像
 V D ... 光軸方向ベクトル
 V E ... 視線ベクトル
 V E I ... 内視鏡画像の投影面

10

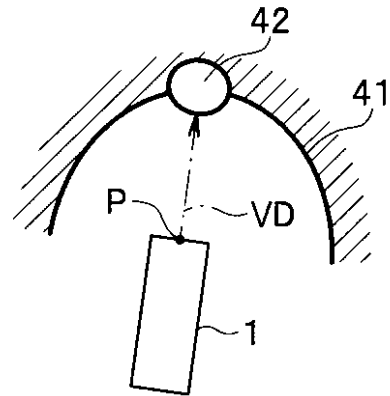
【図1】



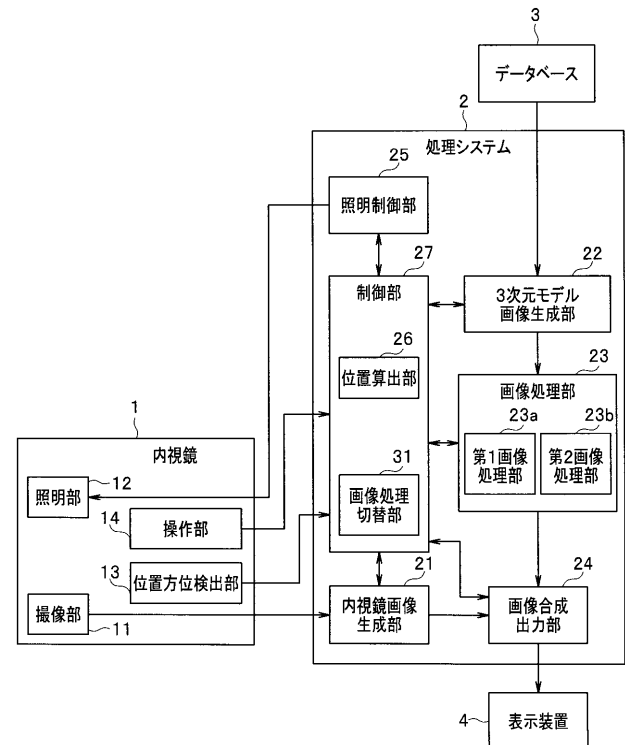
【図2】



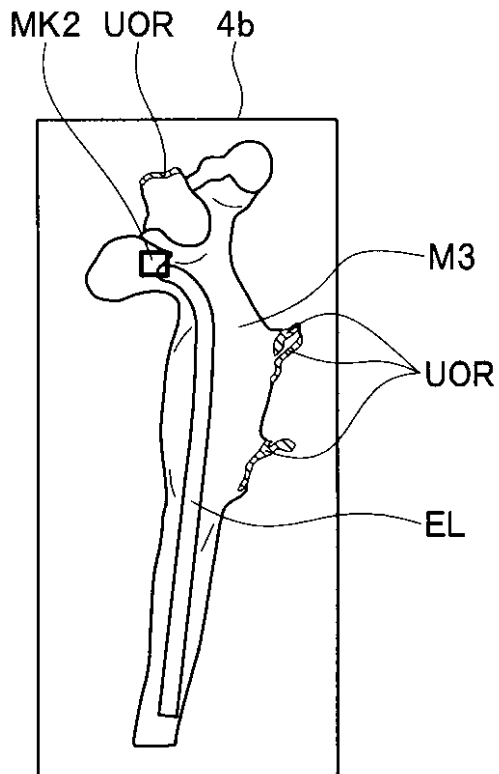
【 図 4 】



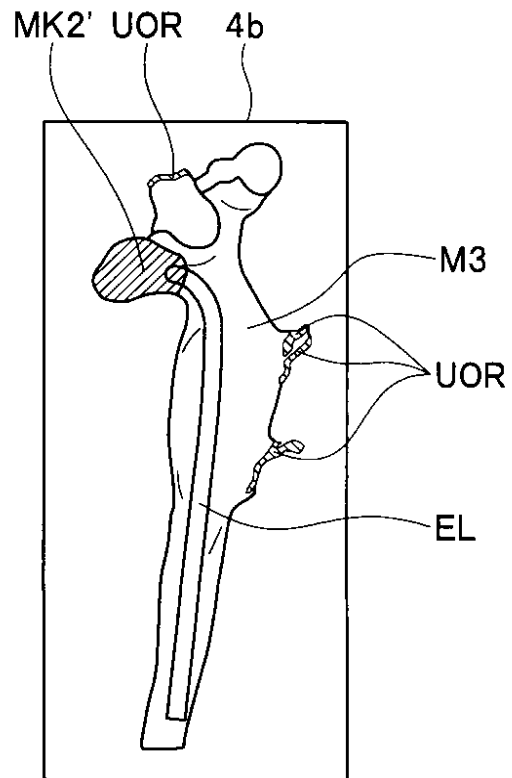
【 図 7 】



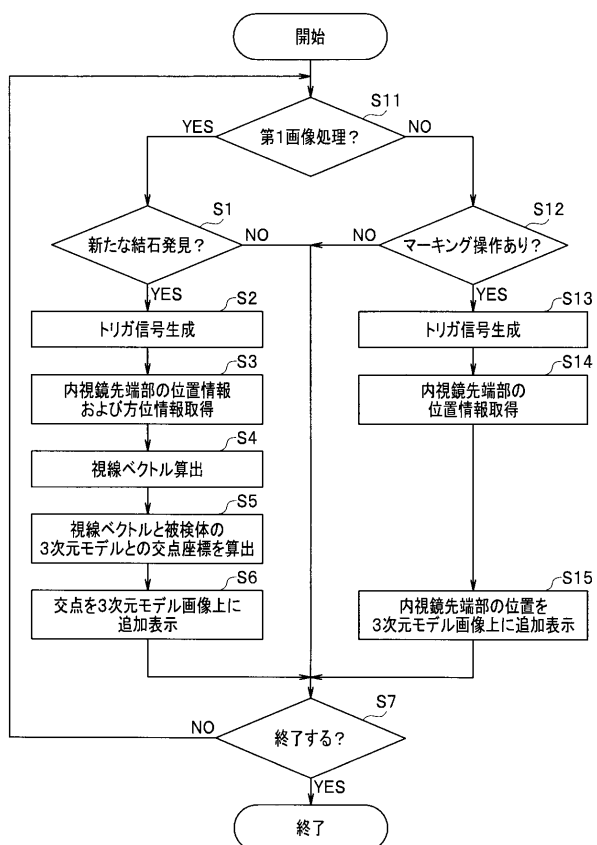
【図 8】



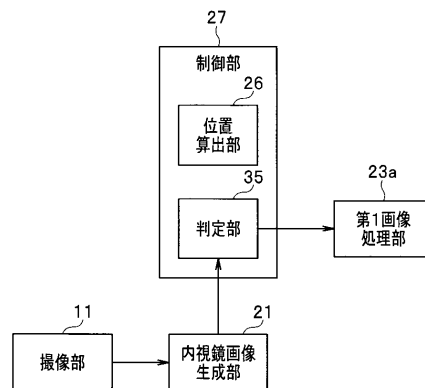
【図 9】



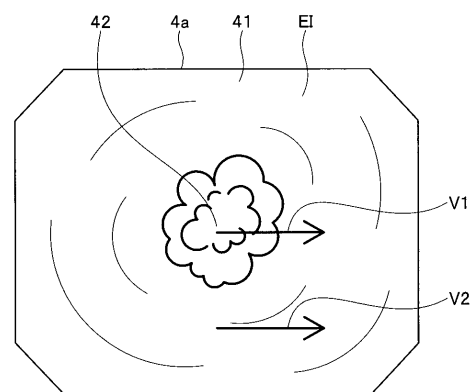
【図 10】



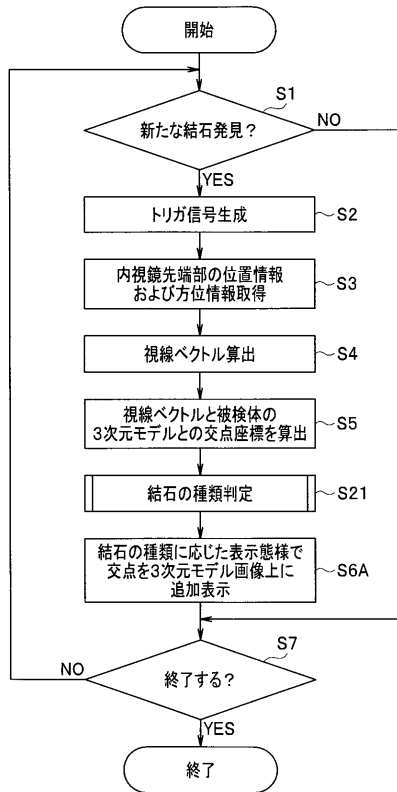
【図 11】



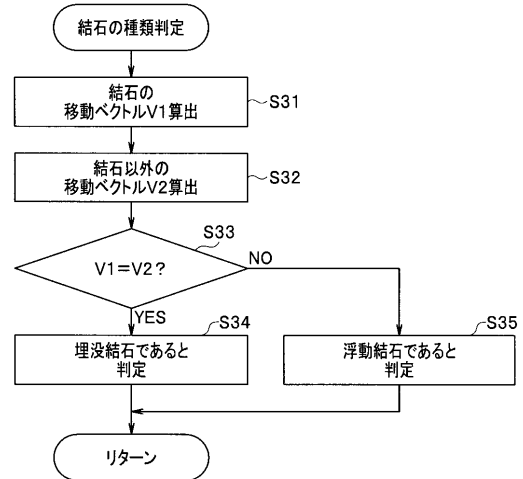
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(72)発明者 長谷川 潤

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 大西 順一

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA15 BA22 CA12 CA21 DA11 DA12 DA21 GA02 GA11

4C161 BB01 FF50 HH52 HH53 HH55 WW10 WW13

专利名称(译)	内窥镜装置，内窥镜装置的操作方法		
公开(公告)号	JP2017205343A	公开(公告)日	2017-11-24
申请号	JP2016100592	申请日	2016-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋本俊也 伊藤誠悟 長谷川潤 大西順一		
发明人	秋本 俊也 伊藤 誠悟 長谷川 潤 大西 順一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.Z G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/CA12 2H040/CA21 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/FF50 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/HH55 4C161/WW10 4C161/WW13		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够精确地标记在内窥镜观察期间发现的预定物体的位置的内窥镜设备等。一种三维模型图像生成单元（22），用于生成对象的三维模型图像（M3），成像时内窥镜（1）的位置/取向信息，以及三维基于模型图像M3计算对象内的对象位置的位置分配单元26和用于在三维模型图像M3上显示对象的位置的第一图像处理单元23a。

