

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2017/212725

発行日 平成30年6月28日 (2018. 6. 28)

(43) 国際公開日 平成29年12月14日 (2017. 12. 14)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/045 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/045 6 4 0	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B 1/01 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/01 5 1 1	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/307 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/307	5 C 0 5 4
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/045 6 1 5	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 47 頁) 最終頁に続く

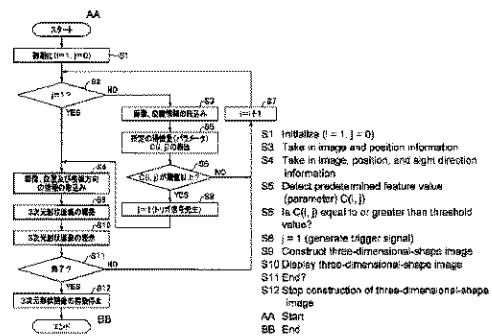
出願番号 特願2018-501382 (P2018-501382)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/009831	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日 平成29年3月10日 (2017. 3. 10)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(31) 優先権主張番号 特願2016-113777 (P2016-113777)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
(32) 優先日 平成28年6月7日 (2016. 6. 7)	(72) 発明者 長谷川 潤 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 伊藤 誠一 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】 医療用観察システム

(57) 【要約】

内視鏡の撮像部に基づく撮像画像（内視鏡画像）が入力される特徴量比較部44内の輝度抽出回路44aは、撮像画像の分割領域の輝度平均値の最大値と最小値との差分を算出し、比較回路44bは差分が閾値以下か否かを比較し、閾値以下の場合にはトリガ信号生成部45はトリガ信号を生成し、3次元モデル画像生成部41aは、撮像画像と、内視鏡の先端部内センサ34に基づく位置情報から3次元形状画像を構築する処理を開始する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

3次元形状を有する被検体の内部を撮像する撮像部を有する内視鏡と、  
前記撮像部により出力された撮像画像に基づいて、前記被検体の3次元モデル画像を構築する3次元モデル画像生成部と、

前記撮像画像における所定のパラメータに基づいて、前記3次元モデル画像の生成を開始させるためのトリガ信号を生成する信号生成部と、

前記3次元モデル画像生成部に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記3次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部と、

を有することを特徴とする医療用観察システム。

10

**【請求項 2】**

前記撮像画像における前記所定のパラメータを特徴量として所定の閾値と比較する特徴量比較部をさらに備え、

前記信号生成部は、前記特徴量比較部による比較結果に基づいて、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 3】**

前記所定のパラメータは、輝度情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 4】**

前記所定のパラメータは、前記撮像画像と、予め記憶されている参照画像と、の類似度であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

20

**【請求項 5】**

術者による前記内視鏡の挿入動作を検知する挿入動作検知部を更に備え、

前記信号生成部は、前記所定のパラメータが所定値以上変化し、かつ前記挿入動作検知部による検知結果に基づいて、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 6】**

3次元形状を有する被検体の内部を観察する内視鏡と、

前記被検体の3次元モデル画像を構築する3次元モデル画像生成部と、

前記内視鏡が所定の位置にあることを検知した場合、前記3次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成する信号生成部と、

30

前記3次元モデル画像生成部に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記3次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部と、

を有することを特徴とする医療用観察システム。

**【請求項 7】**

前記内視鏡先端部周辺の磁界の変化を検出する磁界検出部をさらに備え、

前記信号生成部は、前記磁界検出部による検出結果に基づいて、前記内視鏡が所定の位置にあることを検知して、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 8】**

40

前記内視鏡が挿入口から内部に挿入することが可能であると共に、前記挿入口から挿入された前記内視鏡の先端部を突出口から外部に突出させることが可能な管路として形成された挿入補助具を更に備え、

前記磁界検出部は、前記内視鏡の先端部が前記挿入補助具における前記突出口から突出された際の磁界変化を検出することを特徴とする請求項 7 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 9】**

前記特徴量比較部は、前記撮像画像における前記特徴量として、前記撮像画像全体又は所定の方向に沿った前記撮像画像の領域を複数の分割領域に分割し、前記複数の分割領域それぞれの輝度平均値を算出し、更に前記輝度平均値の最大値と最小値との差分を算出する輝度算出回路を有し、

50

前記差分が閾値以下の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 10】

前記特徴量比較部は、前記内視鏡が挿入された前記被検体の内部における特定の位置においての前記撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像を前記参照画像として予め記憶するメモリと、前記参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、前記類似度算出部が十分に類似している比較結果の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 11】

前記特徴量比較部は、前記内視鏡が挿入された前記被検体の内部における挿入口から該挿入口よりも深部側となる挿入経路に沿った少なくとも第 1 及び第 2 の特定の位置においての撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像を、第 1 及び第 2 の参照画像として予め記憶するメモリと、前記第 1 及び第 2 の参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、

前記類似度算出部が前記撮像部による前記撮像画像が前記第 1 の参照画像と類似する比較結果を得た後に、前記撮像部による前記撮像画像が前記第 2 の参照画像と類似する比較結果を得た場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 12】

前記特徴量比較部は、前記内視鏡が挿入された前記被検体の内部における挿入口から該挿入口よりも深部側となる挿入経路に沿った第 1、第 2 及び第 3 の特定の位置においての撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像を、第 1、第 2 及び第 3 の参照画像として予め記憶するメモリと、前記第 1、第 2 及び第 3 の参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、

前記類似度算出部が前記撮像部による前記撮像画像が前記第 1 の参照画像と最も類似する第 1 の比較結果と、前記撮像部による前記撮像画像が前記第 2 の参照画像と最も類似する第 2 の比較結果とを順次得た後に、前記撮像部による前記撮像画像が前記第 3 の参照画像と最も類似する第 3 の比較結果を得た場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 13】

前記内視鏡が挿入口から内部に挿入することが可能であると共に、前記挿入口から挿入された前記内視鏡の先端部を突出口から外部に突出させることが可能な管路として形成され、前記突出口付近の内壁が他の内壁及び前記被検体内部の色と異なる色を有する挿入補助具を更に備え、

前記特徴量比較部は、前記撮像部による前記撮像画像の各画素を色度図上にプロットする色度図処理部を有し、

前記色度図処理部が色度図上にプロットされた各画素が前記突出口付近の内壁の色に相当する領域内に存在する数を所定数と比較し、所定数以上有る比較結果の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡による観察に基づいて 3 次元モデル画像を生成する医療用観察システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療用分野等において広く用いられるようになってきている。また、内視鏡は、腎盂、腎杯のように被検体における複雑な 3 次元形状を有する管腔臓器内の検査、

10

20

30

40

50

又は観察に使用される場合がある。

このように、複雑な3次元形状を有する管腔臓器内を観察するような場合には、観察しようとする管腔領域の3次元形状(立体形状)を表示して、観察状況をユーザに提示する観察支援システムが用いられる場合がある。

例えば、第1の従来例としての日本国特開平10-234662号公報は、マウス又はキーボードからの入力操作をトリガとして、被検体のスライス画像から3次元モデル画像の生成を開始することを開示している。

また、第2の従来例としての日本国特開2002-306403号公報は、内視鏡の先端位置の座標データの変化をトリガとして、先端付近の器官のCTデータを記憶部から読み出して、先端付近の周囲の器官の内壁の3次元画像を構築して、モニタに3次元画像を表示することを開示している。

10

#### 【0003】

第1の従来例は、ユーザによる入力操作を必要とするため、入力操作が煩わしいと感じるユーザも存在し、また、検査中においてユーザが入力操作を忘れると、3次元モデル画像の生成が開始されないことが発生し、改善すべき欠点がある。

また、第2の従来例は、内視鏡の先端の位置の変化により3次元モデル画像を生成するが、撮像された画像に基づいて3次元モデル画像を生成することを開始することを開示していない。

ユーザは、内視鏡により臓器内部等の検査対象領域を観察(又は検査)する場合、観察している領域等の3次元モデル画像(3次元形状画像)を構築して表示すると、観察済みの領域の形状を把握できると共に、現在観察している状況から次に内視鏡を移動して観察しようとする作業を行い易くなる。

20

また、このように3次元モデル画像を構築して表示するようにした場合、ユーザは、内視鏡を患者に挿入した挿入口付近の3次元モデル画像を必要とせず、検査対象領域又はその周辺領域を観察する状態になった状態において3次元モデル画像の構築を開始する要望が多い。

このため、3次元モデル画像の構築を開始するべき状態になった場合に3次元モデル画像の構築を開始する医療用観察システムが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、撮像された画像等に基づいて生成されるトリガ信号により、自動的に3次元モデル画像の生成を開始する医療用観察システムを提供することを目的とする。

30

#### 【発明の開示】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0004】

本発明の一態様の医療用観察システムは、3次元形状を有する被検体の内部を撮像する撮像部を有する内視鏡と、前記撮像部により出力された撮像画像に基づいて、前記被検体の3次元モデル画像を構築する3次元モデル画像生成部と、前記撮像画像における所定のパラメータが所定値以上変化した場合、前記3次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成する信号生成部と、前記3次元モデル画像生成部に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記3次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部と、を有する。

40

また、本発明の他の態様の医療用観察システムは、3次元形状を有する被検体の内部を観察する内視鏡と、前記被検体の3次元モデル画像を構築する3次元モデル画像生成部と、前記内視鏡が所定の位置にあることを検知した場合、前記3次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成する信号生成部と、前記3次元モデル画像生成部に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記3次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部と、を有する。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0005】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の医療用観察システムの全体構成を示す図。

50

【図 2】図 2 は、図 1 における観察支援装置の構成を示すブロック図。

【図 3】図 3 は内視鏡が挿入される尿管及びその深部の腎盂、腎杯を示す図。

【図 4】図 4 は第 1 の実施形態の全体的な処理を示すフローチャート。

【図 5 A】図 5 A は尿管内で得られる内視鏡画像を示す図。

【図 5 B】図 5 B は尿管内のように狭い管腔内に挿入部の先端部が挿入された様子を示す図。

【図 5 C】図 5 C は、図 5 B の場合に得られる内視鏡画像を示す図。

【図 5 D】図 5 D は、図 5 C の線に沿った輝度の分布を示す図。

【図 6 A】図 6 A は腎盂内で得られる内視鏡画像を示す図。

【図 6 B】図 6 B は腎盂内のように広い管腔内に挿入部の先端部が挿入された様子を示す図。

10

【図 6 C】図 6 C は、図 6 B の場合に得られる内視鏡画像を示す図。

【図 6 D】図 6 D は、図 6 C の線に沿った輝度の分布を示す

【図 7 A】図 7 A は画像の輝度平均値を用いてトリガ信号を生成するための比較又は判定を行う場合の処理を示すフローチャート。

【図 7 B】図 7 B は、図 7 A の一部を変形した処理を示すフローチャート。

【図 8 A】図 8 A は画像を分割した分割領域の輝度平均値を用いてトリガ信号を生成するための比較又は判定を行う処理を示すフローチャート。

【図 8 B】図 8 B は内視鏡画像全体を複数の分割領域に分割した様子を示す図。

【図 9 A】図 9 A は、図 8 A と一部が異なる処理を示すフローチャート。

20

【図 9 B】図 9 B は内視鏡画像における 1 つのラインに沿って複数の分割領域を設定した様子を示す図。

【図 10】図 10 は本発明の第 2 の実施形態における特徴量比較部の構成を示すブロック図。

【図 11】図 11 は第 2 の実施形態におけるトリガ信号を生成するための比較又は判定を行う処理を示すフローチャート。

【図 12 A】図 12 A は内視鏡を尿管内に挿入した状態を示す図。

【図 12 B】図 12 B は、図 12 A の場合に得られる内視鏡画像を示す図。

【図 13 A】図 13 A は内視鏡を尿管腎盂移行部内に挿入した状態を示す図。

【図 13 B】図 13 B は、図 13 A の場合に得られる内視鏡画像を示す図。

30

【図 14 A】図 14 A は内視鏡を腎盂内に挿入した状態を示す図。

【図 14 B】図 14 B は、図 14 A の場合に得られる内視鏡画像を示す図。

【図 15】図 15 は内視鏡の先端部が尿管内から腎盂内までに挿入された場合にメモリに記録される履歴情報を示す図。

【図 16 A】図 16 A は内視鏡により咽頭を観察した場合の内視鏡画像の概略を示す図。

【図 16 B】図 16 B は内視鏡により気管支を観察した場合の内視鏡画像の概略を示す図。

【図 16 C】図 16 C は内視鏡により左右の主気管支の分岐部を観察した場合の内視鏡画像の概略を示す図。

【図 17 A】図 17 A は、図 16 A の場合のより具体的な内視鏡画像を示す図。

40

【図 17 B】図 17 B は、図 16 B の場合のより具体的な内視鏡画像を示す図。

【図 17 C】図 17 C は、図 16 B の場合のより具体的な内視鏡画像を示す図。

【図 17 D】図 17 D は、図 16 C の場合のより具体的な内視鏡画像を示す図。

【図 18 A】図 18 A は内視鏡が尿管内に留置されたアクセスシースの先端付近まで挿入された様子を示す図。

【図 18 B】図 18 B は図 18 A の場合における内視鏡画像の概略を示す図。

【図 18 C】図 18 C は、図 18 B の場合のより具体的な内視鏡画像を示す図。

【図 18 D】図 18 D は内視鏡画像の各画素を色度図上にプロットした様子を示す図。

【図 19】図 19 は本発明の第 3 の実施形態における特徴量比較部の構成を示すブロック図。

50

【図 2 0 A】図 2 0 A は第 3 の実施形態における色度図処理部を用いてトリガ信号を生成するための処理を示すフローチャート。

【図 2 0 B】図 2 0 B は第 3 の実施形態における境界処理部を用いてトリガ信号を生成するための処理を示すフローチャート。

【図 2 1】図 2 1 は本発明の第 4 の実施形態における特徴量比較部の構成を示すブロック図。

【図 2 2 A】図 2 2 A は特定の構造となる腎杯の入口が存在する画像を示す図。

【図 2 2 B】図 2 2 B は特定の構造となる腎乳頭が存在する画像を示す図。

【図 2 2 C】図 2 2 C は、図 2 2 B と若干、異なる状態の腎乳頭が存在する画像を示す図。

10

【図 2 3】図 2 3 は本発明の第 4 の実施形態におけるトリガ信号を生成するための処理を示すフローチャート。

【図 2 4 A】図 2 4 A は本発明の第 5 の実施形態がキャリブレーション処理部を備えることを示すブロック図。

【図 2 4 B】図 2 4 B は第 5 の実施形態における処理を示すフローチャート。

【図 2 5 A】図 2 5 A は内視鏡が尿管内に留置されたアクセスシースの先端付近まで挿入された様子を示す図。

【図 2 5 B】図 2 5 B は、図 2 5 A の場合において取得される内視鏡画像を示す図。

【図 2 5 C】図 2 5 C は図 2 5 A の状態から内視鏡の先端部がアクセスシースの先端部に挿入された状態の様子を示す図。

20

【図 2 5 D】図 2 5 D は内視鏡の先端部内に配置されたコイルに対して、アンテナのコイルが発生する磁界を示すと共に、金属で構成されたアクセスシースの先端部による渦電流により、その周囲に磁界が変化する様子を示す図。

【図 2 6 A】図 2 6 A は本発明の第 6 の実施形態における処理を示すフローチャート。

【図 2 6 B】図 2 6 B は第 6 の実施形態の第 1 変形例における処理を示すフローチャート。

【図 2 7】図 2 7 は第 6 の実施形態の第 2 変形例における観察支援装置の構成を示すブロック図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

30

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように第 1 の実施形態の医療用観察システム 1 は、内視鏡 2 と、トロリー 3 に配置された光源装置 4 と、内視鏡画像装置 5 と、観察支援装置 6 と、観察支援装置 6 に接続され、磁界を発生するアンテナ 7 と、モニター 8 とを有する。

内視鏡 2 は、軟性の挿入部 1 1 を有する軟性内視鏡であり、挿入部 1 1 は、被検体を形成する患者 9 内に挿入される。

光源装置 4 は、照明光を発生し、発生した照明光を内視鏡 2 ( のライトガイド 1 9 ) に供給する。内視鏡画像装置 5 は、内視鏡 2 に設けられた撮像部 2 5 に対する信号処理を行う。内視鏡画像装置 5 は、撮像部 2 5 から出力される撮像画像の画像信号からモニター 8 に表示するための表示画像となる内視鏡画像の画像信号を生成し、観察支援装置 6 を介してモニター 8 に出力する。モニター 8 は、内視鏡画像表示エリア 8 a には内視鏡画像を、3 次元モデル画像表示エリア 8 b には観察支援装置 6 により生成された 3 次元モデル画像をそれぞれ表示する。

40

なお、図 1 に示す例では、観察支援装置 6 には、内視鏡画像装置 5 からの内視鏡画像 ( の画像信号 ) が入力される構成となっているが、撮像部 2 5 の撮像画像 ( の画像信号 ) を観察支援装置 6 に入力し、観察支援装置 6 が内視鏡画像 ( の画像信号 ) も生成する構成にしても良い。

【0007】

内視鏡 2 は、患者 9 における観察対象の被検体となる所定の管腔臓器 ( 単に管腔臓器と

50

も言う)の一部を形成する例えば尿管10内に挿入される挿入部11と、この挿入部11の後端(基端)に設けられた操作部12と、操作部12から延出されるユニバーサルケーブル13とを有する。ユニバーサルケーブル13の端部に設けたライトガイドコネクタ14は、光源装置4のライトガイドコネクタ受けに着脱自在に接続される。

なお、尿管10は、その深部側において腎盂51a、腎杯51bに連通する(図3参照)。

挿入部11は、その先端に設けられた硬質の先端部15と、該先端部15の後端に設けられた湾曲可能な湾曲部16と、該湾曲部16の後端から操作部12の前端まで延びる可撓性を有する可撓管部17とを有する。

操作部12には湾曲部16を湾曲操作するための湾曲操作ノブ18が設けられている。

10

#### 【0008】

図1における一部の拡大図で示すように挿入部11内には、照明光を伝送するライトガイド19が挿通されており、このライトガイド19の先端は、先端部15の照明窓に取り付けられ、ライトガイド19の後端は、ライトガイドコネクタ14に至る。

#### 【0009】

ライトガイドコネクタ14には、光源装置4の光源ランプ20で発生した照明光が集光レンズ21により集光されて入射され、ライトガイド19は伝送した照明光を照明窓に取り付けられた先端面から出射する。また、光源装置4は、光源ランプ20で発生する照明光の光量を調整する調光回路22を有する。

照明窓から出射される照明光により照明された管腔臓器内の観察対象部位(被写体とも言う)は、先端部15の照明窓に隣接して設けられた観察窓(撮像窓)に取り付けられた対物光学系23によりその結像位置に光学像が結像される。対物光学系23の結像位置には、撮像素子としての例えば電荷結合素子(CCDと略記)24の撮像面が配置される。このCCD24は、所定の画角(視野角)を有する。

20

対物光学系23と、CCD24は、管腔臓器内を撮像する撮像部(又は撮像装置)25を形成する。なお、CCD24の画角は、対物光学系23の光学特性(例えば焦点距離)にも依存するために、対物光学系23の光学特性を考慮に入れた撮像部25の画角や、または対物光学系を用いて観察する場合の画角と言うこともできる。

#### 【0010】

CCD24は、挿入部11内などを挿通された信号線26の一端と接続され、該信号線26の他端はライトガイドコネクタ14に接続される接続ケーブル27(内の信号線)を介して該接続ケーブル27の端部の信号コネクタ28に至る。この信号コネクタ28は内視鏡画像装置5の信号コネクタ受けに着脱自在に接続される。

30

内視鏡画像装置5は、CCD駆動信号を発生するドライバ31と、CCD24の出力信号に対する信号処理を行い、内視鏡画像の画像信号(映像信号)を生成する信号処理回路32とを有する。ドライバ31は、信号線26等を介してCCD24にCCD駆動信号を印加し、CCD駆動信号の印加によりCCD24は、撮像面に結像された光学像を光電変換した撮像画像の画像信号を出力する。

CCD24は、挿入部11内などを挿通された信号線26の一端と接続され、該信号線26の他端はライトガイドコネクタ14に接続される接続ケーブル27(内の信号線)を介して該接続ケーブル27の端部の信号コネクタ28に至る。この信号コネクタ28は内視鏡画像装置5の信号コネクタ受けに着脱自在に接続される。

40

#### 【0011】

信号処理回路32は、生成した内視鏡画像の画像信号を伝送線29aを介して観察支援装置6に送る。モニタ8は、CCD24の撮像面に結像された所定の画角(の範囲)で撮像された光学像に対応する撮像画像を内視鏡画像表示エリア(単に画像表示エリアと略記)8aにおいて内視鏡画像を表示する。図1においては、CCD24の撮像面が例えば正方形の場合において、その4つの隅を切り欠いた八角形に近い内視鏡画像を表示する様子を示す。

また、信号処理回路32により生成された内視鏡画像の画像信号は、伝送線29aを介

50

して光源装置 4 の調光回路 2 2 に出力し、調光回路 2 2 は、画像信号の数フレーム分の平均値と、設定された基準の明るさとの差信号を生成し、差信号の値が 0 になるように光源ランプ 2 0 が発生する照明光の光量を調整する。

内視鏡 2 は、例えばライトガイドコネクタ 1 4 内に、該内視鏡 2 に固有の情報を格納したメモリ 3 0 を有し、このメモリ 3 0 は、内視鏡 2 に搭載された CCD 2 4 が有する画素数のデータ等を格納している。

#### 【 0 0 1 2 】

内視鏡画像装置 5 は、その内部の図示しない読出回路が、メモリ 3 0 に接続されたデータを読み出し、内視鏡画像装置 5 内のドライバ 3 1 と信号処理回路 3 2 に出力する。ドライバ 3 1 は、入力された画素数のデータに応じた CCD 駆動信号を発生し、信号処理回路 3 2 は画素数のデータに対応した信号処理を行う。

上記信号処理回路 3 2 は、生成した例えばデジタルの内視鏡画像の画像信号又は 2 次元の内視鏡画像データ（単に内視鏡画像とも言う）を観察支援装置 6 に入力する入力部を形成する。

挿入部 1 1 の先端部 1 5 内には、体外における所定の位置に配置されたアンテナ 7 により発生した磁場を検出することにより先端部 1 5 の（3 次元）を検出するための位置センサとなる複数のセンスコイル 3 4 a ~ 3 4 c が配置されている。センスコイル 3 4 a ~ 3 4 c は、先端部 1 5 内に配置された先端部内センサ 3 4（図 2 参照）を形成する。

先端部 1 5 内において、挿入部 1 1（又は先端部 1 5）の長手方向に沿って配置された 2 つのセンスコイル 3 4 a, 3 4 b と、2 つのセンスコイル 3 4 a, 3 4 b を結ぶ線分と直交する方向に配置されたセンスコイル 3 4 c とが配置されている。

#### 【 0 0 1 3 】

センスコイル 3 4 a, 3 4 b を結ぶ線分方向は、撮像部 2 5 を構成する対物光学系 2 3 の光軸方向（又は視線方向又は先端部 1 5 の姿勢）とほぼ一致するように配置されている。また、センスコイル 3 4 a ~ 3 4 c を含む面が CCD 2 4 の撮像面における上下方向にほぼ一致するように配置されている。

センスコイル 3 4 a ~ 3 4 c により検出された位置情報は、内視鏡画像装置 5 から、伝送線 2 9 b を経由して観察支援装置 6 内の後述する先端部位置推定部に出力される。

このため、観察支援装置 6 内の後述する先端部位置推定部 4 2 は、3 つのセンスコイル 3 4 a ~ 3 4 c の 3 次元位置を検出することにより、先端部 1 5 の 3 次元位置及び先端部 1 5 の軸方向を検出（推定）することができる。換言すると、先端部 1 5 内においてのセンスコイル 3 4 a ~ 3 4 c の 3 次元位置の検出からそれぞれ既知の距離離れて配置された撮像部 2 5 を構成する対物光学系 2 3 の 3 次元位置及び対物光学系 2 3 の視線方向（光軸方向）を検出することができる。

先端部位置推定部 4 2 は、先端部 1 5 の 3 次元位置及び姿勢を推定する位置・姿勢推定部を形成する。

#### 【 0 0 1 4 】

なお、図 1 に示す内視鏡 2 における撮像部 2 5 は、対物光学系 2 3 の結像位置に CCD 2 4 の撮像面を配置した構成であるが、対物光学系 2 3 と CCD との間に対物光学系 2 3 の光学像を伝送するイメージガイドを用いた構成の撮像部を備えた内視鏡の場合にも適用できる。

センスコイル 3 4 a ~ 3 4 c は、内視鏡 2 内の信号線 3 5 の一端に接続され、信号線 3 5 の他端は、ライトガイドコネクタ 1 4 から延出されるケーブル 2 7 と接続される。ケーブル 2 7 内の信号線 3 5 は、内視鏡画像装置 5 から伝送線 2 9 b を介して観察支援装置 6 内の先端部位置推定部 4 2（図 2 参照）と接続される。

また、図 1 に示すように観察支援装置 6 に体表マーカ 3 6 を接続して、患者 9 における例えば体表上の基準となる位置に設定した体表マーカ 3 6 によりその基準となる位置の情報を取得することができる。

また、観察支援装置 6 に外部インタフェース（外部 I / F）3 7 としての LAN を接続して、CT / MRI 装置から患者 9 の 3 次元情報となる CT / MRI データ等を取得する

10

20

30

40

50

ことができるようにしている。

【0015】

また、図2に示すように観察支援装置6には、キーボード、マウス、操作スイッチ、フットスイッチ等の入力装置38が接続され、ユーザとしての術者は、入力装置38から指示信号や、選択の信号等を観察支援装置6の画像処理部41と制御部43に入力することができる。

図2は被検体の3次元モデル画像を構築する処理等を行う観察支援装置6の構成を示す。

観察支援装置6は、3次元モデル画像を生成(構築)する画像処理部41と、先端部15の3次元位置を推定する先端位置推定部42と、トリガ信号等を生成する制御部43と、画像の合成を行う合成部48とを有する。

画像処理部41は、内視鏡画像装置5から入力される(2次元の)内視鏡画像(又は撮像画像)から3次元モデル画像を生成(構築)する3次元モデル画像生成部41aを有し、生成した3次元モデル画像(の画像信号)を合成部48に出力する。

合成部48は、内視鏡画像(の画像信号)と3次元モデル画像(の画像信号)とを合成し、モニタ8に出力し、モニタ8は内視鏡画像と3次元モデル画像とを表示する。

【0016】

先端位置推定部42には、先端部内センサ34(を形成するセンスコイル34a~34c)からのセンサ情報が入力され、3つのセンスコイルの位置及び姿勢が推定される。先端位置推定部42は、3つのセンスコイルの位置及び姿勢から先端部15の位置及び姿勢(又は先端部15の対物光学系23の位置及び視線方向)を推定する。

また、先端位置推定部42には、体表マーカ36に組込まれた図示していないセンサ(2つのセンスコイル)からのセンサ情報が入力され、2つのセンスコイルの位置及び姿勢が推定される。また、先端位置推定部42は、既知となるマーカ位置及び姿勢の情報を用いて、先端部の位置と姿勢を推定する際の較正(レジストレーション)を行うことができる。

先端位置推定部42は、推定した位置及び姿勢の情報を3次元モデル画像生成部41aに出力する。

3次元モデル画像生成部41aは、2次元の内視鏡画像と、先端位置推定部42により推定された位置及び姿勢の情報とを用いて、3次元モデル画像を生成(構築)する。

また、先端位置推定部42は、推定した位置及び姿勢の情報を制御部43に出力する。

【0017】

制御部43は、入力される内視鏡画像における所定のパラメータとしての所定の特徴量を抽出し、所定の閾値と比較する特徴量比較部44と、トリガ信号を生成するトリガ信号生成部45と、磁界検出部46及び動作検知部47とを有する。

また、制御部43は、アンテナ7を形成する複数のソースコイルに対して、各ソースコイルの周囲に、それぞれ位置検出用の磁界を発生させる交流信号を印加する。なお、後述する図25Dにおいては、1つのソースコイル7aが、その周囲に発生する磁界Hを示す。

本実施形態における特徴量比較部44は、内視鏡画像(撮像画像)の輝度情報に基づいて、トリガ信号を生成させるための比較結果の信号となる判定信号を出力する。

このため、特徴量比較部44は、内視鏡画像の輝度を抽出すると共に、その平均値を算出する輝度抽出回路44aと、輝度抽出回路44aが抽出した輝度の平均値と、閾値格納部44cが格納する閾値とを比較し、比較結果の判定信号を出力する比較回路(又は判定回路)44bとを有する。

【0018】

また、輝度抽出回路44aは、1フレーム分の内視鏡画像の輝度の平均値を算出する平均値算出回路の機能を他に、1フレーム分の内視鏡画像又はラインの沿った画像領域を複数の領域に分割して、各領域における輝度の平均値を算出する領域平均値算出回路の機能を待つ。

10

20

30

40

50

そして、術者は、入力装置 3 8 から輝度情報に基づいてトリガ信号を生成する複数の処理における任意の 1 つの処理を選択することができる。

トリガ信号生成部 4 5 は、特徴量比較部 4 4 ( の比較回路 4 4 b ) による比較結果に基づいて、トリガ信号を生成する信号生成部を形成する。

なお、特徴量比較部 4 4 は、特徴量の比較を行う場合、内視鏡の挿入動作に応じた異なる位置の各々において、先端位置推定部 4 2 により推定された位置の情報を参照して、特徴量の比較を行う。

制御部 4 3 は、トリガ信号生成部 4 5 が生成したトリガ信号に基づいて、3次元モデル画像生成部 4 1 a に対して、3次元モデル画像の画像信号の生成を開始するように制御する。制御部 4 3 は、中央処理装置 ( CPU )、DSP 等により構成される。

10

#### 【 0 0 1 9 】

なお、図 2 においては、制御部 4 3 が、特徴量比較部 4 4 及びトリガ信号生成部 4 5 を内蔵した構成例を示しているが、制御部 4 3 の外部に特徴量比較部 4 4 及びトリガ信号生成部 4 5 を設けるようにしても良い。そして、特徴量比較部 4 4 が判定信号を制御部 4 3 へ出力し、制御部 4 3 が判定信号に基づいてトリガ信号生成部 4 5 がトリガ信号を 3次元モデル画像生成部 4 1 a へ出力させる制御を行うようにしても良い。

なお、磁界検出部 4 6 と、動作検知部 4 7 に関しては、後述する実施形態において説明する。

本実施形態の医療用観察システム 1 は、3次元形状を有する被検体としての患者 9 の内部を撮像する撮像部 2 5 を有する内視鏡 2 と、前記撮像部 2 5 により出力された撮像画像 ( に対応する内視鏡画像 ) に基づいて、前記被検体の 3次元モデル画像を構築する 3次元モデル画像生成部 4 1 a と、前記撮像画像における所定のパラメータが所定値以上変化した場合、前記 3次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成する信号生成部を形成するトリガ信号生成部 4 5 と、前記 3次元モデル画像生成部 4 1 a に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記 3次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部 4 3 と、を有することを特徴とする。

20

#### 【 0 0 2 0 】

なお、本実施形態においては、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の位置及び姿勢 ( 又は対物光学系 2 3 の位置及び視線方向 ) の情報を検出する先端部内センサ 3 4 を備えた内視鏡としての内視鏡 2 の場合で説明する。しかし、図 1 において 2 点鎖線で示すようにセンサを有しない内視鏡 2 B においても、一部の構成を変更することにより、適用できる。図 1 に示す内視鏡 2 B は、内視鏡 2 においてのセンサを有しない構成以外は、内視鏡 2 と同様の構成である。

30

内視鏡 2 B を用いる場合には、センサを有しないために、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の対物光学系 2 3 の位置及び視線方向の情報が得られない。そのために、内視鏡 2 B が挿入される患者 9 の 3次元形状情報を、例えば CT 装置から取得すると共に、画像マッチングにより内視鏡 2 B の対物光学系 2 3 の位置及び視線方向の情報を取得する。

内視鏡 2 B により得られる内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像を CT 装置による 3次元形状情報から生成し、内視鏡画像と仮想内視鏡画像との画像マッチングにより内視鏡 2 B の対物光学系 2 3 の位置及び視線方向の情報を取得する。これに対して、内視鏡 2 の場合には、CT 装置による患者 9 の 3次元形状情報を取得することが不要となる。

40

#### 【 0 0 2 1 】

次に本実施形態の動作を説明する。本実施形態の動作として、例えば内視鏡 2 を患者 9 の尿管 1 0 内に挿入し、その深部の腎盂、腎杯を検査 ( 観察 ) する場合を説明する。図 3 は、内視鏡 2 の挿入部 1 1 が挿入される尿管 1 0 及び深部の腎盂 5 1 a、腎杯 5 1 b を示す。

また、図 4 は、全体的な処理、つまり、3次元モデル画像の構築を開始するための判定を行う処理と、開始した場合の 3次元モデル画像構築のフローチャートを示す。

図 1 に示す内視鏡 2 を光源装置 4 , 内視鏡画像装置 5 に接続し、内視鏡画像装置 5 を光源装置 4 と ( モニタ 8 が接続された ) 観察支援装置 6 に接続して各装置の電源を投入して

50

動作状態に設定する。

内視鏡画像装置 5 は、対物光学系 2 3 により CCD 2 4 の撮像面に結像された撮像画像に相当する内視鏡画像を観察支援装置 6 内の画像処理部 4 1 に出力する。また内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部 1 5 内に配置された先端部内センサ 3 4 は、センサ情報を観察支援装置 6 内の先端位置推定部 4 2 に出力する。

#### 【 0 0 2 2 】

観察支援装置 6 は、動作状態となり、図 4 のステップ S 1 に示すように制御部 4 3 は、観察支援装置 6 を初期化する。制御部 4 3 は、初期化の処理として、入力される内視鏡画像のフレーム番号のパラメータ  $i$  と、3次元モデル画像を生成させるか否かを表すトリガ信号に相当するパラメータ  $j$  とをそれぞれ初期値 1, 0 とする。以後では、フレーム番号のパラメータ  $i$  を省略して、フレーム番号  $i$  で表記する。なお、 $j = 0$  は、3次元モデル画像を生成させない状態のパラメータ値であり、 $j = 1$  は、3次元モデル画像を生成させるトリガ信号が発生した状態のパラメータ値となる。

また、以下の説明においては、挿入部 1 1 の先端部が尿管 1 0 から腎盂 5 1 a 内に挿入された状態の場合に 3次元モデル画像の生成を開始するように設定される場合を説明する。

観察支援装置 6 に最初のフレーム番号  $i$  ( $= 1$ ) の内視鏡画像 (図 4 では単に画像) は、画像処理部 (の 3次元モデル画像生成部 4 1 a) と特徴量比較部 4 4 に入力される。また、3次元モデル画像生成部 4 1 a にはトリガ信号が発生した場合には、トリガ信号生成部 4 5 からトリガ信号が入力される。

#### 【 0 0 2 3 】

図 4 におけるステップ S 2 において、3次元モデル画像生成部 4 1 a は、パラメータ  $j$  が 1 (つまり、トリガ信号が入力されている) かを判定する。トリガ信号が入力されていない場合には、ステップ S 3 の処理に進み、トリガ信号が入力されている場合には、ステップ S 4 の処理に進む。

挿入部 1 1 の先端部 1 5 を尿管 1 0 内に挿入したような状態においては、ステップ S 2 の判定処理の結果、ステップ S 3 の処理に進む。ステップ S 3 において特徴量比較部 4 4 は、内視鏡画像、位置情報を取り込む。なお、ステップ S 3 において特徴量比較部 4 4 は、内視鏡画像、位置及び姿勢情報を取り込むようにしても良い。

ステップ S 3 の処理の後のステップ S 5 において特徴量比較部 4 4 は、取り込んだ内視鏡画像から所定の特徴量 (パラメータ)  $C(i, j)$  を検出する。なお、 $C(i, j)$  は、後述する図 7 A においては入力された画像の輝度値から得られる画像の特徴的な値を示す。現時点では  $C(i, j)$  は、 $C(1, 0)$  となる。そして、次のステップ S 6 において特徴量比較部 4 4 は、検出した所定の特徴量  $C(i, j)$  と、閾値とを比較する。そして、特徴量比較部 4 4 は、所定の特徴量  $C(i, j)$  が閾値以上であるか否かの比較結果を (制御部 4 3 内の) トリガ信号生成部 4 5 に出力する。なお、ステップ S 5, S 6 処理に関しては、図 5 等を参照して後述する。

#### 【 0 0 2 4 】

上記のように挿入部 1 1 の先端部 1 5 が尿管 1 0 内に挿入された状態においては、所定の特徴量  $C(i, j)$  は閾値未満となり、ステップ S 7 の処理に進む。一方、所定の特徴量  $C(i, j)$  が閾値以上となる場合には、ステップ S 8 の処理に進む。

ステップ S 7 において制御部 4 3 は、フレーム番号  $i$  を 1 つ増加させた ( $i = 2$ ) 後、ステップ S 2 の処理に戻る。このようにして、フレーム番号  $i$  が順次大きくなる内視鏡画像において、同様の処理が繰り返される。そして、挿入部 1 1 の先端部 1 5 が尿管 1 0 の深部の腎盂 5 1 a 内に挿入されると、所定の特徴量  $C(i, j)$  が閾値以上となり、ステップ S 6 の処理からステップ S 8 の処理に移る。

ステップ S 8 においてトリガ信号生成部 4 5 は、パラメータ  $j$  を 1、つまりトリガ信号を発生し、トリガ信号を 3次元モデル画像生成部 4 1 a に出力する。

次のステップ S 4 において 3次元モデル画像生成部 4 1 a は、内視鏡画像、位置及び視線方向 (又は位置及び姿勢) の情報を取り込む。

10

20

30

40

50

次のステップS 9において3次元モデル画像生成部4 1 aは、(3次元モデル画像としての)3次元形状画像の構築を行う。

【0025】

現時点では、トリガ信号が発生した直後であるので、トリガ信号の発生直後において取得した1フレーム分の内視鏡画像と、その場合の位置及び視線方向の情報を用いて3次元形状画像の構築を開始する。

3次元モデル画像生成部4 1 aは、1フレーム分の内視鏡画像とその場合の位置及び視線方向の情報を用いて構築した3次元形状画像の画像信号をモニタ8に出力する。

次のステップS 10においてモニタ8は、1フレーム分の内視鏡画像により構築された3次元形状画像を(3次元モデル画像として)表示する。

次のステップS 11において制御部4 3は、入力装置3 8の終了ボタンなどから検査終了の指示信号が入力されたか否かを判定する。検査終了の指示信号が入力されていない場合には、ステップS 7の処理に移り、フレーム番号のパラメータが1つ増加された後、ステップS 2の処理に戻る。

【0026】

トリガ信号が発生した状態であるので、ステップS 2の処理の後、ステップS 4の処理に進み、さらにステップS 9、S 10の処理を行う。ステップS 2、S 4、S 9 - S 11、S 7のループの処理を繰り返すことにより、3次元形状画像の構築領域が増加する。

3次元形状画像の構築を開始した位置から挿入部1 1の先端部1 5が腎盂5 1 aの深部側に移動しながら撮像された撮像済み(観察済み)の内視鏡画像に対応した3次元形状画像が構築される。また、構築された3次元形状画像がモニタ8において例えば図1に示すように表示される。なお、モニタ8において3次元形状画像を表示した場合の観察する観察方向(視点方向)を設定することができる。観察方向が設定されない場合には、デフォルトの観察方向の設定の状態では3次元形状画像が表示される。

【0027】

モニタ8において表示される3次元形状画像により、術者は内視鏡2により観察(検査)している腎盂5 1 aの形状及び観察領域を把握でき、観察や処置を円滑に行い易くなる。

術者は、観察や処置を終了する場合には入力装置3 8の終了ボタン等を操作して、検査終了の指示信号を入力する。すると、ステップS 12に示すように制御部4 3は、3次元モデル画像生成部4 1 aが3次元形状画像の構築をする処理を停止させ、図4の処理を終了する。

なお、上述の説明においては、3次元モデル画像生成部4 1 aが、3次元モデル画像として3次元形状画像を生成(構築)して、生成した3次元形状画像をモニタ8に表示する例を説明した。

【0028】

3次元モデル画像生成部4 1 aが生成する3次元モデル画像として3次元形状画像の場合に限定されるものでなく、例えば3次元形状画像から観察済みの3次元領域となる3次元構築領域と、未観察の(ために構築されていない)3次元未構築領域との境界を視認可能にする(又は視認し易くする)3次元画像を生成(構築)し、モニタ8において3次元画像を3次元モデル画像として表示するようにしても良い。

次に図5 A - 図6 Dを参照して、所定の特徴量としての輝度情報を利用して、3次元モデル画像の構築を開始する(トリガ信号を生成する)比較結果を得る場合の処理を具体的に説明する。

本実施形態は、3次元モデル画像の構築を開始する所定の特徴量として、内視鏡画像における輝度情報を利用し、挿入部1 1の先端部1 5が尿管1 0から腎盂5 1 a内に挿入された場合を検出する。また、腎盂5 1 a内に挿入された場合を検出する輝度情報として、術者は、(1フレーム分の)内視鏡画像の平均値を用いる場合と、(1フレーム分の)内視鏡画像の分割領域の平均値を用いる場合と、内視鏡画像上に設定したラインに沿った分割領域の平均値を用いる場合と、から選択することができる。

## 【 0 0 2 9 】

図 5 A は、尿管 1 0 内で得られる内視鏡画像を示す。また、図 5 B は、尿管 1 0 内のように狭い管腔 1 0 a 内に挿入部 1 1 の先端部 1 5 が挿入された様子を示す。図 5 C は、図 5 B の場合に得られる内視鏡画像を示す。また、図 5 D は、図 5 C における水平方向のラインに沿った輝度の分布を示す。図 5 D において、点線は、輝度の平均値  $P_{au}$  を示す。

## 【 0 0 3 0 】

図 5 A - 図 5 D から分かるように尿管 1 0 又は狭い管腔 1 0 a 内では、内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部 1 5 の対物光学系 2 3 及び CCD 2 4 の撮像部 2 5 により観察（撮像）した場合、尿管 1 0 等の内壁と先端部 1 5 との距離が近く（小さく）なる。

そのため、得られる内視鏡画像における周辺部は、高い輝度値となり、内視鏡画像における中心部は尿管 1 0 の奥部分に対応した低い輝度値となる（尿管 1 0、狭い管腔 1 0 a は、ほぼ真っ直ぐな状態であるとする）。

図 6 A は、腎盂 5 1 a 内で得られる内視鏡画像を示す。また、図 6 B は、腎盂 5 1 a 内のように広い管腔 5 0 内に挿入部 1 1 の先端部 1 5 が挿入された様子を示し、図 6 C は、図 6 B の場合に得られる内視鏡画像を示す。また、図 6 D は、図 6 C の水平方向のラインに沿った輝度の分布を示す。図 6 D において、点線は、輝度の平均値  $P_{ap}$  を示す。

## 【 0 0 3 1 】

図 6 A - 図 6 D から分かるように腎盂 5 1 a 内等では、広い管状構造になる為、内視鏡 2 の先端部 1 5 の撮像部 2 5 により観察（撮像）した場合、腎盂 5 1 a の内壁と先端部 1 5 との距離が遠く（大きく）なる。この場合、光源装置 4 の調光回路 2 2 による調光機能が動作し、照明光の光量が増加し、得られる内視鏡画像における周辺部と中心部とは、ほぼ同じような輝度値になる。

図 6 D の平均値  $P_{ap}$  は、 $P_{au}$  よりも大きくなる。そして、後述する図 7 A の処理においては、 $P_{au} < P_{a\_th} < P_{ap}$  の条件を満たす閾値  $P_{a\_th}$  を用いて、腎盂 5 1 a の内視鏡画像の判定を行う。

本実施形態においては、図 5 D、図 6 D に示すような輝度分布の特性を利用して、撮像された撮像画像又は内視鏡画像から腎盂 5 1 a の画像を判定する（比較結果の）判定信号を得る。

上述したように本実施形態においては、輝度分布の特性を利用して、腎盂 5 1 a の画像を判定する 3 つの方法又は構成を備えている。

## 【 0 0 3 2 】

図 7 A 又は図 7 B と、図 8 A と、図 9 A は、腎盂 5 1 a の画像を判定する 3 つの処理を示す。まず、図 7 A を参照して、その動作（処理）を説明する。なお、図 7 A の代わりに図 7 B を採用しても良い。

図 4 におけるステップ S 3 の内視鏡画像、位置情報の取り込みの処理の後、図 7 A のステップ S 2 1 に示すように特徴量比較部 4 4（の前処理部又は輝度抽出回路 4 4 a）は、内視鏡画像におけるノイズを除去するノイズ除去の処理を行う。特徴量比較部 4 4（の輝度抽出回路 4 4 a）は、例えばガウシアンフィルタを用いて、ノイズを除去する。

次のステップ S 2 2 において特徴量比較部 4 4（の前処理部又は輝度抽出回路 4 4 a）は、内視鏡画像におけるハレーション部分の除去する処理を行う。特徴量比較部 4 4（の輝度抽出回路 4 4 a）は、例えば内視鏡画像の色成分画像となる RGB 画像を、輝度画像と色差画像に変換し、輝度画像（白黒画像）が、階調の上限に近い閾値以上となる画像部分をハレーションとして除去する。

## 【 0 0 3 3 】

次のステップ S 2 3 において特徴量比較部 4 4（の輝度抽出回路 4 4 a）は、ステップ S 2 1、S 2 2 の処理を経た内視鏡画像の（ハレーション部分を除去した 1 フレーム分の）輝度画像の輝度平均値  $P_a$  を算出する。なお、図 7 B において説明するように内視鏡画像の中心部側の一部の領域における輝度平均値  $P_a$  を算出するようにしても良い。

次のステップ S 2 4 において特徴量比較部 4 4（の比較回路 4 4 b）は、輝度平均値  $P_a$  と、その輝度平均値  $P_a$  に対して予め設定した閾値  $P_{a\_th}$  とを比較する。

Pathを満たさない比較結果の場合には、(判定信号を発生しないで)ステップS7の処理に戻る。つまり、腎盂51a内の内視鏡画像を判定するための閾値Pathに達していないと判定され、次のフレーム番号iの内視鏡画像において同様の処理が繰り返される。そして、挿入部11の先端部15が腎盂51a内に挿入され、腎盂51a内の内視鏡画像を取得した状態になると、以下のような比較結果となる。

Pathを満たす比較結果の場合には、比較回路44bは、判定信号を発生して、トリガ信号生成部45に出力する。すると、ステップS8においてトリガ信号生成部45は、トリガ信号を発生する。そして、図4において説明したように3次元モデル画像生成部41aは、腎盂51a内の(2次元)内視鏡画像から3次元形状画像の構築を開始する。

#### 【0034】

図7AのステップS23においては、内視鏡画像の輝度画像の輝度平均値Paを算出して、閾値Pathと比較しているが、図7BのステップS23に示すように内視鏡画像の中心領域における輝度画像の輝度平均値Paを算出するようにしても良い。そして、次のステップS24において比較回路44bが、輝度平均値Paと閾値Pathと比較するようにしても良い。中心領域としては、内視鏡画像の中心部を中心として、その周辺領域を含むように設定すれば良い。例えば中心領域として、中心部を中心として、内視鏡画像の全領域の1/9~1/2程度に設定する。

図7BにおけるステップS23、S24以外の処理は、図7Aと同じであり、その説明を省略する。

次に図8Aの処理を説明する。図8AにおけるステップS31とS32は、図7AのステップS21のノイズ除去とステップS22のハレーション除去と同じ処理である。

次のステップS33において特徴量比較部44(の輝度抽出回路44a)は、ステップS31、S32の処理を経た内視鏡画像を複数の画像領域としての分割領域に分割する。図8Bは、(ステップS32の処理後の)内視鏡画像を水平方向及び垂直方向の分割数Nをそれぞれ10としたN×Nに分割された分割領域Rdを示す。

#### 【0035】

なお、分割数Nを10にした場合に限定されるものでなく、2以上の数であれば良い。また、水平方向及び垂直方向の分割数Nを等しくした場合に限らず、異なる値に設定しても良い。

次のステップS34において特徴量比較部44(の輝度抽出回路44a)は、各分割領域の輝度平均値を算出する。

次のステップS35において特徴量比較部44(の輝度抽出回路44a)は、各分割領域の輝度平均値の最大値Pmaxと各分割領域の輝度平均値の最小値Pminとを抽出する。更に、特徴量比較部44(の輝度抽出回路44a)は、最大値Pmaxと最小値Pminとの差分Pd(=Pmax-Pmin)を算出する。

次のステップS36において特徴量比較部44(の比較回路44b)は、差分Pdが、この差分Pdに対して設定された閾値Pdthとを比較し、差分Pdが閾値Pdth以下か否かを判定する。

図5Aと図6Aとの比較、又は図5Cと図6Cとの比較、又は図5Dと図6Dとの比較から分かるように尿管10内のように狭い管腔10a内での内視鏡画像の分割領域における最大値と最小値との差は、腎盂51a内の場合よりも大きい値となる。また、このような輝度分布の特性を考慮して、閾値Pdthが設定されている。

#### 【0036】

つまり、尿管10内のように狭い管腔10a内での内視鏡画像の場合には、差分Pdが閾値Pdthより大きく、腎盂51a内のように広い管腔50内での内視鏡画像の場合には、差分Pdが閾値Pdth以下となるように、閾値Pdthが設定されている。

#### 【0037】

このため、尿管10内の内視鏡画像の場合には、ステップS36において差分Pdが閾値Pdthより大きいと判定され、ステップS7の処理を経て(図4の)ステップS2

10

20

30

40

50

の処理に戻る。そして、次のフレーム番号の内視鏡画像に対する同様の処理が繰り返される。

挿入部 11 の先端部 15 が、尿管 10 の深部側に移動（挿入）され、腎盂 51 a に近づくとも管腔が広くなり、ステップ S36 において差分 P d が閾値 P d<sub>th</sub> より大きいと判定されるものの差分 P d と閾値 P d<sub>th</sub> とのずれ量は小さくなる。

#### 【0038】

そして、更に挿入部 11 の先端部 15 が、腎盂 51 a 内に至ると、ステップ S36 において差分 P d が閾値 P d<sub>th</sub> 以下と判定される。この判定結果の場合に、比較回路 44 b は、判定信号をトリガ信号生成部 45 に出力する。

すると、ステップ S8 においてトリガ信号生成部 45 は、トリガ信号を発生する。そして、図 4 において説明したように 3 次元モデル画像生成部 41 a は、腎盂 51 a 内の（2 次元）内視鏡画像から 3 次元形状画像の構築を開始する。

次に図 9 A を参照して 3 つ目の処理を説明する。図 9 A に示す処理は、図 8 A に類似するため、図 8 A における処理と異なる部分のみを説明する。

図 8 A における処理は、内視鏡画像全体を 2 次的に複数の分割領域に分割したのに対して、図 9 A の処理は、内視鏡画像における特定のラインに沿って複数の分割領域を設定し、複数の分割領域に対して図 8 A の場合と同様の処理を行う。

図 9 A における処理は、図 8 A においてステップ S33 の処理をステップ S33 に変更した処理となり、その他は図 8 A と同じ処理となる。ステップ S33 において特徴量比較部 44（の輝度抽出回路 44 a）は、例えば図 5 C 又は図 6 C に示すように内視鏡画像において特定のラインを設定し、特定のラインに沿って複数の分割領域を設定する。

#### 【0039】

図 9 B は、特定のラインに沿って設定された複数の分割領域 R d h を示す。なお、図 9 B では特定のラインとして、内視鏡画像の中心を通る水平方向の 1 つのラインを設定したが、複数のラインを設定し、複数のラインに対して複数の分割領域を設定するようにしても良い。

なお、図 9 A におけるステップ S36 における閾値 P a<sub>th</sub> は、図 9 B のライン及びその場合の分割領域 R d h の大きさ等に応じて設定される。

図 9 A の処理を選択した場合には、図 8 A の場合よりも少ない演算量で済む利点がある。そのため、観察支援装置 6 に入力される内視鏡画像から時間的な遅れが殆ど発生しないタイミングで、3 次元形状画像の構築を開始できる。

このように動作する第 1 の実施形態によれば、撮像された撮像画像又は内視鏡画像に基づいて生成されるトリガ信号により、自動的に 3 次元形状画像により形成される 3 次元モデル画像の生成を開始することができる。従って、術者が 3 次元モデル画像の生成を開始させる操作を必要としないので、操作性を向上できる。

#### 【0040】

##### （第 2 の実施形態）

次に本発明の第 2 の実施形態を説明する。本実施形態は、内視鏡画像を予め設定したテンプレート画像との類似度から、判定信号を生成する。このため、本実施形態においては、図 2 の観察支援装置 6 における特徴量比較部 44 が、第 1 の実施形態と異なる。

図 10 に示すように本実施形態における特徴量比較部 44 は、参照画像としてのテンプレート画像を設定する画像設定部 44 d と、内視鏡画像との類似度を算出する類似度算出部（又は類似度比較部）44 e と、算出した類似度の結果を記録するメモリ 44 f を有する。

類似度算出部 44 e は、算出した類似度が閾値設定部 44 c において設定された類似度の閾値以下（但し、類似度の算出方法によっては閾値以上となる）に類似している比較結果の場合に、第 1 の実施形態の場合と同様に、トリガ信号を発生させるための判定信号をトリガ信号生成部 45 に出力する。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様の構成である。

本実施形態における全体的な処理は、図 4 に示す第 1 の実施形態の場合と殆ど同じであ

10

20

30

40

50

り、第1の実施形態とは図4におけるステップS5, S6が異なる。

図11は本実施形態におけるステップS5, S6に相当する処理の詳細を示す。

#### 【0041】

本実施形態においては、挿入口を有する尿管10から挿入口の深部側の挿入経路に沿った腎盂51a内に挿入された状態の内視鏡画像を精度良く判定するために、尿管10内、腎盂51a内での代表的な内視鏡画像となる2つのテンプレート画像の他に、その途中の尿管腎盂移行部51c内でのテンプレート画像を用意している。

そして、尿管10から腎臓内に挿入された内視鏡2により取得される内視鏡画像が、尿管10内、尿管腎盂移行部51c内、腎盂51a内の特徴を有する各テンプレート画像の時間順に十分に類似する事(又は閾値以下に類似する事)が検出された場合には、腎盂51a内に挿入されたと判定する。

より単純化して、例えば腎盂51a内の特徴を有するテンプレート画像と十分に類似する事(又は閾値以下に類似していること)が検出された場合に、腎盂51a内に挿入されたと判定し、トリガ信号を発生するようにしても良い。

また、尿管10内又は尿管腎盂移行部51c内と、腎盂51a内の特徴を有する各テンプレート画像を用意し、尿管10内又は尿管腎盂移行部51c内のテンプレート画像と十分に類似する事が検出された後に、腎盂51a内のテンプレート画像と十分に類似する事が検出された場合に、腎盂51a内に挿入されたと判定し、トリガ信号を発生するようにしても良い。なお、他の臓器に挿入する場合に適用しても良い。

図12A、図13A及び図14Aは、挿入部11の先端部がそれぞれ尿管10内、尿管10と腎盂51aとの間の尿管腎盂移行部51c内、腎盂51a内に存在する状態を示す。なお、図12A等においては、髄質を51d、皮質を51eで示している。

図12B、図13B及び図14Bは、図12A、図13A及び図14Aの場合の内視鏡2により取得される内視鏡画像を示す。図12B、図14Bの内視鏡画像は、図5A、図6Aに示した内視鏡画像と類似したものである。図13Bは、屈曲している尿管腎盂移行部51c内において得られる内視鏡画像を示す。

#### 【0042】

これらの内視鏡画像にそれぞれ類似した画像がそれぞれテンプレート画像として設定される。

テンプレート画像は、実際の内視鏡画像により設定しても良いし、腎臓を模擬した腎臓ファントム内を内視鏡2により観察した場合に得られる観察画像により設定しても良い。また、CT装置等で得られた腎臓の3次元モデルから、この3次元モデル内に仮想的に内視鏡を配置した際に得られる仮想内視鏡画像から、尿管10内、尿管腎盂移行部51c、腎盂51a内のテンプレート画像を設定しても良い。

更に、実際の尿管10内、尿管腎盂移行部51c、腎盂51a内において内視鏡2によりそれぞれ得られる複数枚の内視鏡画像から、それぞれ輝度の平均的な内視鏡画像を作成して、尿管10内、尿管腎盂移行部51c、腎盂51a内のテンプレート画像を設定しても良い。

画像設定部44dは、このように設定された3種類のテンプレート画像を予め格納する画像格納部を備え、画像設定部44dは、テンプレート画像を画像格納部から読み出し、テンプレート画像を設定する。なお、画像格納部をメモリ44fにより形成しても良い。

#### 【0043】

図11の処理が開始すると、ステップS41及びS42において特徴量比較部44(の前処理部又は類似度算出部44e)は、ノイズ除去とハレーション除去とを行う。ステップS41及びS42の処理は、図7AのステップS21, S22と同様の処理である。

次のステップS43において制御部43は、テンプレート画像(又はテンプレートマッチング)のパラメータkを初期値0に設定する。なお、パラメータkは、0が尿管10、1が尿管腎盂移行部51c、2が腎盂51aに対応して設定される。

次のステップS44において特徴量比較部44(の画像設定部44d)は、パラメータkに対応して3種類のテンプレート画像の設定を行う。つまり、画像設定部44dは、こ

のパラメータ  $k = 0$  に対応した尿管 10 のテンプレート画像、 $k = 1$  の尿管腎盂移行部 51c のテンプレート画像、 $k = 1$  の腎盂のテンプレート画像を設定（用意）する。

次のステップ S 45 において類似度算出部 44e は、内視鏡 2 により得られた内視鏡画像と、テンプレート画像との類似度  $S_{ik}$  を算出するテンプレートマッチングを行う。また、次のステップ S 46 において類似度算出部 44e は、パラメータ  $k$  が 2 であるかを判定し、パラメータ  $k$  が 2 でない場合には、次のステップ S 47 において類似度算出部 44e は、パラメータ  $k$  を 1 つ大きくしてステップ S 44 の処理に戻る。

#### 【0044】

ステップ S 44 ~ S 47 のループの処理により、フレーム番号  $i$  の内視鏡画像と 3 種類のテンプレート画像との類似度  $S_{ik}$  が算出されることになる。

本実施形態においては、内視鏡画像とテンプレート画像との類似度  $S_{ik}$  を、以下の式 1 により算出する。

$$S_{ik} = \sum_x \sum_y (f_i(x,y) - t_k(x,y))^2 \quad (1)$$

ここで、 $f_i(x,y)$  は、フレーム番号  $i$  で、座標  $(x,y)$  の 2 次元内視鏡画像（の画素値）、 $t_k(x,y)$  は、パラメータ  $k$  における座標  $(x, y)$  の 2 次元テンプレート画像（の画素値）を表す。また、 $x$  と  $y$  は、2 次元内視鏡画像及び 2 次元テンプレート画像における  $x$  座標と  $y$  座標の範囲内において加算することを表す。

式 1 から分かるように類似度  $S_{ik}$  は、その値が小さい程、類似していることを示す。 $S_{ik}$  を類似指数と定義し、類似指数  $S_{ik}$  が小さい値ほど、類似度が大きい（高い）と表現しても良い。

ステップ S 46 においてパラメータ  $k$  が 2 の場合には、ステップ S 48 の処理に進む。

#### 【0045】

ステップ S 48 において類似度算出部 44e は、算出した 3 つの類似度  $S_{ik}$  の値が、最小となる（最も類似している）テンプレート画像を選択して、その内視鏡画像  $f_i$  のシーンを設定し、例えば類似度算出部 44e 内のメモリ 44f に記録する。

#### 【0046】

例えば、最初のフレーム番号  $i$  ( $i = 1$ ) の内視鏡画像  $f_1$  の場合には、内視鏡 2 の先端部 15 が尿管 10 内に存在した場合には、尿管 10 に対して用意されたテンプレート画像  $t_0$  との類似度の値が最も小さくなる。そして、内視鏡画像  $f_1$  のシーンは、尿管 10 内を観察するシーン  $S_c$ （尿管）として設定（判定）され、メモリ 44f に  $f_1 : S_c$ （尿管）を記録する。なお、 $f_1 : \text{シーン } S_c$ （尿管）は、メモリ 44f がフレーム番号 1 の内視鏡画像  $f_1$  と、判定されたシーン  $S_c$ （尿管）とを対応付けて記録することを示す。

次のステップ S 49 において類似度算出部 44e は、メモリ 44f に尿管 10、尿管腎盂移行部 51c、腎盂 51a の順に検出された履歴情報（基準履歴情報と言う）が在るか否かを判定する。現時点では、そのような履歴情報が存在しないので、ステップ S 7 の処理に移り、フレーム番号  $i$  を 1 つ大きくしてステップ S 2 の処理に戻る。

このようにして、時間的に後のフレーム番号  $i$  の内視鏡画像  $f_i$  に対して同様の処理が繰り返される。そして、内視鏡 2 の先端部 15 が尿管腎盂移行部 51c 内に達すると、その場合の内視鏡画像と尿管腎盂移行部 51c のテンプレート画像  $t_1$  との類似度の値が最小となる。そして、ステップ S 48 においてメモリ 44f には、 $f_i : \text{シーン } S_c$ （尿管腎盂移行部）が記録される。また、この場合においても、次のステップ S 49 において基準履歴情報でないと判定され、ステップ S 7 の処理に移る。

#### 【0047】

このようにして、時間的に後のフレーム番号  $i$  の内視鏡画像  $f_i$  に対して同様の処理が繰り返される。そして、内視鏡 2 の先端部 15 が腎盂 51a 内に達すると、その場合の内視鏡画像  $f_i$  と腎盂 51a のテンプレート画像  $t_2$  との類似度の値が最小となる。そして、ステップ S 48 においてメモリ 44f には、 $f_i : \text{シーン } S_c$ （腎盂）が記録される。

#### 【0048】

この場合のメモリ 44f に格納された履歴情報の例を図 15 に示す。メモリ 44f には

10

20

30

40

50

、フレーム番号  $i$  が付けられた内視鏡画像  $f_i$  と共に、類似度算出により算出（設定、又は判定）されたシーン  $S_c(L)$  が順次記録される。ここで、 $L$  は、尿管、尿管腎盂移行部、腎盂の情報を表す。内視鏡 2 の先端部 15 が尿管 10 からその深部側に挿入され、腎盂 51a 内に達すると、図 15 に示すように時間的に尿管、尿管腎盂移行部、腎盂の順序のシーン  $S_c(L)$  の情報が記録される。

このような記録状態になると、ステップ S49 において類似度算出部 44e は、メモリ 44f に記録された履歴情報から、尿管、尿管腎盂移行部、腎盂の順に検出されたと判定し、判定信号をトリガ信号生成部 45 に出力し、ステップ S50 の処理に進む。

#### 【0049】

ステップ S50 においてトリガ信号生成部 45 は、パラメータ  $j$  を 0 から 1 にして、トリガ信号を発生する。そして、図 4 の処理に進み、3次元形状画像の生成が開始する。

なお、類似度  $S_{ik}$  として式 1 に示した式の代わりに、以下の式 2 に示す正規化相互相関  $T_{ik}$  を利用しても良い。

$$T_{ik} = \frac{\sum_x \sum_y \{ (f_i(x,y) - \langle f_i \rangle) (t_k(x,y) - \langle t_k \rangle) \}}{U} \quad (2)$$

$$U = \left( \sum_x \sum_y (f_i(x,y) - \langle f_i \rangle)^2 (t_k(x,y) - \langle t_k \rangle)^2 \right)^{1/2}$$

なお、 $\langle f_i \rangle$ 、 $\langle t_k \rangle$  は、それぞれ  $f_i$ 、 $t_k$  の平均値を表す。

また、テンプレートマッチングは、内視鏡画像とテンプレート画像とがほぼ一致した画像でないと、類似度が小さくならない為、観察方向が変化すると、検出（判定）の精度が低下する。精度の低下を防止するために、例えば、図 12B の内視鏡画像を尿管 10 の場合のテンプレート画像にする場合、点線で示すように特徴部分を切り出した、切り出し画像をテンプレート画像に設定しても良い。他のテンプレート画像に対しても同様に適用しても良い。

#### 【0050】

また、尿管 10、尿管腎盂移行部 51c、腎盂 51a の場合の各テンプレート画像として、それぞれを画像の中心の回りで回転した複数のテンプレート画像を用意するようにしても良い。この場合には、類似度を算出する場合の演算量が増大するため、内視鏡画像及びテンプレート画像として、画素数を縮小した縮小画像を利用するようにしても良い。

また、類似度を算出する場合に用いるテンプレート画像として、実際の腎臓の観察画像を複数枚用いて、その画像を教師データとしてニューラルネットワークを構築して、尿管、尿管腎盂移行部、腎盂を検出するようにしてもよい。

上述した第 1 及び第 2 の実施形態は、内視鏡 2 を尿管 10 から腎臓の腎盂側に挿入する場合を説明したが、内視鏡 2 を口から肺内に挿入する場合にも適用できることを以下に説明する。

内視鏡 2 の先端部 15 を口から肺に挿入した場合、撮像される画像は、図 16A の咽頭、図 16B の器管支、図 16C の左右の主気管支の分岐部の順番の内視鏡画像となる。なお、図 16A、図 16B、図 16C は、それぞれ概略図を示し、より具体的な画像は、図 17A、図 17B 又は図 17C、図 17D となる。

#### 【0051】

内視鏡 2 の先端部 15 が図 17A の咽頭を通過した後は、気管支の細い管腔が続き、その場合の内視鏡画像は図 17B 又は図 17C のような画像となる。その後、内視鏡画像における輝度が均一に近い状態となる、図 17D に示すような左右の主気管支の分岐部が観察される（なお、左右の主気管支の分岐部は、管腔は腎盂のように広がらないが、左右に細い気管支が分かれ、分岐の壁を観察する為、輝度が均一に近い状態となる）。

気管支は、尿管 10 の場合と同様に細い管腔構造となり、図 17B 又は図 17C に示すように中心側が暗くなる内視鏡画像となる。また、内視鏡 2 の先端部 15 が気管支の深部側（奥に）に挿入されると、図 17D に示すように輝度が均一に近い状態の左右の主気管支の分岐部が現れる内視鏡画像となる。そして、例えば、左右の主気管支の分岐部が現れる内視鏡画像を、輝度情報から検出（判定）したり、テンプレート画像を用いた類似度を算出して検出（判定）したりすることができる。

よって、上述した腎臓の観察の場合と同様に、第 1 の実施形態、第 2 の実施形態を適用

10

20

30

40

50

して、（気管支の観察支援をするための）気管支の3次元形状画像（3次元モデル画像）の構築を自動的に開始させる処理を内視鏡画像から同様に行うことができる。

#### 【0052】

（第3の実施形態）

次に本発明の第3の実施形態を説明する。腎臓内等に内視鏡2を挿入する場合、円滑に挿入するための挿入補助具としてのアクセスシースを採用する場合がある。本実施形態においては、アクセスシースを採用した場合の実施形態である。

図18Aは、尿管10内に留置したアクセスシース61を示し、アクセスシース61の先端は、尿管腎盂移行部51cの手前あたりに配置される。そして、アクセスシース61内に挿入した内視鏡2より、アクセスシース61の先端を、内視鏡画像から検出することにより、尿管10における腎盂尿管移行部の手前を検出することができる。なお、アクセスシース61は、例えば後述する図25Aの拡大図に示すように先端部61aが、その他の部分（樹脂）と異なる金属により構成され、その色も異なる。

10

挿入補助具としてのアクセスシース61は、内視鏡2の挿入部11の外径よりも大きい内径の管路を有する。また、アクセスシース61の基端の挿入口61b（図25A参照）から内視鏡2の挿入部11の先端部15を挿入可能である。挿入された内視鏡2の先端部15をアクセスシース61の先端部61a（図25A参照）の先端の突出口から外部に突出させることができる。

#### 【0053】

図18Aに示すように、アクセスシース61の先端付近に内視鏡2の先端部15を挿入した場合、図18Bの概略図に示すようにアクセスシース61の先端内部画像I61aと、その内側の尿管内壁画像（尿管内部画像）I10とを観察する状態となる。なお、先端内部画像I61aの外側は、アクセスシース61の内壁画像I61となり、先端部15がアクセスシース61の先端部内に位置すると、内壁画像I61は無くなり、先端内部画像I61aと、尿管内壁画像I10となる。

20

図18Bに対応した実際に得られる内視鏡画像は、図18Cのようになる。アクセスシース61の内壁画像I61と、アクセスシース61の先端内部画像I61aと、その内側の尿管内壁画像I10の色とが異なることから、先端内部画像I61aと尿管内壁画像I10との境界を内視鏡画像から検出することができる。

また、図18B及び図18Cに示すようにアクセスシース61の先端内部画像I61aとその内側の尿管内壁画像I10との境界は、円又は楕円となるので、その境界を形状から検出することもできる。

30

#### 【0054】

本実施形態においては、上記境界を検出した場合には判定信号を発生し、内視鏡画像から3次元形状画像の構築を開始するトリガ信号を発生する。また、本実施形態においては、境界を検出（判定）するために、例えば図18Dに示す色度図を利用する。

図19は、本実施形態における特徴量比較部44の構成を示す。本実施形態は、図1及び図2と同様の構成であり、図2における特徴量比較部44のより詳細な構成が第1の実施形態の場合と異なるのみの構成となる。

図19に示すように特徴量比較部44は、色度図上の処理を行う色度図処理部44gと、先端内部画像I61aとその内側の尿管内壁画像I10との円又は楕円の境界を検出するための円形ハフ変換等の処理を行う境界処理部44hとを有する。また、境界処理部44hは、円形ハフ変換を行う円形ハフ変換処理部を含む。

40

術者は、入力装置38から色度図処理部44gを用いてトリガ信号を発生させる場合と、境界処理部44hを用いてトリガ信号を発生させる場合とを選択することができる。

#### 【0055】

図20Aは、本実施形態における色度図処理部44gを用いてトリガ信号を生成するための比較又は判定を行う処理を示す。

ステップS51及びS52において特徴量比較部44（の前処理部又は）は、ステップS41及びS42の場合と同様に、内視鏡画像のノイズ除去の処理とハレーションの除去

50

の処理を行う。

次のステップS 5 3において特徴量比較部 4 4 (の色度図処理部 4 4 g)は、内視鏡画像の各画素を、図 1 8 Dに示す色度図にプロットする。

内視鏡 2の先端部 1 5が挿入された位置が図 1 8 Aに示す位置よりも浅い場合には、内視鏡画像の色度図上の位置は、アクセスシース 6 1の内壁画像 I 6 1の色に対応した位置となる。

そして、内視鏡 2の先端部 1 5が図 1 8 A又はこれに近い位置まで挿入されると、その場合の内視鏡画像は図 1 8 Cに近い画像となり、色度図上においては、先端内部画像 I 6 1 aの色が複数プロットされる。なお、図 1 8 Dにおいて、先端内部画像 I 6 1 aの所定の色の領域を C 6 1 aで示している。

#### 【 0 0 5 6 】

次のステップS 5 4において特徴量比較部 4 4 (の色度図処理部 4 4 g)は、プロットした位置(色)が所定の色の領域 C 6 1 a内に所定数以上存在するかを判定する。所定数以上存在しない場合には、ステップS 7に移り、フレーム番号を1つ増加する。

一方、ステップS 5 4の判定処理において所定の色の領域 C 6 1 a内に所定数以上、プロットされた位置が存在する判定結果の場合には、特徴量比較部 4 4 (の色度図処理部 4 4 g)は、トリガ信号を発生させる判定信号をトリガ信号生成部 4 5に出力する。

次のステップS 8においてトリガ信号生成部 4 5はトリガ信号を発生する。そして、図 2に示す3次元モデル画像生成部 4 1 aは、3次元形状画像の構築を開始する。

なお、ステップS 5 4の判定処理として、更に色度図上において尿管内壁画像 I 1 0又は尿管腎盂移行部 5 1 cの画像の色の領域 C 1 0 (図 1 8 Dの色度図において示す)に、所定数以上、プロットされた位置が存在する条件を追加しても良い。

先端部 1 5がアクセスシース 6 1の先端部 6 1 aに近い位置になると、円形の領域のサイズが大きくなり、その内側の尿管内壁画像 I 1 0又は尿管腎盂移行部 5 1 cの画像の内視鏡画像に占める割合も大きくなる。そのため、そのような画像の色度図上でプロットされた色も考慮してステップS 5 4の判定を行うようにしても良い。

#### 【 0 0 5 7 】

次に図 2 0 Bを参照してアクセスシース先端内部と尿管との境界が、ほぼ円形を示すことを利用し、境界処理部 4 4 hによる円形ハフ変換により境界を検出する場合の処理を説明する。

図 2 0 Bに示す処理は、図 2 0 AにおけるステップS 5 3とS 5 4とを、ステップS 6 1 ~ S 6 4に変更した処理となる。

ステップS 5 2の処理のステップS 6 1において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、内視鏡画像内のエッジ抽出を行う。特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、例えば、内視鏡画像を形成するRGB画像におけるグリーン画像(G画像)を用いてCannyオペレータによるG画像内のエッジ成分を抽出する。

次のステップS 6 2において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、内視鏡画像の輝度を2値化する処理を行う。より具体的には、特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、内視鏡画像におけるG画像を用いて内視鏡画像の濃度値ヒストグラムを作成し、更に2値化の閾値を設定し、内視鏡画像を2値化する(pタイル法等を用いる)。

#### 【 0 0 5 8 】

次のステップS 6 3において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、尿管 1 0内の2値化部分を削除する。より具体的には、特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、内視鏡画像内の尿管画像領域を検出し、尿管画像領域内の2値化部分を削除する。

次のステップS 6 4において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、円形ハフ変換による2値化したエッジの各画素をパラメータ空間に投票する。

次のステップS 6 5において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、円形を抽出する処理を行う。より具体的には、特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、パラメータ空間での投票度数が最大となる位置を検出する。

次のステップS 6 6において特徴量比較部 4 4 (の境界処理部 4 4 h)は、アクセスシ

10

20

30

40

50

ース61の先端部61aの有無を判定する。より具体的には、特徴量比較部44(の境界処理部44h)は、ステップS65で検出された投票度数が特定の閾値以上かを判定し、閾値未満である場合には、内視鏡2の先端部15がアクセスシース61の先端部61a付近に存在しない状態の内視鏡画像であると判定する。この判定結果の場合には、ステップS7の処理に進む。

#### 【0059】

一方、特徴量比較部44(の境界処理部44h)は、投票度数が特定の閾値以上である場合には、内視鏡2の先端部15がアクセスシース61の先端部61a付近に存在する状態の内視鏡画像であると判定する。この判定結果の場合にはステップS8の処理に移る。

#### 【0060】

本実施形態によれば、アクセスシース61を採用した場合、内視鏡画像からアクセスシース61の先端部61aを検出することにより、トリガ信号を発生して、3次元形状画像の構築を自動的に開始させることができる。

また、本実施形態においては、アクセスシース61の先端部61aを留置する位置の設定(調整)により、3次元形状画像の構築を開始させる位置を調整することができる。

#### 【0061】

(第4の実施形態)

次に本発明の第4の実施形態を説明する。本実施形態は、腎盂51a、腎杯51b内における特定の構造を検出した場合、トリガ信号を発生して、3次元形状画像の構築を開始する。

本実施形態は、図21に示すように特徴量比較部44は、特定の構造を検出する構造検出部44iを有する。構造検出部44iは、検出対象に設定される特定の構造を有する基準画像の特徴を格納するメモリ44jを有する。

構造検出部44iは、内視鏡2による取得される内視鏡画像が特定の構造を有するか否かを検出(判定)し、特定の構造を有することを検出した場合、判定信号をトリガ信号生成部に出力する。そして、3次元形状画像の構築が開始する。

なお、メモリ44jは、特定の構造を有する複数種類の基準画像の特徴を格納でき、術者は、検出対象とする特定の構造を選択(設定)できる。つまり、術者は、複数種類の基準画像の特徴から1つの基準画像の特徴を選択することにより、選択された基準画像の特徴(特定の構造)に相当する検出結果の位置から3次元形状画像の構築を開始させる選択を行うことができる。

#### 【0062】

図22Aと、図22B又は図22Cは、特定の構造を有する基準画像の例を示す。図22Aは、腎盂51aから腎杯51bの入口が観察される分岐構造を有する基準画像を示す。図22Aのように腎盂51a内において、その画像内に複数の矢印で示すように腎杯51bの入口を表す、くぼんで奥が暗くなる構造(部分)St1が存在している。そして、構造検出部44iは、このような腎杯51bの入口を示す構造を1つ又は複数の分岐構造を検出した場合に、判定信号を発生し、3次元形状画像の構築を開始するようにする。

また、図22B又は図22Cは、上腎杯における腎乳頭を特定の色を有すると共に、隆起した形状となる特定の構造を有する基準画像を示す。内視鏡2を腎杯51b内に挿入し、図22B又は図22Cに示すように白色に近い周辺の色に対して、矢印で示すように肌色に近い色を有し、隆起した形状を有する腎乳頭の構造St2, St3を検出した場合に、構造検出部44iは、判定信号を発生し、3次元形状画像の構築を開始するようにする。その他の構成は、第1の実施形態と同様の構成である。

図23は、本実施形態におけるトリガ信号を生成するための処理のフローチャートを示す。この処理は、例えば図20Aにおいて、ステップS53, S54の処理をステップS71, S72に置換した処理となる。

#### 【0063】

ステップS71において構造検出部44iは、メモリ44jに格納された検出対象の基準画像の特定の構造を参照して、内視鏡2による取得される内視鏡画像が特定の構造を有

10

20

30

40

50

するか否かを検出する。

次のステップS72において構造検出部44iは、内視鏡画像が特定の構造を、予め設定された閾値以上の割合で特定の構造を有するか否かを判定する。閾値未満の割合で特定の構造を検出した場合には、ステップS7の処理に移り、閾値以上の割合で特定の構造を検出した場合にはステップS8の処理に進む。

本実施形態によれば、特定の構造を検出した場合に、自動的に3次元形状画像(3次元モデル画像)の構築(生成)を開始することができる。

また、複数種類の特定の構造を用意することにより、3次元形状画像を構築する位置を選択することができる。

#### 【0064】

(第5の実施形態)

次に本発明の第5の実施形態を説明する。本実施形態は、上述した第1~第4の実施形態のいずれかの実施形態において、トリガ信号生成部45又は動作検知部47が、キャリブレーションを行うキャリブレーション処理部45aを有する。図24Aは、トリガ信号生成部45がキャリブレーション処理部45aを有する例を示す。

また、本実施形態においては、術者は、入力装置38から上述した実施形態の処理を行う場合と、キャリブレーション処理部45aによる処理に基づいてトリガ信号を生成する場合との一方を選択することができる。上述した実施形態の処理を選択した場合には、上述した実施形態と同様の処理となり、説明済みの動作となる。そのために、以下ではキャリブレーション処理部45aを選択した場合の処理等を説明する。

腎臓は呼吸によって移動する為、精度の高い観察支援を実現するためには呼吸による腎臓の動きを考慮する必要がある。例えば、呼吸の動きによる内視鏡2の先端部15の位置を補正しない場合には、内視鏡2の先端部15の位置に基づく3次元形状画像(3次元モデル画像)を構築する場合の精度と、表示した場合の精度も低下する。また、モニタ8に表示される腎盂・腎杯形状に対して内視鏡先端が実際と異なる位置に表示される。

#### 【0065】

このため、本実施形態においては、キャリブレーション処理部45aは、呼吸による腎臓の動きを検出して、内視鏡2の先端部15の位置を補正するキャリブレーションの処理を行う。そして、キャリブレーションが完了した場合には、3次元形状画像の構築を開始する。

図24Bは、本実施形態の処理を示す。図24に示す処理は、図4の処理と類似しているので、異なる部分のみ説明する。ステップS1として、初期化を行う。ここではパラメータjのみ用い、初期値j=0に設定し、ステップS2の処理に進む。ステップS2においてパラメータjが1でない場合には、ステップS81の処理に進み、ステップS81においてキャリブレーション処理部45aは、キャリブレーションの処理を行う。

キャリブレーション処理部45aは、腎臓内に挿入した内視鏡2の先端部15を、腎臓の動きに合わせて動かすことにより、先端部15の位置の動きを、腎臓の動きとして先端部15の位置を求めても良い。

#### 【0066】

キャリブレーション処理部45aは、腎臓内に内視鏡2の先端部15が挿入された状態で、呼吸による腎臓の動きの変動量に基づいて、呼吸による先端部15の位置を推定する先端の位置データの推定又は取得の処理を行う。

このような推定を行うことが可能な補正のデータ取得が完了した状態になると、キャリブレーション処理部45aは、キャリブレーションが完了し、完了を通知する判定信号又はトリガ信号を出力する。なお、キャリブレーション処理部45aがトリガ信号生成部45の外部に設けられている場合には、キャリブレーション処理部45aがトリガ信号生成部45にトリガ信号を発生させる判定信号を出力する。

ステップS81の次のステップS82においてキャリブレーション処理部45aは、キャリブレーションが完了したか(換言すると、補正のデータ取得が完了したか)を判定する。キャリブレーションが完了していない場合には、ステップS81の処理に戻る。

一方、キャリブレーションが完了した場合には、ステップS 8に進み、ステップS 8の処理後にステップS 4に進む。ステップS 4以降は、図4と同様の処理を行う。但し、ステップS 11において、終了でない場合にはステップS 4の処理に戻る。また、ステップS 4において、先端部15の位置の情報を取り込んだ際に、上記のように呼吸による変動量を補正した位置の情報を取得して、ステップS 9の処理を行う。

本実施形態によれば、キャリブレーションの完了後に、トリガ信号を発生して、自動的に3次元形状画像の構築を開始できる。また、呼吸による先端部15の位置が変動した場合の影響を低減した3次元形状画像の構築ができる。

#### 【0067】

(第6の実施形態)

次に本発明の第6の実施形態を説明する。本実施形態は、上述した第1～第5の実施形態のいずれかの実施形態において、磁界検出部46が、磁界変化を検出した場合に判定信号をトリガ信号生成部45に出力し、3次元モデル画像生成部41aは、3次元形状画像の構築を開始する。入力装置38から磁界検出部46を用いない選択を行った場合には、上述した第1～第5の実施形態のいずれかの動作となる。このため以下では、入力装置38から磁界検出部46を用いる選択を行った場合を説明する。

内視鏡2の先端部15がアクセスシース61の先端部61a付近の位置を通過したような場合における、先端部内センサ34から出力される磁界の検出信号から磁界検出部46が磁界の変化量を検出して、トリガ信号を発生させる判定信号を発生する。

図25Aは、図18Aと同様の図であり、内視鏡2の先端部15及びその周囲のアクセスシース61の先端部61aの付近を拡大図により拡大して示す。拡大図からのハッチングから分かるように、アクセスシース61の先端部61aは、導電性を有する金属で構成され、先端部61a以外は樹脂等の非金属部材(又は絶縁製部材)で構成されている。以下に説明するようにアクセスシース61の先端部61aが、アクセスシース61におけるその他の部分と、磁界に対する特性が異なることを利用して、信号生成部を構成するトリガ信号生成部45は、トリガ信号を発生(生成)する。

#### 【0068】

図25Bは、図25Aの状態を取得される内視鏡画像の概略図を示し、図18Bと同様の図となる。

図25Cは、図25Aにおいて、更に内視鏡2の先端部15がアクセスシース61の先端部61a内にまで挿入された状態を示す。

図25Cにおける円形部分の拡大図に示すように、先端部15内には先端部内センサ34を形成するセンスコイル34a～34cが配置されている。また、患者9の外部に配置されるアンテナ7を構成するソースコイル7aには、交流電流が印加され、このソースコイル7aは、その周囲に(交流)磁界を発生する。なお、先端部15の位置の検出精度を向上するために、複数のソースコイルが採用されている。

図25Dは、ソースコイル7aが発生する磁界と、その磁界を検出するセンスコイル34aを示す(センスコイル34b, 34cは、センスコイル34aの場合と同様に作用する)。

図25Dに示すように、ソースコイル7aには時間的に変化する電流が流れ、時間的に変化する磁界Hが発生する。ソースコイル7aが発生した磁界H内にセンスコイル34aを配置した場合、電磁誘導によりセンスコイル34aに電流が流れる。

#### 【0069】

また、ソースコイル7aが発生した磁界H内にアクセスシース61の先端部61aのような金属Mを配置した場合、磁束が金属Mを貫き、磁束の周りに渦電流Ceが流れる。渦電流Ceが流れると金属Mを貫いた磁束と逆方向に磁界が発生する。

そのため、金属Mの近傍にセンスコイル34aが配置されていると、センスコイル34aは、渦電流Ceによって発生した磁界とソースコイル7aが発生した磁界Hの合成された磁界を検出することになり、金属Mの有無によってセンスコイル34aが検出する出力が変化する。

10

20

30

40

50

内視鏡 2 の先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a 内に存在した場合、又は先端部 6 1 a を通過した場合、アクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a を境にセンスコイル 3 4 a の出力が変動する。

従って、磁界検出部 4 6 が変動する出力を検出することにより、内視鏡 2 の先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a を通過したことを判定することができる。

【 0 0 7 0 】

図 2 6 A は、この場合の処理を示す。図 2 6 A の処理は、図 2 4 においてステップ S 8 1 及び S 8 2 の処理が異なる。ステップ S 2 においてパラメータ  $j$  が 1 でない判定結果の場合には、ステップ S 8 5 において磁界検出部 4 6 は、先端部内センサ 3 4 が出力する検出信号の時間的変化量  $D t$  をモニタする。次のステップ S 8 6 において磁界検出部 4 6 は、検出信号の時間的変化量  $D t$  の絶対値が、閾値  $D t h$  以上であるか否かを判定し、閾値  $D t h$  未満の場合には、ステップ S 8 5 の処理に戻る。なお、閾値  $D t h$  は、正の値である ( $D t h > 0$ )。

10

【 0 0 7 1 】

一方、検出信号の時間的変化量  $D t$  の絶対値が、閾値  $D t h$  以上の場合には、磁界検出部 4 6 は、判定信号をトリガ信号生成部 4 5 に出力してステップ S 8 に進む。ステップ S 8 において、トリガ信号生成部 4 5 は、トリガ信号を発生し、このステップ S 8 の処理後、ステップ S 4 の処理に移る。なお、ステップ S 4 , S 9 ~ S 1 2 は、図 4 における処理と同様である。

本実施形態によれば、先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a を通過した際の磁界変化量を検出した場合にトリガ信号を発生し、自動的に 3 次元形状画像の構築を開始できる。

20

【 0 0 7 2 】

なお、先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a を通過した際の磁界変化量を検出した場合にトリガ信号を発生させる場合の他に、以下の場合においてトリガ信号を発生させるようにしても良い。

先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a に近づき、先端部 6 1 a 内 (先端部 6 1 a の内側) に入った際の磁界変化量を磁界検出部 4 6 が検出した判定信号に基づいて、トリガ信号を発生させるようにしても良い。

換言すると、内視鏡 2 の先端部 1 5 がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a のような所定の位置にあることを (磁界検出部 4 6 が) 検知した場合、トリガ信号生成部 4 5 が 3 次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成するようにしても良い。

30

このように磁界検出部 4 6 が内視鏡 2 の先端部 1 5 内に配置され、先端部 1 5 の位置を検出する先端部内センサ 3 4 により検出される検出信号から内視鏡 2 の先端部 1 5 周辺の磁界変化を検出し、検出結果の判定信号をトリガ信号生成部 4 5 に出力する。

【 0 0 7 3 】

トリガ信号生成部 4 5 は、磁界検出部 4 6 の検出結果に基づいて、先端部 1 5 が所定の位置としてのアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a の位置にあることを検知してトリガ信号を発生し、3次元モデル画像生成部 4 1 a 又は制御部 4 3 に出力する。3次元モデル画像生成部 4 1 a は、トリガ信号生成部 4 5 からのトリガ信号により3次元モデル画像の生成を開始したり、又は制御部 4 3 による制御下でトリガ信号に基づいて3次元モデル画像の生成を開始する。

40

トリガ信号生成部 4 5 (及び磁界検出部 4 6) は、内視鏡 2 が所定の位置にあることを検知した場合のトリガ信号を生成する信号生成部をトリガ信号生成部 4 5 が構成する。なお、トリガ信号生成部 4 5 が磁界検出部 4 6 を備える構成にしても良いし、逆に磁界検出部 4 6 がトリガ信号生成部 4 5 を備える構成にしても良い。そして、本実施形態は以下のような構成であるとも言える。

【 0 0 7 4 】

本実施形態の医療用観察システム 1 (例えば図 1) は、3次元形状を有する被検体としての患者 9 の内部を観察する内視鏡 2 と、前記被検体の3次元モデル画像を構築する3次

50

元モデル画像生成部 4 1 a と、前記内視鏡 2 ( の先端部 1 5 ) がアクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a 等の所定の位置にあることを検知した場合、前記 3 次元モデル画像の生成を開始するトリガ信号を生成する信号生成部を形成するトリガ信号生成部 4 5 と、前記 3 次元モデル画像生成部 4 1 a に対して、前記信号生成部により生成された前記トリガ信号に基づいて、前記 3 次元モデル画像の生成を開始するよう制御する制御部 4 3 と、を有することを特徴とする。

上記のように内視鏡 2 の先端部 1 5 アクセスシース 6 1 の先端部 6 1 a 等の所定の位置にあることを検知 ( 検出 ) した場合の他の場合にも、トリガ信号を発生させるようにしても良い。

例えば、磁界検出部 4 6 が、先端部内センサ 3 4 がアンテナ 7 の検出範囲に入った場合に、トリガ信号生成部 4 5 からトリガ信号を発生させ、3 次元モデル画像生成部 4 1 a が 3 次元形状画像の構築を開始するような構成にしても良い。

#### 【 0 0 7 5 】

より具体的には、磁界検出部 4 6 は、先端部内センサ 3 4 の検出信号の信号レベルの絶対値が、信号レベルの閾値以上となる場合に、トリガ信号を発生するようにしても良い。換言すると、先端部内センサ 3 4 の検出信号の信号レベルの絶対値が、信号レベルの閾値以上となる場合に所定の精度で先端部 1 5 の位置を検出又は推定できるアンテナ 7 の検出範囲内に入ったと判定する。

また、一定時間間隔等において先端部 1 5 の位置の推定から、動作検知部 4 7 が先端部 1 5 の移動速度を算出し、移動速度が閾値未満となった場合に、トリガ信号を発生し、3 次元モデル画像生成部 4 1 a が 3 次元形状画像の構築を開始するような構成にしても良い。

また、第 6 の実施形態により、内視鏡 2 の先端部 1 5 が所定の位置にあることを検知した場合、その時間から設定された時間、又は所定の位置から設定された距離遡って、3 次元モデル画像生成部 4 1 a が 3 次元形状画像の構築を開始するようにしても良い。

#### 【 0 0 7 6 】

その他に、動作検知部 4 7 がユーザによる入力装置 3 8 やフットスイッチの操作、内視鏡 2 の挿入の操作、例えば湾曲操作、内視鏡 2 を挿入した後の、後退させる操作を検知した場合に、トリガ信号生成部 4 5 からトリガ信号を発生させ、3 次元モデル画像生成部 4 1 a が 3 次元形状画像の構築を開始するような構成にしても良い。

また、内視鏡画像 ( 撮像画像 ) における所定のパラメータの所定値以上の結果 ( 又は変化結果 ) と、術者等のユーザによる内視鏡 2 の挿入動作の検知結果と、に基づいて、トリガ信号を生成するようにしても良い。

図 2 6 B は、この場合の処理の例を ( 第 6 の実施形態の第 1 変形例として ) 示す。図 2 6 B は、例えば図 4 の処理において、ステップ S 6 において所定の特徴量 ( パラメータ )  $C ( i , j )$  が閾値以上の場合には、ステップ S 6 の処理を行うフローチャートとなる。ステップ S 6 以外は、図 4 と同様の処理となる。

ステップ S 6 において、例えば動作検知部 4 7 により形成される挿入動作検知部が、( 所定の ) 挿入動作を検知したか否かを判定 ( 検知 ) し、挿入動作を検知しない場合には、ステップ S 7 に移る。一方、ステップ S 6 において、動作検知部 4 7 により形成される挿入動作検知部が、挿入動作を検知した場合には、ステップ S 8 に進み、トリガ信号を発生する。

#### 【 0 0 7 7 】

動作検知部 4 7 により形成される挿入動作検知部は、上述した内視鏡 2 による湾曲操作等でも良いし、先端部内センサ 3 4 がアンテナ 7 の検出範囲に入った場合を、所定の挿入動作を検知した場合に設定しても良い。このように複数の判定結果 ( 又は検知結果 ) に基づいて、トリガ信号を生成するようにしても良い。図 2 6 B では、撮像画像と挿入動作の場合とを組み合わせた例を示しているが、撮像画像と図 2 6 A の検出信号の時間的变化量等とを組み合わせても良い。

また、ユーザが入力装置 3 8 から上述した実施形態及び変形例等を選択的に動作させる

10

20

30

40

50

選択を行うことができる構成にしても良い。

図27は、ユーザが入力装置38から上述した実施形態及び変形例等を選択的に動作させることができる(第6の実施形態の第2変形例の)観察支援装置6Bを示す。

図27の観察支援装置6Bは、特徴量比較部44が第1の実施形態における輝度抽出回路44a, 比較回路44b, 閾値設定部44c, から第4の実施形態における構造検出部44i、メモリ44jまでを有する。また、トリガ信号生成部45は、キャリブレーション処理部45aを有する。

【0078】

特徴量比較部44は、第1の実施形態の輝度抽出回路44a, 比較回路44b, 閾値設定部44c, 第2の実施形態の画像設定部44d、類似度算出部44e、第3の実施形態の色度図処理部44g、境界処理部44h、第4の実施形態の構造検出部44i、メモリ44jを有する。また、トリガ信号生成部45は、第5の実施形態で説明したキャリブレーション処理部45aを有する。

10

そして、ユーザは、入力装置38から第1の実施形態の輝度抽出回路44a, 比較回路44b, 閾値設定部44c ~ 第4の実施形態の構造検出部44i、メモリ44jまでの1つの実施形態を選択して、3次元形状画像の構築を開始させる構成を選択できる。

また、その他に、入力装置38からキャリブレーション処理部45aを選択したり、磁界検出部46を選択する等して、上述した第6の実施形態等の処理や動作を行うようにすることもできる。図27の観察支援装置6Bを用いた場合には、3次元形状画像の構築を開始させる場合において、ユーザの選択肢が増え、操作性の良い医療用観察システムを実現できる。

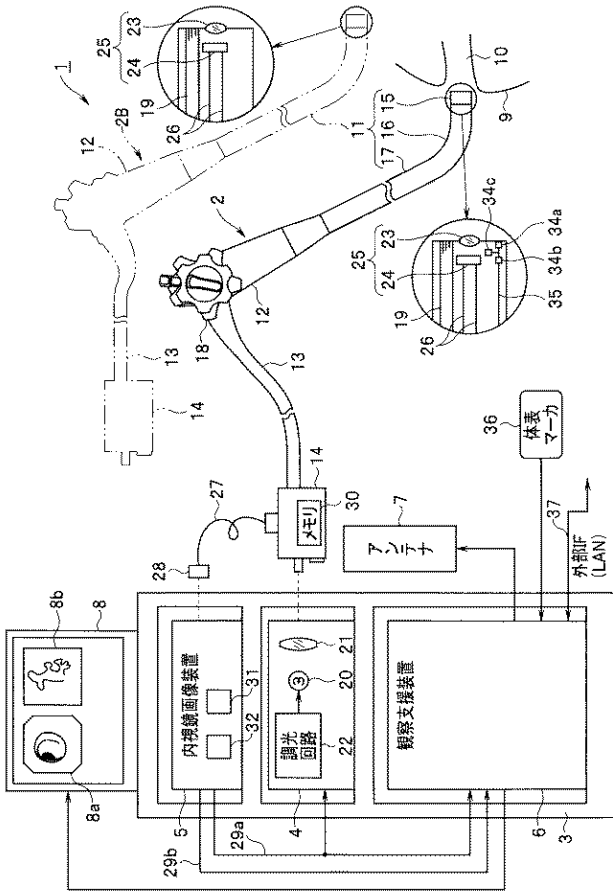
20

なお、上述した実施形態等を部分的に組み合わせて異なる実施形態等を構成しても良い。

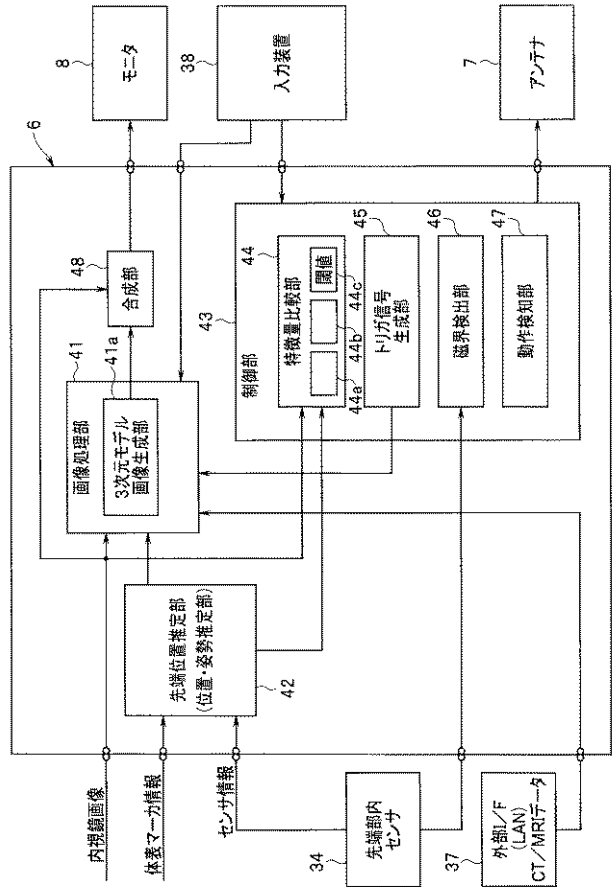
【0079】

本出願は、2016年6月7日に日本国に出願された特願2016-113777号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

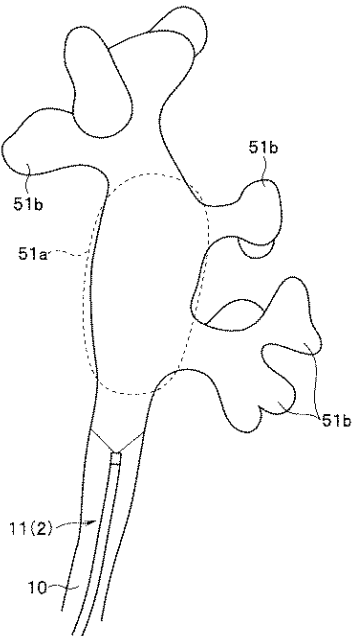
【図1】



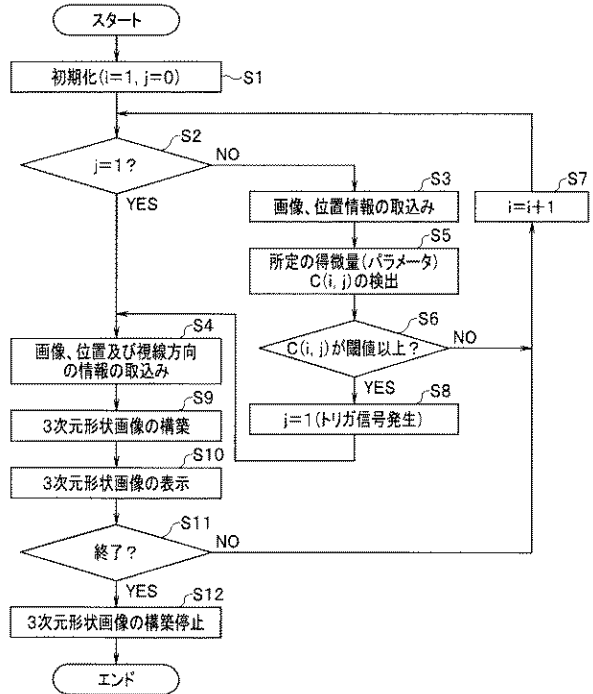
【図2】



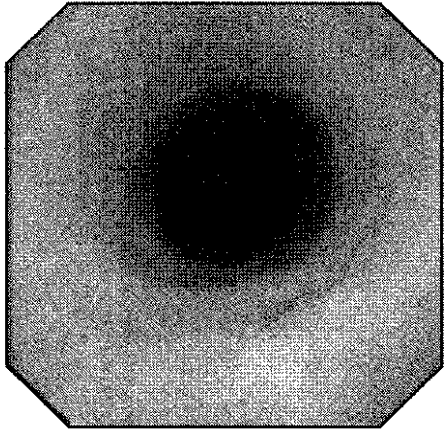
【図3】



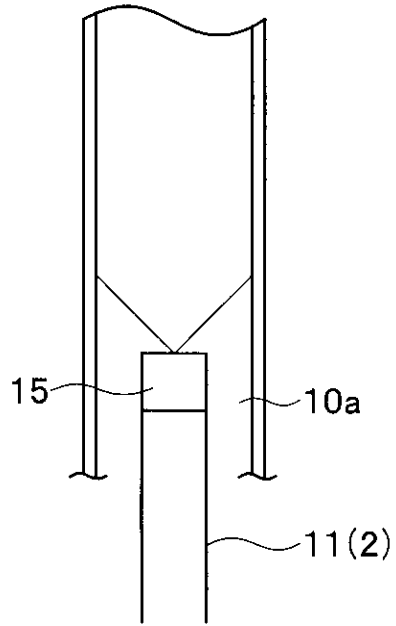
【図4】



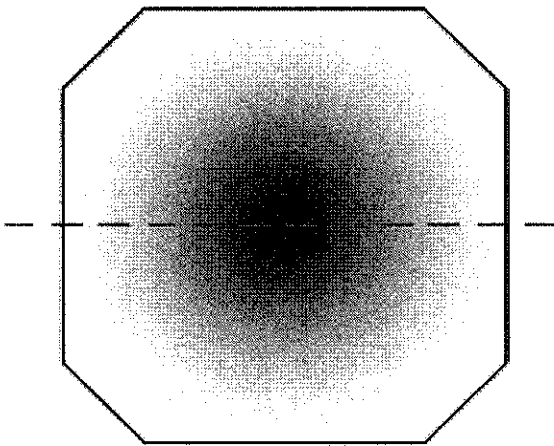
【図 5 A】



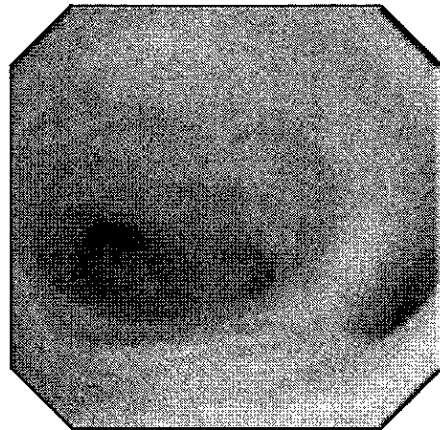
【図 5 B】



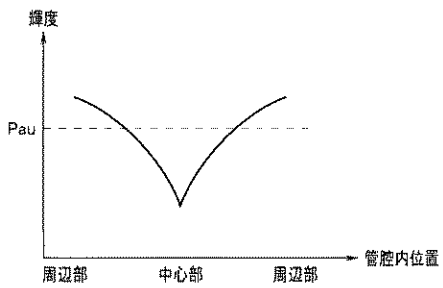
【図 5 C】



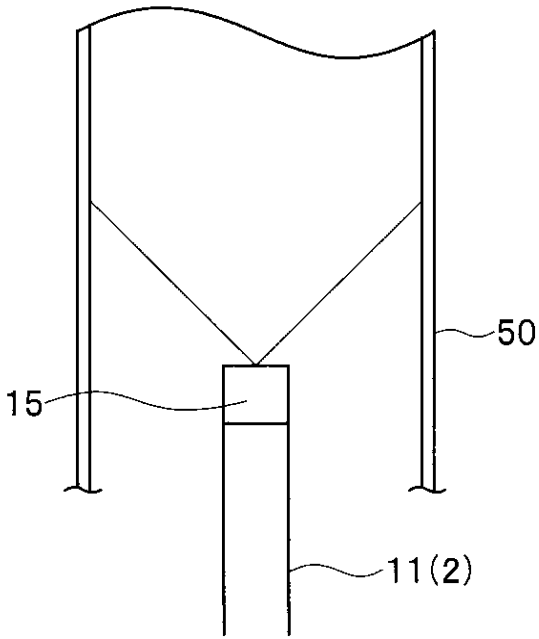
【図 6 A】



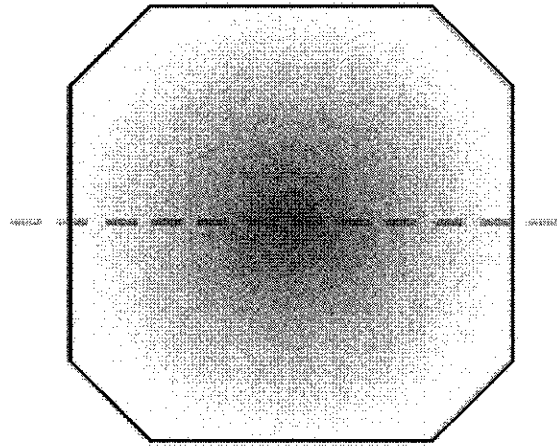
【図 5 D】



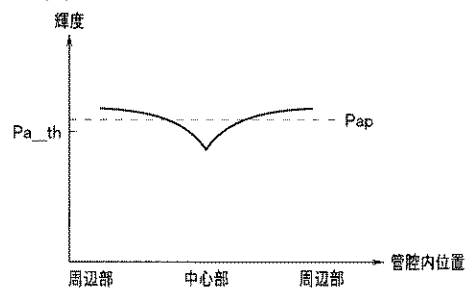
【図 6 B】



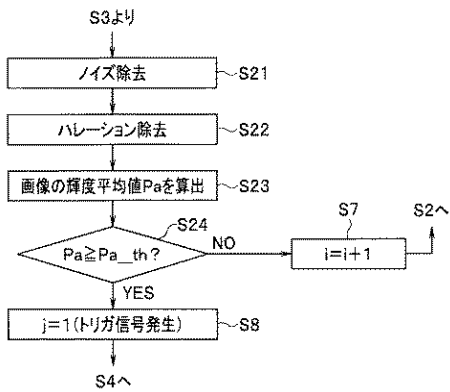
【図 6 C】



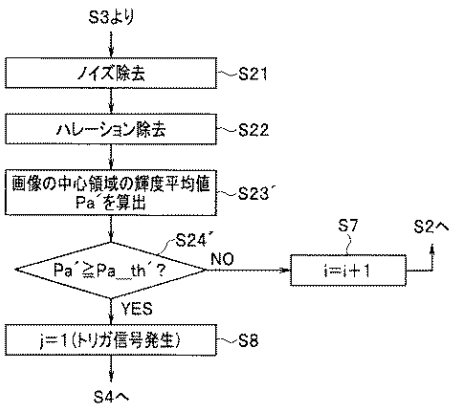
【図 6 D】



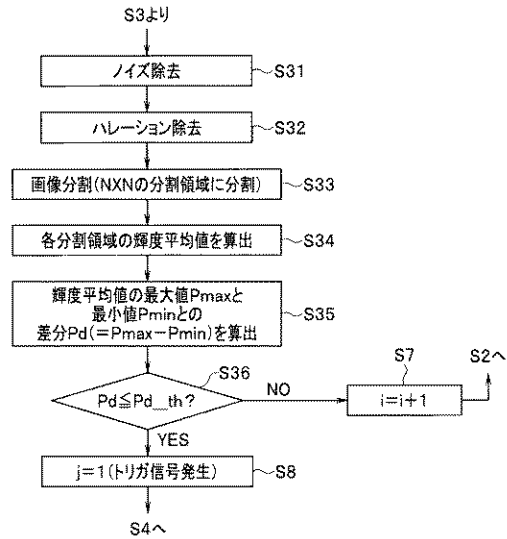
【図 7 A】



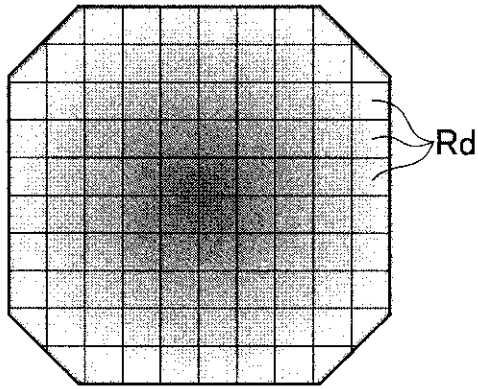
【図 7 B】



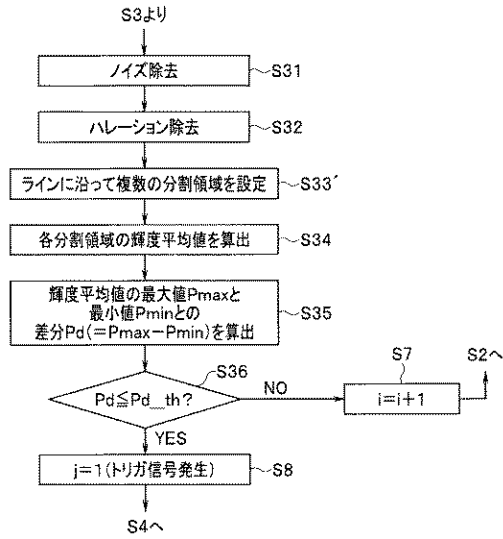
【図 8 A】



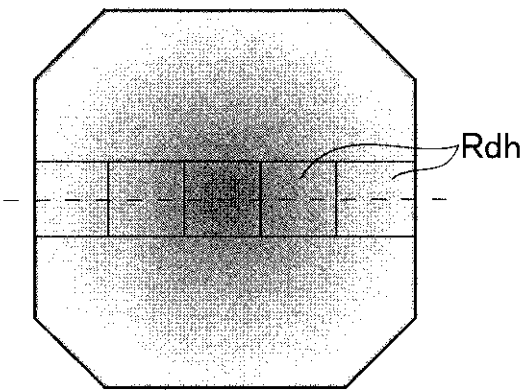
【図8B】



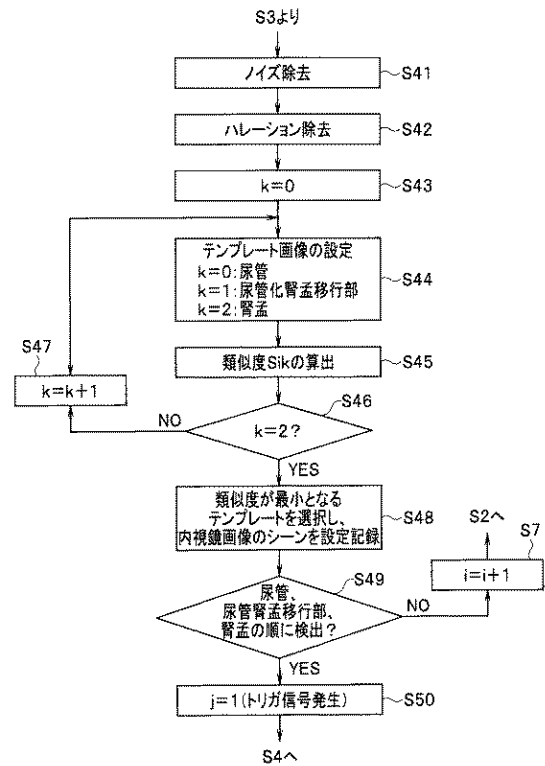
【図9A】



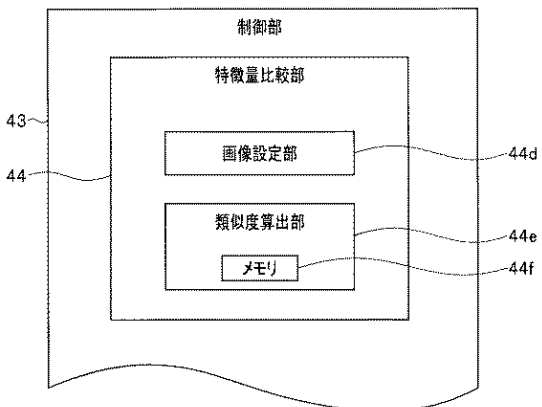
【図9B】



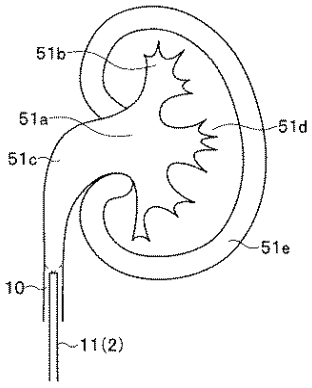
【図11】



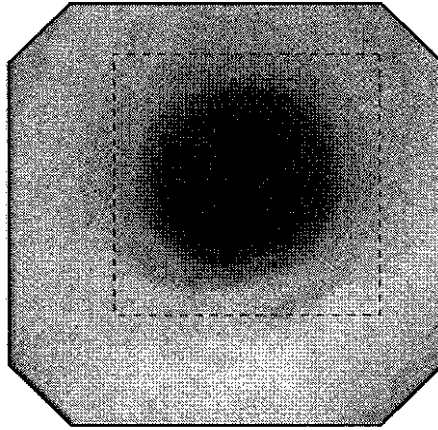
【図10】



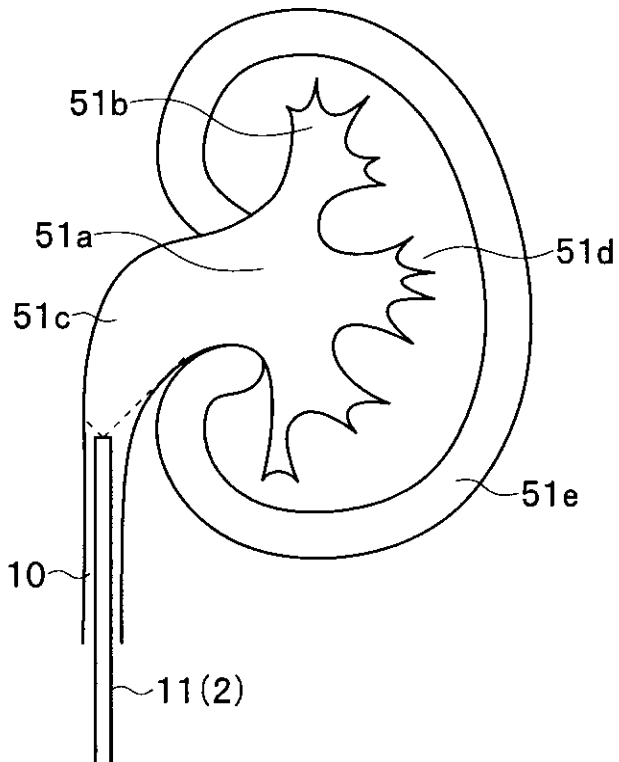
【図 1 2 A】



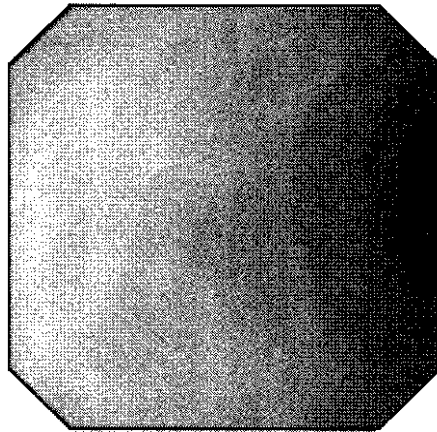
【図 1 2 B】



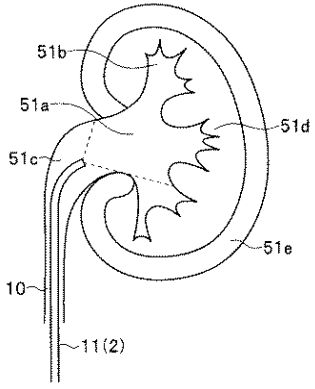
【図 1 3 A】



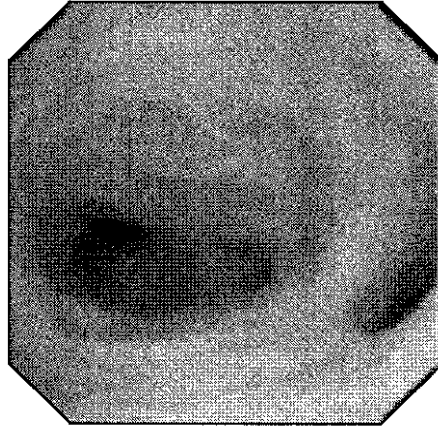
【図 1 3 B】



【図14A】



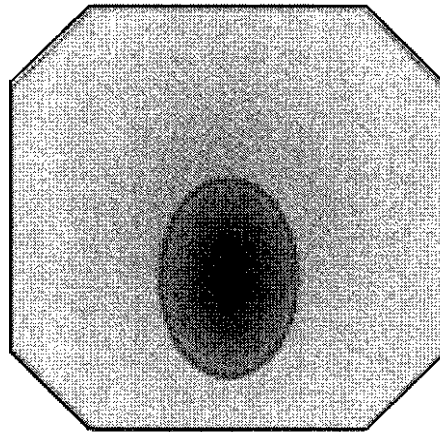
【図14B】



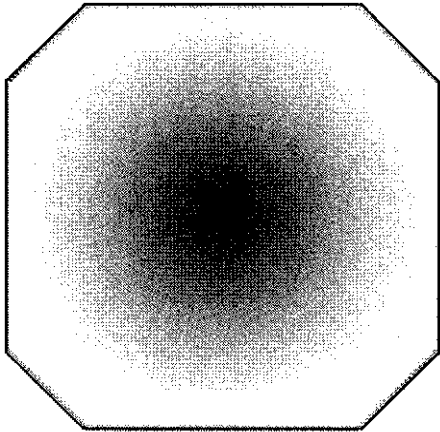
【図15】

内視鏡画像II	f1	f2	f3	...	f8	f9	f10	f11
シーンSc(L)	Sc(尿管)	同左	同左	...	Sc(尿管盂移行部)	同左	同左	Sc(腎盂)

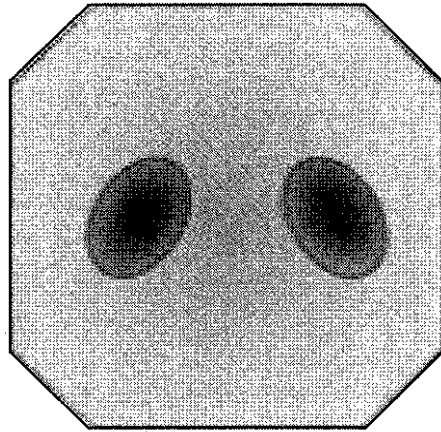
【図16A】



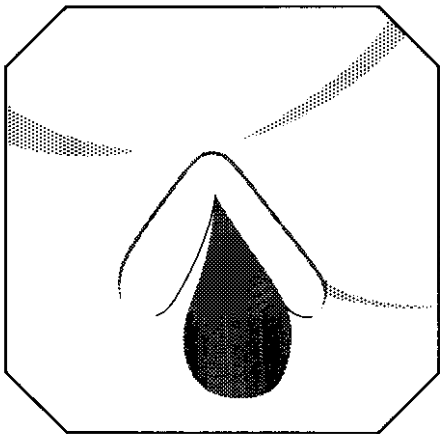
【図 16 B】



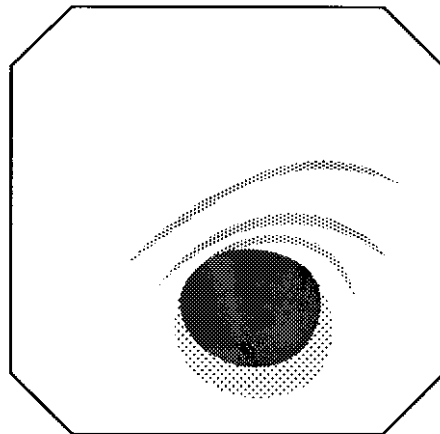
【図 16 C】



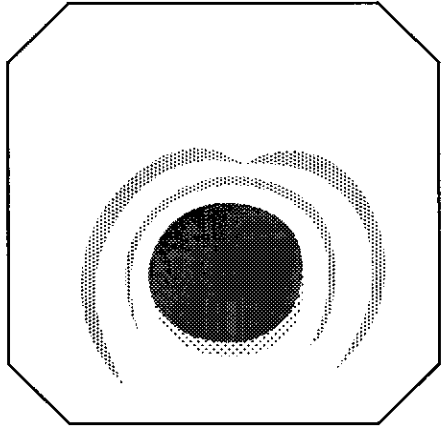
【図 17 A】



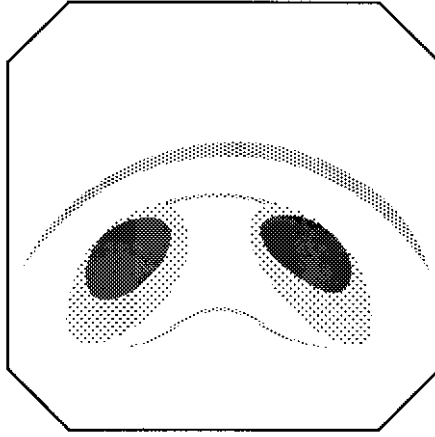
【図 17 B】



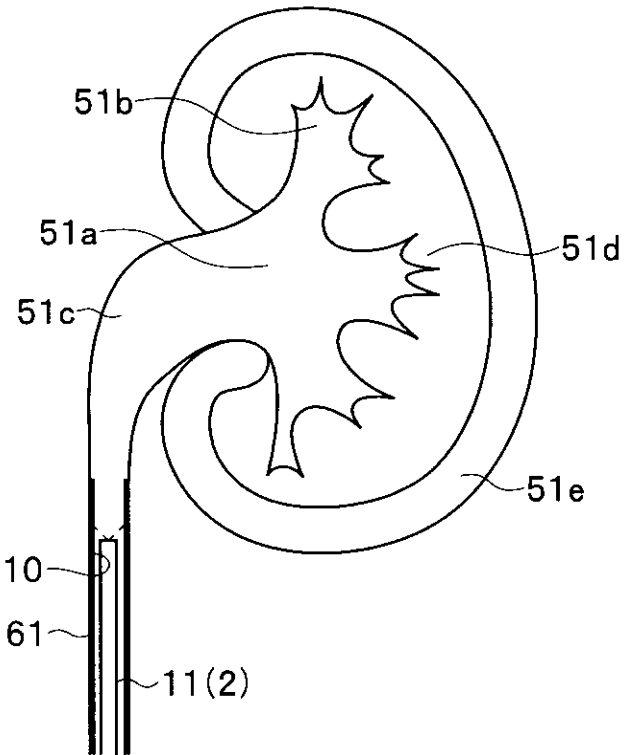
【図 17 C】



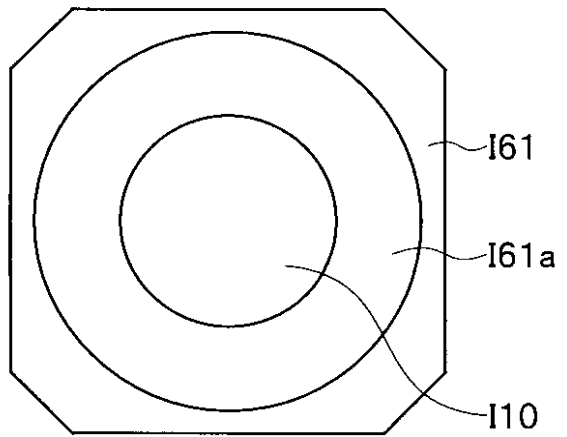
【図 17 D】



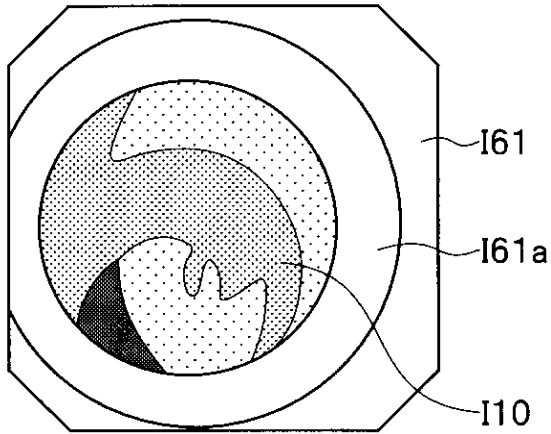
【図 18 A】



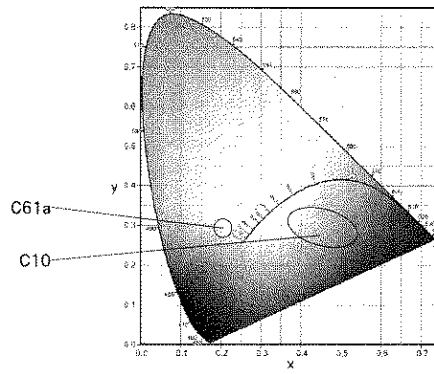
【図 18 B】



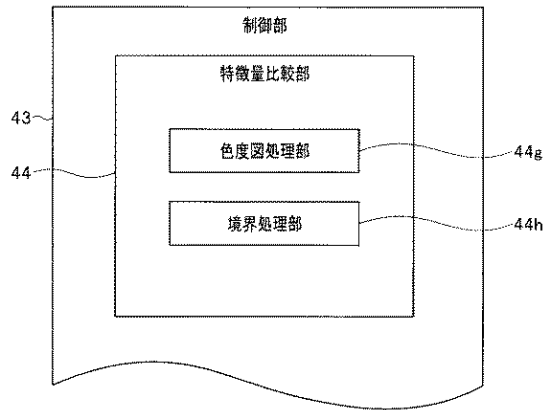
【図18C】



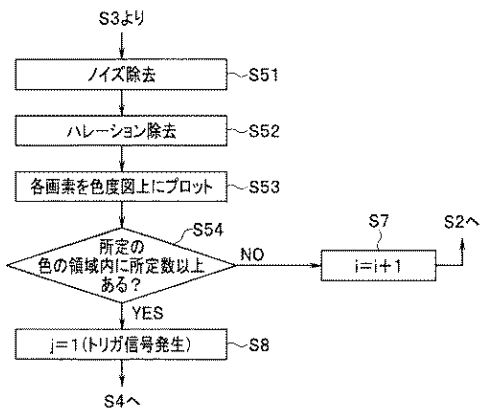
【図18D】



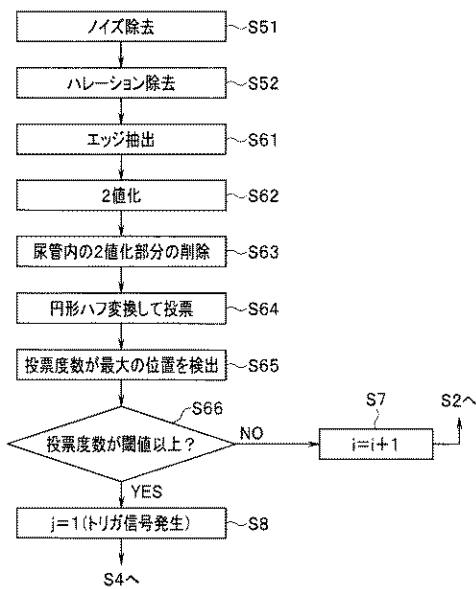
【図19】



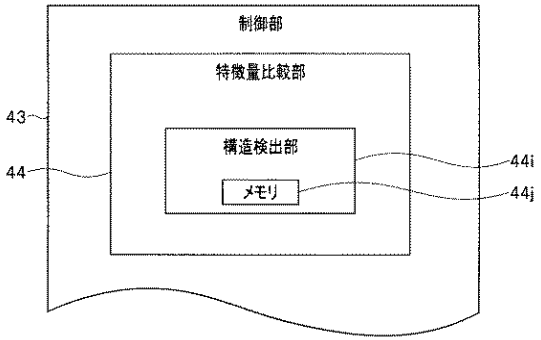
【図20A】



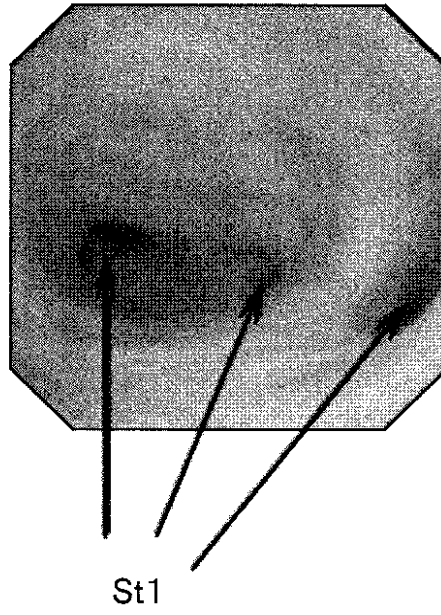
【図20B】



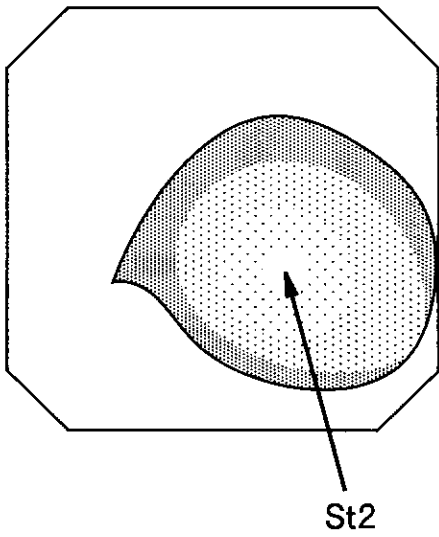
【図 2 1】



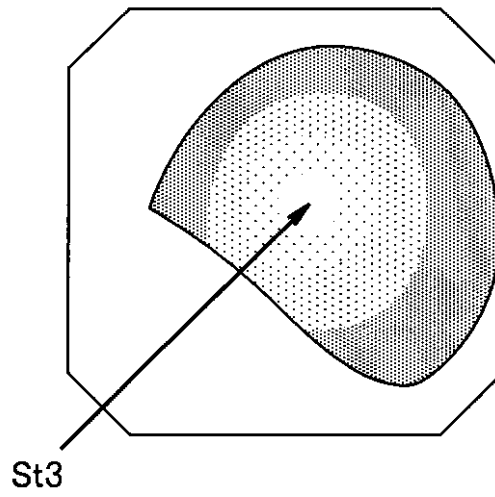
【図 2 2 A】



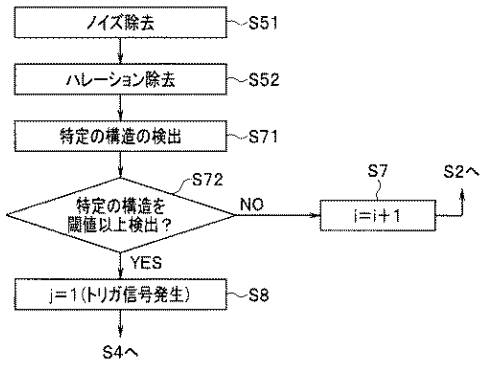
【図 2 2 B】



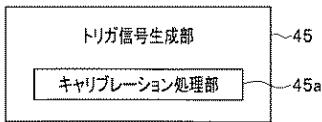
【図 2 2 C】



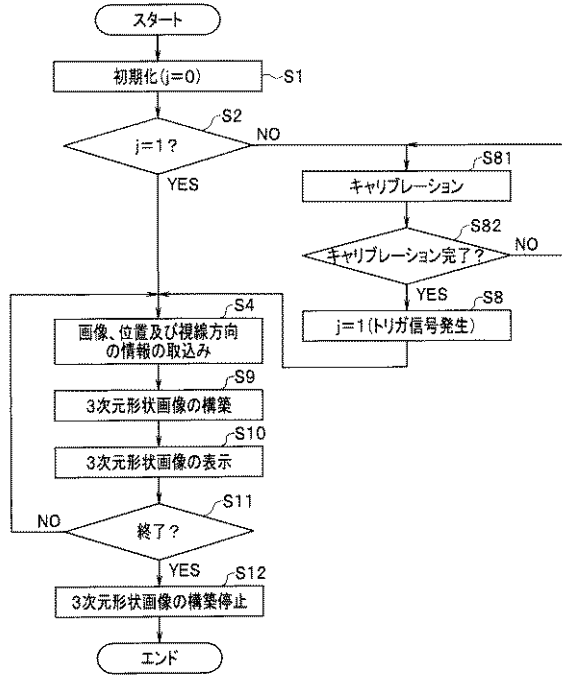
【図23】



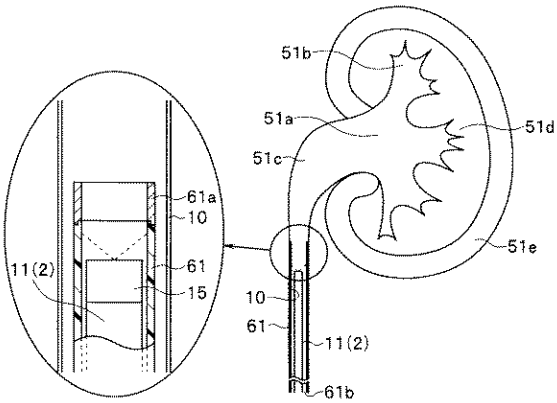
【図24A】



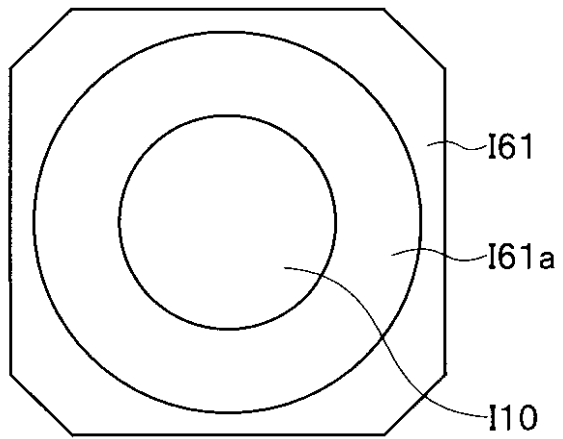
【図24B】



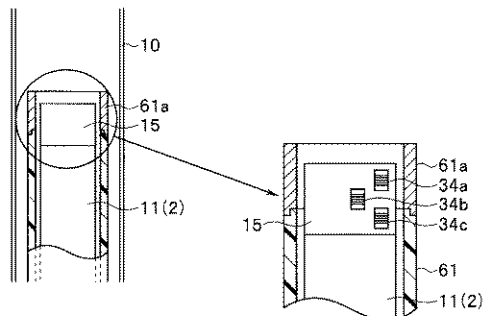
【図25A】



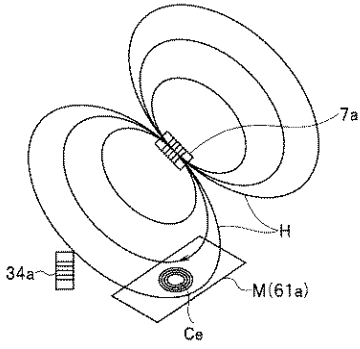
【図25B】



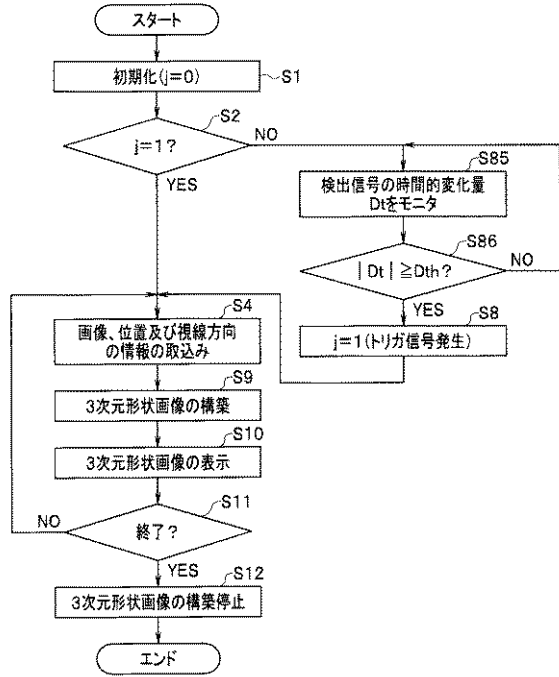
【図25C】



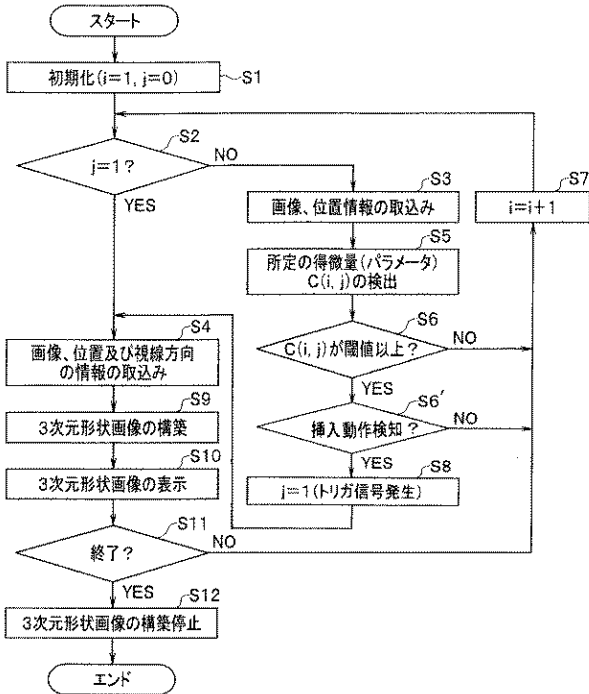
【図25D】



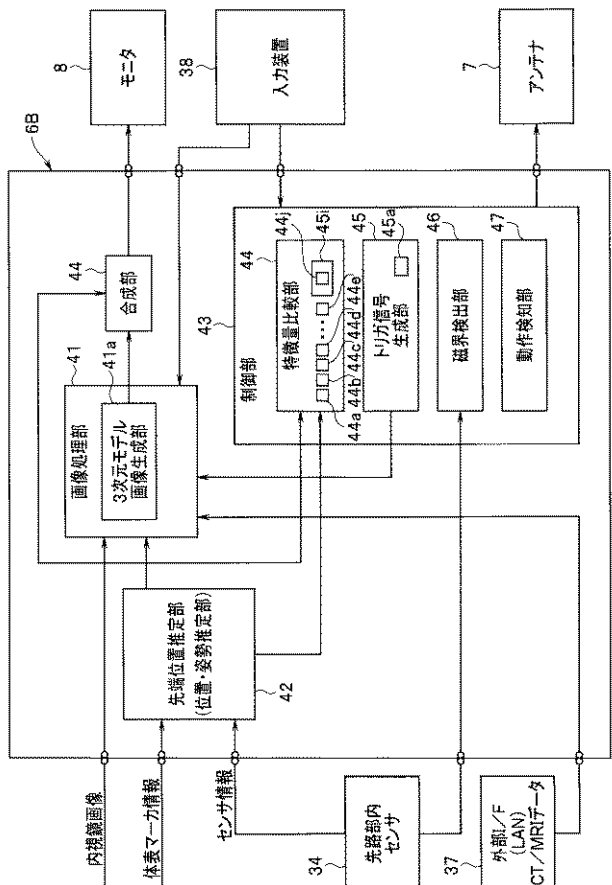
【図26A】



【図26B】



【図27】



## 【手続補正書】

【提出日】平成30年1月12日(2018.1.12)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【0004】

本発明の一態様の医療用観察システムは、撮像部と、被検体内に挿通され、所定の臓器まで挿通可能な挿入部と、を有する内視鏡と、トリガ信号が入力されることで、前記トリガ信号が入力された後に前記撮像部により出力された撮像画像に基づいて、前記被検体の立体形状を表す3次元形状画像の生成を開始し、かつ前記内視鏡により撮像される領域の変化に応じて前記立体形状の構築領域を増加する3次元モデル画像生成部と、前記3次元形状画像の生成を開始させるための前記トリガ信号を入力する信号生成部と、前記挿入部が前記所定の臓器まで到達しているかどうかを判定し、前記挿入部が前記所定の臓器まで到達していないと判断された場合は、前記信号生成部に前記トリガ信号を入力させず、かつ前記挿入部が前記所定の臓器まで到達したと判断された場合は、前記信号生成部に前記トリガ信号を入力させる制御を行う制御部と、を有する。

10

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

撮像部と、被検体内に挿通され、所定の臓器まで挿通可能な挿入部と、を有する内視鏡と、

トリガ信号が入力されることで、前記トリガ信号が入力された後に前記撮像部により出力された撮像画像に基づいて、前記被検体の立体形状を表す3次元形状画像の生成を開始し、かつ前記内視鏡により撮像される領域の変化に応じて前記立体形状の構築領域を増加する3次元モデル画像生成部と、

前記3次元形状画像の生成を開始させるための前記トリガ信号を入力する信号生成部と、

前記挿入部が前記所定の臓器まで到達しているかどうかを判定し、前記挿入部が前記所定の臓器まで到達していないと判断された場合は、前記信号生成部に前記トリガ信号を入力させず、かつ前記挿入部が前記所定の臓器まで到達したと判断された場合は、前記信号生成部に前記トリガ信号を入力させる制御を行う制御部と、

を有することを特徴とする医療用観察システム。

## 【請求項2】

前記内視鏡において、前記挿入部は、前記所定の臓器として、腎盂または肺に挿入される

ことを特徴とする請求項1に記載の医療用観察システム。

## 【請求項3】

前記制御部は、前記撮像部により出力された撮像画像に基づき前記挿入部が前記所定の臓器まで到達しているかどうか判定する

ことを特徴とする請求項2に記載の医療用観察システム。

## 【請求項4】

前記撮像画像における所定のパラメータを特徴量として所定の閾値と比較する特徴量比較部をさらに備え、

前記信号生成部は、前記特徴量比較部による比較結果に基づいて、前記トリガ信号を生

20

30

40

50

成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 5】

前記所定のパラメータは、輝度情報であることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 6】

前記所定のパラメータは、前記撮像画像と、予め記憶されている参照画像と、の類似度であることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 7】

術者による前記内視鏡の挿入動作を検知する挿入動作検知部を更に備え、

前記信号生成部は、前記所定のパラメータが所定値以上変化し、かつ前記挿入動作検知部による検知結果に基づいて、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 8】

前記挿入部の先端部周辺の磁界の変化を検出する磁界検出部をさらに備え、

前記信号生成部は、前記磁界検出部による検出結果に基づいて、前記挿入部が前記所定の臓器まで到達したことを検知して、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の医療用観察システム。

【請求項 9】

前記挿入部が挿入口から内部に挿入することが可能であると共に、前記挿入口から挿入された前記挿入部の先端部を突出口から外部に突出させることが可能な管路として形成された挿入補助具を更に備え、

前記磁界検出部は、前記挿入部の先端部が前記挿入補助具における前記突出口から突出された際の磁界変化を検出することを特徴とする請求項 8 に記載の医療用観察システム。

【請求項 10】

前記特徴量比較部は、前記撮像画像における前記特徴量として、前記撮像画像全体又は所定の方向に沿った前記撮像画像の領域を複数の分割領域に分割し、前記複数の分割領域それぞれの輝度平均値を算出し、更に前記輝度平均値の最大値と最小値との差分を算出する輝度算出回路を有し、

前記差分が前記所定の閾値以下の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 11】

前記特徴量比較部は、前記内視鏡が挿入された前記被検体の内部における前記所定の臓器における前記撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像を参照画像として予め記憶するメモリと、前記参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、前記類似度算出部が十分に類似している比較結果の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 12】

前記特徴量比較部は、前記被検体の内部における尿管内または前記尿管と腎盂との間の尿管腎盂移行部における撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像である第 1 の参照画像と、前記被検体の内部における前記腎盂における撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像である第 2 の参照画像として予め記憶するメモリと、前記第 1 及び第 2 の参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、

前記類似度算出部が前記撮像部による前記撮像画像が前記第 1 の参照画像と類似する比較結果を得た後に、前記撮像部による前記撮像画像が前記第 2 の参照画像と類似する比較結果を得た場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 13】

前記特徴量比較部は、前記被検体の内部における尿管内における撮像画像又は当該撮

10

20

30

40

50

像画像に類似する画像である第1の参照画像と、前記被検体の内部における前記尿管と腎盂との間の尿管腎盂移行部における撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像である第2の参照画像と、前記被検体の内部における前記腎盂における撮像画像又は当該撮像画像に類似する画像である第3の参照画像を予め記憶するメモリと、前記第1、第2及び第3の参照画像と実際に前記撮像部により撮像された前記撮像画像との類似度を算出する類似度算出部と、を有し、

前記類似度算出部が前記撮像部による前記撮像画像が前記第1の参照画像と最も類似する第1の比較結果と、前記撮像部による前記撮像画像が前記第2の参照画像と最も類似する第2の比較結果とを順次得た後に、前記撮像部による前記撮像画像が前記第3の参照画像と最も類似する第3の比較結果を得た場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項4に記載の医療用観察システム。

10

【請求項14】

前記内視鏡が挿入口から内部に挿入することが可能であると共に、前記挿入口から挿入された前記内視鏡の先端部を突出部から外部に突出させることが可能な管路として形成され、前記突出部付近の内壁が他の内壁及び前記被検体の内部の色と異なる色を有する挿入補助具を更に備え、

前記特徴量比較部は、前記撮像部による前記撮像画像の各画素を色度図上にプロットする色度図処理部を有し、

前記色度図処理部が色度図上にプロットされた各画素が前記突出部付近の内壁の色に相当する領域内に存在する数を所定数と比較し、所定数以上有る比較結果の場合に、前記信号生成部は、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項4に記載の医療用観察システム。

20

【手続補正書】

【提出日】平成30年4月3日(2018.4.3)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

30

本発明の一態様の医療用観察システムは、撮像部と、被検体内の所定の臓器まで挿通可能な挿入部と、を有する内視鏡と、前記挿入部の先端部に配置されたセンサから当該先端部の3次元位置及び姿勢を推定する位置姿勢推定部と、前記撮像部において撮像された内視鏡画像の輝度情報として、1フレーム分の内視鏡画像の平均値、1フレーム分の内視鏡画像の分割領域の平均値または前記内視鏡画像上に設定した所定ラインに沿った分割領域の平均値から選択的に特徴量として算出可能な特徴量比較部と、前記特徴量比較部が算出した特徴量に基づいてトリガ信号を出力する信号生成部と、前記信号生成部から前記トリガ信号の入力に基づいて、前記位置姿勢推定部により推定された位置及び姿勢情報と前記内視鏡画像とを用いて前記被検体における前記所定の臓器の立体形状を表す3次元形状画像の構築を開始し、前記3次元形状画像の構築を開始した位置から前記内視鏡の移動に基づき撮像した内視鏡画像に対応した3次元形状画像を構築する3次元形状画像生成部と、を有する。

40

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像部と、被検体内の所定の臓器まで挿通可能な挿入部と、を有する内視鏡と、

50

前記挿入部の先端部に配置されたセンサから当該先端部の 3 次元位置及び姿勢を推定する位置姿勢推定部と、

前記撮像部において撮像された内視鏡画像の輝度情報として、1 フレーム分の内視鏡画像の平均値、1 フレーム分の内視鏡画像の分割領域の平均値または前記内視鏡画像上に設定した所定ラインに沿った分割領域の平均値から選択的に特徴量として算出可能な特徴量比較部と、

前記特徴量比較部が算出した特徴量に基づいてトリガ信号を出力する信号生成部と、

前記信号生成部から前記トリガ信号の入力に基づいて、前記位置姿勢推定部により推定された位置及び姿勢情報と前記内視鏡画像とを用いて前記被検体における前記所定の臓器の立体形状を表す 3 次元形状画像の構築を開始し、前記 3 次元形状画像の構築を開始した位置から前記内視鏡の移動に基づき撮像した内視鏡画像に対応した 3 次元形状画像を構築する 3 次元形状画像生成部と、

を有することを特徴とする医療用観察システム。

**【請求項 2】**

前記特徴量比較部の算出結果に基づいて前記挿入部が腎盂または肺に到達したと判断された場合に、前記 3 次元形状画像生成部に対して前記トリガ信号を出力させる制御を行う制御部を更に備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 3】**

術者による前記内視鏡の挿入動作を検知する挿入動作検知部を更に備え、

前記信号生成部は、前記特徴量が所定値以上変化し、かつ前記挿入動作検知部による検知結果に基づいて、前記トリガ信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

**【請求項 4】**

前記内視鏡画像及び前記 3 次元形状画像を合成してモニタに出力する合成部をさらに有し、

前記合成部は前記モニタに前記 3 次元形状画像を表示する際に視点方向を任意に設定可能に構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用観察システム。

10

20

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/009831
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24		
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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2015/049962 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 09 April 2015 (09.04.2015), paragraphs [0006] to [0044]; fig. 5 & US 2016/0073927 A1 paragraphs [0032] to [0129]; fig. 5	1-13
Y	WO 2007/139187 A1 (National University Corporation Chiba University), 06 December 2007 (06.12.2007), paragraphs [0057] to [0067]; fig. 15 to 19 & US 2009/0207241 A1 paragraphs [0118] to [0128]; fig. 15 to 19 & EP 2030558 A1	1-13
<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 19 April 2017 (19.04.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/009831

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/136579 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 September 2014 (12.09.2014), paragraphs [0014] to [0125], [0140] to [0141]; fig. 3 to 6 & US 2015/0025316 A1 paragraphs [0040] to [0172], [0191] to [0193]; fig. 3 to 6 & EP 2868256 A1 & CN 104582559 A	1-3, 5-9, 13
Y	JP 2009-56239 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), paragraphs [0024] to [0036]; fig. 9 (Family: none)	1-2, 4, 10-12
Y	WO 2015/098210 A1 (Olympus Corp.), 02 July 2015 (02.07.2015), paragraphs [0001] to [0002] & US 2016/0073861 A1 paragraphs [0002] to [0005] & EP 2989960 A1	7-8, 13
Y	JP 2004-290380 A (Olympus Corp.), 21 October 2004 (21.10.2004), paragraphs [0046] to [0052]; fig. 2 (Family: none)	7-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 9 8 3 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24											
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>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 請求項の番号									
Y	WO 2015/049962 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.04.09, [0006] ~ [0044]、図5 & US 2016/0073927 A1, [0032]-[0129], FIG. 5	1-13									
Y	WO 2007/139187 A1 (国立大学法人 千葉大学) 2007.12.06, [0057] ~ [0067]、図15~19 & US 2009/0207241 A1, [0118]-[0128], FIG. 15-19 & EP 2030558 A1	1-13									
<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 19.04.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 山口 裕之	2Q 2913 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2017/009831

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 請求項の番号
Y	WO 2014/136579 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.09.12, 【0014】～【0125】、 【0140】～【0141】、図3～6 & US 2015/0025316 A1, [0040]-[0172], [0191]-[0193], FIG. 3-6 & EP 2868256 A1 & CN 104582559 A	1-3, 5-9, 13
Y	JP 2009-56239 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.03.19, 【0024】～【0036】、図9 (ファミリーなし)	1-2, 4, 10-12
Y	WO 2015/098210 A1 (オリンパス株式会社) 2015.07.02, 【0001】～【0002】 & US 2016/0073861 A1, [0002]-[0005] & EP 2989960 A1	7-8, 13
Y	JP 2004-290380 A (オリンパス株式会社) 2004.10.21, 【0046】～【0052】、図2 (ファミリーなし)	7-8

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2015年1月)

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 1 9	
	A 6 1 B	1/00	5 5 2	
	G 0 2 B	23/24	B	
	H 0 4 N	7/18	M	

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ

(72)発明者 秋本 俊也

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 高橋 裕史

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 伊藤 誠悟

東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 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 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 GA02 GA06 GA10 GA11

4C161 AA15 BB02 CC06 DD03 FF35 FF41 GG24 HH55 JJ10 JJ17

LL02 NN05 SS21 WW04 WW15 XX01

5C054 CC02 DA08 EA05 FC07 FC12 FE12 FE17 HA12

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)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184条の10第1項(実用新案法第48条の13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)	医学观察系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017212725A1</a>	公开(公告)日	2018-06-28
申请号	JP2018501382	申请日	2017-03-10
[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	長谷川潤 伊藤誠一 秋本俊也 高橋裕史 伊藤誠悟 大西順一		
发明人	長谷川潤 伊藤誠一 秋本俊也 高橋裕史 伊藤誠悟 大西順一		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/01 A61B1/307 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.640 A61B1/01.511 A61B1/307 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.619 A61B1/00.552 G02B23/24.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA15 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF41 4C161/GG24 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW15 4C161/XX01 5C054/CC02 5C054/DA08 5C054/EA05 5C054/FC07 5C054/FC12 5C054/FE12 5C054/FE17 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2016113777 2016-06-07 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

输入了基于内窥镜的图像捕获单元的捕获图像(内窥镜图像)的特征量比较单元44中的亮度提取电路44a是捕获图像的划分区域的平均亮度值的最大值和最小值。计算该差,比较电路44b比较该差是否小于或等于阈值,并且当该差小于或等于阈值时,触发信号生成单元45生成触发信号,并且三维模型图像生成单元41a为,开始基于内窥镜的远端部中的传感器34根据位置信息来构造三维形状图像的处理。

