

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/057330

発行日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(43) 国際公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

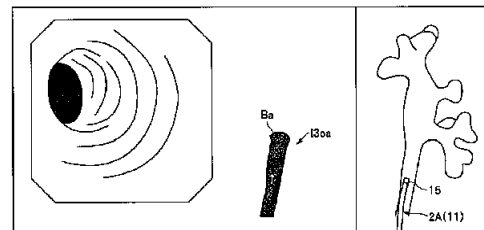
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/307 (2006.01)	A 6 1 B 1/307	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	5 B 0 8 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 O	5 L 0 9 6
G 0 6 T 15/00 (2011.01)	A 6 1 B 1/00 6 4 O	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 59 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2017-521261 (P2017-521261)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/078396		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年9月27日(2016.9.27)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-190133 (P2015-190133)	(74) 代理人	100076233
(32) 優先日	平成27年9月28日(2015.9.28)		弁理士 伊藤 進
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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】 画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【要約】

内視鏡システムは、3次元形状を有する被検体の内部に挿入され、照明光を照射する挿入部と、挿入部からの照明光が照射される被検体の内部の領域からの戻り光を受光して撮像信号を順次生成する撮像部と、第1の領域からの戻り光を受光した際に生成される第1の撮像信号が入力された場合に、第1の領域の形状を示す3次元データを生成し、第1の領域からの戻り光を受光した後に第2の領域からの戻り光を受光した際に生成される第2の撮像信号が入力された場合に、前記第2の領域の形状を示す3次元データを生成し、前記第1及び前記第2の領域の形状を示す3次元データに基づいて3次元画像を生成して表示部に出力する画像処理部と、を有する。



【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に挿入され、照明光を照射する挿入部と、

前記挿入部からの照明光が照射される前記被検体の内部の領域からの戻り光を受光して2次元撮像信号を順次生成する撮像部と、

前記被検体の内部の第1の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第1の2次元撮像信号が入力された場合に、前記第1の2次元撮像信号に基づいて前記第1の領域の形状を示す3次元データを生成し、前記第1の領域からの戻り光を受光した後に前記第1の領域とは異なる第2の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第2の2次元撮像信号が入力された場合に、前記第2の2次元撮像信号に基づいて前記第2の領域の形状を示す3次元データを生成し、前記第1の領域の形状を示す3次元データ及び前記第2の領域の形状を示す3次元データに基づいて3次元画像を生成して表示部へ出力する画像処理部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記第1の領域の形状を示す3次元データと、前記第2の領域の形状を示す3次元データと、を合成することにより3次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記第1の2次元撮像信号に基づいて生成した前記第1の領域の形状を示す3次元データを記憶部へ格納し、前記第2の2次元撮像信号に基づいて生成した前記第2の領域の形状を示す3次元データを前記記憶部へ追加して格納し、前記記憶部に格納された前記第1の領域の形状を示す3次元データ及び前記第2の領域の形状を示す3次元データを合成することにより3次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記第1の2次元撮像信号が入力された場合に、前記第1の領域の形状を示す3次元データを生成する代わりに前記第1の2次元撮像信号を記憶部へ格納し、前記第2の2次元撮像信号が入力された場合に、前記第2の領域の形状を示す3次元データを生成する代わりに前記第2の2次元撮像信号を前記記憶部へ格納し、前記記憶部に格納された前記第1の2次元撮像信号及び前記第2の2次元撮像信号に基づいて3次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記挿入部の先端位置を示す情報である先端位置情報を取得する位置情報取得部を更に備え、

前記画像処理部は、前記挿入部の挿入動作に伴う前記先端位置情報の変化に基づいて3次元画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記画像処理部は、前記撮像部により生成された2次元撮像信号に基づいて前記被検体の3次元データを生成する3次元モデル構築部を備え、

前記画像処理部は、前記3次元モデル構築部により生成された3次元データに基づいて前記被検体の3次元画像を生成し、当該生成した3次元画像における未構築領域を視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記3次元モデル構築部により構築された3次元データに対して、前記被検体の3次元画像における管腔の構築領域と前記未構築領域との境界領域を視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像処理部は、前記被検体の3次元画像を生成する際に、前記3次元モデル構築部により構築された3次元データの内壁領域の色と外壁領域の色とを異ならせるための処理

10

20

30

40

50

を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域を平滑化して略曲線で表現するための処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像処理部は、前記被検体の 3 次元画像を生成する際に、前記未構築領域の周辺領域に対して指標情報を付加することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記画像処理部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して回転処理を施すことにより、当該視認不可となった未構築領域を視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記画像処理部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、当該視認不可となった未構築領域を他の未構築領域とは異なる色で示すための処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける前記未構築領域の数を算出し、前記未構築領域の数を前記表示部に表示するための処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける各々の前記未構築領域のサイズを算出するサイズ算出部と、

前記サイズ算出部により算出された前記サイズが所定の閾値より小さいか否かを判定する判定部と、を備え、

前記判定部により前記サイズが前記所定の閾値より小さいと判定された前記未構築領域に対して、視認可能にする処理を施さないことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域のみを視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データの芯線データを生成する芯線生成部をさらに備え、

前記芯線データに対して、前記未構築領域に対応する領域の色を異ならせた芯線画像を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域の色を可変にするための処理を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

前記未構築領域は、前記内視鏡により観察されていない前記被検体の内部の領域であることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 19】

3 次元形状を有する被検体の内部に挿入される挿入部が照明光を照射するステップと、撮像部が、前記挿入部からの照明光が照射される前記被検体の内部の領域からの戻り光を受光して 2 次元撮像信号を順次生成するステップと、

10

20

30

40

50

画像処理部が、前記被検体の内部の第１の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第１の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第１の２次元撮像信号に基づいて前記第１の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域からの戻り光を受光した後に前記第１の領域とは異なる第２の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第２の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第２の２次元撮像信号に基づいて前記第２の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域の形状を示す３次元データ及び前記第２の領域の形状を示す３次元データに基づいて３次元画像を生成して表示部に出力するステップと、

を有することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡を用いて被検体を観察する内視鏡システム及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、内視鏡を用いた内視鏡システムは、医療分野及び工業用分野において広く用いられている。例えば、医療分野においては、内視鏡を被検体内における複雑な管腔形状を有する臓器の内部に挿入し、その内部を詳細に観察又は検査することが必要になる場合がある。

例えば、日本国特許第５３５４４９４号の従来例は、内視鏡により観察した領域を提示するために、内視鏡により撮像した内視鏡画像から臓器の内腔形状を生成し、表示する内視鏡システムが提案されている。

このように、内視鏡により取得される画像は、２次元画像であるため、２次元画像から３次元形状画像を生成することが必要になる。そして、日本国特許第５３５４４９４号では、２次元画像から３次元形状画像を生成するアルゴリズムが提案されているものの、当該生成された３次元形状画像がどのように表示されるかについては開示も示唆もなされていない。すなわち、日本国特許第５３５４４９４号によれば、３次元形状画像をユーザに見易く表示する機能が欠けている。

【０００３】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、未構築領域を視認し易く表示する３次元モデル画像を生成する内視鏡システム及び画像処理方法を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【０００４】

本発明の一態様の内視鏡システムは、３次元形状を有する被検体の内部に挿入され、照明光を照射する挿入部と、前記挿入部からの照明光が照射される前記被検体の内部の領域からの戻り光を受光して２次元撮像信号を順次生成する撮像部と、前記被検体の内部の第１の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第１の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第１の２次元撮像信号に基づいて前記第１の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域からの戻り光を受光した後に前記第１の領域とは異なる第２の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第２の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第２の２次元撮像信号に基づいて前記第２の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域の形状を示す３次元データ及び前記第２の領域の形状を示す３次元データに基づいて３次元画像を生成して表示部に出力する画像処理部と、を有する。

【０００５】

本発明の一態様の画像処理方法は、３次元形状を有する被検体の内部に挿入される挿入部が照明光を照射するステップと、撮像部が、前記挿入部からの照明光が照射される前記被検体の内部の領域からの戻り光を受光して２次元撮像信号を順次生成するステップと、

画像処理部が、前記被検体の内部の第１の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第１の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第１の２次元撮像信号に基づいて前記第１の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域からの戻り光を受光した後に前記第１の領域とは異なる第２の領域からの戻り光を受光した際に前記撮像部において生成される第２の２次元撮像信号が入力された場合に、前記第２の２次元撮像信号に基づいて前記第２の領域の形状を示す３次元データを生成し、前記第１の領域の形状を示す３次元データ及び前記第２の領域の形状を示す３次元データに基づいて３次元画像を生成して表示部に出力するステップと、を有する。

【図面の簡単な説明】

【０００６】

10

【図１】図１は本発明の第１の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図２】図２は第１の実施形態における画像処理装置の構成を示す図。

【図３Ａ】図３Ａは内視鏡の挿入部が挿入された状態の腎盂・腎杯を示す説明図。

【図３Ｂ】図３Ｂは内視鏡の挿入動作に伴う観察領域の変化に応じてモニタに表示される３Ｄモデル画像が更新される様子の一例を示す図。

【図３Ｃ】図３Ｃは内視鏡の挿入動作に伴う観察領域の変化に応じてモニタに表示される３Ｄモデル画像が更新される様子の一例を示す図。

【図３Ｄ】図３Ｄは内視鏡の挿入動作に伴う観察領域の変化に応じてモニタに表示される３Ｄモデル画像が更新される様子の一例を示す図。

【図４】図４は３Ｄモデル画像の構築に使用されるポリゴンとしての３角形の頂点に順序に対応する表の面と、法線ベクトルとの関係を示す図。

20

【図５】図５は第１の実施形態の画像処理方法の処理を示すフローチャート。

【図６】図６は第１の実施形態の処理内容を示すフローチャート。

【図７】図７は３Ｄ形状の面にポリゴンを設定した様子を示す説明図。

【図８】図８は図６における法線ベクトルを設定し、内面と外面の判定をする処理の詳細を示すフローチャート。

【図９】図９は、図７のように設定した際に作成されるポリゴンリストを示す図。

【図１０】図１０は、図９のポリゴンリストに対して、法線ベクトルを設定して生成されるポリゴンリストを示す図。

【図１１】図１１は観察された内面を描画するように設定され、隣接する各ポリゴンに、それぞれ法線ベクトルが設定された様子を示す図。

30

【図１２】図１２は先端部に位置センサが設けられている場合、位置センサの位置情報を用いて法線ベクトルの向きを判定する動作の説明図。

【図１３】図１３は強調表示を選択しない場合にモニタに表示される３Ｄモデル画像を示す図。

【図１４】図１４は３Ｄモデル画像における境界周辺を模式的に示す図。

【図１５】図１５は、図１４の場合に対応したポリゴンリストを示す図。

【図１６】図１６は境界辺の抽出により、作成される境界リストを示す図。

【図１７】図１７は強調表示が選択された場合にモニタに表示される３Ｄモデル画像を示す図。

40

【図１８】図１８は第１の実施形態の内視鏡システムの第１変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図１９】図１９は、図１８の動作説明用の説明図。

【図２０】図２０は第１変形例において強調表示が選択された場合にモニタに表示される３Ｄモデル画像を示す図。

【図２１】図２１は第１の実施形態の内視鏡システムの第２変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図２２】図２２は第２変形例の処理の説明図。

【図２３】図２３は第２変形例により生成され、モニタに表示される３Ｄモデル画像を示す図。

50

【図 2 4】図 2 4 は第 1 の実施形態の内視鏡システムの第 3 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 2 5】図 2 5 は第 3 変形例の処理の説明図。

【図 2 6】図 2 6 は第 3 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 2 7】図 2 7 は第 1 の実施形態の内視鏡システムの第 4 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 2 8】図 2 8 は第 4 変形例の処理の説明図。

【図 2 9】図 2 9 は第 4 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

10

【図 3 0 A】図 3 0 A は第 1 の実施形態の第 5 変形例における画像処理装置の構成を示す図。

【図 3 0 B】図 3 0 B は第 1 の実施形態の内視鏡システムの第 5 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 3 1】図 3 1 は第 5 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 3 2】図 3 2 は第 1 の実施形態の内視鏡システムの第 6 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 3 3】図 3 3 は第 6 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

20

【図 3 4】図 3 4 は第 1 の実施形態の第 7 変形例における画像処理装置の構成を示す図。

【図 3 5】図 3 5 は第 7 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 3 6】図 3 6 は強調表示と指標表示が選択された場合において第 7 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 3 7】図 3 7 は強調表示が選択されない状態において指標表示が選択された場合において第 7 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 3 8】図 3 8 は第 1 の実施形態の第 8 変形例における指標を生成する処理内容を示すフローチャート。

【図 3 9】図 3 9 は図 3 8 の説明図。

【図 4 0】図 4 0 は図 3 8 の変形例の説明図。

30

【図 4 1】図 4 1 は第 8 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 4 2】図 4 2 は第 1 の実施形態の第 9 変形例における画像処理装置の構成を示す図。

【図 4 3 A】図 4 3 A は第 9 変形例により生成され、モニタに表示される 3 D モデル画像を示す図。

【図 4 3 B】図 4 3 B は回転する前の 3 D モデル画像を示す図。

【図 4 3 C】図 4 3 C は回転する前の 3 D モデル画像を示す図。

【図 4 3 D】図 4 3 D は末構築領域を拡大して表示する場合の説明図。

【図 4 4】図 4 4 は第 1 の実施形態の第 1 0 変形例における画像処理装置の構成を示す図。

40

【図 4 5】図 4 5 は閾値以下及び閾値以上の境界を有する 3 D 形状データを示す図。

【図 4 6】図 4 6 は判定部による判定対象の 3 D 形状データとその主成分の軸の方向を示す図。

【図 4 7】図 4 7 は図 4 6 の境界の座標を第 1 主成分の軸に垂直な面に投影した図。

【図 4 8】図 4 8 は第 1 の実施形態の第 1 1 変形例における画像処理装置の構成を示す図。

【図 4 9】図 4 9 は第 1 1 変形例の処理内容を示すフローチャート。

【図 5 0】図 5 0 は第 1 1 変形例の処理の説明図。

【図 5 1】図 5 1 は第 1 1 変形例により生成される芯線画像を示す図。

【図 5 2】図 5 2 は第 1 の実施形態の第 1 2 変形例における画像処理装置の構成を示す図

50

。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

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に示す内視鏡システム1は、被検体内に挿入される内視鏡2Aと、該内視鏡2Aに照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2Aに設けられた撮像部に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ4と、ビデオプロセッサ4により生成された内視鏡画像を表示する内視鏡画像表示装置としてのモニタ5と、内視鏡2A内に設けられたセンサに基づいて内視鏡2Aの挿入部形状を検出する挿入部形状検出装置としてのUPD装置6と、2次元画像から3次元(3Dとも表記)モデル画像を生成する画像処理を行う画像処理装置7と、該画像処理装置7により生成した3Dモデル画像を表示する表示装置としてのモニタ8とを有する。なお、図1に実線で示すUPD装置6と別体の画像処理装置7の代わりに、点線で示すようにUPD装置6を含む構成の画像処理装置7Aを用いるようにしても良い。また、3次元モデル画像を生成する処理に位置情報も画像から推定する場合はUPD装置6を設けなくてもよい。

10

内視鏡2A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とを有し、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3のライトガイドコネクタ受けに着脱自在に接続される。

20

【0008】

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3A参照)。

挿入部11は、その先端に設けられた先端部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。

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。

30

ライトガイドコネクタ14には、光源装置3の光源ランプ21で発生した照明光が集光レンズ22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。

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。

40

【0009】

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。

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はビデオプロセッサ4の信号コネクタ受けに着脱自在に接続される。

ビデオプロセッサ4は、CCD駆動信号を発生するドライバ31と、CCD24の出力

50

信号に対する信号処理を行い、モニタ 5 に内視鏡画像として表示する画像信号（映像信号）を生成する信号処理回路 3 2 とを有する。ドライバ 3 1 は、信号線 2 6 等を介して C C D 2 4 に C C D 駆動信号を印加し、C C D 駆動信号の印加により C C D 2 4 は、撮像面に結像された光学像を光電変換した撮像信号を出力信号として出力する。

【 0 0 1 0 】

すなわち、撮像部 2 5 は、対物光学系 2 3 及び C C D 2 4 を具備し、挿入部 1 1 からの照明光が照射される被検体の内部の領域からの戻り光を受光して 2 次元撮像信号を順次生成するとともに、当該生成した 2 次元撮像信号を出力するように構成されている。

【 0 0 1 1 】

C C D 2 4 から出力される撮像信号は、信号処理回路 3 2 により画像信号に変換され、信号処理回路 3 2 は、出力端からモニタ 5 に画像信号を出力する。モニタ 5 は、C C D 2 4 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）5 a において内視鏡画像として表示する。図 1 においては、C C D 2 4 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 8 角形に近い内視鏡画像を表示する様子を示す。

内視鏡 2 A は、例えばライトガイドコネクタ 1 4 内に、該内視鏡 2 A 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 A に搭載された C C D 2 4 が有する画角を表す情報としての画角データ（又は画角情報）を格納している。また、光源装置 3 は、ライトガイドコネクタ 1 4 が光源装置 3 に接続された際に、光源装置 3 内部に設けた読出回路 2 9 a が、メモリ 3 0 に接続された電気接点を介して画角データを読み出す。

読出回路 2 9 a は、読み出した画角データを、通信線 2 9 b を介して画像処理装置 7 に出力する。また、読出回路 2 9 a は、読み出した C C D 2 4 の画素数データを通信線 2 9 c を介してビデオプロセッサ 4 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、入力された画素数データに応じた C C D 駆動信号を発生し、信号処理回路 3 2 は画素数データに対応した信号処理を行う。

【 0 0 1 2 】

なお、図 1 に示す構成例においてはメモリ 3 0 の固有の情報を読み出す読出回路 2 9 a を光源装置 3 に設けた場合で示しているが、読出回路 2 9 a をビデオプロセッサ 4 に設けるようにしても良い。

上記信号処理回路 3 2 は、生成した例えばデジタルの画像信号としての 2 次元の内視鏡画像データ（画像データとも言う）を画像処理装置 7 に入力する入力部を形成する。

挿入部 1 1 内には、挿入部 1 1 が被検体内に挿入された場合の挿入形状を検出するためのセンサとなる複数のソースコイル 3 4 が挿入部 1 1 の長手方向に沿って、適宜の間隔で配置されている。また、先端部 1 5 内においては、挿入部 1 1 の長手方向に沿って配置された 2 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b と、例えば 2 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b を結ぶ線分と直交する方向に配置されたソースコイル 3 4 c とが配置されている。そして、ソースコイル 3 4 a , 3 4 b を結ぶ線分方向が撮像部 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）とほぼ一致し、3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c を含む面が C C D 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。

【 0 0 1 3 】

このため、U P D 装置 6 内の後述するソースコイル位置検出回路 3 9 は、3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 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 の長手方向を検出できると言えるし、先端部 1 5 においての 3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c の 3 次元位置を検出することにより、3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c 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）を検出できるとも言える。

ソースコイル位置検出回路 3 9 は、対物光学系 2 3 の 3 次元位置及び視線方向の情報を取得する情報取得部を形成する。

10

20

30

40

50

なお、図 1 に示す内視鏡 2 A における撮像部 2 5 は、対物光学系 2 3 の結像位置に C C D 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 C C D 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。

【 0 0 1 4 】

3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c を含む上記複数のソースコイル 3 4 は、複数の信号線 3 5 の一端に接続され、複数の信号線 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 3 6 と接続され、該ケーブル 3 6 の端部の信号コネクタ 3 6 a は U P D 装置 6 の信号コネクタ受けに着脱自在に接続される。

U P D 装置 6 は、上記複数のソースコイル 3 4 を駆動して、各ソースコイル 3 4 の周囲に交流磁場を発生させるソースコイル駆動回路 3 7 と、各ソースコイルが発生する磁場を検出して、各ソースコイルの 3 次元位置を検出するための複数のセンスコイルからなるセンスコイルユニット 3 8 と、複数のセンスコイルによる検出信号により、各ソースコイルの 3 次元位置を検出するソースコイル位置検出回路 3 9 と、ソースコイル位置検出回路 3 9 により検出された、各ソースコイルの 3 次元位置から挿入部 1 1 の挿入形状を検出して挿入形状の画像を生成する挿入形状検出回路 4 0 とを有する。

各ソースコイルの 3 次元位置は、U P D 装置 6 による座標系の下で検出され、この座標系で 3 次元位置が管理される。

【 0 0 1 5 】

上述したように上記ソースコイル位置検出回路 3 9 は、対物光学系 2 3 の観察位置 (3 次元位置) 及び視線方向の情報を取得する情報取得部を構成する。より狭義には、ソースコイル位置検出回路 3 9 と 3 つのソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c は、対物光学系 2 3 の観察位置及び視線方向の情報を取得する情報取得部を構成するとも言える。

本実施形態の内視鏡システム 1 (及び画像処理装置 7) は、図 1 において 2 点鎖線により示す内視鏡 2 B を (内視鏡 2 A の代わりに) 用いることもできる。

この内視鏡 2 B は、内視鏡 2 A においてのソースコイル 3 4 を有しない挿入部 1 1 を備える。このため、先端部 1 5 内にも、拡大図に示すようにソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c が配置されていない内視鏡である。この内視鏡 2 B が、光源装置 3 と、ビデオプロセッサ 4 に接続された場合、ライトガイドコネクタ 1 4 内のメモリ 3 0 の固有情報を読み出回路 2 9 a が読み出し、画像処理装置 7 に出力する。画像処理装置 7 は、内視鏡 2 B が、ソースコイルが設けられていない種別の内視鏡であることを認識する。

また、画像処理装置 7 は、U P D 装置 6 を使用しないで、画像処理により対物光学系 2 3 の観察位置及び視線方向を推定する。

【 0 0 1 6 】

また、本実施形態の内視鏡システム 1 においては、図示しないが、先端部 1 5 内に、先端部 1 5 に設けられた対物光学系 2 3 の観察位置及び視線方向を検出可能にするソースコイル 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c を設けた内視鏡 (2 C とする) を用いて、腎盂・腎杯内を検査することもできる。

このように本実施形態においては、内視鏡 2 I (I = A , B , C) に設けられた識別情報を利用して、位置センサを有する内視鏡 2 A (又は 2 C) と、位置センサを有しない内視鏡 2 B とのいずれの内視鏡においても、腎盂・腎杯内を検査し、検査した際に取得される 2 次元の画像データから、後述するように 3 D モデル画像を構築する。

内視鏡 2 A が使用されている場合においては、上記挿入形状検出回路 4 0 は、内視鏡 2 A の挿入形状の画像信号を出力する第 1 の出力端と、ソースコイル位置検出回路 3 9 が検出した対物光学系 2 3 の観察位置及び視線方向のデータ (位置及び方向データとも言う) を出力する第 2 の出力端とを有する。そして、第 2 の出力端から画像処理装置 7 に、観察位置及び視線方向のデータを出力する。なお、第 2 の出力端から出力する観察位置及び視線方向のデータを、情報取得部を構成するソースコイル位置検出回路 3 9 が出力するようにしても良い。

【 0 0 1 7 】

図 2 は、画像処理装置 7 の構成を示す。画像処理装置 7 は、画像処理装置 7 の動作制御を行う制御部 4 1 と、3 D 形状データ（又は 3 D モデルデータ）と 3 D モデル画像を生成（又は構築）する画像処理部 4 2 と、画像データ等の情報を記憶する情報記憶部 4 3 とを有する。

また、画像処理部 4 2 により生成された 3 D モデル画像の画像信号は、モニタ 8 に出力され、モニタ 8 は画像処理部 4 2 により生成された 3 D モデル画像を表示する。

【 0 0 1 8 】

また、制御部 4 1 と画像処理部 4 2 は、キーボード、マウス等から構成される入力装置 4 4 と接続され、術者等のユーザは、入力装置 4 4 の表示色設定部 4 4 a から 3 D モデル画像を表示する場合の表示色の選択（又は設定）を行ったり、強調表示選択部 4 4 b により 3 D モデル画像の構築領域と、未構築領域の境界を視認し易いように強調表示の選択を行うことができるようにしている。なお、入力装置 4 4 から画像処理部 4 2 に画像処理を行う場合のパラメータ等を入力することもできる。

制御部 4 1 は、中央処理装置（C P U）等から構成され、入力装置 4 4 からの設定又は選択に応じて、画像処理部 4 2 の画像処理の動作を制御する処理制御部 4 1 a の機能を持つ。

【 0 0 1 9 】

また、制御部 4 1 には、内視鏡 2 I に固有の識別情報がメモリ 3 0 から入力され、制御部 4 1 は、識別情報における内視鏡 2 I の種別情報により位置センサを有しない内視鏡 2 B か、位置センサを有する内視鏡 2 A 又は 2 C かの識別を行う。

そして、位置センサを有しない内視鏡 2 B が使用されている場合には、画像処理部 4 2 が位置センサを有する内視鏡 2 A 又は 2 C の場合に U P D 装置 6 により取得される撮像部 2 5 又は対物光学系 2 3 の観察位置、視線方向を推定するように制御する。

この場合には、画像処理部 4 2 は、例えば 2 次元の内視鏡画像データの輝度値等を利用することにより、図 2 において点線で示すようにこの内視鏡 2 B の（撮像部 2 5 又は対物光学系 2 3 の）観察位置、視線方向を推定する処理を行う観察位置、視線方向推定処理部 4 2 d の機能を持つ。また、観察位置、視線方向推定処理部 4 2 d により推定された観察位置、視線方向のデータは、情報記憶部 4 3 の記憶領域に設けた観察位置、視線方向データ記憶部 4 3 a に記憶される。なお、撮像部 2 5 又は対物光学系 2 3 の観察位置の代わりに、先端部 1 5 の位置を推定しても良い。

【 0 0 2 0 】

画像処理部 4 2 は、C P U やデジタルシグナルプロセッサ（D S P）等により構成され、ビデオプロセッサ 4 から入力される 2 次元の内視鏡画像データから 3 D 形状データ（又は 3 D モデルデータ）を生成（又は構築）する 3 D 形状データ構築部 4 2 a と、この 3 D 形状データ構築部 4 2 a により生成（又は構築）された 3 D 形状データに対して、内視鏡の撮像部 2 5 により観察（又は撮像）された 2 次元の画像領域に対応して構築された 3 D モデル画像の構築領域を生成すると共に、内視鏡の撮像部 2 5 により観察されていない 2 次元の画像領域に対応する 3 D モデル画像の未構築領域を視認可能（視認し易いよう）にする 3 D モデル画像を生成する画像生成部 4 2 b とを有する。画像生成部 4 2 b は、前記 3 D モデル画像の未構築領域を視覚的に確認できるように表示するための 3 D モデル画像を生成（又は構築）すると表現しても良い。画像生成部 4 2 b により生成された 3 D モデル画像は、表示装置としてのモニタ 8 に出力され、モニタ 8 において表示される。画像生成部 4 2 b は、3 D モデル画像（又は 3 D モデルデータの画像）を表示装置に出力する出力部の機能を持つ。

【 0 0 2 1 】

画像処理部 4 2 は、挿入動作に伴う 2 次元データに含まれる（3 次元領域に対応する 2 次元）領域の変化に基づいて 3 D 形状データ等を更新する処理を行う画像更新処理部 4 2 o を有する。なお、図 2 では画像生成部 4 2 b の外部に画像更新処理部 4 2 o を設けた例を示しているが、画像生成部 4 2 b の内部に画像更新処理部 4 2 o を設けるようにしても良い。換言すると、画像生成部 4 2 b が画像更新処理部 4 2 o を備える構成にしても良い

。また、画像更新処理部 4 2 o は、後述の各変形例における画像処理装置に設けられていてもよい（図示省略）。

【0022】

なお、画像処理部 4 2 及びその内部の 3 D 形状データ構築部 4 2 a、画像生成部 4 2 b 等を C P U、D S P の他に、プログラムにより構成されるハードウェアとなる L S I (Large-Scale Integration) となる F P G A (Field Programmable Gate Array) により構成したり、その他の専用の電子回路により構成しても良い。

【0023】

この画像生成部 4 2 b は、3 D 形状データ構築部 4 2 a により生成（又は構築）された 3 D 形状データに対して、3 D 形状データにおけるそれぞれの 3 次元の局所領域を（近似的に）表す 2 次元の多角形としてのポリゴンを設定し、設定されたポリゴンに対する画像処理を行うポリゴン処理部 4 2 c を有する。なお、図 2 においては、画像生成部 4 2 b が、ポリゴン処理部 4 2 c を内部に備える構成例で示しているが、実質的にポリゴン処理部 4 2 c が画像生成部 4 2 b を形成すると見なすこともできる。

また、画像処理部 4 2 は、上記のように、位置センサを有しない内視鏡 2 B が使用される場合には、この内視鏡 2 B による（撮像部 2 5 又は対物光学系 2 3 の）観察位置、視線方向を推定する観察位置、視線方向推定処理部 4 2 d を有する。

【0024】

情報記憶部 4 3 は、フラッシュメモリ、R A M、U S B メモリ、ハードディスク装置等により構成され、内視鏡のメモリ 3 0 から取得される画角データを記憶すると共に、観察位置、視線方向推定処理部 4 2 d により推定、又は U P D 装置 6 から取得される観察位置、視線方向データを記憶する位置・方向データ記憶部 4 3 a と、画像処理部 4 2 の 3 D モデル画像データを記憶する画像データ記憶部 4 3 b と、構築された 3 D モデル画像の構築領域と、構築領域の境界となる境界データを記憶する境界データ記憶部 4 3 c とを有する。

【0025】

内視鏡 2 I の挿入部 1 1 は、図 3 A に示すように 3 次元の管腔形状の尿管 1 0 内に挿入され、さらにその深部側の腎盂・腎杯 5 1 が検査される。その場合、挿入部 1 1 の先端部 1 5 に配置された撮像部 2 5 は、その画角内の領域を撮像し、信号処理回路 3 2 は、撮像部 2 5 から順次入力される撮像信号に対する信号処理を行い、2 次元画像を生成する。

なお、図 3 A においては、尿管 1 0 の深部側の腎盂・腎杯 5 1 において、点線で示す領域が腎盂 5 1 a であり、その深部側に腎杯 5 1 b が形成されている。

2 次元画像データが入力される 3 D 形状データ構築部 4 2 a は、U P D 装置 6 による観察位置、視線方向データを用いて、又は観察位置、視線方向推定処理部 4 2 d により推定された観察位置、視線方向データを用いて、内視鏡 2 I の撮像部 2 5 により撮像（観察）された 2 次元画像データに対応する 3 D 形状データを生成する。

この場合、3 D 形状データ構築部 4 2 a は、例えば日本国特許第 5 3 5 4 4 9 4 号の公報に記載された方法や、この公報以外に公知となる Shape from Shading 法のように 1 枚の 2 次元画像から対応する 3 D 形状を推定しても良い。また、2 枚以上の画像を用いるステレオ法、単眼移動視による 3 次元形状推定法、S L A M 法、位置センサと組み合わせて 3 D 形状を推定する手法でも良い。また、3 D 形状を推定する場合、外部の C T 装置等の断層像取得装置から取得した 3 D 画像データを参照して 3 D 形状データを構築するようにしても良い。

【0026】

ここで、画像処理部 4 2 が内視鏡 2 I の挿入動作に伴う観察領域（の 2 次元データ）の変化に応じて 3 D モデルデータを生成する際の具体的な手法を説明する。

【0027】

3 D 形状データ構築部 4 2 a は、撮像部 2 5 から出力される被検体の 2 次元撮像信号に含まれる領域から 3 D 形状データを生成する。

【0028】

画像更新処理部 420 は、3D 形状データ構築部 42a により生成された 3D モデル画像を、内視鏡 2I の挿入動作に伴う 2 次元データの変化に基づいて更新するための処理を行う。

【0029】

具体的には、3D 形状データ構築部 42a は、例えば、被検体の内部の第 1 の領域からの戻り光を受光した際に撮像部 25 において生成される第 1 の 2 次元撮像信号が入力された場合に、当該第 1 の 2 次元撮像信号に含まれる当該第 1 の領域に対応する第 1 の 3D 形状データを生成する。また、画像更新処理部 420 は、3D 形状データ構築部 42a により生成された第 1 の 3D 形状データを画像データ記憶部 43b に記憶する。

【0030】

3D 形状データ構築部 42a は、第 1 の 3D 形状データを画像データ記憶部に記憶した後で、第 1 の領域とは異なる第 2 の領域からの戻り光を受光した際に撮像部 25 において生成される第 2 の 2 次元撮像信号が入力された場合に、当該第 2 の 2 次元撮像信号に含まれる当該第 2 の領域に対応する第 2 の 3D 形状データを生成する。また、画像更新処理部 420 は、第 1 の 3D 形状データに追加して、3D 形状データ構築部 42a により生成された第 2 の 3D 形状データを画像データ記憶部 43b に記憶する。

【0031】

そして、画像更新処理部 420 は、画像データ記憶部 43b に記憶された第 1 の 3D 形状データと第 2 の 3D 形状データとを合成して現在の 3D モデル画像を生成し、当該生成した 3D モデル画像をモニタ 8 に出力する。

【0032】

従って、内視鏡 2I の先端部 15 が挿入動作により移動した場合には、3D モデル画像の生成を開始した状態から現在の先端部 15 の観察状態に至るまでの過去に観察された内視鏡画像に含まれる領域に対応する 3D モデル画像がモニタ 8 に表示される。また、モニタ 8 に表示される 3D モデル画像の表示領域は、時間の経過と共に拡大する。

【0033】

なお、画像更新処理部 420 を用いてモニタ 8 において 3D モデル画像を表示する場合には、観察済みの構築領域のみに対応する（第 2 の）3D モデル画像を表示することができるが、未構築領域を視認可能とした（第 1 の）3D モデル画像を表示の方がユーザの利便性が向上する。そのため、以下の説明では、主に未構築領域を視認可能とした（第 1 の）3D モデル画像を表示する例で説明する。

【0034】

画像更新処理部 420 は、入力される 2 次元データを形成する内視鏡画像データに含まれる領域の変化に基づいて、（第 1 の）3D モデル画像を更新する。画像更新処理部 420 は、入力される現在の内視鏡画像データと、その直前の（第 1 の）3D モデル画像の生成に用いられた内視鏡画像データとを比較する。

【0035】

そして、画像更新処理部 420 は、比較結果として予め設定した閾値以上の変化量が検出された場合に、現在の内視鏡画像データに基づく（第 1 の）3D モデル画像により、過去の（第 1 の）3D モデル画像を更新する。

【0036】

なお、画像更新処理部 420 は、（第 1 の）3D モデル画像を更新する際に、例えば、内視鏡 2I の挿入動作に伴って変化する内視鏡 2I の先端位置の情報を利用しても良い。また、このような処理を実現するために、例えば、図 2 において点線で示すように、画像処理装置 7 に位置情報取得部 81 を設けても良い。

【0037】

位置情報取得部 81 は、内視鏡 2I の挿入部 11 の先端部 15 の先端位置を示す情報である先端位置情報を取得し、当該取得した先端位置情報を画像更新処理部 420 に出力する。

【0038】

10

20

30

40

50

画像更新処理部 420 は、位置情報取得部 81 から入力される先端位置情報に応じた先端位置が以前の位置から変化したか否かを判定する。そして、画像更新処理部 420 は、位置情報取得部 81 から入力される先端位置情報に応じた先端位置が以前の位置から変化したとの判定結果を得た場合に、当該判定結果を得たタイミングにおいて入力された 2 次元データに基づく（第 1 の）3 D モデル画像部分を含む現在の（第 1 の）3 D モデル画像を生成する。すなわち、画像更新処理部 420 は、変化前の（第 1 の）3 D モデル画像を（変化後の新しい第 1 の）3 D モデル画像に更新する。

【0039】

または、（第 1 の）3 D モデル画像と過去の（第 1 の）3 D モデル画像のそれぞれの重心を算出し、比較結果として予め設定した閾値以上の変化量が検出された場合に、更新してもよい。

10

【0040】

また、例えば、ユーザによる入力装置 44 の操作に応じ、画像更新処理部 420 が（第 1 の）3 D モデル画像を更新する際に用いる情報を、2 次元データまたは先端位置または重心のいずれかから選択できるようにしても良く、あるいは、2 次元データ及び先端位置及び重心のすべてを選択できるようにしても良い。つまり、入力装置 44 は、画像更新処理部 420 が（第 1 の）3 D モデル画像を更新する際に用いる 2 つ（又は 2 種類）の情報のうちの少なくとも 1 つを選択する選択部としての機能を具備している。

【0041】

本内視鏡システムは、3 次元形状を有する被検体の内部を観察する内視鏡 2 I と、前記内視鏡 2 I により観察された前記被検体の（内部の）2 次元データを入力する入力部を形成するビデオプロセッサ 4 の信号処理回路 32 と、前記入力部により入力された前記被検体の 2 次元データに含まれる領域に基づいて、表示部としてのモニタ 8 へ出力するための前記被検体の形状を示す 3 次元モデル画像を生成する 3 次元モデル画像生成部を形成する 3 D 形状データ構築部 42 a 又は画像生成部 42 b と、前記表示部へ出力するための前記 3 次元モデル画像に対して、前記内視鏡 2 I の挿入動作に伴う前記 2 次元データに含まれる前記領域の変化に基づいて前記 3 次元モデル画像を更新し、当該更新した前記 3 次元モデル画像を前記表示部へ出力する画像更新処理部 420 と、を備えている。

20

【0042】

また、画像更新処理部 420 は、第 1 の 3 D 形状データと第 2 の 3 D 形状データとを画像データ記憶部 43 b に記憶してから 3 D モデル画像を生成し、当該生成した 3 D モデル画像をモニタ 8 に出力するような処理を行うものに限らず、当該処理以外の他の処理を行うことにより生成した 3 D モデル画像をモニタ 8 に出力するものであってもよい。

30

【0043】

具体的には、画像更新処理部 420 は、例えば、第 1 の 3 D 形状データのみを画像データ記憶部 43 b に記憶し、画像データ記憶部 43 b から読み込んだ当該第 1 の 3 D 形状データと、当該第 1 の 3 D 形状データを画像データ記憶部 43 b に記憶した後に入力される第 2 の 3 D 形状データと、を合成して 3 D モデル画像を生成し、当該生成した 3 D モデル画像をモニタ 8 に出力するような処理を行うものであってもよい。または、画像更新処理部 420 は、例えば、第 1 の 3 D 形状データと第 2 の 3 D 形状データとを画像データ記憶部 43 b に記憶せずに合成することにより 3 D モデル画像を生成し、当該 3 D モデル画像を画像データ記憶部 43 b に記憶し、画像データ記憶部 43 b から読み込んだ当該 3 D モデル画像をモニタ 8 に出力するような処理を行うものであってもよい。

40

【0044】

また、画像更新処理部 420 は、3 D 形状データ構築部 42 a により生成された 3 D 形状データを画像データ記憶部 43 b に記憶するものに限らず、被検体の内部からの戻り光を受光した際に撮像部 25 において生成される 2 次元撮像信号を画像データ記憶部 43 b に記憶するようにしても良い。

【0045】

具体的には、画像更新処理部 420 は、例えば、被検体の内部の第 1 の領域からの戻り

50

光を受光した際に撮像部 2 5 において生成される第 1 の 2 次元撮像信号が入力された場合に、当該第 1 の 2 次元撮像信号を画像データ記憶部 4 3 b に記憶する。

【 0 0 4 6 】

画像更新処理部 4 2 o は、第 1 の 2 次元撮像信号を画像データ記憶部 4 3 b に記憶した後で、第 1 の領域とは異なる第 2 の領域からの戻り光を受光した際に撮像部 2 5 において生成される第 2 の 2 次元撮像信号が入力された場合に、当該第 1 の 2 次元撮像信号に追加して、当該第 2 の 2 次元撮像信号を画像データ記憶部 4 3 b へ記憶する。

【 0 0 4 7 】

そして、画像更新処理部 4 2 o は、画像データ記憶部 4 3 b に記憶された第 1 の撮像信号及び第 2 の撮像信号に基づき、第 1 の領域及び第 2 の領域に対応する 3 次元モデル画像を生成してモニタ 8 へ出力する。

【 0 0 4 8 】

次に、画像更新処理部 4 2 o が、第 1 の領域と第 2 の領域に対応する 3 次元モデル画像をモニタ 8 に出力するタイミングである表示タイミングについて説明する。

【 0 0 4 9 】

画像更新処理部 4 2 o は、例えば、画像データ記憶部 4 3 b に記憶された 3 D 形状データを所定期間毎（例えば 1 秒毎）に更新しつつモニタ 8 に出力する。そして、このような画像更新処理部 4 2 o の処理によれば、画像処理装置 7 に順次入力される被写体内部の 2 次元撮像信号に対応する 3 次元モデル画像を更新しつつモニタ 8 に表示させることができる。

【 0 0 5 0 】

なお、画像更新処理部 4 2 o は、例えば、ユーザによる入力装置 4 4 の操作に応じ、画像を更新するための合図としてのトリガ信号が入力された場合に、画像データ記憶部 4 3 b に記憶された 3 D 形状データを所定期間毎（例えば 1 秒毎）に更新しつつ、当該 3 D 形状データに応じた 3 次元モデル画像を生成してモニタ 8 に出力するようにしてもよい。そして、このような画像更新処理部 4 2 o の処理によれば、所望のタイミングで 3 次元モデル画像を更新しつつモニタ 8 に表示させることができるため、ユーザの利便性を向上させることができる。

【 0 0 5 1 】

また、画像更新処理部 4 2 o は、例えば、撮像部 2 5 により生成された 2 次元撮像信号に対応する内視鏡画像内において、バスケット等の処置具が映っていないことを検知した場合に（すなわち、病変部の治療中ではなく管路に挿入されている状態であることを検知した場合に）、3 次元モデル画像を更新しつつモニタ 8 に出力するようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

そして、以上に述べたような処理によれば、例えば、腎盂・腎杯内に挿入された内視鏡 2 I の挿入動作に伴う観察領域（の 2 次元データ）の変化に応じ、モニタ 8（における内視鏡画像に隣接する表示領域）に表示される 3 D モデル画像が、図 3 B の I 3 o a → 図 3 C の I 3 o b → 図 3 D の I 3 o c の順に更新される。

【 0 0 5 3 】

図 3 B の 3 D モデル画像 I 3 o a は、同図の右側に示す挿入位置までにおいて観察された内視鏡画像に基づいて生成された画像である。また、3 D モデル画像 I 3 o a における上端部分は、観察された観察領域に対応する構築領域と、未観察領域との境界 B a となり、この境界 B a 部分が、構築領域と異なる色で表示される。

【 0 0 5 4 】

なお、図 3 B の 3 D モデル画像 I 3 o a 中における矢印は、内視鏡 2 A の先端部 1 5 の位置及びその方向を示している（図 3 C 及び図 3 D においても同様）。3 D モデル画像 I 3 o a 中に、内視鏡 2 A の先端部 1 5 の位置及びその方向を示す指標となる上記矢印を重畳するようにしても良い。

【 0 0 5 5 】

図 3 C の 3 D モデル画像 I 3 o b は、図 3 B の 3 D モデル画像 I 3 o a においての未構

10

20

30

40

50

築領域部分に構築領域が追加されて更新された３Ｄモデル画像となる。

【００５６】

また、図３Ｃの３Ｄモデル画像Ｉ３０ｂは、挿入の途中において分岐部が存在していたために複数の未構築領域に臨む境界Ｂｂ、Ｂｃ、Ｂｄが発生する。なお、境界Ｂｄは、分岐部に起因しない部分を含んでいる。

【００５７】

図３Ｄの３Ｄモデル画像Ｉ３０ｃは、図３Ｃの３Ｄモデル画像Ｉ３０ｂにおいてその上部側の未構築領域に構築領域が追加されて更新された３Ｄモデル画像となる。

【００５８】

本実施形態においては、内視鏡２Ｉの挿入部１１は、管腔形状の尿管１０を経てその深部側の管腔形状の腎盂・腎杯５１内に挿入される。そして、この場合、３Ｄ形状データ構築部４２ａは、管腔形状の臓器の内面を観察した場合の中空の３Ｄ形状データを構築する。

10

３Ｄ形状データ構築部４２ａにより構築された３Ｄ形状データに対して、画像生成部４２ｂ（のポリゴン処理部４２ｃ）は、ポリゴンを設定して、ポリゴンを用いた３Ｄモデル画像を生成する。本実施形態においては、３Ｄ形状データの表面にポリゴンとしての３角形を貼り付ける如くの処理を行い、３Ｄモデル画像を生成する。つまり、３Ｄモデル画像は、図４に示すように３角形のポリゴンを採用している。一般的には、ポリゴンとして、３角形、又は４角形が多用されるが、本実施形態においては３角形のポリゴンを用いる。なお、３Ｄ形状データ構築部４２ａが３Ｄ形状データではなく、３Ｄモデル画像を直接、生成（又は構築）してもよい。

20

ポリゴンは、面、辺、頂点に分解でき、頂点は３Ｄ座標で記述される。面には、表裏があり、面に対して１つの垂直な法線ベクトルが設定される。

更に、ポリゴンの頂点を記述する順番で面の表が設定される。例えば、図４に示すように３つの頂点ｖ１、ｖ２、ｖ３の順に記述した時の表（の面）の表裏と、法線ベクトルｖｎの向きとが対応する。

【００５９】

そして、後述するように、法線ベクトルを設定することにより、法線ベクトルが設定されたポリゴンの表裏、換言するとポリゴンを用いて形成される（観察された領域を表す）３Ｄモデル画像上における各ポリゴンが管腔臓器の内面（又は内壁）に該当するか外面（または外壁）に該当するかの判定を行う。本実施形態においては、管腔臓器の内面を観察又は検査することを主目的とするため、管腔臓器の内面をポリゴンの面の表（そして管腔臓器の外面をポリゴンの面の裏）に対応付けた場合で説明する。より複雑な被検体として、管腔構造体を内部に含む場合において、管腔構造体の内面とその外面とを検査するような場合においても、内面と外面を区別（判別）するため、そのような複雑な被検体に対しても適用することができる。

30

なお、後述する図６において説明するように挿入部１１の挿入位置が移動し、撮像部２５により観察されて取得された２次元画像の領域が変化すると、画像処理部４２は、変化した領域の３Ｄ形状データが、変化前の３Ｄ形状データを更新するように生成し、更新された領域上に新たにポリゴンを、法線ベクトルを用いて適切に設定し、３Ｄモデル画像を追加（更新）するようにして生成する処理を繰り返す。

40

また、画像生成部４２ｂは、ポリゴンを追加する場合、法線ベクトルを用いて、観察されたポリゴンの局所的な領域の面が内面（内壁）か外面（外壁）かの判別を行う内面外面判別部４２ｅの機能を持つ。

【００６０】

また、入力装置４４の強調表示選択部４４ｂにより境界を強調する強調表示が選択された場合には、画像生成部４２ｂは、３Ｄモデル画像における（観察されて構築された領域としての）構築領域の境界領域（この境界領域は、観察されていない未構築の領域としての未構築領域の境界ともなる）を強調して表示するための境界強調処理部４２ｆの機能を持つ。この境界強調処理部４２ｆは、ユーザにより強調表示選択部４４ｂから強調表示が

50

選択されない場合には、境界領域（境界部分）を強調する処理を行わない。

このようにユーザは、３Ｄモデル画像をモニタ８において表示する場合、未構築領域の境界を視認し易いように強調表示することを選択したり、強調表示することを選択しないで３Ｄモデル画像をモニタ８において表示することの選択ができる。

また、画像生成部４２ｂは、３Ｄモデル画像を形成する構築された（換言すると観察された）ポリゴンの面が内面と外面との判別結果に応じて内面と外面とを異なる色で着色する（ポリゴン）着色処理部４２ｇを有する。なお、異なる色で着色せずに異なるテクスチャをポリゴンに貼りつけてもよい。以下の説明では、表示色設定部４４ａにより（観察された、つまり観察済みの）内面を灰色、（観察されていない、つまり未観察の）外面を白色に着色するように設定した場合で説明する。灰色として白に近い灰色に設定しても良い。内面を灰色、外面を白色の場合に限定されるものでない（表示色設定部４４ａによる設定の色に対応した着色処理部４２ｇが着色を行う）。

【００６１】

なお、本実施形態においては、管腔臓器の内面を観察対象としている通常の観察モードにおいては、観察していない領域は、撮像部２５により撮像されていない管腔臓器の内面となる。

そして、内視鏡２Ｉによる観察、検査の最中等において、観察されない領域を術者が視認可能なように３Ｄモデル画像上において表示しようとする場合、図３Ａに示した腎盂・腎杯５１に近い形状の３Ｄモデル画像で表示すると、観察されない領域となる３Ｄモデル画像上での未構築領域が存在した場合、その未構築領域を３Ｄ空間において視覚的に把握し易い画像にすることができる。

このため、本実施形態においては、画像処理部４２は、図３Ａに示した管腔臓器としての腎盂・腎杯５１を紙面に垂直な上方を視点とするような所定方向から、腎盂・腎杯５１の３Ｄモデル画像を、ポリゴンを用いて生成する。

また、このように視点を管腔臓器の外側に設定した場合には、実際に観察した領域が管腔の内面に存在しても、管腔外面に設定した視点側から見た３Ｄモデル画像上においては、観察された構築領域として視認し易いように表示し難くなる。

【００６２】

これを回避するために、以下の（ａ）、（ｂ）及び（ｃ）のいずれかのようにしても良い。（ａ）、（ｂ）では、二重（又は多重）の管状構造の場合にも適用できる場合であり、（ｃ）は腎盂のような一重の管状構造の場合に適用する場合である。

（ａ）視点側から（描画された）３Ｄモデル画像を見た場合、３Ｄモデル画像上における観察された構築領域を覆う外面の領域を内面の色としての灰色と外面の色としての白色と異なる表示色（例えば緑色）に着色する。（ｂ）又は、図３Ａにおいて２点鎖線で示すように、例えば視点となる紙面に垂直となる上方位置に照明用の光源Ｌｓを設定し、この光源Ｌｓから放射状に出射される照明光により３Ｄモデル画像上における観察された構築領域を覆う外面領域を、照明用の光源Ｌｓの照明光の色で着色した表示色（例えば緑色）で表示するようにしても良い。

（ｃ）又は、管腔臓器の内面のみを観察対象としていることに限定した場合には、管腔臓器の外面は観察対象でないために、観察された管腔臓器の内面を外面が覆っている場合には、その外面を内面の灰色と異なる色の表示色で表示するようにしても良い。この場合には、外面で覆われた観察済みの内面を表示する場合の表示色として白色に設定しても良い。以下においては、観察された管腔臓器の内面を覆っている場合の外面を表示する表示色を、少なくとも（観察済みであり、外面で覆われていない内面を直接的（露呈するように）に表示する場合の色となる）灰色と異なる（又は識別し易い）表示色を用いる。本明細書では、このように観察済みの内面を外面で覆っている状態のその外面を、観察済みの内面を直接、露呈した状態で観察した場合の色（例えば灰色）と異なる色としての表示色を用いる。

【００６３】

また、本実施形態においては、３Ｄモデル画像の背景部分を、３Ｄモデル画像の表示に

用いられる観察済みの内面を表示する色（となる灰色）、二重管状構造において外面で観察済みの内面が外面で覆われている状態の外面の表示色（となる例えば緑色）とは異なる背景色（例えば青色）に設定し、観察された構築領域と共に、構築領域と未構築領域の境界となる境界領域を視認し易く（表示）する。また、強調表示の選択を行うことにより、着色処理部 42g は、境界領域をより視認し易くするように、灰色、表示色及び背景色と異なる色（例えば赤色）に着色する。

【0064】

なお、図 1 においては、画像処理装置 7 は、内視鏡装置を構成するビデオプロセッサ 4、光源装置 3 と別体で構成されているが、画像処理装置 7 をビデオプロセッサ 4 や、光源装置 3 と同じ筐体内に設けるようにしても良い。

本実施形態の内視鏡システム 1 は、3 次元形状を有する被検体としての尿管 10、腎盂・腎杯 51 の内部を観察する内視鏡 2I と、前記内視鏡 2I により観察された前記被検体の（内部の）2 次元データを入力する入力部を形成するビデオプロセッサ 4 の信号処理回路 32 と、前記入力部により入力された前記被検体の 2 次元データに基づいて、前記被検体の 3 次元モデルデータ又は 3 次元形状データを生成（又は構築）する 3 次元モデル構築部を形成する 3D 形状データ構築部 42a と、前記 3 次元モデル構築部により構築された構築領域の前記 3 次元モデルデータに基づいて、前記被検体における観察されていない領域としての未構築領域を視認可能な（換言すると、未構築領域を視認し易くする又は未構築領域を視認できる）3 次元モデル画像を生成する画像生成部 42b と、を備えることを特徴とする。

【0065】

また、図 5 に示すように本実施形態における画像処理方法は、3 次元形状を有する被検体としての尿管 10、腎盂・腎杯 51 の内部を観察する内視鏡 2I により観察された前記被検体の（内部の）2 次元データとして 2 次元画像データをビデオプロセッサ 4 の信号処理回路 32 が画像処理装置 7 に入力する入力ステップ S1 と、前記入力ステップ S1 により入力された前記被検体の 2 次元データ（2D データ）に基づいて、3D 形状データ構築部 42a が前記被検体の 3 次元モデルデータ（3D 形状データ）を生成（又は構築）する 3 次元モデル構築ステップ S2 と、前記 3 次元モデル構築ステップ S2 により構築された構築領域の前記 3 次元モデルデータに基づいて、画像生成部 42b が前記被検体における観察されていない領域としての未構築領域を視認可能な（換言すると、未構築領域を視認し易くする又は未構築領域を視認可能に表示するための）3 次元モデル画像を生成する画像生成ステップ S3 と、を備えることを特徴とする。なお、図 5 の処理内容は、以下に説明する図 6 の処理内容における概要となる。

次に図 6 を参照して、本実施形態の動作を説明する。図 6 は、本実施形態の内視鏡システム 1 の主要な処理手順を示す。なお、図 6 の処理において、強調表示を選択しない場合と、選択する場合とを分けたシステム構成や画像処理方法にしても良い。

【0066】

術者は、図 1 に示すように光源装置 3 とビデオプロセッサ 4 に画像処理装置 7 を接続し、光源装置 3 とビデオプロセッサ 4 に内視鏡 2A 又は 2B 又は 2C を接続して内視鏡検査を行う。この場合、内視鏡 2I の挿入部 11 を患者 9 の尿管 10 内に挿入する。そして、図 3A に示すような尿管 10 を経て、図 6 のステップ S11 に示すように内視鏡 2I の挿入部 11 を、深部側の腎盂・腎杯 51 内に挿入する。

挿入部 11 の先端部 15 には、撮像部 25 が設けてあり、撮像部 25 は、撮像部 25 の画角内で撮像（観察）した撮像信号をビデオプロセッサ 4 の信号処理回路 32 に入力する。

ステップ S12 に示すように信号処理回路 32 は、撮像部 25 により撮像した撮像信号に対する信号処理を行い、撮像部 25 により観察した 2 次元画像を生成（取得）する。また、信号処理回路 32 は、生成した 2 次元画像（の A/D 変換された 2 次元画像データ）を画像処理装置 7 の画像処理部 42 に入力する。

ステップ S13 に示すように画像処理部 42 の 3D 形状データ構築部 42a は、入力さ

10

20

30

40

50

れた２次元画像データから、位置センサを備えた内視鏡２Ａ（又は２Ｃ）の場合には位置センサの情報を利用して、位置センサを有しない内視鏡２Ｂの場合には画像処理により（撮像部２５で）観察した画像領域に対応する３Ｄ形状を推定し、３Ｄモデルデータとしての３Ｄ形状データを推定し、３Ｄ形状データを生成する。

【００６７】

２次元画像データから、３Ｄ形状データを生成する方法としては上述した手法を利用することができる。

次のステップＳ１４において画像生成部４２ｂは、ポリゴンを用いて３Ｄモデル画像を生成する。図６に示すようにループ状に類似の処理を繰り返す。そのため、２回目以降においては、ステップＳ１４の処理は、１回前におけるポリゴンを用いて３Ｄモデル画像を生成した処理を続行することになる（新たなポリゴンに対する３Ｄモデル画像を生成し、以前の３Ｄモデル画像を更新する）。

次のステップＳ１５においてポリゴン処理部４２ｃは、ステップＳ１３において生成された３Ｄ形状データを基にしてマーチングキューブ法など公知の手法を用いてポリゴンを生成する。図７は、ステップＳ１３において生成された３Ｄ形状データを基にしてポリゴンを生成する様子を示す。

管腔を表すように生成された３Ｄ形状データ（図７において輪郭形状部分）Ｉ３ａにおいて、管腔を横から見た場合の管腔外面にポリゴンを設定して３Ｄモデル画像Ｉ３ｂを生成する。

【００６８】

なお、さらに着色処理がされて３Ｄモデル画像Ｉ３ｃが生成され、モニタ８に表示される。図７においては、ポリゴンｐ０１，ｐ０２，ｐ０３，ｐ０４等を示す。

次のステップＳ１６においてポリゴン処理部４２ｃは、前のステップＳ１５において設定した各ポリゴンに対して、（観察された領域が内面であるか否かを判別するために）それぞれ法線ベクトルを設定する。

次のステップＳ１７において画像生成部４２ｂの内面外面判別部４２ｅは、法線ベクトルを用いて観察された領域が内面であるか否かを判別する。ステップＳ１６及びＳ１７の処理に関しては、図８を参照して後で説明する。

次のステップＳ１８において画像生成部４２ｂの着色処理部４２ｇは、前のステップＳ１７の判別結果に応じて、観察された領域を表すポリゴンの面を（内面の場合には灰色、外面の場合には白色とするように）着色する。

次のステップＳ１９において制御部３１（又は画像生成部４２ｂの境界強調処理部）は、強調表示が選択されているか否かを判定する。強調表示が選択されていない場合には、次のステップＳ２０の処理に移る。そして、次のステップＳ２０の次にステップＳ２１，Ｓ２２の処理を行う。

【００６９】

これに対して、強調表示が選択されている場合には、ステップＳ２３，Ｓ２４，Ｓ２５の処理を行った後、ステップＳ２０の処理に移る。

ステップＳ２０において画像生成部４２ｂの着色処理部４２ｇは、（３Ｄモデル画像の外部又は離間して設定された位置における）所定の方向から見た３Ｄモデル画像の構築領域における観察済のポリゴンの面が内面の場合において外面により隠れる場合に対応した着色をする。

上述した二重管状構造のように、所定の方向から見た３Ｄモデル画像の構築領域における観察済のポリゴンの面が内面であり、この内面が外面により覆われている状態の３Ｄモデル画像として表示する場合には、当該外面の色を、観察済の内面を表す表示色の灰色、観察済の場合の外面の色としての白色、及び背景色とは異なる表示色（例えば緑色）で着色する。なお、３Ｄモデル画像を表示する場合において、観察済みの内面が露呈する状態となる当該内面は、ステップＳ１８における着色処理の灰色のままとなる。

ステップＳ２０の処理の後のステップＳ２１において画像処理部４２又は画像生成部４２ｂは、（上述した処理により）生成した３Ｄモデル画像の画像信号をモニタ８に出力し

10

20

30

40

50

、モニタ 8 は生成された 3 D モデル画像を表示する。

次のステップ S 2 2 において制御部 4 1 は、術者が検査終了の指示入力を例えば入力装置 4 4 から行ったか否かを判定する。

【0070】

検査終了の指示入力されない場合には、ステップ S 1 1 又はステップ S 1 2 の処理に戻り、上述した処理を繰り返す。つまり、挿入部 1 1 が腎盂・腎杯 5 1 内において移動されると、撮像部 2 5 により移動後に新たに観察された領域に対応する 3 D 形状データを生成し、その 3 D 形状データに対する 3 D モデル画像を生成する処理を繰り返す。

一方、検査終了の指示入力が行われた場合には、ステップ S 2 6 に示すように画像処理部 4 2 は、3 D モデル画像を生成する処理を終了し、図 6 の処理が終了する。

図 1 3 は、強調表示が選択されない場合（ステップ S 2 3 , S 2 4 , S 2 5 の処理を行わない場合）において、上記の処理を繰り返す途中において、例えばステップ S 2 1 の処理後においてモニタ 8 に表示される 3 D モデル画像 I 3 c を示す。

次に図 8 を参照して、図 6 のステップ S 1 6 , S 1 7 の処理を説明する。ステップ S 1 5 の処理により図 7 に示したように観察された領域の 3 D 形状データ I 3 a に複数のポリゴン p_01 , p_02 , p_03 , p_04 等が設定される。これらのポリゴン p_j ($j = 01$, 02 , 03 , ...) は、図 9 に示す表形式のポリゴンリストとして情報記憶部 4 3 に記憶（格納）される。各ポリゴン p_j の 3 つの頂点 v_1 , v_2 , v_3 は、3 次元の位置ベクトル値 $X X X X$ によりそれぞれ決定する。なお、ポリゴンリストは、各ポリゴンの構成を示すものである。

【0071】

図 8 における最初のステップ S 3 1 においてポリゴン処理部 4 2 c は、ポリゴンを選択する。図 9 に示すように $X X X X$ で示す法線ベクトルが設定されているポリゴン p_01 に隣接するポリゴン p_02 を選択する。なお、ポリゴン p_01 に対しては、図 4 において説明したように法線ベクトル v_{n1} が観察された内面を表す表の向きに設定される。

次のステップ S 3 2 においてポリゴン処理部 4 2 c は、ポリゴン p_02 に対して、その法線ベクトル v_{n2} を

$$v_{n2} = (v_2 - v_1) \times (v_3 - v_1)$$

により計算（算出）する。なお、記載を簡略化するために、頂点 v_1 , v_2 , v_3 の 3 次元位置を v_1 , v_2 , v_3 で流用し、例えば $v_2 - v_1$ は 3 次元位置 v_1 から 3 次元位置 v_2 に至るベクトルを表す。

次のステップ S 3 3 においてポリゴン処理部 4 2 c は、ポリゴン p_02 の法線ベクトル v_{n2} の向き（又は極性）が、登録されているポリゴン p_01 の法線ベクトル v_{n1} の向きと同じであるか判定する。

【0072】

この判定を行うために、ポリゴン処理部 4 2 c は、ポリゴン p_02 に 90 度以上の角度をもって隣接するポリゴン p_01 の法線ベクトル v_{n1} と、ポリゴン p_02 の法線ベクトル v_{n2} との内積を計算し、内積の値が 0 以上であれば向きが同じであると判定し、0 未満となる場合には向きが反転していると判定する。

【0073】

ステップ S 3 3 において向きが反転していると判定した場合には、次のステップ S 3 5 においてポリゴン処理部 4 2 c は、法線ベクトル v_{n2} の向きを修正する。例えば法線ベクトル v_{n2} に - 1 を乗算して修正して登録すると共に、ポリゴンリストの位置ベクトル v_2 , v_3 を入れ替える。

ステップ S 3 4 の後、又はステップ S 3 3 において向きが同じであると判定された場合には、ステップ S 3 5 においてポリゴン処理部 4 2 c は、全てのポリゴンに法線ベクトルが有る（設定した）かの判定を行う。

法線ベクトルが無いポリゴンが存在する場合には、最初のステップ S 3 1 の処理に戻り、全てのポリゴンに法線ベクトルが有る場合には、図 8 の処理を終了する。図 1 0 は、図 9 のポリゴンリストに対して法線ベクトルが設定されたポリゴンリストを示す。また、図

10

20

30

40

50

1 1 は、図 8 の処理により、ポリゴン p 0 1 に隣接するポリゴン p 0 2 等に法線ベクトル v_{n2} 等が設定された様子を示す。なお、図 1 1 において、ポリゴン 0 2 ~ 0 4 の上部側が管腔臓器の内面である（そして下側が外面となる）。

【0074】

上記の説明においては、図 8 におけるステップ S 3 3 の判定処理として、内積を用いて法線ベクトルの向きが同じであるか否かを判定していた。この方法は位置センサを有しない内視鏡 2 B の場合においても使用できる方法である。

これに対して、先端部 1 5 に位置センサを備えた内視鏡 2 A（又は 2 C）の場合には、図 1 2 に示すように位置センサの情報を用いて法線ベクトルの向きが隣接する登録された法線ベクトルの向きと同じであるか否かを判定するようにしても良い。

図 1 2 に示すように判定対象のポリゴン p_k の重心 G と 3 D 形状の推定に使用した 2 次元画像を取得したときの先端部 1 5 の位置 P_{15} を結ぶベクトル v_{15} と、ポリゴン p_k の法線ベクトル v_{nk} との内積を計算し、内積の値が 0 以上であれば向きが同じであると判定し、0 未満となる場合には向きが反転していると判定する。図 1 2 においては、両ベクトルの成す角 θ は 90° より小さく、内積は 0 以上となる。

このため、図 1 2 において例えば点線で示すように隣接するポリゴン（図 1 2 では p 0 3）の内面から鈍角を成すようなポリゴン p 0 4' の内面を観察することはできない（ため、そのようなポリゴンは生成されず、法線ベクトルの向きの判定を行うことがない）。

【0075】

このように強調表示が選択されない状態においては、モニタ 8 には、図 1 3 に示すような 3 D モデル画像 I 3 b が背景色とは異なる色で表示される。

図 1 3 に示すように下方の尿管側から上方の腎盂・腎杯側に至る管腔臓器の大部分が（一部欠落した状態で）ポリゴンで描画され、また管腔臓器の外側の面を表すポリゴンの（外側の）面が白っぽい色（例えば緑色）で表示されている。なお、3 D モデル画像 I 3 c におけるポリゴンの周囲は、青色等の背景色で表示される。

また、図 1 3 において、下腎杯の一部分に灰色で着色された内面の一部が表示され、また、その上側となる中腎杯の一部にも、灰色で着色された内面が表示されている。又、図 1 3 における上腎杯にも、境界が露呈している。

術者はこのように内面が所定の色で着色されて表示されるような 3 D モデル画像 I 3 c から、所定の色で着色された内面を境界領域として、観察していないために構築及び着色されていない未構築領域が視覚的に存在することを容易に把握することができる。

このように、図 1 3 に示すように表示する 3 D モデル画像 I 3 c は、術者が未構築領域を視認し易いように表示する 3 次元モデル画像となる。

なお、図 1 3 に示すような 3 D モデル画像 I 3 c を生成した場合、閉じた管腔臓器の外側から、通常、観察できない内面の一部の領域が、視認し易い色で表示されることにより、その領域に隣接する領域が観察されていない未構築領域であることを視覚的に認識することができる。

しかし、例えば図 1 3 における上腎杯のように観察済みの内面が、手前側の外面に隠れて表示されず、かつその境界形状が開口していることを視覚し難い形状になっていると、その部分に未構築領域が存在することを見逃す可能性がある。勿論、術者は、観察又は検査を行う管腔臓器の形状を把握しているため、見逃す可能性は低くなるが、術者が内視鏡検査を円滑に行い易くするために、術者の負担を出来るだけ軽減できるようにすることが望まれる。

そのような場合のために本実施形態においては、強調表示を選択することができ、強調表示を選択した場合には図 6 におけるステップ S 2 3、S 2 4、S 2 5 の処理を行う。

【0076】

強調表示を選択した場合には、ステップ S 2 3 において境界強調処理部 4 2 f は、ポリゴンリストの情報を利用して境界領域のポリゴンの辺を探索（又は抽出）する処理を行う。

検査対象の管腔臓器が腎盂・腎杯 5 1 の場合においては、腎盂 5 1 a から複数の腎杯 5

10

20

30

40

50

1 b 側に分岐する。図 7 に示した例では、各ポリゴン p_i の 3 つの辺はそれぞれ隣接するポリゴンの辺と共有する。

これに対して、構築された構築領域の端となり、未構築領域との境界領域のポリゴンにおいては共有しない辺が発生する。図 1 4 は、境界周辺のポリゴンを模式的に示し、また図 1 5 は図 1 4 のポリゴンに対応するポリゴンリストを示す。

図 1 4 においては、ポリゴン p_{12} の辺 e_{14} と、ポリゴン p_{14} の辺 e_{18} とが境界辺を示し、この右側が未構築領域となる。図 1 4 においては境界辺を太い線で示している。実際には、境界辺はより多くの辺から構成される場合が一般的である。なお、図 1 4 において、辺 e_{11} , e_{17} , e_{21} は、ポリゴン p_{11} , p_{13} , p_{15} と、点線で示すポリゴン p_{17} , p_{18} , p_{19} により共有される。また、辺 e_{12} , e_{20} は、ポリゴン p_{11} , p_{15} と 2 点鎖線で示すポリゴン p_{10} , p_{16} とで共有される。

10

【0077】

図 1 4 の場合には、ポリゴンリストは図 1 5 に示すようになり、ポリゴンリストには、ポリゴン p_{12} の辺 e_{14} と、ポリゴン p_{14} の辺 e_{18} とが 1 回のみ現れ、他の辺は 2 回現れる。従って、ポリゴン処理部 4 2 c は、境界領域 (のポリゴン) を探索する処理としてポリゴンリストから 1 回のみ現れる辺を境界辺として抽出する。換言すると、ポリゴン処理部 4 2 c は、観察済みの構築領域を表す全てのポリゴンのリストとしての ポリゴンリストにおいて (3 次元的に隣接する) 複数のポリゴンにより共有されない (つまり 1 つのポリゴンのみが持つ) 辺を境界辺として抽出する。

【0078】

20

なお、図 1 5 のポリゴンリストにおいて最も右側の欄には、観察されたポリゴンの面が内面か外面かの判別結果に応じて着色される色が設定される。図 1 5 では、内面が観察されているので、灰色を示す G が設定されている。

次のステップ S 2 4 において境界強調処理部 4 2 f は、前のステップ S 2 3 において抽出した情報により境界リストを作成し、作成したことを着色処理部 4 2 g に通知する。

図 1 6 はステップ S 2 4 において生成される境界リストを示す。図 1 6 に示す境界リストは、ステップ S 2 3 の処理までにおいて探索 (抽出) された 1 回のみ現れるポリゴンの境界辺のリストである。

【0079】

次のステップ S 2 5 において着色処理部 4 2 g は、境界リストを参照して、境界辺を術者等のユーザが視認し易い色 (例えば赤色) の境界色で着色する。この場合、境界辺を描画する線の太さを大きく (太く) し、着色した境界辺をより視認し易いようにしても良い。また、図 1 6 に示す境界リストにおいては、最も右側の欄に、着色処理部 4 2 g により境界辺が着色される強調色 (境界色) を示している。図 1 6 の具体例では、着色される強調色として赤色を示す R が記載されている。また、境界辺から閾値以下の距離となる境界領域を赤色等の境界色又は強調色で着色しても良い。

30

【0080】

なお、境界辺を着色する処理をステップ S 2 5 において行う場合に限定されるものでなく、ステップ S 2 0 の処理において、境界強調の選択の有無に応じて (S 2 5 の処理を) 行うようにしても良い。

40

なお、上述したように図 6 の処理はループ状に類似した処理を繰り返すため、境界強調を選択した場合においても、挿入部 1 1 の移動により、撮像部 2 5 が撮像する領域が変化すると、変化前のポリゴンリストや境界リストが更新される。

このようにして、境界強調が選択された場合には、モニタ 8 に表示される図 1 3 に対応する 3 D モデル画像 I 3 d は図 1 7 に示すようになる。

【0081】

図 1 7 に示す 3 D モデル画像 I 3 d は、図 1 3 に示す 3 D モデル画像 I 3 c において、境界領域のポリゴンの境界辺が強調色で着色されたものとなっている。図 1 7 に示すように構築領域のポリゴンにおける未構築領域との境界となるポリゴンの境界辺が強調色で着色されるので、術者等のユーザは、境界辺に隣接する未構築領域を視認し易い状態で把握

50

することができる。なお、図 17 ではモノクロ表示で示しているのに、輪郭よりも太い線で示している境界辺は、輪郭と大きく異ならないように見られるが、境界辺は、目立つ強調色で表示される。従って、カラーで表示するモニタ 8 で 3D モデル画像 I 3 d を表示した場合には、境界辺は輪郭と大きく異なる状態で視認できる。モノクロ表示でも境界辺を輪郭と識別し易いように、輪郭よりも、閾値以上に太い線、又は輪郭の線の太さの数倍以上、太い線で境界辺を表示するようにしても良い。

このように本実施形態の内視鏡システム及び画像処理方法によれば、未構築領域を視認し易く表示する 3 次元モデル画像を生成することができる。

また、本実施形態において、強調表示を選択した場合には、構築領域と未構築領域との境界を強調して表示する 3D モデル画像 I 3 d を生成するため、術者等のユーザは、未構築領域をより視認し易い状態で把握することができる。

次に第 1 の実施形態の第 1 変形例を説明する。本変形例は、第 1 の実施形態と殆ど同様の構成であるが、強調表示が選択された場合における処理が第 1 の実施形態における境界辺を強調する代わりに、境界辺を含む面を強調する処理にしている。

図 18 は本変形例の処理内容を示す。図 18 は、図 6 においてのステップ S 2 4 の境界リストを作成（変更）する処理を、ステップ S 2 4 ' に示すポリゴンリストの色を変更する処理に変更し、ステップ S 2 5 の境界辺を着色する処理を、ステップ S 2 5 ' の境界面を着色する処理に変更している。以下、第 1 の実施形態と異なる処理部分を説明する。

【0082】

ステップ S 1 9 において強調表示が選択された場合には、第 1 の実施形態の場合と同様にステップ S 2 3 において境界を探索する処理を行う。ステップ S 2 3 の処理において、図 15 に示したようなポリゴンリストが作成され、さらに図 16 に示すような境界辺を持つポリゴンが抽出される。

次のステップ S 2 4 ' において境界強調処理部 4 2 f は、例えば図 19 に示すように境界辺を含むポリゴンリストの色を、視認し易い色（強調色）に変更する。

図 19 のポリゴンリストは、図 15 のポリゴンリストにおける境界辺 e 1 4 と e 1 8 を含むポリゴン p 1 2 , p 1 4 の色を灰色から赤色に変更する。

簡潔に述べると、図 16 の強調色は境界辺を強調する色であったが、本変形例は境界辺を含むポリゴンの面を強調する強調色にする。なお、この場合、面を強調色として境界辺を含むようにしても良い。

次のステップ S 2 5 ' において境界強調処理部 4 2 f は、強調色に変更されたポリゴンの面を強調色で着色した後、ステップ S 2 0 の処理に移る。

【0083】

図 20 は本変形例により生成され、モニタ 8 に表示される 3D モデル画像 I 3 e を示す。図 20 では境界に臨む辺を持つポリゴン（つまり境界のポリゴン）の色を強調色（図 20 では具体的に赤色 R とした場合で）示している。また、図 20 では境界辺も、赤色で強調して表示した例を示す。

【0084】

本変形例によれば、第 1 の実施形態とほぼ同様の効果を有する。具体的には強調表示を選択しないと、第 1 の実施形態において強調表示を選択しない場合と同じ効果となり、強調表示を選択すると、境界のポリゴンの境界辺を含む境界面を視認し易い強調色で表示するため、術者が観察領域の境界の未観察領域を把握易くする効果がある。

次に第 1 の実施形態の第 2 変形例を説明する。本変形例は、第 1 の実施形態と殆ど同様の構成であるが、強調表示が選択された場合における処理が第 1 の実施形態と異なる処理を行う。本変形例では、図 2 における画像生成部 4 2 b における境界強調処理部 4 2 f が、強調表示の選択に対応した強調処理部（4 2 f ' とする）に変更されている（処理結果は、境界強調処理部 4 2 f による結果と類似した内容となる）。

図 21 は、本変形例の処理を示す。図 21 において強調表示が選択されない場合には、第 1 の実施形態と同様の処理となる。一方、強調表示が選択された場合にはステップ S 4 1 に示すように強調処理部 4 2 f ' は、1 回前の 3 次元形状の推定の後に設定されたポリ

10

20

30

40

50

ゴンリストから今回、追加されたポリゴンを算出する。

【 0 0 8 5 】

なお、1回目の処理においてはポリゴンリストが空欄の状態から追加されたことになるため、全ポリゴンが対象となる。

図 2 2 は、1 回目の処理において取得された斜線で示すポリゴン（の範囲）に対して、2 回目の処理において取得された追加のポリゴンの範囲を示す。次のステップ S 4 2 において強調処理部 4 2 f ' は、関心領域を設定し、ポリゴンを複数のサブブロックに分割する。

図 2 2 に示すように強調処理部 4 2 f ' は、追加のポリゴンの範囲内において、ポリゴンの頂点（又は重心）を中心として例えば円形の関心領域を設定し、関心領域を例えば点線で示す 4 等分のサブブロックに分割する。実際には、3 次元的なポリゴン面に対して、例えば球形の関心領域を設定して、複数のサブブロックに分割する。

図 2 2 においては、着目する頂点 v_{r1} 、 v_{r2} においてそれぞれ関心領域 R_1 、 R_2 を設定し、関心領域 R_1 を 4 つのサブブロック R_{1a} 、 R_{1b} 、 R_{1c} 、 R_{1d} に、関心領域 R_2 を 4 つのサブブロック R_{2a} 、 R_{2b} 、 R_{2c} 、 R_{2d} にそれぞれ分割した様子を示す。

【 0 0 8 6 】

次のステップ S 4 3 において強調処理部 4 2 f ' は、サブブロック毎のポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数を計算する。さらに、強調処理部 4 2 f ' は、サブブロック間のポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数の偏りが有るか否かを計算する。

関心領域 R_1 の場合には、各サブブロックは、連続的に形成されたポリゴンの頂点などをそれぞれ複数、含む状態となり、サブブロック間での密度又は頂点数の偏りは小さいのに対して、関心領域 R_2 の場合には、サブブロック R_{2b} 、 R_{2c} とサブブロック R_{2a} 、 R_{2d} とは、サブブロック間での密度又は頂点数の偏りが大きい。サブブロック R_{2b} 、 R_{2c} は、関心領域 R_1 の場合のサブブロック R_{1a} 等とほぼ同じ値となるが、サブブロック R_{2a} 、 R_{2d} は、ポリゴンの頂点（又は重心）を境界以外で含まないため、サブブロック R_{2b} 、 R_{2c} の場合よりは小さな値となる。そして、サブブロック R_{2b} 、 R_{2c} の場合と、サブブロック R_{2a} 、 R_{2d} の場合とでは、頂点数の偏りが大きくなる。

次のステップ S 4 3 において強調処理部 4 2 f ' は、サブブロック間においてポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数の偏りが（偏りの閾値以上に）有り、かつポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数が閾値以下である条件に該当するポリゴン、又は当該ポリゴンの頂点を視認し易い色（赤等の強調色）で着色する処理を行う。図 2 2 では例えば頂点 v_{r2} 、 v_{r3} 、 v_{r4} 又はこれらを共有するポリゴンが着色される。ステップ S 4 4 の処理の後、またはステップ S 4 5 を行った後、ステップ S 2 0 の処理に進む。

【 0 0 8 7 】

また、ユーザは、このように着色した場合において、より視認し易くする視認性を確保するために着色範囲を拡大する選択を入力装置 4 4 の強調表示選択部 4 4 b から行うことができるようにしている。着色範囲を拡大する選択がされた場合には、以下のように着色範囲を拡大する処理が行われる。

上述した密度等に偏りがある条件（第 1 の条件とする）に該当するポリゴン又はポリゴンの頂点を着色する処理 S 4 4 に対して、図 2 1 において点線で示すステップ S 4 5 において強調処理部 4 2 f ' は、更に着色範囲を拡大する。上記のように点線で示すステップ S 4 5 の処理は、選択された場合に行われる。

強調処理部 4 2 f ' は、第 1 の条件に該当するポリゴン（の頂点）を、ステップ S 4 4 に示すように着色したが、ステップ S 4 5 において第 1 の条件に合致したポリゴン（の頂点）を中心として一定の距離内にあり、第 1 の条件に合致したポリゴン（の頂点）と同じタイミングで追加されたポリゴン（の頂点）も、同様に着色する。

この場合には、図 2 2 における最も上で水平方向に沿ったポリゴン、又は上から 2 番目までの水平方向に沿ったポリゴン等が着色される。一定の距離をより大きくすることによ

10

20

30

40

50

り、着色するポリゴンの範囲をより大きくすることもできる。

【0088】

なお、新たに追加した点の周辺に境界がある場合の点（図22の v_r2 ， v_r3 ， v_r4 ）も視認し易い色に着色する第2の条件に該当すると見なしても良い。

【0089】

図23は、本変形例による3Dモデル画像I3fの表示例を示す。この3Dモデル画像I3fは、図20の3Dモデル画像I3eとほぼ同じ表示となる。なお、図23では、図20における境界に臨むポリゴン等が強調色としてのRで着色されているような表記を省略している。本変形例によれば、第1の実施形態とほぼ同様の効果を有する。つまり、強調表示を選択しない場合には第1の実施形態において強調表示を選択しない場合と同じ効果となり、また強調表示を選択した場合には第1の実施形態において強調表示を選択した場合と同様に、構築されたポリゴンの境界領域を視認し易い色で目立つように表示することができる。このため、境界領域に隣接し、観察されていない未構築領域を容易に把握し易くなる。

10

次に第1の実施形態の第3変形例を説明する。

本変形例は、第1の実施形態において強調表示が選択されない場合においても、強調表示を選択した場合と類似した表示を行う場合に該当する。

このため、本変形例は、図2における構成において、入力装置44は強調表示選択部44bを有しない構成に該当し、境界強調処理部42fを設ける必要がないが、実質的には境界強調処理部42fに近い処理をする。その他の構成は、第1の実施形態と殆ど同じ構成である。

20

【0090】

図24は本変形例の処理内容を示す。図24に示すフローチャートは、図6のフローチャートに近い処理であるため、異なる部分のみを説明する。

ステップS1からステップS18までは、図6と同じ処理であり、ステップS18の処理の後、ステップS51においてポリゴン処理部42cは、観察していない領域を探索する処理を行う。

上述したようにステップS13において3次元形状の推定を行い、観察された領域の面にポリゴンを貼り付けるような処理をして3Dモデル画像を生成する処理を行うが、観察された領域の境界に観察されていない領域が、（観察された領域に隣接して）例えば円形状の開口部として存在した場合、この開口部にポリゴンを貼り付けて、観察した領域の面の場合のような処理を行う可能性がある。

30

このため、本変形例では、ステップS51の観察していない領域を探索する処理として、注目する領域に設定したポリゴンの法線と、このポリゴンに隣接し、観察済みの領域に設定されたポリゴンの法線とのなす角を計算し、そのなす角が90°程度の閾値以上か否かの判定を行う。

【0091】

次のステップS52においてポリゴン処理部42cは、上記2つの法線のなす角が閾値以上となるポリゴンを抽出する。

図25は、本変形例の動作の説明図を示す。図25は例えば水平方向に延びる観察済みの管腔形状部分にポリゴンが設定され、その右端に未観察の領域となる略円形状の開口部Oが存在する様子を示す。

40

この場合、開口部Oに隣接する観察済みの領域に設定したポリゴンの場合と同様に、開口部Oにポリゴンを設定する処理が行われる場合があり得る。この場合には、観察済みで開口部Oの境界に隣接する領域に設定したポリゴンの法線 L_{n1} と、このポリゴンに隣接し、開口部Oを塞ぐように設定したポリゴン p_{O1} の法線 L_{o1} とのなす角は、観察済みの領域において隣接する2つのポリゴンにそれぞれ設定した2つの法線 L_{ni} ， L_{ni+1} がなす角に比べて遥かに大きな角となり、閾値以上となる。

図25では法線 L_{n1} と L_{o1} の他に、法線 L_{n2} と開口部Oを塞ぐように設定したポリゴン p_{O2} の法線 L_{o2} も示している。

50

【 0 0 9 2 】

次のステップ S 5 3 において着色処理部 4 2 g は、2つの法線のなす角が閾値以上となる複数のポリゴン（図 2 5 におけるポリゴン p 0 1 , p 0 2 ）と、複数のポリゴンに囲まれたポリゴン（ポリゴン p 0 1 , p 0 2 の間のポリゴン p 0 3 ）の色を観察済みの領域と異なる色（例えば赤色）で着色する。ステップ S 5 3 の処理の後、ステップ S 2 0 の処理に移る。

図 2 6 は、本変形例による 3 D モデル画像 I 3 g を示す。図 2 6 では未観察の領域が赤色で表示される。

本変形例によれば、観察された観察済みの領域のポリゴンに隣接し、未観察の領域にポリゴンを設定した場合にも、そのポリゴンを着色して未観察の領域であることを視認し易くできる。

10

次に第 1 の実施形態の第 4 変形例を説明する。

本変形例は、観察領域と未観察の領域との境界の形状を単純化して、（複雑な形状がノイズに起因する等と誤認識する虞を解消し）未観察の領域を把握し易くする。

本変形例は、図 2 における構成において、入力装置 4 4 は強調表示選択部 4 4 b の代わりに平滑化を選択する平滑化選択部（4 4 c とする）を有し、また画像生成部 4 2 b は、境界強調処理部 4 2 f の代わりに平滑化処理を行う平滑化処理部（4 2 h とする）を有する。その他の構成は、第 1 の実施形態と殆ど同じ構成である。

【 0 0 9 3 】

図 2 7 は本変形例の処理内容を示す。図 2 7 の処理は、図 6 の処理に類似するため、異なる部分のみ説明する。

20

図 2 7 の処理は、図 6 におけるステップ S 1 9 の処理が、ステップ S 6 1 の平滑化を選択するか否かの処理に変更される。

また、ステップ S 2 3 の境界の探索の処理の後、ステップ S 6 2 の平滑化の処理を行い、この平滑化の処理後にステップ S 6 3 において更に境界の探索の処理を行い、境界リストの作成（更新）を行うようにしている。

本変形例においては、上記のように観察領域と未観察の領域との境界の形状を単純化して表示するため、ステップ S 6 2 の平滑化の処理を行う前のポリゴンリストを例えば情報記憶部 4 3 に保持し、保持されたコピーをポリゴンリストにセットし、3 D モデル画像の生成に使用する（コピーされたポリゴンリストは平滑化により変更されるが、情報記憶部 4 3 には変更されないものが保持される）。

30

図 2 7 のステップ S 6 1 の処理において、平滑化が選択されない場合には、ステップ S 2 0 に移り、第 1 の実施形態において説明した処理が行われる。

【 0 0 9 4 】

一方、平滑化が選択された場合には、ステップ S 2 3 においてポリゴン処理部 4 2 c は、境界を探索する処理を行う。

ステップ S 2 3 の境界を探索する処理は、例えば図 1 4 ~ 図 1 6 を参照して説明した。境界を探索する処理により、例えば図 2 8 に示すようにポリゴンの境界が抽出される場合がある。図 2 8 は、図 2 5 に示した管腔形状のポリゴンの境界部分が凹凸部を有する複雑な形状になった様子を模式的に示す。

40

次のステップ S 6 2 において平滑化処理部 4 2 h は、平滑化の処理を行う。平滑化処理部 4 2 h は、境界領域の複数のポリゴンにおける重心（又は頂点）の位置からの距離が最小となるような（曲率の変化量を適宜の範囲内に制限した）曲面 P 1 を、最小二乗法等を適用して算出する。隣接するポリゴンにおける凹凸の程度が激しいような場合には、境界に臨む全てのポリゴンに対して最小二乗法を適用する場合に限定されるものでなく、一部のポリゴンにのみ適用しても良い。

更に、平滑化処理部 4 2 h は、曲面 P 1 の外側となるポリゴン部分を削除する処理を行う。図 2 8 においては、削除されるポリゴン部分を斜線で示している。

【 0 0 9 5 】

次のステップ S 6 3 において平滑化処理部 4 2 h（又はポリゴン処理部 4 2 c）は、上

50

記の処理（ステップS 2 3、S 6 2、S 6 3）による処理に対応して、境界領域を形成するポリゴンを探査する。例えば、図2 8に示すように曲面P 1により一部が削除されたポリゴン（例えば符号を付けた1つのポリゴンp k）と、境界に辺が臨むポリゴンp aを探査する処理を行う。

そして、次のステップS 6 4において、探索の処理により抽出されたこれらのポリゴンの辺を境界辺とする境界リストを作成（更新）する。このとき、曲面P 1により一部が削除されたポリゴンに対しては形状が三角形となるように新たに頂点を追加して分割する。なお、図2 8における上記ポリゴンp kにおいては、境界辺は、曲面P 1により一部が削除された辺e k 1、e k 2、と曲面P 1による辺e pとなる。この場合、曲面P 1による辺e pは、ポリゴンp k面内における両端を結ぶ直線状の辺で近似する。

次のステップS 2 5において着色処理部4 2 gは、境界リストに記載されたポリゴンの境界辺を視認し易い色で着色する処理を行い、その後、ステップS 2 0の処理に移る。

【0096】

図2 9はこのようにして生成され、モニタ8で表示される3 Dモデル画像I 3 hを示す。本変形例によれば、境界部分において複雑な形状であると、単純化した境界辺として、視認し易い色で表示するため、未観察領域を把握し易くなる。

なお、曲面P 1によりポリゴンを分割することをしないで、以下の方法で処理してもよい。

ステップS 6 2において平滑化処理部4 2 hは、曲面P 1の外側となる頂点を探査する。次のステップS 6 3において平滑化処理部4 2 h（又はポリゴン処理部4 2 c）は、曲面P 1の外側にある頂点を含むポリゴンをコピーされたポリゴンリストから削除する処理を行う。次のステップS 6 3において平滑化処理部4 2 h（又はポリゴン処理部4 2 c）は、上記の処理（ステップS 2 3、S 6 2、S 6 3）による処理に対応して、曲面P 1の外側にある頂点を含むポリゴンをコピーされたポリゴンリストから削除する処理を行い、他の変形例で説明した境界の探索を行う。

次に第1の実施形態の第5変形例を説明する。

第1の実施形態においては、強調表示を選択した場合、境界領域のポリゴンの辺を境界辺として抽出して、境界辺を視認し易いように着色する処理を行ったが、本変形例は3次元形状をポリゴンで表現するのではなく（例えばポリゴンにおける重心位置の点又は頂点に対応する）点で表す場合において、（ポリゴンの）境界辺の代わりに境界の点を境界点として抽出する処理を行い、境界点を視認し易いように着色する処理を行う。

このため、本変形例は、図2の構成において境界強調処理部4 2 fが境界点を強調する処理を行う構成となる。図3 0 Aは、本変形例における画像処理装置7'の構成を示す。本変形例における画像処理装置7'は、3次元形状をポリゴンで表示する処理等を行わないため、図2におけるポリゴン処理部4 2 cと、内面外面判別部4 2 eを有しない。その他の構成は、第1の実施形態と殆ど同じ構成である。

【0097】

図3 0 Bは、本変形例の処理内容を示す。図3 0 Bに示すフローチャートは、図6のフローチャートに近い処理であるため、異なる部分のみを説明する。図3 0 Bのフローチャートは、図6におけるステップS 1 5～S 2 0の処理を行わない。このため、ステップS 1 4の処理の後、ステップS 2 3、S 2 4の処理に移り、図6におけるステップS 2 5の境界辺を着色する処理をステップS 7 1に示すように境界点を着色する処理に変更した内容となり、ステップS 7 1の処理の後、ステップS 2 1の処理に移る。但し、以下に説明するように図6と同じステップS 2 4の境界リストを作成（変更）する処理の内容等が第1の実施形態の場合と若干異なる処理内容となる。

ステップS 2 3において境界強調処理部4 2 fは、境界を探査して境界点を抽出する処理として、第2変形例において図2 2を参照して説明した処理（第1の条件又は第2の条件の少なくとも一方の条件を満たす処理）により境界点を抽出しても良い。

【0098】

つまり、第1の条件として、注目する点（重心又は頂点）に対して複数の関心領域を設

10

20

30

40

50

定し、関心領域毎のサブブロックでの点の密度等の計算し、密度等に偏りがあり、密度の値が閾値以下となる条件を満たす点を境界点として抽出する。

又は、第2の条件として、新たに追加した点の周辺に境界がある場合の点を境界点として抽出する。図22の場合には、境界点として v_r2 、 v_r3 、 v_r4 等が抽出される。

図31は、本変形例により生成され、モニタ8に表示される3Dモデル画像I3iを示す。図31に示すように境界領域の点が視認し易い色で表示される。なお、境界領域の点を太い点（面積を膨張させた点）として、視認し易い色（強調色）で着色するようにしても良い。また、境界領域の点における隣接する2点間の中点に対しても、視認し易い色で表示するようにしても良い。

10

本変形例によれば、観察された構築領域と、観察されていない未構築領域の境界となる点が視認し易い色で表示されるため、未構築領域を把握し易い。なお、上記の境界点における隣接する境界点を結ぶ線（境界線と言う）を引き、着色処理部42gが、境界線も視認し易い色で着色するようにしても良い。また、境界点から閾値以下の距離内に含まれる点も太い点（面積を膨張させた点）として、視認し易い色（強調色）で着色するようにしても良い。

【0099】

なお、本変形例において、3次元形状を観察済みのポリゴンの重心で表示する場合が考えられる。この場合は、ポリゴンの重心を求める処理を行う。以下に説明する第6変形例の場合においても、同様に適用しても良い。

20

【0100】

第5変形例における図30BにおけるステップS71の処理において、更に境界点近傍となる周辺の点も境界点と同様に視認し易い色で着色するようにしても良い（図33参照）。この場合とほぼ同様の処理結果となる第1の実施形態の第6変形例を説明する。

第6変形例は、第5変形例においての境界点とその周辺の点を視認し易い色で着色するように強調するものであり、第5変形例と同じ構成である。

図32は、本変形例の処理内容を示す。図32に示す処理は、図30Bに示す第1の実施形態の第5変形例の処理に類似しており、ステップS14の処理の後、ステップS81～S83の処理を行い、ステップS83の処理の後、ステップS21の処理に移る。ステップS14の処理の後、ステップS81に示すように境界強調処理部42fは、1回前から追加された点を算出する処理を行う。

30

追加された点の範囲の例は、例えば図22において説明したポリゴンの場合と同じである。次のステップS82において境界強調処理部42fは、追加された点のリストである点リストにおける新たに追加された点を、観察された色とは異なる色（例えば赤色）に変更する。また、境界強調処理部42fは、点リストにおいて新たに追加した点から閾値以上となる距離にある、前記異なる色の点の色を、観察された色に戻す処理を行う。

【0101】

次のステップS83において着色処理部42gは、前のステップS82までのポリゴンリストに記載された色に従って、ポリゴンの点を着色する処理を行い、ステップS21の処理に移る。

40

本変形例による3Dモデル画像I3jを図33に示す。図31の場合においての境界点の他に、その周辺の点も同様の色で着色して表示するため、術者は未観察領域を確認し易くなる。

また、例えば、ユーザによる入力装置44の操作に応じ、未観察領域のみを表示してもよい。観察領域が見えなくなることによって、観察領域の裏側にある未観察領域を術者は未観察領域を確認し易くなる。なお、未観察領域のみを表示する機能は他の実施例や変形例に設けてもよい。

【0102】

次に第1の実施形態の第7変形例を説明する。本変形例は、例えば第1の実施形態において指標の付加が選択された場合には、未観察領域を示す指標を付加して表示する。図3

50

4 は本変形例における画像処理装置 7 B の構成を示す。

この画像処理装置 7 B は、図 2 の画像処理装置 7 において、入力装置 4 4 は、指標の表示を選択する指標表示選択部 4 4 d を有し、また画像生成部 4 2 b は、未観察の領域に指標を付加する指標付加部 4 2 i を有する。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。図 3 5 は、本変形例の処理内容を示す。

図 3 5 のフローチャートは図 6 のフローチャートにおいて、さらに指標の表示の選択結果に応じて指標を表示するための処理を追加して行う処理内容となる。

【0103】

ステップ S 1 9 において強調表示が選択された場合には、ステップ S 2 3 , 2 4 の処理を行った後、ステップ S 8 5 において制御部 4 1 は、指標の表示が選択されたか否かを判定する。指標の表示が選択されない場合には、ステップ S 2 5 の処理に移り、逆に指標の表示が選択された場合には、ステップ S 8 6 において指標付加部 4 2 i は、付加して表示するための指標を算出する処理を行った後、ステップ S 2 5 の処理に移る。

指標付加部 4 2 i は、

- a . 境界となった辺を含む面を算出する。
- b . 次に境界の点の重心を算出する。
- c . 次に、a において算出した面の法線に平行、かつ境界の点の重心から一定距離にある点を算出し、指標を追加する。

この場合の 3 D モデル画像 I 3 k を図 3 6 に示す。図 3 6 は、図 1 7 の 3 D モデル画像 I 3 d に更に指標が付加した図となる。

また、図 3 5 においてのステップ S 1 9 において強調表示が選択されない場合には、ステップ S 8 7 において制御部 4 1 は、指標の表示が選択されたか否かを判定する。指標の表示が選択されない場合には、ステップ S 2 0 の処理に移り、逆に指標の表示が選択された場合には、ステップ S 8 8 においてステップ S 2 3 と同様に境界を探索する処理を行った後、ステップ S 8 9 において指標付加部 4 2 i は、付加して表示するための指標を算出する処理を行った後、ステップ S 2 0 の処理に移る。

【0104】

この場合の 3 D モデル画像 I 3 l を図 3 7 に示す。図 3 7 は、図 1 3 の 3 D モデル画像 I 3 c に更に指標が付加した図となる。なお、指標は、例えば黄色に着色される。

本変形例によれば、第 1 の実施形態のような 3 D モデル画像 I 3 c 、 I 3 d を表示するような選択ができると共に、さらに指標を付加した 3 D モデル画像 I 3 l 、 I 3 k を表示するような選択ができる。また、3 D モデル画像 I 1 3 e 、 I 1 3 f 、 I 1 3 g 、 I 1 3 h 、 I 1 3 i 、 I 1 3 j に対して同様の処理を追加して、指標を表示してもよい。

次に第 1 の実施形態の第 8 変形例を説明する。第 7 変形例においては、3 D モデル画像 I 3 c , I 3 d の外側に境界又は未観察領域を矢印で示す指標を表示する例を説明した。これに対して、以下に説明するように 3 D モデル画像の管腔内部に設定した光源から光が未観察領域となる開口部から漏れているような指標の表示を行うようにしても良い。

本変形例の処理は、第 7 変形例における図 3 6 におけるステップ S 8 6 又は S 8 9 の指標を算出する処理を図 3 9 に示す指標を生成する処理に変更したものとなるのみである。なお、指標付加部 4 2 i は、以下の図 3 8 等の処理を行う際の所定の面積以上となる前記未構築領域の開口部を抽出する開口部抽出部と、管腔の内部側に引かれた法線上の位置に点光源を設定する光源設定部と、の機能を備える。

【0105】

図 3 8 は、本変形例における指標を生成する処理内容を示す。

指標を生成する処理が開始すると、最初のステップ S 9 1 において指標付加部 4 2 i は、規定面積以上の未観察領域となる開口部を求める。図 3 9 は、図 3 8 の処理の説明図を示し、管腔臓器における規定面積（又は所定面積）以上の未観察領域となる開口部 6 1 を示す。

次のステップ S 9 2 において指標付加部 4 2 i は、開口部 6 1 を構成する点の重心からの法線 6 2 を（管腔内部側に）設定する。図 3 9 における右側の図に示すように、この法

線 6 2 は、重心 6 6 と、開口部 6 1 を構成する点のうち、前記重心 6 6 に最も近い点 6 7 および前記重心 6 6 に最も遠い点 6 8 の合計 3 点を通る面に対する法線 6 2 で、重心 6 6 から単位長で延びる。その方向は、3 D モデルを形成するポリゴンの多い方向である。なお、上記 3 点の他に、開口部 6 1 上に適宜に設定した 3 つの代表点でも良い。

【 0 1 0 6 】

次のステップ S 9 3 において指標付加部 4 2 i は、開口部 6 1 の重心 6 6 の位置からの法線 6 2 に沿った規定の長さの（管腔内部の）位置に点光源 6 3 を設定する。

次のステップ S 9 4 において指標付加部 4 2 i は、点光源 6 3 から開口部 6 1（上の各点）を通り、開口部 6 1 の外側に延びる線分 6 4 を引く。

次のステップ S 9 5 において指標付加部 4 2 i は、線分 6 4 を点光源 6 3 の色（例えば黄色）で着色する。図 3 8 に示すような処理の他に、以下のような処理を行うようにして指標を付加する表示を行うようにしても良い。以下の処理においても、図 3 8 のステップ S 9 1 ~ S 9 3 までは同じである。

【 0 1 0 7 】

ステップ S 9 3 の次のステップとして、図 4 0 における最も上の図に示すように開口部 6 1 における重心 6 6 を挟むように対向する 2 点と、点光源 6 3 を結ぶ線分（点線で示す線分）6 4 a を引き、2 点から開口部 6 1 の外側に伸びる線分（実線で示す線分）6 5 b と、2 点間を結ぶ線分と、を結ぶ多角形の領域（斜線で示す領域）を点光源の色で着色して指標 6 5 とする。換言すると、点光源 6 3 から、重心 6 6 を挟むように対向する開口部 6 1 上の 2 点を通る 2 つの線分がなす角度以内で、前記開口部 6 1 の外側となる領域を点光源 6 3 の色で着色して指標 6 5 を形成する。

【 0 1 0 8 】

なお、表示画面に垂直な軸を Z 軸とすると、図 4 0 における最も下の図に示すように法線 6 2 が Z 軸に対する角度 θ が、ある角度以内（例えば 45 度以内）の場合、太い斜線で示す開口部 6 1 内を着色し表示する。

図 4 1 は、本変形例における強調表示と指標表示を選択した場合の 3 D モデル画像 I 3 m を示す。

図 4 1 に示すように強調表示と共に、未観察領域を示すために未観察領域に臨む開口から光が漏れるような指標（図 4 1 では斜線で示す部分）6 5 が表示されることにより、規定面積以上の未観察領域が存在する様子が視認し易い状態で認識できる。

次に第 1 の実施形態の第 9 変形例を説明する。上述した第 1 の実施形態及びその変形例においては、図 1 3 , 図 1 7 , 図 2 0 , 図 2 3 等 に示したように所定方向から見た場合の 3 D モデル画像を生成し、表示するようにしていた。

図 4 2 は、本変形例における画像処理装置 7 C の構成を示す。

本変形例においては、第 1 の実施形態における図 2 の構成において画像生成部 4 2 b は、さらに 3 D モデル画像を回転する回転処理部 4 2 j と、境界（領域）又は未観察領域又は未構築領域の数を計数する領域計数部（領域カウント部）4 2 k とを有する。

【 0 1 0 9 】

そして、回転処理部 4 2 j により所定方向から見た場合の 3 D モデル画像を、その芯線の回り等において回転し、所定方向から見た場合の 3 D モデル画像を正面画像とした場合、所定方向の反対側となる背面から見た背面画像とを並べて表示したり、更に術者が選択した複数の方向から見た 3 D モデル画像を並べて表示したりすることができるようにしている。そして、境界の見落としを防止できるようにしている。

【 0 1 1 0 】

例えば、領域計数部（領域カウント部）4 2 k が、所定方向から見た正面画像における未構築領域の数が 0 の場合には、その数が 1 以上となるように回転処理部 4 2 j により 3 D モデル画像を回転させるようにしても良い（但し、未構築領域が全く存在しない場合を除く）。また、画像生成部 4 2 b は、3 次元モデルデータの未構築領域が視認不可となった場合、3 次元モデルデータに対して回転処理を施し、未構築領域を視認可能にする 3 次元モデル画像を生成し、その 3 次元モデル画像を表示するようにしても良い。

【 0 1 1 1 】

また、図 4 3 A に示すように、本変形例の 3 D モデル画像 I 3 n として、所定方向から見た場合に正面側に現れる境界（又は未観察領域）を強調して表示する例えば 3 D モデル画像 I 3 d の他に、背面側から見た場合に現れる背面側の境界 B b を正面側に現れる境界を表す色（例えば赤色）とは異なる色（例えば紫色、なお背景の色は薄い青色であり両色は区別が付く）で点線で示すようにしても良い。

また、3 D モデル画像 I 3 o において、領域計数部 4 2 k により計数した離散的に存在する境界（領域）の計数値をモニタ 8 の表示画面内に表示するようにしても良い（図 4 3 A では計数値は 4 ）。

図 4 3 A に示すように表示することにより、所定方向（正面）から見た場合には現れない背面側に現れる境界を、正面の場合の境界を表す色と異なる色で表示することにより、背面側の境界の見落としを防止できると共に、計数値の表示によっても境界の見落としを有効に防止できる。その他、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。

10

【 0 1 1 2 】

なお、この他に、境界のみ又は境界領域のみを表示し、観察済みの 3 D モデル形状を表示しないようにしても良い。例えば、図 4 3 A における 4 つの境界（領域）のみを表示するようにしても良い。この場合には、境界（領域）が中空に浮いて表示されるイメージとなる。又は、3 D モデル形状の輪郭を 2 点鎖線などで表示し、その 3 D モデル形状の輪郭上に境界（領域）を表示し、境界（領域）が 3 D 形状におけるどのような位置や境界形状になっているかを把握し易くするように表示するようにしても良い。このように表示した場合も、境界の見落としを有効に防止できる。

20

【 0 1 1 3 】

また、以下のように 3 D モデル画像を回転して表示するようにしても良い。

【 0 1 1 4 】

未構築領域が、モニタ 8 の表面上においてユーザから見て構築領域の裏（背面）側に配置されて重畳され、ユーザが視認不可能になったことを検知すると、その未構築領域が視認し易い正面となるように回転処理部 4 2 j が 3 D モデル画像を自動回転するようにしても良い。

【 0 1 1 5 】

また、未構築領域が複数存在する場合、面積が大きい未構築領域が、正面となるように回転処理部 4 2 j が 3 D モデル画像を自動回転するようにしても良い。

30

【 0 1 1 6 】

例えば、図 4 3 B に示す回転処理目の 3 D モデル画像 I 3 n - 1 を、図 4 3 C に示すように面積が大きい未構築領域が、正面となるように回転して表示するようにしても良い。なお、図 4 3 B 及び図 4 3 C では、モニタ 8 の表示画面に内視鏡画像と、3 D モデル画像 I 3 n - 1 とが左右に配置した状態で示している。また、表示画面の右側には、3 D モデル画像 I 3 n - 1 でモデル化されて表示される腎盂・腎杯の 3 D 形状を示している。

【 0 1 1 7 】

また、未構築領域が複数存在する場合、内視鏡 2 I の先端位置に最も近い未構築領域が正面になるように回転処理部 4 2 j が 3 D モデル画像を自動回転するようにしても良い。

40

なお、未構築領域を拡大して表示するようにしても良い。未構築領域を視認し易く表示するために、未観察領域を大きく拡大して表示するようにしても良い。

【 0 1 1 8 】

例えば、図 4 3 D において点線で示すように未構築領域 B u 1 が裏（背面）側において、存在した場合には、その未構築領域 B u 1 を覆う手前側の構築領域部分よりも拡大した未構築領域 B u 2 のように表示することにより、未構築領域（の一部）を視認できるようにしても良い。

【 0 1 1 9 】

なお、裏（背面）側においての未構築領域に限らず、全ての未構築領域を拡大表示して

50

、未構築領域をより視認し易いようにしても良い。

【 0 1 2 0 】

次に第 1 の実施形態の第 1 0 変形例を説明する。図 4 4 は第 1 0 変形例における画像処理装置 7 D を示す。本変形例は、図 4 2 に示す第 9 変形例の画像処理装置 7 C において、画像生成部 4 2 b は、更に未構築領域のサイズを算出するサイズ算出部 4 2 l を有する。また、サイズ算出部 4 2 l は、未構築領域のサイズが閾値以下か否かを判定する判定部 4 2 m の機能を持つ。なお、サイズ算出部 4 2 l の外部に、判定部 4 2 m を設けるようにしても良い。その他は、第 9 変形例と同様の構成である。

本変形例におけるサイズ算出部 4 2 l は、領域計数部 4 2 k により計数された各未構築領域の面積のサイズを算出する。そして、算出された未構築領域のサイズが閾値以下の場合には、その未構築領域（の境界）を視認し易いように強調して表示する処理を行わないようにすると共に、未構築領域の数に含めないようにする。

図 4 5 は、閾値以下の境界 B 1 と、閾値を超える境界 B 2 とを有する 3 D 形状データを示す。境界 B 2 は、赤色等の視認し易い色（例えば赤色）で強調するように表示され、これに対して境界 B 1 は、観察する必要性がない小さな面積であるため、強調する処理を行わないか、その境界の開口をポリゴンで塞ぐ処理を行う（又はその開口をポリゴンで塞ぎ、擬似的に観察領域とする処理を行う）。換言すると、閾値以下の境界 B 1 を持つ未構築領域に対しては、視認可能にする処理や、視認し易くする処理を施さないとっても良い。

【 0 1 2 1 】

また、本変形例として、判定部 4 2 m が、強調する処理を行うか否かを判定する場合、上記のように未構築領域又は境界の面積が閾値以下か否かにより判定する条件に限らず、以下の条件により判定しても良い。

つまり、判定部 4 2 m は、以下の条件 A ~ C の少なくとも 1 つを満たす場合、強調処理を行わないか、擬似的に観察領域とする。

A . 境界の長さが長さの閾値以下の場合、

B . 境界を構成する頂点の数が頂点の数の閾値以下の場合、

C . 境界の座標を主成分分析したときの第 2 主成分の最大と最小の差、又は第 3 主成分の最大と最小の差が成分の閾値以下の場合、

図 4 6 は、条件 C の説明図を示す。図 4 6 は管腔の 3 D 形状データを示し、右端が複雑な形状の境界 B となり、管腔の長手方向が第 1 主成分の軸 A 1 となり、紙面内において第 1 主成分の軸 A 1 に垂直な方向が第 2 主成分の軸 A 2、紙面に垂直な方向が第 3 主成分の軸 A 3 となる。

【 0 1 2 2 】

次に、第 1 主成分の軸 A 1 に、垂直な面に境界の座標を投影する。図 4 7 は、投影した場合の図を示す。図 4 7 に示す平面における各軸に平行な向きでの長さを求め、判定部 4 2 m は、第 2 主成分の最大と最小の差、又は第 3 主成分の最大と最小の差が成分の閾値以下か否かを判定する。図 4 7 では第 2 主成分の最大の長さ L 1 と、第 3 主成分の最大の長さ L 2 とを示している。

本変形例によれば、第 9 変形例の効果を有すると共に、さらに観察する必要性が無い小さな境界を表示しないようにして無駄な表示を行わないようにできる。

次に第 1 の実施形態の第 1 1 変形例を説明する。図 4 8 は第 1 1 変形例における画像処理装置 7 E を示す。図 4 8 の画像処理装置 7 E は、図 2 の画像処理装置 7 において更に 3 D 形状データに芯線を生成する芯線生成部 4 2 n を有する。また、入力装置 4 4 は、3 D モデル画像を芯線で表示する芯線表示選択部 4 4 e を有する。

本変形例においては、入力装置 4 4 において、芯線表示選択部 4 4 e により 3 D モデル画像を芯線で表示する選択を行わない場合には第 1 の実施形態と同様の処理となり、芯線表示選択部 4 4 e により芯線で表示する選択を行った場合には、図 4 9 に示す処理を行う。

【 0 1 2 3 】

次に図 4 9 の処理を説明する。図 4 9 の処理が開始すると、ステップ S 1 0 1 において画像処理部 4 2 は、ビデオプロセッサ 4 から 2 D 画像を取得し、時間的にほぼ連続して入力される 2 D 画像から 3 D 形状を構築する。この具体的な方法として、前述の図 6 のステップ S 1 1 からステップ S 2 0 と同様の処理により（マーチングキューブ法などにより）2 D 画像から 3 D 形状を形成することができる。

【 0 1 2 4 】

ステップ S 1 0 2 で芯線作成モード切り替え判断がされると、3 D 形状構築を終了し、芯線作成モードへ移行する。芯線作成モード切替判断は、操作者による操作手段入力もしくは、3 D 形状の構築の進行度合いを処理装置で判断することなどで可能となる。

芯線作成モード切替後、ステップ S 1 0 3 にてステップ S 1 0 1 で作成された形状の芯線の作成を行う。なお、芯線化処理については、公知な方法を採用することができ、たとえば“安江正宏, 森 健策, 齋藤豊文, 他: 3次元濃淡画像の細線化法と医用画像への応用における能力の比較評価. 電子情報通信学会論文誌 J79 - D - H(10): 1664-1674, 1996”や、“齋藤豊文, 番正聡志, 鳥脇純一郎: ユークリッド距離に基づくスケルトンを用いた 3 次元細線化手法の改善 - ひげの発生を制御できる - 手法. 電子情報通信学会論文誌 (E 日刷中), 2001”などに記載の方法を用いることができる。

芯線作成後、ステップ S 1 0 4 にて 3 D 形状の未観察領域を示す異なる色の着色領域から芯線に向かった垂線と芯線の交点の位置を導出する。それを模擬的に表したのが図 5 0 である。図 5 0 では 3 D 形状上に未観察領域を示す R m 1 および R m 2（図 5 0 では斜線で示している着色領域）が存在する。ステップ S 1 0 3 で既に形成された点線で示される芯線に向かい、未観察領域 R m 1 および R m 2 より垂線を下ろす。この垂線と芯線の交点は芯線上の実線で示す線分 L 1, L 2 で示される。そしてステップ S 1 0 5 にてこの線分 L 1, L 2 を芯線のほかの領域と異なる色（例えば赤色）で着色する。

【 0 1 2 5 】

ここまでの処理により、観察済み領域および未観察領域を擬似的に示す芯線を表示させる（ステップ S 1 0 6）。

芯線の形成および表示ができた後、芯線作成モードを終了する（ステップ S 1 0 7）。

次に、ステップ S 1 0 8 により、取り込まれた観察位置視線方向データより観察位置・視線方向推定処理部は内視鏡の観察位置・視線方向を推定する。

さらに、ステップ S 1 0 8 で推定した観察位置を芯線上に擬似的に示すため、ステップ S 1 0 9 にて観察位置の芯線上への移動計算を行う。このステップ S 1 0 9 では、推定された観察位置と芯線の距離が最も小さくなる芯線上の点に推定された観察位置を移動させる。

ステップ S 1 1 0 ではステップ S 1 0 9 で推定された擬似的な観察位置を芯線と共に表示する。これにより、操作者は未観察領域に近づいたかどうかを判断することができる。

この表示は検査終了（ステップ S 1 1 1）の判断がされるまでステップ S 1 0 8 までさかのぼり繰り返される。

【 0 1 2 6 】

図 5 1 は、ステップ S 1 0 6 を終えた状態の一例を示しており、未観察領域 R m 1 及び R m 2 を含む観察領域において生成された芯線画像 I c を示す。図 5 1 において、芯線 7 1 と線分 7 2 による芯線とは異なる色で表示され、術者等のユーザは、線分 7 2 による芯線から容易に未観察領域が存在することを視認できる。

上述した第 1 の実施形態から第 1 1 変形例までの機能を持つ画像処理装置を設けるようにしても良い。図 5 2 は、そのような機能を持つ第 1 2 変形例における画像処理装置 7 G を示す。図 5 2 に示す画像処理装置 7 G における画像生成部 4 2 b における構成要素や入力装置 4 4 における各構成要素に関しては、既に説明したものであるので、その説明を省略する。本変形例によれば、術者等のユーザは、モニタ 8 において表示する場合の 3 D モデル画像の表示形態を選択する選択肢が増え、上述した効果の他に、ユーザの要望により

広く対応できる 3D モデル画像を表示することができる。

なお、上述した変形例を含む第 1 の実施形態において、内視鏡 2 A 等は可撓性（又は軟性）の挿入部 11 を有する軟性内視鏡の場合に限定されるものでなく、硬性の挿入部を有する硬性内視鏡を用いた場合にも適用できる。

また、本発明は、また、医療分野において用いられる医療用内視鏡の場合の他に、工業用分野において用いられる工業用内視鏡を用いてプラント等の内部を観察、検査する場合にも適用できる。

また、上述した変形例を含む実施形態を部分的に組み合わせて異なる実施形態を構成しても良い。更に、ポリゴン（多角形）の内面（内壁面又は内壁領域）と外面（外壁面又は外壁領域）とを異なる色で着色せずに強調表示のみを実施してもよい。

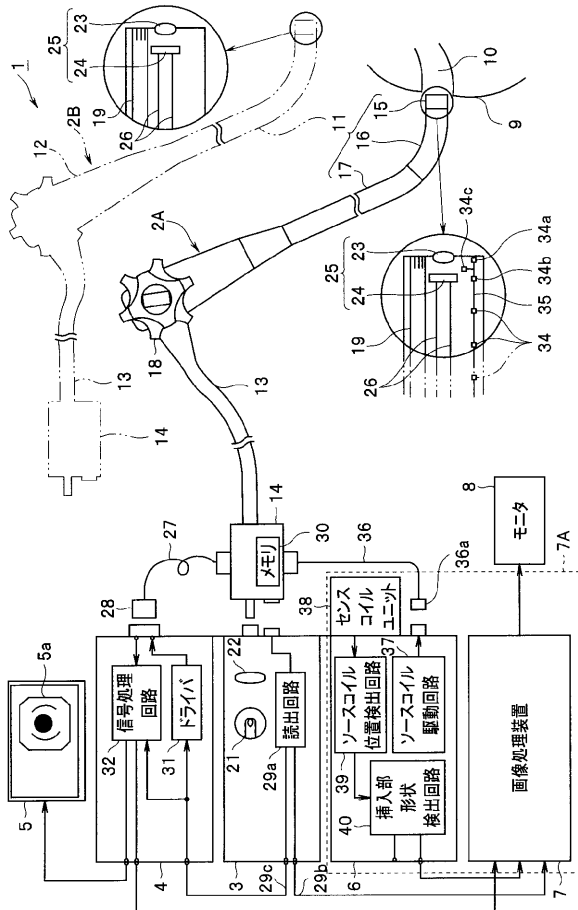
【 0 1 2 7 】

また、複数の請求項を1つの請求項に統合することはもとより、1つの請求項の内容を複数の請求項に分割しても良い。

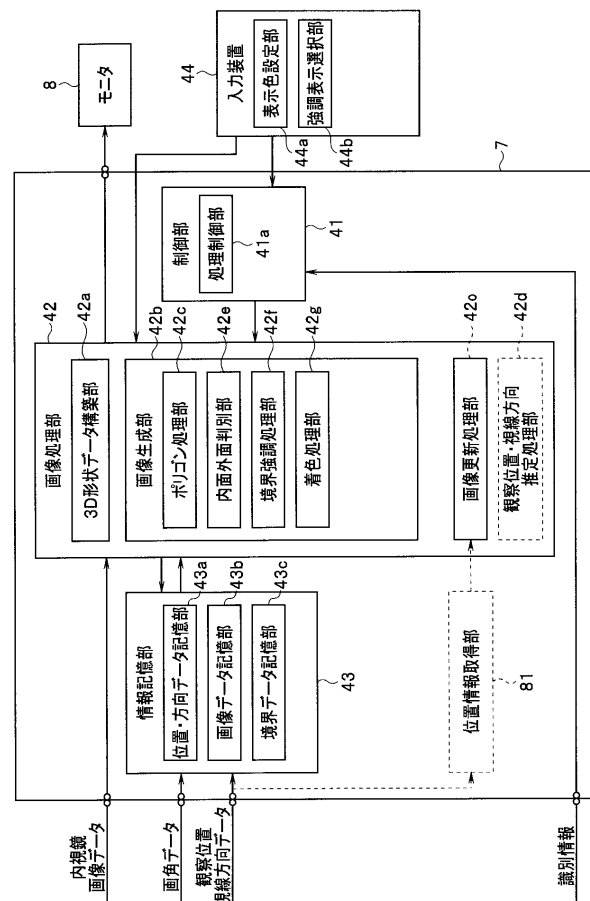
【 0 1 2 8 】

本出願は、２０１５年９月２８日に日本国に出願された特願２０１５－１９０１３３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、図面に引用されたものとする。

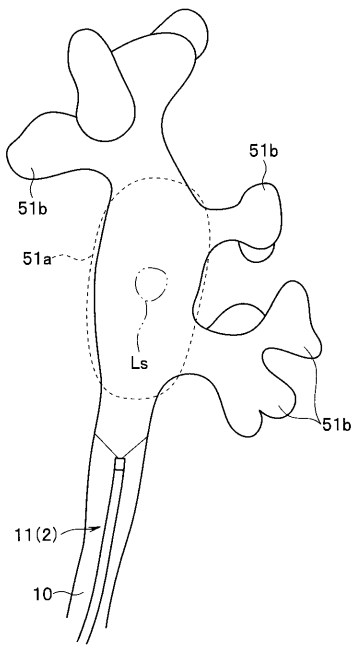
【 図 1 】



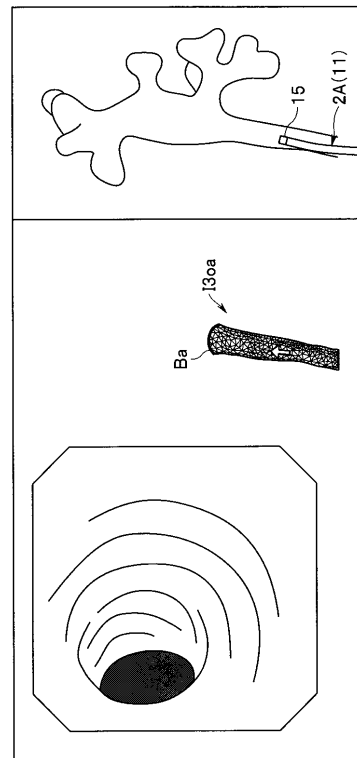
【 図 2 】



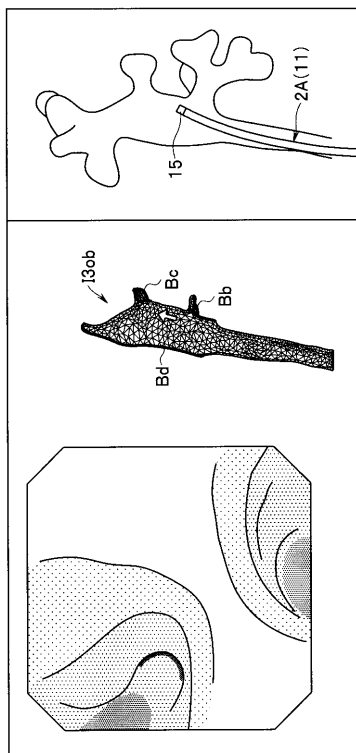
【図 3 A】



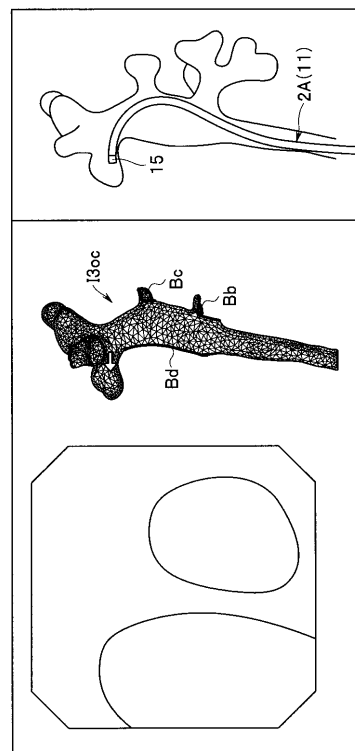
【図 3 B】



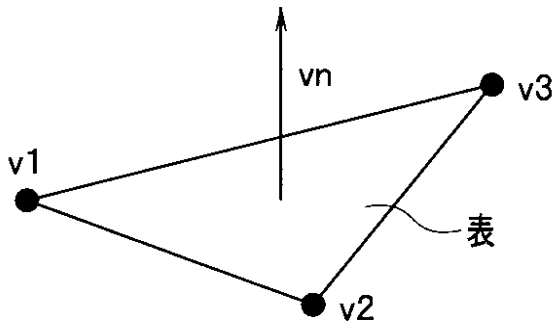
【図 3 C】



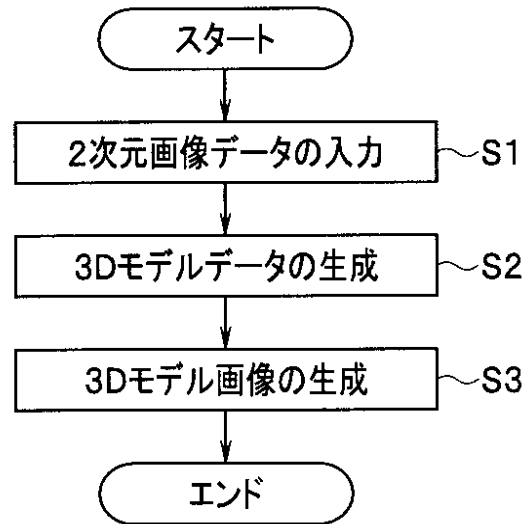
【図 3 D】



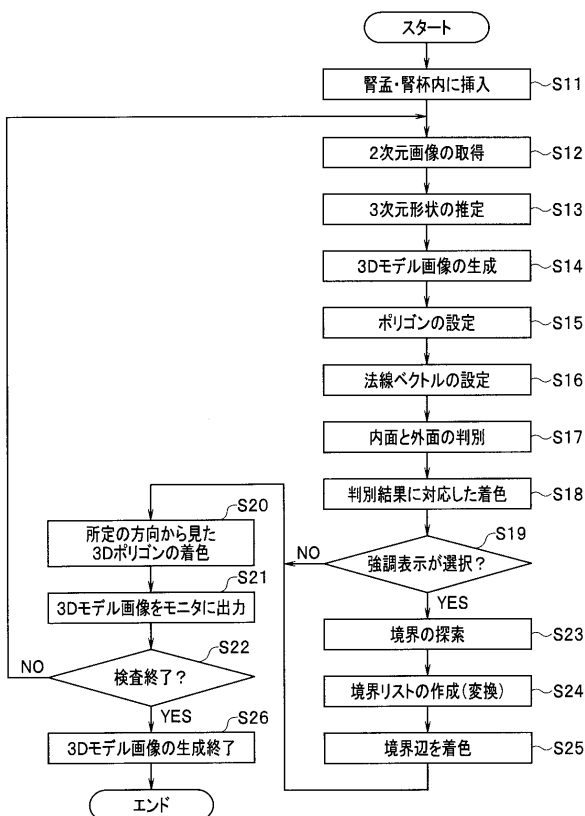
【図4】



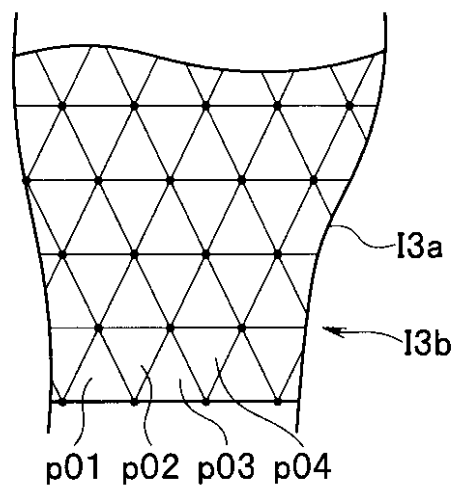
【図5】



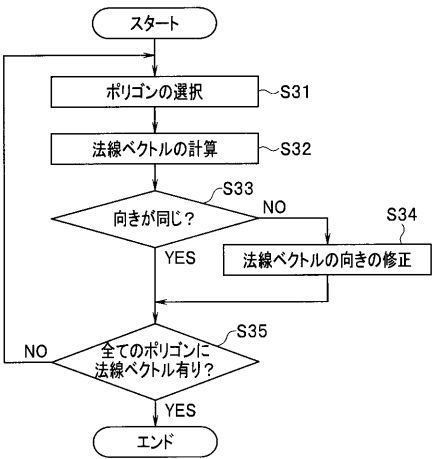
【図6】



【図7】



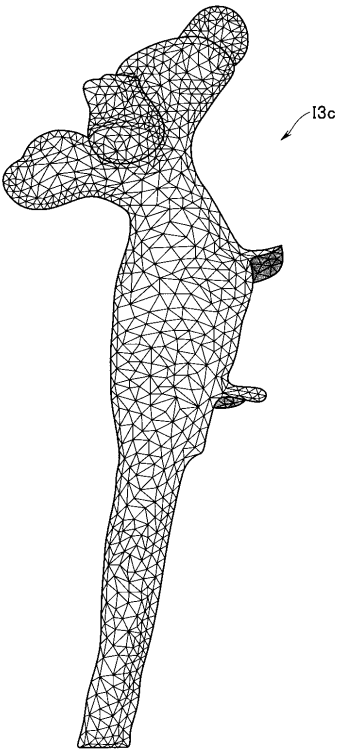
【 図 8 】



【 図 9 】

ポリゴン	No	v1	v2	v3	法線ベクトル
p01		x x x x	x x x x	x x x x	x x x x
p02		x x x x	x x x x	x x x x	
p03		x x x x	x x x x	x x x x	
p04		x x x x	x x x x	x x x x	
⋮					

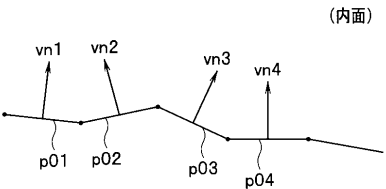
【 図 1 3 】



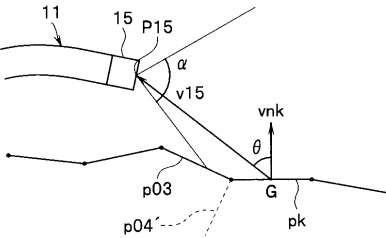
【 図 1 0 】

ポリゴン	No	v1	v2	v3	法線ベクトル
p01		x x x x	x x x x	x x x x	x x x x
p02		x x x x	x x x x	x x x x	x x x x
p03		x x x x	x x x x	x x x x	x x x x
p04		x x x x	x x x x	x x x x	x x x x
⋮					

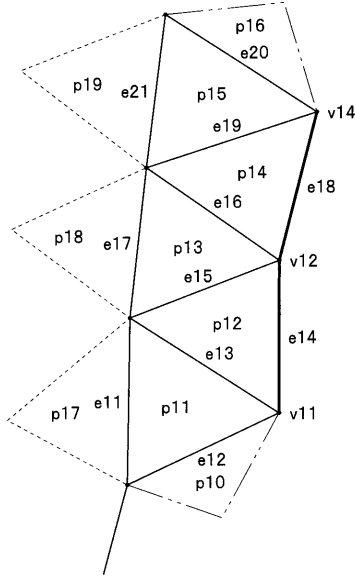
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 4 】



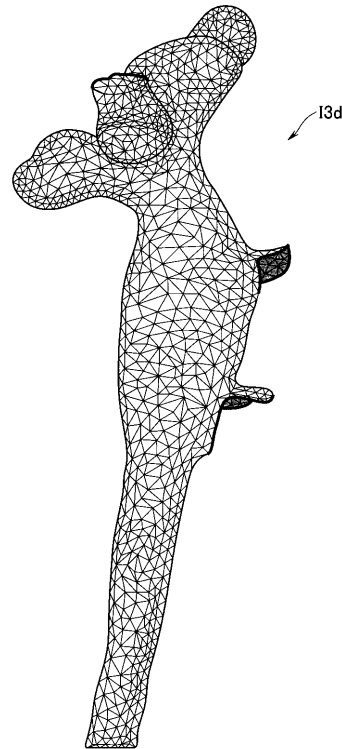
【図 15】

ポリゴン	第1の辺	第2の辺	第3の辺	色
⋮				
p10			e12	G
p11	e11	e12	e13	G
p12	e13	e14	e15	G
p13	e15	e16	e17	G
p14	e16	e18	e19	G
p15	e19	e20	e21	G
p16	e20			G
p17			e11	G
p18			e17	G
p19			e21	G
⋮				

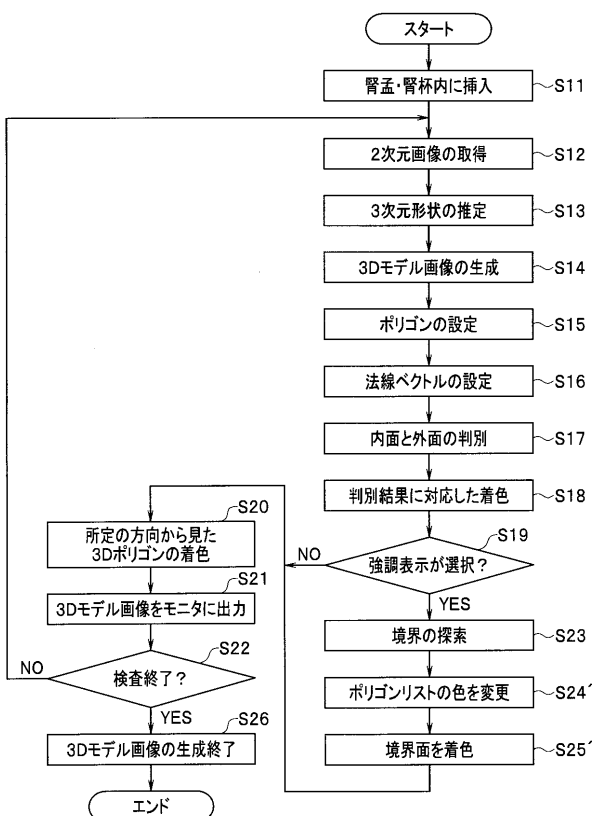
【図 16】

ポリゴン	境界辺	強調色
p12	e14	R
p14	e18	R

【図 17】



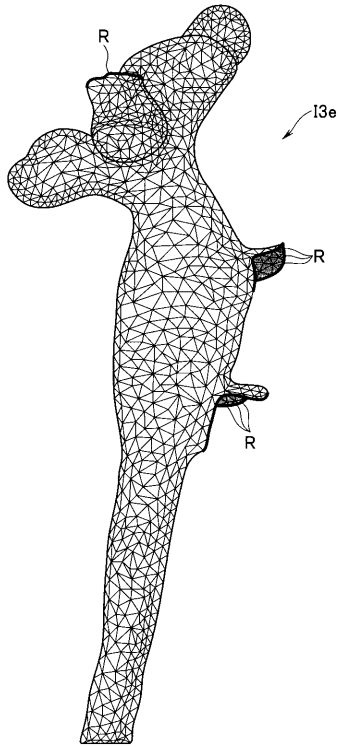
【図 18】



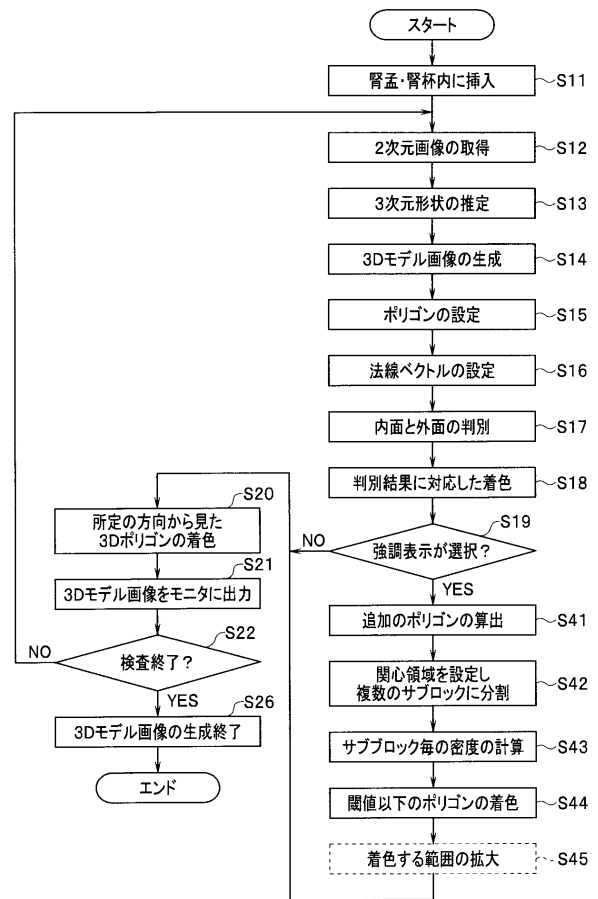
【図 19】

ポリゴン	第1の辺	第2の辺	第3の辺	色
⋮				
p10			e12	G
p11	e11	e12	e13	G
p12	e13	e14	e15	R
p13	e15	e16	e17	G
p14	e16	e18	e19	R
p15	e19	e20	e21	G
p16	e20			G
p17			e11	G
p18			e17	G
p19			e21	G
⋮				

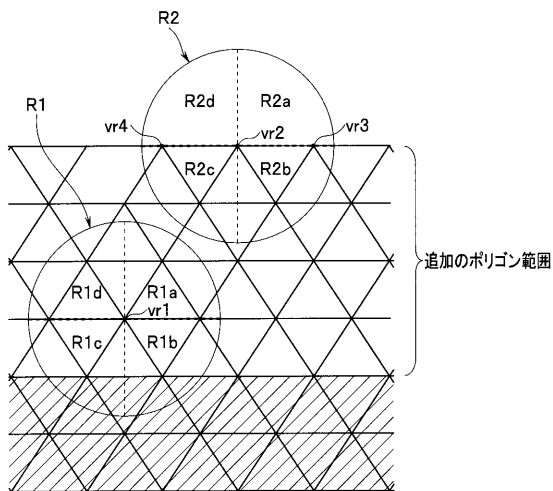
【図 20】



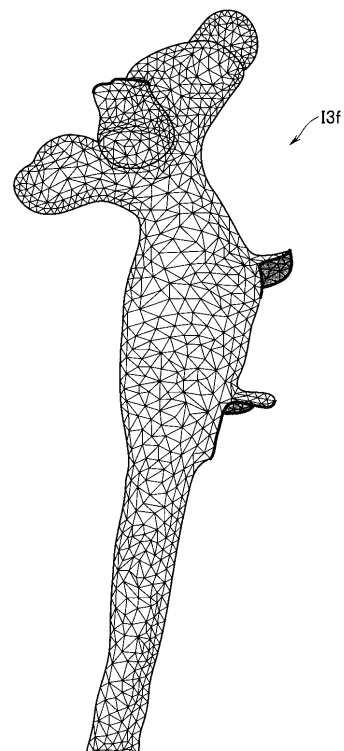
【図 21】



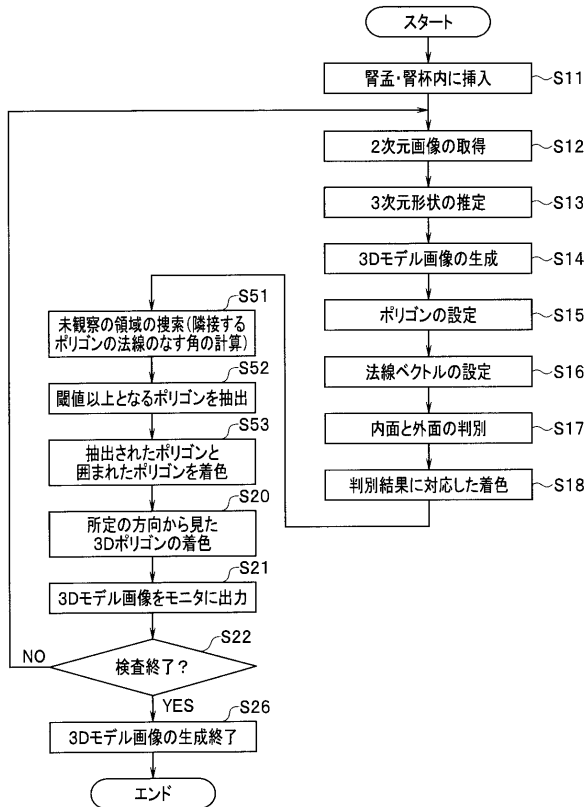
【図 22】



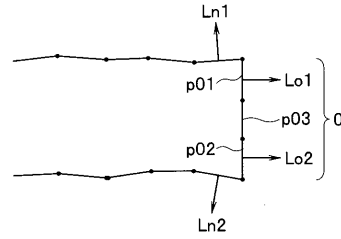
【図 23】



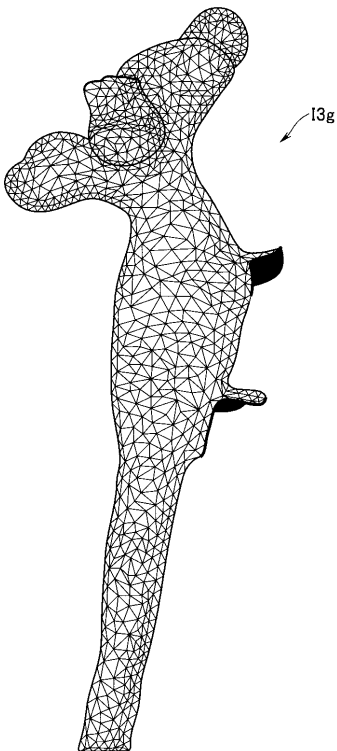
【図 24】



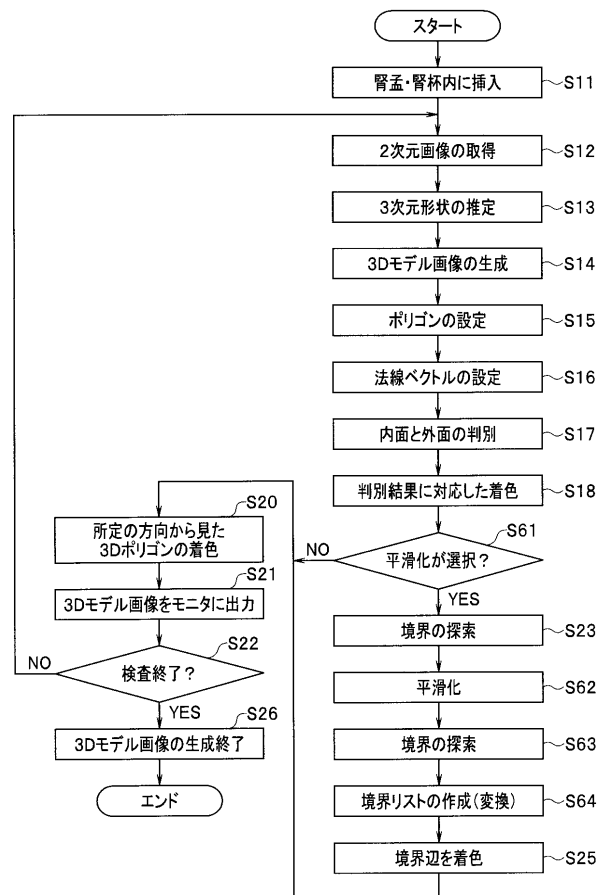
【図 25】



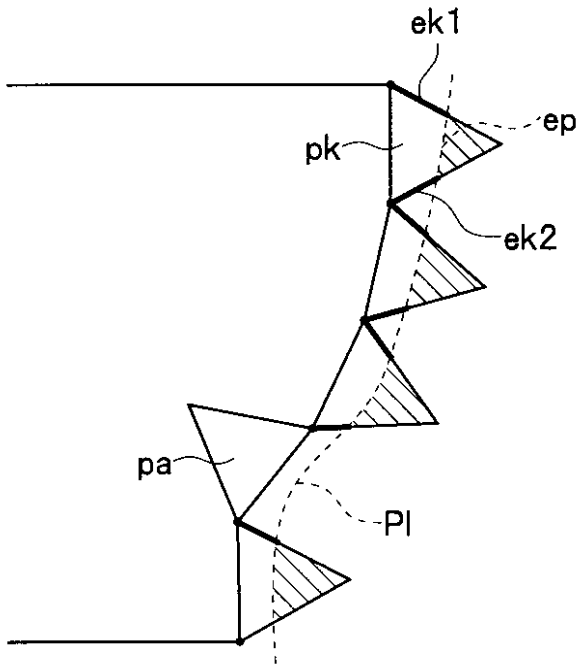
【図 26】



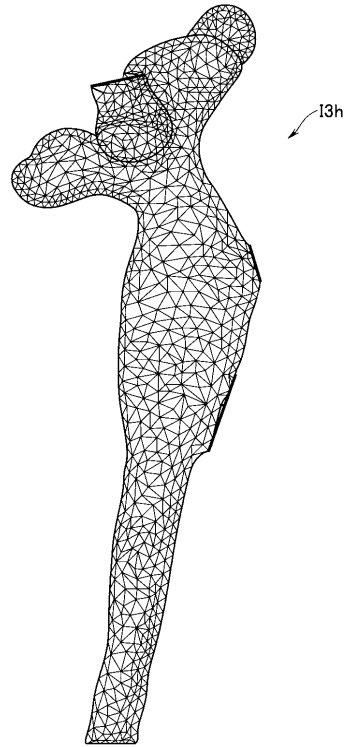
【図 27】



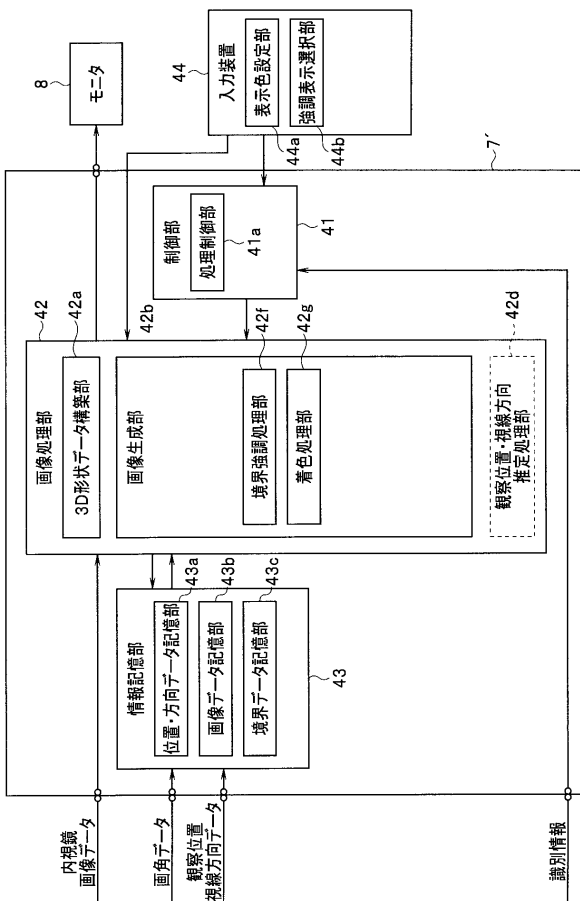
【図28】



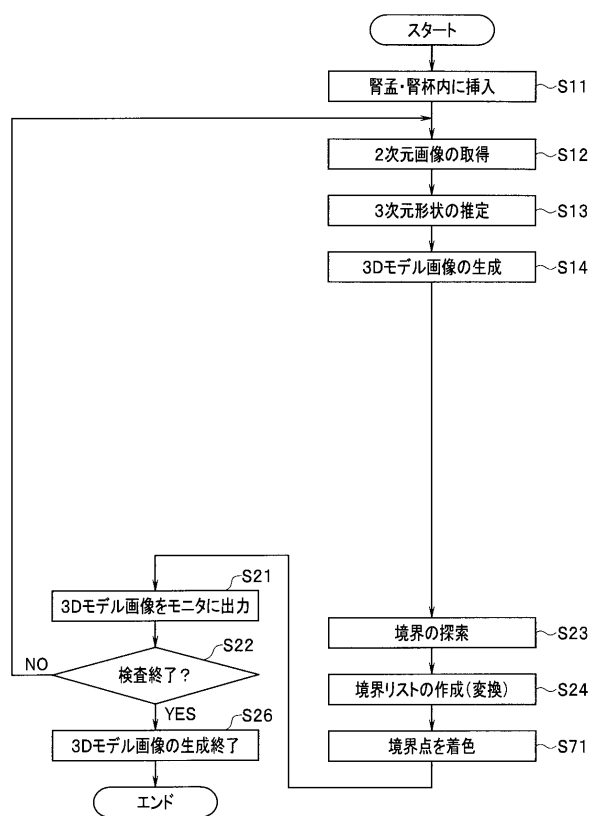
【図29】



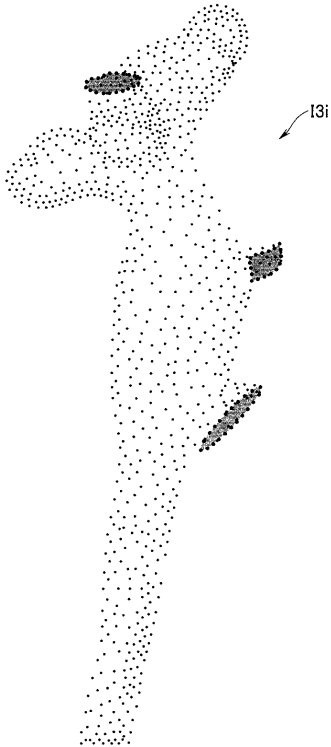
【図30A】



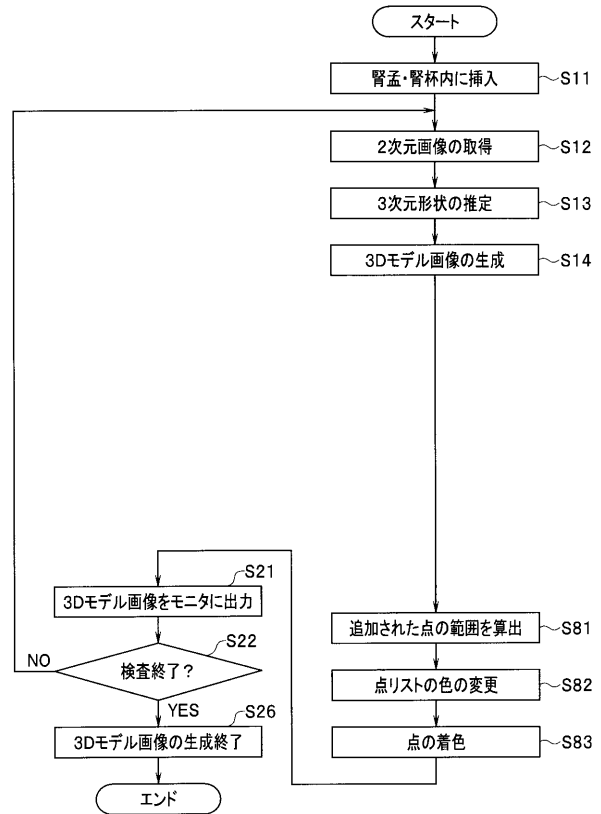
【図30B】



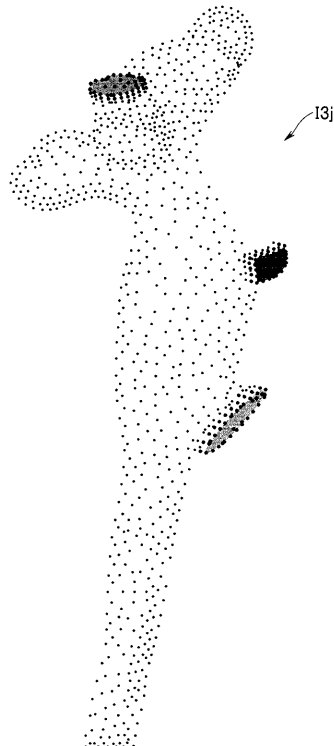
【図 3 1】



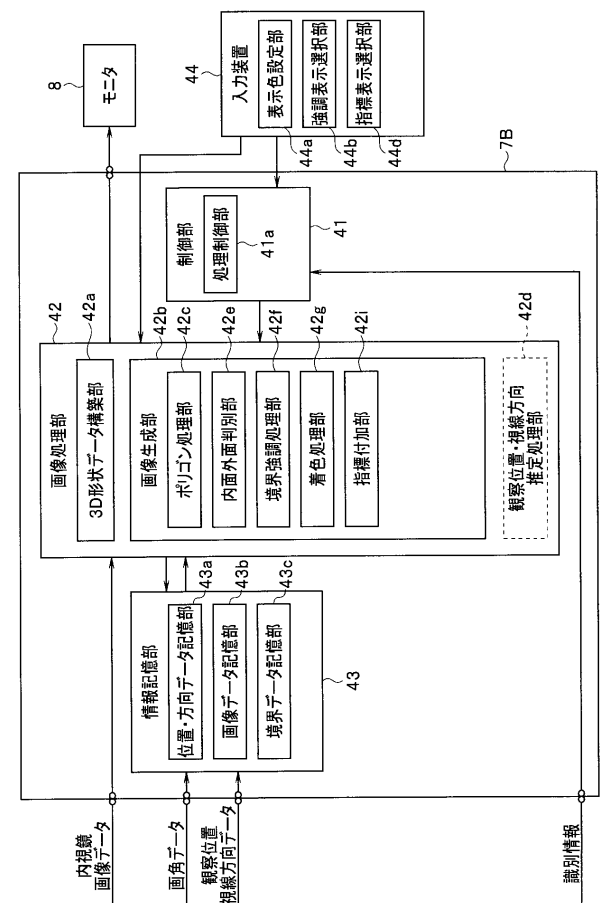
【図 3 2】



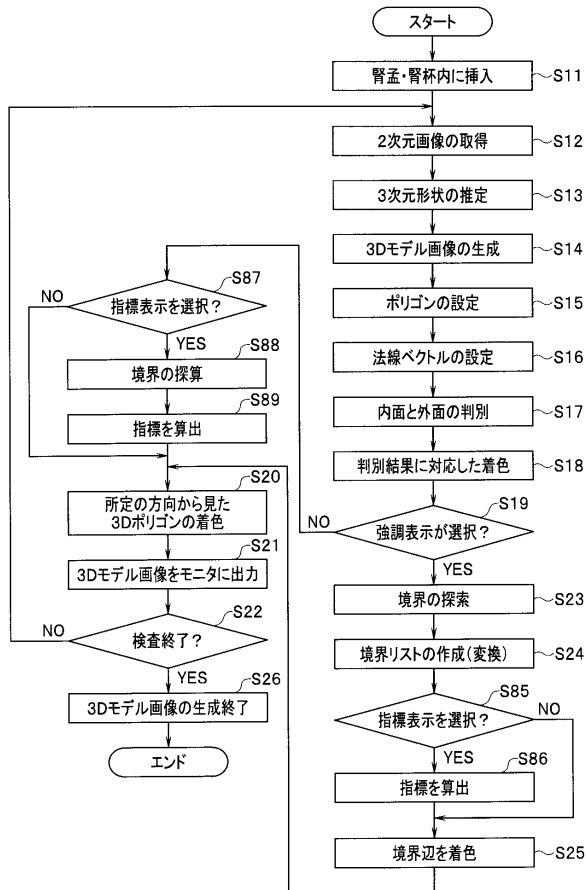
【図 3 3】



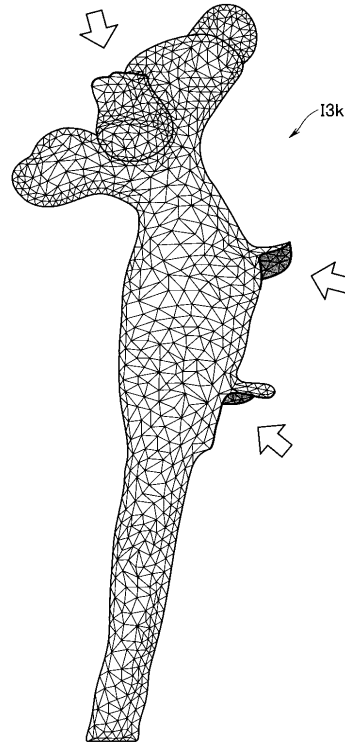
【図 3 4】



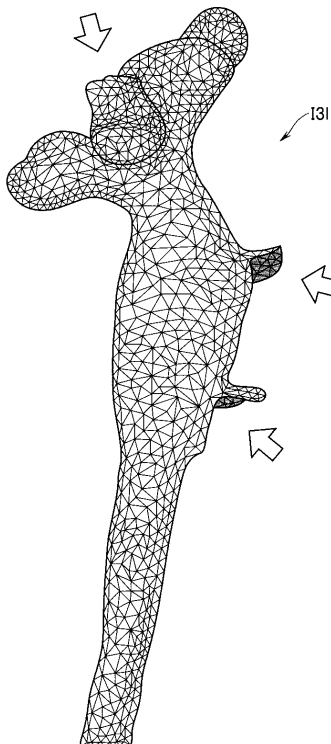
【図 3 5】



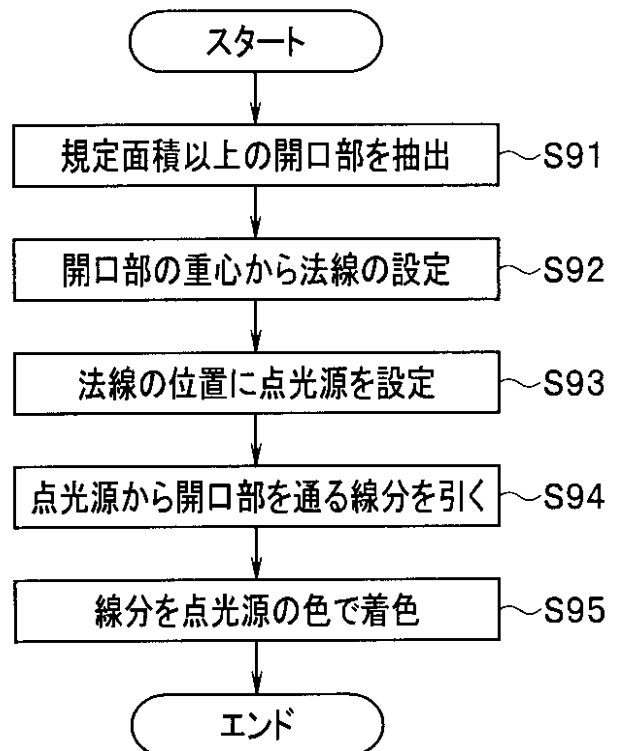
【図 3 6】



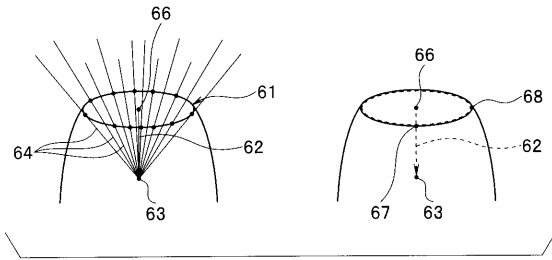
【図 3 7】



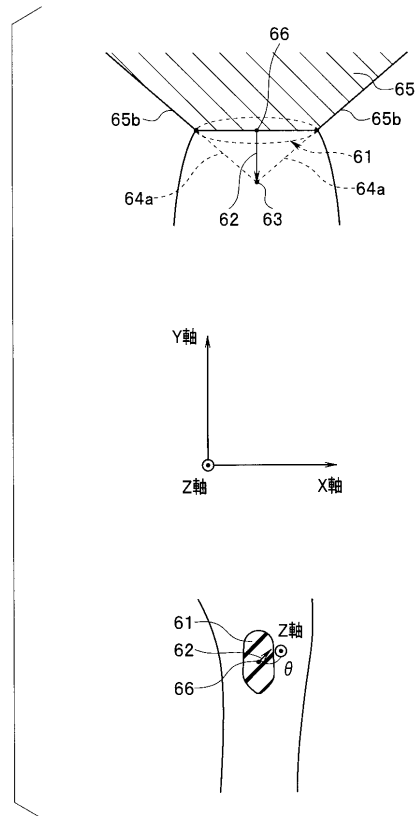
【図 3 8】



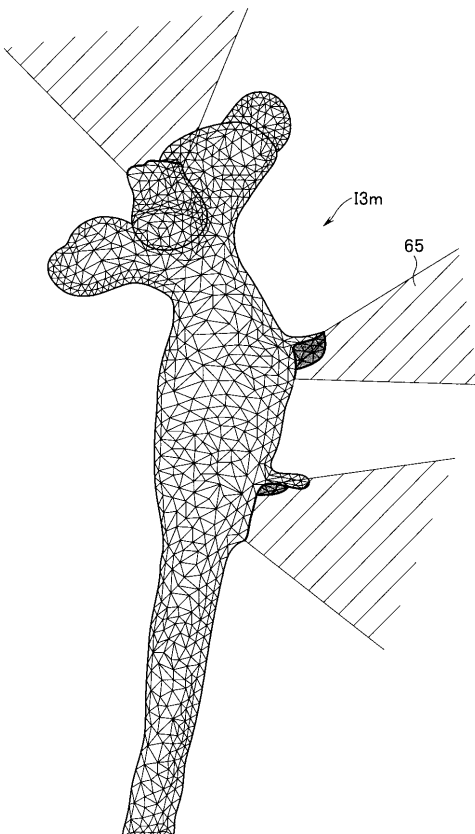
【図 39】



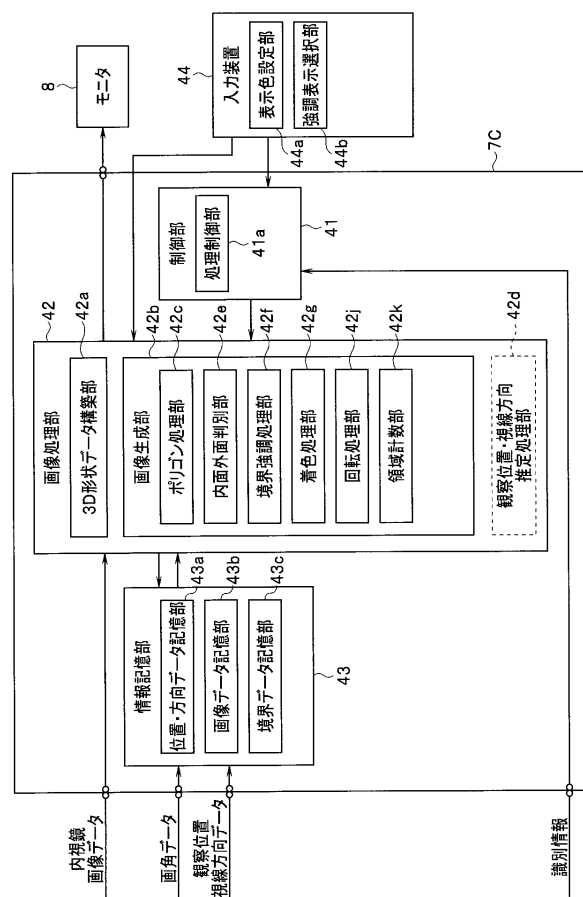
【図 40】



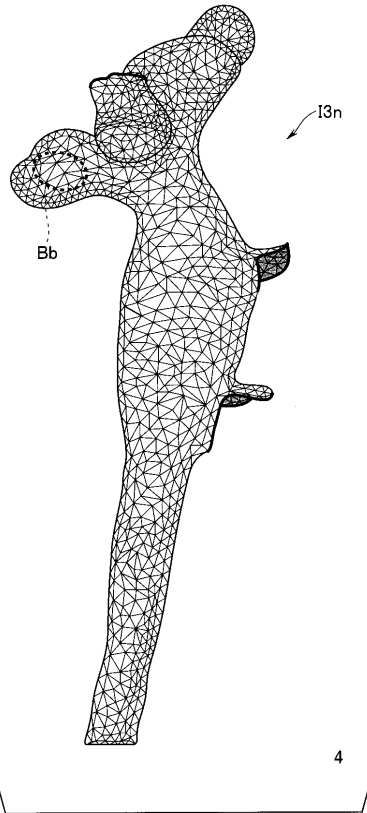
【図 41】



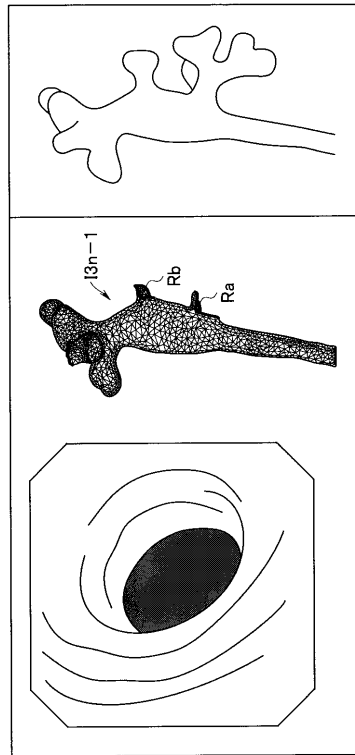
【図 42】



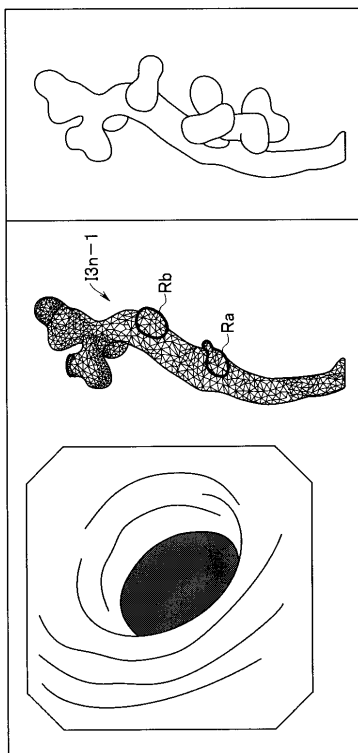
【図 4 3 A】



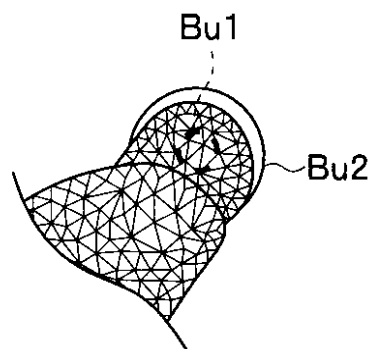
【図 4 3 B】



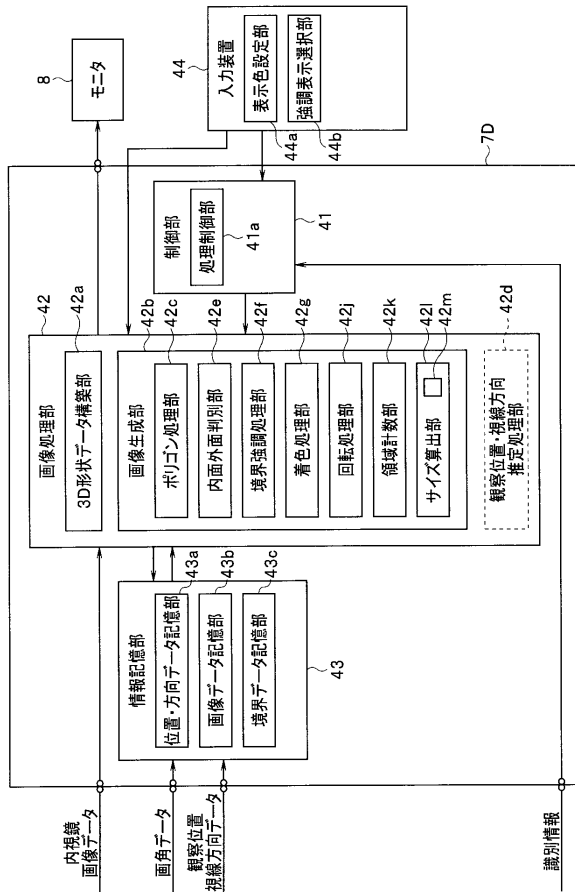
【図 4 3 C】



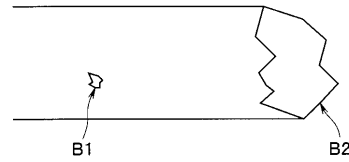
【図 4 3 D】



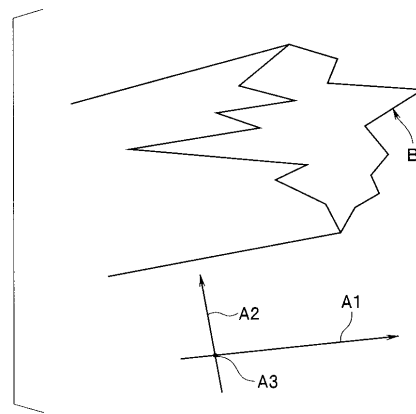
【図 4 4】



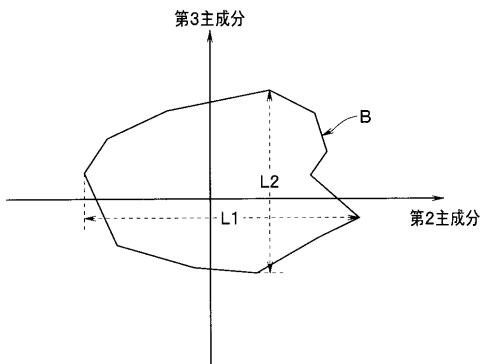
【図 4 5】



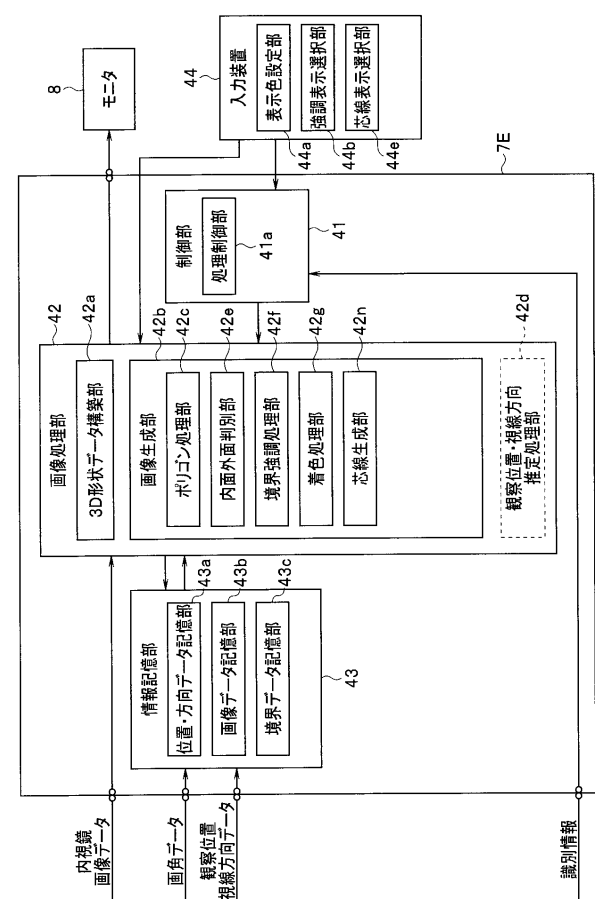
【図 4 6】



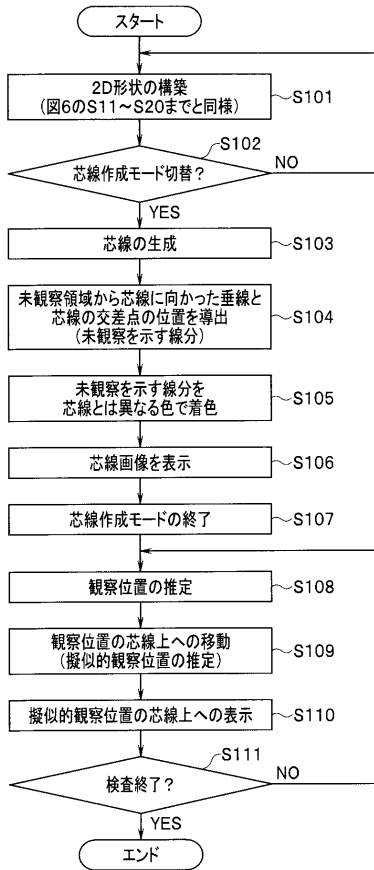
【図 4 7】



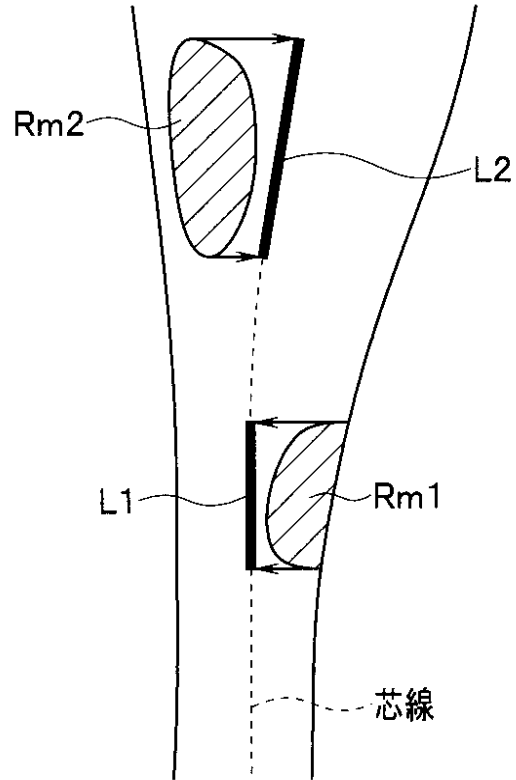
【図 4 8】



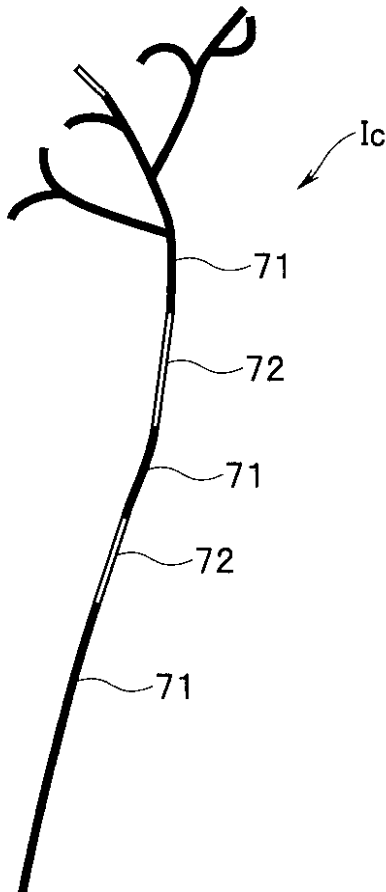
【図 49】



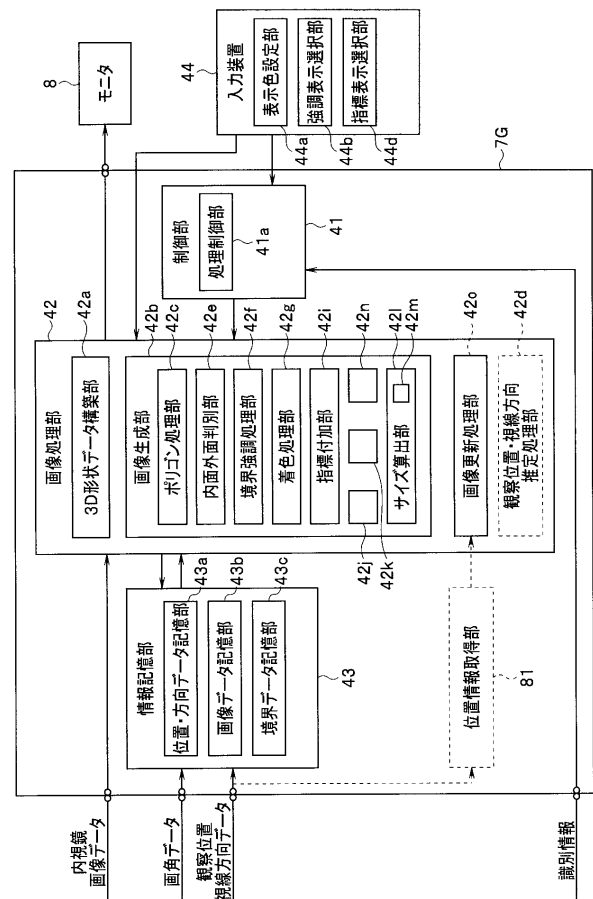
【図 50】



【図 51】



【図 52】



【手続補正書】

【提出日】平成29年4月19日(2017.4.19)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて被検体を観察する際に用いられる画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0003

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0003】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、未構築領域を視認し易く表示する3次元モデル画像を生成する画像処理装置及び画像処理方法を提供することを目的とする。

【手続補正4】

【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】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内を順次撮像する撮像装置が接続されるとともに、前記撮像装置から被検体内における第1の領域に関する第1の撮像信号が入力された場合に前記第1の撮像信号に基づいて前記第1の領域の形状を示す3次元データを生成する3次元モデル構築部と、前記第1の領域の形状を示す3次元データに基づく3次元画像を生成して表示部へ出力する画像処理部と、を備えた画像処理装置であって、前記3次元モデル構築部は、前記第1の撮像信号が入力された後に前記撮像装置から前記第1の領域とは異なる領域を含む第2の領域に関する第2の撮像信号が入力された場合に、前記第2の撮像信号に基づく前記第2の領域の形状を示す3次元データを生成し、前記画像処理部は、前記第2の領域の形状を示す3次元データに基づいて、前記第1の領域と前記第2の領域との3次元画像を生成して前記表示部へ出力する。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様の画像処理方法は、被検体内を順次撮像する撮像装置が接続されるとともに、前記撮像装置から被検体内における第1の領域に関する第1の撮像信号が入力された場合に前記第1の撮像信号に基づいて前記第1の領域の形状を示す3次元データを生成する3次元モデル構築部と、前記第1の領域の形状を示す3次元データに基づく3次元画像を生成して表示部へ出力する画像処理部と、を備えた画像処理装置における画像処理方法であって、前記3次元モデル構築部が、前記第1の撮像信号が入力された後に前記撮像装置から前記第1の領域とは異なる領域を含む第2の領域に関する第2の撮像信号が入力された場合に、前記第2の撮像信号に基づく前記第2の領域の形状を示す3次元データを生成し、前記画像処理部が、前記第2の領域の形状を示す3次元データに基づいて、前記第1の領域と前記第2の領域との3次元画像を生成して前記表示部へ出力する。

【手続補正 6】

【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】

被検体内を順次撮像する撮像装置が接続されるとともに、前記撮像装置から前記被検体内における第 1 の領域に関する第 1 の撮像信号が入力された場合に前記第 1 の撮像信号に基づいて前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する 3 次元モデル構築部と、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データに基づく 3 次元画像を生成して表示部へ出力する画像処理部と、を備えた画像処理装置であって、

前記 3 次元モデル構築部は、前記第 1 の撮像信号が入力された後に前記撮像装置から前記第 1 の領域とは異なる領域を含む第 2 の領域に関する第 2 の撮像信号が入力された場合に、前記第 2 の撮像信号に基づく前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを生成し、

前記画像処理部は、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データに基づいて、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力する

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記第 1 の撮像信号よりも後に前記撮像装置から入力される撮像信号のうち、前記第 1 の撮像信号に含まれる前記第 1 の領域に対して所定の変化量が検出された撮像信号を前記第 2 の撮像信号とすることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データと、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データと、を合成することにより 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記第 1 の撮像信号に基づいて生成した前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを記憶部へ格納し、前記第 2 の撮像信号に基づいて生成した前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを前記記憶部へ追加して格納し、前記記憶部に格納された前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データ及び前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを合成することにより 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記第 1 の撮像信号が入力された場合に、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する代わりに前記第 1 の撮像信号を記憶部へ格納し、前記第 2 の撮像信号が入力された場合に、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する代わりに前記第 2 の撮像信号を前記記憶部へ格納し、前記記憶部に格納された前記第 1 の撮像信号及び前記第 2 の撮像信号に基づいて 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記被検体内に挿入される挿入部の先端位置を示す情報である先端位置情報を取得する位置情報取得部を更に備え、

前記画像処理部は、前記挿入部の挿入動作に伴う前記先端位置情報の変化に基づいて 3 次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により生成された 3 次元データに基づいて前記被検体の 3 次元画像を生成し、当該生成した 3 次元画像における未構築領域を視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の構築領域と前記未構築領域との境界領域を視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像処理部は、前記被検体の 3 次元画像を生成する際に、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データの内壁領域の色と外壁領域の色とを異ならせるための処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域を平滑化して略曲線で表現するための処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像処理部は、前記被検体の 3 次元画像を生成する際に、前記未構築領域の周辺領域に対して指標情報を付加することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記画像処理部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して回転処理を施すことにより、当該視認不可となった未構築領域を視認可能とするための処理を行うこと特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記画像処理部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、当該視認不可となった未構築領域を他の未構築領域とは異なる色で示すための処理を行うこと特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける前記未構築領域の数を算出し、前記未構築領域の数を前記表示部に表示するための処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 15】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける各々の前記未構築領域のサイズを算出するサイズ算出部と、

前記サイズ算出部により算出された前記サイズが所定の閾値より小さいか否かを判定する判定部と、を備え、

前記判定部により前記サイズが前記所定の閾値より小さいと判定された前記未構築領域に対して、視認可能にする処理を施さないことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 16】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域のみを視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 17】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データの芯線データを生成する芯線生成部をさらに備え、

前記芯線データに対して、前記未構築領域に対応する領域の色を異ならせた芯線画像を生成することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 18】

前記画像処理部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域の色を可変にするための処理を行うことを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 19】

前記未構築領域は、内視鏡により観察されていない前記被検体の内部の領域であることを特徴とする請求項 7 記載の画像処理装置。

【請求項 20】

被検体内を順次撮像する撮像装置が接続されるとともに、前記撮像装置から前記被検体内における第 1 の領域に関する第 1 の撮像信号が入力された場合に前記第 1 の撮像信号に基づいて前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する 3 次元モデル構築部と、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データに基づく 3 次元画像を生成して表示部へ出力する画像処理部と、を備えた画像処理装置における画像処理方法であって、

前記 3 次元モデル構築部が、前記第 1 の撮像信号が入力された後に前記撮像装置から前記第 1 の領域とは異なる領域を含む第 2 の領域に関する第 2 の撮像信号が入力された場合に、前記第 2 の撮像信号に基づく前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを生成し、

前記画像処理部が、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データに基づいて、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする画像処理方法。

【手続補正書】

【提出日】平成 29 年 8 月 2 日 (2017.8.2)

【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】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内を撮像する撮像装置から前記被検体内における領域に関する撮像信号が入力された場合に前記撮像信号に基づいて前記領域の形状を示す 3 次元データを生成する 3 次元モデル構築部と、前記 3 次元モデル構築部により生成された前記 3 次元データに対して、前記撮像装置により撮像された領域である構築領域と、前記撮像装置により未だ撮像されていない領域である未構築領域と、の境界領域を視認可能とする処理を行うとともに 3 次元画像を生成する画像生成部と、を備える。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様の画像処理方法は、3 次元モデル構築部が、被検体内を撮像する撮像装置から前記被検体内における領域に関する撮像信号が入力された場合に前記撮像信号に基づいて前記領域の形状を示す 3 次元データを生成し、画像生成部が、前記 3 次元モデル構築部により生成された前記 3 次元データに対して、前記撮像装置により撮像された領域である構築領域と、前記撮像装置により未だ撮像されていない領域である未構築領域と、の境界領域を視認可能とする処理を行うとともに 3 次元画像を生成する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0086

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0086】

次のステップ S 43 において強調処理部 42f' は、サブブロック毎のポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数を計算する。さらに、強調処理部 42f' は、サブブロック間のポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数の偏りが有るか否かを計算する。

関心領域 R 1 の場合には、各サブブロックは、連続的に形成されたポリゴンの頂点などをそれぞれ複数、含む状態となり、サブブロック間での密度又は頂点数の偏りは小さいのに対して、関心領域 R 2 の場合には、サブブロック R 2 b、R 2 c とサブブロック R 2 a、R 2 d とは、サブブロック間での密度又は頂点数の偏りが大きい。サブブロック R 2 b、R 2 c は、関心領域 R 1 の場合のサブブロック R 1 a 等とほぼ同じ値となるが、サブブロック R 2 a、R 2 d は、ポリゴンの頂点（又は重心）を境界以外で含まないため、サブブロック R 2 b、R 2 c の場合よりは小さな値となる。そして、サブブロック R 2 b、R 2 c の場合と、サブブロック R 2 a、R 2 d の場合とでは、頂点数の偏りが大きくなる。

次のステップ S 4 3 において強調処理部 4 2 f' は、サブブロック間においてポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数の偏りが（偏りの閾値以上に）有り、かつポリゴンの頂点（又は重心）の密度又は頂点数が閾値以下である条件に該当するポリゴン、又は当該ポリゴンの頂点を視認し易い色（赤等の強調色）で着色する処理を行う。図 2 2 では例えば頂点 v_{r2} 、 v_{r3} 、 v_{r4} 又はこれらを共有するポリゴンが着色される。ステップ S 4 4 の処理の後、またはステップ S 4 5 を行った後、ステップ S 2 0 の処理に進む。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 0 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 0 0】

第 5 変形例における図 3 0 B におけるステップ S 7 1 の処理において、更に境界点近傍となる周辺の点も境界点と同様に視認し易い色で着色するようにしても良い（図 3 3 参照）。この場合とほぼ同様の処理結果となる第 1 の実施形態の第 6 変形例を説明する。

第 6 変形例は、第 5 変形例における境界点とその周辺の点を視認し易い色で着色するように強調するものであり、第 5 変形例と同じ構成である。

図 3 2 は、本変形例の処理内容を示す。図 3 2 に示す処理は、図 3 0 B に示す第 1 の実施形態の第 5 変形例の処理に類似しており、ステップ S 1 4 の処理の後、ステップ S 8 1 ~ S 8 3 の処理を行い、ステップ S 8 3 の処理の後、ステップ S 2 1 の処理に移る。ステップ S 1 4 の処理の後、ステップ S 8 1 に示すように境界強調処理部 4 2 f は、1 回前から追加された点を算出する処理を行う。

追加された点の範囲の例は、例えば図 2 2 において説明したポリゴンの場合と同じである。次のステップ S 8 2 において境界強調処理部 4 2 f は、追加された点のリストである点リストにおける新たに追加された点を、観察された色とは異なる色（例えば赤色）に変更する。また、境界強調処理部 4 2 f は、点リストにおいて新たに追加した点から閾値以上となる距離にある、前記異なる色の点の色を、観察された色に戻す処理を行う。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 0 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 0 1】

次のステップ S 8 3 において着色処理部 4 2 g は、前のステップ S 8 2 までのポリゴンリストに記載された色に従って、ポリゴンの点を着色する処理を行い、ステップ S 2 1 の処理に移る。

本変形例による 3 D モデル画像 I 3 j を図 3 3 に示す。図 3 1 の場合における境界点の他に、その周辺の点も同様の色で着色して表示するため、術者は未観察領域を確認し易くなる。

また、例えば、ユーザによる入力装置 4 4 の操作に応じ、未観察領域のみを表示してもよい。観察領域が見えなくなること、観察領域の裏側にある未観察領域を術者は確認し易くなる。なお、未観察領域のみを表示する機能は他の実施例や変形例に設けてもよい。

【手続補正 6】

【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】

被検体内を撮像する撮像装置から前記被検体内における領域に関する撮像信号が入力された場合に前記撮像信号に基づいて前記領域の形状を示す 3 次元データを生成する 3 次元モデル構築部と、

前記 3 次元モデル構築部により生成された前記 3 次元データに対して、前記撮像装置により撮像された領域である構築領域と、前記撮像装置により未だ撮像されていない領域である未構築領域と、の境界領域を視認可能とする処理を行うとともに 3 次元画像を生成する画像生成部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記 3 次元モデル構築部は、前記撮像装置から前記被検体内における第 1 の領域に関する第 1 の撮像信号が入力された場合に前記第 1 の撮像信号に基づいて前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを生成し、

前記画像生成部は、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データに基づく 3 次元画像を生成して表示部へ出力し、

更に、前記 3 次元モデル構築部は、前記第 1 の撮像信号が入力された後に前記撮像装置から前記第 1 の領域とは異なる領域を含む第 2 の領域に関する第 2 の撮像信号が入力された場合に、前記第 2 の撮像信号に基づく前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを生成し、

更に、前記画像生成部は、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データに基づいて、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記 3 次元モデル構築部は、前記第 1 の撮像信号よりも後に前記撮像装置から入力される撮像信号のうち、前記第 1 の撮像信号に含まれる前記第 1 の領域に対して所定の変化量が検出された撮像信号を前記第 2 の撮像信号とすることを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データと、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データと、を合成することにより 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記 3 次元モデル構築部は、前記第 1 の撮像信号に基づいて生成した前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを記憶部へ格納し、前記第 2 の撮像信号に基づいて生成した前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを前記記憶部へ追加して格納し、

前記画像生成部は、前記記憶部に格納された前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データ及び前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを合成することにより 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記 3 次元モデル構築部は、前記第 1 の撮像信号が入力された場合に、前記第 1 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する代わりに前記第 1 の撮像信号を記憶部へ格納し、前記第 2 の撮像信号が入力された場合に、前記第 2 の領域の形状を示す 3 次元データを生成する代わりに前記第 2 の撮像信号を前記記憶部へ格納し、

前記画像生成部は、前記記憶部に格納された前記第 1 の撮像信号及び前記第 2 の撮像信

号に基づいて 3 次元画像を生成して前記表示部へ出力することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記被検体内に挿入される挿入部の先端位置を示す情報である先端位置情報を取得する位置情報取得部を更に備え、

前記 3 次元モデル構築部及び前記画像生成部は、前記挿入部の挿入動作に伴う前記先端位置情報の変化に基づいて 3 次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記被検体の 3 次元画像を生成する際に、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データの内壁領域の色と外壁領域の色とを異ならせるための処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像生成部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域を平滑化して略曲線で表現するための処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記画像生成部は、前記被検体の 3 次元画像を生成する際に、前記未構築領域の周辺領域に対して指標情報を付加することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像生成部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して回転処理を施すことにより、当該視認不可となった未構築領域を視認可能とするための処理を行うこと特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記画像生成部は、前記未構築領域が視認不可となった場合に、当該視認不可となった未構築領域を他の未構築領域とは異なる色で示すための処理を行うこと特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記画像生成部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける前記未構築領域の数を算出し、前記未構築領域の数を表示部に表示するための処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記画像生成部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データにおける各々の前記未構築領域のサイズを算出するサイズ算出部と、

前記サイズ算出部により算出された前記サイズが所定の閾値より小さいか否かを判定する判定部と、を備え、

前記判定部により前記サイズが前記所定の閾値より小さいと判定された前記未構築領域に対して、視認可能にする処理を施さないことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 15】

前記画像生成部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データに対して、前記被検体の 3 次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域のみを視認可能とするための処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 16】

前記画像生成部は、前記 3 次元モデル構築部により構築された 3 次元データの芯線データを生成する芯線生成部をさらに備え、

前記芯線データに対して、前記未構築領域に対応する領域の色を異ならせた芯線画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 17】

前記画像生成部は、前記3次元モデル構築部により構築された3次元データに対して、前記被検体の3次元画像における管腔の前記未構築領域と構築領域との境界領域の色を可変にするための処理を行うことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 18】

前記未構築領域は、内視鏡により観察されていない前記被検体の内部の領域であることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項 19】

3次元モデル構築部が、被検体内を撮像する撮像装置から前記被検体内における領域に関する撮像信号が入力された場合に前記撮像信号に基づいて前記領域の形状を示す3次元データを生成し、

画像生成部が、前記3次元モデル構築部により生成された前記3次元データに対して、前記撮像装置により撮像された領域である構築領域と、前記撮像装置により未だ撮像されていない領域である未構築領域と、の境界領域を視認可能とする処理を行うとともに3次元画像を生成する

ことを特徴とする画像処理方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/078396

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/04

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-531192 A (Densys Ltd.), 24 September 2010 (24.09.2010), fig. 9 & US 2010-179420 A1 fig. 9 & EP 2175796 A1	1-7, 19
X	JP 2009-523547 A (3M Innovative Properties Co.), 25 June 2009 (25.06.2009), fig. 2 & US 2007-236494 A1 fig. 2 & EP 2620913 A2	1-7, 19

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
14 December 2016 (14.12.16)Date of mailing of the international search report
27 December 2016 (27.12.16)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/JP2016/078396

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2014-4329 A (Sony Corp.), 16 January 2014 (16.01.2014), fig. 43 & US 2013-323673 A1 fig. 43 & CN 103445877 A	1-7, 19
A	JP 2010-256988 A (National University Corporation Chiba University), 11 November 2010 (11.11.2010), (Family: none)	1-19
A	JP 2007-501675 A (Siemens Medical Solutions USA, Inc.), 01 February 2007 (01.02.2007), & US 2005-48456 A1 & EP 1656643 A1 & CN 1836255 A	1-19
A	JP 2007-260144 A (Olympus Medical Systems Corp.), 11 October 2007 (11.10.2007), & US 2009-79737 A1 & EP 2000075 A1 & CN 101404924 A	1-19

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 8 3 9 6	
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			
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			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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	
X	JP 2010-531192 A (デンシス エルティアーディー.) 2010.09.24, 【図9】 & US 2010-179420 A1, FIG9 & EP 2175796 A2	1-7, 19	
X	JP 2009-523547 A (スリーエム イノベイティブ プロパティズ カ ンパニー) 2009.06.25, 【図2】 & US 2007-236494 A1, FIG2 & EP 2620913 A2	1-7, 19	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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		の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 14.12.2016		国際調査報告の発送日 27.12.2016	
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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2016/078396

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
X	JP 2014-4329 A (ソニー株式会社) 2014.01.16, 【図43】 & US 2013-323673 A1, FIG43 & CN 103445877 A	1-7, 19
A	JP 2010-256988 A (国立大学法人 千葉大学) 2010.11.11, (ファミリーなし)	1-19
A	JP 2007-501675 A (シーメンス メディカル ソリューションズ ユー ーエスエー インコーポレイテッド) 2007.02.01, & US 2005-48456 A1 & EP 1656643 A1 & CN 1836255 A	1-19
A	JP 2007-260144 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.11, & US 2009-79737 A1 & EP 2000075 A1 & CN 101404924 A	1-19

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
G 0 6 T 7/50 (2017.01) G 0 2 B 23/24 B
 G 0 6 T 15/00 5 0 1
 G 0 6 T 7/50

(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, 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, UA

(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 GA02 GA11

4C161 AA15 BB02 CC06 DD03 FF41 HH51 HH55 JJ17 JJ18 LL02
 NN01 NN05 NN07 SS21 WW02 WW04 WW06 WW08 WW13 WW15
 YY12
 5B080 AA13 AA19 BA02 BA04 DA06 FA02 GA00
 5L096 AA02 AA06 AA09 BA06 BA13 CA04 DA01 FA05 FA06 FA67
 FA69 GA40

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

专利名称(译)	图像处理设备和图像处理方法		
公开(公告)号	JPWO2017057330A1	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2017521261	申请日	2016-09-27
[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 伊藤誠一 大西順一		
发明人	秋本 俊也 伊藤 誠一 大西 順一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/307 A61B1/045 G02B23/24 G06T15/00 G06T7/50		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00022 A61B1/00045 A61B1/0005 A61B1/00117 A61B1/00126 A61B1/04 A61B1/0669 A61B1/07 A61B1/307 A61B5/062 A61B5/14514 A61B90/361 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2090/367 G06T17/30		
FI分类号	A61B1/00.551 A61B1/307 A61B1/00.552 A61B1/045.610 A61B1/00.640 G02B23/24.B G06T15/00.501 G06T7/50		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA15 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW15 4C161/YY12 5B080/AA13 5B080/AA19 5B080/BA02 5B080/BA04 5B080/DA06 5B080/FA02 5B080/GA00 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/DA01 5L096/FA05 5L096/FA06 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/GA40		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015190133 2015-09-28 JP		
其他公开文献	JP6242543B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统被插入具有三维形状的对象中，并且接收来自发射照明光的插入部分的返回光以及对对象内部的被来自插入部分的照明光照射的区域的返回光。并且输入示出当接收到来自第一区域的返回光时生成的第一成像信号时的第一区域的形状的三维图像。当输入在生成数据时生成的第二成像信号并且在接收到来自第一区域的返回光之后接收到来自第二区域的返回光时，第二区域 以及一种图像处理单元，其基于表示第一区域和第二区域的形状的三维数据来生成三维数据，并将三维图像输出到显示单元。

