

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4753104号
(P4753104)

(45) 発行日 平成23年8月24日(2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月3日(2011.6.3)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	3 1 5
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	D
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2008-517981 (P2008-517981)	(73) 特許権者	304021831
(86) (22) 出願日	平成19年5月31日(2007.5.31)		国立大学法人 千葉大学
(86) 国際出願番号	PCT/JP2007/061100		千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
(87) 国際公開番号	W02007/139187	(74) 代理人	100081422
(87) 国際公開日	平成19年12月6日(2007.12.6)		弁理士 田中 光雄
審査請求日	平成22年3月26日(2010.3.26)	(74) 代理人	100101454
(31) 優先権主張番号	特願2006-151936 (P2006-151936)		弁理士 山田 卓二
(32) 優先日	平成18年5月31日(2006.5.31)	(74) 代理人	100125874
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 川端 純市
		(72) 発明者	五十嵐 辰男
			千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人 千葉大学内
		(72) 発明者	前佛 聡樹
			千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人 千葉大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元画像構築装置及び方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

観察対象である管状構造物内面の画像に基づき、連続的な3次元画像を構築する3次元画像構築装置において、

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備え、所定の照明条件下で、上記管状構造物内に移動しつつ複数フレーム画像を取得する撮像手段と、

上記撮像手段により取得された管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素の輝度情報を抽出する輝度情報抽出手段と、

上記輝度情報抽出手段により抽出された輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズの相対的距離を算出する距離情報算出手段と、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対的距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築する3次元画像構築手段と、

上記撮像手段の周方向及び/または軸方向の動きを検出する検出手段とを備え、

上記3次元画像構築手段は、上記検出手段による検出値に基づき、展開配列する画像の周方向及び/または軸方向における補正を行うことを特徴とする3次元画像構築装置。

【請求項2】

観察対象である管状構造物内面の画像に基づき、連続的な3次元画像を構築する3次元画像構築装置において、

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備え、所定の照明条件下で、上記管状構造物内

に移動しつつ複数フレーム画像を取得する撮像手段と、

上記撮像手段により取得された管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素の輝度情報を抽出する輝度情報抽出手段と、

上記輝度情報抽出手段により抽出された輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズの相対的距離を算出する距離情報算出手段と、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対的距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築する3次元画像構築手段と、

上記輝度情報抽出手段による輝度情報抽出対象となるフレーム画像の所定範囲として、上記各フレーム画像上に、上記撮像手段の光軸に対応した点を中心とする試験線を設定する試験線設定手段とを有しており、

10

上記輝度情報抽出手段が、上記フレーム画像毎に上記試験線上に存在する画素の輝度情報を抽出する、ことを特徴とする3次元画像構築装置。

【請求項3】

更に、上記撮像手段により撮像された管状構造物内面の各フレーム画像を構成する画素の色彩情報を抽出する色彩情報抽出手段と、

上記3次元画像構築手段により構築された3次元画像を構成する各画素に対して、上記色彩抽出手段により抽出された色彩情報を付加する色彩情報付加手段と、を有していることを特徴とする請求項1又は2に記載の3次元画像構築装置。

【請求項4】

20

上記輝度情報が、赤色又は緑色若しくは青色あるいはこれらの混合色に関する輝度情報であることを特徴とする請求項1～3のいずれか一に記載の3次元画像構築装置。

【請求項5】

上記撮像手段が、内視鏡であることを特徴とする請求項1～4のいずれか一に記載の3次元画像構築装置。

【請求項6】

上記観察対象である管状構造物内面の画像は、管状構造物内面の連続的画像若しくは管状構造物内面のビデオ映像であることを特徴とする請求項1～4のいずれか一に記載の3次元画像構築装置。

【請求項7】

30

観察対象である管状構造物内面の画像に基づき、連続的な3次元画像を構築する3次元画像構築方法において、

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備えた撮像手段により、所定の照明条件下で、上記管状構造物内での移動に際して取得された該管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応した画素の輝度情報を抽出するステップと、

上記輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズとの相対距離を算出するステップと、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築するステップと、を有し

40

更に、上記輝度情報抽出対象となるフレーム画像の所定範囲として、上記各フレーム画像上に、上記撮像手段の光軸に対応した点を中心とする試験線を設定するステップを有しており、

上記輝度情報抽出ステップでは、上記試験線上に存在する画素の輝度情報が抽出される、ことを特徴とする3次元画像構築方法。

【請求項8】

観察対象である管状構造物内面の画像に基づき、連続的な3次元画像を構築する3次元画像構築方法において、

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備えた撮像手段により、所定の照明条件下で、上記管状構造物内での移動に際して取得された該管状構造物内面の各フレーム画像の所定

50

範囲に対応した画素の輝度情報を抽出するステップと、

上記輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズとの相対距離を算出するステップと、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築するステップと、を有し

更に、上記撮像手段の周方向及び/または軸方向の動きを検出するステップを有しており、

上記3次元画像を構築するステップにおいて、上記撮像手段の周方向及び/または軸方向の動きに連動して、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせる、ことを特徴とする3次元画像構築方法。

10

【請求項9】

観察対象である管状構造物内の撮像画像に基づき、連続的な3次元画像を構築するために、所定の情報処理装置にインストールされた3次元画像構築プログラムであって、

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備えた撮像手段により、所定の照明条件下で、上記管状構造物内での移動に際して取得された該管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応した画素の輝度情報を抽出する手順と、

抽出された輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズとの相対距離を算出する手順と、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築する手順と、を上記情報処理装置に実行させ、

20

更に、上記情報処理装置に、

上記輝度情報抽出対象となるフレーム画像の所定範囲として、上記各フレーム画像上に、上記撮像手段の光軸に対応した点を中心とする試験線を設定する手順を実行させるとともに、

上記輝度情報抽出手順として、上記試験線上に存在する画素の輝度情報を抽出する手順を実行させる、ことを特徴とする3次元画像構築プログラム。

【請求項10】

観察対象である管状構造物内の撮像画像に基づき、連続的な3次元画像を構築するために、所定の情報処理装置にインストールされた3次元画像構築プログラムであって、

30

上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備えた撮像手段により、所定の照明条件下で、上記管状構造物内での移動に際して取得された該管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応した画素の輝度情報を抽出する手順と、

抽出された輝度情報に基づき、深さ方向における管状構造物内面の各点と対物レンズとの相対距離を算出する手順と、

上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対距離を反映しつつ展開配列し、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせることで、上記管状構造物内面の3次元画像を構築する手順と、を上記情報処理装置に実行させ、

更に、上記情報処理装置に、

40

上記撮像手段の周方向及び/または軸方向の動きを検出する手順を実行させるとともに、

上記3次元画像を構築する手順において、上記撮像手段の周方向及び/または軸方向の動きに連動して、展開配列後の画素を複数フレーム画像分組み合わせる、ことを特徴とする3次元画像構築プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、トンネル、下水管、患者の消化管や管腔臓器等の管状構造物内に配置された若しくは挿入されたカメラや内視鏡により観察された管状構造物内面の連続的画像、また

50

はビデオ映像から算出された管状構造物内面の各点と対物レンズとの相対的距離に基づき、高速度で連続的な3次元画像を構築する3次元画像構築装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡デバイスの使用に際しては、一般に、管状構造物内に挿入された内視鏡の視野に依存する観察領域が、肉眼で又はビデオカメラを介して観察され表示され、観察者により指定された記録範囲で、写真撮影又はビデオ撮影により記録される。この場合、観察及び表示範囲は内視鏡の観察視野に限定され、局部的な記録を繰り返すことで全体が記録される。これによれば、全体を切れ目のない1枚の写真として表示することはできないので、関心領域の位置の特定に客観性が乏しい。全体を連続的に記録する別の方法として

10

【0003】

例えば下記特許文献1には、この種の管状構造物内面の連続した繋ぎ目のない展開静止画像データを作成する画像作成システムが開示されている。この画像作成システムは、デジタル画像データ取り込み手段と、取り込まれたデジタル画像データの1フレーム毎に管状構造物内面の周方向の展開図を作成するパイプ投影変換手段と、モザイク処理手段と、画像データ圧縮手段と、圧縮画像データ格納手段とにより構成されており、ここでは

20

【0004】

また、例えば下記特許文献2には、管状構造物内を移動するカメラの姿勢及び位置情報をモニタしながら、管の内面を撮影し、カメラの観察野に符合させながら複数枚の画像をつなげることで全体画像を作成する方法が開示されている。

【0005】

更に、例えば下記特許文献3には、内視鏡先端に有向走査照明装置を装着し、有向照明により身体内面の形状を立体的に計測する方法が開示され、また、例えば下記特許文献4には、内視鏡先端に干渉縞投影ユニットと距離計測のためのレーザースポット投影ユニットを装着し、被検体に形成された干渉縞と測距情報により被検体の3次元情報を計算する方法が公開されている。

30

【0006】

例えば、下記特許文献5では照明光の振幅を変化させながら任意の時間差をおいて撮像し、撮像の各点の輝度および撮像利得の変化の程度により各点の距離を計測することで立体情報を検出する方法が開示されている。

【0007】

例えば、下記特許文献6では管渠内を移動するカメラの前に設置した凸面鏡または魚眼レンズでカメラ周囲360度の空間の映像から短冊状の画像を作成し、これをカメラの移動方向に補正をかけながらつなげることで全体を一枚の画像として表示する方法が開示されている。

40

【0008】

例えば、下記特許文献7では単一断面を有するパイプ内面を移動する内視鏡で観察したパイプ内面の内視鏡画像から、パイプと内視鏡の相対的位置を計算した上で対象物の長さや面積を算出する方法が開示されている。

【0009】

例えば、下記特許文献8では、光学的パラメータを変更しながら撮像された複数の2次元画像から3次形状モデルを作成する画像処理手段が開示されている。また下記特許文献9では光学的パラメータを変化させて撮像した複数の画像から3次元モデルを作成する技術が開示されている。さらに、下記特許文献10では、色フィルタを搭載した内視鏡

50

により観察物を色成分に分解し、視差により立体情報を抽出する技術が開示されている。

【0010】

例えば、特許文献11には内視鏡先端に装着した超音波トランスデューサから発射される超音波により変位が加えられた生体組織からの反射信号を演算することで、生体組織の硬度を計測する技術が開示されている。

【0011】

【特許文献1】

特開2003-32674号公報

【特許文献2】

特開平11-66316号公報

10

【特許文献3】

特表2003-535659号公報

【特許文献4】

特開平5-211988号公報

【特許文献5】

特開2000-121339号公報

【特許文献6】

特開2000-331168号公報

【特許文献7】

特開平5-340721号公報

20

【特許文献8】

特開平11-337845号公報

【特許文献9】

特開2002-191554号公報

【特許文献10】

特開2000-19424号公報

【特許文献11】

特開2001-224594号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0012】

上記特許文献1, 6に開示される技術では、カメラ1台で撮像された画像から展開画像を作成するものであるが、管状構造物の中心軸を画像より抽出する必要があり、不整形の管状構造物内に内視鏡が通過する状況、すなわちカメラの光軸と管状構造物の中心軸との相対位置が常に大きく変動している状況では、画像をつなぐことができない。

【0013】

また、上記特許文献2に開示される技術では、カメラの姿勢、位置が常に計測されるため、その機器や情報処理装置が必要になり、調整や計算が煩雑になる。上記特許文献3、4及び9に開示された技術では、内視鏡本体に新たな複数の装置の装着が必要である。

【0014】

40

上記特許文献5に開示される技術は、振幅の変化する照明光で任意の時間差で撮像される対象物からの反射光の輝度の変化の程度によりカメラとの距離を算出するものであり、分解能の優れたセンサーなどの高価な装置が必要である。また対象物がカメラに接近している場合や対象物が早い運動や変形を繰り返す場合には計測は不可能である。上記特許文献8に開示される技術も光学的パラメータを変化させながら撮像した複数の画像から3次元モデルを作成するものであり、被写体の動きが速い場合には応用ができないほか、光学的な装置を新たに設定する必要がある。上記特許文献7に開示される技術は単一断面を有するパイプ内部での対象物の計測を前提にしており、不整形の管状構造物に応用することはできない。上記特許文献10に開示される技術では新たな立体内視鏡および装置が必要であり、連続した立体画像の表示には視差による立体情報と色情報を再構成して適宜配

50

列する必要があり、計算が煩雑になるので早い動きには対応ができない。上記特許文献 1 1 に開示される技術は内視鏡先端に装着する超音波装置が必要であり、また、超音波装置と生体組織の間に空気が介在してはならないので、新たな装置と複雑な演算が必要であり、且つ医療における応用分野が限定される。

[0 0 1 5]

本発明は、上記技術的課題に鑑みてなされたもので、不整形で動きのある管状構造物の中心軸と撮影手段の光軸との相対位置が変動する状態において、該管状構造物の 3 次元画像を簡単に構築することができる 3 次元画像構築装置及び方法並びにプログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

10

[0 0 1 6]

そこで本願発明は、観察対象である管状構造物内面の画像に基づき 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築装置を提供する。この 3 次元画像構築装置は、上記管状構造物の軸方向に延びる光軸を備え、所定の照明条件下で、上記管状構造物内に移動しつつ複数フレーム画像を取得する撮像手段と、該撮像手段により取得された管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素の輝度情報を抽出する輝度情報抽出手段と、該輝度情報抽出手段により抽出された輝度情報に基づき、深さ方向における、管状構造物内面の各点と対物レンズ（撮像手段）の相対的距離を算出する距離情報算出手段と、上記管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を上記相対的距離を反映して配列し、複数フレーム画像分のデータの配列を組み合わせることで、上記管状構造物内面の 3 次元画像を連続的に構築する 3 次元画像構築手段と、を有している。

20

[0 0 1 7]

本願発明の 1 つの態様において、3 次元画像構築装置は、は、撮像手段（例えば、内視鏡）の周方向と軸方向の変化量を計測する変化量検出装置をさらに備える。3 次元画像構築手段は、管状構造物内面の各フレーム画像の所定範囲に対応する画素を変化量検出装置により計測される撮像手段先端の周方向と軸方向の運動情報（検出情報）を反映しつつ複数フレーム画像分のデータ配列を組み合わせることで、上記管状構造物内面の 3 次元画像を構築する。

[0 0 1 8]

また、本願発明のもう 1 つの態様において、3 次元画像構築装置は、上記輝度情報抽出手段による輝度情報抽出対象となるフレーム画像の所定範囲として、上記各フレーム画像上に、上記撮像手段の光軸に対応した点を中心とする試験線を設定する試験線設定手段をさらに有する。この場合、上記輝度情報抽出手段が、上記フレーム画像毎に上記試験線上に存在する画素の輝度情報を抽出する。

30

[0 0 1 9]

更に、3 次元画像構築装置は、上記撮像手段により撮像された管状構造物内面の各フレーム画像を構成する画素の色彩情報を抽出する色彩情報抽出手段と、上記 3 次元画像構築手段により構築された 3 次元画像を構成する各画素に対して、上記色彩抽出手段により抽出された色彩情報を付加する色彩情報付加手段と、を有していてもよい。

[0 0 2 0]

また、更に、上記輝度情報は、各フレーム画像を構成する画素の赤色又は緑色若しくは青色あるいはこれらの混合色に関する輝度情報であってもよい。加えて、上記撮像手段は、内視鏡であってもよい。

40

発明の効果

[0 0 2 1]

本願発明によれば、不整形で動きのある管状構造物の中心軸と撮影手段の光軸との相対位置が変動する状態において、該管状構造物の 3 次元画像を容易に高速で構築することができる。3 次元画像を高速に構築することにより、内視鏡診断時において従来の形状と色彩による診断の他に、管腔自体の動きを正確に診断、記録することも可能となる。さらに、内視鏡診断時に管腔臓器内腔に至適な気体や液体を内腔に注入しながら 3 次元画像を高

50

速に構築することにより、管腔を構成する生体組織の硬度や張力の情報を記録することも可能になる。

[0 0 2 2]

また、従来、内視鏡画像を記録するために多数の撮影画像が必要であったが、観察範囲全体を含む3次元画像を構築することができるため、ユーザは、病変部の位置や形状を容易に認識することができ、内視鏡検査の診断精度が向上する。加えて、画像の格納のためのメモリ容量を縮小することができ、また、画像の閲覧時間を短縮することができる。

【 0 0 2 3 】

更に、3次元画像を構成する各画素に対して色彩情報が付加されることで、実際の観察対象により忠実な3次元画像を構築することができ、また、観察対象の特徴を一層容易に把握することができる。

10

また、更に、観察対象の色調に応じて、赤色又は緑色若しくは青色あるいはこれらの混合色の輝度情報を使い分けることにより、実際の観察対象に忠実な3次元画像を構築することができる。例えば、観察対象が患者の消化管や管腔臓器である場合に、輝度情報として、観察対象の色調の補色に類似した波長の色調、例えば緑色に関する輝度情報を用いることにより、実際の観察対象に一層忠実な3次元画像を構築することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図1】本発明の実施形態に係る3次元画像構築装置の全体構成を示すブロック図である。

20

【図2】上記3次元画像構築装置を構成する情報処理装置の基本的な構成を示すブロック図である。

【図3】上記3次元画像構築装置を構成する内視鏡デバイスにおける内視鏡スコープ先端部の構成を示す図である。

【図4】(a)管腔内に挿入された内視鏡スコープが下方に傾斜した状態における観察領域をあらわす図である。(b)管腔内に挿入された内視鏡スコープが上方に傾斜した状態における観察領域をあらわす図である。

【図5】ビデオファイルから抽出されたフレーム画像上に、輝度情報抽出対象となる所定範囲として円形の試験線が設定された態様をあらわす図である。

【図6】各フレーム画像から抽出された画素の展開配列及びその後の組合せ処理についての説明図である。

30

【図7】各フレーム画像上に設定された試験線に対応して抽出された画素の輝度情報の変化をあらわす図である。

【図8】図7と比較対照するために、従来方法により構築される管腔内面の展開画像を示す図である。

【図9】(a)3次元画像を構成する各画素の赤色についての輝度情報の分布を示す3次元グラフである。(b)3次元画像を構成する各画素の緑色についての輝度情報の分布を示す3次元グラフである。(c)3次元画像を構成する各画素の青色についての輝度情報の分布を示す3次元グラフである。

【図10】図9の(a)、(b)及び(c)中の輝度軸方向正側にあり、「時間」及び「試験線上の位置」にそれぞれ対応した軸からなる平面に対し垂直な方向に設定された視点からみた管腔内面の展開画像を示す図である。

40

【図11】図7と比較対照するために、従来方法により構築される管腔内面の展開画像を示す図である。

【図12】輝度と距離との間の相対変化をあらわすグラフである。

【図13】(a)深さ方向正側にあり、XY平面に対し垂直な方向に設定された視点からみた3次元画像を示す図である。(b)図13の(a)に示される画像が左斜め上に引き上げられ、Y軸まわりに回転させられてなる3次元画像を示す図である。(c)図13の(a)に示される画像が右斜め下に引き下げられ、Y軸まわりに回転させられてなる3次元画像を示す図である。

50

【図 1 4】実施の形態 1 における 3 次元画像構築処理についてのフローチャートである。

【図 1 5】実施の形態 2 における 3 次元画像構築装置の動き検出装置を示す図である。

【図 1 6】実施の形態 2 における周方向の画像の補正を説明するための図である。

【図 1 7】実施の形態 2 における軸方向の画像の補正を説明するための図である。

【図 1 8】(a) 周方向及び軸方向の補正を行わない場合の管腔内面の展開画像を示す図である。(b) 周方向及び軸方向の補正後の展開画像を示す図である。

【図 1 9】実施の形態 2 における 3 次元画像構築処理についてのフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 2 5 】

1 ... 3 次元画像構築装置, 2 ... 内視鏡スコープ, 2 a ... 対物レンズ, 2 b ... 照明用ファイバ, 3 ... 制御ユニット, 1 0 ... 内視鏡デバイス, 1 8 ... 光ディスク, 1 9 ... フロッピーディスク, 2 0 ... 情報処理装置, 2 1 ... CPU, 2 2 ... ROM, 2 3 ... RAM, 2 4 ... ハードディスク, 2 5 ... モニタ, 2 7 ... 画像プロセッサ, 3 0 ... 管腔, 3 0 a ... 管腔内面, 5 0 ... 動き検出装置, 5 1 ... 周方向センサ, 5 1 ... 軸方向センサ, F ... 対物レンズの光軸, S 1, S 2 ... 観察領域。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 6 】

以下、本発明の実施形態について、添付図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 7 】

(実施の形態 1)

20

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る 3 次元画像構築装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。この 3 次元画像構築装置 1 は、例えば管腔臓器の内面を撮像し、複数フレーム画像から構成されるビデオファイルを取得する内視鏡デバイス 1 0 と、内視鏡デバイス 1 0 と接続され、内視鏡デバイス 1 0 により取得されたビデオファイルを表示出力するとともに、そのビデオファイルから抽出したフレーム画像に基づき、擬似的な 3 次元画像を構築する処理を実行する汎用の PC からなる情報処理装置 2 0 と、を有している。内視鏡デバイス 1 0 と情報処理装置 2 0 とは、例えば USB ケーブル等のケーブル 1 1 を介して接続されており、両機器間では、内視鏡デバイス 1 0 により取得されたビデオファイルを情報処理装置 2 0 へ伝送したり、情報処理装置 2 0 から内視鏡デバイス 1 0 へコマンド信号を伝送したりすることができる。内視鏡デバイス 1 0 と情報処理装置 2 0 との間

30

【 0 0 2 8 】

内視鏡デバイス 1 0 は、例えば管腔臓器内に挿入されて該管腔内面を撮像する内視鏡スコープ 2 と、内視鏡スコープ 2 を制御するとともに、内視鏡スコープ 2 を介して入力される信号に基づきビデオファイルを作成する制御ユニット 3 と、を有している。内視鏡スコープ 2 の構成は、図 3 を参照しながら説明する。他方、制御ユニット 3 は、そのユニット 3 内の各構成を制御する制御部 3 a と、内視鏡スコープ 2 を介して入力される信号に基づき管腔内面のビデオファイルを作成する信号処理部 3 b と、内視鏡スコープ 2 の先端部から観察対象に対して照射される照明光の光源である光源部 3 c と、備えている。制御部 3 a は、ユーザの操作に応じて、内視鏡スコープ 2 による撮像や照明のオンオフ切換えを制

40

【 0 0 2 9 】

なお、3 次元画像構築装置 1 の構成は、これに限定されるものでなく、例えば管腔臓器の内面を観察対象とする内視鏡デバイス 1 0 の代わりに、トンネル又は下水管の内壁を観察対象とする内視鏡デバイスやビデオカメラシステムが用いられてもよい。また、情報処理装置 2 0 としては、据え置き型(デスクトップ型)PC の代わりに、ラップトップ型 PC が用いられてもよい。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、情報処理装置 2 0 の基本構成を示すブロック図である。この情報処理装置 2 0 は、基本ソフトウェアであるオペレーティングシステム(OS)等のプログラムに基づき

50

、情報処理装置 20 内の各構成をシーケンス制御する CPU 21 と、情報処理装置 20 の起動時に実行されるブートプログラムを記録する ROM 22 と、プログラムの実行に必要なワークエリアのバッファエリアとして利用される RAM 23 と、OS やアプリケーションプログラムや各種のデータを格納するハードディスク（図中の「HD」）24 と、アプリケーション画面等の各種の情報を表示し得る表示出力デバイスとしてのモニタ 25 と、マウス 26 a やキーボード 26 b 等の入力デバイス 26 と、内視鏡デバイス 10 から入力されてきたビデオファイルに基づき、種々の処理を行いつつ 3 次元画像を構築する画像プロセッサ 27 と、外部デバイスとの間で各種データの送受信を行なうための外部インターフェース部（図中の「外部 I/F」）28 と、を有している。また、特に図示しないが、情報処理装置 20 は、例えば、光ディスクドライブ、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ等の構成を有していてもよい。

10

【0031】

本実施形態では、3 次元画像構築プログラムが ROM 22（又はハードディスク 24）に格納されており、このプログラムが読み出され実行されるに伴い、情報処理装置 20 の画像プロセッサ 27 において、内視鏡デバイス 10 から入力されてきたビデオファイルから複数のフレーム画像が順次に抽出され、各フレーム画像からそれぞれ取得された、そして、展開配列後の画素が複数フレーム画像分組み合わせられることで、3 次元画像が構築される。なお、内視鏡デバイス 10 から入力されてきたビデオファイルは、情報処理装置 20 側で、ハードディスク 24 に格納されても、若しくは、所定のフレーム画像について印字出力のためにプリンタ（不図示）へ転送されてもよい。

20

【0032】

また、図 3 は、内視鏡スコープ 2 の先端部を拡大して示す図である。この図から分かるように、内視鏡スコープ 2 の先端部では、観察対象となる対物レンズ 2 a と、一对の照明用の光ファイバ 2 b と、鉗子チャンネルや吸引チャンネル等の操作チャンネル 2 c とがそれぞれ露出するように設けられている。なお、かかる構成は、従来周知であり、また、内視鏡スコープ 2 としては、これに限定されることなく、例えば、単一の又は 3 つ以上の照明用の光ファイバが設けられたものが採用されてもよい。この内視鏡スコープ 2 では、対物レンズ 2 a が、内視鏡スコープ 2 の中心軸（符号 B で示す）に平行又は一定の角度を保持して延びる光軸 F を備え、また、その光軸 F に対して、上下左右 θ の視野角を有している。

30

【0033】

ところで、管腔内面の撮像に際して、内視鏡スコープ 2 は管腔内で管腔の中心軸に沿って移動させられることが理想的であるが、実際には管腔が不整形であるとともに動きをもつため、管腔内で内視鏡スコープ 2 の姿勢が変化し、これにより、管腔の中心軸と対物レンズ 2 a の光軸 F との相対位置が常に変動する。

【0034】

図 4 の (a) 及び (b) を参照しながら、管腔 30 内での内視鏡スコープ 2 の姿勢の変化に伴う対物レンズ 2 a による観察領域の変化、及び、対物レンズ 2 a から観察対象までの距離と対物レンズ 2 a への入射光の強度との関係について説明する。図 4 の (a) に示されるように、管腔 30 内に挿入された内視鏡スコープ 2 が、管腔上下方向における略中央に位置しつつ下方へ傾斜した場合、光軸 F は下方に傾斜し、観察領域は、符号 S 1 で示されるような領域となる。すなわち、この場合、管腔 30 の上側内面については、対物レンズ 2 a からより遠方の領域が観察領域 S 1 に収まり、他方、管腔 30 の下側内面については、対物レンズ 2 a に近い領域が観察領域 S 1 に収まるようになる。

40

【0035】

また、図 4 の (b) に示されるように、管腔 30 内に挿入された内視鏡スコープ 2 が、管腔上下方向における略中央に位置しつつ上方へ傾斜した場合、光軸 F は上方に傾斜し、観察領域は、符号 S 2 で示されるような領域となる。すなわち、この場合、管腔 30 の上側内面については、対物レンズ 2 a に近い領域が観察領域 S 2 に収まり、他方、管腔 30 の下側内面については、対物レンズ 2 a からより遠方の領域が観察領域 S 2 に収まるよう

50

になる。

【 0 0 3 6 】

管腔内面 3 0 a の撮像の間、内視鏡スコープ 2 の照明用ファイバ 2 b からは一定光量の照明光が管腔内面 3 0 a に対して照射され、この照明光に対する管腔内面 3 0 a からの反射光が対物レンズ 2 a に入射することとなるが、この場合、反射光の輝度は対物レンズ 2 a から管腔内面 3 0 a までの距離に反比例する関係に基づき（図 1 2 ）、対物レンズ 2 a から遠方に位置する管腔内面 3 0 a からの反射光の輝度は弱くなり、他方、対物レンズ 2 a に近い管腔内面 3 0 a からの反射光の輝度は強くなる。そして、この反射光の輝度の強弱は、反射光が内視鏡スコープ 2 に組み込まれた C C D（不図示）等により電気信号に変換されることで取得される管腔内面 3 0 a の各フレーム画像を構成する画素の輝度の大小に反映される。

10

【 0 0 3 7 】

本実施形態では、このように観察対象からの反射光の強弱が反映されたビデオファイルの各フレーム画像から、所定範囲に対応する画素の輝度情報が抽出されるようになっている。輝度情報抽出対象となる所定範囲としては、各フレーム画像上に、対物レンズ 2 a の光軸 F に対応した点を中心とする円形の試験線が設定される。これによりレンズと試験線を結ぶ円錐状の深さ軸が設定される。図 5 には、内視鏡デバイス 1 0 により取得されるフレーム画像上に、輝度情報抽出対象となる所定範囲としての試験線（円形の白線）が設定される態様を示す。かかる試験線が設定されることで、ビデオファイルを構成する各フレーム画像から、それぞれ、管腔内面 3 0 a の周方向に位置する画素が抽出されることとなる。また、輝度情報抽出対象となる画素が決定されれば、各画素について、R G B 値が取得され、それに基づき、輝度情報が取得され、輝度情報から深さ軸方向の相対的距離が算出される。なお、この試験線の半径は任意に設定可能であり、ある観察対象の 3 次元画像取得のために設定された 1 つの試験線はビデオファイルから抽出される全フレーム画像に共通して適用される。

20

【 0 0 3 8 】

また、その後、フレーム画像から抽出された試験線上の画素は仮想空間上に展開配列され、更に、展開配列後の画素が複数フレーム画像分組み合わせられることで、3次元画像が構築される。図 6 には、管腔内面 3 0 a の周方向に位置する画素が展開配列され、複数フレーム画像分組み合わせられる態様を概念的に示す。図中の左右方向は管腔 3 0 の軸方向に対応し、また、上下方向は管腔 3 0 の内径に対応する。展開配列後の画素 h 1 ~ h 8 の組合せに際し、対物レンズ 2 a の中心軸に対応する画素（ここでは試験線の 6 時に位置する画素）が基準画素とされ、各展開配列後の画素は、基準画素が一致するように位置決めされつつ組み合わせられる。

30

【 0 0 3 9 】

本実施形態では、また、画素の展開配列に際し、試験線上の各画素の輝度に応じて、上下方向における幅が変化されるようになっている。例えば、輝度が高い画素については幅が小さくなるように、他方、輝度が低い画素については幅が大きくなるように、各画素がプロットされる。これにより、管腔 3 0 の内径の情報が付加される。

【 0 0 4 0 】

なお、図 6 では、画素の展開配列及びその後の組合せについての説明を簡略化するために、画素が同じ平面上に配置されるように示されたが、実際には、各画素について抽出された輝度情報が図 6 の紙面に対して垂直な方向（深さ方向）に反映されるように画素が展開配列され、これにより、画像が 3 次的に構築されることとなる。

40

【 0 0 4 1 】

図 7 は、複数のフレーム画像からそれぞれ抽出された画素の輝度情報の変化をあらわすグラフが並列されて表示される図である。ここでは、1 0 のフレーム画像 f 1 ~ f 1 0 から抽出された画素の輝度情報の変化が、フレーム画像の抽出順にシフトされつつ並列されている。図中の左右方向は管腔 3 0 の内径に対応し、また、上下方向は管腔 3 0 の軸方向に対応する。なお、この図 7 においては、実際には図の紙面に対して垂直な方向（深さ方

50

向)に反映されるべき輝度情報の変化が図中の上下方向において表現されている。

【0042】

図7と比較対照するために、図8には、本実施形態で採用されたビデオファイルと同じファイルに基づき、従来方法を用いて構築された管腔内面30aの展開画像を示す。図7と同様に、図中の左右方向は管腔30の内径に対応し、また、上下方向は管腔30の軸方向に対応する。これら図7及び8から、本実施形態に係る方法により取得された輝度情報の変化は、従来方法により取得された輝度情報の変化におおよそ一致することが分かる。

【0043】

次に、図9の(a)、(b)及び(c)には、それぞれ、管腔内面30aの3次元画像を構成する各画素の赤色、緑色及び青色についての輝度情報の分布を示す3次元グラフを示す。かかる3次元グラフでは、「輝度」をあらゆる軸以外に、管腔30の軸方向に対応した「時間」及び管腔30の内径に対応した「試験線上の位置」をそれぞれあらゆる軸が設定される。また、図10には、図9の(a)、(b)及び(c)に対応して、輝度軸方向正側にあり、「時間」及び「試験線上の位置」の軸からなる平面に対し垂直な方向に設定された視点からみた展開画像を示す。

【0044】

更に、図10と比較対照するために、図11には、本実施形態で採用されたビデオファイルと同じファイルに基づき、従来方法を用いて構築された管腔内面30aの展開画像を示す。なお、この図11は、図8に示す展開画像を反時計回りに90°回転させたものに該当し、図11中の白枠内に示された領域が、図10に示す展開画像に対応した領域である。また、図11中の「時間」及び「内腔断面上の位置」をあらゆる方向は、それぞれ、図9及び10中の「時間」及び「試験線上の位置」をあらゆる軸の方向に対応する。

図10及び11からも、本実施形態に係る方法により取得された輝度情報の変化が、従来方法により取得された輝度情報の変化におおよそ一致することが分かる。

【0045】

また、本願出願人が行った検証によれば、管腔内面30aを観察対象とする場合に、3次元画像を構築する上で緑色の輝度情報を採用した場合に、最も良好な検出感度が得られ、実際の観察対象の形状により忠実な3次元画像が取得された。続いて、青色、赤色の順で、良好な検出感度が得られた。基本的には、観察対象の色調に応じて、緑色又は青色若しくは赤色あるいはこれらの混合色の輝度情報を使い分けることにより、実際の観察対象に忠実な3次元画像を構築することができた。例えば、観察対象が患者の消化管や管腔臓器である場合に、輝度情報として、観察対象の色調の補色に類似した波長の色調、例えば緑色に関する輝度情報を用いることにより、実際の観察対象に一層忠実な3次元画像を構築することができる。

【0046】

更に、厳密に、本実施形態では、画素の展開配列に際して、画素の輝度情報に基づき算出された深さ方向における位置情報が反映されるようになっている。位置情報は、例えば、図12に示すように、輝度及び距離が指数関数的に相対変化する関係に基づき、各画素の輝度情報から深さ方向における位置情報が算出される。具体的には、輝度情報が大きいほど、対物レンズ2a(図4参照)から観察対象までの距離が短く、観察対象が突出していると判断され、深さ方向における位置情報は大きく設定される。このようにして、観察対象の深さ方向における凹凸を把握することができる。

【0047】

また、図13の(a)は、深さ方向(Z軸方向)正側にあり、XY平面に対し垂直な方向に設定された視点からみた3次元画像を示す図である。ここでは図示しないが、Z軸は、深さ方向に沿って紙面手前側が正方向になるように延びる。

【0048】

図13の(b)は、図13の(a)に示される画像が左斜め上に引き上げられ、Y軸まわりに回転させられることで取得される3次元画像を示す図である。他方、図13の(c)は、図13の(a)に示される画像が右斜め下に引き下げられ、Y軸まわりに回転させ

10

20

30

40

50

られてなる3次元画像を示す図である。

【0049】

なお、これら図13の(a)、(b)及び(c)に示される画像を構成する画素には、予め抽出されたRGB値が付加されてもよい。この場合には、実際の観察対象により忠実な3次元画像を構築することができ、また、観察対象となる管腔内面30aの特徴を一層容易に把握することができる。

【0050】

図14は、情報処理装置20側で3次元画像構築プログラムに基づき実行される3次元画像構築処理であり、内視鏡デバイス10側で取得されたビデオファイルが情報処理装置20側に読み込まれてから3次元画像が構築されるまでの処理についてのフローチャートである。

10

【0051】

この処理では、まず、内視鏡デバイス10側で取得されたビデオファイルが読み込まれ(#11)、その後、図5に示したような試験線が設定される(#12)。なお、この試験線は、これ以降のステップでビデオファイルから抽出される全てのフレーム画像に共通して適用される。さらにステップ#12では、3次元画像を構築する上で、深さ方向における各画素の位置情報をあらわすために、図13を参照して説明したZ軸に対応する深さ軸が設定される。

【0052】

続いて、読み込まれたビデオファイルから1フレーム画像が抽出され(#13)、その後、ステップ#12で設定された試験線上に存在する各画素の色情報としてのRGB値が取得される(#14)。

20

【0053】

その後、ステップ#14で取得されたRGB値に基づき、試験線上の各画素の輝度が算出される(#16)。その後、この輝度から、図12に示したような距離と輝度とが指数関数的に相対変化する関係に基づき、試験線上における深さ方向の相対的距離に関する情報が取得される(#17)。具体的には、内視鏡2の対物レンズから、試験線上における管腔構造物内面の各点までの相対的距離が算出される。本発明では、このような内視鏡の対物レンズから管腔構造物内面の各点までの相対的距離に基づいて3D画像が生成される。このように試験線上の画素の相対的距離情報すなわち位置情報が取得されると、1フレーム画像から抽出された画素がその位置情報を反映しつつ展開配列される(#18)。

30

【0054】

更に、全フレーム画像について#14~#18のステップが終了したか否かが判断される(#19)、その結果、全てのフレーム画像についてまだ終了していないと判断された場合には、ステップ#13へ戻り、異なるフレーム画像に関して、それ以降のステップが繰り返される。他方、ステップ#19の結果、全てのフレーム画像についてステップが終了したと判断された場合には、続いて、展開配列後の画素が組み合わせられることにより3次元画像が構築される(#20)。最後に、図9に示したような3次元グラフが表示される(#21)、処理が終了される。

【0055】

40

なお、ステップとして特に含めないが、ステップ#20及び#21における3次元画像及び3次元グラフは、必要に応じて、ハードディスク24に格納されてもよい。また、前述した3次元画像構築処理は、内視鏡デバイス10側でのビデオファイルの取得と並行して実行されても、あるいは、内視鏡デバイス10側で取得されたビデオファイルが情報処理装置20側に一旦格納された上で、必要に応じて実行されてもよい。更に、前述した3次元画像構築処理は、情報処理装置20のROM22又はハードディスク24に格納される3次元画像構築プログラムが読み出されることで実行されるが、このプログラムは、情報処理装置20のCPU11による制御の基になるプログラムの一部として予め組み込まれるものであっても、あるいは、3次元画像構築プログラムとして、例えばCD-ROM、DVD-ROM等の光ディスク18又はフロッピーディスク19(共に図1参照)等の

50

外部記録媒体を用いて若しくはネットワーク経由でダウンロードされることで、情報処理装置20のハードディスク24に追加的に格納されるものであってもよい。

【0056】

以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る3次元画像構築装置1によれば、不整形で動きのある管腔内面30aの3次元画像を、輝度情報に基づき容易に構築することができる。また、従来、内視鏡画像を記録するために多数の撮影画像が必要であったが、観察範囲全体を含む3次元画像を構築することができるため、ユーザは、病変部の位置や形状を容易に認識することができる他、組織の硬度や動きの情報も客観的に記録することができる。これにより、内視鏡検査の診断精度が向上する。加えて、画像の格納のためのメモリ容量を縮小することができ、また、画像の閲覧時間を短縮することができる。

10

【0057】

(実施の形態2)

本実施形態では、内視鏡スコープ2の周方向、軸方向の動きを検出し、その動きに基づき展開画像の補正を行う。これにより、より精度よく実際の管腔内面の状態を再現した画像を得ることができる。このため、本実施形態の3次元画像構築装置は実施の形態1の構成に加えて、内視鏡スコープ2の動きを検出する動き検出装置をさらに備える。

【0058】

図15に動き検出装置の構成を示す。動き検出装置50は、内視鏡スコープ2の軸方向の移動量を検出する軸方向センサ51と、内視鏡スコープ2の周方向の変化量を検出する周方向センサ52とを備える。軸方向センサ51と周方向センサ52は例えばパーソナルコンピュータに対する指示デバイスとして一般的に使用されるマウスの機構を用いることで容易に実現できる。動き検出装置50は、軸方向の基準位置からの内視鏡スコープ2の移動量と、周方向の基準位置からの内視鏡スコープ2の周方向の変化量とを検出し、情報処理装置20に出力する。情報処理装置20は、動き検出装置50から検出データを受信すると、その受信時刻(検出時刻に対応)を示す時間情報と、軸方向の移動量と、周方向の変化量とを関連づけて、内視鏡スコープの動き情報として、ハードディスク24等の所定の記憶装置に格納する。情報処理装置20は、画像を展開配列する際に、その動き情報に基づき周方向及び軸方向の補正を行う。なお、受信時刻(検出時刻に対応)を示す時間情報は、ビデオファイルの各画像フレームの撮影時刻と、動き検出装置50による検出値との対応がとれる情報であればよく、例えば、JST(Japan Standard Time)、GMT(Greenwich Mean Time)等の標準時刻や、ビデオ画像の撮影開始時からの経過時間を示す情報が使用できる。

20

30

【0059】

図16を参照して周方向の画像の補正について説明する。動き検出装置50の周方向センサ52は、内視鏡スコープ2の周方向の変化量すなわち回転した量を検出する。周方向センサ52により検出された変化量が1であった場合、展開画像において、図16(b)に示すように、試験線上の画素のデータ(以下「画素列データ」という。)、変化量1に応じた量 $1'$ だけ周方向にシフトして配置する。このように補正することで、内視鏡スコープ2の回転に伴う画像の歪みを補正することができる。

【0060】

40

次に、図17を参照し、軸方向の画像の補正について説明する。動き検出装置50の軸方向センサ51は、内視鏡スコープ2の軸方向の移動量を検出する。実施の形態1では、図17(a)に示すように、ビデオファイルから時系列で得られた画素列データを順次配置することで展開画像を得ていた。しかしながら、実際には、内視鏡スコープ2の進行速度は一定であるとは限らない。すなわち、内視鏡スコープ2の進行速度がほぼゼロの場合、管腔内面の同じ位置の画像が複数得られてしまい、他方、内視鏡スコープ2の進行速度が速いほど、管腔内面のより離れた位置の画像が得られることになる。

【0061】

図17(b)は、ビデオファイルから時系列で得られた画素列データを実際の物理的な位置に対応させて配置した場合の一例を示した図である。同図において、画素列データ2

50

～ 4、画素列データ 5～6、画素列データ 8～9 の取得時の軸方向の位置（移動量）はほぼ同じであることから、重なって示されている。これは、これらのデータの取得時における内視鏡スコープ 2 の進行速度がゼロまたは非常に遅いことを意味している。一方、隣接する画素列データ 0 と画素列データ 1 及び画素列データ 7 と画素列データ 8 は、それらのデータの取得時における軸方向の移動量の差が大きいことから、離れた位置に配置される。これは、これらのデータの取得時における内視鏡スコープ 2 の進行速度が速かったことを意味する。この場合、画素列データ 0（または 8）に対応する管腔内面の位置と、画素列データ 1（または 9）に対応する管腔内面の位置との間の比較的長い部分の画素データが取得されていないことを意味する。

【 0 0 6 2 】

そこで、本実施形態では、図 17（c）に示すように、画素列データ 2～4、画素列データ 5～6、画素列データ 8～9 のように、管腔内面のほぼ同じ位置の画像を示す画素列データが複数ある場合はいずれか 1 つのデータのみを採用するようにする。一方、画素列データ 0 と画素列データ 1 の間、画素列データ 7 と画素列データ 8 の間のように、間隔が開いている場合は、その間のデータを両端のデータから補間する。例えば、図 17（c）のように、画素列データ 0 と画素列データ 1 から補間データ A を生成し、画素列データ 0 と画素列データ 1 の間に配置する。また、画素列データ間に配置する補間データの数は間隔に応じて適宜決定するのが好ましい。例えば、画素列データ 7 と画素列データ 8 の間のようにそれらの間隔が大きい場合は、複数の補間データ B, C を線形補間により生成して配置する。より具体的には、展開画像において軸方向（時間方向）に解像度（単位時間あたり）に配置する画素列データの数を設定しておき、その解像度に基づき画素列データの

【 0 0 6 3 】

以上のように、軸方向、周方向それぞれの検出値に基づき画像を補正することで、実際の管腔内面の状態により近い画像を再現することができる。このように管腔内面の状態の再現性を向上できるため、診断時において、管腔内面の生体組織の硬度や管腔内面の動きをより正確に判断することも可能となる。

【 0 0 6 4 】

図 18（a）は、軸方向、周方向の補正を行わない場合の、すなわち、実施の形態 1 の方法で展開配列された画像の例を示した図である。図 18（a）に示す画像のデータに対して本実施形態の軸方向、周方向の補正を行うことにより、図 18（b）に示すような補正画像が得られる。

【 0 0 6 5 】

図 19 は、本実施形態における、内視鏡スコープ 2 の動きに基づく補正を行いつつ 3 次元画像構築処理を実行する処理のフローチャートである。本フローチャートでは、実施の形態 1 における図 14 のフローチャートにおいてステップ # 15 が追加されており、また、ステップ # 18 の処理内容が異なる。ステップ # 15 では、情報処理装置 20 は、検出装置 50 により取得され、情報処理装置 20 内に格納された動き情報を読み出し、周方向、軸方向の位置情報を取得する。そして、ステップ # 18 の画素の展開配列処理において、前述した周方向および軸方向の補正を行いながら画素列データの展開配置を行う。他の

【 0 0 6 6 】

なお、本実施形態では、周方向および軸方向の双方に関して補正を行ったが、少なくともいずれかにおいて補正を行えばよい。この場合でも、実際の管腔内面の状態により近い画像を再現することができる。

【 0 0 6 7 】

以上、本発明は特定の実施の形態について説明したが、本発明の思想は例示された実施形態に限定されるものでなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、種々の改良及び設計上の変更が可能であることは言うまでもない。例えば、前述した実施形態では、管腔 30 を観察対象とした例が取り上げられたが、本発明は、具体的に、胃、十二指腸、食道

10

20

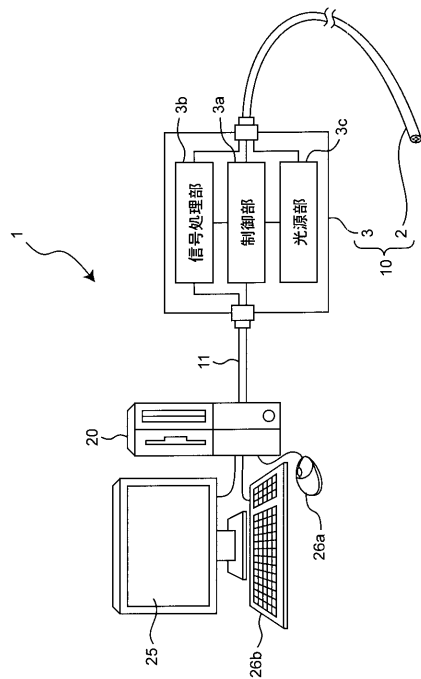
30

40

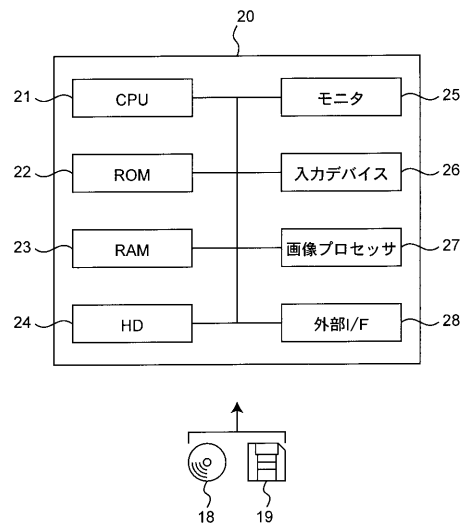
50

等の上部消化管、及び、大腸，小腸等の下部消化管、並びに、尿道，尿管等を含み、様々な管腔臓器に適用可能である。

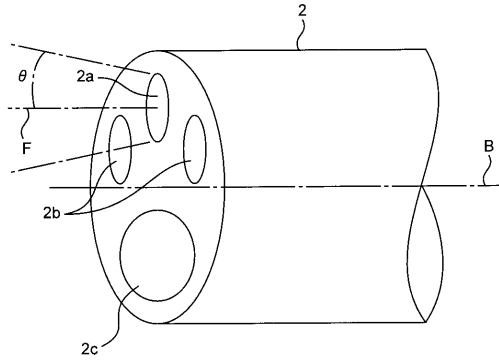
【図 1】



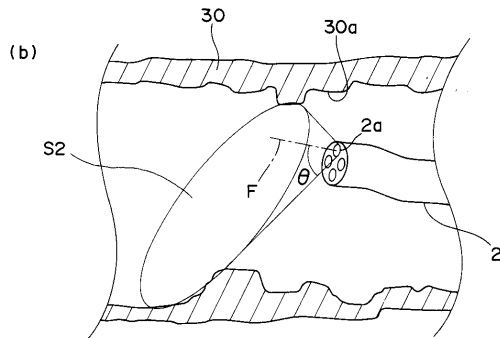
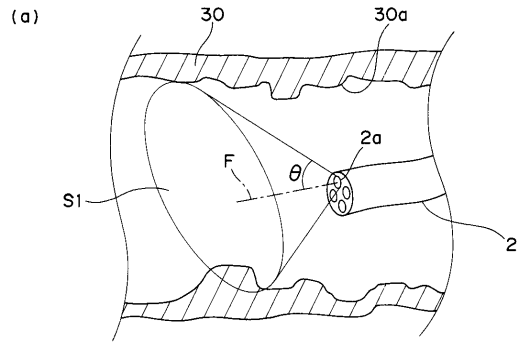
【図 2】



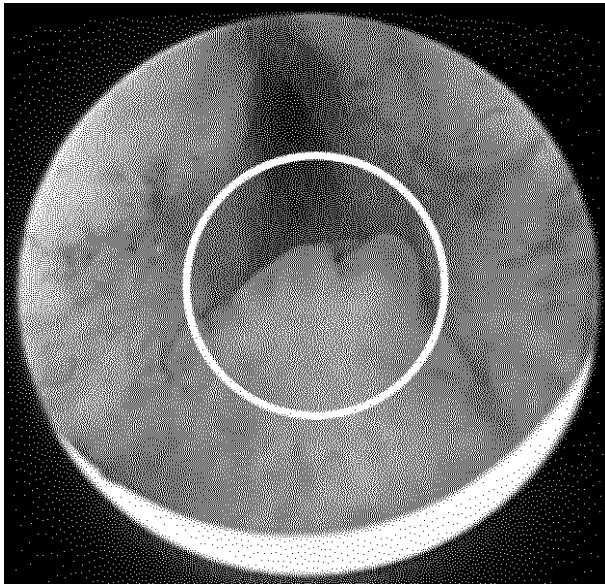
【 図 3 】



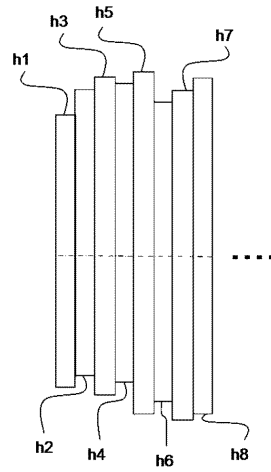
【 図 4 】



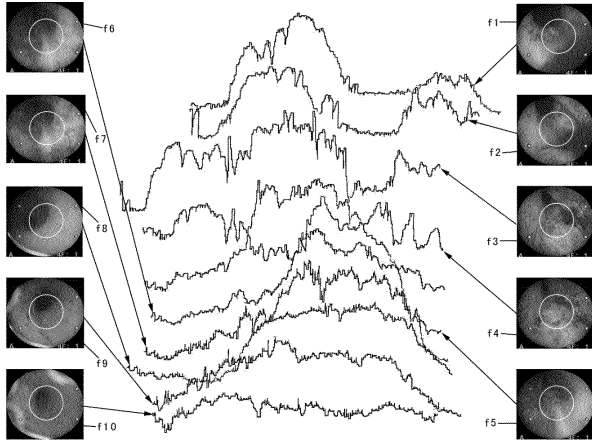
【 図 5 】



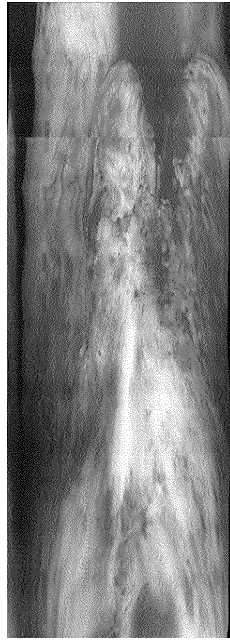
【 図 6 】



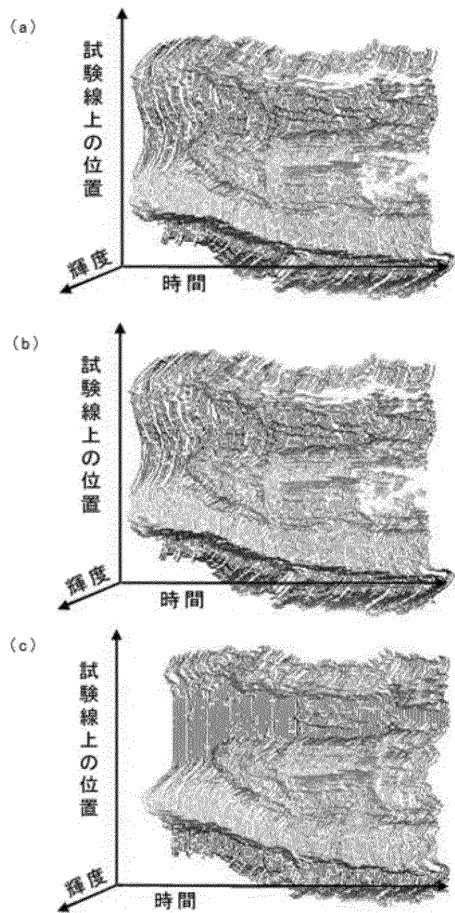
【 図 7 】



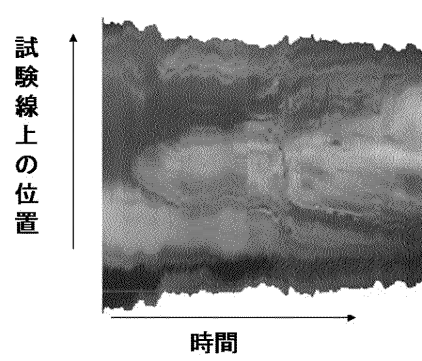
【 図 8 】



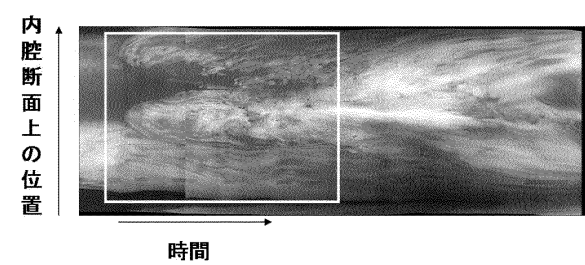
【 図 9 】



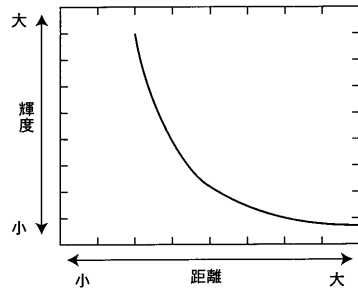
【 図 10 】



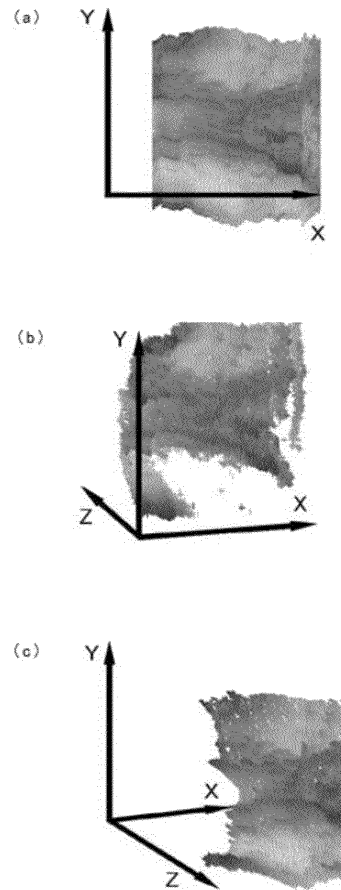
【 図 11 】



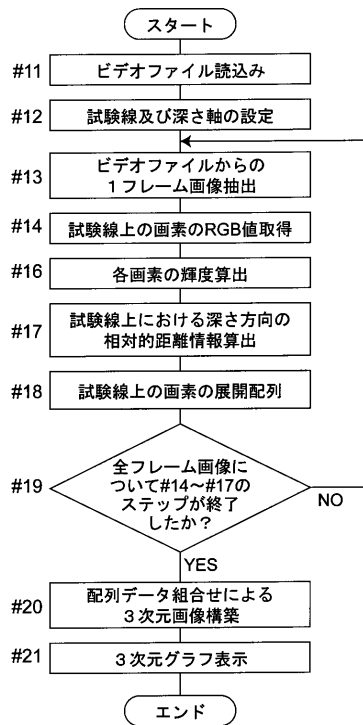
【図12】



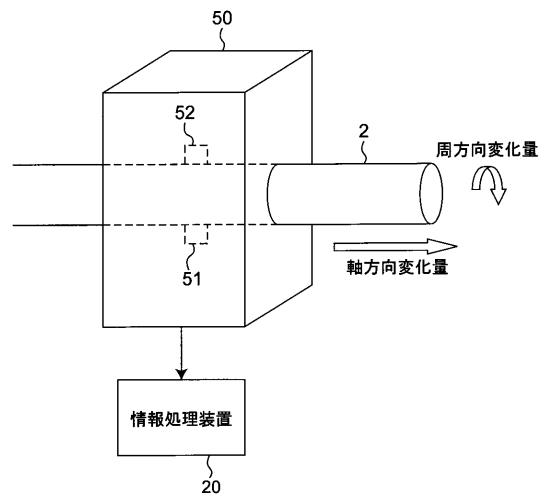
【図13】



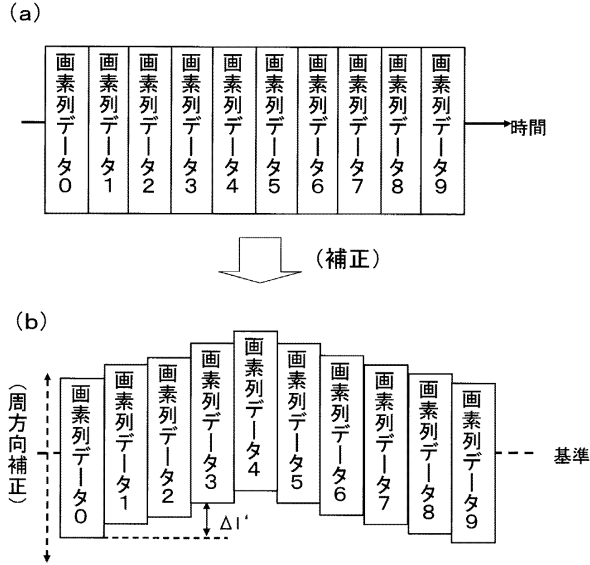
【図14】



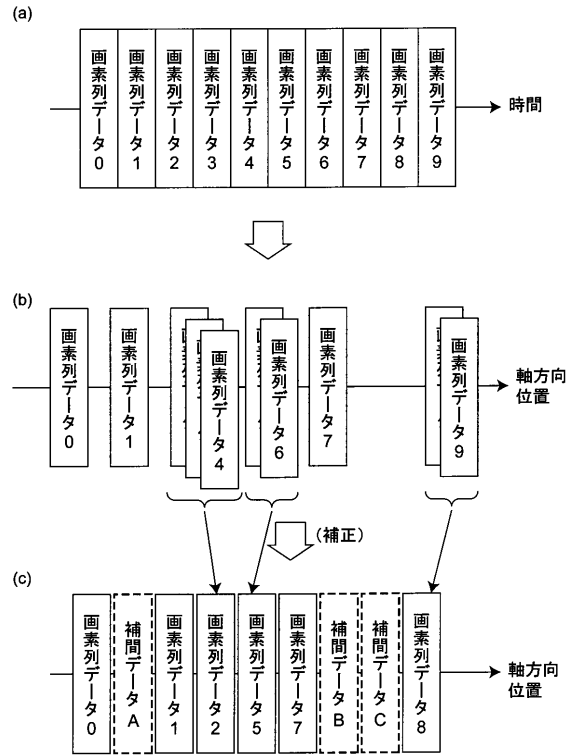
【図15】



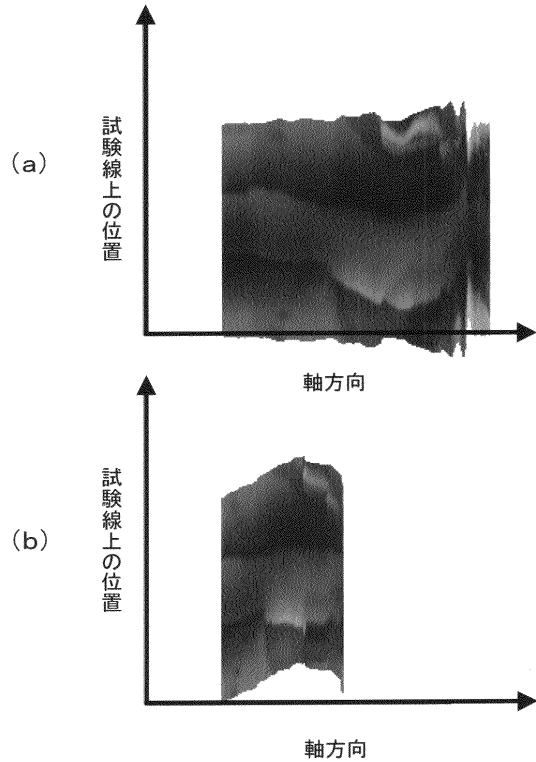
【図16】



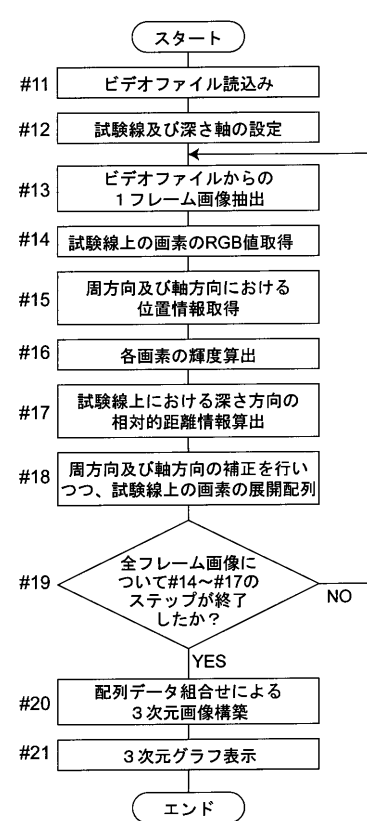
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2000-331168(JP,A)
特開平5-340721(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

G06T 19/20

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	三维图像构建装置，方法和程序		
公开(公告)号	JP4753104B2	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2008517981	申请日	2007-05-31
申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶		
[标]发明人	五十嵐辰男 前佛聡樹		
发明人	五十嵐 辰男 前佛 聡樹		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/042 A61B5/1076 G06T7/507 G06T7/55 G06T17/00 G06T2207/10016 G06T2207/10068 G06T2207/30028		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T1/00.315 G02B23/26.D H04N7/18.M		
代理人(译)	田中，三夫 山田卓司		
优先权	2006151936 2006-05-31 JP		
其他公开文献	JPWO2007139187A1 JPWO2007139187A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在根据待观察的管状结构的内表面的图像形成幻像三维图像的三维图像形成装置中，对应于管状结构的每个帧图像的规定范围的像素的亮度信息当具有延伸到管状结构的轴向的光轴的成像装置移动时，在规定的照明条件下获得，根据亮度信息计算点与物镜之间在深度方向上的相对距离，对应于的像素管状结构的内表面中的每个帧图像的规定范围以相对距离的反射排列，并且排列的像素被组合用于多个帧图像以形成内部面的三维图像。管状结构。

【 図 1 】

