

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-256988

(P2010-256988A)

(43) 公開日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G06T 17/40 (2006.01)	G06T 17/40 A	4C061
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	5B050
G06T 15/00 (2006.01)	G06T 15/00 300	5B057
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	5B080

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-103217 (P2009-103217)
 (22) 出願日 平成21年4月21日 (2009.4.21)

特許法第30条第1項適用申請有り 第1の公開 平成21年2月20日千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター発行の「千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 第7回シンポジウム ポスター講演要旨集第4頁」に発表。 第2の公開 平成21年2月20日千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター主催の「千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 第7回シンポジウム」において文書をもって発表。

(71) 出願人 304021831
 国立大学法人 千葉大学
 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 卓二
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100125874
 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 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター内

最終頁に続く

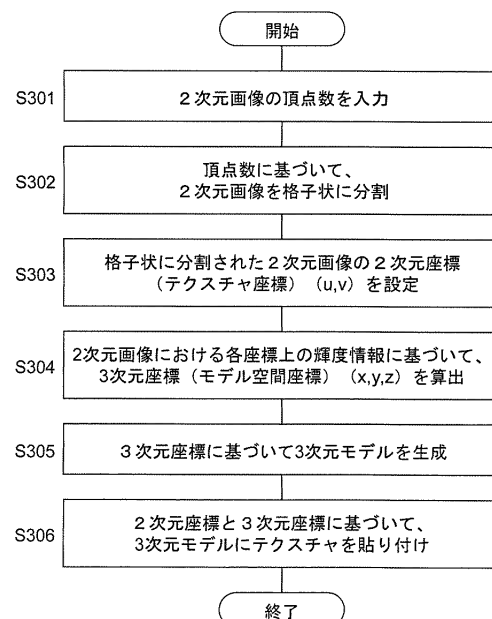
(54) 【発明の名称】 3次元画像生成装置、3次元画像生成方法、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】解像度が高く且つ色情報を備えた有用性の高い3次元画像（例えば、仮想内視鏡画像）を生成する3次元画像生成装置を提供する。

【解決手段】被写体を撮像した2次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第3の座標軸上の座標を算出して3次元座標を求め（S304）、複数の画素の3次元座標に基づいて1以上の三角形で構成される3次元モデルを生成し（S305）、その3次元モデルに2次元画像のテクスチャを貼り付けることにより（S306）、2次元画像から3次元画像を生成する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元形状を有する被写体の2次元画像を入力する入力手段と、
前記入力された2次元画像を格納する記憶手段と、
前記記憶手段から前記2次元画像を読み出し、読み出した2次元画像から前記被写体の3次元画像を生成する制御手段とを有し、
前記制御手段は、前記2次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第3の座標軸上の座標を算出して3次元座標を求め、前記複数の画素の3次元座標に基づいて1以上の三角形で構成される3次元モデルを生成し、前記3次元モデルに前記2次元画像のテクスチャを貼り付けることにより前記3次元画像を生成する、
3次元画像生成装置。

10

【請求項 2】

3次元形状を有する被写体の2次元画像を入力する入力手段と、
前記入力された2次元画像を格納する記憶手段と、
前記記憶手段から前記2次元画像を読み出し、読み出した2次元画像から前記被写体の3次元画像を生成する制御手段とを有し、
前記制御手段は、前記2次元画像内の各画素について、青の輝度情報と緑の輝度情報との差分を求め、その差分に基づき各画素の第3の座標軸上の座標を算出して3次元座標を求め、前記3次元座標に基づいて前記被写体の3次元画像を生成する、
3次元画像生成装置。

20

【請求項 3】

前記2次元画像は、内視鏡により撮影された画像を平面的に展開することにより生成された画像である、請求項1または2に記載の3次元画像生成装置。

【請求項 4】

情報処理装置を用いて3次元形状を有する被写体の2次元画像から3次元画像を生成する方法であって、
前記情報処理装置の制御手段が、
被写体を撮像した2次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第3の座標軸上の座標を算出して3次元座標を求めるステップと、
前記複数の画素の3次元座標に基づいて1以上の三角形で構成される3次元モデルを生成するステップと、
前記3次元モデルに前記2次元画像のテクスチャを貼り付けることにより前記3次元画像を生成するステップと、
を含む、
3次元画像生成方法。

30

【請求項 5】

情報処理装置を用いて3次元形状を有する被写体の2次元画像から3次元画像を生成する方法であって、
前記情報処理装置の制御手段が、
被写体を撮像した2次元画像内の各画素について、青の輝度情報と緑の輝度情報との差分を求め、前記差分に基づき各画素の第3の座標軸上の座標を算出して、3次元座標を求めるステップと、
前記2次元画像内の各画素の3次元座標に基づいて前記被写体の3次元画像を生成するステップと
を含む、
3次元画像生成方法。

40

【請求項 6】

情報処理装置に、3次元形状を有する被写体の2次元画像から3次元画像を生成させるためのプログラムであって、
前記情報処理装置の制御手段に、

50

被写体を撮像した２次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第３の座標軸上の座標を算出して３次元座標を求めるステップと、

前記複数の画素の３次元座標に基づいて１以上の三角形で構成される３次元モデルを生成するステップと、

前記３次元モデルに前記２次元画像のテクスチャを貼り付けることにより前記３次元画像を生成するステップと、

を実行させる、３次元画像生成プログラム。

【請求項７】

情報処理装置に、３次元形状を有する被写体の２次元画像から３次元画像を生成させるためのプログラムであって、

10

前記情報処理装置の制御手段に、

被写体を撮像した２次元画像内の各画素について、青の輝度情報と緑の輝度情報との差分を求め、前記差分に基づき各画素の第３の座標軸上の座標を算出して、３次元座標を求めるステップと、

前記２次元画像内の各画素の３次元座標に基づいて前記被写体の３次元画像を生成するステップと

を実行させる、３次元画像生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

20

本発明は、２次元画像から３次元画像を生成する３次元画像生成装置、３次元画像生成方法、及びその方法をコンピュータに実行させるプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来から、内視鏡により撮像された画像が医療分野などで利用されている。内視鏡により撮像された画像は、視点が固定されているため、視野が狭い。

【０００３】

一方、呼吸器・消化器・脳外科などの臨床現場では、ＣＴやＭＲＩで取得した連続画像を用いて、３次元画像（「仮想内視鏡画像」と言う。）が生成されている。仮想内視鏡画像は、視点が自由で、死角を無効にできるという利点がある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】国際公開ＷＯ２００７／１３９１８７パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

仮想内視鏡画像の解像度はＣＴやＭＲＩの空間解像度に依存しているため、ＣＴやＭＲＩから生成された仮想内視鏡画像は実画像に比べると劣る。そのため、例えば、仮想内視鏡画像を見ても、５ｍｍ以下の病変を検出することができない。また、ＣＴやＭＲＩから生成された仮想内視鏡画像の場合、色情報がない。そのため、例えば、ＣＴやＭＲＩから生成された仮想内視鏡画像を用いて、上皮内癌や浸潤癌の診断をすることは難しい。このように、従来の仮想内視鏡画像は、解像度が低く、色情報もないため、有用性が低いという問題があった。

40

【０００６】

本発明は、上記問題を解決するものであって、解像度が高く且つ色情報を備えた有用性の高い３次元画像（例えば、仮想内視鏡画像）を生成する３次元画像生成装置、３次元画像生成方法、及びその方法をコンピュータに実行させる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】

50

【 0 0 0 7 】

本発明に係る第 1 の 3 次元画像生成装置は、3 次元形状を有する被写体の 2 次元画像を入力する入力手段と、入力された 2 次元画像を格納する記憶手段と、記憶手段から前記 2 次元画像を読み出し、読み出した 2 次元画像から前記被写体の 3 次元画像を生成する制御手段とを有する。制御手段は、2 次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第 3 の座標軸上の座標を算出して 3 次元座標を求め、複数の画素の 3 次元座標に基づいて 1 以上の三角形で構成される 3 次元モデルを生成し、3 次元モデルに 2 次元画像のテクスチャを貼り付けることにより前記 3 次元画像を生成する。

【 0 0 0 8 】

本発明に係る第 2 の 3 次元画像生成装置は、3 次元形状を有する被写体の 2 次元画像を入力する入力手段と、入力された 2 次元画像を格納する記憶手段と、記憶手段から 2 次元画像を読み出し、読み出した 2 次元画像から被写体の 3 次元画像を生成する制御手段とを有する。制御手段は、2 次元画像内の各画素について、青の輝度情報と緑の輝度情報との差分を求め、その差分に基づき各画素の第 3 の座標軸上の座標を算出して 3 次元座標を求め、3 次元座標に基づいて被写体の 3 次元画像を生成する。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る第 1 の 3 次元画像生成方法は、情報処理装置を用いて 3 次元形状を有する被写体の 2 次元画像から 3 次元画像を生成する方法である。その方法は、情報処理装置の制御手段が、被写体を撮像した 2 次元画像内の複数の画素のそれぞれについて、輝度情報に基づいて第 3 の座標軸上の座標を算出して 3 次元座標を求めるステップと、複数の画素の 3 次元座標に基づいて 1 以上の三角形で構成される 3 次元モデルを生成するステップと、3 次元モデルに 2 次元画像のテクスチャを貼り付けることにより前記 3 次元画像を生成するステップとを含む。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る第 2 の 3 次元画像生成方法は、情報処理装置を用いて 3 次元形状を有する被写体の 2 次元画像から 3 次元画像を生成する方法である。その方法は、情報処理装置の制御手段が、被写体を撮像した 2 次元画像内の各画素について、青の輝度情報と緑の輝度情報との差分を求め、差分に基づき各画素の第 3 の座標軸上の座標を算出して、3 次元座標を求めるステップと、2 次元画像内の各画素の 3 次元座標に基づいて被写体の 3 次元画像を生成するステップとを含む。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、2 次元画像の輝度情報を用いて 3 次元座標を算出し、算出した 3 次元座標に基づいて 3 次元モデルを生成して、その 3 次元モデルに 2 次元画像のテクスチャを貼り付けている。よって、2 次元画像の解像度及び色情報がそのまま 3 次元画像に適用される。具体的には、例えば、内視鏡を用いて撮像した画像から得られる解像度及び色情報がそのまま 3 次元画像に適用される。そのため、解像度が高く且つ色情報を備えた有用性の高い 3 次元画像を生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 本発明の実施形態 1 及び 2 の 3 次元画像生成装置の構成を示すブロック図

【 図 2 】 本発明の実施形態 1 において、管状構造物を撮影して得られた内視鏡画像を平面的に展開することにより 2 次元画像を生成する方法を説明するための図

【 図 3 】 本発明の実施形態 1 及び 2 の 3 次元画像生成装置による 3 次元画像の生成方法を示すフローチャート

【 図 4 】 図 3 の方法を用いて行われる、実施形態 1 における 2 次元画像から 3 次元画像への変換を示す概略図

【 図 5 】 本発明の実施形態 1 における 3 次元座標の算出方法を示すフローチャート

【 図 6 】 図 5 において、3 次元座標を求める際に用いられる要素を説明するための図

【 図 7 】 本発明の実施形態 1 に示す方法の実行において、使用された 2 次元画像または生

10

20

30

40

50

成された 3 次元画像の例を示す図

【図 8】本発明の実施形態 2 における 3 次元座標の算出方法を示すフローチャート

【図 9】本発明の実施形態 2 に示す方法の実行において、使用された 2 次元画像または生成された 3 次元画像の例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0013】

《実施形態 1》

本発明の実施形態 1 の 3 次元画像生成装置は、2 次元画像から 3 次元画像を生成する。具体的には、本実施形態においては、内視鏡を用いて撮影された映像（「内視鏡画像」と言う。）を平面的に展開することにより 2 次元画像を生成し、その 2 次元画像を用いて元の内視鏡画像を再現した画像である仮想内視鏡画像（3 次元画像）を生成する。より具体的には、本実施形態においては、2 次元画像の被写体の形状が事前に分かっており、その被写体に応じた計算式を用いて、3 次元形状を復元する。

10

【0014】

1. 構成

図 1 に、本発明の実施形態 1 の 3 次元画像生成装置の構成を示す。本実施形態の 3 次元画像生成装置は、内視鏡スコープにより撮影された画像から内視鏡画像データを生成する内視鏡装置 200 と、内視鏡画像データから 2 次元展開画像を生成するとともに、その 2 次元展開画像から 3 次元画像を生成する情報処理装置 100 と、を有する。

20

【0015】

情報処理装置 100 は、例えば、パーソナルコンピュータである。情報処理装置 100 は、内視鏡装置 200 から画像データを受けて 2 次元展開画像を生成するとともに、2 次元展開画像から 3 次元画像を生成する情報処理部 11 と、2 次元画像や 3 次元画像を表示する表示部（例えば、ディスプレイ）12 と、ユーザからの情報処理部 11 や表示部 12 に対する指令を入力する操作部（マウス 13a 及びキーボード 13b）と、を備える。

30

【0016】

情報処理部 11 は、2 次元画像や 3 次元画像のデータの送受信を外部と行う入出力インターフェース（I/F）11a と、2 次元画像及び 2 次元画像から変換して生成した 3 次元画像を記憶する記憶部 11b と、記憶部 11b に記憶されている 2 次元画像や入出力インターフェース 11a を介して外部から読み込んだ 2 次元画像から 3 次元画像を生成する制御部 11c と、を有する。

40

【0017】

内視鏡装置 200 は、管状構造物内に挿入されて管内面を撮像する内視鏡スコープ 21 と、内視鏡スコープ 21 を制御するとともに、内視鏡スコープ 21 を介して入力される信号に基づきビデオファイル（内視鏡画像）を作成する制御ユニット 22 と、を有している。内視鏡装置 200 は、体内の腔所を観察するための光学系を組み込んだ医療機器である。

【0018】

制御ユニット 22 は、そのユニット 22 内の各構成を制御する制御部 22a と、内視鏡スコープ 21 を介して入力される信号に基づき管状構造物内面のビデオファイルを作成する信号処理部 22b と、内視鏡スコープ 21 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 22c と、を備えている。制御部 22a は、ユーザの操作に応じて、内視鏡スコープ 21 による撮像や照明のオンオフ切換えを制御したり、光源部 22c から内視鏡スコープ 21 に供給される光量を調節したりする。

50

【0019】

内視鏡スコープ 21 は、対物レンズと、一對の照明用の光ファイバと、鉗子チャンネルや吸引チャンネル等の操作チャンネルと、を含み、それらが内視鏡スコープ 21 の先端部において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 21 はこの構成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。

60

【 0 0 2 0 】

上記のように構成される情報処理装置 1 0 0 及び内視鏡装置 2 0 0 は協働して、国際公開 W O 2 0 0 7 / 1 3 9 1 8 7 パンフレットに開示された画像構築技術に記載の動作を行って、管状構造物の内面を撮像し、複数フレーム画像から構成される 2 次元画像を生成する。

【 0 0 2 1 】

情報処理装置 1 0 0 と内視鏡装置 2 0 0 は、例えば U S B ケーブル等のケーブル 5 0 を介して接続される。情報処理装置 1 0 0 と内視鏡装置 2 0 0 との間では、内視鏡装置 2 0 0 により生成された 2 次元画像を情報処理装置 1 0 0 に伝送したり、情報処理装置 1 0 0 から内視鏡装置 2 0 0 へコマンド信号を伝送したりすることができる。情報処理装置 1 0 0 と内視鏡装置 2 0 0 との間にビデオキャプチャボードを介在させてもよい。

10

【 0 0 2 2 】

なお、本実施形態においては、内視鏡装置 2 0 0 により撮影される内視鏡画像から 3 次元画像を生成する場合を例示しているため、3 次元画像生成装置は内視鏡装置 2 0 0 を含んでいるが、2 次元画像から 3 次元画像の生成は情報処理装置 1 0 0 だけで実行できるため、3 次元画像生成装置は内視鏡装置 2 0 0 を必ずしも備える必要はない。

【 0 0 2 3 】

2 . 動作

2 - 1 . 2 次元画像の生成

情報処理装置 1 0 0 による 2 次元展開画像の生成処理は、国際公開 W O 2 0 0 7 / 1 3 9 1 8 7 パンフレットに開示された画像構築技術を利用する。この画像構築技術について説明する。情報処理装置 1 0 0 は、内視鏡装置 2 0 0 から内視鏡スコープ 2 1 によって撮影された管状構造物内壁の内視鏡画像（動画または複数の静止画）を取得し、管状構造物内壁を平面的に展開した 2 次元展開画像を生成する。具体的には、図 2 (a) に示すように、動画または複数の静止画を構成する各画像 F 1、F 2、F 3、・・・上に試験線 R を設定し、その試験線 R 上の画素のみを抽出し、各画像について抽出した画素を一次的に展開した画素列データ画像 R 1、R 2、R 3、・・・を生成する。その後、図 2 (b) に示すように、一次的に展開した画素列データ画像 R 1、R 2、R 3、・・・を、連続する複数画像分合成することで管状構造物内壁を平面的に展開した 2 次元画像 P を生成する。図 2 (c) は、図 2 (a) に示すような連続した内視鏡画像から生成される、管状構造物内壁を平面的に展開した画像 P の一例を示した図である。このように、国際公開 W O 2 0 0 7 / 1 3 9 1 8 7 パンフレットには、管状構造物内壁を平面的に展開した 2 次元画像 P を生成する技術が開示されている。本実施形態の情報処理装置 1 0 0 は上記の機能を有する。

20

30

【 0 0 2 4 】

内視鏡装置 2 0 0 により生成された 2 次元画像（2 次元展開画像）は、情報処理装置 1 0 0 に送信され、記憶部 1 1 b に格納される。

【 0 0 2 5 】

2 - 2 . 2 次元画像から 3 次元画像への変換

図 3 及び図 4 を用いて、2 次元画像から 3 次元画像を生成する方法について説明する。図 3 は、情報処理装置 1 0 0 の制御部 1 1 c による 3 次元画像の生成方法を示すフローチャートである。図 4 は、2 次元画像の被写体が管状構造物である場合の、2 次元画像から 3 次元画像への変換方法を説明するための図である。図 3 を参照し、まず、生成する 3 次元画像（図 4 (b)）に対し、ユーザが任意に指定する頂点数を制御部 1 1 c へ設定することにより、2 次元画像の頂点数（すなわち、空間解像度）を設定する制御部 1 1 c は、設定された頂点数を入力する（S 3 0 1）。ここでは、2 次元画像の水平方向（図 4 (a) の U 軸方向）と垂直方向（図 4 (a) の V 軸方向）のそれぞれについての分割数が同時に設定される。制御部 1 1 c は、設定された頂点数（分割数）に基づいて、図 4 (a) に示すように、2 次元画像を格子状に分割する（S 3 0 2）。制御部 1 1 c は、格子状に分割された 2 次元画像の 2 次元座標（u, v）（テクスチャ座標）を設定する（S 3 0 3）

40

50

。制御部 11c は、2次元画像における、各座標上の輝度情報を算出し、その輝度情報に基づいて、3次元座標（x、y、z）（モデル空間座標）を算出する（S304）。制御部 11c は、3次元座標に基づいて、3次元モデルを生成する（S305）。「3次元モデル」は、図4（b）に示すように、近接3頂点で構成される三角形を連続した構成（TRIANGLE-STRIP）を備えた仮想3次元空間上に生成される物体のことである。制御部 11c は、2次元座標と3次元座標に基づいて、3次元モデルに2次元画像のテクスチャを貼り付ける（S306）。図4（a）（b）においては、U軸をZ方向、V軸をX-Y平面の円周方向に割り当てることにより、2次元画像のテクスチャを3次元モデルに貼り付ける。

【0026】

以上のように、本実施形態では、2次元画像の輝度情報に基づいて2次元画像から3次元画像を生成する。

【0027】

次に、図5及び図6を用いて、2次元画像の輝度情報から3次元座標を算出するステップ（S304）について、さらに詳細に説明する。図5は、情報処理装置100の制御部11cにより行われる、2次元画像の輝度情報に基づく3次元座標の算出方法を示すフローチャートである。図6は、3次元座標を求める際に使用される要素（引数）を説明するための図である。図5による3次元座標の算出方法と図6の説明図では、3次元画像の生成元となる2次元画像の被写体が管状構造物である場合、すなわち、内視鏡装置200により、管腔などの管状形状の画像が撮影され、その撮影された画像から生成された2次元画像を用いた場合を示している。

【0028】

図5を参照し、情報処理装置100の制御部11cは、2次元画像の各座標の輝度値Lを算出する（S501）。具体的には、輝度値Lは、NTSC係数による加重平均法を用いて、下記式（1）により算出される。

$$L = 0.298912 \times R + 0.586611 \times G + 0.114478 \times B \cdots (1)$$

（R：赤色の輝度値、G：緑色の輝度値、B：青色の輝度値）

【0029】

制御部11cは、算出した輝度値Lに基づいて、内視鏡スコープ21の中心軸から観測点（組織）までの距離R'を算出する（S502）。このとき、図6に示すように、内視鏡スコープ21の中心軸から観測点までの距離R'は、内視鏡スコープ21の光ファイバ先端（以下、「光源」とも言う。）から観測点までの距離Rと比例関係にある。このため、内視鏡スコープ21の光ファイバの先端から観測点までの距離Rを頂点の輝度値Lを用いて算出して、算出した距離Rを、内視鏡スコープ21の中心軸から観測点までの距離R'の値として用いる。具体的には、以下の計算を行う。

【0030】

頂点の輝度値Lと内視鏡スコープ21の光ファイバ先端から観測点までの距離Rとの関係は、下記式（2）で表される。

$$L = \left(\frac{K_d \times I_q}{R^2} \cos \theta \right)^\gamma \cdots (2)$$

（ k_d ：物体の拡散反射率、 I_q ：光源光度、 θ ：光線の入射角、 γ ：表示部のガンマ特性）

上記式（2）で示すように、本実施形態においては、内視鏡装置200のガンマ特性を考慮して、非線形な信号を線形な信号に補正するために、2次元画像の各画素の輝度値に対して、ガンマ補正を行っている。

【0031】

上記式（2）において、光源光度 I_q と物体の拡散反射率 k_d と光線の入射角 θ が未知であることから、これらの値を一定であると仮定すると、内視鏡スコープ21の中心軸が

10

20

30

40

50

ら観測点までの距離 R' は、以下の式 (3) で表される。式 (3) により、内視鏡スコープ 21 の中心軸から観測点までの距離 R' を求める。

$$R' \propto R = \sqrt{\frac{1}{L^{(\gamma-1)}}} \dots (3)$$

【0032】

輝度値 L のとりうる値の範囲は、「0.0 ~ 1.0」である。上記式 (3) により、距離 R' を求めると、距離 R' のとりうる範囲は「1.0 ~ ∞ 」になる。これは、内視鏡スコープの光源から観測点までの距離 R が 0.0 以上であることに相反する。そこで、上記式 (3) により距離 R' を求めた後、制御部 11c は、距離 R' を補正して相対距離 R'' を算出する (S503)。相対距離 R'' は、具体的には、以下の処理 (1) ~ 処理 (3) を行うことにより求める。

10

【0033】

処理 1: 「 R' 」を「 $R' - 1.0$ 」にシフトする。

(R' のとりうる範囲: 「0.0 ~ ∞ 」)

処理 2: 「 $R' - 1.0$ 」を R' 値全体の最大値で割る。

(R' のとりうる範囲: 「0.0 ~ 1.0」)

処理 3: 「所定の最小値 $\min (> 0.0) \sim 1.0$ 」の範囲内に圧縮する。

(R' のとりうる範囲: 「 $\min \sim 1.0$ 」)

【0034】

20

このように、まず、輝度値 $L = 1.0$ に対応する点 (内視鏡に最も近い点) を、光源から距離「0」の地点に補正するため、距離 R' 値の集合全体を 1.0 シフトする (処理 1)。これにより、 R' のとりうる範囲は「0.0 ~ ∞ 」になる。次に、距離 R' の値をそれぞれ R' 値全体の最大値で割り、正規化する (処理 2)。これにより、距離 R' のとりうる範囲は「0.0 ~ 1.0」になる。正規化した値 R' では、光軸に最も近い点は「0」、すなわち、光軸と同じ位置に物体が存在することになる。しかし、内視鏡スコープ 21 には太さがあるため、光軸と同じ位置に物体が存在すること (すなわち、内視鏡スコープ径内に物体が侵入すること) は、不可能である。そこで、対象組織と内視鏡スコープ直径の比から、管腔中央部をスコープの進行領域として設定し、距離「0」の点を R' のとりうる範囲から除外する。これにより、 R' のとりうる範囲は、所定の最小値 $\min (> 0.0) \sim 1.0$ になる。このように補正された距離 R' を、相対距離 R'' とする。なお、本実施形態において、距離 R 、 R' 、 R'' は、全て、絶対値ではなく相対的な距離を示している。

30

【0035】

次に、制御部 11c は、円周方向の頂点数 (円周方向空間分解能) から角度 rad を算出する (S504)。その後、所定の重み w_1 を用いて、制御部 11c は、「 $R'' \times w_1 \times \sin(rad)$ 」により x 座標を算出する (S505)。また、所定の重み w_2 を用いて、「 $R'' \times w_2 \times \cos(rad)$ 」により y 座標を算出する (S506)。ここで、 x 座標の算出と y 座標の算出で用いられる、重み w_1 、 w_2 は、それぞれ任意に設定された値である。なお、重み w_1 、 w_2 は同一の値であってもよい。最後に、長さ方向の頂点数 (長さ方向空間分解能) から z 座標を算出する (S507)。制御部 11c は、全頂点について、3次元座標 (x 、 y 、 z) を算出したかどうかを判断する (S508)。全頂点について、3次元座標を算出していなければ、ステップ S501 に戻り、全頂点について3次元座標を算出するまで、上記の処理 S501 ~ S507 を繰り返す。

40

【0036】

上記のようにして求められた3次元座標に基づいて3次元モデルが生成され、テクスチャが貼り付けられる。

【0037】

図7に、本実施形態の3次元画像生成装置により得られた3次元画像の一例を示す。図7(a)は、ヒトの大腸を内視鏡スコープ21によって撮像して得られた画像を示す。図

50

7 (b) は、情報処理装置 1 0 0 によって生成された 2 次元展開画像を示す。図 7 (c) は、情報処理装置 1 0 0 によって、2 次元展開画像から生成された 3 次元画像 (仮想内視鏡画像) を示す。図 7 (d) は、仮想内視鏡画像を回転させて表示した例 (右方向から内腔左側面を観察する画像) を示す。図 7 (d) は、カリングモードの設定をオンにすることにより、手前の壁を自動的に消去し (表示しないようにし)、後方の壁面のみを表示させるようにしたものである。ここで、「カリングモード」は、3 次元モデルにおいて個々のポリゴンが有する、表・裏の情報を読み取り、カメラに対して特定の側の表面を見せているポリゴンのみを描画するモードである。本実施形態の情報処理装置 1 0 0 により生成された 3 次元モデルでは、各ポリゴンは、管腔の中心軸に向いている面を表側と定義する。「カリングモード」を表面だけ描画させる設定下でオンにすることにより、カメラに裏側を見せているポリゴンを消し、後方の壁面を描画させることを可能とする。本実施形態の情報処理装置 1 0 0 により生成された 3 次元画像は、任意に回転させたり、任意の断面を表示させたりすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

3 . ま と め

本実施形態によれば、内視鏡画像から得られた 2 次元画像のテクスチャを用いて 3 次元画像を生成しているため、元のテクスチャの色情報が得られると共に高い解像度が得られる。そのため、本実施形態により生成された 3 次元画像は有用性が高い。よって、本実施形態により生成された 3 次元画像を用いて、組織全体の性状や立体的な組織間の位置関係などの把握を行うことが可能となる。また、任意の断面で画像を表示したり、対象臓器を任意に回転させながら全体を眺めたりすることにより、病変の検出精度が向上する。

【 0 0 3 9 】

また、本実施形態によれば、輝度情報を用いて、元の形状を復元した 3 次元画像を生成している。すなわち、2 次元画像の被写体の形状が事前に分かっている場合は、輝度情報に基づき計算式を用いて第 3 の座標 (z 軸座標) を算出することで、その 3 次元の形状に復元することができる。例えば、本実施形態のように、内視鏡スコープ 2 1 により撮像された実画像 (内視鏡画像) から直接、3 次元画像 (仮想内視鏡画像) を生成することが可能となる。内視鏡スコープ 2 1 により撮像される実画像では視点が固定されており、視野が狭く、また関心領域の場所の特定が難しい。しかし、本実施形態によれば、視点の自由が利く 3 次元画像を生成できるため、視野が広くなり、且つ関心領域の場所を特定することが容易になる。これにより、医師等が、関心領域を自由な視点から観察することが可能になる。

【 0 0 4 0 】

なお、本実施形態において、図 5 のステップ (S 5 0 5 ~ S 5 0 7) に示す 3 次元座標の計算式「 $(x, y, z) = (R \times w1 \times \sin(rad), R \times w2 \times \cos(rad), z)$ 」は、管状形状のものに適用されるものである。よって、他の形状の場合は他の計算式を用いて 3 次元座標を算出すればよい。すなわち、2 次元画像の被写体の形状が事前に分かっている場合は、その被写体の形状に応じた計算式を用いることにより、3 次元座標を算出し、3 次元画像を生成することができる。

【 0 0 4 1 】

《 実施形態 2 》

本実施形態では、3 次元座標の算出 (S 3 0 4) の別の方法を説明する。本実施形態の構成は、実施形態 1 と同様である。本実施形態では、2 次元画像の被写体の形状が知られていない場合でも、画像の輝度情報に基づき z 座標を算出する場合について説明する。具体的には、2 次元画像に奥行き (z 方向) を持たせることにより、2 次元画像から 3 次元画像を生成する。より具体的には、3 次元座標 (x 、 y 、 z) を算出する際に、x 座標及び y 座標については、元の 2 次元座標の値 (u 、 v) を用い、z 座標のみを輝度値から算出する。なお、本実施形態において、3 次元画像生成装置の構成は実施形態 1 と同一であるが、内視鏡画像 2 0 0 はなくてもよい。

【 0 0 4 2 】

図 8 に、本実施形態における 3 次元座標の算出のフローチャートを示す。情報処理装置 100 の制御部 11c は、2 次元画像の頂点の画素の青の輝度値を算出する (S801)。制御部 11c は、2 次元画像の頂点の画素の緑の輝度値を算出する (S802)。制御部 11c は、2 次元座標の値 (u, v) を 3 次元座標の x 座標及び y 座標に割り当てると共に、青の輝度値と緑の輝度値に基づいて、その頂点の画素の z 座標を算出する (S803)。具体的には、青の輝度値から緑の輝度値を減算し、減算して得られた差分の値が大きいほど z 軸座標が大きく (または小さく) なるように z 座標を算出する。制御部 11c は、全頂点について、3 次元座標 (x, y, z) を算出したかどうかを判断する (S804)。全頂点についての 3 次元座標を算出するまで、ステップ S801 ~ 803 を繰り返す。

10

【0043】

上記のように求めた 3 次元座標に対して、図 3 のフローに従ってテクスチャを貼り付けた例を図 9 に示す。図 9 は、図 8 の方法を用いて z 座標を算出して 3 次元画像を生成した場合であって、眼底で実験した結果を示している。図 9 (a) は元の 2 次元画像を示し、図 9 (b) は本実施形態の画像生成方法で 3 次元に変換した画像を示し、図 9 (c) ~ (e) は図 9 (b) の 3 次元画像を回転させ且つ任意の断面で切断した状態を示す図である。本実施形態の画像生成方法により作成された画像より、青の輝度値から緑の輝度値を減算することにより、実際により近い z 座標を得られることが確かめられた。

【0044】

本実施形態によれば、2 次元画像の被写体の形状に関わらず、3 次元画像を生成することができる。その際、特に、緑の輝度値と青の輝度値の差分に基づいて z 座標を算出することにより、3 次元画像の精度が向上する。

20

【0045】

なお、上記実施形態 1、2 の 3 次元画像の生成方法を、プログラムによりコンピュータに実行させてもよい。

【0046】

なお、本発明は、医療用途に限らず、土管や種々の配管、エンジンなどの配管の傷の検査等の工業用途にも使用でき、検査装置としての汎用性が広い。

【産業上の利用可能性】

【0047】

本発明によれば、解像度が高く且つ色情報を備えた有用性の高い 3 次元画像を生成することができるという効果を有し、医療用途や工業用途等に有用である。

30

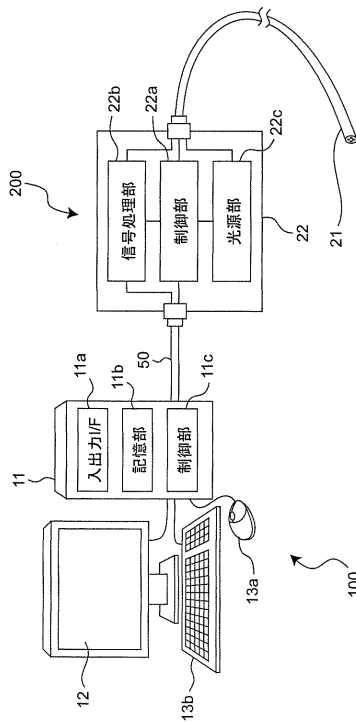
【符号の説明】

【0048】

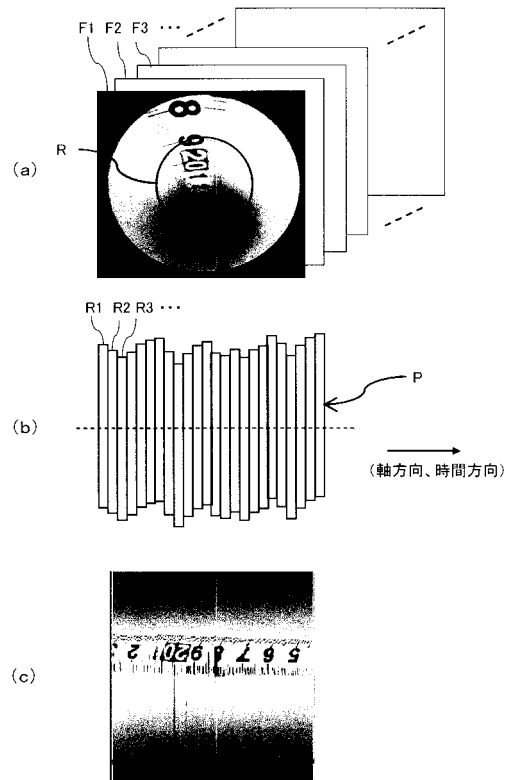
11	情報処理部
11a	入出力インターフェース
11b	記憶部
11c	制御部
12	表示部
13	操作部
13a	マウス
13b	キーボード
21	内視鏡スコープ
22	制御ユニット
22a	制御部
22b	信号処理部
22c	光源部
100	情報処理装置
200	内視鏡装置

40

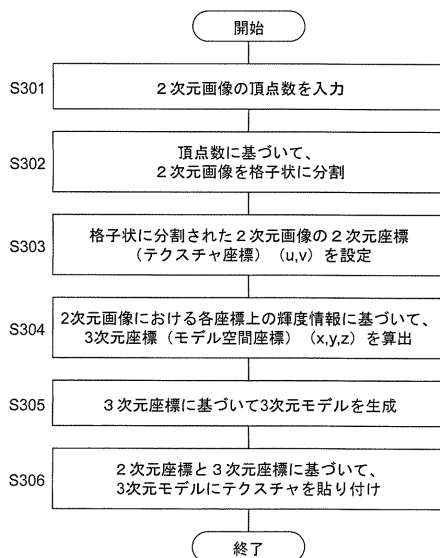
【図 1】



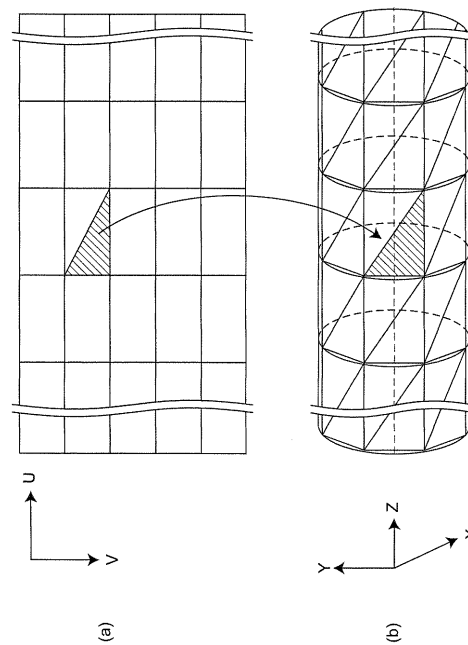
【図 2】



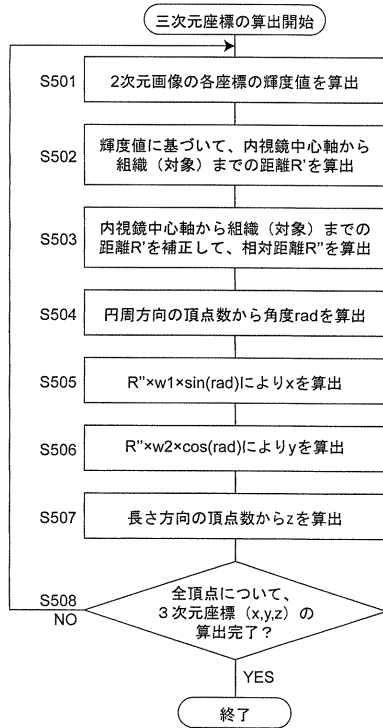
【図 3】



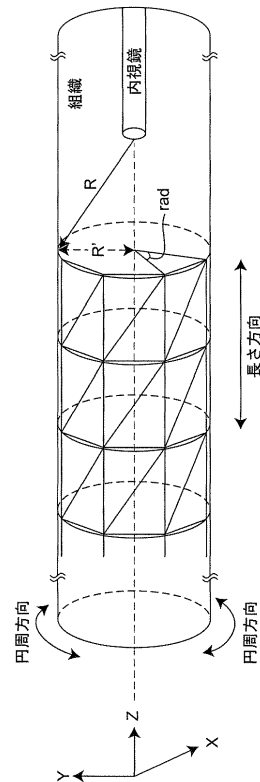
【図 4】



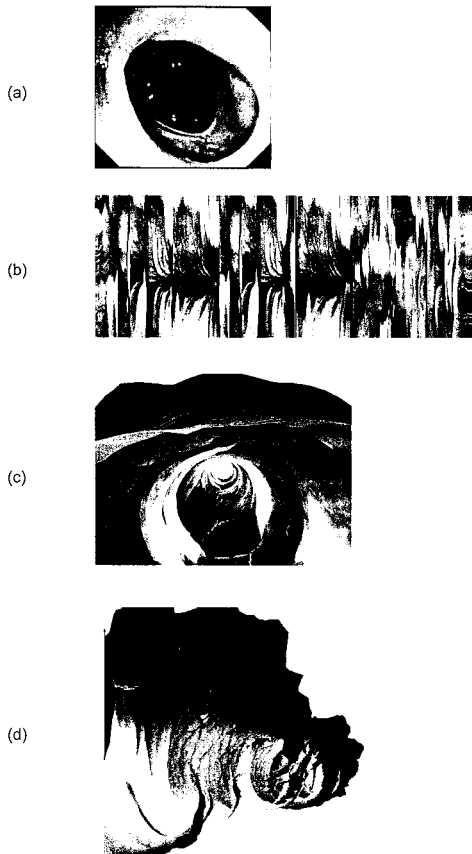
【図 5】



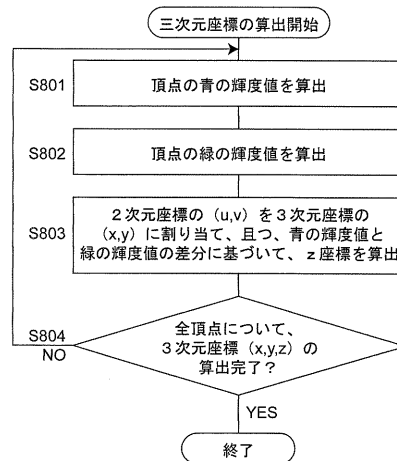
【図 6】



【図 7】



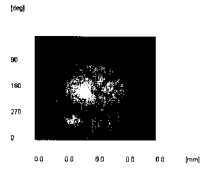
【図 8】



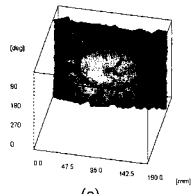
【 図 9 】



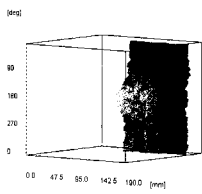
(a)



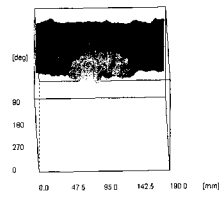
(b)



(c)



(d)



(e)

フロントページの続き

(72)発明者 石井 琢郎

千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号 国立大学法人 千葉大学工学部内

(72)発明者 前佛 聡樹

千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号 国立大学法人 千葉大学フロンティアメディカル工学研究
開発センター内

(72)発明者 関根 雅

千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号 国立大学法人 千葉大学フロンティアメディカル工学研究
開発センター内

(72)発明者 中口 俊哉

千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号 国立大学法人 千葉大学工学部内

F ターム(参考) 4C061 CC06 NN10 WW04 YY12

5B050 AA02 BA04 BA09 CA07 DA04 EA24 EA30 FA02 FA06

5B057 AA09 BA03 BA06 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB13 CB16

CD14

5B080 AA14 DA06 FA02 GA22

专利名称(译)	三维图像生成装置，三维图像生成方法和程序		
公开(公告)号	JP2010256988A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2009103217	申请日	2009-04-21
申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶		
[标]发明人	五十嵐辰男 石井琢郎 前佛聡樹 関根雅 中口俊哉		
发明人	五十嵐 辰男 石井 琢郎 前佛 聡樹 関根 雅 中口 俊哉		
IPC分类号	G06T17/40 G06T1/00 G06T15/00 A61B1/04 G06T15/04 G06T19/00		
FI分类号	G06T17/40.A G06T1/00.290.B G06T15/00.300 A61B1/04.370 A61B1/00.V A61B1/00.522 A61B1/04 A61B1/045.610 G06T15/04 G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/NN10 4C061/WW04 4C061/YY12 5B050/AA02 5B050/BA04 5B050/BA09 5B050/CA07 5B050/DA04 5B050/EA24 5B050/EA30 5B050/FA02 5B050/FA06 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA06 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B080/AA14 5B080/DA06 5B080/FA02 5B080/GA22 4C161/CC06 4C161/JJ10 4C161/NN10 4C161/WW04 4C161/YY12 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/CA02 5L096/DA01 5L096/FA14 5L096/FA15 5L096/GA07		
代理人(译)	山田卓司 田中，三夫		
其他公开文献	JP5354494B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于生成具有高分辨率，颜色信息和高可用性的三维图像（例如，虚拟内窥镜图像）的三维图像生成设备。解决方案：对于通过拍摄对象获得的二维图像中的多个像素中的每一个，基于亮度信息计算第三坐标轴上的坐标，从而可以获得三维坐标（S304），以及基于多个像素的三维坐标生成由一个或多个三角形构成的三维模型（S305），并且将二维图像的纹理附加到三维图像（S306），使得从二维图像生成三维图像。

