

(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2006-305332
(P2006-305332A)

(43) 公開日 平成18年11月9日(2006.11.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 3 1 5	5 B 0 5 7
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-84425 (P2006-84425)	(71) 出願人 803000104 財団法人ひろしま産業振興機構 広島県広島市中区千田町三丁目7番47号
(22) 出願日 平成18年3月27日 (2006.3.27)	
(31) 優先権主張番号 特願2005-91260 (P2005-91260)	(74) 代理人 100091605 弁理士 岡田 敬
(32) 優先日 平成17年3月28日 (2005.3.28)	(72) 発明者 山田 憲嗣 広島県広島市西区井口5-18-22-1 O2
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	Fターム(参考) 4C061 BB06 CC06 LL01 LL08 NN05 SS22 5B057 AA07 BA02 BA12 BA15 BA23 CA08 CA12 CA16 CB08 CB13 CB16 CC01 DB02 DB09 DC05 DC32 DC36

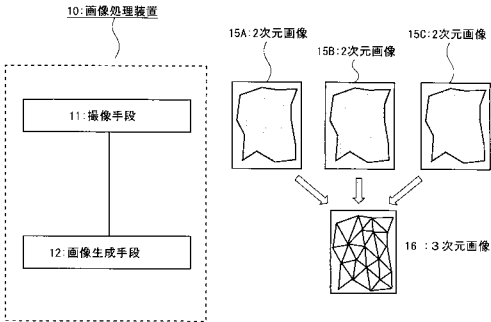
(54) 【発明の名称】 画像処理装置およびそれを用いた内視鏡

(57) 【要約】

【課題】複数の2次元画像から、鮮明な3次元画像を生成する。

【解決手段】本発明の画像処理装置10は、2次元の画像を撮影する撮像手段11と、複数の2次元画像15から3次元画像16を生成する画像生成手段12を具備している。画像生成手段12は、マトリックス状に配置された複数のレンズ等から成るユニットUを具備しているので、このユニットUの数に対応した2次元画像を取得することができる。また、各ユニットU同士の相対的な位置は極めて正確に事前に把握することができるので、3次元位置を算出するための計算を正確に且つ容易に行うことができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

同一平面上の異なる位置にマトリックス状に配置された複数のユニットを具備し、複数の 2 次元画像を取得する撮像手段と、

前記複数の 2 次元画像を統合して 3 次元画像を生成する画像生成手段とを具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像生成手段では、照度差ステレオ法により前記 3 次元画像を生成す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 3】

前記画像生成手段では、相互相関係数を算出することにより前記 2 次元画像どうしの対応点を検出す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 4】

前記ユニットは、1つのレンズと、前記レンズの下方に配置された撮像素子から成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 5】

体腔内に挿入される細長い挿入部を有する内視鏡に於いて、

前記挿入部に設けられて、同一平面上の異なる位置にマトリックス状に配置された複数のユニットを具備し、複数の 2 次元画像を取得する撮像手段と、

前記複数の 2 次元画像を統合して 3 次元画像を生成する画像生成手段とを具備することを特徴とする内視鏡。

【請求項 6】

前記画像生成手段では、照度差ステレオ法により前記 3 次元画像を生成することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記画像生成手段では、相互相関係数を算出することにより前記 2 次元画像どうしの対応点を検出することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記ユニットは、1つのレンズと、前記レンズの下方に配置された撮像素子から成ることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像処理装置およびそれを用いた内視鏡に関し、特に、複数の 2 次元画像から 3 次元画像を高精度に生成する画像処理装置およびそれを用いた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

3 次元の画像を得る方法として、2 つ以上の視点に配置されたカメラから 2 次元画像を撮影し、これらの画像の視差を用いて 3 次元の画像を生成する方法がある（下記非特許文献 1 を参照。）。この方法では、3 次元の画像を生成するために、2 次元画像の複数の対応点を対応づけする必要がある。

【0003】

上記対応付けの具体的な方法としては、相関法による方法と、評価関数による方法とがある。

【0004】

相関法による対応付けの方法では、2 次元画像の局所的なパターンを比較することにより、対応付けを行う。具体的には、先ず、一方の 2 次元画像の一点に付き所定の画素数から成るウィンドウを設定する。そして、他方の 2 次元画像の中のウィンドウの類似度を計測して、最も類似度が高いウィンドウに対応する一点を対応とする。

【0005】

10

20

30

40

50

評価関数による対応づけの方法は、相関法により対応が見つからない画素について適用させることができる。この方法では、評価関数を定義して、この関数を最小化することにより視差を得ることができる。評価関数を用いることにより、明るさのパターンだけでは対応が決まらない画素についても、視差を与えることができる。

【 0 0 0 6 】

一方、医療の分野では内視鏡が多用されており、特に近年では、患者に負担の少ない内視鏡外科手術が行われるようになってきた。内視鏡の先端部にはＣＣＤカメラ等の撮像手段が設けられており、ＣＣＤカメラにより取得された画像データは、モニタに映し出される。使用者である医師は、モニタに映し出される画像を確認しつつ、内視鏡を操作していた。

10

【非特許文献１】徐 剛、３次元ビジョン、共立出版、p 9 5 - p 1 0 3

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上述した３次元画像の生成方法では、基となる２次元画像の画素数が十分でなく粗い画像である場合、画素の対応が発見困難になることがあった。従って、生成される３次元画像の位置精度が低下し、鮮明な３次元画像を得るのが困難である問題があった。また、異なる位置に配置されたカメラを用いて撮影していたので、カメラの位置を正確に把握することが困難であり、再現性の高い３次元画像を得るのが困難である問題もあった。

20

【 0 0 0 8 】

また、従来の内視鏡により取得される画像は２次元の画像であり、更に画像が粗く視野が狭い。従って、内視鏡により得られる画像から、人体内部の状況を詳細に知ることは困難であった。このことにより、内視鏡を使用する医師が過度に疲労したり、医療事故を発生させる原因となっていた。ここで、内視鏡の先端部に複数のカメラを設けると、３次元の画像を取得することが可能である。しかしながら、直径が１ｃｍ程度の細い内視鏡の先端部に、多数個の高性能なカメラを設けることは非常に困難であった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記問題を鑑みて成されたものである。本発明の主たる目的は、複数の２次元の画像から鮮明な３次元画像を取得可能な画像処理装置およびそれを用いた内視鏡を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明の画像処理装置は、同一平面上の異なる位置にマトリックス状に配置された複数のユニットを具備し、複数の２次元画像を取得する撮像手段と、前記複数の２次元画像を統合して３次元画像を生成する画像生成手段とを具備することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

更に、本発明の画像処理装置では、前記画像生成手段では、照度差ステレオ法により前記３次元画像を生成することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

40

更に、本発明の画像処理装置では、前記画像生成手段では、相互相関係数を算出することにより前記２次元画像どうしの対応点を検出することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

更に、本発明の画像処理装置では、前記ユニットは、１つのレンズと、前記レンズの下方に配置された撮像素子から成ることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡は、体腔内に挿入される細長い挿入部を有する内視鏡に於いて、前記挿入部に設けられて、同一平面上の異なる位置にマトリックス状に配置された複数のユニットを具備し、複数の２次元画像を取得する撮像手段と、前記複数の２次元画像を統合して３次元画像を生成する画像生成手段とを具備することを特徴とする。

50

【 0 0 1 5 】

更に、本発明の内視鏡では、前記画像生成手段では、照度差ステレオ法により前記３次元画像を生成することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

更に、本発明の内視鏡では、前記画像生成手段では、相互相関係数を算出することにより前記２次元画像どうしの対応点を検出することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

更に、本発明の内視鏡では、前記ユニットは、１つのレンズと、前記レンズの下方に配置された撮像素子から成ることを特徴とする。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 8 】

本発明の画像処理装置に依れば、平面的に多数のユニットが配置された撮像手段により得られた２次元画像を基に、３次元画像を生成している。従って、各ユニットの相対的な位置関係を極めて正確に把握できることから、生成される３次元画像を精密化させることができる。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の内視鏡に依れば、より鮮明な３次元の画像を得られるので、内視鏡を使用する医師へ与える負担を軽減させ、更に、医療事故の発生を防ぐことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

20

以下、図を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 1 】

< 第１の実施の形態 >

ここでは、画像処理装置およびそれを用いた内視鏡の構成および動作を説明する。

【 0 0 2 2 】

図１を参照して、本発明の画像処理装置１０は、複数の２次元画像を取得する撮像手段１１と、複数の２次元画像から３次元画像を生成する画像生成手段１２を具備する。

【 0 0 2 3 】

撮像手段１１は、ＣＣＤ（Ｃｈａｒｇｅｄ Ｃｏｕｐｌｅｄ Ｄｅｖｉｃｅ）等の個体撮像素子を採用することができる。ここでは、複数のユニットを具備する撮像手段１１が用意され、複数（例えば数百個）の２次元画像１５Ａ、１５Ｂ、１５Ｃが取得される。撮像手段１１は、平面的にマトリックス状にユニットが配置されている。従って、同一の被写体を同時に撮像手段１１にて撮影すると、個々のユニットにより得られる２次元画像は図柄が若干異なっている（ずれている）。ユニットの詳細は後述する。

30

【 0 0 2 4 】

画像生成手段１２は、撮像手段１１により撮影された複数の２次元画像から３次元画像１６を生成する。上記したように、平面的に異なる位置に配置された複数のユニットを有する撮像手段１１にて撮影された個々の２次元画像は、各々の図柄が若干異なっている。本実施の形態では、この性質を利用して複数の２次元画像から３次元画像１６を生成している。撮像手段１１により得られる２次元画像の画素数が十分でない場合、３次元画像の３次元位置精度が十分で無い場合もある。本実施の形態では、１つの基板上に規則性を持って配設されたユニットを用いることで、３次元画像の位置の算出を容易にし、更に、計算精度を高くしている。ここでは、３次元モデルとして３角形のメッシュ格子を用いる。

40

【 0 0 2 5 】

本形態では、画像生成手段１２等の画像を処理する手段は、例えばＬＳＩ等の半導体素子またはソフトウェアにより実現される。

【 0 0 2 6 】

ここで、複数の２次元画像から３次元画像を生成する方法としては、例えば照度差ステレオ法やマルチベースラインステレオ法が挙げられる。本形態では、照度差ステレオ法を採用し、この方法を用いたシミュレーション結果は後述する。また、２次元の画像同士の

50

相対的な位置を検出する方法として、本形態では相互相関係数を算出する手法を採用しているが、この手法の詳細に関しても詳述する。

【 0 0 2 7 】

図 2 (A) を参照して、本実施の形態にて撮像手段として利用可能な画像入力装置 2 0 の構成を説明する。画像入力装置 2 0 は、受光素子アレイ 2 3 と、この受光素子アレイ 2 3 の上部に配置された隔壁層 2 6 およびレンズアレイ 2 1 とから成る。

【 0 0 2 8 】

受光素子アレイ 2 3 の表面は、C C D または C M O S から成る受光素子 2 7 がマトリックス状に配置されている。

【 0 0 2 9 】

隔壁層 2 6 は、格子状に組み合わされた隔壁 2 5 からなり、受光素子にノイズが侵入することを防止する機能を有する。隔壁 2 5 は、受光素子アレイ 2 3 からレンズアレイ 2 1 に至るまで形成されている。

【 0 0 3 0 】

レンズアレイ 2 1 は、マトリックス状に配置された複数のレンズ 2 4 からなり、各レンズ 2 4 は、隔壁層 2 6 の上部に固着されている。

【 0 0 3 1 】

レンズアレイ 2 1 の微小なレンズ 2 4 に対して、受光素子アレイ 2 3 の複数の受光素子 2 7 が対応している。更に、隔壁層 2 6 の 1 格子部分は 1 つのレンズ 2 4 に対応している。そして、鎖線による角柱で示すように、1 つのレンズ 2 4、1 格子部分の隔壁 2 5 およびその下方に位置する受光素子 2 7 により、1 つの信号処理単位であるユニット U が構成されている。1 つのユニット U により 1 つの 2 次元画像が取得可能である。画像入力装置 2 0 では、例えば 6 0 0 個程度のユニット U が形成される。従って、画像入力装置 2 0 は、同時に例えば 6 0 0 個の 2 次元画像が取得可能である。また、1 つのユニット U 当たり、4 0 0 個程度の C C D 素子を有する。

【 0 0 3 2 】

画像入力装置 2 0 の具体的な平面的大きさは、例えば 8 m m × 7 m m 程度である。そして、ユニット U は、約 2 0 0 μ m ピッチにて 6 0 0 個程度が配置される。

【 0 0 3 3 】

本実施の形態では、非常に高いレンズ 2 4 (ユニット U) 同士の相対的な位置精度を用いている。従って、位置精度に優れた 3 次元画像を得ることができる。

【 0 0 3 4 】

従来に於いては、例えば、スタジオ内に配置された 2 ~ 3 台程度のカメラを用いて 3 次元の画像が生成されていた。しかしながら、この方法であると、3 次元画像を算出するために、カメラ同士の位置やカメラの角度等を計測する必要があり、更に、3 次元画像の位置の算出も煩雑であった。本形態では、上述したように各ユニット U の撮像素子は、半導体製造工程により、極めて高い位置精度で作込まれている。従って、各ユニットの相対的な位置関係は基本的に不変であり、個別に計測する必要がない。各要素の設計値をそのまま、3 次元位置の算出に用いることができる。このことが、得られる 3 次元画像を鮮明なものとし、計算にかかるコストを低減させている。

【 0 0 3 5 】

図 2 (B) を参照して、上記した画像入力装置 2 0 が組み込まれた内視鏡の構成を説明する。ここでは、人体の体腔内に挿入される細長い挿入部 2 8 の先端部側面に画像入力装置 2 0 が設けられている。具体的には、挿入部 2 8 の先端部の側面に、多数個のユニットが平面的に設けられた画像入力装置 2 0 が固着されている。また、挿入部 2 8 の先端部の他の部分には、画像入力装置 2 0 に接近して、L E D 等の発光素子から成る発光部 2 9 が設けられている。

【 0 0 3 6 】

上記構成の内視鏡の使用方法は例えば次の通りである。まず、使用者である医者が、内視鏡の細長い挿入部 2 8 を、患者の食道等の体腔内に挿入する。次に、発光部 2 9 から体

10

20

30

40

50

腔内に光を照射し、体腔の内壁により反射した光を画像入力装置 20 で撮影する。画像入力装置 20 に備えられた多数個のユニット U により、数百個の 2 次元画像が取得され、これらの 2 次元画像を組み合わせることで精密な 3 次元画像が生成される。この 3 次元の画像は、外部に配置されたテレビ等のモニタにほぼリアルタイム（同時）に映し出される。使用者である医師は、映し出される 3 次元画像により、患者の体腔の状態を正確に知ることができる。更に、この 3 次元画像を確認しつつ、手術を行うこともできる。

【0037】

次に、図 3 および図 4 を参照して、上述した構成の画像処理装置 10 を用いて生成された 3 次元画像を紹介する。

【0038】

図 3 には、異なる視点から撮影された 2 次元画像 15 A、15 B、15 C が示されている。ここでは、地表を上空から撮影した 2 次元画像が一例として表示されている。各々の 2 次元画像 15 は、異なる視点から撮影されているので、それらの図柄は若干異なっている。本実施の形態では、図 2 (A) に構造を示した数百個のユニット U の各々から、2 次元画像 15 を得ることができる。

【0039】

図 4 を参照して、上記した多数個の 2 次元画像 15 を元に、3 次元画像 16 を生成する。ここでは、2 次元画像の特徴点を抽出して対応づけを行い、照度差ステレオ法等により被写体の 3 次元的位置を算出する方法により、3 次元画像 16 を生成することができる。上述したように、本形態では、一平面上にユニットを密集して配置させた撮像手段を用いるので、比較的高精度な 3 次元の画像を生成することができる。3 次元画像の生成方法は、上述したように、照度差ステレオ法やマルチベースラインステレオ法が考えられるが、本形態では照度差ステレオ法を用いている。この方法の詳細およびシミュレーション結果は、後述する。

【0040】

本実施の形態では、図 4 に示すように、3 次元画像の表面形状モデルとして、3 角形のメッシュ格子を用いる。3 角形のメッシュ格子では、メッシュの頂点の値が高さ方向の情報となり、3 次元座標位置を表現している。

【0041】

< 第 2 の実施の形態 >

本形態では、照度差ステレオ法を用いて複数の 2 次元画像から 3 次元画像を生成する方法を、シミュレーション結果と共に説明する。

【0042】

まず、図 5 を参照して、本実施の形態では、物体の表面特性モデルとしてランベルトモデルを採用している。ランベルトモデルとは、凹凸のない滑らかな表面を持つ物体に於ける拡散反射を表面するために記述されたものである。

【0043】

ここで、被写体である物体表面の高さを $z = h(x, y)$ とすると、被写体である物体表面の法線ベクトル $n_v = (a_v, b_v, c_v)$ は下記式 (1) で与えられる。

【0044】

【数 1】

$$n_v = (a_v, b_v, c_v) \quad \text{----- (1)}$$

$$= \left(-\frac{\partial z}{\partial x}, -\frac{\partial z}{\partial y}, 1 \right)$$

また、光源から被写体 32 の表面に向かう入射光量を Θ_0 、入射光ベクトルを $n_1 = ($

10

20

30

40

50

a_1 、 b_1 、 c_1) とすると、被写体 3 2 の表面が完全拡散特性を持つ場合のレンズ 2 4 A への入射光量 ϕ_1 は、下記式 (2) で与えられる。

【 0 0 4 5 】

【 数 2 】

$$\begin{aligned}\phi_1 &= \phi_0 \times \left(\frac{\vec{n}_1 \cdot \vec{n}_v}{|\vec{n}_1| |\vec{n}_v|} \right) \\ &= \phi_0 \frac{a_1 a_v + b_1 b_v + c_1 c_v}{\sqrt{a_1^2 + b_1^2 + c_1^2} \times \sqrt{a_v^2 + b_v^2 + c_v^2}} \quad \text{----- (2)}\end{aligned}$$

10

同様に、レンズ 2 4 A に隣接するレンズ 2 4 B への入射光量 ϕ_2 は、入射ベクトルを $n_2 = (a_2, b_2, c_2)$ とすると、下記式 (3) で与えられる。

【 0 0 4 6 】

【 数 3 】

$$\begin{aligned}\phi_2 &= \phi_0 \times \left(\frac{\vec{n}_2 \cdot \vec{n}_v}{|\vec{n}_2| |\vec{n}_v|} \right) \\ &= \phi_0 \frac{a_2 a_v + b_2 b_v + c_2 c_v}{\sqrt{a_2^2 + b_2^2 + c_2^2} \times \sqrt{a_v^2 + b_v^2 + c_v^2}} \quad \text{----- (3)}\end{aligned}$$

20

上記式 (2) および式 (3) により、被写体の法線ベクトル a_v および b_v を求めることができ、高さ方向のデータを得ることができる。

【 0 0 4 7 】

即ち、本形態では、隣接する 2 つのレンズ 2 4 A および 2 4 B に入射する入射光から、被写体 3 2 の表面の法線ベクトル (高さ方向のデータ) が得られる。従って、2 次元画像の個数に応じて、高さ方向のデータを得ることができる。このことから、ユニットの個数に応じた数百個の 3 次元画像を取得して、これらを用いて精度を高めることが可能である。

30

【 0 0 4 8 】

ここで、被写体 3 2 の 3 次元的位置を算出するためには、隣接するレンズ同士の相対的な位置が正確に把握されることが好ましい。本形態では、図 2 を参照して、1 枚の半導体基板上に、隔壁層 2 6 およびレンズ 2 4 を作り込むことにより画像入力装置を構成している。従って、隣接するレンズ同士の相対的な位置は、極めて高精度に算出可能であり、不変であるので、被写体の 3 次元位置を極めて正確に算出することができる。

【 0 0 4 9 】

次に、図 6 を参照して、2 枚の 2 次元画像の位置合わせを行う方法 (相関解析法) を説明する。2 枚の 2 次元画像から 3 次元画像を生成するためには、画像同士の対応している箇所を特定する必要がある。この方法としては数々の方法が提案されているが、本形態では精度が高い相関解析法を用いている。

40

【 0 0 5 0 】

図 6 に示すように、相関解析法 (ステレオ画像法) では、2 枚の 2 次元画像の中のある限定した範囲 ($n \times n_y$) を設定し、この範囲に於いて下記式 (4) に示す相互相関係数 ρ を求める。

【 0 0 5 1 】

【数 4】

$$\rho(i, j, kx, ky) = \frac{\sum_{V=j}^{V=j+ny} \sum_{u=i}^{u=i+ny} \{ V_1(u, v) - \overline{V_1} \} \{ V_2(u-kx, v-ky) - \overline{V_2} \}}{\sqrt{V_{1\sigma} \cdot V_{2\sigma}}} \quad (4)$$

但し、

$$\overline{V_1} = \frac{1}{nx \cdot ny} \sum_{V=j}^{V=j+ny} \sum_{u=i}^{u=i+ny} V_1(u, v) \quad 10$$

$$\overline{V_2} = \frac{1}{nx \cdot ny} \sum_{V=j}^{V=j+ny} \sum_{u=i}^{u=i+ny} V_2(u-kx, v-ky)$$

$$V_{1\sigma} = \sum_{V=j}^{V=j+ny} \sum_{u=i}^{u=i+ny} \{ V_1(u, v) - \overline{V_1} \}^2$$

$$V_{2\sigma} = \sum_{V=j}^{V=j+ny} \sum_{u=i}^{u=i+ny} \{ V_2(u-kx, v-ky) - \overline{V_2} \}^2 \quad 20$$

次に、片方の画像を 1 画素移動させて、再度、相互相関係数 ρ を求める。これを縦横方向に行い、得られた相関係数が最大となる点を求めれば、これが 2 枚の画像で同一場所を示す対応点となる。上記式 4 を全ての画素について計算することにより、2 枚の画像の各画素の対応点を求めることができる。

【0052】

< 第 3 の実施の形態 >

図 7 および図 8 を参照して、次に、上記した照度差ステレオ法を用いて生成された 3 次元画像の精度を確認するために行った実験結果を説明する。図 7 は実験の概要を示す図であり、図 8 (A) は実験結果を示す表であり、図 8 (B) は実験結果を示すグラフである。本実験では、球状のボールを被写体 32 として、この被写体 32 の形状が本発明の画像装置によりどの程度再現されるかを確認した。 30

【0053】

図 7 を参照して、まず、実験の条件を説明する。ボールである被写体 32 は、原点 (0、0、0) に載置した。そして、撮像モジュール 30 (上記した画像撮像装置 20) は、不図示のレンズを被写体 32 に向けた状態で (0、0、20) に載置した。更に、光源であるライト 31 は、(10、2.5、20) に配置される。

【0054】

上記のように各装置を配置した後は、ライト 31 により照射された被写体 32 を撮像モジュール 30 により撮影する。このことにより、撮像モジュール 30 により例えば数百個の 2 次元の画像が得られる。本実験では、まず、多数個の 2 次元の画像から、隣接するユニットにより得られた 2 つの 2 次元の画像を取り出す。次に、取り出した 2 つの画像をモノクロ化した後に、形状抽出点の輝度を測定する。更に、照度差ステレオ法を用いて 3 次元形状を抽出する。 40

【0055】

図 8 (A) に形状抽出結果の一部を示す。この結果から、傾斜の急な部分 (例えば、X 座標が 0 であり、Y 座標が 1.875 である地点) で、誤差率が大きくなっている。この原因は、急な斜面では画像が粗く、輝度が高精度で得られないのが原因であると思われる 50

。

【 0 0 5 6 】

図 8 (B) は形状抽出データをグラフ化したものである。線の交わっている点が、今回の形状抽出を行った点である。形状抽出により算出された点同士は、直線により補われている。点同士の間の距離が長いため、粗い形状となっているが、ボールの立体感が見える。このグラフが略半球形状と成っているのは、被写体であるボールの半球のみが撮影されるからである。

【 0 0 5 7 】

以上の実験から、本形態の撮像モジュール 3 0 を用いることにより、被写体の 3 次元形状が忠実に再現された 3 次元画像を生成可能なことが明らかになった。

10

【 0 0 5 8 】

< その他の実施の形態 >

3 次元画像を生成する本形態の画像処理装置には、例えば以下の手段を付加しても良い。

。

【 0 0 5 9 】

例えば、画像生成手段 1 2 により得られた 3 次元画像を補正する画像補正手段を付加しても良い。この画像補正手段では、先ず、画像生成手段 1 2 により得られた 3 次元画像 1 6 を、個々の 2 次元画像 1 5 A、1 5 B、1 5 C に投影する。次に、ランベルトモデル等を用いて、2 次元画像 1 5 A、1 5 B、1 5 C の画素情報 (輝度) を基に法線ベクトルを算出し、3 次元画像 1 6 の 3 次元位置を補正して、補正された複数の 3 次元画像を生成する。ここでは、2 次元画像の数 (例えば数百個) と同じ数の補正された 3 次元画像が生成される。

20

【 0 0 6 0 】

更に、上記のように補正された 3 次元画像を統合する手段を設けても良い。具体的には、補正された複数の 3 次元画像を統合して、1 つの 3 次元画像を生成する。更に、この統合を行う際に、最適化手段 (ベイズ推定) により 3 次元位置情報の最適化を行うと、得られる 3 次元画像の位置精度を更に向上させることができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 1 】

本発明の画像処理装置は、例えば、立体映像装置、画像入力装置、立体内視鏡等の医療装置、小型ロボットの目等のロボット等に適用することが可能である。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 本発明の画像処理装置の構成を示す図である。

【 図 2 】 (A) は本発明の画像処理装置に適用可能な画像入力装置を示す斜視図であり、(B) は本発明の内視鏡を示す斜視図である。

【 図 3 】 本発明の画像処理装置にて処理される 2 次元画像を示す図である。

【 図 4 】 本発明の画像処理装置にて、複数の 2 次元画像を用いて生成された 3 次元画像を示す図である。

【 図 5 】 本発明の画像処理装置にて画像を処理する方法を示す図であり、被写体の 3 次元位置を求める原理を示す図である。

40

【 図 6 】 本発明の 2 次元画像の対応点検索方法を示す図である。

【 図 7 】 本発明の画像処理装置を用いて行った実験の概要を示す図である。

【 図 8 】 本発明の画像処理装置を用いて行った実験の結果を示す図であり、(A) は結果を示す表であり、(B) はそれをグラフ化したものである。

【 符号の説明 】

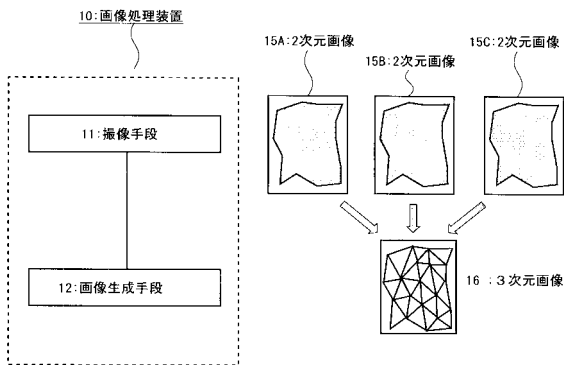
【 0 0 6 3 】

1 0	画像処理装置
1 1	撮像手段
1 2	画像生成手段

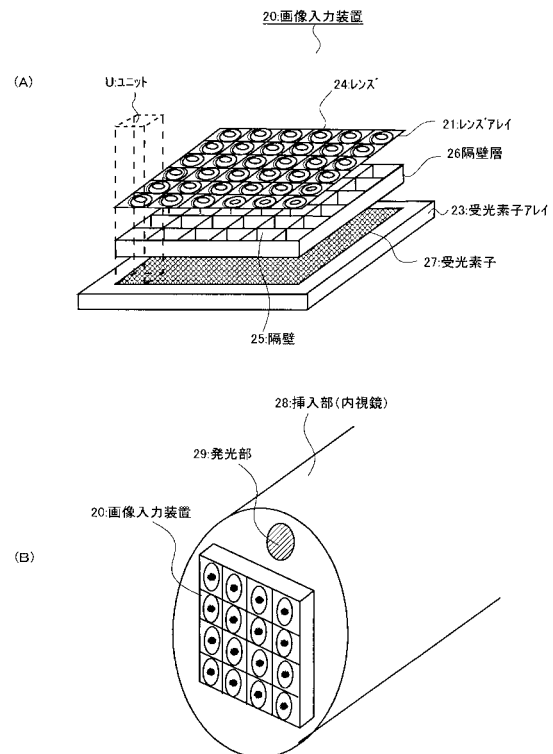
50

1 5 A ~ 1 5 C	2 次元画像
1 6	3 次元画像
2 0	画像入力装置
2 1	レンズアレイ
2 3	受光素子アレイ
2 4	レンズ
2 4 A、2 4 B	レンズ
2 5	隔壁
2 6	隔壁層
2 7	受光素子
2 8	挿入部
2 9	発光部
3 0	撮像モジュール
3 1	ライト
3 2	被写体
U	ユニット

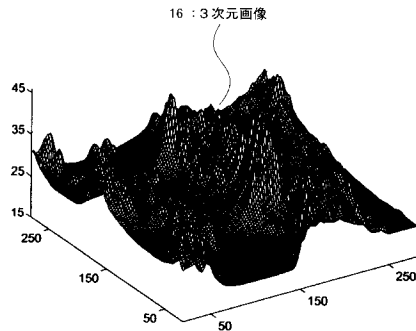
【図 1】



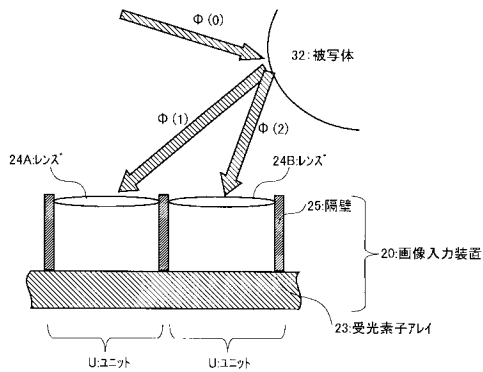
【図 2】



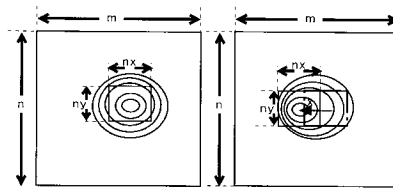
【図 4】



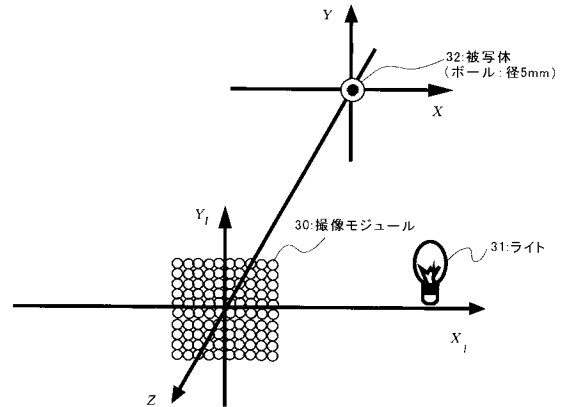
【図 5】



【図 6】



【図 7】



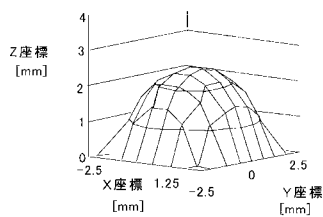
【図 8】

(A)

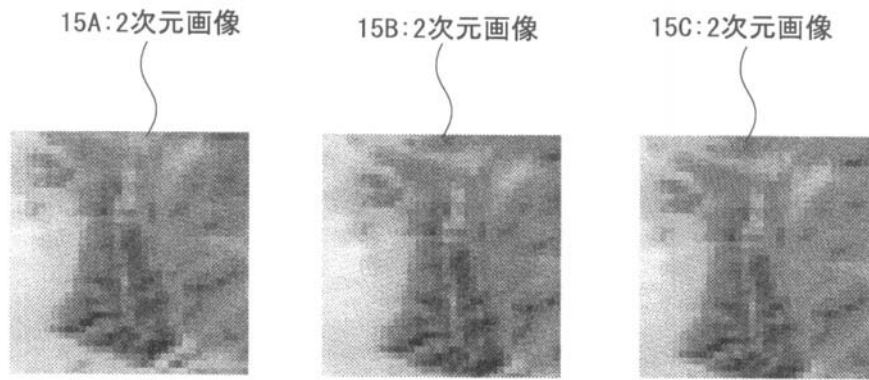
解析結果

X座標[mm]	Y座標[mm]	測定高さ[mm]	設定距離[mm]	誤差[mm]	誤差率[%]
-1.875	-1.25	1.039	1.083	0.044	1.367
-1.875	-0.625	1.576	1.531	0.045	0.0200
-1.875	0.625	1.531	1.531	0	0
-1.875	1.25	1.097	1.083	0.014	4.044
-1.25	-1.875	1.039	1.083	0.044	1.367
-1.25	-1.25	1.758	1.768	0.01	0.683
-1.25	-0.625	2.088	2.073	0.015	0.267
-1.25	0.625	2.078	2.073	0.005	0.715
-1.25	1.25	1.780	1.768	0.012	0.551
-1.25	1.875	1.097	1.083	0.014	4.044
-0.625	-1.875	1.535	1.531	0.004	2.685
-0.625	-1.25	2.095	2.073	0.022	0.154
-0.625	-0.625	2.340	2.339	0.001	0.363
-0.625	0.625	2.330	2.339	0.009	0.058
-0.625	1.25	2.076	2.073	0.003	1.052
-0.625	1.875	1.572	1.531	0.041	0.261
0	-1.875	1.654	1.654	0	0
0	-1.25	2.138	2.165	0.027	1.227
0	-0.625	2.404	2.420	0.016	0.652
0	0.625	2.419	2.420	0.001	0.045
0	1.25	2.172	2.165	0.007	0.339
0	1.875	1.629	1.654	0.025	1.509
0.625	-1.875	1.530	1.531	0.001	0.347
0.625	-1.25	2.022	2.073	0.051	2.475
0.625	-0.625	2.335	2.339	0.004	0.148
0.625	0.625	2.338	2.339	0.001	0.085

(B)



【図 3】



专利名称(译)	图像处理设备和使用其的内窥镜		
公开(公告)号	JP2006305332A	公开(公告)日	2006-11-09
申请号	JP2006084425	申请日	2006-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	基金会广岛产业振兴机构		
申请(专利权)人(译)	基金会广岛产业振兴机构		
[标]发明人	山田 憲嗣		
发明人	山田 憲嗣		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T1/00.315 G06T1/00.290.Z A61B1/04 G06T7/00.612 G06T7/586		
F-TERM分类号	4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/LL01 4C061/LL08 4C061/NN05 4C061/SS22 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA12 5B057/BA15 5B057/BA23 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC32 5B057/DC36 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/LL01 4C161/LL08 4C161/NN05 4C161/SS22		
代理人(译)	冈田 敬		
优先权	2005091260 2005-03-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：从多个二维图像形成清晰的三维图像。解决方案：图像处理器10配备有用于拾取二维图像的图像拾取装置11和形成来自多个二维图像15的三维图像16的图像形成装置12。由于图像形成装置12每个单元U包括多个以矩阵形式设置的透镜，图像形成装置12可以获取与单元U的数量对应的二维图像。由于可以非常准确地掌握单元U的相对位置，可以准确且容易地执行用于计算三维位置的计算。

