

(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2017-217215

(P2017-217215A)

(43) 公開日 平成29年12月14日(2017.12.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
	G 0 2 B 23/24 C	
	G 0 2 B 23/24 A	
審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 23 頁)		

(21) 出願番号 特願2016-113925 (P2016-113925)  
 (22) 出願日 平成28年6月7日(2016.6.7)

(71) 出願人 510108951  
 公立大学法人広島市立大学  
 広島県広島市安佐南区大塚東三丁目4番1号  
 (71) 出願人 504258527  
 国立大学法人 鹿児島大学  
 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号  
 (74) 代理人 100095407  
 弁理士 木村 満  
 (74) 代理人 100138955  
 弁理士 末次 涉  
 (74) 代理人 100162259  
 弁理士 末富 孝典

最終頁に続く

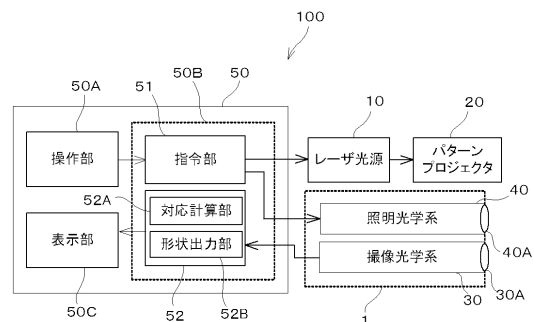
(54) 【発明の名称】 3次元形状計測装置及び3次元形状計測方法

## (57) 【要約】

【課題】計測対象の3次元形状を、あるいはその大きさを安定して計測する。

【解決手段】線分の接続状態によって区別可能なノードとエッジから成るグラフから構成される2次元パターンを計測対象に投光し、計測対象に投光されたパターンを撮像する。撮像された画像と2次元パターンについて、対応計算部52Aは、撮像された画像と計測用パターンについて、エピポーラ拘束に基づいて対応の解の候補となるノードを選択し、解の候補同士のグラフの接続状態に基づいて、画像に含まれるパターンの誤りを解消し解の候補の中から正しい対応の解(対応するノード)を得る。形状出力部52Bは、上述のようにして、対応の解(対応するノード)からステレオ処理(光切断法)により計測対象の3次元形状を算出して出力する。

【選択図】図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

線分の接続状態又はパターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグラフから構成される 2 次元パターンを計測対象に投光する投光部と、

前記計測対象に投光されたパターンを撮像する撮像部と、

前記撮像された画像と前記 2 次元パターンについて、エッジの拘束に基づいて互に対応するノードの解の候補を選択し、前記解の候補同士のグラフでの接続状態に基づいて、前記画像に含まれるパターンの誤りを解消し前記解の候補の中から正しい対応の解を得る対応計算部と、

前記対応の解に基づいてステレオ処理により前記計測対象の 3 次元形状を算出して出力する形状出力部と、

を備える 3 次元形状計測装置。

**【請求項 2】**

前記対応計算部は、

前記 2 次元パターンのグラフの部分グラフにおけるパターンマッチングを行って、前記画像に含まれるノードと、前記 2 次元パターンにおけるノードとを対応付けることで、前記対応の解の候補を削減する、

請求項 1 に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 3】**

前記 2 次元パターンは、縦横の線分からなり、縦直線に接続する左右の横線分の段差によって前記各ノードが特徴を持つグラフ構造のパターンである、

請求項 2 に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 4】**

前記 2 次元パターンは、局所的に回転対称あるいは線対称な特徴があり、前記特徴の配置によって前記グラフのノードあるいはエッジが表されたパターンである、

請求項 1 または 2 に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 5】**

前記対応計算部は、

前記パターンマッチングの一致度をデータ項とし、グラフの接続関係を平滑化項とすることで、マルコフ確率場モデル (MRF) 最適化により対応点を算出する、

請求項 2 から 4 のいずれか一項に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 6】**

前記対応計算部は、

前記部分グラフのノードについて、前記パターンマッチングの一致度が閾値より高い場合に投票を行うことで、前記対応の解の候補から正しい対応点を得る、

請求項 2 に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 7】**

前記対応計算部は、

前記部分グラフを複数用意し、それぞれの部分グラフでの投票を繰り返した合計得票数によって前記対応の解を決定する、

請求項 6 に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 8】**

前記形状出力部は、

前記対応の解に基づく前記線分の対応関係から、光切断法を用いて前記 3 次元形状を算出する、

請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 9】**

前記 2 次元パターンに含まれる前記線分の連なりが、

曲線状に配置される、

請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の 3 次元形状計測装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 10】**

前記 2 次元パターンは、  
回折光学素子によるレーザ光の回折により前記計測対象上に形成される、  
請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 11】**

前記投光部が、内視鏡に組み込まれている、  
請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の 3 次元形状計測装置。

**【請求項 12】**

異なる方向から計測された、計測対象の複数の 3 次元形状のデータが得られた場合に、  
前記複数の 3 次元形状のデータのうち、第 1 のデータを構成する第 1 の線分と、前記第 1  
のデータとは別の第 2 のデータを構成する、前記第 1 の線分とは方向の異なる第 2 の線  
分との間のずれを最小にするような、回転及び併進の補正量を算出する算出部と、  
前記算出部で算出された回転及び並進の補正量によって、前記第 1 のデータと前記第 2  
のデータのズレを補正した形状を出力する出力部と、  
を備える、  
請求項 1 に記載の 3 次元形状計測装置。

10

**【請求項 13】**

線分の接続状態又はパターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジ  
から成るグラフから構成される 2 次元パターンを計測対象に投光し、前記計測対象に投光  
されたパターンを撮像するパターン撮像ステップと、  
前記撮像された画像と前記 2 次元パターンについて、エッジラ拘束に基づいて互いに  
対応するノードの解の候補を選択し、前記解の候補同士のグラフの接続状態に基づいて、  
前記画像に含まれるパターンの誤りを解消し前記解の候補の中から正しい対応の解を得る  
対応計算ステップと、  
前記対応の解に基づいてステレオ処理により前記計測対象の 3 次元形状を算出して出力  
する形状出力ステップと、  
を含む 3 次元形状計測方法。

20

**【請求項 14】**

異なる方向から計測された、計測対象の複数の 3 次元形状のデータが得られた場合に、  
前記複数の 3 次元形状のデータのうち、第 1 のデータを構成する第 1 の線分と、前記第 1  
のデータとは別の第 2 のデータを構成する、前記第 1 の線分とは方向の異なる第 2 の線分  
との間のずれを最小にするような、回転及び併進の補正量を算出する算出ステップと、  
前記算出ステップで算出された回転及び並進の補正量によって、前記第 1 のデータと前  
記第 2 のデータのズレを補正した形状を出力する出力ステップと、  
を含む請求項 13 に記載の 3 次元形状計測方法。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、3 次元形状計測装置及び 3 次元形状計測方法に関する。

**【背景技術】**

40

**【0002】**

従来より、体腔内の管腔に長尺状の内視鏡挿入部を挿入し、計測対象の診断や処理を行  
うことができる内視鏡が用いられている（例えば、特許文献 1 参照）。内視鏡による診断  
では、計測対象としての腫瘍などの病変の形状や大きさを計測することが治療方法を選択  
する上で特に重要である。内視鏡メジャーや、目視による測定では、時間を要したり、人  
的要因による推定誤差が生じる可能性がある。

**【0003】**

そこで、観察部位の形状と大きさを計測するために、三角測量の原理で 3 次元形状を計  
測するアクティブステレオ法に基づいた 3 次元内視鏡システムが開発されている（例えば  
、非特許文献 1 参照）。このシステムでは、計測対象上に結像するパターン像の撮像結果

50

に基づいて観察部位の３次元形状等が計測される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０１１－２００３４１号公報

【非特許文献】

【０００５】

【非特許文献１】H. Aoki, R. Furukawa, M. Aoyama, S. Hiura, N. Asada, R. Sagawa, H. Kawasaki, S. Tanaka, S. Yoshida, and Y. Sanomura, Proposal on 3-d endoscope by using grid-based active stereo” in EMBC, 2013, pp. 5694-5697.

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

上述のシステムでは、パターン像を計測対象上に結像させる結像光学系の焦点ずれや収差によるボケのため、奥行きが計測範囲が限定されるという不都合があった。また、内部の生体組織に共通の強力な表面下散乱が生じてしまい、投影されるパターン像をボケさせるのみならず、パターン光の輝度を弱めてしまう可能性がある。この結果、計測が不安定になるおそれがある。

【０００７】

プロジェクタの焦点深度は、一般にカメラの焦点深度よりも深いことが多い。例えば、プロジェクタから約４０mmの距離において、焦点が合った状態で投影できる範囲は、８mm程度になる。また、内視鏡カメラはレンズ口径の大きさから、感度には限界があるので、パターン光の輝度不足は計測対象を安定して計測するうえでの深刻な問題となる。

20

【０００８】

本発明は、上記実情に鑑みてなされたものであり、計測対象の３次元形状、あるいはその大きさを安定して計測することができる３次元形状計測装置及び３次元形状計測方法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】

【０００９】

上記目的を達成するために、本発明の第１の観点に係る３次元形状計測装置は、線分の接続状態又はパターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグラフから構成される２次元パターンを計測対象に投光する投光部と、

30

前記計測対象に投光されたパターンを撮像する撮像部と、

前記撮像された画像と前記２次元パターンについて、エッジの拘束に基づいて互に対応するノードの解の候補を選択し、前記解の候補同士でのグラフの接続状態に基づいて、前記画像に含まれるパターンの誤りを解消し前記解の候補の中から正しい対応の解を得る対応計算部と、

前記対応の解に基づいてステレオ処理により前記計測対象の３次元形状を算出して出力する形状出力部と、

を備える。

40

【００１０】

前記対応計算部は、

前記２次元パターンのグラフの部分グラフにおけるパターンマッチングを行って、前記画像に含まれるノードと、前記２次元パターンにおけるノードとを対応付けることで、前記対応の解の候補を削減する、

こととしてもよい。

【００１１】

前記２次元パターンは、縦横の線分からなり、縦直線に接続する左右の横線分の段差によって前記各ノードが特徴を持つグラフ構造のパターンである、

こととしてもよい。

50

## 【 0 0 1 2 】

前記 2 次元パターンは、局所的に回転対称あるいは線対称な特徴があり、前記特徴の配置によって前記グラフのノードあるいはエッジが表されたパターンである、  
こととしてもよい。

## 【 0 0 1 3 】

前記対応計算部は、  
前記パターンマッチングの一致度をデータ項とし、グラフの接続関係を平滑化項とすることで、マルコフ確率場モデル ( M R F ) 最適化により対応点を算出する、  
こととしてもよい。

## 【 0 0 1 4 】

前記対応計算部は、  
前記部分グラフのノードについて、前記パターンマッチングの一致度が閾値より高い場合に投票を行うことで、前記対応の解の候補から正しい対応点を得る、  
こととしてもよい。

10

## 【 0 0 1 5 】

前記対応計算部は、  
前記部分グラフを複数用意し、それぞれの部分グラフでの投票を繰り返した合計得票数によって前記対応の解を決定する、  
こととしてもよい。

## 【 0 0 1 6 】

前記形状出力部は、  
前記対応の解に基づく前記線分の対応関係から、光切断法を用いて前記 3 次元形状を算出する、  
こととしてもよい。

20

## 【 0 0 1 7 】

前記 2 次元パターンに含まれる前記線分の連なりが、  
曲線状に配置される、  
こととしてもよい。

## 【 0 0 1 8 】

前記 2 次元パターンは、  
回折光学素子によるレーザ光の回折により前記計測対象上に形成される、  
こととしてもよい。

30

## 【 0 0 1 9 】

前記投光部が、内視鏡に組み込まれている、  
こととしてもよい。

## 【 0 0 2 0 】

異なる方向から計測された、計測対象の複数の 3 次元形状のデータが得られた場合に、  
、  
前記複数の 3 次元形状のデータのうち、第 1 のデータを構成する第 1 の線分と、前記第 1 のデータとは別の第 2 のデータを構成する、前記第 1 の線分とは方向の異なる第 2 の線分との間のずれを最小にするような、回転及び併進の補正量を算出する算出部と、  
前記算出部で算出された回転及び並進の補正量によって、前記第 1 のデータと前記第 2 のデータのズレを補正した形状を出力する出力部と、  
を備える、  
こととしてもよい。

40

## 【 0 0 2 1 】

本発明の第 2 の観点に係る 3 次元形状計測方法は、  
線分の接続状態又はパターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグラフから構成される 2 次元パターンを計測対象に投光し、前記計測対象に投光されたパターンを撮像するパターン撮像ステップと、

50

前記撮像された画像と前記２次元パターンについて、エピポーラ拘束に基づいて互に対応するノードの解の候補を選択し、前記解の候補同士のグラフの接続状態に基づいて、前記画像に含まれるパターンの誤りを解消し前記解の候補の中から正しい対応の解を得る対応計算ステップと、

前記対応の解に基づいてステレオ処理により前記計測対象の３次元形状を算出して出力する形状出力ステップと、

を含む。

#### 【００２２】

異なる方向から計測された、計測対象の複数の３次元形状のデータが得られた場合に、前記複数の３次元形状のデータのうち、第１のデータを構成する第１の線分と、前記第１のデータとは別の第２のデータを構成する、前記第１の線分とは方向の異なる第２の線分との間のずれを最小にするような、回転及び併進の補正量を算出する算出ステップと、

前記算出ステップで算出された回転及び並進の補正量によって、前記第１のデータと前記第２のデータのズレを補正した形状を出力する出力ステップと、

を含む、

こととしてもよい。

#### 【発明の効果】

#### 【００２３】

本発明によれば、計測対象に投光される２次元パターンが、線分の接続状態又はパターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグラフから構成されているため、表面下散乱や輝度の低下が発生しても、そのノードの位置情報を読み取り易くなっている。この結果、計測対象の３次元形状、あるいはその大きさを安定して計測することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【００２４】

【図１】本発明の実施の形態に係る３次元形状計測装置の構成を示す模式図である。

【図２】内視鏡の挿入端の鉗子孔周辺の拡大断面図である。

【図３】図３（Ａ）は、計測用パターンの一例を示す図である。図３（Ｂ）は、計測用パターンの各ノードに割り振られたコードラベルの一例を示す図である。

【図４】計測対象に計測用パターンの像が投影される様子を示す図である。

【図５】３次元形状計測装置の全体構成を示すブロック図である。

【図６】図６（Ａ）及び図６（Ｂ）は、光切断法を示す模式図である。

【図７】３次元形状計測装置の３次元形状計測動作のフローチャートである。

【図８】線検出のサブルーチンのフローチャートである。

【図９】グリッドグラフの構築のサブルーチンのフローチャートである。

【図１０】グリッドグラフの一例を示す図である。

【図１１】部分グラフパターンによる対応付けを行う様子を示す模式図である。

【図１２】部分グラフパターンによる投票動作（その１）を示す模式図である。

【図１３】部分グラフパターンによる投票動作（その２）を示す模式図である。

【図１４】異なる部分グラフパターンで対応付けを行う様子を示す模式図である。

【図１５】人間の胃から切除された生体標本の計測結果を示す図である。

【図１６】３次元形状の合成処理の流れを示す模式図である。

【図１７】３次元形状の合成処理を行う構成を示す図である。

【図１８】矩形状の点からなる画像で格子を表現した計測用パターンの一例を示す図である。

【図１９】図１８の計測用パターン中の、格子点と格子の線の一例を示す図である。

【図２０】図１８の計測用パターンを投影して撮影した画像の一例を示す図である。

【図２１】図２０の白枠の部分の拡大図である。

【図２２】図２１の各点で、１８０度回転による自己相関を求め、これによって各点の１８０度回転対称性を求め画像化した図である。

10

20

30

40

50

【図 2 3】図 2 2 の回転対称性のピークを求めることで、格子点を検出し、その格子点を画像化した図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。各図において、同一の要素には同一の符号を付している。

【0026】

図 1 に示すように、本実施の形態に係る 3 次元形状計測装置 100 は、レーザ光源 10 と、計測対象に計測用パターン 21 (図 3 参照) を投光する投光部としてのパターンプロジェクタ 20 と、を備える。3 次元形状計測装置 100 は、内視鏡 1 とともに用いられる。内視鏡 1 には、鉗子孔 2 が形成されている。通常、鉗子孔 2 には、観察部位を採取する鉗子が挿通される。しかしながら、本実施の形態では、鉗子に代えて、パターンプロジェクタ 20 が、鉗子孔 2 に挿通されて用いられる。

【0027】

パターンプロジェクタ 20 は、レーザ光源 10 と接続されている。レーザ光源 10 は、レーザモジュール 10A と、拡散板 10B と、照明絞り 10C と、コリメータレンズ 10D と、を備える。

【0028】

レーザモジュール 10A は、緑色のレーザ光 IL (例えば波長 517 nm のレーザ光) を発振出力する。拡散板 10B は、レーザモジュール 10A から発せられたレーザ光 IL を拡散して、レーザ光 IL の断面における強度を均一化する。コリメータレンズ 10D は、入射したレーザ光 IL を平行光に変換する。コリメータレンズ 10D によって平行光に変換されたレーザ光 IL は、パターンプロジェクタ 20 を構成する光ファイバ 20A に入射する。

【0029】

図 2 に示すように、パターンプロジェクタ 20 は、光ファイバ 20A と、グリーンレンズ 20B と、パターンチップ 20C と、円筒部 20D と、を備える。パターンプロジェクタ 20 のサイズは、例えば直径 2.8 mm、長さ 12 mm である。

【0030】

光ファイバ 20A は、プラスチック又はガラス製のシングルモードの光ファイバである。光ファイバ 20A は、コリメータレンズ 10D から出射された緑色のレーザ光 IL を、その一端から入射して他端から出射する。

【0031】

グリーンレンズ 20B は、光ファイバ 20A から出射されたレーザ光を集光して、対象となる人体内部における生体組織に投影する。パターンチップ 20C は、DOE (Diffractive Optical Element) と呼ばれる光学素子である。DOE は、通過するレーザ光を回折させることにより、パターンを形成する。したがって、フィルムによるマスクパターンよりも光損失を低減することができ、例えば光エネルギーの損失率は 5% 以下となる。DOE は、距離にかかわらず明瞭なパターンを投影することができるので、結像光学系よりも計測範囲を広げることができる。また、DOE の光効率は 90% 以上になるので、計測対象に投影されるパターンの輝度の低下も抑制される。投影されるパターンのサイズは、30 mm の距離で約 30 mm<sup>2</sup> である。

【0032】

この光学素子は、グリーンレンズ 20B から出射されるレーザ光 IL の光路上に設置される。このため、生体組織に投影されるレーザ光 IL は、図 3 に示す計測用パターン 21 (2 次元パターン) の像を含む投影光となる。この計測用パターン 21 は、以下に示すように、線分の接続状態によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグラフから構成される。

【0033】

生体組織表面の反射特性は、通常の物体とは大きく異なる。特に、表面下散乱の影響が

10

20

30

40

50

大きい。従来、計測用パターン 2 1 としては、波型のグリッドパターンが使用されてきたが、格子点における波線の曲率などは、表面下散乱による高周波成分の損失によって検出が難しくなったり、情報が失われたりする場合がある。このような詳細情報の損失を回避するため、計測用パターン 2 1 として、より低周波の画像信号からなるパターンが採用される。

#### 【 0 0 3 4 】

低周波なパターンとしては、従来、密度の低いドットパターンや、疎な線を組み合わせたパターンなどがあるが、ドットパターンでは、内視鏡 1 のカメラとパターンプロジェクタ 2 0 の基線長  $L$  (図 6 参照) が長くてパターンの変形量が大きいと、パターンと観測画像の対応をとるのが困難になる。また、線が疎になれば、3 次元形状を計測するための情報を埋め込む数が少なくなり、計測される 3 次元形状を粗くせざるを得ない。

10

#### 【 0 0 3 5 】

そこで、本実施の形態では、計測用パターン 2 1 を、表面化散乱によるボケに対して比較的頑健な、間隔の大きな線パターンを含むパターンとする。図 3 に示すように、計測用パターン 2 1 は、縦横線分からなる格子状パターンとなる。計測用パターン 2 1 において、縦方向の線分(縦線分)はすべて連続かつ直線上に並んでおり、全体的に等間隔に平行に並んだ縦直線となっている。これに対して、横方向の線分(横線分)には、各格子点において、隣り合う横線分(縦直線に接続する左右の横線分)の間に、小さな段差が付加されている。段差の大きさは 0 も含んでいる。ボケのサイズより長い線分の位置は、表面下散乱によっても失われにくいので、段差の情報は、安定して取得可能である。

20

#### 【 0 0 3 6 】

このような構成の下で、図 3 ( B ) に示すように、各格子点には、S、L、R の 3 種類のコード要素(コードラベル)が割り振られている。S は、左右の横線分の端点が連続であることを意味する。また、L は、左側の横線分の端点の方が右側の横線分の端点より高いことを意味する。R は、逆に右側の横線分の端点の方が左側の横線分の端点より高いことを意味する。図 3 ( B ) には、これらのコード要素(コードラベル)の配列が示されている。本実施の形態では、縦直線に接続する左右の横線分の段差によって各ノードがコード化されている。計測用パターン 2 1 は、左右の横線分の段差によってノードが特徴を持つグラフ構造のパターンである。

30

#### 【 0 0 3 7 】

本実施の形態では、内視鏡 1 のカメラと、パターンプロジェクタ 2 0 との位置関係について計測用パターン 2 1 の制限を仮定している。その制限とは、内視鏡 1 のカメラで観測される交点のエピポーラ線をパターン画像上に描いたとき、その線の方法は格子パターンの縦直線の方法と一致しない、ということである。これは、検出された縦線の形状(3 次元形状)を、光切断法によって復元するためである。パターン画像上のエピポーラ線が格子パターンの縦線と一致する場合、3 次元形状の復元を行うことができない。復元の精度の点からは、パターン画像上のエピポーラ線の方法は横方法に近い方がよいが、斜め方法であっても問題なく復元が可能である。

#### 【 0 0 3 8 】

本実施の形態では、図 3 ( B ) に示すように、横方法に延びる横線分は、それぞれの列で異なる角度に傾けられている。横方法につながる(連結された)一連の複数の横線分は、段差がないとした場合に全体として正弦波状の波線になっている。すなわち、計測用パターン 2 1 に含まれる横線分の重なりが曲線状に配置されている。これは、横線分が直線状につながっていると、カメラ画像で検出された交点のエピポーラ線がその直線に一致したとき、多数の対応点候補が生じ、復元精度の低下を招くことがあるためである。

40

#### 【 0 0 3 9 】

図 2 に戻り、円筒部 2 0 D は、円筒状の部材である。円筒部 2 0 D は内視鏡 1 の挿入端 3 から突出している。円筒部 2 0 D の外径は、鉗子孔 2 に嵌まる大きさとなっている。円筒部 2 0 D の内径は、光ファイバ 2 0 A、グリーンレンズ 2 0 B 及びパターンチップ 2 0 C を実装できる径となっている。

50



## 【 0 0 4 0 】

グリーンレンズ 2 0 B から出射されたレーザ光 I L は、円筒部 2 0 D の開口端から外部に出射される。また、円筒部 2 0 D の外側面には、マーク M が形成されている。本実施の形態では、このマーク M を用いて、アクティブステレオ法におけるパターンプロジェクタ 2 0 と内視鏡 1 のカメラ（後述する撮像光学系 3 0）との相対位置情報を校正するキャリブレーションが行われる。

## 【 0 0 4 1 】

このように、円筒部 2 0 D は、内視鏡 1 の挿入端 3 から突き出している。円筒部 2 0 D の開口端から緑色のレーザ光 I L が出射される。このレーザ光 I L は、パターンチップ 2 0 C により回折され計測用パターン 2 1 の投影像を形成するため、レーザ光 I L が照射される計測対象（ターゲット T）には、図 4 に示すように、計測用パターン 2 1 が投影される。

10

## 【 0 0 4 2 】

内視鏡 1 の挿入端 3 には、鉗子孔 2 の他に、対物レンズ 3 0 A 及び照明レンズ 4 0 A が取り付けられている。対物レンズ 3 0 A は、ターゲット T を撮像する撮像光学系 3 0（図 5 参照）を構成するレンズであり、照明レンズ 4 0 A は、ターゲット T へ照明光を照射する照明光学系 4 0（図 5 参照）のレンズである。内視鏡 1 は、照明レンズ 4 0 A を介してターゲット T に照明光を照射し、照射されたターゲット T を、対物レンズ 3 0 A を介して撮像する機能を有している。

## 【 0 0 4 3 】

20

図 5 には、3次元形状計測装置 1 0 0 の全体構成が示されている。図 5 に示すように、3次元形状計測装置 1 0 0 は、上述したレーザ光源 1 0 及びパターンプロジェクタ 2 0 の他に、コントローラ 5 0 をさらに備えている。コントローラ 5 0 は、C P U（Central Processing Unit）、記憶装置、入出力装置、ポインティングデバイス又はディスプレイ等のマンマシンインターフェイスを備えるコンピュータである。C P U が、マンマシンインターフェイスから入力される操作者の操作情報に従って、記憶装置に記憶されたプログラムを実行することにより、コントローラ 5 0 の機能が実現される。すなわち、実行されるプログラムに従って、コントローラ 5 0 は、入出力装置を介してレーザ光源 1 0 を制御したり、内視鏡 1 の照明光学系 4 0 を制御したり、入出力装置を介して内視鏡 1 の撮像光学系 3 0 から入力される撮像データを入力したりする。

30

## 【 0 0 4 4 】

また、内視鏡 1 は、計測対象を撮像するための撮像光学系 3 0 と、計測対象を照明する照明光学系 4 0 と、を備える。図 4 に示す対物レンズ 3 0 A は、内視鏡 1 の撮像光学系 3 0 を構成するレンズであり、照明レンズ 4 0 A は、内視鏡 1 の照明光学系 4 0 を構成し、その照明光を外部（計測対象）に出射するレンズである。具体的には、撮像光学系 3 0 は、計測対象とともに、計測対象に投光された計測用パターン 2 1 を撮像する。

## 【 0 0 4 5 】

コントローラ 5 0 は、操作部 5 0 A と、制御部 5 0 B と、表示部 5 0 C と、を備える。操作部 5 0 A は、操作者の操作に応じた操作信号を、制御部 5 0 B に出力する。

## 【 0 0 4 6 】

40

制御部 5 0 B は、操作部 5 0 A からの操作信号に従って、内視鏡 1 の撮像光学系 3 0 から得られた計測対象の撮像データを入力し、入力した撮像データに対する画像処理を行って、計測対象の 3次元形状を計測する。制御部 5 0 B は、指令部 5 1 と、画像処理部 5 2 と、を備える。指令部 5 1 は、操作部 5 0 A からの操作信号に従って、レーザ光源 1 0 と内視鏡 1 に制御指令を出力する。画像処理部 5 2 は、計測対象に投光された計測用パターン 2 1 の画像に基づいて、アクティブステレオ法を用いた画像処理を行って、計測対象の 3次元形状を求める。

## 【 0 0 4 7 】

表示部 5 0 C は、内視鏡 1 の撮像光学系 3 0 から得られた計測対象の撮像データ等の各種画像を表示する。

50

## 【 0 0 4 8 】

画像処理部 5 2 において行われる 3 次元形状の計測処理について説明する。図 6 ( A ) に示すように、本実施の形態では、画像処理部 5 2 は、光切断法に基づいて、計測対象の 3 次元形状を計測する。光切断法は、アクティブステレオ法の 1 つであり、三角測量の原理を応用する方法である。光切断法では、パターンプロジェクタ 2 0 による計測対象の投影中心 P 1 と、計測対象を撮像するカメラ ( 撮像光学系 3 0 ) の撮像中心 P 2 との視差 ( 基線長 ) L に基づいて、計測対象の 3 次元形状が計測される。

## 【 0 0 4 9 】

計測用パターン 2 1 を含む投影光は、投影中心 P 1 からターゲット T ( 計測対象 ) に投影され、ターゲット T 上にも計測用パターン 2 1 の像が投影される。計測用パターン 2 1 には、縦直線 V が含まれている。

10

## 【 0 0 5 0 】

ここで、計測用パターン 2 1 が投影されたターゲット T 上の特定の点 P に着目する。ターゲット T 上の点 P が、投影像の投影方向に沿った方向に変化した場合には、図 6 ( B ) に示すように、位置 P 2 にある撮像光学系 3 0 からは点 P 上のパターンがずれるように見える。光切断法は、このパターンの位置ずれに基づいて、ターゲット T の各点の奥行き d を計測する。

## 【 0 0 5 1 】

画像処理部 5 2 の構成についてより詳細に説明する。図 5 に示すように、画像処理部 5 2 は、対応計算部 5 2 A と、形状出力部 5 2 B を備える。対応計算部 5 2 A は、撮像された画像と計測用パターン 2 1 について、エピポーラ拘束に基づいて対応の解の候補となるノード ( 図 3 ( A ) 及び図 3 ( B ) 参照 ) を選択し、解の候補 ( ノード ) 同士のグラフの接続状態に基づいて、画像に含まれるパターンの誤りを解消し解の候補の中から正しい対応の解 ( 対応するノード ) を得る。形状出力部 5 2 B は、上述のようにして ( 図 6 ( A ) 及び図 6 ( B ) に示すように ) 、対応の解 ( 対応するノード ) からステレオ処理 ( 光切断法 ) により計測対象の 3 次元形状を算出して出力する。

20

## 【 0 0 5 2 】

ターゲット T の奥行きが d だけ変化した場合の撮像光学系 3 0 の撮像結果における点 P のずれ量は、パターンプロジェクタ 2 0 と撮像光学系 3 0 との視差 ( 基線長 ) L に応じて変化するが、本実施の形態では、視差 ( 基線長 ) L はキャリブレーションにより正確に求められているものとする。

30

## 【 0 0 5 3 】

次に、本実施の形態に係る 3 次元形状計測装置 1 0 0 を用いた 3 次元形状計測動作について説明する。

## 【 0 0 5 4 】

図 7 に示すように、まず、コントローラ 5 0 ( 指令部 5 1 ) は、パターンプロジェクタ 2 0 により計測用パターン 2 1 を計測対象 ( ターゲット T ) に投影して、内視鏡 1 の撮像光学系 3 0 を用いて計測対象 ( ターゲット T ) の撮像を行う ( ステップ S 1 ) 。

## 【 0 0 5 5 】

( 線検出 )

40

次に、画像処理部 5 2 ( 対応計算部 5 2 A ) は、撮像光学系 3 0 から生画像を取得し、生画像から線を検出する ( ステップ S 2 ) 。ステップ S 2 において、図 8 に示すように、画像処理部 5 2 ( 対応計算部 5 2 A ) は、生画像から魚眼歪みを除去する ( ステップ S 1 1 ) 。続いて、画像処理部 5 2 ( 対応計算部 5 2 A ) は、ガウシアンフィルタ又はメディアンフィルタを用いて画像中のノイズを低減する ( ステップ S 1 2 ) 。続いて、画像処理部 5 2 ( 対応計算部 5 2 A ) は、画像中の格子の縦直線を検出する ( ステップ S 1 3 ) 。

## 【 0 0 5 6 】

次に、画像処理部 5 2 ( 対応計算部 5 2 A ) は、隣接する縦直線同士を横方向に接続する横線分の検出を行う ( ステップ S 1 4 ) 。この処理では、検出された縦直線の左右、それぞれの側について、縦直線に沿って輝度値が追跡され、輝度値のピークが検出される。

50

これらのピークの位置は、横線分の端点候補となる。端点候補を接続する縦直線のうち、長さが決められた範囲内にあるものを、横線分の初期候補とする。

【0057】

横線分の初期候補の端点位置には微小な誤差がある。これを補正するために、対応計算部52Aは、横線分のそれぞれの初期候補について、端点位置を縦直線に沿って微小量ずらしながら、それらを結ぶ線分上の輝度値の平均値が最大になるような端点位置を探索する。探索された端点位置にある線分を、最適化された横線分の候補とする。横線分の候補には、重なったものや、実際には投影パターンの無い位置に局所最適化によって検出されるものもある。そうした横線分の候補を除去するために、互いに距離が近い（投影パターンから予測される距離の半分以上となる）横線分の候補がある場合、線分上の平均輝度値が小さい方を除去する。

10

【0058】

ステップS14終了後、画像処理部52は、図7のステップS3に移行する。

【0059】

（グリッドグラフの構築）

次に、画像処理部52（対応計算部52A）は、グリッドグラフの構築を行う（ステップS3）。図9に示すように、画像処理部52（対応計算部52A）は、検出された縦直線及び横線分に基づいて、グリッドグラフ（格子グラフ）の構造を構築する（ステップS21, S22）。計測用パターン21におけるグリッドグラフの構造を図10に示す。この時点では、縦直線（例えば $v_1$ ,  $v_2$ ）を含む縦直線群が検出されており、それらの間の横エッジ（例えば $e_1$ ,  $e_2$ ）が検出されている。

20

【0060】

グリッドグラフを構成するには、ある縦直線の左右から横エッジを1つずつ選んだとき、これらの横エッジが「連続」であるか「非連続」であるかを判定する必要がある。ここで、これらの横エッジが連続であるとは、横エッジ $e_3$ と横エッジ $e_4$ のように幾何学的に連続であることのみを意味するのではない。例えば、横エッジ $e_5$ と横エッジ $e_6$ のように、幾何学的には段差のある横エッジも、グリッドグラフとしては単一のノード $n_1$ で接続しているものと見なし、これらは「連続」であると定義する。横エッジ同士の「連続」、「非連続」の分類は重要な処理である。横エッジの間に段差の無いノードのコードラベルはSとなる。

30

【0061】

図10において、破線の丸で示されたノードは、コードラベルがSとなるノードである。また、実線の丸で示されたノードは、コードラベルがS、L、Rのいずれかになるノードである。実線の丸のノードと、破線の丸のノードは、縦直線の上で交互に現れる。

【0062】

例えば、縦ライン $v_2$ には、下から順に、実線（コードラベルR）のノード $n_2$ 、破線（コードラベルS）のノード $n_3$ 、実線（コードラベルR）のノード $n_4$ 、破線（コードラベルS）のノード $n_5$ が現れている。この配置を考慮して、図9に示すように、画像処理部52（対応計算部52A）は、縦ラインの左右の横エッジについて、端点同士の距離が小さい閾値 $T_s$ よりも小さいものを探し、それら2個の端点のペアをグループとして、コードラベルSのノードとして検出する（ステップS21）。

40

【0063】

次に、画像処理部52（対応計算部52A）は、残りの端点について、閾値 $T_s$ よりも大きな閾値 $T_1$ 以下の距離の端点のペアを探し、さらにそれらのエッジの上あるいは下のエッジ同士がすでに連続なエッジとしてマークされている場合、その端点のペアを1つのグループ、すなわちコードラベルL、Rのノード $n_i$ として検出する（ステップS22）。

【0064】

図10においては、例えば、横エッジ $e_3$ と横エッジ $e_4$ が連続なエッジとしてコードラベルSがそのノードにマークされ、続いて、それらのエッジの連続性を参考に、横線分

50

$e_5$  と横線分  $e_6$  が連続であるとしてコードラベル  $L$  がノード  $n_1$  にマークされる。それぞれのノード（例えば、 $n_6$ ）は、上下左右の隣接ノードに接続されている。横エッジによっては、検出漏れなどにより、接続する横エッジが見つからない場合もある。このような場合、横方向の隣接ノードが、右または左の片側しか存在しない状態となる。

【0065】

ステップ  $S_{22}$  実行後、画像処理部 52 は、図 7 のステップ  $S_4$  に進む。

【0066】

（部分グラフパターンによる対応付け）

次に、画像処理部 52（対応計算部 52A）は、部分グラフパターンによる対応付けを行う（ステップ  $S_4$ ）。具体的には、対応計算部 52A は、以下に説明するように、計測用パターン 21 のグラフの部分グラフにおけるパターンマッチングを行って、画像に含まれるノードと、計測用パターン 21 におけるノードとを対応付けることで、対応の解（ノード）の候補を削減し、解の候補の中から正しい対応の解（対応ノード）を得る。さらに、画像処理部 52（形状出力部 52B）は、得られた対応の解からステレオ処理（光切断法）により、計測対象の 3 次元形状を算出して出力する（ステップ  $S_5$ ）。

【0067】

ここで、ステップ  $S_3$  において、内視鏡 1 のカメラで撮像された画像から作成された検出グリッドグラフを  $G$  とし、図 3（A）に示す計測用パターン 21 の投影グリッドグラフを  $P$  とする。図 11 に示すように、検出グリッドグラフ  $G$  には、エッジが欠ける場合や、余分なエッジが存在する場合、ノードのラベル  $S$ 、 $L$ 、 $R$  の誤りがある場合がある。画像処理部 52 は、グラフポロジの誤りを許して検出グリッドグラフ  $G$  と投影グリッドグラフ  $P$  との照合を行うために、これらのグラフの部分グラフを照合する。

【0068】

照合のための部分グラフを、局所部分グラフパターン（Local Sub-Graph Pattern、以下、 $LSGP$ ）と呼ぶ。図 11 に示すように、 $LSGP(s)$  は、検出グリッドグラフ  $G$  と投影グリッドグラフ  $P$  とに共通な局所的な部分グラフを照合するテンプレートとなるグラフである。 $LSGP$  を与えることで、検出グリッドグラフ  $G$  と投影グリッドグラフ  $P$  とを、エッジの欠損や誤検出を許しながら照合することができる。また、図 11 に示すように、複数種類の  $LSGP$  を用意して、それぞれの  $LSGP$  で検出グリッドグラフ  $G$  と投影グリッドグラフ  $P$  を照合することで、柔軟な照合処理が可能となる。

【0069】

画像処理部 52 では、各  $LSGP$  は、そのノードをすべて通過するパスとして実装されている。複数の  $LSGP$  による照合結果からの総合判定は、ノード  $n_i$  ごとの投票によって行われる。

【0070】

照合処理は、以下手順で行われる。まず、画像処理部 52 は、検出グリッドグラフ  $G$  のあるノード  $n_i$  から、ある  $LSGP$  のパスを追跡し、エッジの欠損が無ければ、その部分グラフ（画像グラフパターン）を  $G_0$  とする。次に、画像処理部 52 は、投影グリッドグラフ  $P$  から、以下の全ての条件を満たす部分グラフ（部分グラフパターン） $P_0$  を探索する。

【0071】

その条件とは、以下の通りである。

- （1） $G_0$  と  $P_0$  とが同じポロジのグラフであること
- （2） $G_0$  と  $P_0$  の対応するノードが、全てエピソード拘束条件を満たすこと
- （3） $G_0$  と  $P_0$  の対応するノードのコードラベル  $S$ 、 $L$ 、 $R$  が、一定の閾値以上の割合で一致していること（パターンマッチングの一致度が閾値より高いこと）

なお、（2）の条件を満たすことが、エピソード拘束に基づいて対応の解の候補を選択する処理に対応する。

【0072】

計測用パターン 21 では、検出グリッドグラフ  $G$  のあるノードに対してエピソード拘束

を満たす投影グリッドグラフ P 中のノード（解の候補）は比較的少数である（最大で 10 程度である）ので、上記の条件を満たす  $P_0$  が見つかったら、図 12、図 13 に示すように、 $P_0$  の全てのノードに対して、 $G_0$  の各ノードについて、対応ノードとして投票が行われる。対応計算部 52A は、部分グラフのノードについて、パターンマッチングの一致度が閾値より高い場合に投票を行うことで、画像に含まれるパターンの誤りを解消し（対応の解の候補から曖昧性を解消し）正しい対応点を得る。対応計算部 52A は、図 14 に示すように、局所部分グラフパターンを複数用意している。この処理を、検出グリッドグラフ G の全てのノードで行い、局所部分グラフパターンを変更して、予め与えられた全ての LSGP について、マッチングを繰り返し、合計得票数を得る。繰り返し処理が終わった時点で、画像処理部 52（対応計算部 52A）は、検出グリッドグラフ G に含まれる各ノードに対して、合計得票数が最大獲得数を獲得した投影グリッドグラフのノードについて、その投票数が閾値を超えていた場合に、投影グリッドグラフ P のそのノードが、検出グリッドグラフ G のノードと一致するもの、すなわち対応の解を決定し、対応付けを行う。

10

20

30

40

50

#### 【0073】

（光切断法による 3 次元形状復元）

図 7 に戻り、次に、画像処理部 52（形状出力部 52B）は、撮影画像と計測用パターン 21 とにおける線分の対応を決定した後は、その線分の対応に基づいて、検出された縦直線の 3 次元形状を光切断法により復元する（ステップ S5）。ここで、画像処理部 52（形状出力部 52B）は、光切断法で復元された疎な点群から、2 次元回帰を利用して法線方向を推定する。そして、線間の形状を、法線方向を考慮しつつ、放射基底関数（Radial Basis Function）を重みとする補間によって復元する。これにより、計測対象の 3 次元形状が求められる。

#### 【0074】

3 次元形状計測装置 100 による計測を現実的な状況で評価するために、人間の胃から切除された生体標本を計測した。対象標本は、25mm 及び 15mm 程度の異なる距離で観測した。図 15 に示すように、DOE を利用したパターンプロジェクタ 20 によって、異なる距離で観測したパターンであっても、両方明瞭なパターンの画像が得られた。本実施の形態に係る 3 次元計測方法により、それぞれの画像はおおむね正常に復元できた。計測画像から得られたグリッドパターンと、投影されたグリッドパターンとの対応は正常に獲得され、生体標本の縦横線の格子状の 3 次元形状が獲得された。

#### 【0075】

図 7 に戻り、次に、制御部 50B は、すべての撮像が終了したか否かを判定する（ステップ S6）。すべての撮像が終了していない場合（ステップ S6；No）、制御部 50B は、ステップ S1（投影及び撮像） S2（線検出） S3（グリッドグラフの構築） S4（部分グラフパターンによる対応づけ） S5（光切断法による 3 次元形状復元）が行われ、再び撮像の終了判断が行われる（ステップ S6）。このようにして、何枚か撮像され、3 次元形状が復元される。この間、内視鏡 1 の先端の位置は、撮像する毎に変わるので、各画像及びその画像から計測された 3 次元形状は、異なる視点で計測された計測対象の 3 次元形状となる。

#### 【0076】

すべての撮像が終了すると（ステップ S6；Yes）、画像処理部 52 は、求められた複数の 3 次元形状（格子データ）を合成する（ステップ S7）。この 3 次元形状の合成は、ICP（Iterative Closest Point）アルゴリズムを用いて行われる。以下、ICP アルゴリズムについて説明する。

#### 【0077】

従来の ICP アルゴリズムでは、格子データの合成は、以下の式（1）、すなわちコスト関数を最小にする剛体変換（回転）のパラメータ R、並進パラメータ t を算出することにより行われる。

式（1）

【数 1】

$$\sum_i \|p_i - (Rq_i + t)\|^2$$

ここで、図 16 に示すように、 $p_i$  は、合成元の格子データの点群であり、 $q_i$  は、合成相手の格子データの点群である。

【0078】

しかしながら、上記式で 2 つの縦線上の点群同士、横線上の点群同士の結びつきが強くなりすぎて、正確に格子データを合成することが困難であった（図 16 参照）。そこで、本実施の形態では、画像処理部 52 は、コスト関数を以下の式（2）で定義し、コスト関数を最小にする剛体変換パラメータ  $R$ 、並進パラメータ  $t$  を算出し、算出した剛体変換パラメータ  $R$ 、並進パラメータ  $t$  を用いて、2 つの格子データの合成を行う。

式（2）

【数 2】

$$\sum_i \|p_i^h - (Rq_i^v + t)\|^2 + \sum_i \|p_i^v - (Rq_i^h + t)\|^2$$

ここで、 $p_i^h$  は、合成元の格子データの横線分上の点群であり、 $p_i^v$  は、合成元の格子データの縦直線分上の点群である。 $q_i^v$  は、合成元の格子データの縦直線分上の点群であり、 $q_i^h$  は、合成元の格子データの横線分上の点群である。このようにすれば、図 16 に示されるように、2 つの 3 次元形状データを、より正確に合成することが可能となる。

【0079】

まとめると、ステップ S17 おける画像処理部 52 の動作は、図 17 に示す手順で実行される。まず、画像処理部 52（算出部）は、異なる方向から得られた計測対象の複数の 3 次元形状データ（ $p_i, q_i$ ）のうち、第 1 のデータ  $p_i$  を構成する縦線分（第 1 の線分）上の点  $p_i^v$  と、第 1 のデータ  $p_i$  とは別の第 2 のデータ  $q_i$  を構成する、横線分（第 1 の線分とは方向の異なる第 2 の線分）上の点  $q_i^h$  との間、又は第 1 のデータ  $p_i$  を構成する横線分上  $p_i^h$  と第 2 のデータ  $q_i$  を構成する縦線分上  $q_i^v$  との間のずれを最小にするような回転及び並進の補正量（回転パラメータ（回転ずれ） $R$ 、並進パラメータ（並進ずれ） $t$ ）を、回帰分析を行って算出する（ステップ S31）。

【0080】

続いて、画像処理部 52（出力部）は、算出された回転パラメータ  $R$  及び並進パラメータ（並進ずれ） $t$  をキャンセルした状態で、第 1 のデータ  $p_i$  と第 2 のデータ  $q_i$  とを合成し、合成した 3 次元形状のずれを補正した 3 次元形状として出力する（ステップ S32）。

【0081】

なお、より滑らかな表面を実現するために、画像処理部 52 は、以下の算出式を用いて、サンプル深さデータ  $s(x)$  の補間を行って深さ関数  $d(x)$  を算出することができる。

【数 3】

$$d(x) = \frac{\sum_i \phi(\|x - x_i\|) g_i(x)}{\sum_i \phi(\|x - x_i\|)}$$

10

20

30

40

50

ここで、 $g_i(x)$  は、サンプル点  $x_i$  近傍での  $d(x)$  の線形近似値であり、 $|x - x_i|$  は、重み  $p_i(x)$  の値である。重み  $p_i(x)$  は、 $x_i$  で最大で、 $x_i$  から離れた  $x$  で最小となる。重み関数 は、以下の式のものをを用いることができる。

【数 4】

$$\phi(t) = \exp\left(-\frac{t^2}{R_w^2}\right)$$

ここで、 $R_w$  は、近似半径である。

【0082】

また、重み  $p_i(x)$  は、以下のサンプル集合

【数 5】

$$\left\{x_j, s(x_j) \mid \|x_i - x_j\| < R_p\right\}$$

を用いたフィッティング ( $R_p$  は、半径の閾値) を行って、以下の式の係数  $a$  を決定することにより、算出することができる。

$$p_i(x) = a \cdot (x - x_i) + s(x_i)$$

【0083】

画像処理部 52 (形状出力部 52B) は、上述のようにして、3次元形状データの合成を行って、計測対象全体の3次元形状を生成する(ステップ S7)。生成された3次元形状は、表示部 50C に表示されるとともに、記憶装置等に記憶される。その後、制御部 50B は、処理を終了する。

【0084】

以上詳細に説明したように、本実施の形態によれば、計測対象に投光される2次元パターンが、線分の接続状態によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るグリッドグラフ P から構成されているため、表面下散乱や輝度の低下が発生しても、そのノードの位置情報を読み取り易くなっている。この結果、計測対象の3次元形状、あるいはその大きさを安定して計測することができる。

【0085】

すなわち、3次元形状計測装置 100 によれば、直線グリッド段差パターンと、DOE による新しい小型のパターンプロジェクタ 20 の利用により、広い範囲の作動距離で、生体組織の形状復元を安定して高精度で行うことができる。

【0086】

より詳細には、本実施の形態では、DOE によるパターンプロジェクタ 20 と、段差によるコードを埋め込んだ格子パターンを利用した、アクティブステレオ法(光切断法)による3次元形状計測装置 100 を開示した。この3次元形状計測装置 100 によれば、DOE の利用により、広い作業範囲で明瞭なパターン投影を実現することができるうえ、光エネルギーの利用効率も 90% 以上になった。さらに、段差によるコードを埋め込んだ直線による格子パターンにより、表面化散乱によるボケの影響を受けていても、パターンを正しく検出し、コードを認識することができた。また、本実施の形態に係る段差パターンの格子構造について、検出誤りを許容して照合をおこなう新しい検出処理を開示した。本実施の形態に係る3次元形状計測装置 100 によれば、人から切除された生体組織を、異なる作動距離で復元することに成功した。

【0087】

なお、上記実施の形態では、DOE による格子パターンを線分から構成されるものとしたが、縦直線上と横直線上にドットが形成された格子パターンであってもよい。また、格子点をコード化できるのであれば、他に様々な手法を適用することができる。例えば、各ノードにおけるドットの数でノードをコード化することも可能である。

【0088】

10

20

30

40

50

なお、上記実施の形態では、計測用パターン 2 1 を、線分の接続状態によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るものとしたが、パターンの対称性によって区別可能な特徴を有するノードとエッジから成るものとしてもよい。例えば、計測用パターン 2 1 は、局所的に回転対称あるいは線対称な特徴があり、その特徴の配置によってグラフのノードあるいはエッジが表されたパターンであってもよい。この場合、格子パターンを形成するにあたり、格子の線を直接画像パターンにするのではなく、画像上の模様の対称性から格子パターンを生成することができる。図 1 8 は、矩形状の点からなる画像で格子を表現した計測用パターン 2 2 の一例である。図 1 9 は、図 1 8 の計測用パターン 2 2 中の、格子点と格子の線の一例を示す。図 1 9 の矩形状の点 D は、図 1 8 の計測パターン 2 2 中、パターンが 1 8 0 度の回転対称となる中心点であり、計測用パターン 2 2 では、このような点 D が、格子上に配置されている。また、図 1 9 の縦線 L 1、横線 L 2 は、図 1 8 の画像中で、周囲のパターンが鏡面对象となる中心線であり、このような中心線で、格子パターンの線を表すことができる。

10

20

30

40

#### 【0089】

図 2 0 は、このようなパターンを投影して撮影した画像の一例である。図 2 1 は、図 2 0 の白枠の部分の拡大図である。図 2 2 は、図 2 1 の各点で、1 8 0 度回転による自己相関を求め、これによって各点の 1 8 0 度回転対称性を求め画像化した図である。図 2 3 は、図 2 2 の回転対称性のピークを求めることで、格子点を検出し、その格子点を画像化したものである。この後、格子点同士をつなぐ線については、投影によって平行四辺形状に歪んだ、格子のブロックを仮に定め、投影による歪みを考慮しながら線対称性を検出することで、抽出することができる。

#### 【0090】

このような計測用パターン 2 2 で、格子点や、格子の線に特徴を付与するには、複数の方法がある。例えば、図 1 9 で横線 L 2 の箇所の画素を変化させても、横線 L 2 は、前述の鏡面对象性を保つ。この性質を利用し、横線 L 2 上の画素を変化させ、横線 L 2 に特徴を付与することができる。この横線 L 2 上の画素の変化によっては、格子点上での点対称性は必ずしも成立しないが、全体の画素中での変化量を調整すれば、格子点の点対称性は強いいため、その検出は容易である。格子点や格子線の特徴を検出できれば、形状復元は上記実施の形態と同様に、部分ブラフによる照合によって行うことができる。別の方法としては、格子を形成するブロック（長形状の単一の格子）の内部に、他の点と区別可能な点を配置し、その点の位置をブロック内部で変化させることで、特徴を付けても良い。

#### 【0091】

また、対応計算部 5 2 A は、前記パターンマッチングの一致度をデータ項とし、グラフの接続関係を平滑化項とすることで、マルコフ確率場モデル（MRF, Markov Random Field）最適化により対応点を算出するようにしてもよい。マルコフ場確率モデルは、グラフ構造中のノードにラベルが付与されているときに、ラベルの配置に対する確率を定義する方法であり、これによって、「自然なラベル配置」を確率として定義することができる。したがって、マルコフ場確率モデルを用いて、ノイズを除去しながらノードへのラベル付与を実現するアルゴリズムが複数提案されている。

#### 【0092】

これらのアルゴリズムのモデルでは、あるグラフノードが取るラベルの確率は、そのノードにおける局所的な性質（検出されたノード特徴）と、そのノードとエッジで接続されたノード、つまり隣接ノードのラベルにのみ依存する。全体としての確率が高いラベルの配置は、グラフ全体のラベル付けの対数尤度を表す関数の最適化の形で表される。これは、



【数 6】

$$\sum_{\text{全てのノードについて}} \text{ノード N の検出特徴が現在のラベルで取る確率} \\ + \sum_{\text{全てのエッジについて}} \text{エッジの両端のラベルが整合している確率}$$

を最大化するようなラベルを求める問題である。上記の式の項のうち、第一項は、ラベルとデータ（ノード特徴）の一致度を表すのでデータ項と呼ばれ、第二項はラベリングの平滑性（グラフの接続関係）を表すので平滑化項と呼ばれる。

10

【0093】

上記実施の形態では、カメラで撮像された画像で検出されたグラフ構造の各ノードにおいて、対応するパターンのノードのIDが、ラベルにあたる。データ項では、そのノードを含む部分グラフでのパターンマッチングやエピソード拘束の充足を調べ、その一致度が高い対応ノード、あるいは、投票による得票が高い対応ノードに、高い対数尤度が割り当てられる。また、平滑化項では、ノードの接続性を調べ、カメラで撮像された画像で検出されたグラフのノードの接続性と、投影パターンのグラフのノードの接続性が、一致するエッジに高い対数尤度が割り当てられる。このようなラベルを求めるアルゴリズムとしては、graphcutアルゴリズムや、belief propagationアルゴリズムなどが知られている。

20

【0094】

本実施の形態に係る3次元形状計測装置100は、例えば消化管における内視鏡による診断と治療に用いることができる。初期の胃の腫瘍において、3次元形状計測装置100を用いて測定される腫瘍のサイズは、治療方法を選択するときの重要な情報となる。

【0095】

本実施の形態では、内視鏡1に用いられる3次元形状計測装置100について説明したが、本発明はこれには限られない。例えば、人間の動きや流体解析のロボット、分析および検査目的の視覚的な情報について、動的なシーンの3次元形状をキャプチャする場合に適用することができる。すなわち、ありとあらゆる物体の3次元形状の計測に適用可能である。

30

【0096】

この発明は、この発明の広義の精神と範囲を逸脱することなく、様々な実施の形態及び変形が可能とされるものである。また、上述した実施の形態は、この発明を説明するためのものであり、この発明の範囲を限定するものではない。すなわち、この発明の範囲は、実施の形態ではなく、特許請求の範囲によって示される。そして、特許請求の範囲内及びそれと同等の発明の意義の範囲内で施される様々な変形が、この発明の範囲内とみなされる。

【産業上の利用可能性】

【0097】

本発明は、計測対象の3次元形状の計測に適用することができる。

40

【符号の説明】

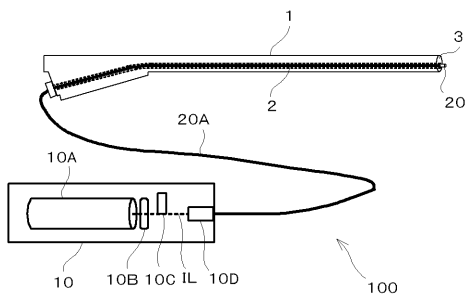
【0098】

1 内視鏡、2 鉗子孔、3 挿入端、10 レーザ光源、10A レーザモジュール、10B 拡散板、10C 照明絞り、10D コリメータレンズ、20 パターンプロジェクタ、20A 光ファイバ、20B グリンレンズ、20C パターンチップ、20D 円筒部、21, 22 計測用パターン、30 撮像光学系、30A 対物レンズ、40 照明光学系、40A 照明レンズ、50 コントローラ、50A 操作部、50B 制御部、50C 表示部、51 指令部、52 画像処理部、52A 対応計算部、52B 形状出力部、100 3次元形状計測装置、D 点、IL レーザ光、L 基線長、

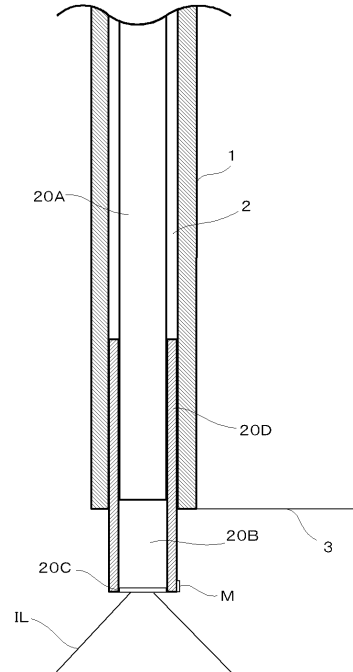
50

L 1 縦線、L 2 横線、M マーク、T ターゲット。

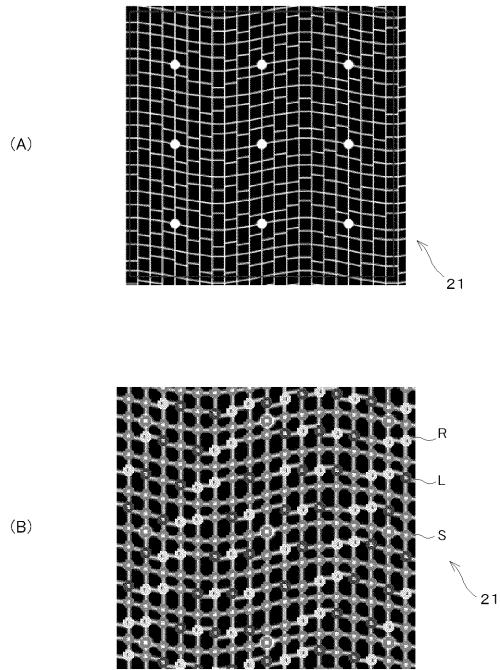
【図 1】



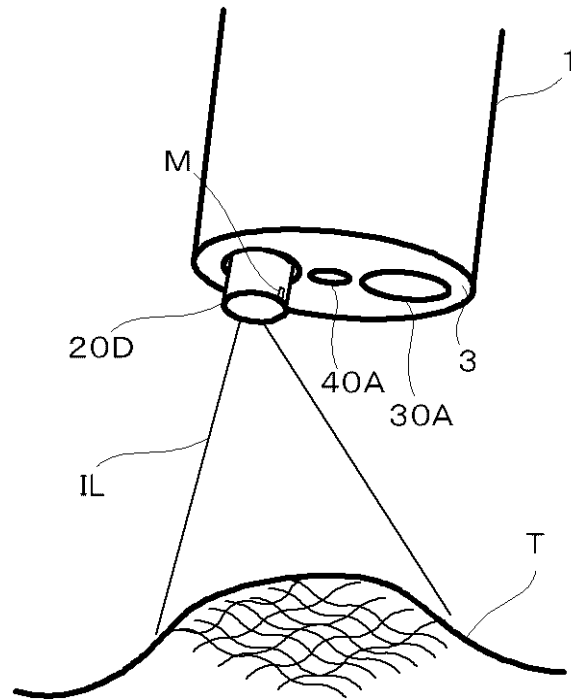
【図 2】



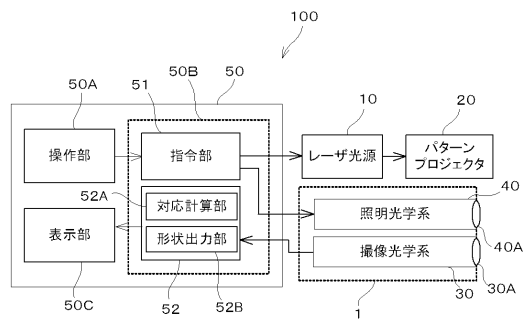
【図 3】



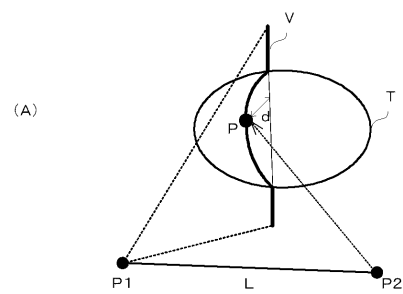
【図 4】



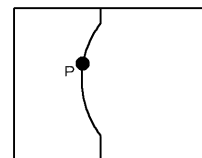
【図 5】



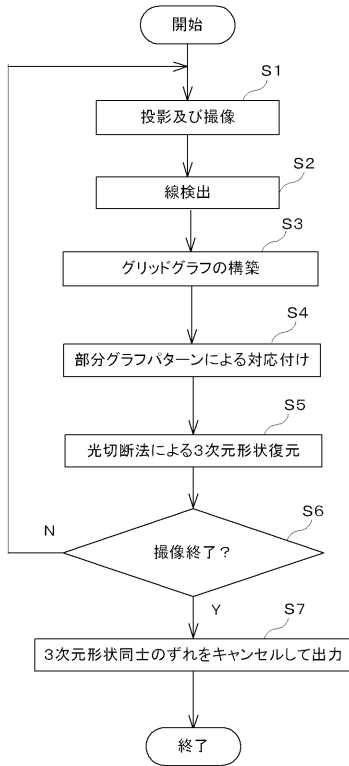
【図 6】



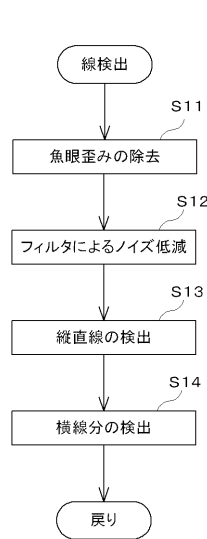
(B)



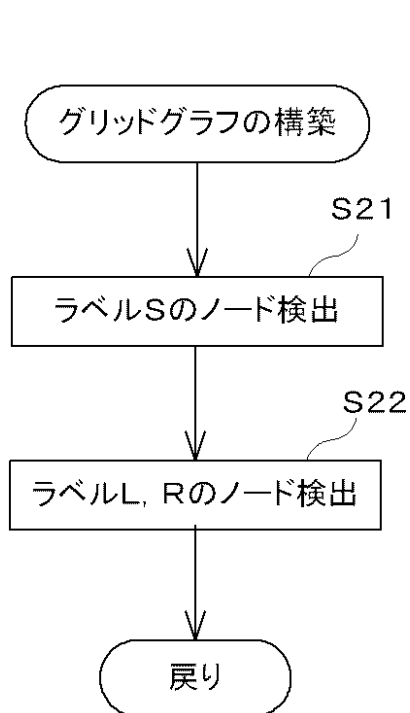
【図 7】



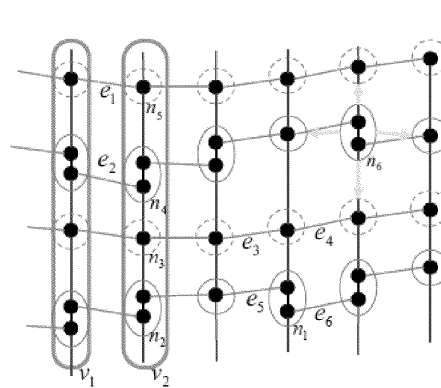
【図 8】



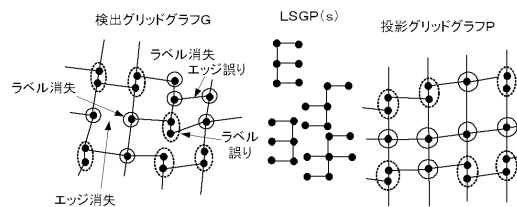
【図 9】



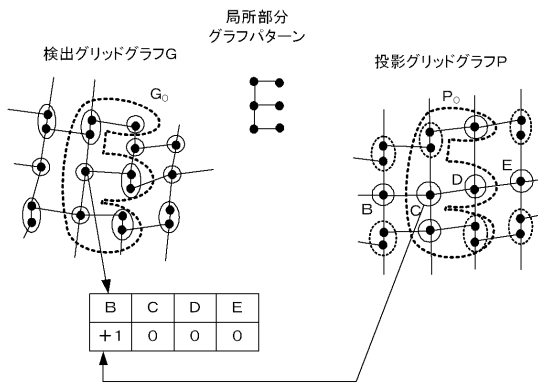
【図 10】



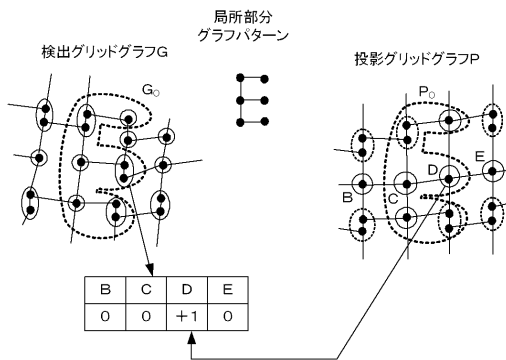
【図 11】



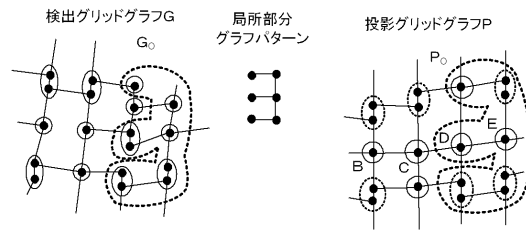
【図 1 2】



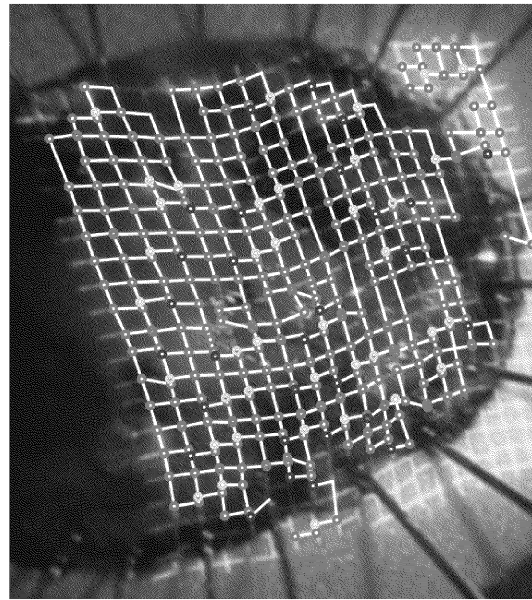
【図 1 3】



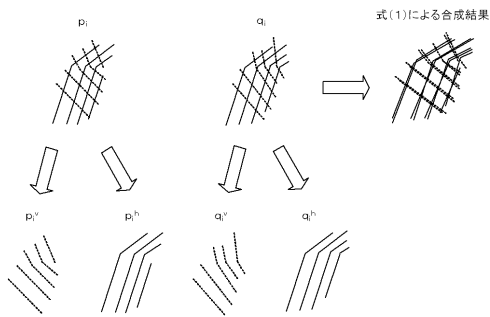
【図 1 4】



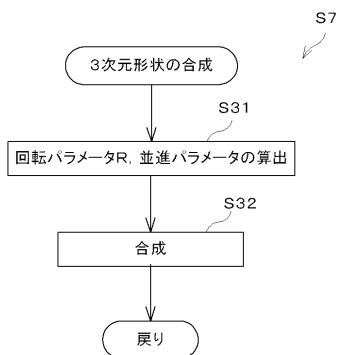
【図 1 5】



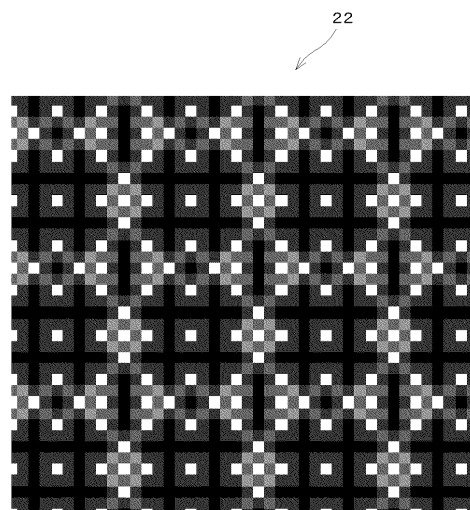
【図 1 6】



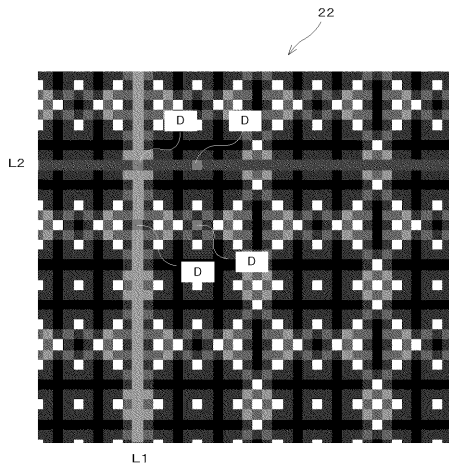
【図 1 7】



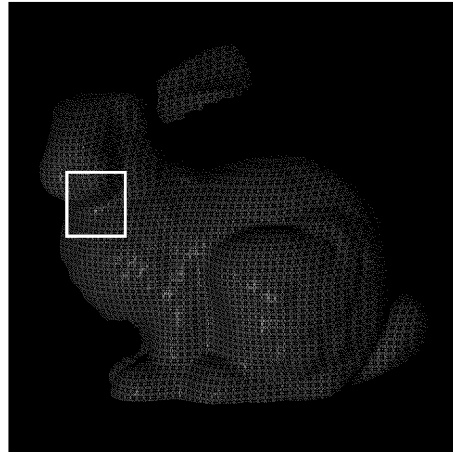
【図 1 8】



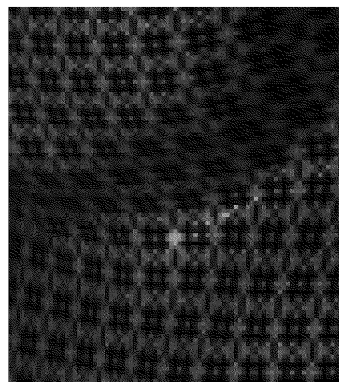
【図 19】



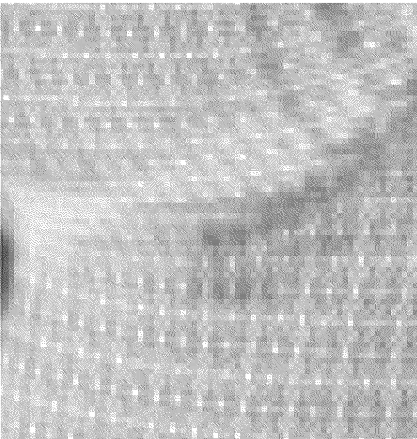
【図 20】



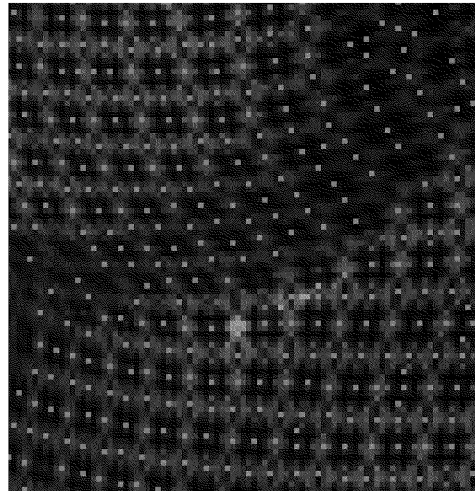
【図 21】



【図 22】



【図 23】



---

フロントページの続き

(72)発明者 古川 亮

広島県広島市安佐南区大塚東三丁目 4 番 1 号 公立大学法人広島市立大学内

(72)発明者 川崎 洋

鹿児島県鹿児島市郡元一丁目 2 1 番 2 4 号 国立大学法人 鹿児島大学内

F ターム(参考) 2H040 BA15 CA11 CA22 CA27 DA51 GA02 GA11

4C161 FF43 GG15 HH52 HH53 SS21

要解决的问题：稳定地测量测量目标或其尺寸的三维形状。 解决方案：由节点组成的图形和由线段的连接状态可区分的边缘组成的二维图案被投影到测量对象上，并且投影在测量目标上的图案被成像。关于捕获图像和二维图案，对应性计算单元52A基于关于捕获图像和测量图案的极线约束来选择节点作为对应解的候选，并计算候选解的图形。基于连接状态，解析图像中包括的图案的误差，并且从候选解决方案获得正确的对应解（对应节点）。如上所述，形状输出单元52B通过立体处理（光切割方法）从对应的解（对应节点）计算并输出测量目标的三维形状。点域

