

(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2009-240621

(P2009-240621A)

(43) 公開日 平成21年10月22日(2009.10.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 A	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-92261 (P2008-92261)  
 (22) 出願日 平成20年3月31日 (2008. 3. 31)

(71) 出願人 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号  
 (74) 代理人 100090169  
 弁理士 松浦 孝  
 (74) 代理人 100124497  
 弁理士 小倉 洋樹  
 (74) 代理人 100127306  
 弁理士 野中 剛  
 (74) 代理人 100129746  
 弁理士 虎山 滋郎  
 (74) 代理人 100132045  
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

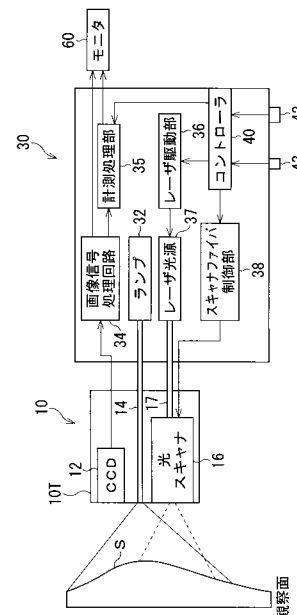
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

【課題】簡易な構成によって、診断に利用できる観察対象の形状情報をリアルタイムで得る。

【解決手段】病変部の3次元形状を計測する場合、光スキャナ16によって走査光ファイバ17の先端部を螺旋状に2次元振動させ、レーザー光源37から放射される特定波長のレーザービームを螺旋状に走査させる。走査の間、レーザービームをON/OFF制御し、放射状に点在する複数のスポットを、パターン光として病変部Aを含む観察エリアに投影する。そして、スポットの勾配情報に基づいて、各スポットの傾斜角度、高さ情報を算出し、病変部Zの3次元情報を獲得する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

スコープ先端部に設けられ、走査光ファイバを通った光の射出方向を変えることによって、観察エリアに対し光を走査させる走査手段と、

走査位置に合わせて光の照射 / 非照射を制御することにより、所定のパターン光を前記観察エリアに投影する投影手段と、

平面上に投影したときの基準パターンに対する投影パターンの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段と

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記投影手段が、複数のスポット光を前記観察エリアに投影することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記投影手段が、複数のスポット光を放射状に投影することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記走査手段が、前記走査光ファイバの先端部を 2 次元的に振動させるファイバ駆動部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記走査手段が、前記走査光ファイバの先端部を螺旋状に振動させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記走査光ファイバを通る光としてレーザービームを照射するレーザー光源をさらに有し、

前記投影手段が、レーザービームを ON / OFF 制御することによってパターン光を投影することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

スコープ先端部に設けられる空間光変調素子をさらに有し、

前記投影手段が、前記空間光変調素子を ON / OFF 制御することによって所定のパターン光を投影することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

複数のパターン光のいずれかを設定する設定手段をさらに有し、

前記投影手段が、設定されたパターン光に合わせて光の照射 / 非照射タイミングを調整することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 9】**

前記計測手段が、各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得ることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 10】**

前記計測手段が、基準となる円状スポットの径を斜辺、楕円状に変形した投影スポットの長径を底辺とする直角三角形を規定することによって各スポットの勾配を求め、その勾配情報からスポット間の相対的高さを求めることによって、各スポットの高さ情報を順次得ていくことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 11】**

前記計測手段が、T I N (Triangulated irregular network) による形状把握において、三角形を規定するとき、できるだけ勾配方向に対して交差する線の両端 2 点を選ぶことを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 12】**

前記計測手段が、立体的部分のサイズを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 13】**

可視光を放射する観察用光源と、可視光をスコープ先端部へ伝達する観察光ファイバとをさらに有し、

前記計測手段が、スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 14】**

前記計測手段が、画像信号に含まれる輝度信号、色信号の少なくともいずれかに基づいてパターン光に応じた信号を検出することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 15】**

スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える走査に対し、走査タイミングを制御する走査制御手段と、

光の照射 / 非照射を制御することによって、断続的に複数のスポット光を観察エリアに投影可能な投影手段とを備え、

前記投影手段が、観察エリアの走査位置に合わせて光の照射 / 非照射を実行することにより、所定のパターン光を前記観察エリアに投影することを特徴とする内視鏡用パターン投影装置。

**【請求項 16】**

スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、パターン光に応じた信号を検出する信号検出手段と、

平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段とを備え、

前記計測手段が、各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得ることを特徴とする内視鏡用計測装置。

**【請求項 17】**

スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える走査に対し、走査タイミングを制御する走査制御手段と、

光の照射 / 非照射を制御することによって、断続的に複数のスポット光を観察エリアに投影可能な投影手段とを機能させるプログラムであって、

観察エリアの走査位置に合わせて光の照射 / 非照射を実行することにより、所定のパターン光を前記観察エリアに投影するように、前記投影手段を機能させることを特徴とするプログラム。

**【請求項 18】**

スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出する信号検出手段と、

平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段とを機能させるプログラムであって、

各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得るように、前記計測手段を機能させることを特徴とするプログラム。

**【請求項 19】**

スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える走査の走査タイミングを制御し、観察エリアの走査位置に合わせて光の照射 / 非照射を実行することにより、断続的な複数のスポット光によって構成される所定のパターン光を前記観察エリアに投影することを特徴とする内視鏡パターン投影方法。

**【請求項 20】**

スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出し、

平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体形状部分の勾配情報を求め、

10

20

30

40

50

勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得ることを特徴とする内視鏡形状計測方法。

【請求項 21】

前記投影手段が、前記観察エリアの中心から放射状に点在する複数のスポットによって前記所定のパターン光を投影することを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡用パターン投影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、胃など器官に対して観察、処置等を行う内視鏡装置に関し、特に、腫瘍などの観察部位における三次元形状を計測する内視鏡装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置では、測定光を対象物に投影し、その反射光に基づいて凹凸や形状サイズといった三次元形状を測定することができる（特許文献 1、2、3 参照）。例えば、三角法の場合、スポット光の発光位置と受光位置との位置ずれから、観察対象の高さ情報を算出する。また、光切断法の場合、マスクパターンを利用して複数の線状スリット光を同時に投影し、スリット光の変形から高さ情報を得る。

【特許文献 1】特開平 10 - 239030 号公報

【特許文献 2】特開平 10 - 239034 号公報

20

【特許文献 3】特開平 9 - 61132 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

器官内壁を観察しているとき、モニタに表示されるポリープ、腫瘍の形状情報（ポリープサイズなど）は、診断における重要な指標となる。したがって、内視鏡観察中に病変部が発見された場合、その形状情報をリアルタイムで取得することが要求される。

【0004】

しかしながら、従来の 3 次元計測形状装置では、三次元形状全体を高精度に計測するように構成されているため、パターン光の投影、投影像に基づく演算処理に時間がかかる。また、走査用の光変調素子、光学系など専用パーツを装備させた内視鏡装置を別途用意する必要があり、汎用の内視鏡装置と共有化させることが難しい。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の内視鏡装置は、スコープ先端部に設けられ、走査光ファイバを通る光の射出方向を変えることによって、観察エリアに対して光を走査させる走査手段と、走査位置に合わせて光の照射 / 非照射を制御することにより、所定のパターン光を観察エリアに投影する投影手段と、平面上に投影したときの基準パターンに対する投影パターンの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段とを備えたことを特徴とする。

【0006】

40

走査光ファイバは、観察用光源から放射される可視光をスコープ先端部へ伝達する観察用光ファイバとは異なる計測用光ファイバであって、イメージ用ファイバのようにファイバを束にして構成しなくてよい（例えばシングル、ダブルクラッドの光ファイバ）。スコープ先端部に設けられた走査手段は、走査光ファイバを通過した光（以下、計測光という）をシーケンシャルに走査させる。そして、走査位置に合わせて照射 / 非照射の制御を行う結果、可視光などの観察光に照射された観察エリアに対し、パターンとなった計測光が照射される。

【0007】

投影に関して言えば、観察画像の中で投影パターンを抽出しやすくするため、特定の波長領域（狭帯域波長など）の光を観察エリアに照射するのがよい。例えば、走査光ファイ

50

バ内を通す光として、レーザービームを照射するレーザー光源を設け、投影手段は、レーザービームをON/OFF制御すればよい。あるいは、スコープ先端部に液晶シャッタなどの空間光変調素子を設け、投影手段が、空間光変調素子をON/OFF制御してもよい。

#### 【0008】

観察エリアは、ポリープ、腫瘍部など凹凸形状面になった立体的部分が含まれるため、パターン光の投影像である投影パターンは、平面上での投影像となる基準パターンと相違し、変形する。計測手段は、この変形具合から立体的部分の形状情報を取得する。可視光を放射する観察用光源と、可視光をスコープ先端部へ伝達する観察光ファイバとを設けた内視鏡の場合、計測手段は、スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出すればよい。例えば、計測手段は、画像信号に含まれる輝度信号、色信号の少なくともいずれかに基づいてパターン光に応じた信号を検出する。また、計測手段は、変形したパターンと変形していないパターンの境界情報に基づいて、立体的部分のサイズを算出してもよい。

10

#### 【0009】

走査位置に合わせて照射/非照射の制御が可能であるため、様々な種類のパターンを選択して投影することが可能である。例えば、複数のパターン光のいずれかを設定する設定手段を設け、投影手段は、設定されたパターン光に合わせて光の照射/非照射タイミングを調整することができる。パターンの精度によって把握される形状情報の精度は変化するが、パターン精度を診断レベルに合わせて落とせば、演算処理時間は短くなる。したがって、診断目的に応じて要求される形状情報に見合ったパターン光を投影することで、診断に利用可能な病変部の形状情報を迅速に得ることができる。

20

#### 【0010】

従来用いられる投影パターン(格子パターンなど)でもよいが、シンプルなパターン光の投影によって様々な立体形状の情報を確実に獲得するため、立体的部分より各々サイズの小さい複数のスポット光を観察エリアに投影するのが望ましい。特に観察エリアを画面中心に捉えて撮影する場合、立体的部分の勾配情報を得るため、投影手段は、複数のスポット光を放射状に投影するのがよい。

#### 【0011】

多くの種類のパターン光を投影するためには、様々な走査方式を可能な構成にする必要がある。そのため、走査手段は、走査光ファイバの先端部を2次元的に振動させるファイバ駆動部を備えるのがよい。複数のスポット光を放射状に投影する場合、走査光ファイバの先端部を螺旋状に振動させればよい。螺旋状走査線の径方向および周方向のパターン間隔を調整することによって、放射状にスポット光を投影することが可能であり、さらには、照射/非照射のタイミングを制御することによって、パターンの種類、サイズを設定することができる。

30

#### 【0012】

立体的部分の応答形状把握は、簡易な演算処理によって実現するのが望まれる。傾斜面に投影したスポット光は楕円状に変形し、その長径方向は勾配方向を表す。したがって、計測手段は、各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得るのがよい。例えば、計測手段は、基準となる円状スポットの径を斜辺、楕円状に変形した投影スポットの長径を底辺とする直角三角形を規定することによって各スポットの勾配を求め、その勾配情報からスポット間の相対的高さを求めることによって、各スポットの高さ情報を順次得ていく。

40

#### 【0013】

高さ情報が得られると、例えば等高線画像、あるいはT I N (Triangulated irregular network) によって3次元形状が把握される。T I Nによる形状把握をする場合、できるだけ立体形状の精度を上げるため、計測手段は、3角形を規定するときできるだけ勾配方向に対して交差する線の両端2点を選ぶのがよい。

#### 【0014】

50

本発明の他の特徴である内視鏡用パターン投影装置は、スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える光の走査に対し、走査タイミングを制御する走査制御手段と、光の照射／非照射を制御することによって、断続的に複数のスポット光を観察エリアに投影可能な投影手段とを備え、投影手段が、観察エリアの走査位置に合わせて光の照射／非照射を実行することにより、所定のパターン光を観察エリアに投影することを特徴とする。例えば、スコープに設けられる光走査ファイバ、あるいはスコープ鉗子チャンネルに挿入可能な投影装置（プローブ）を用いることによって、スコープ先端部から射出される光の走査を行えばよい。あるいは、スコープ先端部もしくは投影装置に設けたＬＥＤなどの光源からの光を偏向走査させてもよい。

【００１５】

10

本発明の内視鏡用計測装置は、スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、パターン光に応じた信号を検出する信号検出手段と、平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段とを備え、計測手段が、各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得ることを特徴とする。

【００１６】

本発明のプログラムは、スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える走査に対し、走査タイミングを制御する走査制御手段と、光の照射／非照射を制御することによって、断続的に複数のスポット光を観察エリアに投影可能な投影手段とを機能させるプログラムであって、観察エリアの走査位置に合わせて光の照射／非照射を実行することにより、所定のパターン光を観察エリアに投影するように、投影手段を機能させることを特徴とする。

20

【００１７】

本発明のプログラムは、スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出する信号検出手段と、平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体的部分の形状情報を獲得する計測手段とを機能させるプログラムであって、各投影スポットの変形具合から立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得るように、計測手段を機能させることを特徴とする。

【００１８】

30

本発明の内視鏡パターン投影方法は、スコープ先端部から射出される光の射出方向を変える走査の走査タイミングを制御し、観察エリアの走査位置に合わせて光の照射／非照射を実行することにより、断続的な複数のスポット光によって構成される所定のパターン光を観察エリアに投影することを特徴とする。

【００１９】

本発明の内視鏡形状計測方法は、スコープ先端部の撮像素子から読み出される画像信号から、パターン光に応じた信号を検出し、平面上に投影したときの基準スポットに対する投影スポットの変形具合から、立体形状部分の勾配情報を求め、勾配情報に基づいて立体形状部分の高さ情報を得ることを特徴とする。

【００２０】

40

また、所定のパターン光は観察エリアの中心から放射状に点在する複数のスポットで構成されていることが望ましい。

【発明の効果】

【００２１】

本発明によれば、簡易な構成によって、診断に利用できる観察対象の形状情報をリアルタイムで得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２２】

以下では、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

【００２３】

50

図 1 は第 1 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。図 2 は、走査光ファイバの概略的外観図である。

【 0 0 2 4 】

電子内視鏡装置は、CCD 12 を先端部に設けたビデオスコープ 10 とプロセッサ 30 とを備える。ビデオスコープ 10 はプロセッサ 30 に着脱自在に接続され、また、プロセッサ 30 にはモニター 60、およびキーボード（図示せず）が接続される。プロセッサ 20 内の観察用ランプ 32 から放射された光は、ビデオスコープ 10 内に設けられ、ファイバ束として構成されるライトガイド 14 を通り、スコープ先端部 10 T から射出する。これにより、観測部位 S に光が照射される。

【 0 0 2 5 】

観測部位 S において反射した光は、スコープ先端部 10 T の対物レンズ（図示せず）を通過して CCD 12 の受光面に到達し、これにより被写体像が CCD 12 の受光面に形成される。本実施形態では、カラー撮像方式として単板同時式が適用されており、イエロー（Y e）、シアン（C y）、マゼンダ（M g）、グリーン（G）の色要素をモザイク状に並べた補色フィルタ（図示せず）が CCD 12 の受光面上に配設されている。

【 0 0 2 6 】

CCD 12 では、1 フィールド分の画素信号が所定時間間隔（例えば、1 / 60 秒）で読み出される。読み出された画素信号は、初期回路（図示せず）において増幅処理、ノイズ除去、デジタル変換処理され、デジタル画像信号がプロセッサ 30 の画像信号処理回路 34 へ送られる。画像信号処理回路 34 では、画像信号に対してホワイトバランス調整、ガンマ補正などが施され、映像信号が生成される。映像信号はモニター 60 へ出力され、その結果、フルカラーの観察画像がモニター 60 に表示される。

【 0 0 2 7 】

CPU、ROM、RAM を含むコントローラ 40 は、プロセッサ 30 の動作を制御し、レーザー駆動部 36、スキャナ制御部 38 へ制御信号を出力する。コントローラ 40 の ROM には、動作制御に関するプログラムがあらかじめ格納されている。計測処理部 35 は、デジタル画像信号に含まれる形状データに基づき、観察対象の形状情報を算出する。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、スコープ先端部 10 T には、スコープ先端部 10 T から射出する光を走査させるスキャナデバイス（以下、光スキャナという）16 が設けられている。光スキャナ 16 は、アクチュエータ 18 を備え、スコープ 10 内に設けられた走査型ファイバ 17 は、円筒状のアクチュエータ 18 の軸に挿通されて保持される。

【 0 0 2 9 】

スコープ先端部 10 T に固定されたアクチュエータ 18 は、 piezo 素子型チューブアクチュエータであり、走査ファイバ 17 の先端部 17 A を共振させる。ファイバ先端部 17 A は、アクチュエータ 18 によってカンチレバー状に支持され、振動によってファイバ先端部 17 A の先端面 17 S の向きが変わる。

【 0 0 3 0 】

アクチュエータ 18 は、ファイバ先端部 17 A を二次元的に共振させる。すなわち、直交する 2 方向に沿って所定の共振モードでファイバ先端部 17 A を共振させる。これによって、先端面 17 S から射出し、光学レンズ 19 を通って観察部位 S に到達する光の軌跡、すなわち走査線 P T は、螺旋状になる（図 2 参照）。

【 0 0 3 1 】

プロセッサ 30 に設けられた計測ボタン 42 は、内視鏡観察中に表示された腫瘍など病変部の形状情報を取得するために操作される。一方、投影パターンボタン 43 は、投影パターンを選択するボタンであり、診断内容、観察対象に合わせて投影パターンが選択される。ここでは、スポット間の距離間隔が短い投影パターンと、互いの距離間隔が離れ、スポットサイズの大きい投影パターンのいずれかが選択可能である。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、病変部等の 3 次元情報を計測する形状計測処理のメインフローチャートである

10

20

30

40

50

。通常観察中、レーザービームは発光されず、通常の観察画像がモニタ 60 に表示される。医師等のオペレータが計測ボタン 42 を操作すると、コントローラ 40 によって処理が開始される。

【0033】

ステップ S 101 では、パターン選択ボタン 43 によって選択されている投影光パターンが決定される。そして、ステップ S 102 では、所定のパターン光を投影するため、狭帯域のスペクトル光（例えば、青色光などの短波長光）を放射するレーザー光源 37、光スキャナ 16 が動作する。

【0034】

レーザー駆動部 36 は、レーザー光源 37 のビーム発光を制御し、ビームを所定のタイミングで ON / OFF する。コントローラ 40 は、スキャナファイバ制御部 38、レーザー駆動部 36 を制御し、ファイバ先端部 17A の走査タイミングとレーザービームの発光タイミングを同期させる。これにより、ファイバ先端部 17A の振動位置、すなわち光の走査位置に合わせて発光が ON / OFF 制御され、パターン光が観察対象に投影される。

10

【0035】

図 4 は、図 3 のステップ S 102 のサブルーチンを示した図である。図 5 は、パターン光の投影像を示した図である。図 4、図 5 を用いて投影処理について説明する。

【0036】

ステップ S 201 では、ビームスポット光の照射位置を表す座標 X、Y を、原点に設定する。座標系 X - Y は、ファイバ先端部 17A の軸に垂直な投影面、すなわち器官内壁の照射面上に規定され、ファイバ先端部 17A の軸と投影面との交点を原点とする。

20

【0037】

ファイバ先端部 17A の端面 17S の軸中心からの位置と、スポット光の原点からの位置は対応している。したがって、ファイバ先端部 17A を螺旋状に走査させる場合、端面 17S の位置に合わせてビームスポットの位置座標が定められる。

【0038】

本実施形態では、図 5 に示すような投影像 PS を形成するように、パターン光を観察対象に投影する。パターン投影像 PS は、放射状に複数のスポットが並ぶパターンであって、病変部を含む観察エリアの中心付近から 45 度間隔で放射状に伸びる直線に沿ってスポットが点在する。スポットサイズは、病変部の大きさ、計測する 3 次元形状の精度などに

30

【0039】

本実施形態では、図 5 に示すような投影像 PS を形成するように、パターン光を観察対象に投影する。パターン投影像 PS は、放射状に複数のスポットが並ぶパターンであって、病変部を含む観察エリアの中心付近から 45 度間隔で放射状に伸びる直線に沿ってスポットが点在する。スポットサイズは、病変部の大きさ、計測する 3 次元形状の精度などに

30

【0040】

ファイバ先端部 17A の端面 17S が中心軸から走査方向（螺旋方向）に沿って変位すると、それに合わせて照射対象の位置座標が検出される（S 205、S 206）。照射位置がパターン上の位置であるときレーザービームを ON に設定することにより、図 5 に示すパターン光の投影像 PS が得られる（S 208 ~ S 210）。

40

【0041】

螺旋状走査の終点、あるいは走査対象範囲を超えている場合（S 207）、再びステップ S 201 に戻る（S 209）。3 次元計測が続けられる間、投影処理が繰り返し行われる。

【0042】

投影処理が終了すると、図 3 のステップ S 103 に進む。ステップ S 103 では、デジタル画像信号に基づいて、各スポット投影像の座標位置、高さ情報を点データとして算出する。

50



## 【 0 0 4 3 】

図 6 は、ステップ S 1 0 3 のサブルーチン、すなわち観察対象の高さ情報を計測する処理を示したフローチャートである。図 7 は、パターン光の投影像を示した図である。図 8 は、スポット光の変形具合と勾配との関係を示した図である。図 9 は、隣接するスポット間の傾斜関係を示した図である。図 6 ~ 図 9 を用いて、観察対象の高さ算出、すなわち凹凸形状算出について説明する。

## 【 0 0 4 4 】

ステップ S 3 0 1 では、パターン光を投影しているときに CCD 1 2 から読み出される画像信号から色信号が抽出される。レーザー光源 3 7 は、狭帯域の短波長をもつ光を放出しているため、撮影画像中、パターン光の像は、特定色によるパターン像として形成される。ステップ S 3 0 2 では、色信号に基づき各スポットの投影形状が検出される。

10

## 【 0 0 4 5 】

ステップ S 3 0 3 では、各スポットにデータ領域が割り当てられ、ステップ S 3 0 4 では、各スポットに座標が割り当てられる。ここでは、スポットの中心位置をスポットの位置座標とする。ステップ S 3 0 5 では、以下説明するように、各スポットの傾斜角度が算出されるとともに、各スポットの高さが算出される。

## 【 0 0 4 6 】

図 7 に示すように、凹凸のある立体的な病変部 Z を含む観察エリアに放射状パターン of スポット光を投影させた場合、病変部 Z の傾斜面に投影した光のスポット形状は変形する。具体的には、平面上の投影したスポット P L 0 が真円となるのに対し、傾斜面上の投影

20

## 【 0 0 4 7 】

ここで、平面に投影したときのスポット P L 0 を基準スポットと定め、傾斜面におけるスポット P L と基準スポット P L 0 とを対比させると、高さ、勾配に関して以下の関係式が成立する。ただし、 $\theta$  は投影スポット P L の位置における傾きを表し、 $h_s$  は投影スポット P L の垂直方向に沿った高さを表す。また、A および C は、投影スポット P L の長径の両端点、B は基準スポット P L 0 の C に対応する端点を表す。

$$\theta = \arccos(AB/AC) \\ h_s^2 = AC^2 + AB^2 \quad \dots\dots\dots (1)$$

30

## 【 0 0 4 8 】

図 8 に示すように、パターン光が病変部 Z に直交する方向から投影されている場合、C 点と B 点は同一直線上にあるとみなすことができる。ここで、A、B、C を頂点とする直角三角形を規定すると、辺 AB と辺 AC との間の角度は、投影スポット P L のある傾斜面の傾き  $\theta$  を表している。また、辺 BC の長さは、投影スポット P L の A 点を基準とした C 点の高さ、すなわちスポット高さ  $h_s$  を表している。

## 【 0 0 4 9 】

基準スポット P L 0 の径長である AB はあらかじめ定められ、辺 AC の長さは、投影スポット P L の長径を計測することによって求められる。したがって、(1) 式により、スポットの傾斜角度と、スポットの垂直方向高さが求められる。

40

## 【 0 0 5 0 】

図 9 は、隣接するスポット間の傾斜関係を示している。楕円状スポットの長軸方向が同じ方向を向く一連の投影スポットは、同じ傾斜方向に沿って並んでいると考えられる。また、隣接する投影スポット間で、変形具合に大きな差異が生じていなければ、スポット間の傾斜角度はほぼ一定とみなせる。したがって、低位置の投影スポットで算出された傾斜角度および高さに基づき、隣の高位置側にある投影スポットの高さを算出することができる。

## 【 0 0 5 1 】

50

具体的に説明すると、図 8 に示すように、低位置にある投影スポット  $P_N$  の中心位置を  $P_n$  とし、同一傾斜方向に沿って高位置側にある投影スポット  $P_{N+1}$  の中心位置を  $P_{n+1}$  とする。投影スポット  $P_N$  の角度が  $\theta_n$ 、高さが  $h_{s_n}$  である場合、スポット  $P_n$  とスポット  $P_{n+1}$  との間の傾斜角度も  $\theta_n$  とみなせる。よって、 $P_n$ 、 $P_{n+1}$  間隔を斜辺とする直角三角形を規定した場合、投影スポット  $P_N$  と  $P_{N+1}$  との垂直方向に沿った距離間隔  $H_{n+1}$  は、以下の式によって求められる。ただし、 $d$  は底辺の長さを示す。

$$H_{n+1} = d \times \tan \theta_n \quad \dots \dots (2)$$

#### 【0052】

10

底辺の長さ  $d$  は、螺旋状走査線の径方向に沿った距離間隔を示し、あらかじめ定められている。したがって、傾斜角度  $\theta_n$  が求められると、(2) 式によって  $H_{n+1}$  が算出される。そして、スポット  $P_n$  の高さ  $h_{s_n}$  と垂直方向距離間隔  $H_{n+1}$  とを加算することによって、スポット  $P_{N+1}$  の基準位置（平面）からの高さ  $h_{s_{n+1}}$ 、すなわち病変部  $Z$  のスポット  $P_{n+1}$  地点における高さが求められる。

#### 【0053】

このように同じ勾配方向に並ぶ一連の投影スポットに対し、低位置から高位置に向けて順番に勾配、高さを算出することで、各スポット位置での高さ情報を順番に得ることができる。図 6 のように放射状の投影パターンの場合、径方向に沿った各直線に対し、外側から中心位置に向けて順番にスポットの勾配、高さおよびスポット間の高さを求め、病変部  $Z$  全体の高さ情報を算出する。

20

#### 【0054】

全スポットの高さ情報が得られると、高さデータが一時的にメモリに格納される（ステップ  $S306$ ）。高さデータは、その高さをもった投影スポットの座標位置と対応づけられて記録される。高さデータが得られると、図 5 のサブルーチンは終了し、図 3 のステップ  $S104$  に進む。

#### 【0055】

図 10 は、等高線画像を示した図である。図 3 のステップ  $S104$  では、各スポットの高さデータに基づき、同じ高さの点を結んで等高線を規定する。これにより、病変部  $Z$  の概略的形状を表す等高線画像が得られる。スポットを細かく、数多く設定することによって実際形状との差を最大限無くすることができる。また、共一次内挿法などによって補間処理を行い、滑らかな等高線を作成することも可能である。

30

#### 【0056】

ステップ  $S105$  では、等高線画像が標高画像に変換され、観察対象となる病変部の 3 次元情報、すなわち凹凸形状情報が取得される。また、凹凸情報に加え、病変部  $Z$  の径の大きさが 3 次元形状情報に基づいて算出され、観察画像とともにモニタ 60 に表示される。そしてステップ  $S106$  では、算出された病変部の 3 次元形状データが RAM に記録される。

#### 【0057】

このように第 1 の実施形態によれば、病変部の 3 次元形状を計測する場合、光スキャナ 16 によって走査光ファイバ 17 の先端部 17A が螺旋状に 2 次元振動させられ、レーザー光源 37 から放射される特定波長のレーザービームは螺旋状に走査される。光が螺旋状に走査される間、レーザービームが ON/OFF 制御され、これによって放射状に点在する複数のスポットがパターン光として病変部 A を含む観察エリアに投影される。

40

#### 【0058】

CCD 12 から読み出される画像信号の色信号に基づいてパターン投影像の信号が検出されると、勾配情報に基づいて、各スポットの傾斜角度、高さ情報が算出される。そして、低位置のスポットから高位置のスポットに向けて傾斜角度、高さ情報を順に算出することによって、病変部  $Z$  の各スポットの高さデータが得られる。高さデータから等高線画像が求められると、標高画像によって病変部  $Z$  の 3 次元情報が獲得される。

50

## 【 0 0 5 9 】

レーザービームをON/OFFすることによってパターン光を投影するため、様々なパターン光を設定することが可能であり、走査用光学系など専用部品を用意する必要がない。特に、螺旋状に光を走査させているため、スポットの周方向の間隔、径方向の間隔を任意に調整可能であり、病変部の大きさ、あるいは診断時に要求される3次元情報の精密度に合わせてパターン光を投影できる。

## 【 0 0 6 0 】

また、各スポットの勾配情報に基づいて3次元情報を獲得するため、演算処理を短縮することができ、かつ、スポットを密にすることによって精度よく3次元情報を得ることができる。

10

## 【 0 0 6 1 】

次に、図11、12を用いて、第2の実施形態である内視鏡装置について説明する。第2の実施形態では、病変部の立体形状把握方法として、等高線を作成する代わりに、T I N (triangular irregular network) によって立体的形状を把握する。それ以外の構成については、第1の実施形態と同じである。

## 【 0 0 6 2 】

図11は、T I Nにより把握された病変部の形状を示した図である。T I Nは、立体的表面形状を、重複のない不定型な三角形の配列集合で表したものであり、ここでは高さ情報をもつ各スポットの点を直線で繋いで三角形を規定し、三角形の配列集合によって立体的形状を表現する。ここでは、各スポットに対して最短距離の2点を選定し、三角形を順次規定していくことでT I Nを形成する。

20

## 【 0 0 6 3 】

例えば、スポットの点集合を  $P = (P_1, P_2, \dots, P_n)$  とし、2点  $p, q$  の距離 (ユークリッド距離) を  $d(p, q)$  とする。点  $p$  と集光  $P$  の距離が最小となる  $p_i$  の集合  $R(P, p_i)$  は、以下の式によって表される。

$$R(P, p_i) = \{ p \in P \mid d(p, p_i) < d(p, p_j) \text{ for any } p_j \in P - \{ p_i \} \}$$

$$\dots\dots\dots (3)$$

30

$R(P, p_1), R(P, p_2), \dots, R(P, p_n)$  は、平面領域を分割する直線を表す。

## 【 0 0 6 4 】

本実施形態では、2点のうち残り一点を選定するときに同じ距離間隔の点が2つある場合、勾配方向に交差する線を三角形の辺と定める。

## 【 0 0 6 5 】

図12は、T I Nによる2点選定を示した図である。ここでは、スポット点  $S_0$  を基準にして三角形を規定し、1つのスポット点  $S_1$  がすでに頂点として定められている。点  $S_2A$ 、 $S_2B$  の点  $S_0$  からの距離が、ともに  $k$  であって等しいとする。

40

## 【 0 0 6 6 】

点  $S_0$  と点  $S_2A$  を結ぶ直線が病変部  $Z$  の勾配方向に沿った直線になる場合、点  $S_0$ 、 $S_1$ 、 $S_2A$  を頂点とする三角形を規定するのに比べ、点  $S_0$ 、 $S_1$ 、 $S_2B$  を頂点とする三角形の方が、細かな勾配情報を把握することができ、立体形状の起伏をより表現できる。そのため、勾配方向に交差する点  $S_2B$  が選定される。このような選定作業を順次行いながら、3次元情報を獲得する。

## 【 0 0 6 7 】

次に、図13を用いて、第3の実施形態である内視鏡装置について説明する。第3の実施形態では、液晶シャッターを使ってパターン光を投影する。それ以外の構成については、第1の実施形態と同じである。

50

## 【 0 0 6 8 】

図 1 3 は、第 3 の実施形態である内視鏡装置のブロック図である。ビデオスコープ 1 0 の先端部には、液晶素子を 2 次元配列させた液晶シャッタが設けられており、スキャナファイバ 1 7 から射出する光を選択的に透過、遮断する。

## 【 0 0 6 9 】

コントローラ 4 0 は、液晶シャッタ制御部 4 5 に制御信号を出力し、光スキャナ 1 6 による走査タイミングに液晶シャッタ 1 0 の動作を同期させる。これにより、走査位置がパターン投影位置のときに液晶シャッタ 1 0 が光を透過させ、それ以外の時には光を遮断する。なお、液晶シャッタ以外の空間光変調素子を用いてパターン光を投影することも可能である。

## 【 0 0 7 0 】

上記実施形態では、走査ファイバの先端部を駆動させることによって光走査を行っているが、スコープ先端部に設けられる光学系を位置変動させることによって、ファイバ先端部から射出する光の照射方向を変えるようにしてもよい。

## 【 0 0 7 1 】

投影するパターン光としては、上述した放射状のパターン光以外でもよく、複数のスポットをなるべく近傍に点在させるようにしてもよい。径方向間隔、周方向感覚を調整し、スポットサイズなどを変更可能である。また、走査ファイバ先端部を螺旋パターン以外の軌跡を描くように駆動してもよく、2 次元的にシーケンシャルな走査を行えばよい。例えば、ライン走査を行ってもよく、あるいは連続的な線状パターンなどによって構成してもよい。図 1 4 は、パターン光の他の例を示した図である。

## 【 0 0 7 2 】

病変部の形状情報としては、凹凸形状、病変部のサイズ以外の情報を算出するようにしてもよい。病変部のサイズだけを求める場合、立体形状を把握せずに、変形したスポットの現れる病変部の境界情報によってサイズを求めてもよい。

## 【 0 0 7 3 】

次に、図 1 5 を用いて、第 4 の実施形態である内視鏡装置について説明する。第 4 の実施形態では、病変部の境界線上にパターン光を投影し、境界部分を強調する。

## 【 0 0 7 4 】

図 1 3 は、第 4 の実施形態である内視鏡装置の投影パターンを示した図である。あらかじめ病変部 Z の立体形状情報は計測されており、円状の病変部 Z の径の大きさが算出されている。この径の大きさに基づき、座標原点が病変部 Z の中心となるようにビデオスコープを配置し、走査ファイバ先端部を駆動する。そして、走査位置が病変部 Z の周上に沿って移動する間、レーザービームが所定間隔をおいて照射される。これにより、病変部 Z の境界付近が際立ち、診断時に病変部がはっきりと認識可能となる。

## 【 0 0 7 5 】

なお、上記説明した実施形態においては、ビデオスコープ 1 0 内に光スキャナ 1 6 を設けるとともに、プロセッサ 3 0 内にレーザー光源 3 7、レーザー駆動部 3 6、コントローラ 4 0 を設けて、撮像処理系と光走査系とを一体的に配置した構成としているが、内視鏡装置とは独立した投影装置を構成してもよい。

## 【 0 0 7 6 】

例えば、光走査系、すなわち光スキャナ 1 6、走査ファイバ 1 7、レーザー光源 3 7、レーザー駆動部 3 6、コントローラ 4 0 を、パターン投影装置として、撮像処理系を有する内視鏡の鉗子チャンネルから光スキャナ 1 6、走査ファイバ 1 7 を設けたプローブなどを挿入し、パターン光を病変部に投影する形態としても良い。あるいは、スコープ先端部、投影プローブ先端部に LED などの光源を設け、光源からの光を偏向走査させるように構成してもよい。

## 【 0 0 7 7 】

また、計測装置についても、内視鏡装置とは独立した計測装置を構成してもよい。

## 【 図面の簡単な説明 】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 8 】

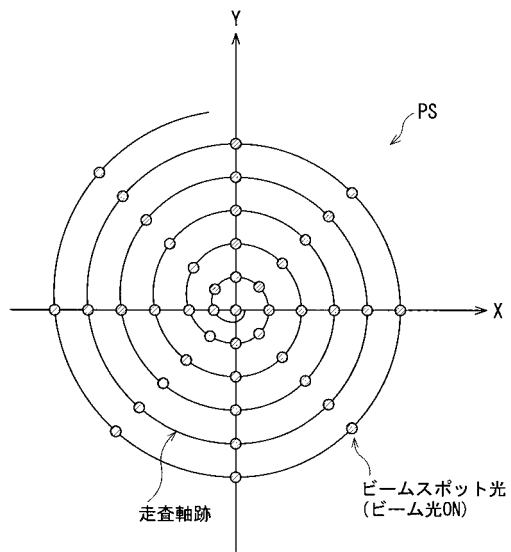
- 【図 1】第 1 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。
- 【図 2】走査光ファイバの概略的外観図である。
- 【図 3】病変部等の 3 次元情報を計測する形状計測処理のメインフローチャートである。
- 【図 4】図 3 のステップ S 1 0 2 のサブルーチンを示した図である。
- 【図 5】パターン光の投影像を示した図である。
- 【図 6】ステップ S 1 0 3 のサブルーチンを示した図である。
- 【図 7】ターン光の投影像を示した図である。
- 【図 8】スポット光の変形具合と勾配との関係を示した図である。
- 【図 9】隣接するスポット間の傾斜関係を示した図である。 10
- 【図 1 0】等高線画像を示した図である。
- 【図 1 1】T I N により把握された病変部の形状を示した図である。
- 【図 1 2】T I N による 2 点選定を示した図である。
- 【図 1 3】第 3 の実施形態である内視鏡装置のブロック図である。
- 【図 1 4】パターン光の他の例を示した図である。
- 【図 1 5】第 4 の実施形態である内視鏡装置の投影パターンを示した図である。
- 【符号の説明】

## 【 0 0 7 9 】

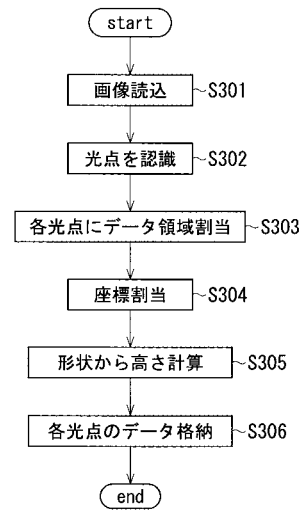
- 1 0 ビデオスコープ
- 1 2 C C D 20
- 1 6 光スキャナ
- 1 7 走査光ファイバ
- 3 0 プロセッサ
- 3 6 レーザー駆動部
- 3 7 レーザー光源
- 3 8 スキャナファイバ制御部
- 4 0 コントローラ



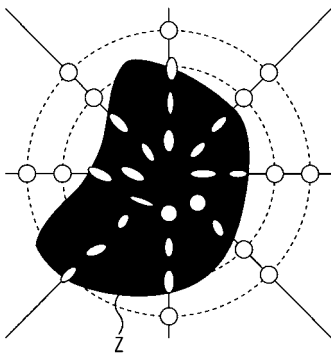
【図 5】



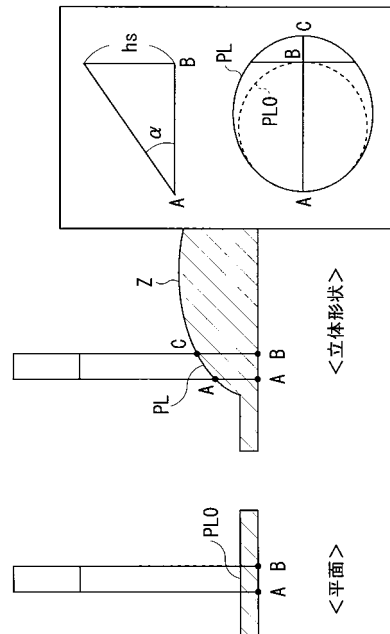
【図 6】



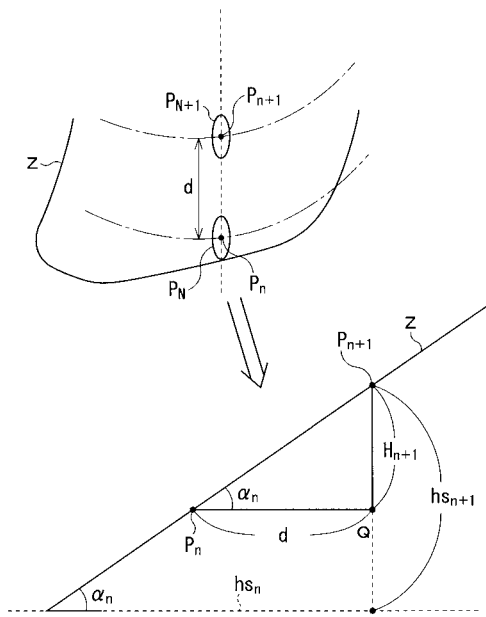
【図 7】



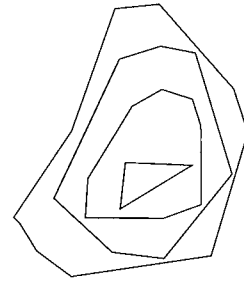
【図 8】



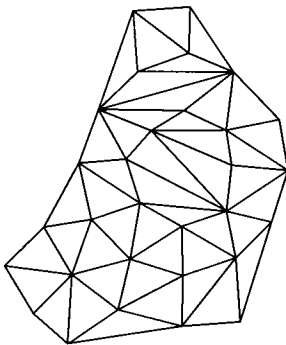
【図 9】



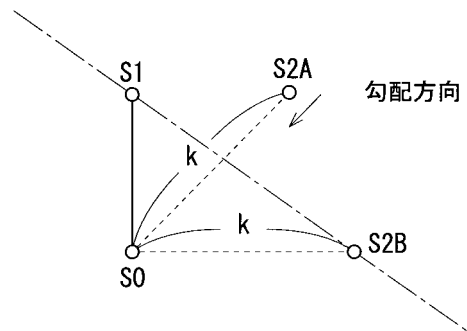
【図 10】



【図 11】

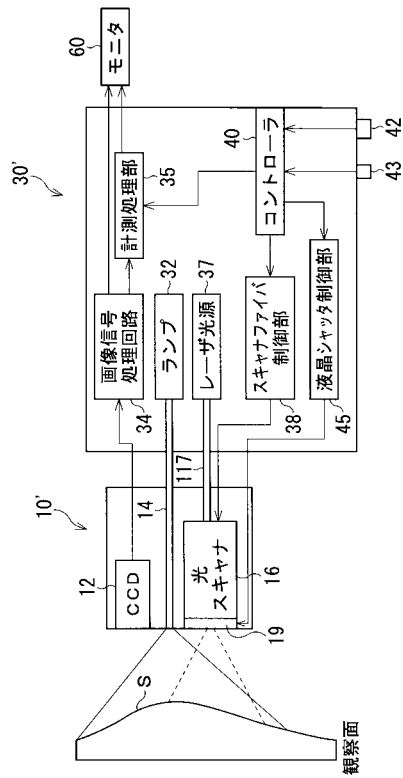


【図 12】

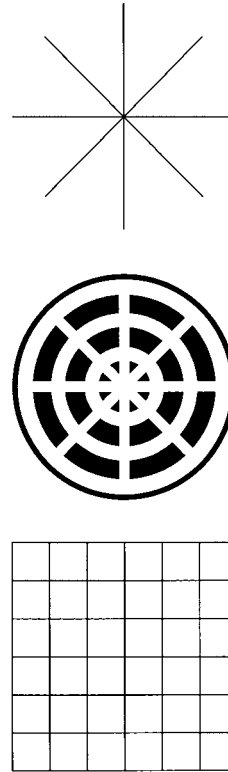




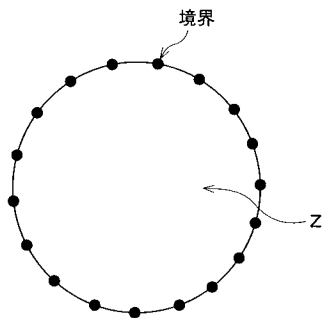
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



【手続補正書】

【提出日】平成20年11月4日(2008.11.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0028

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0028】

図2に示すように、スコープ先端部10Tには、スコープ先端部10Tから射出する光を走査させるスキャナデバイス（以下、光スキャナという）16が設けられている。光スキャナ16は、アクチュエータ18を備え、スコープ10内に設けられた走査型ファイバ17は、円筒状のアクチュエータ18の軸に挿通されて保持される。

---

フロントページの続き

(72)発明者 高橋 真男

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 横山 裕子

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 池本 洋祐

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA04 CA11 CA12 CA27 DA12 DA41 GA02

4C061 CC06 FF40 FF46 HH51 LL02 LL08 MM10 NN01 NN05 RR03

RR26 SS21

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009240621A</a>	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008092261	申请日	2008-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高橋真男 横山裕子 池本洋祐		
发明人	高橋 真男 横山 裕子 池本 洋祐		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/1077 A61B1/00172 A61B5/0064 A61B5/1076		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.A G02B23/26.B A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/045.616 A61B1/06.611 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA27 2H040/DA12 2H040/DA41 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/SS21 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH53 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS21		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：通过简单的结构实时获得可用于诊断的观察对象的形状信息。  
**ΣSOLUTION**：在测量患部的三维形状时，扫描光纤17的远端部分通过光学扫描器16和由激光发射的特定波长的激光束以螺旋形状二维地振动。源37以螺旋形状扫描。在扫描期间，激光束被开/关控制并且径向散射的多个光斑被投射到包括受影响部分A作为图案光的观察区域。然后，根据关于斑点的倾斜信息，计算每个斑点的倾斜角度和高度信息，以获取受影响部分Z的三维信息。

