

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4842518号
(P4842518)

(45) 発行日 平成23年12月21日(2011.12.21)

(24) 登録日 平成23年10月14日(2011.10.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 1/00

(2006.01)

A 61 B 1/00

3 O O P

G02B 7/08

(2006.01)

G 02 B 7/08

C

G02B 23/24

(2006.01)

G 02 B 7/08

Z

G 02 B 23/24

A

請求項の数 31 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号

特願2004-118579 (P2004-118579)

(22) 出願日

平成16年4月14日 (2004.4.14)

(65) 公開番号

特開2004-321792 (P2004-321792A)

(43) 公開日

平成16年11月18日 (2004.11.18)

審査請求日

平成18年11月20日 (2006.11.20)

(31) 優先権主張番号

60/462324

(32) 優先日

平成15年4月14日 (2003.4.14)

(33) 優先権主張国

米国 (US)

(73) 特許権者 500299492

オプティスキャン ピーティーウイ リミテッド

オーストラリア国 ヴィクトリア 316
8 ノッティング ヒル ノーマンビー
ロード 15-17

(73) 特許権者 000113263

HOYA株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 ブラドリー チャールズ ジョンズ
オーストラリア国 ヴィクトリア 380
2 エンデヴァー ヒルズ, ライル クローズ 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】深度制御またはZ軸駆動の方法とその装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡における、ハウジングを備える先端からなる第2の構成要素に対する、前記ハウジング内にスライド可能に収納されるスライド部からなる第1の構成要素の位置を軸に沿って制御するための位置制御装置であって、

前記軸に沿って膨張・収縮するように配置される形状記憶合金を備え、前記第1の構成要素と連結される第1の端部を有する伸張性部材と、

長尺方向に硬性を有し、前記長尺に直交する方向には可撓性を有する長尺部材と、

前記形状記憶合金の温度を制御するための加熱手段と、

前記加熱手段を制御するためのものであって、位置の変化に応答して動作するフィードバック機構と、 10

バイアス手段と、を有し、

前記長尺部材の一端は前記第2の構成要素に連結され、他端は前記伸張性部材の第2の端部に連結されており、

前記長尺部材は、前記伸張性部材の一部を保持し、前記伸張性部材の一部が前記長尺部材に対して長尺方向のみに動くようにその動きを抑制するものであり、

前記バイアス手段は前記第1の構成要素に連結され、それにより前記伸張性部材の収縮が前記第1の構成要素を前記第2の構成要素に対して前進あるいは後退させ、前記伸張性部材の膨張が前記バイアス手段によって前記第1の構成要素を前記第2の構成要素に対して前進あるいは後退させるものであり、

10

20

前記位置は前記加熱手段によって制御可能であり、前記フィードバック機構によって一定に保たれ。

前記内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡における前記第1の構成要素は、光ファイバーの射出開孔もしくは集光装置のいずれか、またはその両方を含む、位置制御装置。

【請求項2】

前記軸が深度、すなわちZ軸である、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記伸張性部材の収縮が前記第1の構成要素を後退させ、前記伸張性部材の膨張が前記バイアス手段によって前記第1の構成要素を前進させる、請求項1に記載の装置。

【請求項4】

前記バイアス手段がスプリングである請求項1に記載の装置。

【請求項5】

前記フィードバック機構が、前記第1の構成要素の位置を感知するための位置センサーを有し、前記形状記憶合金に加えられる熱を加減するために前記加熱手段に送られる出力を供給する、請求項1に記載の装置。

【請求項6】

前記フィードバック機構が複数の位置センサーを含む、請求項1に記載の装置。

【請求項7】

前記加熱手段が前記形状記憶合金を加熱するための電流電源を備える、請求項1に記載の装置。

10

【請求項8】

前記電流電源が、前記形状記憶合金に電流を流すことによって前記形状記憶合金を加熱するよう構成されている、請求項7に記載の装置。

【請求項9】

電流がパルス幅変調電流である、請求項7に記載の装置。

【請求項10】

パルス幅変調電流のデューティ比を変えるように、すなわち、前記電流の平均値を変化させるように、前記加熱手段を制御することが可能な、請求項9に記載の装置。

20

【請求項11】

前記フィードバック機構が、静電容量センサー、可変抵抗センサー、磁気ホールセンサー、誘導センサー、あるいは光学センサーを備える、請求項1に記載の装置。

30

【請求項12】

前記フィードバック機構が2重線コイル容量性センサーを備える容量性センサーを有し、2重線コイル容量性センサーのコイル間隔が前記第1の構成要素の位置によって変化して、前記センサーの出力を変化させる、請求項1に記載の装置。

【請求項13】

前記フィードバック機構が、赤色パルス光を射出する発光ダイオードと位相固定増幅検出ダイオードを含む光学センサーを備える、請求項1に記載の装置。

【請求項14】

前記長尺部材がボーデンケーブルからなる、請求項1に記載の装置。

40

【請求項15】

前記伸張性部材が、複数の同様な伸張性部材の一つである、請求項1に記載の装置。

【請求項16】

位置が変化するときに間隔が変化する、前記装置の2つの部分の間に配置され、取り付けられ、前記間隔が変化するにつれて撓曲するフレキシブルプリント回路基板をさらに備える、請求項1に記載の装置。

【請求項17】

軸方向に所望のホームポジションを設定するホーム調整機構をさらに備え、以降の位置調整はホームポジションに対して行われる、請求項1に記載の装置。

【請求項18】

50

射出開孔を有し、照射光を通すための光ファイバーと、
観察領域に前記照射光を合焦させるための集光装置と、

内視鏡における、ハウジングを備える先端からなる第2の構成要素に対する、前記ハウジング内にスライド可能に収納されるスライド部からなる第1の構成要素の位置を制御することによって、観察領域の位置を制御するための位置制御装置と、を備え、

前記位置制御装置は、

前記軸に沿って膨張・収縮するように配置される形状記憶合金を備え、前記第1の構成要素と連結される第1の端部を有する伸張性部材と、

長尺方向に硬性を有し、前記長尺方向に直交する方向には可撓性を有する長尺部材と、
前記形状記憶合金の温度を制御するための加熱手段と、

前記加熱手段を制御するためのものであって、前記第2の構成要素に対する前記第1の構成要素の位置の変化に応答して動作するフィードバック機構と、

バイアス手段と、を有し、

前記長尺部材の一端は前記第2の構成要素に連結され、他端は前記伸張性部材の第2の端部に連結されており、

前記長尺部材は、前記伸張性部材の一部を保持し、前記伸張性部材の一部が前記長尺部材に対して長尺方向のみに動くようにその動きを抑制するものであり、

前記バイアス手段は前記第1の構成要素に連結され、それにより前記伸張性部材の収縮が前記第1の構成要素を前記第2の構成要素に対して前進あるいは後退させ、前記伸張性部材の膨張が前記バイアス手段によって前記第1の構成要素を前記第2の構成要素に対して前進あるいは後退させるものであり、

前記第2の構成要素に対する第1の構成要素の位置は、前記加熱手段によって制御可能であり、前記フィードバック機構によって一定に保たれ、

前記第1の構成要素は、前記射出開孔もしくは前記集光装置のいずれか、またはその両方を含む、内視鏡。

【請求項19】

前記伸張性部材の収縮が前記第1の構成要素を後退させ、前記伸張性部材の膨張が前記バイアス手段によって前記第1の構成要素を前進させる、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項20】

前記内視鏡は前記射出開孔が組み込まれたX-Y走査機構を有し、前記X-Y走査機構の位置が前記位置制御装置によって適所に調節できる、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項21】

前記伸張性部材が、複数の同様な伸張性部材の一つである、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項22】

前記内視鏡が共焦点内視鏡である、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項23】

前記内視鏡が内視顕微鏡である、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項24】

内視顕微鏡であって、前記内視顕微鏡の観察領域の位置を制御するための、請求項1に記載の位置制御装置を備える、内視顕微鏡。

【請求項25】

請求項1に記載の位置制御装置を備える、結腸鏡。

【請求項26】

内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡における、ハウジングを備える先端からなる第2の構成要素に対する、前記ハウジング内にスライド可能に収納されるスライド部からなる第1の構成要素の位置を軸に沿って制御する位置制御装置の作動方法であって、前記位置制御装置は、前記軸に沿って膨張・収縮するように配置される形状記憶合金を備える伸張性部材と、長尺方向に硬性を有し、前記長尺に直交する方向には可撓性を有する長尺部材と、前記形状記憶合金の温度を制御するための加熱手段と、前記第1および第2の構成要素

に連結されたバイアス手段と、を有し、前記長尺部材の一端は前記第2の構成要素に連結され、他端は前記伸張性部材の第2の端部に連結されており、前記第1の構成要素は、光ファイバーの射出開孔もしくは集光装置のいずれか、またはその両方を含むものであり、前記方法は、

前記位置制御装置のコントローラが、前記加熱手段を駆動し、前記形状記憶合金の長さを制御することで、前記伸張性部材を膨張または収縮させることによって、前記第1の構成要素の前記第2の構成要素に対して前進または後退させるステップと、

前記制御された伸張性部材の膨張により、前記バイアス手段が、前記第1の構成要素をそれぞれ前進または後退させるステップと、

前記長尺部材が、前記伸張性部材の一部を保持することにより、前記伸張性部材の一部が前記長尺部材に対して長尺方向のみに動くようにその動きを抑制するステップと、 10

前記位置制御装置における位置センサが、位置の変化に応答するフィードバック信号を提供するステップと、

前記位置制御装置のコントローラが、前記位置を一定に保つために前記フィードバック信号に応じて前記加熱手段を制御するステップと、を含む方法。

【請求項27】

前記軸が深度あるいはZ軸である、請求項26に記載の方法。

【請求項28】

前記伸張性部材を収縮させることにより前記第1の構成要素を後退させ、前記制御された伸張性部材の膨張により、前記バイアス手段によって、前記第1の構成要素を前進させる、請求項26に記載の方法。 20

【請求項29】

前記バイアス手段がスプリングである、請求項26に記載の方法。

【請求項30】

内視鏡検査あるいは結腸鏡検査に用いられる画像取得のための、請求項1に記載される位置制御装置を備える内視鏡または結腸鏡の作動方法であって、

前記位置制御装置のコントローラが、前記内視鏡検査あるいは結腸鏡検査の観察領域の位置を少なくとも部分的に制御すること、

を含む、方法。

【請求項31】

内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡であって、

ハウジングを備える先端と、

照射光を通すための光ファイバーと、

前記照射光を前記所定の深度範囲内の観察領域に合焦させるための集光装置と、

前記内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡における深度方向の観察領域の位置を所定の深度範囲内で制御するための位置制御装置と、を備え

前記位置制御装置は、

前記光ファイバーの射出開孔、および前記集光装置の少なくとも一部のいずれか、または両方を含み、前記ハウジング内において前記深度方向にスライド可能に収納されるスライド部と、

前記ハウジングの外側において、一端が前記ハウジングの第1の端部に取り付けられ、長尺方向に硬性を有し、且つ長尺方向と直交する方向に可撓性を有する長尺部材と、

前記ハウジングの第1の端部に取り付けられ、前記ハウジングに対する前記スライド部の位置を検出する位置検出手段と、

一端が前記長尺部材の他端に接続されるとともに、前記長尺部材の内部および前記ハウジングの第1の端部を貫通し、他端が前記スライド部の第1の端部に連結され、温度に応じて前記深度方向に沿って伸張・収縮可能なワイヤ状の形状記憶合金と、

前記スライド部の第1の端部と前記ハウジングの第1の端部との間に配置され、両者を互いに離れる方向に付勢するバイアス手段と、

前記形状記憶合金の温度を制御するための加熱手段と、

10

20

30

40

50

所望の観察領域位置と前記位置検出手段の検出結果に基づいて、前記加熱手段を制御する加熱制御手段と、を備え、

前記形状記憶合金を収縮させることにより、前記形状記憶合金が前記スライド部を前記ハウジングの第1の端部方向へスライドさせ、前記形状記憶合金を膨張させることにより、前記バイアス手段が前記スライド部を前記ハウジングの第1の端部の反対に位置する第2の端部方向へとスライドさせ、

前記スライド部の位置は前記加熱手段によって制御可能であり、前記加熱制御手段によつて一定に保たれることを特徴とする、内視鏡、内視顕微鏡または結腸鏡。

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

10

【0001】

本出願は、2003年4月14日出願の米国仮出願No.60/462,324に基づくものであり、その利益を主張するものであつて、その全てが参照により本明細書に組み込まれる、

【技術分野】

【0002】

本発明は、例えは内視鏡や顕微鏡等（内視顕微鏡も含む）の光学機器に用いる深度制御やZ軸駆動を提供するための方法または装置に関するものである。

【背景技術】

【0003】

例えはWO 00/75712で見られるように、X-Y駆動、言い換えれば、X-Y走査のための多くの技術が提案されてきた。Z軸すなわち深度方向の駆動は、特に内視鏡検査や顕微鏡検査において、取り分け共焦点系においてしばしば必要となる。既存の方法の一つによれば、Z軸深度調整を対物レンズの手動による位置調整で行っている。ベンチトップシステム（卓上システム）では、直接レンズ位置を調整することも可能であろうが、ハンドヘルド装置の場合、既存のシステムでは、ユーザーが操作するカム機構によって行われている。共焦点顕微鏡システムでは、Z軸深度調整機構は、オペレーターが、異なる焦点面深さにおいて、被検物中で共焦点を合焦させられることが必要である。

20

【0004】

しかし、既存のZ軸アクチュエーターシステムは、寸法（特に、直径）を最小化する必要のある、あるいは、内視鏡検査の場合のように、硬い先端部の長さをできる限り短くしなければならない、小型化された共焦点内視鏡や他の小型の装置に対しては不適切である。

30

【0005】

本発明の目的は、Z軸でのコントロールが可能であるが、横方向にある程度の可撓性を与える、Z軸アクチュエーターを提供することである。

【発明の開示】

【0006】

本発明は、第1の広い態様によれば、軸に沿って位置を制御するための位置制御装置であつて、前記軸に沿って膨張・収縮するよう配置できる形状記憶合金を備えた、前記軸に沿って伸張・収縮することができる伸張性部材と、前記形状記憶合金の温度を制御するための加熱手段と、前記加熱手段を制御するためのものであつて、位置の変化に応答して動作するフィードバック機構とを有し、前記位置は前記加熱手段によって制御可能であり、前記フィードバック機構によって一定に保たれる、位置制御装置を提供する。

40

【0007】

実施形態の一つでは、前記軸が深度、すなわちZ方向の軸である。（この場合、装置は深度制御装置、すなわちZ軸駆動装置として記載することができる。）

【0008】

好ましくは、前記装置は前記形状記憶合金の膨張或いは収縮に抗して作用するバイアス手段からなり、好ましくは、収縮に抗して作用する。

【0009】

50

好ましくは、前記バイアス手段がスプリングであり、さらに好ましくはコイルばねであるが、例えば、前記形状記憶合金の収縮時に圧縮される、ゴムやその他の弾力のある物質からなる部材でも良い。

【0010】

従って、前記形状記憶合金の周囲の温度変化により生じる長さの変動は、装置により所望の長さにセットされれば、その長さを維持するように、前記フィードバック機構により補正される。前記形状記憶合金の適切な実施例はティネルやニチノールである。

【0011】

好ましくは、前記フィードバック機構が、装置の位置を感知するためのフィードバックセンサーを有し、前記形状記憶合金に加えられる熱を加減するために前記加熱手段に送られる出力を供給する。

10

【0012】

実施形態の一つでは、前記フィードバック機構が複数のフィードバックセンサーを含む。この方法によって、より精密な位置測定がなされ、若しくは、被測定距離が均一でない場合（例えば装置が曲がっているときなど）では、適切な位置を測定するために曲がり具合の測定がなされる。

【0013】

好ましくは、前記加熱手段が前記形状記憶合金を加熱するための電流電源を備え、好ましくは、前記電流電源が、前記形状記憶合金に電流を流すことによりなる。しかし、前記加熱手段は他のどんな適切な選択でもよく、前記形状記憶合金の周囲を取巻く、または、通過する流体（空気、その他の気体、液体を含む）を加熱し、循環させる機構を含む。選択的には、前記加熱手段は前記形状記憶合金とヒーターの接触からなり、さもなければ他の熱伝達からなる。（例えば、一つまたは複数の電熱素子が前記形状記憶合金上に熱を放射することができ、或いは、一つまたは複数の電熱素子が前記形状記憶合金に熱伝導性を有する連結器で接続される）

20

【0014】

好ましくは、電流がパルス幅変調電流である。好ましくは、前記加熱手段が、パルス幅変調電流のデューティ比を変えることにより、前記電流の平均値を変化させて前記加熱手段を制御することが可能である。

【0015】

30

従って、平均電流値を変化させることによって、前記形状記憶合金の加熱、ひいては長さを制御することができる。

【0016】

前記フィードバック機構が、静電容量センサー、可変抵抗センサー、磁気ホールセンサー、誘導センサー、或いは光学センサー備えていてもよい。実施形態の一つでは、前記フィードバック機構が2重線コイル容量性センサーを備える容量性センサーを有し、2重線コイル容量性センサーのコイル間隔が前記装置の位置によって変化して、前記センサーの出力を変化させる。好ましい実施形態では、前記フィードバック機構が、赤色パルス光を射出する発光ダイオード(LED)と位相固定増幅(PIN)検出ダイオードを含む光学センサーを備える。

40

【0017】

好ましくは、前記装置は、さらに前記形状記憶合金を前記装置に固定するための長尺部材を備え、前記長尺部材は縦方向には十分に堅く、横方向には可撓性である。さらに好ましくは、前記長尺部材がボーデンケーブルからなる。

【0018】

また、本発明は、照射光を通すための光ファイバーと、観察領域に前記照射光を合焦させるための集光装置と、観察領域の位置を制御するための上述した位置制御装置を備える内視鏡を提供する。

【0019】

前記位置は、射出開孔の移動、前記集光装置の移動、或いは前記射出開孔と前記集光裝

50

置両方の移動により調節可能であり、その前記移動は前記位置制御装置によって制御可能である。

【0020】

好ましくは、前記内視鏡は前記射出開孔が組み込まれたX-Y走査機構を有し、前記X-Y走査機構の位置が前記位置制御装置によって調節できる。

【0021】

実施形態の一つでは、前記伸張性部材が、複数の同様な伸張性部材の一つである。

【0022】

従って、複数の形状記憶合金の部材を含むことができる。これにより、要求する温度範囲を狭くでき、または、Z軸位置に変化をもたらすためにより均等に分散した力を加えることができる。選択的には、それぞれの部材に加えられた別々の熱が装置内のデバイスを曲げるために使用することができる。例えば、装置がX-Y走査機構のZ軸位置を制御するために使用する場所において、X-Y走査機構に例えば装置の円周に均等に間隔をあけた3つの独立した制御部材を配置することによって装置の角度を方向付けることができる。

10

【0023】

実施形態の一つでは、前記内視鏡が共焦点内視鏡であり、内視顕微鏡の形式であってよい。

【0024】

また、本発明は、観察領域の位置を制御するための、上述したような位置制御装置を備える顕微鏡（共焦点顕微鏡でもよい）を提供する。

20

【0025】

また、本発明は、上述したような位置制御装置を備える結腸鏡（共焦点でもよい）を提供する。

【0026】

実施形態の一つでは、前記装置は、位置が変化するときに間隔が変化する、前記装置の2つの部分の間に配置され、取付けられ、前記間隔が変化するにつれて撓曲するフレキシブルプリント回路基板（PCB）をさらに備える。

【0027】

実際にこの方法は、2つの構成要素の間隔距離が変化し、電気的な接続がそれらの間に必要であり望まれる場所に、他の応用法で使用されている。

30

【0028】

好ましくは、前記装置は、軸方向（例えばZ軸方向）に所望のホームポジションを設定するホーム調整機構をさらに備え、以降の位置調整はホームポジションに対して行われる。

【0029】

また、第二に広い態様では、本発明は、軸に沿った位置の位置決め制御を与える方法であって、前記軸に沿って膨張・収縮するように配置できる形状記憶合金を備え、前記軸に沿って伸張・収縮することができる伸張性部材を用い、加熱手段によって前記形状記憶合金の長さを制御し、位置の変化に応答するフィードバック信号を提供し、前記位置を一定に保つために前記フィードバック信号に応じて前記加熱手段を制御するものであって、前記位置は、前記加熱手段によって制御可能であり、前記フィードバック機構によって一定に保たれる方法を提供する。

40

【0030】

前記軸が深度、すなわちZ軸である。

【0031】

好ましくは、その方法はさらにバイアス手段を用いて、前記形状記憶合金の膨張或いは収縮に抗する力を加えることを含み、そのバイアス手段が例えばスプリングであり、好ましくはその収縮に抗して作用することを含む。

【0032】

また、本発明は、ある部位の内視鏡検査あるいは結腸鏡検査を行う方法であって、光学

50

ヘッドを前記部位に位置させること、前記内視鏡検査或いは結腸鏡検査の観察領域の少なくとも一部分を、形状記憶合金によって位置制御することを含む方法を提供する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

図1は結腸鏡挿入部10の模式図であり、この挿入部は、本発明の好ましい実施形態によるZ軸制御装置を備えている。Z軸制御装置はその深度方向、すなわちZ軸方向12における焦点面の位置をコントロールするためのものである。この結腸鏡挿入部10は、結腸に挿入して使用される結腸鏡の一部であり、この図では結腸鏡のハンドピースや制御装置等は省略している。

【0034】

結腸鏡挿入部10は比較的硬い前方部14と可撓性を有する後方部16を含む。前方部14は主として、X-Y走査機構20と対物光学トレンイン部22を内包する外側管状ハウジング18を備える。図1Aでは、光学トレンイン部22を2枚のレンズで代表して模式的に図示している。しかし、光学トレンイン部22は、単レンズの場合もあるが、通常は、各々が、凸レンズ、凹レンズもしくは平面素子を有する複数の光学素子により構成されるような複合レンズを有する。

【0035】

後方部16は主要部としてZ軸制御装置24、すなわち、形状記憶合金ニチノール製の後方延伸ワイヤー28とボーデンケーブル(Bowden Cable)(ニチノールワイヤー28の後方端に一端が、ハウジング18の後部端に他端が取付けられている)形の長尺部材30と位置センサー32とを有する、Z軸アクチュエーター26を含む。

【0036】

結腸上またはその内部に位置する点状観察領域(point observational field)37への照射光36(典型的にはレーザー)と、その点状観察領域37より(反射光または蛍光として)放射された、検出用の戻り光とを伝送する光ファイバー34は、X-Y走査機構20の先端と同じ位置まで伸ばされ、結腸鏡挿入部10の挿入方向の軸がある中心部に配置される。この光ファイバー34の途中に照射光と放射光とを分離するためのビームスプリッター(図示せず)を介し、末端には光源と検出器(図示せず)を接続する。光学トレンイン部22は、光ファイバー34の出射端の射出開孔から点状観察領域37に至る照射光の焦点を合わせ、光ファイバー34内に戻ってくる光の集光と焦点を合わせるためのレンズを有する。

【0037】

結腸鏡挿入部10は共焦点法で駆動し、結腸鏡の深さ領域が観察対象組織の表面上或いはその表面以下の明確に境界が定められた焦点面38に制限されるように、光ファイバー34の射出開孔が空間的なフィルターとして作用する。しかし、X-Y走査機構20はハウジング18内を往復運動する形状であるためにZ軸方向に沿ってスライドが可能となっており、すなわち、ハウジング18の前方端に対し近づいたり離れたりする。この実施形態では、通常作動時には光学トレンイン部22がハウジング18に対して固定されており、その結果、焦点面38の位置を変化させるために、X-Y走査機構20は光学トレンイン部22に対し滑動して近づいたり離れたりすることができる。しかしながら、他の実施形態では、X-Y走査機構20は光学トレンイン部22中の選択された後方側の光学素子と共にスライドが可能であり、残りの光学素子はハウジング18に対して相対的に固定されたままとなる。この実施形態の一つの実施例では、最前方の光学素子のみが他の素子の動作にかかわらず静止している。この実施例は図1B中の10'に模式的に示されており、描かれたレンズはそれぞれ一つ或いは複数の光学素子を簡潔に表示したものである(前述したように)。

【0038】

さらなる実施形態では、X-Y走査機構20が光学トレンイン部22中の全ての光学素子と共にスライド可能であり、ハウジング18の端部では最端の(すなわち最前方の)光学素子と被検物との間にZ軸寸法が可変の管状空間が形成される。そこで、被検物の一部分を

10

20

30

40

50

この管状空間に押し込むことができ、その結果被検物組織の安定性が増し、且つイメージングが容易となる。この管状空間 19 を含む実施形態は図 1C 中の 10' に模式的に示されており、描かれたレンズはまたそれ一つ或いは複数の光学素子を簡潔に表示したものである（前述したように）。

【 0 0 3 9 】

このように、これらの実施形態のいずれにおいても、観察視野領域は、結腸鏡挿入部 10 の位置の粗調整を行わなくともある程度（範囲 40 の間であり、Z 軸方向に約 300 μm）は制御可能である。Z 軸制御装置 24 を備えることにより X-Y 走査機構のスライドが可能となり、従って、結腸鏡挿入部 10 と被検物に対する X-Y 走査機構 20 と焦点面 38 の位置変更をも可能にする。

10

【 0 0 4 0 】

焦点面 38 の移動範囲は、光学トレンイン部 22 の最前端の光学素子のちょうど後方側からその光学素子のおおよそ 300 μm 前方までである。

【 0 0 4 1 】

光ファイバー 34 の出射端 35 が X-Y 走査機構 20 により X と Y 方向に駆動されるので、光ファイバー 34 は X-Y 走査機構 20 にしっかりと取付けられていることに注目すべきである。このことはまた、Z 軸制御装置 24 により X-Y 走査機構 20 が前進或いは後退する時に、光ファイバー 34 の出射端 35 も相応して前進或いは後退し、その結果、焦点面 38 を Z 軸方向に前進或いは後退させるということを、確実にしている。X-Y 走査機構 20 と出射端 35 が 300 μm の範囲を超えて動作すると、光ファイバー 34 は X-Y 走査機構 20 の後方領域において引張応力が働くか、或いは伸張する。しかし、この X-Y 走査機構 20 の後方領域（内視鏡頭部の 1 m 以上外側も含む）では、光ファイバー 34 は筒状部（図示せず）に包まれており、この伸びが可能である程度に筒状部内で十分に動くことができるようになっている。結腸鏡を結腸検査部位へと操作するときにもそうした状況は起こるので、そのような筒状内部での動きは正常な動きであることを理解されたい。

20

【 0 0 4 2 】

概して、前後方向の Z 軸駆動を達成するために、ニチノールワイヤー 28 の前端部 42 を X-Y 走査機構 20 の後部に取付ける。ニチノールワイヤー 28 を加熱すると収縮が起り、その結果 X-Y 走査機構 20 を後方へと引っ張る。一方、ニチノールワイヤー 28 を冷却すると膨張し始め、ハウジング 18 と X-Y 走査機構 20 の後部との隙間に位置するコイルスプリング 44 の付勢とともに、X-Y 走査機構 20 が前方へとスライドする。スプリング 44 はこの図中に模式的に示されているが、近接する構成部材とともに、後により詳細に示す。

30

【 0 0 4 3 】

上述のように、結腸鏡挿入部 10 の焦点面 38 は X-Y 走査機構 20 の移動とともに Z 軸方向 12 に動く。ニチノールワイヤー 28 をボーデンケーブル 30 に或いは X-Y 走査機構 20 の後部に取り付けるために、数種類の技術のいずれでも使用することができる。ニチノールワイヤー 28 はその端を曲げることにより取り付けることが可能であり、或いは選択的には、その端部を膨張させ、隣接する部材（すなわち、ボーデンケーブル 30 或いは X-Y 走査機構 20 の後部）の切り欠き部に引っ掛けることも可能である。他の方法は、隣接する部材に予め開けた穴にニチノールワイヤー 28 を通し、その後ワイヤーを輪にするか或いは取り付け位置に当てはまるように応力を加えて異なる角度に折り曲げる。この方法では、より安定した連結状態を得るために、さらに折り曲げることができる。

40

【 0 0 4 4 】

しかし、Z 軸制御装置 24 内の温度が理論的に一定に維持されているときでも、その温度のわずかな変動がニチノールワイヤー 28 の長さの変化を引き起こすことになる。この変動が抑制されないために、焦点面 38 の不必要な位置変動が生じる。したがって、主として位置センサー 32 を用いるフィードバック機構によって、Z 軸制御装置 24 の動きが一定に保たれる。位置センサー 32 はハウジング 18 に対する X-Y 走査機構 20 の位置を検出し、結果として焦点面 38 の位置の物差しとなる変化する出力信号を提供する。

50

この信号は、ニチノールワイヤー28の長さの好ましくないどのような変動をも補正するために使用することができ、その結果焦点面38の位置が浮動する。調整時の焦点面38の位置を保つために必要な復原性は10μmのオーダーである。さらに、このフィードバックは結腸鏡の曲げによる焦点面位置のドリフト量を最小にする（可撓部16、或いは可撓部16とハンドピース（図示せず）の間ににおいて）。

【0045】

また、フィードバック機構は、オペレーターが新たなZ深度或いはZ位置を設定してからその位置に到達するまでの応答時間を可能な限り短くしている。この応答時間は回路構成要素（図3A、3B参照）の応答時間と、ニチノールワイヤー28自身に必要な加熱電流が通電し始める応答時間とを含む。前者は望ましくは5ミリ秒から100ミリ秒である。加熱によりニチノールワイヤー28が収縮するとき、後者はニチノールワイヤー28内部の温度変化率に、またはX-Y走査機構20の機械抵抗（スプリング44の抵抗を含む）に依存する。加熱を弱めることによってニチノールワイヤー28が膨張するとき、後者はワイヤーの放熱率に依存し、またスプリング44に抗するワイヤーの動作に依存する。本実施形態はZ深度の最小から最大までを10秒間で調整することができる。

【0046】

重要なことであるが、ニチノールワイヤー28に通電する加熱電流は駆動温度を最低限に維持するために最小限にすべきである。それは患者の安全のためであり、またワイヤーの冷却時に確実に放熱できるように発熱を最小限にするためである。

【0047】

この実施形態の位置センサー32は光強度センサーを含み、図2A中の46に概略を図示している。この光学位置センサー46は、赤色パルス光を射出する発光ダイオード(LED)48と位相固定増幅(PIN)検出ダイオード(Phase Locked Amplifying detecting diode)50からなる。LED48から放射されるパルス光52は、焦点調節レンズ（図示せず）によって一対の光ファイバー54に集光される。このパルス光52は、一対の光ファイバー54の遠隔照射端58から光56として放射され、X-Y走査機構20の後方表面60上へと直進する。その後、後方表面60からの反射光62は第2の一対の光ファイバー64により集光される。光ファイバー54、64は合わせて光ファイバーバンドル66を形成する。光ファイバー64は反射光62を検出ダイオード50へと伝送する。光ファイバー54、64は、測定精度を最大限にするために、光ファイバーバンドル66内で、一対の光ファイバー54が一対の光ファイバー64で形成される面に対し直交する、交差適合配置(cross-matched configuration)で配列される。

【0048】

光学位置センサー46中のダイオード50により検出される光の強度は、後方表面60と光ファイバーバンドル66の端部との間の距離68の関数として変化する。そしてこの距離68がX-Y走査機構20の位置とともに変化するため、結果としてこの距離68がニチノールワイヤー28の長さの指標となる。ハウジング18中のX-Y走査機構20の動作は検出ダイオード50により検出され、ダイオードが機械的変位をアナログ電圧信号0(V)に変換し（変換器による。図示なし）、その結果その信号がX-Y走査機構の機械的変位を示す。

【0049】

アナログ電圧信号と機械的変位の関係を連続した6回の試験で測定し、アナログ電圧信号を変位d(μm)の関数として図2Bにプロットした。それぞれの試験に対応する曲線がグラフ右側の表に試験番号とともに記載されている。機械的変位400μmから650μmの範囲では、アナログ電圧信号は機械的変位とほぼ線形関係になり、6回の試験ではほぼ同じように繰り返される。

【0050】

物理的な大きさが結腸鏡挿入部10の所定の位置に収まれば、所望のフィードバックを提供するために他の形式の位置センサーを使うことができる。

【0051】

10

20

30

40

50

従って、図 2Cを参照すると、位置センサー 3 2 は選択的には 2 重線コイル容量性センサー 7 0 でもよく、そのセンサー 7 0 中のコイル 7 2a と 7 2b はセンサーの長さに応じて分離する方向に変化する。コイル 7 2a と 7 2b は回路に接続されてないため、両コイルが互いにより近くに引きつけられるにつれて（センサー 7 0 の収縮によって）静電容量が増加する。センサー 7 0 は Z 軸方向 1 2 に一直線に並んでいるため、X-Y 走査機構 2 0 の（ハウジング 1 8 に対して相対的な）位置変動は結果としてコイル 7 2a と 7 2b の間隔距離の変化を生じさせる。このことは、ニチノールワイヤー 2 8 が収縮して X-Y 走査機構 2 0 を後方に引寄せてセンサー 7 0 が圧縮される時、或いはニチノールワイヤー 2 8 がスプリング 4 4 による X-Y 走査機構 2 0 の前方への付勢とともに膨張し、センサー 7 0 が伸張する時に生じる。したがって、Z 軸制御装置によって調整されたハウジング 1 8 内での X-Y 走査機構 2 0 の位置が、センサー 7 0 で検出される容量と密接な関係を有する。よって、ハウジング 1 8 中の X-Y 走査機構 2 0 の変動は容量性位置センサー 7 0 により検出され、そのセンサーは機械的変位をアナログ電圧信号に変換し、その結果その信号が X-Y 走査機構の機械的変位を示す。10

【 0 0 5 2 】

このように、容量性位置センサー 7 0 は X-Y 走査機構 2 0 の変動によって容量変化を引き起こす。

【 0 0 5 3 】

図 3A は、図 1 に示されていた結腸鏡の挿入部 1 0 と Z 軸制御装置 2 4 の回路の概略図である。上述のように、結腸鏡挿入部 1 0 は結腸鏡の一要素であり、結腸鏡はさらにハンドピース 8 0 と制御基板 8 2 を有する。これらの 3 要素（挿入部 1 0 、ハンドピース 8 0 、制御基板 8 2 ）のいずれも、それぞれ独立した電源（図 3A 中に図示なし）を持っている。20

【 0 0 5 4 】

ハンドピース 8 0 は検出ダイオード 5 0 を備える。その検出ダイオードは位置センサー 3 2 からの信号の変化を受信し、上述したようにその信号の変化を X-Y 走査機構 2 0 の機械的変位を示すアナログ電圧信号 8 8 に変換する。この検出ダイオード 5 0 は、検出された光の強度の変化に応じてアナログ電圧信号を直ちに出力する。出力電圧 8 8 の変化範囲は 6 0 0 mV よりも大きい。

【 0 0 5 5 】

この実施形態では検出ダイオード 5 0 がハンドピース 8 0 内に設置されているが、このダイオードと LED 4 8 は本質的にはこのシステムのどこにでも設置することができる。これは、光ファイバー 5 4 、 6 4 対の 交差適合配置 の長さが光学位置センサー 3 2 の精度にとって重要でないためである。例えば、LED 4 8 と検出ダイオード 5 0 は十分に小さくすることができ、結腸鏡挿入部 1 0 内部の PCB (可撓性回路基板) の表面上に直接置かれる。この実施形態では光ファイバー 5 4 、 6 4 の 交差適合対 は不要である。その代わりに、LED 4 8 により放射された光はすぐに X-Y 走査機構 2 0 の後方表面 6 0 から反射され、その後検出ダイオード 5 0 によって検出される。30

【 0 0 5 6 】

図 3B を参照すると、他の実施形態では、位置センサー 3 2 は 2 重線コイル静電容量センサー 7 0 であり、ハンドピース 8 0 は復調器を含む変換器 8 6 を備え、その復調器は自励振回路と復調回路とを有する（検出ダイオード 5 0 の代わりに）。

【 0 0 5 7 】

静電容量位置センサー 3 2 から変換器 8 6 までの配線を少しでも長くすると静電容量が増加し、その結果、測定される静電容量の変化量の割合が低下することとなるので、変換器 8 6 をできる限り静電容量位置センサー 3 2 に近づけて配置するほうがよい。

【 0 0 5 8 】

試験では、容量性位置センサー 3 2 の静電容量が測定され、十分に伸張されたときは 1 1 0 p f であり、収縮時は 1 4 0 p f であることが分かり、静電容量の範囲（即ち、140-110=30 p f ）は平均値（即ち、 $(140+110)/2 = 125 \text{ p f}$ ）の 2 4 % であった。従って、変換器4050

8 6 をセンサー 3 2 に近接して配置した場合には、この程度のパーセンテージ範囲が得られることになる。この 2 4 % 程度の静電容量変化はバックグラウンドのノイズよりも高いので容易に検出され、また出力 8 8 を介してフィードバックループ中に容易に入力される。

【 0 0 5 9 】

しかし、図 3B に示す実施形態では、結腸鏡挿入部 1 0 の空間的な制限を考慮すると、変換器 8 6 を挿入部 1 0 内に容易には配置できない。その次に最も近くで適切な変換器 8 6 の位置がハンドピース 8 0 内であるため、図 3B にその位置を示した。

【 0 0 6 0 】

約 2 m の長さの低静電容量電気ケーブル 8 4 を容量性位置センサー 7 0 と変換器 8 6 との間に使用する。この低静電容量ケーブルの静電容量は実測値で 130 pf/m であった。よって、変換器 8 6 がハンドピース 8 0 内に配置されたときの、静電容量の変化率は、実際には $30/(125+2 \times 130)$ となり、約 8 % である。10

【 0 0 6 1 】

さらにもし変換器 8 6 が制御基板 8 2 内に配置されると、変換器 8 6 と位置センサー 3 2 の間にはより長いケーブルが必要となる。変換器 8 6 による検出時の静電容量変化率の低下は、位置のフィードバック機構の精度、且つ、或いは、その反復処理速度が少なくともある程度は妥協されなければならないことを、実質上意味する。

【 0 0 6 2 】

変換器 8 6 は交流信号によって交流ハーフブリッジを駆動し、ブリッジの一つのアームは固定キャパシターからなる（この実施例では、もう一方のアームは、実際上、容量性位置センサー 7 0 中の 2 つのコイル 7 2 a, 7 2 b からなる）。X-Y 走査機構 2 0 の機械的変位は位置センサー 3 2 において交流信号の振幅変化を引き起こす（インピーダンス変化のために）。変換器 8 6 は、位置センサー 3 2 からの信号を励振信号と比較し、それらの差を直流電圧に復調する。変換器 8 6 からの出力電圧 8 8 の変化範囲は 2 0 0 mV よりも大きい。変換器 8 6 のゼロオフセット電圧は、それぞれの特定の位置センサー 3 2 に適応するように調整することができる。20

【 0 0 6 3 】

したがって、上述したように、検出ダイオード 5 0 からの信号（図 3A 参照）、或いは変換器 8 6 からの信号（図 3B 参照）がアナログ電圧信号 8 8 として出力された後、信号 8 8 は制御基板 8 2 へと伝送されるが、この基板内ではまず第一にアンプ 9 0 によって増幅され、次にアナログデジタル変換器（ADC）9 2 で後続のプロセスのためのデータとなるデジタル信号 9 4 に変換される。30

【 0 0 6 4 】

アンプ 9 0 は低ノイズ作動アンプとローパスフィルター及びデジタルポテンショメーターを備える。入力信号が変換器 8 6 から来るとき、典型的な最大振幅（範囲）は 2 0 0 mV であり、出力信号の最大振幅は典型的には 1 V から 4 V の間に設定されている。

【 0 0 6 5 】

制御基板 8 2 上のマイクロコントローラー 9 6 は ADC 9 2 からのデジタル信号を集め、Z 軸アクチュエーター 2 6 を駆動させるドライバー 9 8（同じく、制御基板 8 2 上にある）を制御するために必要な信号を算出する。これらについては後により詳細に記載する。概略を言えば、ドライバー 9 8 はワイヤー 2 8 の加熱のためにパルス幅変調電流をワイヤー 2 8 に流し、ワイヤー 2 8 の長さを変化させる。変調電流のデューティ比を変化させて電流の平均値を変化させることによって加熱をコントロールし、その結果ワイヤー 2 8 上に発熱をもたらす。40

【 0 0 6 6 】

ADC 9 2 は 1 2 ビットのシリアル・アナログ デジタル変換器であり、アンプ 9 0 からのアナログ信号をデジタル信号 9 4 に変換する。ADC 9 2 はマイクロコントローラー 9 6 にインターフェースで接続され、位置センサー 3 2 からの最終的な変換信号を順に受信している。その際、ADC 9 2 はマイクロコントローラー 9 6 により制御されている。50

【 0 0 6 7 】

アンプ90のゲインは、マイクロコントローラー96によって、或いはアンプ90のアナログ出力信号を最大スケール範囲にセットするための外部調整部100を介して調整可能である。また、変換器86に入力されるオフセット補正102と、アンプ90に入力されるゲイン補正104は、ADC92に対して系（センサー32の特性によるもの、またはその特定の感度）を適切な範囲内に調整するために使用することができる。

【 0 0 6 8 】

さらに、ハンドピース80は2つの深度コントロールボタン106を有し、それらのボタンはX-Y走査機構20の正確なZ位置をセットするためのパルス信号をマイクロコントローラー96に送る。一方は深さを増加させ、他方は深さを減少させるボタン106それぞれと、マイクロコントローラー96を結ぶ配線108中には5Vの定電圧が存在する。マイクロコントローラー96は、オペレーターが深度コントロールボタン106を押したときにそれぞれの配線108における電圧が5Vから0Vへと落ちる電圧を監視している。オペレーターがシステムをコントロールすることを考慮に入れ、コントロールボタン106は押された回数または押されている継続時間をマイクロコントローラー96によって監視されている。継続して押された時間100ミリ秒ごとに1回の独立した押下げとして処理がなされる。マイクロコントローラー96は、データ収集、データ算出、電流制御のタスクを完了する。ADC92からの12ビットデジタル信号と深度コントロールボタン106からのスイッチ信号がリアルタイムにサンプリングされており、マイクロコントローラー96は比例・積分・微分（PID）制御法によってドライバー98を、またその後ニチノールワイヤー28をコントロールするために使用する値を計算する。ここでPID制御法のKpは比例係数、Kiは積分係数、Kdは微分係数である（図4参照）。

10

20

30

【 0 0 6 9 】

図4に示したPID制御法を参照すると、Z(n)は位置センサー32により検出される実測位置の出力であり、S(n)はオペレーターからボタン106によって入力される所望の位置または要求する位置からの信号であり、E(n)は結合誤差信号（composite error signal）であり、Tは時間制御周期である。V(n)は中間コントローラー出力であり、スケール1とスケール2がV(n)をリスケールする。PWMはパルス幅変調出力（the Pulse Width Modulation output）であり、ワイヤー28の発熱量を調整する。PID回路とPID制御法の今回の手段では、最新反復（current iteration）からの誤差信号（error signal）E(n)は初期反復（earlier）からの誤差信号E(n-2)或いはE(n-1)を加えてさらに変更される。同様に最新反復（current iteration）の中間出力V(n)を加えてV(n-2)にさらに変更される。

【 0 0 7 0 】

パラメーターKp、Ki、Kdは調整部100により予め設定され、且つ調整可能であり、電流値はPWM形式で出力される。コントロール周期は5ミリ秒から100ミリ秒の範囲で調整可能である。

【 0 0 7 1 】

したがって、このシステムは、X-Y走査機構20を要求されたZ位置に駆動させ、或いは特定のZ位置に維持させるための閉路のデジタル制御ループを形成し、PID制御法を使用する位置センサー32とZ軸アクチュエーター26を導入して安定した性能を得ている。

40

【 0 0 7 2 】

例えば、対物光学トレイン部22中の最端の光学素子のほぼ外側を焦点面とする、「ホーム」ポジションにX-Y走査機構20をセットすることができる。さらに調整はそのホームポジションに相対的に行われる。そして、一対の読み出し値（図示せず）がホームポジションに相対的なZ位置と光学トレイン部22中の最前端の光学素子の外側表面に相対的な「絶対的な」Z位置をそれぞれ示す。ホームポジションスイッチ110はマイクロコントローラーにホームポジションがどこであるかを示すための信号を供給する。同様にホームポジションはまた、焦点面が対物光学トレイン部22の最前端の光学素子の内部よりもさらに後方へと移動することを防ぐための「停止」位置として機能することができる。異なった位置センサーとZ軸アクチュエーターの使用による要求仕様と特性の変化（例えば感

50

度)を処理するために、マイクロコントローラー96は、オフセット補正102(上述している)とゲイン補正104(同じく上述している)と駆動電流補正112を備えて、それぞれの構成要素の補正を行う。

【0073】

ニチノールワイヤー28はZ軸アクチュエーター26の重要な要素である。それは形状記憶合金ニチノールから作られており、加熱時に長さが収縮し、冷却時には元の長さまで伸びる。特にX-Y走査機構20の位置に対してフィードバックを提供するための位置センサー32のおかげで、小さくて繰返し性に優れたニチノールワイヤーがある程度良い精度をもって結腸鏡挿入部10中のX-Y走査機構20の移動の制御を可能にしている。上述したように、ニチノールワイヤー28を収縮・伸張させるために、方形波パルス幅変調電流(PWM)をワイヤー28に流す。PWM電流の平均値は加熱を制御し、その結果ワイヤー28の長さも制御する。マイクロコントローラー96は、PWM電流の種々の平均値を得るために電流パルスのデューティ比をコントロールし、その結果ワイヤー28の所望の温度と長さを得る。ドライバー98は0Vから5Vまでを検出し、典型的な例ではPWM電圧を0mAから350mAの方形波パルス電流形式に変換する。その電流がニチノールワイヤー28を流れてワイヤー内部で熱に変換される。

【0074】

ドライバー98はPWM電流を供給するための電圧 電流変換器であり、ワイヤー28を選択的に加熱することによってZ軸アクチュエーターを駆動させる。ドライバー98はスイッチ方式で作動する。「オン」状態での電流値は、調整部100を介して或いはマイクロコントローラー96により制御されるデジタルポテンショメーターにより設定される。

【0075】

図5Aは、オペレーターが適切なコントロールボタンを押すことにより指示した後のドライバー98への方形波入力電圧114の模式図であり、オペレーターがニチノールワイヤー28を縮めて焦点面38を結腸鏡挿入部10のカバースリップ(図示なし)に相対的に近づくように移動させようとした場合である。より大きな平均電流がニチノールワイヤー28に流れるように、比較的高い平均電圧をドライバー98に与えるため、パルス幅116は比較的広くなっている。

【0076】

図5Bを参照すると、オペレーターが適切な深度コントロールボタン106を押したとき、マイクロコントローラー96は結果として生ずる電圧のリークに反応し、パルス幅120がより小さくなるように方形波パターン118を再形成する。そして、より低い平均電圧がドライバー98に入力される。結果として、より低い電流がニチノールワイヤー28を流れる。

【0077】

想像がつくと思われるが、もう一方の深度コントロールボタン106を押すと、逆の現象が起きる。これらの実施例では、位置センサー32の効果は、焦点面38位置の望ましくない変位を補正するために、方形波パルスの幅116、120を深度コントロールボタン106により決定した要求された幅の設定値付近で微量に絶えず変化させて、マイクロコントローラー96内に変換されたデジタル信号を供給することによって方形波パターンを連続的に変調させることである。

【0078】

ニチノールワイヤー28とX-Y走査機構20に対するスプリング44と光学位置センサー32の配置は図6により詳細に示されている。この図で明らかのように、スプリング44はZ軸アクチュエーター26の前方の隙間122(不使用時は約1.3mmである)に配置されている。ボーデンケーブル30(ニチノールワイヤー28のほとんどを覆っている)と位置センサー32の後方収容部124とは、機械的な安定性と電気的な絶縁性が図られ、収縮する包装部材(shrink wrap)でカバーされている。

【0079】

また、結腸鏡挿入部10内の電気回路は隙間122中の3つのPCB126a、126b、

10

20

30

40

50

126cに設置されており、後方のPCB 126aはZ軸アクチュエーター部材の前端に、前方のPCB 126cはX-Y走査機構20の後端に位置する。隙間122の大きさは使用中(ニチノールワイヤー28の長さの収縮、膨張時)に変化するため、第3のPCBすなわちPCB 126bは可撓性であり、他の2つのPCBの間に円弧状に配置され、接続されている。フレキシブルPCB 126bは、3つのPCBに渡って電気的な接続を維持できるように、他の2つのPCB 126a、126cにしっかりと固定されている。ワイヤー接続は、使用によりまたはなんだ接続部の曲げによりすぐに壊れるため、その使用が避けられている。

【0080】

また、この図中には、ケーブル128、X軸センサー130の外部回路、メカニカルピン132の形状をしたバックストップが示されている。このメカニカルピン132は、ニチノールワイヤー28が最も収縮した状態である時のX-Y走査機構20の最後部移動位置を定めている。さらに、X-Y走査機構20がこのメカニカルピン132に接触するとすぐに、ニチノールワイヤー28がそれ以上加熱されないようにするために、電流のカットオフ或いは調整を行うことが可能である。さもなければ、ニチノールワイヤー28が自分自身を固定した位置の一箇所から引っ張り出してしまうという危険性がある。

10

【0081】

スプリング44は後方PCB 126aと前方PCB 126cに接して付勢し、またその後方PCB 126aはボーデンケーブル30に対する取付け表面を有する。さらに、光ファイバー34はX-Y走査機構20の後部のあたりまで前方に伸びた筒に囲まれ、この筒は好ましくは、後方または前方PCB 126a、126cを密閉しており、ほこり、細菌、他の汚染物質の進入をある程度阻止する役目を果たす。

20

【0082】

ニチノールワイヤー28はその前端を前方PCB 126cに取付ける。ニチノールワイヤー28が使用中に膨張と収縮を繰り返すにつれて、PCB 126cの取付け位置はその取付け部を損失に導く可能性のある機械的な応力にさらされることとなる。図7Aを参照すると、この実施形態によれば、ニチノールワイヤー28の前方先端部をフック134の形状とし、前方PCB 126cを2度貫いている。さらに、任意であるが好ましいはんだ136(或いは選択的には接着剤)はフック134の端の上を覆い、PCB 126cとの取付け位置にあるニチノールワイヤー28を支持するための前方表面キャップを形成する。

30

【0083】

図7Bを参照すると、他の実施形態では、フック134がPCB 126cから離れてしまう可能性がほとんどなくなるように、ニチノールワイヤー28の前方先端部を追加的にノブ138の形状としている(ワイヤー28が通るPCB 126cの穴よりも大きい)。

【0084】

本発明の範囲内の変形が、本技術の分野における通常の知識を有する者によりすぐに達成される可能性がある。したがって、この発明は以上に例示された特定の実施形態に制限されるものではない。

【0085】

さらに、本明細書に記載したいかなる従来技術の参照も、その従来技術の参照が通常の一般的知識の一部を形成し、或いは形成されていることを意味するものではない。

40

【図面の簡単な説明】

【0086】

本発明をより明瞭に確認するため、ここに好ましい実施形態を例として添付図に示す。

【図1A】図1Aは、本発明の好ましい実施形態による、深度すなわちZ軸方向により結腸鏡の焦点面をコントロールするためのZ軸制御装置を備える結腸鏡挿入部の模式図である。

【図1B】図1Bは、本発明の選択的な好ましい実施形態による、深度すなわちZ軸方向により結腸鏡の焦点面をコントロールするためのZ軸制御装置を備える結腸鏡挿入部の模式図である。

【図1C】図1Cは、本発明のさらにいっそう好ましい実施形態による、深度すなわちZ軸

50

方向により結腸鏡の焦点面をコントロールするためのZ軸制御装置を備える結腸鏡挿入部の模式図である。

【図2A】図2Aは、図1AのZ軸制御装置の光学位置センサーの模式図である。

【図2B】図2Bは、図2Aの光学位置センサーに関する、出力アナログ電圧の変化とZ軸動作距離の変化の実測関係を示したものである。

【図2C】図2Cは、図1AのZ軸制御装置の選択的に好ましい実施形態による静電容量位置センサーの模式図である。

【図3A】図3Aは、図1Aの光学位置センサーをもつZ軸制御装置を有する結腸鏡の模式的な回路図である。

【図3B】図3Bは、本発明の選択的より好ましい実施形態による容量性位置センサーをもつZ軸制御装置を有する結腸鏡の模式的な回路図である。 10

【図4】図4は、図1AのZ軸制御装置の比例・積分・微分制御ループのフローチャートである。

【図5A】図5Aは、図1AのZ軸制御装置のドライバーに入力される方形波電圧の模式図である。

【図5B】図5Bは、深さ調整後の図1AのZ軸制御装置のドライバーに入力される方形波電圧の模式図である。

【図6】図6は、図1AのZ軸制御装置のニチノールワイヤー28とX-Y走査機構に対するスプリングと光学位置センサーの配置の模式図である。

【図7A】図7Aは、図1AのZ軸制御装置のニチノールワイヤーの取付け部と前方PCBの模式図である。 20

【図7B】図7Bは、図1AのZ軸制御装置置のニチノールワイヤーと前方PCBの間の選択的な取付け形式の模式図である。

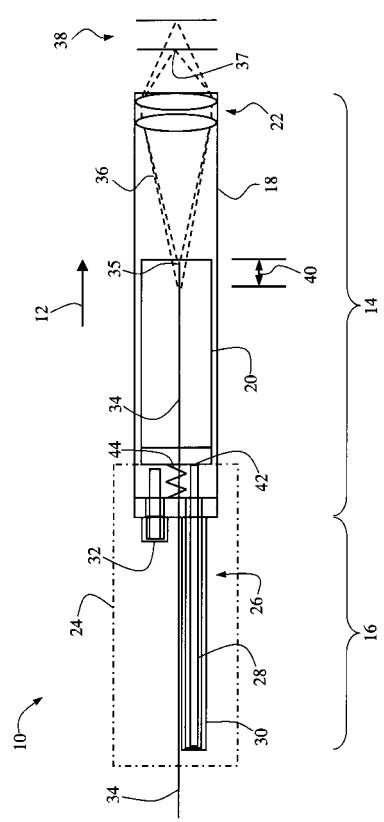
【符号の説明】

【0087】

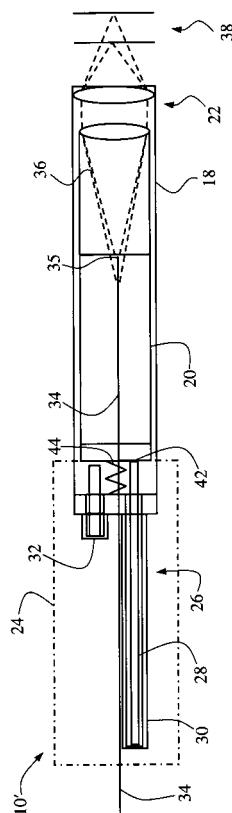
1 0	結腸鏡挿入部	
1 2	Z軸方向	
1 8	ハウジング	
2 0	X-Y走査機構	
2 2	対物光学トレイン部	30
2 4	Z軸制御装置	
2 6	Z軸アクチュエーター	
2 8	形状記憶合金ニチノールワイヤー	
3 0	ボーデンケーブル (Bowden Cable)	
3 2	位置センサー	
3 4	光ファイバー	
3 7	点状観察領域	
3 8	焦点面	
4 4	コイルスプリング	
4 6	光学位置センサー	40
4 8	発光ダイオード (LED)	
5 0	検出ダイオード	
6 6	光ファイバーバンドル	
7 0	2重線コイル容量性センサー	
8 0	ハンドピース	
8 2	制御基板	
8 6	変換器	
8 8	アナログ電圧信号	
9 0	アンプ	
9 2	アナログデジタル変換器	50

- 9 4 デジタル信号
 9 6 マイクロコントローラー
 1 0 0 外部調整部
 1 0 6 深度コントロールボタン
 1 1 0 ホームポジションスイッチ
 1 1 8 方形波パターン
 1 2 6 a 後方のPCB
 1 2 6 c 前方のPCB
 1 2 6 b フレキシブルPCB

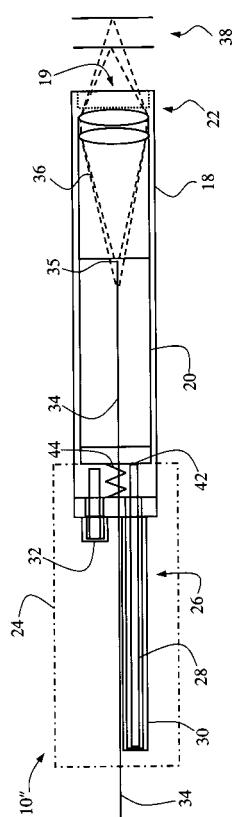
【図1A】



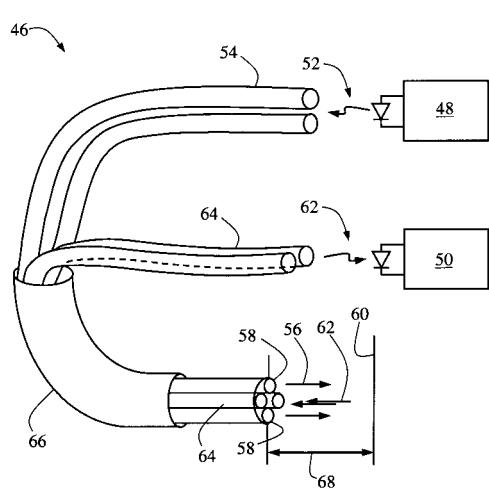
【図1B】



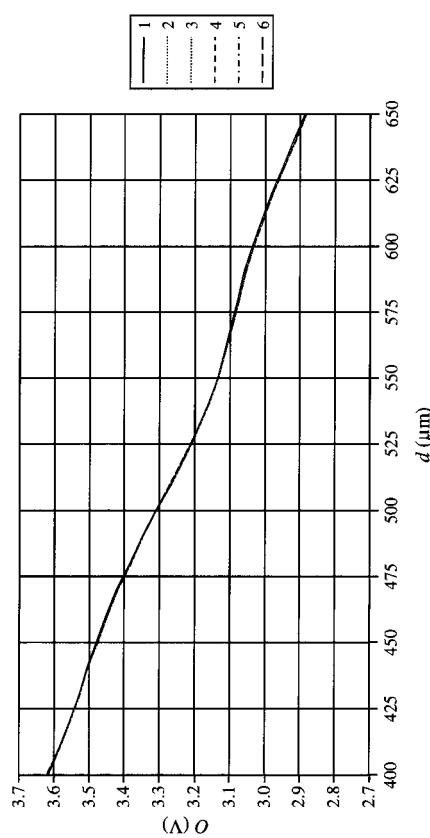
【図1C】



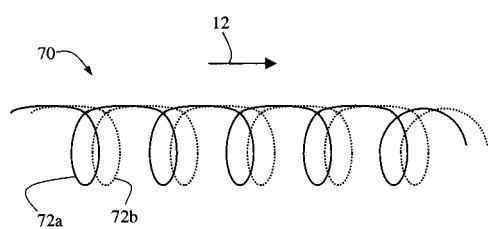
【図2A】



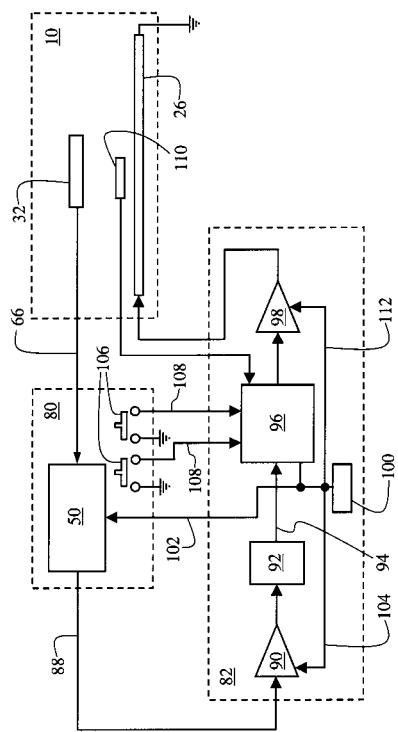
【図2B】



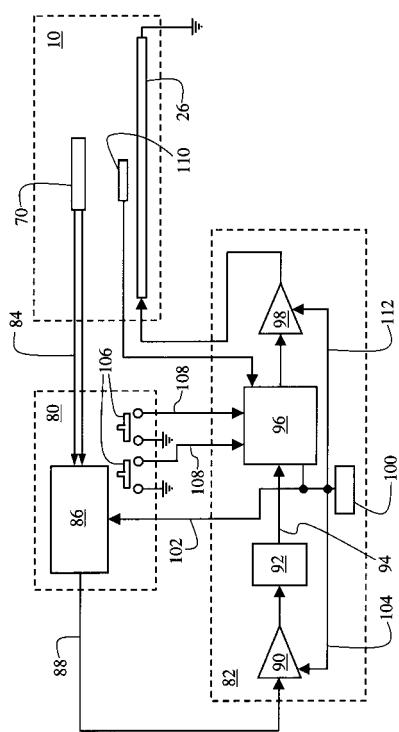
【図2C】



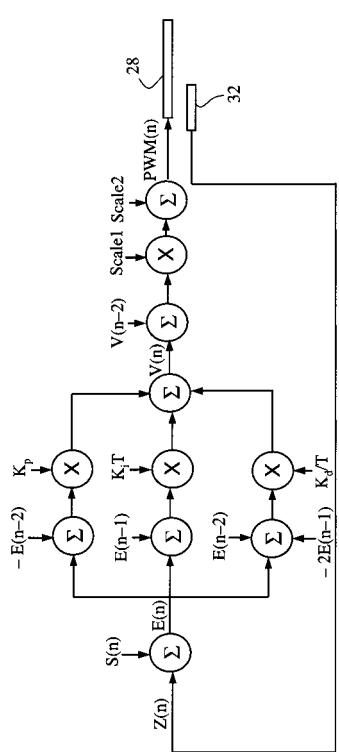
【図3A】



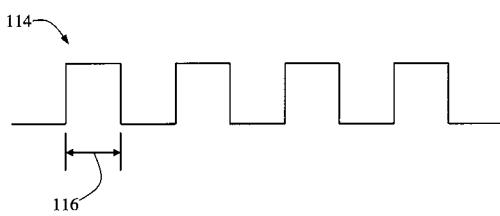
【図3B】



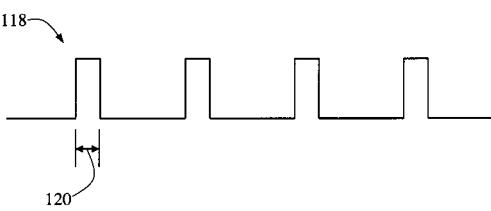
【図4】



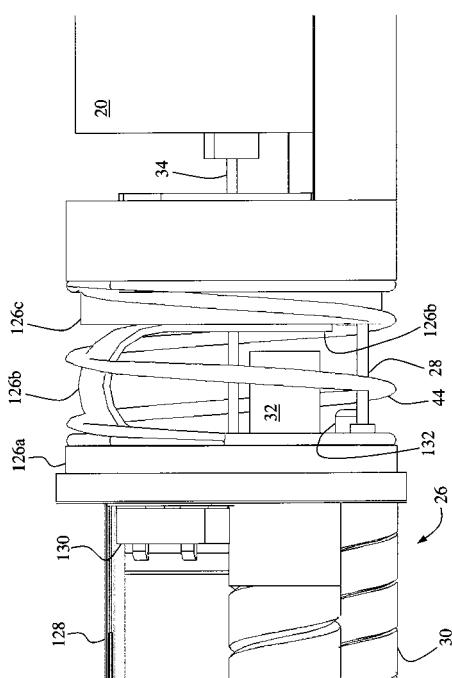
【図5A】



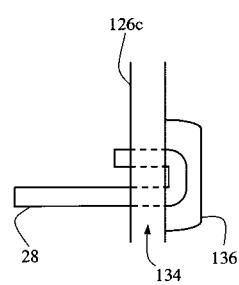
【図5B】



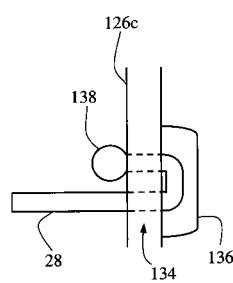
【図6】



【図7A】



【図7B】



フロントページの続き

(72)発明者 クリストファー ジェラルド バーン
オーストラリア国 ヴィクトリア 3178 ローヴィル, セレスチアル コート 13
(72)発明者 ヨハン ゴッセ レーメンス
オーストラリア国 ヴィクトリア 3156 ファーンツリー ガリー, タルドラ ドライブ
49
(72)発明者 リビン ニ
オーストラリア国 ヴィクトリア 3150 グレン ウェバリー, ローラム コート 4

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特公昭63-043765(JP,B1)
特公平05-087677(JP,B2)
特開平10-307628(JP,A)
特開2002-301018(JP,A)
特開2001-149304(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26
G02B 7/08

专利名称(译)	用于深度控制或Z轴驱动的方法和设备		
公开(公告)号	JP4842518B2	公开(公告)日	2011-12-21
申请号	JP2004118579	申请日	2004-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	乐观的扫描私人有限公司 旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	乐观的扫描私人有限公司 宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	乐观的扫描私人有限公司 HOYA株式会社		
[标]发明人	プラドリー チャールズ ジョンズ クリストファー ジェラルド バーン ヨハン ゴッセ レーメンス リビンニ		
发明人	プラドリー チャールズ ジョンズ クリストファー ジェラルド バーン ヨハン ゴッセ レーメンス リビンニ		
IPC分类号	A61B1/00 G02B7/08 G02B23/24 A61B1/005 A61B1/31 G02B7/00 G02B21/24		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B5/0068 G02B7/005 G02B21/241 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.P G02B7/08.C G02B7/08.Z G02B23/24.A A61B1/00.523 A61B1/00.525 A61B1/00.715 A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA05 2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/DA18 2H040/DA19 2H044 /DA01 2H044/DB00 2H044/DC01 2H044/DE06 4C061/AA04 4C061/FF35 4C061/HH28 4C061/JJ02 4C061/PP13 4C161/AA04 4C161/FF35 4C161/HH28 4C161/JJ02 4C161/PP13		
优先权	60/462324 2003-04-14 US		
其他公开文献	JP2004321792A JP2004321792A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现光学仪器的深度控制或 Z 轴驱动。**ŽSOLUTION：**该位置控制装置10配备有可伸长构件26，其可控制沿轴线12的位置并沿轴线12伸展/收缩，加热装置82以控制形状记忆合金28的温度，以及反馈机构32，其对应于位置的变化而被致动。可伸长构件26配备有可定位的形状记忆合金28，以便沿轴线12伸展和收缩。反馈机构32可以控制加热装置82，该位置可以由加热装置82控制并且可以保持通过反馈机制恒定32。**Ž**

