

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

軸に沿って位置を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。

10

【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を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記バイアス手段が前記形状記憶合金の収縮に抗して作用する、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記バイアス手段がスプリングである請求項 3 に記載の装置。

20

【請求項 6】

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 7】

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、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

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。

30

【請求項 9】

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 8 に記載の装置。

【請求項 10】

電流がパルス幅変調電流である、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 11】

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な、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

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を備える、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 13】

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、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

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 15】

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

50

縦方向には十分に堅く、横方向には可撓性である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 16】

前記長尺部材がボーデンケーブルからなる、請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

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 18】

位置が変化するときには間隔が変化する、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をさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 19】

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 20】

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請求項 1 に記載の位置制御装置、を備える内視鏡。

【請求項 21】

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装置両方の移動により調節可能であり、前記移動は前記位置制御装置によって制御可能である、請求項 20 に記載の内視鏡。

【請求項 22】

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、請求項 20 に記載の内視鏡。

【請求項 23】

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 20 に記載の内視鏡。

【請求項 24】

前記内視鏡が共焦点内視鏡である、請求項 20 に記載の内視鏡。

【請求項 25】

前記内視鏡が内視顕微鏡である、請求項 20 に記載の内視鏡。

【請求項 26】

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、顕微鏡。

【請求項 27】

請求項 1 に記載の位置制御装置を備える、結腸鏡。

【請求項 28】

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。

【請求項 29】

前記軸が深度或いは Z 軸である、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

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、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 31】

前記バイアス手段がスプリングである、請求項 30 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 3 2】

前記バイアス手段が前記形状記憶合金の収縮に抗して作用する、請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 3】

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、
光学ヘッドを前記部位に位置させること、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。

【発明の詳細な説明】

10

【関連出願】**【0 0 0 1】**

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って、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】**【0 0 0 2】**

本発明は、例えば内視鏡や顕微鏡等（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】**【0 0 0 3】**

20

例えば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。

【0 0 0 4】

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。

【0 0 0 5】

本発明の目的は、Z軸のコントロールを可能としつつ、横方向にも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】**【0 0 0 6】**

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って、位置の変化にตอบสนอง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。

【0 0 0 7】

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。）

【0 0 0 8】

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。

50

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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

【 0 0 1 4 】

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。 30

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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

【 0 0 1 7 】

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強く、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ドンケーブルからなる。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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装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。

【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もよい。

【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。

【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の間隔が変化する、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。

【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。

【0030】

前記軸が深度或いは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。

10

【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とボウデンケーブル(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。

20

【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。光学トレイン部22は、光ファイバー34の出射端の射出開孔(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。

30

【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)。

40

【0038】

さらなる実施形態では、X-Y走査機構20が光学トレイン部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

50

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）。

【0039】

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てもある程度（範囲 40 の間であり、Z軸方向に約 $300\ \mu\text{m}$ ）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

【0040】

焦点面 38 の移動範囲は、光学トレイン部 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 $300\ \mu\text{m}$ 前方までである。

【0041】

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 $300\ \mu\text{m}$ 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

【0042】

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 の後部に取り付ける。ニチノールワイヤー 28 を加熱すると収縮が起こり、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

【0043】

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 をボードンケーブル 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、ボードンケーブル 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

【0044】

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ていないために、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 50

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。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 $10\text{ }\mu\text{m}$ 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。LED 48 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 $400\text{ }\mu\text{m}$ から $650\text{ }\mu\text{m}$ 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

従って、図 2 C 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 2 a と 7 2 b 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 2 a と 7 2 b 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 2 a と 7 2 b 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 3 A 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 3 A 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。

30

【 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 対の交差配列バンドルの長さが光学位置センサー 3 2 の精度にとっては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 対の交差配列バンドルは不必要である。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。

40

【 0 0 5 6 】

図 3 B 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-

50

110=30 pf) は平均値 (即ち、 $(140+110/2)=125$ pf) の 24% であった。従って、変換器 86 をセンサー 32 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 24% 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 88 を介してフィードバックループ中に容易に入力される。

【0059】

しかし、図 3B に示す実施形態では、結腸鏡挿入部 10 の空間的な制限を考慮すると、変換器 86 を挿入部 10 内に容易には配置できない。その次に最も近くて適切な変換器 86 の位置がハンドピース 80 内であるため、図 3B にその位置を示した。

【0060】

約 2 m の長さの低静電容量電気ケーブル 84 を容量性位置センサー 70 と変換器 86 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 あった。よって、変換器 86 がハンドピース 80 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。

【0061】

さらにもし変換器 86 が制御基板 82 内に配置されると、変換器 86 と位置センサー 32 の間にはより長いケーブルが必要となる。変換器 86 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。

【0062】

変換器 86 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、實際上、容量性位置センサー 70 中の 2 つのコイル 72a、72b からなる)。X-Y 走査機構 20 の機械的変位は位置センサー 32 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 86 は、位置センサー 32 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 86 からの出力電圧 88 の変化範囲は 200 mV よりも大きい。変換器 86 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 32 に適応するように調整することができる。

【0063】

したがって、上述したように、検出ダイオード 50 からの信号 (図 3A 参照)、或いは変換器 86 からの信号 (図 3B 参照) がアナログ電圧信号 88 として出力された後、信号 88 は制御基板 82 へと伝送されるが、この基板内ではまず第一にアンプ 90 によって増幅され、次にアナログデジタル変換器 (ADC) 92 で後続のプロセスのためのデータとなるデジタル信号 94 に変換される。

【0064】

アンプ 90 は低ノイズ作動アンプとローパスフィルタ及びデジタルポテンショメータを備える。入力信号が変換器 86 から来るとき、典型的な最大振幅 (範囲) は 200 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。

【0065】

制御基板 82 上のマイクロコントローラ 96 は ADC 92 からのデジタル信号を集め、Z 軸アクチュエータ 26 を駆動させるドライバ 98 (同じく、制御基板 82 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 98 はワイヤ 28 の加熱のためにパルス幅変調電流をワイヤ 28 に流し、ワイヤ 28 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 28 上に発熱をもたらす。

【0066】

ADC 92 は 12 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 90 からのアナログ信号をデジタル信号 94 に変換する。ADC 92 はマイクロコントローラ 96 にインターフェースで接続され、位置センサー 32 からの最終的な変換信号を順に受信し

10

20

30

40

50

ている。その際、ADC 9 2 はマイクロコントローラ 9 6 により制御されている。

【 0 0 6 7 】

アンプ 9 0 のゲインは、マイクロコントローラ 9 6 によって、或いはアンプ 9 0 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 1 0 0 を介して調整可能である。また、変換器 8 6 に入力されるオフセット補正 1 0 2 と、アンプ 9 0 に入力されるゲイン補正 1 0 4 は、ADC 9 2 に対して系（センサー 3 2 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 8 0 は 2 つの深度コントロールボタン 1 0 6 を有し、それらのボタンは X-Y 走査機構 2 0 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 9 6 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 1 0 6 それぞれと、マイクロコントローラ 9 6 を結ぶ配線 1 0 8 中には 5 V の定電圧が存在する。マイクロコントローラ 9 6 は、オペレーターが深度コントロールボタン 1 0 6 を押したときにそれぞれの配線 1 0 8 における電圧が 5 V から 0 V 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 1 0 6 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 9 6 によって監視されている。継続して押された時間 1 0 0 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 9 6 は、データ収集、データ算出、電流制御のタスクを完了する。ADC 9 2 からの 1 2 ビットデジタル信号と深度コントロールボタン 1 0 6 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 9 6 は比例・積分・微分（PID）制御法によってドライバー 9 8 を、またその後ニチノールワイヤー 2 8 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 K_p は比例係数、 K_i は積分係数、 K_d は微分係数である（図 4 参照）。

【 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 3 2 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 1 0 6 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 2 8 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 K_p 、 K_i 、 K_d は調整部 1 0 0 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 1 0 0 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 2 0 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 3 2 と Z 軸アクチュエーター 2 6 を導入して安定した性能を得ている。

【 0 0 7 2 】

例えば、対物光学トレイン部 2 2 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 2 0 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、一对の読出し値（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 2 2 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 1 1 0 はマイクロコントローラにホームポジションがどこであること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 2 2 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 0 Vから 5 Vまでを検出し、典型的な例ではPWM電圧を 0 mAから 350 mA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。

10

【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オメーターにより設定される。

20

【0075】

図 5 A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 は比較的広がっている。

【0076】

図 5 B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。

30

【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るようにして、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。

40

【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。この図で明らかなように、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 1.3 mmである）に配置されている。ボアデンケーブル 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】

50

また、結腸鏡挿入部 10 内の電気回路は隙間 122 中の 3 つの PCB 126 a、126 b、126 c に設置されており、後方の PCB 126 a は Z 軸アクチュエーター部材の前端に、前方の PCB 126 c 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 126 b 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 126 b 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 126 a、126 c 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。

【0081】

スプリング 44 は後方 PCB 126 a と前方 PCB 126 c に接して付勢し、またその後方 PCB 126 a はボアケーブル 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延びた筒に囲まれ、この筒は好ましくは、後方または前方 PCB 126 a、126 c 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。

【0082】

ニチノールワイヤー 28 はその前端を前方 PCB 126 c 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 126 c 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 7 A 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 126 c 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 126 c 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。

【0083】

図 7 B を参照すると、他の実施形態では、フック 134 が PCB 126 c 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 126 c の穴よりも大きい）。

【0084】

本発明の範囲内での変形が、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。

【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 1 A】図 1 A 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 1 B】図 1 B 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。

10

20

30

40

50

【図 1 C】図 1 C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 2 A】図 2 Aは、図 1 AのZ軸制御装置の光学位置センサーの模式図である。

【図 2 B】図 2 Bは、図 2 A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 2 C】図 2 Cは、図 1 A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 3 A】図 3 Aは、図 1 A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。

10

【図 3 B】図 3 Bは、本発明の選択的な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。

【図 4】図 4 は、図 1 A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 5 A】図 5 Aは、図 1 A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 5 B】図 5 Bは、深さ調整後の図 1 A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 1 AのZ軸制御装置のニチノールワイヤー 2 8 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。

20

【図 7 A】図 7 Aは、図 1 A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。

【図 7 B】図 7 Bは、図 1 AのZ軸制御装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】

【 0 0 8 7 】

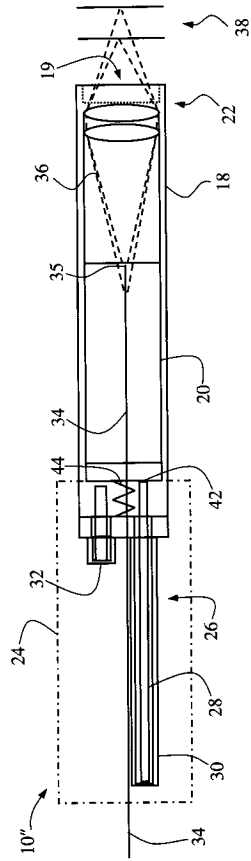
| | |
|-----|---------------------------|
| 1 0 | 結腸鏡挿入部 |
| 1 2 | Z軸方向 |
| 1 8 | ハウジング |
| 2 0 | X-Y走査機構 |
| 2 2 | 対物光学トレイン部 |
| 2 4 | Z軸制御装置 |
| 2 6 | Z軸アクチュエーター |
| 2 8 | 形状記憶合金ニチノールワイヤー |
| 3 0 | ボーデンケーブル (Bowden Cable) |
| 3 2 | 位置センサー |
| 3 4 | 光ファイバー |
| 3 7 | 点状観察領域 |
| 3 8 | 焦点面 |
| 4 4 | コイルスプリング |
| 4 6 | 光学位置センサー |
| 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 | アンブ |

30

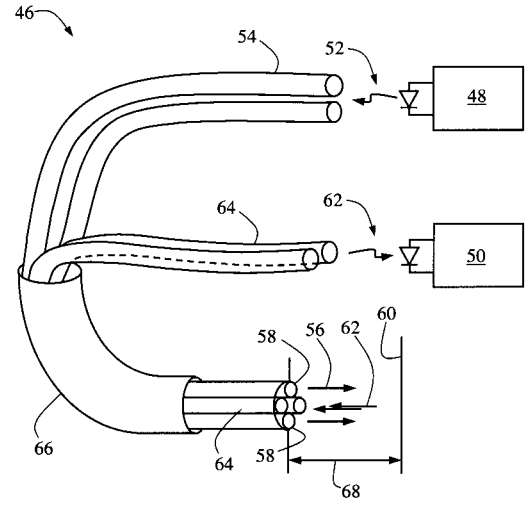
40

50

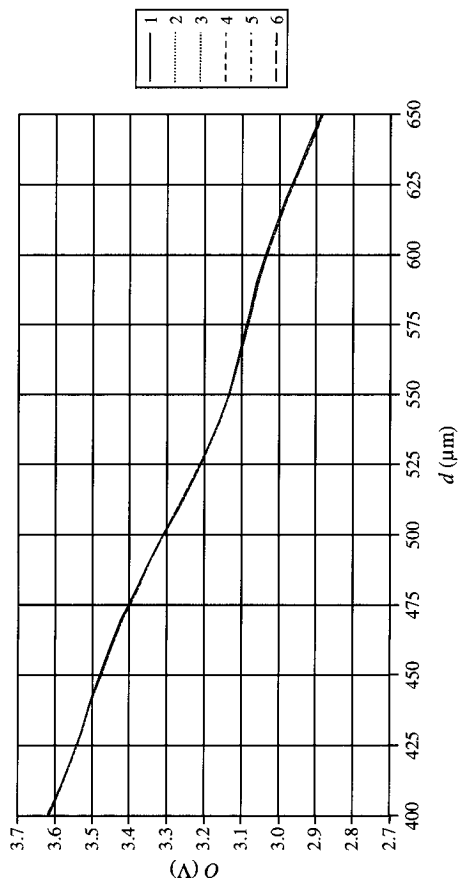
【図 1 C】



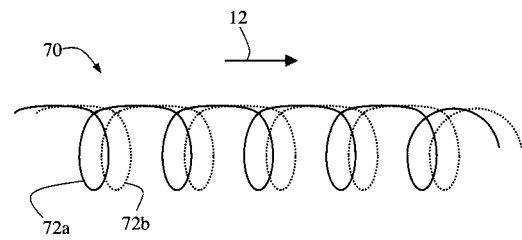
【図 2 A】



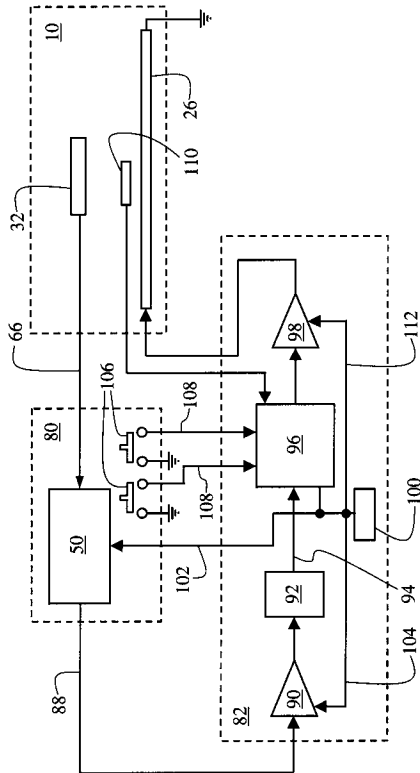
【図 2 B】



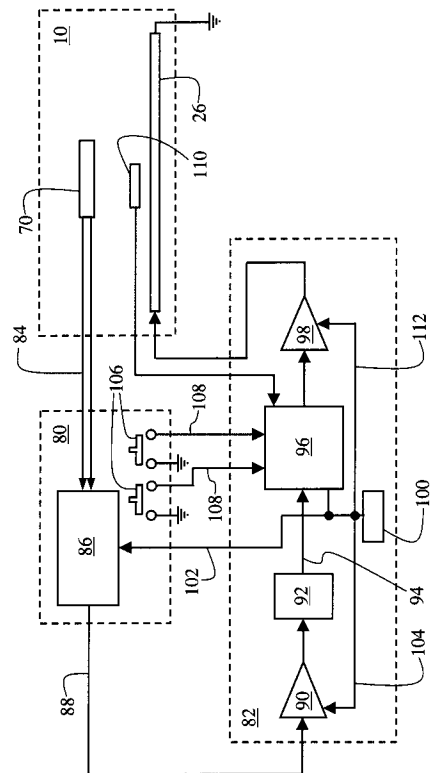
【図 2 C】



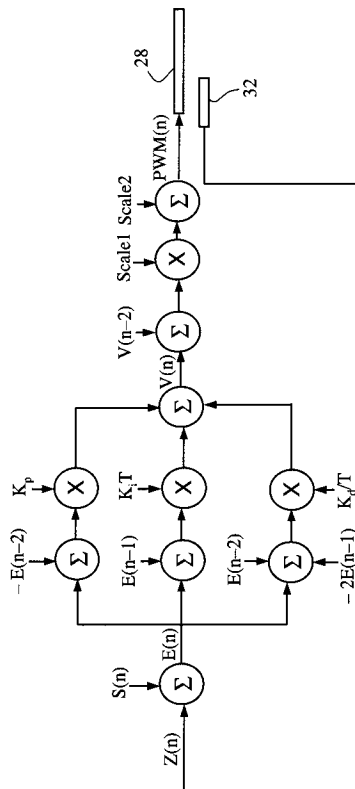
【図 3 A】



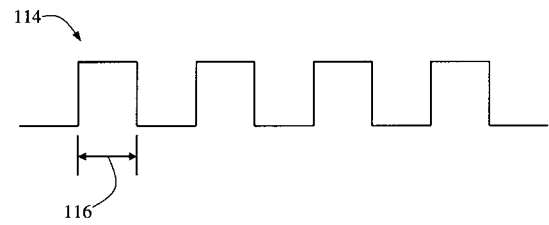
【図 3 B】



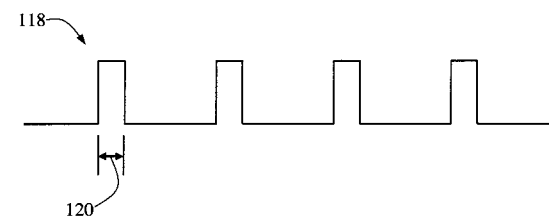
【図 4】



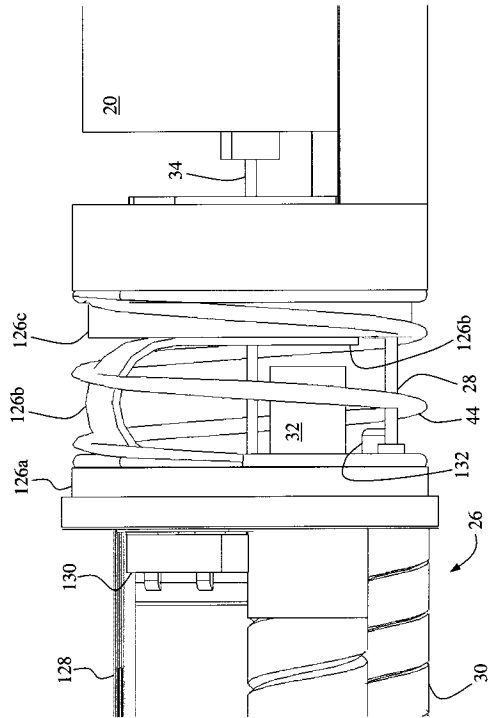
【図 5 A】



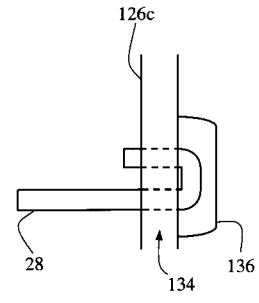
【図 5 B】



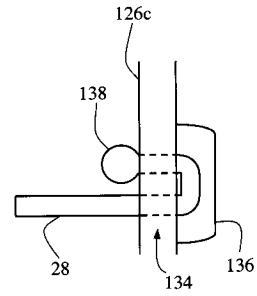
【図 6】



【図 7 A】



【図 7 B】



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 3 1 7 8 ローヴィル, セレスチアル コート 1 3

(72)発明者 ヨハン ゴッセ レーメンズ

オーストラリア国 ヴィクトリア 3 1 5 6 ファーンツリー ガリー, タルドラ ドライブ
4 9

(72)発明者 リビン ニ

オーストラリア国 ヴィクトリア 3 1 5 0 グレン ウェバリー, ローラム コート 4

F ターム(参考) 2H040 BA04 BA05 BA21 BA23 DA12 DA18 DA19

2H044 DA01 DB00 DC01 DE06

4C061 AA04 FF35 HH28 JJ02 PP13

【外国語明細書】

- 1 -

METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING
DEPTH CONTROL OR Z-ACTUATION

This application is based on and claims the benefit of the
5 filing date of US provisional application serial no.
60/462,324 filed 14 April 2003 and incorporated herein by
reference in its entirety.

FIELD OF THE INVENTION

10 The present invention relates to a method and apparatus
for providing depth control or z-axis actuation in, for
example, optical instrumentation such as endoscopes and
microscopes (including endomicroscopes).

15 BACKGROUND OF THE INVENTION

Many techniques have been proposed for providing x-y
actuation, that is, scanning: see, for example,
WO 00/75712. Actuation in the z or depth direction is
also often required, particularly in endoscopy and
20 microscopy and, in particular, in confocal systems. In
one existing approach, z depth adjustment is provided by
manual adjustment of the position of an objective lens.
In bench-top systems this may be done by direct
adjustment; in hand held devices this is done, in one
25 existing system, by means of a mechanical cam system
operated by the user. In confocal microscopy systems, a z
depth adjustment mechanism is required to enable the
operator to focus the confocal point within a specimen at
different focal plane depths.

30

However, existing z-actuator systems are inappropriate for
miniaturized confocal endoscopes and other compact systems
where dimensions (and, in particular, diameter) are
required to be minimized, or where, as in endoscopy, the
35 length of the rigid head should be as short as possible.

It is an object of the present invention to provide a z

- 2 -

actuator that is controllable in the z axis but provides some flexibility in lateral directions.

SUMMARY OF THE INVENTION

5 The present invention provides, in a first broad aspect, a position control apparatus for controlling *position along* an axis, comprising:

an extensible member that can be extended and contracted along said axis, comprising shape memory alloy locatable to expand and contract along said axis;

10 heating means for controlling the temperature of said shape memory alloy; and

a feedback mechanism for controlling said heating means and responsive to variations in said position;

15 wherein said position is controllable by means of said heating means and can be stabilized by means of said feedback mechanism.

In one embodiment, the axis is the depth or z axis (in which case the apparatus may be described as a depth control or z-actuation apparatus).

Preferably the apparatus includes biasing means for opposing either the expansion or contraction of said shape memory alloy, preferably opposed to said contraction.

Preferably the biasing means is a spring and more preferably a coil spring, but it could also comprise a member of rubber or some other resilient material that is, for example, compressed when the when the shape memory alloy contracts.

Thus, fluctuations in the length of the shape memory alloy arising from variations in ambient temperature are corrected by means of the feedback mechanism so that the apparatus maintains a desired length once set to that length. Examples of suitable shape memory alloys are

- 3 -

tinel and nitinol.

Preferably the feedback mechanism comprises a feedback sensor for sensing the position of the apparatus and
5 provide an output directed to the heating means to modify the heat applied to the shape memory alloy.

In one embodiment, the feedback mechanism comprises a plurality of feedback sensors. By this means, a more
10 accurate measure of position can be obtained or, where the distance being measured is not uniform (such as if the apparatus is being bent), a measure of the degree of bend so that the appropriate position value can be determined.

15 Preferably the heating means comprises a source of electrical current for heating said shape memory alloy, preferably by passing said electrical current through said shape memory alloy. However, the heating means could be any other suitable alternative, including a mechanism for
20 heating and circulating a fluid (including air, another gas or a liquid) around or past the shape memory alloy. Alternatively, the heating means could comprise a heater touching or otherwise in thermal communication with the shape memory alloy (such as one or more electrically
25 powered heating elements operable to radiate heat onto the shape memory alloy, or connected to the shape memory alloy by a thermally conductive connector).

Preferably said electrical current is a pulse width
30 modulated current. Preferably, the heating means is controllable to vary the duty cycle of the pulse width modulated current and therefore the average value of the electrical current.

35 Thus, by changing the average value of the current, the heating of and therefore the length of the shape memory alloy can be controlled.

- 4 -

The feedback mechanism may comprise a capacitance sensor, a variable resistance sensor, a magnetic hall sensor, an inductive sensor, or an optical sensor. In one embodiment
5 the feedback mechanism comprises a capacitive sensor comprising a double wire coil capacitive sensor, wherein the separation of the two coils varies according to the position of said apparatus thereby varying the output of said sensor. In a preferred embodiment the feedback
10 mechanism comprises an optical sensor comprising a pulsed red Light Emitting Diode (LED) and a Phase Locked Amplifying (PIN) detecting diode.

Preferably said apparatus includes an elongate member for
15 securing said shape memory alloy to said apparatus, wherein said elongate member is longitudinally substantially rigid and laterally flexible. More preferably said elongate member comprises a Bowden Cable.

20 The present invention also provides an endoscope comprising:

- an optical fibre for providing illuminating light;
- a light condenser for focussing said illuminating
25 light to an observational field; and
- a position control apparatus as described above, for controlling the position of the observational field.

The position may be adjustable by movement of the exit
30 aperture, by movement of the light condenser, or by movement of both the exit aperture and the light condenser, wherein the movement is controllable by means of the position control apparatus.

35 Preferably said endoscope includes an x-y scan mechanism incorporating said exit aperture, wherein said x-y scan mechanism is adjustable in position by means of said

- 5 -

position control apparatus.

In one embodiment the extensible member is one of a plurality of like extensible members.

5

Thus, a plurality of such members of shape memory alloy could be included. This might be to reduce the range of heating required in each, or to allow more evenly distributed force to be applied to effect changes in z position. Alternatively, different heating applied to respective members can be used to bend a device in which the apparatus is employed. For example, where the apparatus is used to control the z position of an x-y scan mechanism, the x-y scan mechanism could be induced to adopt an orientation at an angle to the apparatus by locating, for example, three separately controlled members evenly spaced around the circumference of the apparatus.

The endoscope, in one embodiment, is a confocal endoscope, and may be in the form of an endomicroscope.

The present invention also provides a microscope (which may be a confocal microscope) comprising:

a position control apparatus as described above, for controlling the position of an observational field of said microscope.

The present invention also provides a colonoscope (which, also, may be confocal) having a position control apparatus as described above.

In one embodiment, the apparatus includes a flexible printed circuit board (PCB) arranged between and attached to two portions of said apparatus whose separation varies as the position is varied, to flex as said separation varies.

- 6 -

This approach could in fact be used in other applications where the separation of two components varies, and an electrical connection is required or desired between those two portions.

5

Preferably said apparatus includes a home adjustment mechanism for setting a desired home position in the direction of the axis (such as a z direction), such that subsequent adjustment of the position is relative to said home position.

10

The present invention also provides, in a second broad aspect, a method of providing positioning control of a position along an axis, comprising:

15

providing a extensible member that can be extended and contracted along said axis, comprising shape memory alloy locatable to expand and contract along said axis;

20

controlling the length of said shape memory alloy by means of heating means; and

providing a feedback signal in response to variations in said position and controlling said heating means according to said feedback signal to stabilize said position;

25

whereby said position is controllable by means of said heating means and stabilized by means of said feedback mechanism.

30

The axis may be is the depth or z axis.

Preferably the method includes opposing either the expansion or contraction of said shape memory alloy by means of a biasing means, such as a spring, preferably opposed to said contraction.

35

The invention also provides a method of performing endoscopy or colonoscopy of a site, comprising:

- 7 -

locating an optical head at said site; and
controlling the position of an observational
field of said endoscopy or colonoscopy at least in part by
means of a shape memory alloy.

5

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

In order that the invention may be more clearly
ascertained, preferred embodiments will now be described,
by way of example, with reference to the accompanying
drawings, in which:

10

Figure 1A is a schematic view of a colonoscope
insert provided with a z control apparatus for controlling
the focal plane of the colonoscope in the depth or z
direction according to a preferred embodiment of the
present invention;

15

Figure 1B is a schematic view of a colonoscope
insert provided with a z control apparatus for controlling
the focal plane of the colonoscope in the depth or z
direction according to an alternative preferred embodiment
of the present invention;

20

Figure 1C is a schematic view of a colonoscope
insert provided with a z control apparatus for controlling
the focal plane of the colonoscope in the depth or z
direction according to a still further preferred
embodiment of the present invention;

25

Figure 2A is a schematic view of the optical
position sensor of the z control apparatus of figure 1A;

Figure 2B is the measured relationship between
the change in output analogue volts with the change in the
distance of the z actuation for the optical position
sensor of figure 2A;

30

Figure 2C is a schematic view of a capacitance
position sensor according to an alternative preferred
embodiment of the z control apparatus of figure 1A;

35

Figure 3A is a schematic circuit diagram of the
colonoscope with z control apparatus with optical position
sensor of figure 1A;

- 8 -

Figure 3B is a schematic circuit diagram of a colonoscope with z control apparatus with capacitive position sensor according to an alternative preferred embodiment of the present invention;

5 Figure 4 is a flow chart of the Proportional, Integral and Derivative control loop of the z control apparatus of figure 1A;

 Figure 5A is a schematic representation of the square wave voltage input to the driver of the z control apparatus of figure 1A;

10 Figure 5B is a schematic representation of the square wave voltage input to the driver of the z control apparatus of figure 1A following depth adjustment;

 Figure 6 is a schematic diagram of the arrangement of the spring and optical position sensor with respect to the nitinol wire 28 and x-y scanning mechanism of the z control apparatus of figure 1A;

15 Figure 7A is a schematic view of the attachment of the nitinol wire and the forward PCB of the z control apparatus of figure 1A; and

20 Figure 7B is a schematic view of an alternative form of attachment between the nitinol wire and the forward PCB of the z control apparatus of figure 1A.

25 DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Figure 1 is a schematic diagram of a colonoscope insert 10 provided with a z control apparatus for controlling the focal plane of the colonoscope insert 10 in the depth or z direction 12 according to a preferred embodiment of the present invention. The colonoscope insert 10 constitutes that portion of a colonoscope that, in use, would be inserted into a colon; this figure omits, therefore, the colonoscope's hand-piece, controls, etc.

35 The colonoscope insert 10 includes a relatively rigid forward section 14 and a relatively flexible rear section 16. The forward section 14 principally comprises an

- 9 -

external tubular housing 18 with an x-y scan mechanism 20 and an objective optics train 22. In figure 1A, the optics train 22 is shown schematically as comprising two representative lenses. It will be understood, however, that the optics train 22 could comprise a single lens, but will usually comprise a complex lens that may include a plurality of optical elements, each comprising a convex lens, a concave lens or a planar element.

10 The rear section 16 contains the principal components of a z control apparatus 24, viz. a z actuator 26 comprising a rearwardly extending wire 28 of the shape memory alloy nitinol, an elongate member in the form of a Bowden Cable 30 (attached at one end to the rearward end of the nitinol wire 28 and at the other end to the rear end of the housing 18), and a position sensor 32.

An optical fibre 34, which transmits both illuminating (typically laser) light 36 to a point observational field 37 on or within the colon and return light for detection after emanation (as reflected or fluoresced light) from that point observational field 37, is located on the central, longitudinal axis of the colonoscope insert 10 though extends only as far forward as the forward end of the x-y scan mechanism 20. A laser source and detector (not shown) are ultimately coupled to this fibre 34 via a beam-splitter (also not shown) to separate the illuminating and emanating light. The optics train 22 includes lenses for focussing the illuminating light from the exit aperture of the exit tip of the fibre 34 to the point observational field 37, and to collect and focus return light back into the fibre 34.

The colonoscope insert 10 operates confocally, the exit aperture of the fibre 34 acting as a spatial filter so that the depth of field of the colonoscope is constrained to a well-defined focal plane 38 either on or below the

- 10 -

surface of the tissue being examined. However, the x-y scan mechanism 20 is slidable in reciprocating fashion within the housing 18 along the z direction, that is, towards or away from the forward end of the external housing 18. In this embodiment, the optics train 22 is, in normal operation, fixed relative to the external housing 18; consequently, the x-y scanning mechanism 20 is slidable towards or away from the objective optics train 22 so that the location of the focal plane 38 is varied. In another embodiment, however, the x-y scan mechanism 20 is slidable in association with a selected rearward subset of the optical elements constituting the optics train 22 so that the remaining optical element or elements remains or remain fixed relative to the external housing 18. On one example of this embodiment, only the forward-most optical element is left stationary while the other elements are moved. This embodiment is shown schematically at 10' in figure 1B, in which each illustrated lens is purely representative of one or more optical elements (as discussed above).

In a further embodiment, the x-y scan mechanism is slidable in association with all of the optical elements in the objective optics train 22 that a tubular space of variable z dimension is created at the end of the housing 18 between the last (i.e. most forward) optical element and the specimen. The specimen may then partially protrude into this tubular space thereby enhancing tissue stability and ease of imaging. This embodiment including the tubular space 19 is shown schematically at 10" in figure 1C, in which each illustrated lens is also representative of one or more optical elements (as discussed above).

Thus, in each of these embodiments the examined field of view can thereby be controlled to a degree (over the range 40 in the z direction of about 300 μm) without making

- 11 -

coarse adjustments to the position of the colonoscope insert 10. The z control apparatus 24 is provided to effect this sliding and hence repositioning of both the x-y scan mechanism 20 and the focal plane 38 relative to the colonoscope insert 10 and the sample being viewed.

The actual range of positions accessible by moving focal plane 38 is from just rearward of the forward-most optical element of optics train 22 to approximately 300 μm forward of that last optical element.

It should be noted that the optical fiber 34 is securely attached to the x-y scan mechanism 20, as the exit tip 35 of the fiber 34 is moved in x and y directions by the scan mechanism 20. This also ensures that, when the x-y scan mechanism 20 is advanced or retracted by the z control apparatus 24, so too is the exit tip 35 of fiber 34 thereby correspondingly advancing or retracting the focal plane 38 in the z direction. In moving the x-y scan mechanism 20 and exit tip 35 over a range of 300 μm , the fiber 34 will be placed under tension or expansion in the region rearward of the x-y scan mechanism. However, in this region (which includes the region of over 1 m outside the endoscope head) the fiber 34 is encased in a sleeve (not shown) within which it can move sufficiently to allow for this effect. It will be appreciated that such movement is, in any event, normal, as it will also occur when the colonoscope is manipulated into place for colonic examination.

Broadly speaking, to achieve forward and rearward z actuation, the forward end 42 of the nitinol wire 28 is attached to the rear of the x-y scan mechanism 20. Heating the nitinol wire 28 causes it to contract and therefore drag the x-y scan mechanism 20 rearward; allowing the nitinol wire 28 to cool enables it to expand and, assisted by a coil spring 44 located between the

- 12 -

housing 18 and the rear of the x-y scan mechanism 20,
slide the x-y scan mechanism 20 forward. The spring 44 is
represented schematically in this figure but is described,
together with components adjacent to the spring 44, in
5 greater detail below.

As explained above, the focal plane 38 of the colonoscope
insert 10 moves with this movement of x-y scan mechanism
20 in the z direction 12. Any of several techniques would
10 be suitable for attaching the nitinol wire to the Bowden
Cable 30 or to the rear of the x-y scan mechanism 20. The
wire 28 can be attached by means of crimping, or
alternatively the end sections of the nitinol wire 28 can
be expanded and slotted into notched sections of the
15 adjoining materials (i.e. the Bowden Cable 30 or to the
rear of the x-y scan mechanism 20). Another approach is
to thread the nitinol wire 28 through pre-drilled holes in
the adjoining materials, and then loop the wire over or
orient it at a different angle to the tensional force
20 being applied to the attachment point. In this approach,
additional crimping may be also employed, to obtain a more
secure attachment.

Fluctuations in temperature within the z control apparatus
25 24, however, will cause the nitinol wire 28 to vary in
length even when its temperature is notionally being held
constant. Unchecked, this will produce unwanted
fluctuations in the position of focal plane 38. The
action of the z control apparatus 24 is therefore
30 stabilized by means of a feedback mechanism comprising
principally the position sensor 32. The position sensor
32 detects the position of the x-y scan mechanism 20
relative to the position of the housing 18 and provides a
varying output signal that, as a consequence, is a measure
35 of the position of the focal plane 38. This signal can
then be used to correct any undesired fluctuation on the
length of the nitinol wire 28 and hence wander in the

- 13 -

position of the focal plane 38. The desired stability of the position of the focal plane 38, once set, is of the order of 10 μm . Further, this feedback minimizes the magnitude of any drift in this position due to the bending
5 of the colonoscope (in its flexible section 16 or between that section and its hand-piece (not shown)).

The feedback mechanism also has as short as possible a response time from between when an operator sets a new z
10 depth or position and attaining that position. This response time includes the response time of the circuitry (see figures 3A and 3B) and of the nitinol wire 28 itself once a necessary heating current begins passing through it. The former is desirably between 5 and 100 ms. When
15 contracting the wire 28 by heating, the latter depends on the rate of temperature change within the nitinol wire 28 and the mechanical resistance of the x-y scan mechanism 20 (including against spring 44). When expanding the wire 28 by reducing heating, the latter depends on the rate of
20 heat dissipation from the wire 28 and the action of the wire 28 against the spring 44. It has been found that the present embodiment can be adjusted from one extreme z depth to the other in 10 s.

25 Importantly, the heating current through the wire 28 should be minimized to keep operating temperatures to a minimum, both for patient safety and so that the heat that must be dissipated when cooling the wire 28 is minimized.

30 The position sensor 32 of this embodiment comprises an optical intensity sensor, shown generally at 46 in figure 2A. The optical position sensor 46 comprises a pulsed red Light Emitting Diode (LED) 48 and a Phase Locked Amplifying (PIN) detecting diode 50. The pulsed light 52
35 emitted from the LED 48 is focused into a pair of optical fibres 54 by means of a focussing lens (not shown). This light is emitted 56 from the projecting remote ends 58 of

- 14 -

the pair of optical fibres 54, and is directed onto the rear surface 60 of the x-y scan mechanism 20. Light reflected 62 from the rear surface 60 is then collected by a second pair of optical fibres 64. The first and second
5 pairs of fibres 54,64 together form an optical fibre bundle 66. The second pair of fibres 64 transmit the reflected light 62 to the detecting diode 50. The first and second pairs of optical fibres 54,64 are arranged in a cross-matched configuration within the bundle 66 such that
10 the first pair are in a plane at right angles to the plane defined by the second pair, in order to maximize measurement accuracy.

The intensity of the light detected by the diode 50 in the
15 optical position sensor 46 varies in relation to the distance 68 between the surface 60 and the end of the optical fibre bundle 66; this distance 68 varies with the position of the x-y scan mechanism 20, and is therefore indicative of the length of the nitinol wire 28. Movement
20 of the x-y scan mechanism 20 in the housing 18 thus detected by the detecting diode 50, which converts the mechanical displacement (by means of a converter, not shown) into an analogue voltage signal, $O(V)$, that is therefore indicative of that mechanical displacement.

25 The relationship between analogue voltage signal and the mechanical displacement has been measured in a series of six tests, and is plotted in figure 2B as a function of displacement $d(\mu m)$. The curve corresponding to each test
30 is labelled with the number of the test in a key to the right of the graph. Over the range of 400 to 650 μm in mechanical displacement, the analogue voltage signal follows an approximately linear relationship, a relationship closely replicated in the six tests.

35 It is possible to use different types of position sensor to provide the desired feedback as long as the physical

- 15 -

size meets the physical constraints of the colonoscope insert 10.

Thus, referring to figure 2C, the position sensor 32 may
5 alternatively comprise a double wire coil capacitive
sensor 70, in which the coils 72a, 72b of the sensor 70
vary in separation according to the length of the sensor
70. The two coils 72a, 72b are not joined in a circuit
and thus have a capacitance that increases as the two
10 coils 72a, 72b are drawn closer together (upon contraction
of the sensor 70). The sensor 70 is aligned in the z
direction 12, so variations in the position of the x-y
scan mechanism 20 (relative to the housing 18) result in
such variations in the separation of the coils 72a, 72b.
15 This occurs when the nitinol wire 28 contracts and draws
the x-y scan mechanism 20 rearward, compressing the sensor
70, or expands allowing the x-y scan mechanism 20 to be
urged forward by the spring 44, extending the sensor 70.
Hence the closer relative to the position of the housing
20 18 as set by the z control apparatus 24. Movement of the
x-y scan mechanism 20 in the housing 18 is hence detected
by the capacitive position sensor 70, which converts the
mechanical displacement (by means of a converter, not
shown) into an analogue voltage signal that is therefore
25 indicative of that mechanical displacement.

The capacitive position sensor 70 thus provides the
capacitive change with the movement of the x-y scan
mechanism 20.

30

Figure 3A is a schematic circuit diagram of the
colonoscope whose insert 10 and z control apparatus 24 are
shown in figure 1. As mentioned above, the colonoscope
insert 10 is one component of the colonoscope, which also
35 includes a hand-piece 80 and a controller board 82. Each
of these three components (insert 10, hand-piece 80 and
controller board 82) has its own direct independent power

- 16 -

supply (not shown in figure 3A).

The hand-piece 80 includes detecting diode 50, which picks up the change of signal from the position sensor 32, as
5 discussed above, and converts it into an analogy voltage signal 88 that is indicative of the mechanical displacement of the x-y scan mechanism 20. The detecting diode 50 directly outputs an analogue voltage signal in response to varying light intensities detected. The
10 change range of output voltage 88 is greater than 600 mV.

Although in this embodiment the detecting diode 50 is located in the hand-piece 80, this diode and LED 48 could be located essentially anywhere within the system. This
15 is because the length of the cross-matched configuration of pairs of optical fibre 54,64 is not critical to the accuracy of the optical position sensor 32. For example, the LED 48 and the detecting diode 50 could be sufficiently small to be placed directly on the surface of
20 one of the PCBs within the colonoscope insert 10 and in this embodiment the cross-matched pairs of optical fibre 54,64 would not be needed. Instead, light emitted by LED 48 could be reflected directly from the rear surface 60 of the x-y scan mechanism 20 and then detected by the
25 detecting diode 50.

Referring to figure 3B, in the alternative embodiment where the position sensor 32 comprises the double wire coil capacitance sensor 70, the hand-piece 80 includes a
30 converter 86 comprising a demodulator with its own excitation and demodulation circuits (instead of detecting diode 50).

It would be advantageous to locate the converter 86 as
35 near as possible to the capacitance position sensor 32, as any additional lengths of electrical cable from the capacitance position sensor 32 to the converter 86 adds

- 17 -

additional capacitance; measured changes in the capacitance of the sensor 32 thereby become lower in percentage terms.

5 In one test, the capacitance of the capacitive position sensor 32 was measured and found to be 110 pf when fully extended and 140 pf when compressed, a capacitance range (i.e. $140-110=30$ pf) of 24% of the mean (i.e. $(140+110/2)=125$ pf). A percentage range of this order
10 should therefore be obtained if the converter 86 is placed adjacent to the sensor 32. A change of capacitance of the order of 24% should be easily detected above background noise, and easily inputted into the feedback loop through output 88.

15 However, in the embodiment shown in figure 3B, space constraints in the colonoscope insert 10 mean that the converter 86 is not readily located within the insert 10. The next closest convenient position for the converter 86
20 is in the hand-piece 80, which is therefore its position as shown in figure 3B.

A length of approximately 2 m of low capacitance electrical cable 84 is used between the capacitive
25 position sensor 70 and the converter 86. This low capacitance cable has a measured capacitance of 130 pf/m. Accordingly, the percentage change in capacitance being measured by the converter 86 when located in the hand-piece 80 is in fact $30/(125 + 2 \times 130) = \sim 8\%$.

30 If instead the converter 86 were positioned within the controller board 82 then an even greater length of cable would be required between the converter 86 and the position sensor 32. A lower percentage change in
35 capacitance as detected by the converter 86 effectively means that either the accuracy of the positional feedback mechanism and/or its speed of iteration would be

- 18 -

compromised at least to some extent.

The converter 86 drives an AC half-bridge by means of an AC signal, in which one arm comprises a fixed capacitor.
5 (The other arm, in this embodiment, effectively comprises the two coils 72a, 72b of the capacitive position sensor 70.) The mechanical displacement of the x-y scan mechanism 20 causes changes in the amplitude of AC signal in the position sensor 32 (owing to an impedance change).
10 The converter 86 compares the signal from position sensor 32 with the excitation signal and demodulates the difference between them into a DC voltage. The change range of output voltage 88 from the converter 86 is greater than 200 mV. The zero offset voltage of the
15 converter 86 is adjustable to fit each particular position sensor 32.

Thus, as explained above the signal from the detecting diode 50 (cf. figure 3A) or from the converter 86 (cf.
20 figure 3B) is output as an analogue voltage signal 88; this signal is transmitted to the controller board 82 where it is scaled firstly by an amplifier 90 and then converted by an Analogue to Digital Converter (ADC) 92 into a digital signal 94 of data for further processing.

25 The amplifier 90 comprises a low noise operational amplifier, a low pass filter and a digital potentiometer. The input signal, as it comes from the converter 86, has a maximum amplitude (span) of typically 200 mV; typically
30 the maximum amplitude of the output is set to between 1 and 4 V.

The micro-controller 96 on controller board 82 collects the digital signal from the ADC 92 and computes the
35 necessary signals to control a driver 98 (also on controller board 82) to drive the z actuator 26, as is described in greater detail below. In broad terms, the

- 19 -

driver 98 directs a pulse width modulated current through the wire 28 to heat and thereby vary the length of the wire 28. The heating is controlled by varying the duty cycle of the modulated current and hence the average value
5 of the current and therefore the heating effect on the wire 28.

The ADC 92 is a 12 bit, serial analogue to digital converter that converts the analogue signal from the
10 amplifier 90 into a digital signal 94. It interfaces with and is controlled by the micro-controller 96 while in turn receiving transformed signals ultimately from the position sensor 32.

15 The gain of the amplifier 90 can be adjusted by the micro-controller 96 or through external setting port 100 to set the analogue output signal of the amplifier 90 to the full scale range. The offset adjustment 102 input into the converter 86 and the gain adjustment 104 input into the
20 amplifier 90 can also be used to adjust the system (according to the characteristics, and in particular sensitivity, of the sensor 28) into a suitable range for the ADC 92.

25 The hand-piece 80 also has two depth control buttons 106 that send pulse signals into the micro-controller 96 to set the certain z position for the x-y scan mechanism 20. These buttons 106 - one to increase depth, the other to decrease depth - each has a standing voltage of 5 V in the
30 circuit lines 108 to the micro-controller 96. The micro-controller 96 monitors voltage so that when a depth control button 106 is depressed by an operator, the voltage in the respective line 108 drops from 5 V to zero. To allow an operator to control the system, the control
35 buttons 106 are monitored by the micro-controller 96 for either the number of button depressions or the duration of an extended button depression. Each 100 ms of extended

- 20 -

depression is treated as equivalent to a single discrete depression. The micro-controller 96 completes the tasks of data collection, data computation and current control. The 12 bit digital signal from ADC 92 and the switch
5 signal from the depth control buttons 106 are sampled in real time, and the micro-controller 96 calculates the values used to control the driver 98 and thence the nitinol wire 28 by means of the proportional integral derivative (PID) control method, where K_p is the
10 proportional coefficient, K_i is the integral coefficient and K_d is the derivative coefficient (see figure 4).

Referring to the PID control method shown in figure 4, $Z(n)$ is the measured position output provided by the
15 position sensor 32, $S(n)$ the signal from the desired or demand position that is input from the operator by means of the operator buttons 106, $E(n)$ the composite error signal, and T the time control period. $V(n)$ is the intermediate controller output; Scale 1 and Scale 2
20 rescale $V(n)$. PWM is the Pulse Width Modulation output, which modulates the heating of the wire 28. In this particular implementation of a PID circuit and control method, the error signal from the current iteration $E(n)$ is further modified with error signals from earlier
25 iterations $E(n-2)$ or $E(n-1)$. Similarly the intermediate output of the current iteration $V(n)$ is further modified with $V(n-2)$.

The parameters K_p , K_i and K_d are preset and adjustable
30 through the setting port 100, and the current value is output in PWM form. The control period is adjustable in the range 5 ms to 100 ms

The system thus forms a closed digital control loop to
35 drive the x-y scan mechanism 20 to a demanded z position or to maintain it at a particular z position, and obtains stable performance by means of the position sensor 32 and

- 21 -

the z actuator 26 using the PID control method.

It is possible to set the x-y scan mechanism 20 at a "home" position, for example with a focal plane just
5 outside of the last optical element in the objective optics train 22. Further adjustments are then relative to that home position, and a pair of readouts (not shown) indicate, respectively, the z position relative to the home position and the "absolute" z position, that is,
10 relative to the exterior surface of the forward-most optical element in optics train 22. A home position switch 110 provides the micro-controller a signal to indicate where the home position is. Similarly the "home" position can also function as a "stop" position to prevent
15 the focal plane from moving further rearward than just within the forward-most optical element of objective optics train 22. To meet the varying requirements and characteristics of different position sensors and z actuators (such as in sensitivity), the micro-controller
20 96 includes offset adjustment 102 (mentioned above), gain adjustment 104 (mentioned above) and drive current adjustment 112 to allow for adjustment of each component.

The nitinol wire 28 is the key element of the z actuator
25 26. It is made of the shape-memory alloy nitinol, which contracts in length when heated and stretches to its previous length as it cools down. The small size and good repeatability of nitinol wire make it possible to control the movement of the x-y scan mechanism 20 in the
30 colonoscopy insert 10 with some precision, particularly owing to the use of the position sensor 32 to provide feedback on the position of the x-y scan mechanism 20. As discussed above, in order to contract and expand the nitinol wire 28, a square wave pulse width modulated
35 current (PWM) is passed through the wire 28. The average value of PWM current will dominate the heating and therefore length of the wire 28. The micro-controller 96

- 22 -

controls the duty cycle of the current pulses to obtain the different average value of PWM current and hence the desired temperature and length. The driver 98 detects from 0 to 5 V and typically converts the PWM voltage to a
5 0 to 350 mA square wave pulse current form which is transmitted to the nitinol wire 28 to be converted to heat therewithin.

The driver 98 is a voltage to current converter for
10 providing the PWM current to drive the z actuator 26 by selectively heating the wire 28. It operates in switch mode; the current value in "ON" state can be set by a digital potentiometer which is controlled through the setting port 100 or by the micro-controller 96.

15 Figure 5A is a schematic representation of the square wave voltage input 114 to the driver 98 following the operator's indication - by suitable control button depression - that he or she wishes to shift the focal
20 plane 38 to be relatively close to the cover slip (not shown) of the colonoscope insert 10 by shortening the nitinol wire 28. The pulse width 116 is relatively high so that a relatively high average voltage is presented to the driver 98 for a greater average current to be passed
25 through the nitinol wire 28.

Referring to figure 5B, when the operator depresses the appropriate depth control button 106, the micro-controller 96 responds to the resultant voltage leak and re-
30 establishes the square wave pattern 118 so that the width 120 of the pulses is smaller and hence a lower average voltage is input to the driver 98. A lower current is consequently passed through the nitinol wire 28.

35 As will be understood, the opposite occurs when the other depth control button 106 is depressed.

- 23 -

In these examples, the effect of the position sensor 32 is to continuously modulate the square wave pattern by feeding the converted digital signal into the micro-controller 96 such that the width 116, 120 of the square wave pulses are constantly varied by small amounts around the required width setting determined by the depth control buttons 106, to correct for undesired variation in the position of the focal plane 38.

The arrangement of the spring 44 and optical position sensor 32 with respect to the nitinol wire 28 and x-y scanning mechanism 20 is more clearly shown in figure 6. As is apparent in this figure, the spring 44 is located in gap 122 (of about 1.3 mm when not in use) forward of the z actuator 26. Both the Bowden Cable 30 (that houses most of the nitinol wire 28) and the rear housing 124 of the position sensor 32 are covered in shrink wrap, which mechanically stabilizes and electrical insulates these components.

Electrical circuitry within the insert 10 is also located on three PCBs 126a, 126b and 126c within gap 122; rear PCB 126a is on the forward end of the z actuator assembly, while forward PCB 126c is on the rear end of the x-y scanning mechanism 20. The size of gap 122 changes during use (as the length of the nitinol wire 28 contracts and expands), so the third or flexible PCB 126b is flexible and arranged in an arc between, and connected to, the other two PCBs. Flexible PCB 126b is firmly secured to the other two PCBs 126a, 126c so that an electrical connection can be maintained across all three PCBs. The use of wire connections, which could break more readily with use and the flexing of soldered connections, is thus avoided.

Also shown in this figure are cabling 128, external circuitry for the x sensor 130 and a back-stop in the form

- 24 -

of mechanical pin 132. This last feature provides a rearmost point of travel for the x-y scanning mechanism 20 when the nitinol wire 28 is in its most contracted state. In addition, a current cut-off or monitor may be provided so that the heating of the nitinol wire 28 is not permitted to increase once the x-y scanning mechanism 20 abuts this mechanical pin 132. Otherwise there is the danger that the nitinol wire 28 would pull itself out of one of its anchor points.

10

The spring 44 urges against the rear PCB 126a and forward PCB 126c, which rear PCB 126a also provides an attachment surface for the Bowden Cable 30. In addition, optical fiber 34 is enclosed in a sleeve as far forward as the rear of the x-y scanning mechanism 20; this sleeve is preferably sealed against the rear and forward PCBs 126a, 126c to provide some resistance against the admission of dust, microbes and other contaminants.

20

The nitinol wire 28 is attached at its forward end to forward PCB 126c. As the nitinol wire 28 is repeatedly expanded and contracted during use, the point of attachment to the PCB 126c will be subjected to mechanical stresses that could lead to the loss of that attachment.

25

Referring to figure 7A, according to this embodiment, the nitinol wire 28 is formed into a hook 134 at its forward end and passed through the forward PCB 126c twice. In addition, optional but preferred solder 136 (or alternatively glue) is placed over the end of the hook 134, forming a forward facing cap to hold the nitinol wire 28 in attachment with the PCB 126c.

30

Referring to figure 7B, in an alternatively embodiment the nitinol wire 28 is additionally formed into a knob 138 at its forward end (larger than the hole in the PCB 126c through which the wire 28 passes) so that there is even less likelihood that the hook 134 can become detached from

35

- 25 -

the PCB 126c.

Modifications within the scope of the invention may be readily effected by those skilled in the art. It is to be
5 understood, therefore, that this invention is not limited to the particular embodiments described by way of example hereinabove.

Further, any reference herein to prior art is not intended
10 to imply that that prior art forms or formed a part of the common general knowledge.

- 26 -

WE CLAIM:

1. A position control apparatus for controlling position along an axis, comprising:
 - 5 an extensible member that can be extended and contracted along said axis, comprising shape memory alloy locatable to expand and contract along said axis;
 - heating means for controlling the temperature of said shape memory alloy; and
 - 10 a feedback mechanism for controlling said heating means and responsive to variations in said position;
 - wherein said position is controllable by means of said heating means and can be stabilized by means of said feedback mechanism.
- 15 2. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said axis is a depth or z axis.
3. An apparatus as claimed in claim 1, further comprising
- 20 biasing means for opposing either the expansion or contraction of said shape memory alloy.
4. An apparatus as claimed in claim 3, wherein said biasing means is opposed to the contraction of said shape
- 25 memory alloy.
5. An apparatus as claimed in claim 3, wherein said biasing means is a spring.
- 30 6. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said feedback mechanism comprises a feedback sensor for sensing the position of the apparatus and provide an output directed to the heating means to modify the heat applied to the shape memory alloy.
- 35 7. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said feedback mechanism comprises a plurality of feedback

- 27 -

sensors.

8. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said heating means comprises a source of electrical current for heating said shape memory alloy.

9. An apparatus as claimed in claim 8, wherein said source of electrical current is arranged to heat said shape memory alloy by passing said electrical current through said shape memory alloy.

10. An apparatus as claimed in claim 8, wherein said electrical current is a pulse width modulated current.

11. An apparatus as claimed in claim 10, wherein said heating means is controllable to vary the duty cycle of the pulse width modulated current and therefore the average value of said electrical current.

12. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said feedback mechanism comprises a capacitance sensor, a variable resistance sensor, a magnetic hall sensor, an inductive sensor, or an optical sensor.

13. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said feedback mechanism comprises a capacitive sensor comprising a double wire coil capacitive sensor, wherein the separation of the coils of said double wire coil capacitive sensor varies according to the position of said apparatus thereby varying the output of said sensor.

14. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said feedback mechanism comprises an optical sensor comprising a pulsed red Light Emitting Diode and a Phase Locked Amplifying detecting diode.

15. An apparatus as claimed in claim 1, further

- 28 -

comprising an elongate member for securing said shape memory alloy to said apparatus, wherein said elongate member is longitudinally substantially rigid and laterally flexible.

5

16. An apparatus as claimed in claim 15, wherein said elongate member comprises a Bowden Cable.

17. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said
10 extensible member is one of a plurality of like extensible members.

18. An apparatus claimed in claim 1, further comprising a
flexible printed circuit board arranged between and
15 attached to two portions of said apparatus whose separation varies as the position is varied, to flex as said separation varies.

19. An apparatus claimed in claim 1, further comprising a
20 home adjustment mechanism for setting a desired home position in the direction of the axis, such that subsequent adjustment of the position is relative to said home position.

25 20. An endoscope comprising:
an optical fibre for providing illuminating light;
a light condenser for focussing said illuminating light to an observational field; and
30 a position control apparatus according to claim 1, for controlling the position of the observational field.

21. An endoscope as claimed in claim 20, wherein said
position is adjustable by movement of said exit aperture,
35 by movement of said light condenser, or by movement of both said exit aperture and said light condenser, wherein said movement is controllable by means of said position

- 29 -

control apparatus.

22. An endoscope as claimed in claim 20, wherein said
endoscope includes an x-y scan mechanism incorporating
5 said exit aperture, wherein said x-y scan mechanism is
adjustable in position by means of said position control
apparatus.

23. An endoscope as claimed in claim 20, wherein said
10 extensible member is one of a plurality of like extensible
members.

24. An endoscope as claimed in claim 20, wherein said
endoscope is a confocal endoscope.

15 25. An endoscope as claimed in claim 20, wherein said
endoscope is an endomicroscope.

26. A microscope comprising:
20 a position control apparatus according to claim 1,
for controlling the position of an observational field of
said microscope.

27. A colonoscope comprising:
25 a position control apparatus according to claim
1.

28. A method of providing positioning control of a
position along an axis, comprising:
30 providing a extensible member that can be
extended and contracted along said axis, comprising shape
memory alloy locatable to expand and contract along said
axis;
controlling the length of said shape memory alloy
35 by means of heating means; and
providing a feedback signal in response to
variations in said position and controlling said heating

- 30 -

means according to said feedback signal to stabilize said position;

whereby said position is controllable by means of said heating means and stabilized by means of said
5 feedback mechanism.

29. A method as claimed in claim 28, wherein said axis is a depth or z axis.

10 30. A method as claimed in claim 28, further comprising opposing either the expansion or contraction of said shape memory alloy by means of a biasing means.

15 31. A method as claimed in claim 30, wherein said biasing means is a spring.

32. A method as claimed in claim 30, wherein said biasing means is opposed to the contraction of said shape memory alloy.

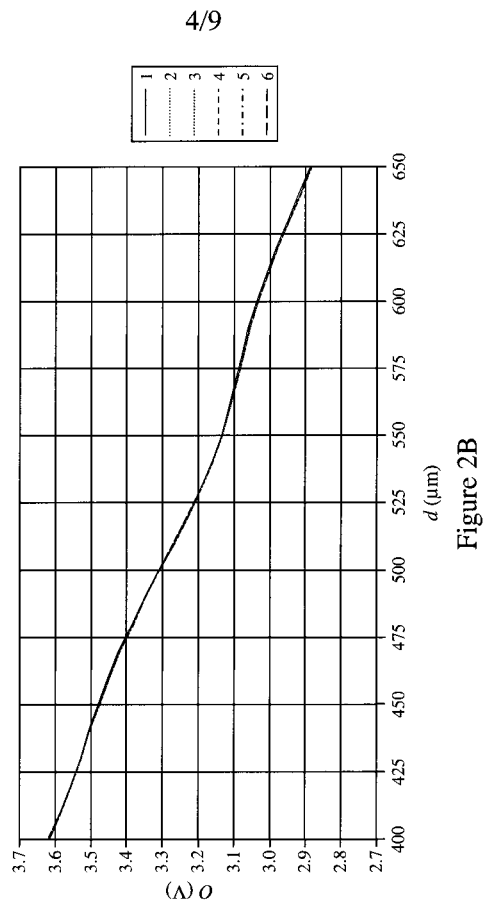
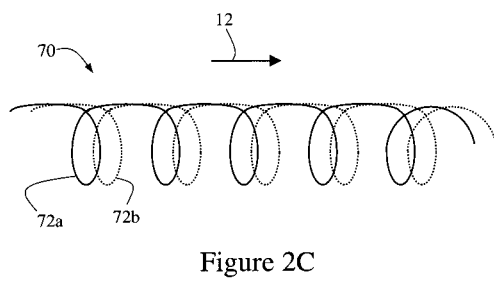
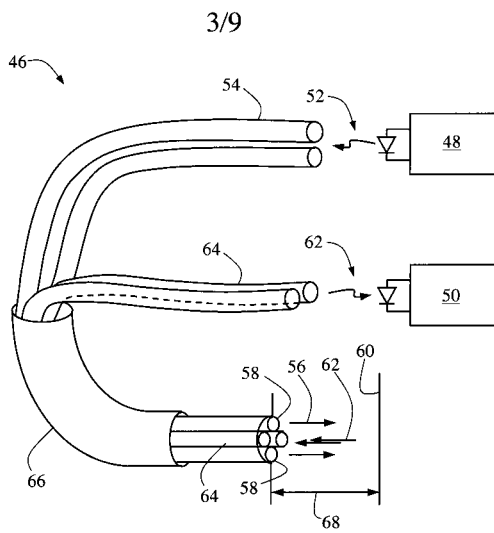
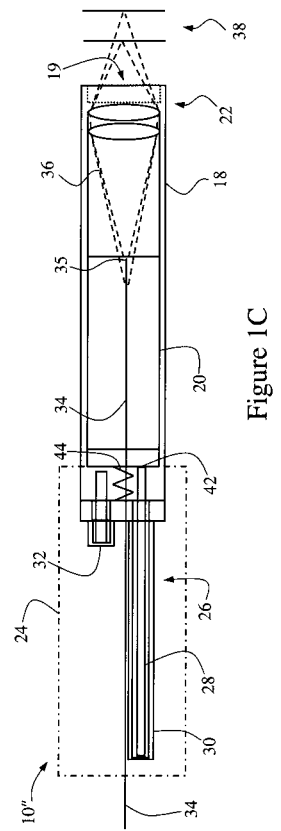
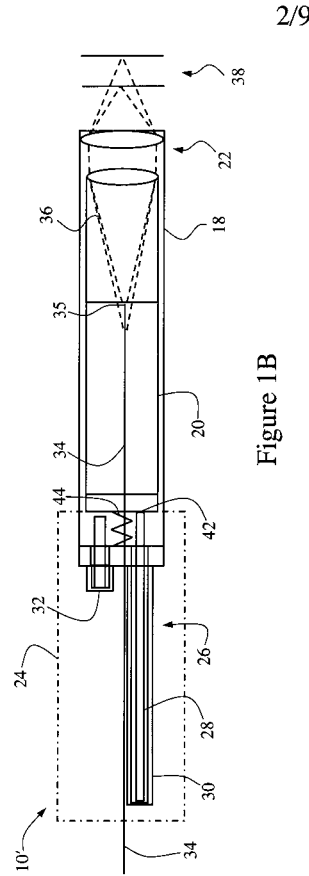
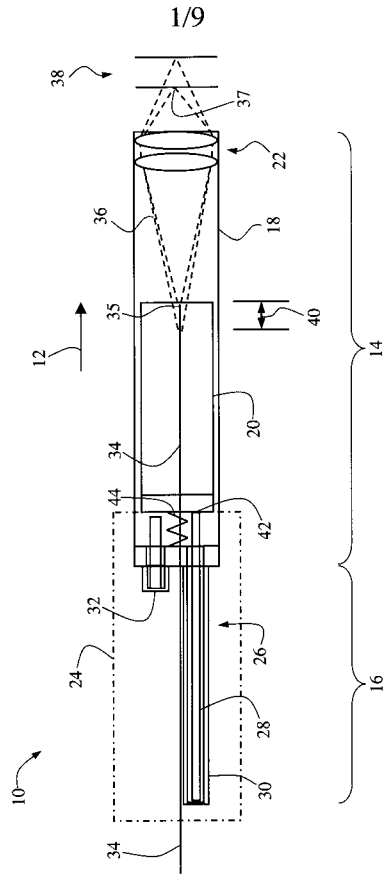
20

33. A method of performing endoscopy or colonoscopy of a site, comprising:

locating an optical head at said site; and
controlling the position of an observational
25 field of said endoscopy or colonoscopy at least in part by means of a shape memory alloy.

ABSTRACT

A position control apparatus (10) for controlling position along an axis (12), comprising: an extensible member (26)
5 that can be extended and contracted along said axis (12), comprising shape memory alloy (28) locatable to expand and contract along said axis (12), heating means (82) for controlling said temperature of said shape memory alloy (28), and a feedback mechanism (32) for controlling said
10 heating means (82) and responsive to variations in said position, wherein said position is controllable by means of said heating means (82) and can be stabilized by means of said feedback mechanism (32).



5/9

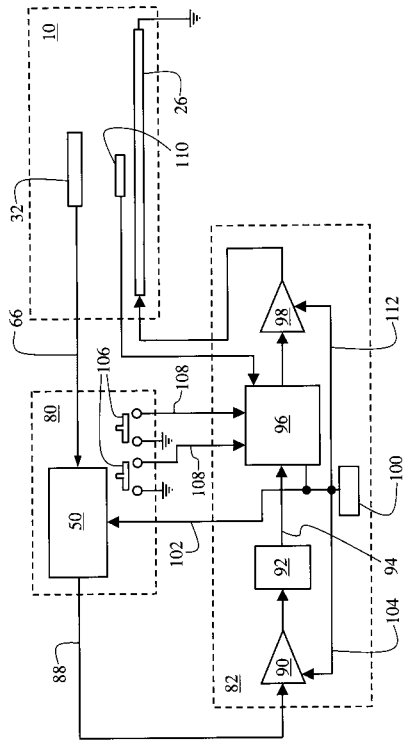


Figure 3A

6/9

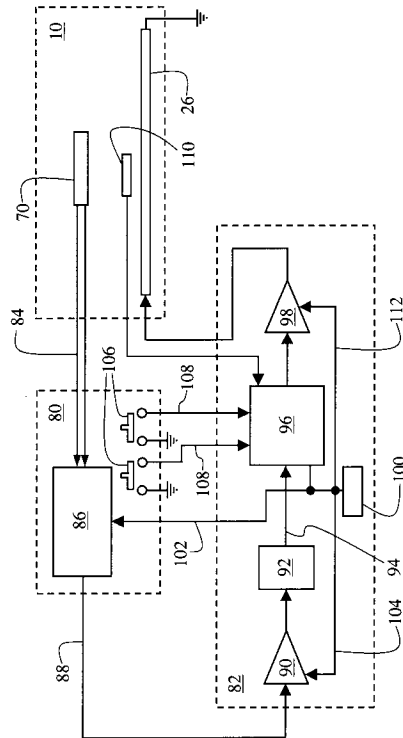


Figure 3B

7/9

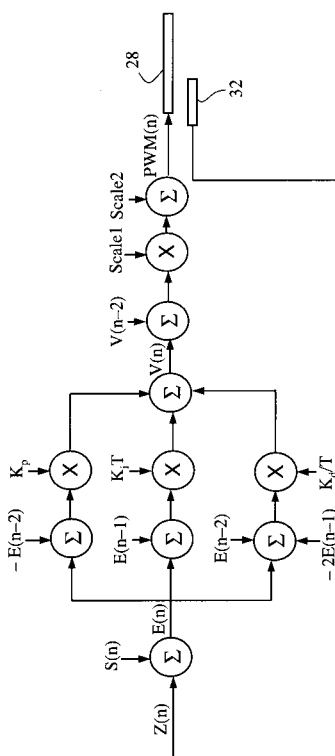


Figure 4

8/9

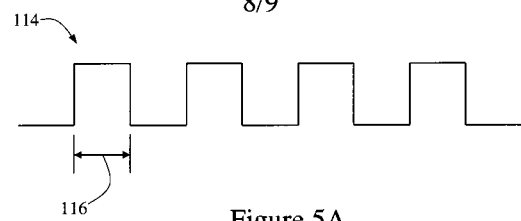


Figure 5A

Figure 5B

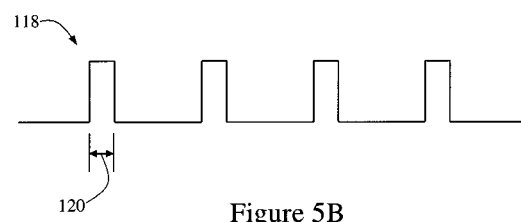


Figure 5B

Figure 7A

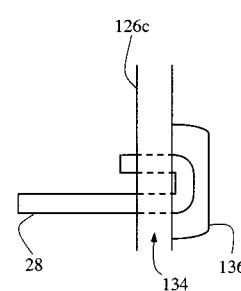
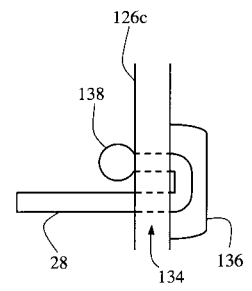


Figure 7B



9/9

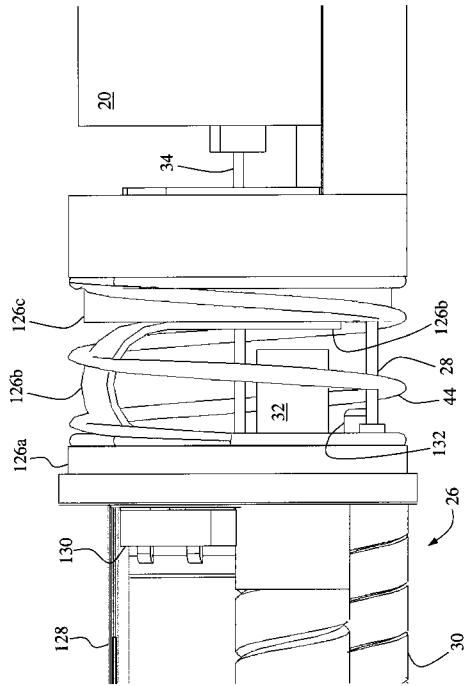


Figure 6

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2004321792A5 | 公开(公告)日 | 2007-01-11 |
| 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 | | |
| [标]发明人 | ブラドリーチャールズジョーンズ 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ズ リビンニ | | |
| 发明人 | ブラドリー チャールズ ジョーンズ クリストファー ジェラルド バーン ヨハン ゴッセ レーメンズ リビン ニ | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 G02B7/08 G02B23/24 | | |
| 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 | | |
| 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 JP4842518B2 | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供用于光学设备的深度控制和Z轴驱动器。一种用于控制沿轴线（12）的位置的位置控制装置（10），该位置控制装置（10）包括形状记忆合金（28），该形状记忆合金（28）可以被布置为沿轴线（12）膨胀和收缩。可通过加热而伸缩的可伸缩部件26，用于控制形状记忆合金28的温度的加热装置82，以及响应于位置变化的用于控制加热装置82的装置。以及反馈机构32，其操作方式使得该位置可由加热装置82控制并且由反馈机构32保持恒定。[选型图]图1A