

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-196344

(P2012-196344A)

(43) 公開日 平成24年10月18日(2012.10.18)

(51) Int.Cl.		F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 A 2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24 B 4 C 1 6 1
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/26 C
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 2

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-63296 (P2011-63296)  
 (22) 出願日 平成23年3月22日 (2011. 3. 22)

(71) 出願人 000005821  
 パナソニック株式会社  
 大阪府門真市大字門真1006番地  
 (74) 代理人 110001379  
 特許業務法人 大島特許事務所  
 (74) 代理人 100089266  
 弁理士 大島 陽一  
 (72) 発明者 川野 裕三  
 福岡市博多区美野島4丁目1番62号 パ  
 ナソニックシステムネットワークス株式会  
 社内  
 (72) 発明者 真田 崇史  
 福岡市博多区美野島4丁目1番62号 パ  
 ナソニックシステムネットワークス株式会  
 社内

最終頁に続く

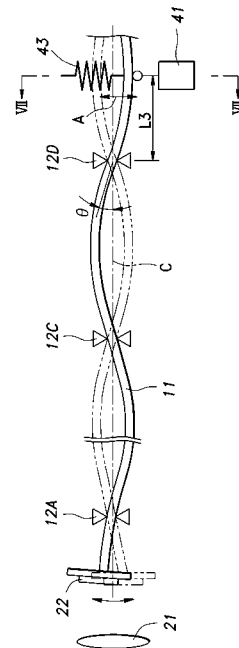
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 内視鏡において、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得可能とする。

【解決手段】 被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、保護管に挿通されると共に、保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサ12A~12(E)によって支持されたシャフト11と、シャフト11の先端側に取り付けられた固体撮像素子22と、保護管外においてシャフト11の基端側に駆動力を付与することにより、シャフト11に対して複数のスペーサ12A~12(E)の支持部位を節とする横方向の振動を生じさせるピエゾアクチュエータ41とを備えた構成とする。

【選択図】 図11



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、  
前記保護管に挿通されると共に、当該保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサによって支持された駆動力伝達シャフトと、  
前記駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子と、  
前記保護管外において前記駆動力伝達シャフトの基端側に駆動力を付与することにより、当該駆動力伝達シャフトに対して前記複数のスペーサの支持部位を節とする横方向の振動を生じさせるアクチュエータと  
を備えたことを特徴とする内視鏡。

10

**【請求項 2】**

前記駆動力伝達シャフトを付勢することにより、初期状態の前記駆動力伝達シャフトを前記各スペーサ間において撓ませる付勢部材を更に備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 3】**

前記アクチュエータは、互いに交差する 2 つの方向に前記駆動力を付与する 2 つのアクチュエータからなることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

**【請求項 4】**

前記駆動力伝達シャフトにおける前記アクチュエータの駆動力付与部位よりも更に基端側に固定され、前記駆動力伝達シャフトの位置を検出する位置検出センサを更に備えたことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡。

20

**【請求項 5】**

被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、  
前記保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサによって支持された駆動力伝達シャフトと、  
前記駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子と、  
前記駆動力伝達シャフトを付勢することにより、初期状態の前記駆動力伝達シャフトを前記各スペーサ間において湾曲させる付勢部材と、  
前記保護管外において前記駆動力伝達シャフトの基端側に駆動力を付与することにより、当該駆動力伝達シャフトに対して前記複数のスペーサの支持部位を支点とする周期的な回動を行わせるアクチュエータと  
を備えたことを特徴とする内視鏡。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、外部から直接観察できない被写体の内部を撮像する内視鏡に関し、特に、内視鏡において高解像度の画像を得るための技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、剛性の高い挿入部を備えた硬性内視鏡において、その挿入部の先端に、固体撮像素子およびこの固体撮像素子の駆動回路基板からなる撮像ユニットを設けた構成が知られている（特許文献 1 参照）。

40

**【0003】**

この種の内視鏡では、高解像度の撮像素子を使用してより精細な画像を得ることが望ましいが、装置の小型化（特に、挿入部の小径化）の必要性から、撮像素子のサイズは挿入部の径による制約を受ける。撮像素子自体の画素数よりも高い解像度の画像を得るための技術としては、例えば、ピエゾ素子などからなるアクチュエータを用いて撮像素子の受光面上で結像する光像と撮像素子とを相対的に微小変位させながら撮像を行う、いわゆる画素ずらしによって取得した複数の原画像から、撮像素子の本来の解像度より高い解像度の画像を生成する手法が知られている（特許文献 2、3 参照）。

50

## 【 0 0 0 4 】

また、画素ずらしによって取得した複数の原画像から高解像度画像を生成する画像処理法として、低解像度画像の画素値を高解像度画像の画素にマッピングするイメージシフト処理や、M L (Maximum-likelihood) 法、M A P (Maximum A Posterior) 法や、P O C S (Projection On to Convex Sets) 法などを用いた超解像処理の技術が知られている（特許文献 4 参照）。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 2 7 9 5 2 7 号 公 報

10

【 特許文献 2 】 特開平 8 - 6 5 5 6 9 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開平 1 1 - 2 7 5 4 0 8 号 公 報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 0 8 - 3 0 6 4 9 2 号 公 報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

ところで、経鼻的下垂体手術などには、小径の挿入部（例えば、外径 2 mm の管）を有する内視鏡が好適である。しかしながら、そのような内視鏡では、挿入部内のスペースに制約があるため、上記特許文献 2、3 に記載のようなアクチュエータを配置することができないという問題があった。また、アクチュエータを挿入部の外に配置することも考えられるが、上記特許文献 2、3 に記載の従来技術では、挿入部の先端に配置される撮像素子を高精度に微小変位させることは困難であるという問題があった。さらに、アクチュエータを挿入部の外に配置する場合、アクチュエータと撮像素子との距離が大きくなるため、上記特許文献 2、3 に記載の従来技術では、撮像素子の変位量を適切に確保することが難しいという問題もあった。

20

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、このような従来技術の課題を鑑みて案出されたものであり、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得可能とした内視鏡を提供することを主目的とする。

## 【 課題を解決するための手段 】

30

## 【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡は、被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、前記保護管に挿通されると共に、当該保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサによって支持された駆動力伝達シャフトと、前記駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子と、前記保護管外において前記駆動力伝達シャフトの基端側に駆動力を付与することにより、当該駆動力伝達シャフトに対して前記複数のスペーサの支持部位を節とする横方向の振動を生じさせるアクチュエータとを備えたことを特徴とする。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 9 】

このように本発明によれば、保護管外に配置されたアクチュエータから駆動力を付与して駆動力伝達シャフトを振動させることにより、当該駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子を変位させる（すなわち、撮像素子の受光面上で結像する光像と撮像素子とを相対的に変位させる）ことが可能となるため、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得することが可能となるという優れた効果を奏する。

40

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る内視鏡 1 の斜視図

【 図 2 】 図 1 中の II - II 線断面図

【 図 3 】 第 1 実施形態に係る内視鏡 1 の第 1 スペーサ 1 2 A の構成を示す模式的断面図

50

- 【図4】図2中のIV部の拡大図
- 【図5】図2中のV部の拡大図
- 【図6】図2中のVI部の拡大図
- 【図7】第1実施形態に係る内視鏡1の本体部2の内部構造を一部省略して示す斜視図
- 【図8】第1実施形態に係る内視鏡1における本体部2の内部構造の部分透視斜視図
- 【図9】図8に示す内部構造の底面図
- 【図10】第1実施形態に係る内視鏡1の本体部2における受光センサ54の周辺を示す(A)基板背面側および(B)基板表面側の斜視図
- 【図11】第1実施形態に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図
- 【図12】図11中のXII-XII線断面における内視鏡1の動作説明図 10
- 【図13】第1実施形態に係る内視鏡1の撮像時における撮像素子の変位の様子を示す模式図
- 【図14】第1実施形態の変形例に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図
- 【図15】第2実施形態に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図
- 【図16】第2実施形態の変形例に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図((A)動作前(B)動作後)
- 【図17】第3実施形態に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図
- 【図18】第3実施形態に係る内視鏡1の撮像時における撮像素子の変位の様子を示す模式図
- 【図19】第3実施形態の変形例に係る内視鏡1の撮像時における撮像素子の変位の様子を示す模式図 20
- 【発明を実施するための形態】
- 【0011】
- 上記課題を解決するためになされた第1の発明は、被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、前記保護管に挿通されると共に、当該保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサによって支持された駆動力伝達シャフトと、前記駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子と、前記保護管外において前記駆動力伝達シャフトの基端側に駆動力を付与することにより、当該駆動力伝達シャフトに対して前記複数のスペーサの支持部位を節とする横方向の振動を生じさせるアクチュエータとを備えたことを特徴とする。
- 【0012】
- これによると、保護管外に配置されたアクチュエータから駆動力を付与して駆動力伝達シャフトを振動させることにより、当該駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子を変位させることが可能となるため、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得することが可能となる。
- 【0013】
- また、第2の発明は、前記駆動力伝達シャフトを付勢することにより、初期状態の前記駆動力伝達シャフトを前記各スペーサ間において撓ませる付勢部材を更に備えた構成とする。
- 【0014】 40
- これによると、初期状態の駆動力伝達シャフトが各スペーサ間で撓んだ状態となるため、各スペーサと当該スペーサに支持されるシャフトとのガタを抑制し、駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子をより安定的かつ高精度に変位させることができる。
- 【0015】
- また、第3の発明は、前記アクチュエータは、互いに交差する2つの方向に前記駆動力を付与する2つのアクチュエータからなる構成とする。
- 【0016】
- これによると、駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子の変位の軌跡を容易に変更することが可能となる。
- 50

## 【 0 0 1 7 】

また、第4の発明は、前記駆動力伝達シャフトにおける前記アクチュエータの駆動力付与部位よりも更に基端側に固定され、前記駆動力伝達シャフトの位置を検出する位置検出センサを更に備えた構成とする。

## 【 0 0 1 8 】

これによると、位置検出センサの配置の自由度が向上するため、駆動力伝達シャフトの変位量から撮像素子の変位量を容易かつ高精度に推定可能となる。

## 【 0 0 1 9 】

また、第5の発明は、被写体に挿入される挿入部を形成する保護管と、前記保護管内において所定のピッチで軸方向に配置された複数のスペーサによって支持された駆動力伝達シャフトと、前記駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子と、前記駆動力伝達シャフトを付勢することにより、初期状態の前記駆動力伝達シャフトを前記各スペーサ間において湾曲させる付勢部材と、前記保護管外において前記駆動力伝達シャフトの基端側に駆動力を付与することにより、当該駆動力伝達シャフトに対して前記複数のスペーサの支持部位を支点とする周期的な回動を行わせるアクチュエータとを備えた構成とする。

10

## 【 0 0 2 0 】

これによると、保護管外に配置されたアクチュエータから駆動力を付与して駆動力伝達シャフトを周期的に回動させることにより、当該駆動力伝達シャフトの先端側に取り付けられた撮像素子を変位させることが可能となるため、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得可能となる。

20

## 【 0 0 2 1 】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

## 【 0 0 2 2 】

## &lt; 第1実施形態 &gt;

図1は本発明の実施形態に係る内視鏡1の斜視図である。内視鏡1は、医療用や工業用として用いられる硬性鏡であり、本体部2と、この本体部2から前方に延設された挿入部3とを主として備える。図示を省略するが、本体部2は、電源ケーブルを介して商用電源等からの電力供給が可能であると共に、通信ケーブルを介して外部機器（画像処理装置やモニタ等）との間で画像データや制御信号等の送受信が可能となっている。挿入部3は、比較的小径（例えば、外径2mm、内径1.6mm）でかつ容易に撓むことのない高い剛性を有し、図示しない被写体（例えば、患者の身体等）に挿入される。

30

## 【 0 0 2 3 】

図2は図1中のII-II線断面図であり、図3は内視鏡1の第1スペーサ12Aの構成を示す模式的断面図であり、図4は図2中のIV部の拡大図であり、図5は図2中のV部の拡大図であり、図6は図2中のVI部の拡大図である。

## 【 0 0 2 4 】

図2に示すように、挿入部3の外殻は、後端部を本体部2に固定された金属製の円管からなる保護管4と、この保護管4の前端（先端）が嵌め込まれた有底円筒状のアクリル等の透明樹脂材からなる先端カバー6とから構成される。先端カバー6は、被写体からの光を透過する撮像窓として機能する。保護管4では、前側開口が先端カバー6に覆われる一方、後側開口が本体部2の内部に連通しており、これにより挿入部3の密閉された内部スペースが画成されている。

40

## 【 0 0 2 5 】

保護管4および先端カバー6内には、本体部2内から前方に延設されると共に、前端に撮像ユニット10が取り付けられたシャフト（駆動力伝達シャフト）11が挿通されている。シャフト11は、いわゆるばね用鋼からなる弾性変形が容易な棒状部材であり、所定の外力が付与されることにより真直ぐな状態から撓曲可能である。保護管4および本体部2内において所定のピッチで軸方向に配置された複数（ここでは、4つ）の第1スペーサ12A～第4スペーサ12Dによって支持されている。これにより、シャフト11は、外

50

力を受けていない状態では保護管 4 および先端カバー 6 と同軸に配置されると共に、径方向の移動が規制される。

【0026】

第 1 スペーサ 1 2 A は、図 3 に示すように、シャフト 1 1 が嵌入された小径環状部材 1 3 と、この小径の環状部材 1 3 を外囲する大径環状部材 1 4 と、小径環状部材 1 3 の外周部と大径環状部材 1 4 の内周部との間に介装され、大径環状部材 1 4 に対して小径環状部材 1 3 を回転自在とする x 軸方向（上下方向）に配置された一对の回動軸 1 5、1 5 と、大径環状部材 1 4 の外周部と保護管 4 の内周部との間に介装され、保護管 4 に対して大径環状部材 1 4 を回転自在とする y 軸方向（左右方向）に配置された一对の回動軸 1 6、1 6 とを有しており、これによりジンバル機構が形成されている。つまり、シャフト 1 1 は、第 1 スペーサ 1 2 A によって前後方向の移動が規制される一方、そのジンバル機構によって第 1 スペーサ 1 2 A を支点として任意の方向に傾動可能となっている。

10

【0027】

また、第 1 スペーサ 1 2 A の後方に順次配置された第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C は、図 4 に示すように、保護管 4 の内周面とシャフト 1 1 の外周面とに当接するように設けられている。第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C は、シャフト 1 1 を軸方向に摺動可能に支持する。ここで、第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C は、シャフト 1 1 の外径と略同一の内径を有する合成樹脂製の環状部材からなるが、これに限らず、シャフト 1 1 の周方向に等間隔で配置された複数（例えば、4 つ）の支持部材によって構成してもよい。また、図 4 に示す断面において、第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C の内周面（シャフト 1 1 との当接面）は、シャフト 1 1 の外周面に向けて凸となる円弧状をなしており、これにより、シャフト 1 1 は、第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C を支点として任意の方向に傾動が容易である。

20

【0028】

さらに、第 3 スペーサ 1 2 C の後方の本体部 2 内に配置された第 4 スペーサ 1 2 D は、図 5 に示すように、第 2 スペーサ 1 2 B および第 3 スペーサ 1 2 C と略同様の構成を有する環状部材からなり、シャフト 1 1 を軸方向に摺動可能に支持する。なお、ここでは、シャフト 1 1 を支持する 4 つのスペーサ 1 2 A ~ 1 2 D を用いる例を示すが、スペーサの個数や配置（相互の間隔）は適宜変更することが可能である。

【0029】

撮像ユニット 1 0 は、前方に位置する被写体（図示せず）を所定の視野角で撮像可能に設けられている。図 6 に示すように、撮像ユニット 1 0 は、先端カバー 6 を通して被写体からの光が入射する対物レンズ系 2 1 と、この対物レンズ系 2 1 の後方に配置され、当該対物レンズ系 2 1 からの光が前側の受光面に結像される固体撮像素子 2 2 と、この固体撮像素子 2 2 の後部に取り付けられ、当該固体撮像素子 2 2 との間で各種信号の送受信や電力供給を行う駆動基板 2 3 とを有している。詳細は図示しないが、対物レンズ系 2 1 は複数の光学レンズによって構成することができる。

30

【0030】

固体撮像素子 2 2 は、先端カバー 6 内において駆動基板 2 3 を介してシャフト 1 1 の前端に固定されている。固体撮像素子 2 2 としては、比較的小型（例えば、1 mm x 1 mm のサイズ）の CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等からなる周知のイメージセンサを用いることができる。なお、固体撮像素子 2 2 の設定位置は、その撮像が阻害されな限りにおいて、少なくともシャフト 1 1 の前端側であればよい。

40

【0031】

駆動基板 2 3 には、固体撮像素子 2 2 を駆動するための電源の電圧変換回路や、クロック発生回路等が設けられている。図示は省略するが、駆動基板 2 3 と本体部 2 との間には、撮像画像データや駆動電力等を送受するためのケーブルが配設されている。

【0032】

図 7 は内視鏡 1 の本体部 2 の内部構造を一部省略して示す斜視図であり、図 8 は内視鏡 1 における本体部 2 の内部構造の部分透視斜視図であり、図 9 は図 8 に示す内部構造の底

50

面図であり、図10は本体部2における受光センサ54の周辺を示す(A)基板背面側および(B)基板表面側の斜視図である。以下、これら図7から図10と前出の図5を参照して本体部2の内部構造について説明する。なお、説明の便宜上、本体部2においても撮像画像データや駆動電力等を送受するためのケーブル等については図示を省略している。

【0033】

本体部2のハウジングは、図5に示したように、略カップ状のカバー部材31と、当該カバー部材31の前側にねじで固定された略平板状のベース部材32とを有しており、カバー部材31の前側の開口がベース部材32によって閉鎖されることにより内部空間が画成されている。ベース部材32の前面中央部において前方に突設された円筒状の固定部33には、保護管4の後端部が嵌め込まれている。

10

【0034】

シャフト11の後端側は、固定部33の基端に形成された貫通孔32aを通して本体部2内に挿入される。シャフト11における第4スペーサ12Dの支持部位の後方近傍にはシャフト押圧部材40が配置されており、図7に示すように、シャフト11は、シャフト押圧部材40の上部に設けられた支持凹部40aに挟持された状態にある。また、シャフト押圧部材40の下部には、シャフト11に駆動力を付与するピエゾアクチュエータ41が連結されている。

【0035】

ピエゾアクチュエータ41はシャフト押圧部材40を介してシャフト11に対して下方から当接した状態にあり、逆圧電効果によるピエゾアクチュエータ41の上下方向の変位によりシャフト11に対して駆動力が付与される。ピエゾアクチュエータ41の下部は支持部材42によって支持されており、この支持部材42はベース部材32に対してねじで固定されている。

20

【0036】

また、シャフト押圧部材40の上部には、圧縮ばね(付勢部材)43の下端部が連結されている。圧縮ばね43は、シャフト押圧部材40の上部に嵌着されると共に、シャフト11に対して上方から当接した状態にある。これにより、圧縮ばね43は、ピエゾアクチュエータ41に対して予圧(初期荷重)を付与すると共に、ピエゾアクチュエータ41の動作時にはその上下変位に応じて上下に伸縮する。圧縮ばね43の上端部は、前壁44aをベース部材32に対してねじで固定されたブラケット44における上壁44bの下面側の凸部45(図5参照)に連結されている。

30

【0037】

シャフト11の後端部は、上方に直角に折り曲げられてL字状をしており、その末端は、ブラケット44の上壁44bに取り付けられた軸受51に支持されている。シャフト11の末端が挿入された軸受51の挿入孔51aは、図8に示すように、前後方向に延びる長孔として形成されている。

【0038】

また、図5に示すように、シャフト11におけるシャフト押圧部材40の支持部位の更に後方にはセンサ取付部材52が固定されている。センサ取付部材52には、図10に示すように、センサ基板53を介してフォトダイオードからなる受光センサ54が取り付けられている。センサ取付部材52は、図10(A)に示すように、係止爪56およびこれに対向するように配置された段部57、ならびに係止孔58によってL字状をなすシャフト11の後端部に取り付けられているため、シャフト11に対して安定的に固定される。

40

【0039】

また、図8に示すように、受光センサ54の受光面側(右側)にはLED(Light Emitting Diode)55が配置されており、このLED55は、対向する受光センサ54に向けて光を出射する。これにより、受光センサ54が検出するLED55からの光の増減に基づき、シャフト11の変位(延いては後述するシャフト11先端の固体撮像素子22の変位)を検出することが可能となっている。LED55は、図9に示すように、LED55は、LED基板59と共にブラケット44の右壁44cに固定されている。

50

## 【 0 0 4 0 】

図 1 1 は第 1 実施形態に係る内視鏡 1 の撮像時における動作説明図であり、図 1 2 は図 1 1 中の XII - XII 線断面における内視鏡 1 の動作説明図であり、図 1 3 は内視鏡 1 の撮像時における撮像素子の変位の様子を示す模式図である。

## 【 0 0 4 1 】

内視鏡 1 では、図 1 1 中に実線で示すように、シャフト 1 1 は圧縮ばね 4 3 の付勢力によって予め撓んだ状態とされる。このとき、シャフト 1 1 において、第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D による支持部位は、撓む前のシャフト 1 1 の中心軸 C 上に保持されると共に、各スペーサ間の部位は上下に湾曲した状態となる。これにより、第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D とシャフト 1 1 間のガタが抑制され、第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D を支点としてシャフト 1 1 を安定的に振動または変位させることが可能となる。

10

## 【 0 0 4 2 】

内視鏡 1 では、電源がオンされて撮像が開始されると、 piezo アクチュエータ 4 1 に駆動電圧が印加されることにより、 piezo アクチュエータ 4 1 からシャフト 1 1 に対して駆動力が付与される。このとき、図 1 1 および図 1 2 中の矢印 A で示すように、 piezo アクチュエータ 4 1 の上端は所定のストローク（数  $\mu\text{m}$ ）で x 軸方向（上下方向）に変位する。これにより、図 1 1 に示すように、シャフト 1 1 は共振状態となり、シャフト 1 1 には第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D に支持された部位を節とする横方向の振動が生じる。その結果、シャフト 1 1 の先端の固体撮像素子 2 2 において、図 1 3 中に矢印 B で示すように、画素 P（たとえば、画素ピッチ  $2\mu\text{m}$ ）を一定の範囲（例えば、数画素ピッチの大きさ）で直線的に変位させることができる。なお、固体撮像素子 2 2 の変位は、厳密には中心軸 C の方向にも生じ得るが、無視できる程度であってデフォーカス等が問題になることはない。

20

## 【 0 0 4 3 】

ここで、固体撮像素子 2 2 の変位量は、受光センサ 5 4 の検出結果から推定することが可能である。例えば、受光センサ 5 4 の検出光量と固体撮像素子 2 2 の変位の関係について予め調査しておくことにより、変位量を高精度に推定できる。

## 【 0 0 4 4 】

このように、第 1 実施形態に係る内視鏡 1 では、保護管 4 外に配置された piezo アクチュエータ 4 1 から駆動力を付与してシャフト 1 1 を振動させることにより、シャフト 1 1 の先端側に取り付けられた固体撮像素子 2 2 を変位させる（すなわち、固体撮像素子 2 2 の受光面上で結像する光像と固体撮像素子 2 2 とを相対的に微小変位させる）ことが可能となるため、挿入部 3 の小径化を実現しつつ、画素ずらしによって取得した複数の原画像から、撮像素子の本来の解像度より高い解像度の画像を生成することが可能となる。なお、得られた撮像データは内視鏡 1 に接続される画像処理装置（例えば、汎用コンピュータ）によって処理されて、液晶モニタ等に表示される。

30

## 【 0 0 4 5 】

ここで、前出の図 2 に示したように、第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D は、撮像ユニット 1 0 の取付位置よりも後方に順次配置されており、撮像ユニット 1 0 と第 1 スペーサ 1 2 A との間隔は  $L_1$  であり、第 1 スペーサ 1 2 A ~ 第 4 スペーサ 1 2 D 間のピッチは  $L_2$  である。ここでは、撮像ユニット 1 0 と第 1 スペーサ 1 2 A との間隔  $L_1$  は、各スペーサ 1 2 A ~ 1 2 D のピッチ  $L_2$  よりも小さく設定されているが、 $L_1$  と  $L_2$  との比を変更することにより、シャフト 1 1 の振動による固体撮像素子 2 2 の変位量を所望の大きさに調整することができる。

40

## 【 0 0 4 6 】

また、 piezo アクチュエータ 4 1 は、シャフト 1 1 の振動の腹に相当する部位（各スペーサ間）に駆動力を付与するように配置可能であるが、第 3 スペーサ 1 2 C と piezo アクチュエータ 4 1 との当接位置（駆動力付与部位）との間隔  $L_3$ （図 1 1 参照）の大きさを変更することによっても、シャフト 1 1 の振動による固体撮像素子 2 2 の変位量を所望の

50

大きさに調整することが可能である。 piezoアクチュエータ 4 1 は、その性質上、比較的大きな駆動力を生じさせることが可能である一方、その変位量を増大させることは比較の難しいため、間隔 L 3 を小さくして（第 4 スペース 1 2 D の近傍に配置して）曲げモーメントを発生させるようにするとよい。

【 0 0 4 7 】

< 第 1 実施形態の変形例 >

図 1 4 は第 1 実施形態の変形例に係る内視鏡 1 の撮像時における動作説明図であり、前出の図 1 2 に対応するものである。ここで、第 1 実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付してある。また、この変形例については、以下で特に言及する事項を除いて上述の第 1 実施形態の場合と同様とする。

10

【 0 0 4 8 】

図 1 4 に示すように、変形例では、 piezoアクチュエータ 4 1 と圧縮ばね 4 3 とが、 x 軸方向と直交する y 軸方向（左右方向）に変位可能に配置されている点において第 1 実施形態の場合とは異なる。ここでは、 piezoアクチュエータ 4 1 に駆動電圧が印加されると、第 1 スペース 1 2 A ~ 第 4 スペース 1 2 D を支点としてシャフト 1 1 を押る方向に駆動力が作用する。これにより、シャフト 1 1 は、図 1 4 中の矢印 D で示すように、第 1 スペース 1 2 A ~ 第 4 スペース 1 2 D を支点として中心軸 C 周りに所定の範囲で回転する。その結果、シャフト 1 1 の先端の固体撮像素子 2 2 を、所定範囲（例えば、数画素ピッチの大きさ）で円弧上を移動するように変位させることができる。

20

【 0 0 4 9 】

< 第 2 実施形態 >

図 1 5 は第 2 実施形態に係る内視鏡 1 の撮像時における動作説明図であり、前出の図 1 1 に対応するものである。ここで、第 1 実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付してある。また、第 2 実施形態では、以下で特に言及する事項を除いて上述の第 1 実施形態の場合と同様とする。

【 0 0 5 0 】

図 1 5 に示すように、第 2 実施形態では、シャフト 1 1 の駆動力が付与される部位に、中心軸 C と直交する方向に延在する駆動アーム 6 1 が設けられている。圧縮ばね 4 3 と piezoアクチュエータ 4 1 とは、ともに中心軸 C 方向と平行な方向（左右方向）に変位可能に配置されており、それぞれ駆動アーム 6 1 に対して前方および後方から当接した状態にある。したがって、 piezoアクチュエータ 4 1 の先端の中心軸 C 方向（前後方向）の変位により、 piezoアクチュエータ 4 1 から駆動アーム 6 1 を介してシャフト 1 1 に対して駆動力が付与される。シャフト 1 1 は、第 1 実施形態の場合と同様に、圧縮ばね（ここでは図示せず）等の付勢部材によって付勢されることにより、予め撓んだ状態とされる。

30

【 0 0 5 1 】

ここで、 piezoアクチュエータ 4 1 の先端が前方に変位すると、図 1 5 中に破線で示すように、シャフト 1 1 はその湾曲量を増大させるように変位する。これにより、シャフト 1 1 の先端の固体撮像素子 2 2 を x 軸方向に直線的に変位させることができる。したがって、 piezoアクチュエータ 4 1 の先端を繰り返し前後方向に変位させることにより、固体撮像素子 2 2 を、第 1 実施形態の場合と同様に、一定の範囲で直線的に変位させることができる。

40

【 0 0 5 2 】

このように、第 2 実施形態に係る内視鏡 1 では、保護管 4 外に配置された piezoアクチュエータ 4 1 から駆動力を付与してシャフト 1 1 を振動させることにより、シャフト 1 1 の先端側に取り付けられた固体撮像素子 2 2 を変位させることが可能となるため、挿入部 3 の小径化を実現しつつ、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得可能となる。

【 0 0 5 3 】

< 第 2 実施形態の変形例 >

図 1 6 は第 2 実施形態の変形例に係る内視鏡 1 の撮像時における動作説明図である。図

50

16では、上述の第2実施形態とは構成を異にするシャフト11の前端部周辺について示してある。この変形例については、以下で特に言及する事項を除いて第2実施形態の場合と同様とする。

【0054】

図16(A)に示すように、シャフト11の前端は、第1回動軸71を介して固体撮像素子22を支持する駆動基板23の後部中央に接続されている。また、駆動基板23の後部において第1回動軸71の下方に設けられた第2回動軸72には、シャフト11の前端部と平行に延在するロッド73の前端が接続されている。ロッド73は、シャフト11の前端と第1スペーサ12Aの支持部位との間の距離と略同一の長さを有しており、ロッド73の後端は、第1スペーサ12Aの下方に配置された第3回動軸74に接続されている。第3回動軸74は、保護管4または先端カバー6(図6参照)に支持されている。また、シャフト11前端部とロッド73との間には、卵形のダンピングゲル75が挟装されている。

10

【0055】

このような構成により、シャフト11の前端部、ロッド73、第1スペーサ12Aおよび第1～第3回動軸によってリンク機構が形成され、シャフト11に対して駆動力が付与された際には、図16(B)に示すように、固体撮像素子22は姿勢を維持したままx軸方向に変位することになる。つまり、上述の第2実施形態においては、固体撮像素子22の変位と共に中心軸Cに対する角度が僅かに変化するが、このようなリンク機構により、固体撮像素子22の角度変化を防止し、より安定かつ高精度な撮像を実現することが可能となる。また、シャフト11前端部とロッド73との間のダンピングゲル75により、外部からの振動入力に対する共振を防止することができる。

20

【0056】

<第3実施形態>

図17は第3実施形態に係る内視鏡1の撮像時における動作説明図であり、図18は図17中のXVIII-XVIII線断面における内視鏡1の動作説明図であり、図19は第3実施形態に係る内視鏡1の撮像時における撮像素子の変位の様子を示す模式図である。ここで、第1実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付してある。また、第3実施形態では、以下で特に言及する事項を除いて上述の第1実施形態の場合と同様とする。

【0057】

図17および図18に示すように、第3実施形態では、それぞれ対をなすピエゾアクチュエータ41a、41bと圧縮ばね43a、43bとが、中心軸Cの方向と交差(ここでは、直交)し、且つ互いに直交するp軸方向およびq軸方向にそれぞれ変位可能に配置されている点において第1実施形態の場合と異なる。ここで、ピエゾアクチュエータ41a、41bと圧縮ばね43a、43bとは、第4スペーサ12Dと、第5スペーサ12Eとの間に配置されている。第5スペーサ12Eは、上述の第1スペーサ12Aと同様にジンバル機構を有している。

30

【0058】

ピエゾアクチュエータ41a、41bに駆動電圧が印加されると、各々の変位量、振動数および位相の設定によって、固体撮像素子22をリサージュ図形のごとく種々の曲線(円、楕円等)や、直線上で変位させることができる。例えば、ピエゾアクチュエータ41a、41bの位相を90°ずらして同一の変位量(振幅)で正弦波振動させることにより、シャフト11を、図18中の矢印Hで示すように、第1スペーサ12A～第4スペーサ12Dを支点として中心軸C周りに所定の範囲で回転させることができる。その結果、図19中の矢印Iで示すように、画素Pを一定の直径(例えば、数画素ピッチの大きさ)を有する円上を移動させることができる。

40

【0059】

本発明を特定の実施形態に基づいて説明したが、これらの実施形態はあくまでも例示であって、本発明はこれらの実施形態によって限定されるものではない。例えば、アクチュエータの駆動力を伝達するシャフトの材料および形状(径、長さ)は種々の変更

50

が可能である。また、シャフトは、少なくとも後端側の piezo actuator によって生じる曲げモーメントを先端側に伝達可能なものであればよい。また、piezo actuator や圧縮ばねの数量や配置は種々の変更が可能であり、上述の各実施形態における動作方式を複数組み合わせることもできる。なお、上記実施形態に示した本発明に係る内視鏡の各構成要素は、必ずしも全てが必須ではなく、少なくとも本発明の範囲を逸脱しない限りにおいて適宜取捨選択することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0060】

本発明に係る内視鏡は、挿入部を小径化可能な構成でありながら、撮像された画像に超解像処理を施して高解像度の画像を取得可能とし、小型でありながら高解像度の画像を得るための内視鏡として有用である。

10

【符号の説明】

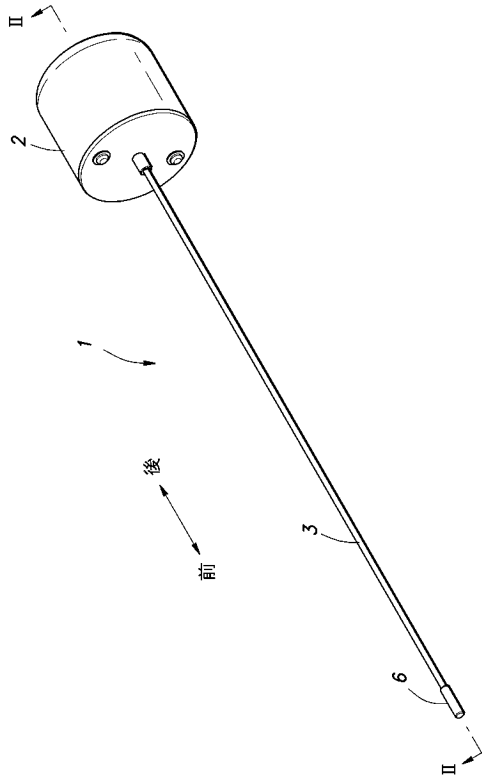
【0061】

- 1 内視鏡
- 2 本体部
- 3 挿入部
- 4 保護管
- 6 先端カバー
- 10 撮像ユニット
- 11 シャフト（駆動力伝達シャフト）
- 12 A ~ 12 E 第1～第5スペーサ
- 21 対物レンズ系
- 22 固体撮像素子
- 23 駆動基板
- 31 カバー部材
- 32 ベース部材
- 41 piezo actuator 4 1
- 43 圧縮ばね（付勢部材）
- 54 受光センサ
- 55 LED

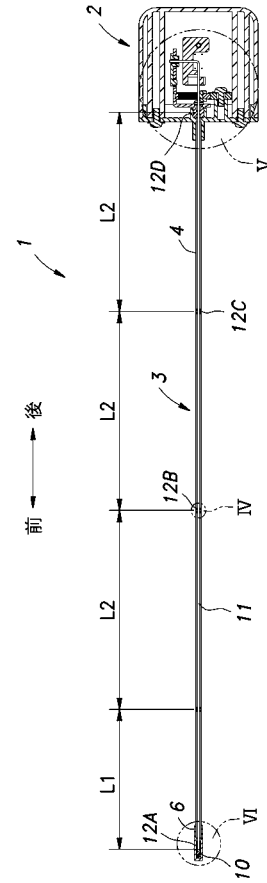
20

30

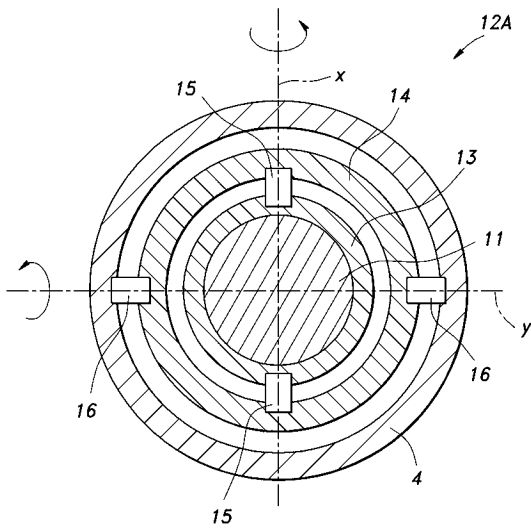
【 図 1 】



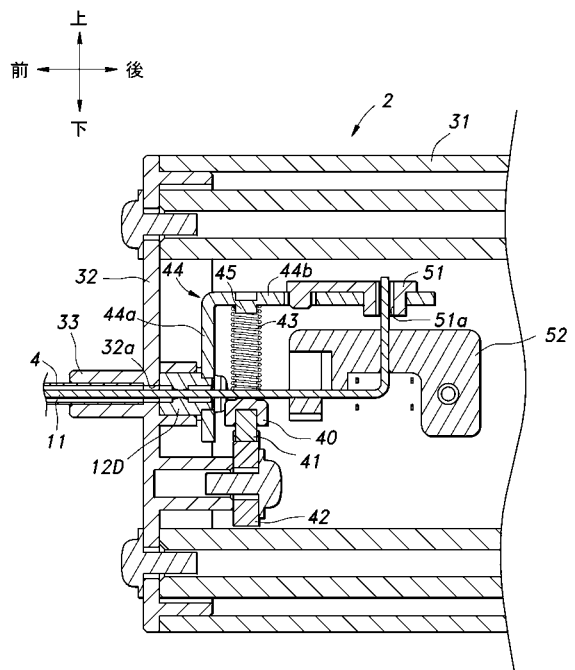
【 図 2 】



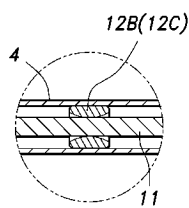
【 図 3 】



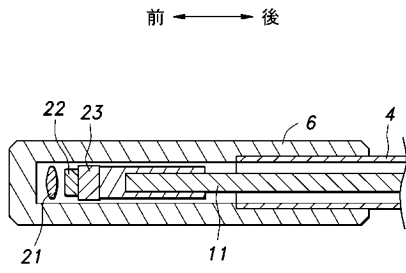
【 図 5 】



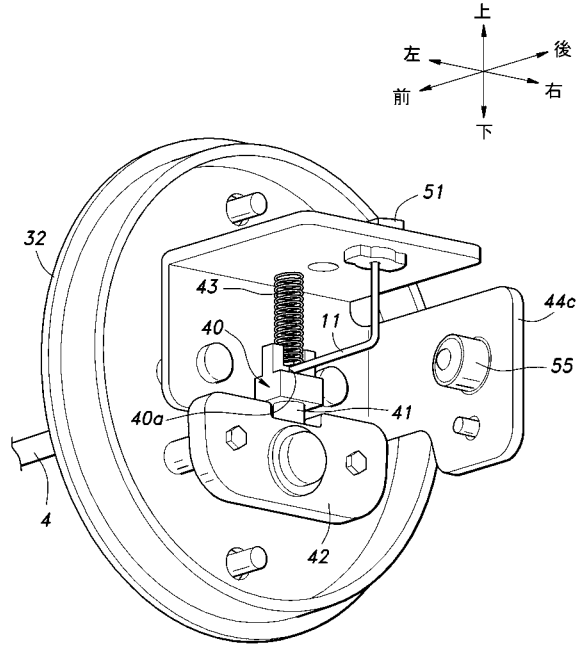
【 図 4 】



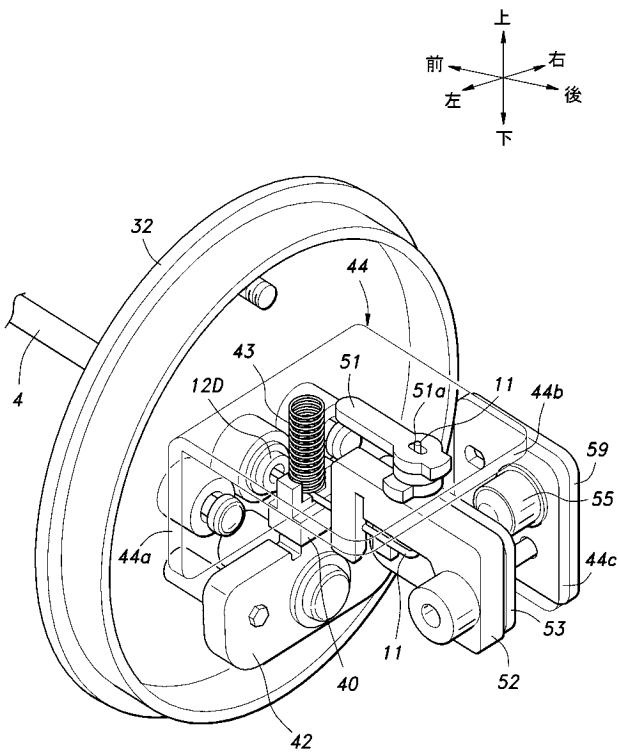
【 図 6 】



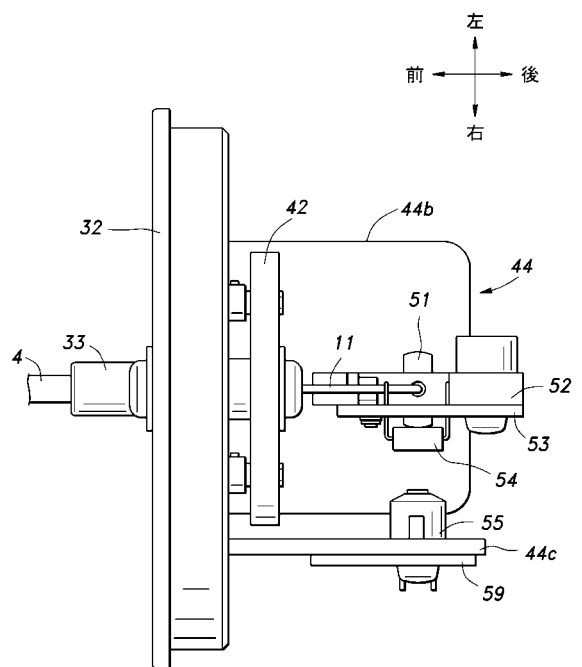
【 図 7 】



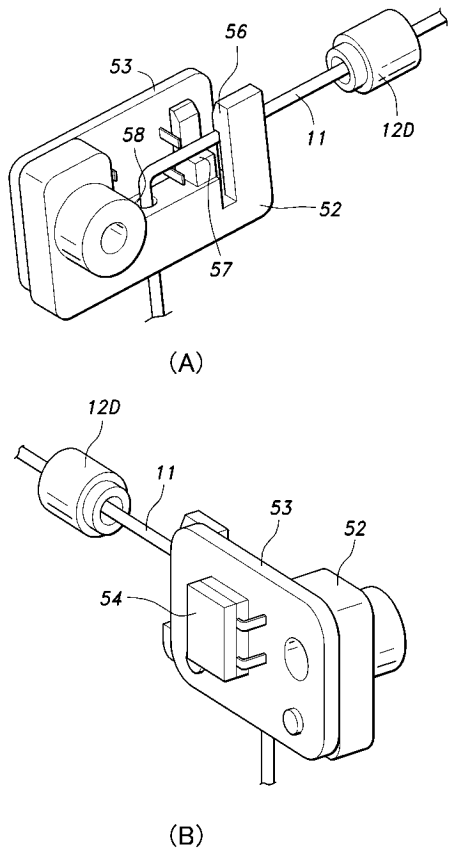
【 図 8 】



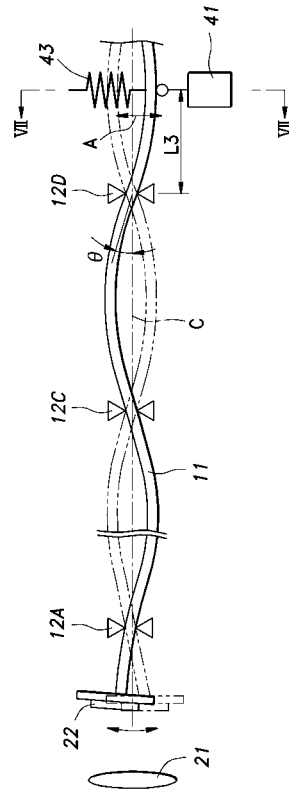
【 図 9 】



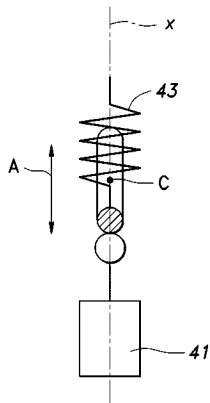
【 図 1 0 】



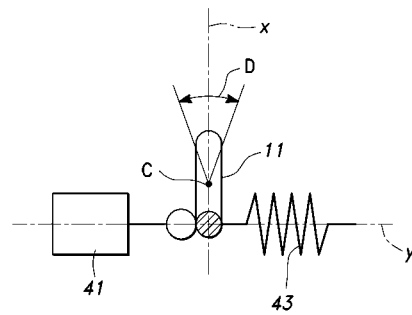
【 図 1 1 】



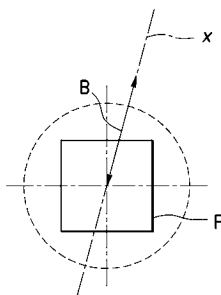
【 図 1 2 】



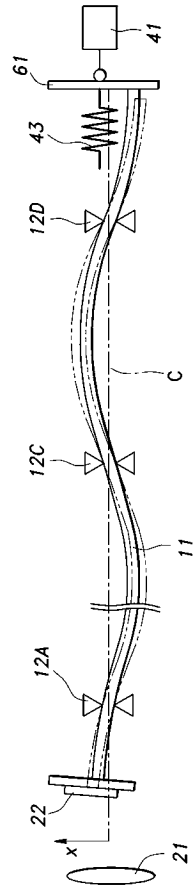
【 図 1 4 】



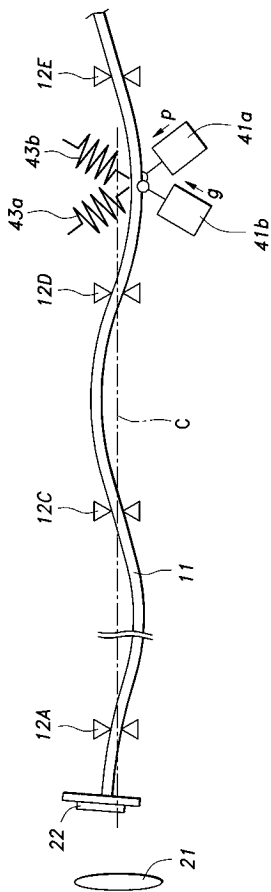
【 図 1 3 】



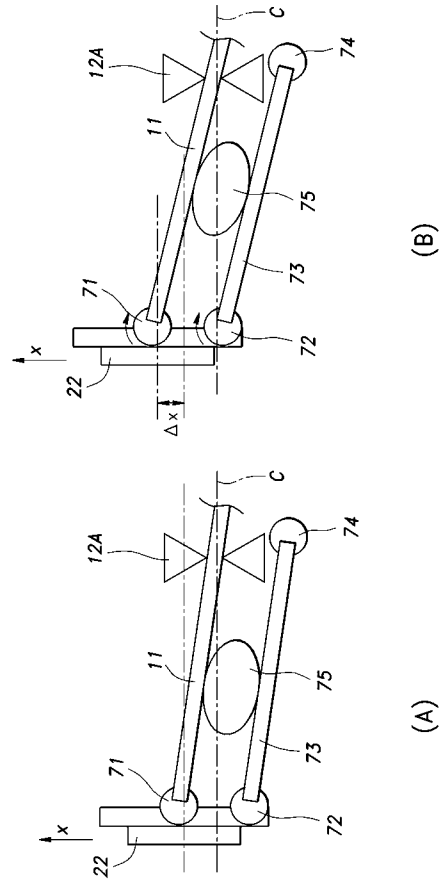
【 図 1 5 】



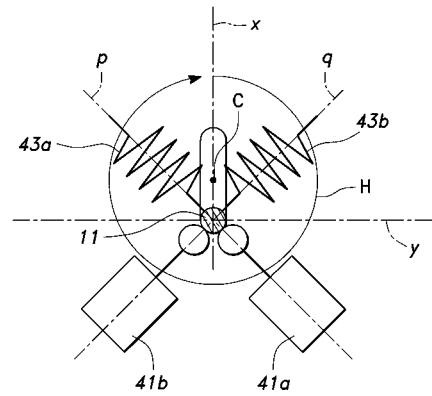
【 図 1 7 】



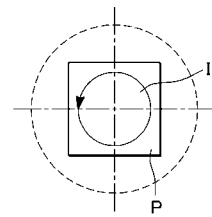
【 図 1 6 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 河野 治彦

福岡市博多区美野島4丁目1番62号 パナソニックシステムネットワークス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA05 DA12 GA03

4C161 CC06 DD01 LL02 NN01 PP06 RR19

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012196344A</a>	公开(公告)日	2012-10-18
申请号	JP2011063296	申请日	2011-03-22
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	川野裕三 真田崇史 河野治彦		
发明人	川野 裕三 真田 崇史 河野 治彦		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/04		
CPC分类号	G02B23/2484 A61B1/00009 A61B1/05		
FI分类号	A61B1/00.A G02B23/24.B G02B23/26.C A61B1/04.372 A61B1/00.R A61B1/00.523 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/DA12 2H040/GA03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP06 4C161/RR19		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在具有能够减小插入部分的直径的结构的同时，通过在内窥镜中对捕获的图像执行超分辨率处理来获得高分辨率图像。解决方案：形成要插入受试者体内的插入部分的保护管和多个插入到保护管中并以预定间距轴向排列在保护管中的垫片12A至12(E)。通过对保护管外侧的轴11的基端侧施加驱动力和附接到轴11的远端侧的固态成像装置22，将多个垫片12A施加到轴11。压电致动器41被配置为以12(E)支撑部为节点来产生横向振动。[选择图]图11

