

(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2004-154545

(P2004-154545A)

(43) 公開日 平成16年6月3日(2004.6.3)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 61 B 1/00

F 1

A 61 B 1/00 310 A

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 有 請求項の数 56 O L 外国語出願 (全 43 頁)

(21) 出願番号 特願2003-153787 (P2003-153787)  
 (22) 出願日 平成15年5月30日 (2003.5.30)  
 (31) 優先権主張番号 60/384,775  
 (32) 優先日 平成14年5月30日 (2002.5.30)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 10/446,555  
 (32) 優先日 平成15年5月28日 (2003.5.28)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 503197072  
 カール シュトルツ エンドビジョン  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O  
 1507 チャールトン カーペンター  
 ヒル ロード 91  
 (74) 代理人 100071755  
 弁理士 斎藤 武彦  
 (74) 代理人 100070530  
 弁理士 畑 泰之  
 (72) 発明者 ジェームズ ピー バリー  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O  
 1507 チャールトン スリー デニス  
 ウィルバー ドライブ (番地なし)  
 F ターム(参考) 4C061 DD03 FF33 HH35 JJ06

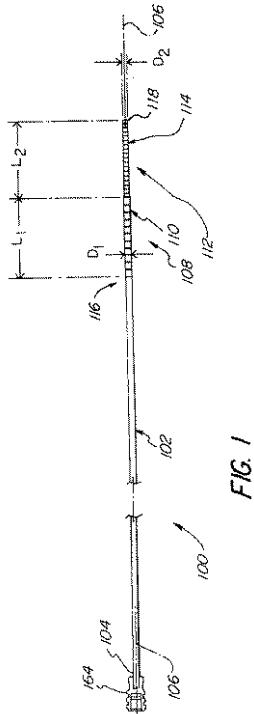
(54) 【発明の名称】内視鏡

## (57) 【要約】

【課題】操作性に優れた連結性内視鏡を提供する。

【解決手段】内視鏡が近位端および遠位端をもつ第1セグメントを有し、軸のまわりに対称である。柔軟で相互接続された連結系からなる第2セグメントが、第1セグメントに回転可能に結合し、力が加えられると、可変曲率半径をもつアーチに沿って変形できる。連結系は0°~約280°の範囲の角度にわたって連結することができる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

近位端および遠位端を有し軸のまわりに対称な第1セグメント、および、該第1セグメントに回転可能に結合した柔軟で相互接続した連結系からなると共に、力が加えられるとき、軸から伸び可変曲率半径をもつアーチに沿って変形できる第2セグメントからなることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2】**

連結系が、第1セグメントの遠位端から伸びる第1組の相互接続された回転可能な背骨部からなり、ここで、該回転可能な背骨部の各々が、第1および第2角だけ傾いた前面、第3および第4角だけ傾いた後面、前角から突き出た第1ピボット部、および、後面から突き出た第2ピボット部を有するボデーからなり、且つ1つの背骨部の第1ピボット部が第2の背骨部の第2ピボット部に回転軸のまわりに回転可能に結合している請求項1の内視鏡。

10

**【請求項 3】**

さらに、力を内視鏡に加えるための1組のガイドワイヤを有する請求項2の内視鏡。

**【請求項 4】**

さらに、該1組のガイドワイヤを内視鏡に沿って案内する部材を有する請求項3の内視鏡。

**【請求項 5】**

該ガイドワイヤ案内部材がボデー内で1組のガイドワイヤを案内する部材をもつ請求項4の内視鏡。

20

**【請求項 6】**

アーチが0°から180°を越える角度をもつ請求項1の内視鏡。

**【請求項 7】**

1組のガイドワイヤがボデーの軸から可変距離にある背骨部に付けられている請求項3の内視鏡。

**【請求項 8】**

1組のガイドワイヤに力が加えられるとき、可変モーメントがボデー内に生じる請求項7の内視鏡。

30

**【請求項 9】**

前面および後面が約7°傾いている請求項2の内視鏡。

**【請求項 10】**

ボデーが一般に円筒形である請求項2の内視鏡。

**【請求項 11】**

可変曲率半径をもつアーチに沿って変形できる回転可能に相互接続された1組のリンク、および、該1組のリンクに力を加えるためリンクに接続された1組のガイドワイヤからなり、ここで、第1背骨部が第1トルクを受け、第2背骨部が第1トルクと異なる第2トルクを受ける屈曲可能な内視鏡。

**【請求項 12】**

回転可能なリンクの各々が、第1および第2角だけ傾いた前面、第3および第4角だけ傾いた後面、前角から突き出た第1ピボット部、および、後面から突き出た第2ピボット部を有するボデーからなり、ここで、1つの背骨部の第1ピボット部が第2の背骨部の第2ピボット部に回転軸のまわりに回転可能に結合している請求項11の内視鏡。

40

**【請求項 13】**

さらに、力を内視鏡に加えるための1組のガイドワイヤを有する請求項12の内視鏡。

**【請求項 14】**

さらに、該1組のガイドワイヤを内視鏡に沿って案内する部材を有する請求項12の内視鏡。

**【請求項 15】**

該ガイドワイヤ案内部材がボデー内で1組のガイドワイヤを案内する部材からなる請求項

50

13の内視鏡。

【請求項16】

アークが0°から180°を越える角度をもつ請求項13の内視鏡。

【請求項17】

1組のガイドワイヤがボデーの軸から可変距離にある背骨部に付けられている請求項12の内視鏡。

【請求項18】

1組のガイドワイヤに力が加えられるとき可変モーメントがボデー内に生じる請求項17の内視鏡。

【請求項19】

前面および後面が約7°傾いている請求項12の内視鏡。

【請求項20】

ボデーが一般に円筒形である請求項12の内視鏡。

【請求項21】

曲率半径が次式によって計算される請求項11の内視鏡。

【化1】

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin \left( \frac{\sum \alpha}{2 \Sigma V} \right)}$$

10

20

ここで、 $i = 1, 2$ 、 $V_L$  は1つの背骨部の長さ、 $\alpha$  は互に隣接する2つの背骨の間の傾き角、 $\Sigma \alpha$  は全傾き角、および  $V$  は全背骨部リンク数である。

【請求項22】

曲率半径が次式によって計算される請求項1の内視鏡。

【化2】

30

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin \left( \frac{\Sigma \alpha}{2 \Sigma V} \right)}$$

ここで、 $i = 1, 2$ 、 $V_L$  は1つの背骨部の長さ、 $\alpha$  は互に隣接する2つの背骨部の間の傾き角、 $\Sigma \alpha$  は全傾き角、および  $V$  は全背骨部リンク数である。

【請求項23】

曲率半径がアークに沿って増大する請求項1の内視鏡。

40

【請求項24】

曲率半径がアークに沿って減少する請求項1の内視鏡。

【請求項25】

可変曲率半径が2以上の曲率半径からなる請求項1の内視鏡。

【請求項26】

可変曲率半径が、第2セグメントが第1方向に変形するときの第1曲率半径、および第2セグメントが第2方向に変形するときの第2曲率半径からなる請求項1の内視鏡。

【請求項27】

曲率半径がアークに沿って増大する請求項11の内視鏡。

【請求項28】

50

曲率半径がアークに沿って減少する請求項 1 1 の内視鏡。

【請求項 2 9】

可変曲率半径が 2 以上の曲率半径からなる請求項 1 1 の内視鏡。

【請求項 3 0】

可変曲率半径が、第 2 セグメントが第 1 方向に変形するときの第 1 曲率半径、および第 2 セグメントが第 2 方向に変形するときの第 2 曲率半径からなる請求項 1 1 の内視鏡。

【請求項 3 1】

近位端および遠位端を有し軸のまわりに対称である第 1 セグメント、および該第 1 セグメントに回転可能に結合し、可変接合角をもつアークに沿って変形可能な、柔軟で相互接続された連結系からなる第 2 セグメントからなる内視鏡。

10

【請求項 3 2】

アークが、第 1 方向に変形するときは接合の第 1 角、および第 2 方向に変形するときは接合の第 2 角に範囲を限定する請求項 3 1 の内視鏡。

【請求項 3 3】

接合の第 1 角が約 180° である請求項 3 2 の内視鏡。

【請求項 3 4】

接合の第 2 角が 180° よりも大きい請求項 3 2 の内視鏡。

【請求項 3 5】

連結が、第 1 セグメントの遠位端から伸びる第 1 組の相互接続された回転可能な背骨部からなり、ここで、該回転可能な背骨部の各々が、第 1 および第 2 角だけ傾いた前面、第 3 および第 4 角だけ傾いた後面、前角から突き出た第 1 ピボット部、および、後面から突き出た第 2 ピボット部を有するボデーからなり、ここで、1 つの背骨部の第 1 ピボット部が第 2 の背骨部の第 2 ピボット部に回転軸のまわりに回転可能に結合している請求項 3 1 の内視鏡。

20

【請求項 3 6】

アークが可変曲率半径からなる請求項 3 1 の内視鏡。

【請求項 3 7】

接合角が変化するにつれ曲率半径が変化する請求項 3 6 の内視鏡。

【請求項 3 8】

近位端および遠位端を有し軸のまわりに対称である第 1 セグメント、および該第 1 セグメントに回転可能に結合した 1 組の可変長さの回転可能に相互接続されたリンクからなる第 2 セグメントからなる内視鏡。

30

【請求項 3 9】

1 組の可変長さリンクが、第 2 セグメントに回転可能に結合し第 1 長さをもつ第 1 群のリンク、および該第 1 群に回転可能に結合し第 1 長さとは異なる第 2 長さをもつ第 2 群のリンクからなる請求項 3 8 の内視鏡。

【請求項 4 0】

第 1 および第 2 群のリンクが、第 1 セグメントの末端から伸びる 1 組の回転可能に相互接続された背骨部からなり、ここで、該回転可能に相互接続された背骨部の各々が、第 1 および第 2 角だけ傾いた前面、第 3 および第 4 角だけ傾いた後面、前角から突き出た第 1 ピボット部、および、後面から突き出た第 2 ピボット部を有するボデーからなり、ここで、1 つの背骨部の第 1 ピボット部が第 2 の背骨部の第 2 ピボット部に回転軸のまわりに回転可能に結合している請求項 3 9 の内視鏡。

40

【請求項 4 1】

アークが 1 つの面内にある請求項 1 の内視鏡。

【請求項 4 2】

アークがらせん状である請求項 4 1 の内視鏡。

【請求項 4 3】

アークが幾何体上にある請求項 1 の内視鏡。

【請求項 4 4】

50

幾何体が円錐体である請求項43の内視鏡。

【請求項45】

らせんが増大する曲率半径をもつ請求項42の内視鏡。

【請求項46】

らせんが減少する曲率半径をもつ請求項42の内視鏡。

【請求項47】

曲率半径がアークに沿って増大する請求項36の内視鏡。

【請求項48】

曲率半径がアークに沿って減少する請求項36の内視鏡。

【請求項49】

1組のガイドワイヤが、ボーデーの軸のまわりに変化する回転角度で円周部に位置する請求項3の内視鏡。

【請求項50】

1組のガイドワイヤが、ボーデーの軸のまわりに変化する回転角度で円周部に位置する請求項13の内視鏡。

【請求項51】

さらに、内視鏡に力を加えるための1組のガイドワイヤを有する請求項35の内視鏡。

【請求項52】

1組のガイドワイヤが、ボーデーの軸のまわりに変化する回転角度で円周部に位置する請求項51の内視鏡。

【請求項53】

1組のガイドワイヤがボーデーの軸から可変距離で1つの背骨部に付けられる請求項51の内視鏡。

【請求項54】

さらに、力を内視鏡に加えるための1組のガイドワイヤを有する請求項40の内視鏡。

【請求項55】

1組のガイドワイヤがボーデーの軸のまわりに変化する回転角度で円周部に位置する請求項54の内視鏡。

【請求項56】

1組のガイドワイヤがボーデーの軸から可変距離で1つの背骨に付けられる請求項54の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は内視鏡軸に関し、さらに詳しくは、それに力が加わったとき可変曲率半径をもつ弧に沿って変形できる連結背骨部(*articulating vertebræ*)からつくられた内視鏡軸に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来の内視鏡は異なる方向に接合され得るが、一般に可変曲率半径をもって連結することも180°よりも大きな角度に連結することもできない。しばしば、従来の内視鏡は軸の全連結長さに対して単一の曲率半径しかもっていない。さらに、連結背骨部を使う従来の内視鏡は、直列につながれ、かつすべて同じ方向を向いた同一の寸法の多数の背骨部を使っている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

内視鏡を単一曲率に限定することにより、内視鏡の連結によって容易にアクセス可能な身体領域に関し、内視鏡ユーザーに制限が加えられる。このように内視鏡の連結が制限されることにより、内視鏡オペレーターが患者の体内のいろいろな位置に内視鏡を置かせられるような可変曲率半径(角度)をもった連結内視鏡に対するニーズがある。このような内

10

20

30

40

50

視鏡は、2以上の曲率半径をもって操作することが可能な軸を必要とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡は、近位端および遠位端を有し、軸対称である第1セグメントを有する。柔軟で相互接続された連結系からなる第2セグメントが、第1セグメントと旋回可能に結合しており、力が加えられると、可変曲率半径をもつ弧に沿って変形できる。この連結系は、0°～約280°の角度範囲で連結できる。

【0005】

【発明の実施の形態】

まず、図1を参照すると、連結(性)内視鏡シャフト100が静止して示されている、すなわち軸106に沿って非連結配置で示されている。該シャフト100は、第1挿入シャフトセグメント102を有する。第2の柔軟(フレキシブル)なシャフトセグメント108は、第1挿入シャフトセグメント102の遠位端116から距離L<sub>1</sub>にわたって伸びて第1セグメント102に付けられた第1組の連結リンク、すなわち背骨部110からなる連結系である。第2組の連結リンク、すなわち背骨部114からなる第3の変換なシャフトセグメント112が、第2セグメント108から距離L<sub>2</sub>にわたって伸びてそれに付けられている。第1挿入シャフトセグメント102は、その近位端104において内視鏡ハンドピース164に接続されている。内視鏡シャフト100の遠位端118と連結背骨部110・114は、内視鏡100内に通されて背骨部110・114に付けられた制御ワイヤ(図1には図示せず)を使うことによりハンドピース164によって操作される。

【0006】

図2に、2つの異なる方向、すなわち配置<sub>1</sub>および<sub>2</sub>に連結された内視鏡シャフト100を示す。第1方向<sub>2</sub>に連結されて、背骨部110・114は第1アーク(弧)122に沿って軸106から移されるように操作できる。ここで、第1挿入シャフトセグメント102の遠位端116から最も遠い背骨部120(図3)は0°～約280°の範囲で角度<sub>2</sub>にわたって回転する。同様にして、第2方向<sub>1</sub>に連結されるとき、背骨部114だけが第2アーク124に沿って軸106から移されるように内視鏡シャフト100を操作できる。ここで、第1セグメント102の遠位端116から最も遠い背骨部120が0°～約180°の範囲で角度<sub>1</sub>にわたって回転する。図2において、角度<sub>1</sub>だけ連結された内視鏡シャフト100は図3の方向とは逆方向に、約180°回転している。ここで、より小さな背骨部114だけが連結され、内視鏡シャフト100は1つの曲率半径R<sub>1</sub>のみ有する。

【0007】

図3は、可変曲率半径をもつアーク106aに沿って回転した内視鏡シャフト100の連結背骨(第2・第3)セグメント108・112の拡大図である。シャフト100は、2つの異なるサイズの背骨部110・114を使って約280°の角度にわたって連結されている。内視鏡シャフト100の連結セグメントは、2つのセグメント108・112からなる。図3の第1のセグメント108はより長い長さL<sub>3</sub>またはL<sub>4</sub>をもつ相対的に大きな直径(D<sub>1</sub>)の背骨部110を使い、第2のセグメント112はより短い長さL<sub>5</sub>またはL<sub>6</sub>をもつ相対的に小さな直径(D<sub>2</sub>)の背骨部114を使う。異なる直径の背骨部110・114を使うことにより、シャフト100の異なる連結セグメントに対し、異なる操作角(例、<sub>1</sub>と<sub>2</sub>)かつ異なる曲率半径(例、R<sub>1</sub>とR<sub>2</sub>)をもたせられる。図3において、内視鏡シャフト100のより大きな背骨部110をもつ第1の連結セグメント108は、第2の連結セグメント112の曲率半径R<sub>1</sub>よりも大きな曲率半径R<sub>2</sub>を有する。より大きな背骨部110の詳細は、図4～8に示され、より小さな背骨部114の詳細は図9～13に示される。

【0008】

図4～8に、接合背骨部110の種々の姿を示す。背骨部110は一般に円筒状で、外径D<sub>1</sub>を有して(図8)、軸106に関して対称である。背骨部110は前面126・128と後面130・132を有する。前面126・128は、0°～約30°の範囲の角度

10

20

30

40

50

<sub>3</sub> または <sub>4</sub> で傾けられる。図 5 から最もよくわかるように、<sub>3</sub> = <sub>4</sub> でもよく、あるいは <sub>3</sub> <sub>4</sub> でもよい。さらに、後面 130・132 は 0° ~ 約 30° の範囲の角度

<sub>5</sub> または <sub>6</sub> で傾けられる。図 5 から最もよくわかるように、<sub>5</sub> = <sub>6</sub> でもよく、あるいは <sub>5</sub> <sub>6</sub> でもよい。さらに、接合背骨部 110 は前面 126・128 から突き出した第 1 ピボット部 134、および後面 130・132 から突き出した第 2 ピボット部 136 を有する。前面 126・128 は軸 106 と同軸の回転軸 144 をもつ開口部 142 を有する。図 4・5 から最もよくわかるように、背骨部 110 上に幅 W<sub>1</sub> だけ離れた(図 6)一対の第 2 ピボット部 136 が一対の第 1 ピボット部 134 内に、背骨部 110 のどの 2 つの隣接した一対のリンクも前面 126・128 および後面 130・132 によって許容される程度まで回転軸 144 のまわりに回転するように、しっかりと取り付けられている。背骨軸 110 はまた、連結系 108 内の連結する回転点 144 の間の距離である長さ L<sub>3</sub> (図 5) または L<sub>4</sub> (図 7) によっても特徴付けられる。

#### 【0009】

図 9 ~ 13 に、連結背骨部 114 の種々の姿を示す。背骨部 114 は一般に円筒状で、外径 D<sub>2</sub> を有して(図 13)、軸 106 に関して対称である。背骨部 114 は前面 146・148 と後面 150・152 を有する。前面 146・148 は 0° ~ 約 30° の範囲の角度 <sub>7</sub> または <sub>8</sub> で傾けられる。図 10 から最もよくわかるように、<sub>7</sub> は <sub>8</sub> と同じでもよく異なっていてもよい。さらに、後面 150・152 は 0° ~ 約 30° の範囲の角度

<sub>9</sub> または <sub>10</sub> で傾けられる。図 10 から最もよくわかるように、<sub>9</sub> は <sub>10</sub> と同じでもよいし異なっていてもよい。さらに、背骨部 114 は前面 146・148 から突き出す第 1 ピボット部 154、および後面 150・152 から突き出す第 2 ピボット部 156 を有する。前面 146・148 は軸 106 と同軸の回転軸 144 をもつ開口部 162 を有する。図 9 及び図 10 から最もよくわかるように、背骨部 114 上に幅 W<sub>2</sub> だけ離れた(図 11)一対の第 2 ピボット部 156 が、背骨部 114 のどの 2 つの隣接しそして連結した対も前面 146・148 および後面 150・152 によって許容される程度まで回転軸 144 のまわりに回転するように、一対の第 1 ピボット部 154 内にしっかりと取り付けられている。背骨部 114 はまた、連結系 112 内の連結する回転点 144 間の距離である長さ L<sub>5</sub> (図 10) または長さ L<sub>6</sub> (図 12) によっても特徴付けられる。

#### 【0010】

異なる直径、傾き角、長さおよび数の背骨部 110・114 をもつ連結したセグメント 108・112 を結合させることにより、連結内視鏡シャフト 100 は、シャフト 100 のどの連結したセグメントが操作され(連結され)るかに依存して、図 3 のように単一方向に連結されるとき 2 以上の曲率半径(例、R<sub>1</sub>・R<sub>2</sub>)をもつように操作できる。異なる直径 D<sub>1</sub>・D<sub>2</sub> (ここで D<sub>1</sub> > D<sub>2</sub>) をもつ背骨部 110・114 を得ることにより、より大きなトルク T (あるいはモーメント) が、ワイヤーガイド 166 (図 14 ~ 16) によって加えられる力により、背骨部 110・114 を可変曲率半径をもつアークに沿って変形させるようにして、D<sub>2</sub> に対してよりも D<sub>1</sub> に対して対応する背骨部 110・114 に発生し得る。図 1 から最もよくわかるように、D<sub>2</sub> は D<sub>1</sub> 以上である。内視鏡内に発生するモーメントの説明を図 18 ~ 21 を参照して行う。また、背骨部 110・114 の位置は、非対称範囲(例、<sub>1</sub> <sub>2</sub>)の操作あるいは可変曲率半径(例、R<sub>1</sub> R<sub>2</sub>)をもつように、シャフト 100 に沿って背骨部 110・114 の直径、傾き角、長さ、モーメント腕および数のどんな組合せにおいても配列できる。背骨部の直径、傾き角、長さ、モーメント腕および数のこののような組合せは、非対称な操作範囲すなわち可変曲率が、どの方向においてシャフト 100 が軸 106 に対して操作されるかに依存して影響される。シャフト 100 が軸 106 に対して一方向に直結されると、シャフト 100 はより大きな曲率半径を有するが、軸 106 に対して逆向きにあるいは異なる方向に接合されると、より小さな曲率半径を有する。さらに、シャフト 100 の同じセグメントがシャフトの連結方向に依存して異なる曲率半径(操作角)を有し得る。

#### 【0011】

背骨部 110・114 の配列によっても、シャフト 100 を軸 106 に対して一方向に、

10

20

30

40

50

異なるセグメントに対しては異なる曲率半径で曲げられる。シャフト 100 の各セクション 108・112 に用いられる背骨部 110・114 の長さ  $L_3$ ・ $L_4$  あるいは数を調整することにより、シャフト 100 がどんな数の曲率半径の組合せももち得るように設計できる。たとえば、セグメント 108・112 が増減するとき、曲率半径が増減するようにシャフト 100 を設計できる。背骨部 110・114 とシャフト 100 は、(患者)身体内の特定部位を観察するのに必要なさまざまな曲率半径をもつように設計できる。背骨部 110・114 の数、長さ、半径および面の傾き角を調整することにより、軸 106 に関する対称性、連結角(例  $\gamma_1$ ・ $\gamma_2$ )および曲率半径(例、 $R_1$ ・ $R_2$ )のようなシャフト 100 の傾き特性に影響を与える。

## 【0012】

10

背骨部 110・114 はいろいろな方法で接続できる。図 3 に、より小さな直径の直列の背骨部 114 に回転可能につながれたより大径の直列の背骨部 110 を示す。背骨部 110 は、各背骨部 110・114 の各端から伸びるピボット部を合せてつなぐことにより、直列に回転可能につながれている。背骨部 114 も同様に回転可能につながれている。背骨部 110・114 の各端は、シャフト 100 が連結されるとき、隣接する背骨部 110・114 の端面と接触する傾いた面をもつ。各背骨部 110・114 が連結されるとき、互いに接してそれ以上連結できなくなるまで特定方向に動き続けるので、傾き角が大きくなるほど、シャフト 100 の接合の潜在的傾き角は大きくなる。異なる長さおよび異なる傾き角の背骨部を使うことにより、シャフト 100 の傾き特性を制御できる。

## 【0013】

20

各背骨部 110・114 はそれぞれ、各側面にセグメント 108・112 を連結するためのガイドワイヤ 166 を案内するためのスロット(開口部) 138・140、158・160 を有する。背骨部 110・114 は、各側面のスロット 138・140、158・160 に対して種々の方向を向き得る。たとえば、スロット 138・140、158・160 の方向が隣接する背骨部に対してある角度  $\gamma_1$  (例、180°) にわたって回転するように、背骨部 110・114 を接合し得る。そのように、シャフト 100 の一側面で背骨部 110 の内側を通る第 1 ガイドワイヤ 166 が、シャフト 100 の同じ側面上にあるスロット 138・140 をもつ 1 つ置きの背骨部 110 に付けられる。シャフト 100 の反対側の側面を通る第 2 ガイドワイヤ 166 は、シャフト 100 の反対側の側面上にスロット 158・160 をもつ他のすべての背骨部 114 に付けられる。図 17 に示すように、ガイドワイヤ 166 は各、あるいは 1 つ置きの背骨部 110・114 において側面のスロット 138・140、158・160 を通して貫かれている。ガイドワイヤ 166 は遠位端背骨 120 にのみ付けられている。図 16 にガイドワイヤ 166 が角度  $\gamma_1$  だけ偏っていることを示す。角度  $\gamma_1$  は 1 つの背骨と隣の背骨とでは変化し得ることが理解されるであろう。

30

## 【0014】

図 18 は連結背骨部 110・114 をもつシャフト 100 のセグメントの側面図であり、ガイドワイヤ 166 に加えられた力  $F_{c1}$ ・ $F_{c2}$  によって回転軸 144 のまわりに発生するモーメント  $M_1$ ・ $M_2$  を示している。これらの力は軸 106 から距離  $d_1$ ・ $d_2$  (モーメント腕) において加えられ、モーメント  $M_i = F_d \cdot d_i$ 、 $i = 1, 2$  である。図 19 は図 18 のシャフトのセグメントの断面図であり、等しい力  $F_{c1}$ ・ $F_{c2}$  に対し  $d_1 = d_2$  および  $M_1 = M_2$  の対称なガイドワイヤを示している。図 20 は図 18 のシャフトのセグメントの断面図であり、等しい力  $F_{c1}$ ・ $F_{c2}$  に対する非対称ガイドワイヤ ( $d_1 < d_2$  および  $M_1 < M_2$ ) を示している。図 21 も同上の断面図であり、等しい力  $F_{c1}$ ・ $F_{c2}$  に対する非対称ガイド ( $d_1 > d_2$  および  $M_1 > M_2$ ) を示している。図 20・21 の非対称ガイドワイヤの条件も、図 19 においてと同様に、 $d_1$  と  $d_2$  を調整することにより変えられる。非対称ガイドワイヤ条件により、0°～約 280° の角度  $\gamma_2$  にわたってシャフト 100 が接合される。

40

## 【0015】

図 22 は背骨部 110・114 をもつシャフトのセグメントの側面図であり、それによっ

50

て曲率半径  $R_1$ ・ $R_2$  を計算できる大きさ(寸法)  $V_L$  と  $\alpha$  を示している。曲率半径  $R_1$ ・ $R_2$  は次式(1)から算出できる。

【0016】

【化3】

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin\left(\frac{\alpha}{2 \pi}\right)} \quad (1)$$

10

【0017】

ここで  $i = 1, 2$ 。式(1)において、 $V_L$  は背骨の長さ、 $\alpha$  は隣接背骨部間の傾き角、 $\beta$  は全傾き角、 $V$  は背骨部の全リンク数である。

【0018】

図23及び図24から、また図2、図3、図16および図19～21から最もよくわかるように、軸106のまわりのガイドワイヤ166の角位置、あるいは1つの背骨の後面に対する前面の角回転( $\alpha_{11}$ の値)、およびセグメント108・112内に発生する変化するモーメントによって、それに沿ってセグメント108・112が変形するアーケ106aは、アーケ106aが外面であるような円錐174のような幾何体の表面上あるいは面内にある。そのような面配置から、シャフト100の180°よりも大きな接合角と同様に、たとえば外科医に従来はアクセスできなかった位置や不規則な形状の部位、あるいは腎臓(図25)のような器官の空洞にアクセスしたり観察したりするのに多大な柔軟さ(屈曲性)を許す。

20

【0019】

上記本発明の説明により、近位端と遠位端をもつ第1セグメントからなる柔軟な内視鏡シャフトが明らかにされた。第1セグメントは軸対称である。柔軟で相互接続された連結系からなる第2セグメントは、第1セグメントに回転可能に結合し、力が加えられると、可変曲率半径をもつアーケに沿って変形できる。

30

【0020】

第1、第2、前、後等に対するどんな基準、あるいは他に対する1つの素子あるいはデバイスの相対位置を示すどんな他の語句も本発明の説明の便宜上であり、他に明示のない限り、本発明を限定するように解釈すべきでないことが理解されねばならない。さらに、好みしい実施の形態を図示して説明したが、本発明の範囲を逸脱することなく種々の変更がなされ得る。したがって、本発明は説明のために記述したのであって、限定のためではないと理解されねばならない。

【図面の簡単な説明】

【図1】連結背骨部をもつ内視鏡シャフトの側面図。

40

【図2】2つの異なる方向に連結された背骨部を示す図1の内視鏡シャフトの側面図。

【図3】図2の連結背骨部のセグメントの拡大図。

【図4】1つの背骨の平断面図。

【図5】図4の背骨の側面図。

【図6】図4の背骨の端面図。

【図7】図4の背骨の他の側面図。

【図8】図7の背骨の端断面図。

【図9】第2の1つの背骨の平断面図。

【図10】図9の背骨の側面図。

【図11】図9の背骨の端面図。

【図12】図9の背骨の他の側面図。

50

【図13】図12の端断面図。

【図14】ガイドワイヤを示す図5、7、10、12の背骨の側面図。

【図15】ガイドワイヤを示す図4、9の背骨の平断面図。

【図16】図14の背骨の断面図。

【図17】ガイドワイヤを示す連結背骨部をもつ内視鏡シャフトの側面図。

【図18】ガイドワイヤに加わった力によって生じたモーメントを示す内視鏡シャフトの側面図。

【図19】対称ガイドワイヤを示す図18のシャフトのセグメントの断面図。

【図20】非対称ガイドワイヤを示す図18のシャフトのセグメントの断面図。

【図21】非対称ガイドワイヤを示す図18のシャフトのセグメントの断面図。

10

【図22】曲率半径を計算するための $V_L$ と $\alpha$ を示すシャフトのセグメントの側面図。

【図23】円錐面上に減少する半径のアークに沿って接合される図3の背骨部の変形を示す第1説明図。

【図24】円錐面上に増大する半径のアークに沿って接合される図3の背骨部の変形を示す第2の説明図。

【図25】腎臓の離れた異常な部位にアクセスする図3の内視鏡シャフトの写真。

【符号の説明】

100：連結内視鏡シャフト

102：第1セグメント

104：近位端

106：軸

106a：アーク

108：第2セグメント

110：第1背骨部

112：第3セグメント

114：第2背骨部

118：遠位端

120：末端背骨

122：第1アーク

124：第2アーク

126・128：前面

130・132：後面

138・140：スロット

158・160：スロット

164：ハンドピース

166：ガイドワイヤ

174：円錐

$L_1 \cdot L_2$ ：距離

$D_1 \cdot D_2$ ：外径（直径）

$\alpha_1 \sim \alpha_2$ ：角度

$R_1 \cdot R_2$ ：曲率半径

$W_1 \cdot W_2$ ：幅

$d_1 \cdot d_2$ ：距離（モーメント腕）

$M_1 \cdot M_2$ ：モーメント

$V_L$ ：長さ

：傾き角

20

30

40

【図1】

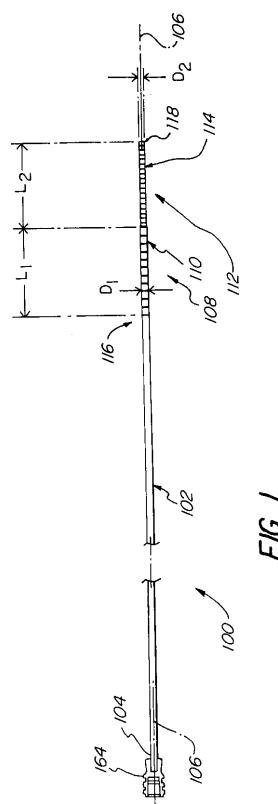


FIG. 1

【図2】

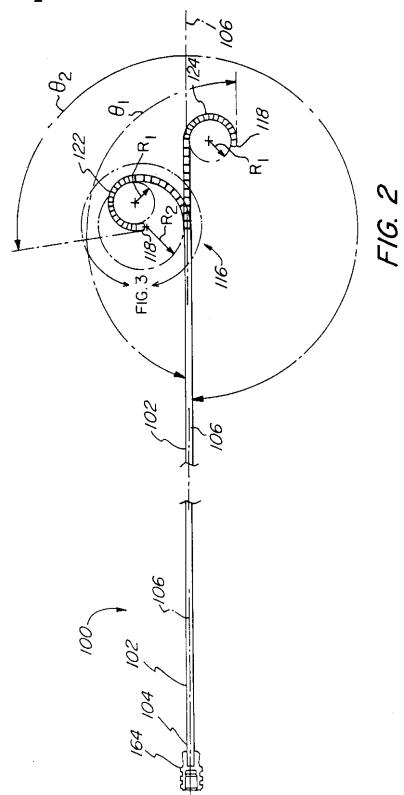


FIG. 2

【図3】

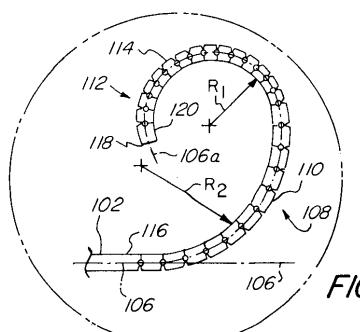


FIG. 3

【図4】

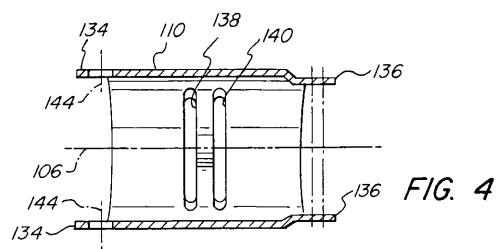


FIG. 4

【図5】

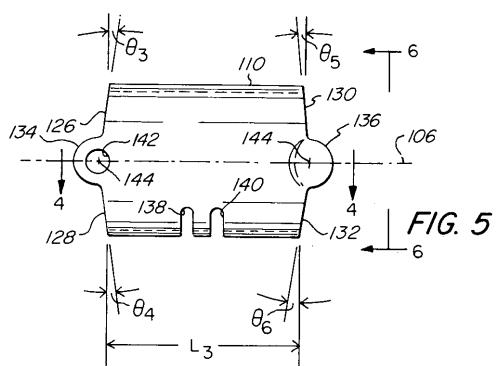


FIG. 5

【図6】

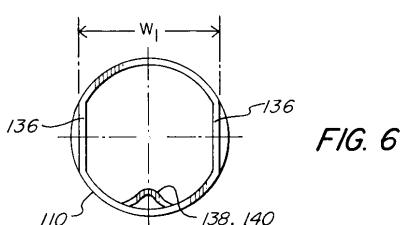


FIG. 6

【図7】

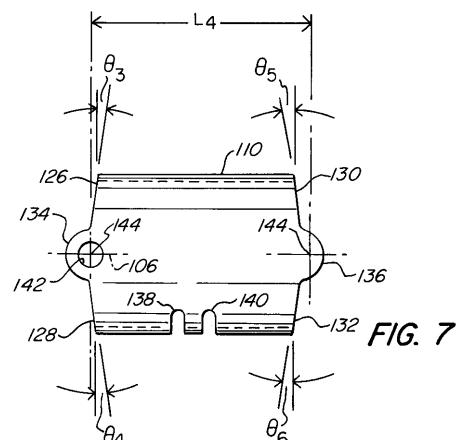


FIG. 7

【図8】

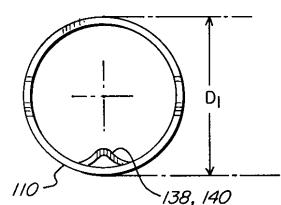


FIG. 8

【図9】

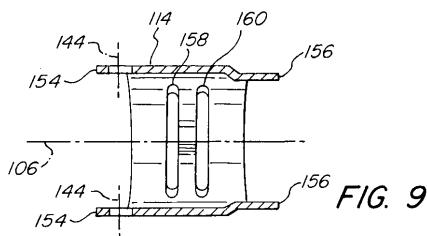


FIG. 9

【図10】

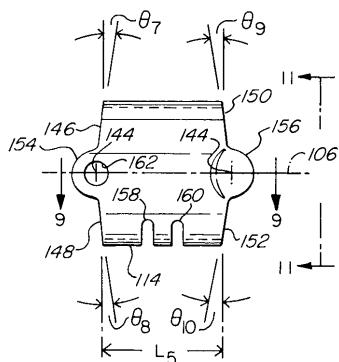


FIG. 10

【図11】

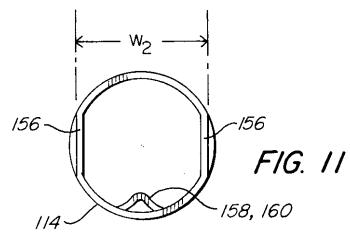


FIG. 11

【図13】

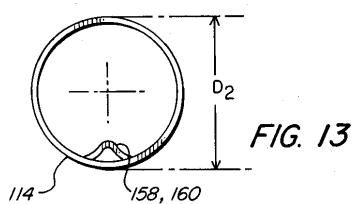


FIG. 13

【図12】

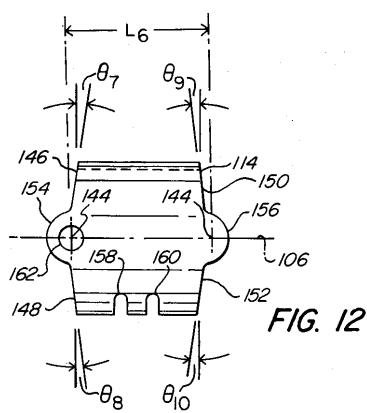


FIG. 12

【図14】

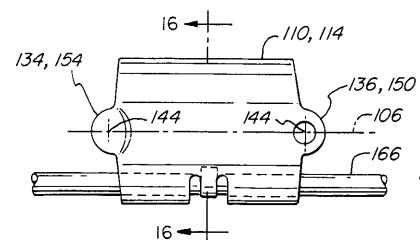


FIG. 14

【 図 1 5 】

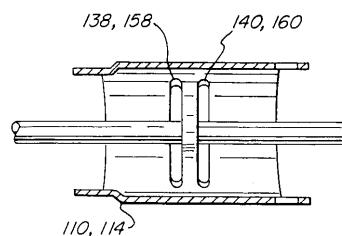


FIG. 15

【図16】

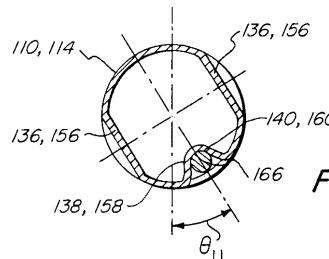


FIG. 16

【 図 17 】

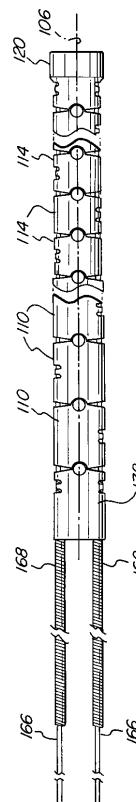


FIG. 17

【 図 1 8 】

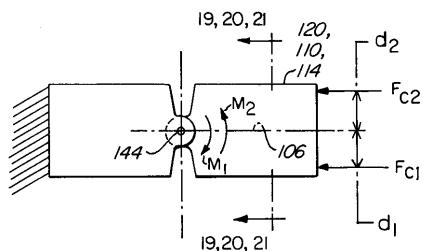
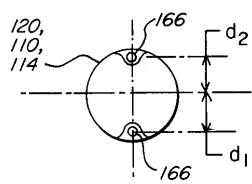


FIG. 18

〔 19 〕

#### CASE I (CABLE SYMMETRY)

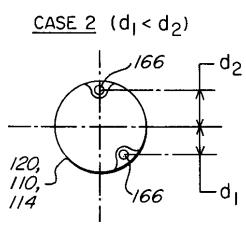


$$d_1 = d_2$$

$$M_1 = M_2$$

FIG. 19

【 図 2 0 】

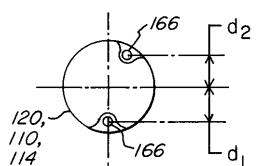


$$M_1 < M_2$$

FIG. 20

【 図 21 】

CASE 3 ( $d_1 > d_2$ )



$$M_1 > M_2$$

FIG. 21

【図22】

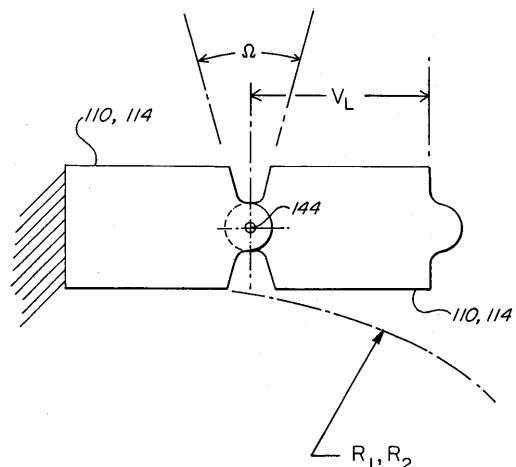


FIG. 22

【図23】

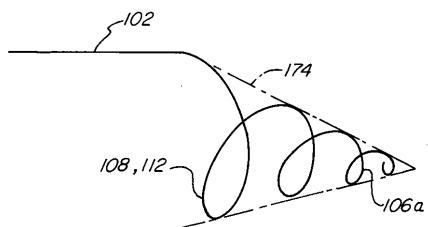


FIG. 23

【図24】

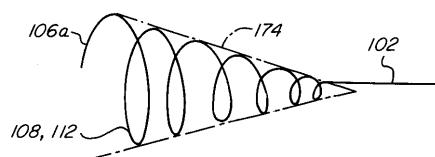


FIG. 24

【図25】

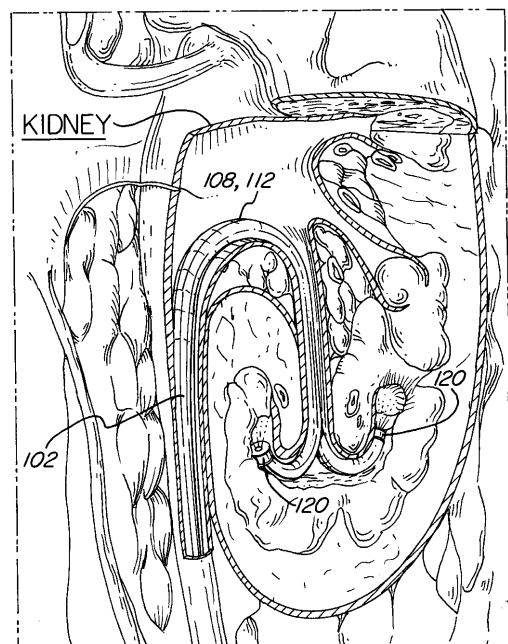


FIG. 25

【外國語明細書】

## 1 Title of Invention

### Articulating Vertebrae with Asymmetrical and Variable Radius of Curvature

## 2 Claims

1. An endoscope comprising:

a first segment having a proximal end and a distal end thereof wherein the first segment is symmetric about an axis; and

a second segment comprising a flexible and interconnected linkage system, pivotably coupled to the first segment and when subject to an applied force, configurable along an arc extending from the axis and having a variable radius of curvature.

2. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the linkage system comprises:

a first set of interconnected pivotable vertebrae extending from the distal end of the first segment;

wherein each of the pivotable vertebrae comprises a body having:

a front face beveled at a first and second angle;

a rear face beveled at a third and fourth angle;

a first pivot member projecting from the front face; and

a second pivot member projecting from the rear face;

wherein the first pivot member of one vertebrae is pivotably coupled about a rotational axis to the second pivot member of a second vertebrae.

3. The endoscope as set forth in Claim 2 further comprising a set of guide wires for applying a force to the endoscope.

4. The endoscope as set forth in Claim 3 further comprising means for guiding the set of guide wires along the endoscope.

5. The endoscope as set forth in Claim 4 wherein means for guiding the set of guide wires comprises means for guiding the set of guide wires within the body.
6. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the arc subtends an angle of from zeros degrees to greater than 180 degrees.
7. The endoscope as set forth in Claim 3 wherein the set of guide wires are attached to a vertebrae at variable distances from an axis of the body.
8. The endoscope as set forth in Claim 7 wherein variable moments are developed in the body when the set of guide wires is subject to a force.
9. The endoscope as set forth in Claim 2 wherein the front and rear face are beveled at about seven degrees.
10. The endoscope as set forth in Claim 2 wherein the body is generally cylindrical.
11. A flexible endoscope comprising:
  - a pivotably interconnected set of links configurable along an arc having a variable radius of curvature;
  - a set of guide wires connected to the set of links for applying force to the set of links;
  - wherein a first vertebrae is subject to a first torque and a second vertebrae is subject to a second torque different than the first torque.

12. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein each of the pivotable links comprises a body having:

a front face beveled at a first and second angle;

a rear face beveled at a third and fourth angle;

a first pivot member projecting from the front face; and

a second pivot member projecting from the rear face;

wherein the first pivot member of one vertebrae is pivotably coupled about a rotational axis to the second pivot member of a second vertebrae.

13. The endoscope as set forth in Claim 12 further comprising a set of guide wires for applying a force to the endoscope.

14. The endoscope as set forth in Claim 12 further comprising means for guiding the set of guide wires along the endoscope.

15. The endoscope as set forth in Claim 13 wherein means for guiding the set of guide wires comprises means for guiding the set of guide wires within the body.

16. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the arc subtends an angle of from zeros degrees to greater than 180 degrees.

17. The endoscope as set forth in Claim 12 wherein the set of guide wires is attached to a vertebrae at variable distances from an axis of the body.

18. The endoscope as set forth in Claim 17 wherein variable moments are developed in the body when the set of guide wires is subject to a force.

19. The endoscope as set forth in Claim 12 wherein the front and rear face are beveled at about seven degrees.

20. The endoscope as set forth in Claim 12 wherein the body is generally cylindrical.

21. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the radius of curvature is calculated according to the following equation:

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin \left( \frac{\sum \Omega}{2 \sum V} \right)}$$

wherein  $i = 1, 2$ ,  $V_L$  is the length of the vertebrae,  $\Omega$  is the bend angle between adjacent vertebrae,  $\sum \Omega$  is the total bend angle,  $\sum V$  is the total number of vertebrae links.

22. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the radius of curvature is calculated according to the following equation:

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin \left( \frac{\sum \Omega}{2 \sum V} \right)}$$

wherein  $l = 1, 2$ ,  $V_L$  is the length of the vertebrae,  $\Omega$  is the bend angle between adjacent vertebrae,  $\sum \Omega$  is the total bend angle,  $\sum V$  is the total number of vertebrae links.

23. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the radius of curvature increases along the arc.

24. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the radius of curvature decreases along the arc.

25. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the variable radius of curvature comprises two or more radii of curvature.

26. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the variable radius of curvature comprises a first radius of curvature when the second segment is configured in a first direction and a second radius of curvature when the second segment is configured in a second direction.

27. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the radius of curvature increases along the arc.

28. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the radius of curvature decreases along the arc.

29. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the variable radius of curvature comprises two or more radii of curvature.

30. The endoscope as set forth in Claim 11 wherein the variable radius of curvature comprises a first radius of curvature when the second segment is configured in a first direction and a second radius of curvature when the second segment is configured in a second direction.

31. An endoscope comprising:

a first segment having a proximal end and a distal end thereof wherein the first segment is symmetric about an axis; and

a second segment comprising a flexible and interconnected linkage system, pivotably coupled to the first segment and configurable along an arc having a variable angle of articulation.

32. The endoscope as set forth in Claim 31 wherein the arc subtends a first angle of articulation when configured in a first direction and a second angle of articulation when configured in a second direction.

33. The endoscope as set forth in Claim 32 wherein the first angle of articulation is about 180 degrees.

34. The endoscope as set forth in Claim 32 wherein the second angle of articulation is greater than 180 degrees.

35. The endoscope as set forth in Claim 31 wherein the linkage system comprises:

a first set of interconnected pivotable vertebrae extending from the distal end of the first segment;

wherein each of the pivotable vertebrae comprises a body having:

a front face beveled at a first and second angle;

a rear face beveled at a third and fourth angle;

a first pivot member projecting from the front face; and

a second pivot member projecting from the rear face;

wherein the first pivot member of one vertebrae is pivotably coupled about a rotational axis to the second pivot member of a second vertebrae.

36. The endoscope as set forth in Claim 31 wherein the arc comprises a variable radius of curvature.

37. The endoscope as set forth in Claim 36 wherein the radius of curvature changes as the angle of articulation changes.

38. An endoscope comprising:

a first segment having a proximal end and a distal end thereof wherein the first segment is symmetric about an axis; and

a second segment comprising a set of variable length pivotably interconnected links, pivotably coupled to the first segment.

39. The endoscope as set forth in Claim 38 wherein the set of variable length links comprises:

a first group of links pivotably coupled to the second segment and having a first length; and

a second group of links pivotably coupled to the first group and having a second length different from the first length.

40. The endoscope as set forth in Claim 39 wherein the first and second group of links comprises:

a set of pivotably interconnected vertebrae extending from the distal end of the first segment;

wherein each of the pivotably interconnected vertebrae comprises a body having:

a front face beveled at a first and second angle;

a rear face beveled at a third and fourth angle;

a first pivot member projecting from the front face; and

a second pivot member projecting from the rear face;

wherein the first pivot member of one vertebrae is pivotably coupled about a rotational axis to the second pivot member of a second vertebrae.

41. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the arc lies in a plane.

42. The endoscope as set forth in Claim 41 wherein the arc is a spiral.

43. The endoscope as set forth in Claim 1 wherein the arc lies on a geometrical body.

44. The endoscope as set forth in Claim 43 wherein the geometrical body is a cone.

45. The endoscope as set forth in Claim 42 wherein the spiral has an increasing radius of curvature.

46. The endoscope as set forth in Claim 42 wherein the spiral has a decreasing radius of curvature.

47. The endoscope as set forth in Claim 36 wherein the radius of curvature increases along the arc.

48. The endoscope as set forth in Claim 36 wherein the radius of curvature decreases along the arc.

49. The endoscope as set forth in Claim 3 wherein the set of guide wires is circumferentially positioned at varying rotational angles about an axis of the body.

50. The endoscope as set forth in Claim 13 wherein the set of guide wires is circumferentially positioned at varying rotational angles about an axis of the body.

51. The endoscope as set forth in Claim 35 further comprising a set of guide wires for applying a force to the endoscope.

52. The endoscope as set forth in Claim 51 wherein the set of guide wires is circumferentially positioned at varying rotational angles about an axis of the body.

53. The endoscope as set forth in Claim 51 wherein the set of guide wires is attached to a vertebrae at variable distances from an axis of the body.

54. The endoscope as set forth in Claim 40 further comprising a set of guide wires for applying a force to the endoscope.

55. The endoscope as set forth in Claim 54 wherein the set of guide wires is circumferentially positioned at varying rotational angles about an axis of the body.

56. The endoscope as set forth in Claim 54 wherein the set of guide wires is attached to a vertebrae at variable distances from an axis of the body.

### 3 Detailed Description of Invention

Prior Application

[0001] Applicant claims priority benefits under 35 U.S.C. §119(e) of U.S. Provisional Patent Application Serial No. 60/384,775 filed May 30, 2002 which is incorporated herein by reference thereto as if set forth at length.

Field Of The Invention

[0002] The present invention relates to an endoscope shaft and, more particularly an endoscope shaft made of articulating vertebrae that when subject to a force, are configurable along an arc having a variable radius of curvature.

Background Of The Invention

[0003] Conventional endoscopes can be articulated in different directions; however, typically these endoscopes cannot be articulated with a variable radius of curvature nor to an angle of more than 180 degrees. Often the endoscope has only a single radius of curvature for the entire articulating length of the shaft. Further, the conventional endoscopes that use articulating vertebrae use a number of vertebrae with identical dimensions connected in series and all oriented the same way.

**[0004]** By limiting the endoscopes to a single radius of curvature, the user of the endoscope is limited as to the regions of the body that are readily accessible by articulation of the endoscope. Because of the limited ability to articulate the endoscope, there is a need for an articulating endoscope capable of being articulated with varying degrees of curvature to permit the operator to locate the endoscope in various locations within the body. Such an endoscope requires a shaft capable of being manipulated with more than one radius of curvature.

#### Summary Of The Invention

**[0005]** An endoscope has a first segment with a proximal end and a distal end and is symmetric about an axis. A second segment, comprising a flexible and interconnected linkage system, is pivotably coupled to the first segment and, when subject to an applied force, is configurable along an arc having a variable radius of curvature. The linkage system is capable of articulation through an angle from zero degrees through about 280 degrees.

#### Brief Description Of The Drawings

**[0006]** Figure 1 is a side view of an endoscope shaft with articulating vertebrae.

**[0007]** Figure 2 is a side view of an endoscope shaft in Figure 1 showing the vertebrae articulated in two different directions.

**[0008]** Figure 3 is an enlarged view of a segment of the articulated vertebrae shown in Figure 2.

[0009] Figure 4 is a top sectional view of a single vertebra.

[0010] Figure 5 is a side view of the vertebra shown in Figure 4.

[0011] Figure 6 is an end view of the vertebra shown in Figure 4.

[0012] Figure 7 is another side view of the vertebra shown in Figure 4.

[0013] Figure 8 is a sectional end view of the vertebra shown in Figure 7.

[0014] Figure 9 is a top sectional view of a second vertebra.

[0015] Figure 10 is a side view of the vertebra shown in Figure 9.

[0016] Figure 11 is an end view of the vertebra shown in Figure 9.

[0017] Figure 12 is another side view of the vertebra shown in Figure 9.

[0018] Figure 13 is a sectional end view of the vertebra shown in Figure 12.

[0019] Figure 14 is a side view of the vertebrae as seen in Figures 5, 7, 10 and 12 showing guide wires.

[0020] Figure 15 is a top sectional view of the vertebrae as seen in Figures 4 and 9 showing guide wires.

[0021] Figure 16 is a sectional view of the vertebrae of Figure 14.

[0022] Figure 17 is a side view of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing guide wires.

[0023] Figure 18 is a side view of a segment of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing moments developed therein due to forces applied to guide wires.

[0024] Figure 19 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing guide wire symmetry.

[0025] Figure 20 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing asymmetrical guide wires.

[0026] Figure 21 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing asymmetrical guide wires.

[0027] Figure 22 is a side view of a segment of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing dimensions by which the radius of curvature of the endoscope is calculated.

[0028] Figure 23 is a first view showing a configuration of the vertebrae of Figure 3 articulated along an arc of decreasing radius on the surface of a cone.

[0029] Figure 24 is a second view showing a configuration of the vertebrae of Figure 3 articulated along an arc of increasing radius on the surface of a cone.

[0030] Figure 25 is a view of the endoscope of Figure 3 accessing remote and out of the way regions of a kidney.

Detailed Description Of The Invention

[0031] Referring first to Figure 1, an articulating endoscope shaft 100 is shown at rest or in an unarticulated configuration along an axis 106. The articulating endoscope shaft 100 has a first insertion shaft segment 102. A second, flexible shaft segment 108 is a linkage system comprising a first set of articulating links or vertebrae 110 attached to and extending over a distance  $L_1$  from a distal end 116 of the first insertion shaft segment 102. A third, flexible shaft segment 112 comprising a second set of articulating links or vertebrae 114 is attached to and extends over a distance  $L_2$  from the second shaft segment 108. The first insertion shaft segment 102 is connected, at a proximal end 104 thereof, to an endoscope handpiece 164. A distal end 118 of the endoscope 100 and the articulating vertebrae 110, 114 are manipulated by way of the endoscope handpiece 164 through the use of control wires (not shown in Figure 1) that are threaded through the endoscope 100 and attached to the vertebrae 110, 114.

[0032] Figure 2 shows the endoscope shaft 100 articulated in two different directions or configurations  $\theta_1$  and  $\theta_2$ . Articulated in a first direction  $\theta_2$ , the vertebrae 110, 114 can be manipulated in such a manner that the vertebrae 110, 114 are displaced from the axis 106 along a first arc 122 wherein the vertebrae 120 (Figure 3) furthest from the distal end 116 of the first insertion shaft segment 102 is rotated through an angle  $\theta_2$  in the range from zero degrees to about 280 degrees. In a similar fashion, when articulated in a second

direction  $\theta_1$ , the endoscope shaft 100 can be manipulated in such a manner that only the vertebrae 114 are displaced from the axis 106 along a second arc 124 wherein the vertebrae 120 furthest from the distal end 116 of the first insertion shaft segment 102 is rotated through an angle  $\theta_1$  in the range from zero degrees to about 180 degrees. Figure 2 shows the endoscope shaft 100 articulated through an angle of  $\theta_1$  equal to about 180 degrees, in a direction opposite of the direction shown in Figure 3, where only the smaller vertebrae 114 are articulated and the articulated endoscope shaft 100 has only one radius of curvature  $R_1$ .

[0033] Figure 3 shows an enlarged view of the articulating vertebrae segment 108, 112 of the endoscope shaft 100 rotated along an arc 106a having a variable radius of curvature. Figure 3 shows the endoscope shaft 100 articulated through an angle of about 280 degrees using two different sizes of vertebrae 110, 114. The articulating segment of the endoscope shaft 100 is made up of two segments 108, 112. The first segment 108 uses relatively large diameter ( $D_1$ ) vertebrae 110 with longer lengths  $L_3$  or  $L_4$  and the second segment 112 uses relatively smaller diameter ( $D_2$ ) vertebrae 114 with smaller lengths  $L_5$  or  $L_6$ . The use of different diameter vertebrae 110, 114 results in the articulating segment of the endoscope shaft 100 capable of having a different angle of manipulation (e.g.,  $\theta_1$  or  $\theta_2$ ) and a different radius of curvature (e.g.,  $R_1$  or  $R_2$ ) for different articulating segments of the endoscope shaft 100. Figure 3 shows the first articulating segment 108 of the endoscope shaft 100 with the larger vertebrae 110 having a larger radius of curvature,  $R_2$ , than the second articulating segment 112 of the endoscope shaft 100 which has a smaller radius of curvature  $R_1$ . The larger vertebrae 110 can be seen in detail in Figures 4-8, while the smaller vertebrae 114 can be seen in detail in Figures 9-13.

[0034] Figures 4 – 8 show several views of an articulating vertebrae 110. The articulating vertebrae 110 is generally cylindrical in nature and symmetric about the axis 106 with an outside diameter  $D_1$  (Figure 8). The articulating vertebrae 110 includes a front face 126, 128 and a rear face 130, 132. The front face 126, 128 may be beveled at an angle of  $\theta_3$  or  $\theta_4$  where  $\theta_3$  and  $\theta_4$  range from zero degrees to about thirty degrees. As best understood from Figure 5,  $\theta_3$  may equal  $\theta_4$  or  $\theta_3$  may be different from  $\theta_4$ . Furthermore, the rear face 130, 132 may be beveled at an angle of  $\theta_5$  or  $\theta_6$  where  $\theta_5$  and  $\theta_6$  range from zero degrees to about thirty degrees. As best understood from Figure 5,  $\theta_5$  may equal  $\theta_6$  or  $\theta_5$  may be different from  $\theta_6$ . Yet further, the articulating vertebrae 110 includes a first pivot member 134 projecting from the front face 126, 128 and a second pivot member 136 projecting from the rear face 130, 132. The front face 126, 128 includes an aperture 142 therein having a rotational axis 144 coincident with the axis 106. As best understood from Figures 4 and 5, a pair of the second pivot members 136, of width  $W_1$  apart (Figure 6), on one articulating vertebrae 110, fit securely within a pair of the first pivot members 134 such that any two adjacent and linked pair of articulating vertebrae 110 pivot about a pivot axis 144 to the extent permissible by the front and rear beveled faces 126, 128, 130, 132. The articulating vertebrae 110 is also characterized by either a length,  $L_3$  (Figure 5) or length  $L_4$  (Figure 7) which spans the distance between successive pivot points 144 in the linkage system 108.

[0035] Figures 9 – 13 show several views of an articulating vertebrae 114. The articulating vertebrae 114 is generally cylindrical in nature and symmetric about the axis 106 with an outside diameter  $D_2$  (Figure 13). The articulating vertebrae 114 includes a front face 146, 148 and a rear face 150, 152. The front face 146, 148 may be beveled at an angle of  $\theta_7$  or  $\theta_8$  where  $\theta_7$ ,

and  $\theta_8$  range from zero degrees to about thirty degrees. As best understood from Figure 10,  $\theta_7$  may equal  $\theta_8$  or  $\theta_7$  may be different from  $\theta_8$ . Furthermore, the rear face 150, 152 may be beveled at an angle of  $\theta_9$  or  $\theta_{10}$  where  $\theta_9$  and  $\theta_{10}$  range from zero degrees to about thirty degrees. As best understood from Figure 10,  $\theta_9$  may equal  $\theta_{10}$  or  $\theta_9$  may be different from  $\theta_{10}$ . Yet further, the articulating vertebrae 114 includes a first pivot member 154 projecting from the front face 146, 148 and a second pivot member 156 projecting from the rear face 150, 152. The front face 146, 148 includes an aperture 162 therein having a rotational axis 144 coincident with the axis 106. As best understood from Figures 9 and 10, a pair of the second pivot members 156, of width  $W_2$  apart (Figure 11), on one articulating vertebrae 114 fit securely within a pair of the first pivot members 154 such that any two adjacent and linked pair of articulating vertebrae 114 pivot about the pivot axis 144 to the extent permissible by the front and rear beveled faces 146, 148, 150, 152. The articulating vertebrae 114 is also characterized by either a length,  $L_5$  (Figure 10) or length  $L_6$  (Figure 12) which spans the distance between successive pivot points 144 in the linkage system 112.

**[0036]** By combining articulated segments 108, 112 having different diameters, bevel angles, lengths and numbers of vertebrae 110, 114, the articulating endoscopic shaft 100 can be manipulated to have two or more radii of curvature (e.g.  $R_1$ ,  $R_2$ ) when articulated in a single direction as seen in Figure 3, depending upon which articulated segment of the endoscopic shaft 100 is manipulated or actuated. By using vertebrae 110, 114 having different diameters,  $D_1$ ,  $D_2$ , where  $D_1$  is greater than  $D_2$ , a greater torque,  $T$ , (or moment) may be developed in the corresponding vertebrae 110, 114 for  $D_1$  than for  $D_2$  due to the application of a force by the wire guides 166 (Figures 14 – 16) and as

such allowing the vertebrae 110, 114 to be configurable along an arc having a variable radius of curvature. As best understood  $D_2$  may be greater than or equal to  $D_1$ . An explanation of the moments developed in the endoscope will be explained in regard to Figures 18 – 21. Also, the positions of the vertebrae 110, 114 can be arranged in any combination of diameters, bevel angles, lengths, moment arms and numbers of vertebrae 110, 114, along the articulating endoscopic shaft 100 so as to have asymmetrical ranges of manipulation (e.g.,  $\theta_1 \neq \theta_2$ ) or variable radii of curvature (e.g.,  $R_1 \neq R_2$ ). Such combination of diameters, bevel angles, lengths, moment arms and numbers of vertebrae may be such that the asymmetrical ranges of manipulation or variable radii of curvature are effected depending upon in which direction the endoscopic shaft 100 is manipulated with respect to the axis 106. If the endoscopic shaft 100 is articulated in one direction with respect to the axis 106, it could have a larger angle or range of manipulation and/or radius of curvature, while if it is articulated in the opposite or a different direction with respect to the axis 106, it could have a smaller angle or range of manipulation and/or smaller radius of curvature. Furthermore, the same segment of the articulating endoscopic shaft 100 could have a different radius of curvature or angle of manipulation, depending upon the direction the shaft is articulated.

**[0037]** The arrangement of the vertebrae 110, 114 can also permit the endoscopic shaft 100 to be bent or manipulated in a single direction with respect to the axis 106 with different radii of curvature for different segments of the shaft 100. By adjusting the lengths,  $L_3$ ,  $L_4$ , of different vertebrae 110, 114 or the number of each vertebrae 110, 114 used in each section 108, 112 of the articulating segment of the shaft 100, the endoscopic shaft 100 can be designed to have any number of combinations of radii curvatures for manipulation. For

example, the endoscopic shaft 100 can be designed to have an increasing or decreasing radius of curvature as articulation of the articulated segments 108, 112 increases or decreases. The vertebrae 110, 114 and endoscopic shaft 100 can be specifically designed with the various radii of curvature needed to access specific areas within a body. By adjusting the number, length, diameter and bevel angle of the face of the vertebrae 110, 114, one can affect the bending properties of the articulated endoscopic shaft 100, such as symmetry with respect to the axis 106, the angle of articulation (e.g.,  $\theta_1, \theta_2$ ) and radius of curvature (e.g.,  $R_1, R_2$ ).

**[0038]** The vertebrae 110, 114 can be joined in any number of ways. Figure 3 shows a series of large diameter vertebrae 110 pivotably connected to a series of smaller diameter vertebrae 114. The larger diameter vertebrae 110 are pivotally connected in series by mating and connecting the pivot members which extend from each end of each vertebrae 110, 114. The smaller diameter links 114 are pivotally connected in a similar manner. The ends of each of the vertebrae 110, 114 has a beveled surface which makes contact with the end surface of each adjacent vertebrae 110, 114 when the endoscopic shaft 100 is articulated. The larger the bevel angle, the greater the potential angle of articulation of the shaft because, as each vertebrae 110, 114 is actuated, it will continue to move in a particular direction until it comes in contact with its adjacent vertebrae and can no longer be actuated. By using vertebrae of different length and different bevel angles, one can control the bending properties of the endoscopic shaft 100.

**[0039]** Each vertebrae 110, 114 has two openings or slots 138, 140, 158, 160 in its side that define means for guiding the guide wires 166 that are

manipulated to articulate the first and second segments 108, 112 of the shaft 100. The vertebrae 110, 114 can be oriented in a variety of ways with respect to the openings 138, 140, 158, 160 in their sides. For example, the vertebrae 110, 114 could be assembled in a manner where the orientation of the openings 138, 140, 158, 160 for each consecutive vertebrae 110, 114, is rotated through an angle  $\theta_{11}$  with respect to an adjacent vertebrae (e.g. 180 degrees). As such, a first guide wire 166 passing through the inside of the vertebrae 110, on one side of the endoscopic shaft 100, would therefore be attached to every other vertebrae 110 that had its openings 138, 140 oriented on the same side of the endoscopic shaft 100. A second guide wire 166 passing through the opposite side of the endoscopic shaft 100 would be attached to all the other vertebrae 114 that were oriented to have their openings 158, 160 on the opposite side of the endoscopic shaft 100. As seen in Figure 17, the guide wires 166 are woven through the side openings 138, 140, 158, 160 in each or every other vertebrae 110, 114. The guide wires 166 are attached only to the end vertebrae 120. Figure 16 shows that the guide wires 166 may be offset at an angle of  $\theta_{11}$ . It will also be understood that the angle  $\theta_{11}$  may vary from one vertebrae to the next.

[0040] Figure 18 depicts a side view of a segment of the endoscope shaft 100 with articulating vertebrae 110, 114, showing moments,  $M_1$ ,  $M_2$  developed about the rotational axis 144 due to forces  $F_{c1}$  and  $F_{c2}$  applied to guide wires 166. The forces are applied at distances  $d_1$  and  $d_2$  (moment arms) from the axis 106 and the moment  $M_i = F_d \times d_i$ ,  $i = 1, 2$ . Three conditions are possible in the arrangement of the guide wires 166 whereby different moments are developed. Figure 19 depicts a sectional view of the segment of the endoscope shaft of Figure 18 showing guide wire symmetry whereby  $d_1 = d_2$  and

$M_1 = M_2$  for equal forces  $F_{c1}$  and  $F_{c2}$ . Figure 20 depicts a sectional view of the segment of the endoscope shaft of Figure 18 showing asymmetrical guide wires whereby  $d_1 < d_2$  and  $M_1 < M_2$  for equal forces  $F_{c1}$  and  $F_{c2}$ . Figure 21 depicts a sectional view of the segment of the endoscope shaft of Figure 18 showing asymmetrical guide wires whereby  $d_1 > d_2$  and  $M_1 > M_2$  for equal forces  $F_{c1}$  and  $F_{c2}$ . The asymmetrical guide wire conditions of Figures 20 and 21 may also be effected as in Figure 19 by adjusting  $d_1$  and  $d_2$  therein. The asymmetrical guide wire condition allows the endoscope shaft 100 to be articulated through an angle  $\theta_2$  of from zero degrees through about 280 degrees.

**[0041]** Figure 22 is a side view of a segment of an endoscope shaft with articulating vertebrae 110, 114 showing the dimensions  $V_L$ ,  $\Omega$ , by which the radius of curvature,  $R_1$ ,  $R_2$ , of the endoscope can be calculated. The radii of curvature,  $R_1$ ,  $R_2$  can be calculated from the Equation (1):

$$R_i = \frac{V_L}{2 \sin\left(\frac{\sum \Omega}{2 \sum V}\right)} \quad (1)$$

where  $i = 1, 2$ . In Eq. 1  $V_L$  is the length of the vertebrae,  $\Omega$  is the bend angle between adjacent vertebrae,  $\sum \Omega$  is the total bend angle,  $\sum V$  is the total number of vertebrae links.

As seen in Figures 23 and 24 and as best understood from Figures 2, 3, 16 and 19 – 21, due to the angular location of the guide wires 166 about the axis 106, or the angular rotation of a front face of a vertebrae with respect to a rear face thereof (i.e. the value of  $\theta_{11}$ ), and the varying moments developed in the

first and second segments 108, 112 of the endoscope, the arc 106a along which the first and second segments 108, 112 are configured may lie either within a plane or on the surface of a geometrical body such as a cone 174 such that the arc 106a is extraplanar in nature. Such out of plane configuration, as well as an angle of articulation of greater than 180 degrees, of the endoscope 100 allows, for example, a surgeon much greater flexibility in viewing or accessing previously inaccessible locations or irregularly shaped parts or cavities of a body such as the kidneys (Fig. 25).

[0042] Thus it is seen that based upon the forgoing description of the invention a flexible endoscope is disclosed comprising a first segment having a proximal end and a distal end thereof. The first segment is symmetric about an axis. A second segment comprising a flexible and interconnected linkage system is pivotably coupled to the first segment and, when subject to a force, is configurable along an arc having a variable radius of curvature.

[0043] It should be understood that any reference to first, second, front, rear, etc. or any other phrase indicating the relative position of one element or device with respect to another is for the purposes of explanation of the invention and, unless otherwise noted, is not to be construed as limiting the invention. Furthermore, while preferred embodiments have been shown and described, various modifications may be made thereto without departing from the true spirit and scope of the invention. Accordingly, it is to be understood that the present invention has been described by way of illustration and not limitation.

#### 4 Brief Description of Drawings

Figure 1 is a side view of an endoscope shaft with articulating vertebrae.

Figure 2 is a side view of an endoscope shaft in Figure 1 showing the vertebrae articulated in two different directions.

Figure 3 is an enlarged view of a segment of the articulated vertebrae shown in Figure 2.

Figure 4 is a top sectional view of a single vertebra.

Figure 5 is a side view of the vertebra shown in Figure 4.

Figure 6 is an end view of the vertebra shown in Figure 4.

Figure 7 is another side view of the vertebra shown in Figure 4.

Figure 8 is a sectional end view of the vertebra shown in Figure 7.

Figure 9 is a top sectional view of a second vertebra.

Figure 10 is a side view of the vertebra shown in Figure 9.

Figure 11 is an end view of the vertebra shown in Figure 9.

Figure 12 is another side view of the vertebra shown in Figure 9.

Figure 13 is a sectional end view of the vertebra shown in Figure 12.

Figure 14 is a side view of the vertebrae as seen in Figures 5, 7, 10 and 12 showing guide wires.

Figure 15 is a top sectional view of the vertebrae as seen in Figures 4 and 9 showing guide wires.

Figure 16 is a sectional view of the vertebrae of Figure 14.

Figure 17 is a side view of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing guide wires.

Figure 18 is a side view of a segment of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing moments developed therein due to forces applied to guide wires.

Figure 19 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing guide wire symmetry.

Figure 20 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing asymmetrical guide wires.

Figure 21 is a sectional view of the segment of the endoscope of Figure 18 showing asymmetrical guide wires.

Figure 22 is a side view of a segment of an endoscope shaft with articulating vertebrae showing dimensions by which the radius of curvature of the endoscope is calculated.

Figure 23 is a first view showing a configuration of the vertebrae of Figure 3 articulated along an arc of decreasing radius on the surface of a cone.

Figure 24 is a second view showing a configuration of the vertebrae of Figure 3 articulated along an arc of increasing radius on the surface of a cone.

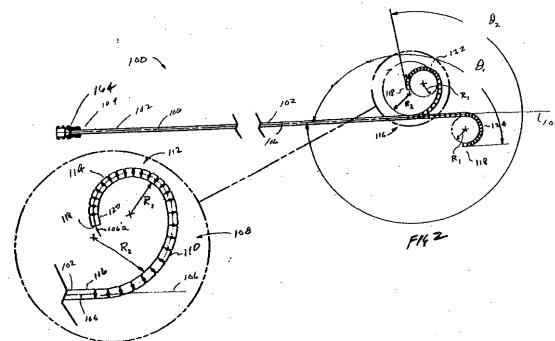
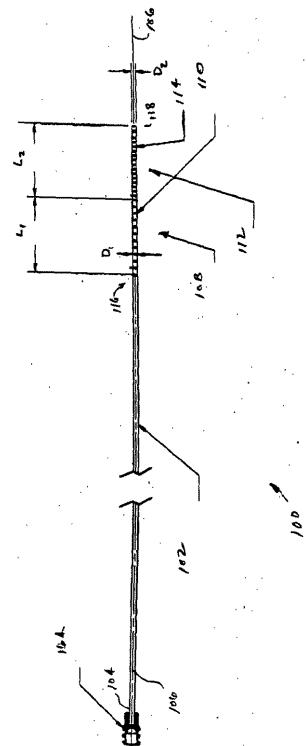
Figure 25 is a view of the endoscope of Figure 3 accessing remote and out of the way regions of a kidney.

## 1 Abstract

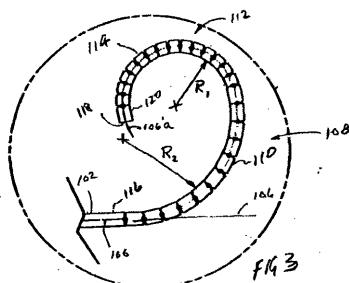
An endoscope has a first segment with a proximal end and a distal end and is symmetric about an axis. A second segment, comprising a flexible and interconnected linkage system, is pivotably coupled to the first segment and, when subject to an applied force, is configurable along an arc having a variable radius of curvature. The linkage system is capable of articulation through an angle from zero degrees through about 280 degrees.

## 2 Representative Drawing Fig. 1

[図1]

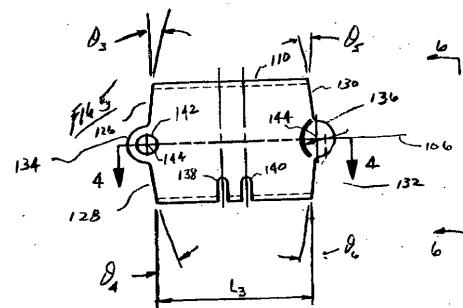
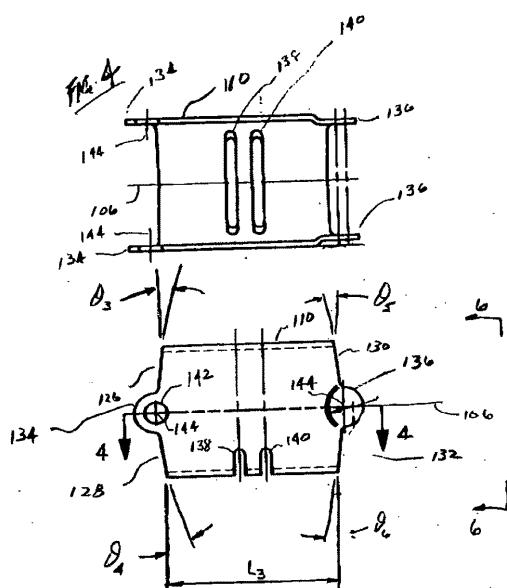


[図3]

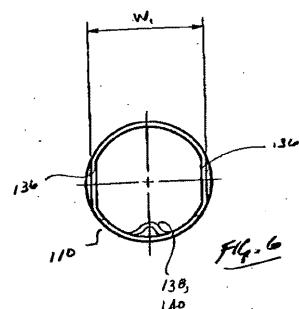


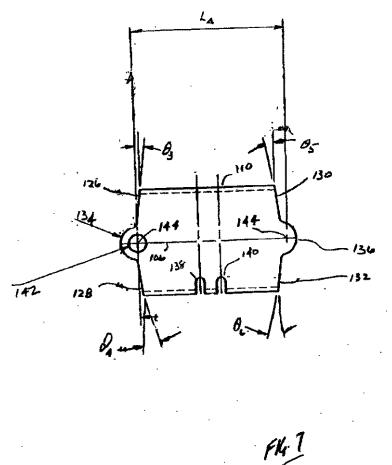
[図4]

[図2]

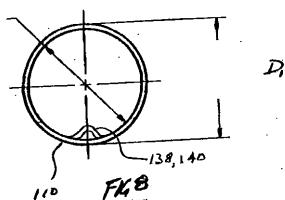


[図6]

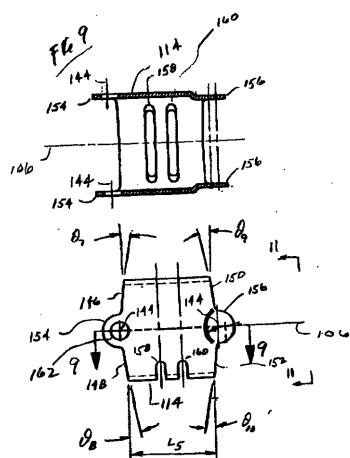




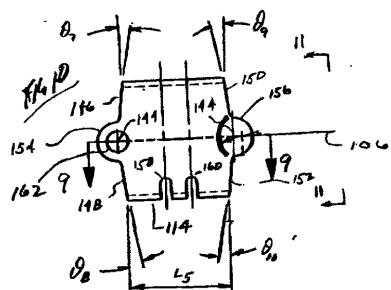
[图8]



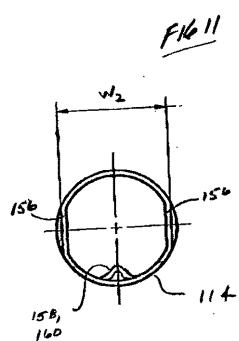
[図9]



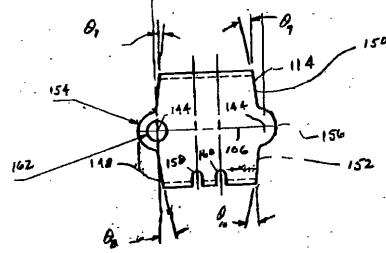
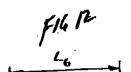
【図10】



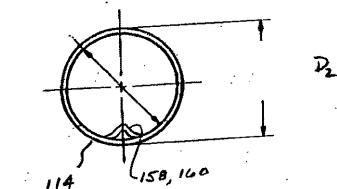
### 【図11】



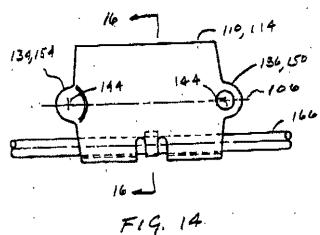
【図12】



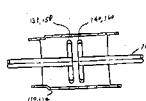
【図13】



【図14】



【図15】



[図16]

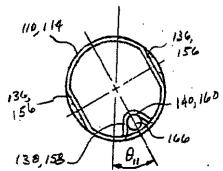


FIG. 16

【図17】

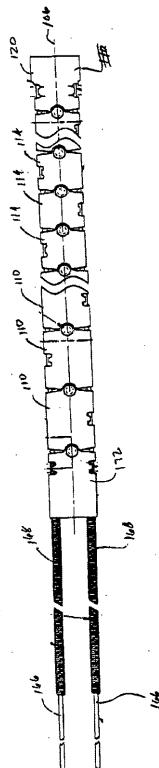


Fig. 17

【図18】

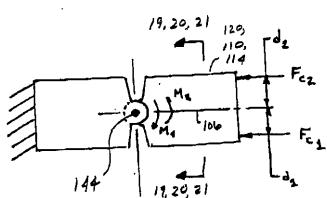


FIG. 18

[图1.9]

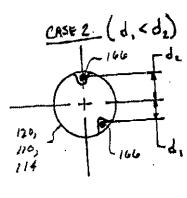


FIG. 2D

[图2.1]

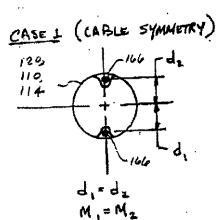


FIG. 19

【図20】

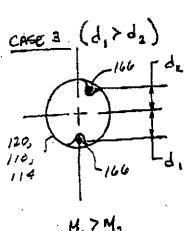


FIG. 21

[图2.21]

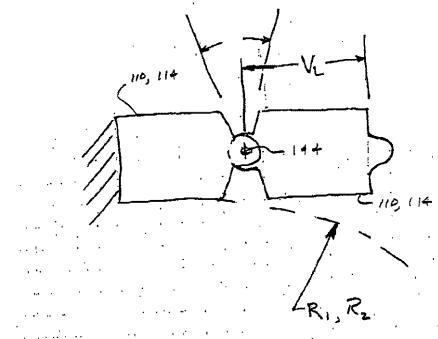


FIG. 22

[図23]

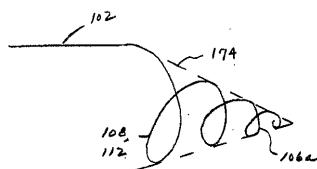


FIG. 23

[図24]

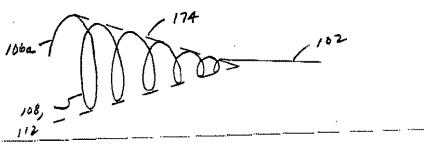
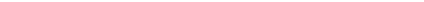


FIG. 24

[図25]



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004154545A</a>	公开(公告)日	2004-06-03
申请号	JP2003153787	申请日	2003-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔·斯托尔兹视力结束		
申请(专利权)人(译)	卡尔·斯托尔兹视力结束		
[标]发明人	ジェームズピーバリー		
发明人	ジェームズピーバリー		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005		
CPC分类号	A61B1/0056		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.310.D A61B1/00.714 A61B1/008.512		
F-TERM分类号	4C061/DD03 4C061/FF33 4C061/HH35 4C061/JJ06 4C161/DD03 4C161/FF33 4C161/HH35 4C161/JJ06		
代理人(译)	齐藤雄彦		
优先权	60/384775 2002-05-30 US 10/446555 2003-05-28 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：提供一种可操作性极好的可连接内窥镜。内窥镜具有第一段，该第一段具有近端和远端并且关于轴线对称。包括柔性的，相互连接的联动系统的第二部分可旋转地联接到第一部分，并且当施加力时，第二部分能够沿着具有可变曲率半径的弧形变形。耦合系统可以在0°至约280°的角度范围内耦合。[选型图]图1

