

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4948743号
(P4948743)

(45) 発行日 平成24年6月6日(2012.6.6)

(24) 登録日 平成24年3月16日(2012.3.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 17/28 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

A 61 B 17/28 31 O
G 02 B 23/24 A
A 61 B 1/00 334 D

請求項の数 24 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2002-543950 (P2002-543950)
(86) (22) 出願日 平成13年8月24日 (2001.8.24)
(65) 公表番号 特表2004-513730 (P2004-513730A)
(43) 公表日 平成16年5月13日 (2004.5.13)
(86) 国際出願番号 PCT/US2001/041866
(87) 国際公開番号 WO2002/041766
(87) 国際公開日 平成14年5月30日 (2002.5.30)
審査請求日 平成20年8月22日 (2008.8.22)
(31) 優先権主張番号 09/716,710
(32) 優先日 平成12年11月20日 (2000.11.20)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500332814
ボストン サイエンティフィック リミテッド
バルバドス国 クライスト チャーチ ヘイスティングス ココナッツヒル #6
ビー. オー. ボックス 1317
(74) 代理人 100068755
弁理士 恩田 博宣
(74) 代理人 100105957
弁理士 恩田 誠
(74) 代理人 100142907
弁理士 本田 淳

前置審査

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】低バックラッシュ制御ワイヤ動作を有する内視鏡器具システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長尺の可撓性末端部分と同末端部分を操作するための基端ハンドル部分とを有した内視鏡と、前記末端部分は撮像手段を収容する光学チャネルと、内面を有するとともにその内部を貫通した内視鏡器具の収容に適合する作業チャネルとを有することと、

基端及び末端と外面及び内面とを有した長尺可撓性管状シャフト部材と、基端及び末端を有した制御部材と、同制御部材は前記管状シャフト部材を貫通して延伸していることと、少なくとも制御部材の末端と連結された端部作動アッセンブリと、前記制御部材の基端部に連結された前記端部作動アッセンブリを操作すべく前記制御部材を前記管状シャフト部材に相対移動させるための第1ハンドル手段とを有した内視鏡器具とからなり、

前記管状シャフト部材の内面には、前記制御部材を前記内視鏡器具の管状シャフト部材に相対移動させた時のバックラッシュの低下に適した非円形断面形状がその一部分に沿って設けられ、該制御部材及び管状シャフト部材の間の空隙に流体が流れる内視鏡器具システム。

【請求項 2】

前記制御部材はその内部を貫通する内腔を画定する内面を有する請求項1に記載の内視鏡器具。

【請求項 3】

前記端部作動アッセンブリが針からなる請求項1に記載の内視鏡器具。

【請求項 4】

10

20

制御部材ハンドル手段は、
内部を貫通する内腔を画定する内壁と、
前記第1ハンドル手段の基端部に取り付けられ、液体供給源への接続に適したフィッティングとからなる請求項1に記載の内視鏡器具。

【請求項5】

前記長尺の可撓性管状シャフトの基端部に連結された管状シャフトハンドル手段からなる請求項3記載の内視鏡器具。

【請求項6】

前記管状シャフト部材は液体供給源への接続に適したフィッティングからなる請求項4に記載の内視鏡器具システム。

10

【請求項7】

前記非円形断面形状が多角形である請求項1に記載の内視鏡器具システム。

【請求項8】

前記非円形断面形状が複数の放射状突起物を有する請求項1に記載の内視鏡器具システム。

【請求項9】

前記一部分は、前記制御部材の上方の複数のフィンを有したジャケットがその上に設けられる前記制御部材に沿った部分である請求項1に記載の内視鏡器具システム。

【請求項10】

前記フィンが径方向に離間され、且つ放射状に外側を指向している請求項9に記載の内視鏡器具。

20

【請求項11】

前記フィンが0.2mmの厚さである請求項10に記載の内視鏡器具。

【請求項12】

前記フィンが、前記制御部材表面より0.2mm外側に拡張している請求項10に記載の内視鏡器具。

【請求項13】

前記一部分は前記内視鏡器具の前記内視鏡の管状シャフト部材の一部であり、前記一部分は放射状に内側を指向した複数のリブを有する請求項1に記載の内視鏡器具システム。

【請求項14】

30

前記一部分は前記非円形断面形状を有したインサートが設けられている前記内視鏡の管状シャフト部材の一部である請求項1に記載の内視鏡器具システム。

【請求項15】

前記制御部材の基端部は円形の断面形状を有する請求項1に記載の内視鏡器具システム。

。

【請求項16】

基端部及び末端部と外面及び内面とを有した長尺の可撓性管状シャフト部材と、前記外面は非円形断面形状を有することと、

基端部及び末端部を有し、前記管状シャフト部材の内部を貫通して延びている制御部材と、

40

前記管状シャフト部材の内面には、内視鏡器具を内視鏡の作業チャネルに相対移動させた時のバックラッシュの低下に適した非円形断面形状がその一部分に沿って設けられていることと、

前記管状シャフト部材及び前記制御部材の末端部のうちの少なくとも1つに連結された端部作動アッセンブリと、

前記端部作動アッセンブリを操作すべく、前記制御部材を前記管状シャフト部材に相対移動させるための手段とからなり、該制御部材及び管状シャフト部材の間の空隙に流体が流れ、作業チャネルを有した内視鏡内に挿入するための内視鏡器具。

【請求項17】

前記非円形断面形状を備えた前記制御部材の外面又は前記管状シャフト部材の内面の前

50

記一部分は、前記制御部材を前記内視鏡器具の管状シャフト部材に相対して長手方向に移動させた時にバックラッシュを低下すべく、前記管状シャフト部材の内面の最小半径を前記制御部材の外面の最大半径と等しくする非円形断面形状を有した請求項16に記載の内視鏡器具。

【請求項18】

前記非円形断面形状は、前記管状シャフト部材上に設けられたジャケットにより画定され、同ジャケットは複数の長手方向フィンを有する請求項16に記載の内視鏡器具。

【請求項19】

前記非円形断面形状は、前記管状シャフト部材から放射状に外側を指向して拡張している複数の長手方向フィンにより画定されている請求項16に記載の内視鏡器具。 10

【請求項20】

前記非円形断面形状は前記管状シャフト部材上に設けられたジャケットにより画定され、同ジャケットは多角形の形状を有する請求項16に記載の内視鏡器具。

【請求項21】

前記非円形断面形状は前記制御部材上に設けられたジャケットにより画定され、同ジャケットは多角形の形状を有する請求項16に記載の内視鏡器具。

【請求項22】

前記非円形断面形状を有する前記制御部材の外面の前記一部分は、同一部分上に設けられた低摩擦ジャケットにより画定され、前記低摩擦ジャケットが前記非円形断面形状を有している請求項16に記載の内視鏡器具。 20

【請求項23】

前記管状シャフト部材の前記基端部は円形の断面形状である請求項16に記載の内視鏡器具。

【請求項24】

前記管状シャフト部材がコイルである請求項16記載の内視鏡器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、「内視鏡作業チャネル内に於ける内視鏡装置移動時に減少されたバックラッシュを有する内視鏡及び内視鏡器具システム」と題され、1999年10月14日出願の米国特許出願第09/418,246号の一部継続出願である。その開示が参考され本明細書に取り込まれている。 30

【0002】

(発明の分野)

本発明は広く外科器具に関する。より詳細には、本発明は内視鏡チャネル内に拡張されることに適合した内視鏡及び内視鏡用外科器具に関する。

(発明の背景)

現在、内視鏡医療処置での使用を目的として製造された多くの器具がある。典型的内視鏡器具は、それらの基端部に手動式ハンドルを備え、それらの末端には組織の操作的切除、把握、注射、又は焼灼する部分を備えた、長尺の可撓性円柱形の管状装置である。作動端部アッセンブリとも呼ばれるこれら末端装置は、内視鏡器具管を用いて目的部位まで運搬された後にはワイヤ等の制御部材により操作される。一般には制御部材は押すだけではなく引いて制御部材を移動可能であり、その結果遠位部装置を両方向に移動させることができる。例えば制御部材は、医師が一方の鉗子顎部を固定された残りの顎部に相対して移動させることで鉗子を開閉可能にしている。あるいは生検などの針は、制御部材基端部ハンドルを用いて制御部材を遠位方向に押し出すことで内視鏡器具管末端に位置する組織中に挿入され、組織に貫通させられる。さらに本件と同日に出願された「蛇行経路を介し作動する能力を持ったポリープ切除用スネア」と題する共に譲渡された米国特許出願第09/716,776号に開示される様な作動端アッセンブリの様なスネアを含んでもよい。その開示が参考されここに取り込まれている。 40

【 0 0 0 3 】

内視鏡器具は、元々存在しているか、又は手術により形成された開口部より患者体内に挿入される可撓性に内視鏡内部に導入される。内視鏡はその内部に複数の内腔を画定する長尺部分及びこの細長部分の方向を定めるための基端部ハンドルを有する。少なくとも1つの内腔には光学撮像システム（例えばスコープ）が設けられており、典型的には内部を内視鏡器具が伸展する複数の内腔又は“作業チャネル”が設けられている。内視鏡の作業チャネルは典型的には内視鏡基端（ハンドル）部よりその末端（作業）部まで通過するPTEで裏打ちされた円筒管より成る。作業チャネルは典型的には2～4ミリメートルの内径を有する。

【 0 0 0 4 】

医療処置中医師は内視鏡の光学システムにより視覚化された組織を治療すべく、1つ以上の内視鏡器具を1つ以上の作業チャネルに通す。遠位作動端部アッセンブリの位置決め作業では、一般的に医師はその近傍でシャフトが内視鏡ハンドル内に入る、内視鏡器具の管状シャフト基端部を手で押し引きして器具末端部を繰り返し操作しなければならない。端部作動アッセンブリを処置部位に配置した後、端部作動器アッセンブリは制御部材を用いて、同様に操作又は作動される。例えば医師は鉗子の開閉、若しくは管状シャフト全体を動かすことなく針を内視鏡器具遠位端部にある組織内に挿入し、それから針器具の針を引き抜こうとするだろう。

【 0 0 0 5 】

内視鏡からの視野は、これら作業について一般的に使用されるビデオモニタを試用して視認する場合には大きく拡大される。差し渡し数ミリメートルである視野は、ビデオスクリーン上では約2.54cm～25.4cm（数インチ）に拡大されるだろう。従って視認されている組織に接近しこれを治療するためには、器具をごく僅かづつ極めて正確に動かす必要がある。実際多くの場合、所望の結果を得るためにには、医師は内視鏡器具の末端部を1ミリメートルの何分の1の大きさで位置決めしなければならない。しかし器具が内視鏡を通る時の摩擦とバックラッシュにより、このレベルの正確性を得ることは困難である。例えば上行結腸の特定域を映像化するためには、密接させて反り返った内視鏡末端部を有した約30cm～約3m（数フィート）長の内視鏡が患者結腸内に入れる。この様な位置では、内視鏡は複数平面で非常に湾曲された形状に曲げられる。内視鏡器具の外径は作業チャネルの内径（例えば3.2mm）に比べ有意に小さい（例えば2.2mm）ために、器具とチャネルとの間には広い空間が存在している。内視鏡器具管状シャフトの内径と制御部材の外径との間にも同様の差がある。制御部材の外径は1mm程度であるが、内視鏡器具外管の内径は約2mmである。

【 0 0 0 6 】

器具を引き戻す時、器具に発生した応力により器具は引っ張られるため、自然に器具は作業チャネルを通る最短路を取る様になる。器具を押し進めた場合には、摩擦によって器具はチャネル内の最長経路をとる様になる（即ち、器具の末端部が動き始める前にシャフトが作業チャネルを“満たす”）。その結果、医師が器具末端部を操作しようとした時に強いバックラッシュ（空動）を経験することになる。先端部を少し引き戻す必要がある場合、末端を引き込むことが可能になる前には、まずバックラッシュを解消する必要がある。医師が器具を若干引き戻し過ぎたとすると、末端で何らかの移動が生じるまでに医師はそれを数ミリメートル押さなければならない。この作業中、内視鏡器具は内視鏡作業チャネル内部で最長経路と最短位置を交互に採る。

【 0 0 0 7 】

制御部材に関しても状況は類似している。制御部材は内視鏡器具の外管に対し相対する形で遠位方向及び近位方向に動かされるため、端部作動器アッセンブリの所望運動が起こる前に制御部材それぞれに器具管を満たす様な力が加わるか、又は張りつめる様に引っ張られる。作業チャネルを貫通した内視鏡器具の移動、及び、端部作動器アッセンブリを操作する内視鏡器具管内の制御部材の移動の両方において、遊び又はバックラッシュを最小限にすることが望ましい。このバックラッシュを減少又は排除できれば、内視鏡器具の末端

10

20

30

40

50

部の操作全体、或いは制御部材により操作される内視鏡器具の末端部での器具の操作をより容易かつより敏感に実施することができる。このため医師はより簡便、迅速かつ正確に望み通りに器具を位置決めし、又は器具を操作できる。特に制御部材を使った端部作動器アッセンブリを操作する際に経験するバックラッシュの軽減は、内視鏡器具を使った外科技術の正確性を向上させる。しかし幾つかの理由より、この問題は克服することが簡単ではない。

【 0 0 0 8 】

上記のバックラッシュ状態は、制御部材外面と内視鏡器具の管状シャフト内面との間のクリアランスを減らすことで軽減又は実質的に排除し得る。しかしこの方法では、これら2構造間の環状空間に液体を注入する（又は吸引運転する）ことがしばしば必要となることから、実際的な解決策ではない。制御部材が管状ケーシング内の空間を本質的に満たした場合には、バックラッシュは低下するが器具周辺の作業チャネルの送液能力は大きく低下する。実際には、液流の性質から、環状クリアランス空間の縦横比（流路周囲長に対する流路厚の割合）が小さくなることに伴い、液流のインピーダンスは液体通過断面積の減少と不均衡に増加する。

10

【 0 0 0 9 】

さらに制御部材の直径が管状ケーシングの内径に近づくことに伴い、器具と作業チャネル間の接触面積は大きくなる。これら部品間の接触面積の増加は、医師が制御部材を管状シャフトに対し動かそうとした時に制御部材の摩擦抵抗を大きくする。

【 0 0 1 0 】

20

（発明の概要）

本発明は、内視鏡作業チャネルに相対的に内視鏡器具の外部チューブを、及び／又は器具制御部材をこれら制御部材を含む外部チューブに相対的に操作する場合に、殆ど又は全くバックラッシュあるいは停滞がない内視鏡システムを提供する。一方で、それらの間に過度の摩擦なしに液体を流すこと、及び／又は相対移動を可能にするための開放域を維持する。

【 0 0 1 1 】

内視鏡器具シャフトの一部又は制御部材の一部に非円形断面が設けられている内視鏡システムが提供される。

一般に内視鏡器具は、基端部及び末端部を有した長尺の可撓性管状部材と、基端部及び末端部を有し管状部材内を貫通して延びる制御部材と、制御部材の末端部又は制御部材及び管状部材の両末端部に連結された端部作動器アッセンブリと、制御部材を管状部材に相対移動させて端部作動器アッセンブリを操作するためのハンドル装置とを有する。

30

【 0 0 1 2 】

本発明の第一実施態様によれば、内視鏡器具の長尺制御部材の少なくとも一部は、非円形の断面形状を有する。非円形の断面形状は、フィン、リッジ、ランド又はその他この一部分の周囲（外面）に他突起物を周方向に離間させて設けること、又は多角形断面形状を有する部分を設けることにより、制御部材の一部に設けられる。フィン又はリッジが備えられる場合、それらは非常に小型であるため、内視鏡器具シャフトと制御部材間の液流断面積への影響は極小である。従って、得られた内視鏡器具では、管状器具シャフトの内腔に適切な液流を維持する一方で、作動端アッセンブリ操作時のバックラッシュが大きく低下するようになる。さらに多角形のフィン又は角は少数の比較的小型の接触点を提供することから、制御部材は内視鏡器具シャフトの内腔内を容易に移動可能である。制御部材のフィン又はリッジ、あるいはその他非円形の外形は、押し出し成形中にダイスを使用することで付与され、そしてこのダイスは制御部材に好適な形状と相補型の形状を有している。

40

【 0 0 1 3 】

発明の第2実施態様によれば、器具は内視鏡作業チャネル内に挿入された使用に好適にデザインされ、基端部ハンドルと、貫通内腔を有した外部管状シャフトを備えた長尺の可撓性末端部とを有する。この内腔内には長手方向に延伸する制御部材を有する。全長にわたり貫通する内腔を備えた外部管状シャフトは、外部シャフトの内腔が非円形の断面形状を

50

有した相当の部分を有する。シャフト内腔は、シャフト内面に複数の周方向に離間され内側へ指向したリブ又はその他突起物を設けることによって、又は、器具シャフトの内部形状を多角形型にすることによって非円形断面形状とすることが可能である。リブは極めて小さいため、作業チャネルと内視鏡器具間の液流断面積に与える影響は微少である。従つて得られた内視鏡器具は、内視鏡器具シャフト内腔内の液流を適切に維持する一方で、内視鏡器具の制御部材のバックラッシュを低下させる。さらに、両者の間の接触点は少数かつ比較的小型であることから、制御部材は容易に移動され、遠位作業器端部アッセンブリを操作する。外部管状シャフトはまた、作業チャネルに関する内視鏡器具全体のバックラッシュを減少させるべく、非円形の外径断面スロープを有していてもよい。

【0014】

10

上記選択案による本発明の好適実施態様では、特に内視鏡器具の末端作業アッセンブリが中空又は皮下注射用針の場合には、制御部材自体が制御部材を貫通する流路となる内腔を有していてもよい。制御部材はまた、管状シャフト及び内視鏡作業チャネルなど内視鏡器具のその他部品を貫通して行われる液流に加え、制御部材を通した灌注又は吸引が好適である場合にはいつも中央内腔も有している。さらに本発明の好適実施態様では、内視鏡器具の管状シャフト外面又は器具が挿入される内視鏡作業チャネルの内面は作業チャネル内での内視鏡器具運動のバックラッシュを軽減すべく非円形の断面形状を有している。例えばその全開示が参照され本明細書に取り込まれる「内視鏡作業チャネル内の内視鏡器具運動時のバックラッシュが小さい内視鏡及び内視鏡器具システム」と題する1999年10月14日出願の米国特許出願第09/418,246号記載のようである。

20

【0015】

発明の更なる目的及び利点は、詳細な説明を添付の図面と関連させて参考することで当業者に明白にされる。

(好適実施態様の詳細な説明)

ここで図1を参照する。内視鏡作業チャネルの挿通に適した内視鏡器具10が示されている。発明の第一実施態様によると、内視鏡器具10は操作ハンドル12、管状コイル14、コイル14の少なくとも末端部18の周りに備えられたジャケット16、生検用鉗子などの端部作動器アッセンブリ20、及び制御ワイヤ22を有する。操作ハンドル12は典型的には静止部材26及び交換式スプール28を有する。静止部材26は遠位穿孔30、中央スロット32及び基端部つまみリング34を有する。交換式スプールは静止部材26上に摺動自在に設けられ、スロット32を貫通する直交部材36を有する。制御ワイヤ22の基端部はスプール28に連結されている。操作ハンドル12の操縦は、その全体がここに参照され取り込まれているペールズ(Baileys)の米国特許第5,228,451号に詳細に記載されている。簡単に述べると、スロット32内のスプール28の縦方向の運動により、端部作動器アッセンブリ20を駆動させる(即ち端部作動器アッセンブリの開閉位置間を移動させる)。

30

【0016】

つぎに図1, 2aを参照する。本発明の第一実施態様によればジャケット16は低摩擦コーティング又はシースであり、好適にはPTFEより形成され、少なくともコイル14の基端部の上に延びている。ジャケット16はコイル部分の上に押し出成形されるか、又は組み立て済みの内視鏡器具の上に備えることができるアタッチメントとして設けられる。例えばジャケットは縦スリットを有した管状部材である。ジャケット16はコイル周囲に放射状に離間して設けられた複数(例えば5つ)の長手方向フィン30を画定している。例を挙げると、内径3.2mmの作業チャネルを有した内視鏡内に挿通されるための内視鏡器具では、ジャケット16は好適には厚さ約0.1mmを有し、コイル表面から約0.4mm拡張した薄いフィン(又はランド)を有した直径2.2mmの円筒である。しかし、これに限定されない。この様な構造は内視鏡の作業チャネルの直径(即ちコイル14中央部からフィン30先端までのジャケットの直径)をほぼ完全に塞ぎ、作業チャネルの半径にほぼ等しいため、運動バックラッシュを実質的に低下する。しかしフィン30は極めて薄いため、液流断面積は一部のみ犠牲になるに過ぎない。さらにフィンと作業チャネ

40

50

ル内面間の接触点の数及び面積は極小である。

【0017】

フィンが内視鏡器具の全長ではなく、内視鏡器具の基端部のみに沿って伸びることも好適である。フィン30がコイル14の最基端部に延伸している場合には、器具のシャフトに対し液体シールを設けることは困難になる。この様なシールは、液体を作業チャネル内に注入する時に必要とされる。内視鏡作業に於ける内視鏡屈曲の多くは、内視鏡を患者体内に置いた状態にて末端部で行われるため、移動バックラッシュの多数は内視鏡遠位部での器具の弛みを生じる。そのためにフィン30は、内視鏡器具10の対応末端部18のみに設けられ（例えば240cmの器具の末端部150cm）、一方基端部（即ち90cm）は平滑な円筒のままであることが好適である。10 この様な内視鏡器具は、医師操作時の移動バックラッシュを大きく軽減し、内視鏡作業チャネルを通る液流を実質的に障害しない。同時に、器具が内視鏡ハンドルを出る部分の表面を容易に密封することが可能である。

【0018】

ここで図2bを参照する。本発明の別第一実施態様によれば、ジャケット16bはコイル14の上に、断面形状がほぼ多角形である非円形断面形状を有している。例えばジャケット16bは例示の如く五角形である。限定するものではない例示では、内径3.2mmの作業チャネルを有した内視鏡に挿入されるための内視鏡器具では、多角形の角30bはコイル表面から好適には約0.4mm拡張している。この様な構造は内視鏡作業チャネルの直径を実質的に完全に満たして顕著に運動バックラッシュを低下させるものの、作業チャネルとは角30bでのみ接触しているに過ぎない。さらに、ジャケット側部と作業チャネル間に液流のための空間が提供される。20

【0019】

図3, 4を参照する。本発明の第2実施態様による内視鏡110が示されている。内視鏡110は長尺の管状部112と、管状部112の遠位端を操作し、方向付けするための基端ハンドル部114とを有する。管状部112は複数の内腔を有する。1つの内腔142は光学スコープ又はカメラ装置114を収納するために設けられる（それらは内部に組み込まれてもよい）。複数の内腔146, 148, 150, 152はハンドル部114から管状部112を貫通して伸びる制御ワイヤ154, 156, 158, 160を収納するために設けられる。そして少なくとも1つ、好適には複数の作業チャネル162, 164, 166, 168はその中を通る内視鏡器具170を収納するために設けられる。例えば本発明の第一実施態様による内視鏡器具10, 10b（図面2a, 2bにそれぞれ示される）は作業チャネル166, 168内に設けられる。作業チャネルはハンドル部114内に基端開口部を有する。他の内腔172, 174は別の目的のために設けられる。内視鏡は、その全体が本明細書に参照され取り込まれているミヤギ（Miyagi）の米国特許第5,179,935号に一般的に記載されている。30

【0020】

発明の第2実施態様によれば、作業チャネル162のうちの少なくとも1つの一部分が非円形断片形状をなす。非円形断片形状は作業チャネルに成形されるか、又は作業チャネル162の末端部内に好適に固定された低摩擦型（例えばPTFE）インサート18により好適に与えられる。インサート180は複数の周方向に離間され径方向に内側を指向した長手方向リブ182を有する。リブ182は極めて小型であり得る。例えばリブ182は約0.1mmの厚さであり、約0.5mmの径方向長を有する。従って作業チャネルと内視鏡器具との間の液流断面積に及ぼすリブの影響は極小であり、かつ作業チャネルと内視鏡器具間の接触点も比較的小さい。40

【0021】

本発明の別第2実施態様によれば、作業チャネル164には多角形の断面形状をなす。多角形断面形状は、インサート182を使って作業チャネルに与えられるか、又は作業チャネルと一体的に成形される。

【0022】

各別実施態様では、作業チャネルは内視鏡器具周辺の作業チャネル内に適当な液流を維持50

し、内視鏡器具と作業チャネル間の接触を極小にしながら、低いバックラッシュを提供することに適合する。各別実施態様では、作業チャネルの非円形断面形状はチャネル全長又はその一部に延びている。

【0023】

ここには内視鏡作業チャネル内で内視鏡器具を動かす時のバックラッシュが小さい内視鏡及び内視鏡器具の幾つかの実施態様が記載され、描写されている。本発明の具体的な実施態様が記述されているが、それにより本発明を限定するものではない。本発明は技術的に許容される範囲で広いものであり、明細書もその様に読まれるべきである。従って具体的な生検鉗子内視鏡器具が開示されているものの、その他末端作動器、例えば鍼、パンチ、針等を持つ内視鏡器具にも同様に本発明の非円形断面を与え得ることが認識される。さらに PTFE が内視鏡用器具及びインサートのジャケットに関し開示されているが、その他低摩擦材料も同様に使用できる。またフィン及びリブの具体的な数値が開示されているものの、その他の数のフィン及びリブも利用できると認識される。あるいは 1 以上の螺旋型のフィン又はリブを備えることができる。さらにフィン以外の突起物も利用できる。さらにコイル及び内視鏡インサート用ジャケットにその他多角形形状を使用してもよい。またコイル及び / 又はジャケットは非円形断面を持つその他管状部材と置換し得る。例えば管状部材は多角形又はフィンを有した形状に押出し成型されてもよい。

10

【0024】

図 5 を参照する。本発明の別実施態様による内視鏡器具 210 が示されており、それは図 3 及び図 4 の長手方向断面図に示される内視鏡 110 などの内視鏡にて使用される。例えば内視鏡器具 210 は図面 4 の作業チャネル 162, 164, 166 又は 168 内の内視鏡器具 10, 170 又は 106 の位置を占有する。内視鏡器具 210 は長尺の管状シャフト 212 と、管状部分 212 の末端を操作し、方向付けするのに適した基端ハンドル部 214 とを有する。管状部 212 は制御部材 220 (そこに組み込まれてもよい) を収容すべく設けられた内腔 218 を有する。管状部は、制御部材末端の末端作業器端部アッセンブリのデザインにより決められている場合には中央内腔を有する。図 5 の内視鏡器具 210 、注射針器具は図 1 の内視鏡器具である鉗子装置とほぼ同様にして内視鏡チャネル内を前進する。あるいは、スネアが遠位作業器端部アッセンブリとして取り込まれてもよい。

20

【0025】

内視鏡針 210 もまた外シャフト 212 に沿ってリッジ又はフィンを有していてもよく、又は図 2a, 2b の断面の装置 10 及び図 4 の装置 10, 10b に示されるように、シャフト外壁は非円形断面形状を有していても良い。しかし図 7 ~ 10 に示された実施態様はほぼ円形の断面を有する。さらに内視鏡鉗子 10 は図 2b の螺旋コイル 14 又は 14b をシャフトの一部として含んでいるが、内視鏡針 210 はその外部シャフトの構成部品として螺旋部材を有していても有さなくてよい。図 5 ~ 11 に示された内視鏡針 210 は、その外部シャフト 212 に螺旋コイルを有さない。

30

【0026】

内視鏡針装置 210 は、図 4 の内視鏡作業チャネル 162, 164, 166 又は 168 を貫通するのに十分な長さを有する。このため、基端部シャフトハンドル 214 及び基端部操作部材ハンドル 221 が内視鏡作業チャネルの外、図 3 に示された内視鏡鉗子 10 の基端部 214 及び操作ハンドル 216 の位置と同様の位置に留まる長尺シャフト 212 を有する。図 5 を参照する。内視鏡針 210 の管状シャフト 212 は十分長く形成されている。その結果基端部ハンドル 214, 221 は図 4 の 162, 164, 166 又は 168 の様な作業チャネルの基端部外に突出した状態で、管状シャフト 212 の少なくとも遠位端 218 は内視鏡遠位端の各作業チャネルの遠位端に到達する。本発明の代表的実施態様では、管状シャフト 212 の長さは約 200 cm である。管状シャフト内では、内部制御部材 220 はその基端部に於いて基端操作ハンドル 221 に接続されている。操作ハンドル 221 はその基端部に於いて液体又は吸引源接続用フィッティング 222 を有している。好適実施態様では、このフィッティング 222 はルアーフィッティングの様な通常のフィッティングである。

40

50

【0027】

管状シャフト 212 及び内部制御部材 220 の遠位端 218 は図 6 の詳細な長手方向断面図に示されている。本発明の代表的実施態様では、内部制御部材 220 は管状であり、中央内腔 224 を有する。中央内腔 224 は内部制御部材 230 内を貫通して延びており、それにより制御部材 220 を通る液体連通が可能になり、管状制御部材 220 の遠位端 226 への液体供給又は、遠位端からの吸引に関する経路が提供される。内部制御部材 220 の遠位端 226 では、中空針 228 が内部制御部材内に嵌合されている。好適実施態様では、中空針 228 は内部制御部材内腔 224 内の針 228 設置位置前の制御部材 220 内径と等しいか、又は若干大きい外径を有している。制御部材内腔 224 内に針 228 を固定するために、制御部材 220 の遠位端 226 周囲に好適にはクリンプスリーブが設けられ、管状制御部材 220 周囲としっかりと結合されている。装置の好適実施態様では、描かれてはいないが収縮管又は塗装バンドが装置の管状シャフトを遠位先端 218 に向かって取り囲み、装置 210 の遠位端 218 を視認し易くしている。例えば、制御部材 220 及び管状シャフト 212 が半透明又は透明の場合には、着色されたバンドが管状シャフト 212 の遠位端 218 周囲に巻かれる。内視鏡器具 210 が X 線写真治療に使用されるものである場合には、装置全体が不透過性、例えば黒色である。装置 210 の X 線写真治療での使用では、針 228 を固定するクリンプ管 230 は一般に器具 210 の遠位端 218、具体的には針 228 に X 線不透過性マーカーを備えている。10

【0028】

図 5 の内視鏡針装置 210 のシャフト 212 及び制御部材 220 の代表的実施態様の径方向断面図を図 7 に示す。外部シャフト 212 はほぼ円形の外部及び内部断面形を有してしまっているが、上記同様管状シャフト 212 外面は、非円形型の断面形状を有している。内視鏡器具の管状シャフト 220 と図 4 の作業チャネル 166 又は 168 の様な内視鏡の平滑作業チャネルとの間のバックラッシュを減らすためである。管状シャフト 212 内では、管状制御部材 220 の断面形状が制御部材内腔中心軸から放射状に広がる複数の長手方向リッジ様突起物 232 を有することが示されている。好適実施態様では、これら突起物 232 は制御部材 220 の有効外径を管状シャフト 220 内径にほぼ等しいか、又は等しくなるまで拡張する。その結果相対する制御部材と管状シャフトとによるバックラッシュを、前記管状シャフト 212 と作業チャネル 166 又は 168 との間のバックラッシュを低下させたのと同様にして、大きく低下させる。説明を分かりやすくするためにリッジ長手方向突起 232 は管状シャフト 212 内壁に接していないように描かれているが、好適実施態様では装置作動バックラッシュを防止するために、リッジの大部分は管状シャフト 212 内壁に接することが好ましい。2030

【0029】

制御部材 220 の外面の縦型リッジ 232 は、図 7 の管状シャフト 220 の所望断面形状に相補的である型を用いた押し成型工程により形成することができる。制御部材 220 内にリッジ突起物 232 を作製する別の方法は可能であり、ハイポチューブ又はその他チューブ材料等の、中央管状コントロール要素を取り巻くジャケットを用いてリッジ 232 を付与することを含む。限定を目的としない例示として、内径 3.2 mm の作業チャネル内腔を有した内視鏡内に挿入されることを目的とする内視鏡器具では、内視鏡器具の管状シャフト 212 は約 2.2 mm の最大外径及び約 1.8 mm の内径を有する。この様な装置では、制御部材は好適には制御部材の一般外径面より約 0.2 mm 突出した薄いリッジ（又はランド）を備えた直径 1.2 mm の円形断面を有した部材である。この構造物は内視鏡の器具シャフトの内径（即ち管状制御部材 220 又は管状部材 220 とリッジ 232 が一体となった管状コアの内腔 224 中心からリッジ 232 端部までの径方向長さは、シャフト 212 内腔の半径にほぼ等しい）をほぼ完全に塞ぐ。装置及び作動器具アッセンブリ作動中に操作者が経験する移動バックラッシュを大きく軽減する。しかしリッジ 232 はまだ管状制御部材 220 外側に残った空間 236 に液体を流すことができる。さらにファイン 232 と外シャフト 212 内面間の接点数及び接触点を作り出す摩擦面積は極小である。4050

【0030】

別実施態様では、リッジは制御部材の全長ではなく、制御部材の末端のみに沿って延びている。リッジ232が制御部材220の最基礎部234まで延び、液流が制御部材220及び外管状シャフト212間の内腔を通し提供される場合には、幾つかの実施態様では制御部材220が制御部材基礎ハンドル238と連結している装置ハンドル238の液体シールの作製は複雑になる。しかし、作用を受けた液流のみが制御部材220の内腔224を通し注入又は吸引される場合、例えば遠位作動アッセンブリ228が図5, 6に描写される皮下用又はその他の中空針である場合には、この様なシールは必要とされない。内視鏡作業に於ける内視鏡の屈曲の多くは、内視鏡を患者体内に置いた状態で末端部にて実施されるため、移動バックラッシュの多くは内視鏡管状シャフト212遠位部での制御部材220の弛みから生じる。従ってリッジ232が制御部材220の対応する末端部位のみに配置され（例えば200cmの器具の末端部25~50cm）、基礎部側（即ち150~175cm）が平滑円筒のままであったとしても、端部作動アッセンブリ操作中のバックラッシュは大きく低下する。その結果この様な制御部材は、端部作動アッセンブリを医師が操作する場合の移動バックラッシュを大きく減少させることとなり、制御部材が管状シャフト基礎部ハンドル238を出る部分の表面をより容易に密封する。一方で、実質的障害なしに管状シャフト内腔236内に液体を流すことができる。あるいは、例えば相補的鋸型を使用して押し出し成型して制御部材220の全長にリッジが設けられた場合でも液体シールを達成することができる。管状シャフトハンドル238域内の制御部材チューブ内腔内に挿入される制御部材チューブの周辺に、ハイポチューブなどの平滑且つ比較的硬いチューブを結合させるクリンプスリーブを使用することで可能となる。

【0031】

内視鏡器具210の管状シャフトが図7~10に示す様にほぼ平滑である場合、管状シャフトと相対する作業チャネルとの移動バックラッシュは、図4の作業チャネル162, 164を参照して上記された先の考察同様に、作業チャネルに非円形内腔形状を付与することで減少可能である。例えば内視鏡の作業チャネルには、作業チャネル162内に挿入されるインサート180の様な、非円形断面を有したインサートが設けられる。

【0032】

つぎに図8を参照する。本発明の別実施態様を描写する、図6の線7-7に沿った別の径方向断面図が示されている。図8は、端部作動アッセンブリ操作中の円形制御部材220移動で生ずるバックラッシュを減少させることを目的として、管状シャフト部材212の内面に非円形断面が付与されている内視鏡装置の末端断面図を示している。管状シャフト部材212の非円形形状は、適当な表面模様を持ったマンドレル上に熱した収縮チューブを圧着させることで付与される。管状シャフトに熱を加えると、管状シャフトの内腔内に所望のリッジが折り込まれるだろう。あるいは管状シャフト内腔内にリッジを設けるために、管状シャフトは、それを使って管状シャフト材料が押し出し成形される相補的押し出し型を用い、所望する管形状に押し出し成形することで形成される。管状シャフトは低摩擦材料から押し出し成形される。

【0033】

リッジ240は非常に小型でなければならない。例えば240は約0.2mm厚であり、約0.2mmの径方向長さを有する。従って作業チャネルと内視鏡器具間の液流断面積に及ぼすリッジの影響を極小であり、作業チャネルと内視鏡器具間の接触点も比較的小さいだろう。

【0034】

図9は非円形外壁と内壁とを有した制御部材に関する別実施態様の図6の線7-7に沿った断面を示す。この制御部材の形成は図2bの断面図記載の内視鏡装置又は図4の内視鏡装置108に例えることができ、その内部では実質円形断面形状を有した作業チャネル内に多角形断面形状をなす内視鏡シャフトが設けられる。多角形断面管状制御部材としては、限定的でない例示として内径1.8mmの内腔を有した内視鏡器具シャフト212内に設けるための制御部材220として、五個の角部を有する多角形即ち五角形の角部242

10

20

30

40

50

は好適には制御部材内腔 224 の中心より約 0.8 mm 拡張している。図 4 の多角形内視鏡装置シャフト 106 と作業チャネル 168 との間の関係と同様、この様な構造体は内視鏡シャフト内腔の直径をほぼ完全に塞ぎ、末端作動アッセンブリ動作時のバックラッシュを大幅に減少させるが、なお作業チャネルと角部 242 に於いてのみ接触している。さらに、制御部材 220 の側部と器具シャフト 212 との間には、図 4 の作業チャネル 168 に空間を与えたのと同様にして液流用内腔が与えられる。図 10 に示す様に、非円形外壁と、ほぼ円形の断面を有した内壁を有する制御部材 220 を含む別実施態様も可能である。例えばハイポチューブコア 246 の上にポリマー製ジャケット 244 を被覆し、非円形断面を有した制御部材 220 を設ける。

【0035】

10

図 11 は図 6 の線 7-7 に沿った別の断面を示し、円形制御部材 220 によるバックラッシュ低下を目的として管状シャフト 212 には非円形断面を有する外壁と非円形断面を有する内壁とを備えている。この内視鏡器具シャフトは、作業チャネル 168 内の内視鏡器具 106 を示す図 4 に関連して記載された様に、作業チャネル内の全内視鏡器具の運動に関連したバックラッシュと、制御部材 220 を用いた遠位端作動アッセンブリ駆動に関連したバックラッシュとの両方を軽減する。図 2b, 4 に示す様に、内視鏡器具の外壁は角部 30b で作業チャネル 168 の内壁に接触する。

【0036】

管状シャフト 212 には相補形のリッジを有したマンドレル又はコアワイヤを介し、そしてその周囲で管状シャフトに熱収縮チューピングを被せ、そして熱さすることで多角形断面が与えられる。あるいは断面形状は、器具管状シャフトの内腔内に多角形断片形状を得るため、相補形状の押し型に管状シャフト 212 を通し、押し出し成型することで形成してもよい。

20

【0037】

それぞれの代替実施態様では、器具管状シャフト又は制御部材は、制御部材を囲む管状シャフト中に適当な液流を維持し、そして制御部材と管状シャフト内壁との間の接触を最小限に留める。一方で、末端作動アッセンブリのバックラッシュの低下を提供するのに適合している。それぞれの代替実施態様では、非円形形状の管状シャフト内腔及び制御部材は器具の全長又はその一部に延びている。

【0038】

30

以上には、内視鏡器具のシャフト内腔内に制御部材を動かした時のバックラッシュが小さい内視鏡及び内視鏡器具に関する複数の実施態様が記述され、描写さえている。本発明の具体的実施態様が記載されているが、本発明はこれに限定されるものでなく、技術的に許される範囲で広いものであり、本明細書もその様に読まれるべきである。従って具体的な注入内視鏡器具が開示されてはいるが、その他末端作動器（例えば鉗子、鋏、パンチ、代替針等）を有する内視鏡器具にも同様に発明の非円形断面を備えることができると理解される。さらに PTFE が内視鏡用器具及びインサートのジャケットについて開示されているが、その他低摩擦材料も同様に使用できる。またリッジ及びリップの具体的な数が開示されてはいるが、別の数のリッジ及びリップも利用できる。あるいは 1 つ以上の螺旋型リッジ又はリップを備えることができる。さらにリッジ以外の突起物も利用できる。さらにコア部材及び管状シャフト内腔にはその他の多角形形状を使用してもよい。またコントロール部材管及び器具シャフト管を、非円形断面を持つその他の管状部材に交換してもよい。従って、発明の精神及びそれが請求する範囲から逸脱することなく、他変更により本発明を実施できるであろうことが当業者により理解される。

40

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の内視鏡器具の一実施態様の長手方向断面図。

【図 2a】 本発明の第一実施態様による、図 1 の直線 2-2 の部分における拡大断面図。

【図 2b】 本発明の代替の第一実施態様による、図 1 の直線 2-2 の部分における拡大断面図。

50

【図3】 本発明による内視鏡器具を備えた状態の本発明による内視鏡の側部立面図。

【図4】 本発明による複数の作業チャネル- 内視鏡器具システムを示す図3の直線4 - 4における拡大断面図。

【図5】 本発明の一実施態様による、減少された制御部材バックラッシュを有した内視鏡注入器具の平面図。

【図6】 図5に示した器具の末端部断面図。

【図7】 図6の直線7 - 7における内視鏡器具管状シャフトの放射断面図。

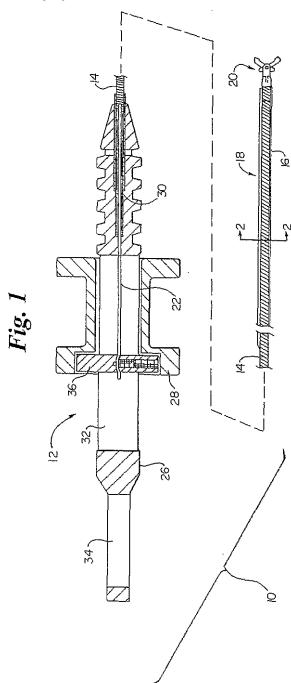
【図8】 本発明の別実施態様による、図6の直線7 - 7における内視鏡器具の管状シャフト径方向断面図。

【図9】 本発明の別実施態様による、図6の直線7 - 7における内視鏡器具の管状シャフト径方向断面図。 10

【図10】 本発明の別実施態様による、図6の直線7 - 7における内視鏡器具の管状シャフト径方向断面図。

【図11】 本発明の別実施態様による、図6の直線7 - 7における内視鏡器具の管状シャフト径方向断面図。

【図1】



【図2 a】

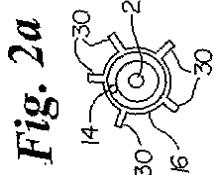


Fig. 2a

【図2 b】

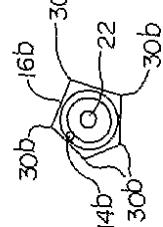


Fig. 2b

Elio

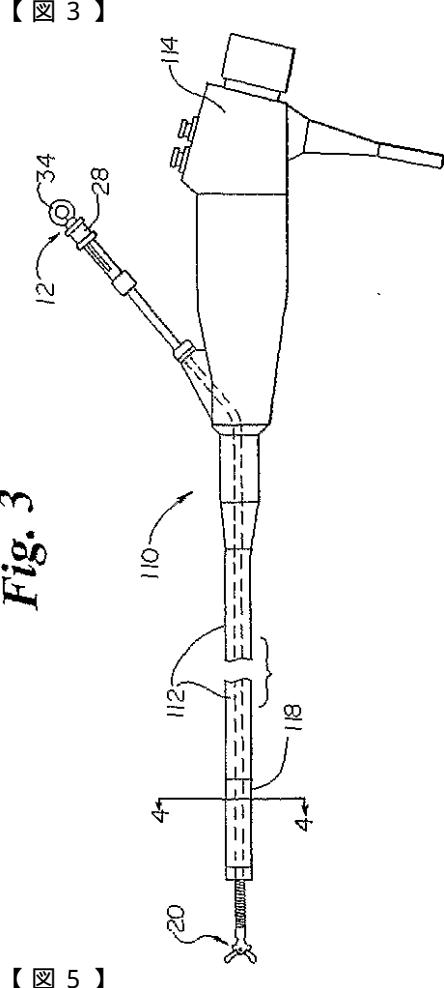
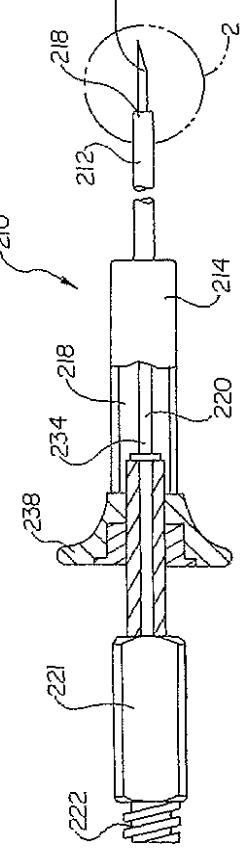


Fig. 5



【 図 5 】

【 図 4 】

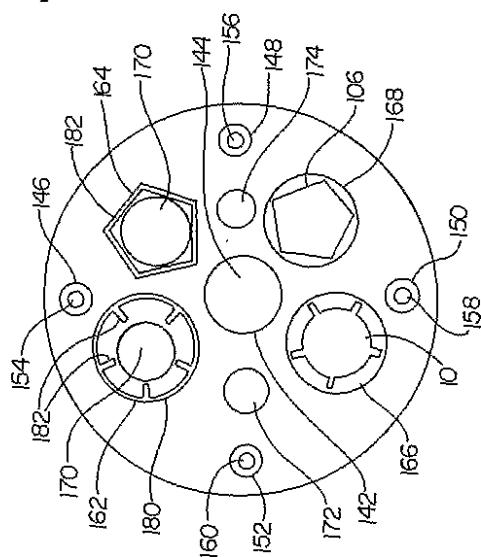


Fig. 4

【 図 6 】

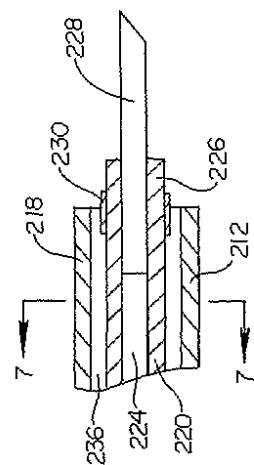


Fig. 6

【図7】

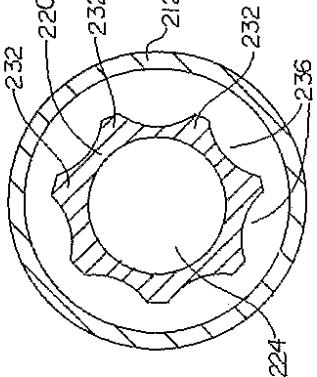
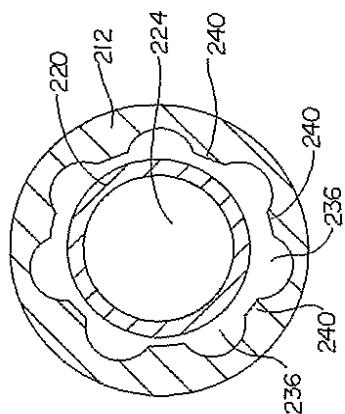
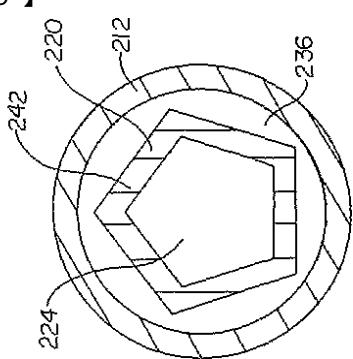


Fig. 7

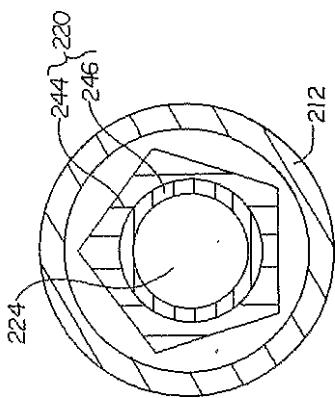
【図 8】

Fig. 8

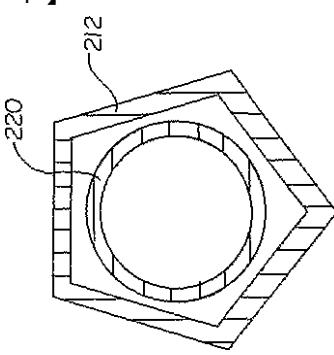
【図 9】

Fig. 9

【図 10】



【図 11】

*Fig. 10**Fig. 11*

フロントページの続き

(72)発明者 スミス、ケビン ダブリュ .
アメリカ合衆国 33156 フロリダ州 コーラル ゲーブルズ アーヴァイダ パークウェイ
570

審査官 村上 聰

(56)参考文献 特開昭61-259636(JP,A)
特公昭62-044937(JP,B1)
特開平10-071166(JP,A)
特開昭61-179150(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/28
G02B 23/24
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜仪器系统具有低间隙控制线运动		
公开(公告)号	JP4948743B2	公开(公告)日	2012-06-06
申请号	JP2002543950	申请日	2001-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	スミスケビンダブリュ		
发明人	スミス、ケビン ダブリュ.		
IPC分类号	A61B17/28 G02B23/24 A61B1/00 A61B1/012 A61B1/015 A61B1/018		
CPC分类号	A61B1/015 A61B1/018		
FI分类号	A61B17/28.310 G02B23/24.A A61B1/00.334.D		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
审查员(译)	村上聰		
优先权	09/716710 2000-11-20 US		
其他公开文献	JP2004513730A JP2004513730A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜器械具有控制构件 (220) , 并且构件的一部分具有外表面 , 该外表面具有非圆形横截面形状。通过沿着该部分的整个长度设置翅片的翅片突起 (232) , 或者通过在该部分的表面上提供多边形形状 , 将非圆形横截面形状施加到控制构件。在使用翅片的情况下 , 优选翅片非常紧凑 , 并且对内窥镜器械轴的内表面和中央控制构件之间的液体流动横截面积的影响最小。所得到的器械显着地减小了末端执行器 (228) 组装操作期间的间隙 , 同时在内窥镜轴内保持适当的流体流动。

