

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-522741

(P2008-522741A)

(43) 公表日 平成20年7月3日(2008.7.3)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 M 5/14 (2006.01) | A 6 1 M 5/14 B | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 3 4 D | 4 C 0 6 6 |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-545575 (P2007-545575)
 (86) (22) 出願日 平成17年12月7日 (2005.12.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年6月5日 (2007.6.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2005/044158
 (87) 国際公開番号 W02006/062996
 (87) 国際公開日 平成18年6月15日 (2006.6.15)
 (31) 優先権主張番号 60/634,254
 (32) 優先日 平成16年12月8日 (2004.12.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

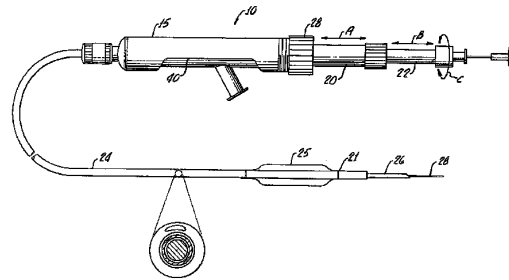
(71) 出願人 507023304
 ビンモエラー, ケネス
 アメリカ合衆国 92067 カリフォル
 ニア州, ランチョ サンタ フェ, ピーエ
 ムビー 148, ピーオーボックス 50
 00
 (74) 代理人 100091683
 弁理士 ▲吉▼川 俊雄
 (72) 発明者 ビンモエラー, ケネス
 アメリカ合衆国 92067 カリフォル
 ニア州, ランチョ サンタ フェ, ピーエ
 ムビー 148, ピーオーボックス 50
 00
 Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 AA05 AA26 GG15
 HH21 HH56 JJ06 JJ11
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 針誘導治療実行のための方法および装置

(57) 【要約】

針誘導診療の、特に、二つの管腔器官または組織に治療パイプを作成する針誘導による組織拡張を実行するための、装置および方法。装置は特に、二つの空洞体器官の間に内視鏡のワーキングルーメンを使用して人工管腔を作成するのに有効である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中心軸を有する内視鏡のワーキング・チャンネルを通過して空洞体器官に挿入される装置において、

カテーテル装置アクチュエーターおよび針アクチュエーターを格納するハンドル、
該ハンドルは取り外し可能で内視鏡の近接端部に接続することが可能なハンドル、
近接端部を有する細長いカテーテル装置の近接端部、遠位末端部、および直通の管腔に連結するカテーテル装置アクチュエーター、
および、針の近接端部と連結された針アクチュエーターを備える、カテーテル装置の直通管腔に設置された細長い針、
から構成される装置。

10

【請求項 2】

カテーテル装置アクチュエーターは、内視鏡の中心軸に沿ってカテーテル装置の位置を平行移動することが可能である、請求項 1 によるカテーテル装置アクチュエーター。

【請求項 3】

カテーテル装置アクチュエーターは、カテーテル装置を内視鏡に対し 2 c m から 1 0 c m の間で動かす、請求項 2 によるカテーテル装置アクチュエーター。

【請求項 4】

カテーテル装置アクチュエーターは、内視鏡の中心軸に沿って、針とは別個にカテーテル装置を動かすことが可能である、請求項 2 によるカテーテル装置アクチュエーター。

20

【請求項 5】

カテーテル装置アクチュエーターは、内視鏡に対するカテーテル装置の位置を固定するロッキング部を有している、請求項 4 によるカテーテル装置アクチュエーター。

【請求項 6】

針アクチュエーターは針の位置を内視鏡の中心軸に沿って平行移動が可能である、請求項 1 による針アクチュエーター。

【請求項 7】

アクチュエーターは内視鏡に対し 2 c m から 1 0 c m の間で針を動かす、請求項 6 による針アクチュエーター。

【請求項 8】

針アクチュエーターは内視鏡の中心軸に沿って針をカテーテル装置とは別個に動かすことが可能である、請求項 6 による針アクチュエーター。

30

【請求項 9】

針アクチュエーターは内視鏡に対する針の位置を固定するロッキング部を有している、請求項 8 による針アクチュエーター。

【請求項 10】

カテーテル装置はカテーテル装置の遠位末端部に連結するバルーンを含む、請求項 1 によるカテーテル装置アクチュエーター。

【請求項 11】

カテーテル装置はバルーンを膨張および収縮する膨張管腔および膨張端子を含む、請求項 10 によるカテーテル装置アクチュエーター。

40

【請求項 12】

カテーテル装置は少なくとも一つの、バルーンの近くに設置された、X 線不透過性マーカーストリップ、即ち X 線透視装置または X 線で可視であるようなマーカーストリップ、を有する、請求項 11 によるカテーテル装置アクチュエーター。

【請求項 13】

針は空洞で、また取り外し可能な細長いスタイルットが針の直通管腔の中に設置されている、請求項 1 による針。

【請求項 14】

内視鏡のワーキング・チャンネルを通過して空洞体器官に挿入される装置において、

50

カテーテル装置および針があり、
カテーテル装置の近接端部および針はハンドルに連結され、
カテーテル装置および針は内視鏡のワーキング・チャンネル内部で前後に動き、カテーテル装置または針の位置は内視鏡に対して固定されることが可能な、
構成となっている装置。

【請求項 15】

内視鏡のワーキング・チャンネルを通して空洞体器官に挿入される装置において、
内視鏡のワーキング・チャンネル内で別個に動くことが可能であるカテーテル装置および針があり、

カテーテル装置の近接端部および針はハンドルに連結し、
内視鏡にハンドルを固定する一つ以上のロック部を有するハンドルと、
内視鏡にハンドルを固定する一つ以上のロック部を有するカテーテル装置、
および内視鏡に針を固定する一つ以上のロック部を有する針、
から構成される装置。

10

【請求項 16】

空洞体器官の壁に組織通路を形成するシステムにおいて、
内視鏡、

内視鏡に連結される取り外しが可能なハンドル、

内視鏡のワーキングルーメンに設置された細長いカテーテル装置、

カテーテル装置のワーキングルーメンに設置された細長い針、

移動ができるようハンドルに連結されたカテーテル装置の近接端部、

および、内視鏡の中心軸に沿ってカテーテル装置または針の移動がコントロールできるアクチュエーターを有するハンドル、

から構成される装置。

20

【請求項 17】

空洞体器官の壁に組織通路を形成する方法において、

装置を内視鏡のワーキング・チャンネル内に設置して、内視鏡の近接端部に装置を連結し

、
内視鏡の遠位末端部を空洞体器官の壁近くに設置し、

通路を形成するために、針アクチュエーターによって組織壁を通過して針を前進させ、
ロック部を使用して内視鏡に針を固定し、

末端の拡張バルーンを有するカテーテル装置を、カテーテル装置アクチュエーターを使用して針の上を通して通路を前進させ、
ロック部を使用して内視鏡にカテーテル装置を固定し、

通路を拡張するためにバルーンを膨張させる、

構成となっている方法。

30

【請求項 18】

方法はさらに、

針をカテーテル装置から除去し、カテーテル装置を通して一つ以上の誘導ワイヤーを通路に設置し、

バルーンを収縮して、通路への接近を持続するため誘導ワイヤーを残したまま装置を引き出す、

請求項 17 による方法。

40

【請求項 19】

方法において、通路は空洞体器官と管路の間にパイプを形成する、請求項 17 による方法。

【請求項 20】

管路は膀胱または胆管である、請求項 19 による管路。

【発明の詳細な説明】

【優先権情報】

50

【 0 0 0 1 】

本特許申請は、出願日 2 0 0 4 年 1 2 月 8 日の米国仮出願番号 6 0 / 6 3 4 , 2 5 4 に優先して請求するものである。本文の全内容は参照することにより明確に組み込まれる。

【 技術分野 】

【 0 0 0 2 】

開示は、針誘導治療の実行の装置と方法、特に、二つの内腔の器官または組織間の治療パイプを作成する組織拡張を誘導する針に関する。本装置は特に、内視鏡のワーキングルーメンを使用する空洞体器官間の人工管腔の作成に有効である。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

体内に、器官を含む二つの管腔間の管腔通路を作成する必要がしばしばある。例として、ある内臓部分と別の組織、内臓の別の部分、胆嚢、胆管、膵管などとの間などが挙げられる。第二の管腔組織は器官ではなく嚢胞、偽性嚢胞、膿瘍であることが多い。

10

【 0 0 0 4 】

これらの処置を実行するものとして、他の技術や装置がある。内臓管腔（胃、大腸、直腸、十二指腸）と管腔組織間のパイプの作成は、超音波内視鏡を使用して実行される。スタイレットが充填された連続性のステンレス鋼針は、超音波内視鏡のワーキングルーメンを通して進められ、そして内臓壁を通してその内蔵に近接する目標の管腔組織へと導かれる。組織の中では、スタイレットは取り除かれて誘導ワイヤーが管腔組織の中へ進む。針は取り除かれてカテーテル装置が誘導ワイヤーの上を進み、内臓壁を通して管腔組織の中に導かれる。カテーテル装置の例としては、拡張ブジーカテーテルとバルーンカテーテルがある。

20

【 0 0 0 5 】

これらの処置の一般的な方法の一例として、偽性嚢胞からの排液がある。この処置において、スタイレットが充填された連続性のステンレス鋼針は、内視鏡のワーキングルーメンを通して進められ、内臓壁を通してその内蔵に近接する偽性嚢胞空洞へと導かれる。空洞内では、スタイレットは取り除かれて、誘導ワイヤーが針を通して偽性嚢胞に進められる。針が取り除かれ、バルーンカテーテルが誘導ワイヤーの上を通して進み、収縮したバルーンが、内臓壁を通過して内臓と偽性嚢胞の間に介在する組織にわたるまで、内臓壁を通して誘導される。そしてバルーンが膨張し、内臓と偽性嚢胞の空洞との間に 6 ~ 8 mm の通路を形成する。バルーンは収縮し、カテーテルは拡大したパイプに残った誘導ワイヤーの上から外される。次に、ダブルピッグテイル状の排液カテーテル装置または他の排液装置が誘導ワイヤーの上を進み、一端は偽性嚢胞空洞の中に、もう一端は内臓に挿入されることにより、偽性嚢胞から内臓への排液を促進する。

30

【 0 0 0 6 】

これらの処置が実行される一般的な方法の他の例として、胆管または膵管の閉塞と内臓管腔との間に超音波内視鏡を使用してのパイプの作成がある。スタイレットが充填された連続性のステンレス鋼針は、超音波内視鏡のワーキングルーメンを通して進められ、胆管または膵管の中に閉塞部位から上流へ誘導される。管の中では、スタイレットは取り除かれ、誘導ワイヤーが針を通して管路に進む。針が取り除かれ、拡張カテーテルまたはバルーンカテーテルが誘導ワイヤーの上に進められ管の中に誘導される。そしてステントが誘導ワイヤーの上を進み、一端が管の内部に、もう一端は内臓の内部に挿入される。

40

【 0 0 0 7 】

しかし上記の処置は、一旦針を取り除くため首尾よく完遂し難いことが多く、残留する誘導ワイヤーはカテーテル装置を十分に保持する剛性に欠ける。このことによって、内臓壁を通してカテーテル装置を管腔組織の中へ押し出すことが困難になる。これは、内臓管腔と目標の管腔組織の間に厚い浮腫性または繊維性の組織が介在した場合、特に言えることである。カテーテル装置は内臓内部で単純に留まり、壁を貫通しないことがしばしばある。さらに、小口径の誘導ワイヤーは針をバルーンカテーテルに変更するとき遊離する傾向があり、そのことによって管腔に接近できなくなり、処置の繰り返すことを余儀なく

50

される。たとえ成功したとしても、医師は針、誘導ワイヤーおよびまたはカテーテルのなど、技術を厄介で時間のかかるものにし得る多数の変換が必要とされる。現在の実行の不利点を克服するために、より簡潔な処置が必要である。特に、目的の管腔組織に針を穿刺した後、多くの付随的な変更を必要とせずに、カテーテル装置を最初の試行で迅速に到達させることを可能にするシステムが必要である。また、針およびカテーテル装置シースの、どちらか一方が前進および後退する間、内視鏡に対する位置を固定する方法が必要とされる。特に、カテーテル装置シースが進行できる、より安定した台を提供することは重要であり、全てのワイヤー、シース、針を一つの統合されたシステムの中に組み込むことは、施術者の貴重な時間を確保し手術による死亡率の確率を減少させる。

【発明の開示】

【0008】

本発明により、具象化かつ広範に記述された装置及び方法が指示される。本文は、ハンドル、カテーテル装置、針、内視鏡のワーキングルーメンを使用して組織間、空洞体器官間、内臓の二つの部分間に人工管腔の作成に使用される、カテーテル装置及び針のコントロールと作動を一体化するアクチュエーターとロック部を含む。

【0009】

カテーテル装置は、少なくとも一つの内部管腔を具備しており、針はカテーテル装置の内部に設置されて組織の最初の穿刺を促進し、かつ、カテーテル装置が針の上を進行できるよう、また針によって形成された組織通路を通過するよう、サポートを提供するのに使用される。ハンドルは、カテーテル装置および針に接着され、またカテーテル装置と穿刺針を内視鏡の軸に沿って進行および後退するのに使用される、アクチュエーターを内蔵する。カテーテル装置または針の内視鏡に対する位置を固定させる、ロック部が具備されている。

【0010】

本発明のもう一つの側面として、内視鏡のワーキングルーメンの中に装置を設置し装置を内視鏡の近接端部に結合させることにより、空洞体器官の壁に通路を形成する方法が含まれる。針は、針の近接端部に結合されたアクチュエーターの動作によって進められる。組織壁を通過する位置では、針はロック部を使用することによって内視鏡に固定されることが可能である。カテーテル装置は、装置の近接端部に結合されたアクチュエーターの動作によって、針の上を進められることが可能である。カテーテル装置は、組織壁を通過する針の上を進行することが可能である。カテーテル装置はまた、より広い通路を形成するのに有効なバルーンを収容することもできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明は、以下に記述される特定の実施形態、材料、実施例に限らず、変更され得ることが理解されなければならない。また、以下に使用される専門用語は特定の実施例を詳述する目的においてのみ使用されるものであり、本発明の範囲を限定することを意図するものではないことが理解されなければならない。添付特許請求項中に使用される単数形("a," "an," and "the")は、文脈上他の明白な指示がある場合を除き、複数形の言及を含むことを留意しなければならない。特に別の定義がある場合を除き、文中に使用される全ての専門用語は、本発明に属する当業者によって一般的に理解されるものと同じ意味を有する。特定の装置、方法、装置、および材料が記述されるが、本発明において、本文で記述されるものと同じまたは同等のどのような方法や材料も使用されることが可能である。

【0012】

ここでは本発明の好ましい実施の形態の詳細について言及される。実施例は添付の図で例証される。可能な限り、図および同じまたは似た部分について言及する記述には同じ参照番号が使用されており、類似の要素について言及するためには類似の数字が用いられている。

【0013】

以下に記述された装置および方法は、内視鏡検査または内視鏡超音波検査誘導の通路治

10

20

30

40

50

療の経管作成を実行するために現在活用される技術の向上を提供できる。本装置は前記現在の医療によるものと同じ結果を遂行するもので、しかし、より少ない部品を利用し、器具の変更を減少させ、穿刺および組織拡張の処置治療の遂行により安定した頑丈な台を提供する。

【実施例 1】

【0014】

図 1 に示すように、本装置 10 はハンドル 15、カテーテル装置アクチュエーター 20 および針アクチュエーター 22 をカテーテル装置 24 および 22 ゲージまたは 23 ゲージの穴を削った針 26 とともに、使用する。針の中にはスタイレット 28 が針の内部管腔に、他のワイヤー上穿刺針と類似の方法で充填されている。連続性のステンレス鋼針は誘導ワイヤーより硬く、針 26 上のカテーテル装置の同軸進行に優れた支持を与える。

10

【0015】

ハンドル 15 は、カテーテル装置 20 または針アクチュエーター 22 もしくは両方が操縦される間、医師が片手で装置 10 を支えて保持するよう設計されている。本願の本文に記載された各ケースにおいて、カテーテル装置アクチュエーター 20 は針アクチュエーター 22 と別々に機能する可能性があるとは仮定される。針アクチュエーターの動作が記述されるとしても、カテーテル装置 24 も医療処置の実行にしたがって同時にまたは連続的に操作されることが予想される。逆に、針アクチュエーター 22 およびカテーテル装置アクチュエーター 20 は、必要に応じて単一ユニットとして共に操作される可能性がある。推論はないとしても、カテーテル装置または針の連続または単独の動作は一方で意図的なものである。

20

【0016】

ハンドル 15 はカテーテル装置 24 と針 26 同軸システムの動作管理を一箇所に統合するのに特に有効である。カテーテル装置 24 および針 26 の両アクチュエーターは、ハンドルの一部を構成している。手術者はカテーテル装置 24 と針 26 をそれらのアクチュエーターから動かすことができ、これまでの厄介な処置を簡易にし、混乱を減らし、そしてより早くすることが可能になる。

【0017】

図 2 に示すように、ハンドル 15 は、近接端部 31 が開口した空洞円筒管の本体 30 を有している。遠位末端部 33 は、カテーテル装置が通過する大きさになっている片方の開口部を除いて、基本的に閉鎖している。本体 30 は、カテーテル装置および針の、アクチュエーターの筐体として機能しており、プラスチックか金属で構成されることが可能である。本体 30 は近接端部 31 に、キャップ 32 に結合するように設計されたねじ 34 でねじ留めされる。キャップ 32 は本体 30 と本体 30 の近接端部 31 を部分的に閉鎖してねじ留めされるよう設計されている。本体は、本体の軸と平行に走りねじ 34 と垂直になる、一つかそれ以上の切り込み 36 を有している。これらの切り込み 36 は、キャップ 32 のねじ留め時に圧縮接続として機能するよう設計されているねじ 34 と交差する。キャップ 32 が本体にねじ留めされている間、キャップ 32 は本体の近接端部 31 の内径を減少させる効果がある。この直径減少は、本体内部に設置されたカテーテル装置アクチュエーター 20 をしっかりと締め付け、ロッキング部として働く作用を有している。

30

40

【0018】

図 11 に示される内視鏡 100 は、装置 10 の機能の重要な部分である。装置 10 は内視鏡なしで機能することが可能であるが、内視鏡は実行およびそれに伴う処置の成功を高めることができる。内視鏡本体は、カテーテル装置遠位部を内視鏡先端から後退させるときに、カテーテル装置に支持を与える。組織壁を通過する針を押し出すためには、しばしば相当な力が必要とされる。内視鏡 100 の内壁は、針 26 の穿刺が組織壁を通過する針先 58 の推進力に変換されるよう、カテーテル装置 24 を支持する。これは、カテーテル装置 24 と内視鏡 100 が連結している場合に最良に完遂される。この状況では、カテーテル装置 24 のすべての前進運動は、カテーテル装置遠位末端部の前進運動にともなって急送され、内視鏡 100 の後進運動に対応することはない。ハンドル 15 の一つの機能は、

50

カテーテル装置 24 または針 26 のいかなる動作も内視鏡 100 の逆の動作を同時に生じさせないために、内視鏡 100 と接合するものである。ハンドルの遠位末端 33 には、内視鏡本体に適合するコネクタと接合するコネクタ 38 がある。コネクタ 38 はルーアー・コネクタとして一般的に知られており、ほとんどの内視鏡の近接端部に見られる、適合するルーアー・コネクタと接合する。

【0019】

図 2 の分解組立図に示すように、針アクチュエーター 22 は、カテーテル装置アクチュエーター 20 の内径に挿入される大きさである。カテーテル装置アクチュエーター 20 は本体 30 の内径に挿入される大きさである。カテーテル装置および針のアクチュエーターと本体 30 は結合機構として互いに機能している。明らかなように、この機構は、カテーテル装置 24 と針 26 の互いに対する、また内視鏡 100 に対する、個別の動作を可能にする。

10

【0020】

針アクチュエーター 22 の断面図が示されている図 3 に移る。針アクチュエーターは近接端部 52 と遠位末端部 54 を有する空洞円筒管 50 である。管 50 は空洞の針 26 と遠位末端部 54 で接合しており、近接端部 52 にスタイレット 56 を受ける小さい開口部を有している。針 26 は組織を穿刺するのに適した尖った針先 58 を有しており、針先はスタイレット 56 を受ける大きさの内径を有している。図 3 にはスタイレット 56 が示されているが、スタイレットが含有される必要はない。スタイレットは、近接端部に末端プラグ 59 を、そして遠位末端部には通常丸い先端 60 を有して示されている。管 50 はまた、遠位末端部 54 に向かってその外径に位置するロックングタブ 62 を有している。このロックングタブ 62 は内視鏡 100 に対する針アクチュエーター 22 の動きを固定するのに使用される。タブ 62 は、ハンドル本体 30 の内径に位置するロックング溝 45 と接合するように設計されている。

20

【0021】

図 4 ~ 6 に、カテーテル装置アクチュエーター 20 がより詳細に示されている。カテーテル装置アクチュエーター 20 は、カテーテル装置 24 の動きをコントロールし、カテーテル装置 24 を内視鏡中心軸に沿って動かすことが可能である。図 4 に示すように、カテーテル装置アクチュエーター 20 が筐体 70 を有している。筐体 70 は遠位末端部と近接端部を有する空洞円筒管である。遠位末端部はシース 24 と接合するため、やや先細りになっている。本体は、針本体管 50 のロックングタブ 62 を受容する大きさの縦長の穴 72 を有している。穴 72 は、筐体 70 の近接端部から筐体 70 の遠位末端部までの約 4分の3 の長さにならび連続している。本体の近接端部は先端キャップ 75 のねじを受容するねじ 73 を有している。キャップ 75 は、筐体 70 の内部の空洞内に位置する針アクチュエーターが、筐体から外に出るのを防止する。しかし、先端キャップは、必要に応じて、針アクチュエーターが組織の拡張筋から引き出されるよう取り外すことができる。キャップは中心に丸い穴を有しており、針アクチュエーター 22 の近接部 52 とスタイレット 28 を筐体 70 の外に延伸させることを可能にする。

30

【0022】

カテーテル装置 24 は遠位末端部から近接端部に伸びる二つの内部管腔を有している。本カテーテル装置 24 はプラスチックポリマー、スプリング・コイル、シリコン、テフロン加工の管類など、様々な素材から構成されることができる。主となる管腔 77 はより大きく、針本体 26 を受容するように設計されており、また、針の除去時には、1本の 0.035 インチの誘導ワイヤーまたは最大 2本の 0.021 インチの誘導ワイヤーが適合するのに十分な大きさである。小さい方の管腔 76 は拡張バルーンを膨張および収縮するためにカテーテル装置の遠位末端部に接着されている。拡張バルーン 25 の端は、カテーテル装置の先端 21 に直接に近接して設置されることが可能である。バルーンの遠位末端部はカテーテル装置 24 の遠位末端部の間に、カテーテル装置の遠位末端部から最大で 4 cm のところに設置され得ることがより望ましい。バルーン 25 は直径 5 ~ 10 mm に膨張されることが望ましく、長さは 3 ~ 6 cm であると効果的である。しかし、バルーンの長さお

40

50

よび直径は様々なものが使用可能である。カテーテル装置はまた、カテーテル装置 24 が単一管腔を有しかつ膨張端子が無い場合には、拡張バルーンなしで構成されることもできる。

【0023】

カテーテル装置アクチュエーター 20 はシースの管腔に合致する二つの管腔を有している。図 5 に示すように、針管腔 79 は筐体 70 の全体の長さにはわたって連続しており、シースの主管腔 77 に接続されている。膨張管腔 78 は筐体 70 の遠位末端部から伸び、筐体 70 の近接端部の前で終わる。この管腔はシースの小管腔 76 とつながっている。筐体 70 は、カテーテル装置アクチュエーターに接着し、かつ外側の端に膨張注射器と接合するルーアー・コネクター 84 を有する、膨張端子 83 を有している。膨張端子 83 はバルーン 25 を膨張および収縮するのに使用される。膨張管腔 78 の近接部は、膨張管腔 78 の近接端部からの膨張した液体の漏出を防ぐため、栓 81 で閉鎖されている。

10

【0024】

針アクチュエーター 22 とカテーテル装置アクチュエーター 20 が組み立てられて、図 6 に示されている。この図では、カテーテル装置アクチュエーター 20 の内部での、針アクチュエーター 22 の設置の仕方がわかる。また、穴 72 の中に位置し、かつ筐体 70 の壁を通して突出しているロッキングタブ 62 が示されている。また、筐体 70 の空洞の中に針アクチュエーターを保持する先端キャップ 75 も示されている。

【0025】

ハンドル本体は図 7 に、より詳細に示されている。円筒形の本体 30 は開口部 40 を本体の中に有している。開口部は本体の中心部に位置し、本体 30 の内側に開く。開口部 40 は本体 30 に、カテーテル装置アクチュエーターの膨張端子 83 を受容するよう形成されている。カテーテル装置アクチュエーター 20 は本体 30 の内径に沿ってスライドし、開口部は、カテーテル装置アクチュエーター 20 が前進および本体 30 の内部でわずかに回転しながらの後退が可能になるよう、膨張端子 83 にクリアランスを与える。本体の内壁表面は、針アクチュエーター 22 のロッキングタブ 62 との結合に使用されるロッキング溝 45 を有している。溝 45 は本体 30 の近接端部から本体の遠位部まで約 4分の3 にわたって続いている。針アクチュエーター管 50 のロッキングタブ 62 での外径 “x” は円筒形の本体 30 の溝で測定された内径 “y” よりやや小さくなっていることが、図 8 で、ハンドル本体および針アクチュエーターの横断面図によって示されている。この図では、明確にするためシースアクチュエーターは除外されている。溝 45 の深さは、ロッキングタブ 62 が自由に動けるようなクリアランスを有しているが、溝 45 から飛び出すほどのクリアランスではない。ロッキングタブ 62 は、カテーテル装置アクチュエーター 20 内部での針アクチュエーター 22 の前進および後退時に、本体 30 の溝をスライドする。

20

30

【0026】

溝はロッキング斜面 47 によってその長さに沿って遮断される。ロッキング斜面 47 (図 9 ~ 10 により詳細に図示) は溝 45 に沿って位置している。ロッキング斜面 47 の深さは半径方向によって変化する。溝 45 のロッキング傾斜 47 の入口では、ロッキング傾斜 47 の深さは溝 45 の底部と同じであるが、壁の側面は徐々に傾斜してハンドル本体 30 の内径に接触する。ロッキングタブ 62 は溝 45 に沿って前進および後退し、針アクチュエーター本体 22 がわずかに回転するならば、ロッキングタブもロッキング溝 45 から動いてロッキング傾斜 47 に移動する。ロッキング 47 は、ロッキングタブ 62 が内視鏡 100 の縦軸に沿って自由に動くことを制限する。針アクチュエーター本体 22 がわずかに回転するならば、ロッキングタブ 62 は先細りの側面に沿って移動し、かつ、前進移動がクリアランスの除去とともにいずれは止められるよう先細りの側壁に作用する。この地点で、ロッキングタブ 62 は、内視鏡の中心軸に対して原則的に固定されて保持される。この位置でタブ 62 はロッキング部として作用する。針アクチュエーター本体 22 がまださらに回転する場合は、ロッキングタブ 62 は先細りの側壁に沿って移動を続け、急停止とともに側壁に沿って押し込まれる。この方法では、手術者がカテーテル装置アクチュエーター 20 の動きは許容したまま、内視鏡 100 に対する針アクチュエーター 22 の横の動

40

50

きを固定することが可能である。手術者はまた、体感する抵抗の程度に関するコントロールもできる。わずかな回転は摩擦抵抗を高めるが、それでも針アクチュエーター本体 22 は内視鏡の軸に沿って動かされることが可能である。さらなる回転は、針アクチュエーター本体 22 が固定されるまで、摩擦抵抗をさらに高める。

【0027】

図 1 の装置組立図は、様々な部分の互いの組み立て方を示している。矢印はアクチュエーターが移動する方向を示している。針アクチュエーター 22 は、矢印 B にしたがって、内視鏡の縦軸に沿って前進または後退が可能であり、必要に応じて空洞体器官または組織の内部で針に同じ動きを伝える。針アクチュエーターは 10 cm 以内で移動され得ることが望ましい。針アクチュエーターは 4 cm ~ 8 cm の間で移動され得ることが、さらに望ましい。同様に、カテーテル装置アクチュエーター 20 は、矢印 A にしたがって、内視鏡の縦軸に沿って前進または後退が可能であり、必要に応じて空洞体器官または組織の内部でカテーテル装置 24 に同じ動きを伝える。カテーテル装置アクチュエーター 20 は 10 cm 以内で移動され得ることが望ましい。カテーテル装置アクチュエーター 20 は 4 cm ~ 8 cm の間で移動され得ることが、さらに望ましい。どちらのアクチュエーターの動きも、もう一方のアクチュエーターが動いている間、内視鏡に対して固定されることが可能である。針アクチュエーター 20 は、矢印 C にしたがって回転することにより固定され、必要に応じて、ロッキング傾斜 47 に沿ってロッキングタブ 62 を動かす。カテーテル装置アクチュエーター 22 は、ハンドル本体 30 の近接端部 31 に設置されたキャップ 32 を留めることによって、位置を固定される。本装置は、手術者が針 26 とカテーテル装置 24 の位置と動きを容易にコントロールできるようにする。この方法では、針 26 が先に前進させることが可能で、その位置を固定されてからカテーテル装置 24 が、針が同時に組織の中でさらに移動することを懸念せずに、針の上を前進させることが可能である。この方法は、処置をより安全に簡単にするものになり得る。

【実施例 2】

【0028】

図 11 に本装置 10 の他の実施例を示す。この実施例では、装置 10 はカテーテル装置 24、および 22 ゲージまたは 23 ゲージの穴を削った針 26 とともに、ハンドル 115 カテーテル装置アクチュエーター 120、針アクチュエーター 122 を使用する。前実施例同様に、針 26 の内部管腔にはスタイレット 28 が充填されている。

【0029】

ハンドル 115 は、カテーテル装置 120 または針アクチュエーター 122 もしくは両方が操縦される間、医師が片手で装置 10 を支えて保持するよう設計されている。各場合で、本実施例のカテーテル装置 24 および針 26 は、単一ユニットとして、またはそれぞれ個別に機能するであろうことが予測される。カテーテルアクチュエーター 120 および針アクチュエーター 122 は同時にまたは連続して操作される可能性があるためである。ハンドル 115 はカテーテル装置 24 と針 26 同軸システムの動作管理を一箇所に統合するのに特に有効である。カテーテル装置 24 および針 26 のアクチュエーターはハンドル 115 の一部を構成している。手術者はこれらのアクチュエーターからカテーテル装置 24 および針 26 を動かすことができる。

【0030】

図 12 に示されるように、ハンドル 115 は空洞円筒管で近接端部が開口して製作された本体 130 を有している。遠位末端部 133 は、カテーテル装置が通過する大きさになっている片方の開口部を除いて、基本的に閉鎖している。本体 130 はカテーテル装置および針のアクチュエーターの筐体として機能しており、プラスチック、金属または他の適合する素材で構成されることができ、本体 130 は近接端部 131 に、キャップ 132 に結合するように設計されたねじ 134 でねじ留めされる。キャップ 132 は本体 130 と本体 130 の近接端部 31 を部分的に閉鎖してねじ留めされるよう設計されている。本体は、本体の軸と平行に走りねじ 134 と垂直になる、一つかそれ以上の切り込み 136 を有している。これらの切り込み 136 は、キャップ 132 のねじ留め時に圧縮接続として

10

20

30

40

50

機能するように設計されているねじ 134 と交差する。キャップ 132 が本体にねじ留めされている間、キャップ 132 は本体の近接端部 131 の内径を減少させる効果がある。

【0031】

ハンドル 115 は、カテーテル装置 24 または針 26 のいかなる動作も内視鏡の逆の動作を同時に生じさせないために、内視鏡 100 と連結している。ハンドルの遠位末端部 133 のコネクタ 138 は、内視鏡本体の対応するコネクタと接合する。コネクタ 138 はルアー・コネクタであることが望ましいが、内視鏡とハンドルが連結され得るコネクタであれば、可能である。針 26 は針アクチュエーター 122 の内部およびカテーテル装置 24 内部の内径をスライドする大きさである。針 26 の近接端部は針に接着されたハブ 138 を有しており、ハブ 138 は針アクチュエーター 122 の近接端部に適合するコネクタ 139 に連結するように設計されている。このハブ 138 は、アクチュエーターによる針の作動のための、針アクチュエーター 122 への針の接着を促進する。ハブ 138 は、針 26 を針アクチュエーター 122 と本体 130 から取り外すため、コネクタ 139 および針アクチュエーター 122 から切断されることが可能である。針アクチュエーター 122 はカテーテルアクチュエーター 120 の外側を、そしてその後本体 130 内部の内径をスライドする大きさである。カテーテル装置および針のアクチュエーターと本体 130 は接合機構として互いに機能している。

10

【0032】

針アクチュエーター 122 は図 13 に、より詳細に示されている。針アクチュエーター 122 は空洞円筒管 150 である。遠位末端部は開口されており、近接端部はコネクタ 139 で終わっている。針アクチュエーター 122 の内径は、カテーテル装置 120 の外径に沿って収まる大きさである。通常、二つの直径の寸法は、カテーテル装置 120 が管 150 の内部で自由に、しかし異常な揺れがなく滑らかに移動できるように、互いに接近している。管 150 は、管 150 の長いほうの長さに沿って縦方向に走る、ひとつかそれ以上の切り込み 151 を有している。切り込みは、管 150 の外径から管 150 の壁を通り、内径まで続いている。ひとつ以上の切り込みを利用する場合は、切り込み 151 は管 150 の円周と対称に配列されなければならない。

20

【0033】

カテーテル装置 120 アクチュエーターは図 14 ~ 16 に、より詳細に示されている。カテーテル装置 120 アクチュエーターは、カテーテル装置 24 の動きをコントロールし、カテーテル装置 24 を内視鏡 100 の中心軸に沿って動かすことが可能である。図 14 に示すように、カテーテル装置アクチュエーター 120 は、筐体 160、ホルダー 162、およびホルダー 162 の反対側にある膨張端子 164 を有している。前記実施例と同様に、カテーテルアクチュエーター 120 と連結するカテーテル装置 24 は、遠位末端部から近接端部に伸びる二つの内部管腔を有する。主となる管腔 77 はより大きく、針本体 26 を受容するように設計されており、また、針の除去時には、0.035 インチの誘導ワイヤーが 1 本または 0.021 インチの誘導ワイヤーが最大 2 本まで適合するのに十分な大きさである。小さい方の管腔 76 は、カテーテル装置 24 の遠位末端部に接着されている拡張バルーン 25 を膨張および収縮するために使用されることが可能である。カテーテル装置 24 は、カテーテル装置 24 が単一管腔を有し、かつ膨張端子が無い場合、拡張バルーンなしで構成されることもできる。

30

40

【0034】

膨張管腔 168 は、カテーテル装置 24 の小管腔およびカテーテルアクチュエーター 120 の膨張端子 164 と流動的に連通する。膨張端子 164 は膨張注射器の接着に適合する外端に、ルアー・コネクタ 166 を有している。膨張端子 164 はバルーン 25 を膨張および収縮するために使用される。管腔 168 の近接部は、膨張管腔 168 の近接端部から膨張した液体の漏出を防ぐため、栓 170 で閉鎖されている。針管腔 169 はカテーテル装置 24 の大管腔 77 に接続しており、針 26 を受けるため両端が開口している。ホルダー 162 は筐体 160 と連結しており、手術者は、カテーテルアクチュエーター 120 をハンドル 115 に沿って前進および後退させるのに使用する。ホルダー 162 は針アク

50

チューエーター本体 150 とハンドル 115 にわたって延伸するのに十分な長さがある。ホルダー 162 と膨張端子 164 が図示されているが、これらの機能をひとつの装置に結集することが可能である。この別の実施例では、膨張端子 164 は流体流入箇所として、また、手術者がカテーテルアクチュエーターを操作するのに使用できるホルダーとしての役割を持つ。この実施例はホルダー 162 を除去し、管 150 の切り込み 151 を一つのみにもすることもできる。この実施例は操作がより簡単で、より低廉になり得る。筐体の近接端部 171 はカテーテルアクチュエーターの前進時に、筐体のいくつかの部分本体 115 内で常に固定を守るために、必要に応じて長くなり得る。筐体は針アクチュエーター本体 122 の内部にぴったり納まる大きさである。

【0035】

カテーテルアクチュエーター 120 と針アクチュエーター 122 が組み立てられて、図 15 に示されている。この図では、針アクチュエーター 122 がカテーテルアクチュエーター 120 の外側に設置され、しかし針 26 はカテーテルアクチュエーター 120 の内側に設置される方法が示されている。ホルダー 162 および膨張端子 164 は、針アクチュエーター 122 の切り込み 151 を通って突出して図示されている。図 16A は、カテーテルアクチュエーター 120 の A から A までの部分の、針アクチュエーター 122 を除いた横断面図を示す。図 16B は、カテーテルアクチュエーター 120 の A から A までの部分の、針アクチュエーター 122 を設置した横断面図を示す。切り込み 151 は、ホルダー 162 およびこれらの切込みを通して突出する膨張端子 164 とともに図示されている。針 26 とスタイレット 28 は管腔 169 の中心に示されている。図 16C は、同じカテーテルアクチュエーター 120 の A から A までの部分の、針アクチュエーター 122 およびホルダー 162 を除いた横断面図を示す。この実施例では、膨張端子 164 は膨張液体の導入部分およびホルダーとして機能し、針アクチュエーター本体 150 には切り込み 151 が一つのみである。

【0036】

図 11 および図 12 に、円筒形の本体 115 が本体主部に二つの開口部を有して示されている。これらの開口部は通常、180 度の間隔で本体の中心部に設置される。開口部は、本体 115 にホルダー 162 と膨張端子 164 を受容するよう形成されている。カテーテルアクチュエーター 120 は本体 115 の内径に沿ってスライドし、開口部はカテーテル装置アクチュエーター 120 が前進して本体 115 の内部でわずかに回転しながら退避できるように、膨張端子 164 にクリアランスを与える。開口部（180 度離れて配置される）の片側に沿って、はホルダー 162 および膨張端子 164 を接合させるために使用される一連のロッキング部 182 がある。カテーテルアクチュエーターの前進時に、ホルダー 162 および膨張端子 164 は、本体 115 の、対する開口部に沿って遠位方向に動く。ホルダー 162 および膨張端子 164 は、ホルダー 162 および膨張端子 164 を受容する大きさのこれらロッキング部 182 の一つの中にホルダーおよび膨張端子が移動するよう、わずかに放射状に回転することが可能である。ホルダー 162 および膨張端子 164 がロッキング部 182 に挿入されると、本体 115 に沿った遠位末端方向への動きが阻止される。この方法では、手術者は、先端が体内で正しく位置するまでカテーテル装置 24 を前進させ、そして内視鏡 100 に対してカテーテル装置 24 の位置を固定することが可能である。

【0037】

図 11 に装置組立図が示されており、またこの図は様々な部分の組み立て方を図示している。矢印はアクチュエーターが移動する方向を示している。図示されるように、針 26 およびスタイレット 28 は D の方向に移動する。針 26 はハブ 138 およびコネクタ 139 を使用して針アクチュエーター 122 に連結しており、針 26 および針アクチュエーター 122 は本体 115 の内壁に沿って E の方向に、単一ユニットのように動かすことが可能である。これは、コネクタ 139 またはアクチュエーター本体の外側を保持し、またハンドル 115 を支えて遠心に動かすことによって完遂される。同様に、カテーテルアクチュエーター 120 は、ホルダー 162 を使用することによって、図に示される F 方

10

20

30

40

50

向に、針アクチュエーター 122 の内壁に沿って進められることが可能である。ホルダー 162 または膨張端子 164 に加えられるわずかな回転運動（図示せず）は、これらを穴の端に沿って配置されたロッキング穴 182 のいずれかの部分の中へ移動させる。針アクチュエーター 122 は 10 cm 以内で移動され得ることが望ましい。針アクチュエーター 122 は 4 cm ~ 8 cm の間で移動され得ることが、さらに望ましい。カテーテル装置アクチュエーター 120 は 10 cm 以内で移動され得ることが望ましい。カテーテル装置 120 アクチュエーターは 4 cm ~ 8 cm の間で移動され得ることが、さらに望ましい。どちらのアクチュエーターの動きも、もう一方のアクチュエーターが動いている間、内視鏡に対して固定されることが可能である。針アクチュエーター 122 の動きは、キャップ 32 を硬く留めることによって、内視鏡に固定されることが可能である。これは、針アクチュエーター 122 の空洞円筒管 150 に作用する、本体 115 の内径の減少の要因となる。カテーテルアクチュエーター 120 の動きは、前述のロッキング穴のひとつにホルダー 162 が回転して入ることにより、内視鏡に固定されることが可能である。

10

【0038】

図 17 ~ 21 に示すように、内臓管腔 104 と目標となる管腔組織 102 の間のパイプの作成は、本システムを使用して実行され得る。この処置では、スタイレットが充填された針 26 およびカテーテル装置 24 は、内視鏡のワーキングルーメンの中に導入された装置の一部になっている。第一の実施例を参照に、ハンドル 15 はコネクター 38 を使用して内視鏡のワーキング・チャンネルの外側に固定されている。針 26 が穿刺部に挿入されると、針は最大で 8 cm 進められ、内臓壁を通り抜け、目的となる管腔組織の中に入る（図 20）。目的の管腔組織内で、スタイレット 28 は除去され、吸引の適用または造影剤の注入が目標の管腔の中に確実になされるよう、透視のもとで行われることが可能である。図 17 ~ 19 に示されている目標の場所は、胃壁 104 の反対側の偽性嚢胞空洞 120 であるが、この方法には人体の他の多くの場所が含まれる。針 26 はその後、針アクチュエーター 22 をロッキングタブ 62 がロッキング傾斜 47 の中に移動して針アクチュエーター 22 が固定されるまで回転することによって、位置を固定される。カテーテル装置は次に組織壁を通して固い針に沿って進められる。目標の管腔に対するカテーテル装置 24 の位置は、X 線不透過マーカー 96 および 97 を蛍光透過使用によって可視化すること、またはスタイレットを除外した針の近接端部に X 線不透過染料を注入することによって、決定される。実施例に示されるように、X 線不透過マーカー 96 および 98 は、拡張バルーンの各端に位置する。組織の、対象とする位置では、カテーテル装置 24 はハンドル本体 30 のキャップ 3 を押し回すことによって位置を固定されることが可能である。カテーテル装置に拡張バルーン 25 がその遠位末端部に接着されている場合、バルーンは膨張端子 83 を使用して、液体またはガス膨張液で膨張され得る。膨張されたバルーンは内臓と目標の器官の間に通路を作成することが可能である。膨張されたバルーン 25 はまた、針 26 が誘導ワイヤーに変換できるよう、シース 24 をしっかりと固定させる。針 26 は、1 本の 0.035" または 2 本の 0.021" 誘導ワイヤーがカテーテル装置 24 を通って目標の管腔に導入され得るよう、引き出すことが可能である。バルーン 25 は収縮され、カテーテル装置 24 は少なくともひとつ以上の誘導ワイヤーが残る、拡張されたパイプの中から取り外されることが可能である。

20

30

40

【0039】

他の方法として、装置は、組織の中への誘導ワイヤーの配置を促進するカテーテルをしっかりと固定するものとして機能することが可能である。一例として、図 21 に示されるように、この処置は誘導ワイヤーを体内の管路 99 の中に配置するために使用されることが可能である。管路は胆管または膵管であることが望ましい。針 26 は、超音波内視鏡検査のもとで、十二指腸または胃から内臓壁を通して胆管または膵管の中へ、鋭い針先を使用して進められる。そしてカテーテル装置 24 は管路 99 の中へ、針の上を進む。管路 99 の中では、拡張バルーン 25 が任意で膨張される。これは管路 99 内でシステムに追加的な固定を与え、針 26 が後退されるときに引き出されることを防ぐために提供される。針 26 が取り外されると 0.035" 誘導ワイヤーがカテーテル装置を通して管路 99 の

50

中に安全に配置され、バルーン 25 が収縮されるとカテーテル装置 24 は引き出されることができる。

【0040】

さらに別の方法において、あらかじめ湾曲された、または先端が操縦可能なカテーテルが、バルーン装置の代わりに、スタイレットが充填された針の上に設置されることが可能である。湾曲されたカテーテルの先端は、カテーテルの先端を別の方向に操縦するのに便利である。一例として、この工程処置は、誘導ワイヤーを順行性の位置から胆管または膵管の中に配置するのに使用されることが可能である。針 26 は、超音波内視鏡検査のもとで、十二指腸または胃から臓壁を通して胆管または膵管の中へ、鋭い針先を使用して進められる。そしてカテーテル装置が管路の中へ針の上を進む。その後、針は 0.035" 誘導ワイヤーと交換される。

【図面の簡単な説明】

【0041】

付随の図は本発明の更なる理解を提供し、本明細書の一部に組み込まれ、構成要素となっている。図は、本発明の実施例を記述と共に例証し、本発明の原理の説明を供する。図において、

【図 1】装置の一実施例のシステム図である。

【図 2】装置の分解組立図である。

【図 3】針とスタイレットが図示されている針アクチュエーターの近接端部の断面図である。

【図 4】カテーテル装置アクチュエーターの図である。

【図 5】カテーテル装置アクチュエーターの断面図である。

【図 6】カテーテル装置および針のアクチュエーターが組み立てられた、断面図である。

【図 7】カテーテル装置または針のアクチュエーターがない、ハンドルの図である。

【図 8】カテーテル装置アクチュエーターが取り外された、ロッキング溝を通して取られたハンドル本体の横断面図である。

【図 9】カテーテル装置アクチュエーターが取り外された、ロッキング斜面を通して取られたハンドル本体の横断面図である。

【図 10】針およびカテーテル装置のアクチュエーターが取り外された、ロッキング斜面を示したハンドル本体の側面の断面図である。

【図 11】本装置の別の実施例のシステム図である。

【図 12】図 11 の装置の分解組立図である。

【図 13】図 11 の針アクチュエーターの図である。

【図 14】図 11 のカテーテル装置アクチュエーターの断面図である。

【図 15】カテーテル装置および針のアクチュエーターが組み立てられた、断面図である。

【図 16 A】針アクチュエーターが取り外された、ホルダーと膨張端子 (A - A) を通って取られたカテーテル装置アクチュエーターの横断面図である。

【図 16 B】タイトル針アクチュエーターとスタイレットを含む、ホルダーと膨張端子 (A - A) を通って取られたカテーテル装置アクチュエーターの横断面図である。

【図 16 C】針アクチュエーターが取り外された、膨張端子 (A - A) を通って取られたカテーテル装置アクチュエーターの、他の実施例の横断面図である。

【図 17】内視鏡のワーキング・チャンネルに装着され、組織壁に近接した本装置の遠位部の図である。

【図 18】組織を通過した針を示す、図 11 に類似した図である。

【図 19】拡張バルーンが収縮して、組織を通過したカテーテル装置を示した、図 12 に類似した図である。

【図 20】針が除去され組織を通過した位置にある誘導ワイヤーを示した、図 13 に類似した図である。

【図 21】管路に到達したカテーテル装置と、管内に配置された誘導ワイヤーを示した、

10

20

30

40

50

図14に類似した図である。

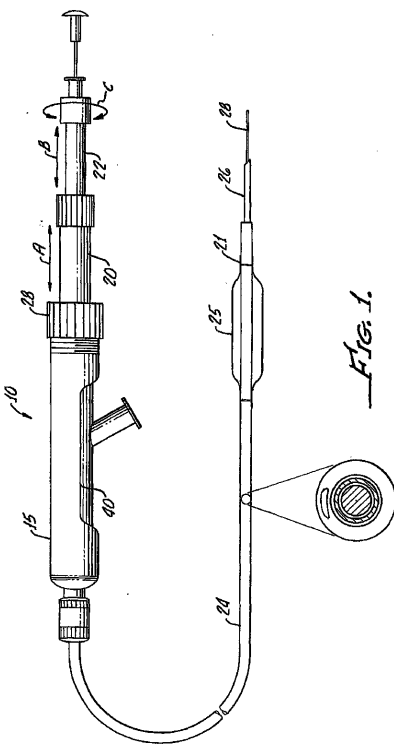
【符号の説明】

【0042】

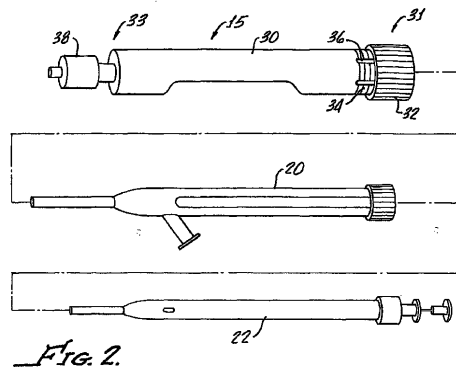
| | | |
|-----|-----------------|----|
| 10 | 装置 | |
| 15 | ハンドル | |
| 20 | カテーテル装置アクチュエーター | |
| 21 | カテーテル装置先端 | |
| 22 | 針アクチュエーター | |
| 24 | カテーテル装置、シース | |
| 25 | 膨張バルーン | 10 |
| 26 | 針 | |
| 28 | スタイレット | |
| 30 | 本体 | |
| 31 | 近接端部 | |
| 32 | キャップ | |
| 33 | 遠位末端部 | |
| 34 | ねじ | |
| 36 | 切り込み | |
| 38 | コネクター | |
| 40 | 開口部 | 20 |
| 45 | ロッキング溝 | |
| 47 | ロッキング斜面 | |
| 50 | (空洞円筒)管 | |
| 52 | 近接端部 | |
| 54 | 遠位末端 | |
| 56 | スタイレット | |
| 58 | 針先 | |
| 59 | 末端プラグ | |
| 60 | (丸い)先端 | |
| 62 | ロッキングタブ | 30 |
| 70 | 筐体 | |
| 72 | (縦長の)穴 | |
| 73 | ねじ | |
| 75 | キャップ | |
| 76 | 管腔(小) | |
| 77 | 管腔(大) | |
| 78 | 膨張管腔 | |
| 79 | 針管腔 | |
| 81 | 栓 | |
| 83 | 膨張端子 | 40 |
| 84 | ルアー・コネクター | |
| 100 | 内視鏡 | |
| 115 | ハンドル | |
| 120 | カテーテル装置 | |
| 122 | 針アクチュエーター | |
| 130 | 本体 | |
| 131 | 遠位末端部 | |
| 132 | キャップ | |
| 133 | 近接端部 | |
| 143 | ねじ | 50 |

- 136 . 切り込み
- 138 . コネクター、ハブ
- 139 . コネクター、ハブ
- 150 . (針アクチュエーターの)管
- 151 . 切り込み
- 160 . 筐体
- 162 . ホルダー
- 164 . 膨張端子
- 166 . ルアー・コネクター
- 168 . 膨張管腔
- 169 . (針の)管腔
- 170 . 栓
- 171 . 近接端部

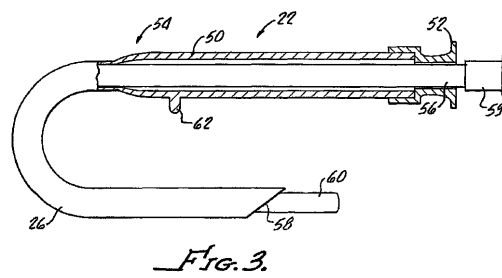
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】

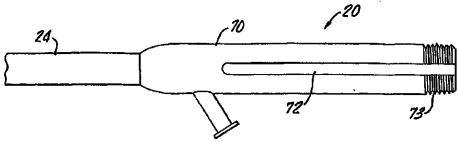


Fig. 4.

【 図 5 】

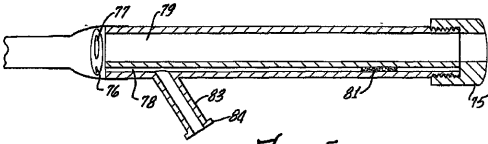


Fig. 5.

【 図 6 】

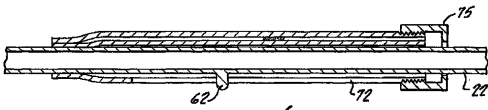


Fig. 6.

【 図 7 】

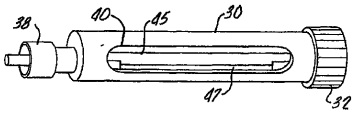


Fig. 7.

【 図 10 】

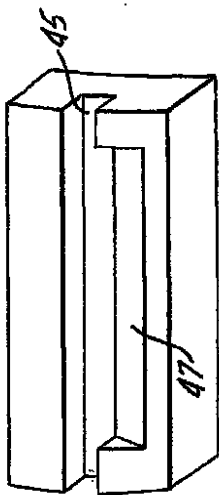


Fig. 10.

【 図 8 】

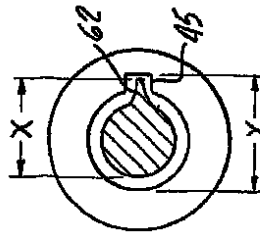


Fig. 8.

【 図 9 】

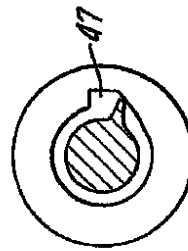


Fig. 9.

【 図 11 】

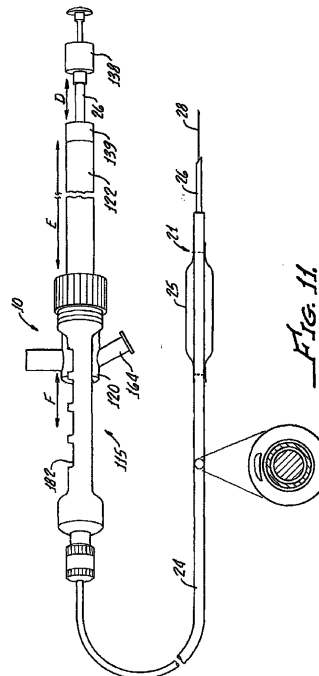


Fig. 11.

【 図 1 2 】

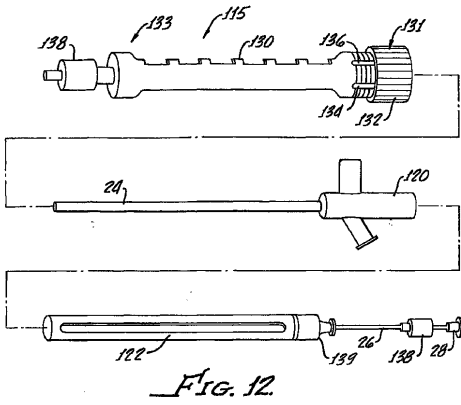


Fig. 12.

【 図 1 3 】

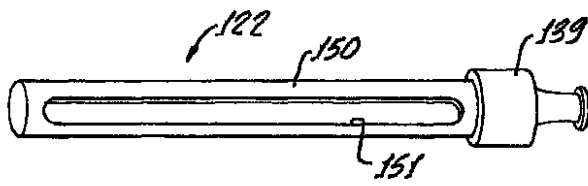


Fig. 13.

【 図 1 4 】

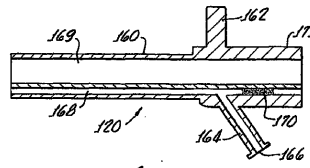


Fig. 14.

【 図 1 5 】

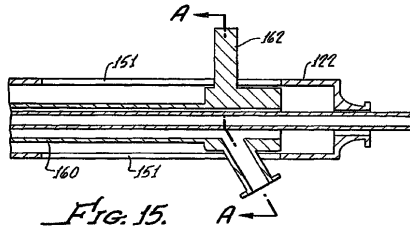


Fig. 15.

【 図 1 6 A 】

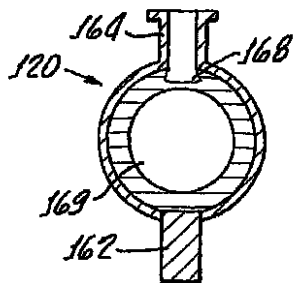


Fig. 16A.

【 図 1 6 C 】

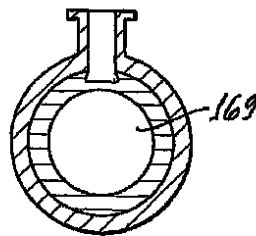


Fig. 16C.

【 図 1 6 B 】

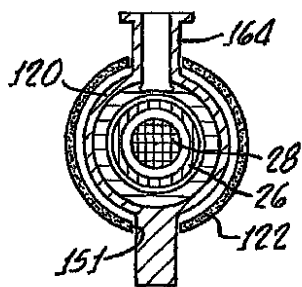


Fig. 16B.

【 図 1 7 】

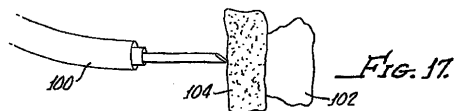


Fig. 17.

【 図 1 8 】

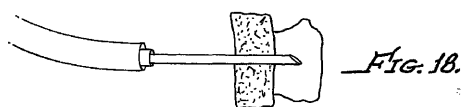
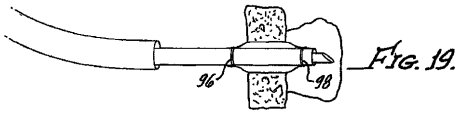
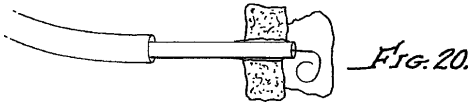


Fig. 18.

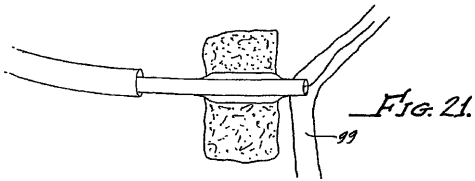
【 図 19 】



【 図 20 】



【 図 21 】



フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. テフロン

Fターム(参考) 4C066 AA02 AA05 BB01 CC01 DD06 FF04 GG01 GG17 LL15 LL16
QQ79 QQ91

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于针引导治疗执行的方法和设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2008522741A | 公开(公告)日 | 2008-07-03 |
| 申请号 | JP2007545575 | 申请日 | 2005-12-07 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 瓶模型误差肯尼斯 | | |
| 申请(专利权)人(译) | Binmoera , 肯尼斯 | | |
| [标]发明人 | ビンモエラーケネス | | |
| 发明人 | ビンモエラー,ケネス | | |
| IPC分类号 | A61M5/14 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61M29/02 A61B1/00133 A61B1/018 A61B17/3478 A61B2017/00278 A61B2017/0034 A61B2017/00367 A61B2017/00818 A61M25/0084 A61M25/104 A61M2025/0089 A61M2025/1079 | | |
| FI分类号 | A61M5/14.B A61B1/00.334.D | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/AA05 4C061/AA26 4C061/GG15 4C061/HH21 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C066/AA02 4C066/AA05 4C066/BB01 4C066/CC01 4C066/DD06 4C066/FF04 4C066/GG01 4C066/GG17 4C066/LL15 4C066/LL16 4C066/QQ79 4C066/QQ91 | | |
| 优先权 | 60/634254 2004-12-08 US | | |
| 其他公开文献 | JP2008522741A5 JP5111112B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

用于执行针引导组织扩张的装置和方法，所述针引导医学治疗，特别是两个管状器官或组织，以形成治疗管。该装置对于使用内窥镜在两个中空身体器官之间的工作腔来创建人造腔特别有效。 点域1

