

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3929074号  
(P3929074)

(45) 発行日 平成19年6月13日(2007.6.13)

(24) 登録日 平成19年3月16日(2007.3.16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 17/3211 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 3 1 0

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願平9-536490	(73) 特許権者	スミス アンド ネフュー インコーポレーテッド
(86) (22) 出願日	平成9年4月10日(1997.4.10)		アメリカ合衆国、テネシー 38116、
(65) 公表番号	特表2000-508206(P2000-508206A)		メンフィス、ブルクス ロード 1450
(43) 公表日	平成12年7月4日(2000.7.4)	(74) 代理人	弁理士 野河 信太郎
(86) 国際出願番号	PCT/US1997/005938		
(87) 国際公開番号	W01997/037600	(72) 発明者	ケサリニ、ピーター、エム.
(87) 国際公開日	平成9年10月16日(1997.10.16)		アメリカ合衆国、ニューハンプシャ 03
審査請求日	平成16年3月1日(2004.3.1)		053、ロンドンデリー、オーバールック
(31) 優先権主張番号	08/630,497		アベニュー 12
(32) 優先日	平成8年4月10日(1996.4.10)	(72) 発明者	フリッツキー、ミッシェル、エー.
(33) 優先権主張国	米国(US)		アメリカ合衆国、ニューハンプシャ 03
			038、デリー、アリサ・ドライブ 22
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基端から末端方向へ延びて末端領域に組織を受入れる開口を有する第1部材と、  
切削具を駆動して前記開口を介して切削具に露出する組織を切削具に切断させるために第1部材内に設けられた第2部材と、

第1部材の基端に付設されたノブと、

ノブが係合可能なハブとを備え、

前記ノブは、前記ノブが回転可能に係合するように前記ハブに装着されて第1部材を回転させると共に前記開口の前記ハブに対する回転方位を選択的に変化させる第1位置から、前記ノブが前記ハブに対して係合し回転不能にロックされる第2位置へ軸方向に移動可能であり、前記ハブは、前記ノブがハブに回転可能に係合するとき前記ノブから軸方向に間隔を有する突出部を備え、前記突出部は、前記ノブが前記ロック位置へ軸方向に移動するとき前記ノブに係合するように設けられてなることを特徴とする外科手術装置。

【請求項2】

前記ハブは前記ノブとハブとの間の回転可能な係合を復元するために前記ロック位置から反対方向に軸方向移動が可能である請求の範囲1記載の装置。

【請求項3】

前記ハブの突出部は、複数の突出部に分割されてなる請求の範囲1記載の装置。

【請求項4】

前記ノブは、円周上に間隔を有して設けられた複数の部材を備えて前記ハブの一部をそ

10

20

の中に配置するための開口を形成し、前記部材の各々は選択された幅を有し、前記ハブはその幅だけの間隔を有する一対の突出部を備え、前記ノブが前記ロック位置へ軸方向へ移動するとき前記部材の一つが前記突出部の対の間に配置される請求の範囲1記載の装置。

【請求項 5】

前記ハブの上に前記選択された幅だけ互いに離れた第 2 の対の突出部をさらに備えてなる請求の範囲4記載の装置。

【請求項 6】

前記部材の 1 つは、ノブがロック位置へ軸方向に移動するとき前記突出部を受入れるような形態を有するノッチを備えてなる請求の範囲4記載の装置。

【請求項 7】

前記ノブは前記ハブに装着され、前記ノブは前記ハブに係合しながら複数の不連続な位置へ選択的に回転することができ、それによって前記開口を対応する複数の不連続回転方位に選択的に位置付ける請求の範囲 1 記載の装置。

【請求項 8】

前記ハブは、前記の不連続位置にそれぞれ対応する複数の可撓性片持ち指状突起を備え、前記ノブは複数の適合領域を有し、適合領域の各々は前記ノブの回転中に前記指状突起の一つに係合して前記不連続回転方位の一つに前記開口の位置を維持する請求の範囲7記載の装置。

【請求項 9】

前記ハブはその外部表面に尾根部を備え、前記ノブは、前記ノブが前記ロック位置へ軸方向に移動するとき前記尾根部に係合する弾性部材を備えてなる請求の範囲8記載の装置。

【請求項 10】

前記ノブは、円周上に間隔を有して設けられた複数の弾性部材を備えて前記ハブの一部分をその中に配置するための開口を形成し、前記尾根部は前記ハブの前記部分の周りに円周状に設けられてなる請求の範囲9記載の装置。

【請求項 11】

前記弾性部材の各々はノブが前記ロック位置へ軸方向に移動するときに前記尾根部に係合する半径方向の突出部を備えてなる請求の範囲10記載の装置。

【請求項 12】

前記ハブの前記部分の周りに配置され前記第 1 の尾根部から軸方向に間隔を有する第 2 の環状尾根部をさらに備え、前記半径方向の突出部は前記ノブが前記ハブに回転可能に係合するときに第 1 の尾根部と第 2 の環状尾根部との間に軸方向に設けられる請求の範囲11記載の装置。

【請求項 13】

前記第 1 部材は前記第 1 部材の軸から前記開口を角度的にずらせる弯曲領域を備え、前記第 2 部材は前記弯曲領域に設けられた可撓性領域を有して前記第 2 部材の基端に印加される力を前記弯曲領域を介して伝達し前記切削具を駆動させる請求の範囲 1 記載の装置。

【請求項 14】

モータ駆動式のハンドピースを有する請求の範囲 1 の装置を備え、前記ハンドピースはその末端領域に前記装置の基端を受入れる形態を有する外科手術システム。

【請求項 15】

モータ駆動式のハンドピースを有する請求の範囲 1 の装置をキット形式で備え、前記ハンドピースはその末端領域に前記装置の基端を受入れる形態を有する外科手術システム。

【発明の詳細な説明】

この発明は外科手術装置に関し、特に電動式の関節鏡視下手術装置に関する。

電動式の関節鏡視下手術装置は剛体の固定外部チューブを備え、その内部で剛体の内部チューブがモータによって回転する。ブレードや研磨用穴ぐり器のような切削具が内部チューブの末端に設けられる。組織や骨が外部チューブの末端における開口を介して切削具に露出し、回転するブレード又は穴ぐり器によって切断された組織や骨の断片は、装置の基端部に印加される吸引力を用いて内部チューブの内側を介して灌注液と共に排出される。

10

20

30

40

50

そのような外科手術装置の例は、米国特許第4,203,444号、第4,274,414号、第4,834,729号および第4,842,578号に述べられており、これらのすべては本願の譲り受け人に譲渡されている。

関節鏡視下手術装置には、直線状つまりその基端と末端との間が真直ぐになっているものがある。装置を人体から除去して追加の穿刺切開を介して再挿入する必要がないように、切断される組織に対する切削具の位置決めを容易にするために弯曲されたものがある。弯曲した装置においては内部チューブのある領域が可撓性を有し、内部チューブは外部チューブによって与えられる弯曲に順応することができ、モータによって印加されるねじり力をブレードに伝達する。二つの場合において、使用者は装置を回転させることにより切削具の方位を変化させる。

10

我々の欧州特許出願第0669105号において、末端で偏位を有しさらに第1ベースに装着される剛性部材を備えた内視鏡視下手術装置が開示されている。手術刃部は第2ベースに装着され、第1ベースは第2ベースに対して回転可能である。第1ベースは第2ベースに対して偶発的な回転を防止する手段を備える。

欧州特許第0609084号において、装置の軸に対して回転する開口を末端領域に有する第1部材と、第1部材の中に設けられ開口に露出される組織を切断する切断具を末端領域に有する第2部材とを備える腹腔鏡視下手術装置が開示されている。

この発明によれば、我々は、

基端から末端方向へ延びて末端領域に組織を受入れる開口を有する第1部材と、  
切削具を駆動して前記開口を介して切削具に露出する組織を切削具に切断させるために第1部材内に設けられた第2部材と、

20

ハブと、

第1部材の基端に付設されたノブとを備え、

前記ノブは前記ノブが回転可能に係合するように前記ハブに装着されて第1部材を回転させると共に前記開口の前記ハブに対する回転方位を選択的に変化させる第1位置から、前記ノブが前記ハブに対して係合し回転可能にロックされる第2位置へ軸方向に移動可能であることを特徴とする外科手術装置を提供するものである。

この発明は、使用者が回転可能な要素を装置のハブに対して選択された方位に一時的にロックできる外科手術装置を特長とする。所望する場合には、装置はその要素を回転可能な状態に戻すために「ロックしない」状態にできる。他の利点としては、この発明は固定した位置決めが望まれるときに、手術中におけるその要素の偶発的な移動を抑制する単純で信頼性の高い方法を提供するものである。

30

この概念の一つの一般的な観点において、その回転可能な要素は、装置の第1部材の末端領域における組織受入れ開口であってもよく、第1メンバーの基端に付設されたノブはハブに回転可能に係合するように装着されて第1部材を回転させると共に、その開口のハブに対する回転方位を選択的に変化させ、そのノブはロック位置へハブに対して軸方向に移動可能であり、そのロック位置においてノブはハブに回転不能に係合され、開口から受入れられる組織は第1部材の中に設けられた第2部材によって駆動される切削具により切断される。

さらに好ましい実施態様は、次の特徴を備えることができる。

40

ノブはロック位置から反対方向へ軸方向に移動可能であり、ノブとハブとの間の回転可能な係合を復元させる。ハブは、ノブがハブに回転可能に係合するときノブの対応する部分から軸方向に離れる一つ以上の突出部を備えてもよい。その突出部は、ノブがロック位置へ軸方向に移動するときノブの部分に係合するように設けられる。

一つの実施態様において、ノブは円周上に間隔をおいて設けられた複数の部材を備え、ハブを一部分が設けられる開口を形成する。そのハブは、その部材の幅だけ離れた一对の突出部を備え、ノブがロック位置へ軸方向に移動するとき部材の一つがその一对の突出部の間に配置される。好ましくは、間隔を有する複数対の突出部が設けられる。

各部材は、ノブがロック位置へ軸方向に移動するとき突出部を受入れるような形態のロジを備えてもよい。これによって、突出部と部材との間の嵌合性が向上し、偶発的な回転

50

に対する安全性が高められる。

ノブはハブがハブに係合しながら複数の断続的な位置に選択的に回転することができるように設置されてもよい。その結果、開口は対応する複数の不連続な回転方位に選択的に位置決めされる。ハブは、複数の可撓性を有する片持ちの指状突起を備え、各指状突起はその断続的な位置の一つに対応する。ノブ状の複数の対応領域の各々は、ノブの回転中に指状突起の一つに係合して開口を選択された位置に保持する。

ハブの外部表面上に設けられた尾根部は、ノブがロック位置へ軸方向に移動するときノブの弾性部材によって係合される。例えば、この係合は前記の円周上に間隔を有して設けられた部材によって与えられる。この尾根部はノブの開口内に受入れられたハブの一部分のまわりに円周状に設けられる。各弾性部材はノブがロック位置へ軸方向に移動するとき尾根部に係合する半径方向の突出部を備える。

10

第2の環状尾根部はハブの一部分の周りに設けられ前記第1尾根部から軸方向に離れている。そのような装置において、弾性部材の半径方向の突出部は、ノブがハブに回転可能に係合するとき尾根部の間に軸方向に設けられる。

一つの実施態様において、開口を第1部材の軸から角度的に偏位させる弯曲領域を備える。第2部材はその弯曲領域に設けられた可撓性領域を有し、第2部材の基端に印加される力を弯曲領域を介して伝達し、切削具を駆動させる。

この発明の他の観点において、回転可能な（およびロック可能な）要素は装置の弯曲領域である。装置は、基端から先端方向に延びて第1部材の末端を軸から角度的に偏位させる弯曲領域を有する第1部材と、ハブに装着される基端を有し弯曲領域の末端方向に設けられた末端へ第1部材に同軸に延びる第2部材とを備える。組織受入れ開口は、第2部材の末端に設けられ、第2部材に対して回転可能な切削具によって切断するために組織を受入れる。ノブは第1部材の基端に付設されハブに回転可能に係合するように設けられて第1部材を回転させ、弯曲領域のハブに対する回転方向を選択的に変化させ、ノブは、ノブがハブを回転不能に係合するロック位置へハブに対して軸方向に移動可能である。

20

さらに好ましい実施態様は、次の付加的な特徴を備えてもよい。

第2部材は第1部材の弯曲領域に可撓性領域を備える。一つの実施態様においては、第2部材は第1部材の中に設けられ、第1部材の開放末端を介して延びている。他の実施態様においては、第1部材は第2部材の中に設けられる。さらに他の実施態様においては、第3部材が第1および第2部材に同軸に設けられ、切削具を駆動するように機能的に接続される。第3部材は弯曲領域に可撓性領域を備える。

30

この発明は回転可能な装置のすべての利点を提供し、使用者が回転可能な要素をいかなる所望の回転位置においても一時的にロックし続いて開放できるようにする。

この発明の他の特徴と利点は、次の詳細な説明および請求の範囲から明らかになるであろう。

図1は異なる回転位置に調整可能な切削具を有する、この発明による外科手術装置を示す。

図2は図1の装置の部分断面図であり、先端とベースの詳細を示す。

図3～図5は図1の外科手術装置の内部、中間および外部チューブをそれぞれ示す。

図6は図2の線6-6における外科手術装置のベースの断面図である。

40

図7は図1の手術装置の使用状態を示す。

図8はこの発明による外科手術装置の他の実施態様を示す。

図9は図8の装置の部分断面図であり、先端とベースの詳細を示す。

図10～図12は図8の外科手術装置の内部、中間および外部チューブをそれぞれ示す。

図13は図9の線6-6における外科手術装置の断面図である。

図14は図8の外科手術装置の使用状態を示す。

図15はこの発明による外科手術装置の他の実施態様を示す。

図16と図17は、図15の外科手術装置の中間および外部チューブをそれぞれ示す。図

18は図15の線18-18における外科手術装置の断面図である。

図19は図18のノブの一部分の拡大図である。

50

図 20 はこの発明による外科手術装置のさらに他の実施態様を示す。

図 1 と図 2 を参照すると、例えば手術刃部 11 による膝関節の非切開、関節鏡下手術を行うに適した外科手術装置 10 は、回転内部チューブ 14 を内部に同軸に設けられた外部チューブ 12 を備える。外部チューブ 12 の末端は開口 13 を備え、開口 13 のエッジは鋭利で鋸歯状であり、手術刃部 11 の（内部チューブ 14 の末端の同様の開口に鋭利で鋸歯状のエッジによって形成された）切削具 15 は、内部チューブ 14 が回転するとき周期的に露出する。剛体の静止中間チューブ 16 は外部チューブ 12 と内部チューブ 14 との間に設けられる。中間チューブ 16 は、チューブ 16 の末端 20 の若干基端寄りに設けられた弯曲領域 18 によって曲げられ、外科手術装置 10 のほぼ直線状の軸 24 から手術刃部 11 を角度的に偏位させている。弯曲領域 18 により外科手術装置は、直線状の装置では到達することが難しい手術領域で手術を施すことができる。

チューブ 12, 14 および 16 は、ベース 25 により基端が支持される。以下に述べるように、内部チューブ 14 は弯曲領域 18 内に設けられる溝付きの可撓性領域 26 を備え、弯曲領域 18 により形成される曲がりに順応し、ベース 25 に印加されるトルク（および他の力）を弯曲領域 18 を介して伝達し、切削具 15 を十分な力で回転させ、開口 13 を介して露出する組織や人体物質を切断する。外部チューブ 12 は、弯曲領域 18 を包む溝付きの可撓性領域 28 を有し、弯曲領域 18 によって曲がりが形成されても使用者が外部チューブ 12 をベース 25 に対して回転できるようにしている。この特徴によって使用者は外科手術装置 10 全体を回転させることなく、従って、弯曲領域 18 の方位および与えられた角度上の偏位を変化させることなく、軸 24 に対する開口 13 - および手術刃部 - の回転方位を選択的に変化させることができる。その結果として、使用者は本来の固定位置に外科手術装置 10 を保持しながら、外部チューブ 12 を回転させることにより切削具 15 の切削角度を変えることができる。

図 3 も参照すれば、内部チューブ 14 はステンレス鋼のような金属で形成され、剛直な基端 30 と末端 32 を有し、基端 30 と末端 32 とは可撓性領域 26 により接続される。可撓性領域 26 は、チューブ 14 の壁 36 に設けられた軸方向に延びる一連の円周溝 34 により形成され、隣接して設けられた基端および末端領域 30, 32 に続いている。（可撓性のために回転チューブに溝を付けることは、「外科手術装置」という名称で 1990 年 12 月 27 日付で出願され、この譲り受け人に譲渡されここに引用して結合される同時係属米国特許出願第 07/634,599 号、現在は米国特許第 5,152,744 号に記載されている。）溝 34 はチューブ 14 の長軸 38 に垂直であり、長さ  $L_1$  の可撓性領域 26 に沿って対称的なパターンで配列され、内部チューブ 14 が回転するとき均一な可撓性を与え、かつ、可撓性における実質的なバラツキの発生を防止する。これによって、内部チューブ 14 におけるねじり応力が最小になり、外科手術装置 10 の駆動寿命が長くなる。

溝 34 は長さ  $L_1$  に沿って互いに平行に（図 3 では垂直に）設けられる。隣り合う溝 34 は対向する方向から（例えば、図 3 ではチューブ 14 の上下から）チューブ 14 の中へ延出し、互いに  $180^\circ$  だけ円周上で偏位している。スロット 34 の数、それらの寸法（つまり幅と深さ）および隣り合う溝の間隔は、所望する可撓性の程度の関数となる。例えば、各溝 34 の幅と溝 34 間の間隔はそれぞれ 0.020 インチ（0.508 mm）である。

タブ 40 は各溝 34 の円周上の境界となり、隣接するタブ 40 は環状リング 42 によって結合され、環状リング 42 が隣接溝 34 間の間隔を形成する。相互結合された一連のリング 42 とタブ 40 とによって、長さ  $L_1$  の可撓性領域に沿って一体的に形成され相互に連結する一連の U 字形板パネが与えられ、その板パネによって均一な可撓性が与えられ、チューブ 14 の基端領域 30 に印加されるトルク（つまり回転力）が弯曲領域 18（図 1）により形成される曲がりを介して効率よく末端領域 32 へ伝達される。溝 34 の深さ（つまり、溝 34 がチューブ 14 の中へ半径方向へ切り込まれる量）は、可撓性領域 26 の所望のねじり強さの関数である。例えば、溝 34 は、内部チューブ 14 の外径（0.135 インチ、つまり 3.429 mm）の約 75% の深さを有する。

10

20

30

40

50

可撓性領域 26 の長さ  $L_1$  は弯曲領域 18 の長さの関数である。可撓性領域 26 は、静止中間チューブ 16 の直線領域内に 15 存在する隣接剛直領域 30, 32 へ弯曲領域 18 の全長にわたるように十分長く（例えば、0.70 インチつまり 17.78 mm）なければならない。これによって、可撓性領域 26 は中間チューブ 16 の直線領域と弯曲領域 18 との間を円滑に移り変わることができ、それによって、弯曲領域の弯曲内壁により内部チューブ 14 の壁 36 上に課せられる応力が減少する。

可撓性領域 26 は適当な方法によりどのようににも形成可能である。実例としてワイヤ EDM（放電加工）や鋸引き加工があげられる。この両者は前述の米国特許出願第 07/634,599 号、今では米国特許第 5,152,744 号に記載されている。

内部チューブ 14 の末端領域 32 は切削具 15（これは例えば、ステンレス鋼で、チューブ 14 に溶接又はろう付けされる）を支持する。切削具 15 は、チューブ 14 の末端開口 46 の鋸歯状の鋭利なエッジ 44 により形成され、効率のよい切削を行うために外部チューブ 12 の末端に密着して円滑に嵌合されるサイズを有する。開口 46 は内部チューブの全長に延びる中心孔 48 の延長である。

内部チューブ 14 の基端領域 30 は、ベース 25 の内部で回転する駆動シャフト 50 に固定される。中心孔 48 は駆動シャフト 50 の真空源開口 52 で終端となる。駆動シャフト 50 の基端 53 はハンドピース 110（図 7）に嵌入され、ハンドピース 110 は駆動シャフト 50 と内部チューブ 14 とをチューブ 12, 16 に対して回転させるモータを備える。そのようなハンドピースの一例は、「電動装置用外科手術システム」という名称で、本願の譲り受け人に譲渡され、引用により結合された米国特許第 4,705,038 号に記載されている。開口 52 は作動中には真空源 114（図 7）に結合され、以下に詳述するように、切断された組織や灌注液を手術部位から開口 48 を介して除去する。

図 4 は（弯曲領域 18 が形成される前の）中間チューブ 16 を示し、中間チューブ 16 は金属（例えば、ステンレス鋼）のような剛性の高い材料から作られる。中間チューブ 16 はその全長にわたって中空であり、内部チューブ 14 を受入れる通路 54 を備え、内部チューブ 14 は中間チューブ 16（図 2）の開放された末端 20 から突き出る。中間チューブ 16 の内径は、内部チューブ 14 の外径より若干（例えば約 0.002 インチ、つまり 0.051 mm だけ）大きく、これによって内部チューブ 14 はチューブ 14 のあそびを最小限にして自由に回転し、切削具 15 の鋭利な切削エッジと開口 13 とをぴったりと整列する状態に維持する。

中間チューブ 16 の基端はベース 25 のハブ 56 に固定される。ハブ 56 内の空洞 58 は通路 54 と連通し、駆動シャフト 50 を受入れる形態を有する。組立て時には、内部チューブ 14 はハブ 56 を介して（弯曲領域 18 が形成される前に）中間チューブ 16 の中へ挿入される。柔軟性を有する付属品 60 はハブ 56 の中に駆動シャフト 50 を保持する。付属品 60 は、ベース 25 がハンドピース 10 の中に挿入されるときに液体に対して高い密封を与える。

図 5 を参照すると、外部チューブ 12 は、本質的に内部チューブ 14 を大きく作り替えたものであり、剛直な基端および末端領域 62, 64 を備え、それらは可撓性領域 28 により一体的に接続される。可撓性領域 28 は、チューブ 12 の長軸 68 に垂直に設けられ可撓性領域 28 の長さ  $L_2$  に沿って対称パターンで配列された軸方向に延びる一連の溝 66 を備える。隣り合う溝 66 は対向する方向に（つまり、図 5 のチューブ 12 の上下方向に）チューブ 12 へ半径方向に切り込まれる。各溝 66 は約 0.025 インチ（0.635 mm）の幅であり、約 0.140 インチ（3.556 mm）の深さを有する。

各溝 66 はタブ 70 を境界とする。隣接するタブ 70 は円周上を 180° だけずれてリング 72（各リングは溝 66 と同じ幅を有する）により接続され、一連の U 字形スプリングを形成し、そのスプリングは相互に接続されると共に、基端および末端領域 62, 64 に接続される。その結果、可撓性領域 28 は、弯曲領域 18 により形成される曲がりに順応する十分な柔軟性と、印加される回転力を弯曲領域 13 を介して伝達して開口 13 を回転させる十分なねじり強さとを有する。長さ  $L_2$  は、可撓性領域 28 が弯曲領域 18 の全長にわたると共に、外部チューブの隣接して設けられた剛直部分 62, 64 が中間チューブ

10

20

30

40

50

の直線部分に揃うような長さであるべきである。

図2に最もよく示されているように、中間チューブ16によってチューブ12, 14間に  
間隙が与えられたとしても、切削具15の鋭利なエッジ44と開口13の対応する切削エ  
ッジ84との間に円滑に密接する嵌合を保証するために、中間チューブ16と同じ内径を  
有する末端延長部74が外部チューブ12の末端64に固定される。延長部74は、例え  
ばステンレス鋼であり、外部チューブ12に溶接又はろう付けされるが、外部チューブ1  
2はアルミニウムのようなさらに柔らかい金属であることができる。延長部74の基端は  
外部チューブ12内に設置され接き目76で中間チューブ16と当接するように縮小され  
た外径を有する。末端延長部74の肩78によって、組立て時に延長部74が末端64に  
挿入される量が制限される。

10

開口13は延長部74の末端の先端80に設けられ、外部チューブ12の側面方向に若干  
向いている。つまり、開口13は、延長部74の中心線82まで完全には延びていない。  
結果として、手術刃部は装置10の末端から開口13に入り込む組織を切断するが、切断  
動作の大部分は片側で行われる。さらに、先端80は、回転内部チューブ14の末端支持  
部となる。開口13のエッジ84は鋭利で鋸歯状であり切削具15の鋭利なエッジ44と  
協働する。内部チューブ14と外部チューブ延長部74の内径とのクリアランスは小さく  
(例えば、約0.002インチつまり0.051mmであり)、エッジ44, 84間に円  
滑に密接する嵌合性を維持すると共に内部チューブ14を自由に回転させる。延長部74  
と中間チューブ16とが同じ内径であることによって、回転時の内部チューブ14の損傷  
や焼き付きが防止される。

20

外部チューブ12の基端領域62(図5)は密封接続によりドラム86に固定される。ド  
ラム86は使用者が手でチューブ12を回転させるためのノブとして作用し、以下に示  
す方法でベース25に回転可能に設けられる。中央通路88は外部チューブ12とドラム  
86を介して延び中間チューブ16と内部チューブ14とを受入れる。(延長部74に近い)  
外部チューブ12の内径は、中間チューブ16の外径より若干(例えば、約0.002  
インチつまり0.051mmだけ)大きい。これによって、使用者は外部チューブ12  
を回転させることができると共にチューブ12, 16間の大きな遊びが防止される。

図2を参照すると、外部チューブ12とドラム86は、バネ付勢回転アセンブリ90に  
よりベース25に回転可能に設置される。ドラム86はハブ56の末端57とフェイスブ  
レート92との間に固定され、フェイスプレート92は外部チューブ12が突出する開口  
94(図1)を備える。軸方向に延びる一対のバー96がフェイスプレート92をスリー  
プ98に接続し、スリーブ98は1つ以上の圧入嵌合ピン100によってハブの末端57  
に固定される。スプリング102(例えば波ワッシャ)はフェイスプレート92の凹部(  
図示しない)に嵌入され、ドラム86をハブ56の方向に弾性的に付勢する。

30

図6(わかりやすくするためチューブ14, 16を断面で示していない)も参照すると、  
ハブ56の末端57は、ドラム86に面するハブ56の環状表面105に設けられた一連  
(例えば8つの)丸みのある凹部104a~104hを備える。凹部104a~104h  
はハブ56の周辺に等間隔(例えば45°)に設けられる。表面105は隣接する凹部1  
04a~104h間で平坦である。バネ付勢された球形状チップ107を有するプランジ  
ャ106がドラム86にネジで固定される。チップ107はスプリング102によりハブ  
56に弾性的に押圧され凹部104a~104hの選択された1つに嵌入される。

40

従って、使用者は、ドラム86-つまり外部チューブ12と手術刃部開口13とを8つの  
個別の回転方位の1つに選択的に回転させることができる。スプリング102による付勢  
力は、選択された凹部104a~104hにプランジャのチップ107を保持し、偶発的  
な回転を防止する。ドラム86が凹部104a~104h間を回転するとき、チップ1  
07は平坦面105によりプランジャ106の中へ圧縮される。凹部104a~104h  
はラチェットのような様式で開口13を軸24に対する共通使用位置へ回転させるよう  
に配列される。例えば、凹部104aにプランジャチップ107を位置付すると、開口13  
は弯曲領域18(図2)の曲がり方向に反対に、つまり上方に向く。プランジャ106を  
凹部104eに作動させると、開口13は曲がり方向に揃い、下方(図2に示す姿勢)を

50

向く。同様に、凹部 104c と 104g は左右の方位に対応する。凹部 104b, 104d, 104f および 104h は開口 13 に中間の位置を与える。

図 7 も参照すると、作動時に外科手術装置 10 はハンドピース 110 の末端に挿入され、穿刺切開 120 を介して膝蓋骨の下で膝関節 122 へ図のように導入される。光は、光ファイバー光源 126 を用いて第 2 穿刺 124 を介して関節に照射され、手術部位の可視画像は別の光路を介してテレビカメラ 128 に戻る。画像はカメラ 128 によりテレビ画面 130 へ伝達され外科医により観察される。(また、外科医はその画像を接眼鏡を用いて見ることができ、画像は記録可能である。)

外科医はモータ 112 を駆動することによって手術刃部 11 を操作し、モータ 112 は電源 116 から操作電圧及び電流を受ける。モータ 112 は駆動シャフト 50 に係合してそれを回転させ、それによって内部チューブ 14 に回転力を印加し、チューブ 14 をチューブ 12, 16 に対して回転させる。外科医は足踏みスイッチ 116a、116b を用いて回転速度と方向(単一方向正逆転方向のいずれか)を制御し、足踏みスイッチ 116a、116b は、電源 116 によってモータ 112 へ供給される駆動電圧及び電流の大きさを極性を制御する。モータ 112 は広い範囲のスピード、例えば約 100rpm と 5000rpm との間にわたって回転させることができ、20 オンスインチ (0.177 Nm) までのトルクを与えることができる。

装置 10 のような外科手術装置の異なるタイプのものは回転及びねじりについて限界を有する。外科医が危険な高速及び高トルクで装置 10 を不用意に操作しないように、装置 10 はハンドピース 110 内のセンサー(図示しない)により、どのタイプの装置であるかを鑑別し、モータ 112 によって与えられるスピードとねじりはそれらの限界を超えないように制御される。(この制御技術は前述の米国特許第 4,705,038 号に記載されている。)

モータ 112 が与えるねじり力は可撓性領域 26 によって切削具 15 に効率よく伝達される。領域 26 は十分な可撓性を有し弯曲領域 18 により形成される曲がりに対応するが、領域 26 は高いねじり剛性を有するので良好なトルク応答を示す。つまり、モータ 112 によって与えられるねじり力は、内部チューブ 14 がその休止位置から回転を始めると、ほとんど同時に内部チューブ 14 の末端領域 32 へ伝達され、末端 32 へトルクが到達する前に可撓性領域 26 を予め付加しておく必要はない。また、可撓性領域 26 はそれが回転して末端 32 へトルクを供給するときに、直径がほとんど膨張しないのでチューブ 14 が回転中に中間チューブ 16 内部で拘束されるという可能性が減少する。

外科手術中に人体の関節は流体源 134 から第 3 穿刺切開 132 を介して導入される液体によって膨張する。その液体は手術部位に注がれて組織 136 (例えば滑液分泌組織)を移動させ組織 136 が(水の中の海草の動きのように)浮遊して除去される。なお滑液分泌組織 136 は外部チューブ 12 の下の方に位置する。従って、ドラム 86 はプランジャ 106 が凹部 104e (図 2 及び図 6)にあるように位置づけられる。弯曲領域 18 によって与えられる曲がりにより、外科手術装置 10 は組織 136 に対して手術刃部 11 を設置するために容易に位置決めできる(例えば組織 136 が直線状の装置によって容易に到達できない関節の領域に位置していても)ので、装置 10 を過度に操縦したりあるいは組織 136 に接近するための穿刺を追加して形成する必要がない。これによって患者の不快感が減少し、感染や他の有害な手術結果が生じる機会が減少する。

外科医は、ハンドピース 110 を用いて左右にまた軸方向に外科手術装置 10 を動かすことによって、徐々に滑液分泌組織 136 を切削する(テレビ画面 130 を見ながら)。もし、処置中に外科医が外部チューブ 14 の上側に位置する領域 138 のような滑液分泌組織の他の領域から組織を切除したいと思ったときには、この発明により外科医はハンドピース 110 をある固定位置に保持しながら、つまりハンドピース 110 を回転または旋回させる必要なしに手術刃部の開口 13 の回転方位を(例えば矢印 140 の方向に)変化させることによって簡単に行うことができる。

これは、例えば一方の手の指と親指でドラム 86 を握り(もう一方の手はハンドピース 110 の本体を握り続けながら)開口 13 を回転させる方向(例えば矢印 142 に沿って)

10

20

30

40

50



ドラム 8 6 を回すことによって行われる。外科医によって与えられる回転力は可撓性領域 2 8 により弯曲領域 1 8 を介して伝達されそれによって外部チューブ 1 2 の末端延長部 7 4 が中間チューブ 1 6 とベース 2 5 に対して回転し、軸 2 4 に対して開口 1 3 の方位を（この場合 1 8 0 ° だけ）回転させる。

この例においては、組織 1 3 8 は外部チューブ 1 2 の上側に位置するので、外科医はプランジャ 1 0 6 が凹部 1 0 4 a に休止するまでドラム 8 6 を回転させ続ける。ドラム 8 6 が凹部間を回転するときプランジャ 1 0 6 は平坦表面 1 0 5 の上を摺動し、ドラム 8 6 はフェイスプレート 9 4 に対してスプリング 1 0 2 を圧縮する。従って、スプリング 1 0 2 はプランジャ 1 0 6 が凹部に出会うとき、プランジャ 1 0 6 を各凹部の中に積極的に押し込み、それによって開口 1 3 が回転した量について感覚的なフィードバックが外科医に与えられる。

10

外科医は開口 1 3 の回転方位をいつでも変化させることができる。例えば、外科医が開口 1 3 を回転させながら内部チューブ 1 4 をモータ 1 1 2 によって駆動でき、また静止させてもよい。末端延長部 7 4 は、継ぎ目 7 6 において静止中間チューブ 1 6 に対して円滑に回転すると共に、内部チューブ 1 4 を回転させるために先端 8 0 において末端を一定に支持する。チューブ 1 6 と延長部 7 4 の内径が同じであることは、外部チューブ 1 2 の回転によって内部チューブ 1 4 が拘束したり焼き付いたりしないことを保証するのに役立つ。外科医は、矢印 1 4 2 から反対の方向または回転開始点から 3 6 0 ° の円弧を追跡する方向のいずれかの方向にドラム 8 6 を回転させることによって、いつでも簡単に元の状態に戻って組織 1 3 6 を切断することができる。

20

手術刃部 1 1 によって切断された組織片や他の人体物質は真空源 1 1 4 によって印加される吸引力に応じて内部チューブ 1 4（図 2）の中央孔 4 8 を介して灌注液体と共に手術部位から回収される。なお、可撓性領域 2 6 が弯曲領域 1 8 内で回転するとき、チューブ壁 3 6 の周囲で各溝 3 4 の幅が通常の幅に対して徐々に増減する。これは、可撓性領域 2 6 が弯曲領域 1 8 の頂点（つまり、図 2 における弯曲領域 1 8 の上側部分）において延びるとともに曲がりの底部で縮むからである。チューブ 1 4 が回転するときこのように交互に発生する引き延ばしと収縮とによって、開口 4 8 を介して回収される液体に乱流が発生し、それによってチャンバーを介しての、および外科手術装置 1 0 からの組織片の輸送が助けられる。

開口 4 8 が溝 3 4 を介して中間チューブ 1 6 の内壁に露出することによって、組織片が溝に捕捉されて封鎖を引き起こすようなことは見られなかったが、これはおそらく溝の幅が小さく内部チューブ 1 4 の回転が連続的であることによるものであろう。液体も同様に装置 1 0 の作動を妨げるほどの量が溝 3 4 を介してチューブ 1 4、1 6 の間に（またはチューブ 1 2、1 6 の間に）漏れるということは見られなかった。

30

他の実施態様は次の請求の範囲の範囲内にある。

外科手術装置 1 0 は軸 2 4 とハンドピース 2 5 に対して弯曲領域 1 8 が下側を向いた状態で図示されているが、他の方向（例えば、下向き、右向き、あるいは左向き、またはこれらの方向の間のいずれの方向でも）が可能であることは極めて明白である。実際には、それぞれ異なる弯曲領域 1 8 の方位を有する一組の外科手術装置が用意され、他の曲率が与えられる外科手術処置に対して使用者が最適な弯曲形態を決定する最大の融通性を与えるようにしてもよい。

40

前述の米国特許出願第 0 7 / 6 3 4、5 9 9 号、今では米国特許第 5、1 5 2、7 4 4 号に記載されているように（シリコンゴム）柔軟な材料が内部チューブ 1 4 の溝 3 4 の中に設置されてもよい。（柔軟な材料は図 2 において内部チューブ 1 4 の溝 3 4 の中に影付け領域 1 5 0 によって示されている。）その柔軟な材料は組織片が内部チューブ 1 4 を通過するときに溝 3 4 のエッジによって捕捉される傾向を少なくすることにより、詰まりを防止することにさらに役立つことになる。その上、柔軟な材料は空間部分よりも圧縮性が小さいので、可撓性領域 2 6 の軸方向の圧縮率を低減させるのに役立つ。

（例えば熱収縮プラスチックで作られた）チューブが外部チューブの弯曲領域 1 8 に設置され、溝 6 6 を覆うようにしてもよい。（図 2 に、そのようなチューブ 1 5 2 の一部が示

50

されている。)他の利点としては、熱収縮チューブは溝66内で物質が引っ掛かることを防止し、溝66の(鋭利であるかもしれない)エッジが損傷を受けることを防止することに役立つ。

図示した切削具以外の手術刃部を使用することが可能である。例えば、手術刃部は鋸歯状のエッジを有する必要はなく、骨研磨装置のように構成されてもよい。外科手術装置は、関節鏡視下手術以外の(腹腔鏡視下手術のような)手術を行うように構成することができる。

内部チューブ14は、そのチューブがそれに印加される力(例えばねじり力)を手術刃部11に伝達する十分な剛性を有する限り、その全長にわたって可撓性を有してもよい。例えば内部チューブ14はプラスチックのような非金属からなり、切削具15を有する分離した金属部材を駆動してもよい。そのような形態は、1992年11月17日に出願された同時継続米国出願第07/978,178号に示されるが、この出願は1990年10月19日に提出された出願番号第07/600,531号の継続出願であり、それらはいずれも本願の譲り受け人に譲渡されここに引用によって結合される。

この発明による外科手術装置の他の実施態様が図8及び図9に示される。外科手術装置210は剛性を有する外部チューブ212を備え、外部チューブ212の中に手術器が同軸に設けられている。その手術器は、末端に手術刃部211を有し、部分的に可撓性を有する中間チューブ216の中に同軸に設けられた部分的に可撓性を有する回転内部チューブ214を備える。従って、前述の実施態様においては、手術器を備える2つのチューブ12,14の間に剛体部材16が挟まれ、外科手術装置210の手術器は外部チューブ212の中に同軸に設けられている。

中間チューブ216の末端は開口213を備え、開口213のエッジは鋭利な鋸歯状であり、そのエッジを介して手術刃部211の(内部チューブ214の末端の同様の開口の鋭利な鋸歯状のエッジにより形成された)切削具215は、内部チューブ214が回転するときに周期的に露出する。外部チューブ212は、外部チューブ212の末端220の少し基端側に設けられた弯曲領域218を介して曲げられ、外科手術装置210の全体的な直線軸224から手術刃部211を角度的にずらしている。

チューブ212,214及び216は、例えばポリカーボネート樹脂で構成されたベース225によって基端が支持されている。以下に詳述するように、外部チューブ212はベース225のノブ286に設けられ、内部チューブ216はベース225のハブ256に設けられる。

内部チューブ214は、弯曲領域218内に設けられた溝付きの可撓性領域226を備え、弯曲領域218によって形成される曲がりに順応し、ベース225に印加されるトルク(および他の力)を伝達し、十分な力で切削具215を回転させ、開口213を介して露出する組織又は他の人体物質を切断する。中間チューブ216もまた、弯曲領域218内に設けられた溝付きの可撓性領域228を有し、弯曲領域218によって形成される曲がりに順応する。(分かりやすくするために図9においては、内部チューブ214は中間チューブ216の溝付き可撓性領域228の後ろには図示されていない。)可撓性領域228によって開口213と弯曲領域218との間の相対的回転方位を変化させることができ、中間チューブ216内における内部チューブ214の回転能力が干渉されることはない。以下に詳述するように、この特徴によって使用者は外科手術装置210を本来の固定位置に維持することができ、その方向を回転的に変化させることにより、弯曲領域218の偏位の方法を変化させることなく切削が行われる。また、使用者は切削が行われる方向を変化させることなく、弯曲領域218の偏位の方法を変化させることができる。

図10も参照すると、内部チューブ214は前述の実施態様の外部及び内部チューブ12,14とほぼ同じ構成のものである。剛直な基端及び末端領域230,232は可撓性領域226によって接続されている。可撓性領域226は、チューブ214の壁236に設けられた軸方向に延びる一連の円周溝234によって形成され、隣接する基端及び末端領域230,232に続いている。各溝234はほぼ0.020インチ(0.508mm)の幅を有し約0.135インチ(3.429mm)の深さを有する。可撓性領域226の

10

20

30

40

50

長さ $L_1$ は、可撓性領域 2 2 6 が弯曲領域 2 1 8 の全長にわたるように十分な長さ（例えば 0.70 インチすなわち 17.78 mm）を有するべきである。

$L_1$ より若干長い柔軟なシース 2 4 3（例えば熱収縮チューブから作られた）が、弯曲領域 2 1 8 において内部チューブ 2 1 4 を覆い溝 2 3 4 を被覆する。（柔軟なシース 2 4 3 の一部が図 9 に示されている。）柔軟なシース 4 3 は、他の利点として物質が溝 2 3 4 に引っかかりたり溝 2 3 4 から出ないようにすると共に、チューブ 2 1 4、2 1 6 が互いに回転するとき可撓性領域 2 2 6 が可撓性領域 2 2 8 に干渉しないようにする。

内部チューブ 2 1 4 の末端領域 2 3 2 は、切削具 2 1 5 を支持する（この切削具は、例えばステンレス鋼で溶接又はろう付によってチューブ 2 1 4 に付設される）。切削具 2 1 5 は、チューブ 2 1 4 の末端開口 2 4 6 の鋸歯状の鋭利なエッジ 2 4 4 によって形成され、  
10  
効率よく切削するために中間チューブ 2 1 6（図 9 および図 1 1）の末端延長部 2 7 4 の内部表面に円滑に密接して嵌合するような寸法を有する。開口 2 4 6 はチューブ 2 1 4 全長にわたる内部チューブの中央孔 2 4 8 の延長である（図 9 も参照）。切削部 2 1 5 は内部チューブ 2 1 4 に付設された後に、アセンブリ全体の外部表面が均一な外径となる。必要であれば、内部チューブ 2 1 4 の外表面は銀メッキして内部チューブ 2 1 4 と中間チューブ 2 1 6 との間の摩擦を軽減してもよい。

内部チューブ 2 1 4 の基端領域 2 3 0 は、ベース 2 2 5 の内部で回転する駆動シャフト 2 5 0 に装着される。中央孔 2 4 8 は、駆動シャフト 2 5 0 の真空源開口 2 5 2 において終了する。駆動シャフト 2 5 0 の基端 2 5 3 は、ハンドピース 3 1 0（図 1 4）に嵌入され、  
20  
ハンドピース 3 1 0 は、チューブ 2 1 2 と 2 1 6 に対して駆動シャフト 2 5 0 と内部チューブ 2 1 4 とを回転させるモータ 3 1 2 を備える。開口 2 5 2 は、以下に詳述する方法で手術部位から切除組織と灌注液とを除去するための操作の間は真空源 3 1 4（図 1 4）に結合される。

図 1 1 に示すように、中間チューブ 2 1 6 はその全長に沿って中空であり、内部チューブ 2 1 4（図 9）を受入れる通路 2 5 4 を備える。中間チューブ 2 1 6 の基端は、例えば超音波溶接によりベース 2 2 5 のハブ 2 5 6 に固着される。ハブ 2 5 6 の空洞 2 5 8 は、通路 2 5 4 に連通し駆動シャフト 2 5 0 を受入れる形態を有する。組立て時において、内部チューブ 2 1 4 はハブ 2 5 6 を介して中間チューブ 2 1 6 に挿入される（弯曲領域 2 1 8 が外部チューブ 2 1 2 に形成される前に）。柔軟な付属品 2 6 0 はハブ 2 5 6 の内部に駆動シャフト 2 5 0 を保持する。付属品 2 6 0 はさらに、ベース 2 2 5 がハンドピース 3 1  
30  
0 に挿入される時、液体に対する密封を行う。

中間チューブ 2 1 6 は本質的に内部チューブ 2 1 4 を大きくして作り変えたものであり、可撓性領域 2 2 8 によって一体的に接続された剛直な基端及び末端領域 2 6 0、2 6 4 を備える。可撓性領域 2 2 8 は軸方向に延びる一連の円周溝 2 6 6 によって形成される。各溝 2 6 6 は約 0.025 インチ（0.635 mm）の幅を有し約 0.140 インチ（3.556 mm）の深さを有する。可撓性領域 2 2 8 の長さ $L_2$ は、可撓性領域 2 2 8 が弯曲領域 2 1 8 の全長にわたるだけの長さ（0.70 インチすなわち 17.78 mm）でなければならない。柔軟なシース 2 7 3（例えば熱収縮チューブで作られた）は、 $L_2$ より若干長く、弯曲領域 2 1 8 の中間チューブ 2 1 6 を覆って設置され、溝 2 6 6 を被覆する。  
40  
（柔軟なシース 2 7 3 の一部が図 9 に示されている。）

開口 2 1 3 を設けるために、中間チューブ 2 1 6 と同じ外径を有し中空で先端が閉じられた末端延長部 2 7 4 が、中間チューブ 2 1 6 の末端 2 6 4 に固定される。延長部 2 7 4 は、例えばステンレス鋼であり中間チューブ 2 1 6 に溶接またはろう付されるが、中間チューブ 2 1 6 は例えばステンレス鋼で作ることができる。

開口 2 1 3 は、延長部 2 7 4 の末端の先端 2 8 0 に設けられ、少し中間チューブ 2 1 6 の側面に向く。つまり、開口 2 1 3 はその全長にわたって延長部 2 7 4（図 9）の中心線 2 8 2 に完全に沿って延びていない。その結果、手術刃部 2 1 1 は装置 2 1 0 の末端から開口 2 1 3 に入る組織を切断することになり、その切断動作の大部分は片側で行われる。さらに、先端 2 8 0 の内面は回転内部チューブ 2 1 4 の末端を支持する。開口 2 1 3 のエッジ 2 8 4 は鋭利で鋸歯状であり、切削具 2 1 5 の鋭利なエッジ 2 4 4 と協働する。  
50

図 9 に示すように装置 2 1 0 が組立てられるとき、若干のギャップ 2 8 3 が内部チューブ 2 1 4 の外径と中間チューブ 2 1 6 の内径との間に存在する。ギャップ 2 8 3 は可撓性領域 2 2 6 を被覆する柔軟なシース 2 4 3 の厚みを吸収する。しかしながら、延長部 2 7 4 は中間チューブ 2 1 6 の残りの部分に対して小さい内径を有するので、手術刃部 2 1 5 と延長部 2 7 4 の内径との間のクリアランスは小さい（例えば約 0 . 0 0 2 インチすなわち 0 . 0 5 1 mm）。このような構成によって、エッジ 2 4 4 , 2 8 4 との間の円滑で密着した嵌合性が保持されるので、内部チューブ 2 1 4 は自由に回転することができる。延長部 2 7 4 と内部チューブ 2 1 4 の内径が本質的に同一であることによって切削具 2 1 5 は回転時に損傷したり焼き付いたりすることが防止される。

図 1 2 は剛体部材、つまり外部チューブ 2 1 2（弯曲領域 2 1 8 が形成される前の）を示し、外部チューブ 2 1 2 は金属（例えばステンレス鋼）のような剛性材料から形成される。外部チューブ 2 1 2 の基端領域 2 8 5 は、例えば超音波溶接によってノブ 2 8 6 に密閉接続で固着される。ノブ 2 8 6 の基端の内部表面の肩 2 8 9 は、ハブ 2 5 6（図 1 1）の末端の外部表面の対応する肩 2 9 1 に係合し、ノブ 2 8 6 はハブ 2 5 6（図 9 参照）に回転可能に装着される。従って、ノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 との間の相対的な回転方位は、例えばノブ 2 8 6 を握ってハブ 2 5 6 を回転させることにより、又はハブ 2 5 6 を握ってノブ 2 8 6 を回転させることにより変えることができる。ノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 とを接続する付設機構は、さらに以下に詳述される。ノブ 2 8 6 は一連の円周状に間隔を有して設けられた窪み 2 8 7 を備え、窪み 2 8 7 は使用者がノブ 2 8 6 を手動で操作しやすくする。

中央通路 2 8 8 は外部チューブ 2 1 2 とノブ 2 8 6 とを貫通して中間チューブ 2 1 6 と内部チューブ 2 1 4 を受入れ、中間 2 1 6 と内部チューブ 2 1 4 は外部チューブ 2 1 2 の開放末端 2 2 0 から突出する。外部チューブ 2 1 2 の内径は可撓性領域 2 2 8 を被覆する柔軟なシース 2 7 3 を収容するに足る量（例えば約 0 . 0 0 5 インチつまり 0 . 1 2 8 mm）だけ中間チューブ 2 1 6 の外径より大きい。これによって、使用者は中間チューブに 2 1 6 と外部チューブに 2 1 2 の間の相対的な回転方位を変化させることができ、中間および外部チューブ 2 1 2 , 2 1 6 間の過度の遊びやぐらつきが防止される。中間チューブ 2 1 6 が外部チューブ 2 1 2 に挿入され、内部チューブ 2 1 4 が中間チューブ 2 1 6 に挿入された後、外部チューブ 2 1 2 は弯曲領域 2 1 8（図 8）を与えるために曲げられる。

ノブ 2 8 6 がしっかりと握られてハブ 2 5 6 が回されるとき、外部チューブ 2 1 2 の回転方位、従って弯曲領域 2 1 8 の偏位方向は固定されたままである。中間チューブ 2 1 6 の基端部 2 6 2 はハブ 2 5 6 に装着されているので、回転ハブ 2 5 6 も外部チューブ 2 1 2 の内部で中間チューブ 2 1 6 を回転させる。中間チューブ 2 1 6 は、使用者によってベースに与えられるこの回転力を弯曲領域 2 1 8 に設けられた可撓性領域 2 2 8 を介して延長部 2 7 4 に伝達する。従って、ハブ 2 5 6 がノブ 2 8 6 に対して回転するとき、弯曲領域 2 1 8 の偏位の方向は固定されたままであるが、延長部 2 7 4 の開口 2 8 0 が弯曲領域 2 1 8 に対して回転する。

また、ハブ 2 8 6 がしっかりと握られノブ 2 8 8 が回されるとき、開口 2 1 3 の方向は固定されたままであり（ハブ 2 5 6 も固定されているので）、弯曲領域 2 1 8 の偏位の方向が回転する（ノブ 2 8 6 と外部チューブ 2 1 2 が回転するため）。弯曲領域 2 1 8 の偏位の方向が回転するとき、可撓性領域 2 2 8 によって中間チューブ 2 1 6 の末端領域 2 6 4 の偏位の方向もまた回転する。

図 1 1 と図 1 3 を参照すると（図 1 3 は、分かりやすくするためにチューブ 2 1 4 と 2 1 6 を断面において図示していない）、ノブ 2 8 6 の内部は断面が八辺形であり、その内部表面は同じ幅の 8 つの平坦面 2 9 0 a ~ 2 9 0 h から構成される。8 つの突出する可撓性領域指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 0 h が肩 2 9 1 の周辺に等間隔（つまり 4 5 °）で設けられ、ハブ 2 5 6 の末端に片持ち支持されている。指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h は中間チューブ 2 1 6 の長軸に垂直である。指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h の各々は断面が不規則な五辺形であり、ノブ 2 8 6 がハブ 2 5 6 に組付けられるとき、各指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h の半径方向の頂点 2 9 4 a ~ 2 9 4 h が、隣接する平坦面 2 9 0 a ~ 2 9 0 h の交差する

10

20

30

40

50

頂点に休止する。

指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h と平坦面 2 9 0 a ~ 2 9 0 h とは協働してノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 との間の相対的な回転方位をラチェットのような様式で不連続に 4 5 ° ずつ変化させる。その相対的な回転方位が変化するとき（つまりノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 とが相互に対して回転するとき）、最も外側の頂点 2 9 4 a ~ 2 9 4 h が平坦面 2 9 0 a ~ 2 9 0 h を横切り、最初に指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h を半径方向内側に押圧する。最も外側の頂点 2 9 4 a ~ 2 9 4 h が平坦面 2 9 0 a ~ 2 9 0 h の各中間点を通過するとき、偏位した可撓性の指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h に蓄えられていた弾性エネルギーがノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 との間の相対的回転方位が 4 5 ° だけ変化するまで指状突起を回転方向外側に押圧し、指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h は、隣接する頂点に休止する。従って、指状突起 2 9 2 a ~ 2 9 2 h は、最も外側の頂点 2 9 4 a ~ 2 9 4 h に出会うとき各々が結びつく頂点に最も外側の頂点 2 9 4 a ~ 2 9 4 h を積極的に押圧するので、開口 2 1 3 が回転しただけの量について外科医に感覚的なフィードバックを与え、ハブ 2 5 6 に対して外部チューブ 2 1 2 が偶発的に回転することを防止するのに役立つ。

10

図 1 4 を参照すると、手術を行うときに外科手術装置 2 1 0 は図 7 を用いて説明したように外科手術装置 1 0 と同じようにして使用される。

既に説明したように、液源 1 3 4 から第 3 穿刺切開を介して導入された液体は、人体の関節を膨張させその部位を灌注し、組織 1 3 6（つまり滑液分泌組織）をそれが（水中の海藻の動きのように）浮遊して除去されるように移動させる。なお、滑液分泌組織 3 3 6 は外部チューブ 2 1 2 の下側に位置するので、ノブ 2 8 6 とハブ 2 5 6 との間の回転方位は湾曲領域 2 1 8 と開口 2 1 3（図 9 および図 1 3）の間に所望の方位を形成するように選択される。湾曲領域 2 1 8 によって与えられる曲がりによって、外科手術装置 2 1 0 は組織 3 3 6 に対して手術刃部 2 1 1 を容易に位置決めし（たとえ組織 3 3 6 が、直線状の軸を有する装置によって容易に到達できない関節の領域に位置するとしても）装置 2 1 0 を不当に操作したり組織 3 3 6 に接近するために追加の穿刺を作る必要がない。これによって患者の不快感および感染や他の有害な手術の結果を招く機会が減少する。

20

外科医は外科手術装置 2 1 0 を左右に、そしてハンドピース 3 1 0 の軸方向に動かすことにより滑液分泌組織 3 3 6 を切除する（テレビ画面 1 3 0 を見ながら）。外科医は処理中に滑液分泌組織の他の領域から組織を切除することを望む場合には、この発明によれば外科医は手術刃部開口 2 1 3 と湾曲領域 2 1 8 との間の相対的回転方位を変えることによって容易に行うことができる。

30

例えば、外科医が外部チューブ 2 1 2 の上方に位置する領域 3 3 8 から（例えば矢印 3 4 0 の方向に）組織を除去したいと望む場合には、外科医は一方の手の指と親指でノブ 2 8 6 をつかみハンドピース 1 1 0 をまわし、ハブ 2 5 6 を順に回転させる。ハンドピース 1 1 0 は図示しない明確な突起を備え、その突起はハブ 2 5 6（図 1 1）のタブ 3 4 2 及び手術刃部 2 1 1 の開口 2 1 3 と同じ方向を向く。従って、外科医は開口 2 1 3 が適当な方向に向いたことをハンドピースの突起から直角的に感知するまでノブ 2 8 6 を掴んでハンドピース 1 1 0 を回転させる。外科医によって加えられる回転力は、可撓性領域 2 2 8 により湾曲領域 2 1 8 を介して伝達され、それによって中間チューブ 2 1 6 の末端延長部 2 7 4 が外部チューブ 2 1 2 に対して回転し、湾曲領域 2 1 8 に対する開口 2 1 3 の回転方位（この場合には 1 8 0 ° だけ）が変化する。

40

また、外科医が開口 2 1 3 の方向（従って手術刃部 2 1 1 の切断方向）を変えることなしに湾曲領域 2 1 8 の偏位の方法を変えること、例えば領域 3 4 1 から組織を除去すること、を望む場合には、外科医はハンドピース 1 1 0 を握り一方の手の指と親指とでノブ 2 8 6 を回転させる。湾曲領域 2 1 8 の偏位の方法が所望の状態（この場合には 1 8 0 ° だけ回転したとき）になったとき、外科医は開口 2 1 3 が領域 3 4 1 に隣接するまで装置全体を軸方向に移動させる。

外科医は湾曲領域 2 1 8 と開口 2 1 3 との間の相対的な回転方位をいつでも変化させることができる。例えば、内部チューブ 2 1 4 はモータ 1 1 2 によって駆動できるが、外科医が開口 2 1 3 を回転する間はチューブ 2 1 4 を静止させてもよい。末端延長部 2 7 4 は静

50

止外部チューブ 2 1 2 に対して円滑に回転し、また、内部チューブ 2 1 4 を回転させるために（先端 2 8 0 において）その末端を常に支持する。（外科医が領域 3 3 8 からの切除を終了した場合に）ノブ 2 8 6 を固定しながらハンドピース 3 1 0 をいずれかの方向に回転することにより、また（領域 3 4 1 からの切除が終了した場合に）ハンドピース 1 1 0 を固定してノブ 2 8 6 をいずれかの方向に回転させることによって、外科医はいつでも簡単に復元させて組織 3 3 6 を切断することができる。

手術刃部 2 1 1 によって切断された組織片及び他の人体物質は、真空源 1 1 4 によって印加される吸引に応じて内部チューブ 2 1 4（図 9）の中央孔 2 4 8 を介して手術部位から灌注液と共に回収される。内部チューブ 2 1 4 を被覆する可撓性シース 2 4 3 は、組織片、灌注液および他の物質が溝 2 3 4 を通過しないことを保証し、それによって外科手術装置 2 1 0 からチャンバーを介して組織片を輸送することを助ける。

10

外科手術装置 2 1 0 は、開口 2 1 3 がハブ 2 5 6（図 1）のタブ 3 4 2 と同じ方向に向いた状態で示されているが、他の方向（例えば、反対の方向、右又は左向き、又はそれらの方向の中間のいずれか）が可能であることは明らかである。実際、与えられた手術処置に対して最適な形態を決定する最大の融通性を使用者に与えるために、開口 2 1 3 の異なる方位をそれぞれ有した 1 組の外科手術装置が用意されてもよい。さらに外部チューブ 2 1 2 は所望の角度に曲げることができる。

図に示す切削具以外の手術刃部が使用されることも可能である。例えば、手術刃部は、中間チューブ 2 1 6 の末端の先端 2 8 0 に露出する組織を切断するような形態を有することができる。この末端切断器の実施態様においては、協働する切断エッジが内部と中間チューブとの両者の末端の先端に設けられ、軸に拳動によって各エッジが接近して切断する関係が保持される。さらに、軸方向の力が、手術刃部を駆動する回転力の代わりに又はそれに加えて使用できる。例えば、手術刃部はハブ 2 5 6 に印加される軸方向の力によって作動されるヒンジ付きポンチ又はジョーアセンブリとすることができる。

20

図 1 5 ~ 図 1 9 を参照すると、外科手術装置 4 0 0 のハブとノブとは、使用者が、いずれかの選択された回転方位に装置を一時的にロックして偶発的な回転を防止できるように構成されている。

外科手術装置 4 0 0 は剛体の外部チューブ 4 1 2 を備え、その中に手術器が同軸に設けられている。その手術器はその末端に手術刃部 4 1 1 を有し、部分可撓性中間チューブ 4 1 6（図 1 1 の中間チューブ 2 1 6 と構成が同等であり、したがって図 1 6 に部分的に示されるにすぎない）の中に同軸に設けられた部分可撓性内部チューブ（この内部チューブは図 1 0 の内部チューブ 2 1 4 と構成が同等であるので図 1 5 ~ 図 1 9 には図示されない）から構成される。

30

中間チューブ 4 1 6 の末端は開口 4 1 3 を備え、開口 4 1 3 のエッジは鋭利で鋸歯状であり、開口 4 1 3 を介して、図示しない（内部チューブ末端の同様の開口の鋭利な鋸歯状のエッジによって形成された）切削具が内部チューブの回転時に周期的に露出する。外部チューブ 4 1 2 は、外部チューブ 4 1 2 の末端 4 2 0 の若干基端側に設けられた弯曲領域 4 1 8 によって曲げられ、手術刃部 4 1 1 を外科手術装置 4 0 0 の全体的な直線軸 4 2 4 から角度的に偏位させている。

外部チューブ 4 1 2 と中間チューブ 4 1 6 と内部チューブとは、例えばポリカーボネートプラスチックからなるベース 4 2 5 によって基端が支持されている。以下に詳述するように、外部チューブ 4 1 2 はベース 4 2 5 のノブ 4 3 0 に装着され、中間チューブ 4 1 6 はベース 4 2 5 のハブ 4 3 2 に装着される。ハブ 4 3 2 は、モータ駆動式ハンドピースの内部にベース 4 2 5 を固定するためのラッチ 4 3 3 を備える。（外科手術装置 4 0 0 に使用されるラッチ 4 3 3 とモータ駆動式ハンドピースとは、ダグラス・シェーストレーム他によって 1 9 9 6 年 4 月 1 0 日に出願され、本願の譲り受け人に譲渡され、引用によってここに結合される「外科手術装置のハンドピースとシステム」という名称の同時係属特許出願に記載されている。）内部チューブの基端に接続された駆動シャフト 4 3 4 は、前述の実施態様におけると同様に、ハブ 4 3 2 によって回転可能に受入れられる。駆動シャフト 4 3 4 の基端はハンドピースに嵌入され、10ハンドピースのモータはシャフト 4 3 4 と内

40

50

部チューブをチューブ 4 1 2 と 4 1 6 に対して回転させる。

図 1 6 に示すように、中間チューブ 4 1 6 はその全長に沿って中空であり、内部チューブを受入れる通路を備える。中間チューブ 4 1 6 の基端は、例えば超音波溶接によってベース 4 2 5 のハブ 4 3 2 に固着される。ハブ 4 3 2 内の空洞（図示しない）はその通路に連通して駆動シャフト 4 3 4 を受入れる形態を備える。組立て時に内部チューブはハブ 4 3 2 を介して中間チューブ 4 1 6 の中に挿入される（弯曲領域 4 1 8 が外部チューブ 4 1 2 に形成される前に）。ハブ 4 3 2（図 1 5）の基端の付属品 4 3 6 は、ハブ 4 3 2 の中に駆動シャフト 4 3 4 を保持するのを助け、ベース 4 2 5 がハンドピースに挿入される時に、液体密封を施す。

図 1 7 は、外部チューブ 4 1 2 の一部（弯曲領域 4 1 8 が形成される前の）を示し、外部チューブ 4 1 2 は金属（例えばステンレス鋼）のような剛性材料から作られる。外部チューブ 4 1 2 の基端は、例えば超音波溶接によって密封接続でノブ 4 3 0 に固着される。ノブ 4 3 0 は一組の（例えば 8 つの）基端方向に延出する片持ちのアーム 4 4 0 を備える。アーム 4 4 0 は一組の U 字型溝 4 4 2 によって円周上に間隔をおいて設置され、ハブ 4 3 2 の末端を受入れる開口を形成する。窪み 4 4 4 は、アーム 4 4 0 のノブ 4 3 0 の表面に設けられ、使用者がノブ 4 3 0 を手動で操作することを助ける。リブ 4 4 3 が一つのアーム 4 4 0（例えば、弯曲領域 4 1 8 の方向に対し選択された角度を有するアーム 4 4 0）の外部表面に形成され、傾斜したフィン 4 4 5 がアーム 4 4 0 からノブ 4 3 0 の末端の方向に延出し、ユーザーが曲がりの方位を触感的に感知できるようになっている。

ノブ 4 3 0 はアーム 4 4 0 と共にハブ 4 3 2 に回転可能に設けられ、ノブ 4 3 0 とハブ 4 3 2 との間の相対的回転方位は、例えばノブ 4 3 0 を握ってハブ 4 3 2 を回転させるか、またはハブ 4 3 2 を握ってノブ 4 3 0 を回転させることにより変えることができる。装置 4 0 0 の回転操作は、前述の装置 2 1 0 のそれと同様である。ノブ 4 3 0 とハブ 4 3 2 とを接続する付設機構は、さらに以下に詳述される。

外科手術装置 2 1 0（図 8）に関して、中央通路は外部チューブ 4 1 2 とノブ 4 3 0 とを貫通し、中間チューブ 4 1 6 と内部チューブとを受入れる（中間チューブと内部チューブとは外部チューブ 4 1 2 の開放末端から突出する）。外部チューブ 4 1 2 の内径は、中間チューブの可撓性領域を被覆する（図 9 参照）柔軟なシース（図示しない）を収容するに足る量だけ中間チューブ 4 1 6 の外径よりも大きい。これによって使用者は、中間チューブ 4 1 6 と外部チューブ 4 1 2 との間の相対的回転方位を変化させることができ、しかも、中間および外部チューブ 4 1 2、4 1 6 間の過度の遊びやぐらつきが防止される。中間チューブ 4 1 6 が外部チューブ 4 1 2 の中に挿入され、内部チューブが中間チューブ 4 1 6 に挿入された後、外部チューブ 4 1 2 は弯曲領域 4 1 8（図 1 5）を与えるために曲げられる。

図 1 6 及び図 1 8 を参照すると（図 1 8 はわかりやすくするために内部及び中間チューブを断面で示していない）、ノブ 4 3 0 の内部は八辺形の形状を有する空洞を形成した平坦な肩 4 5 5 を備える。空洞の境界となる 8 つの表面 4 5 0 は平坦であり、等しい幅を有する。各アーム 4 4 0 は、隣接する表面 4 5 0 の間の交差によって形成される頂点 4 5 1 を中心としている。

ハブ 4 3 2 の周囲に等しい量（つまり 45°）だけ間隔を有して設けられた 8 つの末端方向に突出する可撓性の指状突起 4 5 2 が、ハブ 4 3 2 の末端から片持ち状態にある。指状突起 4 5 2 は中間チューブ 4 1 6 の長軸に平行である。指状突起 4 5 2 の各々は断面が三角形であり、ノブ 4 3 0 がハブ 4 3 2 に取付けられるとき、各指状突起 4 5 2 の半径方向の頂点 4 5 4 は、隣接する平坦面 4 5 0 の交差によって形成される頂点 4 5 1 に休止する。指状突起 4 5 2 は表面 4 5 0 との係合によって若干圧縮される。

指状突起 4 5 2 と平坦面 4 5 0 とは協働してノブ 4 3 0 とハブ 4 3 2 との間の相対的回転方位をラチェットのような様式で不連続に 45°づつ変化させる。その相対的回転方位が変化するとき（つまり、ノブ 4 3 0 とハブ 4 3 2 が相互に対して回転するとき）、最も外側の頂点 4 5 4 が平坦面 4 5 0 を横切り、最初に指状突起 4 5 2 を半径方向内側に押圧する。なお、回転中において、ノブ 4 3 0 とハブ 4 3 2 は片持ちの指状突起 4 5 2 と表面 4

10

20

30

40

50

50との相互作用により互いに連続的に係合する。最も外側の頂点454が表面450の各中点を通過すると、偏位した可撓性指状突起452に蓄えられていた弾性エネルギーは、ノブ430とハブ432との間の相対的回転方位が45度だけ変化するまで指状突起を半径方向外側に押圧し、指状突起452は隣接する頂点451に休止する。従って、指状突起450は最も外側の頂点454を各関連する頂点451に遭遇時に積極的に押圧し、それによって開口413(図15)が回転した量について外科医に感覚的なフィードバックを与え、外部チューブ412のハブ432に対する偶発的な回転を防止することを助ける。

特に、図16を参照すると、一对の軸方向に間隔を有する円周状の尾根部470, 472が、ハブ432の外部に指状突起452の基端方向に配列されている。二対の間隔を有するタブ474, 476は、尾根部472の基端側にハブ432の外部表面から突出する。一对のタブ474, 476のみが図示され、他の対は図示された対からハブ432の円周に沿って180度だけ離れている。各対のタブはハブ432の指状突起452の一つが中心になっており、タブ474, 476の間隔は、ノブ430上の各アーム440の幅にほぼ等しい。結果として、ノブ430とハブ432が8つの断続的な回転位置の一つにあるときにはいつでも、ノブ430の2つのアーム440が二対のタブ474, 476の間に配置される。

図17を参照すると、半径方向に突出するボス478が、ノブ430の各アーム440の内面でアーム440の基端に設けられている。ノブ430がハブ432に組み込まれる時、アーム440のボス478は尾根部472, 474の間の環状溝480内に弾性的に嵌入される。アーム440は十分な可撓性を有し、外側に広がってボス478が尾根部470上を通過するとき、元の位置に復帰する。ボス478はノブ430とハブ432とか前述のように相互に対して回転する時、環状溝480内を移動する。八辺形の表面450に対する指状突起452の圧縮は、ハブ432から末端方向への力に発展する。この力はノブ430を末端方向に押圧し、それによってボス478が尾根部470に対して押圧され、ノブ430のロック位置への偶発的な移動が防止される。

使用者がノブ430とハブ432とを選択された回転方位に一時的にロックしたいと望む場合には、使用者はノブ430をハブ432に対して軸方向かつ基端方向に摺動させ、ボス478を骨部472に押圧する。この動作によって、タブ474, 476の対の間に位置するノブのアーム440がタブ474, 476の間で軸方向に位置を変える。その結果、これらのアーム440はタブ474, 476の対の間に回転しないように捕獲され、それによってノブ430はハブ432の上に位置付けられ、回転しないようにロックされる。つまり、ノブ430がロック位置にあるとき、使用者がノブ430又はハブ432を回転させようとしても、各対のタブ476, 474是一对の隣接するアーム440によって係合され、回転動作が防止される。

図19を参照すると、ノブ430の各アーム440是一对の平坦面を有するノッチ482(隣接するアーム440のノッチ482は図19に示されている)を備える。アーム440の側面441と異なり(アーム440は装置の長軸に対して少し傾いている)、ノッチ482の側面483はタブ474, 476の側面に平行である。その結果、タブ472, 474は平坦な傾きのない表面483によって係合され、傾斜した側面441がタブ474, 476に係合する場合よりも確実に回転を阻止する。

ノブ430の軸回転は、ノブ430の内面455(図18)に対して指状突起452の先端が係合することにより制限される。この点において、ボス478は尾根部472の基端側に位置付けられ、さらに尾根部472によって若干引き延ばされる。これは、ノブ430がロック位置でない位置に偶発的に滑って戻ることを防止するために役立つ。使用者がノブ430をロックしたくないと望む場合には、使用者は単にノブ430を軸方向へ末端方向に摺動させるだけでよい。尾根部472は、尾根部470よりも直径が若干小さく、従ってボス478は尾根部472を超えて溝480の中へ比較的容易に駆り立てられる。尾根部470の直径を増大することによって、ノブ430が末端方向に行き過ぎたりハブ432から外れたりすることが防止される。ロックするという構成が図8に示されたもの(

10

20

30

40

50



つまり外科手術装置 210) と同じような外科手術装置 400 について説明されたが、そのロックする構成は外科手術装置 10 (図 1) に装備されてもよい。

末端に組織を受入れる開口を備えた外部チューブが、ハブに回転可能に設けられ、内部チューブの末端の切削具がその開口を介して受入れる組織を切断するように、内部チューブが外部チューブの中で回転するようにした 2 チューブ装置にロックする構成が使用されてもよい。そのような装置の一例はリンガーに対して発行され、引用によってここに結合される米国特許第 5,376,078 号に示されている。

図 20 を参照すると、そのような 2 チューブ装置 500 の例が示されている。(この例では前述の装置 400 の要素と同じ要素には同じ参照番号が使用されている。) 装置 500 は剛性の外部チューブ 502 を備え、その基端はノブ 430 に付設されている。外部チューブ 502 は弯曲領域 504 を介して末端 506 の方向に延び、末端 506 において鋭利なエッジを有して組織を受入れる開口 508 が設けられている。内部チューブ 510 (仮想線で示す) は外部チューブ 502 に円滑に密着して嵌合し、装置 500 の末端へ延びている。内部チューブの基端は、ベース 425 のハブ 432 を介して延び、駆動シャフト 434 に固定される。内部チューブの末端 512 は前述の切削具のどのようなものでも形成する。内部チューブ 510 は、例えばここに述べたいずれかの形態を用いることにより、弯曲領域 524 において可撓性を有する。

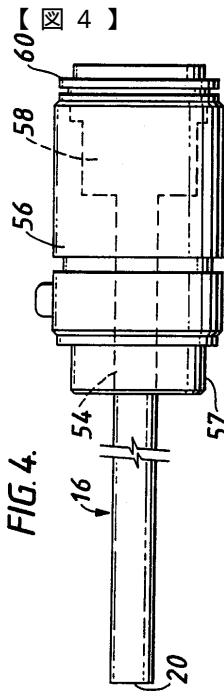
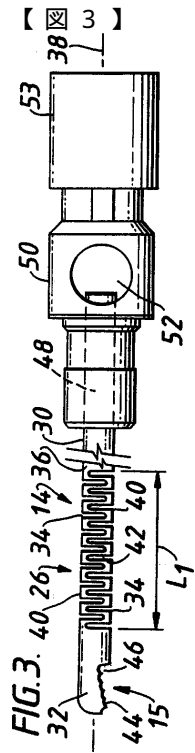
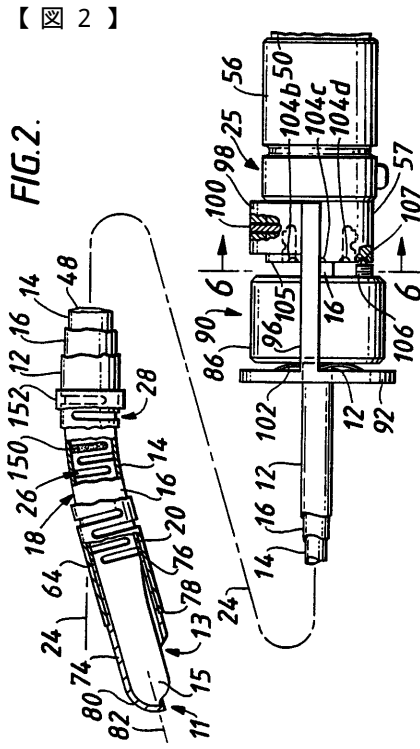
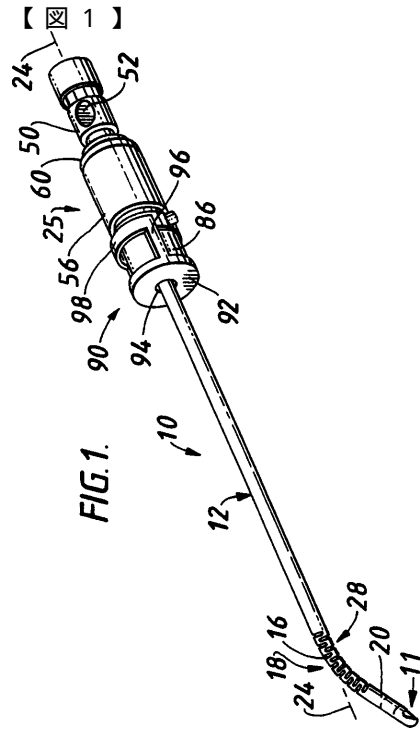
なお、チューブ 502, 510 のいずれもハブ 432 に固定されない。そのかわり、ハブ 432 はノブ 430 と駆動軸 434 の支持体として作用する。従って、ノブ 430 をハブ 432 に対して回転させることにより、外部チューブ 502 と開口 508 は装置 500 の軸を中心に回転し、それによって装置の切削具の角度が変化する。ノブ 430 とハブ 432 に装備されたロックする構成によって、外部チューブ 502 と開口 508 は、前述のように選択された回転方位のいずれにでも一時的にロックされる。

さらに他の実施態様が可能である。例えば、ノブ 430 とハブ 432 との間の回転可能な係合は、前述の弾性的な接触によるよりむしろ、それらの要素の間の摩擦嵌合によって与えることができる。

この発明は、関節鏡視下手術用の外科手術装置の点から説明されているが、この発明はまた、他のタイプの装置例えば、他の種類の内視鏡視下処置や生検への応用のための形態を有する装置に使用されてもよい。

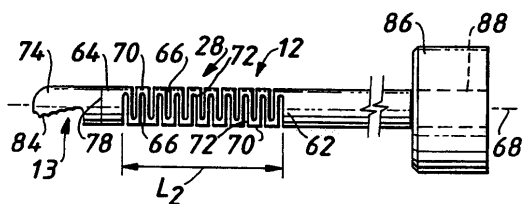
10

20



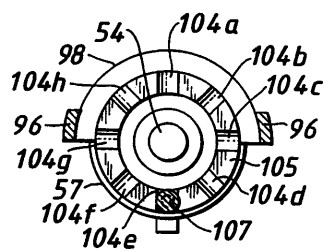
【 図 5 】

**FIG. 5.**



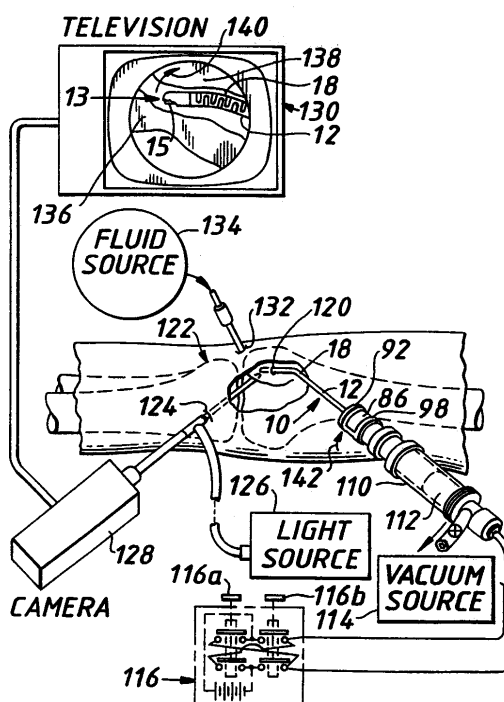
【 圖 6 】

**FIG. 6.**



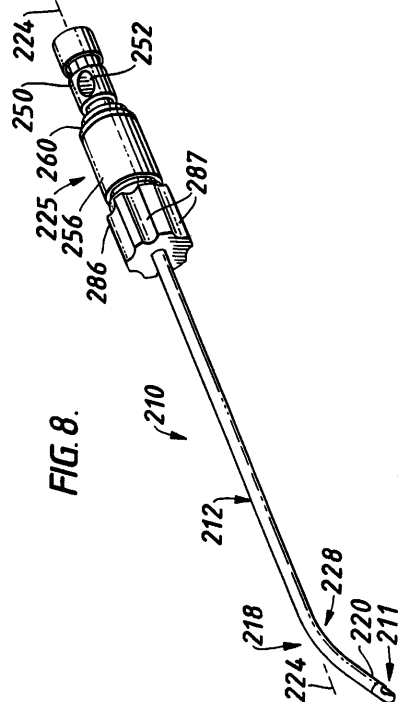
【圖 7】

**FIG. 7.**



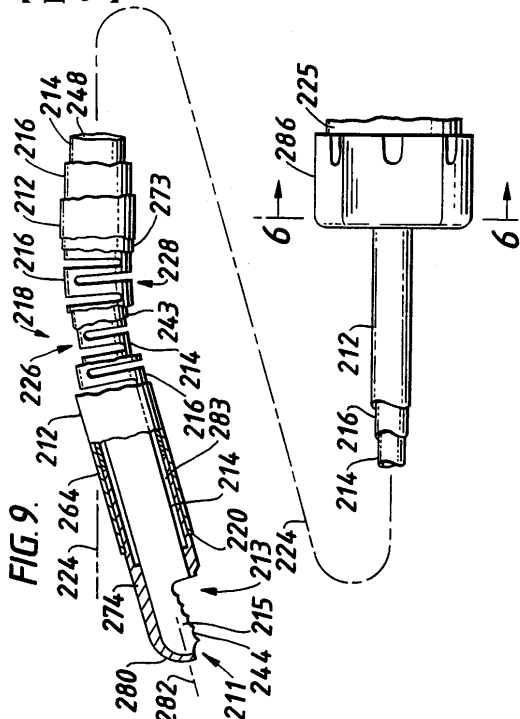
【 图 8 】

**FIG. 8.**



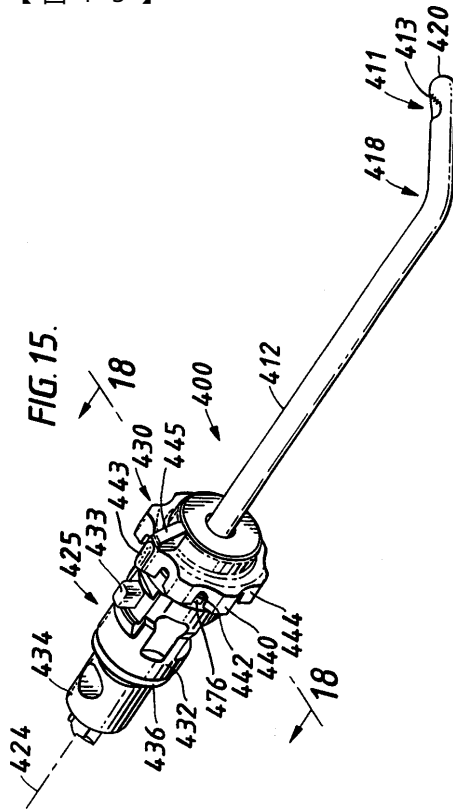
【 図 9 】

**FIG. 9.**

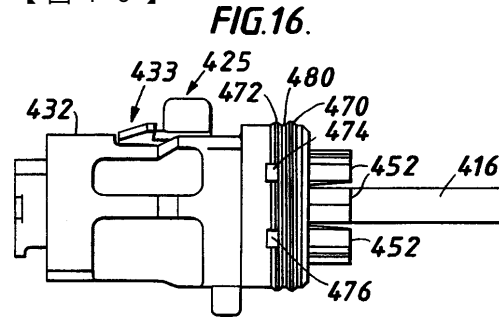




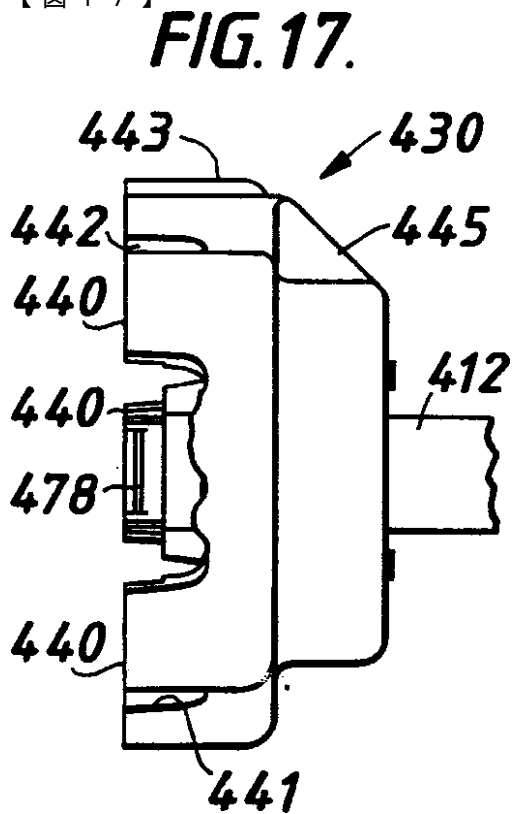
【図15】



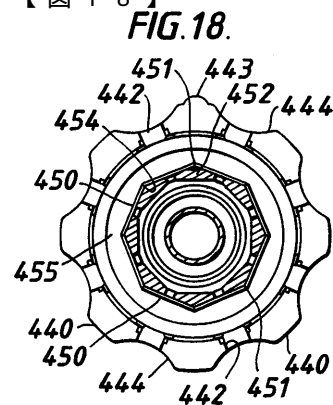
【図16】



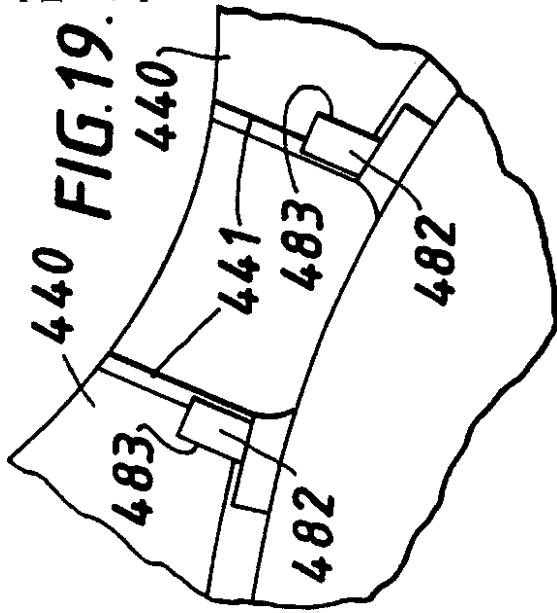
【図17】



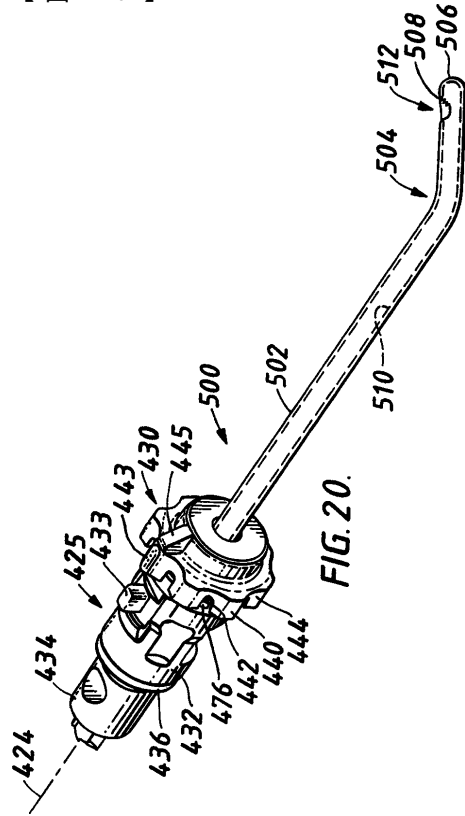
【図18】



【図 19】



【図 20】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ドラッカー, カレン

アメリカ合衆国、ニューハンプシャ 03819、ダイヴィル、ビーチウッド・ロード 27

審査官 土田 嘉一

(56)参考文献 特開平07-265325(JP, A)

特開平08-038488(JP, A)

特開平06-197906(JP, A)

特開平07-265323(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/3211