

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4907555号  
(P4907555)

(45) 発行日 平成24年3月28日 (2012.3.28)

(24) 登録日 平成24年1月20日 (2012.1.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 32 (全 45 頁)

(21) 出願番号 特願2007-553284 (P2007-553284)  
 (86) (22) 出願日 平成18年1月31日 (2006.1.31)  
 (65) 公表番号 特表2008-536530 (P2008-536530A)  
 (43) 公表日 平成20年9月11日 (2008.9.11)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/003029  
 (87) 国際公開番号 W02006/083728  
 (87) 国際公開日 平成18年8月10日 (2006.8.10)  
 審査請求日 平成20年3月26日 (2008.3.26)  
 (31) 優先権主張番号 60/648,538  
 (32) 優先日 平成17年1月31日 (2005.1.31)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 60/738,279  
 (32) 優先日 平成17年11月18日 (2005.11.18)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 594198385  
 エチコン・エンドーサージェリー・インコ  
 ーポレーテッド  
 アメリカ合衆国オハイオ州45242シン  
 シナティ・クリークロード4545  
 (74) 代理人 100147485  
 弁理士 杉村 憲司  
 (74) 代理人 100134005  
 弁理士 澤田 達也  
 (72) 発明者 トーマス オー ペイルス  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33156  
 コーラル ゲイブルス アーヴィダ レ  
 ーン 9151

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用器具のエンドエフェクタ、外科用器具、およびエンドエフェクタを形成する方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタのジョーにおいて、  
 舌状部と、  
 中空の本体部分であって、  
 ほぼ直線状で互いに向き合う対向端縁を有する側方側面、  
 前記側方側面を前記舌状部に連結する基端部分、および  
 前記側方側面に連結し、また前記側方側面の前記対向端縁に対して角度をなすほぼ直  
 線状の端縁を有する中空のノーズ部分  
 を有する、該中空の本体部分と  
 を備え、

前記中空の本体部分および前記中空のノーズ部分が、組織サンプルを収容する生検カッ  
 プを画定し、

前記対向端縁および前記直線状の端縁は、互いに交わってそれぞれ外側表面に不連続性  
 を生ずる角部を形成し、また組織サンプルの末端に接触する挟み付け面をなす構成とした  
 ことを特徴とするジョー。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、上記のノーズ部分の前記端縁を、前記側方側面の前  
 記対向端縁のうち対応する対向端縁に対してそれぞれ角度をなすよう連結したジョー。

## 【請求項 3】

請求項 2 に記載のジョーにおいて、  
前記ノーズ部分の前記直線状の端縁は、2 個の直線状の端部とし、  
前記側方側面の前記対向端縁は、2 個の対向端縁とし、また  
前記ノーズ部分の前記 2 個の端縁を、前記 2 個の対向端縁のうち対応する対向端縁に対して、それぞれ角度をなすよう連結したジョー。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記ノーズ部分の前記直線状の端縁は、2 個の直線状の端縁としたジョー。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のジョーにおいて、前記 2 個の直線状の端縁は、互いに向き合うものとしたジョー。

10

【請求項 6】

請求項 5 に記載のジョーにおいて、前記 2 個の直線状の端縁は、互いに角度をなすよう互いに向き合うものとしたジョー。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記ノーズ部分は、截頭円錐体を 2 分割した形状であり、2 個のほぼ直線状の側方端縁、ほぼ直線状の前方端縁、およびほぼ直線的な前面を有する截頭円錐体ハーフとしたジョー。

【請求項 8】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記ノーズ部分は、  
前記側方側面に連結し、また前記側方側面に対して前記角度をなす前記直線状の端縁を有する側面部分と、

20

前方部分であって、ほぼ直線的な前面、および前記側面部分の前記端縁に角度をなすよう連結した直線状の端縁を有する該前方部分と  
を有する構成としたジョー。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のジョーにおいて、前記側面部分および前記前方部分は、截頭円錐体を 2 分割した截頭円錐体ハーフ形状としたジョー。

【請求項 10】

請求項 8 に記載のジョーにおいて、前記側面部分は、角度が付いた 1 組の側面部分により構成したジョー。

30

【請求項 11】

請求項 10 に記載のジョーにおいて、前記角度が付いた 1 組の側面部分は、截頭円錐体を 2 分割した截頭円錐体ハーフ形状としたジョー。

【請求項 12】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記対向端縁および前記直線状の端縁の少なくとも一方は、少なくとも 1 個の歯を有する構成としたジョー。

【請求項 13】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記対向端縁および前記直線状の端縁のそれぞれは、少なくとも 1 個の歯を有する構成としたジョー。

40

【請求項 14】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記対向端縁および前記直線状の端縁のそれぞれは、複数個の歯を有する構成としたジョー。

【請求項 15】

請求項 8 に記載のジョーにおいて、前記前方部分の前記直線状の端縁は少なくとも 1 個の歯を有する構成としたジョー。

【請求項 16】

請求項 1 に記載のジョーにおいて、前記舌状部、上記の本体部分、および前記ノーズ部分を一体構成としたジョー。

【請求項 17】

50

請求項 16 に記載のジョーにおいて、前記舌状部、前記本体部分、および前記ノーズ部分を、単一の材料ピースから打ち抜き加工したジョー。

【請求項 18】

長手方向に基端部および末端部がある本体、およびこの本体の前記基端部に設けたアクチュエータを有する内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタにおいて、

前記本体の前記末端部に連結するクレビスと、

それぞれ請求項 1 に記載のエンドエフェクタのジョーである、2 個のジョーと  
を備え、各ジョーの舌状部を前記クレビスに回動可能に連結し、また前記ジョーを回動させるよう前記舌状部を前記アクチュエータに連結可能にした、  
ことを特徴とするエンドエフェクタ。

10

【請求項 19】

請求項 18 に記載のエンドエフェクタにおいて、

前記ジョーは閉じる状態への指向性を有し、また

前記ジョーそれぞれの前記ノーズ部分は、截頭円錐体を 2 分割した截頭円錐体ハーフ形状とし、前記ジョーが前記閉じた状態にあるとき、双方のジョーが完全な截頭円錐体をなす構成としたエンドエフェクタ。

【請求項 20】

請求項 18 に記載のエンドエフェクタにおいて、

前記側方側面における前記対向端縁および前記ノーズ部分における前記直線状の端縁のそれぞれは、前記ジョーの各々の衝合周縁を画定し、

20

前記側方側面の前記対向端縁、および前記ノーズ部分における前記直線状の端縁の接合部が、各ジョーの前記衝合周縁における、前記外側表面の不連続性部分で第 1 交差部を画定し、また

前記衝合周縁は、

歯を備えた領域と、

前記第 1 交差部における歯がない領域と  
を有する構成としたエンドエフェクタ。

【請求項 21】

請求項 20 に記載のエンドエフェクタにおいて、

前記ノーズ部分は、

30

前方端縁を有する前面と、

前記直線状の端縁を有する基端ノーズ部分と  
を有する構成とし、また

前記前方端縁および前記直線状の端縁の接合部は、各ジョーの前記衝合周縁における、外側表面の第 2 不連続性部分で第 2 交差部を画定し、また

前記衝合周縁は、前記第 1 交差部および第 2 交差部において歯がない領域を有する構成とした  
エンドエフェクタ。

【請求項 22】

請求項 21 に記載のエンドエフェクタにおいて、

40

前記前面はほぼ平面状とし、また

前記前方端縁はほぼ直線状であり、かつ少なくとも 1 個の歯を有する  
構成としたエンドエフェクタ。

【請求項 23】

請求項 21 に記載のエンドエフェクタにおいて、前記エンドエフェクタは、内視鏡の作業経路に挿入し、また前記エンドエフェクタと前記作業経路との間の接触は、ほぼ前記第 1 交差部および第 2 交差部において生ずるものとしたエンドエフェクタ。

【請求項 24】

内視鏡手術器具において、

末端部および基端部を有する中空の本体と、

50

請求項 18 に記載のエンドエフェクタであって、このエンドエフェクタの前記クレビスを前記本体の前記末端部に連結して、前記エンドエフェクタを前記中空の本体の前記末端部に取り付けた該エンドエフェクタと、および

前記中空の本体の前記基端部に配置したアクチュエータであって、前記中空の本体を経て前記ジョーのうちの少なくとも一方における前記舌状部に連結し、アクチュエータの操作時に、前記少なくとも一方のジョーを前記ジョーの他方に対して回動させる該アクチュエータと

を備えたことを特徴とする内視鏡手術器具。

【請求項 25】

請求項 24 に記載の器具において、前記アクチュエータは、操作時に、前記少なくとも一方のジョーを回動させ、この一方のジョーにおける前記側方側面の前記対向端縁、および前記ノーズ部分の前記直線状の端縁を、他方のジョーにおける前記対向端縁および前記直線状の端縁に、それぞれ係合させる構成とした内視鏡手術器具。

【請求項 26】

内視鏡手術器具において、

末端部および基端部を有す中空の本体と、

エンドエフェクタであって、

前記本体の前記末端部に連結したクレビス、および

2 個のジョー

を有し、各ジョーは、

前記クレビスに回動可能に連結した舌状部、

ほぼ直線状で互いに対向する対向端縁を有する側方側面、およびこの側方側面を前記舌状部に連結する基端部分を有する中空の本体部分、

前記側方側面に連結し、かつこの側方側面の端縁に対して角度をなすほぼ直線状の端縁を有する中空ノーズ部分

を有し、

前記中空の本体部分および上記の中空のノーズ部分が、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、

前記対向端縁および前記直線状の端縁は、互いに交わってそれぞれ外側表面に不連続性を生ずる角部を形成し、また

前記対向端縁および前記直線状の端縁が組織サンプルの末端に接触するための挟み付け面を形成する構成とした、該エンドエフェクタと、

前記中空の本体の前記基端部に配置したアクチュエータであって、前記中空の本体を経て前記ジョーのうちの少なくとも一方における前記舌状部に連結し、アクチュエータの操作時に、前記少なくとも一方のジョーを前記ジョーの他方に対して回動させる該アクチュエータと

を有することを特徴とする内視鏡手術器具。

【請求項 27】

請求項 26 に記載の器具において、前記ジョーのそれぞれに関して、前記ノーズ部分の前記端縁の各々を、前記側方側面における前記対向端縁のうち対応の対向端縁に対して、角度をなすよう連結した内視鏡手術器具。

【請求項 28】

請求項 26 に記載の器具において、

上記のジョーは閉じる状態への指向性を有し、また

前記ジョーそれぞれの前記ノーズ部分は、截頭円錐体を 2 分割した截頭円錐体ハーフ形状とし、前記ジョーが前記閉じた状態にあるとき、双方のジョーが完全な截頭円錐体をなす構成とした内視鏡手術器具。

【請求項 29】

請求項 26 に記載の器具において、

前記側方側面における前記対向端縁および前記ノーズ部分における前記直線状の端縁の

それぞれは、前記ジョーの各々の衝合周縁を画定し、

前記側方側面の前記対向端縁、および前記ノーズ部分における前記直線状の端縁の接合部が、各ジョーの前記衝合周縁における、前記外側表面の不連続性部分で第1交差部を画定し、また

前記衝合周縁は、

歯を備えた領域と、

前記第1交差部における歯がない領域と

を有する構成とした内視鏡手術器具。

【請求項30】

請求項29に記載の器具において、

前記ノーズ部分は、

前方端縁を有する前面と、

前記直線状の端縁を有する基端部分と

を有する構成とし、また

前記前方端縁および前記直線状の端縁の接合部は、各ジョーの前記衝合周縁における、外側表面の第2不連続性部分で第2交差部を画定し、また

前記衝合周縁は、前記第1交差部および第2交差部において歯がない領域を有する構成とした内視鏡手術器具。

【請求項31】

請求項30に記載の器具において、

前記前面はほぼ平面状とし、また

前記前方端縁はほぼ直線状であり、かつ少なくとも1個の歯を有する

構成とした内視鏡手術器具。

【請求項32】

請求項30に記載の器具において、前記エンドエフェクタは、内視鏡の作業経路に挿入し、また前記エンドエフェクタと前記作業経路との間の接触は、ほぼ前記第1交差部および第2交差部において生ずるものとした内視鏡手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

技術分野

本発明は外科用器具のエンドエフェクタ、エンドエフェクタを有す外科用器具、およびそのエンドエフェクタを形成する方法に関する。

【0002】

本発明によるエンドエフェクタは外科用器具に用いるためのものであり、2個の部分（ピース）からなる。これら部分（ピース）を結合して、エンドエフェクタを形成する。これら部分は、粉末冶金加工、機械加工、打ち抜き加工（スタンピング）、精密打ち抜き加工（ファインブランキング）、深絞り加工、鑄造加工（キャストイング）、その他、によって形成する。2個の部分は、リベット締め、溶接、はんだ付け、ろう付け、折り曲げタブ、圧着（プレス）等によって結合する。2個の部分は同一材料、または異なる材料から形成することができる。

【0003】

本明細書では、1枚の平坦なシート状の材料、好適には金属、とくに熱処理ステンレススチールにより形成したエンドエフェクタについても開示する。このエンドエフェクタは、この低コスト加工を利用するよう特別に設計する。

【0004】

さらに本明細書は、外科用器具のエンドエフェクタであり、エンドエフェクタの内側に向かって湾曲し、また内表面に沿ってアンダカット生ずるよう形成した歯を有するエンドエフェクタについても開示する。

【0005】

10

20

30

40

50

最後に、本明細書は、外科用器具のエンドエフェクタにおける自己心出しスパイクについて開示する。スパイクは穿刺ブレードを有する。エンドエフェクタのジョーが開くと、スパイクは浮動位置からエンドエフェクタのジョー間における固定された中央位置に移動する。

【背景技術】

【0006】

背景技術

たくさんの異なるタイプの生検鉗子が、典型的には内視鏡支援下で、使用されている。通常、これらの装置は、複雑な構造であり、精密で小型化されたコンポーネント（構成部材）の製造および機械加工を必要とし、従って、これらコンポーネントは概して極めて高価である。

10

【0007】

可撓性鉗子の初期の事例としては、シュミット（Schmidt）氏による特許文献1（米国特許第3,895,636号）に記載のものがあり、この特許文献1では、環状リムを有する1対のカップ状のジョーをハブおよび鋭利なトロカールに連係させる。このシュミット特許によるジョーは、端縁を機械加工する必要がある、一方のジョーを他方のジョーとは異なる形状にする。

【0008】

エッサー（Esser）氏らによる特許文献2（米国特許第4,887,612号）には、同様の生検鉗子であり、連動カム機構を用いてカップ状のジョー相互が互いに近づけたり離したりする動作を行わせるものが記載されている。エッサー氏らの特許によるジョーはステンレス鋼で形成し、やはり高価な機械加工を要する。

20

【0009】

マセック（Macek）氏らによる特許文献3（米国特許第4,763,668号）には、カップ状の鉗子をリンク機構によって駆動する生検鉗子が記載されている。リンク機構における各回動ポイントは、応力集中、摩耗、および破損の生じやすい部位となる。これは、シントゲン（Schintgen）氏らによる特許文献4（米国特許第4,721,116号）に記載のリンク機構組立体と同様である。この場合、鉗子間のニードル（針）は、鉗子が閉じるとき格納される。

【0010】

フリーボーン（Freeborn）氏による特許文献5（米国特許第3,921,640号）には、単独ピースの成形プラスチックから製造した外科用器具が記載されている。この器具は、タオルまたは外科用包帯を保持する歯も含めて種々の形状のジョーとすることができる。

30

【0011】

ハリス（Harris）氏による特許文献6（米国特許第4,200,111号）には、ばね負荷した一対のジョーを、スライド出来るようにトロカールの端部内に摺動可能に配置したものが記載されている。ジョーは撚りワイヤの動作によって、トロカールに出入りする。

【0012】

林（Hayashi）氏による特許文献7（米国特許第4,669,471号）には、枢着（回動連結）ピンによって結合した1対のカップを有する生検鉗子装置が記載されている。カップと操作ワイヤとの間には数個のリンク機構があり、これらリンク機構は、やはり枢着ピンによって連結される。枢着ピンは、レーザ溶接によって、構成部材に溶接または融着される。

40

【0013】

ポラト（Porat）氏らによる特許文献8（米国特許第4,815,460号）には、把持（グリップ）するための医療装置が記載されている。ポラト（Porat）氏らの特許は、互いに同一の1対のジョーを有する。これらジョーには、ジョー全体にわたり歯列を有する。歯は、各ジョーの長手方向に分割し、位相を互いに異ならせる。他の装置としては

50

、ヒース（Heath）氏による特許文献 9（米国特許第 8 2 5 , 8 2 9 号）に記載されているものがある。ヒース（Heath）氏の特許は、切り取りを目的とする 2 組の異なる係合ジョーを使用する。

【 0 0 1 4 】

ベイル（Bales）氏らによる特許文献 1 0（米国特許第 5 , 5 0 7 , 2 9 6 号）、特許文献 1 1（米国特許第 5 , 6 6 6 , 9 6 5 号）、特許文献 1 2（米国特許第 6 , 0 2 4 , 7 0 7 号）、特許文献 1 3（米国特許第 6 , 2 6 4 , 6 1 7 号）には、身体から組織サンプルを採取するための生物学的な鉗子装置が記載されている。これら特許文献記載の鉗子装置は、可撓性の主コイルを有し、コイルの末端部に同一構造に鑄造した 1 対のジョーを設ける。ジョーの最も末端部には歯が放射状に配置する。ジョーは、1 対の引張ワイヤに取り付けることによって開閉し、これら引張ワイヤは、主コイルを経てコイルの基端部におけるハンドルの内部まで延びている（延在する）。ハンドルは、主コイルに取り付けた中央シャフトの周りに沿って摺動（スライド）するスプールを有する。スプールは引張ワイヤに取り付け、スプールが中央シャフトに対して移動することにより、てこ動作するジョーの基端部に力を加え、ジョーを開閉する。

10

【特許文献 1】米国特許第 3 , 8 9 5 , 6 3 6 号

【特許文献 2】米国特許第 4 , 8 8 7 , 6 1 2 号

【特許文献 3】米国特許第 4 , 7 6 3 , 6 6 8 号

【特許文献 4】米国特許第 4 , 7 2 1 , 1 1 6 号

【特許文献 5】米国特許第 3 , 9 2 1 , 6 4 0 号

20

【特許文献 6】米国特許第 4 , 2 0 0 , 1 1 1 号

【特許文献 7】米国特許第 4 , 6 6 9 , 4 7 1 号

【特許文献 8】米国特許第 4 , 8 1 5 , 4 6 0 号

【特許文献 9】米国特許第 8 2 5 , 8 2 9 号

【特許文献 1 0】米国特許第 5 , 5 0 7 , 2 9 6 号

【特許文献 1 1】米国特許第 5 , 6 6 6 , 9 6 5 号

【特許文献 1 2】米国特許第 6 , 0 2 4 , 7 0 7 号

【特許文献 1 3】米国特許第 6 , 2 6 4 , 6 1 7 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【 0 0 1 5 】

必要なことは、組織をよりうまく掴み、内視鏡（または他のスコープ）の作業経路の内部を通過でき、また、低コストでより簡単に製造できる、改良されたジョー組立体である。

【 0 0 1 6 】

可撓性内視鏡検査では、外科的処置中に、長くて可撓性のある器具を頻繁に可撓性内視鏡の作業経路に対して挿入および抜き出しを行う。内視鏡技師は、処置を遂行するため迅速にこの作業を行う。時には、急速な抜き出しの際、器具が不慮に内視鏡から抜けてムチのように空中に飛び出し、体液を部屋中に、また内視鏡技師または看護師の顔に飛び散らすことさえ起こり得る。この望ましくない状況を予防するために、医師に器具の先端が近づいていることを視覚的に知らせるため、シース（外装）の末端部分に表示マーク付記してきた。シースは一般に不透明で、色が装置の長さを示す。シースの基端部にもマークを付記し、挿入の際、器具が内視鏡の末端部から突出するに十分深く挿入していることを示す。これらのマークは、ポリマー製のシースの外側にプリントする。現在、そのようなプリントには、ホットスタンプまたはパッドプリンティングを用いる。ポリマー製のシースは繊細で、プリント中に傷付く可能性がある。このようなマーカを付記ことによりシースを傷つける可能性を排除するのが望ましい。

40

【 0 0 1 7 】

可撓性内視鏡は高価で繰り返し使用する装置であり、また、摩耗した作業経路を修理するコストは相当かかる。生検鉗子は、可撓性内視鏡の作業経路を頻繁に通過するため、こ

50

の作業経路は摩耗しやすい。そのため、内視鏡の作業経路の摩耗を最少限に押さえるべく、生検鉗子のエンドエフェクタを設計することは有益である。

【 0 0 1 8 】

#### 発明の開示

したがって本発明の目的は、従来タイプの上述した既知の装置および方法の欠点を克服し、内面にアンダカットを生ずるよう内方に湾曲していることから掴む能力が向上した歯を有し、より滑らかな外面を有し、また、効率的かつ低コストで生産できる、外科用器具のエンドエフェクタ、エンドエフェクタを有す外科用器具、およびそのエンドエフェクタを形成する方法を得るにある。

【 0 0 1 9 】

鉗子の歯は内側に湾曲し、内面にアンダカットを生ずる。アンダカットは捕まれた組織をトラップし、（フックのように）よりうまく保持する。反曲によって生ずる角度により、エンドエフェクタが閉じると、歯を組織に一層深く食い込ませる。

【 0 0 2 0 】

本発明のエンドエフェクタの舌状部は、多くの異なるスタイルのエンドエフェクタに使用することができる。

【 0 0 2 1 】

互いに連結する２個の部分からエンドエフェクタを形成すると有益である。したがって、舌状部およびエンドエフェクタは、異なるプロセスで形成することができ、このことにより、エンドエフェクタの各部分の構成に融通性ができ、また異なる製造プロセスを利用

【 0 0 2 2 】

代案として、本来の強度を生かすように設計された単一の薄い材料からエンドエフェクタを形成することも可能である。好適には、材料は、焼きなまし状態において容易に成形することができ、その後強度および硬度を増すために熱処理することができる熱処理ステンレススチールとする。単一ピース構成のジョーとした実施形態においては、舌状部は、それぞれ軸孔および操作孔の双方を有する２個の個別の舌状部から形成する。

【 0 0 2 3 】

図面においてエンドエフェクタは生検鉗子のジョーとして示すが、同一の舌状部形態を多くの異なる種類のエンドエフェクタ、例えば、把持装置、解剖器具、クランプ等に使用

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 4 】

上述のおよび他の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタのジョーを提供し、このエンドエフェクタのジョーは、舌状部と、中空の本体部分であって、ほぼ直線状で互いに向き合う対向端縁を有する側方側面、その側方側面を舌状部に連結する基端部分、および側方側面に連結し、また側方側面の対向端縁に対して角度をなすほぼ直線状の端縁を有する中空のノーズ部を有する、該中空の本体部分と、を有する。中空の本体部分およびノーズ部分は、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、また対向端縁および直線状の端縁は、互いに交わってそれぞれ外側表面に不連続性を生ずる角部を形成し、また組織サンプルの末端に接触する挟み付け面をなす。

【 0 0 2 5 】

本発明の他の特徴によると、ノーズ部分の端縁は、側方側面の対向端縁のそれぞれに対して、角度をなすよう連結する。

【 0 0 2 6 】

本発明のさらに他の特徴によると、ノーズ部分の直線状の端縁は２個の直線状の端縁とし、また側方側面の対向端縁は２個の対向端縁とし、ノーズ部分の２個の端縁を、２個の対向端縁のうち対応する対向端縁に対してそれぞれ角度をなすよう連結する。

【 0 0 2 7 】

本発明の付加的な特徴によると、ノーズ部分の直線状の端縁は２個の直線状の端縁とす

10

20

30

40

50



る。

【0028】

本発明の付加的な特徴によると、2個の直線状の端縁は、互いに対向し、とくに、2個の直線状の端縁は互いに角度をなすよう対向する。

【0029】

本発明のさらに他の特徴によると、ノーズ部分は、截頭円錐体を2分割した形状であり、2個のほぼ直線状の側方端縁、ほぼ直線状の前方端縁、およびほぼ直線的な前面を有する截頭円錐体ハーフとする。

【0030】

本発明のさらにまた他の特徴によると、ノーズ部分は、側方側面に連結し、また側方側面に対して角度をなす直線状の端縁を有する側面部分と、ほぼ直線的な前面、および側面部分の端縁に角度をなすよう連結した直線状の端縁を有する前方部分とを有する構成とする。

10

【0031】

本発明のさらに付加した特徴によると、側面部分および前方部分は、截頭円錐体を2分割したした截頭円錐体ハーフ形状とする。

【0032】

本発明のさらに付加的な特徴によると、側面部分は、角度が付いた1組の側面部分により構成する。

【0033】

20

本発明のさらに他の特徴によると、角度が付いた1組の側面部分は、截頭円錐体を2分割した截頭円錐体ハーフ形状とする。

【0034】

本発明のさらに他の特徴によると、対向端縁および直線状の端縁の少なくとも一方は、少なくとも1個の歯を有する構成とする。ある実施形態によると、対向端縁および直線状の端縁のそれぞれが歯を有する構成とする。

【0035】

本発明の再び付加的な特徴によると、前方部分の直線状の端縁は少なくとも1個の歯を有する構成とする。

【0036】

30

本発明のさらに他の付加的な特徴によると、舌状部分、本体部分、およびノーズ部分あ一体構成とする。

【0037】

本発明のさらに他の特徴によると、舌状部分、本体部分、およびノーズ部分を、単一の材料ピースから打ち抜き加工する。

【0038】

さらに、本発明の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタを提供し、このエンドエフェクタは、長手方向に基端部および末端部がある本体、およびこの本体の基端部に設けたアクチュエータを有する内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタにおいて、本体の末端部に連結するクレビスと、および、2個のジョーとを備え、各ジョーは、クレビスに回動可能に連結し、またジョーを回動させるためアクチュエータに連結する舌状部分と、ほぼ直線状で互いに向き合う対向端縁を有する側方側面およびこの側方側面と舌状部分に連結する基端部分を有する中空の本体部分と、および、側方側面に取り付け、また側方側面の対向端縁に角度をなすほぼ直線状の端縁を有する中空のノーズ部分とを有する構成にする。中空の本体部分およびノーズ部分は、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、また対向端縁および直線状の端縁は、組織サンプルの末端に接触するための挟み付け面を形成する。

40

【0039】

本発明のさらに他の特徴によると、それぞれのジョーに関して、ノーズ部分の端縁の各々を、側方側面の対向端縁のうち対応する対向端縁に対して角度をなすよう連結する。

50

## 【 0 0 4 0 】

本発明のさらに付加した特徴によると、ジョーは閉じる状態への指向性を有し、またそれぞれのジョーのノーズ部分は、截頭円錐体を2分割した截頭円錐体ハーフ形状とし、ジョーが閉じた状態にあるとき双方のジョーが完全な截頭円錐体をなす構成とする。

## 【 0 0 4 1 】

本発明のさらに他の付加的な特徴によると、側方側面における対向端縁およびノーズ部分における直線状の端縁のそれぞれは、ジョーの各々の衝合周縁を画定し、側方側面の対向端縁およびノーズ部の側面部分における直線状の端縁の接合部が、各ジョーの衝合周縁における第1交差部を画定し、また衝合周縁は、歯を備えた領域と、および第1交差部における歯がない領域を有する構成とする。

10

## 【 0 0 4 2 】

本発明の他の特徴によると、ノーズ部分は、前方端縁を有する前面と、および、直線状の端縁を有する基端部分とを有し、前方端縁および直線状の端縁の接合部は、各ジョーの前記衝合周縁における第2交差部を画定し、また衝合周縁は、第1交差部および第2交差部において歯がない領域を有する構成とする。

## 【 0 0 4 3 】

本発明のさらに他の特徴によると、前面はほぼ平面状とし、前方端縁はほぼ直線状であり、かつ少なくとも1個の歯を有する構成とする。

## 【 0 0 4 4 】

本発明の付加した特徴によると、エンドエフェクタは、内視鏡の作業経路に挿入し、またエンドエフェクタと作業経路との間の接触は、ほぼ第1交差部および第2交差部において生ずるものとする。

20

## 【 0 0 4 5 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明はさらに、内視鏡手術器具を提供し、該内視鏡手術器具において、末端部および基端部を有する中空の本体と、本発明によるエンドエフェクタであって、このエンドエフェクタのクレビスを本体の末端部に連結して、エンドエフェクタを中空の本体の末端部に取り付けた該エンドエフェクタと、および、中空の本体の基端部に配置したアクチュエータであって、中空の本体を経てジョーのうちの少なくともどちらか一方における舌状部に連結し、アクチュエータの操作時に、少なくとも一方のジョーを他方のジョーに対して回動させるための該アクチュエータと、を備えたことを特徴とする。アクチュエータは、操作時に、少なくとも一方のジョーを回動させ、この一方のジョーにおける側方側面の対向端縁を、他方のジョーにおける対向端縁およびノーズ部分の直線状の端縁に、それぞれ係合させる構成とする。

30

## 【 0 0 4 6 】

本発明の付加的な特徴によると、ジョーは閉じる状態への指向性を有し、またそれぞれのジョーのノーズ部分は、截頭円錐体を2分割した截頭円錐体ハーフ形状とし、ジョーが閉じた状態にあるとき、双方のジョーが完全な截頭円錐体をなす構成とする。

## 【 0 0 4 7 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、末端部および基端部を有す中空の本体と、この本体の末端部に連結したクレビスと、および2個のジョーを有し、各ジョーは、クレビスに回動可能に連結したエンドエフェクタと、を有する内視鏡手術器具もまた提供する。各ジョーは、クレビスに回動可能に連結した舌状部分と、ほぼ直線状で互いに対向する対向端部を有す側方側面、およびこの側方側面を舌状部分に連結する基端部分を有す中空の本体部分と、さらに、側方側面に連結し、かつこの側方側面の端縁に対して角度をなすほぼ直線状の端縁を有する中空のノーズ部分を有する。中空の本体部分およびノーズ部分は、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、また対向端縁および直線状の端縁は組織サンプルの末端に接触するための挟み付け面を形成する。アクチュエータは本体の基端部に配置し、アクチュエータの操作時に、少なくとも一方のジョーを他方のジョーに対して回動させるよう、中空の本体を経て少なくとも一方のジョーの舌状部分に連結する。

40

50

## 【 0 0 4 8 】

本発明のさらに他の特徴によると、各ジョーに関して、ノーズ部分の端縁の各々を、側方側面における対向端縁のうち対応する対向端縁に対して、角度をなすよう連結する。

## 【 0 0 4 9 】

本発明のさらに他の特徴によると、側方側面の対向端縁およびノーズ部分における直線状の端縁のそれぞれは、ジョーの各々の衝合周縁を画定し、側方側面の対向端縁および（ノーズ部の）側面部分における直線状の端縁の接合部が、各ジョーの前記衝合周縁における第1交差部を画定し、また衝合周縁は、歯を備えた領域と、第1交差部における歯がない領域とを有する構成とする。

## 【 0 0 5 0 】

10

本発明のさらに付加した特徴によると、ノーズ部分は、前方端縁を有する前面と、および、直線状の端縁を有する基端部分とを有し、また前方端縁および直線状の端縁の接合部は、各ジョーの前記衝合周縁における第2交差部を画定し、また衝合周縁は、第1交差部および第2交差部において歯がない領域を有する構成とする。

## 【 0 0 5 1 】

本発明のさらに付加的な特徴によると、前面はほぼ平面状とし、また前方端縁はほぼ直線状であり、かつ少なくとも1個の歯を有する構成とする。

## 【 0 0 5 2 】

本発明のさらに他の特徴によると、エンドエフェクタは、内視鏡の作業経路に挿入し、またエンドエフェクタと作業経路との接触は、ほぼ第1交差部および第2交差部において生ずるものとする。

20

## 【 0 0 5 3 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタのジョーもまた提供され、該ジョーは、基端側の舌状部、側方側面を有する末端側の本体を有する中空の本体部分と、および、本体部分に連結し、かつ側方側面に対して角度をなすほぼ直線状の端縁を有する中空のノーズ部分を有する。中空の本体部分およびノーズ部分は、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、また対向端縁および直線状の端縁が、組織サンプルの末端に接触する挟み付け面を形成する。

## 【 0 0 5 4 】

本発明のさらに他の特徴によると、ノーズ部分は、本体部分に連結し、また側方側面に対して角度をなすほぼ直線状の端縁を有する基端部分と、ほぼ直線的な前面を有し、この前面は、基端部分の直線状の端縁に連結したほぼ直線状の端縁を有する前方部分とを有する構成とする。

30

## 【 0 0 5 5 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタのジョーもまた提供され、該ジョーは、基端側の舌状部、側方側面を有する末端側の本体を有する中空の本体部分と、および、末端側の本体に連結した、截頭円錐体を2分割した截頭円錐体ハーフ形状のノーズ部分を有する。

## 【 0 0 5 6 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタもまた提供し、長手方向に基端部および末端部がある本体、およびこの本体の基端部にアクチュエータ有するエンドエフェクタにおいて、本体の末端部に連結するクレビスと、および、2個のジョーであって、少なくとも一方のジョーをクレビスに回動可能に連結した該ジョーとを備え、各ジョーは、本体部分であって、基端側の舌状部、および末端側の側方側面を有する末端本体を有する該本体部分と、および、末端本体に連結した、截頭円錐体を2分割した截頭円錐体ハーフ形状のノーズ部分を有する。

40

## 【 0 0 5 7 】

本発明のさらに付加した特徴によると、截頭円錐体ハーフ形状のノーズ部分は、2個のほぼ直線状の端縁と、および、これら2個の直線状端縁に対して角度をなすよう連結したほぼ直線状の端縁を有するほぼ直線的な前面を有する構成とする。

50

## 【 0 0 5 8 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のクレピスのためのエンドエフェクタジョー組立体もまた提供し、該ジョー組立体は、クレピスに連結すべき互いに対向する２個のジョーであって、互いに閉じる状態への指向性を有するジョーを備え、各ジョーは、基端側の舌状部、および末端側に側方側面を有する末端本体を有す本体部分と、および、末端本体に連結し、また少なくとも２個のほぼ直線状な端縁のセグメントを有する、截頭円錐体を２分割した截頭円錐体ハーフ形状のノーズ部分とを有する。

## 【 0 0 5 9 】

本発明のさらに付加的な特徴によると、ジョーは、中央の長手方向軸線を画定し、また少なくとも２個のほぼ直線状な端縁のセグメントは、それぞれ、長手方向軸線の周りに少なくとも部分的に湾曲した少なくとも１個の歯を有する。

10

## 【 0 0 6 0 】

本発明のさらに他の特徴によれば、各ジョーにおける少なくとも２個のほぼ直線的な端縁のセグメントを並置させ、また２個のジョーが閉じた状態にあるときは前記各ジョーの前記少なくとも１個の歯が互いに噛合する。

## 【 0 0 6 1 】

本発明の上述の目的を達成するため、本発明は、内視鏡手術器具のためのエンドエフェクタのジョーもまた提供し、該ジョーは、舌状部分と、ほぼ直線状で互いに対向する対向端縁を有する側方側面、およびこの側方側面を舌状部分に連結する基端部分を有する中空の本体部分と、および、中空のノーズ部であって、この中空ノーズ部分を側方側面に連結し、かつ側方側面の対向端縁に対して角度をなすよう連結する側方部分、および側方部分の前記直線状の端縁に角度をなすよう連結するほぼ直線状の端縁を有するほぼ直線的な前面を有する前方部分を有する該中空のノーズ部分とを備え、中空の本体部分および中空のノーズ部分が、組織サンプルを収容する生検カップを画定し、対向端縁、ならびに側方部分および前方部分の直線状の端縁が、組織サンプルの末端に接触する挟み付け面を形成する構成とする。

20

## 【 0 0 6 2 】

本発明に特有であると判断される他の特徴を附属の書類である特許請求の範囲に記載する。

## 【 0 0 6 3 】

本発明は、本明細書の図面および記載においては、手術器具のためのエンドエフェクタ、そのエンドエフェクタを有す手術器具、および、エンドエフェクタを形成する方法、として具体例を説明しているが、本明細書に示した詳細に限定されるものではなく、本発明の精神から逸脱することなく特許請求の範囲内で様々な変更および構造上改変を行うことができる。

30

## 【 0 0 6 4 】

しかし、本発明の構造および方法、また本発明の付加的な目的および利点は、以下の特別な実施例の説明を添付図面を参照しつつ読むことにより最もよく理解できるであろう。

## 【 0 0 6 5 】

本明細書は、発明の特徴で新規とみなされるものを定義した特許請求の範囲で結論付けられるが、本発明は、図面に関連する説明によってより良く理解できるであろう。これら図面では、同様の部分には同一の参照符号を付してある。

40

## 【 0 0 6 6 】

本発明を開示し、これについて説明する前に、当然のことながら、本明細書で使用する用語は特定の実施例について記載するためのものであり、これに限定されるものではないということを理解されたい。明細書および付属の特許請求の範囲において単数形を使用した場合は、これは特に明示していない場合は複数形についても言及することを留意されたい。

## 【 実施例 】

## 【 0 0 6 7 】

50

以下に図面につき説明するが、まずとくに、図 1 につき説明すると、図 1 は手術器具のためのエンドエフェクタ 1 の実施例を線図的に示し、とくに、エンドエフェクタ 1 は、生検鉗子のジョー操作組立体である。エンドエフェクタは、1 対のジョー 10、クレビス 20、および取付軸 30 を有す。手術器具は可撓性コイル 2 を有し、この可撓性コイル 2 内に、操作ワイヤまたは操作ロッド 3（以下に図 26～図 29 で詳細に示すが、図 1 では線図的に点線でのみ示す）を摺動可能に配置する。コイル 2 のカバーは必ずしも必要ではないが、好適な実施例においては、保護材料 4 によりコイル 2 をカバーすることができる。

保護材料 4 は、防水の収縮シール加工したチューブの形式とし、図 1 において線図的にのみ示す。

#### 【0068】

操作ワイヤ 3 の基端部（近位端）は基端側（近位）のアクチュエータ 60 に連結し（図 63～図 70 参照）、アクチュエータは、一般に、ワイヤ 3 をコイル 2 に対して移動させるプランジャの形式とする。第 1 方向への移動がジョー 10 を閉じ、第 2 方向への移動がジョーを開く。所要に応じ、アクチュエータにはロック装置を設け、ロック装置をロック状態にした後には、ジョー 10 が開かないようにする。したがって、生検鉗子としての実施形態では、ジョー 10 の内部に組織サンプルを採取した後、ロックはジョーが開いて組織サンプルを落とすことを防ぐことができる。アクチュエータ 60 については、以下に図 63～図 70 につき詳細に説明する。

#### 【0069】

ジョー 10 は、末端部にマウス 12、中央部に取付フレーム 14、および基端部に舌状部 16 を有する。マウス 12 は、生検鉗子としての実施形態では、組織標本を採取するのに使用する。取付フレーム 14 は、ジョー 10 をクレビス 20 に回動可能に連結し、ジョー 10 を開放状態と閉鎖状態との間で回動可能にする。（図 6 および図 7 参照。）舌状部 16 は、連結領域、好適にはそれはワイヤまたはロッドを収容する孔の形式の連結領域を有する。したがって、操作組立体をジョー 10 に連結するためには、各ワイヤ 3 の末端部を、それぞれに対応するジョー 10 の舌状部 16 に連結する。このようにして、ワイヤを操作するとき、ワイヤ 3 が基端側、または末端側に移動すると、双方のジョー 10 が回動し、ジョー 10 が閉じ、または開く。

#### 【0070】

図 2～図 5 は、本発明の、2 部分構成のジョー 10 の実施例を示す。末端のマウス 12 は、ジョー 10 の 2 部分における第 1 部分であり、フレーム 14 および舌状部 16 が、ジョー 10 の 2 部分における第 2 部分である。これら 2 個の部分は種々の方法で連結することができる。

#### 【0071】

図 2 および図 3 は、第 1 連結方法による組立体を示す。マウス 12 の基端面には、2 個の機能部、すなわち連結用のスロット 122、および中央に固定するスパイクまたはニードルのためにクリアランスをもたらす溝 124 を設ける。フレーム 14 の末端面には、末端方向に突出するタブ 142 を設ける。スロット 122 の形状は、タブ 142 の外形にほぼ対応する。図 2 は 2 個の部分が互いに分離した状態を示し、図 3 はタブ 142 をスロット 122 に差し込んだ状態を示す。これら 2 個の部分を連結する好適な方法は、タブ 142 の長手方向の突出範囲をスロット 122 の深さ（これは基本的にマウス 12 を形成する材料の厚さによって決定される）よりも長くする。そのような形態を図 3 に示す。タブ 142 をこの状態にした後には、2 個の部分は互いに保持され、タブ 142 の末端を（リベットのように）カシメることによって 2 個の部分を永久的に連結する。

#### 【0072】

図 4 および図 5 は、ジョー 10 の第 2 連結方式による組立体を示す。マウス 12 の基端面には、2 個の機能部、すなわち、連結用の溝 126、および中央に固定するスパイクまたはニードルのためにクリアランスをもたらす溝 124 を設ける。フレーム 14 の末端面には T 字状のタブ 144 を設け、このタブは末端方向に突出するベース部と、このベース部の側面からベース部に直交する方向に突出する頂部とを有する。連結用の溝 126 形状

10

20

30

40

50

は、タブ 142 のベース部の外形にほぼ対応する。図 4 は 2 個の部分が互いに分離した状態を示し、図 5 はタブ 144 を連結用の溝 126 に差し込んだ状態のを示す。2 個の部分を連結するには、単に、タブ 144 のベース部を連結用の溝 126 の底部まで滑り込ませるだけでよい。もしタブ 144 のベース部の長手方向の長さが、溝 126 の深さ（これは基本的にマウス 12 を形成する材料の厚さによって決定される）にほぼ対応するなら、タブ 144 の T 字状の形状によって、に 2 個の部分を連結するのに十分である。連結を補強するためには、T 字状の頂部をプレスして変形させる（リベットのよう）ことにより、2 個の部分を永久的に連結することができる。代案として、例えば、溶接、ろう付け、はんだ付けすることもできる。

#### 【0073】

好適には、これら 2 個の部分は、一工程による打ち抜き加工で形成する。図 2 ~ 図 5 に示す機能部の全ては、2 個の部分のそれぞれを単一工程による打ち抜き加工で形成できる。

#### 【0074】

図 6 ~ 図 18 は、本発明のジョー 100 の他の実施例を示す。ジョー 100 は、回動可能にクレビス 20 に連結し、このクレビス 20 はコイル 2 に連結する。図 6 ~ 図 8 のジョー 100 は、2 部分構成ではない。代わりに、このジョー 100 は単独ピースの部分とし、1 個のシート材料を打ち抜いて平坦な部分を形成し、その後、打ち抜き部分を、とくに図 10 ~ 図 18 に示すような形状に整形する。このように、ジョー 100 は、2 工程（ステップ）、すなわち、1 個のシート材料を打ち抜くステップと、打ち抜いた部分を整形するステップと、によって形成する。必要であれば、第 3 の工程（ステップ）を付加し、舌状部 160 の 2 つの基端（近位端）部を、タブを溝に、例えば溶接、ろう付け、相互連結、または他の類似の方法によって、互いに永久的に連結することができる。

#### 【0075】

図 10 は、単一ピースの部分から成るジョー 100 の機能部を明示する。マウス 120 は、半径方向に突出する歯 123 を有するカップ状の末端部分 121 と、基端タブ 125 と、および 2 個の基端アーム 127 とを有す。他方のジョー 100 の方向に半径方向に突出する歯 123 は、とくに図 17 および図 18 に示すように、他方のジョー 100 の歯とかみ合うように構成する。基端タブ 125 は、カップの容積を制限することなく、組織サンプルを保持するのに使われる。2 個の基端アーム 127 は、フレーム 14 の末端部に連結し、フレーム 14 と一体にする。

#### 【0076】

フレーム 14 は、2 個のほぼ平行なプレート 141 からなり、各プレートは枢着部 143 を画定する。フレーム 14 の末端（遠位端）部は基端アーム 127 に、フレーム 14 の基端（近位端）部は舌状部 16 に連結する。フレーム 14 と同様、舌状部 16 も 2 個の平行なプレート 161 からなり、各プレートは制御ロッド部分 163 を画定する。フレーム 14 を構成するプレート 141 とタング 16 を構成するプレート 161 との連結は、2 個のプレート 141 の内方にテーパを付けた基端部 145 によって形成し、このことを図 15 および図 16 に明示する。

#### 【0077】

フレーム 14 およびタング 16 の双方は、ジョー 10、制御ワイヤ 3、および / またはクレビス 20 の様々な機能部に適合する輪郭を有する。例えば、図 10 の、図を見ている人にとって手前側の基端アーム 127 は、奥側の基端アーム 127 よりも短い。また、図 11 の、図を見ている人にとって手前側の舌状部 16 のプレート 161 は、反対側のプレート 161 よりも幅が狭い。図 12 および図 13 において、2 個のプレート 161 を比較されたい。

#### 【0078】

図 1 ~ 図 5 に示した単一舌状部と比較して、2 部分構成の舌状部 16 を設けることには重要な利点がある。2 部分構成の舌状部は、使用中、2 個の舌状部が負荷を分け合うため、とくに打ち抜き加工した部分を使用する際に有利である。したがって、各舌状部は、単

10

20

30

40

50

独舌状部と比較して、半分の強度を有するだけでよく、これはまた、より薄い材料を使用することができることを意味し、これは打ち抜き加工を容易にする。１個のジョー１００につき２個の薄いタング１６１が存在すると、タング１６１相互を互いに拡開し、また互いに組み合わせるときに互いに接合させることができる。例として、図２６、図２８、図３０、および図４６～図５０を参照。２部分構成舌状部を有すエンドエフェクタの舌状部は、単独舌状部を有すエンドエフェクタよりも、この部分の中心線に向かって大きく変位する必要がないため、打ち抜き加工での材料の塑性変形が少なく、このため打ち抜きの一貫性が高く、加工ツール（工具）寿命も長くなる。２個の舌状部１６１を互いに拡開することの別の利点は、それによって末端（遠位）側の組立体の安定性が増す点にある。２部分構成舌状部のシステムでは、エンドエフェクタは、軸上で可能な限り互いに離れた２個の接触ポイントによって支持される。単独舌状部システムでは、エンドエフェクタは軸と１ヶ所しか接触ポイントを持たない。付加的な支持が得られるため、２部分構成舌状部を有すエンドエフェクタは、単独舌状部を有するエンドエフェクタよりもコッキング（装置の長手方向軸線に対して角度的に位置がずれること）をおこしにくい。安定性の増加は、エンドエフェクタを維持し、また生検鉗子の場合は歯列整列を維持するのを助ける。

#### 【００７９】

２部分構成舌状部１６の他の重要な利点は、舌状部１６１間に形成されるクリアランスにある。ジョー１００の外側のプレート１４１をクレビスに位置決めし、ジョー１００の内側の舌状部を２個の外側舌状部の内面に位置決めすることにより、ジョー組立体の中央にギャップが生じる。このクリアランスは図２４、図２８、および図４７～図５０に明示される。したがって、必要な場合、安定化ニードル４０のような構成部材（コンポーネント）をジョー１００間のギャップ内に付加することが可能である。単独舌状部形態においては、ジョーが移動するのを防止するため、ジョー相互間のギャップを埋めるスペースが必要となる。本発明の２部分構成舌状部１６においては、構成部材（コンポーネント）で中央のギャップを埋める必要性がなくなる。

#### 【００８０】

２部分構成舌状部１６によってもたらされる安定性は、より薄い、また、したがってより可撓性材料を使用することを可能とする。分厚い材料を用いると剛直性が組み立てを妨害するのに対し、可撓性材料は、装置が組み立ての際にたわもうとするため、可撓性材料を用いることは組み立てに有利である。この利点によって、製造中のより幅の広い公差が可能となる。

#### 【００８１】

単一ピース構成のジョー１００の重要な異なった特徴は、その歯１２３にある。最も末端にある歯１２３１は他の歯１２３３よりも大きい。最も末端部にある歯１２３１は、採取する組織サンプルを掴みそして切り取るのに用いる主歯である。図１６はジョー１００の末端部から見た歯１２３１、１２３３を示す。図１７および図１８は、歯１２３１、１２３３が噛み合った状態での性質を示し、特に、最も末端にある歯１２３１が後方にカーブしている様子を示す。これらの歯１２３１のカーブは、後方への角度があることによって歯が組織によりうまく引っかかり、ジョーを閉じる際、歯が組織に対して滑ることを防止するので、有益である。また、これはジョーが閉じた際に歯の鋭利な先端をジョーの外表面から隠す役割も果たし、それによってジョーの外表面を滑らかにし、装置が内視鏡の作業経路を通過する際に内視鏡の作業経路に与える外傷を減少させる。

#### 【００８２】

図１９～図２２は、本発明クレビス２０の好適な実施例を示す。クレビス２０の特徴を最も良く理解するためには図２２を参照し、この図２２は打ち抜き直後の形状であり、この形状を図１９～図２１に示す最終的なクレビスに整形する。クレビス２０は、多数の異なる部分を有し、これら部分は全て一体であり、これはクレビスが元来、図２２に示す打ち抜き部分から形成することからである。クレビス２０の最も末端（遠位端）部分は回動連結部２２である。制御部分２４を回動連結部２２の基端側に隣接させる。コイル保持部分２６をコイル制御部分２４の基端側に隣接させる。最後に、コイル抑止部分２８を、クレビ

10

20

30

40

50

スの基端（近位端）部で、コイル保持部に隣接させる。

【0083】

好適には、末端部の構成部材（ジョー１００、クレビス２０、およびニードル４０（例として、図２３参照））は、すべてステンレススチール製とし、機械的特性を高めるために硬化加工したもの、または熱処理によって硬化可能なものとする。外科用エンドエフェクタに、薄い、熱処理ステンレススチールを用いることには重要な利点がある。まず、材料が予熱処理、または中間での延性熱処理条件下で打ち抜き加工を行うことができる点である。この形成可能な条件下では、材料を従来の打ち抜きおよび形成処理によって容易に整形できる。最終形状に形成した後、その部分を熱処理して、降伏強度、極限強度、および硬度などの機械的特性を高めることができる。例として17-7析出硬化ステンレススチール、またはカーペンター・テクノロジー（Carpenter Technology）社のCarpenter Custom 455（登録商標）またはCustom 465（登録商標）などの合金を適切に選択し、熱処理プロセス（時間、温度、ramp-soak-coolのサイクル）を制御することにより、高い強度および破断までの耐久時間の増大を兼備する特性が得られる。末端部の構成部材に用いるのに好適な材料は、UNS S17700（17-7）、UNS S17400（17-4）のような析出硬化可能ステンレススチール、およびUNS S45500（Carpenter 455）およびUNS S46500（Carpenter 465）などの時効硬化可能ステンレススチールである。これらの材料は、硬化可能ステンレススチールに最高の耐食性を与える。析出硬化可能合金17-7は、上で挙げた他の合金のいくつかとは異なり、アニールした状態でオーステナイト系の構造となることから特に興味深い。したがって、形成すべき能力が向上する。420または440などのマルテンサイトステンレススチールを使用することも可能だが、本明細書で述べた他の合金と比較して耐食性が低いため、他の合金ほど好ましくない。

【0084】

このような材料を使用する２つ目の利点は、熱処理の過程で強度が加えられるため、末端の部材をそれぞれより薄い材料から構成することができる点である。より薄い材料を用いると、例えば生検鉗子のジョーの場合は、切断端縁をより鋭利にすることができる。

【0085】

最後に、より薄い材料が使用可能であれば打ち抜き型の設計者により大きな自由度を与え、これによって加工能力が向上する。より厚い断面を有す部分と同じ形状に薄い断面を有す部分を曲げたりまたは形成したりする場合に、ひずみ、およびそれに続いて起こる材料流れが減少する。この性質は形成の一貫性を向上させ、型のひずみおよび型の磨耗を減少させる。

【0086】

クレビス２０に関して、クレビスが上述の種類のスチール材料から成り、制御部分２４のアーム２２２、２４２を外方に曲げてジョー１０、１００を装着するとき、アーム２２２、２４２は元の平行の状態に戻り、それぞれの軸ハーフ２２４のテーパエンド間の隙間が実質的になくなる。

【0087】

回動連結部２２は、２個のほぼ平行な軸プレート２２２を有する。図２２に示すクレビスの部分を打ち抜いた後、軸プレート２２２の図２２に点線で示す部分をさらに打ち抜き、それぞれの軸プレート２２２に軸ハーフ２２４を形成する。軸ハーフ２２４を形成するための打ち抜きは、３辺を切断してタブを形成するもので、内側に曲げられることで形成した後は、これらタブは、各軸プレート２２２による平面と直交する位置をとる。このように、図２２の打ち抜き部分を、軸プレート２２２が互いに平行となる状態に整形すると、２個の軸ハーフ２２４は一直線上に並び、ジョー１０、１００が回動する軸受となる。軸ハーフ２２４の端部には面取りを設け、これにより、回動連結部分１４３を通過する軸５０（図２４参照）がより容易に通過でき、また、ジョー１０、１００を装着するとき、制御部分２４の外方への曲げを最小限に抑えることができる。

【0088】

制御部分２４は２個の制御プレート２４２を有し、これら制御プレート２４２は、制御

10

20

30

40

50



部（フレーム１４，１４０、舌状部１６，１６０、およびワイヤ３）がジョー１０，１００の開閉を制御するときに、妨害なく移動するのに十分なだけの長さを有する。この制御プレート２４２は、ほぼ平坦な平面状の末端部分から、丸みを帯びたコイル保持部２６に隣接する基端部分に移行する。軸ハーフ２２４に軸５０およびジョー１０，１００を装着するとき、制御プレート２４２が外向きに曲げようとする力のほとんどを受ける。しかし、クレビス２０の材料は十分に屈曲可能であり、２個の制御プレート２４２が互いに離れる方向に拡開するとしても、制御プレート２４２が塑性的に変形するほどの応力が加わることがない、または、実害がない程度の僅かな塑性変形を生ずるに留まる。したがって、ジョー１０，１００を装着するとき、制御プレート２４２は図１９～図２１に示す位置に弾発的に復帰する。

10

#### 【００８９】

コイル保持部２６は重要な形状をしている。コイル２はらせん形状のロッドとして形成し、コイルの各巻回は先行の巻回と後続の巻回とが互いに休止し合う。この構造のため、最後の巻回は平面を画定しない。実際にはコイルの最後の３６０°にわたり、末端部は長手方向の一定の変化をする。コイルは極めて安全である点で重要である。コイル２の末端部を受け止める末端止め部が平面状であったら、末端止め部に接するのはコイルにおける最後の巻回の一部だけになってしまう。コイルの最後の巻回を適切かつ確実に接触させるために、クレビス２０の打ち抜き部分に、４個のコイル保持用のタブ２６２，２６４，２６６，２６８を形成する。各タブは、コイル２を形成するワイヤのピッチに従う、それぞれ異なる長手方向の距離を有すよう形成する。したがって、図２２の打ち抜いたクレビス２０を図１９～図２１に示す部分に形成すると、４個のタブ２６２，２６４，２６６，２６８はクレビス２０の長手方向軸線に直交しない。代わりに、タブ２６２，２６４，２６６，２６８はコイル２のらせん軌道に沿って横切り、このことは、図２１および図３２～図３４に最も明示される。タブは、基端側から末端側への順序で、第１タブ２６２、第２タブ２６４、第３タブ２６６、および第４タブ２６８を有する。これらのタブ２６２，２６４，２６６，２６８は、図２２で、打ち抜いたクレビス２０の最も右端から始まるように示す。描かれている通りの順序である必要はない。例として、第１番目のタブ２６２が左端にあってもよい。しかし、タブ２６２，２６４，２６６，２６８がコイル形状に追従することを保証するためには、タブ２６２，２６４，２６６，２６８の順序（第１番目から第４番目）が、コイルの巻回（時計回りであれば左から右、反時計回りであれば右から左）に対応しなければならない。

20

30

#### 【００９０】

コイル抑止部分２８はチューブとし、このチューブ中にコイル２の末端部を好適には捲縮によってクランプし、固定する。コイル抑止部２８がコイル２の外周に極めて適合するサイズである場合は、付加的な固定具は必要でない。しかし、クレビス２０がコイル２から抜け落ちることがないこと、およびクレビス２０が図１９～図２１に示す最終形状から変形しないことが重要である。したがって、図２２の打ち抜いたクレビス２０には連結装置２８２を形成し、これによって円形のコイル抑止部分２８が円形状から外れることを阻止する。なんらかの外部手段で端部相互を結合することなく、クレビス２０を図１９～図２１に示す部分に形成できることが望ましい。それを実行するために、連結装置２８２は機械的手段を使用することにより図２２の右端および左端を連結する。接続装置２８２の好適な実施例は、図１９～図２２に示す蟻継ぎ連結である。蟻継ぎでは、単に機械的手段のみによって、コイル抑止部分２８の右端および左端を互いに固定する。

40

#### 【００９１】

ジョー１０，１００を開き、サンプル採取すべき組織に押しつけるとき、ジョー１０，１００が閉じた後に組織サンプルを収容するジョー１０，１００の領域内に、中央ピンまたはスパイクを設けると有益だということが分かった。本発明は、２個のジョー１０，１００のマウス１２，１２０によって生ずるキャビティの内部でジョー１０，１００間に位置すべき、自己心出しブレード４０を設ける。図２３に示すように、ブレード４０は、末端における切断領域４２、中間における回動連結孔４４２を有す回動連結領域４４、およ

50

び基端における２個の心出し制御面４６２を有す心出し領域４６を有する。図２４および図２５は、ブレード４０が上下のジョー１０，１００の間にどのように装着するかを示す。

#### 【００９２】

好適な切断領域４２は、図２３に示すように、三角形の両刃端縁を有するスパイクの形状とする。したがって、マウス１２，１２０のキャビティ内に組織を捕捉すると、ブレード４０はブレード４０の長さに渡って組織を二つに分断する。図２４および図２５はブレード４０がジョー１０，１００の内部に存在し、軸５０にジョー１０，１００と同軸状に取り付けた状態を示す。図２４および図２５で示すように、クレビス２０の軸プレート２２２の間に挿入するとき、軸５０はフレーム１４，１４０の右側面を越えて突出しないことに留意されたい。図２４および図２５では、わかりやすくする目的でのみ、軸５０を長く描いている。好適な実施例では、軸５０はフレーム１４，１４０の平面状の外表面とほぼ同一平面にあるか、またはその面から少しだけ突出し、回転中にフレーム１４，１４０がクレビス２０の軸プレート２２２の内面を擦らないようにする。

#### 【００９３】

舌状部１６０およびワイヤ３に関して上述したように、舌状部１６，１６０は、単独ピース構造のジョー１００の回転に干渉しない形状にする。図２６は、制御ワイヤ３と各ジョー１００の舌状部１５０との間における連結の実施例を示す。図２６で示す実施例は、心出しブレード４０を設けないが、フレーム１４０から舌状部１６０への移行の形状を適切なものにするにより、２個のジョー１００の中央には空間（スペース）が残り、軸５０上で、例えば軸５０上の点線５２に沿って示すように、ジョー１００の中央にブレード４０を装着することができる。ワイヤ３は、長手方向に制御ロッド孔１６３まで延び、９０°曲がって制御ロッド孔１６３に入り、直交部分３２に沿って２個の平行なプレート１６１それぞれの制御ロッド孔１６３の双方を貫通し、第２の平行なプレート１６１の制御ロッド孔１６３から引き出して、９０°曲げるにより、孔１６３から脱落することなく舌状部１６０に係合する。孔１６３とワイヤ３の嵌合は十分に緩く、舌状部１６０が直交部分３２の周りを自由に回転できる。

#### 【００９４】

図２７～図２９は本発明のエンドエフェクタの好適な実施例を図示する。クレビス２０およびコイル２は、他の実施例と同一だが、ジョー２２０が異なり、このことを図３９～図５０につき更に詳細に説明する。しかし図２７以下に示すクレビス２０は、コイル抑止部２８を蟻継ぎの連結装置２８２なしで示す。

#### 【００９５】

図に示すように、制御ワイヤ３は、コイル２の末端部、およびクレビス２０の制御部分２４のコイル保持部分２６から導出させる。ワイヤ３は、９０°曲がって制御ロッド孔２６３に入り、直交部分３２に沿って２個の平行なプレート２６１それぞれの制御ロッド孔２６３の双方を貫通し（図２８参照）、第２の平行なプレート２６１の制御ロッド孔２６３から出て、９０°曲がるにより、孔２６３から抜け出ることなく舌状部２６０に係合する。とくに、図２７および図２９に示すように、孔２６３とワイヤ３の係合は十分に緩く、舌状部２６０が直交部分３２の周りを自由に回転することを可能にする。

#### 【００９６】

ブレード４０の基端側の心出し装置４６の２個の心出し制御面４６２のうち一方を、図２８および図３０～図３４に明示する。制御面４６２は、フレーム２４０におけるブレード制御タブ２４１と相互作用する。図３２～図３４の断面図は、制御面４６２とブレード制御タブ２４１との間における相互作用を示す。ジョー２２０が閉じているとき、制御面４６２はブレード制御タブ２４１と相互作用しない。図３２および図３３で示すブレード４０の動きは、ジョー２２０が閉じているときのブレード４０の自由回転状態を示す。一方、ジョーが所定範囲を越えて大きく開くとき、制御面４６２は図３４で示すようにブレード制御タブ２４１と相互作用し、制御面４６２が対応するブレード制御タブ２４１の接触面に平行に接触し、そこで休止する。この形態により、ブレード制御タブ２４１はジョー

ーのリミッタとしても機能し、ジョー２２０が開くことの出来る最大の大きさを決定する。簡単に言えば、２個の制御面４６２によって決められる角度（図３４参照）が、ジョー２２０が開くことのできる最大の角度を画定する。角度を図３４で示した角度よりも大きくなれば、ジョー２２０はより大きく開くことができ、角度を減少すれば、ジョー２２０はより小さくしか開くことができない。図３５は図３４のジョー２２０の側面図である。

【００９７】

図３６および図３７は、図２７および図２８に類似する好適な実施例を示すが、制御ワイヤ３なしで示し、図３８は、図２７～図５０のエンドエフェクタにおける種々の部分の分解図を示す。本発明のエンドエフェクタを組み立てるためには、１個の舌状部２６０の１対の平行なプレート２６１を引き離し、２個のジョー２２０を入れ子状態にする。例えば、図４６～図５０を参照。２個のジョー２２０の中央にブレード４０を配置し、各ジョー２２０の回動連結孔２４３およびブレード４０の回動連結孔４４に軸を通す。その後、２個の軸ハーフ２２４を引き離し、軸５０を一方の軸ハーフ２２４の上にはめ込む。軸５０の一方の開口が一方の軸ハーフ２２４の上に完全にはめ込まれると、他方の軸ハーフ２２４は、この他方の軸ハーフ２２４の末端にある面取り部の補助の下に弾発的に復帰し、軸５０の逆側の第２の開口に突入する。その後、制御ワイヤ３を制御ロッド孔２６３内に挿入し、ジョー２２０をクレビス２０内の所定位置に固定する。

【００９８】

図２７～図５０は本発明のジョー２２０の好適な実施例を示す。図２７～図５０のすべて、とくに図３９～図５０に示すように、中空の本体部分であるマウス部分２２１は角張った形態である。２個の側方側面２２３はほぼ互いに平行、かつほぼ直線的であり、また前面２２５は２個の側方側面２２３に対してほぼ直交し、これもまたほぼ直線的である。角度が付いた側面２２９によって、２個の側方側面２２３を前面２２５に連結する。側方側面２２３および前面２２５と同様、角度が付いた側面２２９もほぼ直線的である。基端側のアーム２２７によって側方側面２２３をフレーム２４０に連結する。中空の本体部分であるマウス部分２２１、および前面２２５と角度が付いた側面２２９とで生ずる中空のノーズ部分は、組織サンプルを収容する生検カップを画定する。

【００９９】

図２７～図５０においては、側方側面２２３の互いに向き合う対向端縁に歯２２３２を設け、前面２２５の端縁に歯２２５２を設け、そして角度が付いた側面２２９の端縁に歯２２９２を設けた状態を示す。しかし、これら端縁において、歯２２３２、２２５２、２２９２はどれも取り除くことができる。これら端縁は、組織サンプルの末端に接触する挟み付け面をなす。ある好適な実施例では、面２２３、２２９にそれぞれ存在する歯２２３２、２２９２を、側方側面－角度が付いた側面間の接合部および角度が付いた側面－前面間の接合部において、ギャップを生ずるよう両者間に空間を形成する形態とする。このような形態は、生じた隙間からマウス部２２１に捕らえられた組織が流れ出たりはみ出たりすることを可能とし、また、それにより、生検標本として捕捉すべきより多くの組織を採取するための余裕をもたらす。これらの接合部でのギャップには、エンドエフェクタが内視鏡の作業経路を進む際、作業経路をこすったり、またあるいは損傷したりする可能性のある角の部分をも最小限に抑えることができるという第２の利点もある。これらのギャップについては以下で詳細に説明する。

【０１００】

各フレーム２４０の外表面には軸５０を通す回動連結孔２４３を囲むよう突出するリング２４５を形成する。このリング２４５は、入れ子状態にした部分（ニードル４０、ジョー２２０、ジョー２２０）が、軸５０の周りを互いに相対的に自由に回動することを可能とする。

【０１０１】

図２７～図５０におけるジョー形態は、ジョー２２０の円錐台形状の末端部２２９、２２５に対する変更に留まらない。例えば、図５１に示すように、末端部は、基端部分２２

10

20

30

40

50

9 および末端部分 2 2 9 の 2 個の角度付き側面部分を有す円錐台形を 2 個組み合わせた形状にすることができる。また、図 6 5 および図 6 6 に示すように、円錐台形部分 2 2 9 は湾曲した、または半球台形の形状であってもよい。

【 0 1 0 2 】

上述したように、2 部分構成舌状部の実施例が好適な形態である。しかし、図 1 ~ 図 5 と同様、図 2 7 ~ 図 5 0 の実施例も、単独ピース舌状部を用いることができる。このような変更例を図 5 2 ~ 6 4 に示す。

【 0 1 0 3 】

図 5 2 ~ 図 5 7 は、単独ピースの舌状部 3 6 0 を有するエンドエフェクタ 3 0 0 のジョー 3 2 0 の変更した実施例を示す。歯 3 2 3 2、3 2 5 2、3 2 9 2 はそれぞれの端縁に存在してしなくてもよい。図示の実施例では、2 個の側方側面 3 2 3 に、それぞれ 4 個の歯 3 2 3 2 を示し、円錐台形部分 3 2 9 には 2 個の端縁にそれぞれ 1 個または 2 個の歯 3 2 9 2 を示す。最後に、前面 3 2 5 には、2 個の歯 3 2 5 2 を示す。とくに図 5 8 ( および図 6 0 ~ 図 6 4 も参照 ) に示す向かい合うジョー 3 2 0 は、図 5 2 で示したジョー 3 2 0 の歯と互いに嵌合する歯を有する形態であっても、歯がない形態であってもよい。

【 0 1 0 4 】

図 5 2 ~ 図 6 4 のすべて、および、とくに図 5 2 ~ 図 5 8 に示すように、マウス部分 3 2 1 は角張った形態とすることができる。2 個の側方側面 3 2 3 は、互いにほぼ平行かつほぼ直線的であり、前面 3 2 5 は側方側面 3 2 3 にほぼ直交していて、これもまたほぼ直線的である。それぞれ角度が付いた側面 3 2 9 によって、側方側面 3 2 3 を前面 3 2 5 に連結する。側方側面 3 2 3 および前面 3 2 5 と同様、角度が付いた側面 3 2 9 もほぼ直線的にする ( しかし図 6 5 および図 6 6 に示すよう湾曲させることもできる )。基端側のアーム 3 2 7 によって側方側面 3 2 3 をフレーム 3 4 0 に連結する。

【 0 1 0 5 】

図 5 2 ~ 図 6 4 では、側方側面 3 2 3 には歯 3 2 3 2 を、前面には歯 3 2 5 2 を、また角度が付いた側面 3 2 9 には歯 3 2 9 2 を設けた状態を示す。しかし、これら歯 3 2 3 2、3 2 5 2、3 2 9 2 はいずれも取り除くことができる。ある好適な実施例では、各側面 3 2 3、3 2 9 にそれぞれ存在する歯 3 2 3 2、3 2 9 2 を、側方側面 - 角度付き側面の接合部 3 2 3 間、および角度付き側面 - 前面間の接合部 3 2 5 においてギャップを形成するよう両者間に空間を形成する形態とすることができる。このような形態は、生じた隙間からマウス部分 3 2 1 に捕捉した組織が流れ出たり、またははみ出たりすることを可能とし、それにより、生検標本として捕捉すべきより多くの組織を採取するための余裕が得られる。これらの接合部におけるギャップには、エンドエフェクタが内視鏡の作業経路を進む際、作業経路をこすったり、またあるいは損傷したりする可能性のある端縁を最小限に抑えることができるという第 2 の利点もある。これらのギャップについては以下で詳細に説明する。

【 0 1 0 6 】

舌状部 3 6 0 およびブレード 4 0 に対する舌状部のインタフェースの特徴は、図 1 0 ~ 図 1 8 および図 2 7 ~ 図 5 1 に示す打ち抜きジョーの 2 部分構成舌状部と同様であるため、ここでは説明を繰り返さない。

【 0 1 0 7 】

本発明の末端部分が全て円錐台形として示してある。しかし、エンドエフェクタの最末端の形状はこれに限定されない。代替的な実施例では、最末端 ( すなわち、2 2 5、3 2 5 ) は点状、湾曲形状、または全く存在しなくてもよい。そのようなものとして、前面 2 2 5、2 2 5 2、3 2 5、3 2 5 2 の代替的な実施例においては、マウス部 2 2 1、3 2 1 に捕捉した組織が流れ出たり、またははみ出たりすることのできる空間 ( スペース ) を追加するため、歯 2 2 5 2、3 2 5 2 のいずれか、もしくは歯 2 2 5 2、3 2 5 2 および前面 2 2 5、3 2 5 の双方を取り除くことができる。

【 0 1 0 8 】

ジョー 2 2 0 のように、各フレーム 3 4 0 の各外面に、軸 5 0 を収容する回動連結孔 2

10

20

30

40

50

4 3 を囲むよう突出するリング 2 4 5 を形成し、この突出リング 2 4 5 により、入れ子状態にした部分（ニードル 4 0、ジョー 3 2 0、ジョー 3 2 0）が、軸 5 0 の周りを互いに相対的に自由に回転できるようにする。

【 0 1 0 9 】

本発明によるエンドエフェクタを打ち抜き加工によって形成する場合は、アニールした薄いシート状の金属を用いるのが有益である。そのような薄いシート状の金属は、打ち抜き加工中に、よりしっかりとした曲げ部を形成され、またより微細な精密形状に形成することができる。アニールした材料は、形成および切断がより容易で、加工工具の摩耗を減少させる。薄い材料から形成された後、エンドエフェクタのジョーは、二次処理なしでは、必要とされる機械的性質を持たない可能性がある。二次処理はこのようなシート状の金属の機械的性質を大いに高めることができ、このような二次処理には：熱処理、時効硬化、イオン注入、炭素窒化、冷間加工またはこれらの組み合わせ、がある。17-7析出硬化ステンレススチールによって形成した生検鉗子のジョーの場合、エンドエフェクタの直径と材料の厚さの比率が 1 1 : 1 に到達するため、材料の機械的性質を高めるための二次処理（析出硬化）が必要である。好適には、（生検鉗子などの）可撓性の内視鏡器具の比率は約 3 0 : 1 ~ 約 1 1 : 1 の間で、特に約 2 0 : 1 ~ 約 1 1 : 1 の間で、そして詳細には約 1 7 : 1 または約 1 1 . 4 : 1 である。

【 0 1 1 0 】

図 6 5 および図 6 6 は、本発明のジョーアセンブリの更なる実施例を示す。ジョー 3 0 0 は、直線的な側方側面 3 2 3 および直線的な前面 3 2 5 に囲まれた、湾曲した中間部分 3 2 9 を有する。この実施例では、軸 5 0 は、丸みのある端部を有する長方形の外側形状を有する。外側形状は、スパイク 4 0 における軸孔の形状に対応し、これにより、スパイクは軸 5 0 の配向に応じた位置に留まる。

【 0 1 1 1 】

図 6 7 ~ 図 7 0 は、本発明のジョーアセンブリのさらに他の実施例を示す。この実施例においては、ジョー 2 2 0 のマウス部分 2 2 1 に最大量の組織捕捉が確実にできるよう、ジョー 2 2 0 の能力を向上する。特徴の多くは、例えば図 3 9 ~ 図 4 5 と類似しており、したがって、類似した特徴の説明は繰り返さない。図 2 7 ~ 図 5 0 に図示した実施例とは異なり、マウス部分 2 2 1 および 2 個の側方側面 2 2 3 に窓 2 2 6 を画定する。このような形態は、マウス部分 2 2 1 に捕捉した組織が窓から流れ出たり、またははみ出たりすることを可能とし、それにより、生検標本として捕捉すべきより多くの組織を採取する余裕をもたらす。

【 0 1 1 2 】

窓孔 2 2 6 は、打ち抜いたジョー 2 2 0 の平面と直交して切り取る必要はない。各窓孔 2 2 6 の端縁が打ち抜き加工した鉗子のカップの内側に向かって丸みを帯びるよう形成することができ、それによって、例えば内視鏡内で鉗子が動くことによって引き起こされる内視鏡の作業経路の摩耗の可能性を減少させることができる。内視鏡の摩耗を防止するには涙滴型または卵型の窓孔 2 2 6 を 1 個設けるよりも、2 個設けるほうがよく、これは、鉗子が内視鏡の作業経路を通過する際、窓孔が 2 個だと、窓孔 2 2 6 の端縁の代わりに、2 個の窓孔 2 2 6 間におけるウェブ 2 2 6 2 が内視鏡の作業経路に接触するからである。

【 0 1 1 3 】

生検鉗子は一般的に窓付きである。しかし、従来の設計では内視鏡を摩耗させる機会を減少させるどころか、むしろ磨耗の可能性を増大させる。上述したように、窓孔 2 2 6 の露出端縁（図 6 7 ~ 図 7 2 および図 7 4 ~ 図 7 5 参照）は、そのような接触を抑えるような形状をとる。窓孔 2 2 6 を中央ウェブ 2 2 6 2 によって 2 分することにより、エンドエフェクタが内視鏡の作業経路内を移動する際、ウェブ 2 2 6 2 の滑らかな表面のみが作業経路と接触する。すなわち、図 7 3 を参照。したがって、エンドエフェクタ 2 0 0 が作業経路内のカーブに突き当たる際、角度付きノーズ端縁および直線状の側方側面の端縁が交わる部分が、内視鏡の作業経路に接触する。この交点部分に歯の端縁が存在する場合、この端縁が内視鏡の作業経路の壁に押し付けられ、場合によっては壁を傷める恐れがある。

したがって、この中間部分には歯を設けず、内視鏡の作業経路の摩耗の可能性を最小限に抑えるようにすると好適である。

【0114】

このようなカーブを通過するとき、エンドエフェクタはカーブに沿って曲がりながら、作業経路1000の表面に押し付けられる。同様に、典型的な生検鉗子のエンドエフェクタが作業経路内を移動する際も、作業経路の内壁に沿って摺動する。エンドエフェクタの表面が粗い、または鉗子の歯の側面の露出した端縁のように角が露出している場合、摺動にかかる力が増した際に内視鏡の作業経路の摩耗を引き起こす可能性がある。したがって、本発明は、軟性の内視鏡の作業経路の摩耗を減少させる種々の形態を提供する。

【0115】

図71～図73は、本発明のエンドエフェクタ200が可撓性内視鏡の作業経路内のカーブを通過する様子を示す。図71はエンドエフェクタ200と経路1000の接触に関する「最悪の」シナリオを示す。とくに、エンドエフェクタ200の屈曲軸線 - これは軸50に対応する(すなわち図24を参照) - が、作業通路1000のカーブが画定する平面(この実施例においては図71～図73の全てがこの平面上に存在する)と平行で、この平面内に位置する。このような形態では、ジョー220が回転できるのは軸50の周りのみであるため、エンドエフェクタ200は、最初にカーブにぶつかった段階 - 図71に第1接触ポイント1010で示す - では実質的に曲がることができない。したがって、カーブ内を進行するためには、軸50はカーブが存在する平面に対して少なくともある角度をなす必要があり、理想的にはカーブが存在する平面に対して直交させる。

【0116】

第1の接触ポイント1010は、前面225の両側に存在する歯の第1ギャップ部分2254に位置する。すなわち、図31を参照。ギャップ2254に歯2252が存在したとしたら、歯2252の潜在的に鋭い外面が、作業経路1000の内面を損傷する可能性がある。それゆえ、本発明によれば、第1ギャップ部分2254を設ける。カーブ内を通過するに従いエンドエフェクタ200がカーブの奥へと押しつけられるため、コイル2の外部はわずかに曲がり、作業経路1000の内面との第2接触ポイント1020が生ずる。図72は第2接触ポイント1020が作業経路1000に接触し、第1接触ポイント1010が作業経路1000に接触しない様子を示す。もちろん、作業経路1000のカーブによっては、1010、1020の双方の接触ポイントが作業経路1000の内壁に接触することもある。

【0117】

この第2接触ポイント1020は、角度付き側面229および側方側面223にそれぞれ存在する歯2292と側方歯2232との間における第2ギャップ部分2256の場所に位置する。すなわち、図31を参照。ギャップ2256に歯2232または2292が存在したとしたら、歯の潜在的に鋭い外面が、作業経路1000の内面を損傷する可能性がある。それゆえ、本発明によれば、第2ギャップ部分2256を設ける。

【0118】

本発明による鉗子は、比較的長いコイル2を有し、このコイルは修復不能な変形をおこすことなく、長手方向軸線の周りに若干回転することができる。したがって、エンドエフェクタ200がカーブ内を通過するとき、回転抵抗は、軸50の平面内で加わる側方曲げ力よりも少なく、したがって、エンドエフェクタ200を作業経路1000内で自然に回転させ、例えば図73で示す向きにする。このような向きでは、エンドエフェクタ200は軸50の周りに回転でき、またこの実施例において理想的には、エンドエフェクタが90°回転し、第3接触ポイント1030においてウェブ2262がカーブの内面と接触する。ウェブ2262は滑らかでカーブしているため、摩耗を最小限に抑えて作業経路1000内のカーブを通過することができる。

【0119】

次に、エンドエフェクタの剛直な(曲げることのできない)部分の長さを減少させ、カーブにより追従してカーブによりよく適合させることによって、通過の際かかる力を緩和

10

20

30

40

50

する。

【 0 1 2 0 】

従来技術による装置は、本発明によるスパイク 4 0 よりも相当長い中央スパイクを有する。これら従来技術による中央スパイクは、エンドエフェクタからクレビスを十分越えて基端方向に突入することすらある。ボストン・サイエンティフィック (Boston Scientific) 社によって製造された「Radial Jaw (登録商標)」という商品名の生検鉗子における中央スパイクは、剛直部分の長さが本発明によるスパイク 4 0 の約 2 倍であるものの一例である。このような長い中央スパイクが存在すると、ジョーが閉じた状態でエンドエフェクタが回転することができないようにし、したがって、従来技術によるエンドエフェクタの剛直部分の長さが増大する。

10

【 0 1 2 1 】

それに対して、本発明においては、中央スパイク 4 0 がジョー 2 2 0 の内部で、またジョー 2 2 0 とともに、自由に回転することができ、これによってエンドエフェクタ 2 2 0 の剛直部分の長さを減少し、従来技術によるエンドエフェクタよりも簡単に作業経路内を通過することができる。

【 0 1 2 2 】

図 2 7 ~ 図 2 9、図 6 8、および図 6 9 は、操作ワイヤまたは操作ロッド 3 の第 1 実施例を示す。その実施例では、ワイヤ 3 は長手方向に制御ロッド孔 1 6 3, 2 6 3 まで延び、90°曲がって制御ロッド孔 1 6 3, 2 6 3 に入り、直交部分 3 2 に沿って 2 個の平行なプレート 1 6 1, 2 6 1 それぞれの制御ロッド孔 1 6 3, 2 6 3 の双方を貫通し、第 2 の平行なプレート 1 6 1, 2 6 1 の制御ロッド孔 1 6 3, 2 6 3 から引き出して、90°曲げることにより、孔 1 6 3, 2 6 3 から脱落ことなく舌状部 1 6 0, 2 6 0 と係合する。鉗子を操作させるために、操作ロッド 3 に力を加える。ワイヤ 3 の S 字形の屈曲により、ワイヤ 3 が舌状部 1 6 0, 2 6 0 から外れる可能性を大幅に減少させる。

20

【 0 1 2 3 】

図 7 4 ~ 図 7 9 は、それまでの図面で示した舌状部 1 6 0, 2 6 0 の他の実施例 3 6 0 および、ワイヤ 3 の第 2 および第 3 の実施例を示す。

【 0 1 2 4 】

上述したように、ワイヤ 3 は、ワイヤ 3 が自由に回転し、エンドエフェクタ 1 のジョー 1 0 が回転できるように、ジョー 1 0 に連結する。ワイヤ 3 は、ジョー 1 0 の舌状部 1 6 0, 2 6 0, 3 6 0 を押すことも引くこともでき、なおかつこれらから外れないように固定されてなくてはならない。主たる力の伝達は、エンドエフェクタ 1 を閉める際におこり、これはワイヤ 3 を末端方向に引くことによって達成される。ワイヤ 3 に張力がかけられると、ワイヤ 3 を舌状部 1 6 0, 2 6 0, 3 6 0 に連結するワイヤ 3 の末端部の屈曲部に応力が加わり、まっすぐになろうとし、その際ワイヤ 3 が制御ロッド孔 1 6 3, 2 6 3, 3 6 3 を通り抜け、舌状部 1 6 0, 2 6 0, 3 6 0 から自由に摺動する。しかしこの可能性は、このようにワイヤがまっすぐになろうとすることを防止する対策をとらない場合のみに存在する。

30

【 0 1 2 5 】

特に、図 7 4 ~ 図 7 6 はワイヤ 3 の第 2 実施例を示す。これらの図面においてはジョー 1 0 のみを示す。しかし、各ジョー 1 0 は、それぞれワイヤ 3 を有し、したがって、ここでは説明を繰り返す必要はない。ジョー 1 0 に装着するために、ワイヤ 3 は (鉗子装置の基端部から) 第 1 部分 3 1 に沿って長手方向に制御ロッド孔 3 6 3 まで延び、90°曲がって制御ロッド孔 3 6 3 に入り、直交部分 3 2 に沿って 2 個の平行なプレート 3 6 1 の各制御ロッド孔 3 6 3 の双方を貫通し、第 2 の平行なプレート 3 6 1 の制御ロッド孔 3 6 3 から引き出して、90°曲げることにより、孔 3 6 3 から脱落することなく舌状部 3 6 0 に係合する。ワイヤ 3 のこの第 2 実施例はワイヤ 3 が舌状部 3 6 0 から外れる可能性を大幅に減少させる。

40

【 0 1 2 6 】

不慮のワイヤ 3 外れを防ぐために、2 個の平行なプレート 1 6 1, 2 6 1 のうち一方の

50

プレート 361 にはフード型のワイヤ支持体 365 を設ける。フード型のワイヤ支持体 365 は、ワイヤ 3 を支持し、これによってワイヤ 3 が舌状部 360 から外れるのを防止する。フード型のワイヤ支持体 365 は U 字状断面を有し、したがって、垂直な第 1 脚 366、水平部分 367、および第 1 脚 366 の反対側に垂直な第 2 脚 368 を有する。垂直な第 1 脚 366 はプレート 361 と一体で、プレート 361 における基端部分の一方の端縁から延びている（もちろん他方の端縁から延びるようにしても、両側の端縁から延びるようにしてもよい）。支持体 365 は、ワイヤ 3 の第 3 部分 33 を 3 面で囲む。重要なことは、支持体 365 が、第 3 部分 33 の、第 1 部分 31 とは逆側の面に接触、もしくは近接することである。ワイヤに力  $F$  が加わるとき（図 74 参照）、第 3 部分 33 は  $G$  方向に、まっすぐになろうとする。そのまっすぐになろうとする力は、垂直な第 2 脚 368 が抑えつける面として働くことによって打ち消される。この実施例では、ワイヤ 3 が、支持体 365 に対向する側のプレート 361 から舌状部 360 に接近し、曲がり、支持体 365 の内部で端部が屈曲する。

10

#### 【0127】

図 77 ~ 79 はワイヤ 3 の第 3 実施例を示す。図 74 ~ 図 76 と同様、一方のジョー 10 のみを示す。各ジョー 10 はそれぞれワイヤ 3 を有し、したがって、ここでは説明を繰り返さない。図 74 ~ 図 76 とは異なり、第 3 実施例では、ワイヤ 3 は支持体 365 から舌状部 360 に接近し、曲がり、舌状部 360 の内部で終端する。

#### 【0128】

ワイヤ 3 をジョー 10 に取り付けるために、ワイヤ 3 は、鉗子装置の基端部から第 1 部分 31 に沿って長手方向に制御ロッド孔 363 まで延び、 $90^\circ$  曲がって制御ロッド孔 363 に入り、直交部分 32 に沿って 2 個の平行なプレート 361 各制御ロッド孔 363 の双方を貫通し、第 2 の平行なプレート 361 の制御ロッド孔 363 から引き出して、終端させる。ワイヤ 3 のこの第 3 実施例は同様に、ワイヤ 3 が舌状部 360 から外れる可能性を大幅に減少させる。

20

#### 【0129】

不慮のワイヤ 3 の外れを防ぐために、2 個の平行なプレート 161、261 のうち一方のプレート 361 には、フード型のワイヤ支持体 365 を設ける。フード型のワイヤ支持体 365 は、ワイヤ 3 を支持し、これによってワイヤ 3 が舌状部 360 から外れるのを防止する。フード型のワイヤ支持体 365 は U 字状断面を有し、したがって、垂直な第 1 脚 366、水平部分 367、および第 1 脚 366 の反対側に垂直な第 2 脚 368 を有する。垂直な第 1 脚 366 はプレート 361 と一体で、プレート 361 における基端部分の一方の端縁から延びている（もちろん他方の端縁から延びても、両側の端縁から延びてもよい）。支持体 365 はワイヤ 3 の第 1 部分 31 を 3 面で囲む。重要なことは、支持体 365 は、第 1 部分 31 の、プレート 161、261 とは逆側の面に接触、もしくは近接する。ワイヤに力  $F$  がかけられたとき（図 77 参照）、水平部分 32 はまっすぐになろうとする。そのまっすぐになろうとする力は、垂直な第 2 脚 368 が抑えつける面として働くことによって打ち消される。

30

#### 【0130】

2 本の操作ワイヤ 3 は、図示しないが、本体 2、4 の全体にわたって延在し、ハンドル 62 まで延びるものであり、このような図示は、不要であるからである。しかし、本発明の好適な実施例は、ハンドル 62 まで延びる長さを有し、その際ロッド 5 の（全てでなくとも）大部分にわたり、とくにロッド 5 の基端側の連結部分 51 の 3 個の部分 511、513、515 まで延在させる。すなわち、ロッド 5 内で 2 個のワイヤ 3 を長手方向に保持する構体をなすのは、3 個の部分 511、513、515 の曲げ部であるからである。

40

#### 【0131】

ワイヤ 3 の形態をここで述べたのは、とくに図 80 および図 81 に示す本発明の重要な特徴について説明する助けとなるからである。

#### 【0132】

生検器具が標本採取すべき組織に接触する際、生検ジョーの前面が採取すべき組織に正

50



確に直交して位置することは稀である。組織に対する角度が直角でないことは、ジョーが採取すべき組織 1 1 0 0 に押しつけられる際、組織 1 1 0 0 がジョーのマウスを完全に満たすことにはならないことを意味する（組織から遠いマウス部分の後方コーナーは空のままとなる）。組織を最大量採取するのを確実にするため、ジョーに、直線的な前面 2 2 5 および角度付き側面 2 2 9 を形成する。（前面 2 2 5 と各側面 2 2 9 との間に生ずる）端縁 2 2 8 は、採取すべき組織 1 1 0 0 に押しつけられるとき、組織 1 1 0 0 内に埋まり込もうとし、また、自然と前面 2 2 5 が組織 1 0 0 0 の表面と平行な方向を向くような回転が起こる力を生み出す把持コーナーをなす。ジョー 2 2 0 のアプローチが、軸線から外れた状態から直交アプローチ状態に移動することによって、ジョー 2 2 0 が閉じた際、ジョー 2 2 0 のマウス部分 2 2 1 に最大量の組織を捕捉することが確実となる。

10

## 【 0 1 3 3 】

ボストン・サイエンティフィック（Boston Scientific）社によって製造された「Radial Jaw（登録商標）」という商品名の生検鉗子などの従来技術による生検鉗子は、ジョー間に中央スパイクを有する。しかし、この従来技術による鉗子のスパイクは、（図 8 0 で示すニードル 4 0 の向きのように）クレビスと長手方向に一直線上に整列し、それは、ジョーが回転して図 8 1 に示す向きとなっても変わらない。一方、本発明によるニードル 4 0 は、ジョー 2 2 0 が全開の状態、図 8 0 の位置と図 8 1 で示した斜めの位置の間どの場所に位置するときも、2 個のジョー 2 2 0 とともに回転し、2 個のジョー 2 2 0 のちょうど中央に留まる（もちろん、ジョー 2 2 0 は図 8 1 で図示したものとは逆方向にも回転することができる）。このようにニードル 4 0 が回転することによって、従来技術における問題点が解決される。すなわち、ニードルに近い側のジョーに含まれる生検サンプルがニードルによって押し潰されなくなる。

20

## 【 0 1 3 4 】

コイル 2（可撓性であり、従って、曲がることのできる構成である）の内部における各操作ロッド 3 の長さは、ジョー 2 2 0 およびニードル 4 0 が図 8 1 に図示する状態になるのに必要である、異なった長さを補償するのに十分な長さとする。もちろん、2 個のワイヤ 3 が相当短く、これらワイヤを、本体 2、4 の内部に貫通して、ハンドル 6 0 のロッド 5 を 2 本のワイヤに長手方向に連結する、図示しない第 3 のコネクタの末端に連結する、という代替的な実施例もあり得る。しかし、そのような実施例において、ワイヤ 3 が短すぎる場合、図 8 0 および図 8 1 につき上述したように、エンドエフェクタ 2 2 0 の末端部に角度をなして存在する組織に対して、エンドエフェクタ 2 2 0 がオフセットした心出しを可能にするだけのワイヤ 3 の遊びが十分に存在しない可能性がある。

30

## 【 0 1 3 5 】

本発明のエンドエフェクタ 1 の操作は、図 2 8 および図 2 9、または図 3 6 および図 3 7 の比較によって示されるように、ワイヤ 3 に力を加えることによって実行する。ジョー 1 0 を閉じるためには、ワイヤ 3 を基端方向に引き、ジョー 1 0 を開くためには、ワイヤ 3 を末端方向に押し出す。本明細書で説明したワイヤ 3 の実施例は、全て、2 本の異なるワイヤ 3 の各末端部においてどちらか一方のジョー 1 0 に連結したものを示す。ワイヤ 3 の基端部は図示しないが、これらはそれぞれ、単独の操作ロッド 5 の末端部に連結する。操作ロッド 5 の基端部を図 8 2 に示し、ロッド 5 および/またはその内部のワイヤ 3 がエンドエフェクタの末端方向に延びることを示す。

40

## 【 0 1 3 6 】

図 8 2 は本発明の基端部側のアクチュエータまたはハンドル 6 0 を構成する部分を示す。被覆コイル（外部コーティング 4 および内部コイル 2 を含む）の最基端部は、操作ロッド 5（組み立て状態では、コイル 2 内に貫通する）とは別個に示す。操作ロッド 5 は、基端において、ロッド 5 をハンドルセンター 6 2 に接続するための連結部 5 1 を有し、この連結方法を以下で詳細に説明する。

## 【 0 1 3 7 】

ハンドル 6 0 の操作部は、ハンドルセンター 6 2 から成り、これは、好適な実施例において、使用者が親指を入れるための親指リング 6 2 2、および、使用者が少なくとも 1 本

50

の指、好適には少なくとも人差し指および中指を支えるための２部分構成のスプール７０、７２を有する。スプールの第１部分７０は金属のジョー１０に焼灼エネルギーを与えるための機能部、および、２個のスプール部分をハンドルセンター６２の周りに固定するための機能部を有する。焼灼は、本発明による鉗子に必要な機能ではないが、患者の標本切り取り部分を焼灼したほうが組織サンプルをうまく採取できる場合には望ましい。したがって、本発明は、焼灼機能を有すものとして記載する。スプールの第２部分７２もまた、２個のスプール部分をハンドルセンター６２の周りに固定するための機能部を有するものとすることができる。

#### 【０１３８】

焼灼スプール部分７０は、焼灼エネルギー供給装置８２（図８２で線図的にのみ示す）に接続するための導電性の焼灼用プラグ８０を有する。供給装置８２は、焼灼スプールに、焼灼エネルギーを焼灼プラグ８０に供給するために焼灼供給コネクタ（例えば、プラグ受けコンセント７４の形式とする）を有する。焼灼プラグ８０は、電気的導通のために金属、例えば、ステンレススチールで形成するが、好適には、銅、または、リン青銅またはベリリウム銅などの銅合金で形成する。

#### 【０１３９】

好適な実施例において、焼灼プラグ８０には、供給装置８２に着脱自在に接続することができる形状を有する供給コネクタ８１を形成する。この供給コネクタ８１は、プラグ受けコンセント７４内に貫通するが、このプラグ受けコンセント７４は図８２では一部分のみ示す。好適には、このプラグ受けコンセント７４は、従来の焼灼供給装置の有す一般の焼灼供給プラグを受けることのできる形状をしている。とくに、プラグ受けコンセント７４および供給コネクタ８１のオリフィスは、オリンパス（Olympus）社および／またはマイクロヴァシブ（Microvasive）社によって製造された焼灼供給装置に着脱自在に接続することが可能である形状にする。焼灼スプール部分７０におけるプラグのオリフィスは、焼灼プラグ８０を形状（フォーム）フィット形式で収容できるように形成し、このことは特に図８３に示される焼灼プラグ８０の輪郭で見ることができる。形状（フォーム）ロック連結または形状（フォーム）フィット連結とは、２個の素子を素子自体の形状によって連結するもので、これは、素子に対して外部力を加えることによって素子相互を連結するフォースロック連結とは異なる。

#### 【０１４０】

焼灼プラグ８０において、スプールコネクタ８３が供給コネクタ８１とは逆側に位置し、この部分が、第２スプール部分に位置する、図示されていないオリフィスにフォームフィット連結によって挿入される。このようにして、ハンドルセンター６２を包囲するよう２個のスプール部分７０、７２を連結するとき（また、以下で説明するようにハンドルセンターに沿って摺動させるとき）、焼灼プラグ８０が所定位置に保持される。

#### 【０１４１】

焼灼プラグ８０は、また、ロッド５に接触させる必要があり、これにより、焼灼エネルギーが、供給装置８２からプラグ８０を経て、その後ロッド５およびワイヤ３を通り、エンドエフェクタ１のジョー１０へと伝わる。そのような接触をもたせるために、焼灼プラグ８０にロッド接続装置８５を設け、このロッド接続装置８５は、下向き突出し、ロッド５の基端接続部分５１を貫通させて収容するための孔８７を画定するフランジ８５の形式とする。ロッド５の接続部分５１をフランジ８５に接続するために、ロッド５の基端部５１１を、図８２で示す位置とは直交する位置から、孔８７に差し込む。その後、ロッドをフランジ８５の長手方向軸線の方向に回転させ、水平部分５１３を有するカーブした部位がホールに休止するようにする。この時点で、ロッド５のこの部分は、とくに図８３で示すように、フランジ８５の長手方向軸線と平行になる。接続部の末端部分５１５は長手方向軸線に向かって傾斜するため、ロッドが曲がって末端部分５１５から離れると、図８３で示す通り、ロッド５の長手方向軸線がフランジ８５の長手方向軸線とほぼ整列する。

#### 【０１４２】

ハンドルセンター６２は基端部に親指リング６２２、末端部にケーブル受け６２４、お

10

20

30

40

50

よびリング 6 2 2 とケーブル受け 6 2 4 との間に摺動部分 6 2 6 を有する。摺動部分 6 2 6 は 2 個のスプール部 7 0 , 7 2 を収容する形状にし、それによってスプール部 7 0 , 7 2 は末端位置と基端位置との間を摺動できる。摺動部分 6 2 6 は、また、2 個のスプール部 7 0 , 7 2 間に焼灼プラグ 8 0 を収容する形状にし、焼灼プラグ 8 0 はスプール 7 0 , 7 2 とともに移動し、つまりロッド 5 はプラグ 8 0 およびスプール 7 0 , 7 2 とともに移動する。

#### 【 0 1 4 3 】

ハンドル 6 0 の可動部と静止部との間の連結性についてよりよく説明するために、ここで図 8 3 を参照する。スプール部 7 0 , 7 2 の摺動動作は、ハンドルセンター 6 2 の外周を湾曲した形状、好適には円形にすることによって生ずる。同様に、スプール部 7 2 および焼灼スプール部 7 4 それぞれの内側には軸受面および摺動面 7 2 2 , 7 0 2 を形成する。

10

#### 【 0 1 4 4 】

( スプール部 7 0 , 7 2 間に位置する ) 焼灼プラグ 8 0 の自由な移動は、ハンドルセンター 6 2 の内部に長手方向のスロット 6 2 6 2 を形成することにより可能となる。このようにして、スプール部 7 0 , 7 2 が摺動部分 6 2 6 に沿って上下に移動する際、焼灼プラグ 8 0 も同様に移動する。したがって、ロッド 5 も焼灼プラグ 8 0 と共に、これに依存して、移動する。ロッド 5 の接続部分 5 1 が回転したり、旋回したり、揺れたりしないように、各スプール部 7 0 , 7 2 は軸受面を有する。これらの軸受面 7 0 4 のうち 2 個を、図 8 3 の焼灼スプール部 7 0 に示す。

20

#### 【 0 1 4 5 】

スプール部 7 0 , 7 2 がハンドルセンター 6 2 の長手方向軸線周りの回転を防止するために、それぞれのスプール部 7 0 , 7 2 には、スロット 6 2 6 2 の幅よりもわずかに小さいフランジ形式の回転防止装置 7 0 6 , 7 2 6 の部分を設ける。もちろん、スプール部 7 0 , 7 2 のうち的一方または他方に、この装置 7 0 6 , 7 2 6 を設けることができる。しかし、図示の実施例においては、各スプール部が装置 7 0 6 , 7 2 6 のハーフを有する。

#### 【 0 1 4 6 】

2 個のスプール部 7 0 , 7 2 を連結するには、着脱自在にするにせよ、永久的連結するにせよ、種々の方法がある。図 8 2 および図 8 3 は、スプール部 7 0 , 7 2 を連結する一つの好適な方法を示す。各スプール部 7 0 , 7 2 は、2 個のペグ 7 0 8 , 7 2 8 、および 2 個のコネクタを受ける孔 7 1 0 , 7 2 0 を有す。ペグ 7 0 8 , 7 2 8 は、フォームフィット形式および/またはフォースフィット形式で孔 7 1 0 , 7 2 0 に圧入することができる。図 8 2 および図 8 3 に示す実施例においては、ペグ 7 0 8 , 7 2 8 は中空で、その内部は平滑、またはねじ切りしてもよい。図示しないねじまたはボルトを、ペグとは逆側から孔 7 1 0 , 7 2 0 に差し込み、ペグ 7 0 8 , 7 2 8 の内部に螺合する、またはねじ込む。

30

#### 【 0 1 4 7 】

シャフト 2 , 4 とハンドルセンター 6 2 との連結は、図 8 3 ~ 図 8 5 で図示するように、ケーブル受け 6 2 4 で行う。ケーブル受け 6 2 4 は、その基端部から末端部にわたる、内部孔 6 2 4 2 を設ける。内部孔 6 2 4 2 は一定直径する。しかし、この内部孔と一体なスペーサ 6 2 4 4 を、内部孔 6 2 4 2 の基端部に同軸状に配置する。スペーサ 6 2 4 4 は、2 つの機能を有する。まず、ロッド 5 を、内部孔 6 2 4 2 に末端部から基端部に向けて挿入し、この後に焼灼プラグ 8 0 におけるフランジ 8 5 の孔 8 7 に挿通するよう、ロッド 5 心決めする機能である。スペーサ 6 2 4 4 の浅さは、曲がった接続部 5 1 が通過するのを阻止しない程度の浅いものである。次に、スペーサ 6 2 4 4 は、シャフト 2 , 4 が、それ以上内部 6 2 4 2 から基端方向に進入するのを阻止するための、基端側ストッパとして機能する。

40

#### 【 0 1 4 8 】

しかし、シャフト 2 , 4 を内部孔 6 2 4 2 内に単に挿入するだけでは、内部孔内に保持されない。接着剤を使用せずに、また付加的な捲縮または形成加工なしに、シャフト 2 ,

50

4をハンドルセンター62に連結する作業を行う単独の構成部材を設けることが望ましい。したがってシャフトリテーナ90を設ける。

【0149】

シャフトリテーナ90は、ケーブル受け624およびスプリングコイルシャフト2の周りにおけるポリマー被覆材料4の双方を把持し、両者を結合する装置である。シャフトリテーナ90は、単にシャフト2、4の基端部上で摺動する。挿入の深さを制御するために、図86で図示する第1実施例においては、シャフトリテーナ90は折り曲げタブによって形成したストッパ92を有する。図87で示す第2実施例においては、ストッパ92は窪み、コーヒータンギ口形状、またはシャフト2、4の進入を防ぐのに充分なだけシャフトリテーナ90の内径部に突き出す任意の形状とすることができる。その後、リテーナ90を取り付けた状態でシャフト2、4を、ハンドルの末端部における孔6246に挿入し、最終的にスペーサ6244に突き当てる。この完全に挿入して連結した状態を図85に示す(わかりやすくするため、ロッド5は除いて示す)。

【0150】

シャフト2、4の基端部にシャフトリテーナ90を設けるだけでは、シャフト2、4に末端方向の力が加わる場合にシャフト2、4が外れるのを阻止するのに充分でない。したがって、シャフトリテーナ90には、外方に突出する突枝94および内方に突出する突枝を形成する。外方に突出する突枝94は、シャフトリテーナ90が内部孔6242に押しつけられるにつれて平らになる。しかし、そのような動作が止まると、外向きに傾いた突枝94が、内部孔6242の内壁に押しつけられる。突枝94の鋭利さおよび固さは、内部孔6242の内壁(これは好適にはプラスチック製である)の比較的柔らかい柔軟性と相まって、突枝94は内部孔6242に食い込み、シャフトリテーナ90が内部孔6242から抜け出るのを防ぐ。内部孔6242の内面が粗いものにする(ランダム形状、ねじ切り形状、または周期変動形状にする)場合、突枝94に跳ね返るスペースを与えることにより、突枝94が内部孔6242の内壁にしっかり接触する助けとなる可能性がある。そのような形態においては、シャフトリテーナ90は、内部孔6242内にロックされる。このロックは、ケーブル受け624の本体まで貫入する孔6248(図85で点線で線図的にのみ示す)によっても行うことができる。

【0151】

上述の連結によって、シャフトリテーナ90とケーブル受け624はしっかり連結される。シャフトリテーナ90には、さらに、内方に突出する突枝96を設ける。シャフト2、4をシャフトリテーナ90内に挿入した後、これら突枝96は、スプリングコイル2の周りにおける保護材料4の柔らかいプラスチックのコーティングに食い込み、場合によっては、図85に示すように、コイル2自体の隆起をつかむまで深く入り込む。このように、接着剤を使用せずに、また付加的な捲縮または形成加工なしに、シャフトリテーナ90は、シャフト2、4をハンドルセンター62に、極めて簡単な製造ステップでしっかり連結する。

【0152】

図88は、ロッド5、シャフト4、2およびシャフトリテーナ90の組立体と、焼灼プラグ80を支持するハンドルセンター62およびスプール部70、72の組立体とを分離して示す。ハンドルセンター62を製造する際、材料を節約するために、ハンドルセンター62の外部に如何なる様式または形状で切り欠き628を設けることができる。

【0153】

鉗子の使用者は閉じたジョー10内にサンプルを捕捉したいがため、エンドエフェクタ1は、閉じた状態にバイアスを加えるのが望ましい。したがって、ハンドルセンター62とスプール部70、72との間に、バイアス装置を設けることができる。例えば、ばね92を、長手方向のスロット6262の内部でロッド5の周りに配置することが可能である。そのような形態においては、スプール部70、72には、回転防止装置706と同様表面であるが、軸受および摺動面722、702の下側セット上に表面を設けるか、または、スプール部70、72の下側に回転防止装置706を設け、ばね92の上側支持面とす

る。ばね 9 2 の反対側の下側支持面は、長手方向のスロット 6 2 6 2 の下面とする（図 8 8 を参照）。

【 0 1 5 4 】

上述したように、例えば医師に機器の先端が進入状況を視覚的に知らせる目印となるように、シースの末端部分に付加する従来技術の指示マークを改善するのは有益である。そのようなマークの印刷の改良についても議論され、よりよく指示するマーカを付加することにより、デリケートな外部シースを傷つける可能性を排除するのが望ましいことが分かった。

【 0 1 5 5 】

図 8 9 および図 9 0 は、エンドエフェクタ 1（例えば、鉗子 1 0 , 2 0 , 3 0）およびシャフトによりエンドエフェクタ 1 に連結したハンドル 6 0 を有する、本発明による医療機器を線図的に示す。シャフトは、内部コイル 2 および、コイル 2 をカバーする外側のシース 4 を有する。

【 0 1 5 6 】

特に内視鏡器具の指示マーカ 6 は、シャフトのコイル 2 に塗布され、透明なシース 4 によって被覆する。上述のように、従来技術による外側のシースは、一般的に不透明で、色が長さを示す符号としている（例として、橙色 = 2 4 0 c m、黄色 = 1 6 0 c m、青色 = 1 0 0 c m）。本発明によるマーカ 6 には、装置の長さを表示する色にすることができる。したがって、シース装着操作が装置の長さに依存せず、このような形態は、大量生産が可能になる。全てのサイズのことを、同一の透明なシース材で被覆し、材料を変えることなく、1つの押出成形ラインで生産できる。また、マーカ 6 はコイル 2 に直接塗布するため、印刷中に外側シース 4 のデリケートなポリマーが損傷を受けることがない。マーカ 6 は外側シース 4 によって被覆されるため、例えば暗闇で光るインクなど、通常なら医療装置の表面に使用することのできないインクを使用することができる。また、本発明によるマーカ 6 は、従来技術における外部に印刷するマーカよりも耐久性が高い。

【 0 1 5 7 】

これらのマーカ 6 は、とくに、コイル 2 を巻回し、所定長さに切断する際に、シャフトのコイル 2 に塗布する。これらのマーカ 6 は、業界標準に対応した特定な色にすることが可能である。これらのマーカ 6 は、シャフト 2 , 4 のエンドエフェクタ 1 からの長さ、または、シャフト 2 , 4 のハンドル 6 0 からの長さに対応させることが可能である。例えば、上述の実施例においては、赤いバンドはエンドエフェクタ 1 から 5 c m を意味し、橙色はエンドエフェクタ 1 から 1 0 c m、黄色はエンドエフェクタ 1 から 1 5 c m、緑色はエンドエフェクタ 1 から 2 0 c m、青色はエンドエフェクタ 1 から 2 5 c m、紫色はエンドエフェクタ 1 から 3 0 c m を意味することができる。代案として、または付加的に、メートル法の定規など図示していない目盛をコイル 2 の全長にわたって付記し、その後、透明な外側シース 4 によって被覆することができる。

【 0 1 5 8 】

このようなコイル 2 にマーカ 6 を付する方法の一つとしては、コイル 2 を連続コイル巻回機によって巻き付ける際に実行できる。巻き始めから長さが長くなるにつれて、回転コイル 2 の一方の端部は光センサを通過する。このセンサは、カラスプレーヘッド、または印刷ヘッド、またはパッド印刷ヘッドを起動させ、回転コイル 2 のこの端部が、印刷を停止する他のセンサを作動させるまで、印刷が続く。このようにいわゆるラベル付けされたコイル 2 は、その度、更に巻かれると同時に、強制空気および / または高温硬化室を通過する。その後、コイル 2 を正確な長さで切断した後に個別に押出成形するか、もしくは、長い連続した長さになるまで巻いた後、連続的な押出成形を行う。連続的な押出成形を行うため、コイルを長い連続した長さまで巻く場合は、コイル巻回機の印刷センサを、時間、またはワイヤをコイル巻回機に送り込むローラの回転数によって制御する。この方法によって、マーカはコイルの適切位置に印刷される。

【 0 1 5 9 】

マーカ 6 は、また、図 9 0 の部分切除した説明図で示すように、ある材料による細い

10

20

30

40

50

リングとすることもできる。

【 0 1 6 0 】

本発明を生検鉗子として使用する際のジョーおよびクレピスの使用方法を、本明細書において説明した。しかし本発明はこれに限定されないことに留意されたい。本発明による装置および方法は、任意の用途に応じて使用できる。例えば、同一の舌状部の形態は、多くの異なる種類のエンドエフェクタ、例えば、腹腔鏡手術、一般外科手術、関節鏡視下手術等、様々な分野の手術におけるグラスパ、ディセクタ、クランプ等、剛性および可撓性のどちらの器具としても使用することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 6 1 】

【図 1】本発明による外科用器具の実施例における末端部の部分斜視図である。

【図 2】図 1 に示す器具におけるジョー組立体の第 1 実施例の分解斜視図である。

【図 3】図 2 のジョー組立体の、連結した状態を示す斜視図である。

【図 4】図 1 に示す器具のジョー組立体の、他の実施例における分解斜視図である。

【図 5】図 4 のジョー組立体の、連結した状態を示す斜視図である。

【図 6】本発明による外科用器具の第 2 実施例のジョー組立体を有するエンドエフェクタの末端部における、ジョーが開いた状態を示す部分斜視図である。

【図 7】図 6 の手術器具でジョーが閉じた状態を示す部分斜視図である。

【図 8】図 6 の手術器具の部分側面図である。

【図 9】図 7 の手術器具の部分側面図である。

【図 10】図 6 に示す手術器具の片方のジョーの右側から見た斜視図である。

【図 11】図 10 のジョーの左側から見た斜視図である。

【図 12】図 10 のジョーの左側からの立面図である。

【図 13】図 10 のジョーの右側からの立面図である。

【図 14】図 10 のジョーの末端部分を右側から見た拡大部分断面図である。

【図 15】図 10 のジョーの平面図である。

【図 16】図 10 のジョーを末端から見た正面図である。

【図 17】図 9 のジョーをジョーの左側から見た拡大部分立面図である。

【図 18】図 9 のジョーを末端から見た拡大正面図である。

【図 19】図 1、図 6、図 7、図 8、および図 9 に示す器具のクレピスの斜視図である。

【図 20】図 19 のクレピスの側面図である。

【図 21】図 19 のクレピスの平面図である。

【図 22】図 19 のクレピスの打ち抜き加工後、形成加工前の平面図である。

【図 23】本発明によるブレードの拡大斜視図である。

【図 24】本発明によるジョー組立体で、図 23 のブレードを備えた第 3 実施例を、ジョー組立体の末端から見た斜視図である。

【図 25】図 24 のジョー組立体を右側から見た斜視図である。

【図 26】図 10 ~ 図 18 に示すジョーの他の実施例における 1 対のジョーを軸によって取り付け中央部分の拡大部分断面図である。

【図 27】本発明によるエンドエフェクタの第 4 実施例における末端部の部分斜視図で、ジョーが開いた状態を末端側から見た部分斜視図である。

【図 28】図 27 のエンドエフェクタを約 25° 回転した向きでジョーが閉じた状態を示す部分斜視図である。

【図 29】図 27 のエンドエフェクタを約 90° 回転した向きで、基端部側から見た部分斜視図である。

【図 30】図 28 のエンドエフェクタで、制御ロッドが無いものの部分平面図である。

【図 31】図 30 のエンドエフェクタの部分側面図である。

【図 32】中央部分にスパイクを有する図 31 のエンドエフェクタの部分断面図である。

【図 33】中央でない部分にスパイクを有する図 31 のエンドエフェクタの部分断面図である。

10

20

30

40

50

【図 3 4】図 3 1 のエンドエフェクタで、ジョーが開いた状態でスパイクが中央部分に位置するものの部分断面図である。

【図 3 5】図 3 4 のエンドエフェクタの部分側面図である。

【図 3 6】図 3 0 のエンドエフェクタの部分斜視図である。

【図 3 7】ジョーが開いた状態を示す図 3 0 のエンドエフェクタの部分斜視図である。

【図 3 8】図 3 0 のエンドエフェクタの分解部分斜視図である。

【図 3 9】図 2 7 に示すエンドエフェクタのジョーの末端部を末端側から見た部分斜視図である。

【図 4 0】図 3 9 のジョーを右側から見た側面図である。

【図 4 1】図 3 9 のジョーを左側から見た側面図である。

10

【図 4 2】図 3 9 のジョーの平面図である。

【図 4 3】図 2 7 のジョーを軸線の周りに約 1 8 0 ° 回転させた状態の斜視図である。

【図 4 4】、図 4 3 のジョーを平面上で約 1 8 0 ° 回転させた状態の斜視図である。

【図 4 5】図 3 9 のジョーを下から見た底面図である。

【図 4 6】図 2 7 のエンドエフェクタの末端部を末端側から軸線からずらして隠れた部分が見えるように見た部分斜視図である。

【図 4 7】図 3 0 のエンドエフェクタの拡大した部分断面図である。

【図 4 8】図 3 0 のエンドエフェクタの隠れた部分の拡大部分平面図である。

【図 4 9】図 2 7 のエンドエフェクタを長手方向軸線に沿って見た、図 2 7 のエンドエフェクタの拡大した正面図である。

20

【図 5 0】図 2 7 のエンドエフェクタを長手方向軸線に沿って見た、図 2 7 のエンドエフェクタの隠れた部分が見えるように拡大した正面図である。

【図 5 1】円錐台形を 2 つ組み合わせた形状の末端部を有する本発明によるエンドエフェクタの第 5 実施例における末端部を基端側から見た部分斜視図である。

【図 5 2】本発明によるエンドエフェクタの単一の舌状部を有するジョーの他の実施例の斜視図である。

【図 5 3】図 5 2 に示すジョーの他の斜視図である。

【図 5 4】図 5 2 に示すジョーの側面図である。

【図 5 5】図 5 2 に示すジョーをジョーの内側から見た平面図である。

【図 5 6】図 5 2 に示すジョーの断面図である。

30

【図 5 7】図 5 2 に示すジョーの他の断面図である。

【図 5 8】本発明によるエンドエフェクタの図 5 2 によるジョーを 1 対有する第 6 実施例の側面図である。

【図 5 9】図 5 8 に示すエンドエフェクタを、どちらかのジョーの外側から見た平面図である。

【図 6 0】図 5 8 に示すエンドエフェクタの舌状部の拡大部分斜視図である。

【図 6 1】図 6 0 に示す舌状部の、別の拡大部分斜視図である。

【図 6 2】図 5 8 に示すエンドエフェクタでジョーが開いた状態を末端側から見た斜視図である。

【図 6 3】図 6 2 に示すエンドエフェクタの別の斜視図である。

40

【図 6 4】図 5 8 に示すエンドエフェクタでジョーが開いた状態を基端部側から見た斜視図である。

【図 6 5】本発明によるジョー組立体のさらに他の実施例の拡大斜視図である。

【図 6 6】図 6 5 に示すジョー組立体の拡大分解斜視図である。

【図 6 7】図 2 7 に示すエンドエフェクタのジョーの他の実施例の斜視図である。

【図 6 8】図 2 8 に示すエンドエフェクタを拡大したもので、図 6 7 で示したジョーを 1 対有し、それらのジョーに関してエンドエフェクタの向きを回転した状態を示す斜視図である。

【図 6 9】図 2 7 に示すエンドエフェクタを拡大し、図 6 7 で示したジョーを 1 対有する斜視図である。

50

【図 7 0】図 6 7 に示すジョーをその長手方向軸線にの周りに約 180° 向きを回転した状態の斜視図である。

【図 7 1】図 2 7 およびそれ以降の図によるエンドエフェクタが、軟性内視鏡の作業経路のカーブを通過しようとする直前の様子を一部断面図で、一部を隠して、エンドエフェクタの一部分だけ示している説明図である。

【図 7 2】図 7 1 に示すエンドエフェクタが湾曲部（カーブ）を通過する際の方向転換前の様子を一部断面図で、一部を隠して、エンドエフェクタの一部分だけ表示している説明図である。

【図 7 3】図 7 1 に示すエンドエフェクタが湾曲部（カーブ）内を進行し、方向転換した後の様子を一部断面図で、一部を隠して、エンドエフェクタの一部分だけ表示している説明図である。

10

【図 7 4】図 6 7 に示すジョーにおける、ジョー制御ワイヤの第 2 実施例を有する他の実施例の、ジョーを下側から見た平面図である。

【図 7 5】図 7 4 に示すジョーの斜視図である。

【図 7 6】図 7 5 に示すジョーの一部分の拡大斜視図である。

【図 7 7】ジョー制御ワイヤの第 3 実施例を有する図 7 4 のジョーの平面図である。

【図 7 8】図 7 7 に示すジョーの斜視図である。

【図 7 9】図 7 8 に示すジョーの一部分の拡大斜視図である。

【図 8 0】図 3 4 に示すエンドエフェクタがある角度で組織表面にアプローチしている様子の部分側面図である。

20

【図 8 1】図 8 0 に示すエンドエフェクタが組織表面に押しつけられ、組織表面と向きが一致するよう回転した後の様子の部分側面図である。

【図 8 2】本発明による医療用鉗子のハンドルの典型的な実施例の分解図である。

【図 8 3】図 8 2 に示すハンドルの末端部分を拡大した部分断面図、および、末端部分、シャフトリテーナ、およびシャフトの分解図である。

【図 8 4】図 8 2 に示すハンドルの末端部分を更に拡大した部分断面図、および、末端部分、シャフトリテーナ、およびシャフトの分解図である。

【図 8 5】図 8 4 に示すハンドルの末端部分、シャフトリテーナ、およびシャフトの部分断面図である。

【図 8 6】図 8 2 ~ 図 8 5 に示すシャフトリテーナの第 1 の典型的な実施例の拡大斜視図である。

30

【図 8 7】図 8 2 ~ 図 8 5 に示すシャフトリテーナの第 2 の典型的な実施例の拡大斜視図である。

【図 8 8】図 8 2 に示すハンドルの側面図、および、作動棒、シャフトリテーナおよびシャフトを含む、本発明によるハンドルおよびシャフトの組立体の分解図である。

【図 8 9】鉗子、ハンドル、および典型的な実施例におけるマーカーを含む、本発明による医療機器の略図である。

【図 9 0】図 8 2 の器具におけるマーカーがシャフトのコイル上にあるシャフトの、一部切除して示す拡大部分側面図である。



【図 1】

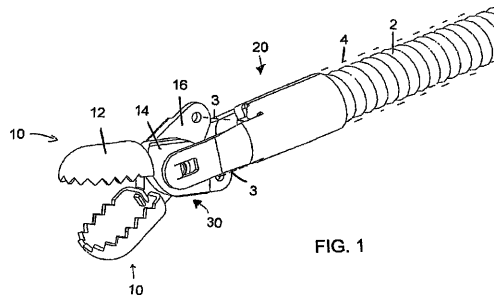


FIG. 1

【図 2】

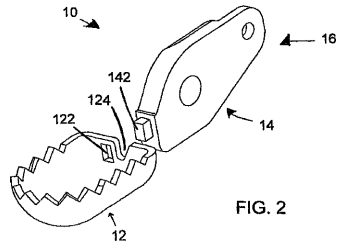


FIG. 2

【図 3】

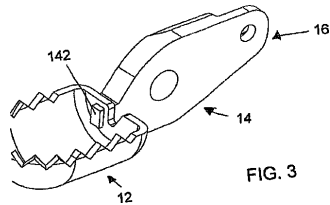


FIG. 3

【図 6】

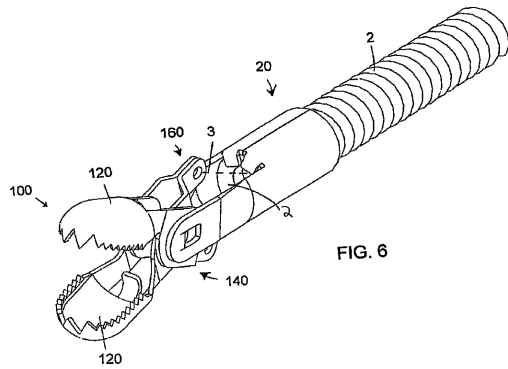


FIG. 6

【図 7】

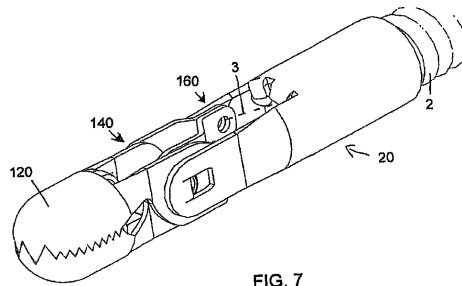


FIG. 7

【図 4】

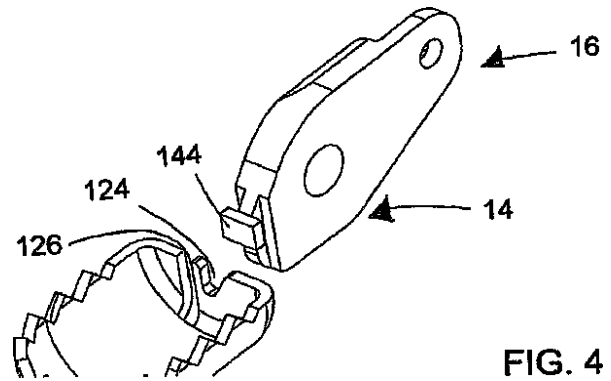


FIG. 4

【図 5】

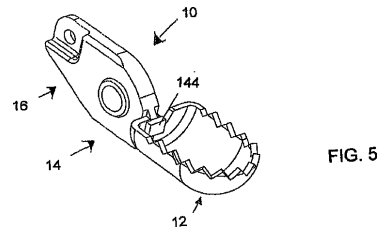


FIG. 5

【図 8】

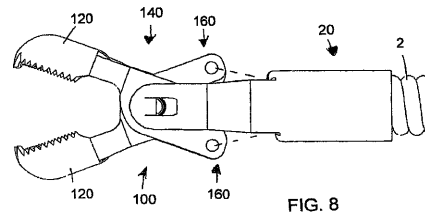


FIG. 8

【図 9】

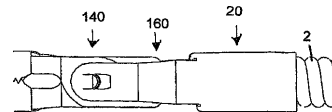


FIG. 9

【図 10】

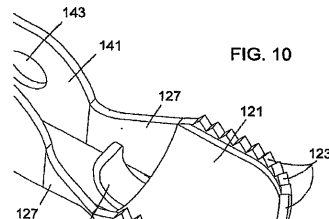
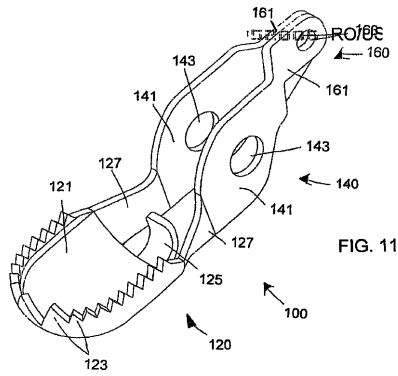
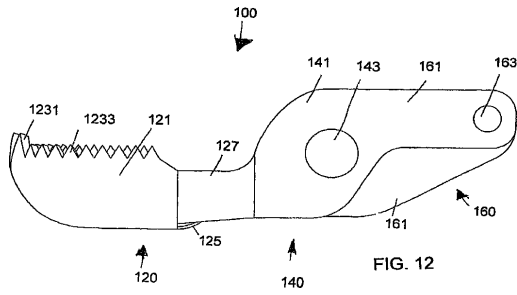


FIG. 10

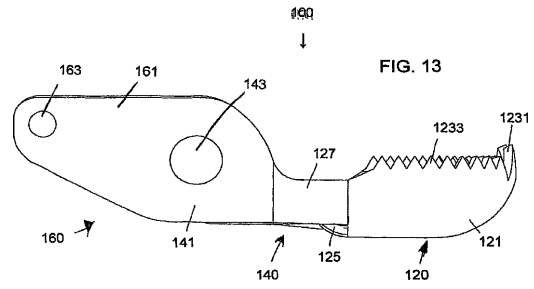
【図 11】



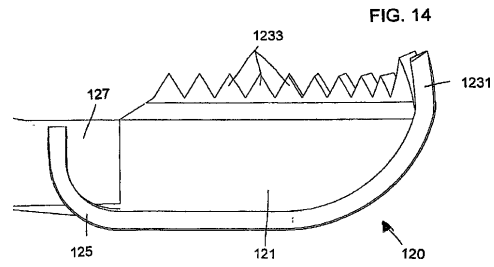
【図 12】



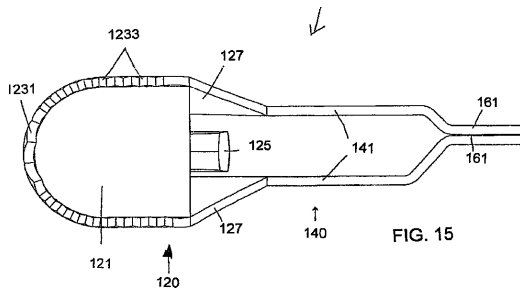
【図 13】



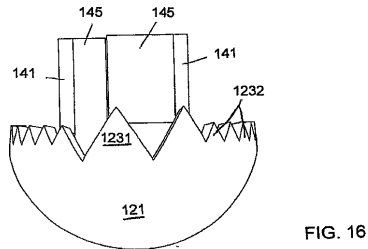
【図 14】



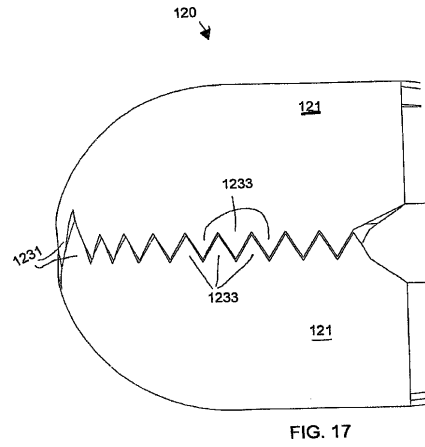
【図 15】



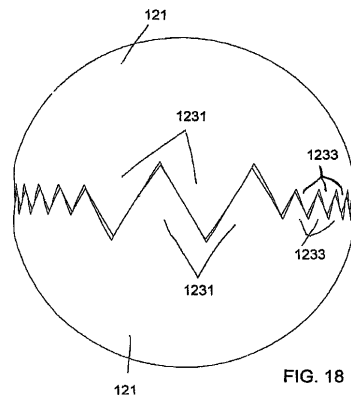
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【図 19】

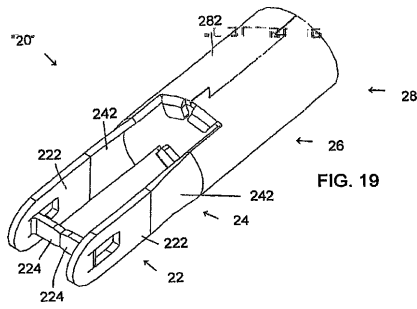


FIG. 19

【図 20】

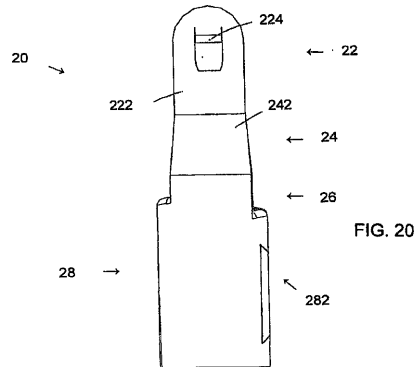


FIG. 20

【図 21】

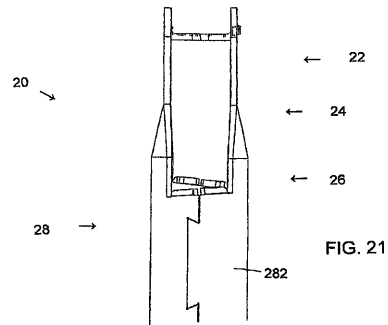


FIG. 21

【図 22】

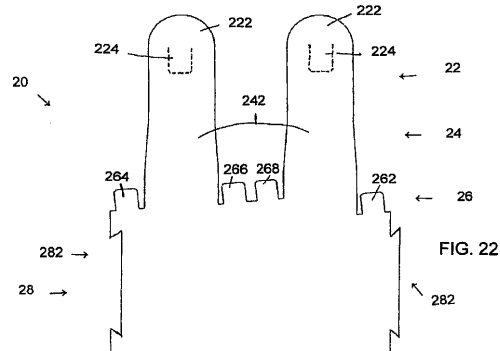


FIG. 22

【図 23】

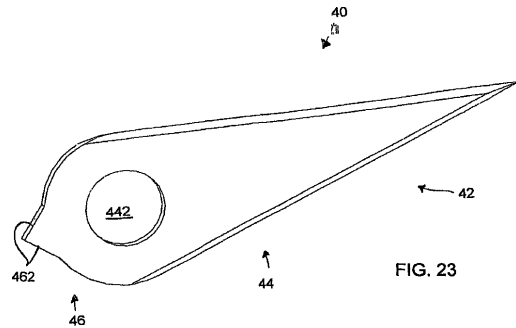


FIG. 23

【図 25】

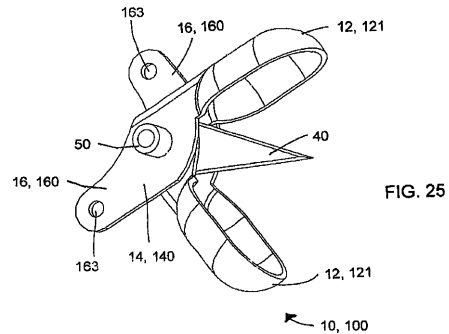


FIG. 25

【図 24】

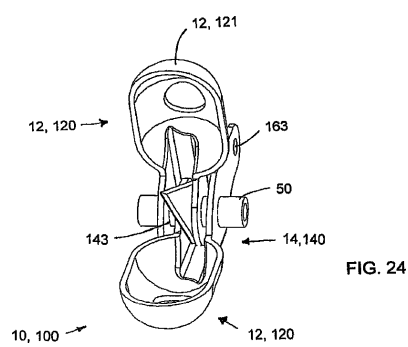


FIG. 24

【図 26】

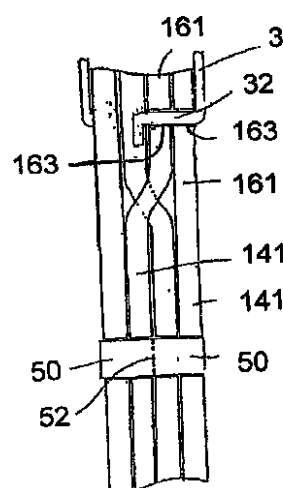


FIG. 26

【図 27】

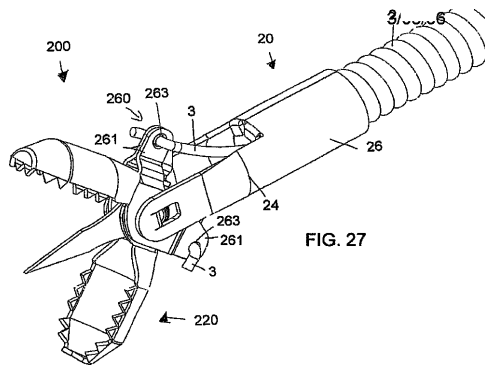


FIG. 27

【図 28】

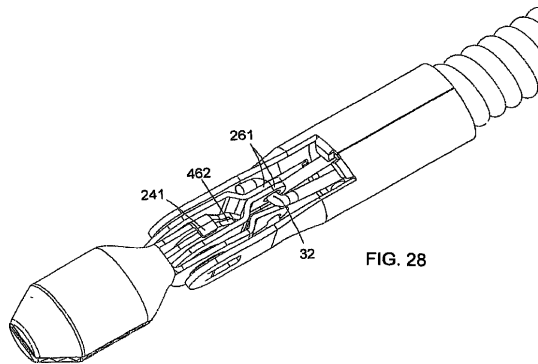


FIG. 28

【図 29】

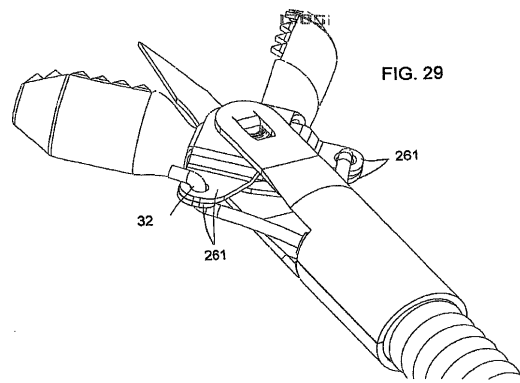


FIG. 29

【図 30】

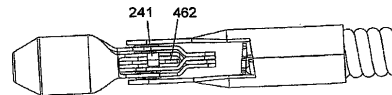


FIG. 30

【図 31】

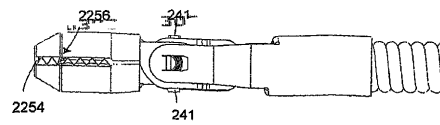


FIG. 31

【図 32】

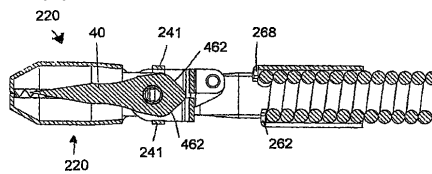


FIG. 32

【図 33】

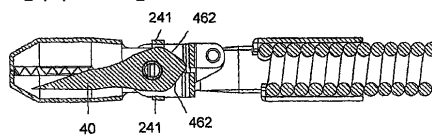


FIG. 33

【図 34】

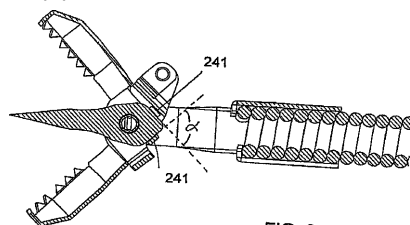


FIG. 34

【図 35】

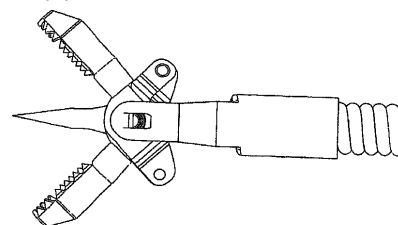


FIG. 35

【図 36】

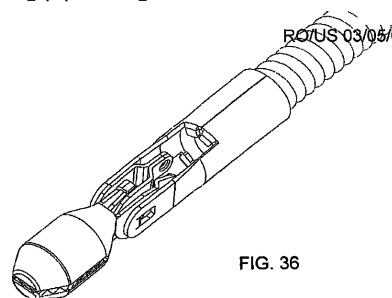


FIG. 36

【図 37】

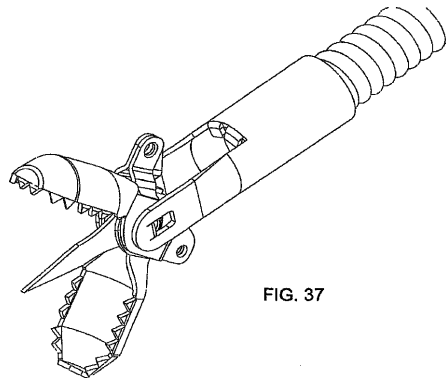


FIG. 37

【図 38】

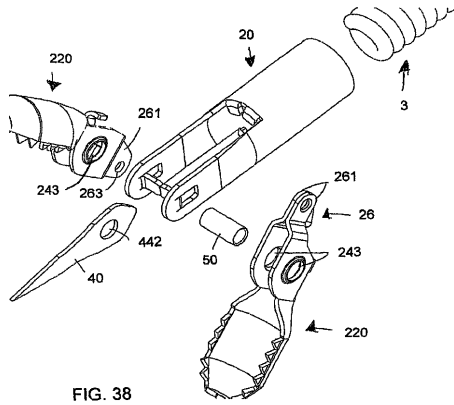


FIG. 38

【図 39】

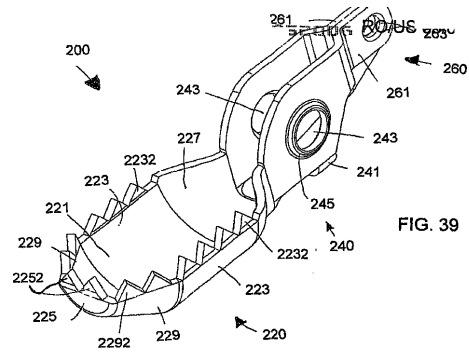


FIG. 39

【図 40】

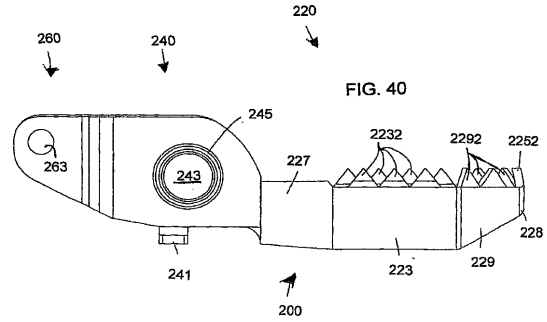


FIG. 40

【図 41】

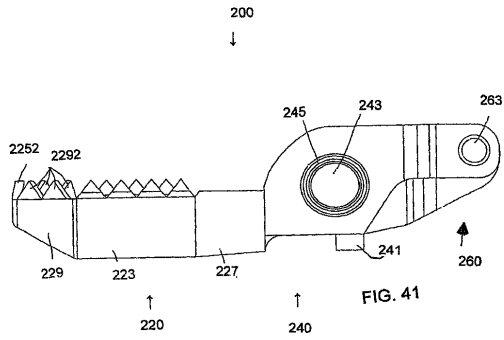


FIG. 41

【図 42】

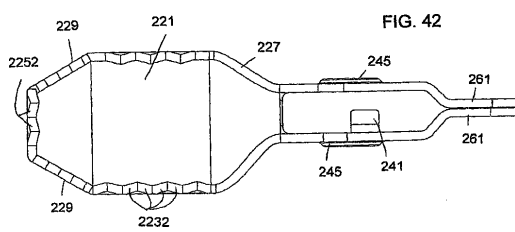


FIG. 42

【図 43】

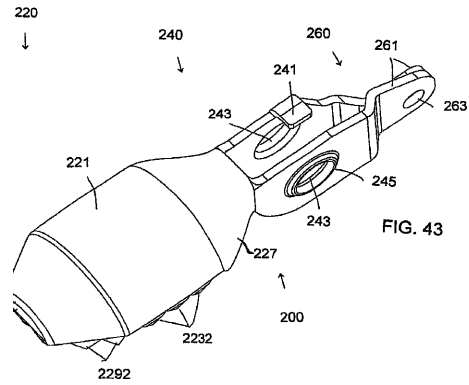


FIG. 43

【図 44】

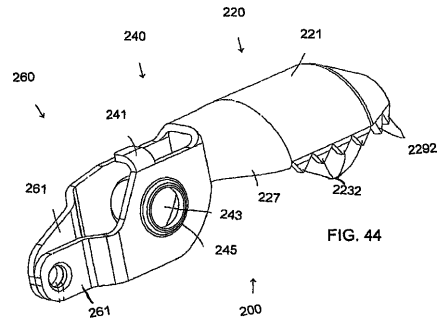


FIG. 44

【図 45】

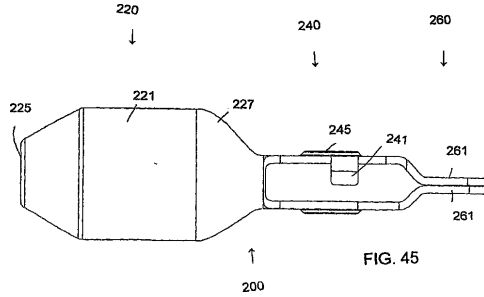


FIG. 45

【図 46】

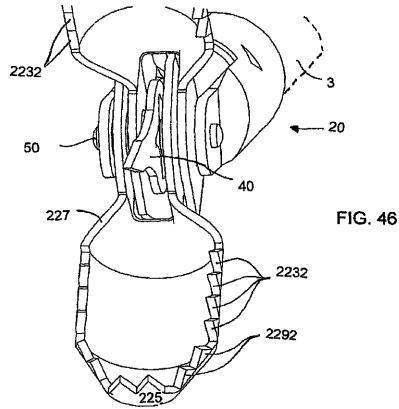


FIG. 46

【図 47】

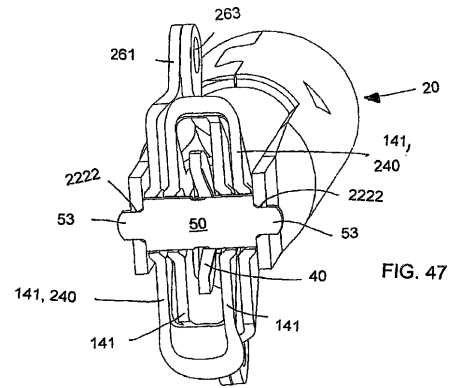


FIG. 47

【図 48】

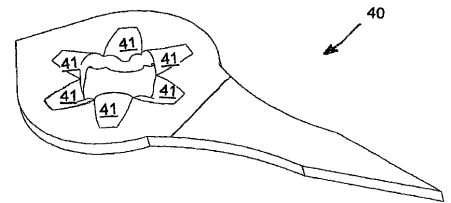


FIG. 48

【図 49】

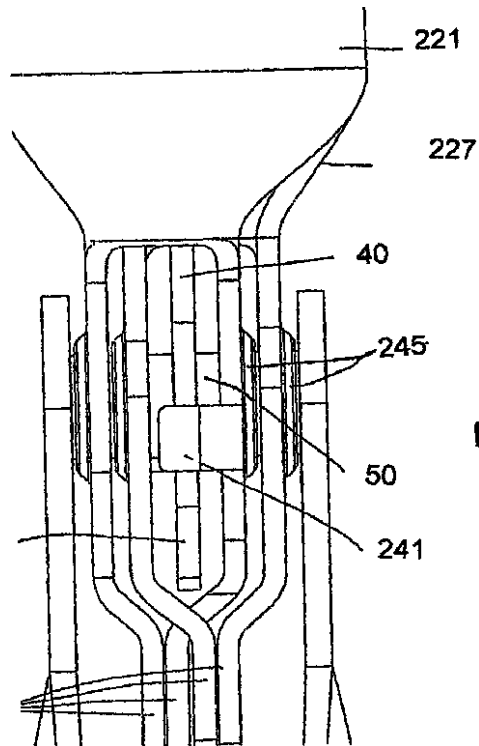


FIG. 49

【図 50】

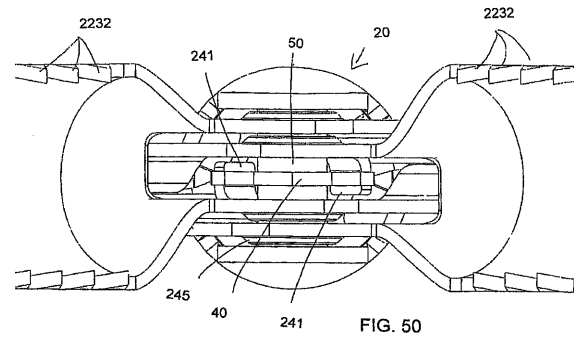


FIG. 50

【図 51】

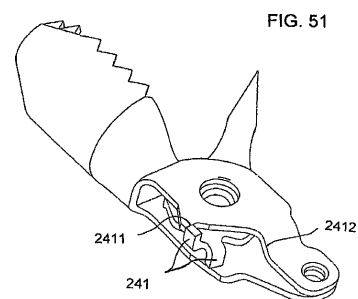


FIG. 51

【図 5 2】

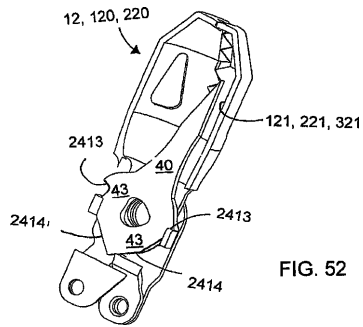


FIG. 52

【図 5 3】

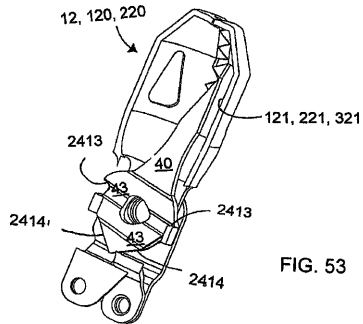


FIG. 53

【図 5 4】

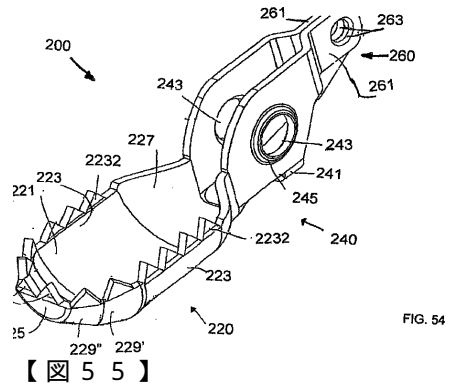


FIG. 54

【図 5 5】

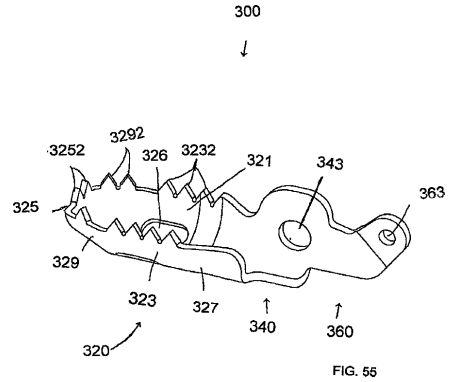


FIG. 55

【図 5 6】

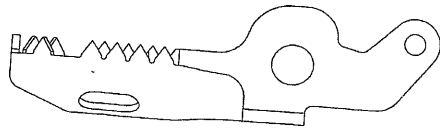


FIG. 56

【図 5 7】

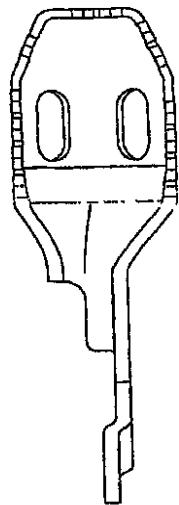


FIG. 57

【図 5 8】

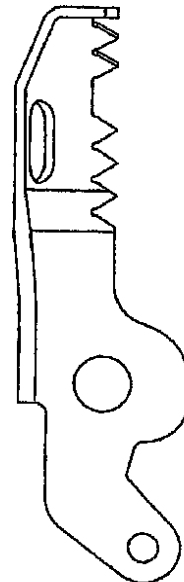


FIG. 58

【図 59】

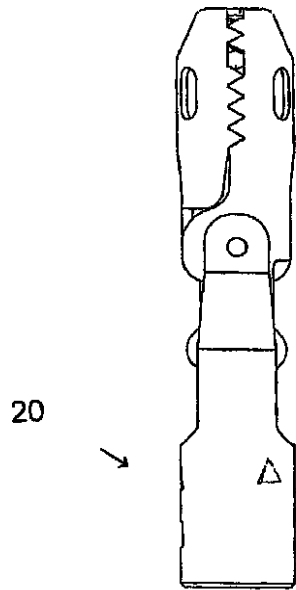


FIG. 59

【図 60】

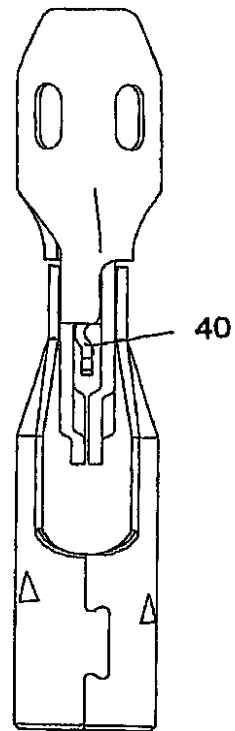


FIG. 60

【図 61】

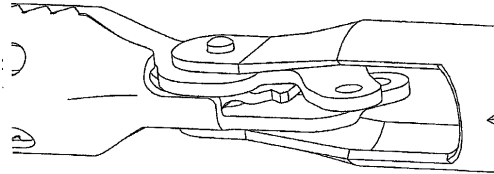


FIG. 61

【図 62】

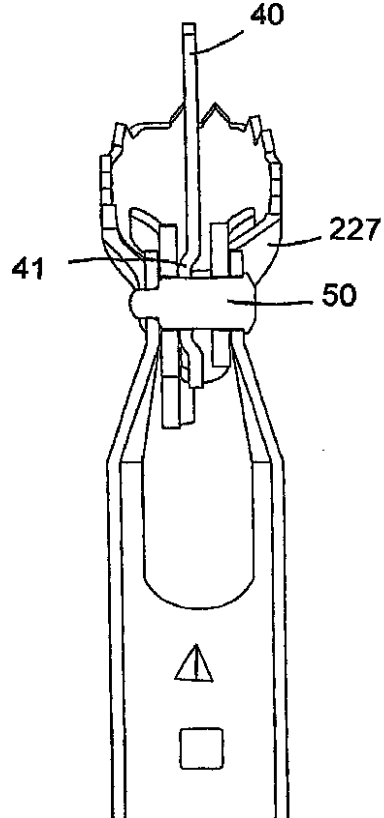
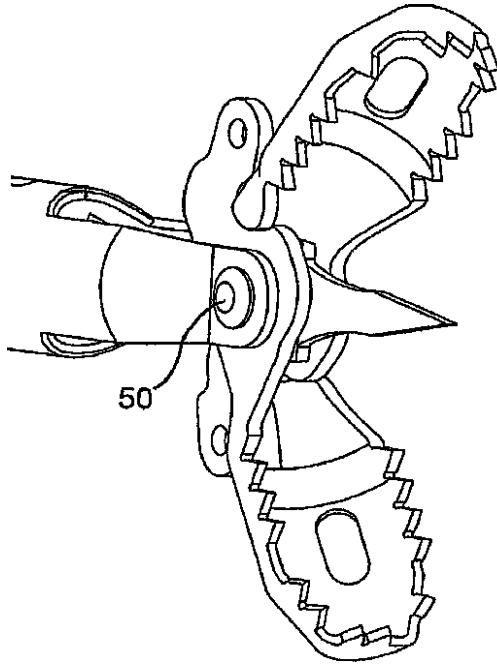


FIG. 62



【図 63】



【図 64】

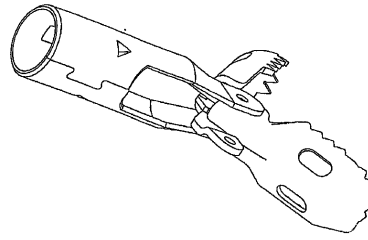


FIG. 64

【図 65】

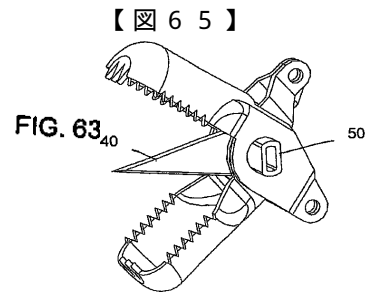


FIG. 65

【図 66】

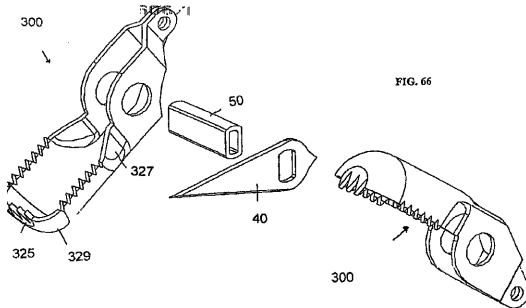


FIG. 66

【図 68】

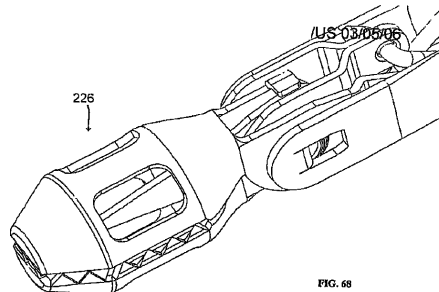


FIG. 68

【図 67】

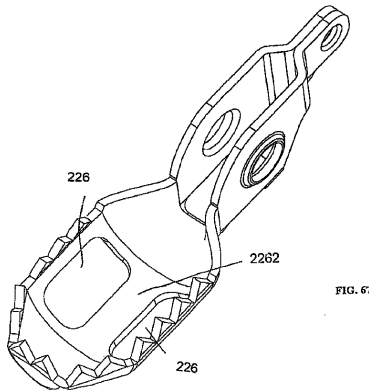


FIG. 67

【図 69】

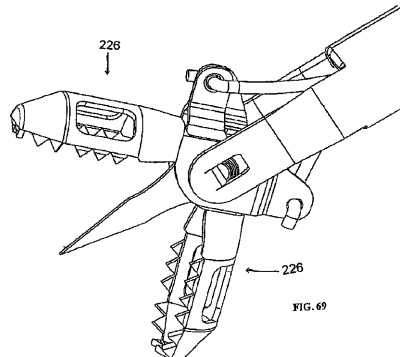
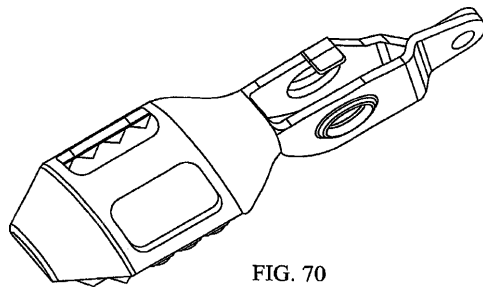
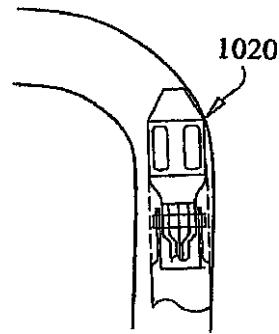


FIG. 69

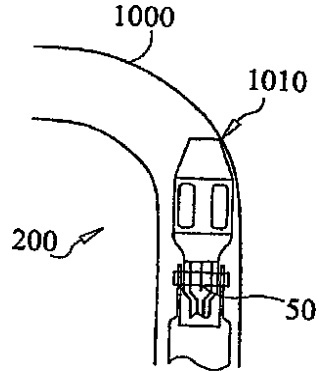
【図70】



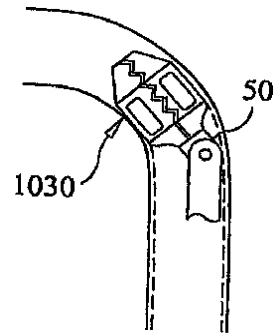
【図72】



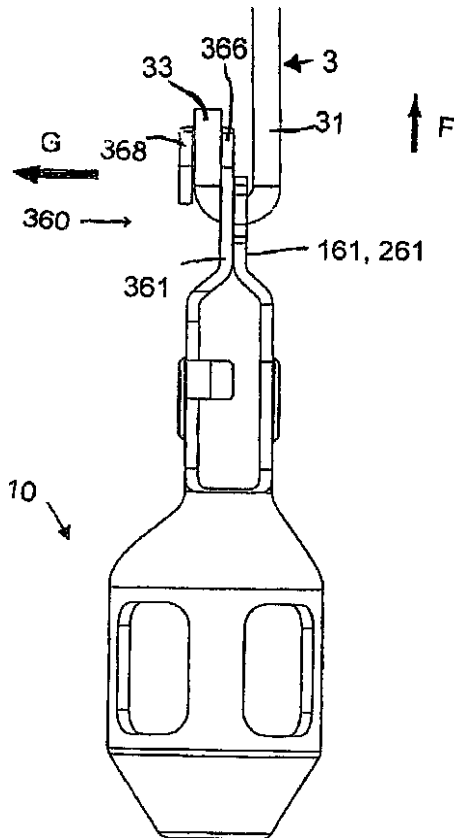
【図71】



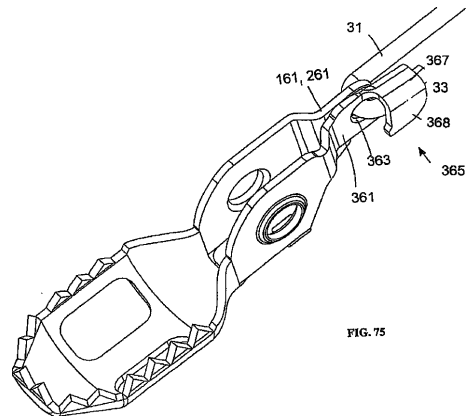
【図73】



【図74】

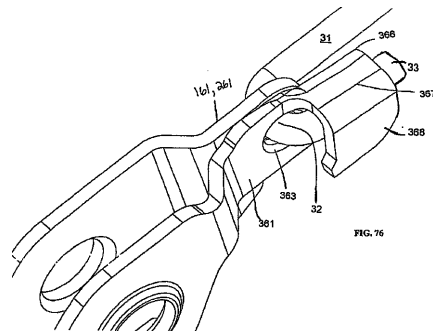


【図75】



【図76】

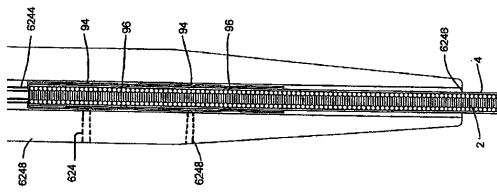
FIG. 74





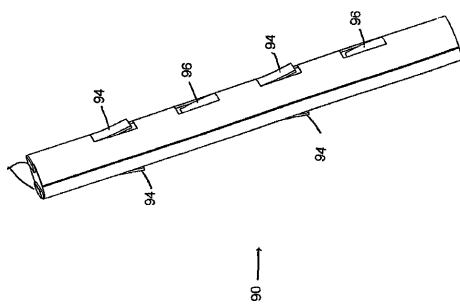
【 図 8 5 】

FIG. 85



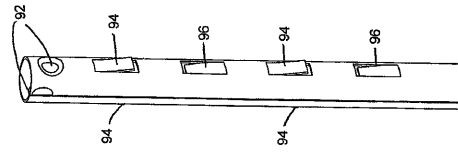
【 図 8 6 】

FIG. 86



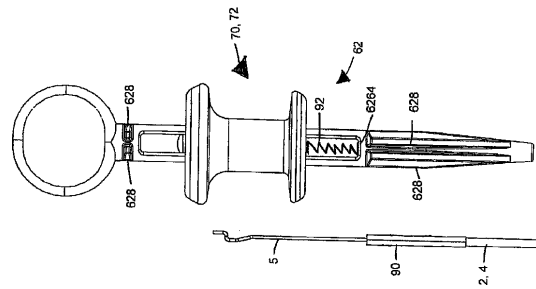
【 図 8 7 】

FIG. 87



【 図 8 8 】

FIG. 88



【 図 8 9 】

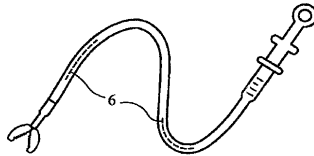


FIG. 88

【 図 9 0 】

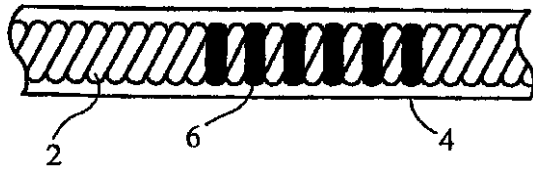


FIG. 90

---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 11/343,294

(32)優先日 平成18年1月30日(2006.1.30)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 マシュー エー パーマー

アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 1 5 6 マイアミ エスダブリュー 6 4 コート 1 2 7 9  
0

(72)発明者 ケヴィン ダブリュー スミス

アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 1 5 6 コーラル ゲイブルス アーヴィダ パークウェイ  
5 7 0

(72)発明者 コーベイ ロバート クライン

アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 1 4 3 マイアミ エスダブリュー 6 5 アヴェニュー 7  
0 2 8

(72)発明者 デレク ディー デヴィル

アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 1 5 5 エスダブリュー 3 4 ストリート 5 7 3 0

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 国際公開第2 0 0 5 / 0 0 0 1 2 5 ( WO , A 2 )

特開2 0 0 1 - 2 4 5 8 9 1 ( JP , A )

特開2 0 0 2 - 2 8 2 2 6 5 ( JP , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 10/00

A61B 17/28

专利名称(译)	手术器械末端执行器，手术器械和形成末端执行器的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4907555B2</a>	公开(公告)日	2012-03-28
申请号	JP2007553284	申请日	2006-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	记EMS比奥PSI LLC		
申请(专利权)人(译)	Keemuesu Biopushi LLC		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - 每次浪涌埃利股份有限公司的Rete		
[标]发明人	トーマスオーベイルス マシューエーパーマー ケヴィンダブリュースミス コーベイロバートクライン デレクディーデヴィル		
发明人	トーマス オー ベイルス マシュー エー パーマー ケヴィン ダブリュー スミス コーベイ ロバート クライン デレク ディー デヴィル		
IPC分类号	A61B17/28		
CPC分类号	A61B10/06 A61B10/04 A61B17/29 A61B2017/2902 A61B2017/2905 A61B2017/2919 A61B2017/2926 A61B2017/2932 A61B2017/320064		
FI分类号	A61B17/28.310		
代理人(译)	杉村健二 泽田达也		
优先权	60/648538 2005-01-31 US 60/738279 2005-11-18 US 11/343294 2006-01-30 US		
其他公开文献	JP2008536530A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

端部执行器用于内窥镜外科器械介具有近端和远端，以及设置在所述主体的近端的致动器的纵向延伸的主体是连接到主体的远端和U形夹，两个下巴。每个夹爪具有舌部（240），其与枢转地连接结合到致动器用于枢转钳口到U形夹。Joe有主体部分（221，223）和它的横向侧面与一个线性具有彼此相对的端部的横向侧连接的舌部的大致近端部分（227）（223）主体部分（221，223），安装横向侧，并且成一角度的侧边的端部边缘具有基本上线性边缘的鼻部（225229）。主体部分和中空的鼻部限定活检杯，用于接收组织样本，也即相互面对的形式捏（夹持）在与所述组织样品的末端接触表面上的线性边缘。

## 【图7】

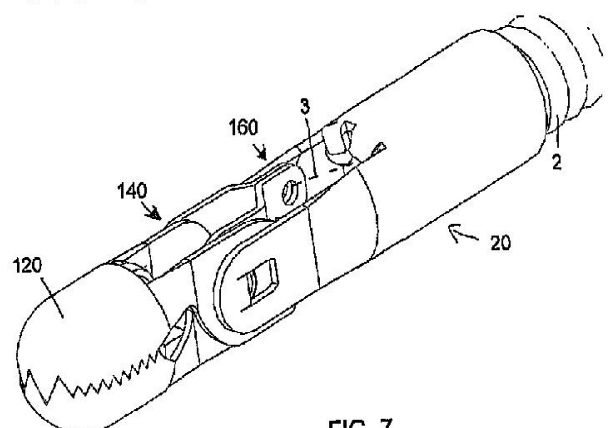


FIG. 7