

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公表特許公報 ( A )

(11)特許出願公表番号

## 特表2003 - 519525

(P2003 - 519525A)

(43)公表日 平成15年6月24日 (2003.6.24)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード ( 参考 )	
A 6 1 B 18/14		A 6 1 B 17/00	320	4 C 0 6 0
17/00	320	17/56		
17/56		17/39	311	
18/12			320	

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全116数 )

(21)出願番号 特願2001 - 551390(P2001 - 551390)

(86)(22)出願日 平成13年1月10日(2001.1.10)

(85)翻訳文提出日 平成14年7月10日(2002.7.10)

(86)国際出願番号 PCT/US01/00766

(87)国際公開番号 W001/050965

(87)国際公開日 平成13年7月19日(2001.7.19)

(31)優先権主張番号 09/480,762

(32)優先日 平成12年1月10日(2000.1.10)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ハイドロシジョン・インコーポレーテッド  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州01810,  
アンドーヴァー,バート・ロード 100,スイ  
ート ジー01

(72)発明者 モウタフィス, ティモシー・イー  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州01930,  
グロースター,タッカー・ストリート 4

(72)発明者 フリーマン, ドナルド・シー, ジュニア  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803,  
パーリントン,アーバーウッド 23

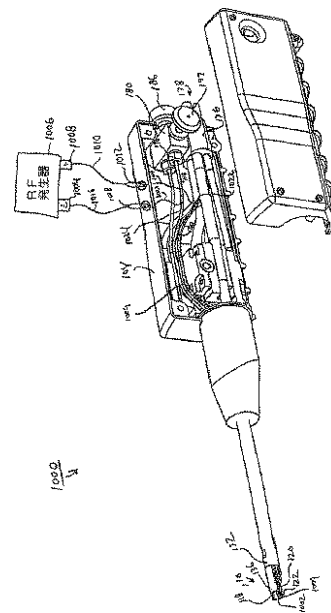
(74)代理人 弁理士 社本 一夫 ( 外 4 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 一体化した電気焼灼具を備えた外科用器具

### (57)【要約】

本発明は、患者の身体の組織に対し電気焼灼法を行うため電極を利用して外科的処置を行う一連の装置を提供する。本発明は、1つの特徴において、電気焼灼法を行う少なくとも1つの電極を提供する外科用器具から成る一連の装置を含み、別の特徴において、外科用器具により組織を切断し且つ焼灼する方法を提供する。更に別の特徴において、本発明は、患者の液体を充填した視覚的に監視された外科手術領域内の出血する血管の位置を探知すると共に、外科手術領域の視覚化が損なわれる前に、出血を止めるべく血管を電気焼灼する方法を含む。本発明による好ましい外科用器具はまた、患者の組織を切断し又は融除する液体切断ジェットを形成し且つ(又は)外科的処置の間、組織の切断、粉碎、融除等を行うため、回転する組織接触構成部品を提供する作用可能な構成部品を備えている。本発明によるいくつか外科用器具は、液体を外科手術領域に輸送し且つ(又は)除去する1つ又はより多数の液体伝達管腔を備え、いくつかの場合、該管腔外面の特定の選んだ非被覆領域が器具の電気焼灼電極として機能し得るように管腔が電気絶縁材料層にて選択的に被覆される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 患者に対し外科的処置を施すようにされた末端と、操作者が制御し得るようにされた基端とを有する外科用器具を備え、該器具が、

高圧の液体を器具の末端に向けて伝達するのに十分な破断強度を有する圧力管腔であって、ジェット開口部を提供する少なくとも1つのノズルを備え且つ高圧の液体が貫通して流れるとき、液体切断ジェットを形成し得る形状とされた前記圧力管腔と、

回転可能な軸と、

外科手術領域内の組織と接触可能な構造及び配置とされた、軸によって駆動可能な外科用構成部品と、

少なくとも1つの電気焼灼電極とを備える装置。

【請求項2】 請求項1に記載の装置において、器具の基端が本体を備える装置。

【請求項3】 請求項2に記載の装置において、回転可能な軸が器具の本体から器具の末端に向けて伸びる装置。

【請求項4】 請求項3に記載の装置において、外科用構成要素が回転可能な軸の末端に配置される装置。

【請求項5】 請求項1に記載の装置において、少なくとも1つの電気焼灼電極が器具の末端に配置される装置。

【請求項6】 請求項2に記載の装置において、器具の本体内に配置された液体ジェット被駆動の回転可能なロータであって、器具が作動しているとき、回転可能な軸の基端に駆動可能に接続され、該液体ジェット被駆動の回転可能なロータの回転により回転可能な軸がそれに相応して回転するようにする前記液体ジェット被駆動の回転可能なロータを更に備える装置。

【請求項7】 請求項2に記載の装置において、器具が作動しているとき、液体切断ジェットを受け入れ得るように所定の距離にてジェット開口部と対向する位置に配置可能なジェット受け入れ開口部を含む排出管腔を更に備える装置。

【請求項8】 請求項7に記載の装置において、排出管腔と流体的連通状態に接続された外部吸引源を必要とせずに、液体切断ジェットを構成する液体の実

質的に全てをジェット受け入れ開口部から排出管腔の基端まで排出することを可能にし得るよう排出管腔が形状設定され且つ位置決め可能である装置。

【請求項9】 請求項7に記載の装置において、少なくとも1つの電気焼灼電極が圧力管腔及び排出管腔の少なくとも一方の外面の一部分を備える装置。

【請求項10】 請求項9に記載の装置において、外科用器具が双極モードにて作動可能な少なくとも2つの電気焼灼電極を備え、電極の各々が外科用器具の基端に配置される装置。

【請求項11】 請求項10に記載の装置において、排出管腔が外部電源の正端子と電氣的連通状態に接続され、圧力管腔が接地電位の電源と電氣的連通状態に接続される装置。

【請求項12】 請求項11に記載の装置において、排出管腔が、電氣的に絶縁された外面を有し、電氣的に絶縁されず且つ電気焼灼電極を形成する管腔の末端付近の第一領域と、電氣的に絶縁されず且つ外部電源の正端子と電氣的接点を形成する、器具の本体内に配置された第二の領域とを備える装置。

【請求項13】 患者に対し外科的処置を施すようにされた末端と、操作者が制御し得るようになされた基端とを有する外科用器具であって、該器具が、

回転可能な軸と、

外科手術領域内の組織と接触可能な構造及び配置とされた、軸によって駆動可能な外科用構成部品と、

器具が作動しているとき、液体ジェット被駆動の回転可能なロータの回転により回転可能な軸がそれに相応して回転するように、回転可能な軸に駆動可能に接続された液体ジェット被駆動の回転可能なロータと、

少なくとも1つの電気焼灼電極とを備える装置。

【請求項14】 患者に対し外科的処置を施すようになされた末端と、操作者が制御し得るようになされた基端とを有する外科用器具を備え、該器具が、

高圧の液体を器具の末端に向けて伝達するのに十分な破断強度を有する圧力管腔であって、ジェット開口部を提供する少なくとも1つのノズルを備え且つ高圧の液体が貫通して流れるとき、液体切断ジェットを形成し得る形状とされた前記圧力管腔と、

器具が作動しているとき、液体切断ジェットを受け入れ得るように所定の距離にてジェット開口部と対向する位置に配置可能なジェット受け入れ開口部を含む排出管腔と、

圧力管腔の外表面の少なくとも一部分を備える第一の電気焼灼電極と、

排出管腔の外表面の少なくとも一部分を備える第二の電気焼灼電極とを備える装置。

【請求項15】 請求項14に記載の装置において、圧力管腔の外表面が実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆され、圧力管腔の末端における非被覆領域を含み、該非被覆領域が第一の電気焼灼電極を形成する装置。

【請求項16】 請求項14に記載の装置において、排出管腔の外表面が排出管腔末端の1つの領域を除いて導電性であり、該領域が実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆される装置。

【請求項17】 請求項14に記載の装置において、圧力管腔が外部電源の正端子と電氣的連通状態に接続され、排出管腔が接地電位の電源と電氣的連通状態に接続される装置。

【請求項18】 請求項14に記載の装置において、排出管腔と流体的連通状態に接続された外部吸引源を必要とせずに、液体切断ジェットを構成する液体の実質的に全てをジェット受け入れ開口部から排出管腔の基端まで排出することを可能にし得るよう排出管腔が形状設定され且つ位置決め可能である装置。

【請求項19】 請求項18に記載の装置において、圧力管腔及び排出管腔の少なくとも一方が他方に対し可動である装置。

【請求項20】 請求項19に記載の装置において、圧力管腔及び排出管腔の少なくとも一方の移動により所定の距離が変化し、該所定の距離の変化により、器具が作動しているとき、液体切断ジェットの長さがそれに相応して変化するようにした装置。

【請求項21】 請求項20に記載の装置において、動作が回転可能な動作から成る装置。

【請求項22】 請求項21に記載の装置において、動作が外科用器具の基端の少なくとも一部分を操作することにより制御可能である装置。

【請求項23】 患者に対し外科的処置を施すようにされた末端と、操作者が制御可能であるようにされた基端とを有する外科用器具を備え、該器具が、

導電性材料で出来ており、器具の末端と基端との間に第一の液体通路を提供する第一の管腔と、

導電性材料で出来ており、器具の末端と基端との間に第二の液体通路を提供する第二の管腔とを備え、

第一の管腔が、第一の電気電位と電氣的連通状態に接続可能であり、器具の少なくとも末端に外面を有し、該末端が、器具が外科的処置のため利用されるとき、患者の外科手術領域内に挿入され、実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆され、また、第一の管腔の末端に非絶縁領域を含み、第一の管腔の末端における該領域が第一の電気焼灼電極を形成し、

第二の管腔が、第一の電気電位と異なる第二の電気電位と電氣的連通状態に接続可能であり、器具の少なくとも末端に外面を有し、該末端が、器具が外科的処置のため利用されるとき、患者の外科手術領域内に挿入され且つ導電性であり、第二管腔末端の領域を除いて第二電気焼灼電極を形成し、第二管腔末端における該領域が実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆された装置。

【請求項24】 請求項23に記載の装置において、第一の電気電位が外部電源の正端子により提供され、第二の電気電位が接地電位電源により提供され、器具が作動しているとき、第一の電気焼灼電極が電気焼灼正電極として機能し、第二の電気焼灼電極が接地電気焼灼電極として機能する装置。

【請求項25】 請求項23に記載の装置において、少なくとも1つの電気絶縁層がポリ(フッ化ビニリデン)シュリンクラップ管から形成される装置。

【請求項26】 請求項25に記載の装置において、電気絶縁層の厚さが約101.600 μm(約0.004インチ)から約152.400 μm(約0.006インチ)の範囲にある装置。

【請求項27】 請求項23に記載の装置において、第二管腔末端が、最末端から基端方向に測定した約5.08 mm(約0.2インチ)の距離まで管腔の最末端から絶縁される装置。

【請求項28】 請求項24に記載の装置において、外科手術領域内に挿入

され、接地電位に保たれる器具の末端の全表面積が、第一の管腔に形成された電気焼灼正電極の全表面積を少なくとも約2倍だけ上回る装置。

【請求項29】 請求項28に記載の装置において、外科手術領域内に挿入され、接地電位に保たれる器具の末端の全表面積が、第一の管腔に形成された電気焼灼正電極の全表面積を少なくとも約5倍だけ上回る装置。

【請求項30】 請求項29に記載の装置において、外科手術領域内に挿入され、接地電位に保たれる器具の末端の全表面積が、第一の管腔に形成された電気焼灼正電極の全表面積を少なくとも約10倍だけ上回る装置。

【請求項31】 請求項24に記載の装置において、第一の管腔に形成された電気焼灼正電極が約 $0.2\text{ cm}^2$ の全表面積を有する装置。

【請求項32】 請求項24に記載の装置において、第二管腔に形成された接地電気焼灼電極の全表面積が、器具が作動しているとき、患者の外科手術領域内に保持される全ての液体の沸騰を防止するのに十分である装置。

【請求項33】 請求項32に記載の装置において、第二の管腔に形成された接地焼灼電極が少なくとも約 $2\text{ cm}^2$ の全表面積を有する装置。

【請求項34】 外科用器具を患者の外科手術領域内に挿入すること、  
外科用器具にて液体切断ジェットを形成すること、  
液体切断ジェットにより患者の選んだ組織を切断し又は融除すること、  
外科用器具の少なくとも1つの電極に電気信号を印加すること、  
患者の組織を電気焼灼することとを備える方法。

【請求項35】 請求項34の方法において、液体切断ジェットを形成するステップの後、

液体切断ジェットを外科用器具の排出管腔のジェット受け入れ開口部に向けるステップを更に備える方法。

【請求項36】 請求項35の方法において、少なくとも1つの電極が外科用器具の圧力管腔及び排出管腔の少なくとも一方の末端面を備える方法。

【請求項37】 請求項36の方法において、電気信号を印加するステップにおいて、双極電気信号が外科用器具の2つの電極に印加される方法。

【請求項38】 請求項34の方法において、

外科用器具の回転可能な構成部品を回転させるステップと、  
回転可能な構成部品の回転面を第二の選んだ組織と接触させるステップと、  
回転面により第二の選んだ組織を粉碎し、切断し又は融除するステップとを更に備える方法。

【請求項39】 請求項34の方法において、液体切断ジェットを形成するステップが焼灼するステップと独立的に行われる方法。

【請求項40】 請求項34の方法において、液体切断ジェットを形成するステップ及び焼灼するステップが同時に行われる方法。

【請求項41】 患者の液体を充填した視覚的に監視される外科的領域内の出血する血管の位置を探知すると共に、外科的領域の視覚が損なわれる前に出血を止めるべく血管を電気焼灼する方法において、

外科用器具を患者の外科手術領域内に挿入すること、

外科器具の排出管腔により外科手術領域から液体の一部を制御可能に排出すること、

出血する血管から発生して且つ外科器具の排出管腔に向け且つ該管腔内に流れる血液の跡を視覚化すること、

外科用器具を血液の跡に沿って外科手術領域内の出血する血管内に向けて移動すること、

外科用器具の少なくとも1つの電極面を出血する血管に近接する位置に配置すること、

出血する血管からの出血を止めるべく出血する血管を電気焼灼するため、電気信号を電極に印加することを備える方法。

【請求項42】 請求項41の方法において、液体を制御可能に排出するステップが、

外科用器具により液体ジェットを形成すること、

液体ジェットを外科用器具の排出管腔内のジェット受け入れ開口部に向けること、

排出管腔と流体的に連通した外部の吸引源を付与することなく、液体ジェットを構成する液体を除去することを備える方法。

【請求項43】 請求項41の方法において、外科手術領域が内視鏡法用の探針により視覚的に監視される方法。

【請求項44】 請求項41の方法において、電極面を配置するステップにおいて、外科用器具の2つの電極面が出血する血管に近接して配置され、信号を印加するステップにおいて、出血する血管からの出血を止めるべく出血する血管を電気焼灼するため双極電気信号が電極に印加される方法。

【請求項45】 請求項44の方法において、外科用器具の圧力管腔外面の一部が第一の電極面を備え、外科用器具の排出管腔の外面の一部が第二の電極面を備える方法。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の分野】**

本発明は、少なくとも1つの一体化した電気焼灼電極を含む、患者に対し外科的処置を施す外科用器具及び外科的処置にて該器具を使用する方法に関する。

**【0002】****【背景技術】**

従来、外科的領域を露出させるため比較的大きい切開部を利用する開放外科処置を使用して多くの外科的処置が患者に対して施されてきた。多くの従来の方法は、また、典型的に、組織の区別能力が劣り且つ慎重に利用しない限り、外科的処置箇所を取り巻く組織を時として誤って傷付けることがあるメス、スクレーパ、鈍角な切開器、レーザ、電気外科的装置等のような外科用器具も利用している。かかる従来技術の外科用器具による開放外科手術は、患者に対し広範囲にわたる外傷を与え、回復期間が長く且つ合併症の可能性があるという問題点を伴う。

**【0003】**

皮膚又は体腔の小さい穴をかいして外科的箇所にアクセスすることにより侵襲性の少ない技術を使用して多くの外科的処置を行うことが近年の1つの傾向である。これらの技術は、「最小侵襲性外科手術」として既知である。一般に採用される最小侵襲性外科技術は、内視鏡下、腹腔鏡下及び関節鏡下外科的処置を含む。最小侵襲性外科的処置は、外科手術中の患者への外傷が少なく、また、多くの場合、合併症の可能性が少なく且つ回復時間が短いため、最小侵襲性外科的処置は、一般に、多くの適用例に対し開放外科的処置よりも好ましい。

**【0004】**

最小侵襲性外科的処置及びより従来の開放外科的処置双方のため、多岐にわたる外科用器具が開発され且つ利用されている。頻繁に使用される器具は、ブレード及びメス型器具、モータ作動式回転切断及び(又は)粉碎器具、レーザ器具、液体ジェット切断器具及び電気外科的器具を含む。典型的に、従来技術の器具には、多岐にわたる不利益な点がある。例えば、典型的な従来技術の外科用器具、特に、最小侵襲性外科的処置に利用される器具は、1つの特定の外科的機能を果

たすため単一の構成部品を含む末端を有している。例えば、回転切断要素又は粉碎ヘッド、組織融除レーザー、液体切断ジェット又は電気外科的切断ジェットを含む末端を有する外科用器具は当該技術分野で既知である。これら従来技術の器具の多くは、多岐にわたる不利益な点がある。例えば、切断機能のみを果たす形態とされた末端を有する器具を患者の外科的領域から除去し且つ粉碎し又は電気焼灼法のようなその他の外科的機能が必要とされるならば、追加的な器具と置換しなければならない。同様に、粉碎構成部品又は電気手術的又は電気焼灼法構成部品を有する末端を含む器具を外科的領域から除去し且つ外科的切断等のようなその他の機能を果たすための追加的な器具と置換しなければならない。特に、最小侵襲性外科的処置の間に行われるとき、外科器具を除去し且つ交換することは、速度及び便宜性の観点から、また、外科的領域内にて行われるべき多数の作業を必要とする複雑な外科的処置を行うとき外科用器具の安全性及び効果の観点から望ましくないことがある。

#### 【0005】

多岐にわたる最小侵襲性外科的処置を含む多岐にわたる外科的処置に対し、外科的領域内で回転する構成部品を含む外科用器具を利用することが望ましいことがしばしばある。回転構成部品を提供する器具は、粉碎、研磨、穴穿孔、回転する切断ブレードによる切断等のような外科的作業のため有利に利用することができる。外科的処置にて使用するため回転軸を提供する典型的な従来技術の外科用器具は、典型的に、軸の回転を駆動するため電気モータを採用し又はこれと代替的に、空気圧駆動の回転するタービンロータを採用している。かかる従来技術の器具は、多岐にわたる不利益な点がある。例えば、電気モータにより駆動される器具は、回転軸に接続された粉碎バリ、又はその他の組織に接触する構成部品であって、作動中、外科的領域内で組織に接触する構成部品に加えられた抵抗及びトルクに対する軸の回転速度の応答性が比較的劣る構成部品を回転させることがしばしばである。この不良な応答性及びフィードバックは、いくつかの場合、例えば、装置の粉碎バリのような回転する組織接触構成部品が外科的領域内での特別な所望の位置にて組織との接触を保つことの困難性（例えば、粉碎バリが粉碎する表面に沿って滑り又は飛び越すため）のような多岐にわたる困難性を生じ、

また、外科用装置のハンドル又はその他のユーザインターフェースへのトルクの望ましくない伝達を生じ、操作者の制御を失わせ、また、意図しない組織への損傷を生じる可能性がある。

【0006】

回転する軸を提供する空圧作動式外科用装置は、典型的に、電気モータ作動の器具よりも付与された負荷にて回転する軸の回転速度を一層良く補償する。しかし、空気圧作動の器具は、器具の作動中、外科用器具を極めて高圧のガス供給源に接続することを必要とし、このことは、不便で、コスト高である、すなわち望ましくない。

【0007】

トロット (Trott) らに対する米国特許第5,803,733号には、加圧流体入口がハンドルピース本体に対して軸方向に向けられた空気圧作動式外科用ハンドピースが記載されている。該ハンドピースは、閉じた導管内を流れる流体によって回転される反動型タービンを含む。該ハンドピースは、片持ち式タービンロータを利用し、ここで、ハンドルピースの出力軸及びタービンロータは、共直線状である枢軸の周りを回転する。

【0008】

液体駆動タービンロータを利用する外科用器具も既知である。ケンゼイ (Kensey) への米国特許第4,631,052号には、作動中、タービン駆動装置により回転し得るようにされた作用ヘッドを有する細長い可撓性の再開通カテーテルが記載されている。該タービン駆動装置は、閉じた導管内を流れる圧力被駆動液体によりその回転動作が付与される反動タービンを備える液体被駆動タービンロータを利用する。タービンロータ及び装置の回転作用ヘッドは、共に直接接続され、このため、これらは、作動中、実質的に同一の速度にて回転する。更に、ロータ組立体がカテーテルの末端に配置され且つ作動中、液体中に略完全に没する。

【0009】

メッカ (Mecca) への米国特許第4,690,140号には、その末端に回転する切断装置を有する、血管の内壁を覆う沈着物を除去するために使用され

るカテーテルが記載されている。回転切断装置の回転動作は、圧力被駆動液体の流れにより付与される。回転切断装置の切断面及びタービンロータは、ほぼ同一の速度にて且つ同一の回転枢軸の周りを回転する単一の構成部品を備えている。上述した米国特許第4,631,052号におけるように、米国特許第4,690,140号の回転する切断要素がカテーテルの末端に配置され、このため、装置を回転させるタービンロータは、作動中、略完全に液体中に没する。

#### 【0010】

回転する外科用構成部品又は液体灌流及び（又は）吸引能力と組み合わせて電気外科的切断又は焼灼電極を提供する外科用器具もまた既知である。

クレスチェ（Kresch）への米国特許第5,527,331号には、非導電性流体により膨張させた器官内で使用される組織の切開装置が記載されている装置。の末端は、灌流管腔と、回転可能な駆動管と、駆動管の吸引管腔とを備えることができる。切断先端を駆動管の末端に取り付けることができる。いくつかの形態において、切断先端は電気外科的切開電極として機能し得る更なる形態とされている。

#### 【0011】

ナーデラ（Nardella）らへの米国特許第5,941,876号には、回転ブレード構成部品のような回転組織作用装置と、回転ドリルと、又は回転する剃り/融除装置とを備える電気外科用装置が記載されている。回転する装置は、また、電気外科手術用の能動的なエネルギー供給電極としても機能する。

#### 【0012】

リゴビィ（Rigby）らへの米国特許第5,254,117号には、組織を切断し且つ焼灼する低又は高周波数電圧のいずれかを引火することのできる多機能内視鏡探針装置が記載されている。該装置は、細長い多管腔管を有している。多管腔管は、洗浄管腔と、吸引管腔と、摺動可能に伸長可能で且つ引込み可能な電気外科用切断先端用の通路を提供する管腔とを有している。多管腔管の内面及び外面は、絶縁のため均一な厚さのポリアミド層にて被覆することができる。いくつかの実施の形態において、多管腔管の外面には、シュリンクラップしたポリテトラフルオロエチレン絶縁層が更に被覆されている。

## 【0013】

アリアス (A r i a s) への米国特許第5,429,596号には、挿入可能な探針及びアタッチメントを有する内視鏡電気外科用吸引 - 洗浄器具が記載されている。該器具は、その基端にて密封された流体チャンバを備え、また、探針を受け入れるスリット弁を備え、その末端にてカニューレに接続され、挿入した探針がこのカニューレを通して伸びる。流体チャンバは吸引及び(又は)洗浄口を選択的に設けることができ、また、流体チャンバには、挿入した電気外科用探針に電圧を供給する電気接点を備えている。探針の形態に依存して、吸引及び(又は)洗浄口を探針とカニューレとの間の環状空間に又は探針を通じて設けることができる。

## 【0014】

アイザックサン (I s a a c s o n) らを発明者とする国際出願第WO/97/24074号には、子宮鏡下電気外科用装置が記載されている。該装置は、電気外科用探針と、洗浄通路と、排出通路とを備えている。いくつかの形態において、器具によって提供される双極システムの戻り電極は、正電極組立体の周りで同心状であるシースの内面及び(又は)外面に沿って伸びている。

## 【0015】

上述した外科用器具は、いくつかの場合、開放及び最小侵襲性外科的処置を行う多くの従来技術の外科用器具の改良ではあるが、依然として多岐にわたる外科用機能を果たすため多岐にわたる開放及び(又は)最小侵襲性外科的処置にて利用する能力をも有する改良された切断、融除、粉碎及び(又は)組織の焼灼能力を有する外科用器具を提供することが依然として当該技術分野にて必要とされている。本発明は、多くの実施の形態にて、かかる改良された外科用器具を提供し、また、多岐にわたる外科的処置にてその装置を使用するための方法を更に提供するものである。

## 【0016】

## 【発明の概要】

本発明は、患者の身体の組織に対し電気焼灼法を行うため電極を利用して外科的処置を行う一連の装置を提供するものである。本発明は、1つの特徴において

、電気焼灼を行う少なくとも1つの電極を提供する外科用器具から成る一連の装置を含み、また、別の特徴において、外科用器具にて組織の切断及び焼灼を行う方法を提供する。更に別の特徴において、本発明は、液体を充填した視覚的に監視される患者の外科手術領域内で出血する血管の位置を探知すると共に、外科手術領域の視覚状態が損なわれる前に出血を止めるべく血管を電気焼灼する方法に関するものである。

【0017】

1つの特徴において、本発明は一体化した電気焼灼具を備える一連の外科用装置を提供する。1つの装置は、患者に対し外科的処置を行い得るようにされた末端と、操作者が制御可能な基端とを有する外科用器具を備えている。該器具は、高圧の液体を器具の末端に向けて伝達するのに十分な破断強度を有する圧力管腔を備えている。該圧力管腔はジェット開口部を提供する少なくとも1つのノズルを備えている。該ノズルは高圧の液体が貫通して流れるとき、液体切断ジェットを形成する形状とされている。該器具は、回転可能な軸と、該軸によって駆動可能であり且つ外科手術領域内の組織と接触可能な構造及び配置とされた外科用構成部品とを更に備えている。該器具は、少なくとも1つの電気焼灼電極を更に備えている。

【0018】

別の装置は、患者に対し外科的処置を行い得るようにされた末端と、操作者が制御可能な基端とを有する外科用器具を備えている。該器具は、回転可能な軸と、該軸によって駆動可能であり且つ外科手術領域内の組織と接触可能な構造及び配置とされた外科的構成部品とを備えている。該器具は、器具が作動しているとき、回転可能な軸に駆動可能に接続された液体ジェット被駆動の回転可能なロータを更に備えており、液体ジェット被駆動の回転可能なロータの回転により回転可能な軸がそれに相応して回転する。器具は少なくとも1つの電気焼灼電極を更に備えている。

【0019】

更に別の装置は、患者に対し外科的処置を行い得るようにされた末端と、操作者が制御し得るようにされた基端とを有する外科用器具を備えている。該器具は

、高圧液体を器具の末端に向けて伝達するのに十分な破断強度を有する圧力管腔を備えている。圧力管腔はジェット開口部を提供する少なくとも1つのノズルを備えている。該ノズルは、高圧の液体が貫通して流れるとき、液体切断ジェットを形成する形状とされている。該器具は、器具が作動しているとき、液体切断ジェットを受け入れ得るように所定の距離にてジェット開口部と対向する位置に配置可能なジェット受け入れ開口部を有する排出管腔を更に備えている。該器具は、圧力管腔の外表面の少なくとも一部分を備える第一の電極と、排出管腔の外表面の少なくとも一部分を備える第二の電極とを更に含む。

#### 【0020】

別の装置は、患者に対し外科的処置を行い得るようにされた末端と、操作者が制御し得るようにされた基端とを有する外科用器具を備えている。該器具は、該器具の末端と基端との間の第一の液体通路を提供する、導電性材料で出来た第一の管腔を備えている。該器具は、該器具の末端と基端との間に第二の液体通路を提供する、導電性材料で出来た第二の管腔を備えている。第一の管腔は第一の電位と電氣的連通状態に接続可能である。第一の管腔は、外科的処置のため器具が利用されるとき、患者の外科手術領域内に挿入され、実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆された外表面を器具の少なくとも末端に備えている。第一の管腔はまた、第一の電気焼灼電極を形成するその末端における非絶縁領域を備えている。第二の管腔は第二の電位と電氣的連通状態に接続可能であり、また、外科的処置のため器具が使用されるとき、患者の外科手術領域内に挿入され、導電性であり且つ第二管腔末端の領域を除いて第二の電気焼灼電極を形成する外表面を器具の少なくとも末端に有しており、第二管腔末端の領域は実質的に連続的な電気絶縁層で被覆されている。

#### 【0021】

別の特徴において、外科的処置を行う方法が記載されている。この方法は、外科用器具を患者の外科手術領域内に挿入することと、外科用器具にて液体切断ジェットを形成することと、液体切断ジェットにより患者の選んだ組織を切断し又は融除することと、外科用器具の少なくとも1つの電極の電気信号を印加することと、患者の組織を焼灼することとを備えている。

## 【0022】

更に別の特徴において、本発明は、患者の液体を充填した視覚的に監視された外科手術領域内で出血する血管の位置を探知し且つ外科手術領域の視覚が損なわれる前に出血を止めるべく血管を電気焼灼する方法を提供する。この方法は、外科用器具を患者の外科手術領域内に挿入することと、外科用器具の排出管腔により外科手術領域から液体の一部分を制御可能に排出することと、出血する血管から発生し且つ外科用器具の排出管腔に向けて且つ該排出管腔内に流れる血液の跡を視覚化することと、外科用器具を血液の跡に沿って出血する血管に向け、外科手術領域内で移動することと、外科用器具の少なくとも1つの電極面を出血する血管に近接する位置に配置することと、出血する血管からの出血を止めるべく出血する血管を電気焼灼するために電気信号を電極に印加することとを備えている。

## 【0023】

本発明のその他の有利な点、新規な特徴及び目的は、概略図であり且つ正確な縮尺で描くことを目的としない添付図面と共に検討したとき、本発明の以下の詳細な説明から明らかになるであろう。図面において、色々な図面に図示した同一又は略同一の構成部品の各々は1つの参照番号で表示してある。明確化のため、構成部品の各々を各図面に表示したわけではなく、また当該技術分野の当業者が本発明を理解することを許容するのに図面が必要でない場合、本発明の各実施の形態における構成部品の各々を図示するものではない。

## 【0024】

## 【詳細な説明】

本発明は、多岐にわたる用途にて有用な多岐にわたる液体ジェット器具を提供するものであり、該器具の多くは多岐にわたる外科的処置を行うのに特に良好に適している。本発明により提供される液体ジェット器具は、色々な外科手術分野で使用される多岐にわたる異なる形態とすることができる。更に、該器具により形成された液体ジェットは多岐にわたる目的のために使用することができる。例えば、人間又は動物の身体の色々な組織の切断、融除、刻込み、創面切除、層間剥離等のために使用することができる。本明細書で使用する「組織」という語は

、広く人間又は動物の身体の1つの構成要素を意味し、該構成要素は非限定的に、筋肉、皮膚、軟骨、腱、骨、歯、脳、心臓組織、血管、内部器官、目の組織等を含むものとする。

【0025】

また、本発明のいくつかの実施の形態に従った器具により提供される回転可能な軸を回転させる駆動力を提供するため液体ジェットを使用することもできる。粉碎、融除、切断、穴穿孔、研磨、ねじ込み、固定工具の作動のような色々な外科的作業を行うためかかる器具の回転可能な軸を使用することができる。

【0026】

本発明に従って提供される特定の好ましい外科用器具は、操作者の手で楽に保持し得る形状及び形態とされた把持領域すなわち本体を有する基端を持つ外科用ハンドピースの形態とされている。また、該器具は組織と接触可能な構造及び配置とされた少なくとも1つの構成部品を含む末端も有している。以下により詳細に説明するように、特定の実施の形態において、上述した構成部品は回転可能な軸の末端を備えることができ、該回転可能な軸は、例えば、粉碎バリ、切断ブレード、ドリル、スクリュードライバ又はその他の構成部品を含むことができる。

【0027】

特定の好ましい実施の形態において、該器具は液体切断ジェットを形成する少なくとも1つのノズルを含む末端を有している。色々な本発明の外科用器具の末端は患者に対し外科的処置を行うため、特定の好ましい実施の形態にて利用することができる。本明細書に記載した外科用器具はハンドピースの形態を有するものとして図示したが、本発明は外科用ハンドピースに厳格に限定されるものではなく、本発明はまた、少なくとも1つの液体ジェット形成構成部品を含むが、多岐にわたる代替的な形態及び目的を有する器具を利用して実施することもできることを理解すべきである。例えば、外科用ハンドピースの形態とすることに代えて、本発明の外科用器具は、X/Y/Z位置決め機械のような機械による制御の操作可能な形態とすることもできる。また、器具の末端にて液体切断ジェットを提供する器具を含む実施の形態の場合、液体ジェット器具は多岐にわたる外科的用途にて使用することができ且つ患者の身体の色々な組織、器官等の切断、穴穿

け、えぐり、開孔、剥ぎ取り、層間剥離、液化、融除、整形、形成等を行うため高圧の液体ジェットを利用することができる。

【0028】

本発明により提供される液体ジェット外科用器具は、液体ジェット開口部を提供する少なくとも1つのノズルにて終わる末端と、例えば、高圧ポンプ又は高圧液体ディスペンサにより供給される高圧の液体供給源と流体的に連通し得るように接続可能な基端とを有する少なくとも1つの圧力管腔を備えることが好ましい。該液体ジェットノズルは、以下により詳細に説明するように、高圧の液体がノズルを通して流れるとき、液体ジェットを形成し得る形状とされている。特定の実施の形態において、器具の回転可能な軸を回転させる駆動力を発生させるため液体ジェットが使用され、この器具の回転可能な軸は、好ましい実施の形態において、外科用器具の本体から器具の末端に向けて伸びるようにすることができる。いくつかの実施の形態において、該器具は、高圧の液体を器具の末端に向けて伝達する圧力管腔を有しており、該圧力管腔は、高圧の液体が貫通して流れるとき、液体切断ジェットを形成する少なくとも1つのノズルを備えている。外科用器具がその末端にて液体切断ジェットを提供する実施の形態において、外科的処置にて患者の色々な組織の切断、融除、刻込み、縁処理、形成、創面切除等を行うために液体切断ジェットを使用することができる。

【0029】

特に好ましいいくつかの実施の形態において、本発明により提供される外科用器具は、1つが器具の末端にて液体切断ジェットを形成するためのものであり、もう一方が外科用器具内に含まれた回転可能な軸の回転を駆動するのに利用される少なくとも1つの液体ジェットを形成するためのものである、2つの圧力管腔を備えている。好ましいいくつかの実施の形態において、高圧ポンプ又は高圧ディスペンサにより器具に供給される液体圧力は、器具の操作者が調節可能に制御し、液体切断ジェットの切断又は融除の力又は回転可能な軸を回転させるべく供給される動力が操作者により調節可能であるようにする。この圧力の調節可能性は、操作者が外科手術領域内の異なる型式の組織を区別することのできる器具により液体切断ジェットを形成することを許容し且つ（又は）操作者が回転可能な

軸の末端が利用される外科的処置の特定の必要性に従って種々の最大の実現可能なトルクレベルにて色々な回転速度で器具の回転可能な軸を回転させることを許容することができる。

#### 【0030】

例えば、器具の末端にて提供された液体切断ジェットを含む実施の形態の場合、液体ジェットがその下方のより硬い組織を損傷させずに柔軟な組織を切断し又は融除するのに十分な強さを有するならば、筋肉又は骨のようなより硬い組織の表面から脂肪のような柔軟な組織を切断し又は融除するためより低圧力を利用することができる。次に、筋肉又は骨のような硬い組織を切断し又は融除することのできる液体切断ジェットを形成するのに十分なより高圧力を選ぶことができる。液体ジェット被駆動の回転可能な軸を含む実施の形態の場合、例えば、比較的柔軟な組織を切断し又は縁処理するために使用される回転可能な軸の末端に配置された切断ブレードを有する実施の形態のような、比較的low回転速度及び（又は）トルクが必要とされる実施の形態に対し比較的low圧の液体を利用し、例えば、粉碎バリが回転可能な軸の末端を備え又は該末端に接続可能であり且つ例えば、骨のような硬い組織を粉碎するために使用される実施の形態に対しより速い回転速度及び（又は）最大トルクが必要とされる外科的処置に対し高圧の液体を利用することができる。このようにして、本発明により提供される液体ジェット外科用器具は、多くの実施の形態にて色々な外科的処置において極めて選択可能で且つ制御可能な組織の切断、融除、粉碎等を行うことができる。更に、以下により詳細に説明するように、外科的処置を行うため液体切断ジェット及び回転可能な軸の双方を提供する外科用器具を使用する実施の形態の場合、外科用器具の本体に液体流れ方向決め弁を含めることができる。この弁は、器具の末端にて液体切断ジェットを形成するノズルと流体的に連通する外科用器具内の圧力管腔に対し、また、回転可能な軸の回転を駆動し得る形態とされた液体ジェットを形成するノズルと流体的に連通する圧力管腔に対し又はその双方に対し同時に高圧液体を向ける機能を果たすことができる。

#### 【0031】

その末端にて液体切断ジェットを提供する形態とされた本発明の外科用器具の

好ましい実施の形態はまた、器具が作動しているとき、液体切断ジェットのエネ  
ルギを受け取り且つ（又は）放散し得るように液体ジェット開口部から所定の距  
離にて液体切断ジェットが放出されるノズルのジェット開口部オリフィス（以下  
に、「液体ジェット開口部」又は「ジェット開口部」と称する）と反対側に配置  
された液体ジェット標的すなわち放散器を備えることもできる。該標的／放散器  
は、使用中、液体切断ジェットの方向を誤り、外科手術領域内の意図しない組織  
を損傷させる可能性を防止する点で、標的又は放散器を含む実施の形態は好まし  
い。この標的／放散器は、ノズルの液体ジェット開口部と切断ジェットが衝突す  
る標的／放散器の表面との間の所定の距離により画成された所定の液体切断ジェ  
ットの長さを提供することを可能にする。かかる実施の形態により、外科手術領  
域内の標的／放散器を超えた位置にある組織の意図しない付随的な損傷を与える  
危険性が少ない状態で組織の外科的切断又は融除を行うため、液体切断ジェット  
を利用することができる。

#### 【0032】

いくつかの実施の形態において、標的／放散器は、液体ジェットを無害の噴霧  
に変換することにより液体切断ジェットのエネルギを放散することのできる単に  
堅固な表面とすることができる。しかし、より好ましい実施の形態において、標  
的は外科用器具の一部を形成する排出管腔内に含めたジェット受け入れ開口部  
により画成される。ジェット受け入れ開口部を有する排出管腔を含む器具の好まし  
い実施の形態において、所定の液体ジェット長さ（液体ジェット開口部とジェッ  
ト受け入れ開口部との間の所定の距離により画成）を提供し且つ上述したような  
意図しない損傷を防止することに加えて、排出管腔は、また外科手術領域から液  
体、融除した組織及び屑を除去するために利用することもできる。本発明により  
液体切断ジェットを受け取る排出管腔を有する外科用ジェット器具のいくつかの  
実施の形態において、例えば、真空ポンプ又は吸引機のような外部の吸引源を排  
出管腔の基端と流体的に連通する状態で提供し、ジェット受け入れ開口部をかい  
して外科手術領域から材料を排出するのに必要な吸引駆動力を提供することが  
できる。しかし、いくつかの好ましい実施の形態において、本発明は、液体切断ジ  
ェットを構成する液体切断ジェット及び融除した組織並びに屑の実質的に全てを

外部の吸引源を必要とせずに、外科手術部位から排出することを可能にし得るよう液体切断ジェットを形成する（以下の詳細な説明から当該技術分野の当業者に明らかになるように）ジェットノズルに対して形状及び位置を設定可能な排出管腔を有する外科用器具を提供する。いくつかの好ましい実施の形態において、排出管腔に向けられる液体切断ジェットにより形成される排出力は、排出管腔の基端に配置された排液リザーバ又は排出管腔の基端に接続された排出導管まで手術部位から材料を排出するのに十分である。かかる実施の形態において、液体切断ジェット及び排出管腔は、共にエダクタポンプとして機能し、このポンプは、液体切断ジェットの移動する流体のモーメント及び運動エネルギーを利用して液体、融除した材料及び屑を排出管腔を通じて外科手術部位から駆動することのできる排出力を発生させる。

#### 【0033】

以下に詳細に説明するように、本発明は、外部の吸引源を使用する（すなわち、エダクタポンプ作用を介する）ことなく排出管腔を通じて材料を排出する効果は、いくつかの場合、液体切断ジェットを形成する構成部品と液体切断ジェットを受け入れる構成部品との間に特定の幾何学的関係を提供すると共に、例えば、排出管腔のジェット受け入れ開口部の寸法を、ジェット受け入れ開口部とノズルにより液体切断ジェットを形成するジェット開口部との間の所定の距離に関係付け得るように、特定の発明の器具を設計することにより、改良することが可能であることを教示するものである。また、本発明によって教示されるように、効果的なエダクタポンプの作用を提供する上述した幾何学的関係を相互に関係付けるものは、液体ジェットノズル設計及び排出管腔末端のジェット受け入れ開口部の形状である。

#### 【0034】

本発明により提供される液体ジェット外科用器具は、液体充填環境及びガス状環境の双方から成るものを含む、多岐にわたる外科手術領域内で液体切断ジェット及び（又は）組織に接触する回転可能な外科用構成部品を伴う外科的処置を行うために利用することができる。以下に説明するように、その末端にて液体切断ジェットを提供する本発明外科用器具の特定のものは、いくつかの実施の形態に

において、器具が作動しているとき液体切断ジェットを形成するノズルと、ジェット受け入れ開口部とを含む器具の末端が液体中に没する、液体充填の外科的環境内で外科的処置を行うのに特に良好に適している。かかる装置は例えば、内視鏡、関節鏡、又はその他の外科的処置にて使用される外科用ハンドピースの形態とすることができる。

【0035】

本明細書に記載され且つ参考として引用し本明細書に含めた、流体ジェット外科用器具 (FLUID JET SURGICAL INSTRUMENTS) という名称の同一人が所有する同時出願係属中の米国特許出願第09/313,679号により詳細に記載されているように、その末端にて液体切断ジェットを提供する本発明の外科用液体ジェット器具は、外科手術部位から材料を効果的に除去すると共に、液体切断ジェットの中央領域と排出管腔の長手方向枢軸との間で多岐にわたる角度方向に対し外部の吸引源を必要とせずに、材料を排出管腔を通じて輸送し得る形態とすることができる。本明細書で使用する「液体ジェットの中央領域」という語は、液体ジェットの幾何学的中心を画成する1つの領域を意味する。この領域は、典型的に、ノズルの液体ジェット開口部の内周によりその外面の形状が設定され且つその周縁が画定される円筒体内に保持された液体ジェットの実質的に円筒状領域であり、この周縁はジェットノズルの長手方向枢軸と共直線状である枢軸に沿って液体ジェット開口部からジェット受け入れ開口部まで突き出している。以下により詳細に説明するように、ジェットノズルの「長手方向枢軸」は、圧力管腔のノズル領域の軸方向中心線により画成される。排出管腔の「長手方向枢軸」はジェット受け入れ開口部の基端側の領域内で排出管腔の幾何学的中心を画成する枢軸を意味するものとする。色々な構成部品の長手方向枢軸間の幾何学的関係を説明するときに使用するように、「共直線状」という語は、その長手方向枢軸が実質的に同一の線及び空間の上で重ね合わされる構成部品の状態を意味するものとする。同一の説明にて使用する「平行」という語は、必ずしも共直線状ではないが、空間内で実質的に同一の方向に方向決めされる長手方向枢軸の状態を意味するものとする。従って、本発明の特定実施形態に従って提供される外科用器具は、軸方向、横方向又は外科用器具の基端又は本体を

画成する長手方向枢軸に対し0から180°の間の任意の角度にて方向決めされる液体切断ジェットを提供する器具を含む、多岐にわたる液体切断ジェットの角度形態に対しかかる管腔と流体連通状態に接続された外部の真空源を必要とせず、液体切断ジェットの排出管腔をかいして材料及び屑を外科手術部位から効果的に排出することを可能にする。

#### 【0036】

液体切断ジェットを受け入れる排出管腔を含む、外科用器具を採用する実施の形態の場合、器具が作動しているとき、液体ジェットと共に排出される組織の少なくとも一部を複数の粒子に解離することが可能な設計とされて、ジェット受け入れ開口部内に及び(又は)下流にある領域を有するように液体切断ジェットを受け入れる排出管腔の構造とすることにより、排出管腔の詰まりを防止することができる。本明細書で使用するように「解離」という語は、例えば、管腔を詰まらせずに、排出管腔を通るのに十分に小さい寸法の粒子に材料を分解することのできる極めて大きい流体せん断力及び衝撃力の領域を形成する強力な乱流を受ける排出管腔内の液体によって取り込まれた組織のような、取り込まれた材料を分解することを意味するものとする。好ましい実施の形態において、排出管腔は取り込まれた組織の相当な部分を実質的に顕微鏡的な複数の粒子に解離することができる。本明細書で使用する「顕微鏡的」という語は、人間の目が裸眼状態で見ることができないほど極めて小さい寸法の粒子を意味するものとする。

#### 【0037】

作動時、液体切断ジェット及び液体切断ジェットにより取り込まれた高速度の流体がジェット受け入れ開口部の断面積の相当な部分を占めるが、ジェット受け入れ開口部の断面積よりも大きい領域を占めないような形態とされた末端を有する外科用ジェット器具を提供することにより、ブローバイ(液体切断ジェット又は液体切断ジェットにより取り込まれた高速度流体の一部がジェット受け入れ開口部の面にてジェット受け入れ開口部の断面積よりも大きい断面積を有し、このため、液体切断ジェット又は高速度流体の少なくとも一部がジェット受け入れ開口部を外れるすなわち「やり過ぎ」状態として定義される)を防止することが可能となる。以下により詳細に説明するように、この「相当な分」とは、液体切

断ジェットにより形成される取り込み領域が占めるジェット受け入れ開口部の断面積の少なくとも50%であるが、100%以下であることを意味するものとする。

【0038】

上述したように、本発明により提供される外科用器具の特定実施形態は、いくつかの好ましい実施の形態において、器具の本体又は器具の基端から器具の末端に向けて伸びる回転可能な軸を含む。本発明により提供される回転可能な軸は、外科手術領域内で組織に接触可能な構造及び配置とされた外科用構成部品を備え又は該外科用構成部品に可逆的に接続可能な末端を有することもできる。本明細書で使用される回転軸の「末端」という語は、器具が作動しているとき、器具の末端及び外科手術領域内に配置される回転軸の一部を意味するものとする。回転可能な軸の末端は、いくつかの実施の形態において、依然として、器具が作動しているとき、外科手術領域内にある回転可能な軸末端の先端の基端側の領域を含むことができることを特に認識すべきである。

【0039】

組織と接触可能な構造及び配置とされた構成部品は、回転可能な軸自体の末端により構成し又はこれと代替的に、回転可能な軸の末端に着脱可能に取り付けることができ/接続可能である構成部品とすることができる。かかる構成部品は、当該技術分野の当業者に明らかであるように、色々な外科的処置にて有用な多岐にわたる機能を果たすべく多岐にわたる形態にて提供することができる。例えば、いくつかの実施の形態において、構成部品は、シース領域内で組織の切断、粉碎、融除、整形、穴穿孔、繰り抜き、解離、研磨、液化、ねじ込み等を行い得る構造及び配置とすることができる。更に、以下により詳細に説明するように、回転可能な軸は、外科用器具内に恒久的に又は半恒久的に保持し或いはこれと代替的に且つより好ましくは、例えば、取り外し且つ異なる外科的機能を果たす異なる構成部品をその末端に有するもののような、その他の回転可能な軸と交換可能な形態とすることができる。また、回転可能な軸は、組織と接触可能な構造及び配置とされた構成部品を含む、その末端が選択的に引込み可能であり、このため、操作者の制御の下、回転可能な軸の末端を外科手術領域内に選択的に展開させ

、外科的処置を行い且つその方法が完了したとき、器具内に引込め且つ外科手術領域から離すことができる。かかる引込み可能な形態は、回転可能な軸及び器具の末端における液体切断ジェットの双方を含む器具にとって特に有用であり、回転可能な軸を必要とする外科的処置の間、軸は外科手術領域内に展開させることができるが、液体切断ジェットのみを使用することを必要とする方法の間、回転可能な軸は、所望であるならば、外科手術領域から引き出すことができる。

#### 【0040】

回転可能な軸を含む、本発明により提供される器具の場合、回転可能な軸の基端は、典型的に、身体内又は器具のユーザは制御可能な基端に配置されている。軸の基端は、回転可能な軸に回転動作を付与する構造及び配置とされた機構に駆動可能に接続されている。本明細書で使用する「駆動可能に接続されている」という語は、駆動機構の1つの構成部品が回転可能な軸に対し回転動作を付与するように軸が駆動機構と相互に接続されることを意味するものとする。かかる接続は、当該技術分野の当業者に明らかであるように、非限定的に、歯車駆動装置、ベルト駆動装置、チェーン駆動装置、摩擦駆動装置等のような多岐にわたる手段により実現可能である。回転可能な軸を器具内にて回転させるために利用される駆動機構は、非限定的に、当該技術分野の当業者に明らかであるように、電気モータ、空気圧タービン等を含む1つ又はより多数の多岐にわたる駆動機構を備えることができる。しかし、好ましい実施の形態において、本発明は、好ましくは回転可能な軸に回転動作を付与し得るように身体内又は器具の基端に配置された本発明の液体ジェット被駆動の回転可能なロータを利用する。

#### 【0041】

本発明に従って提供される液体ジェット被駆動の回転可能なロータ機構の好ましい実施の形態は、回転可能なロータに受ける衝撃面に衝撃を加え、これによりロータの回転を駆動する一方、該ロータが駆動可能に接続された回転可能な軸の相応する回転を生じさせるように液体ジェットを向けるべくその末端に液体ジェット形成ノズルを有する圧力管腔を利用する。典型的な従来技術の流体被駆動タービン機構と異なり、本発明により提供される好ましい軸の駆動機構は、膨張ガスを利用せず、又は、典型的な従来技術の液体被駆動タービンにおけるように、

ロータ及び液体の流路を包み込まれた管路又は通路内に封じ込め、ロータがその回転中、液体中に実質的に完全に没するようにする。かかる従来技術の典型的な「反動」タービンにおいて、ロータを駆動する液体はロータの駆動面と接触している間、静水圧圧力が顕著に変化する。これに反して、本発明に従って提供される液体ジェット被駆動の回転可能なロータ機構は、作動中、液体ジェットにより回転可能に駆動される間、その周囲のガス状環境内に液体ジェット被駆動ロータを保ち、作動中、ロータの実質的にいかなる部分も液体に没しないようにすることが好ましい。換言すれば、本発明に従って、回転可能なロータと接触している液体は、回転可能なロータのジェット衝撃面に接触する液体ジェットの領域に実質的に制限される。以下により詳細に説明するように、この機構は圧力管腔のノズルのジェット開口部からガス充填空隙を互って実質的に平行化した液体ジェットを向け、該液体ジェットがロータの表面に衝撃を加え、該ロータに回転動作を付与する機能を果たす。以下に説明する実施の形態において、単一の液体ジェットが回転可能なロータの衝撃面に衝撃を加え、これによりロータの回転を駆動するように向けられるが、その他の実施の形態において、圧力管腔及び（又は）多数の圧力管腔内における多数のノズルを利用して器具内の単一又は多数の回転可能なロータの1つ又はより多数の衝撃面に多数の液体ジェットを向けて回転可能な軸を駆動するか又はこれと代替的に、多数の回転可能な軸を駆動することができる。

#### 【0042】

いくつかの好ましい実施の形態において、回転可能なロータは器具の本体内のハウジング内に保持され、該ハウジングはその内部に蓄積した液体を除去し得るように排出し、作動中、回転可能なロータがその周囲の液体内に実質的に没したままであるようにする。以下により詳細に説明する特に好ましい実施の形態において、ジェット受け入れ開口部を含む排出管腔は、ロータを駆動する圧力管腔のノズルのジェット開口部と対向し且つ回転可能なロータの衝撃面下流位置に配置され、排出管腔がロータ駆動の液体ジェットを構成する液体を受け取り且つ排出するようにする。上述した液体切断ジェットを受け入れ且つ排出するために利用される排出管腔と同様に、ロータ駆動液体ジェットを受け入れ且つ排出するため

に利用される排出管腔は、いくつかの実施の形態において、外部吸引源と流体的連通状態に配置することができ又はより好ましい実施の形態において、外部吸引源を接続することを必要とせずに、液体ロータ駆動ジェットを構成する液体の實質的に全てを排出することが可能な形態とすることができる。以下に具体的に説明する点を除いて、本発明のロータ駆動機構にて利用されるノズル及び排出管腔に有用な機構は、液体切断ジェットを形成し且つ排出すべく以下に説明するものと同様のものとしてすることができる。

#### 【0043】

上述した好ましい液体ジェット被駆動の回転可能なロータは、ロータに対し回転動作を付与するため、ロータの衝撃面に接触したとき、液体ジェットのモーメントの変化に起因する衝撃力を主として利用する。本発明の形態において、液体は、取り巻くガス状環境内でジェット開口部にて自由面を有するジェットとして圧力管腔のノズルから去る。かかる形態において、ジェットを構成する液体の實質的に全体的な圧力降下がノズル内で生じる。これに反して、外科用装置内で使用される典型的な従来技術の流体被駆動の駆動機構は、通路内に封じ込められたタービン駆動流体流を採用し且つタービン/ロータの回転を駆動するため、タービン/ロータと接触している間、流体の静水圧圧力が変化することを特徴とする、タービン又はロータと接触している間の流体の加速度を利用する。当該発明者達は、本発明により提供される好ましい液体ジェット被駆動ロータ機構は、特定の状態下にて、作動高率を向上させると共に、従来技術の機構と比較してトルク対負荷の特徴を向上させることが可能であることが分かった。

#### 【0044】

また、以下により詳細に説明するように、本発明の多くの実施形態の場合、回転可能な軸の回転速度が液体ジェット被駆動ロータの回転速度と相違するように液体ジェット被駆動ロータを外科用器具の回転可能な軸に駆動可能に接続する機構を提供することがしばしば望ましい。かかる回転速度を変化させる駆動機構は当該技術分野の当業者に周知である。本発明の説明において、好ましい駆動接続機構は減速駆動装置を利用する。本発明に従って利用される減速駆動装置は、非限定的に、ねじ及びウォーム歯車、ヘリカル歯車、スパー歯車等を含む、当該技

術分野の当業者に明らかである多岐にわたる形態に形態設定することができる。本発明のいくつかの好ましい実施の形態は、液体ジェット被駆動の回転可能なロータの回転速度の所定の一部である回転可能な軸の回転速度を提供する減速駆動装置の接続機構を利用する。かかる減速機構を利用することにより、粉碎バリのような、組織に接触する外科用構成部品を回転させるため回転可能な軸の末端にて得られる最大トルクは、同一径の回転可能なロータを有する直結駆動接続機構を利用して得られるトルクよりも減速程度だけより大きくすることができる。このことは、最大の負荷状態（すなわち、その回転速度が実質的に0となるように回転可能な軸が完全に失速したとき）、特定の最大トルク値が得られるようにより小径の回転可能なロータを使用することを可能にする。以下により詳細に説明するように、本発明に従って回転可能な軸に回転動作を付与する駆動機構の特に有利な形態は、外科用器具の回転可能な軸の回転枢軸（軸の長手方向枢軸によって画成される）に対し実質的に垂直な回転枢軸の周りで回転する液体ジェット被駆動の回転可能なロータを利用する。この形態は、減速機構を通じて回転可能なロータの回転力を回転可能な軸に接続するコンパクトで且つ効果的な手段を提供する。

#### 【0045】

次に、添付図面に図示したいいくつか特定の実施の形態に関して本発明の外科用器具をより詳細に説明する。説明した実施の形態は単に説明のためのみであり、特許請求の範囲に記載されたように、本発明の新規な特徴は、当該技術分野の当業者に明らかであるように、その他の方法にて実施し又はその他の形態を有する器具に対し利用することができることを理解すべきである。

#### 【0046】

図1には、本発明に従って提供される外科用器具100の1つの実施の形態が図示されている。図示した外科用器具100は、器具の操作者の手で握る形態とされた把持領域106を有する本体104を含む基端102がある外科用ハンドピースの形態とされている。図示した本体104は、好ましい実施の形態において硬いプラスチック材料で形成することができ、また、本体内に配置された構成部品にアクセス可能であるように隣接する部分に分離可能であるような形態とさ

れることが好ましい。図示した実施の形態において、本体104は、ねじ付き穴114と合わさるねじ112により共に接続された2つの半体108、110を備えている。当該技術分野の当業者に明らかであるように、例えば、非限定的に超音波溶接、スナップ嵌め、溶剤溶接等を含む、ハウジングの部分を共に接続する多岐にわたるその他の手段が利用可能であることを理解すべきである。

#### 【0047】

外科用器具100は、圧力管腔118と、排出管腔120とを有する末端116を備えている。器具100の末端116は、回転可能な軸124の末端に配置された回転可能な粉碎バリ122を更に備えている(図2Aに、より明確に図示する)。外科用器具の一領域の説明において本明細書にて使用するとき、「末端」とは、患者に対し外科的処置を行い得るようにされ且つ器具の作動中、外科手術領域内に挿入される外科用器具の一部を意味するものとする。器具100の末端116は、いくつかの実施の形態において、圧力管腔118及び排出管腔120の末端126、128と、粉碎バリ122を含む、回転可能な軸124の末端130(図2A参照)とのみを備えることができる。その他の実施の形態において、器具100の末端116はまた、圧力管腔、排出管腔及び回転可能な軸の末端の基端側にあり、器具の作動中、患者の外科手術領域内に挿入される構成部品も備えることができる。更に、図示しないその他の実施の形態において、器具は、回転可能な軸のみを提供し、器具の末端における圧力管腔及び排出管腔を備えないようにすることもできる。更に、その他の形態において、該器具は、図示するように回転可能な軸及び粉碎バリを備えずに、その代わりに、器具の末端における圧力管腔のみを備えるようにし、又はその他の実施の形態において、液体切断ジェットを受け入れ得るように圧力管腔に対向する位置に配置された標的又は排出管腔と共に、圧力管腔のみを備えるようにすることができる。

#### 【0048】

図示した実施の形態において、外科用器具100は、圧力管腔118と、排出管腔120と、回転可能な軸124とを少なくとも部分的に取り巻くシース132を更に備えている。以下により詳細に説明するように、シース132は、管腔の相対的な動き及び液体切断ジェットの方向の誤りを防止し得るように圧力管腔

118と排出管腔120との間に所望の幾何学的形態を維持し且つ(又は)確立するのを助けるべく管腔に対する支持力を供給するのに役立つ。更に、シース132は、回転可能な軸124の末端130に対し支持力及び排出作用を提供するのに使用することができる。図2Aから図2Cに関して以下により詳細に説明するように、着脱可能な接続を可能にし得るようにシース132のスナップ係止スロット140に嵌まるスナップタブ138を含むバリ先端支持体136が末端116及びシース132に着脱可能に接続されている。バリ先端支持体136はまた、回転可能な軸124の末端130に対する支承面を提供すると共に、圧力管腔118及び排出管腔120に対する支持体を提供する作用も果たす。

【0049】

シース132の基端142は、カラー144の末端に密封可能に接続されており、このカラーの機能については以下の図4に関してより完全に説明する。カラー144は、器具を組み立てるとき、本体104のスロット148により所要位置に保持される着座フランジ146を有している。また、フランジ146は、器具の作動中、カラー144が回転するのを防止し得るように本体104の相補的な溝内に取り付けられる突出しリッジ150も備えている。

【0050】

回転可能な軸124を駆動する形態とされた駆動機構152が器具100の本体104内に保持されている。駆動機構152の構造及び作用の具体的な詳細は、図8Aから図8Eに関して以下により詳細に説明する。駆動機構152は、液体ジェット被駆動ロータと、図示し且つ以下により詳細に説明する歯車減速機構とを備えており、この歯車減速機構は、ねじ締結具156により共に保持された3つの部分から成るロータハウジング154内に包み込まれており、該ロータハウジングは、上側ロータハウジングキャップ158と、ロータハウジングブロック160と、ロータハウジング底部構成部品162とを備えている。高圧の液体がロータ駆動圧力管腔164をかいして駆動機構152に供給される。ロータハウジング154は、ロータジェット排出管腔166、ロータハウジングブロック排出導管168、ロータハウジング底部排出導管170をかいして液体が排出される。図1には、またロータベアリング172も図示されている。回転可能な軸

124に接続されたロータ又は駆動機構152の構成部品を回転可能に取り付けるため本発明にて使用されるベアリングは、例えば、ボールベアリング、ジャーナルベアリング又は液圧動的ベアリングのような、当該技術分野で既知の任意の適宜な型式のベアリングから成るものとすることができる。図示した実施の形態において、ベアリングはボールベアリングから成っている。

#### 【0051】

回転可能な軸を取り巻き且つ粉碎バリ122に近接して配置されたシース132を排気するため、回転可能な軸の排気導管174が本体104内に保持されている。本体104はまた、排出導管を接続するブロック176も備えており、該ブロックは排出導管(168、170、174)、排出管腔120、166を器具の基端から出る排出管178に接続する作用を果たす。接続ブロック176は、顎付きコネクタ、ルアロックコネクタ、圧力嵌めコネクタ等のような、当該技術分野の当業者に既知の多岐にわたる低圧管コネクタの任意の1つを含むことができる。

#### 【0052】

器具の末端116にて液体切断ジェットを形成する圧力管腔118と、回転可能な軸に対し回転駆動力を提供する液体ジェットを形成する圧力管腔164との双方を含む、図示した実施の形態において、液体流れ方向決め弁180を含めることができる。液体流れ方向決め弁180の構造及び機能については図12に関して以下により詳細に説明する。液体流れ方向決め弁180は手操作締め付け可能な高圧管継手186により高圧液体供給導管184に接続された入口182を有している。また、弁180は、高圧コネクタ190をかいして圧力管腔118に接続された第一の出口188を有しており、この出口は液体切断ジェットを形成し得るように器具の末端116に配置されたノズル192に高圧の液体を供給する。弁180はまた、高圧コネクタ196をかいして圧力管腔164に接続された第二の出口194も有しており、この出口は回転可能な軸の駆動機構152に高圧液体を供給する。液体流れ方向決め弁180は、操作者がノブ197の摺動動作をかいして手操作で調節可能であり、このノブは、導管184をかいして供給された液体を該ノブ197の位置に依存して、圧力管腔118又は圧力管腔

164のいずれかに又はその双方の圧力管腔に同時に向けることを可能にし得るように軸198に接続されている(図12参照)。

#### 【0053】

高圧コネクタ186、190、196は、例えば、6894.76kPa(1,000psig)以上の圧力に耐えることができ、好ましくは少なくとも約344.738MPa(約50,000psig)の圧力に耐えることができる当該技術分野の当業者に既知の任意型式の適宜な高圧接続部を備えることができる。かかるコネクタは、当該技術分野の当業者に明らかであるように、溶接/融接接続具、フランジ付き接続具、据込み接続具等を備えることができる。図示した1つの好ましい実施の形態において、利用される高圧接続部は極めて圧縮したエラストマー的Oリングを含み、また、その内容を参考として引用し本明細書に含めた、同一人が所有する米国特許第5,713,878号に記載された形態とされている。

#### 【0054】

図2Aは、本体104の末端側に配置された外科用器具100の部分の分解斜視図である。図2Aに図示するように、回転可能な軸124、圧力管腔118及び排出管腔120は、明確化のためシース132から除去した状態で示してある。圧力管腔118及び排出管腔120は、外科用等級ステンレス鋼にて製造することが好ましいが、代替的な実施の形態において、その管腔のいずれか一方又はその双方は、例えば、当該技術分野の当業者に明らかであるように特定の重合系材料のようなその他の適宜な材料にて製造することができる。圧力管腔を製造する特定の材料に関係なく、圧力管腔118(及び駆動機構152に供給する圧力管腔164)は、液体ジェットを形成し得るように圧力管腔の末端におけるノズル、例えばノズル192に高圧液体を伝達することを管腔が可能であるようにするのに十分な破断強度を有しなければならない。外科用器具にて利用される圧力管腔の破断強度は行うべき特定の外科的処置にて使用するのに必要とされる最高の予定の圧力に適合し且つ好ましくはそれを上廻るように選ばなければならない。典型的に、外科用器具100は、切断及び(又は)融除しようとする材料及び(又は)回転可能な軸の必要な回転速度及び最大トルクに依存して、約3447

.38 kPa (約500 psi) から約344.738 MPa (約50,000 psi) の範囲の液体圧力にて作動する。当該技術分野の当業者は、本明細書に記載した各々の機能的必要条件に基づいて特定の外科的必要条件に合うよう器具の圧力管腔及び排出管腔を形成する適宜な材料を容易に選ぶことができる。

#### 【0055】

図2Aにはまた、回転可能な軸124及び管腔118、120をシース132内で支持する1つの好ましい形態も図示されている。回転可能な軸124は、その末端に配置された、縮小断面積及び非円形の断面形状を有する接続領域200を備えている。以下により詳細に説明するように、接続領域200は、回転可能な軸124を軸の駆動機構152と駆動可能に係合する状態に接続することを可能にする。バリ先端支持体136が回転可能な軸124の末端130を支持している。図2B及び図2Cにより詳細に図示するように、バリ先端の支持体136は、組み立てたとき、円形の断面形状及び回転可能な軸124の中央領域205と比較して縮小した断面寸法を有する回転可能な軸124の領域204を取り巻く中央軸の支承領域202を提供する。領域204はバリ先端の支持体136の軸末端支承領域202により取り巻かれ且つ器具が作動するとき、該支承領域と共に回転する。回転可能な軸124がバリ先端の支持体136及びシース132に対して長手方向に動くことは、回転可能な軸124の軸支承フランジ206及び支承リップ部208によって防止される。

#### 【0056】

図2Cには、器具の末端から見たときのバリ先端支持体136の断面図が図示されている。バリ先端の支持体136は、シース132から分解されたとき互いに分離可能であると共に、共に接続されたとき、軸の支承通路202を形成する上側支持部材210及び下側支持部材212を有している。図2Cに図示するように、バリ先端支持体136は、使用のため器具を組み立てたとき、排出管腔120及び圧力管腔118をそれぞれシース132内に保持し且つ支持するため排出管腔スロット214と、圧力管腔スロット216とを更に備えている。また、バリ先端の支持体136は、排出通路スロット218も備えており、このスロッ

トは、装置を組み立てたとき、シース132の内部と外科手術領域内のバリ先端支持体136の末端側領域とを流体的に連通させ、粉碎バリ122の周囲の組織及び屑を外科手術領域から且つ患者の体外に排出する。以下により詳細に説明するように、この排出力は、シース132の基端と流体的連通状態で接続された外部の吸引源により提供することができ、又は代替的な実施の形態において、回転可能な軸124自体の回転により発生させることができる。

#### 【0057】

バリ先端の支持体136は、回転可能な軸124及び粉碎バリ122の分解及び交換を容易に行うことを可能にする。このようにして、多岐にわたる粉碎バリ又は患者の組織に対し外科的機能を発揮するその他の構成部品は、この方法の過程や又は外科的処置の間にて相互に交換することができる。回転可能な軸/バリ要素の置換又は交換は、次のようにして行うことができる。例えば、図1に図示するように、組み立てた形態にあるとき、ユーザはバリ先端支持体136のばねフランジ領域220のスナップタブ138を押し且つバリ先端の支持体及び回転可能な軸をシース132の穴222から摺動させる。圧力管腔118及び排出管腔120は、器具100の本体104内でその基端にて剛性に接続され且つ回転可能な軸及びバリ先端の支持体を除去する間、シース内に留まっている。バリ先端の支持体136をシース132から除去する間、圧力管腔118、120の末端は内部にノズルスロット224を含む圧力管腔スロット216及び排出管腔スロット214を通過して摺動する。バリ先端の支持体136及び回転可能な軸124を除去したとき、上側支持部材210及び下側支持部材212を分離させ、回転可能な軸124を例えば、その末端に異なる構成部品を有する別の回転可能な軸と交換し、上側支持体及び下側支持体を再度組み立て、スナップタブ138がシースのスナップ係止スロット140内にスナップ動作する迄、バリ先端の支持/回転可能な軸ユニットをシース132の穴222内に再挿入し、これにより交換過程を完了することができる。当該技術分野の当業者は、器具100の回転可能な軸124の交換可能性を提供する多岐にわたる代替的な手段が容易に案出されるであろうし、これらは全て本発明の範囲内に属すると見なされる。

#### 【0058】

組み立てたとき、バリ先端の支持体136は、回転可能な軸124に対する末端支承部を提供することに加えて、器具100が作動しているとき、圧力管腔と排出管腔との間の所望の幾何学的形態を保ち且つ(又は)確立するのを助け得るように圧力管腔118及び排出管腔120に対する支持体も提供する。好ましい実施の形態において、圧力管腔118及び排出管腔120は器具が組み立てられたとき、バリ先端の支持体136により支持され、このため、管腔の末端は、例えば、外科手術空間内部の面と接触することにより管腔が撓むのを防止するのに十分な硬さであり、この撓みは、高圧の液体が貫通して流れるとき、ノズル192により形成された液体切断ジェットを方向を誤り、このため切断ジェットがもはや排出管腔120のジェット受け入れ開口部193に入らず、これにより患者の目的としない組織を損傷させる虞れを生じさせる可能性がある。

#### 【0059】

図3はその基端から見たときの外科用器具100を示す斜視図である。図3には、内部構成部品をより明確に示すべく本体104を除く以外、組み立てた外科用器具を示すものである。図示したこの特定の図面は、軸の駆動機構152の背面図をより明確に示し、軸駆動ベアリング230及びロータ駆動ジェットの排出管腔166、ロータハウジングのブロック排出導管168及びロータハウジング底部排出導管170への取り付け位置を示す。高圧導管184及び排出導管178もより明確に図示されている。高圧液体供給導管184は、特定の外科的用途のため器具100を使用することを予定する最高圧の液体圧力に耐えることができる破断強度を有しなければならない。いくつかの実施の形態において、高圧の液体供給導管184は、少なくとも344.738MPa(50,000psig)に耐える構造とされた破断抵抗性ステンレス鋼皮下管から成っている。いくつかの実施の形態において、皮下管は外科用器具100の可撓性及び操作性を向上させ得るようにヘリカル状にコイル巻きすることができる。特に、以下に説明する一体化した電気焼灼具を含む好ましい実施の形態において、高圧の液体供給導管184は、ケブラー(Kevlar)(登録商標名)-強化ナイロン管のような電気絶縁性材料で出来ている。排出導管178(同様に、器具の本体内の排出導管168、170、174)内に保持された液体は比較的低下圧力下であり、

従って排出導管は好ましい実施の形態において、例えば、ポリ塩化ビニル（PVC）、シリコン、ポリエチレン、ゴム等の管のような重合系管の如き低コストの可撓性の材料で製造することができる。排出管腔120及び排出管腔166の少なくとも末端（すなわち、以下の図8Cから図8Eに図示するように、ハウジング154内に保持され且つロータを取り巻く端部）は、ステンレス鋼のような硬い材料で出来ていることが好ましい。好ましい実施の形態において、排出導管178は、排出導管が流体的連通状態に接続される器具100の本体104内の排出管腔及び導管の最大内部断面積に等しく又はそれ以上の最小内部断面積を有するものでなければならない。

#### 【0060】

図4はその末端116から見たときの外科用器具100を示す斜視図である。図4において、シース132と軸排出導管174との間に流体的連通状態を提供するカラー144の内部形態をより明確に示し且つ回転可能な軸の駆動装置152の末端側153をより明確に示し得るようにシース132又は本体140無しの外科用器具100が図示されている。

#### 【0061】

カラー144は、図4にて一部切欠いた状態で図示されている。カラー144は外科用ステンレス鋼のような金属で出来ており、又はより好ましい実施の形態において、当該技術分野の当業者に明らかであるように、ポリカーボネート、ナイロン、アセタールポリマー等のような硬質プラスチックで製造することができる。カラー144は、圧力管腔118、排出管腔120及び回転可能な軸124を取り巻く中央に配置された穴240が貫通する末端145を有している。シース132の基端142を内部に圧力嵌めして図1及び図2Aから図2Cに図示するように器具を組み立てたとき、軸の排出導管174とバリ先端の支持体136の排出通路スロット218とを流体的に連通させる連続的な漏れ無し経路を形成するような穴240の寸法及び形態とされている。図示した実施の形態において、吸引ポンプ又は吸引器のような外部吸引源と流体的に連通状態で軸排出導管174を接続することにより、排出力が粉碎バリ122を取り巻く器具の末端に供給される。以下に説明するように、代替的な実施の形態において、回転可能な軸

124の形態は次のようにする、すなわち、軸の回転が導管174を外部吸引源に接続することを必要とせずに、粉碎バリの周囲の領域から材料を除去するための駆動力を付与することができるようにする。

#### 【0062】

カラー144は、円錐状にテーパを付けた末端領域244と、実質的に円筒状の形状の基端領域246とを有する、中央に配置されたキャビティ242を更に備えている。ロータハウジングベース162の末端248は、カラー144内のキャビティ242の内側密封面250と合わさりベアリングブロックの末端の面252とカラーの内側密封面250との間に真空密のシールを形成する形状とされている。

#### 【0063】

ロータハウジングベース162の末端248は、機械加工された溝254、256を有しており、該溝は圧力管腔118及び排出管腔120が通るための通路をそれぞれ形成する装置。が作動している間、溝254、256を通過して排出された流体が漏洩し且つ吸引力が失われるのを防止するため、シーラント258のビードを使用して管腔を取り巻き且つ装置を組み立てたとき、カラー144の内側密封面250に対する真空密のシールを形成することができる。かかるシーラントは、当該技術分野の当業者に明らかであるように、重合系発泡材又はRTVシーラントから成るものとすることができる。

#### 【0064】

ロータハウジングベース162の基端248は、シース排出領域を備えるキャビティ262と排出導管174との間にて流体及び屑を輸送する流体流路を提供すべく機械加工されたシース排出通路260を更に備えている装置。の作動中、排出導管174に吸引力を作用させると、液体及び屑はバリ先端の支持体136の排出通路スロット218をかいしてシース132内に流れ、次に、カラー144の穴240を通りシース排出キャビティ262に入り、シース排出通路260を通過して最終的に排出導管174を通り器具から除去される。

#### 【0065】

例えば、ねじ268をかいしてロータ駆動圧力管腔164をロータハウジング

ブロック160に取り付けるために利用されるロータジェット圧力管腔の取り付けブロック264、266も図4に図示されている。以下により詳細に説明するように、ロータジェット圧力管腔の取り付けブロックは、装置が作動しているとき、回転可能な軸124を駆動するために利用されるモータの衝撃面上に圧力管腔164のノズルにより形成された液体ジェットを正確に整合させ且つ方向決めすることを可能にする。

#### 【0066】

図5Aには、液体切断ジェット及び回転可能な粉碎バリの双方を提供する外科用器具の末端の形態を設定する1つの代替的な実施の形態が図示されており、また、液体切断ジェットノズル及び排出管腔の末端を提供する1つの好ましい形態がより明確に図示されている。器具272は、基端274及び末端276を有している。上記に説明した実施の形態と相違して、器具272は、その末端にて粉碎バリ282を含む回転可能な軸280のみを取り巻くシース278を備えている。外科用器具272は、その双方がシース278の外側に配置された圧力管腔284及び排出管腔286を更に備えている。

#### 【0067】

その末端に粉碎バリを含む回転軸を利用する本発明の実施の形態の場合、当該技術分野の当業者に明らかであるように、特定の外科的適用例の必要性に依存して、多岐にわたる粉碎バリを利用することができる。例えば、色々な形状及び寸法の溝付きバリ及び菱形バリを使用することができる。例えば、球状、円筒状、楕円形、平坦、洋梨型又は卵型バ리를特定の外科的適用例に対し色々な寸法にて利用することができる。例えば、関節鏡方法による骨粉碎のために使用される典型的なバリの寸法は、外径が約2mmから約6mmの範囲とし、溝付きバリに対する溝の数を約2から約20の範囲とすることができる。関節鏡法にて骨を粉碎するために粉碎バリを使用することを含む1つの特別な例において、8つの溝を有する外径5mmの球状の溝付きバリが利用される。

#### 【0068】

図5Aに図示した形態において、圧力管腔284及び排出管腔286の末端の先端288、290は、それぞれ粉碎バリ282の末端方向に配置されている。

図5Bに図示した別の実施の形態において、これと代替的に末端の先端288、290を粉碎バリ282の基端側に配置してもよい。

【0069】

図5Aにはまた、液体ジェットを形成すべく圧力管腔内でノズル192を形成する1つの好ましい配置が図示されまた液体切断ジェットを受け入れ得る形態とされた外科用器具の排出管腔の末端290の1つの好ましい形態も図示されている。上述した圧力管腔118と実質的に同一の形態である圧力管腔284は、ノズル192を画成する導管のくびれ領域292を有する管状導管を備えており、該くびれ領域は、くびれ領域292の外側で且つ該くびれ領域の基端側の管状導管の内部断面積よりも小さい内部断面積を有している。圧力管腔284の末端は、ジェット開口部294が圧力管腔284の長手方向枢軸298に実質的に直交する方向に向けて液体切断ジェット296を向けることを可能にする更なる形態とされている。具体的には、ノズル領域292は、ジェットノズル領域292の外側で圧力管腔284の長手方向枢軸298に対して曲げられており、このため、ジェット開口部294は、長手方向枢軸298に対して実質的に垂直な枢軸300に沿ってその中央領域が向けられた液体ジェット296を放出する。代替的な実施の形態において、ジェット枢軸300と長手方向枢軸298との間に形成された角度は約0°から約90°（図示するように）の間の任意の角度とすることができる。

【0070】

液体切断ジェットを形成し且つ器具の回転可能な構成部品（以下により詳細に説明する）を駆動する液体ジェットを形成する双方のため、本発明に従って提供されるノズルは、ノズル長さ対内径の比が比較的大きいことが好ましい。液体切断ジェットを形成し且つ回転可能な軸の回転動作を駆動する双方のため、本発明の外科用器具にて使用されるノズルは、最小内径の領域であって、少なくとも約2倍、より好ましくは約4倍、更により好ましくは少なくとも約6倍だけその最小内径を上回る長さの領域を有することが好ましい。その他の実施の形態において、該領域はその最小内径を少なくとも約10倍だけ上回る長さを有する。以下により詳細に説明するように、ノズル領域の長さ対最小内径の比が大きければ大

きい程、ノズルのジェット開口部から放出される液体ジェットはより狭小に集束され且つ平行化される。以下により詳細に説明する理由のため、本発明の外科用器具の末端にて液体切断ジェットを形成し且つ本発明の外科用器具により提供される回転可能なロータ及び軸の回転動作を駆動する双方のため、極めて平行化した液体ジェットが好ましい。しかし、全体として、長さ対最小内径の比が極めて大きく、例えば、約10以上であるノズルは、使用中、ジェットの平行化程度を顕著に向上させることなく、ノズルにて極めて大きい圧力降下を生じさせ勝ちであり、このため長さ対最小内径の比が例えば約6という中間値を有するノズル程本発明の外科用装置にて使用するのに好ましくない。

#### 【0071】

本発明は特定の外科的環境にて使用可能な特別な設計及び構造とされた外科用液体ジェット器具を提供するものである。具体的には、本発明の特定の実施の形態は、器具が作動中、液体ジェットが液体環境内に没する外科手術環境内で極めて望ましい液体ジェットの切断特徴を提供するように特別に考えられた外科用液体ジェット器具の設計を提供するものである。より具体的には、本発明は、かかる実施の形態において、ジェット形成構成部品とジェット受け入れ構成部品との間に液体外科的環境内で器具の所望性能特徴を提供し得るように特に選んだ特定の所定の幾何学的関係を確立し得るように形状設定され且つ互いに対して配置された圧力管腔及び排出管腔を含む外科用液体ジェット器具を提供する。

#### 【0072】

次に、液体を保持する周囲の外科的環境内に没した液体切断ジェットを形成するために使用される好ましい装置の作用及び設計上の特徴を説明するため、図6Aを参照する。図6Aには、圧力管腔118及び排出管腔120の末端の一部切欠き図が図示されており、これら管腔は、例えば図1にて前に図示したような、外科用器具の一部を形成することができる。作動前、圧力管腔118及び排出管腔120の末端は手術領域内に挿入し、また少なくとも一部分を液体300内に没して少なくともノズル192及びジェット受け入れ開口部193が液体300により完全に取り巻かれるようにする。器具は作動しているとき、高圧力下の液体は圧力管腔118をかいしてノズル192に供給され、高圧の液体流が貫通し

て流れるとき、ジェット開口部294が液体切断ジェット296を形成するようにする。上述したように、ジェット296はジェット開口部294から出るとき実質的に平行化されることが好ましい。液体ジェットが平行化されればされる程、液体ジェットがジェット開口部294とジェット受け入れ開口部193との間の空隙を横断するとき、液体ジェットが拡がり又は分散する程度が益々小さくなる。このように、高度に平行化したジェットは、ジェット受け入れ開口部193にて、ジェット開口部294の液体ジェットの断面形状及び面積と実質的に同様の断面形状及び面積を有することになる。

#### 【0073】

全体として、液体切断ジェット296を形成するためノズル192に供給される高圧液体の圧力は、ノズル192の特定の設計及び切断し又は融除すべき組織又は材料の硬さ/靱性に依存する。典型的に、高圧の液体は、少なくとも3447.38kPa(500psig)の圧力、その他の実施の形態にて少なくとも約34473.8kPa(約5,000psig)の圧力、更に他の実施の形態にて少なくとも約103.421MPa(約15,000psig)の圧力、更に他の実施の形態にて少なくとも約206.843MPa(30,000psig)の圧力、更に他の実施の形態にて少なくとも約344.738MPa(50,000psig)の圧力にてジェット開口部192に供給される。上記に説明したように、平行化したジェットが望まれる実施の形態の場合、ノズル192は、少なくとも約4、より好ましくは少なくとも約6、その他の実施の形態にて少なくとも約10の長さ対最小内径の比を有することが好ましい。ジェット開口部294は、典型的に、円形の断面積を有するが、その他の実施の形態にて、特定の所望目的のため異なる形状を有するジェットを形成すべく矩形、楕円形、スリット状等のようなその他の断面形状を有するものとすることができる。好ましい実施の形態において、ジェット開口部294は、約25.4 $\mu$ m(約0.001インチ)から約508 $\mu$ m(約0.02インチ)の範囲、より好ましくは約76.2 $\mu$ m(約0.003インチ)から約254 $\mu$ m(約0.01インチ)の範囲、最も好ましくは約127 $\mu$ m(約0.005インチ)の内径を有する。

#### 【0074】

ジェット開口部294から出るときに平行化される液体切断ジェット296は、液体切断ジェット296を取り巻く視認可能な不透明な封じ込め領域302を形成し勝ちである。封じ込め領域302は、液体切断ジェット296の運動エネルギーにより取り込まれ且つ駆動される迅速に移動する液体から成っている。液体切断ジェット296は、液体環境300を通過して迅速に移動するときも封じ込め領域302と実質的に同程度に伸びる低圧領域を形成し勝ちである。高圧の液体及び迅速に移動する液体ジェットを伴う典型的な実施の形態において、封じ込め領域/低圧領域302内の圧力は液体環境300内の取り巻く液体の蒸気圧力よりも低く、このため封じ込め領域302内に液体のキャビテーションを発生させ、また、封じ込め領域302内の液体内部に多数の極めて小さい気泡304を形成し、これによりその領域を視覚的に不透明にする。

#### 【0075】

上述したように、好ましい実施の形態において、安全上及び性能上、器具は液体ジェットのブローバイ、ジェット受け入れ開口部及び排出管腔の詰まり、組織/屑の非効率的な封じ込め及び除去のような望ましくない効果を軽減し、好ましくは、解消し得る設計とすることが好ましい。また、上述したように、好ましい実施の形態において、融除した組織及び屑は、排出管腔の基端に外部吸引源を取り付けることを必要とせずに、外科手術部位から排出管腔を通じて排出することが望ましい。上述した特徴を提供するため、液体環境内で使用される本発明の外科用器具は、特定の所定の距離にてジェット開口部に対し配置可能である特に選んだ所定の形状及び形態を有する排出管腔を含むことができる。具体的には、好ましい実施の形態において、ジェット受け入れ開口部193は、器具が作動しているとき、所定の距離1にてジェット開口部294と対向する位置に配置され、また、液体切断ジェット296内の実質的に全ての流体がジェット受け入れ開口部193に入るように長さ対最小直径の比を有するノズル192に提供される。上述したように、液体切断ジェット296は、器具が作動しているとき、液体切断ジェット296を取り巻く封じ込め領域302を形成し勝ちである。封じ込め領域302は、典型的に、液体切断ジェット296の周りに対称に配置され且つジェット開口部294からジェット受け入れ開口部193の方向に拡がり勝ちと

なる。ジェット開口部294の形状が円形である典型的な実施の形態において、封じ込め領域302は、ジェット開口部294における截頭頂部と、ジェット受け入れ開口部193の面における円錐体の断面として画成されたベースとを有する截頭円錐体の形状となる。好ましい実施の形態において、封じ込め領域302のベースは、器具が作動しているとき、ジェット受け入れ開口部193の断面積の約50%から約100%の範囲を占め、より好ましくは、封じ込め領域は、器具が作動しているとき、ジェット受け入れ開口部193の断面積の少なくとも約75%、更により好ましくは少なくとも約90%、最も好ましくは少なくとも約95%を占めるようにする。

#### 【0076】

図6Cに図示するように、上述したように、封じ込め領域302がジェット受け入れ開口部193の断面積の望ましい相対的な部分を占めることを保証するのに必要なジェット受け入れ開口部193の断面積は、ジェット開口部294とジェット受け入れ開口部193との間の選ばれた所定の距離 $l$ と、封じ込め領域を特徴付ける拡がり程度(図6Cに角度 $\theta$ で表示)とに機能的に関係している。具体的には、ジェット受け入れ開口部193における封じ込め領域302のベースの所望断面半径 $b$ は、所定の距離 $l$ と、封じ込め領域の拡がり程度とに関係しており、 $b = l \tan \theta$ となる。所定の距離 $l$ は、外科用器具の所望の使用に基づいて典型的に選ばれ、必要とされる流体経路の切断/融除長さを規定する。この所望の所定の距離 $l$ に基づいて、ジェット受け入れ開口部193の必要な寸法は、典型的に、実験により次のようにして求められる、すなわち、圧力管腔118及びノズル192を液体環境300内に没し、所望の所定の圧力にて液体をノズル192に供給することにより液体切断ジェット296を形成し、液体切断ジェット296の周りに形成された封じ込め領域302又はキャビテーション円錐体の寸法を視覚的に観察し、この観察結果から角度 $\theta$ を推定することにより求められる。

#### 【0077】

上述したように、ジェット開口部294とジェット受け入れ開口部193との間の所定の分離距離 $l$ は外科用器具が使用される特定の外科的処置の必要条件に

依存する。しかし、いくつか典型的な実施の形態の場合、所定の距離は、最大値が約1 cmであり、その他の典型的な実施の形態の場合約5 mmであり、更にその他の典型的な実施の形態の場合約1 mmである。ジェット受け入れ開口部193は、典型的に、約0.254 mm(約0.01インチ)から約5.08 mm(約0.2インチ)の直径を有し、その他の実施の形態において、約0.762 mm(約0.03インチ)から約2.54 mm(約0.1インチ)の範囲、いくつかの好ましい実施の形態において、約1.524 mm(約0.06インチ)の直径を有する。

#### 【0078】

図6Aを再度参照しつつ、次に、排出管腔120の1つの好ましい形態について説明する。液体環境内で作動することを予定する外科用器具にて使用される排出管腔120の好ましい実施の形態は、ジェット受け入れ開口部193の排出管腔120の入口内部及び(又は)その下流且つ該入口に近接した解離領域306を有している。解離領域306は、強力な乱流を受け且つ鋭角な角度にて排出管腔の内面に衝撃を加える液体を保持する領域として画成され、これにより器具が作動しているとき、封じ込められた材料/組織を解離することのできる顕著な衝撃力を形成することができる。解離領域306内の液体の強力な乱流は、排出管腔120の壁に対する液体切断ジェット296及び封じ込め領域302内の液体の衝撃力と組み合わせさせて、解離領域内の液体が封じ込め領域302内の液体によって捕捉された任意の組織又は材料の少なくとも一部分を複数の小さい粒子に解離することを可能にする。好ましい実施の形態において、解離領域は捕捉された組織の相当な部分(すなわち大部分)を複数の小さい粒子に解離することができる。最も好ましい実施の形態において、複数の粒子は、極めて小さくて人間が裸眼で見ることができない複数の顕微鏡的粒子を少なくとも部分的に含んでいる。これら全ての場合、器具が作動しているとき、粒子は、排出管腔を詰まらせずに排出管腔120を通り抜けるのに十分に小さくなければならない。

#### 【0079】

解離領域を提供するため、排出管腔120は、ジェット受け入れ開口部193に隣接し且つ該開口部の下流に配置されたジェット偏向部分308を含むことが

好ましい。ジェット偏向領域308は、液体切断ジェット296の少なくとも中央部分の方向に対して角度が付けられた直線状面とするか、又は好ましい実施の形態において、ジェット偏向領域308は、液体切断ジェット296の少なくとも一部分が衝撃を加える円滑な湾曲面を備えるものとし、この場合、湾曲面は、液体切断ジェット296及び封じ込め領域302を構成する液体の少なくとも一部分、好ましくは、その全てをジェット偏向領域308の基端側の領域内で排出管腔120の長手方向枢軸312に対し実質的に平行な方向に偏向させるものとする。好ましい実施の形態において、ジェット偏向領域308を画成する湾曲面の曲率半径は実質的に一定であり、排出管腔120の内径の約0.5から約20倍の範囲の値を有するようにする。1つの好ましい実施の形態において、ジェット偏向領域308を画成する湾曲面の曲率半径は、ジェット偏向領域308における排出管腔120の内径に実質的に等しく、このためジェット偏向領域308の基端側で且つ該ジェット偏向領域に隣接して配置された排出管腔の一部分の外面314により画成された周縁を超えて半径方向に突き出すジェット受け入れ開口部193の部分は実質的に存在しない。本発明により提供される外科用器具の場合、液体切断ジェットは、ジェット受け入れ開口部内に向けて、液体切断ジェットの少なくとも中央部分の方向が、ジェット受け入れ開口部を画成する面（すなわち該開口部に対して同一面上）に対して直角（すなわち垂直）の線に対し約20°以下、より好ましくは約10°以下の角度を形成するようにすることが全体として好ましい。最も好ましい実施の形態において、液体ジェットの中央部分は、ジェット受け入れ開口部を画成する面に対し直角の線に対し実質的に平行であるようにする。

#### 【0080】

いくつかの実施の形態において、排出管腔120の効果的なエダクタポンプの作用を提供するため、排出管腔120は、排出管腔の基端が配置される箇所たる、外科用器具の末端に対する基端側の位置迄、ジェット受け入れ開口部193から実質的に一定の内側断面積を有する。その他の実施の形態において、エダクタポンプの作用は、実質的に一定の断面積及びジェット受け入れ開口部を有する排出管腔を提供することにより向上させることができ、このジェット受け入れ開口

部は排出管腔の断面積よりも小さい断面積を有する（すなわち、排出管腔の内側断面積はジェット受け入れ開口部にて最小値となる）。更にその他の実施の形態において、ジェット受け入れ開口部における最小値からジェット受け入れ開口部の基端側に配置された所定の位置における最大値まで連続的に増大する内側断面積を有する排出管腔を提供することにより、エダクタポンプの作用を向上させることができる。かかる実施の形態において、この内側断面積の最大値は、上述した所定の位置に対して基端側にある排出管腔内の位置に対し実質的に一定でなければならない。上述した実施の形態の各々において、上述した解離領域の基端側及び（又は）下流側の任意の位置にて排出管腔の内側断面積が実質的に何ら縮小しないようにすることが好ましい。

#### 【0081】

図6Bには、液体外科的環境内で使用し得る設計とされた外科用器具に対する排出管腔構造の1つの代替的な設計の実施の形態が図示されている。排出管腔320は、排出管腔の内側断面積に狭小部分322を有している。この狭小部分322は、ジェット受け入れ開口部324の基端側に配置されており、また、好ましくは、解離領域326の直ぐ基端側で且つ該解離領域に隣接する位置に配置されるようにする。作動時、排出管腔320の狭小部分322は、排出管腔内の液体が狭小部分を通過して流れるときベンチュリ管として機能し、これにより排出管腔320のエダクタポンプ作用を向上させる。図示した実施の形態において、狭小部分322は排出管腔320を備える管導管の側壁にピンチ部分328を備えている。好ましい実施の形態において、狭小部分322の断面積は、ノズル192のジェット受け入れ開口部294断面積の約3倍から8倍の範囲になければならない。

#### 【0082】

図6Aを再度参照すると、液体切断ジェット296の少なくとも中央部分がジェット偏向領域308の基端側領域内で排出管腔120の長手方向枢軸312に対し零以外の角度を形成する方向（すなわち平行でない方向）に向けてジェット受け入れ開口部193内に向けられるように、排出管腔120は形状が設定され且つ排出管腔118に対して配置されている。いくつかの実施の形態において、

この角度は、約 $45^{\circ}$ から約 $115^{\circ}$ の範囲とすることができ、その他の実施の形態において、約 $80^{\circ}$ から約 $100^{\circ}$ の範囲、いくつかの好ましい実施の形態において、図示するように、約 $90^{\circ}$ とすることができる。

#### 【0083】

上述したように、回転可能な軸を含む外科用器具を採用する本発明のいくつかの実施の形態において、回転可能な軸の末端における粉碎バリ又はその他の組織接触構成部品を取り巻く液体及び屑は、回転可能な軸を取り巻く器具のシースを外部の真空源又は吸引源に接続することにより、排出することができる。その他の実施の形態において、同様に上述したように、回転可能な軸自体の回転を利用して液体及び屑を回転可能な軸の末端を取り巻く領域から除去する排出力を発生させることができる。図7Aには、本発明に従って外科用器具内で組み立てられたとき、液体及び屑を軸400を取り巻くシースの末端から該シースの基端まで駆動する傾向の排出力を発生させる構造及び配置とされた回転可能な軸400の末端領域の部分断面図が図示されている。本明細書のこの説明において使用する「排出力を発生させる構造及び配置とされた」という表現は、取り巻くシース内で又は取り巻くシースが存在せずに回転するいずれかの回転可能な軸が、液体を回転可能な軸の末端付近の領域から回転可能な軸の基端に向けて駆動し且つ外部の吸引源を必要とせずに、回転可能な軸の末端が配置される外科的領域外に押し出すことができる能力を意味するものとする。

#### 【0084】

作動時、回転可能な軸400は、矢印402で示した方向に回転する。回転可能な軸400は、外科用器具内に組み立てられたとき、回転可能な軸400が内部に配置される取り巻くシースの内側断面寸法よりも僅かだけ小さい断面寸法を有することが好ましい、増大した断面寸法部分404を備えている。領域404は、機械加工されたら旋状溝付き通路406を備えている。領域404及び通路406の双方は、外科用器具内に組み立てられたとき、シースによって取り巻かれるように軸400上に配置されている。作動中、軸400を矢印402の方向に回転させると、粉碎バリ408に近接する軸400の末端から軸の基端まで且つバリ408がその内部で作動する外科領域の外に流体及び屑を移動させる傾向

の駆動力を発生させる。

【0085】

図7Bには、矢印412の方向に回転したとき、排出力を発生させる構造及び配置とされた回転可能な軸410の1つの代替的な実施の形態の末端領域の部分図が図示されている。軸410は、その末端に粉碎バリ414を有し、また、本発明に従って軸410を外科用器具内に組み立てたとき、取り巻くシース内に配置されるインペラ416を更に備えている。取り巻くシース内で回転したとき、インペラ416は、器具の作動中、液体及び屑を軸の基端に向けて駆動する傾向の排出力を発生させる。

【0086】

図7Cには、回転時、排出力を発生させる構造及び配置とされた回転可能な軸の更に別の実施の形態が図示されている。その末端に粉碎バリ418を有する回転可能な軸416は、通路420を形成する中空の内部を有しており、この通路は掬い部424の少なくとも開口422まで末端方向に伸びている（掬い部424は、開口422と共に、以下に集合的に「スコップ形状開口」425と称する）。開口422は、回転可能な軸416の中空軸に沿って形成された通路420と流体的に連通している。軸416が矢印426の方向に回転すると、スコップ形状開口425は、流体及び屑を開口422内に掬い取り且つ流体及び屑を軸416の基端に向けて矢印428の方向に移動させる傾向の駆動力を発生させる。好ましい実施の形態において、本発明に従って軸416を外科用器具内に組み立てたとき、スコップ形状開口425は、取り巻くシース内に配置され、スコップ形状開口425は、器具の作動中、軸416が回転したとき液体及び屑を通路420を通じて外科用器具の基端に向けて駆動可能な形状及び配置とされている。スコップ形状開口425の説明にて使用するとき、「液体及び屑を駆動し得る形状及び配置とされた」という表現は、掬い部424の開口422が軸の回転に対してある方向に面する、所定方向426に向けて回転する軸416の中央通路420と流体的に連通した開口422を有し、このため、軸が回転するとき、液体及び屑が開口を通り押し出されて且つ中空軸により画成された通路内且つ該通路に沿って進む傾向となるようにする、突き出し掬い部422であることを意味

するものとする。それ自体の排出力を発生させる回転可能な軸を含む実施の形態の場合、図11A及び図11Bに関して以下に更に詳細に説明するように、回転可能な軸の末端を取り巻く外科領域の1つの部分を排出することに加えて、回転する軸によって発生された排出力はまた、外科用器具のその他の領域、例えば、回転可能な軸に対する駆動機構を含むハウジングの領域を排出する傾向の排出力を発生させるためにも使用することができる。

#### 【0087】

図8Aには、回転可能な軸の駆動機構152に対する1つの好ましい実施の形態の分解斜視図が図示されている。回転可能な軸の駆動機構152は、図8Aに図示した実施の形態において、鋸歯ロータを備える液体ジェット被駆動の回転可能なロータ450を備えている。ロータハウジング154の3つの副次的構成部品(すなわち、ロータキャップ158、ロータハウジングブロック160及びロータハウジング底部162)を組み立てたとき、回転可能なロータ450は、ロータハウジングブロック160及びロータハウジングキャップ158内に含まれたロータスロット452内に保持され且つ該スロット内で回転する。回転可能なロータ組立体454は、回転可能なロータ450に加えて、組立体がその上で回転する中央軸458の各端部に設けられたロータベアリング172、456を備えている。ベアリング172、456は、ロータハウジングを組み立てたとき、フランジ460、462内に保持されている。

#### 【0088】

ロータ組立体454は、図示した実施の形態において、回転可能な軸の駆動組立体468(図8Bに組み立てた状態でより明確に図示)に配置された相補的なウォーム歯車466と噛み合うウォーム歯車464も備えている。図8Aに図示したようなウォーム歯車を利用する歯車減速機構がいくつかの実施の形態にとって好ましく、それは、これら歯車減速機構はその寸法に比し比較的大きい減速比を提供するからである。回転可能な軸の駆動装置組立体468の回転可能なロータ450と駆動軸470との間の減速程度及び回転速度差が小さいことが必要とされるか又は望まれる、その他の実施の形態において、例えば、当該技術分野の当業者に明らかなスパーク歯車、ヘリカル歯車又は任意のその他の適宜な歯車減速

機構のようなその他の歯車減速手段を利用することができる。更に、作動中、高速度が必要とされ又は望まれすなわち又は低トルクでよい実施の形態の場合、歯車減速機構は完全に省略し、回転可能な軸124を直接駆動するため回転可能なロータ組立体454を利用することができる。かかる実施の形態において、回転可能な軸の駆動機構152は回転可能な軸の駆動装置組立体468を完全に不要にし、それに代えて、回転可能な軸124を回転可能なロータ組立体454に直接接続してもよい。もちろん、かかる実施の形態において、その長手方向枢軸472が回転可能な軸124の長手方向枢軸に対し並行に整合されるように回転可能なロータ組立体454を配置することが望ましい(すなわち、図8Aにて回転可能な軸の駆動装置組立体468に対して図示した方向に回転可能なロータ組立体452を方向決めすることが望ましい)。

#### 【0089】

図示したように、回転可能な軸の駆動組立体468はウォーム歯車466が取り付けられる駆動軸470から成っている。該組立体はまた、回転可能な軸の駆動機構152を組み立てたとき、駆動軸470の回転を許容する2つの軸駆動ベアリング230、474も備えている。ベアリング230、474は、機構を組み立てたとき、ハウジング構成部品内に設けられたフランジ(例えば、476)により保持される。図示するように、ベアリング172、456、230、474はボールベアリングから成っている。しかし、代替的な実施の形態において、これらベアリングは、ジャーナルベアリング、液圧動的ベアリング、又は当該技術分野の当業者に明らかな任意のその他の適宜なベアリングから成るものとしてもよい。

#### 【0090】

回転可能な軸の駆動機構152を構成する構成部品は、例えば、外科等級ステンレス鋼のような多岐にわたる金属の如き硬い耐久性のある材料で形成されることが好ましい。回転可能なロータ組立体454及び回転可能な軸の駆動組立体468が器具の作動中、高速度で回転するため、回転可能なロータ450、ウォーム歯車466及び組立体を構成するその他の構成部品は、器具の不当な振動を生ぜず高回転速度にて回転し得るように適正に釣り合わせる必要があることが当

該技術分野の当業者に明らかであろう。回転可能な軸の駆動組立体468は、その末端に取り付けられた回転可能な軸の取り付け構成部品480を更に備えており、該構成部品は、器具が完全に組み立てられたとき、回転可能な軸124の接続領域200を取り巻き且つ該接続領域200に接続される寸法及び形状とされた回転可能な軸取り付けスロット484を含む末端面482を備えている。

#### 【0091】

回転可能な軸の駆動機構152は、液体ジェットを形成するジェット開口部492を有するノズル490に対し高圧液体を供給する圧力管腔164を備えており、該液体ジェットは、回転可能なロータ450に衝撃を加え、これにより回転可能な軸の駆動機構152を組み立て且つ作動させたとき、ロータ及び回転可能な軸の回転を駆動するように方向決めされる。組み立てたとき、図4に関して上述したように、圧力管腔164はロータジェット圧力管腔の取り付けブロック264、266によりロータハウジングブロック160に対し所要位置に保持されている。組み立て且つ圧力管腔164をロータハウジングブロック160に取り付けたとき、ノズル490は、オリフィス494を通してロータハウジングブロック160内に進み、ジェット開口部492は回転可能なロータ450にて液体ジェットを適正に向け得るように方向決めされる(図8C及び図8Dにより明確に図示し且つ以下に説明するように)。更に、また図面には図示していないが、ロータジェットの排出管腔166、ロータハウジングのキャップ排出導管168、ロータハウジングの底部排出導管170は、図示し且つ上述したように、回転可能な軸の駆動機構152の色々な構成部品に接続されて、機構を回転させたとき、該機構の回転可能な構成部品を取り巻く内部空間から液体を実質的に完全に排出して器具が作動しているとき、回転可能なロータ又は回転可能な構成部品が液体に没するのを防止することを可能にする。

#### 【0092】

図8Bは、回転可能な軸の駆動機構152を組み立てたときに接続される回転可能なロータ組立体454及び回転可能な軸の駆動組立体468の斜視図である。図8Bに図示するように、色々なハウジングの構成部品は組立体454、468をより明確に示すため省略してある。図面に図示するように、歯車減速器(例

例えば、図示するようにウォーム歯車464及びウォームホイール466により提供されるようなもの)を含む駆動機構を有する実施の形態の場合、その長手方向枢軸472が回転可能な軸の駆動組立体468の長手方向枢軸496に対し実質的に垂直となるように回転可能なロータ組立体452を整合させることが好ましい。

### 【0093】

当該技術分野の当業者に明らかであるように、ロータ450、ロータ駆動組立体454及び回転可能なロータ駆動組立体468の駆動軸470の特定回転速度は、特定の外科的適用例の必要性及び組織に接触するように利用され且つ回転可能な軸によって回転される特定の回転可能な構成部品の特徴に基づいて選ばなければならない。本発明の外科用器具を利用する典型的な適用例の場合、回転可能なロータ450の回転速度は、少なくとも約16,000RPM、その他の実施の形態にて少なくとも約65,000RPM、更にその他の実施の形態にて少なくとも約130,000RPM、更にその他の実施の形態にて少なくとも約250,000RPM及び更にその他の実施の形態にて少なくとも約500,000RPMである。回転可能なロータ450の直径は、典型的に、少なくとも約12.7mm(約0.5インチ)、その他の実施の形態にて少なくとも約25.4mm(約1インチ)、その他の実施の形態にて少なくとも約50.8mm(約2インチ)、その他の実施の形態にて少なくとも約127.0mm(約5インチ)及び更にその他の実施の形態にて少なくとも約254.0mm(約10インチ)である。歯車減速機構は、好ましい実施の形態において、回転可能なロータ450の回転速度が回転可能なロータ駆動組立体468の駆動軸470の回転速度を上廻るように選ばれ且つ形態が設定されている。典型的な実施の形態において、回転可能なロータ450の回転速度は、駆動軸470の回転速度を少なくとも約2倍、その他の実施の形態にて少なくとも約5倍、その他の実施の形態にて少なくとも約10倍、その他の実施の形態にて少なくとも約20倍及び更にその他の実施の形態にて少なくとも約30倍、上廻るものとする。直径5mmの溝付きバリをその末端に有し、その溝付きバリが外科的手術領域内で骨を粉碎するのに利用される回転可能な軸を有する外科用器具を採用する1つの特に好ましい実施の形

態において、回転可能なロータ450は、約10から200個の歯を有する直径25.4mm(1インチ)の鋸歯ロータを備え、また1つの好ましい実施の形態において、80個の歯は、作動中、約130,000RPMの回転速度にて駆動され且つウォーム歯車減速機構をかいして駆動軸470に接続され、駆動軸470の回転速度が、作動中、回転可能なロータ450の回転速度の約1/10であるようにする。

#### 【0094】

鋸歯ロータである回転可能なロータを利用する実施の形態の場合、鋸歯ロータの直径及びロータの直径と比較したときの歯の寸法に依存して、ロータに設けられた歯の数は、約10から約200個の範囲とすることができる。上述したように、1つの特に好ましい鋸歯ロータの実施の形態は、厚さ約1.016mm(約0.040インチ)のロータであって、約80個の歯を有し、歯の各々が約1.016mm(約0.040インチ)幅×1.016mm(0.040インチ)高さのジェット衝撃面を提供する直径25.4mm(1インチ)のロータを備えている。

#### 【0095】

図8Cから図8Eは、回転可能な軸の駆動機構152を組み立てたとき、液体ジェット形成ノズル490及びロータジェット排出管腔166に対する回転可能なロータの形態を示す回転可能なロータ450及び回転可能なロータ組立体454の詳細図である。明確化のため、回転可能なロータ組立体、圧力管腔及び排出管腔以外の構成部品は図面に図示していない。図8Cを参照すると、回転可能なロータ450は、器具が作動しているとき、液体ジェット502が衝撃を加える実質的に平坦な衝撃面500を各々、含む複数の歯498を有する鋸歯ロータから成っている。圧力管腔164のノズル490は、貫通する高圧の液体流として実質的に平行化された液体ジェットを形成する形態とされることが好ましい。ノズル490の特定の形態は、外科用器具の末端にて液体切断ジェットを形成する上で好ましいノズルに関して上述したものと実質的に同等のものとしてすることができる。具体的には、ノズル490は、好ましい実施の形態において、長さ対最小内径の比が約2から約10の範囲であり、長さ対最小内径の好ましい比は約6で

ある。器具が作動しているとき、ジェット開口部492は、液体ジェット502が衝撃を加える衝撃面500から選ばれた所定の距離に配置される。この所定の距離は、好ましい実施の形態において、ロータが回転したとき、ロータの歯498がノズル490に衝撃を加えることのない、可能な最小距離である。例えば、高さが約1.016mm(約0.040インチ)の歯498を有する直径25.4mm(1インチ)の鋸歯ロータを利用するとき、ジェット開口部492と液体ジェットが衝撃を加える鋸歯の衝撃面との間の距離は約1cm以下であることが好ましく、約1mm以下であることがより好ましい。

#### 【0096】

好ましい実施の形態において、所定の距離、ノズルの長さ対最小内径の比及び衝撃面500の各々の寸法は、作動中、液体ジェット502の実質的に全体がロータの衝撃面500に衝撃を加えるように選ばれる。換言すれば、上記のパラメータは、次のように選ばれることが好ましい、すなわち、液体ジェット502が衝撃面500に衝撃を加える点506において、衝撃面500の面内液体ジェット502の断面が衝撃面500に実質的に完全に入射し、液体ジェットが衝撃面を「外れ」又は「ブローバイ」する部分が実質的に存在しないようにする。かかる状況において、ロータの回転動作を形成し得るように回転可能なロータ450に液体ジェットの全体のモーメントを付与することが可能である。

#### 【0097】

ロータジェット排出管腔166の末端は、管腔の末端内に配置されたとき、ノズル490、液体ジェット502及び回転可能なロータ450をより明確に示すように図8Cにて一部切欠いて図示されている。図8D及び図8Eにより明確に図示するように、回転可能な軸の駆動機構152を組み立てたとき、ロータハウジングブロック160内に配置される排出管腔166の末端は、作動中、回転可能なロータ450の一部がその内部に配置されるスリット504を有している。更に、ノズル490を含む圧力管腔164の末端は、駆動機構が組み立てられたとき、排出管腔166の末端内に配置され且つ該末端によって実質的に完全に取り巻かれている。この形態は、液体ジェット502が回転可能なロータ450の衝撃面500に衝撃を加えたときに形成される全ての噴霧の封じ込め状態を最

大にする働きをする。このことは、器具の回転可能な軸に対しその回転を阻止する傾向の顕著なトルクが加わる器具の作動時間の間、特に重要である。かかる作動時間の間、回転可能なロータ450は、液体ジェット502の速度よりも遅い速度にて回転し勝ちとなる。かかる状態下にて、液体ジェット502は、衝撃面500に衝撃を加えたとき噴霧又は霧を形成する傾向となる。これに反して、自由回転状態下にて、回転可能なロータ500は液体ジェット502の回転速度に実質的に等しい速度にて回転し、衝撃面500に衝撃を加え且つ最小の噴霧が形成された後でさえ液体ジェット502の軌跡は実質的に一定のままである。1つの代替的な実施の形態において、排出管腔は、圧力管腔末端の任意部分を取り巻き且つ包み込むことなく、その代わりに、好ましくはジェット受け入れ開口部がノズルのジェット開口部の約254  $\mu\text{m}$  (約0.01インチ)内に配置された状態で圧力管腔内のノズルの末端方向に配置されるような形態とし且つ位置決めすることができる。

#### 【0098】

図示した排出管腔166の設計は、器具の回転可能な軸に付与された多岐にわたる負荷及び抵抗力の下で装置が作動する間、回転可能なロータ組立体を包み込むハウジングから液体ジェット502を構成する実質的に全ての液体を効果的に排出することを可能にする。特定の実施の形態において、排出管腔166の基端は液体ジェット502を構成する液体を効果的に排出し得るように外部吸引源と流体的連通状態に配置することができる。いくつかの好ましい実施の形態において、液体ジェット502は、上述したエダクタポンプの作用をかいしてロータの面に衝撃を加えたときに形成される噴霧と共に、液体ジェット502を構成する液体を外部の吸引源を必要とせずに排出管腔166の末端から排出する傾向のそれ自体の排出力を発生させることができる。

#### 【0099】

典型的な実施の形態において、ノズル490のジェット開口部492は約25.4  $\mu\text{m}$  (約0.001インチ)から約508  $\mu\text{m}$  (約0.02インチ)の範囲、より好ましくは約76.2  $\mu\text{m}$  (約0.003インチ)から254  $\mu\text{m}$  (0.01インチ)の範囲の直径を有し、1つの好ましい実施の形態にて約127  $\mu\text{m}$

(約0.005インチ)の直径を有する。典型的な実施の形態において、少なくとも約6894.76kPa(約1,000psig)、その他の実施の形態にて少なくとも約34473.8kPa(約5,000psig)、別の実施の形態にて少なくとも約103.421MPa(約15,000psig)、更にその他の実施の形態にて少なくとも約206.843MPa(約30,000psig)の圧力の液体ジェットを形成し得るように液体がノズル490に供給される。1つの好ましい実施の形態において、約55.1581MPa(約8,000psig)の圧力の液体ジェットを形成し得るように液体がノズル490に供給される。排出管腔166は、典型的な実施の形態において、直径約0.254mm(約0.01インチ)から7.62mm(0.3インチ)、より好ましくは約1.27mm(約0.05インチ)から約5.08mm(約0.2インチ)、1つの好ましい実施の形態にて約3.048mm(約0.12インチ)のジェット開口部508を有する。図11A及び図11Bに関して以下により詳細に説明するように、液体ジェット502が排出管腔166内に向けられ、外部の吸引源を必要とせずにエダクタポンプの作用により排出力を発生させる実施の形態の場合、この排出力は液体ジェット502を構成する液体を排出するためのみならず、外科用液体ジェット器具のその他の構成部品を排出し又は排出することを助けるためにも利用することができる。

#### 【0100】

回転可能なロータ450は図9A及び図9Bに概略図的に且つより詳細に図示されている。図9Aには、図8Cに上方から図示したときと同一の方向から見た状態の回転可能なロータ450が図示されている。図9Aには、液体ジェット502を回転可能なロータ450の鋸歯498の衝撃面500にて方向決めし且つ向ける1つの好ましい実施の形態が図示されている。図9Bには、上方から見た回転可能なロータ450が図示されており、ロータ面内の流体ジェットの方向をより明確に示す。液体ジェットの方向は図面にて矢印510、512により図示されている。図面に図示するように、液体ジェットが零以外の角度にて面に衝撃を加えるように(すなわち、液体ジェットが該面に対し正接状態に向けられないように)液体ジェットを回転可能なロータ450の面500に向けることが好ま

しい。更により好ましくは、図9Bに図示するように、液体ジェットは少なくとも図9Bに図示したようにx-z面内で測定したとき、液体ジェット510、512の方向が面に対して実質的に平行となるように液体ジェットが回転可能なロータ450の衝撃面500に向けられるようにする。図9Aに図示するように、例えば、液体ジェットが方向510に沿って向けられるようないくつかの実施の形態において、図9Aに図示するようにy-z面内で測定したとき、面に対し実質的に垂直となるように液体ジェットを面500に向けることができる。その他の実施の形態において、液体ジェットは、液体ジェットがy-z面内で測定したとき、比較的小さい角度にて面500に向けられ、液体ジェットが鋸歯498のベース514に対しより近接して衝撃を加えるよう多少角度が付けられるように液体ジェットの方向510に沿って向けることができる。回転可能なロータの衝撃面に対して液体ジェットの方向を説明することに関して使用するとき、「実質的に垂直」という語は、液体ジェットが図9Bにて図示するように少なくともx-z内の面に対して実質的に垂直となるように回転可能なロータの衝撃面に向けて液体ジェットが方向決めされることを意味する。

#### 【0101】

好ましい鋸歯ロータは実質的に平面上の液体ジェット衝撃面を有する。更に、上記の文節に上述したように、回転可能なロータの少なくとも1つの回転可能な位置にて衝撃を加える液体ジェットに対し実質的に垂直に（又は実質的に直角に）衝撃面の各々が方向決めされるように面がロータに対し方向決めされることが好ましい。更に、好ましい実施の形態において、回転可能なロータ450の液体ジェット衝撃面500の各々は、その回転枢軸518の周りで回転したときロータの最外側周縁が外接する円に対し正接する線516に対し約75°から約105°の範囲の角度にて方向決めされている。いくつかの特に好ましい実施の形態において、回転可能なロータ450の液体ジェット衝撃面500の各々は線516に対し実質的に垂直に方向決めされている。

#### 【0102】

代替的な実施の形態において、上述したように、平面上の衝撃面を有する鋸歯ロータに代えて、湾曲した液体ジェット衝撃面を有するロータを利用することが

できる。図10Aには、湾曲した液体ジェット衝撃面522を有する湾曲したベーンロータ520の斜視図が図示されている。湾曲衝撃面522はロータ520の周縁に沿って配置された一連の湾曲ベーン524により画成される。図示するように、好ましい湾曲ベーンロータは矢印526で示した来る液体ジェットの方向に対し凹状の衝撃面を提供し得るように方向決めされる衝撃面522を有している。図示した実施の形態において、湾曲した衝撃面522は半円筒状面を備えている。平滑に湾曲した液体ジェット衝撃面522を有するロータを利用する実施の形態の場合、液体ジェットは面に対し実質的に正接状態で面522に向けられるように方向526に方向決めされることが好ましい。

#### 【0103】

図10Bには湾曲ベーン524をロータ520の周縁の周りで方向決めし且つ位置決めする特に好ましい形態が図示されている。図10Bに図示するように、1つの好ましい実施の形態において、湾曲ベーンの衝撃面522に正接する線523とロータ520の端縁を画成する線525との間に形成された角度が約5°から約30°の範囲とし、1つの好ましい実施の形態において、約17°である。更に、ロータが作動しているとき、衝撃液体ジェットを構成する液体が流れる湾曲ベーン524の間の通路幅 $h$ は、衝撃点の衝撃液体ジェットの略直径と液体ジェットの直径の約2倍の値との間にあることが好ましい。更に、湾曲ベーン524の幅( $C$ )は、比( $C/S$ )が約1.0から約1.5の範囲となるようベーン間の間隔( $S$ )に対して選ばれることが好ましい。更にその他の実施の形態において、外科用器具の回転可能な軸を駆動するためテリー(Terry)ロータを利用することにより、平滑に湾曲したジェット衝撃面を提供することができる。テリーロータは機械技術の分野で既知であり、例えば、1981年ニューヨーク州ニューヨークのジョンウィリーアンドサンズ(John Wiley & Sons)からバルジェ(Balje)O.Eのターボ機械「設計、選択及び理論の指針(A Guide to Design, Selection, and Theory)」252-256ページにより詳細に記載されている。

#### 【0104】

図11A及び図11Bには、外科用器具100の色々な排出管腔及び導管に対

し排出力を提供する2つの可能な形態が図示されている。図示しない別の実施の形態において、外部吸引源により発生された吸引力を各々に提供し得るように外部吸引源が外科用器具100の排出管腔及び排出導管の各々に流体的連通状態で接続されている。代替的な実施の形態において、その代わりに、器具100の色々なその他の排出導管から排出するため吸引源を提供すべく、切断ジェット of 排出管腔120、ロータジェット排出管腔164のエダクタポンプの作用により発生された吸引力及び(又は)図7Aから図7Cに上記に図示した自己排出型の回転可能な軸の設計の任意のものにより発生された吸引力を利用することができる。

#### 【0105】

図11Aには、器具100の色々な排出管腔及び導管から排出する1つの実施の形態が図示されている。図示した実施の形態の場合、外科用器具の回転可能な軸は自己排出力を提供するような形態とはされない。従って、外部吸引源530が排出導管532と流体連通状態に接続される一方、該排出導管は回転可能な軸を取り巻くシース132と流体的連通状態にある。これに反して、器具の残りの排出管は各々、図示するような形態とされたマニホルド534に接続されている。液体切断ジェットの排出管腔120と組み合わせてロータジェットの排出管腔166のエダクタポンプ作用により供給される流体モーメントがロータハウジングベース162に接続された排出導管168及びロータハウジングキャップ158に接続された排出導管170から排出するのに十分な吸引力をマニホルド534内で発生させるために利用される。マニホルド534は外科用器具の本体の外側にて図11Aに図示した仕方にて排出管腔/導管を接続することにより形成することができることを理解すべきである(上記の図1に図示するように外科用器具100を使用する場合のように)。しかし、その他の実施の形態において、マニホルド534は外科用器具の本体に合う形態とし且つ該本体内に保持することができる。

#### 【0106】

図11Bには、図7Aから図7Cに関して上述したように、軸が回転するとき排出力を発生させ得るような形態とされた回転可能な軸を含む外科用流体ジェット器具の1つの代替的な実施の形態が図示されている。かかる形態の場合、外部

吸引源を完全に省略し、外科用器具の全体は外部吸引源を必要とせずに自己排出可能な形態とすることができる。図示した実施の形態において、色々な排出管腔及び導管がマニホルド542に接続される。図示した実施の形態において、ロータジェットの排出管腔166及び液体切断ジェットの排出管腔120のエダクタポンプ作用により供給される液体モーメントは、シース132を通じて回転可能な軸により供給される液体駆動力と組み合わせて利用し、ロータハウジングブロック160に接続された排出導管168及び外科用器具のロータハウジングベース162に接続された排出導管170から排出するのに十分な吸引力をマニホルド542内にて発生させる。

#### 【0107】

液体流れの方向決め弁180の内部の詳細を示す断面図が図12に図示されている。液体流れ方向決め弁180は、例えば、外科等級ステンレス鋼のような硬い堅牢な材料で出来た弁胴550を備えており、この弁胴550は、該弁胴550の内部に円筒体552を形成する、中央に配置された穴を有している。弁180は、摺動可能な三方向弁の形態とされている。弁胴550は、高圧管継手186(図1に図示)と合わさる形態とされたねじ付き壁を有する穴を備える入口182を更に含んでいる。同様に、弁胴550は、高圧のコネクタ190、196にそれぞれ接続する雌ねじ付き面を有する形態とされた第一の出口188及び第二の出口194を更に含んでいる。

#### 【0108】

各端部のねじ部555によりユーザ操作ノブ197に接続された外科等級ステンレス鋼のような硬い耐久性のある金属で出来ているものであることが好ましい軸554が中央に配置された円筒体552内に配置されている。また、弁180から及び弁180内の高圧液体の漏洩を防止するため圧力密の密封構成部品から成る2つの要素556が軸554に配置されている。圧力密の密封構成部品から成る要素556は図13A及び図13Bに関して以下により詳細に説明する。要素556は、液体流れ方向決め弁180の説明にて使用し得るように図示したが、これら要素はまた、軸又はピストンと円筒体の壁との間に高圧のシールを形成するため高圧の摺動可能な密封構成部品を必要とする多岐にわたるその他の用途

にて使用することもできる。圧力密の密封構成部品556は、軸554を取り巻き且つ圧力密の密封構成部品間に配置された円筒状のスペーサスリーブ558により軸554に沿って分離されている。ノブ197を軸554のねじ付き端部に締め付け、圧力密の密封構成部品556をスペーサ558に押付ける偏倚力を提供することにより、軸554と圧力密の密封構成部品との間の相対的な動作を防止し得るように圧力密の密封構成部品556をスペーサ558に押付ける。

#### 【0109】

スペーサ558は、円筒体552の内面560の内径よりも小さい外形を有する。このように、スペーサ558の外面562と円筒体552の内面560との間に提供される空間は流路564を画成し、器具が作動しているとき、高圧液体がこの流路を通過して入口182から出口188、194のいずれか一方又はその双方に流れる。いくつかの好ましい実施の形態において、ユーザが選択可能な3つの位置を提供し得るようにノブ197により軸554の位置を操作することにより、ユーザは弁180を調節することができる。特に好ましい実施の形態において、ユーザが選択可能な3つの位置は、円筒体552内の軸554の移動方向に沿った別個の停止点により画成することができる。例えば、1つの特別な実施の形態において、ノブ197の一方又は双方に力が加えられたとき、円筒体内の軸の移動長さに沿った3つの別個の位置にて動くような軸及び円筒体の摺動機構の形態とすることができ、その位置の各々が特定の流路を画成し且つ軸をその別個の位置から変位させるためノブ197に力を加えることを必要とする。所定の位置の間にて、かかる別個の摺動動作を提供する多岐にわたる機構が当該技術分野の当業者に周知である。その他の実施の形態において、双方の出口から同時に出る液体の流れが望まれない場合、弁180の軸554は、例えば、双安定型性機構を備える形態とし、一方が出口188に流れを向け、もう一方が出口194に流れを向ける2つの別個位置の一方までユーザが弁180を調節することを許容する形態とすることができる。

#### 【0110】

図12に図示するように、軸554はその許容可能な動作範囲の最右側まで移動させてある。この位置は高圧の液体を入口182から流路564を通じ且つ図

1に図示した液体切断ジェットノズル192に高圧の液体を供給する圧力管腔118と流体的に連通した出口188を通じて弁外に向けるユーザが選択可能な第一の位置を画成する。かかる位置は、外科用器具の液体ジェット被駆動の回転可能な軸を回転させずに外科用器具にて液体切断ジェットを形成し得るように外科用ジェット器具のユーザにより選ばれる。ユーザが選択可能な第二の位置は、軸554をその最左側移動範囲まで摺動させることにより得られる位置とする。この形態において、高圧の液体は、入口182から流路564を通り且つロータ駆動圧力管腔164と流体的に連通する出口194を通過して弁から流れ出る。この形態は、器具により液体切断ジェットを同時に形成せずに器具の液体ジェット被駆動の回転可能な軸を駆動するため利用することができる。更に、いくつかの実施の形態において、その最右側及び最左側移動範囲間の略等距離の位置に軸554を位置決めすることにより、ユーザが選択可能な第三の位置を実現することができる。このユーザが選択可能な第三の位置において、高圧の液体は入口182から流路564を通り且つ出口188、194の双方を通過して弁外に流れる。この形態において、ユーザは器具の液体ジェット被駆動の回転可能な軸を作動させると同時に、器具により液体切断ジェットを形成することができる。

#### 【0111】

要素556は図13により詳細に図示されている。要素556は圧力密の密封構成部品の形態とされている。本明細書で使用する「圧力密の密封構成部品」とは、各々が内部に流体を保持し、2つの領域内に保持された流体が異なる静水圧流体圧力となるように円筒体の2つの領域間に圧力密のシールを形成することのできる1つの構成部品を意味する。本明細書にて使用する「流体」は、液体、ガス、超臨界流体、スラリー、懸濁物又はそれらの任意の混合体を含み、また、作動中、構成部品が使用される温度及び圧力にて円筒体領域内に存在する材料の熱力学状態を意味するものとする。液体流れ制御弁180内圧力密の密封構成部品の使用状態の説明において、円筒体の上述した領域の少なくとも1つの内部に保持された流体は1つの液体を備えている。しかし、当該技術分野の当業者に明らかであるように、要素556は必ずしも加圧された液体を採用しない多岐にわたるその他の圧力密封用途のため使用することもできる。

## 【0112】

要素556はスペーサ558の一部分と共に図13の断面図に図示されている。軸554は図示した構成部品をより明確に示し得るように図面では省略されている。要素556は、例えば、多岐にわたる金属、セラミック、プラスチック等のような、予定する圧力に耐えることができる多岐にわたる材料にて形成することができる。要素556は、好ましい実施の形態において、予定する範囲の作動圧力内で寸法的に安定している非エラストマー的な半剛性のプラスチックで出来ている。好ましいプラスチックは、要素556を1つの密封構成部品として利用する装置。の作動温度よりも高いガラス遷移温度を有する結晶状ポリマー又は半結晶状ポリマー、或いは非結晶ポリマーを含む。要素556は、例えば、当該技術分野の当業者に明らかであるように、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリ塩化ビニル、ポリアミド、ポリスルホン、ポリスチレン、それらの混合体のような多岐にわたるエンジニアリングプラスチックにて製造することができる。1つの特に好ましい実施の形態において、要素556は、例えば、ポリオキシメチレン(デルリン(Delrin)(登録商標名))のようなアセタールポリマーにて製造される。

## 【0113】

要素556は、内面560と双方の軸554との接触及び内面560とフランジ領域559外の要素556のその他任意部分との接触を防止しつつ、弁180内で円筒体552の内面560と密封接触し得る構造及び配置とされた一体的な拡がった密封フランジ部分559を有する。拡がった密封フランジ部分559に関して本明細書で使用する「密封接触し得る構造及び配置とされた」という表現は、フランジ部分の少なくとも外面561が円筒体552の内面560と実質的に連続的に接触する寸法及び形状とされた(すなわち、円筒体552の形状に実質的に順応する形状の外周縁を有するようにされた)ことを意味するものとする。図示した実施の形態において、円筒体552の形状及び外面561の外周縁は、実質的に円形の断面であるが(すなわち、図示した円筒体552は円形の円筒体を備える)、その他の実施の形態において、円筒体の形状及び外面の外周縁は円形断面以外のものとすることができ、また、円筒体は、例えば、矩形、楕円形

、三角形、多角形又はその他の断面形状を有する円筒状通路を備え、密封要素の一体の拡がった密封フランジ部分が同様の形状とされ、円筒体の内面と密封接触し得る構造及び配置とされるようにすることができることを特に認識すべきである。要素556の拡がった密封フランジ部分559は、円筒体552の内面560と密封接触するとき、要素の拡がった密封フランジ部分と円筒体の内面との接触点に、シールを通過して液体が漏洩せずに、少なくとも約6894.76kPa(約1,000psi)の液体圧力差に耐えることができる漏洩密のシールを提供する。本明細書にて使用する「液体圧力差」という表現は、円筒体552の流路564内に保持された液体と円筒体552内流路564の領域外の圧力(例えば大気圧)との間の静水圧の圧力差を意味するものとする。より好ましい実施の形態において、フランジ部分559と円筒体552の面560との間に形成されたシールは、シールを通過して液体が漏洩せずに少なくとも55.1581MPa(8,000psi)、より好ましくは少なくとも172.369MPa(25,000psi)、最も好ましくは少なくとも344.738MPa(50,000psi)の液体圧力差に耐えることができる。

#### 【0114】

図示した実施の形態において、要素556は、外径 $D_1$ の円筒状の形状を有する主要本体部分563を含む形状とされている。図示したように、要素556のフランジ部分559はスペーサ558に当接する面565と一体に形成されている。また、面565はスペーサ558の角度付き内面568に座るリッジ566も有している。その他の実施の形態において、スペーサの当接面565とノブの当接面570との中間位置にて主要本体部分563に沿って拡がった密封フランジ部分559を配置することができる。その他の適用例において、要素556は、要素の内部の中央に配置された穴572を完全に横断して伸びる面565を有するキャップの形態とすることができることも理解すべきである。かかる形態は軸の端部にて圧力密封キャップとして使用することが可能であろう。

#### 【0115】

液体方向決め弁180にて使用し得る形態とされたとき、要素556は管状の環形状の形態とされた主要本体部分563を有し、中央に配置された穴572は

、要素の中央領域を互って完全に配置され、要素を軸554に取り付けることを許容し、この軸は、要素が軸に取り付けられたとき、中央に配置された穴572を通過して伸びる。

#### 【0116】

要素556の拡がった密封フランジ部分559は、所定の長さ574を有し且つ弁が組み立てられたとき、主要本体部分563の外周576から弁180の円筒552の内周560に向けて伸びるように角度が付けられている。拡がった密封フランジ部分559は、図示するように、主要本体部分563の面576から離れる方向に伸びて要素556の周縁の周りに片持ち状の周縁フランジを形成する。「片持ち状の周縁フランジ」は、要素の主要本体部分の全外周縁に外接すると共に、その側部の1つに沿って主要本体部分に取り付けられたフランジであって、要素の主要本体部分に取り付けられず又は一体でない(すなわち、三角形の断面形状又は台形或いは矩形の断面形状を有する)少なくとも2つの追加的な側部又は面(例えば、面561、577、578)を有するフランジを意味するものとする。

#### 【0117】

密封フランジ部分559の所定の長さ574及びその最小厚さ580は、作動中、密封要素556が内部に配置される円筒552の寸法とほぼ直線的に変化し勝ちとなる。内径約4.7625mm(約0.1875インチ)の円筒内で圧力密の密封構成部品として使用される、外径 $D_1$ が約4.6228mm(約0.182インチ)の主要本体部分を有するデルリンプラスチック要素を利用する一例としての実施の形態において、長さ574は約635 $\mu$ m(約0.025インチ)であり、厚さ580は約76.2 $\mu$ m(約0.003インチ)である。

#### 【0118】

密封要素556は、主要本体部分562の外径 $D_1$ を上廻るフランジ部分559の最外側周縁582により画成された第二の外径 $D_0$ を有する。要素556が弁180の円筒552から分解されたとき、フランジ部分559の最外側周縁582の外径 $D_0$ は、主要本体部分563の外径 $D_1$ を少なくとも約1%、その他の実施の形態にて少なくとも約3%、その他の実施の形態にて少なくとも約5%

、更にその他の実施の形態にて少なくとも約10%だけ上廻る。1つの好ましい実施の形態において、外径 $D_0$ は、外径 $D_1$ を約5%だけ上廻る。弁を組み立てたとき、要素556を保持する弁180の円筒体552は、主要本体部分563の外径 $D_1$ を上廻るが、要素556におけるフランジ部分559の最外側周縁582の外径 $D_0$ よりも僅かだけ小さい内径を有する。本明細書にて説明したフランジ部分559の最外側周縁582の外径 $D_0$ は、弁180から分解したが、円筒体552内に保持されていない要素556に対して測定したときの直径を意味することを特に認識すべきである。要素556を円筒体552内に挿入したとき、主要本体部分563に対して枢動可能に可撓性であるフランジ部分559は、フランジ部分559の最外側周縁582の最大外径を実質的に円筒体552の内径に等しくさせ勝ちである。次に、円筒体552内に組み立てられていない要素556に対して測定したとき、フランジ部分559の最外側周縁582の最大外径 $D_0$ を参照すると、円筒体552は、典型的に、直径 $D_0$ よりも少なくとも約0.5%、その他の実施の形態にて少なくとも約1%、更にその他の実施の形態にて少なくとも約2%だけ小さい内径を有する。1つの好ましい実施の形態において、円筒体552の内径は外径 $D_0$ よりも約1%だけ小さい。

#### 【0119】

好ましい実施の形態において、要素556のフランジ部分559は、主要本体部分563の長手方向枢軸590の方向に対し約 $1^\circ$ から約 $11^\circ$ の範囲の角度にて主要本体部分563の面576から伸びる外面561を有している。更に、好ましい実施の形態において、フランジ部分559は、長手方向枢軸590の方向に対し、約 $15^\circ$ から約 $30^\circ$ の範囲の角度にて主要本体部分563の面565から伸びる内面578を有している。好ましい実施の形態において、角度 $\theta$ の差の絶対値は、約 $5^\circ$ から約 $20^\circ$ の範囲で変化する。1つの好ましい実施の形態において、角度 $\theta_1$ は約 $8^\circ$ 、角度 $\theta_2$ は約 $20^\circ$ である。

#### 【0120】

本発明の別の特徴は、電流により外科手術領域内で血管又はその他の組織を焼灼する一体化した電気焼灼具を含む一連の液体ジェット外科用器具を提供する。本明細書で使用する「一体化した電気焼灼具」という語は、本発明により提供さ

れる外科用器具の特定の実施の形態を意味し、また、作動中、外科手術領域内に配置すべく器具の末端に設けられることが好ましい1つ又はより多数の電極を含む本発明の外科用液体ジェット器具であって、この電極が一体に又は取り付けられた外科用器具の構成部品を備え、何ら追加的な器具を外科手術領域内に挿入することを必要とせず、また、外科用器具を外科手術領域から除去し且つ交換することを必要とせずに外科用器具にて電気焼灼法を行うことができるようにする器具を意味するものとする。本発明の外科用器具の特定実施形態における一体化した電気焼灼能力は、外科用器具の末端付近に配置された単一の正電極を備える形態とすることができ、また、単極モードにて作動させることができる。かかる実施の形態の場合、器具により提供される電極は正電極として機能し、患者の身体が、例えば、外部電源と電氣的に連通した接地パッドとの接触をかいして接地電位源として機能する。本明細書で使用する「正電極」又は「正端子」は、電極の電位（0ボルト）と相違する電位を有する外科用器具又は外部電源の電極又は端子を意味するものとする。本明細書にて使用する「接地電位源」という語は、外科用器具にて電気焼灼法を行う間、実質的に接地電位に保たれる電極、面、端子等を意味するものとする。

#### 【0121】

一体化した電気焼灼具を含む、本発明による好ましい外科用器具は、外科手術領域内に挿入し得るように導電性液体を器具の末端に伝達することができる少なくとも1つの管腔を更に備えている。かかる管腔は、器具の末端における電気焼灼電極を導電性液体中に没した状態に保ち、電気焼灼の間、外科手術領域の環境内で正の電気焼灼電極から接地電位源まで電流が流れることを可能にし得るように導電性液体を外科手術領域に加えることができる。一体化した電気焼灼具を含む特に好ましい器具は、高圧の液体を器具の末端に伝導し且つ外科手術領域内で液体切断ジェットを形成することができる圧力管腔を含むものである。いくつかの好ましい外科用器具は、また液体及び屑を外科手術領域から排出すべく上述した圧力管腔のノズル領域のジェット開口部と対向する位置に配置されたジェット受け入れ開口部を有する排出管腔も備えている。一体化した電気焼灼具を含む外科用器具のいくつかの好ましい実施の形態は、また、例えば、粉碎バリのよう

組織に接触する構成部品を作動させる回転可能な軸も備えることができる。かかる器具は、図1に関して上述したように、また、図16A及び図16Bに関して一体化した電気焼灼具を備える形態として以下に示し且つ記載されている。

#### 【0122】

一般に、以下に説明する一体化した電気焼灼具を提供する本発明の形態は、当該技術分野の当業者に明らかであるように、生理学的食塩水又は乳酸加リンゲル液のような導電性流体を患者の外科手術領域に供給することができる、多岐にわたる外科用器具にて利用することができる。自然に導電性流体内に没し又は導電性流体と共にその他の手段により灌流される外科手術領域内で外科用器具の末端が利用される、その他の実施の形態において、一体化した電気焼灼具を含む本発明により提供される器具は、導電性流体を外科用手術領域に供給する管腔が存在しないが、それに代えて、例えば、器具の本体内に配置された液体ジェット被駆動の回転可能なロータにより作動され且つ回転可能な軸に駆動可能に接続された回転可能な軸のみを提供し、液体ジェット被駆動の回転可能なロータの回転により器具の回転可能な軸がこれに相応して回転すると共に、外科手術領域内で所望の外科的作業を行うことのできる、粉碎バリ等のような回転可能な軸の末端の構成部品が回転するようにする外科用器具を備えるようにしてもよい。

#### 【0123】

一体化した電気焼灼具を提供するいくつかの好ましい実施の形態は、器具が作動している間、器具の末端に且つ外科手術領域内に配置された少なくとも2つの電極を有する外科用器具を提供する。かかる器具は、双極モードにて作動することができ、電極の各々は異なる電位に保たれ、器具の異なる電極の間に電位差が存在し、電流を外科手術領域内の導電路に沿って一方の電極から他方の電極に駆動し勝ちとなる。少なくとも2つの電極を備える形態とされた器具の好ましい実施の形態において、末端の電極の少なくとも1つは正電極を備え、末端の電極の少なくとも1つの他方は接地電位電極を備え、器具が作動する間、器具の末端における正電極と接地電極との間に外科手術領域内で完全な電流路が提供されるようにする。

#### 【0124】

上述したように、本発明により提供される一体化した電気焼灼具は、本明細書に記載し且つ従来技術にて利用可能な多岐にわたる外科用器具にて利用可能な形態とすることができる。例えば、一体化した電気焼灼の本発明のシステムを備える形態とされた同一人所有の米国特許出願第09/313,679号に以前に開示され且つ詳細に記載された展開可能な液体ジェット外科用切断器具の特定実施形態について図14Aから図14Dに関して以下に説明する。図14Aから図14Dに図示した実施の形態に加えて、米国特許出願第09/313,679号に記載された外科用液体ジェット切断器具のその他の任意形態のものは、本発明により提供される一体化した電気焼灼具を備える同様の形態とすることができる。以下に説明するように、いくつかの好ましい実施の形態において、本発明に従い外科用器具の末端に設けられた少なくとも1つの一体化した電気焼灼電極は、外科手術領域に液体を供給する形態とされた外科用器具の管腔（例えば、圧力管腔）又は外科手術領域から液体を吸引する形態とされた外科用器具の管腔（例えば、排出管腔）の末端の少なくとも一部分を備えている。以下により詳細に説明するいくつかのかかる好ましい実施の形態において、管腔の特定の領域を非被覆状態に残し、その非被覆領域が電極面として機能するようにしつつ、電気絶縁体の実質的に連続層にてかかる管腔の外表面を選択的に被覆することにより、外科用器具の1つ又はより多数の管腔の末端に電極が提供される。本発明による外科用器具の導電性管腔の特定の被覆領域又はその他の面を説明するために本明細書にて使用する電気絶縁体の「実質的に連続層」という語は、外科用器具の最大電位値（本明細書で説明した典型的な電気焼灼器具の場合、約1500ボルト）まで任意の電位にて面の被覆領域と別の面との間又は電気絶縁層を通る媒体との間の導電率が実質的に零又は許容可能な程低レベルとなるように、上記面が電気絶縁体で被覆されることを意味するものとする。その他の実施の形態において、電極は器具の流体伝導管腔から分離し又は分離可能な探針又は導電性要素を備えることができる。

#### 【0125】

回転可能に展開させた外科用液体ジェット器具の一例としての実施の形態が図14Aから図14Fに図示されている。図14Aを参照すると、外科用器具60

0は、操作者の手で握ることのできる形態とされた把持領域604を有する本体602と、外科用器具600の末端608を展開させるために使用される摺動可能なスリーブ又はカラーを有する作動要素606とを備えている。摺動可能なスリーブ606は、器具600の操作者が片手で容易に操作可能であるように配置されている。摺動可能なスリーブ606は、操作者が本体602を少なくとも2つの異なる手/把持領域604の方向に向けて保持することを可能にし、操作者が少なくとも2つの手/把持領域604のいずれかに向けて本体602を保持しつつ、摺動可能なスリーブ606を作動させることができる。例えば、操作者は、操作者の親指が把持領域604の末端付近に配置される手の位置にて本体602を把持することができる。かかる位置において、操作者は、摺動可能なスリーブを自己の親指で動かすことにより摺動可能なスリーブ606を作動させることができる。第二の手/把持領域の方向に向けて、操作者は、例えば、自分の手の他の4本の指の1つ又はより多くの指をかいして摺動可能なスリーブ606を作動させつつ、自分の親指を本体602の基端に向けて配置した状態で本体602を把持することができる。

#### 【0126】

また、外科用器具600は、本体602内に回転可能な取り付けられたカラー610も備えている。回転可能に取り付けられたカラー610は、典型的に、シース612に取り付け又は該シースの一部を形成することのできる円筒状の形状のスリーブである。外科用器具600の末端608は、図14Aに折畳んだ形態で図示されている。スリーブ606が矢印614の方向に摺動すると、回転可能に取り付けられたカラー610が矢印616で示した方向に回転動作する一方、この動作により排出管腔618は本体602の長手方向枢軸及びシース612内排出管腔618の部分の長手方向枢軸に対し実質的に平行なシース612の長手方向枢軸の周りで回転する。その他の実施の形態において、展開時、排出管腔618は、シース612内排出管腔618の部分の長手方向枢軸に対し実質的に共直線状であるシース612の長手方向枢軸の周りで回転することができ、その双方の枢軸は本体602の長手方向枢軸に対し実質的に平行である。更なる代替的な実施の形態において、器具600の展開時、排出管腔618が回転すること

に代えて、排出管腔618は本体602に対して静止しており、圧力管腔620が、摺動可能なスリーブ606の作動時、回転するようにすることができる。

【0127】

図示した外科用器具600は、また、一体化した双極電気焼灼能力を有する形態ともされている。図示した実施の形態において、圧力管腔620は、その末端に電気焼灼正電極622を有する形態とされ、排出管腔618は、作動中、外科手術領域626内に配置されるその外面の導電性部分624を備え、この導電性部分は接地電極として機能する。圧力管腔620は、その全長に実質的に沿って電気絶縁体の実質的に連続層626（斜線領域）にて被覆されるが、ノズル628を取り巻くその末端の領域622は非被覆状態であり、正電極を提供する導電性面を有している。好ましい実施の形態において、図示するように、排出管腔618はその長さに沿って非被覆状態にあるが、ジェット受け入れ開口部を取り巻くその末端の領域630（斜線領域）は、実質的に連続的な電気絶縁層にて被覆されている。その他の実施の形態において、圧力管腔620及び排出管腔618の役目を逆にし、排出管腔618がその末端を除いてその長さに沿って被覆され且つ正電極として機能する一方、圧力管腔620がその末端が被覆される点を除いてその長さに沿って導電性であり且つ接地電極を提供する外面を有するようにすることができる。更なるその他実施の形態において、正電極及び接地電極の双方を同一の管腔（すなわち圧力管腔又は排出管腔）に配置することができる。例えば、かかる1つの代替的な実施の形態において、圧力管腔は上述したような形態（すなわち、ノズルを取り巻くその末端領域を被覆せずに、正電極を提供する導電性面を有するようにする点を除いて、実質的にその全長に沿って配置された実質的に連続的な電気絶縁体の層を有する形態）とすることができるが、圧力管腔の絶縁外面に沿って配置され又は該外面の周りに巻かれた接地電極を含み、この接地電極は正電極を提供する管腔外面の導電性領域の基端側に配置された末端を有するようにする点が異なる。かかる1つの代替的な実施の形態において、1つの電極を提供しない他方の管腔（例えば、上述した形態の排出管腔）は、所望であるならば、プラスチックのような非導電性材料で製造することができる。

【0128】

図14Aには、外科手術領域626内で導電性流体中に没した器具600の末端が図示されている。圧力管腔620は、その末端の先端を除いて絶縁層626にて被覆されている。非被覆、非絶縁の末端の先端622は一体化した電気焼灼正電極を形成する。排出管腔618は、図示した実施の形態において、その末端の先端630を除いて絶縁されていない。図示した実施の形態において、排出管腔618の末端の先端630は、電気焼灼電流が外科手術領域626内で流れる導電性経路の最小長さを増し得るように絶縁されており、接地電極624の表面における組織の焼けを防止し且つ過度に短い導電経路長さを提供することにより生じる可能性のある組織のアーキ、短絡又は焼けを減少させる。このことは、圧力管腔620及び排出管腔618の末端が極く近接している、図示した組み立てた形態にて外科用器具600により電気焼灼法を行うとき特に重要である。

#### 【0129】

電気焼灼具を作動させたとき、電流が電極622から外科手術領域622内の目標組織及び導電性流体を通して、例えば、排出管腔618の非絶縁面624及びシース612のような接地電位の導電性面まで流れ、このシースは管腔618と電気的に連通している。外科手術領域内の排出管腔618の正電極622及び接地電極面624は、正電極への電力を供給する電源の電力値に基づいて電気エネルギーを正電極に集中させ且つエネルギーを接地電極にて分散させ得る寸法とされることが好ましい。双極電気焼灼法を行う典型的な従来技術の電気焼灼器具において、正電極及び接地電極は実質的に同一寸法である。かかる従来技術の器具において、電極の間に配置された組織の実質的に全ては、器具の作動中、電流によって粉末となる。本発明の形態において、外科手術領域626内で導電性液体中に没した接地電極面の表面積は、正電極622の表面積を少なくとも2倍、より好ましくは少なくとも5倍、最も好ましくは少なくとも約10倍上廻るようにすることが好ましい。全ての場合、接地電極は、正電極の寸法及び正電極に供給される電力に比して、器具により電気焼灼法を行うとき、外科手術領域626内に保持された液体の全てが沸騰するのを防止するのに十分に大きいような寸法とする必要がある。例えば、図示した実施の形態において、正電極622は約0.2 cm<sup>2</sup>の正電極の表面積を備える一方、排出管腔618の末端の絶縁面630は

管腔の最末端の約5.08mm(約0.20インチ)を備え、少なくとも約2cm<sup>2</sup>の表面積を有する接地電極を備える外科手術領域626内で排出管腔618の導電面624を提供する。

#### 【0130】

圧力管腔620及び排出管腔618は、外部電源636の正端子632及び接地端子634とそれぞれ電氣的連通状態に接続されている。外部電源636は無線周波数(RF)発生器を備えることが好ましい。外科用器具は双極電気焼灼具を提供する形態とされる実施の形態の場合、外科用器具600は、電気焼灼法にて使用される実質的に任意の商業的に利用可能なRF発生器の双極出力に対して利用可能である。かかる発生器は、典型的に、約80Wの給電レベルにて約500kHzから約2MHzの範囲の周波数を供給し得る形態とされている。電源636の正端子632は、電気コネクタ638及びジャック640をかいして器具600の本体602と電氣的に連通している。電源の接地端子634は、電気コネクタ632及びジャック644をかいして器具600の本体602と電氣的に連通している。一方、ジャック640は、本体602内の圧力管腔620と電氣的に連通し、ジャック644は図14Dに最も良く図示し且つ以下に説明する接続具により本体602内の排出管腔618と電氣的に連通している。ジャック640、644及び接続具638、642は、当該技術分野の当業者に容易に明らか多岐にわたる電気接続具の任意のものとする事ができる。1つの特別な例において、器具600の本体602間の電氣的接続具は器具に取り付けられる標準的な「バナナ」ジャックを通じて形成される。いくつかの好ましい実施の形態において、ジャック640、644は省略され、コネクタ638、642は図14Dに関して以下に説明するように管腔に対するコネクタ638、669の接続の場合と同様に、本体602内の圧力管腔620及び排出管腔618にそれぞれ直接接続される。1つの代替的な実施の形態において、本発明の電気焼灼器具は、電気焼灼法にて使用し得るように商業的に入手可能な単極電源の単極出力に器具を接続することにより、単極モードにて作動させることもできる。かかる実施の形態において、正電極を提供する圧力管腔620は、電源の正単極端子と電氣的連通状態に接続する一方、接地電位の電極を提供する排出管腔618は、電源

の接地接続部と電氣的連通状態に接続することができる。また、例えば、電気焼灼を行うため電源636から器具に供給される電力は、いくつかの実施形態の場合、電源636、本体602に設けられたスイッチ又はその他の手段をかいし又は、例えば、当該技術分野の当業者に明らかであるように、足踏式スイッチ等のような遠隔操作スイッチをかいしてユーザが制御できる。

#### 【0131】

図示した実施の形態において、圧力管腔及び排出管腔は、電流の流れに対して比較的抵抗を有する、ステンレス鋼のような導電性材料で出来ている。上述したように、管腔の外面に付与された絶縁被覆は当該技術分野の当業者に既知の任意の絶縁被覆を備えることができる。1つの好ましい実施の形態において、該被覆は、例えば、ポリフッ化ビニリデン(PVDF)シュリンクラップ管のような商業的に入手可能なシュリンクラップ管を使用して図示するように管腔の表面に形成された重合系被覆から成っている。別の実施の形態において、絶縁被覆は、例えば、噴霧被覆、ブラッシ被覆、浸漬被覆等のような周知の多岐にわたる被覆方法により外面に形成された重合系被覆(例えば、PVDF)から成っており、多岐にわたる商業的に入手可能なポリマー層を形成する溶液が当該技術分野にて既知である。1つの好ましい実施の形態において、圧力管腔620に形成された絶縁層は、PVDFシュリンクラップ管を使用して管腔の表面に形成された重合系被覆から成る一方、排出管腔620の末端に形成された絶縁層は、PVDF層を形成する溶液にて噴霧被覆により形成される。

#### 【0132】

器具が最大予想作動電位にて作動する間、層を通じての導電を防止し得るようには電気絶縁層の厚さを選ぶ必要がある。この厚さは、選ばれた商業的に利用可能な電気絶縁体の特定の型式の周知の電氣的性質に依存し、また、当該技術分野の当業者により容易に決定することができる。1つの実施の形態において、約101.6  $\mu\text{m}$  (約0.004インチ)から約152.4  $\mu\text{m}$  (約0.006インチ)の厚さの範囲の厚さを有するPVDFシュリンクラップ管がピーク間定格値が1,500ボルトの器具に対する電氣的被覆材として使用される。

#### 【0133】

外科用器具600の末端は図14B及び図14Cにより詳細に図示されている。図14B及び図14Cには、また、シース612と、回転可能に取り付けられたカラー610とがより詳細に図示されている。外科用器具600の末端608は図14Bに折畳んだ位置にて及び図14Cに展開した位置にて図示されている。折畳んだ位置において、末端608は特定の外科的処置に対し、例えば、関節包のような狭小な外科手術スペース内への末端608の挿入を容易にし得るように選ばれた、シース612の長手方向枢軸及び器具600の本体602の長手方向枢軸に対する断面寸法、長さ及び角度を有する。例えば、関節鏡法の場合、末端608の少なくとも1つの断面寸法は、折畳んだ形態にあるとき、約2.8mm以下でなければならず、末端608の長さは、10から15mmの範囲であることが好ましく、角度は約15°であることが好ましい。圧力管腔620は、本体602内に固定状態に取り付けられ、該圧力管腔は本体602に対して実質的に不動であり、また、シース612内で及び回転可能に取り付けられたカラー610内で回転可能に取り付けられ、末端608を展開させたとき、シースが管腔の外面の周りを回転し得るようにする。これに反して、排出管腔618は、シース612及び(又は)回転可能に取り付けられたカラー610に対し固定状態に取り付けられているが、回転可能に取り付けた構成部品610が回転するとき、本体602内で回転可能に可動であり、このため、回転可能に取り付けたカラー610及びシース612の回転により排出管腔618がこれに相応して回転し、その結果、末端608が展開される。回転可能に取り付けられたカラー610は、回転可能に取り付けられたカラー610の長手方向枢軸及び器具600の本体602の長手方向枢軸に対して平行でない長手方向枢軸652を有するスロット又は溝650を備えている。スロット650は、以下により詳細に説明するように、摺動可能なスリーブ606が移動したとき、回転可能に取り付けられたカラー610を回転させるために使用される。また、回転可能に取り付けられたカラー610は、以下により詳細に説明するように、カラー610の回転を許容し得るように器具600の本体602内に取り付けられたベアリングフランジ654も備えている。図14Cに図示するように、末端608を展開させると排出管腔618の末端にてノズル628のジェット開口部656とジェット受け入れ

開口部658との間の分離距離1を確立する。分離距離1は、器具が作動しているとき、液体ジェットの間路長さを画成する。特定の好ましい実施の形態において、器具が作動しているとき、ジェット開口部656から放出される液体ジェットの中央領域の方向を画成する枢軸660は、器具600のシース612の長手方向枢軸及び本体602の長手方向枢軸に対して平行でない。典型的に、かかる実施の形態の場合、枢軸660は、本体602の長手方向枢軸に対し約45°から115°の範囲、より典型的には、約80°から約100°の範囲、最も典型的には約90°の角度を形成する。

#### 【0134】

図14Dには、本体602の基端をより明確に示し且つ圧力管腔620の高圧液体供給導管662及び排出管腔618の排出導管664への接続状態をより明確に示す外科用器具600の一部切欠き図が図示されている。圧力管腔620は、当該技術分野で周知の多岐にわたる高圧管コネクタ667の任意のものをかいして高圧液体供給導管662に接続することができる。圧力管腔620及び(又は)高圧液体導管662は、展開中、本体602に対する圧力管腔620の動きを防止し得るように本体602内に固定状態に取り付けられている。作動要素606が移動するとき、排出管腔618は本体602内で回転する。排出管腔618は可撓性で且つ(又は)本体602内で捻り可能である排出導管664に接続されて排出管腔618が回転することを許容する。

#### 【0135】

図14Dには、また、圧力管腔620と確實ジャック640との間及び排出管腔618と本体602内の接地ジャック644との間の電氣的接続を可能にする1つの実施の形態も図示されている。確實ジャック640は、線又はその他の導電体668をかいして圧力管腔620に電氣的に接続され、接地ジャック644は、線又はその他の導電体669をかいして排出管腔618に電氣的に接続されている。一方、線/コネクタ668は、点670にて圧力管腔620の導電面と電氣的に接触する状態にて圧着、はんだ付け又はその他の方法で接続されている(当該技術分野の当業者に既知の任意の適宜な手段により)。同様に、線/コネクタ669は、点672にて圧力管腔618の導電面に圧着、はんだ付け又はそ

他の方法で電氣的接觸状態にて接続されている。高圧導管662及び高圧コネクタ667のいずれか一方又は双方は、本体602の外側を伸びる高圧導管の領域674との接觸をかいして操作者が電氣的ショックにさらされるのを防止し得るように電気絶縁材料(例えば、プラスチック材料)で製造し又は該材料にて被覆する必要がある。

#### 【0136】

作動要素606が回転可能に取り付けられたカラー610及びシース612を回転させて、器具600の末端608を展開させるようにするための作動機構が図14E及び図14Fにより明確に図示されている。図14Eを参照すると、作動要素606の切欠き図が図示されている。作動要素606は、全体として円筒状の形状とすることができ、また、2つの開口676、678を有している。開口676は、作動要素606の基端面に配置されて、作動要素606が器具600の本体602を受け入れることを許容する。開口678は作動要素606の末端面に配置され且つ回転可能に取り付けられたカラー610の外周にほぼ等しく又はそれよりも僅かに大きい周縁を有し、これにより回転可能に取り付けられたカラー610が開口678を貫通し且つ該開口内で回転することを許容する。回転可能に取り付けられたカラー610のベアリングフランジ654は本体602のベアリングスロット680内に回転可能に取り付けられている。図14Fに図示するように、作動要素606は開口678内に取り付けられたピン682を有している。図14Eにより明確に図示するように、組み立てたとき、ピン682は、回転可能に取り付けられたカラー610のスロット650に嵌まり、操作者が作動要素606を矢印684の方向に摺動させると、ピン682はスロット650内で前方に摺動し、回転可能に取り付けられたカラー610を矢印686で示した方向に回転させ、これにより器具600の末端を展開させる。

#### 【0137】

図15には、調節可能な液体ジェットの経路長さを有する展開可能な液体ジェット器具用の図14A及び図14Bにて上述したノズルを形成する、本発明による1つの好ましい方法が図示されている。かかる器具及びノズルは、同一人が所有する米国特許出願第09/313,679号により詳細に記載されている。図

15のステップ1は、圧力管腔を形成するために使用される管状導管700を提供することを含む。管状導管は、典型的に、外科用ステンレス鋼のような生態適合性金属で出来ており、また、予想される液体圧力に耐えるのに十分な破断強度（例えば、少なくとも344.738MPa(50,000psig)の破断強度)を有するように選ばれている。

#### 【0138】

方法のステップ2は、縮小した断面積を有するくびれ領域702を形成し、該くびれ領域が実質的に一定の内側断面積を有するジェットノズル領域704内にテーパーが付けられるようにし、導管700の一端を狭小にすることを備えている。ジェットノズル領域704はその末端にてジェット開口部706にて終わっている。くびれ領域702は、くびれ領域702及びジェットノズル領域704を形成し得るように導管700の末端を据え込み、圧着し又は熱間引抜きする等のような当該技術分野で既知の多岐にわたる手段により導管700に形成することができる。ステップ2の終了時、圧力管腔導管700は内側半径Rを有し、ジェットノズル領域704は最小内側半径rを有し、ジェットノズル領域704はくびれ領域702の外側に圧力管腔700を備える管の軸方向中心線706と実質的に共直線状である。

#### 【0139】

方法のステップ3は、ノズル領域704の軸方向中心線708がくびれ領域702の外側で管700の軸方向中心線710から距離 $D = R - r$ だけずれて、ジェットノズル領域704及び管状導管700は管状導管700の外面对し共直線状の少なくとも1本の線712に沿って互いに当接するように、ジェットノズル領域704を管700に対してずらすことを含む。

#### 【0140】

ジェット開口部706から放出された液体ジェットの少なくとも中央領域を枢軸710と平行でない方向に向けることが望ましい実施の形態の場合、ジェットノズル領域704は、選択的なステップ4に図示するように、枢軸710に対して曲げることができる。典型的な実施の形態において、ジェットノズル領域704の軸方向中心線708が枢軸710に対し、 $45^\circ$ から $115^\circ$ の範囲、より

典型的には約 $80^{\circ}$ から $100^{\circ}$ の範囲、最も典型的には約 $90^{\circ}$ の角度を形成するようにノズル領域704が曲げられている。また、好ましくは、くびれ領域702の外側管700の外面により画成される周縁を越えて半径方向に突き出すジェットノズル領域704の部分が実質的に存在しないようにノズル領域704を管700に対して曲げる。長さ対最小直径の比が比較的大きくまた、比較的容易に且つ経済的に製造される液体ジェットノズルを形成する方法を提供することに加えて、本発明の方法はまた、圧力管腔を備える管の直径を上廻らない最大の断面プロフィールを有する圧力管腔も提供する。更に、図15に概略図で図示した方法により形成されたノズルは、該ノズルを通る高圧の液体流として液体ジェットを形成する効率を有利に向上させる。液体ジェットを形成する効率は、例えば、くびれ領域702がノズル領域704内に流れる液体に対する平滑なテーパ付きの流路を提供し、これによりノズル入口における乱流、再循環する流れパターン及び摩擦を減少させることのため、管腔の側部に開けた穴を有するノズルの設計よりも優れたものである。この効果は、流体機械技術において、「縮流(vena contracta)」現象として知られ、ノズルを通る流体の流れ効率を30%をも向上させることができる。

#### 【0141】

図16A及び図16Bには、上記の図1に以前に図示した外科用器具100を備える形態の同様の一体化した双極電気焼灼具を備える外科用器具1000が図示されている。器具1000に対するこの一体化した焼灼具の形態は、図14Aから図14Fの器具600に関して上述したものと同様であるが、末端116に配置された粉碎バリ122と粉碎バリを回転させる液体ジェット被駆動の回転可能なロータ及び回転可能な軸とを備える器具1000の場合、外科用器具の末端における正電極1002を提供する管腔として液体切断ジェットの排出管腔120を利用することが好ましい点は異なる。外科用器具1000内の正電極として排出管腔120を利用することが好ましく、それは、排出管腔120は器具の本体104内で排出導管を接続するブロック176に接続される一方、該ブロックは外科用器具の基端から伸びる排出導管178に接続されるからである。排出導管を接続するブロック176及び導管178は、作動中、排出管腔120からユ

ーザに接触する器具の任意の面まで電気を伝導しない非導電性の重合系材料で出来ている。これと逆に、外部電源1006の接地端子1004と電氣的に連通する状態で本体104内で接続された切断ジェット圧力管腔118は、高圧コネクタ190をかいして液体流れ方向決め弁180に接続されている。高圧コネクタ及び液体流れ方向決め弁並びに高圧管カプラー186及びいくつかの実施の形態において、ノブ197は、導電性材料で製造することができ、また、作動中、装置の操作者と接触するようにしてもよい。このように、装置の電気焼灼電極が作動する間、かかる面は接地電位に保つことが重要である。

#### 【0142】

外部電源1006は、上記の図14Aに関して上述したように、無線周波数発生器を備えることが好ましい。電源1006の正端子1008は、電気コネクタ1010、ジャック1012、器具の本体104内の電氣的コネクタ1014をかいして排出管腔120と電氣的に連通している。液体切断ジェット圧力管腔118は、電気コネクタ1016、ジャック1018、器具の本体104内の電気コネクタ1020をかいして接地端子1004と電氣的連通状態に接続されている。ジャック1012、1018及び管腔に対する本体104内の導電体の接続具1022、1024は、図14Aから図14Fの外科用器具600に関して上述したものと実質的に同一とすることができる。いくつかの好ましい実施の形態において、ジャック1012、1018を省略し、コネクタ1016、1020を本体104内の圧力管腔118及び排出管腔120にそれぞれ直接接続する。また、上述したように、電気焼灼法を行うため電源1006から器具に供給される電力は、いくつかの実施の形態において、電源1006、本体104に設けられたスイッチ又はその他の手段を介し又は当該技術分野の当業者に明らかであるように、足踏式スイッチのような遠隔操作スイッチをかいしてユーザが制御可能である。

#### 【0143】

外部電源1006の正端子1008と電氣的に連通した排出管腔120は、器具600の圧力管腔620に関して上述したように、電気焼灼正電極を形成するその末端の先端1002を除いて、その全長に沿って実質的に連続する電気絶縁

層1009(斜線領域)にて絶縁されることが好ましい。上記の器具600と相違してまた上述したように、システム1000内で正電極を形成する形態とされた液体切断ジェットを形成する圧力管腔に代えて、排出管腔120をそのような形態とすることが好ましい。外科用器具1000内の一体的な電気焼灼電極の相対的な寸法及び器具の管腔を絶縁するために使用される電気絶縁性被覆は、好ましい実施の形態において、図14Aから図14Fに図示した器具600に関して上述したものと実質的に同一である。

#### 【0144】

図16Bには、外科手術領域1032内で導電性流体内に没した器具1000の末端116が図示されている。排出管腔120はその末端の先端を除いて、電気絶縁層1009にて被覆されている。非被覆、非絶縁末端の先端1002は一体化した正の電気焼灼電極を形成する。図示した実施の形態における圧力管腔118は、末端の先端1030を除いて、被覆されていない。図示した実施の形態において、圧力管腔118の末端の先端1030は、外科用器具600の排出管腔618に関して上述したように、絶縁されており(斜線領域)、過度に短い導電経路長さを提供することに起因するであろう組織のアーキ、短絡又は焼けを減少させる。電気焼灼電極1002の作動時、電流が電極1002から外科手術領域1032内の目標組織及び導電性流体を通して、例えば、圧力管腔118の非絶縁面1031のような、電源の接地端子と電氣的に連通する接地電位の導電面まで流れ、また、粉碎バリ122、バリ先端の支持体136、シース132等のような、圧力管腔と電氣的に連通する外科手術領域1032内のその他の伝導面まで流れる。器具1000は、代替的な実施の形態において、器具600に関して上述したように、電気焼灼法を行うべく単極出力を提供する電源に接続することができる。また、その他の実施の形態において、装置の作動中、排出管腔120及び圧力管腔118の末端が実質的に一定の分離距離に保たれるため、図14Aから図14Fにて以前に示した展開可能な装置600と異なり、器具による電気焼灼法の不当な影響を与えずに、圧力管腔118の絶縁した先端1030を省略することができる(すなわち、圧力管腔118の外面の全体を導電性にすることができる)。

## 【0145】

本明細書に記載した本発明の外科用器具は多数の本発明の外科的処置を行うことを可能にする。例えば、器具の末端にて液体切断ジェット及び回転可能な構成部品の双方を提供する本発明に従って提供される外科用器具を利用することにより、外科手術領域内で外科用器具を交換したり又は外科手術領域に多数の器具を提供することを必要とせずに、外科手術領域内で回転可能な構成部品の回転を利用し又は必要とする液体ジェット切断／融除及びその他の作業の双方を伴う外科的処置を行うことができる。例えば、本発明は、かかる器具の操作者が外科用器具を患者の外科手術領域内に挿入し、外科手術領域内の組織又はその他の材料を切断し又は融除するため外科用器具により液体ジェットを形成することを可能にし、また、外科手術領域内で同一の外科用器具の回転可能な構成部品を回転させ、例えば、外科手術領域内の組織（例えば骨の組織）と回転可能な構成部品を接触させ、回転可能な構成部品の回転面により組織の粉碎、切断又は融除を行うといった所望の外科的作業を行うことができる。

## 【0146】

いくつかの好ましい実施の形態において、例えば、図1に図示したような外科用器具100の如き、本発明に従って提供される外科用器具を例えば、トロカールを使用して外科手術領域内に内視鏡下にて挿入することができる。1つの特に好ましい実施の形態において、例えば、関節鏡下外科的処置を行うため、患者の膝又は肩の関節のような患者の関節包内にて外科用器具が利用される。外科用器具100を利用すれば、例えば、器具の液体ジェット排出管腔と流体的に連通する状態で外部の吸引源を作用させることを必要とせずに、外科用器具にて外科手術領域から液体ジェットにより形成された屑及び液体を排出しつつ、器具の操作者が外科的液体ジェット切断／融除を行うことを更に可能にする。また、上述したように、液体流れ方向決め弁180は、器具による液体ジェット切断を行い又は弁の操作をかいして器具の液体ジェット駆動の回転可能な構成要素を利用すべく、外科用器具100のユーザが高圧の流体を選択的に向けることを可能にする。これと代替的に、いくつかの実施の形態において、操作者は液体ジェット切断を行い、また、例えば、これと同時に回転可能な構成部品により粉碎等を行うべ

く、液体切断ジェットを形成し且つ液体ジェット駆動の回転可能な構成部品を同時に駆動する双方のため、高圧の液体を向けることもできる。

【0147】

更に、一体化した電気焼灼具を備える本発明により提供される外科用器具はまた上述した外科的作業に加えて、器具の操作者が外科手術領域内の組織を焼灼し得るように液体ジェット切断のために使用されるものと同一の外科用器具の1つの電極に電気信号を印加することをも許容する。いくつかの実施の形態において、電気焼灼は、液体ジェット切断を行うか又は器具の回転可能な構成要素を利用することのいずれかとは別個で且つ異なるステップとして行うことができ、又はその他の実施の形態において、電気焼灼は、液体切断ジェットの作用及び（又は）器具の回転可能な構成要素の能力と同時に行うことができる。例えば、器具の回転可能な軸を取り巻くシースに対し吸引力を付与することにより又は液体切断ジェットを作用させ、エダクタポンプの作用をかいして排出力を発生させることにより、外科用器具の排出内腔により外科手術領域から液体の一部を制御可能に排出すると同時に、電気焼灼を行うことにより、外科手術領域に視覚的にアクセスする操作者は、血液の跡（すなわち、出血箇所から流れ線に沿って外科用器具により提供される排出源の入口まで流れる血液流）を視覚化することができ、また、外科手術領域の全体の視覚化が妨げられる前に（すなわち、その内部が、血液が存在する外科手術領域の全体が不透明となる前に）器具により出血を止めることができる。器具の作動中、血液の跡を視覚化することにより、ユーザは、器具に対し連続的に排出力を提供しつつ、出血する血管に向けて血液の跡に沿って外科手術領域内で外科用器具を動かすことができる。出欠箇所に達したとき、操作者は、外科用器具に設けられた電気焼灼電極を出血する血管に近接する位置に配置し且つ電極に対し電気信号を印加して出血する血管を電気焼灼しその血管からの出血を止めることができる。かかる方法は、外科手術領域が内視鏡カメラにて視覚的に監視される患者の関節包内で関節鏡検査法のような内視鏡下外科手術に特に有用である。

【0148】

当該技術分野の当業者は、本明細書に記載した全てのパラメータは一例であり

、実際のパラメータは、本発明の方法及び装置が使用される特定の用途に依存することが容易に理解されよう。このため、上記の実施の形態は単に一例として掲げたものであり、特許請求の範囲及びその等価物の範囲内で本発明は、具体的に記載した以外の形態で実施可能であることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 その末端に液体切断ジェット及び回転可能なバリを提供し、その内部の構成部品を示すべく器具の本体を分解した外科用液体ジェット器具の概略図的な斜視図である。

【図2】 2Aは、シース及びカラー並びにその内部に保持された構成部品を示す、図1に示す外科用器具の一部分の概略分解斜視図である。2Bは、回転可能な軸の末端及び該軸の支持要素を示す図2Aに示す外科用器具の末端の概略断面図である。2Cは、図2Bの器具の回転可能な軸及び支持要素の概略断面図である。

【図3】 器具の本体を除き且つ器具の基端から見たときの図の外科用器具の概略斜視図である。

【図4】 シースの構成部品を透明とした、図1の外科用器具の概略一部切欠き斜視図である。

【図5】 5Aは、液体切断ジェット及び回転可能な粉碎バリを含む末端を提供する1つの代替的な実施の形態を示す外科用器具の一部分の概略斜視図である。5Bは、液体切断ジェット及び回転可能な粉碎バリを提供する外科用器具の末端を提供する別の代替的な実施の形態を示す外科用器具の一部分の概略斜視図である。

【図6】 6Aは、取り巻く液体環境内で液体切断ジェットを形成する外科用液体ジェット器具末端の一部分の一部切欠き概略図である。6Bは、排気管腔が絞り部を有する、液体環境内で液体切断ジェットを形成する外科用液体ジェット器具末端の一部分の一部切欠き概略図である。6Cは、色々な幾何学的関係を示す、器具の外科用液体ジェット末端の一部分の概略図である。

【図7】 7Aは、回転可能な軸が該軸の外面の少なくとも一部分に配置されたら旋溝付き通路を有する、その末端に粉碎バリを含む回転可能な軸の一部分

の概略斜視図である。7 Bは、回転可能な軸がインペラを含む、粉碎バリを含む回転可能な軸の一部分の概略斜視図である。7 Cは、粉碎バリが設けられ且つ軸の中空の中心部により画成された通路と流体的に連通するスコップ形状開口を含む回転可能な軸の一部分の概略斜視図である。

【図8】 8 Aは、図1の器具の回転可能な軸の駆動機構の概略分解斜視図である。8 Bは、ロータ組立体と、図8 Aの回転可能な軸の駆動機構の回転可能な軸の駆動組立体との概略斜視図である。8 Cは、液体ジェットノズル、回転可能なロータ及び液体ジェット排出管腔の配置を示す、図8 Aの回転可能な軸駆動機構の一部分の一部切欠き概略図である。8 Dは、上方から見た図8 Cの液体ジェット排出管腔及びロータ組立体の概略図である。8 Eは、図8 Dに示す排出管腔の一部分の概略斜視図である。

【図9】 9 Aは、鋸歯ロータの概略図である。9 Bは、上方から見た、図9 Aに示す鋸歯ロータの一部分の概略図である。

【図10】 10 Aは、湾曲すじ付きのロータの概略斜視図である。10 Bは、図10 Aの湾曲すじ付きロータのいくつか湾曲すじの概略図である。

【図11】 11 Aは、外科用器具を排出するための1つの実施の形態の概略図である。11 Bは、外科用器具の排出を可能にする別の実施の形態の概略図である。

【図12】 図1の器具の液体流れ方向決め弁の概略断面図である。

【図13】 図12の液体流れ方向決め弁の圧力密の密封構成部品及びスペーサ構成部品の概略断面図である。

【図14】 14 Aは、一体化した電気焼灼電極を含む回転可能で且つ展開可能な外科用液体ジェット器具の概略図である。14 Bは、折畳んだ形態にあるときの器具の末端をより明確に示す、図14 Aに示す外科用液体ジェット器具の一部分の概略図である。14 Cは、展開した形態にあるときの器具の末端をより明確に示す、図14 Aの外科用液体ジェット器具の一部分の概略図である。

14 Dは、図14 Aに示す外科用液体ジェット器具の一部分の一部切欠き概略図である。14 Eは、図14 Aに示す外科用液体ジェット器具の一部分の一部切欠き概略図である。14 Fは、図14 Aに示す外科用液体ジェット器具の作

動要素の概略図である。

【図15】 液体ジェットノズル領域を形成する方法を示す一連の概略図である。

【図16】 16Aは、一体化した電気焼灼電極を含む、図1の外科用器具の概略斜視図である。 16Bは、器具の末端の形態を示す、図16Aに示す外科用器具の一部分の概略斜視図である。

【図1】

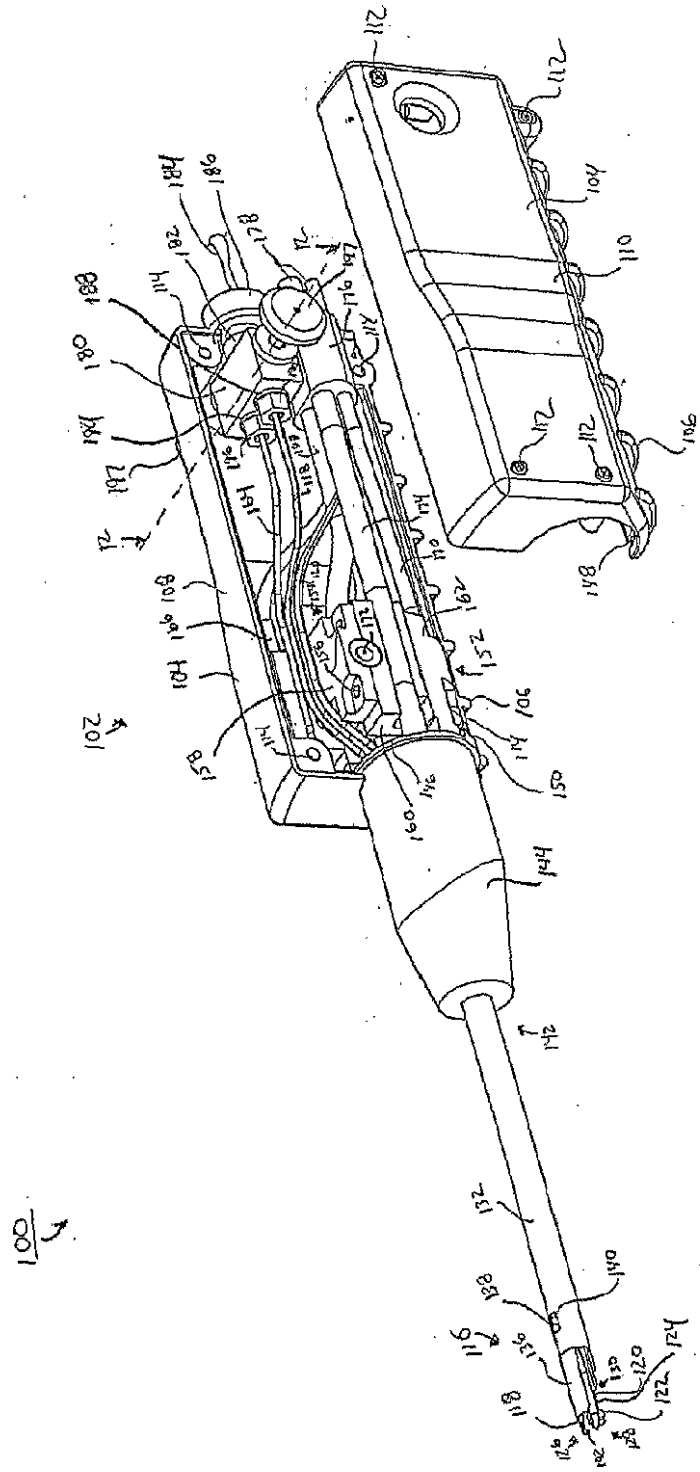
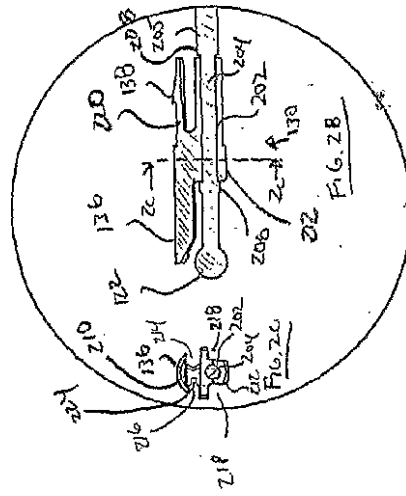


FIG 1

1007



【図2B・C】



【図3】

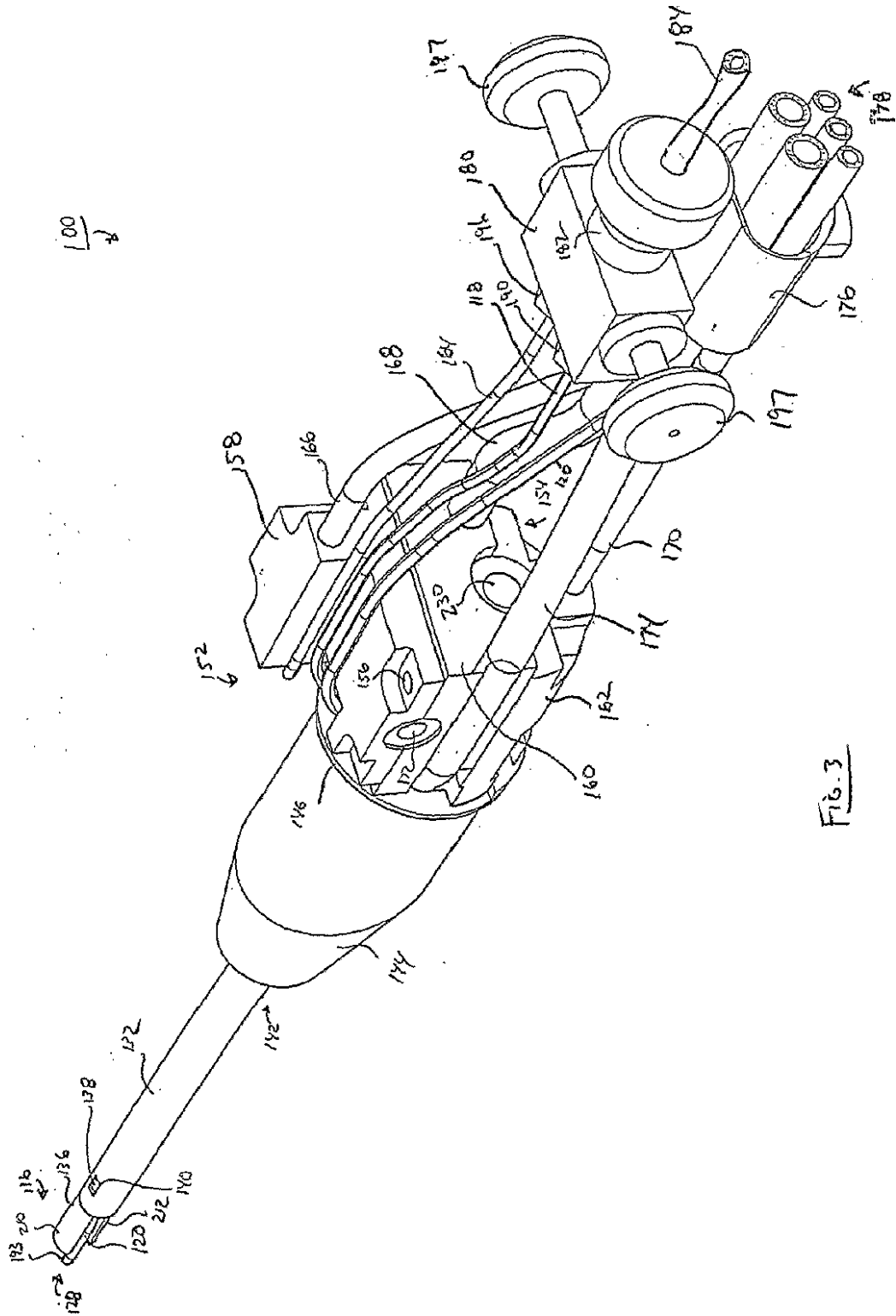


Fig. 3

【図4】

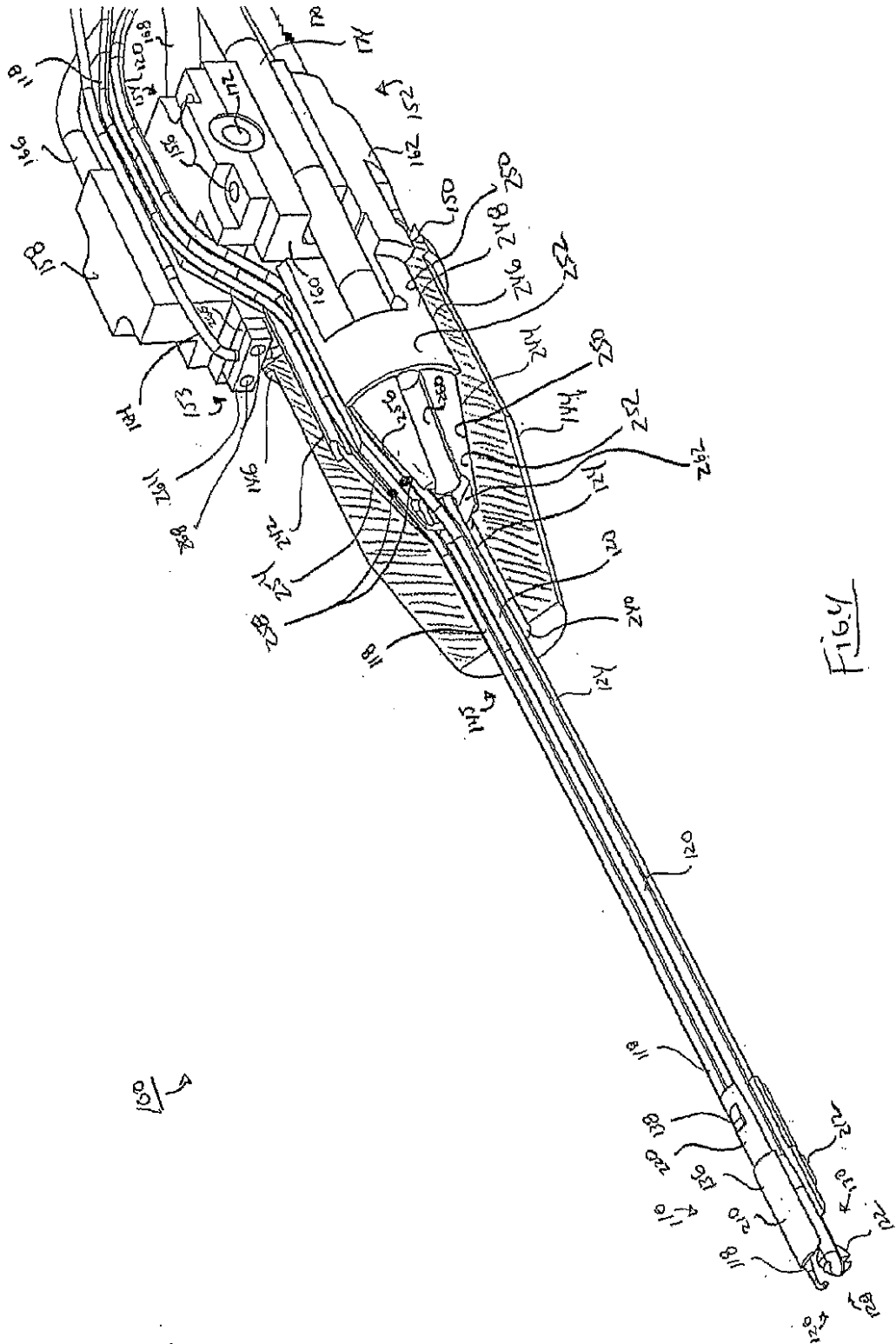
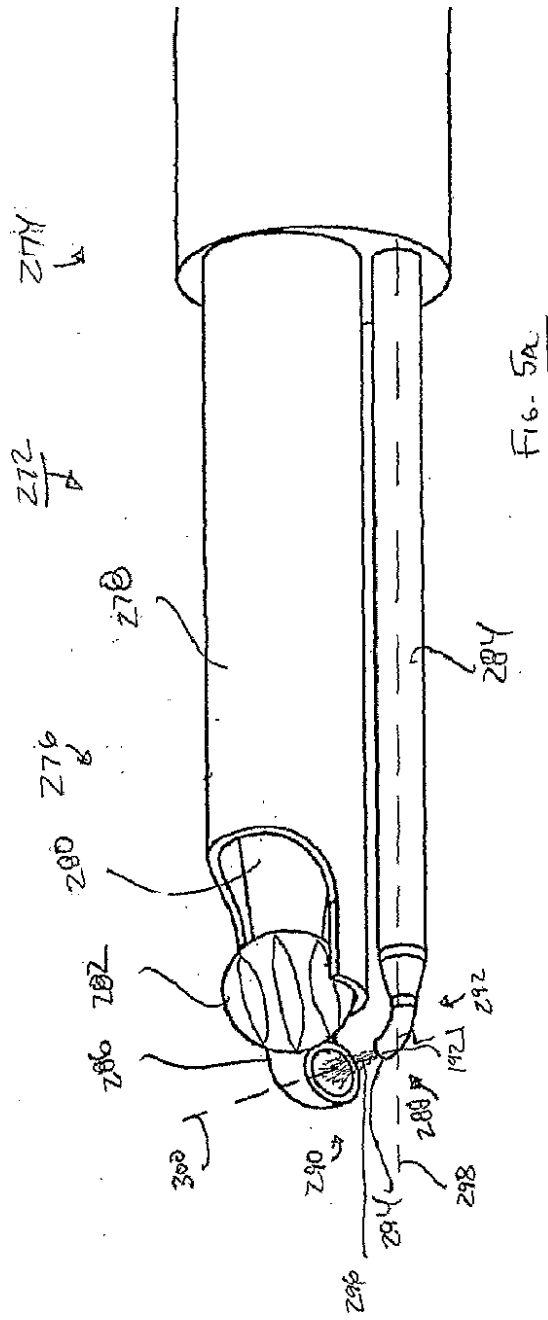
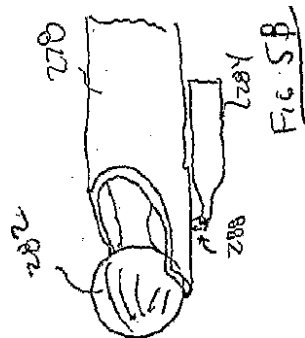


Fig. 4

【図5A】



【図5B】



【图6】

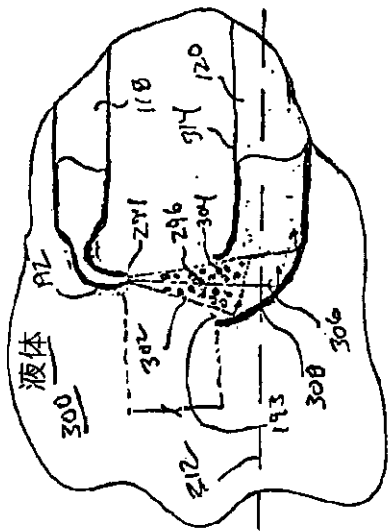


图6A

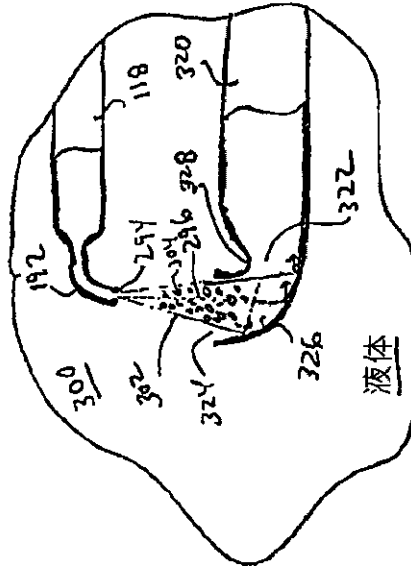
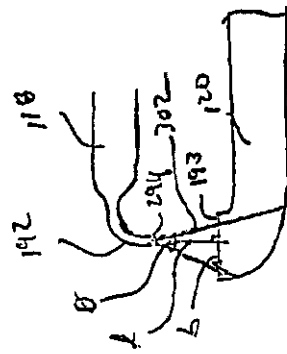


图6B



b = 2tanφ 图6C

【図7A】

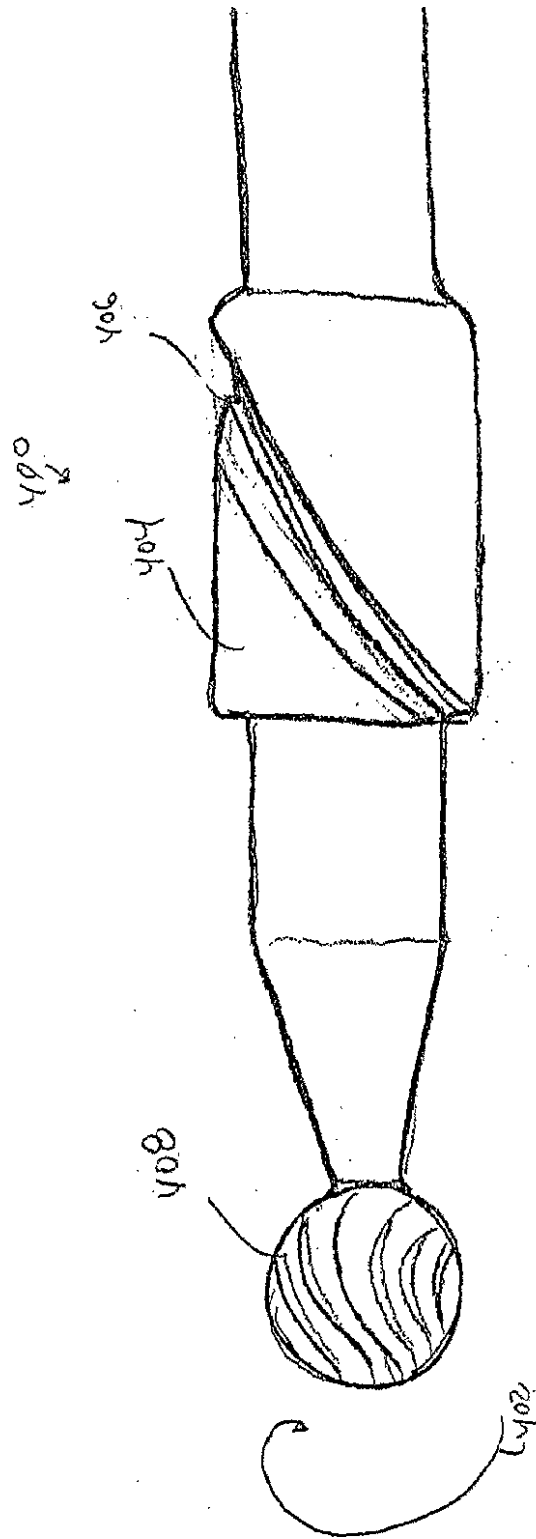
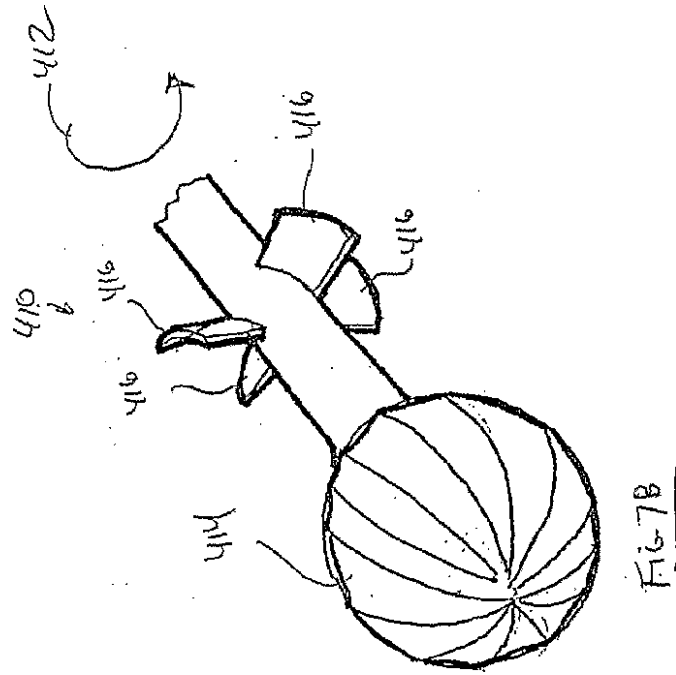
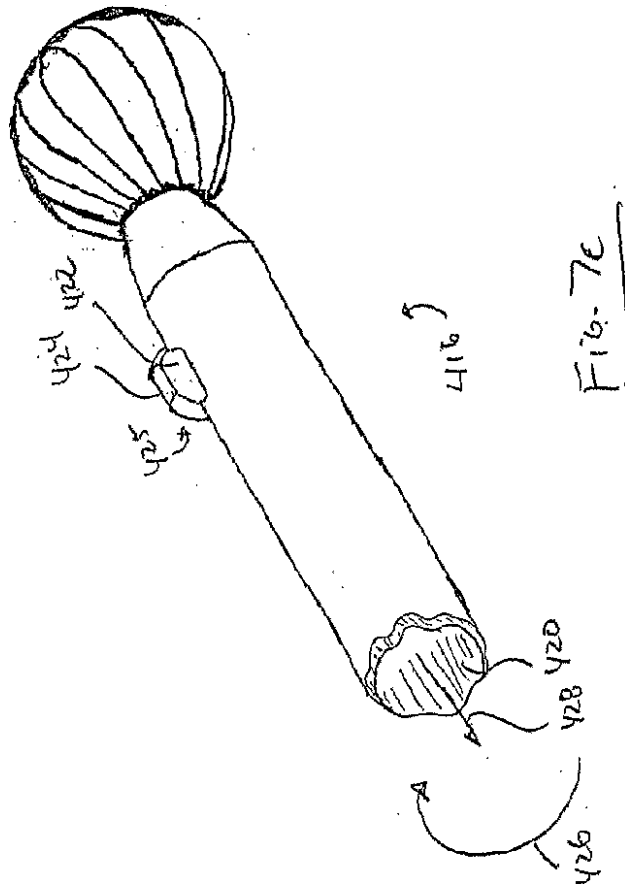


FIG. 7A

【図7B】



【図7C】





【図8B】

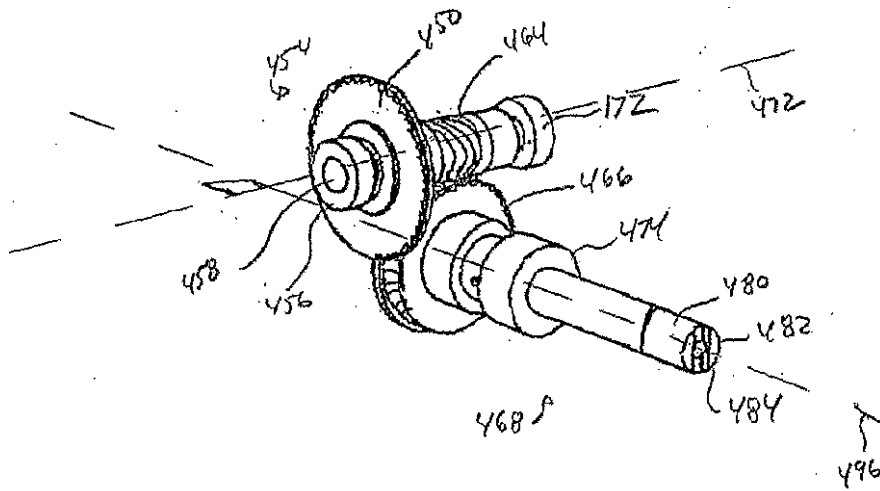
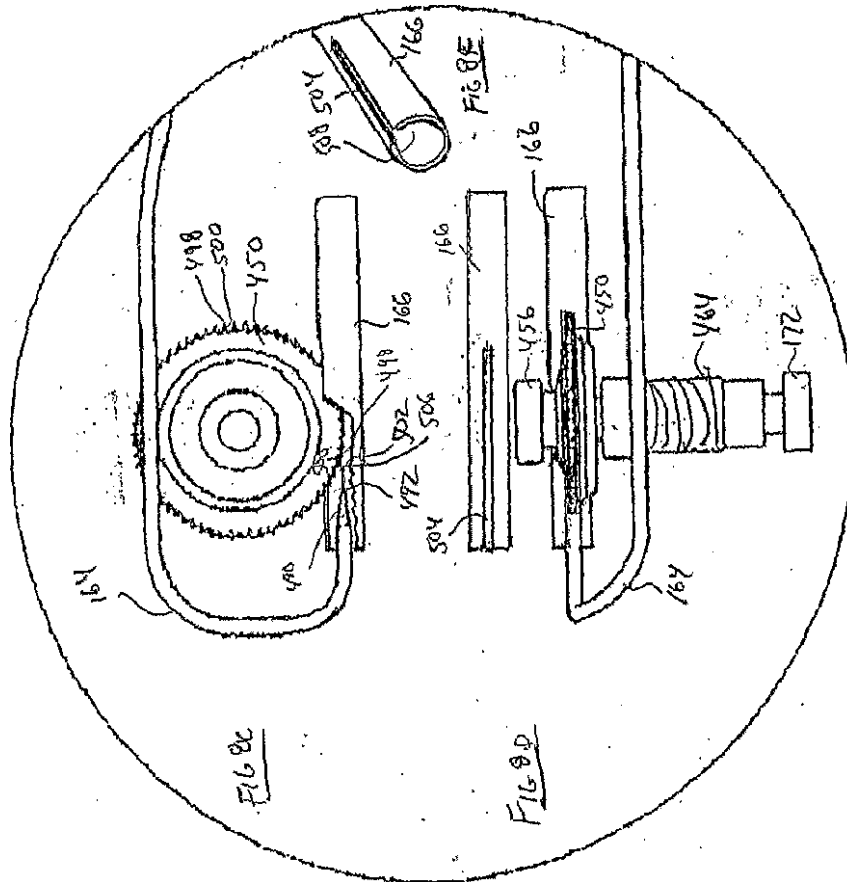
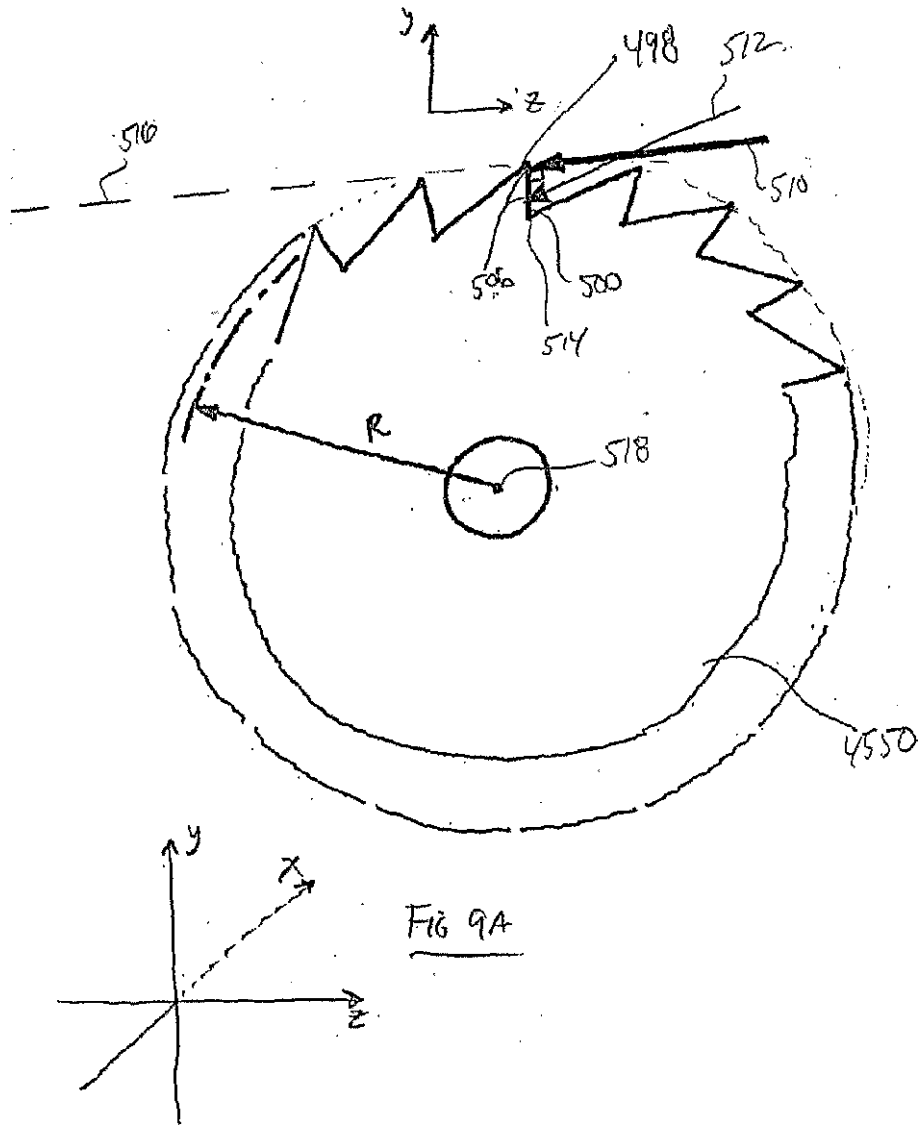


FIG 8B

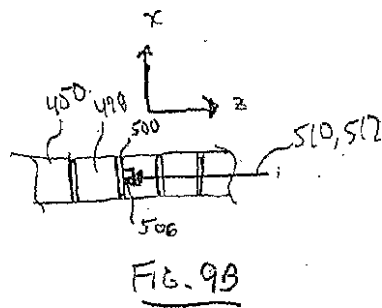
【図8C - E】



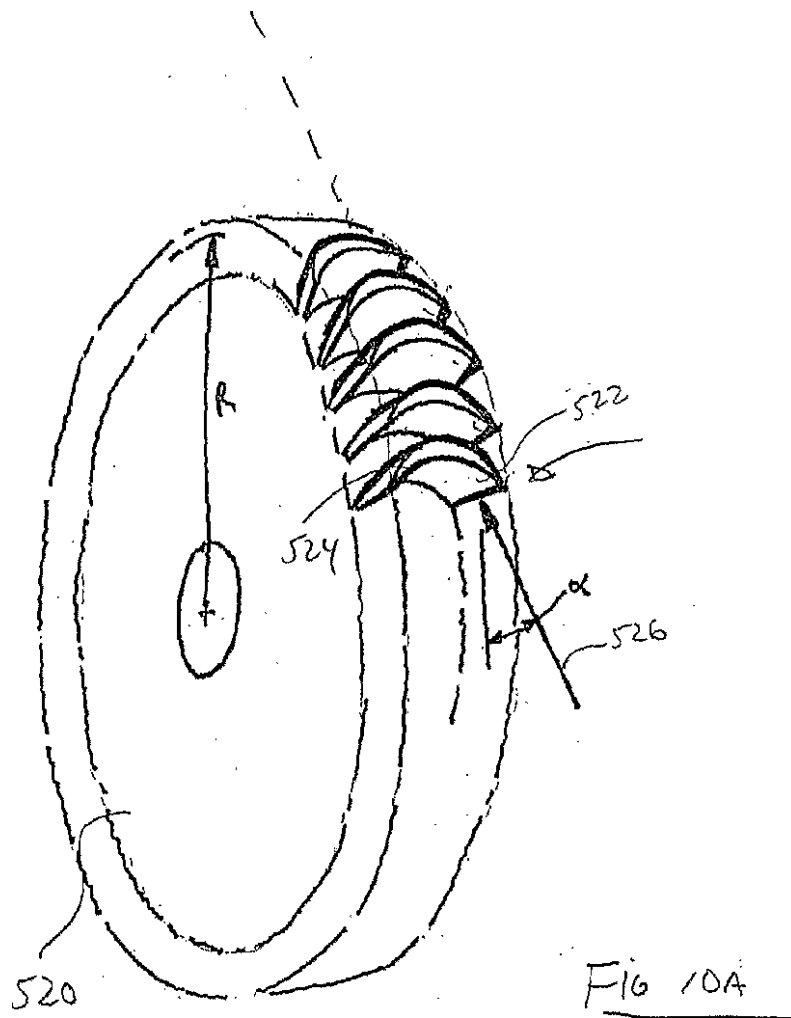
【図9A】



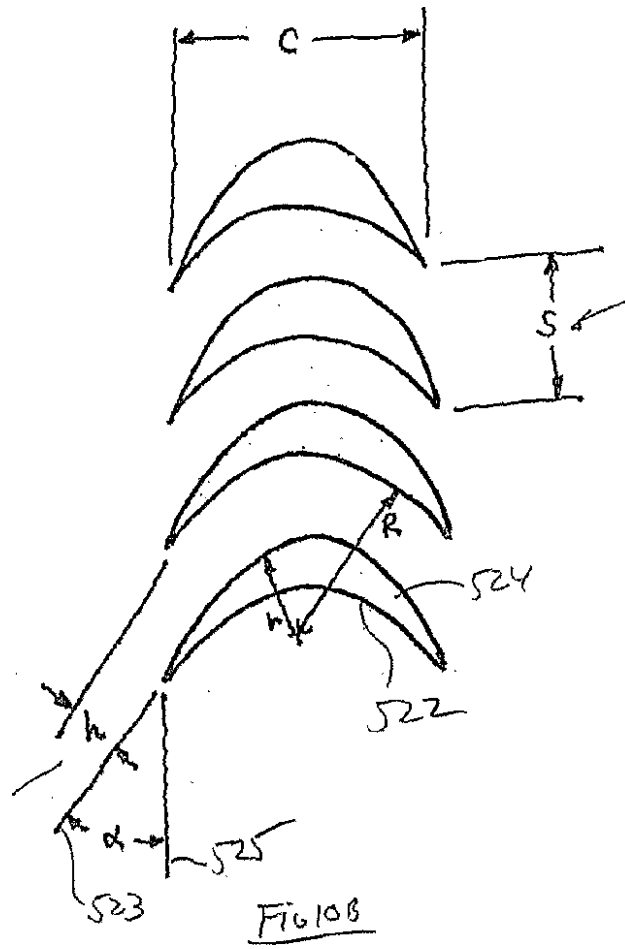
【図9B】



【図10A】



【図10B】



【図11】

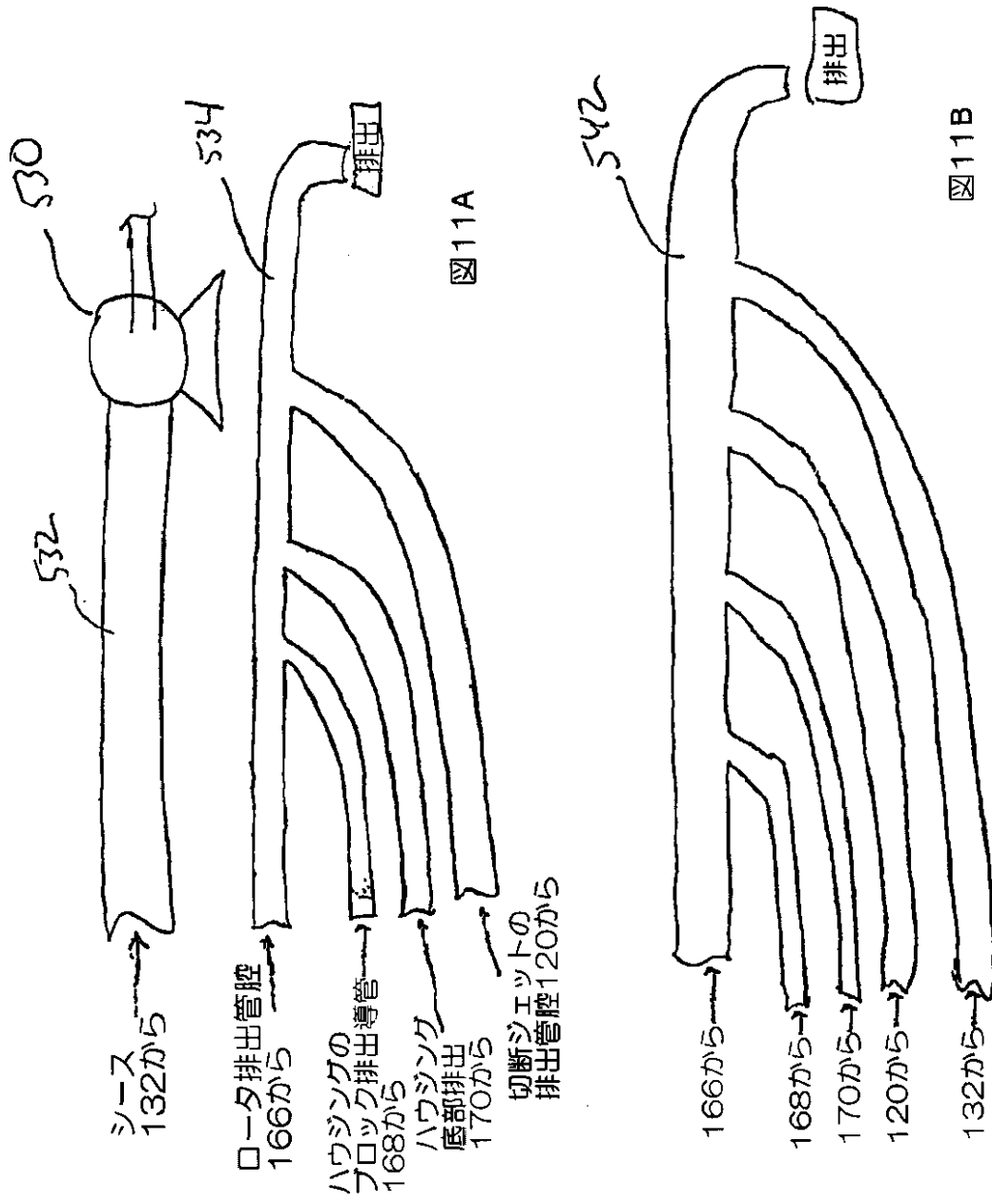
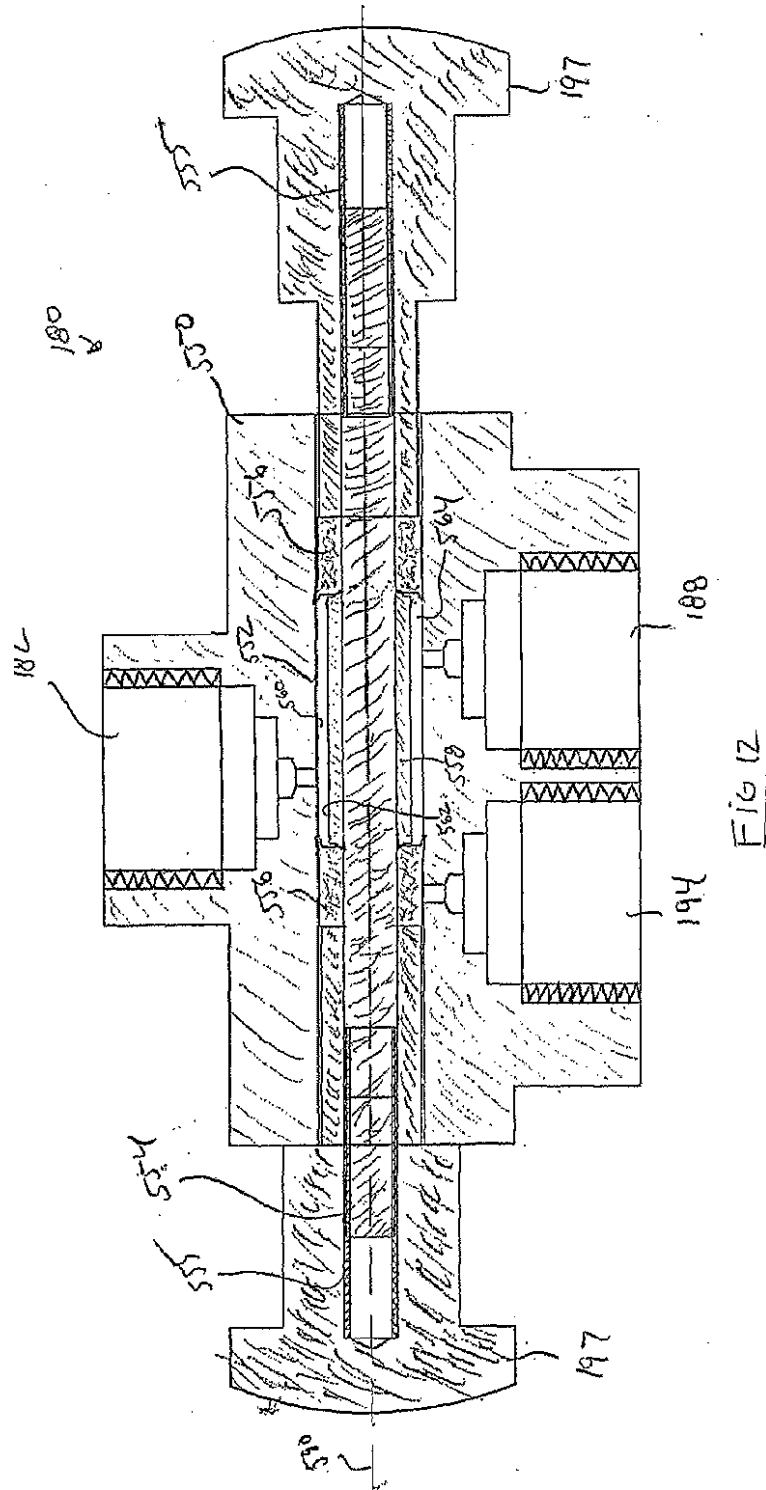


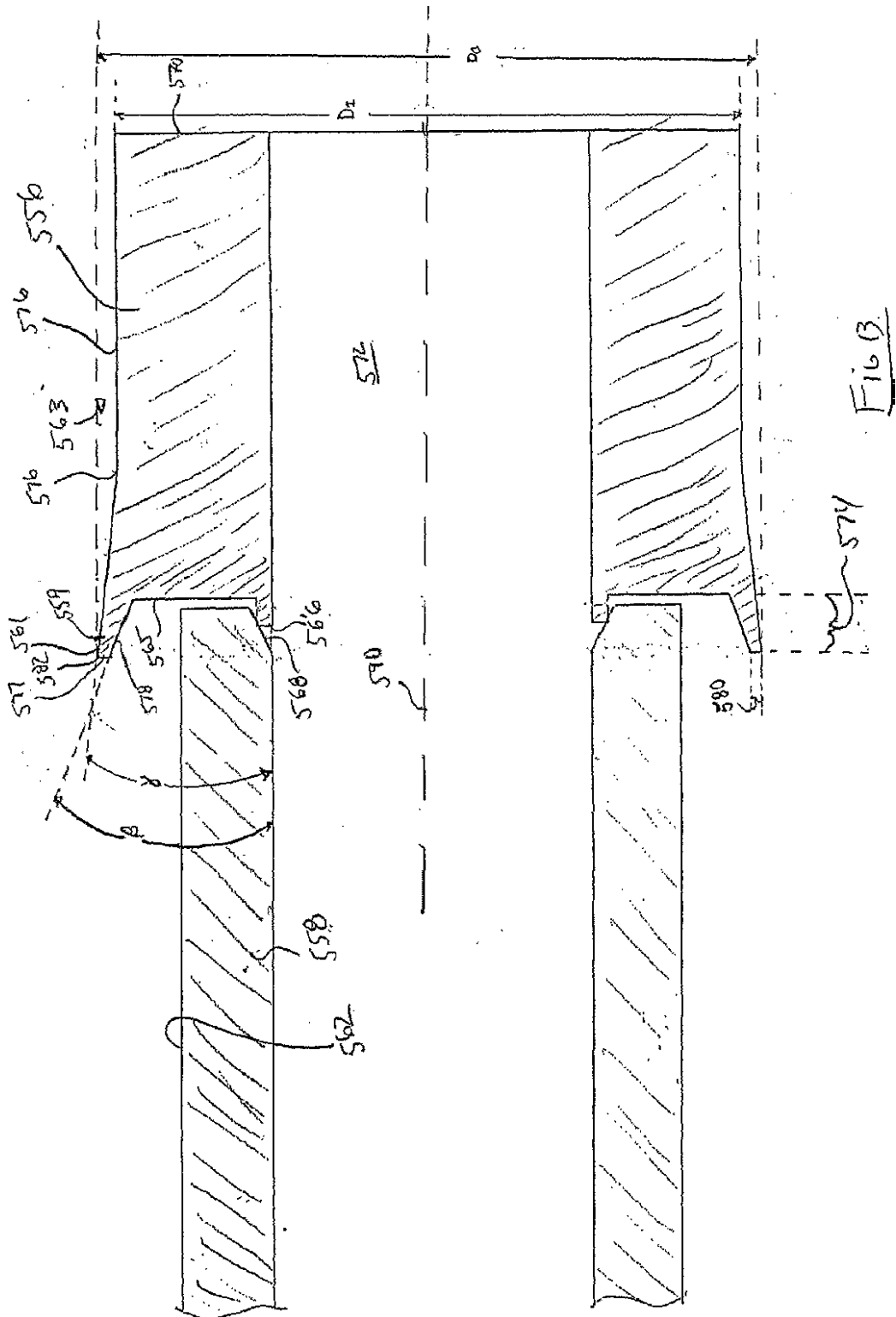
図11A

図11B

【図12】



【図13】



【圖14A】

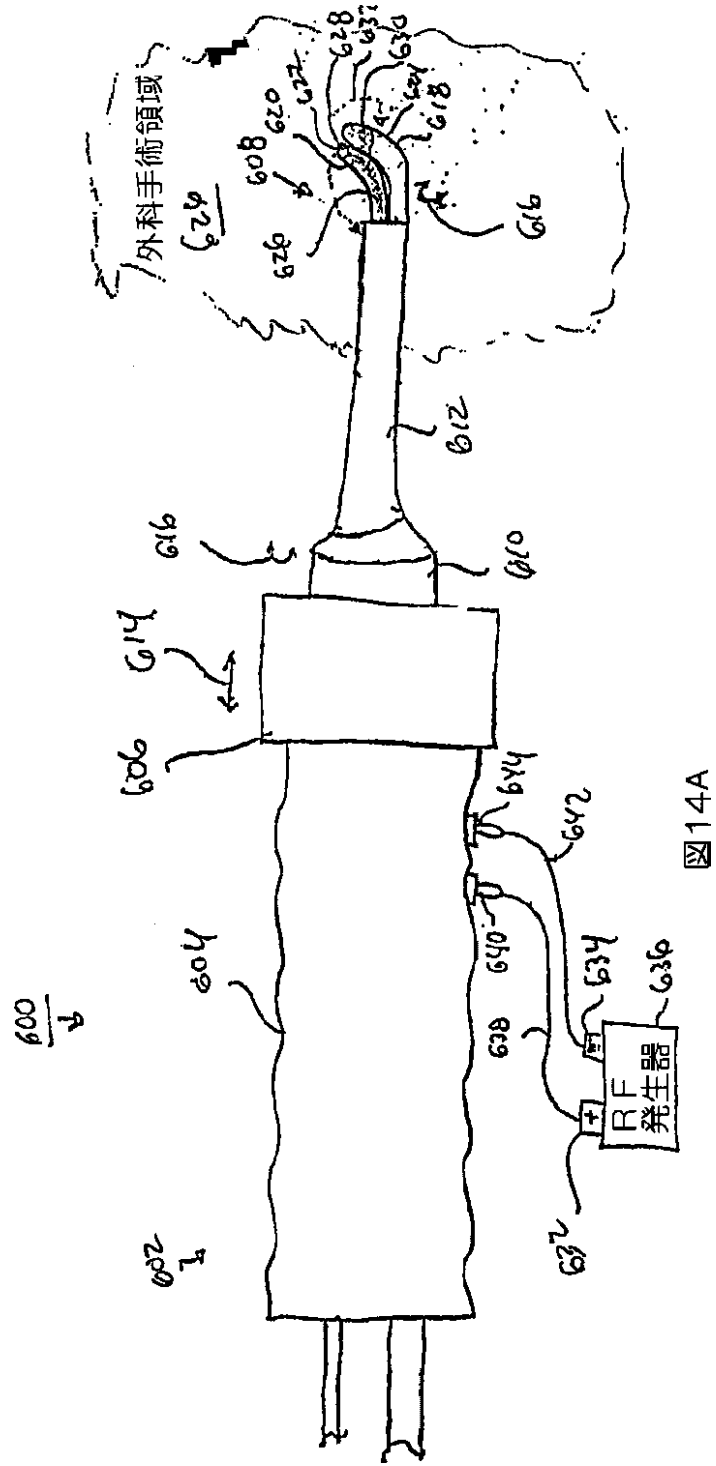


圖14A

【圖14B】

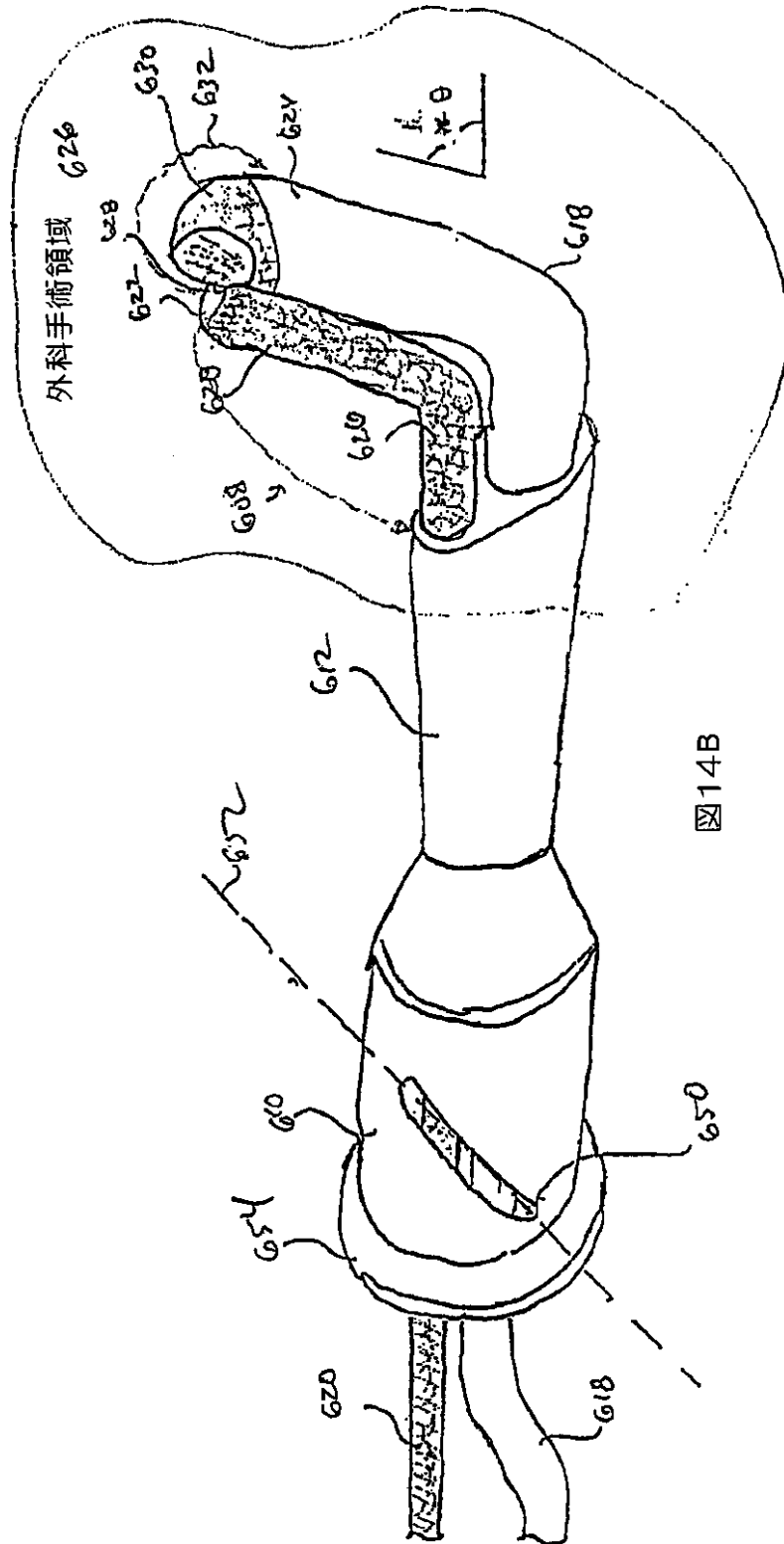


圖14B

【図14C】

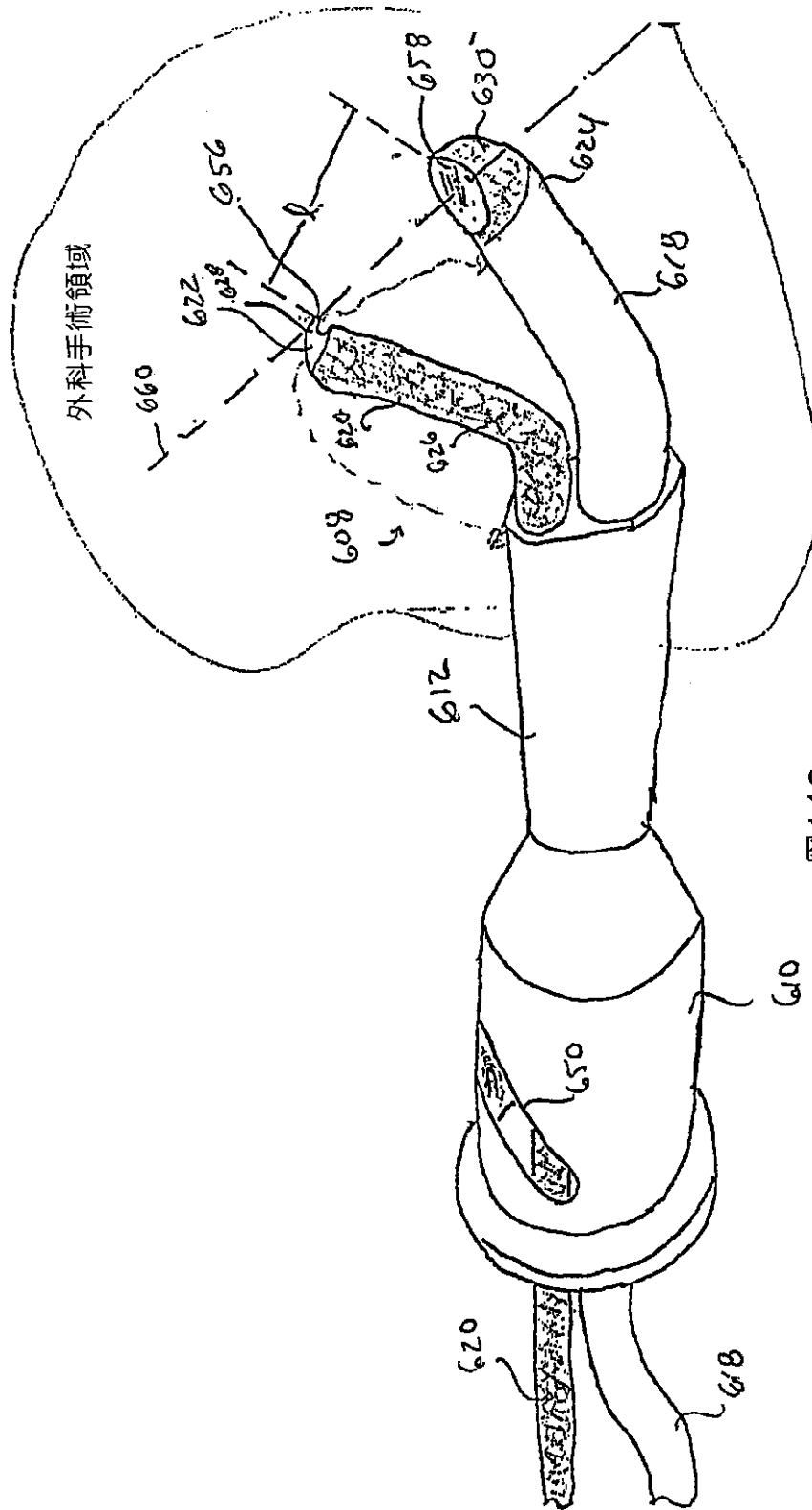


図14C

【图14D】

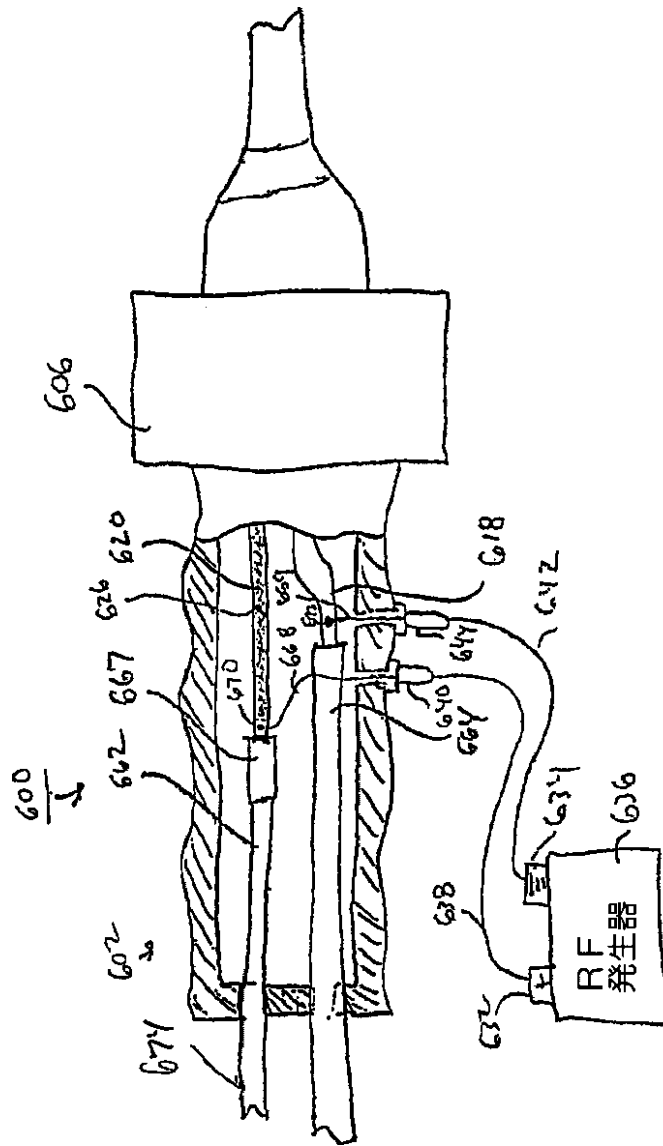


图14D



【図15】

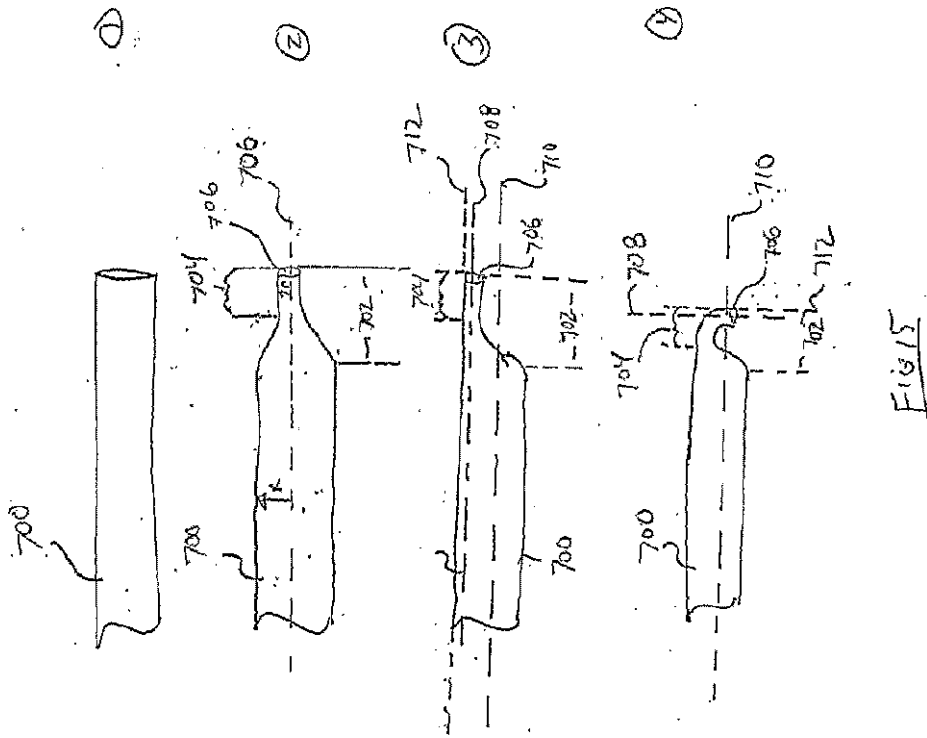
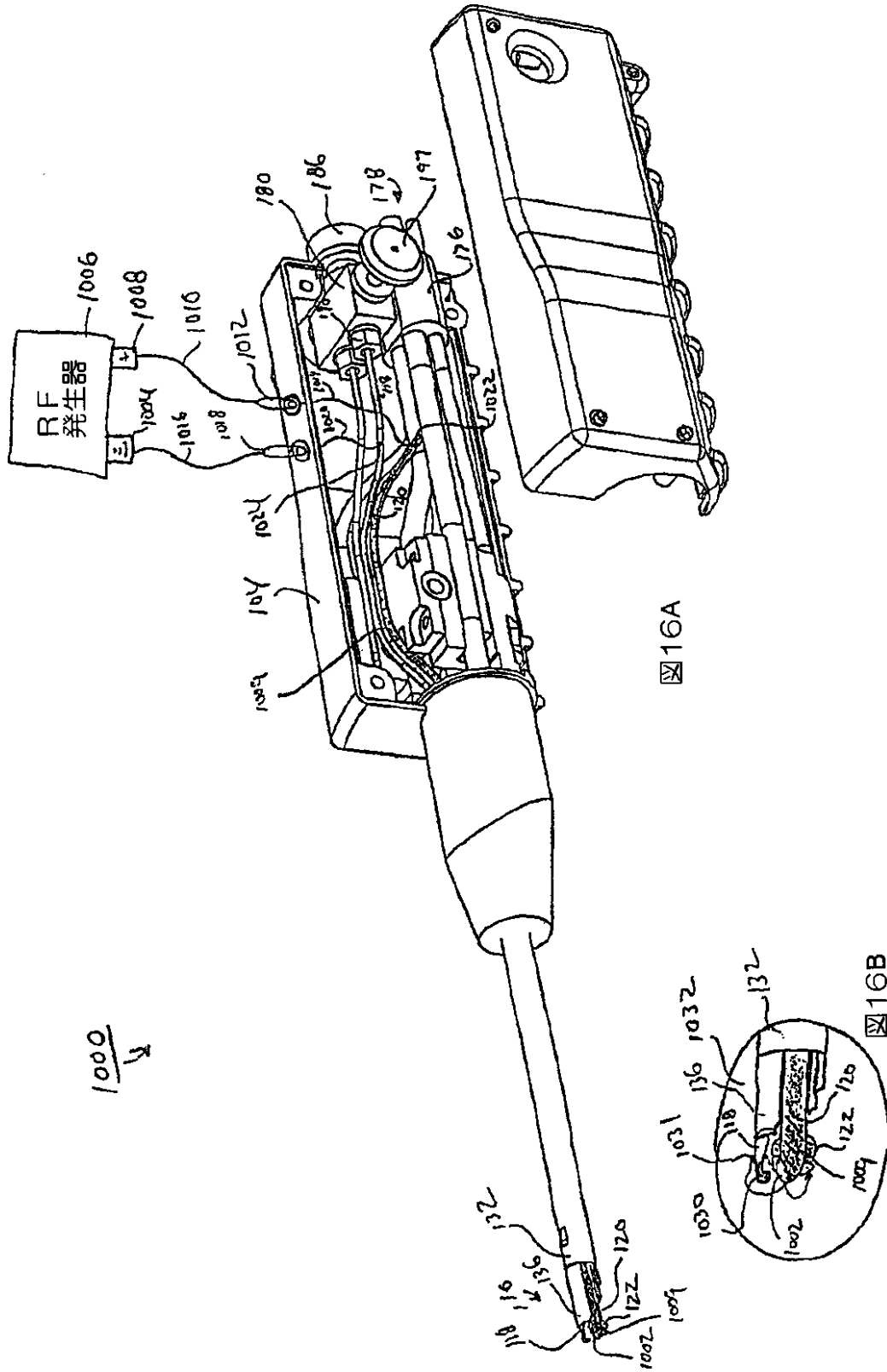


FIG. 15

【図16】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US 01/00766		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B17/22		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 899 915 A (SAADAT) 4 May 1999 (1999-05-04)	1-5
Y	column 5, line 8 - column 6, line 40; figures 1,2,15E,15F	6
A	column 14, line 25 - line 29	7-10
Y	DE 34 21 390 A (SCHUBERT) 12 December 1985 (1985-12-12)	6
	page 30, paragraph 1 - page 31, paragraph 3; figures 1-8	
A	US 5 941 893 A (SAADAT) 24 August 1999 (1999-08-24)	1-5,9,10
	column 5, line 35 - line 64; figures 1,13A	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date		"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
22 May 2001	05.09.01	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3015	Authorized officer Germano, A	

1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US 01/00766**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 34-45  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:  
1-12

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

## 1. Claims: 1-12

A device comprising: a surgical instrument, the instrument including: a) a pressure lumen including at least one nozzle providing a jet opening, b) a rotatable shaft, c) a surgical component, d) at least one electrocautery electrode.

## 2. Claim : 13

A device comprising: a surgical instrument, the instrument including: b) a rotatable shaft, c) a surgical component, d) at least one electrocautery electrode, and e) a liquid jet-driven rotatable rotor.

## 3. Claims: 14-22

A device comprising: a surgical instrument, the instrument including: a) a pressure lumen including at least one nozzle providing a jet opening, f) an evacuation lumen, including a jet-receiving opening, d1) a first electrocautery electrode comprising at least a portion of an external surface of the pressure lumen, and d2) a second electrocautery electrode comprising at least a portion of an external surface of the evacuation lumen.

## 4. Claims: 23-33

A device comprising: a surgical instrument, the instrument including: g) a first lumen constructed of an electrically conducting material, the first lumen being connectable with a first electrical potential, and h) a second lumen constructed of an electrically conducting material, the second lumen being connectable with a second electrical potential.

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.1

Claims Nos.: 34-45

Claims 34-45 comprise within their scope methods of treatment of the living human body by surgery. In particular the steps of inserting a surgical instrument into a surgical field of a patient, cutting or ablating a tissue, cauterizing a tissue, see independent claims 24 and 41, come within the definition of methods for treatment of the human body given in Rule 39.1(iv) PCT. The ISA shall not be required to search such subject-matter, see Art. 17(2)(a)(i) PCT.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/US 01/00766

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5899915 A	04-05-1999	AU 1093499 A	10-05-1999
		AU 5366498 A	29-06-1998
		EP 1011459 A	28-06-2000
		US 5951581 A	14-09-1999
		US 5972012 A	26-10-1999
		WO 9824373 A	11-06-1998
		WO 9920187 A	29-04-1999
		US 6224617 B	01-05-2001
		AU 5510198 A	29-06-1998
		EP 1011460 A	28-06-2000
		JP 2001505460 T	24-04-2001
		WO 9824372 A	11-06-1998
		US 6165188 A	26-12-2000
		US 6102926 A	15-08-2000
		US 6251121 B	26-06-2001
		US 5931848 A	03-08-1999
		US 5910150 A	08-06-1999
		US 5941893 A	24-08-1999
		US 6010476 A	04-01-2000
		-----	-----
DE 3421390 A	12-12-1985	NONE	
-----	-----	-----	-----
US 5941893 A	24-08-1999	AU 5510198 A	29-06-1998
		EP 1011460 A	28-06-2000
		JP 2001505460 T	24-04-2001
		WO 9824372 A	11-06-1998
		US 6120520 A	19-09-2000
		AU 5366498 A	29-06-1998
		EP 1011459 A	28-06-2000
		US 5951581 A	14-09-1999
		WO 9824373 A	11-06-1998
		US 6165188 A	26-12-2000
		US 6102926 A	15-08-2000
		US 6251121 B	26-06-2001
		US 5931848 A	03-08-1999
		US 5910150 A	08-06-1999
		US 5899915 A	04-05-1999
		US 6010476 A	04-01-2000
-----	-----	-----	-----

## フロントページの続き

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

(72)発明者 スタイド, ケヴィン

アメリカ合衆国マサチューセッツ州01852,  
ロウエル, パーウィック・ストリート 51

(72)発明者 レヴァイン, アンディ・エイチ

アメリカ合衆国マサチューセッツ州02159,  
ニュートン, ダニエル・ストリート 16

Fターム(参考) 4C060 FF10 KK03 KK04 KK10 KK15

LL03 MM24 MM25

## 【要約の続き】

にて選択的に被覆される。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003519525A5</a>	公开(公告)日	2008-03-06
申请号	JP2001551390	申请日	2001-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	硅氢化约翰·公司		
申请(专利权)人(译)	硅氢化约翰·公司		
当前申请(专利权)人(译)	硅氢化约翰·公司		
[标]发明人	モウタフィステイモシーイー フリーマンドナルドシージュニア スタイドケヴィン レヴァインアンディエイチ		
发明人	モウタフィス, テイモシーイー フリーマン, ドナルド・シー, ジュニア スタイド, ケヴィン レヴァイン, アンディ・エイチ		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/00 A61B17/56 A61B18/12		
CPC分类号	A61B2017/32032 A61B18/1485 A61B2017/00553 A61B2018/00202 A61B17/32037 A61B2017/320775 A61B17/320758 A61B2018/00607		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B17/00.320 A61B17/56 A61B17/39.320		
F-TERM分类号	4C060/FF10 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/LL03 4C060/MM24 4C060/MM25		
优先权	09/480762 2000-01-10 US		
其他公开文献	JP2003519525A		

#### 摘要(译)

本发明提供了一系列利用电极来执行外科手术过程以对患者的身体组织进行电灼的设备。在一个方面，本发明包括一系列装置，其包括提供至少一个用于执行电灼的电极的外科手术器械，并且在另一方面，包括一种利用外科手术器械切割和烧灼组织的方法。提供。在又一方面，本发明将出血的血管定位在患者的充满流体的，视觉监测的手术区域内，并在失去手术区域的可视性之前允许出血。一种电灼血管以使血管停止的方法。根据本发明的优选外科手术器械还形成液体切割射流，该液体切割射流在外科手术过程期间切割或消融患者的组织和/或旋转，切割，消融，消融等组织。提供组织接触组件的手术组件。根据本发明的一些手术器械包括一个或多个液体输送腔，用于将液体输送和/或去除到手术区域，并且在某些情况下，包括对腔外表面的特定选择。内腔有选择地涂有一层电绝缘材料，因此未涂层的区域可用作仪器的电灼电极。