

(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 - 506190

(P2003 - 506190A)

(43)公表日 平成15年2月18日(2003.2.18)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参考)	
A 6 1 B 17/00	320	A 6 1 B 17/00	320	4 C 0 6 0
17/11		17/11		
17/22		17/22		
18/04		17/38	310	
18/12		17/39	320	

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 75数)

(21)出願番号 特願2001 - 516437(P2001 - 516437)

(86) (22)出願日 平成12年8月11日(2000.8.11)

(85)翻訳文提出日 平成14年2月13日(2002.2.13)

(86)国際出願番号 PCT/US00/22138

(87)国際公開番号 W001/012090

(87)国際公開日 平成13年2月22日(2001.2.22)

(31)優先権主張番号 09/374,563

(32)優先日 平成11年8月13日(1999.8.13)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ザ トラスティーズ オブ コロンビア
ユニヴァ-シティ イン ザ シティ オ
ブ ニューヨーク
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10027
ニューヨーク ブロードウェイ アンド
ワンハンドレッドシックスティ-ンス ス
トリ-ト(番地なし)

(72)発明者 トリ-ト, マイケル, ア-ル .
アメリカ合衆国, ニューヨーク州 10025, ニ
ューヨーク, #4イー, コロンバス アベニ
ュ - 792

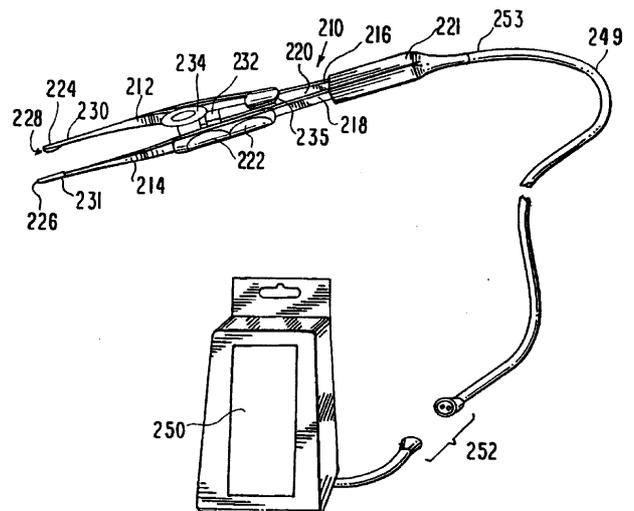
(74)代理人 弁理士 松井 光夫

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 手術中に組織を凝血、シール及び切断するための電熱デバイス

(57)【要約】

組織をシールおよび結合または止血して分割するための器具(56、92、210)および方法が提供される。これは、とくに腹腔鏡および内視鏡外科手術に適している。器具は、近接する組織をシールする、近接する組織を結合する、または組織を解剖するために熱と圧力の組み合わせの制御された適用を用い、それによって、付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される。本発明の器具は、軽量であり、従ってポータブルであり、また外部電源が利用できない野外条件において特に有用である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 組織をシールおよび切断するための器具において、遠位端および近位端を有する細長い部材であって、その近位端がハンドルに取り付けられているところの部材、

それぞれ遠位端および近位端を有しかつそれぞれ作業表面を有する、二つの対向して位置されている上側および下側ジョー部材であって、上記細長い部材の遠位端に位置されかつ回転可能に互いに対し取り付けられているところのジョー部材、

ひとつのジョー部材の作業表面の内にまたは該表面に隣接して位置されている切断手段および

少なくともひとつのジョー部材の作業表面の内にまたは該表面の上に位置される加熱要素

を含むところの器具。

【請求項2】 切断手段がブレードを有し、該ブレードが切断ブレードアクチュエーターに操作可能に接続されている、請求項1の器具。

【請求項3】 ハンドルに取り付けられかつ加熱要素に電氣的に接続されているバッテリーパックをさらに含む、請求項1の器具。

【請求項4】 加熱要素が、電気抵抗性のワイヤである、請求項1の器具。

【請求項5】 加熱要素アクチュエーターが加熱要素に操作可能に接続されている、請求項1の器具。

【請求項6】 少なくともひとつのジョー部材に操作可能に接続されているジョー部材アクチベーターをさらに含む、請求項1の器具。

【請求項7】 使い捨てできる、請求項1の器具。

【請求項8】 組織を切るための方法において、請求項1の器具の開いたジョー内に組織を位置付けること、ジョーを閉じて組織を所定位置に保持すること、加熱要素を発動して、組織の一部を変性させかつ互いにシールさせもしくは結合させること、そして、切断手段を発動して、組織のシールされた領域間で組織を切断すること

の工程を含む方法。

【請求項9】 工程(b)および(c)において、付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される、請求項8の方法。

【請求項10】 組織を結合するための器具において、互いに隣接する、組織の第一のおよび第二のセクションを保持するためのホルダー、

組織を加熱するための、ホルダー内の加熱要素、および
圧力を発生するための、ホルダーと結びついた圧力手段、
を含み、

ここで、付随する組織への損傷を最小にしながら組織シールまたは結合の強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織のセクションが加熱されるところの方法。

【請求項11】 組織を結合するための方法において、互いに結合されるべきひとつの領域をそれぞれ有する組織の二つのセクションを位置付けて、該領域が互いに隣接するようにすること、そして

結合またはシールの強度が最大化されかつ付随する組織への在りうる損傷が最小化されるように組織の該領域を互いに結合させるべく、最適の熱エネルギーおよび最適の圧力を適用すること

を含む方法。

【請求項12】 組織の管状セクションを結合するための器具において、近位端および遠位端を有するロッド部材であって、該遠位端は中空の実質的に半球状のセクションを有し、該中空のセクションは近位に向きかつ環状のエッジを有するところのロッド部材、

該ロッド部材を同心状に取り囲みかつ近位端および遠位端を有する第一の円柱状部材であって、該遠位端が内側の環状切断エッジを有するところの第一の円柱状部材、および

該第一の円柱状部材を同心状に取り囲みかつ近位端および遠位端を有する第二の円柱状部材であって、該遠位端が環状の加熱要素を有するところの第二の円柱状

部材

を有し、

ここで該ロッド部材は、該円柱状部材内で可動であり、半球状セクションの環状エッジは該加熱要素と協働するところの器具。

【請求項13】 内側の環状切断エッジが電気加熱要素カッターを有する、請求項12の器具。

【請求項14】 環状の加熱要素が電力源に電氣的に接続されている請求項12の器具。

【請求項15】 組織の管状セクションを結合するための器具において、

近位端および遠位端を有するロッド部材であって、該遠位端は中空の実質的に半球状のセクションを有し、該中空のセクションは近位方向に向きかつ環状のエッジを有するところのロッド部材、および

該ロッド部材を同心状に取り囲みかつ近位端および遠位端を有する円柱状部材であって、該遠位端が、電気加熱要素を有する環状のシールおよび切断エッジを有するところの円柱状部材

を有し、

ここで該ロッド部材は、該円柱状部材内で可動であり、半球状セクションの環状エッジは該加熱要素と協働するところの器具。

【請求項16】 環状の加熱要素が電力源に電氣的に接続されている請求項15の器具。

【請求項17】 組織を吻合するための方法において、

請求項12の器具のロッドの周りに、近位端および遠位端を有する第一の円筒状組織セクションの遠位端を位置付けること、

第一の円筒状組織セクションの遠位端に遠位の該ロッドの周りに、近位端および遠位端を有する第二の円筒状組織セクションの近位端を位置付けること、

実質的に半球状のセクションを近位方向に動かして、該実質的に半球状のセクションをして第一の円筒状組織セクションの遠位部分および第二の円筒状組織セクションの近位部分を加熱要素に対して押し付けること、

工程(c)からの組織セクションを加熱して、組織セクションを互いに結合する

こと、そして、

内側の環状エッジを遠位方向に動かして、不必要な組織を切断すること

の工程を含む方法。

【請求項18】 付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される請求項17の方法。

【請求項19】 組織を吻合するための方法において、請求項15の器具のロッドの周りに、近位端および遠位端を有する第一の円筒状組織セクションの遠位端を位置付けること、第一の円筒状組織セクションの遠位端に遠位の該ロッドの周りに、近位端および遠位端を有する第二の円筒状組織セクションの近位端を位置付けること、実質的に半球状のセクションを近位方向に動かして、該実質的に半球状のセクションをして第一の円筒状組織セクションの遠位部分および第二の円筒状組織セクションの近位部分を加熱要素に対して押し付けること、そして工程(c)からの組織セクションを加熱して、組織セクションを互いに結合し、そして不必要な組織を切断すること

の工程を含む方法。

【請求項20】 付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される請求項19の方法。

【請求項21】 組織コアサンプル採取器において、近位端および遠位端を有する円柱状部材であって、該遠位端が切断エッジを有するところの円柱状部材、および該円柱状部材の近位端に固定的に結合されているハンドルを有し、ここで円柱状部材は、電力源に電氣的に接続されている加熱要素を含む外側表面を有するところの組織コアサンプル採取器。

【請求項22】 切断エッジが電気加熱要素カッターを含む、請求項21の採取器。

【請求項23】 組織カッターにおいて、
ひとつの外側エッジおよび二つの外側表面を有する環状ディスク、ここで該外側表面の一つまたは二つは該外側エッジの近傍に位置付けられている環状加熱要素を有している、

ディスクの中心に回転可能に結合されているハンドル、および
各加熱要素に電氣的に結合されている電力源
を含む組織カッター。

【請求項24】 外側エッジが鋭い、請求項23の組織カッター。

【請求項25】 外側エッジが、組織を切断するための周囲の加熱要素を含む、請求項23の組織カッター。

【請求項26】 組織をシールし、切断し、またはシールおよび切断するための器具において、

遠位端および近位端を有する細長い部材であって、その近位端はハンドルに取り付けられている部材、

それぞれ近位端および遠位端を有しかつそれぞれ作業表面を有する、二つの対向して位置されている上側および下側ジョー部材であって、該ジョー部材は上記細長い部材の遠位端に位置されかつそれらのそれぞれの近位端において回転可能に互いに対し取り付けられているところのジョー部材、および

少なくともひとつのジョー部材の作業表面の内にまたは該表面の上に位置される加熱要素

を有する器具。

【請求項27】 ハンドルに取り付けられかつ加熱要素に電氣的に接続されているバッテリーパックをさらに含む、請求項26の器具。

【請求項28】 加熱要素アクチュエーターが加熱要素に操作可能に接続されている、請求項26の器具。

【請求項29】 ジョー部材が該細長い部材に固定的に結合されている、請求項26の器具。

【請求項30】 少なくともひとつのジョー部材に操作可能に接続されているジョー部材アクチュエーターをさらに含む、請求項26の器具。

【請求項31】 使い捨てできる、請求項26の器具。

【請求項32】 組織セクションを結合するための器具であって、該組織セクションが互いに近接して位置付けられており、かつステーブルが該組織セクション内に互いに打ち込まれて、それらを互いに結合するところの器具において、

付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で該ステーブルを加熱するための加熱要素および圧力手段を器具が含むことを特徴とする器具。

【請求項33】 組織セクションを結合するための器具であって、該組織セクションが互いに近接して位置付けられており、ステーブルが該組織セクション内に打ち込まれて、それらを互いに結合し、かつ不必要な組織が除去されるところの器具において、

付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で該ステーブルを加熱するための加熱要素および圧力手段を器具が含むことを特徴とする器具。

【請求項34】 それぞれ近位端および遠位端を有しかつそれぞれ作業表面を有する、二つの対向して位置されている作業部材を有する外科用器具において、少なくとも1つの作業表面が、組織をシールおよび切断しまたは切断するための加熱要素を有するところの器具。

【請求項35】 加熱要素に電氣的に接続されているバッテリーパックをさらに含む、請求項34の器具。

【請求項36】 遠位端および近位端を有する細長い部材をさらに含む、請求項34の器具。

【請求項37】 1つの作業表面が1つの加熱要素を含む、請求項34の器具。

【請求項38】 加熱要素が、電気抵抗性のワイヤである、請求項34の器具。

【請求項39】 加熱要素が、プリント配線回路、薄膜、または電気伝導性コーティングである、請求項34の器具。

【請求項40】 1つの作業表面が1より多い加熱要素を有する、請求項34

の器具。

【請求項41】 両方の作業表面が少なくとも1つの加熱要素を有する、請求項34の器具。

【請求項42】 加熱要素アクチュエーターが加熱要素に操作可能に接続されている、請求項34の器具。

【請求項43】 少なくとも1つの作業部材に操作可能に接続されている作業部材アクチュエーターをさらに含む、請求項34の器具。

【請求項44】 作業部材が、それらの各々の近位端で互いに対し取り付けられている、請求項34の器具。

【請求項45】 対向する作業表面が圧力を加え、そして組織を近づける、請求項34の器具。

【請求項46】 作業表面が浮き模様を有する、請求項34の器具。

【請求項47】 加熱要素が、組織を最初にシールし、次いで切断するために或る温度に加熱され得る、請求項34の器具。

【請求項48】 加熱要素が、体組織より低いオーム抵抗を有する、請求項34の器具。

【請求項49】 一方または両方の作業表面が、非粘着性物質で構成されている、請求項34の器具。

【請求項50】 一方または両方の作業部材の遠位端を超えてスリーブが延びている、請求項34の器具。

【請求項51】 各スリーブが非粘着性物質で構成されている、請求項50の器具。

【請求項52】 一方または両方の作業表面が、弾力のある物質で構成されている、請求項34の器具。

【請求項53】 各加熱要素が、作業部材から実質的に断熱されている、請求項34の器具。

【請求項54】 各作業表面が熱伝導性物質を含む、請求項34の器具。

【請求項55】 各作業表面が熱反射性物質を含む、請求項34の器具。

【請求項56】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および

金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項34の器具。

【請求項57】 加熱要素が湾曲している、請求項34の器具。

【請求項58】 各加熱要素が、作業表面から電氣的に絶縁されている、請求項34の器具。

【請求項59】 一方の対向するジョーが、他方のジョーにおける加熱要素よりも広い、弾力のある作業表面を有する、請求項34の器具。

【請求項60】 対向するジョーが、互いに電氣的に絶縁されている、請求項34の器具。

【請求項61】 加熱要素が、ジョー部材の遠位位置の周囲で輪になっている、請求項34の器具。

【請求項62】 ジョー部材を近づけるとときに第一のスイッチが発動され、加熱要素にエネルギーを加えるために第二のスイッチが手動で発動される、請求項34の器具。

【請求項63】 各加熱要素が電力源に操作可能に接続されている、請求項34の器具。

【請求項64】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項63の器具。

【請求項65】 電力源がRF電力源である、請求項61の器具。

【請求項66】 電力源が低周波AC電力源である、請求項63の器具。

【請求項67】 制御回路機構を有する、請求項34の器具。

【請求項68】 加熱要素を発動させるために所定の圧力に応答する加熱要素アクチュエーターをさらに含む、請求項34の器具。

【請求項69】 RF電極、またはボビエ電極のためのアダプターをさらに含む、請求項34の器具。

【請求項70】 組織をシールおよび切断する方法において、請求項34の器具の開かれた作業部材内に組織を位置付けること、作業部材を閉じて組織を正しい位置に保持すること、および加熱要素を発動して、組織の一部を変性させかつ互いにシールさせもしくは結合させ、次いで組織を分割すること

の工程を含む方法。

【請求項71】 工程(b)および(c)において、付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される、請求項70の方法。

【請求項72】 組織をシールおよび切断する方法において、請求項34の器具の開かれた作業部材内に組織を位置付けること、作業部材を閉じて組織を正しい位置に保持すること、および加熱要素を発動して、組織を同時にシールおよび切断することの工程を含む方法。

【請求項73】 組織をシールおよび切断する方法において、請求項34の器具の開かれた作業部材内に組織を位置付けること、作業部材を閉じて組織を正しい位置に保持すること、および加熱要素を発動して、組織を切断し次いでシールすることの工程を含む方法。

【請求項74】 組織をシールまたは溶着するための外科用器具において、組織を加圧するための2つの対向して位置されている作業表面であって、少なくとも1つの作業表面は加熱要素を有するところの作業表面、および加熱要素を発動させて組織をシールまたは溶着するために所定の圧力に応答する加熱要素アクチュエーターを含むところの器具。

【請求項75】 加熱要素に電氣的に接続されているバッテリーパックをさらに含む、請求項74の器具。

【請求項76】 遠位端および近位端を有する細長い部材をさらに含む、請求項74の器具。

【請求項77】 1つの作業表面が1つの加熱要素を含む、請求項74の器具。

【請求項78】 加熱要素が、電気抵抗性のワイヤである、請求項74の器具。

【請求項79】 加熱要素が、プリント配線回路、薄膜、または電気伝導性コ

ーティングである、請求項74の器具。

【請求項80】 1つの作業表面が1より多い加熱要素を有する、請求項74の器具。

【請求項81】 両方の作業表面が少なくとも1つの加熱要素を有する、請求項74の器具。

【請求項82】 加熱要素アクチュエーターが加熱要素に操作可能に接続されている、請求項74の器具。

【請求項83】 少なくとも1つの作業部材に操作可能に接続されている作業部材アクチュエーターをさらに含む、請求項74の器具。

【請求項84】 作業部材が、それらの各々の近位端で互いに対し取り付けられている、請求項74の器具。

【請求項85】 対向する作業表面が圧力を加え、そして組織を近づける、請求項74の器具。

【請求項86】 作業表面が浮き模様を有する、請求項74の器具。

【請求項87】 加熱要素が、組織を最初にシールし、次いで切断するために或る温度に加熱され得る、請求項74の器具。

【請求項88】 加熱要素が、体組織より低いオーム抵抗を有する、請求項74の器具。

【請求項89】 一方または両方の作業表面が、非粘着性物質で構成されている、請求項74の器具。

【請求項90】 一方または両方の作業部材の遠位端を超えてスリーブが延びている、請求項74の器具。

【請求項91】 各スリーブが非粘着性物質で構成されている、請求項90の器具。

【請求項92】 一方または両方の作業表面が、弾力のある物質で構成されている、請求項74の器具。

【請求項93】 各加熱要素が、作業部材から実質的に断熱されている、請求項74の器具。

【請求項94】 各作業表面が熱伝導性物質を含む、請求項74の器具。

【請求項95】 各作業表面が熱反射性物質を含む、請求項74の器具。

【請求項96】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項74の器具。

【請求項97】 加熱要素が湾曲している、請求項74の器具。

【請求項98】 加熱要素が、作業表面から電氣的に絶縁されている、請求項74の器具。

【請求項99】 一方の対向するジョーが、他方のジョーにおける加熱要素よりも広い、弾力のある作業表面を有する、請求項74の器具。

【請求項100】 対向するジョーが、互いに電氣的に絶縁されている、請求項74の器具。

【請求項101】 加熱要素が、ジョー部材の遠位位置の周囲で輪になっている、請求項74の器具。

【請求項102】 ジョー部材を近づけるとときに第一のスイッチが発動され、加熱要素にエネルギーを加えるために第二のスイッチが手動で発動される、請求項74の器具。

【請求項103】 各加熱要素が電力源に操作可能に接続されている、請求項74の器具。

【請求項104】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項103の器具。

【請求項105】 電力源がRF電力源である、請求項103の器具。

【請求項106】 電力源が低周波AC電力源である、請求項103の器具。

【請求項107】 制御回路機構を有する、請求項74の器具。

【請求項108】 RF電極、またはボビエ電極のためのアダプターをさらに含む、請求項74の器具。

【請求項109】 組織をシールまたは溶着する方法において、請求項74の器具の開かれた作業部材内に組織を位置付けること、作業部材を閉じて組織を正しい位置に保持すること、および所定の圧力に達した後に加熱要素を発動して、組織の一部を変性させかつ互いにシールさせもしくは溶着させること

の工程を含む方法。

【請求項110】 工程(b)および(c)において、付随する組織損傷を最小にしながら組織シール強度を最大にするべく最適の圧力下で最適の時間かつ最適の温度で組織が加熱される、請求項109の方法。

【請求項111】 体管または器官組織をシール、切断、またはシールおよび切断するための器具において、ハウジングから延びる第一および第二の鉗子アームを有するハウジングセクションであって、該第一および第二の鉗子アームはハウジングに弾力的に取り付けられており、該第一および第二の鉗子アームの各々は、握る面を有する遠位端を有するところのハウジング、各鉗子アーム遠位端の遠位端を超えて延びているスリーブ、一方の鉗子アーム遠位端上の1つのスリーブの外部表面に隣接しかつ他方の鉗子アームの内部表面に向かい合う加熱要素、および加熱要素に操作可能に接続された電力源を含むところの器具。

【請求項112】 各スリーブが非粘着性ポリマー物質で構成されている、請求項111記載の器具。

【請求項113】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項111記載の器具。

【請求項114】 ハウジングが、鉗子アームを互いに対して平行に保持するためのガイドを含む、請求項111記載の器具。

【請求項115】 ハウジングが、加熱要素への電流を制御するための、指操作スイッチを含む、請求項111記載の器具。

【請求項116】 鉗子アームの遠位端が互いに接するように配置されている、請求項111記載の器具。

【請求項117】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項111の器具。

【請求項118】 電力源がRF電力源である、請求項111の器具。

【請求項119】 電力源が低周波AC電力源である、請求項111の器具。

【請求項120】 制御回路機構を有する、請求項111の器具。

【請求項121】 鉗子アームがそれぞれ、フィンガーグリップ手段を有する、請求項111の器具。

【請求項122】 体管または器官組織をシールおよび/または切断するための器具において、

近位端および遠位端を有する第一の握り部材であって、該遠位端は加熱要素を有するところの握り部材、

近位端および遠位端を有する第二の握り部材であって、第一および第二の握り部材の近位端は互いに隣接しかつ回転可能に互いに対し接続されているところの握り部材、

近位端および遠位端を有する細長い部材、

細長い部材の近位端に取り付けられたハンドルであって、アクチュエーターを有するところのハンドル、および

電力源

を有し、

ここで、第一および第二の握り部材は細長い部材を通してハンドル内のアクチュエーターに操作可能に接続され、かつ加熱要素は電力源に操作可能に接続されているところの器具。

【請求項123】 第一および第二の握り部材の遠位端がそれぞれ、非粘着性のポリマー物質で構成されるスリーブを有する、請求項122の器具。

【請求項124】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項122記載の器具。

【請求項125】 ハンドルが、加熱要素への電流を制御するための、指操作スイッチを有する、請求項122記載の器具。

【請求項126】 第一および第二の握り部材の遠位端が互いに接するように配置されている、請求項122記載の器具。

【請求項127】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項122の器具。

【請求項128】 電力源がRF電力源である、請求項122の器具。

【請求項129】 電力源が低周波AC電力源である、請求項122の器具。

【請求項130】 ハンドルが制御回路機構を含む、請求項122の器具。

【請求項131】 体管または器官をシールおよび/または切断するための器具において、

2つの細長い把持部材および2つのハンドル部材を有する外科用クランプ、近位端および遠位端を有する細長い部材であって、近位端は加熱要素を含むところの細長い部材、および

電力源

を有し、

ここで、細長い部材の加熱要素は電力源に操作可能に接続され、細長い部材は、細長い加熱部材の遠位端が把持部材の一方に隣接するように位置付けられかつ細長い部材が外科用クランプに取り除き可能に取り付けられ得るように外科用クランプと協働し、かつ外科用クランプの把持部材が互いに押し付けられるとき、加熱要素は他方の把持部材の内部表面に向くところの器具。

【請求項132】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項131記載の器具。

【請求項133】 細長い部材が、加熱要素への電流を制御するための、指操作スイッチを有する、請求項131記載の器具。

【請求項134】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項131の器具。

【請求項135】 電力源がRF電力源である、請求項131の器具。

【請求項136】 電力源が低周波AC電力源である、請求項131の器具。

【請求項137】 細長い部材が制御回路機構を有する、請求項131の器具

。

【請求項138】 外科用クランプを電熱デバイスへ変換するための変換器において、

近位端および遠位端を有する細長い部材であって、近位端は加熱要素を含むところの細長い部材、および

電力源

を有し、

ここで、細長い部材の加熱要素は電力源に操作可能に接続され、細長い部材は、細長い加熱部材の遠位端が把持部材の一方に隣接するように位置付けられかつ細長い部材が外科用クランプに取り除き可能に取り付けられ得るように外科用クランプと協働し、かつ外科用クランプの把持部材が互いに押し付けられるとき、加熱要素は他方の把持部材の内部表面に向くところの変換器。

【請求項139】 加熱要素が、ニクロム、ステンレス鋼、ニチノール、および金属アロイから成る群から選択される物質から選択されるヒーターワイヤである、請求項138記載の器具。

【請求項140】 細長い部材が、加熱要素への電流を制御するための、指操作スイッチを有する、請求項138記載の器具。

【請求項141】 電力源が携帯用DC電力源である、請求項138の器具。

【請求項142】 電力源がRF電力源である、請求項138の器具。

【請求項143】 電力源が低周波AC電力源である、請求項138の器具。

【請求項144】 細長い部材が電流制御回路機構を有する、請求項138の器具。

【請求項145】 近位端および遠位端を有する細長い部材を含む、組織をシールし、切断し、またはシールおよび切断するための器具において、遠位端がフックの形状であり、かつ遠位端がヒーターワイヤを有する内側表面および該ヒーターワイヤと該内側表面との間に位置付けられた絶縁部材を含むところの器具。

【請求項146】 ヒーターワイヤが近位端および遠位端を有し、かつヒーターワイヤ近位端が電力源と電気接続されている、請求項145の器具。

【請求項147】 ヒーターワイヤの遠位端が細長い部材の遠位端に点溶接されまたは把持されている、請求項145の器具。

【請求項148】 細長い部材が、生理学的に許容され得る金属で構成されている、請求項145の器具。

【請求項149】 細長い部材がステンレス鋼で構成されている、請求項145の器具。

【請求項150】 絶縁物質がポリマーのスリーブを有する、請求項145の

器具。

【請求項151】 細長い部材の近位端が浮き模様を有する、請求項145の器具。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本出願は、1997年3月5日に出願された米国仮特許出願第60/038,589号に基いているところの、1998年3月5日に出願された、一部継続の同時継続している米国特許出願第09/035,691号であり、これら出願の両方は、引用することにより本明細書に組込まれる。

【0002】

本発明は、一般的には、組織をシールおよび結合または切断するための器具および方法に関する。本発明の器具は、特に、通常の開腹手術または内視鏡もしくは腹腔鏡手術に使用するためのものである。

【0003】**【従来技術】**

止血、すなわち血液凝血は、凝血カスケードとして知られる自然に生じる生物学的経路の活性化によって得ることができる。経路は、組織の損傷によって活性化され得る。この損傷は、機械的、化学的または熱的な源から生じ得る。この自然の生物学的経路は、自由に流動する血液の血餅への転化を生じる。いくつかの生物学的要素、例えば組織蛋白質、主にフィブリンおよびスロンビンが凝血カスケードに参与する。血小板ならびに赤血球および白血球などの細胞も参与する。

【0004】

手術中、止血は、血液中に存在する蛋白質の直接変性によっても達成され得る。蛋白質の変性は、その特徴的な三次元構造が、蛋白質を実際に壊すことなく変化することを意味する。この直接変性は、純粋な物理化学プロセスであり、変性された蛋白質は互いに結合して、天然の血餅に匹敵する蛋白質の無定形塊を形成する。蛋白質の変性により蛋白質はどのようにして隣接する蛋白質とくっつくのであろうか。蛋白質は一般に、複雑な三次元構造を有する。蛋白質は実際には、ペプチドと呼ばれるより小さな分子の鎖であり、ペプチドは、別の側鎖上の分子基を引き付け得る分子基を含む側鎖を有し得る。蛋白質の主鎖はループ状で、複雑に折り畳まれており、その結果、蛋白質に特徴的な三次元構造が得られる。こ

のループ化および折り畳みは、ペプチドの側鎖間の分子内引力により生じる。側鎖間のこの引力は一般に、「水素結合」または静電型である。ペプチドを主鎖に沿って互いに保持する引力は共有結合である。蛋白質が変性されると、蛋白質はその正常な三次元構造を失う。この蛋白質分子の折り畳みが解かれると、ペプチド上の側鎖は、蛋白質鎖を折り畳むために「内側に」向かう代わりに、隣接の蛋白質の側鎖に結合することが可能になる。この分子間結合の結果、変性蛋白質の大きな塊が形成される。このプロセスは、自然の凝血機構の生物学的カスケードの活性化に依存するのではなく、純粋な物理化学プロセスである。止血の場合、変性されなければならない組織蛋白質は、主に、ヘモグロビンおよびアルブミンなどの血液中のものであるが、血管壁または他の解剖学的構造に存在するような構造蛋白質も含む。

【0005】

蛋白質を変性するための最良の方法の一つは、蛋白質を、分子内水素結合を壊すのには十分高いが、主鎖に沿ったはるかに強いペプチド - ペプチド共有結合を壊すには十分高くない温度に加熱することである。このプロセスの基本的な例は、卵の透明な部分をそれが白くなるまで加熱することである。この白色は、最初の透明な蛋白質が変性されたことを意味する。

【0006】

組織蛋白質に運ばれる熱は、電気エネルギー、光エネルギー、電波エネルギーまたは機械（振動または摩擦）エネルギーとして開始し得る。組織に関する限り、最初のエネルギー源が何であるかは、それが或る方法で熱に変えられる限り、問題ではない。

【0007】

例えば、エネルギー源がレーザーである場合、光エネルギーが組織中の分子によって吸収される。その吸収スペクトルは、使用されているレーザーの波長と一致する。光エネルギーがいったん吸収されると、熱が作られ、蛋白質変性の物理化学プロセスが達成される。いかなる種類の光エネルギーも、その波長が組織によって吸収され得るものであるならば、この効果を有する。この一般的プロセスは、光凝血と言う。レーザーを使用することの利点は、その出力が単一波長であ

るため、適合した吸収スペクトルを有するいくつかの組織要素を選択的に加熱することができ、一方、レーザー光が吸収されない他の組織要素は加熱しないということである。この原理は、眼科で一般的に使用されている。レーザーを使用することの他の利点は、そのコヒーレントかつ平行なビームが非常に小さい標的に非常にぴったり集中し得るということである。空間的精度またはいくつかの組織要素のみの選択的光凝固に関心がない場合は、非常に明るい点では普通である光を使用することにより組織を凝固することが完全に可能である。

【0008】

エネルギー源が組織を通して流れる電流である場合、そのプロセスは「電気手術」と言われる。ここで生じることは、組織が電気の流れに対して抵抗を有するので、組織を流れる電気が組織を加熱するということである（「オーム加熱」）。超音波凝固の場合、超音波要素の急速な振動が、小枝を互いにこすることにより火をおこすのと本質的に同じ方法で（ただし、振動速度ははるかに大きく、プロセスはより制御可能であるが）加熱を誘発する。

【0009】

蛋白質を変性し、凝固するのが熱であるのに、なぜわざわざレーザーや電気手術器具を用いて開始しようとするのだろうか。なぜ、非常に単純な熱源、例えば抵抗線、またはもっと単純に、熱い金属片を使用しないのだろうか。昔は、熱い鉄片による「焼灼器」を使用して傷の出血を止めた。この方法に伴う問題は、効力ではなく、焼灼されまたは傷つけられる組織の量および程度の制御および抑制である。

【0010】

事実、1920年代における物理学教授William T. Bovieによる「電気焼灼器」の開発は、組織での熱の発生が、大きい加熱された金属片を使用して可能であるよりもさらに制御可能でありかつ精密である手段を持ちたいという（草分け的な神経外科医Harvey Cushing博士の）願望により拍車がかけられた。電気焼灼器は、非常に高周波数の交流電流を使用する。というのは、これらの高周波数は、直流または低周波数を使用するとき生じる筋肉組織の破傷風様（「動電気による」）刺激を引き起こさないことが分かったからである。筋肉の刺激を避けるために

、非常に高周波数（約数十万サイクル/秒）の交流を使用する必要がある。この高周波数はAMラジオ波の範囲にあり、このことが、電気焼灼器が使用されるとき、ORで使用されるモニターなどの多くの電気器具がなぜ干渉を記録するかの理由である。そのような高周波数の使用からは多くの潜在的な問題が生じ、例えば、患者を傷つけかつペースメーカーおよびコンピューター装置と干渉する可能性のある漂遊電流の制御の困難性が挙げられる。電気焼灼器は、過去50年にわたって洗練されてきているが、それは、まだなお、かなり回り道の組織加熱法を表している。

【0011】

組織を凝血し、シールし、結合し、または切断する多くの器具が知られている。例えば、電気手術器具（単極および双極の両方）である。これらは、凝血させたい組織を通過する高周波数の電流を使用する。組織を通過する電流が組織を加熱させ、その結果、組織蛋白質を凝血させる。これらの器具の単極種では、電流は電極を出て、組織を通過した後、患者の体の遠位部に取り付けられまたは接続された「接地板」によって発生器に戻る。かかる電気手術器具の双極種では、電流は2個の電極間を通り、組織は、卵管の閉塞のために使用される「Kleppinger双極鉗子」の場合のように、2個の電極間に置かれまたは保持されている。

【0012】

そのような単極および双極器具の多くの例があり、今日では、Valley Lab、Cabot、Meditron、Wolf、Storzおよび世界中の他の会社などの会社から市販されている。この領域での新しい開発は、CabotおよびCircon - ACMIから市販されている「Tripolar」器具である。その器具は、単極凝血電極の他に機械的切断要素を含む。

【0013】

公知の超音波器具に関しては、要素またはロッドを振動させるかなりの高周波数が組織と接触して保持される。急速な振動により、組織中の蛋白質が凝血してくる。超音波器具はまた、蛋白質が凝血している間、組織を把持するための手段も使用する。

【0014】

Olympusは、可撓性内視鏡の中を通過させるためのカテーテル型の可撓性プローブに含まれる電気加熱線を使用するヒータープローブ器具を市販している。それは、胃腸管の内側に存在する小さい出血している管または消化性もしくは他の種類の胃腸潰瘍に存在する出血している管の凝血に使用される。この器具では、単極または双極焼灼器の場合のように電流が組織を通過するわけではない。この器具は、大量の組織が凝血されるだけでなく粉碎もされなければならない腹腔鏡手術または開放手術での使用には恐らく適しないであろう。

【0015】

多くの公知特許がある。

【0016】

米国特許第702,472号 (Pignolet) は、一方がジョーを加熱するための抵抗を有する、ジョー付の組織把持鉗子、およびヒーターを作動させるためのバッテリーを開示している。熱および圧力によって生じた凝血された組織は、次いで、ジョーを開く前にジョーの両端に沿って切り離される。

【0017】

米国特許第728,883号 (Downes) は、向かい合うジョー部材およびジョーをアクチュエートするためのハンドル手段を有する電熱器具を開示している。ジョー部材には抵抗部材が取り付けられており、直接の接触がプレートによって遮られている。この器具は、組織に施与される熱によって組織を凝血させており、電流によってではない。

【0018】

米国特許第3,613,682号 (Naylor) は、バッテリーによって作動する焼灼器具を開示している。

【0019】

米国特許第4,031,898号 (Hiltebrandtら) は、ジョー部材を有する凝血器具に関し、ジョー部材の一つは抵抗コイルを含む。この器具は、加熱要素を制御するためのタイマー機構を有する。加熱要素は、温度センサーとして直接使用される。

。

【0020】

米国特許第4,196,734号(Harris)は、電気手術および焼灼の両方を行うことができる器具を開示している。サーミスター温度感知要素は、加熱ループをモニターし、電流を調節し、それによって温度を調節する。

【0021】

米国特許第4,359,052号(Staub)は、バッテリー作動する取り外し可能な焼灼器加熱先端を有する焼灼器具に関する。

【0022】

米国特許第5,276,306号(Huffman)は、バッテリーのためのトリガー機構を有する、ピストルグリップの、手で保持する加熱器具を開示している。

【0023】

米国特許第5,336,221号(Anderson)は、組織を溶接または溶融するための光熱把持器具であって、溶融された組織を分離するための切断ブレードを使用する器具を開示している。

【0024】

米国特許第5,443,463号(Sternら)は、切断ブレードによって二またに分かれる、把持するためのジョー部材を開示している。これは、複数の電極および温度センサーを有しており、単極または双極として機能し得る。

【0025】

米国特許第5,445,638号(Rydellら)は、双極の凝血・切断器具に関する。

【0026】

上記した参考文献の各々は本発明に関係するが、いずれも、本明細書に開示され、特許請求された本発明の全体を開示するものではなく、また示唆するものでもない。

【0027】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、組織をシール、切断、又はシール及び切断するための器具を提供することである。

【0028】

また、本発明の目的は、組織をシールおよび結合するための器具を提供するこ

とである。

【0029】

本発明の別の目的は、外部電源を必要としない携帯用器具を提供することである。

【0030】

本発明のさらに別の目的は、腹腔鏡手術および内視鏡手術の要件、すなわち長くかつ非常に狭い（直径が2、3ミリメートルの範囲またはさらに狭い）という要件に一致するように構築され得る器具を提供することである。

【0031】

本発明のさらに別の目的は、本発明の器具を使用して手術を行うための方法を提供することである。

【0032】

本発明のさらに別の目的は、組織シール強度を最適にし、組織への付随する損傷を最小にするための、最適な加熱および最適な圧力のための方法および器具を提供することである。

【0033】

本発明のこれらおよび他の目的は、当業者であれば、以下の本発明のより詳細な説明から明らかになるであろう。

【0034】

【課題を解決するための手段】

本発明によれば、独立に制御されるところの3個のパラメーター、即ち、組織が加熱される温度、適用される圧力、並びに温度及び圧力が維持される時間がある。組織に適用される合計の熱は、温度及び時間の関数である。重要な特徴は、組織が指定された総時間で凝血されるまでの圧力及び熱の組合わされた（同時、部分的同時、又は逐次的）適用であり、それは、変性されたタンパク質を互いに結合することを含み、一方、圧力なしで要求されるであろうよりも少ない熱エネルギーで止血の達成を手伝う。また、与えられた全エネルギーは、熱及び圧力の適用の間に対置する組織を保持する器具の部品の配置及び材質により最小化される。より少ない熱エネルギーを使用することは付随する損傷をより少なくすること

を意味する。また、公知の電気外科的及び超音波的な組織凝血器具により達成される得るのと少なくとも同程度に良好な結果が、しかし、はるかに小さく、はるかに軽い電源、例えば、バッテリーによって達成され得る。また、組織を加熱する非常に簡単かつ直接的な方法が使用される。基本的な加熱要素が非常に簡単である故、改善された結果が、組織を加熱するためのより丸みを帯びた手段の少しの犠牲において達成され得る。

【0035】

本発明の一態様によれば、外科手術の間に組織をシールし又は凝血し、かつ切断するための器具及び方法が提供される。該器具は、組織を制御可能に加熱し、一方同時に、組織が加熱されるまで限定されかつ制御可能な量の圧力を適用するための手段を組込む。熱及び圧力の組合わされた適用のために、組織タンパク質は凝血されるであろうし、かつ組織内の血管は、止血を達成するために閉じてシールされるであろう。組織を最適にシール又は凝血することは、付随的な組織損傷の最小の量を伴って強力かつ耐久性のあるシール又は凝血又は吻合を作り出すことを意味する。本発明の器具において、最適化は、凝血プロセスの間に組織を保持する器具の部品の物理的配置と時間、温度及び圧力の調節との組合せにより達成される。

【0036】

制御の一部として、熱は連続法よりむしろパルスで与えられ得る。パルスによる熱適用は、その領域に隣接する組織が、加熱プロセスから回復し、そして生存可能なままでいるための凝血時間であることを可能にする。また、圧力の適用は強度で変化可能であり得、かつまたパルス又は非連続法において適用され得る。

【0037】

生物組織の外科的処理のための方法及び器具を提供することが本発明の一態様であり、ここで、熱エネルギー及び圧力が、出血を止めること、組織をシールすること、組織を結合すること及び組織を切断することの目的のために、組織タンパク質が変性され、そして該組織がそれ自体又は他の組織と接着され又は結合されるであろうような時間に亘って、同時に、実質的に同時に、連続的に又は交互に適用される。これらの目的を達成するために必要な熱又は温度エネルギーの最

小量が、処理される部位に隣接する組織への温度損傷を最小にするように消費される。

【0038】

該器具はまた、組織が、凝血された後に組織を切断又は除去するため、組織破壊若しくは分離、切削発達 (plane development)、又は血管若しくは他の組織構造例えばリンパ管の凝血若しくは止血若しくはシールを組合せた組織構造の限定若しくは可動化又は組織結合のための手段を組み込むことができ、ここで、「切断」は、切り裂くこと又は組織分割を含む。切断は、凝血された組織を通される刃により達成されることができ、一方、組織は該器具のジョー内に保持される。切断はまた、組織を凝血するために必要な量より多い熱量を使用することにより熱的に達成され得る。あるいは、切断は、限定されるものではないが、刈り取り動作、レーザーエネルギー、及びRF、又は上記の二つ以上の組み合わせを含む他の機械的、超音波的又は電子的手段により達成され得る。組織切断を達成するために熱エネルギーを使用する場合に、該器具及び方法は要求されるエネルギーの量を最小にして、望まれない組織壊死の最小量を伴って組織を分割するであろう。

【0039】

加熱要素は、電流が通過するところの抵抗ワイヤであり得、あるいは加熱要素は、電流がそれを通過するとき熱を発生するところの他の物質であり得る。電流は、連続電流又は定められた持続時間及び周波数の一連のパルスのいずれかとしてワイヤを通して与えられる。慣用の電気外科的手術器具とは違って、本発明の器具の電流は組織を通して通過せず、それは迷走電流の故に問題を生じ得る。電気要素は、良好な熱接触にあると同時に組織から電氣的に絶縁されている。該器具の簡単な実施態様において、組織に与えられる連続電流の合計量そして従って合計熱エネルギーは、簡単なタイマー回路による持続時間で、又は処理された組織の直接視覚による又は他の知覚的検査によってさえ制限される。より複雑な実施態様において、パルス列配置及び持続時間は、簡単なマイクロコントローラー、例えば、はめ込まれたマイクロプロセッサの制御下にある。マイクロプロセッサ制御により、サーミスター熱センサーが、組織が凝血されていることを把

握するところの器具の部分に組込まれる。マイクロプロセッサはサーミスターから温度記録を取出し、そして組織を焼灼又はシールするための最適温度を達成するために、一方、望まれない付随的な熱損傷を最小にするためにパルス列配置及び持続時間を調節する。最適温度の実際の値は、この特定の器具のために実験的に検証され得る。

【0040】

本発明の一態様に従うシール処理の温度は好ましくは、組織タンパク質を変性し、一方、組織への過度の壊死を避けるために要求される範囲（約45 ~ 100未満）に維持される。過剰な組織壊死なしにタンパク質変性を達成するために必要な範囲に温度を保持することは、該処理中に消費される合計熱エネルギーが、もし、温度がこの範囲に保持されなかったとしたときより少ないであろうことを意味する。該処理中に消費される合計熱エネルギーの量は、熱の程度（温度）及び熱が与えられる時間の長さに関係する。熱と圧力の組合わされた適用は、変性されたタンパク質を実際に互いに貼り付けるために要求されるであろう熱量及び温度を減じる。圧力のこの組合わされた適用はまた、与えられた温度における熱エネルギーの与えられた量において、変性されたタンパク質が実際に互いに貼り付くところの強度を増加する。

【0041】

与えられた圧力の量は、スプリング又は他の弾性要素、又は機械的に機能する同等物により調節され、それは、組織がシールされ又は凝血される寸法又は厚みの変化にもかかわらず、組織が単位面積当たりの力の予め決められた量により保持されることをもたらすであろう。圧力はまた、機械的要素若しくはスパーサー又は圧力発生要素の幾何学的配置により調節され得る。温度値に関して、与えられるべき圧力のための正確な値が、適正な測定キャリブレーションでこの器具のために確かめられ得る。

【0042】

耐久性のある凝血又はシールを作り出すために十分ではあるが過剰ではないところの熱及び圧力の組合せの制御された適用は、熱エネルギーの比較的少量的のみが必要とされるという結果を有する。熱の比較的少量的のみが必要と

されることは、比較的小さな電気バッテリーが、熱を生成するためのエネルギー源として使用され得ることを意味する。本発明の器具はそれ故、組織を凝血させるための慣用の電気外科的、レーザー又は他の器具に要求されるような巨大かつ重い外部の電力発生器具を不要とし得る。小さなバッテリーが、器具を稼動するために使用され得る故に、該器具は、非常にコンパクトかつ軽重量、並びにポータブル及び/又は使い捨て可能に作られ得る。バッテリー又は低電圧直流の他の電源の使用は、慣用の高周波数電気外科的器具において生ずるところの、電氣的干渉及び迷走電流により引起される危険性及び不便さの回避を容易にする。レーザーによる目の危険性がまたそれにより回避される。

【0043】

該器具の加熱要素及び圧力発生要素が、製造するために本質的に簡単かつ安価であり得る故に、組織と接触する器具の部分は、所望なら、使い捨て可能な様式で作られることができ、一方、器具のより高価な部分は再使用されるように作られ得る。もし、器具が、マイクロプロセッサ サーミスターコントローラーの代りに簡単なタイマーを組込むなら、バッテリーを含む全体の器具は非常に安価かつ使い捨て可能に作られ得る。

【0044】

熱と圧力の組合せの制御された適用と同一の一般原理を採用するこの器具の異なる実施態様は、組織の結合又は管状組織の吻合を作り出すための隣接する組織を結合又は「一体化」するために使用され得る。組織の結合は本質的に、止血を達成するための組織タンパク質の制御された凝血の特別な場合である。

【0045】

そのような熱及び圧力効果は、器具の構成に採用された物理的な配置及び材質により空間的に制限されるであろうことは、本発明の更なる態様である。配置及び構成材質は、1) 組織が、変性されたタンパク質の強い結合をもたらすために十分な圧力ではあるが、組織の壊死を生ずるためには十分な圧力でない圧力を加えることで保持され、かつ2) 熱が、処理される組織を保持するところのジョーの材質により、処理される組織に集中され、ここで、そのような材質は、隣接する組織を加熱することに熱が消費されることを防ぐところの断熱材である。その

ような材質はまた、さもなければ熱放射に失われるであろう熱エネルギーを処理された組織に反射するために反射層または被覆を採用し得る。そのような材質はまた、処理された組織に熱エネルギーを集中させ、かつ処理されることを意図されない組織から離すように幾何学的配置を有しており、即ち、形作られ得る。例えば、器具のジョーは、熱エネルギーを集中させるために凹面状又は放物線状の内面を有し得る。

【0046】

そのような効果が、エネルギー搬送の種類、量、及び持続時間及び一時的な分布により空間的に制限されるであろうことは、本発明の更なる態様である。エネルギーは、このエネルギーが組織タンパク質を変性するために熱に転換される限りにおいては、熱、光、音又は電気、化学、又はエネルギーの他の形態として始めることができる。好ましい実施態様において、エネルギーは、該器具自体に含まれるバッテリーにより発生され得るところの簡単な低コスト熱的加熱要素から搬送されるであろう。エネルギーは、可変の又は一定の強度で、連続的、又はパルス若しくは間欠的方式において搬送され得る。エネルギーのパルス又は間欠的搬送は、エネルギー分布の空間的な制限を作り出し得る。(なかんづく、光、熱、分光的フィードバックを含む)フィードバック及びマイクロプロセッサは、熱効果を制御するために使用され得る。組織凝血、シール又は結合の場合に、エネルギー源により作り出される温度は、処理された組織中のタンパク質の変性を作り出すために十分に長い保持時間の間、約45～約100の範囲であり得る。

【0047】

熱又はエネルギー搬送源は、真っ直ぐな若しくは曲がった簡単な電氣的抵抗ワイヤ、ワイヤの格子若しくはパターン、又は電氣的抵抗物質の薄いフィルム若しくは被覆であり得る。一つ以上のエネルギー要素が使用され得る。それらは、圧力要素により処理された組織のいくつか又は全部を目標にし得る。エネルギー搬送源は、圧力要素と一体化される、又は圧力要素から分離され得る。切断要素は、エネルギー要素に組込まれ得る。エネルギー又は熱源は、動かし得るか又は固定され得る。エネルギーは、圧力の適用方向に比較して同様又は異なる平面に搬

送され得る。エネルギー又は熱源は、その形状及び寸法が、異なる解剖状況、組織形状及び厚みに従って変化され得るような様式で構成され得る。例えば、電氣的抵抗物質により被覆された膨らませることができる風船が、熱源として採用されてよい。他の例は、熱源が、必要に応じてより大きな表面又はより小さな表面を覆うために拡張され（「扇形に広がり」）得るところの拡張可能なファン型配置を有し得ることである。他の例は、処理されるべき組織の回りを包み得るところの可とう性のシート型配置であり得る。

【0048】

そのような効果は、エネルギー又は熱源と連絡して作動する圧力搬送の種類、量、及び保持時間又は一時的な分布により空間的に制限されるであろうことは、本発明の更なる態様である。圧力の搬送は通常、むしろ器具の最小限の二つの要素から成るであろうが、しかし、いくつかの場合において、環状の切断輪又はコアリングバイオプシー器具の例におけるように、簡単なアバットメント又は組織に対する単一要素の押し付けから成ることができる。組合わされたエネルギー圧力源並びに別々のエネルギー源及び圧力源を含む、エネルギー源と圧力源との間の幾何学的配置の任意の組合わせが作り出され得る。絶えず続く要求は、エネルギー要素が、圧力要素により圧力をかけられるところの少なくともいくつかの組織にエネルギーを搬送することである。圧力要素は同様に、その形状を変化できて、異なった解剖の状況、組織形状又は厚みに適応するためにエネルギー又は圧力の適用前又は適用の間にその形状を調節できる。組織を形作り又は形成するための切断要素又は他の要素は、圧力要素と合体され得る。例えば、圧力要素は、先の尖った角度を持つ中心を有する平らな側面を含むことができ、該側面に沿う加圧と中央上の切断効果との組合せを作り出す。適用される圧力は、一定か又は時間と共に変化され得、そして組織に対する圧力要素の関係は、圧力及びエネルギー又はその両方の適用の間に一定か又は変化され得る。適切に配置された圧力要素の動作は、エネルギー又は圧力の適用の前、間又は後に切断を実行するために使用され得る。変化され得る適用は同様に、マイクロプロセッサにより作動する圧力変換器又は歪センサーからのフィードバックにより制御され得る。

【0049】

完全に分離された切断要素が、分離されたエネルギー要素及び圧力要素に加え使用され得ることは、本発明の更なる態様である。縫合糸、ステーブル、クリップ、バンド、ねじ、プレート又は鉸を含む機械的な組織固定器具が、該器具中に組込まれ得ることはまた本発明の態様である。この場合に、熱エネルギー及び圧力は、主に凝血及びシールを提供するために使用され、そして機械的要素は、組織結合又は吻合に更に強度を与えるであろう。

【0050】

本発明は、開放された、腹腔鏡的、内視鏡的又は任意の形態の最小限に侵入する外科手術のいずれかにおいて使用され得る。本発明に基く外科用器具は、長くかつ細く、腹腔鏡的又は最小限に侵入するアプローチに適してあり得る。

【0051】

温度、時間、圧力、並びに器具の何らかの調節可能な物理的配置又は幾何学的配置のパラメーターは、処理される組織のタイプ、寸法、及び厚みに依存して変え得る。これらのパラメーターは、実際の処理前に実験的に決定されることができ、そしてマイクロプロセッサ中の「索引 (look-up)」表により、又は器具の調節し得るノブ、ダイヤル等の簡単なマーキング及びキャリブレーションにより器具中に組込まれ得る。

【0052】

二つの中空の管状構造、例えば、小さな血管又は精管を熱的に結合し又は吻合する目的のために、好ましい実施態様は、二つの環状又は円筒状要素を組込むであろう。そのような円筒状要素は、一つを他の一つに合せるように設計されて、熱が与えられている間に、二つの管状構造を互いに保持するであろうところのジヤグ (jug) 又は一時的なステント (stent) として働く。該管状構造は、ある量の部分的重複又は末端と末端の接触のいずれかを提供するような様式で保持されるであろう。先の実施態様におけるように、適用されるところの接合圧力の量は、組織のタイプ及び厚みに従って最適化されるであろう。熱は、円筒状のジグ又はステントに組込まれかつ部分的重複又は末端と末端の接触にあるところの二つの管状構造の部分に熱を与えるべく位置を定められた一つ又は複数の加熱要素により提供されるであろう。上記において議論したように、与えられる熱及び圧力

の量は、最小量の付随的損傷で確実な吻合を作り出すために必要な最小量である。

【0053】

この器具の他の実施態様は、固体状の器官、例えば、肝臓又は腎臓の「コア」生検を得るために適する、環状の機械的切断要素を採用するであろう。一末端において鋭いエッジを持つ円筒様形状をしたこの環状の機械的切断要素は、円筒の外側に電氣的抵抗要素を組込むであろう。この電氣的抵抗要素は、抵抗物質の薄いフィルム形状であり得る。組織の機械的切断が、組織中に円筒状のカッターを回転すること又は押し付けることにより実行されたので、カッターにより作られた軌跡に沿う止血は、カッターの外側の加熱要素により達成されるであろう。円筒状のカッターは、取り除かれる組織コアサンプルがコアの外側における加熱要素の熱効果からしゃ断されるような材質により作り上げられ、又はそのような材質の層を組込まれるであろう。このデザインは、熱変化により破壊されないところの組織試料の回収を可能にし、かつまた、生検の領域に沿って確実な止血を可能にするであろう。この器具において、該軌跡の組織上に円筒状の壁により働かされる横方向の圧力は、明確には制御されることはできず、しかし、圧力があり、そしてその圧力は止血達成の要素である。

【0054】

本発明の更なる実施態様において、環状の切断輪は、組織、例えば皮膚を切断するために機械的に回転されるであろう。この環状の切断輪は、その縁に沿って、電氣的抵抗性の薄いフィルムを組込むであろう。この電氣的抵抗要素は、回転機械輪が組織を切る時に、止血を提供するであろう。

【0055】

本発明のより更なる実施態様において、膨らませることができる弾力性のある風船が、組織に熱及び圧力を与えるために使用され得る。風船の外表面は、可とう性の、任意的に引き伸ばし可能な、電流が与えられたとき加熱するであろうところの電氣的抵抗物質により部分的に又は全体的に被覆されるであろう。ここで、組織に働かされる圧力は、風船の膨張圧力の調節により制御され得る。

【0056】

本発明の他の実施態様は、血管、身体における他の管、又は器官組織を、熱誘導凝血により同時に結紮すると共に、電気エネルギーにより分割されることを可能にするところの小型の電気切断及び凝血器具を含む。この実施態様は、アームの先端における領域を挟むことで器官組織の血管又は部分を掴むことができるところの鉗子又は二つのアームを持つピンセット様グリッパーを含む。一つのアームは突出する切断ワイヤを備えられ、一方、他のアームはアンビル面を備えられており、かつ任意的に、切断ワイヤを受け取るための凹所を備えられている。管又は組織を切断することは、ワイヤを加熱し、そして管又は組織上でピンセットアームを閉じ、加熱されたワイヤが管又は組織を切断することを可能にすることにより達成される。管又は組織をシールすることは、ピンセットアームが管の切断された端において閉じられるとき達成され、それ故に、アンビル面が加熱されて、管又は組織の凝血を引起す。ワイヤは、炭素を含む汚れがつかない組成物により作られ得、かつアンビルは、汚れがつかない物質、例えば、PTFE又は炭素を含み得る。切断ワイヤは、電源、好ましくはDC電源、かつ好ましくは、器具の本体または小型バッテリーパックに収容されバッテリーにより供給される電源から高温に加熱される。アンビルは、電源から電気を供給される加熱ワイヤと共に切断ワイヤからの放射熱及び伝導熱により、又は間接的に切断ワイヤからの放射熱及び伝導熱により加熱され得る。

【0057】

任意的に、標準クランプは、加熱要素及び電源を含むカートリッジを受け入れるために改造されることができ、あるいは腹腔鏡操作のために有用な器具は上記の鉗子と機能的に等価であり得る。

【0058】

本発明の器具は、外科手術に使用されることができ、かつ腹腔鏡及び内視鏡外科手術にとりわけ良く適している。開示された方法が、組織タンパク質の変性及び互いの粘着を得ることに一致する、最小量の熱エネルギー及び最低温度での熱エネルギーを使用する故に、この方法に基づいて働く器具は、慣用の外科的エネルギー器具より効率的に機能できるであろう。それゆえ、これらの器具は、ポータブルかつバッテリー電力供給でさえあり得、これは、それらをポータブル又は

軍隊での適用のために理想的に適合させる。

【0059】

同時の熱エネルギー及び圧力の組合せ、タンパク質変性を作り出すために十分ではあるが過剰ではないところの温度及び圧力、及び処理領域を超えて周囲の組織への熱エネルギーの損失を最小にしながら処理される組織を互いに貼り付けることを促進するところの物理的配置及び構造材料により、外科手術的凝血、シール、結合又は切断を得ることを特に得ようとするところの器具又は方法は先行技術にはない。

【0060】

【発明の実施の形態】

付随する図面と関連させて以下の記載が参照される。

【0061】

本発明は、おそらく図面からよりよく理解される。図1は本発明の略図であり、該図は上側ジョー(jaw)10、下側ジョー12、該ジョーを開け及び閉じるためのレバー20を有するハンドル18に取り付けられた細長くされたシャフト14を示す。上側ジョー10はバネ支持部材13に蝶番11で取り付けられて、そしてバネ15は上側ジョー10およびバネ支持部材13の双方に取り付けられて、上側ジョー10をずらす。レバー20はロッド21を介して上側ジョー10または上側ジョー10および下側ジョー12の双方に操作可能に接続されている。シャフト14のハンドル18に最も近い端部には、(1)プッシャー16が備えられ、それは部材17及びコネクタ23を介して下側ジョー12内に格納された(housed)切断ナイフブレード19に接続されており、および(2)トリガー22が備えられ、プッシャー16を駆動し、それは切断ナイフブレード19を駆動する。ハンドル18の下側端部18には充電可能なバッテリーパック24が備えられ、それは加熱要素アクチュエーター27および下側ジョー12内の加熱ワイヤ要素26に操作可能に接続されている。

【0062】

図1Aにおいて、組織部分25がジョー10と12の間に挟まれ、ブレード19によって切断される。

【0063】

図2は下側ジョーの平面図であり、ジョー12内の加熱ワイヤ要素26および切断ブレード19のためのスロット28の相対的位置を示す。加熱ワイヤ要素26は、該ワイヤが実質的にジョー12の表面と同じ高さであるような深さの溝内部に在る。好ましくは、組織の平行な2つの部分のみがシールされるように、加熱ワイヤ要素26の遠位部分29は、加熱ワイヤ要素26の面の下部または面からはずれて(out of)いる。加熱ワイヤ要素26(それは、好ましくはニクロムまたはいかなる他の適した電気抵抗性金属または合金、または電気抵抗性薄膜またはコーティングからなる)は、好ましくは適した熱伝導性の、電気抵抗性の、付着性でない(non-stick)コーティングを有する。例は、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、例えばTEFLON(商標)または調理用具に用いられている他の付着性でないコーティングを含む。さらに、上側ジョー10および下側ジョー12の向かい合った表面の一または両方は、任意的に、波形が付けられ、不規則であり、または溝が付けられてよい。

【0064】

上側および下側ジョーの両方は、例えばセラミックのような物質からなり、それは熱的に絶縁され又は熱的に反射性である。このようにして、加熱要素によって生成される熱はジョーとジョーの間の空間に閉じ込められ、そして、ジョーの外側と接触し得る他の組織へと広がること、または輻射することができない。これは2つの意味で利点である：第1に、加熱要素により生成された熱は効率的に使用されて所望されたシーリングまたは凝血を行ない、および、第2に周囲の組織を不注意な熱的損傷から守る。

【0065】

当業者によって認められるように、本発明に従い、加熱、圧力、及び/又は切断機能は、機械的、電子機械的、または電子的に同調されて最適な結果を得ることが可能である。さらに、図1、1A及び2に示された器具は、任意にカッター要素を有していなくてよい。そのような器具は、組織をつなぐために、またはさもなくば組織を加熱および焼灼して凝血を生成するために、加熱および圧力のみが必要である状態を企図される。

【0066】

図3及び4に示される実施態様において、円筒状部材30は同心的にロッド32の周囲に位置され、その遠位部分はアンビル33(anvil)を形成する。円筒状部材30の遠位表面は、加熱要素34内部において同心的に配置された環状加熱要素34および環状切断要素35を含む。アンビル33はロッド32が近位に動かされたときに、アンビル33の近位の環状エッジ36が加熱要素34と協働して組織を凝血またはシールするように構成されている。

【0067】

図3および4の実施態様の使用は、図5によって理解され、そこにおいて、例えば、腸の2つの部分38, 39が互いに結合されるべく置かれている。最初に、各部分38, 39の一端がロッド32の周囲の結紮系(ligatures)40, 41と緩く結合される。次いで、ロッド32が遠位に動かされてアンビル33の環状エッジ36が腸の部分38, 39を加熱要素34と接触させる。腸の部分38, 39が互いに結合され、そして余分の組織が切断要素35によって切り取られる。ロッド32は次いでさらに近位方向に引かれて余分の組織、円筒状部位30およびアンビル33を除去する。

【0068】

加えて、熱および圧力によって環状の吻合を作るための図3～5に示される器具は、ステープル等の機械的固定要素をさらに含むことができる。そのような器具が図6および6Aに示され、そこにおいて、環状ステープリング器具42は、メインシャフト43、ハンドル44、ステープルハウジング45、およびアンビル46を含む。アンビル46は固定的にアンビルシャフト47の遠位端に取り付けられており、それはステープルハウジング45、メインシャフト43、およびハンドル44内部において、可動的に摺動可能である。

【0069】

ステープルハウジング45の遠位表面48はステープル(図示せず)および電氣的に抵抗性のコーティングまたは部材50のためのスロット49を有する。カッティングエッジ52を有する内側の環状部材51は、図6Aにおいてより明瞭に見ることができるようにアンビルシャフト47の回りに円周状に配置される。任意に、スロット49およびコーティング50は、ステープルの直接の加熱を促進するように同一の拡がりを有することができる。

【0070】

ハンドル44はアンビル46および加熱要素49を操作する手段およびステーブルを打ち出す手段を含む。当業者によって理解されるように、ステーブル打込みレバーまたは部材53はステープリングハウジング45内で円筒状押し出し部材に操作的に結合されており、スロット49からステーブルを放出する。

【0071】

環状ステープリング器具の操作は、図3に示される器具の操作と、結合されるべき組織中にステーブルが打ち込まれることを除き類似している。好ましくは、ステーブルはシーリングに次いで、且つ切断と同時に打ち込まれる。ステーブルは熱エネルギーと共に作用して、組織のシール、ジョイントまたはボンドを強くし、一方熱エネルギーは該ステーブルの止血能を強める。ステーブルまたは環状以外の形態、例えば直線状、または角度付けられた形状の他の機械的組織ファスナーを熱エネルギーシーリングと共に用いることができる。

【0072】

図7は基本的に組織コア除去器具であるところの本発明の実施態様を示す。組織コア除去器具56は固定的に取り付けられた近位に延びるハンドル60を有する円筒状部材58を含む。円筒状部材58は円筒状部材58の外側表面66の上に配置された鋭利な切断エッジ62および加熱要素64を含む。任意的に、鋭く切断するエッジ62が、切断を実行するために加熱要素に置換えられることができる。

【0073】

上記記載と調和して、組織サンプルは、器具56を前方に動かすにつれ回転しながら、除去器具56を組織内に挿入することによって得られる。該回転は時計回りまたは反時計回りのいずれかであることができるが、エッジ62が切断するために十分な圧力と共に、好ましくは交互に時計回り及び反時計回りである。加熱要素64は除去されるべき組織サンプルに隣接した組織を焼灼またはシールし、十分な深さの組織サンプルがシリンダー58内部に置かれた時、器具56が取り除かれる。従来行われているように、除去器具56は組織サンプルを除去する手段、例えば除去器具56の遠位端から該サンプルを放出するための、近位に延びるアクチュエーター60を有する内部ピストン59を好ましくは含む。当業者に理解されるように、組

織コア除去器具は、追加の切断手段を、コア組織サンプルを組織マスから分離するのを援助するために、その遠位端に任意に有してよい。

【0074】

図8において、電気熱的バイオプシーニードルの遠位部分70は、組織サンプル78を捕獲するためのスロット76を有する内部のスロットを切られた筆状突起74の周囲に、外周的に、摺動可能に配置された外側の切断シース72を含む。該外側シース72は切断エッジ73を有し、それは、該外側シース72がアクチュエーター（図示せず）により遠位に推進されるとき、組織サンプル78を残余の組織マス（図示せず）から分離し、及び、サンプル78をスロット76内に閉じ込める。

【0075】

外側シース72は、その遠位部分に、電氣的に抵抗性の膜75コーティングを好ましくは有する。膜75は、空間で隔たれた電気接点またはコネクター77を有してよい。筆状突起74が内側切断部材（図示せず）を有するところの、バイオプシーニードルの他の実施態様において、該筆状突起または該内側切断部材、またはその双方は、電気抵抗性のコーティングまたは膜を有してよい。

【0076】

本発明の上記態様は公知のバイオプシー器具に組み込むことができる。例えば、米国特許第4,600,014号および第5,595,185号を見よ。これら双方ともに、バイオプシーに関するそれらの記載を参照することにより本明細書に含まれる。

【0077】

図9および10は本発明の環状切断の態様を示し、そこでは、鋭利な外側エッジ82を有するディスク80がその中心において、ハンドル88のフォーク86に回転可能に固定されているロッド84に取り付けられている。エッジ82に隣接するのは、環状加熱要素90であり、それはディスク80の一または両面上に在ることができる。各々の加熱要素90は、フォーク86に電氣的に、例えば1または2以上のブラッシ91を介して、接続されている。任意的に、鋭い切断エッジ82が、切断を実行するために環状加熱要素により置換えられ得る。

【0078】

図11は、加熱および焼灼器具92がカテーテル94およびカテーテル94の遠位端に

封止的に(sealingly)取り付けられた膨張可能なバルーン96を含むところの本発明の実施態様を表す。カテーテル94は、少なくとも1つの内腔98を有し、それは膨張または収縮させるためにバルーン96と流体連結している。カテーテル94の近位端は、バルーン96を膨張または収縮させるために、調整された圧力源または膨張源(図示せず)と流体連結している。

【0079】

バルーン96は電氣的抵抗性の膜コーティング100を有し、その少なくとも2つの離れた部分は、カテーテル94に沿って近位にまたはカテーテル94の中を電源104まで延びるワイヤ102に接続されている。電氣的に抵抗性の膜コーティング100は、バルーン96外表面の全部では無いにせよ、かなりの部分を蓋うように意図される。

【0080】

使用に際し、収縮されたバルーン96を有する器具92は患者の体内で、例えば体内的にまたは経皮的に操作されて、焼灼すべき部位に隣接してバルーン96が配置される。次いで、焼灼すべき場所に電氣的に抵抗性の膜コーティング100が接触するようにバルーン96が膨張させられると、膜コーティング100は源104からの電氣的エネルギーを与えられる。熱および圧力が所望された効果を産んだ後、電力が切られ、そして取り出しを容易にするために、バルーンが収縮される。

【0081】

図3~11に示す本発明の実施態様に関して、各々の加熱要素は適切な電力供給源へと電氣的に接続されることが理解されるべきである。各々の場合において、電力供給源はバッテリーまたはバッテリーパックであることができ、それは各々の器具に固定的に取り付けられまたは一体化されることが想起される。任意に、バッテリーまたはバッテリーパックは、例えば作業者が身に付けるためのクリップまたはベルト手段のように、分離して据え付けられまたは配置されることができる。他の標準的な電力源、例えばトランス、も使用してよいことは本発明の範囲内である。他の熱源、例えばブタンのような燃料、または化学反応、を使用してもよい。

【0082】

上述したように、本発明の一の側面は、最大の組織シール強度および最小の付随する組織損傷を達成するために、(1)熱エネルギーの適用、すなわち、温度及び時間、および(2)圧力、すなわち、力及び継続時間の最適化に関する。当業者は、有用なパラメータは大きく異なることを認めるであろう。

【0083】

しかし、人間組織への実際的な適用において、約0.5～約14ボルト、好ましくは約1～約12ボルトの電圧、が蛋白質を変性させるのに適した温度へと組織を加熱する熱エネルギーを生成するのに十分な抵抗を有する加熱要素に適用される。この温度は約45～約100 の範囲である。適用される圧力は、癒合を与えるに十分であるが、組織そのものをつぶすまたは破壊するよりも小さい。

【0084】

組織の凝血、シール、吻合、または溶接の強さは実験的に測定される。例えば、裂けた血管の側面に作られた凝血の強さは、最初に凝血を作り、そして、測定された大きさの静止圧を血管の内側に、凝血が破裂しそして出血が再開するまで与えることにより実験的に測定することができる。組織溶接の強さは、最初に2つの組織を結合し、そして該結合された組織を、増加し且つ測定された大きさの力で組織を引き離そうとする機械の中へと置くことにより測定することができる。付随する熱損傷も測定できる量であり、すなわち、付随する熱損傷の量は目視によりまたは顕微鏡で容易に評価できる。この方法を用いることにより、最適化されたパラメータの表を、いかなるタイプの組織についても、作成することができる。これらのパラメータは、凝血、シーリング、結合プロセスの間の、加熱要素の電圧、電流、および抵抗、および、組織を互いに押し付けるための圧力量、ならびに該プロセスの持続時間、も選択することにより種々の器具に取り込まれる。これらのパラメータは単に器具中に取り込まれることができる(すなわち、簡易な機械的タイマー、固定プリセット電圧および電流、およびバネが積載された圧力器具、または、我々はROM中の「探索表(look-up table)」に導かれ、及び高度な機械的力/圧力センサーおよび歪みゲージを用いることにより、加熱プロセスのマイクロプロセッサ制御に基づく、より柔軟性で活動的な制御を組み込むことができる)。さらに、ある用途については、熟練した作業者に、目視また

は他の感知手段により、エネルギーを与える時間および必要な圧力量を決定させるだけで十分で有り得る。

【0085】

本発明の器具は、何らかの適した物質により作られてよく、当業者にとって周知であるような、例えば、ガラスファイバー強化ポリカーボネートのような強化エンジニアリングプラスチックまたは機械加工できる乃至は射出成形されたセラミックス、または高温ガラスまたはエポキシ、または雲母から作られてよい。あるいは、適した合金鋼、例えば318ステンレス鋼等から作られてよい。加熱要素は簡易な抵抗性ワイヤまたは、電導性または半電導性の金属、有機金属、または有機物質からなる薄膜またはコーティングであってよい。作製のための実際の物質は、器具が繰り返しまたは使い捨てで使用されるかに依存して選択できる。実際、後者の場合、器具の種々の部分は金属合金及び/又はプラスチックで作られてよいと考えられ、その場合、プラスチックの使い捨て部品は、各使用後に捨てられ且つより高価な金属合金部分が再使用される。複雑なおよび高価な制御回路が使用される場合には、器具のこの部分は再使用可能なように作られることができる。

【0086】

図12は、ハサミやピンセットとして色々と説明されることがある鉗子器具210の実施例を示している。鉗子器具210は、近位端216、218が各々スイッチハウジング220に取り付けられている鉗子アーム212、214を含む。鉗子アーム212、214の外表面は、施術者が鉗子器具210を保持して操作するのを助けるフィンガーグリップ222を有している。任意のスリーブ221は、ハウジング220の近位部分を覆っている。

【0087】

鉗子アーム212、214は、例えば剛性とスプリング力(spring rate)とを望み通りに組み合わせたステンレススチール等の適当な弾性材から形成され得る。使い捨て用途のために、鉗子アーム212、214は均質なプラスチック材や、剛性や摩擦抵抗力を高めるために粒状材が充填された材料から形成され得る。

。

【0088】

あるいは、鉗子アーム212、214は、特定の機能的ニーズと人間工学的ニーズにかなうように所望の剛性を与えてくれると共に電気外科と熱外科に適用するために熱抵抗を与えてくれるように仕立てられた複合材から形成され得る。複合材は、複合マトリックスを形成するように例えばグラスファイバーやカーボンファイバーやケブラーやアラミド繊維等のファイバー材や、又はエポキシやポリエステルや他の樹脂で固められた金属粒子等のいずれかの複合構造を持つことができる。

【0089】

鉗子アーム212及び214は、当業者に知られている方式で鑄造やレイアップや圧縮成形や積層や予め含浸された繊維布による成形によってまとまった構造を持つように造られる。鉗子アームは、更に、予め成形されたシート複合材から成形されたり、又は裁断され、また共に接着剤で結合されたり、又はリベット結合される。構成要素は、更にフィラメントが巻き付けられ得る。あるいは、構成要素は、柔軟な区域を有したステンレススチールとすることができる。

【0090】

複合マトリックスは、更に、電気エネルギーの伝達やデータ信号の伝達のためにその内部に導電線や細長片を取り込んで成形される。カーボンファイバーマトリックスの内部のカーボンは、更に、電気信号やデータ信号を通すために使用される。カーボンやガラスやケブラーやアラミドや他のファバーとすることができるマトリックスの内部のファイバーは、単一方向性ファイバーが所望のスプリング力特性と剛性特性を獲得するために互いに対して或る角度に向けられるように積層される。

【0091】

鉗子アーム212及び214の遠位端224及び226の一方又は両方共、各々図15及び16に更に詳しく示されているように、ヒータワイヤー228を有している。上記遠位尖端224及び226の各々は、滑り止めスリーブか、又は遠位尖端224上のヒータスリーブ230や遠位尖端226上のアンビルスリーブ231等の『短ブーツ』から構成されており、それらスリーブは、透明又は不

透明で変形可能で弾力性がある汚れが付着しない材料から造られる。適当な材料には、登録商標テフロン（TEFLON）として入手できるポリトラフルオロエチレン（PTFE）や黒鉛やカプトン（KAPTON）や雲母や、又はシリコンが含まれる。各スリーブ230、231は、組織に対して圧力の高低を無くし、鉗子アーム212及び214の表面を電氣的に且つ熱的に絶縁する。スリーブ230、231は、更に層やコーティングとして熱を反射する材料を組み込むことができる。有用な反射材には、セラミックスや熱反射金属や、又は登録商標マイラー（MYLAR）の重合性複合材等の熱反射重合材が含まれよう。スリーブ230、231は、更に熱の散逸を防止すると共にヒータワイヤー228からの熱を特定領域に集中させるが、他方良好なシールゾーンを得るために十分に熱を発散させる。断熱すると共に、ヒータワイヤー228によって発生される熱を反射することで、即ち管理することで、スリーブ230、231は、電力消費を最少にして意図した結果を達成する。更に、スリーブ230、231の弾性は、高温時には脆くなるヒータワイヤー228の有用寿命を延ばす意図で与えられている。

【0092】

スイッチハウジング220は、例えば多方向性のポスト・イン・チューブ設計の、好ましくは高電流・低電圧スイッチ等の指操作スイッチ232を有する。ボタン234が、いずれの方向からも鉗子アーム212及び214の成す面内に押し込まれると、スイッチ232は、電流がヒータワイヤー228に与えられるように作動される。ボタン234が解放されると、ボタンはその開始位置に戻って、電流の流れが中断される。随意にハウジング220は、少なくとも一つの旋回防止ガイド235を有しており、鉗子アーム212及び214を互いに平行に維持する助けをするチャンネルを形成する。更に鉗子は、指作動スイッチの代わりに足作動スイッチと共に使用される。同じスイッチハウジングが使用され得るが、然しフィンガースイッチ無しと成っている。代わりに、バッテリーパックと鉗子電源コードの間の電気ケーブルを介して接続されるフットスイッチを押圧することで回路が完成されるようにも構成される。

【0093】

本発明の好適な態様では、スイッチハウジング220は、ヒータワイヤー228への電流供給を制御又は管理する回路を有している。この回路は、一般に『アクチュエータ』として知られており、重要で有用な機能を果たす。ヒータワイヤー228の劣化は、挟まれた組織と向かい合った鉗子アームのヒートシンクにヒータワイヤー228を接触させることで防止される。アクチュエータの存在によって、施術者は最少量の圧力を閉じられる鉗子の遠位先端に加えることになり、これで確実に血管や器官の組織の良好なシール/溶着(welding)を行う。更に、指操作スイッチが不注意で作動されることがあっても、アクチュエータは、ヒータワイヤーを手術室内の無菌布や他の可燃性材にうっかりして露出させるのを防ぐと言う重要な安全形態も存在している。

【0094】

図15でよりはっきりと理解されるように、鉗子アーム212の遠位先端224等の鉗子アームの一方の少なくとも一つの遠位先端は、ヒータスリーブ230の外表面上のヒータワイヤー228から構成されており、好ましくは遠位先端224とヒータスリーブ230との間に僅かな隙間を設けていて、その隙間に気体や液体等の流体が満たされている。このことで、ヒータワイヤー228と鉗子遠位先端224との間に付加的な熱絶縁を与えている。ヒータワイヤー228は、コーティングされていない、又は黒鉛等の汚れ付着防止材でコーティングされたニクロムやその合金、黒鉛、ニチノール、ステンレススチール、プラチナ、又はタングステン等のいずれかの有用な電気抵抗の有る、好ましくは汚れの付着しない材料から構成される。実際には、ヒータワイヤー228が身体組織よりも低いオーム抵抗を有するものならいずれの材料も使用される。このより低い抵抗によって、抵抗エレメントは露出され得るようになるが、然し電気は組織を通るように移送され得るようになっている。長さ、直径及び材料の選択は、シール作業と切断作業とを最適化するために調整される。ヒータワイヤー228は、好ましくは丸い滑らかな表面を有しているが、ワイヤー228は丸以外にでき、また引っ張り力を高めるために浮き模様が形成された表面(textured surface)を有することができる。平坦面は、シールする用途にとってより好都合であるのに対して、とがった面は、切断する用途により好都合となる。ヒータワイヤー228を柔

軟な回路や、又はまさしく非常に平坦なワイヤーとすることは、本発明の技術的範囲に入っている。ヒータワイヤー228はほぼ真っ直な状態で図12に示されているが、他にヒータワイヤー228は湾曲されたり、アーチ状にされよう。

【0095】

ヒータワイヤー228は、より広く平坦なワイヤー236に半田によって接続され、次にワイヤー236は、鉗子アーム212の内表面240に積層された銅細長片の遠位部分238に半田接合されている。平坦なワイヤー236は重合材スリーブ242によって覆われている。

【0096】

鉗子アーム214の遠位尖端226は、内面244をより厚くしたスリーブ230を有しており、その内面244は、スリーブ230の一体部分から、又はスリーブ230の内面に接着されている別の構成要素を有する。本発明の好適な実施例では、上記内面は、スリーブ230と、加熱ワイヤー228を向いている面上に成形された突出部と随意的に接着されたり又は溶着されている別の重合材部材を有しており、把握/組織の引っ張りを改善する。

【0097】

ヒータワイヤー228は、バッテリーパック250等の電源にコード249を介して電氣的に接続されている。バッテリーパック250は、用途に応じていずれかの数の共用できるバッテリー(D電池や、又はAA電池等)を有し得る。バッテリーパック250は、『低下バッテリー』の状態を示すために検知回路と振動や音響の警報部とを随意に備えることができ、バッテリーが低下していてヒータワイヤー228がシールや切断を行う上で十分に高温に成っていないときに組織の付着や剥離を最小限に抑えるように構成される。好ましくは、鉗子が作動されて使用可能状態に成っているのを示すためにハウジング230から、又はバッテリーパック250から音を発するようにしたり、また別の音や振動によってバッテリーが低下していることを示すことになる。低下バッテリー信号よりもむしろ分離するようにも構成され得るが、低下バッテリー信号が好ましいと思われる。バッテリーパックは、意図的に施術者のユニフォームにクリップで取り付けられたり、又はIVポールに吊されたり、さもなければ治療部位に隣接した都合の良い個所に配置され

る。好ましくは、バッテリーパックは、バッテリーパック250が容易に取り替えられるように解放可能な接続部252によって器具210に接続されている。スリーブ221の近位部分は、コード249を有した旋回接続部253から構成され得る。

【0098】

好ましい電源は、定常DCバッテリーパックである。電源を、定常DCやパルス化されたDCや低周波ACや、更にはRF等の壁コンセントにプラグ差し込みされる変圧器とすることも本発明の技術的範囲に入っている。更に、例えば短絡を起こしたり、線破損を起こしたりした場合に遮断できるようにしたり、及び/若しくはシール作業のために温度を最小限に抑えたり、切断作業のために温度を最大にするための制御を随意的に伴った温度フィードバックを行うことができよう。更に随意的に、線の焼損のリスクを低減するために、例えば塩水等の液体状態に対して液体でない状態の下で使用するために自動調節する電源へのフィードバック機能を用意することになる。

【0099】

電力供給部がDC/RF機能を有している場合には、鉗子は更にRF器具としての働きをすることができる。もし、鉗子アームの遠位尖端が閉じられて、それで組織が縮小された場合、RF/鉗子は止血作用を行う電極やブレードと同じ働きをする。随意的にスリーブは取り外され、ボビエ(Bovie)ブレードと取り替えられよう。(更に器具は、専用化されたハンドスイッチか、又はフットスイッチで作動されよう)。

【0100】

図12から16に示されている鉗子器具の主要な適用は、血管や、他の身体の脈管又は管、身体の器官及び脈管化された組織等の組織をシールして切断することである。それは、更にリンパ系におけるシール作業にも役立つ。上記鉗子の作業方法は、多分図17を参照することで認識され得るものであり、その図17はこの器具が適用される血管や組織(『ティシュ』)における温度勾配の代表的なグラフとなっている。ヒータワイヤーに直接接触したり、又はそれにすぐ隣接した組織部分では、組織の温度は非常に高温に、すなわちその組織を切るために十

分に高温になる。同時に、『切断ゾーン』にすぐ隣接し且つ凡そ平行になっている組織部位で組織は加熱されるが、しかし切断ゾーンにおけるものと同じ程度に加熱されることはない。各々『シールゾーン』と称されているこれら二つの二次的な部位では、組織は焼灼されてシールされることになる。このような先端構成によって、鉗子アームを閉じて熱エネルギーを瞬間的に鉗子先端に加えると言う簡単な処置で血管や、又は脈管化された組織を適切に分割してシール作業ができるようにしている。この処置によって組織を分割してシールすることになる。更に、組織が適度の引っ張りを受けて握られると、加熱エレメントが組織を分割してシールして行くので、組織は多くの場合に鉗子の顎から自動的に落下することになる。加熱エレメントからの熱は、それが鉗子先端内部において圧縮されている間に、その隣接した組織内へと横方向に伝わって行く。その結果、この組織はそれが分割される時まで多くの場合完全にシールされて、鉗子顎から落下して行く。このように、分割された組織は、その分割時には出血することがない。外科医は、止血して分割される新しい組織部位へと移動して行き、またこの簡単な処置が繰り返される。切断と凝血に対するこのようなアプローチによって、クリップや結糸を適用するニーズや、他の止血用の製品や技法を使用するニーズを低減してかなりの時間と材料とが節約される。かくして、本発明のこのような特定の実施例によって、組織は一つのほんとうに簡単な繰り返し動作によって切断されて焼灼される。

【0101】

図18に示されている時間 - 対 - 温度のグラフは、鉗子器具によるシール作業と切断作業の処置の背後に在る原理を図解している。組織が鉗子先端の間に握られた後に、熱は $t = 0$ のときにボタン234によって発生される。加熱エレメントが熱してくると、熱は握られている組織内へと伝えられる。温度が時間と共に高くなるに従って、組織はシール作業と止血に必要な温度値を通過し、(そして結局組織を分割するのに必要な温度に近付いて行く)。ヒータにより近い組織は、ヒータから遠くに離れた組織よりもよりも高温になっている。結局(一般には $t = 2$ から5秒で)ヒータにすぐ隣接した組織は、それが分割するのに十分な高温になる。このような分割は、通常は、ヒータから僅かにより遠くに離れた組織

が、シール及び/若しくは凝血がそこで起きるように十分に高められた温度に到達した後に起きる。あるいは、予めプログラムに組まれた『ロックアウト』は、電力供給を中断し、その結果として組織は、適当な時間に渡って適当な温度に、例えば約1秒の間に100 に留まっていて、その際に組織は切断され、次に冷える。

【0102】

図19と20で説明されている本発明の態様では、クランプ302は、そのクランプ302に取り外し可能に取り付けられるカートリッジ304を有している。クランプ302は、実質的に、カートリッジ304を受け入れるように成っている共通の外科用クランプとなっている。カートリッジ304は、スイッチ作動器310を備えたスイッチハウジング308を有した細長い部材306から構成されている。部材306の遠位端は、スイッチハウジング308と電力供給部(図示されていない)とに電氣的に接続している加熱エレメント312を有している。

【0103】

図21に示されている本発明の態様は、腹腔鏡への適用を意図して、図12から16に示されている態様を改造したものである。この態様によると、細長い部材320はその近位端322において、各々把持部材330、332に取り付けられたハンドグリップ326、328を有しているハンドル324のハウジングに取り付けられている。細長い部材320の遠位端334は、少なくとも一方が加熱エレメント340を有している把持アーム336及び338を有している。把持アーム336及び338は、随意にスリーブ(図示されていない)を有することができる。

【0104】

アクチュエータロッド342は、近位端344を把持部材330に固定点346において回転可能に取り付けており、またアクチュエータロッド342の遠位端348が、把持アーム336及び338に作動連結されている。グリップ326、328及びそれらの各々の把持部材330及び332は、旋回点350で運動可能に接続されており、その結果グリップ326及び328が共に締め込まれ

ると、近位端344は近位方向に移動して、把持アーム336及び338は合うように移動する。回転ポジションナー352は回転することができ、次に細長い部材320と把持アーム336及び338とを回転させる。

【0105】

把持部材332は、好ましくは、ヒータワイヤー340への電気流量を制御する指作動スイッチ352を有している。

【0106】

図22には、アクチュエータロッド342と把持アーム336及び338との間の作動接続の一態様を示されている。アクチュエータロッド342の遠位端348は、部材362に運動可能に接続されたリンク360に運動可能に接続されている。把持アーム336及び338は、旋回点364の周りで反対方向に回転して組織に対して開閉する。アクチュエータロッド342が近位方向に移動すると、把持アーム336及び338は共に閉じる。上部把持アーム338は、絶縁体366によって把持アーム338から熱的に且つ電氣的に絶縁されているニクロム線等のヒータワイヤー340を有している。ここで、ヒータワイヤー340の遠位部分370は、把持アーム338の外表面372に点溶接されている。把持アーム336の内面374は、好ましくは、例えばシリコン重合材の絶縁体で絶縁されている。ヒータワイヤー340は、ワイヤー376を介して電源（図示されていない）及び/又はスイッチ352に制御されるように接続されている。

【0107】

図22の詳細は図23に示されており、図23において、把持アーム336及び338の間の関係が、特に図示の湾曲された態様についてより良く理解され得る。部材362と下部把持アーム336とは一体になっていて、旋回軸364の周りで上部把持アーム338及び部材380と協同するように構成されている。把持アーム338及び336の内面382及び374は、各々それぞれ重合材の絶縁インサートを有している。

【0108】

図示されているように、鉗子の尖端設計について説明してきた材料と原理は、若干改造できるものであり、クランプと腹腔鏡取手に適用できる。まさしく、そ

の設計はクランプと腹腔鏡取手に対して調節できるので、それは実際にはいずれの手持式の外科器具にも適用される。

【0109】

フック形解剖器具のモノポールRFバージョンが、腹腔鏡手術に使用される。図24と25に示されている本発明の態様は、フック形状の外科解剖器具を採用しており、このフックは、加熱効果がフックに捕らえられた組織に限定されるのでRFバージョンよりも優れた安全上の長所を与えてくれる。加熱エレメント、好ましくはニクロム線は、組織が器具によって『フックで引っ掛けられた』時に組織がヒータワイヤーに押し付けられるようにフックの内面上に配置されている。

【0110】

図24に示された器具は、近位端404に握りを容易にするために随意に浮き模様を表面に形成した細長い部材402と、遠位のフック付き端部406とを有している。フック付き端部406の内面408は、ワイヤー412を介して電源（図示されていない）に作動接続されているヒータワイヤー410を有している。ヒータワイヤー410の遠位端414は、フック付き端部406に点溶接されることができて、それでそのヒータワイヤーに電気の戻り経路を提供している。ヒータワイヤー410とフック付き端部406との間の絶縁材416は、熱的に且つ電氣的にヒータワイヤー410を絶縁している。随意に、絶縁材416はスリーブの形の重合材から構成される。

【0111】

細長い部材402は、好ましくはステンレススチール等の生理的に受け入れられる消毒可能な金属から構成されている。遠位端のヒータワイヤー410からの電気経路が設けられている限り、電気を通さない硬質材が使用され得る。

【0112】

図25では、細長い部材430は、随意に浮き模様を表面に有した近位端432と遠位のフック付き端部434とから構成されている。フック付き端部434の側方内面436は、ヒータワイヤー438を有している。ヒータワイヤー438は、点溶接部446から遠位端434の内部に入って、ループ点440まで延

び、次いで近位方向へと延びている。点溶接部446を介してヒータワイヤー438は、細長い部材430に電氣的に接触している。細長い部材430は、電源（図示されていない）の一方の極に接続されている。ループ点440の後で近位方向に延びているヒータワイヤー438の他方端部は、電氣的に及び/若しくは熱的に遮蔽された経路444を経てワイヤー442へと延びている。ワイヤー442は、電源の他方の極に接続されている。

【0113】

細長い部材430は、硬質な、又はほぼ硬質な生理的に受け入れられる消毒可能な材料から構成されている。有用な材料には、ステンレススチールや他の導電性金属や合金が含まれる。細長い部材430の遠位部分が、適当な重合材、例えばポリスチレンやABS重合材や共重合材等の硬質な、又はほぼ硬質な非導電性材料から構成されるのは本発明の技術的範囲に入っている。

【0114】

上記説明に含まれ且つ添付図面に示された全ての事柄は、例証として解釈されるものであって、限定的意味合いでは無いつもりである。更に、次の特許請求の範囲は、ここで説明した本発明の一般的な特徴と特定の特徴の全てと、言語に係わる問題として請求項の間に属すると言われるような本発明の技術的範囲の全ての陳述内容とを含むつもりであると理解される。

【0115】

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は本発明の一実施態様の略図である。

【図1A】

図1Aはジョーが閉じられた位置での図1の実施態様の線I-Iに沿った断面である。

【図2】

図2は、図1の実施態様における下側ジョーの部分断面正面図であり、加熱および切断要素を示す。

【図3】

図3は本発明の他の実施態様の平面図である。

【図4及び図5】

図4および5は図3の実施態様の断面図である。

【図6及び図6A】

図6および6Aは本発明のさらに別の実施態様のそれぞれ平面図および部分拡大図である。

【図7及び図7A】

図7および7Aは本発明の他の実施態様のそれぞれ平面図および部分断面図である。

【図8】

図8は本発明のさらに別の実施態様の部分断面図である。

【図9】

図9はさらに別の実施態様の平面図である。

【図10】

図10は図9の実施態様の部分断面正面図である。

【図11】

図11は組織を加熱および焼灼するための本発明の他の実施態様の平面図である。

。

【図12】

図12は、本発明に従う切断及び/又は凝血要素を備える鉗子の斜視図である。

。

【図13】

図13は、図12に示されている実施態様の平面図である。

【図14及び図15】

図14及び図15は、図12に示されている実施態様からの鉗子アームの各々の部分図である。

【図16】

図16は、図12に示されている鉗子アームの遠位部分の断面図である。

【図17】

図17は、図12の実施態様により加熱された組織の温度勾配を図で表現したものである。

【図18】

図18は、図12の実施態様の時間対温度特性を図で表現したものである。

【図19及び図20】

図19及び図20は、本発明のクランプの実施態様の斜視図である。

【図21】

図21は、腹腔鏡使用のために特に採用された本発明の実施態様の斜視図である。

【図22】

図22は、図21に示されている実施態様の遠位端の部分断面図である。

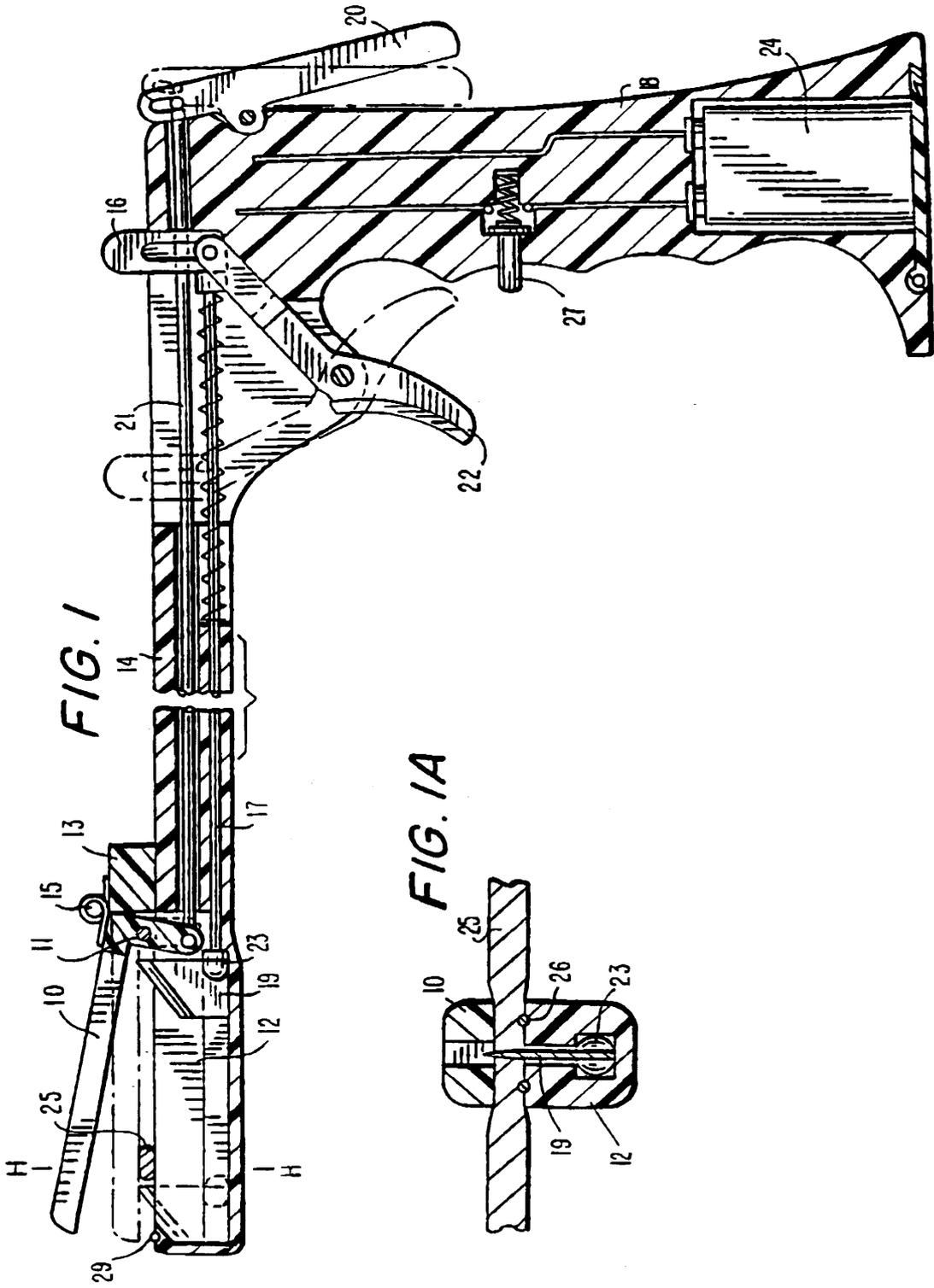
【図23】

図23は、図22に示されている遠位端の実施態様の部分的断面の詳細図である。

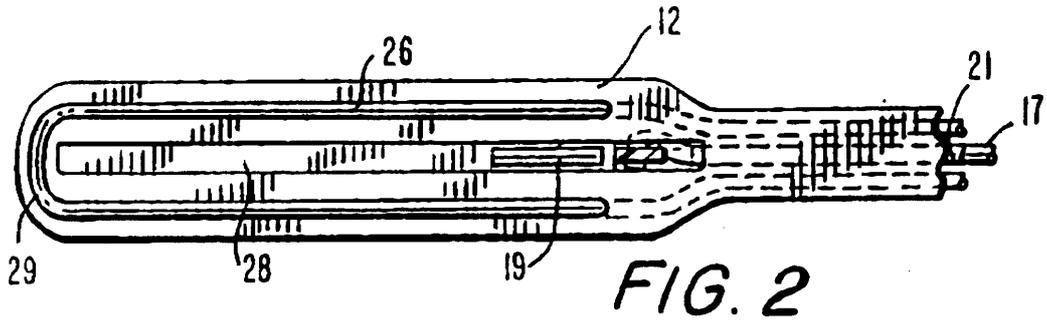
【図24及び図25】

図24及び図25は夫々、腹腔鏡使用のために採用された本発明の他の実施態様の部分断面図である。

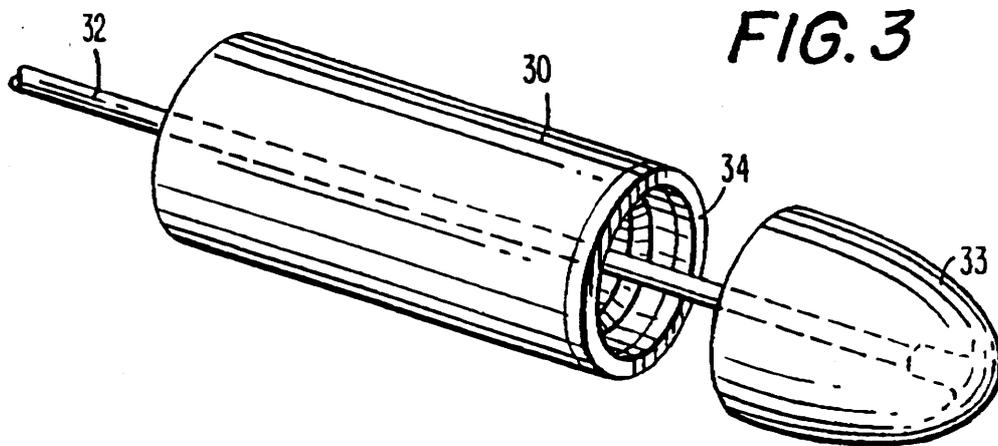
【图1】



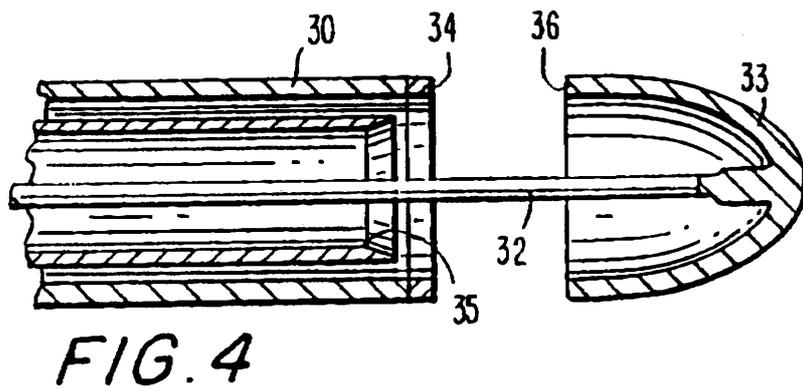
【図2】



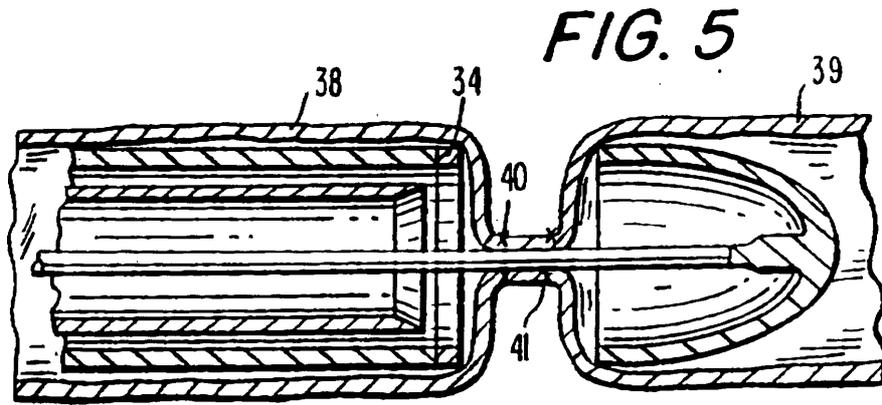
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

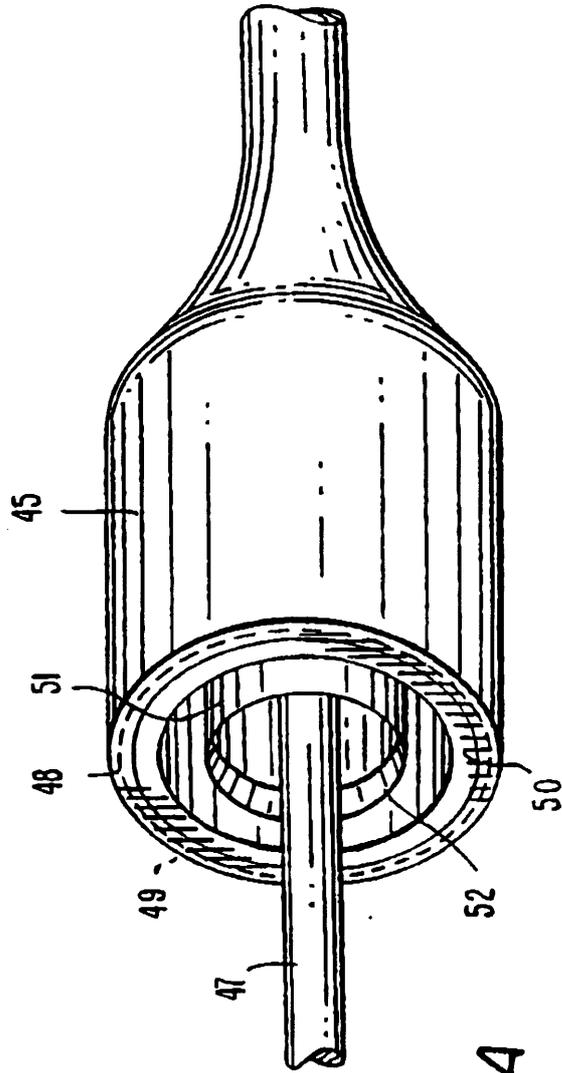
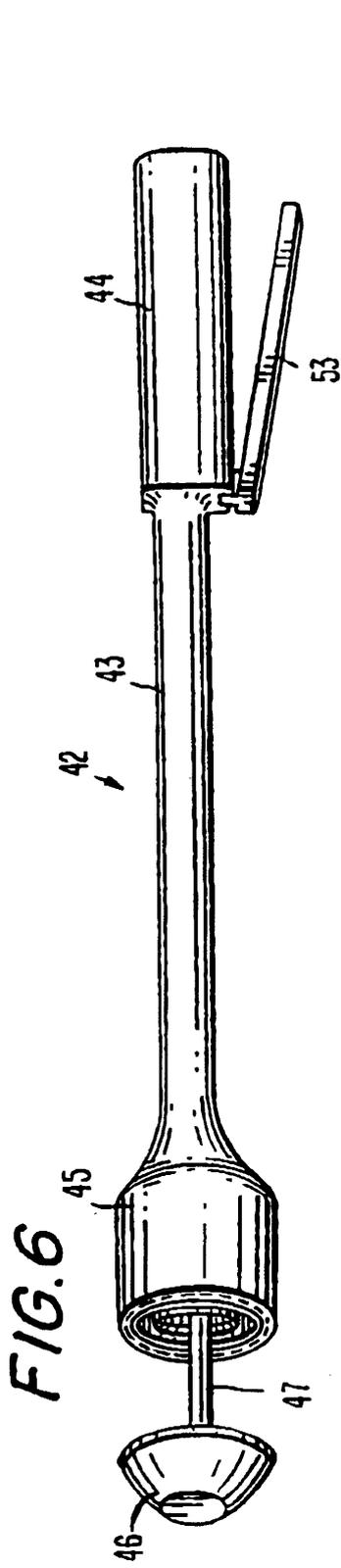
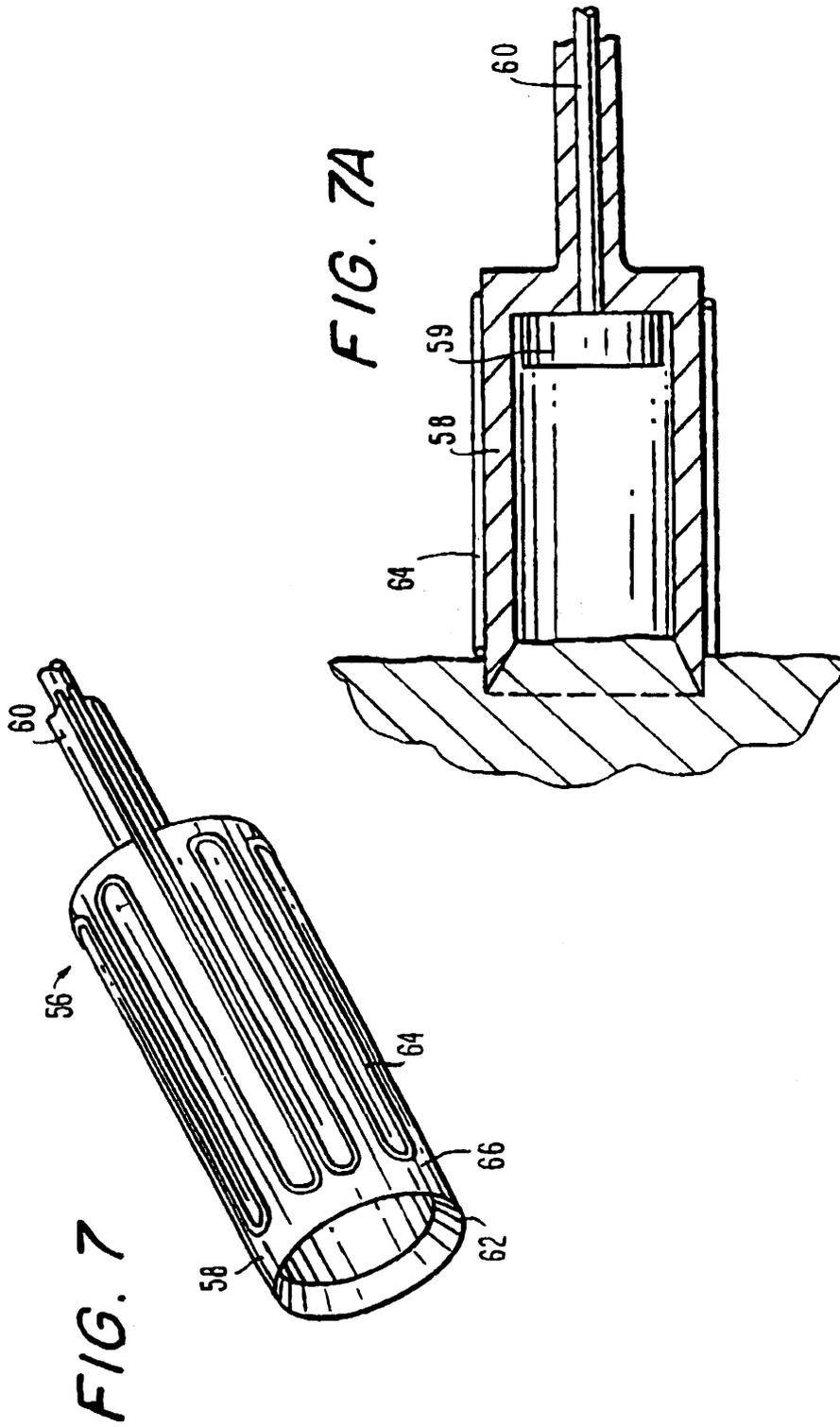
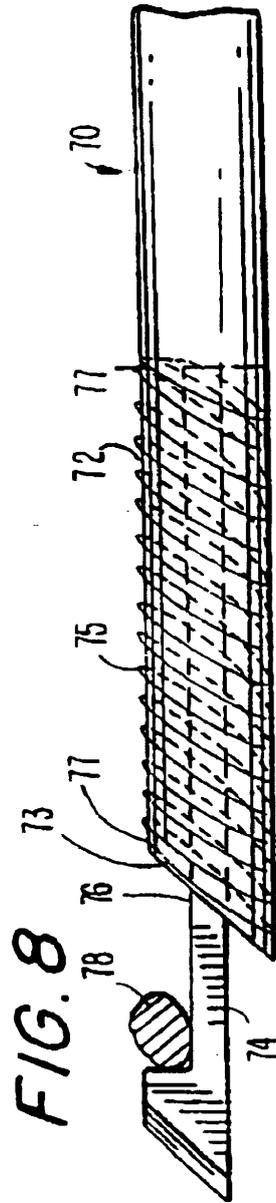


FIG. 6A

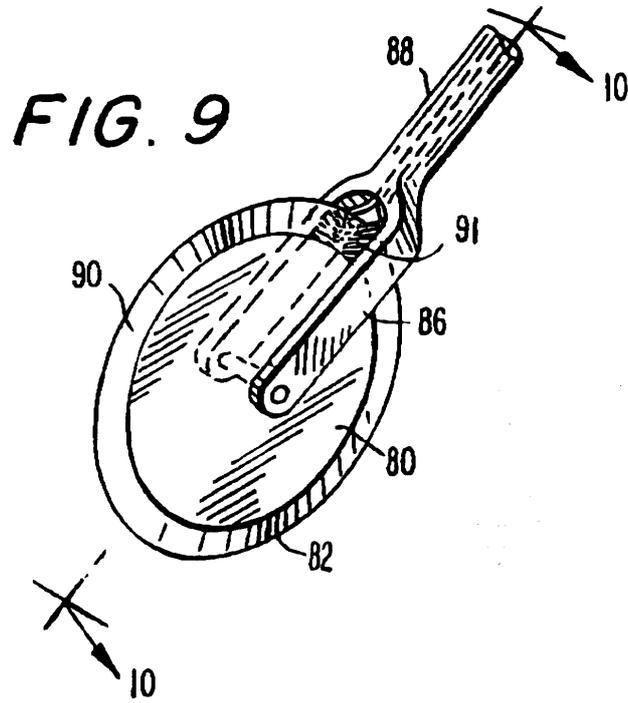
【図7】



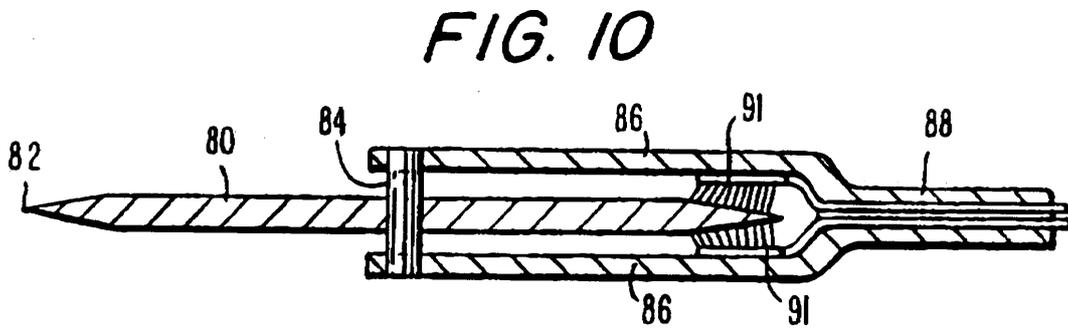
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

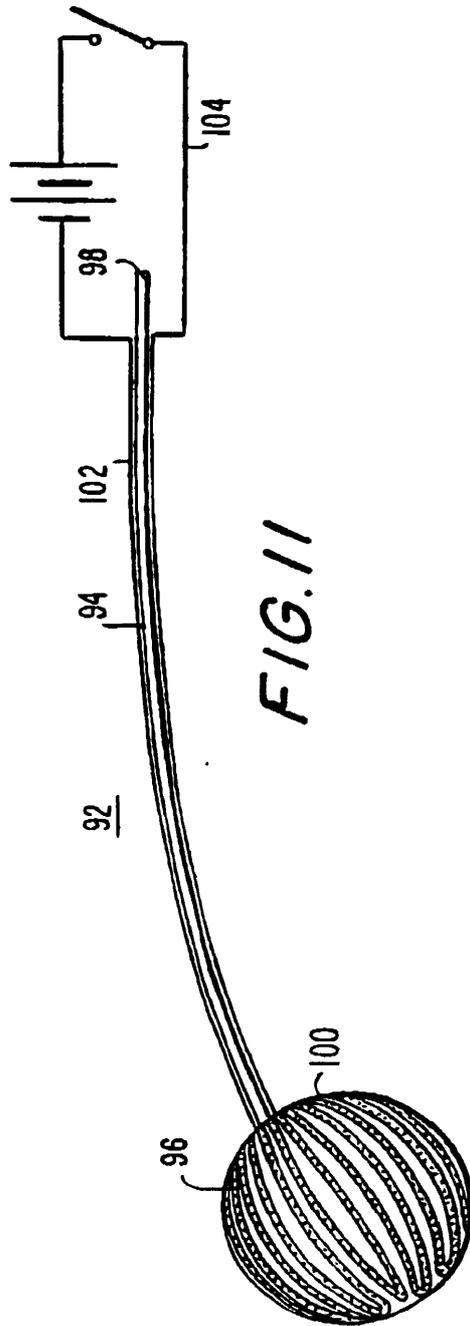
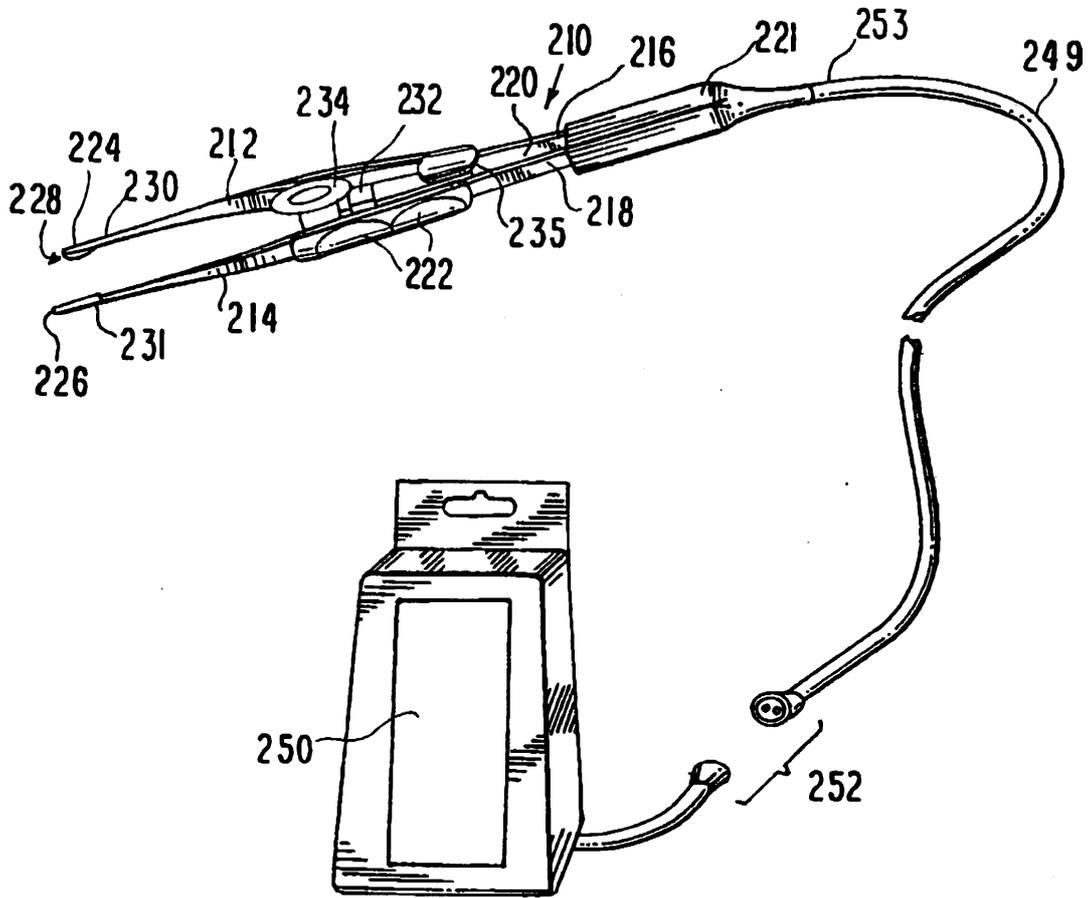


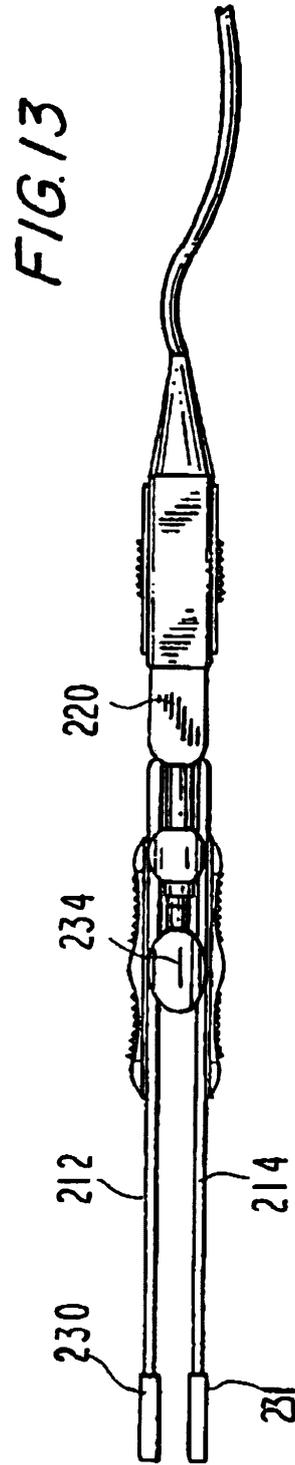
FIG. 11

【図12】

FIG. 12

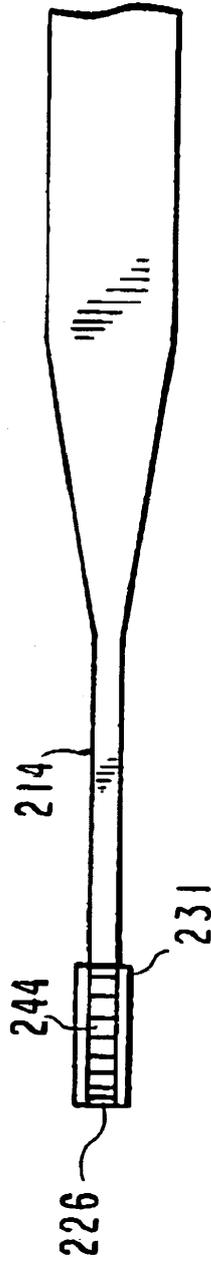


【図13】

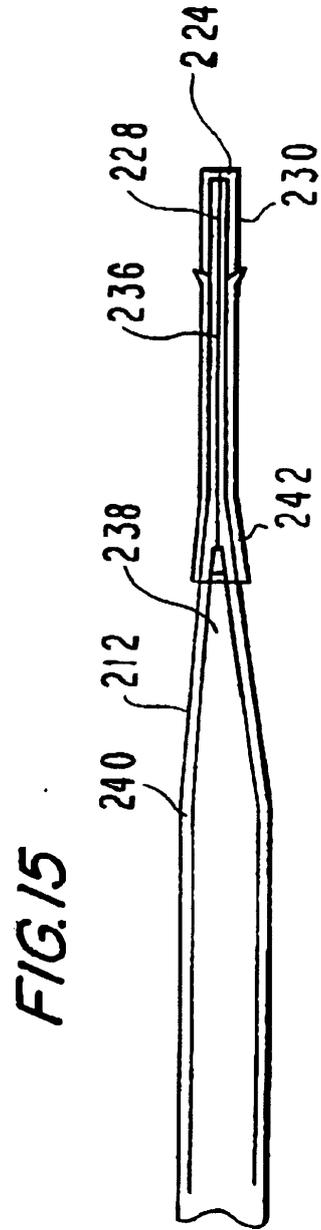


【図14】

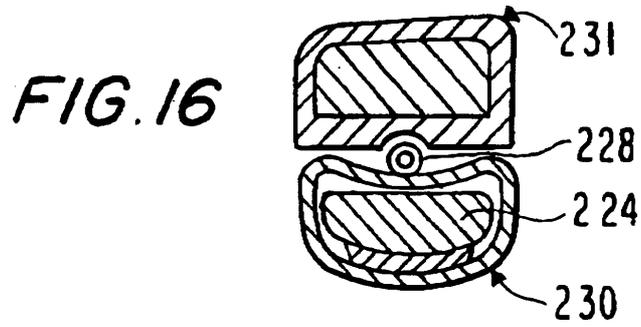
FIG. 14



【図15】



【図16】



【図17】

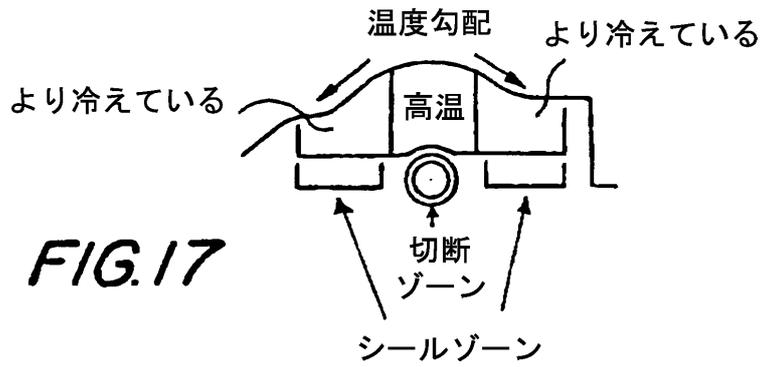


FIG.17

【図18】

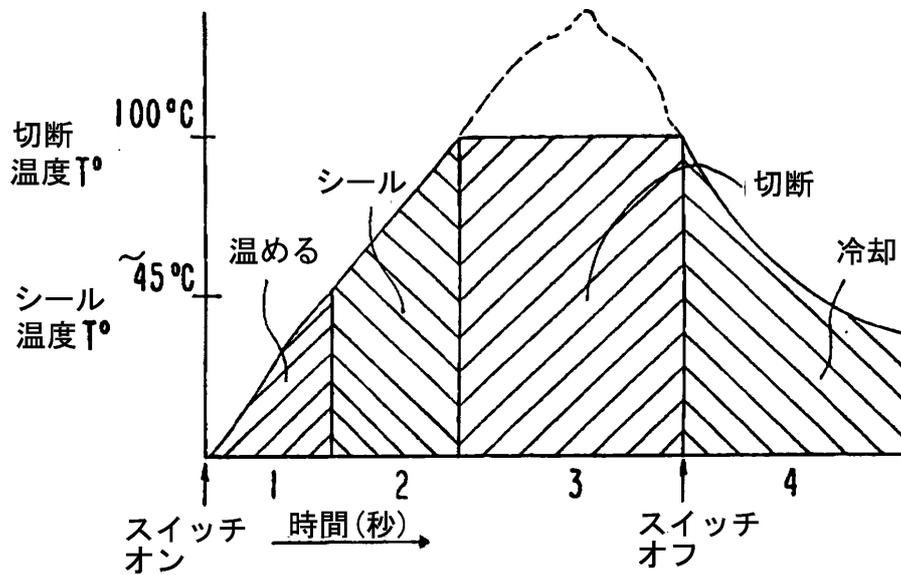


FIG.18

【図19】

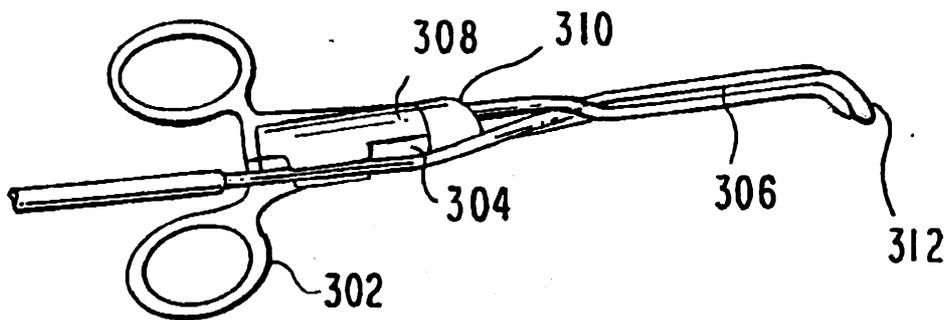
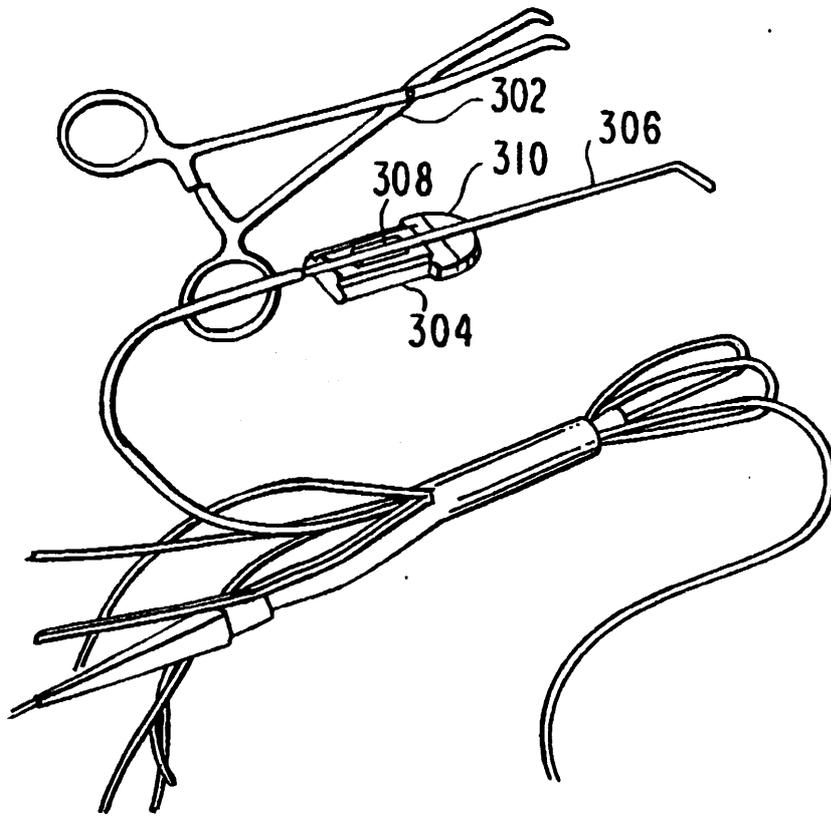


FIG.19

【図20】

FIG.20



【図21】

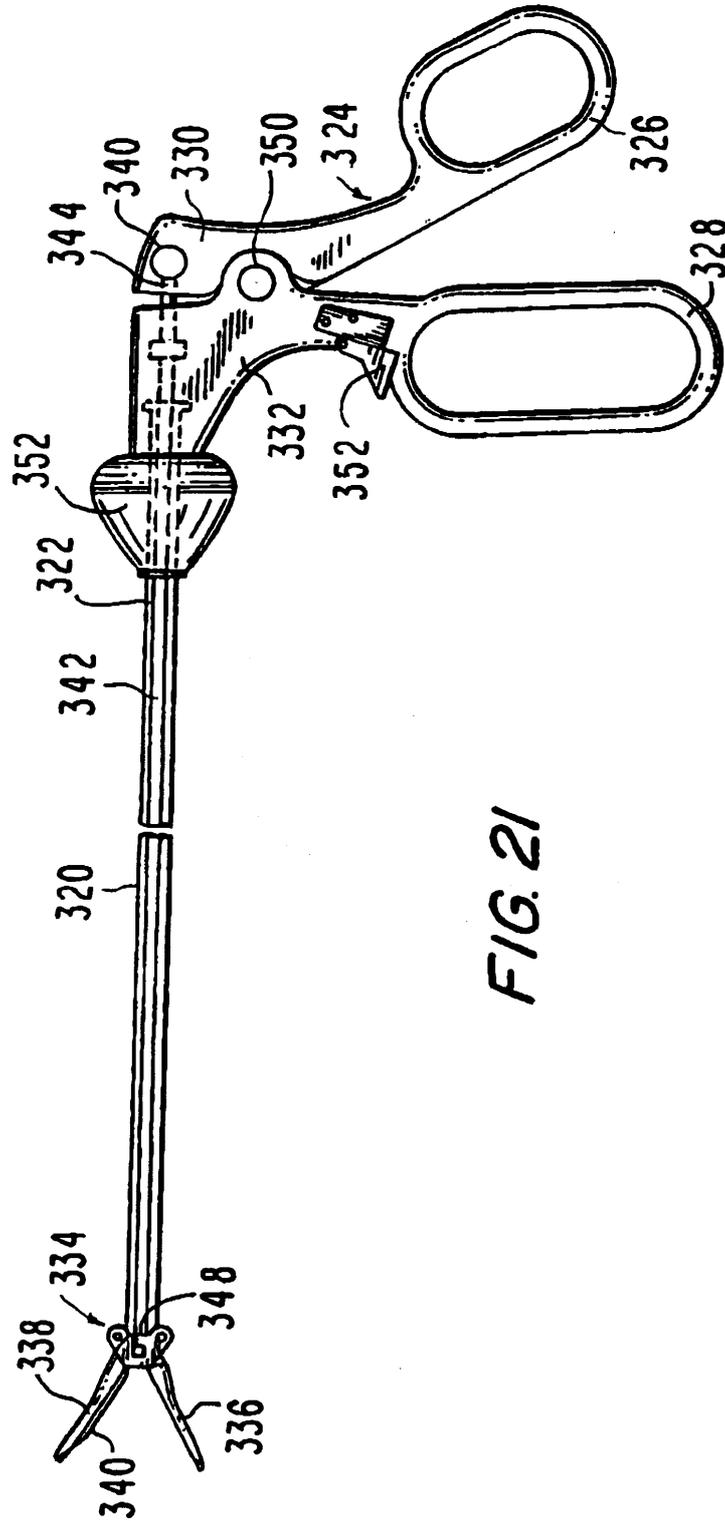
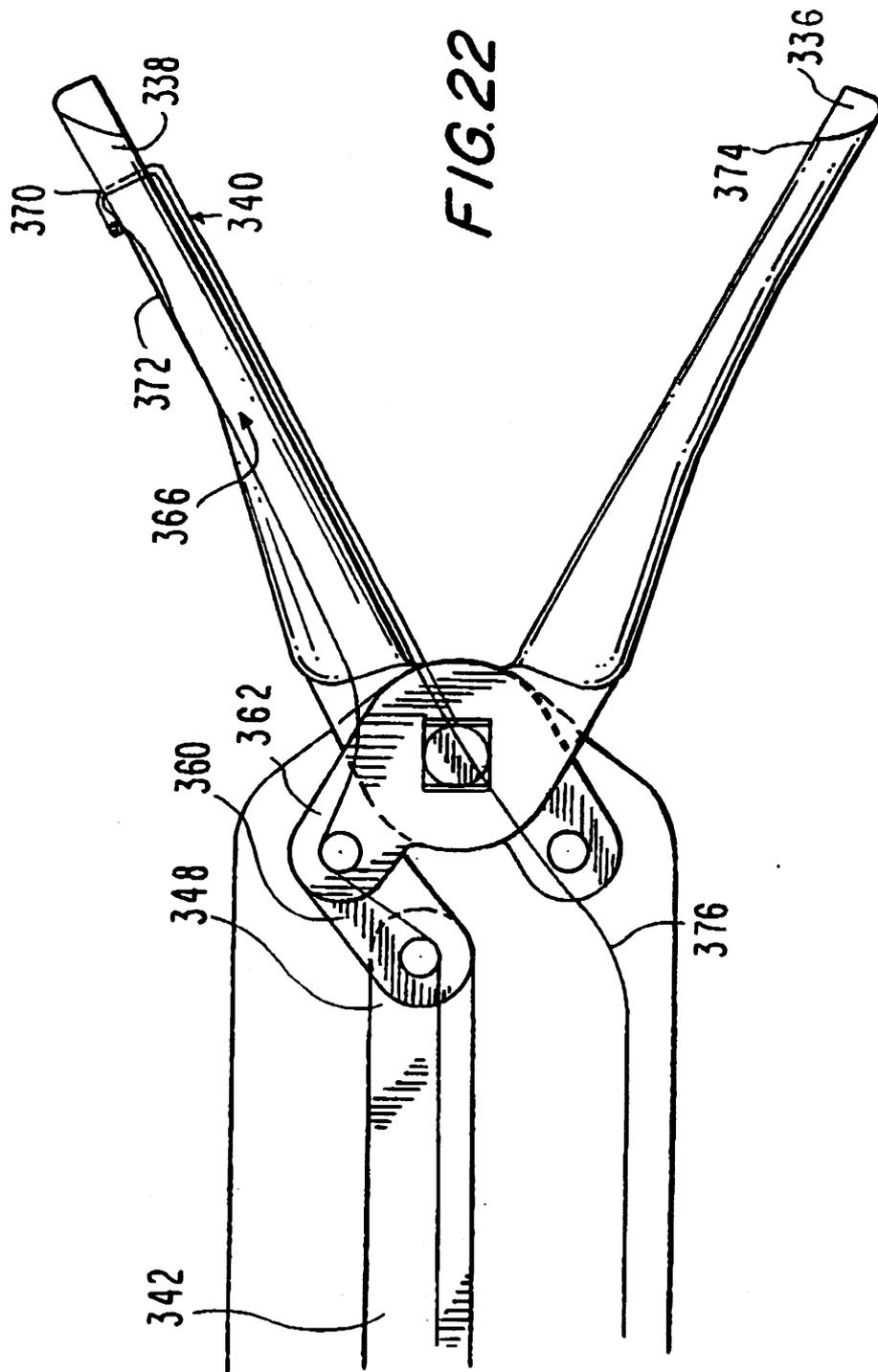


FIG. 21

【図22】



【図23】

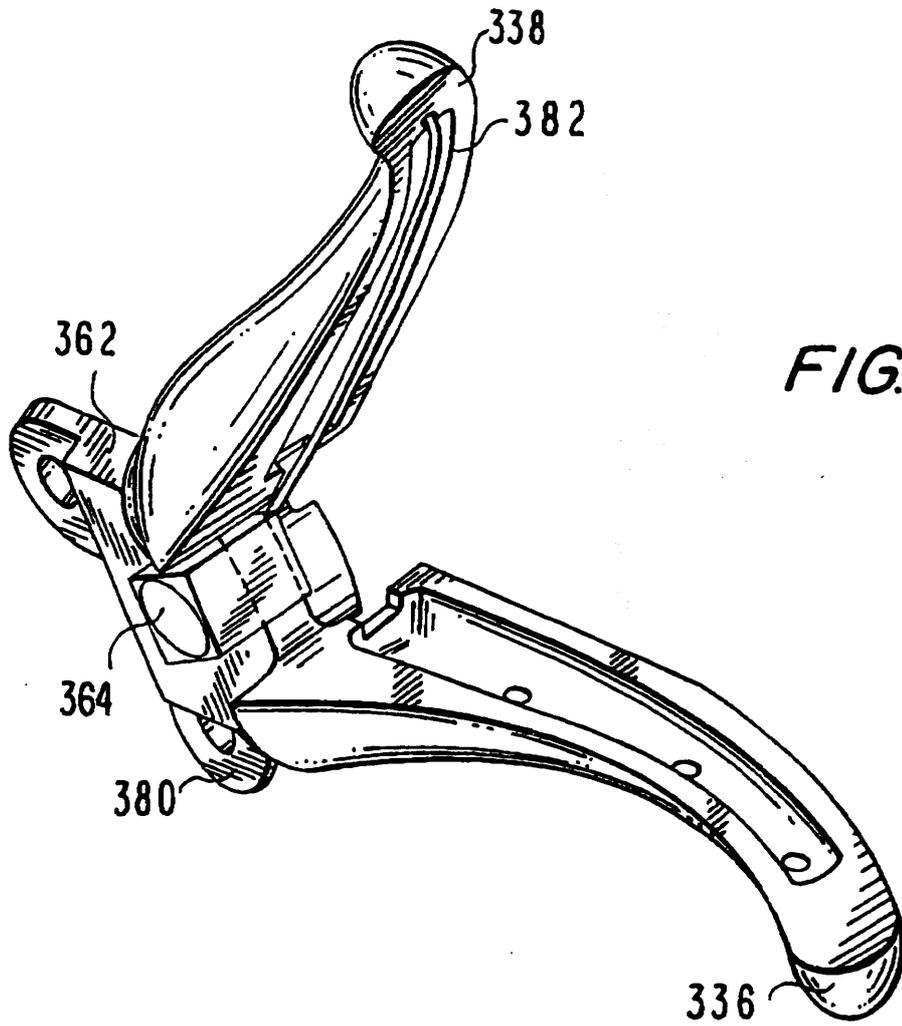


FIG.23

【図24】

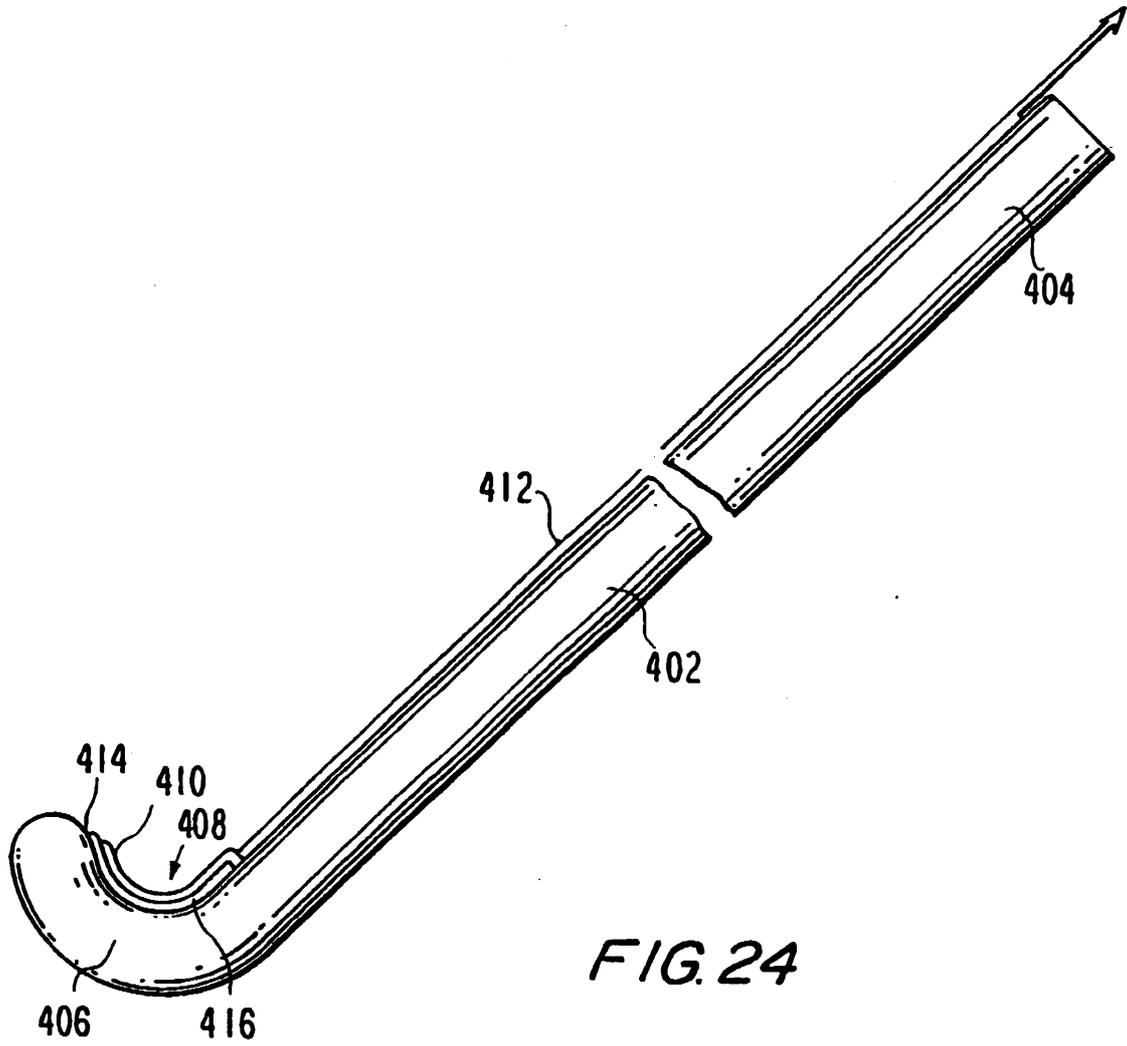
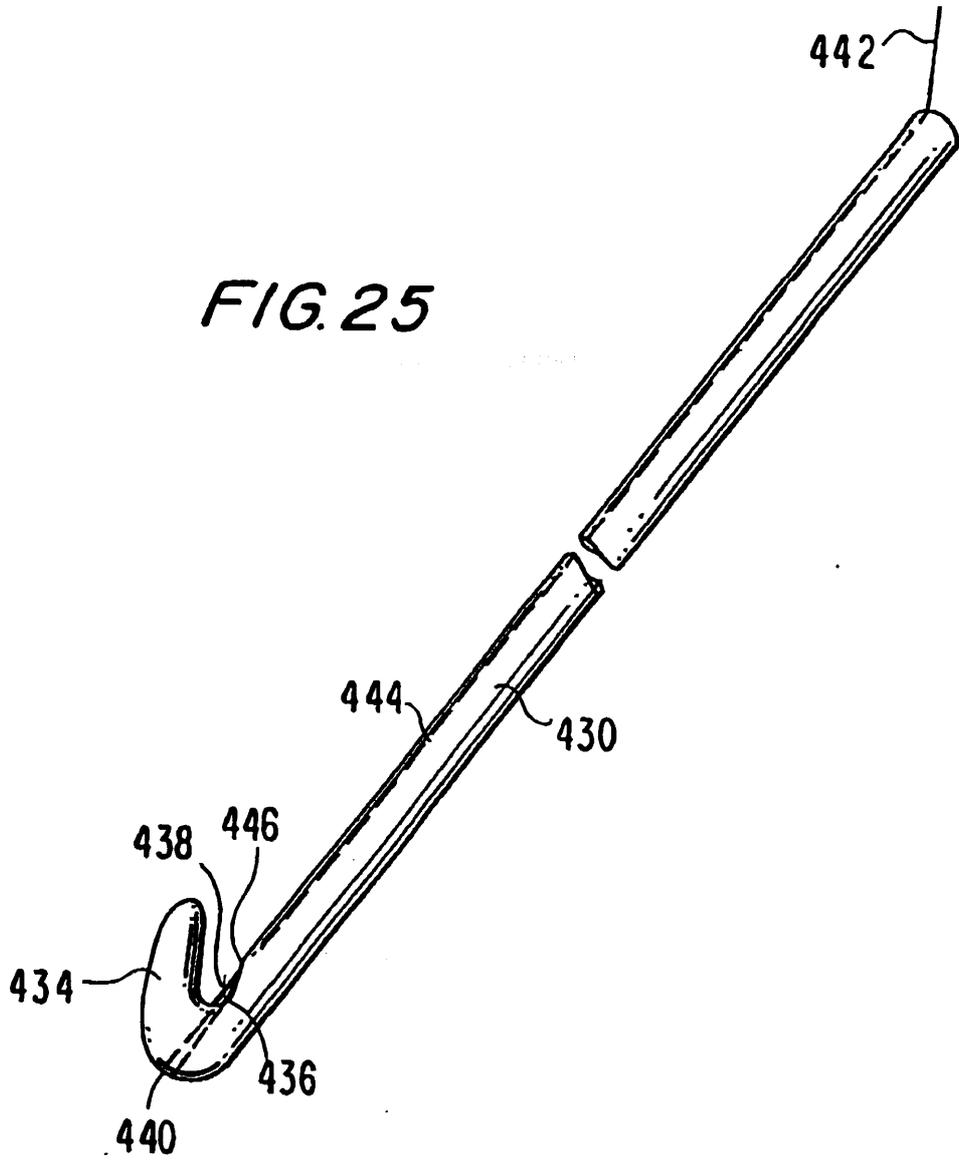


FIG. 24

【図25】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/22138		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 18/08 US CL : 606/29, 30, 31 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) U.S. : 606/27-31, 51, 52 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 practicable, 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.		
Y	US 4,516,574 A (HEWES, JR.) 14 May 1985, see entire document.	3, 27, 35, 64, 75, 104, 124, 127		
Y	US 4,654,024 A (CRITTENDEN et al) 31 March 1987, see column 4, lines 43-57.	4, 38, 56, 78, 96		
X	US 5,085,659 A (RYDELL) 04 February 1992, see entire document.	21, 22		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.				
* Special categories of cited documents: <table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%;"> *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *B* earlier document published on or after the international filing date *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) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td style="width: 50%;"> *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 *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 *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 *&* document member of the same patent family </td> </tr> </table>			*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *B* earlier document published on or after the international filing date *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) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	*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 *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 *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 *&* document member of the same patent family
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *B* earlier document published on or after the international filing date *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) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	*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 *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 *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 *&* document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search 21 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 24 OCT 2000		
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer: LEE S. COHEN Telephone No. (703) 308-2998		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/US00/22138

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X, P --- Y	US 5,624,452 A (YATES) 29 April 1997, see entire document.	1, 2, 5-11, 26, 28-34, 36, 37, 39-49, 53- 55, 57, 58, 60, 63, 65-74, 76, 77, 79-89, 93-95, 97, 98, 100, 101, 103, 105-110, 122, 123, 125, 126, 128-130 ----- 3, 4, 27, 35, 38, 52, 56, 59, 61, 64, 75, 78, 92, 96, 99, 104, 124, 127

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), 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, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 コ,フレッド,エッチ.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
95051, サンタ クララ, ブッチャー ア
ベニュー 622

(72)発明者 ハーマン, ジョージ, デー.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
94028, ポルトラ パレー, グローブ ド
ライブ 214エー

(72)発明者 ハウエル, トーマス, エー.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
94301, パロアルト, ホーマー アベニ
ュー 567

(72)発明者 カクリック, セオドア, アール.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
95032, ロス ゲートス, ラス アスタス
ドライブ 116

(72)発明者 モンホート, ミッシェル, ワイ.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
95033, ロス ゲートス, スカイライン
ブルバード 11835

(72)発明者 モレナウアー, ケニース, エッチ.

アメリカ合衆国,カリフォルニア州
95070, サラトガ, コンGRES スプリ
ングス ロード 22900

Fターム(参考) 4C060 CC32 FF05 FF06 GG06 GG08
KK04 KK47 MM24

专利名称(译)	用于在手术期间凝固，密封和切割组织的电热装置		
公开(公告)号	JP2003506190A	公开(公告)日	2003-02-18
申请号	JP2001516437	申请日	2000-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	纽约市哥伦比亚大学理事会		
申请(专利权)人(译)	哥伦比亚盐湖城在纽约市的受托人		
[标]发明人	トリートマイケルアール コフレッドエッチ ハーマンジョージデー ハウエルトーマスエー カクリックセオドアアール モンホートミッシェルワイ モレナウアーケニスエッチ		
发明人	トリート,マイケル,アール. コ,フレッド,エッチ. ハーマン,ジョージ,デー. ハウエル,トーマス,エー. カクリック,セオドア,アール. モンホート,ミッシェル,ワイ. モレナウアー,ケニス,エッチ.		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/11 A61B17/22 A61B17/32 A61B18/04 A61B18/08 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/20 A61F7/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B10/02 A61B17/04 A61B17/32 A61B18/08 A61B18/085 A61B18/1402 A61B18/20 A61B2017/2945 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2018/00083 A61B2018/00095 A61B2018/00101 A61B2018/00136 A61B2018/00214 A61B2018/0022 A61B2018/00345 A61B2018/00404 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00619 A61B2018/0063 A61B2018/00666 A61B2018/00684 A61B2018/00702 A61B2018/00726 A61B2018/00761 A61B2018/00791 A61B2018/00886 A61B2018/1226 A61B2018/1266 A61B2018/1412 A61B2018/1432 A61B2018/1455 A61B2090/064 A61F2007/0078		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/11 A61B17/22 A61B17/38.310 A61B17/39.320		
F-TERM分类号	4C060/CC32 4C060/FF05 4C060/FF06 4C060/GG06 4C060/GG08 4C060/KK04 4C060/KK47 4C060/MM24		
代理人(译)	松井光夫		
优先权	09/374563 1999-08-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于分裂的组织的密封和接合或止血的装置 (56、92、210) 和方法。它特别适用于腹腔镜和内窥镜手术。该仪器使用热量和压力的组合的受控施加来密封相邻组织，接合相邻组织或解剖组织，从而在最小化附带组织损伤的同时密封组织。在最佳压力下为最佳时间和温度加热组织，以使强度最大化。本发明的设备重量轻，因此便于携带，并且在没有外部电源可用的现场条件下特别有用。

