

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-532676

(P2004-532676A)

(43) 公表日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 17/32

A61B 1/00

A61B 18/12

F I

A61B 17/32

A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 17/39

330

300J

334D

320

テーマコード(参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 65 頁)

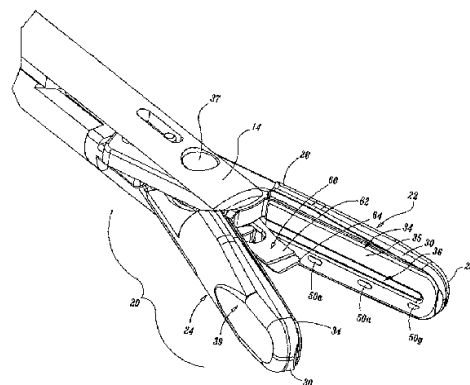
(21) 出願番号 特願2002-578835 (P2002-578835)
 (86) (22) 出願日 平成13年4月6日(2001.4.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年10月1日(2003.10.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/011413
 (87) 国際公開番号 W02002/080796
 (87) 国際公開日 平成14年10月17日(2002.10.17)
 (81) 指定国 AP (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 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), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, 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

(71) 出願人 300044528
 シャーウッド・サービシズ・アクチェン
 ゲゼルシャフト
 SHERWOOD SERVICES A
 G
 スイス国 8200 シャフハウゼン, パ
 ーhofシュトラーセ 29
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (72) 発明者 ディカス, シーン ティー.
 アメリカ合衆国 コロラド 80027,
 シュペリアー, ロック クリーク サ
 ークル 2855, ユニット 218
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非導電性ストップ部材を有する血管の封着機および分割機

(57) 【要約】

組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子は、対向ジョー部材をその遠位端に有する細長シャフトを備える。このジョー部材は、第一位置から互いに対して移動可能であり、このジョー部材は、第二位置に対して互いに空間を開けた関係で配置され、このジョー部材は、それらの間で組織を握るように協働する。ジョー部材は、電気エネルギー源に接続されており、その結果、ジョー部材がそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導して組織封着をもたらし得る。少なくとも1つの非導電性の間隔を空けたストップ部材は、これらのジョー部材の内向する表面上に配置され組織がそれらの間に保持される場合にこのジョー部材の間隔距離を調節する。鉗子はまた、長手方向往復運動ナイフを備え、このナイフは、封着部位の近位の位置にて、封着後の組織を切断する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、以下：

細長シャフトであって、該細長シャフトは、対向ジョー部材をその遠位端に有し、該ジョー部材は、第一位置から互いに対して移動可能であり、該ジョー部材は、第二位置に対して互いに空間を開けた関係で配置され、該ジョー部材は、それらの間で組織を握るように協働する、細長シャフト；

電気エネルギー源であって、該電気エネルギー源は、各ジョー部材に接続されており、その結果、該ジョー部材がそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導して封着をもたらし得る、電気エネルギー源；

少なくとも 1 つの非導電性ストップ部材であって、該部材は、該ジョー部材の少なくとも 1 つの内向する表面上に配置されており、組織がそれらの間に保持される場合に該ジョー部材の間の距離を制御する、非導電性ストップ部材；ならびに、
該封着の近位の組織を切断するための、長手方向往復運動ナイフ、
を備える、内視鏡双極鉗子。

10

【請求項 2】

前記鉗子が、少なくとも 2 つのストップ部材を備え、該ストップ部材が前記ジョー部材の少なくとも 1 つの内表面上に配置されている、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 3】

前記ジョー部材の少なくとも 1 つが、導電性表面を備え、該表面が、その中に規定された長手方向に配向するチャンネルを有し、該チャンネルが、組織を切断するための前記ナイフの長手方向往復運動を容易にする、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

20

【請求項 4】

前記ストップ部材が、ポリレン、ナイロンおよびセラミックからなる群より製造される、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 5】

前記ストップ部材が、長手方向に配向する一連の突起を備え、該突起が、前記ジョー部材の近位端から該ジョー部材の遠位端まで延びている、請求項 2 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

30

【請求項 6】

前記ストップ部材が、一連の円形様タブを備え、該タブが、前記ジョー部材の近位端から該ジョー部材の遠位端まで延びている、請求項 2 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 7】

前記円形様タブが、前記ジョー部材の長さに沿って、互いに対して交互に側方で相殺する様式で配置されている、請求項 6 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 8】

前記ストップ部材が、前記ジョー部材の内向する表面から約 0.001 インチ～約 0.005 インチ突出している、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

40

【請求項 9】

前記ストップ部材が、前記ジョー部材の内向する表面から約 0.002 インチ～約 0.003 インチ突出している、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 10】

前記ストップ部材が、熱噴霧によって前記ジョー部材に固定されている、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

50

【請求項 1 1】

前記ストップ部材が、接着によって前記ジョー部材に固定されている、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 2】

前記ストップ部材が、成形プロセスによって前記ジョー部材に固定されている、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、該鉗子が、以下：

ドライブロッドアセンブリであって、該ドライブロッドアセンブリは、前記ジョー部材を前記電気エネルギー源に接続しており、その結果、第一ジョー部材は第一電位を有し、第二ジョー部材は第二電位を有する、ドライブロッドアセンブリ；ならびに、ハンドルであって、前記第一位置および第二位置から該第一ジョー部材および第二ジョー部材を移動させるために該ドライブロッドアセンブリに装着されている、ハンドル、を備える、内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 4】

前記鉗子が、引き金を備え、該引き金が、前記ナイフを長手方向に往復運動させて前記封着の近位の組織を切断する、請求項 1 3 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 5】

第一ストップ部材が、前記ジョー部材の一方の導電性表面上に配置されており、少なくとも 1 つの第二ストップ部材が、該ジョー部材の他方の導電性表面上に配置されている、請求項 1 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 6】

請求項 3 に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、少なくとも 1 つのストップ部材が、前記長手方向に配向するチャネルの一方の面に近位の前記ジョー部材の導電性表面上に配置されており、かつ少なくとも 1 つのストップ部材が、該長手方向に配向するチャネルの他方の面に近位の該ジョー部材の導電性表面上に配置されている、内視鏡双極鉗子。

【請求項 1 7】

組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、以下：

少なくとも 1 つの細長シャフトであって、該細長シャフトは、対向ジョー部材をその遠位端に有し、該ジョー部材は、第一位置から互いに対して移動可能であり、該ジョー部材は、第二位置に対して互いに空間を開けた関係で配置され、該ジョー部材は、それらの間で組織を握るように協働する、細長シャフト；

ドライブロッドアセンブリであって、該ドライブロッドアセンブリは、該ジョー部材を電気エネルギー源に接続しており、その結果、第一ジョー部材は第一電位を有し、第二ジョー部材は第二電位を有し、そして該ジョー部材は、それらの間で保持された組織を通してエネルギーを伝導させ封着をもたらす得る、ドライブロッドアセンブリ；

ハンドルであって、該第一位置および第二位置から該第一ジョー部材および第二ジョー部材を移動させるために、該ドライブロッドアセンブリに装着されている、ハンドル；

少なくとも 1 つの非導電性でかつ間隔を空けたストップ部材であって、該部材は、該ジョー部材の少なくとも 1 つの内向する表面上に配置されており、組織がそれらの間に保持される場合に該ジョー部材の間の距離を制御する、ストップ部材；ならびに、該封着の近位の組織を切断するためのナイフを機械的に作動させる、引き金、を備える、内視鏡双極鉗子。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

(背景)

10

20

30

40

50

本開示は、内視鏡外科的処置を実行する電気外科用器具および方法に関する。より詳細には、本開示は、内視鏡双極電気外科用鉗子（対向ジョー部材の一方または両方に関連する非導電性ストップ部材を備える）およびその使用方法に関する。この非導電性ストップ部材は、対抗ジョー部材の間の間隔距離を制御し、封着プロセスおよび分割プロセスの間の組織の操作および握把を向上させるように設計されている。

【技術分野】

【0002】

（技術分野）

内視鏡鉗子は、組織を締めつけ、握り、切り裂き、そして／またはクランプ留めするために、機械的作用を使用する。内視鏡電気外科用鉗子は、組織および血管を加熱して組織を凝固、焼灼および／または封着することにより止血を行うために、機械的クランプ留め作用および電氣的エネルギーの両方を利用する。

10

【0003】

内視鏡器具は、カニューレまたはポート（これは、外套針またはこのような類似のデバイスとともに作製されている）を通して患者に挿入される。カニューレの代表的な大きさは、3ミリメートルから12ミリメートルの範囲である。通常、小さいカニューレが好ましいが、これにより、最終的には、器具製造業者は、カニューレを通して適合する外科用器具を製造するための方法を見出さねばならないという設計上の難題に直面する。

【0004】

特定の内視鏡外科的手順には、血管または血管組織を切断することが必要である。しかしながら、空間的な制限に起因して、外科医は、血管を縫合したり出血を抑える他の伝統的な方法（例えば、横に切開した血管のクランプ留めおよび／または縛り）を実行したりするのが困難となり得る。血管は、直径2ミリメートル未満の範囲では、しばしば、標準的な電気外科技術を使用して閉じられ得る。しかしながら、それより大きい血管が切断された場合、外科医は、その内視鏡手順を開放外科的手順に切り替えて、それにより、腹腔鏡検査の利点を放棄する必要があると得る。

20

【0005】

いくつかの学術誌の論文には、電気外科手術を使用して小血管を封着する方法が開示されている。Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator (J. Neurosurg., 第75巻、1991年7月)の表題の論文は、小血管を封着するのに使用される双極凝固剤を記載している。この論文は、2～2.5mmより大きい直径の動脈を安全に凝固できないことを述べている。第二の論文は、Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation - 「COA-COMP」(Neurosurg. Rev. (1984), pp. 187～190)の表題であるが、血管壁の焦げを避け得るように血管への電気外科動力を終結する方法を記載している。

30

【0006】

上述のように、電気外科鉗子を利用することにより、外科医は、ジョー部材を通して組織に付与される電気外科エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することによって、出血を焼灼、凝固／乾燥および／または単に少なくするかもしれない。各ジョー部材の電極は、これらのジョー部材が組織を握るときに電気エネルギーが組織を通して選択的に移動し得るように、異なる電位に荷電される。

40

【0007】

大きい血管を適切に封着するために、2つの主な機械的パラメータ（血管に加えられる圧力および電極間の間隔距離）を正確に制御しなければならない。それらの両方は、封着した血管の厚さに影響を受ける。より詳細には、圧力を正確に加えることは、血管の壁を対向させるために；十分な電気外科エネルギーを組織に通すのに十分に低い値に組織インピーダンスを低くするために；組織加熱中の膨張力に打ち勝つために；そして、良好な封着の指標である末端組織厚に寄与するために、重要である。代表的な融合血管壁は、0.0

50

0.1インチと0.005インチの間で最適であることが決定されている。この範囲より低いと、その封着は、断ち切られるか引き裂かれ、そして、この範囲より高いと、管腔は、適切にまたは効果的には封着され得ない。

【0008】

電気外科方法は、血管壁に大きい閉鎖力を加えることができる器具に連結されて、適切な電気外科出力曲線を使用して大きい血管を封着することができる。小血管を凝固するプロセスは、基本的に、電気外科血管封着とは異なると考えられている。本明細書中の目的のために、「凝固」とは、その組織細胞が破裂し乾いた組織を乾燥するプロセスとして定義される。血管封着とは、融合した塊に再編成するように、組織内のコラーゲンを液化するプロセスとして定義される。従って、小血管の凝固は、それらを永久的に閉じるのに十分である。より大きい血管は、永久的な閉鎖を確実にを行うために、封着される必要がある。

10

【0009】

Willisに対する米国特許第2,176,479号、Hiltebrandtに対する米国特許第4,005,714号および同第4,031,898号、Boebelらに対する米国特許第5,827,274号、同第5,290,287号および同第5,312,433号、Lottickに対する米国特許第4,370,980号、同第4,552,143号、同第5,026,370号および同第5,116,332号、Sternらに対する米国特許第5,443,463号、Eggersらに対する米国特許第5,484,436号、ならびにRichardsonらに対する米国特許第5,951,549号は、全て、血管または組織を凝固、切断および/または封着する電気外科用器具に関する。しかしながら、これらの設計の一部は、血管に対して、均一に再現可能な圧力を与え得ず、その結果、無効または不均一な封着を生じ得る。

20

【0010】

大部分において、これらの器具は、適切な封着厚を獲得するのにクランプ圧のみに頼っており、間隙公差および/または平行度および平面度の要件（これらは、正確に制御された場合、一貫した有効な組織封着を保証し得るパラメータである）を考慮して設計されていない。例えば、以下の2つの理由のいずれかのために、クランプ圧のみを制御することによって、得られる封着組織の厚さを十分に制御することは困難であることが理解される：1) 加える力が大きすぎる場合、2本の極が触れて、組織を通してエネルギーが移動されず、無効な封着を生じる可能性があること；または2) 加える力が低すぎる場合、組織は、起動および封着前に早く移動しすぎ、そして/または厚くて信頼性の低い封着が形成され得ること。

30

【0011】

代表的には、特に、内視鏡電気外科的処置に関して、一旦、血管が封着されると、外科医は、手術部位から封着器具を取り除いて、カニキュレを介して新しい器具で置き換え、そして新しく形成した組織封着に沿って血管を正確に切離しなければならない。理解され得るように、このさらなる工程は、（特に、かなりの数の血管を封着する際に）時間がかかり、かつ組織封着線の中心に沿った切離器具を間違えて整列したり配置することが原因で、この封着線に沿った組織の分離が正確でなくなり得る。

【0012】

ナイフまたはブレード部材（これは、組織封着を形成した後、組織を効果的に切離する）を組み込んだ器具を設計するいくつかの試みがなされている。例えば、Foxらに対する米国特許第5,674,220号は、透明な血管封着器具を開示しており、この器具は、長手方向に往復運動するナイフを備え、このナイフは、一旦封着した組織を切離する。この器具は、複数の開口部を備え、これらにより、封着プロセスおよび切離プロセスの間に、組織を直接視覚化できるようにする。この直接視覚化により、ユーザーは、血管封着時に起こることが公知の、特定の望ましくない効果（熱の拡散、焦げなど）を少なくしそして/または制限するために、閉鎖力およびジョー部材間距離を目で見て手動で調節できるようにする。理解され得るように、血管を均一で一貫してかつ有効に封着し、そして封着で組織を分離するために、この器具を用いて組織封着を作製することが全体的に成功する

40

50

かどうかは、適切な閉鎖力、間隙距離およびナイフの往復運動長を判断する際のユーザーの技能、視力、器用さ、および経験に大いに頼っている。

【 0 0 1 3 】

A u s t i nらに対する米国特許第 5 , 7 0 2 , 3 9 0 号は、三角形電極を備える血管封着器具を開示しており、この電極は、組織を封着する第一位置から、組織を切断する第二位置へと回転可能である。この場合もやはり、ユーザーは、組織を封着しそして切断する種々の影響を制御する直接視覚化および技能に頼らなければならない。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 4 】

従って、血管組織を効果的かつ一貫して封着しそして分離し、かつ前記問題点を解決する内視鏡電気外科用器具を開発することが必要とされている。この器具は、対向ジョー部材間距離を調節し、起動中のこの対向ジョーの短絡の可能性を低減し、そして組織の起動および分離の前およびその間の、組織の操作、握把および保持を補助する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

(要 旨)

本発明の開示は、組織をクランプ留めし、封着し、そして分割する内視鏡双極電気外科鉗子に関する。この鉗子は、対向ジョー部材をその遠位端に有する細長シャフトを備える。このジョー部材は、第一位置から互いに対して移動可能であり、このジョー部材は、第二位置に対して互いに空間を開けた関係で配置されており、このジョー部材は、それらの間で組織を握るように協働する。電気外科エネルギー源は、各ジョー部材に接続されており、その結果、これらのジョー部材がそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導して封着をもたらし得る。少なくとも 1 つの非導電性の間隔を空けたストップ部材は、これらのジョー部材の少なくとも 1 つの内向する表面上に配置されており、かつ組織がそれらの間に保持される場合に対向ジョー部材の間距離を制御するように位置付けられている。長手方向往復運動ナイフは、一旦効果的な封着を形成した封着部位の近位の組織を切断する。

【 0 0 1 6 】

本開示の鉗子の 1 つの実施形態は、ドライブロッドアセンブリを備え、このドライブロッドアセンブリは、ジョー部材を電気エネルギー源に接続しており、その結果、第一ジョー部材は第一電位を有し、そして第二ジョー部材は第二電位を有する。好ましくは、このドライブロッドアセンブリには、ハンドルが機械的に係合しており、互いに対して第一ジョー部材および第二ジョー部材を移動させる。

【 0 0 1 7 】

本開示の 1 つの実施形態において、このジョー部材の一方は、電気導電性表面を備え、この表面は、その中に規定された長手方向に配向するチャネルを有し、このチャネルが、組織を切断するためのナイフの長手方向往復運動を容易にする。好ましくは、この鉗子は、ドライブアセンブリから独立して作動可能なナイフを作動させるための引き金を備える。

【 0 0 1 8 】

1 つの実施形態において、この鉗子は、少なくとも 2 つのストップ部材を備え、これらの部材は、一連の長手方向に配向する突起を有し、この突起は、内向する表面に沿って、ジョー部材の近位端からジョー部材の遠位端まで延びている。別の実施形態において、このストップ部材は、一連の円形様タブを備え、このタブは、内向する表面から突出し、そしてジョー部材の近位端からジョー部材の遠位端まで延びている。このストップ部材は、長手方向に配向するチャネルの反対側に対して、および / またはジョー部材の一方または両方の表面の長さに沿って、互いに対して交互に側方で相殺する様式で、対向ジョー部材のいずれかの上に配置されている。

【 0 0 1 9 】

本開示の別の実施形態において、ストップ部材として働くように、上昇したリップが提供

10

20

30

40

50

される。これは、ジョー部材の内向する表面から突出し、そして外周の周りに延びて、対向ジョー部材の間の間隔距離を制御する。別の実施形態において、少なくとも1つの長手方向に配向するリッジが、1つのジョー部材の近位端から遠位端へと延び、そしてジョー部材の間の間隔距離を制御する。

【0020】

好ましくは、これらのストップ部材は、スタンピング、溶射、オーバーモールドイングおよび/または接着によって、ジョー部材に固定/付着される。これらのストップ部材は、少なくとも1つのジョー部材の内向表面から、約0.001インチ~約0.005インチ、そして好ましくは、約0.002インチ~約0.003インチ突出する。これらのストップ部材は、パリレン、ナイロンおよび/またはセラミックのような、絶縁材料から作製され得ることが予測される。他の材料もまた企図され、例えば、DOW Chemicalによって製造されるQUESTRA(登録商標)のようなシンジオタクチックポリスチレン、シンジオタクチックポリスチレン(SPS)、ポリブチレンテレフタレート(PBT)、ポリカーボネート(PC)、アクリロニトリルブタジエンスチレン(ABS)、ポリフタルアミド(PPA)、ポリミド(Polyimide)、ポリエチレンテレフタレート(PET)、ポリアミド-イミド(PAI)、アクリル(PMMA)、ポリスチレン(PSおよびHIPS)、ポリエーテルスルホン(PES)、脂肪族ポリケトン、アセタール(POM)コポリマー、ポリウレタン(PUおよびTPU)、ポリフェニレンオキシドを分散させたナイロンならびにアクリロニトリルスチレンアクリレートである。

10

【0021】

本開示の別の実施形態は、組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子を包含し、この鉗子は、少なくとも1つの細長シャフトを有し、このシャフトは、その遠位端に、対向ジョー部材を有する。これらのジョー部材は、第一の位置(ここで、これらのジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係に配置される)から第二の位置(ここで、これらのジョー部材は、それらの間に組織を把持するように協働する)へと互いに対して移動可能である。ドライブロッドアセンブリは、これらのジョー部材を電気エネルギー源に接続し、その結果、第一のジョー部材は、第一の電位を有し、そして第二のジョー部材は、第二の電位を有する。これらのジョー部材は、作動される場合、これらのジョー部材の間に保持された組織を通してエネルギーを伝導し、組織の封着をもたらす。ハンドルが、このドライブロッドアセンブリに取り付けられ、そして作動される場合、このドライブロッドアセンブリを介して、第一のジョー部材および第二のジョー部材の、互いに対する動きを与える。少なくとも1つの絶縁性の間隔を空けたストップ部材が、これらのジョー部材の1つの内向表面に配置され、そして組織がジョー部材の間に保持される場合、これらのジョー部材の対向する封着表面の間の全体の間隔距離を制御するように作動する。組織封着部位の近位の組織を切断するためのナイフを、引き金が機械的に作動させる。

20

30

【0022】

本開示はまた、組織を封着および分割するための方法に関し、この方法は、内視鏡双極鉗子を提供する工程を包含し、この鉗子は、以下：

遠位端に対向ジョー部材を有する細長シャフトであって、これらのジョー部材は、それらの間に組織を把持するように協働する、細長シャフト；

40

少なくとも1つの絶縁性の間隔を空けたストップ部材であって、これらのジョー部材のうちの少なくとも1つの内向表面に配置されており、これらのストップ部材は、これらのジョー部材の間に組織が保持される場合に、これらのジョー部材の間の距離を制御する、ストップ部材、および

ナイフ、
を備える。

【0023】

この方法は、さらに、以下の工程を包含する：ジョー部材を電気エネルギー源に接続する工程；これらのジョー部材を作動させて、対向ジョー部材の間に組織を把持する工程；これらのジョー部材の間の保持された組織をとおして、これらのジョー部材にエネルギーを

50

伝導し、封着をもたらす工程；およびナイフを作動させて、封着の近くの組織を切断する工程。

【 0 0 2 4 】

好ましくは、提供する工程の少なくとも 1 つのジョー部材は、長手方向に配向するチャンネルが内部に規定された導電性表面を備え、このチャンネルは、組織を切断するための、このチャンネル内での長手方向の往復の様式で、このナイフの作動を容易にする。

【 0 0 2 5 】

(詳細な説明)

ここで図 1 ~ 5 を参照すると、種々の外科手順と共に使用するための内視鏡双極鉗子 1 0 の 1 つの実施形態が示されており、この鉗子は、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 を備え、このハンドルアセンブリには、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 が取り付けられている。より具体的には、鉗子 1 0 は、遠位端 1 4 および近位端 1 6 を有するシャフト 1 2 を備え、この遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 に機械的に係合するような寸法であり、そしてこの近位端は、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 を機械的に係合させる。図面において、そして以下の説明において、用語「近位」とは、従来のように、鉗子 1 0 の、使用者に近い端部をいい、一方で用語「遠位」とは、使用者から遠い端部をいう。

【 0 0 2 6 】

エンドエフェクタアセンブリ 2 0 は、シャフト 1 2 の遠位端 1 4 に取り付けられ、そして対向する一対のジョー部材 2 2 および 2 4 を備える。好ましくは、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 は、シャフト 1 2 の近位端 1 6 に取り付けられ、そして内側に配置された作動機構（例えば、可動ハンドル 8 2 およびドライブアセンブリ 7 0 ）を備え、これらは、機械的に共同して、ジョー部材 2 2 および 2 4 の、開位置（ここで、ジョー部材 2 2 および 2 4 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される）からクランプ位置または閉位置（ここで、ジョー部材 2 2 および 2 4 は協働して、これらの間に組織 1 5 0 を把持する（図 7 ））への動きをもたらす。

【 0 0 2 7 】

鉗子 1 0 は、特定の目的に依存して、または特定の結果を達成するために、完全にかまたは部分的に使い捨てであるように設計され得ることが予測される。例えば、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 は、シャフト 1 2 の遠位端 1 4 に選択的に、そして解放可能に係合可能であり得、そして / またはシャフト 1 2 の近位端 1 6 は、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 に選択的に、そして解放可能に係合可能であり得る。これら 2 つの例のいずれにおいても、鉗子 1 0 は、「部分的に使い捨て」である。すなわち、新しいかまたは異なるエンドエフェクタアセンブリ 2 0 （またはエンドエフェクタアセンブリ 2 0 およびシャフト 1 2 ）が、必要に応じて、古いエンドエフェクタアセンブリ 2 0 を選択的に交換する。

【 0 0 2 8 】

図 1 および 2 は、本開示が本明細書中に一般的に記載されることを目的として、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 の作動要素および内部作動構成要素を示す。これらの要素および種々の内部作動構成要素との特定の機能および作動の関係は、D y c u s による、共有に係る、同時係属中の米国出願番号 2 0 3 - 2 8 0 9 （発明の名称「V E S S E L S E A L E R A N D D I V I D E R」）（これは、本願と同時に出願され、そしてその全体が本明細書中に参考として援用される）において、より詳細に記載されている。

【 0 0 2 9 】

図 2 に最良に示されるように、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 は、可動ハンドル 8 2 および固定ハンドル 8 4 を備える。可動ハンドル 8 2 は、そこを通して規定される開口部 8 9 を備え、この開口部は、使用者がハンドル 8 2 を把持し、そして固定ハンドル 8 4 に対して移動させることを可能にする。可動ハンドル 8 2 は、旋回点 8 7 の周りで、固定ハンドル 8 4 に対して第一の位置から第二の位置（固定ハンドル 8 4 により近い）へ

10

20

30

40

50

と選択的に移動可能であり、これは、以下に説明されるように、ジョー部材 2 2 および 2 4 の互いに対する相対運動を与える。

【 0 0 3 0 】

より具体的には、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 は、ドライブアセンブリ 7 0 を収容し、このドライブアセンブリは、可動ハンドル 8 2 と協働して、ジョー部材 2 2 および 2 4 の、開位置（ここで、ジョー部材 2 2 および 2 4 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される）からクランプ位置または閉位置（ここで、ジョー部材 2 2 および 2 4 は、協働して、それらの間に組織 1 5 0 を把持する（図 7））への移動をもたらす。ドライブアセンブリ 7 0 の一般的な作動パラメータおよびその内部作動構成要素は、より一般化して以下に説明されるが、上記の共有に係る、同時係属中の「V E S S E L S E A L E R A N D D E V I D E R」出願において、特に詳細に説明されている。本開示の目的で、ハウジングおよびハンドルアセンブリ 8 0 は、一般に、4 棒機械的連結として特徴付けられ得、これは、以下の要素からなる：可動ハンドル 8 2、リンク 7 3、カム様リンク 7 6、ならびに固定旋回点 7 5 および 7 6 によって実施される、基部リンク。ハンドル 8 2 の作動は、4 棒連結を作動させ、これが次に、対向ジョー部材 2 2 および 2 4 の互いに対する移動を生じて、これらの間に組織 1 5 0 を把持するための、ドライブアセンブリ 7 0 を始動させる。ドライブアセンブリ 7 0 の一般的に開示される作動パラメータに関して以下にさらに詳細に説明されるように、4 棒機械的連結を使用することにより、使用者は、ジョー部材 2 2 および 2 4 を組織 1 5 0 に対して圧縮する場合に、有意なメカニカルアドバンテージを得ることが可能である。

10

20

【 0 0 3 1 】

好ましくは、固定ハンドル 8 4 は、その内部に規定されたチャネル 8 5 を備え、このチャネルは、可動ハンドル 8 2 から近位に延びるフランジ 8 3 を受容するような寸法である。好ましくは、フランジ 8 3 は、固定端 9 0 および自由端 9 2 を備え、この固定端は、可動ハンドル 8 2 に固定されており、そしてこの自由端は、ハンドル 8 4 のチャネル 8 5 内での容易な受容のための寸法にされる。フランジ 8 3 は、使用者が、選択的に、進行的に、そして漸増的に、ジョー部材 2 2 および 2 4 を互いに対して開位置から閉位置へと移動させることを可能にするような寸法にされ得ることが、予測される。例えば、フランジ 8 3 がラチェット様のインターフェースを備え得、このインターフェースが、特定の目的に依存して、可動ハンドル 8 2 ならびに従ってジョー部材 2 2 および 2 4 を、互いに対して選択的な、漸増的な位置にロックして係合することもまた、企図される。ハンドル 8 4 に対するハンドル 8 2（ならびにジョー部材 2 2 および 2 4）の移動を制御および/または制限するために、他の機構（例えば、水圧系、半水圧系、および/または歯車系）もまた使用され得る。

30

【 0 0 3 2 】

本開示によって理解され得るように、そして上記の共有に係る、同時係属中の「V E S S E L S E A L E R A N D D I V I D E R」出願に関してさらに詳細に説明されるように、固定ハンドル 8 4 のチャネル 8 5 は、フランジ 8 3 の往復のための、入口通路 9 1 および出口通路 9 5 を備える。図 2 に最良に示されるように、ハンドル 8 2 がほぼ旋回する様式で固定ハンドル 8 4 の方へと旋回点 8 7 の周りで移動するにつれて、リンク 7 3 が、ハンドル 8 2 内に配置されたガイドピン 7 4 の周りで回転する。その結果、リンク 7 3 は、旋回点 7 6 の周りで近位に回転する。理解され得るように、固定ハンドル 8 4 に対するハンドル 8 2 の旋回経路は、カム様リンク 7 6 を、旋回点 7 5 の周りでほぼ近位方向に回転させるように偏らせる。以下に説明されるように、カム様リンク 7 6 の移動は、ドライブアセンブリ 7 0 に移動を与える。

40

【 0 0 3 3 】

図 2 に最良に示されるように、固定ハンドル 8 4 の方へのハンドル 8 2 の最初の移動の際に、フランジ 8 3 の自由端 9 2 は、端部 9 2 が通路 9 1 に沿って配置されたレール部材 9 7 を通過するかまたは機械的に係合するまで、ほぼ近位に、そして入口通路 9 1 に沿って上方に移動する。レール 9 7 は、端部 9 2 がレール 9 7 を越える点まで近位に、フランジ

50

８３が移動することを可能にすることが予測される。一旦、端部９２がレール９７を越え
ると、ハンドル８２およびフランジ８３の遠位への移動（すなわち、解放）が、レール９
７によって、出口経路９５内へと再指向される。

【００３４】

より具体的には、最初の解放（すなわち、ハンドル８４に対するハンドル８２の接近圧力
の減少）の際に、ハンドル８２は、通路９１に向かってわずかに遠位に戻るが、出口通路
９５の方に向いている。この時点で、ハンドル８２と８４との間の解放圧力または戻り圧
力（これは、ドライブアセンブリ７０（以下に説明される）の圧縮に付随する解放圧力に
起因し得、そしてこの圧力に正比例する）は、フランジ８３の端部９２を、キャッチ基部
９３内に詰めるかまたはロックする。ハンドル８２は、ここで、ハンドル８４内の位置に
固定され、ここで、次に、ジョー部材２２および２４を、組織に対して閉位置にロックす
る。ここで、この器具は、組織封着１５２を形成するための、電気外科エネルギーの選択
的印加のために配置される。再度、種々の作動構成要素およびその関連する機能は、上記
の共有に係る、同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に関して、より詳細に説明される。

10

【００３５】

図２に最良に示されるように、ハンドル８２の再起動または再把握は、出口通路９５に沿
って配置されたリップ９４を端部９２が越えるまで、フランジ８３を、再度、ほぼ近位に
、新たに再指向された出口経路９５に沿って移動させる。一旦、リップ９４が十分に越え
られると、ハンドル８２およびフランジ８３は、把持圧力の減少の際に、出口経路９５に
沿って十分にかつ自由に、ハンドル８４から解放可能であり、これは次に、ジョー部材２
２および２４を、開いた作動前の位置に戻す。

20

【００３６】

上記のように、ハウジングおよびハンドルアセンブリ８０は、ドライブアセンブリ７０を
収容し、このドライブアセンブリは、可動ハンドル８２と協働して、ジョー部材２２およ
び２４の相対的な移動を引き起こして、組織１５０を把持する。ドライブロッドアセンブ
リ７０およびドライブアセンブリ７０の種々の作動構成要素の操作は、上記の共有に係る
、同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に、詳細
に説明される。

【００３７】

一般に、そして本開示の目的で、ドライブアセンブリ７０は、圧縮パネ７２、ドライブロ
ッド４０、および圧縮スリーブ９８を備える（図２）。図４の拡大図に最良に示されるよ
うに、ドライブロッド４０は、ナイフスリーブ４８内に入れ子式に、内部で往復可能にな
っている。ナイフスリーブ４８に対するドライブロッド４０の移動は、ジョー部材２２お
よび２４の移動を与える。タブ部材４６は、ドライブロッド４０の自由端４２に配置され
、これは、タブ４６と端部４２との間に、切欠き４３を規定する。タブ４６および切欠き
４３は、圧縮パネ７２と機械的に協働して、ナイフスリーブ４８に対するシャフト４０の
移動を引き起こし、これが次に、ジョー部材２２および２４を、組織１５０の周囲で開閉
させる。

30

【００３８】

上で説明されるように、４棒連結を介するハンドルアセンブリ８０の移動は、最終的に、
カム様リンク７６を旋回点７５の周りでほぼ時計回りに（すなわち、近位に）回転させ、
これが次に、固定ハンドル８４の上部内に配置されたフランジ７７に対して、パネ７２を
近位に圧縮する。パネ７２の移動は、次に、ナイフスリーブ４８に対してドライブロッド
４０を移動させ、これは、対向ジョー部材２２および２４を互いに対して移動させる。理
解され得るように、４棒連結に付随する有意なメカニカルアドバンテージは、パネ７２の
容易な、一貫した、そして均一な圧縮を可能にし、これは次に、組織１５０の周りでのジ
ョー部材２２および２４の容易な、一貫した、そして均一な圧縮を可能にする。４棒機械
的連結の他の詳細および利点は、上記の共有に係る、同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に関して、さらに完全に議論される。

40

50

【 0 0 3 9 】

一旦、組織 1 5 0 が対向ジョー部材 2 2 および 2 4 の間に把持されると、ハンドル 8 4 内に配置された電気外科インターフェース 1 1 0 を介して、電気外科エネルギーが、これらのジョー部材 2 2 および 2 4 に供給され得る。再度、これらの特徴は、上記の共有に係る、同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に関して、より詳細に説明されている。

【 0 0 4 0 】

鉗子 1 0 はまた、以下に説明されるように、ナイフスリーブ 4 8 を往復する引き金 8 6 を備え、これは次に、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 内に配置されたナイフ 6 0 を往復させる（図 5）。一旦、組織封着 1 5 2 が形成されると（図 7）、使用者は、引き金 8 6 を作動させて、図 9 に示すように、組織封着 1 5 2 に沿って、組織 1 5 0 を分離し得る。理解され得るように、往復するナイフ 6 0 は、カニューレまたはトロカールポート（図示せず）を通して切断器具を交換することなく、使用者が組織 1 5 0 を封着の直後に迅速に分離することを可能にする。ナイフ 6 0 はまた、新たに形成された組織封着 1 5 2 に付随する理想切断面「B - B」に沿った、血管 1 5 0 のより鋭利な分離を容易にすることが、予測される（図 7 ~ 9 を参照のこと）。ナイフ 6 0 は、好ましくは、ジョー部材 2 2 と 2 4 との間に保持された組織 1 5 0 を組織封着部位 1 5 2 において切断するための、鋭利な縁部 6 2 を備える（図 7）。ナイフ 6 0 はまた、組織封着 1 5 2 に沿った組織 1 5 0 の容易な分離のために、電気外科エネルギー源に接続され得ることが、予測される。

【 0 0 4 1 】

好ましくは、上記の共有に係る同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に関してより詳細に説明されるように、ハンドルアセンブリ 8 0 はまた、ロックアウト機構（図示せず）を備え得、このロックアウト機構は、ジョー部材 2 2 および 2 4 が閉じ、そして / または組織 1 5 0 の周りで実質的に閉じるまで、引き金 8 6 の作動を制限する。例えば、図 2 に最も良く示されるように、出口経路 9 5 は、フランジ 8 3 が引き金 8 6 の作動のための十分な隙間を提供する予め決定されたかまたは予め規定された位置）内に配置される（例えば、キャッチベース 9 3 内に配置される）場合にのみ引き金 8 6 が作動可能であるような寸法であり得る。この様式でのハンドルアセンブリ 8 0 の構成は、電気外科作動および封着の前に、引き金 8 6 の早すぎる作動の可能性を減少し得ることが想定される。

【 0 0 4 2 】

回転アセンブリ 8 8 はまた、鉗子 1 0 を組み込み得る。好ましくは、回転アセンブリ 8 8 は、シャフト 1 2 およびドライブアセンブリ 7 0 と機械的に関連する。図 4 に最も良く示されるように、シャフト 1 2 は、その中に配置される開口部 4 4 を備え、この開口部は、回転アセンブリ 8 8 に付けられる対応する移動止め（図示せず）と機械的に接し、その結果、回転アセンブリ 8 8 の回転移動が、シャフト 1 2 に対する類似の回転移動を与え、これは、次いで、長手軸「A」の周りでエンドエフェクタアセンブリ 2 0 を回転する。ハンドルアセンブリ 8 0、回転アセンブリ 8 8 およびドライブアセンブリ 7 0 を通る電気外科的エネルギーの移動のためのこの独特の電氣的構成とともにこれらの特徴は、上記の共有に係る同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願により詳細に記載される。

【 0 0 4 3 】

図 3、5 および 6 A ~ 6 F に関して最も良く示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 は、シャフト 1 2 の遠位端 1 4 に接続する。エンドエフェクタアセンブリ 2 0 は、第 1 ジョー部材 2 2、第 2 ジョー部材 2 4 およびそれらの間で往復するナイフ 6 0 を備える。ジョー部材 2 2 および 2 4 は、好ましくは、上記のように、ドライブロッド 4 2 の相対的往復（すなわち、長手方向移動）において開位置から閉位置に旋回点 3 7 の周りで回転可能である。再び、エンドエフェクタアセンブリ 2 0 の種々の移動構成要素に関する機械的および協働的關係は、さらに、上記の共有に係る同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願に記載される。

【 0 0 4 4 】

ジョー部材のそれぞれは、その内向する表面 3 4 上に配置される導電性封着表面 3 5、およびその外側に面する表面 3 9 上に配置される絶縁体 3 0 を備える。導電性表面 3 5 が、電気外科エネルギーの適用のときに、それらの間に保持される組織 1 5 0 を封着するために協働することが想定される。ジョー部材 2 2 および 2 4 の外側非導電性表面 3 9 と一緒に、絶縁体 3 0 は、好ましくは、組織封着に関連する公知の望ましくない効果（例えば、フラッシュオーバー、熱拡散、および迷走電流散逸）の多くを制限および／または減少するための寸法である。

【 0 0 4 5 】

導電性封着表面 3 5 がまたピンチトリムを備え、これは、導電性表面 3 5 の絶縁体 3 0 への安全な係合を容易にし、そしてまた全体的な製造プロセスを単純にすることが想定される。導電性封着表面 3 5 がまた、ある半径を有する外側周辺縁部を備え得、そして絶縁体 3 0 は、この半径に対してほぼ正接する隣接縁部に沿って導電性封着部材表面 3 5 と接し、そして／またはこの半径に沿って接する。好ましくは、接合面において、導電性表面 3 5 は、絶縁体 3 0 に対して一段高い。これらの実施形態および他の想定される実施形態は、本願と同時に出願され共有に係る同時係属中の出願番号第 [2 0 3 - 2 8 9 8] 号（これは、「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」の表題であり、Johnsonらによる）および本願と同時に出願され共有に係る係属中の出願番号第 [2 0 3 - 2 6 5 7] 号（これは、「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」の表題であり、Johnsonらによる）で論述されている。これらの出願の両方の内容全体が、本明細書中において参考として援用される。

【 0 0 4 6 】

好ましくは、ジョー部材（例えば、2 2）の導電性表面 3 5 の少なくとも 1 つは、その中に規定される長手方向に配向したチャネルを備え、これは、ジョー部材 2 2 の近位端 2 6 から遠位端 2 8 に延びる。チャネル 3 6 が、好ましい切断平面「B - B」に沿ってナイフ 6 0 の長手方向の往復を促進して、形成される組織の封着 1 5 2 に沿って組織 1 5 0 を効果的かつ正確に分離する（図 7 ~ 9 を参照のこと）。好ましくは、上記の共有に係る同時係属中の「VESSEL SEALER AND DIVIDER」出願により詳細に記載されるように、エンドエフェクタアセンブリ 2 2 のジョー部材 2 2 および 2 4 は、互いに電氣的に絶縁され、その結果、電気外科エネルギーが組織 1 5 0 を通って効果的に移動されて、封着 1 5 2 を形成し得る。

【 0 0 4 7 】

上記のように、ハンドル 8 2 の移動において、ジョー部材 2 2 および 2 4 は、一緒に近づいて、組織 1 5 0 をつかむ。この時点で、フランジ 8 3 は、キャッチ 9 3 内に配置され、このキャッチは、4 棒機構およびバネ 7 0 と関連する機械的利点とともに、ドライブロッド 4 0 上の比例的な軸力を維持し、このドライブロッド 4 0 は、次いで、対向ジョー部材 2 2 と 2 4 との間の圧縮力を組織 1 5 0 に対して維持する。エンドエフェクタアセンブリ 2 0 が、エンドエフェクタの特定の内部の作動構成要素の機械的故障を妨げるための過剰な締め付け力をはずすための寸法であり得る。

【 0 0 4 8 】

組織 1 5 0 に適用される電気外科エネルギーの強度、頻度および持続期間を制御することによって、使用者は、焼灼、封着の凝固／乾燥および／または単に出血を少なくするかもしくは遅くすることのいずれかができる。上述のように、2 つの機械的因子は、封着された組織の生じる厚みおよび封着の有効性を決定する際に重要な役割を果たす（すなわち、対向ジョー部材 2 2 と 2 4 との間に適用される圧力、および封着プロセスの間、ジョー部材 2 2 および 2 4 の対向する封着表面 3 5 の間の隙間距離）。しかし、得られる組織封着 1 5 2 の厚みは、力のみでは適切に制御され得ない。言い換えると、力が大きすぎと、2

10

20

30

40

50

つのジョー部材 22 および 24 は、触れ、おそらくショートし、組織 150 を通るエネルギー移動がほとんどなくなり、従って、悪い組織封着 152 を生じる。力が小さすぎると、封着 152 は、薄くなりすぎる。

【0049】

正確な力を適用することはまた、他の理由のために重要である：容器の壁に対抗すること；組織 150 を通る十分な電流を可能にする十分に低い値に組織インピーダンスを減少させること；および良好な封着の指標である、必要とされる端部組織の厚みを作製することに寄与することに加えて、組織加熱の間、膨張力に打ち勝つこと。

【0050】

好ましくは、ジョー部材 22 および 24 の導電性封着表面 35 は、鋭い縁部での電流濃度を避けるため、および高い点の間のアーク放電を避けるために比較的平坦である。さらに、係合したときの組織 150 の反作用力に起因して、ジョー部材 22 および 24 は、好ましくは、曲げに抵抗するように製造される。例えば、図 6 A に最も良く示されるように、ジョー部材 22 および 24 は、好ましくは、幅「W」に沿ってテーパ状であり、これは、2つの理由で有利である：1) このテーパは、一定の圧力を一定の組織の厚みを平行に適用する；2) ジョー部材 22 および 24 のより厚い近位部分は、組織 150 の反作用力に起因して曲げに耐える。

【0051】

図 5 ~ 6 F に最も良く示されるように、それぞれのジョー部材 22 および 24 の導電性表面 35 の間の所望の間隔（すなわち、隙間距離）を達成し、そして組織 150 を封着するための所望の力を適用するために、少なくとも 1 つのジョー部材 22 および / または 24 は、少なくとも 1 つのストップ部材（例えば、50 a）を備え、このストップ部材は、互いに対する 2 つの対向ジョー部材 22 および 24 の動きを制限する。好ましくは、ストップ部材（例えば、50 a）は、特定の材料特性（例えば、圧縮力、熱膨張など）に従って、所定の距離を、封着表面または組織接触表面 35 から伸長して、封着の間、一定の正確な隙間を生じる。好ましくは、封着の間、対向する封着表面 35 間の隙間距離は、約 0.001 インチ ~ 約 0.005 インチ、より好ましくは、約 0.002 インチと約 0.003 インチとの間の範囲である。

【0052】

好ましくは、ストップ部材 50 a ~ 50 g は、絶縁性材料（例えば、ポリレン、ナイロン および / またはセラミック）から作製され、そしてジョー部材 22 および 24 の対向する動きを上述の隙間範囲内に制限するような寸法である。ストップ部材 50 a ~ 50 g が、特定の目的に依存して、または特定の結果を達成するために、ジョー部材 22 および 24 のうちの 1 つまたはその両方に配置し得ることが想定される。

【0053】

図 6 A ~ 6 F は、ジョー部材 24 上に、ジョー部材 24 に沿って、またはジョー部材 24 を通って突き出る、非導電性ストップ部材 50 a ~ 50 g の種々の企図される構成を示す。1 つ以上のストップ部材（例えば、50 a ~ 50 g）が、特定の目的に依存して、または所望の結果を達成するために、ジョー部材 22 および 24 のうちのいずれかまたはその両方に配置され得ることが想定される。本発明の開示によって理解され得るように、ストップ部材 50 a ~ 50 g の種々の構成は、作動前および作動間の組織 150 の移動を制限し、そして組織 150 が圧縮される場合、ジョー部材 22 および 24 のショートを防げるように設計される。

【0054】

図 6 A および 6 B は、対向する封着表面 35 の間の隙間距離を制御するためのストップ部材 50 a ~ 50 g の 1 つの可能な構成を示す。より詳細には、1 対の長手方向に配向したタブ様ストップ部材 50 a が、ジョー部材 24 のナイフチャネル 36 の 1 つの側面上に、封着表面 35 の中心近くに配置される。第 2 のストップ部材（例えば、50 b）は、ジョー部材 24 の近位端 26 に配置され、そして第 3 のストップ部材 50 g は、ジョー部材 24 の遠位先端 28 に配置される。好ましくは、ストップ部材 50 a ~ 50 g は、特定の目

的に依存して、任意の公知の形状または多項式形状（例えば、三角形、直線、円形、卵形、扇形（scallop）など）で構成され得る。さらに、異なるストップ部材 50a ~ 50g の任意の組合せが、封着表面 35 に沿って組み立てられて、所望の隙間距離を達成し得ることが企図される。ストップ部材が、ジョー部材 24 の外側周辺部から突出する高くなったリップ（raised lip）として設計され得ることも想定される。

【0055】

図 6C は、ナイフチャネル 36 の 1 つの側面において互いに対して交互に側方にずれる（offset）様式でジョー部材 24 の近位端 26 から遠位端 28 へと及ぶ第 1 シリーズの円形様ストップ部材 50c、およびナイフチャネル 36 の他の側面において互いに対して交互に側方にずれる様式でジョー部材 24 の近位端 26 から遠位端 28 へと及ぶ第 2 シリーズの円形様ストップ部材 50c を示す。円形様ストップ部材 50c が実質的に等しい大きさであるが、ストップ部材 50c の 1 つ以上が、特定の目的に依存するかまたは所望の結果を達成するために、他のストップ部材 50c より大きいまたは小さい寸法であり得ることが想定される。

10

【0056】

図 6D は、なお別の構成を示し、ここで、このストップ部材は、ナイフチャネル 36 の 1 つの側面に沿って、ジョー部材 82 の近位端 26 から遠位端 28 へと伸長する長手方向に配向したリッジ（ridge）50e として構成される。上述のように、第 2 の長手方向に配向したリッジ 50e は、封着する目的のためにナイフチャネル 36 の対向する側面において、対向ジョー部材 22 上に配置され得る。図 6E は、ナイフチャネル 36 に対して一定の角度で配置される一連の細長タブ様部材 50f を示す。図 6F は、なお別の構成を示し、ここで、異なるストップ部材（例えば、50a、50c および 50g）が、ナイフチャネル 36 の両方の側の封着表面 35 の上に配置される。

20

【0057】

好ましくは、非導電性ストップ部材 50a ~ 50g は、ジョー部材 22 および 24 上に成形され（例えば、オーバーモルディング、射出成形など）、ジョー部材 22 および 24 上に打ち抜き加工（stamping）されるか、またはジョー部材 22 および 24 上に沈着される（蒸着）。ストップ部材 50a ~ 50g はまた、ジョー部材にスライド可能に装着され得、そして / またはスナップフィット様式で導電性表面 35 に装着され得る。他の技術としては、ジョー部材 22 および 24 の表面上にセラミック材料を溶射（thermal spraying）して、ストップ部材 50a ~ 50g を形成する工程を包含する。いくつかの溶射技術が企図され、これは、導電性表面 35 の上に、幅広い範囲の耐熱性および絶縁性の材料を沈着して、ストップ部材 50a ~ 50g を作製すること（例えば、高速オキシ燃料（High velocity Oxy-fuel）沈着、プラズマ沈着など）を包含する。

30

【0058】

ストップ部材 50a ~ 50g が、ジョー部材 22 および 24 の内向する表面 35 から約 0.001 インチ ~ 約 0.005 インチ突出することが想定され、これは、本発明の開示から理解され得るように、導電性表面間のショートの可能性を減少し、そして封着および分割の間、ジョー部材 22 および 24 の把持特徴を向上する。好ましくは、ストップ部材 50a ~ 50g は、導電性表面 35 から約 0.002 インチ ~ 約 0.003 インチ突出し、これは、有効な均一な一定の組織封着を生成するための理想的な隙間距離を生じることが決定された。

40

【0059】

あるいは、ストップ部材 50a ~ 50g は、ジョー部材 22 および 24 の一方または両方の内向する表面 35 上に成形され得るか、あるいはある場合には、任意の公知の接着方法によって、ジョー部材 22 および 24 の一方または両方の内向する表面 35 にストップ部材 50a ~ 50g を接着するのが好ましくあり得る。打ち抜き加工は、商業的に公知の実質的に任意のプレス操作を包含するように本明細書中において規定され、これには、限定しないが、ブランキング、剪断、熱間形成または冷間成形、延伸、曲げ加工および圧印加

50

工が挙げられる。

【 0 0 6 0 】

図 6 A ~ 6 F は、ストップ部材 5 0 a ~ 5 0 f の可能な構成のうちのいくつかを示すが、これらの構成は、例として示され、限定とは解釈されない。他のストップ部材構成もまた、企図され、これは、導電性表面 3 5 間のショートの可能性を減少させ、そして封着および分割の間、組織把持を向上する際に等しく効果的であり得る。

【 0 0 6 1 】

さらに、ストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g が、ジョー部材 2 2 および 2 4 の内向する表面 3 5 から約 0 . 0 0 1 ~ 約 0 . 0 0 5 インチ、好ましくは、約 0 . 0 0 2 インチ ~ 約 0 . 0 0 3 インチ突出することが好ましく、ある場合には、特定の目的に依存して、多かれ少なかれストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g を突出させることが好ましくあり得る。例えば、ストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g に使用される材料の型、ならびにジョー部材 2 2 および 2 4 の間の大きな圧縮閉鎖力を吸収するその材料の能力が変化し、従って、ストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g の全体の寸法を変化させ、そしてさらに所望の隙間距離を作製し得ることが企図される。

10

【 0 0 6 2 】

言い換えると、効果的な封着に必要な所望または最終の隙間距離と共に、その材料の圧縮強度は、ストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g を形成するときに慎重に考慮されるパラメータであり、ある材料は、同じ隙間距離または所望の結果を達成するために、他の材料とは寸法が異なり得る。例えば、ナイロンの圧縮力は、セラミックとは異なり、従って、ナイロン材料は、対向ジョー部材 2 2 および 2 4 の閉鎖力を相殺するために、および、セラミックストップ部材を利用するときと同じ所望の隙間距離を達成するために、寸法的に異なり得る（例えば、より分厚い）。

20

【 0 0 6 3 】

本開示はまた、組織を封着し、そして分割する方法に関し、この方法は、内視鏡双極鉗子 1 0 を提供する工程を包含し、この鉗子は、以下を備える：

細長シャフト 1 2 であって、その遠位端 1 4 に、対向ジョー部材 2 2 および 2 4 を有し、これらジョー部材がそれらの間で組織 1 5 0 を把持するように協働する、細長シャフト；ジョー部材の少なくとも 1 つ（例えば 2 4 ）の内向する表面 3 5 上に配置される少なくとも 1 つの非導電性の間隔をあけて配置されたストップ部材 5 0 a ~ 5 0 g であって、このストップ部材が、組織 1 5 0 がそれらの間に保持されるときに、ジョー部材 2 2 および 2 4 の間の距離を制御する、ストップ部材；およびナイフ 6 0 。

30

【 0 0 6 4 】

この方法は、さらに、以下の工程を包含する：ジョー部材 2 2 および 2 4 を電気エネルギー源 1 1 0 に接続する工程；ジョー部材 2 2 および 2 4 を作動させて、対向ジョー部材 2 2 および 2 4 の間で組織 1 5 0 を把持する工程；ジョー部材の間に保持される組織 1 5 0 を通してジョー部材 2 2 および 2 4 にエネルギーを伝達して、封着 1 5 2 をもたらす工程（図 7 ~ 9 ）；およびナイフ 6 0 を作動させて、封着 1 5 2 に近位組織を切断する工程。

【 0 0 6 5 】

好ましくは、上記提供する工程のジョー部材の 1 つ（例えば、2 4 ）は、その中に規定される長手方向に配向したチャンネル 3 6 を有する導電性表面 3 5 を備え、これは、組織部位の近くで組織 1 5 0 を切断するために、チャンネル 3 6 内で長手方向に往復する様式でナイフ 6 0 の作動を容易にする。

40

【 0 0 6 6 】

上記および種々の図面を参照して、当業者は、本発明の開示の範囲から逸脱することなく、本開示に対して特定の改変もまたなされ得ることを理解する。例えば、鉗子 1 0 へ他の特徴（例えば、細長シャフト 1 2 に対してエンドエフェクタアセンブリ 2 0 を軸方向に動かすための関節アセンブリ（*articulating assembly*））を加えることが好ましくあり得る。

50

【 0 0 6 7 】

さらに、本発明の開示される鉗子が、電気外科器具の少なくとも一部（例えば、シャフト 12 および / またはハンドルアセンブリ 80）と選択的に係合可能である使い捨て可能なエンドエフェクタアセンブリを備え得ることが企図される。

【 0 0 6 8 】

本開示のいくつかの実施形態が図面で示されているものの、本開示は、当該分野が許容するできるだけ広い範囲であり、本明細書も同様に読み取るように意図されるので、本開示は、それに限定するようには意図されない。従って、上記記述は、限定としてではなく、単なる好ましい実施形態の例示として解釈すべきである。当業者は、添付の請求の範囲の精神および範囲内で、他の変更を想定する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

本器具の種々の実施形態は、図面を参照して本明細書中に記載される。

【図 1】図 1 は、本開示によるハンドルおよびエンドエフェクタを示す、内視鏡鉗子の斜視図である。

【図 2】図 2 は、ハンドルの内部作動構成要素を示し、そして閉じた構成でのエンドエフェクタを示す、図 1 の鉗子の部分断面図である。

【図 3】図 3 は、開配置で示されたエンドエフェクタアセンブリの拡大斜視図である。

【図 4】図 4 は、図 3 のエンドエフェクタの近位端の、大きく拡大した側面図である。

【図 5】図 5 は、ジョー部材の内向表面に沿って配置されたナイフおよび一連のストップ部材を示す、図 3 のエンドエフェクタの遠位端の、大きく拡大した斜視図である。

20

【図 6】図 6 A ~ 図 6 F は、ジョー部材の 1 つの内向表面のストップ部材に対する種々の配置を示す。

【図 7】図 7 は、管状血管の封着部位の拡大斜視図である。

【図 8】図 8 は、図 7 の線 8 - 8 に沿った、封着部位の長手方向断面である。

【図 9】図 9 は、管状血管の分離後の、図 7 の封着部位の長手方向断面である。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
17 October 2002 (17.10.2002)

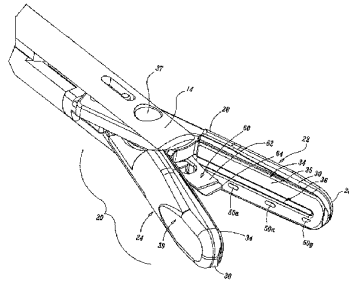
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/080796 A1

- (51) International Patent Classification: A61B 18/14 (74) Agents: DENNINGER, Douglas, E. et al.; United States Surgical, Division of Tyco, Healthcare Group, LP, 150 Glover Avenue, Norwalk, CT 06856 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US01/11413
- (22) International Filing Date: 6 April 2001 (06.04.2001) (81) Designated States (national): AF, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KI, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, NI, 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.
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (71) Applicant (for all designated States except US): SHERWOOD SERVICES AG [CH/CH]; Schwerstrasse 9, CH-8200 Schaffhausen (CH).
- (72) Inventors; and (75) Inventors/Applicants (for US only): DYCUS, Sean, T. [US/US]; Unit 218, 2855 Rock Creek Circle, Superior, CO 80027 (US). BUISSE, Steven, Paul [US/US]; 741 Rider Ridge Drive, Longmont, CO 80501 (US). BROWN, Dav, D. [US/US]; 10311 Dowdle Drive, Golden, CO 80403 (US).
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:
with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS



(57) Abstract: An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue includes an elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof. The jaw members are movable relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. The jaw members are connected to a source of electrical energy such that the jaw members are capable of conducting energy through tissue held therebetween to affect a tissue seal. At least one non-conductive and spaced-apart stop member is disposed on an inner-facing surface of the jaw members to regulate the gap distance between the jaw members when tissue is held therebetween. The forceps also includes a longitudinally reciprocating knife which severs the tissue after sealing at a location which is proximate the sealing site.

WO 02/080796 A1

WO 02/080796 A1 

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

**VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH
NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS****BACKGROUND**

The present disclosure relates to an electrosurgical instrument and method for performing endoscopic surgical procedures. More particularly, the present disclosure relates to an endoscopic bipolar electrosurgical forceps and method of using same which includes a non-conductive stop member associated with one or both of the opposing jaw members. The non-conductive stop member is designed to control the gap distance between opposing jaw members and enhance the manipulation and gripping of tissue during the sealing and dividing process.

Technical Field

Endoscopic forceps utilize mechanical action to constrict, grasp, dissect and/or clamp tissue. Endoscopic electrosurgical forceps utilize both mechanical clamping action and electrical energy to effect hemostasis by heating the tissue and blood vessels to coagulate, cauterize and/or seal tissue.

Endoscopic instruments are inserted into the patient through a cannula, or port, that has been made with a trocar or similar such device. Typical sizes for cannulas range from three millimeters to twelve millimeters. Smaller cannulas are usually preferred, and this presents a design challenge to instrument manufacturers who must find ways to make surgical instruments that fit through the cannulas.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Certain endoscopic surgical procedures require cutting blood vessels or vascular tissue. However, due to space limitations surgeons can have difficulty suturing vessels or performing other traditional methods of controlling bleeding, e.g., clamping and/or tying-off transected blood vessels. Blood vessels, in the range below two millimeters in diameter, can often be closed using standard electrosurgical techniques. However, if a larger vessel is severed, it may be necessary for the surgeon to convert the endoscopic procedure into an open-surgical procedure and thereby abandon the benefits of laparoscopy.

Several journal articles have disclosed methods for sealing small blood vessels using electrosurgery. An article entitled Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator, J. Neurosurg., Volume 75, July 1991, describes a bipolar coagulator which is used to seal small blood vessels. The article states that it is not possible to safely coagulate arteries with a diameter larger than 2 to 2.5 mm. A second article is entitled Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation — "COA-COMP", Neurosurg. Rev. (1984), pp.187-190, describes a method for terminating electrosurgical power to the vessel so that charring of the vessel walls can be avoided.

As mentioned above, by utilizing an electrosurgical forceps, a surgeon can either cauterize, coagulate/desiccate and/or simply reduce or slow bleeding, by controlling the intensity, frequency and duration of the electrosurgical energy applied through the jaw members to the tissue. The electrode of each jaw member is charged to a different electric potential such that when the jaw members grasp tissue, electrical energy can be selectively transferred through the tissue.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

In order to effect a proper seal with larger vessels, two predominant mechanical parameters must be accurately controlled - the pressure applied to the vessel and the gap distance between the electrodes - both of which are affected by the thickness of the sealed vessel. More particularly, accurate application of pressure is important to oppose the walls of the vessel; to reduce the tissue impedance to a low enough value that allows enough electrosurgical energy through the tissue; to overcome the forces of expansion during tissue heating; and to contribute to the end tissue thickness which is an indication of a good seal. It has been determined that a typical fused vessel wall is optimum between 0.001 and 0.005 inches. Below this range, the seal may shred or tear and above this range the lumens may not be properly or effectively sealed.

Electrosurgical methods may be able to seal larger vessels using an appropriate electrosurgical power curve, coupled with an instrument capable of applying a large closure force to the vessel walls. It is thought that the process of coagulating small vessels is fundamentally different than electrosurgical vessel sealing. For the purposes herein, "coagulation" is defined as a process of desiccating tissue wherein the tissue cells are ruptured and dried. Vessel sealing is defined as the process of liquefying the collagen in the tissue so that it reforms into a fused mass. Thus, coagulation of small vessels is sufficient to permanently close them. Larger vessels need to be sealed to assure permanent closure.

U.S. Patent No. 2,176,479 to Willis, U.S. Patent Nos. 4,005,714 and 4,031,898 to Hiltbrandt, U.S. Patent Nos. 5,827,274, 5,290,287 and 5,312,433 to

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Boebel et al., U.S. Patent Nos. 4,370,980, 4,552,143, 5,026,370 and 5,116,332 to Lottick, U.S. Patent No. 5,443,463 to Stern et al., U.S. Patent No. 5,484,436 to Eggers et al. and U.S. Patent No. 5,951,549 to Richardson et al., all relate to electrosurgical instruments for coagulating, cutting and/or sealing vessels or tissue. However, some of these designs may not provide uniformly reproducible pressure to the blood vessel and may result in an ineffective or non-uniform seal.

For the most part, these instruments rely on clamping pressure alone to procure proper sealing thickness and are not designed to take into account gap tolerances and/or parallelism and flatness requirements which are parameters which, if properly controlled, can assure a consistent and effective tissue seal. For example, it is known that it is difficult to adequately control thickness of the resulting sealed tissue by controlling clamping pressure alone for either of two reasons: 1) if too much force is applied, there is a possibility that the two poles will touch and energy will not be transferred through the tissue resulting in an ineffective seal; or 2) if too low a force is applied the tissue may pre-maturely move prior to activation and sealing and/or a thicker, less reliable seal may be created.

Typically and particularly with respect to endoscopic electrosurgical procedures, once a vessel is sealed, the surgeon has to remove the sealing instrument from the operative site, substitute a new instrument through the cannula and accurately sever the vessel along the newly formed tissue seal. As can be appreciated, this additional step may be both time consuming (particularly when sealing a significant number of vessels) and may contribute to imprecise separation of the tissue along the sealing line due to the misalignment or misplacement of the

WO 02/080796

PCT/US01/11413

severing instrument along the center of the tissue sealing line.

Several attempts have been made to design an instrument which incorporates a knife or blade member which effectively severs the tissue after forming a tissue seal. For example, U.S. Patent No. 5,674,220 to Fox et al. discloses a transparent vessel sealing instrument which includes a longitudinally reciprocating knife which severs the tissue once sealed. The instrument includes a plurality of openings which enable direct visualization of the tissue during the sealing and severing process. This direct visualization allows a user to visually and manually regulate the closure force and gap distance between jaw members to reduce and/or limit certain undesirable effects known to occur when sealing vessels, thermal spread, charring, etc. As can be appreciated, the overall success of creating a tissue seal with this instrument is greatly reliant upon the user's expertise, vision, dexterity, and experience in judging the appropriate closure force, gap distance and length of reciprocation of the knife to uniformly, consistently and effectively seal the vessel and separate the tissue at the seal.

U.S. Patent No. 5,702,390 to Austin et al. discloses a vessel sealing instrument which includes a triangularly-shaped electrode which is rotatable from a first position to seal tissue to a second position to cut tissue. Again, the user must rely on direct visualization and expertise to control the various effects of sealing and cutting tissue.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Thus, a need exists to develop an endoscopic electrosurgical instrument which effectively and consistently seals and separates vascular tissue and solves the aforementioned problems. This instrument regulates the gap distances between opposing jaws members, reduces the chances of short circuiting the opposing jaws during activation and assists in manipulating, gripping and holding the tissue prior to and during activation and separation of the tissue.

SUMMARY

The present disclosure relates to an endoscopic bipolar electrosurgical forceps for clamping, sealing and dividing tissue. The forceps includes an elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof. The jaw members are movable relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. An electrosurgical energy source is connected to the jaw members such that the jaw members are capable of conducting energy through tissue held therebetween to effect a tissue seal. At least one non-conductive and spaced-apart stop member is disposed on an inner-facing surface of at least one of the jaw members and is positioned to control the gap distance between the opposing jaw members when the tissue is held therebetween. A longitudinally reciprocating knife severs the tissue proximate the sealing site once an effective seal is formed.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

One embodiment of the presently disclosed forceps includes a drive rod assembly which connects the jaw members to the source of electrical energy such that the first jaw member has a first electrical potential and the second jaw member has a second electrical potential. Preferably, a handle mechanically engages the drive rod assembly and imparts movement of the first and second jaw members relative to one another.

In one embodiment of the present disclosure, one of the jaw members includes an electrically conductive surface having a longitudinally-oriented channel defined therein which facilitates longitudinal reciprocation of the knife for severing tissue. Preferably, the forceps includes a trigger for actuating the knife which is independently operable from the drive assembly.

In one embodiment, the forceps includes at least two stop members arranged as a series of longitudinally-oriented projections which extend along the inner-facing surface from the proximal end to the distal end of the jaw member. In another embodiment, the stop members include a series of circle-like tabs which project from the inner facing surface and extend from the proximal end to the distal end of the jaw member. The stop members may be disposed on either opposing jaw member on opposite sides of the longitudinally-oriented channel and/or in an alternating, laterally-offset manner relative to one another along the length of the surface of either or both jaw members.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

In another embodiment of the present disclosure, a raised lip is provided to act as a stop member which projects from the inner-facing surface and extends about the outer periphery of the jaw member to control the gap distance between opposing jaw members. In another embodiment, at least one longitudinally-oriented ridge extends from the proximal end to the distal end of one of the jaw members and controls the gap distance between the jaw members.

Preferably, the stop members are affixed/attached to the jaw member(s) by stamping, thermal spraying, overmolding and/or by an adhesive. The stop members project from about 0.001 inches to about 0.005 inches and, preferably, from about 0.002 inches to about 0.003 inches from the inner-facing surface of at least one of the jaw members. It is envisioned that the stop members may be made from an insulative material such as parylene, nylon and/or ceramic. Other materials are also contemplated, e.g., syndiotactic polystyrenes such as QUESTRA® manufactured by DOW Chemical, Syndiotactic-polystyrene (SPS), Polybutylene Terephthalate (PBT), Polycarbonate (PC), Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), Polyphthalamide (PPA), Polyimide, Polyethylene Terephthalate (PET), Polyamide-imide (PAI), Acrylic (PMMA), Polystyrene (PS and HIPS), Polyether Sulfone (PES), Aliphatic Polyketone, Acetal (POM) Copolymer, Polyurethane (PU and TPU), Nylon with Polyphenylene-oxide dispersion and Acrylonitrile Styrene Acrylate.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Another embodiment of the present disclosure includes an endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue having at least one elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof. The jaw members are movable relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. A drive rod assembly connects the jaw members to a source of electrical energy such that the first jaw member has a first electrical potential and the second jaw member has a second electrical potential. The jaw members, when activated, conduct energy through the tissue held between the jaw members to effect a tissue seal. A handle attaches to the drive rod assembly and, when actuated, imparts movement of the first and second jaw members relative to one another via the drive rod assembly. At least one non-conductive and spaced-apart stop member is disposed on the inner facing surface of one of the jaw members and operates to control the overall gap distance between the opposing seal surfaces of the jaw members when tissue is held therebetween. A trigger mechanically activates a knife for severing the tissue proximate the tissue sealing site.

The present disclosure also relates to a method for sealing and dividing tissue and includes the steps of: providing an endoscopic bipolar forceps which includes:

an elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof which cooperate to grasp tissue therebetween;

WO 02/080796

PCT/US01/11413

at least one non-conductive and spaced-apart stop member disposed on an inner facing surface of at least one of the jaw members which controls the distance between the jaw members when tissue is held therebetween; and

a knife.

The method further includes the steps of: connecting the jaw members to a source of electrical energy; actuating the jaw members to grasp tissue between opposing jaw members; conducting energy to the jaw members to through tissue held therebetween to effect a seal; and actuating the knife to sever tissue proximate the seal.

Preferably, at least one of the jaw members of the providing step includes an electrically conductive surface having a longitudinally-oriented channel defined therein which facilitates actuation of the knife in a longitudinally reciprocating fashion within the channel for severing the tissue.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Various embodiments of the subject instrument are described herein with reference to the drawings wherein:

Fig. 1 is a perspective view of an endoscopic forceps showing a handle and an end effector according to the present disclosure;

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Fig. 2 is a partial cross-section of the forceps of Fig. 1 showing the internal working components of the handle and showing the end effector in a closed configuration;

Fig. 3 is an enlarged, perspective view of the end effector assembly shown in open configuration;

Fig. 4 is a greatly enlarged, side view of a proximal end of the end effector of Fig. 3;

Fig. 5 is a greatly enlarged perspective view of a distal end of the end effector of Fig. 3 showing a knife and a series of stop members disposed along an inner facing surface of a jaw member;

Figs. 6A-6F show various configurations for the stop members on the inner facing surface of one of the jaw members;

Fig. 7 is an enlarged perspective view of a sealing site of a tubular vessel;

Fig. 8 is a longitudinal cross-section of the sealing site taken along line 8-8 of Fig. 7; and

Fig. 9 is a longitudinal cross-section of the sealing site of Fig. 7 after separation of the tubular vessel;

WO 02/080796

PCT/US01/11413

DETAILED DESCRIPTION

Referring now to Figs. 1-5, one embodiment of an endoscopic bipolar forceps 10 is shown for use with various surgical procedures and includes a housing and handle assembly 80 having an end effector assembly 20 attached thereto. More particularly, forceps 10 includes a shaft 12 which has a distal end 14 dimensioned to mechanically engage with the end effector assembly 20 and a proximal end 16 which mechanically engages the housing and handle assembly 80. In the drawings and in the descriptions which follow, the term "proximal", as is traditional, will refer to the end of the forceps 10 which is closer to the user, while the term "distal" will refer to the end which is further from the user.

The end effector assembly 20 is attached to the distal end 14 of shaft 12 and includes a pair of opposing jaw members 22 and 24. Preferably, housing and handle assembly 80 is attached to the proximal end 16 of shaft 12 and includes internally-disposed activating mechanisms, e.g., a movable handle 82 and a drive assembly 70, which mechanically cooperate to impart movement of the jaw members 22 and 24 from an open position wherein the jaw members 22 and 24 are disposed in spaced relation relative to one another, to a clamping or closed position wherein the jaw members 22 and 24 cooperate to grasp tissue 150 (Fig. 7) therebetween.

It is envisioned that the forceps 10 may be designed such that it is fully or partially disposable depending upon a particular purpose or to achieve a particular result. For example, end effector assembly 20 may be selectively and releasably

WO 02/080796

PCT/US01/11413

engageable with the distal end 14 of the shaft 12 and/or the proximal end 16 of the shaft 12 may be selectively and releasably engageable with the housing and handle assembly 80. In either of these two instances, the forceps 10 would be considered "partially disposable", i.e., a new or different end effector assembly 20 (or end effector assembly 20 and shaft 12) selectively replaces the old end effector assembly 20 as needed.

Figs. 1 and 2 show the operating elements and the internal-working components of the housing and handle assembly 80 which for the purposes of the present disclosure are generally described herein. The specific functions and operative relationships of these elements and the various internal-working components are described in more detail in commonly assigned, co-pending application U.S. Serial No. [203-2809], entitled "VESSEL SEALER AND DIVIDER" by Dycus et al. which is being filed concurrently herewith and which is hereby incorporated by reference herein in its entirety.

As best shown in Fig. 2, housing and handle assembly 80 includes movable handle 82 and a fixed handle 84. The movable handle 82 includes an aperture 89 defined therethrough which enables a user to grasp and move the handle 82 relative to the fixed handle 84. Movable handle 82 is selectively moveable about a pivot 87 from a first position relative to fixed handle 84 to a second position in closer proximity to the fixed handle 84 which, as explained below, imparts relative movement of the jaw members 22 and 24 relative to one another.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

More particularly, housing and handle assembly 80 houses a drive assembly 70 which cooperates with the movable handle 82 to impart movement of the jaw members 22 and 24 from an open position wherein the jaw members 22 and 24 are disposed in spaced relation relative to one another, to a clamping or closed position wherein the jaw members 22 and 24 cooperate to grasp tissue 150 (Fig. 7) therebetween. The general operating parameters of the drive assembly 70 and the internal-working components of the same are explained in a more generalized fashion below but are explained in specific detail in the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application. For the purposes of the present disclosure, the housing and handle assembly 80 can generally be characterized as a four-bar mechanical linkage composed of the following elements: movable handle 82, a link 73, a cam-like link 76 and a base link embodied by fixed pivot points 75 and 76. Movement of the handle 82 activates the four-bar linkage which, in turn, actuates the drive assembly 70 for imparting movement of the opposing jaw members 22 and 24 relative to one another to grasp tissue 150 therebetween. It is envisioned that employing a four-bar mechanical linkage will enable the user to gain a significant mechanical advantage when compressing the jaw members 22 and 24 against the tissue 150 as explained in further detail below with respect the generally disclosed operating parameters of the drive assembly 70.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Preferably, fixed handle 84 includes a channel 85 defined therein which is dimensioned to receive a flange 83 which extends proximally from movable handle 82. Preferably, flange 83 includes a fixed end 90 which is affixed to movable handle 82 and a free end 92 which is dimensioned for facile reception within channel 85 of handle 84. It is envisioned that flange 83 may be dimensioned to allow a user to selectively, progressively and incrementally move jaw members 22 and 24 relative to one another from the open to closed positions. For example, it is also contemplated that flange 83 may include a ratchet-like interface which lockingly engages the movable handle 82 and, therefore, jaw members 22 and 24 at selective, incremental positions relative to one another depending upon a particular purpose. Other mechanisms may also be employed to control and/or limit the movement of handle 82 relative to handle 84 (and jaw members 22 and 24) such as, e.g., hydraulic, semi-hydraulic and/or gearing systems.

As can be appreciated by the present disclosure and as explained in more detail with respect to the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application, channel 85 of fixed handle 84 includes an entrance pathway 91 and an exit pathway 95 for reciprocation of flange 83. As best shown in Fig. 2, as handle 82 moves in a generally pivoting fashion towards fixed handle 84 about pivot 87, link 73 rotates about a guide pin 74 disposed within handle 82. As a result, link 73 rotates proximally about a pivot 76. As can be appreciated, the pivoting path of handle 82 relative to fixed handle 84 biases cam-like link 76 to rotate about pivot 75 in a generally proximal direction.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Movement of the cam-like link 76 imparts movement to the drive assembly 70 as explained below.

As best shown in Fig. 2, upon initial movement of handle 82 towards fixed handle 84, the free end 92 of flange 83 moves generally proximally and upwardly along entrance pathway 91 until end 92 passes or mechanically engages a rail member 97 disposed along pathway 91. It is envisioned that rail 97 permits movement of flange 83 proximally until the point where end 92 clears rail 97. Once end 92 clears rail 97, distal movement of the handle 82 and flange 83, i.e., release, is redirected by rail 97 into the exit pathway 95.

More particularly, upon initial release, i.e., a reduction in the closing pressure of handle 82 against handle 84, the handle 82 returns slightly distally towards pathway 91 but is directed towards exit pathway 95. At this point, the release or return pressure between the handles 82 and 84 which is attributable and directly proportional to the release pressure associated with the compression of the drive assembly 70 (explained below) causes the end 92 of flange 83 to settle or lock within a catch basin 93. Handle 82 is now secured in position within handle 84 which, in turn, locks the jaw members 22 and 24 in a closed position against the tissue. The instrument is now positioned for selective application of electrosurgical energy to form the tissue seal 152. Again, the various operating elements and their relevant functions are explained in more detail with respect to the above-

WO 02/080796

PCT/US01/11413

mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

As best shown in Fig. 2, re-initiation or re-grasping of the handle 82 again moves flange 83 generally proximally along the newly re-directed exit path 95 until end 92 clears a lip 94 disposed along exit pathway 95. Once lip 94 is sufficiently cleared, handle 82 and flange 83 are fully and freely releasable from handle 84 along exit pathway 95 upon the reduction of grasping pressure which, in turn, returns the jaw members 22 and 24 to the open, pre-activated position.

As mentioned above, the housing and handle assembly 80 houses a drive assembly 70 which cooperates with the movable handle 82 to impart relative movement of the jaw members 22 and 24 to grasp the tissue 150. The operation of the drive rod assembly 70 and the various working components of the drive assembly 70 are explained in detail in the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

Generally and for the purposes of the present disclosure, the drive assembly 70 includes a compression spring 72, a drive rod 40 and a compression sleeve 98 (Fig. 2). As best shown in the enlarged view of Fig. 4, the drive rod 40 is telescopically and internally reciprocable within a knife sleeve 48. Movement of the drive rod 40 relative to the knife sleeve 48 imparts movement to the jaw members 22 and 24. A tab member 46 is disposed at a free end 42 of the drive rod 40 which

WO 02/080796

PCT/US01/11413

defines a notch 43 between the tab 46 and end 42. The tab 46 and the notch 43 mechanically cooperate with the compression spring 72 to impart movement of the shaft 40 relative to the knife sleeve 48 which, in turn, opens and closes the jaw members 22 and 24 about the tissue 150.

As explained above, movement of the handle assembly 80 via the four-bar linkage, ultimately causes cam-like link 76 to rotate generally clockwise about pivot 75 (i.e. proximally) which, in turn, compresses spring 72 proximally against a flange 77 disposed within the upper portion of the fixed handle 84. Movement of the spring 72, in turn, moves the drive rod 40 relative to the knife sleeve 48 which moves the opposing jaw members 22 and 24 relative to one another. As can be appreciated, the significant mechanical advantage associated with the four-bar linkage permits facile, consistent and uniform compression of the spring 72 which, in turn, permits facile, consistent and uniform compression of the jaw members 22 and 24 about the tissue 150. Other details and advantages of the four-bar mechanical linkage are more fully discussed with respect to the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

Once the tissue 150 is grasped between opposing jaw members 22 and 24, electrosurgical energy can be supplied to the jaw members 22 and 24 through an electrosurgical interface 110 disposed within the handle 84. Again these features are explained in more detail with respect to the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Forceps 10 also includes a trigger 86 which reciprocates the knife sleeve 48 which, in turn, reciprocates a knife 60 disposed within the end effector assembly 20 as explained below (Fig. 5). Once the a tissue seal 152 is formed (Fig. 7), the user can activate the trigger 86 to separate the tissue 150 as shown in Fig. 9 along the tissue seal 152. As can be appreciated, the reciprocating knife 60 allows the user to quickly separate the tissue 150 immediately after sealing without substituting a cutting instrument through the cannula or trocar port (not shown). It is envisioned that the knife 60 also facilitates a more accurate separation of the vessel 150 along an ideal cutting plane "B-B" associated with the newly formed tissue seal 152 (See Figs. 7-9). Knife 60 preferably includes a sharpened edge 62 for severing the tissue 150 held between the jaw members 22 and 24 at the tissue sealing site 152 (Fig. 7). It is envisioned that knife 60 may also be coupled to the electrosurgical energy source to facilitate separation of the tissue 150 along the tissue seal 152.

Preferably and as explained in more detail with respect to the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application, handle assembly 80 may also include a lockout mechanism (not shown) which restricts activation of trigger 86 until the jaw members 22 and 24 are closed and/or substantially closed about tissue 150. For example and as best seen in Fig. 2, exit pathway 95 may be dimensioned such that the trigger 86 is only activatable when flange 83 is disposed in a predetermined or predefined position which provides sufficient clearance for the activation of the trigger 86, e.g., seated within catch basin

WO 02/080796

PCT/US01/11413

93. It is envisioned that configuring the handle assembly 80 in this fashion may reduce the chances of premature activation of the trigger 86 prior to electrosurgical activation and sealing.

A rotating assembly 88 may also be incorporated with forceps 10. Preferably, rotating assembly 88 is mechanically associated with the shaft 12 and the drive assembly 70. As seen best in Fig. 4, the shaft 12 includes an aperture 44 located therein which mechanically interfaces a corresponding detent (not shown) affixed to rotating assembly 88 such that rotational movement of the rotating assembly 88 imparts similar rotational movement to the shaft 12 which, in turn, rotates the end effector assembly 20 about a longitudinal axis "A". These features along with the unique electrical configuration for the transference of electrosurgical energy through the handle assembly 80, the rotating assembly 88 and the drive assembly 70 are described in more detail in the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

As best seen with respect to Figs. 3, 5 and 6A-6F, end effector assembly 20 attaches to the distal end 14 of shaft 12. The end effector assembly 20 includes the first jaw member 22, the second jaw member 24 and the reciprocating knife 60 disposed therebetween. The jaw members 22 and 24 are preferably pivotable about a pivot 37 from the open to closed positions upon relative reciprocation, i.e., longitudinal movement, of the drive rod 42 as mentioned above. Again, the mechanical and cooperative relationships with respect to the various

WO 02/080796

PCT/US01/11413

moving elements of the end effector assembly 20 are further described with respect to the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application.

Each of the jaw members includes an electrically conductive sealing surface 35 disposed on inner-facing surface 34 thereof and an insulator 30 disposed on an outer-facing surface 39 thereof. It is envisioned that the electrically conductive surfaces 35 cooperate to seal tissue 150 held therebetween upon the application of electrosurgical energy. The insulators 30 together with the outer, non-conductive surfaces 39 of the jaw members 22 and 24 are preferably dimensioned to limit and/or reduce many of the known undesirable effects related to tissue sealing, e.g., flashover, thermal spread and stray current dissipation.

It is envisioned that the electrically conductive sealing surfaces 35 may also include a pinch trim which facilitates secure engagement of the electrically conductive surface 35 to the insulator 30 and also simplifies the overall manufacturing process. It is envisioned that the electrically conductive sealing surface 35 may also include an outer peripheral edge which has a radius and the insulator 30 meets the electrically conductive sealing surface 35 along an adjoining edge which is generally tangential to the radius and/or meets along the radius. Preferably, at the interface, the electrically conductive surface 35 is raised relative to the insulator 30. These and other envisioned embodiments are discussed in concurrently-filed, co-pending, commonly assigned Application Serial No.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

_____ [203-2898] _____ entitled "ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE" by Johnson et al. and concurrently-filed, co-pending, commonly assigned Application Serial No. _____ [203-2657] _____ entitled "ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER" by Johnson et al. The entire contents of both of these applications are hereby incorporated by reference herein.

Preferably, a least one of the electrically conductive surfaces 35 of the jaw members, e.g., 22, includes a longitudinally-oriented channel 36 defined therein which extends from a proximal end 26 to a distal end 28 of the jaw member 22. It is envisioned that the channel 36 facilitates longitudinal reciprocation of the knife 60 along a preferred cutting plane "B-B" to effectively and accurately separate the tissue 150 along the formed tissue seal 152 (See Figs. 7-9). Preferably and as explained in detail in the above-mentioned commonly assigned, co-pending "VESSEL SEALER AND DIVIDER" application, the jaw members 22 and 24 of the end effector assembly 22 are electrically isolated from one another such that electrosurgical energy can be effectively transferred through the tissue 150 to form seal 152.

As mentioned above, upon movement of the handle 82, the jaw members 22 and 24 close together and grasp tissue 150. At this point flange 83 becomes seated within catch 93 which, together with the mechanical advantage

WO 02/080796

PCT/US01/11413

associated with the four-bar mechanism and the spring 70, maintains a proportional axial force on the drive rod 40 which, in turn, maintains a compressive force between opposing jaw members 22 and 24 against the tissue 150. It is envisioned that the end effector assembly 20 may be dimensioned to off-load excessive clamping forces to prevent mechanical failure of certain internal operating elements of the end effector.

By controlling the intensity, frequency and duration of the electrosurgical energy applied to the tissue 150, the user can either cauterize, coagulate/desiccate seal and/or simply reduce or slow bleeding. As mentioned above, two mechanical factors play an important role in determining the resulting thickness of the sealed tissue and effectiveness of the seal, i.e., the pressure applied between opposing jaw members 22 and 24 and the gap distance between the opposing sealing surfaces 35 of the jaw members 22 and 24 during the sealing process. However, thickness of the resulting tissue seal 152 cannot be adequately controlled by force alone. In other words, too much force and the two jaw members 22 and 24 would touch and possibly short resulting in little energy traveling through the tissue 150 thus resulting in a bad tissue seal 152. Too little force and the seal 152 would be too thick.

Applying the correct force is also important for other reasons: to oppose the walls of the vessel; to reduce the tissue impedance to a low enough value that allows enough current through the tissue 150; and to overcome the forces

WO 02/080796

PCT/US01/11413

of expansion during tissue heating in addition to contributing towards creating the required end tissue thickness which is an indication of a good seal.

Preferably, the electrically conductive sealing surfaces 35 of the jaw members 22 and 24 are relatively flat to avoid current concentrations at sharp edges and to avoid arcing between high points. In addition and due to the reaction force of the tissue 150 when engaged, jaw members 22 and 24 are preferably manufactured to resist bending. For example and as best seen in Fig. 6A, the jaw members 22 and 24 are preferably tapered along width "W" which is advantageous for two reasons: 1) the taper will apply constant pressure for a constant tissue thickness at parallel; 2) the thicker proximal portion of the jaw members 22 and 24 will resist bending due to the reaction force of the tissue 150.

As best seen in Figs. 5-6F, in order to achieve a desired spacing between the electrically conductive surfaces 35 of the respective jaw members 22 and 24, (i.e., gap distance) and apply a desired force to seal the tissue 150, at least one jaw member 22 and/or 24 includes at least one stop member, e.g., 50a, which limits the movement of the two opposing jaw members 22 and 24 relative to one another. Preferably, the stop member, e.g., 50a, extends from the sealing surface or tissue contacting surface 35 a predetermined distance according to the specific material properties (e.g., compressive strength, thermal expansion, etc.) to yield a consistent and accurate gap distance during sealing. Preferably, the gap distance between opposing sealing surfaces 35 during sealing ranges from about 0.001

WO 02/080796

PCT/US01/11413

inches to about 0.005 inches and, more preferably, between about 0.002 and about 0.003 inches.

Preferably, stop members 50a-50g are made from an insulative material, e.g., parylene, nylon and/or ceramic and are dimensioned to limit opposing movement of the jaw members 22 and 24 to within the above mentioned gap range. It is envisioned that the stop members 50a-50g may be disposed one or both of the jaw members 22 and 24 depending upon a particular purpose or to achieve a particular result.

Figs. 6A-6F show various contemplated configurations of the non-conductive stop members 50a-50g disposed on, along or protruding through the jaw member 24. It is envisioned that one or more stop members, e.g., 50a and 50g, can be positioned on either or both jaw members 22 and 24 depending upon a particular purpose or to achieve a desired result. As can be appreciated by the present disclosure, the various configurations of the stop members 50a-50g are designed to both limit the movement of the tissue 150 prior to and during activation and prevent short circuiting of the jaw members 22 and 24 as the tissue 150 is being compressed.

Figs. 6A and 6B show one possible configuration of the stop members 50a-50g for controlling the gap distance between opposing seal surfaces 35. More particularly, a pair of longitudinally-oriented tab-like stop members 50a are disposed

WO 02/080796

PCT/US01/11413

proximate the center of sealing surface 35 on one side of the knife channel 36 of jaw member 24. A second stop member, e.g., 50b, is disposed at the proximal end 26 of jaw member 24 and a third stop member 50g is disposed at the distal tip 28 of jaw member 24. Preferably, the stop members 50a-50g may be configured in any known geometric or polynomial configuration, e.g., triangular, rectilinear, circular, ovoid, scalloped, etc., depending upon a particular purpose. Moreover, it is contemplated that any combination of different stop members 50a-50g may be assembled along the sealing surfaces 35 to achieve a desired gap distance. It is also envisioned that the stop members may be designed as a raised lip (not shown) which projects from the outer periphery of the jaw member 24.

Fig. 6C shows a first series of circle-like stop members 50c extending from the proximal end 26 to the distal end 28 of jaw member 24 in an alternating, laterally-offset manner relative to one another on one side of the knife channel 36 and a second series of circle-like stop members 50c extending from the proximal end 26 to the distal end 28 of jaw member 24 in an alternating, laterally-offset manner relative to one another on the other side of the knife channel 36. It is envisioned that circle-like stop members 50c are substantially equal in size, however, one or more of the stop members 50c may be dimensioned larger or smaller than the other stop members 50c depending upon a particular purpose or to achieve a desired result.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Fig. 6D shows yet another configuration wherein the stop member is configured as a longitudinally-oriented ridge 50e extending from a proximal end 26 to a distal end 28 of jaw member 82 along one side of knife channel 36. As mentioned above, a second longitudinally-oriented ridge 50e may be disposed on opposing jaw member 22 on the opposite side of knife channel 36 for sealing purposes. Fig. 6E shows a series of elongated tab-like members 50f which are disposed at an angle relative to knife channel 36. Fig. 6F shows yet another configuration wherein different stop members, e.g., 50a, 50c and 50g are disposed atop sealing surface 35 on both sides of the knife channel 36.

Preferably, the non-conductive stop members 50a-50g are molded onto the jaw members 22 and 24 (e.g., overmolding, injection molding, etc.), stamped onto the jaw members 22 and 24 or deposited (e.g., deposition) onto the jaw members 22 and 24. The stop members 50a-50g may also be slideably attached to the jaw members and/or attached to the electrically conductive surfaces 35 in a snap-fit manner. Other techniques involves thermally spraying a ceramic material onto the surface of the jaw member 22 and 24 to form the stop members 50a-50g. Several thermal spraying techniques are contemplated which involve depositing a broad range of heat resistant and insulative materials on the electrically conductive surfaces 35 to create stop members 50a-50g, e.g., High velocity Oxy-fuel deposition, plasma deposition, etc.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

It is envisioned that the stop members 50a-50g protrude about 0.001 to about 0.005 inches from the inner-facing surfaces 35 of the jaw members 22 and 24 which, as can be appreciated by the present disclosure, both reduces the possibility of short circuiting between electrically conductive surfaces and enhances the gripping characteristics of the jaw members 22 and 24 during sealing and dividing. Preferably, the stop members 50a-50g protrude about 0.002 inches to about 0.003 inches from the electrically conductive surface 35 which has been determined yield an ideal gap distance for producing effective, uniform and consistent tissue seals.

Alternatively, the stop members 50a-50g can be molded onto the inner-facing surface 35 of one or both jaw members 22 and 24 or, in some cases, it may be preferable to adhere the stop member 50a-50g to the inner facing surfaces 35 of one or both of the jaw members 22 and 24 by any known method of adhesion. Stamping is defined herein to encompass virtually any press operation known in the trade, including but not limited to: blanking, shearing, hot or cold forming, drawing, bending, and coining.

Figs. 6A-6F show some of the possible configurations of the stop members 50a-50f, however, these configurations are shown by way of example and should not be construed as limiting. Other stop member configurations are also contemplated which may be may be equally effective in reducing the possibility of short circuiting between electrically conductive surfaces 35 and enhancing tissue grip during sealing and dividing.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

Further, although it is preferable that the stop members 50a-50g protrude about 0.001 inches to about 0.005 and preferably about 0.002 inches to about 0.003 inches from the inner-facing surfaces 35 of the jaw member 22 and 24, in some cases it may be preferable to have the stop members 50a-50g protrude more or less depending upon a particular purpose. For example, it is contemplated that the type of material used for the stop members 50a-50g and that material's ability to absorb the large compressive closure forces between jaw members 22 and 24 will vary and, therefore, the overall dimensions of the stop members 50a-50g may vary as well to produce the desired gap distance.

In other words, the compressive strength of the material along with the desired or ultimate gap distance required for effective sealing are parameters which are carefully considered when forming the stop members 50a-50g and one material may have to be dimensioned differently from another material to achieve the same gap distance or desired result. For example, the compressive strength of nylon is different from ceramic and, therefore, the nylon material may have to be dimensioned differently, e.g., thicker, to counteract the closing force of the opposing jaw members 22 and 24 and to achieve the same desired gap distance when utilizing a ceramic stop member.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

The present disclosure also relates to a method of sealing and dividing tissue and includes the steps of: providing an endoscopic bipolar forceps 10 which includes:

an elongated shaft 12 having opposing jaw members 22 and 24 at a distal end 14 thereof which cooperate to grasp tissue 150 therebetween;

at least one non-conductive and spaced-apart stop member 50a-50g disposed on an inner facing surface 35 of at least one of the jaw members, e.g., 24, which controls the distance between the jaw members 22 and 24 when tissue 150 is held therebetween; and

a knife 60.

The method further includes the steps of: connecting the jaw members 22 and 24 to a source 110 of electrical energy; actuating the jaw members 22 and 24 to grasp tissue 150 between opposing jaw members 22 and 24; conducting energy to the jaw members 22 and 24 to through tissue 150 held therebetween to effect a seal 152 (Figs. 7-9); and actuating the knife 60 to sever tissue proximate the seal 152.

Preferably, at least one of the jaw members, e.g., 24, of the providing step includes an electrically conductive surface 35 having a longitudinally-oriented channel 36 defined therein which facilitates actuation of the knife 60 in a longitudinally reciprocating fashion within the channel 36 for severing the tissue 150 proximate the tissue site.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

From the foregoing and with reference to the various figure drawings, those skilled in the art will appreciate that certain modifications can also be made to the present disclosure without departing from the scope of the present disclosure. For example, it may be preferable to add other features to the forceps 10, e.g., an articulating assembly to axially displace the end effector assembly 20 relative to the elongated shaft 12.

Moreover, it is contemplated that the presently disclosed forceps may include a disposable end effector assembly which is selectively engageable with at least one portion of the electrosurgical instrument, e.g., shaft 12 and/or handle assembly 80.

While several embodiments of the disclosure have been shown in the drawings, it is not intended that the disclosure be limited thereto, as it is intended that the disclosure be as broad in scope as the art will allow and that the specification be read likewise. Therefore, the above description should not be construed as limiting, but merely as exemplifications of a preferred embodiments. Those skilled in the art will envision other modifications within the scope and spirit of the claims appended hereto.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

WHAT IS CLAIMED IS:

1. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue, comprising:
 - an elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof, the jaw members being movable relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;
 - a source of electrical energy connected to each jaw member such that the jaw members are capable of conducting energy through tissue held therebetween to effect a seal;
 - at least one non-conductive stop member disposed on an inner facing surface of at least one of the jaw members which controls the distance between the jaw members when tissue is held therebetween; and
 - a longitudinally reciprocating knife for severing tissue proximate the seal.
2. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the forceps includes at least two stop members disposed on the inner facing surface of at least one of the jaw members.
3. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein at least one of the jaw members includes an electrically

WO 02/080796

PCT/US01/11413

conductive surface having a longitudinally-oriented channel defined therein which facilitates longitudinal reciprocation of the knife for severing tissue.

4. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member is manufactured from the group consisting of: parylene, nylon and ceramic.
5. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 2 wherein the stop members include a series of longitudinally-oriented projections which extend from a proximal end of the jaw member to a distal end of the jaw member.
6. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 2 wherein the stop members include a series of circle-like tabs which extend from a proximal end of the jaw member to a distal end of the jaw member.
7. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 6 wherein the circle-like tabs are disposed in an alternating, laterally-offset manner relative to one another along a length of the jaw member.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

8. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member protrudes about .001 inches to about .005 inches from the inner facing surface of the jaw member.
9. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member protrudes about 0.002 inches to about 0.003 inches from the inner facing surface of the jaw member.
10. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member is affixed to the jaw member by thermal spraying.
11. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member is affixed to the jaw member by an adhesive.
12. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the stop member is affixed to the jaw member by a molding process.
13. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein the forceps includes a drive rod assembly which connects the jaw members to the source of electrical energy such that the first jaw member

WO 02/080796

PCT/US01/11413

has a first electrical potential and the second jaw member has a second electrical potential; and

a handle attached to the drive rod assembly for imparting movement of the first and second jaw members from the first and second positions.

14. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 13 wherein the forceps includes a trigger which longitudinally reciprocates the knife to sever tissue proximate the seal.
15. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 1 wherein a first stop member is disposed on the electrically conductive surface of one of the jaw members and at least one second stop member is disposed on the electrically conductive surface of the other jaw member.
16. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue according to claim 3 wherein at least one stop member is disposed on the electrically conductive surface of the jaw member proximate one side of the longitudinally-oriented channel and at least one stop member is disposed on the electrically conductive surface of the jaw member proximate another side of the longitudinally-oriented channel.

WO 02/080796

PCT/US01/11413

17. An endoscopic bipolar forceps for sealing and dividing tissue, comprising:

at least one elongated shaft having opposing jaw members at a distal end thereof, the jaw members being movable relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;

a drive rod assembly which connects the jaw members to a source of electrical energy such that the first jaw member has a first electrical potential and the second jaw member has a second electrical potential and the jaw members are capable of conducting energy through tissue held therebetween to effect a seal;

a handle attached to the drive rod assembly for imparting movement of the first and second jaw members from the first and second positions;

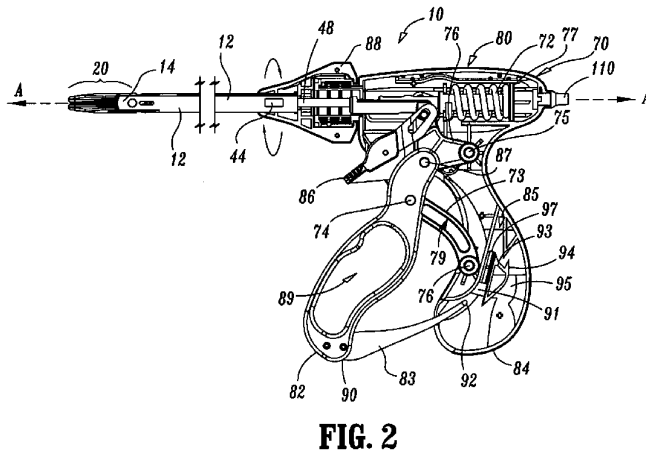
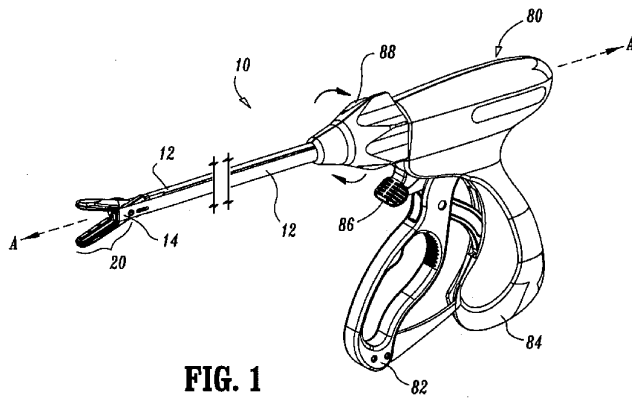
at least one non-conductive and spaced-apart stop member disposed on an inner facing surface of at least one of the jaw members which controls the distance between the jaw members when tissue is held therebetween; and

a trigger which mechanically activates a knife for severing tissue proximate the seal.

WO 02/080796

1/6

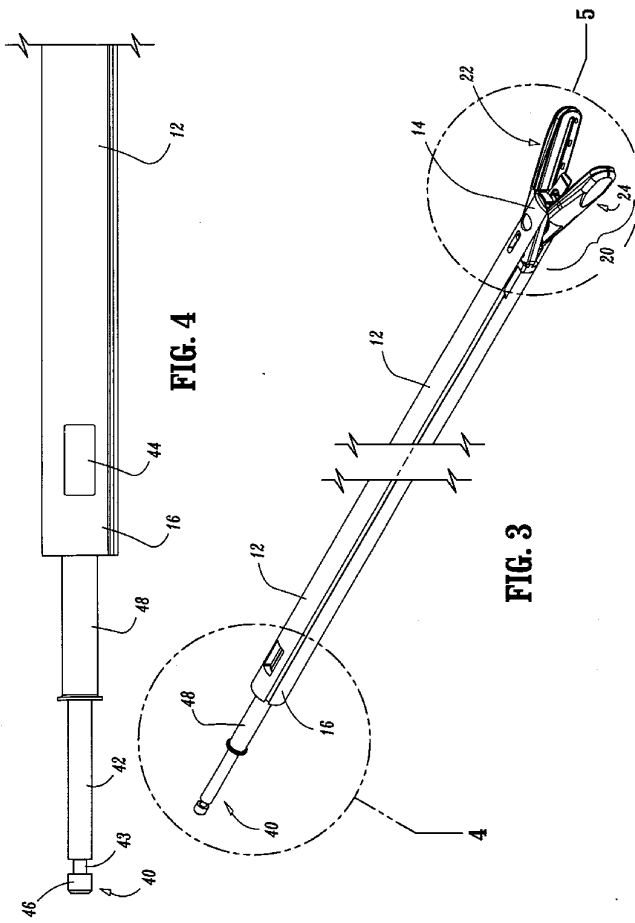
PCT/US01/11413

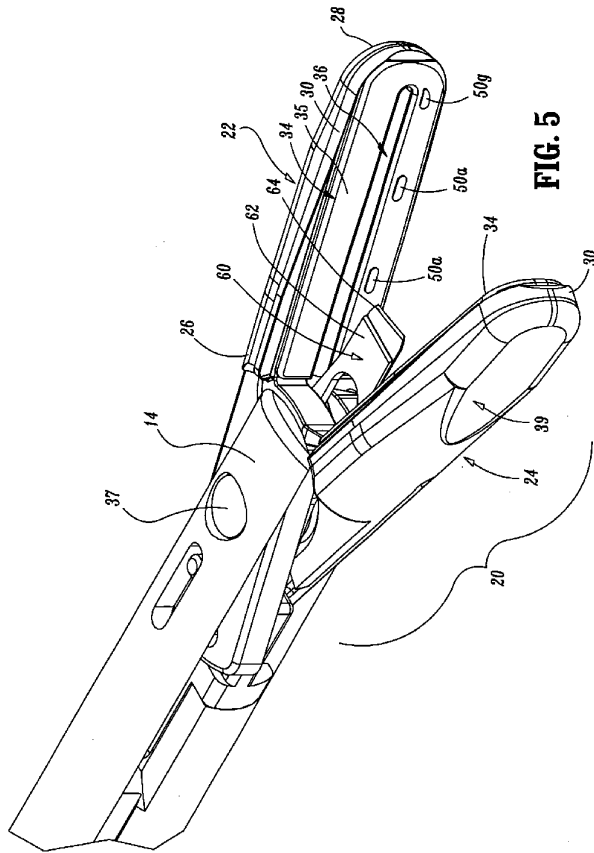


WO 02/080796

2/6

PCT/US01/11413





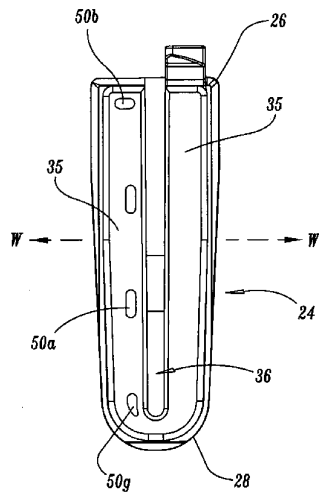


FIG. 6A

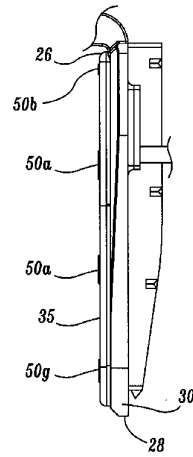
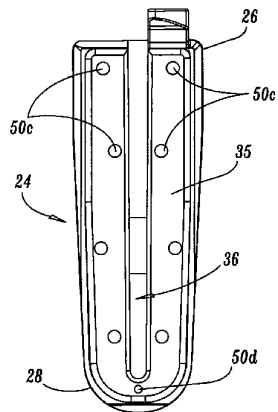
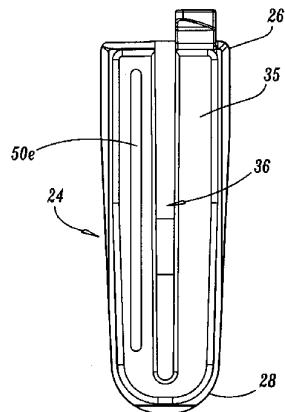
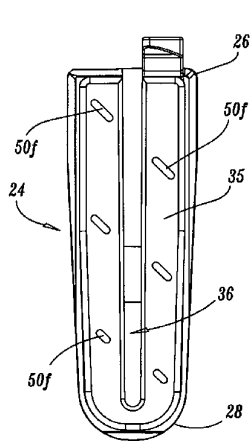
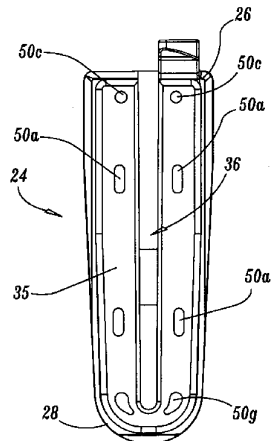


FIG. 6B

WO 02/080796

5/6

PCT/US01/11413

**FIG. 6C****FIG. 6D****FIG. 6E****FIG. 6F**

WO 02/080796

6/6

PCT/US01/11413

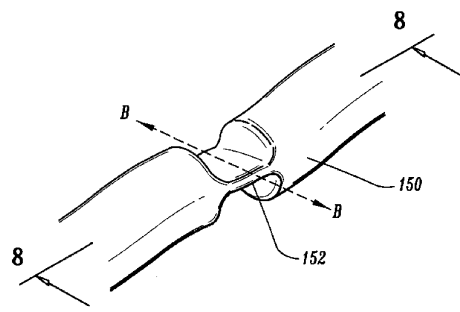


FIG. 7

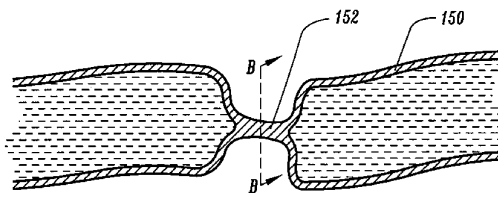


FIG. 8

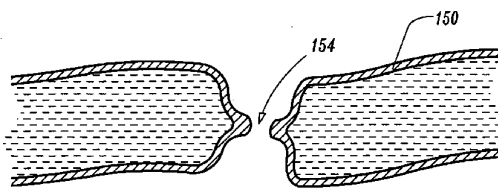


FIG. 9

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int'l Application No PCT/JP 01/11413
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B18/14 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) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 152 923 A (RYAN THOMAS) 28 November 2000 (2000-11-28) column 2, line 45 - line 54 column 7, line 16 - line 20 figure 1A ---	1, 3, 13, 15, 17
Y	US 5 443 463 A (STERN ROGER A ET AL) 22 August 1995 (1995-08-22) the whole document ---	1, 3, 13, 15, 17
A	WO 00 24331 A (SHERWOOD SERV AG) 4 May 2000 (2000-05-04) page 22, paragraph 2 claims 1, 2 figure 4 --- -/--	1, 8, 9, 13, 15, 17
<input checked="" 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 "E" earlier document but 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 "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 2 November 2001		Date of mailing of the international search report 13/11/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5818 Patentstrasse 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Ducreau, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
US 01/11413

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 00 24330 A (VALLEYLAB INC) 4 May 2000 (2000-05-04) abstract; figure 4 page 16, paragraph 2 figure 4 ----	1, 8, 9, 13, 15, 17
A	WO 99 40861 A (BAKER JAMES A) 19 August 1999 (1999-08-19) the whole document ----	1, 3, 17
A	WO 99 23959 A (VALLEYLAB INC) 20 May 1999 (1999-05-20) abstract page 10, line 29 -page 11, line 2; figure 1 ----	1, 2, 17
A	US 5 800 449 A (WALES KENNETH S) 1 September 1998 (1998-09-01) the whole document ----	1, 2, 17
A	EP 0 640 317 A (ETHICON INC) 1 March 1995 (1995-03-01) column 2, line 57 -column 3, line 5; figures 2-5 -----	1, 3, 17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.
PCT/US 01/11413

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6152923	A	28-11-2000	NONE
US 5443463	A	22-08-1995	US 5277201 A 11-01-1994 WO 9605776 A1 29-02-1996 AU 7671594 A 14-03-1996 US 5562720 A 08-10-1996 AT 164503 T 15-04-1998 AU 4105293 A 29-11-1993 CA 2117900 A1 11-11-1993 DE 69317776 D1 07-05-1998 DE 69317776 T2 10-09-1998 EP 0637943 A1 15-02-1995 FI 945112 A 31-10-1994 IL 105523 A 10-01-1997 JP 7506033 T 06-07-1995 NO 944072 A 26-10-1994 US 5443470 A 22-08-1995 WO 9321846 A1 11-11-1993 US 6041260 A 21-03-2000 US 5713942 A 03-02-1998 EP 0783274 A1 16-07-1997 JP 10504485 T 06-05-1998
WO 0024331	A	04-05-2000	AU 1225700 A 15-05-2000 AU 1225800 A 15-05-2000 EP 1123058 A1 16-08-2001 EP 1131010 A1 12-09-2001 WO 0024330 A1 04-05-2000 WO 0024331 A1 04-05-2000
WO 0024330	A	04-05-2000	US 6277117 B1 21-08-2001 AU 1225700 A 15-05-2000 AU 1225800 A 15-05-2000 EP 1123058 A1 16-08-2001 EP 1131010 A1 12-09-2001 WO 0024330 A1 04-05-2000 WO 0024331 A1 04-05-2000
WO 9940861	A	19-08-1999	AU 2769399 A 30-08-1999 WO 9940861 A1 19-08-1999 US 6113598 A 05-09-2000 US 6132429 A 17-10-2000 US 6126658 A 03-10-2000
WO 9923959	A	20-05-1999	US 6187003 B1 13-02-2001 AU 1395199 A 31-05-1999 EP 1033940 A1 13-09-2000 WO 9923959 A1 20-05-1999
US 5800449	A	01-09-1998	NONE
EP 0640317	A	01-03-1995	US 5403312 A 04-04-1995 AT 184467 T 15-10-1999 AU 687405 B2 26-02-1998 AU 6862294 A 02-02-1995 CA 2128450 A1 23-01-1995 DE 69420650 D1 21-10-1999 DE 69420650 T2 25-05-2000

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family membersInternational Application No.
PCT/US 01/11413

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0640317 A	A	EP 0640317 A1	01-03-1995
		ES 2136168 T3	16-11-1999
		GR 94100336 A	22-05-1996
		JP 7171163 A	11-07-1995
		US 5558671 A	24-09-1996
		US 5709680 A	20-01-1998
		US 5688270 A	18-11-1997
		US 5693051 A	02-12-1997
		US 5807393 A	15-09-1998
		US 5817093 A	06-10-1998
		US 6024741 A	15-02-2000
		US 5833690 A	10-11-1998
		US 5810811 A	22-09-1998
		US 5876401 A	02-03-1999

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

フロントページの続き

(72)発明者 ビュッセ, スチーブン ポウル

アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, リーダー リッジ ドライブ 74
1

(72)発明者 ブラウン, ダックス ディー.

アメリカ合衆国 コロラド 80403, ゴールデン, ドウル ドライブ 10311

F ターム(参考) 4C060 FF19 GG23 GG24 KK47 MM24 MM25

4C061 GG15 HH56 HH57 JJ01 JJ06 JJ11

专利名称(译)	容器密封机和分配器带有非导电止动件		
公开(公告)号	JP2004532676A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2002578835	申请日	2001-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	舍伍德服务股份公司		
申请(专利权)人(译)	舍伍德Sabishizu股份公司		
[标]发明人	ディカスシーンティー ビュッセスチープンポウル ブラウンダックスディー		
发明人	ディカス, シーン ティー. ビュッセ, スチープン ポウル ブラウン, ダックス ディー.		
IPC分类号	A61B17/32 A61B1/00 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B17/32 A61B18/1445 A61B2017/2926 A61B2018/0063 A61B2018/126 A61B2018/1412 A61B2018/1455 A61B2090/034 A61B18/1206 A61B18/1482 A61B90/03 A61B2017/00539 A61B2018/00077 A61B2018/00178 A61B2018/00196 A61B2018/00404 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D A61B17/39.320		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/GG23 4C060/GG24 4C060/KK47 4C060/MM24 4C060/MM25 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/HH57 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C061/JJ11		
代理人(译)	夏木森下		
其他公开文献	JP4499992B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于密封和分开组织的内窥镜双极钳包括细长轴，该细长轴在其远端具有相对的钳口构件。钳口构件可从第一位置相对于彼此移动，其中钳口构件相对于彼此以间隔关系设置到第二位置，其中钳口构件配合以抓住其间的组织。电电源连接到每个钳口构件，每个钳口构件具有面向内部的导电表面，使得钳口构件的导电表面能够通过保持在其间的组织传导能量以实现密封。至少一个面向内的导电表面包括纵向定向的导电表面通道将导电表面分成前半部分和后半部分，并且至少一个第一非导电止动构件设置在至少一个钳口构件的内表面上，当组织控制钳口构件之间的距离时在它们之间。至少一个第一止动构件设置为两个止动构件，其形式为从导电表面的第一半部的近端延伸到远端的纵向定向脊，以及从近端延伸的纵向定向脊。端部到导电表面的第二半部的远端；并且往复式刀设置在纵向通道中，用于切断靠近的组织封印。

