

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-209549

(P2016-209549A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016. 12. 15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 18/12 (2006.01)F 1
A 6 1 B 18/12テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L 外国語出願 (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2016-75717 (P2016-75717)
 (22) 出願日 平成28年4月5日 (2016. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 14/697, 972
 (32) 優先日 平成27年4月28日 (2015. 4. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515251746
 サフィナ・メディカル・インコーポレイテッド
 Saphena Medical, Inc.
 アメリカ合衆国02379マサチューセッツ州ウエスト・ブリッジウォーター、ウエスト・ストリート375番
 (74) 代理人 100100158
 弁理士 鮫島 睦
 (74) 代理人 100145403
 弁理士 山尾 憲人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性力を有する単一内視鏡血管採取装置

(57) 【要約】

【課題】弾性力を有する単一内視鏡血管採取装置を提供する。

【解決手段】

いくつかの実施形態では、そのような装置は、近位端と遠位端とを有する細長い本体と、細長い本体の遠位端に配置された先端と、弾性力、第1の切断部及び第2の切断部を有する切断ユニットであって、第1の切断部及び第2の切断部は、第1の切断部と第2の切断部との間の血管を捕獲するために細長い本体に対して長手方向に移動可能であり、捕獲された血管を切断するために先端の周囲で互いに対して回転可能である、切断ユニットと、少なくとも一方の切断部を他方の切断部に向かって付勢するために、切断ユニットに係合された付勢部材と、を含む。

【選択図】 図 8 B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

近位端と遠位端とを有する細長い本体と、

前記細長い本体の前記遠位端に配置された先端と、

第 1 の切断部と第 2 の切断部とを有する切断ユニットであって、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部は、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部との間の血管を捕獲するために前記細長い本体に対して長手方向に移動可能であり、少なくとも一方の切断部は、捕獲された血管を切断するために前記先端の周囲で他方の切断部に対して回転可能で、かつ、前記他方の切断部に向けて付勢されている、切断ユニットと、を含む、手術装置。

【請求項 2】

前記切断部が互いに離れている開状態から、前記切断部が互いに接触している閉状態へ、前記切断部を動かすように構成された付勢部材を更に含む、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 3】

前記切断部を前記閉状態から前記開状態へ動かすために、回転制御カラーが前記細長い本体の近位端に配置されており、前記付勢部材は、前記切断部を前記閉状態へ戻すために、前記回転制御カラーに結合されている、請求項 2 に記載の手術装置。

【請求項 4】

前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とは、捕獲された血管を封閉し、切断し又はその両方のためにエネルギーが与えられるように構成されている、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 5】

前記第 1 の切断部は鋭利な縁部を有しており、前記第 1 の切断部の前記鋭利な縁部に対向する前記第 2 の切断部の縁部は平坦である、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 6】

前記第 1 の切断部は固定されており、前記第 2 の切断部は前記第 1 の切断部と離れるように前記先端の周囲で回転可能である、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 7】

前記第 2 の切断部は前記先端の周囲で両方向に回転可能である、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 8】

前記先端は、切欠きを有する硬質の遷移要素を含み、前記切断部はそれを通して延伸可能である、請求項 1 に記載の手術装置。

【請求項 9】

近位端と遠位端と制御カラーとを有する細長い本体と、

前記細長い本体の前記遠位端に配置された先端と、

第 1 の切断部と第 2 の切断部とを有する切断ユニットであって、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部は、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部との間の血管を捕獲するために、前記細長い本体に対して及び互いに対して長手方向に移動可能で、少なくとも一方の切断部は、捕獲された血管を切断するために、前記先端の周囲で他方の切断部に対して回転可能である切断ユニットと、を含む、手術装置。

【請求項 10】

前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とは、捕獲された血管を封閉し、切断し又はその両方のためにエネルギーが与えられるように構成されている、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 11】

前記第 1 の切断部は鋭利な縁部を有しており、前記第 1 の切断部の前記鋭利な縁部に対向する前記第 2 の切断部の縁部は平坦である、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 12】

前記第 1 の切断部は固定されており、前記第 2 の切断部は前記先端に対して回転可能で

10

20

30

40

50

ある、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 13】

前記第 2 の切断部は前記先端の周囲で両方向に回転可能である、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 14】

前記第 2 の切断部は前記先端の周囲で両方向に回転可能である、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 15】

前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とは、互いに対して長手方向に略 3 mm から略 5 mm 移動可能である、請求項 9 に記載の手術装置。

10

【請求項 16】

前記先端は、切欠きを有する硬質の遷移要素を含み、前記切断部はそれを通して延伸可能である、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 17】

前記第 1 の切断部は、外側チューブ部材の遠位端に配置され、前記第 2 の切断部は、外側チューブ部材の内側に摺動自在に配置された内側チューブ部材の遠位端に配置されている、請求項 9 に記載の手術装置。

【請求項 18】

内側部材アダプターは、圧縮性部材によって前記外側チューブ部材の近位端に接続され、前記内側チューブ部材は、前記外側チューブ部材に対する前記内側チューブ部材の縦運動を可能とするように、前記内側部材アダプターに結合されている、請求項 17 に記載の手術装置。

20

【請求項 19】

周囲の組織から主血管及びその分岐血管を分離するために、細長い本体の遠位先端に配置された切開先端を有するカニューレを、主血管に沿って前進する工程、

第 1 の切断部と第 2 の切断部との間の血管を捕獲するために、前記切開先端の近位側の位置から遠位方向に前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とを移動する工程、

前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部との間の血管を捕獲する工程、を含む、血管採取方法。

【請求項 20】

前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とを、互いに対して遠位方向に動かす工程を更に含む、請求項 19 に記載の血管採取方法。

30

【請求項 21】

移動する工程において、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とは、各々接触する閉状態であると共に互いに向けて付勢されている、請求項 19 に記載の血管採取方法。

【請求項 22】

前記第 1 の切断部によって支持された第 1 の RF 電極と、前記第 2 の切断部によって支持された第 2 の RF 電極とによって、血管を封閉する工程を更に含む、請求項 19 に記載の血管採取方法。

【請求項 23】

回転する工程において、前記第 1 の切断部は固定されており、前記第 2 の切断部は前記先端の周囲で両方向に回転可能である、請求項 19 に記載の血管採取方法。

40

【請求項 24】

回転する工程において、前記第 1 の切断部は鋭利な縁部を有しており、前記第 1 の切断部の前記鋭利な縁部に対向する前記第 2 の切断部の縁部は平坦である、請求項 19 に記載の血管採取方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示の実施態様は、内視鏡カニューレとその利用方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

血管採取は、冠動脈バイパス手術と共に一般的に利用される外科技術である。バイパス手術の間、心臓に向かう血流と酸素を回復及び改善するために、血液は、閉塞した動脈をバイパスするように別の経路を通る。血液は、バイパスグラフト (by-pass graft) を利用して迂回され、ここでバイパス移植の一端は閉塞領域の上流の血液源に取り付けられ、他端は閉塞領域の下流に取り付けられて、バイパス移植は閉塞領域をバイパスする「導管」経路又は新しい血流接続を形成する。一般的に、外科医は、バイパス移植を形成するために、体の別の部分から健康的な血管を取り出し又は「採取」する。冠動脈バイパス手術の成功は、導管の質や、移植前の血管採取と準備ステップ中においてそれをどのように操作又は取り扱うかに影響される。

10

【0003】

血管採取方法は、バイパス管として利用される血管、伝統的には足の大伏在静脈又は腕の橈骨動脈を選択すること、主血管から分岐するより細い血管を封閉して切断すること、及び体から主導管 (main conduit) を採取することを含む。この実務は、残った血管ネットワークを害することがなく、これは治療して手足への十分な血流を維持し、顕著な影響なしに患者に通常の機能を回復させることを可能とする。

【0004】

血管採取のための最小侵襲手技は内視鏡血管採取として知られており、小さな切開だけを要求する手術である。内視鏡血管採取手術は鼠径部から足首までの1本の長い切開を要求する伝統的な「切開」手術を改善するが、その一方、内視鏡手術は未だ煩雑かつ困難である。特に、現在の内視鏡採取システムは多数の道具を必要とし、これは手術時間を増大するのみならず、バイパス管への損傷の可能性を増加する。従って、内視鏡血管採取のためのシステムと方法の改善が未だ必要とされている。

20

【発明の概要】

【0005】

単一内視鏡血管採取装置 (Unitary endoscopic vessel harvesting devices) が開示されている。いくつかの実施形態において、この装置は、近位端及び遠位端を有する細長い本体と、細長い本体の遠位端に配置された先端と、第1の切断部 (すなわち、切断刃又は切断部材) 及び第2の切断部を有する切断ユニットであって、第1の切断部及び第2の切断部は、第1の切断部と第2の切断部との間の血管を捕獲するために細長い本体に対して長手方向に移動可能であり、かつ、捕獲された血管を切断するために先端の周囲で互いに回転することができる切断ユニットと、最後に、少なくとも一方の切断部を他方の切断部に向かって付勢するために切断ユニットに係合された付勢部材とを含む。

30

【0006】

いくつかの実施形態において、本開示は血管を採取する方法を提供しており、この方法は、周囲の組織から主血管及びその分岐血管を分離するために、細長い本体の遠位先端に配置された切開先端を有するカニューレを、主血管に沿って前進する工程を含む。さらに、この方法は、第1の切断部と第2の切断部との間の血管を捕獲するために、切開先端の近位側の位置から遠位方向に第1の切断部と第2の切断部とを移動させる工程と、少なくとも一方の切断部に係合して他方の切断部に向ける付勢部材を介して、捕獲された血管を切断するために、第1の切断部と第2の切断部の少なくとも一方を先端の周囲で回転させる工程とを含む。

40

【0007】

いくつかの実施形態において、本開示は手術装置を含むシステムを提供する。手術装置は、近接端及び遠位端を有する細長い本体と、制御カラー (又は制御環: control collar) と、細長い本体の遠位端に設けられた先端を含む。手術装置は、第1の切断部及び第2の切断部を有する切断ユニットであって、第1の切断部及び第2の切断部は、第1の切断部と第2の切断部との間の血管を捕獲するために細長い本体に対して長手方向に移動可能で、かつ、捕獲された血管を切断するために先端の周囲で互いに回転可能である切断ユニ

50

ットを含む。手術装置は、少なくとも一方の切断部を他方の切断部に向けて付勢するために、切断ユニットに係合させられた付勢部材を含む。

【0008】

さらなる特徴と利点は、添付図面と併せて、以下の詳細な説明から容易に明らかになるであろう。

【0009】

本開示の実施形態は、添付された図面を参照すると更に説明され、複数の図面において、同様の構成は同様の番号によって参照される。示された図面は必ずしも寸法通りではなく、通常、本開示に係る実施形態の本質を説明することに重点を置いている。

【図面の簡単な説明】

10

【0010】

【図1A】図1Aは、本開示の内視鏡カニューレの一実施形態の側面図を示す。

【図1B】図1Bは、本開示の遠位先端にくぼみを有する切開先端の一実施形態を示す。

【図1C】図1Cは、本開示の遠位先端にくぼみを有する切開先端の一実施形態を示す。

【図2A】図2Aは、本開示の内視鏡カニューレを用いた切開手術を示す。

【図2B】図2Bは、本開示の内視鏡カニューレを用いた切開手術を示す。

【図2C】図2Cは、本開示の内視鏡カニューレを用いた切開手術を示す。

【図3A】図3Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図3B】図3Bは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図3C】図3Cは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

20

【図4A】図4Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図4B】図4Bは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図4C】図4Cは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図4D】図4Dは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図5A】図5Aは、本開示の切開先端の一実施形態を示す。

【図5B】図5Bは、本開示の切開先端の一実施形態を示す。

【図6A】図6Aは、本開示の内視鏡カニューレと共に使用するのに適した制御ハンドルの一実施形態を示す。

【図6B】図6Bは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

30

【図6C】図6Cは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

【図6D】図6Dは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

【図6E】図6Eは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

【図6F】図6Fは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

【図6G】図6Gは、図5の制御ハンドルによって制御された、動作中の本開示の内視鏡カニューレの一実施形態を示す。

40

【図7A】図7Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図7B】図7Bは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図7C】図7Cは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図7D】図7Dは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図7E】図7Eは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図7F】図7Fは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図8A】図8Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図8B】図8Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図9A】図9Aは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図9B】図9Bは、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

50

【図 9 C】図 9 C は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 9 D】図 9 D は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 9 E】図 9 E は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 9 F】図 9 F は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 9 G】図 9 G は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 10 A】図 10 A は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 10 B】図 10 B は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 10 C】図 10 C は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【図 10 D】図 10 D は、本開示の内視鏡カニューレの切断ユニットの一実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0011】

上述した図面は、ここに開示した実施形態を説明するが、議論中に述べるように、他の実施形態も予定される。本開示は描写の方法によって例示的な実施形態を示し、これに限定されるものではない。ここに開示した実施形態の原理の精神と範囲の中で、多数の他の変更及び実施形態が、当業者によって考案されうる。

【0012】

以下の記載は典型的な実施形態を提供するのみであり、開示の範囲、適用性又は形態を限定することを目的とするものではない。むしろ、典型的な実施形態の以下の記載は、1つ以上の典型的な実施形態を実施することを可能とする記載を当業者に提供するだろう。添付された特許請求の範囲で説明された発明の主旨及び範囲を超えないで、種々の変更が構成要素の機能及び配置においてなされることが理解される。

【0013】

実施形態の十分な理解を与えるために、以下の記載で具体的な詳細を提供する。しかしながら、具体的な詳細がなくても実施形態を実施することは、当業者であれば理解できるだろう。例えば、不要な詳細で実施形態を曖昧にしないために、発明のシステム、プロセス及び他の要素は、ブロック図形式の構成要素として示されるだろう。他の例では、周知のプロセス、構造及び技術は、実施形態を曖昧にすることを避けるために、不要な詳細なしに示されるだろう。さらに、種々の図面中の同様の参照番号及び符号は、同様の構成要素を示している。

【0014】

本開示は、内視鏡血管採取のための単一装置を提供する。内視鏡血管採取のための本願のシステムは、多数の構成要素を含む。典型的には、内視鏡切開装置は、周囲の結合組織から主血管を切開することによって周囲の結合組織から主血管を分離するために利用されている。そして、内視鏡カニューレを用いて、側枝を封閉及び切断するための内視鏡分岐封閉機器 (endoscopic tributary sealing instrument) のような別の装置を挿入する。側枝を封閉したら、さらに別の装置を用いて、バイパスグラフトとして用いられる主血管の一部を採取する。本開示の単一装置は、切開機能と、側枝封閉及び切断機能と、任意で主血管封閉及び主血管切断機能とを兼ね備えており、これにより血管の操作を減少させ、手術のし易さを改善する。また、本開示の装置は、患者から封閉され切り離された主血管を患者から摘出するために利用されてもよい。

【0015】

血管の操作が減少すると、移植片 (又はグラフト) を損傷する可能性を減少できる。採取器具が何度も通過して、繰り返し血管に接触すると、血管損傷の可能性が増加する。本開示の装置のような単一装置は、装置を前進させたときに、周囲の組織から主血管を切断、分離し、側枝及び主血管を焼灼及び横に切断 (transect) する。血管は、多数の装置の挿入及び引き戻しではなく、装置の単一の通過によって採取されるだろう。減少した直径

10

20

30

40

50

を備えたそのような装置は、側枝結紮 (tributary ligation) だけでなく切開にも利用でき、外傷は減少するだろう。また、本装置の比較的小さな直径は、曲がりくねった血管、例えば、内胸動脈の採取を容易にすることができる。

【0016】

図1Aを参照すると、本開示の内視鏡カニューレ100は、近位端104と、切開先端120で終端する遠位端106とを有する細長い本体102を含む。カニューレ100は更に、遠位端106の周囲に配置された、血管を封閉及び切断するための切断ユニット150と、切断ユニット150を制御するための制御ハンドル160とを含む。

【0017】

切断ユニット150は、切断ユニット150の操作中に弾性力を与える弾性装置を含む。弾性装置は、内視鏡カニューレ100の外部又は内部に設けられていてもよい。

10

【0018】

いくつかの実施形態において、細長い本体102は、入口切開を通して血管採取サイトまで、血管外を通過するように構成されている。採取サイトまで細長い本体102の移動を補助するために、細長い本体102は長さ方向に沿って軸方向に十分に固くてもよい。そのような特徴を備えた細長い本体102を提供するために、実施形態では、細長い本体102は、例えばプラスチック材料、エラストマー材料、金属材料、形状記憶材料、複合材料、又は所望の特徴を有するその他の材料などの、生体適合性材料から形成してもよい。所望範囲で、細長い本体102は、用途に応じて、半径方向又は左右の横方向に動くように、所定の柔軟性を有していてもよい。

20

【0019】

いくつかの実施形態において、カニューレ100の細長い本体102は固体でもよい。他の実施形態において、内視鏡カニューレ100は、そこを通して機器又は材料を前進するのに適した内腔を含む、1つ以上の内腔を含んでもよい。いくつかの実施形態において、内視鏡カニューレ100は、カニューレ100を使って行う手術を視覚化するために内視鏡116がそこを通して前進する内視鏡内腔103を含んでもよい。内視鏡カニューレ100は、内視鏡カニューレ100内に内視鏡116を前進するために、近位端104にアダプター114を含んでもよい。カニューレ100の追加の内腔は以下に記載されている。

【0020】

30

いくつかの実施形態において、内視鏡カニューレ又はカニューレ100は、内視鏡カニューレ100の遠位端106又はその周囲に配置された切開先端120を含んでもよい。内視鏡の観察先端 (a viewing tip) は、切開先端120の内側に配置されていてもよい。いくつかの実施形態において、切開先端120は、内視鏡内腔103と流体連通する内部空洞を含むことができ、内視鏡116を切開先端120の中へ前進することができる。いくつかの実施形態において、先端集積回路 (chip-on-a-tip) のタイプの内視鏡は、切開先端120内に統合されていてもよい。また、カニューレ100を使用して手術を行っている間に、先端120を通して内視鏡で観察できるように、切開先端120は透明であってもよい。いくつかの実施形態に係る切開先端120は、そこを通して内視鏡による観察を容易にするのであればどのような形状を備えていてもよく、組織の切開、すなわち分離の間に、必要な制御を可能にする。いくつかの実施形態において、切開先端は略円錐状であってもよい。

40

【0021】

いくつかの実施形態において、切開先端120は、略平坦な肩122と、内視鏡カニューレ100が血管セグメントに沿って進んでいるときに、近くの血管若しくは組織の破裂若しくは貫通を最小化若しくは防止しながら、周囲組織から採取される血管セグメントを外傷なく分離するために、鈍端126で終結するテーパ部124と、を含んでもよい。鈍いと説明したが、切開先端120の鈍端126は、当然ながら、カニューレ100の前進を向上させるために、所望範囲で比較的尖っていてもよい。さらに、略平坦な肩122とテーパ部124とは、カニューレ100の操作性を向上させるために、構造上異なるよう

50

に構成されていてもよい。例えば、略平坦な肩 1 2 2 とテーパ部 1 2 4 とは、切断ユニット 1 5 0 の操作及び性能を支援する 1 つ以上の構成を含むように構成されていてもよい。

【0022】

図 1 B 及び図 1 C を参照すると、いくつかの実施形態において、切開先端 1 2 0 は、円錐状であってもよい。また、切開先端 1 2 0 は、視覚的歪みの弊害を最小化するように、又は、光源（図示せず）及びカメラシステム（図示せず）を備え、カニューレ 1 0 0 の内部へ挿入された内視鏡を通して観察するときに内視鏡の観察領域の中心における眩しさを最小化するように、その遠位端 1 2 9 で成形されてもよい。図 1 C に示すように、切開先端 1 2 0 の内面 1 2 1 は、切開先端 1 2 0 の遠位端 1 2 6 に向かって比較的一定の傾きで先細にされて、内部頂点 1 2 3 で終端し、そこは鋭く尖っていてもよい。また、切開先端 1 2 0 の外面 1 2 5 は、切開先端 1 2 0 の遠位端 1 2 6 に向かって一定の傾きで先細にされている。しかしながら、切開中の組織損傷を最小化するために、遠位端 1 2 6 において、比較的丸みを帯びた鈍端が形成されていてもよい。図示したように、遠位端 1 0 6 において、切開先端 1 2 0 の外面 1 2 5 は、それ自身近位方向に折り返されて、そして、鈍い外面 (blunt exterior surface) を保つと共に切開先端 1 2 0 の遠位端に窪みを形成する外部頂点 1 2 7 で終端してもよい。内部頂点 1 2 3 と外部頂点 1 2 7 の両方は、カニューレ 1 0 0 と、いくつかの実施形態では内視鏡 1 1 6 と、の長手方向の中心軸上にあってもよい。換言すると、内部頂点 1 2 3 及び外部頂点 1 2 7 の中心は、カニューレ 1 0 0 の長手方向の中心軸上に位置している。切開先端 1 2 0 の内面 1 2 1 及び外面 1 2 5 の各々に内視鏡 1 1 6 の軸と同一線上に頂点を設けることによって、（内視鏡の軸と平行な）光路に対して垂直となるそれらの面を排除できる。これは、垂直な面からカメラに戻ってしまう光の屈折を排除し、その結果、光源及びカメラシステムを備えた内視鏡 1 1 6 を通して観察するときに、視覚的な歪み又は眩しさを最小化若しくは排除することができる。

【0023】

再度図 1 B 及び図 1 C を参照すると、切開処置中の外傷の可能性を抑制するために、いくつかの実施形態では、切開先端 1 2 0 は、力が加わったときに僅かにたわむように、半径方向にしなやかで、柔軟で又は変形可能であってもよい。いくつかの実施形態では、切開先端 1 2 0 の先端面に垂直な力が加わったときに切開先端 1 2 0 の壁が変形できるように、切開先端 1 2 0 は半径方向に圧縮可能にされている。この目的のために、切開先端が負荷によって曲がるように、切開先端 1 2 0 を薄い壁の樹脂材料から形成してもよい。適した材料は、これらに限定されないが、ポリカーボネート、グリコール変性ポリエチレンテレフタレート (PETG)、ポリエチレンテレフタレート (PET)、及び負荷によって切開先端の屈曲を可能にしつつ十分な光学的透明度を備えた他の材料を含む。同時に、周囲結合組織から血管を切開できるように、切開先端 1 2 0 は、軸方向又は長手方向に十分な柱強度 (column strength) を備えていてもよい。切開先端 1 2 0 の他の特徴としては、例えば、（１）軸方向と長手方向とでは、軸方向強度が長手方向強度より大きい、（２）長手方向と軸方向とでは、長手方向強度が軸方向強度よりも大きい、又は（３）軸方向と長手方向とでは、軸方向強度が長手方向強度と近似している、というように可変強度を有していること考えられる。また、切開先端 1 2 0 は 2 つ以上の材料を含んでもよく、少なくとも 1 つの材料は、例えば弾性、硬度及び引張強度などについて、異なる材料特性を有していてもよい。

【0024】

図 2 A ~ 図 2 C を参照すると、バイパス移植術で用いられる血管（例えば、大伏在静脈又は橈骨動脈）は、皮膚表面直下の皮下腔 (subcutaneous space) に横たわっている。図 2 A に示すように、血管 2 0 0 は、本幹（または主幹 : main trunk）2 1 0 と、本幹 2 1 0 から出る分岐血管 (branch vessels) 2 2 0 とから成る。血管 2 0 0 及びその分岐 2 1 0 は、皮下脂肪の結合組織 2 3 0 に覆われており、主血管 2 0 0 を採取する前に、周囲の脂肪結合組織 2 3 0 がなくなるように切開する必要がある。皮下脂肪 2 3 0 は、皮膚、筋肉、筋膜又は他の結合組織よりも柔らかい。脂肪結合組織 2 3 0 は、血管 2 0 0 に付着しているが、血管 2 0 0 との間には、きれいに切り離すことのできる界面 2 4 0 を形成し

10

20

30

40

50

ている。つまり、血管 200 の外層（外膜）と周囲の皮下脂肪 230 との間には、自然の切開面が存在している。

【0025】

図 2 B は、切開先端 120 により、血管 200 の本幹 210 を自然の切開面に沿って切開するのを図示しており、切開先端 120 は、血管 200 の外膜表面に沿って前進する。この面に沿って血管 200 を周囲の脂肪結合組織 230 から分離するのに、一般的に、大きな切開力(dissection forces)は必要ではない。いくつかの実施形態では、切開先端 120 は、それらの間の自然の切開面に沿って周囲組織 230 から血管 200 を切開するのに十分な柱強度を備えている。

【0026】

一方、図 2 C に示すように、切開先端 120 が分岐血管 220 に接近すると、切開先端 120 は、分岐血管 220 と主血管 200 との分岐合流点(junction) 250 で分岐血管 220 を捕らえるかもしれない。切開先端 220 により過度の力が加わると、分岐血管 220 が引き裂かれて、本幹血管(trunk vessel) 210 から切断されるかもしれない、さもなければ、主血管 200 が損傷を受けるかもしれない。そのため、いくつかの実施形態では、切開先端 120 は、血管 200 を自然の切開面に沿って周囲組織 230 から切開するのに十分な柱強度を備えている一方で、分岐血管の周囲を切開中における移植血管の外傷の可能性を減少するために、切開先端 120 は、さらなる力を加えたときに変形するように又は分岐血管 220 からそれるように十分にしなやかである。当然ながら、手術の要求に応じて、切開先端 120 の固さを十分に柔軟なものから半硬質又は硬質まで変化させてもよいと理解されるべきである。

【0027】

カニユーレ 100 は更に、分岐血管又は主血管のいずれか一方の血管を焼灼または封閉し、そして切断するための 1 つ以上のエンドエフェクター(end-effectors)を含むことができる。

【0028】

図 3 A を参照すると、いくつかの実施形態では、カニユーレ 100 の切断ユニット 150 は、第 1 の切断部材 302 と第 2 の切断部材 304 とを含み、各切断部材は、各々の遠位端から延びる切断部 310、312 を有することができる。いくつかの実施形態では、以下に詳細に説明するように、切断部 310、312 は互いに向けて付勢されている。

【0029】

図 3 A ~ 図 3 C を参照すると、図 3 A は、切開中の、後退位置（または格納位置：retracted position）にある切断ユニット 150 を示す。例えば、第 1 の切断部材 302 と第 2 の切断部材 304 は、カニユーレ 100 の細長い本体 102 に対して長手方向に移動可能であってもよい。このように、切断部（すなわち、切断刃又は切断部材）310、312 は、図 3 A のような切開中の初期の後退位置（切開を妨げないように切断部 310、312 を切開先端 120 よりも実質的に近位側に十分に後退させた位置）から、図 3 B のような封閉及び切断のための操作位置又は延在位置（ユーザが切断部を見られるように、そして血管に対して十分な捕獲長さ(capture length)を提供できるように、切断部 310、312 が遠位方向に前進した位置）まで、移動してもよい。いくつかの実施形態では、切断部 310、312 は、血管を捕獲するために、少なくとも部分的に、切開先端 120 を超えて延在してもよい。さらに、いくつかの実施形態では、第 1 の切断部材 302 と第 2 の切断部材 304 は、互いに対して回転可能であってもよい。このように、切断部 310、312 は、図 3 B に示すように、切断部 310、312 が、それらの間に血管を捕獲できるように、互いに離間又は間隔を空けている開位置から、図 3 C に示すように、血管を封閉及び切断するために、切断部 310、312 が切開先端 120 の周囲で互いに近づいた閉位置まで、動くことができる。いくつかの実施形態では、第 1 の切断部材 302 と第 2 の切断部材 304 は、切断部 310 と切断部 312 の間に捕獲された血管の位置によって、切断部 310、312 の両方を、切開先端 120 の周囲で時計回り及び反時計回りの両方向に、互いに向かって回転できるように構成されている。切断部 310、312 のそ

10

20

30

40

50

のような円周方向における両方向の移動により、ユーザは、カニユーレ 100 のあらゆる方向（または、あらゆる側面：all sides）で血管を操作することができるので、ユーザは、血管に対するカニユーレ 100 の方向及び位置に気を遣う必要がなく、手術中に時間を節約でき且つカニユーレの操作量を減少できる。さらに、そのことは、切断部が側枝をねじって、それにより血管が引っ張られて、結果としてグラフト（または移植片）に損傷を与える、という可能性を低減できるだろう。また、両方向への移動は、ユーザにとってより直感的（more-intuitive）であり、どちら側が焼灼及び切断に有効側（active side）であるかを覚える必要がなくなるだろう。他の実施形態では、切断部 310、312 の操作及び視覚化を容易にするために、切断部 310、312 の一方は固定し、他方は、固定された切断部に向かって時計回り及び反時計回りの両方向に回転できるようにされてもよい。当然ながら、固定された切断部は、カニユーレ 100 の移動によって所望の方向に動くようにされてもよい。

10

【0030】

再度図 3 A、図 3 B 及び図 3 C を参照すると、切断部材 302、304 の切断部（すなわち、切断刃又は切断部材）は、一般的に、丸くされた遠位端を備えた楕円形又はブレード状であるが、血管の切断及び封閉が可能な他の形状を用いてもよい。血管の封閉を容易にするために、必要に応じて、切断部 310、312 の一方又は両方に、これに限定されないが抵抗加熱、超音波加熱、及び、複極式若しくは単極式 RF エネルギーを含む種々のエネルギー源を利用して、エネルギーを与えることができる。いくつかの実施形態では、電極は、互いに独立して制御することができる。いくつかの実施形態では、切断部 310、312 は、切断部 310、312 自体にエネルギーを付与できる材料、例えば金属などから形成することができる。加えて又は代わりに、エネルギーを付与できる構成要素（またはエネルギー付与要素：energizing elements）、例えば金属ワイヤなどを、切断部 310、312 の上に配置してもよい。エネルギーを付与したときに、エネルギー付与要素が切断部 310、312 によって血管に接触させられて、血管を封閉してもよい。いくつかの実施形態では、切断部材 310、312 の一方又は両方は、スポット焼灼に用いられる突起を含んでもよい。いくつかの実施形態では、血管に集中的にエネルギーを与えるために、切断部材 310、312 の一方又は両方は、鋭利で薄い縁部（sharpened, thin edge）を有してもよい。そのような集中的なエネルギー付与により、側枝に適用されることになる必要なエネルギーをより小さくできるので、それにより、血管の側枝から本幹への焼灼エネルギー（cauterizing energy）の拡大を最小化し、血管への外傷の可能性を排除できる。

20

30

【0031】

再度図 3 A、図 3 B 及び図 3 C を参照すると、血管封閉後の血管切断を容易にするために、いくつかの実施形態では、それらの間で切断を生じさせる切断部 310、312 の対向する縁部は、一方が平坦な面（leveled face）を有し、他方が鋭利で薄くされ又はとがって（pointed）いてもよく、これにより、組織は、鋏のような動き（または鋏動状：scissor-like motion）では切断されないが、平坦面と向かい合った薄い縁部では切断される。この目的のため、いくつかの実施形態では、切断部材 310 の両側の縁部が鋭利な縁部で、切断部 312 の両側の縁部が平坦でもよく、又はその逆でもよい。代わりに、切断部 310、312 は、1 つの鋭利な縁部又はブレード状縁部と、1 つの平坦な縁部とを有し、一方の切断部の鋭利な縁部は、他方の切断部の平坦な縁部と対向していてもよい。いくつかの実施形態では、上述したように、血管は、エネルギーを利用して封閉と切断の両方をされてもよいことに留意されるべきである。当然ながら、いくつかの実施形態では、切断部 310、312 の対向する縁部は、両方が鋭利にされており、組織が鋏のような動きにより切断されてもよいと理解されるべきである。

40

【0032】

図 3 B 及び図 3 C に示すように、いくつかの実施形態では、切断部材 302、304 は実質的に U 形状であり、カニユーレ本体 102 に対して同一面内に配置されてもよい。いくつかの実施形態では、図 3 B に示すように、切断部材 302、304 の互いに対する周

50

方向の動きを可能とするために、切断部材 3 0 2、3 0 4 は、それぞれ、縁部に沿って切り欠き(cutouts)及び指部(fingers) 3 1 4、3 1 6 を含んでいてもよい。

【0033】

図 4 A 及び図 4 B を参照すると、いくつかの実施形態では、切断部材 3 0 2、3 0 4 は実質的にチューブ状であり、カニユーレ本体 1 0 2 の異なった面内に配置されている。図 4 A に示すように、いくつかの実施形態では、切断部材 3 0 4 は、切断部材 3 0 2 の内側で同軸に配置されていてもよい。図 4 B を参照すると、いくつかの実施形態では、カニユーレ 1 0 0 の細長い本体 1 0 2 は、金属製及び樹脂製(またはプラスチック製: plastic)の一連の同軸チューブから構成されていてもよく、それらは構造上のメインシャフト(または主軸: main shaft)、電氣的な導電及び絶縁経路、並びにエンドエフェクターすなわち切断部(すなわち切断刃又は切断部材)として機能してもよい。いくつかの実施形態では、装置の全長にわたって、電気絶縁体として機能する 3 つの樹脂製(またはプラスチック製)シースと、2 つの金属製の導電チューブの間に挟まれた機械軸受面(mechanical bearing surfaces)とが存在してもよい。最内部層は、内部ルーメンを規定する内側シース 4 0 2 (樹脂)であってもよい。内側シース 4 0 2 の外側には、内側電極チューブ 4 0 4 (金属)、中央シース 4 0 6 (樹脂)、外側電極チューブ 4 0 8 (金属)及び外側シース 4 1 0 (樹脂)、そして最後に、収縮被覆(shrink jacket) 4 1 2 が続いている。いくつかの実施形態では、3 つの樹脂製シースの代わりに、非導電性コーティング又は同様の方法を用いて、電気絶縁(electrical insulation)が提供されてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、電極 4 0 4、4 0 8 をフッ化ポリビニリデン(PVDF)でコーティングしてもよいが、他の非導電性コーティングを利用してもよい。

【0034】

内側電極チューブ 4 0 4 は、第 1 の切断部材 3 0 2 を形成するために用いられ、外側電極チューブ 4 0 8 は、第 2 の切断部材 3 0 4 を形成するために用いられ、切断部 3 1 0、3 1 2 は、内側電極チューブ 4 0 4 及び外側電極チューブ 4 0 8 の遠位端に形成されてもよい。切断部 3 1 0、3 1 2 が血管を捕獲し、封閉し及び切断できるようにするために、内側電極チューブ 4 0 4 及び外側電極チューブ 4 0 8 は、カニユーレ 1 0 0 に対して長手方向にスライド可能で、かつ互いに対して回転可能であってもよい。さらに、切断部 3 1 0、3 1 2 は、内側電極チューブ 4 0 4 及び外側電極チューブ 4 0 8 から形成されるため、切断部 3 1 0、3 1 2 は、内側電極 4 0 4 及び外側電極 4 0 8 を通して容易にエネルギーを与えることができる。いくつかの実施形態では、内側電極チューブ 4 0 4 から形成された切断部(すなわち内側切断部 4 1 1)は、それが同軸に沿って回転でき、かつ外側電極 4 0 8 に形成された切断部(すなわち図 4 D における外側切断部 4 1 3)と同一半径になるように、内側電極 4 0 4 の平面から外側に曲げられてもよい。いくつかの実施形態では、図 4 D は、内側切断部 4 1 1 が内側切断部の片側に平坦面 4 1 6 を有し、外側切断部 4 1 3 が鋭利な又はブレード状の縁部 4 1 8 を両側に有していることを図示しており、又はその逆でもよい。他の実施形態では、上述したように、各切断部 4 1 1、4 1 3 は、1 つの鋭利な縁部と 1 つの平坦な縁部とを有し、一方の切断部の平坦な縁部は、他方の切断部の鋭利な縁部と対向している。

【0035】

図 4 C を参照すると、いくつかの実施形態では、内視鏡 1 1 6 が内部内腔 4 0 3 を通って切開先端の中へ前進できるように、切開先端 1 2 0 は、内側シース 4 0 2 に接続されている。軟質の遷移要素(transition element) 4 1 4 は、切開先端 1 2 0 とカニユーレ本体 1 0 2 との間の形状を滑らかにすることによって、切開中に組織を損傷から保護するために利用されてもよい。図 4 D に示すように、切断部 3 1 2、3 1 4 が遷移要素 4 1 4 を通って遠位側に前進できるように、遷移要素 4 1 4 の遠位端 4 1 4 A は、切開先端 1 2 0 に取り付けられていなくても(または結合されていなくても: unattached)よい。いくつかの実施形態では、遷移要素 4 1 4 は可撓性材料で形成されていてもよく、それにより、切開中に、遷移要素 4 1 4 は切開先端と適合して、滑らかな遷移と、組織及び体液がカニユーレ 1 0 0 に侵入することを防止する密封と、をもたらす。その一方で、可撓性ス

リーブは、切断部 3 1 2、3 1 4 が遷移要素 4 1 4 を通って遠位側に前進できるように、曲げること及び広げることができるだろう。いくつかの実施形態では、切断部 3 1 2、3 1 4 と遷移要素 4 1 4 との間の摩擦を低減することによって、切断部 3 1 2、3 1 4 が容易かつ滑らかに遷移要素 4 1 4 を通って延在できるように、スリーブの表面は潤滑物質(lubricious substance)で被覆されていてもよい。図 4 C は、美観目的のため及び確実な遷移を支援するために、薄肉収縮チューブ(thin-walled shrink tube) 4 1 2 が、カニユーレ本体の外側表面を覆っていてもよいことを示している。

【0036】

図 5 A 及び図 5 B を参照すると、いくつかの実施形態では、切開先端 1 2 0 は、硬質の物質から形成される遷移要素 5 1 4 を含んでもよい。遷移要素 5 1 4 は、2 つの切断部 3 1 0、3 1 2 が遷移要素 5 1 4 及びカニユーレ 1 0 0 から外に延在すること(図 5 B)及び主カニユーレ 1 0 0 内に後退すること(図 5 A)を可能にする、開口又は切り欠き 5 1 2 を備えて構成されてもよい。遷移要素 5 1 4 は、主装置のカニユーレ 1 0 0 に接続することができ、さらに、切開先端 1 2 0 上に置くことができる。いくつかの実施形態では、切開先端 1 2 0 と遷移要素 5 1 4 とは一体にされてもよい。いくつかの実施形態では、それらは別個のものとして提供することができる。

【0037】

遷移要素 5 1 4 の外形は、遠位端に向かって直径が徐々に減少してもよい。遷移要素 5 1 4 は、切開負荷(dissection load)を低減するために、切開の間中ずっとその形状を維持できる強固で硬質な材料から構成することができる。手術中には、遷移要素 5 1 4 はその固さに起因して、その形状を維持し、そして遷移要素 5 1 4 上を滑る組織を支持することができる。遷移要素に適した材料は、これに限定されないが、医療グレードの金属及び硬質プラスチックを含む。

【0038】

再度図 5 A 及び図 5 B を参照すると、切り欠き 5 1 2 の長さは、切開先端 1 2 0 に対する切断部の回転範囲を制御してもよい。いくつかの実施形態では、切断部の回転の許容円弧(allowable arc)は、切り欠き 5 1 2 の開口に応じて、全回転(full rotation)よりも短くてもよい。切断部は、片面の特徴(single-sided features)を有していてもよく、すなわち、鋭利な導電性の縁部と平坦な導電性の縁部(すなわち、アンビル)が、各切断部の外側の縁部(または外面側のエッジ: outside edges)ではなく、内側の縁部(または内面側のエッジ: inside edges)にあってもよい。

【0039】

図 6 A を参照すると、切断部材を制御するために、制御ハンドル 6 0 0 が、カニユーレ 1 0 0 の近位端に備えられていてもよい。いくつかの実施形態では、制御ハンドル 6 0 0 は、切断部材を前進及び後退(または格納: retract)するための移動制御部(translation control) 6 0 2 を含んでもよい。制御ハンドル 6 0 0 は、切断部材を互いに対して回転するための回転制御カラー 6 0 4 を更にも含むことができる。また、制御ハンドル 6 0 0 は、切断部材の切断部に対してエネルギー(例えば双極性無線周波数(RF)エネルギー等)を供給するためのエネルギー制御部(energy control) 6 0 6 を含んでもよい。いくつかの実施形態では、カニユーレ内へ内視鏡を前進するために、アダプター 1 1 4 が、制御ハンドル 6 0 0 の近位端 6 0 0 A に備えられていてもよい。

【0040】

装置の操作は、図 6 A ~ 6 G を参照しながら記載されている。操作では、対象の血管(例えば、伏在静脈)を露出するために、初期切開(または最初の切開: initial incision)を従来の方法で形成してもよい。カニユーレ 6 0 1 (図 7 B)は、その切開内へ挿入され、そして対象の血管へ案内されてもよい。いくつかの実施形態では、カニユーレ 6 0 1 を患者内へ導入するポートの内部でカニユーレ 6 0 1 を密封するために、カニユーレ 6 0 1 は、細長い本体の周りに滑らかな管状シースを含んでもよい。次に、周囲組織から対象の血管を切開するために、カニユーレ 1 0 0 は、実質的に対象の血管に沿って前進させられてもよい。いくつかの実施形態では、周囲組織からの対象の血管の切開によって生じた

空間に送気を可能とするように、カニユーレ 601 は、切開を密封するのに用いられる封閉可能なポートを通して導入されてもよい。

【0041】

図 6B ~ 図 6G に示すように、カニユーレ 100 が前進しているとき、切断部品の切断部は、分岐血管に遭遇するまで切開先端を妨げないように、切開先端の近位側の後退位置 (retracted position) に保持されてもよい。図 6D ~ 図 6E に示すように、分岐血管に到達したとき、切断部 310、312 は、ハンドル 600 上の移動制御部 (translational control) 又はスライダ制御部 (slider control) 602 を遠位側に前進することによって、切開先端 120 を超えて遠位方向に移動させられてもよい。上述したように、切断部は、互いに向かって付勢され、揃って前進し、切開先端内の内視鏡の観察領域内へ入ってもよい。

10

【0042】

次に、分岐血管を封閉及び切断するために、切断部は、回転制御部 (rotation control) 604 を用いて、開いた構成まで、互いから離れるように回転させられてもよい。切断部は、円弧運動で、切開先端の周囲を回転してもよい。内視鏡カニユーレは、採取される主血管に対する分岐血管の方向に関わらず、対象の分岐血管が切断部の一方を横切って置かれるように、位置されてもよい。内視鏡カニユーレは、主血管に対する損傷を回避するために、ユーザが内視鏡カニユーレ及び切断部を対象の主血管からできるだけ遠ざけ配置できるように、設計されてもよい。次に、分岐血管が切断部 310、312 の間に配置されたときに、ユーザは切断部を再度閉じた構成に戻して、それらの間に分岐血管を捕獲してもよい。いくつかの実施形態では、ユーザは切断部を共に手で移動させてもよい。代わりに又はそれに加えて、回転制御部は、切断部が互いに向けて付勢されるように、ばね荷重 (spring loaded) されてもよい。そして、分岐血管にエネルギーを与えて血管を封閉するために、エネルギー制御ボタン 608 が押されてもよい。いくつかの実施形態では、切断部が分岐血管に接触する前に、切断部にエネルギーを与えてもよい。封閉が完了して、エネルギー制御ボタン 608 を離れた後に、ユーザは、切断部が分岐血管を横に切断するまで、回転制御部 604 を進め続けてもよい。分岐血管を切断したら、ユーザは、移動制御部 602 により切断部を後退 (または格納) し、そして全ての分岐血管がうまく結紮され横に切断されるまで、次の分岐血管へと装置を前進してもよい。

20

【0043】

いくつかの実施形態では、切断部を付勢するために、制御ハンドル 600 は、制御カラー 604 のねじり運動をバネ荷重 (spring loading) するための付勢部材 (biasing member) 605 を含んでよい。様々な実施形態では、切断部の両方が回転可能であってもよく、他の実施形態では、切断部の一方のみが回転可能で、他方の切断部が固定されていてもよい。例えば、カニユーレ 100 は、切断部が閉じた構成を維持するように、制御ハンドル 600 と制御カラー 604 との間のねじり運動を外部からバネ荷重するために構築及び配置され得る。静脈分岐血管上に切断部を位置付けるために、制御カラー 604 を回転させて、一方又は両方の切断部を互いに離れるように移動させて、開いた構成にすることができる。制御カラー 604 を開放すると、所定量の圧縮力 (または圧迫力) が分岐血管に作用し、続いて、双極性 RF エネルギーの活性化により分岐血管を焼灼する。分岐血管の封閉処理を最適化するために、分岐血管上の圧縮力は、制御カラー 604 上のバネ力選択 (spring force selection) によって達成できる。双極性の焼灼を付与して分岐血管を封閉した後、カニユーレ 100 を軸方向に回転及び / 又は移動して、分岐血管を切断してもよい。

30

40

【0044】

図 7A 及び図 7B を参照すると、いくつかの実施形態では、付勢部材 605 は、制御カラー 604 の外面に取り付けられた第 1 の操作レバー 610 と、カニユーレ 100 の制御ハンドル 600 の外面に取り付けられた対応する (または類似の: corresponding) 第 2 の操作レバー 620 とを含んでもよい。伸縮性装置又は伸縮バンド 615 を用いて操作レバー 610、620 を接続してもよく、それら 2 つを圧縮状態にすると共に、切断部の間に圧縮力を働かせて、切断部が閉じた構成を維持するようにする。

50

【 0 0 4 5 】

図 7 C 及び図 7 D を参照すると、収縮バンド 6 1 5 は緩和した又は収縮した構成であり、切断部を閉じた構成に維持している。図 7 E 及び図 7 F を参照すると、回転制御部 6 0 4 を動かすと、伸縮バンド 6 1 5 が伸びて、切断部を開いた構成にする。カラーを開放すると、伸縮バンドが収縮し、切断部を閉じた構成に戻すだろう。

【 0 0 4 6 】

いくつかの実施形態では、付勢部材は制御ハンドル及び制御カラーの空洞内に配置されてよい。いくつかの実施形態では、付勢部材 6 1 5 は、焼灼処理及び切断処理中に分岐血管に加えらるる圧縮力（または圧迫力）を一定に（または規格化：standardize）するために利用されてもよい。これにより、採取手術中に異なった臨床医 / ユーザによって行われる手動の圧縮力の変動は排除されて、止血を達成する可能性を増加し、その結果、手術中の大出血又は出血の可能性を回避するだろう。付勢された外側及び内側の切断部により、焼灼処理の間、ユーザが彼または彼女の手を反対方向に維持する必要をなくすることができ、そのため、多数の手術を行うときに、ユーザは、実質的に疲労が軽減されるかもしれない。

10

【 0 0 4 7 】

図 8 A 及び図 8 B に示すように、いくつかの実施形態では、切断部 3 1 0、3 1 2 は互いに対して長手方向に移動可能でもよく、これは、分岐血管の横切断(transection)中に達成される切断動作を増加するかもしれない。図 8 A に示すように、切断部 3 1 0、3 1 2 は、共に、切開先端に沿って遠位方向に伸びてもよい。そして、図 8 B に示すように、ユーザは、切断部 3 1 0、3 1 2 の一方を、伸びた位置から「過度に伸びた(hyper-extended)」位置まで、遠位側に移動し続けてもよい。過度に伸びた位置では、切断部 3 1 0、3 1 2 の一方は、他方の切断部よりも遠位方向に更に前進させられてもよい。外科手術中に、太い直径の静脈分岐血管の焼灼に続いてそれを横に切断(transect)又は切る(cut)ことは、切断部にとって困難かもしれない。分岐血管に双極性の焼灼エネルギーを与えると、分岐血管組織は乾燥して、自然な状態で想定される柔らかいチューブ状構造ではなく、硬質の線維ストランドに変質するかもしれない。切断部の間の相対的な並進運動は、「スライス」動作("slicing" action)を引き起こすかもしれない、硬化した血管であっても扱うのに役立つ(server)かもしれない。

20

【 0 0 4 8 】

非限定的な例として、図 9 A ~ 図 9 G は、切断部を互いに対して長手方向に動かすことができる例示的なアセンブリを示す。図 9 A を参照すると、回転子サブアセンブリ 9 0 1 は、外側シース 9 0 2 の近位端に取り付けられてもよい。図 9 B に示すように、回転子サブアセンブリ 9 0 1 の内側区画(inner compartment) 9 0 3 は、2つの止めピン(two keys) 9 0 5、9 0 6 と止め具(stop) 9 0 7 とを含んでもよく、その目的は以下に記載する。図 9 C は、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 の実施形態を示しており、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 は、外側電極 9 0 8 の近位端に配置されてもよい。外側電極サブアセンブリ 9 2 0 は、圧縮性部品(a compressible element) 9 2 4 を介して外側電極 9 0 8 に接続された内側アダプター 9 2 2 を含んでもよい。内側電極 9 0 4 は、外側電極 9 0 8 を通って内側アダプター 9 2 2 内まで延びて、内側アダプター 9 2 2 に固定されてもよい。さらに、図 9 D に示すように、外側アダプター 9 2 6 は、外側電極 9 0 8 の周囲に配置されてもよい。外側アダプター 9 2 6 は、内側アダプター 9 2 2 が外側電極 9 0 8 に対して回転できるように設計されてもよく、これにより、外側電極 9 0 8 に対して内側電極 9 0 4 を回転できるようにしてもよい。図 9 E に示すように、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 は、回転子アセンブリ 9 0 1 の中へ挿入されてもよく、ハンドル 9 2 8 は、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 の周囲に取り付けられる。

30

40

【 0 0 4 9 】

動作中には、図 9 F に示すように、切断部を後退するために、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 を後退してもよい。切断部を伸ばすために、滑動部（またはスライダ：slider）6 0 2 を遠位方向に前進させて、外側電極サブアセンブリ 9 2 0 を遠位方向に動かしてもよ

50

い。図 9 G に示すように、外側電極サブアセンブリは、外側アダプター 9 2 6 が回転子サブアセンブリ 9 0 1 の止め具 9 0 7 に押し付けられるまで前進させられてもよい。この時点で、図 8 A に例示するように、切断部は共に伸びた位置まで前進している。次に、滑動部 9 0 2 を更に遠位方向に動かして、内側アダプター 9 2 2 を動かし、圧縮性部品 9 2 4 を圧縮してもよい。内側アダプター 9 2 2 のそのような動きはまた、外側電極 9 0 8 を固定したまま、内側電極を更に遠位方向に動かしてもよい。このように、図 8 に示すように、内側電極 9 0 4 の切断部は、外側電極 9 0 8 の切断部に対して、長手方向に過度に伸びた位置まで移動してもよい。

【0050】

図 10 A 及び図 10 B を参照して、(複数の)切断部を互いに対して長手方向に移動させる他の実施形態について説明する。もちろん、図 9 A - 図 9 G に示したデザインを図 10 A ~ 図 10 B のデザインと組み合わせてもよいと理解されるべきである。図 10 A を参照すると、カニキュレ 100 は、制御ハンドル 1000 から制御カラー 1004 を分離している間隔 1035 A に配置された圧縮性部品又は圧縮バネ 1035 を含んでもよい。この構造の態様は、切断部の間の軸方向運動を提供できる。例えば、制御ハンドル 1000 に対する制御カラー 1004 の引き戻しにより、固定ブレード(stationary blade) 1012 に対する回転切断部(rotating cutting portion) 1010 の 3 - 5 mm の軸方向偏位(axial excursion)をもたらすように、少なくとも 1 つの回転切断部 1010 は、制御カラー 1004 によって作動されて、およそ 3 - 5 mm 伸びることが可能で、制御カラー 1004 は、制御ハンドル 1000 の前方に向かって動かすことが可能で、そして圧縮性部品 1035 は、制御カラー 1004 と制御ハンドル 1000 との間の間隔 1035 A に配置されている。

【0051】

図 10 C 及び図 10 D は、2 つの切断部 1010、1012 の間の軸方向運動の利用法を説明する。例えば、制御カラー 1004 を回転して、固定された切断部 1012 の上で長い回転部 1010 を閉じ(または近づけ)、そして双極性電気焼灼を適用して分岐血管を封閉する(図 10 C)。切断部 1010、1012 を閉じて圧縮された形態で維持しながら、固定された切断部 1012 に対して長い回転切断部 1010 を引き戻すために、制御カラー 1004 を、制御ハンドル 1000 に対して後退させてもよく、これは 2 つの切断部 1012、1012 の間の相対的な長手方向運動を提供する。

【0052】

種々の電極のための好ましいエネルギーの種類は本開示に示されているが、全ての電極は、これに限定されないが抵抗加熱、超音波加熱、及び、双極性又は単極性 RF エネルギーを含む種々のエネルギー源を利用して、エネルギーを与えることが可能であることは留意されるべきである。いくつかの実施形態では、電極は互いに独立して制御することができる。また、必要に応じて、電極は絶縁被覆又は絶縁シースによって絶縁されてもよいことにも留意すべきである。

【0053】

全ての特許、特許出願及び公開された引用文献は、それらの全体を参照することによって組み込まれる。本開示の上述した実施形態は単に実施が可能な例であり、単に開示の原理の明確な理解のための説明であることは強調しておく。多くのバリエーション及び変更が、開示の精神及び原理から実質的に逸脱することなしに、上述した実施形態に対してなされてもよい。上記開示のいくつか、他の特徴及び機能又はそれらの代わりを、所望のとおり組み合わせ、多くの他の異なったシステム又はアプリケーションにすることができると理解されるだろう。本明細書において、全てのそのような変更及びバリエーションは、添付したクレームの範囲内にある本開示の範囲内に含まれることが意図されている。

【図 1 A】

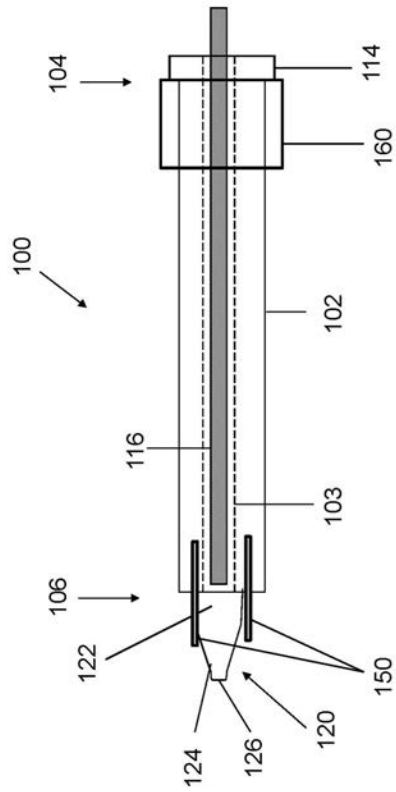


FIG. 1A

【図 1 B】

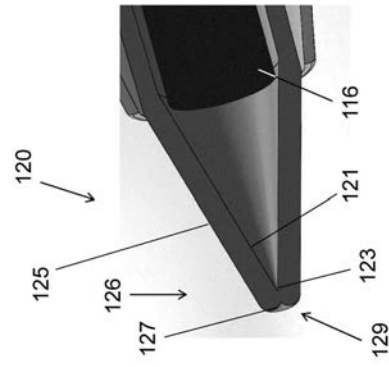


FIG. 1B

【図 1 C】

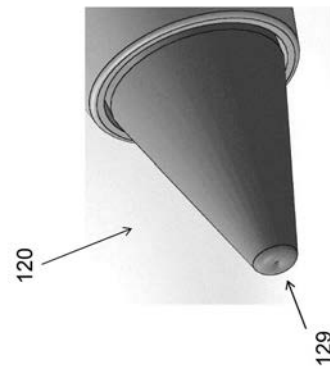


FIG. 1C

【図 2 A】

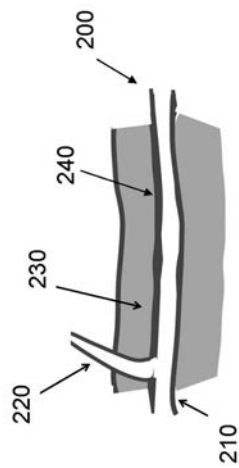


FIG. 2A

【図 2 B】

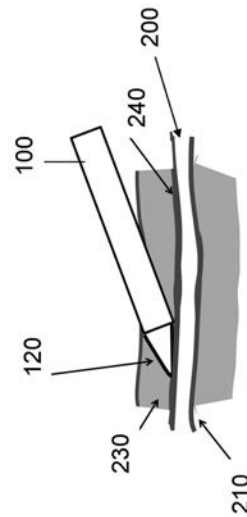


FIG. 2B

【図 2 C】

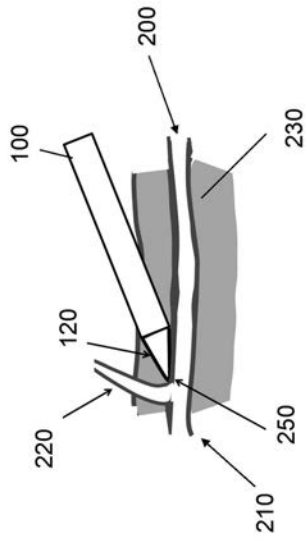


FIG. 2C

【図 3 A】

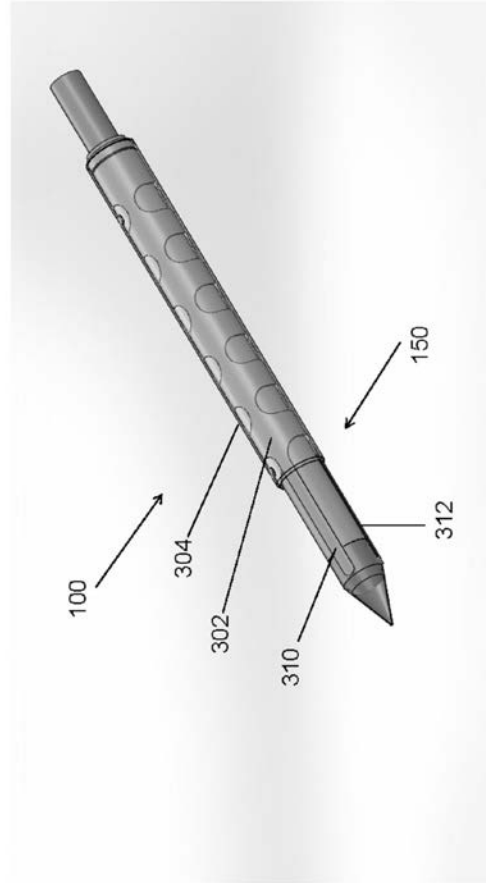


FIG. 3A

【図 3 B】

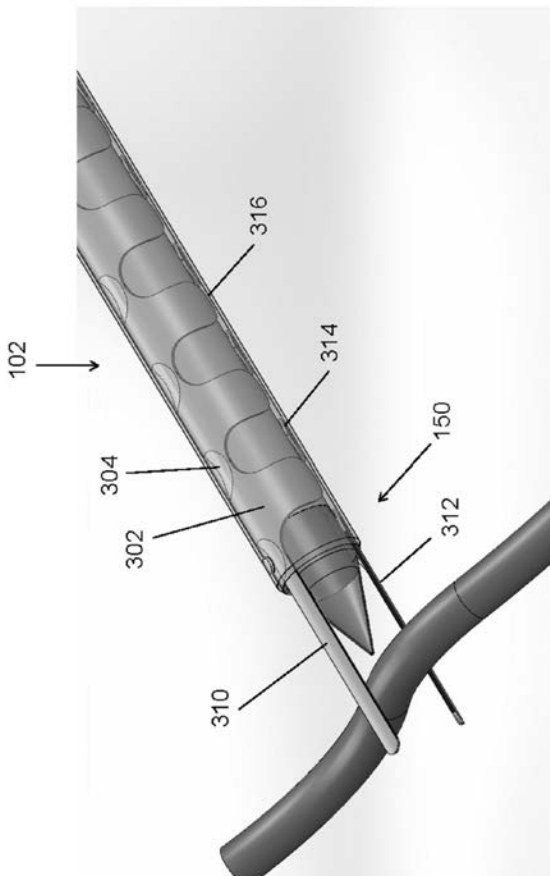


FIG. 3B

【図 3 C】

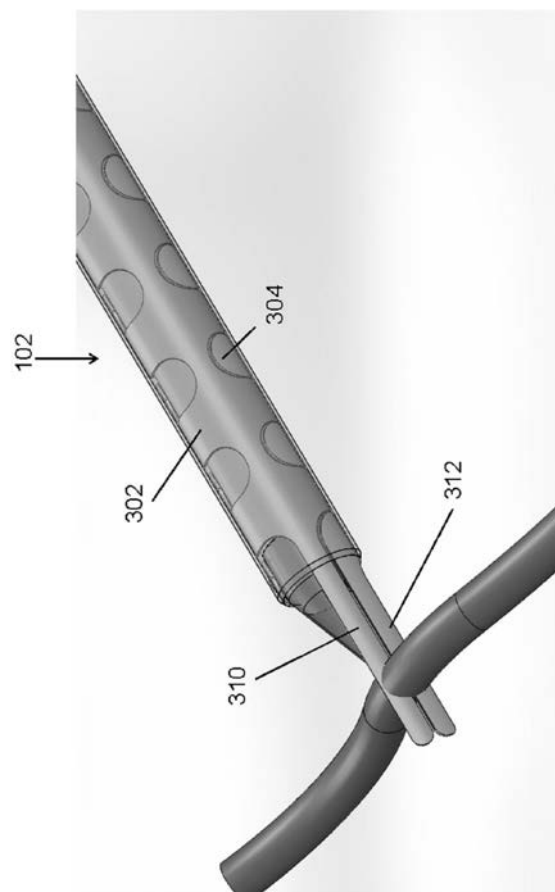
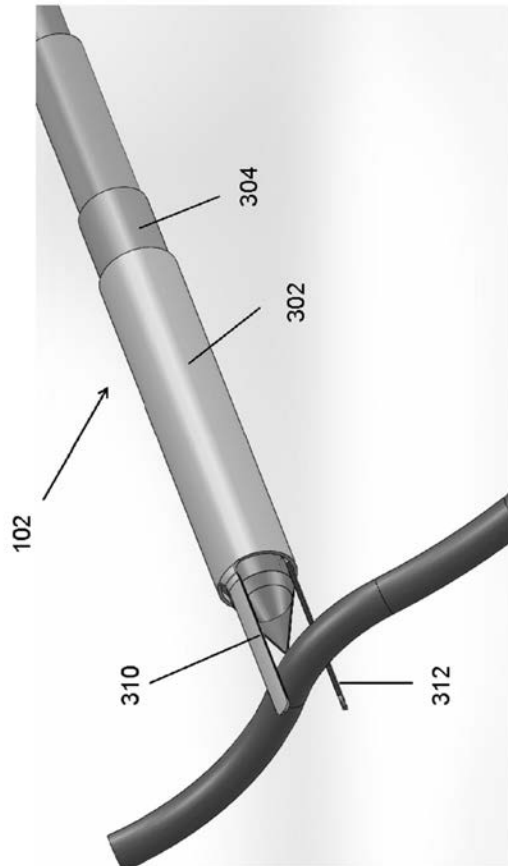
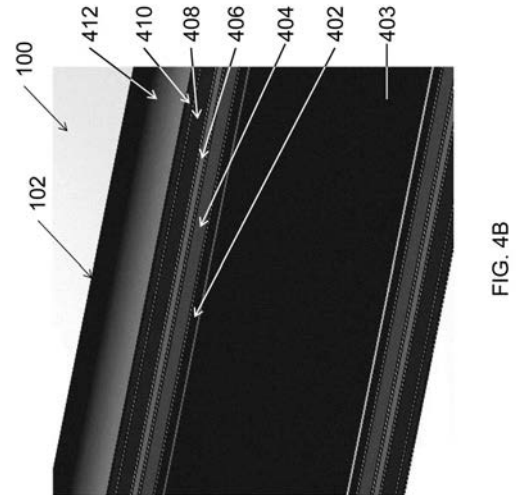


FIG. 3C

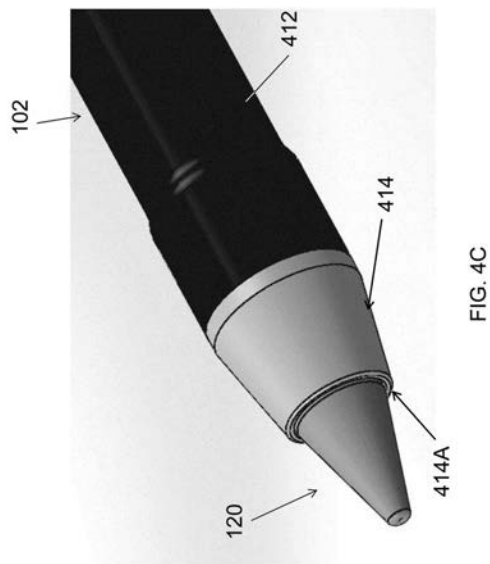
【 図 4 A 】



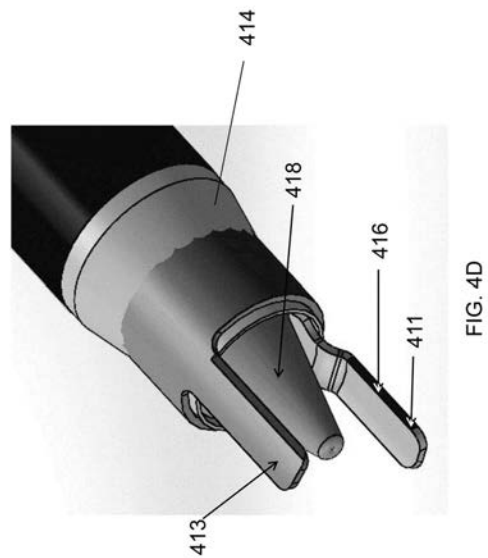
【 図 4 B 】



【 図 4 C 】



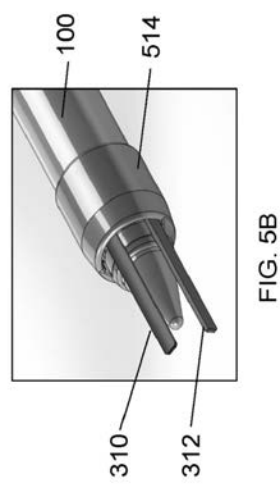
【 図 4 D 】



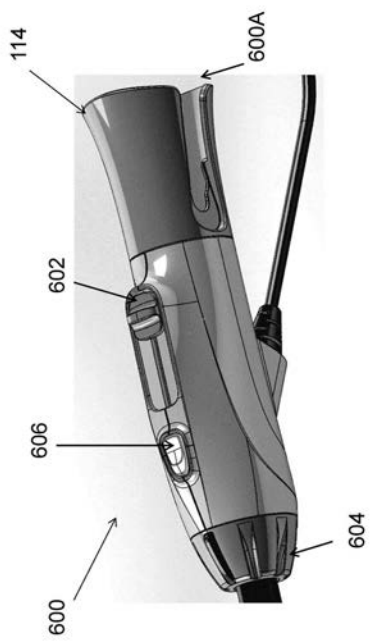
【図 5 A】



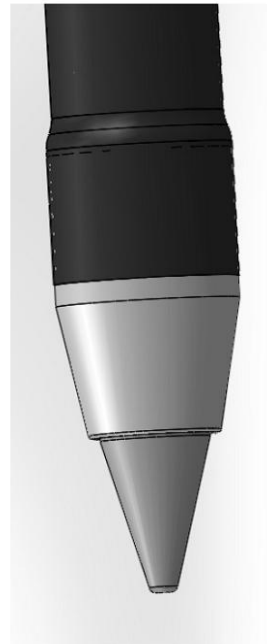
【図 5 B】



【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】

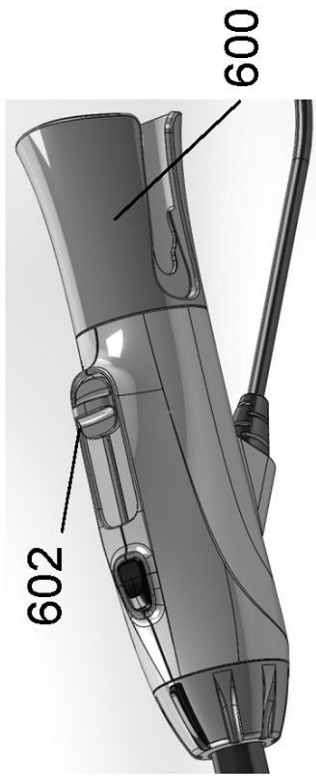


FIG. 6C

【図 6 D】

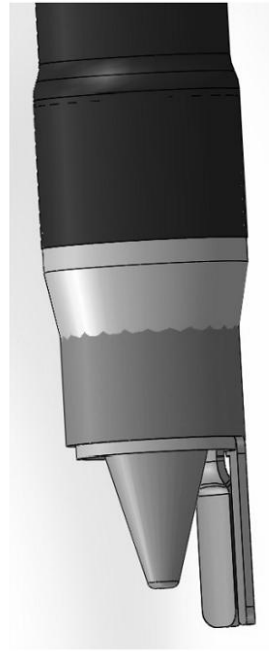


FIG. 6D

【図 6 E】

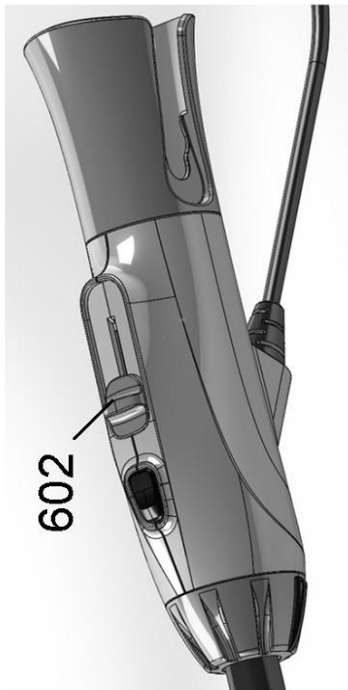


FIG. 6E

【図 6 F】

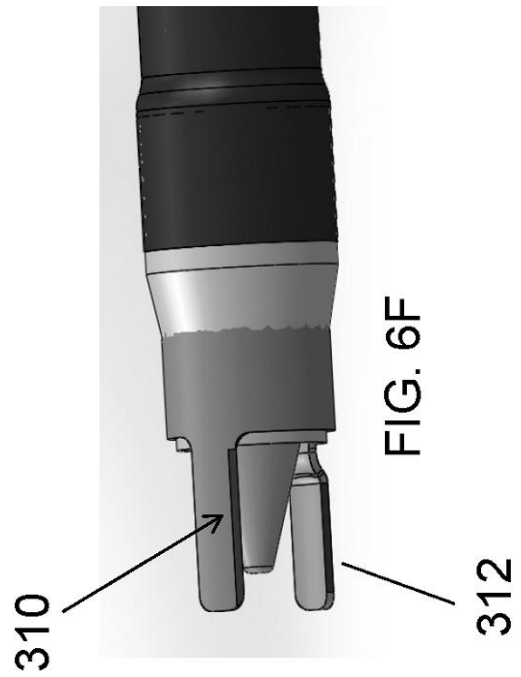
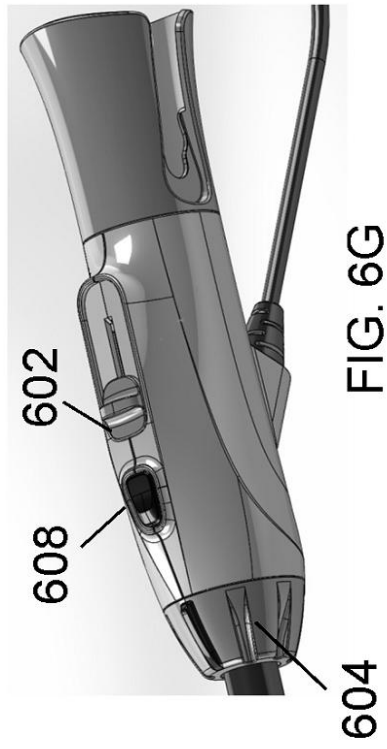
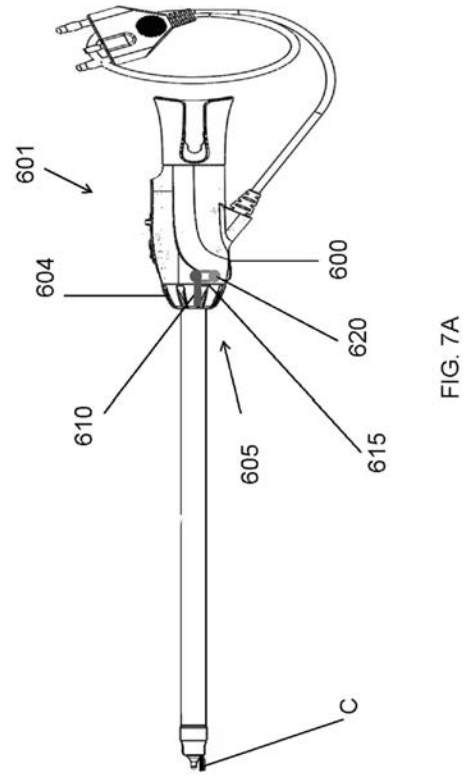


FIG. 6F

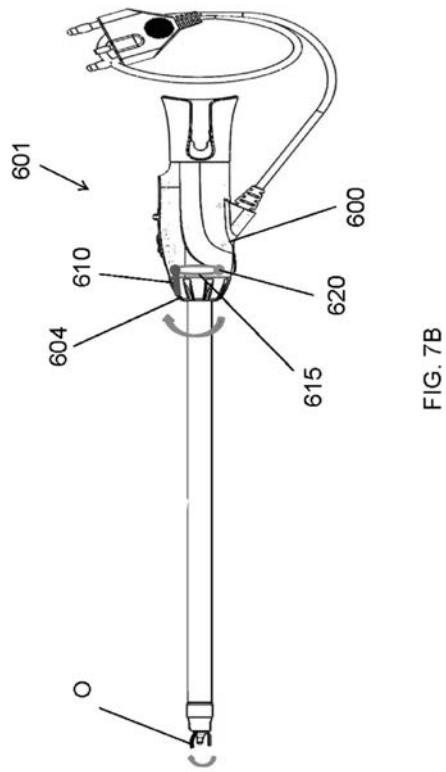
【図 6 G】



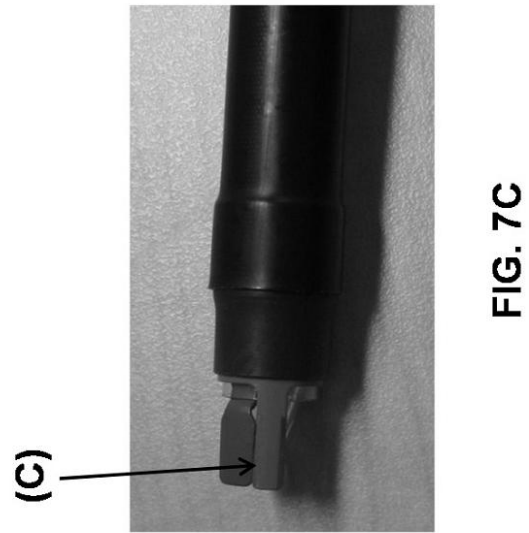
【図 7 A】



【図 7 B】



【図 7 C】



【 図 7 D 】

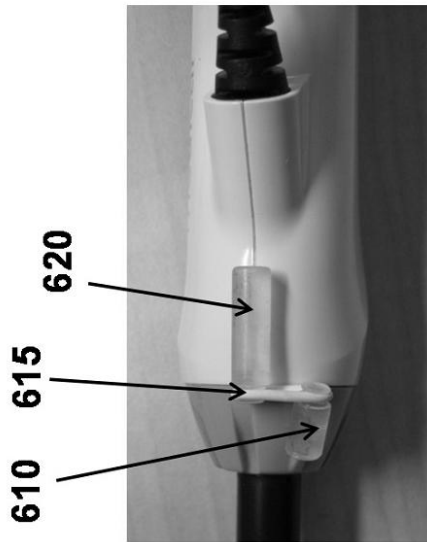


FIG. 7D

【 図 7 E 】

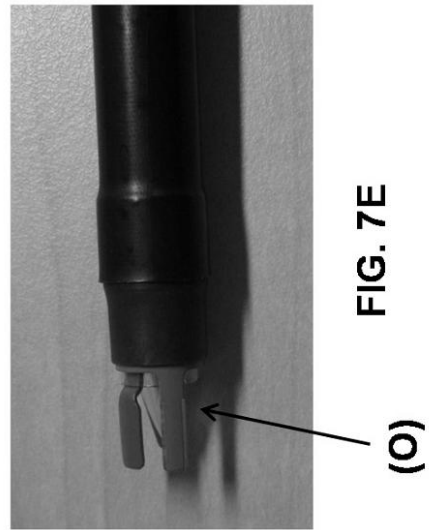


FIG. 7E

【 図 7 F 】



FIG. 7F

【 図 8 A 】

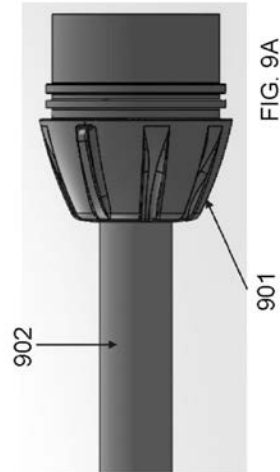


FIG. 8A

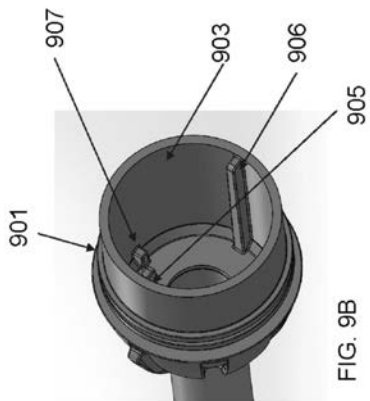
【 図 8 B 】



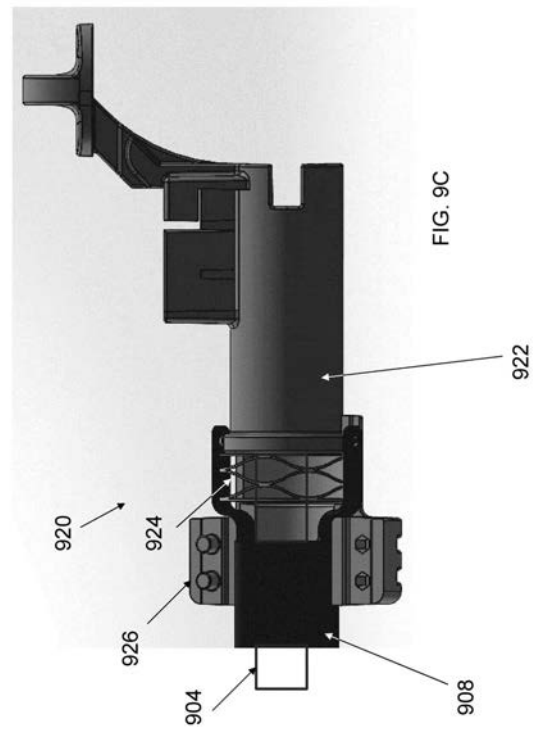
【 図 9 A 】



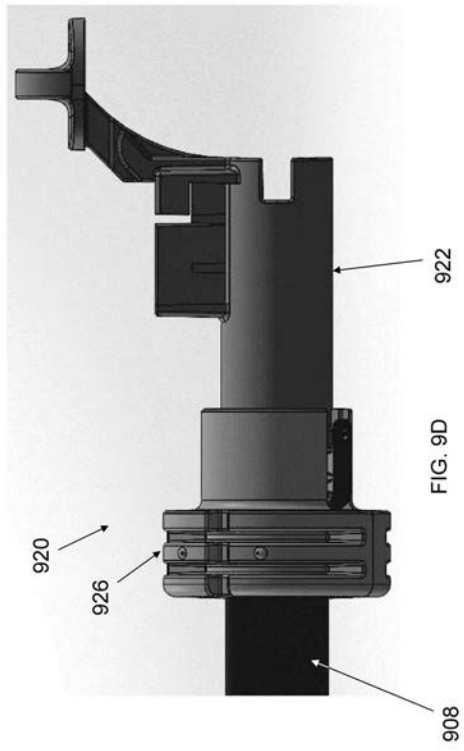
【 図 9 B 】



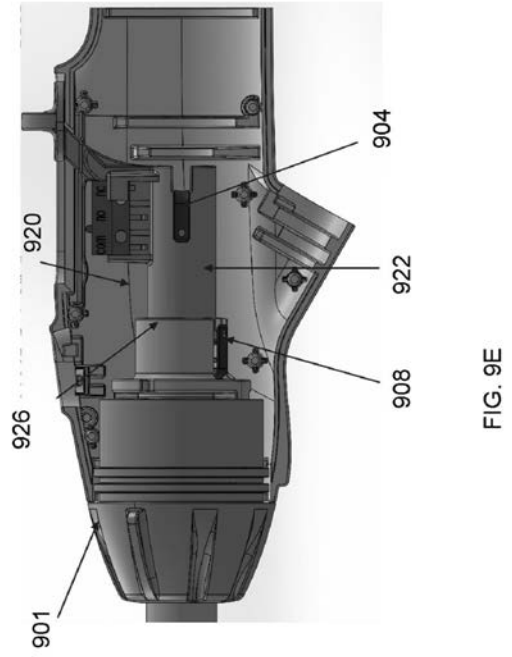
【 図 9 C 】



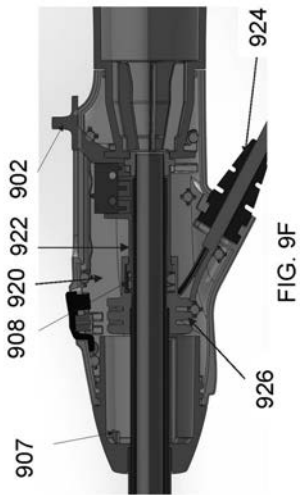
【図 9 D】



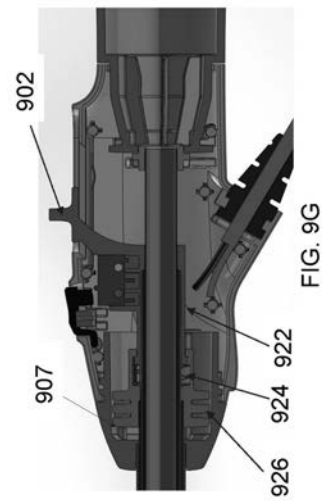
【図 9 E】



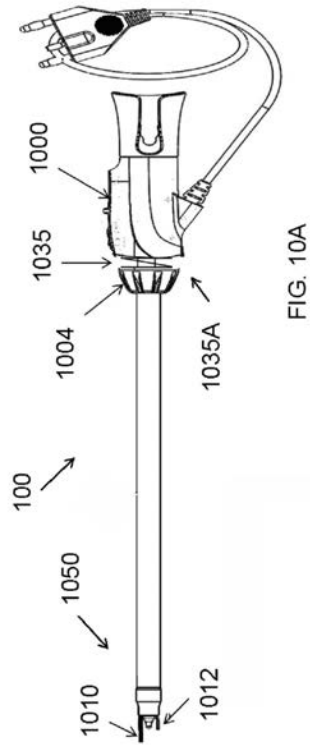
【図 9 F】



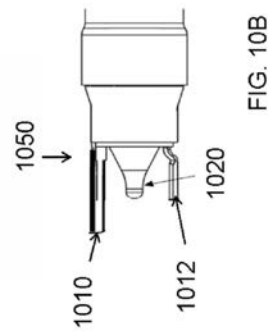
【図 9 G】



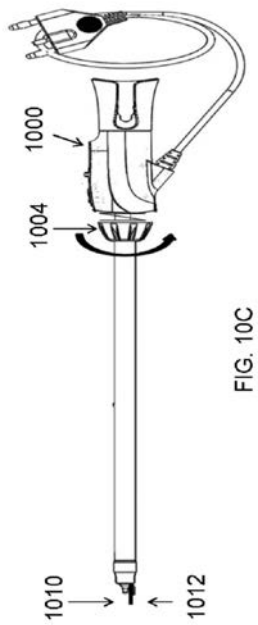
【図 10 A】



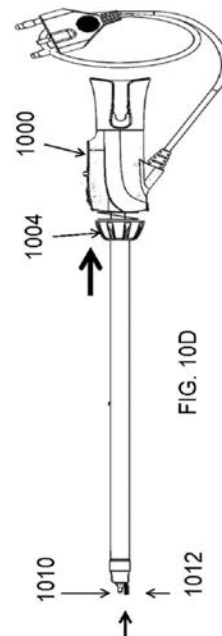
【図 10 B】



【図 10 C】



【図 10 D】



フロントページの続き

(72)発明者 マーク・ジェイ・オーファノス

アメリカ合衆国 0 2 0 3 5 マサチューセッツ州フォックスボロ、カトラー・レイン 1 0 番

(72)発明者 アルバート・ケイ・チン

アメリカ合衆国 9 4 3 0 6 カリフォルニア州パロ・アルト、ポートラ・アベニュー 1 6 3 8 番

(72)発明者 マイケル・グレノン

アメリカ合衆国 0 2 0 6 1 マサチューセッツ州ノーウェル、ローリング・ドライブ 5 0 番

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK15 KK39 MM35

【 外国語明細書 】

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

TITLE**UNITARY ENDOSCOPIC VESSEL HARVESTING DEVICES WITH AN ELASTIC FORCE****TECHNICAL FIELD**

[0001] The presently disclosed embodiments relate to endoscopic cannulas and methods of their use.

BACKGROUND

[0002] Vessel harvesting is a surgical technique that is commonly used in conjunction with coronary artery bypass surgery. During a bypass surgery, blood is rerouted to bypass blocked arteries to restore and improve blood flow and oxygen to the heart. The blood may be rerouted using a bypass graft, where one end of the by-pass graft is attached to a blood source upstream of the blocked area and the other end is attached downstream of the blocked area, creating a "conduit" channel or new blood flow connection bypassing the blocked area. Commonly, a surgeon will remove or "harvest" healthy blood vessels from another part of the body to create the bypass graft. The success of coronary artery bypass graft surgery may be influenced by the quality of the conduit and how it is handled or treated during the vessel harvest and preparation steps prior to grafting.

[0003] Vessel harvesting methods involve selecting a vessel, traditionally, the great saphenous vein in the leg or the radial artery in the arm to be used as a bypass conduit sealing off and cutting smaller blood vessels that branch off the main vessel conduit and harvesting the main conduit from the body. This practice does not harm the remaining blood vessel network, which heals and maintains sufficient blood flow to the extremities, allowing the patient to return to normal function without noticeable effects.

[0004] Minimally invasive technique for vessel harvesting is known as endoscopic vessel harvesting, a procedure that requires only small incisions. While the endoscopic vessel harvesting procedure is an improvement over a traditional "open" procedure that required a single, long incision from groin to ankle, the endoscopic procedure is still cumbersome and difficult. In particular, current endoscopic harvesting systems require

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

multiple tools, which increases the potential for injury to the bypass conduit as well as increases the duration of the procedure. Accordingly, improvements in systems and methods for endoscopic vessel harvesting are still needed.

SUMMARY

[0005] Unitary endoscopic vessel harvesting devices are disclosed. In some embodiments, such devices comprise an elongated body having a proximal end and a distal end, a tip disposed at the distal end of the elongated body; and a cutting unit having a first cutting portion (i.e. cutting blade or cutting member) and a second cutting portion, the first cutting portion and the second cutting portion being moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body to capture a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion, and being rotatable relative to one another circumferentially about the tip to cut the captured blood vessel, finally a biasing member engaged with the cutting unit to bias at least one cutting portion toward the other cutting portion.

[0006] In some embodiments, the present disclosure provides a method for harvesting a blood vessel, the method includes a step of advancing a cannula having a dissection tip disposed at a distal tip of an elongated body along a main vessel to separate the main vessel and its branch vessels from the surrounding tissue. The method further includes a step of moving a first cutting portion and a second cutting portion in a distal direction from a position proximally of the dissection tip to capture a blood vessel between the first and second cutting portions and rotating at least one of the first cutting portion and the second cutting portion circumferentially about the tip toward one another to cut the captured blood vessel via a biasing member engaged with at least one cutting portion toward the other cutting portion.

[0007] In some embodiments, the present disclosure provides a system including a surgical device. The surgical device including an elongated body having a proximal end and a distal end and a control collar and a tip disposed at the distal end of the elongated body. The surgical device having a cutting unit having a first cutting portion and a second cutting portion, the first cutting portion and the second cutting portion being moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body to capture a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion, and being rotatable relative to one

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

another circumferentially about the tip to cut the captured blood vessel. The surgical device having a biasing member engaged with the cutting unit to bias at least one cutting portion toward an another cutting portion.

[0008] Further features and advantages will become more readily apparent from the following detailed description when taken in conjunction with the accompanying drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF DRAWINGS

[0009] The presently disclosed embodiments will be further explained with reference to the attached drawings, wherein like structures are referred to by like numerals throughout the several views. The drawings shown are not necessarily to scale, with emphasis instead generally being placed upon illustrating the principles of the presently disclosed embodiments.

[00010] FIG. 1A illustrates a side view of an embodiment of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00011] FIG. 1B and FIG. 1C illustrate an embodiment of a dissection tip of the present disclosure having an indent at the distal tip.

[00012] FIGS. 2A-2C illustrate a dissection procedure using an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00013] FIG. 3A, FIG. 3B and FIG. 3C illustrate an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00014] FIGS. 4A-4D illustrates an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00015] FIGS. 5A-5B illustrate an embodiment of a dissection tip of the present disclosure.

[00016] FIG. 6A illustrates an embodiment of a control handle suitable for use with an endoscopic cannula of the present disclosure.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

[00017] FIGS. 6B-6G illustrate an embodiment of an endoscopic cannula of the present disclosure in operation being controlled by the control handle of FIG. 5.

[00018] FIGS. 7A-7F illustrate an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00019] FIGS. 8A-8B illustrate an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00020] FIGS. 9A-9G illustrate an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00021] FIGS. 10A-10D illustrate an embodiment of a cutting unit of an endoscopic cannula of the present disclosure.

[00022] While the above-identified drawings set forth presently disclosed embodiments, other embodiments are also contemplated, as noted in the discussion. This disclosure presents illustrative embodiments by way of representation and not limitation. Numerous other modifications and embodiments can be devised by those skilled in the art which fall within the scope and spirit of the principles of the presently disclosed embodiments.

DETAILED DESCRIPTION

[00023] The following description provides exemplary embodiments only, and is not intended to limit the scope, applicability, or configuration of the disclosure. Rather, the following description of the exemplary embodiments will provide those skilled in the art with an enabling description for implementing one or more exemplary embodiments. It being understood that various changes may be made in the function and arrangement of elements without departing from the spirit and scope of the invention as set forth in the appended claims.

[00024] Specific details are given in the following description to provide a thorough understanding of the embodiments. However, it will be understood by one of ordinary skill in the art that the embodiments may be practiced without these specific details. For example, systems, processes, and other elements in the invention may be shown as components in block diagram form in order not to obscure the embodiments in unnecessary detail. In other

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

instances, well-known processes, structures, and techniques may be shown without unnecessary detail in order to avoid obscuring the embodiments. Further, like reference numbers and designations in the various drawings indicated like elements.

[00025] The present disclosure provides a unitary device for endoscopic vessel harvesting. Present systems for endoscopic vessel harvesting contain multiple components. Typically, an endoscopic dissection device is used to isolate the main vessel from the surrounding connective tissue by dissecting the main vessel from surrounding connective tissue. An endoscopic cannula is then used to introduce yet another device, an endoscopic tributary sealing instrument, to seal and sever side branches. Once the side branches are sealed, yet another device is used to harvest a section of the main vessel to be used as a bypass graft. The unitary devices of the present disclosure combine the dissection function, the tributary sealing and severing function, and, optionally, main vessel sealing and severing function, which can result in decreased vessel manipulation and improvement in ease of the procedure. The devices of the present disclosure may also be used to extract the sealed and severed main vessel from the patient.

[00026] Decreased vessel manipulation may decrease the potential for injury to the graft. Repeated vessel contact with multiple passes of harvesting instrumentation increases potential vessel injury. A unitary device such as the device of the present disclosure may dissect, i.e., separate the main vessel, from surrounding tissue, cauterize and transect the tributaries and the main vessel as the device is advanced, and the vessel may be harvested with a single passage of the device, rather than multiple device insertions and retractions. Such a device with a decreased diameter may be used for dissection as well as tributary ligation; graft trauma should be decreased. The relative smaller diameter of the present device can also facilitate harvesting of more tortuous vessels; for example, the internal mammary artery.

[00027] Referring to FIG. 1A, an endoscopic cannula 100 of the present disclosure includes an elongated body 102 having a proximal end 104 and a distal end 106, terminating with a dissection tip 120. The cannula 100 further includes an cutting unit 150 disposed about the distal end 106 for sealing and cutting a blood vessel and a control handle 160 for controlling the cutting unit 150.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

[00028] The cutting unit 150 includes an elastic device that provides an elastic force during operation of the cutting unit 150. The elastic device may be external or internal to the endoscopic cannula 100.

[00029] In some embodiments, the elongated body 102 is configured for passing extravascularly through an entry incision to a vessel harvesting site. To aid in navigating the elongated body 102 to a site of harvesting, the elongated body 102 may be sufficiently rigid axially along its length. To provide the elongated body 102 with such characteristic, in an embodiment, the elongated body 102 may be made from a biocompatible material, such as, plastic material, elastomeric material, metallic material, shape memory material, composite material or any other materials that has the desired characteristics. To the extent desired, the elongated body 102 may be provided with some flexibility to move radially or laterally from side to side depending on the application.

[00030] In some embodiments, the elongated body 102 of the cannula 100 may be solid. In other embodiments, the endoscopic cannula 100 may include one or more lumen with lumena that accommodate advancing instruments or materials therethrough. In some embodiments, the endoscopic cannula 100 may include an endoscopic lumen 103 through which an endoscope 116 may be advanced for visualizing procedures performed using the cannula 100. The endoscopic cannula 100 may include an adapter 114 at the proximal end 104 for advancing the endoscope 116 into the endoscopic cannula 100. Additional lumens of the cannula 100 are described below.

[00031] In some embodiments, the endoscopic cannula or cannula 100 may include a dissection tip 120 disposed at or about the distal end 106 of the endoscopic cannula 100. A viewing tip of the endoscope may be positioned inside the dissection tip 120. In some embodiments, the dissection tip 120 may include an inner cavity in fluid communication with the endoscopic lumen 103 to enable the endoscope 116 to be advanced into the dissection tip 120. In some embodiments, a chip-on-a-tip type of an endoscope may be integrated inside the dissection tip 120. The dissection tip 120 may also be transparent to allow for endoscopic viewing through the tip 120 while procedures are performed using the cannula 100. The dissection tip 120 in some embodiments, may be provided with any shape as long as it facilitates endoscopic viewing therethrough, and allows for necessary control during

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

tissue dissecting, i.e. separation. In some embodiments, the dissection tip may be generally conical.

[00032] In some embodiments, the dissection tip 120 may include a generally flat shoulder 122, and a tapered section 124 which terminates in blunt end 126 for atraumatic separation of a vessel segment, being harvested from surrounding tissue, while minimizing or preventing tearing or puncturing of nearby vessels or tissue as the endoscopic cannula 100 is navigated along the vessel segment. Although illustrated as being blunt, it should of course be understood that, to the extent desired, the end 126 of the dissection tip 120 may be made relatively pointed to enhance advancement of the cannula 100. Further the generally flat shoulder 122, and the tapered section 124 may be configured differently structurally, so as to enhance the operability of the cannula 100. For example, the generally flat shoulder 122, and the tapered section 124 may be configured to include one or more other elements that assist in the operation and performance of the cutting unit 150.

[00033] In reference to FIG. 1B and FIG. 1C, in some embodiments, the dissection tip 120 may be cone shaped, and may be shaped at its distal end 129 in a manner so as to minimize the negative effects of visual distortion or blinding at the center of the endoscopic view field when viewing through an endoscope inserted into the cannula 100, with a light source (not shown) and camera system (not shown). Internal surface 121 of the dissection tip 120 may be tapered, with a relatively constant slope toward the distal end 126 of the dissection tip 120, terminating at an internal apex 123, which may be a sharp point, as shown in FIG. 1C. External surface 125 of the dissection tip 120 may also be tapered with a constant slope toward the distal end 126 of the dissection tip 120; however, at the distal end 126, a relatively rounded, blunt end may be formed to minimize tissue damage during dissection. As illustrated, at the distal end 106, the external surface 125 of the dissection tip 120 may be folded back on itself in a proximal direction to then terminate at an external apex 127, maintaining the blunt exterior surface and forming an indent in the distal end of the dissection tip 120. Both the internal apex 123 and the external apex 127 may be collinear with the central longitudinal axis of the cannula 100 and, thus, in some embodiments, the endoscope 116. In other words, the centers of the internal apex 123 and the external apex 127 are located on the central longitudinal axis of the cannula 100. By providing an apex on

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

each of the internal surface 121 and the external surface 125 of the dissection tip 120 that are also collinear with the axis of the endoscope 116, those surfaces perpendicular to the light path (which is parallel to the endoscope axis) may be eliminated, which then may eliminate light refraction from the perpendicular surface back into the camera and, thus, may minimize or eliminate the visual distortion or blinding when viewing through the endoscope 116 with a light source and camera system.

[00034] Still referring to FIG. 1B and FIG. 1C, to reduce likelihood of trauma during the dissection process, in some embodiments, the dissection tip 120 may be radially pliable, flexible or deformable so that the dissection tip may deflect slightly under exertion of force applied to the dissection tip 120. In some embodiments, the dissection tip 120 is radially compressible so that the walls of the dissection tip 120 can deform under exertion of force normal to the tip surface. To that end, the dissection tip 120 may be formed from thin wall plastic material to enable the dissection tip to flex under load. Suitable materials include, but are not limited to, polycarbonate, polyethylene terephthalate glycol-modified (PETG), polyethylene terephthalate (PET) and other materials that provide enough optical clarity while allowing the dissection tip to flex under load. At the same time, the dissection tip 120 may be provided with sufficient column strength in axial or longitudinal direction to allow dissection of the vessel from the surrounding connective tissue. Other characteristics of the dissection tip 120 are contemplated, such as having variable strengths: (1) in an axial direction versus a longitudinal direction, wherein the axial strength is greater than the longitudinal strength; (2) in a longitudinal direction versus an axial direction, wherein the longitudinal strength is greater than the axial strength; or (3) the axial direction versus a longitudinal direction, wherein the axial strength is approximate the longitudinal strength. It is also possible that the dissection tip 120 may include two or more materials, wherein at least one material can have different material properties, such as elasticity, hardness, tensile strength.

[00035] In reference to FIGs. 2A-2C, blood vessels used in bypass grafting (e.g. greater saphenous vein or radial artery), lie in the subcutaneous space, beneath the surface of the skin. The vessel 200 is composed of a main trunk 210, and branch vessels 220 that emanate from the vessel trunk 210, as shown in FIG. 2A. The vessel 200 and its branches 210 are encased

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

in subcutaneous fatty connective tissue 230, and need to be dissected free of the surrounding fatty connective tissue 230 before the main vessel 200 may be harvested. The subcutaneous fat 230 is softer than skin, muscle, fascia or other connective tissues. Although adherent to the vessel 200, the fatty connective tissue 230 forms an interface 240 with the vessel 200 that may be cleanly dissected; that is, there is a natural dissection plane between the outer layer of the vessel 200 (the adventitia), and the surrounding subcutaneous fat 230.

[00036] FIG. 2B illustrates dissection of the main trunk 210 of the vessel 200 with the dissection tip 120 along the natural dissection plane, with the dissection tip 120 advanced along the adventitial surface of the vessel 200. Isolation of the vessel 200 from surrounding fatty connective tissue 230 along this plane, typically, does not require high dissection forces. In some embodiments, the dissection tip may 120 be provided with sufficient column strength to dissect the vessel 200 from the surrounding tissue 230 along the natural dissection plane between them.

[00037] On the other hand, as is illustrated in FIG. 2C, as the dissection tip 120 approaches a branch vessel 220, the dissection tip 120 may catch the branch vessel 220 at a junction 250 between the branch vessel 220 and the main vessel 200. Application of excessive force with the dissection tip 220 may avulse the branch vessel 220 and sever it from the trunk vessel 210, or may otherwise cause damage to the main vessel 200. To that end, in some embodiments, the dissection tip 120 is provided with sufficient column strength to dissect the vessel 200 from the surrounding tissue 230 along the natural dissection plane between them, while being sufficiently pliable to deform or deflect from the branch vessel 220 with the application of increased force, to decrease the potential of trauma to the graft vessel during dissection around branch vessels. It should of course be understood that the rigidity of the dissection tip 120 may be varied from fully flexible to semi-rigid to rigid, in accordance with requirements of the procedure.

[00038] The cannula 100 may further include one or more end-effectors for cauterizing or sealing and cutting a blood vessel, either a branch vessel or the main vessel.

[00039] In reference to FIG. 3A, in some embodiments, the cutting unit 150 of the cannula 100 may include a first cutting member 302 and a second cutting member 304, each having a cutting portion 310, 312 extending from their respective distal ends. In some

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

embodiments, as discussed in more detail below, the cutting portions 310, 312 are biased toward one another.

[00040] In reference to FIGs. 3A-3C, FIG. 3A shows the cutting unit 150 in its retracted position during dissection. For example, the first cutting member 302 and the second cutting member 304 may be moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body 102 of the cannula 100. In this manner, the cutting portions (i.e. cutting blades or cutting members) 310, 312 may be moved from an initial, retracted position during the dissection as in FIG. 3A, in which the cutting portions 310, 312 are retracted substantially proximally of the dissection tip 120 not to interfere with the dissection, to an operational or extended position of FIG. 3B for sealing and cutting, in which the cutting portions 310, 312 may be advanced distally for the user to see the cutting portions and to provide enough capture length for the vessel. In some embodiments, the cutting portions 310, 312 may at least partially extend beyond the dissection tip 120 to capture a blood vessel the cutting portions 310, 312. In addition, in some embodiments, the first cutting member 302 and the second cutting member 304 may be rotatable relative to one another. In this manner, the cutting portions 310, 312 may be moved from an open position when the cutting portions 310, 312 are apart or spaced away from one another to capture a blood vessel therebetween, as shown in FIG. 3B, to a closed position when the cutting portions 310, 312 are brought towards one another around the dissection tip 120 to seal and cut the blood vessel, as shown in FIG. 3C. In some embodiments, the first cutting member 302 and the second cutting member 304 are configured so both cutting portions 310, 312 can be rotated circumferentially about the dissection tip 120 toward one another in both clockwise and counterclockwise direction depending on the location of the blood vessel to be captured between the cutting portions 310, 312. Such bi-directional, circumferential movement of the cutting portions 310, 312 may allow the user to operate on blood vessels on all sides of the cannula 100 to save time and reduce cannula manipulation during the procedure as the user does not need to be concerned about the orientation and position of the cannula 100 in relation to the blood vessel. In addition, it may reduce the potential for the cutting portions to twist the side branches, thereby exerting traction on the blood vessel and consequent damage to the graft. The bi-directional movement may also be more-intuitive to the user and eliminates the need to remember which side is the active side for cautery and cutting. In other embodiments, one

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

of the cutting portions 310, 312 may be stationary and the other one may rotate in both clockwise and counterclockwise toward the stationary cutting portion for easier manipulation and visualization of the cutting portions 310, 312. Of course, the stationary cutting portion may also be moved to a desired orientation by moving the cannula 100.

[00041] Still referring to FIG. 3A, FIG. 3B and FIG. 3C, the cutting portions (i.e. cutting blades or cutting members) of the cutting members 302, 304 may generally be elliptical or blade-like with a rounded distal tip, but any other shape that enables the cutting and sealing of a blood vessel may also be used. To facilitate sealing of the blood vessel, one or both of the cutting portions 310, 312 may be energized, when needed, using various sources of energy, including, but not limited to, resistive heating, ultrasound heating, and bipolar or monopolar RF energy. In some embodiments, the electrodes can be controlled independently of one another. In some embodiments, the cutting portions 310, 312 may be made from a material such as metal that would enable the cutting portions 310, 312 themselves to be energized. Additionally or alternatively, energizing elements, such as metal wires, may be disposed on the cutting portions 310, 312. When energized, the energizing elements may be brought in contact with the blood vessel by the cutting portions 310, 312 to seal the blood vessel. In some embodiments, one or both of the cutting members 310, 312 may include protrusions for use as spot cautery. In some embodiments, one or both of the cutting members 310, 312 may have a sharpened, thin edge for concentrated application of energy to the blood vessel. Such concentrated energy application may require less energy to be applied to the side branch, thereby minimizing extension of cauterizing energy from the side branch towards the main trunk of the blood vessel, and thus eliminating potential trauma to the blood vessel.

[00042] Still referring to FIG. 3A, FIG. 3B and FIG. 3C, to facilitate cutting of the blood vessel subsequent to sealing of the blood vessel, in some embodiments, one of the opposing edges of the cutting portions 310, 312 between which cutting occurs may have a leveled face while the other one may be a sharpened, thin or pointed so that the tissue is not cut in a scissor-like motion but with a thin edge against a flat surface. To that end, in some embodiments, both edges of the cutting members 310 may be sharpened edges, while both edges of the cutting portion 312 may be flat, or vice versa. Alternatively, the cutting portions

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

310, 312 may have one sharp edge or blade edge and one flat edge with the sharp edge of one cutting portion facing the flat edge of the other cutting portion. It should be noted that in some embodiments, the blood vessel may be both sealed and cut using energy, as described above. It should of course be understood that, in some embodiments, the opposing edges the opposing edges of the cutting portions 310, 312 may both be sharpened so the tissue is cut in a scissor-like manner.

[00043] As shown in FIG. 3B and FIG. 3C, in some embodiments, the cutting members 302, 304 may be substantially u-shaped and disposed in the same plane relative to the cannula body 102. In some embodiments, the cutting members 302, 304 may include respective cutouts and fingers 314, 316 along the edges to enable circumferential movement of the cutting members 302, 304 relative to one another as shown in FIG. 3B.

[00044] In reference to FIG. 4A and FIG. 4B, in some embodiments, the cutting members 302, 304 may be substantially tubular and be disposed in different planes of the cannula body 102. As shown in FIG. 4A, in some embodiments, the cutting member 304 may be concentrically disposed inside within the cutting member 302. Referring to FIG. 4B, in some embodiments, the elongated body 102 of the cannula 100 may be constructed of a series of coaxial tubes, both metal and plastic, that may act as the structural main shaft, the electrical conductive and insulative paths, and the end-effectors, i.e. cutting portions (i.e. cutting blades or cutting members). In some embodiments, there may be three plastic sheaths acting as electrical insulators and mechanical bearing surfaces sandwiched in between two metal conductive tubes for the entire length of the device. The innermost layer may be the inner sheath 402 (plastic) defining an internal lumen 403. The inner sheath 402 may be followed outwardly by the inner electrode tube 404 (metal), middle sheath 406 (plastic), outer electrode tube 408 (metal) and outer sheath 410 (plastic), and finally a shrink jacket 412. In some embodiments, instead of three plastic sheaths, the electrical insulation may be provided using non-conductive coatings or similar means. For example, in some embodiments, the electrodes 404, 408 may be coated with polyvinylidene fluoride (PVDF), but other non-conductive coating may also be used.

[00045] The inner electrode tube 404 may be used to form the first cutting member 302 and the outer electrode tube 408 may be used to form the second cutting member 304, with

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

the cutting portions 310, 312 being formed at the distal ends of the inner electrode tube 404 and the outer electrode tube 408. To enable the cutting portions 310, 312 to capture, seal and cut blood vessels, the inner electrode tube 404 and the outer electrode tube 408 may be slidable in the longitudinal direction relative to the cannula 100 and rotatable relative to one another. Further, because the cutting portions 310, 312 are formed from the inner electrode tube 404 and the outer electrode tube 408, the cutting portions 310, 312 can be easily energized through the inner electrode 404 and the outer electrode 408. In some embodiments, the cutting portion formed from the inner electrode tube 404 (i.e. inner cutting portion 411) may be bent out of the plane of the inner electrode 404 to enable it to rotate along the same axis and be co-radial with the cutting portion formed in the outer electrode 408 (i.e. outer cutting portion 413 of FIG. 4D). In some embodiments, FIG. 4D shows the inner cutting portion 411 may have a flat face 416 on either side of the inner cutting portion, while the outer cutting portion 413 may have a sharpened or blade edge 418 on both sides, or vice versa. In other embodiments, as described above, each cutting portion 411, 413 may have one sharpened edge and one flat edge, with the flat edge of one cutting portion facing the sharpened edge of the other cutting portion.

[00046] In reference to FIG. 4C, in some embodiments, the dissection tip 120 may be connected to the inner sheath 402 to enable the advancement of the endoscope 116 into the dissection tip through the internal lumen 403. A soft transition element 414 may be used to protect tissue from damage during dissection by smoothing the geometry between the dissection tip 120 and the cannula body 102. The distal end 414A of the transition element 414 may be left unattached to the dissection tip 120 to allow the cutting portions 312, 314 to be advanced distally through the transition element 414, as shown in FIG. 4D. In some embodiments, the transition element 414 may be made of a flexible material so during dissection, the transition element 414 would comply with the dissection tip creating a smooth transition and also a tight seal to prevent tissue or bodily fluids from entering the cannula 100. On the other hand, a flexible sleeve would be able to deflect and expand to allow the cutting portions 312, 314 to be advanced out distally through the transition element 414. In some embodiments, the surface of the sleeve may be coated with a lubricious substance to make the extension of the cutting portions 312, 314 through the transition element 414 easier and smoother by decreasing friction between the cutting portions 312, 314 and the transition

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

element 414. FIG. 4C illustrates that a thin-walled shrink tube 412 may be placed over the outer surface of the cannula body for aesthetic purposes and to assist in securing the transition.

[00047] In reference to FIG. 5A and 5B, in some embodiments, the dissection tip 120 may include a transition element 514 made from a stiff material. The transition element 514 may be configured with an opening or cut out 512 that may allow for the two cutting portions 310, 312 to extend out of the transition element 514 (FIG. 5B) and cannula 100 and retract into the main cannula 100 (FIG. 5A). The transition element 514 can be connected to the cannula 100 of the main device and also rests over the dissection tip 120. In some embodiments, the dissection tip 120 and the transition element 514 may be integral. In some embodiments, they can be provided as separate parts.

[00048] The profile of the transition element 514 may create a gradual decrease in diameter toward the distal end. The transition element 514 can be constructed of a strong and stiff material that maintains its geometry throughout dissection to reduce the dissection load. During the procedure, due to its stiffness, the transition element 514 may maintain its form and support the tissue sliding over the transition element 514. Suitable materials for the transition element include, but are not limited, to medical grade metals and hard plastics.

[00049] Still referring to FIG. 5A and 5B, the length of the cut out 512 may control the extent of rotation of the cutting portions with respect to the dissection tip 120. In some embodiments, the allowable arc of rotation of the cutting portions may be less than a full rotation, depending on the opening of the cut out 512. The cutting portions can have single-sided features, that is, the sharp, conductive edge and a flat conductive edge (i.e. anvil) may be situated on the inside edges of the respective cutting portions, but not on the outside edges.

[00050] In reference to FIG. 6A, a control handle 600 may be provided at the proximal end of the cannula 100 for controlling the cutting members. In some embodiments, the control handle 600 may include a translation control 602 for advancing and retracting the cutting members. The control handle 600 can further include a rotation control collar 604 for rotating the cutting members with respect to one another. The control handle 600 can also include an energy control 606 for supplying energy (such as bipolar radiofrequency (RF) energy) to the cutting portions of the cutting members. In some embodiments, an adapter

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

114 may be located at the proximal end 600A of the control handle 600 for advancing an endoscope into the cannula.

[00051] The operations of the device may be described in reference to FIGS. 6A-6G. In operation, an initial incision may be made in conventional manner to expose the target vessel (e.g., the saphenous vein). The cannula 601 (FIG. 7B) may be inserted into the incision and guided to the target vessel. In some embodiments, the cannula 601 may include a smooth tubular sheath around the elongated body for sealing the cannula 601 within the port through which the cannula 601 is introduced into the patient. The cannula 100 may then be advanced substantially along the target vessel to dissect the target vessel from the surrounding tissue. In some embodiments, the cannula 601 may be introduced through a sealable port used to seal the incision to allow insufflation of the space created by the dissection of the target vessel from surrounding tissues.

[00052] As the cannula 100 is being advanced, the cutting portions of the cutting elements may be kept in a retracted position proximally of the dissection tip so not to interfere with tissue dissection until a branch vessel is encountered, as shown in FIGS. 6B-6G. When a branch vessel is reached, the cutting portions 310, 312 may be moved in a distal direction beyond the dissection tip 120 by advancing the translational control or slider control 602 on the handle 600 distally, as shown in FIGS. 6D-6E. As noted above, the cutting portions may be biased toward one another and may be advanced out together and enter into the field of view of the endoscope in the dissection tip.

[00053] Next, the cutting portions may be rotated away from one another using the rotation control 604 to an open configuration, for sealing and cutting the branch vessel. The cutting portions may be rotated around the dissection tip in a circular arc motion. The endoscopic cannula may be positioned such that the target branch vessel may lay across one of the cutting portions regardless of orientation of the branch vessel in relation to the main blood vessel to be harvested. The endoscopic cannula may be designed such that the user can place the endoscopic cannula and the cutting portions as far away from the target main vessel as possible to avoid injury to the main vessel. Next, when the branch vessel is positioned in between the cutting portions 310, 312 the user may allow the cutting portions to come back together into a closed configuration, capturing the branch vessel between them.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

In some embodiments, the user may bring the cutting portions together manually. Alternatively or additionally, the rotational control may be spring loaded to bias the cutting sections toward one another. The energy control 608 button may then be pressed to transfer the energy into the branch vessel to seal the vessel. In some embodiments, the cutting portions may be energized before the cutting portions make contact with the branch vessel. After sealing is complete and the energy control button 608 is released, the user may continue to advance the rotation control 604 until the cutting portions transect the branch vessel. Once the branch vessel is cut, the user may then retract the cutting portions with the translation control 602 and advance the device to the next branch vessel until all tributaries have been successfully ligated and transected.

[00054] In some embodiments, to bias the cutting portions, the control handle 600 may include a biasing member 605 for spring loading the torsional movement of the control collar 604. In various embodiments, both cutting portions may be rotatable, while in other embodiments, only one of the cutting portions may be rotatable and the other one stationary. For example, the cannula 100 can be structured and arranged for externally spring loading the torsional movement between the control handle 600 and the control collar 604 so the cutting portions are kept in a closed configuration. In order to position the cutting portions onto a venous tributary, the control collar 604 can be rotated to move, one or both, cutting portions away from one another into an open configuration. Upon release of the control collar 604, a predetermined amount of compressive force can be applied to the tributary, followed by activation of the bipolar RF energy to cauterize the tributary. The compressive force on the tributary can be achieved by a spring force selection on the control collar 604 to optimize the process of tributary sealing. After application of bipolar cautery to seal the tributary, the cannula 100 can be rotated and/or displaced axially to cut the tributary.

[00055] In references to FIGS. 7A and 7B, in some embodiments, the biasing member 605 may include a first control lever 610 attached to an outside surface of the control collar 604 and a corresponding second control lever 620 attached to an outside surface of the control handle 600 of the cannula 100. An elastic device or elastic band 615 may be used to connect the control levers 610, 620, placing the two in compression and likewise exerting a

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

compressive force between the cutting portions to keep the cutting portions are in a closed configuration.

[00056] In reference to FIGs. 7C and 7D, the elastic band 615 is in a relaxed or contracted configuration, keeping the cutting portions in a closed configuration. In reference to FIGs. 7E and 7F, moving the rotational control 604 stretches the elastic band 615 and moves the cutting portions into the open configuration. Releasing of the collar may allow the elastic band to contract and move the cutting portions back into the closed configuration.

[00057] In some embodiments, the biasing member may be disposed inside the cavity of the control handle and the control collar. In some embodiments, the biasing member 615 may be used to standardize the compressive force applied to branch vessels during the cautery and transection process. In this manner, the variation in manual compressive forces exerted by different clinicians/users during the harvesting procedure may be eliminated to increase the likelihood of achieving hemostasis, thereby avoiding any potential of hemorrhage or bleeding during the procedure. External and internal biased cutting portions may remove the need for the user to maintain his or her hands in opposite directions for the duration of the cautery process so the user may be substantially less tired when performing multiple procedures.

[00058] In some embodiments, the cutting portions 310, 312 may also be moveable in a longitudinal direction relative to one another, which may increase a cutting action achieved during transection of branch vessels, as shown in FIGS. 8A and 8B. As shown in FIG. 8A, the cutting portions 310, 312 may be extended distally along the dissection tip together. Then, as shown in FIG. 8B, the user may continue to translate one of the cutting portions 310, 312 distally from the extended position to a "hyper-extended" position. In the hyper-extended position, one of the cutting portions 310, 312 may be advanced further than the other cutting portion in a distal direction. During the surgical process it may be difficult for the cutting portions to transect or cut large diameter venous tributaries following their cauterization. Upon the application of bipolar cautery energy to the tributary, the tributary tissue may be desiccated, transforming it into a toughened fibrous strand, rather than the soft, tubular structure it assumes in its native state. The relative translational movement between the cutting portions may create a "slicing" action, which may help to sever even the hardened vessels.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

[00059] By way of a non-limiting example, FIGS. 9A-9G illustrates an exemplary assembly that can permit movement of the cutting portions in a longitudinal direction relative to one another. In reference to FIG. 9A, a rotator subassembly 901 may be attached at a proximal end of the outer sheath 902. As shown in FIG. 9B, the inner compartment 903 of the rotator subassembly 901 may include two keys 905, 906 and a stop 907, the purpose of which is described below. FIG. 9C illustrates an embodiment of an outer electrode sub-assembly 920, which may be disposed at a proximal end of the outer electrode 908. The outer electrode sub-assembly 920 may include an inner adapter 922 connected to the outer electrode 908 via a compressible element 924. The inner electrode 904 may extend through the outer electrode 908 and into the inner adapter 922, and may be secured to the inner adapter 922. In addition, as shown in FIG. 9D, an outer adapter 926 may be disposed about the outer electrode 908. The outer adapter 926 may be designed to allow the inner adapter 922 to rotate relative to the outer electrode 908, thus rotating the inner electrode 904 in relation to the outer electrode 908. As shown in FIG. 9E, the outer electrode sub-assembly 920 may be inserted into the rotator assembly 901 and a handle 928 is placed around the outer electrode sub-assembly 920.

[00060] In operation, as shown in FIG. 9F, the outer electrode subassembly 920 may be retracted to retract the cutting portions. To extend the cutting portions, the slider 602 may be advanced in the distal direction to move the outer electrode subassembly 920 in the distal direction. As shown in FIG. 9G, the outer electrode subassembly may be advanced forward until the outer adapter 926 is pressed against the stop 907 of the rotator subassembly 901. At this point, the cutting portions are advanced to an extended position together, as shown for example in FIG. 8A. Next, the slider 902 may be moved further in the distal direction to move the inner adapter 922 to compress the compressible element 924. Such movement of the inner adapter 922 may also move the inner electrode further in the distal direction, while the outer electrode 908 may remain stationary. In this manner, the cutting portion of the inner electrode 904 may be moved in the longitudinal direction relative to the cutting portion of the outer electrode 908 to the hyper-extended position, as shown in FIG. 8B.

[00061] In reference to FIG. 10A and FIG. 10B, another embodiment for longitudinally moving the cutting portions relative to one another is illustrated. It should of course be

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

understood that the design shown in FIGS. 9A-9G may be combined with the design of FIGS. 10A-10B. In reference to FIG. 10A, the cannula 100 may include a compressible element or compression spring 1035 positioned in a gap 1035A separating the control collar 1004 from the control handle 1000. An aspect of this configuration may provide for an axial motion between the cutting portions. For example, at least one rotating cutting portion 1010 can be activated by the control collar 1004 and lengthened by approximately 3-5 mm, the control collar 1004 can be displaced forward of the control handle 1000, and the compressible element 1035 placed in the gap 1035A between the control collar 1004 and the control handle 1000, such that retraction of the control collar 1004 against the control handle 1000 results in a 3-5 mm axial excursion of the rotating cutting portion 1010 against the stationary blade 1012.

[00062] FIG. 10C and FIG. 10D illustrate the use of the axial motion between the two cutting portions 1010, 1012. For example, the control collar 1004 is rotated to close the long rotational portion 1010 onto the stationary cutting portion 1012, and bipolar electro cautery is applied to seal the tributary (FIG. 10C). While maintaining the cutting portions 1010, 1012 in a closed, compressed configuration, the control collar 1004 may be pulled back against the control handle 1000 to retract the long rotational cutting portion 1010 against the stationary cutting portion 1012, providing relative longitudinal movement between the two cutting portions 1010, 1012 (FIG. 10D).

[00063] It should be noted while preferred types of energy for various electrodes are indicated in the present disclosure, all electrodes can be energized using various sources of energy, including, but not limited to, resistive heating, ultrasound heating, and bipolar or monopolar RF energy. In some embodiments, the electrodes can be controlled independently of one another. It should also be noted that, when appropriate, the electrodes may be insulated with an insulating coating or insulating sheath.

[00064] All patents, patent applications, and published references cited herein are hereby incorporated by reference in their entirety. It should be emphasized that the above-described embodiments of the present disclosure are merely possible examples of implementations, merely set forth for a clear understanding of the principles of the disclosure. Many variations and modifications may be made to the above-described embodiment(s) without departing

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

substantially from the spirit and principles of the disclosure. It will be appreciated that several of the above-disclosed and other features and functions, or alternatives thereof, may be desirably combined into many other different systems or applications. All such modifications and variations are intended to be included herein within the scope of this disclosure, as fall within the scope of the appended claims.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

Claims

What is claimed is:

1. A surgical device comprising:
an elongated body having a proximal end and a distal end;
a tip disposed at the distal end of the elongated body; and
a cutting unit having a first cutting portion and a second cutting portion, the first cutting portion and the second cutting portion being moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body to capture a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion, at least one cutting portion being rotatable relative to the other cutting portion circumferentially about the tip to cut the captured blood vessel and being biased toward the other cutting portion.
2. The surgical device of claim 1 further comprising a biasing member configured to move the cutting portions from an open position where the cutting portions are spaced away from one another to a closed position where the cutting portions are in contact with one another.
3. The surgical device of claim 2 wherein a rotation control collar is disposed at the proximal end of the elongated body for moving the cutting portions from the closed position to the open position, and the biasing member is coupled to the rotation control collar to return the cutting portions to the closed position.
4. The surgical device of claim 1, wherein the first cutting portion and the second cutting are configured to be energized for sealing, cutting or both of the captured blood vessel.
5. The surgical device of claim 1, wherein the first cutting portion has a sharpened edge and an edge of the second cutting portion facing the sharpened edge of the first cutting portion is flat.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

6. The surgical device of claim 1, wherein the first cutting portion is stationary and the second cutting portion is rotatable about the tip away the first cutting portion.
7. The surgical device of claim 1, wherein the second cutting portion is bi-directionally rotatable about the tip.
8. The surgical device of claim 1, wherein the tip includes a stiff transition element having a cut-out to permit the cutting portions to extend therethrough.
9. A surgical device comprising:
 - an elongated body having a proximal end and a distal end and a control collar;
 - a tip disposed at the distal end of the elongated body; and
 - a cutting unit having a first cutting portion and a second cutting portion, the first cutting portion and the second cutting portion being moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body and to one another to capture a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion, and at least one of the cutting portions being rotatable relative to the other cutting portion circumferentially about the tip to cut the captured blood vessel.
10. The surgical device of claim 9, wherein the first cutting portion and the second cutting are configured to be energized for sealing, cutting or both of the captured blood vessel.
11. The surgical device of claim 9, wherein the first cutting portion has a sharpened edge and an edge of the second cutting portion facing the sharpened edge of the first cutting portion is flat.
12. The surgical device of claim 9, wherein the first cutting portion is stationary and the second cutting portion is rotatable about the tip.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

13. The surgical device of claim 9, wherein the second cutting portion is bi-directionally rotatable about the tip.
14. The surgical device of claim 9, wherein the second cutting portion is bi-directionally rotatable about the tip.
15. The surgical device of claim 9, wherein the first cutting portion and the second cutting portion are moveable in a longitudinal direction relative to one another by about 3mm to about 5 mm.
16. The surgical device of claim 9, wherein the tip includes a stiff transition element having a cut-out to permit the cutting portions to extend therethrough.
17. The surgical device of claim 9, wherein the first cutting portion is disposed at a distal end of an outer tubular member and the second cutting portion is disposed at a distal end of an inner tubular member slidably disposed within the outer tubular member.
18. The surgical device of claim 17, wherein an inner member adapter is connected to a proximal end of the outer tubular member by a compressible element, and the inner tubular member is coupled to the inner member adapter to enable longitudinal movement of the inner tubular element with respect to the outer tubular element.
19. A method for harvesting a blood vessel comprising:
 - advancing a cannula having a dissection tip disposed at a distal tip of an elongated body along a main vessel to separate the main vessel and its branch vessels from the surrounding tissue;
 - moving a first cutting portion and a second cutting portion in a distal direction from a position proximally of the dissection tip to capture a blood vessel between the first and second cutting portions; and

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

capturing a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion.

20. The method of claim 19 further comprising moving the first cutting portion and the second cutting portion in the distal direction relative to one another.
21. The method of claim 19, wherein in the step of moving, the first and the second cutting portions are in a closed position in contact with one another and are biased toward one another.
22. The method of claim 19 further comprising sealing the blood vessel with a first RF electrode supported by the first cutting portion and a second RF electrode supported by the second cutting portion.
23. The method of claim 19 wherein, in the step of rotating, the first cutting portion is stationary and the second cutting portion is bi-directionally rotatable about the tip.
24. The method of claim 19 wherein, in the step of rotating, the first cutting portion has a sharpened edge and an edge of the second cutting portion facing the pointed edge of the first cutting portion is flat.

Atty. Docket No.: 144142-011605/US
Electronically Filed: April 28, 2015

ABSTRACT

Unitary endoscopic vessel harvesting devices with an elastic force are disclosed. In some embodiments, such devices comprise an elongated body having a proximal end and a distal end, a tip disposed at the distal end of the elongated body; and cutting unit having an elastic force, a first cutting portion and a second cutting portion, the first cutting portion and the second cutting portion being moveable in a longitudinal direction relative to the elongated body to capture a blood vessel between the first cutting portion and the second cutting portion, and being rotatable relative to one another circumferentially about the tip to cut the captured blood vessel, and a biasing member engaged with the cutting unit to bias at least one cutting portion toward the other cutting portion.

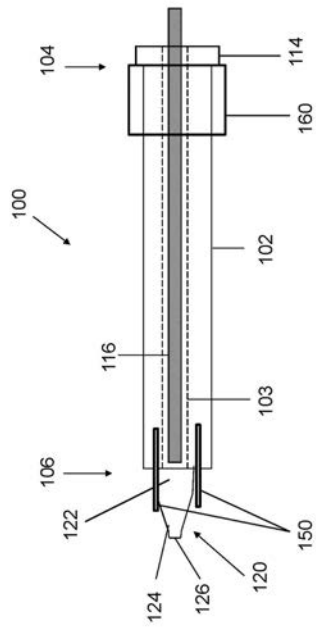


FIG. 1A

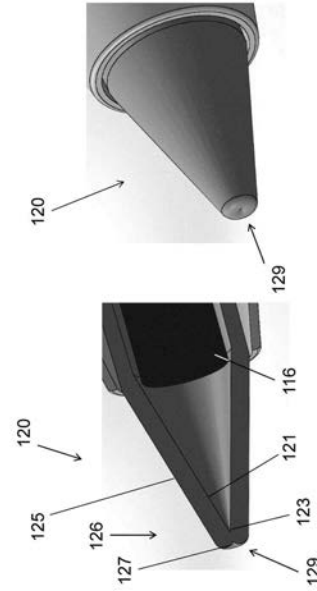


FIG. 1C

FIG. 1B

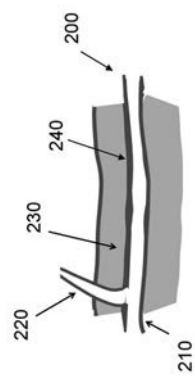


FIG. 2A

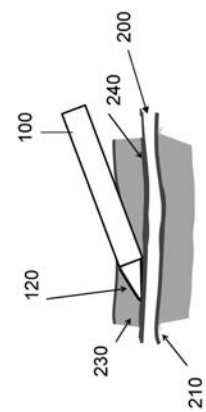


FIG. 2B

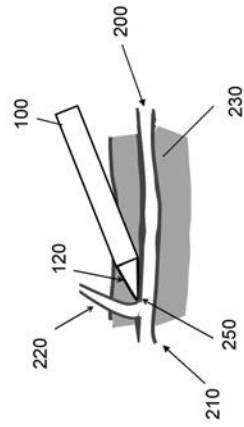


FIG. 2C

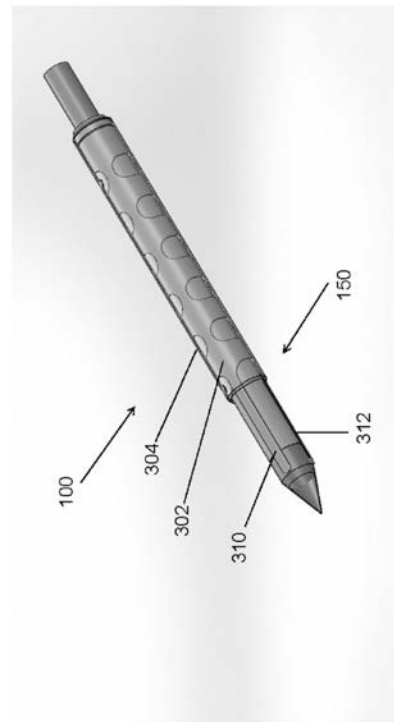


FIG. 3A

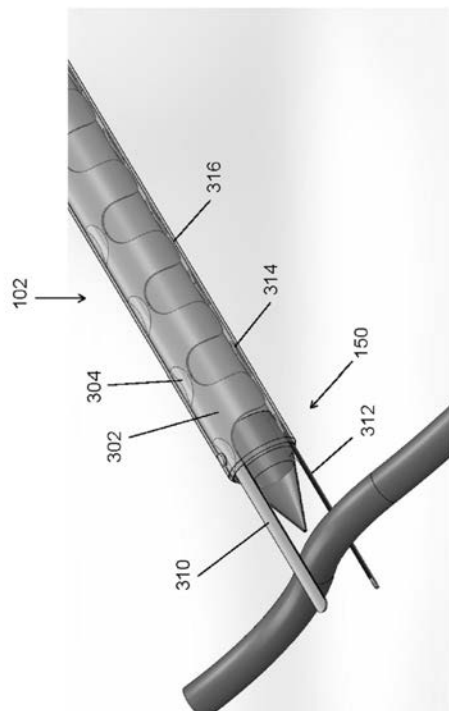


FIG. 3B

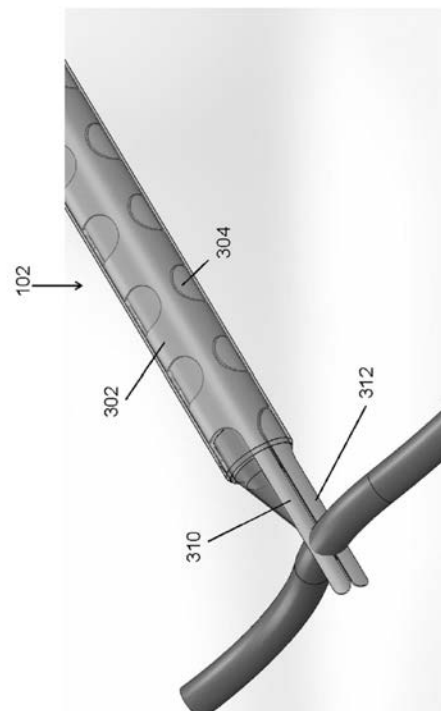


FIG. 3C

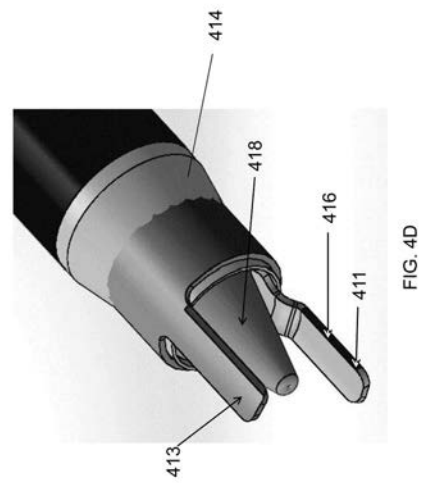
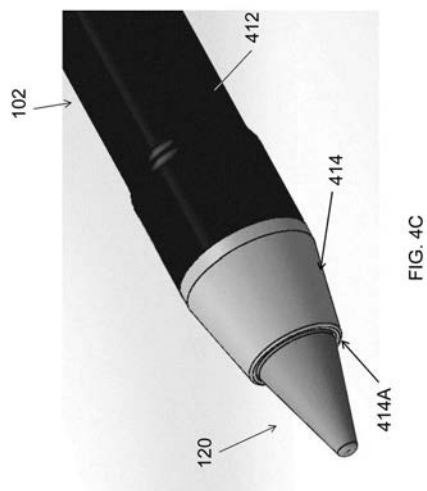
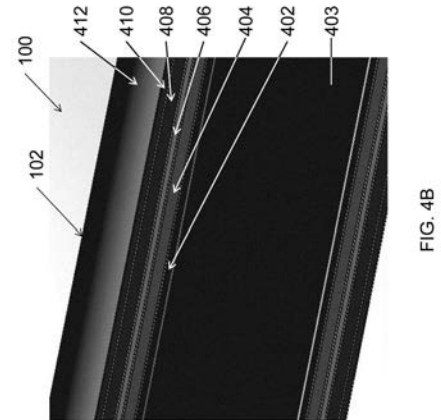
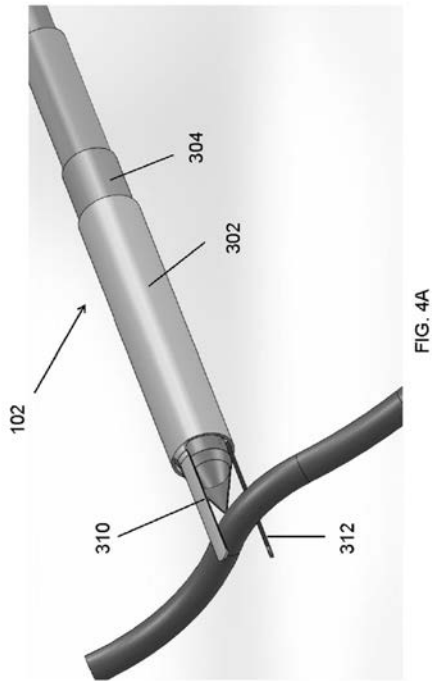




FIG. 5A



FIG. 5B

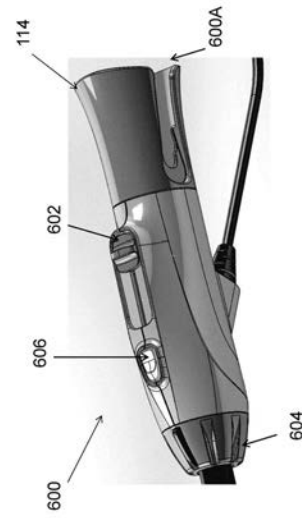


FIG. 6A



FIG. 6C



FIG. 6E

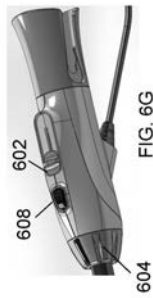


FIG. 6G



FIG. 6B



FIG. 6D

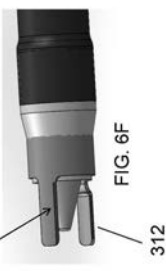


FIG. 6F

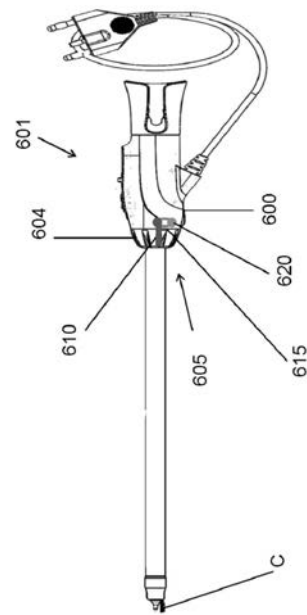
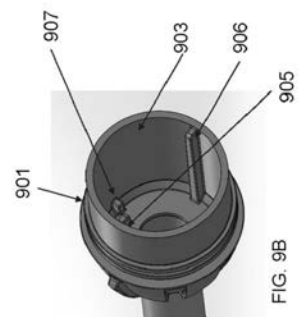
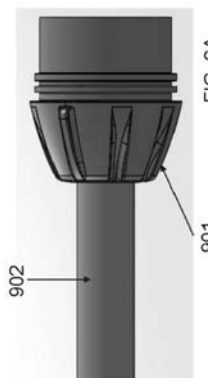
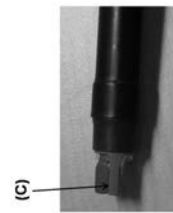
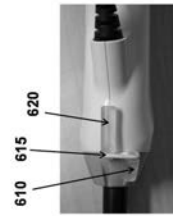
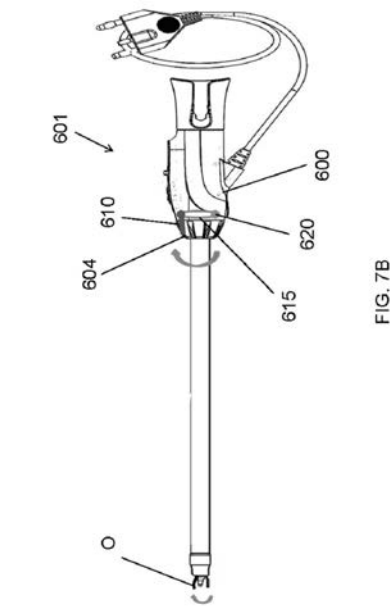
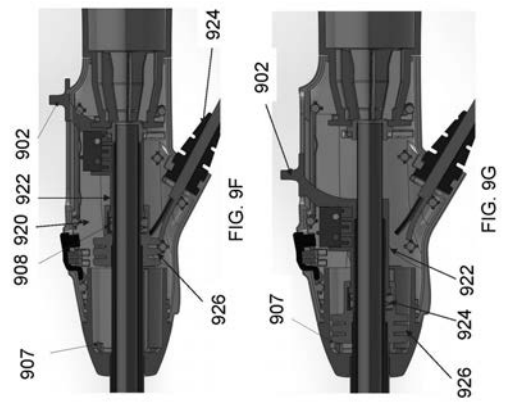
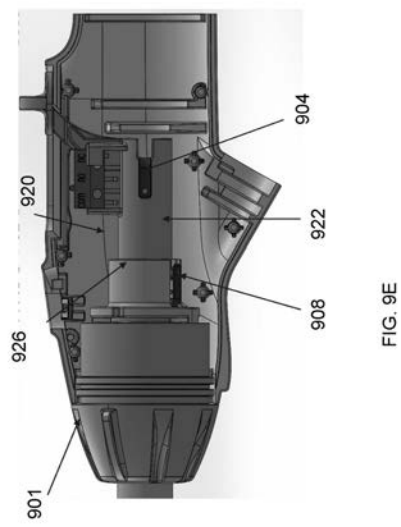
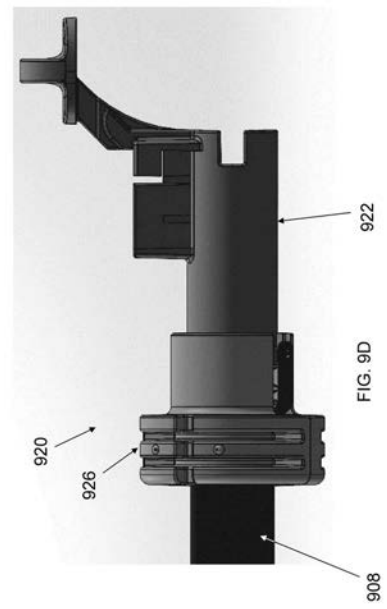
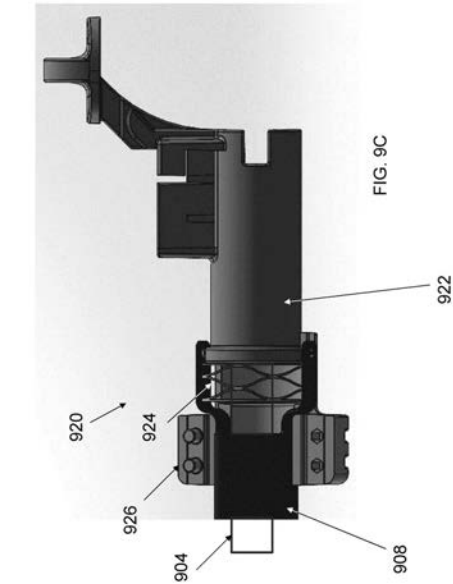
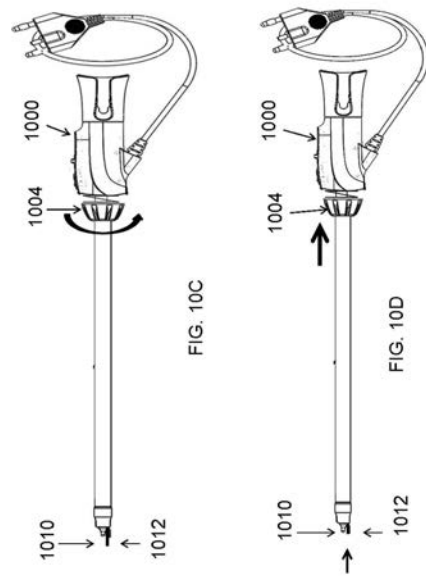
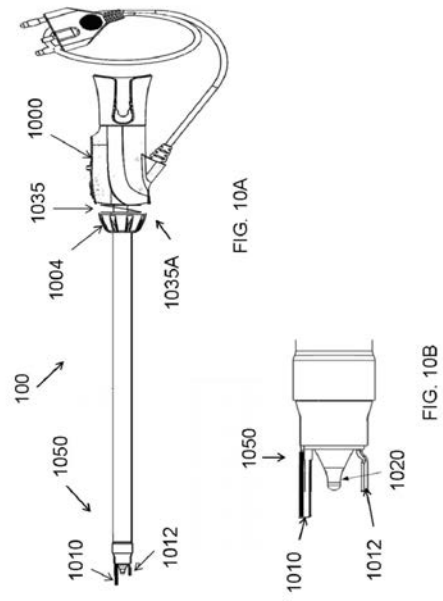


FIG. 7A







专利名称(译)	单内窥镜血管收集装置，具有弹力		
公开(公告)号	JP2016209549A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2016075717	申请日	2016-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	萨菲娜医疗公司		
申请(专利权)人(译)	萨芬娜医疗公司		
[标]发明人	マークジェイオーファノス アルバートケイチン マイケルグレノン		
发明人	マーク・ジェイ・オーファノス アルバート・ケイ・チン マイケル・グレノン		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/3205 A61B17/00008 A61B17/32 A61B17/320016 A61B17/32002 A61B17/3201 A61B18/1445 A61B90/37 A61B2017/00778 A61B2017/00902 A61B2017/00969 A61B2017/320064 A61B2018/00428 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00982 A61B2018/1457		
FI分类号	A61B18/12 A61B17/32 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/MM35		
代理人(译)	阿依鸭毛		
优先权	14/697972 2015-04-28 US		
其他公开文献	JP6486862B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有弹力的内窥镜血管收集装置。[解决方案]
 在一些实施例中，这种装置包括具有近端和远端的细长主体，设置在该细长主体的远端处的尖端，弹力，第一切割部分和第一切割部分。切割单元具有相对于细长体的两个切割部分，即第一切割部分和第二切割部分，用于将血管捕获在第一切割部分和第二切割部分之间。围绕尖端相对于彼此可纵向移动和旋转，以切割捕获的血管，推动切割单元和至少一个切割朝向另一个切割 偏压构件与切割单元接合。[选择图]图8B

