

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6486862号
(P6486862)

(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019.3.20)

(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019.3.1)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 18/14

請求項の数 18 外国語出願 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2016-75717 (P2016-75717)	(73) 特許権者	515251746
(22) 出願日	平成28年4月5日 (2016.4.5)		サフィナ・メディカル・インコーポレイテッド
(65) 公開番号	特開2016-209549 (P2016-209549A)		Saphena Medical, Inc.
(43) 公開日	平成28年12月15日 (2016.12.15)		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
審査請求日	平成29年10月26日 (2017.10.26)		
(31) 優先権主張番号	14/697, 972	(74) 代理人	100100158
(32) 優先日	平成27年4月28日 (2015.4.28)		弁理士 鮫島 睦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(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) 【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且つ前記先端の周囲で移動可能であり、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他方の切断部に対して前記先端の周囲で回転するときに、前記他方の切断部に向けて付勢されるように設計されている、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、

前記先端に隣接した前記細長い本体の前記遠位端に配置された遷移要素であって、前記第 1 の切断部と前記第 2 の切断部とが前記長手方向にそこから延在することを可能とし、前記第 1 の切断部と第 2 の切断部との回転弧を画定する開口を備える遷移要素と、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。

【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

10

20

30

40

50

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】

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、を含み、

10

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おり、

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、手術装置。

【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。

20

【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。

30

【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、これは治癒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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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】

30

【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。

40

【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。

50

【図 6 C】図 6 C 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 6 D】図 6 D 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 6 E】図 6 E 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 6 F】図 6 F 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 6 G】図 6 G 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。

10

【図 7 A】図 7 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 7 B】図 7 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 7 C】図 7 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 7 D】図 7 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 7 E】図 7 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 7 F】図 7 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 8 A】図 8 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 8 B】図 8 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 9 A】図 9 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 9 B】図 9 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。

20

【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。

30

。

【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】

40

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

50

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枝封閉機器 (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。

10

【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る、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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、構造上異なるように構成されていてもよい。例えば、略平坦な肩１２２とテーパ部１２４とは、切断ユニット１５０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。

20

【００２２】

図１Ｂ及び図１Ｃを参照すると、いくつかの実施形態において、切開先端１２０は、円錐状であってもよい。また、切開先端１２０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１００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１２９で成形されてもよい。図１Ｃに示すように、切開先端１２０の内面１２１は、切開先端１２０の遠位端１２６に向かって比較的一定の傾きで先細にされて、内部頂点１２３で終端し、そこは鋭く尖っていてもよい。また、切開先端１２０の外表面１２５は、切開先端１２０の遠位端１２６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１２６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１０６において、切開先端１２０の外表面１２５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１２０の遠位端に窪みを形成する外部頂点１２７で終端してもよい。内部頂点１２３と外部頂点１２７の両方は、カニューレ１００と、いくつかの実施形態では内視鏡１１６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１２３及び外部頂点１２７の中心は、カニューレ１００の長手方向の中心軸上に位置している。切開先端１２０の内面１２１及び外表面１２５の各々に内視鏡１１６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１１６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。

30

40

【００２３】

再度図１Ｂ及び図１Ｃ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１２０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１２０の先端面に垂直な力が加わったときに切開先端１２０の壁が変形できるように、切開先端１２０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１２０を薄い壁の樹脂材料から形成してもよい。適

50

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 120 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 120 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と考えられる。また、切開先端 120 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。

10

【0024】

図 2A ~ 図 2C 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 2A に示すように、血管 200 は、本幹(または主幹: main trunk) 210 と、本幹 210 から出る分岐血管(branch vessels) 220 とから成る。血管 200 及びその分岐 210 は、皮下脂肪の結合組織 230 に覆われており、主血管 200 を採取する前に、周囲の脂肪結合組織 230 がなくなるように切開する必要がある。皮下脂肪 230 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 230 は、血管 200 に付着しているが、血管 200 との間には、きれいに切り離すことのできる界面 240 を形成している。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。

20

【0025】

図 2B 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 2C 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。

30

40

【0027】

カニューレ 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 3A を参照すると、いくつかの実施形態では、カニューレ 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。

50

【 0 0 2 9 】

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 1 5 0 を示す。例えば、第 1 の切断部材 3 0 2 と第 2 の切断部材 3 0 4 は、カニキュレ 1 0 0 の細長い本体 1 0 2 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）3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 を切開先端 1 2 0 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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 は、血管を捕獲するために、少なくとも部分的に、切開先端 1 2 0 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 3 0 2 と第 2 の切断部材 3 0 4 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 3 1 0、3 1 2 は、図 3 B に示すように、切断部 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 が切開先端 1 2 0 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 3 0 2 と第 2 の切断部材 3 0 4 は、切断部 3 1 0 と切断部 3 1 2 の間に捕獲された血管の位置によって、切断部 3 1 0、3 1 2 の両方を、切開先端 1 2 0 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 3 1 0、3 1 2 のそ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、カニキュレ 1 0 0 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、血管に対するカニキュレ 1 0 0 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キュ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 3 1 0、3 1 2 の操作及び視覚化を容易にするために、切断部 3 1 0、3 1 2 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、カニキュレ 1 0 0 の移動によって所望の方向に動くようにされてもよい。

【 0 0 3 0 】

再度図 3 A、図 3 B 及び図 3 C を参照すると、切断部材 3 0 2、3 0 4 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 3 1 0、3 1 2 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 R F 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 3 1 0、3 1 2 は、切断部 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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しできるので、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。

【 0 0 3 1 】

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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0 の両側の縁部が鋭利な縁部で、切断部 3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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 3 1 0、3 1 2 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。

10

【 0 0 3 2 】

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 3 0 2、3 0 4 は実質的に U 形状であり、カニユーレ本体 1 0 2 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 3 0 2、3 0 4 の互いに対する周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。

20

【 0 0 3 3 】

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)、電気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 (P V D F) 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。

30

40

【 0 0 3 4 】

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

50

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404から形成された切断部(すなわち内側切断部411)は、それが同軸に沿って回転でき、かつ外側電極408に形成された切断部(すなわち図4Dにおける外側切断部413)と同一半径になるように、内側電極404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4Dは、内側切断部411が内側切断部の片側に平坦面416を有し、外側切断部413が鋭利な又はブレード状の縁部418を両側に有していてもよい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411、413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てもよい。

【0035】

図4Cを参照すると、いくつかの実施形態では、内視鏡116が内部内腔403を通して切開先端の中へ前進できるように、切開先端120は、内側シース402に接続されていてもよい。軟質の遷移要素(transition element)414は、切開先端120とカニユーレ本体102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4Dに示すように、切断部312、314が遷移要素414を通して遠位側に前進できるように、遷移要素414の遠位端414Aは、切開先端120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414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414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100に侵入することを防止する密封と、をもたらし。その一方で、可撓性スリーブは、切断部312、314が遷移要素414を通し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312、314と遷移要素414との間の摩擦を低減することによって、切断部312、314が容易かつ滑らかに遷移要素414を通し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4C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)412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5A及び図5Bを参照すると、いくつかの実施形態では、切開先端120は、硬質の物質から形成される遷移要素514を含んでもよい。遷移要素514は、2つの切断部310、312が遷移要素514及びカニユーレ100から外に延在すること(図5B)及び主カニユーレ100内に後退すること(図5A)を可能にする、開口又は切り欠き512を備えて構成されてもよい。遷移要素514は、主装置のカニユーレ100に接続することができ、さらに、切開先端120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120と遷移要素514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514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514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514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514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5A及び図5Bを参照すると、切り欠き512の長さは、切開先端120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512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

10

20

30

40

50

のエッジ：inside edges)にあってもよい。

【0039】

図6Aを参照すると、切断部材を制御するために、制御ハンドル600が、カニユーレ100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600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)602を含んでもよい。制御ハンドル600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604を更に含むことができる。また、制御ハンドル600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)606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114が、制御ハンドル600の近位端600Aに備えられていてもよい。

10

【0040】

装置の操作は、図6A～6G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601（図7B）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601を患者内へ導入するポートの内部でカニユーレ601を密封するために、カニユーレ601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100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。

20

【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。

30

【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動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。

40

【0043】

50

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。

【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。

【0045】

図 7C 及び図 7D を参照すると、収縮バンド 615 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 7E 及び図 7F を参照すると、回転制御部 604 を動かすと、伸縮バンド 615 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。

【0046】

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 615 は、焼灼処理及び切断処理中に分岐血管に加えらる圧縮力(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。

【0047】

図 8A 及び図 8B に示すように、いくつかの実施形態では、切断部 310、312 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 8A に示すように、切断部 310、312 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 8B に示すように、ユーザは、切断部 310、312 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 310、312 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ず、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。

【0048】

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。

【0049】

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、カニューレ 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。

【 0 0 5 2 】

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 R F 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。

【 0 0 5 3 】

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、所望のとおりに組み合わせ、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。

本明細書の開示内容は、以下の態様を含み得る。

(態様 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。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 2 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、態様 1 に記載の手術装置。

(態様 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、

10

20

30

40

50

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。

(態 様 1 0)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 1)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 2)

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ある、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 3)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 4)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 5)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 6)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 7)

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、態様 9 に記載の手術装置。

(態 様 1 8)

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、態様 1 7 に記載の手術装置。

(態 様 1 9)

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ユーレを、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。

(態 様 2 0)

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、態様 1 9 に記載の血管採取方法。

(態 様 2 1)

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、態様 1 9 に記載の血管採取方法。

(態 様 2 2)

前記第 1 の切断部によって支持された第 1 の R F 電極と、前記第 2 の切断部によって支

10

20

30

40

50

持された第 2 の R F 電極とによって、血管を封閉する工程を更に含む、態様 19 に記載の血管採取方法。

(態様 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、態様 19 に記載の血管採取方法。

(態様 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、態様 19 に記載の血管採取方法。

【 図 1 A 】

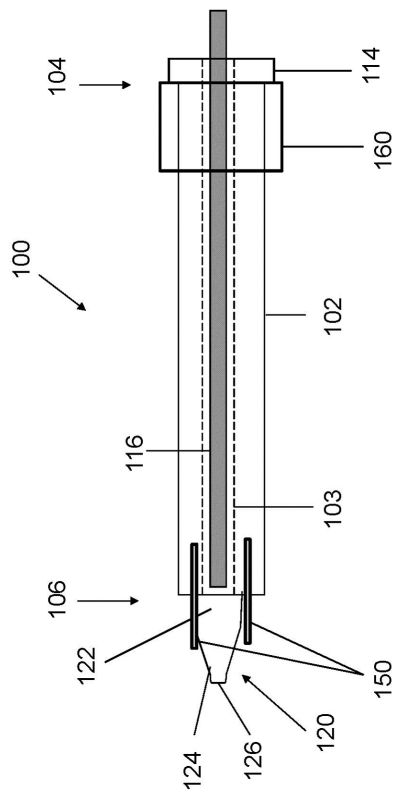


FIG. 1A

【 図 1 B 】

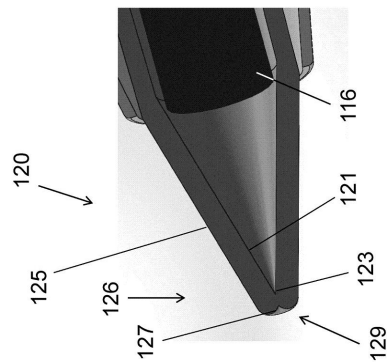


FIG. 1B

【 図 1 C 】

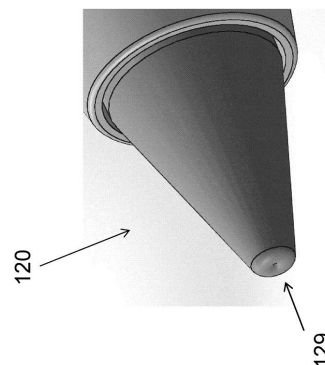


FIG. 1C

【図 2 A】

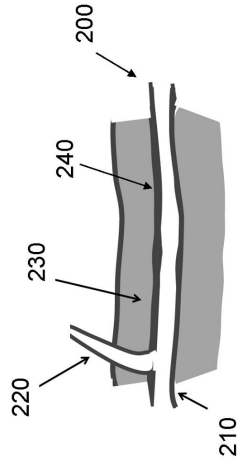


FIG. 2A

【図 2 B】

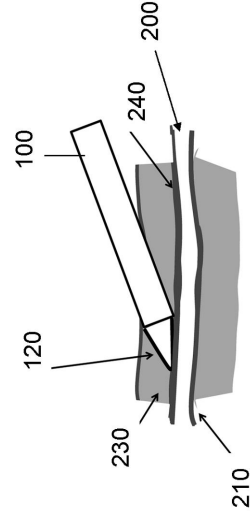


FIG. 2B

【図 2 C】

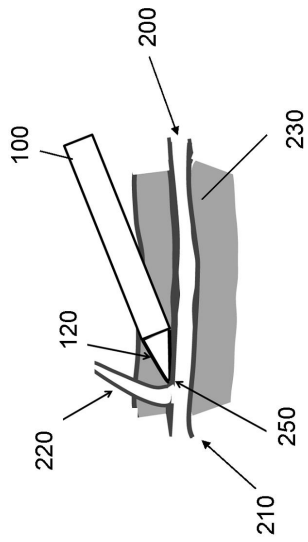


FIG. 2C

【図 3 A】

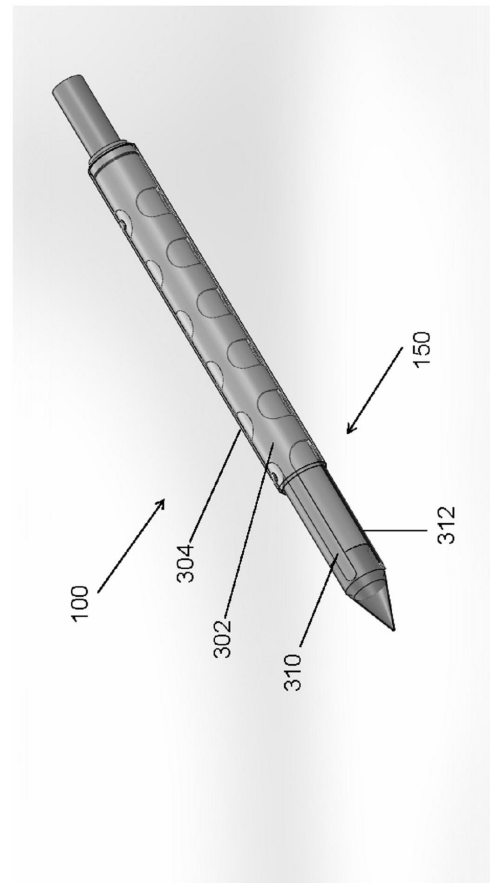
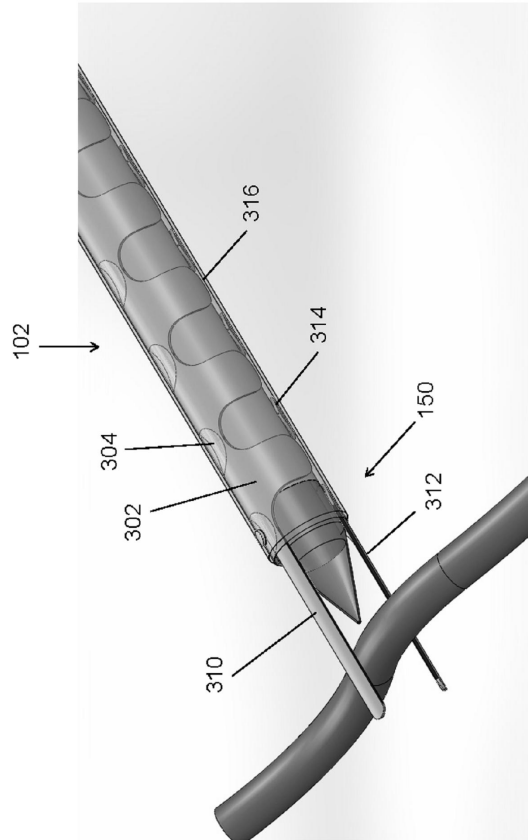
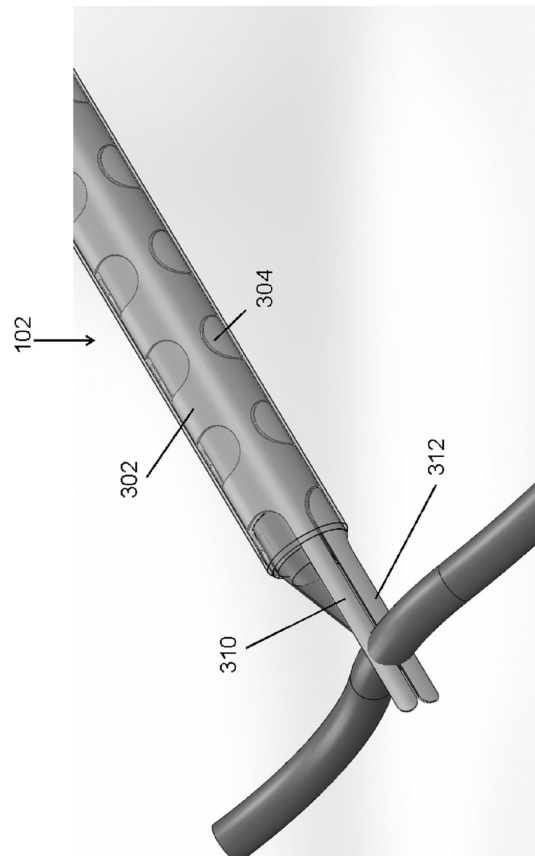


FIG. 3A

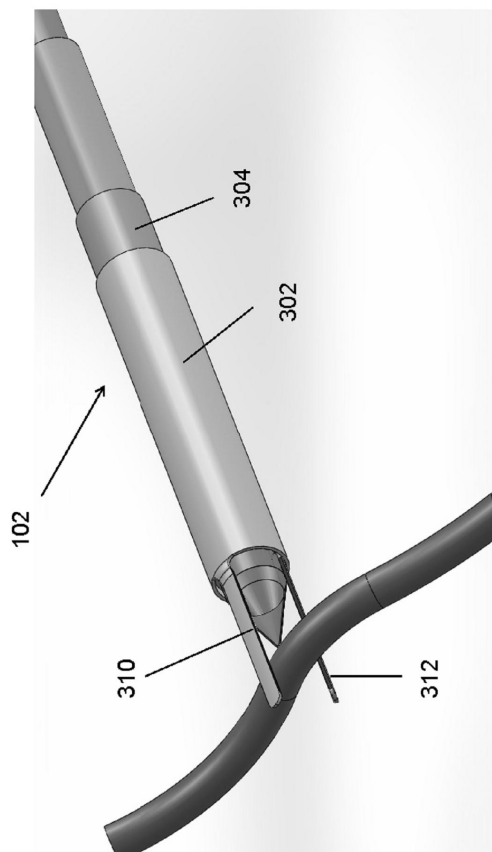
【図 3 B】



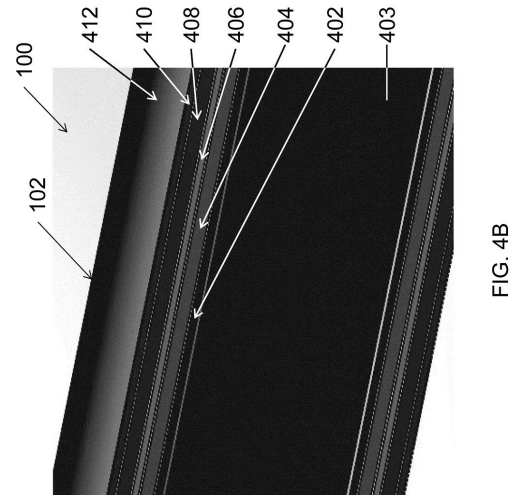
【図 3 C】



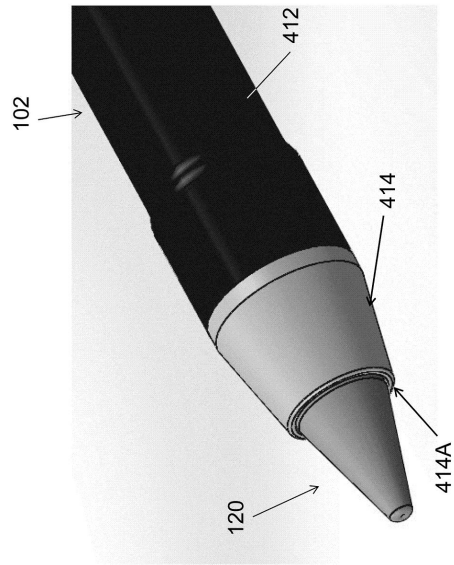
【図 4 A】



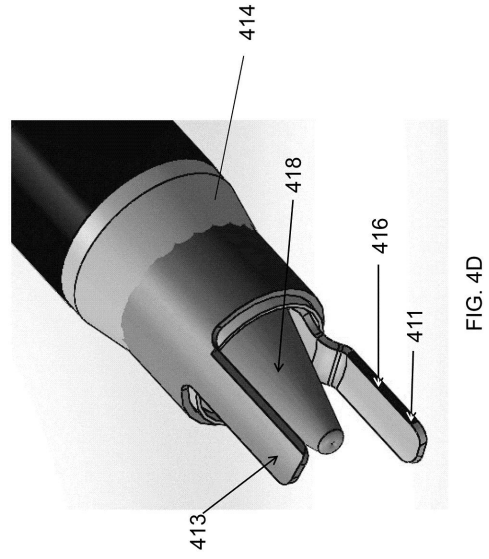
【図 4 B】



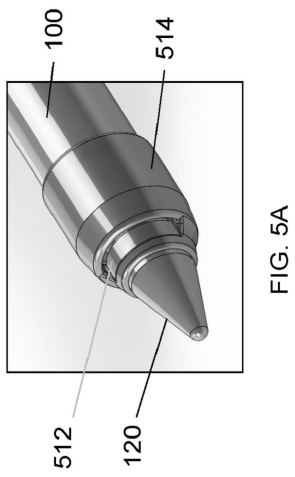
【図 4 C】



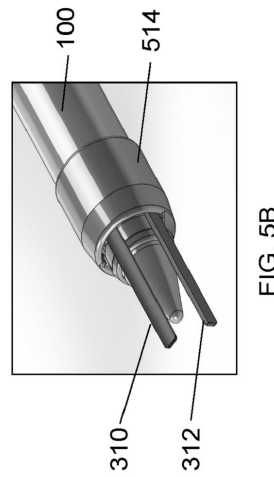
【図 4 D】



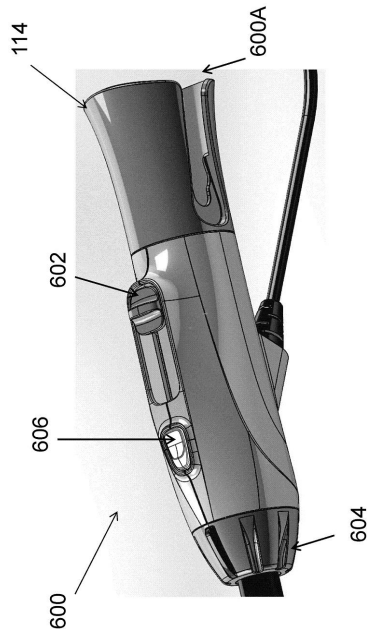
【図 5 A】



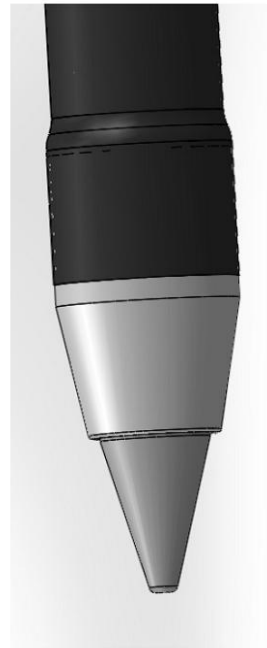
【図 5 B】



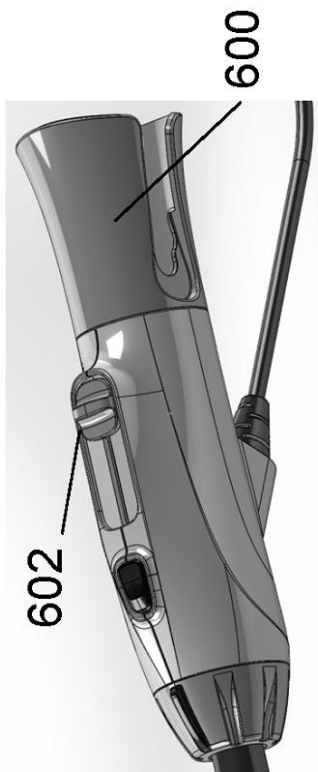
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】



【図 6 D】



【図 6 E】

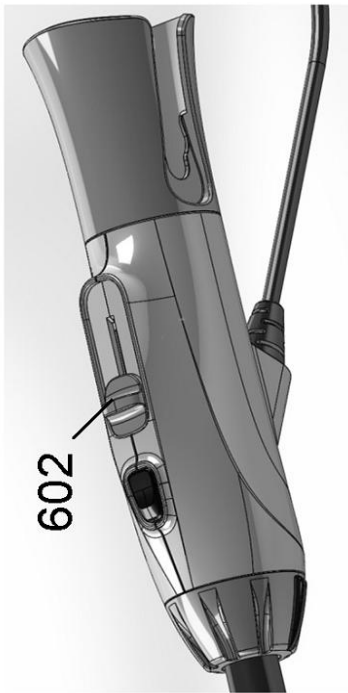


FIG. 6E

【図 6 F】

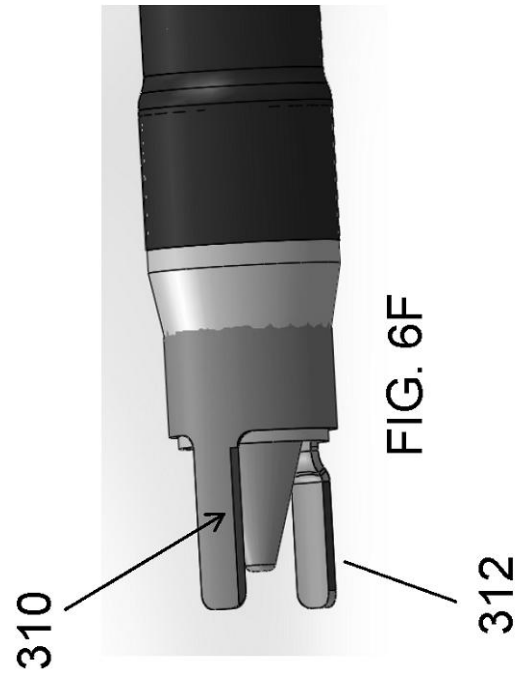


FIG. 6F

【図 6 G】

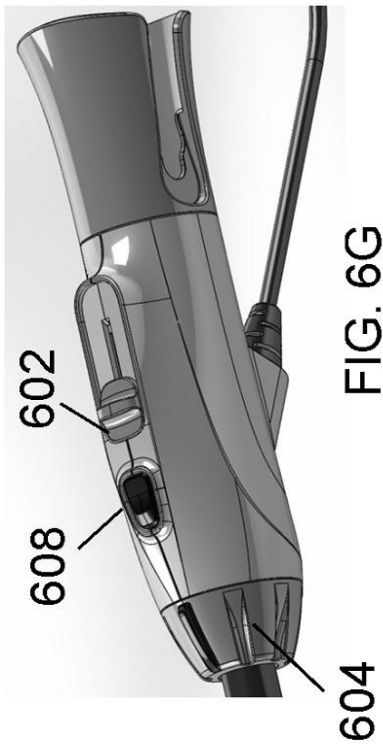


FIG. 6G

【図 7 A】

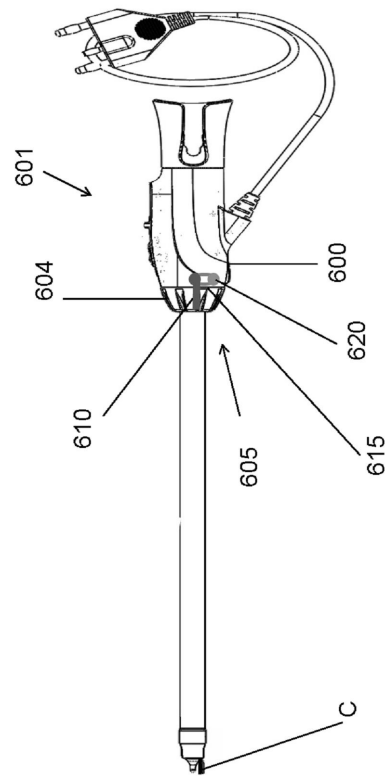
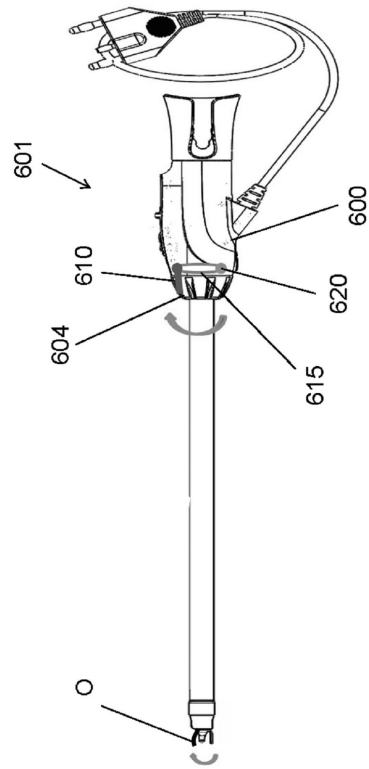
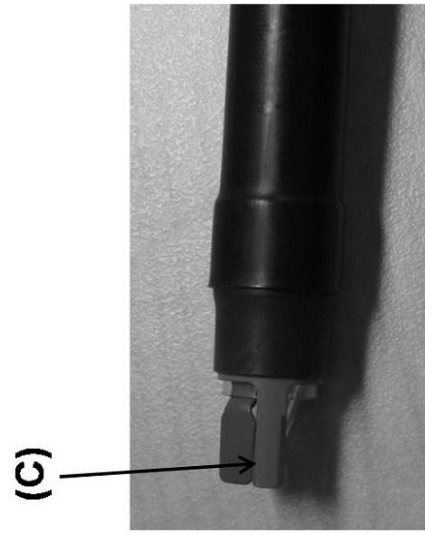


FIG. 7A

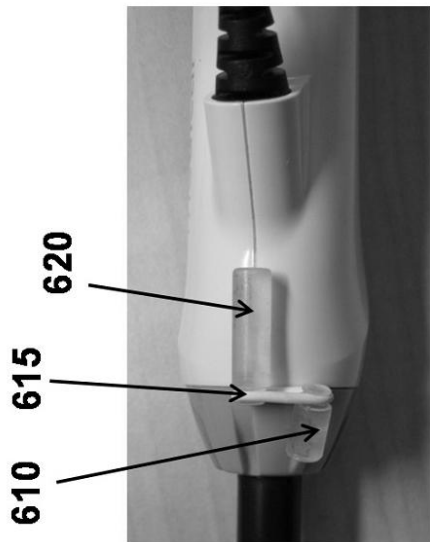
【図 7 B】



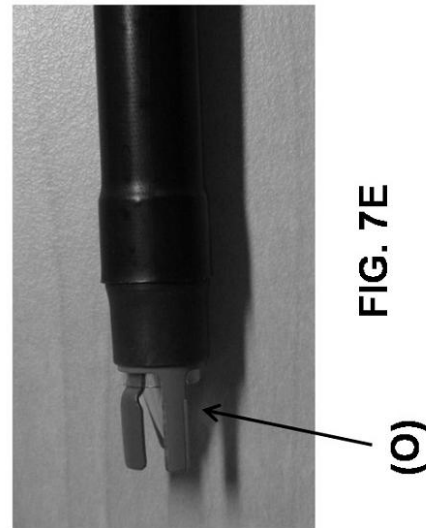
【図 7 C】



【図 7 D】



【図 7 E】



【図 7 F】



FIG. 7F

【図 8 A】

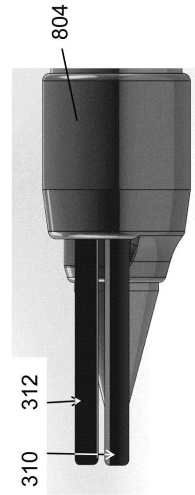


FIG. 8A

【図 8 B】

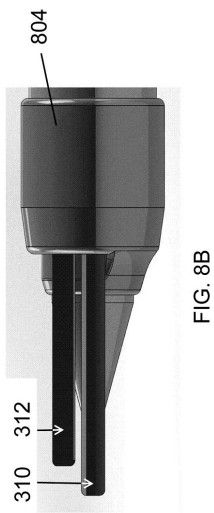


FIG. 8B

【図 9 A】

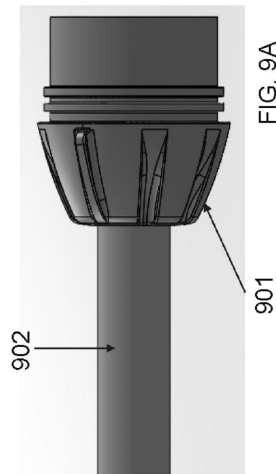
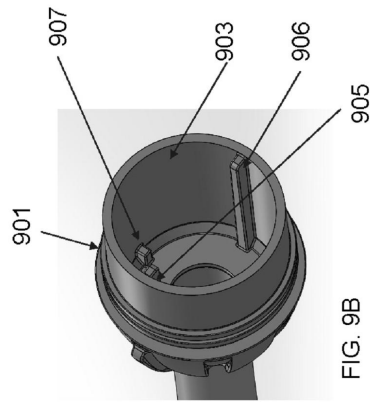
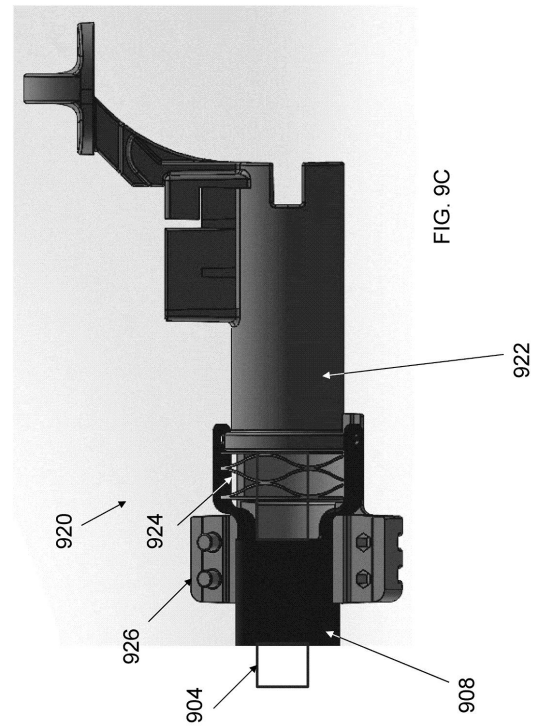


FIG. 9A

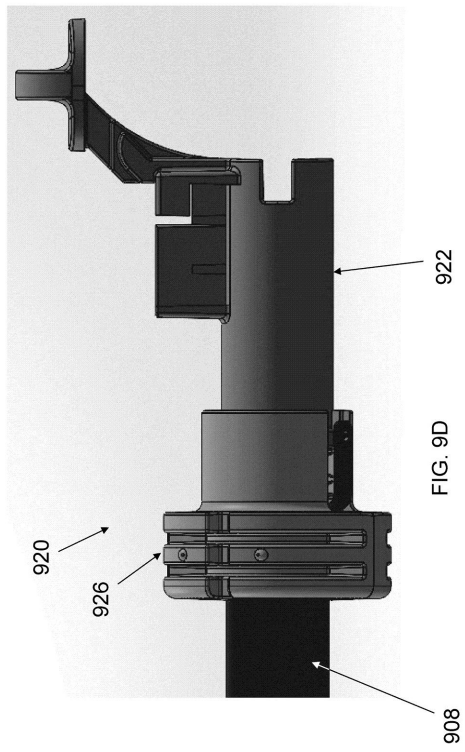
【図 9 B】



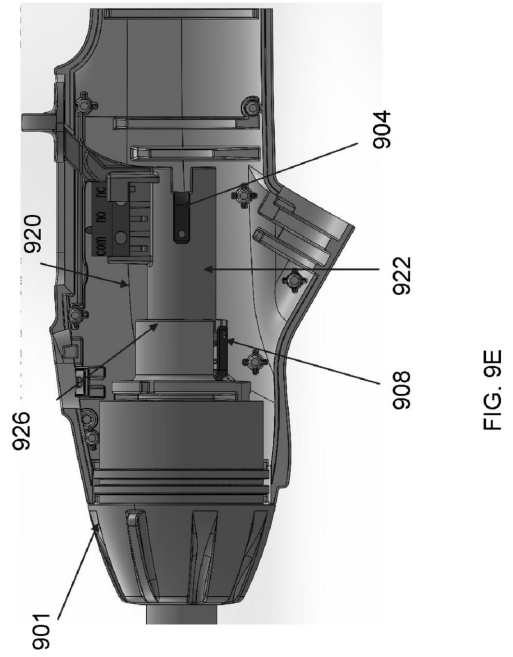
【図 9 C】



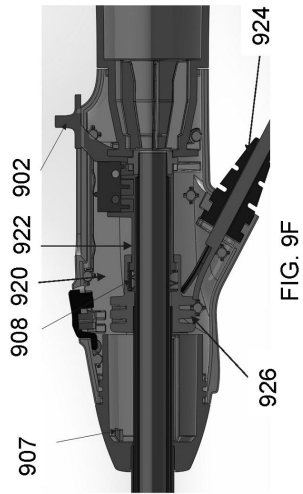
【図 9 D】



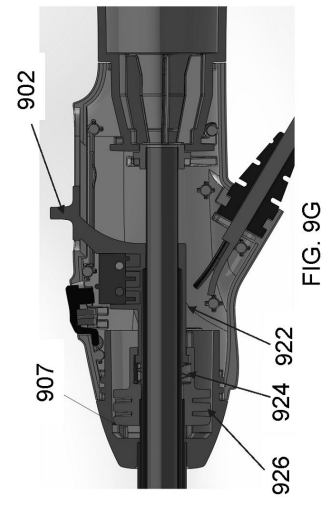
【図 9 E】



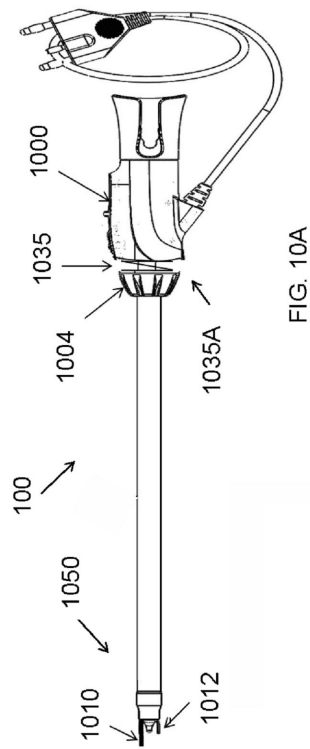
【図 9 F】



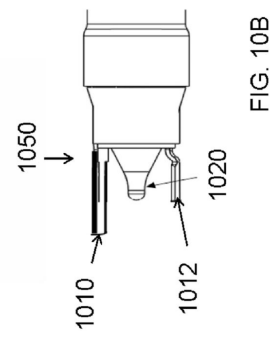
【図 9 G】



【図 10 A】



【図 10 B】



【図10C】

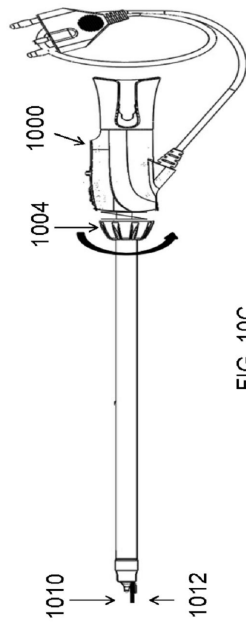


FIG. 10C

【図10D】

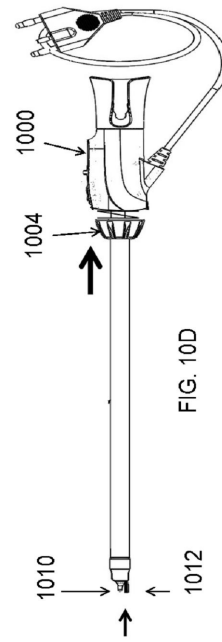


FIG. 10D

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、ポートル・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

審査官 吉川 直也

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 9 6 8 4 7 (U S , A 1)
米国特許第 0 5 8 1 0 8 0 5 (U S , A)
特開 2 0 1 1 - 1 8 9 1 2 4 (J P , A)
特表 2 0 1 2 - 5 2 4 6 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 8 9 8 9 4 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 3 2
A 6 1 B 1 8 / 1 4
W P I

专利名称(译)	弹性单端内窥镜血管成形术装置		
公开(公告)号	JP6486862B2	公开(公告)日	2019-03-20
申请号	JP2016075717	申请日	2016-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	萨芬娜医疗公司		
申请(专利权)人(译)	萨芬娜医疗公司		
当前申请(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	A61B17/32 A61B18/14		
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	A61B17/32 A61B18/14 A61B18/12		
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	JP2016209549A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种具有弹力的单内窥镜血管采集装置。[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，设置在细长主体的远端处的尖端，弹性力，第一切割部分和第一切割单元，具有两个切割部分，第一切割部分和第二切割部分抵靠细长体，用于捕获第一切割部分和第二切割部分之间的血管并且切割单元可纵向移动并且可绕尖端相对于彼此旋转以切割捕获的血管，从而将至少一个切口偏向另一个切割并且偏置构件与切割单元接合。[选定图]图8B。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6486862号 (P6486862)
(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019. 3. 20)	(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019. 3. 1)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/32 (2006. 01) A 6 1 B 18/14 (2006. 01)	F I A 6 1 B 17/32 A 6 1 B 18/14	
請求項の数 18 外国語出願 (全 28 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-75717 (P2016-75717)	(73) 特許権者 515251746	
(22) 出願日 平成28年4月5日 (2016. 4. 5)	サフィナ・メディカル・インコーポレイテッド	
(65) 公開番号 特願2016-209549 (P2016-209549A)	Saphena Medical, Inc.	
(43) 公開日 平成28年12月15日 (2016. 12. 15)	アメリカ合衆国O 2 3 7 9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 3 7 5 番	
審査請求日 平成29年10月26日 (2017. 10. 26)	(74) 代理人 100100158	
(31) 優先権主張番号 14/697, 972	弁理士 鮫島 睦	
(32) 優先日 平成27年4月28日 (2015. 4. 28)	(74) 代理人 100145403	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	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