

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6283091号  
(P6283091)

(45) 発行日 平成30年2月21日(2018.2.21)

(24) 登録日 平成30年2月2日(2018.2.2)

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

請求項の数 17 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-500439 (P2016-500439)	(73) 特許権者	515251746
(86) (22) 出願日	平成26年2月26日(2014.2.26)		サフィナ・メディカル・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2016-514016 (P2016-514016A)		Saphena Medical, Inc.
(43) 公表日	平成28年5月19日(2016.5.19)		アメリカ合衆国02379マサチューセツ州ウエスト・ブリッジウォーター、ウエスト・ストリート375番
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/018737		
(87) 国際公開番号	W02014/158613	(74) 代理人	100100158
(87) 国際公開日	平成26年10月2日(2014.10.2)		弁理士 鮫島 睦
審査請求日	平成28年11月30日(2016.11.30)	(74) 代理人	100132252
(31) 優先権主張番号	61/782,034		弁理士 吉田 環
(32) 優先日	平成25年3月14日(2013.3.14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/833,814		
(32) 優先日	平成25年6月11日(2013.6.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 単一の内視鏡用管採取デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術デバイスであって、

近位端部および遠位端部を有する細長い本体；

該細長い本体の遠位端部に配置された先端；および

第1切断部位および第2切断部位を有する切断ユニットであって、該第1切断部位および該第2切断部位が、該第1切断部位と該第2切断部位の間で血管を捕捉するために細長い本体の長さ方向に移動可能であり、かつ捕捉された該血管を切断するために先端の周りにおいて互いに対して円周状に回転可能である、切断ユニットを含み、

前記第1切断部位が鋭利化されたエッジを有し、前記第1切断部位の鋭利化された該エッジに面している該第2切断部位のエッジが平坦である、手術デバイス。

【請求項 2】

手術デバイスであって、

近位端部および遠位端部を有する細長い本体；

該細長い本体の遠位端部に配置された先端；および

第1切断部位および第2切断部位を有する切断ユニットであって、該第1切断部位および該第2切断部位が、該第1切断部位と該第2切断部位の間で血管を捕捉するために細長い本体の長さ方向に移動可能であり、かつ捕捉された該血管を切断するために先端の周りにおいて互いに対して円周状に回転可能である、切断ユニット

10

20

を含み、

前記第 1 切断部位および前記第 2 切断部位が、先端の十分に近位側の後退位置から先端を越えた前進位置まで、細長い本体に対して長手方向に移動可能である、手術デバイス

。

【請求項 3】

前記捕捉された血管の封止、切断、またはその両方のために前記第 1 切断部位および前記第 2 切断部位が、エネルギーを与えられるように構成される請求項 1 または 2 の手術デバイス。

【請求項 4】

前記第 1 切断部位が鋭利化されたエッジを有し、前記第 1 切断部位の鋭利化された該エッジに面している前記第 2 切断部位のエッジが平坦である請求項 2 の手術デバイス。

10

【請求項 5】

前記第 1 切断部位が固定されており、前記第 2 切断部位が、前記第 1 切断部位に向かって前記先端の周りに回転可能である請求項 1 または 2 の手術デバイス。

【請求項 6】

前記第 2 切断部位が前記先端の周りに双方向に回転可能な請求項 1 または 2 の手術デバイス。

【請求項 7】

前記細長い本体が第 1 切断部材と、該第 1 切断部材の内側に同心円状に配置された第 2 切断部材とを含み、前記第 1 切断部位および前記第 2 切断部位が、該第 1 切断部材および該第 2 切断部材のそれぞれの遠位端部に形成される、請求項 1 または 2 の手術デバイス。

20

【請求項 8】

前記第 1 切断部材および前記第 2 切断部材が、それぞれ前記第 1 切断部位および前記第 2 切断部位へ RF エネルギーを伝達するように構成される請求項 7 の手術デバイス。

【請求項 9】

前記第 1 切断部材と、前記第 2 切断部材との間に絶縁被覆が配置された請求項 7 の手術デバイス。

【請求項 10】

前記細長い本体の外表面に取り付けられている近位端部を有するスリーブと、前記先端に係合する遠位先端とをさらに含み、前記遠位先端は、前記第 1 切断部位および前記第 2 切断部位がスリーブを通して前進できるように、前記先端に取り付けられていない請求項 1 または 2 の手術デバイス。

30

【請求項 11】

前記先端が、前記細長い本体の 1 つ以上の内腔に連通し内部尖部で終わる内部キャピティと、前記先端の遠位端部の窪んだ外部尖部とを有し、該内部尖部および該外部尖部が前記細長い本体の中心軸と同一直線上にある、請求項 1 または 2 の手術デバイス。

【請求項 12】

手術デバイスであって：

近位端部と遠位端部との間に延在する中心軸を有する細長い本体；

該細長い本体の該遠位端部に配置された先端であって、該先端は内部尖部と、該先端の遠位端部における窪んだ外部尖部とを有し、該先端を通した視認度を向上させるために、該内部尖部および該外部尖部が該細長い本体の中心軸と同一直線上にある先端；および

40

血管を捕捉して該血管を切断するために、該細長い本体に沿った長手方向に移動可能である、該先端の周りに配置された切断ユニット

を含み、

前記切断ユニットが、第 1 部材および第 2 部材を含み、

前記第 1 部材および前記第 2 部材が、先端の十分に近位側の後退位置から先端を越えた前進位置まで、細長い本体に対して長手方向に移動可能である、手術デバイス。

【請求項 13】

前記先端が、前記内部尖部を形成するように遠位方向に先細になっている内部キャピテ

50

イを含む請求項 1 2 の手術デバイス。

【請求項 1 4】

前記先端の外部表面が遠位先端に向かって先細になっており、窪んだ外部尖部を形成するように前記遠位先端で折り曲げられている請求項 1 3 の手術デバイス。

【請求項 1 5】

前記切断ユニットが第 1 部材と、該第 1 部材に対して回転可能な第 2 部材とを含む、請求項 1 2 の手術デバイス。

【請求項 1 6】

前記切断ユニットが、長手方向において互いに向かって移動可能な第 1 部材および第 2 部材を含む請求項 1 2 の手術デバイス。

10

【請求項 1 7】

前記先端が、内視鏡を先端内へ前進させることを可能にする内部キャビティを含む、請求項 1、2、または 1 2 の手術デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2013年3月14日に出版された米国仮特許出願第61/782,034号、2013年6月11日に出版された米国仮特許出願第61/833,814号および2014年2月26日に出版された米国特許出願公開第14/190,873号を基礎とする優先権とその利益を主張する。これらはいずれもその全体が参照されることにより本書

20

【0002】

ここに開示される態様は内視鏡用カニューレとその使用方法とに関する。

【背景技術】

【0003】

管採取は一般的に冠動脈バイパス手術と併用される手術技術である。バイパス手術の間、心臓への血流および酸素の回復および改善のために、血液は閉塞した動脈を迂回するように別の経路に流される。バイパスグラフトを用いて、血液を別の経路に流すことができる。ここで、バイパスグラフトの一端は閉塞した領域の上流の血液源に取り付けられ、もう一端は閉塞した領域の下流に取り付けられ、それにより、閉塞した領域を迂回する「導管」流路または新たな血流の連通部が作り出される。通常、バイパスグラフトを作製するために、執刀医は人体の他の部分から健康な血管を取り出し、または「採取」する。冠動脈バイパスグラフト手術の成功は、導管の品質と、管採取の間およびグラフト術の前の準備工程の間に導管をいかにして取り扱うか、または処理するかに影響され得る。

30

【0004】

管採取方法は、バイパス導管として使用するための管（従来、脚の大伏在静脈または腕の橈骨動脈である）を選択することと、主導管から分岐したより小さい血管を封止および切断することと、主導管を人体から採取することとを含む。この実施は残りの血管網を傷つけず、血管網は四肢への十分な血流を修復および維持し、それにより、目立つ影響なく患者が正常な機能に戻るることができる。

40

【0005】

管採取のための低侵襲技術は、内視鏡による管採取として知られており、これは小さな切開部しか必要としない手法である。この内視鏡による管採取方法は、鼠径部から足首への単一の、長い切開部を必要とした従来の「開口」方法の改良であるが、それでもなお内視鏡による方法は煩雑および困難である。とりわけ、現在の内視鏡による採取システムには多数の道具が必要であり、これによりバイパス導管の損傷の可能性が増加すると同時に処置の継続時間が増加する。これにより、内視鏡による管採取のためのシステムおよび方法における改良は未だに必要とされている。

【発明の概要】

【0006】

50

単一の内視鏡用管採取デバイスを開示する。いくつかの態様では、これらのデバイスは近位端部と遠位端部とを有する細長い本体と、この細長い本体の遠位端部に配置された先端と、第1切断部位と第2切断部位との間の血管を捕捉するように、細長い本体に対して長手方向に移動可能であり、捕捉した血管を切断するように、他方と相対的に先端の周りを回転可能な第1切断部位および第2切断部位を有する切断ユニットとを含む。

【0007】

いくつかの態様では、本開示の手術デバイスは近位端部と遠位端部との間に延びる中心軸を有する細長い本体と、細長い本体の遠位端部に配置された先端とを有する。いくつかの態様では、該先端は内部尖部と、この先端の遠位端部の窪んだ外部尖部とを含み得、ここで内部尖部および外部尖部は細長い本体の中心軸と同一直線上にある。この手術デバイスはさらに、血管を捕捉し、その血管を切断するように細長い本体の長手方向に沿って移動可能に、先端の周りに配置された切断ユニットを含み得る。

10

【0008】

いくつかの態様では、本開示は血管の採取のための方法を提供する。この方法は、主血管およびその血管枝を周囲の組織から切り離すために細長い本体の遠位先端に配置された剥離先端を有するカニューレを、主血管に沿って前進させる工程を含む。この方法は、第1切断部位と第2切断部位との間の血管を捕捉するように、第1切断部位および第2切断部位を剥離先端の近位側の位置から遠位方向に移動させる工程と、捕捉した血管を切断するように、第1切断部位および第2切断部位のうち少なくとも一方を、もう一方へ向かって先端の周りで円周状に回転させる工程とをさらに含む。

20

【0009】

ここに開示される態様は添付された図面に関してさらに説明される。この図面では、それぞれの図にわたって同じ構造は同じ数字で表される。示される図面は原寸通りではなく、代わりに、概ね、ここに開示される態様の原理を示すことに重点を置いて記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1A】図1Aは本開示の内視鏡用カニューレの態様の側面図を示す。

【図1B】図1Bは遠位先端に窪みを有する本開示の剥離先端の態様を示す。

【図1C】図1Cは遠位先端に窪みを有する本開示の剥離先端の態様を示す。

30

【図2A】図2Aは本開示の内視鏡用カニューレを使用する剥離方法を示す。

【図2B】図2Bは本開示の内視鏡用カニューレを使用する剥離方法を示す。

【図2C】図2Cは本開示の内視鏡用カニューレを使用する剥離方法を示す。

【図3A】図3Aは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図3B】図3Bは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図3C】図3Cは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図4A】図4Aは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図4B】図4Bは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図4C】図4Cは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図4D】図4Dは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

40

【図5】図5は本開示の内視鏡用カニューレとの使用に適する制御ハンドルの態様を示す。

【図6A】図6Aは図5の制御ハンドルによって制御されている操作中の本開示の内視鏡用カニューレの態様を示す。

【図6B】図6Bは図5の制御ハンドルによって制御されている操作中の本開示の内視鏡用カニューレの態様を示す。

【図7A】図7Aは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図7B】図7Bは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図8】図8は本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図9A】図9Aは本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

50

【図 9 B】図 9 B は本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図 9 C】図 9 C は本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図 10 A】図 10 A は本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【図 10 B】図 10 B は本開示の内視鏡用カニューレの切断ユニットの態様を示す。

【0011】

上記図は、ここで開示される態様を説明するが、考察の中に記されるように他の態様もまた考慮されている。この開示は説明を目的として例示的な態様を提供し、限定を目的とするものではない。ここに開示される態様の原理の範囲および精神に含まれる、多くの他の変更および他の態様が、当業者によって考案され得る。

【発明を実施するための形態】

10

【0012】

本開示は内視鏡による管採取のための単一のデバイスを提供する。内視鏡による管採取のための現在のシステムは多数の構成要素を含む。通常、内視鏡用剥離デバイスは、主血管を周囲の結合組織から剥離することによって、主血管を周囲の結合組織から取り出すために使用される。次いで、内視鏡用カニューレは、側枝を封止および分断するために、さらなるもう一つのデバイス、内視鏡用支流封止機器を導入するのに使用される。側枝を封止した時点で、さらなるもう一つのデバイスがバイパスグラフトとして使用する主血管の部分採取するのに使用される。本開示の単一のデバイスは剥離機能と、支流の封止および分断機能と、場合により、主血管の封止および分断機能とを兼ね備え、その結果、管の操作を減らすことができる、処理しやすさを改良し得る。本開示のデバイスは、封止および分断された主血管を患者から採取するのにも使用され得る。

20

【0013】

管の操作を減らせば、グラフトを損傷する可能性を減らすことができる。複数回通過する管採取機器と管との接触が繰り返されると、管損傷の可能性は増加する。本開示のデバイスなどの単一のデバイスは、デバイスが前進させられるにつれて、主血管を周囲の組織から剥離することができ、すなわち切り離すことができ、支流および主血管を焼灼および横切ることができ、複数回のデバイスの挿入および後退によってではなく、一度のデバイスの通過によって、管を採取することができる。減じられた直径を有するこのようなデバイスは剥離および支流の結紮に使用することができ、グラフト外傷は減少するはずである。本発明のデバイスの相対的に小さな直径は、例えば、内部乳腺動脈などのよりねじれた管の採取を容易にし得る。

30

【0014】

図 1 A に関して、本開示の内視鏡用カニューレ 100 は、近位端部 104 および遠位端部 106 を有し剥離先端 120 で終わる細長い本体 102 を含む。このカニューレ 100 は、遠位端部 106 の周りに配置される血管の封止および切断のための切断ユニット 150、ならびに切断ユニット 150 を制御するための制御ハンドル 160 をさらに含む。

【0015】

いくつかの態様では、細長い本体 102 は侵入切開部を通過して管採取の位置へと血管外を移動するように構成される。細長い本体 102 の、採取位置への移動を支援するように、細長い本体 102 は、その長さに沿った軸方向に十分に硬くてよい。細長い本体 102 にこのような特性を与えるために、ある態様では、細長い本体 102 は、生体適合性材料、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、複合材料または所望の特性を有するその他の材料などで作られてよい。望まれる範囲まで、細長い本体 102 は、用途に応じて半径方向または横方向に左右に動くようにいくらかの柔軟性を備え得る。

40

【0016】

いくつかの態様では、カニューレ 100 の細長い本体 102 は中空でなくてよい。他の態様では、内視鏡用カニューレ 100 は、小管腔 (lumen a) を備える一つ以上の内腔を含み得、これらは、そこを通過して前進する機器または材料を収容することができる。いくつかの態様では、内視鏡用カニューレ 100 は内視鏡用内腔 103 を含み得、カニューレ

50

ーレ100を使用して行われる可視化方法のために、内視鏡116を、その内視鏡用内腔103を通して前進させることができる。内視鏡用カニューレ100は内視鏡116を内視鏡用カニューレ100の中に前進させるためのアダプター114を、近位端部104において含み得る。カニューレ100の付加的な内腔を以下に記載する。

【0017】

いくつかの態様では、内視鏡用カニューレ100は、内視鏡用カニューレ100の遠位端部106またはその周りに配置された剥離先端120を含み得る。内視鏡の観察先端は剥離先端120の内側に位置し得る。いくつかの態様では、剥離先端120は、内視鏡116を剥離先端120内へ前進させることができるように、内視鏡用内腔103と流体連通する内部キャビティを含み得る。いくつかの態様では、先端チップ(chip-on-a-tip)タイプの内視鏡が、剥離先端120に内蔵され得る。先端120は、カニューレ100を使用して実施される方法の、先端120を通した内視鏡観察を可能にするために透明であってもよい。剥離先端120はいくつかの態様では、剥離先端120を通した内視鏡観察を容易にし、組織を剥離する(すなわち切り離す)間の必要な制御を可能にする限りにおいて、いかなる形状を備えてもよい。いくつかの態様では、剥離先端は概ね円錐形であり得る。

【0018】

いくつかの態様では、剥離先端120は、概ね平坦なショルダ122、および先細部124を含み得る。この先細部124は管セグメントを傷つけずに分離するために鈍端126で終わり、管セグメントは、内視鏡用カニューレ100が管セグメントに沿って移動させられるときに、近くの管または組織の裂けまたは突き刺しを防止または最小化しながら、周囲の組織から採取される。鋭くないように示されているが、カニューレ100をさらに前に進みやすくするために、望まれる程度に、剥離先端120の端部126が比較的尖っていてよいことは当然に理解されるべきである。

【0019】

図1Bおよび図1Cに関して、いくつかの態様では、剥離先端120は錐形であり得、また、光源およびカメラシステムと共にカニューレ100に挿入される内視鏡を通して見る際の、内視鏡の視野の中央における視覚的ゆがみまたは遮光の悪影響を最小限にするような方法で遠位端部に形成され得る。剥離先端120の内部表面121は、剥離先端120の遠位端部126へ向かって比較的一定の勾配を備え、内部尖部123で終わる先細状であり得る。この内部尖部123は図1Bに示すように、鋭く尖っていてよい。剥離先端120の外部表面125もまた剥離先端120の遠位端部126へ向かって一定の勾配の先細状であり得るが、遠位端部126において、剥離の間の組織の損傷を最小化するように、比較的丸みを帯びた鈍端を形成し得る。示されるように、遠位端部において剥離先端120の外部表面125が近位方向に、それ自体の上へ折り返され得る。その結果、鋭くない外側表面を維持し、剥離先端120の遠位端部において窪みを形成して、外部尖部127で終わり得る。内部尖部123および外部尖部127の両方がカニューレ100の、従っていくつかの態様では内視鏡116の、中心長軸の同一直線上にあり得る。換言すれば、内部尖部123および外部尖部127の中心はカニューレ100の中心長軸上に位置する。剥離先端120の内部表面121および外部表面125のそれぞれに、いずれも内視鏡116の軸と同一直線上にある先端を提供することで、光路(これは内視鏡軸と平行である)と垂直な表面が排除され得、その結果、垂直な表面からカメラへ戻る光屈折が排除され、それにより、光源およびカメラシステムと共に内視鏡116を通して見る際の視覚的ゆがみまたは遮光を、最小化または排除し得る。

【0020】

剥離工程の間の外傷の可能性を減らすために、いくつかの態様では、剥離先端120を半径方向にしなりやすく、曲げやすくまたは変形しやすくし得、その結果、剥離先端120に力を受けた状態において剥離先端がわずかに反り得る。いくつかの態様では、先端表面に垂直な力を受けた状態において剥離先端120の壁部が変形できるように、剥離先端120は半径方向に圧縮可能である。そのために剥離先端120は、剥離先端が負荷を受

10

20

30

40

50

けた状態で曲がるように薄壁のプラスチック材料から形成し得る。適切な材料にはポリカーボネート、グリコール修飾ポリエチレンテレフタレート（共重合体）（PETG）、ポリエチレンテレフタレート（PET）および剥離先端が負荷を受けた状態で曲がるようにしながら、十分な光学的透明度を提供する他の材料が含まれるが、これらに限定されない。同時に、剥離先端120には、周囲の結合組織からの管の剥離を可能にするための、軸方向または長手方向における十分なコラム強さを備え得る。

#### 【0021】

図2A～2Cに関して、バイパスグラフト術に使用される血管（例えば大伏在静脈または橈骨動脈）は皮膚の表面の下の皮下腔にある。管200は、図2Aに示すように、本幹210および、管幹210から生じる血管枝220から構成される。管200およびその分枝210は皮下の脂肪質の結合組織230に包まれており、主血管200が採取される前に周囲の脂肪質の結合組織230から離れるように剥離する必要がある。皮下脂肪230は皮膚、筋肉、筋膜またはその他の結合組織よりも柔らかい。管200に付着しているが、脂肪質の結合組織230は管200との接触面240を形成し、管200はきれいに剥離され得る。すなわち、管200の外層（外膜）と周囲の皮下脂肪230との間に自然剥離面が存在する。

10

#### 【0022】

図2Bは剥離先端120を用いた、自然剥離面に沿った管200の本幹210の剥離を示しており、剥離先端120は管200の外膜の表面に沿って進められている。この面に沿った管200の周囲の脂肪質の結合組織230からの切り離しは、通常、強い剥離力を必要としない。いくつかの態様では剥離先端120は、周囲の組織230から管200を、それらの間の自然剥離面に沿って剥離するのに十分なコラム強さを備え得る。

20

#### 【0023】

他方では、図2Cに示すように、剥離先端120が血管枝220に近づいたとき、血管枝220と主血管200の間の分岐250で血管枝220を剥離先端120で捕らえることができる。剥離先端120に過度な力が加わると、血管枝を引き裂き、血管枝を幹血管から切断してしまいかねず、さもなければ、主血管200の損傷を生じかねない。そのために、いくつかの態様で剥離先端120は、周囲の組織230から管200を、それらの間の自然剥離面に沿って剥離するのに十分なコラム強さを備えると同時に、血管枝まわりの剥離の間にグラフト管へ外傷を及ぼす可能性を減らすために、または増加した力が加わることで変形するように、血管枝220から反るように、十分にしなりやすい。剥離先端120の硬さは完全可撓性から半硬質、そして硬質まで、方法の要求に従って様々であり得ることは当然に理解されるべきである。

30

#### 【0024】

カニューレ100はさらに、主血管または血管枝のいずれかの血管の焼灼、または封止および切断のための1つ以上のエンドエフェクタを含み得る。

#### 【0025】

図3Aに関して、いくつかの態様では、カニューレ100の切断ユニット150は第1切断部材302および第2切断部材304であって、いずれもそれぞれの遠位端部から延びる切断部位310、312を有する、第1切断部材302および第2切断部材304を含み得る。

40

#### 【0026】

第1切断部材302および第2切断部材304はカニューレ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よい。このようにして、切断部位310、312は剥離を妨げないように、切断部位310、312が剥離先端120の近位側に十分に後退させられている、剥離の間の初期の後退位置から、封止および切断のための操作位置または前進位置まで移動させることができ、この操作位置または前進位置では切断部位310、312は使用者に切断部位が見えるように、および管のための十分な捕捉長を提供するように遠位側に前進させられてよい。いくつかの態様では、切断部位310、312で血管を捕捉するために、切断部位310、312は少なくとも部分的に剥離先端120を

50

越えて延ばされる。加えて、いくつかの態様では、第1切断部材302および第2切断部材304を互いに対して回転させることができる。このようにして、切断部位310、312は、図3Bに示すような切断部位310、312がそれらの間に血管を捕捉するために互いに離れて、または離間しているときの開位置から、図3Cに示すように血管を封止および切断するために、切断部位310、312が剥離先端120の周りで互いに向かって近づけられるときの閉位置まで移動させることができる。いくつかの態様では、第1切断部材302および第2切断部材304は、切断部位310、312の両方を、切断部位310と312の間に捕捉される血管の場所に依じて、剥離先端120のまわりに時計回りおよび反時計回りの両方の方向で互いに向かって周方向に回転させることができるように構成される。切断部位310、312の、これらの双方向性の円周移動は、使用者がカニユーレ100のすべての側面で血管の手術をすることを可能にし、その結果、使用者が血管に関連するカニユーレ100の方向および位置を懸念する必要がないので、時間を節約するため、および方法の間のカニユーレ操作を減らすことができる。加えて、切断部位が側枝をねじる（これにより血管の牽引および、グラフトの損傷が及ぼされる）可能性を減らし得る。この双方向性の移動は使用者にとってより直感的であり得、どちら側が焼灼および切断に機能する側かを覚えておく必要を無くす。他の態様では、より簡単な操作および切断部位310、312の可視化のために、切断部位310、312のうち一方を固定し、固定された切断部位に向かって他方を時計回りおよび反時計回りの両方に回転させることができる。当然に、カニユーレ100を移動させることによって固定された切断部位も所望の方向へ移動させることができる。

10

20

#### 【0027】

切断部材302、304の切断部位は概ね楕円形であるか、または丸みを帯びた遠位先端を備えるブレード状であってよいが、その他の、血管を切断および封止することができる形状もまた使用されてよい。血管の封止を促進するために、切断部位310、312の一方または両方は、必要に応じて、種々のエネルギー源を使用してエネルギーを与えられてよい。このエネルギー源は抵抗加熱、超音波加熱、および双極性または単極性のRFエネルギーを含むが、これに限定されない。いくつかの態様では、電極は互いに独立して制御することができる。いくつかの態様では、切断部位310、312は、切断部位310、312自体がエネルギーを与えられ得るようにする金属のような材料から作られてよい。加えて、または別法として、例えば金属ワイヤなどのエネルギー付与要素を切断部位310、312に配置することができる。エネルギーを与えられると、エネルギー付与要素は血管を封止するように血管と切断部位310、312で接触してよい。いくつかの態様では、一方または両方の切断部材310、312はスポット焼灼に使用される突出部を含み得る。いくつかの態様では、一方または両方の切断部材310、312は、エネルギーを血管へ集中させて加えるために鋭利化された薄いエッジを有し得る。このように集中させたエネルギーを加えることで側枝へ加えるために必要なエネルギーをより少なくすることができ、それによって側枝から血管の本幹への焼灼エネルギーの拡大が最小化され、およびそれにより血管への外傷の可能性が排除される。

30

#### 【0028】

血管の封止に続く、血管の切断を促進するために、いくつかの態様では、間で切断が生じる切断部位310、312の対向するエッジ318、320の一方は均し面を有してよく、他方は鋭利化されてよく、薄くてよく、または尖っていてよい。組織が鋏様動作でなく、平坦な表面に対する薄いエッジで切断される。そのためにも、いくつかの態様では、切断部位312の両方のエッジを平坦にしなが、切断部材310の両方のエッジを鋭利化されたエッジにすることができ、その逆もまた可能である。別法として、切断部位310、312は、1つの尖ったエッジまたはブレード状エッジと、1つの平坦なエッジとを有し得、一方の切断部位の鋭いエッジは、他方の切断部位の平坦なエッジに面している。注目すべきは上記のように、いくつかの態様では、エネルギーを使用して血管を封止および切断することができることである。いくつかの態様では、組織が鋏様の方法で切断されるように切断部位310、312の対向するエッジ318、320の両方を鋭利化す

40

50

ることができることは当然に理解されるべきである。

【0029】

図3Bおよび図3Cに示すように、いくつかの態様では、切断部材302、304は実質的にU字型にすることができ、カニューレ本体102に対して同じ面に配置することができる。いくつかの態様では、切断部材302、304は、切断部材302、304の互いに対する円周移動を可能にするように、エッジに沿ってカットアウト（切り抜き）および指状部（フィンガー）314、316をそれぞれ含み得る。

【0030】

図4Aおよび図4Bに関して、いくつかの態様では、切断部材302、304は実質的にチューブ状にすることができ、カニューレ本体102の面と異なる面に配置することができる。図4Aに示すように、いくつかの態様では、切断部材304は切断部材302の内側に同心円状に配置することができる。図4Bに関して、いくつかの態様では、カニューレ100の細長い本体102は、主軸構造としての機能を果たし得る金属製およびプラスチック製の一連の同軸チューブ、導電性および絶縁性のパス、およびエンドエフェクタ、すなわち切断部位310、312から作られ得る。いくつかの態様には電気絶縁体、およびデバイスの全長にわたって2つの金属導電チューブの間に挟まれている、機械的軸受け表面の機能を果たす3つのプラスチックシースが存在し得る。最も内側の層は内部内腔403を画成する内部シース402（プラスチック）であり得る。内部シース402は、外側を、内部電極チューブ404（金属）、中間シース406（プラスチック）、外部電極チューブ408（金属）、外部シース410（プラスチック）および最後にシュリンクジャケット412を伴ってよい。いくつかの態様では、3つのプラスチックシースの代わりに、非導電コーティングまたは同様の手段を用いて、電気絶縁体を提供することができる。例えば、いくつかの態様では、電極404、408はポリフッ化ビニリデン（PVDF）でコーティングすることができ、他の非導電コーティングもまた使用することができる。

【0031】

内部電極チューブ404および外部電極チューブ408は、第1切断部材302および第2切断部材304を形成するのに使用することができ、切断部位310、312は、内部電極チューブ404および外部電極チューブ408の内部電極の遠位端部に形成される。切断部位310、312による血管の捕捉、封止および切断を可能にするために、内部電極チューブ404および外部電極チューブ408はカニューレ100に対して長手方向に摺動させることができ、互いに対して回転可能である。さらに、切断部位310、312は内部電極チューブ404および外部電極チューブ408から形成されているため、内部電極404および外部電極408を通して切断部位310、312へ容易にエネルギーを与えることができる。いくつかの態様では、内部電極チューブ404から形成される切断部位（すなわち内部切断部位411）を、外部電極408において形成される切断部位（すなわち外部切断部位413）と同じ軸に沿って回転でき、および同一半径方向にすることができるように、内部電極404の面から外れるように曲げることができる。いくつかの態様では内部切断部位411は、内部切断部位のいずれかの側面に平坦な面416を有してよく、一方、外部切断部位413は、両側に、鋭い又はブレード状のエッジ418を有してよく、あるいはその反対であってよい。他の態様では、上記のように、切断部位411、413はいずれも、1つの鋭利化されたエッジと、1つの平坦なエッジとを、一方の切断部位の平坦なエッジが、もう一方の鋭利化されたエッジに面するように有し得る。

【0032】

図4Cに関して、いくつかの態様では、内部内腔403を通して内視鏡116が剥離先端の中へ前進することができるように、剥離先端120を内部シース402に接続することができる。剥離先端120とカニューレ本体102との間の幾可学的形状を平滑化することによって剥離の間の損傷から組織を保護するために、スリーブ414、または遷移を使用することができる。図4Dに示されるように、切断部位312、314をスリーブ4

10

20

30

40

50

14を通して遠位側に前進させることができるように、スリーブ414の遠位端部を剥離先端120に取り付けずにすることができる。いくつかの態様では、剥離の間に滑らかな遷移および組織または体液がカニューレ100へ侵入するのを防ぐための密封を生じる剥離先端にスリーブ414が適合するように、スリーブ414を曲げやすい材料で作ることができる。他方では、曲げやすいスリーブはたわむことができ、スリーブ414を通して切断部位310、312を遠位側に進出させることができるように伸ばすことができる。いくつかの態様では、切断部位312、314とスリーブ414との間の摩擦を減少させることにより、スリーブ414を通る切断部位312、314の伸長をより容易におよびより滑らかにするために、スリーブの表面を滑らかな物質でコーティングすることができる。美観のため、および移動の確保を補助するために、薄壁のシュリンクチューブ412をカニューレ本体の外表面の上に取り付けることができる。

10

#### 【0033】

図5は切断部材310、312を制御するための制御ハンドル160の態様を示す。いくつかの態様では、制御ハンドル160は切断部材310、312を前進および後退させるための並進制御部502を含み得る。制御ハンドルはさらに切断部材を互いに対して回転させるための回転制御部504を含む。最後に、制御ハンドル160は切断部位310、312へエネルギー（双極性RFエネルギーなど）を供給するためのエネルギー制御部506を含む。内視鏡用カニューレ100の中に内視鏡116を前進させるためのアダプター114は制御ハンドル500の近位端部に設置することができる。

#### 【0034】

20

操作中、従来の方法で対象の管（例えば伏在静脈）を露出させるように初期切開部を作ってよい。カニューレ100を切開部へ挿入し、対象の管まで導くことができる。いくつかの態様では、カニューレ100は、カニューレ100が患者に挿入されるときに通るポートの中にカニューレ100をシールするための滑らかなチューブ状のシースを、細長い本体102の周りに含み得る。次いで、対象の管を周囲の組織から剥離するように、実質的に対象の管に沿って、カニューレ100を前進させることができる。いくつかの態様ではカニューレ100は、周囲の組織からの対象の管の剥離によってできる空間の通気が可能なように、切開部を封止するために使用されるシール可能なポートを通して導入されてよい。

#### 【0035】

30

カニューレ100を前進させる間、血管枝に接するまで組織の剥離を妨げないように、切断要素302、304の切断部位310、312は後退位置に保持される。血管枝に接したとき、上記のように、血管枝を捕捉、封止および切断するために切断部位310、312を剥離先端120を越えて前進させることができる。

#### 【0036】

図6A～6Fに関して、制御ハンドル160を使用するいくつかの態様では、図6C～6Dに示すようにハンドルの並進制御部502をその遠位位置へ前進させることで、切断部位310、312を、図6A～6Bに示すような後退位置から剥離先端120を越えて遠位方向に移動させることができる。切断部位310、312をともに前進させ、剥離先端120における内視鏡の視野に入れることができる。次に、血管枝の封止および切断のために、図6E～6Fに示すように、回転制御部504を使用して切断部位310、312を互いに対して回転させることができる。切断部位310、312は円弧を描くような動作で剥離先端120の周りに回転させることができる。内視鏡用カニューレ100は、採取する主血管に対する血管枝の方向に拘わらず、対象の血管が切断部位310、312のうち1つを跨がるように配置することができる。内視鏡用カニューレ100は、主血管の損傷を避けるために、使用者が対象の主血管から内視鏡用カニューレ100および切断部位310、312をできるだけ離れて設置できるように設計することができる。位置にしたら、使用者は切断部位310、312の一方を、もう一方へ向かって血管枝が捕捉されるまで回転させることができる。もし適切に配置された場合、回転は好ましくは常に主血管から離れており、それ故に横方向の熱の伝播（分散）の悪影響の可能性を、増加お

40

50

よびさらに最大化させる。次に、血管枝が切断部位 3 1 0、3 1 2 の間に位置した時点で、使用者はエネルギー制御部ボタン 5 0 6 を押下して、管を封止するようにエネルギーを支流へ移入することができる。封止が完了し、エネルギー制御部ボタン 5 0 6 が開放された後、使用者は回転制御部 5 0 4 を、切断部位 3 1 0、3 1 2 が血管枝を横切するまで進め続けることができる。使用者は次に、切断部位 3 1 0、3 1 2 を並進制御部 5 0 2 を用いて後退させ、全ての支流がうまく結紮および横切されるまで、デバイスを次の血管枝まで前進させることができる。

【 0 0 3 7 】

血管枝が止血的 ( h e m o s t a t i c a l l y ) に切断された後、次の血管枝に接触するまでカニューレ 1 0 0 を前進させることができる。この場所において、切断ユニット 3 0 0 を使用することで血管枝を封止および切断することができる。所望の長さの対象の管に沿った全ての血管枝が封止および切断された時点で、血管枝を切断および封止するために使用される方法に似た方法によって、対象の管を封止および切断するためにカニューレ 1 0 0 を使用することができる。別法として、カニューレ 1 0 0 を引き抜いて別の手術デバイスを、主血管を封止および切断するために使用することができる。

【 0 0 3 8 】

いくつかの態様では、本開示のカニューレ 1 0 0 は管の封止および切断を小さなキャビティで実施可能にすることができる。これに応じて、本開示のカニューレ 1 0 0 を使用する場合、血管周囲のキャビティを広げた状態に保持する必要が無いため、この方法は血管周囲のキャビティへの送気なしで実施することができる。操作中、透明な剥離先端 1 2 0 は、圧壊した組織のトンネルの中ですべての部品が見えるように維持しながら、切断ユニットの部材が管を捕捉することができるように、管を片側へ反らすことができる。小さな、または圧壊したキャビティでの管の採取は、例えば内胸動静脈のような管のねじれに特徴づけられる解剖学的状況において有用である。送気なしの採取はグラフトにとってもまた有益であり得る。二酸化炭素の送気によって維持されているキャビティの炭酸環境はグラフト管にとって有害であり得る。管を囲む、より低い pH の雰囲気は、グラフトの細胞生存性を、グラフトの早期の破損を潜在的に導くように変え得る。送気によって生じる正圧もまた管を圧壊して鬱血を生じさせ、腔内血塊形成の可能性を増加させ得る。腔内に血塊が存在することで、グラフトの血栓形成および早期のグラフト破損が生じ得る。

【 0 0 3 9 】

図 7 A および図 7 B に関して、切断ユニット 1 5 0 は第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 を含み得る。いくつかの態様では、剥離の間、血管の捕捉、封止および切断のために第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 を剥離先端 1 2 0 に対して、近位位置からより遠位位置まで並進させ得る。さらに、第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 が互いに離間して、その間に血管を捕捉することができ、次に、血管を封止および切断をするために、互いに対して押し込むことができるように、第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 を、互いに対して移動させることもできる。第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 のこれらの移動を可能にするために、いくつかの態様では、第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 を、前進および後退のための一つ以上の作動ロッドに取り付けることができる。第 1 部材 7 0 2 および第 2 部材 7 0 4 を剥離先端 1 2 0 および互いに対して並進移動させるための他の機構を使用することができることは当然に理解されるべきである。

【 0 0 4 0 】

双極性 R F 切断のために、第 1 部材 7 0 2 は円周状に配置された 4 つの近位電極部分 7 0 6 を含み得る。近位電極部分は 0 . 0 2 0 インチ ( 5 0 8  $\mu$  m ) の導体によって接続することができる。双極性 R F 切断のために、第 2 部材 7 0 4 は円周状に配置された 2 つの遠位電極部分 7 0 8 を含み得る。遠位電極部分は 0 . 0 2 0 インチの導体によって接続することができる。加えて、第 2 部材 7 0 4 は抵抗発熱焼灼器 7 0 6 のために遠位電極部分の遠位側に配置された 2 つの部分 7 1 0 と、単極焼灼のための遠位リング電極 7 1 2 とを含み得る。電極 7 0 6 ~ 7 1 2 へエネルギーを与えるために、作動ロッドを使用することができる。

## 【 0 0 4 1 】

図 8 に関して、いくつかの態様では、切断ユニット 1 5 0 は第 1 部材 8 0 2 および第 2 部材 8 0 4 を含み得る。第 1 部材 8 0 2 および第 2 部材 8 0 4 は剥離先端および互いに対して上記のように並進させることができる。切断ユニット 1 5 0 のこの態様において、第 2 部材 7 0 4 の 3 つの電極 7 0 8、7 1 0、および 7 1 2 (図 7 A および 7 B 参照) は組み合わされて 1 つの固体リングを形成している。双極性モードにおいては、リングの片側のみが、機能する近位部分と連動することができる。単極性モードにおいては、リング全体が外側の戻り電極と連動することができる。いくつかの態様では、2 つの大断面導体は 4 つの電極部分 (2 つは R F 切断のためのもの、2 つは抵抗発熱焼灼のためのもの) によってかわることができ、こうすることで遠位構造の剛性を高めることができる。

10

## 【 0 0 4 2 】

さらに、第 1 部材 7 0 2 の 4 つの電極 7 0 6 は組み合わせて 2 つの半球状電極 8 0 6 を形成することもでき、これら 2 つの半球状電極 8 0 6 は個別に制御することができる。このようにして、小さな 4 つのものの代わりに、2 つの大断面導体 8 0 8 のみを、図 7 A および 7 B に示される切断ユニットにおいて使用することができる。近位構造の剛性は 4 つの電極を組み合わせて 2 つにすることによってもまた高めることができる。

## 【 0 0 4 3 】

図 9 A に関して、いくつかの態様では、切断ユニット 1 5 0 は、双極性 R F 切断のための近位電極 9 1 6 を有する第 1 部材 9 0 2 を含み得る。切断ユニット 1 5 0 は、双極性 R F 切断のための遠位電極 9 1 8 を有する第 2 部材 9 0 4 も含み得る。切断ユニット 1 5 0 は単極スポット焼灼のために剥離先端 1 2 0 の上に配置された電極 9 1 4 をさらに含み得る。いくつかの態様では、第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 は、オプションとしてコーティングを備える導電材料でできており、電極 9 1 4、9 1 6、9 1 8 は切断部材 9 0 2、9 0 4 を通じてエネルギーを与えられ得る。

20

## 【 0 0 4 4 】

図 9 B および図 9 C に関して、いくつかの態様では、第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 はチューブ状であってよく、第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 を長手方向において互いに対して偏らせることができるように、第 1 部材 9 0 2 を第 2 部材 9 0 4 に対してスライド可能なように配置される。血管を捕捉、切断および封止するために、いくつかの態様では第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 は、図 9 A に示すような剥離先端 1 2 0 の近位の非動作位置と、図 9 B および図 9 C に示すような、内視鏡の視野における動作位置との間を遠位方向に移動することができる。

30

## 【 0 0 4 5 】

第 2 部材 9 0 4 は第 2 部材 9 0 4 の遠位領域に 1 つ以上のフック 9 0 6 を含み得る。フック 9 0 6 は図 9 B に示すように血管枝を捕捉するように構成することができる。いくつかの態様では、血管枝にフックのうちの少なくとも 1 つによって触れることができるように、第 2 部材 9 0 4 は 2 つのフック 9 1 0 および 9 1 2 を、互いに離間して含み得る。

## 【 0 0 4 6 】

操作中、剥離先端 1 2 0 の近位側に位置する切断ユニット 1 5 0 の第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 と一緒に、カニューレ 1 0 0 を管まで前進させることができる。図 9 B に示すように管に達したとき、はじめに、第 2 部材 9 0 4 のフックによって血管枝を捕捉するように、第 2 部材 9 0 4 を遠位方向へ伸ばすことができる。スポット焼灼も、スポット焼灼電極 9 1 4 によってこの位置で所望のように実施することができる。次に、第 1 部材 9 0 2 および第 2 部材 9 0 4 の電極 9 1 6 と電極 9 1 8 との間に血管枝を挟むように第 1 部材 9 0 2 を前進させることができ、切断ユニット 1 5 0 に捕捉される血管枝を封止および切断するために R F 電流を流すことができる。

40

## 【 0 0 4 7 】

図 1 0 A および図 1 0 B は、第 1 部材 1 0 0 2 および第 2 部材 1 0 0 4 を有する切断ユニット 1 5 0 のさらにもうひとつの態様を示す。図 9 A ~ 9 C に示される切断ユニットの態様と比較すると、第 2 部材 9 0 4 の 2 つのフック 9 1 0、9 1 2 と比べて、第 2 部材 1

50

004は第2部材1004の片側に、1つのフック1010のみ含み得る。フックの1つを取り除くことで、カニューレ100の中に配置された内視鏡116による、処置の見え方を改善することができる。その他の点では、この態様の切断ユニット150の構造および操作は図9A~9Cに開示される切断ユニット150の態様の構造および操作に類似してよい。

【0048】

本開示において、種々の電極へのエネルギーの好適な種類を示しはしたが、注目すべきはすべての電極に、抵抗加熱、超音波加熱、および双極性または単極性のRFエネルギーを含むが、これらに限定されない種々のエネルギー源を使用してエネルギーを与えることができるということである。いくつかの態様では、電極は互いに独立して制御することができる。適切な場合には、電極は絶縁被覆または絶縁シースによって絶縁することができることにもまた注目すべきである。

10

【0049】

本書に記載のすべての特許、特許出願、および刊行された文献はその全体を引用により本明細書に組み入れる。本開示の上記の態様は開示の原理の明確な理解を示すだけの単なる実行可能な実施例であるということは、強調されなければならない。開示の原理および精神から実質的に逸脱することなく、多くの変型および改良を上記の態様に加えることができる。上記に開示された、およびその他の、それぞれの特徴および機能、またはその代案が、多数の他の異なるシステムおよび応用に望ましく組み合わせられることが認識されるだろう。これらの改良および変型の全てが、本開示の範囲の中で、添付された請求項の範囲の中に該当するようにして、本明細書に含まれるように意図されている。

20

【図1A】

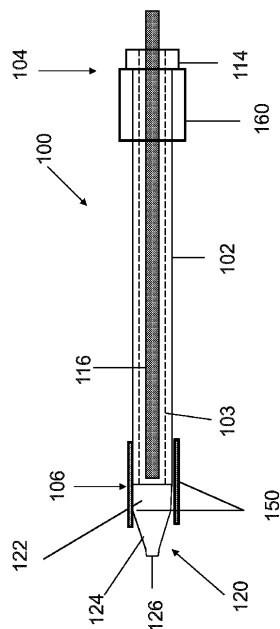
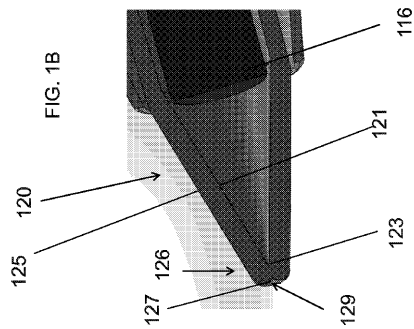
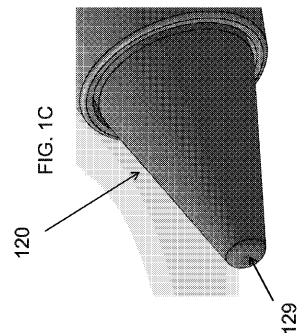


FIG. 1A

【図1B】



【図1C】



【 図 2 A 】

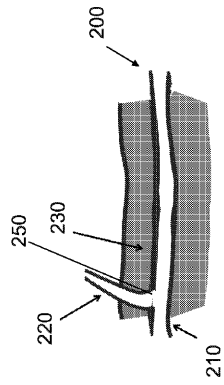


FIG. 2A

【 図 2 B 】

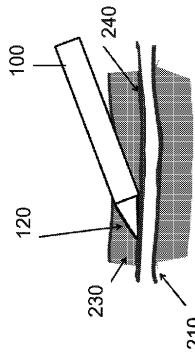


FIG. 2B

【 図 2 C 】

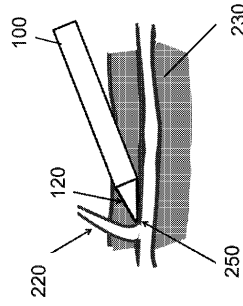


FIG. 2C

【 図 3 A 】

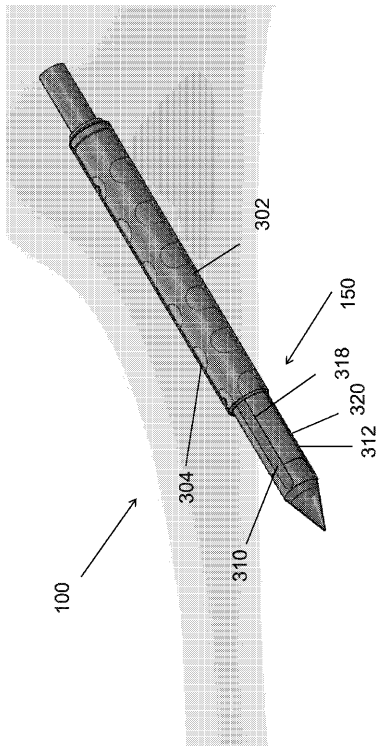


FIG. 3A

【 図 3 B 】

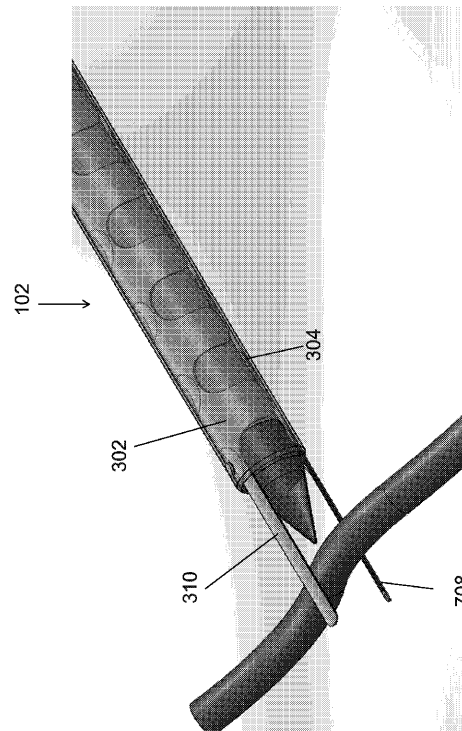
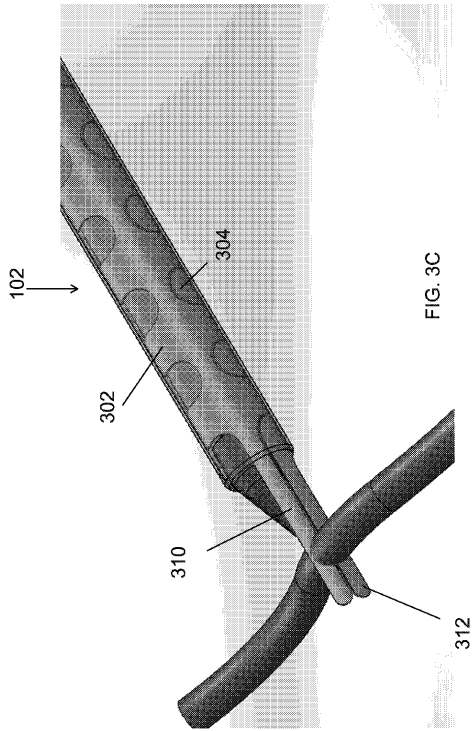
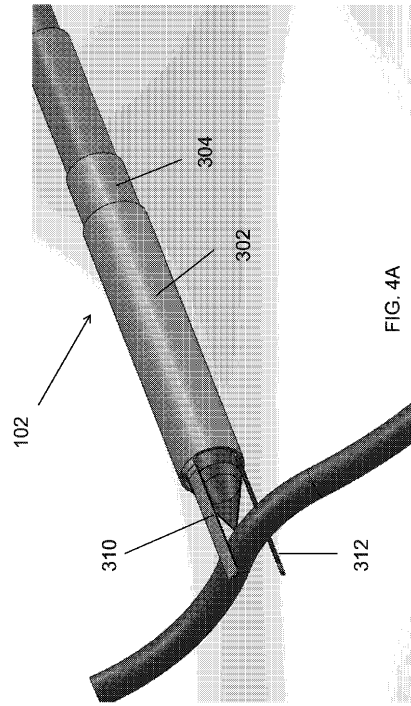


FIG. 3B

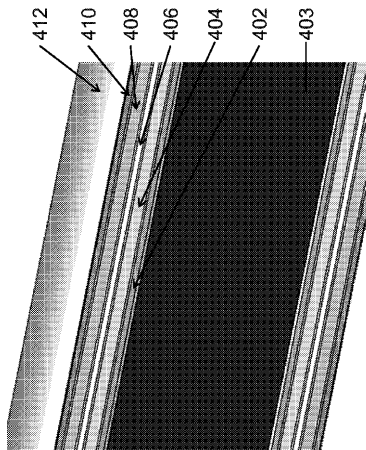
【 図 3 C 】



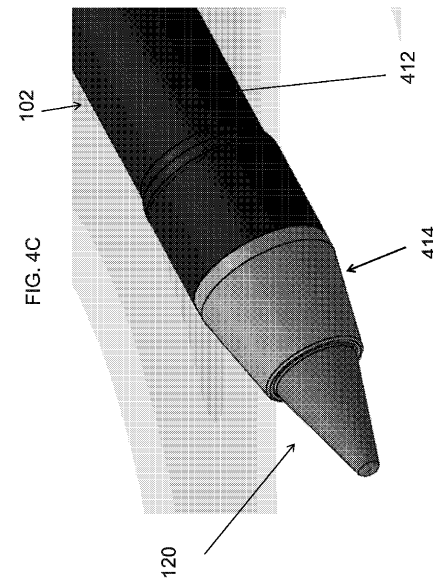
【 図 4 A 】



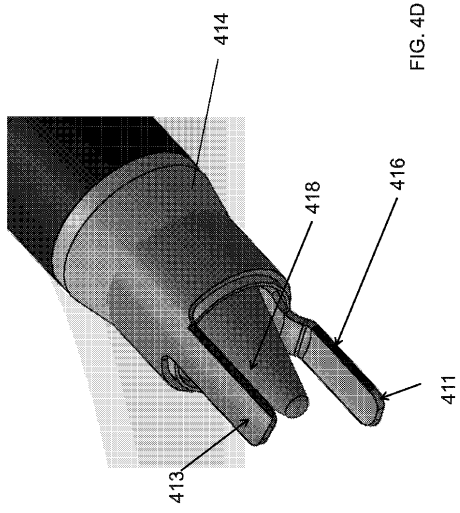
【 図 4 B 】



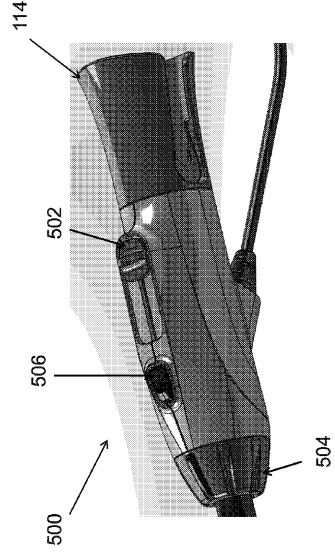
【 図 4 C 】



【 図 4 D 】



【 図 5 】



【 図 6 A 】

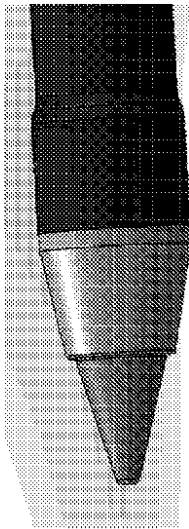


FIG. 6A

【 図 6 B 】

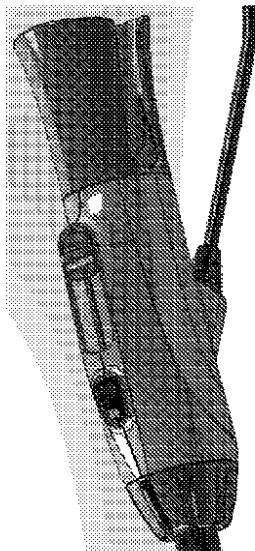


FIG. 6B

【図 6 C】

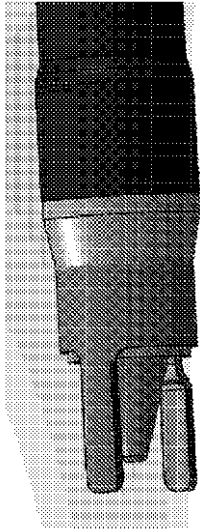


FIG. 6C

【図 6 D】

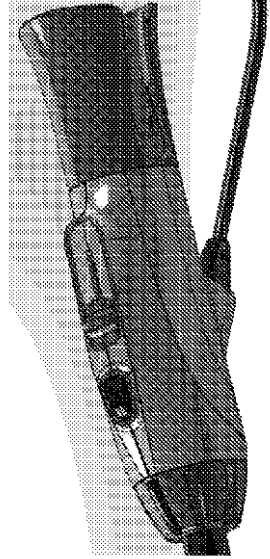


FIG. 6D

【図 6 E】

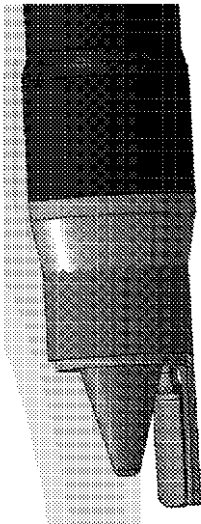


FIG. 6E

【図 6 F】

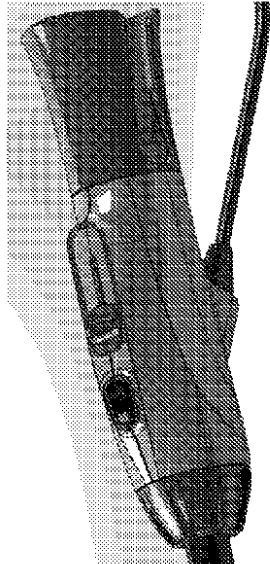
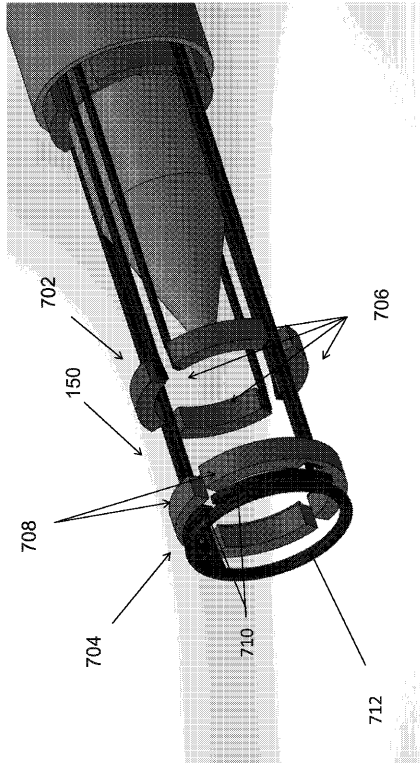
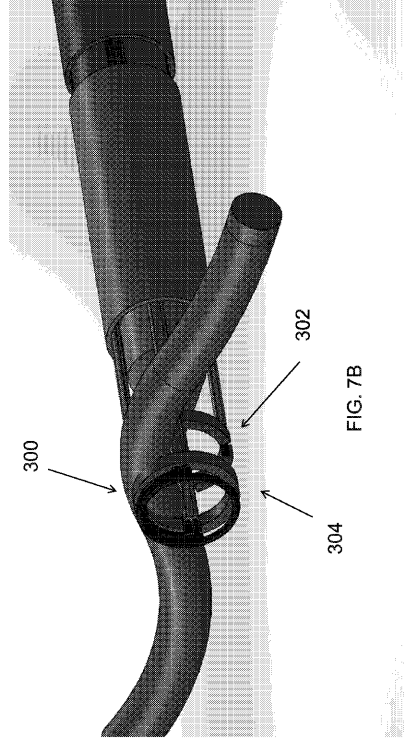


FIG. 6F

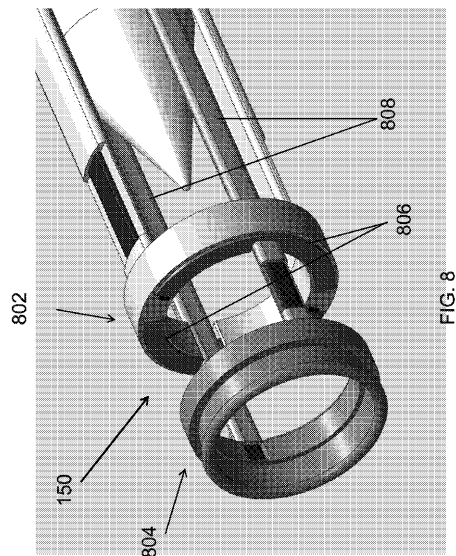
【 7 A 】



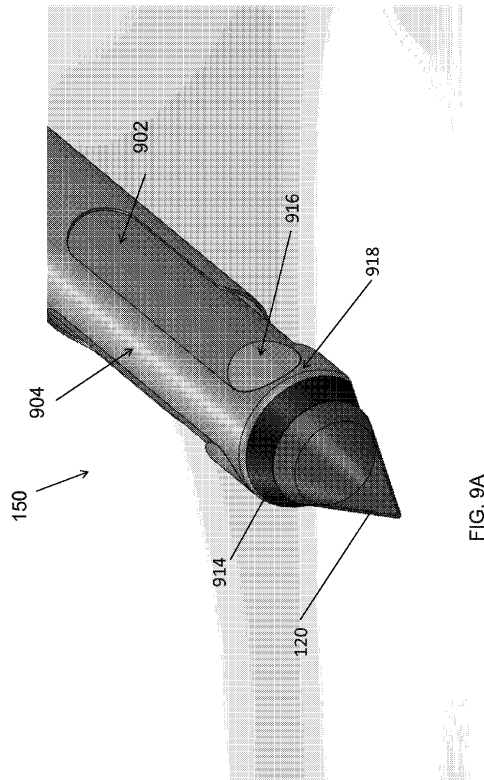
【 7 B 】



【 8 】



【 9 A 】



【 図 9 B 】

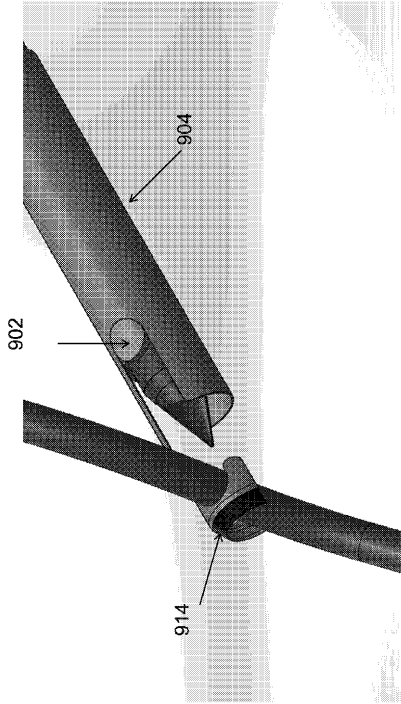


FIG. 9B

【 図 9 C 】

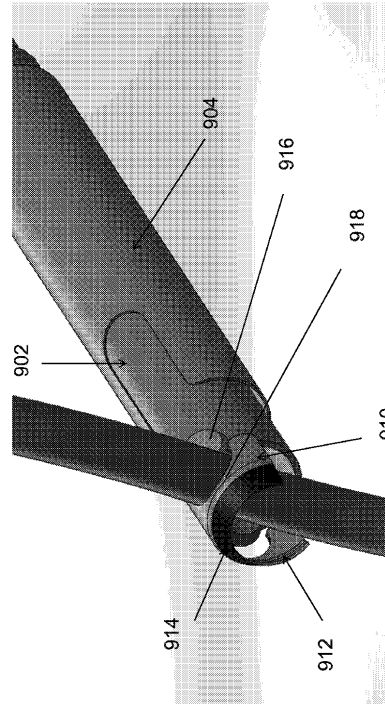


FIG. 9C

【 図 10 A 】

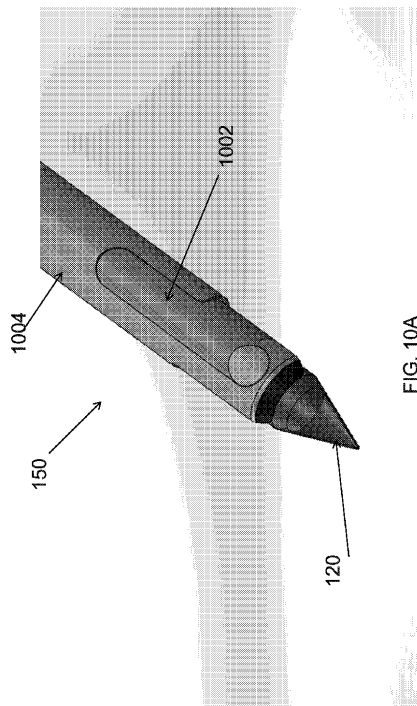


FIG. 10A

【 図 10 B 】

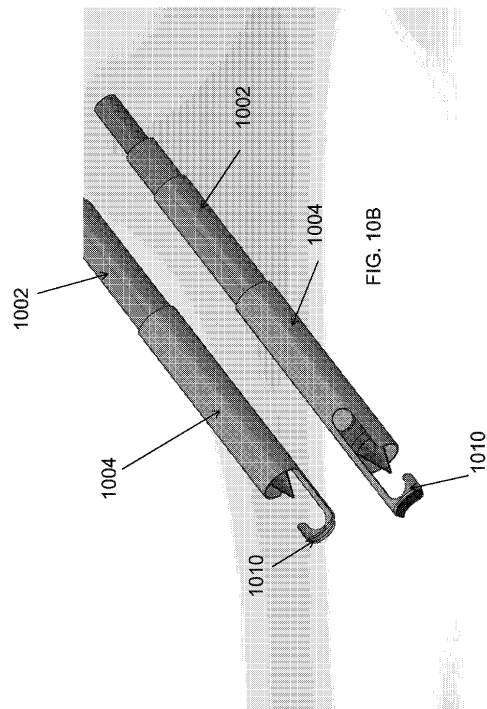


FIG. 10B

## フロントページの続き

(31)優先権主張番号 14/190,873

(32)優先日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 アルバート・ケイ・チン

アメリカ合衆国94306カリフォルニア州パロ・アルト、ポートル・アベニュー1638番

(72)発明者 マーク・ジェイ・オーファノス

アメリカ合衆国02035マサチューセッツ州フォックスボロ、カトラー・レイン10番

(72)発明者 マイケル・バレンボイム

アメリカ合衆国02141マサチューセッツ州ケンブリッジ、レイトン・ストリート1番、アパートメント805

審査官 槻木澤 昌司

(56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0208192(US, A1)

特開2005-246058(JP, A)

米国特許第06042538(US, A)

特表2000-505315(JP, A)

米国特許第06019771(US, A)

米国特許第07485092(US, B1)

米国特許出願公開第2008/0306335(US, A1)

国際公開第2003/013367(WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32

专利名称(译)	单内窥镜管收割装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6283091B2</a>	公开(公告)日	2018-02-21
申请号	JP2016500439	申请日	2014-02-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	萨芬娜医疗公司		
[标]发明人	アルバートケイチン マークジェイオーファノス マイケルバレンボイム		
发明人	アルバート・ケイ・チン マーク・ジェイ・オーファノス マイケル・バレンボイム		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/00008 A61B17/320016 A61B17/3201 A61B17/3205 A61B17/32053 A61B17/3417 A61B18/148 A61B2017/00778 A61B2017/00907 A61B2017/00969 A61B2018/00404 A61B2018/0063 A61B17 /32002 A61B2018/00601		
FI分类号	A61B17/32		
优先权	61/782034 2013-03-14 US 61/833814 2013-06-11 US 14/190873 2014-02-26 US		
其他公开文献	JP2016514016A JP2016514016A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种内窥镜管收获装置。在一些方面，装置（100）包括具有近端（104）和远端（106）的细长主体（102），远端（120），其设置在细长主体；以及具有第一切割位置（310）和第二切割位置（312）的切割单元（150），其中第一切割位置（310）和第二切割位置（312）相对于细长主体（102）纵向移动以捕获第二切割部位（312）与捕获的血液之间的血管可绕尖端（120）周向相对于彼此旋转以切割管。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6283091号 (P6283091)
(45) 発行日 平成30年2月21日(2018.2.21)		(24) 登録日 平成30年2月2日(2018.2.2)
(51) Int. Cl. A61B 17/32 (2006.01)	F 1 A61B 17/32	
請求項の数 17 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-500439 (P2016-500439)	(73) 特許権者 515251746	
(86) (22) 出願日 平成28年2月26日(2014.2.26)	ファイナ・メディカル・インコーポレイテッド	
(65) 公表番号 特表2016-514016 (P2016-514016A)	Saphena Medical, Inc.	
(43) 公表日 平成28年5月19日(2016.5.19)	アメリカ合衆国O2379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	
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/018737	(74) 代理人 100100158	
(87) 国際公開番号 W02014/158613	弁理士 坂島 睦	
(87) 国際公開日 平成26年10月2日(2014.10.2)	100132252	
審査請求日 平成28年11月30日(2016.11.30)	(74) 代理人 弁理士 吉田 環	
(31) 優先権主張番号 61/782,034		
(32) 優先日 平成25年3月14日(2013.3.14)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
(31) 優先権主張番号 61/833,814		
(32) 優先日 平成25年6月11日(2013.6.11)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 単一の内視鏡用管採取デバイス		