

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5346223号
(P5346223)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日(2013.8.23)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39

請求項の数 13 外国語出願 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-38181 (P2009-38181) (22) 出願日 平成21年2月20日(2009.2.20) (65) 公開番号 特開2009-195706 (P2009-195706A) (43) 公開日 平成21年9月3日(2009.9.3) 審査請求日 平成24年1月30日(2012.1.30) (31) 優先権主張番号 61/030, 771 (32) 優先日 平成20年2月22日(2008.2.22) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 12/361, 369 (32) 優先日 平成21年1月28日(2009.1.28) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 507362281 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ アメリカ合衆国 コネチカット 0647 3, ノース ハイブン, ミドルタウン アベニュー 60 (74) 代理人 100107489 弁理士 大塩 竹志 (72) 発明者 エドワード エム. コージン アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボールダー, インディアン サマー コート 5424 審査官 菅家 裕輔</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】モノコック構造の顎設計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

顎部材を製造する方法であって、
 導電性プレートと、支持部材とを提供するステップと、
 箱状の支持骨組みを形成するために該支持部材に該導電性プレートを取り付けるステップであって、該箱状の支持骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、ステップと、
 該支持部材に対して該導電性プレートを支持するために該キャビティの中に充填材料を挿入するステップと、
 該箱状の支持骨組みの外側周囲に絶縁カバーを形成するステップと
 を包含する、方法。

10

【請求項2】

前記箱状の支持骨組みを形成するために前記支持部材に前記導電性プレートを取り付けるステップは、溶接、ハンダ付け、接着、および機械的係合のうちの少なくとも1つを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記支持部材は、そこから延びるように構成された少なくとも1つのフランジを備えている、請求項1に記載の方法。

【請求項4】

前記絶縁カバーは、オーバモールドである、請求項1に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記絶縁カバーは、コーティングである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記支持部材は、U形状の構成、O形状の構成、およびV形状の構成のうちの少なくとも1つを形成するようにスタンピングされる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記充填材料は、プラスチック、エポキシ、ポリマーベースの材料、樹脂、カーボンファイバ、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも1つを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記絶縁カバーは、プラスチック、エポキシ、樹脂、ポリマーベースの材料、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも1つを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記導電性プレートは、その中に画定されたナイフスロットを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

電気外科的鉗子と共に使用するための顎部材であって、該顎部材は、

第1の表面と、そこから垂下する一対の側面とを有する支持部材であって、該支持部材は、U形状の構成を形成し、該側面の自由端はそれぞれ、フランジを含み、該フランジは、該自由端から外方向に延びている、支持部材と、

電気外科的エネルギー源に接続されるように適合され、かつ、箱状の骨組みを形成するために該支持部材を囲むように、該フランジを架橋するように取り付けられた導電性プレートであって、該箱状の骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、導電性プレートと、

該キャビティの中に配置された充填材料と、

該導電性プレートの作動の間に、周囲の組織を絶縁するように該箱状の支持骨組みの周囲に配置された絶縁カバーと

を備えている、顎部材。

【請求項 11】

前記支持部材は、U形状の構成を形成する、請求項 10 に記載の顎部材。

【請求項 12】

前記充填材料と前記絶縁カバーとのうちの少なくとも1つは、プラスチック、エポキシ、ポリマーベースの材料、樹脂、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも1つを含む、請求項 10 に記載の顎部材。

【請求項 13】

前記導電性プレートは、その中に画定されたナイフスロットを含む、請求項 10 に記載の顎部材。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本願は、本明細書において参考として援用される Edward Chojin による 2008年2月22日出願の「MONOCOQUE JAW DESIGN」と題される米国仮特許出願第 61 / 030, 771 号に対する優先権の利益を主張する。

【0002】

(技術分野)

本開示は、電気外科的鉗子に関し、そして、さらに詳細には、本開示は、内視鏡的なバイポーラおよび/またはモノポーラの電気外科的鉗子、また開放性のバイポーラおよび/またはモノポーラの電気外科的鉗子のいずれかと共に使用するエンドエフェクタアセンブリのための顎部材を製造する方法に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0003】

電気外科的鉗子は、機械的なクランプ作用と電気外科的エネルギーとの両方を利用することにより、組織を凝固、焼灼、および/またはシーリングするために組織と血管とを加熱することによって止血をもたらす。開放性の外科的手順と共に使用する開放性の鉗子の代替として、多くの現代の外科医は、より小さな穿刺孔状の切開を通して臓器に遠隔でアクセスする内視鏡と内視鏡的器具とを使用する。その直接的な結果として、患者は、傷の減少と治療時間の減少との利益を受ける結果となる。

【0004】

内視鏡的器具は、カニューレまたはポートを通して患者に挿入され、該カニューレまたは該ポートは、トロカールと共に作成されている。カニューレの一般的なサイズは、3ミリメートルから12ミリメートルの範囲である。より小さなカニューレが、一般的には好ましく、該より小さなカニューレは、理解され得るように、最終的に、より小さなカニューレに嵌まる内視鏡的器具を作成する方法を見つけなければならない器具の製造元に対して設計上の課題を提示する。

10

【0005】

多くの内視鏡的外科的手順は、血管または血管組織を切断または結紮することを必要とする。外科的な腔に関する固有の空間的な考慮に起因して、外科医は、多くの場合に、血管を縫合すること、または出血を制御する他の従来の方法を行なうこと、例えば、横に切開された血管をクランプすることおよび/または結ぶことが困難である。内視鏡的な電気外科的鉗子を利用することによって、外科医は、単に、顎部材を介して組織に印加される電気外科的エネルギーの強度、周波数、および持続時間を制御することによって、出血の焼灼、凝固/乾燥、および/または単なる減少もしくは減速のいずれかを行い得る。最も小さな血管、すなわち、直径が2ミリメートル未満の範囲の血管は、多くの場合に、標準規格の電気外科的器具および標準的な電気外科的技術を使用して閉鎖され得る。しかしながら、より大きな血管が、結紮される場合には、外科医が、電気外科的手順を開放性の外科的手順に転換することが必要であり得、そして、その結果、内視鏡的外科手術の利益を放棄する。あるいは、外科医は、より大きな血管またはより大きな組織をシールし得る。

20

【0006】

血管を凝固させるプロセスは、根本的に、電気外科的血管シーリングとは異なるということが考えられる。本明細書における目的のために、「凝固」は、組織を乾燥させるプロセスとして定義され、該プロセスにおいては、組織細胞が、破裂させられ、そして、乾燥させられる。「血管シーリング」または「組織シーリング」は、組織が、溶解した塊体に改質するように、組織内のコラーゲンを液化するプロセスとして定義される。小さな血管の凝固は、小さな血管を永久的に閉鎖するためには充分であるが、より大きな血管は、永久的な閉鎖を確実にするためにシールされる必要がある。

30

【0007】

既存の電気外科的鉗子に関する一般的な課題は、顎部材が、鋼鉄製の構造支持部材を含むように構築されることであり、このことは、一般的に、正確な機械加工と、正確な組み立てを必要とし、顎部材製造プロセスを、費用がかかり、かつ、時間を消費するものにする。

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本開示は、顎部材を製造する方法に関し、そして、導電性プレートと、支持部材とを提供する最初のステップを含む。支持部材は、そこから延びている(例えば、先端に、周囲に、および/または長さに沿ってなど)フランジを含む。方法はまた、箱状の支持骨組みを形成するためにフランジに導電性プレートを取り付けるステップであって、該箱状の支持骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、ステップと、導電性プレートが、

50

支持部材を押したときに、顎部材に対する強固な支持を維持し、かつ、顎部材に強度を加えるために、キャビティの中に充填材料を挿入するステップと、箱状の支持骨組みの外側周囲に絶縁カバーを形成するステップとを含む。実施形態において、充填材料は、絶縁性または導電性であり得る。充填材料と絶縁カバーとは、同様な材料から作成され得、かつ、プラスチック、エポキシ、ポリマーベースの材料、樹脂、カーボンファイバ、ゲル、およびそれらの組み合わせを含み得る。

【 0 0 0 9 】

一実施形態において、箱状の支持骨組みを形成するために支持部材に導電性プレートを取り付けるステップは、溶接、ハンダ付け、接着、および機械的係合のうちの少なくとも1つを含む。別の実施形態において、支持部材は、実質的にU形状の構成を形成するよう

10

【 0 0 1 0 】

本開示はまた、顎部材を製造する方法に関し、そして、導電性プレートと、フランジを有するU形状の支持部材とを提供するステップであって、該フランジは、支持部材から延びている、ステップと、箱状の支持骨組みを形成するために、フランジの長さに沿ってフランジに導電性プレートを取り付けるステップであって、該箱状の支持骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、ステップと、導電性プレートが、支持部材を押した

20

【 0 0 1 1 】

本開示はまた、電気外科的鉗子と共に使用するための顎部材に関し、該顎部材は、第1の表面と、そこから垂下する一対の側面とを有する支持部材であって、該支持部材は、概ねU形状の構成を形成している。各側面の自由端は、フランジを含み、該フランジは、該自由端から外方向に延びている。導電性プレートは、電気外科的エネルギー源に接続されるように適合され、かつ、フランジを架橋し、そして、箱状の骨組みを形成するために支持部材を囲むように支持部材に溶接されており、該箱状の骨組みは、その中に画定された

30

【 0 0 1 2 】

例えば、本発明は、以下の項目を提供する。

【 0 0 1 3 】

(項目 1)

顎部材を製造する方法であって、

導電性プレートと、支持部材とを提供するステップと、

箱状の支持骨組みを形成するために該支持部材に該導電性プレートを取り付けるステップであって、該箱状の支持骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、ステップと、

40

該支持部材に対して該導電性プレートを支持するために該キャビティの中に充填材料を挿入するステップと、

該箱状の支持骨組みの外側周囲に絶縁カバーを形成するステップと

を包含する、方法。

【 0 0 1 4 】

(項目 2)

上記箱状の支持骨組みを形成するために上記支持部材に上記導電性プレートを取り付けるステップは、溶接、ハンダ付け、接着、および機械的係合のうちの少なくとも1つを含

50

む、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 1 5 】

(項目 3)

上記支持部材は、そこから延びるように構成された少なくとも 1 つのフランジを備えている、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 1 6 】

(項目 4)

上記絶縁カバーは、オーバモールドである、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 1 7 】

(項目 5)

上記絶縁カバーは、コーティングである、項目 1 に記載の方法。

10

【 0 0 1 8 】

(項目 6)

上記支持部材は、実質的に U 形状の構成、実質的に O 形状の構成、および実質的に V 形状の構成のうちの少なくとも 1 つを形成するようにスタンピングされる、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 1 9 】

(項目 7)

上記充填材料は、プラスチック、エポキシ、ポリマーベースの材料、樹脂、カーボンファイバ、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つを含む、項目 1 に記載の方法。

20

【 0 0 2 0 】

(項目 8)

上記絶縁カバーは、プラスチック、エポキシ、樹脂、ポリマーベースの材料、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つを含む、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 2 1 】

(項目 9)

上記導電性プレートは、その中に画定されたナイフスロットを含む、項目 1 に記載の方法。

【 0 0 2 2 】

(項目 1 0)

顎部材を製造するための方法であって、

導電性プレートと、U 形状の支持部材とを提供するステップであって、該 U 形状の支持部材は、そこから延びるフランジを有する、ステップと、

箱状の支持骨組みを形成するために、該フランジの長さに沿って、該フランジに該導電性プレートを取り付けるステップであって、該箱状の支持骨組みは、その中に画定されるキャビティを有する、ステップと、

該導電性プレートを絶縁し、該 U 形状の支持部材に該導電性プレートを支持するために、該キャビティの中に絶縁性の充填材料を注入するステップと、

該箱状の支持骨組みの外側周囲に絶縁性カバーを取り付けるステップと
を包含する、方法。

40

【 0 0 2 3 】

(項目 1 1)

電気外科的鉗子と共に使用するための顎部材であって、該顎部材は、

第 1 の表面と、そこから垂下する一対の側面とを有する支持部材であって、該支持部材は、概ね U 形状の構成を形成し、該側面の自由端はそれぞれ、フランジを含み、該フランジは、該自由端から外方向に延びている、支持部材と、

電気外科的エネルギー源に接続されるように適合され、かつ、箱状の骨組みを形成するために該支持部材を囲むように、該フランジを架橋するように取り付けられた導電性プレートであって、該箱状の骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する、導電性プレ

50

ートと、

該キャビティの中に配置された充填材料と、

該導電性プレートの作動の間に、周囲の組織を絶縁するように該箱状の支持骨組みの周囲に配置された絶縁カバーと

を備えている、顎部材。

【0024】

(項目12)

上記支持部材は、実質的にU形状の構成を形成する、項目11に記載の顎部材。

【0025】

(項目13)

上記充填材料と上記絶縁カバーとのうちの少なくとも1つは、プラスチック、エポキシ、ポリマーベースの材料、樹脂、ゲル、およびそれらの組み合わせのうちの少なくとも1つを含む、項目11に記載の顎部材。

10

【0026】

(項目14)

上記充填材料と、上記絶縁カバーとは、プラスチック、エポキシ、樹脂、ポリマーベースの材料、およびゲルからなる群から選択される異なる絶縁材料から作成される、項目1に記載の顎部材。

【0027】

(項目15)

上記導電性プレートは、その中に画定されたナイフスロットを含む、項目11に記載の顎部材。

20

【0028】

(摘要)

電気外科的鉗子と共に使用するための顎部材は、第1の表面と、そこから延びる一对の垂下側面とを有する支持部材を含み、該支持部材は、概ねU形状の構成を形成する。側面の自由端はそれぞれ、フランジを含み、該フランジは、自由端から外方向に延び、該フランジは、導電性プレートに取り付けるように設計されているので、プレートが、箱状の骨組みを形成するためにU形状の支持部材を囲むように、2つのフランジを架橋し、該箱状の骨組みは、その中に画定されたキャビティを有する。絶縁材料が、キャビティの中に配置され、そして、絶縁カバーが、箱状の支持骨組みの周囲に配置されることにより、導電性プレートの作動の間に、周囲の組織を絶縁する。

30

【図面の簡単な説明】

【0029】

本器具の様々な実施形態が、本明細書において図面を参照して記述される。

【図1A】図1Aは、本開示の一実施形態に従った、筐体と、シャフトと、エンドエフェクタアセンブリとを有するピストルグリップ型内視鏡的バイポーラ鉗子の斜視図である。

【図1B】図1Bは、本開示の別の実施形態に従った、筐体と、シャフトと、エンドエフェクタアセンブリとを有するインラインの内視鏡的バイポーラ鉗子の斜視図である。

【図2A】図2Aは、図1Aのエンドエフェクタアセンブリの拡大斜視図である。

40

【図2B】図2Bは、図1Aのエンドエフェクタアセンブリの拡大側面図である。

【図3】図3は、本開示の一実施形態に従った、バイポーラ顎部材の拡大断面図である。

【図4】図4は、本開示の別の実施形態に従った、バイポーラ顎部材の拡大断面図である。

【図5】図5は、図3のバイポーラ顎部材の拡大分解図である。

【図6】図6は、本開示に従って顎部材を製造する方法を示す流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

本開示の電気外科的器具の実施形態が、図面を参照して詳細に記述される。図面においては、同様な参照番号は、同様な要素または同一な要素を識別する。本明細書において使

50

用される場合、用語「遠位」は、ユーザからより遠い部分を指すが、用語「近位」は、ユーザまたは外科医により近い部分を指す。

【 0 0 3 1 】

本開示と共に使用する鉗子の一実施形態は、図 1 A に示されているピストルグリップ型内視鏡的鉗子 1 0 を含む。鉗子 1 0 は、筐体 2 0 と、ハンドルアセンブリ 3 0 と、回転アセンブリ 8 0 と、トリガアセンブリ 7 0 と、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 とを含み、これらは、管状の血管および管状の脈管組織を把持、シール、および分割するように手動で協働する。本明細書における目的のために、鉗子 1 0 は、概略的に記述されるが、この特定の鉗子の様々な特定の局面が、共有に係る米国特許第 7 , 0 8 3 , 6 1 8 号に詳述されている。

10

【 0 0 3 2 】

鉗子 1 0 はまた、シャフト 1 2 を含み、該シャフト 1 2 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を機械的に係合するように寸法を合わされた遠位端 1 6 と、回転アセンブリ 8 0 を通って筐体 2 0 を機械的に係合する近位端 1 4 とを有する。以下でさらに詳細に考察されるように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、モノコック構造の顎設計を含む。本明細書において使用される場合、用語「モノコック構造」は、外皮または外側シェルが、ねじり応力と曲げ応力との全てまたは大部分を担持する構造、または本体が、シャシーと一体であり、かつ、シャシーと応力を分担する構造として定義される。

【 0 0 3 3 】

鉗子 1 0 はまた、電気外科的ケーブル 3 1 0 を含み、該電気外科的ケーブル 3 1 0 は、電気外科的エネルギー源、例えば、発電器（図示せず）に鉗子 1 0 を接続する。発電器は、隔離された出力、付属品の独立した作動、および Instant ResponseTM 技術（Tyco Healthcare Group, LP の一部門である Valley Lab Inc. の専有技術）を含む様々な安全特性および性能特性を含み、Instant ResponseTM 技術は、改良型フィードバックシステムを提供することにより、一秒間に何度も組織内の変化を感知し、そして、適切な電力を維持するために電圧と電流とを調節する。ケーブル 3 1 0 は、一連のケーブルリード（図示せず）に内部で分割され、該一連のケーブルリードはそれぞれ、それぞれの供給経路を通して鉗子 1 0 を通ってエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 に電気外科的エネルギーを伝達する。

20

【 0 0 3 4 】

ハンドルアセンブリ 3 0 は、ハンドル 4 0 とハンドル 5 0 とを含み、ハンドル 4 0 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 が開位置に配置される第 1 の間隔を離された位置から、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 が組織を係合するように位置決めされる第 2 の位置まで、ハンドル 5 0 に対して動くことができる。回転アセンブリ 8 0 は、筐体 2 0 と動作するように関連付けられ、そして、長手方向軸「A」の周りにいずれかの方向に回転することができる。ハンドルアセンブリ 3 0 と回転アセンブリ 8 0 との詳細は、上記の特許、すなわち、米国特許第 7 , 0 8 3 , 6 1 8 号に記述されている。

30

【 0 0 3 5 】

図 1 B は、様々な外科的手順と共に使用するための、いわゆる「インライン」の内視鏡的鉗子 1 0 を示し、そして、概して、上記と同様な要素（例えば、ハンドルアセンブリ 3 0 '、筐体 2 0 '、回転アセンブリ 8 0 '、トリガアセンブリ 7 0 '、シャフト 1 2 '、およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 '）を含み、これらが共に、協働することにより、顎部材 1 1 0 ' と顎部材 1 2 0 ' とが互いに対して間隔を置かれた関係で配置される開位置から、顎部材 1 1 0 ' と顎部材 1 2 0 ' とがその間に組織（図示せず）を把持するように協働するクランピング位置または閉位置までの顎部材 1 1 0 ' および顎部材 1 2 0 ' の動きを伝える。ハンドルアセンブリ 3 0 ' は、2 つの対向するハンドル 3 0 a とハンドル 3 0 b とを含み、該対向するハンドル 3 0 a とハンドル 3 0 b とはそれぞれ、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 ' が開位置に配置される第 1 の間隔を離された位置から、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 ' が組織を係合するように位置決めされる、筐体 2 0 ' により近い第 2 の位置まで、筐体 2 0 ' に対して動くことができる。回転アセンブリ 8 0

40

50

は、筐体 20' と動作するように関連付けられ、そして、長手方向軸「A」の周りにいずれかの方向で回転することができる。この特定の鉗子の様々な特定の局面が、共有に係る米国特許出願第 11 / 540 , 335 号に詳述されている。

【 0036 】

本明細書における目的のために、鉗子 10 は、本開示のモノコック構造の顎アセンブリに関してさらに詳細に考察されるが、内視鏡的鉗子 10 または内視鏡的鉗子 10' のいずれかが、本開示の顎設計を含み得ることが想定されている。

【 0037 】

上述のように、そして、図 2 A および図 2 B に最良に示されているように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、シャフト 12 の遠位端 16 に取り付けられ、そして、一対の対向する顎 110 と顎 120 とを含む。ハンドルアセンブリ 30 の可動ハンドル 40 は、最終的に、駆動ピン 170 に動きを伝えるように共に機械的に協働する駆動アセンブリ (図示せず) に接続され、次に、該駆動ピン 170 は、顎部材 110 と顎部材 120 とが互いに対して間隔を置かれた関係で配置されている開位置から、顎部材 110 と顎部材 120 とがその間に組織を把持するように協働するクランピング位置または閉位置まで、ピボット 160 の周りに顎部材 110 と顎部材 120 とをカム作用で動かす。顎部材を開閉する他の適切な方法が、当該分野において想定され、例えば、往復運動する閉鎖チューブアセンブリ、歯車メカニズム、カム作用メカニズム、ラックアンドピニオン式のシステム、滑車システムなどが想定される。

【 0038 】

ここで、図 3 ~ 図 6 を参照すると、本開示は、モノコック構造の顎設計と、それを製造する方法との様々な実施形態を記述する。さらに詳細には、図 3 および図 5 は、モノコック構造の顎部材 110 の一実施形態を示し、該モノコック構造の顎部材 110 は、導電性プレートまたはシーリングプレート 112 と、支持部材 114 と、絶縁カバー 116 と、充填材料 118 とを含み、該充填材料 118 は、特定の構成または所望の構成に依存して、導電性または絶縁性であり得る。この例において、顎部材 120 は、顎部材 110 を参照して記述されたように、そして、以下でさらに記述されるように、同様な要素 (例えば、導電性シールプレート 122 と、絶縁性筐体 126) を含む。各モノコック構造の顎部材の組み立ての後、次に、2つの顎部材 110 と顎部材 120 とが、図 1 A ~ 図 2 B に関して上で記述されたように、共通のピボット、例えば、ピボット 160 の周りに動くように組み立てられる。

【 0039 】

支持部材 114 は、当該分野において想定される任意の適切な金属から構築され得、そして、外側表面 114 a と、2つの下方向に垂下する側面 125 a および側面 125 b とを有する概ね U 形状の構成を含むようにスタンピングまたは形成される。支持部材 114 はまた、様々な他の形状の構成にスタンピングされ、例えば、実質的に V 形状の構成、実質的に O 形状の構成、またはその他任意の適切な形状の構成にスタンピングされ得る。

【 0040 】

別の実施形態において、一対のフランジ 132 a とフランジ 132 b とが、それぞれ、側面 125 a と 125 b との自由端から外方向に延び、そして、支持部材 114 の長さに沿って延び、周囲リップを作成するように構成されている。その結果、U形状の支持部材 114 は、内側キャピティ 130 を画定し、該内側キャピティ 130 は、以下でさらに詳細に記述されるように、充填材料 118 を受け入れるように構成されている。

【 0041 】

絶縁カバー 116 は、支持部材 114 を封入するように構成され、そして、プラスチック、エポキシ、樹脂、ゲル、ポリマーベースの材料、いわゆるクールポリマー (copolymer) などの任意の適切な材料から形成され得る。カバー 116 は、支持部材 114 の上に機械的に係合され得るか、ダイプレートにおいて形成され得るか、絶縁カバー 116 が電流から周囲の組織を保護する限りは、製造ステップの一部として射出成形され得る。さらに詳細には、カバー 116 (形成された場合には) は、2つの垂下する

10

20

30

40

50

側面表面 1 3 6 a と側面表面 1 3 6 b とを有する内側表面 1 1 9 を含み、該 2 つの垂下する側面表面 1 3 6 a と側面表面 1 3 6 b とは共に、キャピティ 1 1 7 を画定し、該キャピティ 1 1 7 は、支持部材 1 1 4 を封入するように構成されている。ここでもやはり、内側表面 1 1 9 と、側面 1 3 6 a および 1 3 6 b とは、ダイプレートにおいて事前に形成され得るか、支持部材 1 1 4 を封入するように射出成形され得る。

【 0 0 4 2 】

上述のように、顎部材 1 1 0 はまた、シールプレート 1 1 2 と、充填材料 1 1 8 とを含み、該充填材料 1 1 8 は、シールプレート 1 1 2 と支持部材 1 1 4 との間に配置されている。さらに詳細には、充填材料 1 1 8 は、キャピティ 1 3 0 の内側に嵌まるように構成されており、該キャピティ 1 3 0 は、ダイプレートにおいて事前に形成され得るか、支持部材 1 1 4 の中に射出成形され得る。充填材料 1 1 8 は、カバー 1 1 6 と同じ絶縁材料から形成され得る。あるいは、上述のように、充填材料 1 1 8 は、導電性であり得るか、任意の適切な導電性の材料から形成され得る。例えば、充填材料 1 1 8 は、特定の外科的な目的に従って、または特定の外科的な結果を達成するために、電気絶縁性、断熱性、半導電性、または導電性であり得る。

【 0 0 4 3 】

組み立ての際に、充填材料 1 1 8 は、負荷状態の間に、構造的な支持を支持部材 1 1 4 に提供し、そして、特定の条件の下で、一貫した組織処置を容易にするために熱を熱散逸させるように適合され得る。上述のように、絶縁カバー 1 1 6 は、周囲の組織を絶縁するように作用し、特定の環境の下で、周囲の組織に熱を散逸するか、周囲の組織に熱拡散するように適合され得る。支持部材 1 1 4 は、血管シーリングなどの高い圧力を加えている間に、負荷の一部分を減らすか、担持するように設計され、また、それと関連付けられるねじり応力と曲げ応力とを減らす。

【 0 0 4 4 】

支持部材 1 1 4 は、溶接、接着、または他の適切な係合方法によって、シーリングプレート 1 1 2 を係合するように構成され得る。例えば、溶接部 1 3 5 が、シーリングプレートのフランジ 1 3 2 a およびフランジ 1 3 2 b の縁に沿って延びることにより、シーリングプレート 1 1 2 を支持部材 1 1 4 にしっかりと係合し、それにより U 形状のモノコック構造の顎骨組み 1 5 5 を形成し得る（図 3 を参照）。充填材料 1 1 8 は、支持部材 1 1 4 の内側キャピティ 1 3 0 の間に配置されるように構成され、その結果、顎部材 1 1 0 の構造的な強度を増加させ、特に、シーリングプレート 1 1 2 に硬さを提供する。次に、カバー 1 1 6 が、支持部材 1 1 4（およびシーリングプレート 1 1 2 / 充填材料 1 1 8 のアセンブリ）を封入するようにオーバームールドまたは制限されることにより、顎部材 1 1 0 の外側周囲から周囲の組織を電氣的に絶縁する。

【 0 0 4 5 】

図 4 は、顎部材 2 1 0 の別の同様な実施形態を示し、該顎部材 2 1 0 は、シーリングプレート 2 1 2 を含み、該シーリングプレート 2 1 2 は、その長さに沿って画定されるナイフスロット 2 3 8 を有する。顎部材 2 1 0 は、顎部材 1 1 0 に関して上記されたものと同様な要素を含み、同様な方式で製造され、そして、組み立てられる。例えば、顎部材 2 1 0 は、シーリングプレート 2 1 2 と、充填材料 2 1 8 と、支持部材 2 1 4 と、絶縁カバー 2 1 6 とを含み、これらは、モノコック構造の顎部材 2 1 0 を形成するように組み立てられ、顎部材 2 1 0 に沿って配置されたナイフチャンネル 2 3 8 が、組織を切断するためにナイフ（図示せず）を往復運動させるように構成されている。充填材料 2 1 8 はまた、その中にリセス 2 1 8 ' を含み得、該リセス 2 1 8 ' は、結果として生じる隆起 2 1 2 ' を収容するように構成され、該結果として生じる隆起 2 1 2 ' は、ナイフチャンネル 2 3 8 の作成の際にシーリングプレート 2 1 2 に形成される。

【 0 0 4 6 】

シーリングプレートのうちの 1 つ、例えば、シールプレート 1 2 2（図 2 A を参照）は、1 つ以上のつめ部材 1 5 0 を含み、該 1 つ以上のつめ部材 1 5 0 が、導電性のシーリング表面 1 2 2 の内側対面表面に配置されるか、動作するように関連付けられることにより

10

20

30

40

50

、組織の把持および操作を容易にし、かつ、組織のシーリングおよび切断の間に、対向する顎部材 110 と顎部材 120 との間に間隙「G」（明示的には示されていない）を画定する。一連のつめ部材 150 は、特定の目的に依存して、または所望の結果を達成するために、顎部材 110 と顎部材 120 とのうち的一方または両方において利用され得る。これらの想定されるつめ部材 150 と他の想定されるつめ部材 150 とに関する詳細な考察、および導電性シーリングの表面 112 および導電性シーリングの表面 122 につめ部材を取り付けるための、および/または付着させるための様々な製造および組み立てのプロセスが、共有に係る米国特許第 7,083,618 号に記述されている。

【0047】

図 6 は、本開示に従ったモノコック構造の顎部材を製造する方法 500 を例示する流れ図を示す。方法 500 は、シールプレート 112 と U 形状の支持部材 114 とを提供するステップ 502 を含み、該 U 形状の支持部材 114 は、そこから延びるフランジ 132a とフランジ 132b とを有する。方法 500 はさらに、キャビティ 130 を有する箱状の支持骨組み 125 を形成するために、シーリングプレート 112 の長さに沿って、フランジ 132a とフランジ 132b とにシーリングプレート 112 を取り付けるステップ 504 を含み、該箱状の支持骨組み 125 は、その中に画定されるキャビティ 130 を有する。ステップ 506 において、充填材料 118 が、支持部材 114 を強化するためにキャビティ 130 に注入される。上述のように、充填材料 118 はまた、支持部材 114 の内部キャビティを絶縁し得る。ステップ 508 はさらに、絶縁カバー 116 と共に箱状の支持骨組み 115 の外側周囲をオーバモールドすることを含む。

【0048】

ステップ 508 のシールプレート 212 は、その中に画定されるナイフチャネル 238 を含むように構成され得、そして、特定の外科的な目的に依存して、チャネル 238 に沿って配置される 1 つ以上のつめ部材 150 を含み得る。箱状の支持骨組みを形成するために、シーリングプレートの長さに沿ってフランジにシーリングプレートを取り付けることを含むステップ 504 は、溶接、ハンダ付け、接着、および機械的な係合（例えば、挟むこと、かしめること、鉋止めすること、収縮形成など）を含み得る。

【0049】

上記から、そして、様々な図面を参照して、当業者は、一定の改変がまた、本開示の範囲を逸脱することなく本開示に対して行われ得るということを理解し得る。例えば、カバー 116 は、上述のように支持部材 114 の外側表面に材料をオーバモールド（かぶせる）することによって、または支持部材を覆って事前に製造されたカバーを配置することによって支持部材 114 に配置され得る。さらに、充填材料 118 はまた、事前形成または事前モールドされ、そして、キャビティ 130 の中に挿入されることにより、シーリングプレート 112 に対する構造的な支持を形成し得る。

【0050】

本開示のいくつかの実施形態が、図面に示されているが、それらに限定されるということを用意していない。なぜならば、本開示は、範囲において当該分野が許す限りに広いものであるということが意図されており、かつ、本明細書が同様に読まれるということが意図されているからである。したがって、上記の記述は、限定として考慮されるべきではなく、特定の実施形態の単なる例示として考慮されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲と精神との範囲内で他の改変を想定する。

10

20

30

40

【 図 1 A 】

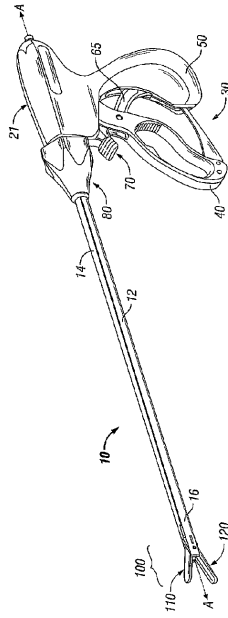


FIG. 1A

【 図 1 B 】

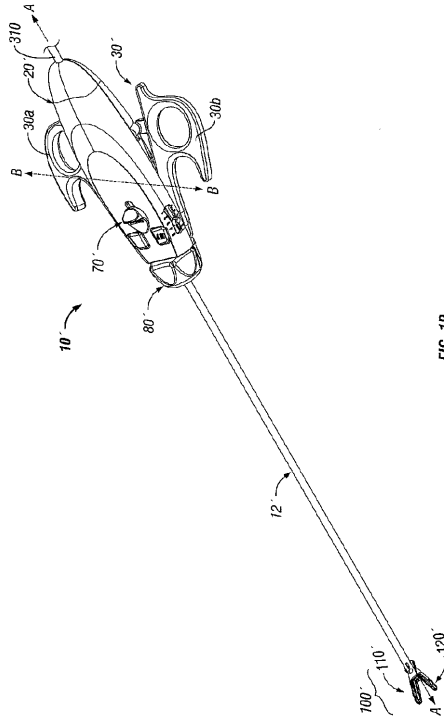


FIG. 1B

【 図 2 A 】

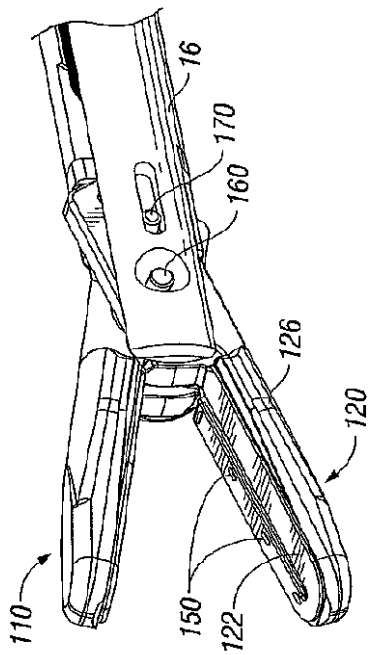


FIG. 2A

【 図 2 B 】

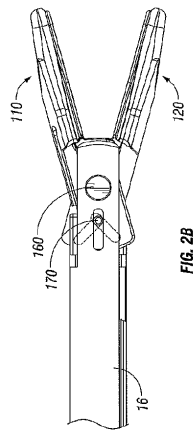


FIG. 2B

【 図 3 】

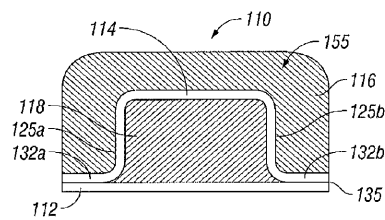


FIG. 3

【 図 4 】

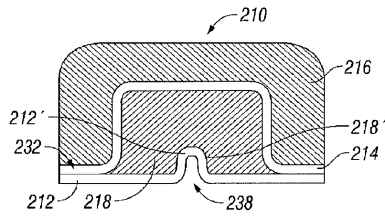


FIG. 4

【 図 5 】

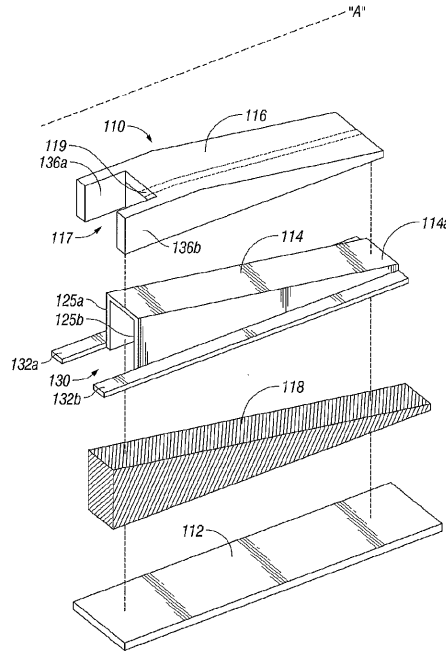


FIG. 5

【 図 6 】

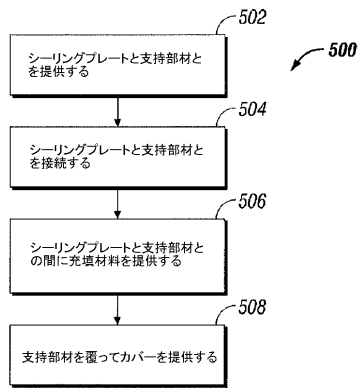


FIG. 6

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2007/0106297(US, A1)

特表2004-526513(JP, A)

特開2007-098137(JP, A)

特開2003-275220(JP, A)

特表2004-524920(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12 - 18/16