

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4493893号
(P4493893)

(45) 発行日 平成22年6月30日 (2010. 6. 30)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010. 4. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/3211 (2006. 01)

A 6 1 B 17/32 3 1 0

A 6 1 B 17/32 (2006. 01)

A 6 1 B 17/32 3 3 0

A 6 1 B 18/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 23 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2001-527715 (P2001-527715)
 (86) (22) 出願日 平成12年9月8日 (2000. 9. 8)
 (65) 公表番号 特表2003-527155 (P2003-527155A)
 (43) 公表日 平成15年9月16日 (2003. 9. 16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2000/024656
 (87) 国際公開番号 W02001/024714
 (87) 国際公開日 平成13年4月12日 (2001. 4. 12)
 審査請求日 平成19年9月4日 (2007. 9. 4)
 (31) 優先権主張番号 09/413, 225
 (32) 優先日 平成11年10月5日 (1999. 10. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (72) 発明者 メサリー・ジェフリー・ディー
 アメリカ合衆国、45209 オハイオ州、シンシナティ、マーバーク・アベニュー 3940

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波外科器具と共に使用するための多機能な湾曲状ブレード

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波クランプ式凝固装置において、
 アクチュエータを有するハウジングと、

前記ハウジングの中に配置されている超音波導波管を備えており、当該超音波導波管が前記ハウジングから先端側に延在している湾曲したエンド・エフェクターを有しており、
 前記エンド・エフェクターがエッジ部分を有しており、当該エッジ部分が第1の表面部分と第2の表面部分との交線により定められていて、当該第1の表面部分が凹状であり、第2の表面部分が凸状であり、さらに、

前記ハウジングに旋回可能に取り付けられている湾曲したクランプ・アームを備えており、このクランプ・アームが当該クランプ・アームと前記エッジ部分に対向している前記エンド・エフェクターの第3の表面部分との間に組織をクランプするために当該エンド・エフェクターに対して旋回可能であり、さらに、

前記ハウジング内において作動機構を備えており、当該作動機構が前記クランプ・アームと前記アクチュエータとの間に接続されており、さらに、当該作動機構が前記クランプ・アームを前記エンド・エフェクターに対して旋回可能に作動するように構成されている超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 2】

前記第3の表面部分は、凸状である請求項1に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 3】

10

20

前記エンド・エフェクターおよび前記クランプ・アームは、前記クランプ・アームからのクランプ力の向きに垂直な面（X - Y）に沿って湾曲している請求項 1 に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 4】

超音波クランプ式凝固装置において、

アクチュエータを有するハウジングと、

前記ハウジングに結合している基端部、および先端部を有する外側チューブを備えており、当該外側チューブが長手軸を定めており、さらに、

前記外側チューブの中に往復動可能に配置されている作動要素を備えており、当該作動要素が前記アクチュエータに操作可能に接続しており、さらに、

前記外側チューブの中に配置されている超音波導波管を備えており、当該超音波導波管が前記外側チューブの先端部から先端側に延在している湾曲したエンド・エフェクターを有しており、

当該エンド・エフェクターがエッジ部分を有しており、当該エッジ部分が第 1 の表面部分と第 2 の表面部分との交線により定められていて、当該第 1 の表面部分が凹状であり、第 2 の表面部分が凸状であり、さらに、

前記外側チューブの先端部に旋回可能に取り付けられている湾曲したクランプ・アームを備えており、このクランプ・アームが当該クランプ・アームと前記エッジ部分に対向している前記エンド・エフェクターの第 3 の表面部分との間に組織をクランプするために当該エンド・エフェクターに対して旋回可能であり、当該クランプ・アームが前記作動要素に操作可能に接続して当該作動要素の往復移動によりクランプ・アームが旋回し、さらに、

前記ハウジング内において作動機構を備えており、当該作動機構が前記クランプ・アームと前記アクチュエータとの間に接続されており、さらに、当該作動機構が前記クランプ・アームを前記エンド・エフェクターに対して旋回可能に作動するように構成されている超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 5】

前記第 3 の表面部分は、凸状である請求項 4 に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 6】

前記エンド・エフェクターおよび前記クランプ・アームは、前記クランプ・アームからのクランプ力の向きに垂直な面（X - Y）に沿って湾曲している請求項 4 に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 7】

超音波クランプ式凝固装置において、

ハウジングと、

前記ハウジング内に配置されている超音波導波管を備えており、当該超音波導波管が前記ハウジングから先端側に延在しているエンド・エフェクターを有しており、さらに、

組織を切断して湾曲したクランプ・アームとの間に組織をクランプするための湾曲したブレード手段を備えており、当該ブレード手段が第 1 の表面部分と第 2 の表面部分との交線により定められるエッジ部分を有しており、当該第 1 の表面部分が凹状であり、第 2 の表面部分が凸状であり、前記ブレード手段がさらに前記エッジ部分に対向している第 3 の表面部分を有し、当該第 3 の表面部分が前記クランプ・アームに接触することに適合しており、さらに、

前記クランプ・アームに接続しているアクチュエータを備えており、当該アクチュエータが前記ブレード手段に対して前記クランプ・アームを移動するように構成されている超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 8】

超音波クランプ式凝固装置において、

アクチュエータを有するハウジングと、

前記ハウジングに結合している基端部、および先端部を有する外側チューブを備えてお

10

20

30

40

50

り、当該外側チューブが長手軸を定めており、さらに、

前記外側チューブの中に往復動可能に配置されている作動要素を備えており、当該作動要素が前記アクチュエータに操作可能に接続しており、さらに、

前記外側チューブの中に配置されている超音波導波管を備えており、当該超音波導波管が前記外側チューブの先端部から先端側に延在している湾曲したエンド・エフェクターを有しており、

当該エンド・エフェクターが広いエッジ部分および狭いエッジ部分を有しており、当該狭いエッジ部分が第1の表面部分と第2の表面部分との交線により定められていて、当該第1の表面部分が凹状であり、第2の表面部分が凸状であり、さらに、

前記外側チューブの先端部に旋回可能に取り付けられている湾曲したクランプ・アームを備えており、このクランプ・アームが当該クランプ・アームと前記エンド・エフェクターの広いエッジ部分との間に組織をクランプするために当該エンド・エフェクターに対して旋回可能であり、当該広いエッジ部分が前記狭いエッジ部分に対向しており、当該クランプ・アームの旋回移動の円弧が垂直面を定めており、当該クランプ・アームが前記作動要素に操作可能に接続していて、当該作動要素の往復移動によりクランプ・アームが前記垂直面に沿って旋回する超音波クランプ式凝固装置。

【請求項9】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記第2の表面部分の接線に対して角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直面内に存在しない請求項8に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項10】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記垂直面から約5度乃至50度の範囲内で存在している請求項9に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項11】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記垂直面から約38.8度で存在している請求項10に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項12】

前記角度 α が約90度乃至約150度の範囲内である請求項10に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項13】

前記角度 α が約121.6度である請求項12に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項14】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記垂直面から約38.8度で存在している請求項13に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項15】

湾曲した超音波ブレードにおいて、

広いエッジ部分および狭いエッジ部分を備えており、当該広いエッジ部分が垂直面に沿って前記狭いエッジ部分に対向しており、当該狭いエッジ部分が第1の表面部分と第2の表面部分との交線により定められており、当該第1の表面部分が凹状であり、第2の表面部分が凸状である超音波ブレード。

【請求項16】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記第2の表面部分の接線に対して角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直面に対して交差している請求項15に記載の超音波ブレード。

【請求項17】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記垂直面から約5度乃至50度の範囲内で存在している請求項16に記載の超音波ブレード。

【請求項18】

前記狭いエッジ部分における前記第1の凹状の表面部分の接線が前記垂直面から約38.8度で存在している請求項17に記載の超音波ブレード。

【請求項 19】

前記角度 α が約 90 度乃至 150 度の範囲内である請求項 17 に記載の超音波ブレード。

【請求項 20】

前記角度 α が約 121.6 度である請求項 19 に記載の超音波ブレード。

【請求項 21】

前記超音波ブレードは、クランプ・アームからのクランプ力の向きに垂直な面 (X - Y) に沿って湾曲している請求項 15 に記載の超音波ブレード。

【請求項 22】

湾曲した超音波ブレードにおいて、

広いエッジ部分および狭いエッジ部分を有しており、当該広いエッジ部分が垂直面に沿って前記狭いエッジ部分に対して対向しており、当該狭いエッジ部分が第 1 の表面部分と第 2 の表面部分との交線により定められており、当該第 1 の表面部分が凹状であり、さらに前記第 2 の表面部分が凹状であって、前記狭いエッジ部分における前記第 1 の凹状の表面部分の接線が前記第 2 の凹状の表面部分の接線に対して角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直面に交差している超音波ブレード。

【請求項 23】

前記超音波ブレードは、クランプ・アームからのクランプ力の向きに垂直な面 (X - Y) に沿って湾曲している請求項 22 に記載の超音波ブレード。

【発明の詳細な説明】

【0001】

発明の分野

本発明は、一般に、超音波外科用のクランプ器具に関し、特に、超音波外科用のクランプ器具のための多機能な湾曲状シャー・ブレードに関する。

【0002】

発明の背景

この特許出願は以下の同時係属の特許出願、すなわち、1997 年 10 月 10 日に出願されている米国特許出願第 08 / 948,625 号、1997 年 10 月 10 日に出願されている同第 08 / 949,133 号、1998 年 6 月 29 日に出願されている同第 09 / 106,686 号、1999 年 6 月 21 日に出願されている同第 09 / 337,077 号、同第 09 / 412,557 号、同第 09 / 412,996 号、および同第 09 / 412,257 号に関連しており、これらの文献は本明細書に参考文献として含まれる。

【0003】

中空コアおよび中実コアの各器具を含む超音波器具は多くの医療状態の安全で効果的な治療のために使用されている。超音波器具、特に中実コアの超音波器具はこれらが超音波周波数において外科エンド・エフェクターに伝達される機械的な振動の形態のエネルギーを用いて有機組織を切断および/または凝固するために使用できる点で有利である。超音波振動は、適当なエネルギー・レベルで有機組織に伝達されて適当なエンド・エフェクターを使用する場合に、組織を切断、切開、または焼灼するために使用できる。中実コア技法を利用している超音波器具はその超音波トランスデューサから導波管を介して外科エンド・エフェクターに伝達できる超音波エネルギーの量の理由により特に有利である。これらの器具は内視鏡または腹腔鏡による各処置を含む最少侵襲性の処置における使用に特に適しており、この場合のエンド・エフェクターはトロカールの中を通して外科部位に到達する。

【0004】

超音波振動は、例えば、器具のハンド・ピース内において 1 個以上の圧電変換素子または磁わい素子により構成できるトランスデューサを電気的に励起することにより外科エンド・エフェクターの中において誘発される。このトランスデューサ部分により発生される振動が当該トランスデューサ部分から外科エンド・エフェクターまで延在している超音波導波管を介して外科エンド・エフェクターに伝達される。

【 0 0 0 5 】

中実コアの超音波外科器具は2種類の装置、すなわち、単一要素型のエンド・エフェクター装置および多数個要素型のエンド・エフェクターに分けることができる。単一要素のエンド・エフェクター装置は外科用メスおよびボール状凝固装置等の器具を含み、例えば、米国特許第5,263,957号を参照されたい。この米国特許第5,263,957号に開示されているような器具は相当に十分であることが知られているが、これらの用法ならびに別の超音波外科器具における用法において幾つかの制限がある。例えば、単一要素のエンド・エフェクター器具は組織が軟質であり緩やかに支持されている場合にブレードから組織に圧力を加える能力が制限されている。超音波エネルギーを組織に効果的に伝達するためには十分な圧力が必要である。このように組織を確実に捕らえることができなければ、超音波エネルギーの供給中に組織表面に対して完全に接着することができなくなり、不十分な止血および組織の結合の結果に到る。

10

【 0 0 0 6 】

クランプ式凝固装置等の多数個要素型エンド・エフェクターの使用は超音波ブレードに対して組織を押し当てるための機構を含み、この機構により上記のような欠点が解消できる。超音波外科装置において有用であるとして開示されているクランプ機構がBalamuthに発行されている米国特許第3,636,943号および同第3,862,630号に記載されている。しかしながら、一般に、これらの特許に開示されているBalamuthの装置は十分な速度で凝固および切断せず、ブレードに対する接近がクランプにより遮られるのでクランプ無しの状態で切断/凝固のために使用できない点で融通性に欠けている。

20

【 0 0 0 7 】

例えば、米国特許第5,322,055号および同第5,893,835号に開示されているような超音波クランプ式の凝固装置は組織、特に、緩やかに支持されているか全く支持されていない組織を切断/凝固するための改善された超音波外科器具を提供しており、この場合に、超音波ブレードは一定の圧縮力またはバイアス力を組織に加えるためのクランプと共に用いられており、これにより、比較的速い組織の凝固および切断が行なえて、ブレード動作の減衰を比較的になくすることができる。

【 0 0 0 8 】

既に本明細書に参考文献として含まれている米国特許出願第09/106,686号に記載されているような湾曲状の超音波器具の技法における改善は別の態様の湾曲状のクランプ式凝固装置における改善の必要性を示している。例えば、米国特許第5,873,873号は組織パッドを有するクランプ・アームを含むエンド・エフェクターを備えている超音波クランプ式凝固器具を記載している。この米国特許第5,873,873号に開示されている構成において、上記のクランプ・アームおよび組織パッドは直線状である。

30

【 0 0 0 9 】

クランプ式凝固装置において使用されている超音波外科ブレードすなわちエンド・エフェクターの形状は器具における少なくとも4種類の重要な態様を定める。これらは(1)エンド・エフェクターの可視性およびその外科領域内における相対的な位置、(2)エンド・エフェクターの目的とされる組織への接近または進入の能力、(3)超音波エネルギーが切断および凝固のために組織に伝達される様式、および(4)組織が超音波的に不活性なエンド・エフェクターにより操作できる様式である。それゆえ、上記器具におけるこれら4種類の態様を最適化する改善された超音波クランプ式凝固装置を提供することが有利であると考えられる。

40

【 0 0 1 0 】

Idemoto他はホーン本体部分および端部プレート部分を備えている外科手術において用いられる外科用超音波ホーンを開示している。切断部分が上記の端部部分のエッジ部および端部に備えられている。さらに、刺激溶液用の通路がホーン本体部分および端部プレート部分の中に延在している。少なくとも1個のボアが上記端部プレート部分の平面に対して5度乃至90度の噴射角度で上記切断部分において開口している。上記の刺激溶液通路はこのボアと連通しており、これにより、刺激溶液がその中を通して噴霧される。

50

【 0 0 1 1 】

超音波出力を既存の装置よりも均一にクランプされている組織に対して供給することは有利であると考えられる。また、エンド・エフェクターの改善された可視性を提供してブレードが切断／凝固される構造部分を横切って延在していることを外科医が確認できることも有利であると考えられる。また、生物学的な各構造部分の湾曲部分にさらに似せているエンド・エフェクターによる改善された組織への接近を提供することも有利であると考えられる。また、多数の組織作用、すなわち、クランプ状態における凝固、クランプ状態における切断、把持、背部切断、切開、スポット凝固、末端部分の侵入およびスコア処理を提供するために設計されている多数のエッジ部分および表面部分を備えることも有利であると考えられる。また、僅かにフック状のまたは楔状の作用を利用して背部切断中にそれ自体で組織に張力を加えることができる超音波クランプ式凝固装置を提供することも有利であると考えられる。さらに、クランプ部材に対する相容性、切断用の鋭い特徴部分、接近性および可視性のための湾曲部分、および既存の装置よりもさらに均一な超音波出力の供給を含む特的な形状部分を使用している多機能的な超音波外科ブレードを提供することも有利であると考えられる。本発明はこれらの特徴および改善を以下に説明するように提供する。

10

【 0 0 1 2 】

発明の概要

本発明はシャー型の構成の多数の機能を最良に実行するためのエンド・エフェクターの形状を組み合わせている超音波外科器具を開示する。このブレードの形状は湾曲状および潜在的にテーパ状の形状部分を形成するための丸みを付けた切断部分により特徴づけられている。この切断部分は、実施形態の一例において、凹状の表面部分および凸状の表面部分を含む湾曲状の表面部分を形成している。この凸状の表面部分は短い、直線状の、平坦な表面部分に変化している。この直線状の部分の長さは上記の湾曲状の形状により誘発される横方向の動作の音響学的な平衡化において、部分的に、作用する。直線状のブレード末端部分に比べて、本発明の設計による末端部分の湾曲形状は横断部位における改善された可視性および目的とされる組織への改善された接近性を提供する。実施形態の一例において、超音波ブレードが広いエッジ部分および狭いエッジ部分を有して説明されている。この広いエッジ部分は一定の垂直平面に沿って狭いエッジ部分の反対側に存在しており、狭いエッジ部分は第1の表面部分と第2の表面部分との交線により定められていて、この第1の表面部分は凹状である。

20

30

【 0 0 1 3 】

発明の詳細な説明

以下、本発明を本明細書に記載するように超音波器具との組み合わせにおいて説明する。この説明は単に例示的であり、本発明の範囲および適用方法を制限することを目的としない。例えば、本発明は、米国特許第5,938,633号、同第5,935,144号、同第5,944,737号、同第5,322,055号、同第5,630,420号、および同第5,449,370号において記載されている装置を含む多数の超音波器具との組み合わせにおいて有用である。

【 0 0 1 4 】

図1はサンドイッチ型の超音波トランスデューサ82、ハンド・ピース・ハウジング20、および本発明によるクランプ式凝固装置120と共に超音波信号発生器15を備えている超音波システム10を示している。このクランプ式凝固装置120は切開式または腹腔鏡式の手術において使用可能である。超音波トランスデューサ82は「ランジュバン・スタック(Langevin stack)」として知られており、一般にトランスダクション部分90、第1の共振器またはエンド・ベル92、および第2の共振器またはフォア・ベル94、および補助部品を備えている。この超音波トランスデューサ82は後に詳述するようにシステム波長の1/2の整数倍の長さ($n\lambda/2$)であることが好ましい。音響組立体80は上記の超音波トランスデューサ82、取付部材36、速度トランスフォーマ64および表面部分95を備えている。

40

50

【 0 0 1 5 】

エンド - ベル 9 2 の先端部はトランスダクション部分 9 0 の基端部に接続しており、フォア - ベル 9 4 の基端部はトランスダクション部分 9 0 の先端部に接続している。フォア - ベル 9 4 およびエンド - ベル 9 2 はトランスダクション部分 9 0 の厚さ、エンド - ベル 9 2 およびフォア - ベル 9 4 を製造するために使用されている材料の密度および弾性率、および超音波トランスデューサ 8 2 の共振振動数を含む多数の変数により決定される一定の長さを有している。フォア - ベル 9 4 はその基端部からその先端部にかけて内側にテーパ状にして速度トランスフォーマ 6 4 として超音波振動の振幅を増幅可能にすることができ、あるいは、増幅作用を有していなくてもよい。

【 0 0 1 6 】

圧電変換素子 1 0 0 は、例えば、ジルコン酸 - チタン酸鉛、メタ - ニオブ酸鉛、チタン酸鉛、またはその他の圧電変換性の結晶材料を含む任意の適当な材料により製造できる。正電極 9 6、負電極 9 8、および圧電変換素子 1 0 0 はそれぞれその中心を貫通している中ぐり穴を有している。さらに、正電極 9 6 および負電極 9 8 はそれぞれ電線 1 0 2 および電線 1 0 4 に電氣的に連結されている。各電線 1 0 2 および電線 1 0 4 はケーブル 2 5 の中に包まれていて、超音波システム 1 0 における超音波信号発生器 1 5 に電氣的に接続可能である。

【 0 0 1 7 】

音響組立体 8 0 の超音波トランスデューサ 8 2 は超音波信号発生器 1 5 からの電氣的信号を機械的なエネルギーに変換し、このエネルギーが超音波トランスデューサ 8 2 およびエンド - エフェクター 1 8 0 の超音波周波数における主に長手方向の振動動作を生じる。この音響組立体 8 0 が励起すると、振動動作の定在波が当該音響組立体 8 0 の中に発生する。さらに、この音響組立体 8 0 に沿う任意点における振動動作の振幅はその振動動作を測定する音響組立体 8 0 に沿う場所により決まる。この振動動作の定在波における最小位置またはゼロ交叉位置は節部 (node) (すなわち、動作が通常において最小である) として一般的に呼ばれており、この定在波における絶対値の最大位置またはピーク位置は一般に波腹部 (anti-node) として呼ばれている。また、波腹部とそのこれに最も近い節部との間の距離は $1 / 4$ 波長 ($\lambda / 4$) である。

【 0 0 1 8 】

各電線 1 0 2 および電線 1 0 4 は電氣的な信号を超音波信号発生器 1 5 から正電極 9 6 および負電極 9 8 にそれぞれ伝達する。適当な発生器がオハイオ州シンシナティの ETHICON ENDO-SURGERY 社からモデル番号 GEN01 として入手可能である。圧電変換素子 1 0 0 はフット・スイッチ 1 1 8 に応じて超音波信号発生器 1 5 から供給される電氣的な信号により励起されて音響学的な定在波を音響組立体 8 0 の中に生じる。すなわち、この電氣的な信号は各圧電変換素子 1 0 0 において繰り返し状態の小さな変位の形態で乱動を引き起こすことにより大きな圧縮力をこの材料の中に生じる。つまり、この繰り返し状態の小さな変位により各圧電変換素子 1 0 0 がその電圧勾配の軸に沿って連続的な様式で膨張および収縮することにより、超音波エネルギーの長手方向の波が生じる。この超音波エネルギーが音響組立体 8 0 を介してエンド - エフェクター 1 8 0 に伝達される。

【 0 0 1 9 】

上記の音響組立体 8 0 がエンド - エフェクター 1 8 0 にエネルギーを供給するために、この音響組立体 8 0 における全ての部品が上記のクランプ式凝固装置 1 2 0 における超音波的に活性な各部分に音響学的に連結されている必要がある。例えば、超音波トランスデューサ 8 2 の先端部をスタッド 5 0 等のねじ付きの接続手段により超音波導波管 1 7 9 の基端部に表面部分 9 5 において音響学的に連結することが可能である。

【 0 0 2 0 】

また、上記の音響組立体 8 0 における各部品はその任意の組立体の長さが $1 / 2$ 波長の整数倍 ($n \lambda / 2$) であるように音響学的に同調されていることが好ましく、この場合の波長 λ は所定の波長または音響組立体 8 0 の動作用の長手方向に沿う振動の駆動周波数 f_d であり、 n は正の整数である。なお、上記の音響組立体 8 0 は各音響要素の任意の適当な

10

20

30

40

50

配列構成を含むことが可能である。

【 0 0 2 1 】

次に図 2 A および図 2 B において、本発明による外科システム 1 0 におけるクランプ式凝固装置 1 2 0 が示されている。好ましくは、このクランプ式凝固装置 1 2 0 は 1 個のユニットとして上記の音響組立体 8 0 に対して着脱される。好ましくは、このクランプ式凝固装置 1 2 0 の基端部は図 1 に示されているように音響組立体 8 0 の先端側表面部分 9 5 に音響学的に連結されている。なお、このクランプ式凝固装置 1 2 0 が任意の適当な手段により音響組立体 8 0 に連結可能であることが認識され则认为る。

【 0 0 2 2 】

好ましくは、上記のクランプ凝固装置 1 2 0 は器具ハウジング 1 3 0、および細長い部材 1 5 0 を備えている。この細長い部材 1 5 0 は以下に詳述するように器具ハウジング 1 3 0 に対して選択的に回転できる。器具ハウジング 1 3 0 は旋回式のハンドル部分 1 3 6、および左側シュラウド 1 3 4 および右側シュラウド 1 3 8 にそれぞれ連結されている固定式のハンドル 1 3 2 A およびハンドル 1 3 2 B を備えている。

【 0 0 2 3 】

右側シュラウド 1 3 8 は左側シュラウド 1 3 4 においてスナップ嵌めすることに適合している。好ましくは、この右側シュラウド 1 3 8 は当該右側シュラウド 1 3 8 に形成されている内側に対向している複数のプロング 7 0 により左側シュラウド 1 3 4 に連結されている。これら複数のプロング 7 0 は左側シュラウド 1 3 4 の中に形成されている対応する各穴または孔 1 4 0 の中に係合するように配列されている。左側シュラウド 1 3 4 を右側シュラウド 1 3 8 に取り付けの際に、これらの間に、後に詳述するような指定機構 2 5 5 の種々の部品に適合する一定のキャビティが形成される。

【 0 0 2 4 】

上記のクランプ式凝固装置 1 2 0 における左側シュラウド 1 3 4 および右側シュラウド 1 3 8 はポリカーボネートにより製造されることが好ましい。なお、これらの構成部品は本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく任意の適当な材料により作成することが可能であると考えられる。

【 0 0 2 5 】

指定機構 2 5 5 は上記の器具ハウジング 1 3 0 におけるキャビティの中に配置されている。好ましくは、この指定機構 2 5 5 は内側チューブ 1 7 0 に連結または取り付けられていて、ハンドル部分 1 3 6 の移動を内側チューブ 1 7 0 の線形動作に変換してクランプ・アーム組立体 3 0 0 を開閉する。すなわち、旋回式のハンドル部分 1 3 6 が固定式のハンドル部分 1 3 0 の方向に移動すると、指定機構 2 5 5 が内側チューブ 1 7 0 を後方に摺動させてクランプ・アーム組立体 3 0 0 を閉じた状態に旋回させる。また、旋回式のハンドル部分 1 3 6 が上記と反対の方向に移動すると、指定機構 2 5 5 が内側チューブ 1 7 0 を上記と反対の方向、すなわち、前方に移動するように摺動して、クランプ・アーム組立体 3 0 0 をその開口した状態に旋回させる。

【 0 0 2 6 】

上記の指定機構 2 5 5 は細長い部材 1 5 0 を器具ハウジング 1 3 0 に対してその長手軸の回りに回転可能にするためのラチェット機構も備えている。この細長い部材 1 5 0 の回転により、クランプ・アーム 3 0 0 が選択された所望の角度位置まで回転可能になる。上記の指定機構 2 5 5 は好ましくは管状カラー 2 6 0 およびヨーク 2 8 0 を備えている。

【 0 0 2 7 】

上記の指定機構 2 5 5 の管状カラー 2 6 0 は好ましくは内側チューブ 1 7 0 の基端部上にスナップ嵌めされていて、反対側の開口部 1 6 8 の中にキー係合している。この管状カラー 2 6 0 は好ましくはポリエーテルイミドにより製造されている。なお、この管状カラー 2 6 0 は任意の適当な材料により構成することができる。

【 0 0 2 8 】

上記の管状カラー 2 6 0 は図 1 1 乃至図 1 3 にさらに詳細に示されている。好ましくは、この管状カラー 2 6 0 は拡大部分 2 6 2、およびその中に貫通しているボア（中ぐり穴）

10

20

30

40

50

２６６を有している。この拡大部分２６２は好ましくは管状カラー２６０の周縁部の周囲に形成されていて溝部２６８を形成しているリング２７２を備えている。この溝部２６８は複数のデントまたは歯部２６９を有しており、これらの歯部２６９は上記の細長い部材１５０がその長手軸の回りに回転する時に当該細長い部材１５０を異なる回転位置に保持するために作用する。好ましくは、溝部２６８は１２個のラチェット歯部を有していて、約３０度の１２個の等角度の増加分で上記の細長い部分を回転可能にしている。なお、上記の管状カラー２６０は任意数の歯状の部材を有することができる。また、これらの歯状の部材が本発明の範囲および趣旨から逸脱することなく管状カラー２６０の任意の適当な部分に配置可能であることが認識され则认为る。

【００２９】

10

次に図２Ａ乃至図４に戻り、上記旋回式のハンドル部分１３６は親指用のループ１４２、第１の穴１２４、および第２の穴１２６を有している。ピボット・ピン１５３がハンドル部分１３６の第１の穴１２４の中に配置されていて、図３において矢印１２１により示されているような旋回を可能にしている。旋回式のハンドル部分１３６の親指用のループ１４２が器具ハウジング１３０から離間して矢印１２１の方向に移動すると、リンク１２８が前方方向の一定の力をヨーク２８０に加えることにより、ヨーク２８０が前方に移動する。リンク１２８はピン１２９により旋回式のハンドル部分１３６に接続されており、さらに、このリンク１２８はピン１２７により基部２８４に接続されている。

【００３０】

次に図２Ａに戻り、ヨーク２８０は一般に保持または支持部材２８２および基部２８４を有している。この支持部材２８２は好ましくは半円形であり、上記管状カラー２６０の歯部２６９に対して係合するために内側に延出している一対の対向している爪２８６を有している。なお、これらの爪２８６は本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく管状カラー２６０の歯部２６９に対する係合のためにヨーク２８０の任意の適当な部分に配置可能であると考えられる。また、このヨーク２８０が任意数のラチェット・アームを有し得ることも認識され则认为る。

20

【００３１】

上記のヨーク２８０は図１９乃至図２２にさらに詳細に示されている。旋回式のハンドル部分１３６は好ましくはヨーク２８０の基部２８４におけるスロット１４７の中に部分的に配置されている。この基部２８４は基部開口部２８７、アクチュエータ移動停止部２９０、および基部ピン・ホール２８８を有している。上記のピボット・ピン１５３は基部開口部２８７の中を通して配置されている。ヨーク２８０における各爪２８６は管状カラー２６０を介して内側チューブ１７０に開口力を伝達し、これにより、クランプ・アーム組立体３００が開口する。

30

【００３２】

上記のクランプ式凝固装置１２０におけるヨーク２８０は好ましくはポリカーボネートにより製造されている。また、このヨーク２８０はＡＢＳ、ナイロン、またはポリエーテルイミド等の別のプラスチック材料を含む種々の材料により作成することも可能である。さらに、このヨーク２８０は本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく任意の適当な材料により構成可能であると考えられる。

40

【００３３】

図３および図４に示されているように、ヨーク２８０は旋回式のハンドル部分１３６が器具ハウジング１３０の方向に移動する時にクランプ・アーム組立体３００に一定の閉鎖力を伝達する。アクチュエータ移動停止部２９０は旋回式のハンドル部分１３６のストロークの底部においてピボット・ピン１５３に接触することにより、この旋回式のハンドル部分１３６のさらなる移動、すなわち過剰移動を阻止する。ヨーク２８０の各爪２８６はワッシャー１５１、力制限スプリング１５５、およびカラー・キャップ１５２を介して管状カラー２６０に力を伝達する。カラー・キャップ１５２はワッシャー１５１および力制限スプリング１５５が拡大部分２６２よりも基端側の管状カラー２６０上に組立てられた後に管状カラー２６０に強固に取り付けられる。このカラー・キャップ１５２は図５および

50

図 6 にさらに詳細に示されている。また、力制限スプリング 1 5 5 は図 7 および図 8 にさらに詳細に示されており、ワッシャー 1 5 1 は図 9 および図 1 0 にさらに詳細に示されている。ワッシャー 1 5 1 の厚さはクランプ式凝固装置 1 2 0 の設計または製造中に調節されて、力制限スプリング 1 5 5 の予荷重を変更することができる。カラー・キャップ 1 5 2 は超音波溶接により管状カラー 2 6 0 に取り付けられるが、圧入、スナップ嵌め、または接着剤による取り付けが可能である。

【 0 0 3 4 】

図 5 乃至図 1 0 において、管状カラー 2 6 0、ワッシャー 1 5 1、力制限スプリング 1 5 5、およびカラー・キャップ 1 5 2 は力制限用の特徴部分をクランプ・アーム組立体 3 0 0 に備えている。旋回式のハンドル部分 1 3 6 が器具ハウジング 1 3 0 に向かって移動すると、クランプ・アーム組立体 3 0 0 は超音波ブレード 8 8 に向かって回転する。超音波切断および止血の両方を行うために、クランプ・アーム組立体 3 0 0 の最大力を 0 . 5 ポンド乃至 3 . 0 ポンド (0 . 2 2 7 k g 乃至 1 . 3 6 2 k g) に制限することが望ましい。

10

【 0 0 3 5 】

図 5 および図 6 はスプリング表面 1 5 8 を含むカラー・キャップ 1 5 2 を示している。図 7 および図 8 はキャップ表面部分 1 5 6、ワッシャー表面部分 1 5 7、および複数のスプリング要素 1 5 9 を含む力制限スプリング 1 5 5 を示している。この力制限スプリング 1 5 5 はそのスプリング要素 1 5 9 の形状によりウェーブ・スプリング (wave spring) として当該技術分野において説明されている。このようなウェーブ・スプリングを力制限スプリング 1 5 5 において使用することは、このスプリングが超音波外科器具の諸用途に良好に適合している小形の物理的寸法において高いばね率を示し、この場合に、その中心領域が超音波導波管 1 7 9 のために開口状態であるという理由により、有利である。力制限スプリング 1 5 5 はカラー・キャップ 1 5 2 のスプリング表面部分とワッシャー 1 5 1 のスプリング面部 1 6 5 との間においてバイアス力を受けている。ワッシャー 1 5 1 はクランプ式凝固装置 1 2 0 (図 2 乃至図 4 参照) の組み立て後にヨーク 2 8 0 の各爪 2 8 6 に接触する爪面部 1 6 7 (図 9 および図 1 0) を有している。

20

【 0 0 3 6 】

次に、図 2 および図 1 4 乃至図 1 8 において、回転ノブ 1 9 0 が上記の細長い部材 1 5 0 を回転するために当該細長い部材 1 5 0 に取り付けられていて、管状カラー 2 6 0 がヨーク 2 8 0 に対して回転するようになっている。この回転ノブ 1 9 0 はポリエーテルイミド、ナイロン等の別のプラスチック材料、またはその他の任意の適当な材料を含む種々の材料により作成することも可能である。

30

【 0 0 3 7 】

好ましくは、上記の回転ノブ 1 9 0 は拡大部分または外側ノブ 1 9 2、内側ノブ 1 9 4、およびこれらを貫通している軸方向のボア 1 9 6 を有している。内側ノブ 1 9 4 は外側ノブ 1 9 2 のキーウェイ 1 8 9 に協同的に取り付けするためのキー 1 9 1 を有している。外側ノブ 1 9 2 は交互に置かれている長手方向に沿う隆起部 1 9 7 および溝部 1 9 8 を有しており、これらは外科医による回転ノブ 1 9 0 および細長い部材 1 5 0 の配向を容易にする。この回転ノブ 1 9 0 の軸方向のボア 1 9 6 は細長い部材 1 5 0 の基端部上に適当に嵌合するように構成されている。

40

【 0 0 3 8 】

内側ノブ 1 9 4 は器具ハウジング 1 3 0 の先端部における開口部 1 3 9 の中に延在している。この内側ノブ 1 9 4 は当該内側ノブ 1 9 4 を上記開口部 1 3 9 の中に回転可能に取り付けるためのチャンネル 1 9 3 を有している。さらに、上記の回転可能なノブ 1 9 0 の内側ノブ 1 9 4 は一対の対向している穴 1 9 9 を有している。これらの対向している各穴 1 9 9 は後に説明するような細長い部材 1 5 0 を貫通している通路 1 9 5 の一部分として整合されている。

【 0 0 3 9 】

例えば、ピン 1 6 3 等の連結部材を上記通路 1 9 5 における対向している各穴 1 9 9 の中

50

に配置できる。このピン 1 6 3 は、例えば、ハウジング 1 3 0 内のリブの間に捕捉するか、シリコンまたはシアノアクリレート等の接着剤を含む任意の適当な手段により細長い部材 1 5 0 の通路 1 9 5 の中に保持できる。このピン 1 6 3 は細長い部材 1 5 0 を回転するために回転ノブ 1 9 0 から細長い部材 1 5 0 に回転トルクを供給することを可能にする。

【 0 0 4 0 】

回転ノブ 1 9 0 を回転する場合に、管状カラー 2 6 0 の歯部 2 6 9 がヨーク 2 8 0 の対応する各爪 2 8 6 に係合して僅かに乗り上がる。これらの爪 2 8 6 が歯部 2 6 9 上に乗り上がると、ヨーク 2 8 0 の支持部材 2 8 2 が外側に偏向して各爪 2 8 6 が管状カラー 2 6 0 の歯部 2 6 9 の上を摺動して通過することを可能にする。

10

【 0 0 4 1 】

実施形態の一例において、管状カラー 2 6 0 の歯部 2 6 9 は傾斜部または隆起部として構成されており、ヨーク 2 8 0 の各爪 2 8 6 はポスト部として構成されている。また、これらの管状カラー 2 6 0 の歯部 2 6 9 およびヨーク 2 8 0 の各爪 2 8 6 を逆にして、管状カラー 2 6 0 の歯部 2 6 9 をポスト部とし、ヨーク 2 8 0 の各爪 2 8 6 を傾斜部または隆起部とすることもできる。なお、上記の歯部 2 6 9 を細長い部材 1 5 0 の周縁部に一体に形成するか直接的に連結することも可能であると考えられる。さらに、上記の歯部 2 6 9 および各爪 2 8 6 は、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、協同的な突出部分、隆起部分、カム面、ラチェット状の歯部、のこ歯部、隆起部、フランジ、または上記細長い部材 1 5 0 を選択的な角度位置に指定可能にするように協同作用するその他の類似手段にすることができることが認識され则认为。

20

【 0 0 4 2 】

図 2 に示されているように、上記のクランプ式凝固装置 1 2 0 における細長い部材 1 5 0 は器具ハウジング 1 3 0 から延出している。図 2 B 乃至図 4 に示されているように、細長い部材 1 5 0 は好ましくは外側部材または外側チューブ 1 6 0、内側部材または内側チューブ 1 7 0、および伝達部品または超音波導波管 1 7 9 を有している。

【 0 0 4 3 】

上記の細長い部材 1 5 0 の外側チューブ 1 6 0 は好ましくはハブ 1 6 2、管状部材 1 6 4、およびこれらを貫通している長手方向の開口部または孔 1 6 6 を有している。また、この外側チューブ 1 6 0 は好ましくは実質的に円形の断面を有しており、ステンレス・スチールにより製造可能である。なお、この外側チューブ 1 6 0 が任意の適当な材料により構成可能であり、任意の適当な断面形状を有し得ることが認識され则认为。

30

【 0 0 4 4 】

上記の外側チューブ 1 6 0 のハブ 1 6 2 は好ましくは管状部材 1 6 4 よりも大きい直径を有している。このハブ 1 6 2 はピン 1 6 3 を受容して当該ハブ 1 6 2 を回転ノブ 1 9 0 に対して連結可能にするための一对のチューブ穴 1 6 1 を有している。この結果、外側チューブ 1 6 0 は回転ノブ 1 9 0 が回転または回動する時に回転する。

【 0 0 4 5 】

外側チューブ 1 6 0 のハブ 1 6 2 はさらに上記ハブ 1 6 2 の反対側の各面部にレンチ・フラット部 1 6 9 を有している。これらのレンチ・フラット部 1 6 9 は好ましくはハブ 1 6 2 の先端部の近くに形成されている。また、これらのレンチ・フラット部 1 6 9 はハブ 1 6 2 に対してトルク・レンチによりトルクを供給して超音波導波管 1 7 9 を音響組立体 8 0 のスタッド 5 0 に固定することを可能にする。例えば、本明細書に参考文献として含まれる米国特許第 5, 0 5 9, 2 1 0 号および同第 5, 0 5 7, 1 1 9 号はハンド・ピース組立体における取付装置に対して伝達部品を着脱するためのトルク・レンチを開示している。

40

【 0 0 4 6 】

上記の外側チューブ 1 6 0 における管状部材 1 6 4 の先端部に、例えば、組織の把持、組織の切断等のような種々の作業を行うためのエンド・エフェクター 1 8 0 が配置されている。なお、このエンド・エフェクター 1 8 0 が任意の適当な構成に形成可能であることが

50

考えられる。

【 0 0 4 7 】

上記のエンド - エフェクター 1 8 0 およびその構成部品が図 2 3 乃至図 3 3 においてさらに詳細に示されている。このエンド - エフェクター 1 8 0 は一般に、例えば、組織を把持するため、またはブレード 8 8 に対して組織を押圧するための非振動性のクランプ・アーム組立体 3 0 0 を備えている。また、このエンド - エフェクター 1 8 0 は図 2 3 および図 2 6 においてクランプ開口状態で示されており、クランプ・アーム組立体 3 0 0 は好ましくは外側チューブ 1 6 0 の先端部に旋回可能に取り付けられている。

【 0 0 4 8 】

10
先ず、図 2 3 乃至図 2 6 において、クランプ・アーム組立体 3 0 0 は好ましくはクランプ・アーム 2 0 2、あご孔 2 0 4、第 1 のポスト部 2 0 6 A、第 2 のポスト部 2 0 6 B、および組織パッド 2 0 8 を有している。クランプ・アーム 2 0 2 はピボット・ピン 2 0 7 A およびピボット・ピン 2 0 7 B に対して旋回可能に取り付けられていて、親指用のループ 1 4 2 が図 3 において矢印 1 2 1 により示されている方向に移動する時に図 3 における矢印 1 2 2 の方向に回転する。旋回式のハンドル部分 1 3 6 を器具ハウジング 1 3 0 に向けて進行させることにより、クランプ・アーム 2 0 2 はピボット・ピン 2 0 7 A およびピボット・ピン 2 0 7 B の回りに旋回して閉鎖状態になる。また、旋回式のハンドル部分 1 3 6 を後退して器具ハウジング 1 3 0 から離間させることにより、クランプ・アーム 2 0 2 が旋回して開口状態になる。

【 0 0 4 9 】

20
クランプ・アーム 2 0 2 は超音波ブレード 8 8 とクランプ・アーム組立体 3 0 0 との間に組織を挟むために当該クランプ・アーム 2 0 2 に取り付けられている組織パッド 2 0 8 を有している。この組織パッド 2 0 8 は好ましくは高分子またはその他の柔軟な材料により形成されていて、クランプ・アーム 2 0 2 がその閉鎖状態にある時に超音波ブレード 8 8 に係合する。好ましくは、この組織パッド 2 0 8 は、例えば、ポリマー状のポリテトラフルオロエチレン (P T F E) に相当する E. I. Du Pont de Nemours and Company の商標名である TEFLON (R) (テフロン (R)) のように、一定の低い摩擦係数を有しているが、組織の把持能力を示すために実質的に剛性である材料により形成されている。この組織パッド 2 0 8 は接着剤、好ましくは以下に説明するような機械的な固定構造によりクランプ・アーム 2 0 2 に取り付けることができる。

【 0 0 5 0 】

図 2 3、図 2 6 および図 2 8 において示されているように、のこ歯部 2 1 0 が組織パッド 2 0 8 のクランプ表面部に形成されていて、超音波ブレード 8 8 の軸に対して垂直に延在して、組織をクランプ・アーム 2 0 2 と超音波ブレード 8 8 との間において滑らせることなく組織の把持、操作、凝固および切断を可能にしている。

【 0 0 5 1 】

組織パッド 2 0 8 は図 2 7 乃至図 2 9 にさらに詳細に示されている。この組織パッド 2 0 8 は T 字形状の突出部 2 1 2、左側突出面部 2 1 4、右側突出面部 2 1 6、上面部 2 1 8、および下面部 2 1 9 を有している。下面部 2 1 9 は既に説明したのこ歯部 2 1 0 を有している。さらに、組織パッド 2 0 8 は以下に説明するような組み立て中における挿入を容易にするためのベベル状の前端部 2 0 9 を有している。

【 0 0 5 2 】

40
図 2 6 において、上記内側チューブ 1 7 0 における管状部材 1 7 4 の先端部は好ましくは当該先端部から延出しているフィンガー部またはフランジ部 1 7 1 を有している。このフランジ部 1 7 1 はクランプ・アーム 2 0 2 の各ポスト部 2 0 6 A およびポスト部 2 0 6 B をそれぞれ受容するための開口部 1 7 3 A および開口部 1 7 3 B (1 7 3 B は図示せず) を有している。これにより、細長い部材 1 5 0 の内側チューブ 1 7 0 が軸方向に移動する時に、上記のフランジ部 1 7 1 がクランプ・アーム組立体 3 0 0 のポスト部 2 0 6 に係合しながら前方または後方に移動することによりクランプ・アーム 2 0 2 を開閉する。

【 0 0 5 3 】

次に、図 2 4、図 2 5 および図 3 1 乃至図 3 3 において、エンド・エフェクター 1 8 0 のクランプ・アーム 2 0 2 がさらに詳細に示されている。クランプ・アーム 2 0 2 はアーム上部 2 2 8 およびアーム下部 2 3 0、ならびに、直線状部分 2 3 5 および湾曲状部分 2 3 6 を有している。直線状部分 2 3 5 は直線状の T 字形スロット 2 2 6 を有している。また、湾曲状部分 2 3 6 は第 1 の上部穴 2 3 1、第 2 の上部穴 2 3 2、第 3 の上部穴 2 3 3、第 4 の上部穴 2 3 4、第 1 の下部切り欠き部 2 4 1、第 2 の下部切り欠き部 2 4 2、第 3 の下部切り欠き部 2 4 3、第 4 の切り欠き部 2 4 4、第 1 の棚部 2 2 1、第 2 の棚部 2 2 2、第 3 の棚部 2 2 3、第 4 の棚部 2 2 4、および第 5 の棚部 2 2 5 を有している。

【 0 0 5 4 】

上記の穴 2 3 1 はアーム上部 2 2 8 からクランプ・アーム 2 0 2 を介して第 2 の棚部 2 2 2 まで延在している。また、上記の穴 2 3 2 はアーム上部 2 2 8 からクランプ・アーム 2 0 2 を介して第 3 の棚部 2 2 3 まで延在している。また、上記の穴 2 3 3 はアーム上部 2 2 8 からクランプ・アーム 2 0 2 を介して第 4 の棚部 2 2 4 まで延在している。さらに、上記の穴 2 3 4 はアーム上部 2 2 8 からクランプ・アーム 2 0 2 を介して第 5 の棚部 2 2 5 まで延在している。これらの各穴 2 3 1 乃至穴 2 3 4 および各棚部 2 2 1 乃至 2 2 5 棚部の配列構成によりクランプ・アーム 2 0 2 が上記の直線状部分 2 3 5 および湾曲状部分 2 3 6 の両方を備えることが可能になると共に、例えば、金属射出成形 (MIM) 等の方法により成形可能になる。クランプ・アーム 2 0 2 は上記の MIM 法を利用することによりステンレス・スチールまたはその他の適当な金属により作成できる。

【 0 0 5 5 】

図 3 0 および図 3 1 において、組織パッド 2 0 8 における T 字形の突出部 2 1 2 はクランプ・アーム 2 0 2 の T 字形スロット 2 2 6 の中に挿入可能である。クランプ・アーム 2 0 2 は、組織パッド 2 0 8 が、例えば、射出成形、機械加工、または押出成形等により直線状の部品として製造可能になるように設計されている。クランプ・アーム 2 0 2 においてその直線状の T 字形スロット 2 2 6 の中に挿入されて湾曲状部分 2 3 6 の中に進行する時に、ベベル状の前端部 2 0 9 が組織パッド 2 0 8 の屈曲を容易にしてクランプ・アーム 2 0 2 の曲率に一致させる。さらに、各穴 2 3 1 乃至穴 2 3 4 および各棚部 2 2 1 乃至棚部 2 2 5 の配列構成により、クランプ・アーム 2 0 2 が組織パッド 2 0 8 を屈曲して保持することが可能になる。

【 0 0 5 6 】

図 3 2 および図 3 3 はクランプ・アーム 2 0 2 が当該クランプ・アーム 2 0 2 の湾曲状部分 2 3 6 に対して一致している組織パッド 2 0 8 の屈曲状態を維持しながら組織パッド 2 0 8 を保持する方法を示している図である。図 3 2 に示されているように、第 3 の棚部 2 2 3 は右側突出面部 2 1 6 に接触して接触エッジ部 2 3 8 を形成しているが、左側の突出面部 2 1 4 はこの位置において支持されていない。一方、図 3 3 に示されている、先端側の位置においては、第 4 の棚部 2 2 4 が左側突出面部 2 1 4 に接触して接触エッジ部 2 3 9 を形成しているが、右側の突出面部 2 1 6 はこの位置において支持されていない。

【 0 0 5 7 】

次に、図 2 に戻り、細長い部材 1 5 0 の内側チューブ 1 7 0 は外側チューブ 1 6 0 の開口部 1 6 6 の中に適当に嵌合している。この内側チューブ 1 7 0 は好ましくは内側ハブ 1 7 2、管状部材 1 7 4、外周溝 1 7 6、一対の対向している開口部 1 7 8、一対の対向している開口部 1 6 8、およびこれらを通している長手方向の開口部または孔 1 7 5 を有している。この内側チューブ 1 7 0 は好ましくは実質的に円形の断面を有しており、ステンレス・スチールにより製造可能である。なお、この内側チューブ 1 7 0 が任意の適当な材料により構成可能であり、任意の適当な形状にできることが認識され则认为る。

【 0 0 5 8 】

上記の内側チューブ 1 7 0 における内側ハブ 1 7 2 は好ましくは上記の管状部材 1 7 4 よりも大きい直径を有している。また、この内側ハブ 1 7 2 における一対の対向している開口部 1 7 8 は内側ハブ 1 7 2 がピン 1 6 3 を受容可能にして、内側チューブ 1 7 0 および超音波導波管 1 7 9 が既に説明したように当該超音波導波管 1 7 9 をスタッド 5 0 に取り

付けるためのトルクを伝達可能にしている。O - リング 220 は好ましくは内側ハブ 172 の外周溝 176 の中に配置されている。

【0059】

上記の細長い部材 150 における超音波導波管 179 は内側チューブ 170 の孔 175 の中に延在している。この超音波導波管 179 は好ましくは実質的に半柔軟性である。なお、この超音波導波管 179 が実質的に剛性であってもよく、また、柔軟性のワイヤ部材でもよいことが認識されたと考える。これにより、超音波振動が超音波導波管 179 に沿って長手方向に伝達されて超音波ブレード 88 を振動させる。

【0060】

上記の超音波導波管 179 は、例えば、システム波長の $1/2$ の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しい長さを有することができる。この超音波導波管 179 は好ましくはチタン合金 (すなわち、Ti - 6Al - 4V) またはアルミニウム合金等の超音波エネルギーを効率的に伝搬する材料により構成されている中実コアの軸材により製造できる。なお、この超音波導波管 179 は任意の別の適当な材料により製造することも可能であることが考えられる。また、この超音波導波管 179 は当該技術分野において周知であるように上記の超音波ブレード 88 に伝達される機械的な振動を増幅することも可能である。

【0061】

図 2 に示すように、超音波導波管 179 は当該超音波導波管 179 の周縁部の周囲における種々の位置に配置されている 1 個以上の安定化用のシリコン・リングまたは制振シース 110 (1 個が示されている) を有することができる。この制振シース 110 は不所望な振動を制振して内側チューブ 170 からの超音波エネルギーを分離することにより、この超音波エネルギーを最大効率で超音波ブレード 88 の先端部まで長手方向に確実に伝達する。この減衰シース 110 は、例えば、本明細書に参考文献として含まれる米国特許出願第 08/808,652 号に記載されている減衰シースのように締め込みにより超音波導波管 179 に固定できる。

【0062】

さらに、図 2 において、超音波導波管 179 は一般に第 1 の部分 182、第 2 の部分 184、および第 3 の部分 186 を有している。この超音波導波管 179 の第 1 の部分 182 は当該超音波導波管 179 の基端部から先端側に延在している。この第 1 の部分 182 が実質的に連続的な一定の断面寸法を有している。

【0063】

上記第 1 の部分 182 は好ましくはその中を貫通している少なくとも 1 個の半径方向の穴 188 を有している。この導波管の穴 188 は超音波導波管 179 の軸に対して実質的に垂直に延在している。この導波管の穴 188 は好ましくは節部に配置されているが、超音波導波管 179 に沿う任意のその他の適当な位置に配置することも可能である。なお、この導波管の穴 188 が任意の適当な深さを有することができ、任意の適当な形状を有し得ることが認識されたと考える。

【0064】

上記の第 1 の部分 182 における導波管の穴 188 はピン 163 を受容するために上記ハブ 172 において対向している各開口部 178 およびハブ 162 における外側チューブの各穴 162 に整合されている。ピン 163 は細長い部材 150 を回転するために回転トルクが回転ノブ 190 から超音波導波管 179 に加えられることを可能にする。細長い部材 150 における通路 195 は対向している各開口部 178、外側チューブの各穴 161、導波管の穴 188、および対向している各穴 199 を含む。

【0065】

上記の超音波導波管 179 における第 2 の部分 184 は第 1 の部分 182 から先端側に延在している。この第 2 の部分 184 は実質的に連続的な一定の断面寸法を有している。この第 2 の部分 184 の直径は上記第 1 の部分 182 の直径よりも小さい。これにより、超音波エネルギーは超音波導波管 179 における第 1 の部分 182 から第 2 の部分 184 に伝達され、この第 2 の部分 184 において狭められている部分により当該部分を通過する

10

20

30

40

50

超音波エネルギーの振幅が増幅される。

【 0 0 6 6 】

さらに、上記の第 3 の部分 1 8 6 が上記第 2 の部分 1 8 4 の先端部から先端側に延在している。この第 3 の部分 1 8 6 は実質的に連続的な一定の断面寸法を有している。また、この第 3 の部分 1 8 6 はその長さに沿って変化している小さい直径を有することも可能である。この第 3 の部分は好ましくは当該第 3 の部分 1 8 6 の外周縁部の周囲に形成されているシール 1 8 7 を有している。これにより、超音波エネルギーは超音波導波管 1 7 9 における第 2 の部分 1 8 4 から上記第 3 の部分の中に伝達され、この第 3 の部分 1 8 6 において狭められている部分により当該部分を通過する超音波エネルギーの振幅が増幅される。

【 0 0 6 7 】

上記の第 3 の部分 1 8 6 はその外周部分に形成されている複数の溝部またはノッチ部（図示せず）を有することができる。これらの溝部は製造中において制振シース 1 1 0 を備え付けるための整合指示手段として作用するために超音波導波管 1 7 9 の各節部または当該超音波導波管 1 7 9 に沿う任意の別の適当な位置に配置することが可能である。

【 0 0 6 8 】

さらに、図 2 において、上記外科器具 1 5 0 における制振シース 1 1 0 は超音波導波管 1 7 9 の少なくとも一部分を囲っている。この制振シース 1 1 0 は超音波導波管 1 7 9 の周囲に配置されて、動作中における超音波導波管 1 7 9 の横方向の側面から側面に到る振動を制振または制限することができる。この制振シース 1 1 0 は好ましくは超音波導波管 1 7 9 の第 2 の部分 1 8 4 の一部を囲っている。なお、この制振シース 1 1 0 が超音波導波管 1 7 9 における任意の適当な部分の周囲に配置可能であることも考えられる。また、この制振シース 1 1 0 は好ましくは横方向の振動における少なくとも 1 個の波腹部、さらに好ましくは横方向の振動における複数の波腹部において延在している。さらに、この制振シース 1 1 0 は好ましくは実質的に円形の断面を有している。なお、この制振シース 1 1 0 が超音波導波管 1 7 9 上に嵌合する任意の適当な形状を有することができ、任意の適当な長さを有し得ることが認識されると考える。

【 0 0 6 9 】

制振シース 1 1 0 は好ましくは超音波導波管 1 7 9 に軽く接触して超音波導波管 1 7 9 からの不所望な超音波エネルギーを吸収する。この制振シース 1 1 0 は 5 5 , 5 0 0 H z の長手方向の周波数ならびにそれ以上およびそれ以下の周波数に付随する不所望な横方向の振動を含む超音波導波管 1 7 9 の軸方向以外の振動の振幅を減少する。

【 0 0 7 0 】

上記の制振シース 1 1 0 は超音波導波管 1 7 9 の軸方向の動作すなわち長手方向の振動によるエネルギーの消失を最少にするために、好ましくは一定の低摩擦係数を有する高分子材料により構成されている。この高分子材料は好ましくはフロウラ - エチレン・プロペン（floura-ethylene propene）（F E P）であり、この材料はガンマ放射線による滅菌処理における崩壊に対して耐性を有している。なお、上記の制振シース 1 1 0 が、例えば、P T F E 等の任意の適当な材料により製造可能であることが認識されると考える。

【 0 0 7 1 】

上記の制振シース 1 1 0 は好ましくはこれを貫通する開口部、および長手方向のスリット 1 1 1 を有している。この制振シース 1 1 0 のスリット 1 1 1 は制振シース 1 1 0 がいずれの端部からも超音波導波管 1 7 9 の上に組み合わせられることを可能にしている。なお、この制振シース 1 1 0 が当該制振シース 1 1 0 を超音波導波管 1 7 9 の上に嵌合可能にする任意の適当な構成を有し得ることが認識されると考える。例えば、この制振シース 1 1 0 はコイルとしてまたは螺旋状に形成することができ、あるいは長手方向および/または外周方向のスリットまたはスロットの種々のパターンを有することができる。さらに、この制振シース 1 1 0 がスリット 1 1 1 無しで製造可能であること、および超音波導波管 1 7 9 が制振シース 1 1 0 の中に嵌合するための 2 個以上の部品により製造可能であることも考えられる。

【 0 0 7 2 】

上記の超音波導波管 179 が任意の適当な断面寸法を有し得ることが認識され则认为。例えば、この超音波導波管 179 は実質的に均一な断面を有していてもよく、また、この超音波導波管 179 は種々の部分においてテーパ状であってもよく、あるいはその全長にわたってテーパ状であってもよい。

【0073】

また、上記の超音波導波管 179 は当業界において周知のように当該超音波導波管 179 を介して超音波ブレード 88 に伝達される機械的な振動を増幅することもできる。さらに、この超音波導波管 179 は当該超音波導波管 179 に沿う長手方向の振動の利得を制御するための特徴部分および当該超音波導波管 179 をシステムの共振振動数に同調するための特徴部分を有することができる。

10

【0074】

上記の超音波導波管 179 における第 3 の部分 186 の基端部は好ましくは波腹部の近くにおいて内部のねじ付き接続手段により上記第 2 の部分 184 の先端部に連結することができる。なお、この第 3 の部分 186 が溶接接合等の任意の適当な手段により上記第 2 の部分 184 に取り付け可能であると考えられる。この第 3 の部分 186 は超音波ブレード 88 を含む。この超音波ブレード 88 は超音波導波管 179 から分離可能にすることができるが、この超音波ブレード 88 および超音波導波管 179 は単一ユニットとして形成されていることが好ましい。

【0075】

上記の超音波ブレード 88 はシステム波長の $1/2$ の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しい長さを有することができる。また、この超音波ブレード 88 の先端部は当該先端部における最大の長手方向の偏位を行うために波腹部の近くに配置することができる。これにより、上記のトランスデューサ組立体が励起されると、超音波ブレード 88 の先端部は所定の振動周波数において、例えば、約 10 ミクロン乃至 500 ミクロンのピーク-トゥ-ピーク動作、好ましくは約 30 ミクロン乃至 150 ミクロンの範囲内で移動するように構成される。

20

【0076】

上記の超音波ブレード 88 は好ましくはチタン合金（すなわち、Ti-6Al-4V）またはアルミニウム合金等の超音波エネルギーを伝搬する材料により構成されている中実コアの軸材により作成されている。なお、この超音波ブレード 88 が任意の別の適当な材料により製造できることが認識され则认为。さらに、この超音波ブレード 88 がエネルギーの供給および所望の組織作用を改善するための表面処理を有し得ることも考えられる。例えば、この超音波ブレード 88 は凝固性および組織の切断能力を高めるため、および/または、組織および血液のエンド-エフェクターに対する付着性を減少するために、微細仕上げ、コーティング処理、めっき処理、エッチング処理、グリット・ブラスト仕上げ、粗面化またはスコア処理することができる。加えて、この超音波ブレード 88 はその諸特性を高めるために鋭利化または付形処理することができる。例えば、この超音波ブレード 88 はブレード形状、フック形状、またはボール形状にすることができる。

30

【0077】

図 34、図 35 および図 36 に示すように、本発明による超音波ブレード 88 の形状は既存の装置よりもさらに均一にクランプした組織に超音波出力を供給する。エンド-エフェクター 180 はブレード末端部分の改善された可視性を提供するので、外科医はブレード 88 が切断または凝固されている構造を横切って延在していることを確認できる。このことは特に大血管の縁を確認する場合に重要である。また、この形状は生物学的な諸構造の湾曲部分にさらに似せることによりさらに改善された組織への接近能力も提供する。このブレード 88 は多数の組織作用、すなわち、クランプ状態の凝固、クランプ状態の切断、把持、背部切断、切開、スポット凝固、末端部分の浸透および末端部分のスコア処理等を行うように設計されている多数のエッジ部分および表面部分を備えている。

40

【0078】

ブレード 88 の最先端部分は接線 63、すなわち、当該先端部分における湾曲部分に対し

50

て接している線に対して垂直な表面部分 5 4 を有している。また、2 個のすみ肉状の特徴部分 6 1 A および特徴部分 6 1 B が各表面部分 5 1 , 5 2 および 5 4 を混合するために使用されており、これによりスポット凝固に利用できる鈍い先端部分が形成されている。また、ブレード 8 8 の上部は丸み付けまたは鈍化されていて、当該ブレード 8 8 とクランプ・アーム組立体 3 0 0 との間に組織をクランプするための広いエッジ部分または表面部分 5 6 を形成している。この表面部分 5 6 はクランプ状態での切断処理および凝固処理のために使用されると共に、ブレードの不活性時に組織を操作するためにも使用される。

【 0 0 7 9 】

また、下面部はブレード 8 8 の底部に沿って狭いエッジ部すなわち鋭いエッジ部 5 5 を形成している球面状の切断部分 5 3 を有している。このような材料の切断は、例えば、半径 R 1 の円弧状に球面端部のミルを掃引した後にブレード 8 8 の底面部 5 8 に上記の切断部分を混合するさらに狭い第 2 の半径 R 2 によりこの切断部分を仕上げることにより達成できる。上記の半径 R 1 は好ましくは 0 . 5 インチ乃至 2 インチ (1 . 2 7 c m 乃至 5 . 0 8 c m) の範囲内、さらに好ましくは 0 . 9 インチ乃至 1 . 1 インチ (2 . 2 9 c m 乃至 2 . 7 9 c m) の範囲内、最も好ましくは約 1 . 0 6 8 インチ (2 . 7 1 3 c m) である。また、上記の半径 R 2 は好ましくは 0 . 1 2 5 インチ乃至 0 . 5 インチ (0 . 3 1 8 c m 乃至 1 . 2 7 c m) 、最も好ましくは約 0 . 2 5 インチ (0 . 6 4 c m) である。この第 2 の半径 R 2 およびこれに対応するブレード 8 8 の底面部 5 8 との混合部分はこの混合部分の無い切断状態で停止する場合に比べてその球面状の切断部分の端部に集中する応力を減少する。上記の鋭いエッジ部 5 5 は脈管の少ない組織の中の切開および非クランプ状態の切断 (背部切断) を容易にする。

【 0 0 8 0 】

さらに、上記ブレード 8 8 の湾曲形状は組織が当該ブレード 8 8 に対してクランプされている時にその組織に対して比較的均一に分布されているエネルギー供給を生じる。このような均一なエネルギー供給はエンド・エフェクター 1 8 0 の長さに沿う一定の組織作用 (熱的および横断作用) が達成できる点で望ましい。ブレード 8 8 の最先端の 1 5 ミリメートルの部分は作用部分であり、一定の組織作用を達成するために用いられる。この湾曲状のシャー・ブレード 8 8 に沿う各位置における変位ベクトルは既存の器具に優る本発明の種々の改善により図 3 4 に示すような x - y 平面内に主に存在している各方向を有する。それゆえ、ブレード 8 8 の動作はクランプ・アーム組立体 3 0 0 からのクランプ力の方向に対して垂直な平面 (上記の x - y 平面) 内に存在している。

【 0 0 8 1 】

上記ブレード 8 8 の底面部 5 8 における球面状の切断部分 5 3 は鋭いエッジ部 5 5 を形成すると共にブレード 8 8 から最小量の材料を除去している。このブレード 8 8 の底部における球面状の切断部分 5 3 は以下に説明するように一定の角度 α を有する鋭いエッジ部 5 5 を形成している。この角度 α は、例えば、オハイオ州、シンシナティの Ethicon Endo-Surgery 社により製造されている LCS-K5 のような既存のシャー装置と同様にできる。しかしながら、本発明のブレード 8 8 はその一般的な供給力に関して上記の角度 α の配向により既存の装置よりも速く切断することができる。既存のシャー装置の場合には、その各エッジ部が対称形であり、その供給力を均等に広げる。一方、本発明の場合の各エッジ部は非対称であって、このエッジ部の非対称性が組織の分離または切断における速度の高さを示す。すなわち、この非対称性は鈍化した形状を維持しながら大きな容量の材料を除去することなく超音波により活性化される時に効果的にさらに鋭いエッジ部を提供することにおいて重要である。また、この非対称形の角度ならびに上記ブレードの湾曲部分は僅かなフック状のまたは楔状の作用により背部切断中にそれ自体で組織に張力を加えるように作用する。

【 0 0 8 2 】

超音波ブレード 8 8 の鋭いエッジ部 5 5 は表面部分 5 3 と底面部 5 8 が球面状の切断部分 5 3 を受容した後に残された第 2 の表面部分 5 7 との交線により定められる。クランプ・アーム組立体 3 0 0 は超音波ブレード 8 8 に対して巡回移動して当該クランプ・アーム組

立体 300 と超音波ブレード 88 との間に組織をクランプするために外側チューブ 160 の先端部に旋回可能に取り付けられている。この結果、内側チューブ 170 の往復移動によりクランプ・アーム組立体 300 が円弧状に旋回して垂直平面 181 が定められる。鋭いエッジ部 55 における球面状の切断部分 53 の接線 60 は図 35 に示されているように第 2 の表面部分 57 の接線 62 に対して一定の角度 α を定めている。この角度 α の二等分線 59 は好ましくは上記の垂直平面 181 内に存在せずに、角度 β だけずれている。好ましくは、上記球面状の切断部分 53 の接線 60 は垂直平面 181 に対して約 5 度乃至 50 度の範囲内で存在しており、最も好ましくは、この球面状の切断部分 53 の接線は垂直平面 181 から約 38 . 8 度で存在している。好ましくは、上記角度 α は約 90 度乃至 150 度の範囲内であり、最も好ましくは、この角度 α は約 121 . 6 度である。

10

【0083】

図 35 A において、本発明の別の実施形態が非対称な狭いエッジ部を伴って示されている。鋭いエッジ部 55 A における球面状の切断部分 53 A の接線 60 A は図 35 A に示されているように第 2 の表面部分 57 A の接線 62 A に対して一定の角度 α A を定めている。この角度 α A の二等分線 59 A は好ましくは垂直平面 181 A 内に存在しておらず、一定の角度 β A だけずれている。

【0084】

次に、図 1 乃至図 4 において、上記のクランプ式凝固装置 120 を音響組立体 80 に対して着脱するための手順を以下に説明する。医者がクランプ式凝固装置 120 を使用する準備ができると、この医者はそのクランプ式凝固装置 120 を音響組立体 80 に単純に取り

20

【0085】

超音波導波管 179 をスタッド 50 にねじにより接合した後に、例えば、トルク・レンチのような工具をクランプ式凝固装置 120 の細長い部材 150 の上に配置して超音波導波管 179 をスタッド 50 に対して締め付ける。この工具は外側チューブ 160 におけるハブ 162 のレンチ・フラット部分 169 に係合して超音波導波管 179 をスタッド 50 上に固定するように構成できる。この結果、ハブ 162 の回転により、超音波導波管 179 が所望且つ所定のトルクでスタッド 50 に対して固定されるまで細長い部材 150 が回転される。なお、上記のトルク・レンチがクランプ式凝固装置 120 の一部分として、または本明細書に参考文献として含まれる米国特許第 5,776,155 号に記載されているトルク・レンチのように、ハンド・ピース・ハウジング 20 の一部分として別に製造可能であることが考えられる。

30

【0086】

クランプ式凝固装置 120 を音響組立体 80 に取り付けた後に、外科医は回転ノブ 190 を回転して細長い部材 150 を所望の角度位置に調節することができる。回転ノブ 190 を回転している時に、管状カラー 260 の歯部 269 がヨーク 280 の各爪 286 の上を摺動して隣接するノッチ部または谷部の中に入る。この結果、外科医はエンド・エフェクター 180 を所望の配向に位置決めできる。回転ノブ 190 は器具ハウジング 130 とクランプ・アーム 202 との間の回転方向の関係を指定するための指定手段を組み込むことができる。図 17 および図 18 に示されているように、例えば、拡大された隆起部 200 を利用することにより、回転ノブ 190 における隆起部 197 の内の 1 個を器具ハウジング 130 に対するクランプ・アーム 202 の回転方向の位置を指定するために使用できる。なお、拡大された隆起部 200 の使用と同様に位置を指定するために、色、シンボル、表面模様等の使用を含む別の指定手段を回転ノブ 190 において用いることも可能であると考えられる。

40

【0087】

音響組立体 80 のスタッド 50 からクランプ式凝固装置 120 を分離するためには、この

50

外科器具 120 の細長い部材 150 上に上記の工具を摺動してこれを反対方向、すなわち、超音波導波管 179 をスタッド 50 に対するねじ係合から解除する方向に回転することができる。この工具を回転すると、外側チューブ 160 のハブ 162 はトルクがピン 163 を介して超音波導波管 179 に加えられることを可能にして、比較的高い係合解除用のトルクが超音波導波管 179 をそのねじ係合解除の方向に回転するように加えられる。この結果、超音波導波管 179 はスタッド 50 から緩み離れる。このようにして超音波導波管 179 がスタッド 50 から取り外された後に、クランプ式凝固装置全体が放出可能になる。

【0088】

以上、本発明の好ましい実施形態を本明細書において図示し説明したが、当該技術分野における熟練者においては、これらの各実施形態が例示的な目的のみにより提供されていることが明らかになる。すなわち、この時点において、多数の変形、変更、および置換が本発明から逸脱することなく当該技術分野における熟練者において考え出されるようになる。従って、本発明は本明細書に記載する特許請求の範囲における趣旨および範囲のみにより制限されるべきであると考えられる。

本発明の新規な特徴は特に本明細書における特許請求の範囲において記載されている。しかしながら、本発明自体は、その構成および動作方法の両方について、そのさらに別の目的および利点と共に、以下の添付図面と共にその詳細な説明を参考にすることにより最良に理解できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 超音波発生器の平面図、超音波トランスデューサの断面図、および本発明によるクランプ式凝固装置の部分断面図を含む超音波外科システムを示している。

【図 2 A】 本発明によるクランプ式凝固装置の一部分の分解斜視図である。

【図 2 B】 本発明によるクランプ式凝固装置の一部分の分解斜視図である。

【図 3】 開口状態で示されているクランプ・アーム組立体を伴う本発明によるクランプ式凝固装置の部分断面図である。

【図 4】 閉鎖状態で示されているクランプ・アーム組立体を伴う本発明によるクランプ式凝固装置の部分断面図である。

【図 5】 上記クランプ式凝固装置におけるカラー・キャップの側面図である。

【図 6】 上記クランプ式凝固装置におけるカラー・キャップの正面図である。

【図 7】 上記クランプ式凝固装置における力制限用スプリングの側面図である。

【図 8】 上記クランプ式凝固装置における力制限用スプリングの正面図である。

【図 9】 上記クランプ式凝固装置におけるワッシャーの側面図である。

【図 10】 上記クランプ式凝固装置におけるワッシャーの正面図である。

【図 11】 上記クランプ式凝固装置における管状カラーの側面図である。

【図 12】 上記クランプ式凝固装置における管状カラーの後面図である。

【図 13】 上記クランプ式凝固装置における管状カラーの正面図である。

【図 14】 上記クランプ式凝固装置における内側ノブの側面図である。

【図 15】 上記クランプ式凝固装置における内側ノブの正面図である。

【図 16】 上記クランプ式凝固装置における内側ノブの下面図である。

【図 17】 上記クランプ式凝固装置における外側ノブの後面図である。

【図 18】 上記クランプ式凝固装置における外側ノブの上面図である。

【図 19】 上記クランプ式凝固装置におけるヨークの上面図である。

【図 20】 上記クランプ式凝固装置におけるヨークの側面図である。

【図 21】 上記クランプ式凝固装置におけるヨークの正面図である。

【図 22】 上記クランプ式凝固装置におけるヨークの斜視図である。

【図 23】 上記クランプ式凝固装置におけるエンド・エフェクターの斜視図である。

【図 24】 上記クランプ式凝固装置におけるクランプ・アームの上部斜視図である。

【図 25】 上記クランプ式凝固装置におけるエンド・エフェクターの上面図である。

【図 26】 クランプ・アームが開口状態である上記クランプ式凝固装置におけるエンド

10

20

30

40

50

- エフェクターの側面図である。

【図 27】 上記クランプ式凝固装置における組織パッドの上面図である。

【図 28】 上記クランプ式凝固装置における組織パッドの側面図である。

【図 29】 上記クランプ式凝固装置における組織パッドの正面図である。

【図 30】 上記クランプ式凝固装置における組織パッドの斜視図である。

【図 31】 上記クランプ式凝固装置におけるクランプ・アームの下部斜視図である。

【図 32】 図 31 に示されているクランプ・アームの第 1 の断面図である。

【図 33】 図 31 に示されているクランプ・アームの第 2 の断面図である。

【図 34】 上記クランプ式凝固装置におけるブレードの下面図である。

【図 35】 上記クランプ式凝固装置におけるブレードの断面図である。

10

【図 35 A】 上記クランプ式凝固装置の別の実施形態におけるブレードの断面図である。

【図 36】 上記クランプ式凝固装置におけるエンド・エフェクターの斜視図である。

【符号の説明】

10 超音波システム

15 超音波信号発生器

20 ハンド・ピース・ハウジング

80 音響組立体

82 超音波トランスデューサ

120 クランプ式凝固装置

130 器具ハウジング

150 細長い部材

179 超音波導波管

180 エンド・エフェクター

300 クランプ・アーム組立体

20

【図 1】

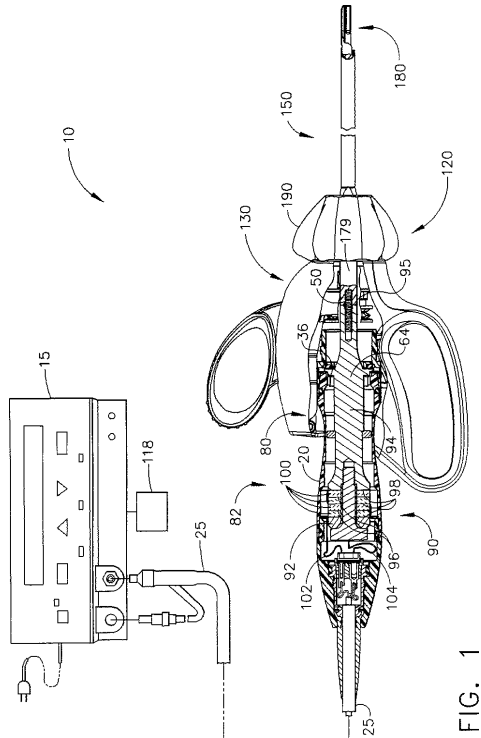


FIG. 1

【図 2 A】

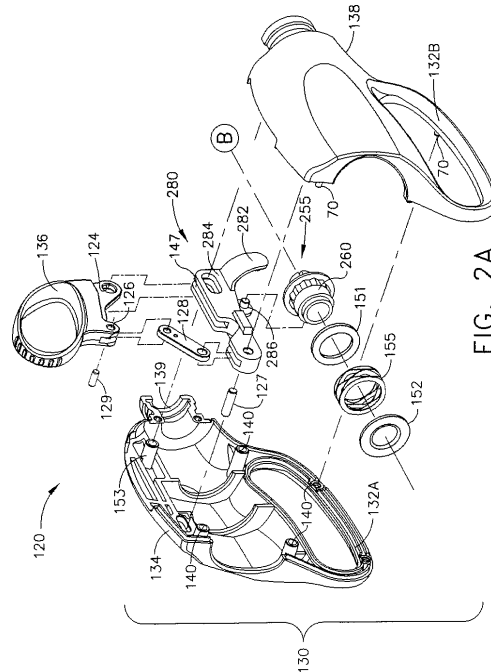


FIG. 2A

【図 6】

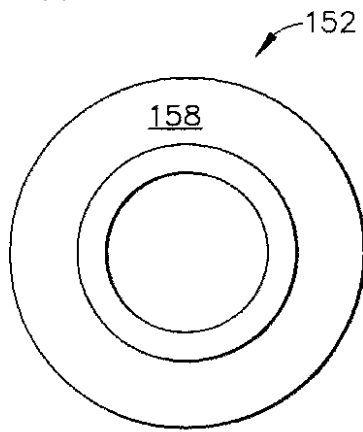


FIG. 6

【図 7】

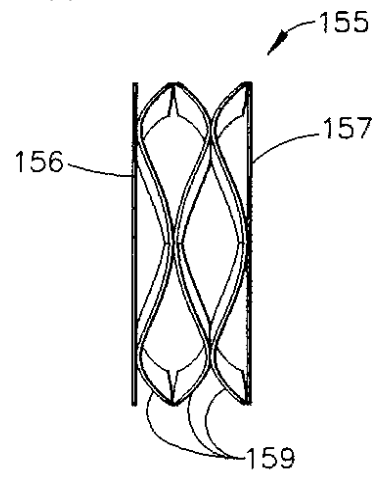


FIG. 7

【図 8】

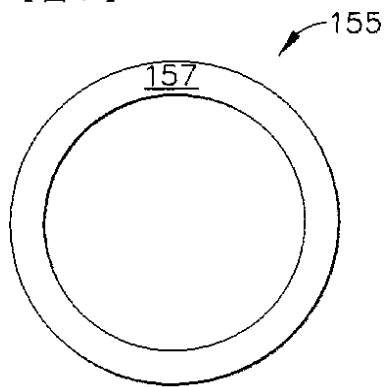


FIG. 8

【図 9】

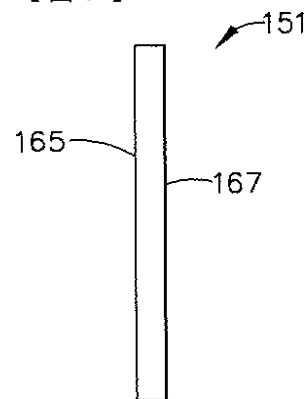


FIG. 9

【図10】

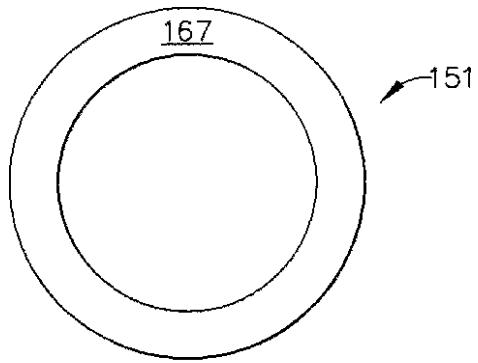


FIG. 10

【図11】

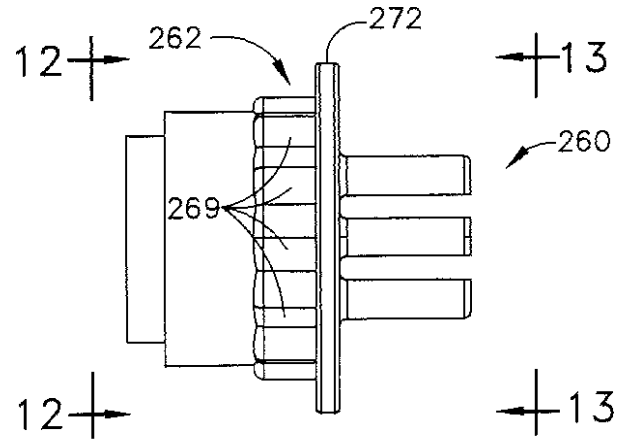


FIG. 11

【図12】

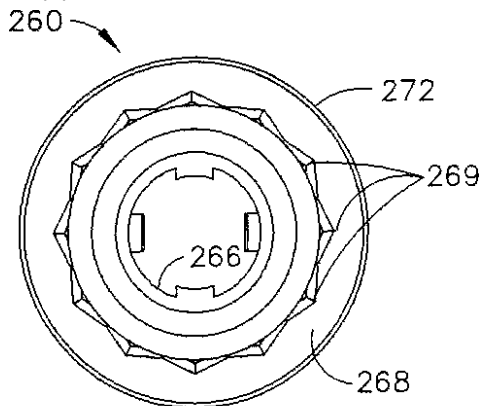


FIG. 12

【図13】

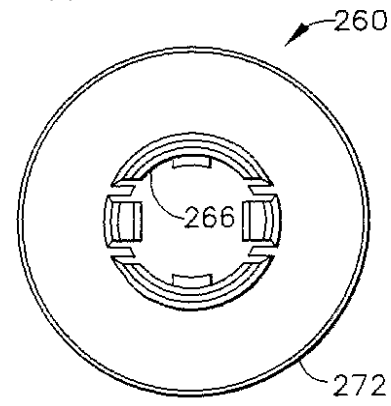


FIG. 13

【図 14】

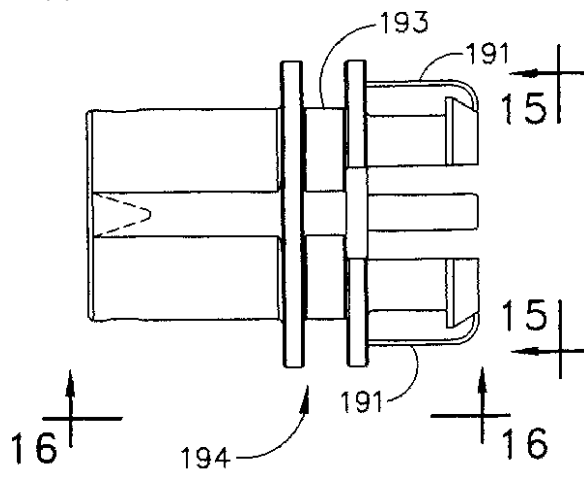


FIG. 14

【図 15】

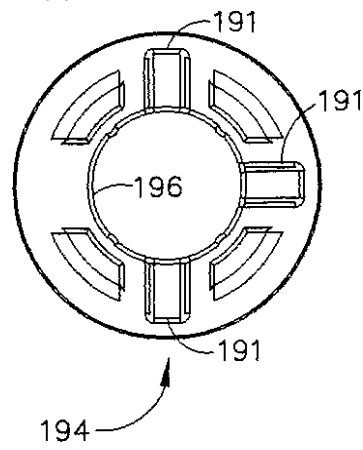


FIG. 15

【図 16】

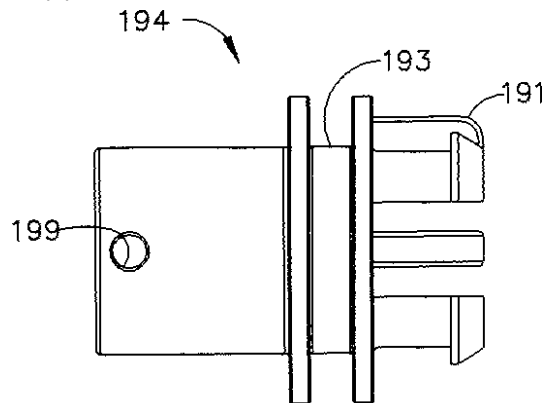


FIG. 16

【図 17】

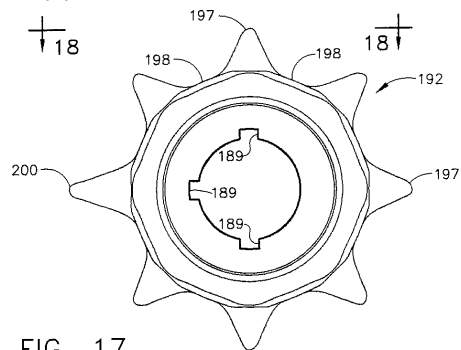


FIG. 17

【図 18】

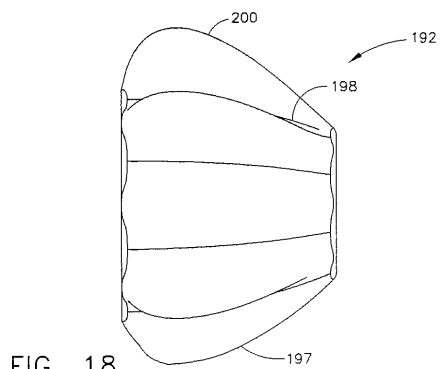


FIG. 18

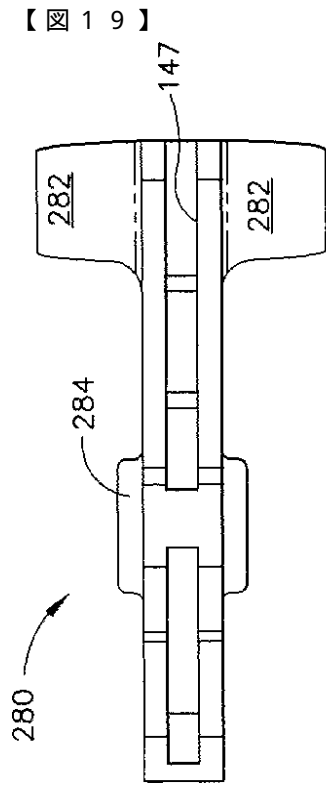


FIG. 19

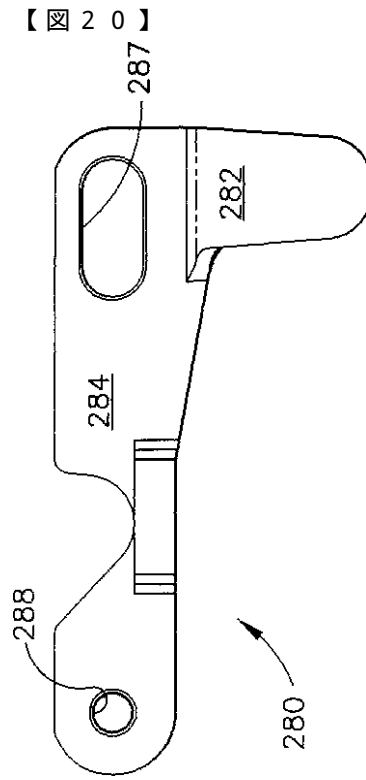


FIG. 20

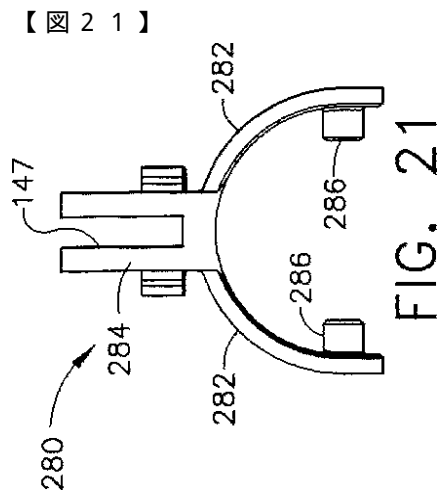


FIG. 21

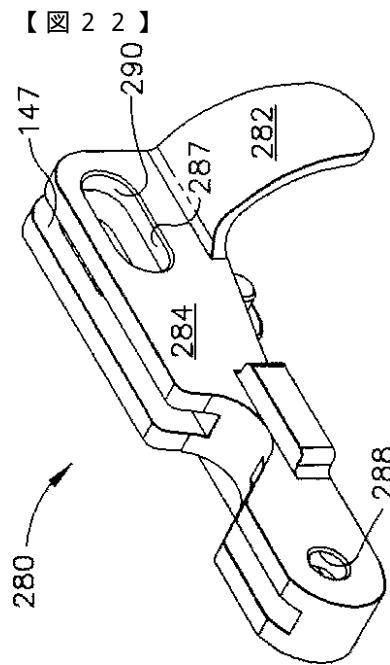


FIG. 22

【図 23】

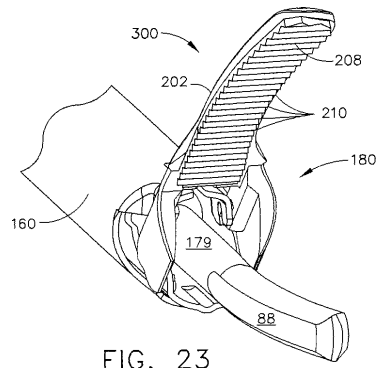


FIG. 23

【図 24】

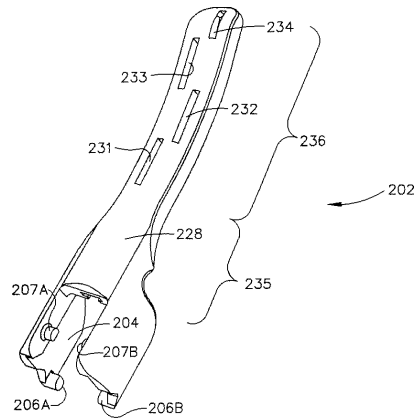


FIG. 24

【図 27】

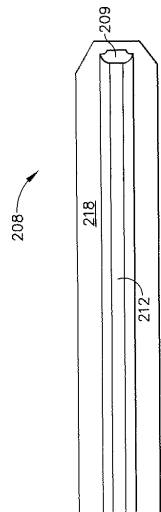


FIG. 27

【図 25】

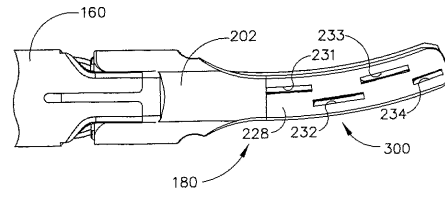


FIG. 25

【図 26】

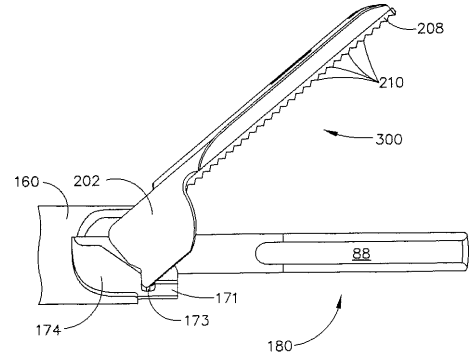


FIG. 26

【図 28】

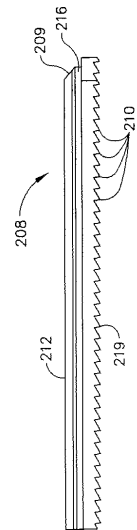


FIG. 28

【図 29】

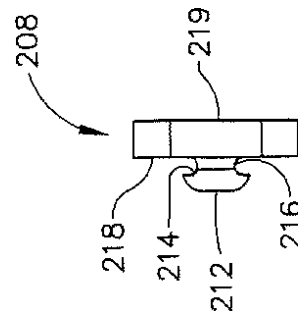


FIG. 29

【図 30】

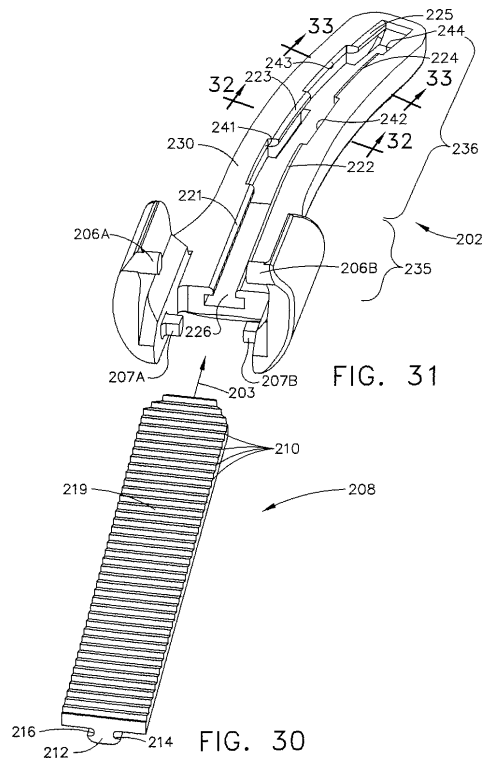


FIG. 31

FIG. 30

【図 31】

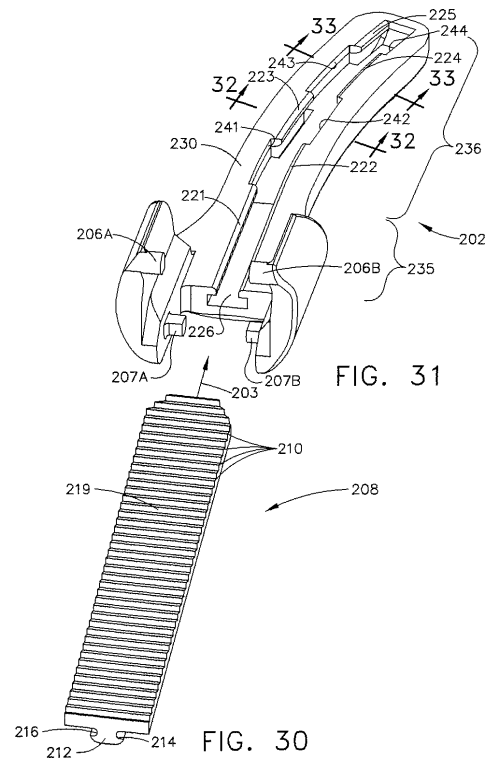


FIG. 31

FIG. 30

【図 32】

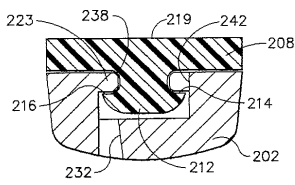


FIG. 32

【図 33】

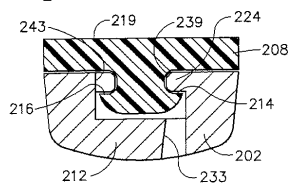


FIG. 33

【図 34】

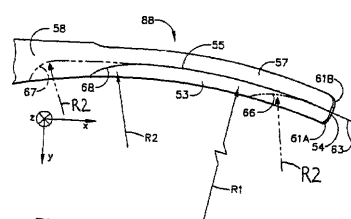


FIG. 34

【図 35】

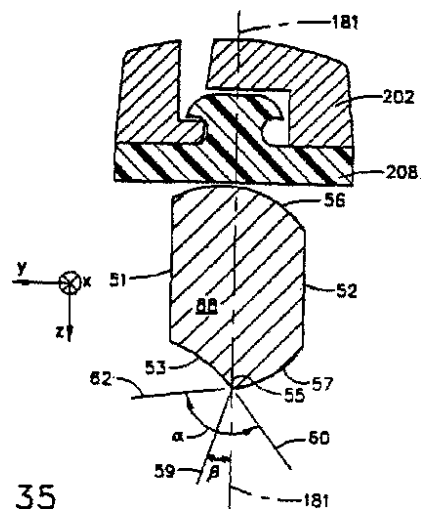
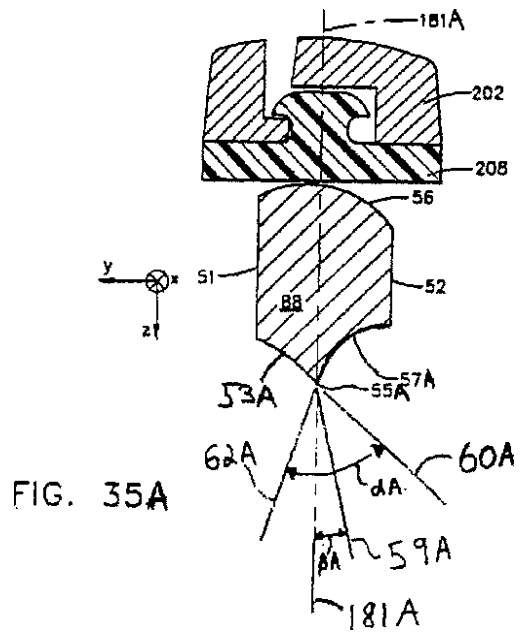
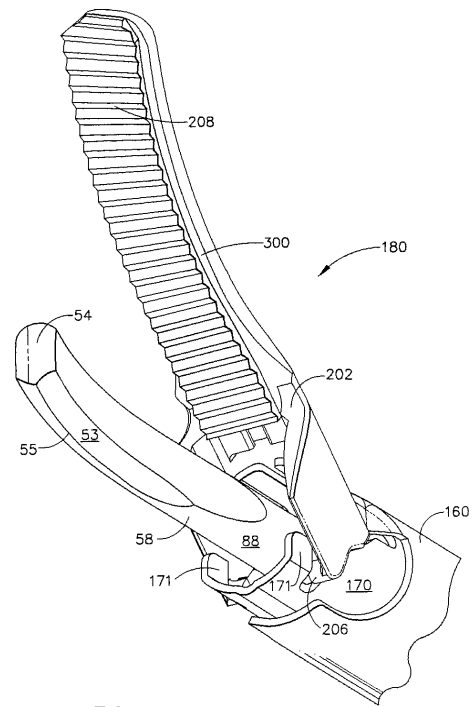


FIG. 35

【図 35 A】



【図 36】



フロントページの続き

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 特表平08-505801(JP,A)
実開平04-007808(JP,U)
特開昭62-211054(JP,A)
特開平08-275949(JP,A)
特開2000-070279(JP,A)
特開平11-113922(JP,A)
実開平03-013111(JP,U)
実開平02-071512(JP,U)
欧州特許出願公開第0830845(EP,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/3211

A61B 17/32

A61B 18/00

专利名称(译)	多功能弯曲刀片，用于超声波手术器械		
公开(公告)号	JP4493893B2	公开(公告)日	2010-06-30
申请号	JP2001527715	申请日	2000-09-08
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	メサーリー・ジェフリー・ディー		
发明人	メサーリー・ジェフリー・ディー		
IPC分类号	A61B17/3211 A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/32.310 A61B17/32.330 A61B17/36.330		
优先权	09/413225 1999-10-05 US		
其他公开文献	JP2003527155A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明一般涉及超声外科夹持器械，更具体地说，涉及一种用于超声外科夹持器械（120）的多功能弯曲剪刀片。公开了一种超声外科手术器械，其结合了末端执行器几何形状以最好地影响剪切型构造的多种功能。刀片的形状的特征在于半径切割以形成弯曲的且可能锥形的几何形状。该切口形成包括凹表面（53）和凸表面（57）的弯曲表面。凸面过渡成短而直的平坦表面。该直线部分的长度部分地影响由弯曲形状引起的横向运动的声学平衡。相对于直刀片尖端，本设计的尖端曲率提供了横切部位的改善的可见性并改善了对目标组织的接近。

【 図 2 A 】

