

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 527155

(P2003 - 527155A)

(43)公表日 平成15年9月16日(2003.9.16)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 17/32	310	A 6 1 B 17/32	310
	330		330
18/00		17/36	330

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 60数)

(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)

(85)翻訳文提出日 平成14年4月4日(2002.4.4)

(86)国際出願番号 PCT/US00/24656

(87)国際公開番号 W001/024714

(87)国際公開日 平成13年4月12日(2001.4.12)

(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)

(81)指定国 E P (D E , E S , F R , G B ,
I T , N L) , A U , C A , J P

(71)出願人 エシコン・エンド・サージェリィ・インコーポレイテッド

ETHICON ENDO - SURGE
RY , I N C .

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

(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

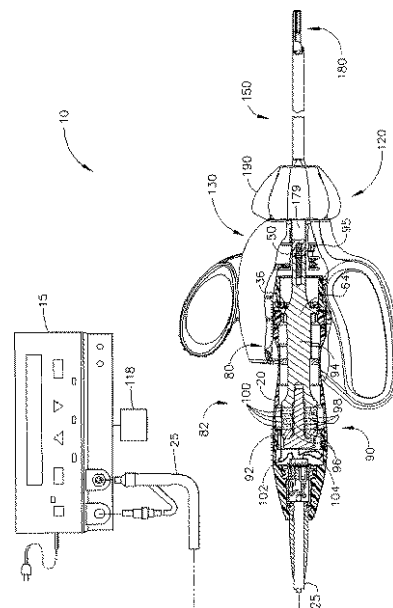
(74)代理人 弁理士 田澤 博昭 (外 1 名)

F ターム (参考) 4C060 FF05 JJ13 MM24

(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)【要約】

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 (1 2 0) のための多機能な湾曲状シャー・ブレードに関する。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。この切断部分は凹状の表面部分 (5 3) および凸状の表面部分 (5 7) 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。



【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 の表面部分が凹状ではなく、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ことに適合している超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 2】 前記エッジ部分を定めている第 2 の表面部分が凸状である請求項 1 に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項 3】 前記エンド - エフェクターがさらに前記エッジ部分に対向している第 3 の表面部分を有しており、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いる請求項 2 に記載の超音波クランプ式凝固装置。

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

【請求項 5】 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一定の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の表面部分が凹状ではなく、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い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ことに適合している超音波クランプ式凝固装置。

【請求項6】 前記エッジ部分を定めている第2の表面部分が凸状である請求項5に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項7】 前記エンド・エフェクターがさらに前記エッジ部分に対向している第3の表面部分を有しており、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いる請求項6に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項8】 前記第3の表面部分が凸状である請求項7に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項9】 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、

組織を切断してクランプ・アームとの間に組織をクランプするためのブレード

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の表面部分が凹状ではなく、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・アームを移動することに適合している超音波クランプ式凝固装置。

【請求項10】 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一定の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の表面部分が凹状ではなく、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・アームの旋回移動の円弧が一定の垂直平面を定めており、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・アームが前記垂直平面に沿って旋回する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第2の表面部分に対して一定の角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直平面内に存在しない請求項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平面から約5度乃至50度の範囲内で存在している請求項11に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項13】 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平面から約38.8度で存在している請求項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を定めている前記第2の表面部分が凸状である請求項12に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項15】 前記角度 α が約90度乃至約150度の範囲内である請求項14に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項16】 前記角度 α が約121.6度である請求項15に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【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平面から約38.8度で存在している請求項16に記載の超音波クランプ式凝固装置。

【請求項18】 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一定の垂直平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の表面部分が凹状ではない超音波ブレード。

【請求項19】 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一定の角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直平面に対して交差している請求項18に記載の超音波ブレード。

【請求項20】 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19に記載の超音波ブレード。

【請求項21】 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

接線が前記垂直平面から約 38.8 度で存在している請求項 20 に記載の超音波ブレード。

【請求項 22】 前記狭いエッジ部分を定めている第 2 の表面部分が凸状である請求項 20 に記載の超音波ブレード。

【請求項 23】 前記角度 α が約 90 度乃至 150 度の範囲内である請求項 22 に記載の超音波ブレード。

【請求項 24】 前記角度 α が約 121.6 度である請求項 23 に記載の超音波ブレード。

【請求項 25】 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一定の垂直平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一定の角度 α を定めており、当該角度 α の二等分線が前記垂直平面に交差している超音波ブレード。

【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氣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。

【0005】

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いければ、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。

【0006】

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。

【0007】

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少なくすることができる。

【0008】

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。

【0009】

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。

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

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。

【 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ていない。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「ランジュバァン・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。

【 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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

各電線102および電線104は電氣的な信号を超音波信号発生器15から正電極96および負電極98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ーの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100はフット・スイッチ118に応じて超音波信号発生器15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80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100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100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80を介してエンド・エフェクター180に伝達される。

【0019】

上記の音響組立体80がエンド・エフェクター180にエネルギーを供給するために、この音響組立体80における全ての部品が上記のクランプ式凝固装置120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82の先端部をスタッド50等のねじ付きの接続手段により超音波導波管179の基端部に表面部分95において音響学的に連結することが可能である。

【0020】

また、上記の音響組立体80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80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80は各音響要素の任意の適当な配列構成を含むことが可能である。

【0021】

次に図2Aおよび図2Bにおいて、本発明による外科システム10におけるクランプ式凝固装置120が示されている。好ましくは、このクランプ式凝固装置120は1個のユニットとして上記の音響組立体80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120の基端部は図1に示されているように音響組立体80の先端側表面部分95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120が任意の適当な手段により音響組立体80に連結可能であることが認識され则认为る。

【0022】

好ましくは、上記のクランプ凝固装置120は器具ハウジング130、および細長い部材150を備えている。この細長い部材150は以下に詳述するように器具ハウジング130に対して選択的に回転できる。器具ハウジング130は旋回式のハンドル部分136、および左側シュラウド134および右側シュラウド138にそれぞれ連結されている固定式のハンドル132Aおよびハンドル132Bを備えている。

【0023】

右側シュラウド138は左側シュラウド134においてスナップ嵌めすることと適合している。好ましくは、この右側シュラウド138は当該右側シュラウド138に形成されている内側に対向している複数のプロング70により左側シュラウド134に連結されている。これら複数のプロング70は左側シュラウド134の中に形成されている対応する各穴または孔140の中に係合するように配列されている。左側シュラウド134を右側シュラウド138に取り付ける際に、これらの間に、後に詳述するような指定機構255等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。

【0024】

上記のクランプ式凝固装置120における左側シュラウド134および右側シュラウド138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。

【0025】

指定機構255は上記の器具ハウジング130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255は内側チューブ170に連結または取り付けられていて、ハンドル部分136の移動を内側チューブ170の線形

動作に変換してクランプ・アーム組立体300を開閉する。すなわち、旋回式のハンドル部分136が固定式のハンドル部分130の方向に移動すると、指定機構255が内側チューブ170を後方に摺動させてクランプ・アーム組立体300を閉じた状態に旋回させる。また、旋回式のハンドル部分136が上記と反対の方向に移動すると、指定機構255が内側チューブ170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300をその開口した状態に旋回させる。

【0026】

上記の指定機構255は細長い部材150を器具ハウジング130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150の回転により、クランプ・アーム300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255は好ましくは管状カラー260およびヨーク280を備えている。

【0027】

上記の指定機構255の管状カラー260は好ましくは内側チューブ170の基端部上にスナップ嵌めされていて、反対側の開口部168の中にキー係合している。この管状カラー260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260は任意の適当な材料により構成することができる。

【0028】

上記の管状カラー260は図11乃至図13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260は拡大部分262、およびその中に貫通しているボア（中ぐり穴）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は複数のデテントまたは歯部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する。

【0029】

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する。

【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17

0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。

【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。

【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155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151は図9および図10にさらに詳細に示されている。ワッシャー151の厚さはクランプ式凝固装置120の設計または製造中に調節されて、力制限スプリング155の予荷重を変更することができる。カラー・キャップ152は超音波溶接により管状カラー260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。

【0034】

図5乃至図10において、管状カラー260、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は力制限用の特徴部分をクランプ・アーム組立体300に備えている。旋回式のハンドル部分136が器具ハウジ

ング130に向かって移動すると、クランプ・アーム組立体300は超音波プレート88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300の最大力を0.5ポンド乃至3.0ポンド(0.227kg乃至1.362kg)に制限することが望ましい。

【0035】

図5および図6はスプリング表面158を含むカラー・キャップ152を示している。図7および図8はキャップ表面部分156、ワッシャー表面部分157、および複数のスプリング要素159を含む力制限スプリング155を示している。この力制限スプリング155はそのスプリング要素159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155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179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155はカラー・キャップ152のスプリング表面部分とワッシャー151のスプリング面部165との間においてバイアス力を受けている。ワッシャー151はクランプ式凝固装置120(図2乃至図4参照)の組み立て後にヨーク280の各爪286に接触する爪面部167(図9および図10)を有している。

【0036】

次に、図2および図14乃至図18において、回転ノブ190が上記の細長い部材150を回転するために当該細長い部材150に取り付けられていて、管状カラー260がヨーク280に対して回転するようになっている。この回転ノブ190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。

【0037】

好ましくは、上記の回転ノブ190は拡大部分または外側ノブ192、内側ノブ194、およびこれらを通している軸方向のボア196を有している。内側ノブ194は外側ノブ192のキーウェイ189に協同的に取り付けするためのキー191を有している。外側ノブ192は交互に置かれている長手方向に沿う隆

起部197および溝部198を有しており、これらは外科医による回転ノブ190および細長い部材150の配向を容易にする。この回転ノブ190の軸方向のボア196は細長い部材150の基端部上に適当に嵌合するように構成されている。

【0038】

内側ノブ194は器具ハウジング130の先端部における開口部139の中に延在している。この内側ノブ194は当該内側ノブ194を上記開口部139の中に回転可能に取り付けるためのチャンネル193を有している。さらに、上記の回転可能なノブ190の内側ノブ194は一对の対向している穴199を有している。これらの対向している各穴199は後に説明するような細長い部材150を貫通している通路195の一部として整合されている。

【0039】

例えば、ピン163等の連結部材を上記通路195における対向している各穴199の中に配置できる。このピン163は、例えば、ハウジング130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150の通路195の中に保持できる。このピン163は細長い部材150を回転するために回転ノブ190から細長い部材150に回転トルクを供給することを可能にする。

【0040】

回転ノブ190を回転する場合に、管状カラー260の歯部269がヨーク280の対応する各爪286に係合して僅かに乗り上がる。これらの爪286が歯部269上に乗り上がると、ヨーク280の支持部材282が外側に偏向して各爪286が管状カラー260の歯部269の上を摺動して通過することを可能にする。

【0041】

実施形態の一例において、管状カラー260の歯部269は傾斜部または隆起部として構成されており、ヨーク280の各爪286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260の歯部269およびヨーク280の各爪286を逆にして、管状カラー260の歯部269をポスト部とし、ヨーク2

80の各爪286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269を細長い部材150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269および各爪286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150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る。

【0042】

図2に示されているように、上記のクランプ式凝固装置120における細長い部材150は器具ハウジング130から延出している。図2B乃至図4に示されているように、細長い部材150は好ましくは外側部材または外側チューブ160、内側部材または内側チューブ170、および伝達部品または超音波導波管179を有している。

【0043】

上記の細長い部材150の外側チューブ160は好ましくはハブ162、管状部材164、およびこれらを通している長手方向の開口部または孔166を有している。また、この外側チューブ160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160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る。

【0044】

上記の外側チューブ160のハブ162は好ましくは管状部材164よりも大きい直径を有している。このハブ162はピン163を受容して当該ハブ162を回転ノブ190に対して連結可能にするための一対のチューブ穴161を有している。この結果、外側チューブ160は回転ノブ190が回転または回転する時に回転する。

【0045】

外側チューブ160のハブ162はさらに上記ハブ162の反対側の各面部にレンチ・フラット部169を有している。これらのレンチ・フラット部169は

好ましくはハブ162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169はハブ162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179を音響組立体80のスタッド50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5,059,210号および同第5,057,119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。

【0046】

上記の外側チューブ160における管状部材164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180が配置されている。なお、このエンド・エフェクター180が任意の適当な構成に形成可能であることが考えられる。

【0047】

上記のエンド・エフェクター180およびその構成部品が図23乃至図33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180は一般に、例えば、組織を把持するため、またはブレード88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300を備えている。また、このエンド・エフェクター180は図23および図26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300は好ましくは外側チューブ160の先端部に旋回可能に取り付けられている。

【0048】

まず、図23乃至図26において、クランプ・アーム組立体300は好ましくはクランプ・アーム202、あご孔204、第1のポスト部206A、第2のポスト部206B、および組織パッド208を有している。クランプ・アーム202はピボット・ピン207Aおよびピボット・ピン207B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142が図3において矢印121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122の方向に回転する。旋回式のハンドル部分136を器具ハウジング130に向けて進行させることにより、クランプ・アーム202はピボット・ピン207Aおよびピボット・ピン207B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136を後

退して器具ハウジング130から離間させることにより、クランプ・アーム202が旋回して開口状態になる。

【0049】

クランプ・アーム202は超音波ブレード88とクランプ・アーム組立体300との間に組織を挟むために当該クランプ・アーム202に取り付けられている組織パッド208を有している。この組織パッド208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202がその閉鎖状態にある時に超音波ブレード88に係合する。好ましくは、この組織パッド208は、例えば、ポリマー状のポリテトラフルオロエチレン(PTFE)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208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202に取り付けることができる。

【0050】

図23、図26および図28において示されているように、のこ歯部210が組織パッド208のクランプ表面部に形成されていて、超音波ブレード88の軸に対して垂直に延在して、組織をクランプ・アーム202と超音波ブレード88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。

【0051】

組織パッド208は図27乃至図29にさらに詳細に示されている。この組織パッド208はT字形状の突出部212、左側突出面部214、右側突出面部216、上面部218、および下面部219を有している。下面部219は既に説明したのこ歯部210を有している。さらに、組織パッド208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209を有している。

【0052】

図26において、上記内側チューブ170における管状部材174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171を有している。このフランジ部171はクランプ・アーム202の各ポスト部206Aおよびポスト部206Bをそれぞれ受容するための開口部173Aおよび開口部173B(173Bは図示せず)を有している。これにより、細長い部材150の内側チューブ170が軸方向に移動する時に、上記のフランジ部171がクランプ・アーム組立体300のポスト部206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202を開閉する。

【0053】

次に、図24、図25および図31乃至図33において、エンド-エフェクター180のクランプ・アーム202がさらに詳細に示されている。クランプ・アーム202はアーム上部228およびアーム下部230、ならびに、直線状部分235および湾曲状部分236を有している。直線状部分235は直線状のT字形スロット226を有している。また、湾曲状部分236は第1の上部穴231、第2の上部穴232、第3の上部穴233、第4の上部穴234、第1の下部切り欠き部241、第2の下部切り欠き部242、第3の下部切り欠き部243、第4の切り欠き部244、第1の棚部221、第2の棚部222、第3の棚部223、第4の棚部224、および第5の棚部225を有している。

【0054】

上記の穴231はアーム上部228からクランプ・アーム202を介して第2の棚部222まで延在している。また、上記の穴232はアーム上部228からクランプ・アーム202を介して第3の棚部223まで延在している。また、上記の穴233はアーム上部228からクランプ・アーム202を介して第4の棚部224まで延在している。さらに、上記の穴234はアーム上部228からクランプ・アーム202を介して第5の棚部225まで延在している。これらの各穴231乃至穴234および各棚部221乃至225棚部の配列構成によりクランプ・アーム202が上記の直線状部分235および湾曲状部分236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202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。

【0055】

図30および図31において、組織パッド208におけるT字形の突出部212はクランプ・アーム202のT字形スロット226の中に挿入可能である。クランプ・アーム202は、組織パッド208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202においてその直線状のT字形スロット226の中に挿入されて湾曲状部分236の中に進行する時に、ベベル状の前端部209が組織パッド208の屈曲を容易にしてクランプ・アーム202の曲率に一致させる。さらに、各穴231乃至穴234および各棚部221乃至棚部225の配列構成により、クランプ・アーム202が組織パッド208を屈曲して保持することが可能になる。

【0056】

図32および図33はクランプ・アーム202が当該クランプ・アーム202の湾曲状部分236に対して一致している組織パッド208の屈曲状態を維持しながら組織パッド208を保持する方法を示している図である。図32に示されているように、第3の棚部223は右側突出面部216に接触して接触エッジ部238を形成しているが、左側の突出面部214はこの位置において支持されていない。一方、図33に示されている、先端側の位置においては、第4の棚部224が左側突出面部214に接触して接触エッジ部239を形成しているが、右側の突出面部216はこの位置において支持されていない。

【0057】

次に、図2に戻り、細長い部材150の内側チューブ170は外側チューブ160の開口部166の中に適当に嵌合している。この内側チューブ170は好ましくは内側ハブ172、管状部材174、外周溝176、一対の対向している開口部178、一対の対向している開口部168、およびこれらを通している長手方向の開口部または孔175を有している。この内側チューブ170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170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。

【0058】

上記の内側チューブ170における内側ハブ172は好ましくは上記の管状部材174よりも大きい直径を有している。また、この内側ハブ172における一対の対向している開口部178は内側ハブ172がピン163を受容可能にして、内側チューブ170および超音波導波管179が既に説明したように当該超音波導波管179をスタッド50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则认为。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则认为る。

【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超音波エネルギーの振幅が増幅される。

【0066】

さらに、上記の第3の部分186が上記第2の部分184の先端部から先端側に延在している。この第3の部分186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186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186の外周縁部の周囲に形成されているシール187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179における第2の部分184から上記第3の部分の中に伝達され、この第3の部分186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。

【0067】

上記の第3の部分186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110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179の各節部または当該超音波導波管179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。

【0068】

さらに、図2において、上記外科器具150における制振シース110は超音波導波管179の少なくとも一部分を囲っている。この制振シース110は超音波導波管179の周囲に配置されて、動作中における超音波導波管179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110は好ましくは超音波導波管179の第2の部分184の一部を囲っている。なお、この制振シース110が超音波導波管179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110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

110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110が超音波導波管179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则认为。

【0069】

制振シース110は好ましくは超音波導波管179に軽く接触して超音波導波管179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110は55,500Hz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179の軸方向以外の振動の振幅を減少する。

【0070】

上記の制振シース110は超音波導波管179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(flourea-ethylene propene)(FEP)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110が、例えば、PTFE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则认为。

【0071】

上記の制振シース110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111を有している。この制振シース110のスリット111は制振シース110がいずれの端部からも超音波導波管179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110が当該制振シース110を超音波導波管179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则认为。例えば、この制振シース110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110がスリット111無しで製造可能であること、および超音波導波管179が制振シース110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。

【0072】

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
ると考える。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。

【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。

【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。

【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。

【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て接している線に対して垂直な表面部分54を有している。また、2個のすみ肉状の特徴部分61Aおよび特徴部分61Bが各表面部分51, 52および54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88の上部は丸み付けまたは鈍化されていて、当該ブレード88とクランプ・アーム組立体300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56を形成している。この表面部分56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。

【0079】

また、下面部はブレード88の底部に沿って狭いエッジ部すなわち鋭いエッジ部55を形成している球面状の切断部分53を有している。このような材料の切断は、例えば、半径R1の円弧状に球面端部のミルを掃引した後にブレード88の底面部58に上記の切断部分を混合するさらに狭い第2の半径R2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R1は好ましくは0.5インチ乃至2インチ(1.27cm乃至5.08cm)の範囲内、さらに好ましくは0.9インチ乃至1.1インチ(2.29cm乃至2.79cm)の範囲内、最も好ましくは約1.068インチ(2.713cm)である。また、上記の半径R2は好ましくは0.125インチ乃至0.5インチ(0.318cm乃至1.27cm)、最も好ましくは約0.25インチ(0.64cm)である。この第2の半径R2およびこれに対応するブレード88の底面部58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55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。

【0080】

さらに、上記ブレード88の湾曲形状は組織が当該ブレード88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180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88の最先端の15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88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34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88の動作はクランプ・アーム組立体300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。

【0081】

上記ブレード88の底面部58における球面状の切断部分53は鋭いエッジ部55を形成すると共にブレード88から最小量の材料を除去している。このブレード88の底部における球面状の切断部分53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55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88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。

【0082】

超音波ブレード88の鋭いエッジ部55は表面部分53と底面部58が球面状の切断部分53を受容した後に残された第2の表面部分57との交線により定められる。クランプ・アーム組立体300は超音波ブレード88に対して旋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。

【0083】

図35A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55Aにおける球面状の切断部分53Aの接線60Aは図35Aに示されているように第2の表面部分57Aの接線62Aに対して一定の角度 αA を定めている。この角度 αA の二等分線59Aは好ましくは垂直平面181A内に存在しておらず、一定の角度 βA 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に単純に取り付ける。このクランプ式凝固装置120を音響組立体80に取り付けるためには、スタッド50の先端部を伝達部品すなわち超音波導波管179の基端部にねじにより接続する。その後、このクランプ式凝固装置120を慣用的なねじ締め方向に手動で回転して、スタッド50と超音波導波管179との間のねじ接合部分をインターロックする。

【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の一部として別に製造可能であることが考えられる。

【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。

【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2A】

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2B】

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・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。

【図35A】

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

【図1】

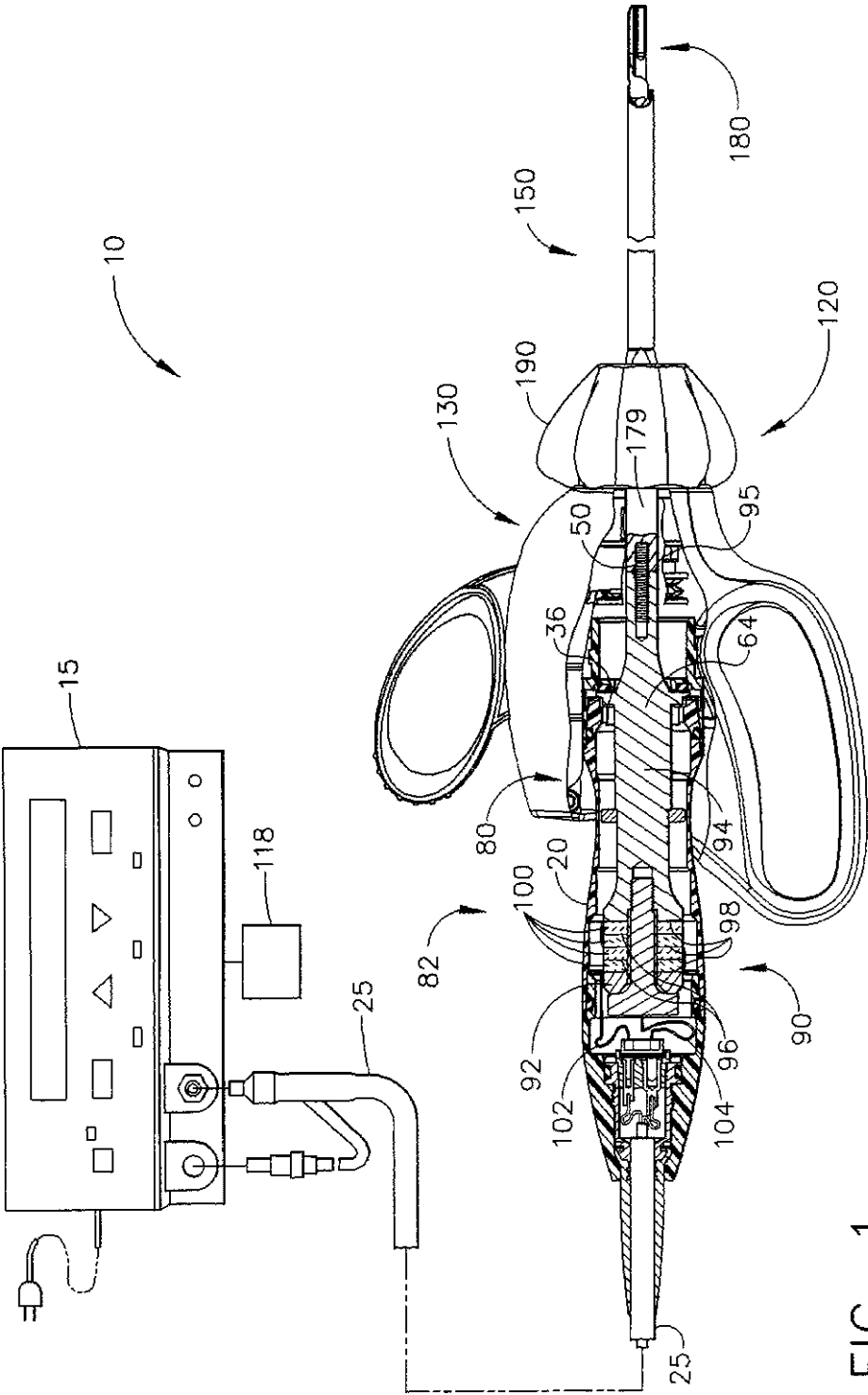
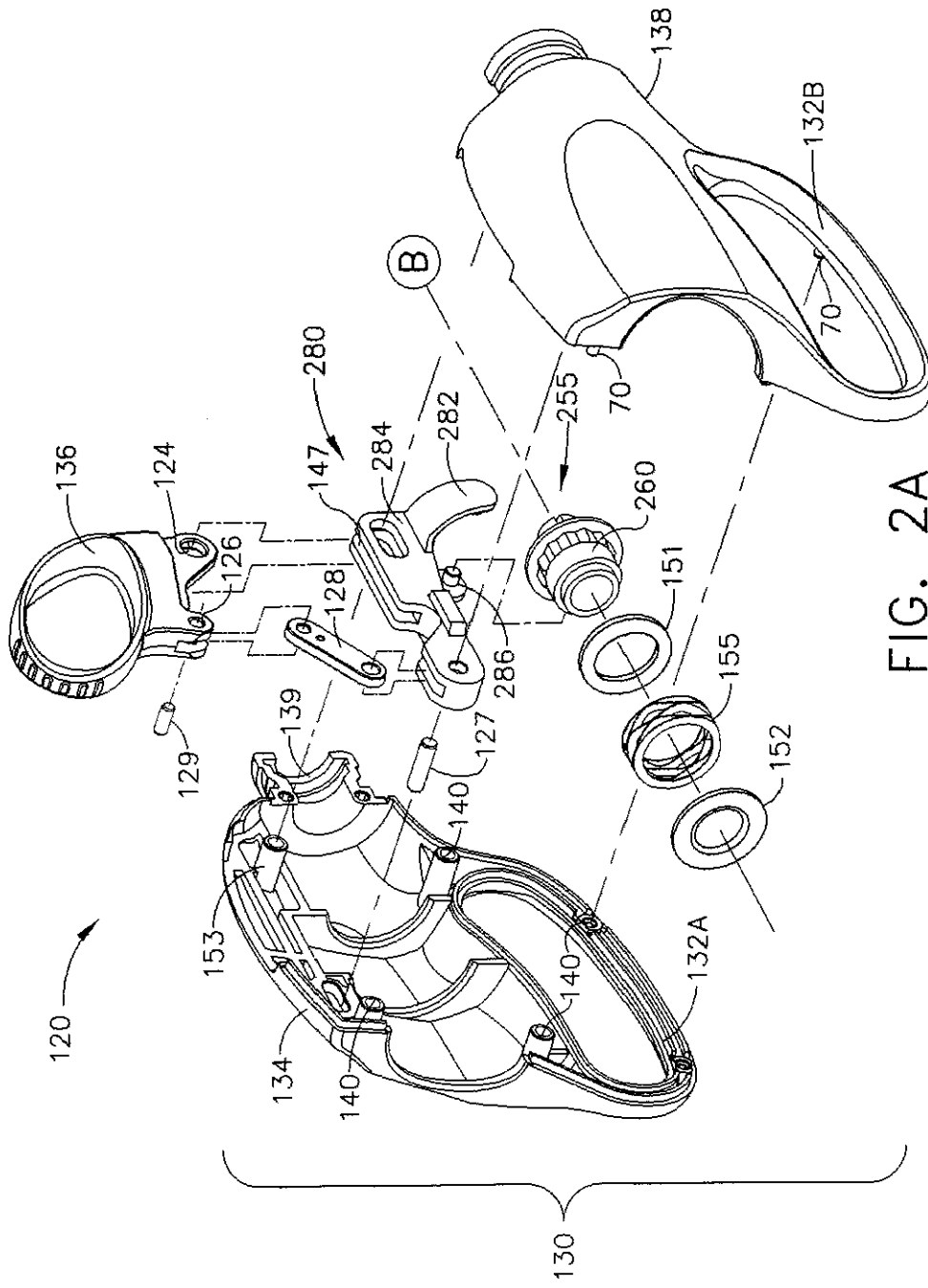


FIG. 1

【図2A】



【図3】

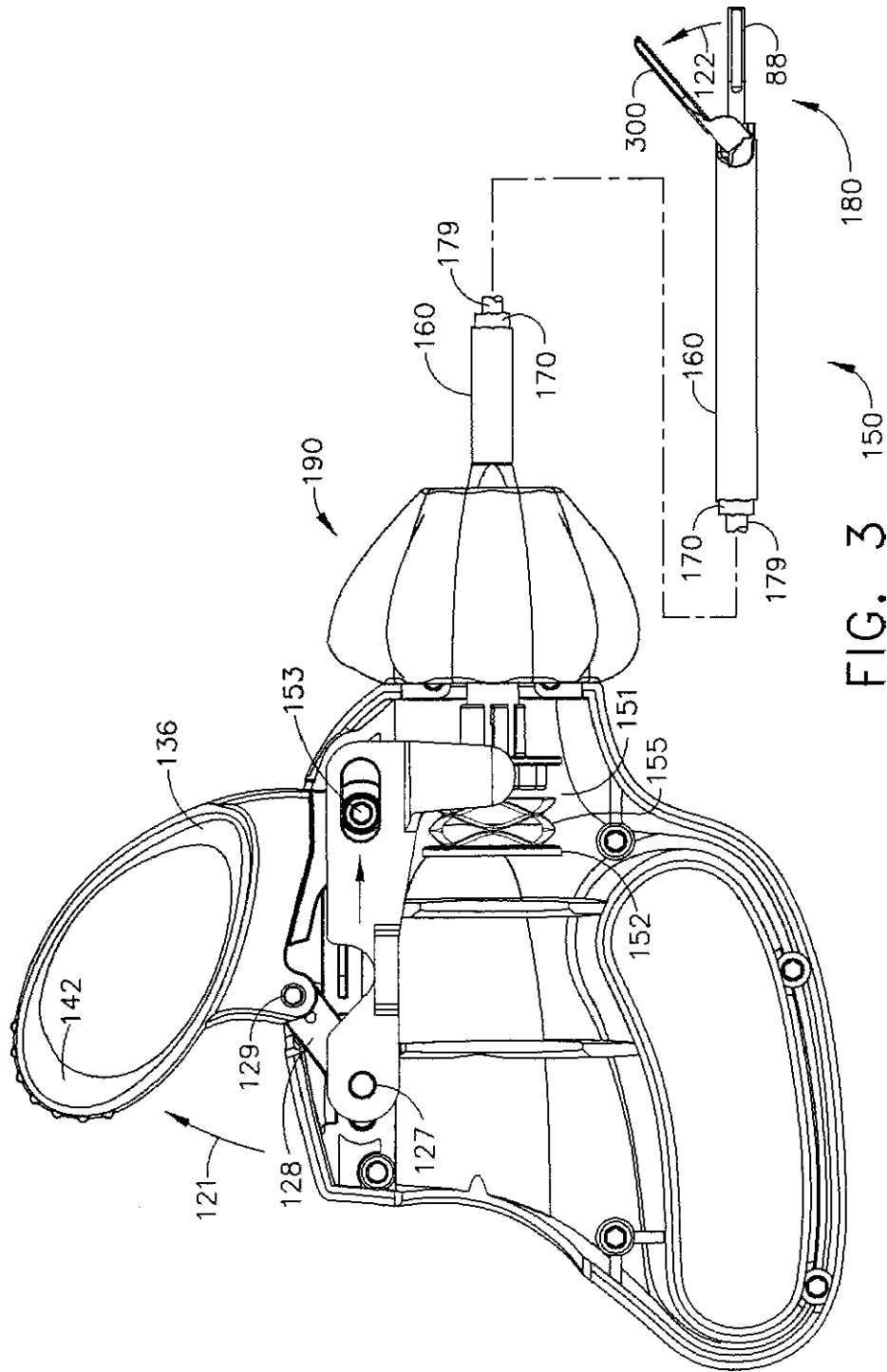


FIG. 3

【図4】

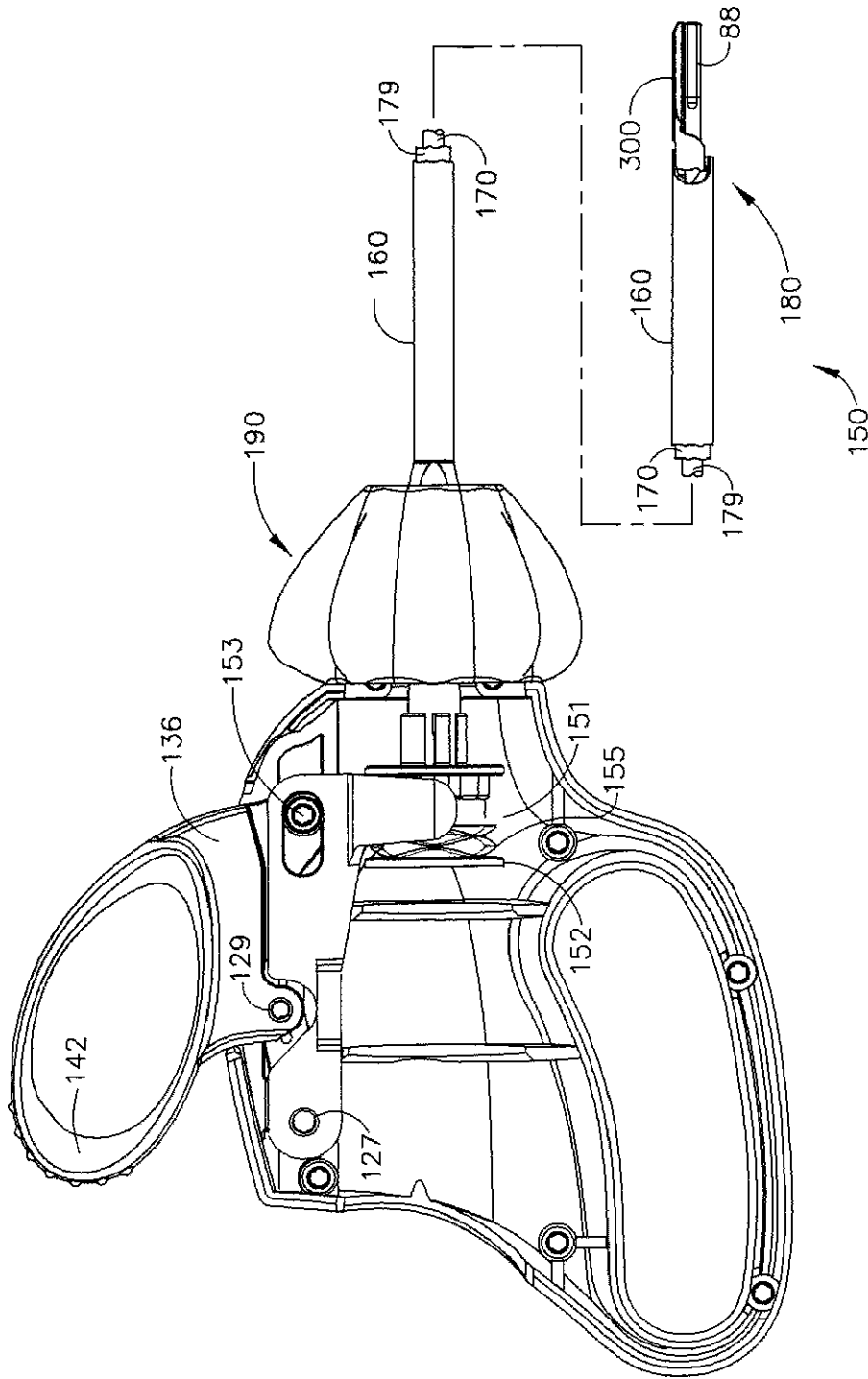


FIG. 4

【図5】

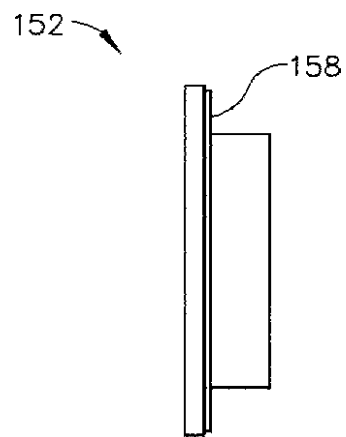


FIG. 5

【図6】

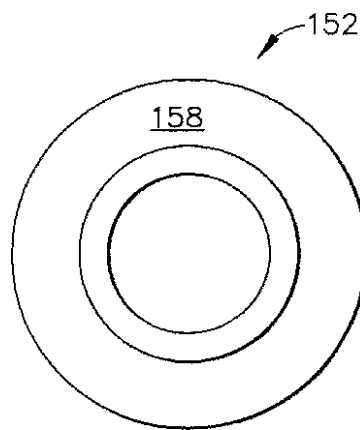


FIG. 6

【図7】

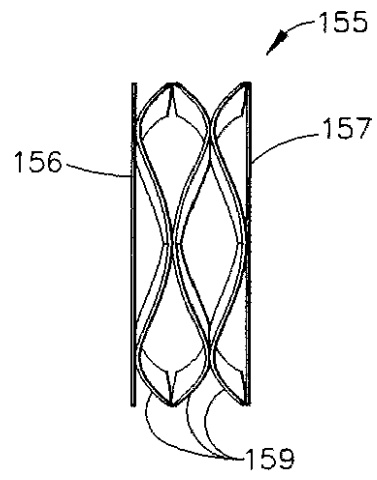


FIG. 7

【図8】

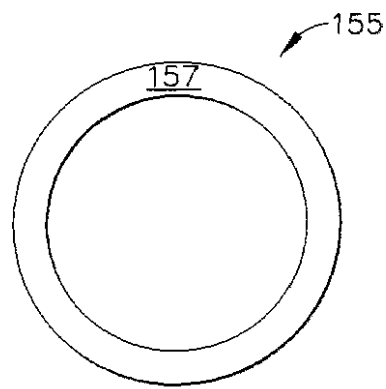


FIG. 8

【図9】

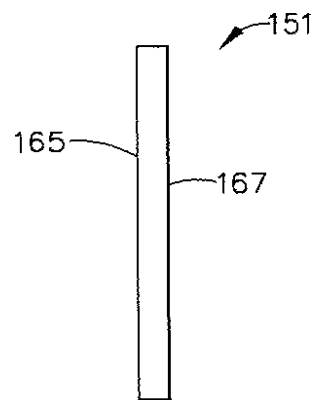


FIG. 9

【図10】

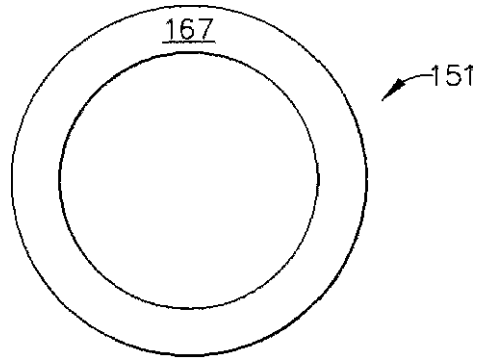


FIG. 10

【図11】

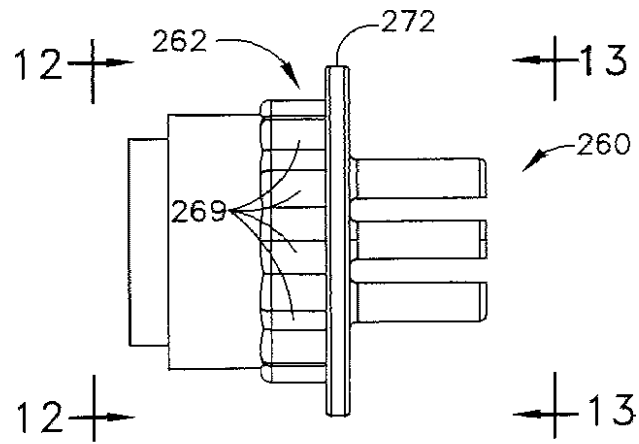


FIG. 11

【図12】

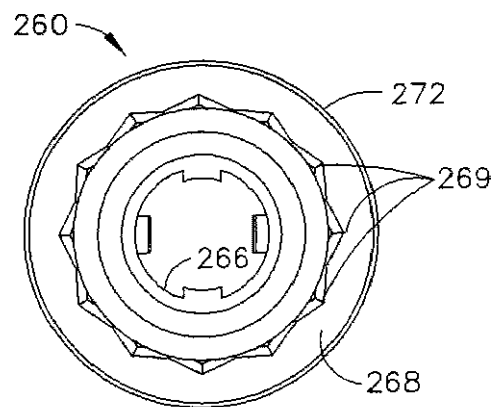


FIG. 12

【図13】

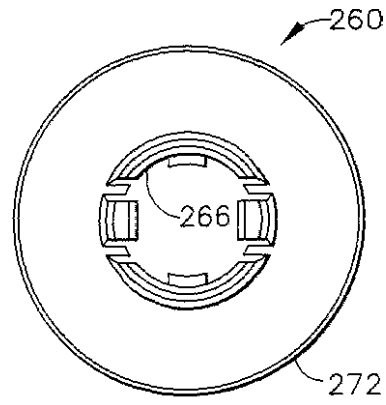


FIG. 13

【図14】

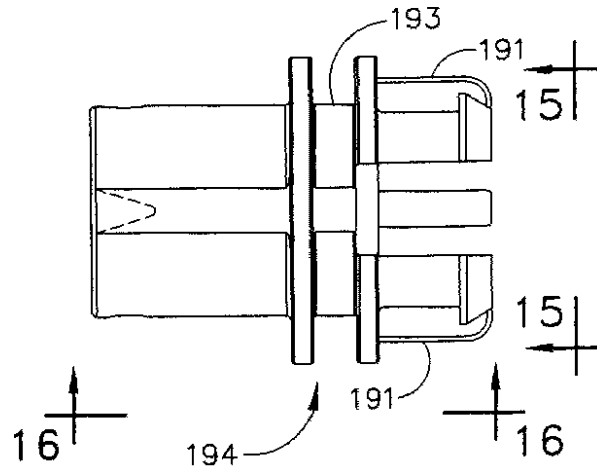


FIG. 14

【図15】

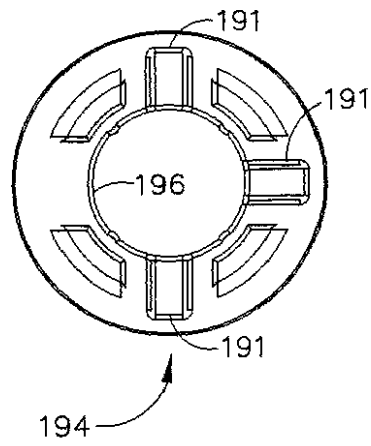


FIG. 15

【図16】

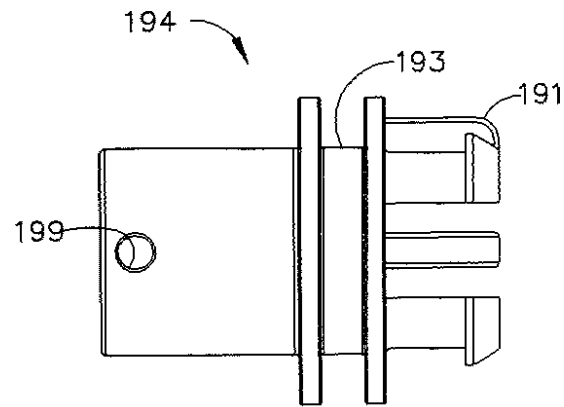


FIG. 16

【図17】

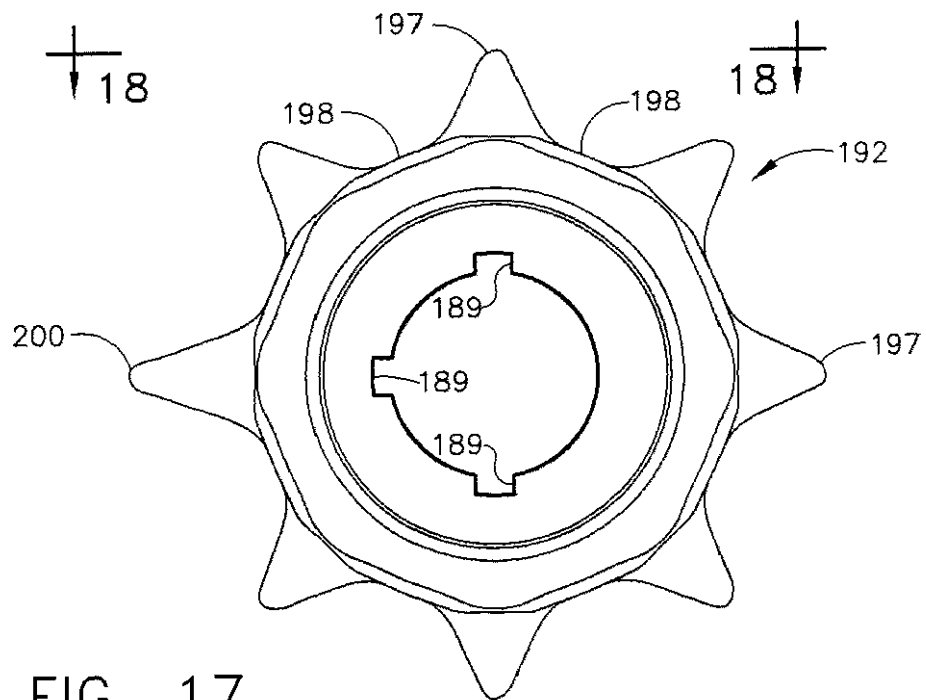


FIG. 17

【図18】

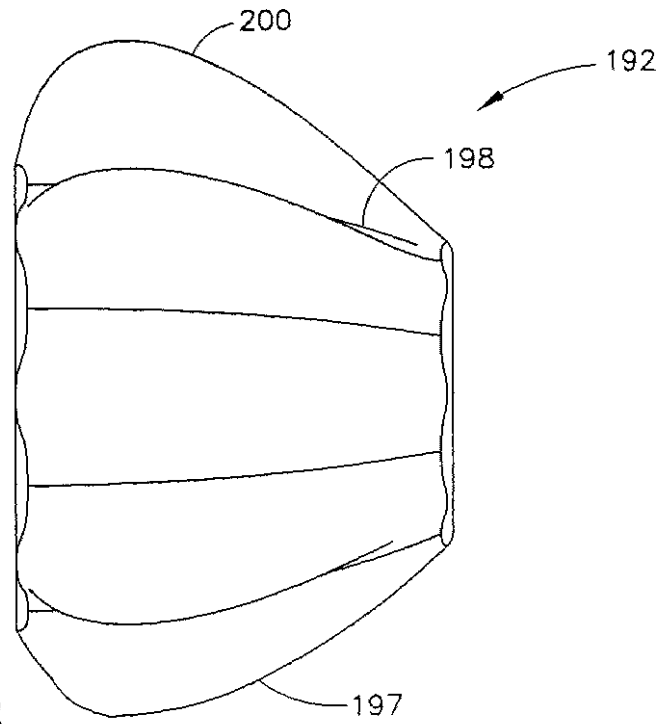


FIG. 18

【図19】

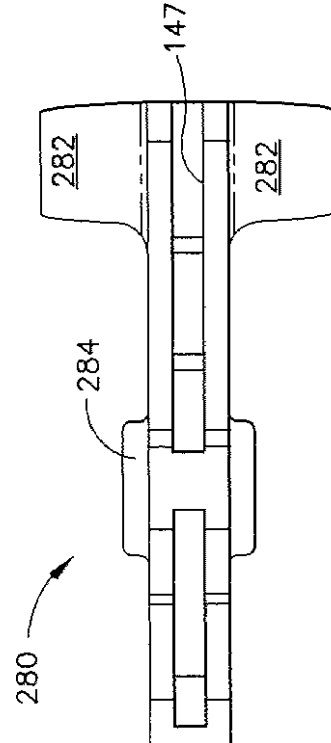


FIG. 19

【図20】

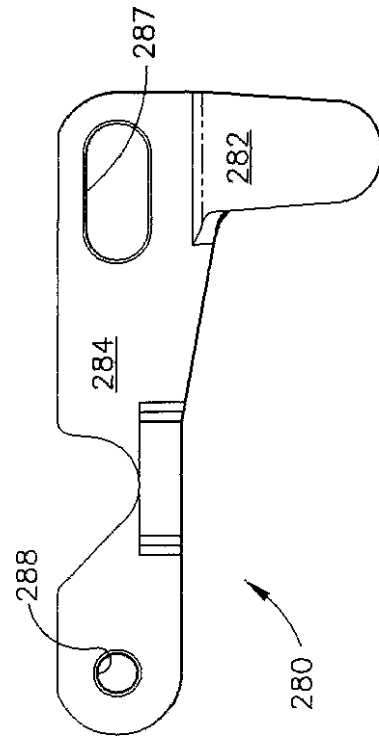


FIG. 20

【図21】

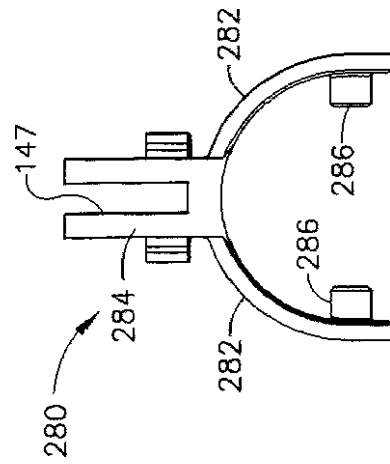


FIG. 21

【図22】

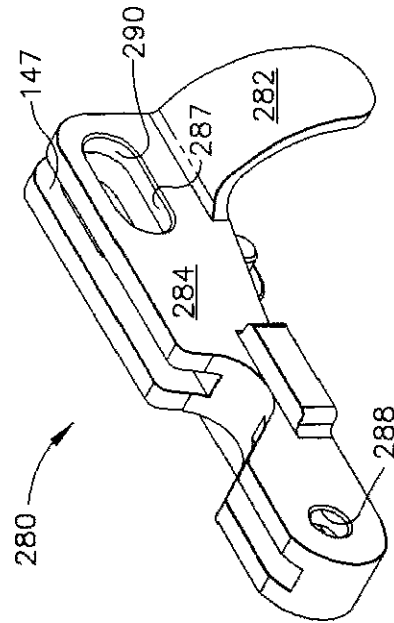


FIG. 22

【図23】

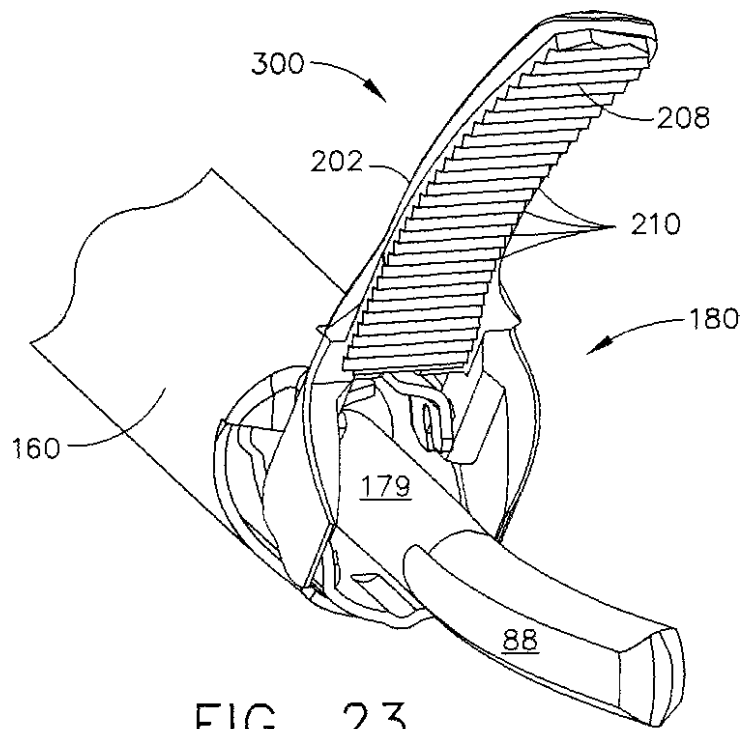


FIG. 23

【図24】

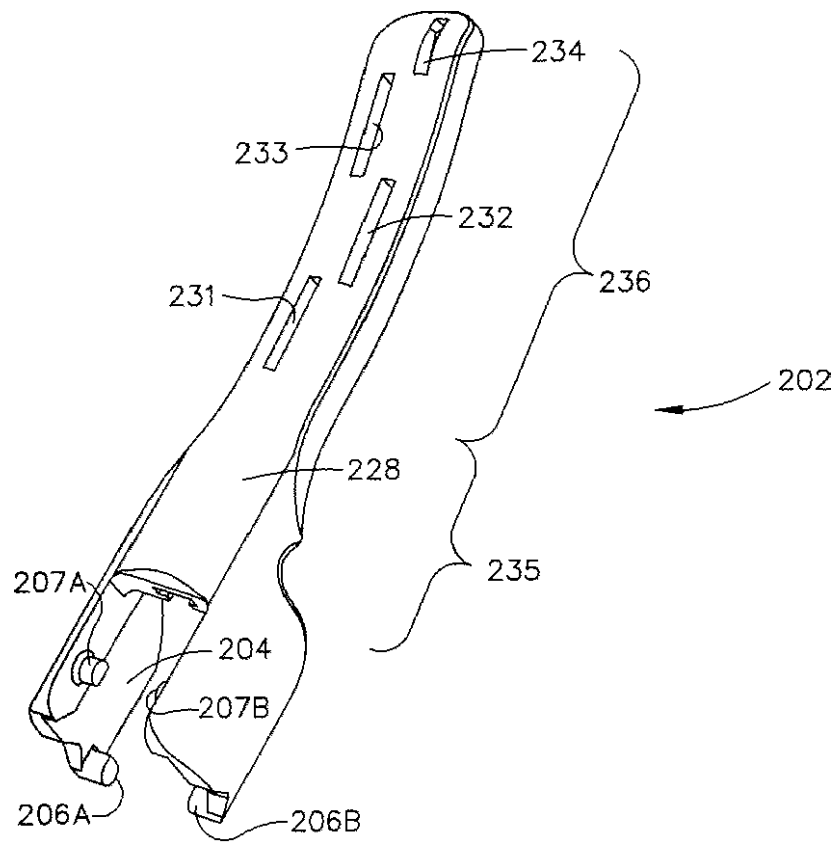


FIG. 24

【図25】

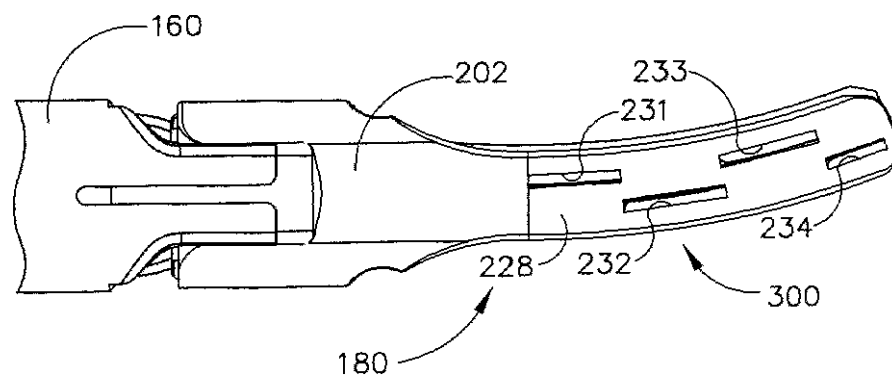


FIG. 25

【図26】

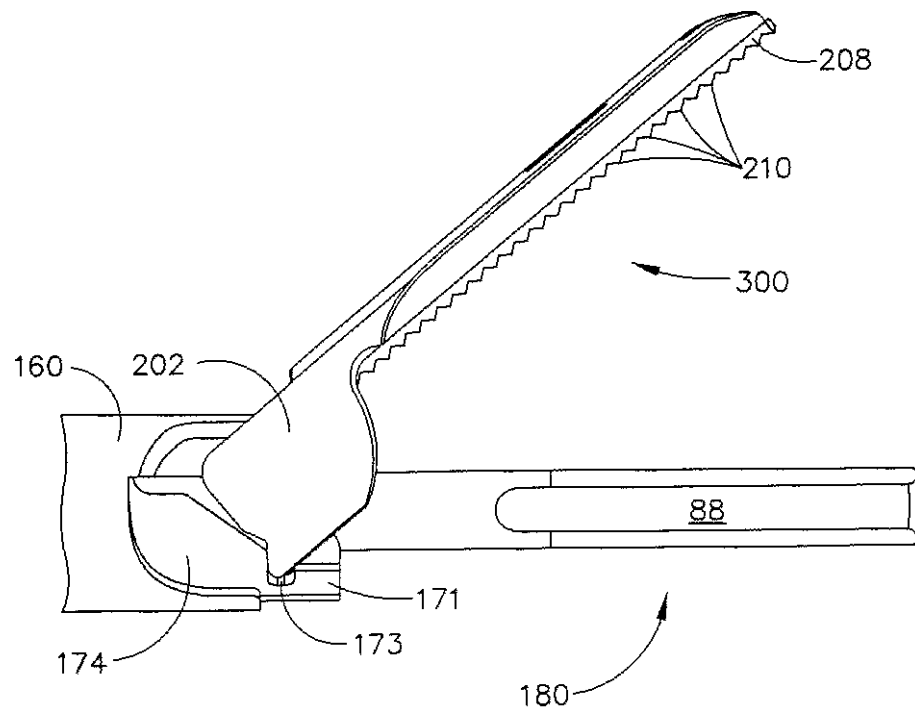


FIG. 26

【図27】

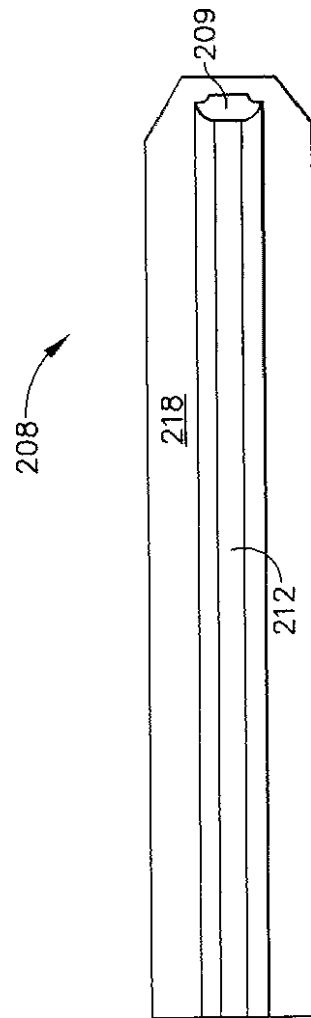


FIG. 27

【図28】

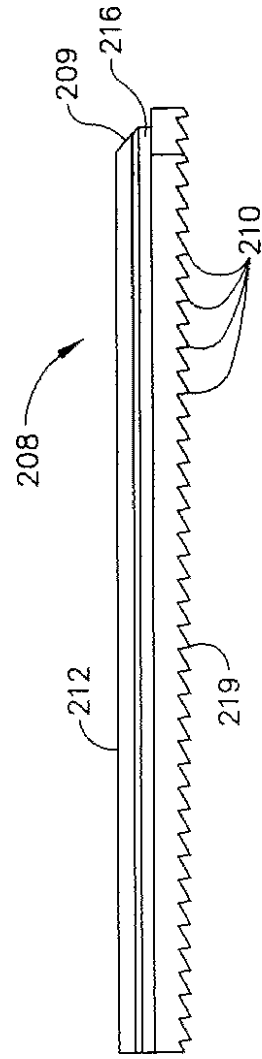


FIG. 28

【図29】

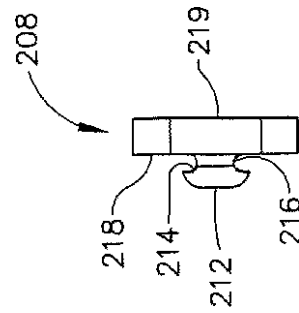
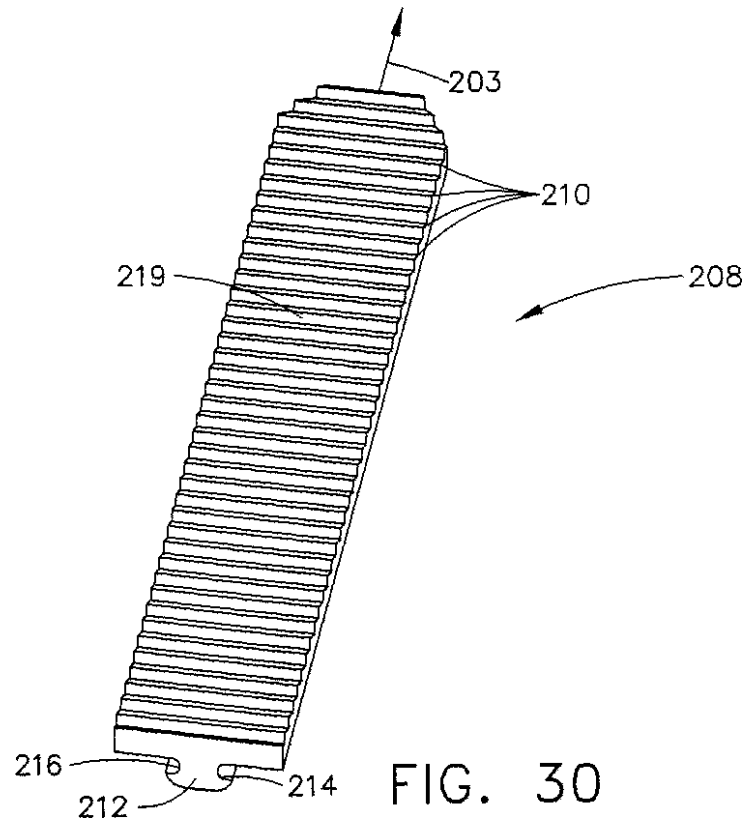
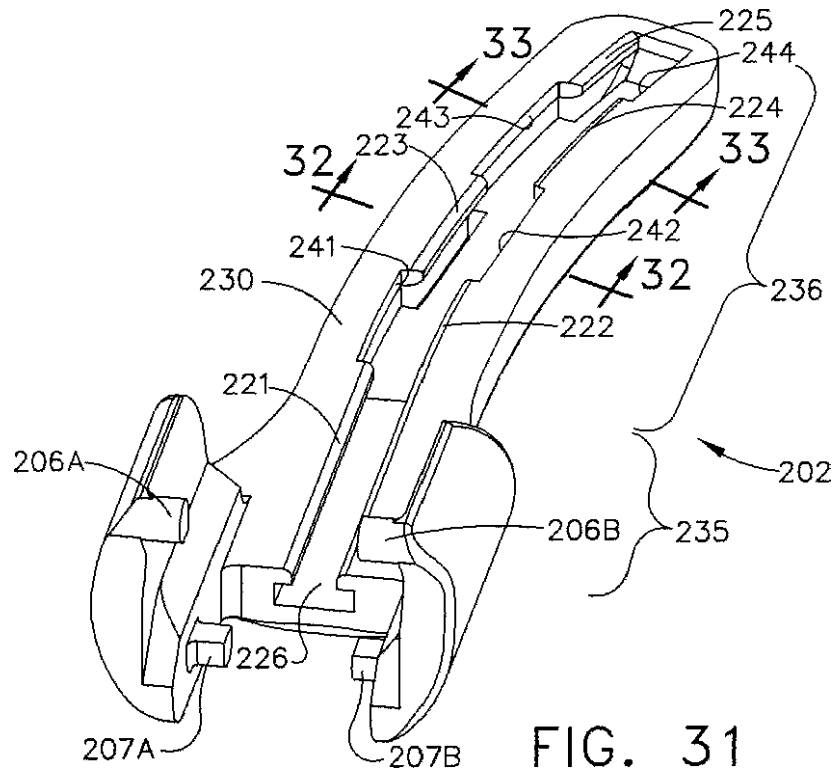


FIG. 29

【図30】



【図31】



【図32】

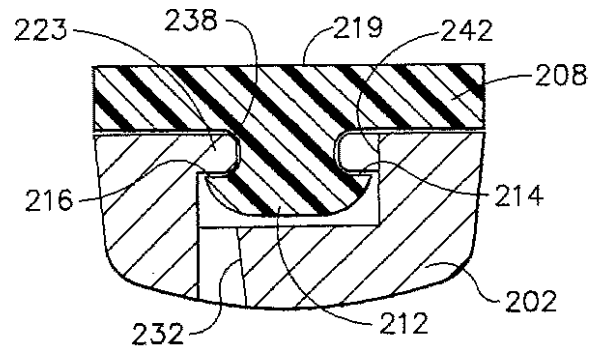


FIG. 32

【図33】

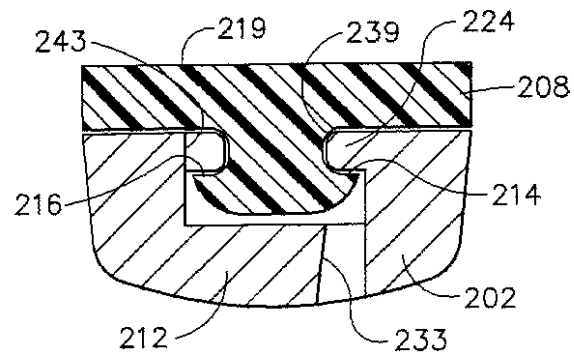


FIG. 33

【図34】

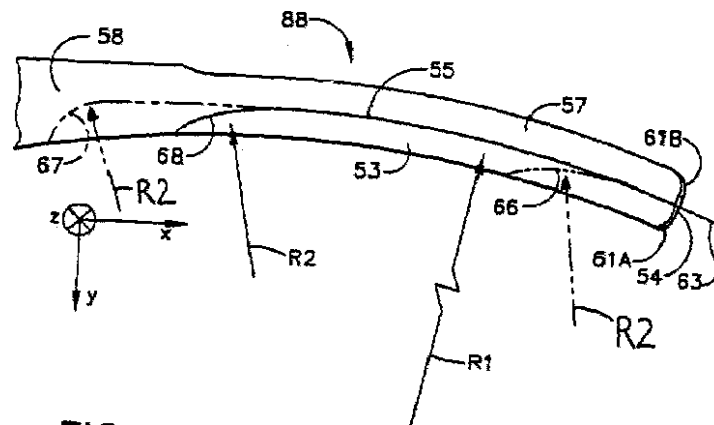


FIG. 34

【図35】

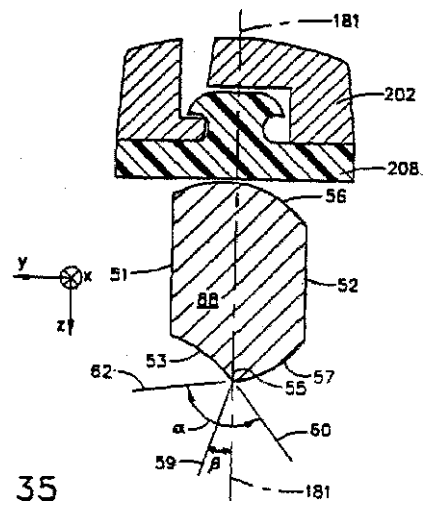


FIG. 35

【図35A】

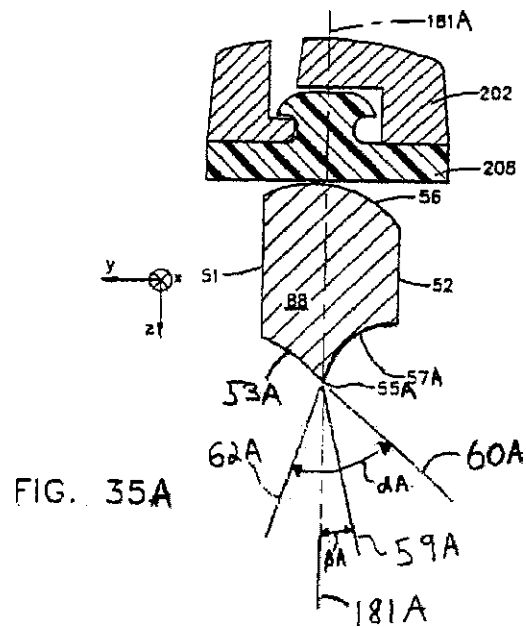


FIG. 35A

【図36】

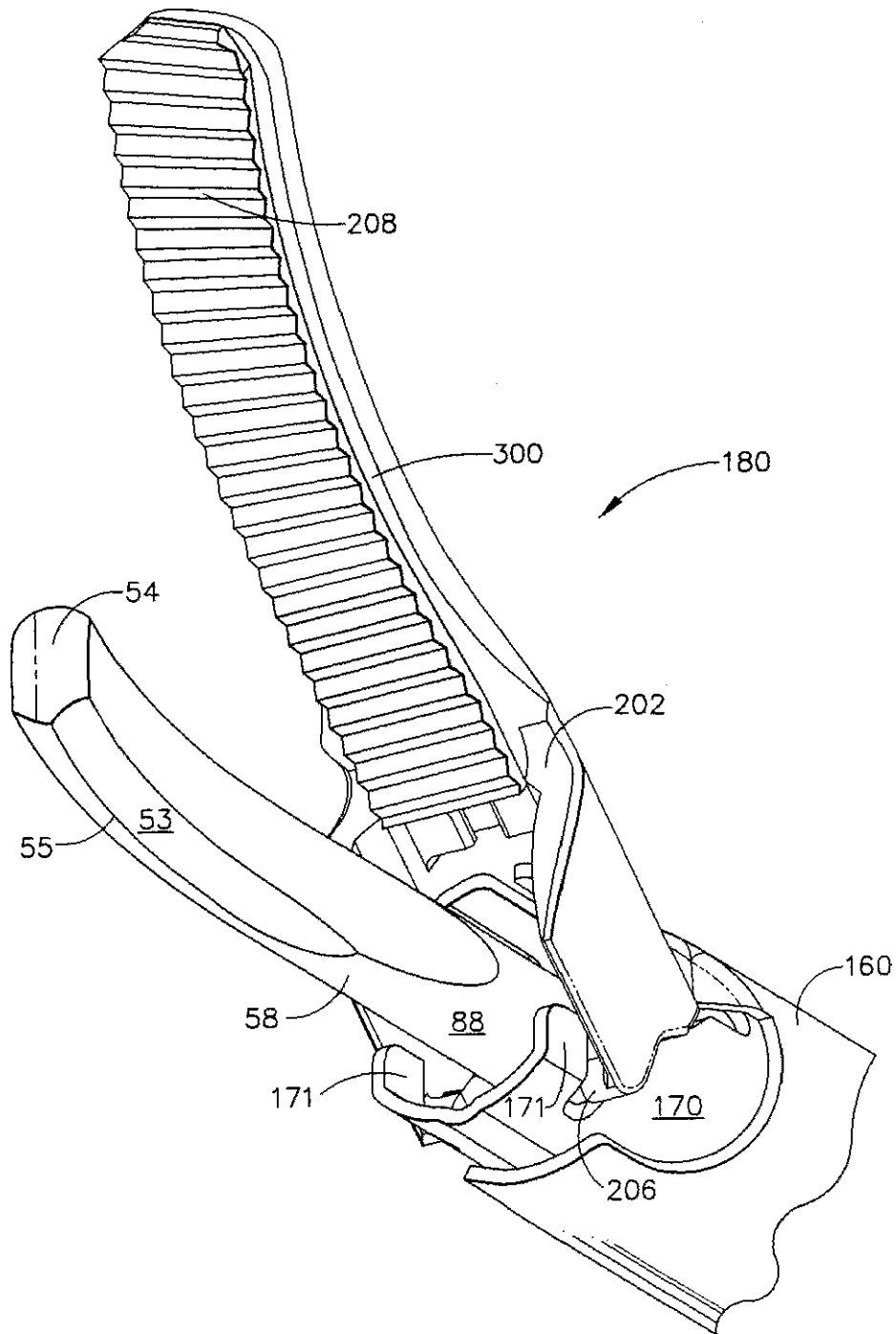


FIG. 36

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/24656												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) :A61B 17/32 US CL :606/169 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 30/346.55, 357; 606/166, 167, 169 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,322,055 A (DAVISON et al.) 21 June 1994, Fig. 8g'.</td> <td>1-14</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>US 3,433,226 A (BOYD) 18 March 1969, Fig. 2.</td> <td>18-22</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,188,102 A (IDEMOTO et al.) 23 February 1993, Figs. 17A and 17B.</td> <td>25</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	US 5,322,055 A (DAVISON et al.) 21 June 1994, Fig. 8g'.	1-14	X	US 3,433,226 A (BOYD) 18 March 1969, Fig. 2.	18-22	Y	US 5,188,102 A (IDEMOTO et al.) 23 February 1993, Figs. 17A and 17B.	25
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y	US 5,322,055 A (DAVISON et al.) 21 June 1994, Fig. 8g'.	1-14												
X	US 3,433,226 A (BOYD) 18 March 1969, Fig. 2.	18-22												
Y	US 5,188,102 A (IDEMOTO et al.) 23 February 1993, Figs. 17A and 17B.	25												
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
<table border="0"> <tr> <td>* Special categories of cited documents:</td> <td>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention.</td> </tr> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier document published on or after the international filing date</td> <td>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</td> </tr> <tr> <td>"L" documents which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</td> <td>"&" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention.	"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	"E" earlier document published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	"L" documents which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family	"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention.													
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone													
"E" earlier document published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art													
"L" documents which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family													
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means														
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed														
Date of the actual completion of the international search 12 OCTOBER 2000		Date of mailing of the international search report 28 NOV 2000												
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer MICHAEL TIALER Telephone No. (703) 308-2981												

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	JP2003527155A	公开(公告)日	2003-09-16
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		
[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		
F-TERM分类号	4C060/FF05 4C060/JJ13 4C060/MM24		
优先权	09/413225 1999-10-05 US		
其他公开文献	JP4493893B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明总体上涉及超声外科夹持器械，并且更具体地涉及一种用于超声外科夹持器械（120）的多功能弯曲剪切刀片。公开了一种超声外科手术器械，其结合了末端执行器的几何形状以最佳地执行剪切型构造的多种功能。该叶片的形状以圆形切口为特征，以形成弯曲的和可能呈锥形的轮廓。切口部分形成包括凹入表面部分（53）和凸出表面部分（57）的弯曲表面部分。该凸表面部分变成短的线性平坦表面部分。该笔直部分的长度部分地作用于由弯曲形状引起的横向运动的声学平衡。与笔直的刀片端部相比，根据本发明的端部的弯曲形状提供了在横向部位处的改善的可见性和对目标组织的改善的可及性。

