

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4330816号
(P4330816)

(45) 発行日 平成21年9月16日 (2009. 9. 16)

(24) 登録日 平成21年6月26日 (2009. 6. 26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2001-103730 (P2001-103730)	(73) 特許権者	595057890
(22) 出願日	平成13年4月2日 (2001. 4. 2)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコ
(65) 公開番号	特開2001-309925 (P2001-309925A)		ーポレイテッド
(43) 公開日	平成13年11月6日 (2001. 11. 6)		E t h i c o n E n d o - S u r g e r
審査請求日	平成20年3月28日 (2008. 3. 28)		y, I n c.
(31) 優先権主張番号	540620		アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州
(32) 優先日	平成12年3月31日 (2000. 3. 31)		、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5
(33) 優先権主張国	米国 (US)		4 5
		(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延
		(72) 発明者	ケビン・エル・ハウザー
			アメリカ合衆国、4 5 0 6 6 オハイオ州
			、スプリングボロ、フォリエイジ・レーン
			5 7 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改善された切断および凝固特性を有する超音波外科ブレード

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波外科ブレードにおいて、

側壁部を含む下面部と、

上面部とを備え、当該上面部が前記下面部の幅よりも大きな幅を有しており、さらに、

第 1 の切断面部と、

切断エッジ部と、を備え、

前記第 1 の切断面部が前記上面部と前記下面部の間で前記側壁部から延び、

前記第 1 の切断面部および前記側壁部が前記ブレードの外側に画定する夾角が 1 8 0 度未満であり、

前記切断エッジ部が前記第 1 の切断面部と前記上面部との交差部分により形成されている超音波外科ブレード。

【請求項 2】

前記第 1 の切断面部および前記上面部が前記交差部分において前記ブレードの内側に画定する夾角が 2 5 度乃至 3 5 度の範囲にある請求項 1 に記載の超音波外科ブレード。

【請求項 3】

前記第 1 の切断面部が凹状をなし、前記第 1 の切断面部および前記側壁部が前記ブレードの内側に画定する夾角が 1 8 0 度未満である請求項 1 または 2 に記載の超音波外科ブレード。

【請求項 4】

10

20

前記上面部が第2の切断面部をさらに有し、前記第2の切断面部が前記切断エッジ部において前記第1の切断面部と交差する請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波外科ブレード。

【請求項5】

前記上面部の少なくとも一部分が平坦であり、前記第1の切断面部の少なくとも一部分が平坦であり、前記上面部の前記平坦部分が前記第1の切断面部の前記平坦部分に対して概ね平行である請求項1乃至4のいずれか1項に記載の超音波外科ブレード。

【請求項6】

前記上面部の幅が前記下面部の幅よりも0.05ミリ乃至1.5ミリだけ広い請求項1乃至5のいずれか1項に記載の超音波外科ブレード。

【請求項7】

前記ブレードが湾曲状である請求項1乃至6のいずれか1項に記載の超音波外科ブレード。

【発明の詳細な説明】

関連出願

本特許出願は以下の同時係属特許出願、すなわち、1999年6月29日に出願された米国特許出願第09/106,415号、1999年10月5日に出願された米国特許出願第09/413,225号、および2000年3月31日に出願された米国特許出願第09/54,137号（代理人整理番号：END-637）に関連する。

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般に外科器具において使用するための超音波外科ブレードに関し、特に、改善された切断および凝固特性を有する超音波外科ブレードに関する。

【0002】

【従来の技術】

中空コアおよび中実コアの両方の器具をそれぞれ含む超音波装置が多くの医療状態の安全で有効な治療において使用されている。超音波器具、特に、中実コアの超音波器具は、これらの器具が超音波周波数で外科用エンド・イフェクタに伝達される機械的振動の形態のエネルギーにより器官組織を切断および／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、適当なエンド・イフェクタにより適当なエネルギー・レベルで器官組織に伝達される場合に、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する超音波器具は、その超音波トランスデューサから導波管を介して外科用エンド・イフェクタに伝達できる超音波エネルギーの量の点で、特に有利である。このような装置は内視鏡処理または腹腔鏡処理のような切開処理または最少侵襲性の処理において使用可能であり、このような場合において、そのエンド・イフェクタはトロカールの中を通過して外科処理を行なう部位に到達する。

【0003】

上記の器具のエンド・イフェクタ（例えば、切断ブレード）を超音波周波数で活性化することにより、隣接組織内に局在化した熱を発生する長手方向に沿う振動が生じて、切断処理および凝固処理が行なえる。超音波器具の性質により、特定の超音波により作動するエンド・イフェクタは、例えば、切断処理および凝固処理を含む多数の機能を実行するように構成できる。しかしながら、超音波周波数でブレードを振動させることによりエンド・イフェクタ内に生じる構造的な応力は多数の不所望な作用を生じる可能性がある。すなわち、このような不所望な作用として、例えば、導波管内における過剰な熱の発生または尚早な応力破壊に繋がる器具の導波管における横方向の移動が含まれる。

【0004】

最少侵襲性の外科手術用の器具において使用されるような細長い超音波導波管はエンド・イフェクタにおける不均衡により生じる横方向の振動の影響を特に受けやすい。特定の用途においては、エンド・イフェクタの性能を高めるために1個以上の軸方向に非対称な形状部分（例えば、ブレードの湾曲部分）を含むことが望ましい場合がある。また、特定の

10

20

30

40

50

外科処理を行なうためにエンド・イフエクタを比較的長く構成することが望ましい場合もある。非対称な超音波外科ブレードの均衡を保つ方法が本明細書に参考文献として含まれる1999年6月29日に出願された米国特許出願第09/106,661号に記載されている。

【0005】

米国特許出願第09/106,661号に記載されるような超音波外科器具は極めて有効であるが、依然として改善の予知が残されている。その中の外科医により時折聞かれる不満点として、切断処理が遅いこと、あるいは、制御精度が必要とされる程度に満たないことがある。すなわち、超音波外科ブレードのエッジ部はその先端が鈍化または丸くなって切断処理が遅くなるために、切断処理中に組織に供給する熱がさらに増える場合が多い。しかしながら、このような現象は切断処理中の止血効果を高めることになる。

10

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

それゆえ、改善された超音波外科ブレードを構成することが望まれている。さらに、切断速度が高く、外科医が望む止血効果を維持する超音波外科ブレードを提供することが有利である。また、制御性および精度の高い超音波外科ブレードを提供して高い制御能力を必要とする切断処理を行なうことが有利であると考えられる。従って、本発明の目的は改善された切断および凝固特性を有して上記の利点を提供でき、且つ、これまでの超音波器具または装置の不都合点を解消し得る超音波外科器具を提供することである。

20

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明は上面部、下面部、および少なくとも1個の切断エッジ部を有する超音波外科ブレードに関する。この切断エッジ部は上面部および下面部の中間の切断面部により形成されていて、上面部は下面部の幅よりも大きな幅を有している。この切断エッジ部はブレードの切断速度を高めると共に、所望の止血作用を行なうように最適化されている。なお、このブレードは直線状または湾曲状のいずれでもよい。実施形態の一例において、上記切断面部の少なくとも一部分が上面部の少なくとも一部分に対して概ね平行である。さらに別の実施形態においては、上記の切断エッジ部が上記第1の切断面部に対して交差して切断エッジ部を形成する第2の切断面部により形成されている。

30

【0008】

本発明のさらに別の実施形態において、上記下面部がさらに上記第1の切断面部に対して交差して第1の切断エッジ部を形成する第1の側壁部を有している。上記の各切断面部と上面部との間の角度により、切断エッジ部は鋭利になるか鈍化する。本発明のさらに別の実施形態において、ブレードの潜り込みをなくして、凝固処理中の精度を高めるために、ブレードの下面部に中央隆起部が備えられている。第2の切断エッジ部が上記の上面部と下面部との間に形成された第2の中間の切断面部を備えることにより形成できる。さらに、この第2の切断エッジ部は上記第2の中間の切断面部に交差する第2の切断面部、および／または、上記第2の中間の切断面部に交差して第2の切断エッジ部を構成する第2の側壁部により形成することができる。

40

【0009】

本発明の新規な特徴を特許請求の範囲に記載する。なお、本発明自体は、その構成および動作方法の両方について、本発明のさらに別の目的および利点と共に、図面に基づく以下の説明を参考にするにより最良に理解できる。

【0010】

【発明の実施の形態】

本発明は一般に外科器具において使用するための超音波外科ブレードに関し、特に、改善された切断特性および凝固特性を有する超音波外科ブレードに関する。本発明によるブレードはその切断特性および凝固特性の点で胸部外科手術において特に有益であるが、このブレードは一般の軟質組織の切断処理および凝固処理においても有用である。さらに、このブレードは直線状または湾曲状にすることができ、切開処理または腹腔鏡処理の用途の

50

量において有用である。

【0011】

図1は滅菌処理した本発明による超音波外科器具10の分解斜視図である。この超音波外科器具10は、例えば、ガンマ放射線滅菌処理、エチレン・オキシド処理、オートクレーブ処理、滅菌処理液内への浸漬、またはその他の既知の処理のような、当該技術分野において既知の方法により滅菌処理できる。図1において、超音波伝達組立体11は一般にブレード12および超音波伝達用導波管14により示されるエンド・エフェクタを備えている。これらの超音波ブレード12および超音波伝達用導波管14は、例えば、Ti6Al4V（アルミニウムおよびバナジウムを含むチタンの合金）、アルミニウム、ステンレス・スチール、またはその他の既知の材料のような超音波エネルギーの伝達に適した材料による単一のユニット構成として示されている。あるいは、ブレード12は導波管14に対して分離可能（および異なる構成部品）であって、例えば、スタッド溶接、接着、またはその他の既知の方法により連結できる。

10

【0012】

超音波伝達用導波管14は取付用Oリング18およびシール用リング20により外側シース16の中に配置されている。さらに、1個以上の別のダンパーまたは支持部材（図示せず）を超音波伝達用導波管14に沿って備えることができる。超音波伝達用導波管14は取付ピン21により外側シース16に固定されており、このピン21は外側シース16の取付穴23および超音波伝達用導波管14の取付スロット25の中に貫通している。

【0013】

図2は座標系を含み、当該座標系において、x軸は超音波伝達用導波管14の中心軸24に沿う軸として示されており、y軸は処理領域26の湾曲方向に沿う軸として示されている。なお、本明細書に記載する本発明の各実施形態において、ブレード12はバランス・ノード22において超音波伝達用導波管14の先端部に固定されている。超音波伝達用導波管14の中心軸24は当該導波管14の基端部から導波管14の先端部まで延在している。ブレード12は当該ブレード12の先端部に配置されている処理領域26を備えている。さらに、この処理領域26は丸みを付けた先端部34を有している。

20

【0014】

図3において、処理領域26は1個以上の切断エッジ部36を備えている。この切断エッジ部36（1個のみが示されている）は処理領域26の両側に配置されていて、当該処理領域26の基端部から丸みを付けた先端部34まで延在している。さらに、処理領域26は上面部30および下面部32を有している。この上面部30はブレードのz軸に沿って概ね平面状または平坦である。

30

【0015】

図4に示すように、下面部32は側壁部33および中央隆起部37を備えている。中央隆起部37は均衡領域28の先端部から丸みを付けた先端部34まで処理領域の中心部に沿って延在している。この中央隆起部37は処理領域26に対して強度、硬さおよび剛性を賦与している。

【0016】

図5において、中央隆起部37および側壁部33は下面部32の大部分を形成している。各側壁部33は中央隆起部37から切断面部52まで延在している。切断エッジ部36は図10（B）に示すように上面部30および切断面部52の交差線により形成されている。あるいは、上面部30は第2の切断面部54を備えていて、切断エッジ部36が図10（A）に示すように第2の切断面部54および切断面部52の交差線により形成されていてもよい。

40

【0017】

図7および図8は本発明の別の実施形態を示しており、この実施形態においては、上面部300が第2の切断面部を有していない。処理領域26は1個以上の切断エッジ部360を有している。各切断エッジ部360は処理領域26の両側に配置されていて、当該処理領域26の基端部から丸みを付けた先端部340まで延在している。さらに、処理領域2

50

6は上面部300および下面部320を有している。上面部300はブレードのz軸に沿って概ね平面状または平坦であるが、湾曲状にすることもできる。さらに、切断エッジ部360はこの上面部300および切断面部520の交差部分により形成されている。

【0018】

図9において、処理領域26はブレード曲率Aを有する湾曲したブレード31により構成されている。本発明の一実施形態において、ブレード曲率Aは、例えば、約0.9インチ（2.3センチ）±約0.3インチ（0.8センチ）とすることができる。さらに、湾曲したブレード31は約0.050インチ（0.13センチ）±約0.02インチ（0.05センチ）の厚さRを有する。また、本発明の一実施形態において、湾曲したブレード31は第1の曲率半径Mおよび第2の曲率半径Sを有する。本発明のこの実施形態において、第1の曲率半径Mおよび第2の曲率半径Sはそれぞれ第1の均衡形状部および第2の均衡形状部分として作用する。本発明の一実施形態において、曲率半径Sは、例えば、約0.25インチ（0.64センチ）±約0.125インチ（0.32センチ）とすることができる。さらに、図示の本発明の実施形態において、湾曲したブレード31は約0.750インチ（1.91センチ）±約0.749インチ（1.90センチ）の曲率半径Mを有する。さらに、本発明の一実施形態において、湾曲したブレード31は約1.0インチ（2.54センチ）±約0.5インチ（1.27センチ）の長さを有しており、この場合の長さGはノード部22から湾曲したブレード31の先端部までの長さである。

【0019】

さらに、図10（A）に示す本発明の実施形態において、上面部30は、例えば、約0.115インチ（0.29センチ）±0.001インチ（0.003センチ）の幅Cを有している。また、中央隆起部37は、例えば、約0.030インチ（0.08センチ）±約0.003インチ（0.008センチ）の幅Dを有している。図10（A）の実施形態において、湾曲したブレード31の断面は側壁部33、中央隆起部37、切断面部52、および上面部30により構成されている。上面部30は下面部32の幅よりも約0.004インチ（0.010センチ）、好ましくは下面部32の幅よりも0.010インチ（0.025センチ）ほど長い幅を有している。

【0020】

切断エッジ部36の拡大図を図11に示す。上面部30は第2の切断面部54により傾斜状に削ぎ取られている。第2の切断面部54は切断面部52と交差して夾角 α を形成している。この角度 α は約10度乃至約60度の有効範囲を有しており、好ましくは、約25度乃至約35度の範囲内である。さらに、切断面部52の幅は約0.002インチ（0.005センチ）乃至約0.060インチ（0.152センチ）の有効範囲を有しており、好ましくは、約0.005インチ（0.013センチ）乃至0.020インチ（0.051センチ）の範囲内である。このように切断面部52を有する切断端部36を構成することにより、凝固特性を損なうことなく処理領域26における切断速度を向上するという予想外の結果が得られた。

【0021】

図12の実施形態は本発明による超音波ブレードに切断面部を備えるための別の方法を示している。この実施形態においては、側壁部33が円形の切断面部72を介して第2の切断面部54に接続している。この円形の切断面部72は、例えば、曲率半径70を有する丸みを付けた切断工具により側壁部33を加工することにより形成できる。角度 β はエッジ部36における円形の切断面部72の接線と第2の切断面部54との間の角度である。この角度 β は約10度乃至約60度の有効範囲を有しており、好ましくは約25度乃至約35度の範囲内である。

【0022】

図13および図14は処理領域26のブレード・エッジ部36を含むエッジ部をばり取りする方法を示している図である。このばりは製造プロセスによりブレード31のエッジ部においてできる材料の断片である。これらのばりはブレードに沿って一定しない切断速度を生じるために、使用中に外科医が精度の低下を感じる。それゆえ、このようなばりを除

10

20

30

40

50

去してブレードに沿う一定した切断機能を賦与することが望ましい。しかしながら、標準的なバリ取り方法はエッジ部 36 における切断面部 52 の利点を維持するための最適な方法よりも劣る。

【0023】

通常、ばりは、例えば、バフ磨き、研磨処理、または化学エッチングにより除去する。しかしながら、このような標準的なバリ取り方法はエッジ部 36 を鈍化して、ブレード 31 の切断速度を低下する恐れがある。そこで、ブレード 31 のような超音波装置のバリ取りの新規な方法は、図 13 および図 14 に基づいて以下に説明するように、ばりを除去するために超音波外科器具 10 の同調超音波特性を利用することである。

【0024】

図 13 において、超音波伝達組立体 11 がハンドピース 56 に音響学的に連結されて示されている。このハンドピース 56 はフットスイッチ 58 により作動する発生装置 60 に電氣的に接続している。すなわち、フットスイッチ 58 を押すことにより発生装置 60 が作動し、電氣的なエネルギーがハンドピース 56 に供給される。ハンドピース 56 はこの電氣的エネルギーを超音波伝達組立体 11 および処理領域 26 の超音波動作に変換する。これにより、処理領域 26 は約 55.5 キロヘルツの周波数において 20 マイクロメートル乃至 150 マイクロメートルの変異量で振動する。

【0025】

図 14 において、超音波外科器具 10 の先端部分における処理領域 26 を例として、超音波により作動している装置のバリ取り方法を説明する。蓋 66 を伴うジャー 64 は研磨材料または研磨用媒体 62 を収容している。蓋 66 は少なくとも 1 個の開口部 68 を備えており、この開口部 68 を通して処理領域 26 が媒体 62 の中に挿入されている。この処理領域 26 が媒体 62 の中で作動することにより、当該処理領域 26 のばりが除去されると共に、処理領域 26 の所望の品質および特性が維持される。

【0026】

媒体 62 は研磨材料である。例えば、この媒体 62 は、タルク、圧潰したクルミの殻、圧潰した加熱セラミック、ガラス・ビーズ、プラスチック、酸化アルミニウム、ステンレス・スチール、砂、圧潰したシャンペン・ボトル・ガラス、またはその他の研磨用、ビーズ噴射仕上用、砂噴射仕上用等に使用する既知の材料の単品または組合せを含む。処理領域 26 のような超音波外科器具の場合に、10 メッシュ乃至 40 メッシュ、最も好ましくは 24 メッシュの圧潰したシャンペン・ボトル・ガラスのガラス粒子を使用することが好ましい。この「メッシュ」は 1 線形インチ（2.54 センチ）当たりの開口部の数で示されるスクリーンの寸法、またはこれを通過する粒子の寸法である。適当な媒体は 44140 オハイオ州クリーブランド、ブロードウェイ・アベニュー 26123 の N. T. Ruddock 社から入手可能な Aluma Glass #24 である。

【0027】

さらに微細なメッシュの媒体 62 は処理領域 26 から比較的大きなばりを除去せずに砂噴射した状態の外観を形成する。また、さらに粗いメッシュの媒体 62 は処理領域 26 から大きなばりを除去して、ブレード・エッジ部 36 の鈍化の無い臨床的效果を損なわない外観仕上げを形成する。しかしながら、極めて粗い媒体はばりを除去せず、ブレード 31 に傷ついたまたは損傷した表面外観を残す。

【0028】

媒体 62 の中でブレード 31 を短時間作動することにより大きなばりが除去されると共に、当該ブレード・エッジ部 36 が媒体 62 に接触しながら好ましい方向に移動することにより、このブレード・エッジ部 36 の鋭利さが維持できる。この場合に、媒体の種類およびメッシュ・サイズにより、2 秒乃至 20 秒の媒体中における動作により、エッジ部 36 の鋭利さを損なうことなく、全ての不所望なばりが十分に除去できる。なお、動作の持続時間を長くするほど、ブレード・エッジ部 36 の曲率半径または鋭さが制御可能に減少して、必要とされる処理領域 26 の作用効果が最適化できる。

【0029】

以上、本発明の好ましい実施形態を図示し且つ説明したが、当該技術分野における熟練者において、これらの実施形態が例示的な目的のためのみに示されていることが明らかに理解できる。すなわち、上記の実施形態を参考にすることにより、当該技術分野における熟練者において、これらの多数の変形、変更、および置換を本発明に逸脱することなく行なうことが可能になる。従って、本発明の範囲および趣旨は本明細書に記載する特許請求の範囲およびその実施態様のみにより定められるものとする。

【0030】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(A) 超音波外科ブレードにおいて、

側壁部を含む下面部と、

上面部とを備え、当該上面部が前記下面部の幅よりも大きな幅を有しており、さらに、
第1の切断面部と、

切断エッジ部と、を備え、

前記第1の切断面部が前記上面部と前記下面部の間で前記側壁部から延び、

前記第1の切断面部および前記側壁部が前記ブレードの外側に画定する夾角が180度未満であり、

前記切断エッジ部が前記第1の切断面部と前記上面部との交差部分により形成されている超音波外科ブレード。

(1) 前記超音波外科ブレードが滅菌処理されている実施態様Aに記載の超音波外科ブレード。

(2) 前記上面部と第1の切断面部との間の交差部分における夾角が約25度乃至約35度の範囲内である実施態様Aに記載の超音波外科ブレード。

(3) 前記第1の切断面部が曲線状である実施態様Aに記載の超音波外科ブレード。

(4) 前記上面部がさらに前記切断エッジ部において前記第1の切断面部に交差する第2の切断面部を有している実施態様Aに記載の超音波外科ブレード。

(5) 前記第1の切断面部および第2の切断面部の交差部分における夾角が約10度乃至約60度の範囲内である実施態様(4)に記載の超音波外科ブレード。

【0031】

(6) 前記第1の切断面部と第2の切断面部との間の夾角が約25度乃至約35度の範囲内である実施態様(5)に記載の超音波外科ブレード。

(7) 前記上面部の少なくとも一部分が平坦であり、前記第1の切断面部の少なくとも一部分が平坦であり、当該上面部の平坦部分が第1の切断面部の平坦部分に対して概ね平行である実施態様(6)に記載の超音波外科ブレード。

(8) 前記上面部の幅が前記下面部の幅よりも約0.002インチ(0.005センチ)乃至約0.060インチ(0.152センチ)だけ広い実施態様(6)に記載の超音波外科ブレード。

(9) 前記切断エッジ部が鋭利である実施態様(8)に記載の超音波外科ブレード。

(10) 前記切断エッジ部が鈍化している実施態様(8)に記載の超音波外科ブレード。

【0032】

(11) 前記鈍化した切断エッジ部が正方形である実施態様(10)に記載の超音波ブレード。

本発明の参考例の実施態様は以下の通りである。

(B) 湾曲状の超音波外科ブレードにおいて、

下面部と、

上面部と、

切断エッジ部とを備え、当該切断エッジ部が前記上面部と下面部との中間の第1の切断面部により形成されている湾曲状の超音波外科ブレード。

(12) 前記上面部がさらに前記切断エッジ部において前記第1の切断面部に交差する第2の切断面部を有している実施態様Bに記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(13) 前記第1の切断面部および第2の切断面部の交差部分における夾角が約10度

10

20

30

40

50

乃至約60度の範囲内である実施態様(12)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(14)前記第1の切断面部と第2の切断面部との間の夾角が約25度乃至約35度の範囲内である実施態様(13)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(15)前記上面部の幅が前記下面部の幅よりも約0.002インチ(0.005センチ)乃至約0.060インチ(0.152センチ)だけ広い実施態様(14)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

【0033】

(16)前記第1の切断面部が曲線状である実施態様(15)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(17)前記切断エッジ部が鋭利である実施態様(15)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。 10

(18)前記切断エッジ部が鈍化している実施態様(15)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(19)前記湾曲状の超音波外科ブレードが滅菌処理されている実施態様(15)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。

(20)前記鈍化した切断エッジ部が正方形である実施態様(18)に記載の湾曲状の超音波ブレード。

(21)前記上面部の少なくとも一部分が平坦であり、前記第1の切断面部の少なくとも一部分が平坦であり、当該上面部の平坦部分が第1の切断面部の平坦部分に対して概ね平行である実施態様(19)に記載の湾曲状の超音波外科ブレード。 20

【0034】

【発明の効果】

従って、本発明によれば、従来に比して優れた超音波外科ブレードが提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波外科器具の分解斜視図である。

【図2】本発明による超音波伝達組立体の先端部の上面図である。

【図3】本発明による超音波伝達組立体の先端部の側面図である。

【図4】本発明による超音波伝達組立体の先端部の下面図である。

【図5】本発明による超音波伝達組立体の先端部における底部の斜視図である。

【図6】図5に示す超音波伝達組立体の先端部における上部の斜視図である。 30

【図7】本発明による直線的なブレードの側面図である。

【図8】図7の線8-8に沿う断面図である。

【図9】各種の曲率半径を含む、本発明による湾曲状ブレードの側面図である。

【図10】(A)は図9の線10-10に沿う断面図であり、(B)は図9の線10-10に沿う別の断面図である。

【図11】図10(A)に示すブレード・エッジ領域の拡大図である。

【図12】図10(A)に示すブレード・エッジ領域の別の実施形態の拡大図である。

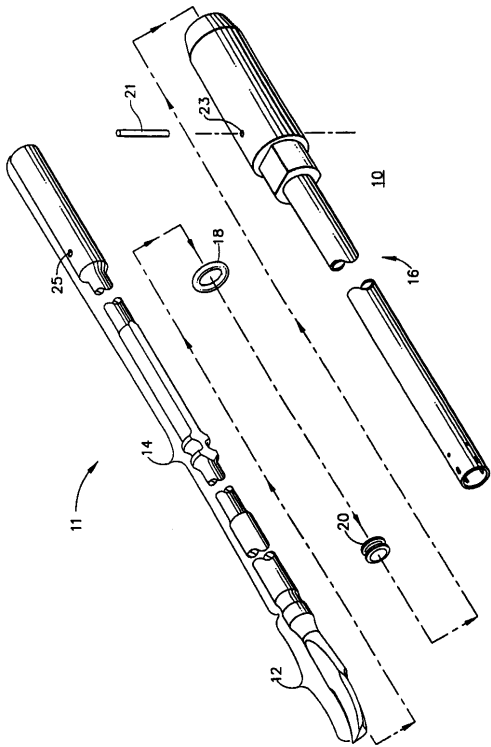
【図13】超音波トランスデューサおよびその付属の超音波発生装置に接続した本発明によるブレードを示す図である。

【図14】本発明による超音波外科ブレードのばり取り方法を示す図である。 40

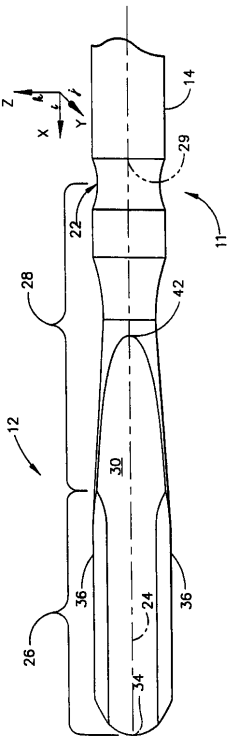
【符号の説明】

- 10 超音波外科器具
- 11 超音波伝達組立体
- 12 ブレード
- 14 導波管
- 26 処理領域
- 62 研磨用媒体

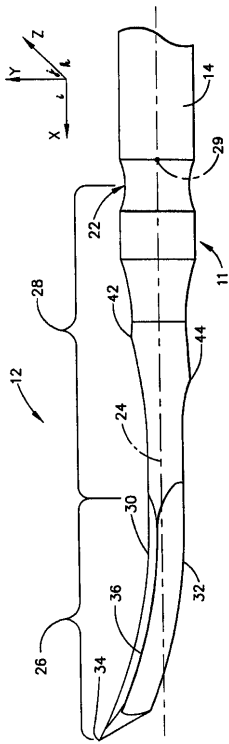
【図 1】



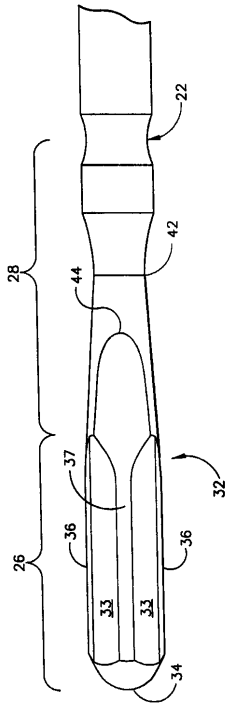
【図 2】



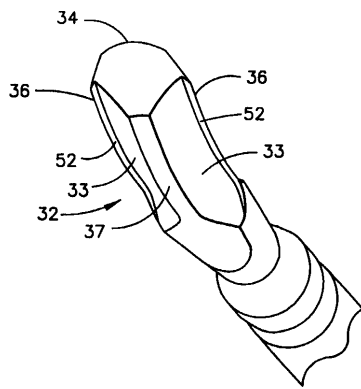
【図 3】



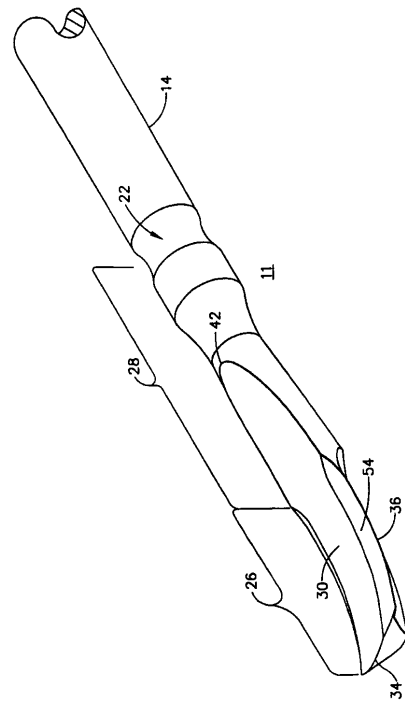
【図 4】



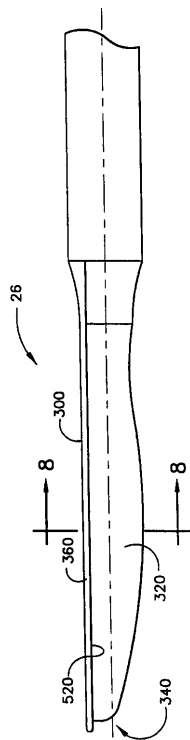
【図 5】



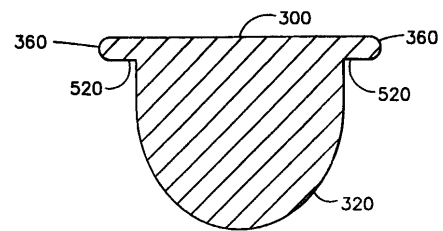
【図 6】



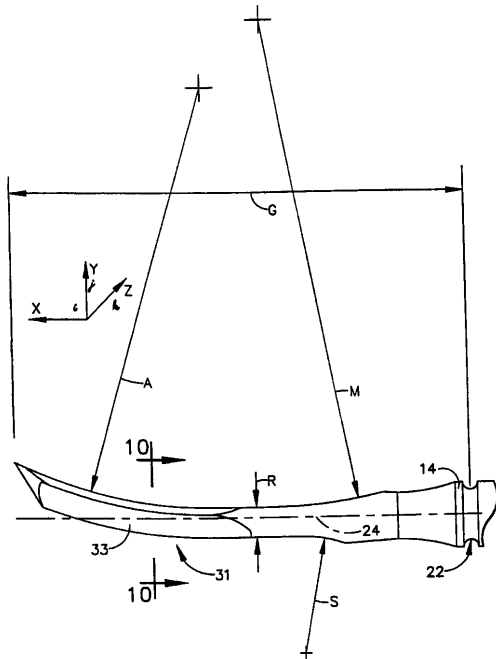
【図 7】



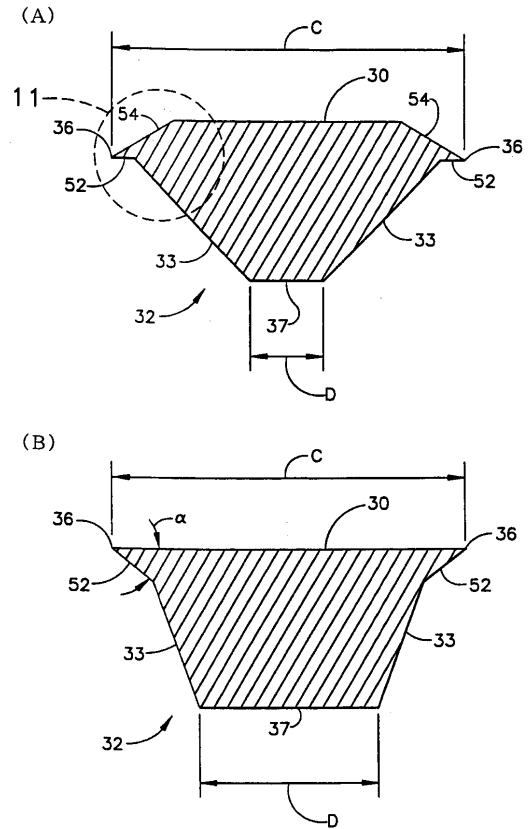
【図 8】



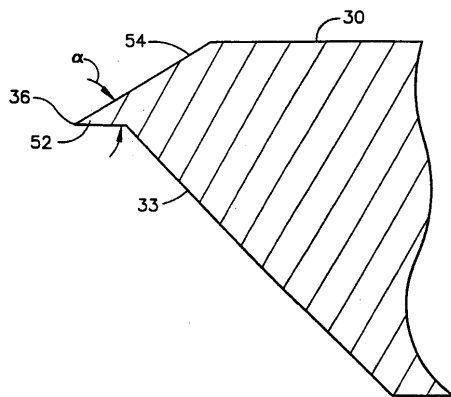
【図 9】



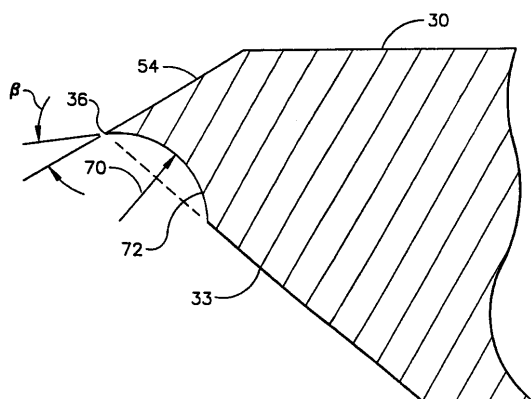
【図 10】



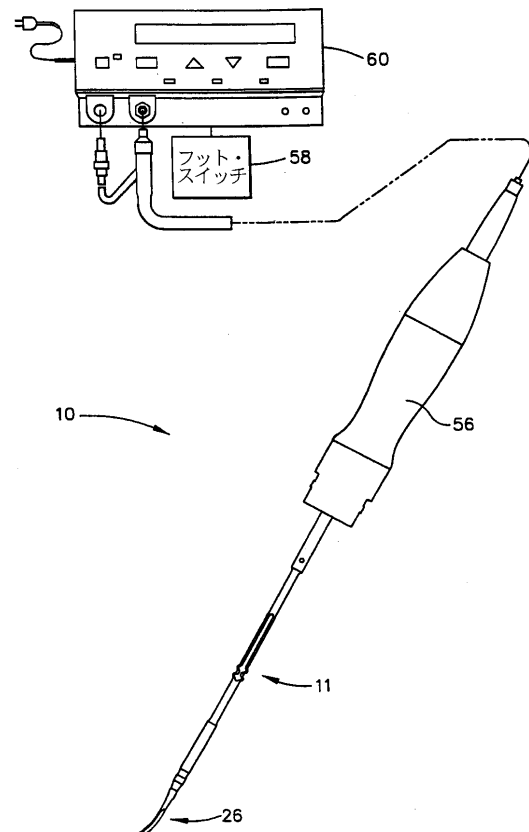
【図 11】



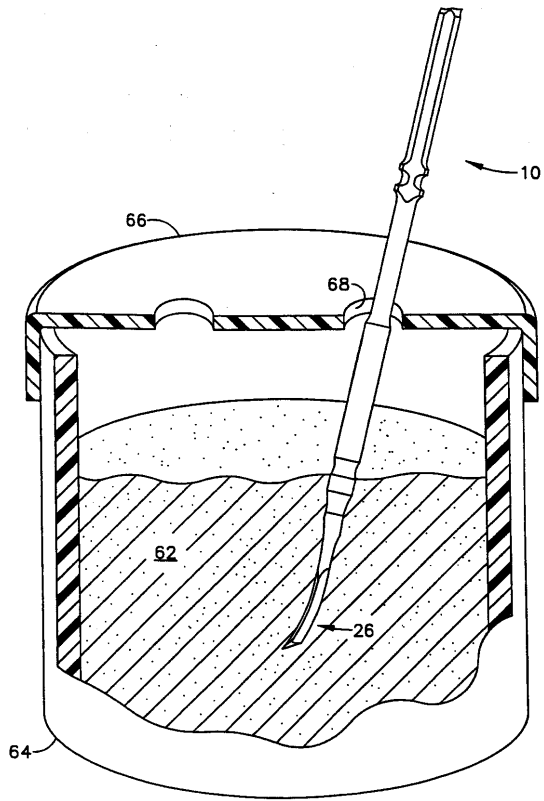
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジョージ・エヌ・グチエレス
アメリカ合衆国、45241 オハイオ州、シンシナティ、マックコーレー・ウッズ・ドライブ
9919
- (72)発明者 サラ・エイ・クック
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、アパートメント・シー、ハンターズ・
クリーク・ドライブ 9208
- (72)発明者 ローラ・エイ・ギャラガー
アメリカ合衆国、45215 オハイオ州、シンシナティ、コンスティテューション・ドライブ
9203

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 特開2000-041991 (JP, A)
特開2000-051226 (JP, A)
特開2000-070279 (JP, A)
欧州特許出願公開第0830845 (EP, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00