

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5474783号
(P5474783)

(45) 発行日 平成26年4月16日(2014.4.16)

(24) 登録日 平成26年2月14日(2014.2.14)

(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 16 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2010-518375 (P2010-518375)
 (86) (22) 出願日 平成20年7月24日(2008.7.24)
 (65) 公表番号 特表2010-534523 (P2010-534523A)
 (43) 公表日 平成22年11月11日(2010.11.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2008/070983
 (87) 国際公開番号 W02009/018075
 (87) 国際公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)
 審査請求日 平成23年6月8日(2011.6.8)
 (31) 優先権主張番号 11/881,636
 (32) 優先日 平成19年7月27日(2007.7.27)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 11/881,645
 (32) 優先日 平成19年7月27日(2007.7.27)
 (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
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、
 長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結される超音波ブレードと、を備える外科用器具であって、該超音波ブレードが、
 近位端と、該変換器によって生成される該振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、
 該近位端から該遠位端に延びる治療領域と、
 該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備え、
 前記超音波ブレードが、
 第1の端縁と、
 実質的に円形の断面と、を更に備え、
 前記第1の端縁が前記テーパ形状の凹面の基部を形成しており、
 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体内で終端しており、
 前記テーパ形状の凹面は、凸状部分を含む、
 外科用器具。

【請求項 2】

前記治療領域が少なくとも1つの凝固端縁を含む、請求項1に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記テーパ形状の凹面が流体ミストの実質的に収束する噴射を生成するように構成される、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

前記テーパ形状の凹面が非対称である、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 5】

前記テーパ形状の凹面が、前記近位端に向かって前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点で終端する、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 6】

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐台形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点に到達する前に終端する、請求項 1 に記載の外科用器具。

10

【請求項 7】

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる部分回転楕円体を画定する、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 8】

前記治療領域が少なくとも 1 つの刃先を備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

超音波外科用ブレードであって、

近位端と遠位端とを有し、長手方向軸を画定する本体であって、該遠位端が変換器によって生成される振動によって該長手方向軸に対して移動可能である、本体と、
該近位端から該遠位端に延びる治療領域と、

20

該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備え、

前記超音波ブレードが、

第 1 の端縁と、

実質的に円形の断面と、を更に備え、

前記第 1 の端縁が前記テーパ形状の凹面の基部を形成しており、

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体内で終端しており、

前記テーパ形状の凹面は、凸状部分を含む、

30

超音波外科用ブレード。

【請求項 10】

前記治療領域が、少なくとも 1 つの凝固端縁を含む、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【請求項 11】

前記テーパ形状の凹面が流体ミストの実質的に収束する噴射を生成するように構成される、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【請求項 12】

前記テーパ形状の凹面が非対称である、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【請求項 13】

40

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点で終端する、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【請求項 14】

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐台形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点に到達する前に終端する、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【請求項 15】

前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる部分回転楕円体を画定する、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

50

【請求項 16】

前記治療領域が少なくとも 1 つの刃先を備える、請求項 9 に記載の超音波外科用ブレード。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔背景技術〕

本出願は、本出願と同日に出願された同一出願人による同時係属中である、それぞれ「超音波外科用器具 (Ultrasonic Surgical Instruments)」と題された、フォスター B・シュトゥーレン (Foster B. Stulen) による出願 (代理人整理番号 E N D 6 1 2 2 U S N P / 0 7 0 1 2 5、米国特許出願第 1 1 / 8 8 1 , 6 4 3 号) に関連し、その開示全体を参照により本明細書に組み入れる。

10

【0002】

中空コア及び中実コア器具の両方を含む超音波器具が多くの医療疾患の安全で効果的な治療のために用いられている。超音波器具、特に中実コアの超音波器具は、超音波周波数で外科エンドエフェクターに伝達される機械的振動形態のエネルギーを使用して組織を切断及び/又は凝固するために使用できる点で有利である。適切なエネルギーレベルで器官組織に伝達されて適切なエンドエフェクターを使用する場合に、組織を切断、切開又は凝固するために、あるいは骨から筋肉組織を持ち上げる又は分離するために超音波振動を使用することができる。中実コア技術を利用している超音波器具は、超音波変換器から超音波伝送導波管を介して外科エンドエフェクターに伝達可能な超音波エネルギーの量の点において特に有利である。このような器具は、エンドエフェクターをトロカールの中を通して外科部位に到達させる内視鏡手術又は腹腔鏡手術のような開口手術又は最小侵襲性手術において使用することができる。

20

【0003】

このような器具の単一要素の又は複数要素のエンドエフェクター (例えば、切断刃、ボール状凝固装置) を超音波周波数で作動させる又は励起することにより、隣接する組織内に局所熱を生成する長手方向の運動、横の運動、又はねじれ運動を誘導し、切断と凝固の両方を円滑にする。超音波器具の性質により、特定の超音波で作動するエンドエフェクターは、例えば、切断及び凝固を含む多くの機能を実行するように設計され得る。

30

【0004】

例えば、変換器を電氣的に励起させることによって、外科エンドエフェクターに超音波振動が誘導される。変換器は、器具のハンドピースの内部の 1 つ以上の圧電素子又は磁歪素子から構成され得る。変換器部分によって発生した振動は、変換器部分から外科エンドエフェクターまで延び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。導波管及びエンドエフェクターは、変換器と同じ周波数で共振するように設計されるのが最も好ましい。エンドエフェクターが変換器に取り付けられると、全体的なシステム周波数は変換器自体と同じ周波数となり得る。

【0005】

変換器及びエンドエフェクターは 2 種類の異なる周波数で共振するように設計されてもよく、結合又は連結されると第 3 の周波数で共振してもよい。エンドエフェクターの末端部分における長手方向の超音波振動のゼロからピークまでの振幅 d は以下のように与えられる共振周波数における単純な正弦波として機能する。

40

$$d = A \sin(\omega t)$$

この式において、

ω = 周期的な周波数 f の 2π 倍に等しい角周波数であり、

A = ピーク間振幅である。

長手方向の動作範囲はピーク間 ($p - t - p$) 振幅として定められ、この値は上記正弦波の振幅のちょうど 2 倍つまり $2A$ である。

【0006】

50

中実コア超音波外科用器具は２種類、即ち、単一要素のエンドエフェクター装置と複数要素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（例えば、ブレード、シャープフックブレード、解剖用のフックブレード、湾曲ブレード）及びボール状凝固装置等の器具を含む。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連結するためには十分な圧力が必要であり得る。単一要素のエンドエフェクターが組織を捕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を完全に接合することができなくなり、不十分な止血及び組織の接合の結果となる。クランプ式凝固装置などの複数要素の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、この機構によりこれら欠点を解消することができる。

10

【０００７】

超音波クランプ式の凝固装置又はクランプされた凝固剪断装置は、組織、特に、緩やか及び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用器具を提供し、この場合に、超音波ブレードは圧縮力又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、より速い組織の凝固及び切断が行なえる。

【０００８】

エンドエフェクターの遠位端、又はより詳細にはブレードが、組織を切り開く又は凝固するとき、遠位端又はブレードは流体（例えば、血液、組織粒子）と接触する。ブレードの遠位端がこの流体と接触すると、流体粒子の発散するプルームの形態の細かいミストがブレードの遠位端から生じる場合がある。このミストのプルームは外科部位における可視度を制限する場合がある。エンドエフェクターの遠位端から生じるミストのプルームを減少させる超音波器具を提供することが望ましい。

20

【０００９】

〔課題を解決するための手段〕

一般的な一態様において、様々な実施形態はミスト低減機能を有する外科用器具を目的とする。外科用器具は、所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器を備えることができる。超音波ブレードは長手方向軸に沿って延び、かつ変換器に連結される。超音波ブレードは、近位端と遠位端とを有する本体を備える。遠位端は、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移動可能である。本体は、近位端から遠位端へと延びる治療領域を含む。本体の少なくとも一部分は、その少なくとも一部分と接触する流体粒子を球状にするための第１の材料の少なくとも１つの層を含む。

30

【００１０】

本体は、ブレードの遠位端から生じるミストの低減をもたらすことができる要素を含むことができる。本体は、ブレードの遠位端の中に内向きに延び得るテーパ形状の凹状の表面を備えてもよい。テーパ形状の凹状の表面は、ブレードの遠位端をいったん離れた流体粒子を、プルームに分散するのではなく収束させることにより、ミスト化を低減することができる。テーパ形状の凹状の表面は、円錐形、円錐台形、及び部分回転楕円体を含む様々な対称及び非対称形状を画定することができる。テーパ形状の凹面は、対称並びに非対称の超音波で作動可能なブレードの遠位端に形成され得る。他の実施形態において、本体は、ミストの低減をもたらすことができる追加的要素を更に含むことができる。一実施形態において、本体は、電荷を運ぶのに好適な材料を含む第１の材料の少なくとも１つの層を含んでもよい。別の実施形態において、本体は、ブレード内に形成された長手方向に延びる孔を備えてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【００１１】

様々な実施形態の新規特徴は、特に添付の特許請求の範囲に記載される。しかしながら、様々な実施形態は、構成及び動作方法の両方に関しては、以下の添付図面と共に以下の説明を参照することにより最も理解され得る。

【図１Ａ】単一要素のエンドエフェクターを備える超音波システムの一実施形態。

50

- 【図 1 B】複数要素のエンドエフェクターを備える超音波システムの一実施形態。
- 【図 2】超音波器具の接続ユニオン継手 / ジョイントの一実施形態。
- 【図 3 A】図 1 A に示される超音波システムに連結することができる単一要素のエンドエフェクター超音波外科用器具の一実施形態の分解斜視図。
- 【図 3 B】図 1 B に示される複数要素のエンドエフェクターを備えるクランプ式凝固装置の一実施形態。
- 【図 3 C】図 1 B 及び図 3 B に示される複数要素のエンドエフェクターの斜視図。
- 【図 4】超音波ブレードの一実施形態。超音波ブレードの一実施形態の側面図。
- 【図 5】超音波ブレードの一実施形態。図 4 の線 5 - 5 で切断した超音波ブレードの断面図。 10
- 【図 6】超音波ブレードの一実施形態。図 4 に示される超音波ブレードの斜視図。
- 【図 7】超音波ブレードの様々な実施形態。超音波ブレードの一実施形態の側面図。
- 【図 8】超音波ブレードの様々な実施形態。図 7 の線 8 - 8 で切断した超音波ブレードの断面図。
- 【図 9】超音波ブレードの様々な実施形態。図 7 に示される超音波ブレードの斜視図。
- 【図 10】超音波ブレードの一実施形態。超音波ブレードの一実施形態の側面図。
- 【図 11】超音波ブレードの一実施形態。図 10 の線 11 - 11 で切断した超音波ブレードの断面図。
- 【図 12】超音波ブレードの一実施形態。図 10 に示される超音波ブレードの斜視図。
- 【図 13 A】超音波ブレードの様々な実施形態。分散するブルームミストを表現している凸状のブレード末端部分を有する超音波ブレードの側面図。 20
- 【図 13 B】超音波ブレードの様々な実施形態。流体ミストの分散噴射の詳細図。
- 【図 14 A】超音波ブレードの様々な実施形態。ブレード末端部分を出た流体の収束を表現しているブレードの遠位端に形成されたテーパ形状の凹面を有する超音波ブレードの側面図。
- 【図 14 B】超音波ブレードの様々な実施形態。流体ミストの収束噴射の詳細図。
- 【図 15 A】超音波ブレードの様々な実施形態。材料の表面上で流体に小球を形成させることができる材料の少なくとも 1 つの層でコーティングされた超音波ブレードの少なくとも一部分を有する超音波ブレードの側面図。
- 【図 15 B】超音波ブレードの様々な実施形態。図 15 の線 B - B で切断した超音波ブレードの断面図。 30
- 【図 15 C】超音波ブレードの様々な実施形態。図 15 A の超音波ブレードの詳細図。
- 【図 15 D】超音波ブレードの様々な実施形態。図 15 A の超音波ブレードの表面と液滴との間の接触角。
- 【図 16】超音波ブレードの様々な実施形態。ブレード末端部分に電荷を提供するために 1 種類を超える材料でコーティングされたブレードの部分に有する超音波ブレードの側面図。
- 【図 17】超音波ブレードの様々な実施形態。図 16 の線 17 - 17 で切断した超音波ブレードの断面図。
- 【図 18】超音波ブレードの様々な実施形態。長手方向に延びる孔を有する超音波ブレードの側面図。 40
- 【図 19】超音波ブレードの様々な実施形態。図 18 の線 19 - 19 で切断した超音波ブレードの断面図。
- 【図 20】テーパ形状の凹面内に凸状部分を有する超音波ブレードの側面図。
- 【図 21】超音波ブレードの様々な実施形態。ブレード本体の中に非対称に延びるテーパ形状の凹面を有する超音波ブレードの側面図。
- 【図 22】超音波ブレードの様々な実施形態。図 21 の線 22 - 22 で切断した超音波ブレードの断面図。
- 【図 23】ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面を含む非対称超音波ブレードの斜視図。 50

【発明を実施するための形態】

【0012】

様々な実施形態を詳細に説明する前に、本実施形態は、その用途又は使用において、添付の図面及び説明に例示される部品の構成並びに配設の詳細に制限されないことが留意されるべきである。例示的な実施形態は、他の実施形態、変形物、及び修正物に導入又は組み込まれてもよく、様々な方法で実践又は実施されてもよい。例えば、以下に開示される外科用器具及びブレードの形状は一例にすぎず、それらの範囲又は用途を限定することを意味しない。更に、特に指示がない限り、本明細書に採用される用語及び表現は、読者の便宜上、例示的な実施形態を説明するために選択されており、本発明を制限するためではない。

10

【0013】

様々な実施形態は、広くは、外科用器具で用いる超音波ブレードに関し、より詳細には、本明細書に記載のようなミスト低減機能を備える超音波ブレードに関する。様々な実施形態は、広くは、作動された超音波ブレードの遠位端と衝突する流体粒子によって生じるミストブルームを低減することにより、外科手術時に外科部位の可視度を改善するための超音波ブレード及び器具に関する。外科部位の可視度は、ブレードの遠位端に形成されるテーパ形状の凹面、末端部分のコーティング、スプレー機構に流体的に連結されるルーメン、電荷を保持する材料、又はこれらの任意の組み合わせを含み得る超音波ブレードのミスト低減機能によって改善することができる。用語「テーパ形状の凹面」は、ブレードの遠位端からブレードの近位端まで矢印Bで示される方向に内向きにテーパ形状とされる、ブレードの遠位端に形成される凹面と定義され、この様々な実施形態は図4～図23に示されている。開口及び腹腔鏡用途の両方に有用であり得る様々な異なるブレード形状が開示される。

20

【0014】

超音波外科用器具の例は米国特許第5,322,055号及び同第5,954,736号に開示されており、例えば、米国特許第6,309,400 B2号、同第6,278,218 B1号、同第6,283,981 B1号、及び同第6,325,811 B1号に開示の超音波ブレード及び外科用器具と組み合わせて、当該特許全体を参照により本明細書に組み入れる。これら参照は、ブレードの長手方向モードが励起される超音波外科用器具及びブレード形状を開示している。非対称により、超音波ブレードは横運動及び/又はねじれ運動も呈することができ、その場合、この非長手方向運動の固有「波長」は通常、ブレード及びその延長部分の概して長手方向運動のそれよりも短い。したがって、組織エフェクタに沿った能動ブレードの正味の動きが非ゼロの間、非長手方向運動の波形は、組織エフェクタに沿った横運動/ねじれ運動の節位置(nodal position)を示す(即ち、遠位端(長手方向運動の腹)から組織エフェクタ部分に近位である長手方向運動の第1の節位置まで延びる長さに沿った少なくとも長手方向運動を有する)。

30

【0015】

本明細書に開示される装置及び方法の、構造、機能、製造並びに使用の原理について、総合的な理解を提供するために、特定の実施形態を以後記載する。これらの実施形態の1つ以上の例を付属の図面に示す。当業者は、本明細書で明確に記載され、添付の図面に示される装置及び方法が、非限定の実施形態であり、様々な実施形態の範囲は、特許請求の範囲のみにより定義されることを理解するであろう。一実施形態に関連して示されるか述べられる特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わせてもよい。そのような修正及び変形は、本特許請求の範囲内に含まれるものとする。

40

【0016】

図1Aは、単一要素のエンドエフェクターを備える超音波システム10の一実施形態を示す。超音波システム10の一実施形態は、超音波変換器14に連結される超音波信号発生装置12と、ハンドピースハウジング16を備えるハンドピース組立体60と、超音波で作動可能な単一要素のエンドエフェクター又は超音波で作動可能なブレード50とを備える。超音波変換器14は「ランジュバァン・スタック(Langevin stack)」として知ら

50

れており、一般に、変換部分 18 と、第 1 の共振器部分又はエンド - ベル 20 と、第 2 の共振器部分又はフォア - ベル 22 と、付属の構成部品とを備えている。これら構成部品の全体構成は共振器である。好ましくは、超音波変換器 14 は、後に詳述するように、 $1/2$ のシステム波長の整数倍 ($n\lambda/2$; ここで「 n 」は任意の正の整数; 例えば、 $n = 1, 2, 3, \dots$ である) の長さである。音響組立体 24 は、超音波変換器 14 と、ノーズ - コーン 26 と、速度変換器 28 と、表面 30 とを備えている。

【0017】

用語「近位」及び「遠位」は、本明細書においてはハンドピース組立体 60 を把持する臨床医を基準にして使用されることが理解されるであろう。したがって、ブレード 50 はより近位のハンドピース組立体 60 に対して遠位である。便宜上及び明確にするために、「上部」及び「下部」などの空間に関する用語もまた、本明細書においてはハンドピース組立体 60 を把持する臨床医を基準にして使用されることが更に理解されるであろう。しかしながら、外科用器具は多様な配向及び位置で使用され、これら用語は限定される及び絶対的であるとされることが意図されていない。

【0018】

エンド - ベル 20 の遠位端は変換部分 18 の近位端に接続されており、フォア - ベル 22 の近位端は変換部分 18 の遠位端に接続されている。フォア - ベル 22 及びエンド - ベル 20 は、変換部分 18 の厚さ、エンド - ベル 20 及びフォア - ベル 22 を製造するのに使用される材料の密度及び弾性率、並びに超音波変換器 14 の共振周波数を含む多くの変数により決定される長さを有する。フォア - ベル 22 はその近位端からその遠位端にかけて内側にテーパ形状になっており、速度変換器 28 における超音波振動の振幅を増幅してもよく、あるいは、全く増幅作用を有していなくてもよい。好適な振動周波数の範囲は約 $20\text{ Hz} \sim 120\text{ kHz}$ であることができ、適切な振動周波数の範囲は約 $30 \sim 100\text{ kHz}$ であることができる。好適な動作振動周波数は、例えばおよそ 55.5 kHz であってもよい。

【0019】

圧電素子 32 は、例えば、チタン酸ジルコニウム酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、又はその他圧電セラミック材料等の任意の好適な材料から製造され得る。正電極 34、負電極 36、及び圧電素子 32 はそれぞれその中心を通して延在する孔を有している。正電極 34 及び負電極 36 はワイヤ 38 及び 40 にそれぞれ電氣的に連結している。ワイヤ 38 及び 40 はケーブル 42 の中に包容され、超音波システム 10 の超音波信号発生装置 12 に電氣的に接続可能である。

【0020】

音響組立体 24 の超音波変換器 14 は、超音波信号発生装置 12 からの電氣的信号を機械的エネルギーに変換し、この機械的エネルギーにより、主として超音波変換器 14 及びエンドエフェクター 50 の超音波周波数における長手方向の振動運動の定常音響波が生じる。別の実施形態において、超音波変換器の振動運動は異なる方向に作用してもよい。例えば、振動運動は、超音波システム 10 の末端部分をより複雑に動作させる部分的な長手方向の構成部品を含んでもよい。好適な発生装置は、オハイオ州、シンシナティのエシコン・エンド - サージェリィ・インコーポレイテッド (Ethicon Endo-Surgery, Inc., Cincinnati, Ohio) から型番 GEN04 として入手可能である。音響組立体 24 が給電されると、振動運動定在波が音響組立体 24 を介して発生する。超音波システム 10 は、所定の振幅の音響定在波パターンが生成されるように共振で動作するように設計される。音響組立体 24 に沿った任意点における振動運動の振幅は、その振動運動を測定する音響組立体 24 に沿った場所によって決まる。振動運動定在波内の最小又はゼロ交差は、一般に、節 (node) (即ち、運動が最小である場所) と称され、定在波内の局所的極大絶対値又はピークは、一般に、腹 (anti-node) (即ち、局所運動が最小である場所) と称される。腹とその腹に最も近い節との間の距離は、 $1/4$ 波長 ($\lambda/4$) である。

【0021】

ワイヤ 38 及びワイヤ 40 は、超音波信号発生装置 12 からの電氣的信号を正電極 34

10

20

30

40

50

及び負電極 36 に伝達する。圧電素子 32 は、例えば、フットスイッチ等の作動装置 44 に応じて超音波信号発生装置 12 から供給される電氣的信号により給電されて、音響組立体 24 の中に音響定在波を生成する。電氣的信号は、繰り返し状態の小さな移動形態で圧電素子 32 を変動させて、材料中に大きな圧縮力及び張力を交互に生じさせる。この繰り返し状態の小さな移動により、圧電素子 32 は電圧勾配の軸に沿って連続的な様式で拡張及び収縮して超音波エネルギーの長手方向の波を生成する。この超音波エネルギーは、音響組立体 24 を通ってブレード 50 のような単一要素のエンドエフェクターまで、伝達構成部品又は超音波伝送導波管 104 を介して伝達される。

【0022】

音響組立体 24 が単一要素のエンドエフェクター 50 にエネルギーを供給するためには、音響組立体 24 の全ての構成部品をブレード 50 に音響学的に連結する必要がある。超音波変換器 14 の遠位端は、スタッド 48 のようなネジ付きの接続部分により超音波伝送導波管 104 の近位端に、表面 30 において、音響学的に連結されてもよい。

10

【0023】

好ましくは、音響組立体 24 の構成部品は、任意の組立体の長さが $1/2$ 波長の整数倍 ($n\lambda/2$) になるように音響学的に同調されており、この波長 λ は、音響組立体 24 の事前に選択された又は動作中の長手方向の振動駆動周波数 f_d に対応する波長である。なお、音響組立体 24 は、音響構成要素の任意の好適な配設を組み込むことができると考えられる。

【0024】

20

ブレード 50 は、 $1/2$ のシステム波長の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しい長さを有してもよい。遠位端の長手方向の最大動作範囲を提供するために、ブレード 50 の遠位端 52 を腹の近くに配置してもよい。変換器組立体が給電されると、ブレード 50 の遠位端 52 は、例えば、ピーク間におよそ $10 \sim 500$ マイクロメートルの範囲内で、及び、例えば、所定の振動周波数 55 kHz において約 $30 \sim 150$ マイクロメートルの範囲内で移動するように構成されてもよい。

【0025】

ブレード 50 は、ミストを低減するための機能を備えることができる。例えば、ブレード 50 は、遠位端 52 におけるテーパ形状の凹面、遠位端 52 に形成されるコーティング、スプレー機構に流体的に連結されるルーメン、電荷を保持するための材料、又はこれらの任意の組み合わせを含むことができる。

30

【0026】

ブレード 50 は超音波伝送導波管 104 に連結され得る。図示のようなブレード 50 及び超音波伝送導波管 104 は、超音波エネルギーを伝達するのに好適な材料から単一ユニット構成として形成される。このような材料の例には、Ti6Al4V (アルミニウム及びバナジウムを含むチタン合金)、アルミニウム、ステンレス鋼、又はその他の好適な材料が挙げられる。あるいは、ブレード 50 は超音波伝送導波管 104 から分離可能 (及び異なる組成物) であってもよく、例えば、スタッド、溶接、接着剤、迅速結合、又は他の好適な既知の方法により連結されてもよい。超音波伝送導波管 104 の長さは、例えば、 $1/2$ 波長の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しくてもよい。超音波伝送導波管 104 は、例えば、上記のチタン合金 (即ち、Ti6Al4V) 若しくは任意の好適なアルミニウム合金、又はその他の合金のような、超音波エネルギーを効率的に伝播するのに好適な材料で構成された中実コアシャフトから製造されるのが好ましくあり得る。

40

【0027】

超音波伝送導波管 104 は、長手方向に突出した連結ポスト 54 を近位端に備え、スタッド 48 などのネジ付きの接続部分によって超音波伝送導波管 104 の表面 30 に連結する。図 1 に示されている実施形態において、超音波伝送導波管 104 は、複数の節に位置決めされた複数の安定化シリコンリング又は柔軟支持体 56 を有する。シリコンリング 56 は望ましくない振動を緩和し、かつ超音波エネルギーを外側のシース 58 から絶縁して、超音波エネルギーが長手方向にブレード 50 の遠位端 52 まで最高効率で流れるの

50

を確実なものとする。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示されるように、外側のシース 5 8 は超音波外科用器具 1 0、1 0 0 のユーザー及び患者を超音波伝送導波管 1 0 4 の超音波振動から保護する。シース 5 8 は、通常、ハブ 6 2 と細長いチューブ部材 6 4 とを含む。チューブ部材 6 4 はハブ 6 2 に取り付けられ、かつチューブ部材 6 4 を通って長手方向に延びる開口部を有する。シース 5 8 はハウジング 1 6 の遠位端上にねじ込まれる。超音波伝送導波管 1 0 4 はチューブ部材 6 4 の開口部を通して延び、シリコンリング 5 6 は超音波伝送導波管 1 0 4 を外側のシース 5 8 から絶縁する。外側のシース 5 8 は絶縁ピン 1 1 2 によって導波管 1 0 4 に取り付けられてもよい。導波管 1 0 4 の穴は名目上移動の際に生じ得る。導波管 1 0 4 は、スタッド 4 8 によってハンドピース組立体 6 0 上にネジ止め又はスナップ止めされ得る。ハブ 6 2 上の平坦部分によって必要なレベルまで組立体にトルクを与えることができる。

10

【 0 0 2 9 】

シース 5 8 のハブ 6 2 はプラスチックで構成されるのが好ましく、チューブ部材 6 4 はステンレス鋼で製造される。あるいは、超音波伝送導波管 1 0 4 は、超音波伝送導波管 1 0 4 を外部接触から絶縁するために超音波伝送導波管 1 0 4 を取り囲む高分子材料を含んでもよい。

【 0 0 3 0 】

超音波伝送導波管 1 0 4 の遠位端は、内部のネジ付きの接続部分によってブレード 5 0 の近位端に、好ましくは腹において又は腹の近くで、連結されてもよい。溶接継ぎ手等のような任意の好適な手段によって、ブレード 5 0 を超音波伝送導波管 1 0 4 に取り付け得ることが想到される。ブレード 5 0 は超音波伝送導波管 1 0 4 から取り外し可能であってもよいが、単一要素のエンドエフェクター（例えば、ブレード 5 0 ）と超音波伝送導波管 1 0 4 を単一の一体部品として形成し得ることも想到される。

20

【 0 0 3 1 】

図 1 B は、複数要素のエンドエフェクターを備える超音波システム 1 0 0 0 の一実施形態を示している。超音波システム 1 0 0 0 の一実施形態は、図 1 A を参照して説明した超音波変換器 1 4 に連結される超音波発生装置 1 2 を備える。超音波変換器 1 4 は、器具ハウジング 1 0 0 4 を備えるクランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 に連結される。音響組立体 1 8 は、複数要素の器具の複数要素の端部組立体 1 0 0 8 のエンドエフェクター 1 0 1 6（図 3 B）にエネルギーを供給する。音響組立体 1 8 が複数要素のエンドエフェクター又は複数要素の端部組立体 1 0 0 8 にエネルギーを供給するために、音響組立体 1 8 の全ての構成部品をクランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 の超音波作動部分に音響学的に連結する必要がある。したがって、超音波変換器 1 4 の遠位端は、その表面 3 0 においてネジ付き接続スタッド 4 8 によって超音波伝送導波管 1 0 4 の近位端に音響学的に連結されてもよい。

30

【 0 0 3 2 】

図 1 A に示される超音波システム 1 0 を参照して上述したように、音響組立体 1 8 の構成部品は、任意の組立体の長さが $1/2$ 波長の整数倍 $(n\lambda/2)$ になるように音響学的に同調されるのが好ましく、この波長 λ は、音響組立体 1 8 の事前に選択された又は動作中の長手方向の振動駆動周波数 f_d に対応する波長である。音響組立体 1 8 は、音響構成要素の任意の好適な配設を組み入れることができる。

40

【 0 0 3 3 】

図 2 は、超音波器具の接続ユニオン継手/ジョイント 7 0 の一実施形態を示す。接続ユニオン継手/ジョイント 7 0 は、超音波伝送導波管 1 0 4 の連結ポスト 5 4 と、音響組立体 2 4 の遠位端における速度変換器 2 8 の表面 3 0 との間に形成され得る。連結ポスト 5 4 の近位端は、その中にねじ付きのスタッド 4 8 の一部分を受容するための雌ねじ付きの実質的に円筒形の凹所 6 6 を備える。速度変換器 2 8 の遠位端はまた、ねじ付きスタッド 4 0 の一部分を受容するための雌ねじ付きの実質的に円筒形の凹所 6 8 を備える。凹所 6 6、6 8 は、実質的に周囲方向及び長手方向に整列している。別の実施形態（図示せず）

50

において、スタッドは、超音波変換器の末端部の一体型構成部品である。例えば、ねじ付きスタッド及び速度変換器は単一ユニット構成であってもよく、スタッドは音響組立体の遠位端で速度変換器の遠位表面から突出する。この実施形態では、スタッドは分離した構成部品ではなく、変換器の末端部の中に凹所を必要としない。

【 0 0 3 4 】

図 3 A は、単一要素のエンドエフェクター超音波外科用器具 1 0 0 の一実施形態の分解斜視図を示す。超音波外科用器具 1 0 0 は、図 1 A に図示された超音波システム 1 0 と共に用いることができる。しかしながら、本明細書に記載のように、本明細書に開示された超音波外科用器具の様々な実施形態並びにそれらの任意の等価構成を、実施形態の範囲から逸脱することなく、その他の既知の超音波外科用器具に関連して有効に使用することができると考えられ得ることは当業者には理解されるであろう。したがって、本明細書に開示される様々な超音波外科用ブレードの実施形態に提供される保護は、上記の例示的超音波外科用器具に関連した場合ののみの使用に限定されるべきではない。

【 0 0 3 5 】

図 3 A に図示される実施形態において、細長い伝達構成要素は超音波導波管 1 0 4 として示され、エンドエフェクターは、組織を切断及び／又は凝固するのに好適な単一要素のエンドエフェクター又はブレード 5 0 として示されている。ブレード 5 0 は対称又は非対称であってもよい。

【 0 0 3 6 】

ブレード 5 0 の長さは、 $1/2$ のシステム波長の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しくてもよい。遠位端 5 2 の長手方向の最大動作範囲を提供するために、ブレード 5 0 の遠位端 5 2 を腹の近くに配置してもよい。変換器組立体が給電されると、ブレード 5 0 の遠位端 5 2 は、例えば、ピーク間におよそ 1 0 ~ 5 0 0 マイクロメートルの範囲内で、及び、所定の振動周波数において好ましくは約 3 0 ~ 1 5 0 マイクロメートルの範囲内で移動するように構成されてもよい。

【 0 0 3 7 】

ブレード 5 0 は超音波伝送導波管 1 0 4 に連結され得る。図示のようなブレード 5 0 及び超音波伝送導波管 1 0 4 は、超音波エネルギーを伝達するのに好適な材料、例えば、Ti 6 Al 4 V (アルミニウム及びバナジウムを含むチタン合金)、アルミニウム、ステンレス鋼、その他の既知の材料、又はこれらの組み合わせなどから、単一ユニット構成として形成される。あるいは、ブレード 5 0 は超音波伝送導波管 1 0 4 から分離可能 (及び異なる組成物) で、例えば、スタッド、溶接、接着剤、迅速結合、又は他の好適な既知の方法により連結されてもよい。超音波伝送導波管 1 0 4 の長さは、例えば、 $1/2$ のシステム波長の整数倍 ($n\lambda/2$) に実質的に等しくてもよい。超音波伝送導波管 1 0 4 はまた、例えば、チタン合金 (例えば、Ti 6 Al 4 V) 又はアルミニウム合金のような、超音波エネルギーを効率的に伝播するのに好適な材料で構成された中実コアシャフトから製造されるのが好ましくあり得る。超音波伝送導波管 1 0 4 はまた、同様の材料から構成される中空コアシャフトで製造されてもよい。超音波伝送導波管 1 0 4 はまた中実／中空コアシャフトを組み合わせせて製造されてもよく、例えば、中空空洞を有する中実コアシャフトがシャフトの長さに沿った様々な位置に位置決めされる。

【 0 0 3 8 】

図 3 A に図示された実施形態において、超音波伝送導波管 1 0 4 は、取り付けリング 1 0 8 及び密封リング 1 1 0 によって外側のシース 5 8 内に位置決めされる。別の実施形態では、超音波伝送導波管 1 0 4 に沿って 1 つ以上の追加のダンパ又は支持部材 (図示せず) を備えてもよい。超音波伝送導波管 1 0 4 は、外側のシース 5 8 の取り付け穴 1 1 4 を貫通する取り付けピン 1 1 2、及び超音波伝送導波管 1 0 4 に形成された取り付け穴 1 1 6 によって外側のシース 5 8 に固定される。

【 0 0 3 9 】

図 3 B は、図 1 B に示されるような複数要素のエンドエフェクターを備えるクランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 の一実施形態を示す。図 3 C は、図 1 B 及び図 3 B に示される

ような複数要素のエンドエフェクターの斜視図を示す。図 1 B、図 3 B、及び図 3 Cを参照すると、クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 は、好ましくは、一体として音響組立体 1 8 に取り付けることができかつ音響組立体 1 8 から取り外すことができる。クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 の近位端は、好ましくは、音響組立体 1 8 の遠位表面 3 0 に音響学的に連結する。クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 は、任意の好適な手段によって音響組立体 1 8 に連結することができる。

【 0 0 4 0 】

好ましくは、クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 は、器具ハウジング 1 0 0 4 と細長い部材 1 0 0 6 とを備える。細長い部材 1 0 0 6 は器具ハウジング 1 0 0 4 に対して選択的に回転し得る。器具ハウジング 1 0 0 4 は、旋回ハンドル部分 1 0 2 8 と固定ハンドル部分 1 0 2 9 とを備える。

10

【 0 0 4 1 】

インデックス機構（図示せず）は器具ハウジング 1 0 0 4 の空洞内に配置される。インデックス機構は、好ましくは内管 1 0 1 4 に連結され又は取り付けられて、旋回ハンドル部分 1 0 2 8 の運動を内管 1 0 1 4 の直線運動に変換して複数要素の端部組立体 1 0 0 8 を開閉する。旋回ハンドル部分 1 0 2 8 が固定ハンドル部分 1 0 2 9 に向かって移動すると、インデックス機構は内管 1 0 1 4 を後方にスライドさせて複数要素の端部組立体 1 0 0 8 を閉位置に旋回させる。旋回ハンドル部分 1 0 2 8 を反対方向に移動させることによりインデックス機構をスライドさせて内管 1 0 1 4 を反対方向、即ち、前方に移動させ、そうして、図 3 B に示されるように、複数要素の端部組立体 1 0 0 8 を矢印 1 0 2 0 で示される方向に開位置へと旋回させる。

20

【 0 0 4 2 】

旋回ハンドル部分 1 0 2 8 は親指ループ 1 0 3 0 を含む。枢動ピン 1 0 3 2 は旋回ハンドル部分 1 0 2 8 の第 1 の穴を通して配置されて、図 3 B の矢印 1 0 3 4 で示されるような旋回を可能とする。旋回ハンドル部分 1 0 2 8 の親指ループ 1 0 3 0 が矢印 1 0 3 4 の方向に器具ハウジング 1 0 0 4 から離れて移動すると、内管 1 0 1 4 は後方にスライドして複数要素の端部組立体 1 0 0 8 を閉位置へと旋回する。

【 0 0 4 3 】

クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 の細長い部材 1 0 0 6 は器具ハウジング 1 0 0 4 から延びる。細長い部材 1 0 0 6 は、外側部材つまり外管 1 0 1 2 と、内側部材つまり内管 1 0 1 4 と、伝達構成要素つまり超音波伝送導波管 1 0 4 とを備えるのが好ましい。

30

【 0 0 4 4 】

複数要素のエンドエフェクターつまり複数要素の端部組立体 1 0 0 8 は、クランプアーム組立体 1 0 1 8 と、組織パッド 1 0 3 6 と、超音波ブレード 1 0 1 6 とを備える。クランプアーム組立体 1 0 1 8 は枢動ピン（図示せず）の周りに旋回可能に取り付けられて矢印 1 0 3 8 で示される方向に回転する。超音波ブレード 1 0 1 6 は、ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面 1 0 4 0 を備える。

【 0 0 4 5 】

超音波外科用器具 1 0 0 及びクランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 は、例えば、ガンマ線照射殺菌、エチレンオキシドプロセス、高圧蒸気殺菌法、消毒液への浸漬、又は他の既知のプロセスなどの当該技術分野において既知の方法で滅菌することができる。図 1 A 及び図 3 A に図示される実施形態において、外科用器具 1 0 0 の超音波伝送組立体 1 0 2 は、超音波伝送導波管 1 0 4 に連結される単一要素の超音波で作動するエンドエフェクター又はブレード 5 0 を備える。ブレード 5 0 及び超音波伝送導波管 1 0 4 は、上記に記載のように、超音波エネルギーの伝達に好適な材料（例えば、Ti 6 Al 4 V、アルミニウム、ステンレス鋼、又はその他の既知の材料）から製造される単一ユニット構成として示されている。あるいは、ブレード 5 0 は超音波伝送導波管 1 0 4 から分離可能（及び異なる組成物）であってもよく、例えば、スタッド、溶接、接着剤、迅速結合、又は他の好適な既知の方法により連結されてもよい。図 1 B 及び図 3 B に示される実施形態において、クランプされた凝固剪断装置 1 0 0 2 の超音波伝送組立体 1 0 2 4 は、超音波伝送導波管 1

40

50

04に連結される複数要素の端部組立体1008を備える。例えば、超音波伝送導波管104の長さは、 $1/2$ のシステム波長の整数倍($n\lambda/2$)に実質的に等しくてもよい。超音波伝送導波管104は、例えば、チタン合金(即ち、Ti6Al4V)又はアルミニウム合金のような、超音波エネルギーを効率的に伝播する材料で構成された中実コアシャフトから製造されるのが好ましくあり得る。

【0046】

図4~図22は超音波ブレードの様々な実施形態を示し、単一要素のエンドエフェクター即ちブレード50、又は複数要素の端部組立体1008の超音波ブレード1016の別の実施形態であると考えることができ、一般的に、組織を切断する、凝固する、又は再構築するのに好適である。更に、これらブレードはミスト低減機能を備える。当該超音波ブレードは上記の超音波システム10、1000において使用することができる。超音波ブレード50、1016の様々な実施形態は、組織を切断、凝固、又は再構築し、かつ上記の機能に関連するミストを低減するのに好適であるが、これらの超音波ブレードは多機能性であり、多様な数々の用途で使用され得ることが当業者には理解されよう。

【0047】

図4~図6は超音波ブレード120の一実施形態を図示している。超音波ブレード120は、一般的に、組織を切断する、凝固する、かつ再構築するのに好適である。超音波ブレード120は様々なその他の治療処置において使用され得る。超音波ブレード120は、本明細書に記載のようなミスト低減機能を備える。図4は超音波ブレード120の一実施形態の側面図である。図5は、図4の線5-5で切断した、超音波ブレード120の一実施形態の断面図である。図6は図4の超音波ブレード120の一実施形態の斜視図である。

【0048】

図4~図6に示される実施形態において、超音波ブレード120は、近位端132と遠位端134とを有するブレード本体122を備える。図5の断面図に示されるように、本体122は実質的に円形の断面を有してもよい。ブレード本体122は長手方向中心軸127に沿って延びてもよい。ブレード本体122は、ブレード本体122の遠位端134にテーパ形状の凹面121を備え、テーパ形状の凹面121はブレード本体122の中に内向きに延びてもよい。この内側に向いた拡張は、従来の外側に延びる凸形状末端部分又は平坦面とされた末端部分とは対照的に、内向きにテーパ形状とされた凹形状末端部分をブレード本体が有するように生じ得る。ブレード本体122は、実質的に細長い治療領域128と、治療領域128の近位端132から突き出たネック即ち遷移部分130とを備えてもよい。ネック部分130は、例えば、スタッド、溶接、接着剤、迅速結合、又は他の好適な既知の方法により超音波伝送導波管104に取り付けられるように構成され得る。様々なその他の実施形態において、超音波ブレード120及び超音波伝送導波管104は単一一体型本体として形成されてもよい。いずれの形状においても、超音波伝送導波管104は、当該技術分野において周知のような超音波ブレード120に伝達される機械的振動を増幅するためのゲインステップを有することができる。超音波ブレード120は超音波伝送導波管104に連結するように適合され、上記超音波外科用システム10と共に使用することができる。

【0049】

様々な実施形態において、テーパ形状の凹面121は、ブレード本体122の遠位端134に位置し得る第1の端縁124からブレード本体122の中に内向きに延びてもよい。上述のように、表面121は実質的に凹状であってよく、かつブレード本体122の中に内側に向かってテーパ形状あってよい。一実施形態において、図20に示されるように、凹面121は、凹面121内に凸状部分123又は「隆起」を含んでもよい。図20は、凹面121内に形成された凸状部分123を有する超音波ブレード720の側面図である。例えば、実質的に凹状の面は、表面121が伸びる内部方向とは異なる方向に延びる凸状部分123又は「隆起」を有することができる(例えば、図20参照)。

【0050】

テーパ形状の凹面 121 は、例えば図 14A、図 14B に示されるような、流体ミストの実質的に収束する噴射 135 を生成するように構成され得る。図 14A は、テーパ形状の凹状ブレード末端部分を含む超音波ブレードの側面図であり、ブレード 120 の遠位端から方向 A に生じる流体ミストの収束噴射 135 が描かれている。図 14B は流体ミストの収束噴射 135 の詳細図である。収束噴射 135 は、ブレード本体 122 の遠位端 134 のテーパ形状の凹形状によって生成され得る。流体液滴 139 がブレード本体 122 の遠位端 134 から矢印 A の方向に向かって離れて進むにつれて、ブレード本体 122 の遠位端 134 のテーパ形状の凹形状と衝突する流体液滴 139 は分散するより収束する傾向がある。一般に、流体液滴 139 が凸形状のブレード末端部分と衝突すると、例えば、図 13A、図 13B に示されるように、流体粒子 139 は流体ミスト 137 の実質的に分散した噴射を生成する傾向がある。図 13A は凸状のブレード末端部分を有する超音波ブレード 820 の側面図であり、典型的な流体ミストの分散噴射 137 を描いている。図 13B は流体ミストの分散噴射 137 の詳細図である。例えば、外科部位に関連する流体粒子がブレード本体の凸形状の遠位端と衝突すると、ブレード本体の遠位端 134 から方向 A に生じる流体ミストは、図 13A に示されるように、流体ミストの分散噴射 137 を生成する傾向がある。この流体ミストは外科部位の可視度を制限する場合がある。図 14B に示されるように、テーパ形状の凹面 121 は、方向 A に移動する流体液滴を長手方向軸 127 に向け、そこで流体液滴 141 は衝突しかつ融合することができ、そうして流体液滴 141 が重力 142 の影響を受けて脱落することができるように液滴寸法を増加させる。

【0051】

再び図 4 ~ 図 6 を参照すると、様々な実施形態において、遠位端 134 は第 1 の端縁 124 を備えてもよい。第 1 の端縁 124 は基部を形成し、そこからテーパ形状の表面 121 が方向 B にブレード本体 122 の中に内向きに延びる。第 1 の端縁 124 は、円形、楕円形、正方形、矩形、五角形、六角形、又は任意の好適な多角形を含む様々な形状に形成され得る。一実施形態において、図 4 ~ 図 6 に示されるように、テーパ形状の凹面 121 は、ブレード本体 122 の中に方向 B に内向きに延びる円錐形を画定する。円錐形は、頂点 126 と円形基部とを有する錐体を含んでもよい。他の実施形態において、基部は楕円形、又は多角形（例えば、角錐）であってもよく、更には直錐（例えば、頂点と基部の中心を結ぶ線が基部平面に対して直角である）又は斜円錐（例えば、頂点と基部の中心を結ぶ線が基部平面に対して直角ではない）を含んでもよい。表面は、ブレード本体 122 内の頂点 126 で終端してもよい。テーパ形状の凹面 121 の円錐形は対称又は非対称であり得る。図 4 ~ 図 6 に示される実施形態では、円錐形は対称であり、頂点は実質的に長手方向軸 127 に沿って位置している。他の実施形態において、テーパ形状の凹面 121 の円錐形は非対称であり、頂点 126 は、ブレード本体 122 の外縁 159 と長手方向軸 127 との間に位置している。

【0052】

様々な他の実施形態において、ブレード本体 122 のテーパ形状の凹面 221 は様々なその他の対称形状又は非対称形状を画定し得る。一実施形態では、図 7 ~ 図 9 に示されるように、テーパ形状の凹面 221 は円錐台形を画定し得る。図 7 は、超音波ブレード 220 の別の実施形態の側面図である。図 8 は、図 7 の線 8 - 8 で切断した超音波ブレード 220 の断面図である。図 9 は図 7 の超音波ブレード 220 の斜視図である。円錐台形は、第 1 の端縁 124 からブレード本体 122 の中に方向 B に内向きに延びてもよい。円錐台形は、上記にて定義されたような錐体の特徴を全て含み得るが、錐体の仮想頂点に達せずに終端してもよく、換言すると、円錐台形は錐体に類似した形状であるが、錐体に見られるように長手方向軸 127 に沿った又は長手方向軸 127 の近くの点ではなく、長手方向軸 127 に実質的に垂直な平面 227 に終端してもよい。テーパ形状の凹面 221 は、ブレード本体 122 内の仮想頂点に到達する前に終端してもよい。例えば、円錐台形は、点ではなく実質的に平坦な上部を有する錐体であり得る。様々なその他の実施形態において、円錐台形は円頂、又は頂部に好適な任意のその他の形状を有してもよい。図 7 ~ 図 9 に示される実施形態において、テーパ形状の凹面 221 の円錐台形は対称であり、平面 22

7の中心131は実質的に長手方向軸127に沿って位置している。他の実施形態において、テーパ形状の凹面121の円錐台形は非対称であり、平面227の中心131はブレード本体122の外縁129と長手方向軸127との間に位置している。

【0053】

別の実施形態において、図10～図12に示されるように、超音波ブレード320は、方向Bにブレード本体122の中に内向きに延びる部分回転楕円を画定するテーパ形状の凹面321を備える。図10は超音波ブレード320の側面図である。図11は、図10の線11-11で切断した超音波ブレード320の断面図である。図12は、図10の超音波ブレード320の斜視図である。部分回転楕円体は、第1の端縁124、即ち基部、からブレード本体122の中に内向きにBの方向に延び得る。回転楕円体は、楕円形又は円形が軸の周りを回転した時に形成され得る。例えば、円形が軸の周りを回転すると、回転楕円体（この場合一般に球形と呼ばれる）が形成される。楕円形が主軸の周りを回転すると長球が形成され、楕円形が短軸の周りを回転すると偏球が形成される。テーパ形状の凹面321は、部分球形、部分長球、又は部分偏球の少なくとも1つを画定し得る。部分回転楕円体は回転楕円体の半分を超えてもよく、回転楕円体の半分未満であってもよく、又は回転楕円体の正確に半分（例えば、半球状体）であってもよい。第1の端縁124は、長手方向軸127と実質的に整列し得る中心133を有する円形又は楕円形を形成し得る。

【0054】

少なくとも1つの実施形態において、ブレードは様々な形状を含み得る。例えば、ブレードは湾曲していてもよい。ブレードはあらゆる方向に湾曲していてもよい。更に、ブレードは様々な断面を含んでもよい。例えば、ブレードは正方形の断面を含んでもよい。これらのブレードの形状の全ては、ブレードの近位端132と遠位端134との間に画定される軸を含んでもよい。

【0055】

図23は、ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面を備える非対称超音波ブレードの斜視図である。湾曲した又は非対称ブレードに関する更なる詳細は、米国特許第6,283,981号に記載されており、当該特許は参照により本明細書に組み込まれる。図23に示されるように、超音波外科用器具10は、超音波ブレード920と、組織を切断及び凝固するために設計された湾曲したブレードを含む治療領域960とを含んでもよい。治療領域960は、外科医により良好なアクセス及び可視度を提供するために湾曲され得る。治療領域960はまた、ミスト低減機能を提供し得るテーパ形状の凹面921を含んでもよい。図23に示されるように、湾曲した治療領域はXZ平面に関して対称であってもよいが、XY平面に関して非対称である。テーパ形状の凹面921は、ブレード末端部分923の周囲に対して実質的に平行に延び得る第1の端縁924から、ブレード本体922の中に内向きに延びることができる。別の実施形態では、第1の端縁はブレード末端部分の周囲と異なる形状であってもよい。例えば、ブレード末端部分の周囲が台形を形成する場合に第1の端縁は円形を形成してもよい。この実施形態はこの文脈に限定されない。

【0056】

上述したように、様々な実施形態において、テーパ形状の凹面は第1の端縁124から方向Bに、ブレード本体122の中に内向きに対称的に又は非対称的に延びてもよい。この拡張は、ブレード本体122の長手方向中心軸127において又は長手方向中心軸127の近くで発生してもよい。例えば、図4～図6に示される実施形態に関しては、表面は対称的に延びて直錐を形成又は画定してもよく、あるいは非対称的に延びて斜円錐を形成又は画定してもよい。図21は、方向Bに沿ってブレード本体の中に内向きに非対称的に延びるテーパ形状の凹面821を有する超音波ブレード820の側面図である。図22は、図21の線22-22で切断した超音波ブレード820の断面図である。図21に示されるように、テーパ形状の凹面821は、ブレード820の遠位端134からブレード820の近位端132に向かって内向きに延びて実質的に斜円錐を形成している。斜円錐は

、長手方向軸 1 2 7 を中心にして非対称的に形成されてもよい。例えば、斜円錐の頂点 8 2 6 は、長手方向軸 1 2 7 の中心から、又は第 1 の端縁 1 2 4 によって形成される幾何学的形状の中心 1 4 3 からオフセットされてもよい。表面はあらゆる幾何学的形状を形成することができ、当該幾何学的形状はブレード本体内に非対称的に形成されてもよい。

【 0 0 5 7 】

様々な実施形態において、図 1 5 A ~ 図 1 5 D に示されるように、超音波ブレード 4 2 0 に関連する流体ミストの分散噴射 1 3 7 (図 1 3 A 、 図 1 3 B) を最小限にするために、ブレード本体 1 2 2 の少なくとも一部分 1 2 9 は材料 1 5 0 の層を含んでもよい。図 1 5 A は、その上に形成された材料 1 5 0 の少なくとも 1 つの層を含む超音波ブレード 4 2 0 の少なくとも一部分 1 2 9 を有する超音波ブレード 4 2 0 の側面図である。図 1 5 B は、図 1 5 A の線 1 5 B - 1 5 B で切断した超音波ブレード 4 2 0 の断面図である。図 1 5 C は、図 1 5 A の超音波ブレード 4 2 0 の詳細図である。ブレード本体 1 2 2 のコーティングされた部分 1 2 9 は、超音波ブレード 4 2 0 の遠位端 1 3 4 に位置してもよい。ブレード本体 1 2 2 のコーティングされた部分 1 2 9 は、ブレード本体 1 2 2 のコーティングされた部分 1 2 9 に流体粒子 1 5 2 が接触したときに流体粒子 1 5 2 を球状にする (globulize) 役割を果たす材料 1 5 0 の少なくとも 1 つの層を含むことができる。球状にするとは、小球を生じさせること又は流体の液滴を形成することを指す。材料 1 5 0 は、材料 1 5 0 に流体をはじかせる特性を有してもよい。例えば、材料 1 5 0 は疎水性であってもよく、したがって洗浄用生理食塩水、間質液、血漿、及び細胞を含む場合がある流体をはじく。

【 0 0 5 8 】

材料 1 5 0 の表面張力と材料 1 5 0 と接触する流体の表面張力との差によって流体の球体化がもたらされ得る。材料 1 5 0 の表面張力は、材料 1 5 0 の表面上で流体を球状にさせることができる、流体の表面張力よりも小さい表面張力を有することができる。流体は、表面 1 5 6 上の材料 1 5 0 の表面張力が流体の表面張力よりも小さい材料でコーティングされた表面上に小球又は「ビーズ」を形成することができる。小球の形成は、「濡れ」つまりブレード本体 1 2 2 のコーティングされた部分 1 2 9 の表面上に広がる流体の層の形成を防止することができる。表面から霧化させなければならないかもしれないかもしれず、その結果ミストを形成する流体の層とは違って、エンドエフェクター 5 0 の振動運動が小球 1 5 2 を押してブレード本体 1 2 2 から取り除くことができる。材料 1 5 0 の表面張力と流体の表面張力との差の影響を、流体界面と表面との間に形成される接触角の点から説明することができる。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 D は、流体界面 1 5 7 と、図 1 5 A の超音波ブレード 1 2 2 の表面 1 5 8 との間に形成される接触角 1 5 6 を示す。図 1 5 D に示されるように、接触角 1 5 6 とは流体界面 1 5 7 が材料 1 5 0 の表面 1 5 8 と交わる角度である。接触角 1 5 6 は任意の所与のシステムに対して特異的であり、3 つの界面間の相互作用によって決定される。明確にするために、平坦で水平の固体表面に載っている小さな液滴を用いてこの概念を説明する。例示的な親水性の表面上では、水滴は完全に広がる (有効接触角は 0°) 。これは、水に対して大きな親和性を有する表面において発生する (水を吸収する材料を含む) 。多くの親水性の表面上では、例えば、水滴は接触角 $10^{\circ} \sim 30^{\circ}$ を呈する。水と相溶性がない疎水性の高い表面上では、大きな接触角 ($70^{\circ} \sim 90^{\circ}$) を観察することができる。ある表面は 150° と同程度の大きさ、又は更には 180° 近い水接触角を有する。これらの表面上において、水滴は、例えば、表面をかなりの程度まで実際に濡らすことなく表面上に容易に載る。これら表面は超疎水性と呼ばれ、適切にマイクロパターン化されたフッ素化表面 (テフロン (TEFLON) (登録商標) 様コーティング) 上に得ることができる。このように、接触角 1 5 6 は材料 1 5 0 の表面 1 5 6 と流体との間の相互作用エネルギーに関する情報をダイレクトに提供する。

【 0 0 6 0 】

様々な実施形態において、材料 1 5 0 の表面 1 5 8 は疎水性又は超疎水性であってもよ

い。第1の材料150は、ポリテトラフルオロエチレン（テフロン（TEFLON）（登録商標））、ポリプロピレン、ポリエチレン、ワックス、ポリカプロラクトン、これらの任意の組み合わせ、又は任意の他の好適な疎水性若しくは超疎水性材料のうちの任意の1つを含んでもよい。例えば、第1の材料150はポリプロピレンワックス炭化水素混合物又はテフロン（TEFLON）（登録商標）の少なくとも一方を含んでもよい。ディッピング、スプレー、ブラッシング、乾燥、溶融、焼結、溶融硬化、及び疎水性の材料を適用するための任意の他の好適な方法を含む様々なコーティング技術によって、表面に第1の材料150を適用することができる。疎水性材料を適用するその他の方法は、当該技術分野において周知の材料デポジション技術を含み得る。疎水性及び超疎水性材料、並びにこれらの材料を表面に適用する方法に関する更なる詳細が米国特許第7,041,088号及び同第6,663,941号に記載されており、当該特許は参照により本明細書に組み込まれる。

10

【0061】

様々な他の実施形態において、図16～図17に示されるように、ブレード本体122の少なくとも一部分は、少なくとも一方の材料が電荷を運ぶことができる少なくとも2種類の材料でコーティングされてもよい。図16は、ブレード本体122の遠位端134に電荷を提供するために、1種類を超える材料でコーティングされたブレード本体122の部分を有する超音波ブレード520の側面図である。図17は、図16の線17-17で切断した超音波ブレード520の断面図である。ブレード本体122の少なくとも第1の部分129は第1の材料160の少なくとも1つの層を含んでもよい。この第1の材料160は第2の材料162の少なくとも一部分と接触してもよい。第1の材料160は電荷を運ぶのに好適な材料を含んでもよい。第1の材料160によって運ばれる電荷は流体によって運ばれる公称電荷と同じであってもよい。同様の電荷は、第1の材料で覆われたブレード本体122の部分129に流体をはじかせることができる。例えば、第1の材料160が正電荷を有する場合には流体は正電荷を有し、この流体は第1の材料160によってはじかれる。したがって、第1の材料160は疎水性表面としての役割を果たす。第1の材料160は、ブレード本体122の近位端132に又は近位端132の近くに位置する電源からワイヤによって運ばれる電荷を受容することができる。例えば、電源は直流（「DC」）電源（例えば、バッテリー）を含んでもよい。別の実施形態において、電源は異なる場所に位置付けられてもよい。ワイヤは超音波ブレード520の中に形成される孔内に設けてもよく、又はチャネル若しくは導管内の超音波ブレード520の外側に沿って設けてもよい。第1の材料160の表面から流体がはじかれるので、ミスト効果は低減され得る。したがって、超音波で作動するブレード520によって霧化されるブレード本体122の表面上の流体は最小限である。

20

30

【0062】

ブレード本体122の少なくとも第2の部分は、第2の材料162の少なくとも1つの層を含む。第2の材料162は電氣的に絶縁性の材料を含んでもよい。第1の材料160とブレード本体122との間に第2の材料162を位置付けることができる。第2の材料162は電荷からブレード520を絶縁し、ブレード本体122を絶縁する。第2の材料162は、二酸化ケイ素、フルオロポリマー、ポリプロピレン又は任意のその他の好適な材料から製造することができるエレクトレット材料であってもよい。これら材料は、一定電荷又は徐々に減少する電荷を保持することができる。第1の材料160は、浮動導体として機能する金属層又は蒸着層であってもよく、電源から第2の材料162に電荷を運搬するのにワイヤを必要としなくてもよい。

40

【0063】

別の実施形態において、第1の材料160によって運ばれる電荷は流体によって運ばれる公称電荷と異極性であってもよい。逆極性の電荷は、第1の材料で覆われたブレード本体122の部分129に流体を誘引させることができる。例えば、第1の材料160が負電荷を有し、流体が正電荷を有する場合、流体は第1の材料160によって誘引される。したがって、第1の材料160は親水性の表面として機能する。したがって、コーティング材料上の電荷が流体の電荷と逆極性の電荷を呈して、ブレード本体122と流体との間

50

に反発力ではなく誘引力を生じさせるようにコーティング材料上の電荷を選択することができる。これにより、外科的な「煙」又はミストがブレード本体 1 2 2 の表面上に集まったときにこれらを球状にすることが可能であり得る。更に、この技術は他の材料又は構成要素、例えば、薬物分子、線維素、及び治療部位への天然接着剤を誘引するために用いることができる。これらその他の材料又は構成要素を液体懸濁液の中に導入することができる。ブレード本体 1 2 と流体との間の電荷の差異は、ブレードの遠位端本体 1 2 2 の遠位端付近にこれらその他の材料又は構成要素を集中させる役割を果たす。

【 0 0 6 4 】

様々な実施形態において、図 1 8 ~ 1 9 に示されるように、ブレード 6 2 0 は孔 1 8 0 (例えば、ルーメン)を備えてもよい。図 1 8 は、長手方向に延びる孔 1 8 0 を有する超音波ブレード 6 2 0 の側面図である。図 1 9 は、図 1 8 の線 1 9 - 1 9 で切断した超音波ブレード 6 2 0 の断面図である。孔 1 8 0 は長手方向軸 1 2 7 に沿って長手方向に延びてもよく、あるいは、特定の実施形態では、孔は異なる方向に延びてもよい。孔 1 8 0 はブレード 6 2 0 内に形成されてもよい。超音波ブレード 6 2 0 は、ブレード 6 2 0 の遠位端 1 3 4 において、孔 1 8 0 を介して矢印 6 4 0 で示される方向に噴霧を放出するように構成され得る。噴霧は、ブレード 6 2 0 の近位端 1 3 2 に又は近位端 1 3 2 の近くに位置する噴霧源 1 6 1 から生じててもよく、流れ方向 6 4 0 に移動する。流れ方向 6 4 0 は、ブレード 6 2 0 の近位端 1 3 2 から遠位端に向かっていてもよい。別の実施形態では、噴霧源 1 6 1 は他の位置に見出されてもよい。ブレード 6 2 0 の遠位端 1 3 4 から生じる噴霧は、流体がブレード 6 2 0 の遠位端 1 3 4 に接触するのを実質的に防止することができる。噴霧化される流体の層がブレード 6 2 0 上に存在しないので、この接触の防止はミストを低減することができる。噴霧は気体を含んでもよい。例えば、気体は、二酸化炭素、空気、又はいくつかの他の好適な気体であってよい。

【 0 0 6 5 】

超音波ブレード 1 2 0 は、例えば、組織を切断する、凝固する、再構築する、こそぎ取る、及び除去するといったように組織に影響を与えるのに好適な治療領域 1 2 8 を含む。治療領域 1 2 8 の遠位端 1 3 4 は、刃先を有する末端部分も含むことができる。治療領域 1 2 8 の両側に沿って横方向に追加の刃先を位置決めすることができる。一実施形態において、刃先は、治療領域 1 2 8 の近位端 1 3 2 から遠位端 1 3 4 へと延びる。

【 0 0 6 6 】

本明細書に記載の超音波ブレードは、例えば、Ti 6 Al 4 V、アルミニウム、ステンレス鋼、又は他の既知の材料など、超音波エネルギーを伝達するのに好適な材料から製造され得る。超音波ブレードは、例えば、超音波システム 1 0 並びに図 1 A、図 2、及び図 3 A に関連して記載したような単一要素のエンドエフェクター (例えば、外科用メス、フック、又はボール状凝固装置)、又は超音波システム 1 0 0 0 並びに図 1 B、図 3 B、及び 3 C に関連して記載したような複数要素のエンドエフェクター (例えば、クランプ凝固切断装置)において使用することができる。

【 0 0 6 7 】

本明細書で開示される装置は、1 回使用した後に廃棄されるように設計されることができ、又は複数回使用されるように設計されることができる。しかしながら、いずれの場合にも、少なくとも 1 回の使用の後に装置を再調整することができる。再調整は、装置の分解、引き続き行われる特定要素の洗浄又は交換、及びその後の再組み立ての工程のあらゆる組み合わせを含むことができる。具体的には、装置は分解することができ、装置のいくつもの特定要素又は部品を任意の組み合わせで選択的に交換又は除去することができる。特定部品が洗浄及び / 又は交換されると、次の使用のために、修理設備において、又は外科手術の直前に外科チームによって、装置を再び組み立てることができる。分解、洗浄 / 交換、及び再組み立てするための様々な技術を装置の再調整に利用することができることは当業者には理解されよう。このような技術の使用、及び得られる再調整された装置は、全て本出願の範囲内である。

【 0 0 6 8 】

好ましくは、本明細書に記載の様々な実施形態は手術の前に処理される。最初に、新しい又は使用済みの器具を入手し、必要であれば洗浄する。次に、器具を滅菌することができる。1つの滅菌法では、プラスチック又はT Y V E K（登録商標）バッグのような、閉鎖かつ密封された容器の中に器具を置く。次いで容器及び器具を、ガンマ線、X線又は高エネルギー電子などの容器を貫通することができる放射線野の中に置く。放射線は、器具上及び容器内の細菌を死滅させる。殺菌済の器具は、次に滅菌容器に格納できる。密封された容器は、それが医療施設で開けられるまで、器具を無菌状態に保つ。

【0069】

装置は滅菌されることが好ましい。これは、 β 又はガンマ線、エチレンオキシド、蒸気を含む当業者に既知の多くの方法で行うことができる。

10

【0070】

本明細書において様々な実施形態を記載してきたが、これら実施形態に対する多くの変更及び変形が実施可能である。例えば、異なる種類のエンドエフェクターを用いることができる。更に、記載の実施形態の組み合わせを用いてもよい。例えば、凹状のブレード末端部分を疎水性材料でコーティングしてもよい。また、特定の構成部品に関する材料が開示されたが、他の材料を使用することができる。上述の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような変更及び変形の全てを包含することを意図するものである。

【0071】

参照により本明細書に組み込まれると考えられるあらゆる特許、文献、又は他の開示資料は、全体又は一部として、組み込まれた資料が本開示の中に記載された現行の定義、記述、又はその他の開示資料と相反しない範囲内で本明細書に組み込まれる。したがって、及び必要な程度まで、本明細書に明確に記載された開示は、参照によって本明細書に組み込まれたあらゆる相反する資料に優先する。参照により本明細書に組み込まれると考えられ、本開示の中に記載された現行の定義、記述、又はその他の開示資料と相反するあらゆる資料又はその一部分は、組み込まれた資料と現行の開示資料との間に矛盾が生じない範囲内で組み込まれる。

20

【0072】

〔実施態様〕

(1) 所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、

長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結される超音波ブレードと、を備える外科用器具であって、該超音波ブレードが、

30

近位端と、該変換器によって生成される該振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、

該近位端から該遠位端に延びる治療領域と、

該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備える、外科用器具。

(2) 前記超音波ブレードが、

第1の端縁と、

実質的に円形の断面と、を更に含む、実施態様1に記載の外科用器具。

(3) 前記第1の端縁が前記テーパ形状の凹面の基部を形成する、実施態様2に記載の外科用器具。

40

(4) 前記治療領域が少なくとも1つの凝固端縁を含む、実施態様2に記載の外科用器具。

(5) 前記テーパ形状の凹面が流体ミストの実質的に収束する噴射を生成するように構成される、実施態様1に記載の外科用器具。

(6) 前記テーパ形状の凹面が非対称である、実施態様1に記載の外科用器具。

(7) 前記テーパ形状の凹面が実質的に凹状であり、凸状部分を含む、実施態様1に記載の外科用器具。

(8) 前記テーパ形状の凹面が、前記近位端に向かって前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点で終端する

50

、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(9) 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐台形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点に到達する前に終端する、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(10) 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる部分回転楕円体を画定する、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(11) 前記治療領域が少なくとも 1 つの刃先を備える、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(12) 超音波外科用ブレードであって、
近位端と遠位端とを有し、長手方向軸を画定する本体であって、該遠位端が変換器によって生成される振動によって該長手方向軸に対して移動可能である、本体と、
該近位端から該遠位端に延びる治療領域と、
該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備える、超音波外科用ブレード。 10

(13) 前記超音波ブレードが、
第 1 の端縁と、
実質的に円形の断面と、を更に含む、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(14) 前記第 1 の端縁が、前記テーパ形状の凹面の基部を形成する、実施態様 1 3 に記載の超音波外科用ブレード。

(15) 前記治療領域が、少なくとも 1 つの凝固端縁を含む、実施態様 1 3 に記載の超音波外科用ブレード。 20

(16) 前記テーパ形状の凹面が流体ミストの実質的に収束する噴射を生成するように構成される、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(17) 前記テーパ形状の凹面が非対称である、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(18) 前記テーパ形状の凹面が実質的に凹状であり、凸状部分を含む、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(19) 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点で終端する、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。 30

(20) 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる円錐台形を画定し、該テーパ形状の凹面が該ブレード本体内の頂点に到達する前に終端する、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(21) 前記テーパ形状の凹面が前記ブレード本体の中に内向きに延びる部分回転楕円体を画定する、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(22) 前記治療領域が少なくとも 1 つの刃先を備える、実施態様 1 2 に記載の超音波外科用ブレード。

(23) 外科用器具を得ることと、
該外科用器具を滅菌することと、
該外科用器具を滅菌容器の中で保管することと、を含む方法であって、
該外科用器具が、
所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を生成するように構成された変換器と、
該長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結する超音波ブレードと、を備え、
該超音波ブレードが、
近位端と、該変換器によって生成される該振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、
該近位端から該遠位端に向かって延びる治療領域と、
該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備える、方法。 40

(24) 超音波外科用ブレードを得ることと、 50

前記外科用器具を滅菌することと、
該外科用器具を滅菌容器の中で保管することと、を含む方法であって、
該超音波外科用ブレードが、
長手方向軸を画定する本体であって、近位端と、変換器によって生成される振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、
該近位端から該遠位端に延びる治療領域と、
該遠位端に形成されて該ブレード本体の中に内向きに延びるテーパ形状の凹面と、を備える、方法。

(25) 所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、
長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結される超音波ブレードと、を備える外科用器具であって、 10

該超音波ブレードが、近位端と、該変換器によって生成される該振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体を備え、該本体の少なくとも一部分が、該少なくとも一部分と接触する流体粒子を球状にするための第1の材料の少なくとも1つの層を含む、外科用器具。

(26) 前記第1の材料の層が疎水性材料を含む、実施態様25に記載の外科用器具。

(27) 前記第1の材料が超疎水性材料を含む、実施態様25に記載の外科用器具。

(28) 前記第1の材料が前記流体の表面張力より小さい表面張力を有する、実施態様25に記載の外科用器具。 20

(29) 前記第1の材料が、ポリテトラフルオロエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレン、又はポリカプロラク톤のいずれか1つを含む、実施態様25に記載の外科用器具。

(30) 所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、
長手方向軸に沿って延びて該変換器と連結する超音波ブレードと、を備える外科用器具であって、
該超音波ブレードが、近位端と、該変換器によって生成される該振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体を備え、該本体の少なくとも第1の部分が、電荷を運ぶのに好適な材料を含む第1の材料の少なくとも1つの層を含む、外科用器具。 30

(31) 前記第1の材料の前記少なくとも1つの層によって運ばれる前記電荷が流体によって運ばれる電荷と同じである、実施態様30に記載の外科用器具。

(32) 前記本体の少なくとも第2の部分が第2の材料の少なくとも1つの層を含む、実施態様30に記載の外科用器具。

(33) 前記第2の材料の前記少なくとも1つの層が、前記ブレードを電荷から絶縁するための電氣的に絶縁性の材料を含む、実施態様32に記載の外科用器具。

(34) 所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、
長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結される超音波ブレードと、を備える外科用器具であって、該超音波ブレードが、
近位端と、該変換器によって生成される該振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、 40

該ブレード内に形成された長手方向に延びる孔と、を備える、外科用器具。

(35) 前記超音波ブレードが、該超音波ブレードの前記遠位端の前記孔から噴霧を放出するように構成されて、流体が該ブレードの該遠位端と接触するのを実質的に防止する、実施態様34に記載の外科用器具。

(36) 前記噴霧が気体を含む、実施態様35に記載の外科用器具。

(37) 前記気体が二酸化炭素又は空気のうちの少なくとも一方である、実施態様36に記載の外科用器具。

(38) 近位端と、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移 50

動可能である遠位端と、を有する、本体、を備える超音波外科用ブレードであって、該本体の少なくとも一部分が、該少なくとも一部分と接触する流体粒子を球状にするための第1の材料の少なくとも1つの層を含む、超音波外科用ブレード。

(39) 前記第1の材料が前記流体の表面張力より小さい表面張力を有する、実施態様38に記載の外科用ブレード。

(40) 近位端と、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体、を備える超音波外科用ブレードであって、該本体の少なくとも第1の部分が電荷を運ぶ材料を含む第1の材料の少なくとも1つの層を含む、超音波外科用ブレード。

(41) 前記第1の材料の前記少なくとも1つの層によって運ばれる前記電荷が流体によって運ばれる電荷と同じである、実施態様40に記載の外科用ブレード。

10

(42) 前記本体の少なくとも第2の部分が第2の材料の少なくとも1つの層を含み、該第2の材料の該少なくとも1つの層が、前記ブレードを電荷から絶縁するための電氣的に絶縁性の材料を含む、実施態様40に記載の外科用ブレード。

(43) 超音波外科用ブレードであって、
近位端と、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体と、

該ブレード内に形成された長手方向に延びる孔と、を備え、

該超音波ブレードが、該超音波ブレードの該遠位端の該孔から噴霧を放出するように構成されて、流体が該ブレードの該遠位端と接触するのを実質的に防止する、超音波外科用ブレード。

20

(44) 外科用器具を得ることであって、該外科用器具が、
所定の周波数で振動を生成するように構成された変換器と、
長手方向軸に沿って延びて該変換器に連結する超音波ブレードと、を備え、
該超音波ブレードが、近位端と、該変換器によって生成される該振動によって該長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体を備える、
外科用器具を得ることと、

該本体の少なくとも第1の部分上に、接触する流体粒子を球状にするための第1の材料の少なくとも1つの層を適用することと、

該外科用器具を滅菌することと、

30

該外科用器具を滅菌容器の中で保管することと、を含む、方法。

(45) 超音波外科用ブレードを得ることであって、該超音波外科用ブレードが、
近位端と、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体、を備える、

超音波外科用ブレードを得ることと、

該本体の少なくとも第1の部分上に、接触する流体粒子を球状にするための第1の材料の少なくとも1つの層を適用することと、

前記外科用器具を滅菌することと、

該外科用器具を滅菌容器の中で保管することと、を含む、方法。

(46) 超音波外科用ブレードを得ることであって、該超音波外科用ブレードが、
近位端と、変換器によって生成される振動によって長手方向軸に対して移動可能である遠位端と、を有する、本体、を備える、

40

超音波外科用ブレードを得ることと、

流体によって運ばれる電荷と同じ電荷を運ぶ材料を含む第1の材料の少なくとも1つの層を、該本体の少なくとも第1の部分上に適用することと、

該本体の少なくとも第2の部分上に第2の材料の少なくとも1つの層を適用することと、

該ブレードを電荷から絶縁するための電氣的に絶縁性の材料を該第2の材料の少なくとも1つの層の上に適用することと、

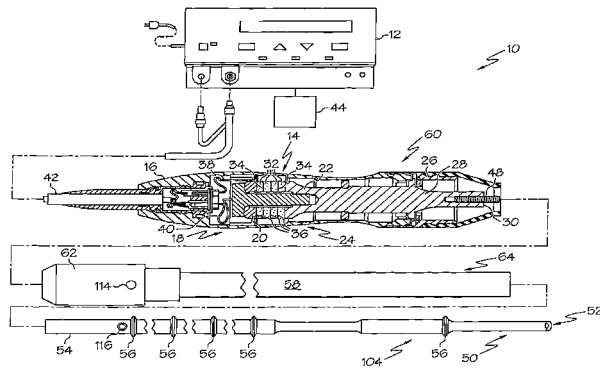
該超音波外科用ブレードを滅菌することと、

50

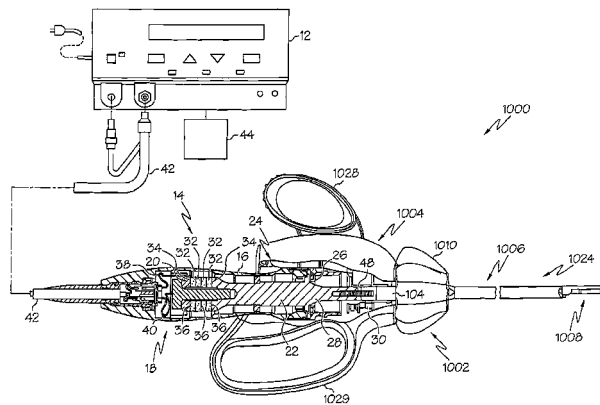
該超音波外科用ブレードを滅菌容器の中で保管することと、を含む、方法。

(47) 超音波外科用ブレードを得ることであって、該超音波外科用ブレードが、近位端と遠位端とを有する本体を備え、該本体が該本体の該遠位端の穴から噴霧を放出するように構成されて、流体が該本体の該遠位端と接触するのを実質的に防止する、超音波外科用ブレードを得ることと、該ブレード内に長手方向に延びる孔を形成することと、該超音波外科用ブレードを滅菌することと、該超音波外科用ブレードを滅菌容器の中で保管することと、を含む、方法。

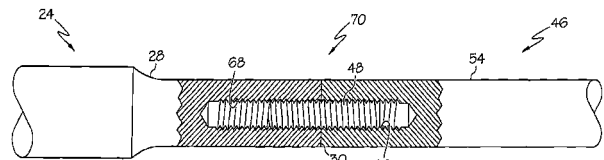
【図 1 A】



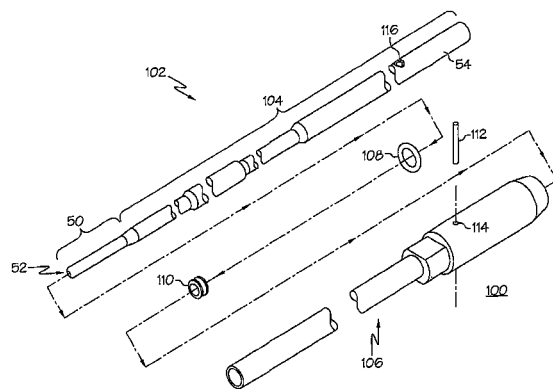
【図 1 B】



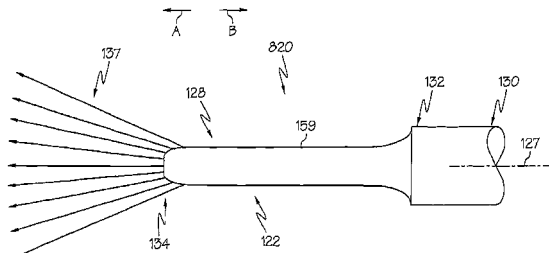
【図 2】



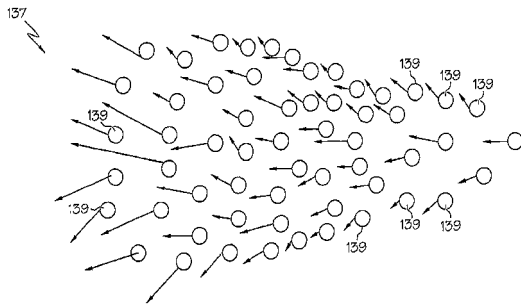
【図 3 A】



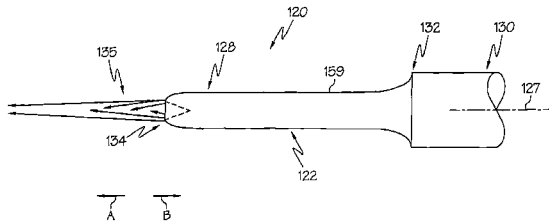
【図13A】



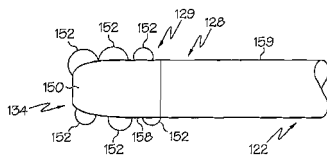
【図13B】



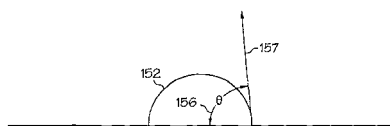
【図14A】



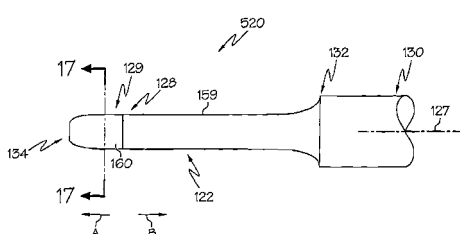
【図15C】



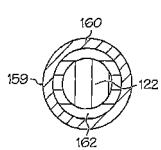
【図15D】



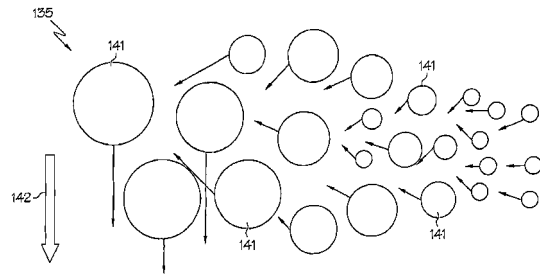
【図16】



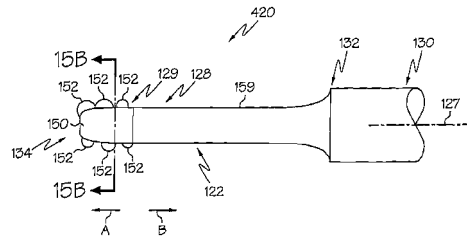
【図17】



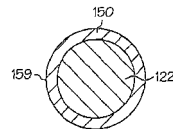
【図14B】



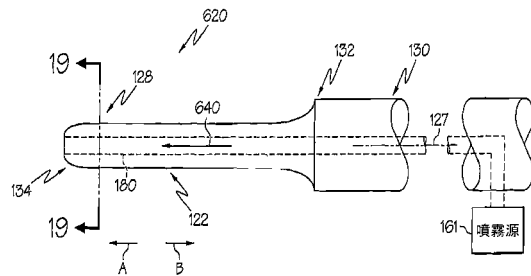
【図15A】



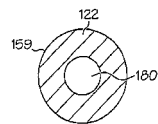
【図15B】



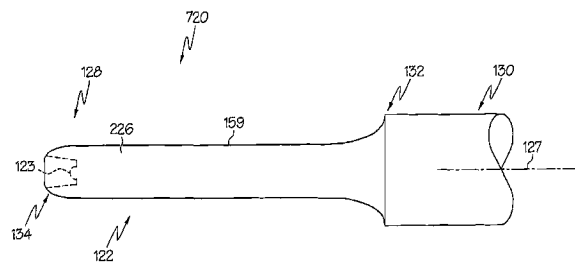
【図18】



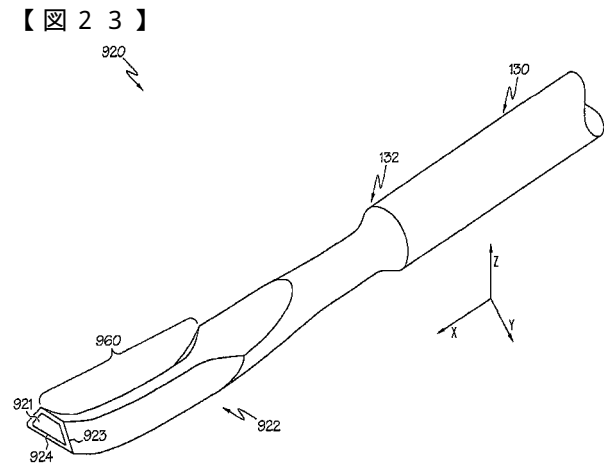
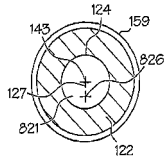
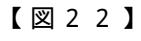
【図19】



【図20】



【 図 2 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 シュテューレン・フォスター・ビー

アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ブリッジウォーター・コート 6245

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 米国特許第2704333(US,A)

特開平8-24266(JP,A)

特開平10-295700(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

专利名称(译)	超音波外科用器具		
公开(公告)号	JP5474783B2	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2010518375	申请日	2008-07-24
[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	シュテューレンフォスタービー		
发明人	シュテューレン・フォスター・ビー		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/3203 A61B2017/320069 A61B2017/320074 A61B2017/320088 A61B2017/320094 A61B2217/005 A61B2217/007		
FI分类号	A61B17/36.330		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	11/881636 2007-07-27 US 11/881645 2007-07-27 US		
其他公开文献	JP2010534523A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种手术器械，包括换能器，该换能器构造成以预定频率产生振动。换能器配置成以预定频率沿纵轴产生振动。超声刀沿纵轴延伸并连接到换能器。超声刀包括具有近端和远端的主体。远端可通过换能器产生的振动相对于纵向轴线移动。主体包括从近端延伸到远端的治疗区域。主体向内延伸到主体中并包括限定各种形状的锥形凹面，包括圆锥形，截头棱锥形或部分球形。主体包括表面涂层，以防止在主体上形成可能被雾化并因此雾化的薄层流体。

【图 3 A】

