

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-534525
(P2010-534525A)

(43) 公表日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2010-518379 (P2010-518379)
(86) (22) 出願日 平成20年7月24日 (2008.7.24)
(85) 翻訳文提出日 平成22年2月8日 (2010.2.8)
(86) 国際出願番号 PCT/US2008/070997
(87) 国際公開番号 W02009/018083
(87) 国際公開日 平成21年2月5日 (2009.2.5)
(31) 優先権主張番号 11/881,662
(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)

(71) 出願人 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
(74) 代理人 100157288
弁理士 藤田 千恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 作動長を増大した超音波エンドエフェクタ

(57) 【要約】

エンドエフェクタは、第1の固有音響インピーダンス値を有する第1の部分、及び、第1の固有音響インピーダンス値よりも低い第2の固有音響インピーダンス値を有する第2の部分を含む。第1の部分は、エンドエフェクタの近位端セグメント及びエンドエフェクタの遠位端セグメントを含み、近位端セグメント及び遠位端セグメントは、第1の材料からなる。第2の部分は、第2の材料からなるエンドエフェクタの挿入セグメントを含む。挿入セグメントは、近位端セグメントと遠位端セグメントとの間にエンドエフェクタ長手方向軸に沿って位置する。挿入セグメントは、ノードのエネルギーギャップを橋渡しする又は埋めるために機能する。手術器具は、所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子を備える。超音波ブレードは、振動子に連結されており、長手方向軸に沿って延びる。

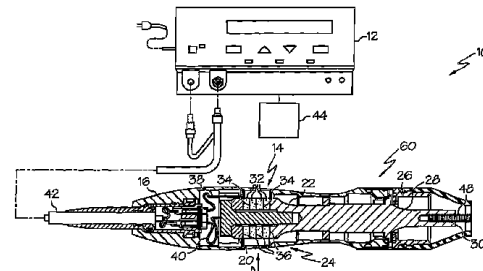


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタであって、
第 1 の固有音響インピーダンス値を有する第 1 の部分と、
前記第 1 の固有音響インピーダンス値とは異なる第 2 の固有音響インピーダンス値を有する第 2 の部分と、を備える、エンドエフェクタ。

【請求項 2】

前記第 2 の固有音響インピーダンス値が、前記第 1 の固有音響インピーダンス値よりも低い、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 3】

前記第 1 の部分が、近位端セグメント及び遠位端セグメントを備え、
前記第 2 の部分が、挿入セグメントを備え、
前記挿入セグメントが、前記近位端セグメントと前記遠位端セグメントとの間に位置する、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントの両方が、第 1 の材料を含み、前記挿入セグメントが、第 2 の材料を含む、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 5】

前記挿入セグメントが、前記エンドエフェクタ上で 1 つの領域に材料のコーティングを備える、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 6】

前記遠位端セグメント、前記近位端セグメント、及び前記挿入セグメントが、一致する断面積を有する、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 7】

前記挿入セグメントが、前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントの断面積よりも小さな断面積を有する、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 8】

前記挿入セグメントが内部空洞を備える、請求項 7 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 9】

前記挿入セグメントが、ノードのギャップの位置に相当する位置に配置される、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 10】

前記挿入セグメントが、アルミニウム、又はアルミニウム合金を含み、前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントが、ステンレス鋼を含む、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 11】

前記挿入セグメントが、アルミニウム又はアルミニウム合金を含み、前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントが、チタン又はチタン合金を含む、請求項 3 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 12】

超音波手術用ブレードを備える、請求項 1 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 13】

前記超音波手術用ブレードが、
長手方向軸を定める本体であって、前記本体が近位端及び遠位端を有し、前記遠位端が振動子により発生する振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、本体と、
前記近位端から前記遠位端まで延びる処置領域と、
ほぼ平坦な広い上面と、
底面と、を備える、請求項 12 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 14】

超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタであって、

10

20

30

40

50

第 1 の音響インピーダンス材で構成される遠位端セグメントと、
 第 2 の音響インピーダンス材で構成される遠位挿入セグメントと、
 第 3 の音響インピーダンス材で構成される中位挿入セグメントと、
 第 4 の音響インピーダンス材で構成される近位挿入セグメントと、
 第 5 の音響インピーダンス材で構成される近位端セグメントと、を備える、エンドエフ
 ェクタ。

【請求項 15】

前記第 2 の音響インピーダンス材が、前記第 4 の音響インピーダンス材と同一である、
 請求項 14 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 16】

前記第 2 の音響インピーダンス材が、前記第 4 の音響インピーダンス材とは異なる、請
 求項 14 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 17】

前記第 1 の音響インピーダンス材が、前記第 5 の音響インピーダンス材と同一である、
 請求項 14 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 18】

前記第 1 の音響インピーダンス材が、前記第 5 の音響インピーダンス材とは異なる、請
 求項 14 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 19】

前記第 3 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材、前記第 2 の音
 響インピーダンス材、前記第 4 の音響インピーダンス材、及び前記第 5 の音響インピーダ
 ンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有する、請求項 14 に記載のエンドエフェク
 タ。

【請求項 20】

前記第 1 の音響インピーダンス材、前記第 3 の音響インピーダンス材、及び前記第 5 の
 音響インピーダンス材がそれぞれ、前記第 2 の音響インピーダンス材及び前記第 4 の音響
 インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有する、請求項 14 に記載のエ
 ンドエフェクタ。

【請求項 21】

前記第 3 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材及び前記第 5 の
 音響インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有し、前記第 2 の音響イン
 ピーダンス材及び前記第 4 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材
 及び前記第 5 の音響インピーダンス材よりも低い音響インピーダンス値を有する、請求項 1
 4 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 22】

前記中位挿入セグメントが、ノードの位置に相当する位置に配置される、請求項 14 に
 記載のエンドエフェクタ。

【請求項 23】

複数のセグメントを備える超音波手術用ブレードであって、前記セグメントのうちの少
 なくとも 1 つが、ノードのエネルギーギャップを埋める及びノ又は狭めるように構成され
 る、超音波手術用ブレード。

【請求項 24】

前記セグメントのうちの少なくとも 1 つが、ノードの領域内で超音波変位を増大させる
 ことによって、前記ノードのエネルギーギャップを狭めるように構成される、請求項 23
 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 25】

前記セグメントのうちの少なくとも 1 つが、ノードの領域内で前記手術用ブレードの、
 長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも 1 つを増大させる
 ことによって、前記ノードのエネルギーギャップを狭めるように構成される、請求項 23
 に記載の超音波手術用ブレード。

10

20

30

40

50

【請求項 26】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記手術用ブレードの、長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも1つに起因して熱を摩擦で生じさせることによって、前記ノードのエネルギーギャップを埋めるように構成される、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 27】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記手術用ブレードの、長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも1つに起因して熱を摩擦で生じさせることによって、並びに、ノードの領域内で超音波変位を増大させることによって、前記ノードのエネルギーギャップを埋めて、狭めるように構成される、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

10

【請求項 28】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、高摩擦係数を有する材料でコーティングされた前記ブレードの部分を備える、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 29】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、音響減衰材でコーティングされた前記ブレードの部分を備える、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 30】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、冷間加工された前記ブレードの部分を備える、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

20

【請求項 31】

前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記ブレードの中の内部空洞に起因してより小さな断面積を有する前記ブレードの部分を備える、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 32】

近位端セグメントと、
遠位端セグメントと、
挿入セグメントと、

を更に備え、前記挿入セグメントが前記近位端セグメントと前記遠位端セグメントとの間に位置し、前記挿入セグメントが、前記ノードのエネルギーギャップを埋める及び/又は狭めるように構成される、請求項 23 に記載の超音波手術用ブレード。

30

【請求項 33】

前記挿入セグメントが、音響減衰材を含み、前記挿入セグメントがノードのギャップの位置に相当する位置に配置され、前記挿入セグメントが熱を生成及び伝導して前記ノードのギャップを埋めるように構成される、請求項 32 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 34】

前記挿入セグメントが、前記近位端セグメントの固有音響インピーダンス値及び前記遠位端セグメントの固有音響インピーダンス値よりも低い固有音響インピーダンス値を有する材料を含む、請求項 32 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 35】

単一の材料を含み、長さを有する超音波手術用ブレードであって、前記ブレードの固有音響インピーダンスが前記長さに沿って変化する、超音波手術用ブレード。

40

【請求項 36】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの内部空洞に起因して急激に変化する、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 37】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、冷間加工された前記手術用ブレードの領域内で急激に変化する、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 38】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの内部空洞に起因

50

して漸進的に変化する、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 39】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの冷間加工に起因して漸進的に変化する、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 40】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記長さに沿って漸進的に変化し、ノードのギャップに相当する前記長さに沿う位置で極小である、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 41】

前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記長さに沿って漸進的に変化し、ノードのギャップに相当する前記長さに沿う位置で極大である、請求項 35 に記載の超音波手術用ブレード。

【請求項 42】

所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、超音波ブレードと、

10

近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリであって、前記クランプアームアセンブリが開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができ、前記非振動式クランプアームアセンブリが、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント、及び、前記近位組織パッドセグメントと前記遠位組織パッドセグメントとの間に配置される組織パッド挿入セグメントを備える、非振動式クランプアームアセンブリと、を備える、手術器具。

20

【請求項 43】

前記組織パッド挿入セグメントは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、ノードのギャップ領域に相当する位置に配置される、請求項 42 に記載の手術器具。

【請求項 44】

前記組織パッド挿入セグメントは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、請求項 42 に記載の手術器具。

30

【請求項 45】

前記組織パッド挿入セグメントが、前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントの呼び高さに対して隆起している、請求項 42 に記載の手術器具。

【請求項 46】

前記クランプアームアセンブリは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントと比較して増大した力で、前記ブレードに対して前記組織パッド挿入セグメントを押し付けるように構成されたバイアス手段を更に備える、請求項 42 に記載の手術器具。

【請求項 47】

前記バイアス手段が、板バネを備える、請求項 46 に記載の手術器具。

40

【請求項 48】

前記挿入セグメントが、ポリイミドを含む、請求項 42 に記載の手術器具。

【請求項 49】

前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントが、ポリテトラフルオロエチレンを含む、請求項 42 に記載の手術器具。

【請求項 50】

所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に対して動くことができる、超音波ブレード

50

と、

近位端と遠位端とを備え、前記本体に近接して配置される、延長部材であって、前記延長部材が、前記延長部材の前記遠位端に向けて配置され、かつ、前記本体と前記延長部材の前記遠位端との間に位置するパッドを更に備える、延長部材と、を備える、手術器具。

【請求項 5 1】

前記パッドが、ポリイミドを含む、請求項 5 0 に記載の手術器具。

【請求項 5 2】

近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリを更に備え、前記クランプアームアセンブリが、開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる、請求項 5 0 に記載の手術器具。

10

【請求項 5 3】

前記ブレードは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、撓み、前記パッドと係合する、請求項 5 2 に記載の手術器具。

【請求項 5 4】

前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップに相当する位置に配置される、請求項 5 2 に記載の手術器具。

【請求項 5 5】

前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、請求項 5 2 に記載の手術器具。

【請求項 5 6】

所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、超音波ブレードと、

20

近位端と遠位端とを備え、前記本体に近接して配置される、保護シースであって、前記保護シースが、前記保護シースの前記遠位端に向けて配置され、かつ、前記本体と前記保護シースの前記遠位端との間に位置するパッドを更に備える、保護シースと、を備える、手術器具。

【請求項 5 7】

前記パッドが、ポリイミドを含む、請求項 5 6 に記載の手術器具。

30

【請求項 5 8】

近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリを更に備え、前記クランプアームアセンブリが開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる、請求項 5 6 に記載の手術器具。

【請求項 5 9】

前記ブレードは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、撓み、前記パッドと係合する、請求項 5 8 に記載の手術器具。

【請求項 6 0】

前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップに相当する位置に配置される、請求項 5 8 に記載の手術器具。

40

【請求項 6 1】

前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、請求項 5 8 に記載の手術器具。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔背景技術〕

中空コア器具及びソリッドコア器具の両方を含む超音波器具が、多くの医療症状の安全かつ有効な処置のために使用されている。超音波器具及び特にソリッドコア超音波器具は

50

有利であるが、それはこれらが超音波周波数で手術用エンドエフェクタに伝達される機械的振動の形態でエネルギーを使用して組織を切断する及び/又は凝固させるのに使用され得るからである。超音波振動は、好適なエネルギーレベルで有機組織に伝達されて、好適なエンドエフェクタを使用する時、切断、切開、持ち上げ、凝固若しくは焼灼、又は骨からの筋肉組織の分離に使用され得る。ソリッドコア技術を利用する超音波器具は特に有利であるが、それは、超音波振動子から伝達コンポーネント又は導波管を介して手術用エンドエフェクタに伝達され得る超音波エネルギーの量のためである。このような器具は、内視鏡若しくは腹腔鏡外科手術などの、開放又は低侵襲外科手術用に使用することができ、エンドエフェクタはトロカールを通して手術部位に到達する。

【0002】

このような器具の単一若しくは複数の素子のエンドエフェクタを超音波周波数で作動又は励振することにより、長手方向、横断方向又はねじれ方向の振動運動を引き起こし、この振動運動から近接組織内に局所的な熱が発生し、切断及び凝固の両方を促進する。超音波器具の性質のために、特定の超音波作動型エンドエフェクタは、多くの機能を実行するように設計することができ、これらの機能には、例えば、クランプアセンブリの補助を伴う又は伴わない、組織の切断、凝固、削り落とし若しくは持ち上げが挙げられる。

【0003】

超音波振動は、例えば、振動子を電気で励振することによって、手術用エンドエフェクタにおいて引き起こされる。振動子は、器具ハンドピース内の1つ以上の圧電又は磁気歪素子から構成され得る。振動子セクションにより生じた振動は、振動子セクションから手術用エンドエフェクタまで延びる導波管などの超音波伝達コンポーネントを介して、手術用エンドエフェクタに伝達される。導波管及びエンドエフェクタは最も好ましくは、振動子と同一の周波数で共振するように設計される。したがって、エンドエフェクタが振動子に取り付けられると、全システム周波数は振動子それ自身と同一の周波数になる。

【0004】

エンドエフェクタの先端における長手方向超音波振動の片振幅 d は、

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

により与えられる共振周波数における単純な正弦波として振舞う。

式中：

ω = 繰り返し周波数 f の 2 倍に等しいラジアン周波数、及び

A = 片振幅である。

長手方向可動域は、頂点間 ($p - t - p$) 振幅として定義され、これは正弦波の振幅のちょうど2倍すなわち $2A$ である。

【0005】

ソリッドコア超音波器具は、2つのタイプ、単一素子エンドエフェクタ装置及び複数素子エンドエフェクタに分類され得る。単一素子エンドエフェクタ装置は、ブレード、外科用メス、フック及び/又はボール・コアギュレータなどの器具を含む。複数素子エンドエフェクタは、超音波ブレードに組織を押し付ける機構を含み得る。複数素子エンドエフェクタは、クランプ外科用メス及び/又はクランプコアギュレータ又はクランプアセンブリと単一エンドエフェクタとの任意の組み合わせを備える。複数素子エンドエフェクタは、効果的に超音波エネルギーを組織に結合するためかなりの圧力が必要とされる時に採用され得る。例えば、超音波クランプコアギュレータは、組織の切断及び凝固、特に弛緩した及び無支持の組織のために採用され得る。クランプと共に超音波ブレードを含む複数素子エンドエフェクタは、組織に圧縮力又はバイアス力を印加して、組織の凝固及び切断を早めることを助長する。

【0006】

超音波クランプコアギュレータは、組織、特に弛緩した及び無支持の組織、の切断/凝固用の超音波手術器具の改善をもたらし、ここでは、超音波ブレードが、組織に圧縮力又はバイアス力を印加するためのクランプと共に採用され、それによって組織のより速い凝固及び切断が達成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

超音波器具は、エンドエフェクタの遠位端の長手方向可動域を最大化するために長手方向超音波振動の最大振幅（すなわち、アンチノード）がエンドエフェクタの遠位端に又はその近くに位置するように設計及び製造される。超音波器具の作動長は一般に、エンドエフェクタの遠位端（超音波変位が最大である箇所）からエンドエフェクタに沿ってエンドエフェクタの近位位置までの距離として定義され、ノード（超音波変位が最小である箇所）に接近するにつれて超音波変位は所定のレベル未満に低下する。超音波変位が所定のレベル未満であるノードの周囲のエンドエフェクタのセグメント長は、ノードのギャップとして定義される。したがって、ノードのギャップは、効率的及び/若しくは効果的な切断並びに/又は凝固のために必要な熱を生じるのに不十分な変位を有するノード付近の長さである。

10

【 0 0 0 8 】

本明細書で使用する時、用語「ノードのギャップ」は、効率的及び/若しくは効果的な切断並びに/又は凝固のために必要な熱を生じるのに不十分な超音波変位を有するエンドエフェクタのセグメント長を意味する。本明細書で使用する時、用語「ノードのギャップ領域」は、ノード付近の区域を意味し、エンドエフェクタの上の若しくは中の区域、又はノード付近のエンドエフェクタに近接する区域を意味し得る。本明細書で使用する時、用語「ノードのエネルギーギャップ」は、効率的及び/若しくは効果的な切断並びに/又は凝固のために必要な熱を生じるのに不十分な超音波変位がノード付近で発生する状態を意味する。

20

【 0 0 0 9 】

〔 発明の概要 〕

〔 発明が解決しようとする課題 〕

ノード付近の比較的低い変位の結果、ノードのギャップ領域内でエンドエフェクタに接触する組織に伝達される熱は、エンドエフェクタの他の領域内でのものよりも低量となる。したがって、ノードのギャップ領域内では、ブレードと接触する組織は直接加熱されない。結果として、組織は効果的に切断及び/若しくは凝固されず、組織はノードのギャップ領域内でエンドエフェクタに固着し得るか、又は、横に切断されずに単純に乾燥し得る。効果的にノードのギャップを除去する超音波手術器具内での使用のためのエンドエフェクタを提供することが望ましい。

30

【 0 0 1 0 】

〔 課題を解決するための手段 〕

1つの実施形態では、超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタは、第1の固有音響インピーダンス値を有する第1の部分、及び、第2の固有音響インピーダンス値を有する第2の部分を用意する。第2の固有音響インピーダンス値は、第1の固有音響インピーダンス値よりも低い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

本発明の種々の実施形態の新規特性を、添付の特許請求の範囲に具体的に記載する。しかしながら、その更なる目的及び利点と共に、組織及び操作方法の両方に関して、本発明の種々の実施形態は、添付図面と共に、以下の説明を参照することにより最良に理解され得る。

40

【 図 1 】 超音波システムの1つの実施形態。

【 図 2 】 超音波器具のための接続ユニオン/ジョイントの1つの実施形態。

【 図 3 A 】 図 1 に示される超音波システムに連結され得る単一素子エンドエフェクタを備える超音波手術器具の1つの実施形態の分解斜視図。

【 図 3 B 】 複数素子エンドエフェクタを備える超音波手術器具の1つの実施形態。

【 図 3 C 】 図 3 B に示される複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の詳細な斜視図。

【 図 3 D 】 図 3 B 及び図 3 C に示される複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態を備

50

える超音波システムの1つの実施形態。

【図4】複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の斜視図。

【図5】エンドエフェクタの1つの実施形態における長さ/距離の関数としての超音波変位のグラフ。

【図6】エンドエフェクタの1つの実施形態における長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフ。

【図7】エンドエフェクタの主要部分とは異なる固有音響インピーダンス値を有する挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、1つの挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの1つの実施形態の側面図。

【図8】エンドエフェクタの主要部分とは異なる固有音響インピーダンス値を有する挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、3つの挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの1つの実施形態の側面図。

【図9】エンドエフェクタの主要部分とは異なる固有音響インピーダンス値を有する挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、3つの挿入セグメントを備える単一素子エンドエフェクタの1つの実施形態の側面図。

【図10】ステンレス鋼エンドエフェクタの種々の実施形態の長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフのうち、ステンレス鋼から全体が形成されたエンドエフェクタについての長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフ。

【図11】ステンレス鋼エンドエフェクタの種々の実施形態の長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフのうち、ステンレス鋼部分の断面積と一致する断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタについての長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフ。

【図12】ステンレス鋼エンドエフェクタの種々の実施形態の長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフのうち、ステンレス鋼部分の断面積の半分の断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタについての長さ/距離の関数としての整流された超音波変位のグラフ。

【図13】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、挿入セグメントを有さない従来の構成での超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図14】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、ノードのギャップ領域においてクランプアームアセンブリ内に配置された挿入セグメントを有する超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図15】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、クランプアームアセンブリ内に配置された隆起挿入セグメントを有する超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図16】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、ノードからずれたクランプアームアセンブリ内に配置された挿入セグメントを有する超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図17】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、開放位置においてクランプアームアセンブリ内に配置された挿入セグメントを有する超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図18】超音波手術器具の種々の実施形態のうち、閉鎖位置においてクランプアームアセンブリ内に配置された挿入セグメントを有する超音波手術器具の1つの実施形態の部分側面図。

【図19】クランプアームアセンブリと手術用ブレードとを備える複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の部分側面図。

【図20】図19に示される複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の斜視図。

【図21】クランプアームアセンブリと手術用ブレードとを備える複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の部分側面図。

【図22A】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、開放位置にあり、及び、非作動状態であり、及び、延長部材の遠位端に向けて配置されたパッドを有する、超音波手術器具の1

10

20

30

40

50

つの実施形態の部分側面図。

【図 2 2 B】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、図 2 2 A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図。

【図 2 3 A】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、閉鎖位置にあり、及び、作動状態であり、及び、延長部材の遠位端にむけて配置されたパッドを有する、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 3 B】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、図 2 3 A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図。

【図 2 4 A】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、開放位置にあり、及び、作動状態であり、及び、延長部材の遠位端に向けて配置されたパッドを有する、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 4 B】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、図 2 4 A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図。

【図 2 5 A】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、延長部材上に配置され及びノードに位置するパッドを有する、開放位置にあり、並びに、非作動状態である、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 5 B】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、延長部材上に配置され及びノードから遠位にずれたパッドを有する、開放位置にあり、並びに、非作動状態である、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 5 C】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、延長部材上に配置され及びノードから近位にずれたパッドを有する、開放位置にあり、並びに、非作動状態である、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 5 D】作動中の手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態のうち、延長部材上に配置され及びノードをまたがる異なる長さのパッドを有する、開放位置にあり、並びに、非作動状態である、超音波手術器具の 1 つの実施形態の部分側面図。

【図 2 6 A】単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、内部空洞又は穴を備える単一素子エンドエフェクタの側断面図。

【図 2 6 B】単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、内部空洞又は穴を備える単一素子エンドエフェクタの側断面図。

【図 2 6 C】単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、内部空洞又は穴を備える単一素子エンドエフェクタの側断面図。

【図 2 6 D】単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、内部空洞又は穴を備える単一素子エンドエフェクタの端断面図。

【図 2 6 E】単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態のうち、内部空洞又は穴を備える単一素子エンドエフェクタの端断面図。

【図 2 7】ブレード内に配置された挿入セグメントと、クランプアームアセンブリの組織パッド内に配置された組織パッド挿入セグメントと、延長部材上に配置されたパッドと、を有する超音波エンドエフェクタの 1 つの実施形態の部分側面図。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 2】

種々の実施形態の詳細を説明する前に、これらの実施形態は、その用途又は使用におい

10

20

30

40

50

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、以下に開示される手術器具、エンドエフェクタ及びブレードの構成は、単なる例示であって、これらの範囲又は用途を制限することを意図するものではない。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、これらの範囲を制限するためではない。

【0013】

これらの種々の実施形態は、広くは、手術器具内で使用するための超音波手術用エンドエフェクタに関し、より特定的には、ノードのギャップ領域におけるエレベーター、切断及び凝固特性が改善された超音波手術用エンドエフェクタに関する。種々の実施形態は、広くは、骨及び組織の取り外し、吸引、及び凝固特性を改善するための、超音波手術用エンドエフェクタ並びに器具に関する。種々の実施形態によるエンドエフェクタは、とりわけ、その切断及び凝固特性により、出血を制御しながらの骨及び/若しくは組織の取り外し、例えば、骨からの筋肉組織の取り外しが望ましい手術において、特に有益である。しかしながら、エンドエフェクタは、一般の軟組織の切断及び凝固についても有用であり得る。エンドエフェクタは、真直ぐであっても又は曲がっていてもよく、開放用途又は腹腔鏡用途のいずれかに有用であり得る。種々の実施形態によるエンドエフェクタは、脊椎手術、特に骨から筋肉を取り外すための背面からの接近を支援するのに有用であり得る。種々の実施形態によるエンドエフェクタは、骨から筋肉を取り外すのに必要とされる使用者の力を低減することができ、種々の実施形態では、同時に組織を止血封止又は焼灼するために有用であり得る。手術器具を操作するための力を低減することにより、使用者の疲労の低減、精密さの改善、及び不必要な組織損傷の低減がもたらされ得る。開放用途及び腹腔鏡用途の両方に有用であり得る様々な異なるエンドエフェクタ構成が開示される。

10

20

30

【0014】

超音波手術器具の例は、米国特許第5,322,055号及び同第5,954,736号に開示され、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)号に開示されている超音波ブレード及び手術器具と組み合わせて、これらの全体が参照により本明細書に組み込まれる。これらの参考文献は、ブレードの長手方向モードが励振される、超音波手術器具設計及びブレード設計を開示している。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つ以上の例を添付の図面に示す。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、種々の実施形態の範囲は、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。1つの実施形態に関連して示され又は記載される特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わせられてもよい。こうした修正及び変形は特許請求の範囲内に含まれるものとする。

【0015】

1つの一般的な態様では、種々の実施形態は、超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタを目的とする。エンドエフェクタは、第1の固有音響インピーダンス値を有する第1の部分、及び、第2の固有音響インピーダンス値を有する第2の部分を用意する。第2の固有音響インピーダンス値は、第1の固有音響インピーダンス値よりも低い。

40

【0016】

別の一般的な態様では、種々の実施形態は、超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタを目的とする。エンドエフェクタは、第1の音響インピーダンス材で構成される遠位端セグメント、第2の音響インピーダンス材で構成される遠位挿入セグメント、第3の音響インピーダンス材で構成される中位挿入セグメント、第4の音響インピーダンス材で構成される近位挿入セグメント、及び第5の音響インピーダンス材で構成される近位端セグメントを用意する。

50

【 0 0 1 7 】

更に別の一般的な態様では、種々の実施形態が、超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタを目的とする。エンドエフェクタは、近位端セグメント、遠位端セグメント、及び挿入セグメントを備え、挿入セグメントは近位端セグメントと遠位端セグメントとの間に位置する。エンドエフェクタの挿入セグメントは、減衰材、又は、近位端セグメント及び遠位端セグメントの固有音響インピーダンス値とは異なる固有音響インピーダンス値を有する材料、を含む。

【 0 0 1 8 】

更に別の一般的な態様では、種々の実施形態は、複数のセグメントを備える超音波手術用ブレードを目的とする。複数のセグメントのうちの少なくとも1つは、ノードのエネルギーギャップを埋める及び/又は狭めるように構成される。更に別の一般的な態様では、種々の実施形態は、単一の材料を含む超音波手術用ブレードを目的とする。ブレードの固有音響インピーダンスは長さによって変化する。

10

【 0 0 1 9 】

更に別の一般的な態様では、種々の実施形態は、所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子を備える手術器具を目的とする。超音波ブレードは、振動子に連結されており、長手方向軸に沿って延びる。ブレードは、近位端と遠位端とを有する本体を含む。遠位端は、振動子により発生する振動によって長手方向軸に沿って動くことができる。近位端と遠位端とを有する非振動式クランプアームアセンブリは、本体に近接して枢動可能に配置される。クランプアームアセンブリは開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる。非振動式クランプアームアセンブリは、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント、及び、近位組織パッドセグメントと遠位組織パッドセグメントとの間に配置される組織パッド挿入セグメントを備える。

20

【 0 0 2 0 】

更に別の一般的な態様では、種々の実施形態は、所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子を備える手術器具を目的とする。超音波ブレードは、振動子に連結されており、長手方向軸に沿って延びる。ブレードは、近位端と遠位端とを有する本体を含む。遠位端は、振動子により発生する振動によって長手方向軸に沿って動くことができる。延長部材は、近位端と遠位端とを備え、本体に近接して配置される。延長部材は更に、延長部材の遠位端に配置され、かつ本体と延長部材の遠位端との間に位置するパッドを備える。

30

【 0 0 2 1 】

更に別の一般的な態様では、種々の実施形態は、所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子を備える手術器具を目的とする。超音波ブレードは、振動子に連結されており、長手方向軸に沿って延びる。ブレードは、近位端と遠位端とを有する本体を含む。遠位端は、振動子により発生する振動によって長手方向軸に沿って動くことができる。近位端と遠位端とを備える保護シースは、本体に近接して配置される。保護シースは更に、保護シースの遠位端に配置され、かつ本体と保護シースの遠位端との間に位置するパッドを備える。

【 0 0 2 2 】

図1は、超音波システム10の1つの実施形態を示す。超音波システム10の1つの実施形態は、超音波振動子14に連結された超音波信号発生器12と、ハンドピースハウジング16を備えるハンドピースアセンブリ60とを備える。超音波振動子14の遠位端は、単一素子又は複数素子のエンドエフェクタに連結された細長伝達コンポーネントを備える超音波伝達アセンブリへの連結に適合化されている。超音波振動子14は、「ランジュバンスタック」として既知であり、一般に、振動部分18、第1の共振子すなわちエンドベル20、及び第2の共振子すなわちフォアベル (fore-bell) 22、並びに補助コンポーネントを含む。超音波振動子14の長さは、好ましくは、本明細書により詳細に記載されるシステム波長の2分の1の整数倍 ($n / 2$) である。音響アセンブリ24は、超音波振動子14、ノーズコーン26、速度変換器28、及び、超音波伝達アセンブリに連結

40

50

するように適合化された表面 30 を含む。

【0023】

本明細書では、用語「近位」及び「遠位」は、ハンドピースアセンブリ 60 を握っている臨床医に準拠して使用されることが理解されよう。それゆえに、エンドエフェクタは、より近位のハンドピースアセンブリ 60 に対して遠位である。本明細書では、便宜及び明確さのために、「上部」及び「底部」などの空間的用語もまたハンドピースアセンブリ 60 を握っている臨床医に関して使用されることが更に理解されよう。しかしながら、手術器具は、多くの配向及び配置において使用され、これらの用語は、制限的及び絶対的であることが意図されない。

【0024】

エンドベル 20 の遠位端は振動部分 18 の近位端に連結され、フォアベル 22 の近位端は振動部分 18 の遠位端に連結される。フォアベル 22 及びエンドベル 20 は、振動部分 18 の厚さ、エンドベル 20 とフォアベル 22 を製造するのに使用された材料の密度及び弾性率、並びに、超音波振動子 14 の共振周波数などの、数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、速度変換器 28 として超音波振動振幅を増幅するためにその近位端からその遠位端に向かって内向きに先細にされてもよく、又は、増幅を有さなくてもよい。好適な振動周波数範囲は約 20 Hz ~ 120 Hz であり得、非常に適した振動周波数範囲は約 30 ~ 100 kHz であり得、好適な動作周波数範囲は例えばおよそ 55.5 kHz であり得る。

【0025】

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、又は他の圧電セラミック材料などの任意の好適な材料から製造され得る。正極 34、負極 36、及び圧電素子 32 はそれぞれ中心を通して延びる穴を有する。正極 34 及び負極 36 は各々ワイヤ 38 及びワイヤ 40 に電気で連結されている。ワイヤ 38 及び 40 はケーブル 42 の内部に入れられ、超音波システム 10 の超音波信号発生器 12 に電気で接続することができる。

【0026】

音響アセンブリ 24 の超音波振動子 14 は、超音波信号発生器 12 からの電気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、超音波周波数で超音波振動子 14 及びエンドエフェクタの主に長手方向の振動運動を生じる。好適な発生器は、オハイオ州シンシナティ (Cincinnati) にあるエチコン・エンド・サージェリー社 (Ethicon Endo-Surgery, Inc.) から、モデル番号 GEN04 として入手可能である。音響アセンブリ 24 が励振されると、振動運動定常波が音響アセンブリ 24 を通して生じる。音響アセンブリ 24 に沿う任意の点での振動運動の振幅は、振動運動が測定される音響アセンブリ 24 に沿う位置に依存し得る。振動運動定常波内の最小又はゼロ交差は、一般に、ノード (すなわち、運動が最小である箇所) と称され、定常波内の局所的な最大絶対値又はピークは、一般に、アンチノード (すなわち、運動が最大である箇所) と称される。アンチノードとその最も近いノードとの間の距離は、波長の 4 分の 1 ($\lambda/4$) である。

【0027】

ワイヤ 38 及び 40 は、超音波信号発生器 12 から正極 34 及び負極 36 に電気信号を伝達する。圧電素子 32 は、例えば、フットスイッチ 44 などのトリガー機構に反応して超音波信号発生器 12 から供給される電気信号により励振されて、音響アセンブリ 24 内に音響定常波を発生させる。電気信号により、結果的に材料内の大きな圧縮力となる繰り返し小変位の形態で圧電素子 32 内に擾乱が生じる。繰り返し小変位により、圧電素子 32 が電圧勾配の長手方向軸に沿って連続的な様式で伸展及び収縮し、超音波エネルギーの長手方向の波を発生する。超音波エネルギーは、超音波伝達導波管などの超音波伝達コンポーネントを介して音響アセンブリ 24 を通ってエンドエフェクタに伝達される。

【0028】

音響アセンブリ 24 がエンドエフェクタにエネルギーを供給するためには、音響アセンブリ 24 の全コンポーネントはエンドエフェクタに音響的に連結されなければならない。

10

20

30

40

50

超音波振動子 14 の遠位端は、スタッド 48 などのねじ付き継手により超音波伝達導波管の近位端に表面 30 で音響的に連結され得る。

【0029】

音響アセンブリ 24 のコンポーネントは、好ましくはいずれかのアセンブリの長さが波長の 2 分の 1 の整数倍 ($n / 2$) であるように音響的に調整されてもよく、式中、波長は、音響アセンブリ 24 の予め選択された波長、又は動作する長手方向振動駆動周波数 f_d の波長であり、 n は任意の正の整数である。また、音響アセンブリ 24 は、音響素子の任意の好適な構成を組み込んでよいことが想到される。

【0030】

図 2 は、音響アセンブリ 24 と、超音波伝達導波管などの超音波伝達コンポーネントとの間の超音波器具用接続ユニオン/ジョイント 70 の 1 つの実施形態を示す。接続ユニオン/ジョイント 70 は、超音波伝達導波管の取り付け柱 54 と、音響アセンブリ 24 の遠位端における速度変換器 28 の表面 30 との間に形成され得る。取り付け柱 54 の近位端は、雌ねじ付きのほぼ円筒形の凹部 66 を備えて、その凹部にねじ付きスタッド 48 の一部を受け入れる。速度変換器 28 の遠位端はまた、雌ねじ付きのほぼ円筒形の凹部 68 を備えて、ねじ付きスタッド 48 の一部を受け入れてもよい。凹部 66 及び 68 は、ほぼ周囲方向並びに長手方向に位置合わせされる。別の実施形態 (図示せず) では、スタッドは超音波振動子の先端の一体型コンポーネントである。例えば、ねじ付きスタッド及び速度変換器は、音響アセンブリの遠位端において速度変換器の遠位表面から突出するスタッドと単一ユニット構成であってもよい。この実施形態では、スタッドは別個のコンポーネントではなく、振動子の先端に凹部を必要としない。

【0031】

図 3 A は、超音波システム 10 のハンドピースアセンブリ 60 (図 1) に連結され得る単一素子エンドエフェクタを備える超音波手術器具 100 の 1 つの実施形態の分解斜視図を示す。超音波手術器具 100 は、上記超音波システム 10 と共に採用され得る。しかしながら、本明細書に記載されているように、当業者は、本明細書に開示される超音波手術器具の種々の実施形態、並びに、これらのあらゆる等価構造がおそらく、これらの範囲から離れることなく、他の既知の超音波手術器具と組み合わせることで効果的に使用できることを理解するであろう。それゆえに、本明細書に開示される種々の超音波手術用エンドエフェクタの実施形態に与えられる保護は、上記の例示的な超音波手術器具と組み合わせる場合のみの使用に制限すべきではない。

【0032】

図 3 A に示される実施形態では、細長伝達コンポーネントは超音波導波管 104 として示され、エンドエフェクタは組織の切断及び又は凝固に好適な単一素子エンドエフェクタ又はブレード 50 として示される。ブレード 50 は、対称であっても又は非対称であってもよい。

【0033】

ブレード 50 の長さは、システム波長の 2 分の 1 の整数倍 ($n / 2$) にほぼ等しくなり得る。ブレード 50 の遠位端 52 は、遠位端 52 の最大長手方向可動域を提供するためにアンチノードの近くに配置され得る。振動子アセンブリが励振されると、ブレード 50 の遠位端 52 は、所定の振動周波数で、例えば、頂点間においておよそ 10 ~ 500 マイクロメートルの範囲で、好ましくは約 30 ~ 150 マイクロメートルの範囲で、動くように構成され得る。

【0034】

ブレード 50 は、超音波伝達導波管 104 に連結され得る。図示されているブレード 50 及び超音波伝達ガイド 104 は、例えば、Ti6Al4V (アルミニウムとバナジウムを含むチタンの合金)、アルミニウム、ステンレス鋼、他の既知の材料、又はこれらの組み合わせなどの超音波エネルギーの伝達に好適な材料からの単一ユニットの構成体として形成される。あるいは、ブレード 50 は、超音波伝達導波管 104 から分離可能で (及び異なる組成を有し)、例えば、スタッド、溶接、接着、迅速接続又は他の好適な既知の

方法により連結され得る。超音波伝達導波管 104 の長さは、例えば、システム波長の 2 分の 1 の整数倍 ($n / 2$) にほぼ等しくなり得る。超音波伝達導波管 104 はまた、好ましくは、例えば、チタン合金 (例えば、Ti6Al4V) 又はアルミニウム合金などの超音波エネルギーを効果的に伝播する材料から構成されたソリッドコアシャフトから製造され得る。超音波伝達導波管 104 はまた、同様の材料から構成された中空コアシャフトから製造され得る。超音波伝達導波管 104 はまた、例えば、中空空洞がシャフトの長さに沿って様々な位置で配置されるソリッドコアシャフトのような、ソリッド/中空コアシャフトの組み合わせで製造され得る。

【0035】

図 3 A に示される実施形態では、超音波伝達導波管 104 は、リング 108 及びシーリングリング 110 を取り付けることによって、外側シース 106 内に配置される。1つ以上の追加の制動子又は支持部材 (図示せず) もまた、超音波伝達導波管 104 に沿って含まれ得る。超音波伝達導波管 104 は、外側シース 106 の取り付け穴 114 及び超音波伝達導波管 104 内の取り付け穴 116 を通過する取り付けピン 112 によって、外側シース 106 に固定される。

10

【0036】

超音波伝達導波管 104 は、スタッド 48 (図 2) などのねじ付き継手により超音波伝達導波管 104 の表面 30 に連結するために、近位端において長手方向に突出する取り付け柱 54 を備える。超音波伝達導波管 104 は、複数のノードに配置された、複数の安定化用シリコンリング又は適合する支持体 (図示せず) を備え得る。シリコンリングは、望ましくない振動を制動し、外側シース 106 からの超音波エネルギーを遮断し、最大効率でブレード 50 の遠位端 52 への長手方向における超音波エネルギーの流れを確保する。

20

【0037】

外側シース 106 は一般に、ハブ及び細長管状部材を含む。管状部材はハブに取り付けられ、それを通して長手方向に延びる開口部を有する。超音波伝達導波管 104 は、管状部材の開口部を通して延び、振動子 14 の遠位端に取り付く。前述のように、外側シース 106 は、取り付け穴 114 を通過した取り付けピン 112 によって、超音波伝達導波管 104 に取り付けられる。外側シース 106 は、ハウジング 16 の遠位端に取り付けられてもよく、又は、過剰な曲げトルクが手術中に印加された時に外側シース 106 の後ハブがハウジング 106 により支持されるようにハウジング 16 に取り付けられたアダプターに取り付けられてもよい。シリコンリングは、外側シース 106 から超音波伝達導波管 104 を分離する。

30

【0038】

シースのアダプターは好ましくはプラスチックから構成され、管状部材はステンレス鋼から製造される。あるいは、超音波伝達導波管 104 はそれを囲むポリマー材を有して、超音波伝達導波管 104 を外部接触から遮断してもよい。

【0039】

超音波伝達導波管 104 の遠位端は、好ましくはアンチノードにおいて又はその近くで、内側ねじ付き継手によりブレード 50 の近位端に連結され得る。ブレード 50 は、溶接継手又は同等の手段などの任意の好適な手段によって、超音波伝達導波管 104 に取り付けられてもよい。ブレード 50 は超音波伝達導波管 104 から取り外し可能であってもよいが、ブレード 50 及び超音波伝達導波管 104 が単一の一体型ピースとして形成され得ることも想到される。

40

【0040】

超音波手術器具 100 は、例えば、ガンマ線滅菌、エチレンオキシドプロセス、オートクレーブ、滅菌液への浸漬、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により滅菌され得る。図示した実施形態では、超音波伝達アセンブリ 102 は、一般に超音波ブレード 50 として呼ばれる超音波エンドエフェクタと、超音波伝達導波管 104 とを含む。ブレード 50 及び超音波伝達導波管 104 は、例えば、Ti6Al4V、ア

50

ルミニウム、ステンレス鋼、他の既知の材料、及びこれらの組み合わせなどの超音波エネルギーの伝達に好適な材料からの単一ユニットの構成体として示される。あるいは、超音波ブレード50は、超音波伝達導波管104から分離可能で（及び異なる組成を有し）、例えば、スタッド、溶接、接着、迅速接続又は他の既知の方法により連結され得る。超音波伝達導波管104は、例えば、システム波長の2分の1の整数倍（ $n/2$ ）にほぼ等しい長さを有し得る。

【0041】

図3Bは、図3Aに示される複数素子エンドエフェクタを備える超音波手術器具1002の1つの実施形態を示す。図3Cは、図3Bに示される複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態の斜視図を示す。図3B、3C及び3Dを参照しながら、クランプ式凝固切開装置1002は、好ましくは、1つのユニットとして音響アセンブリに取り付けること及びそこから取り外すことができる。クランプ式凝固切開装置1002の近位端は好ましくは、音響アセンブリ18の遠心面30に音響的に連結する。クランプ式凝固切開装置1002は、任意の好適な手段により、音響アセンブリ18に連結され得る。

10

【0042】

クランプ式凝固切開装置1002は好ましくは、器具ハウジング1004及び細長部材1006を含む。細長部材1006は、器具ハウジング1004に対して選択的に回転され得る。器具ハウジング1004は、旋回式ハンドル部分1028及び固定式ハンドル部分1029を含む。

【0043】

インデックス機構（図示せず）は器具ハウジング1004の空洞内に配置される。インデックス機構は好ましくは、内側チューブ1014上に連結又は取り付けられて、旋回式ハンドル部分1028の動きを内側チューブ1014の線形運動に変換して、複数素子先端アセンブリ1008を開閉する。旋回式ハンドル部分1028が固定式ハンドル部分1029に向かって動く時、インデックス機構は内側チューブ1014を後方にスライドさせて、複数素子先端アセンブリ1008を閉鎖位置内に旋回させる。反対方向での旋回式ハンドル部分1028の動きは、インデックス機構をスライドさせて、内側チューブ1014を反対方向すなわち前方に配置し、これにより複数素子先端アセンブリ1008をその開放位置内へと図3Bに示される矢印1020によって表される方向で旋回させる。

20

【0044】

旋回式ハンドル部分1028は、親指ループ（thumb loop）1030を含む。旋回ピン1032を旋回式ハンドル部分1028の第1の穴を通して配置して、図3Bにおいて矢印1034により示されるように旋回させる。旋回式ハンドル部分1028の親指ループ1030が、器具ハウジング1004から離れて矢印1034の方向で動くにつれて、内側チューブ1014は後方にスライドして、複数素子先端アセンブリ1008を閉鎖位置内に旋回させる。

30

【0045】

クランプ式凝固切開装置1002の細長部材1006は、器具ハウジング1004から延びる。細長部材1006は、好ましくは、外側部材又は外側チューブ1012と、内側部材又は内側チューブ1014と、伝達コンポーネント又は超音波伝達導波管104と、を含む。

40

【0046】

複数素子エンドエフェクタ又は複数素子先端アセンブリ1008は、クランプアーム1018、組織パッド1036、及び超音波ブレード1016を含む。クランプアーム1018は、旋回ピン（図示せず）の周りに枢動可能に取り付けられて、矢印1038により表される方向に回転する。超音波ブレード1016は、ブレード本体の中に内側に延びる先細凹面1040を備える。

【0047】

図3Dは、複数素子エンドエフェクタの1つの実施形態を備える超音波システム1000の1つの実施形態を示す。超音波システム1000の1つの実施形態は、図1を参照し

50

て記載された、超音波振動子 14 に連結された超音波発生器 12 を備える。超音波振動子 14 は、器具ハウジング 1004 を備えるクランプ式凝固切開装置 1002 に連結される。音響アセンブリ 18 は、複数素子先端アセンブリ 1008 にエネルギーを供給する。音響アセンブリ 18 が複数素子先端アセンブリ 1008 にエネルギーを供給するためには、音響アセンブリ 18 の全コンポーネントはクランプ式凝固切開装置 1002 の超音波作動状態部分に音響的に連結されなければならない。したがって、超音波振動子 14 の遠位端は、表面 30 においてねじ付き接続スタッド 48 によって超音波伝達導波管 104 の遠位端に音響的に連結され得る。

【0048】

超音波システム 10 (図 1) を参照して前述したように、音響アセンブリ 18 のコンポーネントは、好ましくはいずれかのアセンブリの長さが波長の 2 分の 1 の整数倍 ($n/2$) であるように音響的に調整されてもよく、式中、波長 λ は、音響アセンブリ 18 の予め選択された波長、又は動作する長手方向振動駆動周波数 f_d の波長であり、 n は任意の正の整数である。音響アセンブリ 18 は、音響素子の任意の好適な構成を組み込んでよい。

10

【0049】

超音波手術器具 100 及びクランプ式凝固切開装置 1002 は、例えば、ガンマ線滅菌、エチレンオキシドプロセス、オートクレーブ、滅菌液への浸漬、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により滅菌され得る。図 1 及び 2 で示された実施形態では、手術器具 100 の超音波伝達アセンブリ 102 は、超音波伝達導波管 104 に連結された単一素子超音波作動型エンドエフェクタ又はブレード 50 を含む。ブレード 50 及び超音波伝達導波管 104 は、前述したように超音波エネルギーの伝達に好適な材料 (例えば、Ti6Al4V、アルミニウム、ステンレス鋼、又は他の既知の材料) からの単一ユニット構成体として示される。あるいは、ブレード 50 は、超音波伝達導波管 104 から分離可能で (及び異なる組成を有し)、例えば、スタッド、溶接、接着、迅速接続又は他の好適な既知の方法により連結され得る。

20

【0050】

図 3B 及び 3D に示される実施形態では、クランプ式凝固切開装置 1002 の超音波伝達アセンブリ 1024 は、超音波伝達導波管 104 に連結された複数素子先端アセンブリ 1008 を含む。超音波伝達導波管 104 の長さは、例えば、システム波長の 2 分の 1 の整数倍 ($n/2$) にほぼ等しくなり得る。超音波伝達導波管 104 は、好ましくは、例えば、チタン合金 (すなわち、Ti6Al4V) 又はアルミニウム合金などの超音波エネルギーを効果的に伝播する材料から構成されたソリッドコアシャフトから製造され得る。

30

【0051】

図 4 は、クランプアームアセンブリ 1108 と超音波ブレード 1116 とを備える複数素子エンドエフェクタ 1111 の 1 つの実施形態の斜視図である。クランプアームアセンブリ 1108 は、クランプアーム 1118 及び組織パッド 1136 を含む。エンドエフェクタ 1111 は、外側チューブ 1112 の遠位端に配置される。

【0052】

超音波器具の作動長は、使用中に所望の組織効果 (例えば、切断及び凝固) を達成する遠位端からのエンドエフェクタの長さである。超音波器具の作動長は、エンドエフェクタの遠位端 (超音波変位が最大である箇所) から、超音波変位が近位方向において所定のレベル未満に低下する箇所までの長さ / 距離として定義され得る。作動長の外側では、エンドエフェクタは、例えば、効率的及び / 若しくは効果的な切断並びに / 又は凝固を達成するのに十分な熱をエンドエフェクタに接触している組織に供給できない。

40

【0053】

場合によっては、作動長は、エンドエフェクタの遠位端から、超音波変位が最大変位の 50% に低下する近位位置までの長さとして定義される。50% 水準は、許容可能な切断及び / 又は凝固を達成するのに一般に必要な超音波エネルギーを考慮に入れている。しかしながら、超音波変位の他の減少百分率が作動長 (及びノードのギャップ) を定量的に定

50

義するために使用されてもよい。当業者は、関与する特定の超音波システムに準拠して作動長（及びノードのギャップ）を定量的に定義することができる。

【0054】

図5は、エンドエフェクタの1つの実施形態における長手方向超音波振動の波長の2分の1（ $\lambda/2$ ）についての、長さ/距離154の関数としての超音波変位152のグラフ150である。作動長156は、最大変位160が生じるエンドエフェクタの遠位端158から、変位が最大変位160の50%に低下した点164までの長さである。一般に、作動長156は、波長の4分の1（ $\lambda/4$ ）の分数である。エンドエフェクタの長さは、システム波長の2分の1の整数倍（ $n\lambda/2$ ）にほぼ等しくなり得、式中、「 n 」は任意の正の整数である。したがって、作動長156は、エンドエフェクタの全長の更に小さな分数である（不図示）。ノードのギャップ166は、中心がノード162に位置して、点164と点163との間に延びるセグメント長に相当する。ノードのギャップ領域（エンドエフェクタの長さに沿ってノードのギャップ166に近接する）内の組織には、許容可能な切断及び/又は凝固を達成するのに十分な超音波エネルギーが付与され得ない。ノードのギャップ166を橋渡しする、埋めるないしは別の方法で除去することができれば、作動長156は実質的に増大し得る。

10

【0055】

図6は、エンドエフェクタの1つの実施形態における長手方向超音波振動の全波長（ λ ）についての、長さ/距離184の関数としての整流された超音波変位182のグラフ180である。ノードのギャップ196を橋渡し、埋めないしは別の方法で除去すれば、作動長は潜在的な作動長186まで実質的に増大する。ノードのギャップ196を橋渡し、埋めないしは別の方法で除去すれば、潜在的な作動長186は、エンドエフェクタの遠位端における最大変位の点190から、第1のノード192A及び相当するノードのギャップ196を通過して、超音波変位が最大変位の50%に低下した点194まで延び、遠位端に近接する第2のノード192B及び第1のノード192Aに接近する。

20

【0056】

種々の実施形態は、広くは、ノードのギャップを橋渡しする、埋めるないしは別の方法で除去するために開発された方法に関する。種々の実施形態は、より特定的には、ノードのギャップを橋渡しする、埋めるないしは別の方法で除去するための方法を実現する超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタに関する。第1の方法は、エンドエフェクタの組成を改変することによってノードのギャップを狭める又は閉じることである。この方法は、ノードのギャップを効果的に橋渡しし得る。第2の方法は、ノードのギャップ領域内の組織に熱を供給することによってノードのギャップを埋めることである。

30

【0057】

定義により、ノードにおける超音波変位はゼロである。図6に示されるように、変位は、ノード付近でほぼ線形に絶対値を増す。距離に対する整流された変位の曲線（変位-距離曲線）の勾配がノード付近で増大するならば、ノードのギャップは減少するであろう。勾配が無限（すなわち垂直）に近づく臨界点において、ノードのギャップはゼロに到達することになる。ノード付近における変位を増すために、したがって、ノードのギャップを減少させるために、エンドエフェクタの主要部分を構成する材料よりも相対的に低い固有音響インピーダンス値を有する材料のセグメントが、エンドエフェクタの長手方向軸に沿ってエンドエフェクタに挿入することができる。ノード付近の変位-距離曲線の勾配の相対峻度は、ノードに又はその近くに位置するセグメントに対するエンドエフェクタの主要部分の固有音響インピーダンス値の比率により決定することができる。

40

【0058】

固有音響インピーダンスは、媒質における自由進行波内の、ある点での粒子速度に対するその点での実効音圧の比率である。固有音響インピーダンスは、媒質の密度と媒質における音の速度との産物に等しく、固有の材料特性である。システムの固有音響インピーダンスは、システムを構成する材料の固有音響インピーダンスと波が通過するシステムの断面積との産物である。したがって、ノード付近の変位、及び、それゆえにノード付近の変

50

位 - 距離曲線の勾配は、材料特性の差異、断面積の差異、又はこの両方の組み合わせにより、増大させることができる。

【 0 0 5 9 】

図 7 ~ 9 は、エンドエフェクタの主要部分とは異なる固有音響インピーダンス値を有する挿入セグメントを備えるエンドエフェクタの種々の実施形態を示す。図 7 は、1つの挿入セグメント 2 1 2 を備える単一素子エンドエフェクタ 2 0 0 の 1 つの実施形態の側面図である。エンドエフェクタ 2 0 0 は、近位端 2 0 4 及び遠位端 2 0 6 を備え、長手方向軸 2 0 1 に沿って延びる。挿入セグメント 2 1 2 は、近位端セグメント 2 0 8 と遠位端セグメント 2 1 0 との間にエンドエフェクタ 2 0 0 の長手方向軸 2 0 1 に沿って位置する。1 つの実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、ノード 2 0 2 に又はその近くに位置し、ノードのギャップ 2 1 3 内に配置され得る。別の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 はノードのギャップ 2 1 3 内に位置するが、ノード 2 0 2 からずれ得る（図示せず）。更に別の実施形態では、長手方向軸 2 0 1 に沿う挿入セグメント 2 1 2 の長さは、ノードのギャップ 2 1 3 の長さに相当し得る。更に別の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、ノード 2 0 2 からずれ、ノードのギャップ 2 1 3 の完全に又は部分的に外側にあり得る。

10

【 0 0 6 0 】

種々の実施形態では、近位端セグメント 2 0 8 及び遠位端セグメント 2 1 0 は、第 1 の固有音響インピーダンス値を有するエンドエフェクタ 2 0 0 の第 1 の部分又は主要部分を備える。挿入セグメント 2 1 2 は、第 1 の固有音響インピーダンス値とは異なる第 2 の固有音響インピーダンス値を有する第 2 の部分を備える。挿入セグメント 2 1 2 は、第 2 の固有音響インピーダンス値を有する材料のエンドエフェクタ 2 0 0 上にコーティングを備え得る。第 1 の固有音響インピーダンス値と第 2 の固有音響インピーダンス値との間の差異は、第 1 の部分と第 2 の部分との間の材料特性の差異、又は、第 1 の部分と第 2 の部分との間の断面積における差異、あるいはこれらの両方の結果であり得る。種々の実施形態では、相対的に低い固有音響インピーダンス値を有する材料を含む第 2 の部分と、相対的に高い固有音響インピーダンス値を有する材料を含む第 1 の部分とに起因して、第 2 の固有音響インピーダンス値は、第 1 の固有音響インピーダンス値よりも低い。種々の実施形態では、第 1 の部分よりも小さな断面積を有する第 2 の部分に起因して、第 2 の固有音響インピーダンス値は、第 1 の固有音響インピーダンス値よりも低い。種々の実施形態では、断面積の低減は、エンドエフェクタ 2 0 0 の中に空けられた内部の穴又は空洞による（図 2 6 A ~ C を参照されたい）。

20

30

【 0 0 6 1 】

遠位端セグメント 2 1 0、近位端セグメント 2 0 8 及び挿入セグメント 2 1 2 は、一致する断面積を備えてもよい。遠位端セグメント 2 1 0 及び近位端セグメント 2 0 8 は第 1 の材料を含んでよく、挿入セグメント 2 1 2 は、第 1 の材料よりも低い固有音響インピーダンス値を有する第 2 の材料を含み得る。あるいは、遠位端セグメント 2 1 0、近位端セグメント 2 0 8 及び挿入セグメント 2 1 2 は全て同一の材料を含んでもよいが、挿入セグメント 2 1 2 は、遠位端セグメント 2 1 0 及び近位端セグメント 2 0 8 よりも小さな断面積を有してもよい。しかしながら、挿入セグメント 2 1 2 の断面積は、ノード 2 0 2 において最大化する内部超音波応力を安全に支持する値にしか減少させることができない。減少した断面積により、減少した固有音響インピーダンスが生じ、その結果としてノードのギャップ 2 1 3 において超音波変位が増大し、これにより、ノードのギャップ 2 1 3 が狭められる。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 の断面積の低減は、エンドエフェクタ 2 0 0 の中に形成された内部の穴又は空洞による（図 2 6 A ~ C を参照されたい）。

40

【 0 0 6 2 】

種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、音響減衰材から構成される。本明細書で使用する時、減衰材は、その材料を通過する音響エネルギーを熱として散逸させるものである。一般に、エンドエフェクタ、及び、超音波器具の他のコンポーネントは、減衰材から構成されないが、それは最小のエネルギー散逸でエンドエフェクタに超音波振動エネルギーを効率的に伝達することが望ましいからである。エンドエフェクタの超音波変位は

50

、組織との相互作用の間に、超音波振動エネルギーを熱エネルギーに変換する。しかしながら、最小超音波変位に起因して、エンドエフェクタは、ノードのギャップにおいて、超音波振動エネルギーを熱エネルギーに効果的又は効率的に変換しなくてもよい。したがって、ノードのギャップにおける又はその近くのエンドエフェクタへの減衰材の挿入により、減衰材からの内部エネルギー損失に起因して、ノードのギャップにおける超音波エネルギーの熱への変換が生じる。特に、減衰材により、内部超音波応力は材料内のノードにおいて最大となって、熱エネルギーとして散逸できるようになる。減衰セグメントからの熱損失は組織に伝導され、ノードのギャップ領域内のノードのエネルギーギャップを効果的に埋める。

【 0 0 6 3 】

種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は減衰材を含み、それゆえにエンドエフェクタ 2 0 0 を備える超音波器具が空気又は他の媒質の中で、組織と接触せずに操作されている時に、熱を潜在的に発生させ続けることが可能である。連続的に生じる熱は、エンドエフェクタ 2 0 0 のノードのギャップ 2 1 3 における局部的温度を上昇させる。温度上昇は、エンドエフェクタ 2 0 0 の近傍領域への熱移動により緩和され得る。したがって、温度の上昇を緩和するために、種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、遠位端セグメント 2 1 0 及び近位端セグメント 2 0 8 の断面積よりも小さい断面積を有する減衰材で形成され得る。ノードのギャップ 2 1 3 内の材料の量の低減（すなわち、エンドエフェクタ 2 0 0 の断面積の減少）は固有音響インピーダンス値を減少させ、したがって、ノードのギャップ 2 1 3 を狭め及び同時に埋める。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、減衰性を有する材料からなり、低減された断面積を有する。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 の断面積の低減は、エンドエフェクタ 2 0 0 の中に形成された内部の穴又は空洞による（図 2 6 A ~ C を参照されたい）。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、エンドエフェクタ 2 0 0 上の部分又は領域内に局部化された減衰材のコーティングを備える。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 1 2 は、エンドエフェクタ 2 0 0 上の部分又は領域内に局部化された高摩擦材のコーティングを備える。高摩擦材は、エンドエフェクタ 2 0 0 の主要部分を構成する材料の摩擦係数よりも大きな摩擦係数を有する。

【 0 0 6 4 】

ノードのギャップ 2 1 3 の狭化の絶対値は、挿入セグメント 2 1 2 の固有音響インピーダンス値と、遠位端セグメント 2 1 0 及び近位端セグメント 2 0 8 の固有音響インピーダンス値と、の相対値に直接依存する。ノード 2 0 2 付近の変位 - 距離曲線の勾配の相対峻度は、挿入セグメント 2 1 2 の固有音響インピーダンス値に対する遠位端セグメント 2 1 0 の固有音響インピーダンス値の比率により決定することができる。異なる固有音響インピーダンス値を有する材料を採用することによりノードのギャップ 2 1 3 を実質的に狭めるために、材料が実質的に異なる固有音響インピーダンス値を有することが必要になり得る。このために、相対的に高い固有音響インピーダンス値を有する材料からほぼ形成されるエンドエフェクタが必要になり得る。

【 0 0 6 5 】

図 8 は、挿入セグメント 2 3 2 と 2 3 4 と 2 3 6 とを備える単一素子エンドエフェクタ 2 2 0 の 1 つの実施形態の側面図である。種々の実施形態では、挿入セグメント 2 3 2、2 3 4 及び 2 3 6 は、ノード 2 2 2 における又はその近くの近位端セグメント 2 2 8 と遠位端セグメント 2 3 0 との間に位置し得る。近位端セグメント 2 2 8 及び遠位端セグメント 2 3 0 は総じて、エンドエフェクタ 2 2 0 の主要部分を備える。挿入セグメント 2 3 2 は、エンドエフェクタ 2 2 0 の主要部分を形成する材料よりも高い固有音響インピーダンス値を有する材料から形成され、エンドエフェクタ 2 2 0 の主要部分を形成する材料よりも低い固有音響インピーダンス値を有する材料から形成される 2 つの追加的な挿入セグメント 2 3 4 と 2 3 6 との間に位置する。挿入セグメント 2 3 2 を形成する材料は、主にその高い固有インピーダンス値に起因して、自己加熱特性を備える。したがって、ノード 2 2 2 における又はその近くの間位置に自己加熱特性を有する挿入セグメント 2 3 2 を配

10

20

30

40

50

置することにより、ノードのギャップを効果的に最小化する又は実質的に除去することができる。この文脈では、最大固有音響インピーダンス値を有する中位挿入セグメント 2 3 2 は、上記の音響的減衰性挿入セグメントと同様の方式で機能する。

【0066】

エンドエフェクタ 2 2 0 は近位端 2 2 4 及び遠位端 2 2 6 を備え、長手方向軸 2 2 1 に沿って延びる。中位挿入セグメント 2 3 2 は、近位挿入セグメント 2 3 4 と遠位挿入セグメント 2 3 6 との間に長手方向軸 2 2 1 に沿って位置する。近位挿入セグメント 2 3 4、中位挿入セグメント 2 3 2 及び遠位挿入セグメント 2 3 6 は、近位端セグメント 2 2 8 と遠位端セグメント 2 3 0 との間に長手方向軸 2 2 1 に沿って位置する。遠位端セグメント 2 3 0 は第 1 の音響インピーダンス材を含み、遠位挿入セグメント 2 3 6 は第 2 の音響イン
10
ピーダンス材を含み、中位挿入セグメント 2 3 2 は第 3 の音響インピーダンス材を含み、近位挿入セグメント 2 3 4 は第 4 の音響インピーダンス材を含み、近位端セグメント 2 2 8 は第 5 の音響インピーダンス材を含む。

【0067】

1 つの実施形態では、(遠位挿入セグメント 2 3 6 の) 第 2 の音響インピーダンス材及び(近位挿入セグメント 2 3 4 の) 第 4 の音響インピーダンス材は、同一の材料である。1 つの実施形態では、(遠位端セグメント 2 3 0 の) 第 1 の音響インピーダンス材及び(近位端セグメント 2 2 8 の) 第 5 の音響インピーダンス材は、同一の材料である。1 つの実施形態では、(遠位端セグメント 2 3 0 の) 第 1 の音響インピーダンス材、(中位挿入
20
セグメント 2 3 2 の) 第 3 の音響インピーダンス材及び(近位端セグメント 2 2 8 の) 第 5 の音響インピーダンス材は、同一の材料である。1 つの実施形態では、第 1 の音響インピーダンス材、第 3 の音響インピーダンス材及び第 5 の音響インピーダンス材はそれぞれ、第 2 の音響インピーダンス材及び第 4 の音響インピーダンス材よりも大きな固有音響インピーダンス値を有する。1 つの実施形態では、5 つの音響インピーダンス材は全て、異なる固有音響インピーダンス値を有する。

【0068】

1 つの実施形態では、中位挿入セグメント 2 3 2 は、ノード 2 2 2 に又はその近くに位置し、ノードのギャップ内に配置され得る。別の実施形態では、中位挿入セグメント 2 3 2 は、ノードのギャップ内に位置するがノード 2 2 2 からずれ得る(図示せず)。更に別の実施形態では、長手方向軸 2 2 1 に沿う挿入セグメント 2 3 2 の長さは、ノードのギャ
30
ップに相当し得る(図示せず)。更に別の実施形態では、中位挿入セグメント 2 3 2 は、ノード 2 2 2 からずれ、ノードのギャップの完全に又は部分的に外側にあり得る(図示せず)。更に別の実施形態では、近位挿入セグメント 2 3 4、中位挿入セグメント 2 3 2 及び遠位挿入セグメント 2 3 6 は、ノードのギャップ内に位置し得る。更に別の実施形態では、近位挿入セグメント 2 3 4、中位挿入セグメント 2 3 2 及び遠位挿入セグメント 2 3 6 は、ノードのギャップの部分的に又は完全に外側にあり得る。

【0069】

図 9 は、挿入セグメント 2 5 2 と 2 5 4 と 2 5 6 とを備える単一素子エンドエフェクタ 2 4 0 の 1 つの実施形態の側面図である。エンドエフェクタ 2 4 0 は近位端 2 4 4 及び遠位端 2 4 6 を備え、長手方向軸 2 4 1 に沿って延びる。中位挿入セグメント 2 5 2 は、近
40
位挿入セグメント 2 5 4 と遠位挿入セグメント 2 5 6 との間に長手方向軸 2 4 1 に沿って位置する。近位挿入セグメント 2 5 4、中位挿入セグメント 2 5 2 及び遠位挿入セグメント 2 5 6 は、近位端セグメント 2 4 8 と遠位端セグメント 2 5 0 との間に長手方向軸 2 4 1 に沿って位置する。遠位端セグメント 2 5 0 は第 1 の音響インピーダンス材を含み、遠位挿入セグメント 2 5 6 は第 2 の音響インピーダンス材を含み、中位挿入セグメント 2 5 2 は第 3 の音響インピーダンス材を含み、近位挿入セグメント 2 5 4 は第 4 の音響インピーダンス材を含み、近位端セグメント 2 4 8 は第 5 の音響インピーダンス材を含む。

【0070】

種々の実施形態では、(中位挿入セグメント 2 5 2 の) 第 3 の音響インピーダンス材は、(遠位端セグメント 2 5 0 の) 第 1 の音響インピーダンス材及び(近位端セグメント 2
50

48の)第5の音響インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有し得る。(遠位挿入セグメント256の)第2の音響インピーダンス材及び(近位挿入セグメント254の)第4の音響インピーダンス材は、第1の音響インピーダンス材及び第5の音響インピーダンス材よりも低い音響インピーダンス値を有し得る。

【0071】

1つの実施形態では、中位挿入セグメント252は、ノード242に又はその近くに位置し、ノードのギャップ内に配置され得る。別の実施形態では、中位挿入セグメント252は、ノードのギャップ内に位置するがノード242からずれ得る(図示せず)。更に別の実施形態では、長手方向軸241に沿う挿入セグメント252の長さは、ノードのギャップに相当し得る(図示せず)。更に別の実施形態では、中位挿入セグメント252は、ノード242からずれ、ノードのギャップの完全に又は部分的に外側にあり得る(図示せず)。更に別の実施形態では、近位挿入セグメント254、中位挿入セグメント252及び遠位挿入セグメント256は、ノードのギャップ内に位置し得る。更に別の実施形態では、近位挿入セグメント254、中位挿入セグメント252及び遠位挿入セグメント256は、ノードのギャップの部分的に又は完全に外側にあり得る。

10

【0072】

図7~9と共に記載される挿入セグメントは、一般に、種々の音響インピーダンス値を有する材料と音響減衰材とを含むセグメントに関して記載されている。しかしながら、上記の挿入セグメントは、種々の音響インピーダンス値を有する材料のコーティングと、音響減衰材のコーティングと、高摩擦材のコーティングとを有する単一素子エンドエフェクタの領域を包含する。更には、異なる音響インピーダンス値を有する挿入セグメントは、例えば、単一の材料を単一素子エンドエフェクタの種々の領域を冷間加工することにより、形成することができる。本発明は、この文脈に制限されない。

20

【0073】

手術器具の3つのコモンメタルの固有音響インピーダンス値は、実質的に異なる。

【表1】

ステンレス鋼(SS):	40×10^6 rayls
チタン(TI):	22×10^6 rayls
アルミニウム(AL):	14×10^6 rayls

30

【0074】

表1は、上記に列挙した材料と、ノードのギャップを橋渡しする及び/又は埋めるための種々の構成とを使用する単一エンドエフェクタデザインに基づく数学的モデルの結果を示す。エンドエフェクタは、主要部分すなわち近位端セグメントと遠位端セグメントとを備える第1の部分とを備え、更に、挿入セグメントを備える第2の部分とを備える。挿入セグメントの長さ及び配置は、挿入セグメントがノードに位置し、変位-距離曲線の勾配が図10~12に示される所定の変位値で交差するように、選択され得る。長さはミリメートル(インチ)で報告され、挿入セグメントの断面積は、エンドエフェクタの主要部分の断面積の百分率として報告される。

【表 2】

表 1. 橋渡しされた／埋められたエンドエフェクタについてのノードのギャップ及び

作動長

材料構成	挿入セグメント域	ノードのギャップ	標準的な作動長	潜在的な作動長
SS	-----	15.3(0.601)	15.2(0.600)	61.0(2.401)
SS-AL-SS	100%	5.61(0.221)	15.2(0.597)	51.3(2.020)
SS-AL-SS	50%	3.40(0.134)	15.2(0.600)	49.1(1.934)
TI	-----	14.7(0.579)	14.7(0.578)	58.8(2.313)
TI-AL-TI	100%	10.4(0.411)	14.7(0.579)	49.1(1.934)
TI-AL-TI	50%	5.31(0.209)	14.6(0.576)	49.3(1.939)
TI-TI-TI	50%	8.10(0.319)	14.8(0.583)	52.7(2.074)
AL	-----	15.0(0.592)	15.0(0.591)	60.1(2.365)
AL-AL-AL	50%	8.28(0.329)	14.9(0.588)	53.0(2.086)

10

【0075】

ノードのギャップにおける最も大幅な低減は、アルミニウム挿入物を備えるステンレス鋼エンドエフェクタに見られる。挿入物なしのステンレス鋼エンドエフェクタは、50%超音波変位振幅点間で測定される15.3mm(0.601インチ)のノードのギャップを有する。ステンレス鋼部分の断面積と一致する断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタは、50%超音波変位振幅点間で測定される5.61mm(0.221インチ)に狭められたノードのギャップを有する。ステンレス鋼部分の断面積の半分の断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタは、50%超音波変位振幅点間で測定される3.40mm(0.134インチ)に狭められたノードのギャップを有する。これは、ノードのギャップの長さにおいて78%の低減である。

20

【0076】

図10～12は、前述したものと同様なステンレス鋼エンドエフェクタの種々の実施形態の長さ／距離の関数(変位-距離曲線)としての整流された超音波変位のグラフである。図10は、ステンレス鋼から全体が形成されたエンドエフェクタについての長さ／距離304の関数としての整流された超音波変位302のグラフ300である。標準的な作動長318は、エンドエフェクタの遠位端308(変位が点310で最大化される箇所)から、ノード312Aに対して遠位の50%超音波変位点311までで測定される。ノードのギャップ316は、ノード312Aのいずれかの側にある50%超音波変位点311と313の間に延びる。潜在的な作動長306は、遠位端308から、ノード312Bに対して遠位の50%超音波変位点314まで延びる。

30

【0077】

図11は、ステンレス鋼部分の断面積と一致する断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタについての長さ／距離324の関数としての整流された超音波変位322のグラフ320である。標準的な作動長338は、エンドエフェクタの遠位端328から、ノード332Aに対して遠位の50%超音波変位点331までで測定される。ノードのギャップ336は、ノード332Aのいずれかの側にある50%超音波変位点331と333の間に延びる。潜在的な作動長326は、遠位端328から、ノード332Bに対して遠位の50%超音波変位点334まで延びる。図10におけるノードのギャップ316と図11におけるノードのギャップ336を比較すると、ステンレス鋼エンドエフェクタへのアルミニウム挿入セグメントの追加は、ノードのギャップを実質的に狭め得ることが明白であろう。

40

【0078】

図12は、ステンレス鋼部分の断面積の半分の断面積を有するアルミニウム挿入セグメントを備えるステンレス鋼エンドエフェクタについての長さ／距離344の関数としての整流された超音波変位342のグラフ340である。標準的な作動長358は、エンドエフェクタの遠位端348から、ノード352Aに対して遠位の50%超音波変位点351までで測定される。ノードのギャップ356は、ノード352Aのいずれかの側にある5

50

0%超音波変位点351と353の間に延びる。潜在的な作動長346は、遠位端348から、ノード352Bに対して遠位の50%超音波変位点354まで延びる。図10におけるノードのギャップ316と、図11におけるノードのギャップ336と、図12におけるノードのギャップ356とを比較すると、ステンレス鋼エンドエフェクタへのアルミニウム挿入セグメントの追加は、アルミニウム挿入セグメントの断面積がエンドエフェクタのステンレス鋼主要部分の断面積の半分である場合は、ノードのギャップを実質的に更に狭め得ることが明白であろう。

【0079】

当業者は、エンドエフェクタの特定の構成（すなわち、寸法、形状、及び構成体的確かな材料）が、エンドエフェクタを使用することになる超音波器具の特定の特征により部分的に決定されることを認識するであろう。しかしながら、本明細書に記載されるエンドエフェクタには、図1～4を参照しながら記述されたものなどの超音波手術用ブレード設計、又は超音波器具での使用に好適な任意の他の既知の手術器具が挙げられ得るが、これらに限定されない。

【0080】

本明細書に記載されるエンドエフェクタは、機械加工の任意の既知の方法又は他の好適な加工方法を使用して、製造され得る。例えば、表1のTI-TI-TI又はAL-AL-ALエンドエフェクタは、標準的な旋盤技術及び/又は放電加工（EDM）技術を使用して容易に製造することができる。当業者は、例えば、金属の脆化を防止するためのパフ加工を典型的に必要とするEDM中の改変層の形成といった、採用される特定の機械加工技術に関する詳細を理解するであろう。加えて、主要部分の材料（例えば、表1のSS-AL-SS及びTI-AL-TI構成）と比較して異なる材料の挿入セグメントを備えるエンドエフェクタは、例えば、レーザー溶接などの任意の好適な方法により製造され得る。

【0081】

当業者はまた、低減された面積のセグメントの形状及び構成が採用されるエンドエフェクタ及び超音波システムの特徴により部分的に支配されることも認識するであろう。用語「挿入セグメント」は、とりわけ、エンドエフェクタの主要部分に対して低減された断面積を有するエンドエフェクタの部分を記述するために本明細書では使用されていることも認識される。例えば、「挿入セグメント」は、内部空洞又は穴を備えるエンドエフェクタの領域を指し得る。用語「挿入セグメント」はまた、コーティングを備えるエンドエフェクタの領域又は部分を記述するために本明細書で使用されている。用語「挿入セグメント」は、エンドエフェクタのこれらの領域又は部分を一般的な方式で記述することが意図されており、領域又は部分が製造される方法については制限しない。

【0082】

種々の実施形態は、エンドエフェクタの材料及び/又は形状を操作することにより、ノードのギャップを橋渡しする、埋めないしは別の方法で除去する（例えば、ノードのギャップの長さを狭める又はノードのエネルギーギャップを熱により埋める）ために記載されている。追加的な実施形態は、エンドエフェクタと相互作用する構造体から生じる熱によりノードのエネルギーギャップを埋めることに関する。これらの実施形態では、エンドエフェクタは、超音波器具の追加的なコンポーネント上に位置するクランプアームの及び/又はパッドの上に位置する挿入セグメントとの摩擦相互作用に起因して生じる熱を伝導する超音波手術用ブレードであり得る。挿入セグメント及び/又はパッドは、摩擦で生じる熱が超音波ブレードのノードのギャップ領域の中に伝導されて、効果的にノードのエネルギーギャップを埋めるように、配置される。

【0083】

図13～18は、超音波手術器具の種々の実施形態を示す。図13は、組織パッド挿入セグメントを有さない従来構成での超音波手術器具400の1つの実施形態の部分側面図である。超音波手術器具400は、外側チューブ418を備える。超音波手術用ブレード402は、振動子に連結されており、長手方向軸422に沿って延び、近位端406と

10

20

30

40

50

遠位端 408 とを有する本体を有する。遠位端 408 は、振動子により発生する振動によって長手方向軸 422 に対して動くことができる。超音波手術器具 400 は更に、近位端 412 と遠位端 414 とを有する非振動式クランプアームアセンブリ 410 を備える。クランプアームアセンブリ 410 は更に組織パッド 416 を備える。超音波手術用ブレード 402 は、超音波振動波の波長のおよそ 4 分の 1 (/ 4) に等しい長さが露出されるように配置され、この長さはブレード 402 の作動長に相当する。クランプアーム 410 は、ノード 420 において又はその近くで旋回する。クランプアーム 410 は、開放位置から閉鎖位置に枢動可能に動くことができる。

【0084】

図 14 は、クランプアームアセンブリ 460 の組織パッド内に配置された挿入セグメント 468 を有する超音波手術器具 450 の 1 つの実施形態の部分側面図である。超音波手術器具 450 は、外側チューブ 472 を備える。超音波手術器具 450 は、所定の周波数で長手方向軸 476 に沿う振動を発生するように構成された振動子 14 (図 1) に連結される。超音波手術用ブレード 452 は、振動子 14 に連結されており、長手方向軸 476 に沿って延び、近位端 456 と遠位端 458 とを有する本体 454 を有する。遠位端 458 は、振動子により発生する振動によって長手方向軸 476 に沿って動くことができる。超音波手術器具 450 は更に、近位端 462 と遠位端 464 とを有する非振動式クランプアームアセンブリ 460 を備える。クランプアームアセンブリ 460 は更に近位組織パッドセグメント 466、遠位組織パッドセグメント 470、及び、近位組織パッドセグメント 466 と遠位組織パッドセグメント 470 との間に配置される組織パッド挿入セグメント 468 を備える。クランプアームアセンブリ 460 は、図 13 ~ 17 に示されるような開放位置から、図 18 に示されるような閉鎖位置まで、枢動可能に動くことができる。クランプアームアセンブリ 460 は、閉鎖位置にある時には挿入セグメント 468 がノード 474 に相当する位置に配置され得るように、弧 480 (図 17 ~ 18) に沿って動く。

【0085】

図 15 は、クランプアームアセンブリ 460 の組織パッド内に配置された隆起挿入セグメント 468 を有する超音波手術器具 450 の 1 つの実施形態の部分側面図である。隆起組織パッド挿入セグメント 468 により、クランプアームアセンブリ 460 が図 18 に示されるような閉鎖位置にある時に摩擦干渉の増加が生じる。摩擦干渉の増加により、クランプアームアセンブリ 460 が閉鎖位置にある時に熱生成の増加が生じる。

【0086】

図 16 は、クランプアームアセンブリ 460 の組織パッド内に配置された挿入セグメント 468 を有する超音波手術器具 450 の 1 つの実施形態の部分側面図である。組織パッド挿入セグメント 468 は、クランプアームアセンブリ 460 が閉鎖位置にある (図 18) 時に挿入セグメントがノード 474 から所定の距離でずれるように、組織パッド内に配置される。

【0087】

図 14 ~ 18 に例示される超音波手術用ブレード 452 の種々の実施形態は、超音波振動波の波長のおよそ 4 分の 1 (/ 4) から超音波振動波のほぼ全波長 () までの範囲の露出された長さを有する。種々の実施形態では、超音波手術用ブレード 452 の長さは、超音波振動波の波長のおよそ 4 分の 3 (3 / 4) である。例えば、55.5 kHz の周波数で動作する曲がったチタンブレードの長さは、超音波振動波の波長のおよそ 4 分の 3 (3 / 4) 又はおよそ 49 mm である。当業者は、ノード 474 の位置 (及び結果的にノードのギャップ) が超音波手術器具 450 を備える種々のコンポーネントの配置及び位置を決定することを認識するであろう。

【0088】

当業者は、組織パッド挿入セグメント 468 が、所望の摩擦熱効果を達成するように、クランプアームアセンブリ 460 の組織パッド内に寸法決定及び配置され得ることを認識するであろう。例えば、種々の実施形態では、組織パッド挿入セグメント 468 は、組織パッド (近位組織パッドセグメント 466 及び遠位組織パッドセグメント 470 を備える

10

20

30

40

50

)の呼び高さに対して隆起することができ、クランプアームアセンブリ460が閉鎖位置にある時にノード474からずれることができる。種々の実施形態では、組織パッド挿入セグメント468は、組織パッドの上面とぴったり重なることができ、中心がノード474に位置することができる。他の実施形態では、組織パッド挿入セグメント468は、組織パッドの呼び高さに対して隆起することができ、中心がノード474に位置することができる。更に別の実施形態では、組織パッド挿入セグメント468は、組織パッドの上面とぴったり重なることができ、ノード474からずれることができる。組織パッド挿入セグメント468は、所望の摩擦熱効果を達成するように、寸法決定する(すなわち、長さ、幅及び厚さを有する)ことができる。組織パッド挿入セグメント468の配置及び寸法決めにおける自由度により、ブレード452に沿って摩擦で生じる追加的な熱の特性を所与の用途に合わせて設計することが可能になる。

10

【0089】

組織パッド挿入セグメント468は、超音波手術用ブレード452に対して押し付けられる時に熱を摩擦で生じさせるのに好適な任意の材料から製造することができる。組織パッド挿入セグメント468について代表的な材料には、高い融点及び高い有効摩擦係数を有するポリマー材が挙げられる。ポリイミドは、1つのそのような代表的な材料である。更に、組織パッド挿入セグメント468は、挿入セグメント468、近位組織パッドセグメント466及び遠位組織パッドセグメント470が全て同一の材料であり、単一ユニットの構成体内で1つの連続的なコンポーネントとして製造される場合、組織パッドの隆起部分であり得る。

20

【0090】

図19は、クランプアームアセンブリ602と手術用ブレード604とを備える複数素子エンドエフェクタ600の1つの実施形態の部分側面図である。クランプアームアセンブリ602は、開放位置で示されており、クランプアーム603、近位組織パッドセグメント606、組織パッド挿入セグメント608及び遠位組織パッドセグメント610を備える。挿入セグメント608は、クランプアームアセンブリ602が閉鎖位置にある時にブレード604のノードのギャップ領域614に相当する位置で、クランプアーム603上の近位組織パッドセグメント606と遠位組織パッドセグメント610との間に配置され得る。1つの実施形態では、挿入セグメント608は、クランプアームアセンブリ602が閉鎖位置にある時に、ノード612に又はその近くに位置し、ノードのギャップ614内に配置され得る。別の実施形態では、挿入セグメント608は、ノードのギャップ614内に位置するがノード612からずれ得る(図示せず)。更に別の実施形態では、クランプアーム603に沿う挿入セグメント608の長さは、ノードのギャップ614に相当し得る(図示せず)。更に別の実施形態では、挿入セグメント608は、ノード612からずれ、ノードのギャップ614の完全に又は部分的に外側にあり得る(図示せず)。図20は、図19の複数素子エンドエフェクタ600の1つの実施形態の斜視図である。

30

【0091】

図21は、クランプアームアセンブリ652と手術用ブレード654とを備える複数素子エンドエフェクタ650の1つの実施形態の部分側面図である。クランプアームアセンブリ652は、開放位置で示されており、クランプアーム653、近位組織パッドセグメント656、組織パッド挿入セグメント658及び遠位組織パッドセグメント660を備える。クランプアームアセンブリ652は更に、バイアス手段665を備える。バイアス手段665は、周囲の組織パッドよりも大きな力でブレード654に対して挿入セグメント658を押し付ける追加的な力を供給する機構を備える(すなわち、バイアス手段665は、クランプアームアセンブリ652が閉鎖位置にある時に、近位組織パッドセグメント656及び遠位組織パッドセグメント660によりブレード654に行使される力よりも大きな力でブレード654に対して挿入セグメント658を押し付ける)。バイアス手段665は、挿入セグメント658を介してブレード654に強化した力を供給できる板バネ又は他の機構を備え得る。

40

【0092】

50

挿入セグメント 658 は、クランプアームアセンブリ 652 が閉鎖位置にある時にブレード 654 のノードのギャップ領域に相当する位置で、クランプアーム 653 上において、近位組織パッドセグメント 656 と遠位組織パッドセグメント 660 との間に配置され得る。1つの実施形態では、挿入セグメント 658 は、クランプアームアセンブリ 652 が閉鎖位置にある時に、ノード 662 に又はその近くに位置し、ノードのギャップ内に配置され得る。別の実施形態では、挿入セグメント 658 は、ノードのギャップ内に位置するがノード 662 からずれ得る（図示せず）。更に別の実施形態では、クランプアーム 653 に沿う挿入セグメント 658 の長さは、ノードのギャップに相当し得る（図示せず）。更に別の実施形態では、挿入セグメント 658 は、ノード 662 からずれ、ノードのギャップの完全に又は部分的に外側にあり得る（図示せず）。

10

【0093】

図 13 ~ 21 は、ブレードと、近位組織パッドセグメントと遠位組織パッドセグメントと組織パッド挿入セグメントとを備えるクランプアームアセンブリと、を備える種々の実施形態を示す。ブレードに対するクランプアームアセンブリの旋回運動は、溶接ピン固定又は他の固定手段を介して超音波手術器具に接合するクランプアームアセンブリのクランプアーム部分上の一对の旋回点の供給により影響され得る（図示せず）。組織パッドセグメントは、例えば、リベット、接着剤、粘着剤、エポキシ、プレス嵌合、又は当該技術分野において既知の任意の他の固定手段といった機械的手段によって、クランプアームに取り付けられ得る。更に、組織パッドセグメントは、任意の既知の手段によってクランプアームに取り外し可能に取り付けられ得る。

20

【0094】

種々の実施形態では、クランプアームは、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び組織パッド挿入セグメントの T 字形フランジを受け入れるための T 字形スロットを備えてもよい。種々の実施形態では、単一の一体型組織パッドアセンブリは、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び組織パッド挿入セグメントを備え、更にクランプアームアセンブリ内の T 字形スロットに受容するための T 字形フランジを備え得る。鳩尾形スロット及び楔形フランジを含む追加的な構成が想到される。当業者により理解され得るように、フランジ及び相当するスロットは、クランプアームに組織パッドセグメントを取り外し可能に固定するために代替的な形状およびサイズを有する。

30

【0095】

近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び / 又は組織パッド挿入セグメントを交換するための方法は、a) 超音波手術器具からクランプアームアセンブリを外す工程、b) クランプアームから組織パッドセグメントのうち少なくとも 1 つを取り外す工程、c) クランプアームの中に少なくとも 1 つの新しい又は再調整された組織パッドセグメントを挿入する工程、並びに、d) 超音波手術器具にクランプアームアセンブリに係合する工程のうち 1 つ以上を含む。この取り外し及び交換プロセスでは、新しい又は再調整された、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び組織パッド挿入セグメントは複数の別個のセグメント又は一体型構成体のものであり得る。

【0096】

近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び / 又は組織パッド挿入セグメントを交換するための別の方法は、a) クランプアーム上にフランジを開孔する工程、b) クランプアームから組織パッドセグメントのうち少なくとも 1 つを取り外す工程、c) クランプアームの中に少なくとも 1 つの新しい又は再調整された組織パッドセグメントを挿入する工程、並びに、d) クランプアーム上のフランジを塞ぐ工程のうち 1 つ以上を含む。この取り外し及び交換プロセスでは、新しい又は再調整された、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント及び組織パッド挿入セグメントは複数の別個のセグメント又は一体型構成体のものであり得る。

40

【0097】

図 22 ~ 25 は、操作中の超音波手術用ブレードと係合された時に摩擦熱を生じさせるためのパッドを備える超音波手術器具の種々の実施形態を示す。図 22 A は、開放位置に

50

あり、及び、非作動状態であり、及び、延長部材 520 の遠位端 528 に向けて配置されたパッド 522 を有する、超音波手術器具 500 の 1 つの実施形態の部分側面図である。図 22B は、図 22A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図である。パッド 522 は、ブレード本体 504 に近接して配置される。パッド 522 は、延長部材 520 上に遠位端 528 に向けて配置され、ブレード本体 504 と延長部材 520 の遠位端 528 との間に位置する。超音波手術器具 500 は、外側チューブ 518 を備える。超音波手術用ブレード 502 は、振動子 14 (図 1) に連結されており、長手方向軸 524 に沿って延び、近位端 506 と遠位端 508 とを有する本体 504 を有する。遠位端 508 は、振動子 14 により発生する振動によって長手方向軸 524 に沿って動くことができる。超音波手術器具 500 は更に、近位端 512 と遠位端 514 とを有する非振動式クランプアームアセンブリ 510 を備える。クランプアームアセンブリ 510 は更に、組織パッド 516 を備える。

10

20

30

40

50

【0098】

超音波手術用ブレード 502 は、超音波振動波の波長のおよそ 4 分の 3 ($3/4$) に等しい長さが露出されるように配置される。クランプアームアセンブリ 510 は、開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる。クランプアームアセンブリ 510 は、図 17 及び 18 と共に述べたように、クランプアーム 460 に類似の方式で、弧に沿って旋回し得る。種々の実施形態では、延長部材 520 は、外側チューブ 518 の延長 (すなわち、外側チューブ部材) であってもよい。延長部材 520 は、長手方向軸 524 に垂直な外側チューブ 518 の湾曲と類似の方式で曲げられ得る (図 22B、23B 及び 24B)。延長部材 520 の湾曲は、平坦な構成体と比較して、延長部材 520 に実質的に大きな曲げ剛性を付与し得る。延長部材 520 の曲げ剛性の増加は、ブレード 520 がパッド 522 に係合する時に延長部材 520 の撓みに抵抗するので、有利である。

【0099】

他の実施形態では、延長部材 520 は、外側チューブ 518 とは別個のコンポーネントであり得る。例えば、延長部材 520 は、近位端 526 と遠位端 528 とを備えると共にブレード本体 504 に近接して配置される保護シースであり得る。パッド 522 は、保護シース 520 上に遠位端 528 に向けて配置され、本体 504 と保護シース 520 の遠位端 528 との間に位置し得る。種々の実施形態では、保護シース 520 は、超音波手術器具 500 に固定式に取り付けられ得る。他の実施形態では、保護シース 520 は、超音波手術器具 500 にスライド可能に係合され得る。種々の実施形態では、保護シース 520 は、ブレード 502 の遠位端 508 に向けて長手方向軸 524 に沿って保護シース 520 を前進させることによって、展開可能であり得る。保護シース 520 は、近位端に向けて長手方向軸 524 に沿って格納可能であり得る。

【0100】

図 23A は、閉鎖位置にあり及び作動状態である超音波手術器具 500 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 522 は境界面 530 でブレード本体 504 と係合する。図 23B は、図 23A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図である。閉鎖位置では、クランプアーム 510 は、底面 528 上でブレード 502 の本体 504 と係合する。クランプアーム 510 により供給されるバイアス力は、ブレード 502 を延長部材 520 に向かって撓ませる。ブレード 502 は撓んで、ブレード本体 504 の上面 526 でパッド 522 と接触する。パッド 522 及びブレード本体 504 は、境界面 530 で係合する。境界面 530 でのパッド 522 と作動状態のブレード本体 504 との間の摩擦相互作用は熱を生じ、この熱はブレード 502 の中に伝導する。伝導された熱は、パッド 522 と係合しているブレード 502 の領域に切断及び/凝固温度をもたらし得る。境界面 530 がノード (図示せず) に又はその近くに位置するようにパッド 522 を配置するならば、摩擦で生じる熱がノードのエネルギーギャップを埋め、ブレード 502 の作動長を振動波長のおよそ 4 分の 1 ($1/4$) から振動波長のおよそ 4 分の 3 ($3/4$) まで効果的に伸ばすであろう (例えば、55.5 kHz で動作する曲がったチタンブレードについては、およそ 49 mm)。

【 0 1 0 1 】

図 2 4 A は、開放位置にあり及び作動状態である超音波手術器具 5 0 0 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 5 2 2 はブレード本体 5 0 4 と係合されず、パッド 5 2 2 によって摩擦で生じる熱は存在しない。図 2 4 B は、図 2 4 A の超音波手術器具の 1 つの実施形態の端面図である。この構成体は背部切開モードであってもよく、例えば、標準的な作動長（振動波長の 4 分の 1（ $\frac{1}{4}$ ））が背部切開及び/又は凝固のために利用可能であり、組織はクランプアームアセンブリ 5 1 0 によりブレード本体 5 0 4 に押し付けられない。

【 0 1 0 2 】

図 2 5 A は、開放位置にあり及び非作動状態である、超音波手術器具 5 0 0 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 5 2 2 はノード 5 3 2 に位置する延長部材 5 2 0 上に配置される。閉鎖位置（図示せず）では、パッド 5 2 2 は、ノードのギャップにおいてブレード本体 5 0 4 と係合し、中心がノード 5 3 2 上に位置する。図 2 5 B は、開放位置にあり及び非作動状態である、超音波手術器具 5 0 0 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 5 2 2 はノード 5 3 2 から遠位にずれて延長部材 5 2 0 上に配置される。図 2 5 C は、開放位置にあり及び非作動状態である、超音波手術器具 5 0 0 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 5 2 2 はノード 5 3 2 から近位にずれて延長部材 5 2 0 上に配置される。図 2 5 D は、開放位置にあり及び非作動状態である、超音波手術器具 5 0 0 の 1 つの実施形態の部分側面図であり、パッド 5 2 2 は、延長部材 5 2 0 上に配置され、ノード 5 3 2 をまたがり、図 2 5 A ~ C の実施形態で示されるパッド 5 2 2 とは異なる長さを有する。当業者は、パッド 5 2 2 の、長さ、幅、厚さ、及び、ノード 5 3 2 に対するずれが所定の効果を達成するために変えることができること認識するであろう。例えば、パッド 5 2 2 の配置及び寸法決めにおける自由度により、ブレード 5 0 2 に沿って摩擦で生じる追加的な熱の特性を所与の用途に合わせて設計することが可能になる。

【 0 1 0 3 】

パッド 5 2 2 は、超音波手術用ブレード 5 0 2 に対して押し付けられる時に熱を摩擦で生じさせるのに好適な任意の既知の材料から製造することができる。パッド 5 2 2 について代表的な材料には、高い融点及び高い有効摩擦係数を有するポリマー材が挙げられる。ポリイミドは、1 つのそのような代表的な材料である。更に、パッド 5 2 2 は、延長部材 5 2 0 の隆起部分であり得る。種々の実施形態では、延長部材 5 2 0 及びパッド 5 2 2 は、単一ユニットの構成体の中で同一材料の連続的なコンポーネントとして製造され得る。

【 0 1 0 4 】

パッド 5 2 2 の追加的な有利点には、パッド 5 2 2 が、露出された長さを増した超音波手術用ブレード 5 0 2 に機械的支持を供給することが挙げられる。この点で、パッド 5 2 2 は二重の役割で機能する；クランプアームアセンブリ 5 1 0 が閉鎖位置にある場合に作動状態のブレード本体 5 0 4 に係合される時、ノードのエネルギーギャップを埋めるための熱を産生すること、及び、撓んだブレード 5 0 2 にかかる増大した機械的荷重を支持すること（図 2 3 A 及び 2 3 B を参照されたい）。

【 0 1 0 5 】

図 2 6 A ~ E は、単一素子エンドエフェクタの種々の実施形態を示す。図 2 6 A ~ C は、領域 5 6 0 内に配置された内部空洞 5 7 0 を備える単一素子エンドエフェクタ 5 5 0 の側断面図である。図 2 6 D ~ E は、内部空洞 5 7 0 を備える単一素子エンドエフェクタ 5 5 0 の端断面図である。内部空洞 5 7 0 は、領域 5 6 0 内のエンドエフェクタ 5 5 0 の断面積を効果的に低減し、したがって、その固有音響インピーダンス値も効果的に低減する。固有音響インピーダンス値は、エンドエフェクタ 5 5 0 の長さに沿って急激に（図 2 6 A）又は漸進的に（図 2 6 B ~ C）変化し得る。本発明は、異なる非限定的な形状を備える内部空洞 5 7 0 を示す図 2 6 A ~ E に示されているような内部空洞 5 7 0 の文脈における任意の特定の形状に限定されない。種々の実施形態では、エンドエフェクタ 5 5 0 は、内部空洞 5 7 0 が形成された単一材料からなる単一ユニットの構成体を備え得る。種々の実施形態では、エンドエフェクタ 5 5 0 は、複数の不連続な内部空洞 5 7 0 を備え得る（

図示せず)。種々の実施形態では、エンドエフェクタ550は、エンドエフェクタ550の外面に向かって空いていると共に、エンドエフェクタ550の断面積の低減を生じさせる、エンドエフェクタ550の軸に沿って1つ以上の穴を備え得る。

【0106】

種々の実施形態では、エンドエフェクタは、単一の材料を含むと共に空洞を有さない単一ユニットのソリッド構成体を備えてもよく、エンドエフェクタの固有音響インピーダンス値はその長さに沿って、漸進的か又は急激的かのいずれかで変化する。このような実施形態では、エンドエフェクタの長さに沿う所望の固有音響インピーダンス特性は、エンドエフェクタを冷間加工することにより、形成することができる。

【0107】

種々の実施形態では、ノードのギャップを橋渡しする及び埋めるための方法及び技術は、超音波手術器具において組み合わされる。例えば、種々の実施形態では、超音波手術器具は、クランプアームアセンブリ上に配置された組織パッド挿入セグメント、及び、延長部材上に配置されたパッドの両方を有し得る。他の実施形態では、超音波手術器具は、クランプアームアセンブリ上の組織パッド挿入セグメントと、相対的に低い固有音響インピーダンス値を有する及び/又は減衰材若しくは高摩擦材(若しくはエンドエフェクタ上のこのような材料のコーティング)を備える挿入セグメントを有するエンドエフェクタとを有し得る。更に他の実施形態では、超音波手術器具は、延長部材上に配置されたパッドと、相対的に低い固有音響インピーダンス値を有する及び/又は減衰材若しくは高摩擦材(若しくはエンドエフェクタ上のこのような材料のコーティング)を備える挿入セグメントを有するエンドエフェクタとを有し得る。超音波手術器具が、クランプアームアセンブリ上に配置された組織パッド挿入セグメントと、延長部材上に配置されたパッドと、相対的に低い固有音響インピーダンス値を有する及び/又は減衰材若しくは高摩擦材(若しくはエンドエフェクタ上のこのような材料のコーティング)を備える挿入セグメントを有するエンドエフェクタとを有し得ることもまた想到される(図27)。本発明はこの文脈に限定されるものではなく、超音波手術器具について記載された構成に対して種々の組み合わせ及び/又は改変が想到される。

【0108】

図27は、ブレード716内に配置された挿入セグメント710と、クランプアームアセンブリ726の組織パッド724内に配置された組織パッド挿入セグメント720と、延長部材736上に配置されたパッド730と、を有する超音波エンドエフェクタ700の1つの実施形態の部分側面図である。

【0109】

本明細書に記載されている装置は、1回の使用の後に廃棄されるように設計することができ、又は、これらは複数回使用されるように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、装置は、少なくとも1回の使用の後に再使用のために再調整することができる。再調整は、装置の解体工程、これに続く特定部品の洗浄工程又は交換工程、及びその後の再組立工程の、任意の組み合わせを含むことができる。特に、装置は解体することができ、装置の任意の数の特定の部品又は構成要素は、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の構成要素の洗浄及び/又は交換の際に、装置は、再調整施設で、又は外科手術直前に手術チームにより、その後の使用のために再組立することができる。当業者は、装置の再調整に、解体、洗浄/交換、及び再組立のための様々な技術を使用できることが理解するであろう。このような技術の使用、及びその結果として得られる再調整された装置は、全て、本出願の範囲内にある。

【0110】

好ましくは本明細書に記載されている種々の実施形態は、手術の前に処理されている。まず、新しい又は使用済みの器具を得て、必要に応じて洗浄する。次に、器具を滅菌することができる。1つの滅菌法では、プラスチック又はタイベック(TYVEK)(登録商標)バッグなどの、閉鎖かつ密閉された容器に器具を入れる。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配置す

10

20

30

40

50

る。この放射線によって器具上及び容器内の細菌が殺菌される。滅菌された器具は、その後、無菌容器内で保管することができる。密封容器は、それが医療施設内で開封されるまで、器具を無菌に保つ。

【0111】

装置を滅菌することが好ましい。これは、ベータ又はガンマ線、エチレンオキシド、蒸気などの当業者に既知の任意の数の方法により、行うことができる。

【0112】

種々の実施形態が本明細書に記載されてきたが、これらの実施形態に多くの改変及び変形が実施され得る。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の「特許請求の範囲」は、このような改変及び変形を全て有効範囲とするものである。

10

【0113】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいずれの特許公報又は他の開示物も、組み込まれた事物が現行の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれる。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により組み込むと称されているが現行の定義、記載、又は本明細書に記載されている他の開示物と矛盾するいずれの事物、又はそれらの部分は、組み込まれた事物と現行の開示事物との間に矛盾が生じない範囲でのみ組み込まれるものとする。

20

【0114】

〔実施態様〕

(1) 超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタであって、第1の固有音響インピーダンス値を有する第1の部分と、前記第1の固有音響インピーダンス値とは異なる第2の固有音響インピーダンス値を有する第2の部分と、を備える、エンドエフェクタ。

(2) 前記第2の固有音響インピーダンス値が、前記第1の固有音響インピーダンス値よりも低い、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

(3) 前記第1の部分が、近位端セグメント及び遠位端セグメントを備え、前記第2の部分が、挿入セグメントを備え、前記挿入セグメントが、前記近位端セグメントと前記遠位端セグメントとの間に位置する、実施態様1に記載のエンドエフェクタ。

30

(4) 前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントの両方が、第1の材料を含み、前記挿入セグメントが、第2の材料を含む、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

(5) 前記挿入セグメントが、前記エンドエフェクタ上で1つの領域に材料のコーティングを備える、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

(6) 前記遠位端セグメント、前記近位端セグメント、及び前記挿入セグメントが、一致する断面積を有する、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

(7) 前記挿入セグメントが、前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントの断面積よりも小さな断面積を有する、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

40

(8) 前記挿入セグメントが内部空洞を備える、実施態様7に記載のエンドエフェクタ。

(9) 前記挿入セグメントが、ノードのギャップの位置に相当する位置に配置される、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

(10) 前記挿入セグメントが、アルミニウム、又はアルミニウム合金を含み、前記近位端セグメント及び前記遠位端セグメントが、ステンレス鋼を含む、実施態様3に記載のエンドエフェクタ。

【0115】

(11) 前記挿入セグメントが、アルミニウム又はアルミニウム合金を含み、前記

50

近位端セグメント及び前記遠位端セグメントが、チタン又はチタン合金を含む、実施態様 3 に記載のエンドエフェクタ。

(12) 超音波手術用ブレードを備える、実施態様 1 に記載のエンドエフェクタ。

(13) 前記超音波手術用ブレードが、

長手方向軸を定める本体であって、前記本体が近位端及び遠位端を有し、前記遠位端が振動子により発生する振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、本体と、前記近位端から前記遠位端まで延びる処置領域と、

ほぼ平坦な広い上面と、

底面と、を備える、実施態様 1 2 に記載のエンドエフェクタ。

(14) 超音波手術器具と共に使用するためのエンドエフェクタであって、

第 1 の音響インピーダンス材で構成される遠位端セグメントと、
第 2 の音響インピーダンス材で構成される遠位挿入セグメントと、
第 3 の音響インピーダンス材で構成される中位挿入セグメントと、
第 4 の音響インピーダンス材で構成される近位挿入セグメントと、
第 5 の音響インピーダンス材で構成される近位端セグメントと、を備える、エンドエフェクタ。

(15) 前記第 2 の音響インピーダンス材が、前記第 4 の音響インピーダンス材と同一である、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(16) 前記第 2 の音響インピーダンス材が、前記第 4 の音響インピーダンス材とは異なる、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(17) 前記第 1 の音響インピーダンス材が、前記第 5 の音響インピーダンス材と同一である、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(18) 前記第 1 の音響インピーダンス材が、前記第 5 の音響インピーダンス材とは異なる、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(19) 前記第 3 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材、前記第 2 の音響インピーダンス材、前記第 4 の音響インピーダンス材、及び前記第 5 の音響インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有する、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(20) 前記第 1 の音響インピーダンス材、前記第 3 の音響インピーダンス材、及び前記第 5 の音響インピーダンス材がそれぞれ、前記第 2 の音響インピーダンス材及び前記第 4 の音響インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有する、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

【0116】

(21) 前記第 3 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材及び前記第 5 の音響インピーダンス材よりも大きな音響インピーダンス値を有し、前記第 2 の音響インピーダンス材及び前記第 4 の音響インピーダンス材が、前記第 1 の音響インピーダンス材及び前記第 5 の音響インピーダンス材よりも低い音響インピーダンス値を有する、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(22) 前記中位挿入セグメントが、ノードの位置に相当する位置に配置される、実施態様 1 4 に記載のエンドエフェクタ。

(23) 複数のセグメントを備える超音波手術用ブレードであって、前記セグメントのうちの少なくとも 1 つが、ノードのエネルギーギャップを埋める及びノ又は狭めるように構成される、超音波手術用ブレード。

(24) 前記セグメントのうちの少なくとも 1 つが、ノードの領域内で超音波変位を増大させることによって、前記ノードのエネルギーギャップを狭めるように構成される、実施態様 2 3 に記載の超音波手術用ブレード。

(25) 前記セグメントのうちの少なくとも 1 つが、ノードの領域内で前記手術用ブレードの、長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも 1 つを増大させることによって、前記ノードのエネルギーギャップを狭めるように構成される、実施態様 2 3 に記載の超音波手術用ブレード。

10

20

30

40

50

(26) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記手術用ブレードの、長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも1つに起因して熱を摩擦で生じさせることによって、前記ノードのエネルギーギャップを埋めるように構成される、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(27) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記手術用ブレードの、長手方向運動、横断方向運動、及びねじれ方向運動のうちの少なくとも1つに起因して熱を摩擦で生じさせることによって、並びに、ノードの領域内で超音波変位を増大させることによって、前記ノードのエネルギーギャップを埋めて、狭めるように構成される、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(28) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、高摩擦係数を有する材料でコーティングされた前記ブレードの部分を備える、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(29) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、音響減衰材でコーティングされた前記ブレードの部分を備える、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(30) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、冷間加工された前記ブレードの部分を備える、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

【0117】

(31) 前記セグメントのうちの少なくとも1つが、前記ブレードの中の内部空洞に起因してより小さな断面積を有する前記ブレードの部分を備える、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(32) 近位端セグメントと、
遠位端セグメントと、
挿入セグメントと、

を更に備え、前記挿入セグメントが前記近位端セグメントと前記遠位端セグメントとの間に位置し、前記挿入セグメントが、前記ノードのエネルギーギャップを埋める及び/又は狭めるように構成される、実施態様23に記載の超音波手術用ブレード。

(33) 前記挿入セグメントが、音響減衰材を含み、前記挿入セグメントがノードのギャップの位置に相当する位置に配置され、前記挿入セグメントが熱を生成及び伝導して前記ノードのギャップを埋めるように構成される、実施態様32に記載の超音波手術用ブレード。

(34) 前記挿入セグメントが、前記近位端セグメントの固有音響インピーダンス値及び前記遠位端セグメントの固有音響インピーダンス値よりも低い固有音響インピーダンス値を有する材料を含む、実施態様32に記載の超音波手術用ブレード。

(35) 単一の材料を含み、長さを有する超音波手術用ブレードであって、前記ブレードの固有音響インピーダンスが前記長さに沿って変化する、超音波手術用ブレード。

(36) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの内部空洞に起因して急激に変化する、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

(37) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、冷間加工された前記手術用ブレードの領域内で急激に変化する、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

(38) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの内部空洞に起因して漸進的に変化する、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

(39) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記手術用ブレードの冷間加工に起因して漸進的に変化する、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

(40) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記長さに沿って漸進的に変化する、ノードのギャップに相当する前記長さに沿う位置で極小である、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

【0118】

(41) 前記ブレードの前記固有音響インピーダンスが、前記長さに沿って漸進的に変化する、ノードのギャップに相当する前記長さに沿う位置で極大である、実施態様35に記載の超音波手術用ブレード。

10

20

30

40

50

(42) 所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、

前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、超音波ブレードと、

近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリであって、前記クランプアームアセンブリが開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができ、前記非振動式クランプアームアセンブリが、近位組織パッドセグメント、遠位組織パッドセグメント、及び、前記近位組織パッドセグメントと前記遠位組織パッドセグメントとの間に配置される組織パッド挿入セグメントを備える、非振動式クランプアームアセンブリと、を備える、手術器具。

(43) 前記組織パッド挿入セグメントは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、ノードのギャップ領域に相当する位置に配置される、実施態様42に記載の手術器具。

(44) 前記組織パッド挿入セグメントは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、実施態様42に記載の手術器具。

(45) 前記組織パッド挿入セグメントが、前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントの呼び高さに対して隆起している、実施態様42に記載の手術器具。

(46) 前記クランプアームアセンブリは、前記クランプアームアセンブリが閉鎖位置にある時に、前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントと比較して増大した力で、前記ブレードに対して前記組織パッド挿入セグメントを押し付けるように構成されたバイアス手段を更に備える、実施態様42に記載の手術器具。

(47) 前記バイアス手段が、板バネを備える、実施態様46に記載の手術器具。

(48) 前記挿入セグメントが、ポリイミドを含む、実施態様42に記載の手術器具。

(49) 前記近位組織パッドセグメント及び前記遠位組織パッドセグメントが、ポリテトラフルオロエチレンを含む、実施態様42に記載の手術器具。

(50) 所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、

前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に対して動くことができる、超音波ブレードと、

近位端と遠位端とを備え、前記本体に近接して配置される、延長部材であって、前記延長部材が、前記延長部材の前記遠位端に向けて配置され、かつ、前記本体と前記延長部材の前記遠位端との間に位置するパッドを更に備える、延長部材と、を備える、手術器具。

【0119】

(51) 前記パッドが、ポリイミドを含む、実施態様50に記載の手術器具。

(52) 近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリを更に備え、前記クランプアームアセンブリが、開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる、実施態様50に記載の手術器具。

(53) 前記ブレードは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、撓み、前記パッドと係合する、実施態様52に記載の手術器具。

(54) 前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップに相当する位置に配置される、実施態様52に記載の手術器具。

(55) 前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、実施態様52に記載の手術器具。

10

20

30

40

50

(56) 所定の周波数で長手方向軸に沿って振動を発生するように構成された振動子と、

前記振動子に連結された、前記長手方向軸に沿って延びる超音波ブレードであって、前記超音波ブレードが近位端と遠位端とを有する本体を備え、前記遠位端が前記振動子により発生する前記振動によって前記長手方向軸に沿って動くことができる、超音波ブレードと、

近位端と遠位端とを備え、前記本体に近接して配置される、保護シースであって、前記保護シースが、前記保護シースの前記遠位端に向けて配置され、かつ、前記本体と前記保護シースの前記遠位端との間に位置するパッドを更に備える、保護シースと、を備える、手術器具。

10

(57) 前記パッドが、ポリイミドを含む、実施態様56に記載の手術器具。

(58) 近位端と遠位端とを有し、前記本体に近接して枢動可能に配置される、非振動式クランプアームアセンブリを更に備え、前記クランプアームアセンブリが開放位置から閉鎖位置へ枢動可能に動くことができる、実施態様56に記載の手術器具。

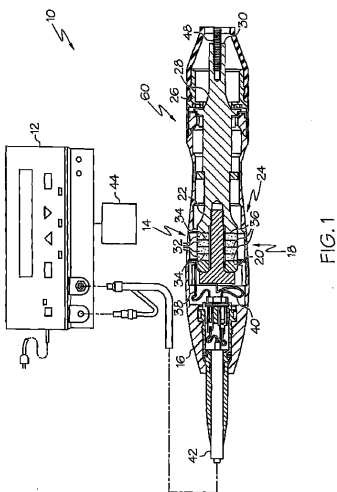
(59) 前記ブレードは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、撓み、前記パッドと係合する、実施態様58に記載の手術器具。

(60) 前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップに相当する位置に配置される、実施態様58に記載の手術器具。

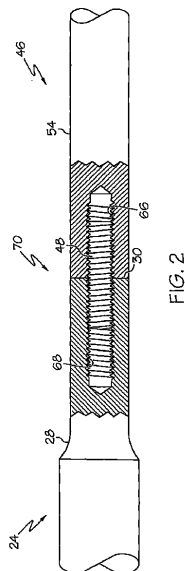
(61) 前記パッドは、前記クランプアームアセンブリが前記閉鎖位置にある時に、ノードのギャップからずれる位置に配置される、実施態様58に記載の手術器具。

20

【図1】



【図2】



【 図 3 A 】

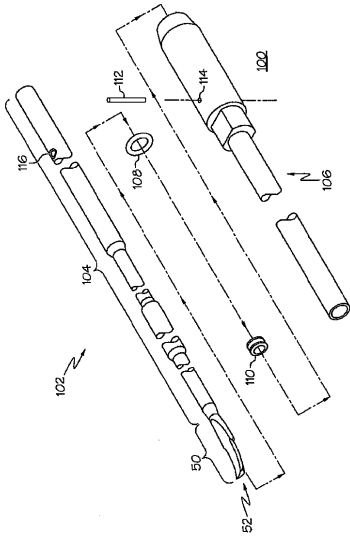


FIG. 3A

【 図 3 B 】

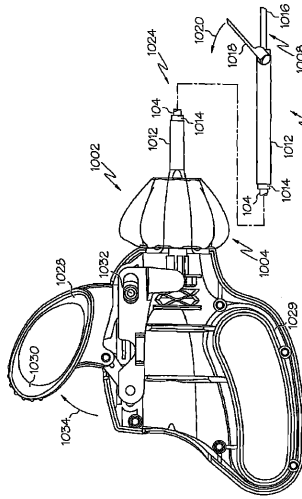


FIG. 3B

【 図 3 C 】

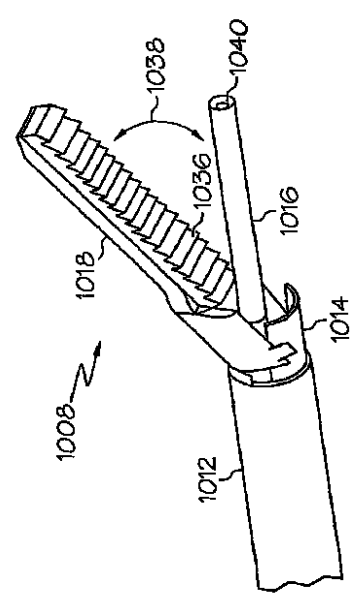


FIG. 3C

【 図 3 D 】

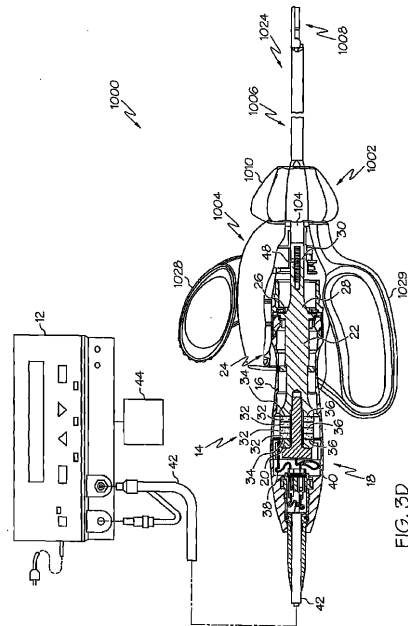


FIG. 3D

【 図 4 】

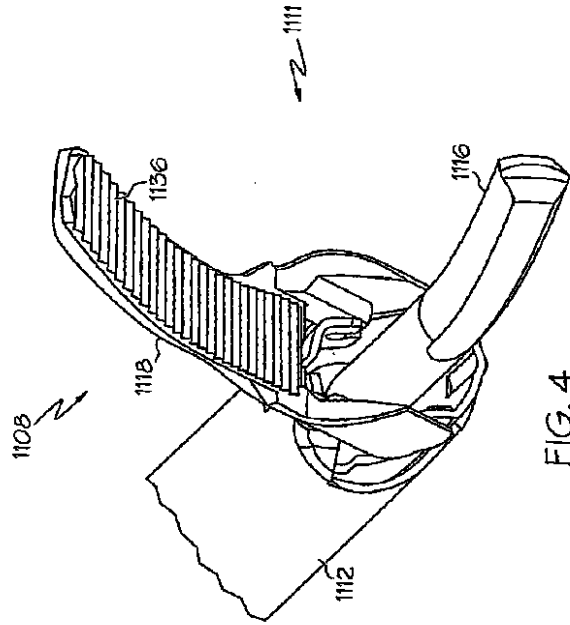
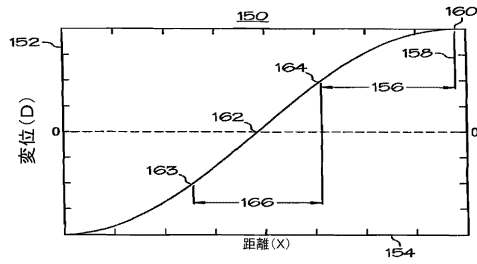
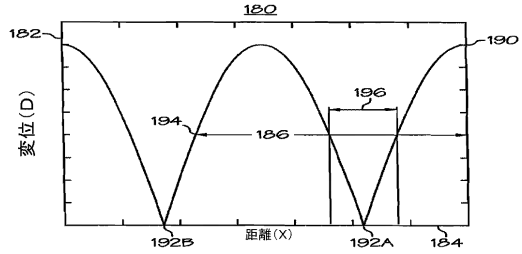


FIG. 4

【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

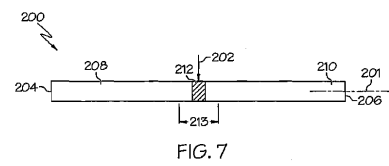


FIG. 7

【 図 8 】

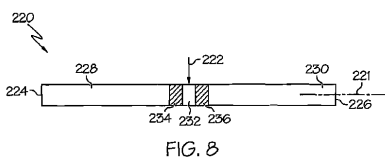


FIG. 8

【 図 9 】

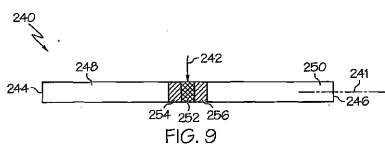
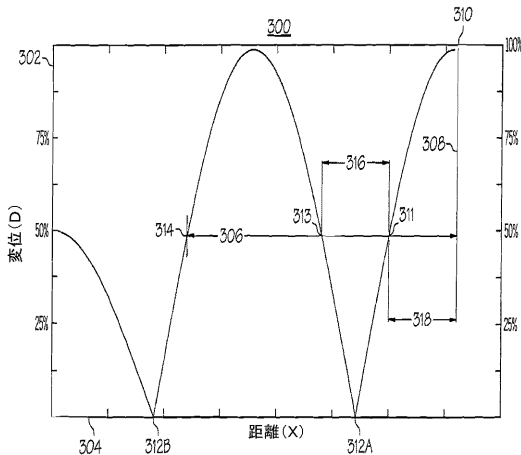
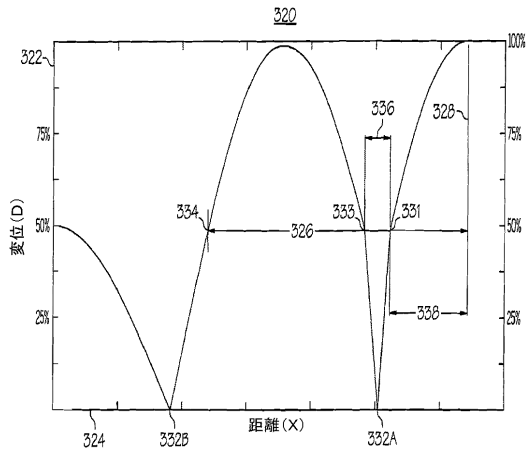


FIG. 9

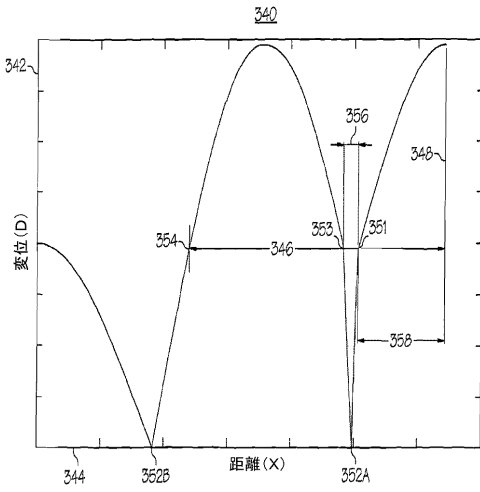
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】

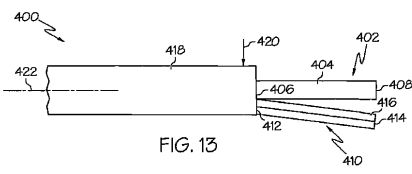


FIG. 13

【 図 1 8 】

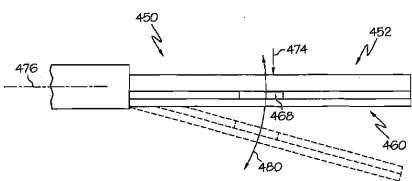


FIG. 18

【 図 1 9 】

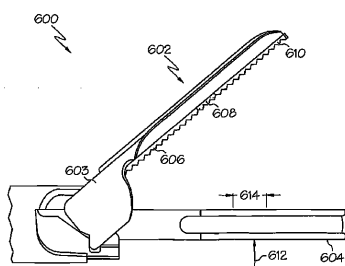


FIG. 19

【 図 1 4 】

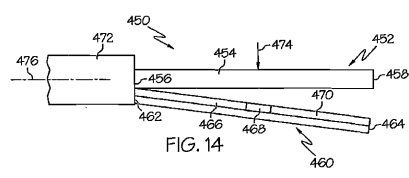


FIG. 14

【 図 1 5 】

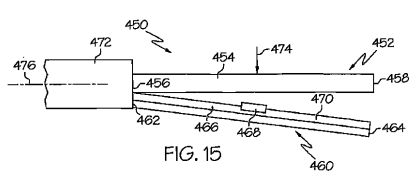


FIG. 15

【 図 1 6 】

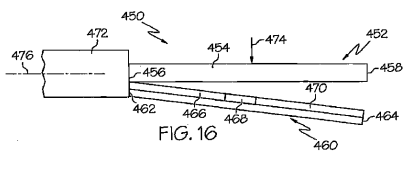


FIG. 16

【 図 1 7 】

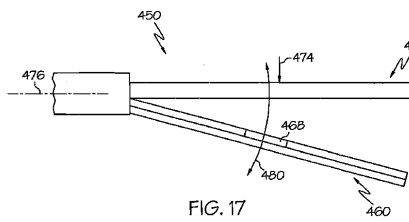


FIG. 17

【 図 2 0 】

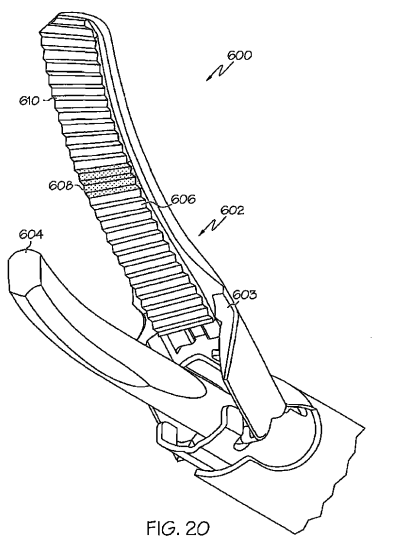


FIG. 20

【 図 2 1 】

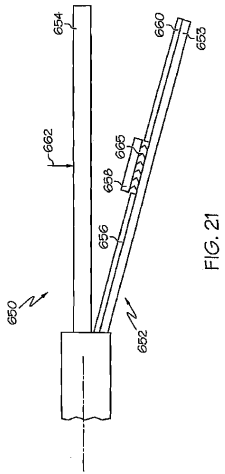


FIG. 21

【 図 2 2 A 】

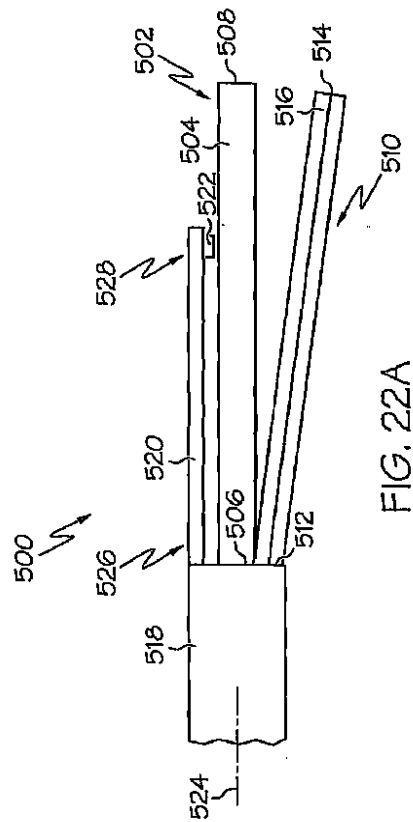


FIG. 22A

【 図 2 2 B 】

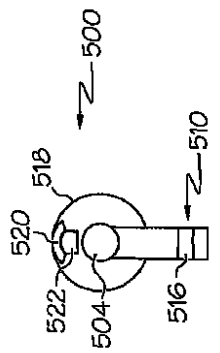


FIG. 22B

【 図 2 4 A 】

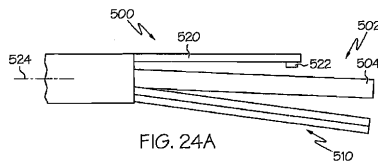


FIG. 24A

【 図 2 4 B 】

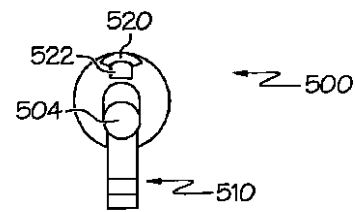


FIG. 24B

【 図 2 3 A 】

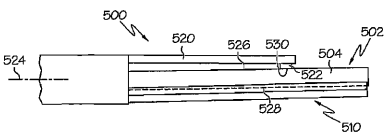


FIG. 23A

【 図 2 3 B 】

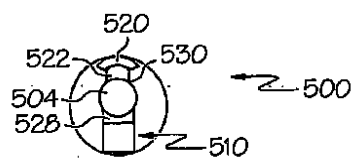
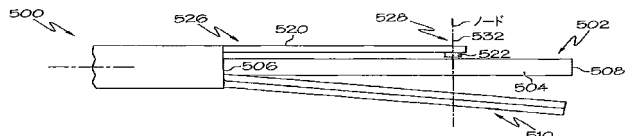


FIG. 23B

【 図 2 5 A 】



【 25 B 】

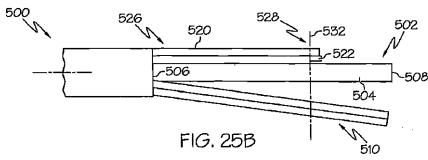


FIG. 25B

【 25 C 】

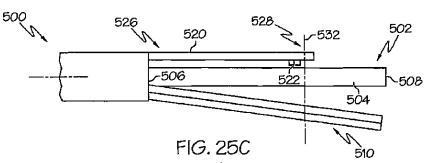


FIG. 25C

【 25 D 】

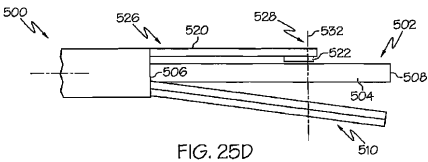


FIG. 25D

【 26 A 】



FIG. 26A

【 26 B 】

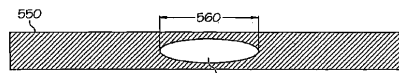


FIG. 26B

【 26 C 】

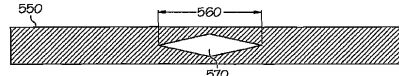


FIG. 26C

【 26 D 】

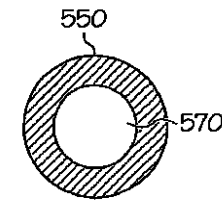


FIG. 26D

【 26 E 】

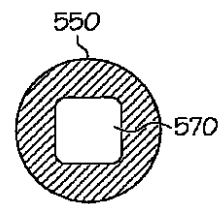


FIG. 26E

【 27 】

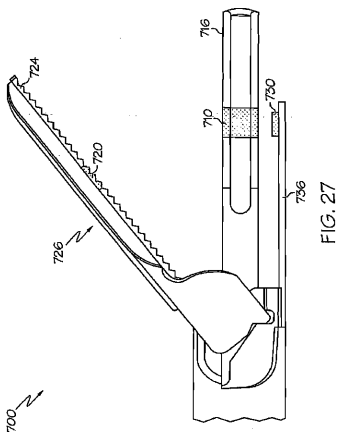



FIG. 27

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2008/070997

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - B29D 17/00 (2008.04) USPC - 29/896.2 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) IPC(8) - B29D 17/00, H04R 31/00 (2008.04) USPC - 29/896.2 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) Patbase, Google Patents		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 2007/0131034 A1 (EHLERT et al) 14 June 2007 (14.06.2007) entire document	1, 2, 12 ----- 3-11, 13-22, 26-27, 33-34
X — Y	US 2006/0079878 A1 (HOUSER) 13 April 2006 (13.04.2006) entire document	23-25 ----- 26-34
X — Y	US 5,879,364 A (BROMFIELD et al) 09 March 1999 (09.03.1999) entire document	35-36, 38, 40-41 ----- 8, 31, 37, 39
Y	US 2004/0094603 A1 (STEGELMANN) 20 May 2004 (20.05.2004) entire document	3-11, 14-22, 32-34
Y	US 2007/0016236 A1 (BEAUPRE) 18 January 2007 (18.01.2007) entire document	5
Y	US 6,090,120 A (WRIGHT et al) 18 July 2000 (18.07.2000) entire document	9, 22, 33
Y	US 2006/0253050 A1 (YOSHIMINE et al) 09 November 2006 (09.11.2006) entire document	13
Y	US 2002/0111622 A1 (KHANDKAR et al) 15 August 2002 (15.08.2002) entire document	28, 29
Y	US 5,167,725 A (CLARK et al) 01 December 1992 (01.12.1992) entire document	30, 37, 39
A	US 2005/0261588 A1 (MAKIN et al) 24 November 2005 (24.11.2005) see abstract	1-41
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document 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) "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 "I" 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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 November 2008		Date of mailing of the international search report 05 JAN 2009
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer:  Blaine R. Copenhaver PCT Helpdesk: 571-272-4500 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

(72)発明者 ハウザー・ケビン・エル
 アメリカ合衆国、45066 オハイオ州、スプリングボロ、フォリッジ・レーン 570

(72)発明者 バタグリア・ビンセント・ピー・ジュニア
 アメリカ合衆国、45036 オハイオ州、レバノン、ラドロー・コート 277

(72)発明者 パートケ・プライアン・ディー
 アメリカ合衆国、41075 ケンタッキー州、フォート・トーマス、ロスフォード・アベニュー
 416

Fターム(参考) 4C160 JJ23 JJ43 JJ44 MM32