

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5646949号
(P5646949)

(45) 発行日 平成26年12月24日(2014.12.24)

(24) 登録日 平成26年11月14日(2014.11.14)

(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 13 外国語出願 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2010-236717 (P2010-236717)	(73) 特許権者	510011673 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボールダー, ロングボロ ドライブ 5920, アイビー リーガル, メー ルストップ エー-36, エナジー-ペ イスト デバイシーズ, コビディエン 気付
(22) 出願日	平成22年10月21日(2010.10.21)	(74) 代理人	100107489 弁理士 大塩 竹志
(65) 公開番号	特開2011-87937 (P2011-87937A)	(72) 発明者	チャールズ ディー. アレン アメリカ合衆国 コロラド 80020, ブルームフィールド, ウィノナ サー クル 12670
(43) 公開日	平成23年5月6日(2011.5.6)		
審査請求日	平成25年7月2日(2013.7.2)		
(31) 優先権主張番号	12/582, 857		
(32) 優先日	平成21年10月21日(2009.10.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波組織感知およびフィードバックのための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波外科手術器具であって、該超音波外科手術器具は、
近位端および遠位端を有する超音波伝送部材と、
組織接触面を有する超音波作動の切断要素であって、該切断要素は、該伝送部材の該遠位端に位置する、切断要素と、

組織を締め付けるために該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材であって、該クランプ部材は、組織上の負荷変動を感知する感知機構を含む、クランプ部材と、

該伝送部材の該近位端に位置するハンドル部材であって、該切断要素に対して該クランプ部材を動かすハンドル部材と、

該超音波伝送部材の該近位端に位置するレーザ干渉構成であって、該レーザ干渉構成は、干渉計を含み、該干渉計は、少なくとも、(i) 該超音波外科手術器具の長さ にわたる超音波運動の共鳴周波数、および、(ii) 該干渉計の出力における散乱レーザ光の強度を識別し分析することによって、組織の負荷変動を感知するように構成されている、レーザ干渉構成と、

該感知機構および該レーザ干渉構成に動作可能に結合されたフィードバック機構であって、該フィードバック機構は、該負荷変動に関する情報を供給する、フィードバック機構と

を備え、

該切断要素の出力は、該フィードバック機構から供給される該感知された負荷変動に基

づいて調整される、超音波外科手術器具。

【請求項 2】

前記負荷変動は、前記切断要素、前記クランプ部材、前記ハンドル部材、または前記超音波伝送部材において感知される、請求項 1 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 3】

前記負荷変動を感知するように構成された前記超音波伝送部材の前記近位端に位置するロードセルをさらに含む、請求項 1 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 4】

前記ロードセルは、前記ハンドル部材内に位置付けられる、請求項 3 に記載の超音波外科手術器具。

10

【請求項 5】

前記レーザ干渉構成は、前記ハンドル部材内に位置付けられる、請求項 1 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 6】

前記超音波伝送部材上に位置する温度センサをさらに含み、該温度センサは、前記フィードバック機構に温度フィードバックを提供するように構成されている、請求項 1 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 7】

前記温度フィードバックは、前記組織に印加される 1 つ以上の電力レベルを調整するために使用される、請求項 6 に記載の超音波外科手術器具。

20

【請求項 8】

前記器具によって受信される前記情報は、前記組織切断要素の出力の自動調整を可能にするために、該器具の電氣的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、請求項 1 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 9】

超音波外科手術器具であって、該超音波外科手術器具は、
 近位端および遠位端を有する超音波伝送部材と、
 該伝送部材の該遠位端に位置する超音波作動の切断要素と、
 該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材と、
 該伝送部材の該近位端に位置するハンドル部材であって、該切断要素に対して該クランプ部材を動かすハンドル部材と

30

を備え、

該近位端は感知機構を含み、該感知機構は、負荷変動を感知し、該負荷変動に関する情報を該超音波外科手術器具に供給し、

該感知機構は、レーザ干渉構成を含み、該レーザ干渉構成は、干渉計を含み、該干渉計は、少なくとも、(i) 該超音波外科手術器具の長さにわたる超音波運動の共鳴周波数、および、(i i) 該干渉計の出力における散乱レーザ光の強度を識別し分析するように構成されており、

該切断要素の出力は、該感知された負荷変動に基づいて調整される、超音波外科手術器具。

40

【請求項 10】

前記感知機構は、前記超音波伝送部材の前記近位端に位置するロードセルをさらに含む、請求項 9 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 11】

前記超音波伝送部材上に位置する温度センサをさらに含む、請求項 9 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 12】

前記温度センサによって測定された温度情報は、1 つ以上の電力レベルを調整するために使用される、請求項 11 に記載の超音波外科手術器具。

【請求項 13】

50

前記器具によって受信される前記情報は、前記負荷変動の自動調整を可能にするために、該器具の電気的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、請求項9に記載の超音波外科手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(1. 技術分野)

本開示は、組織特性を感知し、測定し、調整するための超音波切断デバイスおよび方法に関する。より具体的には、本開示は、組織に印加される超音波をリアルタイムで自動的に調整するためのフィードバック機構を含む、超音波焼灼切断デバイスに関する。

10

【背景技術】

【0002】

(2. 関連技術の背景)

超音波器具は、組織の除去および血管の焼灼等の、多くの病状の治療で効果的に使用される。超音波を利用する切断器具は、切断ブレードの長手方向軸に沿って超音波変換器で振動を生成する。ブレードの長さに沿って共鳴波を配置することによって、高速の長手方向機械的運動がブレードの端で生成される。ブレードの端に伝達される機械的振動が、有機組織を切断するのに非常に効果的であり、同時に、超音波周波数を使用して生成される熱エネルギーを使用して組織を凝固させるため、これらの器具が有利である。そのような器具は、ブレードが手術部位に到達するようにトロカールを通過させられる、内視鏡または腹腔鏡的処置等の低侵襲的処置での使用に特に適している。

20

【0003】

各種の切断ブレード(例えば、長さ、材料、サイズ)について、ブレードの長さに沿って共鳴を生じる1つ以上の(周期的)駆動信号がある。共鳴は、ブレードの最適な運動、したがって、外科的処置中の最適な性能をもたらす。しかしながら、効果的な切断ブレード駆動信号を生成することは、些細な作業ではない。例えば、切断ツールに印加される周波数、電流、および電圧は全て、ツールの使用に起因する、ブレードにかかる変動負荷および温度差とともに、これらのパラメータが変化するため、動的に制御されなければならない。

【0004】

30

図1は、エンドエフェクタに超音波機械的運動を印加するために使用される、従来技術の回路のブロック概略図を示す。回路は、電源102と、制御回路104と、駆動回路106と、整合回路108と、変換器110とを含み、また、ハンドピース112と、ハンドピース112に固定され、カニューレ120によって支持される、導波管114(鎖線によって図式的に図示される)とを含む。導波管114は、遠位端におけるブレード116まで終端する。「エンドエフェクタ」118と呼ばれる締め付け機構は、導波管114のブレード部分116を露出させ、組織および他の物質と接触することを可能にする。

【0005】

駆動回路106は、高電圧自己振動信号を生成する。駆動回路106の高電圧出力は、順に変換器110に供給される駆動信号(波動)を生成する、信号平滑化構成要素を含有する整合回路108に供給される。変換器110に入力される振動は、導波管114に沿って共鳴を設定する規模および周波数で、変換器110の機械部分を前後に移動させる。共鳴器具およびその構成要素の最適な共鳴および寿命のために、変換器110に印加される駆動信号は、実用的に達成されてもよいように、正弦波と同じくらい平滑となるべきである。この理由により、整合回路108、変換器110、および導波管114は、相互と併せて稼働するように選択され、全て相互に対して周波数感受性である。

40

【0006】

典型的な圧電変換器110を駆動するために、比較的高い電圧(例えば、100V以上)が要求されるため、利用可能であり、従来の超音波切断デバイスで使用される電源は、典型的には最大で15A、120VACの電気の主管(例えば、壁コンセント)である。

50

したがって、大部分の超音波切断デバイスは、図1および2に示されたものに似ており、電力の供給のために電気の主206に差込まれる電気コード204とともにカウンタトップボックス202を利用する。共鳴は、整合回路108および駆動回路106の出力の間に閉ループを作成する、位相ロックループ(PLL)によって維持される。この理由で、従来技術のデバイスでは、カウンタトップボックス202は、駆動および制御電気機器104、106ならびに整合回路108の全てを含む。供給コード208は、ボックス202からハンドピース112内の変換器110へ、それにより、導波管114へ、正弦波形を送達する。

【0007】

整合回路108、変換器110、および導波管114の周波数感度により、不利点が従来技術に存在する。整合回路108および駆動回路104の出力の間に位相ロックループフィードバック回路を有することによって、整合回路108は、ボックス202の中で駆動回路108の付近に位置し、供給コード208の長さによって変換器110から分離される必要がある。この構造は、超音波周波数伝送の一般的な産物である、伝送損失および電氣的寄生を導入する。

【0008】

加えて、従来技術のデバイスは、変換器に印加される定電流を監視し、維持することによって、変動する導波管114の負荷条件において共鳴を維持しようとする。しかしながら、変換器110に印加される電流と振幅との間の唯一の予測可能な関係が、共鳴している。したがって、定電流があると、導波管114に沿った波動の振幅は、全ての周波数にわたって一定ではない。したがって、従来技術のデバイスが負荷を受けると、導波管114の動作は、共鳴することが保証されず、電流が維持され、一定に保たれているため、導波管114上の運動の量が大いに変動してもよい。この理由により、定電流を維持することは、導波管114の一定の運動を維持する効果的な方法ではない。

【0009】

さらに、従来技術では、ハンドピース112および変換器110は、有限使用回数後に交換されるが、ハンドピース112よりもはるかに高価であるボックス202は交換されない。そのようなものとして、新しい交換用ハンドピース112および変換器110の導入は、周波数感受性構成要素(108、110、および112)の間で不整合を頻繁に引き起こし、それにより、導波管114に導入される周波数および組織に印加されるエネルギーを不利に改変する。そのような不整合を回避する1つの方法は、従来の回路がそれら自体を精密周波数に制限することである。この精度は、それとともに費用の有意な増加をもたらす。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

これら全ての周波数制御配列にもかかわらず、組織へのエネルギー送達の制御、および組織治療が最適なレベルに到達した時の判定において、改良の継続的必要性がある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本開示は、負荷変動を伴う出力を測定し、調整することによって、他の方法の欠点を克服することを目的とする。具体的には、近位端および遠位端を有する超音波伝送部材を含む、組織にエネルギーを印加するための超音波外科手術器具が提示される。組織接触面を有する、超音波作動切断要素が提供され、伝送部材の遠位端に位置する。クランプ部材が、組織を締め付けるために、切断要素に隣接して支持され、クランプ部材は、組織上の負荷変動を感知するための感知機構を含む。ハンドル部材が、切断組織に対してクランプ部材を動かすために、伝送部材の近位端に位置し、フィードバック機構が、負荷変動に関する情報を供給するために位置する。組織切断要素の出力は、フィードバック機構に供給される、感知した負荷変動に基づいて調整される。

【0012】

10

20

30

40

50

本開示はさらに、伝送部材の遠位端に、組織接触面を有する超音波作動切断要素を位置付けるステップと、組織を締め付けるために、切断要素に隣接してクランプ部材を位置付けるステップと、伝送部材の近位端に位置するハンドル部材を介して、切断要素に対してクランプ部材を動かすステップとを含む、組織にエネルギーを印加するための方法を含む。方法はさらに、感知機構を介して組織上の負荷変動を感知するステップと、感知機構に動作可能に連結されるフィードバック機構を介して、超音波外科手術器具に、負荷変動に関する情報を供給するステップとを含む。方法はさらに、フィードバック機構から供給される、感知した負荷変動に基づいて切断要素を調整するステップを含む。

【0013】

本開示はさらに、近位端および遠位端を有する超音波伝送部材を含む、超音波外科手術器具に関する。器具はさらに、伝送部材の遠位端に位置する、超音波作動切断要素と、切断要素に隣接して支持される、クランプ部材と、切断要素に対してクランプ部材を動かす、伝送部材の近位端に位置するハンドル部材とを含む。近位端は、負荷変動を感知し、負荷変動に関する情報を供給する、感知機構を含む。組織切断要素の出力は、フィードバック機構に供給される、感知した負荷変動に基づいて調整される。

【0014】

本開示の特性と見なされる他の特徴を、添付の請求項で説明する。必要に応じて、本開示の詳細な実施形態を本明細書で開示するが、開示された実施形態は、種々の形態で具現化されてもよい、本開示の実施例にすぎないことを理解されたい。したがって、本明細書で開示される具体的な構造および機能的詳細は、限定的と解釈されるものではないが、請求項の根拠として、および、事実上いかなる適切に詳述された構造でも本開示を様々に採用するように当業者を教示するための代表的根拠として解釈されるにすぎない。さらに、本明細書で使用される用語および語句は、限定的となることを目的とせず、むしろ、本開示の理解可能な説明を提供することを目的とする。本明細書は、新規と見なされる本開示の特徴を定義する請求項で完結するが、本開示は、図面と併せて以下の説明を考慮することから、より良好に理解されると考えられ、図中、類似参照数字が繰り越される。図面は、一定の縮尺で描かれていない。

【0015】

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

(項目1)

近位端および遠位端を有する超音波伝送部材と、
 組織接触面を有する超音波作動切断要素であって、該超音波作動切断要素は、該伝送部材の該遠位端に位置する、超音波作動切断要素と、
 組織を締め付けるための、該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材であって、該クランプ部材は、組織上の負荷変動を感知する感知機構を含む、クランプ部材と、
 該切断要素に対して該クランプ部材を動かす、該伝送部材の該近位端に位置するハンドル部材と、
 該負荷変動に関する情報を供給する、該感知機構に動作可能に連結されるフィードバック機構と
 を備え、該切断要素の出力は、該フィードバック機構から供給される該感知された負荷変動に基づいて調整される、超音波外科手術器具。

(項目2)

上記負荷変動は、上記器具の長さにわたって位置する共振パターンまたは振動パターンを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目3)

上記負荷変動は、上記切断要素、上記クランプ部材、上記ハンドル部材、または上記超音波伝送部材において感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目4)

上記負荷変動は、ロードセルによって感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

10

20

30

40

50

(項目5)

上記ロードセルは、上記ハンドル部材内に位置付けられる、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目6)

上記負荷変動は、レーザ干渉構成によって感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目7)

上記レーザ干渉構成は、上記ハンドル部材内に位置付けられる、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目8)

上記情報は、超音波情報を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

10

(項目9)

上記超音波情報は、上記組織に印加される1つ以上の電力レベルを調整するために使用される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目10)

上記器具によって受信される上記情報は、上記組織切断要素の出力の自動調整を可能にするために、該器具の電氣的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目11)

超音波外科手術器具であって、
近位端および遠位端を有する超音波伝送部材と、
該伝送部材の該遠位端に位置する超音波作動切断要素と、
該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材と、
該切断要素に対して該クランプ部材を動かす、該伝送部材の該近位端に位置するハンドル部材と
を備え、該近位端は感知機構を含み、該感知機構は、負荷変動を感知し、該負荷変動に関する情報を該超音波外科手術器具に供給し、
該切断要素の出力は、該感知された負荷変動に基づいて調整される、器具。

20

(項目12)

上記負荷変動は、上記器具の長さによって位置する共振パターンまたは振動パターンを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

30

(項目13)

上記感知機構は、ロードセルを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目14)

上記感知機構は、レーザ干渉構成を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目15)

上記情報は、超音波情報を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目16)

上記超音波情報は、1つ以上の電力レベルを調整するために使用される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

40

(項目17)

上記器具によって受信される上記情報は、上記負荷変動の自動調整を可能にするために、該器具の電氣的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目1a)

近位端および遠位端を有する超音波伝送部材と、
組織接触面を有する超音波作動切断要素であって、該超音波作動切断要素は、該伝送部材の該遠位端に位置する、超音波作動切断要素と、

50

組織を締め付けるための、該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材であって、該クランプ部材は、組織上の負荷変動を感知する感知機構を含む、クランプ部材と、

該切断要素に対して該クランプ部材を動かす、該伝送部材の該近位端に位置するハンドル部材と、

該負荷変動に関する情報を供給する、該感知機構に動作可能に連結されるフィードバック機構と

を備え、該切断要素の出力は、該フィードバック機構から供給される該感知された負荷変動に基づいて調整される、超音波外科手術器具。

(項目 2 a)

上記負荷変動は、上記器具の長さにわたって位置する共振パターンまたは振動パターンを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

10

(項目 3 a)

上記負荷変動は、上記切断要素、上記クランプ部材、上記ハンドル部材、または上記超音波伝送部材において感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 4 a)

上記負荷変動は、ロードセルによって感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 5 a)

上記ロードセルは、上記ハンドル部材内に位置付けられる、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

20

(項目 6 a)

上記負荷変動は、レーザ干渉構成によって感知される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 7 a)

上記レーザ干渉構成は、上記ハンドル部材内に位置付けられる、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 8 a)

上記情報は、超音波情報を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 9 a)

上記超音波情報は、上記組織に印加される 1 つ以上の電力レベルを調整するために使用される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

30

(項目 10 a)

上記負荷変動は、組織のインピーダンス、組織の種類、組織の透明度、組織の柔軟性、組織の温度、上記切断要素の温度、組織中の含水量、組織中の水分運動性、およびエネルギー送達のうちの少なくとも 1 つを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 11 a)

上記器具によって受信される上記情報は、上記組織切断要素の出力の自動調整を可能にするために、上記器具の電氣的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

40

(項目 12 a)

近位端および遠位端を有する超音波外科手術器具を介して、エネルギーを印加する方法であって、

伝送部材の遠位端に、組織接触面を有する超音波作動切断要素を位置付けるステップと、

組織を締め付けるために、上記切断要素に隣接してクランプ部材を位置付けるステップと、

上記伝送部材の上記近位端に位置するハンドル部材を介して、上記切断要素に対して上記クランプ部材を動かすステップと、

感知機構を介して組織上の負荷変動を感知するステップと、

50

上記感知機構に動作可能に連結されるフィードバック機構を介して、上記超音波外科手術器具に、上記負荷変動に関する情報を供給するステップと、

上記フィードバック機構から供給される、上記感知した負荷変動に基づいて上記切断要素を調整するステップと

を含む、方法。

(項目 13 a)

上記負荷変動は、上記器具の長さによって位置する共振または振動パターンを含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 14 a)

上記切断要素、上記クランプ部材、上記ハンドル部材、または上記超音波伝送部材における上記負荷変動を感知するステップをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 15 a)

ロードセルで上記負荷変動を感知するステップをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 16 a)

上記ハンドル部材内に上記ロードセルを位置付けるステップをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 17 a)

レーザ干渉構成で上記負荷変動を感知するステップをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 18 a)

上記ハンドル部材内に上記レーザ干渉構成を位置付けるステップをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 19 a)

超音波外科手術器具であって、
近位端および遠位端を有する、超音波伝送部材と、
上記伝送部材の上記遠位端に位置する、超音波作動切断要素と、
上記切断要素に隣接して支持される、クランプ部材と、
上記切断要素に対して上記クランプ部材を動かす、上記伝送部材の上記近位端に位置するハンドル部材と

を備え、近位端は、負荷変動を感知し、上記負荷変動に関する情報を上記超音波外科手術器具に供給する、感知機構を含み、

上記切断要素の出力は、上記感知した負荷変動に基づいて調整される、器具。

(項目 20 a)

上記負荷変動は、上記器具の長さによって位置する共振または振動パターンを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 21 a)

上記感知機構は、ロードセルを含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 22 a)

上記感知機構は、レーザ干渉構成を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 23 a)

上記情報は、超音波情報を含む、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 24 a)

上記超音波情報は、1つ以上の電力レベルを調整するために使用される、上記項目のいずれかに記載の超音波外科手術器具。

(項目 25 a)

上記器具によって受信される上記情報は、上記負荷変動の自動調整を可能にするために、上記器具の電氣的活性化中にリアルタイムで自動的に提供される、上記項目のいずれか

10

20

30

40

50

に記載の超音波外科手術器具。

【0016】

(摘要)

近位端および遠位端を有する超音波伝送部材を含む超音波外科手術器具が提供される。この器具は、また、組織接触面を有する超音波作動切断要素と、組織を締め付けるための、該切断要素に隣接して支持されるクランプ部材とを含む。このクランプ部材は、負荷変動を感知する感知機構を含む。伝送部材の近位端に位置するハンドル部材は、切断要素に対してクランプ部材を動かす。また、フィードバック機構は、感知機構に動作可能に連結される、負荷変動に関する情報を供給し、切断要素の出力は、この感知された負荷変動に基づいて調整される。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

図を参照して、本開示の種々の実施形態を本明細書において以下で説明する。

【図1】図1は、ブロック図形態における、別個の電力、制御、駆動、および整合構成要素を伴う従来技術の超音波切断デバイスの構成要素の説明図である。

【図2】図2は、図1の従来技術の超音波切断デバイスを図示する概略図である。

【図3】図3は、本開示の実施形態例による、超音波切断デバイスのブロック回路図である。

【図4】図4は、本開示の実施形態例による、完全に統合された制御、駆動、および整合構成要素と、可撤性変換器および電力供給部とを伴う、超音波切断デバイスハンドルの側面図である。

20

【図5】図5は、本開示の実施形態例による、統合された制御、駆動、および整合構成要素と、その中の可撤性電力供給部とを示すように、左側のシェルが除去され、上部スライドカバーが除去されている、図4のハンドルの側面図である。

【図6】図6は、本開示の実施形態例による、図5のハンドルから除去された変換器アセンブリの斜視図である。

【図7】図7は、本開示の実施形態例による、図6の変換器アセンブリの部分的に隠れた斜視図である。

【図8】図8は、本開示の実施形態例による、図5のハンドルに示されたパックの部分的に隠れた斜視図である。

30

【図9】図9は、本開示の実施形態例による、変換器および発電機と、可撤性電力供給部と、スピンドルに取り付けられたブレードおよび導波管とを示すように、左側のシェルが除去されている、ハンドルの側面図である。

【図10】図10は、本開示の実施形態例による、発電機と、変換器および発電機の変換器アセンブリとの間の電子結合を示すように、左側のシェルが除去されている、ハンドルの側面図である。

【図11】図11は、本開示の実施形態例による、変換器、発電機、およびロードセルを示すように、左側のシェルが除去されている、ハンドルの側面図である。

【図12】図12は、本開示の実施形態例による、変換器、発電機、およびレーザ干渉構成を示すように、左側のシェルが除去されている、ハンドルの側面図である。

40

【図13】図13は、本開示の実施形態例による、図12に示されるようなレーザ干渉計である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

添付の図面を参照して、本開示の特定の実施形態を説明する。以下の説明では、不必要な詳細において本開示を曖昧にすることを回避するために、周知の機能または構造を詳細に説明しない。

【0019】

開示された実施形態は、種々の形態で具現化されてもよい、本開示の実施例にすぎないことを理解されたい。したがって、本明細書で開示される具体的な構造および機能的詳細

50

は、限定的と解釈されるものではないが、請求項の根拠として、および、事実上いかなる適切に詳述された構造でも本開示を様々に採用するように当業者を教示するための代表的根拠として解釈されるにすぎない。さらに、本明細書で使用される用語および語句は、限定的となることを目的とせず、むしろ、本開示の理解可能な説明を提供することを目的とする。

【 0 0 2 0 】

本開示を開示し、説明する前に、本明細書で使用される用語は、特定の実施形態を説明する目的によるものにすぎず、限定的となることを目的としない。本書では、本明細書で使用されるような「1つの」という用語は、1つまたは2つ以上として定義される。本明細書で使用されるような「複数」という用語は、2つまたは2つ以上として定義される。本明細書で使用されるような「別の」という用語は、少なくとも第2またはそれ以上として定義される。本明細書で使用されるような「を含む」および/または「有する」は、「備える」として定義される（すなわち、非限定的用語）。本明細書で使用されるような「連結される」という用語は、必ずしも直接ではなく、かつ必ずしも機械的ではないが、「接続される」として定義される。第1および第2、最上部および底部、ならびに同等物等の関係語は、1つの実体または作用と別の実体または作用を区別するために、そのような実体または作用の間でいずれの実際のそのような関係または順番も必ずしも要求または暗示することなく、単独で使用されてもよい。「備える」、「～を備える」、またはその任意の他の変化形といった用語は、要素の一覧を備える過程、方法、部品、または装置が、これらの要素を含むだけでなく、明示的に記載されていない、あるいはそのような過程、方法、部品、または装置に固有の他の要素を含んでもよいように、非排他的包含を網羅することを目的とする。「・・・を備える」が続く要素は、さらなる制約を伴わずに、該要素を備える過程、方法、部品、または装置における付加的な同一要素の存在を除外する。

【 0 0 2 1 】

本明細書で使用されるように、「約」または「ほぼ」という用語は、明示的に示されているか否かにかかわらず、全ての数値に該当する。これらの用語は、概して、当業者が記載された値に同等であると見なす（すなわち、同じ機能および結果を有する）数の範囲を指す。多くの場合において、これらの用語は、最も近い有効数字まで四捨五入される数を含んでもよい。本書では、「長手方向の」という用語は、説明されている物体の伸長方向に対応する方向を意味すると理解されたい。

【 0 0 2 2 】

本明細書で説明される本開示の実施形態は、1つ以上の従来のプロセッサと、ある非プロセッサ回路および他の要素と併せて、本明細書で説明される超音波切断デバイスの機能のうちのいくつか、大部分、または全てを実装するように、1つ以上のプロセッサを制御する、独自の記憶されたプログラム命令とから成ってもよいことを理解されたい。非プロセッサ回路は、信号ドライバ、クロック回路、電源回路、およびユーザ入出力要素を含んでもよいが、それらに限定されない。代替として、いくつかまたは全ての機能は、記憶されたプログラムを持たない状態機械によって、または、各機能あるいは特定の機能のいくつかの組み合わせがカスタム論理として実装される特定用途向け集積回路（ASIC）において、実装することができる。当然ながら、2つのアプローチの組み合わせも使用することができる。したがって、これらの機能のための方法および手段を本明細書で説明している。

【 0 0 2 3 】

本開示は、一実施形態によれば、組織に印加される超音波をリアルタイムで自動的に調整するために、フィードバック機構を含む、軽量で手持ち型の超音波切断デバイスを提供することによって、従来技術に関連する問題を克服する。

【 0 0 2 4 】

図3を参照すると、マイクロプロセッサ302と、クロック330と、メモリ326と、電力供給部304（例えば、バッテリー）と、スイッチ306（例えば、MOSFET電力スイッチ）と、駆動回路308（PLL）と、変圧器310と、信号平滑化回路312

10

20

30

40

50

(整合回路とも呼ばれる) と、感知回路 3 1 4 と、変換器 3 1 6 と、本明細書では単純に導波管 3 1 8 と呼ばれる、超音波切断ブレード 3 1 8 の中へ終端する導波管とを含む、ブロック回路図 3 0 0 が示されている。ブロック回路図 3 0 0 はまた、導波管 3 1 8 を覆い、支持するためのカニューレ 3 2 0 も含む。本明細書で使用されるような、「導波管運動生成アセンブリ」は、少なくとも変換器 3 1 6 を含むサブアセンブリであるが、駆動回路 3 0 8 (P L L)、変圧器 3 1 0、信号平滑化回路 3 1 2、および/または感知回路 3 1 4 等の、他の構成要素も含んでもよい。ブロック回路図 3 0 0 はまた、ディスプレイ 3 2 2 と、オン/オフスイッチ 3 2 4 と、温度センサ 3 3 2 とを含んでもよい。

【 0 0 2 5 】

動作中、バッテリー 3 0 4 の出力は、プロセッサ 3 0 2 に供給され、プロセッサ 3 0 2 に電力供給する。プロセッサ 3 0 2 は、信号を受信および出力し、以下で説明されるように、カスタム論理に従って、またはプロセッサ 3 0 2 によって実行されるコンピュータプログラムに従って機能する。ブロック回路図 3 0 0 はまた、コンピュータ可読命令およびデータを記憶する主要メモリ 3 2 6 を含んでもよい。

10

【 0 0 2 6 】

バッテリー 3 0 4 の出力はまた、プロセッサ 3 0 2 によって制御される負荷サイクルを有するスイッチ 3 0 6 にも供給される。スイッチ 3 0 6 のオン時間を制御することによって、プロセッサ 3 0 2 は、変換器 3 1 6 に最終的に送達される電力の総量を決定することができる。スイッチ 3 0 6 の出力は、例えば、位相検出 P L L および/または低域通過フィルタおよび/または電圧制御発振器を含有する、駆動回路 3 0 8 に供給される。スイッチ 3 0 6 の出力は、出力信号の電圧および電流 (図 3 ではそれぞれ、 $A D 2 \quad V \quad I n$ および $A D 3 \quad I \quad I n$ と呼ばれる) を判定するようにプロセッサ 3 0 2 によってサンプリングされる。これらの値は、スイッチ 3 0 6 のパルス幅変調を調整するために、フィードバック構造で使用される。

20

【 0 0 2 7 】

スイッチ 3 0 6 から信号を受信する駆動回路 3 0 8 は、単一の超音波周波数、例えば、5 5 k H z を有する電気信号 (図 3 では V C O と呼ばれる) にスイッチ 3 0 6 の出力を変える、振動性回路を含む。この超音波形態の平滑化版は、導波管 3 1 8 に沿って共鳴正弦波を生成するように、最終的に変換器 3 1 6 に供給される。共鳴は、電流および電圧が変換器 3 1 6 の入力において実質的に同相である時に達成される。この理由により、駆動回路 3 0 8 は、変換器 3 1 6 に入力された電流および電圧を感知するため、ならびに電流および電圧を相互と同期化させるために、P L L を使用する。この感知は、線 3 2 8 上で行われる。

30

【 0 0 2 8 】

駆動回路 3 0 8 の出力には、低電圧信号をより高い電圧に設定することができる変圧器 3 1 0 がある。変圧器 3 1 0 の前の全ての電圧降下は、低い (すなわち、バッテリー駆動された) 電圧で行われていることが留意される。これは、少なくとも部分的には、駆動回路 3 0 8 が低オン抵抗 M O S F E T 切替デバイスを有利に使用するという事実によるものである。

【 0 0 2 9 】

図 4 から 8 は、図 3 に図示された構成要素を担持および/または含有するのに好適な「ガン」型デバイス 1 3 0 0 の種々の実施形態例を図示する。より具体的には、図 5 の切断図に示されるように、超音波手術デバイス 1 3 0 0 は、水密性密閉可能バッテリー担持区画 1 4 2 2 を有する、使い捨て超音波切断ツールハンドル 1 4 0 8 と、バッテリー担持区画 1 4 2 2 と電気接触している駆動波生成回路 1 4 2 0 と、ハンドルの外部からアクセス可能であり、超音波導波管 1 3 1 0 を受け入れ、変換器 1 3 0 2 に物理的に連結するように配置される、導波管取付ドック 1 4 0 6 を通してハンドル 1 4 0 8 に連結された導波管 1 3 1 0 (図 4 では点線として表されている) に変換器 1 3 0 2 を解放可能に物理的に連結するように動作可能である、変換器取付ドック 1 4 0 4 とを含む。

40

【 0 0 3 0 】

50

超音波手術デバイス 1300 は、その中にバッテリー 1700 を受容するように成形されるバッテリー担持区画 1422 を画定し、超音波導波管 1310 の近位端を、それを通る超音波変換器 1302 に連結するように動作可能である、使い捨てハンドル本体 1308 を含む。ハンドル本体 1308 はさらに、導波管 1310 の近位端を変換器 1302 に整合させ、取り付けのように成形される導波管取付ドック 1428 を含み、それにより、変換器 1302 が変換器ドック 4102 にドッキングされ、導波管 1310 が導波管取付ドック 1428 にドッキングされると、少なくとも部分的に本体内で導波管 1310 および変換器 1302 を担持する。

【0031】

ハンドル本体 1308 の上部分は、バッテリー 1700 および変換器がそれぞれバッテリー担持区画 1422 の中に配置されると、バッテリー 1700 および変換器 1302 と電気接触している、使い捨て駆動波生成回路 1420 を収納する。生成回路 1420 は、変換器が導波管 1310 に連結されると、変換器を励起させることによって、導波管に沿って超音波運動を生成するのに十分な出力波形を生成するように動作可能である。

【0032】

変換器 1302 は、概して、導波管 1310 上に変換器 1302 をネジで締めることによって固定され、両方とも少なくとも部分的に変換器ポート 1404 内にある。ハンドル 1408 と変換器 1302 との間の物理的連結は、いったん取り付けられると、水密性であってもよく、いくつかの実施形態では、無菌性であってもよい。変換器 1302 は、適正な周波数および力で導波管 1310 に物理的力を付与し、バッテリー 1700 から電力を受容する。変換器アセンブリ 1302 を、以下で説明される図 6 および 7 でより詳細に示す。

【0033】

図 6 を参照すると、再利用可能コードレス変換器アセンブリ 1402 が、デバイス 1300 とは別に示されている。変換器アセンブリ 1402 は、導波管に付着することができ、変換器シャフト 1504 の起動時に、取り付けられた導波管を励起させる、すなわち、導波管の長さに沿って超音波を付与する、超音波導波管連結部 1508 を伴うシャフト 1504 を含む。変換器アセンブリ 1402 はまた、環境から内部稼働構成要素（図 7 参照）を保護し、密閉する、筐体 1506 も有する。変換器アセンブリ 1402 がデバイス 1300 から選択的に取り外し可能であることが有利である。別個の構成要素として、変換器アセンブリ 1402 は、医学的に消毒または滅菌され、例えば、オートクレーブに入れられ、複数の手術に使用されてもよいが、安価なガン自体が使い捨てであってもよい。加えて、変換器アセンブリ 1402 は、複数のガンで、または処分される必要がある前に所望の最大回数まで同じガンで使用されてもよい。

【0034】

図 7 は、変換器アセンブリ 1302 の一実施形態例を示す。筐体 1506 内には、可動シャフト 1504 がある。シャフト 1504 の一方の端 1606 における圧電水晶スタック 1604 の中で電界が生成されると、シャフト 1504 は、筐体 1506 内で、かつ筐体 1506 内に対して横方向に移動する。この実施形態では、導波管連結器 1508 は、雄型であり、適切量のトルクによりネジ山 1610 の上に導波管 1310 をネジで締めることによって、変換器アセンブリ 1302 を導波管 1310 に固定するために使用される、ネジ山 1610 を含む。対照的に、図 6 では、導波管連結器 1508 は、導波管が導波管連結器 1508 にねじ込まれることを可能にする、雌型であった。

【0035】

変換器 1402 の一つの特徴は、同時に機械的かつ電氣的に接続する能力である。図 6 は、変換器 1402 の電気コネクタリング 1510 の実施形態例を示す。変換器 1402 が、導波管連結部 1508 によって、ハンドル 1408 に取り付けられた導波管に連結されていると、コネクタリング 1510 は、例えば、一式の電力接点（図示せず）と接触させられる。電力接点は、圧電水晶スタック 1604 を、ハンドル 1408 の電源 1700 と接触させる。加えて、変換器アセンブリ 1302 および変換器アセンブリ筐体 1404

10

20

30

40

50

は、外科用流体が変換器アセンブリ 1302 に接触するという珍しい事象において、筐体 1506 の内部に自らを導入しないように、密閉されてもよい。

【0036】

ガン 1300 は、本開示の実施形態例によれば、そのハンドル 1408 内に、図 8 で詳細に示された、電力アセンブリ 1700 (電源 1702 および発電機 1704 を含む) を有する。電力アセンブリ 1700 内のバッテリー 1702 は、単一のバッテリーまたはユニットとして動作する複数の電池であってもよい。

【0037】

バッテリー 1702 は、図 3 に示され、上記で説明される構成要素のうちの一つかまたは全てを含んでもよい、発電機 1704 に電力供給する。具体的には、発電機 1704 は、変換器に電力供給し、図 3 のプロセッサ 302、スイッチ 306 (例えば、MOSFET 電力スイッチ)、駆動回路 308 (PLL)、変圧器 310、信号平滑化/整合回路 312、および感知回路 314 を含む。

【0038】

例えば、図 5 に示されるように、ハンドル 1408 には、例えば、その底部 1401 において、閉鎖可能なドア 1412 が提供される。これは、種々の可能なアセンブリを提供する。1つのアセンブリでは、変換器連結ポート 1404 と、トリガ機構 1418 とを含む、ガン本体 1414 は、使い捨てであり、通常は 1 回の手術以上に使用されない。

【0039】

図 4 および 5 に関して、電力アセンブリ 1700 とともにデバイスを使用するための手順を説明する。動作中、滅菌野内の個人が、新しい滅菌ガン本体 1408 を含有する密閉包装を開け、手術中に使用するためにそれを取り出す。ガン本体 1408 は、カニューレ 320 および導波管 1310 (鎖線で示される) をすでに含んでもよく、または包装が開かれた後にカニューレ 320 および導波管 1310 に連結されてもよい。次に、滅菌 (加熱滅菌した) 変換器アセンブリ 1302 が、ガン本体 1408 に挿入され、導波管 1310 に適切に取り付けられる。次いで、外科医が、ガン本体 1408 (ドア 1412 が開いている) の下面を外回り看護師に提示し、看護師は、ガン本体 1408 の外部に接触することなく、電力アセンブリ 1700 をガンハンドル 1408 のグリップ部分 1424 の中に投入する。次いで、手術野内の誰か (例えば、外科医) が、ドア 1412 を閉め、それにより、滅菌シール 1401 を通してガン 1300 内で非滅菌電力アセンブリ 1700 を固定し、それが滅菌野を汚染することを防止する。電力アセンブリ 1700 がハンドル 1408 内で密閉されるため、それは手術中にガン野の「外側」にある。

【0040】

図 9 - 10 は、ブレード 2504 を伴う導波管 2508 を含み、かつ上記で説明されるような変換器および発電機を含む、本開示の実施形態例を示す。

【0041】

ここで図 9 を参照して、超音波運動発電機アセンブリ 2502 がハンドル 2514 に連結されると、変換器 2516 は、変換器取付ポート 2518 および導波管取付ポート 2520 を通して、導波管 2508 に解放可能に物理的に連結させられる。導波管 2508 が十分な力でネジ山 1610 (図 7 参照) に取り付けられてもよいように、変換器アセンブリ 2516 は、固定回転位置に一時的に係止されてもよいことが構想される。導波管 2508 と変換器アセンブリ 2516 との間のこの物理的連結は、電力が変換器アセンブリ 2516 に印加された時に、変換器アセンブリ 2516 が導波管 2508 に運動を付与することを可能にする。

【0042】

ガン 2500 は、導波管 2508 に付着するスピンドル 2506 を有する。スピンドル 2506 は、外科医が、スピンドル 2506、したがって、取り付けられた導波管 2508、および導波管 2508 に取り付けられる変換器アセンブリ 2516 を容易に回転させることを可能にする、刻み目を有する。そのような構成は、手術中に適正な切断ブレード角度を得るために有用である。この回転を提供するために、一実施形態例では、変換器ア

10

20

30

40

50

センブリ 2 5 1 6 は、変換器筐体 2 5 1 0 内で自由に回転することができる。

【 0 0 4 3 】

変換器アセンブリ 2 5 1 6 および導波管 2 5 0 8 の初期連結中、必要なことは、変換器アセンブリ 2 5 1 6 および導波管 2 5 0 8 のうちの 1 つが相互に対して比較的静止したままであることである。本開示の一実施形態例によれば、変換器アセンブリ 2 5 1 6 が筐体 2 5 1 0 の内側に位置する時（その場合、例えば、導波管 2 5 0 8 が固定されている時に手で安定状態を保つことによって、操作者によって容易に固定することができない）、超音波運動発電機アセンブリ 2 5 0 2 には、筐体 2 5 1 0 の陥凹の中へ摺動するボタン（図示せず）が提供され、または代替として、最大回転角度で変換器アセンブリ 2 5 1 6 の回転を固定することによって、例えば、3 6 0 度回転である最大回転にいったん達すると、追加回転が不可能であり、導波管 2 5 0 8 がその上にネジで締められてもよい。当然ながら、反対方向への最大回転は、導波管 2 5 0 8 が除去されることも可能にする。

10

【 0 0 4 4 】

図 1 0 は、発電機アセンブリ 2 5 1 2 に対する変換器アセンブリ 2 5 1 6 の物理的回転が可能であるように、どのように発電機アセンブリ 2 5 1 2 および変換器アセンブリ 2 5 1 6 が電気的に連結されるかという一実施例を示す。この実施例では、発電機アセンブリ 2 5 1 6 は、変換器アセンブリ 2 5 1 6 に隣接して、その下面から突出する一对の接点 2 6 0 2 を有する。必要な時に駆動信号が変換器アセンブリ 2 5 1 6 に着実に印加されてもよいように、発電機アセンブリ 2 5 1 2 への変換器アセンブリ 2 5 1 6 の近接性は、一对の接点 2 6 0 2（丸で囲まれている）のうちの 1 つを、変換器本体 2 6 1 0 における一对の接触リング 2 6 0 4 と物理的に連通させる。有利なことには、一对の接点 2 6 0 2 は、変換器アセンブリ 2 5 1 6 の回転角度にかかわらず、電気接触を維持する。したがって、変換器アセンブリ 2 5 1 6 は、回転の最大角度または数に関する制限なく回転してもよい。

20

【 0 0 4 5 】

図 4 - 1 0、特に、図 9 を参照すると、本開示の実施形態例は、フィードバック機構を含む。例えば、複数のセンサ 2 5 7 0（図 9 参照）が、ガン 2 5 0 0 のブレード 2 5 0 4 に位置してもよい。複数のセンサ 2 5 7 0 は、ガン 2 5 0 0 の遠位端から近位端まで延在する 1 つ以上のワイヤ 2 5 7 2 を介して、フィードバック機構 2 5 7 4 に接続されてもよい。1 つ以上のワイヤ 2 5 7 2 は、導波管 2 5 0 8 内に位置付けられる。しかしながら、当業者であれば、複数のセンサ 2 5 7 0 をフィードバック機構 2 5 7 4 に結合するためのワイヤの外部構成を検討してもよい。フィードバック機構 2 5 7 4 は、ハンドル 2 5 1 4 またはガン 2 5 0 0 の任意の他の部分内に位置付けられてもよい。フィードバック機構 2 5 7 4 は、ガン 2 5 0 0 の外側部分の上にさえも位置付けられてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

フィードバック機構 2 5 7 4 は、より効果的な結紮、切断、解離、凝固等を可能にするように、提供される任意のセンサ 2 5 7 0 と相互作用するように提供されてもよい。例えば、フィードバック機構 2 5 7 4 は、組織温度あるいは超音波または電気インピーダンスが所定の最大値を超えていることを、複数のセンサ 2 5 7 0 のうちの 1 つ以上のセンサが示す場合に、ガン 2 5 0 0 の動作を終了させてもよい。フィードバック機構 2 5 7 4 は、ガン 2 5 0 0 を操作する際に、さらなる融通性を外科医に提供するように、外科医によって、選択的に起動および動作停止され、および/または、制御または監視されてもよい。超音波周波数においてガン 2 5 0 0 のエンドエフェクタを起動または励起させることにより、隣接組織内で局所熱を生成する長手方向振動運動を誘発する。

40

【 0 0 4 7 】

変換器 2 5 1 6 は、ハンドル 2 5 1 4 の中の 1 つ以上の圧電または磁歪要素から構成されてもよい。変換器 2 5 1 6 によって生成される振動は、変換器 2 5 1 6 から外科的エンドエフェクタまで延在する超音波導波管を介して、ブレード 2 5 0 4 に伝送される。導波管 2 5 0 4、2 5 0 8 は、変換器 2 5 1 6 と同じ周波数で共鳴するように設計される。ブレード 2 5 0 4 が変換器 2 5 1 6 に取り付けられると、全体的な系統周波数は、変換器 2

50

5 1 6 自体と同じ周波数であってもよい。しかしながら、変換器 2 5 1 6 およびブレード 2 5 0 4 は、2 つの異なる周波数で共鳴するように設計されてもよく、接合または連結されると、第 3 の周波数で共鳴してもよいことが検討される。

【 0 0 4 8 】

ガン 2 5 0 0 のブレード 2 5 0 4 は、組織が先端に適用されていない時に、約 5 5 k H z の周波数で動作または振動する。組織が先端に適用されると、先端またはブレード 2 5 0 4 は、5 5 k H z 以外の周波数で振動してもよい。そのような周波数は、例えば、組織の厚さに依存する。したがって、組織は、ブレード 2 5 0 4 に負荷を印加する。負荷は、外科処置中にガン 2 5 0 0 が使用されるにつれて変化してもよい、可変負荷である。本開示の実施形態例は、ガン 2 5 0 0 が起動された時に何が負荷を引き起こしているかを、ガン 2 5 0 0 が判定することを可能にする。負荷は、いくつかの変数またはパラメータによって引き起こされる場合がある。例えば、そのような負荷変動パラメータは、組織のインピーダンス、組織の種類、組織の透明度、組織の柔軟性、および組織の温度を含んでもよいが、それらに限定されない。

10

【 0 0 4 9 】

導波管 2 5 0 8 またはブレード 2 5 0 4 はまた、切断要素の温度、組織中の含水量、組織中の水分運動性、およびエネルギー送達等であるが、それらに限定されない、いくつかの異なる変数またはパラメータを測定するための複数のセンサ 2 5 7 0 を含んでもよい。センサ 2 5 7 0 は、組織またはガン 2 5 0 0 と関連する 1 つ以上のパラメータ（または変数）を測定し、他のコントローラと動作可能に通信するガン 2 5 0 0 内のコントローラ機構（図示せず）にそのような情報を中継して、センサ 2 5 7 0 によって提供された情報に基づいて、1 つ以上の感知および測定したパラメータをリアルタイムで自動的に調整してもよい。

20

【 0 0 5 0 】

導波管 2 5 0 8 および / またはブレード 2 5 0 4 の運動のこれらの変化は、測定され、1 つ以上のパラメータの自動リアルタイム調整を提供するように、ガン 2 5 0 0 のコントローラ（図示せず）にフィードバックされる。したがって、複数のパラメータまたは変数によって生成される運動、振動、波動、および / または共鳴は、（負荷差として）リアルタイムで継続的に測定され、そのようなパラメータまたは変数を自動的に調整するためにコントローラにフィードバックされてもよい。運動、振動、波動、および / または共鳴は、ガン 2 5 0 0 の任意の部分の上で、および / またはブレード 2 5 0 4 に適用される組織の任意の部分の上で測定されてもよい。さらに、ガン 2 5 0 0 のエネルギー源は、コントローラの電力制御信号に応答してもよい。フィードバック機構 2 5 7 4 は、電力コントローラに連結されるか、または電力コントローラとともに含まれてもよい。電力コントローラは、電気スイッチ設定に応じて、組織を凝固させるように、または組織を切断するように、器具に供給されるエネルギーを選択的に制御するための少なくとも 1 つの電気スイッチを含んでもよい。言い換えれば、任意の種類の手動または自動フィードバック機構 2 5 7 4 が、当業者によって構想されてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

コントローラは、駆動アセンブリ（図示せず）に付加的な力を提供して、ガン 2 5 0 0 のブレード 2 5 0 4 または導波管 2 5 0 8 の 1 つ以上のパラメータを修正 / 改変 / 再調整する、任意の種類電気または電気機械的機構であってもよい。したがって、自動システムでは、開または閉フィードバック制御ループを利用して、一連の組織または導波管パラメータ（例えば、組織のインピーダンス、組織の種類、組織の透明度、組織の柔軟性、組織またはジョー部材の温度、組織中の含水量、組織中の水分運動性、およびエネルギー送達等）のうちのいずれか 1 つ以上に関する、センサ 2 5 7 0 からの継続的に感知した手術条件に基づいて、組織の特性が起動中に監視され、調整される。

40

【 0 0 5 2 】

一実施形態では、温度センサ 2 5 7 0 は、導波管 2 5 0 8 上に配置されてもよい。温度センサ 2 5 7 0 は、撚り合わせられ、接合点で一緒にはんだ付けされた熱電対線を有する

50

、熱電対プローブであってもよい。温度センサ 2570 は、温度フィードバックをフィードバック機構 2574 に提供してもよく、次いで、フィードバック機構は、温度測定値に応じて、ガン 2500 の遠位端に送達される電力を調整してもよい。言い換えれば、温度が選択された機能のための所望レベルに達し、所望の組織条件を示すと、信号が制御ユニットまたはユーザに提供され、その時にエネルギー供給のスイッチがオフにされるか、または減衰させられる。フィードバック信号は、例えば、視覚、可聴、または触覚信号をユーザに提供してもよく、および/または、組織へのエネルギー供給を自動的に再調整するように制御ユニットに命令を提供してもよい。当然ながら、そのようなステップは、ガン 2500 によって感知および測定されている任意のパラメータに関して講じられてもよい。

10

【0053】

温度フィードバックに加えて、ガン 2500 はまた、種々の組織特性を判定するように組織に尋問するように構成されてもよい。一実施形態では、変換器 2516 は、超音波尋問パルス（例えば、A モード超音波）を生成するように通電されてもよい。尋問パルスは、例えば、ガン 2500 の遠位端で把持されている組織の厚さまたは種類を判定するように、処置中に、または開始後に、周期的に伝送されてもよい。尋問パルスは、組織を密閉するために使用される治療パルスとは異なる周波数および振幅であってもよい。

【0054】

要約すると、フィードバック機構 2574 は、1 つ以上のパラメータに関する種々の情報を、超音波外科手術器具またはガン 2500 に供給してもよい。超音波外科手術器具またはガン 2500 によって受信される情報に従って、1 つ以上のパラメータが、組織によって生成される負荷変動に基づいて調整されてもよい。負荷変動は、器具またはガン 2500 の長さによって位置する共鳴または振動パターンを含む。具体的には、負荷変動は、切断要素（ブレード 2504）、クランプ部材 2576、ハンドル部材（ハンドル 2514）、または超音波伝送部材（導波管 2508）において位置し、測定されてもよい。加えて、情報は、超音波情報を含んでもよく、その場合、超音波情報は、組織に印加される 1 つ以上の電力レベルを調整するために使用される。ガン 2500 によって受信される情報は、1 つ以上のパラメータの自動調整を可能にするために、ガン 2500 の電気的活性化中にリアルタイムで自動的に提供されてもよい。また、組織に印加されるエネルギーは、負荷変動の関数として、継続的かつ自動的に調節されてもよい。

20

30

【0055】

超音波伝送部材または導波管 2508 は、チタンから構成されてもよく、その場合、チタンは、ガン 2500 の電気的活性化中に長手方向に沿って、拡張/伸長および収縮/縮小する。当然ながら、導波管 2508 は、アルミニウム、鋼鉄、または任意の他の好適な材料から加工されてもよい。実施形態例では、チタン部材が電流によって加熱されると、チタンが拡張し、冷却されると、チタンが元の寸法に戻る。チタン寸法の変動は、ガン 2500 によって感知、測定、および調整される 1 つのパラメータであってもよい。したがって、ガン 2500 の遠位端に印加されるエネルギーは、ガン 2500 の構成要素/要素を加工および/または製造するために使用される材料の拡張および収縮に基づいて、調整されてもよい。当然ながら、当業者であれば、組織適用による負荷差を判定するために、複数の異なる変数を感じ、測定、および調整するステップを検討してもよい。

40

【0056】

また、負荷変動は、ロードセル 2700（図 11 で示されるような）によって測定されてもよく、または、負荷変動は、レーザ干渉構成 2710（図 12 および 13 で示されるような）によって測定されてもよい。ロードセル 2700 は、物理的力を測定可能で定量化可能な電気エネルギーに変換する、一種の変換器であってもよい。異なる機械部品を操作するために必要とされる、種々の種類のロードセル 2700 により、多くの構成があるが、最も好評な構成は、ひずみゲージ品種である。これは、ひずみを測定し、次いで、その力を、機械類の操作者に対する測定として発現する電気エネルギーに転移する、デバイスである。当業者であれば、本開示の実施形態例による、水圧、空気、および/またはひ

50

ずみゲージロードセル2700を使用するステップを構想してもよい。加えて、干渉分光法は、重層によって作成される干渉のパターンを観察することによって、2つ以上のレーザーの性質を診断する技法である。波動と一緒に組み合わせるために使用される器具は、干渉計と呼ばれる。干渉分光法は、波動の常態の診断に関する何らかの有意義な性質を組み合わせの結果に持たせる方法で、別個の波動と一緒に組み合わせるように、重層の原則を利用する。ロードセル2700およびレーザー干渉構成2710の両方は、ハンドル2514内に位置してもよい。当然ながら、ロードセル2700およびレーザー干渉構成2710は、ガン2500の任意の外部または任意の内部の場所に（例えば、ガン2500の本体の中等）位置してもよい。

【0057】

上記で説明される感知方法（例えば、2700および2710）は、ガン2500等の医療器具における超音波の残響と関連する干渉特徴を分析するステップに基づいてもよい。連続源（図示せず）からの反射光は、ガン2500の種々の部分にわたって超音波振動を探查するように、干渉計によって検出されてもよい。超音波周波数におけるガン2500に沿った運動または振動または波動は、連続光源の周波数の変移を生成する。この連続光源周波数の変調は、干渉計によって監視されてもよく、例えば、プロセッサまたはコンピュータによって記録および処理される信号に変換されてもよい。信号処理は、ガン2500の異なる表面にわたる超音波運動の共鳴周波数を識別するステップをとってもよい。これらの共鳴周波数は、ガン2500の材料のいくつかの物理的特性と併せて、例えば、ガン2500の電源を自動的に切るかどうかを判定するために使用されてもよい。加えて、干渉計の出力における散乱レーザー光の強度の測定が、安定化前の信号を生成するために使用されてもよい。また、干渉計の入力における散乱レーザー光の強度の測定が、基準信号を生成するように測定されてもよい。これらの測定は、基準信号と安定化前の信号との間の比率を示す比率信号を電気的に生成するために使用されてもよく、比率信号の処理は、干渉計の適正な動作を確実にするために使用される最終安定化信号を生成するために、使用されてもよい。したがって、干渉分光法を行って、監視される1つ以上の所望のパラメータの任意の変化を見つけるために、帰還超音波信号の位相を使用することができる。

【0058】

当技術分野で公知である任意の種類の干渉計が使用されてもよい。例えば、本開示の実施形態で使用される干渉計は、マイケルソン干渉計および自己相関器等の時間遅延干渉計（TD-LCI）、およびスペクトル領域低コヒーレンス干渉計等の光学周波数領域干渉計（OFDI）を含んでもよいが、それらに限定されず、これらの干渉計は、1つ以上の基準光信号と1つ以上の後方散乱サンプル光信号との間の干渉、またはサンプルによって引き起こされる複屈折を検出するために使用されてもよい。そのような光プローブは、ガン2500に組み込まれてもよく、または、ガン2500の近位端の外面上に位置してもよい。

【0059】

また、感知機構は、ガン2500に対する安全機構として使用されてもよい。例えば、感知機構は、ブレード2504のジョーの間にいずれの組織または物体も見出されないことを感知し、ガン2500の動作を自動的に止めてもよい。図11-13に関して論議されるようなロードセル2700または干渉計2710を使用する利点は、（1）リアルタイムでの干渉計装置の較正、（2）医療器具にわたる周波数の自動的安定化、および/または（3）医療器具の超音波非破壊検査に有用な改良型感知方法および装置の提供を含んでもよい。

【0060】

フィードバック機構に関して、いくつかの種類のフィードバックシステムが使用されてもよい。例えば、圧力検出器またはひずみゲージが、組織の存在、状態、または種類を検出するために使用されてもよい。音響インピーダンスが発電機および器具のシステムインピーダンスに関するため、電気パラメータが、切断要素上の負荷条件の変動を感知し、判定するために使用されてもよい。そのようなシステムでは、電圧および電流の位相差、ま

10

20

30

40

50

たは変換器 2516 に供給される電圧および電流の規模比が、この判定を行うために使用される。フィードバック機構 2574 に加えて、本開示をおこなうための方法は、組織に超音波エネルギーを供給するステップと、組織に高周波電気エネルギーを供給するステップと、1つ以上の組織パラメータまたは導波管パラメータを感知および測定するステップと、リアルタイムで連続的かつ自動的に、測定した組織または導波管パラメータに応じて超音波発生器の出力を改変または再調整するステップとを含んでもよい。

【0061】

また、ガン 2500 の動作は、例えば、無線で、コンピュータの使用を通して自動的に制御されてもよいことも検討される。本開示システムの1つの代替的实施形態では、コンピュータ（明示的に図示せず）が、ガン 2500 のブレード 2504 上に位置付けられたセンサ 2570 からデータを受信してもよい。上記で論議されるように、センサ 2570 は、とりわけ、温度および/または超音波または電気インピーダンスを含む、手術を受けている組織の異なる特性を監視するように提供されてもよい。コンピュータは、センサ 2570 から受信されたアナログ信号を処理し、かつアナログ信号をデジタル信号に変換する回路を含んでもよい。この回路は、アナログ信号を増幅し、フィルタにかける手段を含んでもよい。その後、デジタル信号が評価されてもよく、ガン 2500 の動作（例えば、エネルギーの印加）が、組織の中または上で所望の効果を達成し、周辺組織への損傷を防止するように修正されてもよい。したがって、センサ 2570 によって収集される全ての情報は、以下で論議されるように、さらなる処理（例えば、履歴情報/データを追跡し、記録する）のために、ローカルまたは遠隔の場所にあるコンピュータに無線で転送されてもよい。

10

20

【0062】

既述のように、（例えば、上記で説明されるコンピュータからの）収集された情報は、さらなる処理のために、ローカルまたは遠隔データベースに別々に記憶されてもよい。これは、そのような異なる種類の情報/データを記憶し、分析するためだけに設計される、独自のデータベースであってもよい。また、いったん調整の履歴が1つ以上のパラメータのそれぞれについて調整され、記憶されると、その履歴は、どのパラメータ修正が外科医にとって最良の所望結果を達成したかを判定するために、将来的に評価されてもよい。言い換えれば、行われたパラメータ変更（過去の変更）が、記憶され、後に相互に対して比較され、最良の達成結果の順番で順位付けされてもよい。

30

【0063】

削減した費用、縮小したサイズ、電力を供給し、信号を搬送するための繫留コードの排除、リアルタイムフィードバック、および自動エネルギー印加調整に加えて、本開示は、手術または他の環境でガン環境を維持するための独自の利点を提供する。より具体的には、本開示の実施形態例では、ハンドルが無菌シールを含む。本明細書で使用されるような「無菌」シールは、シールの片側からの汚染物質がシールの反対側に転移できないように、ハンドルが導入されているガン野または手術環境から、区画（例えば、ハンドルの内側）およびその中に配置された構成要素を十分に隔離するシールを意味する。

【0064】

本開示の具体的実施形態を開示したが、当業者であれば、本開示の精神および範囲から逸脱することなく、変更が具体的実施形態に行われてもよいことを理解するであろう。したがって、本開示の範囲は、具体的実施形態に制限されるものではなく、添付の請求項は、本開示の範囲内のあらゆるそのような用途、修正、および実施形態を網羅することが意図される。

40

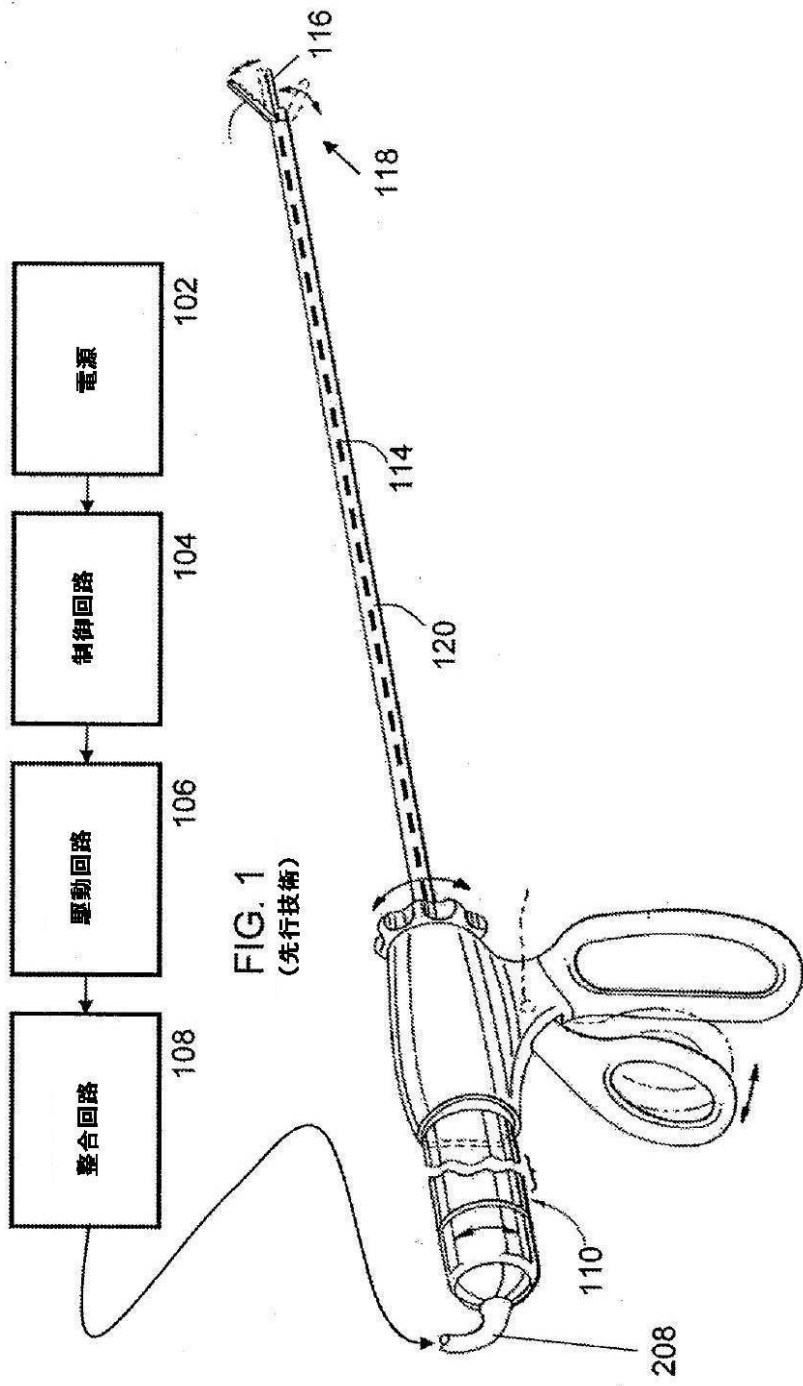
【0065】

先述の内容から、および種々の図面を参照すると、当業者であれば、本開示の範囲から逸脱することなく、ある修正も本開示に行われてもよいことを理解するであろう。本開示のいくつかの実施形態が、図面に示され、および/または本明細書で論議されているが、本開示は、当技術分野が許容するほどに範囲が広く、本明細書も同様に解釈されることが意図されるため、本開示がそれらに限定されることは意図されない。したがって、上記の

50

説明は、限定的と解釈されるべきではないが、特定の実施形態の例証として解釈されるにすぎない。当業者であれば、本明細書に添付された請求項の範囲および精神内で、他の修正を構想するであろう。

【 図 1 】



【図2】

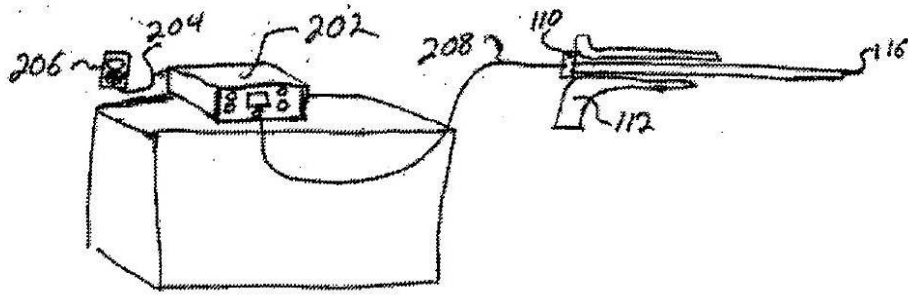


FIG. 2
(先行技術)

【 図 3 】

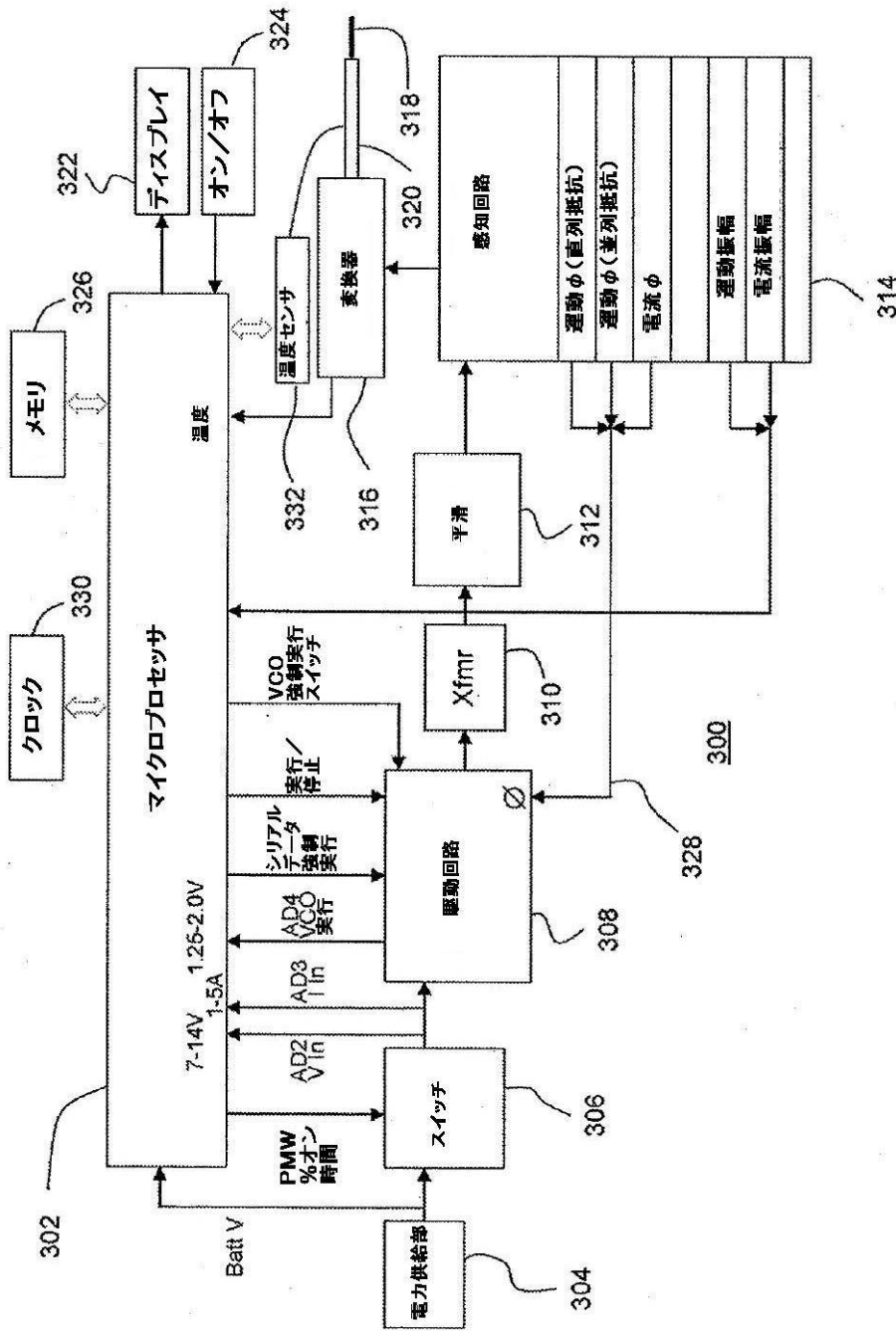


FIG. 3

【 図 4 】

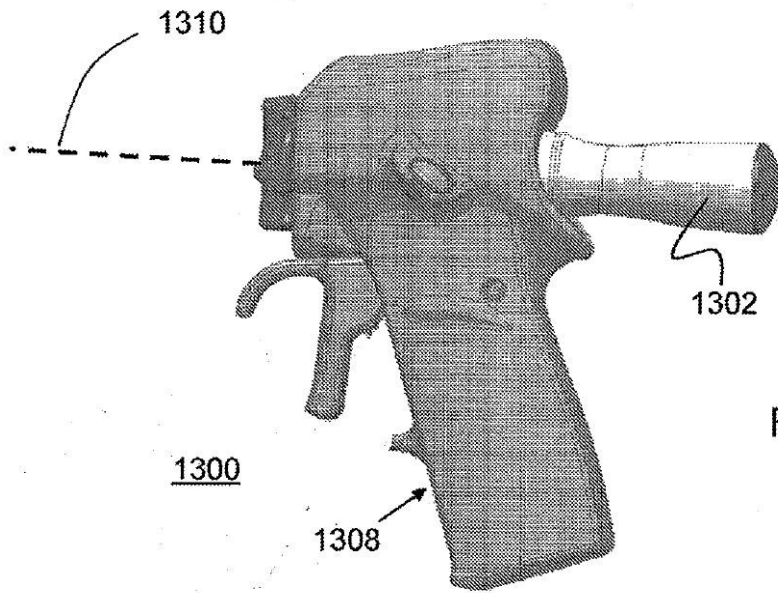


FIG. 4

【 図 5 】

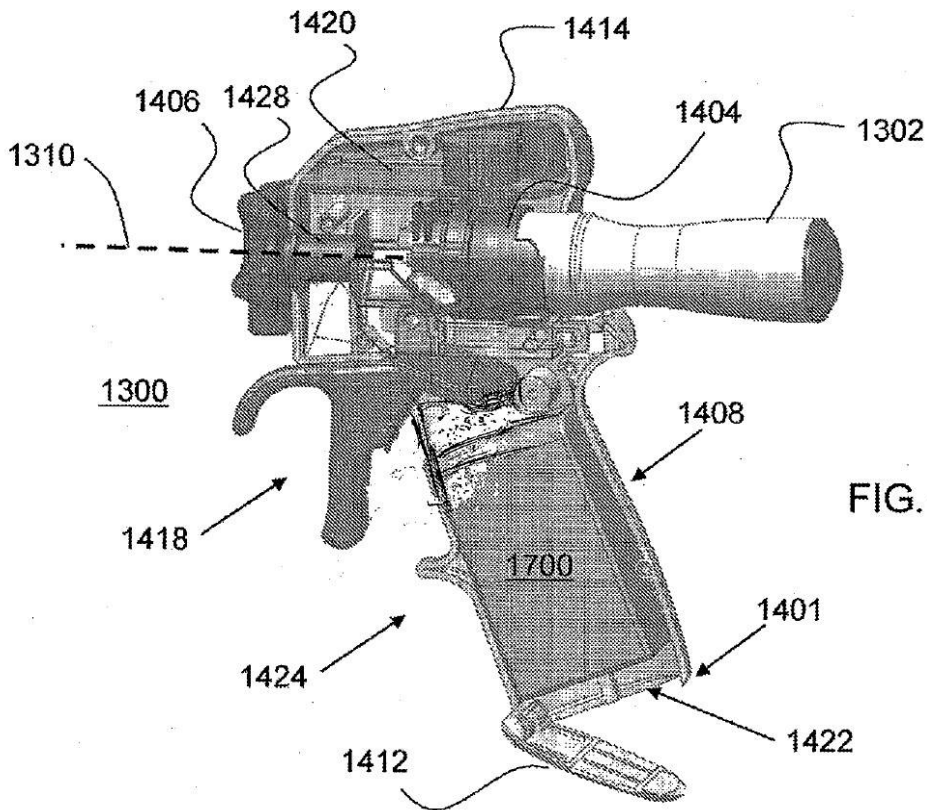


FIG. 5

【 図 6 】

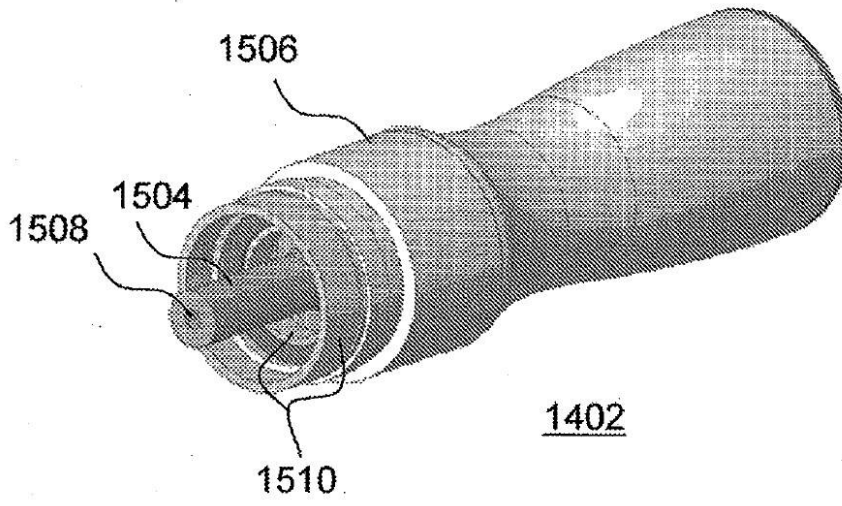


FIG. 6

【 図 7 】

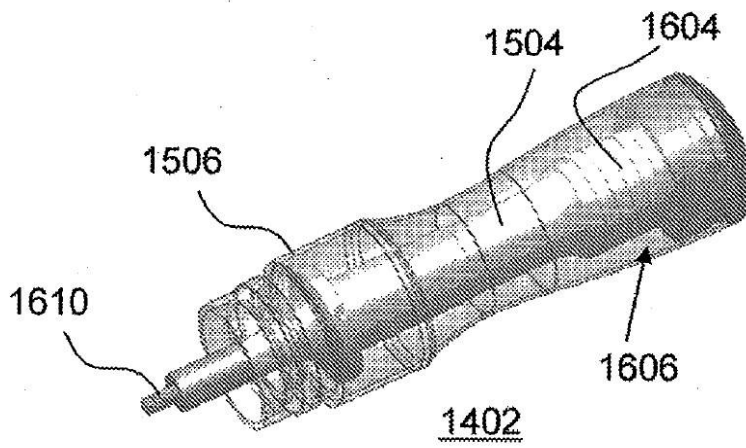
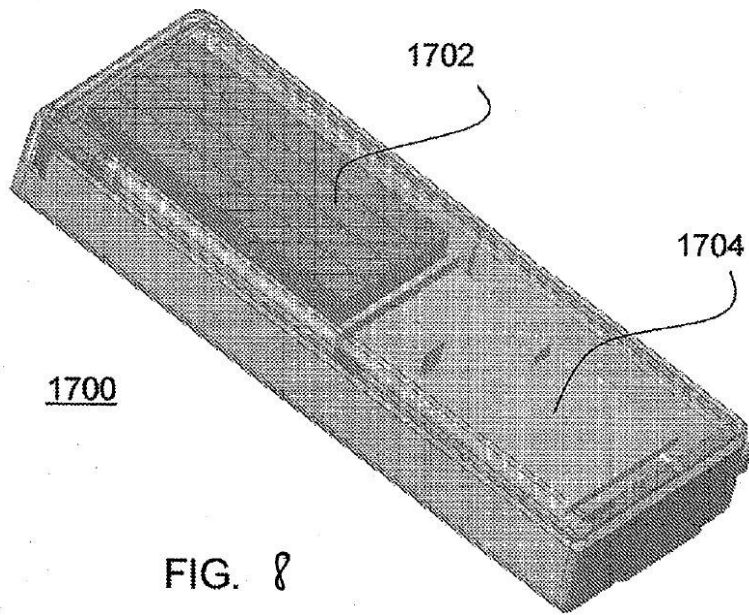


FIG. 7

【 図 8 】



【 図 9 】

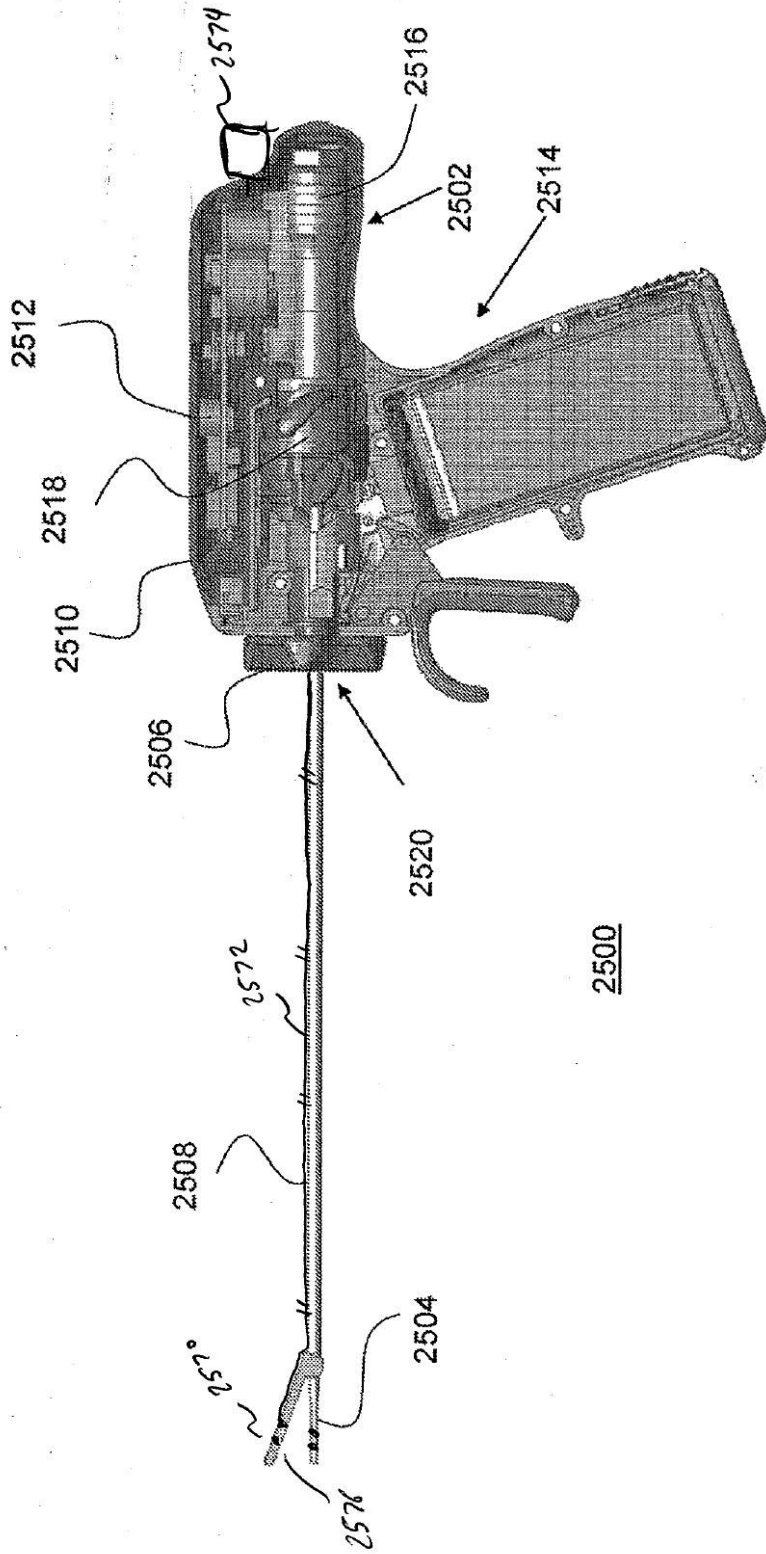


FIG. 9

【図10】

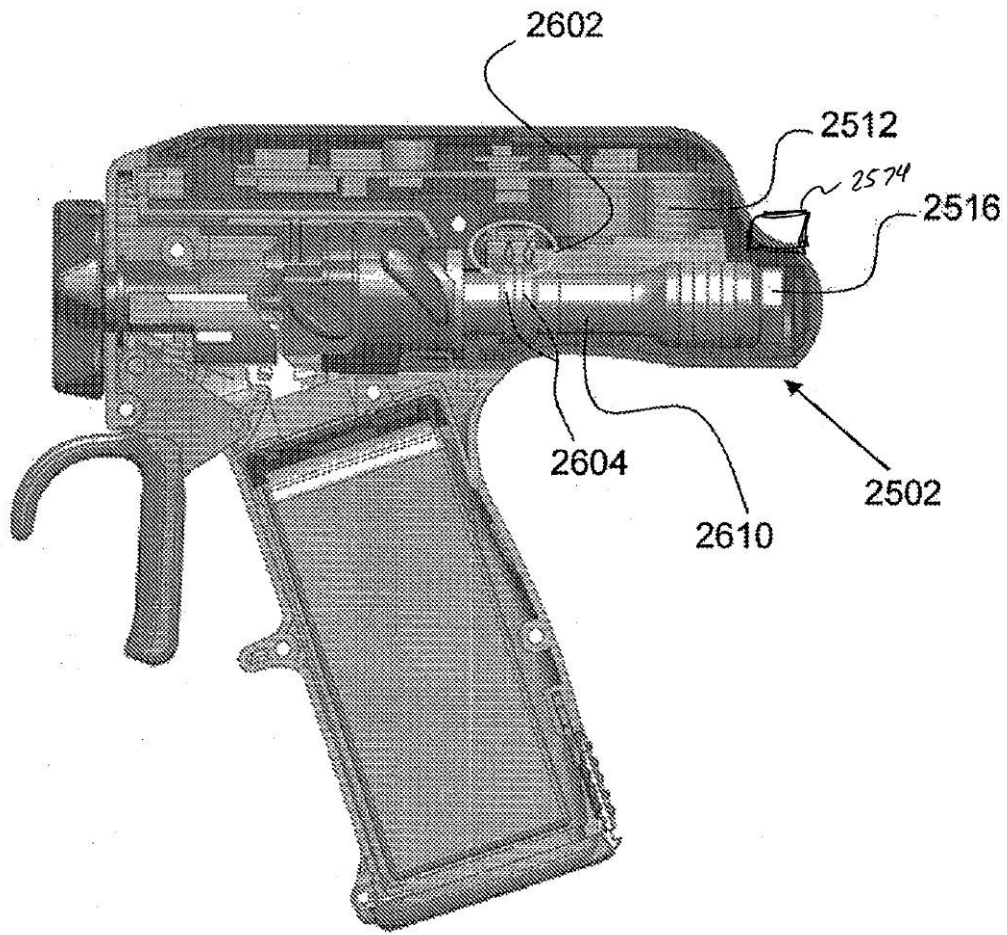


FIG. 10

【 図 1 1 】

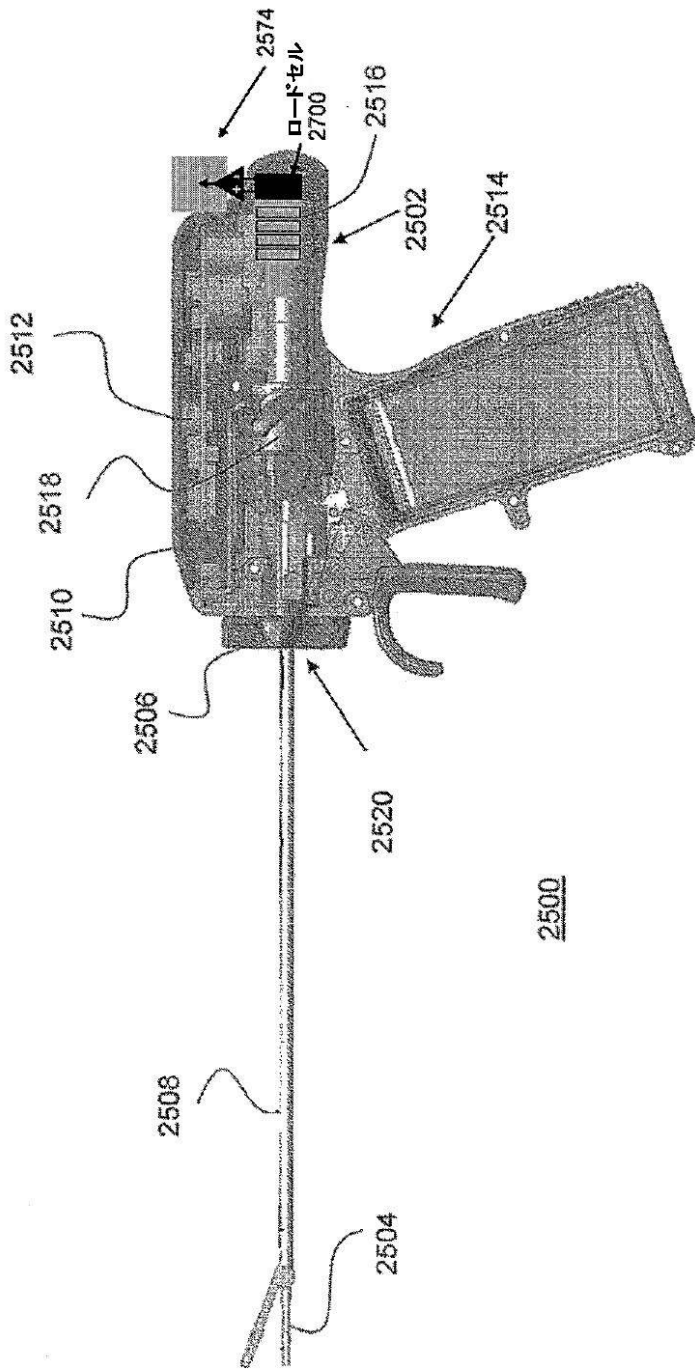


FIG. 11

【 図 1 2 】

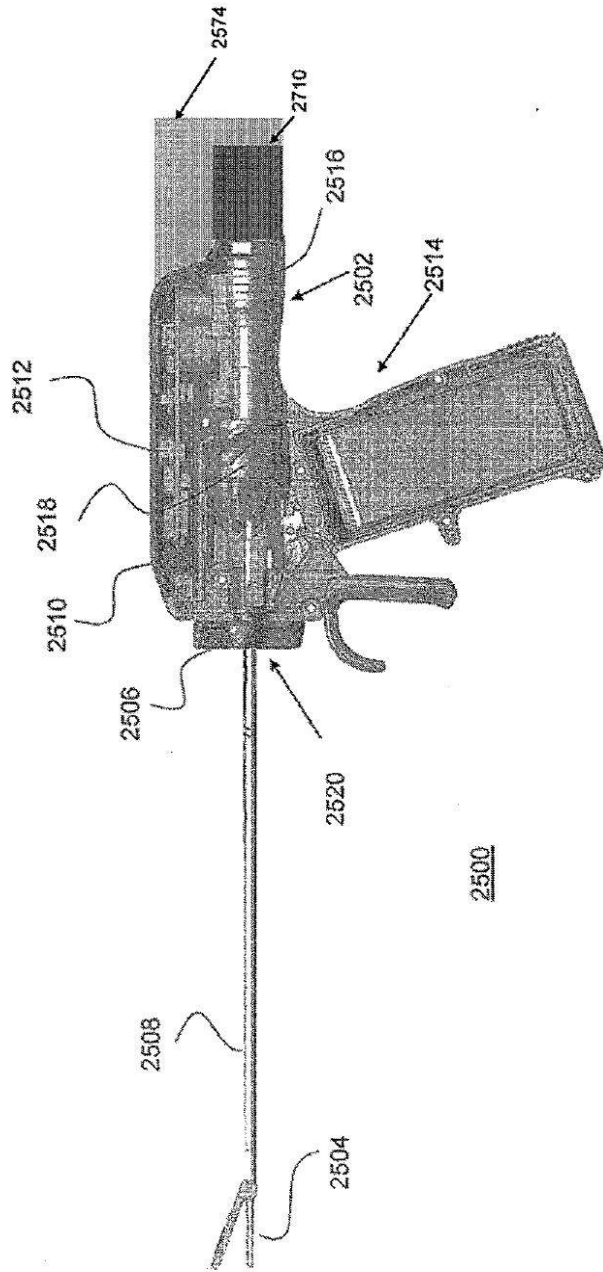


FIG. 12

【 図 1 3 】

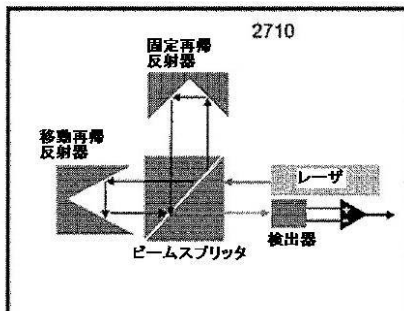


FIG. 13

フロントページの続き

審査官 石川 薫

(56)参考文献 特開2007-260405(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00