

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-189177

(P2011-189177A)

(43) 公開日 平成23年9月29日(2011.9.29)

(51) Int.Cl.
A61B 18/00 (2006.01)F I
A61B 17/36 330テーマコード (参考)
4C160

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-123447 (P2011-123447)
 (22) 出願日 平成23年6月1日(2011.6.1)
 (62) 分割の表示 特願2006-517341 (P2006-517341)
 の分割
 原出願日 平成16年6月16日(2004.6.16)
 (31) 優先権主張番号 60/478,984
 (32) 優先日 平成15年6月17日(2003.6.17)
 (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
 (72) 発明者 ムアー・ステファニー・ジェイ
 アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ファウンクレスト・コート 10290

最終頁に続く

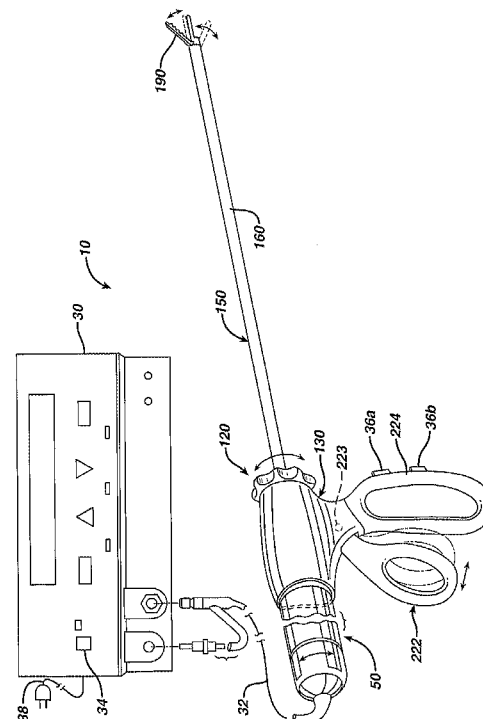
(54) 【発明の名称】 手動式超音波器械

(57) 【要約】

【課題】人間工学的に改良された鉗を動かす手段を備えた超音波手術用鉗子型凝固鉗を提供する。

【解決手段】超音波手術用鉗子型凝固装置は、この装置の鉗子機構を関連する超音波エンドエフェクタと協同させることにより組織を切断、凝固、及びクランプ締めするように構成されている。装置のハンドルは、外科手術中に組織の切断、凝固、及びクランプ締めを手動で行えるように構成されている。装置をより便利かつ効率的に使用できるように、指先で操作できる制御部が、術者が手の位置を変えことなく装置を作動させられる位置において、使い捨て鉗のハンドルに直接設けられている。ハンドルに設けられた2つのスイッチにより、発生器から得られる2つの電力レベルを独立に制御する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波手術器械であって、
超音波エネルギーを供給するための超音波ドライブユニットを備えるハンドピースと、
前記ハンドピースを入れるためのハウジングと、
を備え、
前記ハウジングが、

前記超音波手術器械の使用者とのインターフェイスとなるように構成され、前記ハウジングと一体となっている、ハンドルと、

前記ハンドルに配置されている少なくとも 1 つのスイッチであって、発生器に電気信号を与えて、前記ハンドピースによって送られる超音波エネルギーの大きさを調整するために、前記発生器に電氣的に接続されている少なくとも 1 つのスイッチと、を備える超音波手術器械。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願について〕

本出願は、2003 年 6 月 17 日出願の米国仮出願第 60/478,984 号について優先権を主張する。米国仮出願第 60/478,984 号は、参照により本明細書に組み込む。

【0002】

本出願の対象は、共有に係る特許出願第 09/879,319 号及び同第 09/693,549 号に関連したものである。特許出願第 09/879,319 号及び同第 09/693,549 号は、共に、参照により本明細書に組み込む。

【0003】

〔発明の分野〕

本発明は、概して超音波手術用機器に関し、より詳細には、組織を凝固及び／又は切断するための超音波手術用鉗子型凝固装置であって、術者が容易に利用できるようにハンドルに配置された手動スイッチを有するものに関する。

【0004】

〔発明の背景〕

超音波手術用器械は、その性能にユニークな特徴があることから、外科手術への応用がますます広がっている。具体的な機器構成及び操作パラメータしだいで、超音波手術用器械は、組織の切断と、凝固による止血を実質的に同時に行い、希望通りに患者の外傷を最小にすることができる。切断行為は、通常、器械の遠位端にあるエンドエフェクタにより、そのエンドエフェクタが接触する組織に超音波エネルギーを送って行う。このような特質を有する超音波器械は、開口手術で使用するように構成することも、腹腔鏡下若しくは内視鏡下外科手術用に構成することもできる。

【0005】

これまで開発された超音波手術用器械は、鉗子機構を有し、患者の組織に超音波エネルギーを与えるために、この鉗子機構でその器械のエンドエフェクタ（つまり、切断用ブレード）に組織を押し付ける。（ときとして、鉗子型凝固鉗とか、超音波処理器とか呼ばれる）このような装置は、米国特許第 5,322,055 号、同第 5,873,873 号、及び同第 6,325,811 号に開示されている。これらの米国特許は、参照により、本明細書に組み込む。術者は、ハンドグリップ又はハンドルを握り締めることでクランプパッドを動かし、エンドエフェクタに押し付ける。

【0006】

術者が、ハンドルに力を加えてクランプパッドとエンドエフェクタとの間で組織を押圧しながら、同時にフットペダルを操作すると、発生器が作動し、エネルギーが供給され、このエネルギーが切断ブレードまで流れ、組織を切断し、凝固させる。この種の器械起動

10

20

30

40

50

法の主な欠点としては、術者がフットペダルを探している間、手術をしている領域に対し集中しなくなること、フットペダルが手術中に術者の動作の邪魔になること、及び長時間の手術の場合、術者の足が疲れることがある。

【0007】

本発明は、従来技術の欠点を解決するものであり、ハンドルに指先で操作する制御部を組み入れることにより、鋏をより人間工学的に動かす手段を備えた改良式超音波手術用鉗子型凝固鋏に向けられたものである。

【0008】

〔発明の概要〕

本発明の原理を実施する超音波手術用鉗子型凝固装置は、手術中に、手動で、組織の切断、凝固及びクランプ締めができるように構成されている。装置をより便利かつ効率的に使用できるように、指先で操作する制御部は、術者が手の位置を変えることなく装置を作動させることができる位置において、使い捨て鋏のハンドルに直接設けられている。2つのボタンで、発生器から得られる2つの電力レベルを独立に制御する点で、従来の2つのフットペダルを有する構成のものと同じである。

【0009】

ある実施形態では、ボタンがロック型の構造をしており、ユーザには独立した複数のボタンに見えるが、実際には、中央軸周りに回転する単一ユニットである。このような構成により、ボタンを2つとも動かして、発生器を誤作動状態にすることがなくなる。さらに、ボタンは、人間工学的な感覚を改善するために、押し込む／入力する角度が平行ではなく、空間内の同じ点に向けて傾くように組み込まれている。さらに、ボタンは間隔をあけて配置されていて、使用者がボタンを押す指（例えば人差し指）をボタンの間に置くことができるようになっていて、このような構成により、不用意にボタンを入力する可能性が最小になり、また、組織をつかみ、操作している間のグリップ安定性が高まる。ロックスイッチの電氣的な接触及びスナップ式の感触を得るために、ロックスイッチは、フレキシブル回路と一体化のドームスイッチと組み合わせられている。

【0010】

本発明はさらに、ハンドピースに一体型の電氣的なインターフェイスを設けている。ハンドピースを使い捨て鋏装置にしっかりと固定すると、滑り接触部により、鋏とハンドピースとの間に必要な電氣的なインターフェイスが得られる。ある実施形態では、その電氣的なインターフェイスに必要なのが、両電力レベルを制御するための2本のリード線だけである。

【0011】

例示した実施形態によれば、本願の超音波手術用鉗子装置は、ハウジングを有し、このハウジングは、好ましくは、ハンドグリップ部分を有する。この装置は、細長い部分（この部分は内視鏡として使用するように構成してもよい）と、組織の切断、凝固、及び／又はクランプ締めを行う領域に配置可能な遠位端とさらに有する。好ましい実施形態では、発生器を作動させて、超音波エネルギーをエンドエフェクタに供給するために、ピストル型のグリップに2つのスイッチが取り付けられている。

【0012】

本装置は、組織を超音波エンドエフェクタに対してクランプ締めする鉗子機構を有する。鉗子機構は、クランプアームを有し、このクランプアームは、エンドエフェクタに対して相対的な旋回運動を行うように、外筒シースの遠位端に旋回可能に取り付けられている。組織は、クランプアームとエンドエフェクタとの間でクランプ締めし、これにより、（エネルギーが供給されているときには、）超音波が伝わるように組織をエンドエフェクタにくっつける、あるいは、超音波エネルギーが導波路を介してエンドエフェクタへ送られていないときには、組織の把持及びクランプ締めを可能にする。クランプアームは、装置の往復駆動部材に動作可能に接続されていて、この結果、この駆動部材の往復運動により、クランプアームがエンドエフェクタに対して旋回する。

【0013】

装置のハウジングに旋回可能に接続した操作レバーにより、装置の鉗子機構を選択的に動作させることができる。好ましい実施形態では、この操作レバー、そしてハウジングの関連するハンドグリップ部分がピストルのような形状になっており、これにより、使用者の親指で操作レバーを都合良く動かすことができる。操作レバーは、鉗子駆動機構によって往復駆動部材と相互接続されており、このため、操作レバーの旋回運動により駆動部材が往復運動をし、装置のクランプアームが旋回運動を行う。特に、ハンドグリップ部分には、エンドエフェクタを作動させるための2つの押しボタンがあり、これにより、術者の指先で、エンドエフェクタを選択的に作動させられるようになっている。

【0014】

本発明の他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明、添付の図面、及び添付の特許請求の範囲から簡単に分かるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の原理を実施している超音波鉗子型凝固装置を含む超音波手術用システムの斜視図である。

【図2】図1の鉗子型凝固装置の鉗子機構の一部の拡大正面斜視図である。

【図3】本発明の原理を実施している鉗子型凝固装置の一部切り取り側面図である。

【図4】本発明の鉗子型凝固装置の組み立て図である。

【図5】ロッカスイッチ、ハンドピースコネクタ、2つのスリップリング、及びフレキシブル回路を組み込んだハンドルの分解図である。

【図6a】大きなスリップリングの分解図である。

【図6b】小さなスリップリングの分解図である。

【図7】ハンドピースコネクタの分解図である。

【図8a】フレキシブル回路装置の分解図である。

【図8b】フレキシブル回路装置に関連した電気回路図である。

【図9】スイッチの配置寸法を示す、本発明の超音波器械のハンドルの略図である。

【図10】スイッチアセンブリの分解図である。

【0016】

〔本発明の詳細な説明〕

本発明を詳細に説明する前に、本発明の応用又は使用が、添付の図面及び明細書の記載で説明する部品の構成及び配置の細部まで限定されるものではないことを特に指摘しておく。例示する本発明の実施形態は、他の実施形態、変形例、部分的変更例で実施したり、これに導入したりしてもよく、また、さまざまな方法で実行又は実施することもできる。さらに、特に断らない限りは、本明細書で使用する用語及び表現は、読者の便利のように、本発明の例示的な実施形態を説明するために選んだものであり、本発明を限定するために選んだものではない。

【0017】

本発明は、超音波手術用鉗子型凝固装置を改良したものに特に向けられており、この装置は、外科手術中の組織の切断、凝固、及び／又はクランプ締めを行えるように構成されている。この装置は、開口外科手術、及び腹腔鏡下手術又は内視鏡下手術のいずれにも使用できるように構成することが容易にできる。使用する超音波エネルギーを選ぶことで、多くの用途に容易に利用できる。装置の超音波関連の構成部分が作動していない場合には、組織を切断したり、損傷を与えたりすることなく、容易に組織をつかみ、操作することができる。超音波関連の構成部分を作動させると、この装置で組織をつかんで、超音波エネルギーを加え、組織を凝固させることができ、より大きな圧力をかければ、効率的に組織の切断及び凝固を行うことができる。必要であれば、この装置の超音波「ブレード」、即ちエンドエフェクタを適当に操作することで、この装置のクランプ機構を利用せずに超音波エネルギーを組織に加えることもできる。

【0018】

以下の記載から明らかとなるように、本願の鉗子型凝固装置は、構造が簡単であるとい

う理由から、特に使い捨て用途に合わせて構成される。このように、意図されていることは、手術用のシステムの超音波ドライブユニットと共に装置を使用し、このドライブユニットからの超音波エネルギーで本願の鉗子型凝固装置に所望の超音波動作をさせる、ということである。むろん、本発明の原理を実施している鉗子型凝固装置は、使い捨てではない用途に合わせて構成することもでき、また、関連する超音波ドライブユニットに、取り外し不能に一体化することもできる。もっとも、装置を一人の患者だけに使用する場合は、本願の鉗子型凝固装置を関連する超音波ドライブユニットに着脱可能に接続することが現在のところ好ましい。

【0019】

最初に図1及び3を参照すると、これらの図には、手術用システムの現在のところ好ましい実施形態が示されている。この手術用システムは、全体に符号10が付されており、本発明の原理を実施している超音波鉗子型凝固装置を含んでいる。手術用システム10の超音波発生器及び関連する超音波ドライブユニットの好ましい詳細を最初に説明し、続いて、本発明の原理を実施しているエンドエフェクタを指先で作動させることについて詳細に説明する。

【0020】

手術用システム10は、超音波発生器30と、関連する超音波手術器械とを有する。手術器械は、符号50を付した超音波ドライブユニットと、本発明の原理を実施している超音波鉗子型凝固装置とを有する。別途説明するように、ドライブユニット50の超音波トランスデューサと、鉗子型凝固装置120の超音波導波路とが、合わせて、本手術用システムの音響アセンブリになっており、この音響アセンブリが、発生器30で電力を供給した場合に、外科手術のための超音波エネルギーを供給する。なお、アプリケーションによっては、超音波ドライブユニット50が「ハンドピースアセンブリ」と呼ばれる。これは、手術用システムの手術器械が、さまざまな処置及び手術の間、術者が超音波ドライブユニット50を握って操作できるように構成されているからである。本発明の原理を実施している鉗子型凝固装置120は、好ましくは、ピストル状のグリップ構造部を有しており、このグリップ構造部により、超音波ドライブユニット50の操作と別に、器械の配置、操作を行うことが容易となっている。

【0021】

手術用システムの発生器30は、例えば、オハイオ州シンシナティのEthicon Endo-Surgery, Inc.のGenerator 300であり、ケーブル32を介して、発生器30の制御システムで定めた特定の電流、周波数、及び位相で電気信号を送る。後述するように、この信号により、手術器械の音響アセンブリにおける1つ以上の圧電素子が伸縮し、これにより、電気エネルギーを機械的な運動に変換する。この機械的な運動が超音波エネルギーの縦波になり、この縦波が音響定在波として音響アセンブリを伝搬し、選定した周波数及び振幅で音響アセンブリを振動させる。音響アセンブリの導波路の遠位端にあるエンドエフェクタは、患者の組織に接触させられて、超音波エネルギーをその組織に送る。後述するように、つかみ具、即ちクランプ機構のような手術具を、組織をエンドエフェクタに押し付けるために利用することが好ましい。

【0022】

エンドエフェクタを組織にくっつけると同時に、熱エネルギー、即ち熱が、摩擦、吸音、及び組織内の粘性損失の結果として発生する。この熱は、タンパク質の水素結合を壊すのに十分であり、これにより、構造的な高いタンパク質（つまり、コラーゲンや筋タンパク質）が変性する（つまり、まとまりが無くなる）。タンパク質が変性するにつれて、粘着性のある凝塊が形成され、小さな血管を密閉、即ち凝固させる。長いこと作用させると、大きな血管が広く凝固する。

【0023】

超音波エネルギーを組織に送ることにより、機械的断裂、切断、キャビテーション、細胞破壊、及び乳化を含む他の効果が生じる。得られる切断量や凝固の程度は、エンドエフェクタの振幅、振動周波数、ユーザが加える圧力の大きさ、エンドエフェクタの鋭利さ、

10

20

30

40

50

エンドエフェクタ及び組織の間の結合状態により変わる。

【0024】

図1及び3に示すように、発生器30は、発生器30と一体の制御システムと、オンオフ・スイッチ34とを有する。電源34は、発生器30への電力を制御するものであり、トリガー機構36a-bで作動させると、発生器30がエネルギーを供給して、手術用システム10の音響アセンブリ40を駆動し、エンドエフェクタを予め定められた振幅レベルで駆動する。発生器30は、音響アセンブリの適するどのような共鳴周波数でも音響アセンブリを駆動、即ち励振する。

【0025】

トリガー機構36a-bを使って発生器30を作動させると、発生器30がトランスデューサ・スタック(transducer stack)90に電気エネルギーを連続的に加える。発生器30のコントロールシステムにあるフェーズロックループが、音響アセンブリからのフィードバックを監視する。フェーズロックループは、発生器30が送る電気エネルギーの周波数を調整して、組織の荷重を含めた音響アセンブリについて選んだ縦振動モードの共鳴周波数に合わせる。さらに、音響アセンブリのエンドエフェクタにおける振幅を実質的に一定にするために、コントロールシステムにある第2のフィードバックループが、音響アセンブリに供給する電流を予め選んだ一定のレベルに維持する。

【0026】

電気信号を音響アセンブリに供給することにより、導波路の遠位端、つまりエンドエフェクタ(図2)が、例えば約20kHzから250kHzの範囲で、好ましくは、約54kHzから56kHzの範囲で、もっとも好ましくは、約55.5kHzで縦振動を行う。エンドエフェクタにおける振動の振幅は、例えば、トランスデューサアセンブリ40に加える電気信号の振幅を発生器30で調整することで制御できる。スイッチ36aにより、振幅は第1のレベルになり、スイッチ36bにより、振幅は第2のレベルになる。

【0027】

前述したように、発生器30のトリガー機構36a-bにより、ユーザが発生器30を作動させて、電気エネルギーを連続的に音響アセンブリに供給することが可能となっている。トリガー機構36a-bは、ロッカスイッチから構成されていることが好ましく、このロッカスイッチは、ハンドル224に配置されていて、ケーブル又はコードで発生器30に電氣的に接続、即ち取り付けられている。あるいは、トリガー機構36a-bは、他の手頃な場所、例えば、親指用のリング222又は側板130に配置することもできる。

【0028】

図1、3及び4を参照すると、ハンドピース50が複数部品からなるハウジング52を有しており、このハウジング52は、操作者を音響アセンブリの振動から絶縁するようにしてある。ドライブユニットのハウジング52は、ユーザが従来の方法で保持する形状にすることもできるが、考えられているのは、後述するように、本願の鉗子型凝固装置120を、この装置のハウジングに設けたピストル状の構造部で握り、操作することである。複数の部品からなるハウジング52を示したが、ハウジング52はたった1つの部品、即ち単一の部品から構成しても良い。

【0029】

ハウジング52は、通例、近位端、遠位端、及びその中を長手方向に広がる空洞部を有する。ハウジング52の遠位端は、開口部60を有しており、この開口部60は、手術用システム10の音響アセンブリがそこを通り抜けて延びることができるように構成されている。ハウジング52の近位端は、ケーブル32で発生器30に接続されている。

【0030】

ハウジング52は、アルミニウムから作られていることが好ましいが、ハウジング52をUltem RTMなど、いろいろなプラスチックから作っても良いと考えられてもいる。適する超音波ドライブユニット50は、オハイオ州シンシナティのEthicon Endo-Surgery, Inc.が販売するモデルHP054である。制御用の電気信号をスイッチ36a-bから発生器30まで伝えるために、2つの金メッキされた円周電極111a及び111bがドライ

10

20

30

40

50

ブユニット 50 の遠位端に配置されている。

【0031】

図 3 及び 5 に示すように、ハンドピース 50 は、好ましくは、超音波鉗子型凝固装置 120 の第 2 音響部分に音響的に接続されている。ドライブユニット 50 の遠位端は、第 2 音響部分の近位端に、雌ねじ接続部により、波腹の近くにおいて接続することが好ましい。ただし、他の接続構造を利用してもよい。ドライブユニット 50 をハウジング 130 に挿入してそこに接続すると、ドライブユニット 50 の遠位端がコネクタ 300 を通り抜けて、後でより詳しく説明するように、リングコネクタ 111 a-b がスリップリングコネクタ 310 及び 320 のそれぞれと接続される。

【0032】

次に、さらに図 4 を参照すると、好ましい実施形態による手術用システム 10 の超音波鉗子型凝固装置 120 の分解図が示されている。超音波鉗子型凝固装置 120 の近位端には、超音波ドライブユニット 50 の近位端を入れて装着する。これは、図 3 に示すように、ドライブユニットを装置のハウジングに挿入することで行う。超音波鉗子型凝固装置 120 は、好ましくは、一体として超音波ドライブユニット 50 に着脱する。超音波鉗子型凝固装置 120 は、一度使用したら廃棄してもよい。

【0033】

超音波鉗子型凝固装置 120 は、好ましくは、ハンドルアセンブリ、即ちハウジング 130 を有し、このハウジング 130 は、好ましくは、はめ合わせるハウジング部分 131, 132 と、細長い部分、即ち内視鏡部分 150 とを備えている。本願の装置を内視鏡として用いるように構成した場合には、部分 150 の外径が約 5.5 mm となるように形成してもよい。超音波鉗子型凝固装置 120 の細長い部分 150 は、装置のハウジング 130 から直角に延びている。細長い部分 150 は、ハウジング 130 に対して選択的に回すことができる。細長い部分 150 は、好ましくは、外筒部材、即ちシース 160 と、内筒作動部材 170 と、音響システムの第 2 音響部分とを有する。第 2 音響部分は、エンドエフェクタ 180' を有する導波路 180 という形態となっている。外管 160、内管 170、エンドエフェクタ 180'、及びクランプパッド 190 は、全て回転ノブ 216 と動作可能に連結されており、このため、ノブ 216 を回すと、エンドエフェクタ 180' と、クランプアーム 190 とがこれに対応して回転する。

【0034】

図 4 に示すように、第 2 音響部分の導波路 180 の近位端は、好ましくは、前述したように、超音波ドライブユニット 50 のマウンティングデバイス 84 に、波腹の近くにおいて、着脱可能に接続されている。導波路 180 は、好ましくは、システム波長の半分の整数倍に実質的に等しい長さを有する。導波路 180 は、好ましくは中実シャフトから作られており、この中実シャフトは、超音波エネルギーを効率よく伝搬する材料、例えばチタン合金（即ち、Ti-6Al-4V）又はアルミニウム合金などから造られている。導波路 180 を、代わりに、適するあらゆる材料から作ることができるとも考えられている。

【0035】

特に図 2 を参照すると、本願の鉗子型凝固装置 120 の鉗子機構は、導波路 180 のエンドエフェクタ 180' と協同して動作するように構成されている。鉗子機構は、旋回運動可能なクランプアーム 190 を有し、このクランプアーム 190 は、その遠位端において外筒シース 160 の遠位端に旋回可能に連結されている。テフロン（登録商標）又は他の低摩擦材料から作られていることが好ましいクランプパッド 192 が、クランプアームの表面に、エンドエフェクタ 180' と協同するように取り付けられており、クランプアームを旋回運動させると、クランプパッドが、エンドエフェクタ 180' と実質的に平行になり、かつ、エンドエフェクタ 180' と接触する。このような構造では、パッド 192 とエンドエフェクタ 180' との間で組織をつかむ。図示のように、エンドエフェクタ 180' と協働して組織をつかむ力を向上させるために、パッド 192 には、好ましくは、鋸歯状の構造を設ける。当業者には明らかなように、エンドエフェクタ 180' 及びクランプパッド 190 は、米国特許第 6,325,811 号に開示されている湾曲形状を含

10

20

30

40

50

む、多くの形状を取りうる。

【0036】

先に参照により組み込んだ米国特許に記載されているように、術者はトリガー222を親指で押し込むことにより、クランプ機構に可動クランプアーム190を旋回させる。術者の他の指を1本以上、ハンドル224の中に楽な状態で置いてよい。本発明によれば、術者は、人差し指でスイッチ36a-bを選択的に押し込むことにより、発生器30の動作を制御する。スイッチ36a-bは、術者が、操作するのに同じ手(指)を使って、エンドエフェクタ180'にエネルギーを供給し、かつ、ノブ216を介してエンドエフェクタ180'及びクランプパッド190を回すのに都合のよい場所に配置されている。

【0037】

次に図5-8及び10を参照すると、スイッチ36a-bがロッカアーム40によって機械的に連結されている。ロッカアーム40は、ピボット支柱42を入れるための開口部40aを備えている。スイッチ36a-bを同時に押し込んだ場合、発生器30が誤ったメッセージを送ることになるが、このような構成では、スイッチ36a-bを同時に押し込むことはできない。フレキシブル回路330が、ドライブユニット50を介してのスイッチ36a-bと発生器30との間の電気機械的インターフェイスとなっている。さらに図8aを参照すると、フレキシブル回路330は、その遠位端に、2つのドーム状スイッチ332、334を有している。これらのドーム状スイッチ332、334は、それぞれ、対応するスイッチ36a-bの押下ピン142a-bで機械的に作動させる。ドーム状スイッチ332及び334は、電気的な接触スイッチであり、押下された時に、図8bの電気配線概略図で示すように、電気信号を発生器30に送る。フレキシブル回路330は、これも図8bに示されているように、ダイオードパッケージ336内に2つのダイオードをさらに備えている。フレキシブル回路330は、当業者に公知であるように、コネクタ300を介してスリップリング導体310及び320に接続する導体を提供するものであり、スリップリング導体310及び320は、次にリング導体111a-bに電気的に接続している。リング導体111a-bは、さらに、発生器30につながっているケーブル32の導体に接続されている。リング導体111a-bは、米国特許第6,623,500B1に概して記載されているように、ハンドピース50の遠位端内に配置されている。米国特許第6,623,500B1の内容は、参照により本明細書に組み込む。

【0038】

次に、特に図6a-b及び7を参照すると、スリップリング導体310及び320は、端部が開いているほぼO形状のばねであり、それぞれ、コネクタ300の取り付け面302及び304に滑り込ませてある。各ばね状スリップリングは、2つの圧点接触部(312a-b及び322a-b)を備えており、これらの圧点接触部は、ハンドピース50のそれぞれのリング導体111a-bと接触する。スリップリング310及び320のばね張力により、接点312a-b、322a-bと、導体111a-bとの間が確実に接触する。このスリップリング構造により、器機使用中に術者がハンドピース50を回すことがあっても、電気的な接触が可能になることは明らかである。各スリップリングの支柱314及び324は、フレキシブル回路330の対応する導体に電気的に接続していて、図8bに示したような電気回路を完成させる。

【0039】

次に図9を参照する。スイッチ36a、36bは、人間工学的に満足のいく握り及び操作性を術者に与えるように構成することが好ましい。特に、スイッチ36a、36bを押し込む／入れる角度は平行ではなく、各スイッチを入れる方向(作動方向)は、トリガー222が通常の状態にあるときの、トリガー222の親指グリップにおいて親指を配置する領域の中にある共通の位置Pに対して、作動角 θ_1 を規定する。角度 θ_1 の範囲は、約10°から約30°であり、より好ましくは、約15°から約20°である。スイッチ36a-bは、さらに距離 L_1 だけ離れており、これは、スイッチ36a、36bの間においてハンドル224に置いた術者の指が不用意にスイッチを入れてしまうことを最小限にするのに十分であり、同時に、組織をつかんでいる間の握りを非常に安定にし、かつ、高い

10

20

30

40

50

操作機能性を与える。距離 L_1 は、約 1 インチから約 0.5 インチまで（約 2.54 cm から約 1.27 cm まで）であり、より好ましくは、約 0.8 インチから約 0.6 インチまで（約 2.03 cm から約 1.52 cm まで）である。

【0040】

本発明をいくつかの実施形態を記載することで説明したが、出願人は、添付の特許請求の範囲の趣旨及び範囲をこのような詳細に制限又は限定することは意図していない。当業者は、本発明の範囲から逸脱することなく、非常に多くの変形、変更、及び代用を行うことを思いつくであろう。さらに、本発明に関連する各要素の構造は、代わりに、その要素が行う機能を提供する手段として記載することもできる。よって、本発明を添付の特許請求の範囲の趣旨及び範囲によってのみ限定することが予定されている。

10

【0041】

〔実施の態様〕

(1) 超音波手術器械であって、

a) 超音波エネルギーを供給するためのハンドピースを入れるためのハウジング、を備え、前記ハウジングが、

b) 前記超音波手術器械の使用者とのインターフェイスとなるように構成されたハンドルと、

c) 前記ハンドルに配置されている少なくとも 1 つのスイッチであって、発生器に電気信号を与えて、前記ハンドピースによって送られる超音波エネルギーの大きさを調整するために、前記発生器に電氣的に接続されている少なくとも 1 つのスイッチと、を備える超音波手術器械。

20

【0042】

(2) 実施態様 1 記載の超音波手術器械であって、

前記ハンドルが 2 つのスイッチを備えており、第 1 の前記スイッチは、第 1 の電気信号を前記発生器に与えるために前記発生器に電氣的に接続されており、第 2 の前記スイッチは、第 2 の電気信号を前記発生器に与えるために前記発生器に電氣的に接続されている、超音波手術器械。

(3) 実施態様 1 記載の超音波手術器械であって、

前記ハンドピースは、前記スイッチからの電気信号を受け取る導体を備えている、超音波手術器械。

30

【0043】

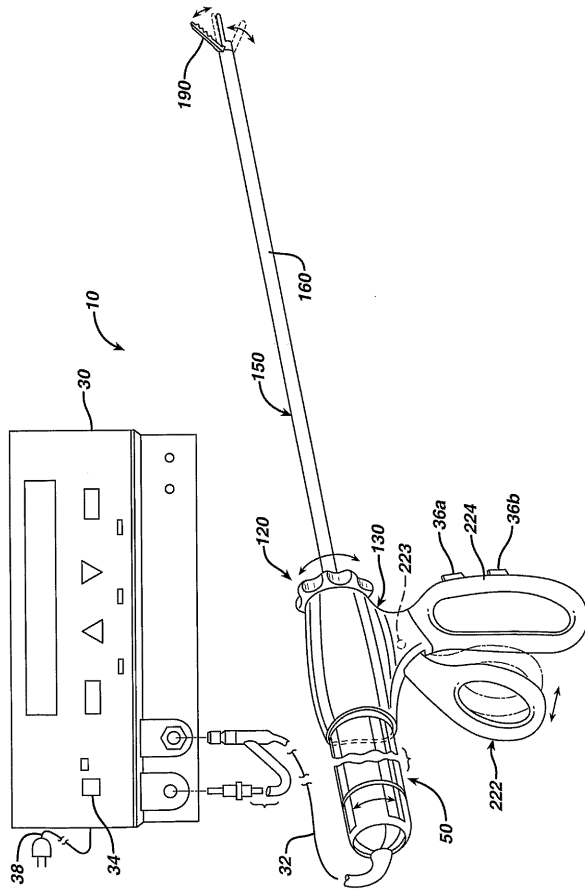
(4) 実施態様 2 記載の超音波手術器械であって、

前記 2 つのスイッチは、1.27 cm から 2.54 cm の距離だけ離れている、超音波手術器械。

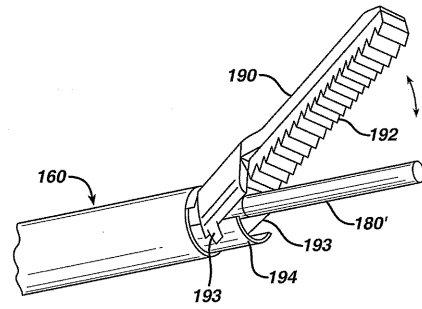
(5) 実施態様 2 記載の超音波手術器械であって、

前記第 1 及び第 2 のスイッチの各々は、 10° から 30° の作動角をなす作動方向を規定する、超音波手術器械。

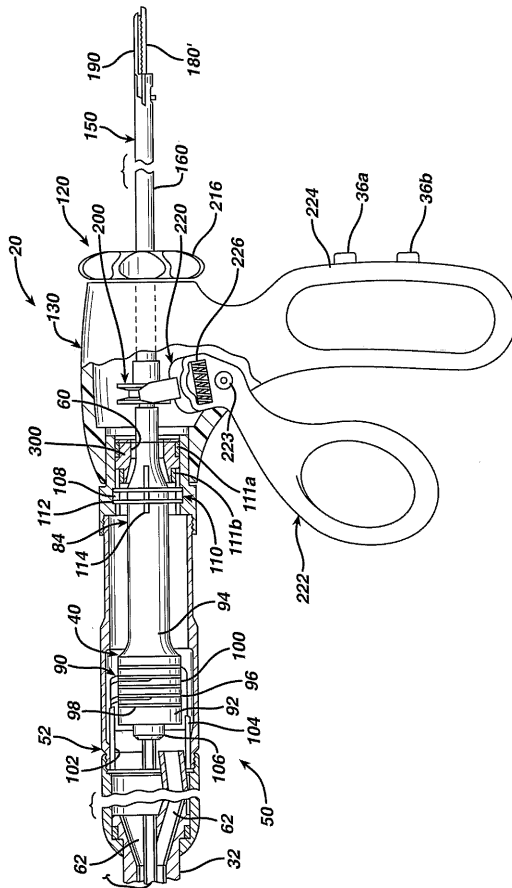
【図 1】



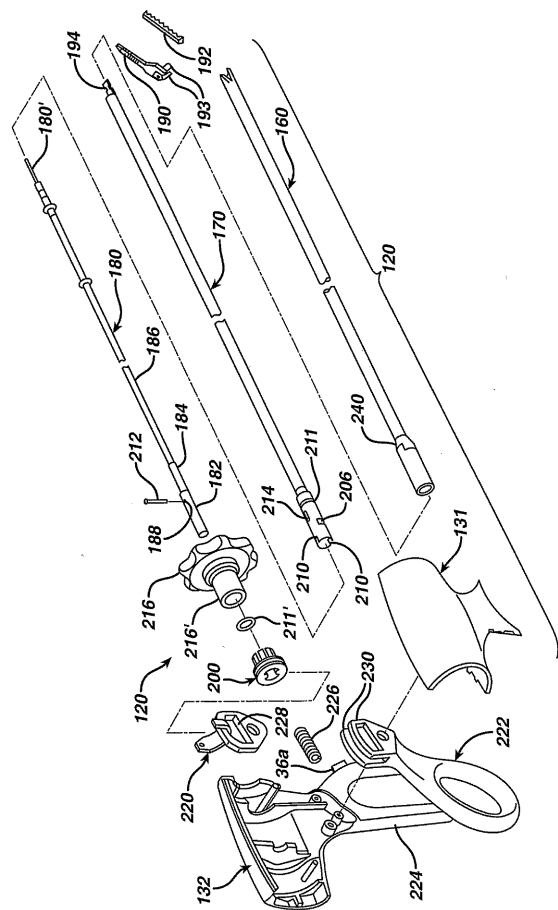
【図 2】



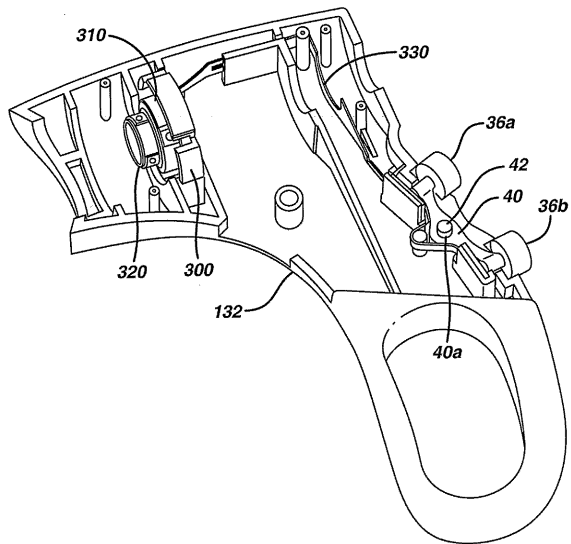
【図 3】



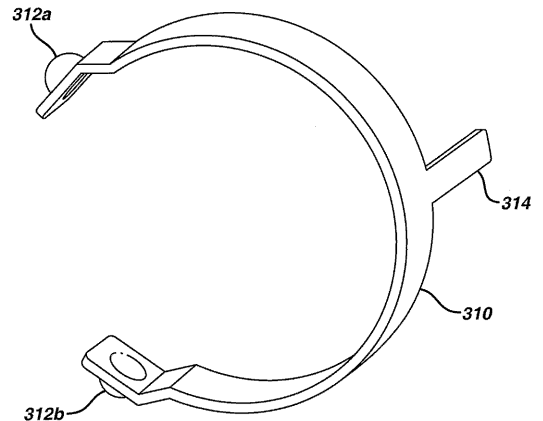
【図 4】



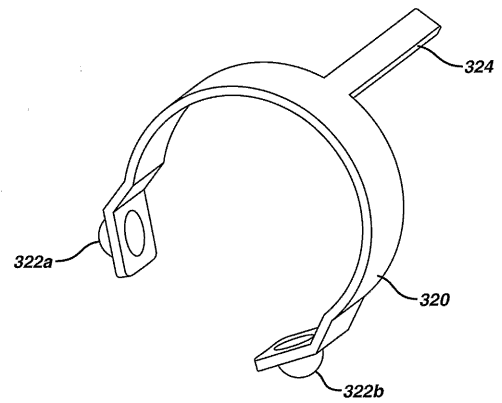
【図 5】



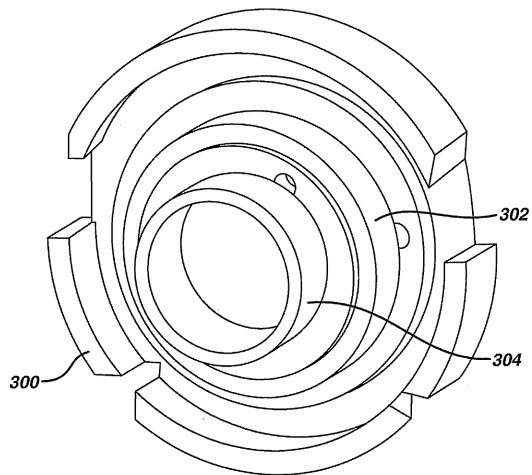
【図 6 a】



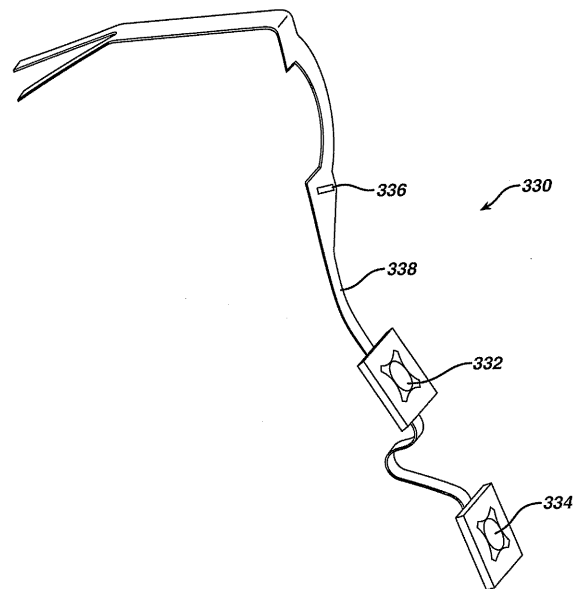
【図 6 b】



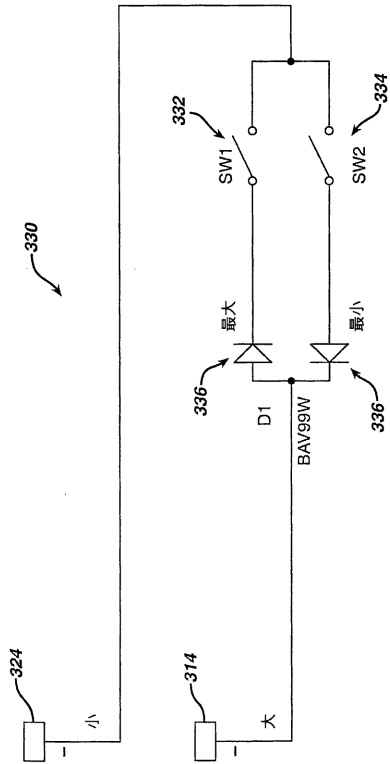
【図 7】



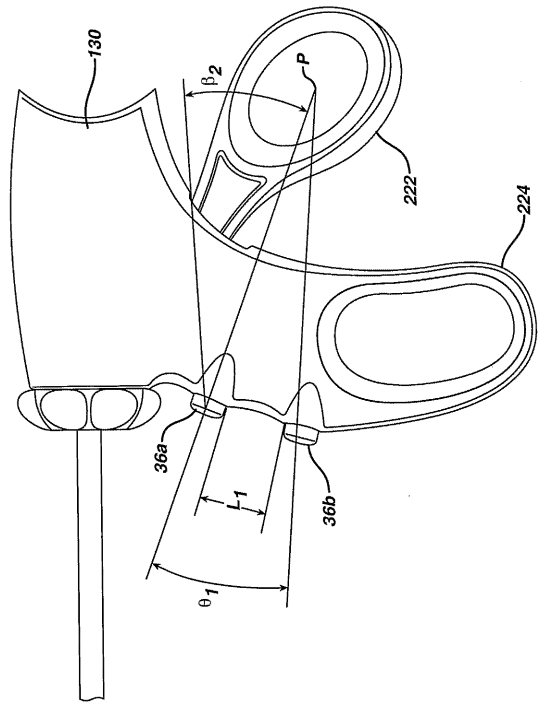
【図 8 a】



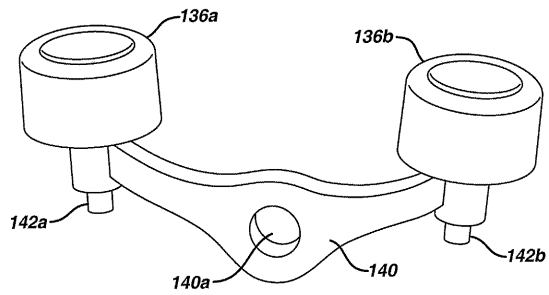
【図 8 b】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 プロチ・フランシス・エス
アメリカ合衆国、43147 オハイオ州、ピッカリントン、プリンスビル・ドライブ 292
8

(72)発明者 デュッタ・スディープ・エヌ
アメリカ合衆国、45039 オハイオ州、メインビル、ショアハム・レーン 3033ーシー

(72)発明者 クラマー・ケネス・エス
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ベルモント・ストリート 6331

Fターム(参考) 4C160 JJ13 JJ17 JJ43 JJ46 MM32 NN03 NN09 NN10 NN12 NN13
NN14

专利名称(译)	手动式超声波器械		
公开(公告)号	JP2011189177A	公开(公告)日	2011-09-29
申请号	JP2011123447	申请日	2011-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ムアーステファニー・ジェイ プロチフランシス・エス デュッタ・スディー・エヌ クラマー・ケネス・エス		
发明人	ムアーステファニー・ジェイ プロチ・フランシス・エス デュッタ・スディー・エヌ クラマー・ケネス・エス		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/00 A61B17/32 A61L		
CPC分类号	A61N7/00 A61B17/320092 A61B18/00 A61B2017/00017 A61B2017/00367 A61B2017/0046 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ43 4C160/JJ46 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14		
优先权	60/478984 2003-06-17 US		
其他公开文献	JP5583637B2 JP2011189177A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于超声手术的钳式凝固剪刀，其具有用于移动符合人体工程学的改进剪刀的装置。超声外科钳夹凝固器构造造成通过将装置的钳子机构与相关联的超声末端执行器配合来切断，凝固和夹紧组织。该装置的手柄配置成允许在手术期间手动切割，凝固和夹紧组织。为了能够更方便和有效地使用该装置，可以用一个指尖操作的控制部分直接设置在一次性剪刀的手柄上，操作者可以在不改变手的位置的情况下操作该装置。手柄上提供的两个开关独立控制从发电机获得的两个功率水平。 点域1

