

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5583637号
(P5583637)

(45) 発行日 平成26年9月3日(2014.9.3)

(24) 登録日 平成26年7月25日(2014.7.25)

(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 15 (全 16 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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成23年6月1日(2011.6.1)
 (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)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコ
 ーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surger
 y, 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 45
 45
 (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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハンドヘルドの手術器械において、
 超音波鉗子型凝固装置であって、
 超音波で作動するブレード、
 前記ブレードに向かって旋回可能なクランプアーム、
 縦軸に沿って延びる細長いシャフトであって、前記ブレードおよびクランプアームは、
 前記細長いシャフトの遠位部分に配置される、細長いシャフト、
 前記細長いシャフトの近位部分において前記細長いシャフトに接続されたハウジング
 であって、前記ハウジングは、前記細長いシャフトから近位に延びる本体部分、前記本体
 部分から前記縦軸から離れるように延びる第1のハンドル部分、および前記第1のハンド
 ル部分の近位に配置された第2のハンドル部分を画定する、ハウジング、
 前記細長いシャフトに接続された回転アセンブリであって、前記回転アセンブリの回
 転により、前記細長いシャフトが前記縦軸の周りで回転する、回転アセンブリ、および
 前記第1のハンドル部分に配置された第1の作動スイッチ、
 を有する超音波鉗子型凝固装置と、
 超音波ドライブユニットであって、超音波トランスデューサ、および、前記超音波ドラ
 イブユニットの遠位端に設けられた円周電極を有する少なくとも一つのコネクタ、を有す
 る超音波ドライブユニットと、
 を備え、

10

20

前記超音波鉗子型凝固装置の近位端は、前記超音波ドライブユニットの遠位端に取り外し可能に接続される、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 2 のハンドル部分は、第 1 の位置から第 2 の位置へ旋回して、前記クランプアームを前記ブレードに向かって旋回させる、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 のハンドル部分は、固定されている、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチは、第 1 のレベルの超音波エネルギーを前記ブレードに与えるために近位の方向に作動可能である、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチに比べ前記縦軸からさらに離れて前記第 1 のハンドル部分に配置された第 2 の作動スイッチをさらに備える、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 6】

請求項 5 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチおよび前記第 2 の作動スイッチは、約 2 . 5 4 c m ~ 約 1 . 2 7 c m の距離だけ離れている、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 7】

請求項 5 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 2 の作動スイッチは、第 2 のレベルの超音波エネルギーを前記ブレードに与えるために近位の方向に作動可能である、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 8】

請求項 1 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチは、前記回転アセンブリと前記第 1 のハンドル部分との間に配置される、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 9】

ハンドヘルドの手術器械において、

超音波鉗子型凝固装置であって、

超音波で作動するブレード、

前記ブレードに向かって旋回可能なクランプアーム、

縦軸に沿って延びる細長いシャフトであって、前記ブレードおよびクランプアームは、前記細長いシャフトの遠位部分に配置される、細長いシャフト、

前記細長いシャフトの近位部分において前記細長いシャフトに接続されたハウジングであって、前記ハウジングは、前記細長いシャフトから近位に延びる本体部分、前記本体部分から前記縦軸から離れるように延びる第 1 の固定ハンドル部分、および前記第 1 のハンドル部分の近位に配置される第 2 のハンドル部分を画定し、前記第 2 のハンドル部分は、第 1 の位置から第 2 の位置へ旋回して、前記クランプアームを前記ブレードに向かって旋回させる、ハウジング、

前記細長いシャフトに接続された回転アセンブリであって、前記回転アセンブリの回転により、前記細長いシャフトが前記縦軸の周りで回転する、回転アセンブリ、および

前記第 1 のハンドル部分に配置された第 1 の作動スイッチ、ならびに前記第 1 の作動スイッチに比べ前記縦軸からさらに離れて前記第 1 のハンドル部分に配置された第 2 の作動スイッチ、

を有する超音波鉗子型凝固装置と、

超音波ドライブユニットであって、超音波トランスデューサ、および、前記超音波ドライブユニットの遠位端に設けられた円周電極を有する少なくとも一つのコネクタ、を有す

10

20

30

40

50

る超音波ドライブユニットと、
を備え、

前記超音波鉗子型凝固装置の近位端は、前記超音波ドライブユニットの遠位端に取り外し可能に接続される、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチおよび前記第 2 の作動スイッチは、約 2 . 5 4 c m ~ 約 1 . 2 7 c m の距離だけ離れている、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 11】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチは、第 1 のレベルの超音波エネルギーを前記ブレードに与えるために近位の方向に作動可能である、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 12】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 2 の作動スイッチは、第 2 のレベルの超音波エネルギーを前記ブレードに与えるために近位の方向に作動可能である、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 13】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチは、前記回転アセンブリと前記第 1 のハンドル部分との間に配置される、ハンドヘルドの手術器械。

【請求項 14】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

少なくとも 1 つの電子部品を含む少なくとも 1 つの電気回路と、トランスデューサを前記少なくとも 1 つの電気回路に電気的に接続するように構成されたトランスデューサコネクタと、をさらに備えるハンドヘルドの手術器械。

【請求項 15】

請求項 9 に記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチは、前記少なくとも 1 つの電気回路に電気的に接続される、ハンドヘルドの手術器械。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 5 】

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, 3 2 2, 0 5 5 号、同第 5, 8 7 3, 8 7 3 号、及び同第 6, 3 2 5, 8 1 1 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。

10

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

20

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、鉗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鉗に向けられたものである。

【 0 0 0 8 】

〔 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、使い捨て鉗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。

30

【 0 0 0 9 】

ある実施形態では、ボタンがロッカ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る。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。ロッカ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、ロッカスイッチは、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。

40

【 0 0 1 0 】

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鉗装置にしっかりと固定すると、滑り接触部により、鉗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。

【 0 0 1 1 】

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

50

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】ロックスイッチ、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。

【 0 0 1 7 】

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

10

【 0 0 1 8 】

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。

20

【 0 0 1 9 】

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 1 0 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 1 0 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。

30

【 0 0 2 0 】

手術用システム 1 0 は、超音波発生器 3 0 と、関連する超音波手術器械とを有する。手術器械は、符号 5 0 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 5 0 の超音波トランスデューサと、鉗子型凝固装置 1 2 0 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 3 0 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 5 0 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

40

【 0 0 2 1 】

手術用システムの発生器 3 0 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 3 2 を介して、発生器 3 0 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

50

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、つまみ具、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。

【 0 0 2 2 】

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。

10

【 0 0 2 3 】

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、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。

【 0 0 2 4 】

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 36 a - 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。

20

【 0 0 2 5 】

トリガー機構 36 a - 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。

30

【 0 0 2 6 】

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 20 kHz から 250 kHz の範囲で、好ましくは、約 54 kHz から 56 kHz の範囲で、もっとも好ましくは、約 55.5 kHz 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 36 a により、振幅は第 1 のレベルになり、スイッチ 36 b により、振幅は第 2 のレベルになる。

40

【 0 0 2 7 】

前述したように、発生器 30 のトリガー機構 36 a - 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 36 a - 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 36 a - 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。

【 0 0 2 8 】

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

50

してある。ドライブユニットのハウジング 5 2 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 1 2 0 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 5 2 を示したが、ハウジング 5 2 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 5 2 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 5 2 の遠位端は、開口部 6 0 を有しており、この開口部 6 0 は、手術用システム 1 0 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 5 2 の近位端は、ケーブル 3 2 で発生器 3 0 に接続されている。

10

【0030】

ハウジング 5 2 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 5 2 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 5 0 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 H P 0 5 4 である。制御用の電気信号をスイッチ 3 6 a - b から発生器 3 0 まで伝えるために、2 つの金メッキされた円周電極 1 1 1 a 及び 1 1 1 b がドライブユニット 5 0 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 5 0 は、好ましくは、超音波鉗子型凝固装置 1 2 0 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 5 0 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 5 0 をハウジング 1 3 0 に挿入してそこに接続すると、ドライブユニット 5 0 の遠位端がコネクタ 3 0 0 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 1 1 1 a - b がスリップリングコネクタ 3 1 0 及び 3 2 0 のそれぞれと接続される。

20

【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 1 0 の超音波鉗子型凝固装置 1 2 0 の分解図が示されている。超音波鉗子型凝固装置 1 2 0 の近位端には、超音波ドライブユニット 5 0 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 1 2 0 は、好ましくは、一体として超音波ドライブユニット 5 0 に着脱する。超音波鉗子型凝固装置 1 2 0 は、一度使用したら廃棄してもよい。

30

【0033】

超音波鉗子型凝固装置 1 2 0 は、好ましくは、ハンドルアセンブリ、即ちハウジング 1 3 0 を有し、このハウジング 1 3 0 は、好ましくは、はめ合わせるハウジング部分 1 3 1 , 1 3 2 と、細長い部分、即ち内視鏡部分 1 5 0 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 1 5 0 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 1 2 0 の細長い部分 1 5 0 は、装置のハウジング 1 3 0 から直角に延びている。細長い部分 1 5 0 は、ハウジング 1 3 0 に対して選択的に回すことができる。細長い部分 1 5 0 は、好ましくは、外筒部材、即ちシース 1 6 0 と、内筒作動部材 1 7 0 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 1 8 0 ' を有する導波路 1 8 0 という形態となっている。外管 1 6 0 、内管 1 7 0 、エンドエフェクタ 1 8 0 ' 、及びクランプパッド 1 9 0 は、全て回転ノブ 2 1 6 と動作可能に連結されており、このため、ノブ 2 1 6 を回すと、エンドエフェクタ 1 8 0 ' と、クランプアーム 1 9 0 とがこれに対応して回転する。

40

【0034】

図 4 に示すように、第 2 音響部分の導波路 1 8 0 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 5 0 のマウンティングデバイス 8 4 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 1 8 0 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 1 8 0 は、好ましくは中実シャフトから作ら

50

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む、多くの形状を取りうる。

10

【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。

20

【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、電氣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に電氣的に接続している。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。

30

40

【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

50

のそれぞれのリング導体 1 1 1 a - b と接触する。スリップリング 3 1 0 及び 3 2 0 のばね張力により、接点 3 1 2 a - b、3 2 2 a - b と、導体 1 1 1 a - 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 5 0 を回すことがあっても、電氣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 3 1 4 及び 3 2 4 は、フレキシブル回路 3 3 0 の対応する導体に電氣的に接続していて、図 8 b に示したような電気回路を完成させる。

【 0 0 3 9 】

次に図 9 を参照する。スイッチ 3 6 a , 3 6 b 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 3 6 a , 3 6 b 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 2 2 2 が通常の状態にあるときの、トリガー 2 2 2 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 3 6 a - b は、さらに距離 L_1 だけ離れており、これは、スイッチ 3 6 a , 3 6 b の間においてハンドル 2 2 4 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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

〔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。

【 0 0 4 2 】

（ 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。

【 0 0 4 3 】

（ 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。

(6) ハンドヘルドの手術器械において、

超音波鉗子型凝固装置であって、

超音波で作動するブレード、

前記ブレードに向かって旋回可能なクランプアーム、

縦軸に沿って延びる細長いシャフトであって、前記ブレードおよびクランプアームは、前記細長いシャフトの遠位部分に配置される、細長いシャフト、

前記細長いシャフトの近位部分において前記細長いシャフトに接続されたハウジングであって、前記ハウジングは、前記細長いシャフトから近位に延びる本体部分、前記本体部分から前記縦軸から離れるように延びる第 1 のハンドル部分、および前記第 1 のハンドル部分の近位に配置された第 2 のハンドル部分を画定する、ハウジング、

前記細長いシャフトに接続された回転アセンブリであって、前記回転アセンブリの回転により、前記細長いシャフトが前記縦軸の周りで回転する、回転アセンブリ、および

前記回転アセンブリと同様な前記縦軸方向の位置において前記第 1 のハンドル部分に配置された第 1 の作動スイッチ、

を有する超音波鉗子型凝固装置と、

超音波ドライブユニットであって、超音波トランスデューサ、および、前記超音波ドライブユニットの遠位端に設けられた円周電極を有する少なくとも一つのコネクタ、を有する超音波ドライブユニットと、

を備え、

前記超音波鉗子型凝固装置の近位端は、前記超音波ドライブユニットの遠位端に取り外し可能に接続される、ハンドヘルドの手術器械。

(7) 実施態様 6 記載のハンドヘルドの手術器械であって、

前記第 1 の作動スイッチと同様な前記縦軸方向の位置において、前記第 1 の作動スイッチに比べ前記縦軸からさらに離れて前記第 1 のハンドル部分に配置された第 2 の作動スイッチをさらに備える、ハンドヘルドの手術器械。

(8) ハンドヘルドの手術器械において、

超音波鉗子型凝固装置であって、

超音波で作動するブレード、

前記ブレードに向かって旋回可能なクランプアーム、

縦軸に沿って延びる細長いシャフトであって、前記ブレードおよびクランプアームは、前記細長いシャフトの遠位部分に配置される、細長いシャフト、

前記細長いシャフトの近位部分において前記細長いシャフトに接続されたハウジングであって、前記ハウジングは、前記細長いシャフトから近位に延びる本体部分、前記本体部分から前記縦軸から離れるように延びる第 1 の固定ハンドル部分、および前記第 1 のハンドル部分の近位に配置される第 2 のハンドル部分を画定し、前記第 2 のハンドル部分は、第 1 の位置から第 2 の位置へ旋回して、前記クランプアームを前記ブレードに向かって旋回させる、ハウジング、

前記細長いシャフトに接続された回転アセンブリであって、前記回転アセンブリの回転により、前記細長いシャフトが前記縦軸の周りで回転する、回転アセンブリ、および

前記回転アセンブリと同様な前記縦軸方向の位置において前記第 1 のハンドル部分に配置された第 1 の作動スイッチ、ならびに前記第 1 の作動スイッチと同様な前記縦軸方向の位置において、前記第 1 の作動スイッチに比べ前記縦軸からさらに離れたに配置された第 2 の作動スイッチ、

を有する超音波鉗子型凝固装置と、

超音波ドライブユニットであって、超音波トランスデューサ、および、前記超音波ドライブユニットの遠位端に設けられた円周電極を有する少なくとも一つのコネクタ、を有する超音波ドライブユニットと、

10

20

30

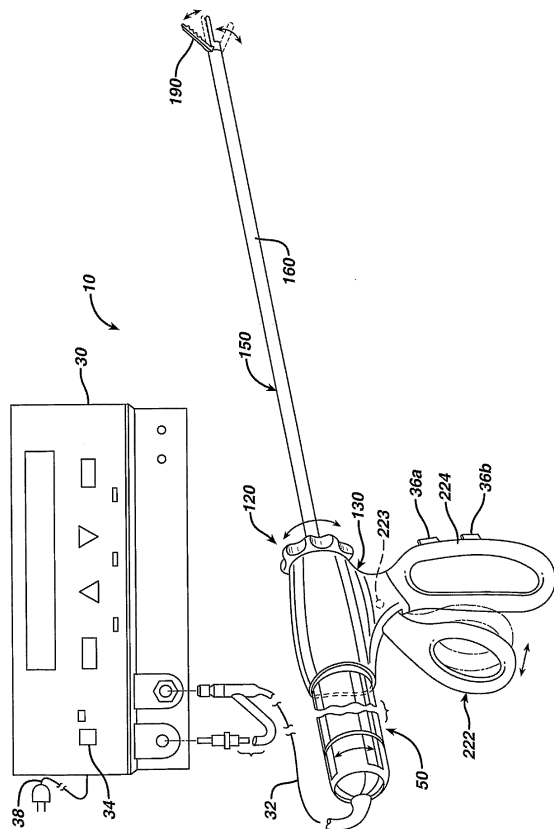
40

50

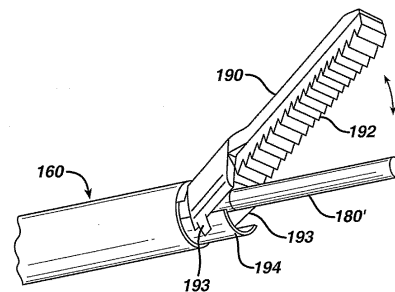
を備え、

前記超音波鉗子型凝固装置の近位端は、前記超音波ドライブユニットの遠位端に取り外し可能に接続される、ハンドヘルドの手術器械。

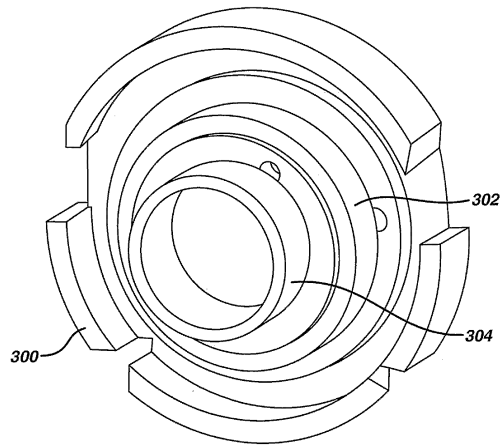
【図 1】



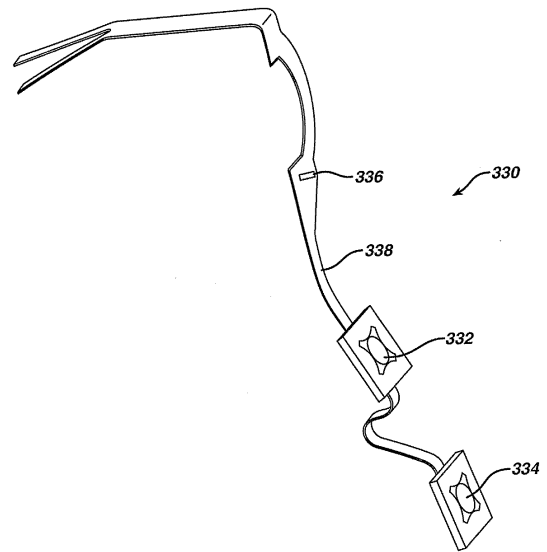
【図 2】



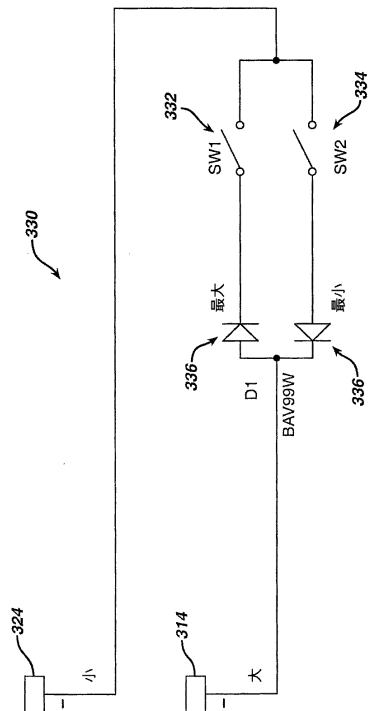
【図 7】



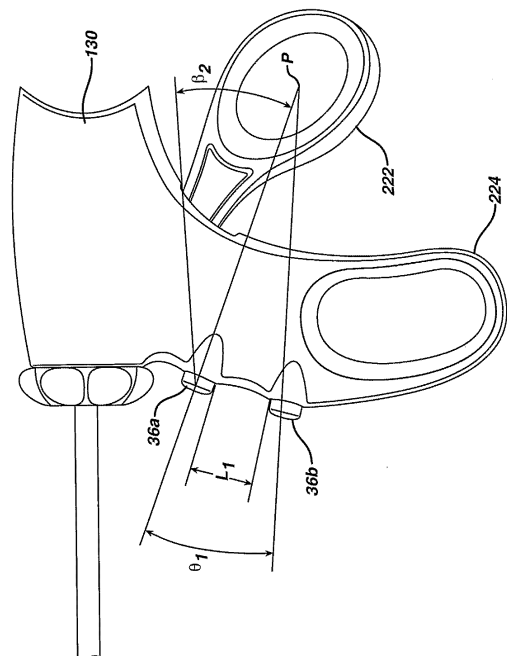
【図 8 a】



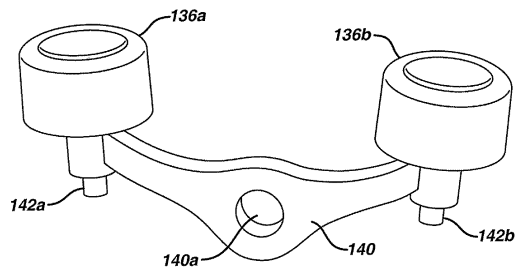
【図 8 b】



【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 2928
- (72)発明者 デュッタ・スティーブ・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 - 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

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 米国特許第6056735 (US, A)
特開2001-204734 (JP, A)
特開平11-192235 (JP, A)
特表2001-502216 (JP, A)
特開2003-612 (JP, A)
特開2002-177295 (JP, A)
特開2002-330977 (JP, A)
米国特許第4662068 (US, A)
独国実用新案第000020021619 (DE, U1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00

专利名称(译)	手动式超音波器械		
公开(公告)号	JP5583637B2	公开(公告)日	2014-09-03
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		
当前申请(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		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	60/478984 2003-06-17 US		
其他公开文献	JP2011189177A5 JP2011189177A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波手术钳式凝固剪刀，其具有符合人体工程学的用于移动剪刀的装置。超声外科手术钳型凝固装置构造通过使装置的钳子机构与相关的超声末端执行器配合来切割，凝结和夹紧组织。该装置的手柄被配置成在手术期间手动切割，凝结和夹紧组织。为了更方便和有效地使用该装置，在一次性剪刀的手柄上直接提供指尖可操作的控制器，操作者可以在不改变手的位置的情况下操作该装置。手柄上的两个开关独立控制发电机可用的两个功率水平。 点域1

【 図 1 】

