

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5863704号  
(P5863704)

(45) 発行日 平成28年2月17日(2016.2.17)

(24) 登録日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(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 (全 67 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-107910 (P2013-107910)                  (22) 出願日 平成25年5月22日 (2013.5.22)                  (62) 分割の表示 特願2010-528144 (P2010-528144)                          の分割                          原出願日 平成20年10月3日 (2008.10.3)                  (65) 公開番号 特開2013-208456 (P2013-208456A)                  (43) 公開日 平成25年10月10日 (2013.10.10)                          審査請求日 平成25年5月22日 (2013.5.22)                  (31) 優先権主張番号 60/997, 901                  (32) 優先日 平成19年10月5日 (2007.10.5)                  (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 595057890                  エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド                  Ethicon Endo-Surgery, Inc.                  アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545                  (74) 代理人 100088605                  弁理士 加藤 公延                  (74) 代理人 100130384                  弁理士 大島 孝文</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人間工学的外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位端及び遠位端を有するハウジングであって、前記ハウジングは、前記ハウジングの前記近位端における近位開口部、及び前記ハウジングの前記遠位端における遠位開口部を画定し、前記遠位開口部及び前記近位開口部は、長手方向軸上に位置付けられる、ハウジングと、

前記長手方向軸に沿って前記近位開口部内部に少なくとも部分的に位置付けられた超音波変換器と、

前記ハウジングに連結され、前記長手方向軸の周りを回転可能である、遠位回転ノブと、

前記長手方向軸に沿って前記遠位回転ノブから近位に位置付けられ、前記長手方向軸の周りを回転可能であり、かつ前記近位開口部の近傍に位置づけられる複数の縦溝を画定する、近位回転ノブと、

前記長手方向軸から離れて前記ハウジングから下向きに延在するハンドルと、

前記ハウジングに枢動可能に取り付けられ、前記ハンドルに対して枢動可能に移動可能なトリガと、

前記遠位開口部から延びる細長内視鏡シャフトアセンブリと、

前記細長内視鏡シャフトアセンブリの遠位端に配されたエンドエフェクタアセンブリと、を備える、外科用器具であって、

前記遠位回転ノブおよび前記近位回転ノブは、前記細長内視鏡シャフトアセンブリ全体

を回転させるように構成されており、

前記トリガは、前記エンドエフェクタアセンブリを作動させるように構成されている、  
外科用器具。

【請求項 2】

前記遠位回転ノブは、複数の縦溝を備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記遠位回転ノブは、弾性材料を含む、請求項 2 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に連結され、前記超音波変換器を作動させるように構成されているスイッチを更に備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

10

【請求項 5】

前記ハンドルは、近位接触面を画定し、前記外科用器具は、前記近位接触面上に形成される湾曲安定突起を備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 6】

前記ハンドルは、近位接触面、サドル面、及び安定化尾部を画定し、

前記近位接触面は、第 1 の基準点から測定される第 1 の半径によって画定され、前記サドル面は、第 2 の基準点から測定される第 2 の半径によって画定され、前記安定化尾部は、第 3 の基準点から測定される第 3 の半径によって画定される、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

20

近位端及び遠位端を有するハウジングであって、前記ハウジングは、前記ハウジングの前記近位端における近位開口部、及び前記ハウジングの前記遠位端における遠位開口部を画定し、前記遠位開口部及び前記近位開口部は、長手方向軸上に位置付けられる、ハウジングと、

前記長手方向軸から離れて前記ハウジングから下向きに延在するハンドルと、

前記ハウジングに連結され、複数の縦溝を備え、前記長手方向軸の周りを回転可能である、遠位回転ノブと、

前記長手方向軸に沿って前記遠位回転ノブから近位に位置付けられ、前記長手方向軸の周りを回転可能であり、かつ前記近位開口部の近傍に位置づけられる複数の縦溝を画定する、近位回転ノブと、

30

前記遠位開口部から延びる細長内視鏡シャフトアセンブリと、

を備える、外科用器具であって、

前記遠位回転ノブおよび前記近位回転ノブは、前記細長内視鏡シャフトアセンブリ全体を回転させるように構成されている、  
外科用器具。

【請求項 8】

前記遠位回転ノブは、弾性材料を含む、請求項 7 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に連結され、超音波変換器を作動させるように構成されているスイッチを更に備える、請求項 7 に記載の外科用器具。

40

【請求項 10】

前記ハンドルは、近位接触面を画定し、

前記外科用器具は、前記近位接触面上に形成される湾曲安定突起を更に備える、請求項 7 に記載の外科用器具。

【請求項 11】

前記ハンドルは、近位接触面、サドル面、及び安定化尾部を画定し、

前記近位接触面は、第 1 の基準点から測定される第 1 の半径によって画定され、前記サドル面は、第 2 の基準点から測定される第 2 の半径によって画定され、前記安定化尾部は、第 3 の基準点から測定される第 3 の半径によって画定される、請求項 7 に記載の外科用器具。

50

## 【請求項 1 2】

近位端及び遠位端を有するハウジングであって、前記ハウジングは、前記ハウジングの前記近位端における近位開口部、及び前記ハウジングの前記遠位端における遠位開口部を画定し、前記遠位開口部及び前記近位開口部は、長手方向軸上に位置付けられる、ハウジングと、

前記長手方向軸から下向きに延在するハンドルと、

前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に取り付けられ、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ前記ハンドルに対して枢動可能に移動可能なトリガと、

前記トリガに固定的に連結されて、前記完全に開いた位置から前記完全に閉じた位置へ前記ハンドルに対して前記トリガと共に移動するトリガフックであって、前記トリガ及び前記トリガフックは、それらの間に開口を画定する、トリガフックと、

前記ハウジングに連結され、複数の縦溝を備え、前記長手方向軸の周りを回転可能である、遠位回転ノブと、

前記長手方向軸に沿って前記遠位回転ノブから近位に位置付けられ、前記長手方向軸の周りを回転可能であり、かつ前記近位開口部の近傍に位置づけられる複数の縦溝を画定する、近位回転ノブと、

前記遠位開口部から延びる細長内視鏡シャフトアセンブリと、

前記細長内視鏡シャフトアセンブリの遠位端に配されたエンドエフェクタアセンブリと

を備える、外科用器具であって、

前記遠位回転ノブおよび前記近位回転ノブは、前記細長内視鏡シャフトアセンブリ全体を回転させるように構成されており、

前記トリガは、前記エンドエフェクタアセンブリを作動させるように構成されている、外科用器具。

## 【請求項 1 3】

前記遠位開口部と前記トリガとの間で前記ハウジングの遠位部分に枢動可能に連結され、超音波変換器を作動させるように構成されているスイッチを備え、前記スイッチは、第3の基準点を定める第1の突起ノブを備える、請求項 1 2 に記載の外科用器具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【開示の内容】

## 【0001】

## 〔背景〕

中空コア及び中実コア器具の両方を含む、超音波外科用器具は、多くの病状に対する安全で有効な治療のために使用される。超音波外科用器具、及び特に中実コアの超音波外科用器具は、超音波周波数で外科用エンドエフェクタに伝達される機械的振動形態のエネルギーを使用して、組織を切断及び/又は凝固するために使用され得るため、有利である。超音波振動は、好適なエネルギーレベルで組織に伝達され、かつ好適なエンドエフェクタを使用するとき、組織を切断、切開、凝固、隆起、又は分離するために使用され得る。中実コア技術を利用する超音波外科用器具は、超音波変換器から超音波伝達導波管を通して外科用エンドエフェクタに伝達され得る超音波エネルギー量により特に有利である。このような器具は、観血的処置、又は内視鏡的若しくは腹腔鏡的処置などの低侵襲処置に使用され得、エンドエフェクタは、手術部位に到達するようにトロカール内に通される。

## 【0002】

このような器具のエンドエフェクタ（例えば、切断ブレード、ボール型コアギュレータ）を超音波振動数で起動又は励起することは、隣接組織内に局所的な熱を発生させる長手方向の振動運動を誘起させ、切断及び凝固の両方を容易にする。超音波外科用器具の性質により、特定の超音波で作動させるエンドエフェクタは、例えば、切断及び凝固を含む多数の機能を行うように設計され得る。

## 【0003】

超音波振動は、例えば、変換器を電氣的に励磁することによって、外科用エンドエフェ

10

20

30

40

50

クタ内で誘導される。変換器は、器具ハンドピース内の1つ又はそれより多くの圧電素子又は磁歪素子から構築することができる。変換器部分によって生み出される振動は、変換器部分から外科用エンドエフェクタまで延びる超音波導波管を通じて外科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、変換器と同じ振動数で共振するように設計される。エンドエフェクタがトランスデューサに取り付けられるとき、全システムの周波数は、トランスデューサ自体と同じであってもよい。

#### 【0004】

トランスデューサとエンドエフェクタは、2つの異なる周波数で共振するように設計されてもよく、結合される又は連結されると第3の周波数で共振してもよい。エンドエフェクタの先端における長手方向超音波振動のゼロからピークまでの振幅  $d$  は、共振周波数では次に与えられるように単一正弦波として挙動する。

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

式中、 $\omega$  = 周期的な周波数  $f$  の2倍に等しい角振動数、

$A$  = ゼロからピークまでの振幅。

縦方向の振動幅 (excursion) は、ピーク間 ( $p - t - p$ ) 振幅として定義され、正弦波の振幅のちょうど2倍又は  $2A$  である。

#### 【0005】

中実コアの超音波外科用器具は、単一要素エンドエフェクタデバイスと複数要素エンドエフェクタの2種類に分けられ得る。単一要素エンドエフェクタデバイスは、多様なブレードの種類、例えばボール型、フック型、カーブ型、及び凝固せん断型を含む。単一素子エンドエフェクタ器具は、組織が柔らかく、緩やかに支持されているときには、ブレードから組織へと圧力を加える能力が限られている。超音波エネルギーを組織に有効に連結するために、著しい圧力が必要であり得る。単一要素エンドエフェクタが、組織を把持できないと、超音波エネルギーを適用している間に組織表面を完全に接合できないという結果を更にもたらし、不十分な止血及び組織接合に至る。複数要素エンドエフェクタは、顎のような構造を形成するために、振動するブレードと連携して動作するクランプアームを備えるクランピング機構を含む。超音波クランピングコアギュレータは、組織、特に緩んだ及び支持されていない組織を切断/凝固するために、改善された超音波外科用器具を提供する。クランピング機構は、振動する超音波ブレードに対して組織を押し付け、組織に対して圧迫力又はバイアス力をかけ、組織のより速い切断及び止血 (例えば、凝固) を、ブレード運動を大きく弱めることなくもたらす。

#### 【0006】

観血的外科的処置の代替として、多くの現代の外科医は、内視鏡及び内視鏡器具を使用して、より小さい穿刺様切開を通して臓器に遠隔的にアクセスする。その直接的結果として、患者は、より少ない癒痕及び少ない治療時間の恩恵を受ける傾向がある。内視鏡器具は、カニューレ、又はトロカールで作製されたポートを通して患者に挿入される。カニューレの典型的な寸法は、3ミリメートル～12ミリメートルの範囲である。より小さいカニューレが通常好ましい。しかしながら、より小さいカニューレは、今度は、より小さいカニューレを通り抜ける内視鏡器具の設計の追加的な課題を提示する。多くの内視鏡的外科的処置は、血管又は血管組織の切断又は結紮、並びに組織の把持、切断、切開、凝固、隆起、操作、及び/又は分離を必要とする。

#### 【0007】

本明細書における目的のために、「凝固」は、組織細胞が破裂し、乾燥した組織を乾燥させるプロセスとして定義される。「血管の封止」又は「組織封止」は、組織内のコラーゲンを液化し、それにより、融合塊に再形成するプロセスとして定義される。小血管の凝固は、恒久的にそれらを閉鎖するのに十分であるが、大血管は、恒久的な閉鎖を確実にするために封止される必要がある。組織溶着は、創傷及び血管を閉じるための技術であり、多くの外科専門領域で適用されている。組織溶着は、創傷又は血管に止血シールを形成する、並びに強い吻合を組織に形成することによって創傷を閉じるための技術である。超音波外科用器具は、組織への側面熱損傷を最小にして止血をもたらすために用いられ得る。

10

20

30

40

50

止血又は吻合は、組織への機械的エネルギーの移動により発生する。内部細胞摩擦は水素結合を破断し、結果としてタンパク質の変性をもたらす。タンパク質は、100 以下の温度で変性されると、粘着性の凝塊が形成され、小血管を封止する。吻合は、効果が長期に及ぶときに発生する。したがって、振動するブレード中の超音波エネルギーは、止血シールを血管及び創傷の隣接組織に形成するために、並びに強い吻合を組織に形成するために用いられ得る。超音波で振動している単一又は複数のエンドエフェクタは、単独で又はクランピング機構との組み合わせのいずれかにおいて、エンドエフェクタ及び/又は組織の温度に関係なく、血管を封止するのに十分な機械的エネルギーを生成する。組織の強い吻合を形成するために、エンドエフェクタ及び組織の温度は、組織を乾燥させずに組織を共に封止する凝塊を形成できるように、およそ50 未満に維持されるべきである。

10

## 【0008】

医療器具の設計において、特定の設計の人間工学の実行可能性を評価するために、いくつかの要因を適用することができる。人間工学の一要因は、快適性である。快適性は、必要以上の筋挫傷、圧点、又は他の有害な人間工学的影響を伴わずに装置を操作し、制御する能力によって特徴付けられ得る。快適性は、ユーザの骨格に適合するように配置される適切な寸法の特徴部、及びユーザの体に対する力の妥当な分布から生じる。疲労、疼痛、又は精度の損失を伴わずに長期間にわたって器具を使用する能力は、快適性を測る基準である。人間工学の別の要因は、快適性を測る基準である疲労、疼痛、又は精度の損失を伴わずに長期間にわたって器具を使用する能力である。快適性だけではなく、一客観的的要因は、容易に外科的任務を遂行するために必要な制御の程度を有する装置の作業端を制御する能力である。この制御が到達され得る程度は、まず、ユーザの手中の器具の固有安定性から生じ、次に、特定の器具制御を操作するために、より微細な運動を行う能力から生じる。設計努力は、微調整を利用するために適切なアクセス及び可動性を容易にしつつ、手中の総合安定性を達成する能力のバランスをとる。手中の外科用器具の安定性は、多様なグリップを介して遂行され得る。一般的なグリップは、とりわけ、リングハンドル、インライン鉗、及びピストル構成を含む。ピストルグリップは、一般的に、以下の手上的固定点を提供する。

20

(1) 関節の水かきにある親指と人差し指との間にある点

(2) 親指と人差し指との間の把持力

(3) トリガ、動力スイッチ、ノブ、レバー、又は他の機能を作動させるときの指と手のひらとの間の保持力

30

## 【0009】

外科的空洞の固有の空間的考慮のため、外科医は、カニューレを通して患者に挿入される内視鏡器具を使用して伝統的な外科手技を行うことにしばしば苦勞する。多くの内視鏡器具、特に腹腔鏡超音波外科用器具の多機能性能と関連する空間的制限は、外科医が器具の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作するという人間工学的課題をもたらす。複数要素エンドエフェクタを有する多くの超音波外科用器具は、クランピング機構の顎部の高い力を必要とし、それは、次に、ハンドル/トリガでのより高いインプット力を必要とする。これは、ユーザのための快適なハンドル/トリガの境界面を提供する際の課題をもたらす。外科医の手上に疲労又は圧点を生じさせずに微細な切開を容易にするために、外科医が顎部の開口運動を精細に制御することを可能にすることは同様に重要である。超音波器具ハウジング上の電源スイッチを起動することも、課題を提示する。外科医は、不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で任意のスイッチに容易にアクセスする必要がある。外科医が行う必要がある他の機能は、シャフトを回転させることが、又は電力レベルを選択することを含む。加えて、ユーザは、これらの機能のいずれも、見ずに操作することができなければならない、それは、腹腔鏡的処置中、モニタ表示に完全に集中することを可能にする。加えて、ユーザが、任意のこれらの主要な機能、動力スイッチを操作するためにグリップを再配置しなくてよく、エンドエフェクタのクランピング機構の顎部を開けている間にクランプ力又は電力レベルを容易に操作することができることが望ましい場合がある。

40

50

## 【 0 0 1 0 】

従来の腹腔鏡超音波外科用器具によって提示される他の人間工学的課題は、時折同時に、多面的機能に容易にアクセスし、操作するユーザの能力を含む。典型的に、人差し指を使用して、装置ハンドルの遠位端に配置される回転の部を操作し、シャフトを回転させる。しかしながら、電源ボタン/スイッチを制御することも、人差し指の使用を採用し、回転ノブ及びスイッチの両方が人差し指によって到達され得るように、それらをハウジング上に配置することに関して固有の課題をもたらす。超音波装置は、様々な手の位置で多くの手の寸法に対してアクセス可能でなければならない、シャフト回転、電源設定、及びトリガ閉鎖などの複数の制御を含む。

## 【 0 0 1 1 】

伝統的な腹腔鏡超音波外科用器具は、通常、シャフトを回転させるために人差し指でアクセスすることができる、器具の遠位端に配置される回転制御ノブを有する。しかしながら、電源ボタン/スイッチを制御することも、人差し指の使用を採用し、回転ノブ及びスイッチの両方が人差し指によって到達され得るように、それらをハウジング上に配置することに関して固有の課題をもたらす。指先回転制御は、特に器具が、治療される生体組織の近くに器具の先端を位置付ける必要があり得る極端な角度又は向きで適所に配置されるとき、手が小さい外科医にとって到達することがしばしば困難であり得る。

## 【 0 0 1 2 】

手の寸法に関して、すべての人に対して「理想的」である、制御境界面の寸法、形状、及び位置に関してハンドル設計を有する腹腔鏡超音波外科用器具を作製することは、長年の課題である。小柄の女性から大柄の男性の身体計測の非常に大きい差異は、範囲の両極端にいるユーザに対して伝統的に課題をもたらす。手の寸法の差異に対応する様々な異なる寸法のハンドルを有する器具が考慮されているが、購入者は、一般的により少ない在庫を持つことを望むため、複数のバリエーションは、受け入れられていない。加えて、ある寸法のハンドルが、特定の病院の特定の医師に対して利用可能ではない場合があるというリスクが常に存在する。

## 【 0 0 1 3 】

多くの超音波外科用器具、特に腹腔鏡超音波外科用器具の多機能性能は、器具の多面的機能及び制御に快適にアクセスし、操作するユーザの能力における人間工学的課題をもたらす。これは、例えば、時折同時に、クランピング機構の顎部を快適に作動させ、手による制御ボタン/スイッチを起動する能力を含む。ユーザは、切開を広げることを容易にするために、エンドエフェクタの開口運動を制御することが可能であるべきである。腹腔鏡ハンドル境界面設計は、「固定された」指に対抗する親指の外向きの動作を使用して、この外向きの運動を可能にする「鉗」型リングを伝統的に組み込む。しかしながら、これは、先端の最適な制御を提供しない。いくつかの従来の超音波外科用器具は、ハンドルストック上のグリップを維持しつつ、ユーザの人差し指及び中指で外向きに押されるトリガを組み込むピストルグリップを備えるが、これは、疲労及び手の緊張をもたらし得る。しかしながら、この外向きの運動は、腹腔鏡的処置中に微細な切開を行うとき必要であり得る。ピストルグリップ式ハンドルは、快適性、容易性、及び安定性を外科医に提供する。しかしながら、従来のピストルグリップ式ハンドルは、多くの外科医が代わりに鉗グリップ式設計を好む切開に対して最適ではない場合がある。

## 【 0 0 1 4 】

したがって、快適に多面的機能にアクセスし、操作するユーザの能力を提供する超音波外科用器具のための人間工学的ハンドルアセンブリの必要性が存在する。加えて、ユーザがクランピング機構の顎部を快適に作動させ、手による制御ボタン/スイッチを起動することを可能にする超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリの必要性が存在する。広範囲の手の寸法に対する人間工学的快適性、安定性、及び制御性に関してハンドルアセンブリを最適化する必要性も存在する。

## 【 0 0 1 5 】

〔概要〕

10

20

30

40

50

一実施形態では、外科用器具ハンドルアセンブリは、近位端及び遠位端を有するハウジングを備える。近位開口部は、ハウジングの近位端に形成される。遠位開口部は、ハウジングの遠位端に形成される。近位及び遠位開口部は、長手方向軸を定める。ハンドルは、長手方向軸から下向きに延在する。ハンドルは、近位接触面、サドル面、及び安定化尾部を画定する。トリガは、ハウジングに枢動可能に取り付けられ、ハンドルに対して枢動可能に移動可能である。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】超音波外科用器具の一実施形態の右側面図。

【図2】超音波変換器を有さない、図1に示される超音波外科用器具の一実施形態の右側面図。 10

【図3】ハウジング、遠位回転アセンブリ、細長内視鏡シャフトアセンブリ、及びエンドエフェクタアセンブリを示す、超音波外科用器具の一実施形態の左斜視図。

【図4】図3に示される超音波外科用器具の左側面図。

【図5】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の平面図。

【図6】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の底面図。

【図7】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の正面図。

【図8】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の背面図。

【図9】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の拡大正面図。

【図10】図3に示される超音波外科用器具のエンドエフェクタアセンブリ部分の一実施形態の左斜視図。 20

【図11】図3に示される超音波外科用器具のエンドエフェクタアセンブリ部分の一実施形態の左斜視図。

【図12】図3に示される超音波外科用器具のエンドエフェクタアセンブリ部分の一実施形態の右斜視図。

【図13】中心軸「T」を示す、図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の左斜視図。

【図14】図3に示される超音波外科用器具の分解図。

【図15】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の左斜視図。

【図16】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の右斜視図。 30

【図17】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の左側面図。

【図18】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の右側面図。

【図19】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の部分切り取り平面図。

【図20】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の部分切り取り底面図。

【図21】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の部分切り取り正面図。

【図22】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右半分の部分切り取り底面図。 40

【図23】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の左斜視図。

【図24】図3に示される超音波外科用器具の一実施形態の一部を切り取った左斜視図。

【図25】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の様々なユーザーインターフェースの間の関係。

【図26】図3に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の様々なユーザーインターフェースの間の関係。

【図27】超音波外科用器具の一実施形態。

【図28】近位回転ノブを備える超音波外科用器具の一実施形態の右側面図。

【図29】図28に示される超音波外科用器具の一実施形態の拡大右斜視図。

【図30】近位回転アセンブリを備える超音波外科用器具の一実施形態の右側面図。 50

【図 3 1】近位回転アセンブリ及び超音波変換器がハウジングから離れた、図 3 0 に示される超音波外科用器具の一実施形態の右側面図。

【図 3 2】超音波変換器から離れた、図 3 0 及び 3 1 に示される近位回転アセンブリの右側面図。

【図 3 3】近位及び遠位回転アセンブリの両方を備える超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリの一実施形態の左側面図。

【図 3 4】図 3 3 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の拡大部分的左斜視図。

【図 3 5】超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリの一実施形態の部分切り取り図。

【図 3 6】図 3 5 に示されるハンドルアセンブリのハウジング内にあるロッカースイッチ及び往復ヨークアセンブリの一実施形態の拡大部分図。

10

【図 3 7】ハウジングの左ハウジング部分を取り外された、近位及び遠位回転アセンブリの両方を備える超音波器具のためのハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部の右斜視図。

【図 3 8】ハウジングの左ハウジング部分を取り外された、図 3 7 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の左斜視図。

【図 3 9】ハウジングの左ハウジング部分を取り外された、図 3 7 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の左側面図。

【図 4 0】左ハウジング部分を取り外された、図 3 7 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の側面図。

20

【図 4 1】線 4 1 - 4 1 に沿った、図 3 9 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の平面図。

【図 4 2】線 4 2 - 4 2 に沿った、図 3 9 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の底面図。

【図 4 3】線 4 3 - 4 3 に沿った、図 4 1 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の正面図。

【図 4 4】線 4 4 - 4 4 に沿った、図 4 1 に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右ハウジング部分の背面図。

【図 4 5】図 3 7 ~ 4 4 に示される近位回転アセンブリの一実施形態の分解図。

【図 4 6】図 4 5 に示される近位回転アセンブリの一実施形態の側面図。

30

【図 4 7】線 4 7 - 4 7 に沿った、図 4 6 に示される近位回転ノブの一実施形態の背面図。

【図 4 8】線 4 8 - 4 8 に沿った、図 4 6 に示される近位回転ノブの一実施形態の正面図。

【図 4 9】線 4 9 - 4 9 に沿った、図 4 6 に示される円筒形の基質の一実施形態の正面図。

【図 5 0】線 5 0 - 5 0 に沿った、図 4 6 に示される円筒形の基質の一実施形態の背面図。

【図 5 1】図 3 7 ~ 4 4 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の斜視図。

【図 5 2】図 5 1 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の斜視図。

40

【図 5 3】図 5 1 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の第 1 の平面図。

【図 5 4】4 5 度に回転した、図 5 3 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の第 2 の平面図。

【図 5 5】線 5 5 - 5 5 に沿った、図 5 4 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の背面図。

【図 5 6】線 5 6 - 5 6 に沿った、図 5 3 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の正面図。

【図 5 7】左ハウジング部分の遠位端に機械的に係合される、図 3 7 ~ 4 4 に示される遠位回転アセンブリの一実施形態の部分的右斜視図。

【図 5 8】ハンドルアダプタを受容するために好適な超音波外科用器具のためのハンドル

50

アセンブリの一実施形態の右側面斜視図。

【図59】図58に示されるハンドルアセンブリの一実施形態、及びハンドルアダプタの一実施形態の右側面斜視図。

【図60】それに取り付けられる、図59に示されるハンドルアダプタを備える、図58～59に示されるハンドルアセンブリの一実施形態の右側面斜視図。

【図61】超音波外科用器具のハンドルアセンブリに取り付けるために好適なスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の右斜視図。

【図62】図61に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の左斜視図。

【図63】図62に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の左側面図。

10

【図64】図61に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の右側面図。

【図65】線65-65に沿った、図63に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の正面図。

【図66】線66-66に沿った、図63に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の背面図。

【図67】線67-67に沿った、図65に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の平面図。

【図68】線68-68に沿った、図66に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の底面図。

20

【図69】図61に示されるスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタの一実施形態の後面斜視図。

【図70】ループハンドルアダプタアセンブリを備える超音波外科用器具のハンドルアセンブリの一実施形態。

【図71】図70に示されるループハンドルアダプタアセンブリの正面斜視図。

【図72】図71に示されるループハンドルアダプタアセンブリの後面斜視図。

【図73】図71に示されるループハンドルアダプタアセンブリの左斜視図。

【図74】図71に示されるループハンドルアダプタアセンブリの右斜視図。

【図75】図71に示されるループハンドルアダプタアセンブリの右側面図。

30

【図76】図71に示されるループハンドルアダプタアセンブリの左側面図。

【図77】線77-77に沿った、図75に示されるループハンドルアダプタアセンブリの正面図。

【図78】線78-78に沿った、図76に示されるループハンドルアダプタアセンブリの背面図。

【図79】線79-79に沿った、図77に示されるループハンドルアダプタアセンブリの平面図。

【図80】線80-80に沿った、図78に示されるループハンドルアダプタアセンブリの底面図。

【図81】図71～80に示されるループアダプタの一実施形態の左斜視図。

40

【図82】図71～80に示されるループアダプタの一実施形態の正面斜視図。

【図83】図71～80に示されるループハンドルアセンブリの可撓性要素部分の一実施形態の後面斜視図。

【図84】図83に示される可撓性要素の一実施形態の右側面図。

【図85】図83に示される可撓性要素の一実施形態の左側面図。

【図86】線86-86に沿った、図84に示される可撓性要素の一実施形態の正面図。

【図87】線87-87に沿った、図85に示される可撓性要素の一実施形態の背面図。

【図88】固定ハンドルの後ろ又は近位の位置に形成される湾曲安定突起を備える超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリの一実施形態。

【図89】固定ハンドルの両側上に形成される突出部を備える超音波外科用器具のための

50

ハンドルアセンブリの一実施形態。

【図90】固定ハンドルの両側上に形成される突出部を備える超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリの一実施形態。

【0017】

〔説明〕

様々な実施形態を詳細に説明する前に、実施形態はその用途又は使用において、添付の図及び説明に例示される部品の構成及び配列の詳細に限定されないことに留意すべきである。例示的な諸実施形態は、他の実施形態、変形形態、及び修正形態に実装され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よい。例えば、以下に開示される外科用器具、ハンドルアセンブリ、ハンドルアダプタ、及びそれらに関連する他の構成要素は一例にすぎず、その範囲又は適用を制限することを意図しない。更に、特に指示のない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な諸実施形態を説明する目的で選択されたものであって、それらの範囲を制限するためのものではない。

【0018】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、超音波外科用器具のハンドルアセンブリのハンドル部分を把持する臨床医に関して使用されることが理解されるであろう。そのため、エンドエフェクタは、より近位のハンドル部分に対して遠位にある。更に、便利かつ明瞭にするため、「頂部」及び「底部」などの空間的用語も、本明細書において、ハンド部分(hand portion)を把持する臨床医に関して使用されることが理解されるであろう。しかしながら、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用され得、これらの用語は、限定的及び絶対的であることを意図したものではない。「右」という用語は、遠位端から近位端への器具の「前側」を見るユーザの視点からの器具の右側を指す。「左」という用語は、遠位端から近位端への器具の「前側」を見るユーザの視点からの器具の左側を指す。「後ろ」という用語は、器具の近位端から遠位端を見るユーザの視点からの器具の後ろを指す。

【0019】

様々な実施形態は、概して、腹腔鏡及び/又は伝統的な観血的外科的処置における使用のための改善された多機能性能及び人間工学的制御特徴を有する超音波外科用器具に関する。超音波外科用器具の様々な実施形態に関して記載される人間工学的特徴は、臨床任務を行うときに外科医が有する正確性及び制御のレベルを最大にするために、器具上の複数の位置に配置される器具の多面的機能に容易かつ快適にアクセスし、操作するユーザの能力を強化する。

【0020】

本明細書において記載される超音波外科用器具の様々な実施形態は、ユーザのためのハンドルとトリガとの境界面に関連する快適かつ人間工学的制御特徴を含む。これは、エンドエフェクタの顎部の間に非常に高いクランプ力を必要とする適用におけるストレス及び疲労を軽減することができる。人間工学的特徴は、微細な切開などの様々な外科的処置を容易にするために、顎部の開口運動の制御の容易性を提供する。電源スイッチは、超音波変換器アセンブリを起動するために提供される。これらのスイッチは、ユーザが不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で1つ又はそれより多くの動力スイッチに容易にアクセスすることができるように手動であり得る。スイッチは、ユーザが見ずに適切なスイッチを選択することを可能にする特徴部を含む。同様に、シャフトの回転制御は、容易にアクセスされる。これは、例えば、ユーザが腹腔鏡的処置中、モニタ表示に完全に集中することを可能にする。スイッチは、ユーザが器具上のグリップを再配置することなく起動され得る。ユーザは、エンドエフェクタの顎部を同時に開けつつ、電力応用を容易に制御することができる。一実施形態では、動力スイッチは、MIN/MAXロッカー式又は「トグル」式スイッチとして実践され得る。前位置では、MIN/MAXトグルスイッチは、ハンドグリップの再配置をせずに電源起動のための容易にアクセス可能な接触面突起を提供し、制御を維持し、注意を手術部位(例えば、腹腔鏡的処置におけるモニタ)に集中させるために好適にする。

## 【 0 0 2 1 】

小柄の女性から大柄の男性の身体計測及び様々な民族の大きな差異に好適に対応する制御境界面の寸法、形状、及び位置に関して、外科用器具ハンドルを提供する念願の必要性が存在している。範囲の両極端でのユーザは、目的通りに従来の寸法の器具ハンドルを使用することに伝統的に苦勞する。そのため、様々な実施形態は、実質的に広い範囲の手の寸法に好適に対応する外科用器具のためのハンドルアセンブリを提供する。様々な実施形態は、使用中に外科用器具を快適に制御するためのより最適に設計された人間工学的特徴を提供する。様々な実施形態は、複数の人間工学的ハンドアダプタを提供する。

## 【 0 0 2 2 】

本明細書に開示されるデバイス及び方法の構造、機能、製造及び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下に記載する。これらの実施形態の1つ以上の実施例は、添付の図面に例示されている。本明細書で明確に記載し添付図面に図示されるデバイス及び方法が非限定的な実施形態であり、様々な実施形態の範囲が特許請求の範囲によってのみ定義されることが、当業者には理解されよう。1つの実施形態に関連して図示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ることができる。そのような修正形態及び変形形態は、特許請求の範囲内に含まれるものとする。

## 【 0 0 2 3 】

図1～25は、内視鏡的又は伝統的な観血的外科的処置に好適な超音波外科用器具の一実施形態を示す。図1～25に示される実施形態では、外科用器具は、腹腔鏡及び/又は伝統的な観血的外科的処置における使用のための改善された多機能性能及び人間工学的特徴を含む。外科用器具の人間工学的特徴は、外科用器具の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作するユーザの能力を強化する。多機能超音波外科用器具の人間工学的特徴は、ユーザが器具の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作することを可能にする。

## 【 0 0 2 4 】

一実施形態では、器具は、ハンドルアセンブリを備え、ハンドルアセンブリの遠位端に配置される回転ノブを備える。ユーザは、指を使用して、遠位回転ノブを操作することができる。回転ノブは、エンドエフェクタアセンブリのクランピング機構に連結される、超音波伝達導波管シャフトに機械的に係合される。そのため、ユーザは、指を使用して遠位回転ノブを回転させ、エンドエフェクタアセンブリのクランピング機構の顎部を好適に配向させることができる。

## 【 0 0 2 5 】

一実施形態では、ハンドルアセンブリは、超音波変換器を通電させるための電力を制御するロッカースイッチを備える。一実施形態では、ロッカースイッチは、最大(MAX)電源設定と最小(MIN)電源設定との間で旋回する。MIN/MAXロッカースイッチは、ハンドルアセンブリの固定ハンドル部分上に好適に配置され、それにより、ロッカースイッチは、遠位回転ノブを操作する同じ指で操作され得る。しかしながら、ボタン式スイッチは、トリガなどの器具の可動部上に配置され得る。したがって、シャフトの回転及び電源投入の操作の両方に対して、同じ指を使用することができる。ロッカースイッチは、識別触覚特徴部を含むことができる。

## 【 0 0 2 6 】

一実施形態では、フック特徴部を含む旋回可能に移動可能なトリガは、エンドエフェクタアセンブリの顎部又はクランピング機構を作動させるために使用され得る。一連の連鎖は、トリガの枢動回転を、作動機構に連結するヨークの軸動作へと変換し、それは、超音波外科用器具の遠位端に配置されるエンドエフェクタアセンブリのクランピング機構の顎部の開閉を制御する。一実施形態では、複数のリンクは、比較的短い枢動回転長さにおける機械利得を提供するために使用され得る。トリガは、遠位回転ノブ又はトグルスイッチを制御するために使用される指以外の指によって操作され得る。トリガ起動指は、フック特徴部に係合し、エンドエフェクタアセンブリのクランピング機構の顎部を所定の状態に戻すために使用され得る。

## 【 0 0 2 7 】

一実施形態では、回転ノブは、超音波外科用器具の近位端に配置され得る。近位回転ノブは、親指又は指で容易にアクセスされ得、遠位に配置された回転ノブに関連し得る任意の障害又は「到達」を実質的に減少させる。

## 【 0 0 2 8 】

一実施形態では、回転ノブは、超音波外科用器具の遠位及び近位端に配置され得る。遠位及び近位回転ノブは、便利さのために、親指又は指で容易にアクセスされ得る。更に、交互に使用される親指と指の作用の相対する性質は、超音波変換器に電力を供給する電気コードの巻きを実質的に減少させる。ユーザの自然な傾向は、押し上げるより押し下げるほうが容易であるため、下向きの方向のみに回転させる。遠位及び近位両方の回転ノブでは、右利きのユーザは、近位ノブを使用して左に回転させるように押し下げ、遠位ノブを使用して右に回転させるように押し下げ、それによって、一方向のみへの回転の「コード巻き」を減少又は排除する。遠位及び近位回転ノブは、互いに連携され得るか、又は独立して回転され得る。

## 【 0 0 2 9 】

様々な実施形態では、複数のアダプタは、異なる寸法の手に対応するために提供され得る。アダプタは、開いた近位端を備えることができ、摩擦によってか、又はスナップボタンによるかのいずれかでハンドルアセンブリの固定ハンドルに取り外し可能に取り付けることができる。アダプタは、中を通して親指を受容するためのループを形成するために閉じた近位端を備えることができる。ループアダプタの様々な実施形態は、追加的な快適性のために柔軟な高分子要素を含む。

## 【 0 0 3 0 】

一実施形態では、ハンドルアセンブリは、ハンドルアセンブリの固定ハンドル部分上に形成される突起部を備えることができる。別の実施形態では、ハンドルアセンブリは、ハンドルアセンブリの固定ハンドルの両側上に形成される突出部を備えることができる。これらの突起及び突出部は、器具を操作している間にある超音波外科用器具を使用するとき、疲労を低下又は最小化し、制御を増加させる。

## 【 0 0 3 1 】

図1は、超音波外科用器具100の一実施形態の右側面図である。示された実施形態では、超音波外科用器具100は、内視鏡的又は伝統的な観血的外科的処置を含む様々な外科的処置において使用され得る。一実施形態では、超音波外科用器具100は、ハンドルアセンブリ102と、細長内視鏡シャフトアセンブリ110と、超音波変換器114とを備える。ハンドルアセンブリ102は、トリガアセンブリ104と、遠位回転アセンブリ106と、スイッチアセンブリ108とを備える。細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、エンドエフェクタアセンブリ112を備え、それは、組織を切開するか、又は血管及び/又は組織を相互に握る、切断する、及び凝固する要素と、エンドエフェクタアセンブリ112を作動させる作動要素とを備える。ハンドルアセンブリ102は、超音波変換器114を近位端に受容するように適合される。超音波変換器114は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110及びエンドエフェクタアセンブリ112の部分に機械的に係合される。超音波変換器114は、ケーブル118を介して発生器116に電氣的に連結される。図面のほとんどが、内視鏡的外科的処置に関連する使用のための複数のエンドエフェクタアセンブリ112を描写するが、超音波外科用器具100は、より伝統的な観血的外科的処置において使用され得る。本明細書における目的のために、超音波外科用器具100は、内視鏡器具に関して記載されるが、開いた型の超音波外科用器具100も、本明細書において記載されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び特徴部を含むことができることが想定される。

## 【 0 0 3 2 】

図2は、超音波変換器114を有さない、図1に示される超音波外科用器具100の一実施形態の右側面図である。示された実施形態では、トリガアセンブリ104は、固定ハンドル122と連携して機能するトリガ120を備える。固定ハンドル122及びトリガ

10

20

30

40

50

120は、ユーザと快適に相互作用するように人間工学的に形成され、適合される。固定ハンドル122は、ハンドルアセンブリ102と一体的に関連される。トリガ120は、超音波外科用器具100の操作に関して以下に詳述されるように、固定ハンドル122に対して枢動可能に移動可能である。トリガ120は、ユーザがトリガ120に対して圧迫力をかけるとき、固定ハンドル122への方向121Aに枢動可能に移動可能である。パネ要素182(図14)は、ユーザがトリガ120に対する圧迫力を解放するとき、トリガ120を方向121Bに枢動可能に移動させる。

#### 【0033】

一実施形態では、トリガ120は、細長トリガフック124を備え、それは、細長トリガフック124とトリガ120との間の開口126を画定する。開口126は、中を通してユーザの1つ又は複数の指を受容するために好適な寸法である。トリガ120は、トリガ120の基質を覆うように成型される弾性部分120aも備えることができる。オーバーモールド弾性部分120aは、外向きの方向121Bへのトリガ120の制御のためのより快適な接触面を提供するために形成される。一実施形態では、オーバーモールド弾性部分120aは、細長トリガフック124の一部を覆うように提供され得る。例えば、示された実施形態では、オーバーモールド弾性部分120aは、指と細長トリガフック124との間の接触面の衝撃を和らげるために、細長トリガフック120の内側部分の遠位及び上面を覆うように提供される。細長トリガフック120の近位面は、被覆されていないか、又はユーザが指を開口126の内外へ容易にスライドさせることを可能にするために非弾性基質で被覆されたままである。他の実施形態では、細長トリガフック124は、例えば、GLS社(GLS Corporation)によって作製されるパーサフレックス(Versaflex)(登録商標)TPPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成されるオーバーモールド構成要素を組み込むことができる。細長トリガフック124のオーバーモールド弾性部分120aは、追加的な快適性を提供するか、又はユーザのためのより安定したグリップを形成することができる。細長トリガフック124の内部分の上部分上のオーバーモールド弾性部分120aは、指が開口126に入る際、指に対する端圧点を軽減するように輪郭付けられて形成され得る。別の実施形態では、トリガの形状は、完全に閉じたループを形成し、中を通してユーザの1つ又は複数の指を受容するために好適な寸法である開口を画定する。完全に閉じたループトリガは、トリガ基質を覆うように成型される弾性部分も備えることができる。オーバーモールド弾性部分は、外向きの方向へのトリガの制御のためのより快適な接触面を提供するために形成される。

#### 【0034】

一実施形態では、固定ハンドル122は、近位接触面128と、グリップアンカー又はサドル面130とを備える。サドル面130は、親指及び人差し指が手上で合わさる水かきの上に載る。近位接触面128は、リング又は開口を有さない通常のピストルグリップで手のひらを受容するピストルグリップ輪郭を有する。近位接触面128のプロファイル曲線は、手のひらに適合するか、又はこれを受容するような輪郭であり得る。超音波器具100を使用している間に快適性及び制御を提供するために、近位接触面128のプロファイルは、手のひら及び親指の付け根の中央の谷部分における自然の解剖学的輪郭に適合するように最適化される。サドル面130は、グリップの安定性の主要点を提供し、それは、ハンドルアセンブリ102の制御の安定性の基盤である。サドル面130は、固定ハンドル122の近位接触面128、細長トリガフック124、遠位回転アセンブリ106、及びトグルスイッチ132に対する、指及び親指の運動の範囲を決定する基準点である。安定化尾部131は、ハンドルアセンブリ102のより近位の部分に向かって配置される。安定化尾部131は、ハンドルアセンブリ102を安定させ、ハンドルアセンブリ102をより制御可能にするために、親指と人差し指との間に配置される手の最も上の水かき部分と接触することができる。安定化尾部131は、超音波外科用器具100の近位重量が制限運動を伴わずに手の上部に分配されることを可能にするために、近位方向へ延在する領域を提供する。サドル面130及び安定化尾部131の構成は、ハンドルアセンブリ102を操作している間にユーザのための安定性、快適性、及び制御のより良い感覚を

10

20

30

40

50

提供する。

【 0 0 3 5 】

一実施形態では、スイッチアセンブリ 1 0 8 は、トグルスイッチ 1 3 2 を備えることができる。トグルスイッチ 1 3 2 は、同時起動の可能性を排除するために、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の内側に配置される中心回転軸 3 0 4 ( 図 3 4 ) を有する単一構成要素として実践され得る。一実施形態では、トグルスイッチ 1 3 2 は、最小電力レベル ( 例えば、M I N ) と最大電力レベル ( 例えば、M A X ) との間の超音波変換器 1 1 4 の電源設定を設定するための第 1 の突起ノブ 1 3 2 a 及び第 2 の突起ノブ 1 3 2 b を備える。トグルスイッチ 1 3 2 は、第 1 の突起ノブ 1 3 2 a 及び第 2 の突起ノブ 1 3 2 b が作動する際、中心回転軸 3 0 4 の周りを回転する。1 つ又はそれより多くの突起ノブ 1 3 2 a、b は、1 つ又はそれより多くのアームに連結され、それは、小アークを通過して移動し、電気接触子 ( 例えば、図 3 6 に示される電気要素 1 7 2 b ) に、第 1 又は第 2 の突起ノブ 1 3 2 a、b の起動に従って超音波変換器 1 1 4 を電氣的に通電させるか、又は電力を切るように電気回路を開閉させる。トグルスイッチ 1 3 2 は、超音波変換器 1 1 4 の起動を制御するために発生器 1 1 6 に連結される。トグルスイッチ 1 3 2 は、超音波変換器 1 1 4 を起動し、超音波変換器 1 1 4 に対して 1 つ又はそれより多くの電源設定を設定するための 1 つ又はそれより多くの電源設定スイッチを備える。トグルスイッチ 1 3 2 を起動するために必要な力は、サドル点 1 3 0 に実質的に向かうため、トグルスイッチ 1 3 2 が起動されるとき、手中で回転する器具のあらゆる傾向を回避する。

10

【 0 0 3 6 】

一実施形態では、第 1 及び第 2 の突起ノブ 1 3 2 a、b は、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の遠位端上に配置され、それにより、それらは、ハンドグリップの最小の再配置を伴うか、又は実質的に再配置を伴わずに電力を起動するためにユーザによって容易にアクセス可能であり得、トグルスイッチ 1 3 2 を作動させている間に、制御を維持し、注意を手術部位 ( 例えば、腹腔鏡的処置におけるモニタ ) に集中させることを好適にする。突起ノブ 1 3 2 a、b は、様々な指の長さによってより容易にアクセス可能となり、扱い難い位置、又は短い指のために起動へアクセスのより高い自由度を可能にするために、ある程度、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の側面を包み込むように構成され得る。

20

【 0 0 3 7 】

一実施形態では、第 1 及び第 2 の突起ノブ 1 3 2 a、b は、例えば、G L S 社 ( GLSCorporation ) によって作製されるバーサフレックス ( Versaflex ) ( 登録商標 ) T P E 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料でオーバーモールドされ得る。オーバーモールド材料は、滅菌に耐え、生体適合性となるように選択され得る。更に、材料は、適切なレベルの弾性を与え、外科用手袋に妥当な摩擦抵抗を提供するように選択され得る。オーバーモールド部分は、突起ノブ 1 3 2 a、b 又はハンドルアセンブリ 1 0 2 の残りの触覚識別又は区別に有用な識別触覚特徴部を有する突起を備えることができる。先述のように、突起ノブ 1 3 2 a、b のうちの 1 つは、ユーザが第 1 の突起ノブ 1 3 2 a と第 2 の突起ノブ 1 3 2 b を区別することを可能にする粗い質感又は触覚表面を備えることができる。示された実施形態では、第 1 の突起ノブ 1 3 2 a は、ユーザが第 1 の突起ノブ 1 3 2 a ( M A X ) と第 2 の突起ノブ 1 3 2 b ( M I N ) を区別することを可能にするために、複数の触覚要素 1 3 2 c、示された実施形態では例えば質感がある突起又は「隆起」を備える。

30

【 0 0 3 8 】

一実施形態では、トグルスイッチ 1 3 2 は、ユーザの手によって操作され得る。ユーザは、不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で第 1 及び第 2 の突起ノブ 1 3 2 a、b に容易にアクセスすることができる。トグルスイッチ 1 3 2 は、超音波アセンブリ 1 1 4 及び / 又は超音波アセンブリ 1 1 4 への電力を制御するために指で容易に操作され得る。例えば、人差し指を使用して、第 1 の接触部分 1 3 2 a を起動し、超音波アセンブリ 1 1 4 をオンにして、最大 ( M A X ) 電力レベルにすることができる。人差し指を使用して、第 2 の接触部分 1 3 2 b を起動し、超音波アセンブリ 1 1 4 をオンにして、最小 ( M I N ) 電力レベルにすることができる。トグルスイッチ 1 3 2 は、ユーザが第

40

50

1又は第2の突起ノブ132a、bを見なくても操作され得る。これは、ユーザが腹腔鏡的処置中、モニタ表示に完全に集中することを可能にする。したがって、第1の突起ノブ132a又は第2の突起ノブ132bは、見ずに第1と第2の突起ノブ132a、bを触覚的に区別するために、粗い質感又は突起を備えることができる。例えば、示された実施形態では、第1の突起ノブ132aは、ユーザが第1の突起ノブ132a(MAX)と第2の突起ノブ132b(MIN)を区別することを可能にするために、複数の触覚要素132cを備える。他の触覚質感又は要素は、第1又は第2の突起ノブ132a、bの間の区別の目的で、第1又は第2の突起ノブ132a、bのいずれかの上に形成され得る。ユーザは、トグルスイッチ132を操作するためにグリップを再配置しなくてもよく、エンドエフェクタ112の顎部を開く間に電力レベルを容易に制御することができる。

10

#### 【0039】

一実施形態では、遠位回転アセンブリ106は、長手方向軸「T」(図13)の周りのいずれの方向にも制限なく回転可能である。遠位回転アセンブリ106は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110に機械的に係合される。遠位回転アセンブリ106は、ハンドルアセンブリ102の遠位端上に配置される。遠位回転アセンブリ106は、円筒形のハブ133と、ハブ133を覆うように形成される回転ノブ134とを備える。ハブ133は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110に機械的に係合する。回転ノブ134は、縦溝付きの高分子特徴部を含むことができ、細長内視鏡シャフトアセンブリ110を回転させるために、指(例えば、人差し指)によって係合され得る。ハブ133は、回転ノブ134を形成するために、主要な構造体を覆うように成型される材料を備えることができる。回転ノブ134は、ハブ133を覆うようにオーバーモールドされ得る。ハブ133は、遠位端で露出される端部キャップ部分133aを備える。ハブ133の端部キャップ部分133aは、腹腔鏡的処置中にトロカールの表面に接触することができる。ハブ133は、端部キャップ部分133aとトロカールとの間に生じ得るいかなる摩擦も軽減するために、ポリカーボネートなどの耐久性硬質プラスチックで形成され得る。回転ノブ134は、より正確な回転グリップを提供するために、隆起リブ134aと、リブ134aの間に配置される凹部分134bで形成される「扇形」又は縦溝を備えることができる。一実施形態では、回転ノブ134は、複数の縦溝(例えば、3つ又はそれ以上の縦溝)を備えることができる。他の実施形態では、任意の好適な数の縦溝が使用され得る。回転ノブ134は、硬質プラスチック材料上にオーバーモールドされる、より柔らかい高分子材料で形成され得る。例えば、回転ノブ134は、例えば、GLS社(GLSCorporation)によって作製されるバーサフレックス(Versaflex)(登録商標)TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。このより柔らかいオーバーモールド材料は、より大きなグリップ及び回転ノブ134の動作のより正確な制御を提供することができる。滅菌に対する妥当な抵抗を提供し、生体適合性であり、外科用手袋に対する妥当な摩擦抵抗を提供する任意の材料は、回転ノブ134を形成するために使用され得る。

20

30

#### 【0040】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ102は、ユーザが超音波外科用器具100の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作することを可能にする人間工学的特徴を有するように構成され得る。したがって、指を使用して、ハンドルアセンブリ102の遠位部分に配置される遠位回転ノブ134を操作することができる。回転ノブ134は、ハブ133によって超音波伝達導波管シャフトの細長内視鏡シャフトアセンブリ110に連結される。そのため、指を使用して、回転ノブ134を回転させることによって超音波伝達導波管細長内視鏡シャフトアセンブリ110を回転させることができる。トグルスイッチ132のMIN/MAX電源ボタンは、器具100のハンドルアセンブリ122の遠位端上に好適に配置され、それにより、それらは、例えば、人差し指で操作され得る。したがって、人差し指を使用して、細長内視鏡シャフトアセンブリ110のシャフトを回転させ、エンドエフェクタアセンブリ112のクランピング機構の顎部を所望の位置に配向させ、好適な電力レベルに超音波変換器114を起動することができる。

40

#### 【0041】

50

図3は、ハンドルアセンブリ102、遠位回転アセンブリ106、細長内視鏡シャフトアセンブリ110、及びエンドエフェクタアセンブリ112を示す、超音波外科用器具100の一実施形態の左斜視図である。図3～9を参照すると、示された実施形態では、細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、エンドエフェクタアセンブリ112を機械的に係合する大きさである遠位端138と、ハンドルアセンブリ102及び遠位回転アセンブリ106を機械的に係合する近位端136とを備える。細長内視鏡シャフトアセンブリ110の近位端136は、ハンドルアセンブリ102及び遠位回転アセンブリ106内で受容される。細長内視鏡シャフトアセンブリ110と、ハンドルアセンブリ102と、遠位回転アセンブリ106との間の接続に関するより詳細は、図14及び24の説明において提供される。

10

#### 【0042】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ102は、第1の部分102aと、第2の部分102bとを備える2つのハウジング部分又は側板から形成される。遠位端から近位端へハンドルアセンブリ102を見るユーザの視点から、第1の部分102aは、右部分と見なされ、第2の部分102bは、左部分と見なされる。第1及び第2の部分102a、bのそれぞれは、ハンドルアセンブリ102を形成するために互いに機械的に整合させ、係合する大きさであり、その内部機能構成要素を包囲する複数の境界面158(図14)を含む。ハンドルアセンブリ102と一体的に関連する固定ハンドル122は、ハンドルアセンブリ102の第1及び第2の部分102a及び102bのアセンブリ上で形になる。複数の追加的な境界面(図示せず)は、例えば、エネルギー方向/偏向点の超音波溶接の目的で、ハンドルアセンブリ102の第1及び第2の部分102a及び102bの周囲の様々な点で配置され得る。第1及び第2の部分102a及び102b(並びに以下に記載される他の構成要素)は、当該技術分野において既知の任意の方法で、合わせて組み立てられ得る。例えば、整合ピン、スナップ様境界面、舌及び溝境界面、係止タブ、接着ポートは、すべて、組立目的で、単独で、又は組み合わせてかのいずれかで利用され得る。

20

#### 【0043】

一実施形態では、細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、ハンドルアセンブリ102及び遠位回転アセンブリ106を機械的に係合するように適合される近位端136と、エンドエフェクタアセンブリ112を機械的に係合するように適合される遠位端138とを備える。細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、外部管状シース142と、外部管状シース142内に配置される往復管状作動部材144とを備える。管状往復管状作動部材144の近位端は、トリガ120の作動及び/又は解放にตอบสนองして方向146A又は146Bのいずれかの方向に移動するように、ハンドルアセンブリ102のトリガ120に機械的に係合される。巡回可能に移動可能なトリガ120は、エンドエフェクタアセンブリ112の顎部又はクランピング機構を作動させるために使用され得る。一連の連鎖は、トリガ120の駆動回転を、作動機構に連結するヨークの軸動作に変換し、それは、エンドエフェクタアセンブリ112のクランピング機構の顎部の開閉を制御する。管状往復管状作動部材144の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ112に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材144の遠位端は、トリガ120の作動及び/又は解放にตอบสนองしてクランプアームアセンブリ150を開閉するために、巡回点154の周りで巡回可能であるクランプアームアセンブリ150に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ150は、トリガ120が方向121Aに圧迫されるとき、巡回点154の周りを、開いた位置から閉じた位置まで方向148Aに移動可能である。クランプアームアセンブリ150は、トリガ120が方向121Bへ解放されるか、又は外向きに接触されるとき、巡回点154の周りを、閉じた位置から開いた位置まで方向148Bに移動可能である。

30

40

#### 【0044】

一実施形態では、エンドエフェクタアセンブリ112は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110の遠位端138に取り付けられ、クランプアームアセンブリ150と、ブレード152とを含む。エンドエフェクタアセンブリ112のクランピング機構の顎部は、クラ

50

ンプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 によって形成される。ブレード 152 は、超音波始動式であり、超音波変換器 114 に音響的に連結される。ハンドルアセンブリ 102 上のトリガ 120 は、クランプアームアセンブリ 150 の動作に影響するように機械的に合わせて連携する駆動アセンブリに最終的に接続される。トリガ 120 を方向 121A へ圧迫することは、開いた位置からクランプアームアセンブリ 150 を方向 148A に移動させ、クランプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 は、互いに対して離間した関係において、クランプしたか、又は閉じた位置へ配置され、クランプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 は、その間の組織を握るように連携する。クランプアームアセンブリ 150 は、ブレード 152 とクランプアーム 150 との間の組織に係合するクランプパッド 158 を備えることができる。トリガ 120 を方向 121B に解放することは、クランプアームアセンブリ 150 を、閉じた関係から開いた位置へ方向 148B に移動させ、クランプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 は、互いに対して離間した関係に配置される。

10

#### 【0045】

ハンドルアセンブリ 102 の近位部分は、超音波アセンブリ 114 の遠位端を受容するための近位開口部 156 を備える。超音波アセンブリ 114 は、近位開口部 156 に挿入され、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 に機械的に係合される。

#### 【0046】

一実施形態では、トリガ 120 の細長トリガフック 124 部分は、より短い全長及び回転運動を有する、より長いトリガレバーを提供する。細長トリガフック 124 のより長いレバーは、ユーザが開口 126 内で複数の指を使用して、細長トリガフック 124 を操作し、トリガ 120 を方向 121B に回転させて、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部を開くことを可能にする。例えば、ユーザは、3本の指（例えば、中指、薬指、及び小指）を開口 126 に挿入することができる。複数の指は、外科医が、エンドエフェクタアセンブリ 112 を起動させるために、トリガ 120 及び細長トリガフック 124 上により高いインプット力を働かせることを可能にする。より短い全長及び回転運動は、トリガ 120 を方向 121A に閉じるか、若しくは圧迫するときか、又はトリガ 120 を方向 121B の外向きの開口運動に開くとき、より快適なグリップをもたらし、指を更に外向きに伸展させる必要が少なくなる。これは、方向 121B へのトリガ 120 の外向きの開口運動に関連する手の疲労及び緊張を実質的に少なくする。トリガの外向きの開口運動は、バネ要素 182（図 14）によって、バネの補助を受け、疲労を軽減することを助ける。開くバネの力は、開くことの容易性を支援するために十分であるが、切開を広げる間の組織間緊張の触覚的な反応に悪影響を与えるほど強くない。

20

30

#### 【0047】

例えば、外科的処置中、いずれかの人差し指を使用して、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の回転を制御し、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部を好適な向きで配置することができる。中指及び/又は他の、より低い指（the other lower fingers）を使用して、トリガ 120 を圧迫し、顎部内の組織を握ることができる。顎部が所望の位置に配置され、顎部が組織に対してクランプされると、人差し指を使用して、トグルスイッチ 132 を起動し、超音波変換器 114 の電力レベルを調整し、組織を治療することができる。組織が治療されると、次いで、ユーザは、中指及び/又はより低い指で細長トリガフック 124 を遠位方向に外向きに押すことによってトリガ 120 を解放し、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部を開くことができる。この基本的な方法は、ユーザがハンドルアセンブリ 102 のグリップを調整することなく行うことができる。

40

#### 【0048】

図 10 ~ 12 は、エンドエフェクタアセンブリ 112 に対する細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の接続を示す。前述の通り、示された実施形態では、エンドエフェクタアセンブリ 112 は、クランプ機構の顎部を形成する、クランプアームアセンブリ 150 と、ブレード 152 とを備える。ブレード 152 は、超音波変換器 114 に音響的に連結される超音波始動式のブレードであり得る。トリガ 120 は、駆動アセンブリに機械的に

50

接続される。合わせて、トリガ 120 及び駆動アセンブリは、開いた位置にクランプアームアセンブリ 150 を方向 148 B へ移動させるように機械的に連携し、クランプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 は、互いに対して離間した関係において、クランプした、又は閉じた位置へ方向 148 A で配置され、クランプアームアセンブリ 150 及びブレード 152 は、協働してその間の組織を握る。クランプアームアセンブリ 150 は、ブレード 152 とクランプアーム 150 との間の組織に係合するクランプパッド 158 を備えることができる。管状往復管状作動部材 144 の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ 112 に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材 144 の遠位端は、トリガ 120 の作動及び/又は解放に応答してクランプアームアセンブリ 150 を開閉するために、旋回点 154 の周りで旋回可能であるクランプアームアセンブリ 150 に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ 150 は、トリガ 120 が方向 121 A に圧迫されるとき、旋回点 154 の周りを、開いた位置から閉じた位置に方向 148 A に移動可能である。クランプアームアセンブリ 150 は、トリガ 120 が方向 121 B に解放されるか、又は外向きに接触されるとき、旋回点 154 の周りを、閉じた位置から開いた位置に方向 148 B に移動可能である。

#### 【0049】

図 13 は、中心長手方向軸「T」を示す、図 3 に示される超音波外科用器具の一実施形態の左斜視図である。

#### 【0050】

図 14 は、図 3 に示される超音波外科用器具 100 の分解図である。示された実施形態では、分解図は、ハンドルアセンブリ 102 の内部要素、ハンドルアセンブリ 102、遠位回転アセンブリ 106、スイッチアセンブリ 108、及び細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 を示す。ここで図 14 ~ 24 を参照すると、示された実施形態では、第 1 及び第 2 の部分 102 a、b は、ハンドルアセンブリ 102 を形成するために結合する。第 1 及び第 2 の部分 102 a、b は、それぞれ、ハンドルアセンブリ 102 を形成するために互いに機械的に整合し、係合し、超音波外科用器具 100 の内部機能構成要素を包囲する大きさである複数の境界面 158 を備える。回転ノブ 134 は、外部管状シース 142 に機械的に係合し、それにより、それは、360 度まで円方向 140 に回転することができる。外部管状シース 142 は、複数の連結要素 160 を介してハンドルアセンブリ 102 に機械的に係合し、その中で保持される往復管状作動部材 144 を覆うように配置される。連結要素 160 は、O 字リング 160 a と、管カラーキャップ 160 b と、遠位ワッシャ 160 c と、近位ワッシャ 160 d と、ねじ山管カラー 160 e とを備えることができる。往復管状作動部材 144 は、ハンドルアセンブリ 102 の第 1 と第 2 の部分 102 a、b との間に保持される往復ヨーク 170 内に配置される。ヨーク 170 は、往復ヨークアセンブリ 173 の一部である。一連の連鎖は、細長トリガフック 120 の枢動回転を、往復ヨーク 170 の軸動作に変換し、それは、超音波外科用器具 100 の遠位端にあるエンドエフェクタアセンブリ 112 のクランプ機構の顎部の開閉を制御する。一実施形態では、4 リンク設計は、例えば、比較的短い回転長さにおける機械利得を提供する。

#### 【0051】

一実施形態では、超音波伝達導波管 164 は、往復管状作動部材 144 の内側に配置される。超音波伝達導波管 164 の遠位端 138 は、ブレード 152 に音響的に連結され、超音波伝達導波管 164 の近位端 136 は、ハンドルアセンブリ 102 内に受容される。超音波伝達導波管 164 の近位端 136 は、以下で詳述されるように、超音波変換器 114 の遠位端に音響的に連結するように適合される。超音波伝達導波管 164 は、保護シース 166 及びシリコンリングなどの複数の単離要素 168 によって、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の他の要素から単離される。外部管状シース 142、往復管状作動部材 144、及び超音波伝達導波管 164 は、ピン 162 によって機械的に係合される。スイッチアセンブリ 108 は、トグルスイッチ 132 と、第 1 又は第 2 の突起ノブ 132 a、b の起動に従って超音波変換器 114 を通電させる電気要素 172 a、b とを備える。

#### 【0052】

10

20

30

40

50

一実施形態では、外部管状シース142は、ユーザ又は患者を超音波伝達導波管164の超音波振動から単離する。外部管状シース142は、一般的に、ハブ163を含む。外部管状シース142は、ハンドルアセンブリ102の遠位端上に螺入される。超音波伝達導波管164は、外部管状シース142の開口部を通して延在し、単離要素168は、超音波伝達導波管104を外部管状シース142から単離する。外部管状シース142は、ピン162で波管164に取り付けられ得る。波管164においてピン162を受容するための穴は、名目上は変位節で生じ得る。波管164は、スタッド226(図27)によってハンドピースハンドルアセンブリ102にねじ込むか、又は嵌め込むことができる。ハブ163上の平坦部分は、アセンブリが必要なレベルまで捻られることを可能にすることができる。

10

## 【0053】

一実施形態では、外部管状シース142のハブ163部分は、好ましくは、プラスチックから構築され、外部管状シース142の管状細長部分は、ステンレス鋼から作られる。あるいは、超音波伝達導波管164は、それを外側の接触から単離するために、それを取り囲む高分子材料を備えることができる。

## 【0054】

一実施形態では、超音波伝達導波管164の遠位端は、好ましくは腹で、又はその付近で、内部ねじ込み接続によって、ブレード152の近位端に連結され得る。ブレード152は、溶接継手などの任意の好適な手段によって、超音波伝達導波管164に取り付けられ得ることが想到される。ブレード152は、超音波伝達導波管164から取り外し可能であり得るが、単一要素エンドエフェクタ(例えば、ブレード152)及び超音波伝達導波管164は、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。

20

## 【0055】

一実施形態では、トリガ120は、方向121A及び121Bのトリガ120の回転運動を、対応する方向146A及び146Bの往復管状作動部材144の直線運動に変換するために、連鎖機構に連結される。トリガ120は、第1のヨークピン176aを受容するための、そこに形成される開口部を有する第1のセットのフランジ182を備える。第1のヨークピン176aも、ヨーク170の遠位端に形成される1セットの開口部を通して配置される。トリガ120は、リンク176の第1の末端部176aを受容するための、第2のセットのフランジ180も備える。トリガピン174は、リンク176及び第2のセットのフランジ180に形成される開口部に受容される。トリガピン174は、リンク176及び第2のセットのフランジ180に形成される開口部において受容され、トリガ120に対するトリガ回転点190(図25、26)を形成するために、ハンドルアセンブリ102の第1及び第2の部分102a、bに連結するように適合される。リンク176の第2の末端部176bは、ヨーク170の近位端に形成されるスロット184に受容され、第2のヨークピン178bによってそこに保持される。トリガ120がトリガピン174によって形成される回転点190の周りを駆動可能に回転する際、ヨークは、矢印146A、Bによって示される方向へ、長手方向軸「T」に沿って水平に並進する。

30

## 【0056】

図25及び26は、ハンドルアセンブリ102の一実施形態の様々なユーザーインターフェースの間の関係を示す。示された実施形態では、ユーザは、制御指を使用して、トグルスイッチ132の電源ボタンを起動し、回転ノブ134の回転を制御し、エンドエフェクタアセンブリ112の回転を正確に制御することができる。制御指は、人差し指であり得るが、実施形態は、この内容に限定されない。示されるように、制御指位置186aは、遠位回転ノブ134を操作(例えば、回転させる)するために使用される。制御指位置186aとサドル面130との間の距離は、「d1」である。一実施形態では、例えば、d1は、およそ8.05cm(3.17インチ)であり得る。固定ハンドル122に対するグリップを変化せずに、ユーザは、指を制御指位置186bに配置することによって第1の突起ノブ132aを操作し、電力を第1のレベル(例えば、MAX)に設定することもでき、指を制御指位置186cに配置することによって第2の突起ノブ132bを操作

40

50

し、電力を第2のレベル(例えば、MIN)に設定することもできる。制御指位置186bとサドル面130との間の距離は、「d2」であり、制御指位置186cとサドル面130との間の距離は、「d3」である。一実施形態では、例えば、d2は、およそ6.48cm(2.55インチ)であり得、d3は、およそ6.25cm(2.46インチ)であり得る。したがって、ユーザは、ハンドルアセンブリ102を再把持せずに、制御指を3つの制御指位置186a、186b、及び186cに容易かつ簡単に配置し、それぞれの遠位回転ノブ134、第1の突起ノブ132a、及び第2の突起ノブ132bを操作することができる。回転及び電力制御のそれぞれは、互いに込み合わずに、制御指により簡単にアクセス可能であり、3つすべてのバランスの取れたアクセスをもたらす。

#### 【0057】

一実施形態では、ユーザのトリガ指は、トリガ120を操作するために、開口126内の第1の位置188aに配置され得る。第1の位置188aとサドル面130との間の距離は、「d4」である。一実施形態では、例えば、d4は、およそ5.36cm(2.11インチ)であり得る。トリガ指は、中指であり得る。示されるように、トリガ指は、トリガ120の成型弾性部分120aと接触され得る。トリガ120が方向121Aに圧迫される際、それは、図26の透視図に示されるように、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ旋回点190の周りを旋回する。トリガ120が完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ旋回点190の周りを旋回する際、トリガ指位置は、透視図で示されるトリガ指位置188aからトリガ指位置188bへ移動する。

#### 【0058】

広がり角 $\alpha_1 \sim \alpha_3$ は、トリガ120が完全に開いた位置にあるトリガ指位置188aと、制御要素上に配置される制御指との間で形成される角度として画定される。第1の角度 $\alpha_1$ は、トリガ指位置188aと、遠位回転ノブ134に接触している制御指位置186aとの間で形成される角度として画定される。一実施形態では、例えば、 $\alpha_1$ は、およそ46度であり得る。第2の角度 $\alpha_2$ は、トリガ指位置188aと、第1の突起ノブ132aに接触している制御指位置186bとの間で形成される角度として画定される。一実施形態では、例えば、 $\alpha_2$ は、およそ33度であり得る。第3の角度 $\alpha_3$ は、トリガ指位置188aと、突起ノブ132bに接触している制御指位置186cとの間で形成される角度として画定される。一実施形態では、角度 $\alpha_3$ は、およそ20度であり得、制御指位置188aと軸Sとの間の角度 $\alpha_4$ は、およそ19度であり得る。アクセス広がり角は、サドル面130と制御指位置186a、186b、又は186cとの間の距離「d」及び制御指位置とトリガ指位置との間の広がり角の組み合わせである。距離 $d_1$ 、 $d_2$ 、及び $d_3$ 、並びに広がり角 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、及び $\alpha_3$ は、人間工学的目的に対して最適である。例えば、広がり角は、以下となるように選択され得る。

$$\alpha_3 < \alpha_2 < \alpha_1, \text{ 及び} \\ d_3 < d_2 < d_1$$

#### 【0059】

広がり角 $\alpha_1$ は、遠位回転ノブ134上の制御指位置186aとトリガ指位置188aとの間の広がり角を表す。制御指位置186aとトリガ指位置188aとの間のアクセス広がり角 $\alpha_1$ は、3つのアクセス広がり角 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、及び $\alpha_3$ のうち一番大きい。遠位回転ノブ134の操作は、すべての他の制御のうちの最大指広がり角を必要とする。更に、遠位回転ノブ134は、作動させるために、第1の突起ノブ132a又は第2の突起ノブ132bと異なる力ベクトル(例えば、下向きの)を必要とし、これは指に対してより少ない緊張を必要とする。遠位回転ノブ134は、透視図で示されるように完全に閉じた位置にあるとき、起動停止し、ロックアウトするように構成することができ、トリガ120はまた、「最悪の場合の」指広がり角 $\alpha_1$ を軽減する。概して、遠位回転ノブ134と第1の突起ノブ132aとの間の間隔196は、その間の込み合いを最小にし、より大きい指に対するアクセスの困難を最小にするように選択され得る。

#### 【0060】

広がり角 $\alpha_2$ は、第1の突起ノブ132aにある制御指位置186bとトリガ指位置1

10

20

30

40

50

88aとの間の広がりを表す。制御指位置186bとトリガ指位置188aとの間のアクセス広がり192bは、制御指位置186cとトリガ指位置188aとの間のアクセス広がり192cよりわずかに大きく、第1の突起ノブ132aにアクセスするために、第2の突起ノブ132bよりも大きい指広がりが必要とする。第1の突起ノブ132aは、不注意な起動の任意の知覚リスクを最小にするために、第2の突起ノブ132bから十分に離れて配置される。加えて、第1の突起ノブ132aは、込み合い及びより大きい指に対するアクセスの困難を最小にするために、遠位回転ノブ134から十分に離れて離間している。遠位回転ノブ134と第1の突起ノブ132aとの間の間隔196は、これを、制御指位置186aの届く範囲に遠位回転ノブ134を保つために最小にし、遠位回転ノブ134と第1の突起ノブ132aとの間の込み合いを回避するために最大にするように選択され得る。

10

#### 【0061】

広がり角 $\theta_3$ は、第2の突起ノブ132bにある制御指位置186cとトリガ指位置188aとの間の広がりを表す。制御指位置186cとトリガ指位置188aとの間のアクセス広がり192cは、中指と制御指との間で必要とされる最も小さい広がりであり、したがって最小の指緊張を引き起こす。第2の突起ノブ132bへのアクセスは、すべての制御のうち最小の指広がりが必要とし、したがって最も容易に起動させる傾向がある。完全に開いた位置では、第2の突起ノブ132bは、トリガ120に対して込み合いすぎることなくできるだけ低く配置されるため、トリガ指の「交差」を回避する。第2の突起ノブ132bとトリガ120aとの間の間隔194は、トリガ120が透視で示される完全に閉じた位置にあり、トリガ指が透視で示される位置188bにあるとき、第1の突起ノブ132aに到達するために必要とされる指広がり角を最小にするように選択され得る。

20

#### 【0062】

一実施形態では、トリガ旋回軸190の位置は、それが実線で示される完全に開いた位置から透視で示される完全に閉じた位置へ旋回する際、特にそれが全長のそれぞれの末端部での相対的なトリガ指位置に関連する際、トリガ120の運動の弧を制御し、最適にするように選択され得る。理想的な運動弧は、指の自然の開口運動に関連するように閉鎖から開放へわずかに上向きの動きである。完全に閉じた位置は、制御にアクセスするために必要とされる指広がり角度をわずかに増加させるが、トリガ120の自然の運動弧に対して許容可能なバランスを有する。トリガ120が完全に閉じた位置にあるとき、トリガ指位置188bは、様々な制御にアクセスするために必要とされる指広がり角（すなわち、中指と制御指との間に形成される角度 $\theta$ ）の角度をわずかに増加させる。しかしながら、増加は、トリガ120の自然の運動弧に許容可能なバランス内となるように最小にされる。

30

#### 【0063】

図26は、ハンドルアセンブリ102の一実施形態の様々なユーザーインターフェースの間の関係を示す。示された実施形態では、ハンドルアセンブリ102は、4つの別々の軸を有するとして画定され得る。細長内視鏡シャフトアセンブリ110の長手方向軸、サドル面軸「S」、ユーザインプット軸「U」、ベース軸「L」と一致する長手方向軸「T」、トリガ120旋回点190、細長トリガフック124の中心点191、サドル面130、制御指位置186a、186b、186c、及びトリガ指位置188a、188b。トリガフック124は、半径「 $r_1$ 」及び中心点191によって画定される弓状部分を画定する。ハンドルアセンブリ102は、完全閉鎖でのトリガ120と固定ハンドル122との好適な間隔を提供する。第2の突起ノブ132b（例えば、MINボタン）及び細長トリガフック124の上部の間隔/輪郭は、トリガ120を開くとき、トリガ指を押し出し、同時に第2の突起ノブ132bを起動する。

40

#### 【0064】

一実施形態では、起動ユーザインプット力「 $f_1$ 」は、第1の突起ノブ132a又は第2の突起ノブ132bを起動するために必要な力である。一実施形態では、力 $f_1$ は、およそ400g + / - 80gである。起動ユーザインプット力 $f_1$ は、ユーザの疲労の最小

50

化（あまり強すぎない）と不注意な起動のリスクの最小化（あまり軽すぎない）との間のバランスである。起動ユーザインプット力  $f_1$  は、第1の突起ノブ132aを起動するためにA-Eベクトル（サドル面130から指位置186bへのベクトル）に沿って、第2の突起ノブ132bを起動するためにA-Fベクトル（サドル面130から指位置186cへのベクトル）へ沿って測定される。

【0065】

一実施形態では、制御（例えば、人差し指）指「レスト領域」193は、第1の突起ノブ132aと第2の突起ノブ132b（例えば、MIN/MAXボタン間隔）との間の空間として画定される。ユーザは、電源を作動させずに制御指で第1の突起ノブ132aと第2の突起ノブ132bとの間のレスト領域193におよそ6.7N（1.51bf）までの力をかけることができる。

10

【0066】

一実施形態では、第1の突起ノブ132a及び第2の突起ノブ132bは、ハンドアセンブリ102の内側中心面に対して両側へ0度～30度の方向圧力ベクトルで起動される。これは、手首が、より短い指で非常に難しい位置にあるとき、第1の突起ノブ132a及び第2の突起ノブ132bへのより良いアクセスを提供する。

【0067】

一実施形態では、第2の突起ノブ132bと、細長トリガフック124によって画定される開口126内に配置される最も高い指（the highest finger）との間の中心線は、快適性を最大にし、2つの隣接する指の「交差」の感覚を最小にするために、およそ少なくとも1.651cm（0.650"）である。

20

【0068】

一実施形態では、細長トリガフック124の開口126内の指空間距離は、指の閉じ込めを回避するために、およそ少なくとも1.651cm（0.650"）である。

【0069】

一実施形態では、ユーザインプット軸（U）は、トリガ120上の中指と薬指の位置の直接間にある軸Uとして定められる。ユーザによってかけられるトリガ120閉力は、U-Xベクトル（開口126内の近位接触面128から第1の位置188aのベクトル）に沿って測定される力  $f_2$  として定められる。一実施形態では、U-Xベクトルに沿って測定される、トリガ120を完全に閉じた位置へ閉じるために必要とされる力は、以下に基づき、およそ2.79kg（6.141lbs）未満である。

30

$63.9\text{ kg} (140.81\text{ lbs}) = 5\% \text{ 小柄な女性の最大フルハンドグリップ力}$

$18.5\text{ kg} (40.81\text{ lbs}) \times 0.33 = 6.19\text{ kg} (13.641\text{ lbs})$ （快適なグリップ力で67%低下）

$6.19\text{ kg} (13.641\text{ lbs}) \times 0.60 = 3.71\text{ kg} (8.181\text{ lbs})$ （悪い姿勢で40%低下）

$3.71\text{ kg} (8.181\text{ lbs}) \times 0.75 = 2.79\text{ kg} (6.141\text{ lbs})$ （フルグリップから人差し指を外した場合で25%低下、相対的な指力：人差し指25%、中指35%、薬指25%、小指14%、情報源：NCBI Pub Med、07/04）

【0070】

40

一実施形態では、トリガ120誤用閉力は、トリガが、細長トリガフック124の遠位面に対して圧力をかけることによって閉じるときに生成される閉力として定義される。一実施形態では、トリガ120が耐えることができる無理のない誤用力は、実際の閉力生成のばらつきの上限が2.3kg（5lbs）であることに基づき、およそ6.80kg（15.001lbs）であり、ユーザが必要とされる力の3倍超を發揮することを予期することは稀である。

【0071】

一実施形態では、トリガ120開力は、U-Xベクトルに沿って測定される、トリガ120を完全に開くためにユーザによって必要とされる力  $f_3$  として定められる。一実施形態では、力  $f_3$  は、およそ0.0+2.2/-6.7N（0.0+0.5/-1.51b

50

f) である。一実施形態では、ハンドルアセンブリ 102 は、バネ要素 182 (図 14) などの、システムにおける摩擦を克服するために、バネを使って支援される開放のいくつかの手段を組み込む。一実施形態では、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部は、最小限の力のみを必要として各自で完全に開くはずである。「自動の」完全開放は、相次いで複数の閉鎖「咬合」を適用するとき、使用の簡易性を好適に強化する。エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部が開くために必要とされる力を最小にすることは、例えば、切開を広げる間の触覚的反応を損失するリスクを低下させる(外科医は、バネではなく、掛けられている組織間緊張をできるだけ感じたい)。

【0072】

一実施形態では、トリガ 120 の接触面の幅は、最大快適性を提供し、圧点を回避するために、ユーザインプット軸「U」で測定される、およそ  $1.934 (0.760") + / - 0.508 \text{ cm} (0.200")$  であり得る。

10

【0073】

一実施形態では、細長トリガフック中心 191 から前フックループの末端部で測定される細長トリガフック 124 の長さは、トリガ 120 の外向きの開ストロークに対する 2 つの指接触を容易にするために、およそ  $2.769 \text{ cm} (1.090") + / - 0.203 (0.080")$  であり得る。

【0074】

一実施形態では、細長トリガフック中心 191 からトリガ 120 の最も低い末端部で測定されるトリガ 120 の長さは、閉ストロークに対する 3 つの指接触を容易にするために、およそ  $6.299 \text{ cm} (2.480") + / - 0.203 \text{ cm} (0.080")$  であるべきである。

20

【0075】

一実施形態では、長手方向の重心は、絶縁ピンの位置によって画定される点で細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の基点の近位およそ  $0.778 \text{ cm} (0.700") + / - 0.381 \text{ cm} (0.150")$  に配置され得る。装置の総重量は、ハンドルアセンブリが、張力緩和の近位終端でカットオフされるケーブル 118 を完全に組み立てる際に確定される。一実施形態では、重心は、制御及び安定性の最大感触のために、ユーザの手のひらの中心の近くで保たれ得る。

【0076】

一実施形態では、固定ハンドル 122 の掌側面の長さは、A ~ L (サドル面 130 から固定ハンドル 122 のベース) で垂直に測定される、およそ  $7.366 \text{ cm} (2.900") + / - 0.318 (0.125")$  であり得る。この距離は、より大きい手の快適性及び安定性の大きさを最大にすること、及び患者(脚が上げられている場合に通常生じる)又は机とのハンドルアセンブリ 102 の潜在的干渉を最小にすることのバランスをとることによって決定され得る。

30

【0077】

一実施形態では、掌側面の幅は、およそ  $0.813 \text{ cm} (1.320")$  を超過しない。この距離は、閉圧力がトリガ 120 にかかるときのユーザの手のひらに対する快適性、より小さい手のための前制御への固定ハンドル 122 の裏の表面積の周りのアクセス、及びユーザの手における全体的「適合」を均衡させることによって決定され得る。固定ハンドル 122 の側面は、手のひらに自然に適合し、親指及び人差し指のグリップ位置に安定性を提供するように湾曲し、輪郭付けて形成され得る。

40

【0078】

一実施形態では、U - X' から測定される完全に閉じたグリップ長さは、およそ  $4.064 \text{ cm} (1.600")$  より大きくてもよい。U - X から測定される完全に開いたグリップ長さは、最大およそ  $5.842 \text{ cm} (2.300")$  未満であり得る。

【0079】

一実施形態では、遠位回転ノブ 134 ユーザーインターフェースは、複数の縦溝設計を備えることができ、それぞれの縦溝 134 a に対して、指接触半径は、およそ  $0.635$

50

cm ( 0 . 2 5 0 " ) + / - 0 . 1 2 7 ( 0 . 0 5 0 " ) である。一実施形態では、縦溝 1 3 4 a は、遠位回転ノブ 1 3 4 に対する把持能力を増加させるために、オーバーモールドされ得る。

【 0 0 8 0 】

一実施形態では、回転力は、遠位回転ノブ 1 3 4 がハンドルアセンブリ 1 1 2 に接続されるとき、ハンドルアセンブリ 1 1 2 の摩擦力として定義される。回転力は、およそ 0 . 0 2 5 ~ 0 . 0 8 8 Nm ( 3 . 5 ~ 1 2 . 5 i n - o z ) のトルク抵抗を提供するべきである。この値は、コードの巻線によるシャフトの逆転を克服するための下限での好適な抵抗のバランスを取り、疲労を最小にするための上限でのユーザインプット力を最小にすることによって決定され得る。

10

【 0 0 8 1 】

一実施形態では、トリガ 1 2 0 表面の成型弾性部分 1 2 0 a のオーバーモールドコンプライアンスは、触覚的反応を最大にするために、負荷トリガ運動における接触の任意の点でおよそ 1 . 0 1 6 cm ( 0 . 0 4 0 " ) 未満であり得る。この値は、反復トリガ作動 ( 特に外向きの指伸展 ) 中の高いユーザ快適性を提供すること及び組織にかかっている力の触覚的反応を損失しないことのバランスをとることによって決定され得る。

【 0 0 8 2 】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の全体構成は、本明細書における実施形態において記載され、示される最適な手のひら近位接触面 1 2 8 ( P ) を有する、ピストルグリップ設計に基づき得る。一実施形態では、近位接触面 1 2 8 の最適化は、特定されたグリップの角度ではなく、手のひらに自然に相当する有機曲線によって最も良く画定される接触面を含むことができる。この理想的な曲線は、最大グリップ快適性、制御、及び安定性を提供する。サドル面 1 3 0 を安定化尾部 1 3 1 の位置の直下に配置することは、親指と人差し指との間に画定される引っ込んだ場所又は水かきにおける制御及び安定性の異なる感覚を提供する。

20

【 0 0 8 3 】

図 2 6 にも示すように、接触面 1 2 8 は、基準点 R P から測定される半径 R H を有することができる。基準点 R P は、軸 S からの第 1 の距離 H D 1 及び点 A からの第 2 の距離 H D 2 に配置され得る。一実施形態では、例えば、半径 R H は、およそ 7 . 5 9 cm ( 2 . 9 9 インチ ) であり得、距離 H D 1 は、およそ 5 . 7 7 cm ( 2 . 2 7 インチ ) であり得、距離 H D 2 は、およそ 5 . 5 9 cm ( 2 . 2 0 インチ ) であり得る。また、様々な実施形態では、安定化尾部 1 3 1 は、およそ 1 . 0 2 cm ( 0 . 4 0 インチ ) の第 1 の半径部分 R T 、及びおよそ 7 . 3 9 cm ( 2 . 9 1 インチ ) であり得る第 2 の基準点 R P 2 から測定される第 2 の半径 R T 2 を有することができる。第 2 の基準点 R P 2 は、およそ 3 . 3 3 cm ( 1 . 3 1 インチ ) であり得る点 A からの距離 T L 、及びおよそ 5 . 9 2 cm ( 2 . 3 3 インチ ) であり得る軸 S からの距離 T L 2 に配置され得る。

30

【 0 0 8 4 】

一実施形態では、ユーザの手のひら又は指に接触するハンドルアセンブリ 1 0 2 の端部は、材料が 7 0 A 以下のジュロ硬度を有さない限り、およそ 0 . 1 0 1 cm ( 0 . 0 4 0 " ) の最小半径を有する。

40

【 0 0 8 5 】

図 2 7 は、超音波外科用器具 1 0 0 の一実施形態を示す。示された実施形態では、超音波変換器 1 1 4 の断面図をハンドルアセンブリ 1 0 2 の部分切り取り図内に示す。超音波外科用器具 1 0 0 の一実施形態は、ハンドピースハウジング 1 9 8 を備える超音波変換器 1 1 4 に連結される超音波信号発生器 1 1 6 と、超音波始動式の単一又は複数要素エンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 とを備える。先述のように、エンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 は、超音波始動式のブレード 1 5 2 と、クランプアーム 1 5 0 とを備える。「ランジュヴァンスタック」として知られている超音波変換器 1 1 4 は、一般に、変換部 2 0 0 と、第 1 の共振器部又はエンドベル 2 0 2 と、第 2 の共振器部又はフォアベル 2 0 4 と、補助部品とを含む。これらの構成要素の全構成体は共振器である。超音波変換器 1 1 4 は、

50

好ましくは、後に詳述されるように、長さが2分の1システム波長の整数 ( $n/2$  であり、「 $n$ 」は、任意の正の整数、例えば、 $n = 1, 2, 3, \dots$  である) である。音響アセンブリ 206 は、超音波変換器 114 と、ノーズコーン 208 と、速度変成器 218 と、表面 210 とを含む。

【0086】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、ハンドルアセンブリ 102 のハンドルアセンブリ 102 を把持する臨床医に関して使用されることが理解されるであろう。そのため、エンドエフェクタアセンブリ 112 は、ハンドルアセンブリ 102 のより近位のハンドルアセンブリ 102 に対して遠位にある。更に、便利かつ明瞭にするため、「頂部」及び「底部」などの空間的用語も、本明細書において、ハンドルアセンブリ 102 を把持する臨床医に関して使用されることも理解されるであろう。ただし、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用され、これらの用語は、制限的又は絶対的であることを意図したものではない。

10

【0087】

一実施形態では、エンドベル 202 の遠位端は、変換部 200 の近位端に接続され、フォアベル 204 の近位端は、変換部 200 の遠位端に接続される。フォアベル 204 及びエンドベル 202 は、変換部 200 の厚さ、エンドベル 202 及びフォアベル 204 を製造するのに使用される材料の密度及び弾性率、並びに超音波変換器 114 の共振周波数を含む、多数の変数によって決定される長さを有する。フォアベル 204 は、速度変成器 218 として超音波振動の振幅を増幅するため、その近位端からその遠位端まで内向きに先細にされ得るか、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 kHz であり、より適切な振動周波数範囲は約 30 ~ 100 kHz であってよい。好適な動作振動周波数は、例えばおよそ 55.5 kHz であってよい。

20

【0088】

一実施形態では、圧電素子 212 は、例えば、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、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作られ得る。正極 214、負極 216、及び圧電素子 212 の各々は、中心を通過して延在する穴を有する。正極 214 及び負極 216 は、ワイヤ 220 及び 222 にそれぞれ電氣的に連結されている。ワイヤ 220 及び 222 は、ケーブル 118 内に封入され、超音波信号発生器 116 に電氣的に接続可能である。

30

【0089】

音響アセンブリ 206 の超音波変換器 114 は、超音波信号発生器 116 からの電気信号を機械的エネルギーに変換し、それによって主として、超音波周波数における超音波変換器 114 及びエンドエフェクタアセンブリ 112 のブレード 152 部分の長手方向の振動運動の定常音波が得られる。別の実施形態では、超音波変換器の振動運動は異なる方向に作用してもよい。例えば、振動運動は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の先端のより複雑な運動の局所長手方向の構成要素を含むことができる。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 206 が通電されると、音響アセンブリ 206 を介して振動運動の定常波が発生する。超音波外科用器具 100 は、共鳴で操作するように設計され、それにより、所定の振幅の音響定常波パターンが生み出される。音響アセンブリ 206 に沿った任意の時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 206 に沿った位置に基づく。振動運動定常波における最小又はゼロ交差は、一般的に節 (すなわち、運動が最小である) として称され、定常波における局所的最大絶対値又はピークは、一般的に、腹 (すなわち、局所的運動は最大である) として称される。腹とその腹に最も近い節との間の距離は、4分の1波長 ( $\lambda/4$ ) である。

40

【0090】

ワイヤ 220 及び 222 は、超音波信号発生器 116 から正電極 214 及び負電極 216 に電気信号を伝達する。圧電素子 212 は、例えば、音響アセンブリ 206 において音

50

響定常波を生み出すためのフットスイッチなどのアクチュエータ 2 2 4 に応答して、超音波信号発生器 1 1 6 から供給される電気信号によって通電される。電気信号は、圧電素子 2 1 2 において、繰り返される小さな変位の形態の妨害を引き起こして、材料内に大きな交互の圧迫力と張力をもたらす。繰り返される小変位は、圧電素子 2 1 2 を連続的方法で電圧勾配の軸に沿って伸縮させ、超音波エネルギーの長手方向の波を生み出す。超音波エネルギーは、細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 の伝達構成要素又は超音波伝達導波管部分 1 6 4 を介してエンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 のブレード 1 5 2 部分へ音響アセンブリ 2 0 6 を通って伝達される。

【 0 0 9 1 】

一実施形態では、音響アセンブリ 2 0 6 がエネルギーをエンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 のブレード 1 5 2 部分へ送達するために、音響アセンブリ 2 0 6 のすべての構成要素は、ブレード 1 5 2 に音響的に連結しなければならない。超音波変換器 1 1 4 の遠位端は、スタッド 2 2 6 などのねじ込み接続によって、表面 2 1 0 において超音波伝送導波路 1 6 4 の近位端に音響的に連結され得る。

【 0 0 9 2 】

一実施形態では、音響アセンブリ 2 0 6 の構成要素は、好ましくは音響的に調整され、それにより、任意のアセンブリの長さは、2分の1波長の整数 ( $n / 2$ ) であり、波長は、音響アセンブリ 2 0 6 の予め選択されたか、又は作動中の長手方向振動駆動周波数  $f_d$  の波長である。音響アセンブリ 2 0 6 は、音響要素の任意の好適な配列を組み込むことができることも想到される。

【 0 0 9 3 】

一実施形態では、ブレード 1 5 2 は、2分の1システム波長 ( $n / 2$ ) の整数倍と実質的に等しい長さを有することができる。ブレード 1 5 2 の遠位端は、遠位端の最大長手方向の振動幅を提供するために、腹付近に配置され得る。変換器アセンブリが通電されると、ブレード 1 5 2 の遠位端は、例えば、およそ 1 0 ~ 5 0 0 マイクロメートルのピークからピークまでの範囲内で、好ましくは、例えば、5 5 k H z の所定の振動周波数において、約 3 0 ~ 1 5 0 マイクロメートルの範囲内で移動するように構成され得る。

【 0 0 9 4 】

一実施形態では、ブレード 1 5 2 は、超音波伝達導波管 1 6 4 に連結され得る。示されるように、ブレード 1 5 2 及び超音波伝達導波管 1 6 4 は、超音波エネルギーの伝達のために好適な材料からの単一ユニット構成として形成される。こうした材料の例には、Ti 6 Al 4 V (アルミニウム及び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、又は他の好適な材料が挙げられる。あるいは、ブレード 1 5 2 は、超音波伝送導波路 1 6 4 から分離可能 (かつ異なる組成のもの) であって、例えば、スタッド、溶接、接着剤、急速接続、又は他の好適な既知の方法によって連結され得る。超音波伝達導波管 1 6 4 の長さは、例えば2分の1波長の整数 ( $n / 2$ ) に実質的に等しくてよい。超音波伝達導波管 1 6 4 は、例えば上述のチタン合金 (すなわち、Ti 6 Al 4 V) 若しくは任意の好適なアルミニウム合金、又は他の合金など、超音波エネルギーを効率的に伝播するのに好適な材料から構築された中実コアシャフトから好ましくは作られてもよい。

【 0 0 9 5 】

一実施形態では、超音波伝達導波管 1 6 4 は、スタッド 2 2 6 などのねじ込み接続によって、超音波伝達導波管 1 6 4 の表面 2 1 0 に連結するために、近位端にある長手方向に突起する取り付け支柱を備える。超音波伝達導波管 1 6 4 は、複数の節に位置付けられる、複数の安定用のシリコンリング又は適合する支持体 1 6 8 (図 1 4) を含むことができる。シリコンリング 1 6 8 は、望ましくない振動を緩衝し、超音波エネルギーを外側保護シース 1 6 6 (図 1 4) から分離して、最大効率でブレード 1 5 2 の遠位端への長手方向の超音波エネルギーのフローを確実にする。

【 0 0 9 6 】

様々な実施形態では、回転ノブは、超音波外科用器具ハウジングの近位端に配置され得る。近位回転ノブは、親指又は指で容易にアクセスされ得、遠位に配置された回転ノブに

10

20

30

40

50

関連し得る任意の障害又は「到達」の問題を実質的に減少させる。近位回転ノブを備える超音波外科用器具のいくつかの実施形態は、図 28 ~ 32 を参照して記載される。

【0097】

図 28 は、近位回転ノブ 238 を備える超音波外科用器具 230 の一実施形態の右側面図である。示された実施形態では、近位回転ノブ 238 は、ハンドルアセンブリ 102 の近位端に配置され得る。近位回転ノブ 238 は、親指又は指で容易にアクセスされ得、遠位に配置された回転ノブに関連し得る任意の障害又は「到達」の問題を実質的に減少させる。超音波外科用器具 230 は、内視鏡的又は伝統的な観血的外科的処置を含む様々な外科的処置において使用され得る。超音波外科用器具 230 は、ハンドルアセンブリ 102 と、ハンドルアセンブリ 232 と、近位回転アセンブリ 234 と、スイッチアセンブリ 236 と、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 と、血管及び/又は組織を手動で握り、切断し、凝固するための要素を備えるエンドエフェクタアセンブリ 112 とを備える。近位回転アセンブリ 234 は、超音波変換器 114 ハウジングを機械的に係合する近位回転ノブ 238 を備える。超音波外科用器具 230 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 及びエンドエフェクタアセンブリ 112 の部分に機械的に係合される超音波変換器 114 を受容するように適合される。超音波変換器 114 は、ケーブル 118 を介して発生器 116 に電氣的に連結される。作図のほとんどが、内視鏡的外科的処置に関連する使用のための複数のエンドエフェクタアセンブリ 112 を描写するが、超音波装置は、より伝統的な観血的外科的処置において使用され得る。本明細書における目的のために、超音波外科用器具 100 は、内視鏡器具に関して記載されるが、開いた型の超音波外科用器具 230 も、本明細書において記載されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び特徴部を含むことができることが想定される。

【0098】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ 232 は、前述の、トリガ 246 と、固定ハンドル 122 とを備える。固定ハンドル 122 は、ハンドルアセンブリ 102 と一体的に関連し、トリガ 246 は、超音波外科用器具 230 の操作に関して以下に詳述されるように、固定ハンドル 122 に対して移動可能である。固定ハンドル 122 及びトリガ 246 は、ユーザと快適に連動する。トリガ 246 は、ユーザがトリガ 246 に対して圧迫力をかけるとき、固定ハンドル 122 に向かい、方向 121A に移動する。バネ要素 182 (図 14) は、ユーザがトリガ 246 に対する圧迫力を解放するとき、トリガ 246 を方向 121B に移動させる。トリガ 246 は、細長トリガフック 244 を備え、それは、細長トリガフック 244 と固定ハンドル 122 との間の開口 248 を画定する。開口 248 は、ユーザの 1 つ又は複数の指を、その開口を通して受容するために好適な寸法である。トリガ 246 はまた、トリガ 246 の部分を覆うように成型され得る接触部分 (図示せず) も備えることができる。オーバーモールド接触部分は、方向 121B のトリガ 246 の外向きの制御のためのより快適な接触面を提供する。一実施形態では、オーバーモールド接触部分は、細長トリガフック 244 の一部分を覆うように提供され得る。例えば、オーバーモールド接触部分は、クッションを、それがユーザによって必要とされる場所に提供するために、細長トリガフック 244 の内側部分の遠位及び上面を覆うように提供され得る。細長トリガフック 244 の近位面は、指が開口 248 の内外により容易にスライドすることを可能にするために、被覆されていなく、裸基質 (例えば、ポリカーボネート) のままである。他の実施形態では、細長トリガフック 244 は、例えば、パーサフレックス社 (VersaFlex, Inc.) によって作製されるポリ尿素エラストマーなどの柔軟な弾性可撓性高分子材料を含むオーバーモールド接触面を組み込むことができる。細長トリガフック 244 は、追加的な快適性又はより安定したグリップをユーザに提供するために、オーバーモールド接触面部分を組み込むことができる。細長トリガフック 244 の上部分上にあるオーバーモールド接触面部分は、ユーザの指が開口 248 に入る際、ユーザの指上の端圧点を軽減する。固定ハンドル 122 は、図 1 ~ 25 を参照して先述されるように近位接触面 128 及びグリップアンカー又はサドル面 130 を備える。

【0099】

10

20

30

40

50

使用する際、近位回転ノブ238は、ユーザが細長内視鏡シャフトアセンブリ110を回転させ、エンドエフェクタアセンブリ112のクランピング機構の顎部を制御し、ロッカースイッチ132を起動することを同時に可能にし、経験のあるユーザに対して装置の新しい使用方法をもたらす。

【0100】

図29は、図28に示される超音波外科用器具230の一実施形態の拡大右斜視図である。示された実施形態では、近位回転アセンブリ234は、例えば、GLS社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成される回転ノブ238又はリングを備える。一実施形態では、近位回転ノブ238は、ハンドルアセンブリ102の近位部分上に配置され得る。ユーザは、親指又は人差し指のいずれかで近位回転ノブ238を操作することができる。親指を使用することは、人差し指を解放して、ハンドルアセンブリ102の遠位端上に配置されるトグルスイッチ252により容易、かつ有効にアクセスする。近位回転ノブ238は、複数の要素において構築され得る。一要素は、例えば、エラストマー材料、サントプレーン（Santoprene）（登録商標）として周知の熱可塑性ゴム、他の熱可塑性加硫物（TPV）、又はエラストマーで形成される弾性層でオーバーモールドされるシリコン処理をしたポリカーボネート構成要素を含むことができる。エラストマー層は、近位回転ノブ238の外縁部にユーザのための安定したグリップを提供し、また、超音波変換器114の外部ハウジングをしっかりと把持する「グリッパ」リブを形成するために、内側ポリカーボネートリング（図示せず）を通して突出する。したがって、近位回転ノブ238は、超音波変換器114をしっかりと把持する。超音波変換器114は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110にしっかりと機械的に係合され、それにより、細長内視鏡シャフトアセンブリ110全体は、近位ノブ238が回転するとき回転することができる。近位回転ノブ238を備える近位回転アセンブリ234は、より良い制御及び使用の容易性のためによりスムーズで容易な回転を提供する。近位回転ノブ238は、任意の潜在的な「ガタ音」を低下されるために、超音波変換器114の前に配置されうる内部機構を安定させる。近位回転ノブ238は、超音波変換器114のハウジングに機械的に係合するように構成され、それにより、近位回転ノブ238の回転は、超音波変換器114及び細長内視鏡シャフトアセンブリ110の同じ方向250への回転を引き起こす。近位回転ノブ238は、複数の縦溝240又はリブを備える。これらの縦溝240は、回転ノブ238を回転させるために、指によって係合され得る。近位回転ノブ238は、より正確な回転グリップを提供するために、縦溝240で形成される「扇形」又は縦溝を備えることができる。一実施形態では、近位回転ノブ238は、6つの縦溝を備えることができる。他の実施形態では、任意の好適な数の縦溝が使用され得る。近位回転ノブ238は、硬質プラスチック材料上にオーバーモールドされるより柔らかい高分子材料で形成され得る。

【0101】

超音波変換器114は、超音波変換器114の遠位端が、例えば、スタッド226（図27）によって超音波伝達導波管164にねじ込むか、又はその上に嵌め込むまで、近位回転ノブ238を通して挿入され得る。近位回転ノブ238のエラストマーグリッパリブは、エラストマーグリッパリブと、超音波変換器114の外径との間での挿入の間にぴったりとした適合を提供する。しかしながら、グリッパグリッパは、構成要素を組み立てる際に困難を生じるほどきつ過ぎない。超音波変換器114が、近位開口部156内でハンドル102の雌部分に螺入されるとき、近位回転ノブ238は、超音波変換器114とともに自由に回転されることができ、また、最後のねじ山が超音波変換器114を細長内視鏡シャフトアセンブリ110へ引き進める際、超音波変換器114の外表面に沿って長手方向軸Aに沿って長手方向に自由にスライドすることができる。超音波変換器114が、トルクレンチで完全に組み立てられる後、近位回転ノブ238は、自由に回転できるままであり、超音波変換器114を把持し、それによって、細長内視鏡シャフトアセンブリ110全体を回転させる。グリッパリブは、例えば、アセンブリ、又はユーザの手袋が濡れている手術条件下でも回転を促進するために十分に超音波変換器114の外表面を固定す

る。

#### 【0102】

一実施形態では、スイッチアセンブリ236は、MIN/MAXロッカー式又は「トグル」式スイッチ252として実践され得る。1つの位置では、MIN/MAXロッカー式スイッチ（又は「トグル」式）ボタンは、ハンドグリップの最小の（又はほとんど無い）再配置を伴う、電源起動のための容易にアクセス可能な位置をもたらし、制御を維持し、注意を手術部位（例えば、腹腔鏡的処置におけるモニタ）に集中させるために好適にする。スイッチアセンブリ236は、部分的にハンドルアセンブリ102内に配置されるトグルスイッチ252を備える。スイッチアセンブリ236は、同時起動の可能性を排除するために、ハンドルアセンブリ102の内側に配置される中心旋回軸を有する単一構成要素として実践されるロッカースイッチ252を備える。ロッカースイッチ252は、様々な指の長さによって容易にアクセス可能であるように、固定ハンドル122の側面をわずかに包み込むことができる。トグルスイッチ252は、超音波変換器114の起動を制御するために発生器116に連結される。トグルスイッチ252は、超音波変換器114を起動し、超音波変換器114に対して1つ又はそれより多くの電源設定を設定するための1つ又はそれより多くの電源設定スイッチを備える。一実施形態では、トグルスイッチ252は、最小電力レベル（例えば、MIN）と最大電力レベル（例えば、MAX）との間の超音波変換器114の電源設定を設定するための第1の電氣的接触部分252a及び第2の電氣的接触部分252bを備える。トグルスイッチ252の第1及び第2の接触部分252a、bは、例えば、GLS社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）TPE合金を含む柔らかい高分子材料でオーバーモールドされ得る。オーバーモールド部分は、ハンドルアセンブリ102の残りの部分からのトグルスイッチ252接触部分252a、bの触覚的識別又は区別に有用であり得る。接触部分252a、bは、扱い難い位置で、又は短い指に対して起動へアクセスのより広範囲な自由を可能にするために、ある程度、固定ハンドル122を包み込むように構成され得る。先述のように、接触部分252a、bのうちの1つは、ユーザが第1の接触部分252aと第2の接触部分252bを区別することを可能にする質感又は触覚表面を備えることができる。第1の接触部分252a又は第2の接触部分252bのいずれかは、ユーザが、第1の接触部分252a（MAX）と第2の接触部分252b（MIN）を区別することを可能にする複数の質感があるリップ252cを備えることができる。

#### 【0103】

トグルスイッチ252は、ユーザの手によって操作され得る。ユーザは、不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で第1及び第2の電氣的接触部分252a、bに容易にアクセスすることができる。トグルスイッチ252は、超音波アセンブリ114を起動し、及び/又は超音波アセンブリ114の電力レベルを制御するために、ユーザの人差し指によって操作され得る。人差し指を使用して、第1の接触部分252を起動し、超音波アセンブリ114をオンにして、最大（MAX）電力レベルにすることができる。人差し指を使用して、第2の接触部分252bを起動し、超音波アセンブリ114をオンにして、最小（MIN）電力レベルにすることができる。第1の接触部分252a又は第2の接触部分252bは、ユーザが見ずに触覚の感覚を使用してそれらを区別することを補助するための質感を含むことができる。例えば、示された実施形態では、第1の接触部分252aは、ユーザが、第1の接触部分252a（MAX）と第2の接触部分252b（MIN）を区別することを可能にする複数の質感があるリップ252cを備える。他の質感又は要素は、ユーザがそれらを区別することを可能にするために、第1又は第2の接触部分252a、bのいずれかの上に形成され得る。トグルスイッチ252は、ユーザが第1又は第2の接触部分252a、bを見ることを必要とせずに操作され得る。これは、ユーザが腹腔鏡的処置中、モニタ表示に完全に集中することを可能にする。ユーザは、トグルスイッチ252を操作するためにグリップを再配置しなくてもよく、エンドエフェクタアセンブリ112の顎部を開く間に電力オン/オフ又はMIN/MAXを容易に調整することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 4 】

一実施形態では、近位回転アセンブリ 2 3 4 は、長手方向軸「T」（図 1 3）の周囲のいずれの方向 2 5 0 にも制限なく回転可能である。近位回転アセンブリ 2 3 4 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 に機械的に係合される超音波変換器 1 1 4 のハウジングに機械的に係合される。近位回転アセンブリ 2 3 4 は、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の近位部分に配置される。近位回転アセンブリ 2 3 4 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 に機械的に係合される超音波変換器 1 1 4 のハウジングに機械的に係合される内方への突出部を備える。回転ノブ 2 3 8 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 を方向 2 5 0 へ 3 6 0 度回転させるために、人差し指によって係合され得る。

## 【 0 1 0 5 】

一実施形態では、超音波外科用器具 2 3 0 は、ユーザが器具の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作することを可能にする人間工学的特徴を用いて構成され得る。したがって、人差し指を使用して、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の近位端に配置される遠位回転ノブ 2 3 8 を操作することができる。回転ノブ 2 3 8 は、超音波伝達導波管 1 6 4（図 1 4）に機械的に係合され、音響的に連結される超音波変換器 1 1 4 のハウジングに機械的に係合される。そのため、人差し指を使用して、回転ノブ 2 3 8 を回転させ、超音波伝達導波管 1 6 4 のシャフトを回転させ、エンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 を外科的処置中に適切な向きで配置することができる。ロッカースイッチ 2 5 2 の MIN / MAX 電源ボタンは、器具 2 3 0 の固定ハンドル 1 2 2 上に好適に配置され、それにより、それらは、人差し指で操作され得る。したがって、人差し指を使用して、内視鏡部分 1 1 0 のシャフトを回転させ、エンドエフェクタアセンブリ 1 1 2 の顎部を所望の位置に配向し、超音波変換器 1 1 4 の電力レベルを起動することができる。

## 【 0 1 0 6 】

図 3 0 ~ 3 2 は、近位回転アセンブリ 2 6 2 を備える超音波外科用器具 2 6 0 の一実施形態を示す。示された実施形態では、近位回転アセンブリ 2 6 2 を備える超音波外科用器具 2 6 0 は、内視鏡的又は伝統的な観血的外科的処置を含む様々な外科的処置において使用され得る。一実施形態では、超音波外科用器具 2 6 0 は、ユーザが器具の多面的機能及び制御に容易にアクセスし、操作することを可能にする人間工学的特徴を用いて構成され得る。近位回転アセンブリ 2 6 2 は、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の近位端上に配置され得る、親指又は指（例えば、人差し指）で容易にアクセスされ得る。これは、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の遠位端に配置される回転ノブに関連し得る任意の障害又は「到達」の問題を実質的に減少させる。加えて、親指の使用は、人差し指を解放し、例えば、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の遠位端に配置されるトグルスイッチ 1 3 2 により容易、かつ有効にアクセスする。

## 【 0 1 0 7 】

一実施形態では、近位回転アセンブリ 2 6 2 は、リング状の近位回転ノブ 2 6 4 を備える。近位回転ノブ 2 6 4 は、超音波変換器 1 1 4 の外表面 1 1 5 に機械また摩擦係合するように構成される。先述のように、超音波変換器 1 1 4 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 に機械的に係合される。そのため、回転ノブ 2 6 4 を回転させることによって、超音波変換器 1 1 4 及び細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 1 0 が同じ方向 2 5 0 に回転する。近位回転ノブ 2 6 4 は、その外部分 1 1 3 上に形成される複数の縦溝 2 6 6（例えば、リップ又は扇形）を備える。縦溝 2 6 6 は、近位回転ノブ 2 6 4 を長手方向軸「T」の周りのいずれの方向 2 5 0 に 3 6 0 度回転させるために、ユーザの親指又は指によって係合され得る。近位回転ノブ 2 6 4 の縦溝 2 6 6 は、正確な回転グリップも提供する。一実施形態では、回転ノブ 2 6 4 は、正確な回転グリップを提供するための任意の好適な数の縦溝 2 2 6 を備えることができる。近位回転ノブ 2 6 4 は、その内部分 1 1 7 上に形成される複数の放射状突起 2 6 8 も備える。放射状突起 2 6 8 は、超音波変換器 1 1 4 の外表面 1 1 5 にしっかりと摩擦係合するために、柔軟な弾性高分子材料で形成され得るか、又はそれで被覆され得る。放射状突起 2 6 8 は、超音波変換器 1 1 4 の外表面 1 1 5 と近位回転ノブ 2 6 4 の間のぴったりとした、又はしっかりとした適合を形成する大きさである。

10

20

30

40

50

超音波変換器 114 は、表面 210 及びスタッド 266 (図 27) によって細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の超音波伝達導波管 164 部分にしっかりと機械的に係合される。したがって、しっかりと把持された近位回転ノブ 264 が方向 250 に回転される際、超音波変換器 114 及び細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 全体も同じである。近位回転ノブ 264 は、親指又は指を使用して、超音波変換器 114 及び細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 のスムーズ、かつ容易な回転を提供し、高い制御を外科医に提供する。超音波変換器 114 は、近位開口部 156 の内壁内に形成される溝 (図示せず) に係合するための円周隆起部 274 を有する遠位縁部分 272 を備える。

#### 【0108】

先述のように、一実施形態では、近位回転ノブ 264 は、超音波伝達導波管 164 (図 14) に機械的に係合され、音響的に連結される超音波変換器 114 の外側ハウジングにしっかりと機械又は摩擦係合される。例えば、外科的処置中、親指又は人差し指のいずれかを使用して、超音波伝達導波管 164 のシャフトの回転を制御し、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部を好適な向きで配置することができる。中指及びノ又は他の、より低い指を使用して、トリガ 120 を圧迫し、顎部内の組織を握ることができる。顎部が所望の位置に配置され、顎部が組織に対してクランプされると、人差し指を使用して、トグルスイッチ 132 を起動し、超音波変換器 114 の電力レベルを調整し、組織を治療することができる。組織が治療されると、ユーザは、トリガ 120 を解放し、中指及びノ又はより低い指で細長トリガフックを遠位方向外向きに押し、エンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部を開くことができる。この基本的方法は、ユーザがハンドルアセンブリ 102 上のグリップを調整することを必要とせずに行うことができる。

#### 【0109】

一実施形態では、近位回転ノブ 264 は、例えば、GLS 社 (GLS Corporation) によって作製されるバーサフレックス (Versaflex) (登録商標) TPE 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。柔軟な弾性及び可撓性高分子材料は、近位回転ノブ 264 の外部分で、安定した快適なグリップをユーザに提供する。

#### 【0110】

近位回転ノブ 264 は、超音波外科用器具 260 内に詰め込まれ得るが、それに取り付けられていない付属品として別々に提供され得る。近位回転ノブ 264 は、実質的に柔軟な弾性及び可撓性高分子材料で形成されるドーナツ状又はリング状の単一構成要素であり得る。近位回転ノブ 264 は、超音波変換器 114、例えば、両方ともエシコン・エンド・サージェリー社 (Ethicon Endo-Surgery) によって製造されるハンドピース HP054 又は HPBLUE の外表面 115 を覆うように挿入され得る。近位回転ノブ 264 の内部分 117 上に形成される放射状突起 268 又は「グリップリブ」は、超音波変換器 114 の外表面 115 の直径にしっかりと係合する。放射状突起 268 は、近位回転ノブと同じ柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され、摩擦干渉嵌合をもたらすために、超音波変換器 114 の外表面 115 の直径に対して小さい直径を画定することができる。しかしながら、放射状突起 268 は、構成要素を組み立てることを困難にするほどきつく超音波変換器 114 の外表面 115 の直径に係合しない。

#### 【0111】

近位回転ノブ 264 が、超音波変換器 114 の外表面 115 上に配置されると、変換器 114 は、器具ハンドルアセンブリ 102 の近位開口部 156 を通って挿入され、表面 210 は、スタッド 226 (図 27) によって超音波伝達導波管 164 に取り付けられる。他の実施形態では、超音波変換器 114 の遠位端は、超音波伝達導波管 164 の上にはめ込まれ得る。超音波変換器 114 の遠位端が、器具ハンドルアセンブリ 102 の近位開口部 156 内に配置されると、近位回転ノブ 264 は、超音波変換器 114 とともに自由に回転されることができ、また、スタッド 226 の最後のねじ山が超音波変換器 114 を細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 へ向かって近位方向に引く際、超音波変換器 114 の外表面に沿って長手方向軸 T に沿って長手方向に自由にスライドすることができる。超音波変換器 114 が、トルクレンチで完全に組み立てられる後、近位回転ノブ 264 は、自

10

20

30

40

50

由に回転できるままであり、超音波変換器 114 を把持し、それによって、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 全体を回転させる。放射状突起 268 は、アセンブリの外部又は外科医の手袋が濡れている手術条件下でも、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の回転を容易にするための妥当な力で超音波変換器 114 の外表面を摩擦固定する。使用後、近位回転ノブ 264 は、超音波変換器 114 から取り外され、以下に記載されるように破棄又は滅菌のいずれかがされ得る。

#### 【0112】

図 33 は、近位及び遠位回転アセンブリの両方を備える超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリ 280 の一実施形態の左側面図である。一実施形態では、ハンドルアセンブリ 280 は、数多くの手の位置においてアクセス可能であり、数多くの手の寸法に好適であり得る複数の回転制御を備える。一実施形態では、ハンドルアセンブリ 280 は、前述の通り、遠位回転制御ノブ 134 及び近位回転制御ノブ 264 を備える二重回転制御を備える。一実施形態では、ハンドルアセンブリ 280 は、前述の通り、遠位回転ノブ 134 を備える遠位回転アセンブリ 106 を備える。加えて、ハンドルアセンブリ 280 は、前述の通り、近位回転ノブ 264 を備える近位回転アセンブリ 262 を備える。

10

#### 【0113】

図 34 は、ハンドルアセンブリ 280 の一実施形態の拡大部分的左斜視図である。図 34 に示されるように、一実施形態では、近位回転ノブ 264 は、リング状であり、外部分 113 及び内部分 117 を備える。複数の縦溝 266 は、その外部表面 276 上に形成される。近位回転ノブ 264 の内面 270 は、超音波変換器 114 のハンドピースアセンブリの外側輪郭に摩擦係合するための複数の放射状突起 268 を備える。先述のように、近位回転ノブ 264 は、例えば、柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。

20

#### 【0114】

図 33 及び 34 の両方を参照すると、近位回転アセンブリ 262 及び遠位回転アセンブリ 106 などの二重回転制御の組み合わせは、いくつかの利益を提供する。二重回転制御は、ハンドルアセンブリ 280 を、小さい手を有するユーザにより適するようにし、それは、親指及びノ又は指の自然の動作を使用するため、疲労を低下させる。小さい手を有するユーザが遠位回転ノブ 134 の指先回転制御に到達することが困難であるか、又は手が扱い難い位置にある場合、近位回転ノブ 264 は、細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 の回転を制御するために親指で近位回転ノブ 264 を使用する選択肢をユーザに提供する。

30

#### 【0115】

近位回転ノブ 264 及び遠位回転ノブ 134 は、組み合わせて使用され、応力及び疲労を緩和するために反対方向に長内視鏡シャフトアセンブリ 110 を回転させ、また、一方向のみに回転するとき、使用中にケーブル 118 (図 1、27、28、30) がハンドピースに巻きつかないようにすることができる。例えば、右利きのユーザは、人差し指を使用して遠位回転ノブ 134 を時計回りに回転させ、親指を使用して近位回転ノブ 264 を反時計回りへ回転させて、指の疲労を緩和し、ケーブル 118 が絡まらないようにすることができる。そのため、ユーザは、時計回りと反時計回りへの回転方法との間で簡単に切り替えることができるので、ケーブル 118 は、絡まることが少なくなる。

40

#### 【0116】

近位回転アセンブリ 262 及び遠位回転アセンブリ 106 の組み合わせの追加的な利益としては、同時多機能使用及び複数の手の位置における使用の容易性が挙げられる。近位回転ノブ 264 は、親指でのエンドエフェクタアセンブリ 112 の回転制御を可能にする。これは、より快適であり得、小さい手のユーザに対してより微細な回転制御を可能にし得る。先述のように、使用する際、近位回転ノブ 264 は、ユーザが細長内視鏡シャフトアセンブリ 110 を回転させ、エンドエフェクタアセンブリ 112 のクランピング機構の顎部を制御し、ロッカースイッチ 132 を起動することを同時に可能にし、経験のあるユーザに対して装置の新しい使用法をもたらす。遠位及び近位回転制御の組み合わせを提供することは、例えば、中立位置、回外位、回内位、扱い難い位置などの手の位置によって

50

、ユーザが最も好適な回転制御を選択することを可能にする。二重回転はまた、指及び親指の自然な動作が下向きの運動で移動して制御ノブの回転を生じるため、疲労が少ない。例えば、人差し指で遠位回転ノブ134に対して下向きの力をかけ、細長内視鏡シャフトアセンブリ110を時計回りに回転させることができる。遠位回転ノブ134の反時計回りの回転は、扱い難しく、やや疲労が多い可能性がある人差し指の上向きの運動を必要とする。親指で下向きの力を近位回転ノブ264に対してかけ、細長内視鏡シャフトアセンブリ110を反時計回りに回転させることができる。そのため、細長内視鏡シャフトアセンブリ110の反時計回りの回転は、親指運動のより扱い難しくなく、疲労の少ない下向きの運動を必要とする。二重回転制御構成は、細長内視鏡シャフトアセンブリ110に回転を適用するために、指と親指との間で選択する選択肢をユーザに与え、それは、1つの筋肉群に対してより少ない複合的疲労をもたらす。いずれの場合でも、ユーザは、体格及び体型に最適な制御構成を選択する選択肢を有する。

10

#### 【0117】

図35は、超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリ281の一実施形態の部分切り取り図を示す。ここで図35及び図10~12及び14を参照すると、一実施形態では、トリガ278は、様々なリンク部材及びヨーク170を通して連結要素160(図14)に機械的に係合されるヨーク170を作動させる。連結要素160は、ヨーク170に置かれ、ヨーク170の開口部171を通して提供されるピン162(図14)で定位置に係止される。細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、連結要素160によってヨーク170に連結される。連結要素160は、外部管状シース142の近位端に配置されるハブ163に機械的に係合する。例えば、外部管状シース142のハブ163は、ピン162によってヨーク170に保持される。往復管状作動部材144の近位端は、外部管状シース142に機械的に係合される。定位置に係止されると、ヨーク170、連結要素160は、長手方向軸Tに沿って方向146A、Bに開口部296内で往復し、同じ方向の細長内視鏡シャフトアセンブリ110の運動をもたらす。運動は、トリガ278に応答する。したがって、トリガが方向121A、Bに移動する際、ヨーク170、連結要素160、及び細長内視鏡シャフトアセンブリ110は、対応する方向146A、Bに移動する。そのため、トリガ278が方向121Aに圧迫されるとき、往復管状作動部材144は、方向146Aに移動し、図10~12に示されるように、方向148Aでエンドエフェクタアセンブリ112の顎部要素を閉じる。バネ要素182は、圧迫力が解放されるとき、方向121Bに移動可能なトリガを戻す。したがって、ヨーク170及び往復管状作動部材144は、方向146Bに移動し、図10~12に示されるように、方向148Bにエンドエフェクタアセンブリ112の顎部を開く。

20

30

#### 【0118】

示された実施形態では、ハブ133は、ハンドルアセンブリ102の第1及び第2の部分102a、b内に配置される。円周縁344は、円筒形のスリーブ部分135上に形成され、ハンドルアセンブリ102の遠位端に形成される円周溝346内に受容される。円周縁344及び円周溝346は、円筒形のスリーブ部分135が円周溝346内で自由に回転できる大きさである。ハブ133は、ハンドルアセンブリ102の第1及び第2の部分102a、bが一致するとき、円周溝346内で自由に回転できる。ハブ133は、遠位回転ノブ134を受容する大きさであり、そのように構成される。

40

#### 【0119】

一実施形態では、トリガ278は、移動可能な第1の旋回点288で、第1及び第2のリンク部材282、284に機械的に係合される。移動可能な旋回点288は、第1のスロット294内で捕らえられ、移動する。一端では、第1及び第2のリンク部材282、284は、第1の旋回点288で旋回可能である。第1のリンク部材282の他の端部では、第1のリンク部材は、第2の旋回点290に連結され、その周りを回転可能である。第2のリンク部材284の他の端部では、第2のリンク部材284は、第3の旋回点292に連結され、その周りを回転可能である。一端では、第3のリンク部材286は、第3の旋回点292で第2のリンク部材284に連結される。他の端部では、第3のリンク部

50

材 286 は、第 2 のスロット 302 において捕らえられ、その中で移動可能な第 4 の回転軸 300 に連結される。ヨーク 170 は、第 4 の回転軸 300 で第 3 のリンク部材 286 に連結される。ヨーク 170 は、連結要素 160 に連結され、往復ヨークアセンブリ 173 の一部である。したがって、トリガ 120 が、方向 121A に圧迫される際、第 1 の回転点 288 は、第 1 のスロット 294 内で下向きに移動し、第 2 のリンク部材 284 及び第 3 のリンク部材 286 を下向きに引く。第 3 のリンク部材 286 が、下向きに引かれる際、ヨーク 170 は、長手方向軸 T に沿って方向 146A に押し進められ、方向 148A にエンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部要素を閉じる。移動可能なトリガ 120 が解放される際、バネ要素 182 は、方向 121B にトリガ 278 を強制的に移動させ、それは、順に、長手方向軸 A に沿って方向 146B にヨークを強制的に移動させ、方向 148B でエンドエフェクタアセンブリ 112 の顎部要素を開く。

10

#### 【0120】

図 36 は、ハンドルアセンブリ 281 のハウジング部分内にあるトグルスイッチ 132 及びヨークアセンブリ 173 の一実施形態の拡大部分図である。スイッチアセンブリ 108 は、同時起動の可能性を排除するために、ハンドルアセンブリ 102 の内側に配置される中心回転軸 304 有する単一構成要素として実践されるトグルスイッチ 132 を備える。トグルスイッチ 132 は、第 1 の突起ノブ 132a 及び第 2 の突起ノブ 132b が作動する際、中心回転軸 304 の周りを回転する。電気要素 172b は、第 1 又は第 2 の突起ノブ 132a、b の起動に従って超音波変換器 114 を電氣的に通電させる。

#### 【0121】

20

図 37 ~ 44 は、近位及び遠位回転アセンブリの両方を備える超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリ 310 の一実施形態を示す。示された実施形態では、ハンドルアセンブリ 310 は、数多くの手の位置、及び数多くの手の寸法に対してアクセス可能であり得る複数の回転制御を備える。一実施形態では、ハンドルアセンブリ 310 は、第 1 の部分 314a (図示せず) 及び第 2 の部分 314b で形成されるハウジング 314 を備える。ハンドルアセンブリ 310 は、前述の近位回転アセンブリ 312 と、遠位回転アセンブリ 106 とを備える。近位回転アセンブリ 312 は、近位回転ノブ 334 を備え、遠位回転アセンブリ 106 は、遠位回転ノブ 134 を備える。

#### 【0122】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ 310 は、前述の通り、ハブ 133 及び縦溝 134b を有する遠位回転ノブ 134 を備える遠位回転アセンブリ 106 を備える。加えて、ハンドルアセンブリ 310 は、近位回転アセンブリ 312 を備える。近位回転アセンブリ 312 は、円筒形のハブ 335 に取り付けられる近位回転ノブ 334 と、その外部分上に形成される複数の縦溝 336 とを備える。円筒形のハブ 335 は、ハウジング 314 に形成される対応する円周溝 328 に係合するように適合され、構成される円周縁 332 を備える。円周縁 332 及び対応する円周溝 328 は、円筒形のハブ 335 が円周溝 328 内で自由に回転することを可能にする大きさである。円筒形のハブ 335 は、その周囲に形成される複数のスロット 330 を備える。近位回転ノブ 334 は、スロット 330 に対応する、周囲に形成される複数の放射状突起 338 を備える。近位回転ノブ 334 は、柔軟な弾性可撓性材料で形成され得る。複数の放射状突起 338 の一部分は、超音波変換器 114 の外表面にしっかりと摩擦係合するために、スロット 330 を通って半径方向に突出する。

30

40

#### 【0123】

一実施形態では、ハンドルアセンブリ 310 は、トリガ 322 と、固定ハンドル 316 とを備える。固定ハンドル 316 は、ハンドルハウジング 314 と一体的に関連し、トリガ 322 は、超音波外科用器具 100 の操作に関して図 1 ~ 9 において既に詳述されるように、固定ハンドル 316 に対して移動可能である。固定ハンドル 316 及びトリガ 322 は、ユーザと快適に連動する。トリガ 322 は、圧迫力がトリガ 322 に対してかけられるとき、固定ハンドル 316 への方向 121A に移動する。バネ要素 182 (図 14) により、ユーザがトリガ 322 に対する圧迫力を解放するとき、トリガ 322 が方向 12

50

1 B に移動して元の状態に戻る。

【0124】

一実施形態では、トリガ322は、細長トリガフック324の部分を備え、それは、細長トリガフック279と固定ハンドル122との間の開口126を画定する。開口126は、1つ又は複数の指を、その開口126を通して受容する寸法である。

【0125】

一実施形態では、トリガ322はまた、トリガ322の基材を覆うように成型される接触部分322aも備えることができる。オーバーモールド部分322aは、方向121Bのトリガ322の外向きの制御のためのより快適な接触面を提供する。一実施形態では、オーバーモールド部分322aは、細長トリガフック324の一部を覆うように提供され得る。例えば、示された実施形態では、オーバーモールド部分322a接触面は、クッションを、それがユーザによって必要とされる場所に提供するために、細長トリガフック324の内側部分の遠位及び上面を覆うように提供される。細長トリガフック324の近位面は、指が開口126の内外により容易にスライドすることを可能にするために、被覆されていない、裸基質（例えば、ポリカーボネート）のままである。

【0126】

他の実施形態では、細長トリガフック324は、例えば、GLS社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成されるオーバーモールド構成要素を組み込むことができる。細長トリガフック324は、追加的な快適性又はより安定したグリップをユーザに提供するために、オーバーモールド部分322aを組み込むことができる。細長トリガフック324の内部分の上部分上に形成されるオーバーモールド接触部分322aは、指が開口126に入る際、指上の端圧点を軽減する。トリガフック324の上部分は、第2の突起ノブ132b（図示せず）のための追加的な空間距離を可能にする凹部領域325を備えることができる。

【0127】

一実施形態では、固定ハンドル322は、近位接触面317と、グリップアンカー又はサドル面318とを備える。近位接触面317は、ユーザの手のひらに受容される、リング又は開口を有さない通常のピストルグリップである。近位接触面317のプロファイル曲線は、手のひらに適合するか、又はこれを受容するような輪郭である。超音波器具を使用している間に快適性及び制御を提供するために、近位接触面317のプロファイルは、手のひら中央の谷部分及び親指の付け根における自然の解剖学的輪郭に適合するように最適化される。一実施形態では、サドル面318は、グリップアンカーを提供し、それは、ハンドルアセンブリ310の制御の安定性に貢献する。サドル面318の位置は、固定ハンドル316の近位接触面317から近位回転ノブ334、遠位回転ノブ134、細長トリガフック324、及び電源投入トグルスイッチにアクセスするための、指及び親指に対する運動の範囲を決定する。

【0128】

親指と人差し指との間に配置される手の部分に接触し得る安定化尾部320は、ハンドルが追加された制御をハンドルアセンブリ310に提供するとき、安定性を追加する。安定化尾部320は、超音波外科用器具の近位重量がユーザの手の上部に載ることを可能にするために、延長戻り領域を提供する。これは、ハンドルアセンブリ310のサドル面318における安定性、快適性、及び制御のより良い感覚を提供する。

【0129】

図45～52は、図37～44に示される近位回転アセンブリ312の一実施形態を示す。示された実施形態では、近位回転アセンブリ312は、円筒形のハブ335を覆うように挿入される近位回転ノブ334を備える。近位回転ノブ334は、円筒形のハブ335の近位端上に形成される、対応するスロット330に受容される複数の放射状突起338を備える。近位回転ノブ334は、超音波変換器114の遠位端を受容するための開口部348を画定する。放射状突起338は、柔らかい高分子材料で形成され、超音波変換

10

20

30

40

50

器 1 1 4 の遠位端が、嵌合されたときに摩擦干渉嵌合を生じさせるために、超音波変換器 1 1 4 の外径に対して小さい直径を画定する。高分子放射状突起 3 3 8 は、超音波変換器 1 1 4 の外部ハウジングをしっかりと把持する「グリッパ」リブを形成するために、開口部 3 4 8 へ半径方向に突出する。したがって、近位回転ノブ 3 3 4 は、超音波変換器 1 1 4 をしっかりと把持する。

【 0 1 3 0 】

円筒形のハブ 3 3 5 の遠位端は、円周縁 3 3 2 と、円周軸受表面 3 4 0 とを備える。円周縁は、ハウジング 3 1 4 に形成される溝 3 2 8 を係合し、円周軸受表面 3 4 0 は、例えば、図 3 8 及び 4 0 に示されるように、ハウジング 3 1 4 を係合する。そのため、円筒形のハブ 3 3 5 は、図 3 7 ~ 4 4 に示されるように、ハウジング 3 1 4 の 2 つのハウジング部分 3 1 4 a ( 図示せず ) 及び 3 1 4 b 内に機械的に保持される。円筒形のハブ 3 3 5 の円周縁 3 3 2 は、第 1 と第 2 のハウジング部分 3 1 4 a、b との間に配置されるか、又は「嵌められ」、溝 3 2 8 内の定位置で自由に回転できる。円周軸受表面 3 4 0 は、適切な回転を補助するために、ハウジング 3 1 4 の内部分に対して位置する。そのため、円筒形のハブ 3 3 5 は、ハウジング 3 1 4 内の定位置で自由に回転できる。ユーザは、ハウジング 3 1 4 内で円筒形のハブ 3 3 5 を回転させるために、近位回転ノブ 3 3 4 上に形成される縦溝 3 3 6 を指又は親指のいずれかと係合させる。

【 0 1 3 1 】

一実施形態では、円筒形のハブ 3 3 5 は、ポリカーボネートなどの耐久性プラスチックで形成され得る。一実施形態では、円筒形のハブ 3 3 5 は、シリコン処理をしたポリカーボネート材料で形成され得る。一実施形態では、近位回転ノブ 3 3 4 は、例えば、GLS 社 ( GLS Corporation ) によって作製されるバーサフレックス ( Versaflex ) ( 登録商標 ) T P E 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。近位回転ノブ 3 3 4 は、例えば、エラストマー材料、サントプレーン ( Santoprene ) ( 登録商標 ) として周知の熱可塑性ゴム、他の熱可塑性加硫物 ( T P V s )、又はエラストマーで形成され得る。ただし、実施形態はこの文脈に限定されない。

【 0 1 3 2 】

図 5 3 ~ 5 7 は、図 3 7 ~ 4 4 に示される遠位回転アセンブリ 1 0 6 の一実施形態を示す。示された実施形態では、遠位回転アセンブリ 1 0 6 は、その上に形成される縦溝付き回転ノブ 1 3 4 を備えるハブ 1 3 3 で形成される。ハブ 1 3 3 は、遠位ハウジング部分 ( 例えば、第 1 及び第 2 のハウジング部分 1 0 2 a、b、並びに第 1 及び第 2 のハウジング部分 3 1 4 a、b ) 内に受容される円筒形のスリーブ部分 1 3 5 を備える。一对の開口部 3 4 2 は、円筒形のスリーブ部分 1 3 5 に形成され、ピン 1 6 2 を受容し、外部管状シース 1 4 2 ( 図 1 4 ) のハブ部分 1 6 3 を保持する。円周縁 3 4 4 は、円筒形のスリーブ部分 1 3 5 上に形成され、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の遠位端に形成される、対応する溝 3 4 6 内に受容される。円周縁 3 4 4 及び円周溝 3 4 6 は、ハンドルアセンブリ 1 0 2 の第 1 及び第 2 の部分 1 0 2 a、b が結合されるとき、円筒形のスリーブ部分 1 3 5 が円周溝 3 4 6 内で自由に回転できる大きさである。

【 0 1 3 3 】

ハブ 1 3 3 は、左と右ハウジング部分 1 0 2 a、b との間に配置されるか、又は回転可能に「嵌められ」、溝 3 4 6 内の定位置で自由に回転できる。縦溝付き回転ノブ 1 3 4 は、周知のオーバーモールド技術又は他の技術の使用を採用してハブ 1 3 3 を覆うように形成される。縦溝付き回転ノブ 1 3 4 も、ハブ 1 3 3 と機械又は摩擦係合され得る。縦溝は、隆起部又はリブ 1 3 4 b 及びその間に形成される凹部領域 1 3 4 b によって画定される。ハブ 1 3 3 は、ポリカーボネートなどの耐久性プラスチックで形成され得る。一実施形態では、ハブ 1 3 3 は、シリコン処理をしたポリカーボネート材料で形成され得る。縦溝付き回転ノブ 1 3 4 は、例えば、サントプレーン ( Santoprene ) 又はバーサフレックス ( Versaflex ) などの弾性のある柔軟な高分子材料で形成される。実施形態はこの文脈に限定されない。

【 0 1 3 4 】

10

20

30

40

50

ここで図58～69を見ると、すべての人に対して「理想的」である、制御境界面の寸法、形状、及び位置に関してハンドル設計を作製することは、長年の課題である。5パーセントの小柄な女性から95パーセントの大柄な男性外科医の身体計測の非常に大きい差異は、範囲の両極端にいるユーザに対して人間工学的課題を伝統的にもたす。複数の異なるハンドル寸法の提供は、しばらくの間考慮されているが、あまり在庫を保持しないという病院社会内での通則があるため、ある寸法のハンドルが、特定の病院で特定の個人に対して利用可能ではないというリスクが未だに存在する。そのため、様々な実施形態は、幅広い種類の手の寸法に対する快適性及び制御に関してより最適に人間工学的に連動する用に複数の器具のためのハンドル設計を提供する。

#### 【0135】

図58は、ハンドルアダプタを受容するために好適な超音波外科用器具のためのハンドルアセンブリ102の一実施形態の右側面斜視図である。ハンドルアセンブリ102は、トリガアセンブリ104と、遠位回転アセンブリ106と、スイッチアセンブリ108とを備える。ハンドルアセンブリ102は、トリガ120と、固定ハンドル122とを備える。固定ハンドル122は、ハンドルアセンブリ102と一体的に関連し、トリガ120は、超音波外科用器具100の操作に関して以下に詳述されるように、固定ハンドル122に対して移動可能である。固定ハンドル122及びトリガ120は、ユーザと快適に連動する。固定ハンドル122は、近位接触面128と、グリップアンカー又はサドル面130とを備える。安定化尾部131は、親指と人差し指との間に位置する手の部分に接触し得、安定性をハンドルアセンブリ102に追加する。トリガ120は、細長トリガフック124を備え、それは、細長トリガフック124と固定ハンドル122との間の開口126を画定する。ハンドルアセンブリ102は、以下に記載されるハンドルアダプタを受容するために好適である。

#### 【0136】

図59は、ハンドルアセンブリ102の一実施形態、及びハンドルアダプタ400の一実施形態の右側面斜視図である。ハンドルアダプタ400は、固定ハンドル122、近位接触面128、サドル面130、及び安定化尾部131を受容する開口部402を画定する本体を備える。開口部402の内部は、近位接触面128、サドル面130、及び安定化尾部131の逆形状である輪郭を画定し、それにより、アダプタは、近位接触面128、サドル面130、及び安定化尾部131に対してぴったり合う。開口部402の外輪郭は、固定ハンドル122上に本来形成される近位接触面128、サドル面130、及び安定化尾部131と実質的に同様の新しい固定ハンドル122'、近位接触面128'、サドル面130'、及び安定化尾部131'の部分を画定する。ハンドルアダプタ400の厚さ又は幅は、ユーザの手の寸法に人間工学的に適している。ハンドルアダプタ400は、一体成形構成要素で形成され得、平均から小さい手に対する寸法であり得る超音波外科用器具と連携して使用されるように詰め込まれ得る。ハンドルアダプタ400は、容易に、超音波外科用器具100のハンドルアセンブリ102に取り外し可能に取り付けられ、グリップの寸法を拡張又は拡大し、大きい手に適合することができる。顕著な図が、器具パッケージ及びハンドルアダプタ400上に提供され、ハンドルアダプタ400の意図される使用を伝えることができる。ハンドルアダプタ400の全体的外観は、その機能を簡単に分かりやすくする。

#### 【0137】

図60は、ハンドルアセンブリ102の一実施形態の右側面斜視図であり、それに取り付けられるハンドルアダプタ400を備える。一実施形態では、ハンドルアダプタ400は、固定ハンドル122の主要なグリップ部分を覆う「手袋のように」適合する圧入構成要素として形成され得る。ハンドルアダプタ400は、使用中、摩擦によって定位置に保持される。ハンドルアダプタ400は、ハンドルアセンブリ102から容易に再移動可能である。ハンドルアダプタ400は、とりわけ、様々なジュロ硬度を有する多種類のエラストマー、剛性ポリマー、及び柔軟なポリマーを含む多様な材料で形成され得る。一実施形態では、アダプタの表面積は、ハンドルアダプタ400の形状の輪郭を覆う広範な質感

10

20

30

40

50

及びグリップ詳細を含むことができる。別の実施形態では、ハンドルアダプタ400は、主要なハンドルの一部として組み込まれる様々な寸法特徴を含むことができ、係止/解放制御は、特定の手の寸法に対する実質的に無限の調整を可能にするために、ハンドルアダプタ400の近位部分が延長するか、又は縮むことを可能にする。

#### 【0138】

図61～69は、超音波外科用器具のハンドルアセンブリに取り付けるために好適なスナップボタン特徴部を含むハンドルアダプタ410の一実施形態を示す。ハンドルアダプタ410は、外科用器具のハンドルアセンブリの固定ハンドル部分を受容するように適合され、構成される開口部412を画定する。ハンドルアダプタ410は、ユーザの手により好適に人間工学的に適合するハンドルアセンブリの固定ハンドル122'、近位接触面128'、サドル面130'、及び安定化尾部131'の部分画定する。ハンドルアダプタ410は、一体成形構成要素で形成され得、平均から小さい手に対する寸法であり得る超音波外科用器具と連携して使用されるように詰め込まれ得る。ハンドルアダプタ410は、超音波外科用器具100のハンドルアセンブリ102(図58～60)に容易に取り外し可能に取り付けられ、グリップの寸法を拡張又は拡大し、大きい手に適合することができる。顕著な図が、パッケージ及びハンドルアダプタ410上に提供され、ハンドルアダプタ410の意図される用途を伝えることができる。ハンドルアダプタ410の全体的外観は、その機能を容易に理解できるようにする。

#### 【0139】

一実施形態では、ハンドルアダプタ410は、固定ハンドルの主要なグリップ部分を覆う「手袋のように」適合する圧入構成要素として形成され得る。ハンドルアダプタ410の内部分は、ハンドルアセンブリ102(図58～60)の固定ハンドル122の部分上に画定される対応する開口部(図示せず)を受容され得るスナップボタン特徴部404を含む。スナップボタン特徴部404は、ハンドルアダプタ410を固定ハンドル122に機械的に取り付け、使用中にハンドルアダプタ410を定位置に保持する。ハンドルアダプタ410は、ハンドルアセンブリ102の固定ハンドル102から容易に取り外し可能であるように取り付けられる。ハンドルアダプタ410は、とりわけ、様々なジュロ硬度を有する多種類のエラストマー、剛性ポリマー、及び柔軟なポリマーを含む多様な材料で形成され得る。一実施形態では、アダプタの表面積は、ハンドルアダプタ410の形状の輪郭を覆う広範な質感及びグリップ詳細を含むことができる。別の実施形態では、ハンドルアダプタ410は、主要なハンドルの一部として組み込まれる様々な寸法特徴を含むことができ、係止/解放制御は、特定の手の寸法に対する実質的に無限の調整を可能にするために、ハンドルアダプタ410の近位部分が延長するか、又は縮むことを可能にする。

#### 【0140】

ここで図70～87を見ると、超音波外科用器具100、特に腹腔鏡超音波外科用器具100の多機能性能は、ユーザが器具の多面的機能及び制御に快適にアクセスし、操作することに対するある人間工学的課題をもたらす。これらは、エンドエフェクタアセンブリ112のクランピング機構の顎部を快適に作動させ、トグルスイッチ132などの手による制御ボタンを起動する能力を含む。ユーザは、例えば、拡張切開を容易にするために、エンドエフェクタアセンブリ112の方向148B(図3及び11)への開口運動を制御することが可能でなければならない。腹腔鏡器具を使用する拡張切開は、ユーザが複数の方向へ器具を操作することを可能にする反応面を必要とする。「固定された」指に対抗する親指の外向きの動作を使用することは、この目的を達成するための妥当な外向きの運動を提供する。前述の超音波外科用器具は、ハンドルアセンブリと一体的に形成されるか、又はそれに取り外し可能に取り付けられるかのいずれかの固定ハンドルを備えるハンドルアセンブリを含む。ピストルグリップは、ハンドルストック上のグリップを維持しつつ、人差し指及び中指で外向きに押され得るトリガを組み込む。しかしながら、この外向きの運動は、拡張又は微細切開処置の間、疲労及び手の緊張をもたらす得る。それでも、この外向きの運動は、拡張又は微細切開腹腔鏡的処置の間に必要である。グリップ様式のその快適性、容易性、及び安定性のために多くの外科医によって好まれるピストルグリップハ

10

20

30

40

50

ンドルは、切開の容易性に対して最適ではない場合がある。切開のために、多くの外科医は、鉸様のループ又はリング型グリップを好む。したがって、以下に記載される様々な実施形態は、鉸様ループ又はリング型グリップを用いて適合され、構成され得るハンドルアセンブリを備える超音波外科用器具を提供する。鉸様ループ又はリング型グリップは、ハンドルアセンブリと一体的に形成され得るか、又は取り外し可能に取り付けられたループアダプタの形で実践され得る。

#### 【0141】

図70は、ループハンドルアダプタアセンブリ418を備える超音波外科用器具のハンドルアセンブリ102の一実施形態を示す。ループハンドルアダプタアセンブリ418は、ループハンドルアダプタ420と、それに取り付けられる弾性のある柔軟な、及び/又は可撓性要素428とを備える。ループハンドルアダプタ420は、ハンドルアセンブリ102の固定ハンドル122の部分を、従来のピストルグリップから開口422によって画定される一対のループを備える鉸様ループ又はリング型グリップに適合又は変換する。ループハンドルアダプタ420は、例えば、拡張又は微細切開腹腔鏡的処置の間に、ハンドルアセンブリ102の外向きの運動のより制御された操作の使用を促進する。ループハンドルアダプタ420は、ハンドルアセンブリ102の固定ハンドル122の部分に取り外し可能に取り付けるように適合され、構成される。ループハンドルアダプタ420は、1つ又はそれより多くのスナップ特徴部424(図71)と、ループハンドルアダプタ420の内面425(図71)上に一体に形成される1つ又はそれより多くの支柱426(図71、77、79)とを備える。1つ又はそれより多くのスナップ特徴部424(図71~73、77~80)は、ループハンドルアダプタ420をハンドルアセンブリ102の固定ハンドル122に取り外し可能に係合させる。1つ又はそれより多くの支柱426は、ループハンドルアダプタ420を固定ハンドル122に整合させる。一実施形態では、細長トリガフック124は、例えば、GLS社(GLS Corporation)によって作製されるバーサフレックス(Versaflex)(登録商標)TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成される複数の結節127を備えることができる。

#### 【0142】

開口422は、ベース部分436及び上部サドル面438で接合される、2つの湾曲要素430a、b(430bは図71~79に示される)及び近位接触要素432によって画定される。2つの湾曲要素430a、b及び近位接触要素432は、安定化尾部434も画定する。開口422は、そこを取ってユーザの親指を受容するために好適であり、ユーザがハンドルアセンブリ102をより容易、かつ快適に操作するか、又は引き込み力をかけることを可能にする。ユーザは、開口422を通して親指を挿入し、手を係合するために露出されたままである固定ハンドル122の近位接触面128及びサドル面130を係合する。ループハンドルアダプタ420は、従来のピストルグリップを有するハンドルアセンブリ102を使用したいより大きい手のユーザのためのアダプタとしても使用され得る。近位接触要素432、上部サドル面438、及び安定化尾部434は、トリガ120及びスイッチアセンブリ108などの制御により快適に到達するために、より大きい手に適合するためのより大きい全長を提供する。ループハンドルアダプタ420は、親指の下の付け根部分に適合する下部サドル面442も画定する。

#### 【0143】

図71~80は、ループハンドルアセンブリ418の一実施形態を示す。示されるように、ループハンドルアセンブリ418は、可撓性要素428に連結されるループハンドルアダプタ420を備える。ループハンドルアダプタ420は、軸435に対する半径「r」を画定する2つの湾曲要素430a、bを備える。2つの湾曲要素430a、bは、開口422、上部サドル面438、安定化尾部434、及び下部サドル面442を画定するように近位接触要素432に接合する。機能的に、開口422は、ユーザがハンドルアセンブリ102の操作において補助するために親指を使用することを可能にする。上部サドル面438及び安定化尾部434は、図25及び26を参照して上述したのと同じ機能を行う。支柱426は、ループハンドルアダプタ420のベース部分436の付近に形成さ

10

20

30

40

50

れ得、固定ハンドル 1 2 2 の側面上に形成される対応するへこみ又は開口部（図示せず）へ嵌る 2 つのスナップ特徴部 4 2 4 は、ハンドルアセンブリ 1 0 2 のサドル面 1 3 0 の領域の付近に形成され得る。これは、必要に応じて、容易に取り外すことができる、即座に固定する取り外し可能に搭載された接続を可能にする。可撓性要素 4 2 8 は、弾性を提供し、親指の側面への圧力を低下させる複数のリブ 4 4 0 を備える。可撓性要素 4 2 8 は、ループハンドルアダプタ 4 2 0 の下部サドル面 4 4 2 を係合する下部サドル面 4 4 2 a も備える。ループハンドルアダプタ 4 2 0 は、ユーザの親指を係合する接触面 4 4 4 も提供する。一実施形態では、弾性のある柔軟な可撓性要素 4 2 8 は、ループハンドルアダプタ 4 2 0 の近位接触要素 4 3 2 に取り付けられるか、又は成型され得る。ループハンドルアダプタ 4 2 0 は、可撓性要素 4 2 8 を有する単一構成要素として形成され得るか、又はそれらは、別々の構成要素として形成され得る。ループハンドルアダプタ 4 2 0 は、ポリカーボネートなどの耐久性プラスチックで形成され得、可撓性要素 4 2 8 は、例えば、G L S 社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）T P E 合金を含む、より柔らかく、柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。可撓性要素 4 2 8 は、ループハンドルアダプタ 4 2 0 を覆うように成型され得るか、又は別々に形成され、その後、それに取り付けられえる。

10

#### 【 0 1 4 4 】

図 8 1 ~ 8 2 は、ループハンドルアダプタ 4 2 0 の一実施形態の左及び正面斜視図を示す。図 8 2 は、可撓性要素 4 2 8 を受容するための近位接触要素 4 3 2 の内部本体部分 4 3 2 a を示す。

20

#### 【 0 1 4 5 】

図 8 3 ~ 8 7 は、図 7 1 ~ 8 0 に示されるループハンドルアセンブリ 4 1 8 の可撓性要素 4 2 8 の部分の一実施形態を示す。可撓性要素 4 2 8 は、例えば、G L S 社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）T P E 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。可撓性要素 4 2 8 は、単一要素で形成され、接触面 4 4 4 と、複数のリブ 4 4 0 と、図 8 1 ~ 8 2 に示されるループハンドルアダプタ 4 2 0 の下部サドル部分 4 4 2 に係合するように適合されるサドル面接触面 4 4 2 b とを備える。サドル面 4 4 2 a は、ユーザの親指又は手によって係合され得る。可撓性要素 4 2 8 は、近位接触要素 4 3 2 の内部本体部分 4 3 2 a を受容するチャンネル 4 4 6 も備える。示されるように、チャンネル 4 4 6 は、ループハンドルアダプタ 4 2 0 の下部サドル面 4 4 2 に適合するために、より大きいチャンネル 4 4 8 に拡張する。

30

#### 【 0 1 4 6 】

ここで図 8 8 ~ 9 0 を見ると、医療器具のための特定の設計の人間工学の実行可能性を評価するために、いくつかの要因を適用することができる。快適性だけではなく、一客観的要因は、容易に外科的任務を遂行するために必要な好適な制御の程度を有するハンドルアセンブリ 1 0 2 の作業端を制御する能力である。この制御が到達され得る程度は、まず、ユーザの手中のハンドルアセンブリ 1 0 2 の固有安定性から生じ、次に、特定の器具制御を操作するために必要なより微細な運動の容易性から生じる。設計努力は、微調整への適切なアクセスを容易にしつつ、手中の総合安定性に到達する能力のバランスをとることを含む。

40

#### 【 0 1 4 7 】

様々な実施形態では、ハンドルアセンブリ 1 0 2 は、多様なピストルグリップを適用することによって安定化することができる。ピストルグリップの様々な実施形態は、手上的いくつかの固定点を提供する。

- ( 1 ) 関節の水かきにある親指と人差し指との間にある圧迫力
- ( 2 ) 親指と人差し指との間の把持力
- ( 3 ) トリガ 1 2 0 を作動させながらの指と手のひらとの間の保持力

#### 【 0 1 4 8 】

固定点として使用され得るハンドルアセンブリ 1 0 2 の遠位端上の様々な制御の間に最適な位置が存在する。これらは、遠位回転ノブ 1 3 4 と、トグルスイッチ 1 3 2 と、トリ

50

ガ 1 2 0 と、手の関節の親指 / 人差し指の水かき上にあるサドル面 1 3 0 との間の位置を含む。いくつかの実施形態は、サドル面 1 3 0 と前制御との間の基本距離を変化させることを含む、様々な手の寸法に適合するための固定ハンドル 1 2 2 の部分の幅が異なる。他の実施形態は、手のひらに対して固定ハンドル 1 2 2 の端部を位置付けるための固定ハンドル 1 2 2 の長さが異なる。更に、他の実施形態は、固定ハンドル 1 2 2 の角度が異なる。

#### 【 0 1 4 9 】

図 8 8 は、固定ハンドル 1 2 2 の後ろ又は近位の位置で形成される湾曲安定突起 3 5 2 (例えば、隆起) を備えるハンドルアセンブリ 3 5 0 の一実施形態を示す。湾曲安定突起 3 5 2 は、ハンドルアセンブリ 3 5 0 を安定させるために、固定ハンドル 1 2 2 と手のひらの長さとの間に密接な接触面を提供する。一固定点は、ハンドルアセンブリ 3 5 0 のサドル面 1 3 0 を、上述のように手の関節の親指 / 人差し指の水かきに配置することによって得ることができる。第 2 の固定領域は、ハンドルアセンブリ 3 5 0 と手のひらの中心との間の接触を得るために、湾曲安定突起 3 5 2 を固定ハンドル 1 2 2 の後ろに配置することによって得られる。この方法で、固定ハンドル 1 2 2 のベース 3 5 4 での小さい面積の代わりに、大きい面積の接触が、手のひらの中心で得られる。ハンドルアセンブリ 3 5 0 のサドル面 1 3 0 は、最適グリップ長さ 3 5 6 を変化させることなく維持される。接触面積は、湾曲安定突起 3 5 2 の広い湾曲のため、手の寸法にかかわらず得ることができる。2 つの固定点を提供することは、実際にかかった手の力をほとんど伴わずに、器具の遠位先端がサドル面 1 3 0 の周りを回転しないように機械的に妨げるため、手の指を自由にさせ、例えば、遠位回転ノブ 1 3 4、トグルスイッチ 1 3 2、及びトリガ 1 2 0 などのより微細な制御を作動させる。湾曲安定突起 3 5 2 は、ハンドルアセンブリ 3 5 2 の固定ハンドル 1 2 2 の長さとして一体となって形成され得るか、又はより柔らかく、より適合する材料を固定ハンドル 1 2 2 に付加することによって形成され得る。

#### 【 0 1 5 0 】

図 8 9 及び 9 0 は、固定ハンドル 1 2 2 の両側上に形成される突出部 3 6 2 を備えるハンドルアセンブリ 3 6 0 の一実施形態を示す。突出部 3 6 2 は、追加的な固定点及び人間工学的利益を本明細書に記載されるハンドルアセンブリに提供する。一実施形態では、突出部 3 6 2 は、切開又は他の種類の外科的処置の間にハンドルアセンブリ 3 6 0 の追加的な制御を可能にする。一部のユーザは、器具を操作している間にある超音波外科用器具を使用するとき、疲労及び制御の低下を経験する可能性がある。疲労及び制御の低下につながり得る一要因は、ユーザの他の指で細長トリガフック 1 2 4 上を外向きに押しつつユーザの親指と人差し指との間で固定ハンドル 1 2 2 を挟むことである。したがって、ハンドルアセンブリ 3 6 0 の両側に取り付けられるか、又は形成される耳様突出部 3 6 2 は、ユーザが親指と係合するための縁部又は表面接触面積を提供する。突出部 3 6 2 は、切開などの外科的処置の間、ハンドルアセンブリ 3 6 0 を安定させ、ハンドルアセンブリ 3 6 0 を親指と人差し指との間で圧迫することによる疲労をある程度軽減する。突出部 3 6 2 は、親指及び人差し指を圧迫することからの摩擦及び圧迫に依存する代わりに、親指が方向 3 6 6 の方向の伸展力に対抗することを可能にする隆起部 3 6 4 と、反対の表面とを備えることができる。突出部は、質感があるか、又は適合した材料でオーバーモールドされ、ユーザが外科用手袋を装着しているときのグリップ、又は感触を改善する。それは、親指又は人差し指を置くことができる任意の鋭い、又は不快な縁部を生じないような輪郭であり得る。

#### 【 0 1 5 1 】

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が記載された。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連動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提供により影響され得る。組織パッドセグメントは、例えばリベット、のり、接着剤、エポキシ、プレス嵌め、又は当該技術分野において既知の他の任意の

10

20

30

40

50

締結手段を含む機械的手段によりクランプアームに取り付けられてもよい。更に、組織パッドセグメントは、任意の既知の手段によりクランプアームに取り外し可能に取り付けられてもよい。

【0152】

様々な実施形態において、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字形スロットを含んでもよい。様々な実施形態において、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含んでもよく、クランプアームアセンブリ中のT字形スロットの中に受け入れるために、T字形フランジを更に含んでもよい。鳩尾形スロット及びくさび形フランジを含む追加的構成が想到される。当業者に理解されるように、フランジ及び対応するスロットは、組織パッドセグメントをクランプアームに取り外し可能に固定するために、代替的形状及び大きさを有する。

10

【0153】

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取り替えるための方法は、a)クランプアームアセンブリを超音波外科用器具から取り外す工程、b)組織パッドセグメントのうち少なくとも1つをクランプアームから取り除く工程、c)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クランプアームの中に挿入する工程、d)クランプアームアセンブリを超音波外科用器具と係合させる工程のうち1つ以上を含む。この取り除き又は取り替えプロセスにおいて、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であってもよいし、又は一体型構成体であってもよい。

20

【0154】

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取り替えるための別の方法は、a)クランプアーム上のフランジを開く工程、b)組織パッドセグメントのうち少なくとも1つをクランプアームから取り除く工程、c)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クランプアームの中に挿入する工程、d)クランプアーム上のフランジを閉じる工程のうち1つ以上を含む。この取り除き又は取り替えプロセスにおいて、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であってもよいし、又は一体型構成体であってもよい。

30

【0155】

好ましくは、本明細書に記載の様々な実施形態は、外科手術前に処理される。最初に、新しい又は使用済みの器具を得て、必要であれば洗浄する。次に器具を滅菌することができる。これは、例えば、又は放射線、エチレンオキシド滅菌、及び/又は蒸気を含む当業者に既知の任意の方法で行うことができる。ある滅菌技術において、器具は、プラスチック製又はタイベック(TYVEK)(登録商標)製のバックなど、閉じられた密封容器内に置かれる。容器及び器具は次に、線、X線、又は高エネルギー電子滅菌などの容器を貫通することができる放射線場の中に設置される。滅菌は、器具上及び容器内のバクテリアを死滅させる。次に、滅菌済みの器具を滅菌容器に保管することができる。シールされた容器は、医療施設において開かれるまで器具を無菌に保つ。

40

【0156】

本明細書で様々な実施形態について記載したが、それらの実施形態の多くの修正形態及び変形形態を実施することができる。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタを用いることができる。加えて、記載された実施形態の組み合わせが使用されてもよい。例えば、凹形のブレード先端が疎水性材料でコーティングされてもよい。また、特定の構成要素について材料が開示される場合、他の材料が使用されてもよい。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような修正形態及び変形形態すべてに及ぶものとする。

【0157】

50

参照によって本願に組み込まれると述べられた任意の特許、公報、又は他の開示要素は、部分的にあるいは全体的に、その組み込まれた文献が既存の定義、記載内容、又は本開示に示した他の開示要素と矛盾しない範囲で、本願に組み込まれる。したがって、必要な範囲で、本願に明示的に示した開示内容は、参照によって本願に組み込まれた如何なる矛盾する文献に優先する。参照によって本願に組み込まれると述べられた要素又はその一部分であっても、既存の定義、記載内容、又は本願に示された他の開示要素と矛盾するものは、その組み込まれる要素と既存の開示要素との間に矛盾が生じない範囲でのみ、組み込まれる。

【0158】

〔実施の態様〕

(1) 近位端及び遠位端を有するハウジングと、  
前記ハウジングの前記近位端に形成される近位開口部と、  
前記ハウジングの前記遠位端に形成される遠位開口部であって、前記近位開口部及び前記遠位開口部は、長手方向軸を定める、遠位開口部と、  
前記長手方向軸から下向きに延在するハンドルであって、前記ハンドルは、近位接触面、サドル面、及び安定化尾部を画定する、ハンドルと、  
前記ハウジングに枢動可能に取り付けられ、前記ハンドルに対して枢動可能に移動可能なトリガと、を備える、外科用器具ハンドルアセンブリ。

(2) 前記遠位開口部に連結される遠位回転ノブを備え、前記遠位回転ノブは、複数の縦溝を備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(3) 前記遠位回転ノブは、弾性材料を含む、実施態様2に記載の外科用器具。

(4) 前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に連結されるトグルスイッチを備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(5) 前記近位接触面上に形成される湾曲安定突起を備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(6) 前記ハウジング上に形成される少なくとも1つの突出部を備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(7) 前記近位接触面は、第1の基準点から測定される第1の半径によって画定され、前記サドル面は、第2の基準点から測定される第2の半径によって画定され、前記安定化尾部は、第3の基準点から測定される第3の半径によって画定される、実施態様1に記載の外科用器具。

(8) 近位端及び遠位端を有するハウジングと、  
前記ハウジングの前記近位端に形成される近位開口部と、  
前記ハウジングの前記遠位端に形成される遠位開口部であって、前記近位開口部及び前記遠位開口部は、長手方向軸を定める、遠位開口部と、

前記長手方向軸から下向きに延在するハンドルであって、前記ハンドルは、近位接触面、サドル面、及び安定化尾部を画定する、ハンドルと、

前記近位開口部に連結される遠位回転ノブであって、前記遠位回転ノブは、複数の縦溝を備える、遠位回転ノブと、を備える、外科用器具ハンドルアセンブリ。

(9) 前記遠位回転ノブは、弾性材料を含む、実施態様8に記載の外科用器具。

(10) 前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に連結されるトグルスイッチを備える、実施態様8に記載の外科用器具。

【0159】

(11) 前記近位接触面上に形成される湾曲安定突起を備える、実施態様8に記載の外科用器具。

(12) 前記ハウジング上に形成される少なくとも1つの突出部を備える、実施態様8に記載の外科用器具。

(13) 前記近位接触面は、第1の基準点から測定される第1の半径によって画定され、前記サドル面は、第2の基準点から測定される第2の半径によって画定され、前記安定化尾部は、第3の基準点から測定される第3の半径によって画定される、実施態様8に記

10

20

30

40

50

載の外科用器具。

- (14) 近位端及び遠位端を有するハウジングと、  
 前記ハウジングの前記近位端に形成される近位開口部と、  
 前記ハウジングの前記遠位端に形成される遠位開口部であって、前記近位開口部及び前記遠位開口部は、第1の長手方向軸を定める、遠位開口部と、  
 前記長手方向軸から下向きに延在するハンドルであって、前記ハンドルは、サドル面を画定し、前記サドル面は、前記第1の長手方向軸に平行な第2の長手方向軸に沿って第1の基準点を定める、ハンドルと、  
 前記ハウジングの前記遠位端に枢動可能に取り付けられ、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ前記ハンドルに対して枢動可能に移動可能なトリガであって、前記トリガは開口を画定し、前記開口は第2の基準点を定める、トリガと、を備える、外科用器具ハンドルアセンブリであって、  
 前記第2の基準点は、前記第1の基準点から前記第2の基準点まで測定される第1の長さ  $d_4$  を有する第1のベクトルに沿って配置され、  
 前記第2の基準点は、前記第1のベクトルと前記第2の長手方向軸との間で測定される第1の角度  $\theta_4$  で配置される、外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (15) 前記第1の角度  $\theta_4$  は、前記トリガが、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ枢動可能に回転する際、実質的に一定にとどまる、実施態様14に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (16) 前記遠位開口部と前記トリガとの間の前記ハウジングの前記遠位部分に枢動可能に連結されるトグルスイッチを備え、前記トグルスイッチは、第3の基準点を定める第1の突起ノブを備える、実施態様14に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (17) 前記第3の基準点は、前記第1の基準点から前記第3の基準点まで測定される第2の長さ  $d_2$  を有する第2のベクトルに沿って配置され、  
 前記第3の基準点は、前記第1のベクトルと前記第2のベクトルとの間で測定される第2の角度  $\theta_2$  で配置される、実施態様16に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (18) 前記第2の角度  $\theta_2$  は、前記トリガが、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ枢動可能に回転する際、実質的に一定にとどまる、実施態様17に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (19) 前記トグルスイッチは、第4の基準点を定める第2の突起ノブを更に備え、  
 前記第4の基準点は、前記第1の基準点から前記第4の基準点まで測定される第3の長さ  $d_3$  を有する第3のベクトルに沿って配置され、  
 前記第4の基準点は、前記第1のベクトルと前記第3のベクトルとの間で測定される第3の角度  $\theta_3$  で配置される、実施態様17に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (20) 前記第3の角度  $\theta_3$  は、前記トリガが、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ枢動可能に回転する際、実質的に一定にとどまる、実施態様19に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- 【0160】
- (21) 前記遠位開口部に連結される遠位回転ノブを備え、前記遠位回転ノブは、第5の基準点を定める複数の縦溝を備える、実施態様19に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (22) 前記第5の基準点は、前記第1の基準点から前記第5の基準点まで測定される第4の長さ  $d_1$  を有する第4のベクトルに沿って配置され、  
 前記第5の基準点は、前記第1のベクトルと前記第4のベクトルとの間で測定される第4の角度  $\theta_1$  で配置される、実施態様21に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (23) 前記第4の角度  $\theta_1$  は、前記トリガが、完全に開いた位置から完全に閉じた位置へ枢動可能に回転する際、実質的に一定にとどまる、実施態様22に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。
- (24) 前記角度  $\theta_1$ 、 $\theta_2$ 、及び  $\theta_3$  は、以下の関係：  
 $\theta_3 < \theta_2 < \theta_1$  に従って選択される、実施態様22に記載の外科用器具ハンドルアセ

ンブリ。

(25) 前記ベクトル長さ  $d_1$ 、 $d_2$ 、及び  $d_3$  は、以下の関係：

$d_3 < d_2 < d_1$  に従って選択される、実施態様 22 に記載の外科用器具ハンドルアセンブリ。

(26) 外科用器具のハンドルアセンブリのためのアダプタであって、前記ハンドルアセンブリは、第1の近位接触面、第1のサドル面、及び第1の安定化尾部を画定する固定ハンドルを備える、アダプタにおいて、

内面及び外面を画定する本体であって、前記内面は、前記固定ハンドルを受容するための開口部を形成し、前記内面は、前記固定ハンドルの前記第1の接触面、前記第1のサドル面、及び前記第1の安定化尾部の逆形状である輪郭を画定し、前記外面は、第2の接触面、第2のサドル面、及び第2の安定化尾部を形成する輪郭を画定する、本体を備え、

前記本体は、前記固定ハンドルの寸法を増加させる大きさであり、

前記第1及び第2の接触面、前記第1及び第2のサドル面、並びに前記第1及び第2の安定化尾部は、実質的に同様である、アダプタ。

(27) 前記内面の前記開口部は、前記固定ハンドルに摩擦係合するように適合される、実施態様 26 に記載のアダプタ。

(28) 前記本体の前記内面上に形成される少なくとも1つのスナップ特徴部を備え、前記スナップ特徴部は、前記本体を前記固定ハンドルに取り外し可能に取り付けるために、前記固定ハンドルの対応する寸法の開口部に受容されるように構成される、実施態様 26 に記載のアダプタ。

(29) 前記本体の前記内面上に形成される少なくとも1つの支柱を備え、前記支柱は、前記本体を前記固定ハンドルに整合させるために、前記固定ハンドルの対応する寸法の開口部に受容されるように構成される、実施態様 26 に記載のアダプタ。

(30) 外科用器具のハンドルアセンブリのためのアダプタであって、前記ハンドルアセンブリは、第1のベース面、第1のサドル面、及び第1の安定化尾部を画定する固定ハンドルを備える、アダプタにおいて、

第1及び第2の湾曲要素と、接触要素と、を備える本体であって、前記第1及び第2の湾曲要素並びに前記接触要素は、内面及び外面を画定する、本体を備え、

前記第1及び第2の湾曲要素は、上部サドル面、下部サドル面、並びに第1及び第2のループを画定し、前記下部サドル面は、前記第1の湾曲要素と前記第2の湾曲要素との間に配置され、

前記上部サドル面は、前記固定ハンドルの前記第1のサドル面を受容するような輪郭の内面を備え、

前記下部サドル面は、前記固定ハンドルの前記第1のベース部分を受容するような輪郭の内面を備える、アダプタ。

【0161】

(31) 前記第1及び第2の湾曲要素の内面上に形成されるスナップ特徴部を備え、前記スナップ特徴部は、前記本体を前記固定ハンドルに取り外し可能に取り付けるために、前記固定ハンドルの対応する寸法の開口部に受容されるように構成される、実施態様 30 に記載のアダプタ。

(32) 前記下部サドル面の前記内面上に形成される少なくとも1つの支柱を備え、前記支柱は、前記本体を前記固定ハンドルに整合させるために、前記固定ハンドルの対応する寸法の開口部に受容されるように構成される、実施態様 30 に記載のアダプタ。

(33) 前記接触要素に取り付けられる可撓性要素を備え、前記可撓性要素は、前記接触要素の前記内面を受容するためのチャンネルを備える、実施態様 30 に記載のアダプタ。

(34) 前記可撓性要素は、複数のリブを備える、実施態様 33 に記載のアダプタ。

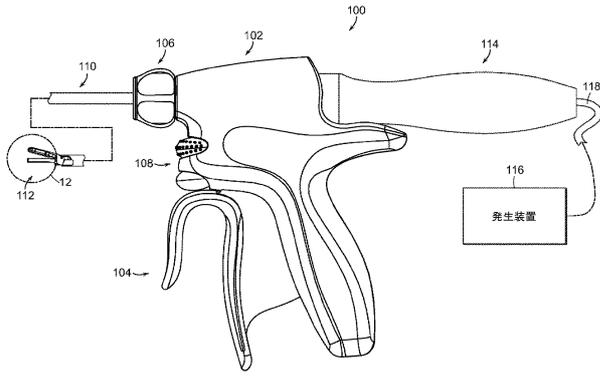
10

20

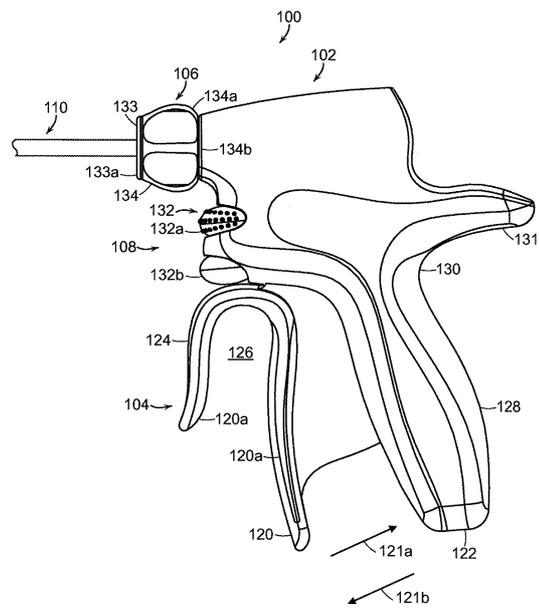
30

40

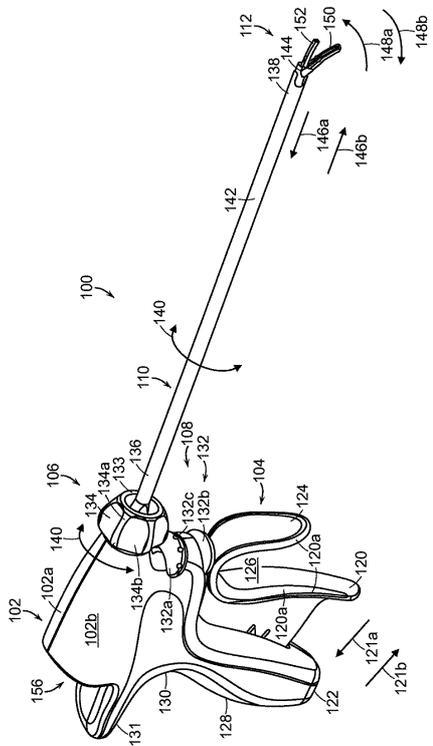
【図1】



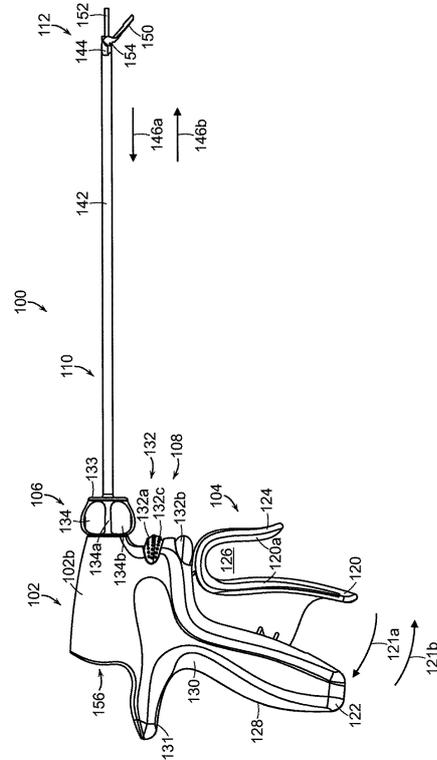
【図2】



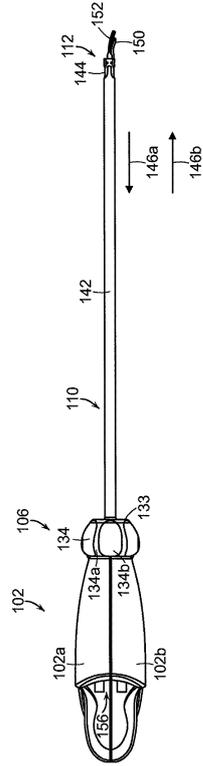
【図3】



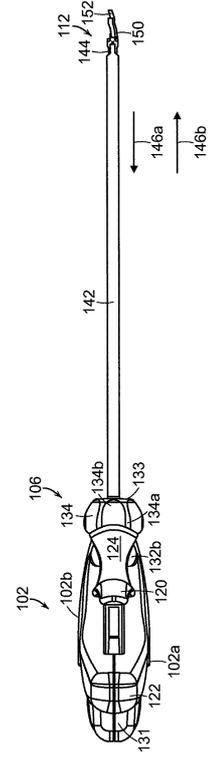
【図4】



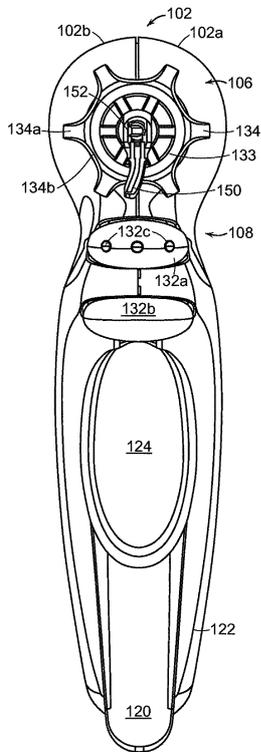
【 図 5 】



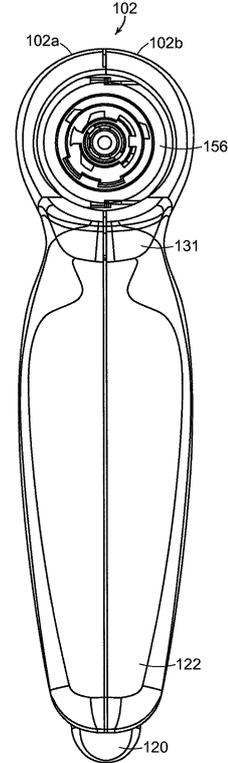
【 図 6 】



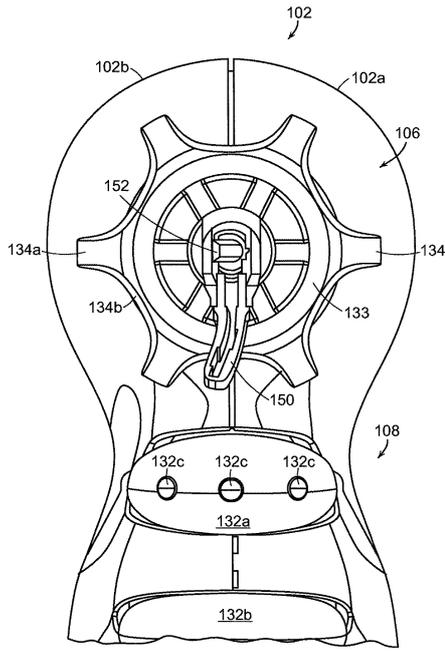
【 図 7 】



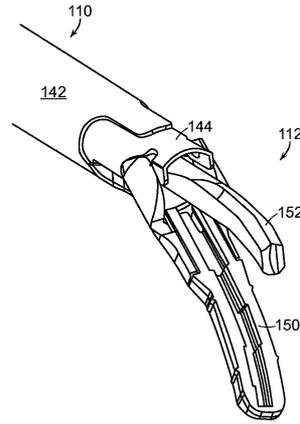
【 図 8 】



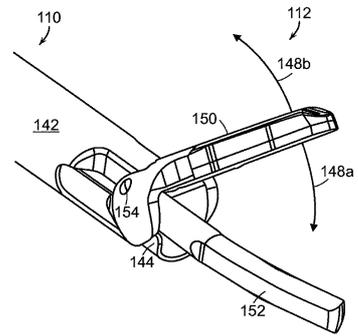
【 図 9 】



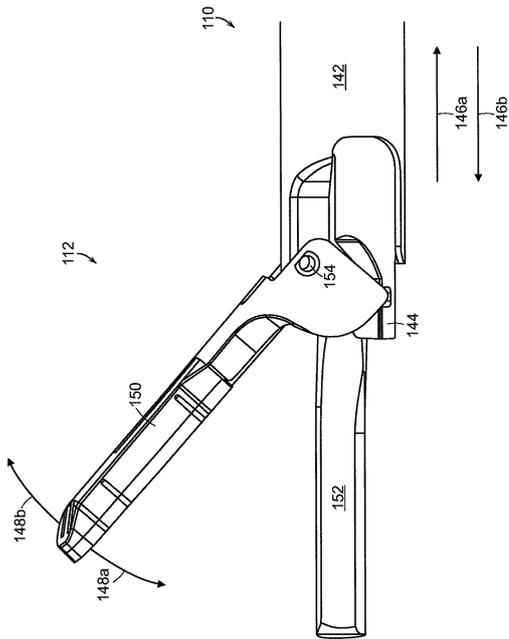
【 図 10 】



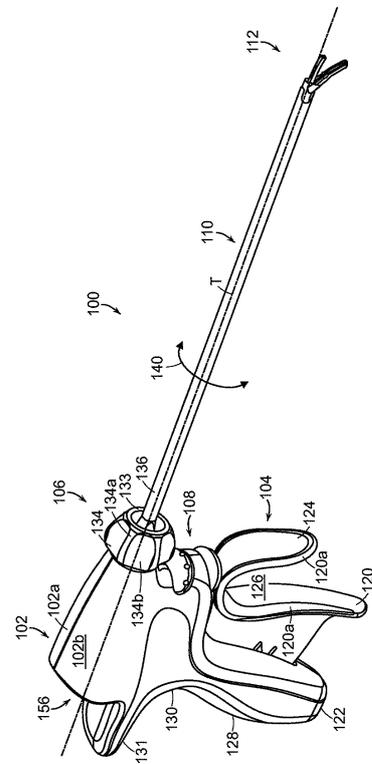
【 図 11 】



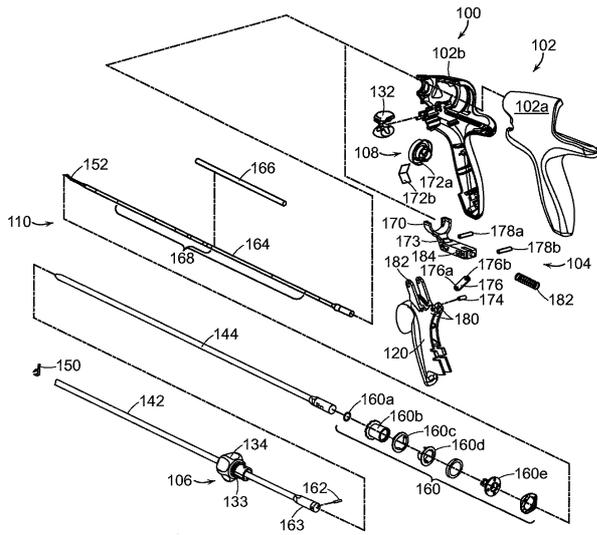
【 図 12 】



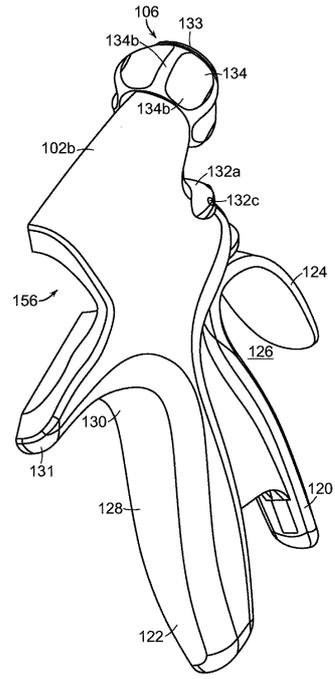
【 図 13 】



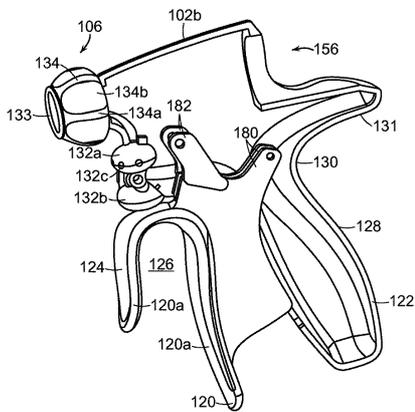
【 図 14 】



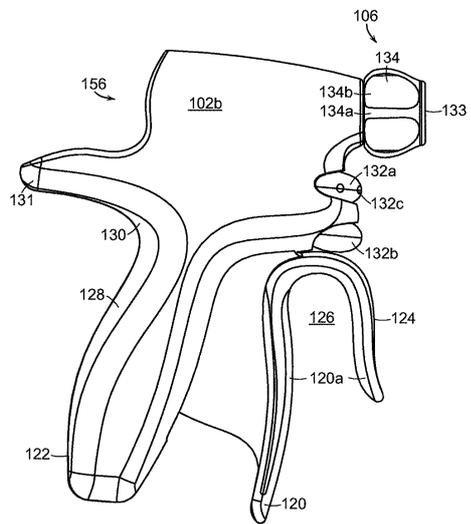
【 図 15 】



【 図 16 】

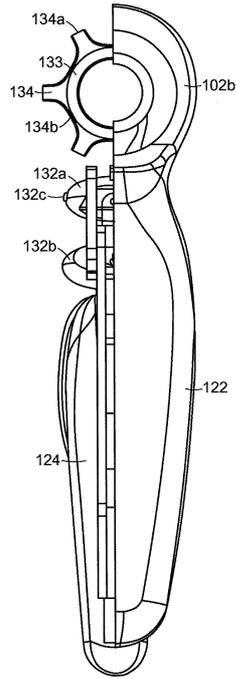


【 図 17 】

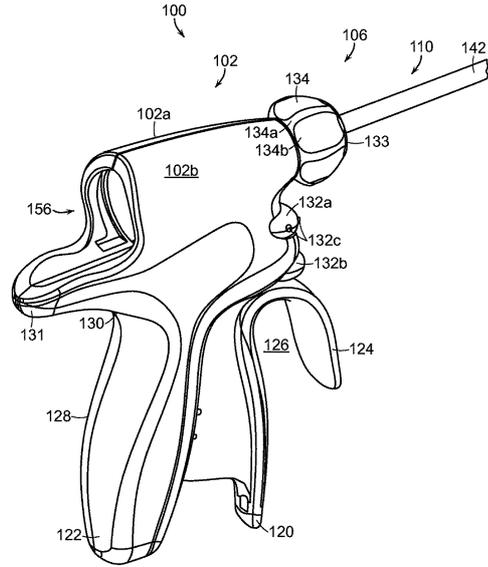




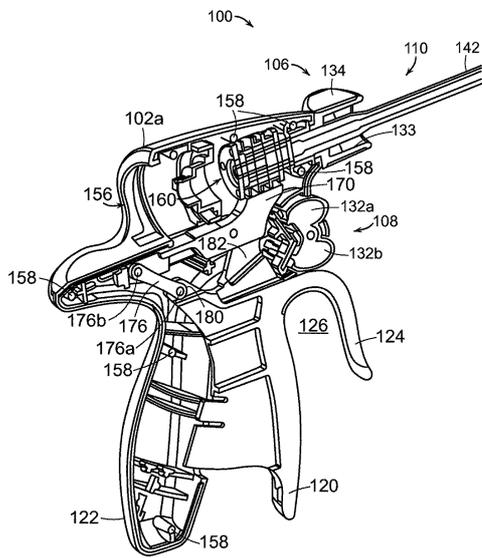
【 図 2 2 】



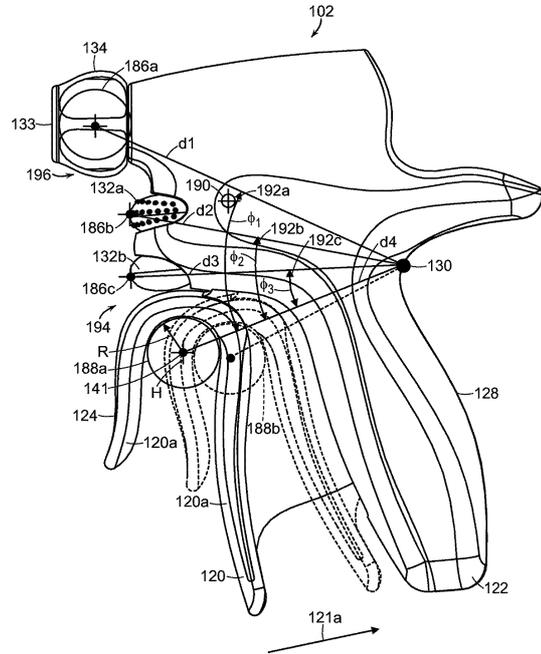
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】

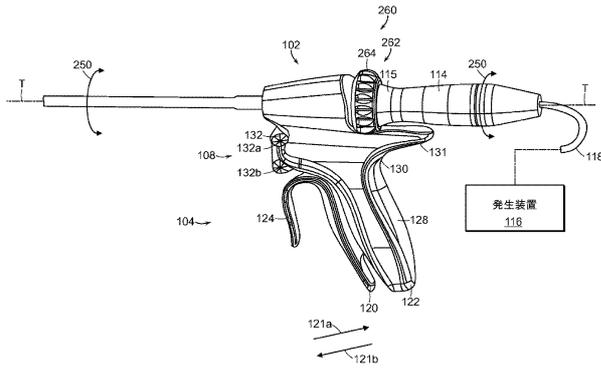


【 図 2 5 】

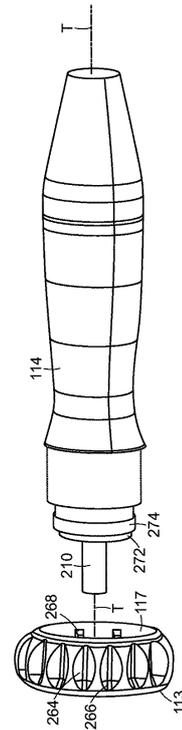




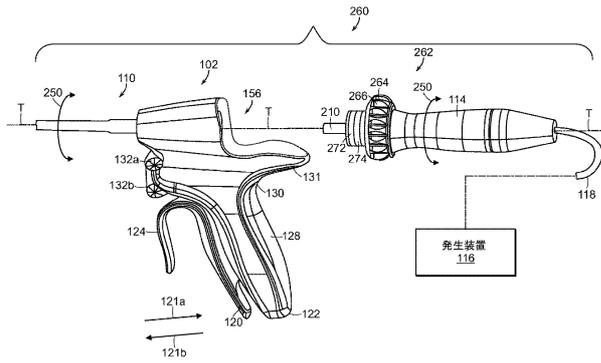
【図30】



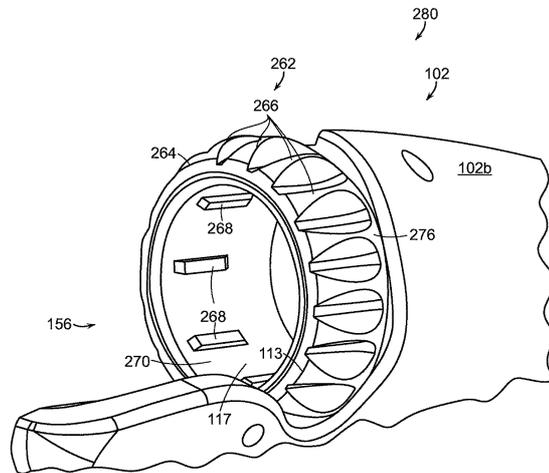
【図32】



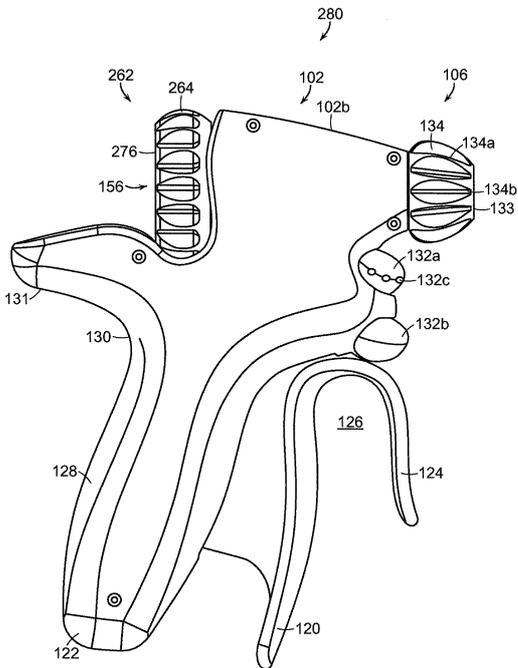
【図31】



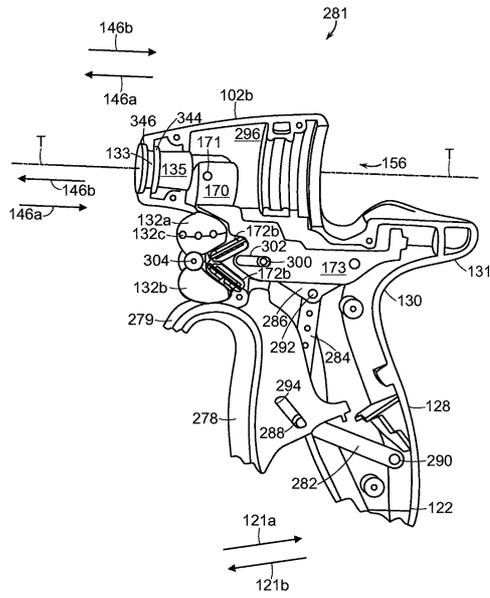
【図34】



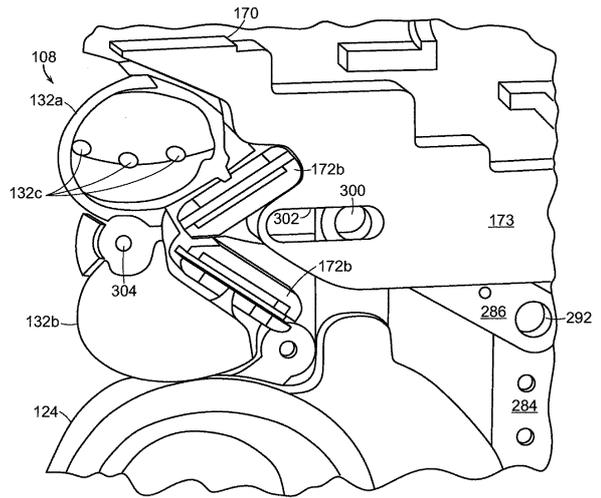
【図33】



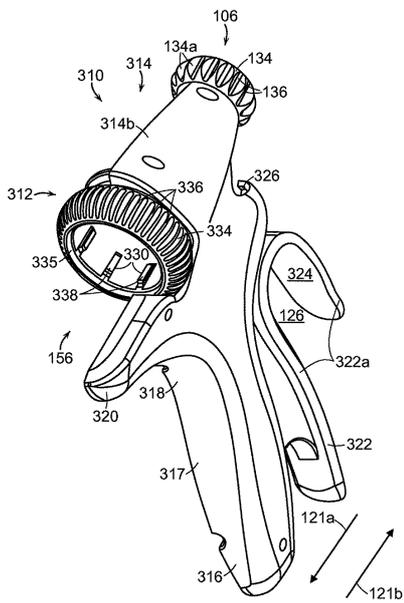
【図 35】



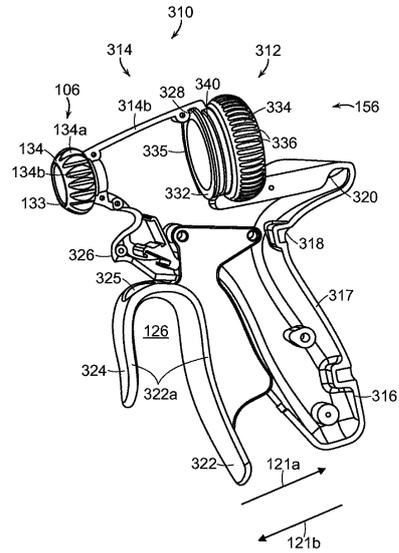
【図 36】



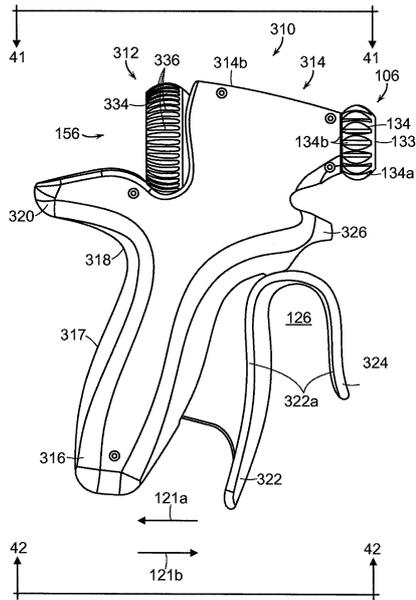
【図 37】



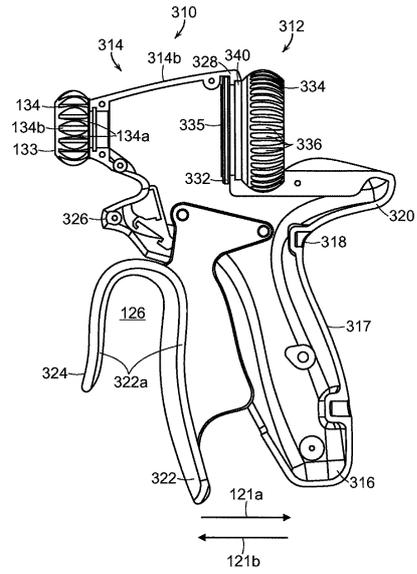
【図 38】



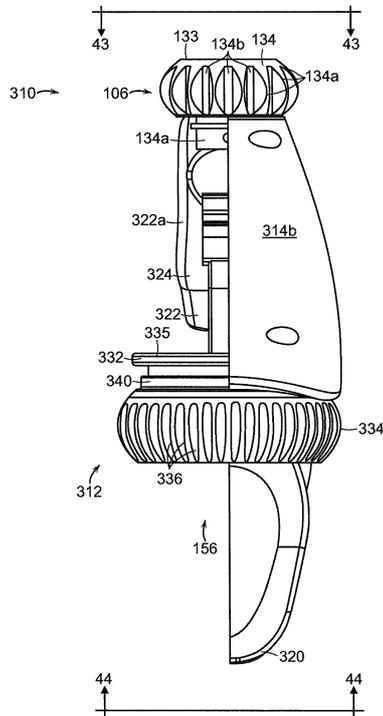
【図39】



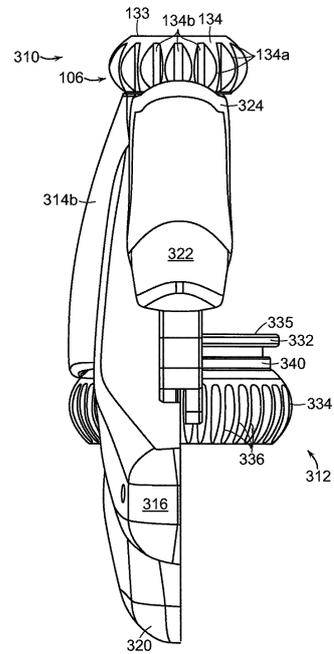
【図40】



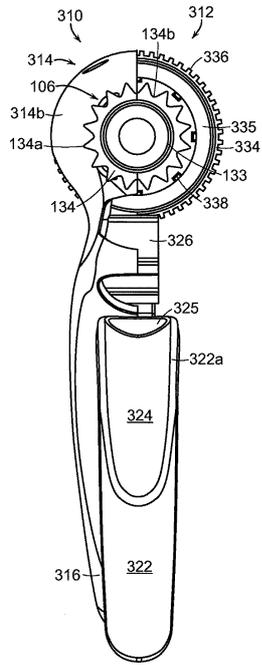
【図41】



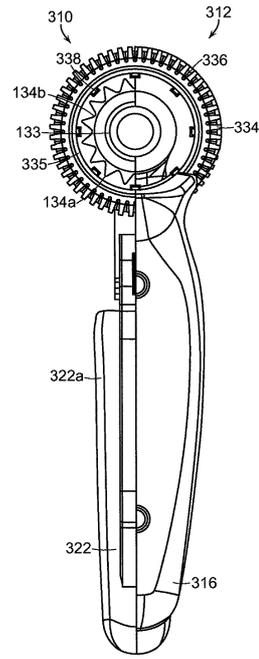
【図42】



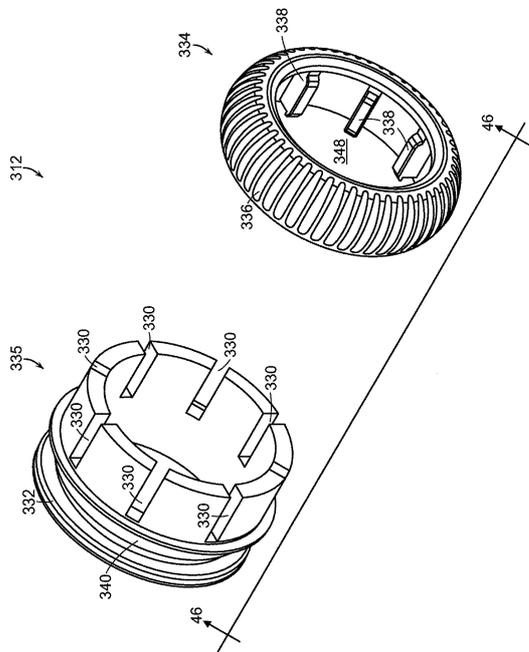
【 図 4 3 】



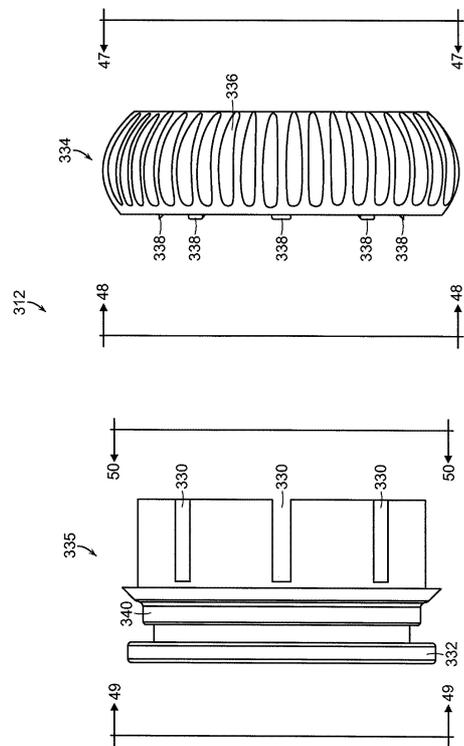
【 図 4 4 】



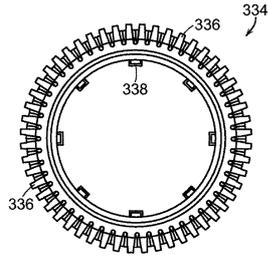
【 図 4 5 】



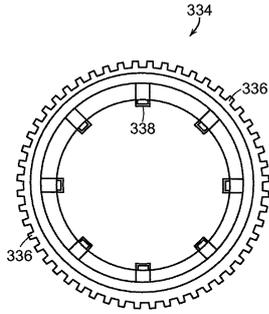
【 図 4 6 】



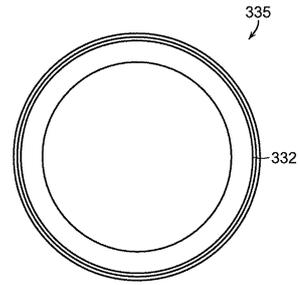
【 47 】



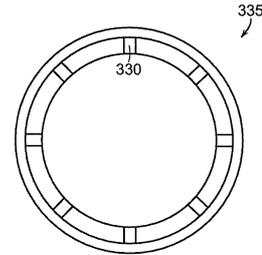
【 48 】



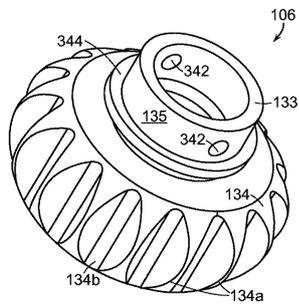
【 49 】



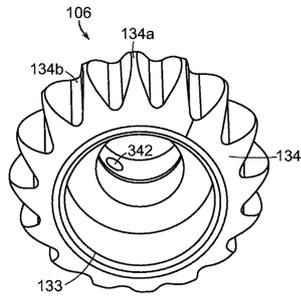
【 50 】



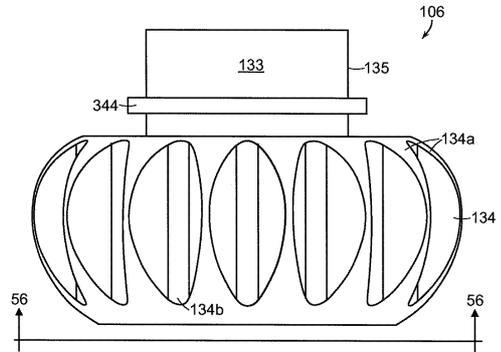
【 51 】



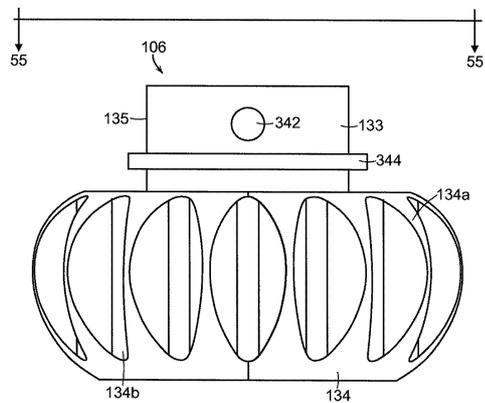
【 52 】



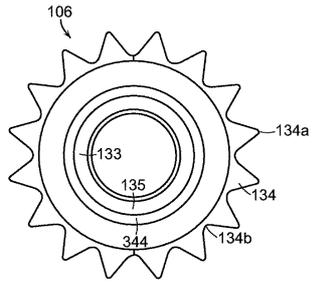
【 53 】



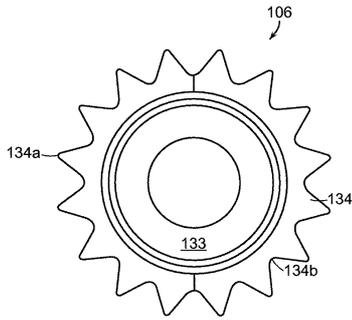
【 54 】



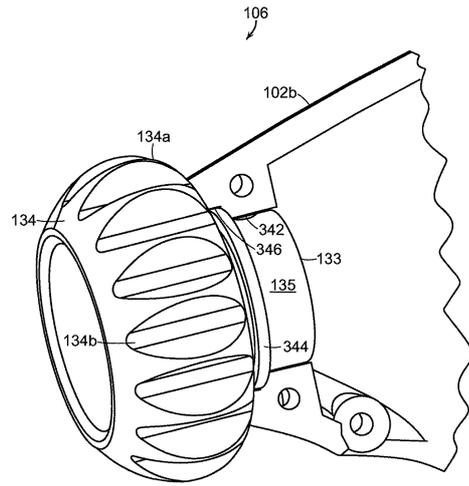
【 55 】



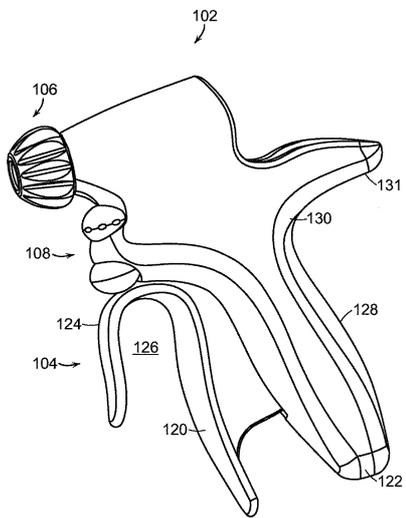
【 56 】



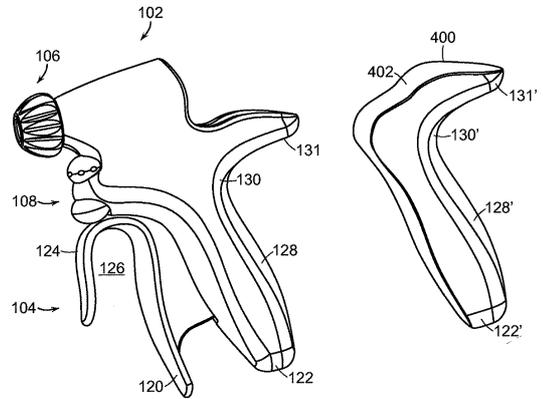
【 57 】



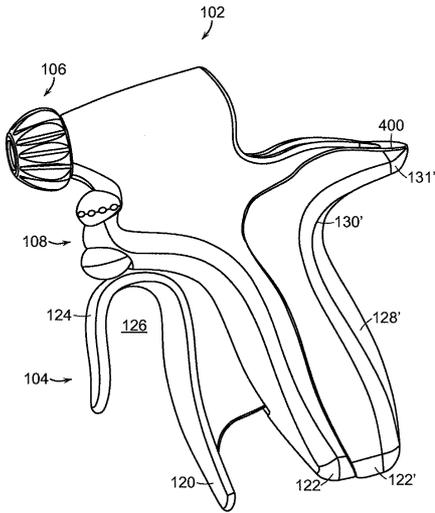
【 58 】



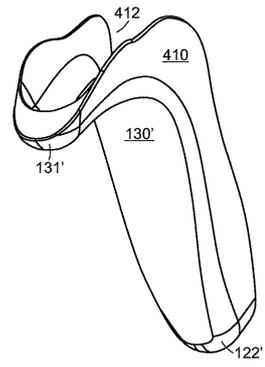
【 59 】



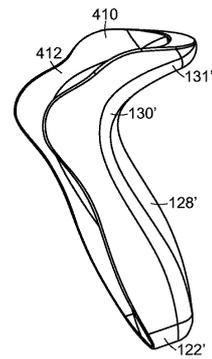
【図 60】



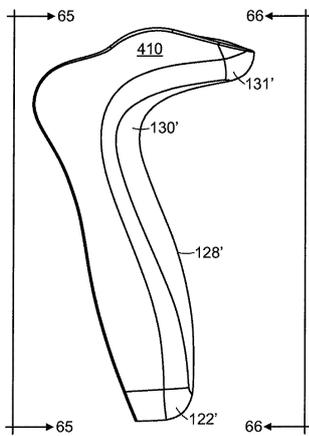
【図 61】



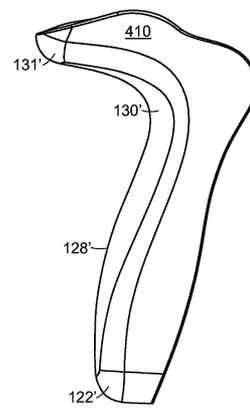
【図 62】



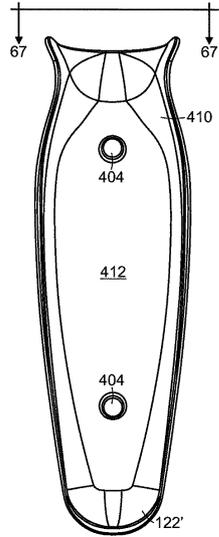
【図 63】



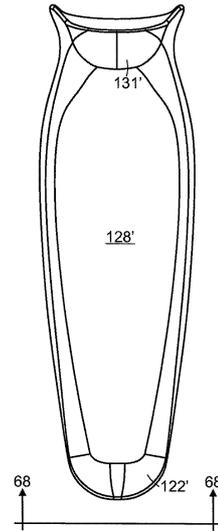
【図 64】



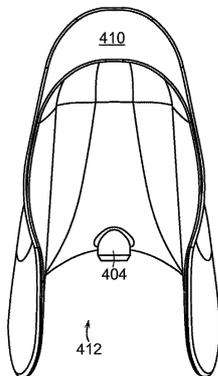
【 図 6 5 】



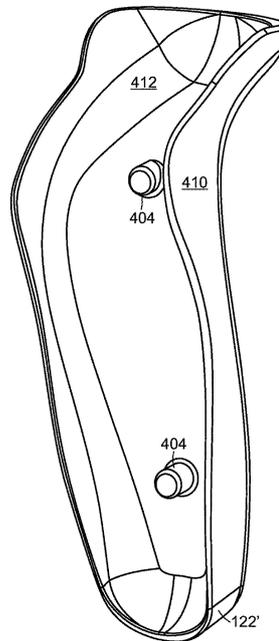
【 図 6 6 】



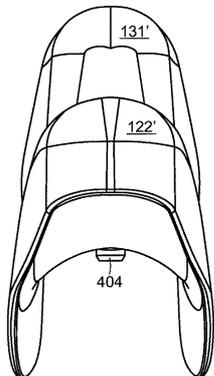
【 図 6 7 】



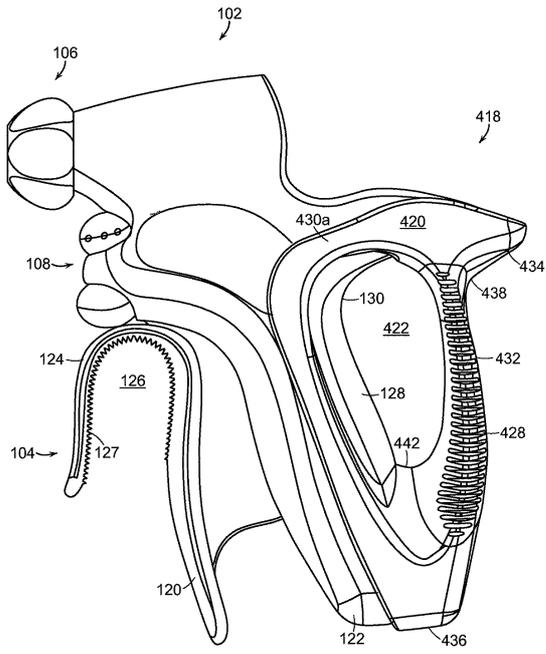
【 図 6 9 】



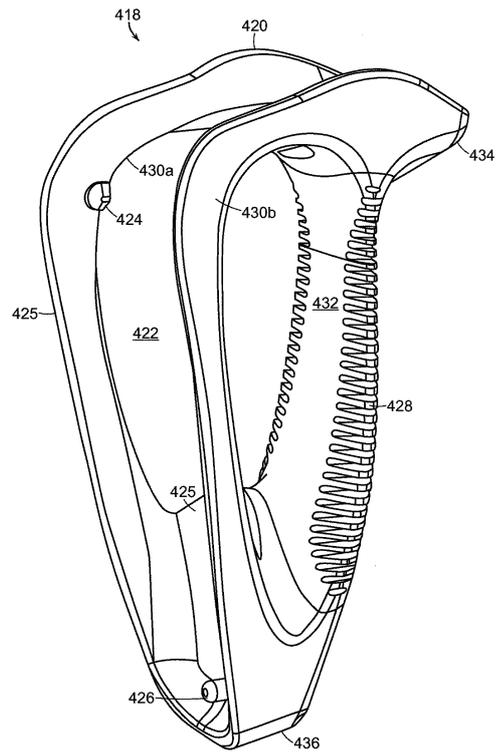
【 図 6 8 】



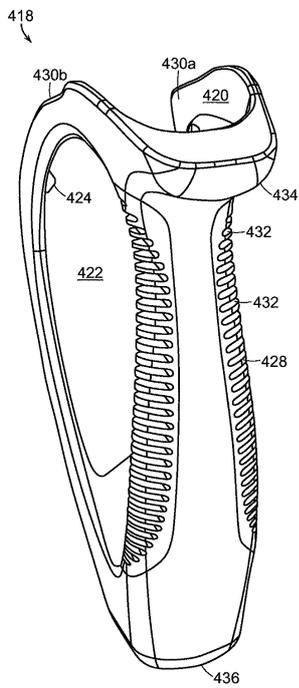
【図70】



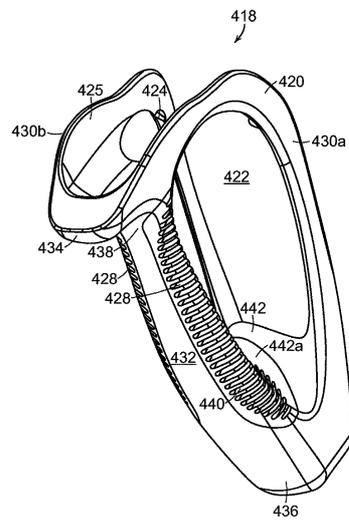
【図71】



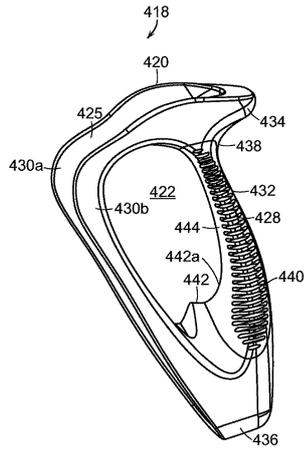
【図72】



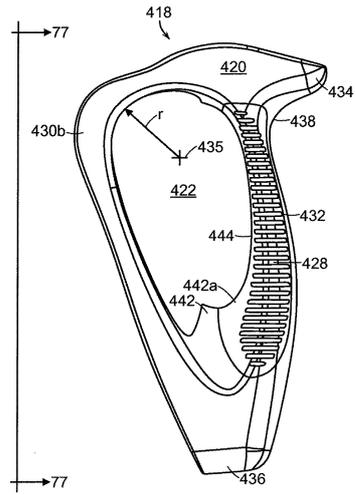
【図73】



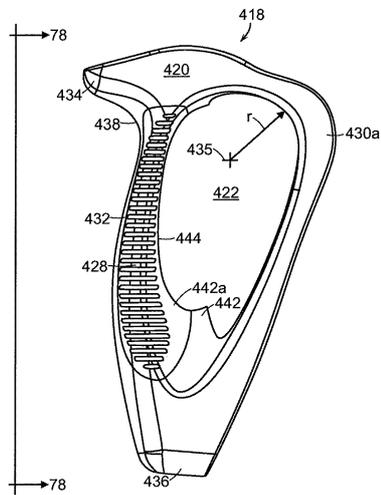
【 図 7 4 】



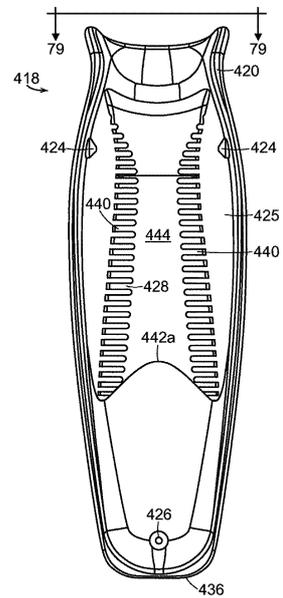
【 図 7 5 】



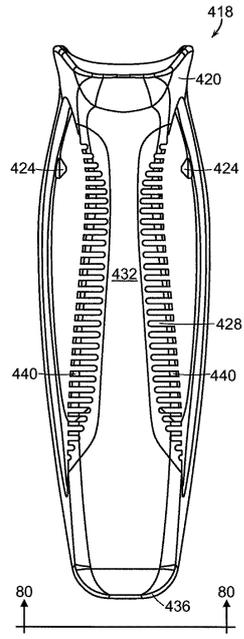
【 図 7 6 】



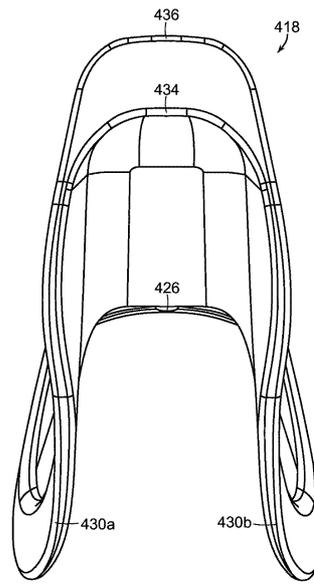
【 図 7 7 】



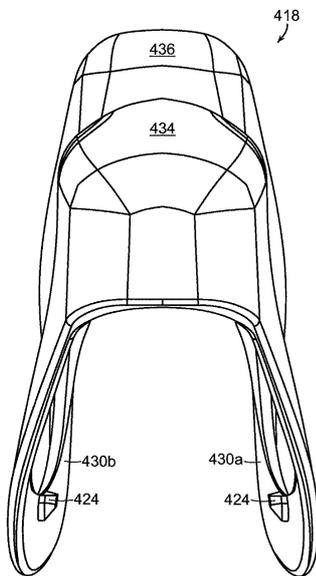
【 図 7 8 】



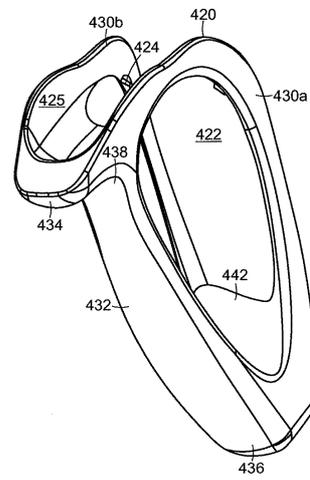
【 図 7 9 】



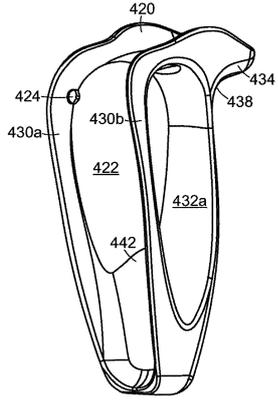
【 図 8 0 】



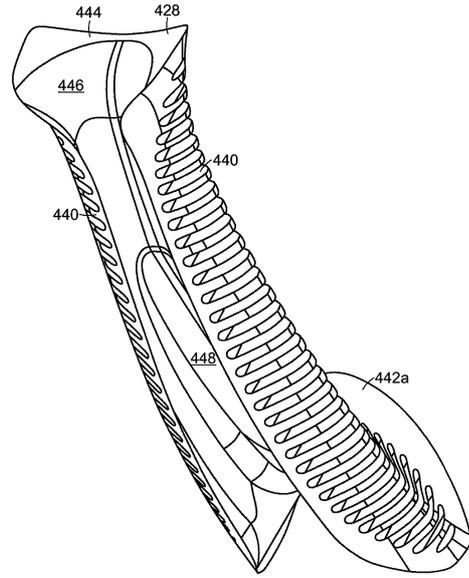
【 図 8 1 】



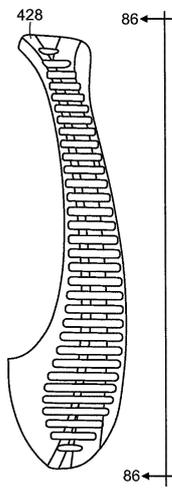
【 8 2 】



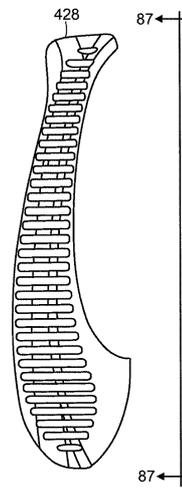
【 8 3 】



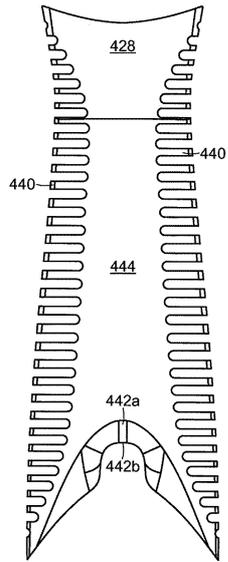
【 8 4 】



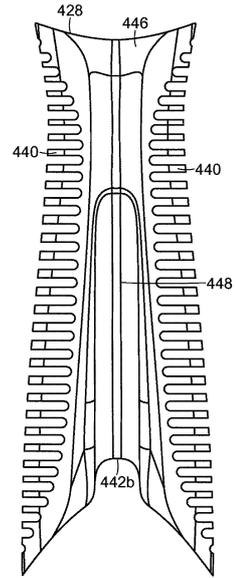
【 8 5 】



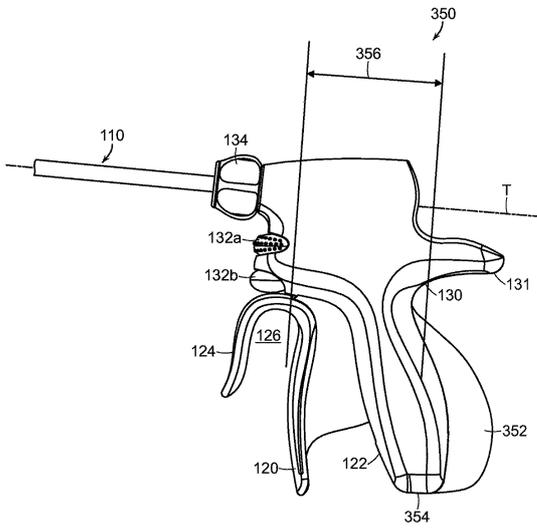
【 8 6 】



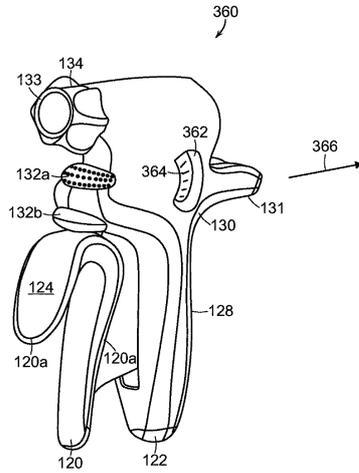
【 8 7 】



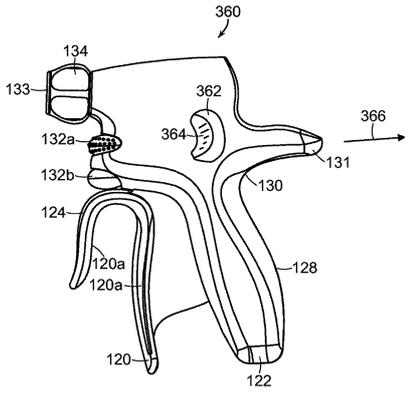
【 8 8 】



【 8 9 】



【 図 9 0 】



## フロントページの続き

- (72)発明者 プライス・ダニエル・ダブリュ  
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、オーバールック・ドライブ 185
- (72)発明者 ロバートソン・ガレン・シー  
アメリカ合衆国、45212 オハイオ州、シンシナティ、デルジャー・レーン 5752
- (72)発明者 キンボール・コリー・ジー  
アメリカ合衆国、45239 オハイオ州、シンシナティ、ラグレンジ・レーン 6136
- (72)発明者 ウッドラフ・スコット・エイ  
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ハーバー・ベイ・ドライブ 3582
- (72)発明者 ミラー・マシュー・シー  
アメリカ合衆国、45208 オハイオ州、シンシナティ、ズムスタン・アベニュー 3524
- (72)発明者 ラップ・キップ・エム  
アメリカ合衆国、45147 オハイオ州、ニュー・リッチモンド、ステイト・ルート・232  
2096
- (72)発明者 フィヒ・キャリー・アイ  
アメリカ合衆国、45236 オハイオ州、シンシナティ、ディアクロス・パークウェイ 921  
0、ナンバー2エイ
- (72)発明者 シーズ・ジェーン・エイ  
アメリカ合衆国、45241 オハイオ州、シンシナティ、サンバースト・ドライブ 8190
- (72)発明者 ドラギノフ・カール・ジェイ・ジュニア  
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ウェストフィールド・コート 5915

審査官 沼田 規好

- (56)参考文献 特表2010-540186(JP, A)  
米国特許出願公開第2012/0116394(US, A1)  
国際公開第2006/042210(WO, A2)  
米国特許出願公開第2007/0055228(US, A1)  
米国特許第05797959(US, A)  
米国特許第05662662(US, A)  
特開平11-104142(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/00

专利名称(译)	人间工学的外科用器具		
公开(公告)号	<a href="#">JP5863704B2</a>	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	JP2013107910	申请日	2013-05-22
[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	プライスダニエルダブリュ ロバートソンガレンシー キンボールコリージー ウッドラフスコットエイ ミラーマシューシー ラップキップエム フィヒキャリーアイ シーズジェーンエイ ドラギノフカールジェイジュニア		
发明人	プライス・ダニエル・ダブリュ ロバートソン・ガレン・シー キンボール・コリー・ジー ウッドラフ・スコット・エイ ミラー・マシュー・シー ラップ・キップ・エム フィヒ・キャリー・アイ シーズ・ジェーン・エイ ドラギノフ・カール・ジェイ・ジュニア		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/00424 A61B2017/00429 A61B2017/2925 A61B2017/2929 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/00.700 A61B17/29		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14		
审查员(译)	沼田TadashiYoshimi		
优先权	60/997901 2007-10-05 US		
其他公开文献	JP2013208456A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

外科器械手柄组件包括具有近端和远端的壳体。近端开口形成在壳体的近端处。远端开口形成在壳体的远端处。近端和远端开口限定纵向轴线。手柄从纵向轴线向下延伸。手柄限定近侧接触表面，鞍形表面和稳定尾部。触发器可枢转地附接到壳体并且可相对于手柄枢转地移动。

(21) 出願番号	特願2013-107910 (P2013-107910)	(73) 特許権者	595057890
(22) 出願日	平成25年5月22日 (2013. 5. 22)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(62) 分割の表示	特願2010-528144 (P2010-528144)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
原出願日	平成20年10月3日 (2008. 10. 3)		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
(65) 公開番号	特開2013-208456 (P2013-208456A)		
(43) 公開日	平成25年10月10日 (2013. 10. 10)		
審査請求日	平成25年5月22日 (2013. 5. 22)		
(31) 優先権主張番号	60/997, 901	(74) 代理人	100088605
(32) 優先日	平成19年10月5日 (2007. 10. 5)		弁理士 加藤 公延
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文

最終頁に続く