

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3911033号

(P3911033)

(45) 発行日 平成19年5月9日(2007.5.9)

(24) 登録日 平成19年2月2日(2007.2.2)

(51) Int. Cl.

F I

B 0 6 B 3/00 (2006.01)

B 0 6 B 3/00

A 6 1 B 17/34 (2006.01)

A 6 1 B 17/34

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

B 0 6 B 1/06 (2006.01)

B 0 6 B 1/06

B 0 6 B 1/08 (2006.01)

B 0 6 B 1/08

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平10-537712
 (86) (22) 出願日 平成10年2月19日(1998.2.19)
 (65) 公表番号 特表2001-527461(P2001-527461A)
 (43) 公表日 平成13年12月25日(2001.12.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US1998/003052
 (87) 国際公開番号 W01998/037821
 (87) 国際公開日 平成10年9月3日(1998.9.3)
 審査請求日 平成17年2月16日(2005.2.16)
 (31) 優先権主張番号 808,638
 (32) 優先日 平成9年2月28日(1997.2.28)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者
 エチコン・エンドーサージェリー・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国オハイオ州45242シンシナティ・クリークロード4545
 (74) 代理人
 弁理士 小田島 平吉
 (74) 代理人
 弁理士 小田嶋 平吾
 (72) 発明者
 ケロツグ、スコット
 アメリカ合衆国ロードアイランド州02917エスモンド・ビーオーボックス17243

審査官 梶本 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波用インターロック装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波式装置に於いて、

電氣的エネルギーにตอบสนองして超音波周波数で振動するよう適合された変換器組立体と、
 第1の端部と第2の端部とを有する設置用素子とを具備しており、該設置用素子は該変換器組立体から超音波振動を受けるようそして該超音波振動を該設置用素子の該第1の端部から該第2の端部へ伝達するよう適合されており、該設置用素子の該第1の端部は該変換器組立体と連結されており、

該装置は又第1の端部と第2の端部とを有する伝達ロッドを具備しており、該伝達ロッドは該設置用素子から該超音波振動を受けるようそして該超音波振動を該伝達ロッドの該第1の端部から該第2の端部へ伝達するよう適合されており、

該装置は更に係合を解除される位置と該伝達ロッドの該第1の端部から該伝達ロッドの該第2の端部へ該超音波振動が伝達されるのを減少させるために該伝達ロッドの周辺部に力を印加する係合される位置との間を動くよう構成された移動可能なブレーキと、

第1の端部と第2の端部とを有する末端作働体とを具備しており、該末端作働体は該ブレーキが賦活される迄該伝達ロッドから該超音波振動を受けるようそして該超音波振動を該末端作働体の該第1の端部から該第2の端部へ伝達するよう適合されており、該末端作働体の該第2の端部は腹の近くに配置されておりそして該末端作働体の該第1の端部は該伝達ロッドの該第2の端部に連結されていることを特徴とする超音波式装置。

【請求項2】

10

20

請求項 1 の装置に於いて、該ブレーキが該伝達ロッドとの接触に到らされるよう適合された少なくとも 1 つのブレーキ面を有することを特徴とする装置。

【請求項 3】

請求項 1 の装置に於いて、該ブレーキが相互に相対して配置された第 1 のブレーキパッドと第 2 のブレーキパッドとを有し、該第 1 及び第 2 ブレーキパッドは該伝達ロッドとの接触に到らされるよう適合されていることを特徴とする装置。

【請求項 4】

超音波式外科用装置に於いて、

電氣的エネルギーに応答して超音波周波数で振動するよう適合された変換器組立体と、
第 1 の端部と第 2 の端部とを有する伝達部品とを具備しており、該伝達部品は該変換器組
立体から超音波振動を受けるようそして該超音波振動を該第 1 の端部から該第 2 の端部へ
伝達するよう適合されており、そして

該装置は又該伝達ロッドの該第 1 の端部から該伝達ロッドの該第 2 の端部へ該超音波振動
が伝達されるのに制動をかけるために該伝達部品の外面に力を印加するよう構成されたブ
レーキ装置を具備しており、前記ブレーキ装置は超音波振動が前記伝達部品を通して伝達
されるような係合を解除された状態と前記ブレーキ装置が前記伝達部品を通しての超音波
振動の伝達に制動をかける係合された状態との間で選択的に動作可能であることを特徴と
する超音波式外科用装置。

【請求項 5】

請求項 4 の装置に於いて、該ブレーキ装置が該伝達ロッドとの接触に到らされるよう適合
された少なくとも 1 つのブレーキ面を有することを特徴とする装置。

【請求項 6】

請求項 4 の装置に於いて、該ブレーキ機構は相互に相対して配置された第 1 ブレーキパ
ッド及び第 2 ブレーキパッドを備えており、該第 1 及び第 2 ブレーキパッドは該伝達ロ
ッドとの接触に到らされるよう適合されていることを特徴とする装置。

【請求項 7】

套管針組立体に於いて、

ハンドルを有するカニューレ及び該カニューレハンドルから伸びるカニューレチューブと
、

該カニューレチューブを通して挿入されるよう適合された閉塞具とを具備しており、該閉
塞具は超音波変換器と、伝達ロッドと、そして端末作働体を備えており、該超音波変換器
は選択された周波数で振動するよう適合されており、

該伝達ロッドは第 1 の端部と第 2 の端部とを備えており、該伝達ロッドの該第 1 の端部は
該超音波変換器と連結されており、該第 2 の端部は該端末作働体と連結されており、そし
て

該組立体は又該伝達ロッドと係合するよう適合されたブレーキ装置を具備しており、前記
ブレーキ装置は引き込められた位置から、それを通しての超音波振動の伝達に制動をかけ
るためにブレーキパッドが前記伝達ロッドと係合する係合された位置まで移動可能な少な
くとも 1 つのブレーキパッドを有することを特徴とする套管針組立体。

【請求項 8】

請求項 7 の套管針組立体が、前記伝達ロッドを通して前記端末作働体への超音波振動の伝
達を可能にするよう前記閉塞具を作動可能状態化するための手段を具備しており、前記作
動状態化手段は前記係合された位置外に前記ブレーキ手段を解除可能に保持するために前
記ブレーキ手段に反対して作用することを特徴とする套管針組立体。

【請求項 9】

請求項 7 の套管針組立体に於いて、前記作動状態化手段は前記伝達ロッド上に位置付けさ
れた作動可能状態化カラーを具備しており、前記作動状態化カラーは前記閉塞具が前記カ
ニューレチューブの遠位の方へ進むと前記ブレーキ手段を解除する位置へ移動可能である
ことを特徴とする套管針組立体。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

超音波式外科用器具に於いて、

第1の端部と第2の端部とを有する伝達部品を具備しており、該伝達部品は超音波振動を受けようとして該超音波振動を第1の端部から第2の端部へ伝達するよう適合されており、そして

該器具は又該伝達ロッドの該第1の端部から該伝達ロッドの該第2の端部へ該超音波振動が伝達されるのを減少するために該伝達部品に力を印加するよう構成されたブレーキ装置を具備しており、

前記ブレーキ装置は超音波振動が前記伝達部品を通して伝達可能となる係合が解除された状態と、それを通しての超音波振動の伝達に制動をかけるため前記ブレーキ要素が前記伝達部品と係合するような係合された状態との間で動作可能な少なくとも1つの移動可能なブレーキ要素を有することを特徴とする超音波式外科用器具。

10

【発明の詳細な説明】

発明の背景技術

発明の属する技術分野

本発明は一般的には超音波装置に関し、特に伝達部品の超音波振動に制動をかけられる超音波用のインターロック装置又はブレーキ機構に関する。

発明の技術的背景

侵襲性が最小の内視鏡式手術過程は患者の外傷の縮小とその高い費用効果性を考慮して益々広く普及しつつある。この過程用には、患者の体腔壁への有効な貫入用に典型的に套管針(trocar)組立体が使用される。典型的な套管針組立体は外側のチューブ状カニューレ(outertubularcannula)と内側の穿刺用先端(puncturingtip)を有する組織突き刺し用(tissue-piercing)閉塞具(obturator)を備えている。使用には、該閉塞具が該穿刺用先端で体腔壁に開口部を形成するため進められるように該套管針組立体が位置付けされその後該カニューレが該開口部を通して挿入される。次いで該閉塞具は該カニューレ内から取り除かれ、その後該カニューレは実施する外科過程に関連する外科器具や他の装置の挿入用の入り口を提供する。

20

多くの套管針組立体は該閉塞具の穿刺用先端を覆うことが出来る引き込め可能な又は取り外し可能なシールド(shield)を有しており、かくして該組立体の組織突き刺し部分を覆うようにする。該套管針組立体が患者の体腔に穿刺するために位置付けられると、該体腔壁に突き刺すよう該穿刺用先端を露出するために該シールドを引き込めることが可能になっている。一旦該体腔が突き刺せられると、該シールドは該閉塞具の該穿刺用先端を再度覆う。例えば、腹部外科では、腹腔腔に達すると該シールドが該閉塞具の穿刺用先端を覆う。

30

又超音波式外科用器具の使用もその装置の独特の性能特性のために益々広く普及しつつある。特定の器具構成と操作パラメータに依り、この装置は組織切断と止血とを実質的に同時に提供出来て、これ又望ましく患者の外傷を最小に止める。

ここで引例により組み合わされている米国特許第5、449、370号は、套管針組立体のチューブ状カニューレの次ぎ導入のために体腔壁の超音波式貫入を有効にするよう構成された超音波式閉塞具を備える超音波式套管針組立体を開示している。該套管針組立体の閉塞具は該体腔の貫入に伴う患者の外傷を最小にするために鈍感な又は丸い先端を備えている。該閉塞具が患者の組織に貫入するとフィードバック機構が該閉塞具に供給される超音波エネルギーを閉止するか減少させる。

40

本発明は伝達部品へ供給される超音波エネルギーを機械的に減衰させるインターロック装置又はブレーキ機構に向けられたものである。

本発明の概要

本発明の原理を実施する超音波用インターロック装置は伝達部品の振動に機械的な制動をかけてもたらされる。該インターロック装置は該伝達部品の振動に制動をかけ、停止又は減少させるように伝達部品の周辺部と係合する。該インターロック装置が該伝達部品と係合すると、該伝達部品に力が印加され該超音波エネルギーが該伝達部品を通して伝達されるのを防止する。

50

又該インターロック装置は該伝達部品と係合して超音波エネルギーの不注意な供給を防止することも出来る。該インターロック装置は、例えば、超音波メス及び超音波套管針の様な適当な何らかの超音波装置又は超音波式外科用装置上で使用されても良い。

本発明の超音波式外科用装置は電氣的エネルギーに応答して超音波周波数で振動するよう適合された変換器組立体を備えている。伝達部品が該変換器組立体から超音波振動を受けるようそして該超音波振動を第１の端部から第２の端部へ伝達するよう適合されている。該伝達ロッドの第１の端部から該伝達ロッドの第２の端部へ超音波振動が伝達されるのに制動をかけるために該伝達部品の外面に力を印加するように制動装置が構成されている。本発明による方法はその遠位の端部に末端作働体を備える超音波導波管を有する超音波套管針閉塞具を供給する過程と、該套管針閉塞具を套管針カニューレ内に位置付けする過程と、該套管針閉塞具を前記体腔壁に接触して位置付けする過程と、そして該末端作働体を超音波で振動させ貫入用開口部を作る過程とを具備している。該方法は又該超音波閉塞具を前記貫入用開口部内へ進める過程と、何時貫入が完了したかを検出する過程と、そして該末端作働体の超音波振動に制動を掛けるため該閉塞具にブレーキ用部材を当てそして該套管針カニューレを該貫入開口部内へ進める過程を具備している。

本発明の他の特徴と利点は次の詳細な説明、付随する図面、及び添付の請求項から容易に明らかになる所である。

【図面の簡単な説明】

図１は本発明の外科用システムの実施例の１部断面のある部分図である。

図２は引き込まれた位置に於ける図１の外科用システムのインターロック装置の線図である。

図３は係合位置に於ける図２のインターロック装置の線図である。

図３aは図３のインターロック装置のA - A線での断面図である。

図４は超音波套管針組立体の組立分解図である。

図５は伝達部品と係合している図４の超音波套管針組立体のインターロック装置の線図である。

図６は該伝達部品から係合が外れた図５のインターロック装置の線図である。

図７は引き込まれた位置にある組織負荷センサーを有する図５の超音波套管針組立体の線図である。

図８は伸ばされた位置での組織負荷センサーを有する図５の超音波套管針組立体の線図である。

図８aは図７のインターロック装置の１部分の拡大図である。

好ましい実施例の詳細な説明

本発明は種々の形の実施例が可能であるが、図面で示され以下で説明される現在の好ましい実施例は、本開示が本発明の典型的例と考えるべきであり、本発明を図解された特定の実施例に限定しようと意図してないという理解を持って示すものである。

今図１を参照すると、外科用システム１０の現在の好ましい実施例が図解されている。該外科用システム１０は一般的に発振器３０、ハンドピース組立体５０、音響的又は伝達部組立体８０、及びインターロック装置又はブレーキ機構１３０を備えている。該発振器３０はケーブル３２を通して該発振器３０の制御システムにより決定される選択された振幅、周波数、及び位相で電気信号を送る。更に説明される様に、該信号は該音響的組立体８０の１つ以上のピエゾ電気素子を膨張及び収縮させ、それにより該電氣的エネルギーを機械的運動に変換する。該機械的運動は超音波エネルギーの縦波となるが、該波は選択された周波数と振幅で該音響的組立体８０を振動させる音響的定在波となり該音響的組立体８０を通して伝播する。該超音波エネルギーを組織(tissue)に移すために該音響的組立体８０の遠位の端部にある末端作働体(end effector) ８８が患者の組織に接触して置かれる。該音響的組立体８０の該末端作働体８８と接触した該組織の細胞は該末端作働体８８と一緒に運動しそして振動する。

該末端作働体８８が該組織と連結すると、該組織内の内部細胞摩擦の結果として熱的エネルギー又は熱が発生する。該熱はたんぱく質の水素結合を破壊するに充分であり、高構造

10

20

30

40

50

たんぱく質 (highly structured protein) (すなわち、コラーゲン及び筋肉たんぱく質) を変性させる {すなわち、より組織度の低いものにする (become less organized)} 。たんぱく質が変性されると、該凝塊が 100 度 C より低くなった時接着性の凝塊が形成され細い血管を閉じ凝固させる。この効果が長くなると太い血管の深い凝固となる。

該組織への該超音波エネルギーの移送により機械的な引き裂き、切断、キャビテーション細胞破壊、そして乳化を含む他の効果が起こる。得られる凝固の度合のみでなく切断の量も該端末作働体の振動振幅、ユーザーの印加する圧力の量、そして該端末作働体 88 のシャープさと共に変化する。該外科用システム 10 の音響的組立体 80 の該端末作働体 88 は該システム 10 の振動エネルギーを該端末作働体 88 と接触する組織上に焦点を合わせようとしており、熱的及び機械的エネルギーの送り出しを強めたり局所化する。

10

図 1 に図解するように、該発振器 30 は該発振器 30 に必要な制御システム、電力スイッチ 34、そしてトリガー機構 36 を備えている。該電力スイッチ 34 は該発振器 30 への電力を制御し、そして該トリガー機構 36 により賦活された時該発振器 30 はエネルギーを供給して該外科用システム 10 の該音響的組立体 80 を予め決められた周波数で駆動しそして該端末作働体 88 を予め決められた振動振幅レベルで駆動する。該発振器 30 は該音響的組立体 80 を該音響的組立体 80 の適当な何れの共振周波数で駆動又は励振しても良い。

該発振器 30 がトリガー機構 36 を介して賦活されると、該ブレーキ機構又はインターロック装置 130 が下記説明の様に印加されるか、又は該トリガー機構 36 が賦活を止める迄電気的エネルギーが該発振器 30 により該音響的組立体 80 の変換器組立体 82 に連続的に印加される。該発振器 30 の制御システム内の位相同期ループ (phase locked loop) は該音響的組立体 80 からのフィードバックを監視する。該位相同期ループは該発振器 30 により送られる該電気的エネルギーの周波数を該音響的組立体 80 の予め選択された調波周波数に整合するように調整する。加えて、該音響的組立体 80 の該端末作働体 88 での実質的に一定な振動振幅を達成するために該制御システム内の第 2 のフィードバックループが該音響的組立体 80 に供給される電流を予め選択された一定レベルに保持する。該音響的組立体 80 に供給される該電気信号により該遠位の端部は、例えば、約 20 kHz 乃至 1100 kHz の範囲で、そしてより好ましくは約 54 kHz 乃至 56 kHz の範囲で、最も好ましくは約 55.5 kHz で縦振動する。該端末作働体 88 での音響的振動の振幅は、例えば、該発振器 30 により該音響的組立体 80 の変換器組立体 82 に印加される電気信号の振幅を制御することにより制御しても良い。

20

30

上記に述べたように、電気的エネルギーが該音響的組立体 80 に連続的に供給されるように、該発振器 30 のトリガー機構 36 がユーザーに該発振器 30 を賦活出来るようにしている。1つの実施例では、該トリガー機構 36 は好ましくは足踏み賦活スイッチを有しており、該スイッチはケーブル又はコードにより該発振器 30 に取り外し可能に接続されるか又は取り付けられていても良い。もう1つの実施例では、該発振器 30 がユーザーにより賦活されるように手動スイッチが該ハンドピース組立体 50 に組合わされていても良い。

又該発振器 30 は電気外科ユニット内又は従来型電気コンセントへ挿入するための電力線 38 を有している。該発振器 30 はバッテリーの様な直流 (DC) 電源により電力を与られても良いことも考慮されている。該発振器 30 はエチコンエンドウ・サージェリー社 (Ethicon Endo-surgery, Inc.) から入手可能なモデル番号ジェノー 1 (Model No. GENO 1) の様な適当な如何なる発振器であっても良い。

40

なお図 1 を参照すると、該ハンドピース組立体 50 は手術者を該音響的組立体 80 の振動から遮断するよう適合された多数部品のハウジング又は外側ケーシング 52 を有している。該ハウジング 52 が好ましくは円筒型で従来の仕方でユーザーに保持されるよう適合されているのが良いが、ユーザーが握ることが出来るような適当な如何なる形状と寸法であっても良い。多数部品のハウジング 52 が図解されているが、該ハウジング 52 は 1 つの又はユニット型の部品を有しても良い。

該ハンドピース組立体 50 のハウジング 52 は好ましくはウルテム (Ultem[®]) の様

50

な耐久性のあるプラスチックで作られるのが良い。又該ハウジング 5 2 を他のプラスチック { 即ち、高耐衝撃性の (high impact) ポリスチレン又はポリプロピレン } を含む種々の材料で作っても良いことも考慮されている。適当なハンドピース組立体 5 0 はエチコンエンドウ - サージェリー社 (Ethicon Endo-Surgery , Inc .) から入手可能なモデル番号エイチピー 0 5 0 (Model No. HP050) である。

図 1 に図解されている様に、全体としては該ハンドピース組立体 5 0 は近位の端部 5 4 、遠位の端部 5 6 、そして中央に配置されその中を縦方向に伸びている軸方向の開口部又は空洞 5 8 を有している。ハンドピース組立体 5 0 の該遠位の端部 5 6 は該外科用システム 1 0 の発振器組立体 8 0 が貫いて伸びられるように形状を有する開口部 6 0 を有し、ハンドピース組立体 5 0 の該近位の端部 5 4 はケーブル 3 2 により該発振器 3 0 に接続されている。該音響的組立体 8 0 の変換器組立体 8 2 を冷却するために該ハンドピース組立体 5 0 内に空気が導入されるように該ケーブル 3 2 はダクト又は換気口 6 2 を有しても良い。なお図 1 を参照すると、全体としては該音響的組立体 8 0 は変換器スタック (stack) 又は組立体 8 2 と伝達部品を備えている。該伝達部品は設置用素子 8 4 、伝達ロッド又は導波管 8 6 、そして末端作働体又はアップリケータ (applicator) 8 8 を備えている。該変換器組立体 8 2 , 設置用素子 8 4 , 伝達ロッド 8 6 、及び該末端作働体 8 8 は各部品の長さがシステム波長の半分の整数倍 ($n / 2$) になるように音響的に共振されているのが良いが、ここで該システム波長 は該音響的組立体 8 0 の予め選択された又は運転する縦振動周波数 f の波長である。又該音響的組立体 8 0 は音響的素子の適当な如何なる配置と組み合わせられても良いことも考慮されている。例えば、該音響的組立体 8 0 は変換器組立体と末端作働体を含んでも良い (即ち、該音響的組立体 8 0 は設置用素子と伝達ロッドなしで構成されても良い) 。

該音響的組立体 8 0 の変換器組立体 8 2 は該発振器 3 0 からの電気信号を該末端作働体 8 8 の超音波周波数での縦振動運動となる機械的エネルギーに変換する。該音響的組立体 8 0 がエネルギーを与えられた時、該音響的組立体 8 0 を通して振動運動の定在波が発生する。該音響的組立体 8 0 に沿ってのどの点でも該振動運動の振幅は音響的組立体 8 0 に沿っての該振動運動が測定される位置に依って決まる。該振動運動定在波の最小即ちゼロと交叉することは一般的に節と引用され (即ち、軸方向運動が通常最小で半径方向運動が通常小さい) 、そして該定在波の絶対値の最大或いはピークは一般的に腹と引用される。腹とその最も近い節の間の距離は 4 分の 1 波長 ($\lambda / 4$) である。

図 1 に示すように、 " ランジュバン振動子 (Langevin stack) " として知られる該音響的組立体 8 0 の変換器組立体 8 2 は一般的に変換部分 9 0 、第 1 共鳴体 9 2 、そして第 2 共鳴体 9 4 を備えている。該変換器組立体 8 2 は好ましくは長さがシステム波長の半分の整数倍 ($n / 2$) であるのが良い。本発明は代わりに磁歪式、電磁式、又は静電式変換器を具備する変換器組立体を備えるよう構成されても良いことは理解されるべきである。

該第 1 の共鳴体 9 2 の遠位の端部は変換部分 9 0 の近位の端部に接続され、該第 2 の共鳴体 9 4 の近位の端部は変換部分 9 0 の遠位の端部に接続される。第 1 及び第 2 の共鳴体 9 2 及び 9 4 は好ましくはチタン、アルミニウム、鋼、又は他の適当な何らかの材料で作られるのが良い。第 1 及び第 2 の共鳴体 9 2 及び 9 4 は、変換部分 9 0 の厚さ、該共鳴体 9 2 と 9 4 で使用される材料の密度と弾性係数、そして該変換器組立体 8 2 の基本周波数を含む多くの変数により決定される長さを有する。第 2 の共鳴体 9 4 は超音波振動振幅を増幅するためにその近位の端部から遠位の端部へ向かい内側ヘテーパを付けても良い。

好ましくは該変換器組立体 8 2 の変換部分 9 0 は交互にある正電極 9 6 と負電極 9 8 の piezo 電気部分を具備しており、piezo 電気素子 1 0 0 が該電極 9 6 と 9 8 の間に交互に存在する。該 piezo 電気素子 1 0 0 は、例えば、ジルコン酸 - チタン酸鉛 (lead zirconate - titanate) 、メタニオブ酸鉛 (lead meta-niobate) 、チタン酸鉛 (lead titanate) 、又はセラミック piezo 電気結晶材料 (ceramic piezoelectric crystal) の様な適当な何れかの材料から作られる。該正電極 9 6 、負電極 9 8 、そして piezo 電気素子 1 0 0 の各々は中心を通して伸びる孔を有しても良い。該正及び負電極 9 6 と 9 8 はそれぞれワイヤ 1 0 2 と 1 0 4 に電氣的に接続されている。該ワイヤ 1 0 2 と 1 0 4 は電気信号を該発振

10

20

30

40

50

器 30 から電極 96 と 98 へ伝送する。

図 1 に示すように、圧電素子 100 はボルト 106 により第 1 及び第 2 の共振体 92 と 94 の間に圧縮して保持される。該ボルト 106 は好ましくは頭部、シャック部、そしてねじ加工された遠位の端部を有するのが良い。該ボルト 106 は第 1 の共振体 92 の近位の端部から第 1 の共振体 92、電極 96 と 98、そして圧電素子 100 の孔を通して挿入される。該ボルト 106 のねじ加工された遠位の端部は第 2 の共振体 94 の近位の端部内のねじ加工された孔にねじ込まれる。

該圧電素子 100 は該発振器 30 から供給される電気信号に応答してエネルギーを与えられ該音響的組立体 80 内に音響的定在波を発生する。該電気信号は該材料内の大きな圧縮力となる繰り返された小変位の形で該圧電素子 100 内に外乱を起こさせる

10

。該繰り返された小変位は該圧電素子 100 に電位傾度の軸線に沿って連続した仕方で膨張と収縮を起こさせ、超音波エネルギーの高周波縦波を発生する。該超音波エネルギーは該音響的組立体 80 を通して該末端作働体 88 に伝達される。

該音響的組立体 80 の設置用素子 84 は近位の端部、遠位の端部を有し、そしてシステム波長の半分の整数倍に実質的に等しい長さを有する。該設置用素子 84 の近位の端部は好ましくは腹に近い所でのめねじ結合により該第 2 の共振体 94 の遠位の端部と軸方向に整合され連結されているのが良い。(この開示の目的のためには、“近くに”という用語は“丁度そこに”又は“近くに近接して”と定義されている。)又該設置用素子 84 は適当な何らかの手段で第 2 の共振体 94 に取り付けられても良く、そして該第 2 の共振体 94 と設置用素子 84 は 1 つの又はユニット化した部品として形成されても良いことが考慮され

20

ている。

該設置用素子 84 は節の近くで該ハンドピース組立体 50 の該ハウジング 52 に連結又は設置されている。該設置用素子 84 はその周辺部の周りに配置された構成用リング (integral ring) 108 を備えていても良い。該構成用リング 108 は好ましくは該設置用素子 84 を該ハウジング 58 に結合するために該ハンドピース組立体 50 のハウジング 52 内に形成された円環状の溝 110 内に配置される。埋め合わせ (stand-offs) により取り付けられた 1 対のシリコンオーリング (silicone O-ring) の様なコンプライアントな部材又は材料 112 が該ハウジング 52 の円環状溝 110 と該設置用素子 84 の構成用リング 108 の間に置かれて、超音波振動を該設置用素子 84 から該ハウジング 52 へ伝達されるのを減少させるか又は防止する。

30

設置用素子 84 は複数の、好ましくは 4 本のピン 114 で予め決められた軸方向位置に固着される。該ピン 114 は該設置用素子 84 の外周部の周りに相互に 90 度離れるようにして縦方向に配置される。該ピン 114 は該ハンドピース組立体 50 の該ハウジング 52 に結合され該設置用素子 84 の構成用リング 108 内のノッチを通して配置される。該ピン 114 は好ましくはステンレス鋼で作るのが良い。

該設置用素子 84 は好ましくは該音響的組立体 80 を通して該末端作働体 88 の遠位の端部に伝達される超音波振動振幅を増幅するよう構成されるのが良い。1 つの好ましい実施例では、該設置用素子は中味の詰まったテーパ付きのホーンを備えている。超音波エネルギーは該設置用素子 84 を通して伝達されるので、該設置用素子 84 を通して伝達される音響波の速度は増幅される。該設置用素子 84 は段付きホーン、円錐形ホーン、指数ホーン、又は類似のものの様な適当な如何なる形状でも良いことは考慮されている。

40

該設置用素子 84 の遠位の端部は該伝達ロッド 86 の近位の端部に連結されている。該伝達ロッド 86 が、例えば、めねじ結合の様な適当な何らかの手段によって該設置用素子 84 に取り付けらることは考慮されている。該設置用素子 84 は好ましくは腹の近くで該伝達ロッドに連結されるのが良い。

該伝達ロッド 86 は、例えば、システム波長の半分の整数倍 ($n / 2$) に実質的に等しい長さを有するのが良い。該伝達ロッド 86 は好ましくは、チタン合金 (即ち、Ti-6Al-4V) 又はアルミニウム合金の様な超音波エネルギーを効率的に伝播する材料で作られた中味の詰まった心材のシャフトから作られるのが良い。該伝達ロッド 86 が適当な何れの材料でも作られて良いことを考慮してある。又、該伝達ロッド 86 は該伝達ロッド 86 を

50

通して該端末作働体 8 8 に伝達される機械的振動を従来技術で公知の様に増幅しても良い。

図 1 に図解されている様に、該伝達ロッド 8 6 は複数の節に位置付けされた安定化用シリコンリング (silicone rings) 又はコンプライアントな支持部 1 1 6 を備えている。該シリコンリングは望ましくない振動に制動をかけそして該超音波振動を取り外し可能なシース 1 2 0 から遮断して該端末作働体 8 8 の遠位の端部への長手方向の超音波エネルギーの最高効率での流れを保証してくれる。

該取り外し可能なシース 1 2 0 は該ハンドピース組立体 5 0 の遠位の端部 5 6 と連結されている。該シース 1 2 0 は一般的にはアダプター又はノーズコーン (nose cone) 1 2 2 及び長いチューブ状部材 1 2 4 を備えている。該長いチューブ状部材 1 2 4 は該アダプター 1 2 2 から伸びておりそしてそれを通して長手方向に伸びる開口部を有している。該シース 1 2 0 は該ハウジング 5 2 の遠位の端部上にねじ止めされても或いはスナップ式に止められても良い。該音響的組立体 8 0 の伝達ロッド 8 6 は該チューブ状部材 1 2 4 の該開口部を通して伸びておりそして、該シリコンリング 1 1 6 は該伝達ロッド 8 6 を該チューブ状部材 1 2 4 から遮断している。

該シース 1 2 0 のアダプター 1 2 2 は好ましくはウルテム (Ultem[®]) で作られそして該チューブ状部材 1 2 4 はステンレス鋼から作られるのが良い。代わりに該伝達ロッド 8 6 が外部接触からそれを分離するために該伝達ロッド 8 6 を取り囲むポリマー材料を有しても良い。

該伝達ロッド 8 6 の遠位の端部は、好ましくは腹で又は腹の近くでめねじ結合により該端末作働体 8 8 の近位の端部と連結されている。該端末作働体 8 8 が溶接接合や類似の接合の様な適当な何れの手段によっても該伝達ロッド 8 6 に取り付けられて良いことが考慮されている。該端末作働体 8 8 は該伝達ロッド 8 6 から取り外し可能であっても良いが、該端末作働体 8 8 と該伝達ロッド 8 6 は 1 つのユニットとして形成されても良いことも又考慮されている。

該端末作働体 8 8 はその近位の範囲 8 8 a より小さい断面面積を有する遠位の範囲 8 8 b を有しており、それにより振動振幅のステップアップ用接合部 (step-up junction) を形成している。該ステップアップ接合部は従来技術で公知の速度変圧器として作用し、該端末作働体 8 8 の近位の範囲 8 8 a から遠位の範囲 8 8 b へ伝達される超音波振動の大きさを増大する。

該端末作働体 8 8 は好ましくはシステム波長の半分の整数倍に実質的に等しい長さを有するのが良い ($n / 2$)。該遠位の端部の最大の縦たわみを発生するために該端末作働体 8 8 は腹の近くに配置される。該変換器組立体 8 2 がエネルギーを与えられると、該端末作働体 8 8 の遠位の端部は、予め決められた振動周波数で、例えばピークピーク値で約 0 . 0 1 乃至 0 . 5 ミリメートルの範囲で、好ましくは約 0 . 0 3 乃至 0 . 1 ミリメートルの範囲で、最も好ましくは約 0 . 0 9 ミリメートルで縦運動するよう構成されている。

該端末作働体 8 8 は好ましくは、チタン合金 (即ち、Ti-6Al-4V) 又はアルミニウム合金の様な超音波エネルギーを伝播する材料で作られた中味の詰まった心材のシャフトで作るのが良い。該端末作働体 8 8 が適当な何らかの材料で作られても良いことは考慮されている。エネルギーの供給と望ましい組織効果 (tissue effect) を改良するために該端末作働体 8 8 が表面処理を施されることも考慮されている。例えば、組織内の凝固を促進するために、該端末作働体 8 8 は、マイクロフィニッシュ、塗装、メッキ、エッチング、グリットブラスト仕上げ、粗面化、又は刻み付け (scored) を行っても良い。加えて、該端末作働体 8 8 はそのエネルギー伝達特性を向上するためにシャープにしたり形状を持たせても良い。例えば、該端末作働体 8 8 はブレード形や、フック形や、又はボール形にしても良い。

今図 2 , 3、及び 3 a を参照すると、該外科用システム 1 0 のインターロツク装置 1 3 0 の線図が図解されている。該インターロツク装置 1 3 0 は好ましくは該伝達部材 8 6 の近位の端部の近くに位置付けされるのが良い。該インターロツク装置 1 3 0 が該音響的組立体 8 0 に沿って適当な何れの場所に位置付けされても良いことは考慮されている。例えば

10

20

30

40

50

そして制限無しに、該インターロック装置 130 は該変換器組立体 82、該設置用素子 84、又は該端末作働体 88 と接触するよう位置付けされても良い。該音響的組立体に沿って複数のインターロック装置が位置付けされても良いことが承認されている。

該外科用システム 10 のインターロック装置 130 は当業者に承認される様に該ハンドピース組立体又は該取り外し可能なシース内に組み合わされたり、結合されたりしても良い。図 2、3 及び 3a に示す様に、該インターロック装置 130 はハウジング 132 とブレーキ用部材 134a 及び 134b を備えている。該ブレーキ用部材 134a 及び 134b は好ましくは該伝達ロッド 86 の相対する側の上に設置されるのが良い。該インターロック装置 130 が適当な如何なる数のブレーキ用部材 134a 及び 134b (即ち 1 個乃至 6 個) を有しても良くそして該伝達ロッド 86 と係合するような適当な如何なる配置で設置されても良いことは承認されている。

10

該インターロック装置 130 は手動又は自動で動かされる。例えば、ユーザーが超音波エネルギーに制動をかけたり、減少させたりそして / 又は停止させるために該ブレーキ用部材 134a 及び 134b を押し下げると該インターロック装置 130 は該音響的組立体に向かって押されても良い。代わりに、該端末作働体 88 が患者の望まれた組織 (即ち、患者の腹壁又は心臓の内壁) を貫入した時に該超音波エネルギーに制動をかけたり、減少させたりそして / 又は停止させるために該インターロック装置が賦活されても良い。

該端末作働体 88 の運動を何時停止するかを決定するために検出装置が使用されても良い。該検出機構は該インターロック装置 130 が該端末作働体 88 に供給される超音波エネルギーに制動をかけるよう賦活される点である何時該端末作働体が該組織を貫入したかを検出するため使用される。該検出機構は該端末作働体 88 が何時適切な組織貫入を果たしそして何時該ブレーキ用部材 134a 及び 134b の賦活に機械的にトリガーをかけるかを検出する機械的負荷変化センサーを備えている。該インターロック装置 130 は適切な貫入に対応するインピーダンス (impedance) レベルを検出した又は検知した時に賦活されても良いことは考慮されている。例えば、米国特許第 5、449、370 号は該端末作働体の負荷又はインピーダンスの変化を検出するフィードバック機構を開示している。該インターロック装置 130 はユーザーが該発振器、該ハンドピース組立体、又は該取り外し可能なシース内に結合されたボタン又はスイッチを押した時にトリガーを掛けられても良く或いは該インターロック装置は例えば機械的トリガーの様な適当な手段により該組立体を駆動するよう賦活されても良いことは承認されている。

20

30

好ましくは該インターロック装置 130 のブレーキ用部材 134a 及び 134b は弾性のある部材 136a 及び 136b とブレーキパッド 138a 及び 138b とを備えても良い。好ましくはブレーキパッド 138a 及び 138b は長方形の形状であるのが良い。該ブレーキパッド 138a 及び 138b が如何なる形状と寸法であっても良いことも又考慮されている。該ブレーキパッド 138a 及び 138b は 1 つのパッドを有しても或いは複数のパッドを有しても良い。

該ブレーキパッド 138a 及び 138b は高い動作温度を有しそして該伝達ロッド 86 を引っ掻いたり或いは削ったりしないように作られている。該ブレーキパッド 138a 及び 138b がポリテトラフルオロエチレン (polytetra fluoroethylene) { ピーテーエフイー / テーエフイー (PTFE/TFE) } 又はフルオロエチレンプロピレン (fluorinated ethylene-propylene) { エフイーピー (FEP) } で作られても良い。該ブレーキパッド 138a 及び 138b が従来技術で公知の適当な如何なる材料であっても良いことは承認されている。

40

好ましくは該各ブレーキパッド 138a 及び 138b は該伝達ロッド 86 の周辺部と合致する前面 135a 及び 135b をそれぞれ備えているのが良い。図 3a に示す様に該前面 135a 及び 135b は各々該伝達ロッド 86 と係合するために凹面又は溝 139a 及び 139b をそれぞれ有している。該ブレーキ用部材 134a 及び 134b の前面が望ましい如何なる形状を有しても良くそして実質的に平坦でも良いことは考慮されている。又該ブレーキパッド 138a 及び 138b が該ブレーキパッドを保持する裏板により担われていても良いことも考慮されている。

50

弾性のある部材 136a 及び 136b が該ブレーキパッド 138a 及び 138b の後ろに取り付けられている。該弾性のある部材 136a 及び 136b は該ブレーキパッド 138a 及び 138b を該伝達ロッド 86 の方に偏倚させている。好ましくは、該弾性部材 136a 及び 136b はばねを含んでいる。又該弾性部材 136a 及び 136b が例えばソレノイド、空気圧ピストン、等の様な該ブレーキパッド 138a 及び 138b を偏倚させる適当な何らかの機構を具備しても良いことも考慮されている。

該インターロック装置 130 のブレーキパッド 138a 及び 138b は該伝達ロッド及び / 又は末端作働体の超音波振動に制動をかけたり、減少させたり又は停止させるために適当な点又は場所で該音響的組立体の周辺部と係合するよう適合されることも可能である。好ましくは該ブレーキパッド 138a 及び 138b は腹の付近で該音響的組立体に当てられるのが良い。

10

使用時は、該インターロック装置 130 のブレーキ用部材 134a 及び 134b は図 2 に示す様に引き込まれた或いは係合解除された位置にある。この位置で、該ブレーキパッド 138a 及び 138b は該伝達ロッド 86 から予め決められた距離離れて保持されている。該伝達ロッドの超音波振動に制動をかけたり停止させたりしたい時、該ブレーキ用部材 134a 及び 134b は図 3 に示す様に該伝達ロッドに向かって押される。該ブレーキ用部材 134a 及び 134b のブレーキパッド 138a 及び 138b が該伝達ロッドに向かって押されると、該超音波伝達ロッドのインピーダンスは充分に増加されるので該発振器 30 はもはや該伝達ロッドの共振周波数に拘束することが出来なくなり適当な駆動信号を発生出来なくなる。結果として該伝達ロッドの運動は停止しそして該発振器は連続音を報ずる。

20

今図 4 を参照すると、典型的な超音波套管針組立体 200 が図解されている。該超音波套管針組立体 200 は多くの点で上記の外科用システム 10 と一致するように構成出来ることは理解される。従って、本開示の目的のために該套管針組立体 200 は異なるように述べる所を除くと、上記の様に該外科用システム 10 と一致するよう構成されている。該超音波套管針組立体 200 は該套管針組立体 200 がチューブ状套管針カニューレと一緒に使用出来る超音波閉塞具を備えていることで図 1 に図解する外科用システム 10 とは異なっている。引例によりここで組み合わされている米国特許第 5、449、370 号は套管針組立体のチューブ状カニューレを次ぎに導入するため体腔壁の超音波貫入を可能にするよう構成された超音波閉塞具を含む超音波套管針組立体を開示している。

30

図 4 に示す様に、該套管針組立体 200 は閉塞具 180 として構成された音響的組立体を含んでいるが、該閉塞具は構造と機能に於いて多くの点で外科用システム 10 の前記音響的組立体と対応している。一般的には外科用システム 10 の部品に対応する該套管針組立体 200 の部品は 100 と 200 のシリーズで同様な番号で呼称されている。

該套管針組立体 200 の閉塞具 180 は前記説明の変換器組立体 82 と一致して構成される中に位置する変換器組立体 182 を有するハウジング 152 を備えている。該閉塞具 180 の取り扱いを容易にするため該套管針組立体のハウジング 152 と結合されたハンドグリップ 153 が提供されるのが好ましい。該套管針組立体の套管針カニューレ 159 の近位のハウジング 157 との協同的に解除可能なかつロック式の係合用に 1 対の手動操作可能なロック用クリップ 155 が該ハンドグリップ 153 の上部部分に備えられるのが好ましい。チューブ状カニューレ 161 を備える該套管針カニューレ 159 は該組立体の閉塞具 180 と解除可能なロック式係合状態で位置付けされ、該閉塞具 180 は概ね伸縮関係を有して該チューブ状カニューレ 161 内に同軸に配置されている。

40

前述の様に、該閉塞具 180 は一般的には外科用システム 10 の前記説明の音響的組立体 80 と一致した構成である。この目的のために、該閉塞具 180 は遠位の末端作働体部分 188 を有する概ね細長い伝達ロッド又は導波管 186 を備えている。該末端作働体 188 は該導波管の残りの長さ部分とユニットにする（即ち、1 部品にする）ことが出来るか又は該末端作働体は例えばねじ結合又は同様な結合による様に細長い導波管に接合された別部品とすることも出来る。導波管 186 は適当な設置用要素 184 により該変換器組立体 182 に動作的に連結されるが、そこでは超音波エネルギーは該変換器組立体から該導

50

波管を通して伝達される。

該好ましい形では、細長い導波管 186 は該導波管の周りに概ね同軸に位置付けされた概ねチューブ状でシースの様な振動しないハウジング内に収容される。図解された実施例では、この好ましい方式は中に複数のコンプライアントな分離用支持部 216 を担う複数のチューブ状シース部材 220 の形で提供されるが、該支持部は該チューブ状シース部材を導波管 186 が担う該超音波エネルギーから望ましく遮断する機能を有している。かくして該支持部 216 は前記説明の外科用システム 10 の音響的組立体 80 の支持部 116 の性質の機能を果たしている。チューブ状部材 220 はスナップ式嵌合、ねじ結合、又は他の適当な手段で組立されても良い。

該套管針組立体の図解された実施例では、該閉塞具 180 の遠位の端部部分の外側のシースの様なハウジングの組立は協力関係で連結部材 213 と嵌合する 1 対のシース部分 221 を設けることにより容易になる。該連結部材 213 は該シース部分 221 を協力的に受けるスリットスリーブを備えており、一方最も遠位にあるシース部分 221 が必要により該連結部材 213 から取り外し可能にしてある。

該閉塞具 180 の外側のチューブ状ハウジングは更に該最も遠位にあるシース部分 221 と作動的に連結されたインターフェース本体 217 を備えており、該インターフェース本体 217 を内部に位置する導波管 186 の振動エネルギーから遮断するために再び分離支持部 216 が備えられるのが好ましい。

使用時は、該組立体の超音波閉塞具 180 は該套管針カニューレ 159 のチューブ状カニューレ 161 の内部に伸縮可能に位置付けされる。ロック用クリップ 155 が套管針カニューレ 159 の近位のハウジング 157 と係合しているのが良く、かくして器具全体を 1 ユニットとしてハンドグリップ 153 により容易に取り扱えるようにされている。該閉塞具を該カニューレ内に位置させ、端末作働体 188 を含む該閉塞具の自由端部はチューブ状カニューレ 161 の遠位の端部から突出している。

今図 5、6、7、8 及び 8a を参照すると、図 4 の套管針組立体 200 と共に使用するよう構成されたインターロック装置 300 の線図が図解されている。該インターロック装置 300 は当業者には承認される様に適当な何れの場所でも閉塞具又はチューブ状套管針カニューレと連結又は組み合わせられて良い。好ましくは該インターロック装置 300 はハウジング 310、導波管を含む閉塞具 316、ブレーキ用部材 320a 及び 320b、作動可能状態化 (arming) カラー (collar) 330、そしてリセットボタン 340 を備えるのが良い。

ブレーキ用部材 320a 及び 320b は好ましくは導波管 316 の相対する側に設置されるのが良い。該ブレーキ用部材 320a 及び 320b は導波管 316 の近位の端部の近くに位置付けされるのが好ましい。該ブレーキ用部材 320a 及び 320b が該音響的組立体に沿う適当な如何なる位置に位置付けられても良いと考慮されている。該インターロック装置 300 は適当な如何なる数 (即ち、1 個乃至 6 個) のブレーキ用部材 320a 及び 320b を有していても良く、そして該伝達ロッド 186 と係合する適当な如何なる配置で設置されても良いと承認されている。

該ブレーキ用部材 320a 及び 320b は好ましくは弾性のある部材 322a 及び 322b とブレーキパッド 324a 及び 324b を備えるのが良い。該ブレーキパッド 324a 及び 324b は好ましくは長方形の形状であるのが良い。又該ブレーキパッド 324a 及び 324b がどんな形状と寸法であっても良いことは考慮されている。該ブレーキパッド 324a 及び 324b は好ましくは高い動作温度を有しておりそして該閉塞具の導波管 316 を引っ掻いたり又は削ったりしないように作られるのが良い。該ブレーキパッド 324a および 324b はポリテトラフルオロエチレン (polytetrafluoroethylene) { ピーテーエフイー / テーエフイー (PTFE/TFE) } 又はフルオロエチレンプロピレン (fluorinated ethylene-propylene) { エフイーピー (FEP) } で作られるのが良い。該ブレーキパッド 324a 及び 324b が従来技術の適当な如何なる材料で作られても良いことは承認されている。

該ブレーキパッド 324a 及び 324b は好ましくは該導波管 316 の周辺部と合致する

10

20

30

40

50

前面を備えるのが良い。好ましくは、該前面は該導波管 3 1 6 を受け入れるように凹面又は溝を有するのが良い。該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の前面が望ましい如何なる形状を有しても良くそして実質的に平坦であっても良いと考慮されている。

弾性のある部材 3 2 2 a 及び 3 2 2 b が該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の背後に取り付けられている。該弾性のある部材 3 2 2 a 及び 3 2 2 b は該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b を該導波管 3 1 6 の方へ偏倚させる。好ましくは、該弾性のある部材 3 2 2 a 及び 3 2 2 b は各々ばねを備えるのが良い。該弾性のある部材 3 2 2 a 及び 3 2 2 b が例えばソレノイドや、空気圧ピストン等の様に該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b を偏倚させる適当な何らかの機構を含んでも良いことも考慮されている。

該インターロック装置 1 3 0 の作動可能状態化カラー 3 3 0 は好ましくはばね負荷を掛けられているのが良い。該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b が該導波管 3 1 6 に向かって押された時、図 5 に示すように該カラー 3 3 0 は引き込められた位置にある。一旦該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b が該導波管 3 1 6 から離されると、該カラー 3 3 0 は好ましくは図 6 に示す様に該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の間に配置されるのが良い。該作動可能状態化カラー 3 3 0 は該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b を該導波管 3 1 6 から離して保持する。該作動可能状態化カラー 3 3 0 は、例えば、ばねの様な弾性のある部材 3 3 9 により偏倚されている。

該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b は又カム面 3 2 8 a 及び 3 2 8 b を備えても良い。該カム面 3 2 8 a 及び 3 2 8 b は好ましくは該近位の端部から遠位の端部へ内側へ角度を持っているのが良い。図 5 でリセットボタン 3 4 0 が矢印 3 5 0 a の方向に動かされると、該リセットボタンは該カム面 3 2 8 a 及び 3 2 8 b と係合しそして図 6 に示すように該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b を加圧して該導波管 3 1 6 から離間させる。

該インターロック装置 3 0 0 の該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b は該超音波振動に制動をかけたり或いは停止させるために該音響的組立体に沿う適当な点又は場所で該導波管 1 8 6 の周辺部と係合するように適合されている。該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b は好ましくは腹の近くで当てられるのが良い。

最初に、該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b は該導波管 3 1 6 と係合され、そして該リセットボタン 3 4 0 は図 5 に図解されるように該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b から後方へ位置付けされている。次いで図 6 に示す様に該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b を該導波管 3 1 6 から押し離すために該リセットボタン 3 4 0 を前へ押すことにより該インターロック装置 3 0 0 が作動可能状態化される。この位置で該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b は該作動可能状態化カラー 3 3 0 により該導波管 3 1 6 から離れた予め決められた距離に保持される。該作動可能状態化カラー 3 3 0 は該ばね 3 3 9 により該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の間の空間内へ偏倚されている。次いで外科医は該発振器を賦活し該音響的組立体にエネルギーを与える。

該超音波閉塞具の遠位の端部が貫入すべき体腔壁と接触して位置するよう該套管針組立体が次に位置付けされる。この位置付けの前又は後の何れかに、該超音波システムはエネルギーを与えられ、それにより該変換器組立体から該閉塞具の遠位の端部への超音波エネルギーの伝達を行う。該導波管を通して伝達されている該超音波エネルギーが該壁の細胞構造に作用すると該ハンドグリップ 1 5 3 を経由した適当な圧力をかけることにより（図 4 参照）、該閉塞具の遠位の端部の該体腔壁への貫入をさせる状態は実施可能となる。

図 7 に示す様に、該外科医は該套管針組立体を患者の組織に向かって加圧を開始する。該組織負荷センサー 3 5 0 が引き込むと、中央ポストは下から該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の間の空間内へ移動する。該閉塞具が該組織内へ進むにつれ、該組織負荷センサー 3 5 0 は引き込むことを続け該中央ポストが該作動可能状態化カラー 3 3 0 に向かって押すようにさせてそして図 7 に示すように該カラーを該ブレーキ用部材 3 2 0 a 及び 3 2 0 b の間から外へ出す。好ましくは、該中央ポスト 3 5 1 は該作動可能状態化カラー 3 3 0 より小さい直径を有するのが良く、該ブレーキ用部材は僅かに内側へ動き該作動可能状態化カラー 3 3 0 の再係合を防止するが、しかし該閉塞具の導波管 3 1 6 と係合する程充分には動かない方が良い。次いで、該超音波套管針組立体は押されて該組織を通り過ぎ

10

20

30

40

50

そして腔内へ入るが、恰もそれは腹膜に於ける様である。

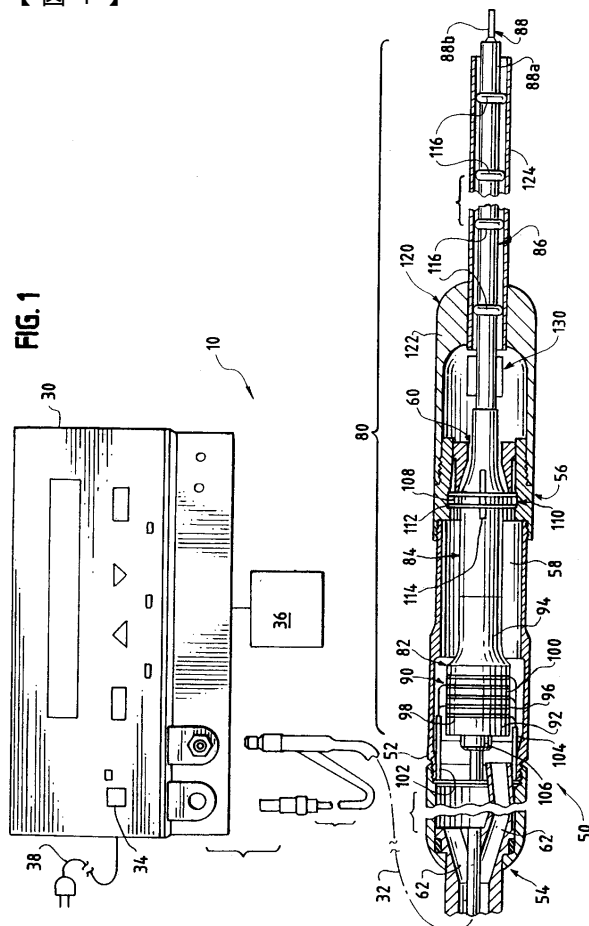
該閉塞具が該腔に入ると、該組織負荷センサー 350 への抵抗は実質的に無くなりそして該組織負荷センサー 350 は、例えば、ばね（図示せず）により前進する。該組織負荷センサー 350 が前進すると該中央ポスト 351 は該ブレーキの間の範囲から出てそして該ブレーキが該導波管 316 と接触出来るようにする。該ブレーキ用部材 320 a 及び 320 b が該閉塞具に向かって押されると、該ブレーキ用部材 320 a 及び 320 b は好ましくは該超音波導波管のインピーダンスを十分に増加させるのが良く、該発振器は該音響的組立体の共振周波数に固定されていることがもはや出来ず適当な駆動信号を発生する。結果として該導波管の運動は停止し、そして該発振器は連続音を報ずる。

該超音波閉塞具により貫入用開口部を形成後、該超音波システムの動作を終了出来る。後方に、かつ、最初に形成された貫入用開口部が該套管針カニューレのチューブ状カニューレの次ぎの導入を行えるように充分拡大されるよう、該閉塞具は遠位の方へ進められる。次いで該カニューレは該広げられ拡大された開口部を通して進められるが、該超音波閉塞具は該チューブ状カニューレを導入する前か後に該拡大された貫入用開口部を通して取り除かれる。ロック用クリップの操作は該閉塞具が該套管針カニューレから取り外されそして完全に取り除かれ、そして所要の内視鏡による外科過程が実行されるのを可能にする。上記から、本発明の新しい概念の真の精神と範囲から離れること無く多くの変型や変更を実現出来ることが着想される。本開示は本発明の典型的なものとして意図されており特定の図解した実施例に本発明を限定しようとするものではないことは理解されるべきである。本開示は該請求項の範囲に入る様な全ての変型を付属する請求項によりカバーするよう意図されている。

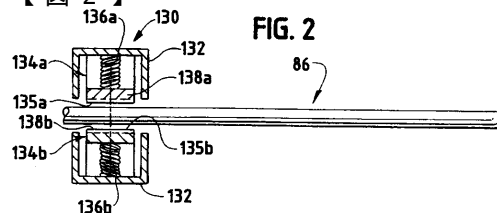
10

20

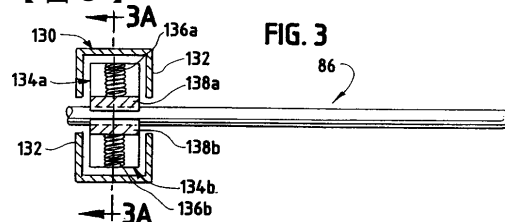
【図 1】



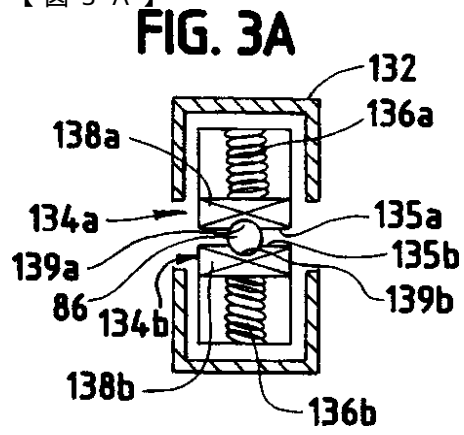
【図 2】



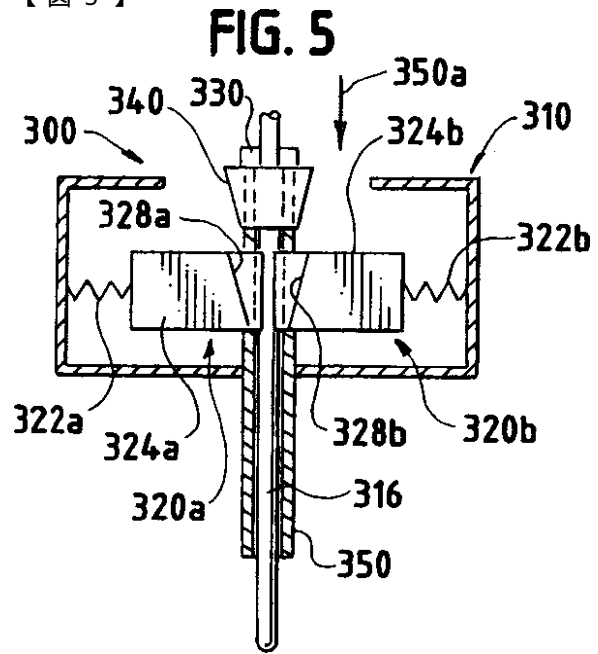
【図 3】



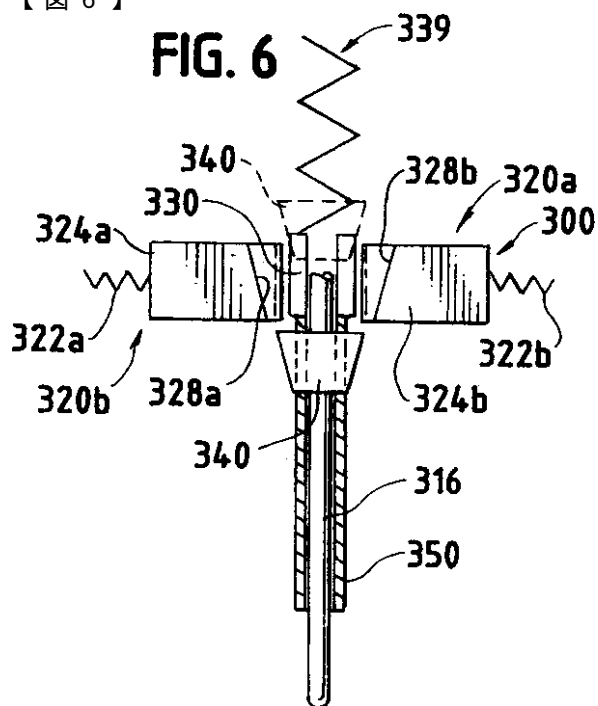
【図3A】



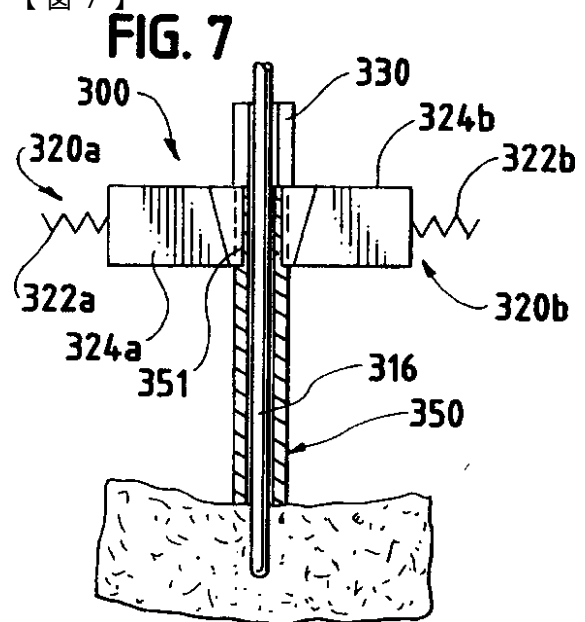
【図5】

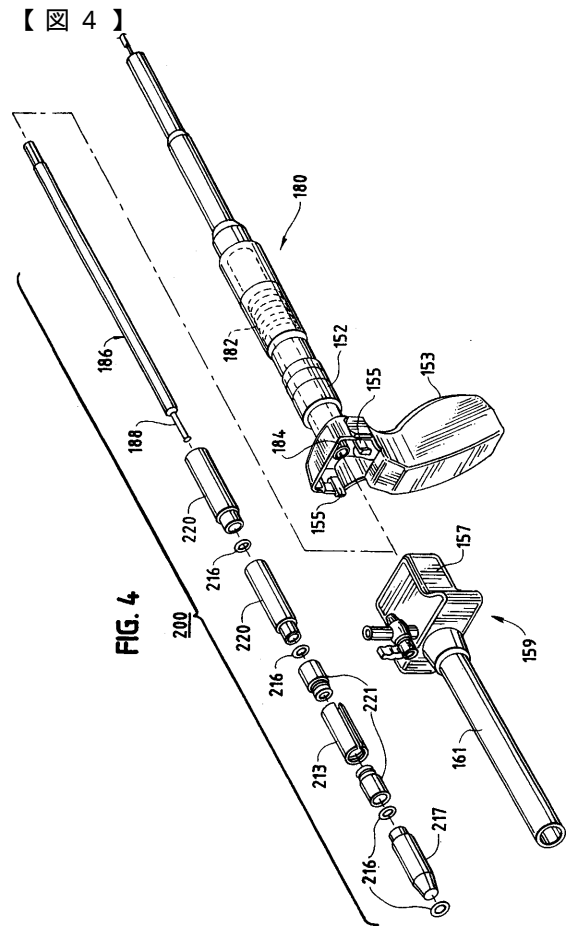
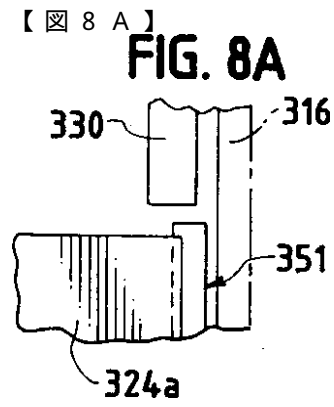
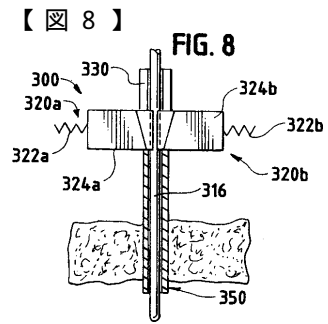


【図6】



【図7】





フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-051281(JP,A)
米国特許第5397293(US,A)
米国特許第5026387(US,A)
米国特許第5472447(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
B06B 1/06 - 3/00
A61B 17/34
A61B 18/00