

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-522523

(P2004-522523A)

(43) 公表日 平成16年7月29日(2004.7.29)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/00

F I

A61B 17/36 330

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2002-562250 (P2002-562250)
 (86) (22) 出願日 平成14年2月8日 (2002.2.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年8月8日 (2003.8.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/004988
 (87) 国際公開番号 W02002/062241
 (87) 国際公開日 平成14年8月15日 (2002.8.15)
 (31) 優先権主張番号 60/267, 251
 (32) 優先日 平成13年2月8日 (2001.2.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 501289751
 タイコ・ヘルスケア・グループ・リミテッ
 ド・パートナーシップ
 アメリカ合衆国 02048 マサチュー
 セッツ州 マンスフィールド ハンプシャ
 ー ストリート 15
 (71) 出願人 503287904
 ウィスコンシン アルムニ リサーチ フ
 ァウンデーション (ワーフ)
 アメリカ合衆国 ウィスコンシン 537
 06, マディソン, ユニバーシティ
 アベニュー 750, 4ティーエイチ
 フロア
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志

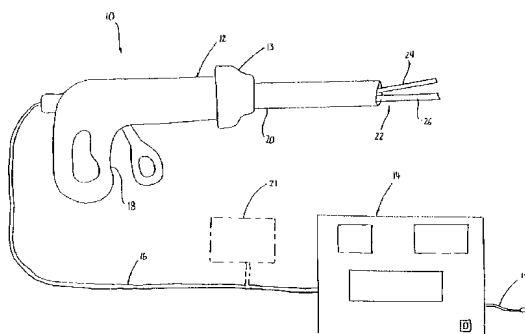
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波手術器具

(57) 【要約】

超音波手術器具が提供される。この器具は、ハンドルアセンブリ(218)、本体(220)および末端エフェクタ(222)を備え、この本体は、遠位方向に延びてハンドルアセンブリを形成し、そしてこの末端エフェクタは、組織の切断、切開、凝固および/または結紮を行うように構成される。この末端エフェクタ(222)は、超音波部材(226)を備える。変換器(32、132)は、この超音波部材(226)に隣接して、超音波部材(226)上または超音波部材(226)内に支持され、そして電源に接続される。この電源を作動する際に、変換器(32、132)は、超音波部材(226)の振動をもたらす。1つの好ましい実施形態において、末端エフェクタ(222)は、この器具の遠位端の周りの関節結合のために取り付けられる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術器具であって、以下：

ハンドル；

該ハンドルから遠位方向に延びる細長本体部分であって、該細長本体は、カニユーレまたは本体オリフィスを通すように寸法決めされかつ構成される、細長本体部分；

該細長本体部分の遠位端上に支持される末端エフェクタであって、該末端エフェクタは、変換器および共振部材を有する超音波部材を備え、該共振部材は、該変換器に作動可能に接続されており、そして組織の切開、切断、凝固、結紮および／または止血を行うように構成される操作表面を備える、末端エフェクタ、
を備える、手術器具。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の手術器具であって、前記末端エフェクタは旋回可能なクランプを備え、該旋回可能なクランプは、前記共振部材の操作表面から間隔を空けられた開位置と、該共振部材の操作表面と並列した配置の閉位置との間で、前記超音波部材の共振部材に対して移動可能である、手術器具。

【請求項 3】

前記超音波部材が、J フック形態を有する、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 4】

前記超音波部材が、L フック形態を有する、請求項 1 に記載の手術器具。

20

【請求項 5】

前記超音波部材が、矩形形態を有する、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 6】

前記超音波部材が、へら状形態を有する、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 7】

前記変換器が、ケイ素プレートの周りに位置付けられる複数の P Z T 結晶を備える、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 8】

前記共振部材が、ケイ素／金属複合材から形成される、請求項 7 に記載の手術器具。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の手術器具であって、前記細長本体部分の遠位端に旋回可能に装着された関節結合部材をさらに備え、前記末端エフェクタは、該関節結合部材により支持されており、ここで該関節結合部材は、該末端エフェクタの関節結合を行うために旋回可能である、手術器具。

30

【請求項 10】

手術される組織の状態をモニタリングするために、前記超音波部材上に位置付けられたセンサをさらに備える、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 11】

前記状態が温度である、請求項 10 に記載の手術器具。

【請求項 12】

前記状態が、超音波または電気インピーダンスである、請求項 10 に記載の手術器具。

40

【請求項 13】

超音波手術システムであって、以下：

内視鏡超音波器具であって、ハンドル、細長本体部分および末端エフェクタを備え、該末端エフェクタは、変換器を有する超音波部材を備え、そして該細長本体部分は、カニユーレまたは本体オリフィスを通して挿入可能であるように寸法決めされかつ構成される、内視鏡超音波器具；

電源に係合するように適合された制御モジュールであって、該制御モジュールは、該変換器を 1 以上の超音波振動数で駆動するための電子制御回路を備える、制御モジュール；および

50

該制御モジュールおよび該超音波器具を相互接続する、電気ケーブル、
を備える、超音波手術システム。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波手術システムであって、前記超音波器具内に位置付けられた導体をさらに備え、該導体は、前記変換器と連絡している遠位端および前記電気ケーブルに係合するように適合された近位端を有する、超音波手術システム。

【請求項 15】

前記導体が、同軸ケーブルを備える、請求項 14 に記載の超音波手術システム。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の超音波手術システムであって、手術される組織の特性を感知するために、前記超音波部材上に位置付けられたセンサをさらに備え、ここで前記制御モジュールが、該センサと相互作用して前記超音波器具の操作を制御するフィードバック回路を備える、超音波手術システム。 10

【請求項 17】

前記末端エフェクタが、関節結合のために前記手術器具上に支持される、請求項 13 に記載の超音波手術システム。

【請求項 18】

請求項 13 に記載の超音波手術システムであって、ここで前記超音波部材は、フレーム、共振構造および前記変換器を備え、ここで該変換器は、該共振構造と接触して位置付けられ、そして該共振構造は、組織の切開、切断、結紮および / または凝固を行うための操作表面を備える、超音波手術システム。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、米国仮出願第 60 / 267, 251 号 (2001 年 2 月 8 日出願) (本明細書中で参考として援用される) に対して優先権を主張する。

【0002】

(1. 技術分野)

本開示は、概して超音波手術器具に関する。より詳細には、本開示は、組織の切開、切断、凝固、結紮および / または止血を行うように構成された末端エフェクタを有し、そしてこの器具内に組み込まれた超小型機械式システム (「MEMS」) を有する超音波手術器具に関し、この器具は、開放外科処置および腹腔鏡手術手順または内視鏡手術手順において使用され得る。 30

【背景技術】

【0003】

(2. 関連技術の背景)

外科的用途のための超音波器具は、周知であり、そして切開、切断、結紮、組織における凝固および / または止血を行うための種々の外科処置において使用される。代表的には、超音波手術器具は、この器具を握るためのハンドピース、このハンドピースの近位端に装着された変換器、およびこの変換器から器具の本体を通して器具の末端エフェクタまで延びる振動結合器を備える。この変換器は、超音波振動数範囲の振動を生成し、この振動は、器具のハンドピースから振動結合器を介して末端エフェクタへと伝送される。この構成は、いくつかの適用において有効であるが、いくつかの欠点を有する。例えば、器具の出力は、超音波エネルギーがデバイスの近位端からデバイスの遠位端に伝送される際に減衰する。さらに、出力損失は、器具の結合およびシールにおいて増大する。公知の手術器具を扱うために、それ自体が大きくて重い変換器が必要とされる。さらに、振動結合器と器具の静止部品との間の接触は、器具に機械的な欠陥を生じる。最後に、振動結合器は、器具の遠位端から器具の近位端へと体液を引き込むポンプとして作用し、それにより使用後の器具の滅菌を困難にする。 40

【0004】

細長振動結合器の使用はまた、外科医に利用可能な器具の操作特性を制限する。より具体的には、振動結合器は、振動を変換器から末端エフェクタに伝送するので、関節結合 (articulation) 接続を振動結合器に組み込むことは困難かつ非効率的である。従って、公知の超音波器具は、代表的には関節結合する末端エフェクタを備えていない。さらに、振動は、器具の近位端にある変換器から器具の遠位端へと、剛性の振動結合器 (例えば、細長チタンロッド) に沿って伝送されるので、振動エネルギーは、主に長手方向の波動でロッドに沿って伝送される。エネルギーが振動結合器の長さに沿って伝送されるにつれて発生する横方向の振動は、システム全体の効率を減少させる。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

10

【0005】

(要旨)

超音波手術システムが提供され、このシステムは、変換器を備えた末端エフェクタ、制御モジュール、および手術器具を制御モジュールに相互接続する伝導性ケーブルを有する手術器具を含む。この制御モジュールは、電源 (電気出力、a/c ジェネレータ、またはバッテリーバックなどを備え得る) に接続されるように適合され、そして器具の末端エフェクタ上に位置する変換器を、超音波振動数または多重超音波振動数で独立してまたは同時に駆動するための制御回路を備える。あるいは、この制御回路は、電源中に組み込まれ得る。超音波器具は、ハンドルアセンブリ、本体部分および一体型または取り外し可能な末端エフェクタを備え、この末端エフェクタは、組織の切断、切開、結紮、止血および/または凝固を行うように構成される。この末端エフェクタは、超音波部材を備え、これは、好ましくはケイ素複合材 (例えば、ケイ素 - チタン複合材料) から形成される。変換器は、この末端エフェクタの超音波部材上、超音波部材内または超音波部材に隣接して支持される。この超音波部材は、種々の異なる構成を有し得、これらとしては、種々のフック形態、矩形、円形、四角形などが挙げられる。末端エフェクタはまた、クランプ部材またはシャーププローブを備え得る。1つの好ましい実施形態において、器具の内視鏡本体部分は、その長手軸の周りに回転可能であり、内視鏡本体部分の長手軸の周りで末端エフェクタを回転させる。あるいは、末端エフェクタまたは超音波部材は、器具の内視鏡本体部分と独立して回転可能であり得る。

20

【0006】

30

別の好ましい実施形態において、手術器具は、関節結合部材を備え、これは、関節結合リンクを使用して、本体部分の長手軸に対して横方向に位置付けられた旋回部材の周りで旋回され得る。好ましくは変換器を備える末端エフェクタは、この関節結合部材に固定され、そして関節結合リンクの往復運動に応じて関節結合部材と共に旋回可能であり、末端エフェクタを関節結合する (すなわち、器具の長手軸に対する末端エフェクタの角度を変化させる)。

【0007】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

本発明に開示された超音波手術器具の好ましい実施形態は、図面を参照して詳細に記載され、この図面において、同様の参照番号は、いくつかの図面の各々において同じかまたは対応する要素を示す。

40

【0008】

図1は、一般に10で示される超音波外科システムの概略図を示す。システム10は、超音波器具12、制御モジュール14および伝導ケーブル16を備え、伝導ケーブル16は、器具12を制御モジュール14と相互接続する。超音波器具12は、開放外科手順、内視鏡外科手順および腹腔鏡外科手順のための構成を取り得、そしてハンドルアセンブリ18、細長本体20および末端エフェクタ22を備える。ハンドルアセンブリ12は、ピストル型のグリップ構成を有し得るが、他のハンドル構成 (例えば、インラインハンドル、鉛筆型グリップ、標準的なハサミグリップ、新規の人間工学的設計のグリップなど) が想定される。回転ノブ13は、公知の様式で細長本体20の回転を容易にするために提供さ

50

れ得る。末端エフェクタ 22 は、旋回クランプ部材 24 および直線状超音波部材 26 を備える。あるいは、末端エフェクタの超音波部材は、種々の他の構成（とりわけ、種々の異なる断面形態（図 1 D ~ 1 G）を有する J フック（図 1 A）、L フック（図 1 B）、ハサミ（図 1 C）、ヘラ（図 1 H）、弓形（図 1 I および 1 J）ならびに長方形（図 1 K）が挙げられる）を想定し得る。末端エフェクタはまた、1997 年 8 月 14 日出願の米国特許第 6,024,750 号に開示されるブレードのような湾曲ブレードおよび / または 1996 年 10 月 4 日出願の米国特許第 6,036,667 号に開示されるような角のあるブレードを有するように構成され得る（これらは両方とも、本明細書中でその全体が参考として援用される）。

【0009】

超音波部材は、エッチングプロセス（例えば、等方性エッチング、深反応性イオンエッチングなど）を使用して形成され得る。適切なエッチングプロセスは、1994 年 10 月 31 日出願の米国特許第 5,728,089 号（これもまた、本明細書中でその全体が参考として援用される）に開示される。あるいは、他の公知の手段が使用されて、種々の異なる機械的プロセスを備える超音波部材を形成し得る。

【0010】

例示されるように、制御モジュール 14 は、電氣的出口（示さず）との係合のための電源コード 15 を備え得る。あるいは、モジュール 14 は、バッテリーパックからの出力、または a / c ジェネレータからの出力を受けるために適合され得る。ジェネレータまたは他の電源が、制御モジュール 14 に組み込まれ得ることもまた、想定される。

【0011】

モジュール 14 は、1 以上の超音波周波数で、器具 12 上に位置付けられた変換器（示さず）を駆動するための電子制御回路を備える。保護的回路は、患者、外科医またはシステムハードウェアに対する損傷を予防するために提供される。モジュール 14 はまた、ユーザに情報を提供し、そしてユーザからの情報を受容するために、ディスプレイ回路およびハードウェアを備える。この情報は、器具の末端エフェクタに位置付けられたセンサ（示さず）から獲得され得る。このセンサは、手術される組織の温度、または超音波もしくは電氣的インピーダンスをモニタリングするために提供され得る。フィードバック回路は、より有効な連結、切断、切開、凝固などを提供するために提供された任意のセンサと相互作用するように提供され得る。例えば、フィードバック回路は、センサが、組織温度または超音波もしくは電氣的インピーダンスが、所定の最大値を超えた場合に、システムの作動を終了し得る。超音波インピーダンスは、温度上昇に起因する組織の硬化と共に上昇する。同様に、電氣的インピーダンスは、過熱に起因して組織の水レベルが減少する場合に減少する。フィードバック回路は、選択的に起動および停止され得、そして / または器具の作動の際に外科医にさらなる可動性を提供するために、外科医によって制御もしくはモニタリングされ得る。さらに、制御モジュール 14 は、器具 12 またはそのハードウェアを試験および / または修正を補助するための診断回路を備え得る。

【0012】

超音波器具 12 の作動は、コンピュータの使用によって自動的に制御され得ることが企図される。本発明において開示されたシステムの 1 つの好ましい代替的实施形態において、コンピュータ 21 は、超音波器具の末端エフェクタ上に位置付けられたセンサからデータを受け取る。上記のように、センサは、手術される組織の異なる特徴（とりわけ、温度および / または超音波もしくは電氣的インピーダンスが挙げられる）をモニタリングするために備えられ得る。コンピュータ 21 は、好ましくは、センサから受けたアナログ信号を処理し、そしてアナログ信号をデジタル信号に変換するための回路を備え得る。この回路は、アナログ信号を増幅およびフィルタにかける手段を備える。その後、デジタル信号は評価され得、そして超音波器具の作動が調節されて、組織における所望の効果または組織に対する所望の効果を達成し得、そして周りの組織に対する損傷を防ぎ得る。コンピュータ 21 は、制御モジュール 14 に組み込まれ得るか、または制御モジュール 14 に連結されて、所望のまたは適切な器具 12 の作動の変動をもたらし得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

図 2 は、末端エフェクタ 2 2 の超音波部材 2 6 の上部または側面の概略図を示す。超音波部材 2 6 は、本体部分 3 0 を備え、本体部分 3 0 は、好ましくは、ケイ素材料で作製された構成成分から形成される。あるいは、チタンまたは他の金属のような材料は、いくつかの様式でケイ素に結合または接続されて、耐破損性を改善し得る。超音波用途に適切なケイ素以外の他の材料が、超音波部材 2 6 を形成するために使用されることが想定される。変換器 3 2 (好ましくは、圧電性変換器) は、超音波部材 2 6 上に担持されるか、また超音波部材 2 6 に結合されるか、または超音波部材 2 6 内に結合される。圧電性変換器 3 2 は、電気的コネクタ (好ましくは、ケーブル 3 4) によって電源および制御モジュール 1 4 に接続される。ケーブル 3 4 は、器具 1 2 の本体 2 0 を通って変換器 3 2 から近位に伸び得 (図 1)、そしてこの器具のハンドルアセンブリ 1 8 の開口部 (示さず) を通って器具 1 2 を出ていき得る。

10

【 0 0 1 4 】

上記のように、超音波部材 2 6 は、種々の異なる構成 (図 1 A ~ 1 K) を想定し得、そして任意の公知の様式で器具 1 2 の遠位部分に装着され得る。例えば、超音波部材 2 6 は、器具 1 2 の本体 2 0 の遠位末端内に支持される基板またはシャフトまたは据付部材 (示さず) に、例えば、スナップフィット接続、ネジセットまたはクリンピングまたはスエージによって、固定され得る。部材 2 6 の近位末端上に形成されたか、または部材 2 6 の近位末端上またはその中に配置されたスレッドシャンク 4 0 または他の装着構造は、器具 1 2 の遠位末端への超音波部材 2 6 の装着を提供し得る。

20

【 0 0 1 5 】

変換器 3 2 は、任意の軸 (例えば、x 軸、y 軸または x 軸と y 軸との間の任意の軸) に沿った振動をもたらすために、超音波部材 2 6 上、またはその内側、またはそれに隣接して位置づけられ得る。超音波部材 2 6 は、切開、切断、凝固、連結をもたらすように、および / または組織の止血をもたらすように構成された、一般に 4 2 で示される作動表面を備える。あるいは、超音波部材 2 6 は、異なる作業 (例えば、切断および凝固) を実行するための複数の作動表面を備え得る。器具 1 2 を備えるシステム 1 0 は、種々の外科的適用 (一般的な手順、産婦人科手術手順、泌尿器科手術手順、胸部手術手順、心臓手術手順および神経学的手術手順を含む) において使用され得る。器具 1 2 は、内視鏡手術手順および開放手術手順の両方を実行するために構成され得、そして公知の様式の指スイッチまたは足ペダルを介して起動され得る。この起動デバイスは、器具 1 2 の起動をもたらすための、ワイヤレスの伝達回路を備え得る。

30

【 0 0 1 6 】

この器具の遠位端上、またはこの中、またはこれに隣接して変換器を提供することによって、以下の利益が実現され得る: a) チタンから形成される細長振動連結器の必要性が、実質的に除去されて、器具の費用を低減する; b) 器具の本体部分の長さが、結果として起こる器具の性能の変化を実質的に伴わずに変化 (例えば、短縮または延長) され得る (例えば、器具振動連結器が電気的コンダクタにより置換されているので、本体の長さを変化した後に、かなりの費用で器具を元に戻す必要がない); c) 超音波エネルギーがより効率的に患者に伝達され、従って、エネルギー出力要求を低下させ得る; d) 器具の使い捨ての部分は、容易に変化され得、そして再利用が制限されたか、またはそれらの間の任意の程度の再利用可能性のハンドル、器具全体と共に、器具端部のみを備え得る; e) ハンドルアセンブリは、変換器を支持しないので、このハンドルアセンブリは、より人間工学的に構成され得る; そして f) 器具の近位末端上の大きい変換器の代わりに、器具の遠位末端上か、その中か、またはそれに隣接する小さい変換器を使用することは、器具の重量を実質的に減少させ、そして繊細な外科手順の間に特に管理することを容易にする。

40

【 0 0 1 7 】

図 3 および 4 は、1 1 2 で一般に示される本発明により開示された超音波手術器具の別の好ましい実施形態の遠位末端を示す。器具 1 1 2 は、超音波部材 1 2 6 およびクランピングジョー 1 2 4 を有する末端エフェクタ 1 2 2、中空スルーボアを規定する本体部分 1 2

50

0、関節部材 150 および関節結合リンク 152 を備える（図 4）。超音波部材 126 は、変換器 132 を備える。好ましくは、この変換器は、可能な限り超音波部材 112 の遠位端に隣接して位置付けられる。ワイヤ 160 は、変換器 132 を電源（示さず）に相互接続する。末端エフェクタ 122 は、関節部材 150 内に支持され、そして関節部材 150 は、突出部 154 a の周りの部材 154 によって、本体部分 120 に旋回可能に支持される。関節結合リンク 152 は、旋回部材 154 から離れた位置で、関節部材 150 に旋回可能に接続される遠位末端を有する。関節結合リンク 152 は、本体 120 内を直線的に移動可能であり、突出部 154 の周りで、旋回部材 150 を旋回させ末端エフェクタ 122 の曲げをもたらすように構成される。関節部材 150 は、5° と 175° との間、好ましくは 30° と 120° との間の角度にわたる曲げをもたらす。変換器 132 は、末端エフェクタ 122 の超音波部材 126 上に支持されるので、超音波器具 112 の末端エフェクタ 122 は、超音波部材の振動作動を妨害せずに曲がり得る（図 4 A を参照のこと）。

【0018】

図 5 は、100 で一般に示される超音波部材の 1 つの好ましい実施形態を示し、これは、超音波外科システム 10 の本発明により開示された超音波手術器具における使用のために適切である。超音波部材 100 は、好ましくは、圧電性積層構造であり、フレーム 102、共振構造 104 および変換器 106 を備える。あるいは、圧電以外の他の伝導機構（熱応力、電気ひずみ、磁気ひずみまたは光学駆動機構を含む）が使用され得る。変換器 106 は、好ましくは、ケイ素プレート 110 によって分離された PZT 結晶の対 108 を備える。あるいは、PZT 結晶以外の結晶を使用して、出力を機械的振動をもたらすように変換し得ることが想定される。適切な結合剤またはプロセス（例えば、溶接結合、拡散結合、接着剤など）を使用して、結晶 108 をプレート 110 に固定する。共振構造 104 は、好ましくは、ケイ素または金属の共振構造またはケイ素 / 金属複合材料から形成される。構造 104 は、好ましくは、第一および第二の共振部材 104 a および 104 b を備える。部材 104 a および 104 b の近位末端は、一緒になって変換器 106 を受けるための空洞を規定する。あるいは、共振構造 104 は、一片の材料から一体形成され得る。PZT 結晶 108 ならびに共振部材 104 a および 104 b の嵌合表面は、適切な結合剤または結合プロセス（ガラス結合剤、接着剤など）を使用して一緒に固定される。フレーム 102 は、本体 112（これは、好ましくは、金属、セラミックなどを含む剛性材料から形成される）を備え、そして共振構造 104 および変換器 106 アセンブリを受けるように寸法決めおよび構成された空洞 114 を備える。結合層 118（これは、好ましくは、導電性材料から形成される）は、共振部材 104 a および 104 b の近位部分とフレーム 102 との間に位置付けられて、静止したフレーム 102 に対して移動可能である変換器 106 を結合させる。フレーム 102 の近位末端は、スルーボア 120 を備え、このスルーボア 120 は、電気的コンダクタ 122（例えば、ワイヤまたは同軸ケーブル）の通過を可能にし、変換器 106 に出力を提供する様に寸法決めされる。電気的コンダクタは、好ましくは、高電圧高周波テフロン（登録商標）絶縁ケーブルであるが、他のコンダクタの使用も想定される。コンダクタ 122 の遠位末端は、可撓性伝導性ワイヤ 124 によってプレート 110 に接続され、この可撓性伝導性ワイヤ 124 は、フレーム 102 と変換器 106 との間の相対的移動を制限しない。

【0019】

上記のように、共振構造 104 の形状は、図 5 に示された形状とは異なり得る。より具体的には、共振構造 104 の遠位作動表面 126 は、図 1 A ~ 図 1 K に示される構成のいずれかまたは本明細書に示されない任意の他の構成を想定し得、これらの構成は、特定の外科手順を実行するために有利であり得る。さらに、クランプは、組織の握りを容易にするために提供され得る。

【0020】

超音波部材 100 は、高周波範囲および低周波範囲の両方で起動され得る。低周波範囲（約 20 ~ 100 KHz）において、この器具は、組織の切断をもたらすために、組織中に

10

20

30

40

50

キャピテーションを引き起こす。高周波範囲（１ＭＨｚより高い）において、この器具は、組織の加熱および凝固のために使用され得る。高周波および低周波の起動は、両方の周波数を発生し得る出力増幅器によって同時に生じ得る。複数の周波数を提供することは、減少した熱伝播および改善した凝固および止血を伴う、組織における改善された切断を提供し得る。

【００２１】

上記のように、出力損失および非効率、超音波エネルギー発生ＰＺＴ要素を、末端エフェクタの超音波部材に隣接して、またはその上に、またはその中に配置することによって、従来の超音波器具と比較して実質的に減少される。従来の器具は、組織切断をもたらすために４０～５０ワットの出力を必要とし得るが、本発明により開示される超音波器具は、組織の切断をもたらすために２０～３０ワットの出力のみを必要とすることが想定される。さらに、本発明により開示される積層構造の超音波部材１００が、従来の器具よりも高い周波数で作動可能であることが想定される。より高い周波数の使用は、所定の出力設定での凝固速度を増し得ると考えられるので、出力要求量は、より高い周波数での器具の作動によってさらに減少され得る。

10

【００２２】

図６および７は、一般に２１２により示される本発明により開示される超音波器具の別の好ましい実施形態を示す。超音波器具２１２は、ハンドルアセンブリ２１８（図６）、細長本体２２０および末端エフェクタ２２２（図７）を備える。ハンドルアセンブリ２１８は、定位型ハンドル部分２６０および旋回可能ハンドル部分２６２を備える。旋回可能ハンドル２６２は、旋回部材２６６の周りでハンドルアセンブリ２１８の本体部分２６４に旋回可能に取り付けられ、そして図６において矢印「Ａ」によって示される方向で付勢バイアス部材２６８の付勢に対してハンドル２６０に向かってハンドル２６２を移動させることによって、非起動位置（図６）から起動位置に移動可能である。リンク２７０は、ハンドル２６２の旋回移動を、直線駆動部材２７２に転換する。リンク２７０は、旋回可能ハンドル２６２にピン２７４によって旋回可能に固定された第一の末端を有し、そして駆動部材２７２にピン２７６によって旋回可能に固定された第二の末端を有する。旋回可能ハンドル２６２の起動位置への移動の際に、直線駆動部材２７２は、図６の矢印「Ｂ」により示される方向で移動する。

20

【００２３】

可撓性クランプロッドまたはリンク２５２は、駆動部材２７２に固定された近位末端を有する。クランプリンク２５２は、好ましくは、形状記憶材料または弾力性のある材料から形成され、そして旋回可能なクランプ部材２２４に接続された遠位末端を有する（図７）。クランプ部材２２４は、旋回部材２７８により取り付け部材２５０内に旋回可能に固定される。クランプリンク２５２の遠位末端は、旋回部材２７８から離れた位置で、ピン２８０によって旋回可能なクランプ部材２２４に旋回可能に接続される。使用の際に、ハンドル２６２が、矢印「Ａ」により示される方向（図６）で移動して、矢印「Ｂ」により示される方向で駆動部材２７２を移動させる場合、クランプリンク２７０は、図６および７において矢印「Ｃ」によって示される方向で遠位に進められる。クランプリンク２７０の遠位方向の移動は、クランプ部材２２４を、旋回部材２７８の周りで、図７の矢印「Ｄ」によって示される方向で、超音波部材２２６と並列して整列されたクランプされた位置まで旋回させる。

30

40

【００２４】

図６に示されるように、関節結合リンク２５３は、ハンドルアセンブリ２１８の本体部分２６４内にスライド可能に位置付けられる。リンク２５３は、本体部分２６４中に形成されるスロット２８２を通して伸びる近位末端２５３ａを備える。スライド部材２８４は、リンク２５３の近位末端２５３ａに固定され、そして関節結合リンク２５３の遠位の移動をもたらすように、矢印「Ｅ」によって示される方向で本体部分２６４の外側表面に沿って移動可能である。

【００２５】

50

図 7 を参照して、取り付け部材 2 5 0 は、旋回部材 2 8 4 によって細長本体 2 2 0 の遠位末端に旋回可能に固定される。旋回部材 2 8 4 の各々は、第一および第二の突出部 2 8 4 a および 2 8 4 b をそれぞれ備える。突出部 2 8 4 a は、細長本体 2 2 0 に旋回可能に固定され、そして突出部 2 8 4 b は、取り付け部材 2 5 0 に旋回可能に固定され、その結果、取り付け部材 2 5 0 は、横軸 Y の周りで細長本体 2 2 0 に関して旋回可能である。関節結合リンク 2 5 3 の遠位末端は、取り付け部材 2 5 0 の内部表面から外に向かって伸びる突出部（示さず）に係合される。この突出部は、旋回軸 Y から側方に離れる。リンク 2 5 3 が、遠位または近位に移動する場合、取り付け部材 2 5 0 は、旋回軸 Y の周りで、関節位置まで旋回する。図 4 A を参照のこと。好ましい実施形態において、取り付け部材 2 5 0 および従って末端エフェクタ 2 2 2 は、約 1 5 0 ° の円弧にわたって曲げられ得る。

10

【 0 0 2 6 】

末端エフェクタ 2 2 2 は、クランプ部材 2 2 4 および超音波部材 2 2 6 を備える。超音波部材 2 2 4 は、任意の公知の固定技術（クリンピング、スエージ、ネジなど）を使用して、取り付け部材 2 5 0 内に固定される。超音波部材 2 2 4 は、概略的に示されているが、作動表面 1 2 6 がブレード構成を備えること以外は、超音波部材 1 0 0 と実質的に同じである。上記のように、取り付け部材 2 5 0 は、関節結合リンク 2 5 3 によって軸 Y の周りで旋回可能であり、超音波部材 2 2 4 を備える末端エフェクタ 2 2 2 もまた、旋回する、すなわち横軸 Y の周りで曲げられる。

【 0 0 2 7 】

種々の改変が、本明細書に開示される実施形態に対してなされ得ることが理解される。例えば、末端エフェクタの超音波部材の構成は、本明細書に示されることを必要としないが、特定の外科的適用に適するように改変され得る。さらに、変換器は、器具の遠位末端において末端エフェクタの超音波部材の近位に取り付けられ得、超音波部材に直接取り付けられる必要はない。従って、上の記載は、限定として解釈されるべきではなく、好ましい実施形態の例示としてのみ解釈される。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および精神内の他の改変を想定する。

20

【 0 0 2 8 】

本明細書に開示される超音波手術器具の種々の好ましい実施形態は、図面を参照して記載される。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 2 9 】

【 図 1 】 図 1 は、本明細書に開示される超音波手術システムの 1 つの実施形態の概略図であり、組織における切断、切開、結紮、凝固および / または止血を行うための手術器具を含む。

【 図 1 A 】 図 1 A は、本明細書に開示される超音波器具の超音波部材の 1 つの好ましい代替の実施形態の側面図である。

【 図 1 B 】 図 1 B は、本明細書に開示される超音波器具の超音波部材の別の好ましい代替の実施形態の側面図である。

【 図 1 C 】 図 1 C は、本明細書に開示される超音波器具の超音波部材の別の好ましい代替の実施形態の側面図である。

40

【 図 1 D 】 図 1 D は、図 1 C の切断線 X - X に沿った断面図である。

【 図 1 E 】 図 1 E は、図 1 C の切断線 X - X に沿って見た場合の、図 1 D に示される超音波部材の代替の実施形態の断面図である。

【 図 1 F 】 図 1 F は、図 1 C の切断線 X - X に沿って見た場合の、図 1 D に示される超音波部材の別の代替の実施形態の断面図である。

【 図 1 G 】 図 1 G は、図 1 C の切断線 X - X に沿って見た場合の、図 1 D に示される超音波部材のさらに別の代替の実施形態の断面図である。

【 図 1 H 】 図 1 H は、本明細書に開示される超音波部材の別の代替の実施形態の頂面図である。

【 図 1 I 】 図 1 I は、本明細書に開示される超音波部材の別の実施形態の側面斜視図であ

50

る。

【図 1 J】図 1 J は、本明細書に開示される超音波部材の別の実施形態の側面斜視図である。

【図 1 K】図 1 K は、本明細書に開示される超音波部材の別の実施形態の側面図である。

【図 2】図 2 は、本明細書に開示される超音波器具の超音波部材の 1 つの好ましい実施形態の模式的頂面図である。

【図 3】図 3 は、本明細書に開示される超音波手術器具の別の好ましい実施形態の遠位端を部分的に取り除いた側面図であり、関節結合している末端エフェクタを備える。

【図 4】図 4 は、図 3 に示される本明細書に開示される超音波手術器具の遠位端を部分的に取り除いた頂面図である。

【図 4 a】図 4 a は、関節結合状態にある、図 4 に支援される超音波器具の遠位体を部分的に取り除いた頂面図である。

【図 5】図 5 は、本明細書中に開示される超音波手術器具の超音波部材の好ましい実施形態の頂面図である。

【図 6】図 6 は、本明細書に開示される超音波器具の別の好ましい実施形態の近位部分を部分的に取り除いた側面断面図である。

【図 7】図 7 は、図 6 に示される超音波器具の遠位端を部分的に取り除いた側面断面図である。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
15 August 2002 (15.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/062241 A1

(51) International Patent Classification: A61B 17/32

(21) International Application Number: PCT/US02/04988

(22) International Filing Date: 8 February 2002 (08.02.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 60/267,251 8 February 2001 (08.02.2001) US

(71) Applicants (for all designated States except US): TYCO HEALTHCARE GROUP LP [US/US]; 150 Glover Avenue, Norwalk, CT 06856 (US); WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION (WARF) [US/US]; 4th floor, 750 University Avenue, Madison, WI 53706 (US).

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): ARANYI, Ernest [US/US]; 170 Stepney Road, Easton, CT 06612 (US); CUNY, Douglas, J. [US/US]; 2 Linda Lane, Bethel, CT

06801 (US); HEINRICH, Russell [US/US]; 104 Jesswig Drive, Hamden, CT 06517 (US); LAL, Amit [US/US]; 17 Drumhill Circle, Madison, WI 53717 (US); LEWIS, Bill [US/US]; 16 Nickel Place, Monroe, CT 06468 (US); ROY, Phil [US/US]; 1680 Shepard Avenue, Hamden, CT 06518 (US).

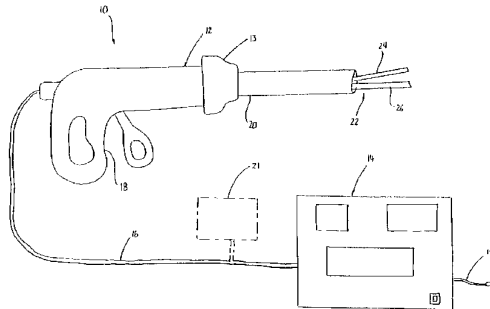
(74) Agent: AUDET, Paul; Tyco Healthcare Group LP, 150 Glover Avenue, Norwalk, CT 06856 (US).

(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AI, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent

[Continued on next page]

(54) Title: ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT



(57) Abstract: An ultrasonic surgical instrument is provided which includes a handle assembly (218), a body (220) extending distally from the handle assembly and an end effector (222) configured to effect cutting, dissection, coagulation and/or ligation of tissue. The end effector (222) includes an ultrasonic member (226). A transducer (32, 132) is supported adjacent, on or within the ultrasonic member (226) and is connected to a power source. Upon actuation of the power source, the transducer (32, 132) effects vibration of the ultrasonic member (226). In one preferred embodiment, the end effector (222) is mounted for articulation about the distal end of the instrument.

WO 02/062241 A1

WO 02/062241 A1 

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

WO 02/062241

PCT/US02/04988

ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT

5 This application claims priority to U.S. Provisional Application Serial No. 60/267,251, filed February 8, 2001, which is incorporated herein by reference in its entirety.

BACKGROUND

10 1. Technical Field

The present disclosure relates generally to ultrasonic surgical instruments. More specifically, the present disclosure relates to ultrasonic surgical instruments having an end effector configured to effect tissue dissection, cutting, coagulation, ligation and/or hemostasis and having a microelectromechanical system incorporated therein

15 ("MEMS"), which instrument can be used in open as well as laparoscopic or endoscopic surgical procedures.

2. Background of Related Art

Ultrasonic instruments for surgical use are well known and are used in a variety of surgical procedures for dissecting, cutting, ligating, effecting coagulation in, and/or effecting hemostasis in tissue. Typically, ultrasonic surgical instruments include a

20 handpiece for grasping the instrument, a transducer attached to the proximal end of the handpiece, and a vibration coupler extending from the transducer through a body of the instrument to an end effector of the instrument. The transducer generates vibrations in the ultrasonic frequency range which are transmitted from the handpiece of the

25 instrument to the end effector via the vibration coupler. This configuration, although effective in some applications, has several drawbacks. For example, the power of the instrument is attenuated when ultrasonic energy is transmitted from a proximal end of a device to a distal end of the device. Further, power losses are enhanced at couplings and seals of the instrument. As such, a large, heavy transducer is required to operate known

30 surgical instruments. Moreover, contact between the vibration coupler and stationary components of the instrument result in mechanical faults in the instrument. Finally, the vibration coupler acts as a pump which draws bodily fluids from the distal end of the instrument to the proximal end of the instrument thereby making sterilization of the instrument after use difficult.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

The use of an elongated vibration coupler also limits the operational features of the instrument available to a surgeon. More specifically, because the vibration coupler transmits vibrations from the transducer to the end effector, the inclusion of an articulation joint into the vibration coupler is difficult and inefficient. Accordingly, 5 known ultrasonic instruments typically do not include articulating end effectors. Moreover, because the vibrations are transmitted from the transducer at the proximal end of the instrument to the distal end of the instrument, along a stiff vibration coupler, e.g., an elongated titanium rod, vibration energy is transmitted primarily along the rod in longitudinal waves. Any transverse vibrations that do occur as the energy is transmitted 10 along the length of the vibration coupler reduces the overall efficiency of the system.

SUMMARY

An ultrasonic surgical system is provided which includes a surgical instrument having an end effector with a transducer, a control module and a conductive cable 15 interconnecting the surgical instrument to the control module. The control module is adapted to be connected to a power source, which may include an electrical outlet, an a/c generator, or a battery pack, etc., and includes control circuitry to drive the transducer positioned on the end effector of the instrument at an ultrasonic frequency or multiple ultrasonic frequencies independently or simultaneously. Alternately, the control circuitry 20 may be incorporated into the power source. The ultrasonic instrument includes a handle assembly, a body portion and an integral or removable end effector configured to effect cutting, dissection, ligation, hemostasis and/or coagulation of tissue. The end effector includes an ultrasonic member which is preferably formed from a silicon composite, e.g., silicon-titanium composite material. The transducer is supported on, within or adjacent 25 the ultrasonic member of the end effector. The ultrasonic member may have a variety of different configurations including different hook configurations, rectangular, circular, square, etc. The end effector may also include a clamp member or shear probe. In one preferred embodiment, the endoscopic body portion of the instrument is rotatable about its longitudinal axis to effect rotation of the end effector about the longitudinal axis of 30 the endoscopic body portion. Alternately, the end effector or ultrasonic member may be rotatable independently of the endoscopic body portion of the instrument.

In another preferred embodiment, the surgical instrument includes an articulation member which can be pivoted about a pivot member positioned transverse to the longitudinal axis of the body portion using an articulation link. An end effector

WO 02/062241

PCT/US02/04988

preferably including a transducer is secured to the articulation member and pivotable with the articulation member in response to reciprocation of the articulation link to effect articulation of the end effector, i.e., vary the angle of the end effector in relation to the longitudinal axis of the instrument.

5

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Various preferred embodiments of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument are described herein with reference to the drawings, wherein:

FIG. 1 is a schematic representation of one embodiment of the presently disclosed ultrasonic surgical system including a surgical instrument for cutting, dissecting, ligating, coagulating and/or effecting hemostasis in tissue;

FIG. 1A is a side view of one preferred alternate embodiment of the ultrasonic member of the presently disclosed ultrasonic instrument;

FIG. 1B is a side view of another preferred alternate embodiment of the ultrasonic member of the presently disclosed ultrasonic instrument;

FIG. 1C is a side view of another preferred alternate embodiment of the ultrasonic member of the presently disclosed ultrasonic instrument;

FIG. 1D is a cross-sectional view taken along section lines X-X in FIG. 1C;

FIG. 1E is a cross-sectional view of an alternate embodiment of the ultrasonic member shown in FIG. 1D as would be seen along section line X-X of FIG. 1C;

FIG. 1F is a cross-sectional view of another alternate embodiment of the ultrasonic member shown in FIG. 1D as would be seen along section line X-X of FIG. 1C;

FIG. 1G is a cross-sectional view of yet another alternate embodiment of the ultrasonic member shown in FIG. 1D as would be seen along section line X-X of FIG. 1C;

FIG. 1H is a top view of another alternate embodiment of the presently disclosed ultrasonic member;

FIG. 1I is a side perspective view of another embodiment of the presently disclosed ultrasonic member;

FIG. 1J is a side perspective view of another embodiment of the presently disclosed ultrasonic member;

FIG. 1K is a side view of another embodiment of the presently disclosed ultrasonic member;

WO 02/062241

PCT/US02/04988

FIG. 2 is a schematic top representation of one preferred embodiment of the ultrasonic member of the presently disclosed ultrasonic instrument;

FIG. 3 is a side view with portions broken away of the distal end of another preferred embodiment of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument including an articulating end effector;

FIG. 4 is a top view with portions broken away of the distal end of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument shown in FIG. 3;

FIG. 4a is a top view with portions broken away of the distal end of the ultrasonic instrument shown in FIG. 4 in an articulated position;

FIG. 5 is a top view of a preferred embodiment of an ultrasonic member of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument;

FIG. 6 is a side cross-sectional view with portions broken away of a proximal portion of another preferred embodiment of the presently disclosed ultrasonic instrument; and

FIG. 7 is a side cross-sectional view with portions broken away of the distal end of the ultrasonic instrument shown in FIG. 6.

DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS

Preferred embodiments of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument will now be described in detail with reference to the drawings, in which like reference numerals designate identical or corresponding elements in each of the several views.

FIG. 1 illustrates a schematic view of an ultrasonic surgical system shown generally as 10. System 10 includes an ultrasonic instrument 12, a control module 14 and conductive cable 16 interconnecting instrument 12 to control module 14. Ultrasonic instrument 12 may be configured for open, endoscopic or laparoscopic surgical procedures and includes a handle assembly 18, an elongated body 20 and an end effector 22. Handle assembly 12 may have a pistol grip configuration, although other handle configurations are envisioned, e.g., in-line handle, pencil grips, standard scissor grips, new ergonomically designed grips, etc. Rotation knob 13 may be provided to facilitate rotation of elongated body 20 in a known manner. End effector 22 includes a pivotable clamp member 24 and a linear ultrasonic member 26. Alternately, the ultrasonic member of the end effectors may assume a variety of other configurations including, inter alia, J-hook (FIG. 1A), L-hook (FIG. 1B), shears (FIG. 1C) having a variety of different cross-sectional shapes (FIGS. 1D-1G), spatula (FIG. 1H), arcuate (FIGS. 1I and 1J) and

WO 02/062241

PCT/US02/04988

rectangular (FIG. 1K). The end effector may also be configured to have a curved blade such as the blade disclosed in U.S. Patent No. 6,024,750, filed on August 14, 1997 and/or an angled blade, such as disclosed in U.S. Patent No. 6,036,667, filed on October 4, 1996, both of which are incorporated herein in their entirety by reference.

5 The ultrasonic member may be formed using an etching process, e.g., isotropic etching, deep reactive ion etching, etc. Suitable etching processes are disclosed in U.S. Patent No. 5,728,089 filed October 31, 1994, which is also incorporated herein in its entirety by reference. Alternately, other known means may be used to form the ultrasonic member including a variety of different mechanical processes.

10 As illustrated, control module 14 may include a power cord 15 for engagement with an electrical outlet (not shown). Alternately, module 14 may be adapted to receive power from a battery pack or from an a/c generator. It is also envisioned that a generator or other power source may be incorporated into control module 14.

Module 14 includes electronic control circuitry to drive a transducer (not shown) positioned on instrument 12 at one or more ultrasonic frequencies. Protective circuitry is provided to prevent injury to a patient, a surgeon or system hardware. Module 14 also includes display circuitry and hardware to provide information to and accept information from a user. This information may be obtained from sensors (not shown) positioned on the instrument end effector. The sensors may be provided to monitor the temperature or, 20 ultrasonic or electric impedance, of the tissue being operated on. Feedback circuitry may be provided to interact with any sensors provided to provide more effective ligation, cutting, dissection, coagulation, etc. For example, the feedback circuitry may terminate operation of the system if a sensor indicates that tissue temperature or ultrasonic or electrical impedance has exceeded a predetermined maximum. The ultrasonic 25 impedance increases as tissue hardens due to rising temperatures. Similarly, electrical impedance is reduced when tissue water level is decreased due to overheating. The feedback circuitry may be selectively activated and deactivated and/or controlled or monitored by a surgeon to provide a surgeon more flexibility in operating the instrument. Further, control module 14 may include diagnostic circuitry to aid in testing and/or 30 debugging instrument 12 or its hardware.

It is contemplated that operation of ultrasonic instrument 12 may be automatically controlled through the use of a computer. In one preferred alternative embodiment of the presently disclosed system, a computer 21 receives data from sensors positioned on the end effector of the ultrasonic instrument. As discussed above, sensors

WO 02/062241

PCT/US02/04988

may be provided to monitor different characteristics of the tissue being operated upon including, inter alia, temperature and/or ultrasonic or electrical impedance. Computer 21 preferably includes circuitry to process an analogue signal received from the sensor(s) and to convert the analogue signal to a digital signal. This circuitry may include means
 5 to amplify and filter the analogue signal. Thereafter, the digital signal can be evaluated and operation of the ultrasonic instrument can be modified to achieve the desired effect in or on the tissue and prevent damage to surrounding tissue. Computer 21 may be incorporated into control module 14 or linked to control module 14 to effect the desired or appropriate modification of the operation of the instrument 12.

10 FIG. 2 illustrates a top or side schematic view of ultrasonic member 26 of an end effector 22. Ultrasonic member 26 includes a body portion 30 which is preferably formed of components made of silicon material. Alternately, materials such as titanium or other metals may be bonded or joined in some manner to the silicon to improve fracture resistance. It is envisioned that materials other than silicon which are suitable
 15 for ultrasonic use may be used to form ultrasonic member 26. A transducer 32, preferably a piezoelectric transducer, is supported on, or bonded to or within ultrasonic member 26. Piezoelectric transducer 32 is connected to the power source and control module 14 by an electrical connector, preferably a cable 34. Cable 34 may extend proximally from transducer 32 through body 20 of instrument 12 (FIG. 1) and exit
 20 instrument 12 through an opening (not shown) in the handle assembly 18 of the instrument.

As discussed above, ultrasonic member 26 may assume a variety of different configurations (FIGS. 1A-1K) and may be attached to a distal portion of instrument 12 in any known manner. For example, ultrasonic member 26 may be secured to a substrate or
 25 shaft or a mounting member (not shown) supported within a distal end of body 20 of instrument 12 such as by a snap-fit connection, a set screw or crimping or swaging. A threaded shank 40 or other attachment structure formed on or disposed on or in a proximal end of member 26 may be provided for attachment of ultrasonic member 26 to the distal end of instrument 12.

30 Transducer 32 can be positioned on or within or adjacent ultrasonic member 26 to effect vibration along any axis, e.g., the x-axis, the y-axis or any axis in between the x and y axis. Ultrasonic member 26 includes an operating surface generally designated 42 configured to effect dissection, cutting, coagulation, ligation and/or to effect hemostasis of tissue. Alternately, ultrasonic member 26 may include multiple operating surfaces to

WO 02/062241

PCT/US02/04988

perform different tasks, e.g., cutting and coagulation. System 10, including instrument 12, can be used in a variety of surgical applications including general procedures, gynecologic, urologic, thoracic, cardiac and neurologic surgical procedures. Instrument 12 may be configured to perform both endoscopic and open surgical procedures and may be actuated via a finger switch or a foot pedal in a known manner. The actuation device may include wireless transmission circuitry to effect actuation of instrument 12.

By providing a transducer on, in or adjacent the distal tip of the instrument, the following benefits can be realized: a) the need for an elongated vibration coupler formed of titanium is obviated substantially reducing the cost of the instrument; b) the length of the body portion of the instrument can be changed, e.g., shortened or lengthened, with virtually no consequential change in instrument performance, e.g., since the instrument vibration coupler has been replaced by an electrical conductor, the instrument need not be retuned, at considerable expense, after changes in body length; c) ultrasonic energy can be transferred to a patient more efficiently, thus lowering energy power requirements; d) the portion of the instrument that is disposable can be easily varied and may comprise only the instrument tip with a limited reuse handle, the entire instrument or any degree of disposability therebetween; e) because the handle assembly does not support the transducer, the handle assembly can be more ergonomically configured; and f) the use of a small transducer on, in or adjacent the distal end of the instrument in place of a large transducer on the proximal end of the instrument substantially reduces the weight of the instrument and makes it easy to manage especially during delicate surgical procedures.

FIGS. 3 and 4 illustrate the distal end of another preferred embodiment of the presently disclosed ultrasonic surgical instrument shown generally as 112. Instrument 112 includes an end effector 122 having an ultrasonic member 126 and a clamping jaw 124, a body portion 120 defining a hollow throughbore, an articulation member 150 and an articulation link 152 (FIG. 4). Ultrasonic member 126 includes a transducer 132. Preferably, the transducer is located as close to the distal end of ultrasonic member 112 as possible. A wire 160 interconnects transducer 132 to a power source (not shown). End effector 122 is supported within articulation member 150 and articulation member 150 is pivotably supported by members 154 about projections 154a to body portion 120. Articulation link 152 has a distal end which is pivotably connected to articulation member 150 at a location offset from pivot members 154. Articulation link 152 is linearly movable within body 120 to pivot member 150 about projections 154 to effect

WO 02/062241

PCT/US02/04988

articulation of end effector 122. Articulation member 150 may be configured to effect articulation over an angle of between 5° and 175° and preferably between 30° and 120°. Because transducer 132 is supported on ultrasonic member 126 of end effector 122, end effector 122 of ultrasonic instrument 112 can be articulated without interfering with the vibratory operation of the ultrasonic member (See FIG.4A.)

FIG. 5 illustrates one preferred embodiment of an ultrasonic member, shown generally as 100, suitable for use in the presently disclosed ultrasonic surgical instrument of ultrasonic surgical system 10. Ultrasonic member 100 is preferably a piezoelectric laminate structure which includes a frame 102, a resonant structure 104, and a transducer 106. Alternately, other transduction mechanisms, other than piezoelectric may be used including thermal stress, electrostriction, magnetostriction or optical drive mechanisms. Transducer 106 preferably includes a pair of PZT crystals 108 separated by silicon plate 110. Alternately, it is envisioned that crystals other than PZT crystals may be used to convert electrical power to effect mechanical vibration. An appropriate bonding agent or process, e.g., solder bonding, diffusion bonding, adhesives, etc., is used to fasten crystals 108 to plate 110. Resonant structure 104 is preferably formed from a silicon or metal resonant structure or a silicon/metal composite. Structure 104 preferably includes first and second resonant members 104a and 104b. The proximal end of members 104a and 104b together define a cavity for receiving transducer 106. Alternately, resonant structure 104 may be monolithically formed from a single piece of material. The mating surfaces of PZT crystals 108 and resonant members 104a and 104b are fastened together using an appropriate bonding agent or bonding process, e.g., glass binding, adhesives, etc. Frame 102 includes a body 112 which is preferably formed from a rigid material including metals, ceramics, etc. and includes a cavity 114 dimensioned and configured to receive the resonant structure 104 and transducer 106 assembly. A bonding layer or layers 118, preferably formed of a conductive material, is positioned between the proximal portion of resonant members 104a and 104b and frame 102 to bond transducer 106 which is movable to frame 102 which is stationary. The proximal end of frame 102 includes a throughbore 120 which is dimensioned to permit passage of an electrical conductor 122, e.g., a wire or coaxial cable, to provide power to transducer 106. The electrical conductor is preferably a high-voltage high-frequency Teflon insulator cable, although the use of other conductors is envisioned. The distal end of conductor 122 is connected to plate 110 by a flexible conductive wire 124 which does not restrict relative movement between frame 102 and transducer 106.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

As discussed above, the shape of resonant structure 104 may be different than that shown in FIG. 5. More specifically, distal operating surface 126 of resonant structure 104 may assume any of the configurations shown in FIGS. 1A-1K or any other configuration not shown herein which may be advantageous for performing a particular surgical procedure. Moreover, a clamp may be provided to facilitate gripping of tissue.

Ultrasonic member 100 can be actuated in both high and low frequency ranges. In the low frequency range, approximately 20-100 KHz, the instrument will cause cavitation in tissue to effect cutting of the tissue. In the high frequency range, greater than 1MHz, the instrument may be used for heating and coagulation of tissue. The high and low frequency actuation may occur simultaneously by an electronic power amplifier, capable of generating both frequencies. Providing multiple frequencies may provide improved cutting in tissue with reduced thermal spread and improved coagulation and hemostasis.

As discussed above, power losses and inefficiencies are substantially reduced as compared to conventional ultrasonic instruments by placing the ultrasonic energy generating PZT element adjacent, on or within the ultrasonic member of the end effector. Whereas conventional instruments may require 40-50 watts of electrical power to effect cutting of tissue, it is envisioned that the presently disclosed ultrasonic instrument will require only 20-30 watts of electrical energy to effect the cutting of tissue. Moreover, it is envisioned that the presently disclosed laminate structure of ultrasonic member 100 is operable at higher frequencies than conventional instruments. Because it is believed the use of higher frequencies may speed the rate of coagulation at a given power setting, the power requirements may be further reduced by operation of the instrument at higher frequencies.

FIGS. 6 and 7 illustrate another preferred embodiment of the presently disclosed ultrasonic instrument shown generally 212. Ultrasonic instrument 212 includes a handle assembly 218 (FIG. 6), an elongated body 220 and an end effector 222 (FIG. 7). Handle assembly 218 includes a stationary handle portion 260 and a pivotable handle portion 262. Pivotable handle 262 is pivotably mounted to body portion 264 of handle assembly 218 about a pivot member 266 and is movable from a non-actuated position (FIG. 6) to an actuated position by moving handle 262 towards handle 260 against the bias of biasing member 268 in the direction indicated by arrow "A" in FIG. 6. A link 270 translates the pivotable movement of handle 262 to a linear drive member 272. Link 270 has a first end pivotably secured to pivotable handle 262 by a pin 274 and a second end

WO 02/062241

PCT/US02/04988

pivotably secured to drive member 272 by a pin 276. Upon movement of pivotable handle 262 to the actuated position, linear drive member 272 moves in the direction indicated by arrow "B" in FIG. 6.

A flexible clamping rod or link 252 has a proximal end secured to drive member 272. Clamping link 252 is preferably formed of a shape memory or resilient material and has a distal end connected to a pivotable clamp member 224 (FIG. 7). Clamp member 224 is pivotably secured within a mounting member 250 by a pivot member 278. The distal end of clamping link 252 is pivotably connected to pivotable clamp member 224 by a pin 280 at a location offset from pivot member 278. In use, when handle 262 is moved in the direction indicated by arrow "A" (FIG. 6) to move drive member 272 in the direction indicated by arrow "B", clamp link 270 is advanced distally in a direction indicated by arrow "C" in FIGS. 6 and 7. Distal movement of clamp link 270 pivots clamp member 224 about pivot member 278 in the direction indicated by arrow "D" in FIG. 7 to a clamped position in juxtaposed alignment with ultrasonic member 226.

As illustrated in FIG. 6, an articulation link 253 is slidably positioned within body portion 264 of handle assembly 218. Link 253 includes a proximal end 253a which extends through a slot 282 formed in body portion 264. A slide member 284 is secured to proximal end 253a of link 253 and is movable along the outer surface of body portion 264 in the direction indicated by arrow "E" to effect distal movement of articulation link 253.

Referring to FIG. 7, a mounting member 250 is pivotably secured to the distal end of elongated body 220 by pivot members 284. Pivot members 284 each include first and second projections 284a and 284b, respectively. Projections 284a are pivotably secured to elongated body 220 and projections 284b are pivotably secured to mounting member 250 such that mounting member 250 is pivotable with respect to elongated body 220 about a transverse axis Y. The distal end of articulation link 253 is engaged with a projection (not shown) extending outwardly from an inner surface of mounting member 250. The projection is laterally offset from pivot axis Y. When link 253 is moved distally or proximally, mounting member 250 is pivoted about pivot axis Y to an articulated position. See FIG 4A. In a preferred embodiment, mounting member 250, and thus end effector 222, can be articulated over an arc of about 150°.

End effector 222 includes clamp member 224 and ultrasonic member 226. Ultrasonic member 224 is secured within mounting member 250 using any known

WO 02/062241

PCT/US02/04988

fastening technique including crimping, swaging, screws, etc. Ultrasonic member 224, although shown schematically, is substantially the same as ultrasonic member 100, except operating surface 126 includes a blade configuration. As discussed above, when mounting member 250 is pivoted about axis Y by articulation link 253, end effector 222
5 including ultrasonic member 224 are also pivoted, i.e., articulated, about transverse axis Y.

It will be understood that various modifications may be made to the embodiments disclosed herein. For example, the configuration of the ultrasonic member of the end effector need not be as shown herein but rather may be modified to suit a particular
10 surgical application. Further, the transducer may be mounted proximally of the ultrasonic member of the end effector in the distal end of the instrument and need not be mounted directly to the ultrasonic member. Therefore, the above description should not be construed as limiting, but merely as exemplifications of preferred embodiments. Those skilled in the art will envision other modifications within the scope and spirit of
15 the claims appended hereto.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

WHAT IS CLAIMED:

1. A surgical instrument comprising:
a handle;
5 an elongated body portion extending distally from the handle, the elongated body being dimensioned and configured to pass through a cannula or body orifice; and
an end effector supported on the distal end of the elongated body portion, the end effector including an ultrasonic member having a transducer and a resonant
10 member, the resonant member being operatively connected to the transducer and including an operating surface configured to effect tissue dissection, cutting, coagulation, ligation and/or hemostasis.
2. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the end
15 effector includes a pivotable clamp, the pivotable clamp being movable in relation to resonant member of the ultrasonic member between an open position spaced from the operating surface of the resonant member and a closed position in juxtaposed alignment with the operating surface of the resonant member.
- 20 3. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the ultrasonic member has a J-hook configuration.
4. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the ultrasonic
25 member has an L-hook configuration.
5. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the ultrasonic member has a rectangular configuration.
6. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the ultrasonic
30 member has a spatula configuration.
7. A surgical instrument according to Claim 1, wherein the transducer includes a plurality of PZT crystals positioned about a silicon plate.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

8. A surgical instrument according to Claim 7, wherein the resonant member is formed from a silicon/metal composite.

5 9. A surgical instrument according to Claim 1, further including an articulation member pivotably attached to the distal end of the elongated body portion, the end effector being supported by the articulation member, wherein the articulation member is pivotable to effect articulation of the end effector.

10 10. A surgical instrument according to Claim 1, further including a sensor positioned on the ultrasonic member for monitoring a condition of tissue to be operated upon.

11. A surgical instrument according to Claim 10, wherein the condition is temperature.

15 12. A surgical instrument according to Claim 10, wherein the condition is ultrasonic or electrical impedance.

13. An ultrasonic surgical system comprising:
20 an endoscopic ultrasonic instrument including a handle, an elongated body portion and an end effector, the end effector including an ultrasonic member having a transducer and the elongated body portion being dimensioned and configured to be insertable through a cannula or body orifice;
a control module adapted to engage a power source, the control module including
25 electronic control circuitry to drive the transducer at one or more ultrasonic frequencies;
and
an electrical cable interconnecting the control module and the ultrasonic instrument.

30 14. An ultrasonic surgical system according to Claim 13, further including an electrical conductor positioned within the ultrasonic instrument having a distal end communicating with the transducer and a proximal end adapted to engage the electrical cable.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

15. An ultrasonic surgical system according to Claim 14, wherein the electrical conductor includes coaxial cable.

16. An ultrasonic surgical system according to Claim 15, further
5 including a sensor positioned on the ultrasonic member to sense characteristics of tissue being operated upon , and wherein the control module includes feedback circuitry which interacts with the sensor to control operation of the ultrasonic instrument.

17. An ultrasonic surgical system according to Claim 13, wherein the
10 end effector is supported on the surgical instrument for articulation.

18. An ultrasonic surgical system according to Claim 13, wherein the ultrasonic member includes a frame, resonant structure and the transducer, wherein the transducer is positioned in contact with the resonant structure and the resonant structure
15 includes an operating surface for effecting dissection, cutting, ligation and/or coagulation of tissue.

WO 02/062241

PCT/US02/04988

1/8

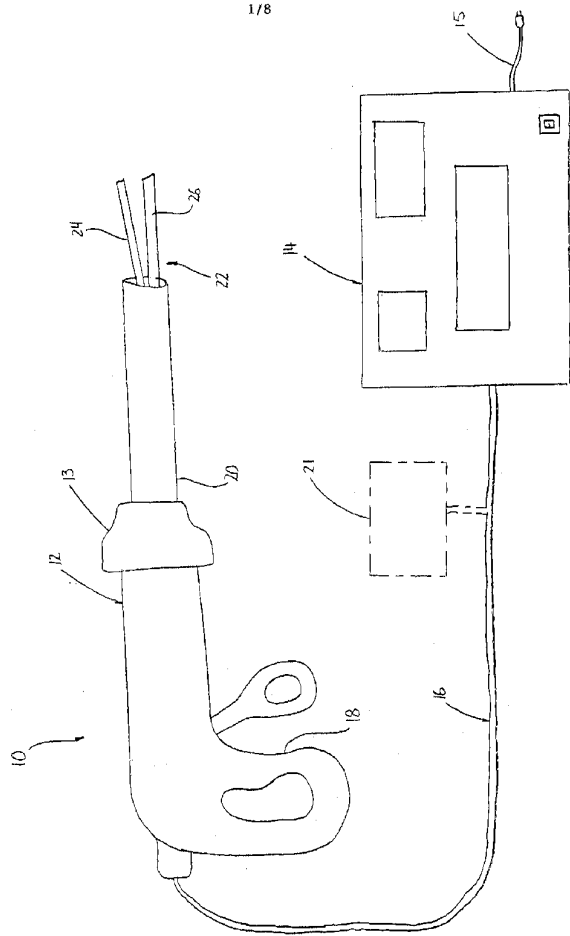
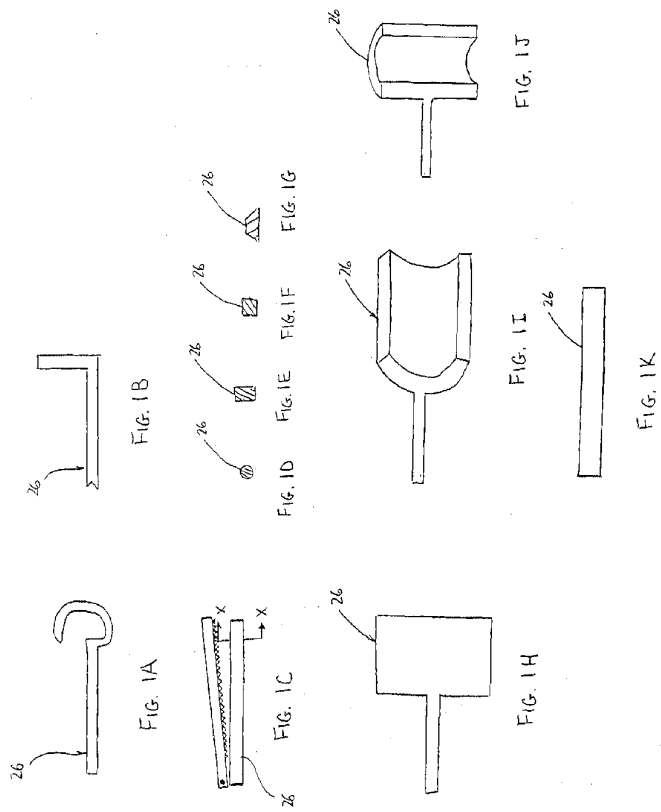


Fig. 1

WO 02/062241

PCT/US02/04988

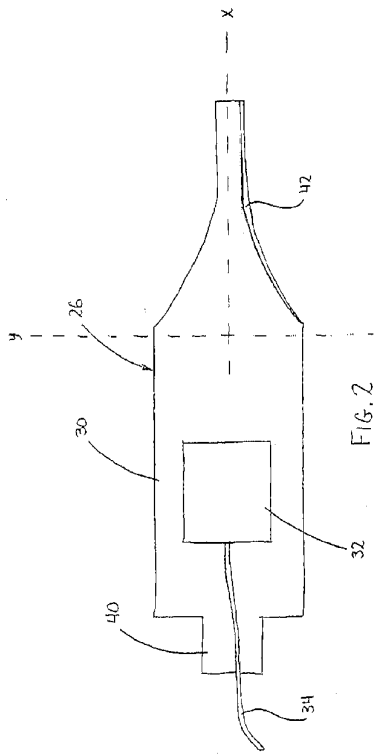
2/8



WO 02/062241

PCT/US02/04988

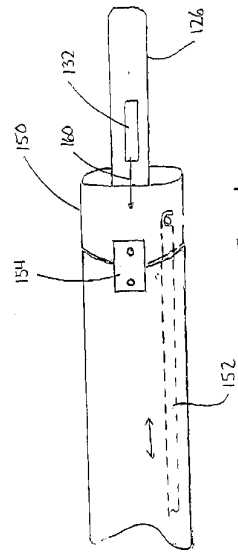
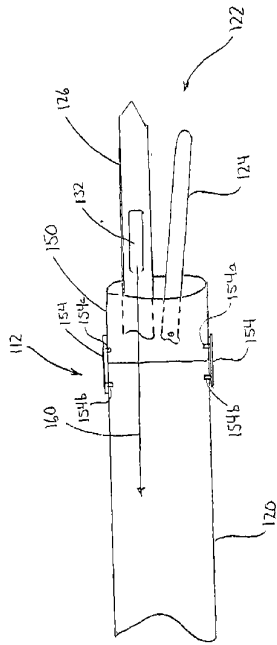
3/8



WO 02/062241

PCT/US02/04988

4/8



WO 02/062241

PCT/US02/04988

5/8

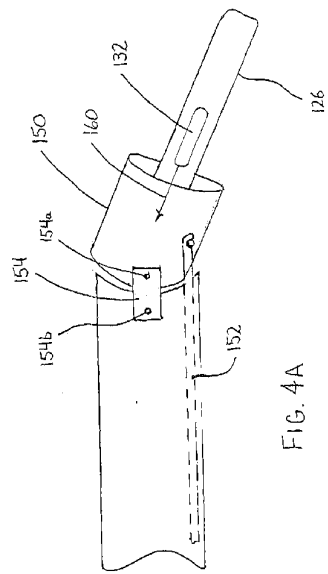


FIG. 4A

WO 02/062241

PCT/US02/04988

6/8

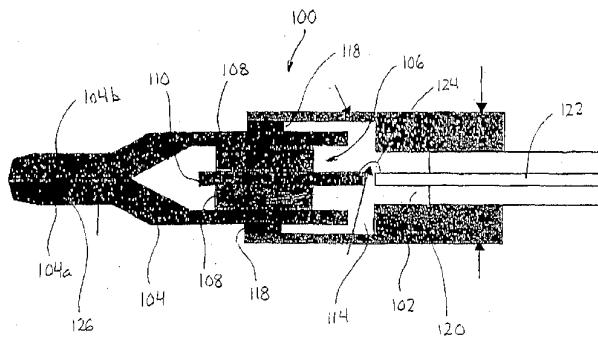
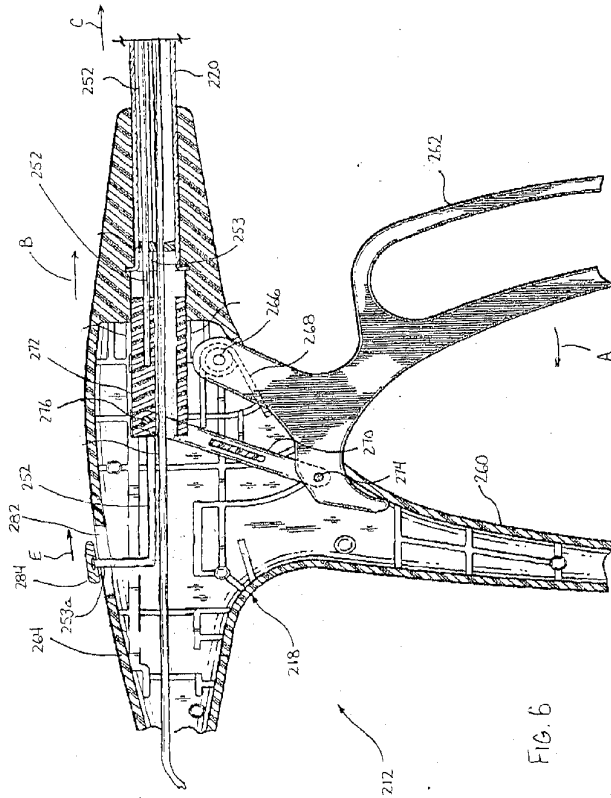


FIG. 5

WO 02/062241

PCT/US02/04988

7/8



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		In: tional Application No PCT/US 02/04988
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B17/32		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 99 52489 A (ETHICON ENDO SURGERY INC) 21 October 1999 (1999-10-21) page 3, line 14-21 page 7, line 14-28 page 12, line 5-10 page 17, line 6 page 18, line 30,31 figures 1,2,5,6 ---	1-7,9, 13,17,18
A	EP 0 738 501 A (OLYMPUS OPTICAL CO) 23 October 1996 (1996-10-23) column 25, line 10 -column 26, line 25; claims 1,23; figure 34 --- -/--	1-7,9, 13-15, 17,18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 6 June 2002		Date of mailing of the international search report 13/06/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentamt 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Reinbold, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

In International Application No.
PCT/US 02/04988

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 001 069 A (TACHIBANA KATSURO ET AL) 14 December 1999 (1999-12-14) column 5, line 65 -column 7, line 15; figures 4A,4B,5 -----	1,9-14, 16-18
A	US 5 630 837 A (CROWLEY ROBERT J) 20 May 1997 (1997-05-20) column 3, line 56-67 column 4, line 14-17,48-58 column 5, line 13-24 figures 2,3,8 -----	1,7,13, 14,18
A	US 5 906 628 A (MIYAWAKI MAKOTO ET AL) 25 May 1999 (1999-05-25) column 5, line 29-51; claim 1; figures 1,5A,9,10,12,16A -----	1-6,13, 18
A	US 6 126 657 A (LAX RONALD G ET AL) 3 October 2000 (2000-10-03) column 12, line 66 -column 13, line 18; figure 18 -----	10-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 information on patent family members

 International Application No.
 PCT/US 02/04988

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9952489	A	21-10-1999	US 6063098 A AU 2988599 A WO 9952489 A1	16-05-2000 01-11-1999 21-10-1999
EP 0738501	A	23-10-1996	JP 8126648 A JP 8280701 A DE 69517153 D1 DE 69517153 T2 EP 0738501 A1 US 5766184 A WO 9614020 A1	21-05-1996 29-10-1996 29-06-2000 01-02-2001 23-10-1996 16-06-1998 17-05-1996
US 6001069	A	14-12-1999	WO 9848711 A1	05-11-1998
US 5630837	A	20-05-1997	AU 5382296 A EP 0764004 A1 JP 10502290 T WO 9629935 A1 CA 2165829 A1 EP 0706345 A1 JP 9503677 T WO 9501751 A1 US 6004269 A US 5840031 A US 5588432 A	16-10-1996 26-03-1997 03-03-1998 03-10-1996 19-01-1995 17-04-1996 15-04-1997 19-01-1995 21-12-1999 24-11-1998 31-12-1996
US 5906628	A	25-05-1999	JP 10005237 A JP 10005238 A	13-01-1998 13-01-1998
US 6126657	A	03-10-2000	US 5879349 A US 5836906 A US 5728094 A US 5707349 A AU 8570298 A WO 9903412 A1 AU 3077497 A AU 725853 B2 AU 6954896 A CA 2252820 A1 EP 0914068 A2 EP 0959785 A1 JP 2000514319 T JP 2000511089 T WO 9741785 A2 WO 9743972 A1 AU 2278297 A AU 3119597 A AU 3141397 A AU 3145597 A AU 6850696 A CA 2253847 A1 CN 1219885 A EP 0901398 A1 JP 2000511087 T JP 2000511092 T WO 9743969 A1 WO 9730646 A1 WO 9741789 A1	09-03-1999 17-11-1998 17-03-1998 13-01-1998 10-02-1999 28-01-1999 09-12-1997 19-10-2000 26-11-1997 13-11-1997 12-05-1999 01-12-1999 31-10-2000 29-08-2000 13-11-1997 27-11-1997 10-09-1997 26-11-1997 09-12-1997 09-12-1997 09-12-1997 27-11-1997 16-06-1999 17-03-1999 29-08-2000 29-08-2000 27-11-1997 28-08-1997 13-11-1997

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 — Information on patent family members

 In International Application No
 PCT/US 02/04988

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6126657	A	WO 9744092 A1	27-11-1997
		WO 9743973 A1	27-11-1997
		US 5743904 A	28-04-1998
		US 5800379 A	01-09-1998
		US 5730719 A	24-03-1998
		US 6077257 A	20-06-2000
		US 5820580 A	13-10-1998
		AU 1968697 A	10-09-1997
		AU 2135597 A	10-09-1997
		AU 702374 B2	18-02-1999
		AU 6851496 A	12-03-1997
		EP 0850023 A1	01-07-1998
		JP 11511054 T	28-09-1999
		WO 9706741 A2	27-02-1997
		WO 9730645 A1	28-08-1997
		WO 9730647 A1	28-08-1997
		US 5738114 A	14-04-1998
		AU 718288 B2	13-04-2000
		AU 6898896 A	10-09-1997
		EP 0957796 A1	24-11-1999
		JP 2001501491 T	06-02-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100113413

弁理士 森下 夏樹

(72)発明者 アランイ, アーネスト

アメリカ合衆国 コネチカット 06612, イーストン, ステップニー ロード 170

(72)発明者 クーニー, ダグラス ジェイ.

アメリカ合衆国 コネチカット 06801, ベセル, リンダ レーン 2

(72)発明者 ハインリッヒ, ラッセル

アメリカ合衆国 コネチカット 06517, ハムデン, ジェスウィグ ドライブ 104

(72)発明者 ラル, アミット

アメリカ合衆国 ウィスコンシン 53717, マディソン, ドラムヒル サークル 17

(72)発明者 ルイス, ビル

アメリカ合衆国 コネチカット 06468, モンロー, ニッケル プレイス 16

(72)発明者 ロイ, フィル

アメリカ合衆国 コネチカット 06518, ハムデン, シェパード アベニュー 1680

Fターム(参考) 4C060 JJ12 JJ13 JJ22 JJ23 MM24

专利名称(译)	超音波手术器具		
公开(公告)号	JP2004522523A	公开(公告)日	2004-07-29
申请号	JP2002562250	申请日	2002-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司 威斯康星校友研究基金会		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业 威斯康星州阿尔ム二研究基金会 (码头)		
[标]发明人	アランイアーネスト クーニーダグラスジェイ ハインリッヒラッセル ラルアミット ルイスビル ロイフィル		
发明人	アランイ, アーネスト クーニー, ダグラス ジェイ. ハインリッヒ, ラッセル ラル, アミット ルイス, ビル ロイ, フィル		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/22 A61B17/28 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/29 A61B17/2202 A61B17/320092 A61B2017/00026 A61B2017/00084 A61B2017/2927 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320094		
FI分类号	A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C060/JJ12 4C060/JJ13 4C060/JJ22 4C060/JJ23 4C060/MM24		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/267251 2001-02-08 US		
其他公开文献	JP4152188B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声外科器械。该器械包括手柄组件 (218), 主体 (220) 和向远端延伸以形成手柄组件的末端执行器 (222), 该末端执行器用于切割和解剖组织。配置为执行凝血和/或结扎。末端执行器 (222) 包括超声构件 (226)。换能器 (32、132) 被支撑在与超声构件 (226) 相邻的超声构件 (226) 上或内部, 并且被连接到电源。在激活该电源时, 换能器 (32、132) 引起超声构件 (226) 的振动。在一优选实施例中, 端部执行器 (222) 被附接以围绕器械的远端铰接。[选型图]图1

