

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4343434号
(P4343434)

(45) 発行日 平成21年10月14日(2009.10.14)

(24) 登録日 平成21年7月17日(2009.7.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32

請求項の数 11 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2000-539764 (P2000-539764)
 (86) (22) 出願日 平成11年1月19日(1999.1.19)
 (65) 公表番号 特表2002-508988 (P2002-508988A)
 (43) 公表日 平成14年3月26日(2002.3.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB1999/000162
 (87) 国際公開番号 WO1999/035982
 (87) 国際公開日 平成11年7月22日(1999.7.22)
 審査請求日 平成18年1月19日(2006.1.19)
 (31) 優先権主張番号 9801088.7
 (32) 優先日 平成10年1月19日(1998.1.19)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)
 (31) 優先権主張番号 9803896.1
 (32) 優先日 平成10年2月25日(1998.2.25)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 500340820
 ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー
 イギリス国、ティーキュー13・7ジェイ
 エックス、サウス・デボン、アシュバート
 ン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス
 (番地なし)
 (73) 特許権者 500340853
 ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリ
 ー
 イギリス国、ティーキュー13・7ジェイ
 エックス、サウス・デボン、アシュバート
 ン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス
 (番地なし)
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波切断ツール

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ねじれモード振動を発生する手段と、

一端が前記振動を発生する手段に接続され、他端に切断およびまたは凝固手段が設けられている導波体とを具備し、この導波体は λ_T を導波体の材料中の超音波振動の波長として $n\lambda_T/2$ の距離で前記一端から前記他端まで延在している外科用ツールにおいて、

前記切断および、または凝固手段は1以上の動作表面を具備し、その動作表面は前記ねじれ振動の方向をほぼ横断して延在し、動作表面の少なくとも1つはねじれ振動の方向に対して垂直であることを特徴とする外科用ツール。

【請求項2】

前記超音波ねじれモード振動を発生する手段は、変換ホーンと実質上それを横断する方向に取付けられた1以上の軸方向モード駆動装置を具備している請求項1記載の外科用ツール。

【請求項3】

切断および、または凝固手段は、静止した非振動素子と組合わされて前記導波体に接続されているねじれ振動素子を含んでいる請求項1または2記載の外科用ツール。

【請求項4】

シュラウドが導波体を囲み、その長手方向の少なくとも一部分に沿って導波体を隔離するために設けられている請求項1乃至3のいずれか1項記載の外科用ツール。

【請求項5】

10

20

前記切断手段の静止した非振動素子は前記ねじれ振動から隔離されるように、導波体を囲み、その長手方向に沿って導波体を隔離するために設けられたシュラウドに取付けられている請求項 4 記載の外科用ツール。

【請求項 6】

切断および、または凝固手段の振動素子は、ほぼ前記ねじれ振動の方向に垂直な前記静止した非振動素子の方向を向いた動作表面を有している請求項 3 または 5 記載の外科用ツール。

【請求項 7】

振動素子は、それぞれ前記ねじれ振動の方向に垂直な 1 対の動作表面を設けられており、それら 1 対の動作表面は前記導波体の縦軸において、またはそれに隣接した位置において交差している請求項 4 記載の外科用ツール。

10

【請求項 8】

前記静止した非振動素子は前記ねじれ振動素子に選択的に結合するように取付けられ、結合手段は、遠い方の端部が前記静止した非振動素子に接続されて前記振動素子との結合および結合の解除を行うように回動運動を行わせる付勢ロッド手段を備えている請求項 3、5、6 のいずれか 1 項記載の外科用ツール。

【請求項 9】

前記素子を結合する手段は、手動動作手段にその近接端で接続されている付勢ロッド手段を具備している請求項 8 記載の外科用ツール。

【請求項 10】

20

前記手動動作手段は前記付勢ロッド手段にラックおよびピニオンにより接続されている 1 対の鋏形グリップを具備している請求項 9 記載の外科用ツール。

【請求項 11】

前記付勢ロッド手段は前記導波体を囲む管状部材を含み、その管状部材は断面が多角形であり、その多角形の頂点だけで前記スリーブの内面と接触するように構成されている請求項 8 乃至 10 のいずれか 1 項記載の外科用ツール。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波切断ツールに関する。特に、本発明は、肉のようなソフトな材料のような切断材料のためのツールに関するものであるが、それに限定されるものではない。本発明は回腹手術用切断システム、特に、止血切断において有効である。

30

【0002】

【従来の技術】

超音波振動ナイフまたはメスによる生体の組織の切断はよく知られている。メスで組織を切断するとき、その有効性は切断力によって示される。これは構造をぶんにするために必要な圧力およびブレードが切断部分間を移動するときの摩擦牽引力から導出される。ブレードの振動は摩擦を減少させ、組織の結合力を減少することができる。両方の目的が縦モードまたはねじれモードのいずれかで切断ブレードに振動を与えることによって達成される。

40

【0003】

しかしながら、従来軸方向モードの振動システムだけが使用されている。これらはソフトな組織の切断、制御された凝固、気管の解剖のための適切な状態を生成することができる。縦方向の圧縮波は最も効率よく結合されて有効な伝達を行うことができるが、このモードは外科用用の広い範囲で最適な配備を行うには不正確であると考えられる。数百ワット / cm^3 程度の強度で超音波を供給するとき注意深く訓練する必要がある。

【0004】

縦方向モード振動は骨のセメント除去を含む特定の整形外科過程に安全に適用できることはよく知られている。そのような場合には縦方向モード振動を使用するのに適している。それは補修用のセメントの音響特性および骨の組織は動作位置からの伝送が最小にされ

50

ることが確実であるからである。しかしながら、この状況は通常ではなく、解剖の潜在的に傷つき易い領域で組織の除去を行うために高い強度の超音波を使用する場合には特別の注意をする必要がある。

【 0 0 0 5 】

低い kHz 範囲の周波数では圧力および変位波は人体の組織内に深く伝達される。それはこのような比較的低い周波数では吸収率は非常に低いからである。しかしながら、予測できない伝送路のために定在波が発生して局部的な吸収増加および加熱を生じる原因となる。組織切断において供給されるエネルギーレベルにおいて手術位置から離れた領域で細胞に損傷を生じる大きい危険性がある。超音波エネルギーの吸収には3つの方法がある。すなわち、器具と組織の境界における相対的な反復運動による摩擦加熱により、励起された組織の分子構造中の直接の吸収により、およびキャビテーションにより行われる。摩擦伝達は付勢された器具表面に隣接する局部的な加熱を生成し、本質的に安全である。しかしながら、キャビテーションおよび分子構造の直接吸収は、極端な場合には危険な損傷になる可能性がある。

10

【 0 0 0 6 】

機械的なパワー伝送は振動力と振動速度の積によって決定され、振動の軸に対して垂直方向に負荷された縦方向モードシステムの場合には、すなわち伝送境界面に平行な変位に対しては次の式で表される。

【 0 0 0 7 】

$$P_L = 1 / 2 F_f d \xi_1 / dt \quad (1)$$

20

ここで、 P_L は $r \cdot m \cdot s$ パワーであり、 F_f は摩擦力振幅であり、 ξ_1 はブレードと組織との間のクランプ力に垂直な粒子変位振幅である。摩擦力は縦方向振動に平行な方向に作用するが、制動力と伝送境界面におけるブレードと組織の間の摩擦牽引力を定める項との関数である。この項は時間と共に（縦方向振動と相関して）ブレードと組織の間の結合の0と完全な結合とを表す0と1との間で変化する。

【 0 0 0 8 】

ねじれモード、すなわち伝送境界面に垂直な変位に対して、パワー伝送は次の式で与えられる。

【 0 0 0 9 】

$$P_T = 1 / 2 F_T d \xi_T / dt \quad (2)$$

30

ここで、 P_T は $r \cdot m \cdot s$ パワーであり、 F_T は振動力振幅であり、 ξ_T はねじれ変位振幅である。

【 0 0 1 0 】

組織上に垂直に押付けられている研摩されたブレードの場合には、垂直なクランプ力は直接の力の振幅 F_T と比較して小さいと考えるのが合理的である。もしも摩擦力 $F_f = 0 \sim 1 F_T$ であるならば、類似の組織負荷条件（ブレード組織インピーダンス）および $d \xi_1 / dt = d \xi_T / dt$ を仮定すると式（1）および（2）から、

$$P_T = 10 P_L \quad \text{となる。}$$

それ故、対応する縦モードシステムに関して適切に設計されたねじれ切断ヘッドの場合にはエネルギー伝達はより高いオーダーであることは明らかである。

40

【 0 0 1 1 】

量的伝達特性はヘッドを水に浸漬することによって簡単に得られる。縦モードシステムが水に浸漬されるが、末端部が水面のすぐ上の空気中にある場合には、最小の水の擾乱が認められる。それに対して、溝の設けられたねじれモードシステムは2つの露出された垂直モード表面を与え、溝から垂直に焦点を結ばれた伝送を行うことが認められる。そのような表面の存在しない場合には、縦方向システムに等価な剪断モード摩擦結合だけが存在し、実際には伝送は認められない。

【 0 0 1 2 】

対照的に縦方向システムの浸漬された端部表面からの伝送は顕著な副次的損傷の潜在性を有して予想される高い強度のキャビテーションフィールドを示す。

50

【 0 0 1 3 】

【発明が解決しようとする課題】

付勢されたシステムと組織との間の正常モードの相互作用の重要性についてはBalamuthの米国特許第3,636,943号および第3,862,630号明細書に記載されており、それにおいては、エネルギー伝搬方向に平行に作用して組織を把持してそれを振動作業部材に押付けて両者の結合を可能にするクランプと関連して使用されている縦方向モード振動が記載されている。これらの米国特許明細書に記載された装置は作業部材の端面でこみれを行っている。

【 0 0 1 4 】

Ultracision の米国特許第5,322,055号明細書にはクランプの原理にしたがっているが、記載されたシステムはクランプはエネルギーの伝搬方向に垂直に付勢されている。上記の剪断モード相互作用だけが使用され、これは高い制動圧力を必要とする。本発明はエネルギーの伝搬方向に平行にクランプを適用するが、作業部材のの末端側に沿った溝を介して行われる。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の目的は、付勢された切断ヘッドが末端分を越える圧縮波の伝送を最小にしたねじれモードで振動するような振動システムを提供することである。

【 0 0 1 6 】

外科用用に関連する必要な制約内ではそれ程容易ではないが、ねじれモード放射を使用することによって得られる明瞭な利点がある。ねじれモード振動の使用は、装置の軸に垂直な方向に組織中に伝送することによって最大の結合を得ることができるため、非常に効率がよい。縦方向モード振動の場合には、正常モードの伝送は前述のような摩擦効果のみによって器具の長手方向に沿って行われる。

20

【 0 0 1 7 】

ねじれモード振動の使用はまた、エネルギーが目的とする組織に吸収され、プローブの軸に沿って遠い領域まで伝送されないから安全である。

【 0 0 1 8 】

また、ねじれモードトランスジューサは鉗の握り部分の内部に容易に収容されることができる（外科用手術では好ましい）。それ故、経済的な設計を与え、したがって、本発明の別の目的は、鉗形の動作をする切断装置を提供することである。

30

【 0 0 1 9 】

高い切断効率は電力いるの要求を減少させ、エネルギー変換器を小型にし、冷却システムを不必要にする。

【 0 0 2 0 】

【課題を解決するための手段】

本発明によれば、超音波ねじれモード振動を発生する手段と、前記振動を発生する手段に一端で接続されて動作し、そこから $n \lambda_T / 2$ の距離で切断および、または凝固手段が設けられてい他端まで延在する導波体とを具備し、 λ_T は導波体の材料中の超音波振動の波長である外科用ツールが提供される。

【 0 0 2 1 】

切断手段は、静止した非振動素子と組合わせられて前記導波体に接続されているねじれ振動素子を含んでいてもよい。

40

【 0 0 2 2 】

超音波ねじれモード振動を発生する手段は変換ホーンと、実質上それに接線接触するように取付けられた少なくとも1つの軸方向駆動装置を具備していることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

シュラウドが導波体を囲み、その長手方向の少なくとも一部分に沿って導波体を隔離するために設けられていることが有効である。

【 0 0 2 4 】

この場合、前記切断手段の静止した素子は前記ねじれ振動から隔離されるように前記シュ

50

ラウドに取付けられることができる。

【0025】

切断手段は、ほぼ前記ねじれ振動の方向に垂直な前記静止した素子と振動素子との間の切断表面を有していることが好ましい。

【0026】

前記ねじれ振動の方向に垂直な1対の切断表面を設けられ、それら1対の切断表面は前記導波体の縦軸において、またはそれに隣接した位置において交差している。

【0027】

切断手段は複数の切断表面を備え、その少なくとも1つは前記ねじれ振動の方向に実質上垂直である。

10

【0028】

その代わりに、あるいはそれに付加して、切断手段は複数の切断表面を備え、その少なくとも1つは前記ねじれ振動の方向に実質上平行であってもよい。

【0029】

その代わりに、あるいはそれに付加して、少なくとも1つの切断表面は前記ねじれ振動の方向に関して傾斜していてもよく、それによって垂直および平行な両成分に作用されるようにすることもできる。

【0030】

第1および第2の観点のいずれかにおいて切断手段は、真空源に対して導波体に沿ってまたは平行に延在する通路によってアスピレート(aspirate)されてもよい。

20

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を添付図面を参照にして例示として説明する。

図1には超音波切断ツールが示されており、それにおいては、ねじれモード振動を生じるように段付きホーン1に対してタンジェンシャルに取付けられている。駆動装置2はピエゾ電気セラミックトランスデューサ3によってパワーを供給される。

【0032】

細長い導波体4は段付きホーン1にそれに近いほうの端部で接続されて動作し、その遠い方の反対側の端部には切断エッジ5を有し、あるいは以下説明するような任意のその他の適当な装置が取付けられることができる。導波体の長さは $n\lambda_T/2$ である(ここで λ_T は前述のような定義のものである)。図示のように切断エッジ5は導波体の長手方向に延在する通路6によって真空吸引源(図示せず)に接続された空洞を囲んで環状に形成されている。

30

【0033】

図2のaおよびbは軸方向駆動トランスデューサ2の縦振動を変換ホーン1中のねじれ振動に変換するための別のシステムを示している。軸方向駆動トランスデューサ2の軸は変換ホーン1の軸から変位しているが、変換ホーン1の軸は駆動装置2の軸に垂直である。この装置はその軸を中心にホーンにトルクを誘起する。

【0034】

駆動トランスデューサ2によりホーン1に与えられた振動はホーン1を循環する。ホーン1の周囲の平均がトランスデューサ2によって発生された軸方向モードの波長に等しくなったとき組合わせ共振(基本波)が生じる。

40

振幅の増幅は、導波体4が接続されているホーン1の出力端部4aに向って(低い利得の)対数曲線で与えられる。

【0035】

図3のaおよびbは、2つの軸方向駆動トランスデューサ2および2aの縦振動を変換ホーン1中のねじれ振動に変換するための別のシステムを示している。軸方向トランスデューサ2の軸は変換ホーン1の軸を中心に対称に変位しているが、互いに平行である。変換ホーン1の軸は反対方向を向いている駆動装置2の軸に垂直である。この装置は前記のものと同様にその軸を中心にホーンにトルクを誘起するが、各軸方向駆動トランスデューサ2およ

50

び2aが図2のaおよびbのそれぞれの単独のものよりも少ないパワーで駆動されることが
できる利点がある。

【0036】

ホーンを中心とする、すなわち $\lambda/2$ に等しくなければならない2つの軸方向駆動トランス
デューサの運動間の位相シフトを補償するために、軸方向駆動トランスデューサ2 およ
び2aに供給される電圧は2つの電圧間の位相シフトを制御する2電源発生器から与えられ
る。

【0037】

図4のaおよびbを参照すると、そこに示されたねじれモードトランスデューサにおいて
は、対向した1対の2個の剪断モード振動ピエゾ電気セラミック結晶30が環状体31の半分
の部分間に取付けられてねじれ振動を本体中で生じるように図4のbに示されるように紙
面に垂直な平面で環状体31の2個の半分の部分の相対的変位を生じさせることができる。
各結晶の偏極の方向は同じ方向であり、それは変位の方向に大して垂直である。剪断モー
ドの結晶30は2個以上であってもよく、予め定められたピッチ、直径で円周方向に放射状
に配置されている。

10

【0038】

図5のaおよびbを参照すると、さらに別の形態のねじれモードトランスデューサが示さ
れており、それにおいては、対向した1対の2個の軸方向振動ピエゾ電気セラミック32は
円筒形シェル部材33の半分の部分間に取付けられている。シェル部材33は保持ボルト34に
よって結合されて保持され、円筒形のトランスデューサを形成している。1対のピエゾ電
気セラミックは互いに他方に対して正確に逆位相に駆動され、したがって円筒形シェル部
材に対して接線方向の変位を生じ、それらの効果の組み合わせによってねじれモード振動を
増加させる。

20

図4および5に示されたいずれかの外科用において、トランスデューサ装置は導波体に接
着されてもよく、あるいは一体に作られてもよい。そのような外科用はここに記載された
切断ツールの任意の実施形態と関連して使用されることができる。

【0039】

図6乃至11は末端部切断（および焼灼）システムの種々の実施形態様を示している。
一般に、切断または焼灼端部（遠い方の端部）1対のブレードを備え、それらは共同して
ほぼ円錐形であり、組織の繊維中および繊維の間に挿入するのを容易にしている。

30

【0040】

静止している（すなわち、非振動の）1対のブレードはヒンジ16によって結合され、また
は導波体4を覆うスリーブ17の遠い方の端部（末端部）に接続されて1対の鋏形のブレード
の静止素子を形成している。鋏を開く手段が設けられ、それによって使用者は現在の手術
用ファイバースコープのように組織を分離させることができ、組織または血管の周囲にク
ランプするために移動することができる。

【0041】

ねじれモード振動は導波体4 および振動するブレード12の軸を中心とする同心運動を与
える。運動に対して平行ではないブレードのセクションは、通常の平行運動装置のように摩
擦を生じさせるのではなく、そのような表面に支持されるように組織に直接エネルギーを
与えることができる。表面は運動に対して垂直でよく、あるいは中間の角度、すなわち1度
~ 179度の間の任意の角度でもよく、60度~ 120度が好ましく、90度が最も好ま
しい。

40

【0042】

組織は閉じられたブレード間に捕捉され、切断および血液凝固の速度および容易さは振動
のモードおよび振幅、ブレードの幾何学的形態に依存し、振動ブレードのねじれモードを
利用するように設計される。

一般に、ブレードは一方はセクター形状の断面を有し、他方是对應するセクターを除かれ
た円形断面を有し、それによって2つのブレードはV字形で結合する。

【0043】

50

ブレードが切断のために使用されるとき、雄ブレードは雌ブレードの表面間の角度より小さい角度を有するセクターであることが好ましい。ブレードが焼灼のために使用されるとき、雄ブレードは雌ブレードの表面間の角度より大きい角度であることが好ましい。

【 0 0 4 4 】

図 6 を参照すると、切断端部は振動ブレード12と静止ブレード13を備えている。振動ブレード12は1度～120度または90度として示される角度幅で振動ブレード12中に切り込まれた2つの半径方向の切込みを有し運動方向に垂直な2つの表面14が形成されている（表面間の角度が179度であることも予想できる）。それと整合する静止ブレード13は組織をこれら両面との間に捕捉する。表面は導波体4の軸に平行な直線エッジに沿っている。静止ブレード13は延長部16を設けられており、それによってシュラウド17に回動可能に取付けられている。

10

【 0 0 4 5 】

図 7 は、大きい面積で低い強度の切断／凝固のための運動に対して垂直な1つの大きい表面14で共同して動作する振動ブレード12と静止ブレード13に端部を分離している軸に沿った単一の平坦な部分を有する切断端部を示している。

図 8 は、上記図 7 の上記実施形態に類似するが運動がゼロまたは小さい軸の周囲の区域での接触を除去した切断端部を示している。切断／凝固の速度は平坦なエッジ表面の表面面積に反比例している。

【 0 0 4 6 】

図 9 は通常の平行運動装置に類似したねじれ装置を示している。半径 r_1 の円筒形の静止ブレード18は外部半径 r_2 を有する振動ブレード12の半径 r_1 の部分的円筒形内面に対して組織を捕捉する。ねじれ運動に平行な摩擦接触は円筒形のブレード18の半径によって決定された強度で生じる。この表面上の振動は一定のねじれ振幅である。摩擦加熱は半径 r_1 によって決定された区域に供給される。

20

図 10 は図 8 および 9 に示された構造を組合わせたシステムを示している。エッジ表面に垂直な運動および固定された半径の円筒表面の周囲の平行運動はしたがって軸の外れた振動表面と接触する組織を最大にする。図 10 の b に示された振動ブレードの断面は両方の表面運動を示している。

【 0 0 4 7 】

図 11 はエッジ表面14で垂直運動を行い、軸から変位した2つの平坦な表面で垂直および平行な成分の運動を行うようにされた構成を示している。図 10 の a に示されるように組織は軸を外れて運動表面と接触するが、平行運動から生じた純粋な摩擦効果は垂直運動の成分によって改善される。これは図 11 の b に示されている。

30

【 0 0 4 8 】

図 12 を参照すると、分離した状態で導波体と増幅ホーン表面が示されている。各断面が示されている。導波体4の末端部は導波体自身より大きい断面を有している。シュラウドまたは分離スリーブ17は導波体4を囲んでいるが、末端の切断端部41は除かれている。この構造は動作端部（末端部）の有効性を最大にするが、スリーブ17を通してベース端部をまず挿入した後、ねじれヘッド1に導波体4の接続する必要がある。それ故、導波体のベース端部は分離スリーブ17の内側直径よりも小さく、動作端部（末端部）の直径は分離スリーブまたはシュラウド17の外側直径に等しくすることができる。接続のためにねじれ振動に対して、ねじれ振動ヘッドに対する導波体4のベース端部は十分な接続断面積が必要とされる。別の接続形態が図 13 に示されている。

40

【 0 0 4 9 】

図 14 は、ツールの末端部の構成を示している。静止したアンビル13（すなわち非振動部材）は導波体4を囲むスリーブ17に16でヒンジ結合されている（導波体はBにおいて適当なツールに連結されることができ、前記ツールはアンビル13と共同する）。

【 0 0 5 0 】

図 15 および 16 は凝固または焼灼システムを示し、それにおいて振動ブレード12は湾曲した内側表面26を有し、面積の大部分にわたって運動にほぼ垂直であるような形状である

50

。したがって、ねじれモード振動は静止ブレード13に対して最適な共同作用を与えるように構成されている。この静止ブレード13は凝固または焼灼を助けるために緩やかに湾曲したアンビル表面を形成するように構成されている。

【0051】

図26および図27を参照すると本発明の実施形態の変形が示されており、それにおいて静止ブレード13はPTFEまたは類似の材料の成形され、背面体に取り付けられた表面44を備え、それは他の材料とヒンジ結合されている。静止ブレード13の形状は凝固が生じる大きい表面区域を与えるように決定され、アンビル13の最大半径において最大の凝固が得られる。

【0052】

図17および図18は切断システムを示している。ねじれ振動は軸20を中心としており、振動の大きさは軸20からの振動点の距離に依存する。図17および図18に示されたツールにおいては、エッジ21と22は同じ形状でも形状が異なってもよく、大きい振動振幅を与え、また比較的大きい振動質量を与える。したがって、これらのエッジのいずれか1つ(所望ならそれらは逆にされてもよい)は最適の切断のためにアンビル13の成形された表面24と接触するように構成される。

第3の突出エッジ23は切断エッジ21および22よりも薄く、より一層フレキシブルであり、自由な切断のために構成される。

【0053】

図19を参照すると、組合わされたツールが2つの異なっていてよい切断エッジ29を有して示されており、その1つは任意の時間にアンビル13と共同して動作するように構成される。ツールの他の表面25は別のアンビル13の成形された表面と共同して動作する可能性があり、凝固または焼灼エッジを提供するように構成される。

【0054】

図20のaおよびbならびに図21を参照すると、ツールの別の実施形態が示されている。この場合にはピエゾ電気セラミックトランスデューサ3により付勢される軸モード駆動装置2がねじれモード変換器1に接続され、細長い導波体4(チタニウムまたはチタニウム合金ロッドが好ましい)に接続されて動作するように構成されている。

【0055】

導波体4は細長いシュラウド17に收容され、PTFEまたは類似の材料のディスク27によってそれから分離されている。動作ロッド26はまたシュラウドに沿ってスペーサディスク27を通して延在する。この末端部でロッド26はアンビル13に接続され、それと反対の近い方の端部で、ロッド26は作用し、1対の把持ハンドル28の動作により縦方向に移動可能である。把持ハンドル28は他に関して回動可能に構成されている。それらが一緒にされたとき、鉄のように動作してロッド26を前方の末端部の方向に移動させ、導波体4の端部部分にたいしてアンビル13を閉じるように作用する。

【0056】

これは図22乃至図25に示されている。これらにおいて、各把持ハンドル28はピニオンギア40をよ中心に回転する。両方のピニオンギア40はラックと共同して動作し、把持ハンドル28の運動を縦方向の運動に変換する。

【0057】

図26に示すように、この縦方向の運動は8画形またはマルチ角度内部スリーブ42aによって伝達されてもよい。マルチ角度であるスリーブ42aは円筒スリーブと比較的低い摩擦力で接触する。点43でアンビル13に対して回転してそれによりスリーブの縦運動はアンビル13を軸49を中心に回動させる。

【0058】

別の実施形態が図27に示され、縦運動はスリーブ17のセグメント42bにより行われる。

【0059】

両方の場合に、縦方向のアクチュエータは、マルチ角度セクションアクチュエータおよび円筒スリーブの間の最小の接触により、またはスリーブの最小プロフィールセグメントの

10

20

30

40

50

ために、スリーブ内であるいはその一部として最小の摩擦で運動するように構成される。ブレード12は湾曲した内側表面26を有し、面積の大部分にわたって運動にほぼ垂直であるような形状である。したがって、ねじれモード振動は静止ブレード13に対して最適な共同作用を与えるように構成されている。この静止ブレード13は凝固または焼灼を助けるために緩やかに湾曲したアンビル表面を形成するように構成されている。

ねじれ振動の振幅はゼロからその周囲に沿って最大まで増加するので、ある区域における焦付きを減少させる摩擦加熱の変化が存在する。

【0060】

組織は閉じたブレードの間に捕捉され、切断および血管の凝固の速度は振動のモードおよび振幅とブレードの幾何学的形状に依存する。

10

【0061】

図6乃至11に示された変位パターンを生成するねじれモードシステムは、全ての例で生じる伝送表面に垂直な変位を設定する。これは、受動素子を有する等価な縦方向モードシステムに関連した平行な変位と対照的に目標とする組織に対する最大の伝送を可能にし、励起されたブレードと組織の間の相対振動運動によって摩擦加熱を生成する。

【0062】

ねじれモードの励起の理論的な解析は簡易点振幅利得が段付き境界面において導波体の直径比の4乗に比例することを示している。実験測定と良好な相関があり、狭い導波体に沿ったエネルギーの伝送が等価な縦モードシステムよりもねじれモード励起によって遥かに効率よく達成されることが確認された。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】 ねじれモード振動により駆動される超音波切断ツールの概略図およびその装置の末端分の概略図。

【図2】 別のねじれモード発生装置の側面および端面図。

【図3】 2個の駆動装置を有するさらに別のねじれモード発生装置の側面および端面図。

【図4】 ねじれ振動を与えるために集中装置に作用する2個の剪断モードトランスデューサを含む超音波振動の別のソースの側面および端面図。

【図5】 円筒形本体にねじれ振動を与えるように構成された2個の軸方向振動ピエゾセラミックトランスデューサを含む超音波振動のさらに別のソースの側面および端面図。

30

【図6】 振動ブレードと結合し結合解除されるように移動する整合静止ブレードと共同して動作する運動に対して垂直な2個の表面を有するツールの末端分の概略図。

【図7】 大きい面積にわたる低い強度の切断/凝固のための運動に対して垂直な表面を有する末端部の概略図。

【図8】 運動がゼロかあるいは小さい軸方向領域を囲んで接触するように構成されている図7に示された構造から構成された末端部の概略図。

【図9】 通常の摩擦平行運動装置と類似したねじれ装置の末端部の概略図。

【図10】 図8および9に示されている構造を組合わせた構造の末端部の斜視図および端面図。

【図11】 軸から変位した2つの平面において運動の垂直および平行成分の両者およびエッジ面における垂直運動を生成する図10に示されたものから構成された末端部の斜視図および断面図。

40

【図12】 導波体より大きい直径の導波体の末端部および末端部まで導波体を禍根でいるシュロウドを示す概略図。

【図13】 導波体ベース端部をねじれ振動ヘッドに接続するための種々のねじれ結合方式を示す概略図。

【図14】 装置の末端部のスクラップトシテ示された概略図。

【図15】 凝固を生じさせるように特に構成された末端部の斜視図および断面図。

【図16】 図15に示された形式の凝固ツールの末端部の概略的な斜視図。

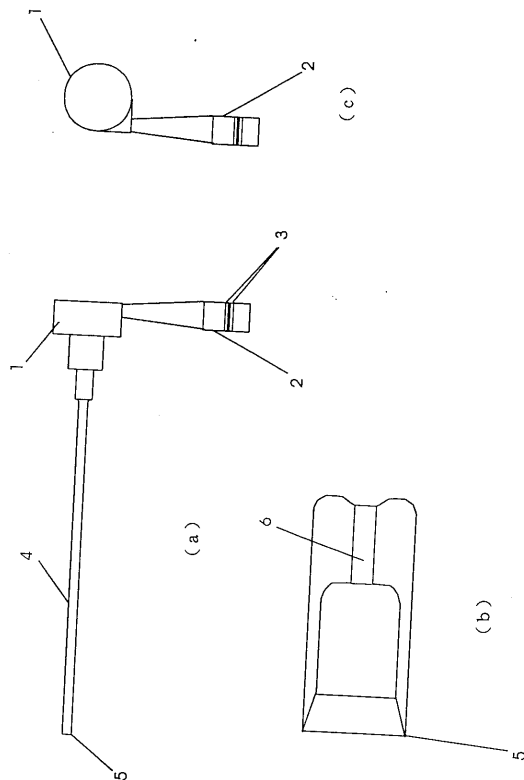
【図17】 切断用に構成された末端部の概略的な断面図。

50

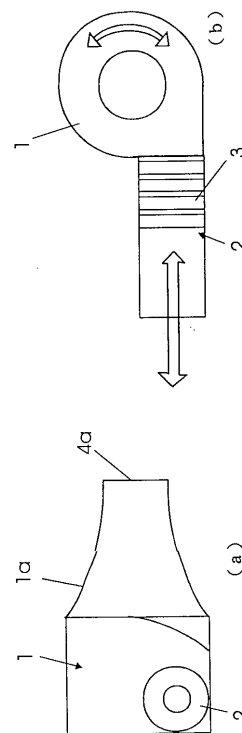
- 【図 18】 図 17 に示された切断ツールの末端部の斜視図。
- 【図 19】 切断および凝固用に構成された組合わせた末端部の断面図。
- 【図 20】 超音波切断ツールの別の実施形態の斜視図およびツールの末端部の概略図。
- 【図 21】 図 20 のツールのトランスデューサおよび把持ハンドルを備えた近い方の端部の縦断面図。
- 【図 22】 1 対の把持ハンドルを含むツールの近い方の端部の動作メカニズムを示す分離した状態の斜視図。
- 【図 23】 把持ハンドルを含むツールの動作メカニズムを示す平面図。
- 【図 24】 図 22 および 23 の動作メカニズムを示す縦断面図。
- 【図 25】 図 24 の中央部分の拡大図。
- 【図 26】 図 22 乃至 25 に示された動作メカニズムを伴う近い方の端部を有する切断ツールの末端分の断面図およびその A - A , B - B , C - C に沿った断面図。
- 【図 27】 図 26 に示された切断ツールの別の実施形態の末端分の断面図およびその A - A , B - B , C - C に沿った断面図。

10

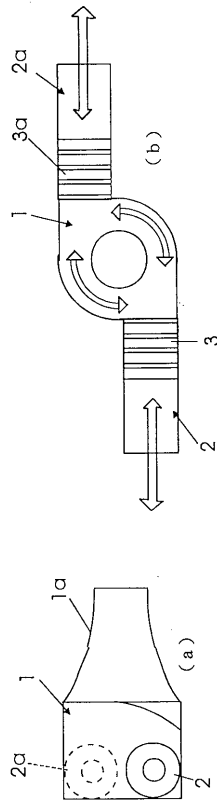
【図 1】



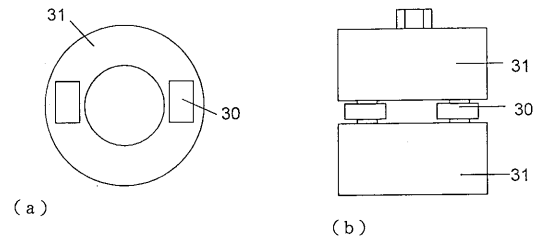
【図 2】



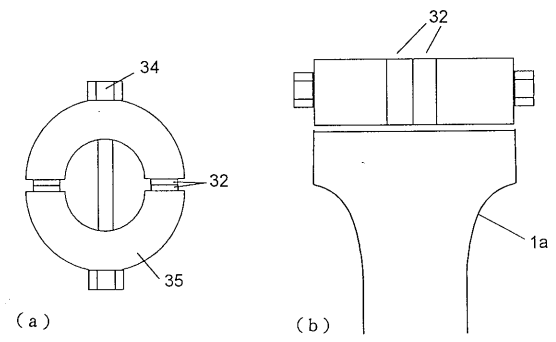
【図 3】



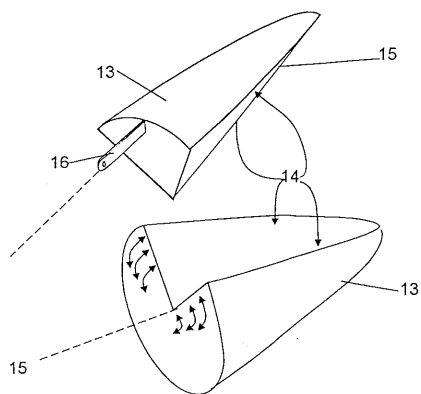
【図 4】



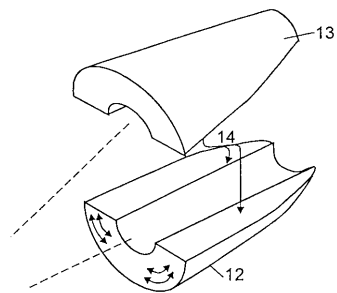
【図 5】



【図 6】

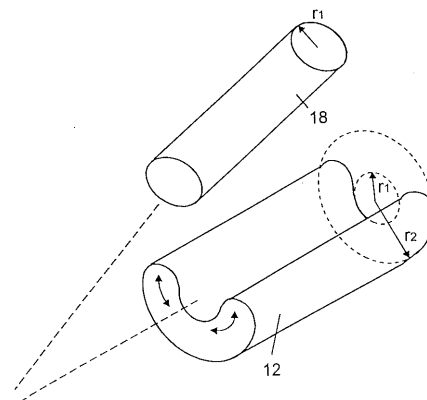
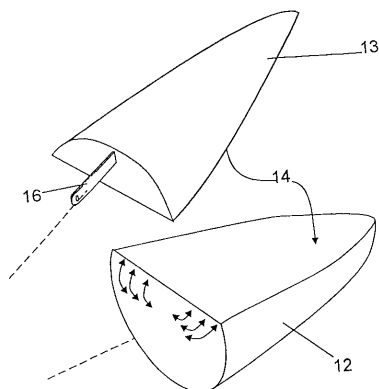


【図 8】

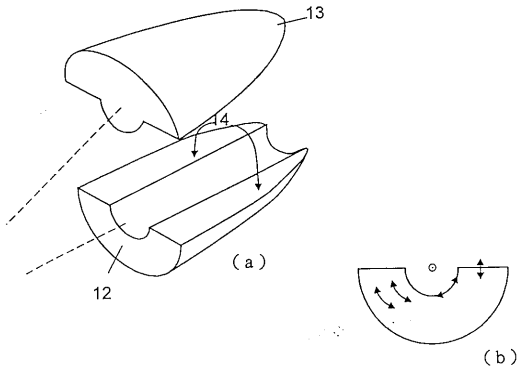


【図 9】

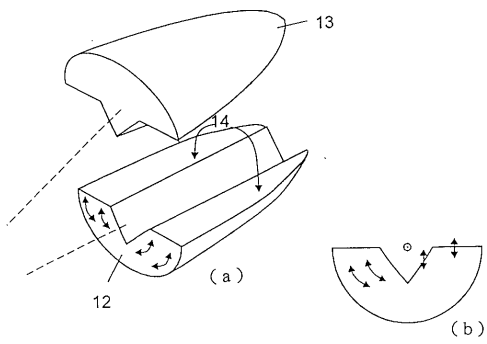
【図 7】



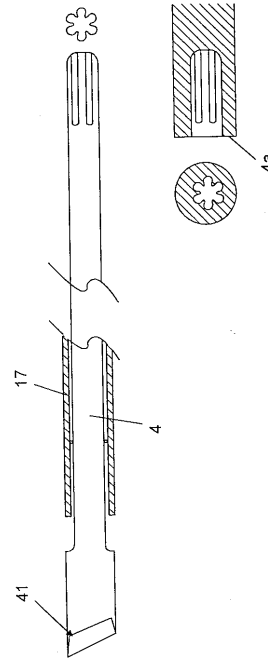
【図 10】



【図 11】



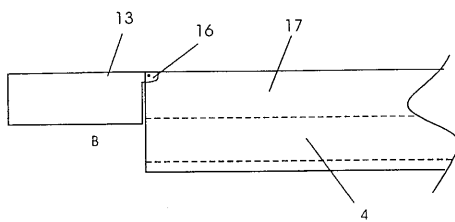
【図 12】



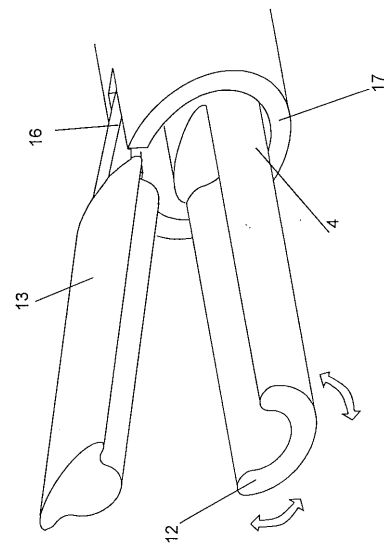
【図 13】



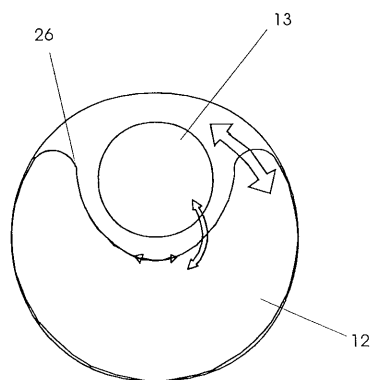
【図 14】



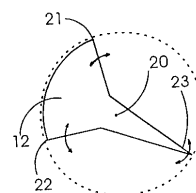
【図 16】



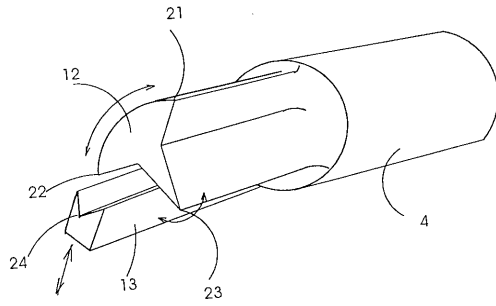
【図 15】



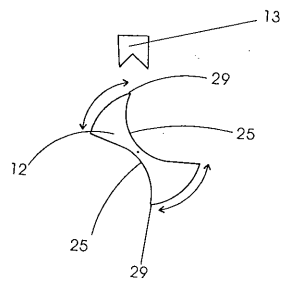
【図 17】



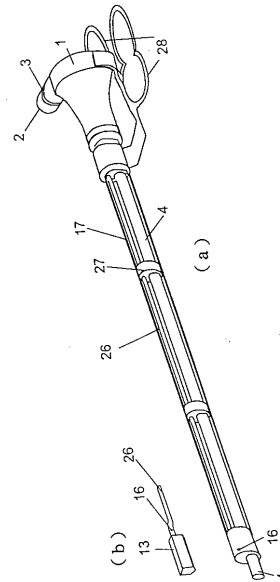
【図 18】



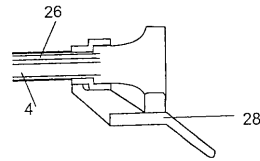
【図 19】



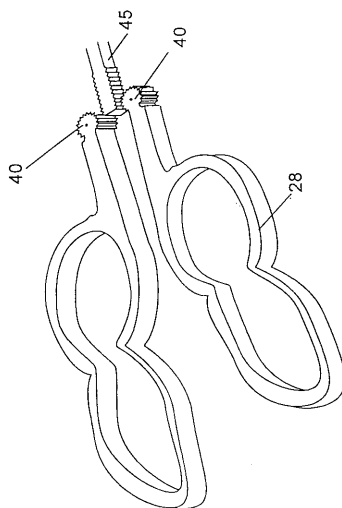
【図 20】



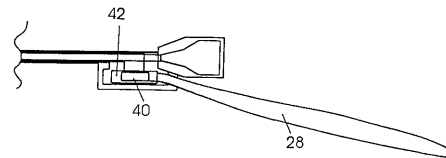
【図 21】



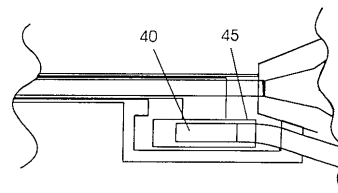
【図 22】



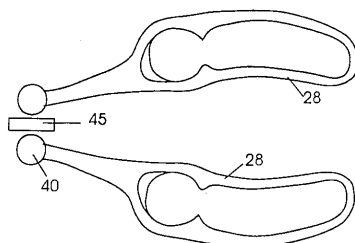
【図 24】



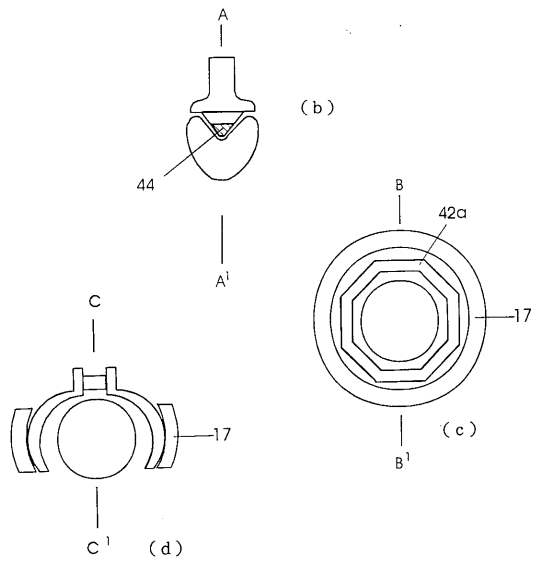
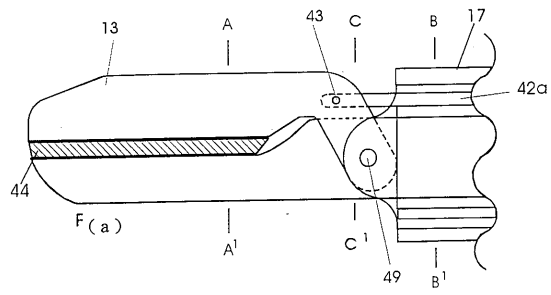
【図 25】



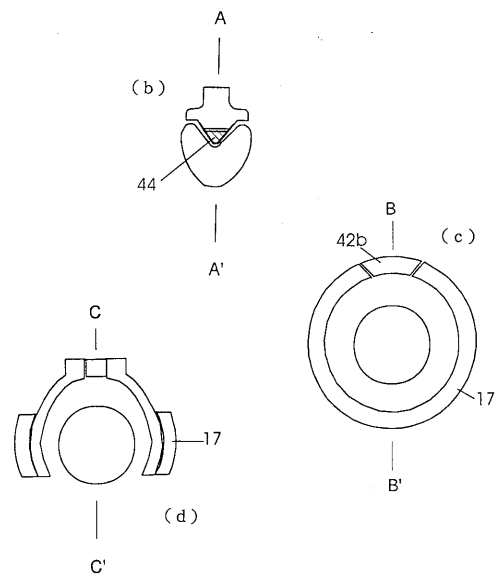
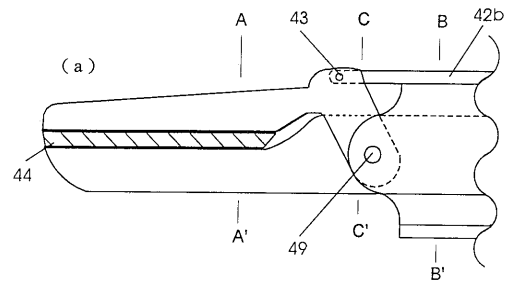
【図 23】



【図 26】



【図 27】



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 9812556.0
(32)優先日 平成10年6月11日(1998.6.11)
(33)優先権主張国 英国(GB)
(31)優先権主張番号 9823194.7
(32)優先日 平成10年10月23日(1998.10.23)
(33)優先権主張国 英国(GB)
(31)優先権主張番号 9900170.3
(32)優先日 平成11年1月6日(1999.1.6)
(33)優先権主張国 英国(GB)

前置審査

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(72)発明者 ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー
イギリス国、ティーキュー 13・7ジェイエックス、サウス・デボン、アシュバートン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス(番地なし)
(72)発明者 ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリー
イギリス国、ティーキュー 13・7ジェイエックス、サウス・デボン、アシュバートン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス(番地なし)

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 特開昭63-309249(JP,A)
特開平07-023972(JP,A)
特開平10-005237(JP,A)
特開平09-131350(JP,A)
特表平08-505801(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 18/00

A61B 17/32