

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5587300号
(P5587300)

(45) 発行日 平成26年9月10日(2014.9.10)

(24) 登録日 平成26年8月1日(2014.8.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 13 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2011-510045 (P2011-510045)
 (86) (22) 出願日 平成21年5月21日 (2009.5.21)
 (65) 公表番号 特表2011-520544 (P2011-520544A)
 (43) 公表日 平成23年7月21日 (2011.7.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2009/001278
 (87) 国際公開番号 W02009/141616
 (87) 国際公開日 平成21年11月26日 (2009.11.26)
 審査請求日 平成24年5月18日 (2012.5.18)
 (31) 優先権主張番号 0809243.9
 (32) 優先日 平成20年5月21日 (2008.5.21)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 504218831
 エスアールエー・ディベロップメンツ・リ
 ミテッド
 イギリス国、ティーキュー13・7ジェイ
 エックス、デボン、アシュバートン、ブレ
 ムリッジ、ブレムリッジ・ハウス (番地な
 し)
 Bremridge House, Bre
 mridge, Ashburton, De
 von TQ13 7JX, U. K.
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波組織解剖器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基端が超音波振動を発生する手段に作用的に接続され或いは接続可能で且つ先端に近接して作用要素を備えた細長い導波管手段を有し、

この導波管手段が第1の径を有し、

上記作用要素が上記第1の径より小さい第2の径を有する細長い作動体要素を有し、

上記作用要素の基端が、上記導波管手段内で発生された超音波振動の節面に配置された第1のステップ接合部を規定し、

上記作用要素が、上記導波管手段と上記作動体要素との間を延び且つ上記第1および第2の径の間の第3の径を有する細長い中間部分を有し、この中間部分が、その先端で上記作動体要素を伴う上記第1のステップ接合部を規定し、その基端で上記導波管手段を伴う第2のステップ接合部を規定し、

上記第2のステップ接合部は、上記導波管手段における上記超音波振動の非節面に配置されている、外科ツール。

【請求項 2】

上記中間部分は、その中の上記超音波振動の波長の1/4に一致する長さを有する請求項1の外科ツール。

【請求項 3】

上記作動体要素は、その中の上記超音波振動の波長の1/4に一致する長さを有する請求項1または請求項2の外科ツール。

10

20

【請求項 4】

上記作動体要素は上記導波管手段と同軸に伸びる請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかの外科ツール。

【請求項 5】

上記作動体要素の少なくとも一部は、上記導波管手段の長手軸から離れてカーブして伸びる請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかの外科ツール。

【請求項 6】

上記作動体要素は、上記第 1 のステップ接合部に近接して上記第 2 の径を有し、その先端に向けて径が細くなる請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかの外科ツール。

【請求項 7】

超音波振動を発生する手段は、パルスモード電気駆動手段によって駆動される請求項 1 乃至請求項 6 のいずれかの外科ツール。

【請求項 8】

上記作動体要素は、その先端から隣接して伸びる一对の細長い溝手段を備え、細長い稜手段が上記細長い溝手段の間に規定され、これらの溝手段は、組織を接合或いは凝固させるように、隣接する組織内へ超音波エネルギーを集束するために設けられており、上記細長い稜手段は、切断する組織に接触するように設けられている、請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかの外科ツール。

【請求項 9】

上記溝手段は、上記作動体要素の湾曲された先端部分に沿って伸びる請求項 8 の外科ツール。

【請求項 10】

上記作動体要素は、該作動体要素の軸と平行に伸びる細長い一般に平らな作用面を備えており、この作用面は、組織の切断に優先して該組織を接合或いは凝固するため、接触し或いは該面に対向して保持された該組織内へ超音波エネルギーを伝達するために設けられている請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかの外科ツール。

【請求項 11】

上記作用面は、浅い縦稜部に沿って隣り合う平らな 2 つの面を有する請求項 10 の外科ツール。

【請求項 12】

上記作動体要素は、パルス状の超音波振動で駆動される請求項 10 或いは請求項 11 の外科ツール。

【請求項 13】

導波管手段が接続され或いは接続可能な、超音波振動を発生する手段は、ねじれモード超音波振動を発生する手段を有する請求項 1 乃至請求項 12 のいずれかの外科ツール。

【発明の詳細な説明】

【発明の概要】

【0001】

この発明は、超音波で振動するブレード或いは外科ツールの他の先端作動体を利用することによって組織を切断および / 或いは焼灼するための外科ツールに関する。特に、しかし排他的ではなく、この発明は、超音波エネルギーを選択された組織内へ制御可能に指向するための先端作動体を有するツールに関する。

【0002】

数 10 年の昔は、柔らかい組織の解剖、切断、および接合のための超音波で作動されるブレードおよび剪断器具の使用に対して重大な関心が寄せられていた。

【0003】

超音波で振動されるナイフや外科用メスなどの手段による組織の切断が知られている。外科用メスが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、構造物の分離のために必要とされる圧力、および切断部分の間でブレードが引かれるときの摩擦による引きずりに由来する。ブレードの振動は、摩擦を減少できるとともに、組織の

10

20

30

40

50

結合力も減少できる。両方の目的は、縦モード或いはねじれモードのいずれかで振動を切断ブレードに与えることによって達成可能である。

【 0 0 0 4 】

個々の血管および束にされた組織の止血性の切断は、US特許No. 3, 636, 943および3, 862, 630に開示されている。‘ 943および‘ 630特許において、機械的振動の形で超音波エネルギーの使用は、血管の終端部分に覆いを形成することにより、人にあるような小さな切断された血管を閉じるためのツール部材によって伝えられており、手術中に絶えず続くぬぐったり浄化したりする技術を必要とする“染み出”を停止する。このようなツール部材は、外科手術を行う間、切断された血管それぞれの終端部分を同時に切断および閉じるための超音波で振動されたナイフの形である。適当な構成のツール部材は、組織の層を互いに結合し、切断されていない血管の壁を互いに接合し、後者に関して現在手術で必要とされている動脈および静脈の“縛り”の置き換えとして予見される。従って、これらの特許は、維管束組織の切断の間に摩擦によるエネルギー伝達を増大するために粗くされた表面を有するブレードを作動させる縦モードシステムを使用する。

10

【 0 0 0 5 】

加えて、US特許No. 5, 322, 055および6, 283, 981は、エネルギーを与えられたブレードに対してターゲット組織を押し付けるようにデザインされたヒンジ接続された受動的な要素の追加を伴う振動するシステムを開示しており、ブレードによる組織に対する摩擦のひきずりを増大し、そして、切断プロセス中に凝固を確実にするために必要とされる加熱効果を増大する。

20

【 0 0 0 6 】

上記‘ 055特許は、ハンドピースおよびアクセサリを有する外科器具を有する超音波外科装置に関する。ハンドピースは、電気信号をこのハンドピースに接続されたブレードの縦振動動作に変換するため振動子を伴う。アクセサリは、組織の改良された凝固および切断を与えるため、振動するブレードに対する組織のクランプを可能にするように、ハンドピースに脱着可能に接続されている。はさみのようなグリップは、超音波で振動するブレードの一側に沿って回転されるクランプあごを動かし、縦に振動する動きの方向と垂直の方向でブレードに対して圧縮および偏向する。このクランプあごおよびブレードは、クランプした切断および凝固のため、複数のエッジを有するブレードの選択されたブレードエッジをクランプあごに並べるように、互いに回転可能であり、或いは、クランプすることなく、切断および凝固のため、クランプあごから選択されたブレードエッジを境界的に間隔をあける。

30

【 0 0 0 7 】

上記‘ 981特許は、超音波伝達ロッドおよびこの超音波伝達ロッドの先端に取り付けられた非対称の超音波で作動されるブレードを有するバランスがとられた超音波外科器具をデザインする方法に関する。この超音波で作動されるブレードは、処理部分を有する。この処理部分は、例えば、処理部分を非対称にする湾曲されたブレードのような機能的特徴を有する。このような方法において、少なくとも第1の非対称のバランスをとる特徴を有するバランスをとる部分がデザインされ、この部分が、処理部分によって発生されたいかなる不所望なトルクも相殺になるように、超音波で作動されたブレードと超音波伝達ロッドとの間に配置される。

40

【 0 0 0 8 】

上述した全てのシステムは、摩擦面での周期的なベクトル反転に関する摩擦により発生された加熱の共通の法則を共有し、凝固が組織の分離と同時に起きることを確実にする。このようなシステムにおいて、摩擦により発生された加熱の法則は、切断するブレードの縦励起の観点から説明されている。しかしながら、純縦励起は、柔らかい組織内へ振動エネルギーを伝達するのに最も有効な方法ではない。

【 0 0 0 9 】

さらに、Young and Youngとして注目されているUS特許No. 6, 4

50

25, 906 および GB 2, 371, 492 は、エネルギー消失の主な形としてのキャビテーションを発生するためのその独特な能力を伴う、ターゲット組織内への直接的な圧縮波伝達を利用するように特別に選ばれた異なる振動モードの使用を初めに開示した。特に、このような特許は、柔らかい組織内へ振動エネルギーを伝達するようなねじれ励起の使用のためのシステムおよび方法を初めに開示している。

【0010】

例えば、上記 '906 特許は、ねじれモード振動を含む超音波エネルギーを発生するためのピエゾ電気ドライバーを有する、組織を切断および/或いは凝固するための外科ツールに関する。この '906 特許は、また、作動された導波管に対向するヒンジ接続されたあご要素によってトラップされたターゲット組織内へ集束されたエネルギー伝達を生じる、先端ねじれモード先端作動体に関する。

10

【0011】

GB 2, 333, 709 特許において、多波長ねじれモード導波管の使用が、通常的外科手術で器具などを体内に最小に挿入することに関して開示されている。'709 特許において、エネルギー伝達のメカニズムは、剪断モードねじれシステムおよび同等の従来の圧縮波縦モードに特に関連して説明されている。上記 '709 特許は、さらに、剪断モード伝達のための半波長の7倍或いは8倍より大きい長さを有する導波管の励起が、同様の圧縮波システムで経験させられる発酵物に比較して悪化させられたものを製造することを開示している。

【0012】

20

従って、柔らかい組織内へ振動のエネルギーを伝達するためのねじれ励起を使用することが知られる一方で、ねじれモード励起を効果的に操作するさらなる外科ツールの製造がさらに所望されている。

【0013】

よって、この発明の目的は、上述した問題をうまく回避して、そして、特に、より制御可能な、ねじれモード振動の利益の有効な適用を許容するねじれモード超音波振動を用いる外科ツールを供給することにある。

【0014】

本発明の第1の実施例によると、基端が超音波振動を発生する手段に作用的に接続され或いは接続可能で且つ先端に近接して作用要素を備えた細長い導波管手段を有し、この導波管手段が第1の径を有し、上記作用要素が上記第1の径より小さい第2の径を有する細長い作動体要素を有し、上記作用要素の基端が、上記導波管手段内で発生された超音波振動の節面に実質的に配置された第1のステップ接合部を規定する外科ツールが提供される。

30

【0015】

好ましくは、上記作動体要素の先端は、超音波振動の非節面に配置されている。

【0016】

都合よくは、上記作用要素が、上記導波管手段と上記作動体手段との間を延び、且つ上記第1および第2の径の間の第3の径を有する細長い中間部分を有し、この中間部分は、その先端で上記作動体手段を伴う第1のステップ接合部を規定し、その基端で上記導波管手段を伴う第2のステップ接合部を規定する。

40

【0017】

上記第2のステップ接合部は、好ましくは、実質的に、上記導波管手段における上記超音波振動の非節面に配置されている。

【0018】

上記中間部分は、その中の上記超音波振動の波長の1/4に実質的に一致する長さを有しても良い。

【0019】

上記作動体要素は、その中の上記超音波振動の波長の1/4に実質的に一致する長さを有しても良い。

50

【 0 0 2 0 】

上記作動体要素の上記第 2 の径は、上記導波管手段の上記第 1 の径の $1/3$ と $2/3$ との間であっても良い。

【 0 0 2 1 】

上記第 1 のステップ接合部の両端の径の比は、該接合部を横切る所望される速度増幅ゲインを製造するように選択可能されても良く、上記ゲインは上記径の比の立方に依存している。

【 0 0 2 2 】

都合よくは、上記導波管手段と上記中間部分は同軸に伸びる。

【 0 0 2 3 】

上記作動体要素は上記導波管手段と同軸に伸びても良い。

【 0 0 2 4 】

代りに、上記作動体要素の少なくとも一部は、上記導波管手段の長手軸から離れてカーブして伸びても良い。

【 0 0 2 5 】

好ましくは、上記作動体要素の先端は、上記第 1 の径を有するとともに上記導波管手段から同軸に伸びた外披内へ配置される。

【 0 0 2 6 】

上記作動体要素は、実質的にその全長に沿って上記第 2 の径を有しても良い。

【 0 0 2 7 】

代りに、上記作動体要素は、上記第 1 のステップ接合部に近接して上記第 2 の径を有しても良く、その先端に向けて径が変化する。

【 0 0 2 8 】

上記作動体要素は、その先端に向けて径が小さくなくても良い。

【 0 0 2 9 】

好ましくは、超音波振動を発生する上記手段は、上記導波管手段および上記作動体要素内でねじれモード超音波振動を製造する。

【 0 0 3 0 】

超音波振動を発生する上記手段は、上記導波管手段および上記作動体要素内で所望の共振振動を製造するように調整されても良い。

【 0 0 3 1 】

超音波振動を発生する上記手段は、パルスモード電気駆動手段によって駆動されても良い。

【 0 0 3 2 】

上記作動体要素は、その中の非ねじれモード振動を最小にするように輪郭を描かれても良い。

【 0 0 3 3 】

上記作動体要素は、導波管手段の長手軸に関するその慣性モーメントを最小にするように構成されても良い。

【 0 0 3 4 】

上記導波管手段は、その中で製造される超音波振動の節面に配置された多数の放射状に突き出したスペーサー突起を備えていても良い。

【 0 0 3 5 】

上記第 1 のステップ接合部は、上記スペーサー突起の最も先端から上記振動の半波長の分離点で配置されていても良い。

【 0 0 3 6 】

上記第 2 のステップ接合部は、上記スペーサー突起の最も先端から離れて上記振動の $1/4$ 波長の分離点で配置されていても良い。

【 0 0 3 7 】

上記作用要素は、超音波振動可能な作動体要素に接触して組織の所望するゾーンを保持

10

20

30

40

50

するように選択的に作動可能な非振動可能あご部材を有しても良い。

【0038】

本発明の第1の実施例において、上記作動体要素は、およそその先端から伸び且つその間に細長い稜手段を規定する隣接した一対の細長い溝手段を備えている。

【0039】

好ましくは、上記溝手段は、上記作動体要素の湾曲された先端部分に沿って伸びている。

【0040】

都合よくは、上記溝手段は、一般に、部分的に円形の断面形状を有する。

【0041】

上記溝手段は、組織を接合或いは凝固させるように、隣接する組織内へ超音波エネルギーを集束するために設けられても良い。

【0042】

上記稜手段は、切断する組織に接触するように設けられても良い。

【0043】

第2の実施例において、上記作動体要素は、該作動体要素の軸と実質的に平行に伸びる細長い一般に平らな作用面を備えている。

【0044】

上記作用面は、浅い縦稜部に沿って隣り合う実質的に平らな2つの面を有しても良い。

【0045】

上記2つの面の間の角度は、45°より小さくても良く、随意に30°より小さく、理想的には15°より小さい。

【0046】

上記作用面の各外側エッジは面取りされている。

【0047】

上記作用面は、上記組織の切断に優先して該組織を接合或いは凝固するため、接触し或いは該面に対向して保持された該組織内へ超音波エネルギーを伝達するために設けられても良い。

【0048】

本発明の第2の実施例によると、上述した第1の実施例で説明されたようなツールを供給し、処理される組織に接触してその中に作動体要素を導き、処理を有効にするように上記ツールを超音波で振動する、組織を処理する方法が提供される。

【0049】

上記処理は、上記組織を切断すること或いは分離することを含んでも良い。

【0050】

上記処理は、上記組織を凝固すること或いは接合することを含んでも良い。

【0051】

本開示の実施例において、第1の径を有するホーン、第2の径を有するねじを切った要素、第3の径を有するとともに複数のリングを有する振動子スタック、およびこの振動子スタックに近接して配置された後ろ板を有する振動子があり、ねじを切った要素が、振動子のねじれ調整が選択的に可能なように、ホーンと振動子スタックとの間に配置されている。

【0052】

本開示の他の実施例において、ホーンと振動子スタックとの間にねじを切った要素を配置し、このねじを切った要素のポジショニングに基づいて振動子のねじれ調整を選択的にできるようにする、振動子を調整するための方法があり、上記ホーンが第1の径を有し、上記ねじを切った要素が第2の径を有し、上記振動子スタックが、第3の径を有し、複数のリングを有し、且つ後ろ板に近接して配置されている。

【0053】

本開示の他の実施例において、ホーンと振動子スタックとの間にねじを切った要素を配

10

20

30

40

50

置し、このねじを切った要素のポジショニングに基づいて振動子のねじれ調整を選択的にできるようにする、振動子を製造するための方法があり、上記ホーンが第1の径を有し、上記ねじを切った要素が第2の径を有し、上記振動子スタックが、第3の径を有し、複数のリングを有し、且つ後ろ板に近接して配置されている。

【図面の簡単な説明】

【0054】

この発明の実施形態が、添付の図面を参照して、例示により、より詳細に説明される。

【図1A】図1Aは、本発明を具体化する、ホーンへの周波数適合を容易にする延長されたスタックを有するねじれモード振動子の概略図である。

【図1B】図1Bは、本発明を具体化する、栓をされる穴内に配置されたねじを切った栓を伴う延長されたスタックを有するねじれモード振動子の概略図である。

【図1C】図1Cは、そこから主要要素が機械加工された外接シリンダーとともに振動子の臨界寸法を図示するねじれモード振動子の概略図である。

【図2】図2は、本発明を具体化するねじれモード振動子を軸方向から見た概略図である。

【図3】図3は、本発明を具体化する、たわみスタック変位とねじれホーン変位との間の幾何学的関係の概略図である。

【図4】図4は、本発明を具体化する、変位幅分布の図示を伴う、導波管へ接続されたねじれモード振動子の概略図である。

【図4A】図4Aは、本発明を具体化する、図4のねじれモード振動子の先端作動体の詳細を示す概略図である。

【図5】図5は、本発明を具体化する、変位幅分布の図示を伴う、導波管へ接続された縦モード振動子の概略図である。

【図6】図6は、本発明を具体化する、ねじれモード導波管配置における湾曲された先端作動体を軸に沿って見た概略図である。

【図7】図7は、本発明を具体化する、図6に示されたねじれモード導波管の構成における湾曲された先端作動体の等測概略図である。

【図8A】図8Aは、本発明を具体化する、ねじれモード導波管の構成における接合具の先端作動体の等測概略図である。

【図8B】図8Bは、本発明を具体化するさらなる先端作動体の末端の正面図である。

【図9】図9は、本発明を具体化する、ねじれモード導波管の構成における、導波管、シュラウド、およびヒンジ接続されたあごの概略図である。

【図10A】図10Aは、本発明を具体化する、図9のあごの構成の概略図である。

【図10B】図10Bは、本発明を具体化する、図9のあごの構成の概略図である。

【図10C】図10Cは、本発明を具体化する、図9のあごの構成の概略図である。

【図11】図11は、本発明を具体化する、ねじれモード超音波発生器のための制御回路および電源回路の第1の実施形態のブロック図である。

【図12】図12は、本発明を具体化する、ねじれモード超音波発生器のための制御回路および電源回路の第2の実施形態のブロック図である。

【図13】図13は、本開示によるところの、1つがねじを切ったシャフトの基端に配置され1つが先端に配置された2つのねじを切った栓を伴う延長されたスタックを有するねじれモード振動子の代わりの実施形態の概略図である。

【0055】

以下、図面を参照して、本開示によるところのねじれモード励起を使用することによる組織を切断するためのシステムおよび方法について詳細に説明する。

【0056】

ここに開示の複数の実施形態が種々の変更および代替構造を可能にする一方で、その確かな図示された複数の実施形態が図面で示されて以下に詳細に説明される。しかしながら、ここに開示の複数の実施形態を開示された特定の形に限定する意図は無く、それどころか、これらの実施形態は、特許請求の範囲に規定されたようなここに開示の意図および範

10

20

30

40

50

図内における全ての変更、代替構造、および均等物をカバーするように仕向けられることを理解されるべきである。

【0057】

本開示は、この開示の一部を形成する添付図面と関連して、以下に示す詳細な説明を参照することによって、よりたやすく理解される。この開示が、ここに説明されおよび/或いは図示された特定の装置、方法、状況、或いはパラメーターに限定されることなく、ここで使用された用語が、例示のみによる特定の実施形態の説明の目的のためであり且つ特許請求の範囲の主題を限定するつもりはないことが理解される。

【0058】

本開示は、柔らかい組織内へ振動エネルギーを十分に伝達するためのねじれ超音波の使用を提案する。他のいかなる超音波ツールとも違って、例示的な実施形態の外科ツールは、強い圧縮エネルギーをターゲットとなる組織内へ向かわせて、その結果、確かな形状および速い切断がされる。これらの圧縮溝から離れて、比較的少ない有効な摩擦エネルギーがある。これは、生体構造内への不所望なエネルギーの伝達のリスクを減少し、低いゲインを伴う疲労故障の見込みを大きく減少する、細かく磨く工程を通してさらに小さくされる。例示的な実施形態の外科ツールは、圧縮エネルギーをターゲットとなる組織内へ向かわせる。エネルギーは、瞬時に伝達されて、組織蛋白質を変性させ、直ちに凝塊を形成する。同時に、外科ツールのあごが閉じられて中央ブレードが組織を切断する。その結果、速く有効な止血性の切断がされる。

【0059】

本開示は、従来の長い外延的な装置を超えるねじれモードシステムの基本の効果を強調することをさらに提案する。本開示は、さらに、特別な開口流出を紹介するねじれ解剖器具システムの特性を身に付ける。

【0060】

例えば、ねじれモード伝達は、縦モード伝達を超えるいくつかの利点を有する。これらいくつかの利点は、以下に限定されるものではないが、横断面変化に関する運動の増加が、断面波伝達において、同等の圧力波伝達より大きいことを含む。ねじれモード集中装置の解析は、変形させる要素に沿った断面変化に関連する慣性モーメントに従う増加を現す。対比において、圧縮波伝達は、断面領域を伴って変わる線形の力の変化に関する。この考えは、入力部と出力部との間の直径比の正方形として規定された縦モードステップ伝達のための、および直径比の第3のパワーの剪断波同等物のための動きの増加表現を引き起こす。この特性は、圧縮波同様物に関して剪断波システムのための増大されたQおよびインピーダンス変形比に一致する。従って、共振への同調は、明確に規定された共振特性の間に差異を認めることのできるよりきわどく正確な発生器の回路構成および同調アルゴリズムを必要とする。

【0061】

縦モードシステムとねじれモードシステムとの間の他の識別する特徴は、振動子のデザインに関する。振動子のデザインは、特別なモードに固有である。標準的なランジュバンサンドイッチ振動子は、縦モードシステム内で、圧縮波を発生させて維持するために普通に使用される。対比において、振動子スタックが接線方向に取り付けられたモード転換ホーンが、ホーンの細い端部からねじれ出力を発生させるように設けられている。この振動子スタックが、選択されたたわみモードで駆動され、ホーン内でねじれモードを発生する。代替りのたわみスタックモードは、結果として、モード転換器からの縦出力を生じる。その結果、純ねじれ或いは縦モードの各場合で、ホーンの出口に取り付けられた導波管のデザインによる。動作周波数は、一般的に、いくつかの波長にわたる導波管を伴う上音モードの結果に終わる。ホーンと振動子スタックとの間の関係は、ホーンおよび導波管アッセンブリ内で起きる複合交軸モードを許す振動するシステムを与える。補正モードを立ち上げて発生器周波数/モード制御回路構成によって補正モードをロックするため、注意深く正確な装置周波数の制御が必要とされる。以下に説明される例示的な実施形態は、共振特性の細かい調節のための駆動周波数の制御のし方を図示し、外科ツールのための所望さ

10

20

30

40

50

れるモードを立ち上げる。

【 0 0 6 2 】

添付の図面を参照して、実施形態が以下に説明される。添付の図面は、単に例示に過ぎず、本開示の範囲を制限するつもりはない。

【 0 0 6 3 】

図 1 A を参照すると、本開示によるところの、ホーンへの周波数適合を容易にする延長されたスタックを有するねじれモード振動子の概略図が示されている。

【 0 0 6 4 】

図 1 A のねじれモード振動子 1 0 は、ホーン 1 2、ねじを切った要素 1 4、複数のセラミックリング 1 6、複数の電極 1 8、後ろ板 2 0、第 1 センサー 2 2、および第 2 センサー 2 4 を有する。後ろ板 2 0 の長さ X が符号 2 6 で示され、ねじを切った要素 1 4 の長さ Y が符号 2 8 で示されている。

【 0 0 6 5 】

ここに開示の例示的な実施形態において、振動子 1 0 は、縦の振動或いは純ねじれ波のいずれかの発生を許容する。振動子 1 0 は、銀めっき或いは金めっきされた複数の真鍮電極 1 8 によって分けられた多くの軸方向に分極された P Z T セラミックリング 1 6 を有する振動子スタックを有する。この振動子スタックは、(図 1 B に示されるように) 栓をされる穴 3 4 内に配置されたねじを切った栓 3 2 を伴ってねじ込まれた後ろ板 2 0 を介して、振動子 1 0 の接線に沿ってはたらく面へ圧縮するように取り付けられる。

【 0 0 6 6 】

さらに、図 1 A は、ホーン 1 2 に取り付けられた少なくとも 2 つの piezo 電子センサー、すなわち第 1 センサー 2 2 および第 2 センサー 2 4 を示す。これらセンサー 2 2 および 2 4 は、ねじれまたは縦ホーンモードに選択的に反応するように配置されている。前者において、各 piezo 電子センサー 2 2、2 4 からの波形は、最小であるホーンの各センサーから最大である周縁へのねじれ変位の変化に従って位相がシフトされる。縦モードにおいて、2 つのセンサーは、ホーン端面の同じ伸長変位を経験し、上記 2 つの piezo 電子センサーから位相が同じ出力を生出する。これらセンサー 2 2、2 4 の特別な動作は、図 1 1 を参照して以下にさらに説明される。

【 0 0 6 7 】

さらに、ねじを切った要素 1 4 は、種々の長さ 2 8 になるようにデザインされる。ねじを切った要素 1 4 の長さ 2 8 は、ホーン 1 2 の材料や、振動子 1 0 の 1 つ或いはそれ以上の要素 (例えば、ホーン 1 2、スタックアッセンブリ、および / 或いは導波管 5 6) の自然共振周波数のような、しかしそれに限定されない、複数のファクターに基づいて変化する。このねじを切った要素 1 4 は、所望する適用に応じて、数ミリから 2 0 mm の間で変化する。ねじを切った要素 1 4 の長さ 2 8 は、ホーン 1 2 の出力の形をとる。言い換えると、ねじを切った要素 1 4 の長さを変化させることにより、当業者は、所望する振動或いは波 (例えば、ねじれ波、純ねじれ波、縦波、たわみモード波、或いはこれら波の組み合わせ) を製造する。その上、後ろ板 2 0 の長さ 2 6 は、所望する適用に応じて、数ミリから 2 0 mm の間で変化する。ホーン 1 2 によって製造された波のタイプの形もとる。好ましくは、ねじを切った要素 1 4 のより短い長さ 2 8 が、所望される励起或いはモードの達成に良い。例えば、ねじを切った要素 1 4 の長さ 2 8 は、2 から 1 0 mm の範囲である。

【 0 0 6 8 】

再び、ねじを切った要素 1 4 の挿入は、ホーン 1 2 の出力として純ねじれモードの実現の最適化を可能にし、外科ツール / 装置をユーザーの所望する仕様に細かくチューニングする正確な方法を可能にする。また、ねじを切った要素 1 4 は、振動子 1 0 の (例えば、図 4 および図 5 を参照して以下に説明される導波管 5 6 のような) 外部装置への組み込み前、或いは組み込み後 (に続いて) に調節される。また、ねじを切った要素 1 4 は、異なる均一な或いは不均一な形の変化を有する。図示の実質的に円筒状の形は単に図示しただけに過ぎない。

【 0 0 6 9 】

図 1 A に従って、駆動周波数は、ねじを切った要素 1 4 をホーン 1 2 と振動子 1 0 の振動子スタックとの間に追加することにより、細かく調節された共振特性に制御され、外科ツールを所望するモードに励起する。加えて、図 1 A は、スタックアッセンブリの性質を変化する手段を規定し、続いて、ホーン 1 2 の形式上の特性を規定する。振動子 1 0 からのねじれ出力の最適化の可能性は、スタックアッセンブリの各端部でこの順番の容易さを供給或いは可能にすることによって達成される。

【 0 0 7 0 】

図 1 B を参照すると、本開示によるところの、栓をされる穴内に配置されたねじを切った栓を伴う延長されたスタックを有するねじれモード振動子の概略図が示されている。

10

【 0 0 7 1 】

このねじれモード振動子 1 1 は、ねじれモード振動子 1 0 と実質的に同じであり、さらにここでは、構造および / 或いは使用の違いを明らかにする必要の範囲のみ説明される。図 1 B のねじれモード振動子 1 1 は、ホーン 1 2、ねじを切った要素 1 4、複数のセラミックリング 1 6、複数の電極 1 8、後ろ板 2 0、第 1 センサー 2 2、および第 2 センサー 2 4 を有する。加えて、この振動子 1 1 は、栓をされる穴 3 4 内に配置されたねじを切った栓 3 2 を有する。

【 0 0 7 2 】

図 1 A に示すように、振動子スタック / アッセンブリは、振動子スタックとホーン 1 2 との間に挿入されたねじを切った要素 1 4 を有する。図 1 B に示すように、ねじを切った要素 1 4 のホーン 1 2 への取り付けを容易にするため、栓 3 2 が、ねじを切った要素 1 4 の取り付けを収容するように延びている。この特徴は、ホーン 1 2 への取り付け前に振動子スタックの全長を調節することによって、ねじを切った要素 1 4 を組み込んだ完全なスタックの共振特性が調整されることを許容する。ねじを切った要素 1 4 は、その先端に向けて、断面で、平行或いは先細にされている。好ましくは、ホーン 1 2 は、先細にされたホーンである。

20

【 0 0 7 3 】

図 1 C を参照すると、そこから主要要素が機械加工された外接シリンダーとともに振動子の臨界寸法を図示するねじれモード振動子の概略図が示されている。

【 0 0 7 4 】

30

このねじれモード振動子 1 3 は、後ろ板 2 0 と円筒面 3 1 との間に配置されたスタックアッセンブリ 2 1 を有する。このスタックアッセンブリ 2 1 は、図 1 C の外接円筒面 3 1 の陰にされた領域を機械加工することによって製造された 1 つの接線面に搭載された隣接部材 3 7 を介して円筒面 3 1 に隣接する。図 1 C および (以下に説明される) 図 2 は、寸法定義振動子 1 3、1 5 を図示する。図 1 C は、スタックアッセンブリ 2 1 の接線搭載平面を与える外接面 3 1 を規定する。角度 θ (図 3 における要素 4 4 として示されている) を通したスタックアッセンブリ 2 1 のたわみ回転は、ホーン軸 O の周りにトルクを生じ、ねじれモードでホーン 1 2 を駆動する。

【 0 0 7 5 】

図 2 を参照すると、ねじれモード振動子を軸方向から見た概略図が示されている。

40

【 0 0 7 6 】

このねじれモード振動子 1 5 は、導波管を取り付けるためのねじを切った穴 3 4 を有する。加えて、この振動子 1 5 は、指数関数的なテーパ面 3 6、円筒腕 3 8、ホーン 1 2 に近接して配置された円筒分離フランジ 3 3、陰にされた領域 3 5、および上記隣接部材 3 7 を有する。

【 0 0 7 7 】

ホーン 1 2 は、指数関数的なテーパ面 3 6 を有して機械加工され、円筒分離フランジ 3 3 によって阻害される。ここで、指数関数的なテーパ面 3 6 が、外接円筒面 3 1 (図 1 C 参照) に接線的に切断される。さらに、スタックアッセンブリ 2 1 (図 1 C 参照) が、ホーン 1 2 に近接して配置され、その円筒腕 3 8 がホーン 1 2 の接線面の外側腕と一致

50

し、陰にされた領域 35 によって示された内側腕に重なる。

【0078】

図3を参照すると、本開示によるところの、たわみスタック変位とねじれホーン変位との間の幾何学的関係の概略図が示されている。

【0079】

図3の幾何学的関係 40 は、スタック変位 42、および符号 44 で示された角度 θ を図示している。

【0080】

スタックアッセンブリを有する振動子 10 は、その円筒腕がホーン 12 の接線面の外側腕に一致するように、ホーン 12 に配置されている。スタック径 d 、すなわち隣接するホー

10

ーンの有効径 d と外接された径 D との関係は、要求された振動モードおよび共振周波

数を生じるため、臨界的に選択される。

【0081】

隣接するホーンの塊りの回転変位は、図3に図示されているようなスタックアッセンブリ内のたわみモード変位によって始められる。このモードは、 $d' > d/2$ のとき可能であり、 $d' < d/2$ である従来の軸モードスタックを使用するよりコンパクトな振動子形状を許容する。図3は、ホーン 12 へのスタック変位 42 の伝達を制御する幾何学形状を

図示する。搭載面に対する角度 θ でのたわみ変位 F_t の分解された成分を決める方程式

は、 $T = F_t \cos \theta$ 、 $l = 1/2 F_t \cos(\arctan((d - d')/d))$ 、 $(d^2 + (d - d')^2)^{1/2}$ として与えられる。

20

【0082】

最適なコンパクト振動子動作のための d'/D 比の臨界の選択は、 $0.45 < d'/D < 0.55$ ；好ましくは 0.482 として決められ、通常（軸モードスタック）動作では、 $0.3 < d'/D < 0.4$ ；好ましくは 0.333 として決められる。ねじれ共振は、

ホーン 12 の長さ、接続部材 52（図4および図5に示されている）の径、および導波管

56（図4および図5に示されている）の寸法の臨界の選択によっていずれの場合も達成される。

【0083】

図4を参照すると、本開示によるところの、変位幅分布の図示を伴う、導波管へ接続されたねじれモード振動子の概略図が示されている。

30

【0084】

この振動子/導波管の配置 50 は、図1Aを参照して上述したねじれモード振動子 10 を含む。この振動子/導波管の配置 50 は、接続部材 52、第1の節面 54、導波管 56、第2の節面 58、保護チューブ 60、第3の節面 62、第4の節面 64、および先端作動体 66 をさらに有する。この先端作動体 66 は、導波管 68 の部分および先端チップ 70 を示す。矢印 80 は、導波管 56 のねじれ変位を図示している。

【0085】

図4は、振動子/導波管の配置 50 が作動されたとき発生された伝達波を示すグラフ 71 をさらに示す。半波長 72 は、ホーン 12 と接続部材 52 との間で発生される。半波長 74 は、終わりの2つの先端節 64、62 間で発生される。1/4 波長 76 は、第4の節

40

面 64 と先端作動体 66 の先端チップ 70 との間で発生される。導波管の中間部分が繰り返しを少なくするため省略されているが、一般的には、7 或いは 8 波長の長さを有する。図4は、（以下に説明される）スタックたわみの効果を図示するグラフ 51 をさらに示している。

【0086】

加えて、導波管 56 は、共振周波数でのねじれ波伝播のため、半波長の整数倍になっている。導波管の分離は、プラスチックで補強された保護チューブ 60 と導波管 56 の作動領域との間に空間を生じる、節面 54、58、62、64 に一致した径の局所的な増大によって達成される。

【0087】

50

さらに、この導波管は、基端および先端を有する延長されたシャフトとして参照される。加えて、この先端は、１つ或いはそれ以上の部分に分離される。例えば、図６－８Ｂに関連して、この先端は、３つの部分に分離される。第１の部分は第１の幅および第１の長さを有し、第２の部分は第２の幅および第２の長さを有し、第３の部分は第３の幅および第３の長さを有し、第１、第２、第３の幅は、同じ或いは互いに異なる。この第１の部分は先端作動体であり、第２の部分は接続部分であり、第３の部分は延長されたシャフトの先端のチップ部分／ブレード部分である。この先端作動体は、図４に要素７０として示された一対の溝を有するカーブされたブレードである。

【００８８】

図４Ａを参照すると、本開示によるところの、図４のねじれモード振動子の先端作動体の詳細を示す概略図が示されている。この詳細図は、一対の溝形状を示す先端チップ７０の形を示す。もちろん、当業者は、縦および／或いはねじれ励起のいずれかを達成するための多くの異なる先端形状を考え得る。

【００８９】

図５を参照すると、本開示によるところの、変位幅分布の図示を伴う、導波管へ接続された縦モード振動子の概略図が示されている。

【００９０】

振動子９０は、ねじれモード振動子５０と実質的に同じであり、さらにここでは、構造および／或いは使用の違いを明らかにする必要の範囲のみ説明される。振動子９０は、図４に示された伝達波グラフと同様の伝達波グラフを有する。グラフ９１は、振動子／導波管の配置９０が作動されたとき発生された伝達波を示す。半波長９２は、ホーン１２の中で発生される。半波長９４は、第１の節面５４と第２の節面５８との間で発生される。半波長９４は、第３の節面６２と第４の節面６４との間で発生される。１／４波長９６は、第４の節面６４と先端作動体６６の先端チップ７０との間で発生される。図５は、（以下に説明される）スタックたわみの効果を図示するグラフ９５をさらに示している。

【００９１】

代替の例示的な実施形態において、図５に示されるように、この振動子スタックアセンブリは、後ろ板２０の端面８２が矢印８４によって示されているような長手方向に振れるように、変形たわみモードで作動される。このスタックの動きは、ホーン１２およびそれに取り付けられた導波管５６における圧縮波伝達と一致した周波数で、ホーン１２における縦モードを発生する。縦共振のための周波数は、 $F_{tor} / F_{long} = G / E$ によって示されるデザインされたねじれモード周波数に関連し、 G は剪断率であり、 E はホーン１２および導波管材料のヤング率である。

【００９２】

これらの特徴（例えば、振動子１０内に組み込まれたねじを切った要素１４、および節面５４、５８、６２、６４）は、外科ツールシステムが、Young and Youngに開示された縦変位を生出するためホーンの先端面に取り付けられた追加の振動子スタックの必要が無いことの効果を有する、有効な変位の増大された末端長の発生の可能性を伴って、縦或いはねじれモードで交互に駆動されることを許容し、デュアルモード適用はGB特許No.2,438,679として発行されている。さらに、導波管５６に機械加工された節のような突起或いは節面５４、５８、６２、６４は、複数の搭載チューブ１６０からの導波管５６の音波の分離の単純な手段を提供し、協同するヒンジ接続されたジョー１８２（図９参照）を伴って配備されたねじれ／縦共振を許容する。

【００９３】

図４および図５の両方において、振動子の配置５０、９０は、ホーン１２の細い先端に取り付けられた調節された多くの半波長ロッドシステムにおける縦或いはねじれ共振のいずれかを発生できる。図４および図５は、グラフ５１、７１、９１、９５に示されたように、直交する面における２つのたわみスタックモードの関連する結果を図示している。特に、グラフ５１および９５は、ホーン１２および導波管５６においてねじれモードを発生するＹＺ面におけるスタックたわみの結果を図示している。図５のＸＹ面内で励起するた

わみが、異なる周波数で励起された場合、出力は縦である。図 4 および図 5 は、多くの一致した節面 5 4、5 8、6 2、6 4 を伴うねじれおよび縦波長を製造するため選択された、交互に異なる周波数で 2 つの異なるモードを発生することの可能性をさらに図示している。スタックアセンブリを調整できることは、当業者が、縦或いはねじれ出力のいずれかを最適化すること、およびこれらを適切に切り替えられたデュアル周波数電気発生器（図 1 1 および図 1 2 を参照して以下に説明される）に組み合わせること、を許容する。

【 0 0 9 4 】

本質的に、振動のモードを決めるスタックアセンブリおよびホーン 1 2、および導波管 5 6 は、1 つ或いはそれ以上の指定された周波数で多くの半波長を含むようにその長さを調節することによって、特別なモードで共振するように調整される。さらに、グラフ 5 1 は、矢印 7 1 および 8 0 によって示された、導波管 5 6 にねじれ共振を生出するホーン 1 2 における回転モードを発生するスタックモードを示す。ホーン 1 2 は、いつも、その両端に波腹を伴う半波長を体现する。

【 0 0 9 5 】

さらに、複数の節面 5 4、5 8、6 2、6 4 は、共振変位パターンの一部として達成され、導波管 5 6 に局所的な突起を組み込むことによる機械的な分離を与えるために使用される。これらは、導波管 5 6 とプラスチック保護ライナー（図 9 参照）との間にギャップを生じる。図 4 および図 5 は、両方とも、スタックたわみモード（X Y 面が縦、Y Z 面がねじれ）と導波管モードとの間の関係を図示している。図 5 が縦システムを図示しているのに対し、図 4 はねじれシステムを図示している。導波管 5 6 における唯一の違いは、圧縮波の速度が与えられた材料のための剪断速度より大きいことから、圧縮半波長がねじれより大きいことである。

【 0 0 9 6 】

Young and Young, GB 2423931 の従来技術は、先端チップから実質的に先細にされた湾曲された先端作動体、および隣接するブレード端に向けて集束する比較的短い溝を伴う、ねじれモード解剖器具の使用を教示している。この先端集束溝の欠落は、いくらかの横断組織結合の可能性を許容するけれども、湾曲されたブレードのチップの固まり易さを減少する。

【 0 0 9 7 】

全ての先端集束特性を伴うねじれモード湾曲作動体 1 0 0、1 3 0 を生出することが、図 6 および図 7 に図示された例示的な実施形態の 1 つの目的である。図 6 および図 7 は、同時に説明される。

【 0 0 9 8 】

図 6 は、本開示によるところの湾曲された先端作動体 1 0 0 を図示している。この先端作動体 1 0 0 は、3 つの末端導波管領域；図 4 で規定されたようなねじれ導波管および振動子に取り付ける断面 W_0 の隣接する第 1 の部分 1 0 2；節分離突起 1 2 2 から 1 / 4 波長の節の無いステップ 1 2 4 を通って断面 W_s の第 1 の末端節ステップ 1 2 6 へ延びる半波長の第 2 の末端部分；および末端ステップ 1 2 6 から断面 W_1 のねじれブレードチップ 1 2 8 へ延びる第 3 の末端 1 / 4 波長領域を有する。この第 3 の部分は、図 4 A に図示されたものと同様の 2 つの溝が切られた集束領域 1 1 4 を具体化し、末端ブレードの長さを規定する。

【 0 0 9 9 】

この先端作動体の波形は、図 6 に 1 0 1 として概略的に示されており、長さ Z の第 2 の作動体領域 1 2 0 が、節の無いステップ 1 2 4 で終わる最初の長さ X の部分 1 1 6 を伴う半波長で示されている。

【 0 1 0 0 】

この節の無いステップは、湾曲されたブレード領域 1 1 4 内の臨界ねじれ変位増加の制御を許容する節増加ステップ 1 2 6 に関連してゼロ振幅増加特性を有する。

【 0 1 0 1 】

本開示の例示的な実施形態の他の目的は、図 6 で導波管の軸から距離 1 1 2 だけずれた

10

20

30

40

50

湾曲された作動体ブレードに関連して軸からずれた質量の慣性作用によって発生される交軸モードを小さくすることである。明らかに、入力部分 W_0 1 0 2と比較して末端ブレード部分1 1 4の径を減少することによって、不所望な交軸モードを発生する慣性モーメントが減少される。

【0 1 0 2】

この基準を満足する境界は、不等式： $1.5 < W_0 / W_1 < 3.0$ によって表現される。ゼロ増大の節の無いステップの包含は、当業者が、1 2 6での振幅増大に頼って末端ブレードの振幅のピークを2 0 0ミクロンに制限することを許容する。節ねじれ増大は、式： $増大K = (W_5 / W_1)^3$ から見い出される。上述した考察は、受け入れ可能な止血性の組織解剖のための動作基準に合うブレード曲率および振幅のピーク変位を許容する。ブレード曲率は、末端チップが1 0 6で断面 W_0 によって規定された円筒外被内へ配置されることを強いられるように制御される。

10

【0 1 0 3】

図6における、1 2 4、1 2 6での導波管の断面ステップの大きさ、および部分1 1 8のYに沿った断面の線形ではない変化は、導波管の出力特性を個別に制御するように明らかに変化されることができ、最小の有害な交軸モードを伴う高い回転振幅を許す。上述した表現は例示的な説明として与えられ、本開示の広い適用の範囲を制限しない。

【0 1 0 4】

図8 Aおよび図8 Bは、特別な外科プロセスにおける対物の先端ポイントとして、本開示を通して参照されるねじれモード振動子、導波管、および先端作動体システムの使用および有効性を最適化するように仕向けられた本開示のさらなる実施例の概略図である。この機能において、ターゲットとなる組織、例えば特に大きな血管内へエネルギーを集束する先端作動体構造の複数の要素が強調され、一方で、同時に、プロセスを遅らせ或いは妨げるための組織分離を促進する特徴の詳細を変える。

20

【0 1 0 5】

図8 Aは、節ステップ面1 3 4で導波管1 4 2に取り付けられた接合先端作動体1 4 0を示す。上記節ステップで変わる部分は、組織接触面1 3 6がエネルギーをターゲットの維管束組織内へ向かわせることができるように、上述した原理によるところの十分なねじれ振幅の増加を生じる。図8 Bは、先端作動体ブレード1 3 6の適した外形の一例を示す。この先端作動体ブレード1 3 6は、実質的に平らであるが、図示のように中心が隆起されても良く、稜部1 4 5で合う角度を付けられた面1 4 8 aおよび1 4 8 bを生じる。表面3 6は、先端作動体の正反対の面に近接し、図8 Bに示す導波管の軸1 4 6によって規定される。

30

【0 1 0 6】

面1 4 8 aおよび1 4 8 bにおけるねじれモード活性化の変位幅は、周辺部で最大であり、中心稜部1 4 5に沿って小さい。この特性は、上記稜部の両側で接触組織内への集束された超音波伝達を発生し、強い接合を生じる。稜部1 4 5に関連する低いエネルギーは、切断を遅くするゆっくりとした組織分離効果を生出し、面1 4 8 aおよび1 4 8 bに隣接したターゲットの血管内における全く止血性の組織接合を保証する。

【0 1 0 7】

ねじれ振動子に対してパルスモード電気駆動を与えることにより切断がさらにゆっくりにされる。この発生器が以下に図1 1および図1 2を参照して説明される。上述したような超音波で作動される解剖器具および接合器具の動作は、あご関節結合システムも収容する保護シュラウドに取り付けられたヒンジ接続された協働あごの設備によって向上させられる。これは、以下の図9および図1 0を参照することによってより完全に図示される。

40

【0 1 0 8】

図9を参照すると、本発明を具体化する、ねじれモード導波管の構成における、導波管、シュラウド、およびヒンジ接続されたあごの概略図が示されている。

【0 1 0 9】

ねじれモード導波管の構成1 5 0は、1つ或いはそれ以上のライナー1 5 2、分離する

50

部材 154、導波管の軸 156、導波管 158、同心のチューブ 160、固定する部材 162、栓 164 の軸に沿った図、ソケットボール 166、外面 168、チューブエッジ 170、ギャップ 172、あご 182 の頂部 174、クランプ特性 176、あご 182 の第 1 の内側部分 178、およびあご 182 の第 2 の内側部分 180 を有する。

【0110】

図 9、図 10 A、図 10 B、および図 10 C に示す本開示の他の例示的な実施形態において、導波管、相互動作するあご、保護外側ケース、および音波分離システムを組み込んだねじれモード解剖器具のヘッドが説明される。

【0111】

図 9 は、超音波組織解剖器具の先端部分を示す。あご 182 がソケットボール 166 およびクランプする特徴部 176 に取り付けられており、導波管の軸 156 と平行な面内であご 182 が回転することを許容する。本開示は、あご 182 が栓 164 に支持されて、固定部材 162 内に係合するソケットボール 166 へ取り外し可能に取り付けられることを許容する。あご 182 の取り付けは、ソケットボール 166 を有する固定部材 162 内に係合するのを許容するに十分な栓 164 の分離が進むまでギャップ 172 を広げることによって達成される。

【0112】

従って、ねじれモード導波管の構成 150 の伝統技術を超えるさらなる利点は、同心のチューブ 160 および 1 つ或いはそれ以上のライナー 152 によって示された、導波管 158 のシステムの受動要素からの音波の分離方法である。

【0113】

図 10 A、図 10 B、および図 10 C を参照すると、本開示によるところのあごの構成の概略図が示されている。

【0114】

あごの構成 200 は、図 9 のあご部分 184 と実質的に同じであり、さらにここでは、構造および / 或いは使用の違いを明らかにする必要の範囲のみ説明される。あごの構成 200 は、さらに、一对の軸部材 202、および一对の受け部材 204 を有する。

【0115】

図 10 A は、単に、図 10 B の受け部材 204 に軸部材 202 がどのように固定されるのかを図示している。図 10 C は、栓 164、ソケットボール 166、および固定部材 162 の間にリンク機構を与えるため、単に、ギャップ 172 がどのようにしてあごの構成 200 の両端を分離するのかを図示している。

【0116】

図 11 を参照すると、本開示によるところの、ねじれモード超音波発生器のための制御回路および電源回路の第 1 の実施形態のブロック図が示されている。

【0117】

このブロック図 220 は、第 1 の分離ブロックモジュール 222、信号調節モジュール 224、デジタル化モジュール 226、ソフトウェアアルゴリズムモジュール 228、DDS 信号発生器モジュール 230、パワーアンプモジュール 232、第 2 の分離ブロックモジュール 234、電流センサーモジュール 250、パワーセンサーモジュール 260、および振幅センサーモジュール 270 を有する。電流センサーモジュール 250、パワーセンサーモジュール 260、および振幅センサーモジュール 270 は、ひとまとめにして出力振動子 240 として参照される。

【0118】

一般に、発電機は、図 1 - 8 で説明されたようなねじれモードシステムを駆動することの可能性を有する。例えば、DDS (direct digital synthesis: 直接デジタル合成) チップ 230 で制御された処理器は、振動子およびインピーダンス適合インダクター 250、260、270 を介してねじれモード振動子 240 に接続されたスイッチモードパワーアンプ 232 を駆動する。電流および電圧モニタリング要素を組み込み、適切な分離回路構成を含む適合回路が図 11 に示されている。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 9 】

正しいモード選択を確実にするため、電流および変位モニタリング回路 2 5 0、2 6 0、2 7 0 からの出力信号は、広い周波数スキンの間、比較される。振動子変位振幅 2 7 0 は、図 1 および図 2 に示されているように、ホーン 1 2 に搭載されたピエゾセラミックセンサー 5 および 6 を用いてモニターされる。ホーン軸上に位置したセンサー 2 2 からの信号は、振動子がねじれ共振であるとき、最小出力を唯一与える。センサー 2 4 からの出力は、ねじれ共振で最大となる。各センサー 2 2、2 4 からの出力を比較することによって、ホーン 1 2 が縦共振であるとき、最大となる。

【 0 1 2 0 】

図 1 2 を参照すると、本開示によるところの、ねじれモード超音波発生器のための制御回路および電源回路の第 2 の実施形態のブロック図が示されている。

10

【 0 1 2 1 】

このブロック図 3 0 0 は、出力振動子 3 0 2、センサー 3 0 4、電流センサー 3 1 0、パワーセンサー 3 2 0、振幅センサー 3 3 0、アルゴリズム 3 4 0、第 1 の出力 3 4 2、第 2 の出力 3 4 4、および駆動パワー信号 3 4 6 を有する。

【 0 1 2 2 】

ねじれモード超音波発生器 3 0 0 のための制御回路および電源回路のこの第 2 の実施形態の主な重要性は、ねじれ共振を通り抜ける発生器周波数として振動子電流変化を反映することである。これらの配置図を比較することによって、絶対的な確実性を伴ってねじれ共振を検出することができる。明らかに、それぞれの電流振幅信号は、有効な共振制御の手段として使用されることができる。しかしながら、瞬間の電力を計算するように瞬間の負荷電流および電圧を使用することにより、より有益な結果が得られる。加えて、調整アルゴリズムが最大電力に一致した共振を選択するために書かれており、制御ループアルゴリズムがおおざっぱ且つきめ細かい調整特性のために書かれている。

20

【 0 1 2 3 】

図 1 3 を参照すると、本開示によるところの、1 つがねじを切ったシャフトの基端に配置され 1 つが先端に配置された 2 つのねじを切った栓を伴う延長されたスタックを有するねじれモード振動子の代わりの実施形態の概略図が示されている。

【 0 1 2 4 】

ねじれモード振動子 4 0 0 は、実質的に、図 2 のねじれモード振動子 1 1 と同じであり、よって、さらにここでは、構造および / 或いは使用の違いを明らかにする必要の範囲のみ説明される。この図 1 3 のねじれモード振動子 4 0 0 は、ホーン 1 2、ねじを切った要素 1 4、複数のセラミックリング 1 6、複数の電極 1 8、後ろ板 2 0、第 1 のセンサー 2 2、および第 2 のセンサー 2 4 を有する。この振動子 4 0 0 は、先細にされた穴 3 4 内に配置されたねじを切った栓 3 2 をさらに有する。加えて、且つ図 2 と比較して、この振動子 4 0 0 は、ねじを切ったシャフト 4 2 0 の末端に第 2 のねじを切った栓 4 1 0 を有する。

30

【 0 1 2 5 】

この代わりの例示的な実施形態において、ねじを切ったシャフト 4 2 0 は、その基端および先端の両方に締め付け可能な栓 3 2、4 1 0 (或いはナット) を有する。これは、スタックアッセンブリがさらに圧縮され、一方で、ホーン 1 2 へ取り付けられることを許容する。また、異なるサイズおよび質量を有する、スタックアッセンブリの自由端で交換可能な栓 / ナット 3 2、4 1 0 を使用し、質量の変化がスタックアッセンブリによって製造される共振周波数を調整することを許容する。スタックの中に存在して、シャフトは単にスタックを組み立て、そして製造された周波数をチェックし、栓 / ナット 3 2 の交換によってチューニングされるが、これは、ナット 3 2 をアクセスしてホーン 1 2 からスタックアッセンブリを分離する必要があることから有用性に乏しい。比較して、反対の栓 3 2、4 1 0 を伴うねじを切ったシャフト 4 2 0 を有することで、アッセンブリおよび製造におけるより融通をきかせることができる。

40

【 0 1 2 6 】

50

結論として、きめ細かい調整の共振は、よりきわどく正確にされた発振器の回路構成、および明確に規定された共振特性の間に差異を認めることができる調整アルゴリズムを必要とする。上記例示的な複数の実施形態は、純ねじれ振動／波および／或いは縦振動／波および／或いはたわみ振動／波を選択的に与えるための、外科ツールの１つ或いはそれ以上の要素の共振特性の有効なきめ細かな調整を提供する。

【 0 1 2 7 】

図示された実施形態が例示の目的であり、振動子／導波管アセンブリの他の多くの構成があることが理解される。よって、図示されて説明された実施形態は、発明の主題の範囲を制限するものではなく、これら実施形態にのみ指向される。

【 0 1 2 8 】

ここに説明された振動子／導波管の構成が、ここに説明された以外の広い範囲の適用に使用可能であることを理解すべきである。例えば、ここに説明された振動子／導波管の構成は、他の公知の振動子／導波管の構成と協働して使用可能である。ここに説明された振動子／導波管の構成は、人が介在しない適用にも有用にできる。

【 0 1 2 9 】

本開示は、追加の実施形態として、コンピューターで読み取ることができる媒体も含む。この媒体は、本開示によるところのここに説明された方法を実行するための少なくとも１つの処理機によって実行されるように構成されたプログラム可能な命令を記録する。このコンピューターで読み取ることができる媒体は、フラッシュメモリー、ＣＤ－ＲＯＭ、ハードドライブなどを含むことができる。

【 0 1 3 0 】

上述した、または他の特徴および機能、或いはそれらの代わりが、他の異なるシステムや適用に好適に組み合わせられることが高く評価される。種々の現在予見できなかった或いは予期しない代案、変更、変化、或いはその改良が当業者によって後になされ、以下の特許請求の範囲によって包含されるように仕向けられる。特許請求の範囲は、ハードウェア、ソフトウェア、或いはそれらの組み合わせの実施形態を含むことができる。

【 0 1 3 1 】

本開示の図示の実施形態が図面を参照してここで説明されたが、この開示は、これらの実施形態に限定されるものではなく、開示の範囲を超えることなく、他の種々の変化および変更が当業者によってなされることが理解される。

【 0 1 3 2 】

上述した本開示の教えの利益を有する当業者が、そこへの変更をもたらす。このような変更は、添付の特許請求の範囲によって規定されたような、本開示の範囲内におけるものとして構成される。

以下、本願の出願当初の特許請求の範囲に記載された発明を付記する。

[1]

基端が超音波振動を発生する手段に作用的に接続され或いは接続可能で且つ先端に近接して作用要素を備えた細長い導波管手段を有し、

この導波管手段が第１の径を有し、

上記作用要素が上記第１の径より小さい第２の径を有する細長い作動体要素を有し、

上記作用要素の基端が、上記導波管手段内で発生された超音波振動の節面に実質的に配置された第１のステップ接合部を規定する外科ツール。

[2]

上記作動体要素の先端は、超音波振動の非節面に配置されている [1] の外科ツール。

[3]

上記作用要素が、上記導波管手段と上記作動体手段との間を延び、且つ上記第１および第２の径の間の第３の径を有する細長い中間部分を有し、この中間部分は、その先端で上記作動体手段を伴う第１のステップ接合部を規定し、その基端で上記導波管手段を伴う第２のステップ接合部を規定する [1] 或いは [2] の外科ツール。

[4]

上記第2のステップ接合部は、実質的に、上記導波管手段における上記超音波振動の非節面に配置されている[3]の外科ツール。

[5]

上記中間部分は、その中の上記超音波振動の波長の $1/4$ に実質的に一致する長さを有する[3]或いは[4]の外科ツール。

[6]

上記作動体要素は、その中の上記超音波振動の波長の $1/4$ に実質的に一致する長さを有する[1]~[5]のいずれかの外科ツール。

[7]

上記作動体要素の上記第2の径は、上記導波管手段の上記第1の径の $1/3$ と $2/3$ との間である[1]~[6]のいずれかの外科ツール。

10

[8]

上記第1のステップ接合部の両端の径の比は、該接合部を横切る所望される速度増幅ゲインを製造するように選択可能であり、上記ゲインは上記径の比の立方に依存している[1]~[7]のいずれかの外科ツール。

[9]

上記作動体要素は上記導波管手段と同軸に伸びる[1]~[8]のいずれかの外科ツール。

[10]

上記作動体要素の少なくとも一部は、上記導波管手段の長手軸から離れて随意にカーブして伸びる[1]~[8]のいずれかの外科ツール。

20

[11]

上記作動体要素の先端は、上記第1の径を有するとともに上記導波管手段から同軸に伸びた外披内へ配置される[10]の外科ツール。

[12]

上記作動体要素は、上記第1のステップ接合部に近接して上記第2の径を有し、その先端に向けて径が細くなる[1]~[11]のいずれかの外科ツール。

[13]

超音波振動を発生する手段は、パルスモード電気駆動手段によって駆動される[1]~[12]のいずれかの外科ツール。

30

[14]

上記作動体要素は、その中の非ねじれモード振動を最小にするように輪郭を描かれている[1]~[13]のいずれかの外科ツール。

[15]

上記導波管手段は、その中で製造される超音波振動の節面に配置された多数の放射状に突き出したスペーサー突起を備えている[1]~[14]のいずれかの外科ツール。

[16]

上記第1のステップ接合部は、上記スペーサー突起の最も先端から上記振動の半波長の分離点で配置されている[15]の外科ツール。

[17]

40

上記第2のステップ接合部は、上記スペーサー突起の最も先端から離れて上記振動の $1/4$ 波長の分離点で配置されている[15]~[16]の外科ツール。

[18]

上記作用要素は、超音波振動可能な作動体要素に接触して組織の所望するゾーンを保持するように選択的に作動可能な非振動可能あご部材を有する[1]~[17]のいずれかの外科ツール。

[19]

上記作動体要素は、およそその先端から伸び且つその間に細長い稜手段を規定する隣接した一对の細長い溝手段を備えている[1]~[18]のいずれかの外科ツール。

[20]

50

上記溝手段は、上記作動体要素の湾曲された先端部分に沿って伸びる [1 9] の外科ツール。

[2 1]

上記溝手段は、組織を接合或いは凝固させるように、隣接する組織内へ超音波エネルギーを集束するために設けられている [1 9] 或いは [2 0] のいずれかの外科ツール。

[2 2]

上記稜手段は、切断する組織に接触するように設けられている [1 9] ~ [2 1] のいずれかの外科ツール。

[2 3]

上記作動体要素は、該作動体要素の軸と実質的に平行に伸びる細長い一般に平らな作用面を備えている [1] ~ [1 8] のいずれかの外科ツール。

10

[2 4]

上記作用面は、浅い縦稜部に沿って隣り合う実質的に平らな 2 つの面を有する [2 3] の外科ツール。

[2 5]

上記作用面は、上記組織の切断に優先して該組織を接合或いは凝固するため、接触し或いは該面に対向して保持された該組織内へ超音波エネルギーを伝達するために設けられている [2 3] 或いは [2 4] の外科ツール。

【図 1 A】

図 1A

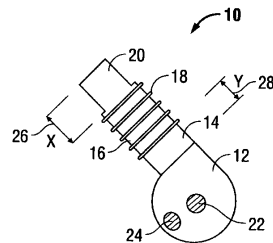


FIG. 1A

【図 1 C】

図 1C

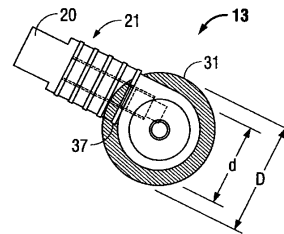


FIG. 1C

【図 2】

図 2

【図 1 B】

図 1B

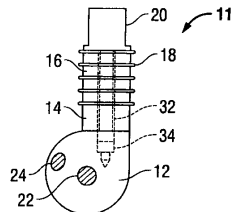


FIG. 1B

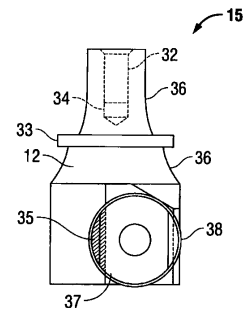


FIG. 2

【図 9】

図 9

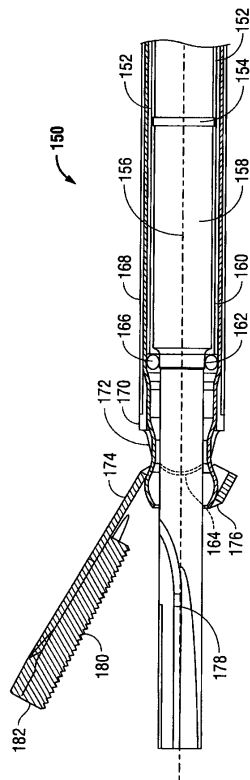


FIG. 9

【図 10 A】

図 10A

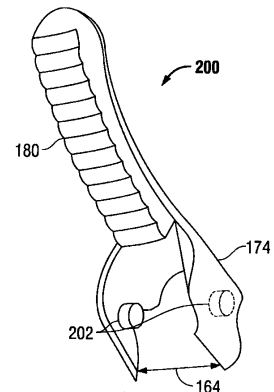


FIG. 10A

【図 10 B】

図 10B

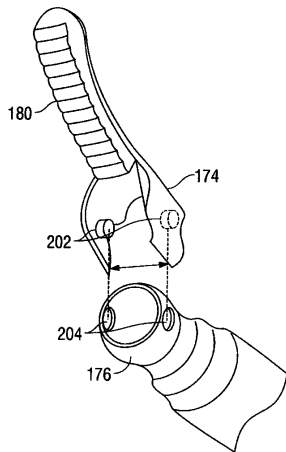


FIG. 10B

【図 10 C】

図 10C

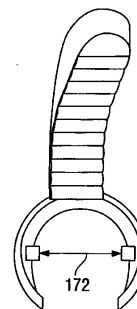


FIG. 10C

【図 1 1】

図 11

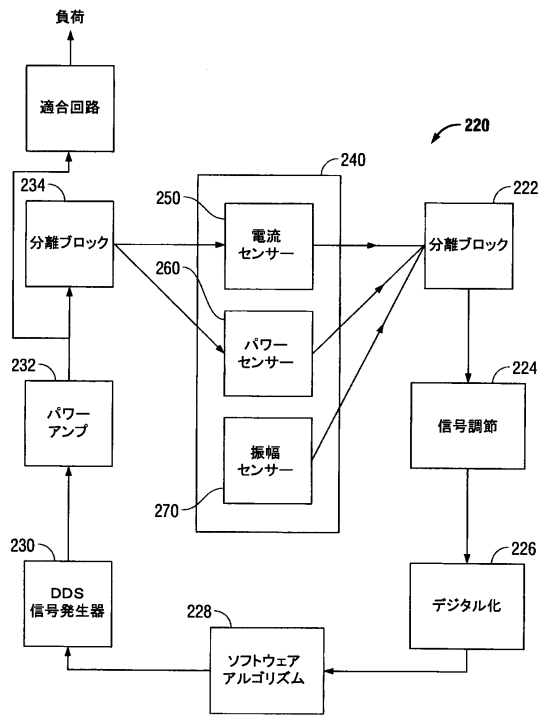


FIG. 11

【図 1 2】

図 12

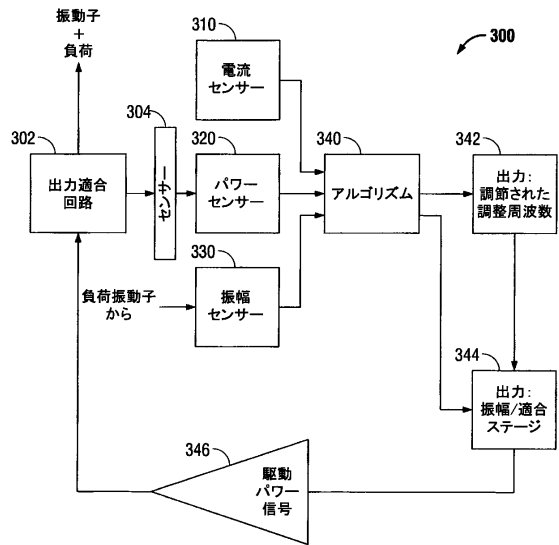


FIG. 12

【図 1 3】

図 13

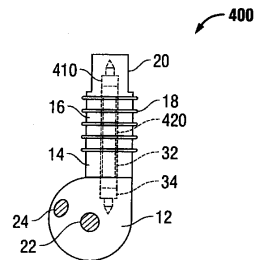


FIG. 13

フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (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
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (72)発明者 スリップスゼンコ、ジェームズ・アントン
イギリス国、ティーキュー１３・７ジェイエックス、デボン、アシュバートン、プレムリッジ、ブ
レムリッジ・ハウス(番地なし)
- (72)発明者 エド、マイケル・ジェームズ
イギリス国、ティーキュー１３・７ジェイエックス、デボン、アシュバートン、プレムリッジ、ブ
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、デボン、アシュバートン、プレムリッジ、ブ
レムリッジ・ハウス(番地なし)

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特開２０００－５０８９５７(ＪＰ，Ａ)
特表平０８－５０５８０１(ＪＰ，Ａ)
特表２００２－５０８９８８(ＪＰ，Ａ)
特開平０７－０１６２５４(ＪＰ，Ａ)
特開昭６２－１７６４４５(ＪＰ，Ａ)
特開平０７－２９９４１５(ＪＰ，Ａ)

- (58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １８／００

专利名称(译)	超声波组织解剖器具		
公开(公告)号	JP5587300B2	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	JP2011510045	申请日	2009-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
申请(专利权)人(译)	S.伯爵呢发展有限公司帐篷		
当前申请(专利权)人(译)	S.伯爵呢发展有限公司帐篷		
[标]发明人	スリップスゼンコジェームズアントン エドマイケルジェームズ ヤングスティーブンマイケルラドリー		
发明人	スリップスゼンコ、ジェームズ・アントン エド、マイケル・ジェームズ ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリー		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/22011 A61B2017/22018 A61B2017/22024 A61B2017/22027 A61B2017/320069 A61B2017/320078 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320098 Y10T29/49005		
FI分类号	A61B17/36.330		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2008009243 2008-05-21 GB		
其他公开文献	JP2011520544A5 JP2011520544A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声外科手术工具具有细长波导，其可操作地连接或可连接到超声波振源。波导远端的操作元件的直径小于波导的直径。中间直径的连接部分可以连接操作元件和波导。操作元件的近端形成第一阶梯连接，其位于波导和操作元件中的超声波振动的节点平面处，产生跨越阶梯连接的速度幅度增益。连接部分和波导之间的第二零增益阶梯结位于反节点平面。操作元件可包括弯曲的远侧切割和焊接元件，其具有限定切割边缘的一对细长焊接凹槽。或者，操作元件可包括具有平坦或略微隆起的操作面的焊接元件。

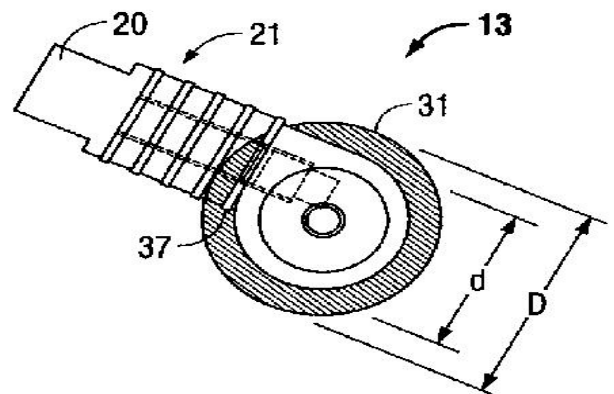


FIG. 1C