

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-167075

(P2018-167075A)

(43) 公開日 平成30年11月1日(2018.11.1)

(51) Int.Cl.
A61B 17/32 (2006.01)F I
A61B 17/32 510テーマコード (参考)
4C160

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-135636 (P2018-135636)
 (22) 出願日 平成30年7月19日 (2018.7.19)
 (62) 分割の表示 特願2015-533169 (P2015-533169)
 の分割
 原出願日 平成25年9月19日 (2013.9.19)
 (31) 優先権主張番号 13/622, 921
 (32) 優先日 平成24年9月19日 (2012.9.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文
 (72) 発明者 ディエツ・ティモシー・ジー
 アメリカ合衆国、45174 オハイオ州、テラス・パーク、エルム・レッジ 2
 最終頁に続く

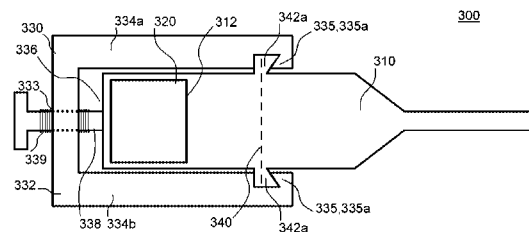
(54) 【発明の名称】 埋め込まれた圧電アクチュエータを伴う微細加工超音波メス

(57) 【要約】

【課題】超音波外科用器具の超音波コアを提供する。

【解決手段】超音波コアは、導波管310と、導波管に固定されたトランスデューサ要素320と、鉗子機構330とを備える。導波管310は、長手方向に細長く、平面的である。鉗子機構330は、1対の拘束アーム334と、鉗子アーム338を含む。1対の拘束アーム334は、導波管310の近位端から近位に配置される基部、基部から遠位に突出し、導波管を収容するチャンネルを挟んで互いに相対向する。鉗子アーム338は、基部から1対の拘束アームの間に遠位に突出する。基部及び鉗子アームは、互いに機械的に係合され、これにより、鉗子アーム338の遠位端がチャンネル内に固定して位置付け可能である。各拘束アーム334が、トランスデューサ要素320から遠位に位置付けられるノード340において導波管310に係合する取付け部335を含む。

【選択図】図11



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波外科用器具の超音波コアであって、
長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、
前記導波管に固定されたトランスデューサ要素と、

前記導波管の近位端から近位に配置される基部、前記基部から遠位に突出し、前記導波管を収容するチャンネルを挟んで互いに相対向するように構成される 1 対の拘束アーム、及び前記基部から前記 1 対の拘束アームの間に遠位に突出する鉗子アームを含む、鉗子機構と、

を備え、

前記基部及び前記鉗子アームが、互いに機械的に係合され、これにより、前記鉗子アームの遠位端が前記チャンネル内に固定して位置付けられることを許容し、

前記各拘束アームが、前記トランスデューサ要素から遠位に位置付けられるノードにおいて前記導波管に係合する取付け部を含む、超音波コア。

【請求項 2】

前記 1 対の拘束アームが、前記トランスデューサ要素を囲むハンドピース筐体の一体型の部材である、請求項 1 に記載の超音波コア。

【請求項 3】

前記基部が、開口部を含み、前記鉗子アームが、前記開口部との係合のための鋸歯状のうねの付いた区間を含む、請求項 1 に記載の超音波コア。

【請求項 4】

前記各取付け部が、留め金を含み、前記導波管が、前記ノードに近接して配置されて前記取付け部の前記留め金に係合する補完的な留め金を含む、請求項 1 に記載の超音波コア。

【請求項 5】

前記各取付け部が、スロットを含み、前記導波管が、前記ノードに近接して前記導波管の縁部から外側に延びて前記取付け部の前記スロットに係合する突起部を含む、請求項 1 に記載の超音波コア。

【請求項 6】

前記各取付け部が、前記チャンネルの中に突出するピン又はねじを含み、前記導波管が、前記ノードに近接して前記導波管の縁部から内側に延びて、前記取付け部の前記ピン又は前記ねじに係合するソケットを含む、請求項 1 に記載の超音波コア。

【請求項 7】

超音波外科用器具の超音波ハンドピースであって、
長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、

前記導波管に固定されたトランスデューサ要素と、
少なくとも前記トランスデューサ要素を囲む筐体と、

前記トランスデューサ要素に近接して前記筐体に固定され、トランスデューサノードにおいて前記トランスデューサ要素に係合する鉗子機構と、を備え、

前記鉗子機構及び前記トランスデューサ要素が、前記トランスデューサ要素に駆動電流を適用するための補完的な電気接点を含む、超音波ハンドピース。

【請求項 8】

前記トランスデューサ要素が、前記導波管の第 1 の側面に固定され、前記鉗子機構が、前記トランスデューサノードにおいて前記トランスデューサ要素に係合する第 1 の鉗子アームと、前記トランスデューサノードにおいて前記導波管の反対の第 2 の側面に係合する第 2 の鉗子アームと、を含む、請求項 7 に記載の超音波ハンドピース。

【請求項 9】

前記トランスデューサ要素が、前記導波管の第 1 の側面に固定された第 1 のトランスデューサ要素であり、

前記導波管の反対の第 2 の側面に固定された第 2 のトランスデューサ要素を更に備え、

10

20

30

40

50

前記鉗子機構が、前記トランスデューサノードにおいて前記第 1 のトランスデューサ要素に係合する第 1 の鉗子アームと、前記トランスデューサノードにおいて前記第 2 のトランスデューサ要素に係合する第 2 の鉗子アームと、を含む、請求項 7 に記載の超音波ハンドピース。

【請求項 10】

超音波コアであって、

概ね平面的なトランスダクション部分を有する、長手方向に細長い、概ね平面的なシリコン導波管を備え、

前記シリコン導波管は、

前記概ね平面的なトランスダクション部分に固定された、少なくとも 1 個のトランスデューサ要素と、

傾斜した側面を含む、楔形音響ホーン部分と、を備え、

前記傾斜した側面が、シリコン材料の { 1 , 1 , 1 } 結晶面に沿って配向されている、超音波コア。

【請求項 11】

前記傾斜した側面の縁部が、少なくとも前記楔形音響ホーン部分内で前記導波管の中心長軸に向かって収束する、請求項 10 に記載の超音波コア。

【請求項 12】

前記縁部が、前記導波管の前記中心長軸に向かって直線的に収束する、請求項 11 に記載の超音波コア。

【請求項 13】

前記縁部が、前記導波管の前記中心長軸に向かって曲線的に収束する、請求項 11 に記載の超音波コア。

【請求項 14】

前記楔形音響ホーン部分が、一体型外科用メス部分を含み、前記楔形音響ホーン部分及び前記外科用メス部分の両方が、前記傾斜した側面を含む、請求項 10 に記載の超音波コア。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

様々な実施形態は、超音波外科用器具に、具体的には超音波外科用メス及び超音波出力エンドエフェクタを有する同様の器具のトランスデューサ及び導波管組立体に関連する。

【背景技術】

【0002】

超音波外科用メス並びに患者組織の解剖及び / 又は凝固のための同様の器具は典型的に、超音波トランスデューサ組立体、導波管組立体、及び外科用エンドエフェクタを備える。超音波トランスデューサ組立体は一般的に、1 対の端部の間で圧縮された圧電トランスデューサ要素を備え、前端部は、音響ホーンのように構成されて圧電トランスデューサ要素と導波管組立体との間で音響利得を創作する。1 つの既知の例では、端部は、軸の向かい合う終端に配置され、圧電トランスデューサ要素は、軸に沿って配置される複数の環状圧電トランスデューサ円盤を備え、この複数の円盤は、例えば軸と端部のうちの少なくとも 1 つとの間でねじ接続を締めることにより、圧縮される。次に、圧電トランスデューサ要素は、動力供給されて少なくとも 1 つの定在波又は振動モード（振動縦モード、振動横モード、振動ねじれモード、及びこれらの組み合わせを含むが、これらに限定されない）を確立し、これは、軸及び音響ホーンを通り、導波管組立体を通り、患者組織への適用のために超音波出力エンドエフェクタに伝播する。このような装置により動力供給される例示的なエンドエフェクタとして、患者組織の解剖のための超音波振動外科用メス、並びに患者組織の付着及び焼灼のための超音波振動鉗子装置が挙げられる。

【0003】

出願人兼受託者は、最近、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管に添付されたトラン

10

20

30

40

50

スデューサ要素を含む、様々な超音波外科用器具を開示した。全内容が参照により本明細書に援用される、共に2010年8月16日に出願された、米国特許出願第12/857,373号及び第12/857,399号を参照されたい。上記器具は、例えばシリコンウェーハ上で構築されてよく、トランスダクション部分及び共振子部分は、上記に説明される超音波トランスダクション組立体の軸及び端部の位置に存在する。しかしながら、このような装置内のトランスデューサ要素は、上記に説明される超音波トランスデューサ組立体内の要素のように調節可能な端部の間に固定されてこれらの端部により圧縮され得ない。その結果、出願人及びその共同研究者は、これらの新しいかつ本質的に一体式のトランスデューサ支持導波管のための改善された構築物を求め、開発し続けてきた。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の第1の態様は、超音波外科用器具の超音波コアである。超音波コアは、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管であって、導波管の第1の側面から導波管の正中面に向かって延びる開口部を画定する、導波管と、開口部の向かい合う壁に固定されたトランスデューサ要素と、を含む。トランスデューサ要素は、開口部の大きさ及び形状と実質的に一致し、かつ導波管内に少なくとも部分的に埋め込まれるような、大きさ及び形状にされる。第1の実施形態では、開口部は、導波管の第2の反対側面に延びる開放終端開口部である。第2の実施形態では、開口部は、一方が塞がった又は閉鎖終端開口部である。

【0005】

本発明の第2の態様は、上記に挙げられた実施形態の超音波コアの組み立て方法である。この方法は、(a)第1の長さを有する開口部を画定する、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管、及び第1の長さより長いが、駆動電流を適用すると第1の長さより短い第3の長さまで可逆的に縮ませることができる第2の長さを有する、トランスデューサ要素を得る工程と、(b)トランスデューサ要素に駆動電流を適用し、開口部内にトランスデューサ要素を挿入する工程と、(c)トランスデューサ要素が開口部内に拡張するように、トランスデューサ要素から駆動電流を除去する工程と、を含む。得られた組立体は、中間接着層の使用を伴って又は伴わずに、開口部内にトランスデューサ要素を固定する。

【0006】

本発明の第3の態様は、超音波外科用器具の超音波コアである。超音波コアは、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、導波管に固定されたトランスデューサ要素と、鉗子機構と、を含む。鉗子機構は、導波管の近位端から近接して配置される基部と、基部から遠位に突出し、導波管を収容するチャンネルを挟んで互いに相対向するように構成される1対の拘束アーム、及び基部から1対の拘束アームの間に遠位に突出する鉗子アームと、を含む。基部及び鉗子アームは、互いに機械的に係合され、これにより鉗子アームの遠位端がチャンネル内に調節可能かつ固定して位置付けられることを許容し、各拘束アームは、トランスデューサ要素から遠位に位置付けられるノードにおいて導波管に係合する取付け部を含む。鉗子アームは、導波管の近位端、又は導波管の近位端に固定されたトランスデューサ要素の近位端に係合してよい。

【0007】

本発明の第4の態様は、超音波外科用器具の超音波ハンドピースである。超音波ハンドピースは、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、導波管に固定されたトランスデューサ要素と、少なくともトランスデューサ要素を囲む筐体と、トランスデューサ要素に近接して筐体に固定された鉗子機構と、を含む。鉗子機構は、トランスデューサノードでトランスデューサ要素に係合し、鉗子機構及びトランスデューサ要素の両方は、トランスデューサ要素に駆動電流を適用するための補完的電気接点を含む。

【0008】

本発明の第5の態様は、任意選択で外科用メス部分を含む超音波コアである。超音波コアは、概ね平面的なトランスダクション部分を有する長手方向に細長い、概ね平面的なシリコン導波管を含み、少なくとも1個のトランスダクション要素は、概ね平面的なトラン

10

20

30

40

50

スダクション部分に固定され、楔形音響ホーン部分は、傾斜した側面を含む。超音波コアは、傾斜した側面がシリコン材料の{1, 1, 1}結晶面に沿って配向されることを特徴とする。楔形音響ホーン部分は、傾斜した側面の一部として一体型外科用メス部分を含んでよい。

【0009】

本発明の第6の態様は、超音波外科用器具のシリコン導波管の製造方法であり、導波管の楔形遠位部分は、シリコン材料の{1, 1, 1}結晶面に沿って配向される傾斜した側面を含む。この方法は、以下の順序付けられた工程：(a)シリコンウェーハを得る工程であって、前記シリコンウェーハが、前記ウェーハの面に対して0でない鋭角で配置される1, 1, 1結晶面を有するように切断される、工程と、(b)ウェーハ上で熱酸化物コーティングを発達させる工程と、(c)ウェーハの1つの面にフォトレジストコーティングを適用する工程と、(d)適用されたフォトレジストを、導波管の傾斜した側面を表すパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する工程と、(e)フォトレジストコーティングの光誘導破壊により露出された熱酸化物コーティング上で酸化物エッチングを行い、その後、残留のフォトレジストコーティングを除去する工程と、(f)シリコンが所定の最大深度まで除去されるまで、熱酸化物コーティングの酸化物エッチングにより露出されたシリコン上で、水酸化物エッチングを行う工程と、(g)シリコンウェーハをダイシングし、傾斜した側面を含む少なくとも楔形音響ホーンを有する、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管を創作する工程と、を含む。追加の工程は、シリコンウェーハのダイシング前に行われ、楔形音響ホーン部分及び一体型外科用メス部分を有する長手方向に細長い、概ね平面的な導波管を創作することができ、これら両方の部分は、傾斜した側面を含む。

【0010】

開示される超音波コア、ハンドピース、及び外科用器具の他の態様は、以下の説明文、添付の図面、及び付属の特許請求の範囲から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】超音波コアの第1の実施形態のための導波管の平面図である。

【図2】図1の導波管の断面図である。

【図3】「ランジュバン積層体」として構成されたトランスデューサ要素を含む、超音波コアの第1の実施形態の平面図である。

【図4】図3の超音波コアの断面図である。

【図5】図3及び4の装置のトランスデューサ要素と導波管との間の境界面の詳細図である。

【図6】超音波コアの第2の実施形態のための導波管の平面図である。

【図7】図6の導波管の断面図である。

【図8】超音波コアの第2の実施形態の第1の実施例の断面図である。

【図9】超音波コアの第2の実施形態の第2の実施例の断面図である。

【図10】具体的には第1の実施形態の例示的な装置の組立体を示す、第1及び第2の実施形態の超音波コアの組み立て方法の図である。

【図11】トランスデューサ要素を事前に束縛するための鉗子機構を含む、超音波コアの第3の実施形態の第1の実施例の平面図である。

【図12】トランスデューサ要素を事前に束縛するための鉗子機構を含む、超音波コアの第3の実施形態の第2の実施例の平面図である。

【図13】トランスデューサ要素を事前に束縛するための鉗子機構を含む、超音波コアの第3の実施形態の第3の実施例の部分的断面図である。

【図14】トランスデューサ要素を事前に束縛するための鉗子機構を含む、超音波コアの第3の実施形態の第4の実施例の部分的断面図である。

【図15】超音波コア及びハンドピースの第4の実施形態の第1の実施例の断面図である。

【図 1 6】超音波コア及びハンドピースの第 4 の実施形態の第 2 の実施例の断面図である。

【図 1 7】超音波コア及び外科用メスの第 5 の実施形態の平面図である。

【図 1 8】図 1 7 の超音波コア及び外科用メスの断面図である。

【図 1 9 A】第 5 の実施形態の装置のための導波管の製造方法を示す。例示的な図は、特に指示がない限り、シリコンウェーハの断面図である。

【図 1 9 B】第 5 の実施形態の装置のための導波管の製造方法を示す。例示的な図は、特に指示がない限り、シリコンウェーハの断面図である。

【図 1 9 C】第 5 の実施形態の装置のための導波管の製造方法を示す。例示的な図は、特に指示がない限り、シリコンウェーハの断面図である。

【図 1 9 D】第 5 の実施形態の装置のための導波管の製造方法を示す。例示的な図は、特に指示がない限り、シリコンウェーハの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

いくつかの実施形態を詳細に説明する前に、実施形態及び表現はそれらの応用又は利用の際に、添付図面及び説明に例示される部品の構造及び配置の詳細に限定されないことに留意すべきである。例示的な実施形態及び表現は、他の実施形態、表現、変形、及び改変として実施するかあるいはそれらに取り入れることが可能であり、また、様々な方法で実行又は実施することが可能である。更に、特に断らない限り、本明細書において用いる用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な実施形態を説明する目的で選択されたものであって、本発明を限定する目的ではない。

【0013】

以下に説明される実施形態、表現、実施例などのうちの任意の 1 つ以上は、他の以下に説明される実施形態、表現、実施例などのうちの任意の 1 つ以上と連合され得ることが更に理解される。このような改変及び変形は、特許請求の範囲内に含まれることが意図される。

【0014】

第 1 の実施形態が、図 1 ~ 5 に示される。第 1 の実施形態は、超音波外科用器具の超音波コア 100 であり、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管 110 を含む。導波管材料は、好ましくは単結晶又は多結晶材、主としてシリコンであるが、ゲルマニウム、ダイヤモンド、又はサファイアもまた使用してよい。代替の構築物では、概ね平面的な導波管 110 は、代わりにガラス、セラミック、チタン、ステンレススチール、又はアルミニウムから製造され得る。典型的に単層のみを有するように図示されるが、導波管は、複数の平面的な層を含む積層構造であり得ることが理解されるであろう。例えば、シリコン導波管 110 について、隣接した層の反対側の側面は、既知のシリコン融合プロセスにより結合されて所望の厚みを有する導波管を形成し得る。更なる例のために、チタン導波管 110 について、隣接した層の縁部は、既知のレーザ溶接技術により結合されて所望の厚みを有する導波管を形成し得る。積層化シリコン - ガラス - シリコン導波管などの複合構造は、陽極接合などの関連プロセスにより結合され得る。この説明及び付属の特許請求の範囲の理解を助けるうえで、「端（終端）」という用語は、長手方向の境界又はそのような境界を表す表面のことを指すものとして理解され、「縁部」という用語は、導波管の平面内の方向における横の境界又はそのような境界を表す表面のことを指すものとして理解され、「側面」という用語は、導波管の平面に垂直な方向における横の境界又はそのような境界を表す表面のことを指すものとして理解される。

【0015】

超音波コア 100 は、トランスデューサ要素 120 も含む。トランスデューサ要素は、好ましくはチタン酸バリウムなどの無鉛圧電材料、又はニッケル若しくは「GALFENOL」(ETREMA Products, Inc. (Ames, Iowa) により販売されるガリウム / 鉄合金) などの磁歪材料から形成され、これによりこの超音波外科用器具が、使い捨て装置として使用するうえで十分に安価となり、かつ鉛を含有する有害廃棄

物としてではなく、通常の医療廃棄物として処分するのに適したものとなる。セラミック P Z T 材料及び電歪材料、並びに単結晶材料を含む他のトランスデューサ材料を使用することもできる。図 4 及び 5 で示されるように、トランスデューサ要素 120 は、「ランジュバン積層体」として構成された複数の別個のトランスデューサ部分要素を含み得る。しかしながら、トランスデューサ要素 120 は、代わりに他の図で示されるもののようない体型トランスデューサ要素であってよいことが理解される。

【0016】

図 1 及び 2 で詳細に示されるように、平面的な導波管 110 は、導波管 110 の第 1 の側面 114 から導波管の第 2 の反対側面 116 に延びる開口部 112 を画定する。開口部 112 は、含まれる材料によって、導波管 110 のレーザ切断により又は水噴射切断などの代替法により、形成され得る。図 3 及び 4 で詳細に示されるように、トランスデューサ要素 120 は、開口部 112 の大きさ及び形状と実質的に一致するような大きさ及び形状にされ（終端の間の長さ及び縁部の間の長さについてであって、側面の間の深度又は厚みは必ずしもそうである必要はない）、トランスデューサ要素 120 と開口部 112 の向かい合う壁との間に配置される接着層 118 により開口部 112 内に固定され得る。振動縦モードを使用する装置での使用に好適な、第 1 の実施形態の第 1 の表現では、接着層 118 は、開口部 112 の向かい合う終端の壁 112 a に配置され得る。振動横モードを使用する装置での使用に好適な、第 1 の実施形態の第 2 の表現では、接着層 118 は、開口部 112 の向かい合う縁部の壁 112 b に配置され得る。好ましくは、接着層 118 は、開口部 112 の全辺縁部の周りに配置され、これによりその中にトランスデューサ要素 120 を完全に固定する。開口部 112 の全辺縁部の周りの配置は、振動の縦、横、及びねじれモードの、平面的な導波管 110 への伝達を有利に支持するであろう。

【0017】

図 5 で詳細に示される、第 1 の実施形態の変形では、接着層 118 は、複数の堅いビーズ 119 を含み得る。堅いビーズ 119 は、開口部 112 の、終端の壁 112 a の間、縁部の壁 112 b の間、及び / 又は開口部 112 の辺縁部と、トランスデューサ要素 120 の終端、縁部、及び / 又は辺縁部との間に実質的に堅い構造をはさむことにより、接着層 118 の外見上の弾性率を増大させるように働く。次に、接着層 118 の接着剤は、開口部 112 及びトランスデューサ要素 120 の対応する部分の間で堅いビーズ 119 の位置を実質的に固定するためのマトリックスとして働く。この実施形態の第 1 の表現では、堅いビーズ 119 は、非導電性ガラスビーズであってよい。この実施形態の第 2 の表現では、堅いビーズ 119 は、金属層でコーティングされたガラスビーズ、金属ビーズなどの導電性ビーズであってよい。第 2 の表現では、電力が、堅いビーズ 119 を介して、平面的な導波管 110 とトランスデューサ要素との間で移行されてよく、ビーズは、接着層 118 の特定の構成（例えば、2 個の電極として構成可能であるように開口部 112 の向かい合う壁にのみ、又は単電極として構成可能であるように開口部 112 の全辺縁部の周りに配置される）によって、熱電極及び / 又は接地電極として働く。この実施形態のいずれかの表現では、接着層 118 の接着剤は、導電性であり、堅いビーズ 119 は別として、又は堅いビーズ 119 の補完として、熱電極及び / 又は接地電極として働き得る。好ましくは、堅いビーズ 119 は、開口部 112 の壁とトランスデューサ要素 120 との間で単層を形成する大きさにされる。好ましくは、堅いビーズ 119 は、接着層 118 の 10 体積 % ~ 65 体積 % を構成する。

【0018】

運動が「細長 - 伝播」型作用を通してトランスデューサ要素と導波管との間で伝達される、導波管の側面に接着されたトランスデューサ要素を有する平面的な導波管とは対照的に、第 1 の実施形態の構造は、運動が「押 - 引」型作用でそれらの間で伝達されることを許容する、導波管 110 内に埋め込まれたトランスデューサ要素 120 を提供する。伝達特徴におけるこの変化は、結合層を挟んで主要な力をせん断力から圧縮力へ変化させること、及び改善された結合材料の使用を許容することにより、構造間の連結及び連結効率を向上させる。また、導波管の向かい合う側面に接着されたトランスデューサ要素を有する

平面的な導波管とは対照的に、第１の実施形態の構造は、（所望されない振動モードを避けるために）反対側のトランスデューサ要素を正確に整列させる必要を除去する。

【００１９】

第２の実施形態が、図６～１０に示される。第２の実施形態は、超音波外科用器具の超音波コア２００であり、これは同様の長手方向に細長い、概ね平面的な導波管２１０と、同様のトランスデューサ要素２２０と、を含む。図６及び７で詳細に示されるように、平面的な導波管２１０は、導波管２１０の第１の側面２１４から導波管の正中面「Ｍ」に向かって延びる少なくとも１つの開口部２１２を画定する。しかしながら、第１の実施形態とは対照的に、この開口部は、開放終端開口部１１２とは反対に、一方が塞がった又は閉鎖終端開口部２１２である。以下に説明される例示的な装置などの多くの装置では、また、平面的な導波管２１０は、導波管の第２の反対側面２１６から正中面「Ｍ」に向かって延びる反対側の開口部２１２、及び／又は導波管の長軸「Ｌ」に沿って位置付けられる追加の開口部２１２を画定する。各開口部２１２は、導波管２１０の機械加工又は化学的エッチングにより形成され得る。加えて又はあるいは、より実質的なトランスデューサ要素の厚みが必要とされる場合、導波管２１０は、複数の平面的な層を含む積層構造であってよい。主要な層（単数）又は層（複数）は、導波管２１０のトランスダクション部分及び共振子部分を構成してよく、任意選択で、短縮された補助層（単数）又は層（複数）は、開口部２１２の側面を画定し得る。次に、各開口部２１２は、１つ以上の層の切断、機械加工、及び／又は化学的エッチングにより、個々に又は組み合わせで、形成され得る。上記に示されるように、様々な層は、シリコン融合プロセス、陽極接合プロセス、レーザ溶接プロセス、及び導波管材料（単数又は複数）での使用に適切な他の既知の技術により結合され得る。

10

20

【００２０】

図８で詳細に示されるように、各トランスデューサ要素２２０は、その対応する開口部２１２の大きさ及び形状と実質的に一致するような大きさ及び形状にされ、トランスデューサ要素２２０と開口部２１２の向かい合う壁との間に配置される接着層２１８（具体的に示されていない）によりその開口部２１２内に固定され得る。また、トランスデューサ要素２２０は、接着層２１８により、又は接着層２１８の導入前に開口部２１２内にトランスデューサ要素を一時的に位置付けて固定するよう働く代替の結合材料により、開口部２１２の閉鎖終端に固定され得る。第２の実施形態の表現では、接着層２１８は、開口部２１２の複数の終端２１２ａ及び／又は開口部２１２の複数の縁部２１４ｂ（示されていない）に配置され得る。好ましくは、接着層２１８は、開口部２１２の全辺縁部の周りに配置され、これによりその中にトランスデューサ要素２２０を完全に固定する。開口部２１２の全辺縁部の周りの配置は、平面的な導波管２１０への振動の縦、横、及びねじれモード伝達を有利に支持するであろう。第２の実施形態の変形では、接着層２１８は、第１の実施形態で説明されるビーズのような複数の堅いビーズ２１９（明快にするために示されていない）、及び／又は第１の実施形態で説明される構成要素のような導電性構成要素を含み得る。

30

【００２１】

導波管の向かい合う側面に接着されたトランスデューサ要素を有する平面的な導波管とは対照的に、第２の実施形態の構造は、導波管２１０それ自体の中に少なくとも部分的に埋め込まれたトランスデューサ要素２２０を提供する。各開口部２１２は、対応するトランスデューサ要素２２０を、正中面を挟んで配置される反対側のトランスデューサ要素、及び／又は別の所定の（典型的に、長手方向の）位置に配置される直列トランスデューサ要素について、正に位置するよう働き、例えばシリコンウェーハ又はチタンシートからの導波管の製造中に導波管２１０について正確に位置付けられ得る。この構造特徴の変化は、所望されない振動モードを避けるために、正中面「Ｍ」を挟んで反対側のトランスデューサ要素を正確に整列させる困難さを減少させる。この構造特徴の変化は、所望されない振動モード及び／又は直列要素間の弱め合い干渉を避けるために、所定の位置において、例えば所望の振動モードのノードにおいて、直列トランスデューサ要素を正確に位置付け

40

50

る困難さも減少させる。

【0022】

図8で示される、第2の実施形態の第1の実施例では、導波管210は、材料からなる複数の平面的な層210a、210bなどを含む積層構造である。2つの隣り合う主要な層210b及び210cは、長手方向のチャンネル又は他の内部空隙を画定し、これは、例えば内部内腔211として働き得る。2つの短縮された補助層210a及び210dそれぞれは、一方が塞がった開口部212を画定し、この開口部は、正中面「M」を挟んで相対向して配置される。1対の反対側のトランスデューサ要素220は、開口部212内に配置され、上記に説明されるように接着層218により固定される。その結果、第1の実施例は、解剖された患者組織の焼灼を防ぐために内部内腔211を通して注入される灌注流体により冷却され得る、超音波外科用メスとしての使用に好適な構造を提供する。

10

【0023】

図9で示される、第2の実施形態の第2の実施例では、導波管210は、材料からなる複数の平面的な層210a、210bなどを含む積層構造である。3つの隣り合う主要な層210b、210c、及び210dは、長手方向のチャンネル又は他の内部空隙を画定し、これは、例えば内部内腔211として働き得る。第1の実施例とは対照的に、主要な層が、内部内腔211を画定する部分的貫通性空隙を含むようにエッチング又は別の機械加工され得る場合、中心の主要な層210cのみが、チャンネル又は空隙空間を提供するように切断、機械加工、又はそれ以外で形作られ、隣り合う主要な層210b及び210dが内部内腔211の側面として働くようにされなければならない。2つの短縮された補助層210a及び210eそれぞれは、少なくとも部分的に、装置の長軸に沿って直列に配置される複数の一方が塞がった開口部212を画定し、この複数物は、正中面「M」を挟んで相対向して配置される。隣り合う主要な層210b及び210dは、更に部分的に、対応する開口部212を画定してよく、これにより様々な層の積層化中に、短縮された補助層210a及び210eを位置させるための参照点を提供する。反対側のトランスデューサ要素220は、開口部212内に配置され、任意選択で上記に説明されるように接着層により固定される。第2の実施例は、冷却される超音波外科用メスとしての使用に好適な構造を提供するが、また、直列の多数のより小さなトランスデューサ要素の正確な位置付けを可能にすることにより、導波管及びエンドエフェクタの変位の振幅を効果的に増大させる。当業者は、第1の実施形態の実施例が同様に、装置の長軸に沿って直列に配置される複数の開放終端開口部112を使用し、改善された超音波外科用メス及び同様の器具を提供し得ることを理解するであろう。

20

30

【0024】

図10で示されるように、第1及び第2の実施形態の装置の組み立て方法では、トランスデューサ要素（単数又は複数）120、220は、トランスデューサ要素に逆動力供給してトランスデューサ要素の長さを開口部の対応する長さより短い長さまで縮ませた後に、開口部（単数又は複数）112、212の大きさ及び形状と実質的に一致するような大きさ及び形状にされ得る。工程10では、第1の長さ113を有する開口部112を画定する、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管110と、第1の長さ113より長い、駆動電流を適用すると第1の長さ113より短い第3の長さ122まで可逆的に縮ませることができる第2の長さ121を有する、トランスデューサ要素120と、を得る。工程20では、トランスデューサ要素120に駆動電流を適用し、開口部112内にトランスデューサ要素120を挿入する。任意選択の工程30では、トランスデューサ要素120と開口部112の向かい合う壁との間に接着層118を配置してよい。上記に説明されるように、このような接着層118は、接着層118の外見上の弾性率を増大させるように及び/又はトランスデューサ要素120と開口部112の向かい合う壁との間の一定の接着層の厚みを確実にするように働き得る、複数の堅いピーズ119を含んでよい。工程40では、トランスデューサ要素120から駆動電流を除去し、これによりトランスデューサ要素120は開口部112内に拡張する。完了に際して、トランスデューサ要素120は、開口部112の向かい合う壁内に圧縮固定され、これらの壁により事前に束縛される

40

50

。この事前の束縛は、導波管及びエンドエフェクタの変位の振幅を増大させるように働く。

【 0 0 2 5 】

第 3 の実施形態が、図 1 1 ~ 1 4 に示される。第 3 の実施形態は、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管 3 1 0 と、導波管 3 1 0 に固定されたトランスデューサ要素 3 2 0 と、鉗子機構 3 3 0 と、を含む、超音波外科用器具の超音波コア 3 0 0 である。導波管 3 1 0 は、図 1 1 で示されるように、開口部 3 1 2 を含んでよく、トランスデューサ要素 3 2 0 は、開口部 3 1 2 の大きさ及び形状と実質的に一致するような大きさ及び形状にされ、開口部 3 1 2 の向かい合う壁に固定される。しかしながら、あるいはトランスデューサ要素 3 2 0 は、結合材料 3 2 4 により、図 1 2 で示されるように、導波管 3 1 0 の近位端に固定されてよい。

10

【 0 0 2 6 】

鉗子機構 3 3 0 は、導波管 3 1 0 の近位端から近接して配置される基部 3 3 2 と、基部 3 3 2 から遠位に突出し、導波管 3 1 0 を収容するチャンネル 3 3 6 を挟んで互いに相対向するように構成される 1 対の拘束アーム 3 3 4 a、3 3 4 b と、基部 3 3 2 から 1 対の拘束アーム 3 3 4 a、3 3 4 b の間に遠位に突出する鉗子アーム 3 3 8 と、を含み得る。当業者は、鉗子機構は、図 1 1 及び 1 2 で示されるように超音波外科用器具のハンドピースの内部構成要素、又は図 1 3 及び 1 4 で示されるようにトランスデューサ要素 3 2 0 を囲むハンドピース筐体 3 5 0 の一体型又は統合部品であり得ることを理解するであろう。基部 3 3 2 及び鉗子アーム 3 3 8 は、互いに機械的に係合され、鉗子アーム 3 3 8 の遠位端がチャンネル 3 3 6 内に調節可能かつ固定して位置付けられることを許容し得る。例えば、基部 3 3 2 は、開口部 3 3 3 を含んでよく、鉗子アーム 3 3 8 は、基部 3 3 2 に対する鉗子アーム 3 3 8 のラチェット様前進を可能にする鋸歯状のうねの付いた区間 3 3 9 を含んでよい。更なる実施例のために、基部 3 3 2 は、ねじ付き開口部 3 3 3 ' (具体的に示されていない) を含んでよく、鉗子アーム 3 3 8 は、基部 3 3 2 に対する鉗子アーム 3 3 8 のねじ様前進を可能にするねじ付き区間 3 3 9 ' (具体的に示されていない) を含んでよい。他の実施例では、基部 3 3 2 は、開口部、チャンネル、又は溝を含んでよく、鉗子アームは、この開口部、チャンネル、又は溝に粘着、はんだ付け、又は溶接されてよく、一方で鉗子アーム 3 3 8 は、トランスデューサ要素 1 2 0 を事前に束縛するように固定される。

20

【 0 0 2 7 】

拘束アーム 3 3 4 a、3 3 4 b それぞれは、取付け部 3 3 5 を含み、これは、トランスデューサ要素 3 2 0 から遠位に位置付けられるノード 3 4 0 において導波管 3 1 0 を係合する。図 1 1 及び 1 2 で示される、第 3 の実施形態の第 1 の表現では、各取付け部は、留め金 3 3 5 a を含み、導波管 3 1 0 は、ノード 3 4 0 に近接して配置されて取付け部留め金を係合する補完的な留め金 3 4 2 a を含む。図 1 3 で示される、第 3 の実施形態の第 2 の表現では、各取付け部は、スロット 3 3 5 b を含み、導波管は、ノード 3 4 0 に近接して導波管 3 1 0 の縁部から外側に延びて、取付け部スロットを係合する、突起部 3 4 2 b を含む。図 1 4 で示される、第 3 の実施形態の第 3 の表現では、各取付け部は、チャンネル 3 3 6 に突出するピン又はねじ 3 3 5 c を含み、導波管は、ノード 3 4 0 に近接して導波管 3 1 0 の縁部から内側に延びて、取付け部ピン又はねじを係合する、ソケット 3 4 2 c を含む。

30

40

【 0 0 2 8 】

第 4 の実施形態が、図 1 5 及び 1 6 に示される。第 4 の実施形態は、超音波外科用器具の超音波ハンドピース 4 0 0 であり、これは、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管 4 1 0 と、導波管 4 1 0 に固定されたトランスデューサ要素 4 2 0 と、少なくともトランスデューサ要素 4 2 0 を囲む筐体 4 5 0 と、トランスデューサ要素 4 2 0 に近接して筐体 4 5 0 に固定され、トランスデューサノード 4 4 4 においてトランスデューサ要素を係合する、鉗子機構 4 6 0 と、を含む。鉗子機構 4 6 0 は主に、筐体 4 5 0 内に平面的な導波管 4 1 0 及びトランスデューサ要素 4 2 0 を、これらの構造に横断圧縮力を適用することにより固定し得るが、また、溝、開口部、又は他の位置決め構造を、タング又はポストなど

50

の補完的な構造と係合し得る。補完的な構造は、少なくとも部分的に弾性であってよく（例えば、弾性先端部又はクッションを含み）、これによりトランスデューサ要素 420 から筐体 450 への振動を絶縁する。鉗子機構 460 及びトランスデューサ要素 420 は、トランスデューサ要素 420 に駆動電流を適用するための補完的な電気接点 466、426 を含む。鉗子機構の電気接点 466 は、ハンドピースケーブル 467 を介して離れた超音波発生装置に電気接続されてよく、トランスデューサ要素の電気接点 426 は、トランスデューサ要素 420 の上及び中に配置される複数の電極 428（明快にするために示されていない）に電気接続されてよい。

【0029】

図 15 で示される、第 4 の実施形態の第 1 の実施例では、トランスデューサ要素 420 は、導波管 410 の第 1 の側面 414 に固定され、反対側のトランスデューサ要素は、導波管の第 2 の反対側面 416 に固定されない。鉗子機構 460 は、トランスデューサノード 444 においてトランスデューサ要素 420 を係合する第 1 の鉗子アーム 462 と、トランスデューサノード 444 において導波管 410、具体的には導波管の第 2 の反対側面 416 を係合する第 2 の鉗子アーム 464 とを含み得る。次に、鉗子機構の電気接点 466 は、第 1 の鉗子アーム 462 上に配置される。リング又は同様の概ね環状の弾性部品などの継手 468 は、トランスデューサ要素 420 から遠位に位置付けられたノード 440 において導波管 410 を係合し、導波管 410 の剛性を増大させ、汚染物質が筐体 450 に入ることを防ぎ得る。

【0030】

図 16 で示される、第 4 の実施形態の第 2 の実施例では、第 1 のトランスデューサ要素 420 a は、導波管 410 の第 1 の側面 414 に固定され、第 2 の反対側のトランスデューサ要素 420 b は、導波管の第 2 の反対側面 416 に固定される。鉗子機構 460 は、トランスデューサノード 444 において第 1 のトランスデューサ要素 420 a を係合する第 1 の鉗子アーム 462 と、トランスデューサノード 444 において第 2 のトランスデューサ要素 420 b を係合する第 2 の鉗子アーム 464 と、を含み得る。次に、鉗子機構の電気接点 466 は、第 1 の鉗子アーム 462 及び第 2 の鉗子アーム 464 の両方上に配置されてよく、補完的な電気接点 426 は、対応するトランスデューサ要素に配置される。ここでも、リング又は同様の概ね環状の弾性部品などの継手 468 は、トランスデューサ要素 420 a 及び 420 b から遠位に位置付けられたノード 440 において導波管 410 を係合し、導波管 410 の剛性を増大させ、汚染物質が筐体 450 に入ることを防ぎ得る。

【0031】

第 5 の実施形態が、図 17 及び 18 に示される。第 5 の実施形態は、超音波コア 500 であり、これは、概ね平面的なトランスダクション部分 510' を有する長手方向に細長い、概ね平面的なシリコン導波管 510 を含み、少なくとも 1 個のトランスダクション要素 520 は、概ね平面的なトランスダクション部分 510' に固定され、楔形音響ホーン部分 510'' は、傾斜した側面 570 を含む。第 5 の実施形態は、傾斜した側面 570 が、シリコン材料の {1, 1, 1} 結晶面に沿って配向されることを特徴とする。また、傾斜した側面の縁部 572 a 及び 572 b は、導波管の中心長軸「L」に向かって収束してよく、これにより 3 次元変化音響ホーンを提供する。図 17 及び 18 で示される、第 5 の実施形態の第 1 の実施例では、傾斜した側面の縁部 572 a 及び 572 b は、音響ホーン部分 510'' 内の中心長軸「L」に向かって直線的に収束し得る。部分的に図 19 C で示される、第 5 の実施形態の第 2 の実施例では、傾斜した側面の縁部 572 a 及び 572 b は、音響ホーン部分 510'' 内の中心長軸「L」に向かって曲線的に収束し得る。

【0032】

第 5 の実施形態の変形では、音響ホーン部分 510'' は、一体型外科用メス部分を含み得る。

【0033】

以下の説明は、第 5 の実施形態の超音波コアの導波管の製造方法に焦点を合わせるが、

10

20

30

40

50

概ね平面的なトランスダクション部分 5 1 0 ' が、第 1 ~ 第 4 の実施形態の任意の 1 つ及びこれらの組み合わせの形態を取り得ること、及び第 5 の実施形態の導波管 5 1 0 が、1 対の相対向する主要な層であって、それらのそれぞれが楔形音響ホーン部分 5 1 0 " を含み、対応する層の傾斜した側面 5 7 0 が導波管 5 1 0 の反対側面上に配置されるように隣り合わされた層を有する、積層構造であり得ることが、明示的に企図される。この説明及び付属の特許請求の範囲の理解を助けるうえで、「順序付けられた」という用語は、1 組の工程であって、互いに、示される順序で行われるが、いくつかの他の工程（単数）若しくは工程（複数）が、列挙された工程の前、中、若しくは後に行われる可能性、又は工程（複数）のいくつかの他の工程（単数）が、列挙された工程の間に行われる可能性を排除又は除外しないと解釈される、1 組の工程を指すと理解される。むしろ、各列挙された工程の実行は、次工程の実行の必要条件として働く。

10

【0034】

図 19 A ~ 19 D で示されるように、超音波外科用器具のシリコン導波管の製造方法では、シリコンウェーハを、いくつかの順序付けられた工程で連続的にコーティング、エッチング、及びダイシングし、これによりシリコン材料の { 1 , 1 , 1 } 結晶面に沿って配向される傾斜した側面 5 7 0 を有する少なくとも 1 個の導波管 5 1 0 を製造する。工程 1 0 1 0 では、シリコンウェーハであって、ウェーハの面に対して 0 でない鋭角で配置される { 1 , 1 , 1 } 結晶面を有するように切断されたシリコンウェーハを得る。好ましくは、{ 1 , 1 , 1 } 結晶面は、この面について 1 度 ~ 1 0 度の角度で配置される。工程 1 0 2 0 では、シリコンウェーハ上で熱酸化物コーティング 1 0 2 2 を発達させ、工程 1 0 3 0 では、シリコンウェーハの 1 つの面にフォトレジストコーティング 1 0 3 2 を適用し、工程 1 0 4 0 では、適用されたフォトレジストコーティング 1 0 3 2 を、導波管 5 1 0 の傾斜した側面 5 7 0 を表す第 1 のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する。工程 1 0 5 0 では、フォトレジストコーティング 1 0 3 2 の光誘導破壊により露出された熱酸化物コーティング 1 0 2 2 に、緩衝フッ化水素酸エッチング（BHF エッチング）又はプラズマエッチングなどの酸化物エッチングを行い、次に残留のフォトレジストコーティング 1 0 3 2 を除去する。

20

【0035】

工程 1 0 6 0 では、熱酸化物コーティング 1 0 2 2 の酸化物エッチングにより露出されたシリコンに、水酸化カリウム又は水酸化テトラメチルアンモニウムなどのエッチング液を用いて、水酸化物エッチングを行う。材料の { 1 , 1 , 1 } 結晶面に沿って配向され、熱酸化物により保護された縁部を有するシリコンは、エッチングプロセスに対して比較的抵抗性があるであろうが、一方、{ 1 , 0 , 0 } 平面などの他の結晶面に沿って配向され、エッチング液に露出された縁部を有するシリコンは、エッチングプロセスに比較的供しやすいであろう。例えば、KOH エッチングプロセスでは、{ 1 , 1 , 1 } 及び { 1 , 0 , 0 } 平面の材料についてのエッチング速度の相対的割合は、約 1 : 1 0 0 であり、{ 1 , 1 , 1 } 結晶面に沿って配向される「長い」脚部又は側面、及びシリコン材料がより速く除去される「短い」脚部又は側面を有するシリコン材料の V 様ノッチを創作する。水酸化物エッチングは、露出されたシリコンが所定の最大深度まで除去されるまで行われ、シリコン材料の { 1 , 1 , 1 } 結晶面に沿って配向される傾斜した面を創作する。好ましくは、所定の最大深度は、シリコンウェーハの深度よりわずかに小さく、これにより音響ホーン及びそこから遠位に突出する一体型超音波外科用メスを形成する。あるいは、所定の最大深度は、シリコンウェーハの深度より実質的に小さい、0 でない深度であり、これにより超音波エンドエフェクタの取り付けのためのスタッドを提供する音響ホーンを形成する。後者の場合、工程 1 0 6 5 では、シリコンウェーハをダイシングし、傾斜した側面 5 7 0 を含む楔形音響ホーン部分 5 1 0 " を有する導波管 5 1 0 又は導波層を産出し得る。水酸化物エッチング、及び可能性としてダイシング操作により露出されたシリコンは、熱酸化物コーティングに変換されてよく、これにより音響ホーン部分の強度を改善することが理解されるであろう。後に、超音波エンドエフェクタは、形成された音響ホーンの遠位端に接着され、又は既知のシリコン融合プロセス、陽極接合プロセスなどにより、形成さ

30

40

50

れた音響ホーンの遠位端に融合され、従来の超音波トランスデューサ組立体の機械加工前端部音響ホーンのような、両方の横寸法において先細になる音響ホーンを有する超音波外科用器具を産出し得る。

【0036】

前者の場合、一体型超音波外科用メスを製造したい場合、更なるプロセッシング工程が行われる。工程1070では、シリコンウェーハ上で熱酸化物コーティング1022を除去し、次に再発達させ、工程1080では、フォトレジストコーティング1082をシリコンウェーハの反対面に適用する。工程1090では、適用されたフォトレジストコーティングを、導波管510の傾斜した側面570の縁部572a及び572b並びに遠位端574を表す第2のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する。工程1100では、プラズマエッチングなどの酸化物エッチングを、フォトレジストコーティングの光誘導破壊により露出された熱酸化物コーティングに行う。工程1110では、DRIEエッチングを行い、シリコンウェーハを通して傾斜した側面570の縁部572a及び572b並びに遠位端574をエッチングする。次に、工程1120では、任意選択で、シリコンウェーハ上で熱酸化物コーティングを除去し、次に再発達させ、これにより外科用メス部分の強度及び生体適合性を改善し、工程1130では、ウェーハをダイシングし、楔形音響ホーン部分510"及び外科用メス部分であって、両方とも傾斜した側面570を含む部分を有する導波管510又は導波層を産出する。

10

【0037】

傾斜した側面を有する楔形音響ホーンは、製造者が、従来の超音波トランスデューサ組立体の機械加工前端部音響ホーンのような、両方の横寸法において先細になる音響ホーンを生産すること、及び傾斜した側面に沿った導波管材料の狭細のために向上した超音波利得を送達することを、可能にする。第5の実施形態の構築物のような構築物では、導波管の楔形遠位部分が音響ホーン部分及び一体型外科用メス部分を含む場合、両方の部分が、傾斜した側面を含んでよい。その結果、傾斜した側面は、外科用メスに向上した超音波利得を提供するように、及び非常に鋭利な最遠位の縁部を提供するように、並びに音響ホーン部分から外科用メス部分への滑らかな遷移を提供するように働く。導波管の製造方法は、シリコンエッチングプロセスが異方性であり得るという事実を利用し、結晶平面の構造は、様々な速度でエッチングされ、これにより{1, 0, 0}及び{1, 1, 0}結晶面を挟んでシリコンを優先的に除去し、一方で、{1, 1, 1}結晶面と整列した表面を本質的に形成する。したがって、本質的に一体式の本質的に一体式のトランスデューサ支持導波管は、高価な及び完全な3次元機械加工設備及び技術を必要とすることなく、遠位端まで優れた音響利得を提供するように製造されることができ、このような導波管を使用する超音波ハンドピースは、所望の量のエンドエフェクタ変位のためのより小さな超音波コアを伴って製造され得る。

20

30

【0038】

本発明の態様について、いくつかの実施形態を記載することによって説明してきたが、添付の特許請求の範囲の趣旨及び範囲をそのような詳述に制限又は限定することは、本出願人らが意図するところではない。当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変形、変更、及び代用が想到されるであろう。更に、本発明に関連する各要素の構造は、その要素によって行われる機能を与えるための手段として述べることもできる。したがって本発明は、付属の特許請求の範囲の趣旨及び範囲によってのみ限定されるものとする。

40

【0039】

〔実施の態様〕

(1) 超音波外科用器具の超音波コアであって、

長手方向に細長い、概ね平面的な導波管であって、前記導波管の第1の側面から前記導波管の正中面に向かって延びる開口部を有する、導波管と、

前記開口部の向かい合う壁に固定されたトランスデューサ要素であって、前記開口部の大きさ及び形状と実質的に一致するような大きさ及び形状にされる、トランスデューサ要

50

素と、

を備える、超音波コア。

(2) 前記トランスデューサ要素が、前記トランスデューサ要素と前記開口部の前記向かい合う壁との間に配置される接着層により、前記開口部の前記向かい合う壁に固定される、実施態様 1 に記載の超音波コア。

(3) 前記接着層が、前記開口部の終端に配置される、実施態様 2 に記載の超音波コア。

(4) 前記接着層が、前記開口部の全辺縁部の周りに配置される、実施態様 3 に記載の超音波コア。

(5) 前記接着層が、複数の堅いビーズを含む、実施態様 2 に記載の超音波コア。

10

【0040】

(6) 前記堅いビーズが、ガラスビーズである、実施態様 5 に記載の超音波コア。

(7) 前記開口部が、前記導波管の前記第 1 の側面から前記導波管の第 2 の反対側面に延びる、実施態様 1 に記載の超音波コア。

(8) 前記開口部が、閉鎖終端を有する、一方が塞がった開口部 (blind aperture) である、実施態様 1 に記載の超音波コア。

(9) 前記トランスデューサ要素が、接着層により前記開口部の前記閉鎖終端に固定される、実施態様 8 に記載の超音波コア。

(10) 前記導波管が、複数の平面的な層を含む積層構造である、実施態様 1 に記載の超音波コア。

20

【0041】

(11) 長手方向に細長い、概ね平面的な導波管を含む超音波コアの組み立て方法であって、

第 1 の長さを有する開口部を画定する、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管、及び前記第 1 の長さより長い、駆動電流を適用すると前記第 1 の長さより短い第 3 の長さまで可逆的に縮ませることができる第 2 の長さを有する、トランスデューサ要素を得る工程と、

前記トランスデューサ要素に前記駆動電流を適用し、前記開口部内に前記トランスデューサ要素を挿入する工程と、

前記トランスデューサ要素が前記開口部内に拡張するように、前記トランスデューサ要素から前記駆動電流を除去する工程と、

30

を含み、これにより、前記トランスデューサ要素が、前記開口部の向かい合う壁内に圧縮固定され、かつ前記壁により事前に束縛される、方法。

(12) 前記トランスデューサ要素から前記駆動電流を除去する前に、前記トランスデューサ要素と前記開口部の向かい合う壁との間に接着層を配置する工程を更に含む、実施態様 11 に記載の方法。

(13) 前記接着層が、前記開口部の終端に配置される、実施態様 12 に記載の方法。

(14) 前記接着層が、前記開口部の全辺縁部の周りに配置される、実施態様 13 に記載の方法。

40

(15) 前記接着層が、複数の堅いビーズを含む、実施態様 12 に記載の方法。

【0042】

(16) 前記堅いビーズが、ガラスビーズである、実施態様 15 に記載の方法。

(17) 超音波外科用器具の超音波コアであって、

長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、

前記導波管に固定されたトランスデューサ要素と、

前記導波管の近位端から近位に配置される基部、前記基部から遠位に突出し、前記導波管を収容するチャンネルを挟んで互いに相対向するように構成される 1 対の拘束アーム、及び前記基部から前記 1 対の拘束アームの間に遠位に突出する鉗子アームを含む、鉗子機構と、

を備え、前記基部及び前記鉗子アームが、互いに機械的に係合され、これにより、前記

50

鉗子アームの遠位端が前記チャンネル内に固定して位置付けられることを許容し、

前記各拘束アームが、前記トランスデューサ要素から遠位に位置付けられるノードにおいて前記導波管に係合する取付け部を含む、超音波コア。

(18) 前記1対のアームが、前記トランスデューサ要素を囲むハンドピース筐体の一体型の部材である、実施態様17に記載の超音波コア。

(19) 前記基部が、開口部を含み、前記鉗子アームが、前記開口部との係合のための鋸歯状のうねの付いた区間を含む、実施態様17に記載の超音波コア。

(20) 前記各取付け部が、留め金を含み、前記導波管が、前記ノードに近接して配置されて前記取付け部留め金を係合する補完的な留め金を含む、実施態様17に記載の超音波コア。

【0043】

(21) 前記各取付け部が、スロットを含み、前記導波管が、前記ノードに近接して前記導波管の縁部から外側に延びて前記取付け部スロットに係合する突起部を含む、実施態様17に記載の超音波コア。

(22) 前記各取付け部が、前記チャンネルの中に突出するピン又はねじを含み、前記導波管が、前記ノードに近接して前記導波管の縁部から内側に延びて、前記取付け部ピン又はねじに係合するソケットを含む、実施態様17に記載の超音波コア。

(23) 超音波外科用器具の超音波ハンドピースであって、

長手方向に細長い、概ね平面的な導波管と、

前記導波管に固定されたトランスデューサ要素と、

少なくとも前記トランスデューサ要素を囲む筐体と、

前記トランスデューサ要素に近接して前記筐体に固定され、トランスデューサノードにおいて前記トランスデューサ要素に係合する鉗子機構と、を備え、前記鉗子機構及び前記トランスデューサ要素が、前記トランスデューサ要素に駆動電流を適用するための補完的な電気接点を含む、超音波ハンドピース。

(24) 前記トランスデューサ要素が、前記導波管の第1の側面に固定され、前記鉗子機構が、前記トランスデューサノードにおいて前記トランスデューサ要素に係合する第1の鉗子アームと、前記トランスデューサノードにおいて前記導波管の第2の反対側面に係合する第2の鉗子アームと、を含む、実施態様23に記載の超音波ハンドピース。

(25) 前記トランスデューサ要素が、前記導波管の第1の側面に固定された第1のトランスデューサ要素であり、

前記導波管の第2の反対側面に固定された第2の反対側のトランスデューサ要素を更に備え、

前記鉗子機構が、前記トランスデューサノードにおいて前記第1のトランスデューサ要素に係合する第1の鉗子アームと、前記トランスデューサノードにおいて前記第2のトランスデューサ要素に係合する第2の鉗子アームと、を含む、実施態様23に記載の超音波ハンドピース。

【0044】

(26) 超音波コアであって、

概ね平面的なトランスダクション部分を有する、長手方向に細長い、概ね平面的なシリコン導波管を備え、少なくとも1個のトランスデューサ要素が、前記概ね平面的なトランスダクション部分に固定され、楔形音響ホーン部分が、傾斜した側面を含み、

前記傾斜した側面が、シリコン材料の{1, 1, 1}結晶面に沿って配向されることを特徴とする、超音波コア。

(27) 前記傾斜した側面の縁部が、少なくとも前記楔形音響ホーン部分内で前記導波管の中心長軸に向かって収束する、実施態様26に記載の超音波コア。

(28) 前記縁部が、前記導波管の前記中心長軸に向かって直線的に収束する、実施態様27に記載の超音波コア。

(29) 前記縁部が、前記導波管の前記中心長軸に向かって曲線的に収束する、実施態様27に記載の超音波コア。

10

20

30

40

50

(30) 前記楔形音響ホーン部分が、一体型外科用メス部分を含み、前記楔形音響ホーン部分及び前記外科用メス部分の両方が、前記傾斜した側面を含む、実施態様26に記載の超音波コア。

【0045】

(31) シリコン材料の{1, 1, 1}結晶面に沿って配向される傾斜した側面を有する超音波外科用器具のシリコン導波管の製造方法であって、前記方法が、以下の順序付けられた工程：

シリコンウェーハを得る工程であって、前記シリコンウェーハが、前記ウェーハの面に対して0でない鋭角で配置される{1, 1, 1}結晶面を有するように切断される、工程と、

前記シリコンウェーハ上で熱酸化物コーティングを発達させる工程と、

前記シリコンウェーハの1つの面にフォトレジストコーティングを適用する工程と、

前記適用されたフォトレジストを、前記導波管の前記傾斜した側面を表す第1のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する工程と、

前記フォトレジストコーティングの光誘導破壊により露出された前記熱酸化物コーティング上で酸化物エッチングを行う工程と、

前記シリコンが、所定の最大深度まで除去されるまで、前記熱酸化物コーティングの前記酸化物エッチングにより露出された前記シリコン上で水酸化物エッチングを行う工程と、

前記シリコンウェーハをダイシングし、前記傾斜した側面を含む少なくとも楔形音響ホーン部分を有する、長手方向に細長い、概ね平面的な導波管を産出する工程と、

を含み、これにより、前記傾斜した側面が、前記シリコン材料の{1, 1, 1}結晶面に沿って配向される、方法。

(32) 前記水酸化物エッチングを行う工程後かつ前記シリコンウェーハをダイシングする工程前に行われる、以下の順序付けられた工程：

前記シリコンウェーハ上で前記熱酸化物コーティングを除去し、次に再発達させる工程と、

前記シリコンウェーハの反対面にフォトレジストコーティングを適用する工程と、

前記適用されたフォトレジストを、前記導波管の前記傾斜した側面の縁部及び遠位端を表す第2のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する工程と、

前記フォトレジストコーティングの光誘導破壊により露出された前記熱酸化物コーティング上で酸化物エッチングを行う工程と、

前記熱酸化物コーティングの前記酸化物エッチングにより露出された前記シリコン上でDRIEエッチングを行い、前記シリコンウェーハを通して前記傾斜した側面の前記縁部及び前記遠位端をエッチングする、工程と、を更に含む、実施態様31に記載の製造方法。

(33) 前記楔形音響ホーン部分が、そこから遠位に突出する一体型外科用メス部分を有し、前記楔形音響ホーン部分及び前記外科用メス部分の両方が、前記傾斜した側面を含む、実施態様32に記載の製造方法。

(34) 前記所定の最大深度が、前記シリコンウェーハの深度よりわずかに小さい、実施態様32に記載の製造方法。

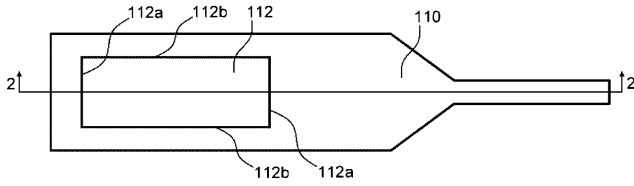
10

20

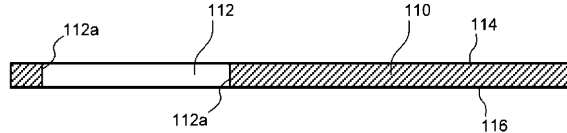
30

40

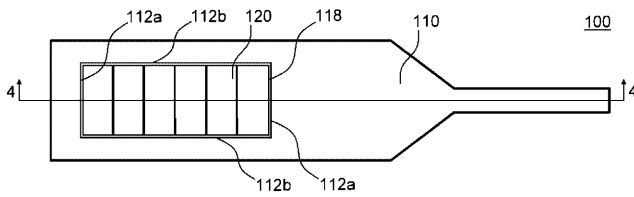
【図 1】



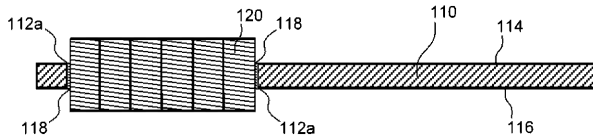
【図 2】



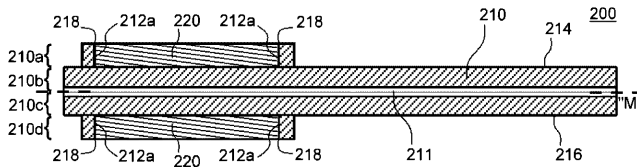
【図 3】



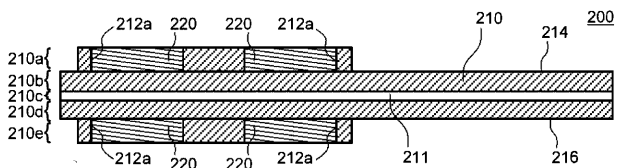
【図 4】



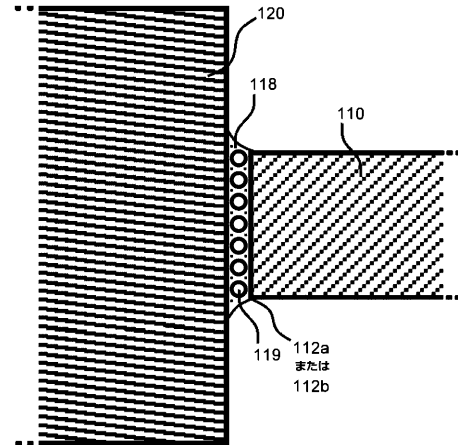
【図 8】



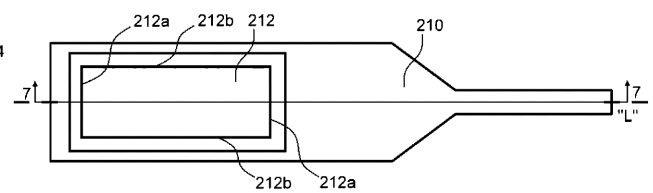
【図 9】



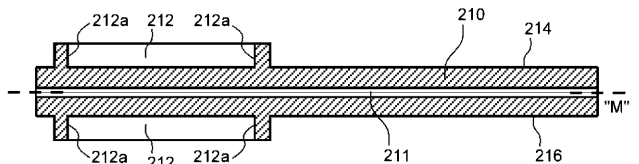
【図 5】



【図 6】

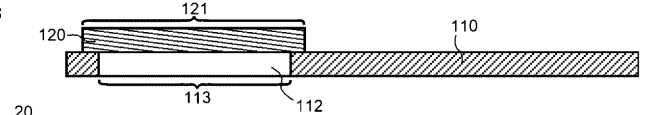


【図 7】



【図 10】

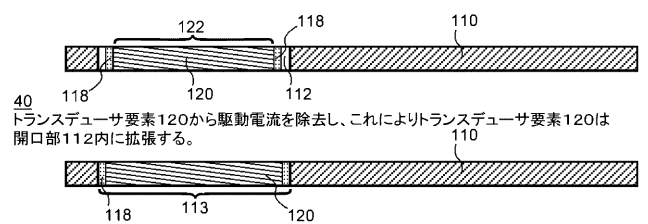
10 第1の長さ113を有する開口部112を画定する導波管110、及び第1の長さより長い、第1の長さより短い第3の長さ122まで可逆的に縮ませることができる第2の長さ121を有するトランスデューサ要素120を得る。



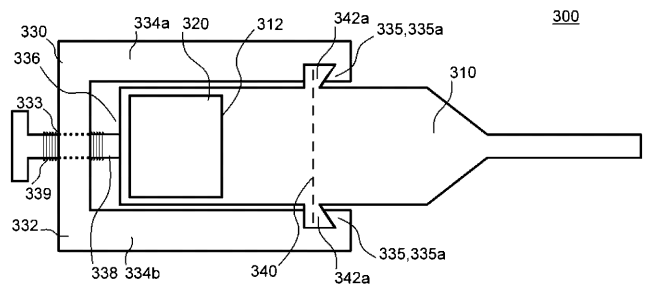
20 トランスデューサ要素120に駆動電流を適用し、開口部112内に要素120を挿入する。

30 (任意)

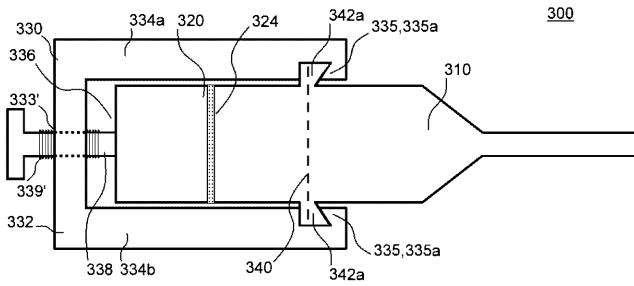
トランスデューサ要素120と開口部112の向かい合う壁との間に、接着層118を配置する。



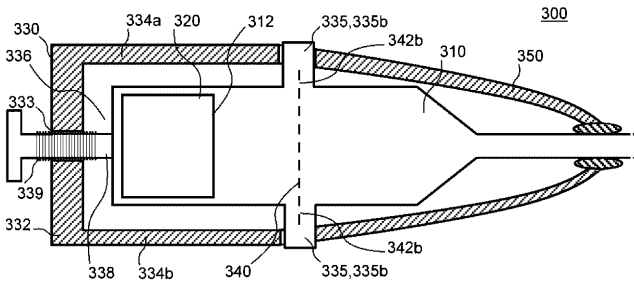
【図 11】



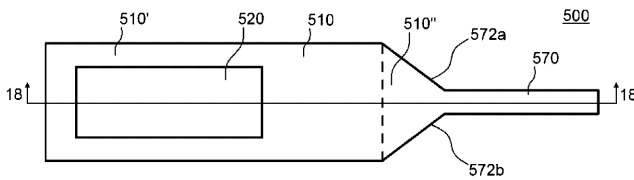
【図 12】



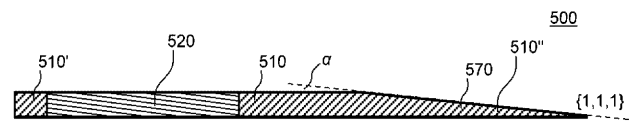
【図 13】



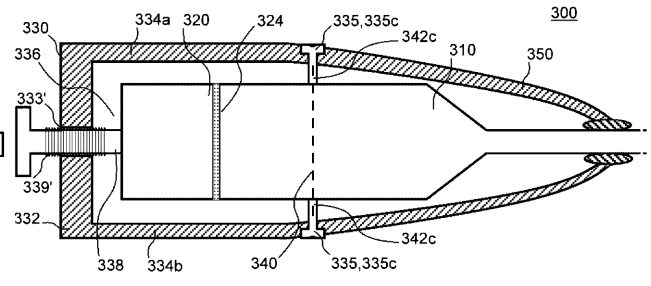
【図 17】



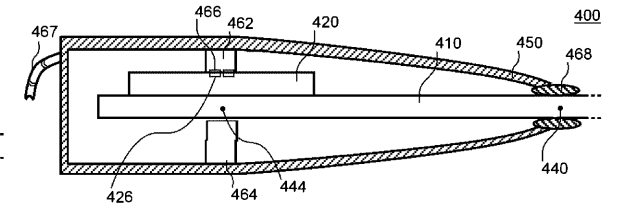
【図 18】



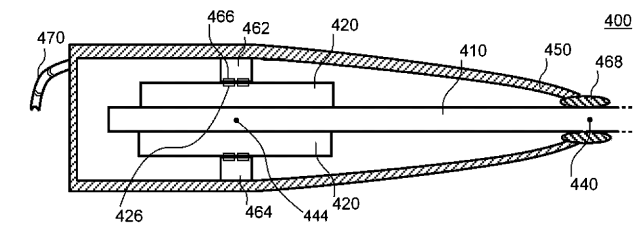
【図 14】



【図 15】



【図 16】



【図 19 A】

1010
シリコンウェーハであって、ウェーハの面に対して0でない鋭角で配置される{1, 1, 1}結晶面を有するように切断されたシリコンウェーハを得る。



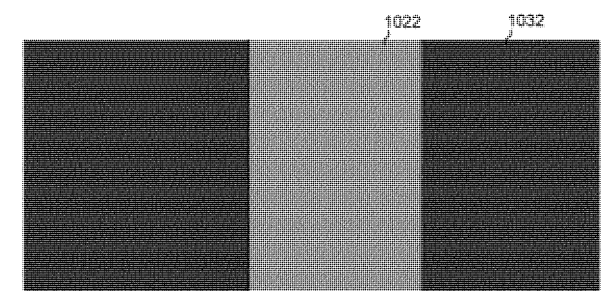
1020
シリコンウェーハ上で熱酸化物コーティング1022を形成させる。



1030
シリコンウェーハの1つの面にフォトレジストコーティング1032を適用する。



1040
適用されたフォトレジストコーティング1032を、導波管の傾斜した側面を表す第1のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する。

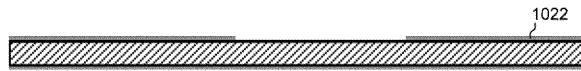


(部分的平面図)

【図 19 B】

1050

フォトリソコートニング1032の光誘導破壊により露出された熱酸化物コートニング1022に酸化物エッチングを行う。



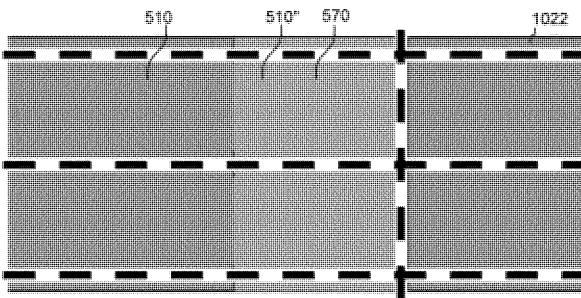
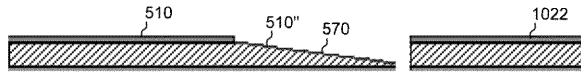
1060

露出されたシリコンが、所定の最大深度まで除去されるまで、熱酸化物コートニング1022の酸化物エッチングにより露出されたシリコンに水酸化物エッチングを行う。



1065 (任意の終点)

シリコンウェーハをダイシングし、傾斜した側面570を含む楔形音響ホーン部分510"を有する導波管510を産出する。



(部分的平面図)

【図 19 C】

1070

シリコンウェーハ上で熱酸化物コートニング1022を除去し、次に再発達させる。



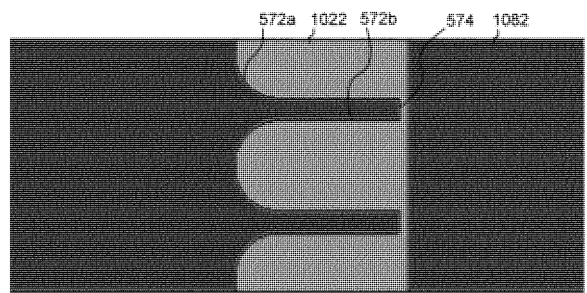
1080

シリコンウェーハの反対面にフォトリソコートニング1082を適用する。



1090

適用されたフォトリソコートニング1082を、導波管510の傾斜した側面570の縁部572a及び572b並びに遠位端574を表す第2のパターンを有するフォトマスクを通して示される光に露出する。



(部分的平面図)

【図 19 D】

1100

フォトリソコートニングの光誘導破壊により露出された熱酸化物コートニング1022に酸化物エッチングを行う。



1110

DRIEエッチングを行い、シリコンウェーハを通して傾斜した側面の縁部572a及び572b並びに遠位端574をエッチングする。



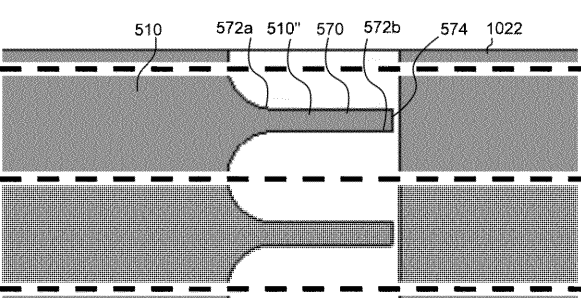
1120 (任意)

シリコンウェーハ上で熱酸化物コートニング1022を除去し、次に再発達させる。



1130

シリコンウェーハをダイシングし、音響ホーン部分510"及び外科用メス部分であって、両方とも傾斜した側面570を含む部分を有する導波管510を産出する。



(部分的平面図)

フロントページの続き

- (72)発明者 ターディー・ヤニック
スイス国、シーエイチ 2 2 0 6 ジュヌベ - シュル - コフラーヌ、フレン 1 6
- (72)発明者 バーガー・ユルゲン
スイス国、シーエイチ 2 5 6 3 イップサッハ、フルーアッカーヴェーク 8
- (72)発明者 マルガイラス・フィリップ
スイス国、シーエイチ 2 3 0 0 ラ・ショー - ド - フォン、トゥーレ 3 8
- (72)発明者 ボルク・トラルフ
ドイツ連邦共和国、2 0 7 3 アンジュ、シェマン・デ・ブリスケー 2 1
- Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04

专利名称(译)	微型超声刀，带嵌入式压电执行器		
公开(公告)号	JP2018167075A	公开(公告)日	2018-11-01
申请号	JP2018135636	申请日	2018-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ディエツティモシー・ジー ターディー・ヤニック バーガー・ユルゲン マルガイラス・フィリップ ボルク・トラルフ		
发明人	ディエツ・ティモシー・ジー ターディー・ヤニック バーガー・ユルゲン マルガイラス・フィリップ ボルク・トラルフ		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/3211 A61B17/320068 A61B2017/00526 H01L21/62		
FI分类号	A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04		
优先权	13/622921 2012-09-19 US		
其他公开文献	JP6648205B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波手术器械的超声波核心。超声波芯包括波导（310），固定到波导的换能器元件（320）和钳子机构（330）。波导310在纵向上是细长的并且是平面的。钳子机构330包括一对约束臂334和钳子臂338。一对限制臂334从基部向远侧突出，从波导310的近端定位成近侧，在容纳波导的通道上彼此邻近。钳子臂338在一对约束臂之间从基部向远侧突出。近端臂和镊子臂彼此机械接合，使得钳子臂338的远端可固定地定位在通道内。每个约束臂334包括安装部分335，该安装部分335在位于远离换能器元件320的节点340处接合波导310。

