

(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2009-95662

(P2009-95662A)

(43) 公開日 平成21年5月7日(2009.5.7)

(51) Int.Cl.

A 61 F 9/007 (2006.01)

F 1

A 61 F 9/00 520

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-249087 (P2008-249087)
 (22) 出願日 平成20年9月26日 (2008. 9. 26)
 (31) 優先権主張番号 特願2007-255096 (P2007-255096)
 (32) 優先日 平成19年9月28日 (2007. 9. 28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
 (72) 発明者 秦 誠一郎
 神奈川県横浜市西区高島2-19-12
 スカイビル9階 スカイビル眼科医院内
 小田 英夫
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株
 式会社ニデック拾石工場内

(72) 発明者

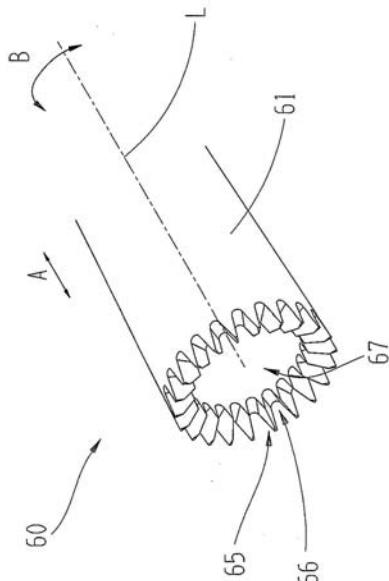
(54) 【発明の名称】超音波手術用ハンドピース及び超音波手術用チップ

(57) 【要約】

【課題】 術中に超音波手術用チップの先端位置が視認し易いと共に、核片の除去作業性の低下を招くことなく、水晶体核の破碎効率が向上された超音波手術用チップを提供すること。

【解決手段】 超音波振動子を持つハンドピースの先端に取り付けられると共に、内部に吸引経路が形成された細管を備え、前記超音波振動子からの回旋振動を利用して水晶体核を破碎乳化し、前記吸引経路を介して破碎した核を吸引除去する超音波手術用チップにおいて、前記細管の先端部に形成された複数の凸部を備え、該凸部は、前記吸引経路からの吸引力によって吸引された水晶体核に食い込むことにより、前記吸引経路が閉塞状態にされる長さにて形成されていることを特徴とすること。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波振動子を持つハンドピースの先端に取り付けられると共に、内部に吸引経路が形成された細管を備え、前記超音波振動子からの回旋振動を利用して水晶体核を破碎乳化し、前記吸引経路を介して破碎した核を吸引除去する超音波手術用チップにおいて、前記細管の先端部に形成された複数の凸部を備え、該凸部は、前記吸引経路からの吸引力によって吸引された水晶体核に食い込むことにより、前記吸引経路が閉塞状態にされる長さにて形成されていることを特徴とする超音波手術用チップ。

【請求項 2】

請求項 1 の超音波手術用チップにおいて、前記凸部の回旋方向の形状は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする超音波手術用チップ。 10

【請求項 3】

請求項 1 の超音波手術用チップにおいて、前記凸部の径方向の肉厚は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする超音波手術用チップ。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 の何れかの超音波手術用チップにおいて、前記凸部の最先端における回旋方向の幅 W 1 は、隣り合う前記凸部間の回旋方向の隙間 W 2 以下に形成されていることを特徴とする超音波手術用チップ。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 の何れかの超音波手術用チップにおいて、隣接する前記凸部の先端部の中心間隔は、前記超音波振動子による回旋振動の回旋角度に対応して形成されることを特徴とする超音波手術用チップ。 20

【請求項 6】

往復の回旋振動を発生する超音波振動子と、ハンドピースの先端に取り付けられ、前記超音波振動子による往復の回旋振動が付与されて眼の水晶体核を破碎乳化する超音波手術用チップと、を備える超音波手術用ハンドピースにおいて、前記超音波手術用チップは、

内部にハンドピースからの吸引圧が与えられる吸引経路が形成され、中心軸が先端までストレートに伸びた細管と、

前記細管の先端部に形成された複数の凸部であって、前記吸引経路に与えられる吸引力によって吸引された平均的な硬さの水晶体核に食い込み、前記吸引経路が略閉塞状態にされる長さにて形成されている凸部と、 30

を備えることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。

【請求項 7】

請求項 6 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部は前記細管の先端部に均等に少なくとも 6 個配置され、前記凸部の先端外周の幅 W 1 は隣り合う凸部間 W 2 の隙間に略等しいか、隣り合う凸部間の隙間 W 2 より短く形成されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。

【請求項 8】

請求項 7 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記細管の先端部は直径 0 . 9 ~ 1 . 1 mm の外径を持ち、前記凸部の長さは 0 . 0 1 ~ 0 . 2 mm に形成されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。 40

【請求項 9】

請求項 8 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の側面形状は略方形に形成され、凸部の長さは 0 . 0 1 ~ 0 . 1 5 mm に形成されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。

【請求項 10】

請求項 6 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部が形成された前記細管の先端部は、先端に行くにしたがって広げられたフレア形状を持つことを特徴とする超音波手術用ハンドピース。 50

【請求項 1 1】

請求項 6 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の径方向の肉厚は、先端に行くに従って先細りなるテーオー状に形成されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。

【請求項 1 2】

請求項 6 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の側面形状は、先端に行くに従って先細りなるテーオー状に形成されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。

【請求項 1 3】

請求項 6 の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部は前記超音波振動子による回旋振動の回旋角度に対応した個数で均等に配置されていることを特徴とする超音波手術用ハンドピース。10

【請求項 1 4】

往復の回旋振動を発生する超音波振動子を持つ超音波手術用ハンドピースの先端に取り付けられ、前記超音波振動子による往復の回旋振動が付与されて眼の水晶体核を破碎乳化する超音波手術用チップにおいて、20

内部にハンドピースからの吸引圧が与えられる吸引経路が形成され、中心軸が先端までストレートに伸びた細管と、

前記細管の先端部に形成された複数の凸部であって、前記吸引経路に与えられる吸引力によって吸引された平均的な硬さの水晶体核に食い込み、前記吸引経路が略閉塞状態にされる長さにて形成されている凸部と、20

を備えることを特徴とする超音波手術用チップ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、白内障等によって白濁した水晶体核を破碎乳化する際に使用される超音波手術用ハンドピース、及びこのハンドピースの先端に取り付けられて使用される超音波手術用チップに関する。30

【背景技術】**【0 0 0 2】**

白内障手術では、超音波振動子を持つハンドピースの先端に取り付けられた管状の超音波手術用チップ（以下、チップと略す）に超音波振動を伝達することによって水晶体核を破碎乳化し、破碎乳化された水晶体核をチップが持つ吸引孔から吸引して取り出す白内障手術装置が使用される。このような装置において、従来、チップに伝達される超音波振動は、チップの長軸方向への直動振動（縦振動）であった。最近は、チップの長軸を中心とした回旋方向への回旋振動（ねじれ振動）が、チップに伝達されるハンドピースが提案されている（例えば、特許文献1参照）。そして、このような回旋振動（ねじれ振動）を利用するチップについては、水晶体核の破碎効率を向上させるために、先端部が曲がったものが使用されている。また、先端部がスエージ加工されているチップも提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】米国特許第6077285号明細書**【特許文献2】米国特許出願公開第2006/217672号明細書****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 3】**

しかし、先端部の曲げられたチップの場合、手術に不慣れな術者ではチップの先端位置を術中に観察し難い欠点がある。一方、チップの先端部がスエージ加工されたチップの場合、先端の吸引孔が狭められているため、水晶体核の吸着保持能力が低下することに伴って破碎効率も低下する。また、吸引孔が狭められていることで、吸引可能な核片（水晶体核の破片）の大きさも従来より小さいため、碎かれた核片の除去作業性が低下する欠点があつた。50

【0004】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、術中に超音波手術用チップの先端位置が視認し易いと共に、核片の除去作業性の低下を招くことなく、水晶体核の破碎効率が向上された超音波手術用ハンドピース及び超音波手術用チップを提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

(1) 超音波振動子を持つハンドピースの先端に取り付けられると共に、内部に吸引経路が形成された細管を備え、前記超音波振動子からの回旋振動を利用して水晶体核を破碎乳化し、前記吸引経路を介して破碎した核を吸引除去する超音波手術用チップにおいて、前記細管の先端部に形成された複数の凸部を備え、該凸部は、前記吸引経路からの吸引力によって吸引された水晶体核に食い込むことにより、前記吸引経路が閉塞状態にされる長さにて形成されていることを特徴とする。10

(2) (1)の超音波手術用チップにおいて、前記凸部の回旋方向の形状は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする。

(3) (1)の超音波手術用チップにおいて、前記凸部の径方向の肉厚は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする。

(4) (1)～(3)の何れかの超音波手術用チップにおいて、前記凸部の最先端における回旋方向の幅W1は、隣り合う前記凸部間の回旋方向の隙間W2以下に形成されていることを特徴とする。20

(5) (1)～(4)の何れかの超音波手術用チップにおいて、隣接する前記凸部の先端部の中心間隔は、前記超音波振動子による回旋振動の回旋角度に対応して形成されることを特徴とする。

(6) 往復の回旋振動を発生する超音波振動子と、ハンドピースの先端に取り付けられ、前記超音波振動子による往復の回旋振動が付与されて眼の水晶体核を破碎乳化する超音波手術用チップと、を備える超音波手術用ハンドピースにおいて、前記超音波手術用チップは、内部にハンドピースからの吸引圧が与えられる吸引経路が形成され、中心軸が先端までストレートに伸びた細管と、前記細管の先端部に形成された複数の凸部であって、前記吸引経路に与えられる吸引力によって吸引された平均的な硬さの水晶体核に食い込み、前記吸引経路が略閉塞状態にされる長さにて形成されている凸部と、を備えることを特徴とする。30

(7) (6)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部は前記細管の先端部に均等に少なくとも6個配置され、前記凸部の先端外周の幅W1は隣り合う凸部間W2の隙間に略等しいか、隣り合う凸部間の隙間W2より短く形成されていることを特徴とする。

(9) (7)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記細管の先端部は直径0.9～1.1mmの外径を持ち、前記凸部の長さは0.01～0.2mmに形成されていることを特徴とする。

(10) (8)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の側面形状は略方形に形成され、凸部の長さは0.01～0.15mmに形成されていることを特徴とする。

(10) (6)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部が形成された前記細管の先端部は、先端に行くにしたがって広げられたフレア形状を持つことを特徴とする。40

(11) (6)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の径方向の肉厚は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする。

(12) (6)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部の側面形状は、先端に行くに従って先細りなるテーパ状に形成されていることを特徴とする。

(13) (6)の超音波手術用ハンドピースにおいて、前記凸部は前記超音波振動子による回旋振動の回旋角度に対応した個数で均等に配置されていることを特徴とする。

(14) 往復の回旋振動を発生する超音波振動子を持つ超音波手術用ハンドピースの先端に取り付けられ、前記超音波振動子による往復の回旋振動が付与されて眼の水晶体核を破碎乳化する超音波手術用チップにおいて、内部にハンドピースからの吸引圧が与えられ50

る吸引経路が形成され、中心軸が先端までストレートに延びた細管と、前記細管の先端部に形成された複数の凸部であって、前記吸引経路に与えられる吸引力によって吸引された平均的な硬さの水晶体核に食い込み、前記吸引経路が略閉塞状態にされる長さにて形成されている凸部と、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、術中に超音波手術用チップの先端位置が視認し易いと共に、核片の除去作業性の低下を招くことなく、水晶体の破碎効率を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は超音波手術用チップが先端に取り付けられたハンドピースと、ハンドピースに接続される制御系の概略構成図である。図2～4は、本発明の一実施形態である超音波手術用チップ60の先端形状を説明する図である。

【0008】

術者に把持されるハンドピース1は、図示を略す装置本体に接続されて用いられる。ハンドピース1の内部には超音波振動を発生する超音波振動子3が保持されており、振動子3は後述するチップ60を直動振動させる役割を持つと共に、チップ60を回旋振動（又は、ねじれ振動（チップ60の長軸を軸とする回転往復運動をいう））させる役割を持つ。振動子3は、通電ケーブル4を介して駆動装置30から供給されるエネルギーにより駆動される。ホーン5は振動子3で発生された超音波振動を增幅する部材であり、ホーン5と振動子3はボルト及びナット等により一体的に固定されている。なお、超音波発振する振動子を用いたチップ60の直動振動及び回旋（ねじれ）振動には、米国特許第6077285号明細書に記載された技術が利用できる。

【0009】

ホーン5の先端には水晶体核を破碎乳化する管状の破碎用の超音波チップ60が固定される。チップ60の内部に形成された吸引経路67は、ホーン5及び振動子3等に形成された吸引経路7と連通しており、吸引経路7の後端は吸引チューブ8に接続される。吸引チューブ8には、吸引ポンプ等から構成される吸引装置31により吸引圧が付与され、吸引された廃物は廃液袋（図示を略す）に排出される。

【0010】

ハンドピース1の先端に取り付けられる灌流用のスリーブ11は、灌流液を眼内に供給するための中空部を備え、チップ60の先端部を1mm程度外に出し、チップ60の後端部を被覆している（図1及び図4の長さY参照）。スリーブ11は充分な弾性力を持つシリコン樹脂等からなり、その先端には灌流液を眼球内に供給するための流出孔が設けられている。スリーブ11が取り付けられたハンドピース1には、灌流液をスリーブ11内に導く灌流通路20が設けられ、灌流通路20の後端は灌流チューブ21に接続される。灌流液は灌流チューブ21を介し、灌流液の流出制御を行う灌流制御弁を備える灌流装置32から送出される。

【0011】

装置全体の制御を行う制御装置33は、装置への指示等を行う入力部34を備え、入力部34の設定等に基づいて、それぞれ接続される駆動装置30、吸引装置31及び灌流装置32を駆動制御する。ここで、振動子3によるチップ60の振動は、制御装置33及び駆動装置30により、直動振動又は回旋振動のいずれかに切換駆動される。

【0012】

次に、本発明の一実施形態である超音波手術用のチップ60を説明する。図2は、チップ60の先端部の斜視図、図3は、チップ60を先端部側から見た正面図、図4は、チップ60の側面図である。図4において、スリーブ11は、チップ60に対する配置位置が点線で模式的に示されている。

【0013】

10

20

30

40

50

チップ60は、円柱状に伸びた中空の細管であるシャフト61の先端部（一端）に後述する凸部（突起）が形成され、シャフト61の他端に前述のホーン5が接続されて用いられる。シャフト61は、外径0.9mm、内径0.7mmの肉厚0.1mm（図4の肉厚T）の金属で成形され、先端部に向かって広がる形状（フレア形状）とされ、チップ60の先端部の外径は1.1mmとされる。シャフト61は、中心軸（長軸）Lを回旋軸とし、図2中の矢印Bに示されるように、振動子3により往復の回旋振動を付与される。また、シャフト61は、振動子3により、中心軸L方向に矢印Aに示されるような往復の直動振動を付与される。ここで、回旋振動は、最大で約16度の回旋角（回転角）とされ、直動振動は、最大で0.1mm程度の往復振動とされる。

【0014】

シャフト61の先端部には、後端部方向を深さ（高さ）方向として、先端部の円周に沿って、複数（ここでは、22個）の凸部65が形成される。凸部65は、先端部に傾斜を持たないシャフト61に対し、細線を用いた放電加工により、凸部65と対応する凹部（溝）を切り欠くことにより、図示するように形成される。ここで、凸部65に対応して切り欠かれた凹部の底面（後端部側）を基部66と呼ぶ。図4において、凸部65の先端部から基部66（図3では斜線で示した）までの長さ（距離又は高さ）Hは、チップ60の先端部からスリーブ11までの長さYの半分以下で形成されることが好ましく、さらに好ましくは、長さYの3分の1以下とされる。実寸で示すと、長さHは、0.5mm以下が好ましく、さらに好ましくは0.3mm以下である。本実施形態では、長さHは、0.15mmとした。長さHをこのように形成することにより、チップ60の吸引経路67に吸引装置31による吸引力が付与され、水晶体核がチップ60の先端部に当接された場合、凸部65が水晶体核に食い込み、チップ60の吸引経路67を実質的に閉塞状態とできる（水晶体核が吸引のリークなく、吸着保持される状態）。すなわち、凸部65の長さHは、吸引経路67に与えられる吸引力によって吸引された水晶体核（平均的な硬さの水晶体核）に食い込み、吸引経路67が略閉塞状態にされる長さにて形成されている。

【0015】

凸部65の回旋方向の形状（側面形状）は、基部66における凸部65の回旋方向（円周方向）の幅Wから、凸部65の最先端における回旋方向の幅W1に向かって先細りとなるテーパ状とされる。本実施形態では、凸部65は、側面から見ると略三角形状に形成されている。また、凸部65の幅W1は、隣り合う凸部65間の回旋方向の隙間W2以下に形成されている。また、径方向における凸部65の肉厚は、基部66（又は基部66と最先端との途中）から先端部に行くに従って先細りなるテーパ状に形成される。シャフト61の肉厚Tから凸部65の先端の肉厚Sに向かってテーパ状とされる。凸部65の回旋方向の幅（径の外周側の幅）Wは、約0.08mmとされ、凸部65の先端の肉厚Sは、0.05mm程度とされる。

【0016】

凸部65がこのようなテーパ状にて形成されることにより、チップ60（凸部65）の先端の水晶体核に当接する面積が小さくされる。このため、チップ60の吸引経路67に吸引装置31による吸引力が付与され、水晶体核がチップ60の先端部に当接された場合、凸部65が水晶体核に突き刺さり易くなり、水晶体核が基部66まで食い込み易くなる。このため、チップ60が閉塞状態（水晶体核がチップ60に吸着保持される状態）になり易い。さらに、閉塞状態でチップ60が回旋振動されると、水晶体核に食い込んだ凸部65がそれぞれ回旋振動され、水晶体核が凸部65により破碎される（凸部65の周縁により水晶体核が切断される）。従って、凸部65がテーパ状に形成されると、水晶体核の食い込み量が増し、水晶体核の破碎効率が向上される。

【0017】

さらに、チップ60の先端部の外周において、凸部65の最先端の幅W1が、隣接する凸部65間の隙間W2以下とされることで、水晶体核に当接するチップ60の先端部の面積が小さくなる。これにより、チップ60の先端部が水晶体核への食い込み易くなり、先の説明と同様に、チップ60が閉塞状態になり易くなるため、水晶体核の破碎効率が向上

10

20

30

40

50

される。

【0018】

次に、回旋振動の回旋角と凸部65の配置の関係を説明する。図において、間隔Pは凸部65の中心部間の距離(外径側)を示し、角度(約16度)はチップ60の回旋角を示す。チップ60の先端には凸部65が22個配置されており、間隔Pは、チップ60の先端の外周の凸部65の配置数分の1、つまり、22分の1とされる。チップ60の先端の直径が1.1mmの場合、間隔Pは約0.16mmとされる。このとき、角度は、360度を凸部65の配置数で割った値、つまり、 $(360 / 22)$ 度=約16度と対応しているため、チップ60の先端部は、角度分の回旋振動により、外周部分が回旋方向に約0.16mm移動される。

10

【0019】

従って、凸部65を角度と対応した間隔Pにて配置することにより、角度の回旋振動で、凸部65は隣の凸部65の位置に移動される。チップ60の先端に配置されたすべての凸部65が、角度に相当する移動量(間隔Pに相当する移動量)分だけ移動されることにより、水晶体核は食い込んだ凸部65の径(チップ60の先端径)の全周にわたって破碎される(凸部65の周縁により切断される)。これにより、一度の回旋振動で水晶体核を破碎する確率が上がり、破碎効率が向上される。

【0020】

図1～図4に示された凸部65の形状及び個数は好ましい一例であり、図3の間隔Pは角度に対応した値でなくても良い。チップが閉塞状態にされた場合に、回旋振動に伴って、水晶体核に食い込んだ凸部65の回旋方向の移動により、水晶体核が破碎される構成であればよい。これは、チップの先端に当接する(食い込んだ)水晶体核が全周にわたって破碎されなくとも、破碎された水晶体核は吸引される場合があること、また、回旋振動の繰り返しによって凸部65周辺の水晶体核が破碎されることに依っている。

20

【0021】

なお、チップの先端に設けられる凸部は偶数個とされることが好ましく、さらには、点対称で配置される(凸部が中心軸Lを基準に対向して配置される)ことが好ましい。これにより、細線を用いた放電加工により、凸部を形成する場合、細線をシャフトの中心軸を中心に回転させて加工すればよいため、位置決めがし易くなる。これにより、先端部の加工がし易くなる。

30

【0022】

以上説明したように、チップ60(シャフト61)を、先端部が湾曲していない直線状の細管としたことにより、回旋振動において、チップ60の外周は中心軸Lを中心に回転するのみである。このため、術者はチップ60の先端部の位置が把握しやすくなり、術中のチップの視認性が向上される。また、チップ60の先端部は、先曲がりチップのように回転軸に対し、大きく弧を描く回旋振動をしない。このため、チップ60が不用意に後嚢に接触されることが低減され、術中に後嚢に損傷を与える可能性が低減される。

【0023】

また、チップ60の吸引孔(吸引経路67の先端)は、シャフト61の先端部をフレア形状としたことにより、特許文献2に示されるエージ加工されたチップの吸引孔と比べて広くなる。このため、エージ加工されたチップと比べて、チップ60の吸着保持能力が高い。これにより、凸部65が水晶体核に食い込み易くなり、チップ60が閉塞状態になり易い。このため、先の説明と同様に、回旋振動による水晶体核の破碎効率が向上される。さらに、チップ60の吸引孔はエージ加工されたチップの吸引孔より広いため、核片(水晶体核の破片)の除去において、チップ60は大きい核片を吸引除去できる。このため、除去作業性が高くなる。また、チップ60の先端部はフレア形状とされるため、チップ60の回旋振動に伴う凸部65の回転(回旋)半径が広がり、水晶体核の破碎効率が向上される。なお、以上の説明では、チップ60をフレア形状としてことによるエージ加工チップに対する利点を挙げているが、チップ60はフレア形状でなくともよい。エージ加工チップのように、先端が窄められたチップに対して、先端の径の大きいチップで

40

50

あればよい。例えば、シャフト 61 が円柱状（直線状）であってもよい。

【0024】

また、このような直線状のシャフト 61 に先端部を設ける構成とすることにより、先端部が湾曲したチップで起こる破碎水晶体核の弾き飛ばしが低減され、乳化吸引手術に伴う眼内組織への損傷（特に、角膜内皮の損傷）が低減される。

【0025】

なお、以上説明した本実施形態では、シャフト 61 はフレア形状としたがこれに限るものではない。チップ 60 が回旋振動した場合に、先端部が視認し易い形状であればよく、直線状のシャフト 61 に凸部 65 を設ける構成であってもよい。

【0026】

なお、以上説明した本実施形態では、凸部 65 は、基部 66 から先端部に向かったテープ状である略三角形の形状を備えるものとしたが、これに限るものではない。凸部が水晶体核に食い込み安く、チップ 60 を略閉塞状態とできる形状であればよい。例えば、側面からみて、方形状の凸部、または、方形状の先端に略三角形の突起を有する凸部、等が挙げられる。

【0027】

次に、本発明の変容例である超音波チップ 70 及び 80 について、チップ 60 との違いを中心に説明する。図 5 はチップ 70 の外観図であり、図 6 はチップ 80 の外観図である。

【0028】

まず、チップ 70 の説明をする。図 5 (a) はチップ 70 の斜視図、図 5 (b) はチップ 70 の側面図をそれぞれ示す。チップ 70 は、中心軸 L を長軸とし、直線状に形成されたシャフト 71 と、シャフト 71 の先端部に回旋方向の形状（側面形状）が略方形の凸部 75 とを持つ。チップ 60 と同様に、凸部 75 の形成に対応して形成された凹部の底面（後端部側）が基部 76 とされる。凸部 75 は、シャフト 71 の外周上に沿って、均等（点対称）に 6 個配置される。凸部 75 は、回旋方向に幅を持つ方形状とされ、基部 76 から凸部 75 の先端までの長さ（高さ）が H1 とされる。以下、チップ 60 とチップ 70 を比較し、その差異を列挙する。第 1 に、凸部 75 の側面が略方形で、配置数が 6 個とされるため、チップ 70 は加工し易い。第 2 に、凸部 75 は径方向の肉厚が一定である（テープ形状とされていない）ため、チップ 70 の加工がし易い。第 3 に、凸部 75 が径方向の肉厚及び回旋方向の幅が大きいため、チップ 70 の先端の剛性が高い。

【0029】

次に、チップ 80 を説明する。図 6 (a) はチップ 80 の斜視図、図 6 (b) はチップ 80 の側面図をそれぞれ示す。チップ 70 と同様に、チップ 80 では、シャフト 81 の先端部に凸部 85、基部 86 が設けられる。凸部 85 は、チップ 70 と同様に 6 個配置されており、回旋方向の形状が先端に向かって先細りとなるテープ状（側面形状が略三角形）とされ、径方向の肉厚も先端に向かって先細りとなるテープ状に形成される。ここで、基部 86 から凸部 85 の先端までの長さは、H2 とされる。また、長さ H1 と長さ H2 は、 $H1 < H2$ の関係とされる。チップ 80 とチップ 70 を比較すると、凸部 85 が径方向及び回旋方向にテープ形状とされるため、チップ 70 に対してチップ 80 は水晶体核に食い込み易い（刺さり易い）利点がある。

【0030】

このように構成されるチップ 70 とチップ 80 を比較する。チップ 70 とチップ 80 の差異は、凸部 75、85 の形状と凸部 75、85 の長さである。凸部 75 の水晶体核との当接部は凸部 75 が方形状であることから線状とされ、凸部 85 の水晶体核との当接部は凸部 85 が略三角形形状とされるため略点状とされる。従って、チップ 80 の先端は、チップ 70 と比べて鋭い構造となる。これにより、吸引動作において、チップ 70 はチップ 80 と比べて、水晶体核に食い込みにくくなる。チップ 70 とチップ 80 で水晶体核の閉塞状態を同程度とするためには、長さ H2 を長さ H1 よりも長くする。

【0031】

10

20

30

40

50

このようにして、チップの水晶体核に対する当接面積を小さくすることにより、凸部の長さ（後端部方向への深さ）を長くできる。また、チップに水晶体核が食い込み、凸部が回旋振動される場合、水晶体核は凸部の長さ分回旋方向に破碎される。このため、凸部の長さは長い方が水晶体核の破碎効率が向上される。

【0032】

上記の図5に示される形状をベースに製作したチップ70を使用し、白内障によって白濁した水晶体核の破碎手術を確認した。製作したチップ70は、直径0.9mmの外径を持つ細管71の先端部をフレア形状に広げ、最先端の直径を0.98mmとした。図5(a)、5(b)において、隣り合う凸部75の間の隙間（溝）76aの距離W2（外周の長さ）を0.25mmとし、このときに凸部75の外周の幅W1は約0.26mmであり、距離W2と略等しい長さとした。基部76から凸部75の先端までの長さH1は、0.135mmで製作した。このチップ70を使用して平均的な硬さの水晶体核の破碎手術を行ったところ、吸引力の付与によりチップ70の先端の凸部75が水晶体核に食い込み、チップ70に形成された吸引経路が閉塞状態にされ、水晶体核がチップ70の先端部に良好に吸着された。この状態でチップ60に回旋振動を与えて水晶体核を破碎したところ、凸部75が形成されていない場合に比べ、水晶体核の破碎効率が向上し、手術時間を短くすることができた。

10

【0033】

これに対して、凸部75の長さH1が長いものを製作し、水晶体核の破碎手術を行ったところ、チップ70に形成された吸引経路77が閉塞状態にされ難いことが分った。なお、長さH1を長くした凸部75は、図5のものとやや異なり、チップの先端が斜め（30°の角度）にカットされたものベースとし、凹部（溝）の外周の距離W2が0.5mmのものを2箇所に形成することにより凸部75を2個とし、また、長さH1の最長を0.6mmで形成した。このチップにおける先端部の閉塞状態の確認結果から、図5に示されるように、凸部75を6個としたチップ70においては、少なくとも凸部75の長さが0.15mm以下であれば、平均的な水晶体核の吸着時にチップ70の先端部の吸引経路が閉塞可能とされる。

20

【0034】

また、上記の確認結果から、凸部85の先端が先細りとなる図6のチップ80及び図2のチップ60においては、その長さH2及びHについては、0.3mm以下であれば、平均的な水晶体核の吸着時にチップ70の先端部の吸引経路が閉塞可能にされやすく、0.2mm以下であれば、より確実にチップ70の先端部が閉塞される。

30

【0035】

以上説明したことを踏まえると、チップの先端部に設けられる凸部は以下のように定められることが好ましい。凸部はその個数が少ないと、水晶体核の破碎効率が低下する。実用的な破碎効率を確保するためには、凸部の個数は少なくとも6個があることが好ましい。ただし、チップ60の回旋角に対応する個数（22個）より多いと、その製作が難しくなる反面、破碎効果は向上しないので、チップ60の回旋角に対応する個数以下であることが好ましい。凸部の長さは、吸引経路に与えられる吸引力によって水晶体核に凸部が食い込み、吸引経路が閉塞可能にされる長さで、且つできるだけ長く設定されることが、破碎効率を確保する点で好ましい。なお、凸部の長さの最短は、少なくとも0.01mm以上であると良い。これ以下であると、チップの回旋振動がなされても、凸部が形成されていることによる破碎効率の向上が期待できない。

40

【0036】

また、凸部が水晶体核に食い込みやすくするためにには、図2のチップ60及び図6のチップ80のように、先端に行くにしたがって先細りになっていることが好ましい。さらに、図2～4のチップ60のように、凸部の径方向の肉厚が先端に向かって薄くされた形状が好ましい。

【0037】

なお、以上説明したようにチップの先端部に凸部を複数設けたことにより、チップの先

50

端と水晶体核の当接面積が小さくなる。このため、チップの先端が水晶体核に突き刺さり易くなり、水晶体核の吸引等によりチップの先端が閉塞状態となり易くなる。これにより、チップが直動振動される場合にも、水晶体核の破碎効率が向上される。また、チップの先端が閉塞状態となりにくいような硬い水晶体核を破碎する場合、チップの先端が突き刺さり易いことにより、凸部の直動振動で水晶体核が研削され易くなる。これにより、直動振動においても水晶体核の破碎効率が向上される。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】ハンドピース1及びハンドピース1と連携する制御系の概略図である。

10

【図2】本発明の実施形態である超音波チップ60の斜視図である。

【図3】超音波チップ60の正面図である。

【図4】超音波チップ60の側面図である。

【図5】変容例である超音波チップ70の外観図である。

【図6】変容例である超音波チップ80の外観図である。

【符号の説明】

【0039】

1 ハンドピース

20

3 振動子

7 吸引経路

11 スリーブ

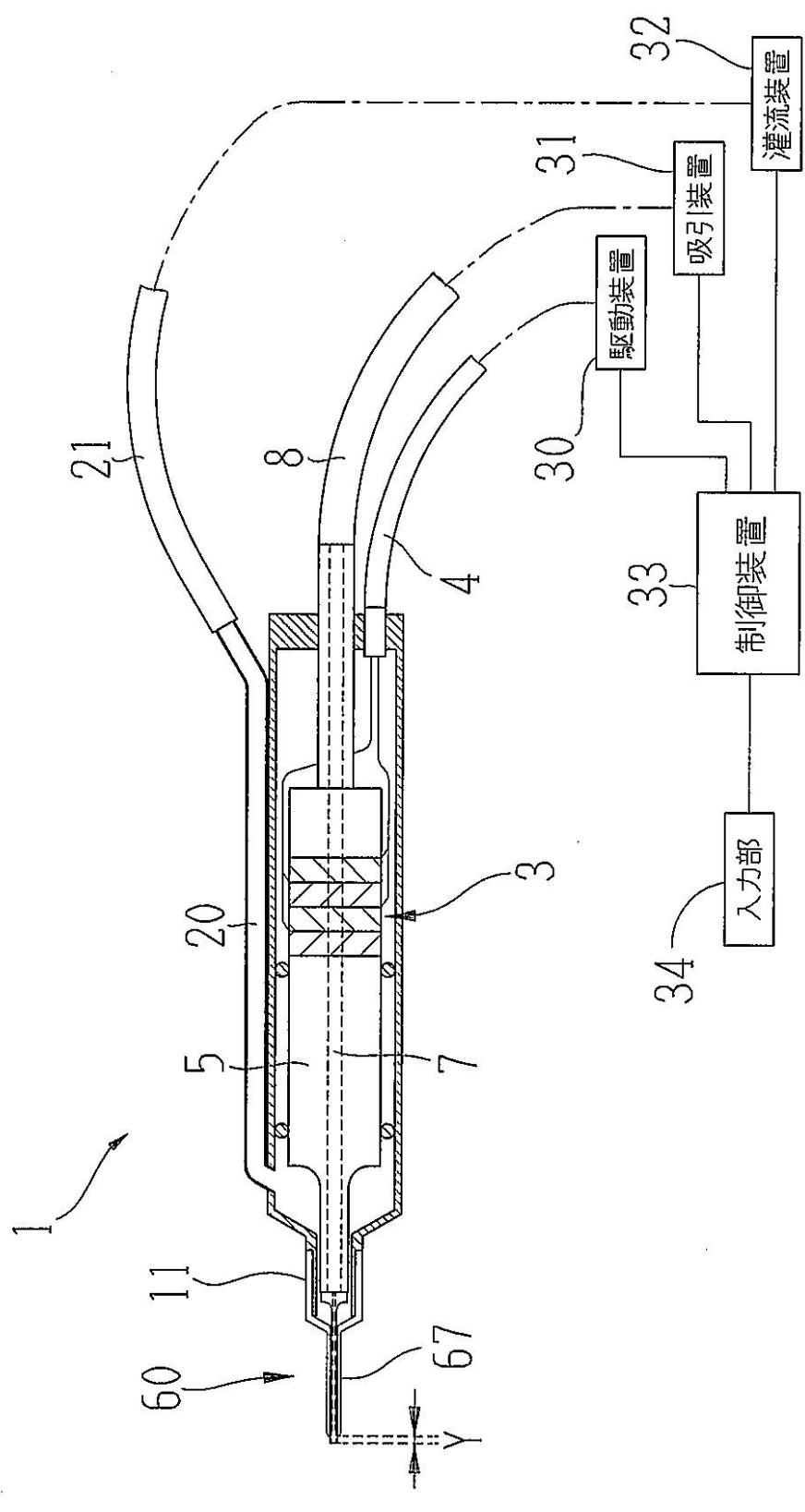
60、70、80 超音波チップ

61、71、81 シャフト

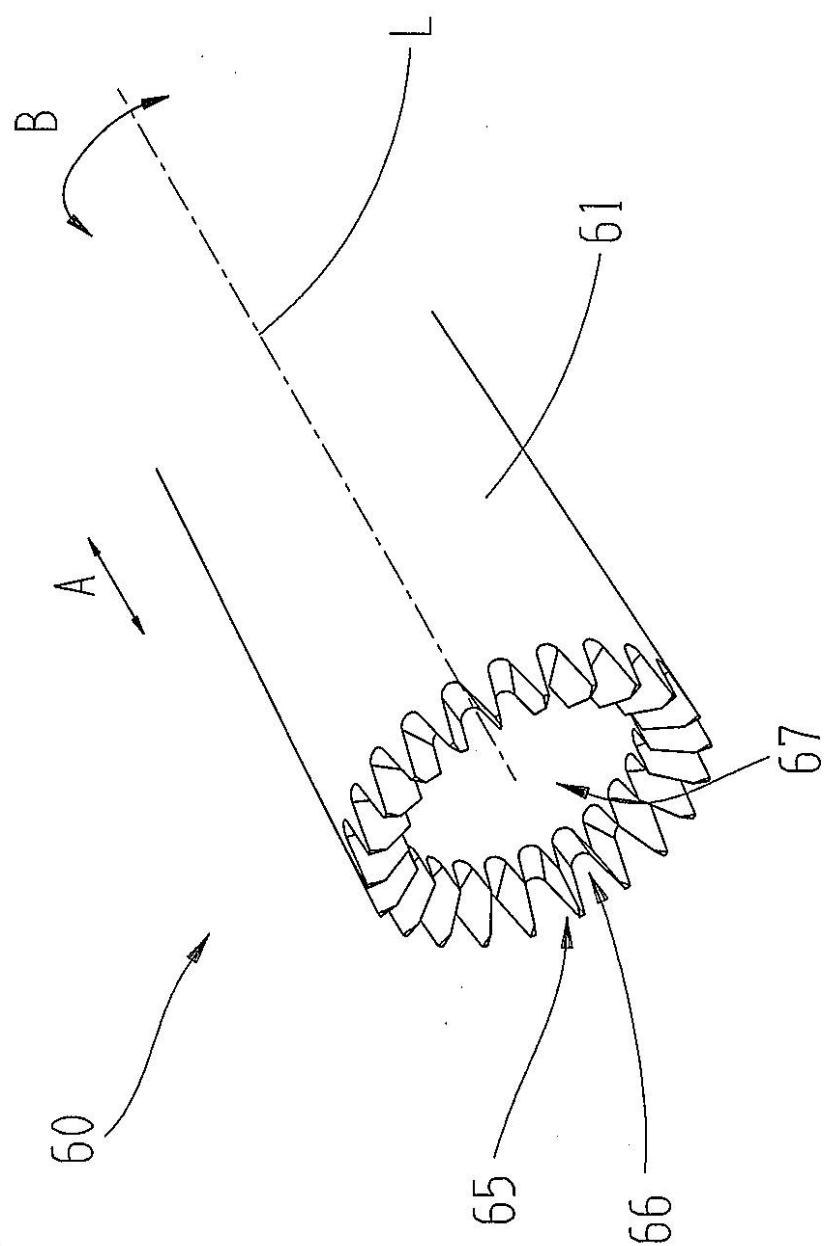
65、75、85 凸部

66、76、86 基部

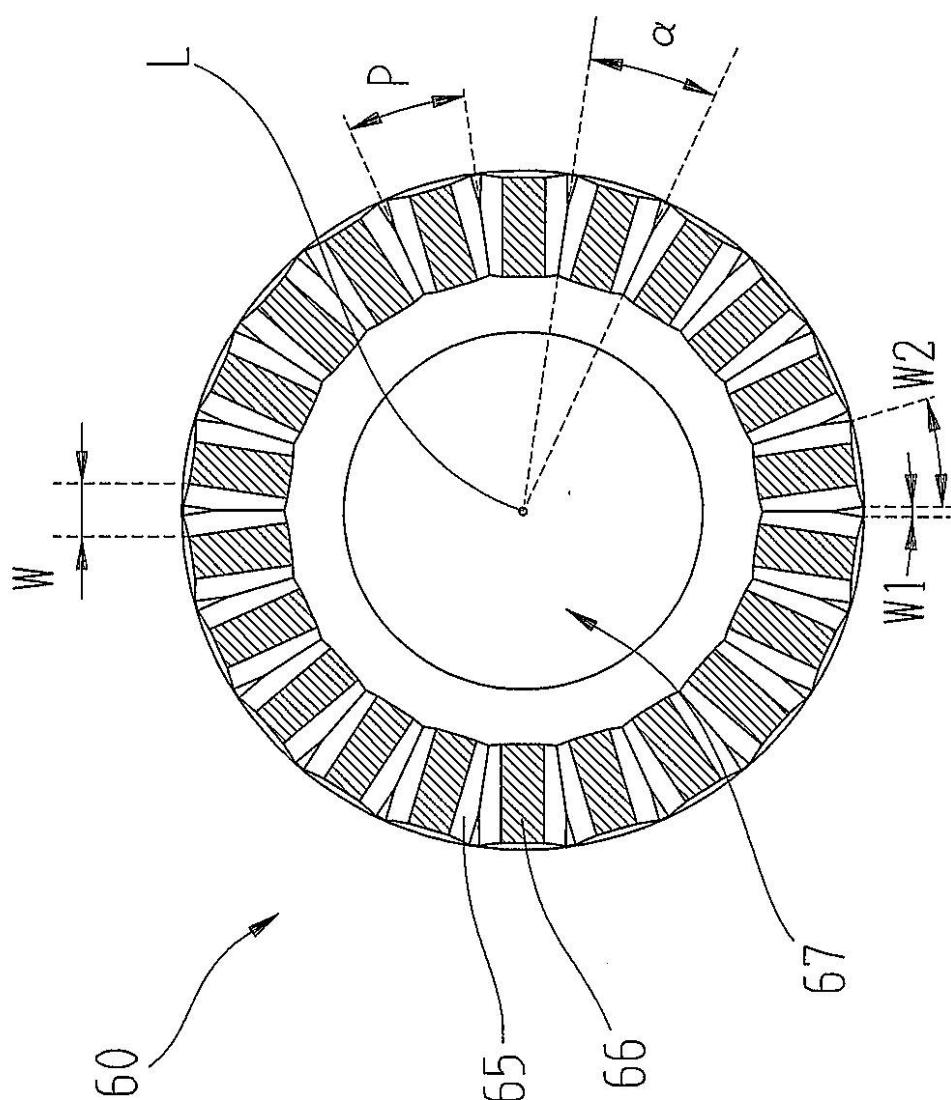
【図1】



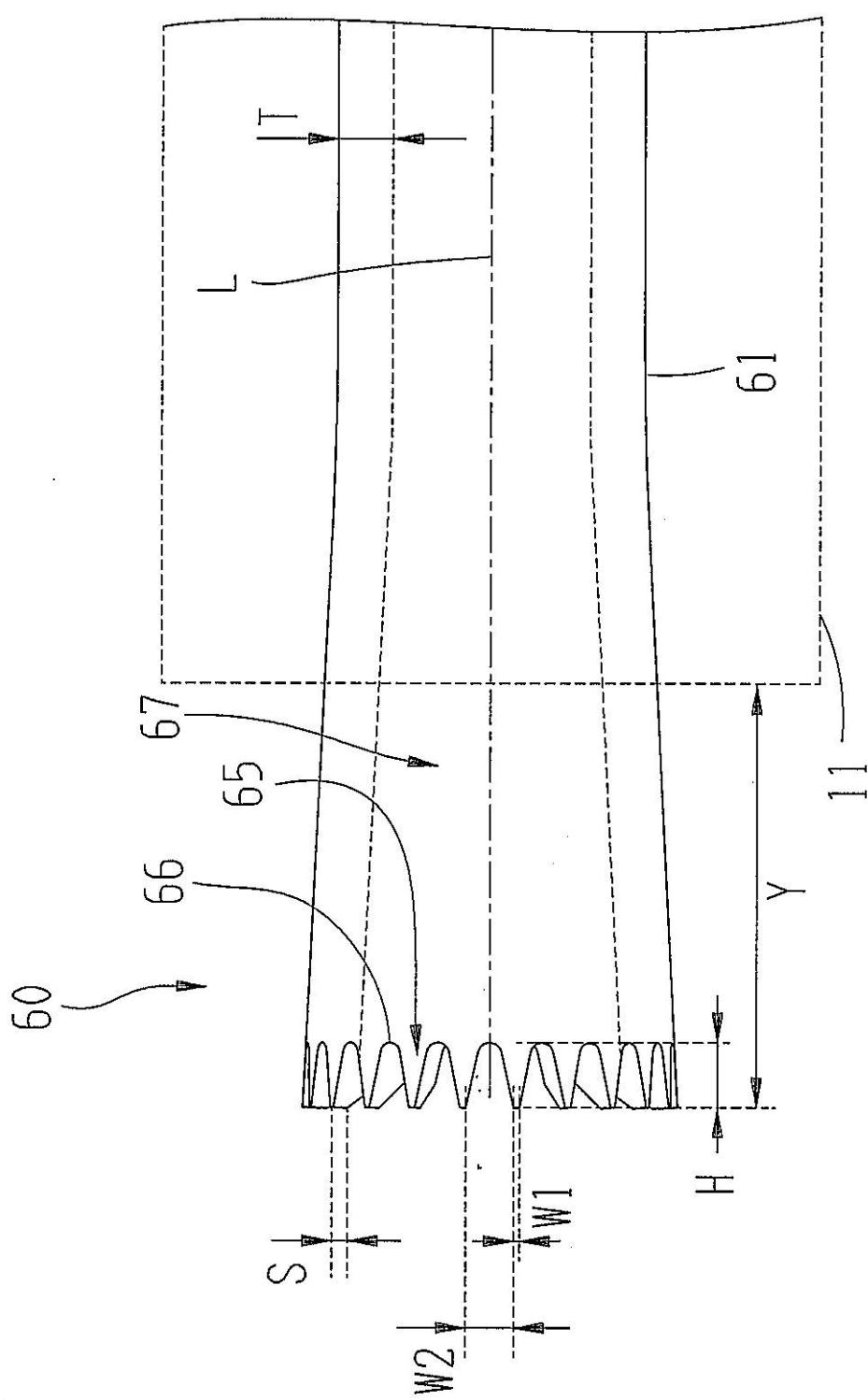
【図2】



【図3】

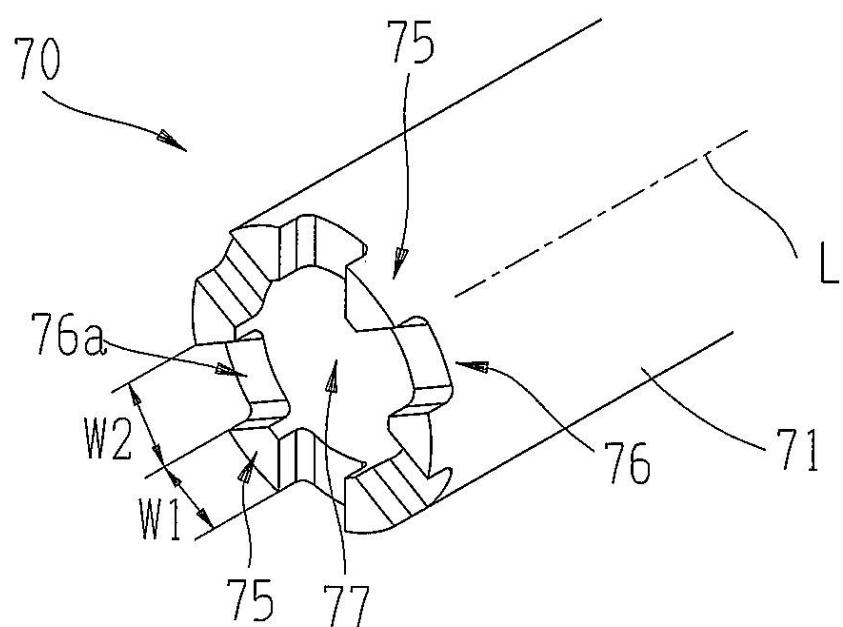


【図4】

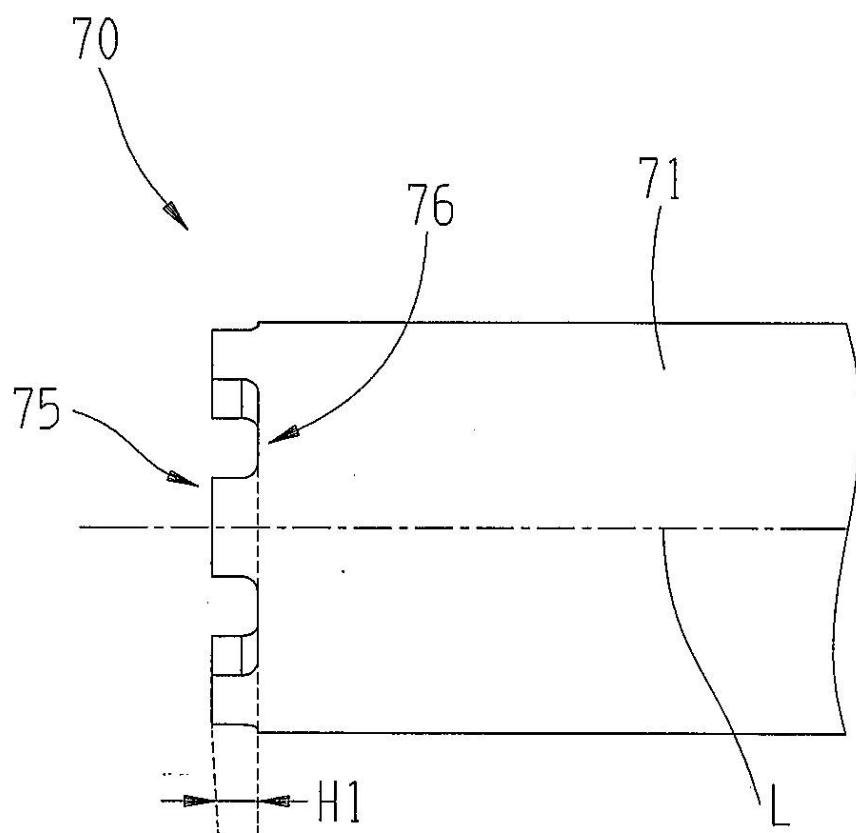


【図5】

(a)



(b)



【図6】

