

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61F 9/007 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810166292.0

[43] 公开日 2009 年 4 月 8 日

[11] 公开号 CN 101401755A

[22] 申请日 2008.9.25

[21] 申请号 200810166292.0

[30] 优先权

[32] 2007. 9. 28 [33] JP [31] 2007 - 255096

[71] 申请人 株式会社尼德克

地址 日本爱知县

[72] 发明人 秦诚一郎 小田英夫

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 史雁鸣

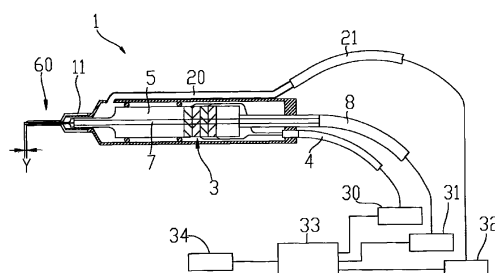
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声波手术用机头及超声波手术用刀头

[57] 摘要

一种在手术中容易识别超声波手术用刀头的前端位置，同时，不会导致核片的清除作业性降低，提高了水晶体核的粉碎效率的超声波手术用刀头。超声波手术用刀头被安装在具有超声波振动器的机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，对眼的水晶体核进行粉碎乳化，其中，具有细管和凸部；该细管在内部形成了被赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；该凸部为多个，被形成在上述细管的前端部，上述凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的水晶体核内，该水晶体核是平均的硬度的水晶体核，上述凸部是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度被形成的。



1. 一种超声波手术用机头，其特征在于，具有：

产生往复的回旋振动的超声波振动器；

被安装在机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，将眼的水晶体核粉碎乳化的超声波手术用刀头；

上述超声波手术用刀头具有细管和凸部；

上述细管在内部形成了可赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；

上述凸部为形成在上述细管的前端部的多个凸部，该凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的的平均的硬度的水晶体核内，并是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度形成的。

2. 如权利要求1所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述凸部在上述细管的前端部均等地至少配置六个，上述凸部的前端外周的宽度W1被形成为与相邻的凸部之间的间隙W2大致相等，或者比相邻凸部之间的间隙W2短。

3. 如权利要求2所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述细管的前端部具有直径为0.9~1.1mm的外径，

上述凸部的长度被形成为0.01~0.2mm。

4. 如权利要求3所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述凸部的侧面形状被形成为大致方形，凸部的长度被形成为0.01~0.15mm。

5. 如权利要求1所述的超声波手术用机头，其特征在于，

形成了上述凸部的上述细管的前端部具有随着向前端去而扩展的喇叭管形状。

6. 如权利要求1所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述凸部的径向的壁厚被形成为随着向前端去而成为尖细的圆锥状。

7. 如权利要求1所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述凸部的侧面形状被形成为随着向前端去而成为尖细的圆锥状。

8. 如权利要求 1 所述的超声波手术用机头，其特征在于，

上述凸部是以与基于上述超声波振动器的回旋振动的回旋角度相对应的个数均等地配置的。

9. 一种超声波手术用刀头，其特征在于，所述超声波手术用刀头被安装在具有产生往复的回旋振动的超声波振动器的超声波手术用机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，对眼的水晶体核进行粉碎乳化；所述的超声波手术用刀头具有细管和凸部，

上述细管在内部形成了可赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；

上述凸部为形成在上述细管的前端部的多个凸部，该凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的的平均的硬度的水晶体核内，并是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度形成的。

超声波手术用机头及超声波手术用刀头

技术领域

[0001] 本发明涉及在将因白内障等而白浊的水晶体核粉碎乳化时使用的超声波手术用机头，以及安装在该机头的前端上使用的超声波手术用刀头。

背景技术

[0002] 在白内障手术中，使用的白内障手术装置是通过将超声波振动传递到安装在具有超声波振动器的机头的前端上的管状的超声波手术用刀头（下面简称刀头），将水晶体核粉碎乳化，从刀头所具有的吸引孔吸引取出已被粉碎乳化了的水晶体核。在这样的装置中，以往向刀头传递的超声波振动是向刀头的长轴方向的直动振动（纵振动）。最近，提出了有关向刀头传递朝向以刀头的长轴为中心的回旋方向的回旋振动（扭转振动）的机头的方案（例如，参照美国专利第 6077285 号）。而且，关于利用这样的回旋振动（扭转振动）的刀头，为了提高水晶体核的粉碎效率，使用了前端部弯曲的结构。另外，也提出了有关前端部被进行了模锻加工的刀头的方案（参照美国专利申请公开第 2006/217672 号）。

[0003] 但是，在前端部弯曲的刀头的情况下，存在着手术不熟练的手术者在手术中难以观察刀头的前端位置的缺点。另一方面，在刀头的前端部被进行了模锻加工的刀头的情况下，因为前端的吸引孔狭窄，所以，伴随着水晶体核的吸附保持能力降低，粉碎效率也降低。另外，由于吸引孔狭窄，能够吸引的核片（水晶体核的碎片）的大小也比以往的小，因此，存在着已被粉碎的核片的清除作业性降低的缺点。

[0004] 本发明鉴于上述以往技术的问题点，以提供一种在手术中

容易识别超声波手术用刀头的前端位置，同时，不会导致核片的清除作业性的降低，提高了水晶体核的粉碎效率的超声波手术用机头及超声波手术用刀头为技术课题。

发明内容

为了解决课题的手段

[0005] 为了解决上述课题，本发明的特征是具有下述那样的结构。

一种超声波手术用机头，其特征在于，具有：产生往复的回旋振动的超声波振动器；被安装在机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，将眼的水晶体核粉碎乳化的超声波手术用刀头；上述超声波手术用刀头具有细管和凸部；上述细管在内部形成了可赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；上述凸部为形成在上述细管的前端部的多个凸部，该凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的硬度的水晶体核内，并是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度形成的。

最好是，上述凸部在上述细管的前端部均等地至少配置六个，上述凸部的前端外周的宽度 $W1$ 被形成与相邻的凸部之间的间隙 $W2$ 大致相等，或者比相邻凸部之间的间隙 $W2$ 短。

最好是，上述细管的前端部具有直径为 $0.9 \sim 1.1\text{mm}$ 的外径，上述凸部的长度被形成成为 $0.01 \sim 0.2\text{mm}$ 。

最好是，上述凸部的侧面形状被形成成为大致方形，凸部的长度被形成成为 $0.01 \sim 0.15\text{mm}$ 。

最好是，形成了上述凸部的上述细管的前端部具有随着向前端去而扩展的喇叭管形状。

最好是，上述凸部的径向的壁厚被形成成为随着向前端去而成为尖细的圆锥状。

最好是，上述凸部的侧面形状被形成成为随着向前端去而成为尖细的圆锥状。

最好是，上述凸部是以与基于上述超声波振动器的回旋振动的回旋角度相对应的个数均等地配置的。

一种超声波手术用刀头，其特征在于，所述超声波手术用刀头被安装在具有产生往复的回旋振动的超声波振动器的超声波手术用机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，对眼的水晶体核进行粉碎乳化；所述的超声波手术用刀头具有细管和凸部，上述细管在内部形成了可赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；上述凸部为形成在上述细管的前端部的多个凸部，该凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的硬度的水晶体核内，并是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度形成的。

发明的效果

[0006] 根据本发明，能够在手术中容易识别超声波手术用刀头的前端位置，同时，不会导致核片的清除作业性降低，提高了水晶体的粉碎效率。

附图说明

图 1 是将超声波手术用刀头安装在前端的机头和与机头连接的控制系统的概略构成图。

图 2 是实施方式的超声波刀头 60 的立体图。

图 3 是超声波刀头 60 的主视图。

图 4 是超声波刀头 60 的侧视图。

图 5A、图 5B 是作为变形例的超声波刀头 70 的外观图。

图 6A、图 6B 是作为变形例的超声波刀头 80 的外观图。

具体实施方式

[0007] 下面，根据附图，说明本发明的实施方式。图 1 是已将超声波手术用刀头安装在前端上的机头和与机头连接的控制系统的概略构成图。图 2~4 是对作为本发明的一个实施方式的超声波手术用刀头

60 的前端形状进行说明的图。

[0008] 由手术者把持的机头 1 是连接在省略了图示的装置主体上使用的。在机头 1 的内部，保持着产生超声波振动的超声波振动器 3，振动器 3 具有使后述的刀头 60 直动振动的功能，同时，具有使刀头 60 回旋振动（扭转振动（指以刀头 60 的长轴为轴的旋转往复运动））的功能。振动器 3 由经通电线缆 4 从驱动装置 30 供给的能量驱动。放大部件（horn）5 是将由振动器 3 产生的超声波振动增幅的部件，放大部件 5 和振动器 3 由螺栓以及螺母等一体固定。另外，作为使用了进行超声波振荡的振动器的刀头 60 的直动振动以及回旋（扭转）振动，可以利用美国专利第 6077285 号说明书中记载的技术。

[0009] 在放大部件 5 的前端固定着对水晶体核进行粉碎乳化的管状的粉碎用的超声波刀头 60。形成在刀头 60 的内部的吸引路径 67 与在放大部件 5 以及振动器 3 等中形成的吸引路径 7 连通着，吸引路径 7 的后端与吸引管 8 连接。在吸引管 8 中由吸引装置 31 赋予吸引压，该吸引装置 31 由吸引泵等构成，所吸引的废物被排出到废液袋（省略图示）内。

[0010] 安装在机头 1 的前端的灌流用的套筒 11，具有用于向眼内供给灌流液的空心部，将刀头 60 的前端部向外伸出 1mm 左右，将刀头 60 的后端部覆盖（参照图 1 以及图 4 的长度 Y）。套筒 11 由具有充分的弹力的硅树脂等构成，在其前端设有用于向眼球内供给灌流液的流出孔。在安装了套筒 11 的机头 1 中，设置将灌流液向套筒 11 内引导的灌流通路 20，灌流通路 20 的后端与灌流管 21 连接。灌流液经灌流管 21，从具有进行灌流液的流出控制的灌流控制阀的灌流装置 32 送出。

[0011] 控制装置 33 具有输入部 34，基于输入部 34 的设定等，分别对连接的驱动装置 30、吸引装置 31 以及灌流装置 32 进行驱动控制。在这里，基于振动器 3 的刀头 60 的振动，由控制装置 33 以及驱动装置 30 转换驱动成直动振动或者回旋振动中的任意一种。

[0012] 接着，对作为本发明的一个实施方式的超声波手术用的刀

头 60 进行说明。图 2 是刀头 60 的前端部的立体图，图 3 是从前端部侧看刀头 60 的主视图，图 4 是刀头 60 的侧视图。在图 4 中，套筒 11，其相对于刀头 60 的配置位置是示意性地以点划线进行表示的。

[0013] 刀头 60，是通过在作为呈圆柱状延伸的空心的细管的轴 61 的前端部（一端）形成后述的凸部（突起），在轴 61 的另一端连接上述的放大部件 5 来使用的。轴 61 由外径 0.9mm、内径 0.7mm 的壁厚 0.1mm（图 2（c）的壁厚 T）的金属成形，被做成向前端部扩展的形状（喇叭管形状），刀头 60 的前端部的外径被做成 1.1mm。轴 61 以中心轴（长轴）L 为旋转轴，如图 2 中的箭头 B 所示，由振动器 3 赋予往复的回旋振动。另外，轴 61 由振动器 3 在中心轴 L 方向赋予如箭头 A 所示的那样的往复的直动振动。在这里，回旋振动采用最大为约 16 度的回旋角（旋转角），直动振动采用最大为 0.1mm 左右的往复振动。

[0014] 在轴 61 的前端部，以后端部方向为深度（高度）方向，沿前端部的圆周，形成多个（在这里是 22 个）凸部 65。凸部 65 是通过对在前端部不具有倾斜的轴 61，由使用细线的放电加工，切出与凸部 65 对应的凹部（槽），像图示的那样地形成的。在这里，将与凸部 65 对应地切出的凹部的底面（后端部侧）称为基部 66。在图 4 中，从凸部 65 的前端部到基部 66（在图 3 中用斜线表示）的长度（距离或者高度）H，最好以从刀头 60 的前端部到套筒 11 的长度 Y 的一半以下形成，更好的是在长度 Y 的三分之一以下。若以实际尺寸表示，则长度 H 最好在 0.5mm 以下，更好的是在 0.3mm 以下。在本实施方式中，长度 H 取为 0.15mm。通过这样形成长度 H，在对刀头 60 的吸引路径 67 赋予由吸引装置 31 产生的吸引力，水晶体核抵接在刀头 60 的前端部的情况下，凸部 65 咬入到水晶体核内，实质性地使刀头 60 的吸引路径 67 成为封闭状态（水晶体核无泄漏地吸引、被吸附保持的状态）。即，吸引路径 67 的长度 H 是以咬入到依靠被赋予给吸引路径 67 的吸引力吸引的水晶体核（平均的硬度的水晶体核）内，使吸引路径 67 成为大致封闭状态的长度形成的。

[0015] 凸部 65 的回旋方向的形状（侧面形状）被做成从位于基部 66 的凸部 65 的回旋方向（圆周方向）的宽度 W 向位于凸部 65 的最前端的回旋方向的宽度 $W1$ 成为尖细的圆锥状。在本实施方式中，凸部 65 在从侧面看时被形成为大致三角形。另外，凸部 65 的宽度 $W1$ 被形成为在相邻的凸部 65 之间的回旋方向的间隙 $W2$ 以下。另外，位于径向的凸部 65 的壁厚，被形成为随着从基部 66（或者基部 66 与最前端之间的途中）向前端部去而成为尖细的圆锥状。从轴 61 的壁厚 T 向凸部 65 的前端的壁厚 S 被做成圆锥状。凸部 65 的回旋方向的宽度（直径的外周侧的宽度） W 被做成大约 0.08mm，凸部 65 的前端的壁厚 S 被做成 0.05mm 左右。

[0016] 通过以这样的圆锥状形成凸部 65，缩小了刀头 60（凸部 65）的前端与水晶体核抵接的面积。因此，在对刀头 60 的吸引路径 67 赋予由吸引装置 31 产生的吸引力，水晶体核抵接在刀头 60 的前端部的情况下，凸部 65 容易刺入到水晶体核内，水晶体核容易一直咬入到基部 66。因此，刀头 60 容易成为封闭状态（水晶体核被刀头 60 吸附保持的状态）。进而，若在封闭状态下回旋振动刀头 60，则已咬入到水晶体核内的凸部 65 分别被进行回旋振动，水晶体核被凸部 65 粉碎（由凸部 65 的周缘切断水晶体核）。因此，若凸部 65 被形成为圆锥状，则水晶体核的咬入量增加，水晶体核的粉碎效率提高。

[0017] 进而，在刀头 60 的前端部的外周，由于凸部 65 的最前端的宽度 $W1$ 被做成在相邻的凸部 65 之间的间隙 $W2$ 以下，所以，与水晶体核抵接的刀头 60 的前端部的面积减小。由此，刀头 60 的前端部容易咬入到水晶体核内，与前面的说明同样，由于刀头 60 容易成为封闭状态，所以，提高了水晶体核的粉碎效率。

[0018] 接着，说明回旋振动的回旋角和凸部 65 的配置关系。在图中，间隔 P 表示凸部 65 的中心部之间的距离（外径侧），角度 α （大约 16 度）表示刀头 60 的回旋角。在刀头 60 的前端配置 22 个凸部 65，将间隔 P 做成刀头 60 的前端外周的凸部 65 的配置数量分之一，即，二十二分之一。在刀头 60 的前端的直径为 1.1mm 的情况下，间隔 P

为大约 0.16mm。此时，因为角度 α 是 360 度除以凸部 65 的配置数量的值，即，与 $(360/22)$ 度=约 16 度相对应，所以，刀头 60 的前端部，通过角度 α 量的回旋振动，其外周部分向回旋方向移动大约 0.16mm。

[0019] 因此，通过以与角度 α 对应的间隔 P 配置凸部 65，依靠角度 α 的回旋振动，凸部 65 移动到邻近的凸部 65 的位置。通过配置在刀头 60 的前端的所有的凸部 65 仅移动与角度 α 相当的移动量（相当于间隔 P 的移动量），水晶体核相应地在已咬入的凸部 65 的直径（刀头 60 的前端直径）的全周上被粉碎（由凸部 65 的周缘切断）。由此，提高了在一次回旋振动中粉碎水晶体核的概率，提高了粉碎效率。

[0020] 图 1～图 4 所示的凸部 65 的形状以及个数是最好的一例，图 3 所示的间隔 P 也可以不是与角度 α 对应的值。只要是在已使刀头成为封闭状态的情况下，伴随着回旋振动，通过咬入到水晶体核内的凸部 65 的回旋方向的移动，将水晶体核粉碎的结构即可。这取决于存在着即使与刀头的前端抵接（咬入）的水晶体核在全周上未被粉碎，已粉碎的水晶体核也被吸引的情况、还有通过反复回旋振动，凸部 65 周边的水晶体核被粉碎的情况。

[0021] 另外，最好以点对称的方式配置（凸部以中心轴 L 为基准相向地配置）。由此，因为在通过使用细线的放电加工形成凸部的情况下，只要使细线以轴的中心轴为中心旋转地进行加工即可，所以，容易定位。由此，前端部的加工变得容易。

[0022] 如上述已说明的那样，通过将刀头 60（轴 61）做成前端部未弯曲的直线状的细管，在回旋振动中，仅是刀头 60 的外周以中心轴 L 为中心旋转。因此，手术者容易把握刀头 60 的前端部的位置，手术中的刀头的识别性提高。另外，刀头 60 的前端部不像尖弯曲的刀头那样，相对于旋转轴较大地进行描绘圆弧的回旋振动。因此，刀头 60 意外地与后囊接触的情况减少，在手术中对后囊产生损伤的可能性减小。

[0023] 另外，刀头 60 的吸引孔（吸引路径 67 的前端），通过将轴 61 的前端部做成了喇叭管的形状，比在专利文献 2 中所示的进行了

模锻加工的刀头的吸引孔宽阔。因此，与模锻加工的刀头相比，刀头 60 的吸附保持能力高。由此，凸部 65 容易咬入到水晶体核内，刀头 60 容易成为封闭状态。因此，与前面的说明同样，提高了由回旋振动进行的水晶体核的粉碎效率。进而，因为刀头 60 的吸引孔比模锻加工的刀头的吸引孔宽阔，所以，在核片（水晶体核的碎片）的清除中，刀头 60 能够吸引清除大的核片。因此，提高了清除作业性。另外，因为刀头 60 的前端部被做成喇叭管形状，所以，与刀头 60 的回旋振动相伴的凸部 65 的旋转（回旋）半径增大，提高了水晶体核的粉碎效率。另外，在上述的说明中，列举了通过将刀头 60 做成喇叭管形状的相对于通过模锻加工的刀头的优点，但是，刀头 60 也可以不是喇叭管形状。只要相对于像模锻加工刀头的那样地前端窄的刀头而言，是前端的直径大的刀头即可。例如，轴 61 也可以是圆柱状（直线状）。

[0024] 另外，通过做成将前端部设置在这样的直线状的轴 61 上的结构，降低了因前端部弯曲的刀头引起的粉碎水晶体核的弹飞，减少了与乳化吸引手术相伴的对眼内组织的损伤（尤其是角膜内皮的损伤）。

[0025] 另外，在上面说明的本实施方式中，轴 61 做成了喇叭管形状，但并不限于于此。只要是在刀头 60 回旋振动的情况下，前端部为容易识别的形状即可，也可以是将凸部 65 设置在直线状的轴 61 上的结构。

[0026] 另外，在上面说明的本实施方式中，凸部 65 做成了具有作为从基部 66 朝向前端部的圆锥状的大致三角形的形状的结构，但是并不限于于此。只要是凸部容易咬入到水晶体核内，能够使刀头 60 成为大致封闭状态的形状即可。例如，可以列举出从侧面看为方形状的凸部，或者在方形状的前端具有大致三角形的突起的凸部等。

[0027] 接着，对作为本发明的变形例的超声波刀头 70 以及 80，以与刀头 60 的区别为中心进行说明。图 5 是刀头 70 的外观图，图 6 是刀头 80 的外观图。

[0028] 首先，进行刀头 70 的说明。图 5A 表示刀头 70 的立体图，

图 5B 表示刀头 70 的侧视图。刀头 70 具有以中心轴 L 为长轴，呈直线状地形成的轴 71；和在轴 71 的前端部，回旋方向的形状（侧面形状）为大致方形的凸部 75。与刀头 60 同样，与凸部 75 的形成对应地形成的凹部的底面（后端部侧）被做为基部 76。凸部 75 沿轴 71 的外周均等（点对称）地配置六个。凸部 75 被做成在回旋方向具有宽度的方形，从基部 76 到凸部 75 的前端为止的长度（高度）被做成 H1。下面，对比刀头 60 和刀头 70，列举其差异。第一，因为凸部 75 的侧面为大致方形，配置数量为六个，所以，刀头 70 容易加工。第二，因为凸部 75 的径向的壁厚一定（没有被做成圆锥状），所以，刀头 70 的加工容易。第三，因为凸部 75 的径向的壁厚以及回旋方向的宽度大，所以，刀头 70 的前端的刚性高。

[0029] 接着，进行刀头 80 的说明。图 6A 表示刀头 80 的立体图，图 6B 表示刀头 80 的侧视图。与刀头 70 同样，在刀头 80 中，在轴 81 的前端部设置凸部 85、基部 86。凸部 85 与刀头 70 同样配置六个，回旋方向的形状被做成朝向前端成为尖细的圆锥状（侧面形状为大致三角形），径向的壁厚也是被形成为向前端变得尖细的圆锥状。在这里，从基部 86 到凸部 85 的前端为止的长度被做成 H2。另外，长度 H1 和长度 H2 取 $H1 < H2$ 的关系。若比较刀头 80 和刀头 70，则因为凸部 85 在径向以及回旋方向被做成圆锥状，所以，相对于刀头 70，刀头 80 具有容易咬入（容易刺入）到水晶体核内的优点。

[0030] 将这样地构成的刀头 70 和刀头 80 进行对比。刀头 70 和刀头 80 的差异在于凸部 75、85 的形状和凸部 75、85 的长度。凸部 75 的与水晶体核之间的抵接部，由于凸部 75 是方形状，所以是线状，而凸部 85 的与水晶体核之间的抵接部，由于凸部 85 被做成大致三角形形状，所以是大致点状。因此，刀头 80 的前端成为比刀头 70 锋利的构造。由此，在吸引动作中，刀头 70 与刀头 80 相比，不容易咬入到水晶体核内。因此，为了由刀头 70 和刀头 80 使水晶体核的封闭状态达到同等程度，可以将长度 H2 做得比长度 H1 长。

[0031] 这样做，通过减小刀头相对于水晶体核的抵接面积，能够

增长凸部的长度(向后端部方向的深度)。另外,在水晶体核咬入到刀头上,凸部被进行回旋振动的情况下,水晶体核在凸部的长度回旋方向相应地被粉碎。因此,凸部的长度长,能够提高水晶体核的粉碎效率。

使用以上述的图5所示的形状为基础制作的刀头70,确认了因白内障导致白浊的水晶体核的粉碎手术。制作出的刀头70是,将具有直径为0.9mm的外径的细管71的前端部扩展成喇叭管形状,使最前端的直径成为0.98mm。在图5A、5B中,使相邻的凸部75之间的间隙(槽)76a的距离W2(外周的长度)为0.25mm,此时,凸部75的外周的宽度W1是大约0.26mm,为与距离W2大致相等的长度。从基部76到凸部75的前端为止的长度H1是以0.135mm制作的。在使用此刀头70进行了平均的硬度的水晶体核的粉碎手术时,通过赋予吸引力,刀头70的前端的凸部75咬入到水晶体核内,使形成在刀头70中的吸引路径成为大致封闭状态,水晶体核被良好地吸附在刀头70的前端部上。当在此状态下对刀头60赋予回旋振动而粉碎了水晶体核时,与未形成凸部75的情况相比,水晶体核的粉碎效率提高,能够缩短手术时间。

与此相对,在制作凸部75的长度H1长的刀头,进行了水晶体核的粉碎手术时可知,形成在刀头70中的吸引路径77不容易成为封闭状态。另外,已使长度H1增长的凸部75与图5所示的稍微不同,以将刀头的前端倾斜(30°的角度)切掉了的结构为基础,通过在两个部位形成凹部(槽)的外周的距离W2为0.5mm的结构,使凸部75成为两个,另外,以0.6mm来形成长度H1的最大长度。根据此刀头中的前端部的封闭状态的确认结果,如图5所示,在做成六个凸部75的刀头70中,若至少凸部75的长度在0.15mm以下,在平均的水晶体核吸附时,刀头70的前端部的吸引路径就能够被封闭。

另外,根据上述的确认结果,在凸部85的前端成为尖细的在图6中所示的刀头80以及在图2中所示的刀头60中,就其长度H2以及H1而言,若在0.3mm以下,在平均的水晶体核的吸附时,刀头70的

前端部的吸引路径就容易被封闭，若在 0.2mm 以下，则刀头 70 的前端部更可靠地被封闭。

[0032] 若根据上述说明的情况，则最好将设置在刀头的前端部上的凸部以如下的方式确定。凸部若其个数少，则水晶体核的粉碎效率降低。为了确保实用的粉碎效率，凸部的个数最好至少有六个。但是，若比与刀头 60 的回旋角 α 对应的个数（22 个）多，则其不容易制作，反而没有提高粉碎效果，因此，最好是在与刀头 60 的回旋角 α 对应的个数以下。凸部的长度，从确保粉碎效率的观点出发，最好是凸部依靠被赋予给吸引路径的吸引力咬入到水晶体核内、吸引路径能够被封闭的长度，且被设定得尽量地长。另外，凸部的最短长度最好是至少在 0.01mm 以上。若为在其以下，则即使进行刀头的回旋振动，也不能期待通过形成了凸部带来的粉碎效率的提高。

另外，为了使凸部容易咬入到水晶体核内，最好如图 2 的刀头 60 以及图 6 的刀头 80 的那样，随着向前端去而变得尖细。进而，最好如图 2~4 的刀头 60 的那样，为凸部的径向的壁厚朝向前端变薄的形状。

另外，如上述已说明的那样，通过在刀头的前端部设置多个凸部，缩小了刀头的前端和水晶体核的抵接面积。因此，刀头的前端容易刺入到水晶体核内，通过水晶体核的吸引等，刀头的前端容易成为封闭状态。由此，即使是在刀头被进行直动振动的情况下，也能够提高水晶体核的粉碎效率。另外，在对刀头的前端不容易成为封闭状态的那样的硬的水晶体核进行粉碎的情况下，因为刀头的前端容易刺入，所以通过凸部的直动振动容易磨削水晶体核。因此，即使在直动振动中，也能够提高水晶体核的粉碎效率。

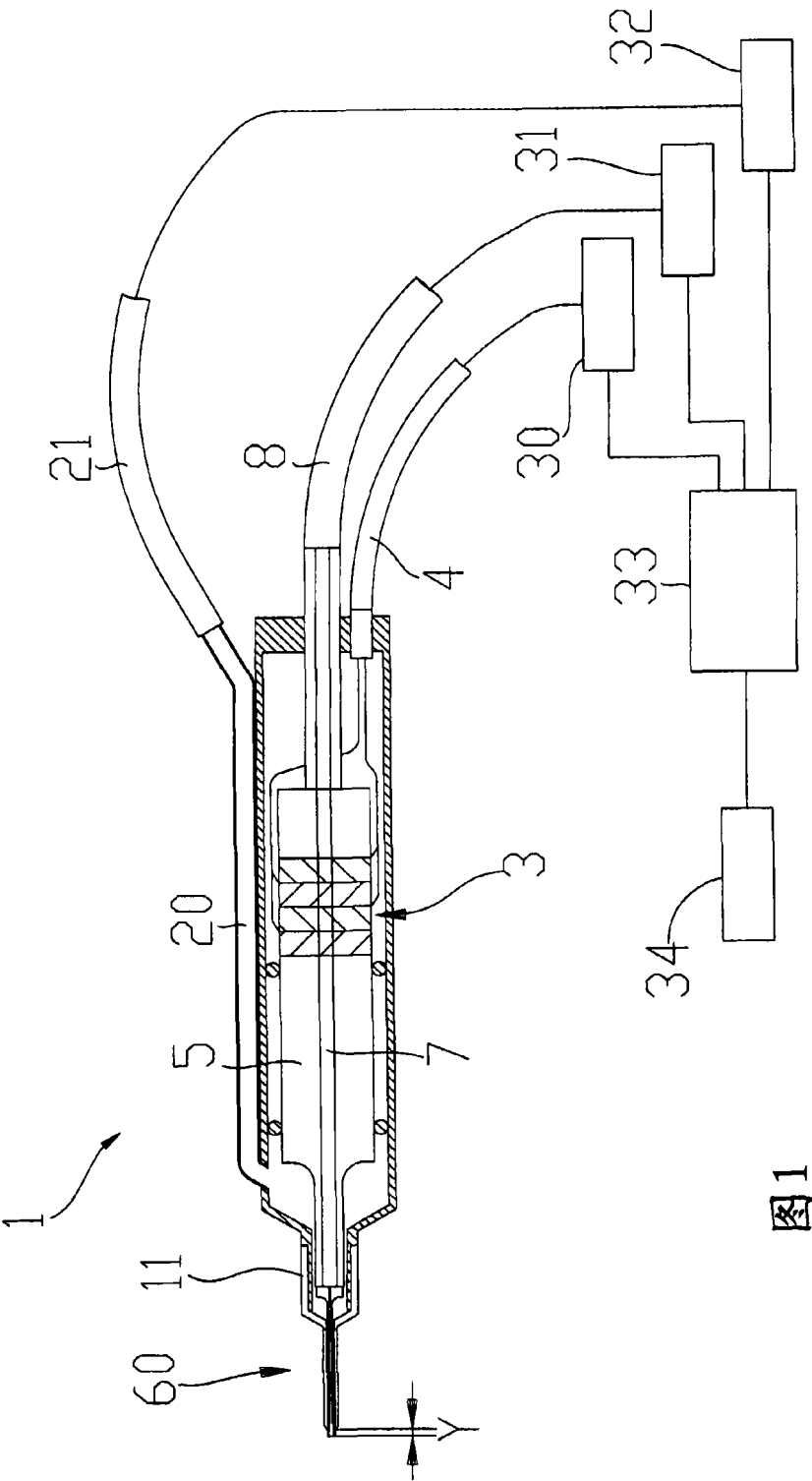
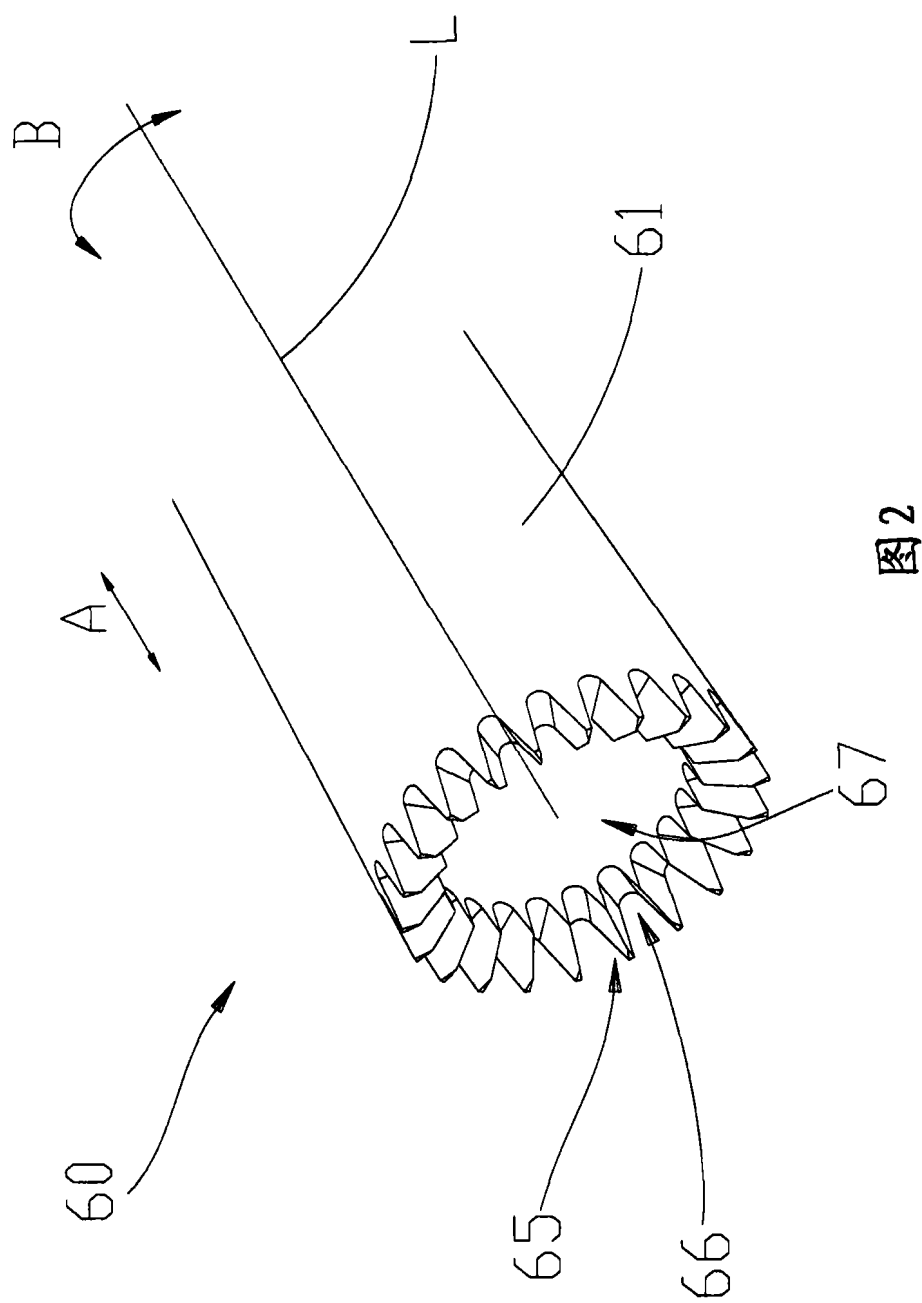
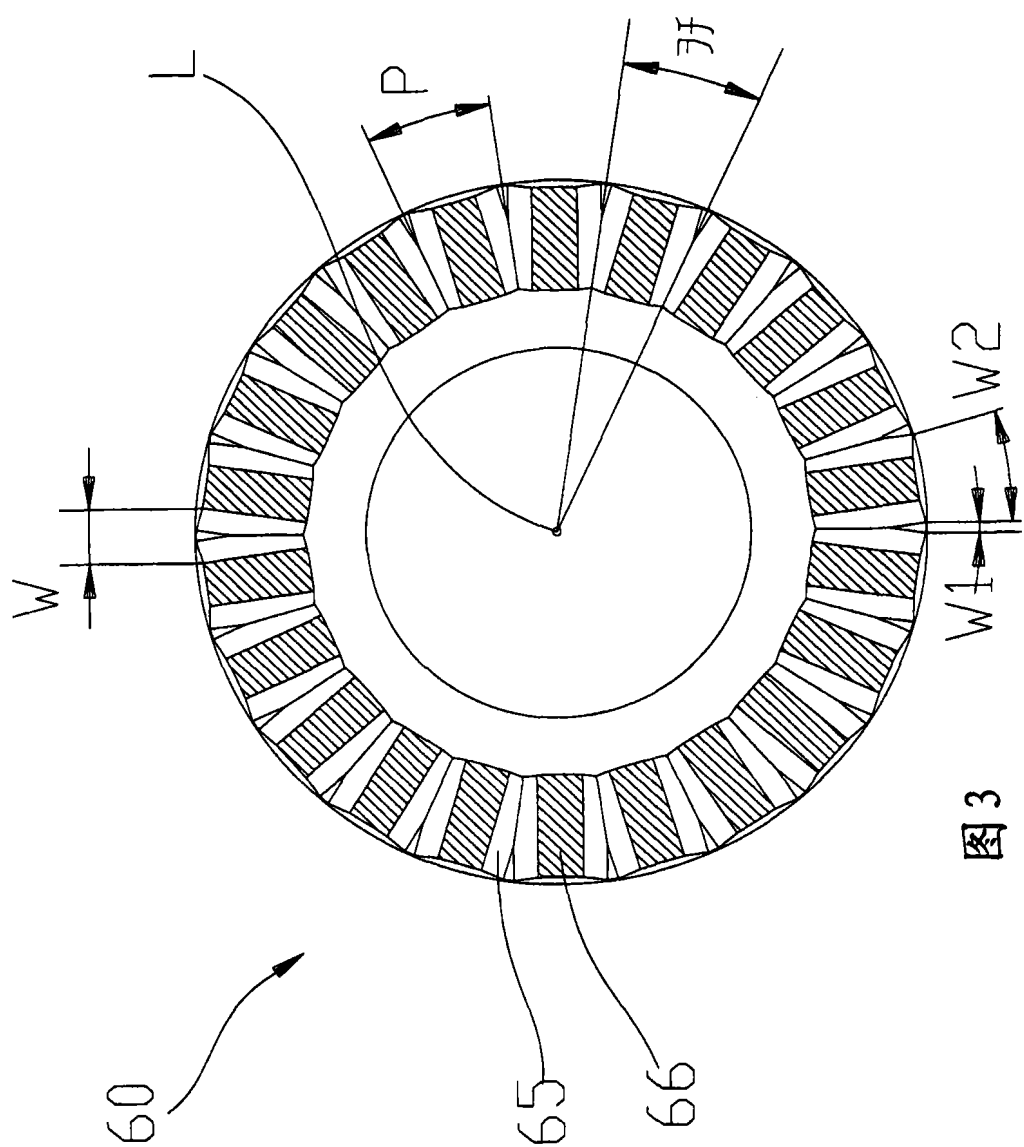


图1





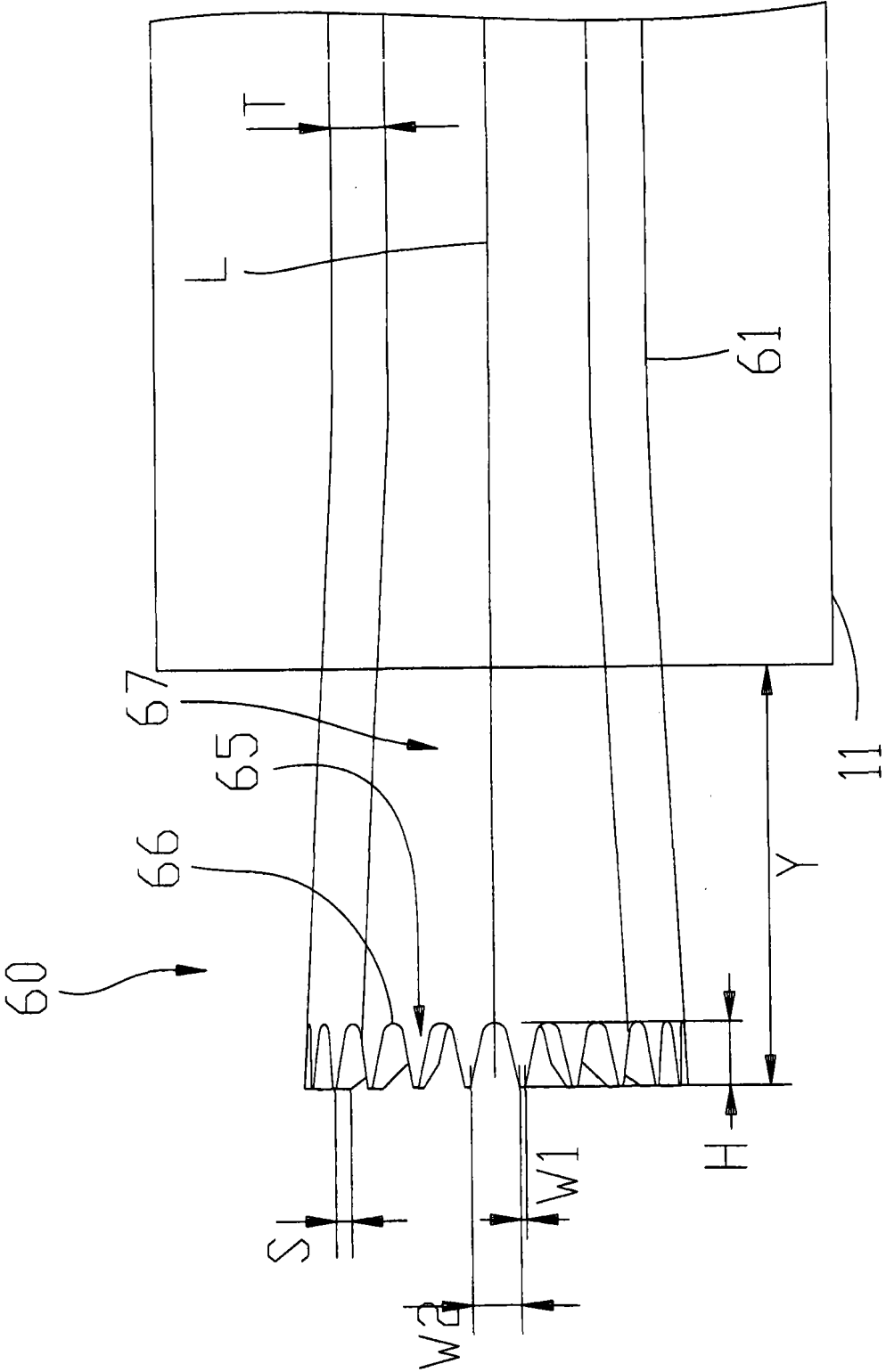


图4

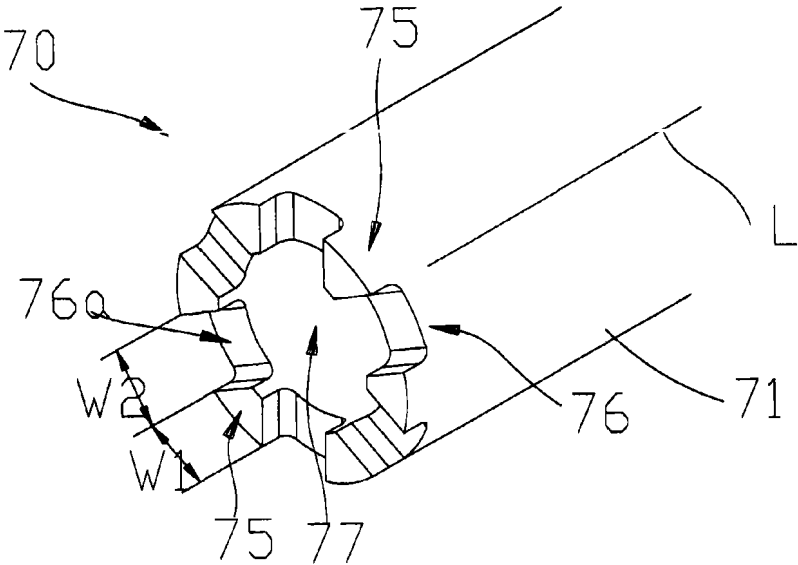


图 5A

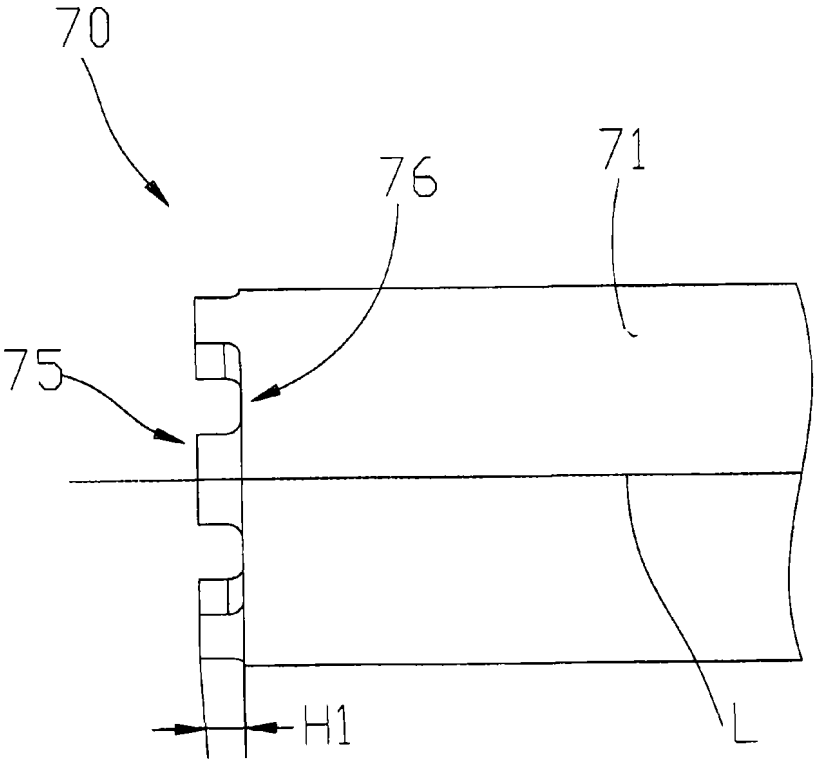


图 5B

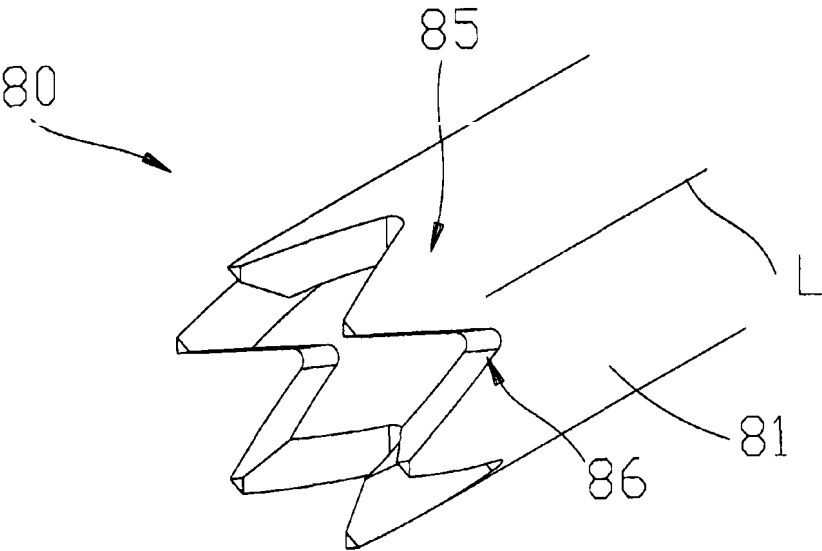


图6A

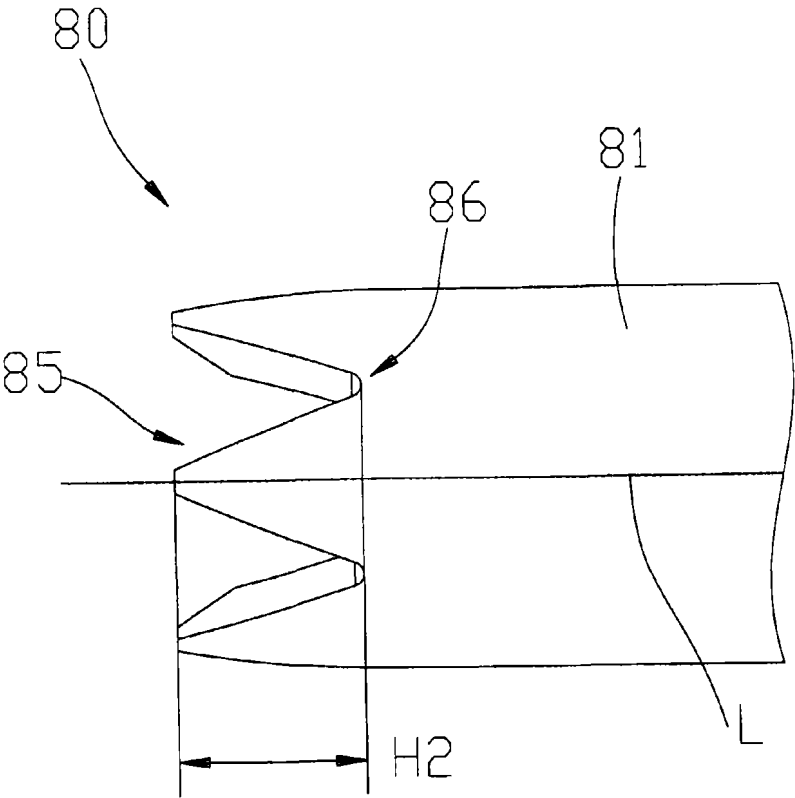


图6B

专利名称(译)	超声波手术用机头及超声波手术用刀头		
公开(公告)号	CN101401755A	公开(公告)日	2009-04-08
申请号	CN200810166292.0	申请日	2008-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
[标]发明人	秦诚一郎 小田英夫		
发明人	秦诚一郎 小田英夫		
IPC分类号	A61F9/007 A61B18/00		
优先权	2007255096 2007-09-28 JP		
其他公开文献	CN101401755B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种在手术中容易识别超声波手术用刀头的前端位置，同时，不会导致核片的清除作业性降低，提高了水晶体核的粉碎效率的超声波手术用刀头。超声波手术用刀头被安装在具有超声波振动器的机头的前端，并被赋予基于上述超声波振动器的往复的回旋振动，对眼的水晶体核进行粉碎乳化，其中，具有细管和凸部；该细管在内部形成了被赋予来自机头的吸引压力的吸引路径，该细管的中心轴笔直地延伸至前端；该凸部为多个，被形成在上述细管的前端部，上述凸部咬入到由被赋予给上述吸引路径的吸引力吸引的水晶体核内，该水晶体核是平均的硬度的水晶体核，上述凸部是以使上述吸引路径成为大致封闭状态的长度被形成的。

