



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107789031 A

(43)申请公布日 2018.03.13

(21)申请号 201711166679.1

(22)申请日 2017.11.21

(71)申请人 青岛理工大学

地址 266033 山东省青岛市市北区抚顺路  
11号

(72)发明人 杨敏 李长河 贾东洲 张彦彬  
李润泽 纪合聚 侯亚丽 张效伟

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 任欢

(51)Int.Cl.

A61B 17/16(2006.01)

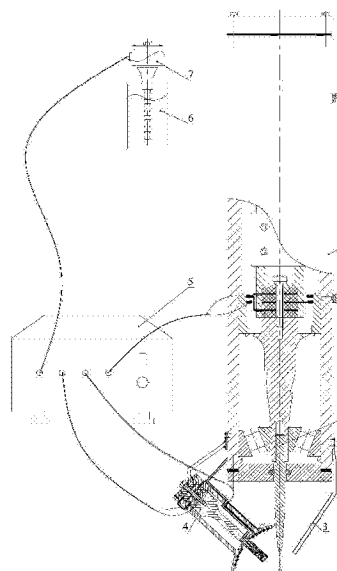
权利要求书1页 说明书17页 附图15页

### (54)发明名称

一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置

### (57)摘要

本发明公开了一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,它解决了现有技术中颅底肿瘤摘除装置体积大、不易操作的问题,具有磨削效率高、冷却效果好的有益效果,其方案如下:一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,包括主轴,设于电主轴外壳内,主轴外表圆周设置转子绕组,电主轴外壳内设置与转子绕组对应的定子绕组,电子绕组可通电带动主轴旋转设置;用于磨削生物骨的捕水磨具,主轴通过超声振动机构与捕水磨具连接,在主轴及超声振动机构带动下,捕水磨具实现纵向振动及旋转运动,捕水磨具表面设置微凸体。



1. 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,包括:

主轴,设于电主轴外壳内,主轴外表圆周设置转子绕组,电主轴外壳内设置与转子绕组对应的定子绕组,电子绕组可通电带动主轴旋转设置;

用于磨削生物骨的捕水磨具,主轴通过超声振动机构与捕水磨具连接,在主轴及超声振动机构带动下,捕水磨具实现纵向振动及旋转运动,捕水磨具表面设置微凸体。

2. 根据权利要求1所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,所述超声振动机构包括三层压电陶瓷片I,相邻两层压电陶瓷片I之间设置与所述超声波发生器连接的电极片,底层压电陶瓷片I通过变幅杆I与所述的捕水磨具顶部连接。

3. 根据权利要求2所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,所述主轴顶部、变幅杆I底部各自通过圆锥滚子轴承与所述的电主轴外壳固定;

或者,变幅杆I表面设置螺旋槽。

4. 根据权利要求1所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,所述主轴通过联轴器与连接筒连接,连接筒底部设置所述的压电陶瓷片I,在电主轴外壳内侧设置套筒,套筒内设置与各个电极片分别连接的电刷。

5. 根据权利要求1所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,所述电主轴外壳顶部与底部各设置端盖,所述的捕水磨具穿过底部的端盖设置。

6. 根据权利要求1所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,其特征在于,所述捕水磨具包括磨具柄,在磨具柄底部设置球形磨头基体,球形磨头基体包括部分球体,在部分球体表面设置多个八边形柱体,八边形柱体依次上下连接设置,在八边形柱体表面设置多个方柱状的所述微凸体,在八边形柱体表面的微凸体之间粘附有纳米分离体膜。

7. 一种生物骨低损伤可控磨削装置,其特征在于,包括:

权利要求1-6中任一项所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置;

内窥镜,内窥镜镜体与电主轴外壳固定,内窥镜镜头设于捕水磨具的一侧。

8. 根据权利要求7所述的一种生物骨低损伤可控磨削装置,其特征在于,还包括冷却及成膜机构,该机构设于所述捕水磨具的一侧,与内窥镜相对设置,该机构与超声振动机构中超声波发生器连接,底部设置与医用纳米流体储液杯连接的喷嘴,喷嘴内还可通入压缩气体,以对医用纳米流体进行气动-超声雾化后,以液滴形式冲入磨削区进行有效冷却及润滑。

9. 根据权利要求8所述的一种生物骨低损伤可控磨削装置,其特征在于,所述冷却及成膜机构包括换能器外壳,换能器外壳内设置变幅杆II,变幅杆II顶部设置三层压电陶瓷片II,相邻两层压电陶瓷片II之间设置与所述超声波发生器连接的电极片;

或者,变幅杆II内部设置进液通道与进气通道,进液通道与所述喷嘴的纳米流体入口相通,进气通道与喷嘴的压缩气体入口相通;

或者,所述换能器外壳底部呈半球面结构,在该球面结构内侧设置多个与所述超声波发生器连接的圆片压电元件,在圆片压电元件表面设置铜网公共电极,电激励信号线与圆片压电元件连接。

10. 根据权利要求8所述的一种生物骨低损伤可控磨削装置,其特征在于,所述喷嘴内侧设置由电极托盘支撑的电极,电极与外置高压静电发生器连接以对喷嘴处的医用纳米流体液滴荷电,进一步细化纳米流体。

## 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种神经外科颅骨磨削、术中冷却、术后创口成膜柔性集成装置,特别是涉及一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置。

### 背景技术

[0002] 在颅底肿瘤摘除手术过程中,以垂体肿瘤为例,外科医生首先利用高速磨具去除鼻中隔、蝶窦前侧骨及蝶窦后侧的蝶鞍等骨结构;由于颅底区结构复杂且分布着重要神经(如视神经、三叉神经、颈动脉),因此外科医生还需磨除包围着这些神经的骨结构,以识别这些神经的位置并保护它们。金刚石磨具因其对软组织创伤小而受到了神经外科医生的青睐,但金刚石磨具在磨削过程的产热量明显高于其它切削方式的产热量,导致骨坏死和周围组织的热损伤,对组织的凝血功能也有一定的影响。临床中常用生理盐水滴灌式冷却,通过自然对流的方式带走部分磨削热。由于磨具的高速旋转,磨具表面易形成附面层,阻碍生理盐水进入磨削区;且外科手术磨削工具常采用金刚石磨粒,而金刚石具有疏水特性,更不利于生理盐水注入磨削区。其次,由于骨磨削手术磨具的磨粒小,磨粒间的空隙小,容易导致磨具堵塞,使工作磨粒迅速失去切削能力而加剧磨具与骨之间的滑擦作用;且骨组织成分中含有一定量的多糖蛋白,在较高磨削温度作用下,磨屑中的多糖蛋白的黏性增强,在磨具与骨间的挤压作用下,骨屑粘附在砂轮表面,更容易引起磨具堵塞,降低磨具寿命。再次,骨磨削过程属于微磨削,骨病理磨除效率极低。因此,骨磨削温度高、冷却液不能有效注入磨削区且磨具寿命短、磨除效率低是当前颅骨磨削的瓶颈。

[0003] 在硬脆材料磨削加工中,磨具高速旋转的同时附加纵向和扭转超声机械振动,即纵-扭复合超声振动,能有效减小磨削力、促进切屑排出、提高加工质量和效率。

[0004] 经检索,河南理工大学郑建新等发明了单激励纵-扭复合振动转换装置(专利号:ZL 201110176076.6),第一转换器和第二转换器通过榫卯结构的方式轴向顶压配合,第一转换器的平面端与换能器相连实现纵扭转换,通过振幅放大的第二转换器平面端与工具或工件相连,即可构成超声复合加工的声学部件。平面凸台与平面凹槽、斜面缺口与斜面凸台分别对应配合形成的榫卯结构,结构特征有助于使固体介质在外界单激励下实现纵-扭复合振动。

[0005] 经检索,河南理工大学赵波等发明了一种斜梁式纵扭复合振动转换装置(专利号:ZL 201310487282.8),包括上工具头、斜梁、双头螺柱、中间连接段和下工具头,上工具头、中间连接段以及斜梁之间为插接式顶压配合,上工具头与下工具头之间通过设置的轴向连接机构,实现整个装置的紧密结合,易于实现工件的连接,可使单向纵振换能器实现纵扭复合振动的输出。

[0006] 经检索,东北大学邹平等发明了一种纵扭复合超声振动切削装置(专利号:ZL 201410240342.0),包括同轴设置的加工刀具、超声振动纵扭主轴系统和装夹锥柄,超声振动纵扭主轴系统由预紧螺栓、定位卡盘、电极片、绝缘片、绝缘套、压电陶瓷片、扭转变幅体、变幅杆及集流环组成,加工刀具固定在变幅杆的底部,装夹锥柄固定在定位卡盘的顶部。采

用超声振动纵扭主轴系统,可实现纵扭复合超声振动钻削或铣削。

[0007] 经检索,哈尔滨工业大学陈时锦等公开了一种双向纵扭复合振动装置(申请号:201510811507.X),单一轴向激励下,结构上能产生纵向振动和扭转振动两种振动形式的复合振动,由于扭转振动所受结构内部阻力小,能量利用更加充分,使得扭转振动幅值较大,且具有通用刀具安装结构,可以实现快速换刀。

[0008] 经检索,哈尔滨工业大学陈时锦等公开了一种纵扭共振超声振动装置(申请号:201510811527.7),包括阶梯式中空筒锥复合体、纵扭转换空心圆柱体、预紧螺栓、偶数个压电陶瓷片和多个电极片,可解决现有应用于扭转振动装置扭转振动时材料内部摩擦损耗大部分能量而造成扭转幅值较小、能量利用效率较低的问题。

[0009] 经检索,武汉理工大学陈涛等公开了一种超声纵扭振动磨削装置(申请号:201510898212.0),采用整体式设计,将传统超声加工装置中的变幅杆设计为刀轴的一部分,不存在分体式变幅杆和刀轴在装配时产生的同轴度问题,同时也消除了超声换能装置在与变幅杆装配时产生的同轴度误差,保证了加工精度,提高了材料表面加工质量。

[0010] 经检索,武汉理工大学陈涛等公开了一种超声纵扭振动加工装置及加工工艺(申请号:201610580388.6),采用调节组件调节原副边线圈的磁间间隙和轴线偏摆,保证了电能的高效率传输,提高了加工质量和效率。

[0011] 经检索,西安理工大学李鹏阳等发明了一种纵-扭复合振动换能器(专利号:ZL201610130086.9),采用5根超磁致伸缩棒为驱动原件,一个超磁致伸缩棒沿轴向设置来产生纵向振动,4个超磁致伸缩棒沿换能器前盖板的周向设置,使得四个超磁致伸缩棒的综合作用来产生扭转振动;并且可以通过控制周向线圈接入电路的数目来控制扭转幅度的大小,能实现超声加工中对大功率振动的要求。

[0012] 经检索,西安石油大学朱林等设计了一种复合振动变幅杆(专利号:ZL201621455642.1),复合振动通过圆柱-圆锥-圆柱的放大,通过传振杆上开设的圆环斜槽,转换成纵向振动波形和横向振动波形,最后变幅杆末端振动形式即为纵扭共振。

[0013] 经检索,东莞理工学院杨宇辉等公开了一种应用于硬脆材料加工的纵扭复合振动加工系统(申请号:201710000924.5),采用的超声波发生装置配合纵扭复合振动装置可提供足够的抗拉强度以及合理的共振频率,使硬脆材料在加工中材料得到保护,在完成加工后得到高精度的表面质量要求。

[0014] 经检索,清华大学张建富等公开了一种磁致伸缩纵扭复合超声振动换能器(申请号:201710035278.6),第一电极片和第二电极片分别设在磁致伸缩材料件之间并止抵变幅杆与磁致伸缩材料,第一电极片与第二电极片与外界电连接以使磁致伸缩材料件内产生交变环向磁场;线圈骨架套设在磁致伸缩材料件外围,线圈与外界电连接以使磁致伸缩材料件内形成交变轴向磁场,两磁场耦合激励磁致伸缩材料实现纵扭共振。

[0015] 为了防止周围神经组织出现热损伤,Toshiyuki Enomoto(T.Enomoto,H.Shigeta,T.Sugihara,U.Satake,A new surgical grinding wheel for suppressing grinding heat generation in bone resection,CIRP Ann-Manuf Techn.63(1)(2014)305-308等发明了一种新型金刚石球形磨具并用实验验证了其降低磨削区温度的特性,该金刚石磨具表面附有超亲水的微米级TiO<sub>2</sub>,然而其不能有效捕捉冷却液水膜,仍不能解决骨磨削温度过高的问题。

[0016] 经检索,目前的旋转超声纵扭共振装置均需安装在机床主轴上,具有体积庞大、结构复杂、不便操作的特点,并没有一种装置或方法,能使外科医生在颅底肿瘤摘除手术中方便灵活操作,更没有一种磨削工具能在骨磨削过程中有效捕捉冷却液。

## 发明内容

[0017] 为了克服现有技术的不足,本发明提供了一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,该装置体积小,利于外科医生灵活方便操作,电主轴可同时实现旋转、纵向振动及扭转振动,有利于骨屑及时排出且磨削效率高,实现磨具的纵-扭及旋转运动,有利于骨屑及时排出,保证目镜视线的清晰度,从而提高磨削效率,促使热量随骨屑排出,可实现对磨削创伤面的雾化成膜保护处理。

[0018] 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置的具体方案如下:

[0019] 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,包括:

[0020] 主轴,设于电主轴外壳内,主轴外表圆周设置转子绕组,电主轴外壳内设置与转子绕组对应的定子绕组,电子绕组可通电带动主轴旋转设置;

[0021] 用于磨削生物骨的捕水磨具,主轴通过超声振动机构与捕水磨具连接,在主轴及超声振动机构带动下,捕水磨具实现纵向振动及旋转运动。

[0022] 该装置体积小,通过手持电主轴外壳即可实现操作,医生灵活操作,主轴可同时实现旋转、纵向振动,有利于骨屑及时排出且磨削效率高,捕水磨头采用微凸体,具有超亲水及捕水性能,从而增强磨削区对流换热,降低骨磨削温度。

[0023] 进一步地,所述超声振动机构包括四层压电陶瓷片I,相邻两层压电陶瓷片I之间设置与所述超声波发生器连接的电极片,底层压电陶瓷片I通过变幅杆I与所述的捕水磨具顶部连接。

[0024] 进一步地,所述主轴顶部、变幅杆I底部各自通过圆锥滚子轴承与所述的电主轴外壳固定,而且变幅杆I表面设置螺旋槽,以实现磨具纵扭共振。

[0025] 进一步地,所述主轴通过联轴器与连接筒连接,连接筒底部设置所述的压电陶瓷片I,连接筒纵向截面为H型,在电主轴外壳内侧设置套筒,套筒内设置与各个电极片分别连接或接触设置的电刷,在电主轴外壳设置电源接口II,电源线通过电源接口II一端与电刷连接,另一端与超声波发生器连接。

[0026] 进一步地,所述电主轴外壳顶部与底部各设置端盖,所述的捕水磨具穿过底部的端盖设置,为了方便对装置的维护,端盖通过紧固件、密封垫片与电主轴外壳固定,且端盖内侧设置凸起以与电主轴外壳进行有效卡合。

[0027] 进一步地,所述捕水磨具包括磨具柄,在磨具柄底部设置球形磨头基体,球形磨头基体包括部分球体,在部分球体表面设置多个八边形柱体,八边形柱体依次上下连接设置,在八边形柱体表面设置多个方柱状微凸体,在八边形柱体表面的微凸体之间粘附有纳米分离体膜,纳米分离体膜具有强捕水能力的和亲水性能,有助于降低骨磨削温度。

[0028] 为了克服现有技术的不足,本发明还提供了一种生物骨低损伤可控磨削装置,包括:

[0029] 所述的一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置;

[0030] 内窥镜,内窥镜镜体与电主轴外壳固定,内窥镜镜头设于捕水磨具的一侧。该装置

可应用于神经外科内,对颅底肿瘤进行磨削去除,与内窥镜集成为一体,方便术中操作。

[0031] 进一步地,为了在磨削过程中,对磨削区区域进行有效冷却,上述的装置还包括冷却及成膜机构,该机构设于所述捕水磨具的一侧,与内窥镜相对设置,该机构与超声振动机构中超声波发生器连接,底部设置与医用纳米流体(生理盐水与固体纳米粒子的混合)储液杯连接的喷嘴,喷嘴内还可通入压缩气体,以对医用纳米流体进行气动-超声雾化后,以液滴形式冲入磨削区进行有效冷却及润滑,同时,通过医用纳米流体对术后创口进行包覆。

[0032] 进一步地,为了保证包覆效果,所述储液杯内设置超声振动棒,超声振动棒与所述的超声发生器连接,通过超声振动棒的设置对储液体杯内的医用纳米流体进行超声波振荡,将得到的超细纤维喷在创伤面上形成纤维膜,对术后创口进行包覆,以防止创口感染,其中,超声波振动棒顶部设置变幅杆Ⅲ,变幅杆Ⅲ顶部设置三层压电陶瓷片Ⅲ,相邻两层压电陶瓷片Ⅲ之间设置与所述超声波发生器连接的电极片,通过螺钉连接顶盖Ⅱ、压电陶瓷片Ⅲ和变幅杆Ⅲ。

[0033] 进一步地,所述冷却及成膜机构包括换能器外壳,换能器外壳内设置变幅杆Ⅱ,变幅杆Ⅱ顶部设置三层压电陶瓷片Ⅱ,相邻两层压电陶瓷片Ⅱ之间设置与所述超声波发生器连接的电极片,这样将高频电振荡信号转换成轴向高频振动,变幅杆Ⅱ与压电陶瓷片Ⅱ紧密连接,实现振幅的放大;

[0034] 或者,变幅杆Ⅱ内部设置进液通道与进气通道,进液通道与所述喷嘴的纳米流体入口相通,进气通道与喷嘴的压缩气体入口相通;

[0035] 或者,所述换能器外壳底部呈半球面结构,变幅杆Ⅱ底部突出换能器半球面结构设置;在该球面结构内侧设置多个与所述超声波发生器连接的圆片压电元件,在圆片压电元件表面设置铜网公共电极,电激励信号线与圆片压电元件连接。

[0036] 或者,圆片压电元件以多个同心圆的方式布置在同心圆圆周,这样形成了焦点可调作用,保证了纳米流体液滴有效注入磨削区。

[0037] 喷嘴内设置纳米流体通道(与纳米流体入口相通)与压缩气体通道(与压缩气体入口相通),在喷嘴内还设置与纳米流体通道相通的内置压缩气体通道,纳米流体通道底部设置加速室,压缩气体通道与加速室连通,内置压缩气体通道通过旋向压缩气体通道进入纳米流体通道;

[0038] 或者,加速室包括两个相通的缩径段,第一缩径段与第二缩径段均呈倒圆台状,第二缩径段通过圆筒段与第三段连接,第三段为涡流室,涡流室包括一扩径段和缩径段。

[0039] 进一步地,所述喷嘴内侧设置由电极托盘支撑的电极,电极与外置高压静电发生器连接以对喷嘴处的医用纳米流体液滴进行荷电,进一步细化纳米流体,高压电线通过换能器外壳开口与电极连接,这样压缩气体通过旋向压缩气体通道以设定速度进入纳米流体通道后与纳米流体混合,形成高压气体、生理盐水、固体纳米粒子三相流,进而在加速室内第一段与第二段加速,加速后进入涡流室在此与压缩空气形成涡流,使三相流进一步混合,然后经喷嘴体出口喷出形成雾滴。雾滴喷出后经过针状电极电晕放电的漂移区与漂移的电子碰撞从而荷电,液滴荷电后在电场力、气动力和重力作用下可控的喷向作用区域表面。

[0040] 此外,为了保证走线,电主轴外壳内设置内部有光纤通道Ⅱ,内窥镜镜体内部有与光纤通道Ⅱ相通的光纤通道Ⅰ。

[0041] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0042] 1) 本发明主轴与捕水装置一体设计,结构紧凑,体积小,方便操作,主轴可同时实现旋转、纵向振动及扭转振动,有利于骨屑及时排出且磨削效率高。

[0043] 2) 通过微凸体的设置,配合纳米分离体膜的设置,使得捕水磨具具有超亲水及捕水性能,从而增强磨削区对流换热,降低骨磨削温度。

[0044] 3) 主轴为电主轴,采用电刷式结构,整体结构体积小,解决了传统的手持式手术装置工作空间大、手术操作难度高、手术效率低、会给患者带来不必要的附加损伤的问题;操作方便灵活,解决了外科医生手术过程中容易疲劳的问题。

[0045] 4) 通过超声振动棒的设置,可实现对储液杯内液体进行超声振动,不仅能够有效降低静电纺丝溶液和熔体的粘度,扩大装置的静电可纺浓度范围,而且还可有效减小纤维的直径,降低纤维的结构缺陷,从而提高纺丝纤维的机械性能,保证用于创伤敷料的纺丝体系三级雾化后以纺丝纤维的形式喷在术后创伤面,实现对磨削创伤面的雾化成膜保护处理。

[0046] 5) 通过喷嘴与纳米流体、压缩气体的连接,可实现对医用纳米流体冷却液的气动,通过电极的设置,可实现对雾滴的静电处理,再配合变幅杆对液滴的空化作用,这样对工作面处的医用纳米流体经过气动-超声-静电三级雾化后得到超细液滴,利用超声聚焦作用将纳米流体液滴注入磨具/骨楔形约束空间,有效对磨削区进行冷却润滑。

## 附图说明

[0047] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本申请的进一步理解,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。

[0048] 图1为静电雾化超声波辅助生物骨低损伤可控磨削工艺与装置总装图;

[0049] 图2为纵扭共振旋转超声电主轴剖视图;

[0050] 图3为部分超声机构示意图;

[0051] 图4为变幅杆指数段函数;

[0052] 图5(a)、5(b)为矩形螺旋槽变幅杆受力分析图;

[0053] 图6(a)、6(b)为三角形栅栏组通槽变幅杆;

[0054] 图7为一种神经外科颅骨磨削捕水磨具;

[0055] 图8为磨具柄上部放大图;

[0056] 图9为液滴Young氏润湿模型;

[0057] 图10为液滴Wenzel润湿模型;

[0058] 图11为液滴Cassie润湿模型;

[0059] 图12为液滴钉扎效应示意图;

[0060] 图13为Wenzel润湿模型三相接触边界;

[0061] 图14为Cassie润湿模型三相接触边界;

[0062] 图15为方柱凸体微结构表面尺寸图;

[0063] 图16为捕水磨具磨头基体及剖视图;

[0064] 图17(a)为磨头主视图剖视图;

[0065] 图17(b)为磨头俯视图剖视图;

[0066] 图18为三级雾化焦距可调的超声聚焦喷嘴剖视图;

- [0067] 图19为喷嘴体与变幅杆连接图；
- [0068] 图20为气动-静电雾化喷嘴剖视图；
- [0069] 图21为球冠状换能器外壳球冠状部分组装图及其仰视图；
- [0070] 图22为焦距可切换能器原理图；
- [0071] 图23为静电纺丝原理图；
- [0072] 图24为冷却与成膜机构液路及气路系统图；
- [0073] 图25为冷却与成膜机构与电主轴连接图；
- [0074] 图26为超声振动棒半剖图；
- [0075] 图27为内窥镜在电主轴外壳中的安装图；
- [0076] 图28为镜体内部剖视图。
- [0077] 其中,1-纵扭共振旋转超声电主轴,2-捕水磨具,3-内窥镜,4-冷却与成膜机构,5-超声波发生器,6-储液杯,7-超声波振动棒；
- [0078] 101-端盖I,102-垫片I,103-电主轴外壳,104-主轴,105-电源接口I,106-电源线I,107-定子绕组,108-转子绕组,109-联轴器,1010-螺纹孔I,1011-连接筒,1012-短电刷,1013-电源接口II,1014-电源线II,1015-电极片I,1016-套筒,1017-变幅杆I,1018-圆锥滚子轴承I,1019-螺纹孔II,1020-螺纹孔III,1021-垫片II,1022-端盖II,1023-密封圈,1024-弹簧垫圈I,1025-螺钉I,1026-螺纹孔IV,1027-螺纹孔V,1028-压电陶瓷片I,1029-电极片II,1030-长电刷,1031-电极片III,1032-弹簧垫圈II,1033-中心螺钉I,1034-圆锥滚子轴承II,1035-螺钉II,1036-弹簧垫圈III；
- [0079] 201-磨具柄,202-磨头基体;202-1-部分球体,202-2-八边形柱体,202-3-方柱状微凸体,202-4-纳米分离体膜;301-螺钉III,302-弹簧垫圈IV,303-镜体,304-螺钉IV,305-弹簧垫圈V,306-光纤通道,307-光纤通道II,308-冷光照明光源传输光纤,309-内窥光纤,3010-荧光激发光传输光纤,3011-图像传输光纤；
- [0080] 401-中心螺钉II,402-弹簧垫圈VI,403-顶盖I,404-球冠状换能器外壳,405-电激励信号线I,406-电极片IV,407-进液管,408-进气管,409-高压电线,4010-电激励信号线II,4011-平面圆片压电元件,4012-铜网公共电极,4013-静电雾化喷嘴,4014-变幅杆II,4015-压电陶瓷片II,4016-电极片V,4017-电激励信号线III,4018-电极片VI,4019-螺钉V,4020-弹簧垫圈VII,4021-连接板I,4022-螺钉VI,4023-弹簧垫圈VIII,4024-螺钉VII,4025-弹簧垫圈IX,4026-连接板II,4027-高压静电发生器,4028-注射泵,4029-纺丝介质,4030-金属电极,4031-纤维射流,4032-接收板;4033-螺钉VIII,4034-弹簧垫圈X,4035-螺钉IX,4036-弹簧垫圈XI,4037-连接板III,4038-连接杆；
- [0081] 4013-1-螺纹孔VI,4013-2-喷嘴体,4013-3-内置压缩气体通道,4013-4-压缩气体通道,4013-5-三相流加速室,4013-6-涡流室,4013-7-高压电进线孔,4013-8-电极托盘,4013-9-针状电极,4013-10-定位螺纹环,4013-11-旋向压缩气体通道,4013-12-螺纹孔VII,4013-13-纳米流体入口,4013-14-压缩气体入口;4014-1-进液通道,4014-2-进气通道；
- [0082] 601-空气压缩机,602-过滤器,603-储气罐,604-压力表,605-调压阀I,606-节流阀I,607-涡轮流量计I,608-储液杯I,609-液压泵I,6010-换向阀I,6011-调压阀II,6012-储液杯II,6013-液压泵II,6014-换向阀II,6015-调压阀III,6016-节流阀II,6017-涡轮流量计II,6018-回收箱,6019-溢流阀；

[0083] 701-螺钉X, 702-弹簧垫圈XII, 703-顶盖II, 704-换能器外壳, 705-电激励信号线IV, 706-电极片VII, 707-变幅杆III, 708-振动棒, 709-压电陶瓷片III, 7010-电极片VIII, 7011-电激励信号线V, 7012-电极片IX, 7013-弹簧垫圈XIII, 7014-中心螺钉III。

### 具体实施方式

[0084] 应该指出, 以下详细说明都是例示性的, 旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明, 本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义。

[0085] 需要注意的是, 这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式, 而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的, 除非上下文另外明确指出, 否则单数形式也意图包括复数形式, 此外, 还应当理解的是, 当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时, 其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0086] 正如背景技术所介绍的, 现有技术中存在的不足, 为了解决如上的技术问题, 本申请提出了一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置。

[0087] 本申请的一种典型的实施方式中, 如图2所示为一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置。端盖I101和端盖II1022起对轴承轴向定位、防尘和密封的作用, 分别用螺钉II1035、弹簧垫圈III1036及螺钉I1025、弹簧垫圈I1024固定在电主轴外壳103上。由于在实际操作时磨削装置与水平方向要成一定角度, 因此主轴104及变幅杆I1017都要承受轴向和径向两个方向的力, 因此装置采用圆锥滚子轴承II1034和圆锥滚子轴承I1018。圆锥滚子轴承II1034由端盖I101和主轴104轴肩定位, 圆锥滚子轴承I1018由变幅杆I1017轴肩和端盖II1022定位。端盖II1022采用密封圈1023密封以防止润滑油外泄, 同时还能防止外界灰尘进入电主轴中, 此外密封圈1023还可以减少摩擦。垫片I102及垫片II1021可以调整轴承间隙、游隙, 主轴104在转动过程中生热膨胀, 通过垫片调整主轴的热伸长。定子绕组107与电主轴外壳103是一体的, 电源接口I105接通电源时, 在电源线I106的传导作用下定子绕组107通电产生旋转磁场, 转子绕组108中有电流通过并受磁场的作用而旋转, 由于主轴104与转子绕组108是一体的, 从而主轴104旋转。主轴104通过联轴器109及螺纹孔I1010与连接筒1011连接而旋转, 而连接筒1011通过中心螺钉I1033及弹簧垫圈II1032带动电极片I1015、电极片II1029、电极片III1031、压电陶瓷片I1028、变幅杆I1017旋转。

[0088] 图3为部分超声机构示意图。电极片III1031及电极片II1029从连接筒1011引出后连接。工作时, 超声波发生器5将交流电转换成高频电振荡信号, 由电源接口II1013及电源线II1014通过固定在套筒1016上的短电刷1012、长电刷1030分别传递给电极片I1015、电极片III1031及电极片II1029, 通过压电陶瓷片I1028将高频电振荡信号转换成轴向高频振动, 但该振动振幅较小, 不能满足颅骨磨削所需的振幅要求。因此, 压电陶瓷片I1028的下端与变幅杆I1017紧密连接, 从而实现振幅的放大。最后, 将经过放大的振幅传递给磨具, 使磨具产生能够满足加工要求的振动。

[0089] 图4为变幅杆指数段函数, 简谐振动的情况下, 纵向振动在变截面变幅杆中传播的波动方程:

$$[0090] \quad \frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} + \frac{1}{S} \cdot \frac{\partial S}{\partial x} \cdot \frac{\partial \xi}{\partial x} + k^2 \xi = 0 \quad (1)$$

[0091] 式中： $\xi$ 为纵向振动的位移函数； $k$ 为圆波数， $k = \omega / c$ ， $\omega$ 为角频率， $c = \sqrt{E/\rho}$ 为纵波在变幅杆中的传播速度； $E$ 为材料杨氏模量。

[0092] 如图4所示，变幅杆在坐标原点（ $x=0$ 处）的横截面积为 $S_1$ ， $x=l$ 处的横截面积为 $S_2$ ；而作用在变幅杆输入端（ $x=0$ 处）以及输出端（ $x=l$ 处）的力和纵波振动速度分别为 $F_1, \xi_1'$ 和 $F_2, \xi_2'$ 。指数形变幅杆圆截面半径的函数为：

[0093]  $R = R_1 e^{-\beta x} \quad (2)$

[0094] 式中： $\beta = \frac{1}{l} \ln \sqrt{\frac{S_1}{S_2}} = \frac{1}{l} \ln \frac{R_1}{R_2} = \frac{1}{l} \ln N$ ， $N$ 为面积函数， $N = \sqrt{\frac{S_1}{S_2}} = \frac{R_1}{R_2}$ 。可求得式(1)的解为：

[0095]  $\xi = e^{\beta x} (a_1 \cos K'x + a_2 \sin K'x) e^{j\omega t} \quad (3)$

[0096] 式中： $K' = \sqrt{K^2 - \beta^2}$ 。

[0097] 为了方便计算，省略去时间因子 $e^{j\omega t}$ ，则应变分布的表达式：

[0098]  $\frac{\partial \xi}{\partial x} = \beta e^{\beta x} (a_1 \cos K'x + a_2 \sin K'x) e^{j\omega t} + e^{\beta x} (-a_1 K' \sin K'x + a_2 K' \cos K'x) \quad (4)$

[0099] 变幅杆的边界条件为两端自由：

[0100] 
$$\begin{cases} x=0 & \xi = \xi_1 & \xi_1' = \frac{\partial \xi}{\partial t} \Big|_{x=0} & \frac{\partial \xi}{\partial x} \Big|_{x=0} = 0 \\ x=l & \xi = -\xi_2 & \xi_2' = -\frac{\partial \xi}{\partial t} \Big|_{x=l} & \frac{\partial \xi}{\partial x} \Big|_{x=l} = 0 \end{cases} \quad (5)$$

[0101] 根据边界条件(5)以及式(3)、式(4)，可得 $a_1 = \xi_1$ ， $a_2 = -\frac{\beta}{K'} \xi_1$ ，代入式(3)中，可得到质点沿轴向的位移分布方程：

[0102]  $\xi = \xi_1 e^{\beta x} \left( \cos K'x - \frac{\beta}{K'} \sin K'x \right) \quad (6)$

[0103] 根据式(6)可以得出：

[0104] 
$$\begin{cases} \xi \Big|_{x=0} = \xi_1 \\ \xi \Big|_{x=l} = \xi_1 e^{\beta l} \left( \cos K'l - \frac{\beta}{K'} \sin K'l \right) \\ M_P = \left| \frac{\xi}{\xi} \Big|_{x=l} \right| = e^{\beta l} \left( \cos K'l - \frac{\beta}{K'} \sin K'l \right) \end{cases} \quad (7)$$

[0105] 把频率方程 $K'l = n\pi$ 代入到式(7)中，可得到指数型变幅杆的放大系数 $M_P$ ：

[0106]  $M_P = e^{\beta l} = N \quad (8)$

[0107] 图5(a)、图5(b)为变幅杆I1017矩形螺旋槽受力分析图。由图可知，通过螺旋槽可把力分解为轴向力 $F_L$ 及切向力 $F_T$ ，它们之间的关系：

[0108] 
$$\begin{cases} F_L = F \cos \theta \\ F_T = F \sin \theta \end{cases} \quad (9)$$

[0109] 式中： $\theta$ 为螺旋槽倾斜角。

[0110] 由机械振动理论可知,  $F_T$  产生扭转振动,  $F_L$  产生纵向振动。在螺旋槽处的扭矩  $M$  可表示为:

$$[0111] \quad M = \int r f dS \quad (10)$$

[0112] 式中:  $r$  为螺旋面上任意一点到中心轴线的距离;  $f$  为螺旋面上任意一点的切向应力;  $dS$  为  $r$  处的微分, 且:

$$[0113] \quad S = \pi r^2 - \pi (r - r_1)^2, r_1 < r < r_2 \quad (11)$$

[0114] 式中:  $r_1$  为螺旋槽底部到中心轴线的距离;  $r_2$  为螺旋槽顶部到中心轴线的距离。对式 (11) 进行求导得:

$$[0115] \quad dS = 2\pi r_1 dr \quad (12)$$

[0116] 将式 (12) 代入式 (10) 得:

$$[0117] \quad M = \int_{r_1}^{r_2} r \frac{F \sin \theta}{2\pi r r_1 - \pi r_1^2} 2\pi r_1 dr \quad (13)$$

[0118] 式 (13) 积分后可得:

$$[0119] \quad M = 2F \sin \theta \left( \frac{r_2}{2} - \frac{r_1}{2} - \frac{r_1}{4} \ln r_1 + \frac{r_1}{4} \ln [2r_2 - r_1] \right) \quad (14)$$

[0120] 由式 (14) 可知, 利用螺旋槽不仅可以产生纵向振动, 还可以产生扭转振动, 从而实现变幅杆的纵-扭复合振动, 以提高磨削效果。螺旋槽可为矩形螺旋槽或圆弧形螺旋槽, 也可可为三角形、矩形或梯形栅栏组通槽, 都可对纵波进行分解, 从而激励出扭转振动。图6(a)、图6(b) 为三角形栅栏组通槽变幅杆剖视图, 变幅杆 I1017 上端的螺纹孔与中心螺钉 I1033 紧固连接, 下端的螺纹孔与磨具柄 201 紧固连接, 两螺纹连接的螺纹方向均与旋转方向相反。

[0121] 如图7所示, 捕水磨具 2 包括磨具柄 201 及磨头基体 202。图8为磨具柄 201 上部, 磨具柄 201 上端加工有螺纹, 与变幅杆 I1017 下端螺纹孔紧固连接。

[0122] 图9为液滴在光滑平坦表面的润湿性态,  $\beta_e$  为液滴在光滑平坦表面的本征接触角 (Young 模型), 图10及图11为液滴在粗糙表面的润湿状态, 分别为 Wenzel 及 Cassie 模型。

[0123] Wenzel 模型认为粗糙表面的存在使得实际固-液接触面积大于表观几何接触面积, 在几何上增强了亲水性 (或疏水性)。如图10所示, 假设液滴始终填满表面上的凹槽结构, 粗糙表面的表观接触角  $\beta^*$  与  $\beta_e$  的关系:

$$[0124] \quad \cos \beta^* = r (\gamma_{SG} - \gamma_{SL}) / \gamma_{LG} = r \cos \beta_e \quad (15)$$

[0125] 式中:  $\gamma_{SG}$ 、 $\gamma_{SL}$ 、 $\gamma_{LG}$  分别为固-气、固-液、液-气接触面间表面张力;  $r$  是材料表面额粗糙度因子, 为实际接触面积与表观接触面积之比,  $r \geq 1$ 。因此, 通过改变固体表面粗糙度, 可以调控表观接触角, 从而改变固体表面的润湿性能。

[0126] 如图11, 在 Cassie 模型中, 认为液滴在粗糙表面上的接触是一种复合接触, 液滴不能填满粗糙表面上的凹槽, 凹中液滴下存有截留空气, 从而表观上的液-固接触实际是由液-固和气-固接触共同组成, 从热力学角度:

$$[0127] \quad dG = f_s (\gamma_{SL} - \gamma_{SG}) dx + (1 - f_s) \gamma_{LG} dx + \gamma_{LG} dx \cos \beta^* \quad (16)$$

[0128] 液滴平衡时, 粗糙表面的表观接触角  $\beta^*$  是光滑平坦表面本征接触角  $\beta_e$  和  $180^\circ$  的平均值:

$$[0129] \quad \cos \beta^* = f_s (1 + \cos \beta_e) - 1 \quad (17)$$

[0130] 式中:  $f_s$  为复合接触面中突起固体所占的面积分数 ( $f_s < 1$ )。

[0131] 影响表面液滴动态行为最重要的因素是三相接触边界。如图12所示,液滴平衡时,接触角为 $\beta$  (状态d);加入少量液体,固-液-气三相接触边界保持不动,接触角必然增大到 $\beta_2$  (状态e);反之,如果抽取少量液体,同时保持固-液-气三相接触边界不动,接触角必然减少到 $\beta_1$  (状态c)。假设固-液-气三相接触边界只有3个界面张力,平衡时,状态d、e、c均有:

$$[0132] \quad \cos \beta = \cos \beta_1 = \cos \beta_2 = \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LG}} \quad (18)$$

[0133] 处于平衡铺展位置下的液滴若想继续沿固体壁面铺展,需要克服固体对接触边界的钉扎作用。在神经外科颅骨磨削冷却过程中,不断的有冷却液进入磨削区。前一滴冷却液液滴以一定速度和角度撞击在骨表面后铺展成液膜,对冷却及润滑性效果最有利的状态是后来的液滴撞击在前一滴液滴所处位置时继续铺展,即冷却液液滴能克服粗糙骨表面对其接触边界的钉扎作用。图13、14中的虚线分别为处于Wenzel及Cassie润湿状态液滴的固-液-气三相接触边界。由图可知,Wenzel模型的液滴三相接触边界较长且连续,而Cassie模型的液滴三相接触边界较短且不连续。当三相接触边界较长且连续时,液滴沿固体壁面继续铺展需要跨越的能量势垒低,三相接触边界容易发生钉扎-去钉扎转变,因而铺展特性好;当三相接触边界较短且不连续时,液滴滞后效应明显,铺展特性差。

[0134] 由于人体颅骨表面对冷却液液滴的亲/疏水性不可知且不能控制,可通过设计磨具表面微结构使磨具具有捕水性,从而提高医用纳米流体液滴的冷却及润滑性能。综合对冷却液液滴的润湿状态及固-液-气三相接触边界的分析,可知液滴撞击在磨具微结构表面后,能发生较小接触角的铺展,且能克服磨具对其接触边界的钉扎效应,即液滴润湿状态更接近Wenzel模型,是对颅骨磨削冷却及润滑最有利的表面。而微凸体结构比微凹坑结构更有利于防止Wenzel/Cassie润湿状态转换,更适合制备捕水磨具。

[0135] 如图15所示的方柱凸体微结构表面尺寸图,微凸体尺寸为 $a \times a$ ,高为 $h$ ,微凸体间距为 $b$ ,粗糙度因子 $r$ 和接触面中突起固体所占的面积分数 $f_s$ 为:

$$[0136] \quad \begin{cases} r = \frac{(a+b)^2 + 4ah}{(a+b)^2} \\ f_s = \frac{a^2}{(a+b)^2} \end{cases} \quad (19)$$

[0137] 引入两个三维表面特征值: $\sigma = b/a$ ,  $\tau = h/a$ ,将式(19)代入(15)、(17)可得到:

$$[0138] \quad \cos \beta^* = r \cos \beta_e = \frac{(a+b)^2 + 4ah}{(a+b)^2} \cos \beta_e \quad (20)$$

$$[0139] \quad \cos \beta^* = f_s (1 + \cos \beta_e) - 1 = \frac{a^2}{(a+b)^2} (1 + \cos \beta_e) - 1 = \frac{1 + \cos \beta_e}{(1 + \sigma)^2} - 1 \quad (21)$$

[0140] 由式(20)可知,对于Wenzel模型, $\sigma$ 不变时,提高 $\tau$ 可以使疏水材料更疏水,亲水材料更亲水; $\tau$ 不变时,降低 $\sigma$ 可以使疏水材料更疏水,亲水材料更亲水。

[0141] 由式(21)可知,对于Cassie模型,某种疏水材料一定的 $\beta_e (> 90^\circ)$ ,如果要提高材料的疏水性能(即更大的 $\beta^*$ ),需要 $\sigma$ 越大;而对于亲水材料一定的 $\beta_e (< 90^\circ)$ ,如果要提高材料的亲水性能(即更小的 $\beta^*$ ),需要 $\sigma$ 越小。

[0142] 基于以上分析,设计神经外科颅骨磨削捕水磨具。磨具材料采用420b或630不锈钢,其是目前临床颅骨手术应用最广泛的材料,且其与水基液体的Young氏接触角为 $85^\circ$ ,即

材料本身就有弱亲水性,对制备超亲水表面更有利。图16为捕水磨具磨头基体及剖视图,如图16所示,磨头基体202由11个八边形柱体202-2及部分球体202-1组成,八边形柱体202-2依次上下拼接,部分球体202-1设于八边形柱体的顶部,部分球体202-1与磨具柄201连接,且八边形柱体边缘与部分球体分布在半径为 $R_1$ 的圆上。

[0143] 由式(20)可知,微凸体边长及间距不变时,提高微凸体高度可使纳米流体液滴更亲水,设计磨头基体微观结构如图17(a)和图17(b)所示,磨具旋转速度为 $\omega$ ,各八边形柱体上均布方柱状微凸体202-3,凸体202-3的边缘分布在半径为 $R_2$ 的圆上。微凸体202-3特征尺寸在微米级,对纳米流体液滴进行黏附的同时,还起到磨粒对骨材料进行切削的作用,方柱的棱为切削刃。微凸体通过焊接方式排布在基体表面。

[0144] 通过滴铸法将水溶性聚合物和非水溶性聚合物的水性分散体施加于420b(或630)不锈钢表面并放置干燥。在干燥过程中,水溶性聚合物和非水溶性聚合物经历相分离,在420b不锈钢形成纳米分离体并在纳米分离体上面形成非纳米分离体膜。通过用去离子水清洗去除非纳米分离体膜,可得到纳米分离体膜202-4。由于分子间重排,纳米分离体膜202-4紧紧粘附在磨头基体202表面的微凸体202-3之间。由于纳米分离体膜202-4具有超亲水性特性并具有强的捕水能力。因此,纳米厚度的纳米分离体膜202-4可将420b不锈钢表面转化为超亲水表面,同时具有捕获医用纳米流体冷却液水膜的特性。

[0145] 图1所示为一种生物骨低损伤可控磨削装置示意图,包含纵扭共振旋转超声电主轴1,捕水磨具2,内窥镜3,焦距可调的超声聚焦辅助三级雾化冷却与成膜机构4,超声波发生器5,储液杯6,超声波振动棒7。纵扭共振旋转超声电主轴1可实现变幅杆的纵-扭及旋转运动,装夹捕水磨具2后在内窥镜3辅助下可安全高效对病理骨组织进行去除;冷却与成膜机构4对医用纳米流体进行气动-超声-静电三级雾化,最终在超声聚焦作用下以液滴形式冲入磨削区进行有效冷却及润滑;同时对术后创口进行包覆,以防止创口感染;超声波振动棒7可对储液杯6中的医用纳米流体(或医用纺丝介质)进行超声波振荡,以防止纳米粒子的团聚(降低纺丝介质粘度)。其中,纵扭共振旋转超声电主轴1、冷却与成膜机构4及超声波振动棒7共用一个超声波发生器5。

[0146] 如图18所示,顶盖I403、压电陶瓷片II4015、电极片IV406、电极片V4016及电极片VI4018通过中心螺钉II401及弹簧垫圈VI402与变幅杆II4014紧密连接,球冠状换能器外壳404、电极片V4016、压电陶瓷片II4015、电极片VI4018及电极片IV406组成换能器,工作时,超声波发生器5将交流电转换成高频电振荡信号通过电激励信号线I405、电激励信号线III4017分别传递给电极片IV406、电极片V4016及电极片VI4018,将高频电振荡信号转换成轴向高频振动,变幅杆II4014与压电陶瓷片II4015紧密连接,实现振幅的放大,以对纳米流体进行超声空化作用。球冠状换能器外壳404由螺钉V4019及弹簧垫圈VII4020与顶盖I403紧密连接。

[0147] 如图19及图20所示,静电雾化喷嘴4013上端加工有螺纹孔VI4013-1、螺纹孔VII4013-12,静电雾化喷嘴4013由连接板I4021及连接板II4026通过螺钉VI4022、螺钉VII4024及弹簧垫圈VIII4023、弹簧垫圈IX4025固定在变幅杆II4014下端。图21所示为静电雾化喷嘴剖视图,喷嘴体结构复杂不易加工制造,且要求具有一定的绝缘性能,故使用陶瓷材料通过快速成型工艺加工制造。由压缩气体入口4013-14进入的压缩气体经由内置压缩气体通道4013-3,通过旋向压缩气体通道4013-11以设定切向速度进入混合室,与由纳米流体入口

4013-13进入的纳米流体混合形成高压气体、生理盐水、固体纳米粒子三相流,通过加速室4013-5加速,加速后进入涡流室4013-6在此与通过涡流室压缩气体通道4013-4进入的压缩空气形成涡流,使三相流进一步混合,然后经喷嘴体4013-2出口喷出形成雾滴。雾滴喷出后经过针状电极4013-9电晕放电的漂移区与漂移的电子碰撞从而荷电,液滴荷电后在电场力、气动力和重力作用下可控的喷向工件表面。

[0148] 电极托盘4013-8由绝缘材料制成,在电极托盘4013-8上开有一个高压电进线孔4013-7。如图20所示,电极托盘4013-8沿圆周阵列8个电极插槽,将针状电极4013-9(与电极插槽过盈配合,通过绝缘材料的弹性变形力夹紧)安装在电极插槽内,用高压电线409将各针状电极4013-9串联起来,并从高压电线托盘接出通孔接出。定位螺纹环4013-10主要起到定位电极托盘4013-8的作用。

[0149] 静电雾化机理:

[0150] 当液滴与周围的气体之间有一定的相对速度时,液滴的分裂是由气动压力、表面张力和粘性力控制的。对于粘度较低的液体,液滴的破碎主要由气动压力和表面张力决定。大液滴所受的气动压力为 $0.5\rho_g \Delta V^2$ ,其中 $\rho_g$ 是气体密度, $\Delta V$ 是气液相对速度。然而,表面张力产生的内聚力将阻碍液滴发生变形破碎,内聚力可以表示为 $4\sigma/D$ , $\sigma$ 是液体固有的表面张力, $D$ 为初始液滴直径。液滴直径减小时,内聚力加大,当内聚力和气动压力造成的拉应力两者平衡时,液滴保持稳定,若两者不能互相抵消,液滴就会变形甚至破碎。根据作用在液滴上的气动力产生的拉应力和表面张力产生的内聚力两者平衡的原则,可得出无量纲数:

$$[0151] \quad We = \frac{\rho_g \Delta V^2 D}{\sigma} = 8 \quad (22)$$

[0152] 可知当 $We$ 大于8时,液滴受力不平衡,发生变形。另外根据(22)可以求出与 $\Delta V$ 对应的最大稳态液滴直径:

$$[0153] \quad D_{max} = \frac{8\sigma}{\Delta V^2 \rho_g} \quad (23)$$

[0154] 荷电液滴在库仑斥力的作用下,表面张力变弱,变弱后的表面张力值为:

$$[0155] \quad \sigma' = \sigma - \frac{q^2}{64\pi^2 \epsilon r^3} \quad (24)$$

[0156] 式中: $r$ 为液滴半径; $q$ 为液滴的荷电量; $\epsilon$ 为周围空气介电常数。从式(24)中可看出当带电量 $q$ 增加时,表面张力下降,由此可知液滴表面荷电有助于雾化。此时荷电液滴的 $We$ 可以表示为:

$$[0157] \quad We = \frac{\rho_g \Delta V^2 D}{\sigma - \frac{q^2}{64\pi^2 \epsilon r^3}} = \frac{128\pi^2 \epsilon R^4 \rho_g \Delta V^2}{64\pi^2 \epsilon R^3 \sigma - q^2} \quad (25)$$

[0158] 由式(25)可见,高速气流中荷电液滴的破碎与气液相对速度、气液物性参数以及充电场有密切的关系。此外,若液滴在气流中达到稳定状态,荷上静电以后, $We$ 数增大,液体表面张力减小,不足以抵抗气动压力,液滴将进一步发生变形、破碎,所以在气液参数相同的情况下,荷上静电后雾滴粒径更小,从而达到细化雾滴颗粒的目的;同时液滴表面相同的电荷,可保证液滴的分布更加均匀。因此,该装置可实现气动及超声雾化后再由静电雾化,共经三级雾化,最终得到分布均匀的超细液滴。

[0159] 如图21所示,围绕中心的同心圆 $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ 、 $r_4$ 、 $r_5$ 上分别分布8、16、24、32、40个圆形

小孔,圆形小孔内嵌套粘结平面圆片压电元件4011,所有平面圆片压电元件4011直径、厚度都相同。在平面圆片压电元件4011下端覆盖有铜网公共电极4012,用胶黏剂将铜网公共电极4012与所有平面圆片压电元件4011粘结,并采用压力台压紧球冠状部分的底面,使得铜网公共电极4012与平面圆片压电元件4011的粘接端平整。半径分别为 $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ 、 $r_4$ 、 $r_5$ 的圆上的所有平面圆片压电元件4011上表面用电激励信号线II 4010接为一路,并由一路电源单独激励,形成一条支路。

[0160] Westervelt声波传播方程式为:

$$[0161] \quad \nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} = 0 \quad (26)$$

[0162] 式中: $\nabla$ 为拉普拉斯算子; $p$ 为声压; $c_0$ 和 $\rho_0$ 分别为介质的声速和密度; $\beta=1+B/(2A)$ 为声波非线性系数, $B/A$ 为流体介质的非线性系数; $\delta=2c_0^3\alpha/\omega^2$ 为声波扩散系数; $\alpha$ 为吸收系数; $\omega=2\pi f$ 为角频率; $f$ 为频率。

[0163] 采用时域有限差分法对式(26)进行中心差分,差分方程式为:

$$[0164] \quad p^{n+1}(i,j,k) = \frac{1}{H} [c_0^2(dt)^2 \nabla^2 p + H_1 p^n(i,j,k) - H_2 p^{n-1}(i,j,k)] + \frac{H_3}{H} [34p^{n-2}(i,j,k) - 24p^{n-3}(i,j,k) + 8p^{n-4}(i,j,k) - p^{n-5}(i,j,k)] \quad (27)$$

$$[0165] \quad \text{其中, } H = 1 - \frac{4\beta}{\rho c_0^2} p^n(i,j,k) + \frac{2\beta}{\rho c_0^2} p^{n-1}(i,j,k), \quad H_1 = 2 + \frac{3\delta}{c_0^2 dt} - \frac{6\beta}{\rho c_0^2} p^n(i,j,k) + \frac{4\beta}{\rho c_0^2} p^{n-1}(i,j,k),$$

$$H_2 = 1 + \frac{23\delta}{2c_0^2 dt}, \quad H_3 = \frac{\delta}{2c_0^2 dt}; i, j, k \text{ 分别为直角坐标系下 } x, y, z \text{ 三个坐标轴方向的坐标; } dx、$$

$dy、dz$ 分别表示 $x、y、z$ 三个坐标轴方向的空间步长; $dt$ 为时间步长; $n$ 为计算时刻。

[0166] 如图22所示,在目标焦点 $S$ 处设置正弦函数点生源 $S_0(t)$ ,数值仿真得到传到相控阵编号为 $m$ 阵元中心点的声压信号 $S_{0m}(t)$ ,将该信号按时间序列进行反转后,得到对应阵元 $m$ 的信号 $S_{0m}(T-t)$ 。利用最小二乘函数拟合计算一段时间内 $S_{0m}(T-t)$ 的相对初始相位延迟 $\Delta t_m$ ,然后以同一输入声强对正弦信号幅值进行调制,阵元 $m$ 的激励信号为:

$$[0167] \quad S_{0m}(t) = P_0 \sin(\omega(t + \Delta t_m)) \quad (28)$$

[0168] 通过对阵元激励信号进行调控实现各阵元相位的调控,使得各阵元到达空间某点(设定焦点)的声束具有相同的相位,通过控制声束形状、声压分布、声束角度,最终实现焦点尺寸及位置的连续、动态可调。

[0169] 图18所示为三级雾化焦距可调的超声聚焦喷嘴剖视图,图23是纺丝原理图,如图所示,纺丝介质4029为聚合物溶液或熔体,其装在注射泵4028中,并插入一个金属电极4030。该电极与高压静电发生器4027相连,使液体带电。接地的接收板4032作为阴极。电场未启动时,由注射泵4028给活塞一个连续恒定的推力,注射泵4028中的纺丝介质4029以固定速率被挤出到针头上。当高压电场未开启时,纺丝液在其重力、自身粘度和表面张力的协同作用下形成液滴悬挂于喷口。电场开启时,聚合物溶液表面会产生电荷,电荷相互排斥和相反电荷电极对表面电荷的压缩,均会产生一种与表面张力相反的力。电压不够大时,液滴表面的表面张力将阻止液滴喷出而保持在喷嘴处。当外加的电压增大时,即将滴下的液滴半球型表面就会扭曲成一个锥体,继续加大外加电压,当电压超过某一临界值时,溶液中带电部分克服溶液的表面张力形成一股带电的喷射流从喷嘴处喷出。在电场的作用下,当纤维射流4031被拉伸到一定程度时,就会发生弯曲及进一步的分裂拉伸现象,此时由于射流

4031的比表面积迅速增大而使溶剂快速挥发,最终在收集网上被收集并固化形成非织造布状的纤维毡。高压静电发生器4027通常情况下选用5~20kV的高压,此外,正电压场有利于纤维表面电荷的释放,而负电压场能提供较为稳定的电场力,两者对不同的聚合物静电雾化成膜有着不同影响。

[0170] 静电纺丝基本理论:

[0171] 当带电液滴被引入电场后,电荷聚集在液滴表面,从而产生一个驱使液滴向外分裂的电荷斥力(表示为带电液滴表面的静电压力 $P_E = \sigma^2 / 2\epsilon_0$ ,与液滴表面电荷密度 $\sigma$ 和真空中介电常数 $\epsilon_0$ 有关),它与液滴表面的倾向于使液滴收缩的表面张力(表示为喷头末端液体表面张力 $\gamma$ ,和液滴半径 $R$ 有关的压力 $P_c = 2\gamma / R$ )形成一种非稳态的平衡,这个平衡可以用下式表示:

$$[0172] \quad \Delta P = 2\gamma / R - e^2 / (32\epsilon_0\pi^2 R^4) \quad (29)$$

[0173] 式中, $e$ -液滴所带的总电荷; $R$ -液滴半径。

[0174] 可以看出,当液滴半径减小(电荷密度增加)时,由静电产生的压力就会增加。当液滴表面产生的张力与静电斥力相等时,处于电场中的带电液滴达到平衡,假设此时带电液滴的直径为 $D$ ,换算成液滴表面的电荷密度,可以得到下式:

$$[0175] \quad e / M = \sqrt{[(288\epsilon_0\gamma) / (\rho^2 D^3)]} \quad (30)$$

[0176] 式中, $M$ -液滴的质量。

[0177] 当电荷斥力超过这个极限时,喷头末端的液滴就会分裂成多个小液滴,形成静电雾化现象。这个液滴稳定的极限称之为“瑞利稳定极限”。假设液体射流为圆柱形,那么“瑞利稳定极限”的条件可以用下式表示:

$$[0178] \quad \Delta P = \gamma / R - \tau^2 / (8\epsilon_0\pi^2 R^4) \quad (31)$$

[0179] 式中, $\tau$ -液体射流长度单位所带的电荷,换算成射流表面的电荷密度为:

$$[0180] \quad e / M = \sqrt{[(64\epsilon_0\gamma) / (\rho^2 D^3)]} \quad (32)$$

[0181] 从上式可以看出,达到“瑞利稳定极限”的条件时,在泰勒锥表面形成圆柱形射流所需的电荷比静电雾化要小,这种特例就是静电纺丝。

[0182] 从泰勒锥顶端喷射出射流的临界电压的计算公式为:

$$[0183] \quad V_c^2 = (4H^2 / L^2) \cdot [\ln(2L/R) - 1.5] \cdot (0.117\pi\gamma R_0) \quad (33)$$

[0184] 式中: $H$ -两电极之间的距离; $L$ -喷头伸出极板的距离; $R$ -悬滴的半径; $R_0$ -喷头半径。

[0185] 悬垂液滴表面受到的力主要有电场力、黏应力、流体静压力差以及表面张力引起的压力差。当悬垂液滴表面的切向电场力大于切向黏应力时,形成单射流或多射流;反之,形成液滴。

[0186] 如图19所示,当储液杯6中储有医用纳米流体时,可实现对纳米流体气动及超声雾化后再进行静电雾化,得到分布均匀的超细液滴,对磨削区进行有效冷却及润滑;当储液杯6中储有应用于创伤敷料的静电纺丝体系时,同理可得到超细纤维,对术后创口进行包覆。图24所示为该装置的液路及气路系统图,冷却与成膜机构的液路(纳米流体)由储液杯I 608、液压泵I 609、调压阀II 6011、节流阀II 6016、涡轮流量计II 6017依次连接组成;成膜装置的液路(纺丝介质)由储液杯II 6012、液压泵II 6013、调压阀III 6015、节流阀II 6016、涡轮

流量计Ⅱ6017依次连接组成;气路由空气压缩机601、过滤器602、储气罐603、调压阀Ⅰ605、节流阀Ⅰ606、涡轮流量计Ⅰ607依次连接组成。工作时,启动液压泵,储存在储液罐中的流体经流体调压阀、流体节流阀和涡轮流量计进入到喷嘴体4013-2的纳米流体入口4013-13。溢流阀6019起到安全阀的作用,当液路中的压力超过调定压力时,溢流阀6019打开,使冷却剂经溢流阀6019流回到回收箱6018中。纳米流体(或纺丝介质)从涡轮流量计Ⅱ6017流出后进入进液管407(图18),通过变幅杆Ⅱ4014内置进液通道4014-1(图19)进入喷嘴体内置纳米流体入口4013-13(图20),经三级雾化后从喷嘴体4013-2喷出。

[0187] 启动液压泵的同时,启动空气压缩机601,高压气体经过滤器602、储气罐603、气体调压阀Ⅰ605、气体节流阀Ⅰ606和气体涡轮流量计Ⅰ607进入到喷嘴体4013-2的压缩气体入口4013-14,压力表604监测气路中的压力值。压缩气体从涡轮流量计Ⅰ607流出后进入进气管408(图18),通过变幅杆Ⅱ4014内置进气通道4014-2(图19)进入喷嘴体内置压缩气体入口4013-14(图20),与纳米流体混合后从喷嘴体4013-2喷出。

[0188] 手术过程中,换向阀Ⅱ6014处于常态位,储液杯Ⅱ6012液路不通;换向阀Ⅰ6010处于工作位,储液杯Ⅰ608液路正常工作;手术结束后,关闭换向阀Ⅰ6010,打开换向阀Ⅱ6014,储液杯Ⅱ6012液路工作。通过调节气路和液路中的调压阀、节流阀和流量计,纳米流体(或纺丝介质)和高压气体的压力、流量可根据需要达到最优的微量润滑效果。

[0189] 如图25所示,连接杆4038一端焊接在顶盖Ⅰ403上,一端焊接在连接板Ⅲ4037上。电主轴外壳103上加工有螺纹孔Ⅳ1026、螺纹孔Ⅴ1027,冷却与成膜机构由螺钉Ⅷ4033、弹簧垫圈Ⅹ4034、螺钉Ⅸ4035、弹簧垫圈Ⅺ4036、连接板Ⅲ4037、连接杆4038固定在电主轴外壳103上。

[0190] 图26为超声振动棒半剖图,中心螺钉Ⅲ7014及弹簧垫圈ⅩⅢ7013将顶盖Ⅱ703、压电陶瓷片Ⅲ709、电极片Ⅶ706、电极片Ⅷ7010、电极片Ⅸ7012紧固连接,换能器外壳704通过螺钉Ⅹ701及弹簧垫圈Ⅺ702固定在顶盖Ⅱ703上。工作时,超声波发生器5将交流电转换成高频电振荡信号通过电激励信号线Ⅳ705、电激励信号线Ⅴ7011分别传递给电极片Ⅶ706、电极片Ⅷ7010及电极片Ⅸ7012,将高频电振荡信号转换成轴向高频振动,并由变幅杆Ⅲ707实现振幅的放大。变幅杆Ⅲ707与振动棒708通过螺纹紧固连接,将放大后的振动传递给振动棒708,对储液杯6中的医用纳米流体(或医用纺丝介质)进行超声波振荡。

[0191] 超声波振动棒7对储液杯6中的纺丝体系进行超声波振荡,不仅能够有效降低静电纺丝溶液和熔体的粘度,扩大装置的静电可纺浓度范围,而且还可有效减小纤维的直径,降低纤维的结构缺陷,从而提高纺丝纤维的机械性能。利用图21所示的超声波聚焦装置,在纤维成型时施加一定功率的超声波,可以使纤维在喷射流的作用下被拉伸达到进一步细化的目的,同时超声波作用可以改善聚合物溶液的流动性,提高可纺性,加快纤维的凝固成型过程。

[0192] 利用纵扭共振旋转超声电主轴1实现变幅杆的纵-扭及旋转运动,装夹捕水磨具2后在内窥镜3辅助下可安全高效对病理骨组织进行去除;冷却及成膜4对纳米流体进行气动-超声-静电三级雾化,最终在超声聚焦作用下以液滴形式冲入磨削区进行有效冷却及润滑;术后对创口进行包覆,以防止创伤面感染。

[0193] 图27所示为内窥镜在电主轴外壳中的安装图。电主轴外壳103上加工有螺纹孔Ⅱ1019、螺纹孔Ⅲ1020,镜体303由螺钉Ⅲ301、弹簧垫圈Ⅳ302、螺钉Ⅳ304、弹簧垫圈Ⅴ305固

定在电主轴外壳103上,电主轴外壳103内部有光纤通道II 307,镜体303内部有光纤通道I 306。图28所示为303内部剖视图,内设有各自独立的冷光照明光源传输光纤308、内窥光纤309、荧光激发光传输光纤3010、图像传输光纤3011,荧光激发光可激发肿瘤组织发射出相应波长的荧光,该荧光发射光经内窥光纤309、图像传输光纤3011,通过目镜可以看到荧光发射光,从而准确识别出肿瘤组织。图像传输光纤3011接到监视器上,便于运用操作手术器械在光纤照明下对可识别的组织进行切除达到治疗目的。由于内窥镜3是与纵扭共振旋转超声电主轴1是紧密连接的,外科医生在内窥镜3辅助下可实时方便灵活实现任意位姿的操作,实现颅底肿瘤的柔性去除。

[0194] 本方案具体工作过程如下:

[0195] 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置,纵扭共振旋转超声电主轴1可实现磨具的纵-扭及旋转运动,有利于骨屑及时排出且磨削效率高;磨具为捕水磨具2,磨头磨粒采用方柱状微凸体规则排布,且磨头基体表面经处理得到具有强捕水能力的纳米分离体膜,同时具有超亲水及捕水性能,从而增强磨削区对流换热;冷却与成膜机构4将医用纳米流体冷却液气动-超声-静电三级雾化后得到超细液滴,利用超声聚焦作用将纳米流体液滴注入磨具/骨楔形约束空间,有效对磨削区进行冷却润滑;手术结束后将应用于创伤敷料的纺丝体系三级雾化后以纺丝纤维的形式喷在术后创伤面,实现对磨削创伤面的雾化成膜保护处理。用一种装置就可以实现内窥镜下对颅底肿瘤的磨除、术中冷却及术后创口成膜,集成度高,磨除效率高,且磨削温度低,即用一种装置就可实现生物骨的低损伤可控磨削。

[0196] 使用该装置时,圆锥滚子轴承II 1034由端盖I101和主轴104轴肩定位,按定位位置将圆锥滚子轴承II 1034安装在104主轴一端。通过1033中心螺钉I、1032弹簧垫圈II将各电极片、压电陶瓷片安装在1011连接筒内,再通过联轴器109、螺纹孔I1010将连接筒1011与主轴104连接。端盖起对轴承轴向定位、防尘和密封的作用,通过弹簧垫圈III 1036、-螺钉II 1035将端盖I101安装在电主轴外壳103顶端,按定位位置将组装好的主轴104与连接筒1011安装在电主轴外壳103内,并按定位位置将套筒1016安装在电主轴外壳103内。圆锥滚子轴承I1018由变幅杆I1017轴肩和端盖II 1022定位,按定位位置将圆锥滚子轴承I1018安装在变幅杆I1017一端,并通过螺纹连接将制备好的捕水磨具2安装在变幅杆I1017末端。通过变幅杆I1017顶端的螺纹孔将变幅杆I1017与电主轴外壳103内中心螺钉I1033末端连接。涂覆润滑脂后通过螺钉I1025、弹簧垫圈I1024将端盖II 1022安装在电主轴外壳103末端。变幅杆I1017上端的螺纹孔与中心螺钉I1033紧固连接,下端的螺纹孔与磨具柄201紧固连接,两螺纹连接的螺纹方向均与旋转方向相反,可保证连接紧固性。

[0197] 围绕球冠状换能器外壳404中心的同心圆 $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ 、 $r_4$ 、 $r_5$ 上分别加工均布的8、16、24、32、40个圆形小孔,圆形小孔内嵌套粘结平面圆片压电元件4011,所有平面圆片压电元件4011直径、厚度都相同。用胶黏剂将铜网公共电极4012与所有平面圆片压电元件4011下端粘结,并采用压力台压紧球冠状部分的底面,使得铜网公共电极4012与平面圆片压电元件4011的粘接端平整。利用螺钉VI 4022、弹簧垫圈VIII 4023、螺钉VII 4024、弹簧垫圈IX 4025及连接板I 4021将静电雾化喷嘴4013安装在变幅杆II 4014末端。球冠状换能器外壳404、电极片V 4016、压电陶瓷片II 4015、电极片VI 4018及电极片IV 406组成换能器,将顶盖I 403、各电极片、压电陶瓷片依次叠装好后与变幅杆II 4014一起通过中心螺钉II 401、弹簧垫圈VI 402安装在换能器上,并通过弹簧垫圈VII 4020及螺钉V 4019进行紧固。分别将各电激励信号线

Ⅱ 4010及进液管407、进气管408、高压电线409连接到相应位置,最后利用连接杆4038将组装好的冷却与成膜机构焊接在电主轴外壳103上。

[0198] 手术开始前,同时启动电源接口Ⅰ105、电源接口Ⅱ 1013及超声波发生器5,待捕水磨具2稳定旋转、纵扭振动时,打开换向阀Ⅰ6010,冷却与成膜机构工作,医用纳米流体以液滴射流的形式从喷嘴体4013-2喷出进入磨削区进行高效冷却润滑,打开内窥镜系统3,在内窥镜辅助下开始手术。磨削结束后,关闭换向阀Ⅰ6010,打开换向阀Ⅱ 6014,成膜装置工作,利用纺丝纤维对术后创口进行包覆。手术结束后,关闭所有电源,将捕水磨具2卸下,对设备进行消毒并妥善保管。

[0199] 以上所述仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本申请,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

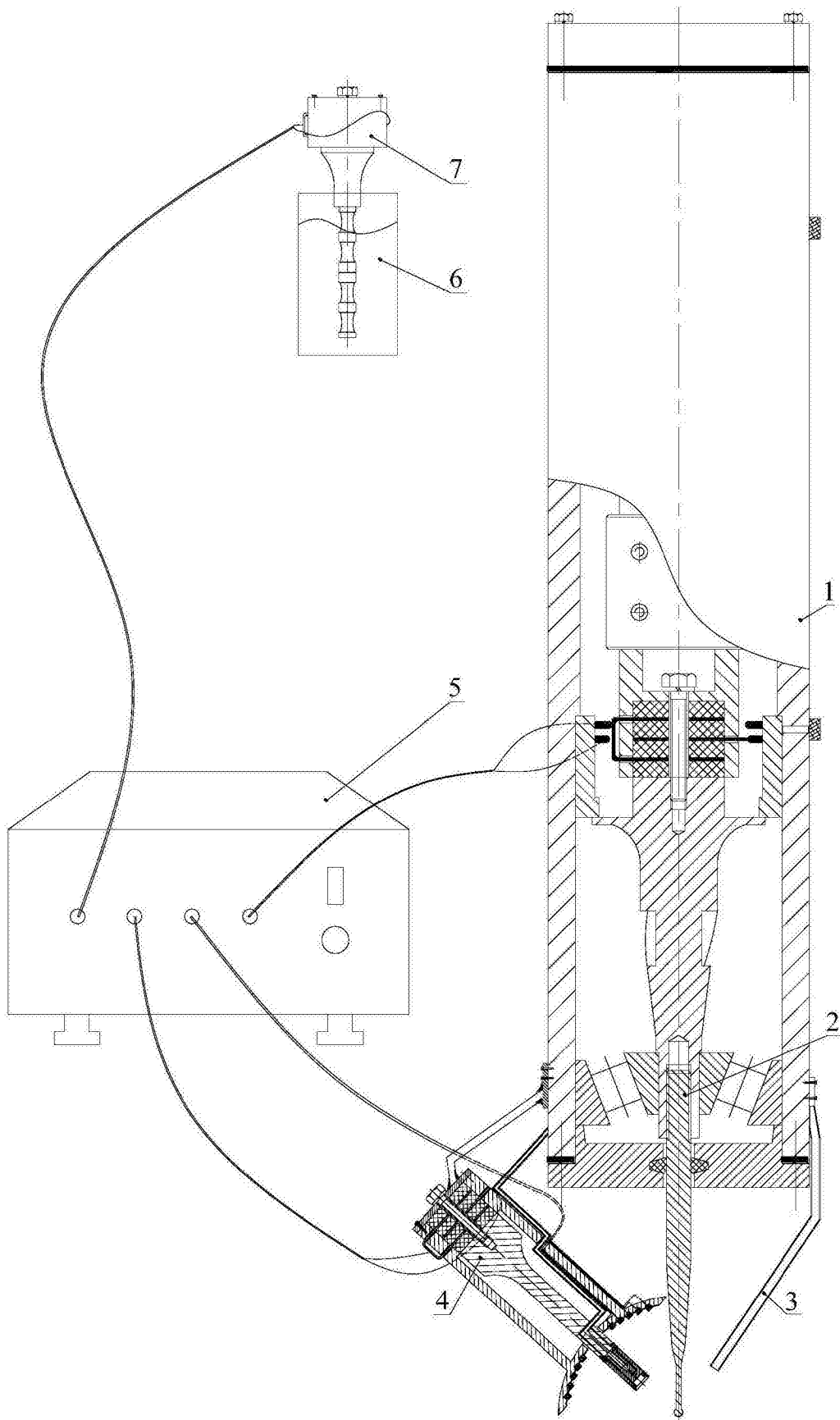


图1

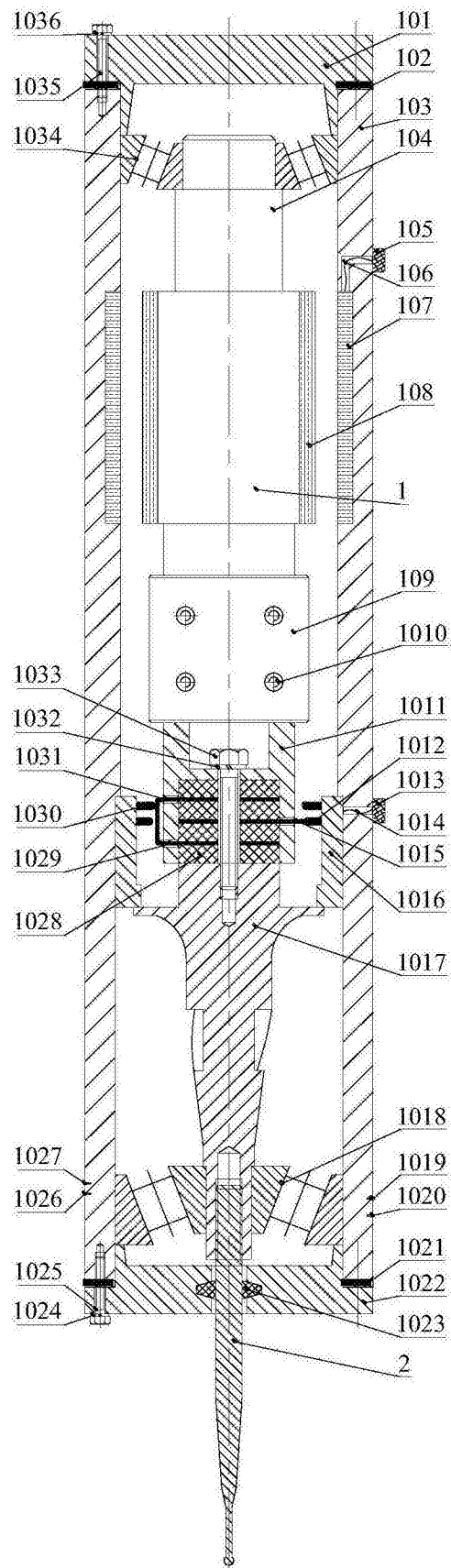


图2

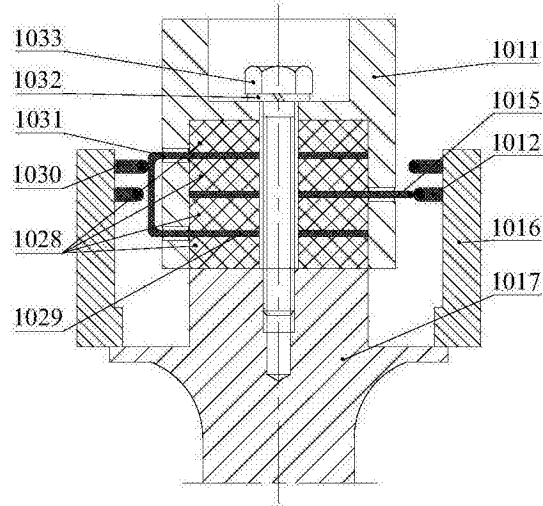


图3

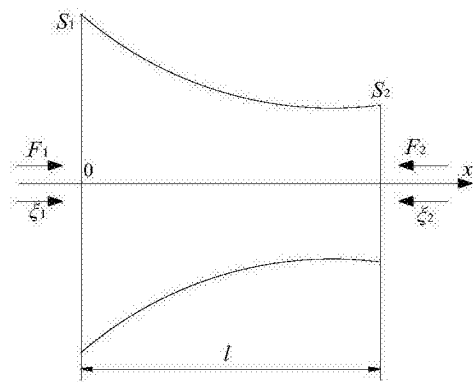


图4

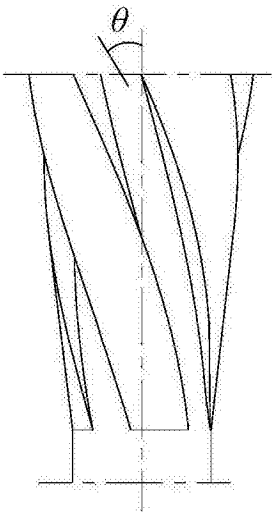


图5 (a)

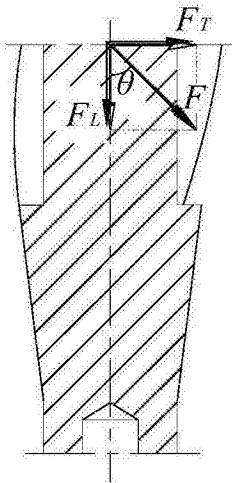


图5 (b)

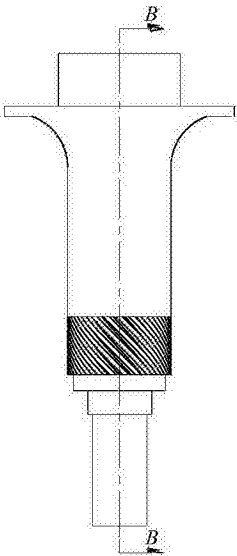


图6 (a)

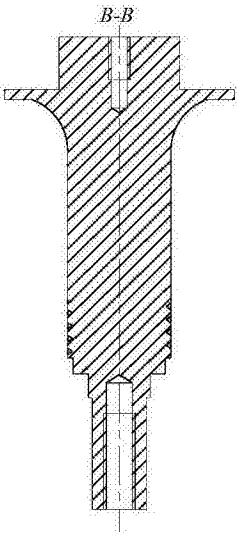


图6 (b)

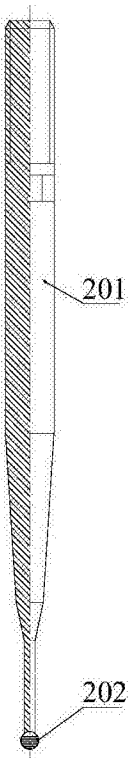


图7

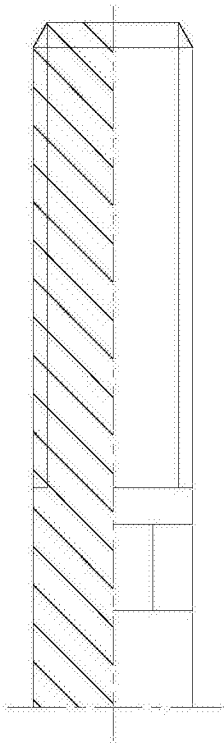


图8

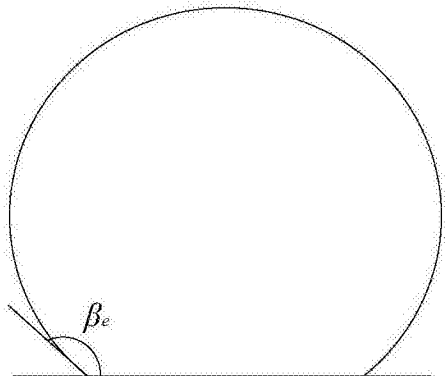


图9

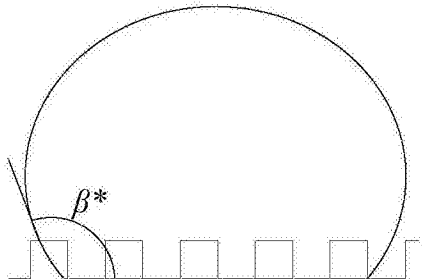


图10

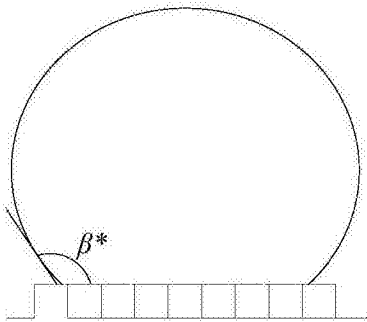


图11

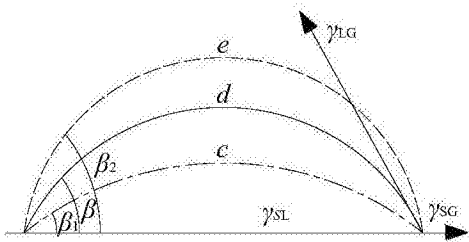


图12

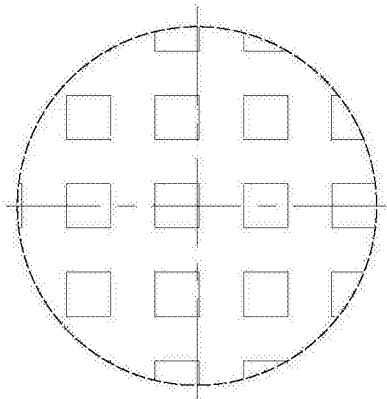


图13

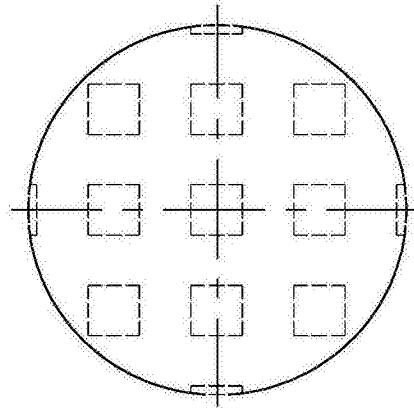


图14

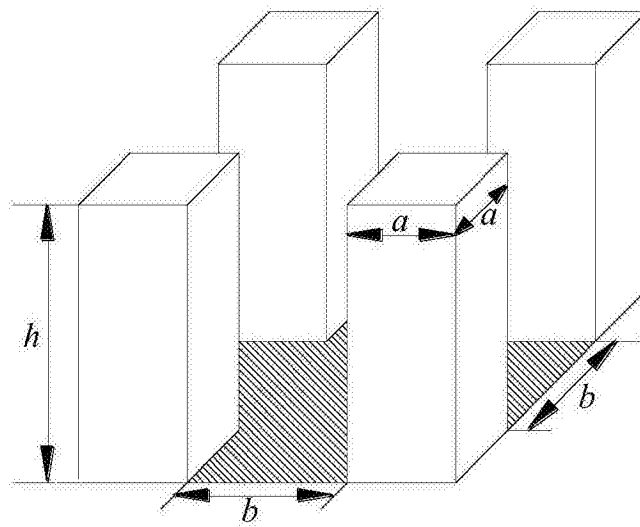


图15

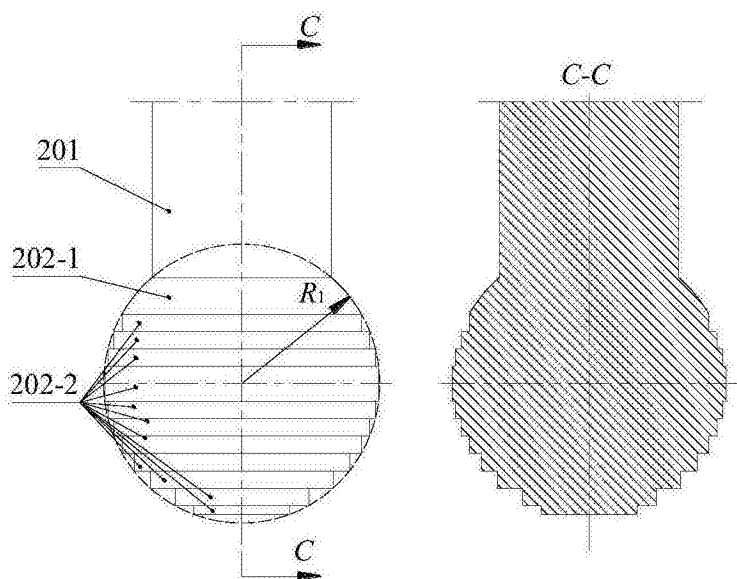


图16

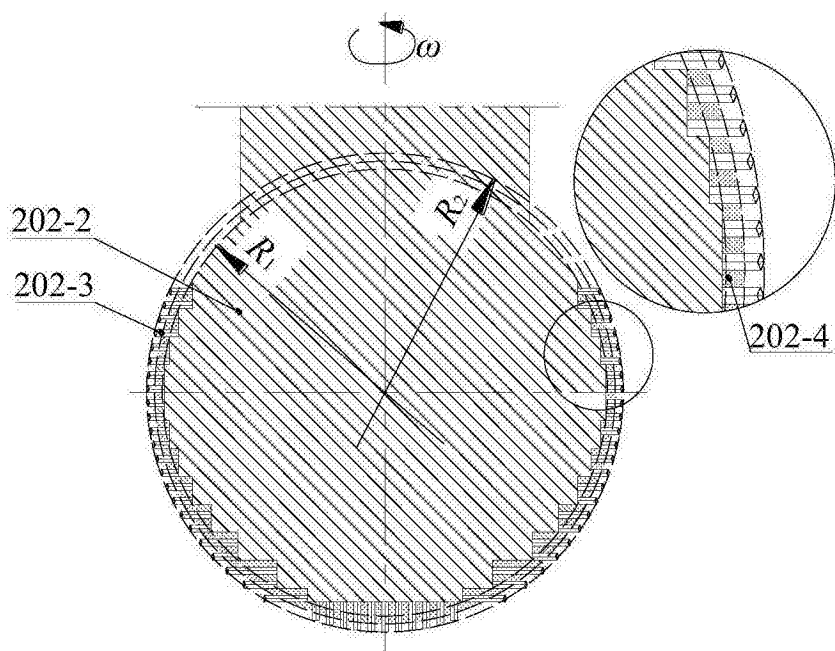


图17(a)

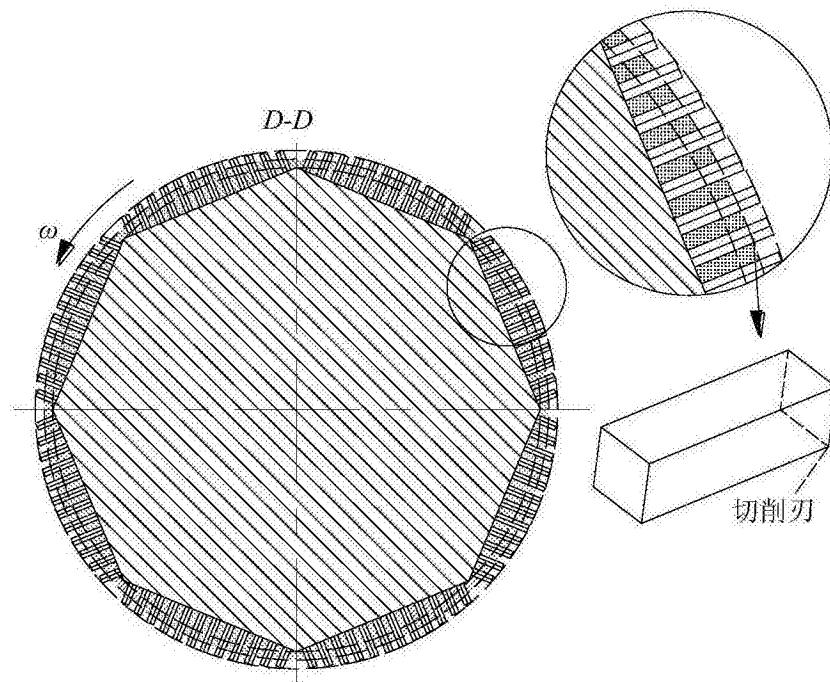


图17 (b)

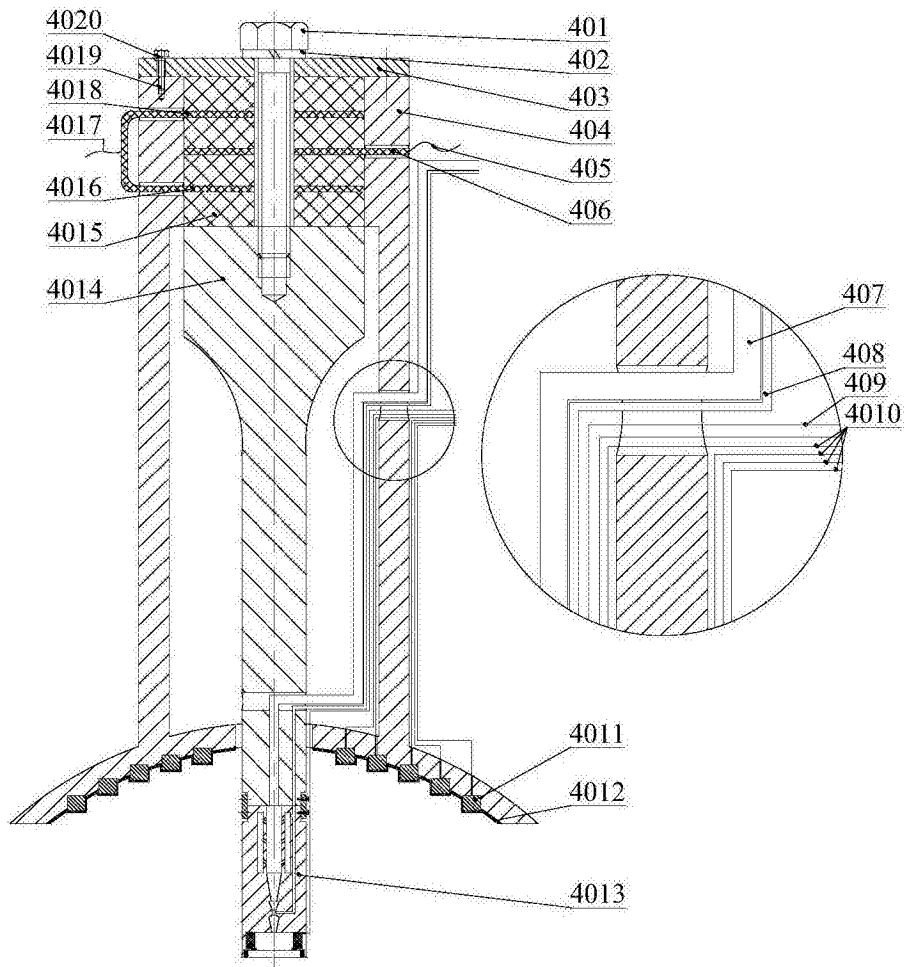


图18

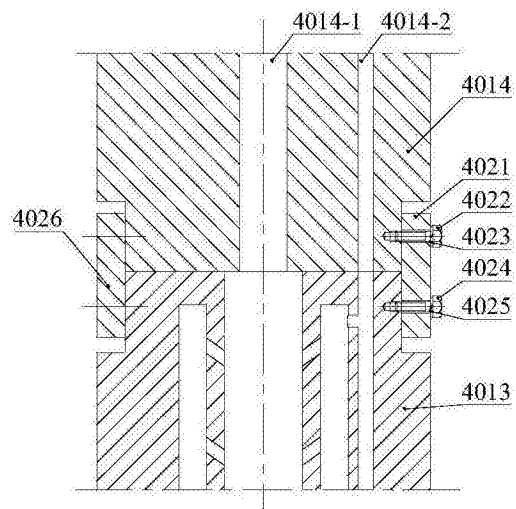


图19

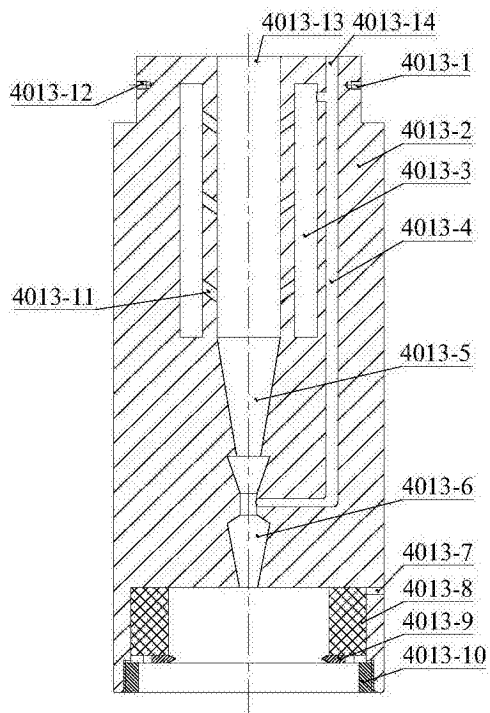


图20

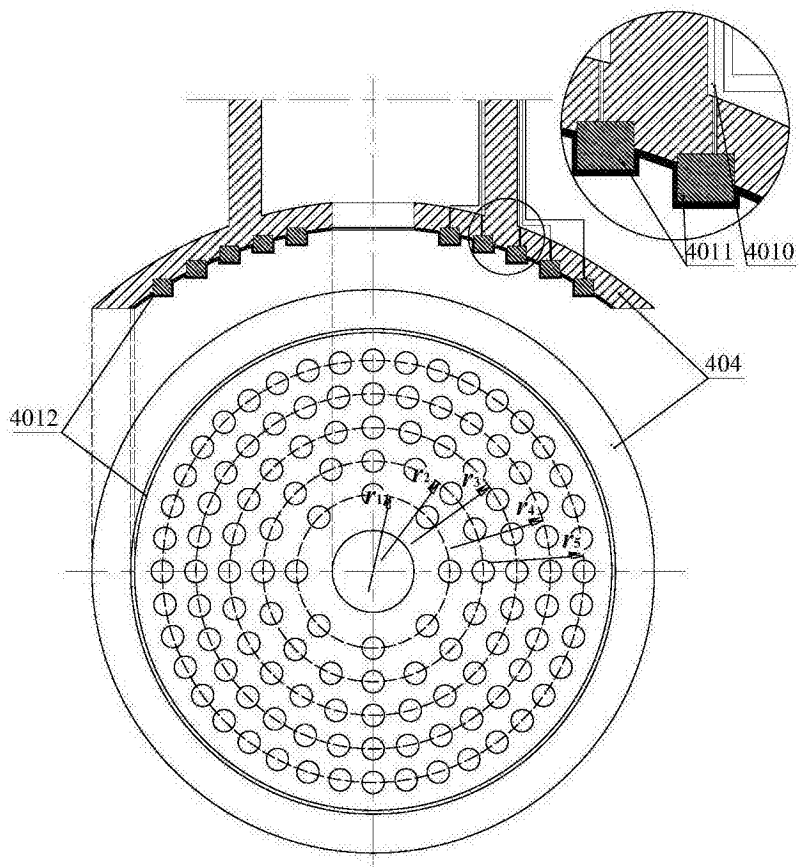


图21

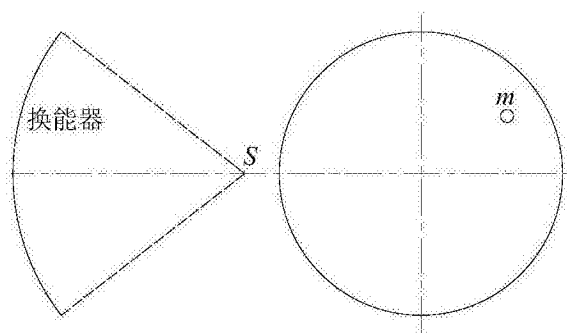


图22

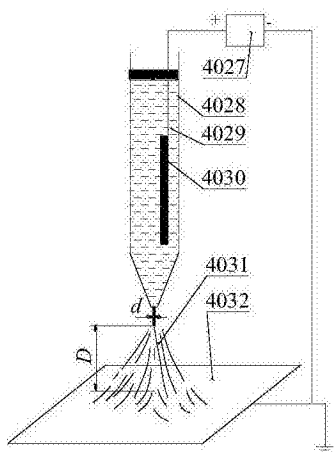


图23

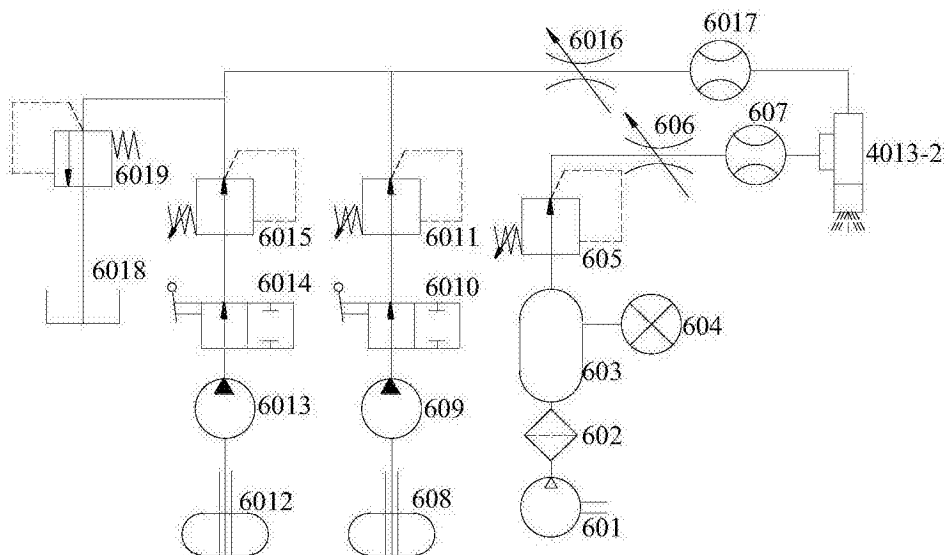


图24

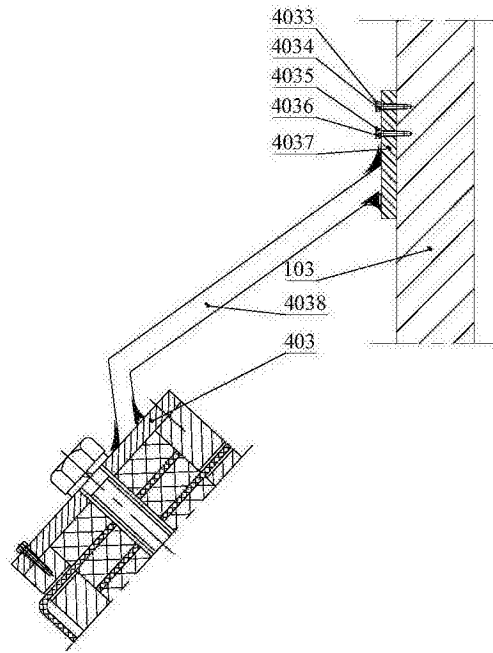


图25

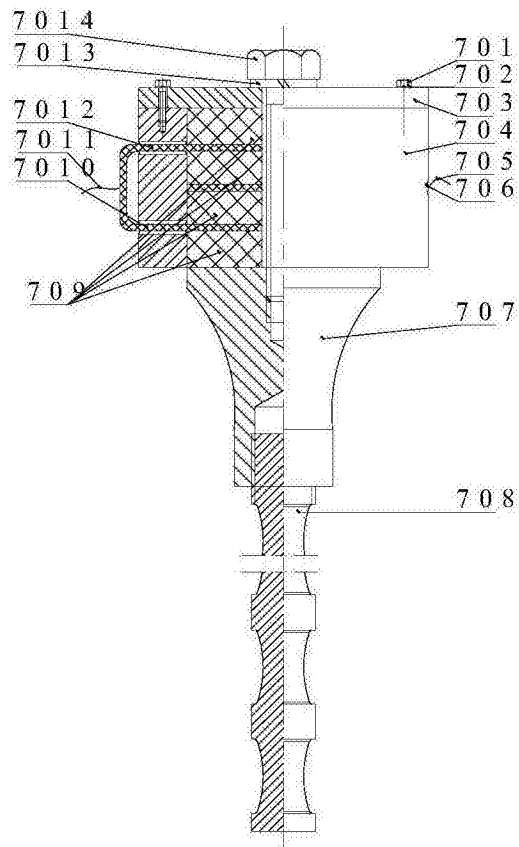


图26

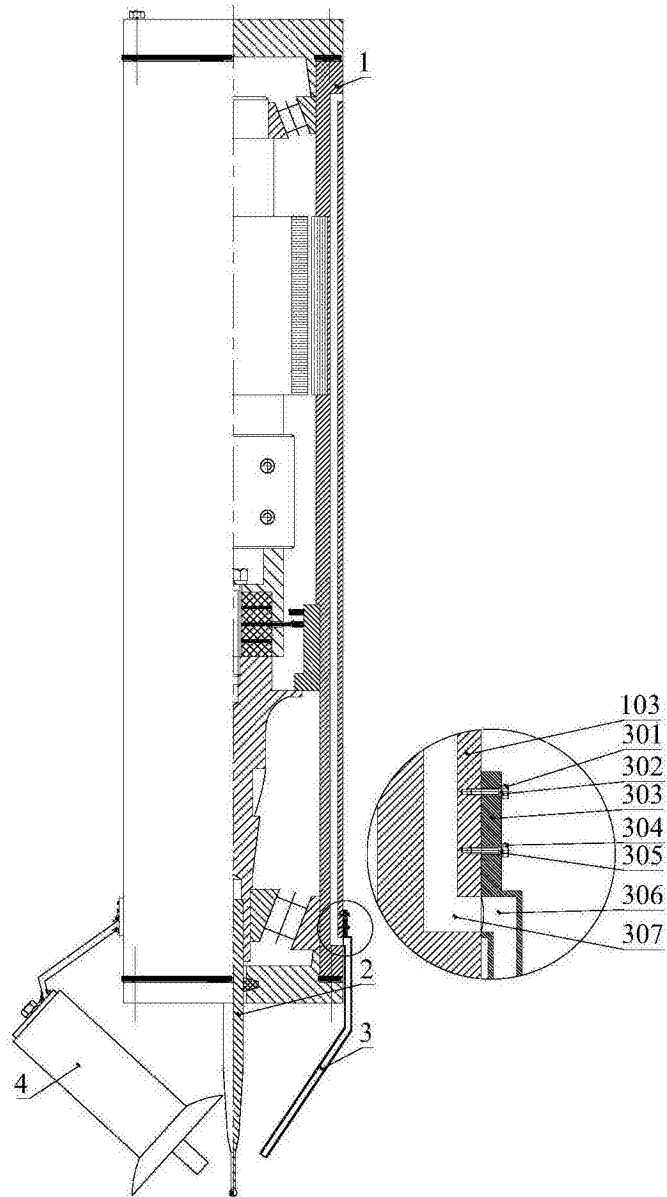


图27

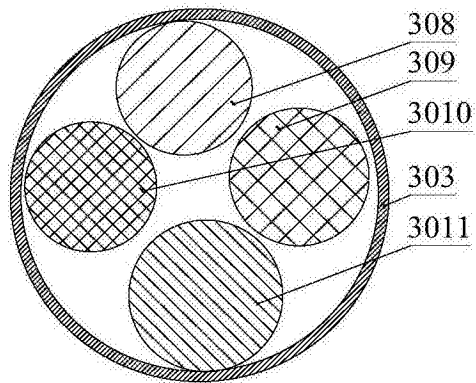


图28

|                |                                                                 |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置                                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107789031A</a>                                    | 公开(公告)日 | 2018-03-13 |
| 申请号            | CN201711166679.1                                                | 申请日     | 2017-11-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 青岛理工大学                                                          |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 青岛理工大学                                                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 青岛理工大学                                                          |         |            |
| [标]发明人         | 杨敏<br>李长河<br>贾东洲<br>张彦彬<br>李润泽<br>纪合聚<br>侯亚丽<br>张效伟             |         |            |
| 发明人            | 杨敏<br>李长河<br>贾东洲<br>张彦彬<br>李润泽<br>纪合聚<br>侯亚丽<br>张效伟             |         |            |
| IPC分类号         | A61B17/16                                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B17/16 A61B17/1644 A61B2017/1602 A61B2017/1651 A61B2017/1653 |         |            |
| 代理人(译)         | 任欢                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                  |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置，它解决了现有技术中颅底肿瘤摘除装置体积大、不易操作的问题，具有磨削效率高、冷却效果好的有益效果，其方案如下：一种手持式神经外科旋转超声共振捕水磨削装置，包括主轴，设于电主轴外壳内，主轴外表圆周设置转子绕组，电主轴外壳内设置与转子绕组对应的定子绕组，电子绕组可通电带动主轴旋转设置；用于磨削生物骨的捕水磨具，主轴通过超声振动机构与捕水磨具连接，在主轴及超声振动机构带动下，捕水磨具实现纵向振动及旋转运动，捕水磨具表面设置微凸体。

