



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107669318 A

(43)申请公布日 2018.02.09

(21)申请号 201710954417.5

(22)申请日 2017.10.13

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘
路866号

(72)发明人 陈高 刘凤强

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务有限公
司 33200

代理人 黄欢娣 邱启旺

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

A61B 1/313(2006.01)

A61B 1/01(2006.01)

权利要求书1页 说明书3页 附图5页

(54)发明名称

一种脑内窥镜导引装置

(57)摘要

本发明公开了一种脑内窥镜导引装置,包括定向引导套针和导引器,所述导引器具有孔径从上到下逐渐变小的通孔,所述定向引导套针包括穿刺导针和鞘体,所述鞘体从上到下依次穿过通孔,穿刺导针从上到下插入到鞘体内,钝圆的末端伸出在鞘体外。本发明首先通过前端透明并内置摄像镜头的导针进行定向穿刺,以引导内窥镜沿预设的路径,推进至手术的目标区域。进一步通过导引器与鞘体的配合,可引导内窥镜在目标区域的周围区域进行手术操作。该周围区域是以穿刺路径为中心轴的锥形可调区域,锥形区域的顶端为导引器下部通孔的最细部,将导引器下部通孔的最细部下移至脑表面,实施穿刺后,实现以最小化的脑组织扰动,获得最大化的观察范围。

1. 一种脑内窥镜导引装置,其特征在于,包括定向引导套针和导引器(2),所述导引器(2)包括定位帽(21)和导向锥体(22),所述定位帽(21)开有中心圆孔(23),导向锥体(22)上部为圆柱形结构,下部为倒圆台结构,内部具有孔径从上到下逐渐变小的通孔(24),且所述通孔(24)下端直径与中心圆孔(23)相同;所述导向锥体(22)上端沿具有圆角,定位帽(21)具有与导向锥体(22)上端沿相耦合的内圆角;

所述定向引导套针包括穿刺导针(1)和鞘体(3),所述鞘体(3)从上到下依次穿过中心圆孔(23)和通孔(24),且与所述通孔(24)下端和中心圆孔(23)间隙配合。穿刺导针(1)从上到下插入到鞘体(3)内,钝圆的末端(11)伸出在鞘体(3)外,且与鞘体(3)末端平滑过渡。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述穿刺导针(1)内部为空心结构,末端透明。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述穿刺导针(1)上部具有外径大于所述鞘体(3)内径的第一环形凸起(12),使得钝圆的末端(11)刚好伸出在鞘体(3)外,且与鞘体(3)末端平滑过渡。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述中心圆孔(23)孔壁具有橡胶圈,用于固定鞘体(3)在导引器(2)中的位置。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述鞘体(3)具有第二环形凸起(31),第二环形凸起(31)外径大于中心圆孔(23)孔径。第二环形凸起(31)上方的鞘体部分为辅鞘(32),第二环形凸起(31)及下方的鞘体部分组成主鞘(33)。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述主鞘(33)和辅鞘(32)分体设计。

一种脑内窥镜导引装置

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械领域,涉及一种脑内窥镜导引装置,用于脑内窥镜的立体导引。

背景技术

[0002] 目前,常用的脑立体定向仪有Leksell定向系统、BRW/CRW定向系统、Todd-well定向系统;国内有深圳安科高技术有限公司的ASA-601、602定向仪等,以上所有立体定向仪的原理都是需要首先在头颅外安装一个框架,再将这个框架和病人一起进行CT或MRI的扫描,然后得到带有框架坐标参数标记的病人颅脑CT或MRI的图像,病人颅脑内的各个影像解剖结构都会在这个坐标体系内有一个相应的坐标值,然后利用穿刺针根据脑立体定向仪定义的机械数据来进行穿刺,为脑内窥镜的插入建立通道。还有一种无框架立体定向,即俗称的神经导航,利用体表标记作为参照系,利用术前CT或MRI的图像对颅内结构进行定位,所用的器械固定支架,其功能等同于立体定向仪上固定装置(即:导引—停止器)。

[0003] 脑内窥镜分为二种:1、观察镜,对镜头前方有一定观察范围。因镜体内仅有一个光学通路,可制作得比较纤细。2、脑室镜,不仅用于观察,还需要有液体和手术器械进出的通道,因此比前者较粗。

[0004] 由于脑结构复杂,解剖影像的分辨率有限,采用普通的穿刺针,穿刺过程是盲目操作,操作者无法预见和及时处理穿刺造成的误伤。此外,由于导向器与停止器对导针的固定作用,只能用于指定位置的处理,而无法扩展到周围环境。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对现有技术的不足,提供一种脑内窥镜导引装置,用于脑内窥镜的立体定向,实现对手术目标区域处理。

[0006] 本发明的目的是通过以下技术方案实现的:一种脑内窥镜导引装置,包括定向引导套针和导引器,所述导引器包括定位帽和导向锥体,所述定位帽开有中心圆孔,导向锥体上部为圆柱形结构,下部为倒圆台结构,内部具有孔径从上到下逐渐变小的通孔,且所述通孔下端直径与中心圆孔相同;所述导向锥体上端沿具有圆角,定位帽具有与导向锥体上端沿相耦合的内圆角;

[0007] 所述定向引导套针包括穿刺导针和鞘体,所述鞘体从上到下依次穿过中心圆孔和通孔,且与所述通孔下端和中心圆孔间隙配合。穿刺导针从上到下插入到鞘体内,钝圆的末端伸出在鞘体外,且与鞘体末端平滑过渡。

[0008] 进一步地,所述穿刺导针内部为空心结构,末端透明。

[0009] 进一步地,所述穿刺导针上部具有外径大于所述鞘体内径的第一环形凸起,使得钝圆的末端刚好伸出在鞘体外,且与鞘体末端平滑过渡。

[0010] 进一步地,所述中心圆孔孔壁具有橡胶圈,用于固定鞘体在导引器中的位置。

[0011] 进一步地,所述鞘体具有第二环形凸起,第二环形凸起外径大于中心圆孔孔径。第

二环形凸起上方的鞘体部分为辅鞘，第二环形凸起及下方的鞘体部分组成主鞘。

[0012] 进一步地，所述主鞘和辅鞘分体设计。

[0013] 本发明的有益效果在于：

[0014] 1. 首先通过前端透明，内置脑观察镜的导针进行定向穿刺，使得穿刺过程处于摄像的全程监视下，可及时发现阻挡的血管或出血，从而作出即刻处理并引导脑内窥镜沿预设的路径，即鞘体通道，推进至手术的目标区域。

[0015] 2. 导引器与鞘体的配合，可引导脑室镜在目标及周围区域进行手术操作。该周围区域是以以穿刺路径为中心轴的锥形可调区域，锥形区域的顶端为导引器通孔的最细部，将导引器下移至脑表面，实施穿刺后，实现以最小化的脑组织扰动，获得最大化的观察与操作范围。

附图说明

[0016] 图1为脑内窥镜导引装置的结构示意图；

[0017] 图2为本发明立体定向导引器的结构示意图；

[0018] 图3为定位帽的结构示意图；

[0019] 图4为导向锥体的结构示意图；

[0020] 图5为脑室镜在立体定向导引器中转动的示意图；

[0021] 图6为多个主鞘和辅鞘的组合示意图，其中a为穿刺导针，b为主鞘和辅鞘的组合，c为穿刺导针和分体设计的鞘体组合成的定向引导套针示意图。

[0022] 图中，穿刺导针1、导引器2、鞘体3、末端11、第一环形凸起12、定位帽21、导向锥体22、中心圆孔23、通孔24、第二环形凸起31、辅鞘32、主鞘33。

具体实施方式

[0023] 如图1所示，一种内窥镜导引装置，包括定向引导套针和导引器2，所述导引器2包括定位帽21和导向锥体22，如图2所示，所述定位帽21为带有弧度的圆盖，半径与导向锥体22的高度一致，开有中心圆孔23，导向锥体22上部为圆柱形结构，下部为倒圆台结构，内部具有孔径从上到下逐渐变小的通孔24，且所述通孔24下端直径与中心圆孔23相同；所述导向锥体22上端沿具有圆角，定位帽21具有与导向锥体22上端沿相耦合的内圆角；所述定向引导套针包括穿刺导针1和鞘体3，所述鞘体3从上到下依次穿过中心圆孔23和通孔24，且与所述通孔24下端和中心圆孔23间隙配合。穿刺导针1从上到下插入到鞘体3内，钝圆的末端11伸出在鞘体3外，且与鞘体3末端平滑过渡。

[0024] 脑室镜的导引包括通过穿刺确定脑室镜的插入路径，以及多方向导引，用于周围区域扩展。

[0025] 穿刺步骤为：将导引器2固定在现有的脑立体定向仪上，通过导引器和脑立体定向仪中包含的停止器确定穿刺路径，导向锥体2上部为圆柱形结构，使之适用于现有的脑立体定向仪的导引器底座，下部为倒圆台结构，方便对准指定部位。然后将脑观察镜插入穿刺导针1的内部，使前端的镜头与穿刺导针1透明的末端重合，以便进行观察作业。然后将穿刺导针1从上到下插入到鞘体3内，穿刺导针1和鞘体3组成定向引导套针，其中穿刺导针1钝圆而透明的末端11伸出在鞘体3外，且与鞘体3末端平滑过渡。然后套针与脑观察镜的复合体，从

上到下依次插入到停止器到导引器2中,依次穿过中心圆孔23和通孔24,且与所述通孔24下端和中心圆孔23间隙配合。穿刺过程中,可全程监视穿刺过程,包括观察颅内血肿的形态。

[0026] 根据血肿的位置,鞘体3需要向前延伸一定的长度,为后续使用的脑室镜构建延伸至血肿位置的操作通道,即鞘体3与导引器2的相对位置需要固定。固定方式包括:

[0027] (1) 在中心圆孔23孔壁设置橡胶圈,通过摩擦力进行定位。

[0028] (2) 所述鞘体3具有第二环形凸起31,第二环形凸起31外径大于中心圆孔23孔径。第二环形凸起31上方的鞘体部分为辅鞘32,第二环形凸起31及下方的鞘体部分组成主鞘33。图6给出了多个主鞘33和辅鞘32的组合,适用于不同病灶深度的情况。各种组合的主鞘33和辅鞘32的总长度相同,使之与穿刺导针1长度配合,保证穿刺导针1的钝圆的末端11刚好伸出在鞘体3外。

[0029] 为减少穿刺过程中对脑组织的损伤,穿刺导针1需要有钝圆的末端11,且该钝圆的末端11刚好伸出在鞘体3外,与鞘体3末端平滑过渡,因此,在穿刺导针1上部设置外径大于所述鞘体3内径的第一环形凸起12,以实现穿刺导针1与鞘体3的末端配合。

[0030] 多方向导引的步骤为:穿刺完成后,卸除停止器,将脑观察镜连同穿刺导针1抽出,在鞘体3中插入脑室镜,脑室镜沿着处理通道延伸至目标区域。导引器2内部具有孔径从上到下逐渐变小的通孔24,位于该通孔24内的鞘体3即可以沿通孔24侧壁进行转向,如图5所示。导向锥体2的内腔,即从上到下逐渐变小的通孔21可为脑室镜提供一个锥体形状的可调空间,位于鞘体3中的脑室镜的镜体位于锥形空间的顶端,接近大脑表面时,前端的镜头无论怎样调整,镜体对大脑表面的搅动都很小,随着镜体深入脑组织的深度加大,其可调空间变大,即越深部的病灶,观察范围越大,从而以最小化的脑组织扰动,获得最大化的观察范围。

[0031] 而当操作过程中迷失方向的时间,只需将定位帽21滑移至导向锥体22的耦合位置,脑室镜即恢复至原先的穿刺路径上,此时即可利用导航或手术计划的图像进行可视化评估。圆角的设计可以避免导针活动时被锁死的问题。

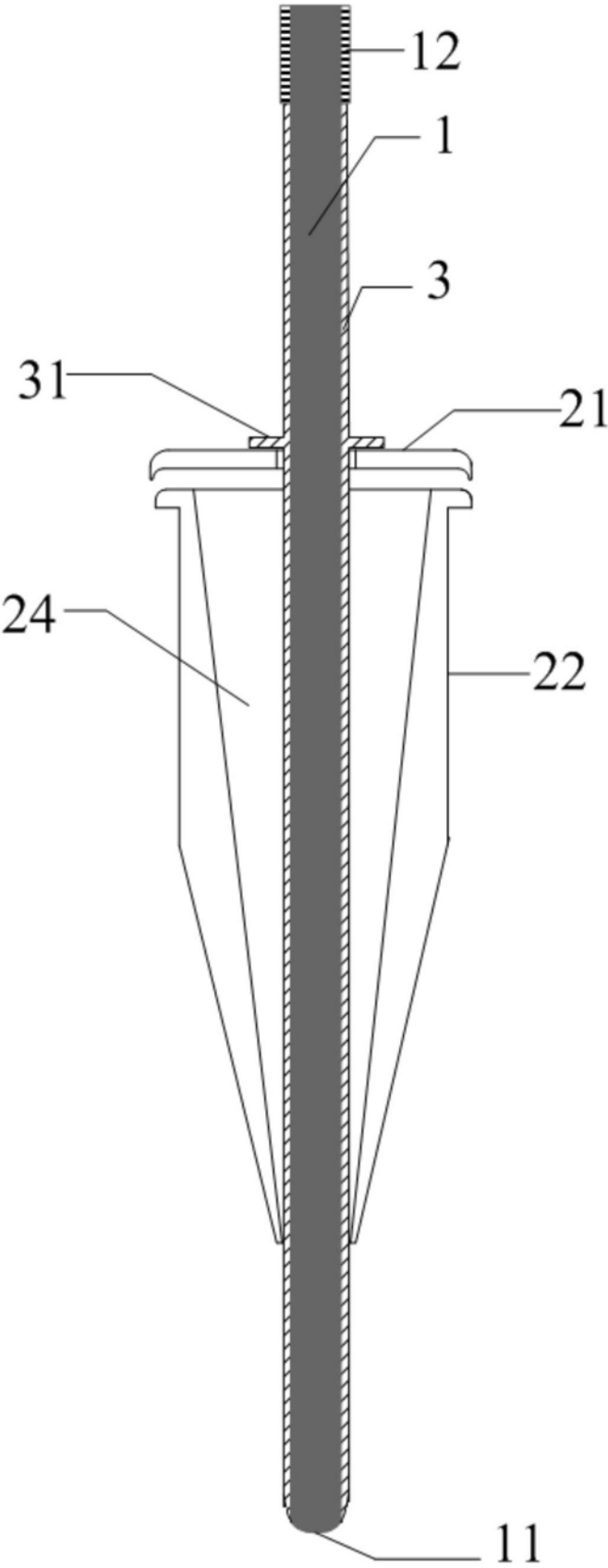


图1

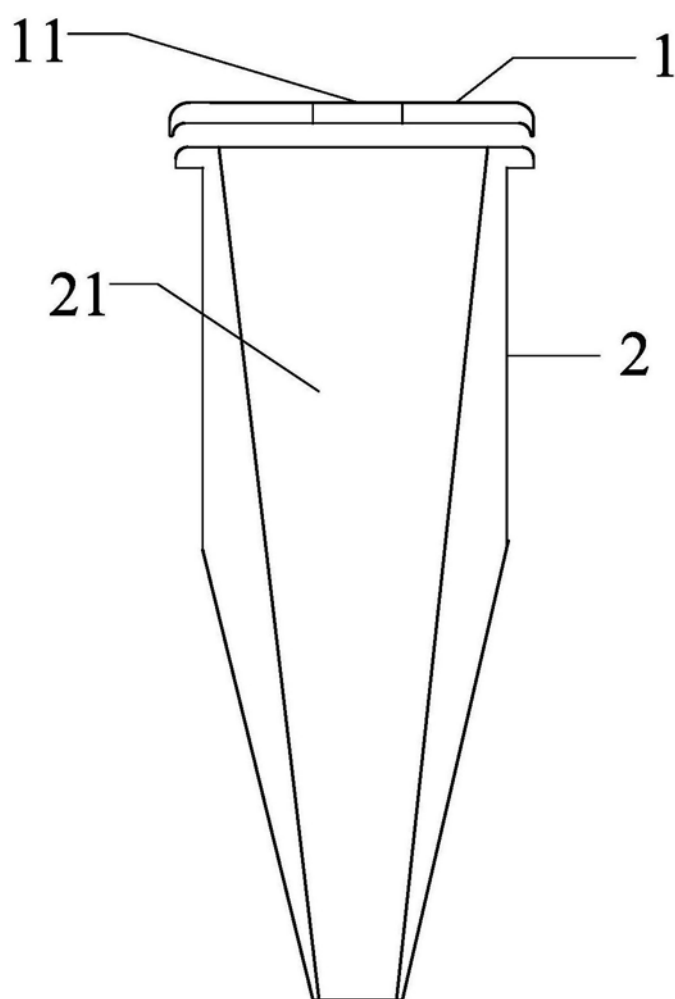


图2

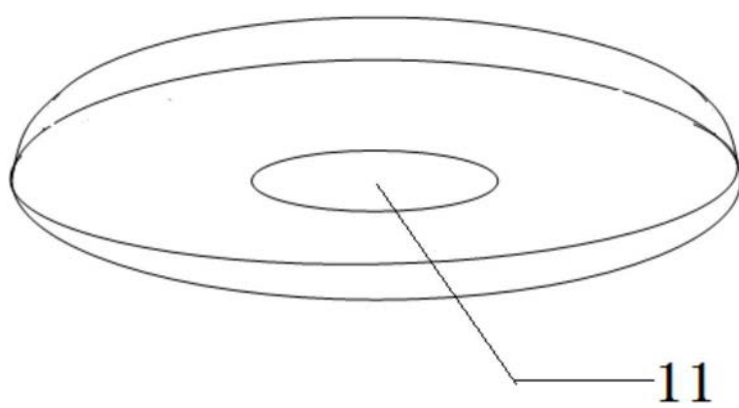


图3

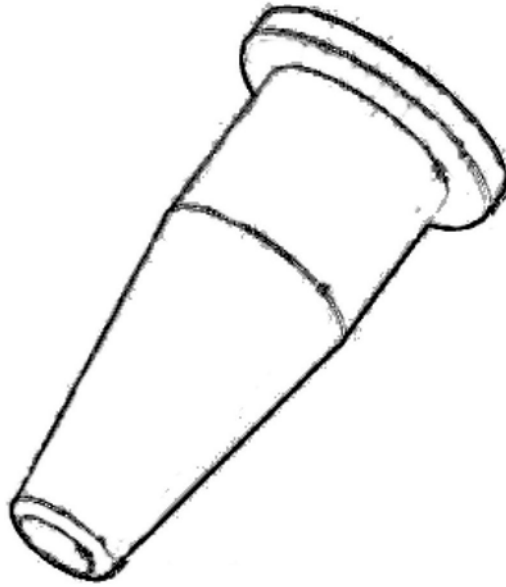


图4

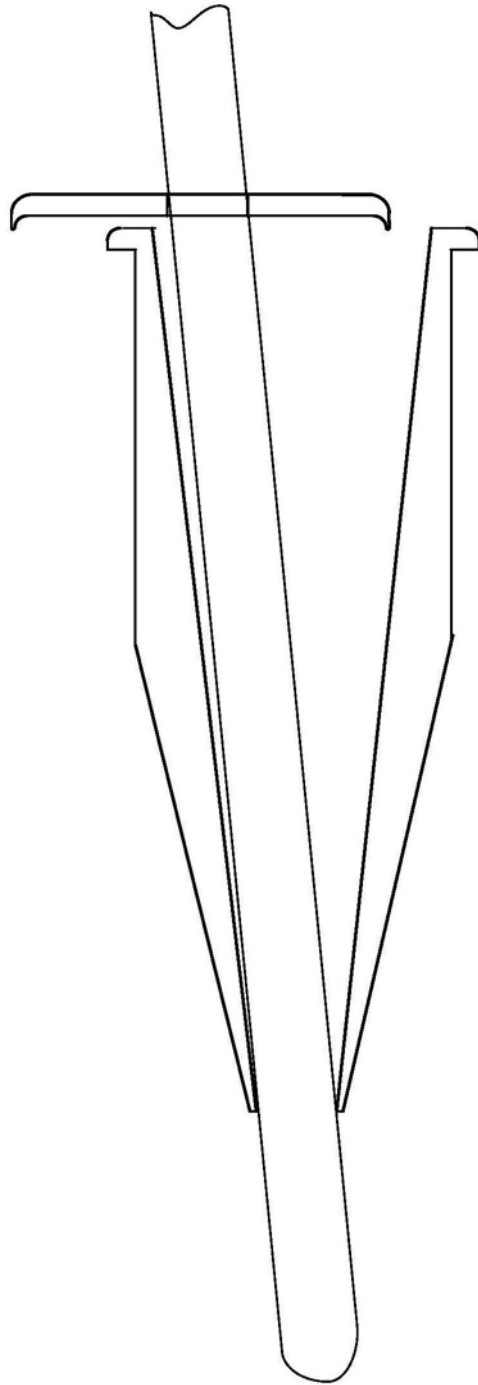


图5

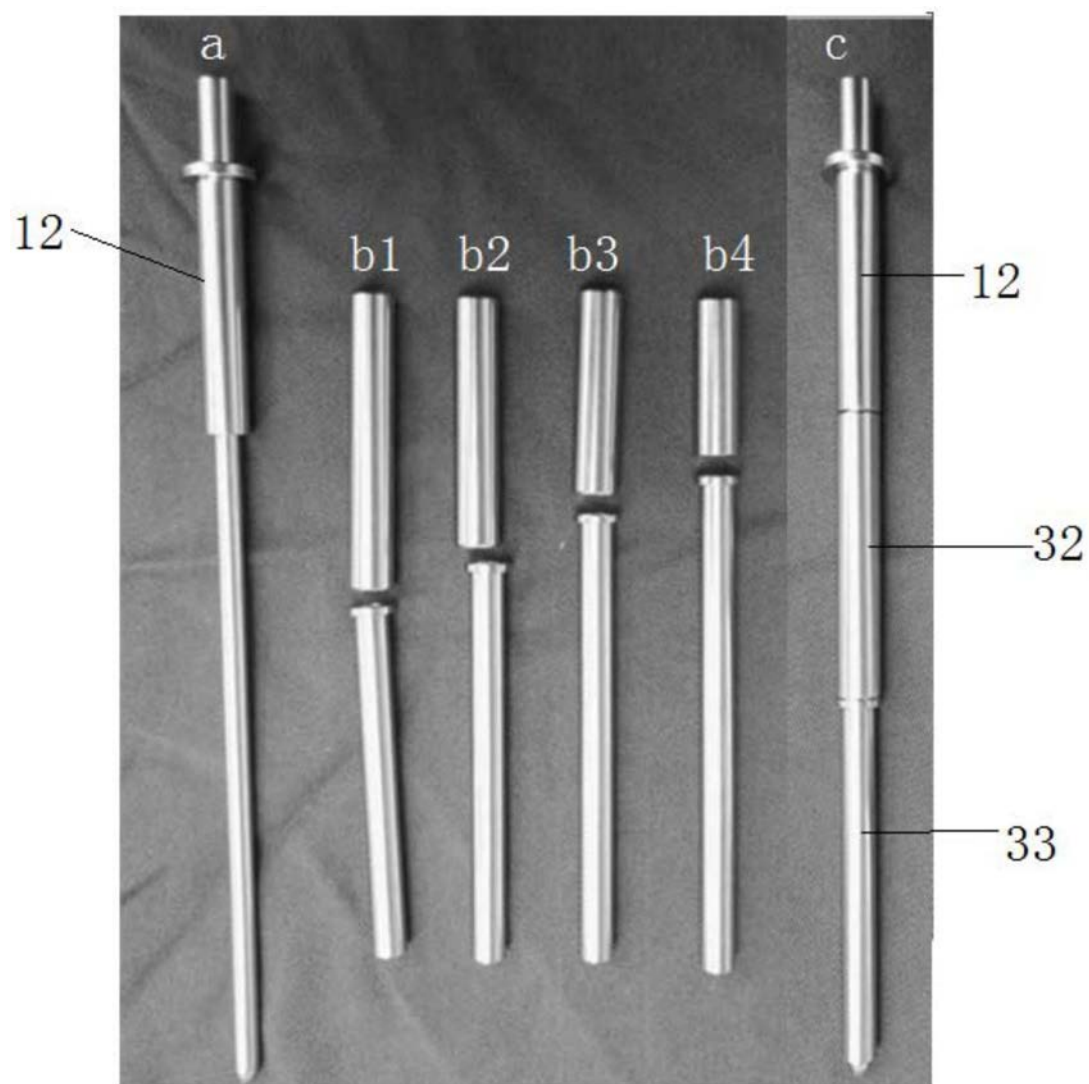


图6

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种脑内窥镜导引装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN107669318A | 公开(公告)日 | 2018-02-09 |
| 申请号 | CN201710954417.5 | 申请日 | 2017-10-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| [标]发明人 | 陈高 刘凤强 | | |
| 发明人 | 陈高 刘凤强 | | |
| IPC分类号 | A61B17/34 A61B1/313 A61B1/01 | | |
| CPC分类号 | A61B17/3403 A61B1/01 A61B1/3135 A61B17/3478 A61B2017/3454 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种脑内窥镜导引装置，包括定向引导套针和导引器，所述导引器具有孔径从上到下逐渐变小的通孔，所述定向引导套针包括穿刺导针和鞘体，所述鞘体从上到下依次穿过通孔，穿刺导针从上到下插入到鞘体内，钝圆的末端伸出在鞘体外。本发明首先通过前端透明并内置摄像镜头的导针进行定向穿刺，以引导内窥镜沿预设的路径，推进至手术的目标区域。进一步通过导引器与鞘体的配合，可引导内窥镜在目标区域的周围区域进行手术操作。该周围区域是以穿刺路径为中心轴的锥形可调区域，锥形区域的顶端为导引器下部通孔的最细部，将导引器下部通孔的最细部下移至脑表面，实施穿刺后，实现以最小化的脑组织扰动，获得最大化的观察范围。

