



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116549069 B

(45) 授权公告日 2024. 07. 02

(21) 申请号 202310460094.X

A61B 90/00 (2016.01)

(22) 申请日 2023.04.25

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 103330572 A, 2013.10.02

申请公布号 CN 116549069 A

审查员 曾喆君

(43) 申请公布日 2023.08.08

(73) 专利权人 苏州新云医疗设备有限公司

地址 215625 江苏省苏州市张家港市锦丰

镇锦绣路242号5号楼二楼

(72) 发明人 何罗建 赵云 籍宏 石淑先

李怡帆 祝祎

(74) 专利代理机构 北京布瑞知识产权代理有限

公司 11505

专利代理师 秦卫中

(51) Int. Cl.

A61B 17/34 (2006.01)

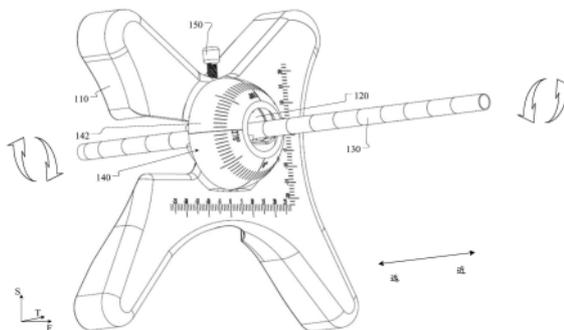
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

医用稳定器

(57) 摘要

一种医用稳定器适于对伸入患者体内的手术器械进行支撑的医用稳定器,其医用稳定器包括支撑件、转动件以及套管。支撑件适于安置在患者的体表上;转动件以能够相对支撑件万向转动的方式被支撑件支撑;套管构造为穿过由转动件限定的通孔而从支撑件的一侧延伸至支撑件的另一侧且部分地伸入患者的体内,并在其内部限定供手术器械伸入到患者的体内的通道。医用稳定器设有位于其背离体表一侧的多个经度指示标识、多个第一纬度指示标识和多个第二纬度指示标识,多个经度指示标识呈环状间隔分布且围绕套管,多个第一纬度指示标识沿第一方向间隔分布,多个第二纬度指示标识沿与第一方向正交的第二方向间隔分布。通过该医用稳定器,能够提高套管对准精度和手术安全性。



1. 一种医用稳定器,其特征在於,所述医用稳定器适于对伸入患者体内的手术器械进行支撑,所述医用稳定器包括:

支撑件,适于安置在患者的体表上;

转动件,以能够相对所述支撑件万向转动的方式被所述支撑件支撑;以及

套管,构造为穿过由所述转动件限定的通孔而从所述支撑件的一侧延伸至所述支撑件的另一侧且部分地伸入患者的体内,并在其内部限定供所述手术器械伸入到所述患者的体内的通道,其中,所述套管被配置为以所述转动件为旋转中心进行旋转,

所述医用稳定器设有位于其背离所述体表的一侧的多个经度指示标识、多个第一纬度指示标识和多个第二纬度指示标识,所述多个经度指示标识呈环状间隔分布且围绕所述套管,所述多个第一纬度指示标识沿第一方向间隔分布,所述多个第二纬度指示标识沿与所述第一方向正交的第二方向间隔分布,

所述多个经度指示标识、所述多个第一纬度指示标识和所述多个第二纬度指示标识共同配合用于指示所述套管的位于所述患者体内的远端所在的第一目标球面坐标;

所述套管能够在所述通孔的引导下沿其轴向滑动,并且所述套管的外表面设有沿所述轴向间隔分布的多个深度指示标识;

所述通孔的孔径小于所述套管的外径,并且所述转动件构造成能够弹性形变以使所述通孔的内径扩大;

所述支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,所述接收孔具有呈部分球状的内接触面,所述转动件具有呈部分球状的外接触面,其中所述转动件置于所述接收孔中,并且所述内接触面与所述外接触面接触,使得所述转动件以能够相对所述支撑件万向转动的方式被所述支撑件支撑。

2. 根据权利要求1所述的医用稳定器,其特征在於,当所述套管未进入所述通孔中时,所述外接触面的球径小于所述内接触面的球径;当所述套管进入所述通孔中时,所述外接触面压靠所述内接触面。

3. 根据权利要求1所述的医用稳定器,其特征在於,所述转动件在所述通孔的轴线所在的平面的一侧具有沿着所述通孔是轴线由所述轴线到所述转动件的外接触面贯穿所述转动件的第一豁口。

4. 根据权利要求3所述的医用稳定器,其特征在於,所述第一豁口最窄处的宽度小于所述通孔的直径。

5. 根据权利要求4所述的医用稳定器,其特征在於,所述第一豁口趋近所述通孔而逐渐变窄。

6. 根据权利要求3所述的医用稳定器,其特征在於,所述支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,所述接收孔具有呈部分球状的内接触面,所述转动件具有呈部分球状的外接触面,其中所述转动件置于所述接收孔中,并且所述内接触面与所述外接触面接触,使得所述转动件以能够相对所述支撑件万向转动的方式被所述支撑件支撑,其中

所述支撑件形成有第二豁口,所述第二豁口允许所述套管沿着所述转动件的径向方向经由所述支撑件进入所述通孔内。

7. 根据权利要求1所述的医用稳定器,其特征在於,所述医用稳定器还包括锁定机构,所述锁定机构构造为锁定所述转动件,以可释放地限制所述转动件相对所述支撑件的转

动。

8. 根据权利要求7所述的医用稳定器,其特征在于,所述支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,所述接收孔具有呈部分球状的内接触面,所述转动件具有呈部分球状的外接触面,其中所述转动件置于所述接收孔中,并且所述内接触面与所述外接触面接触,使得所述转动件以能够相对所述支撑件万向转动的方式被所述支撑件支撑,其中

所述锁定机构包括紧固件和由所述支撑件限定的螺纹孔,所述螺纹孔从所述支撑件的外表面延伸至所述内接触面,所述紧固件构造为通过与所述螺纹孔螺合而锁定所述转动件。

9. 根据权利要求1至2中任一项所述的医用稳定器,其特征在于,所述医用稳定器还包括经度指示件,所述经度指示件具有呈部分球状的、围绕所述套管的指示外表面,所述多个经度指示标识设于所述指示外表面上,其中所述经度指示件可拆卸地固定在所述支撑件上,并且当所述经度指示件固定在所述支撑件上时,所述经度指示件与所述支撑件的相对位置唯一。

医用稳定器

技术领域

[0001] 本公开涉及外科手术领域,特别地,涉及一种用于外科手术的医用稳定器。

背景技术

[0002] 在外科微创手术中,医用稳定器被广泛用于对伸入到患者体内的套管进行一定程度的固定,以使得手术器械经由套管伸入患者体内后获得一定程度的支撑,进而使得医生在操作手术器械时,手术器械较为稳定。

[0003] 然而,传统的稳定器在术中对于精准操作的作用无法进一步提高。在目视操作的过程中,医生凭借经验和目视测量,将套管对准到病灶区域后进行切割工作。随着病灶待切割区域的范围越来越小,将套管对准到病灶区域的精度要求也就越来越高。此时,通过经验和目视测量所得到的对准位置无法满足精度的要求,所带来的结果则是医生需要进行多次尝试性的切割,这增加了手术时间、提高了手术难度并降低了手术的安全性。

发明内容

[0004] 本公开旨在解决外科微创手术中套管对准精度较低的问题。

[0005] 本公开提供一种医用稳定器,医用稳定器适于对伸入患者体内的手术器械进行支撑。该医用稳定器包括支撑件、转动件以及套管。支撑件适于安置在患者的体表上;转动件以能够相对支撑件万向转动的方式被支撑件支撑;套管构造为穿过由转动件限定的通孔而从支撑件的一侧延伸至支撑件的另一侧且部分地伸入患者的体内,并在其内部限定供手术器械伸入到患者的体内的通道。医用稳定器设有位于其背离体表的一侧的多个经度指示标识、多个第一纬度指示标识和多个第二维度指示标识,多个经度指示标识呈环状间隔分布且围绕套管,多个第一纬度指示标识沿第一方向间隔分布,多个第二维度指示标识沿与第一方向正交的第二方向间隔分布。

[0006] 通过术前拍摄的影像可以确定患处的位置和深度。根据这些数据确定伸入患者体内的套管的长度,即为确定留在患者体外的套管的长度。由于转动件被支撑在支撑件内做万向转动,所以当套管穿过转动件的通孔后,套管可以以转动件为旋转中心而转动,并且套管在转动件两侧的部分可以以角度相同、方向相反的状态转动。据此,能够唯一地确定留在患者体外的套管的远端端部的位置。

[0007] 伸入患者体内的套管长度确认后,套管的远端的运动范围应被理解为以转动件的转动中心为球心、从转动中心到套管远端端部长度为半径的半球球面。因此,球面上的每一个点在该球面所在的空间坐标系上都具有唯一值。同理,对应的留于患者体外的套管的远端的端部的运动范围也应被理解为以转动件的转动中心为球心、从转动中心到套管近端端部长度为半径的半球球面。医生术前根据待切割部位的位置可以确定与之对应的套管远端端部的第一目标球面坐标。根据套管远端端部的第一目标球面坐标,能够确定套管近端端部与之对应的第二目标球面坐标。手术时,医生能够参考医用稳定器多个经度指示标识、多个第一纬度指示标识和多个第二维度指示标识将套管近端端部移动至第二目标球面坐标,

使得套管远端端部精准地移动至第一目标球面坐标,进而使得套管远端端部精准地位于待切割部位处。

[0008] 由此可见,本公开提供的医用稳定器提高了套管的对准精度,减少了尝试性的切割次数,降低了手术难度并提高了手术的安全性。

[0009] 在一示例性的实施例中,套管能够在通孔的引导下沿其轴向滑动,并且套管的外表面设有沿轴向间隔分布的多个深度指示标识。

[0010] 当需要对套管伸入患者体内的深度进行调整时,本公开提供的套管可沿着通孔轴向滑动,实现了套管在患者体内可伸缩。通过套管的外表面的多个深度指示标识,可精确地将套管远端端部移动到该深度下所指定的待切割部位。

[0011] 医生通过术前拍摄的影像可以确定每个待切割部位的位置和深度,预先确定每个待切割部位对应的套管近端端部所在的球面坐标,进而进一步降低了手术强度、提高了手术的安全性。

[0012] 在一示例性的实施例中,通孔的孔径小于套管的外径,并且转动件构造成能够弹性形变以使通孔的内径扩大。

[0013] 由于转动件的弹性形变能力,外径大于通孔孔径的套管可以使得通孔的孔径扩大而进入通孔。同时,通孔的内表面因为转动件的弹性而向套管施加向内的压力,使得被弹性件压靠的套管在不受外力的情况下无法移动,保证了伸入患者体内的套管始终保持期望的长度,提高了手术的安全性。

[0014] 在一示例性的实施例中,支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,接收孔具有呈部分球状的内接触面,转动件具有呈部分球状的外接触面。转动件置于接收孔中,并且内接触面与外接触面接触,使得转动件以能够相对支撑件万向转动的方式被支撑件支撑。

[0015] 接收孔沿厚度方向贯穿支撑件,并接收转动件,穿过转动件通孔的套管也穿过支撑件,使得套管以转动件为中心的旋转运动不被干涉。接收孔的内接触面和转动件的外接触面都呈部分球状,即转动件的外接触面的任一点到接收孔的内接触面的距离相对均匀,这使得当转动件相对于接收孔转动时,转动件的旋转运动不被干涉。

[0016] 在一示例性的实施例中,当套管未进入通孔中时,外接触面的球径小于内接触面的球径;当套管进入通孔中时,外接触面压靠内接触面。

[0017] 在当套管进入通孔中后,受转动件的弹性形变能力的影响,外接触面沿着垂直于通孔轴线的径向方向上被一定程度的扩张,进而压靠接收孔的内接触面,使得转动件在不受外力的情况下无法移动,保证了伸入患者体内的套管始终保持期望的角度,提高了手术的安全性。

[0018] 在一示例性的实施例中,转动件在通孔的轴线所在的平面的一侧具有沿着通孔的轴线由轴线到转动件的外接触面贯穿转动件的第一豁口。

[0019] 由于套管的外径大于通孔的孔径,因此,将套管直插入通孔的方式,套管远端端部在通过通孔的过程中会对通孔造成一定程度的破坏,影响通孔对套管的压紧力,易造成套管的不期望的运动。

[0020] 第一豁口能够使套管经其进入通孔,即套管可在侧方经由第一豁口以套管远端端部-通孔非接触的方式进入通孔,进而避免套管远端端部对通孔造成一定程度的破坏的可能。

[0021] 在一示例性的实施例中,第一豁口最窄处的宽度小于通孔的直径。

[0022] 因为转动件的弹性形变能力,可以通过挤压使套管沿径向方向经由转动件第一豁口的最窄处进入通孔,待套管通过第一豁口的最窄处后,第一豁口的最窄处受弹性作用发生回弹,使得在不受外力的情况下,第一豁口的最窄处限制套管沿径向方向从转动件移出。

[0023] 在一示例性的实施例中,第一豁口趋近通孔而逐渐变窄。换句话说,套管在经由第一豁口到达通孔的过程中,经过了第一豁口的最窄处之后便进入了通孔内,进一步实现套管在通孔内的固定效果。

[0024] 在一示例性的实施例中,支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,接收孔具有呈部分球状的内接触面,转动件具有呈部分球状的外接触面,其中转动件置于接收孔中,并且内接触面与外接触面接触,使得转动件以能够相对支撑件万向转动的方式被支撑件支撑。支撑件可以形成有第二豁口,第二豁口允许套管沿着转动件的径向方向经由支撑件进入通孔内。换句话说,套管可以无遮挡地经由第二豁口进入第一豁口,使得套管从医用稳定器的外部进入通孔中更加方便。

[0025] 在一示例性的实施例中,医用稳定器还包括锁定机构,锁定机构构造为锁定转动件,以可释放地限制转动件相对支撑件的转动。

[0026] 当套管进入通孔之后,为避免套管在手术过程中受外力而发生偏转,在套管的远端端部对准待切割处之后,利用锁定机构,将转动件紧固到位,以使得转动件即使在手术器械经由套管对转动件施加外力的情况下也不能被轻易转动,由此进一步保证了手术过程中套管的对准精度,提高了手术的安全性。

[0027] 在一示例性的实施例中,支撑件限定沿其厚度方向贯穿的接收孔,接收孔具有呈部分球状的内接触面,转动件具有呈部分球状的外接触面,其中转动件置于接收孔中,并且内接触面与外接触面接触,使得转动件以能够相对支撑件万向转动的方式被支撑件支撑。锁定机构包括紧固件和由支撑件限定的螺纹孔,螺纹孔从支撑件的外表面延伸至内接触面,紧固件构造为通过与螺纹孔螺合而锁定转动件。采用螺纹旋紧锁定的方式,使得锁定机构对转动件的紧固过程更加省力,并且更容易获得力的反馈,以清楚的了解当前的紧固效果。

[0028] 在一示例性的实施例中,医用稳定器还包括经度指示件,经度指示件具有呈部分球状的、围绕套管的指示外表面,多个经度指示标识设于指示外表面上,其中经度指示件可拆卸地固定在支撑件上,并且当经度指示件固定在支撑件上时,经度指示件与支撑件的相对位置唯一。

[0029] 球状的经度指示件能够便于在多个角度对当前所指示的经度指示标识进行观察。由于套管需经由第二豁口和第一豁口,沿径向方向进入通孔,所以为保证套管的顺利安装,将经度指示件可拆卸地固定在支撑件上。为避免安装后的经度指示件上的多个经度指示标识无法与术前计划的套管近端端部待调整的方位相对应,本公开提供的经度指示件与支撑件的相对位置是唯一的。

附图说明

[0030] 为了更清楚地说明本公开实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图做简单地介绍。

[0031] 应当理解,以下附图仅示出了本公开的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它相关的附图。

[0032] 应当理解,在附图中使用相同或相似的附图标记来表示相同或相似的元素(构件或组成部分)。

[0033] 应当理解,附图仅是示意性的,附图中的元素(构件或组成部分)的尺寸和比例不一定精确。

[0034] 图1是根据本公开一实施例的医用稳定器的结构示意图。

[0035] 图2是图1中的医用稳定器取下经度标示件的结构示意图。

[0036] 图3是图1中的医用稳定器的从另一个视向观察的结构示意图。

[0037] 图4是图1中的医用稳定器的一部分构件的分解示意图。

[0038] 图5是示出了图1中的医用稳定器的转动件和套管的结构示意图。

具体实施方式

[0039] 下面将结合本公开实施方式中的附图,对本公开实施方式中的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施方式仅仅是本公开一部分实施方式,而不是全部的实施方式。

[0040] 如图1-图5所示,本实施例的医用稳定器100包括支撑件110、转动件120、套管130和经度指示件140。

[0041] 支撑件110适于安置在患者的体表上。

[0042] 转动件120安装在支撑件110上并被支撑件110支撑,能够相对于支撑件110进行万向转动。可以理解为,当转动件120支撑在支撑件110上并进行万向转动时,其与支撑件110之间的相对位置不受转动件120的转动而发生变化,转动件120可以是以不可从支撑件110中脱离的方式被接收在支撑件110中,例如转动件120可以是嵌入到支撑件110中。

[0043] 套管130构造为穿过由转动件120限定的通孔122而从支撑件的一侧延伸至支撑件的另一侧,且部分地伸入患者的体内(通常为套管的远端部分),并在其内部限定供手术器械伸入到患者的体内的通道。在本示例中,通孔122的中心轴线穿过转动件120的中心,使得最小化转动件120的旋转范围,并保证向各个方向旋转的力度均匀。由于转动件120与支撑件110之间的相对位置不因转动件120的转动而发生变化,因此,当套管130进入通孔122中之后,套管130以转动件120为旋转中心而转动。

[0044] 经度指示件140位于支撑件110的背离患者体表的一侧,具有呈部分球状的、围绕套管130的指示外表面142,指示外表面142上设有多个经度指示标识144。在本示例中,多个经度指示标识144可以在指示外表面142以周向360°均匀分布。相邻两个经度指示标识的间隔度数可以按照实际需求而定,例如可以是0.1°、1°或10°等等。球状的指示外表面142便于医生在多个角度对当前所指示的经度指示标识144进行观察。

[0045] 在支撑件110的背离患者体表的一侧还设有多个第一纬度指示标识112和多个第二纬度指示标识114。多个第一纬度指示标识112沿第一方向F间隔分布,多个第二纬度指示标识114沿与第一方向F正交的第二方向S间隔分布。例如,在某些实施例中,多个第一纬度指示标识112应与多个经度指示标识144中的两个(构成180°,例如0°和180°)保持垂直,由

此限定第一方向F。同理,第二方向S正交于第一方向F,多个第二纬度指示标识114应与多个经度指示标识144中的两个(构成 180° ,例如 90° 和 270°)保持垂直。

[0046] 在某些实施例中,经度指示件140可拆卸地固定在支撑件120上,并且当经度指示件140固定在支撑件120上时,经度指示件140与支撑件120的相对位置唯一,以避免安装后的经度指示件140上的多个经度指示标识144无法与术前计划的套管近端端部待调整的方位相对应。

[0047] 在本示例中,当套管130进入通孔122后且在套管130与支撑件110背离患者的一侧垂直的情况下(这里被称为套管130的初始姿态),套管130与经度指示件140同轴。术语“近端”、“远端”以转动件120为分界,即通过转动件120伸入患者体内的套管130的一端为远端,与远端相对应的为套管130的近端。换句话说,本文中的远近方向与厚度方向T一致。

[0048] 通过术前拍摄的影像可以确定患处的位置和深度。根据这些数据确定伸入患者体内的套管130的长度,即为确定留在患者体外的套管130的长度。由于转动件120被支撑在支撑件110内做万向转动,所以当套管130穿过转动件120的通孔122后,套管130可以以转动件120为旋转中心而转动,并且套管130在转动件120两侧的部分可以以角度相同、方向相反的状态转动。据此能够唯一地确定留在患者体外的套管130的近端端部的位置。

[0049] 伸入患者体内的套管130长度确认后,套管130的远端的运动范围应被理解为以转动件120的转动中心为球心、从转动中心到套管130远端端部长度为半径的半球球面。因此,球面上的每一个点在该球面所在的空间坐标系上都具有唯一值。同理,对应的留于患者体外的套管130的近端端部的运动范围也应被理解为以转动件120的转动中心为球心、从转动中心到套管130近端端部长度为半径的半球球面。医生术前根据待切割部位的位置可以确定与之对应的套管130远端端部所在的第一目标球面坐标。根据套管130远端端部所在的第一目标球面坐标,能够确定套管130近端端部与之对应的第二目标。手术时,医生能够参考。

[0050] 医用稳定器多个经度指示标识144、多个第一纬度指示标识112和多个第二纬度指示标识116将套管130近端端部移动至第二目标球面坐标,使得套管130远端端部精准地移动至第一目标球面坐标,进而使得套管远端端部精准地位于待切割部位处。

[0051] 由此,本实施例提供的医用稳定器提高了套管130的对准精度,减少了尝试性的切割次数,降低了手术难度并提高了手术的安全性。

[0052] 继续参照图2,套管130能够在通孔122的引导下沿其轴向滑动,并且套管130的外表面设有沿轴向间隔分布的多个深度指示标识(在附图中被示出为位于套管130外表面的刻线)。在本示例中,深度指示标识用来指示套管130伸入患者体内的深度,此时套管130伸入患者体内的深度由当前转动件120的通孔122的靠近套管130近端的通孔边缘所对应的深度指示标识表示。在其他实施例中,可以根据套管自身总长任意调整当下的指示位置所对应套管与转动件之间的位置关系

[0053] 在本示例中,当需要对套管伸入患者体内的深度进行调整时,套管130可沿着通孔122轴向滑动的套管130可实现在患者体内伸缩。通过套管130的外表面的多个深度指示标识,可精确地将套管130远端端部移动到该深度下所指定的待切割部位。

[0054] 医生通过术前拍摄的影像可以确定每个待切割部位的位置和深度,预先确定每个待切割部位对应的套管130近端端部所在的球面坐标,进而进一步降低了手术强度、提高了

手术的安全性。

[0055] 在本实施例中,如图4所示,支撑件110限定沿其厚度方向T贯穿的接收孔114,接收孔114具有呈部分球状的内接触面1142,转动件120具有呈部分球状的外接触面124,其中转动件120置于接收孔114中,并且内接触面1142与外接触面124接触,使得转动件120以能够相对支撑件110万向转动的方式被支撑件110支撑。

[0056] 接收孔114在T方向上具有有效贯穿区域(即在该区域内,沿T方向穿过支撑件110时不会受支撑件110遮挡)。有效贯穿区域应保证:当套管130位于初始姿态时,其向任意方向偏转的角度都相等且满足术中对待切割部位的对准需求;同时有效贯穿区域在其径向方向上的最大范围应小于呈部分球状的外接触面124的球径,以避免转动件120从接收孔114脱离。

[0057] 接收孔114沿厚度方向T贯穿支撑件110,并接收转动件120,穿过转动件120的通孔122的套管130也穿过支撑件110,使得套管130以转动件120为中心的旋转运动不被干涉。接收孔114的内接触面1142和转动件120的外接触面124都呈部分球状,即转动件120的外接触面124的任一点到接收孔114的内接触面1142的距离相对均匀,这使得当转动件120相对于接收孔114转动时,转动件120的旋转运动不被干涉。

[0058] 在本实施例中,如图4和图5所示,在通孔122的孔径小于套管130的外径,并且转动件120构造成能够弹性形变以使通孔122的内径扩大。

[0059] 由于转动件120的弹性形变能力,外径大于通孔122孔径的套管130可以使得通孔122的孔径扩大而进入通孔122。同时,通孔122的内表面因为转动件120的弹性而向套管130施加向内的压力,使得被通孔122的内表面压靠的套管130在不受外力的情况下无法移动,保证了伸入患者体内的套管130始终保持期望的长度,提高了手术的安全性。

[0060] 在本实施例中,当套管130未进入通孔122中时,外接触面124的球径小于内接触面1142的球径;当套管130进入通孔122中时,外接触面124压靠内接触面1142。

[0061] 在当套管130进入通孔122中后,受转动件120的弹性形变能力的影响,外接触面124沿着垂直于通孔122轴线的径向方向上被一定程度的扩张,进而压靠接收孔114的内接触面1142,使得转动件120在不受外力的情况下无法移动,保证了伸入患者体内的套管130始终保持期望的角度,提高了手术的安全性。

[0062] 在本实施例中,再次参考图2和图5,转动件120在通孔122的轴线所在的平面的一侧具有沿着通孔122的轴线由轴线到转动件120的外接触面贯穿转动件120的第一豁口126。第一豁口126最窄处的宽度小于通孔122的直径。

[0063] 第一豁口126能够使套管130经其进入通孔122,即套管可在侧方经由第一豁口126以套管远端端部-通孔122非接触的方式进入通孔122,进而避免套管远端端部对通孔122造成一定程度的破坏的可能。在本示例中,为保证套管130可在侧方经由第一豁口126进入通孔122,沿着通孔122的轴线方向,转动件120被一个或多个狭缝分割成两个或多个球瓣129,球瓣129彼此通过狭缝128内的连接部127相互连接,用于向第一豁口126提供使其扩大的弹性空间。在本示例中,第一豁口126趋近通孔122而逐渐变窄,在其他实施例中,第一豁口126可以是等宽的。

[0064] 在本实施例中,支撑件110可以形成有第二豁口115,第二豁口115允许套管130沿着转动件120的径向方向经由支撑件110进入通孔120内。

[0065] 套管130可以无遮挡地经由第二豁口115进入第一豁口126,使得套管130从医用稳定器100的外部进入通孔122中更加方便。

[0066] 在本实施例中,如图1和图2所示,医用稳定器100还包括锁定机构,锁定机构构造为锁定转动件120,以可释放地限制转动件120相对支撑件110的转动。

[0067] 锁定机构包括紧固件150和由支撑件限定的螺纹孔(未示出),螺纹孔从支撑件110的外表面延伸至内接触面1142,紧固件150构造为通过与螺纹孔螺合而锁定转动件120,即为当紧固件151与螺纹孔螺合时,紧固件150抵住转动件120,以限制转动件120继续转动。在其他实施例中,锁定机构可以包括多个紧固件150和多个对应的螺纹孔。

[0068] 当套管130进入通孔122之后,为避免套管130在手术过程中受外力而发生偏转,在套管130的远端端部对准待切割处之后,利用锁定机构将转动件120紧固到位,以使得转动件120即使在手术器械经由套管130对转动件120施加外力的情况下也不能被轻易转动,由此进一步保证了手术过程中套管130的对准精度,提高了手术的安全性。

[0069] 应当理解,本公开使用的术语“包括”及其变形是开放性包括,即“包括但不限于”。术语“一个实施例”表示“至少一个实施例”,术语“另一实施例”表示“至少一个另外的实施例”。

[0070] 需要说明的是,在上述具体实施方式中所描述的各个具体技术特征(元素),在不矛盾的情况下,可以通过任何合适的方式进行组合,为了避免不必要的重复,本公开对各种可能的组合方式不再另行说明。

[0071] 以上所述,仅为本公开的具体实施方式,但本公开的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本公开揭露的技术范围内,可想到变化或替换,都应涵盖在本公开的保护范围之内。因此,本公开的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

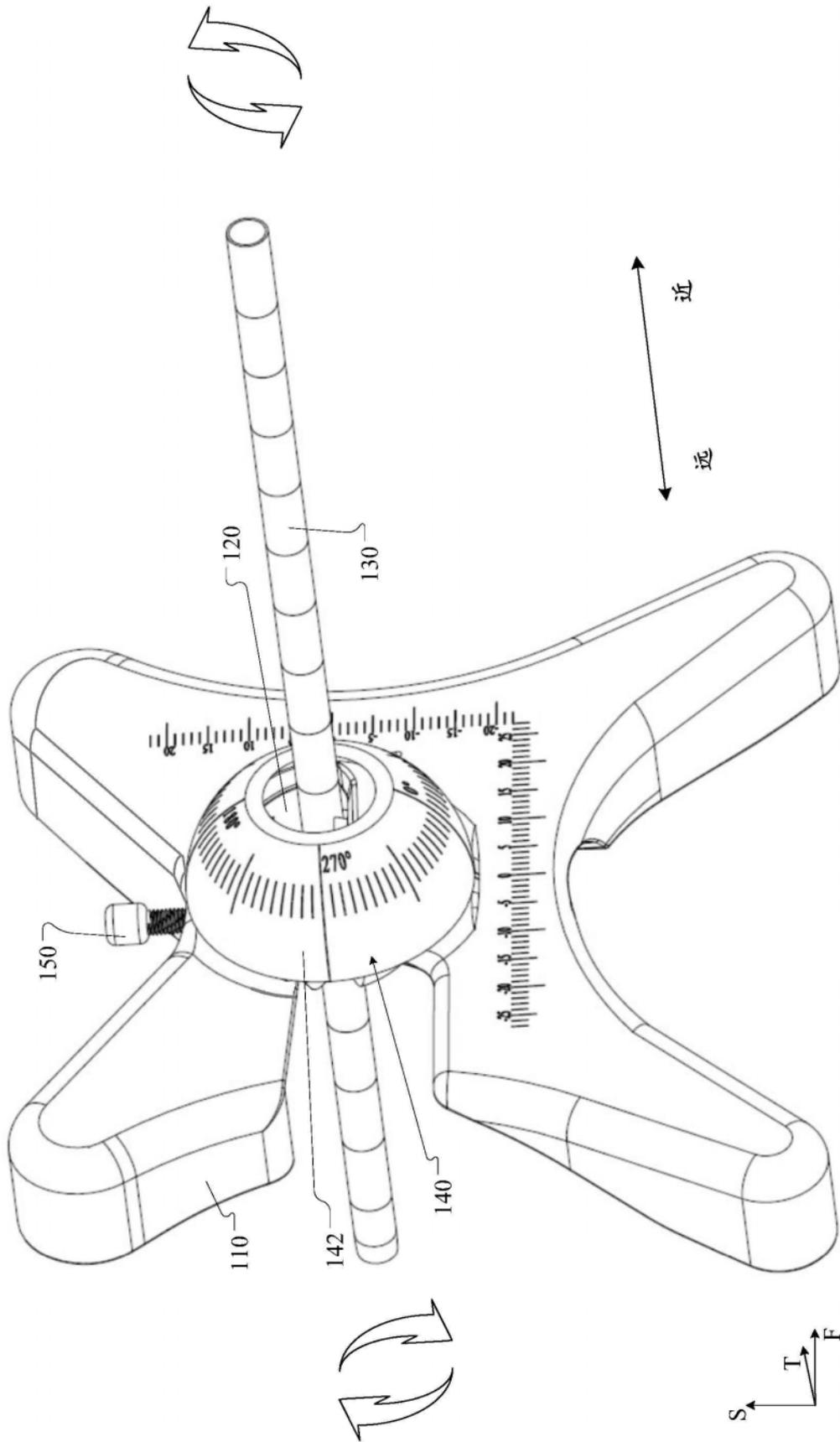


图1

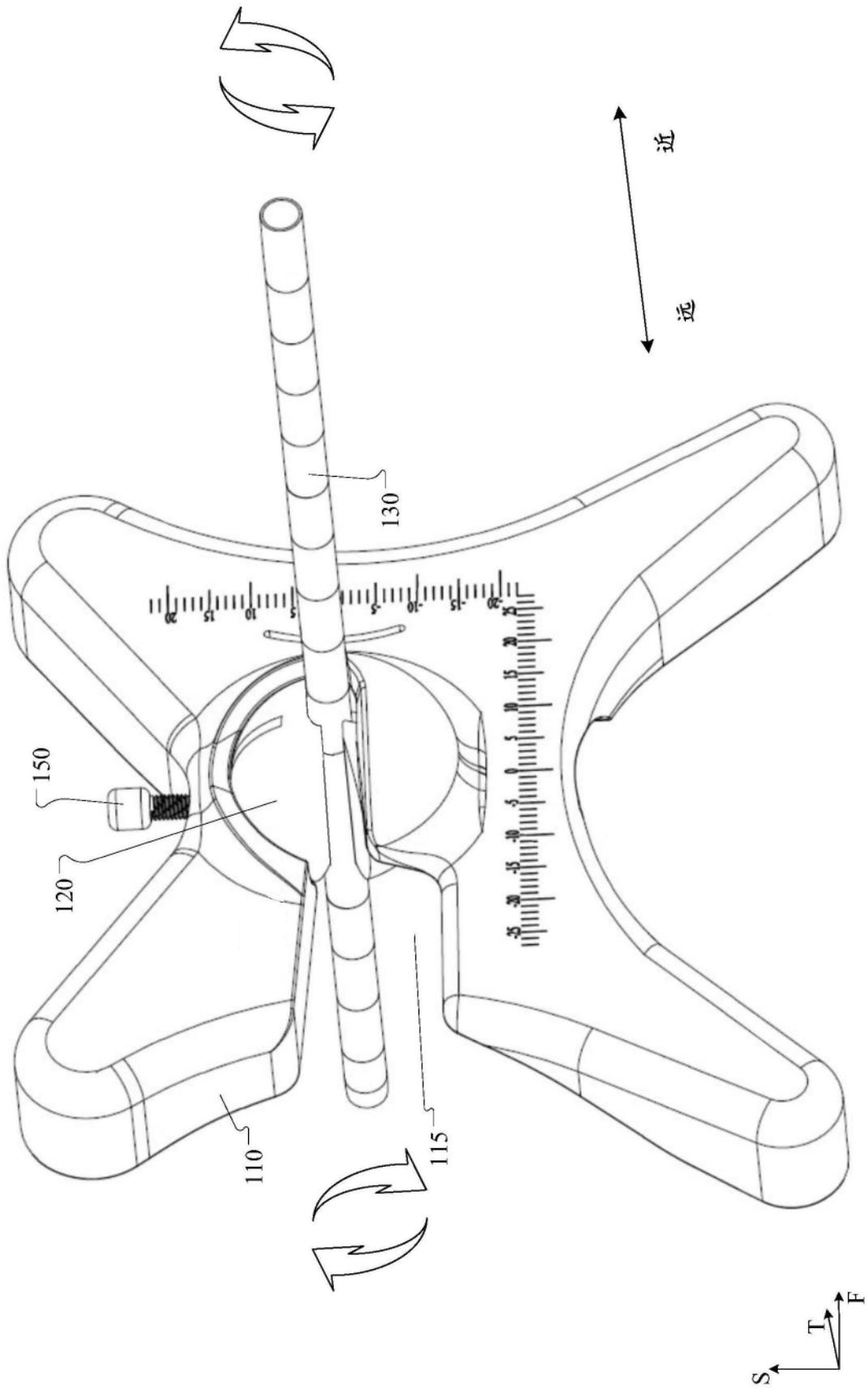


图2

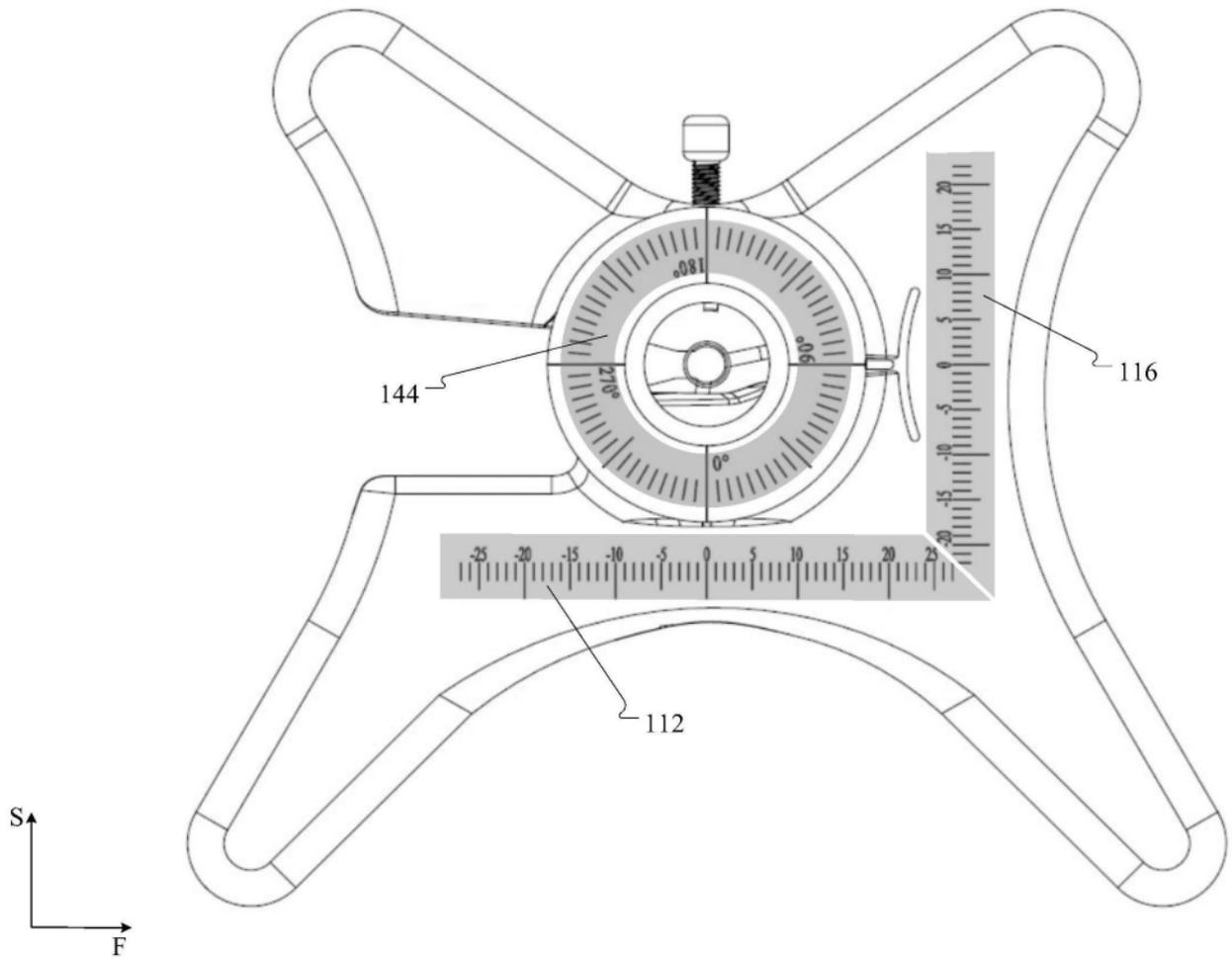


图3

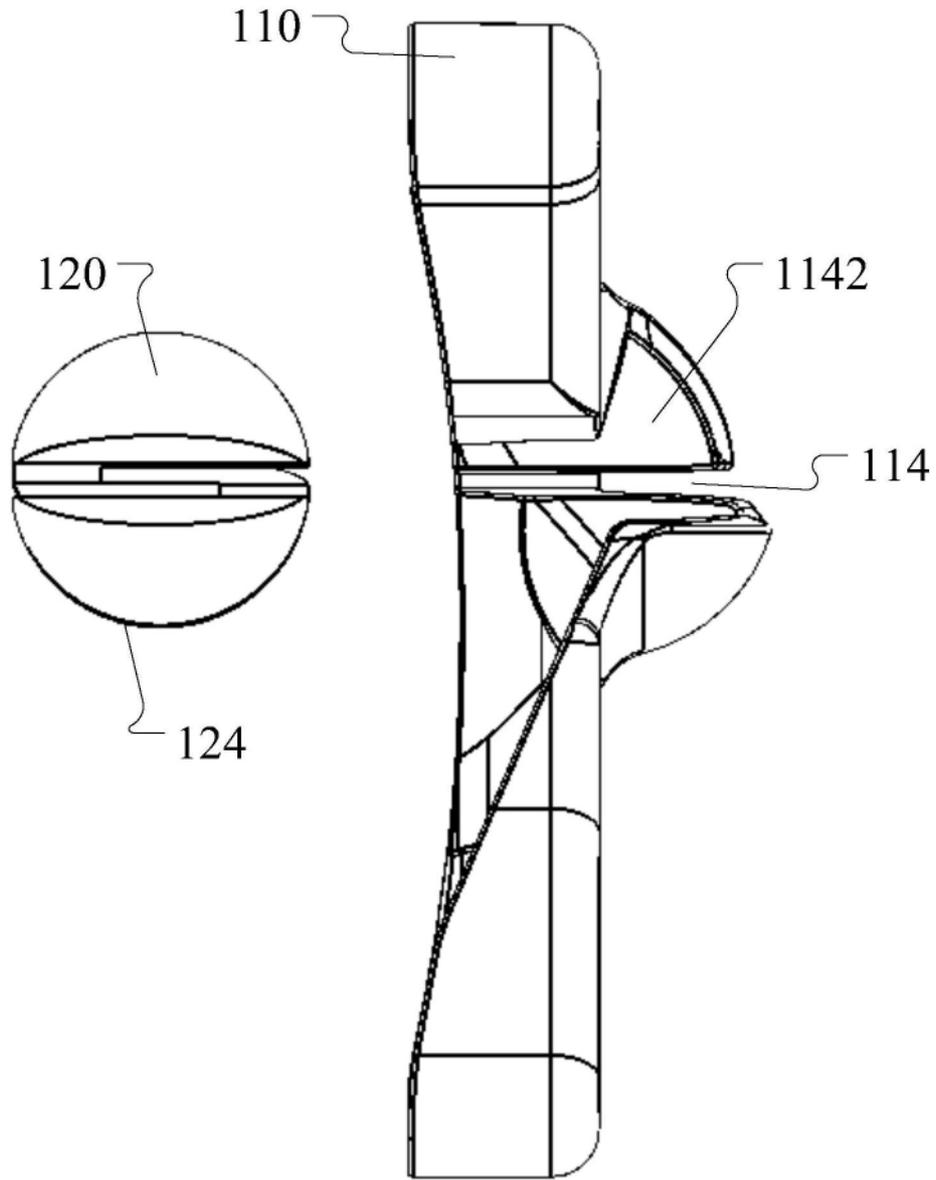


图4

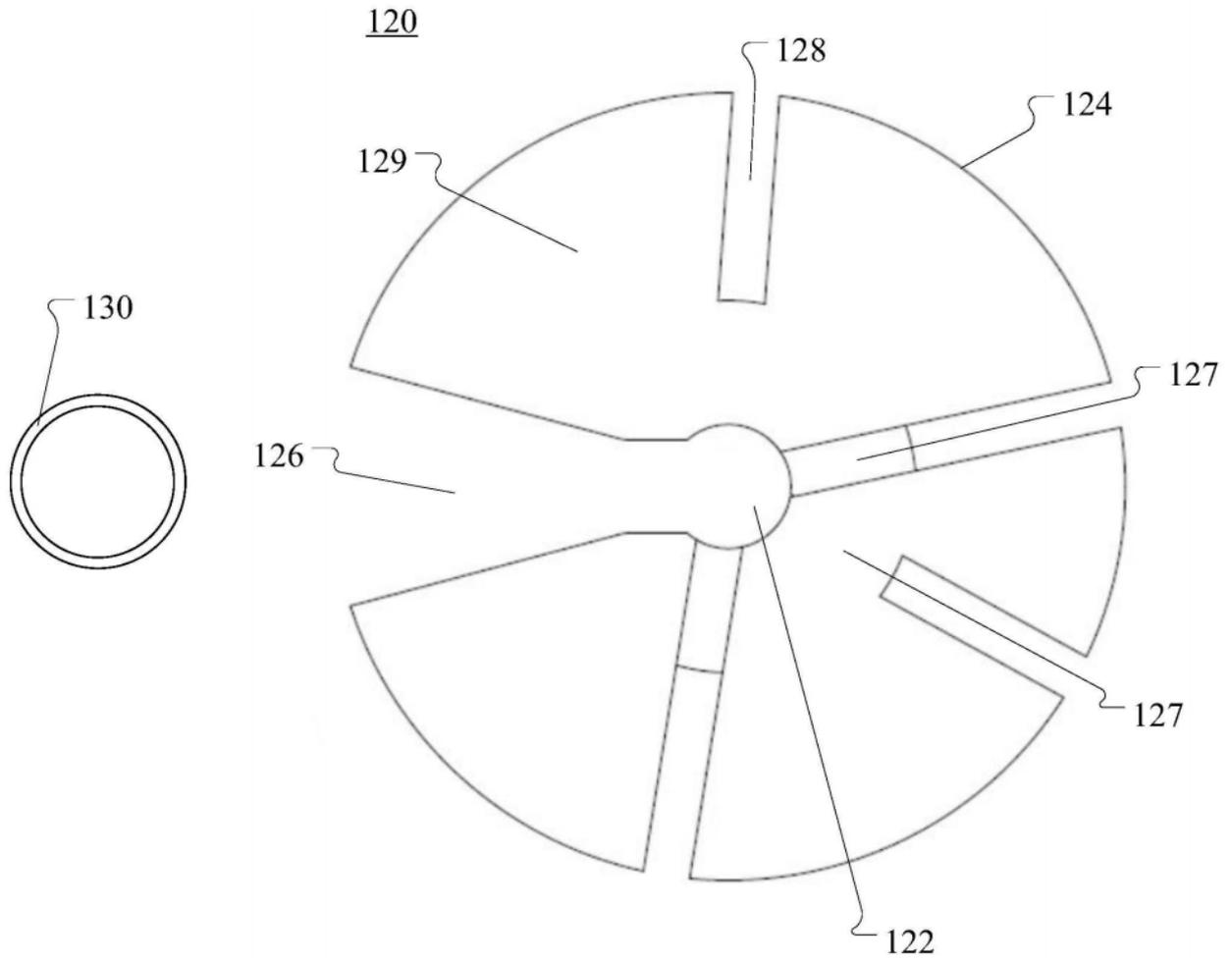


图5