

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510114089.5

[51] Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 18/12 (2006.01)
A61B 18/02 (2006.01)

[43] 公开日 2006年6月21日

[11] 公开号 CN 1788692A

[51] Int. Cl. (续)

A61B 18/04 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

[22] 申请日 2005.10.24

[21] 申请号 200510114089.5

[30] 优先权

[32] 2004.10.22 [33] US [31] 10/971,448

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 詹姆斯·W·沃格利

罗伯特·佩林·吉尔

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 易咏梅

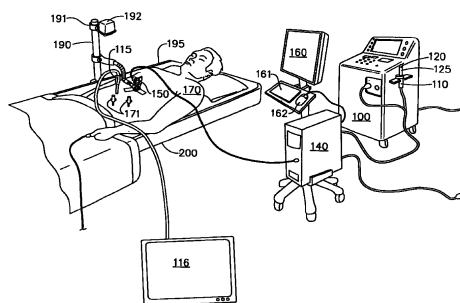
权利要求书 5 页 说明书 25 页 附图 28 页

[54] 发明名称

使用组织作为基准来治疗组织的系统和方法

[57] 摘要

使用手术装置治疗组织的方法和系统，所述方法包括以下步骤：显示由成像装置收集成像数据而产生的图像，从所述图像选择至少一个组织靶标，在至少一次呼吸循环期间收集图像数据和跟踪所述组织靶标，确定所述组织靶标的驻留位置以及显示在所述驻留位置的所述组织靶标收集的图像数据产生的图像。所述方法进一步包括：确定手术装置相对于驻留位置的位置和方向，指示显示屏上手术装置的轨迹。所述方法可以进一步包括的步骤是：监视呼吸循环，指示何时所述组织靶标正接近所述驻留位置，基于所述驻留位置和轨迹在患者中定位手术装置以及治疗所述组织靶标。



1. 一种使用手术装置治疗身体体积内组织的方法，该方法包括以下步骤：
- 5 使用成像装置收集与身体体积相关联的基线图像数据；
 从所述基线图像数据产生图像；
 在显示屏上显示所述图像；
 在身体体积中选择至少一个组织靶标以用于治疗；
 在身体体积的至少一次呼吸循环期间收集与所述组织靶标相关
- 10 联的呼吸图像数据；
 在所述至少一次呼吸循环期间跟踪所述组织靶标；
 确定所述组织靶标的驻留位置；
 当所述组织靶标位于所述驻留位置时使用收集的所述呼吸图像数据产生驻留位置图像；以及
- 15 将所述驻留位置图像显示在显示屏上。
2. 根据权利要求1所述的方法，进一步包括以下步骤：
 确定所述成像装置相对于参考点的位置和方向；
 确定所述驻留位置与所述参考点之间的关系；以及
 确定所述手术装置相对于所述参考点的位置和方向。
- 20 3. 根据权利要求2所述的方法，进一步包括的步骤是：指示所述手术装置相对于所述显示屏上的驻留位置图像的轨迹。
4. 根据权利要求2所述的方法，进一步包括以下步骤：
 监视身体体积的呼吸循环；
 指示所述组织靶标相对于所述驻留位置的位置；
- 25 基于所述驻留位置在身体体积中定位所述手术装置；以及
 用所述手术装置治疗所述组织靶标。
5. 根据权利要求4所述的方法，其特征在于，指示所述组织靶标相对于所述驻留位置的位置的步骤进一步包括指示何时所述组织靶标接近所述驻留位置。

6. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 指示所述组织靶标相对于所述驻留位置的位置的步骤进一步包括指示何时所述组织靶标处于所述驻留位置。

7. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 使用所述成像装置监视身体体积的呼吸循环。

8. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 指示所述组织靶标相对于所述驻留位置的位置的步骤包括音频指示。

9. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 在身体体积中定位所述手术装置的步骤进一步包括将所述手术装置放置在手术装置导向器中。

10. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 治疗所述组织靶标的步骤包括以下步骤:

提供具有可调节的止挡件的手术装置导向器, 所述止挡件用于限制所述手术装置可以插入到身体体积中的距离;

15 将位置指示器放置到与所述手术装置导向器相关联的第一位置处;

将所述位置指示器放置到与所述可调节止挡件相关联的第二位置处;

20 确定在所述第一位置和第二位置处的所述位置指示器的位置; 以及

将所述可调节止挡件设置成能将所述手术装置插入预定距离。

11. 根据权利要求10所述的方法, 其特征在于, 所述第一和第二位置指示器是磁传感器。

25 12. 根据权利要求10所述的方法, 其特征在于, 所述第一和第二位置指示器是光学传感器。

13. 根据权利要求1所述的方法, 进一步包括的步骤是: 当所述组织靶标位于所述驻留位置处时收集附加的图像数据并且更新驻留位置图像。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述手术装置是

射频消融探头。

15. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述手术装置是冷消融探头。

5 16. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述手术装置是微波消融探头。

17. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述手术装置是被加热的元件。

18. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述手术装置是超声消融探头。

10 19. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述成像装置是超声换能器。

20. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，显示所述驻留位置图像进一步包括显示驻留位置图像的至少一个正交视图、驻留位置图像的模拟三维视图或前述视图的组合。

15 21. 一种使用手术装置治疗身体体积内组织的系统，该系统包括：

成像装置；

控制装置；以及

显示屏；

20 其中所述控制装置被编程以执行以下步骤：

使用所述成像装置收集的与身体体积相关联的基线图像数据产生图像；

在显示屏上显示所述图像；

25 在身体体积的至少一次呼吸循环期间使用所述成像装置收集与身体体积相关联的呼吸图像数据，使用所述呼吸图像数据跟踪所选择的组织靶标；

确定所述组织靶标的驻留位置；

使用在所述组织靶标位于所述驻留位置时收集的所述呼吸图像数据产生驻留位置图像；以及

在显示屏上显示所述驻留位置图像。

22. 根据权利要求 21 所述的系统, 进一步包括手术装置导向器。

23. 根据权利要求 22 所述的系统, 其特征在于, 所述成像装置包括第一位置指示器, 并且所述成像装置导向器包括第二位置指示器。

24. 根据权利要求 23 所述的系统, 其特征在于, 所述手术装置导向器进一步包括:

可调节止挡件, 其用于限制所述手术装置可以被插入到身体内的距离;

10 用于所述第二位置指示器的第一固定器, 其与所述手术装置导向器相关联; 以及

用于所述第二位置指示器的第二固定器, 其可操作地与所述止挡件相联系,

15 其中, 通过确定第二位置指示器在所述第一和第二固定器中的位置, 可以将所述止挡件设置成将所述手术装置插入身体内一预定距离。

25. 一种使用手术装置治疗身体体积内组织的系统, 该系统包括:

成像装置;

20 控制装置; 以及

显示屏;

其中所述控制装置被编程以执行以下步骤:

使用所述成像装置收集与身体体积相关联的基线图像数据, 从所述基线图像数据产生图像;

25 在显示屏上显示所述图像;

在身体体积的至少一次呼吸循环期间, 使用所述成像装置收集与身体体积相关联的呼吸图像数据, 使用所述呼吸图像数据跟踪选择的组织靶标;

确定所述组织靶标的驻留位置;

使用在所述组织靶标位于所述驻留位置时收集的所述呼吸图像数据产生驻留位置图像；

在显示屏上显示所述驻留位置图像；

监视身体体积的呼吸循环；以及

5 指示所述组织靶标相对于所述驻留位置的位置。

使用组织作为基准来治疗组织的系统和方法

5 技术领域

本发明总体上涉及使用被插入到体内并由超声或其它成像装置引导的手术装置来治疗组织的系统。

背景技术

10 在治疗诸如肾或肝这样的实体器官中的肿瘤或病变的一种方法中，诸如射频（RF）消融探头这样的手术装置被放置到肿瘤中，并且使用 RF 能量破坏肿瘤细胞。使用诸如超声成像这样的成像系统来实现消融探头的放置。超声成像系统产生二维（2D）图像，有效地允许医师或外科医生查看超声探头的图像平面内的组织。如果超声
15 探头被定位成使消融探头和超声探头的轴共同对准，外科医生可以在超声波图像上观察消融探头在组织中的放置。然而，身体限制经常阻碍消融探头和超声探头的串联放置。如果肿瘤较大，可能需要将消融探头放置在一个以上位置处来访问肿瘤体积。在肿瘤比应用一次 RF 能量所消融的体积更大的情形中，消融探头按照需要的次数
20 被重定位并且在每次放置消融探头时应用 RF 能量。对于多次消融探头的应用，需要医生以智慧处理 2D 超声图像以产生消融探头放置的计划，然后执行该计划。消融探头的放置之间会经过 10 - 15 分钟。消融探头放置在超声探头的图像平面之外增加了三维（3D）计划的智力挑战，并且使该过程困难。残留的未消融肿瘤可以导致肿瘤复
25 发。

肿瘤的治疗被活组织的运动进一步复杂化。肿瘤体积和形状在该过程的时间帧内将不会变化，并且在数天甚至更长的时间内不会变化；然而，诸如呼吸和过程操作这样的运动将连续地改变体内肿瘤的位置。必须在静态图像上执行消融措施。由于呼吸和类似活动所

导致的肿瘤位置的变化，使用静态图像产生的计划不能用来确定从手术装置的固定靶标位置到组织靶标的轨迹。

需要一种方法和装置来辅助外科医生定位消融探头和其它手术装置，以在体内处理组织。还需要一种方法来辅助外科医生观察和计划手术装置的插入。进一步需要一种用于补偿因患者呼吸而导致的肿瘤活动的方法，以增加手术装置放置的精确性和改善肿瘤的治疗。

发明内容

10 本发明实施方案的第一方面提供了一种使用手术装置治疗身体体积内组织的方法。成像装置收集与身体体积相联系的图像数据。由所述成像数据产生图像并且将图像显示在显示屏上。选择身体体积中的至少一个组织靶标以进行治疗。接着，在身体体积的至少一次呼吸循环期间，收集与所述组织靶标相关联的图像数据，并且跟踪所述组织靶标的位置。确定组织靶标的驻留位置，当组织靶标位于所述驻留位置时，使用收集的所述成像数据产生驻留位置图像并且将所述驻留位置图像显示在显示屏上。

在进一步的实施方案中，身体体积的呼吸被监视。批示出组织靶标在驻留位置的时间并且将所述手术装置基于所述驻留位置定位在身体体积中。最后，采用该手术装置处理所述组织靶标。

附图说明

图 1A 是组织治疗系统的部件的方块图；

图 1B 是组织治疗系统的图示；

25 图 2 是本发明第一方面的视图，示出了固定装置；

图 3A 本发明的第一方面的第一实施方案的横截面，示出了手术装置导向器；

图 3B 是本发明的第一方面的第一实施例的分解图；

图 4A 是本发明的第一方面的第二实施例的横截面；

图 4B 是本发明的第一方面的第二实施例的分解图；

图 5 是本发明的第一方面的透视图，描绘出了杆组件被旋转以暴露患者的皮肤；

5 图 6A 是本发明第一方面的第一实施例的透视图，描绘了处于解锁位置的定位器；

图 6B 是本发明第一方面的第一实施例的透视图，描绘了处于锁定位置的定位器；

图 6C 是本发明的第一方面的透视图，描绘了限深器组件；

10 图 6D 是本发明第一方面的分解图，描绘了限深器组件的一个替代实施例；

图 6E 是本发明第一方面的分解图，描绘了被组装的限深器组件的一个替代实施例；

图 7A 是本发明第一方面的透视图，描绘了被插入的消融探头；

15 图 7B 是本发明第一方面的横截面，描绘了在参考位置处的被插入的消融探头；

图 7C 是本发明第一方面的透视图，描绘了在升高位置处的限深器；

图 7D 是本发明第一方面的横截面，描绘了在升高位置处的限深器；

20 图 8A 是本发明第一方面的第三实施例的横截面；

图 8B 是本发明第一方面的第三实施例的分解图；

图 9A 是本发明第一方面的第四实施例的横截面；

图 9B 是本发明第一方面的第四实施例的透视图；

图 10A 和 10B 是本发明第二方面的过程的流程图；

25 图 11 是根据本发明第二方面的采集显示屏的图示；

图 12 是根据本发明第二方面的指示外科医生选择的肿瘤轮廓的显示屏的图示；

图 13 是根据本发明第二方面的指示靶标治疗体积的显示屏的图示；

图 14 是根据本发明第二方面的指示手术装置导向器轨迹的显示屏的图示；以及

图 15A 和 15B 是本发明第三方面的过程的流程图。

5 具体实施方式

本发明涉及对患者体内组织的治疗。为了说明本发明的实施例，该说明将论述在超声成像引导下使用 RF 消融探头进行组织靶标的 RF 消融。该实施例实质上仅仅是示例性的并且绝非意味着限制本发明及其应用或使用。

10 手术装置导向器

本发明的第一方面涉及手术装置导向器，在此被称为定位器 150。现在参考附图，图 1A，1B 和 2 描绘了与患者 170 结合使用的系统部件的一个实施方式，该病人已准备好进行腹腔镜检查过程。腹腔镜检查过程的装置在本领域中是公知的。带有超声探头传感器 15
120 的超声探头支架 125 被连接到腹腔镜超声探头 110。尽管本发明的实施例中利用超声成像系统 100，但本发明并不限于超声装置，而是包括可替换的成像方法，包括但不限于 X 射线、数据断层摄影术 (CT)、正电子发射 (PET) 或者磁共振成像 (MRI)。类似地，尽管本发明的实施例利用 RF 消融探头 180，但本发明包括使用附加
20 的手术装置，例如冷消融探头(cryogen ablation probe)，微波消融探头，超声消融探头，超声换能器，加热元件和类似装置。超声系统 100 产生图像数据，该图像数据被传递到控制装置 140。超声探头传感器 120 向控制装置 140 提供位置和方向信息，从而辅助“堆叠” 2D 超声图像以形成模拟 3D 体积。

25 控制装置 140 包含导航电路和软件以处理由超声探头 110 产生的超声 2D 图像，从而形成由超声探头传感器 120 提供的模拟 3D 图像和位置信息。在此使用的控制装置 140 可以由单个装置或一起工作的多个装置组成。本领域的普通技术人员将理解控制装置 140 的功能可以被分解为几个部分。显示屏 160、键盘 161 和鼠标 162 可以被

5 5 连接到控制装置 140。替代实施例可以使用其它输入装置，例如轨迹球、触摸屏、触针或类似装置。控制装置 140 被安装在移动车 210 上，所述移动车支承如键盘 161 和鼠标 162 等的输入装置以及显示屏 160。由系统产生的图像被显示在显示屏 160 上。

10 5 定位器 150 为手术装置导向器并且包括定位器传感器 155，该定位器传感器也被连接到控制装置 140。在该过程期间，患者 170 躺在手术台 200 上并且定位器 150 被放置成与患者 170 接触。消融探头 180 通过定位器 150 被插入到患者 170 体内。连接到手术室手术台导轨 195 的固定装置 190 赋予了定位器 150 额外的稳定性。在图 2 中描绘出的固定装置 190 可以为从马萨诸塞州的 Raynham 的 Codman 有限公司获得的 Bookwalter Endoscopic instrument Kit。替代实施例可以包括其它固定装置或粘合剂以固定定位器 150 相对于患者 170 的位置。

15 15 在一个实施例中，固定装置 190 具有支承发射器的 192 刚性臂 191。在一个替代实施例中，可以将发射器 192 连接到房间的墙壁或天花板上，或者其它任何固定位置处。来自发射器 192 的信号由超声探头传感器 120 和定位器传感器 155 采集，并且用作系统的参考点。固定装置也可以包括用来校准定位器 150 的固定校准点 193。

20 20 在一个实施例中，定位器 150 和超声探头 110 的方向以及位置根据磁场传感器来确定，所述磁场传感器例如为 Blood 的美国专利 NO.4,945,305 中所描述的传感器，所述专利的公开文本被结合于此以作参考。所述系统包括安装在固定装置 190 上的磁发射器 192，连接到定位器 150 的磁定位器传感器 155 和连接到超声探头 110 的磁超声探头传感器 120。控制装置 140 能够执行关于超声探头 110 产生的图像确定定位器 150 的位置所必要的计算。存在几种可以确定定位器 150 和超声探头 110 的位置以及方向的方法。一个替代实施例利用连接到定位器 150 和超声探头 110 的光学传感器来确定它们的位置和方向。腹腔镜摄像机 115 可以被提供并且连接到控制装置 140 以允许摄像机 115 和控制装置 140 产生的其它显示器的并排显示。

作为另一选择,可以将腹腔镜摄像机连接到单独的手术室监视器 116 上。

现在参考图 3A 和 3B,在本发明第一方面的第二实施例中,定位器 150 由杆组件 300 和限深器组件 320 组成。包括半球形部分 331 的外杆 310 位于杆组件内。如这里所使用的,半球形表示具有球形的一部分的形状。半球形部分 331 具有带狭槽 311 的杆半径 330,所述狭槽允许杆半径 330 安置在框架 340 的相应框架半径 341 内。杆半径 330 和框架半径 341 起到类似于球窝接头的作用,从而允许外杆 310 关于框架 340 旋转。在一个替代实施例中,外杆 310 可以由球窝接头连接到框架 340。

包括杆张开元件 322 的内杆 315 被定位在外杆 310 内,所述杆张开元件 322 与外杆 331 的半球形部分的内表面配合。内杆 315 具有通道 800,诸如 RF 消融探头、活检穿刺针或类似物可以被插入到所述通道中。外科装置可以通过入口点 371 插入到定位器 150 中、穿过通道 800 并且在出口点 372 离开定位器 150。所述通道 800 可以是圆柱形形状。作为另一选择,通道 800 可以是多边形或三角形,从而使通道 800 的侧面牢固地夹紧手术装置。内杆 315 的近端包括切口 318,该切口允许杆头 319 卡锁在旋钮 380 中的凹槽 470 中。旋钮 380 具有与外杆倾斜表面 323 接合的倾斜表面 326。握住旋钮 380 并且将其旋转到一侧可牵引内杆 315 通过外杆,由此牵引外杆的半球形部分 331 进入配合框架半径 341。狭槽 311 允许杆半径 330 扩张并且反作用力在选择方向固定外杆 310 的角位置,从而锁定任何被插入的手术装置的轨迹。在此使用的轨迹表示手术装置进入患者体内的路径。

在一个实施例中,框架 340 由铰接接头连接到支架 325。框架 340 包括铰销 342,该铰销配合保持架 325 的铰槽 343 (hinge recess)。卡杆 391 接合卡扣 392,以将框架 340 固定在保持架 325 内。使卡杆 391 和卡扣 392 脱离接合允许框架 340 被转出保持架 325,以允许外科医生接近患者 170 的皮肤。保持架 325 具有抵靠在患者 170 的皮

5 肤上的底面 327。杆半径 330 的中心位于底面 327 上或紧靠其下方，以使杆半径 330 的中心接触患者 170。在该实施例中，由于杆半径 330 的半球形状，杆半径 330 的角旋转的中心在患者 170 的皮肤表面处或其附近，而不会产生明显的皮肤变形。将所述旋转中心放置在皮肤表面处或其附近使通过皮肤中切口的角运动的范围最大化，并且使所需切口的尺寸最小化。在一个实施例中，保持架 325 具有卡接端 303，该卡接端可以被连接到固定装置 190 的匹配插口 304 中。保持架 325 也可以利用柔性稳定器 350 来相对于患者 170 固定保持架 325 的位置。柔性稳定器 350 具有环形粘合剂 316 和患者粘合剂 10 317，所述环形粘合剂使其能够附着到保持架 325 的平坦区域 327，所述患者粘合剂附着到患者 170。患者粘合剂 317 被可剥离的覆盖物 355 覆盖以防止在定位器 150 最后放置到患者 170 上之前柔性稳定器 350 的粘结。

15 将限深器组件 320 置于旋钮 380 的顶部并且由偏转指状件 360 连接到外杆 310。限深器组件 320 由传感器框架 385、端盘 370、两个按钮闩 390 (button catch) 及其对应的弹性条带 395 组成。偏转指状件的搁架 (shelf) 365 接合端盘 370 的唇缘 366。限深器 320 利用嵌入到传感器框架 385 中的定位器传感器 155 来向控制装置 140 传递定位器 150 的位置和方向。传感器框架 385 容纳按钮闩 390 以及 20 它们各自的弹性条带 395。挤压按钮闩 390 使偏转指状件 360 弯曲并且从外杆 310 释放限深器组件 320。端盘 370 覆盖限深器组件 320 并且被固定就位。

25 在一个实施例中，将可动开闭器 345 连接到外杆 310 并且防止手术装置通过定位器 150 的通道 800。开闭器 345 包括开闭器止挡件 307，该开闭器止挡件通过窗式进出口 306 并且伸入到通道 800 中。开闭器 345 由弹性环 305 保持就位，该弹性环允许开闭器 345 枢转。插入到定位器 150 中的手术装置在一个已知的固定参考位置停靠在开闭器止挡件 307 上。从窗式进出口 306 牵引但并不是卸除开闭器 345，以从通道 800 去移开闭器止挡件 307，从而允许手术装置通过

定位器 150。在一个替代实施例中，开闭器 345 可以通过由弹簧偏压的铰接接头连接到外杆 310。在开闭器 345 上施加压力导致其枢转并且从通道 800 上移开闭器止挡件 307。插入件 335 可以被放置在通道 800 中以适应不同直径的手术装置。

5 现在参考图 4A 和 4B，即本发明第一方面的第二实施例，定位器 150' 包括容纳在外杆 310' 中的定位器传感器 155'，该定位器传感器用封装的环氧树脂 314' 保持就位并且连接到控制装置 140'。该替代实施例并不包括如前面的实施例所述的限深器组件 320 或开闭器 345。然而，与前面的实施例相同，内杆 315' 的近端具有切口
10 318'，该切口能够使杆头 319' 卡锁到旋钮 380' 的凹槽 470' 中。在本实施例中，盖 460' 插入到杆头 319' 内，以使其牢固地保持就位。插入件 335' 可以被放置到通道 800' 中以适应不同直径的手术装置。

与本发明第一方面的第一实施例相同，旋钮 380' 具有与外杆倾斜表面 323' 接合的倾斜表面 326'。握住旋钮 380' 并且将其旋转到一侧可牵引内杆 315' 通过外杆，并由此将外杆的半球形部分 331' 牵引入框架 340' 的配合框架半径 341'。狭槽 311' 允许外杆 310' 的杆张开元件 322' 的杆半径 330' 扩张并且反作用力在选择方向固定外杆 310' 的角位置，从而锁定任何被插入的手术装置的轨迹。

20 在一个实施例中，框架 340' 由铰销 342' 连接到保持架 325'，该铰销与保持架 325' 的铰槽 343' 配合。卡杆 391' 接合卡扣 392' 以将框架 340' 固定在保持架 325' 内。保持架 325' 具有卡接端 303'，该卡接端可以被连接到固定装置 190' 的匹配插口 304' 中，以将定位器 150' 保持就位。保持架 325' 也可以利用柔性稳定器 350' 来
25 相对于患者 170' 固定保持架 325' 的位置。柔性稳定器 350' 具有环形粘合剂 316' 和患者粘合剂 317'，所述环形粘合剂使其能够附着到保持架 325' 上的平坦区域 327'，所述患者粘合剂附着到患者 170'。患者粘合剂 317' 被可剥离覆盖物 355' 覆盖以防止在定位器 150' 最后放置到患者 170' 上之前柔性稳定器 350' 的粘结。

现在参考图 5, 在一个实施例中, 通过使卡杆 391 与卡扣 392 脱离接合, 定位器的杆组件 300 可以被旋转以暴露患者的皮肤。在保持架 325 内的四个狭槽 410 用作皮肤刻痕导向器, 使手术刀能够在所述狭槽之间产生经皮切口以便容易地通过皮肤插入手术装置。卡杆 391 和卡扣 392 的再次接合使外杆 310 返回到其在定位器 150 内的固定位置。在一个替代实施例中, 杆组件 300 可以使用多个卡扣而非铰接接头连接到保持架 325, 从而将杆组件 300 从保持架 325 上移除以暴露皮肤。在又一个替代实施例中, 可以通过通道 800 插入手术刀来切割皮肤, 而不用从保持架 325 上移除杆组件 300。

10 现在参考图 6A 和 6B, 在一个实施例中, 限深器组件 320 包括按钮闩 390, 该按钮闩允许从外杆 310 上移除限深器组件 320。当定位器 150 处于解锁位置时, 旋钮 380 覆盖其中一个按钮闩 390 以阻止从外杆 310 上移除限深器 320。将旋钮 380 旋转到锁定位置可暴露第二按钮闩 390。挤压按钮闩 390 使通孔 397 对准, 并且允许限深器
15 组件 320 从外杆 310 上被移除。

现在参考图 6C, 6D 和 6E, 在一个实施例中, 按钮闩被连接到传感器框架 385 的支柱 430 的弹性条带 395 偏压。挤压按钮闩 390 可拉伸弹性条带 395 并且对准通孔 397。使用夹持器而且不带定位器
20 传感器 155 的限深器 320 的构造的一个替代实施例在图 6D 和 6E 中被示出。

现在参考图 7A, 7B, 7C 和 7D, 当按钮闩 390 被挤压时使通孔 397 对准。消融探头 180 可以通过通孔 397 插入到通道 800 中直到它在一个已知的固定参考位置停靠在开闭器止挡件 307 上。挤压按钮闩 390 使偏转指状件运动, 以允许限深器 320 从外杆 310 上被移除
25 并且被定位在消融探头 180 上。当按钮闩 390 被释放时, 通孔 397 变得不对准并且夹紧消融探头 180。通孔 397 用作夹持器, 以在消融探头 180 上固定限深器 320 的位置。

现在参考图 8A 和 8B, 本发明第一方面的第三实施例包括滑动盘 310", 在保持架 325 已被附着到患者之后该滑动盘允许外科医生

调整插入点。当在此使用时，插入点是在患者的皮肤上消融探头被插入之处的点。在图 8A 和 8B 所示的实施例中，杆组件 200" 具有单根杆 210"，该杆在其远端带有半球形部分 231"。所述半球形部分 231" 具有杆半径 230" 和抵靠患者 250" 的底面，所述杆半径安置在框架 240" 的相应框架半径 241" 内。杆半径 230" 和框架半径 241" 起到类似于球窝接头的作用，从而允许杆 210" 相对于框架 240" 旋转。因此，杆半径 230" 的角旋转的中心在患者 250" 的皮肤表面处或其附近而不会产生明显的皮肤变形，从而使通过患者 250" 的皮肤中较小切口的运动的范围最大化。锁定旋钮 220" 由螺纹表面连接到杆 210"。锁定旋钮 220" 具有承载在圆盘元件 245" 上的锁定旋钮半径 233"。所述圆盘元件 245" 又承载在框架 240" 上。

杆 210" 的轴线 260" 确定了定位器 150" 的轨迹。握住旋钮 215" 并且朝一个方向运动它将导致杆 210" 围绕杆半径 230" 的中心枢转，从而改变定位器 150" 和任何被插入的手术装置的轨迹。半球形部分 231" 上的底面将轻轻地在患者 250" 的皮肤上摇动，从而允许杆半径 230" 的中心与患者保持接触。杆半径 230" 将靠着框架 240" 上的抵接的相应半径滑动。另外，锁定旋钮半径 233" 将靠着圆盘元件 245" 上的相邻半径滑动，从而在框架 240" 中的狭槽内运动圆盘元件 245"。

当轨迹被设计之后，锁定旋钮 220" 可以用来将杆 210" 锁定到固定位置。朝一个方向旋转锁定旋钮 220" 将迫使锁定旋钮半径 233" 靠在圆盘元件 245" 中的匹配半径上，并且在杆半径 230" 抵靠框架 240" 的点处抵抗框架 240" 牵拉半球形部分 231"。反作用力将把杆 210" 锁定在所选择的位置处。

当基座 320" 被固定在适当位置之后，滑动盘 310" 允许调整手术装置的插入点。框架 240" 由铰接接头连接到平台 300" 上。平台 300" 具有滑动盘 310"，该滑动盘置于基座 320" 上。可以通过运动保持架 320" 之上的滑动盘 310" 而改变所述插入点。环 330" 包括与保持架 320" 的螺纹表面 225" 接合的螺纹表面 335"。朝一个

方向旋转环 330" 将迫使环 330" 的边缘靠在滑动盘 310" 上。来自环 330" 和保持架 320" 的摩擦力将固定滑动盘 310" 的位置。

在该替代实施例中，定位器传感器 175" 被嵌入到杆 210" 的旋钮部分 215" 中。定位器传感器 175" 安装导线进入杆狭槽 207a"，
5 穿过内狭槽 206" 并且在杆狭槽 207b" 处离开。定位器传感器 175" 的导线然后经过框架 240" 并且终止于边缘卡 208"。定位器发射器 178" 被嵌入到夹持器臂 260" 中，所述夹持器臂将被连接到框架 240" 上。定位器发射器 178" 的导线被封装在电缆 265" 内。夹持器臂 260" 包括在其中一个弯曲构件 290" 中的嵌入式边缘卡 280
10 "，该边缘卡与框架 240" 中的边缘卡 208" 相配合。来自框架 240" 中的边缘卡 208" 的导线与嵌入到夹持器臂 260" 中的边缘卡 280" 连接。弯曲构件 290" 的末端 295" 卡锁在框架 240" 的槽 297" 内。夹持器臂 260" 的接头片 296" 钩住平台 300" 中的凹槽 298" 以将夹持器臂 260" 保持就位。

15 定位器 150" 包括皮肤刻痕导向器 330"，该皮肤刻痕导向器辅助外科医生使经皮切口与杆组件 200" 的中心对准。平台 300" 包括杆铰链 315，该杆铰链允许杆组件 200" 被转离平台 300" 的中心。平台 300" 包括皮肤刻痕导向器铰链 321"，该皮肤刻痕导向器铰链使皮肤刻痕导向器 360" 能够旋入平台 300" 的中心，从而使皮肤刻痕导向器 330" 中的狭槽与平台 300" 中孔的中心对准。当未使用时，
20 皮肤刻痕导向器 330" 被转出平台 300"。保持架 320" 包括粘合剂 340"，以将定位器 150" 附着到患者 120"。粘合剂 340" 具有可剥离覆盖物 350"，以防止在定位器 150" 的最后放置之前粘合剂 340" 的粘结。插入件 190" 可以被放置到杆 210" 中以适应不同直径的手术装置。
25

现在参考图 9A 和 9B，在本发明第一方面的第四实施例中，定位器 900 采用圆顶结构从而便于改变手术装置的轨迹。定位器 900 包括杆 902，该杆在其远端带有杆张开形元件 904。杆张开形元件 904 安置在框架 908 的相应框架半径 905 内，并且起到类似于球窝接头

的作用。杆 902 具有用于插入手术装置的通道 926。杆 902 包括容纳定位器传感器（未示出）的传感器臂 906。将框架 908 置于保持架 910 内并且被连接到下部圆顶 912 处。下部圆顶 912 具有指状件 914，所述指状件接合保持架 910 的唇缘 916，以将下部圆顶 912 连接到保持架 910 上。卡扣 918 枢转地安装在保持架 910 上。按压卡扣 918 可释放下部圆顶 912 的指状件 914 中的一个，并且允许从保持架 910 上移除下部圆顶 912。从保持架 910 移除下部圆顶 912 也从保持架 910 移除了框架 908，从而允许外科医生甚至在保持架 910 被固定就位之后接近患者的皮肤。可以使用柔性稳定器（未示出）将保持架 910 固定到患者身上，或者在一个替代实施例中，保持架 910 可以包括能够被连接到固定装置的夹持端。上部圆顶 920 停靠在下部圆顶 912 上。来自位于传感器臂 906 中的定位器传感器（未示出）的导线可以通过上部圆顶 920 中的狭槽 908 以将定位器传感器连接到控制装置。杆 902 通过上部圆顶 920 内的套环 922。包括螺纹表面的旋钮 924 接合杆 902 上的螺纹表面。旋钮 924 包括通道 926，手术装置可以插入到所述通道中。

上部圆顶 920 和下部圆顶 912 的构造允许外科医生操纵定位器 900 的轨迹。上部圆顶 920 在下部圆顶 912 的表面上滑动，以允许杆 902 旋转。外科医生可以通过握住和运动旋钮 924 来改变插入的角度，从而改变杆 902 和手术装置将被插入到其中的通道 926 的角度。插入的角度被围绕杆 902 的套环 922 和下部圆顶 912 的顶部边缘之间的接触限制。下部圆顶 912 中的狭槽 930 和框架半径 905 中的匹配框架狭槽 934 增加了插入的角度的范围，并由此增加了轨迹的范围。套环 922 可以被插入到狭槽 930 中以增加插入的角度。当套环 922 被插入到下部圆顶 912 中的狭槽 930 中时，杆 902 被插入到框架半径 905 中的匹配框架狭槽 934 中。上部圆顶 920 上的箭头 932 指示当上部圆顶 920 被对准时，使得套环 922 可以被插入到下部圆顶 912 中的狭槽 930 内而不会由于传感器臂 906 而发生干涉。下部圆顶 912 可以在保持架 910 内旋转 360°，由此允许外科医生按照需要重

定位狭槽 930 和框架狭槽 934。

一旦建立优选的轨迹，外科医生可以锁定定位器 900 的轨迹。可以通过握住和旋转旋钮 924 而锁定所述轨迹。朝一个方向旋转旋钮 924 将向上牵引杆 902 通过套环 922，从而将杆 902 的杆张开元件 904 5 牵引到匹配框架半径 905 内。同时，旋钮 924 的底部将向下压套环 922。反作用力在所选择的方向固定杆 902 的角位置，从而锁定被插入到通道 926 中的手术装置的轨迹。

在本发明第一方面的第五实施例中，限深器组件 320 可以独立于定位器 150 的其余部分被使用。限深器组件 320 可以与固定几何形状的手术装置一起使用，以控制手术装置插入到患者 170 体内。首先，包括定位器传感器 155 的限深器组件与插入点相关联。接着，限深器组件被定位在具有已知的固定几何形状的手术装置上。手术装置的末端必须位于相对于限深器组件的已知参考点。使用手术装置的已知几何形状以及参考点和限深器的位置和方向，当插入到患者 15 170 体内时，控制装置 140 能够计算手术装置的末端的位置。在所述图中，与针状手术装置一起示出了限深器。然而，如果几何形状已知并且被输入到控制装置 140 内，限深器组件可以与任何固定几何形状的手术装置一起使用。

将治疗靶标映射到组织上的方法

20 现在参考图 10A 和 10B，本发明第二方面涉及用于治疗患者体内的肿瘤或损伤的方法。本方法的一个实施例在步骤 500 开始设置装置。用于腹腔镜检查程序的设置程序已经被合理建立并且记载在单独的手术参考资料中。任何制造商的消融探头都可以用于该实施例。消融探头 180 如制造商的产品说明中所提及的那样被利用。该方法并不限于使用消融探头并且可应用于任何手术装置的控制。在 25 一个实施例中，如图 1B 和 2 中所示，提供了容纳键盘 161、鼠标 162 和显示屏 160 的移动车 210 并且将该移动车连接到控制装置 140。带有超声探头传感器 120 的超声探头支架 125 被安装到超声探头 110 上。超声系统 100 和定位器传感器 155 也连接到控制装置 140。将

腹腔镜摄像机 115 连接到单独的手术室监视器 116。

在步骤 510 中将固定装置 190 安装在手术室病床导轨 195 上,从而使固定装置的自由远端以轻摩擦状态位于插入点附近。固定装置 190 具有支承发射器 192 的第二刚性臂 191。发射器 192 在该方法中
5 用作参考点并且被连接到控制装置 140。将定位器 150 连接到固定装置 190 的自由端。在该方法的步骤 520 中,外科医生将腹腔镜摄像机 115 和超声探头 110 通过它们相应的套管针到达组织部位。

在步骤 530 中,外科医生校准超声探头 110 和定位器 150。在一个实施例中,超声探头 110 上超声探头传感器 120 的位置由控制装置 140 获知。在一个替代实施例中,外科医生可以使用键盘 161 和
10 鼠标 162 输入关于超声探头传感器 120 的物理位置的信息。在一个实施例中,控制装置 140、定位器传感器 155 在定位器 150 上的位置是已知的。在一个替代实施例中,外科医生可以输入关于定位器传感器 155 的物理位置的信息。在又一可替换的实施例中,入口点 371
15 和出口点 372 的位置、以及由此通道 800 相对于定位器传感器 155 的位置和方向可以由控制装置 140 计算。为了计算入口点 371 和出口点 372 的位置,外科医生首先必须将入口点 371 放置在一个固定位置,例如校准点 193 (如图 2 中所示)处。外科医生然后必须围绕入口点 371 枢转定位器 150,以将入口点 371 保持在校准点 193 处。
20 在枢转运动期间,定位器传感器 155 转录集中在入口点 371 处的球形的一部分。通过计算由定位器传感器 155 转录的球形的中心,控制装置 140 能够确定定位器传感器 155 和入口点 371 之间的关系。类似地,如果外科医生将出口点 372 放置在校准点 193 处并且围绕出口点 372 枢转定位器 150,控制装置 140 能够确定出口点 372 相对
25 于定位器传感器 155 的位置。基于入口点 371 和出口点 372 的位置,控制装置 140 能够计算被插入到定位器 150 的通道 800 中的手术装置的轨迹。

外科医生还可以在步骤 530 中校准超声成像系统。控制装置 140 可以利用由现有超声成像系统产生的输出数据。控制装置 140 可以

使用由超声成像系统传递到显示屏 160 的输出数据。该数据不仅可以包括一部分身体体积的超声 2D 图形，而且包括诸如患者姓名这样的附加信息。为了校准超声系统，外科医生或技师可以识别包含身体体积的 2D 图形的显示屏 160 的一部分。一旦显示屏的该部分被识别，控制装置 140 能够确定身体体积的 2D 图形和超声探头传感器 120 的位置之间的关系，以确定身体体积的 2D 图形相对于发射器 192 的位置，所述发射器起到参考点的作用。

现在参考图 10A, 10B 和 11, 在步骤 540 中, 控制装置 140 以超声采集模式启动并且超声探头 110 用来采集需要的组织图像。外科医生可以使用超声探头 110 来产生一部分身体体积的 2D 图形。通过运动超声探头 110, 外科医生可以产生由身体体积的一系列 2D 图形组成的数据集。当超声探头 110 产生 2D 图形时, 通过使用从超声探头传感器 120 接收的位置信息, 控制装置 140 “堆叠” 2D 图形以产生身体体积的一部分的 3D 图像或模型。在采集模式中, 外科医生能够查看显示屏 160 上的 3D 图像以保证在 3D 图像中清晰可见肿瘤组织。如图 11 中所示, 控制装置 140 可以在显示屏 160 上产生三个正交视图和图像的倾斜模拟 3D 视图。在一个实施例中, 外科医生能够产生图像的数个数据集并且选择最佳数据集, 从该最佳数据集产生治疗计划。

现在参考图 10A, 10B 和 12, 在步骤 550 中, 外科医生使用控制装置 140 滚动显示 3D 图像, 从而操纵所述视图来识别肿瘤的轮廓。在一个实施例中, 外科医生能够使用多种方法识别肿瘤的轮廓, 包括使用鼠标、触针或光笔进行徒手绘图。另外, 外科医生能够在任何正交视图中选择感兴趣的圆形区域。通过在每个正交视图中选择圆形区域, 外科医生可以有效地描绘出组织体积的轮廓。用于画出圆圈的软件方法在现有技术中已被完善。在本实施例中, 外科医生可以通过使用鼠标在一个正交视图上选择两个点来限定一个圆。第一点定义该圆的中心。离第一点一段距离的第二点形成所述半径。在一个实施例中, 在步骤 550 中选择的三个圆中的每一个在 3D 图像

内限定数据的柱面或圆柱。控制装置 140 分析三个柱面的交集以限定肿瘤体积。外科医生也可以利用诸如切割平面这样的附加绘图工具来定义肿瘤体积的轮廓。通过在任何一个正交视图上选择两个点来形成一条直线，外科医生可以限定一个切割平面。通过在所述平面的一侧上选择第三点，外科医生可以丢弃或删除所述切割平面的所述侧上的所有数据。替代实施例可以包括利用另外的几何形状和用于限定这样的形状的方法。本领域的技术人员将理解存在用于限定体积的各种方法。

一旦肿瘤的轮廓被建立，在步骤 560 中控制装置 140 使用所述轮廓来处理肿瘤体积。如图 12 中的模拟 3D 视图所示，控制装置 140 可以从显示屏 160 上去除肿瘤轮廓外侧的所有数据。控制装置 140 也可以分析由外科医生识别的所述肿瘤轮廓内的数据。一般而言，肿瘤组织的密度与正常组织的密度不同。通过比较由像素密度所代表的相对组织密度，控制装置 140 能够识别肿瘤组织并且进一步细化肿瘤轮廓。

在一个替代实施例中，外科医生可以识别显示屏 160 上的作为肿瘤的一部分的点。控制装置 140 可以比较由外科医生所选择的点的组织密度与周围组织的密度。通过确定图像中组织密度发生变化的区域，控制装置 140 可以识别肿瘤体积。控制装置 140 然后可以加亮在显示屏 160 上显示的每个视图中的肿瘤体积的边界。在步骤 570 中，肿瘤体积作为 3D 透视图被显示在显示屏 160 上，所述 3D 透视图可以被处理和测量。

在步骤 580 中，外科医生可以应用余量偏差来扩展肿瘤体积以用于消融计划。基于该扩展体积，外科医生可以选择合适的消融探头 180 并且输入所选择的探头消融参数，例如长度、消融直径和与物理探头末端偏离的消融直径。可以使用键盘 161 将所述参数和鼠标 162 输入到控制装置 140 中。

现在参考图 10A，10B 和 13，在该方法的步骤 590 中，一旦外科医生对在采集模式中采集的图像满意，控制装置 140 被更新为计

划模式。当在此使用时，治疗体积是当消融探头 180 保持静止并被供能时受到消融探头 180 影响的组织的体积。靶标治疗体积是将要用消融探头消融或治疗的组织的体积。在计划模式中，外科医生可以基于消融探头 180 的消融参数将靶标治疗体积放置到肿瘤体积上，直到实现期望的覆盖度或“映射方案”。外科医生可以使用诸如鼠标 162 这样的输入装置引导显示屏 160 上的光标以选择靶标治疗体积的位置。显示屏 160 上的编号的参考表以靶标治疗体积将要被治疗的顺序列出了靶标治疗体积。通过处理所述参考表，外科医生可以改变治疗顺序或删除靶标治疗体积。控制装置 140 中的软件允许评估肿瘤体积覆盖度。在一个实施例中，控制装置 140 指示未包含在任何所述靶标治疗体积中的肿瘤体积的任何部分。在一个替代实施例中，控制装置 140 可以自动地计算靶标治疗体积并且产生映射方案。在步骤 600 中，控制装置 140 将单个的靶标治疗体积位置动态地显示在正交和 3D 视图上。治疗体积可以用颜色编码，以允许外科医生区别所选择的治疗体积、已经被治疗的靶标治疗体积和仍待治疗的靶标治疗体积。

现在参考图 10A, 10B 和 14, 在步骤 610 中, 在定义了映射方案之后, 控制装置 140 被更新为治疗模式。在治疗模式中, 选择的治疗体积、即下一个待治疗的靶标治疗体积被加亮, 并且定位器轨迹被指示在显示屏 160 上。所述轨迹是从定位器 150 发出的假想的直射线, 所述假想的直射线指示了患者体内消融探头 180 的投射路径。当定位器 150 被移动时轨迹线在显示屏上被更新。控制装置 140 能够基于定位器传感器 155 相对于发射器 192 的位置和方向计算定位器轨迹 150, 所述发射器 192 用作参考点。定位器传感器 155 相对于通道 800 固定, 消融探头 180 将被插入到所述通道中。如上所述, 由使用发射器 192 作为参考点的控制装置 140 产生身体体积的 3D 图像。该共同参考点允许控制装置 140 将定位器 150 的轨迹投射到显示屏 160 上的正交、模拟和 3D 视图上。

使用所述投射轨迹, 外科医生可以选择用于消融探头 180 的插入

点。可以使定位器 150 在皮肤表面上运动并且外杆 310 的角度可以被调整，直到定位器轨迹和插入点处于期望的位置。一旦定位器 150 处于期望的插入点，将可剥离盖物 355 从柔性稳定器 350 上除去并且将定位器 150 轻轻地压靠在患者 170 上。柔性稳定器上的患者粘
5 合剂 317 将导致定位器 150 附着到患者 170 上。固定装置 190 也可以锁定到适当位置。在替代实施例中，定位器 150 可以仅仅由固定装置 190 或者由柔性稳定器 350 保持就位。

现在参考图 8A 和 8B，在又一替代实施例中，发射器 178" 可以被包含在夹持器臂 260" 内。在该实施例中，在选择插入点期间，夹
10 持器臂 260" 必须保持静止以提供恒定的参考点。一旦定位器 150" 位于插入点处，夹持器臂 260" 可以被连接到定位器 150" 的框架 240" 上，在该处夹持器臂将保持在固定位置处。在该点处必须使用新的参考点产生新的 3D 图像。

现在参考图 5 和 10，在步骤 620 中，当卡杆 391 与卡扣 392 脱
15 离接合时，框架 340 被解开。框架 340 被旋转以暴露保持架 325 内的狭槽 410。狭槽 410 使外科医生能够产生经皮切口，从而允许容易地插入消融探头 180。当形成切口之后，使框架 340 旋回到原位并且卡杆 391 与卡扣 392 再次接合以固定框架 340。或者，可以通过通道 800 插入手术刀以产生经皮切口。

现在参考图 3A, 3B 和 10，在步骤 630 中，通过旋转外杆 310
20 和利用在显示屏 160 上所示的轨迹指示器，定位器 150 的轨迹与所选择的治疗体积对准。在一个实施例中，所述显示屏 160 将指示何时定位器 150 的轨迹与选择的治疗体积对准。一旦轨迹被对准，通过旋转旋钮 380 可将定位器 150 锁定在适当位置。旋转旋钮 380 暴露第二限深器按钮 390，如图 6A 和 6B 中所示。显示屏 160 指示了从定位器 150 在皮肤上的布置处到用于所选择的治疗体积的靶标
25 点的距离。当在此使用时，靶标点是这样的点，即，消融探头的末端必须位于该点以消融靶标治疗体积。在一个替代实施例中，显示屏 160 可以指示用于每个靶标治疗体积的靶标点。显示屏 160 也可

以指示何时定位器轨迹与所选择的治疗体积的靶点对准。

在步骤 640 中，挤压限深器按钮 390，从而对准通孔 397 并且允许消融探头 180 插入到通道 800 中。消融探头 180 被插入到定位器 150 中直到消融探头 180 的远端接触开闭器止挡件 307，如图 7A 和 5 7B 中所示。定位器传感器 155 相对于通道 800 固定，消融探头 180 位于所述通道内，从而使控制装置 140 能够基于定位器传感器 155 的位置和方向计算被插入的消融探头 180 的位置和方向。

通过使用控制装置 140 的限深器模式，外科医生可以在消融探头 180 上定位限深器，从而限深器将消融探头 180 在患者体内的插入量 10 限制为从插入点到靶标点的距离。首先，外科医生可以使用键盘 161 或鼠标 162 选择升高限深器模式。在升高限深器模式中，显示屏 160 基于限深器的位置提供读数。当限深器 320 沿着消融探头轴被升高直到限深器的在消融探头轴上高度等于如下深度时所述读数减小为零，即，消融探头必须被插入到所述深度以治疗所选择的治疗体积。 15 该尺寸包含用于对有效消融体积与消融探头的身体端的任何偏差的调整，所述偏差在步骤 580 中由外科医生输入。图 7C 描绘了沿消融探头轴升高的限深器 320。一旦限深器 320 被升高到合适高度，释放限深器按钮 390 将导致通孔 397 变为不对准。然后通孔 397 的壁将像夹持器一样夹住消融探头 180，从而将限深器 320 保持就位。图 20 7D 描绘了插入到定位器中并且与开闭器止挡件 307 接触的消融探头 180 和升高到预定高度的限深器 320。定位器传感器 155 基于其相对于发射器 192 的位置将其新坐标传递到控制装置 140。

接着，外科医生可以选择插入限深器模式，从而使显示屏 160 指示消融探头必须被插入以治疗所选择的治疗体积的深度。外科医生 25 将消融探头 180 插入到患者 170 体内直到限深器 320 返回到其在定位器 150 上的再接合位置处并且显示屏 160 的深度读数等于零。在步骤 650 中，一旦消融探头 180 位于适当位置以治疗所选择的治疗体积，外科医生为消融探头 180 供能以治疗靶标体积。在步骤 670 中完成消融循环之后，外科医生可以使用鼠标 162 选择要被选择的

治疗体积，以指示所选择的治疗体积的治疗被完成。

在步骤 680 中，如果存在任何未消融的靶标治疗体积，控制装置 140 前进到下一个编号的靶标治疗体积。显示屏 160 加亮所述下一个所选择的治疗体积并且减暗屏幕上图像中和靶标治疗体积的参考列表中的已完成的靶标治疗体积。

在该过程的步骤 690 中，外科医生按压限深器按钮 390 并且从组织去除上移除探头 180。旋转旋钮 380 解锁定位置器轨迹。在步骤 700 中，该过程返回步骤 630 并且重复所述轨迹和治疗，直到所有靶标治疗体积被消融。外科医生可以选择在任何点再扫描肿瘤组织。在一个实施例中，控制装置 140 将指示显示屏 160 上的未消融的肿瘤组织。

在步骤 710 中，控制装置 140 允许外科医生存储任何超声图像、正交 2D 或 3D 视图或者消融计划。所述信息可以被存储在硬盘驱动器、光盘驱动器、CD 或本领域中已知的其它任何存储介质中。在该方法期间可以进行屏幕捕捉并且随后进行打印。当在此使用时，屏幕捕捉传递来自显示屏 160 的当前图像并且将其存储为图像文件以备随后使用。

采用肿瘤作为基准来治疗肿瘤的方法

本发明的第三方面涉及使用肿瘤作为基准在患者体内消融肿瘤的方法。当在此使用时，基准是参考点。通过在完整呼吸循环期间将超声探头保持在固定位置，所述成像系统能够采集由于呼吸导致的肿瘤活动。所述系统可以在其最长的驻留时间产生肿瘤的图像。当在此使用时，驻留时间是在每个呼吸循环结束时吸气和呼气之间的短暂停顿。驻留时间图像用来产生消融计划。当控制装置 140 使肿瘤活动与消融计划图像同步时，超声探头用来监视患者的呼吸循环。控制装置 140 向外科医生指示何时运动的肿瘤与消融计划图像对准。在一个实施例中，稍稍在肿瘤对准消融计划图像之前，控制装置 140 将警告外科医生，以允许外科医生有反应时间。通过仅仅当肿瘤与消融计划图像对准时插入手术装置，该方法消除了由于呼

吸运动导致的差错。

现在参考图 15A 和 15B, 在本发明第三方面的一个实施例中, 在步骤 1000 开始设定装置。用于腹腔镜检查程序的设置程序已经被完善并且记载在单独的手术参考资料中。如图 1B 中所示, 提供了容
5 纳有键盘 161、鼠标 162 和显示屏 160 的移动车 210 并且将该移动车连接到控制装置 140。带有超声探头传感器 120 的超声探头支架 125 被安装到超声探头 110 上。超声系统 100 和定位器传感器 155 也被连接到控制装置 140。将腹腔镜摄像机 115 连接到单独的手术室监视器 116 上。

10 在步骤 1010 中将固定装置 190 安装在手术室病床导轨 195 上, 从而使自由远端位于插入点附近。固定装置 190 处于轻摩擦状态以允许在适当位置进一步调整。固定装置 190 具有支承发射器 192 的第二刚性臂 191。发射器 192 用作参考点并且被连接到控制装置 140。将定位器 150 连接到固定装置 190 的自由端。在该方法的步骤 1020
15 中, 外科医生使腹腔镜摄像机 115 和超声探头 110 通过它们各自的套管针到达组织部位。

现在参考图 11, 15A 和 15B, 在步骤 1030 中, 如上详细叙述的那样, 外科医生校准超声探头 110 和定位器 150。在步骤 1040 中, 控制装置 140 启动超声采集模式并且超声探头 110 用来捕捉所需的
20 组织图像。当超声探头 110 移动时, 其产生由身体体积的一系列 2D 图形组成的数据集。如上面关于本发明的第二方面详细所述的那样, 这些 2D 图形被堆叠以产生身体体积的一部分的 3D 图像。控制装置 140 在显示屏 160 上产生三个正交 2D 视图和倾斜的模拟 3D 视图。在采集模式中, 外科医生能够查看显示器 160 上的模拟 3D 视图和
25 2D 视图, 并且保证肿瘤组织被身体体积的图像完全覆盖。在一个实施例中, 外科医生能够产生数个图像并且选择最佳图像, 从该最佳图像产生治疗计划。

现在参考图 12, 15A 和 15B, 在步骤 1050 中, 外科医生使用控制装置 140 滚动查看 3D 图像, 以处理所述视图, 从而识别肿瘤的轮

廓。在一个实施例中，外科医生能够使用多种方法识别肿瘤的轮廓，包括使用鼠标、触针或光笔进行徒手绘图。另外，外科医生能够在任何正交视图中选择感兴趣的圆形区域。通过在每个正交视图中选择圆形区域，外科医生可以有效地描绘出组织体积的轮廓。用于画出圆形的软件方法在现有技术中已被完善。在一个实施例中，外科医生可以通过在一个正交视图上选择两个点来限定一个圆。第一点定义圆的中心。离第一点一段距离的第二点形成所述半径。在本实施例中，在步骤 1050 中选择的三个圆中的每一个在 3D 图像内定义数据的柱面或圆柱。所述软件分析那三个柱面的交集以限定肿瘤体积。外科医生也可以利用诸如切割平面这样的附加绘图工具来限定肿瘤体积的轮廓。通过在任何正交视图上选择两个点来形成一条直线，外科医生可以定义一个切割平面。通过在所述平面的一侧上选择第三点，外科医生可以丢弃或删除所述切割平面的所述侧上的所有数据。替代实施例可以包括利用另外的几何形状和用于定义这样的形状的方法。本领域的技术人员将理解存在用于定义体积的多种方法。本发明并不意味着局限于特定的方法。

一旦肿瘤的轮廓被建立，在步骤 1060 中，外科医生识别在肿瘤上的用作基准或参考点的点。在步骤 1070 控制装置 140 使用所述轮廓来处理肿瘤体积。如图 12 中的模拟 3D 视图所示，控制装置 140 可以从显示屏 160 上去除肿瘤轮廓外侧的所有数据。在本发明第三方面的另一替代实施例中，控制装置 140 可以分析由外科医生识别的所述轮廓内的数据。通过比较由像素密度所代表的相对组织密度，控制装置 140 能够进一步限定所述轮廓内的肿瘤体积。在一个替代实施例中，外科医生可以识别显示屏 160 上的作为肿瘤的一部分的点。基于选择点的组织密度，控制装置 140 可以自动地产生肿瘤体积的轮廓并且加亮在显示屏 160 上显示的每个视图中的肿瘤的边界。肿瘤体积作为 3D 透视图被显示在显示屏 160 上，所述 3D 透视图可以被处理和测量。

在步骤 1080 中，外科医生可以应用余量偏差来扩展肿瘤体积以

用于消融计划。基于该扩展体积，外科医生可以选择合适的消融探头 180 并且输入所选择的探头的消融参数，例如长度、消融直径和离物理探头末端的消融直径。所述消融参数可以使用键盘 161 和鼠标 162 输入到控制装置 140 中。

5 在步骤 1090 中，外科医生在收集图像数据以捕捉患者 170 的完整呼吸循环的同时将超声探头 110 保持在固定位置。在步骤 1100 中，控制装置 140 记录在呼吸循环结束时的位置极值、行进长度和驻留时间。在最长驻留时间的肿瘤体积的位置被定义为驻留位置。在步骤 1110 中，控制装置 140 产生肿瘤在驻留位置的图像，所述图像在此被称为驻留位置图像。驻留位置图像被显示在显示屏 160 上，从而允许外科医生旋转、经过切除平面、放大或另外处理所述驻留位置图像。

 在步骤 1120 中，一旦外科医生对在采集模式中采集的图像满意，控制装置 140 被更新为计划模式以产生映射方案。外科医生可以基于消融探头 180 的消融参数将靶标治疗体积放置到肿瘤体积上，直到实现期望的覆盖度或映射方案。在一个实施例中，外科医生可以使用诸如鼠标 162 这样的输入装置引导显示屏 160 上的光标以在显示屏 160 上选择靶标治疗体积的位置。控制装置 140 中的软件允许评估肿瘤覆盖度。编号的参考表以靶标治疗体积将要被治疗的顺序列出了靶标治疗体积。通过处理所述参考表，外科医生可以改变治疗顺序或删除靶标治疗体积。在一个替代实施例中，控制装置 140 可以自动地计算靶标治疗体积并且产生映射方案。控制装置 140 将单个的靶标治疗体积位置动态地显示在正交和 3D 视图上。一旦外科医生满意所述映射方案，控制装置 140 被更新为治疗模式并且最初选择的 25 治疗体积被加亮。

 在步骤 1130 中，外科医生将定位器 150 运动到切口区域。显示屏 160 指示定位器 150 的轨迹和所选择的治疗体积。使用所述投射轨迹，外科医生可以选择用于消融探头 180 的插入点。在步骤 1140 中，当固定装置 190 仍然处于轻摩擦状态时，将可剥离盖物 355 从

柔性稳定器 350 上剥离，以暴露患者粘合剂 317。使定位器 150 返回到皮肤表面，并且外杆 310 成角度，直到轨迹准线和插入点处于期望位置。柔性稳定器 350 被轻轻地压靠在患者身上并且固定装置 190 被锁定在适当位置。

5 现在参考图 5，15A 和 15B，在步骤 1150 中，当卡杆 391 与卡扣 392 脱离接合时框架 340 被解开。框架 340 被旋转以暴露保持架 325 内的狭槽 410。狭槽 410 使外科医生能够产生经皮切口，以允许容易地通过皮肤插入消融探头 180。当形成切口后，将框架 340 旋回到原位并且使卡杆 391 与卡扣 392 再次接合。作为选择，可以通过
10 通道 800 插入手术刀以产生经皮切口，从而不需要旋转框架 340。

在步骤 1160 中，外科医生再次将超声探头 110 保持在固定位置，以捕捉完整的呼吸循环并且在患者的呼吸期间确定肿瘤的位置极值。在步骤 1170 中外科医生指导控制装置 140 采集一个或多个呼吸循环。由于麻醉，患者呼吸速率恒定并且被控制，控制装置 140 能够分析超声图像以监视患者的呼吸循环。在一个替代实施例中，
15 可以使用连接到患者 170 的胸部的运动检测器或加速计来监视呼吸循环。用于监视呼吸的附加方法在本领域中是已知的。当监视数次呼吸循环之后，控制装置 140 能够确定何时肿瘤将处于驻留位置。控制装置 140 控制指示器，所述指示器提示外科医生肿瘤正接近驻留
20 位置。所述指示器可以使用音频或视频暗示，例如普通光或运动棒来实现，以提示呼吸循环处于呼吸驻留时期。由于使用驻留位置图像产生映射方案，呼吸驻留现在与消融映射方案同步。外科医生使用所述指示器来定时消融探头 180 的插入。在一个实施例中，当指示肿瘤正接近驻留位置时控制装置 140 将允许由于外科医生的反应
25 时间导致的延迟。当肿瘤处于驻留位置时通过插入消融探头 180，通过消除由呼吸导致的组织运动产生的误差而提高消融探头放置的精度。

在步骤 1180 中，消融探头 180 被放置到定位器 150 中并且靶标轨迹被确定。在一个实施例中，显示屏 160 将指示何时定位器 180

的轨迹与所选择的治疗体积对准。一旦所述轨迹被对准，通过旋转旋钮 380 将其锁定到适当位置。如上面关于本发明的第二方面详细所述的那样，在步骤 1190 中，限深器 320 被升高到预定位置。然后，外科医生等待来自控制装置 140 指示肿瘤处于驻留位置的信号，然后插入消融探头 180，直到限深器 320 位于定位器 150 内。然后在步骤 1200 中，外科医生为探头供能以消融所选择的治疗体积。在步骤 1210 中，当消融循环完成时，外科医生可以使用鼠标 162 来选择被选择的 5 治疗体积，以指示靶标治疗体积的治疗完成。

在步骤 1220 中，如果存在附加的靶标治疗体积，控制装置 140 前进到下一个编号的靶标治疗体积，加亮其位置并且减暗显示屏上 10 视图中和参考表中的已完成的靶标治疗体积。在步骤 1230 中，外科医生按压限深器按钮 390 并且从组织上移除消融探头 180。外科医生转动旋钮 380 以解锁定定位器 150 并且调整所述轨迹。在步骤 1240 中，通过返回到步骤 1180 重复该过程，直到所有的靶标治疗体积被消融。15 外科医生可以在任何时间选择产生肿瘤组织的附加图像。在步骤 1250 中，外科医生可以选择存储超声图像、正交或 3D 视图或映射方案中的任何一个。也可以在任何时间进行屏幕捕捉以用于随后进行的打印。

尽管通过几个实施例的描述例举了本发明，申请人的目的并不是 20 将附加权利要求的精神和范围限制或局限在这样的细节。在不脱离本发明的范围的情况下，本领域的技术人员将能够进行各种其它的变化、改变和替代。例如，关于肿瘤的消融例举了本发明的装置和方法，但是应当理解本发明具有其它的应用。而且，与本发明相关的每个元件的结构可以被替代地描述为用于提供所述元件所执行的 25 功能的装置。将会理解之前的描述仅仅通过例子被提供，在不脱离附加权利要求的范围和精神的情况下，本领域的技术人员可以进行其它改进。

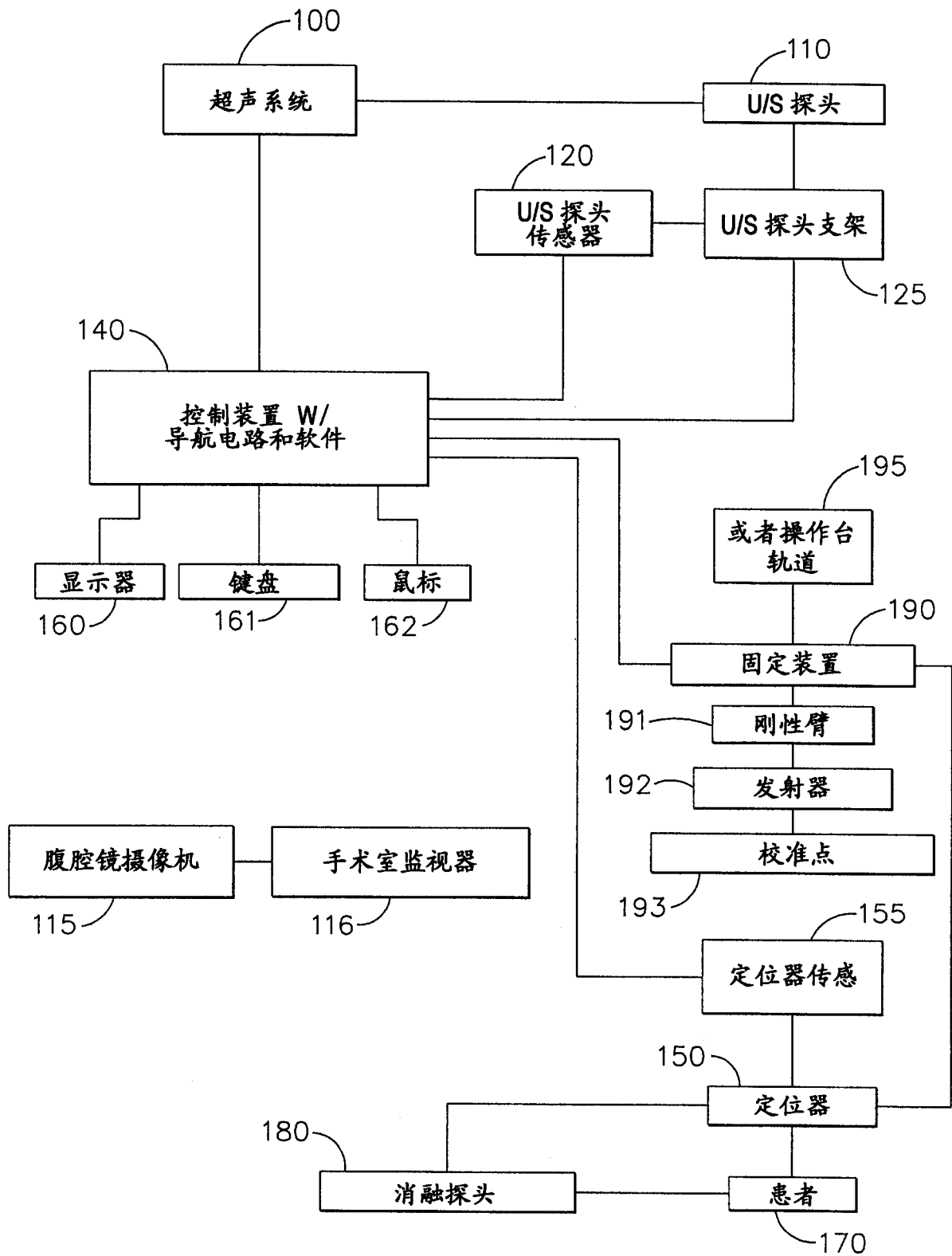


图 1A

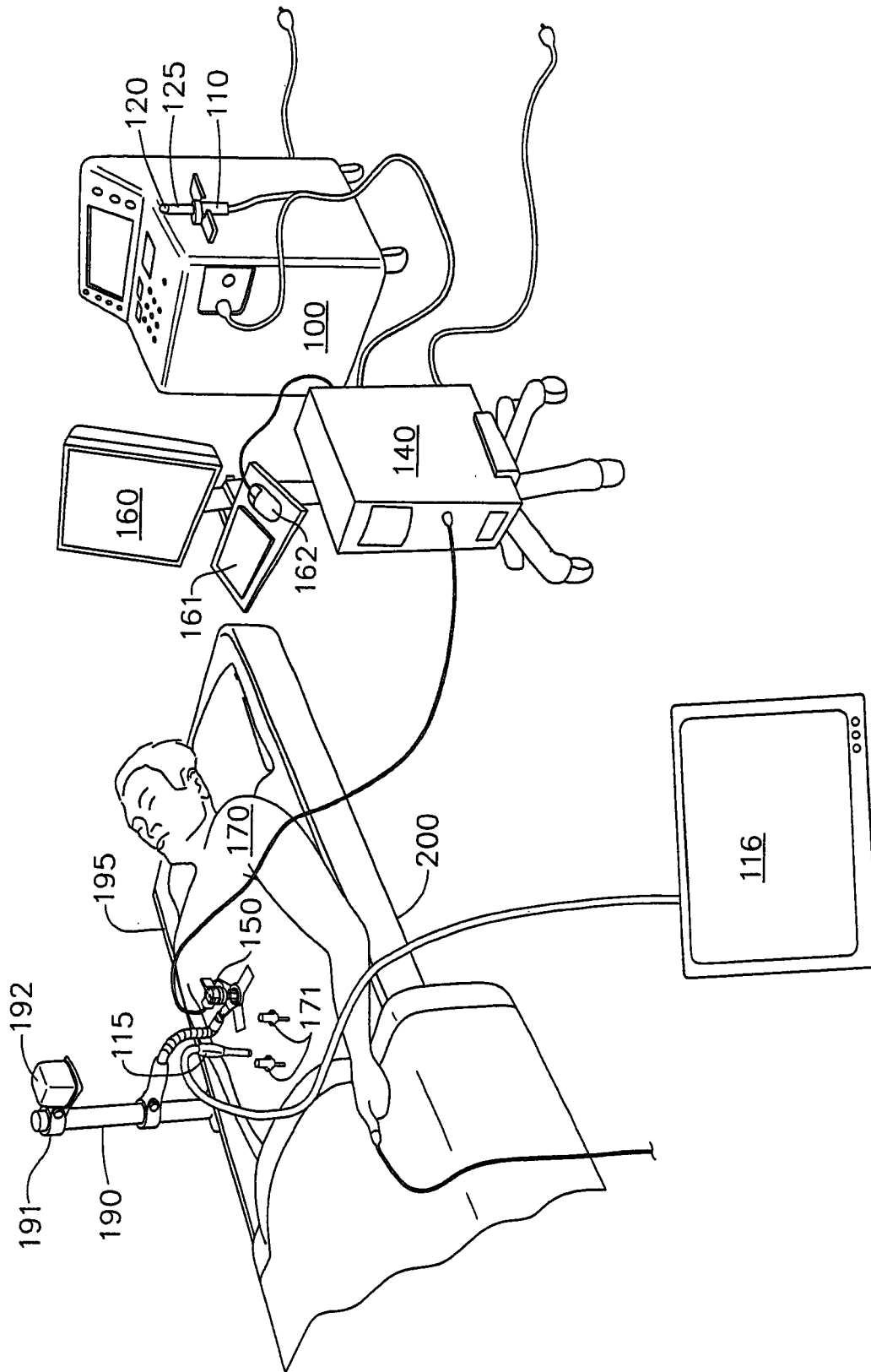


图 1B

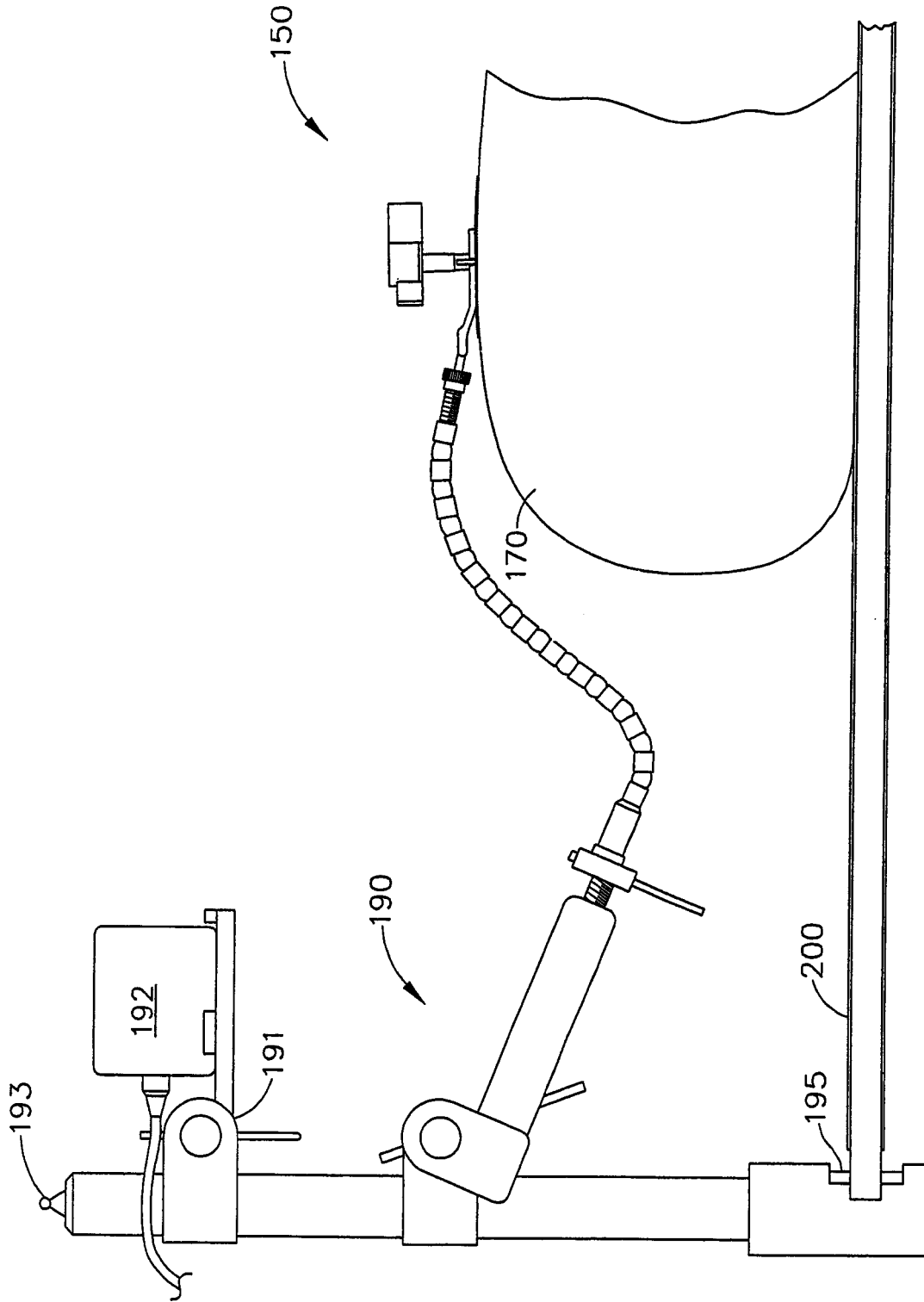


图 2

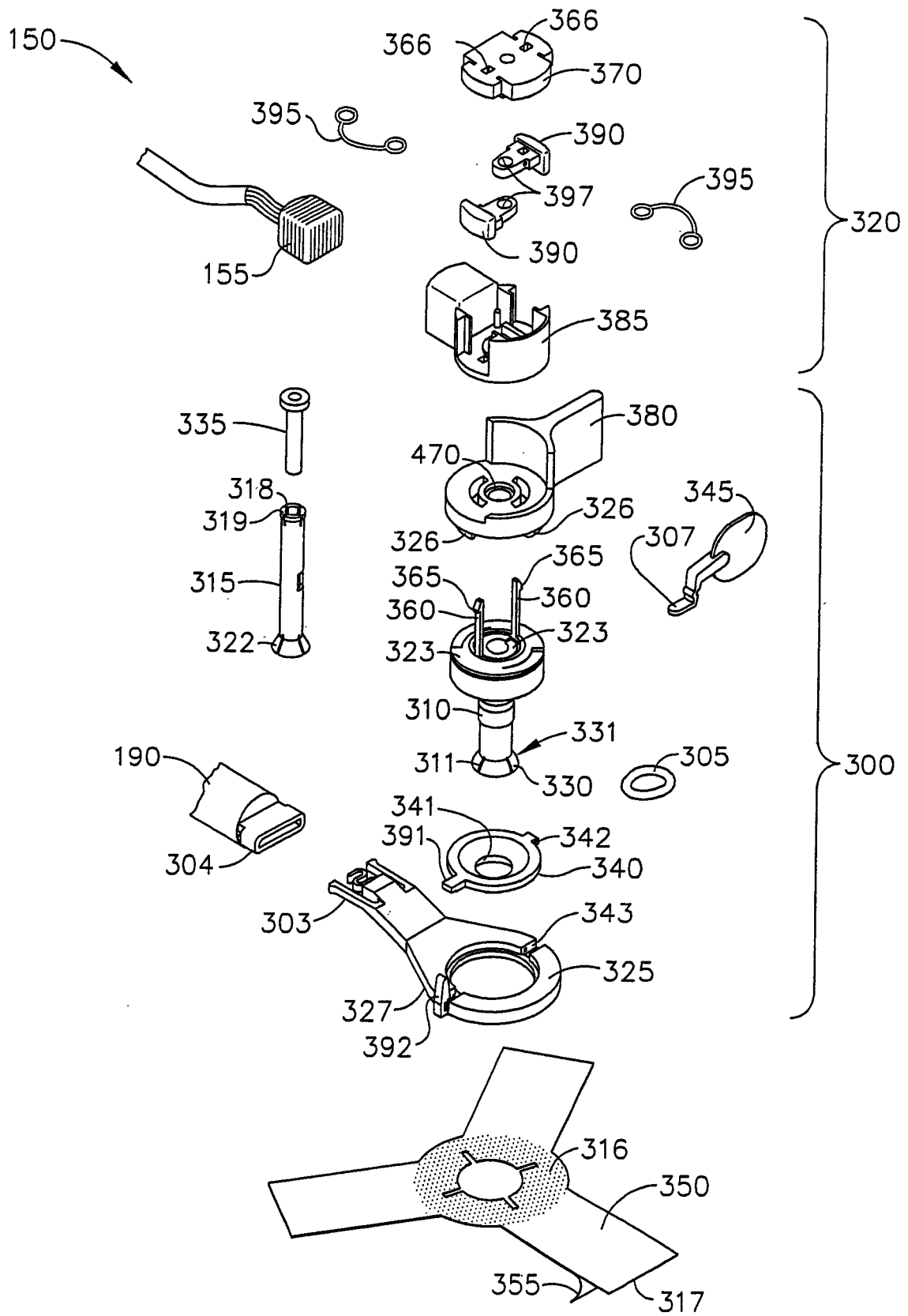


图 3B

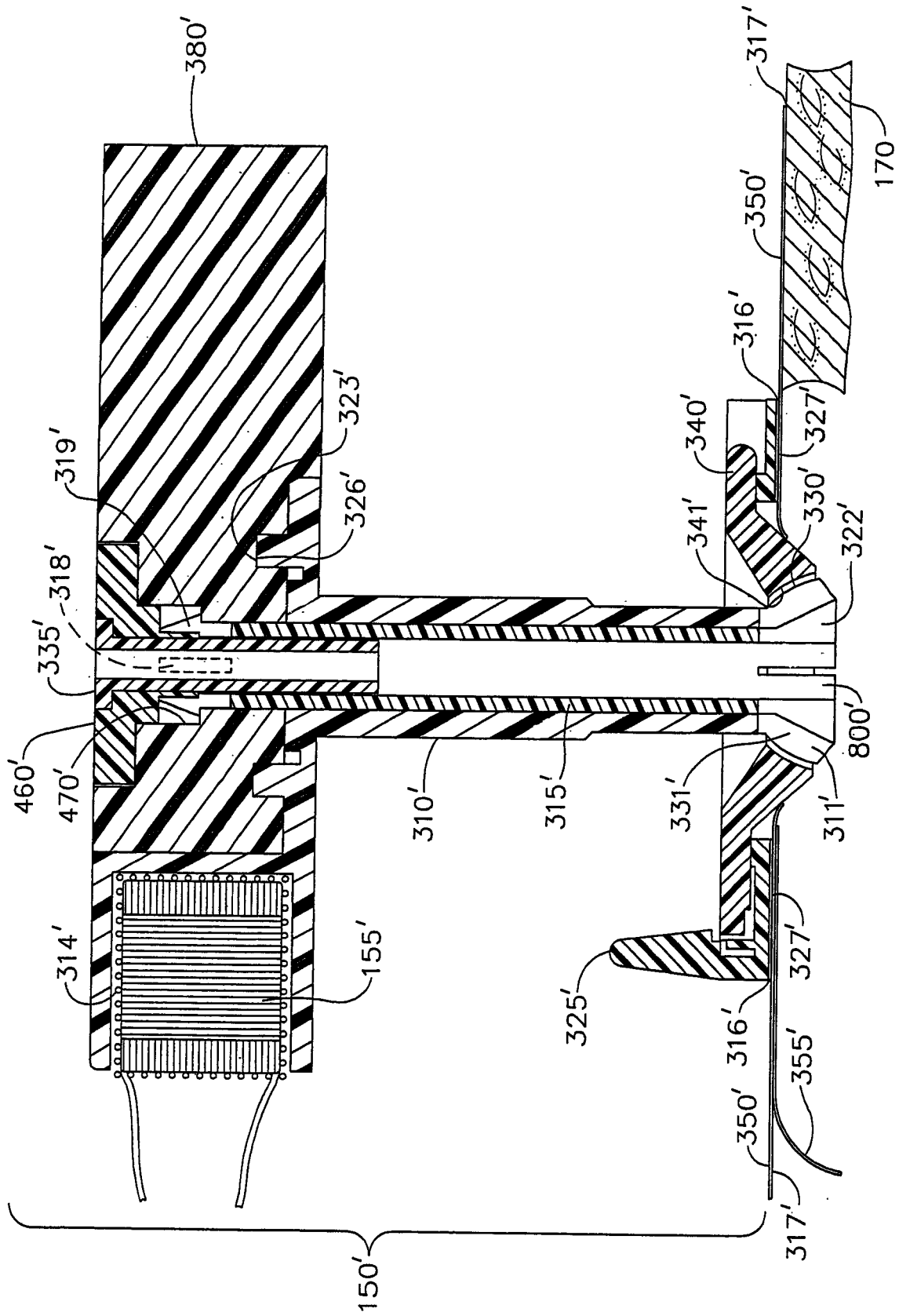


图 4A

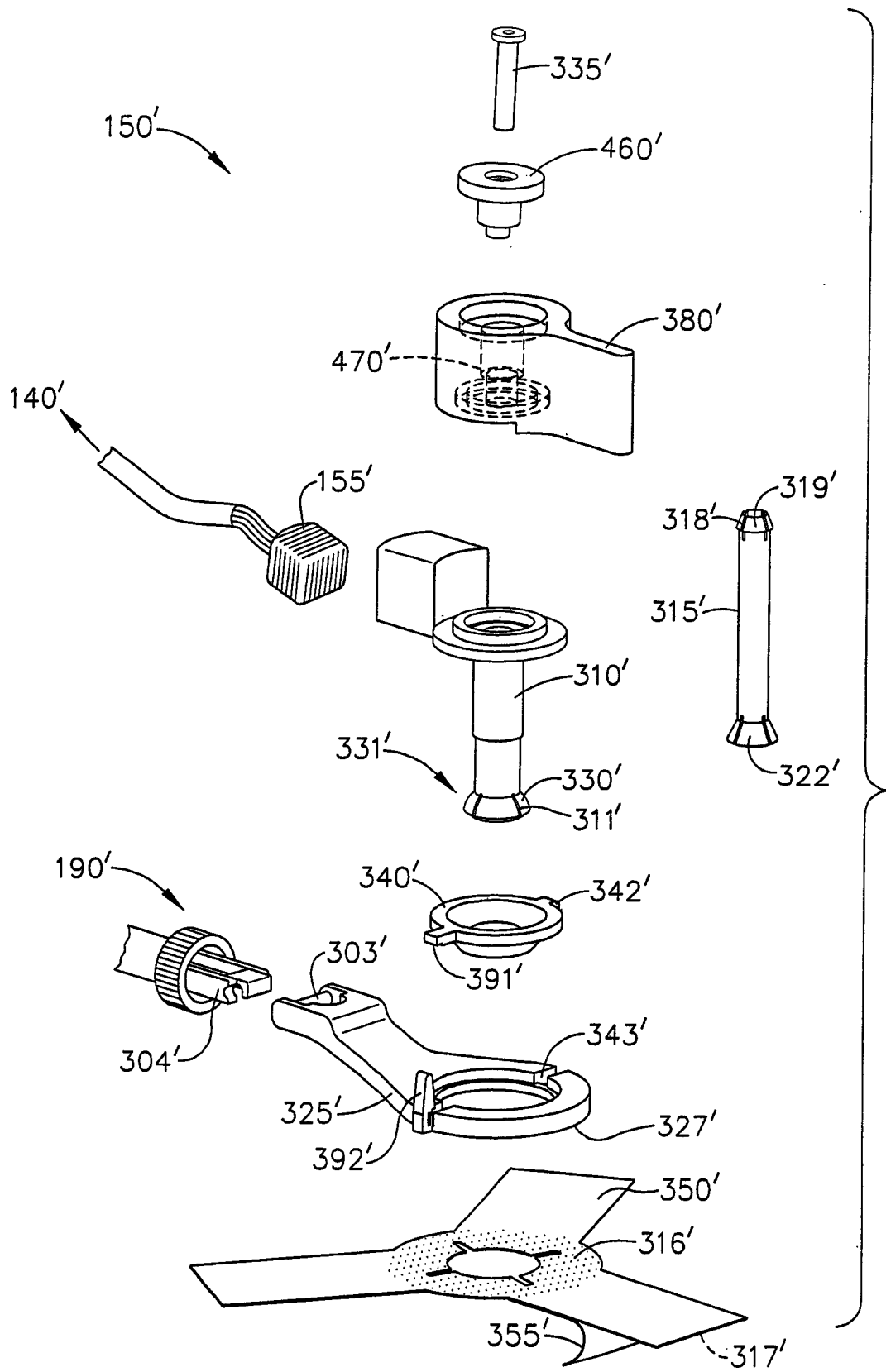


图 4B

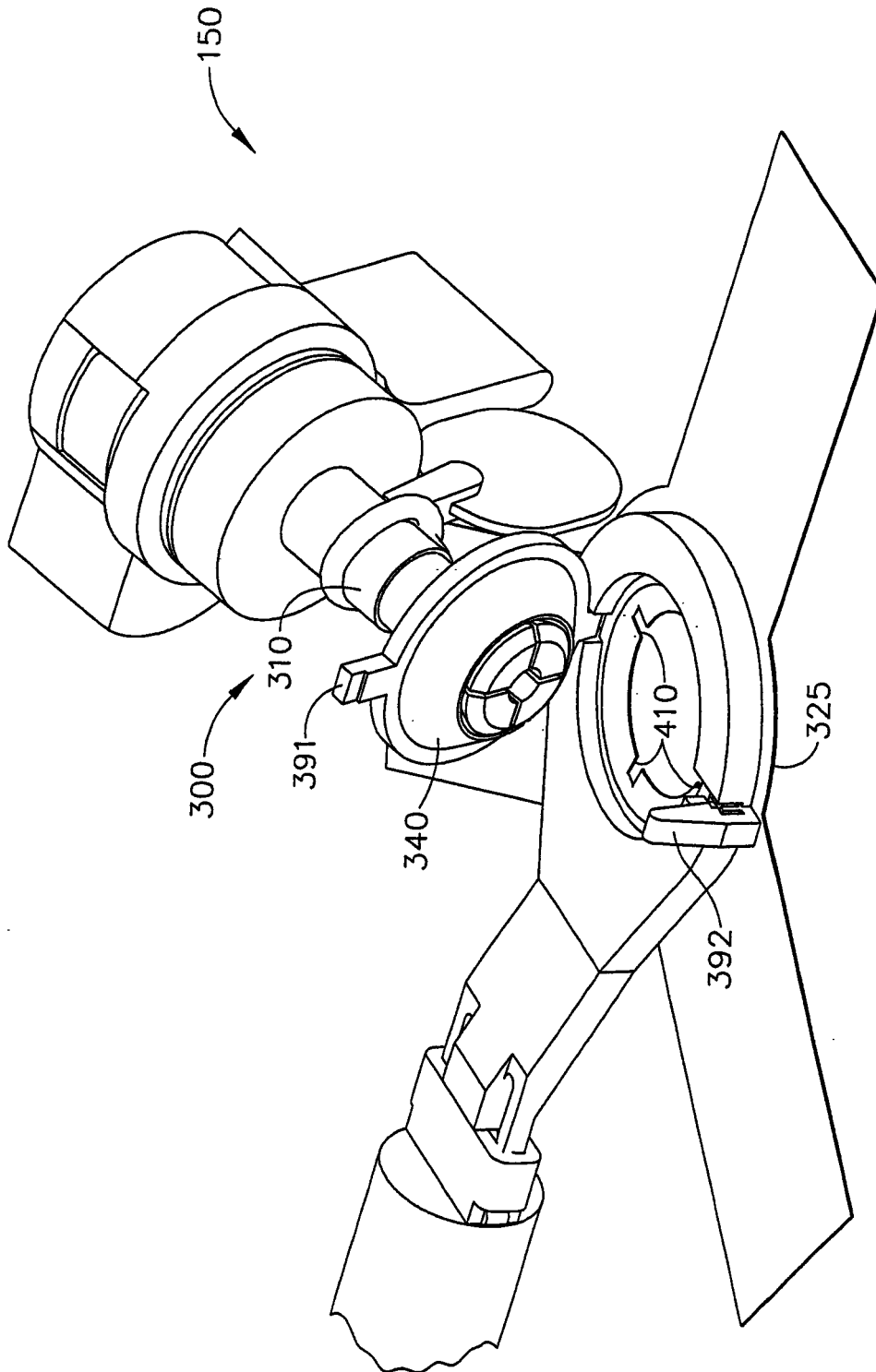


图 5

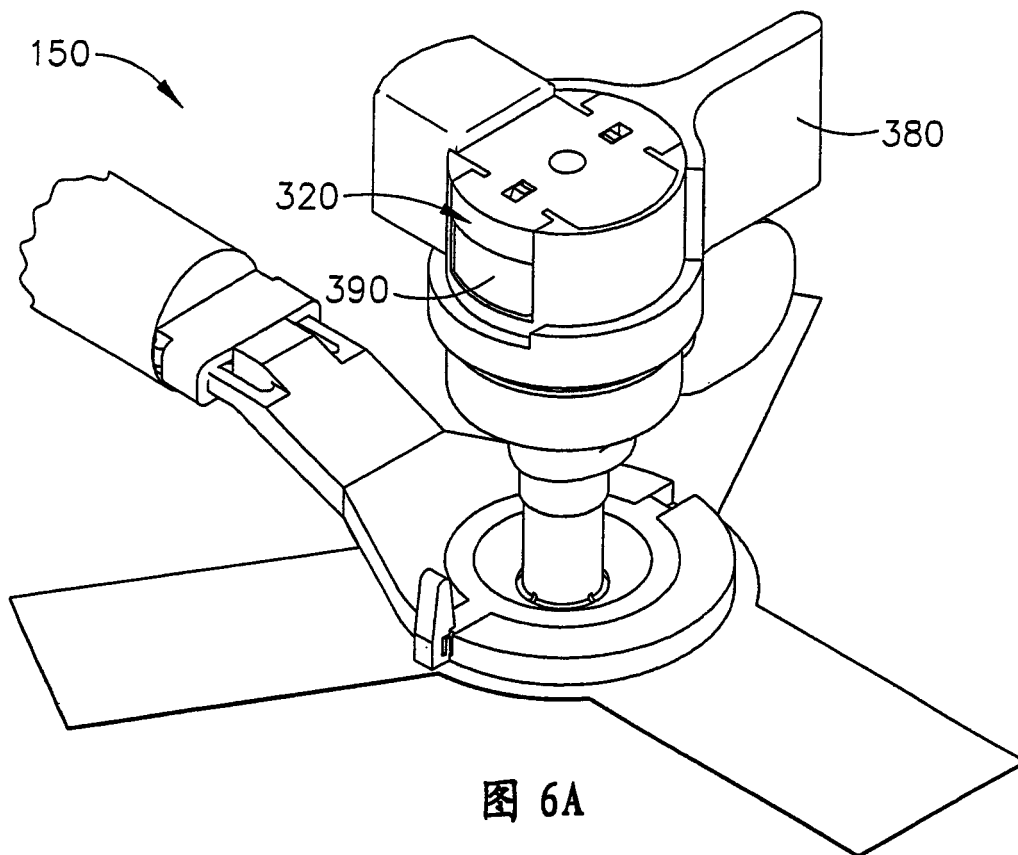


图 6A

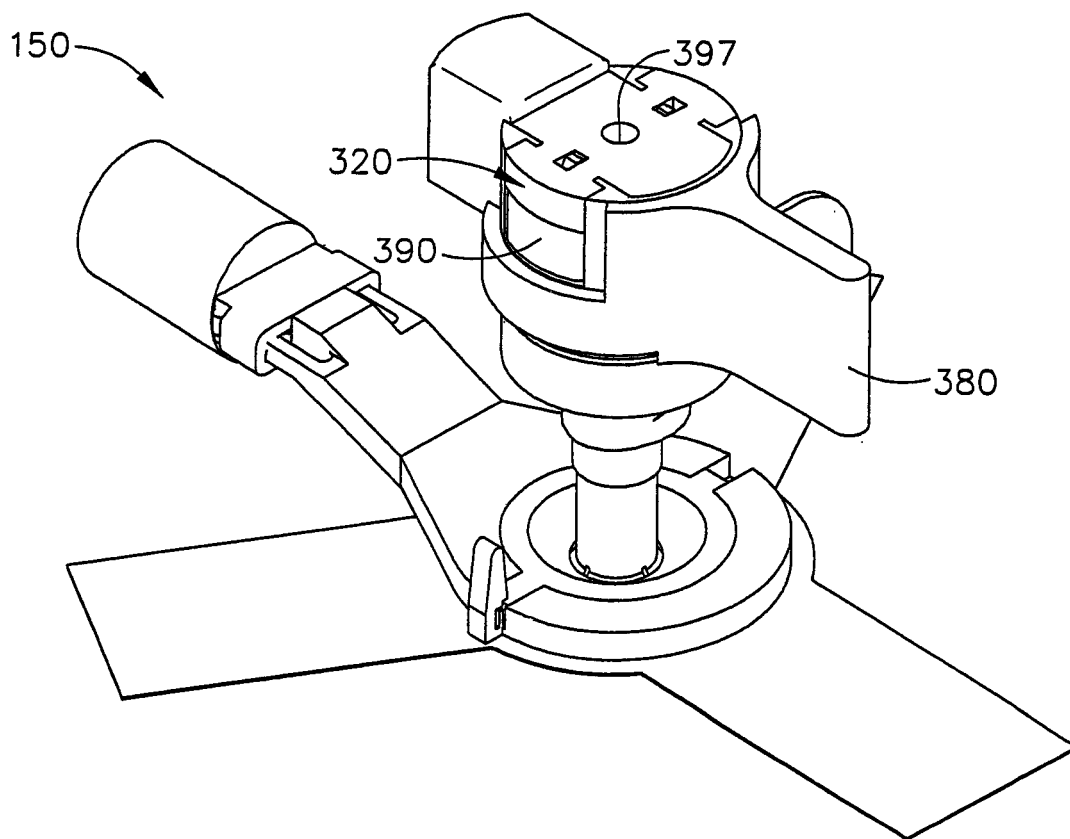


图 6B

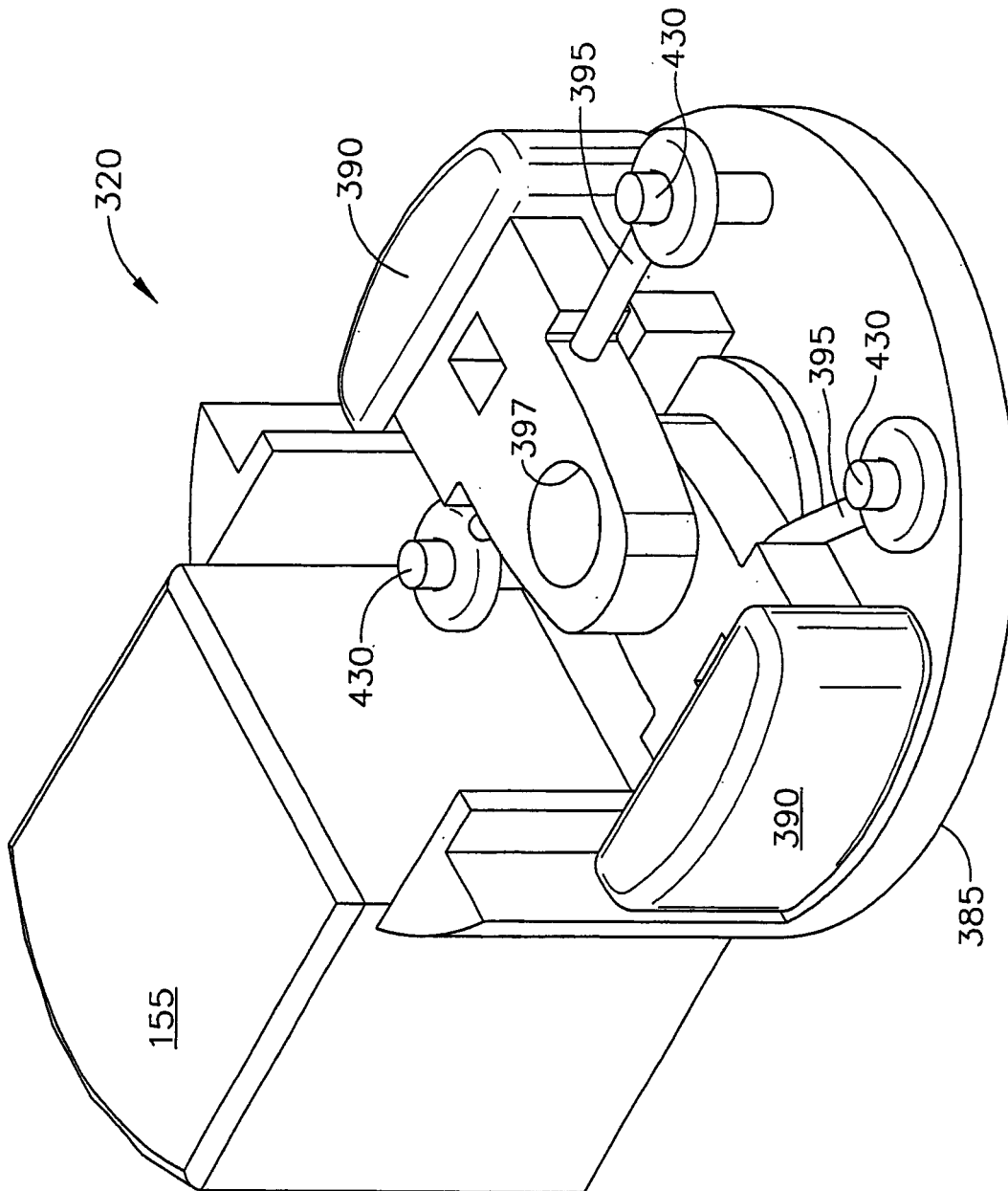


图 6C

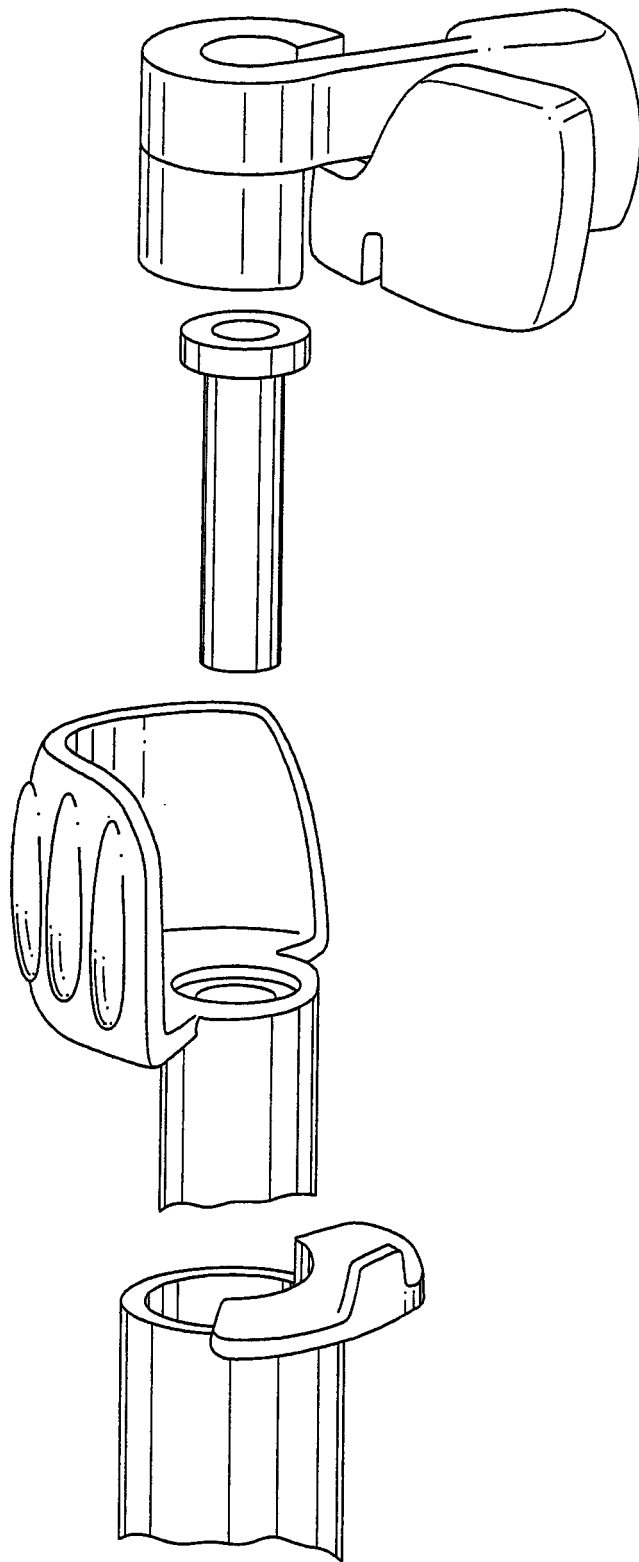


图 6D

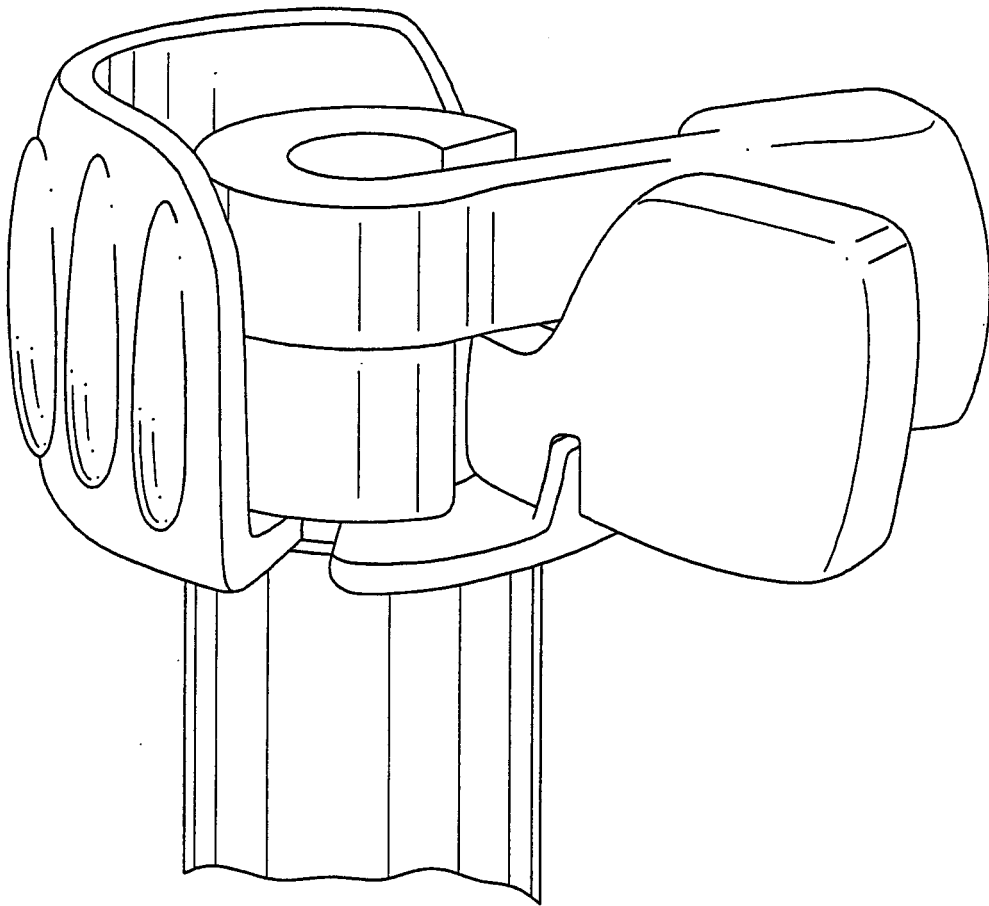


图 6E

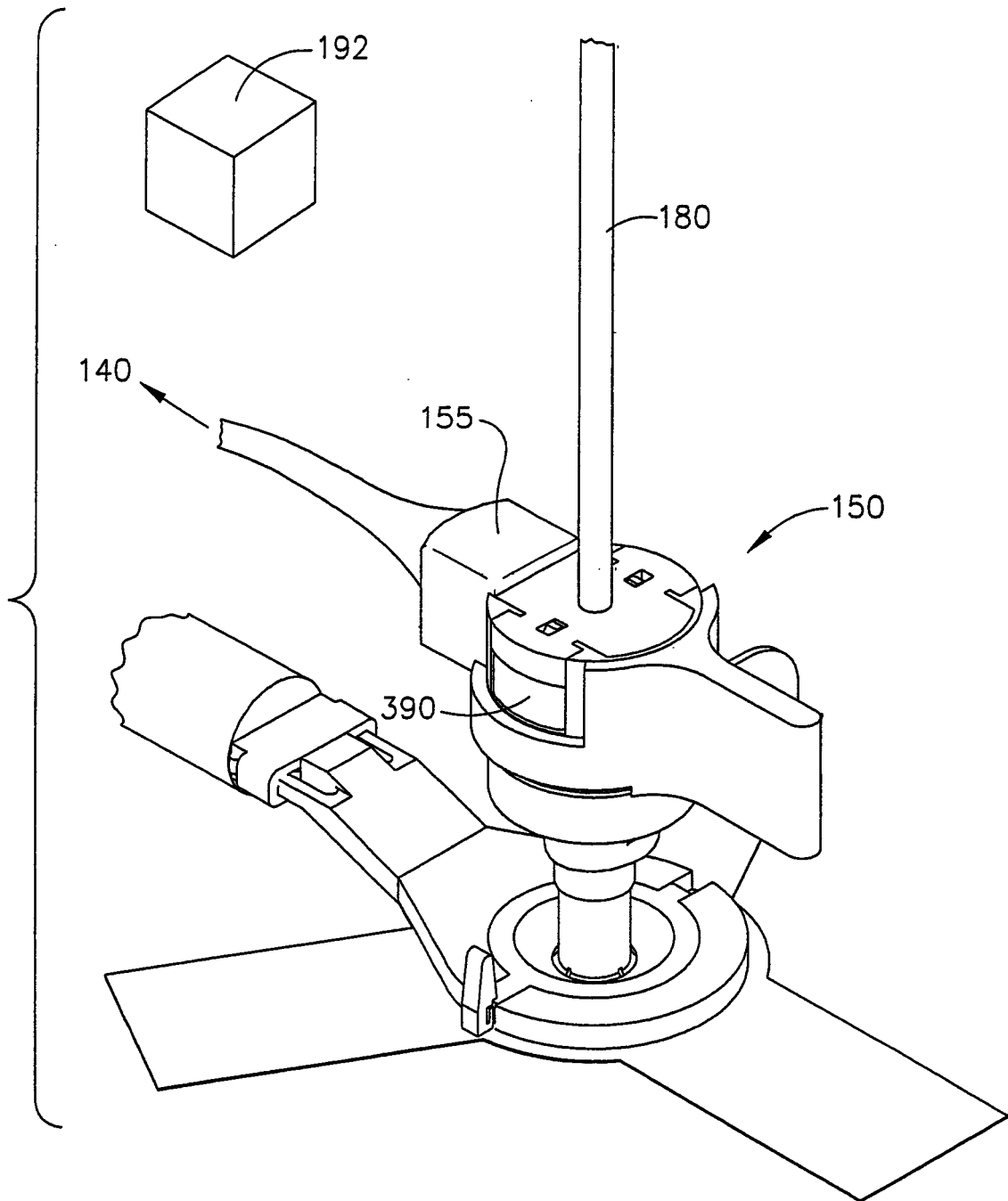


图 7A

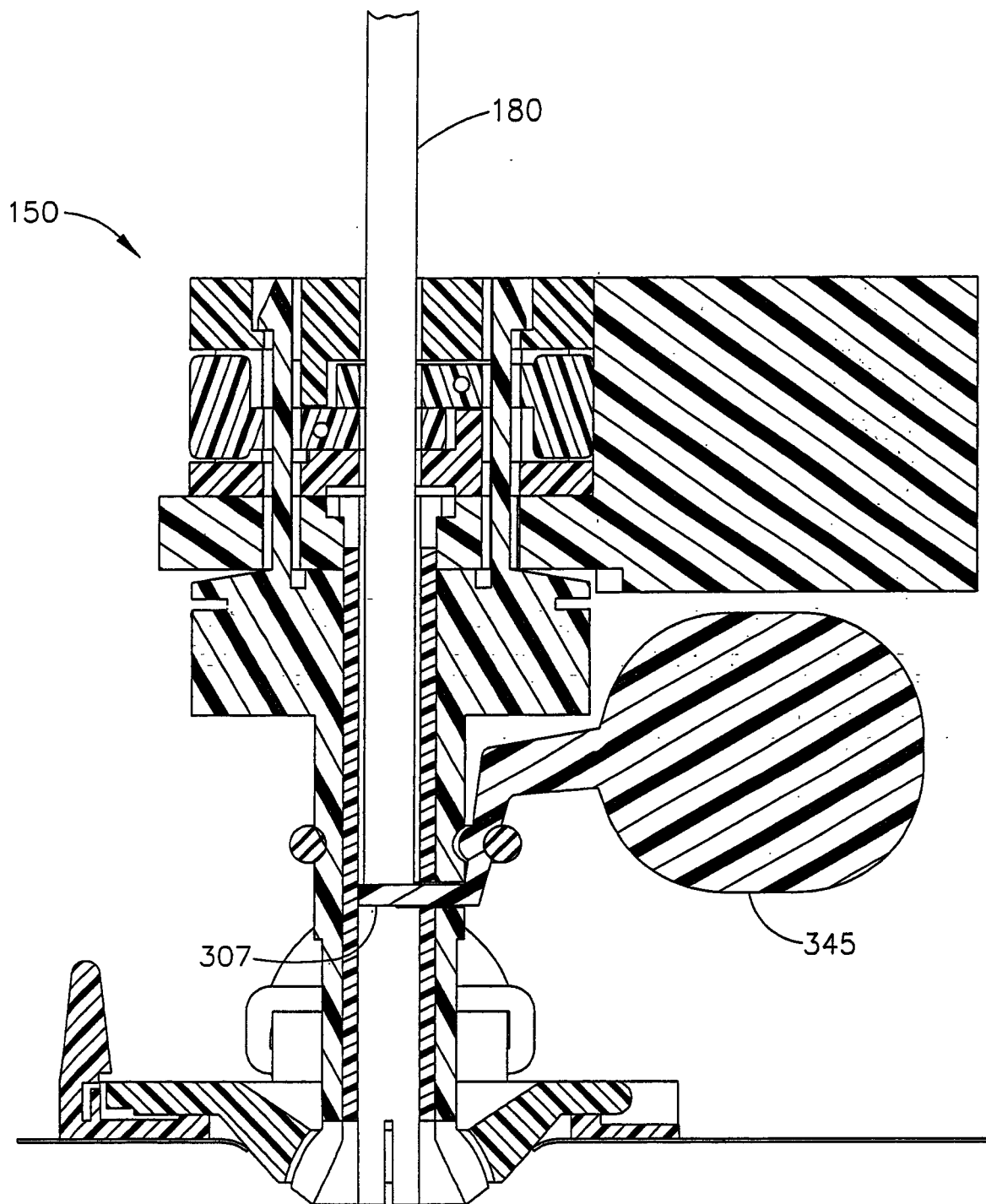


图 7B

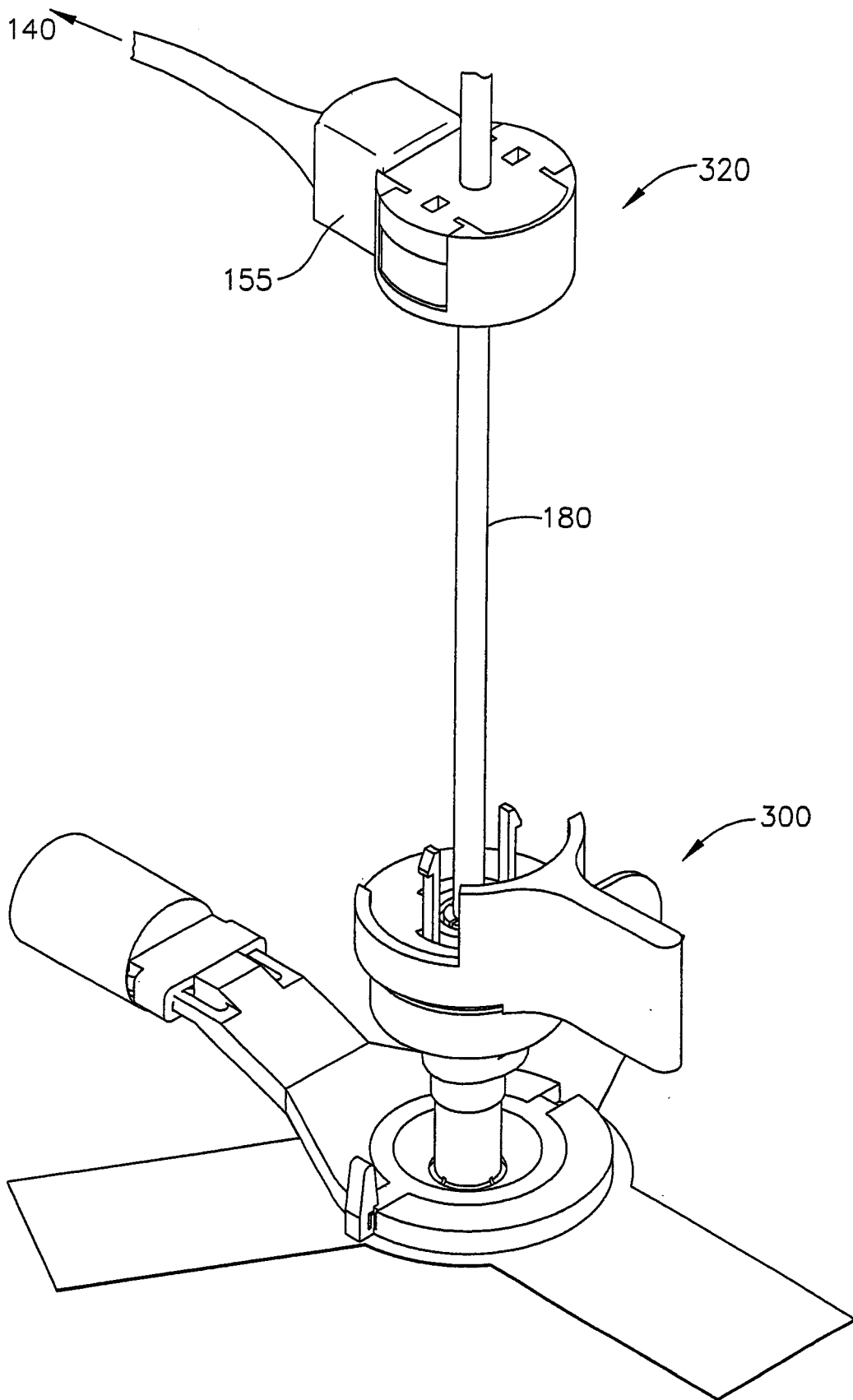


图 7C

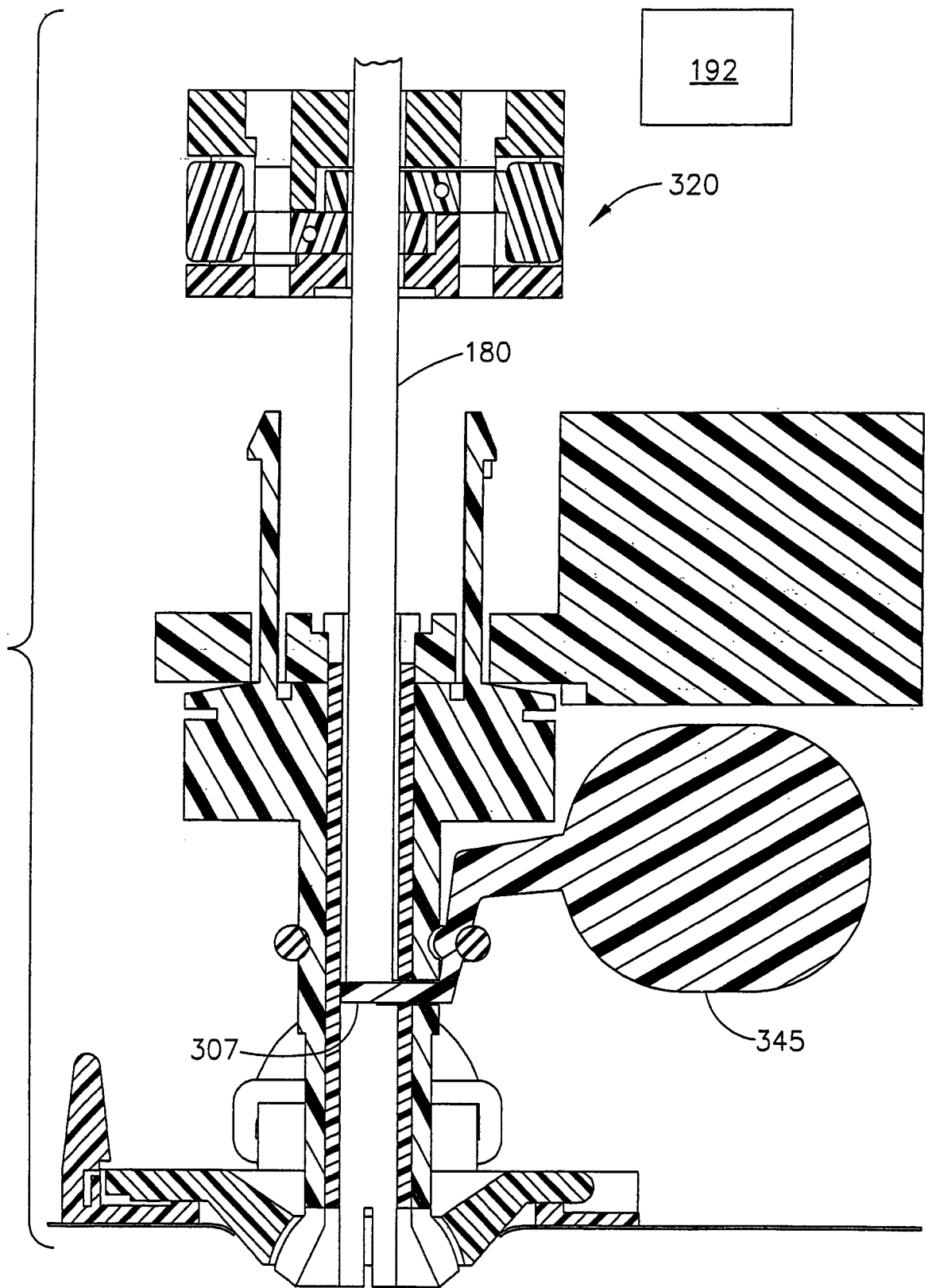


图 7D

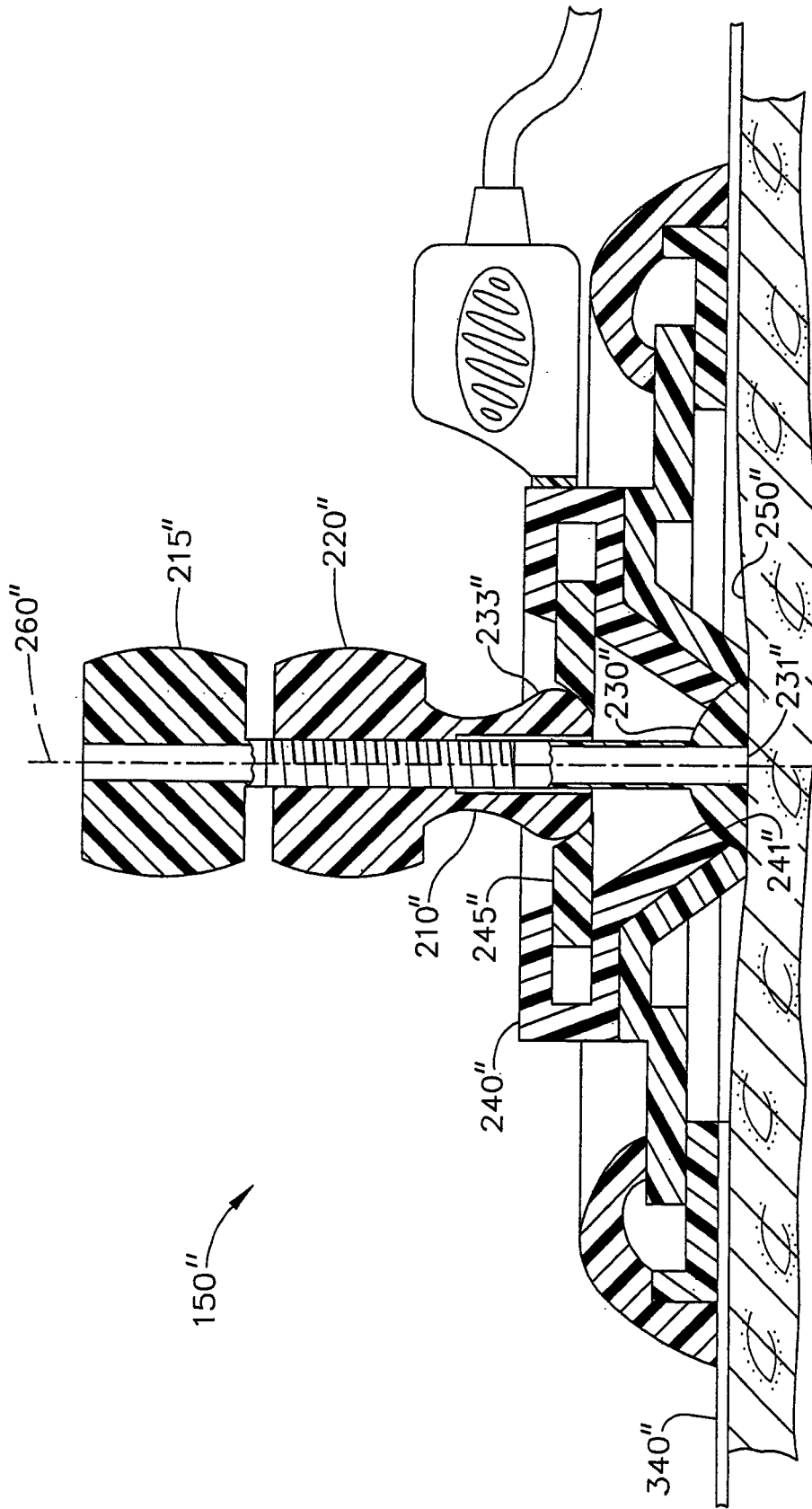


图 8A

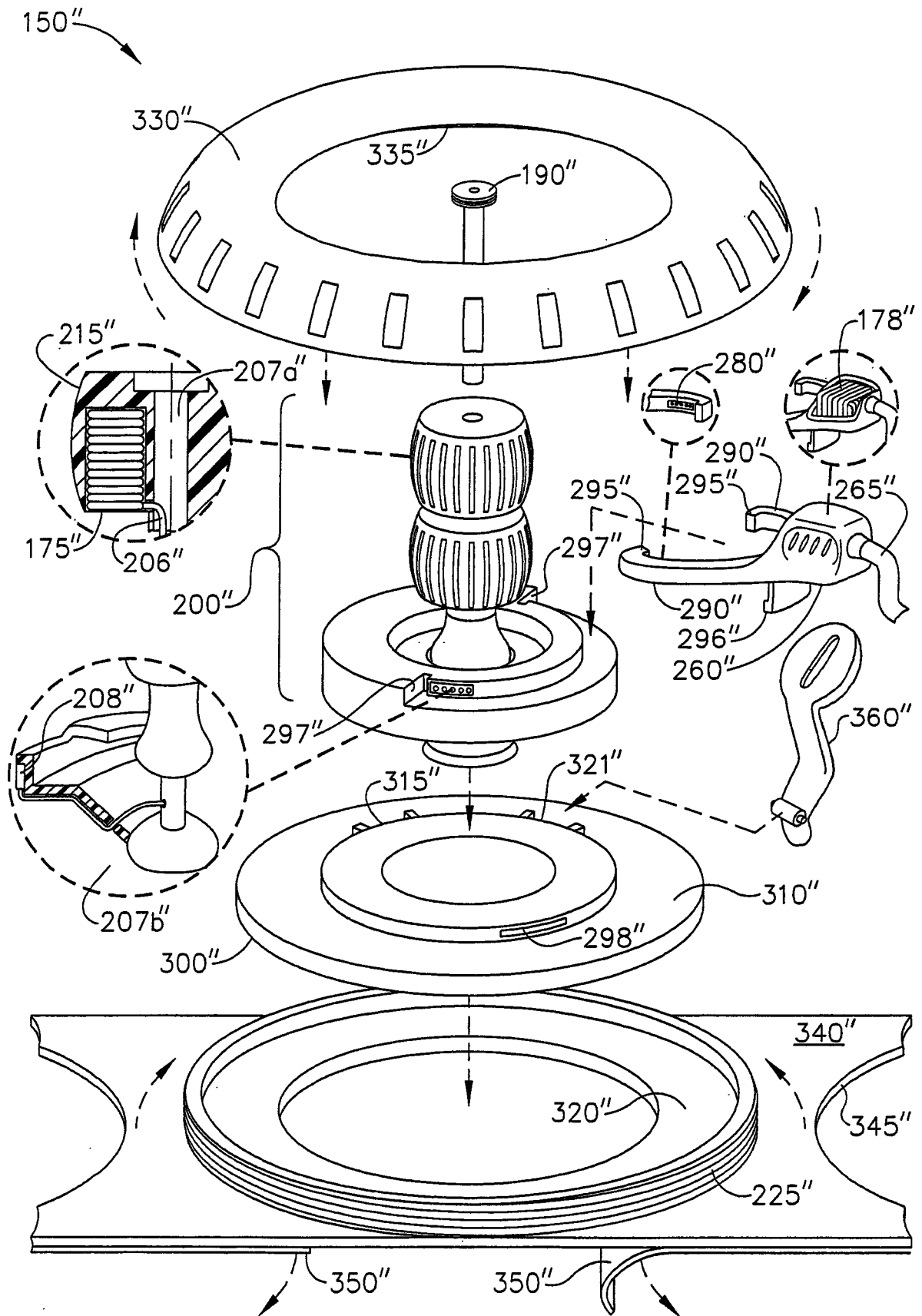


图 8B

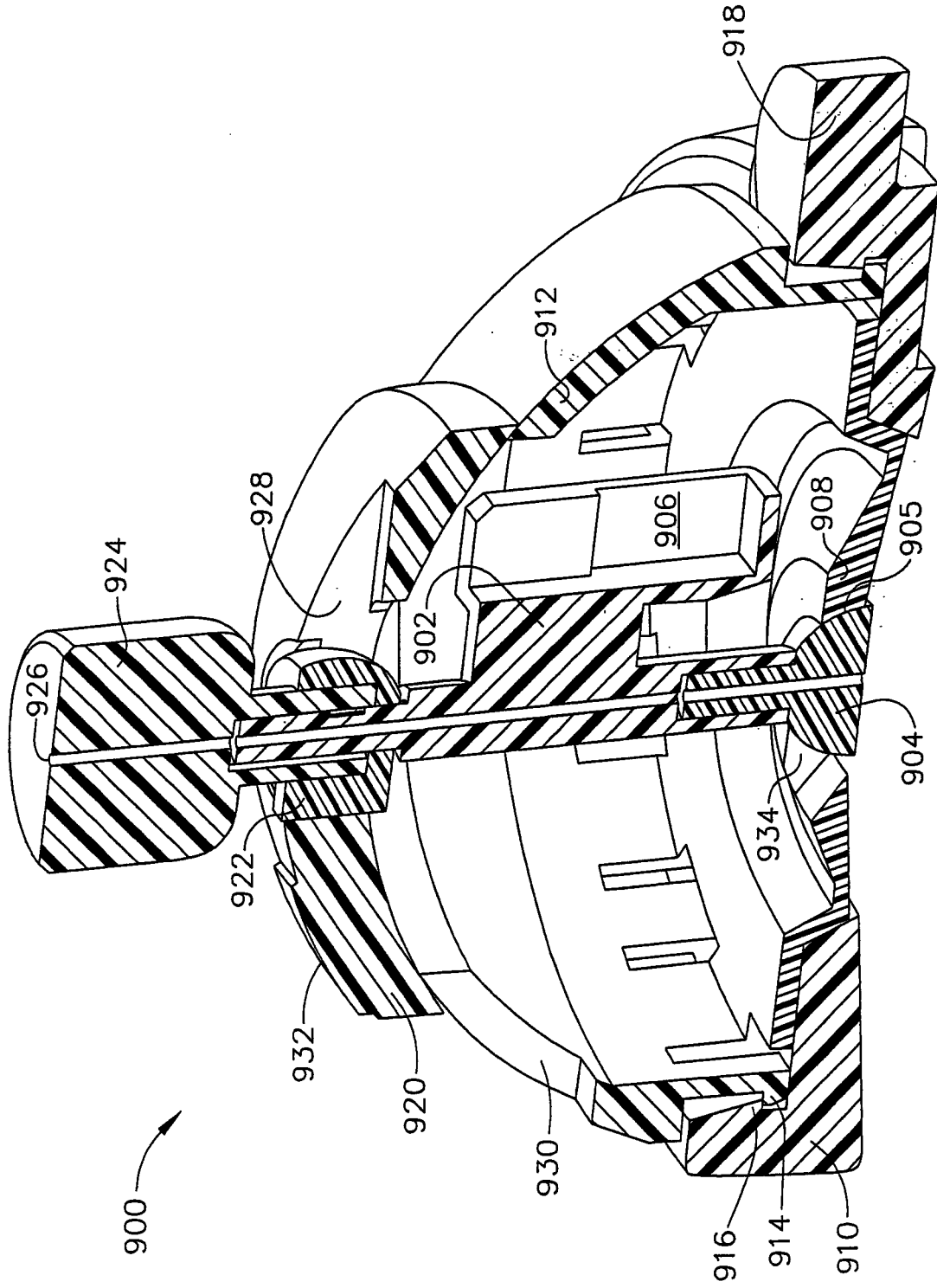


图 9A

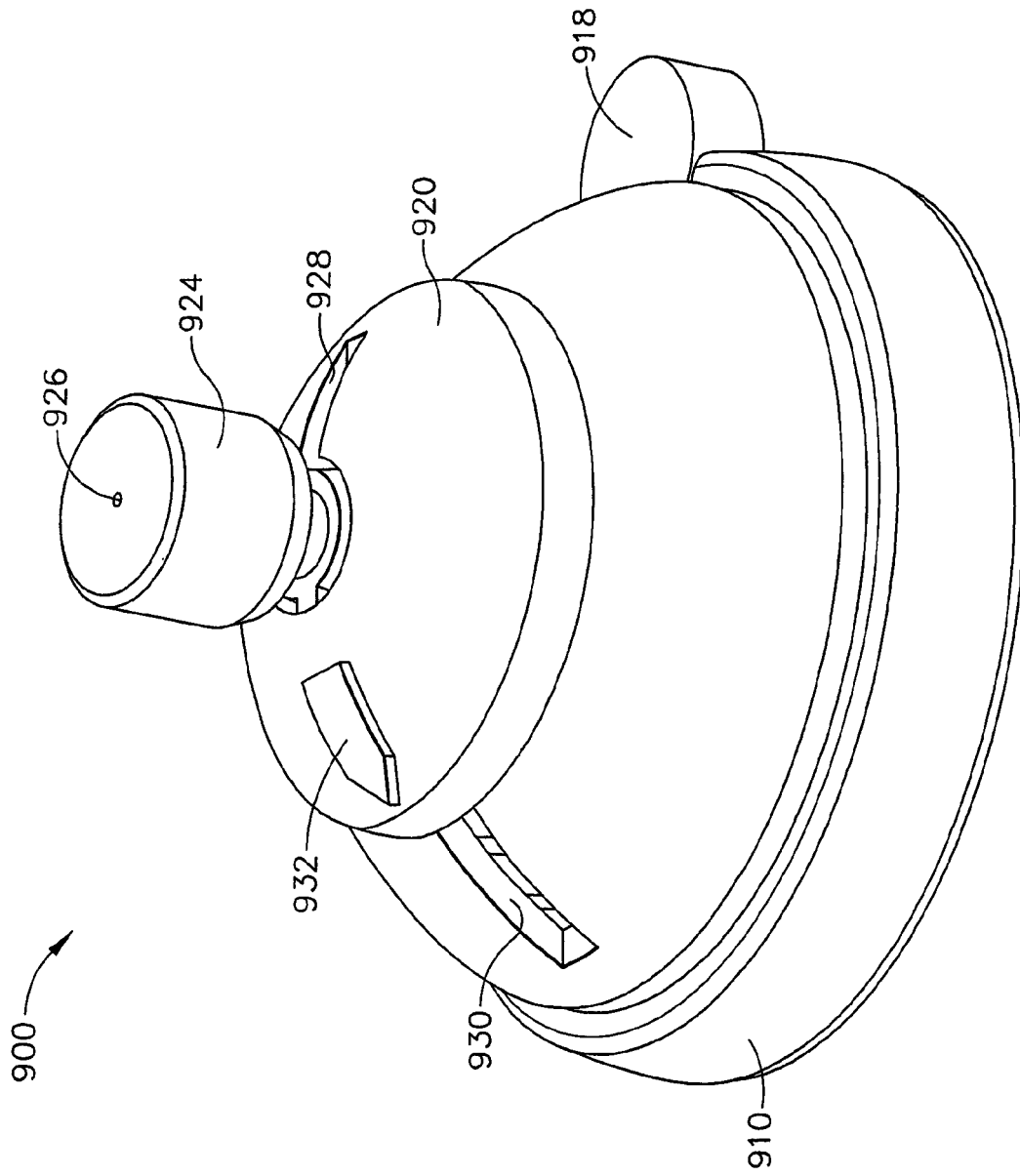


图 9B

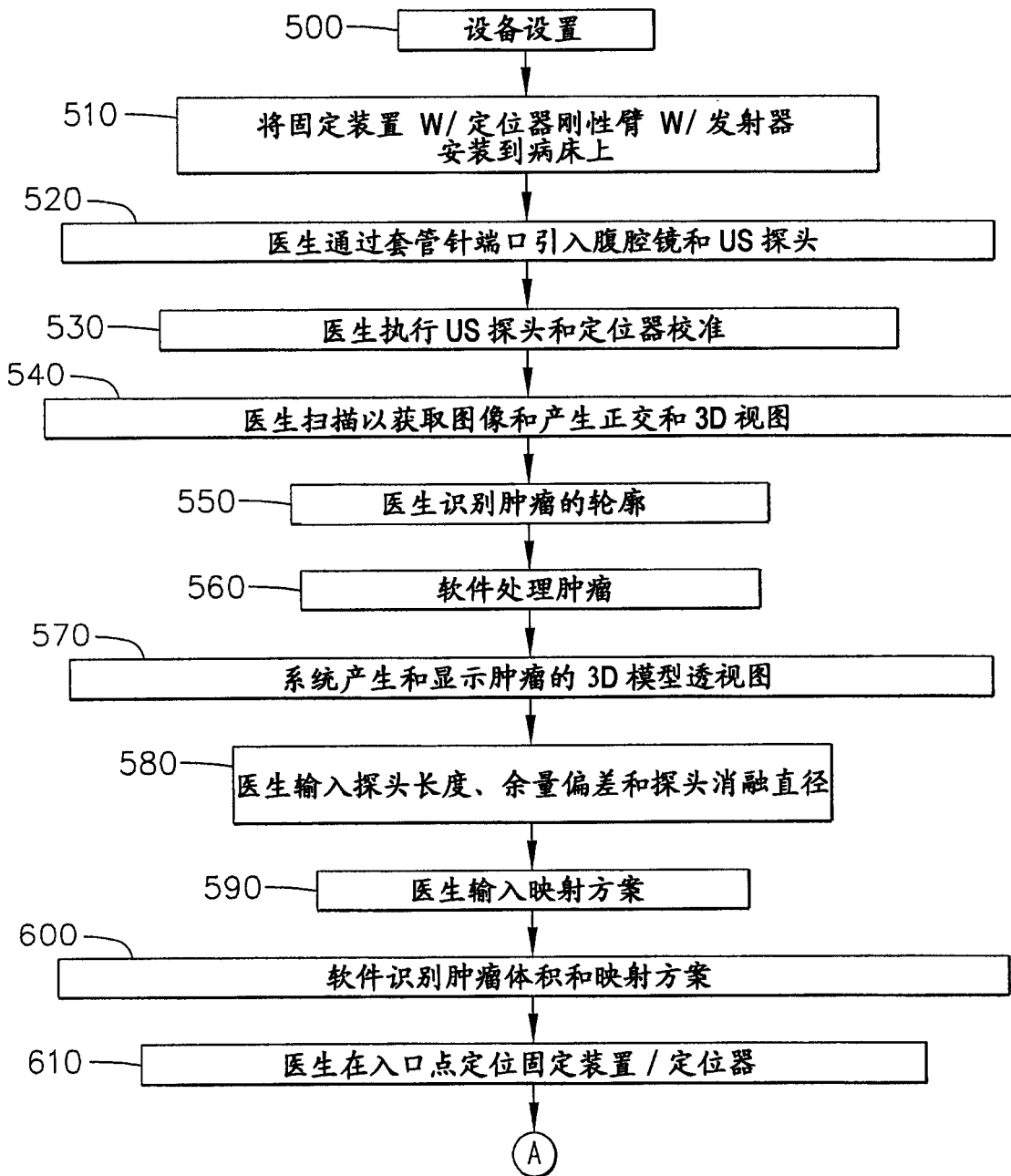


图 10A

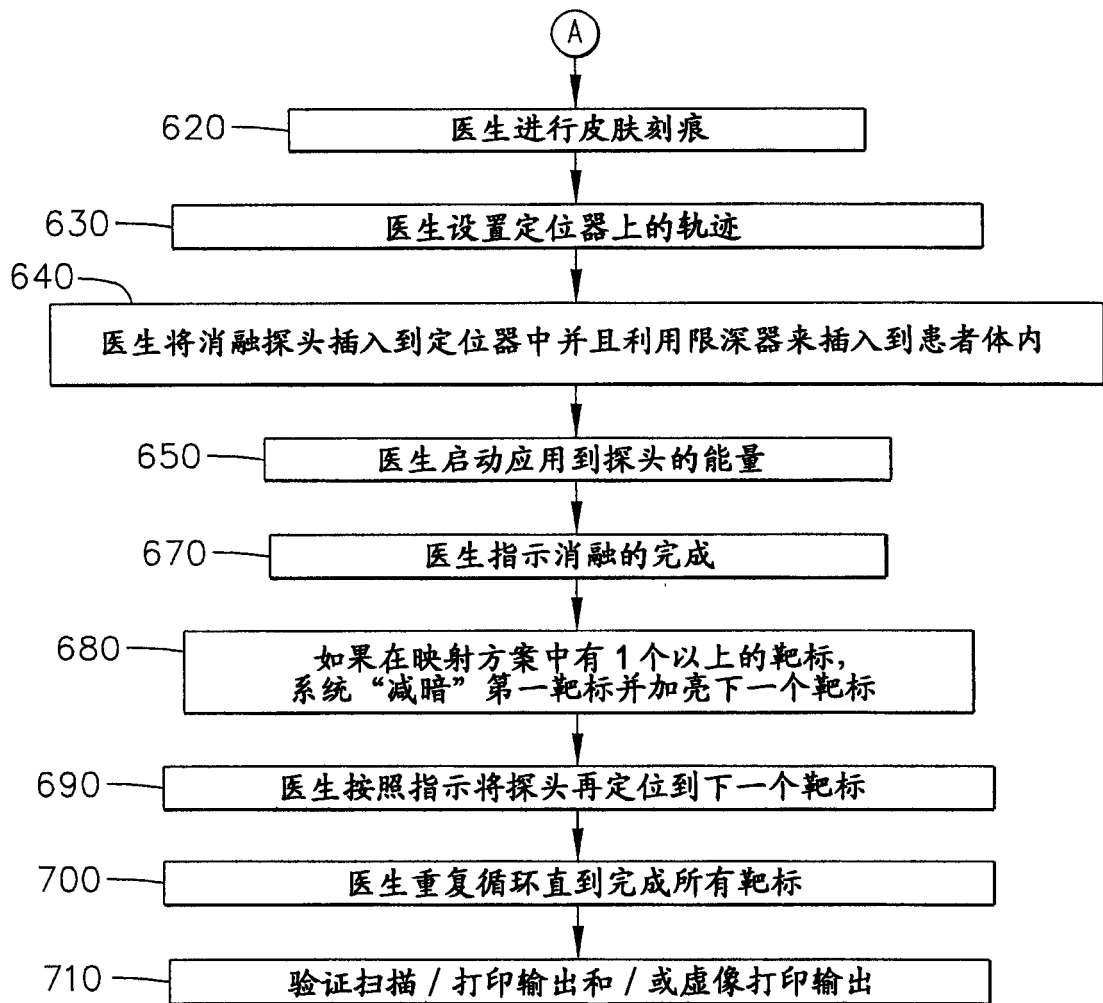


图 10B

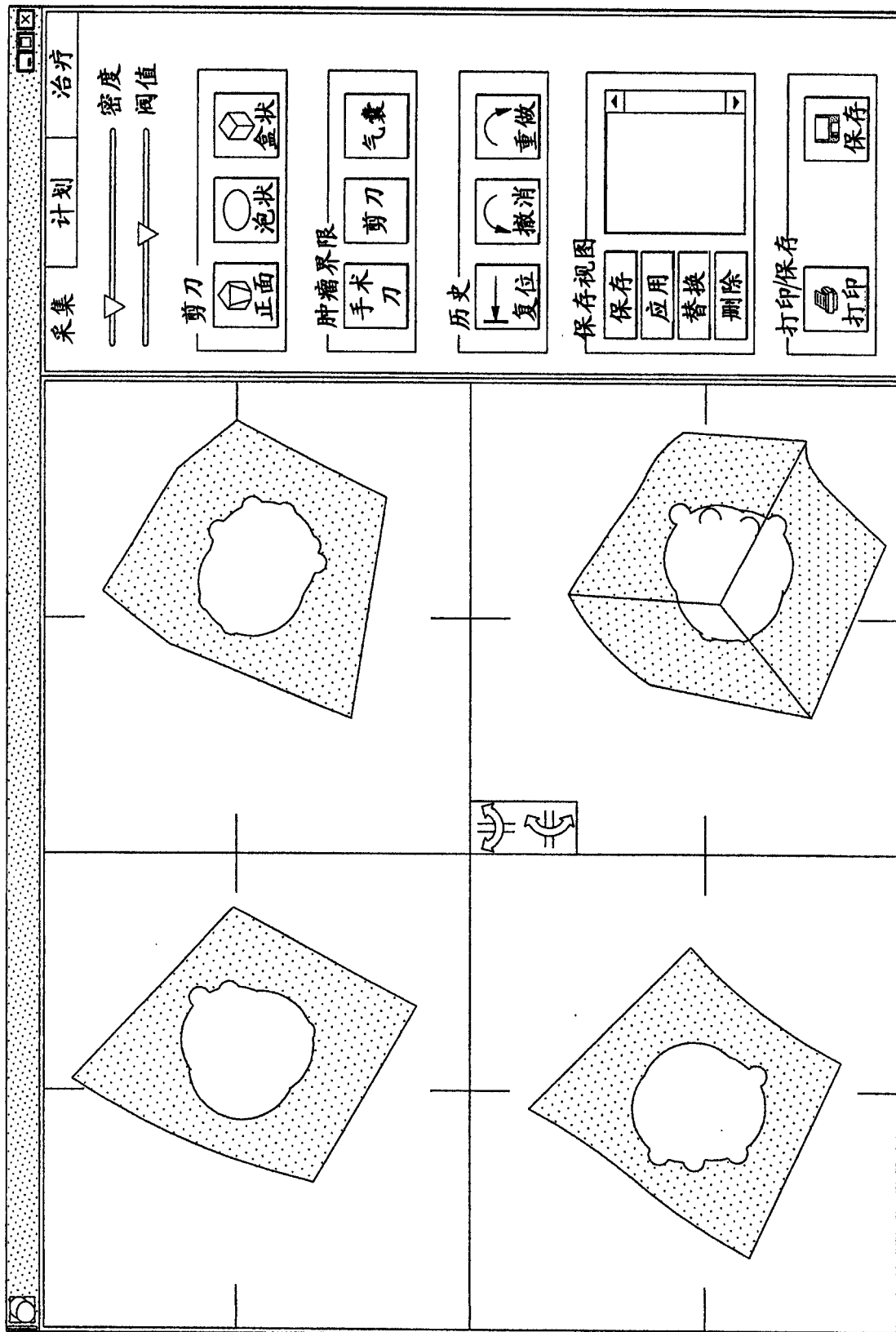


图 11

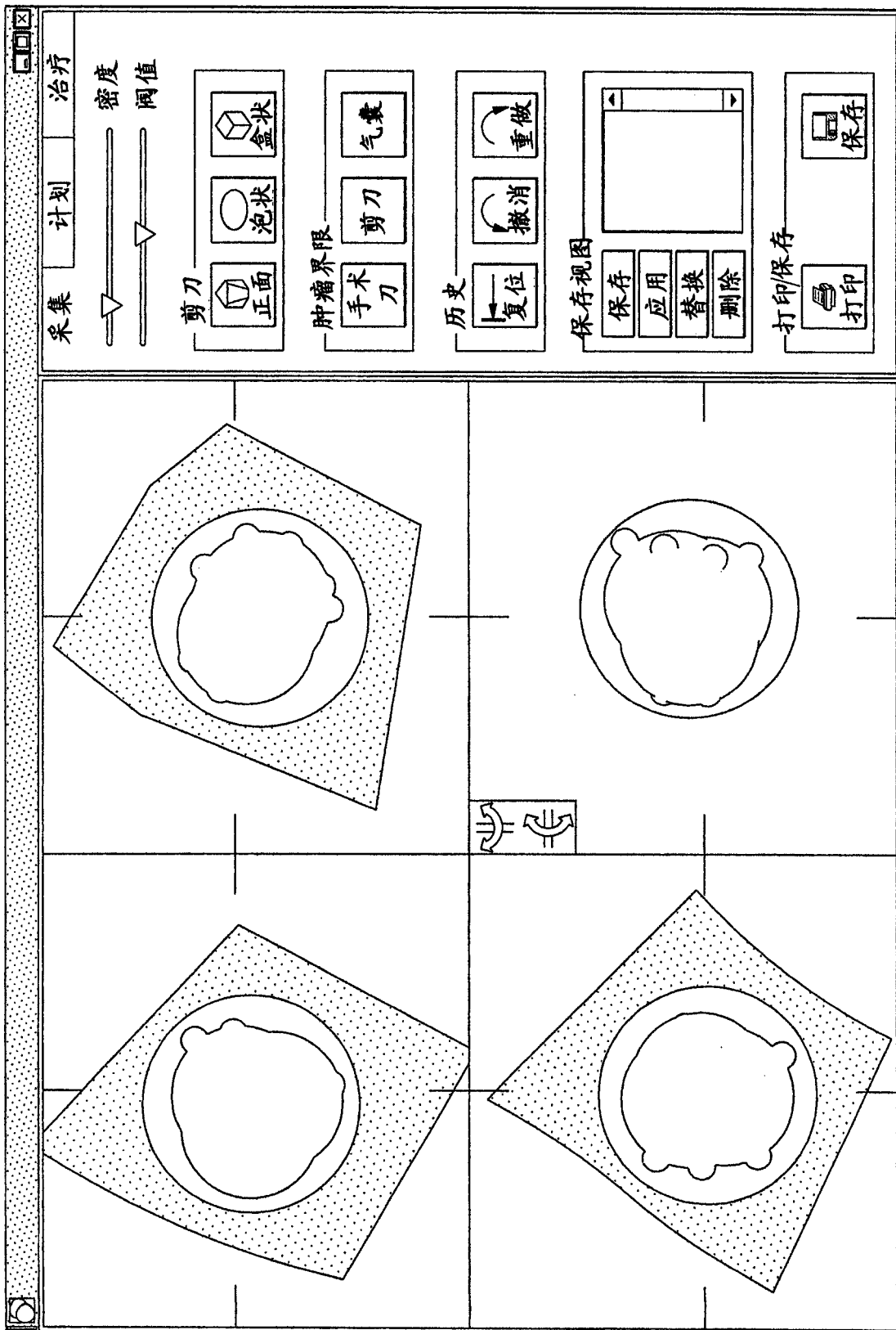


图 12

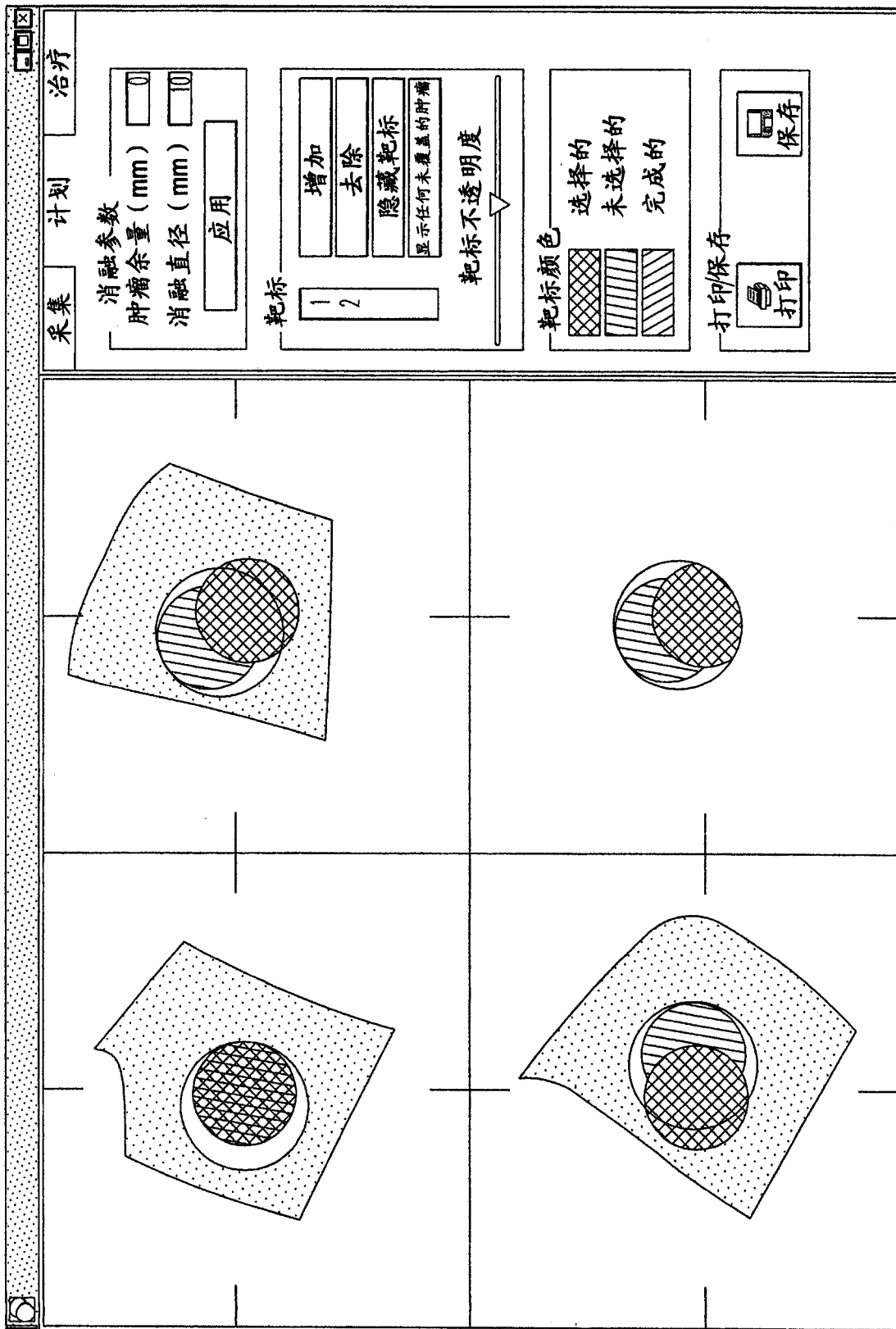


图 13

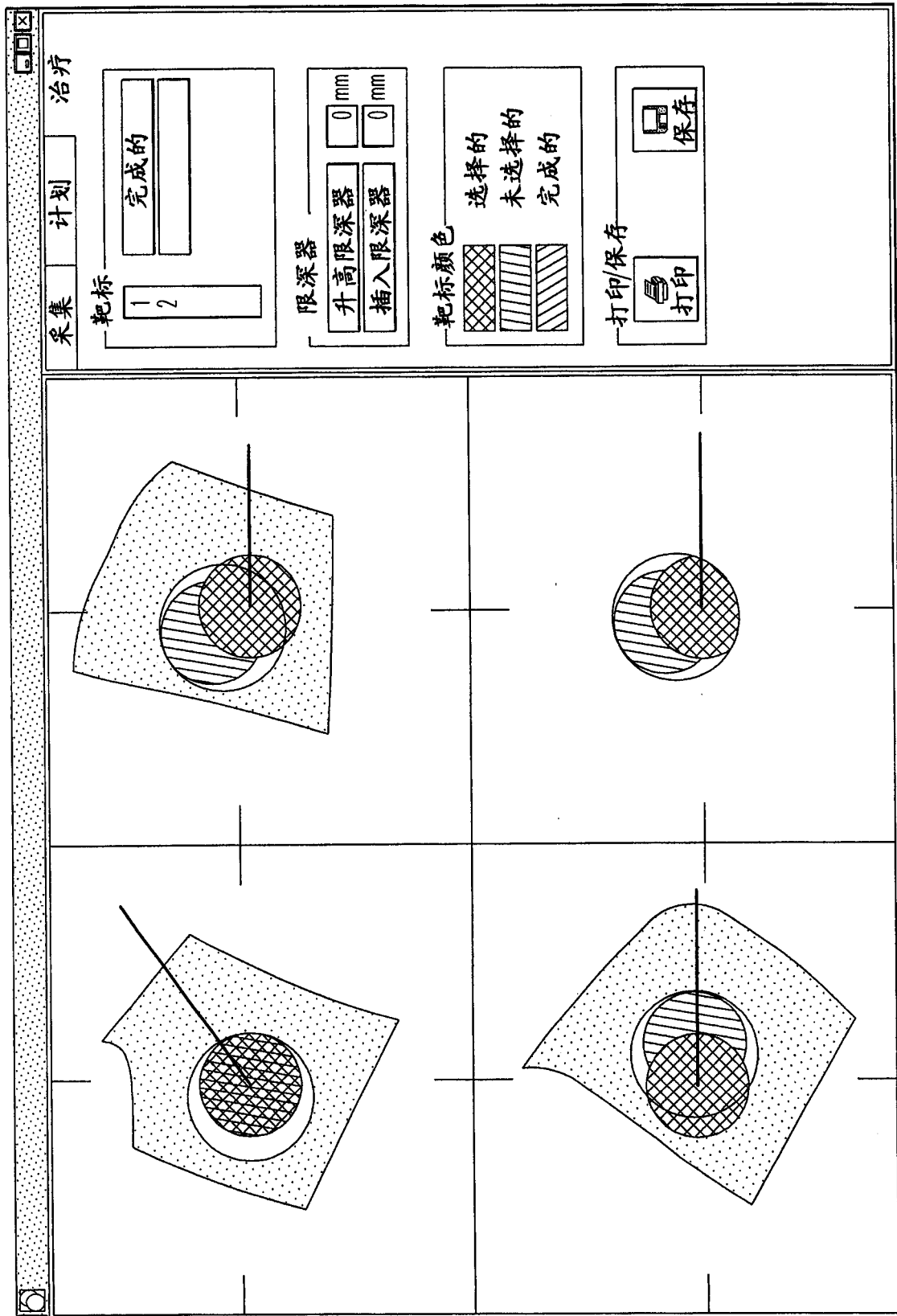


图 14

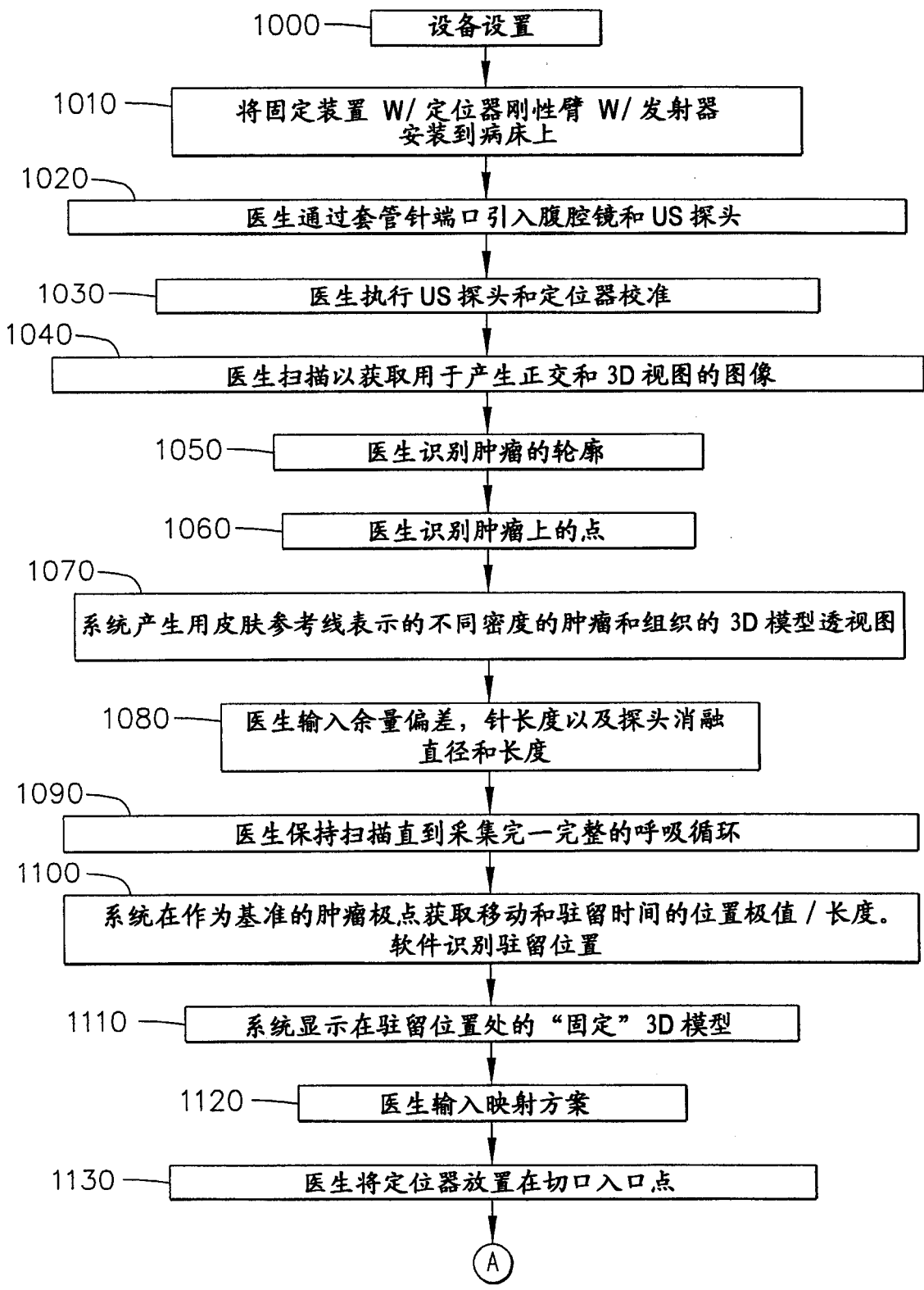


图 15A

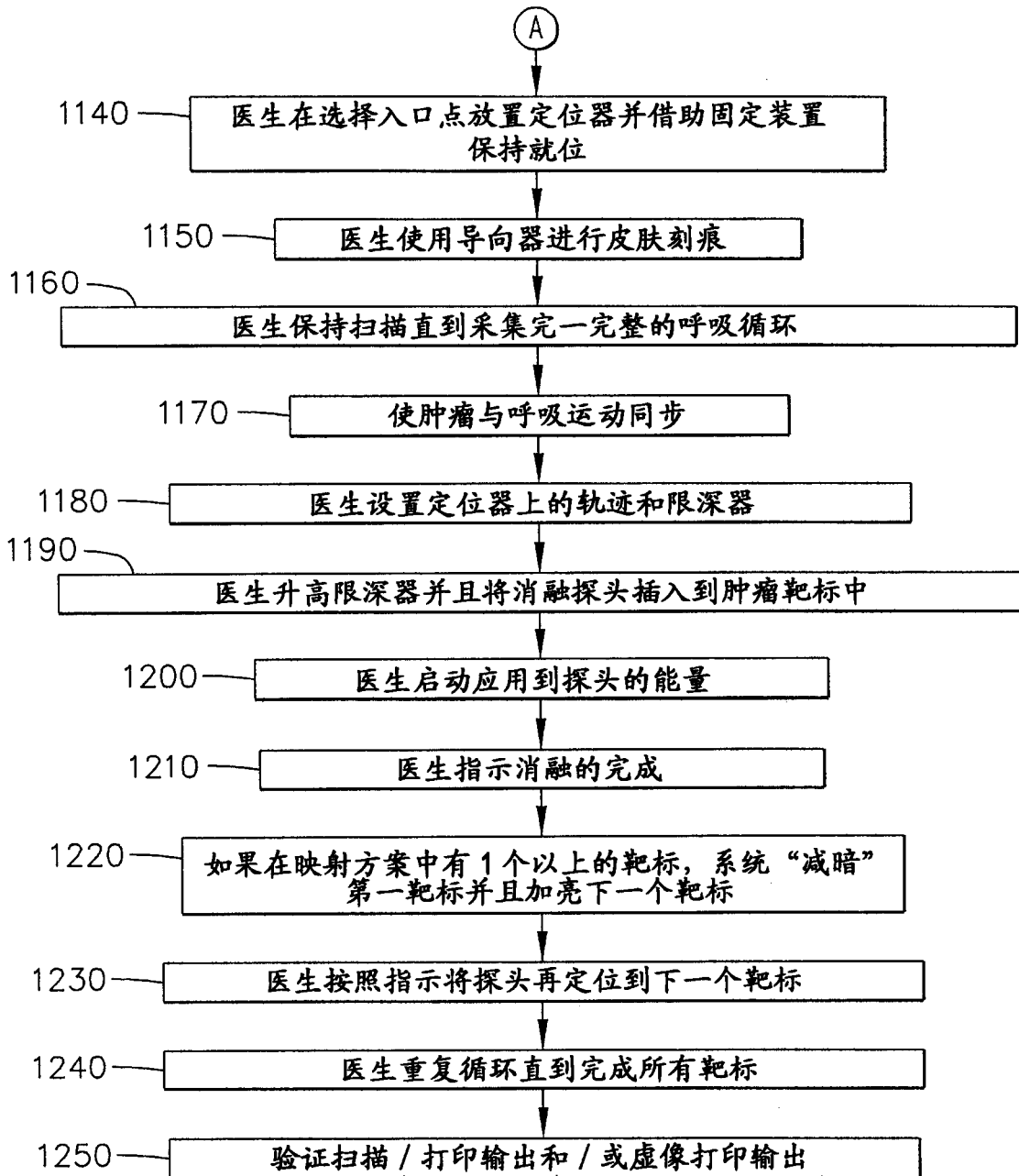


图 15B

专利名称(译)	使用组织作为基准来治疗组织的系统和方法		
公开(公告)号	CN1788692A	公开(公告)日	2006-06-21
申请号	CN200510114089.5	申请日	2005-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	詹姆斯W沃格利 罗伯特佩林吉尔		
发明人	詹姆斯·W·沃格利 罗伯特·佩林·吉尔		
IPC分类号	A61B19/00 A61B5/00 A61B6/00 A61B8/00 A61B17/00 A61B18/00 A61B18/02 A61B18/04 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/3421 A61B34/20 A61B90/11 A61B90/36 A61B90/361 A61B90/50 A61B2017/00477 A61B2017/00699 A61B2017/3405 A61B2017/347 A61B2017/3492 A61B2034/105 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2090/062 A61B2090/378		
优先权	10/971448 2004-10-22 US		
其他公开文献	CN100522097C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使用手术装置治疗组织的方法和系统，所述方法包括以下步骤：显示由成像装置收集成像数据而产生的图像，从所述图像选择至少一个组织靶标，在至少一次呼吸循环期间收集图像数据和跟踪所述组织靶标，确定所述组织靶标的驻留位置以及显示在所述驻留位置的所述组织靶标收集的图像数据产生的图像。所述方法进一步包括：确定手术装置相对于驻留位置的位置和方向，指示显示屏上手术装置的轨迹。所述方法可以进一步包括的步骤是：监视呼吸循环，指示何时所述组织靶标正接近所述驻留位置，基于所述驻留位置和轨迹在患者中定位手术装置以及治疗所述组织靶标。

