



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105902298 A

(43) 申请公布日 2016. 08. 31

(21) 申请号 201510711036. 5

(22) 申请日 2015. 10. 28

(30) 优先权数据

14/630, 138 2015. 02. 24 US

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 R · B · 斯托达特 E · R · 拉森

(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 11038

代理人 柳爱国

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006. 01)

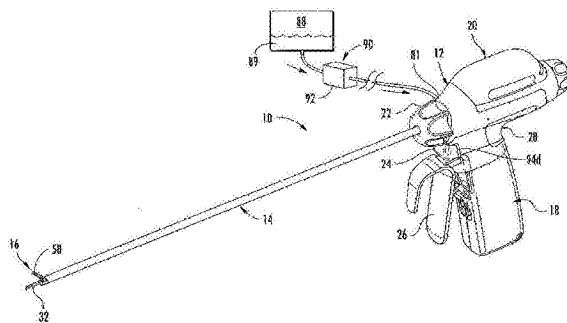
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54) 发明名称

具有冷却系统的超声手术器械

(57) 摘要

一种超声手术器械，包括处理组织的刀片和用以通过泵送冷却流体通过刀片来冷却刀片的流体控制系统。刀片限定了刀片内腔，所述刀片内腔与流体控制系统的流入导管和回流导管流体接触。流入导管限定了开口的远端，所述开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的远端，回流导管限定了开口的远端，回流导管的开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的近端。流体控制系统还可以包括：流体储器，所述流体储器保持冷却流体；和流入泵。流入泵构造成用以将流体从流体储器通过流入导管和刀片内腔输送到回流导管中。



1. 一种超声手术器械,包括:

手柄组件;

长形本体,所述长形本体从所述手柄组件向远侧延伸;

波导管,所述波导管至少部分地延伸通过所述长形本体;

工具组件,所述工具组件包括刀片,所述刀片联接到所述波导管的远端,所述刀片限定了刀片内腔,所述刀片内腔具有闭合的近端和远端,所述刀片限定了朝向所述刀片内腔的近端与所述刀片内腔连通的输出件;

流入导管,所述流入导管经由所述输出件进入所述刀片内腔并且向远侧延伸通过所述刀片内腔,所述流入导管限定了开口的远端,所述开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的远端;以及

回流导管,所述回流导管限定了开口的远端,所述回流导管的开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的近端,所述回流导管经由所述输出件离开所述刀片内腔并且从所述输出件向近侧延伸。

2. 根据权利要求 1 所述的超声手术器械,其中,所述流入导管和所述回流导管是微管。

3. 根据权利要求 1 所述的超声手术器械,其中,所述输出件被密封在所述流入导管和所述回流导管周围。

4. 根据权利要求 1 所述的超声手术器械,其中,所述刀片内腔的内表面和所述流入导管的外表面在其间限定了环形间隙。

5. 根据权利要求 1 所述的超声手术器械,其中,所述流入导管和所述回流导管沿着所述长形本体的外部延伸。

6. 一种超声手术系统,包括:

超声手术器械,所述超声手术器械包括:

手柄组件;

长形本体,所述长形本体从所述手柄组件向远侧延伸;

波导管,所述波导管至少部分地延伸通过所述长形本体;

工具组件,所述工具组件包括刀片,所述刀片联接到所述波导管的远端,所述刀片限定了刀片内腔,所述刀片内腔具有闭合的近端和远端,所述刀片限定了朝向所述刀片内腔的近端与所述刀片内腔连通的输出件;

流入导管,所述流入导管经由所述输出件进入所述刀片内腔并且向远侧延伸通过所述刀片内腔,所述流入导管限定了开口的远端,所述开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的远端;和

回流导管,所述回流导管限定了开口的远端,所述回流导管的开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的近端,所述回流导管经由所述输出件离开所述刀片内腔并且从所述输出件向近侧延伸;以及

刀片冷却系统,所述刀片冷却系统包括:

流体储器;和

流入泵,所述流入泵操作性地联接在所述流体储器和所述流入导管的近端之间。

7. 根据权利要求 6 所述的超声手术系统,其中,所述流入泵构造成用以将流体从所述流体储器通过所述流入导管和所述刀片内腔输送到所述回流导管中。

8. 根据权利要求 7 所述的超声手术系统, 其中, 所述回流导管构造成用以使流体回流到所述流体储器。

9. 根据权利要求 8 所述的超声手术系统, 其中, 所述刀片冷却系统还包括回流泵, 所述回流泵联接到所述回流导管的近端并且构造成用以促进流体从所述回流导管回流到所述流体储器中。

10. 根据权利要求 7 所述的超声手术系统, 还包括回流储器, 其中, 所述回流导管构造成用以使流体回流到所述回流储器。

11. 根据权利要求 6 所述的超声手术系统, 还包括流体控制系统, 所述流体控制系统构造成用以根据所述超声手术器械的至少一种性质或状态来控制所述流入泵的激活和停用。

12. 根据权利要求 11 所述的超声手术系统, 其中, 第一传感器构造成用以感测所述刀片的温度, 所述流体控制系统构造成用以当所述刀片的温度超过温度上限时激活所述流入泵, 所述流体控制系统构造成用以当所述刀片的温度低于温度下限时停用所述流入泵。

13. 根据权利要求 11 所述的超声手术系统, 其中, 第二传感器构造成用以感测所述超声手术器械的激活按钮的位置, 所述流体控制系统构造成用以根据所述激活按钮的位置而在预定的时间段内激活或者停用所述流入泵。

14. 一种超声手术器械, 包括 :

手柄组件 ;

长形本体, 所述长形本体从所述手柄组件向远侧延伸 ;

波导管, 所述波导管至少部分地延伸通过所述长形本体 ;

工具组件, 所述工具组件包括刀片, 所述刀片联接到所述波导管的远端, 所述刀片限定了刀片内腔, 所述刀片内腔具有闭合的近端和远端, 所述刀片限定了朝向所述刀片内腔的近端与所述刀片内腔连通的输出件 ;

流入导管 ; 和

回流导管, 其中, 所述流入导管和所述回流导管从所述长形本体的近端开始沿着所述长形本体的外表面向远侧延伸通过所述输出件并且延伸到所述刀片内腔中。

15. 根据权利要求 14 所述的超声手术器械, 其中, 所述流入导管构造成在其近端处联接到第一泵, 所述第一泵构造成用以通过所述流入导管和所述刀片内腔输送流体。

16. 根据权利要求 15 所述的超声手术器械, 其中, 所述回流导管构造成在其近端处联接到第二泵, 所述第二泵构造成用以从所述刀片内腔通过所述回流导管抽吸流体。

17. 根据权利要求 14 所述的超声手术器械, 其中, 所述流入导管向远侧延伸通过所述刀片内腔, 所述流入导管限定了开口的远端, 所述开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的远端。

18. 根据权利要求 14 所述的超声手术器械, 其中, 所述回流导管限定了开口的远端, 所述回流导管的开口的远端定位在所述刀片内腔内并且毗邻所述刀片内腔的近端。

19. 根据权利要求 14 所述的超声手术器械, 其中, 所述输出件被密封在所述流入导管和所述回流导管周围。

20. 根据权利要求 14 所述的超声手术器械, 其中, 所述流入导管和所述回流导管是微管。

具有冷却系统的超声手术器械

技术领域

[0001] 本公开整体涉及手术器械，并且特别地涉及具有流体冷却部件的超声手术器械以及冷却超声手术器械的相关方法。

背景技术

[0002] 基于能量的组织处理是本领域所公知的。将各种类型的能量（例如，电能、超声能、微波能、低温能、热能、激光能等）施加到组织以实现所需的结果。例如可以使用手术探针将超声能输送到组织，所述手术探针包括与末端执行器相联接的换能器，所述末端执行器构造成用以将超声能输送到组织。

[0003] 典型的超声手术器械包括正弦驱动信号，所述正弦驱动信号致使波导管的机械末端以通常处于 20KHz 至 60KHz 范围内的选定频率振动，以用于切割和 / 或凝结组织。通过机械末端相对于组织的高频振动而造成的组织与机械末端的增强耦合可以导致改进切割。由于通过机械末端和身体组织的高频振动之间的耦合而产生的热量可以导致改善凝结。

[0004] 超声手术器械可以包括多种波导管中的任意一种，所述波导管构造成用以实现手术效果。例如，超声波导管可以布置在超声器械的远端处。波导管可以包括末端执行器，所述末端执行器包括切割刀片、剪刀、钩、球等，并且可以与其它特征件（诸如夹钳）相组合，以用于抓持或者操纵组织。在使用期间，超声手术器械上的波导管能够达到大于 200°C 的温度。

发明内容

[0005] 根据本公开的一方面，提供了一种超声手术器械，所述超声手术器械包括手柄组件、长形本体构件、工具组件和刀片冷却系统。长形本体构件从手柄组件向远侧延伸并且限定了纵向轴线。长形本体构件包括波导管，所述波导管同轴地定位在外管的管腔内。工具组件联接到长形本体构件的远端并且包括联接到波导管的远端的刀片。刀片构造成用以相对于外管振动，以用于超声地处理组织。刀片冷却系统包括刀片导管，所述刀片导管至少部分地延伸通过刀片。冷却流体构造成用以流过刀片导管。在实施例中，刀片冷却系统是闭环系统。在一些实施例中，刀片冷却系统是开环系统。

[0006] 长形本体构件还能够包括与刀片导管流体连通的冷却导管。在各方面中，冷却导管限定在外管和波导管之间。在特定的方面中，冷却导管由微管构成。在某些方面中，冷却导管和刀片导管形成完全包封的热管，以使冷却流体构造成用以从刀片吸收热量并且冷却导管构造成用以将吸收的热量释放到周围环境中。

[0007] 在各方面中，刀片导管在刀片的远侧表面上包括刀片出口。刀片冷却系统还可以包括与刀片导管流体连通的流入导管。在一些方面中，流入导管由微管构成。在特定的方面中，刀片冷却系统还包括与刀片导管流体连通的回流导管。回流导管也能够由聚酰亚胺微管构成。在某些实施例中，刀片导管包括刀片入口，所述刀片入口介于流入导管和刀片导管之间并且定位在刀片的近侧部分中。刀片导管能够相对于纵向轴线以平行的取向在刀片

内向远侧延伸至刀片导管的远侧区段的第一端部，所述第一端部垂直于纵向轴线并且与刀片的远侧表面间隔开。刀片导管的第二部段以平行于纵向轴线的取向在刀片内从远侧部段的第二端部向近侧延伸至刀片出口。刀片导管形成从刀片入口经过远侧区段并且经过刀片出口离开的、通过刀片的连续流动路径。刀片出口能够位于刀片入口的远侧。刀片导管的远侧区段与刀片的远侧表面间隔开的距离处于 0.005mm 至 0.025mm 的范围内。

[0008] 根据本公开的另一个方面，一种手术系统包括超声手术器械和刀片冷却系统。超声手术器械包括手柄组件、长形本体构件和工具组件。长形本体构件包括波导管，所述波导管具有联接到远端的刀片。刀片构造成用以相对于外管振动，以超声地处理组织。刀片冷却系统包括刀片导管、流入导管和流体控制系统。刀片导管布置在刀片内并且沿着刀片的长度布置。流入导管布置在长形本体构件内并且沿着长形本体构件的长度布置。流体控制系统包括泵，所述泵构造成用以泵送冷却流体通过流入导管和刀片导管。

[0009] 刀片冷却系统还能够包括流体储器，所述流体储器在其中存储冷却流体，以使得泵构造成用以从流体储器抽吸冷却流体。在各方面中，刀片冷却系统还包括回流导管，并且刀片导管包括垂直于刀片的纵向轴线的远侧区段。远侧区段与刀片的远侧表面间隔开。流体控制系统构造成用以泵送冷却流体通过流入导管、通过包括远侧区段的刀片导管以及通过回流导管。回流导管与流入导管流体连通，使得刀片冷却系统是闭环系统。

[0010] 在各方面中，流体控制系统根据超声器械的至少一种性质或状态来控制泵的激活和停用。更加具体地，第一传感器可以设置成用以感测刀片的温度。流体控制系统因此可以构造成用以在刀片温度超过温度上限时激活泵和 / 或在刀片温度低于温度下限时停用泵。附加地或可选地，可以提供第二传感器，所述第二传感器构造成用以感测超声手术器械的激活按钮的位置。流体控制系统因此可以构造成用以根据激活按钮的位置而在预定的时间段内激活泵活着停用泵（独立于基于温度的反馈控制或者与基于温度的反馈控制相结合）。

[0011] 根据本公开的另一个方面，提供了一种用于处理组织的方法，包括：通过使超声手术器械的与组织相接触的刀片振动来超声地处理组织，并且激活流体控制系统以泵送冷却流体通过刀片导管，从而冷却刀片。超声手术器械和 / 或流体控制系统可以是在本文所描述的方案中的任意一种。

[0012] 在各方面中，激活流体控制系统包括按下激活按钮以激活流体控制系统。在各方面中，通过按下激活按钮来激活流体控制系统并且使刀片振动。所述方法还可以包括释放激活按钮以停用流体控制系统并且使刀片停止振动。在一些方面中，在释放激活按钮之后，所述方法包括延迟流体控制系统的停用，直到经过了预定的时间量。在特定的方面中，所述方法包括在释放激活按钮之后接收感测到的刀片温度，并且在感测到的刀片温度低于温度下限之后停用流体控制系统。

[0013] 在各方面中，所述方法包括接收感测到的刀片温度并在激活流体控制系统之前验证感测到的刀片温度高于温度上限。在各方面中，所述方法包括在感测到的刀片温度低于温度下限之后停用流体控制系统。在一些方面中，所述方法包括在超声地处理组织之前输入温度上限和 / 或温度下限。在特定的方面中，所述方法包括响应于感测到的刀片温度而改变流过刀片冷却系统的流体量。

[0014] 根据本公开的各方面提供的另一种超声手术器械包括手柄组件、从手柄组件向远

侧延伸的长形本体、至少部分地延伸通过长形本体的波导管以及包括联接到波导管远端的刀片的工具组件。刀片限定了延伸通过刀片的刀片内腔。刀片内腔具有封闭的近端和远端。刀片还限定了朝向刀片内腔的近端与刀片内腔连通的输出件。流入导管经由输出件进入刀片内腔并且向远侧延伸通过刀片内腔。流入导管限定了开口的远端，所述开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的远端。回流导管限定了开口的远端，所述回流导管的开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的近端。回流导管经由输出件离开刀片内腔并且从输出件向近侧延伸。

[0015] 在各方面中，流入导管和回流导管是微管。在各方面中，输出件被密封在流入导管和回流导管周围。在各方面中，输出件被限定在波导管的波腹处或者沿波导管被限定在任意其它适当的位置处。在各方面中，刀片内腔的内表面和流入导管的外表面在其间限定了环形间隙。在各方面中，流入导管和回流导管沿着长形本体的外部延伸。

[0016] 根据本公开的另一个方面，一种手术系统包括超声手术器械和刀片冷却系统。超声手术器械可以与上文详细描述的任何一种超声器械相类似。刀片冷却系统包括流体储器和流入泵，所述流入泵操作性地联接在流入导管的近端和流体储器之间。

[0017] 在各方面中，流入泵构造成用以将流体从流体储器通过流入导管和刀片内腔输送回流导管中。在各方面中，回流导管构造成用以使流体回流到流体储器或者回流储器。在各方面中，刀片冷却系统还包括回流泵，所述回流泵联接到回流导管的近端并且构造成用以促进流体从回流导管回流到流体储器或者回流储器中。

[0018] 在各方面中，刀片冷却系统还包括一种流体控制系统，所述流体控制系统构造成用以根据超声手术器械的至少一种性质或状态来控制流入泵的激活和停用。在各方面中，第一传感器构造成用以感测刀片温度，流体控制系统构造成用以当刀片温度超过温度上限时激活流入泵，流体控制系统构造成用以当刀片温度低于温度下限时停用流入泵。在各方面中，第二传感器构造成用以感测超声器械的激活按钮的位置，流体控制系统构造成用以根据激活按钮的位置而在预定的时间段内激活或者停用流入泵。

[0019] 根据本公开的另一个方面，提供了一种超声手术器械，其包括手柄组件、从手柄组件向远侧延伸的长形本体、至少部分地延伸通过长形本体的波导管以及包括联接到波导管远端的刀片的工具组件。刀片限定了刀片内腔，所述刀片内腔延伸通过刀片。刀片内腔具有闭合的近端和远端。刀片还限定了朝向刀片内腔的近端与刀片内腔连通的输出件。还提供了流入导管和回流导管。流入导管和回流导管从长形本体近端开始沿着长形本体的外表面向远侧延伸通过输出件并且延伸到刀片内腔中。

[0020] 在各方面中，流入导管构造成在其近端处联接到第一泵，所述第一泵构造成用以通过流入导管和刀片内腔输送流体。在各方面中，回流导管构造成在其近端处联接到第二泵，所述第二泵构造成用以从刀片内腔通过回流导管推送和/或抽吸流体。在各方面中，流入导管向远侧延伸通过刀片内腔并且限定了开口的远端，所述开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的远端。

[0021] 在各方面中，回流导管限定了开口的远端，所述回流导管的开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的近端。在各方面中，输出件被密封在流入导管和回流导管周围。在各方面中，流入导管和回流导管是微管。

[0022] 此外，程度一致地，本文描述的各方面中的任意一方面均可以与本文描述的其他

方面中的任意或所有的方面结合使用。

附图说明

- [0023] 参照附图在下文描述了本公开的各个方面，其中：
- [0024] 图 1 是根据本公开提供的包括装有冷却系统的手术器械的手术系统的透视图；
- [0025] 图 2 是图 1 中的手术器械的长形本体部分的各部件的分解图；
- [0026] 图 3 是图 1 的手术器械的工具组件的放大视图，其中，剖开了手术器械的外管的一部分；
- [0027] 图 3A 是图 1 的手术器械的远端的放大图，其中，工具组件处于闭合位置；
- [0028] 图 4 是图 1 的手术器械的远端的纵向剖视图，其图解了冷却系统的操作；
- [0029] 图 5 是图 4 中的细部区域“5”的放大视图；
- [0030] 图 6 是根据本公开设置的包括装有冷却系统的手术器械的另一个手术系统的透视图；
- [0031] 图 7 是图 6 的手术器械的远端的纵向剖视图，其图解了冷却系统的操作；
- [0032] 图 8 是根据本公开提供的并且构造成用于与图 6 的手术器械一起使用的另一个冷却系统的纵向剖视图；
- [0033] 图 8A 是图 8 的细部区域“8A”的放大视图；
- [0034] 图 9 是根据本公开提供的包括装有冷却系统的手术器械的另一个手术系统的透视图；
- [0035] 图 9A 是图 9 的细部区域“9A”的放大视图；
- [0036] 图 10 是图 9 的手术器械的刀片的纵向剖视图，其图解了冷却系统；
- [0037] 图 11 是根据本公开提供的包括布置在波导管内的冷却导管的另一个刀片冷却系统的纵向剖视图；
- [0038] 图 12 是根据本公开提供的包括装有冷却系统的手术器械的另一个手术系统的透视图；
- [0039] 图 12A 是图 12 的细部区域“12A”的放大视图；
- [0040] 图 13 是图 12 的手术器械的远端的放大的透视图；
- [0041] 图 14 是图 12 的手术器械的刀片的纵向剖视图；以及
- [0042] 图 15 是根据本公开提供的包括装有冷却系统的手术器械的另一个手术系统的透视图。

具体实施方式

[0043] 现参照附图详细描述本公开的实施例，其中，相同的附图标记指代若干视图中的每一张中的相同或对应的元件。当在本文中使用时，术语“临床医生”是指医生、护士或者任何其它医疗服务人员并且可以包括辅助人员。在本说明书中，术语“近侧”是指装置或其部件的接近于临床医生的部分，而术语“远侧”是指装置或其部件的远离临床医生的部分。在附图中，冷却系统的各部分内或者毗邻各部分的箭头表示冷却流体的流动方向。

[0044] 现参照图 1，用附图标记 10 整体示出了根据本公开构造成用以投入使用的超声手术器械的一个示例性实施例，不过也可以设想将本公开的各方面和各种特征类似地并入到

任何适当的超声手术器械中。超声手术器械 10 大体包括手柄组件 12、长形本体部分 14 和工具组件 16。手柄组件 12 支撑电池组件 18 以及超声换能器和超声发生器组件（在下文中称为“TAG”）20。手柄组件 12 包括可旋转的喷嘴 22、激活按钮 24 和夹具触发器 26。电池组件 18 和 TAG20 均可释放地固定到手柄组件 12 的中央本体 28 并且能够从中央本体 28 移除，从而有助于除了电池组件 18 和 TAG20 以外的整个装置的处置。

[0045] 另外参照图 2，长形本体部分 14 包括波导管 30，所述波导管 30 从手柄组件 12 延伸到工具组件 16（图 1）。波导管 30 的远端限定了刀片 32，这将在下文更详细地讨论。波导管 30 的近端具有用于啮合 TAG 20 的螺纹延伸部 34。波导管 30 还包括近侧渐缩部分 30a 以及远侧渐缩部分 30b 和 30c。一系列环形抵接部 31a-d 沿着波导管 30 布置例如在沿着波导管 30 的节点处机械加工到波导管 30 上。

[0046] 内管 36 在波导管 30 周围定位在波导管 30 的近侧渐缩部分 30a 和远侧渐缩部分 30b 之间。远侧密封构件 38 在内管 36 的远端的远侧以及在波导管 30 的远侧渐缩部分 30c 的近侧被支撑在波导管 30 周围，以便在长形本体部分 14 的远端提供波导管 30 和中间管 42 的内表面之间的液密性密封。由内管 36 防止将超声能传递到中间管 42。一系列花键 44 形成在波导管 30 的近端处。花键 44 接合形成于转矩适配器 46 的内表面上的花键（未示出），以便将转矩适配器 46 可旋转地固定到波导管 30。转矩适配器 46 还包括沿直径对置的侧翼 48，所述侧翼 48 定位在可旋转喷嘴 22 中的凹部（未示出）中，以便将转矩适配器 46 固定到可旋转喷嘴 22。

[0047] 另外参照图 3 和 3A，中间管 42 定位在内管 36 周围并且包括远端，该远端具有收束特征部 50 和一对间隔开的夹具支撑臂 52。收束特征部 50 定位成用以接收远侧密封构件 38，以将远侧密封构件 38 保持在波导管 30 远端周围的准确位置处。远侧密封构件 38 沿着波导管 30 定位在节点处。O 型环 40 被支撑在收束特征部 50 周围，以便提供中间管 42 的外表面和外管 66 的内表面之间的液密性密封。

[0048] 特别地参照图 3 和图 3A，间隔开的夹具支撑臂 52 均限定了开口 54，以用于枢转地接收形成在工具组件 16 的夹具构件 58 上的枢转构件 56。工具组件 16 的夹具构件 58 在打开位置（图 3）和闭合位置（图 3A）之间枢转，在所述打开位置中，夹具构件 58 与刀片构件 32 间隔开，在所述闭合位置中，夹具构件 58 与刀片构件 32 并列对齐。夹具构件 58 响应于夹具触发器 26（图 1）的致动而在打开位置和闭合位置之间运动。

[0049] 外管 66 能够可滑动地重新定位在前进位置和收回位置之间。一旦外管 66 从前进位置运动到收回位置，夹具构件 58 就从打开位置（图 3）运动到闭合位置（图 3A）。外管 66 的近端包括长形槽 70（图 2），所述长形槽 70 接收可旋转喷嘴 22（图 1）的伸出部（未示出），以使得外管 66 可旋转地固定到伸出部，但是能围绕伸出部滑动，从而有助于外管 66 在前进位置和收回位置之间运动。

[0050] 再次参照图 2，外管 66 的近端包括分支部分，所述分支部分限定了轴向延伸的通孔 72，所述通孔 72 可滑动地接收转矩适配器 46 的侧翼 48。一对沿直径对置的窗口 74 形成于外管 66 的近端。窗口 74 接收形成在手柄组件 12（图 1）中的凸块（未示出），以便将外管 66 联接到手柄组件 12（图 1）。

[0051] 参照图 4，装入根据本公开的超声手术器械 10（图 1）中的刀片冷却系统 80 的一个实施例被示出为包括流入导管 82 和刀片内腔 84。流入导管 82 环向地限定在中间管 42 和

波导管 30 之间。刀片内腔 84 形成在刀片 32 内并且基本延伸通过刀片 32 的长度。刀片内腔 84 包括：一个或多个刀片入口 84a，例如从刀片内腔 84 径向向外延伸的一个或多个刀片入口 84a；和刀片出口 84b。一个或多个刀片入口 84a 可以沿着波导管 30 定位在波腹处或者沿着波导管 30 定位在任意其它适当位置处。刀片出口 84b 限定在刀片 32 的远端处。刀片内腔 84 经由一个或多个刀片入口 84a 与流入导管 82 流体连通。刀片出口 84b 包括如图 5 所示布置成相对于刀片内腔 84 的内表面成角度 θ 的倾斜表面 85b，以便有助于流体从刀片内腔 84 流出。角度 θ 可以处于约 0° 至约 45° 的范围内。刀片内腔 84 可以具有处于约 0.25mm 至约 0.65mm 范围内的直径。在实施例中，刀片入口 84a 可以具有处于约 0.25mm 至约 1.00mm 范围内的直径。也可以设想其它适当的构造。

[0052] 如上所述，流入导管 82 限定在中间管 42 和波导管 30 之间。可选地或附加地，流入导管 82 可以限定在外管 66 和中间管 42 之间。在这样的实施例中，流入导管 82 在内管 36 和 / 或中间管 42 中包括输入开口（未示出），这提供了流入导管 82 和刀片入口 84a 之间的流体连通。

[0053] 环形抵接部 31d 定位在流入导管 82 内并且构造成用以允许冷却流体 89（图 1）通过流入导管 82 流至刀片入口 84a。在实施例中，与将流入导管 82 环向地限定在中间管 42 和波导管 30 之间形成对照，流入导管 82 可以包括一根或多根聚酰亚胺微管（或者其它适当的微管），所述微管布置在内管 36 和波导管 30 之间并且从长形本体构件 14 的近端向近侧延伸。在这样的构造中，环向抵接件 31d 可以包括一条或多条通道，所述通道成适当的尺寸并且构造成用以可滑动地接收一根或多根微管。

[0054] 参照图 1 至图 4，刀片冷却系统 80 还包括与流入导管 82 流体连通的流体储器 88。流体储器 88 可以定位在器械 10 的外部、定位在手柄组件 12 上或者定位在手柄组件 12 内。在流体储器 88 位于器械 10 外部的实施例中，手柄组件 12 的中央本体 28 包括流入端口 81，以便提供流体储器 88 和流入导管 82 之间的流体连通。流体储器 88 构造成用以保持冷却流体 89 的供应。冷却流体 89 可以是能传导和 / 或常规地吸收来自于导热的固体表面的热量的任意流体。示例性的冷却流体包括但并不局限于水、盐水、压缩空气、压缩氮气、压缩氧气等。

[0055] 刀片冷却系统 80 还包括具有泵 92 的流体控制系统 90。泵 92 构造成用以从流体储器 88 泵送冷却流体 89 通过流入导管 82 和刀片内腔 84，以使冷却流体 89 通过刀片出口 84b 离开刀片 32。在实施例中，由临床医生选择性地操作流体控制系统 90。在一些实施例中，通过由流体控制系统 90 感测的器械 10 的状态来自动地操作流体控制系统 90。流体控制系统 90 可以包括多个传感器 94a-d，所述传感器 94a-d 定位在器械 10 上和 / 或器械 10 内，以便提供器械 10 的状态的反馈。传感器 94a-d 可以包括例如：刀片热电偶 94a，所述刀片热电偶 94a 构造成用以测量刀片 32 的温度；夹具传感器 94b（图 3），所述夹具传感器 94b 构造成用以判定夹具 58 的位置和 / 或夹具触发器 26 的位置；波导管热电偶 94c，所述波导管热电偶 94c 构造成用以测量波导管 14 的一部分的温度；和激活传感器 94d，所述激活传感器 94d 构造成用以测量激活按钮 24 的位置。还可以设想其它适当的传感器和 / 或传感器的组合，例如用于提供反馈和 / 或指示器械 10 和 / 或周围环境的状态、参数、状况等的任意其它适当机构。

[0056] 当激活流体控制系统 90 的泵 92 时，泵 92 从流体储器 88 抽吸冷却流体 89 并且泵

送冷却流体 89 通过流入导管 82 和刀片内腔 84。当泵送冷却流体 89 通过刀片内腔 84 时，冷却流体 89 流出成形为贯穿刀片 32 的远侧表面的刀片出口 84b (参见图 3 至 3A)。当冷却流体 89 离开刀片出口 84b 时，冷却流体 89 能够形成雾。随着倾斜表面 85b 的角度 θ 减小，冷却流体 89 的雾化程度降低。随着冷却流体 89 流过刀片内腔 84，冷却流体 89 从刀片 32 吸收热量，以使得由刀片冷却系统 80 冷却刀片 32。流过流入导管 82 的冷却流体 89 还从波导管 30 吸收热量。流体控制系统 90 调节泵 92 从流体储器 88 抽吸并且泵送通过刀片冷却系统 80 的冷却流体 89 的量，由此控制刀片 32 的冷却。

[0057] 流体控制系统 90 可以构造成用以例如经由对泵 92 的调节来控制刀片 32 的冷却，例如通过以下步骤进行：激活泵 92，以便连续地泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；当按下（致动）激活按钮 24 (图 1) 时，激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；当释放（未致动）激活按钮 24 (图 1) 时，激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；根据预定计划激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；一旦已经按下（致动）激活按钮 24 (图 1) 达到预定的时间段，便激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；一旦已经释放（未致动）激活按钮 24 (图 1) 达到预定的时间量，便激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80；和 / 或基于温度反馈来激活 / 停用泵 92，以便泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80，从而保持刀片 32 和 / 或波导管 30 的温度低于预定的阈值温度或者处于预定的温度范围内。正如下文详细描述的那样，流体控制系统 90 可以包括传感器 94a-d 或者任意其它适当机构，以用于提供反馈和 / 或指示器械 10 的部件和 / 或周围环境的状态、参数、状况等，以便有助于对泵 92 的控制。还可以设想其它的控制系统、机构、方法和 / 或协议。

[0058] 如上所述，在一些实施例中，流体控制系统 90 连同刀片控制系统 80 一起可以构造成用以保持刀片 32 的温度低于预定温度。在这样的构造中，临床医生将温度上限输入到流体控制系统 90 中。在实施例中，在制造流体控制系统 90 时，还可以预设温度上限。当刀片热电偶 94a 判定刀片 32 的温度接近于温度上限时，流体控制系统 90 激活泵 92。当激活泵 92 时，泵 92 泵送冷却流体 89 通过刀片冷却系统 80，以便防止刀片 32 超过温度上限。泵送通过刀片冷却系统 80 的流体的量也可以根据感测到的温度而变化。

[0059] 另外，刀片 32 可以被保持在预定的温度范围内。在这样的构造中，临床医生将预定温度范围的温度上限和温度下限输入到流体控制系统 90 中。与先前的构造类似，能够预设温度上限和温度下限。当刀片热电偶 94a 判定刀片 32 的温度接近于温度上限时流体控制系统 90 激活泵 92 (或者增加泵送流体的速率)，以便冷却刀片 32 或者降低刀片 32 的温度。当流体控制系统 90 判定刀片 32 的温度正如刀片热电偶 94c 所测量的那样接近于温度下限时，流体控制系统 90 停用泵 92 (或者降低泵送流体的速率)，从而使得冷却流体 89 通过刀片 32 的流动停止 (或者减少)。

[0060] 附加地或可选地，刀片冷却系统 80 可以构造成用以在临床医生已激活刀片 32 和停用刀片 32 之后冷却刀片 32。在此构造中，当用于解剖和 / 或凝结组织时允许刀片 32 加热升温，但是一旦不再使用刀片 32，则经由刀片冷却系统 10 主动地冷却刀片 32。在这样的构造中，当刀片热电偶 94d 判定刀片 32 的温度超过温度上限并且激活传感器 94d (或者其它适当机构) 判定激活按钮 24 处于释放（未致动）位置时，流体控制系统 90 就激活泵 92。在刀片 32 的温度达到温度下限或者当激活按钮 24 处于按下（激活）位置时，流体控制系统

90 可以停用泵 82。流体控制系统 90 还可以包括夹具传感器 94b (或者其它适当的机构), 以便判定夹具 58 的位置, 即, 打开或闭合。当通过夹具传感器 94b 判定夹具 58 处于打开位置、并且刀片 32 的温度超过温度上限时, 流体控制系统 90 就激活泵 92。另一方面, 当夹具 58 处于闭合位置或者刀片 32 的温度低于温度下限时, 流体控制系统 90 就停用泵 92。

[0061] 参照图6和图7, 根据本公开提供了另一种超声手术器械 110, 该超声手术器械 110 包括波导管 130 并且装有刀片冷却系统 180。超声手术器械 110 和刀片冷却系统 180 与超声手术器械 10 和刀片冷却系统 80 (图 1 至图 5) 基本类似, 其中, 类似的元件用类似的附图标记表示。仅在下文详细讨论了差别所在。

[0062] 刀片冷却系统 180 是闭环回路并且包括流入导管 182、刀片内腔 184 和回流导管 186。流入导管 182 限定在中间管 142 和波导管 130 之间。流入导管 182 经由沿着波导管 130 布置在波腹点处的一个或多个刀片入口 184a 与刀片内腔 184 流体连通。密封部布置在环形抵接件 131d 的周围或者附近, 以便密封流入导管 182 的远端。在实施例中, 环形抵接件 131d 在流入导管 182 的远端处形成密封部。刀片内腔 184 限定在刀片 132 内并且延伸通过刀片 132。刀片内腔 184 包括一个或多个刀片入口 184a 以及刀片出口 184b。一个或多个刀片入口 184a 位于环形抵接件 131d 周围或者附近的密封部的近侧, 以便允许流体从流入导管 182 流入到一个或多个刀片入口 184a 中。刀片内腔 184 从刀片入口 184a 向远侧延伸, 以使刀片内腔 184 按照平行于纵向轴线的取向基本沿刀片 132 的长度延伸。刀片内腔 184 的远侧区段 184c 垂直于刀片 132 的纵向轴线 (或者以其他方式成曲线、弯曲或成角度), 使得刀片内腔 184 的远侧区段 184c 平行于刀片 132 的远侧表面 132a (或者以其他方式成曲线、弯曲或成角度)。远侧区段 184c 与刀片 132 的远侧表面 132a 间隔开, 并且远侧区段 184c 限定了其间的间隙 187。间隙 187 可以处于约 0.005mm 至约 0.025mm 的范围内; 然而, 也可以设想更大或更小的间隙 187 的尺寸。刀片内腔 184 沿着刀片 132 的长度从远侧区段 184c 返回到刀片出口 184b。刀片出口 184b 可以沿着波导管 130 布置在波腹点处或者沿着波导管布置在任意其它适当位置处并且例如经由将刀片出口 184b 定位在远侧密封构件 138 的近侧和环形抵接件 131d 的周围或附近的密封部的远侧而与回流导管 186 流体连通。回流导管 186 限定在中间管 142 和外管 166 之间并且通过中间管 142 的槽 142a 与刀片出口 184b 流体连通。O 形环 140 定位在中间管 142 和外管 166 之间的槽 142a 的远侧, 以便密封回流导管 186 的远端。

[0063] 与上述流入导管 82 (图 4) 相类似, 流入导管 182 和回流导管 186 能够可选地由聚酰亚胺微管形成。例如, 流入导管 182 能够是布置在中间管 142 和波导管 139 之间并且与刀片入口 184a 流体连通的聚酰亚胺微管; 回流导管 186 能够是与刀片出口 184b 流体连通的聚酰亚胺微管, 其穿过中间管 142 的槽 142a 并且向近侧延伸通过布置在外管 166 和中间管 142 之间的通道。而且, 如图 8 和 8A 所示, 在提供微管的实施例中, 聚酰亚胺微管构成的导管 182、186 可以布置在同一通道中, 例如布置在中间管 142 和波导管 130 之间, 而且刀片出口 184b 能够位于环形抵接件 31d 的近侧。

[0064] 在实施例中, 回流导管 186 与流入导管 182 流体连通, 以使得流体连续地循环通过刀片冷却系统 180。在一些实施例中, 刀片冷却系统 180 包括具有泵 192 的流体控制系统 190, 所述泵 192 定位在回流导管 186 和流入导管 182 之间, 以使冷却流体 189 循环通过刀片冷却系统 180。泵 192 能够布置在手柄组件 112 的中央本体 128 内。在某些实施例中, 刀

片冷却系统 180 还包括流体储器 188, 所述流体储器 188 定位在回流导管 186 和流入导管 182 之间并且与回流导管 186 和流入导管 182 流体连通。流体储器 188 能够布置在中央本体 128 内或者器械 110 的外部。当流体储器 188 布置在器械 110 外部时, 中央本体 128 分别包括与流入导管 182 流体连通的流入端口 182a 以及与回流导管 186 流体连通的回流端口 186a。流体控制系统 190 还可以包括与参照器械 10 在上文讨论的传感器 94a-d 相类似的传感器 194a-d(图 1-5), 并且还可以包括回流导管热电偶 194e(图 7), 其构造成用以测量回流导管 186 中的冷却流体 189 的温度。

[0065] 器械 110 的刀片冷却系统 180 的功能与器械 10 的刀片冷却系统 80 基本类似。然而, 因为刀片冷却系统 180 是闭环系统, 所以在再循环通过刀片冷却系统 180 之前, 冷却流体 189 经刀片内腔 184 流过流入导管 182 并通过回流导管 186 返回。因为冷却流体 189 流过刀片冷却系统 180, 所以冷却流体 189 从波导管 130 和 / 或刀片 132 吸收热量。通过外管 166 的外表面、壳体组件 112 的中央部分 128 和 / 或从流体储器 188 吸收的热量可以释放到周围环境中。另外, 可以主动地冷却流体储器 188 以在再循环之前促进从刀片 132 返回的流体 189 的冷却。

[0066] 参照图 9 至图 10, 根据本公开提供了另一种超声手术器械 210, 所述超声手术器械 210 包括波导管 230 并且装有刀片冷却系统 280。超声手术器械 210 和刀片冷却系统 280 与超声手术器械 10 和刀片冷却系统 80(图 1-图 5) 基本类似, 其中, 类似的元件用类似的附图标记表示。仅在下文详细讨论了差别所在。

[0067] 刀片冷却系统 280 包括刀片内腔 284 和冷却导管 286。设想的是刀片内腔 284 的远端 284a 与刀片 232 的远侧表面 232a 以间隙 287 间隔开。间隙 287 可以处于约 0.005mm 至约 0.025mm 的范围内; 然而, 还可以设想更大或更小的间隙 287 的尺寸。刀片内腔 284 在刀片 232 内并且基本沿着刀片 232 的长度向近侧延伸至刀片出口 284b。冷却导管 286 在外管 266 的外表面中沿着长形本体部分 214 的长度布置在刀片内腔 284 和纵向槽 266a 内(参见图 9A)。与参照先前实施例在上文描述的相类似, 冷却导管 286 的近端 286b 可以被密封或者可以构造成用以联接到流体储器。冷却导管 286 的远端 286a 位于刀片内腔 284 的远端 284a 附近。冷却导管 286 能够是聚酰亚胺管。

[0068] 参照图 11, 根据本公开提供的刀片冷却系统 380 装在波导管 330 和刀片 332 内。波导管 330 和刀片冷却系统 380 与波导管 30 和刀片冷却系统 80(图 1 至图 5) 基本类似, 其中类似的元件用类似的附图标记表示, 并且波导管 330 和刀片冷却系统 380 可以与超声器械 10、110 和 210 中的任意一种一起使用。还可以设想的是刀片冷却系统 380 能够与其它适当的超声器械一起使用。因此仅在下文详细讨论差别所在。

[0069] 刀片冷却系统 380 是闭环热管系统并且包括刀片内腔 384 和冷却导管 386。可以设想的是刀片内腔 384 的远端 384a 与刀片 332 的远侧表面 332a 以间隙 387 间隔开。间隙 387 可以处于约 0.005mm 到约 0.025mm 的范围内; 然而也可以设想更大或更小的间隙 387 的尺寸。刀片内腔 384 在刀片 332 内并且基本沿着刀片 332 的长度向近侧延伸至刀片出口 384b。刀片出口 384b 与冷却导管 386 流体连通, 即, 刀片内腔 384 和冷却导管 386 配合限定了热管, 所述热管延伸通过波导管 330 和刀片 332 两者的至少一部分并且在其间延伸。冷却导管 386 布置在波导管 330 内。冷却导管 386 包括在波导管 330 的远端处与刀片出口 384b 流体连通的导管开口 386a, 并且近端或者闭合端 386b 位于波导管 330 的近端附近。

冷却导管 386 的闭合端部 386b 被密封。在实施例中,刀片内腔 384 的内壁和 / 或冷却导管 386 包括灯芯结构 (未示出),所述灯芯结构构造成用以当冷却流体为液相时将毛细管压力施加在冷却流体上。灯芯结构可以是一系列平行于波导管 330 的纵向轴线的槽。冷却导管 386 由具有高热效率的材料 (例如铜、聚酰亚胺微管等) 构造而成。

[0070] 在使用中,当刀片 332 的温度升高时,布置在刀片内腔 384 内的冷却流体 389 从刀片 332 吸收热量,从而使冷却流体 389 从液相转变为气相。气相的冷却流体 389 从刀片内腔 384 行进通过刀片冷却系统 380 到达冷却导管 386,在此,冷却流体 389 通过冷却导管 386 的表面即波导管 330 将所吸收的热量释放到周围环境中。随着冷却流体 389 释放所吸收的热量,冷却流体 389 从气相恢复成液相。当冷却流体 389 恢复成液相时,冷却流体 389 返回到刀片内腔 384,以便重复循环。正如能够理解的那样,因为刀片 332 相对于波导管 330 大体向下倾斜地伸入手术部位中,所以在使用的时候能够通过重力促进蒸汽由远侧到近侧的运动以及液体由近侧到远侧的运动。

[0071] 本公开还提供了制造包括冷却系统的超声手术器械 (例如上文描述的哪些器械) 的方法。所述方法可以包括:制造波导管,制造沿着刀片的纵向轴线分离开的刀片的两个半体,在刀片的每个半体中切割出导管的一部分,将两个刀片半体焊接成刀片,以及将刀片焊接到波导管的远端。由此,能够轻易地使如上详细所述的延伸通过刀片的导管形成所需的构造。

[0072] 在刀片的每个半体中切割出导管的一部分可以特别地包括沿着刀片半体的长度切割出半圆柱形通道,其中包括在刀片的外表面中以及在刀片的远端处的开口。能够以这种方式制造刀片 32 (图 4)。可选地,为了完成刀片 132 (图 7),在刀片的每个半体中切割出导管的一部分包括:从刀片的外表面中的第一开口开始沿着刀片半体的长度、朝向远端沿着刀片长度切割出半圆柱形通道;基本平行于刀片的远端延续通道,从而限定通道和刀片的远端之间的间隙;沿着刀片的长度向刀片的近端往回延续通道;将通道一致延续到刀片的外表面中的基本与第一开口相对的第二开口。可以通过激光切割或者蚀刻来完成任意一个上述实施例中的切割。

[0073] 将两个刀片半体焊接成刀片可以包括:对准两个刀片半体以使每个刀片中的半圆柱形通道定位成相互毗邻,以便形成刀片内的连续的圆柱形导管。焊接两个半体可以包括将两个刀片半体焊接在一起。将刀片焊接到波导管可以包括将刀片的近端激光焊接到波导管的远端。

[0074] 在实施例中,波导管的远端包括螺纹,所述螺纹构造成用以与刀片的螺纹啮合,以便将波导管固定到刀片。在一些实施例中,通过钻通刀片的而一部分形成刀片内腔,使得刀片的远端保持闭合而不需要焊接。放电机加工 (EDM) 能够可选地用于制造刀片内腔,此后封闭被焊接的刀片的远端。还可以设想其它适当的制造方法。

[0075] 现在参照图 12 至图 14,由附图标记 410 整体示出根据本公开的构造成用以投入使用的超声手术器械的另一个实施例。超声手术器械 410 与上文详细描述的任意一种器械相类似并且可以包括其中的任何一方面和 / 或任何一种特征。因此,为了简洁,仅在下文详细描述超声手术器械 410 和上述器械的区别,相似之处将概述或者完全省略。

[0076] 超声手术器械 410 整体包括:手柄组件 412;长形本体部分 414;具有刀片 423 的工具组件 416;和刀片冷却系统 480。刀片冷却系统 480 在手柄组件 412 上或者手柄组件 412

内具有流体储器 488, 所述流体储器 488 可以与超声手术器械 410 (如图所示) 分离开。流体储器 488 构造成用以保持冷却流体 489 的供应, 所述冷却流体 489 能够是如在上文所述的任何适当的流体。

[0077] 刀片冷却系统 480 还包括具有泵 492 的流体冷却系统 490, 所述泵 492 构造成用以泵送冷却流体 489 从流体储器 488 经由冷却流入导管 482 通过超声手术器械 410 的刀片 432。冷却流体 489 从超声手术器械 410 的刀片 432 吸收热量并且通过冷却回流导管 486 返回。被加热的冷却流体 489 可以返回到流体储器 488, 由此形成闭环系统, 或者可以将被加热的冷却流体 489 释放到作为开环系统的一部分的、单独的回流储器 (未示出) 中。

[0078] 如图 12 和 12A 所示, 冷却流入导管和回流导管 482、486 布置在超声手术器械 410 的长形本体部分 414 的外表面上并且基本沿着其长度延伸。将导管 482、486 定位在长形本体部分 414 的外部上有助于阻止经由通过回流导管 486 返回的被加热的流体来加热波导管 430 (图 13) 和延伸通过长形本体部分 414 的其它内部部件。流入导管 482 的近端 482a 构造成用以经由手柄组件 412 (如图所示) 联接到泵 492 或者与其分离, 而回流导管 486 的近端 486a 构造成用以经由手柄组件 412 (如图所示) 联接到流体储器 488 (或者单独的回流流体储器 (未示出)) 或者与其分离。在长形本体部分 414 内分别限定了远侧孔和近侧孔 466a、466b, 以使导管 482、486 能够分别离开和进入长形本体部分 412。然而, 还可以设想的是, 超声手术器械 410 构造成具有在长形本体部分 414 内延伸的导管 482、486。

[0079] 参照图 13 和 14, 刀片 432 限定了刀片内腔 434, 所述刀片内腔 434 形成在刀片 432 内并且基本沿着刀片 432 的长度延伸。刀片内腔 434 可以相对于由刀片 432 限定的纵向轴线同轴或者以平行的取向延伸。刀片内腔 434 限定了闭合的远端。流入导管 482 和回流导管 486 通过限定成朝向刀片内腔 434 的近端的刀片输出件 460 而进入刀片内腔 434。密封部形成在刀片输出件 460 周围以及流入和流出导管 482、486 周围, 以便阻止流体从中逸出。密封部可以固定到刀片输出件 460 和导管 482、486。可选地, 密封部能够可释放地附接到刀片输出件 460, 从而允许进入刀片内腔 434。刀片输出件 460 可以沿着超声手术器械 410 的波导管 430 定位在波腹点处或者沿着波导管 430 定位在任意其它适当位置处。回流导管 486 布置在刀片内腔 434 的近端内。流入导管 482 的直径小于刀片内腔 434 的直径, 从而在刀片 432 的限定刀片内腔 434 的内表面和流入导管 482 的外表面之间留有环形间隙 436 (图 14)。刀片内腔 434 的直径可以处于约 0.25mm 至约 0.65mm 的范围内; 然而, 还可以设想其它适当的构造。在操作期间, 冷却流体 489 被泵送或以其它方式向远侧输送通过流入导管 482, 在刀片内腔 434 的远端处离开流入导管 482 的远端, 并且在环形间隙 436 内通过刀片内腔 434 向近侧行进返回, 最终在吸力或者被泵送的流入流体的推送下被回流导管 486 接收。流入导管和回流导管 482、486 可以包括一根或者多根聚酰亚胺微管 (能够以任何其它适当的方式形成其它适当微管)。

[0080] 再次参照图 12 至图 14, 流体控制系统 490 与在上文描述的流体控制系统类似, 区别在于流入导管和回流导管 482、486 的相对位置以及冷却流体 489 的流动路径。当激活流体控制系统 490 的泵 492 时, 泵 492 从流体储器 488 抽吸冷却流体 489, 并且泵送冷却流体 489 通过流入导管 482 进入刀片内腔 434 的远端。当冷却流体 489 向近侧回流通过环形间隙 436 内的刀片内腔 434 时, 冷却流体 489 从刀片 432 吸收热量, 从而冷却刀片 432。冷却流体 489 随后被推送和/或抽吸通过回流导管 486 进入到流体储器 488 中以形成闭合回路,

或者被推送和 / 或抽吸到回流储器 (未示出) 中以形成开环回路。流体控制系统 490 调节由泵 492 从流体储器 488 抽吸并且泵送通过刀片冷却系统 480 的冷却流体 489 的量, 从而控制刀片 432 的冷却。可以与参照先前实施如以上详细描述类似地执行控制或者以任何其它适当方式执行控制。

[0081] 参照图 15, 根据本公开提供了另一种装有刀片冷却系统 580 的超声手术器械 510。超声手术器械 510 与超声手术器械 410 相类似 (图 12 至图 14), 区别在于如下文详细描述的刀片冷却系统 580。

[0082] 刀片冷却系统 580 包括流入导管 582、回流导管 586、流入泵 592、和回流泵 594。流入导管 582 和回流导管 586 可以由聚酰亚胺微管形成 (或者以任何其它适当的方式形成)。

[0083] 与上述冷却系统类似地, 回流导管 586 与流入导管 582 流体连通, 以使流体连续地循环通过刀片冷却系统 580。刀片冷却系统 580 包括流体控制系统 590, 所述流体控制系统 590 具有: 流入泵 592, 所述流入泵 592 定位在流体储器 588 和流入导管 582 之间; 和回流泵 594, 所述回流泵 594 定位在回流导管 586 和流体储器 588 之间。可选地, 回流泵 594 可以定位在回流导管 584 和单独的回流储器 (未示出) 之间以限定开环系统。流入泵和回流泵 592、594 能够布置在外部 (如图所述), 或者可以布置在手柄组件 512 的中央本体 528 内。流体控制系统 590 也可以包括传感器 (未示出), 所述传感器与上文讨论的传感器类似, 以实现基于反馈的控制。

[0084] 与上述流体控制系统类似地, 当激活流体控制系统 590 的流入泵 592 时, 流入泵 592 从流体储器 588 抽吸冷却流体 589 并且泵送冷却流体 589 通过超声手术器械 510 的流入导管 582 和刀片。当冷却流体 589 流过刀片的刀片内腔 (未示出) 时, 激活回流泵 594, 以便从刀片内腔 (未示出) 抽吸被加热的冷却流体 589 通过回流导管 586 并进入流体储器 588 或者可选地进入回流储器 (未示出)。流入泵和回流泵 592、594 可以同时运转。然而, 泵 592、594 的运转时间也可以是交错的。流体控制系统 590 可以包括传感器 (未示出) 或者任何其它适当的机构, 以用于提供反馈和 / 或指示手术器械 510 的部件和 / 或周围环境的状态、参数、状况等, 以便促进对流入泵和回流泵 592、594 的控制。流体控制系统 490 (图 12) 可以类似地包括这些特征。对于任意一个或者两个实施例而言, 还可以设想其它的控制系统、机构、方法和 / 或协议。

[0085] 尽管已经在附图中示出了本公开的若干实施例, 但是应当理解的是本公开并不局限于此, 原因是本公开旨在获得如本技术领域所允许的、以及类似地阅读本说明书所能得到的宽范围。也可以在本发明的范围内设想上述实施例的任意组合。因此, 上述的说明内容不应当视为限制性的, 而仅仅是特定实施例的示范性描述。本领域技术人员能在所附权利要求的范围内得到其它的变型。

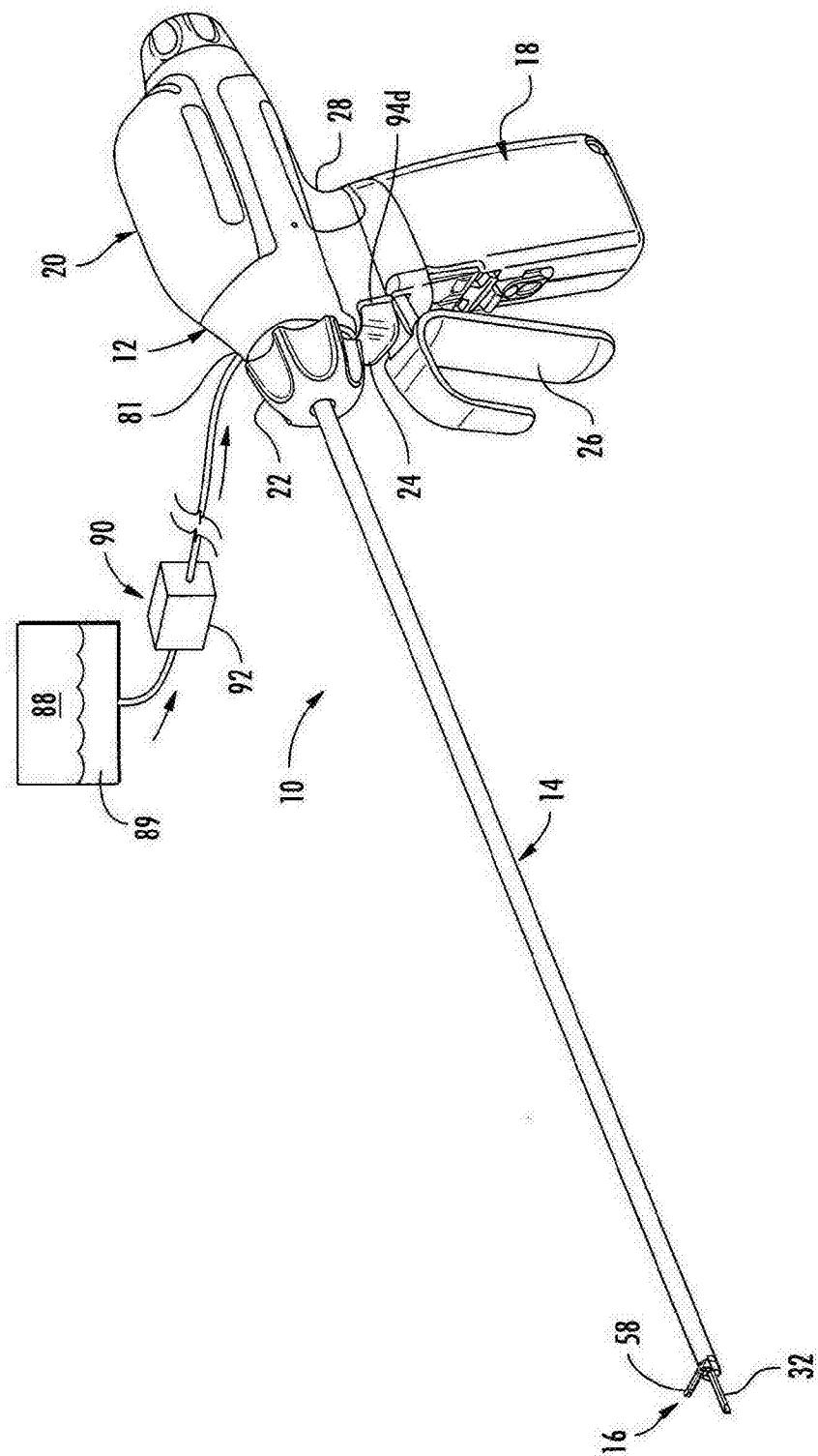


图 1

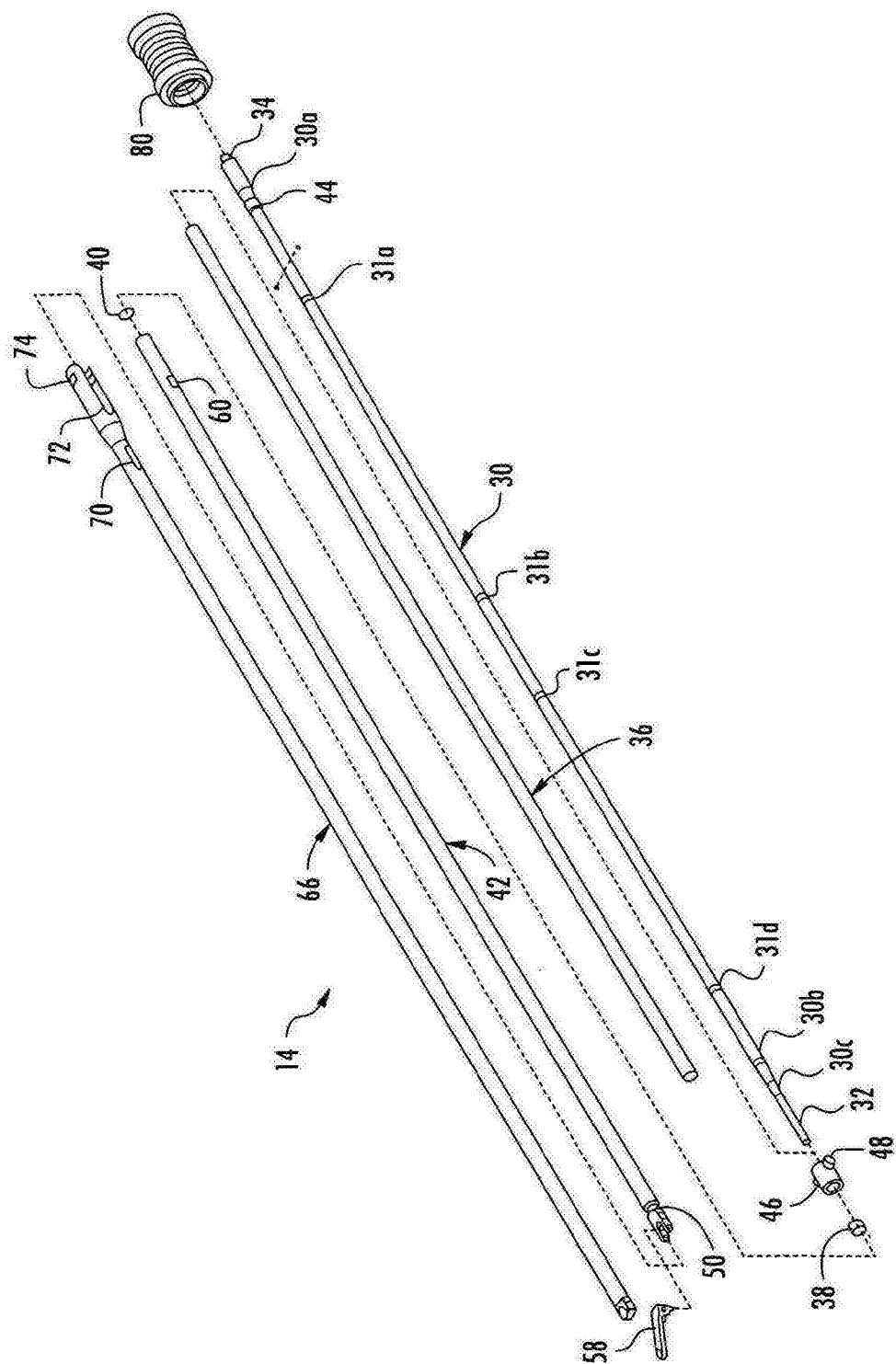


图 2

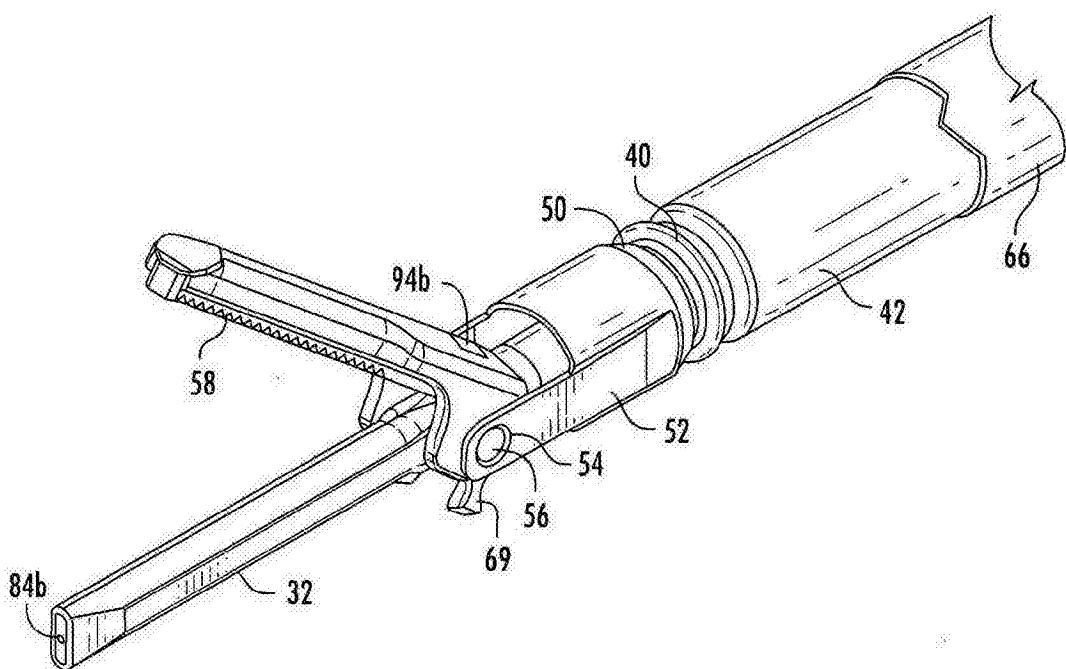


图 3

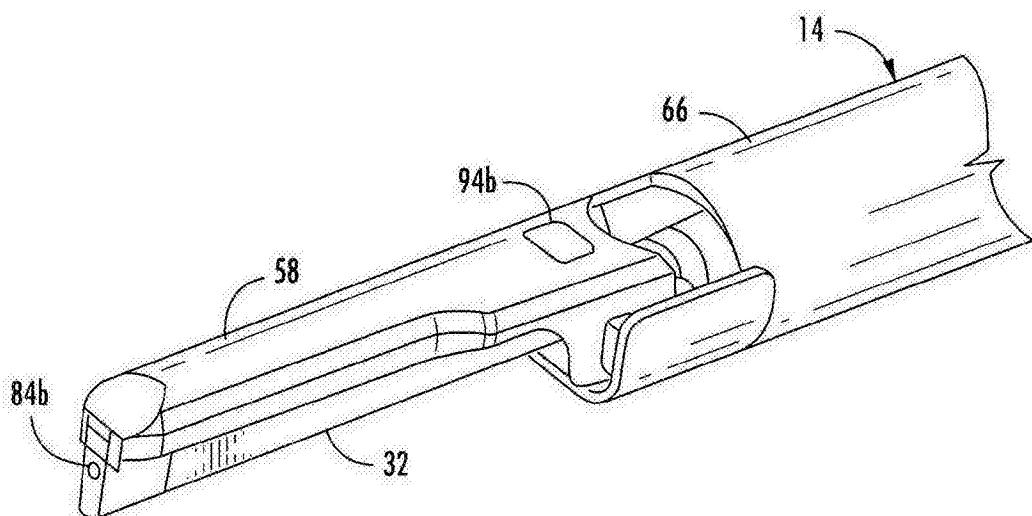


图 3A

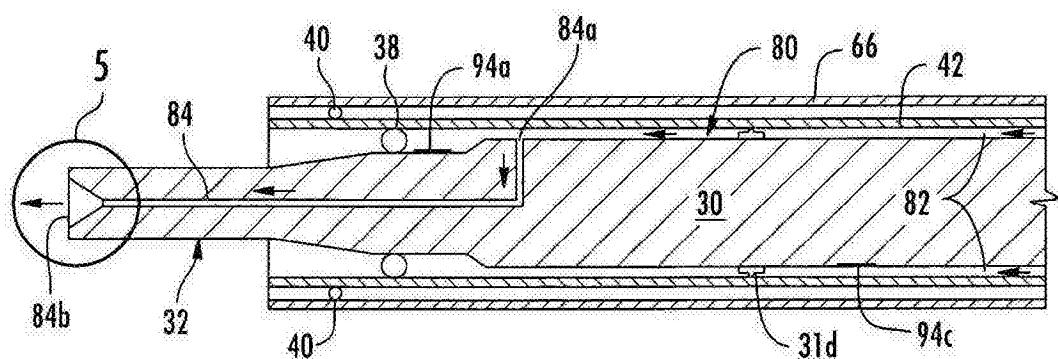


图 4

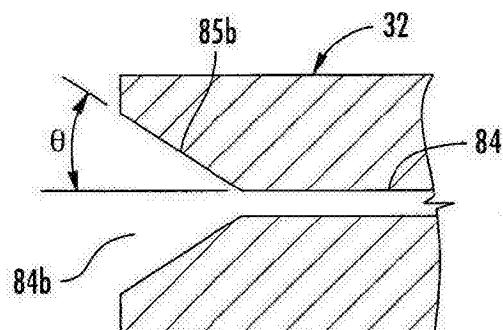


图 5

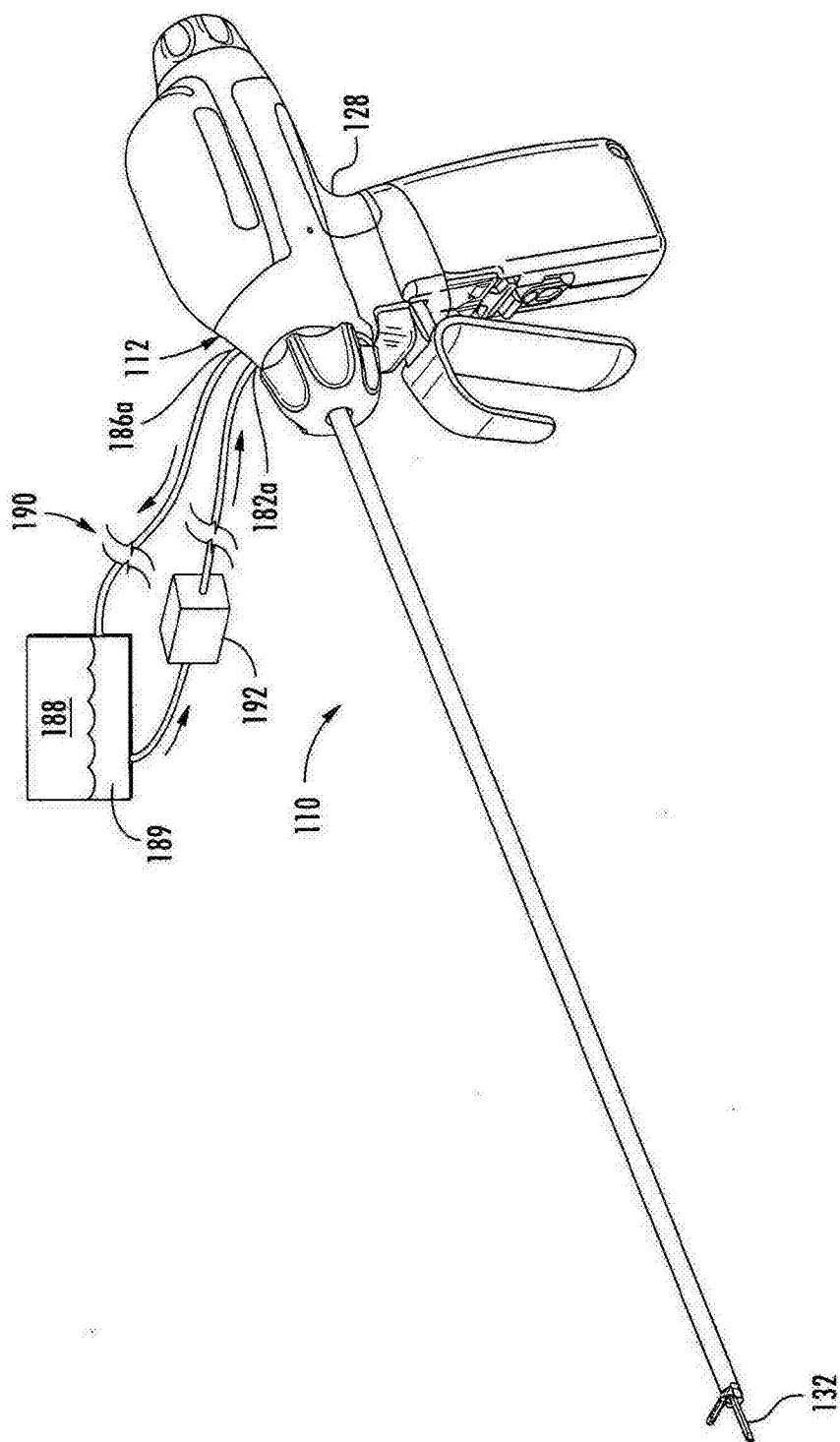


图 6

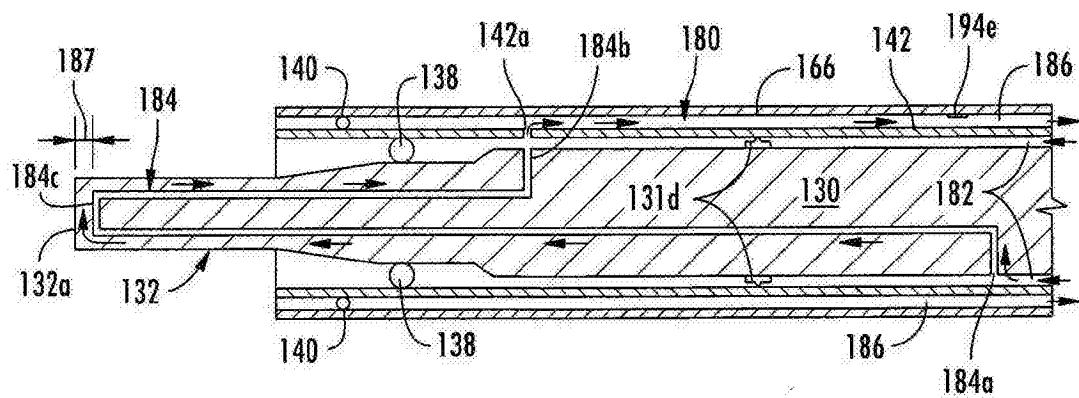


图 7

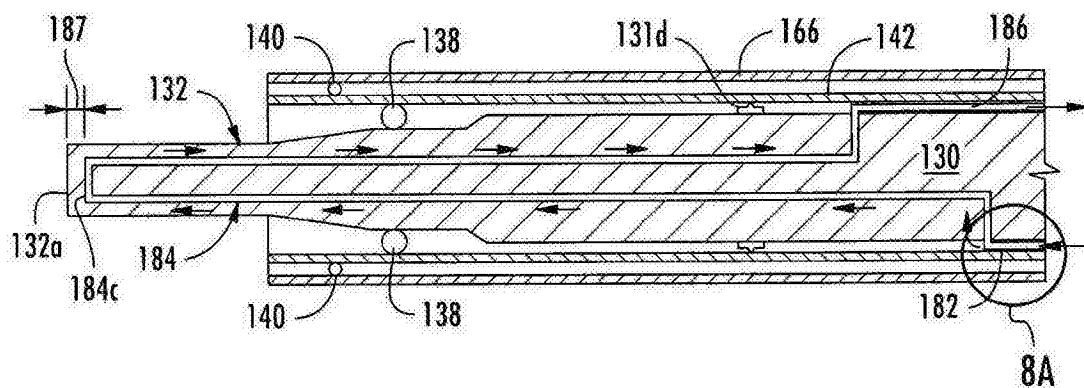


图 8

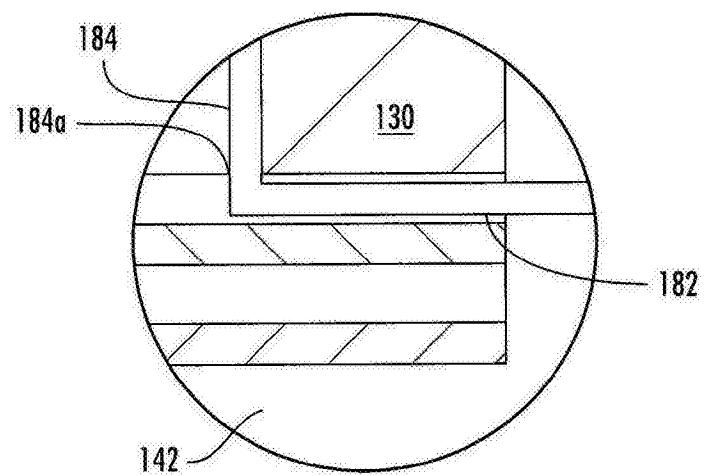
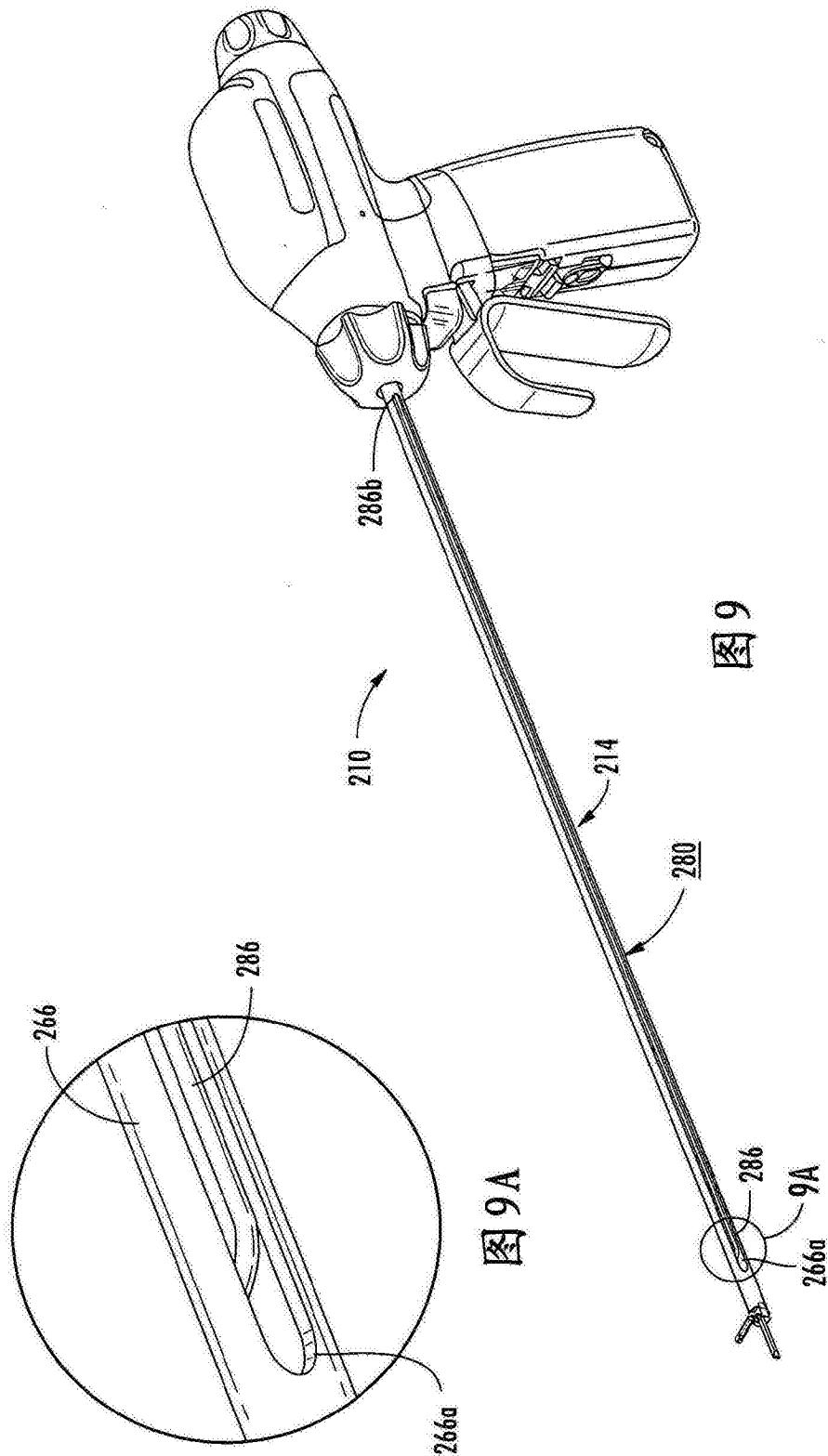


图 8A



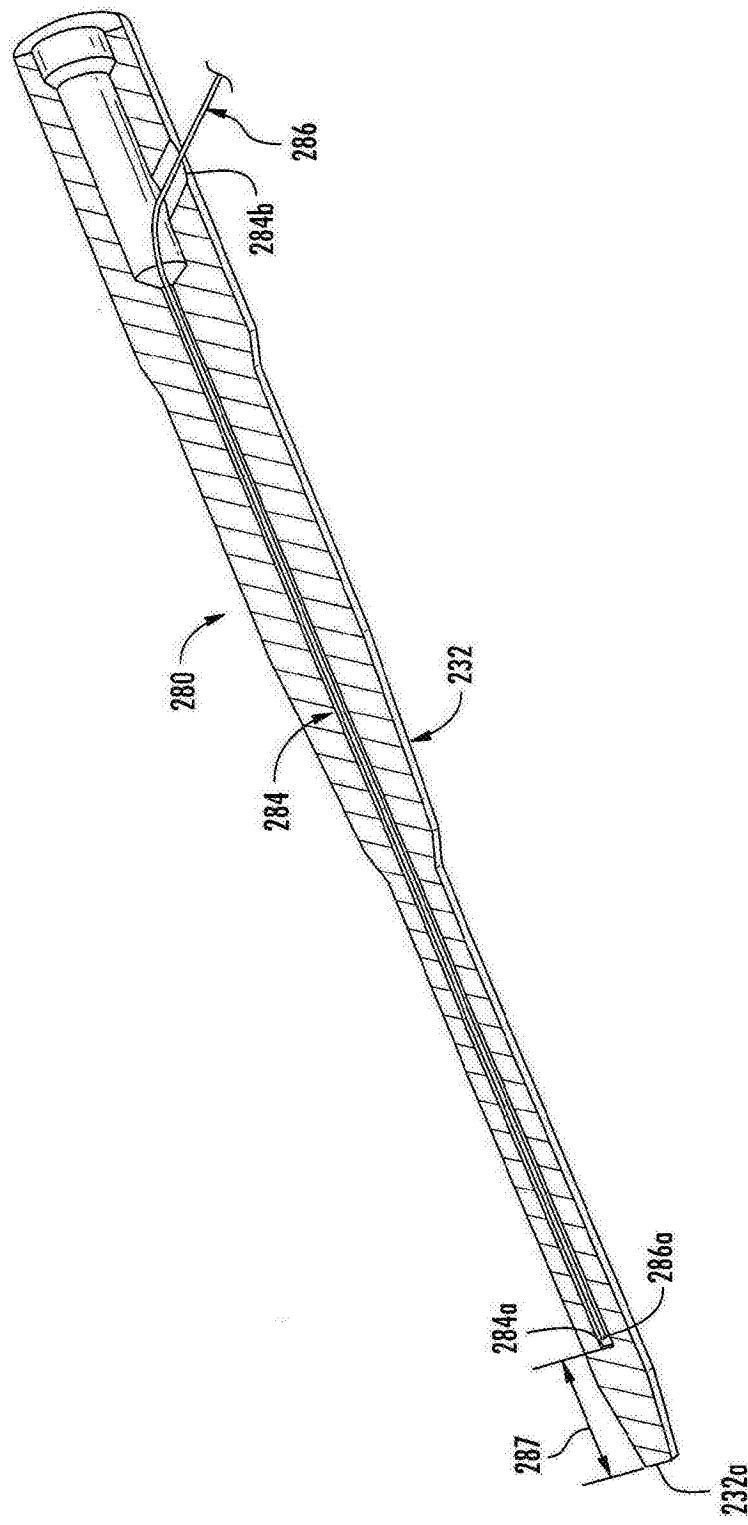


图 10

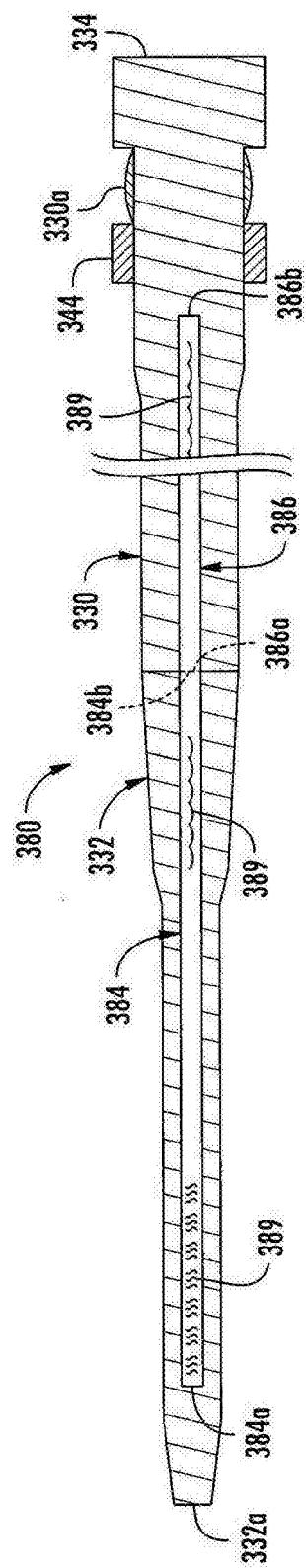
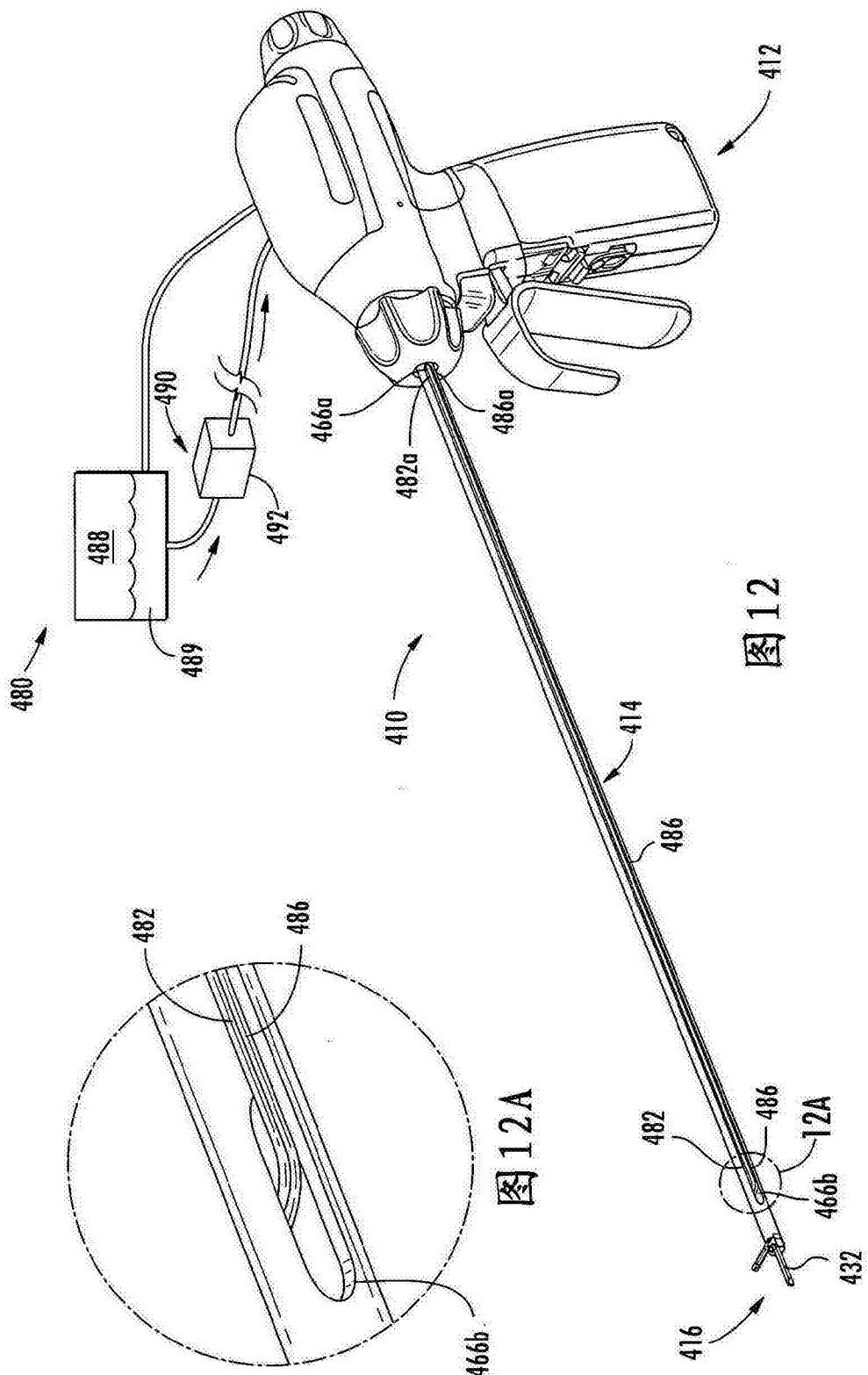


图 11



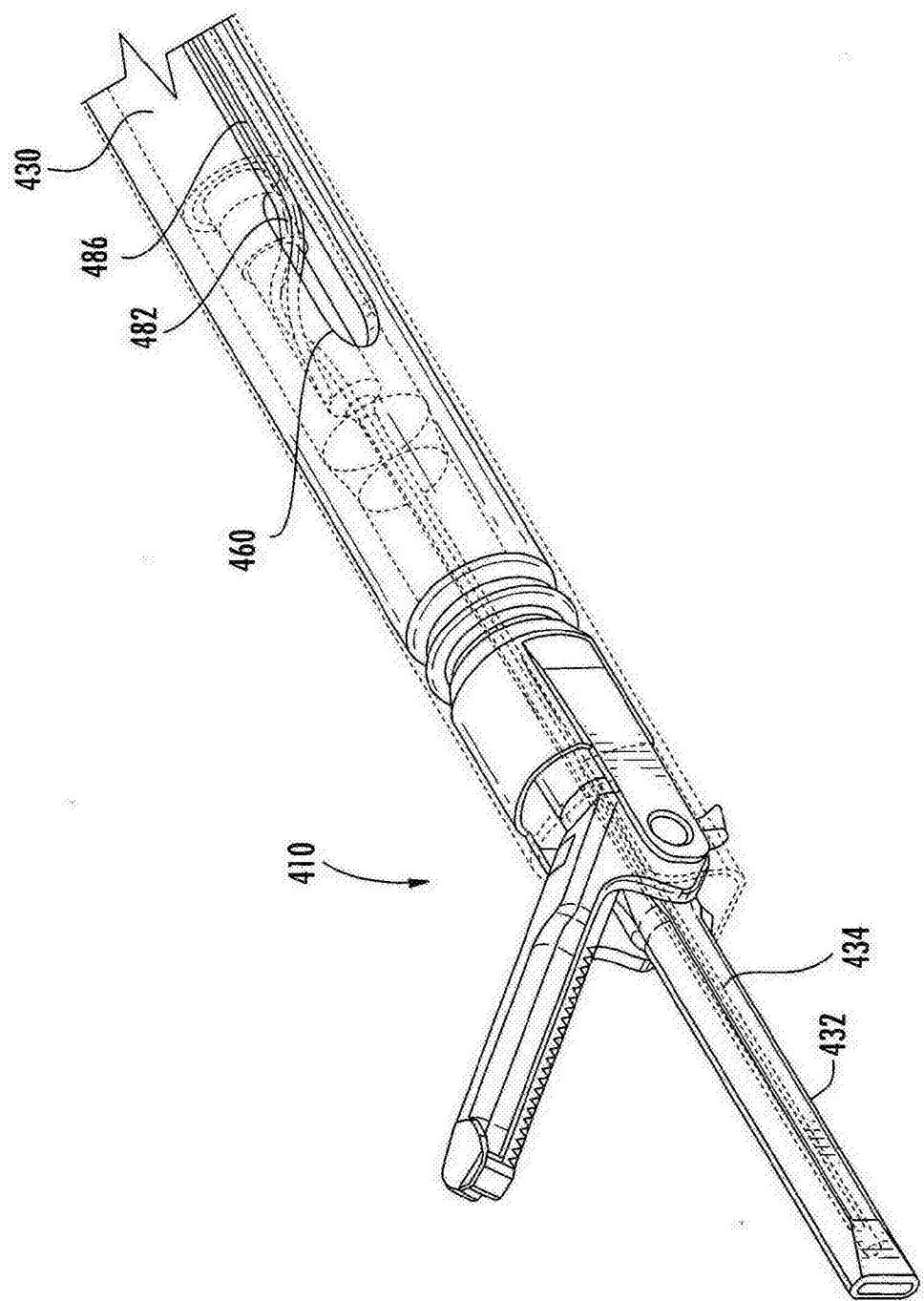


图 13

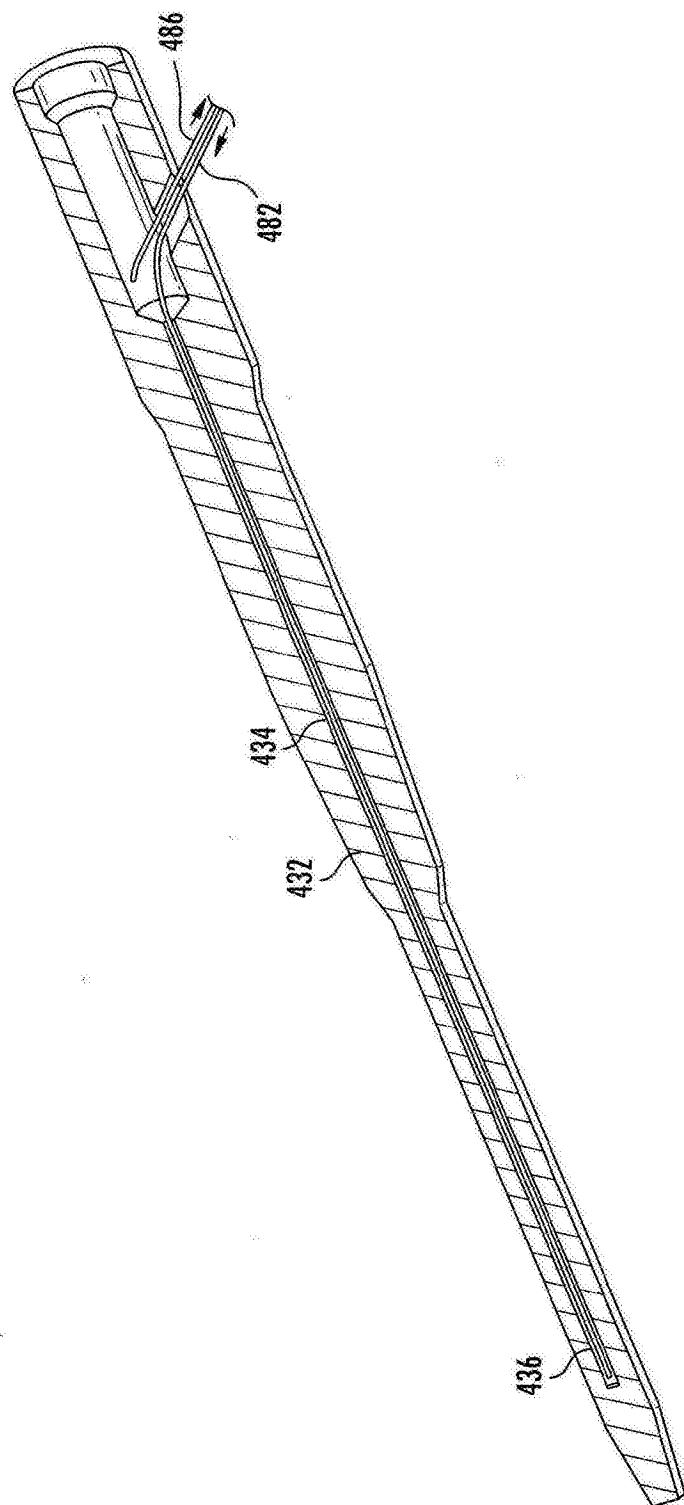


图 14

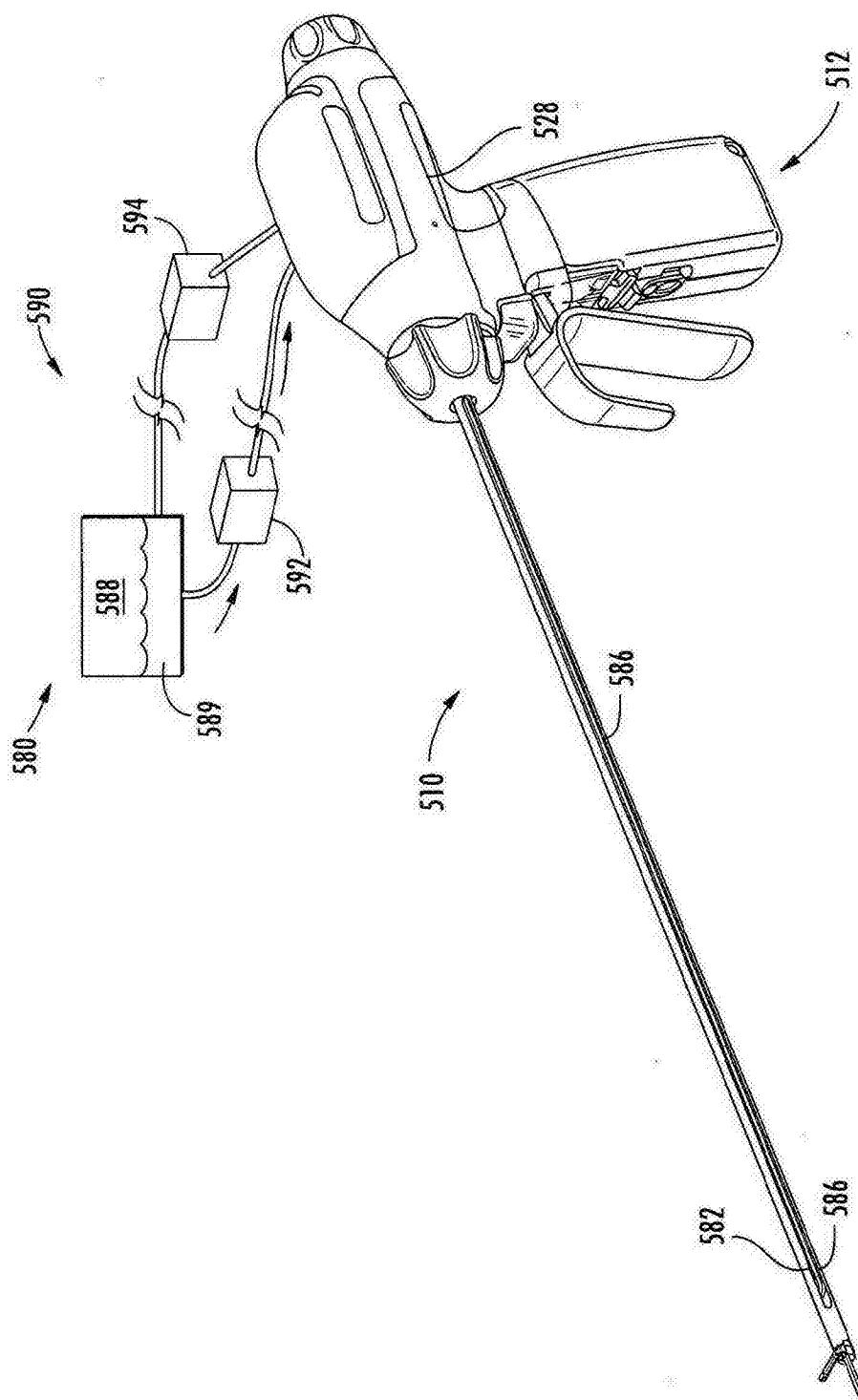


图 15

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有冷却系统的超声手术器械 | | |
| 公开(公告)号 | CN105902298A | 公开(公告)日 | 2016-08-31 |
| 申请号 | CN201510711036.5 | 申请日 | 2015-10-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 柯惠有限合伙公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 柯惠有限合伙公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 柯惠有限合伙公司 | | |
| [标]发明人 | RB斯托达特 ER拉森 | | |
| 发明人 | R·B·斯托达特 E·R·拉森 | | |
| IPC分类号 | A61B17/32 | | |
| CPC分类号 | A61B17/320068 A61B2562/0271 A61B17/320092 A61B2017/320084 A61B2017/320093 A61B2217/007 | | |
| 优先权 | 14/630138 2015-02-24 US | | |
| 其他公开文献 | CN105902298B | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

一种超声手术器械，包括处理组织的刀片和用以通过泵送冷却流体通过刀片来冷却刀片的流体控制系统。刀片限定了刀片内腔，所述刀片内腔与流体控制系统的流入导管和回流导管流体接触。流入导管限定了开口的远端，所述开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的远端，回流导管限定了开口的远端，回流导管的开口的远端定位在刀片内腔内并且毗邻刀片内腔的近端。流体控制系统还可以包括：流体储器，所述流体储器保持冷却流体；和流入泵。流入泵构造成用以将流体从流体储器通过流入导管和刀片内腔输送到回流导管中。

