



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105902298 B

(45)授权公告日 2018.09.25

(21)申请号 201510711036.5

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.10.28

A61B 17/32(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 刘洋洋

申请公布号 CN 105902298 A

(43)申请公布日 2016.08.31

(30)优先权数据

14/630,138 2015.02.24 US

(73)专利权人 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

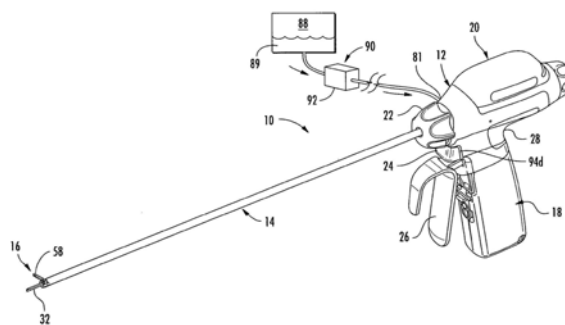
权利要求书2页 说明书12页 附图13页

(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℃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中包括刀片出口。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到回流导管中。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TAG20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连同刀片冷却系统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与上文详细描述中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(如图所述)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要求的范围内得到其它的变型。

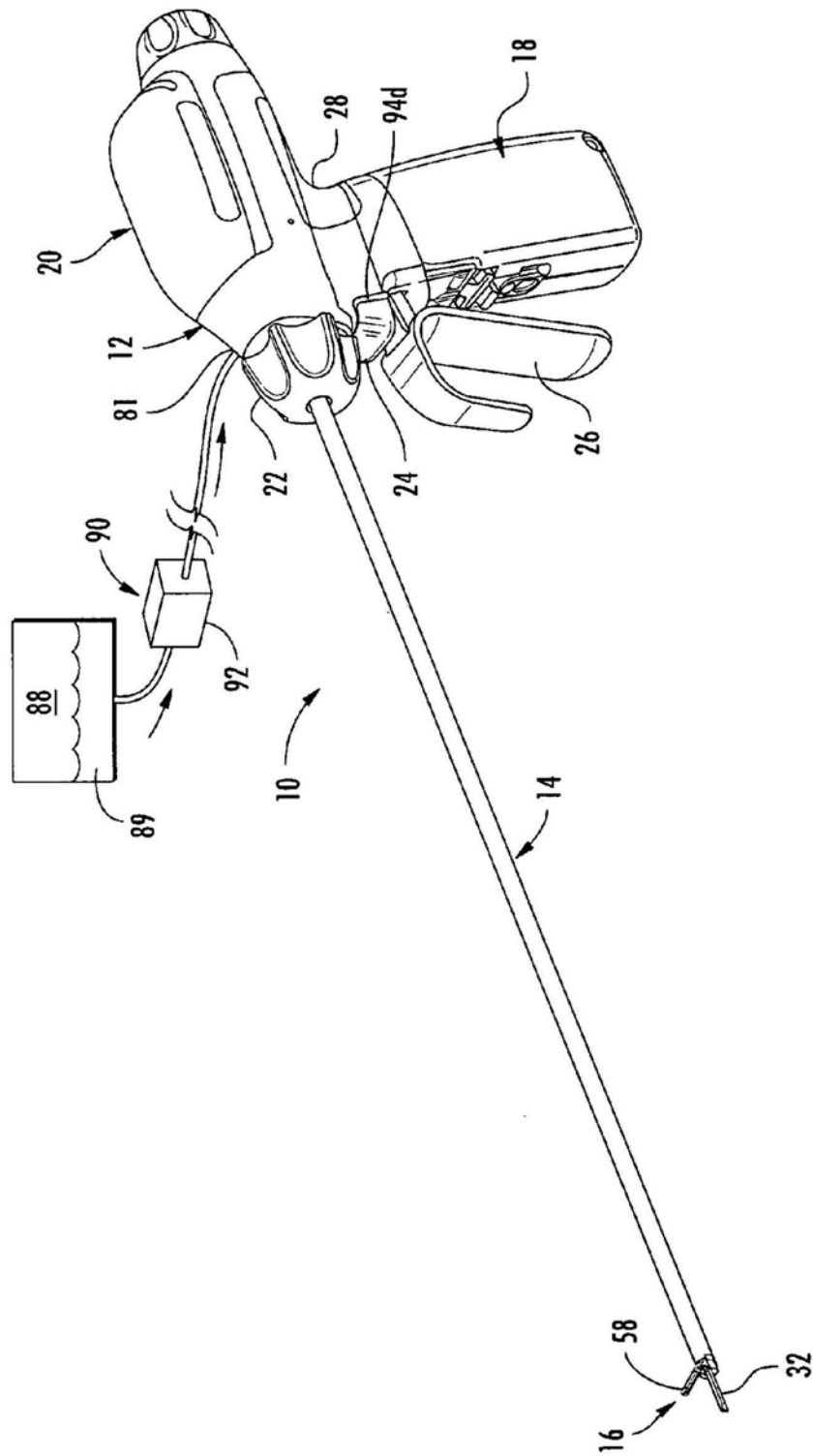


图1

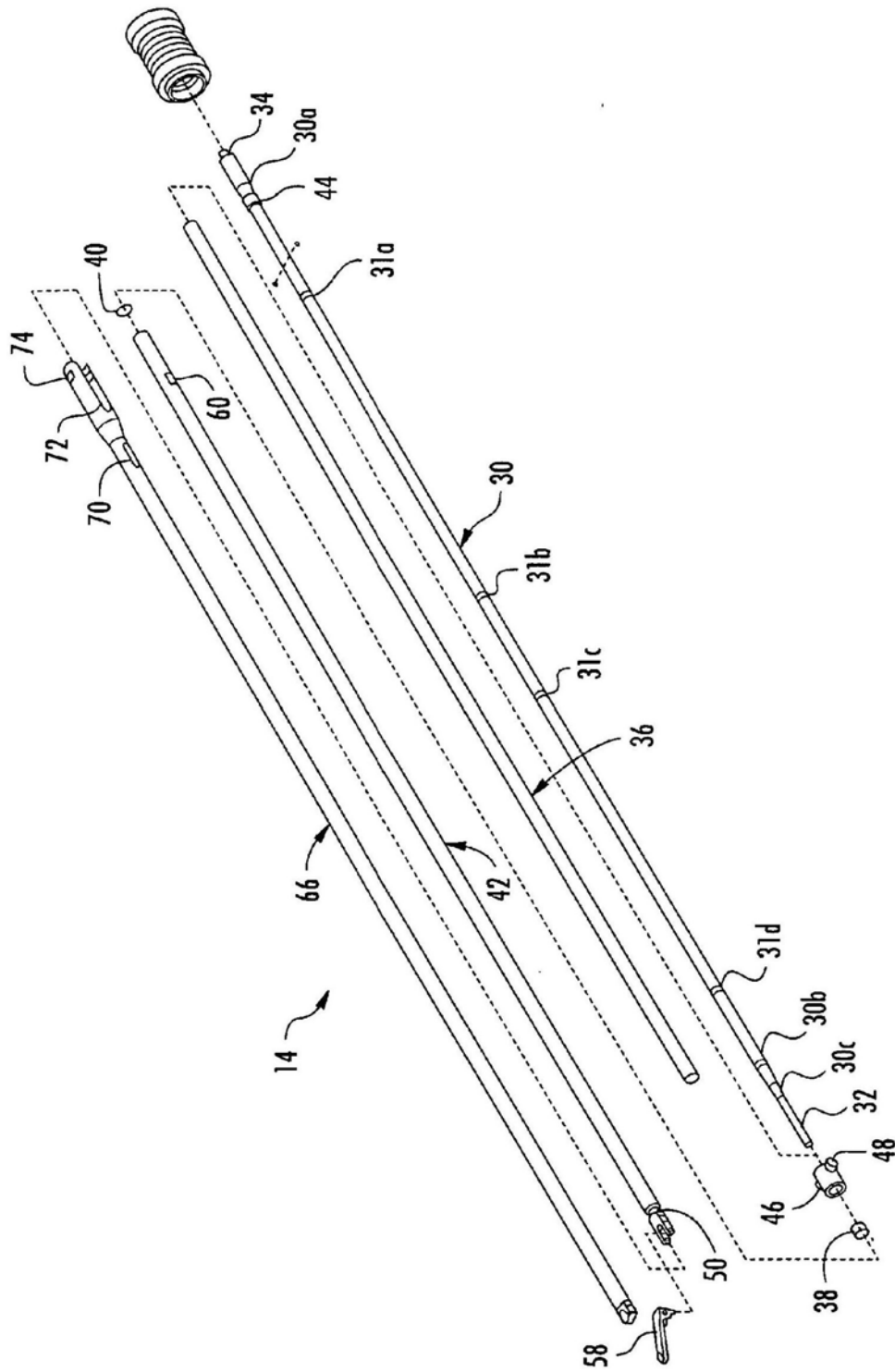


图2

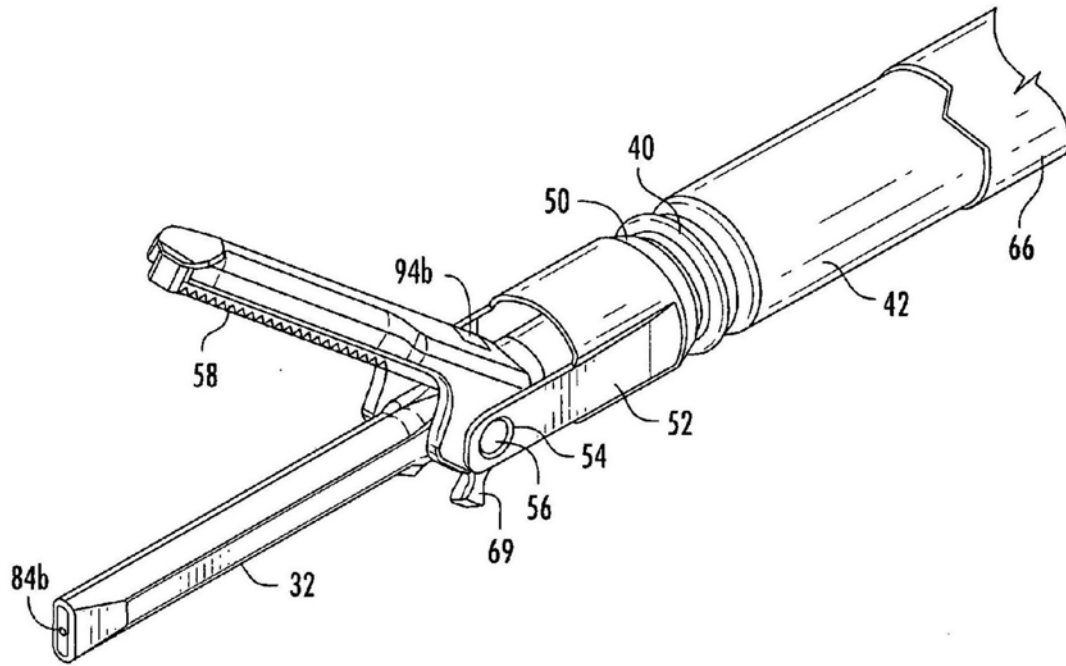


图3

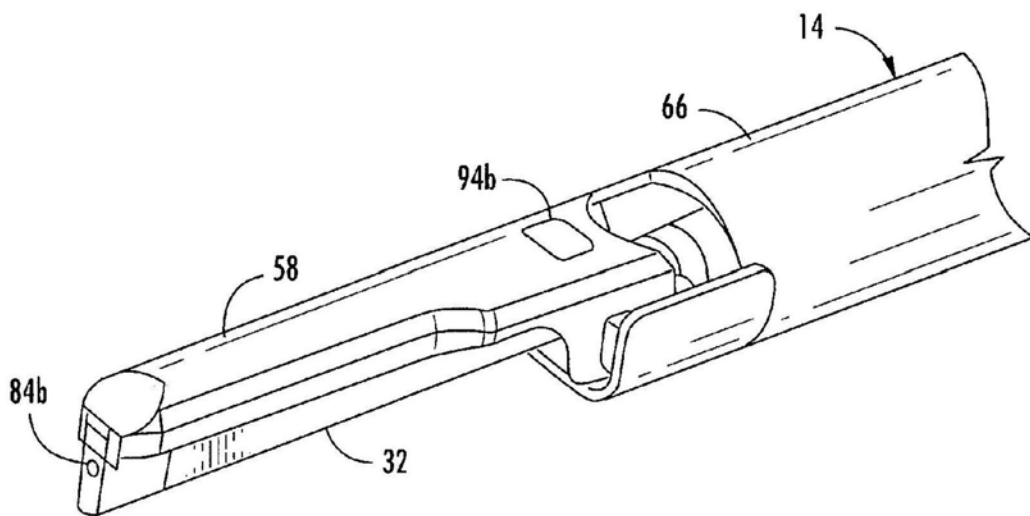


图3A

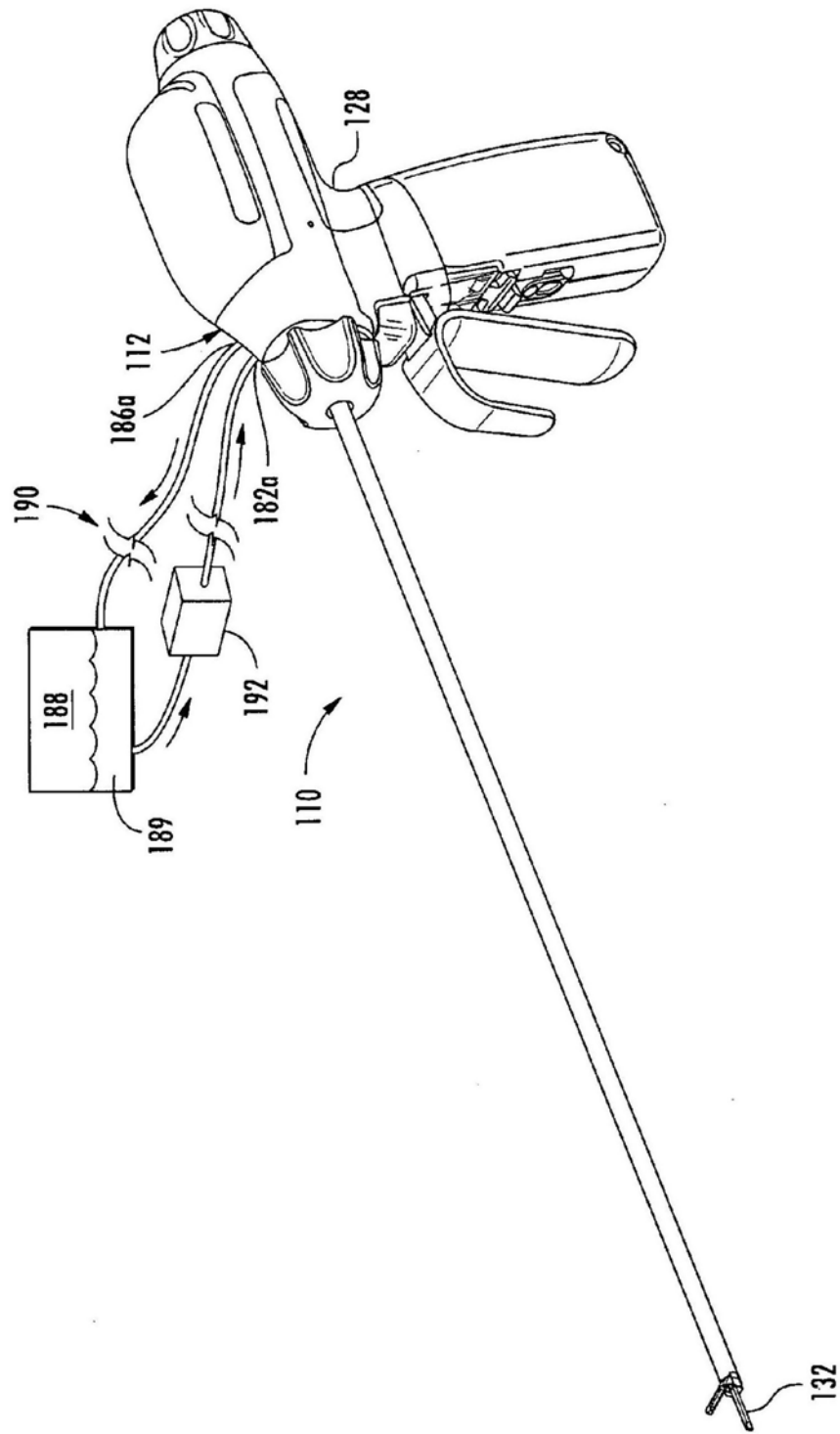


图6

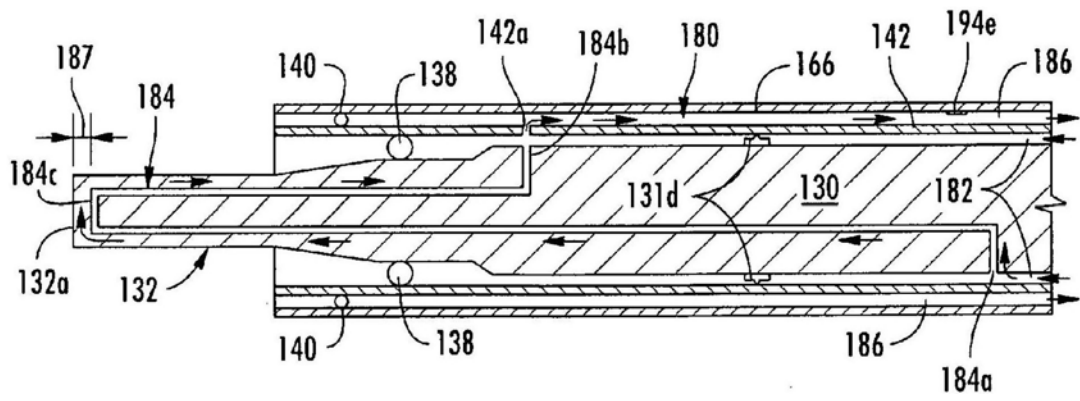


图7

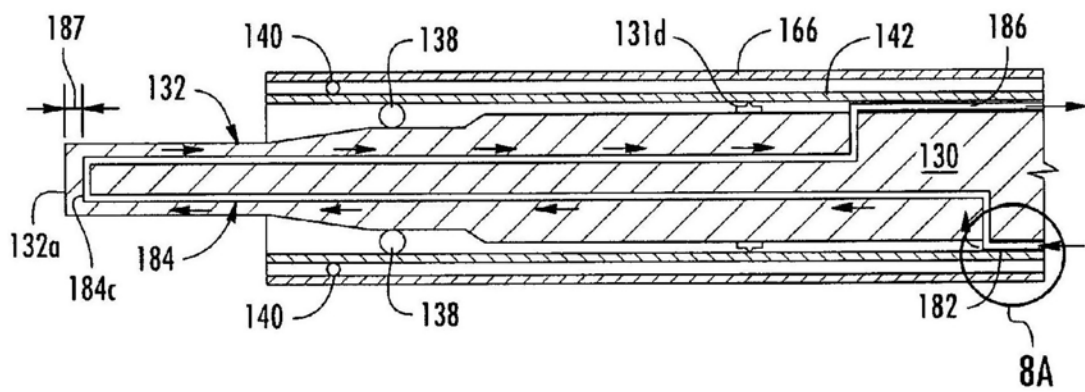


图8

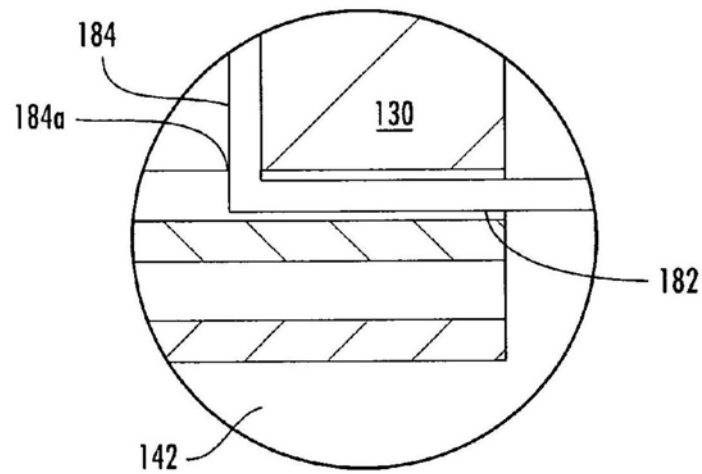
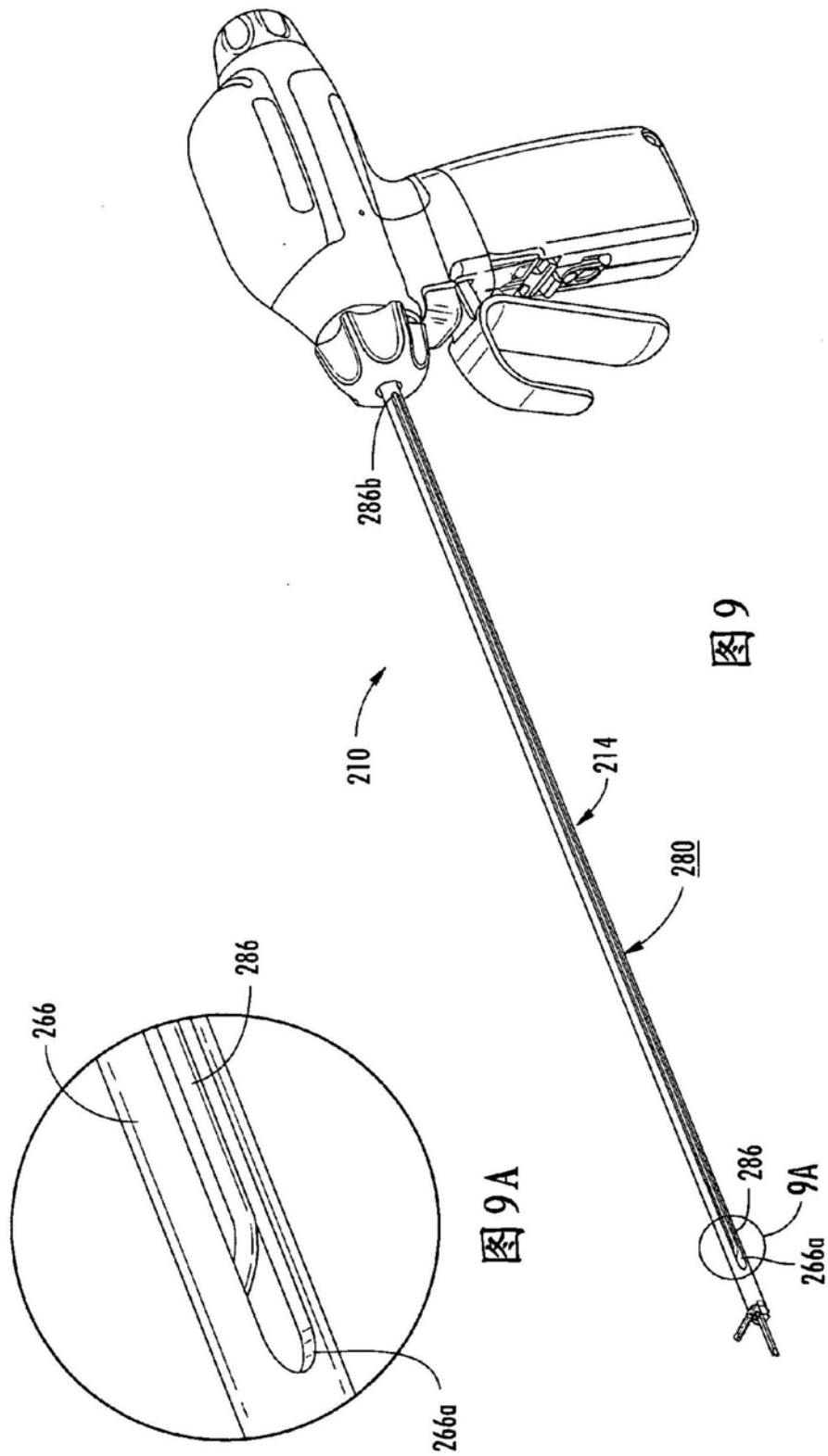


图8A



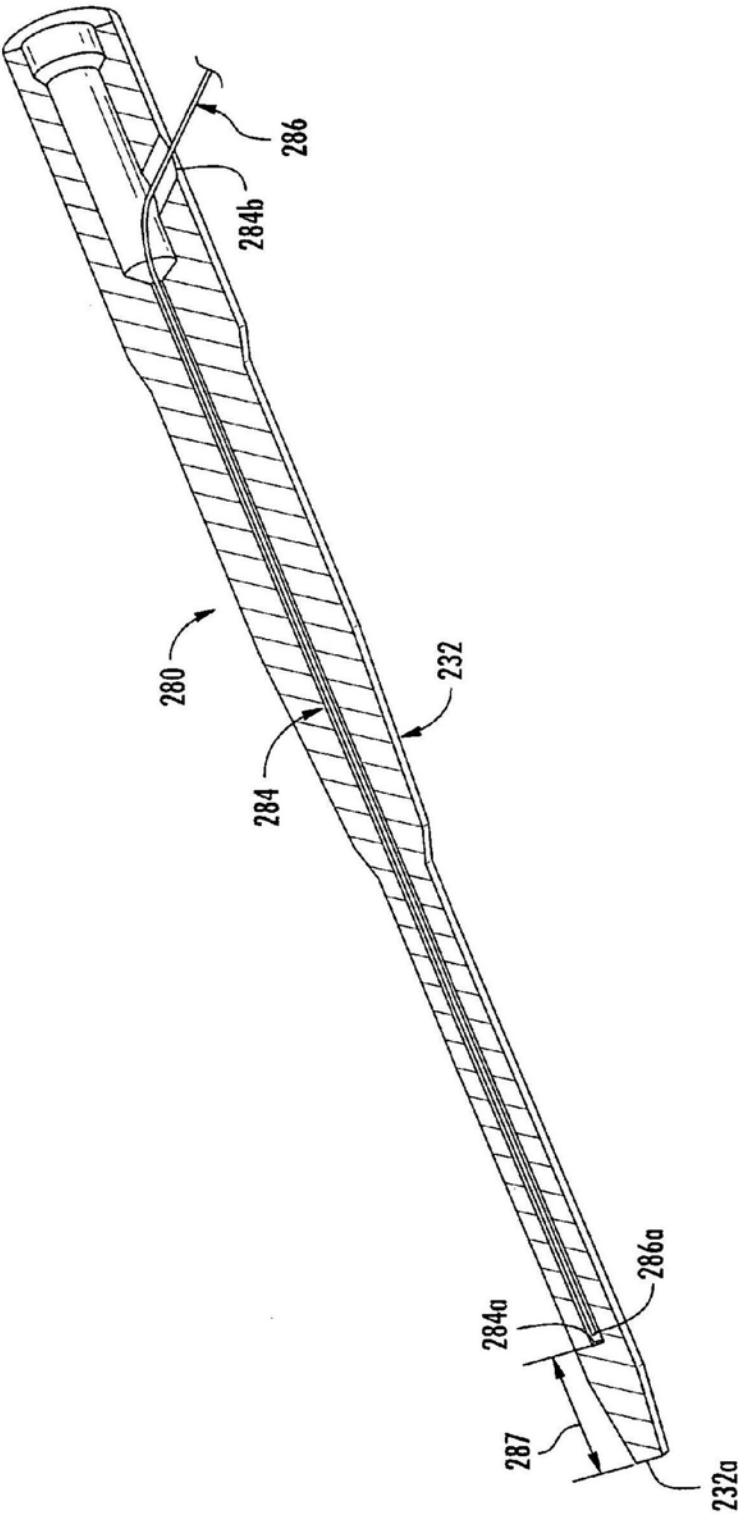


图10

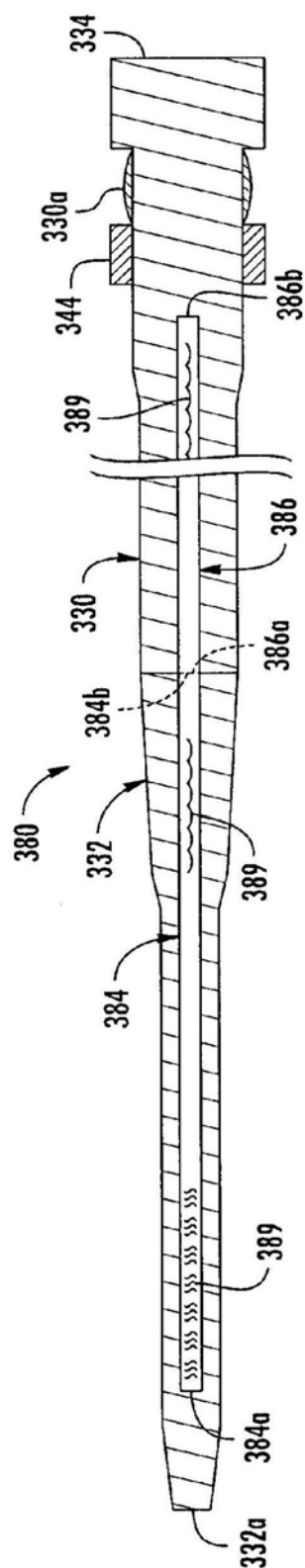
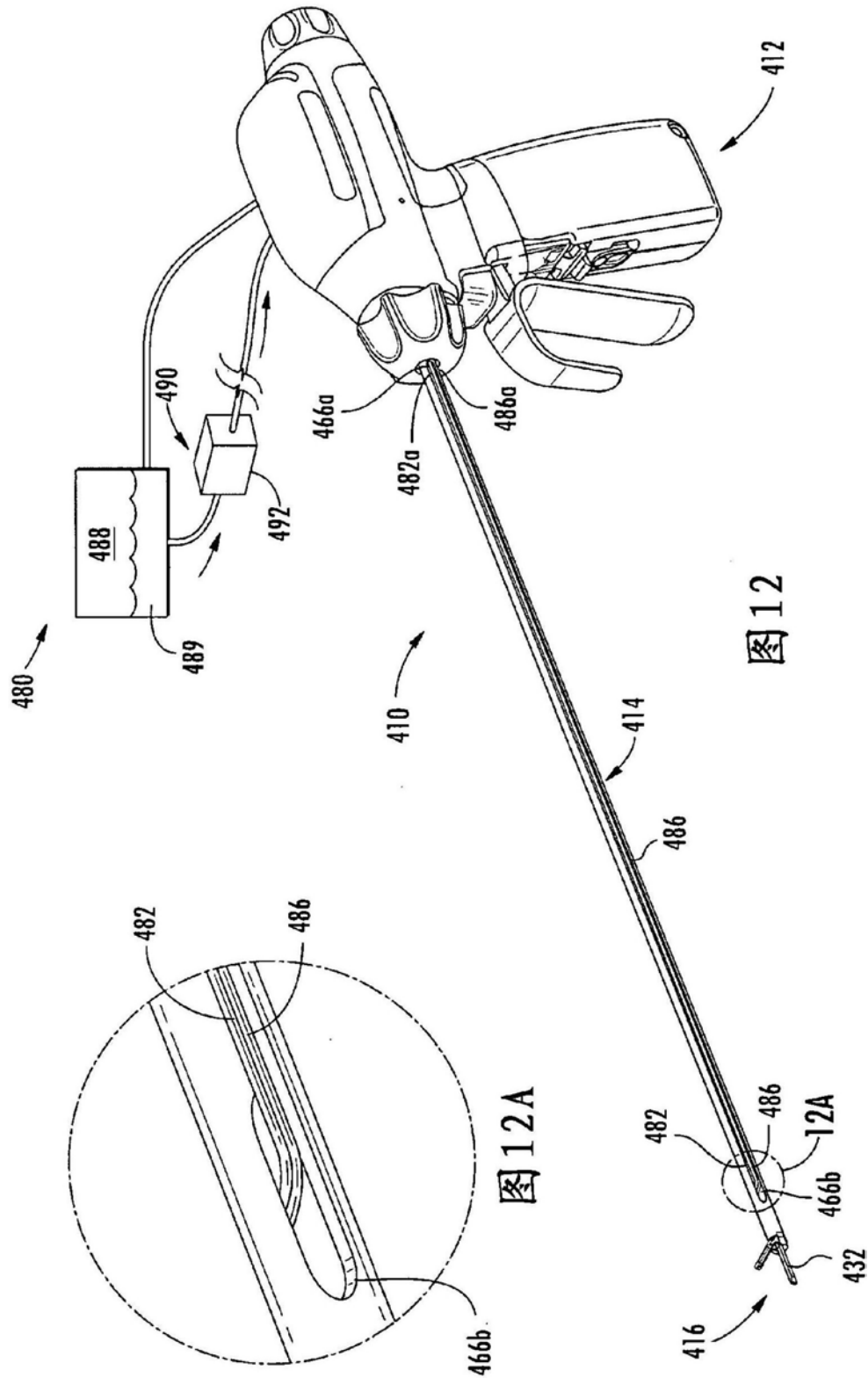


图11



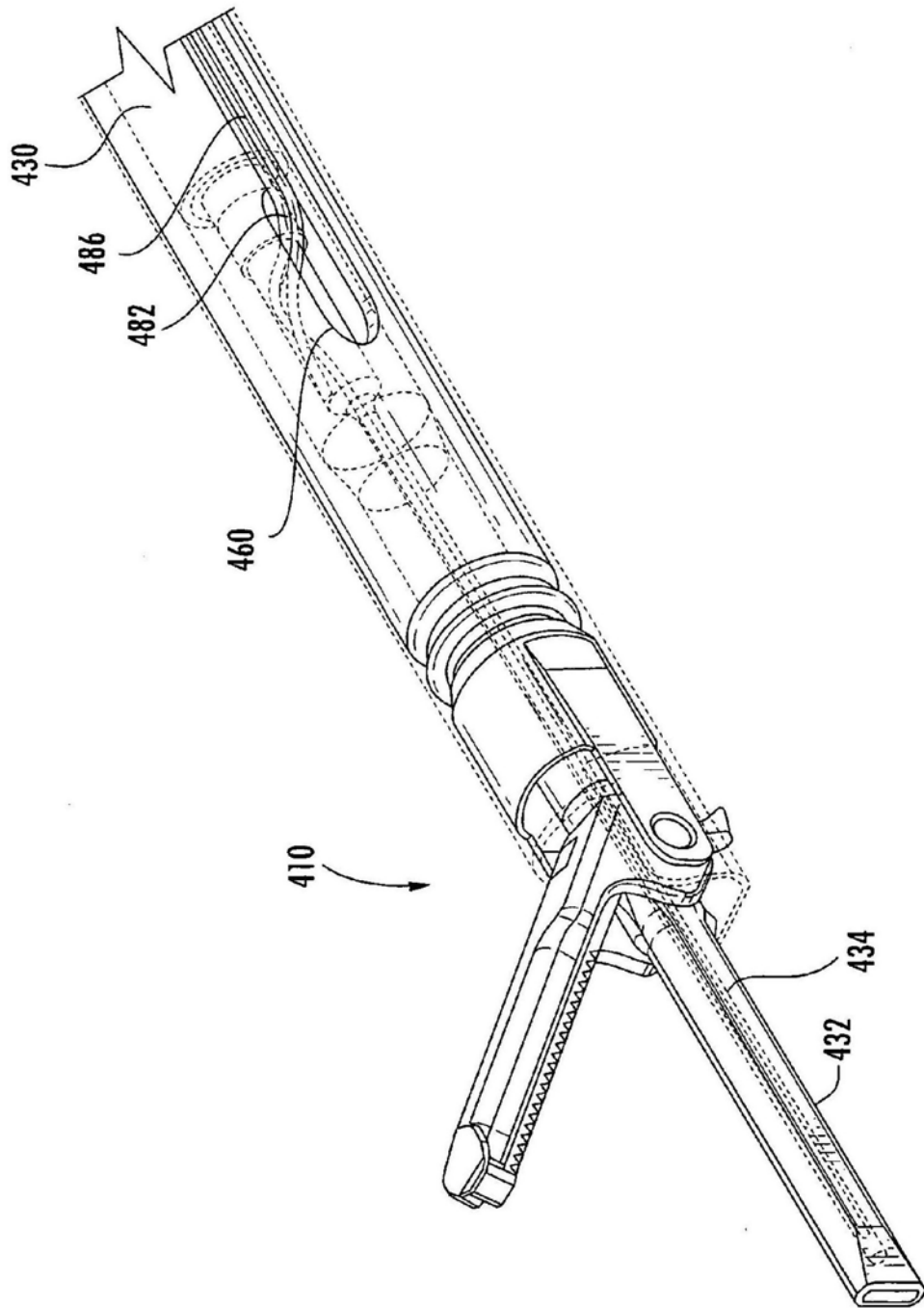


图13

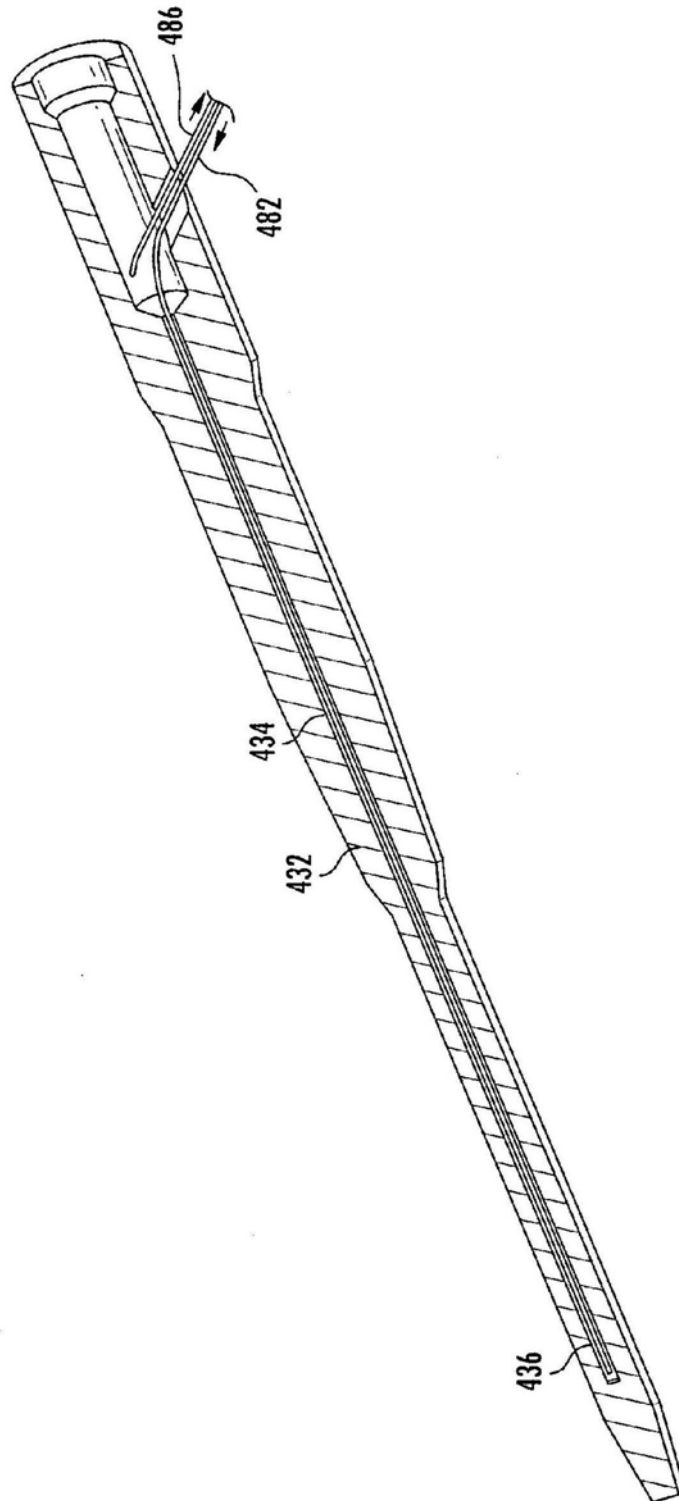


图14

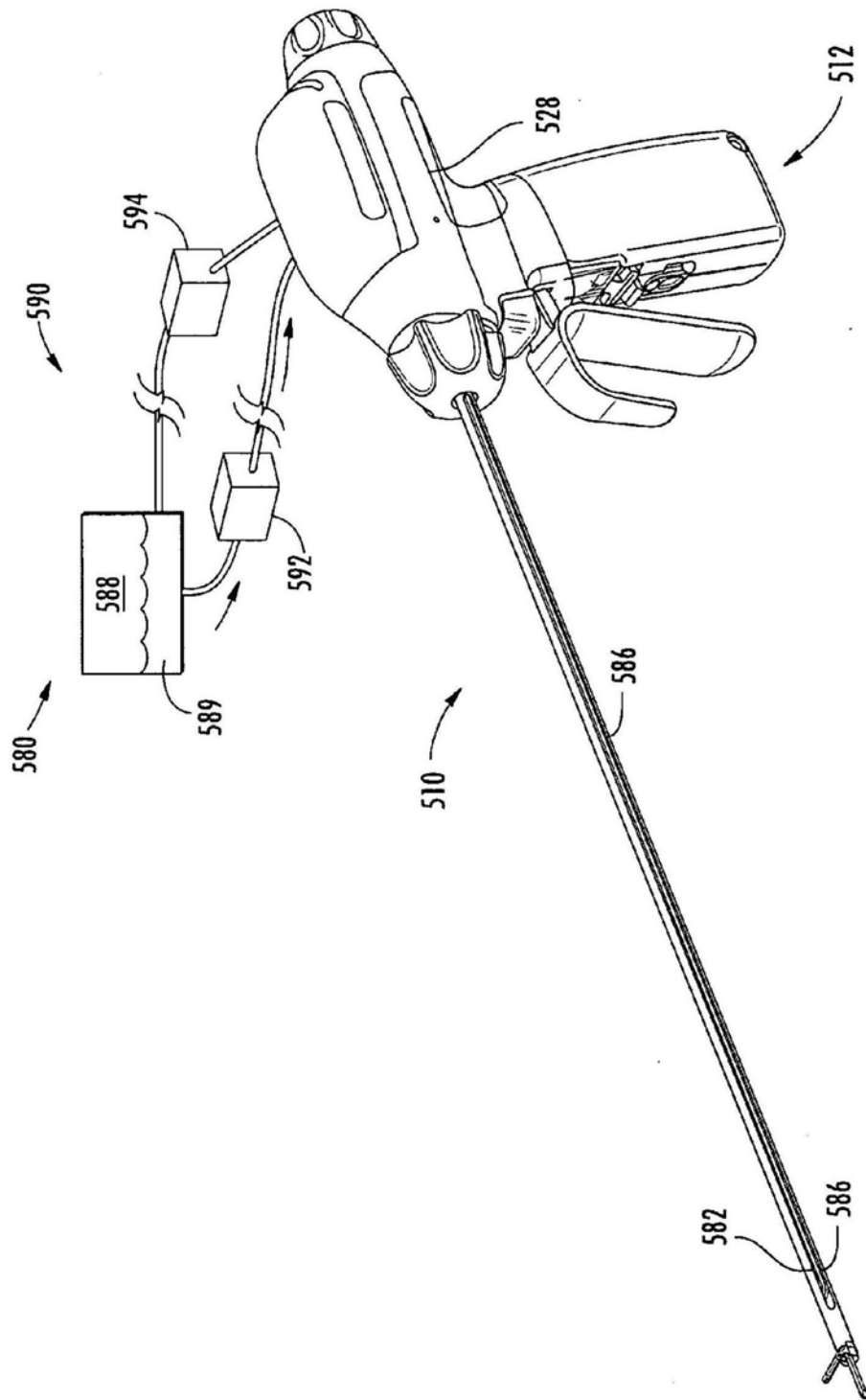


图15

专利名称(译)	具有冷却系统的超声手术器械		
公开(公告)号	CN105902298B	公开(公告)日	2018-09-25
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		
审查员(译)	刘洋洋		
优先权	14/630138 2015-02-24 US		
其他公开文献	CN105902298A		
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。

