



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104114098 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 22

(21) 申请号 201380009388. 5

(22) 申请日 2013. 02. 13

(30) 优先权数据

61/598, 844 2012. 02. 14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/025890 2013. 02. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/123014 EN 2013. 08. 22

(71) 申请人 圣犹达医疗用品电生理部门有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 F·A·卢波提

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

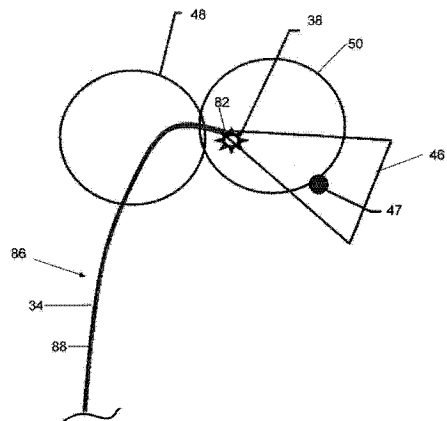
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54) 发明名称

利用光声学来评估对心脏组织的消融治疗的效果的系统

(57) 摘要

本发明提供了一种用于评估对组织的消融治疗的效果的导管、系统和方法。各个实施例包括设置在护套内的诸如光纤的发射器、经由轴杆中的开口朝向组织发出电磁辐射以使得从组织生成光声波的回波描记探针或导管轴杆。设置在回波描记探针或导管轴杆上的超声换能器响应于光声波来生成指示组织的特性的信号。在特定实施例中，发射器和换能器分别由单独的护套和回波描记探针承载。在其他实施例中，发射器设置在回波描记探针的轴杆内。在其他实施例中，发射器、换能器和消融输送元件集成至单个结构以允许组织的消融和对组织的消融的效果的评估。



1. 一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的系统,所述消融治疗通过利用消融导管向所述组织施加消融能量而产生,所述系统包括:

护套组件,包括:

细长的可变形轴杆,其具有近端和远端;以及

电磁辐射发射器,其设置在所述轴杆内,所述发射器被配置为经由所述轴杆中的开口朝向所述组织发出电磁辐射,从而使得从所述组织生成光声波;

回波描记探针,包括:

细长的可变形轴杆,其具有近端和远端;以及

超声换能器,其设置在所述回波描记探针的所述轴杆的远端处并且被配置为响应于所述光声波来生成指示所述组织的特性的信号。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声换能器被定向为在与所述回波描记探针的所述轴杆的纵轴大致垂直的方向上接收所述光声波。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声换能器被定向为在与所述回波描记探针的所述轴杆的纵轴大致平行的方向上接收所述光声波。

4. 根据权利要求1所述的系统,还包括由所述护套组件的所述轴杆支撑并设置在所述发射器和所述组织之间的聚焦透镜。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的深度。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的大小。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的类型。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述发射器包括光纤,所述光纤被配置为传输来自电磁辐射源的电磁辐射。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述光纤包括多模光纤。

10. 一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的系统,包括:

回波描记探针,包括:

细长的可变形轴杆,其具有近端和远端;以及

电磁辐射发射器,其设置在所述轴杆内,所述发射器被配置为经由所述轴杆中的开口朝向所述组织发出电磁辐射,从而使得从所述组织生成光声波;以及

超声换能器,其设置在所述轴杆的远端处并且被配置为响应于所述光声波来生成指示所述组织的特性的信号。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述超声换能器被定向为在与所述轴杆的纵轴大致垂直的方向上接收所述光声波。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述超声换能器被定向为在与所述轴杆的纵轴大致平行的方向上接收所述光声波。

13. 根据权利要求10所述的系统,还包括由所述轴杆支撑并设置在所述发射器和所述组织之间的聚焦透镜。

14. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的深度。

15. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的大小。

16. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的类型。

17. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述发射器包括光纤,所述光纤被配置为传输

来自电磁辐射源的电磁辐射。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,其中,所述光纤包括多模光纤。

19. 根据权利要求 10 所述的系统,其中,所述超声换能器包括二维超声阵列。

20. 根据权利要求 10 所述的系统,其中,所述发射器能够在与所述轴杆的纵轴平行的方向上相对于所述轴杆移动。

21. 一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的系统,包括:

导管,包括:

细长的可变形的第一轴杆,其具有近端和远端;以及

消融输送元件,其设置在所述第一轴杆的所述远端附近;

电磁辐射发射器,其设置在所述第一轴杆内,所述发射器被配置为经由所述第一轴杆中的开口朝向所述组织发出电磁辐射,从而使得从所述组织生成光声波;以及

超声换能器,其设置在所述第一轴杆的所述远端处并且被配置为响应于所述光声波来生成指示所述组织的特性的信号。

22. 根据权利要求 21 所述的系统,还包括细长的可变形的第二轴杆,所述第二轴杆具有近端和远端,设置在所述第一轴杆内,并且被配置为在所述第二轴杆的所述远端处支撑所述消融输送元件。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述发射器设置在所述第一轴杆和所述第二轴杆之间。

24. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述第二轴杆比所述第一轴杆更柔韧。

25. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述消融输送元件能够在与所述第一轴杆的纵轴平行的方向上相对于所述第一轴杆移动。

26. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述发射器能够在与所述第一轴杆的纵轴平行的方向上相对于所述第一轴杆移动。

27. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述发射器和所述消融输送元件能够在与所述第一轴杆的纵轴平行的方向上相对于彼此并相对于所述第一轴杆移动。

28. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述发射器和所述消融输送元件被配置为在与所述第一轴杆的纵轴平行的方向上相对于所述第一轴杆一起移动。

29. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述超声换能器被定向为在与所述第一轴杆的纵轴大致平行的方向上接收所述光声波。

30. 根据权利要求 21 所述的系统,还包括由所述第一轴杆支撑并设置在所述发射器的远端和所述组织之间的聚焦透镜。

31. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的深度。

32. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的大小。

33. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述特性包括所述组织中的损伤的类型。

34. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述发射器包括光纤,所述光纤被配置为传输来自电磁辐射源的电磁辐射。

35. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,所述光纤包括多模光纤。

36. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述超声换能器包括二维超声阵列。

37. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述发射器设置在所述第一轴杆的壁内。

利用光声学来评估对心脏组织的消融治疗的效果的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及消融治疗。特别地,本发明涉及用于评估消融治疗的效果的导管、系统和方法,其中,使用诸如光纤的电磁辐射发射器来将电磁辐射输送至组织并引起来自组织的光声响应,由此允许对组织的特性的评估。

背景技术

[0002] 心律失常(包括但不限于,心房颤动、心房扑动、房性心动过速以及室性心动过速)可能产生多种危险情形,包括心率不规则、房室同步收缩丧失、以及血流郁滞,这些可能导致各种疾病甚至死亡。心房颤动是最常见的心律失常,仅在欧洲就影响了多于六百万人。由于人口老龄化以及心房颤动与年龄增长之间的强的相关性,所影响的人口数量持续快速增长。心房颤动的特征在于不协调的心房活动,由此干扰了正常的窦性心律。颤动波在大小、形状和时间上变化,并导致不规则以及频繁快速的心室反应。心房颤动与中风风险的五倍增加相关联,并且与许多其他心血管和脑血管疾病相关联并强烈影响了生活质量。

[0003] 人们认为许多心律失常的主要原因是一个或多个心室内的杂散电信号。在心房颤动的情况下,信号起源于肺静脉周围的区域。针对心房颤动的治疗试图恢复正常窦性心律或控制心室率,并包括药物治疗和心脏电复律。如果这些类型的治疗不成功,则可以利用心脏组织的消融在组织中产生组织坏死和损伤。消融导管将消融能量(例如,射频能量、光能、超声波或热(基于低温或热)能)输送至心脏组织以在组织中产生损伤。损伤通过隔离组织区域来破坏不期望的电通路,并进而限制或阻止导致心律失常的杂散电信号。

[0004] 为了有效,消融治疗优选地消除任何不期望电通路中的传导性,并阻止该传导性的恢复。然而,过度消融增加了与消融治疗有关的几种风险,包括组织穿孔、可导致产生血栓的血液凝结、以及由于将热量施加至组织内的水而产生的组织或蒸汽爆裂,将热量施加至组织内的水可能导致水沸腾并冲破组织壁。过度消融可导致心脏组织的机械性损伤并进而降低心脏功能。心脏壁的穿孔可产生威胁生命的并发症。确定消融治疗的适当水平的困难导致仅约70%的长期成功率(其可经由重复的手术过程提高至85%),但具有相对较高的成本并具有相对高的并发症比率(约4.9%)。

[0005] 由于将过少或过多的消融能量输送至组织的不良结果,期望持续地监测消融能量对组织的效果以评估消融治疗的有效性。然而,诸如测量组织弹性、回波反射性和声音的速度的当前监测技术的益处有限,因为这些技术难以识别损伤边界并且通常依赖于远离消融部位的感测机构。

[0006] 发明人在此认识到需要一种用于评估消融治疗的效果的导管、系统和方法,其将最小化和/或消除上述缺陷中的一个或多个。

发明内容

[0007] 期望提供一种用于评估对身体中组织的消融治疗的效果的导管、系统和方法。

[0008] 根据本发明的一个实施例的一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的

系统,该消融治疗通过利用消融导管向组织施加消融能量而产生,该系统包括护套组件,其包括具有近端和远端的细长的可变形轴杆以及设置在轴杆内的电磁辐射发射器。在特定实施例中,发射器可以包括光纤,以及特别地多模光纤。发射器被配置为经由轴杆中的开口朝向组织发出电磁辐射,由此使得从组织生成光声波。系统还包括回波描记探针,其包括具有近端和远端的细长可变形轴杆以及设置在回波描记探针的轴杆的远端处的超声换能器,并且所述超声换能器被配置为响应于光声波来生成指示组织的特性的信号。

[0009] 根据本发明的另一实施例的一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的系统包括回波描记探针,其包括具有近端和远端的细长的可变形轴杆以及设置在轴杆内的电磁辐射发射器。发射器被配置为经由轴杆中的开口朝向组织发出电磁辐射,从而使得从组织生成光声波。回波描记探针进一步包括超声换能器,其设置在轴杆的远端处并且被配置为响应于光声波来生成指示组织的特性的信号。

[0010] 根据本发明的另一实施例的一种用于评估对身体中的组织的消融治疗的效果的系统包括导管,导管包括具有近端和远端的细长的可变形轴杆以及设置在轴杆的远端附近的消融输送元件。导管还包括设置在轴杆内的电磁辐射发射器,该发射器被配置为经由轴杆中的开口朝向组织发出电磁辐射,从而使得从组织生成光声波。导管还包括超声换能器,其设置在轴杆的远端处并且被配置为响应于光声波来生成指示组织的特性的信号。

[0011] 根据本发明的导管、系统和方法是有利的,因为它们能够实现对消融治疗的效果的改进的评估。特别地,本发明的导管、系统和方法提供用于在组织的消融期间和之后评估损伤的形成的技术,其允许紧靠消融部位的评估。通过将光纤或其他光发射器定位在消融导管或单独的护套组件中,辐射可以靠近消融部位传输并且仅传播短距离。此外,在光纤或其他光发射器设置在消融导管中的情况下,导管和组织之间的血液可以通过液体冲洗来排出,由此增大了输送的效率。所产生的由组织生成的光声波可以由通常仅几厘米远的回波描记探针上的或者甚至更靠近消融部位的组合式消融和回波描记探针上的换能器来检测。

[0012] 通过阅读以下说明书和权利要求书以及通过参阅附图,本发明的上述和其他方面、特征、细节、用途和优点将变得明显。

附图说明

[0013] 图 1 是根据本发明的一个实施例的用于将消融治疗输送至身体中的组织以及用于评估消融治疗的效果的系统的图解视图。

[0014] 图 2 是示出图 1 的系统的实施例的、图 1 的系统的多个组件的图解视图。

[0015] 图 3 是示出图 1 的系统的另一个实施例的、图 1 的系统的多个组件的图解视图。

[0016] 图 4 是根据本发明另一实施例的用于将消融治疗输送至身体中的组织以及用于评估消融治疗的效果的系统的图解视图。

[0017] 图 5 是示出图 4 的系统的实施例的、图 4 的系统的多个组件的图解视图。

[0018] 图 6 是示出图 4 的系统的另一实施例的、图 4 的系统的多个组件的图解视图。

[0019] 图 7 是在图 4 的系统中使用的回波描记探针的一个实施例的剖面图。

[0020] 图 8 是图 7 的回波描记探针的正视平面图。

[0021] 图 9 是根据本发明另一实施例的用于将消融治疗输送至身体中的组织以及用于评估消融治疗的效果的系统的图解视图。

[0022] 图 10 是在图 9 的系统中使用的组合式回波描记和消融导管的一个实施例的剖面图。

[0023] 图 11-13 是根据本发明各种实施例的图 10 的导管的剖面图。

[0024] 图 14 是在图 9 的系统中使用的组合式回波描记和消融导管的另一个实施例的剖面图。

[0025] 图 15 是图 14 的组合式回波描记和消融导管的正视平面图。

[0026] 图 16 是示出根据本发明的一个实施例的用于将消融治疗输送至身体中的组织以及用于评估消融治疗的效果的方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 现在参考附图,其中,使用相同的附图标记用来标识各个图中相同的组件。图 1 示出根据本发明的一个实施例的用于将消融治疗输送至身体 14 中的组织 12 以及用于评估消融治疗的效果的系统 10。尽管所示出的系统涉及心脏组织的诊断和治疗,但应该理解,本发明可以应用于各种组织的诊断和治疗。系统 10 可以包括电子控制单元 (ECU) 16、显示器 18、超声波发生器 20、回波描记探针 22、消融发生器 24、贴片电极 26、消融导管 28、用于将电磁辐射输送至组织 12 的护套组件 30、以及电磁辐射源 32,其生成可以包括例如可见光、近红外光 (NIR) 或短波红外光 (SWIR) 的电磁辐射。

[0028] ECU 16 被提供来控制超声波发生器 20、消融发生器 24 和辐射源 30 的操作,并由回波描记探针 22 和消融导管 28 生成的信号以评估消融治疗至组织 12 的输送。ECU 16 可以专用于系统 10,或者可以用于控制电生理 (EP) 实验室中的其他传统系统,包括例如医疗装置定位、导航和 / 或可视化系统、成像系统、EP 监测系统和其他系统。ECU 16 可以包括可编程微处理器或微控制器,或者可以包括专用集成电路 (ASIC)。ECU 16 可以包括中央处理单元 (CPU) 和输入 / 输出 (I/O) 接口,ECU 16 可以经由该 I/O 接口接收包括来自探针 22 和导管 28 的信号的多个输入信号,并生成包括用于控制显示器 18、发生器 20、24 和辐射源 32 的信号的多个输出信号。

[0029] 显示器 18 被提供来向医生传送信息以帮助组织 12 的诊断和治疗。显示器 18 可以包括传统的计算机监视器或其他显示装置。显示器 18 可以包括圣犹达医疗有限公司的商标名为“VIEWMATE Z”的心内超声波控制台的一部分。显示器 18 可以向医生提供各种信息,包括由探针 22 和导管 28 获得的信号生成的组织 12 的图像或心脏的几何形状、与组织 12 相关联的 EP 数据、以及示出消融导管 28 上的各种电极的随时间变化的电压电平的图形。显示器 18 还可以向医生呈现图形用户界面 (GUI)。

[0030] 超声波发生器 20 被提供来利用回波描记探针 22 控制超声信号的生成。发生器 20 在本领域中是常见的,并且可以在 ECU 16 的控制下工作。

[0031] 回波描记探针 22 提供组织 12 的实时成像和可视化并且用于评价组织 12。回波描记探针 22 可以包括心脏内回波心动描记 (ICE) 导管、或经食道 (TEE) 回波探针、或经胸腔 (TTE) 回波探针。探针 22 在本领域中是常见的,并且可以包括由圣犹达医疗有限公司以商标“VIEWFLEX PLUS”市售的 ICE 导管。探针 22 可以包括细长的可变形轴杆 34、手柄 36、和超声换能器 38。

[0032] 轴杆 34 对探针 22 的其他组件提供结构支撑,并为延伸至换能器 38 的导线和其他

导体提供外壳。轴杆 34 是被配置为在身体 14 内移动的细长的管状柔性 / 可变形构件 (图 1), 并具有近端 40 和远端 42 (如这里所使用的, “近”指朝向导管的靠近医生的端部的方向, 以及“远”指远离医生并 (通常) 在患者体内的方向) 。轴杆 34 可以经由传统的导引器引入身体 14 内的血管或其他结构。轴杆 34 之后可以利用诸如从圣犹达医疗有限公司可得的 Agilis™ NxT 可操纵导引器的引导式导引器或者利用导丝或本领域中已知的其他部件, 被操纵或引导穿过身体 14 到达诸如组织 12 的期望位置。轴杆 34 可以由传统的聚合物材料制成, 诸如聚氨酯、包括由 E. I. DuPont de Nemours & Co. Corp 以注册商标 “TEFLON” 市售的聚四氟乙烯 (PTFE) 的 PTFE、聚醚嵌段酰胺、以及诸如由 Arkema 有限公司以注册商标 “PEBAX” 市售的弹性体的尼龙或热塑性弹性体。轴杆 34 支撑换能器 38 和相关导体, 以及可能地用于信号处理或调整的附加电子器件。轴杆 34 还限定被配置为容纳导体和操纵线的一个或多个管腔。

[0033] 手柄 36 为医生提供握住探针 22 的位置并且可以进一步提供用于在身体 14 内操纵或引导轴杆 34 的部件。例如, 手柄 36 可以包括致动穿过轴杆 34 延伸至轴杆 34 的远端 42 的各种操纵线 (未示出) 的部件以控制轴杆 34 的平移和 / 或偏转。手柄 36 在本领域中也可是常见的, 并且可以理解, 手柄 36 的构造可以变化。应该理解, 探针 22 可以通过医生使用手柄 36 来手动地操纵, 或者经由例如机器人控制来自动地操纵。

[0034] 换能器 38 被提供以将电信号转换成传输至组织 12 的超声信号, 并将从组织 12 反射的超声信号转换成电信号以用于由 ECU 16 处理以及组织 12 的成像。换能器 38 在本领域中是常见的, 并设置在轴杆 34 的远端 42。参考图 2, 换能器 38 可以在横向方向 (或与轴杆 34 的纵轴大致垂直的方向) 上发送和接收超声信号, 从而产生与轴杆 34 的纵轴大致垂直的视场或成像平面 44。参考图 3, 在另一实施例中, 换能器 38 可以在与轴杆 34 的纵轴大致平行的方向上发送和接收超声信号, 从而产生与轴杆 34 的纵轴大致平行的视场或成像平面 46。根据本发明的一个方面, 换能器 38 被配置为响应于一个或多个光声波来生成指示组织 12 的特性的信号, 如以下更详细描述。换能器 38 可以在发送和接收超声信号以用于规则脉冲 - 回波成像与捕获光声信号以用于预定时间周期的组织评价之间交替。应该注意, 换能器 38 (以及轴杆 34 的远端 42) 可以设置在距消融部位 47 的一定距离处。例如, 在 ICE 导管的情况下, 换能器 38 可以设置在心脏的右心房 48 中并评估在心脏的左心房 50 中发生的消融。然而, 应该理解, 换能器 38 可以设置在心脏的任何室 (包括右心房 48、左心房 50 或心室) 中以及心脏外部的的位置, 以评估在心脏的任何室 (包括右心房 48、左心房 50 或心室) 中或心脏外部的的位置发生的消融。

[0035] 消融发生器 24 生成、输送并控制由导管 28 使用的 RF 能量。发生器 24 在本领域中是常见的, 并且可以包括从圣犹达医疗公司的 Irvine Biomedical 有限公司可得的、以型号 IBI-1500T RF Cardiac Ablation Generator 市售的商用装置。发生器 24 包括 : RF 消融信号源 52, 其被配置为生成消融信号, 所述消融信号跨越下面的一对源连接器输出 : 正极连接器, 其可以连接至导管 28 上的电极 ; 以及负极连接器, 其可以由导体或引线电连接至身体 14 上的贴片电极 26。应该理解, 这里所使用的术语 “连接器” 不意指特定类型的物理接口机构, 而是宽泛地预期为代表一个或多个电节点。源 52 被配置为根据一个或多个用户指定参数 (例如, 功率、时间等) 并在本领域已知的各种反馈感测和控制电路的控制下生成预定频率的信号。源 52 可以生成例如约 450kHz 或更高频率的信号。发生器 24 还可以

监视与消融术相关的各种参数,包括阻抗、导管 28 的尖端处的温度、消融能量和导管 28 的位置,并且向医生提供关于这些参数的反馈。消融发生器 24 的占空比可以被控制以使得在脉冲-回波成像的时间周期和/或利用换能器 38 接收光声信号期间不提供消融信号。脉冲回波成像可能需要 10 微秒的时间周期并且光声信号的接收可能花费该时间周期的大约一半(在后一情况中,光至组织中的传输几乎是瞬时的;因此,光声波的传播的时间周期是对于所需时间的唯一重要贡献因素)。

[0036] 贴片电极 26 提供 RF 或导航信号注入路径和/或用于感测电位。电极 26 还可以具有附加目的,诸如电机标测图的生成或作为用于身体 14 中导管 28 或其他装置的位置感测和导航系统的一部分。电极 26 由柔性导电材料制成并且被配置为附贴至身体 14 以使得电极 26 与患者皮肤电接触。

[0037] 消融导管 28 可以用于诸如组织 12 的内部身体组织的检查、诊断和治疗。根据本发明的一个实施例,导管 28 包括冲洗式射频(RF)消融导管。然而,应该理解,本发明可以利用其他类型的消融能量(例如,冷冻消融、超声波等)来实现和实施。导管 28 可以经由泵 56(其可以包括例如具有来自所示出的液体源 54 的重力馈送供给的固定速率滚子或软管泵或可变容积注射泵)连接至具有诸如生理盐水的生物相容液体的液体源 54 来用于冲洗。导管 28 还电连接至消融发生器 24 以用于输送 RF 能量。导管 28 可以包括电缆连接器或接口 58、手柄 60、具有近端 64 和远端 66 的轴杆 62、以及其上支撑的一个或多个诊断或治疗元件。导管 28 可以进一步包括消融输送元件 68。导管 28 还可以包括这里未示出的其他传统组件,诸如温度传感器、附加电极、一个或多个位置传感器、以及相应的导体或引线。

[0038] 再次参考图 1,连接器 58 可以针对从泵 56 延伸的液体管道 70 和从消融发生器 26 延伸的电缆 72 提供机械、液体和电连接。连接器 58 在本领域中是常见的并且设置在导管 28 的近端处。

[0039] 手柄 60 为医生提供握住导管 28 的位置并且可以进一步提供用于在身体 14 内操纵或引导轴杆 62 的部件。例如,手柄 60 可以包括致动穿过导管 28 延伸至轴杆 62 的远端 66 的各种操纵线(未示出)的部件以控制轴杆 62 的平移和/或偏转。手柄 60 在本领域中也可是常见的,并且可以理解,手柄 60 的构造可以变化。应该理解,导管 28 可以通过医生使用手柄 60 来手动地操纵,或者经由例如机器人控制来自动地操纵。

[0040] 轴杆 62 对导管 28 的其他组件提供结构支撑,并且还可以允许液体(包括冲洗液和体液)、药物、和/或外科手术工具或器械至组织 12 的和从组织 12 的传送、输送和/或移除。轴杆 62 是被配置为在身体 14 内移动的细长的管状柔性/可变形构件。轴杆 62 可以经由传统的导引器引入身体 14 内的血管或其他结构。轴杆 62 之后可以利用诸如从圣犹达医疗有限公司可得到的 Agilis™ NxT 可操纵导引器的引导式导引器或利用导丝或本领域已知的其他部件,被操纵或引导穿过身体 14 到达诸如组织 12 的期望位置。轴杆 62 可以由传统的聚合材料制成,诸如聚氨酯、包括由 E. I. DuPont de Nemours & Co. Corp 以注册商标“TEFLON”市售的聚四氟乙烯(PTFE)的 PTFE、聚醚嵌段酰胺、以及诸如由 Arkema 有限公司以注册商标“PEBAX”市售的弹性体的尼龙或热塑性弹性体。轴杆 62 支撑操纵线(未示出)、消融输送元件 68 和相关导体、以及可能地用于信号处理或调整的附加电子器件。轴杆 62 还限定一个或多个管腔,其被配置为容纳导体并将来自液体源 54 的冲洗液提供至消融输送元件 68 的外表面。

[0041] 消融输送元件 68 被提供来将消融能量输送至组织 12 以在组织 12 中产生消融损伤,并进而扰乱组织 12 中的杂散电通路。元件 68 设置在轴杆 62 的远端 66 附近(并且可以设置在轴杆 62 的远侧尖端),并且除了根据其他方面,还可以根据要由元件 68 输送的消融能量的类型以各种方式配置。在所示实施例中,元件 68 包括尖端电极。元件 68 可以限定多个液体通道(未示出),其与轴杆 62 中的冲洗管腔液体连通并且终止于出口以用于将液体输送至元件 68 的外表面,从而冷却元件 68 并排出元件 68 和组织 12 之间的血液。

[0042] 护套组件 30 被提供以将电磁辐射输送至组织 12,从而触发来自组织 12 的光声波的生成。消融在组织 12 中产生了热损伤,其具有对组织 12 的清楚可识别的光学和结构的改变。特别地,组织 12 的光吸收改变。当电磁辐射入射在组织 12 上时,能量被组织 12 吸收并且绝热地耗散。能量被转换成热量,导致组织 12 的短暂热弹性膨胀,从而生成可以由诸如探针 22 上的换能器 38 的超声换能器检测到的光声波。健康组织和已经被消融的组织之间的光吸收的对比产生了可以由换能器 38 检测到的波的差异。此外,健康组织和消融组织的光吸收的对比以及导致的所生成的波的差异可以用于改进损伤的成像。关于损伤的另外信息还可以通过将信号与包括电导测量的其他损伤评估测量相关联来获得。消融还引起组织 12 的着色的改变。这是组织 12 的凝固性坏死的结果,其关闭了供给血液的微灌注。健康组织可以是棕红色的,而凝固组织是黄灰色的。由消融引起的脱色可以通过光声成像来检测并且用作损伤深度的指示。参考图 2-3,护套组件 30 包括轴杆 74 和诸如光纤 76 的电磁辐射发射器。

[0043] 轴杆 74 对组件 30 的其他部件提供结构支撑,并且可以为发射器 76 以及在特定实施例中的相关导体提供外壳。轴杆 74 还可以用于操纵或引导诸如消融导管 28 的导管,并且可以包括从圣犹达医疗有限公司可得的商标为 Agilis™ NxT 的可操纵导引器的一部分。轴杆 74 是被配置为在身体 14 内移动的细长的管状柔性/可变形构件(图 1)并且具有近端 78 和远端 80。轴杆 74 可以由传统的聚合材料制成,诸如聚氨酯、包括由 E. I. DuPont de Nemours & Co. Corp 以注册商标“TEFLON”市售的聚四氟乙烯 (PTFE) 的 PTFE、聚醚嵌段酰胺、以及诸如由 Arkema 有限公司以注册商标“PEBAX”市售的弹性体的尼龙或热塑性弹性体。轴杆 74 支撑光纤 76 和相关导体,以及可能地用于信号处理或调整的附加电子器件。轴杆 74 还限定被配置为容纳导体和操纵线的一个或多个管腔。光纤 76 可以设置在轴杆 74 的中央管腔内。可替换地,光纤 76 可以设置在轴杆 74 的径向外壁和内壁之间的管腔中。光纤 76 可以在与轴杆 74 的纵轴平行的方向上相对于轴杆 74 可移动。

[0044] 光纤 76 被提供以将电磁辐射输送至组织 12,从而使得组织 12 生成可以由探针 22 上的换能器 38 感测到的光声波。光纤 76 可以由各种玻璃合成物(例如,二氧化硅)或塑料(例如,由氟化聚合物围绕的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)) 制成。光纤 76 包括芯和包层,其中芯具有比包层更高的折射率。如本领域已知的,光纤 76 还可以包括缓冲层和套层。光纤 76 可以例如包括由 Polymicro Technologies 有限公司., Edmund Optics 有限公司或 Keyence 公司市售的各种常见光纤中的任一种。光纤 76 可以包括多模光纤。光纤 76 设置在轴杆 74 内并且可以从轴杆 74 的近端 78 延伸至远端 80。光纤 76 本身具有近端和远端,其中远端终止于轴杆 74 的壁中的开口(未示出)附近。光纤 76 将电磁辐射从光纤 76 的远端穿过开口输送至组织 12。因为轴杆 74 的远端 80 设置在消融部位附近,因此辐射仅需要在入射在组织 12 上之前传播短距离,从而在不散射的情况下产生高效的辐射输送。由光

纤 76 发出的辐射可以是不聚焦的（全方位辐射）。可替换地，聚焦透镜 82 可以由轴杆 74 支撑并设置在光纤 76 的远端和组织 12 之间以将辐射聚焦在预定义区域和 / 或提供更大的穿透深度和更好的目标分辨率。

[0045] 电磁辐射源 32 被提供以生成一组电磁辐射，用于经由光纤 76 输送至组织 12。源 32 可以包括例如发光二极管 (LED) 或激光器（例如，激光二极管）。源 32 可以产生单色或光谱辐射，以及辐射可以是偏振的或非偏振的。源 32 可以在沿着电磁光谱的各个点处生成辐射，包括例如可见光、近红外光 (NIR)、或短波红外光 (SWIR)。特别地，源 32 可以生成不同波长的辐射（例如，可见光谱中的绿光和红光）以提供足够的对比度来识别损伤边界。所发出的辐射脉冲将通常是短的（例如，约 10 纳秒）。辐射源 32 可以响应于从 ECU 16 接收到的信号以可控方式发出辐射。在可替换实施例中，局部电磁辐射源可以在轴杆 74 的远端 80 附近由轴杆 74 支撑，并且以与辐射源 32 类似的方式工作。同样可替换地，局部电磁辐射源本身可以用作电磁辐射的发射器并且在不经由光纤 76 传输的情况下直接从轴杆 74 朝向组织 12 发出电磁辐射。

[0046] 现在参考图 4，根据本发明的另一实施例，系统 84 被示出以用于将消融治疗输送至身体 14 中的组织 12 以及用于评估消融治疗的效果。系统 84 与系统 10 大致相同，并且类似的组件可以参考以上提供的描述。现在参考图 5-6，系统 84 与系统 10 的不同之处在于，系统 84 将回波描记探针 22 和护套组件 30 的功能集成至单个回波描记探针 86。回波描记探针 86 与回波描记探针 22 大致相同。然而，探针 86 包括诸如光纤 88 的电磁辐射发射器。光纤 88 与光纤 76 大致相同，并且可以在探针 86 的轴杆 34 的近端 40 和远端 42 之间延伸，并且可以在与轴杆 34 的纵轴平行的方向上相对于轴杆 34 可移动。光纤 88 将电磁辐射从光纤 88 的远端经由轴杆 34 的壁中的开口输送至组织 12。聚焦透镜 82 可以再次由轴杆 34 支撑并设置在光纤 88 的远端和组织 12 之间。光纤 88 可以传输来自辐射源 32 的电磁辐射。在可替换实施例中，局部电磁辐射源可以再次在轴杆 34 的远端附近由轴杆 34 支撑，并且以与辐射源 32 类似的方式工作。可替换地，局部电磁辐射源本身可以再次用作电磁辐射的发射器并且在不经由光纤 88 传输的情况下直接从轴杆 34 朝向组织 12 发出电磁辐射。

[0047] 参考图 5，如同探针 22 一样，探针 86 上的换能器 38 可以在横向方向（或者与导管轴杆 34 的纵轴大致垂直的方向）上发送和接收超声信号，从而产生与轴杆 34 的纵轴大致垂直的视场或成像平面 44。参考图 6，在另一实施例中，换能器 38 可以在与轴杆 34 的纵轴大致平行的方向上发送和接收超声信号，从而产生与轴杆 34 的纵轴大致平行的视场或成像平面 46。现在参考图 7-8，在另一实施例中，回波描记探针 90 被提供，其具有光纤 92（类似于光纤 76 或 88）和二维换能器阵列 94（功能与换能器 38 类似），二维换能器阵列 94 用于在探针 90 的远端进行二维和 / 或三维 / 四维 (3D/4D) 成像。光纤 92 可以在阵列 94 的任意一侧经由轴杆 34 的远端中的开口发出电磁辐射。

[0048] 现在参考图 9，根据本发明的另一实施例，系统 96 被示出用于将消融治疗输送至身体 14 中的组织 12 以及用于评估消融治疗的效果。系统 96 与系统 10 和 84 大致相同，并且类似的组件可以参考以上提供的描述。现在参考图 10-13，系统 96 与系统 10 和 84 的不同之处在于，系统 96 将回波描记探针 22、消融导管 28 和护套组件 30 的功能集成至单个导管 98。参考图 10，导管 98 可以包括细长的可变形轴杆 100、可以支撑在另一轴杆 104 上的

消融输送元件 102、诸如光纤 106 的电磁辐射发射器，以及超声换能器 108。

[0049] 轴杆 100 可以与以上描述的轴杆 34 大致相同，并且可以从与以上描述的手柄 36、60 类似的传统手柄（未示出）延伸，医生可以经由所述手柄操作轴杆 34。轴杆 100 对导管 98 的其他组件提供结构支撑，并为元件 102、轴杆 104 和光纤 106 提供外壳。轴杆 100 是被配置为在身体 14 内移动的细长的管状柔性 / 可变形构件（图 1）并且具有近端和远端。轴杆 100 可以经由传统的导引器被引入身体 14 内的血管或其他结构中。轴杆 100 之后可以利用诸如从圣犹达医疗有限公司可得的 Agilis™ NxT 可操纵导引器的引导式导引器（其本身可以具有医生用于操纵导引器的手柄）或利用导丝或本领域已知的其他部件被操纵或引导穿过身体 14 到达诸如组织 12 的期望位置。轴杆 100 可以由传统的聚合物材料制成，诸如聚氨酯、包括由 E. I. DuPont de Nemours & Co. Corp 以注册商标“TEFLON”市售的聚四氟乙烯 (PTFE) 的 PTFE、聚醚嵌段酰胺、以及诸如由 Arkema 有限公司以注册商标“PEBAX”市售的弹性体的尼龙或热塑性弹性体。轴杆 100 可以进一步限定被配置为容纳导体和操纵线并提供冲洗液的一个或多个管腔。

[0050] 消融输送元件 102 被提供以将消融能量输送至组织 12 以在组织 12 中产生消融损伤，并且进而扰乱组织 12 中的杂散电通路。元件 102 设置在轴杆 100 的远端附近，并且除了根据其他方面，还可以根据要由元件 102 输送的消融能量的类型以各种方式配置。在所示实施例中，元件 102 包括由轴杆 104 支撑的尖端电极。元件 102 可以限定多个液体通道（未示出），其与轴杆 104 中的冲洗管腔液体连通并且终止于出口以用于将液体输送至元件 102 的外表面，从而冷却元件 102 并排出元件 102 和组织 12 之间的血液。根据本发明的一个方面，消融输送元件 102 在与轴杆 100 的纵轴 110 平行的方向上相对于轴杆 100 可移动，以使得元件 102 可以延伸和缩进得超出轴杆 100 的远端。

[0051] 轴杆 104 可以与以上描述的轴杆 62 大致相同。轴杆 104 对消融输送构件 102 和相关导体提供结构支撑。轴杆 104 是被配置为在身体 14 内移动的细长的管状柔性 / 可变形构件（图 1）并且具有近端和远端。轴杆 104 可以从与以上描述的手柄 36、60 类似的传统手柄（未示出）延伸，医生可以经由该手柄操纵轴杆 104。轴杆 104 可以由传统的聚合物材料制成，诸如聚氨酯、包括由 E. I. DuPont de Nemours & Co. Corp 以注册商标“TEFLON”市售的聚四氟乙烯 (PTFE) 的 PTFE、聚醚嵌段酰胺、以及诸如由 Arkema 有限公司以注册商标“PEBAX”市售的弹性体的尼龙或热塑性弹性体。根据本发明的一个方面，轴杆 104 可以制造得比轴杆 100 更柔韧，以避免在消融输送元件 102 和组织 12 之间的接触期间对组织 12 的损伤。轴杆 104 进一步限定了被配置为容纳导体和操纵线并提供冲洗液的一个或多个管腔。

[0052] 光纤 106 被提供以将电磁辐射输送至组织 12，从而使得组织 12 生成可以由换能器 108 感测到的光声波。光纤 106 可以由各种玻璃合成物（例如，二氧化硅）或塑料（例如，由氟化聚合物围绕的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)）制成。光纤 106 包括芯和包层，其中芯具有比包层更高的折射率。如本领域已知的，光纤 106 还可以包括缓冲层和套层。光纤 106 可以例如包括由 Polymicro Technologies 有限公司，Edmund Optics 有限公司或 Keyence 公司市售的各种常见光纤中的任一种。光纤 106 可以包括多模光纤。光纤 106 设置在轴杆 100 内并且可以从轴杆 100 的近端延伸至远端。参考图 10-11，根据一个实施例，光纤 106 可以设置在轴杆 104 内并且可以延伸穿过消融输送元件 102 中的开口并穿过轴杆 100 的前部

中的对齐开口（未示出）。光纤 106 可以被配置为在与轴 110 平行的方向上与消融输送元件 102 一起相对于轴杆 100 移动。可替换地，光纤 106 可以被配置为在与轴 110 平行的方向上相对于轴杆 100 独立于元件 102 而移动。参考图 12-13，根据附加实施例，光纤 106 可以可替换地设置在轴杆 100 和 104 之间或者在轴杆 100 的径向外壁和内壁之间。光纤 106 可以再次被配置为在与轴 110 平行的方向上相对于轴杆 100 移动。光纤 106 本身具有近端和远端，远端终止于轴杆 100 的壁中的开口（未示出）附近。光纤 106 将电磁辐射从光纤 106 的远端经由开口输送至组织 12。因为轴杆 100 的远端设置在消融部位附近，因而辐射仅需要在入射在组织 12 上之前传播短距离，从而在不散射的情况下产生高效的辐射输送。聚焦透镜 82 可以再次由轴杆 100 支撑并设置在光纤 106 的远端和组织 12 之间，如上所述。光纤 106 可以传输来自辐射源 32 的电磁辐射。在可替换实施例中，局部电磁辐射源可以再次在轴杆 100 的远端附近由轴杆 100 支撑，并且以与辐射源 32 类似的方式工作。可替换地，局部电磁辐射源本身可以再次用作电磁辐射的发射器并且在不经由光纤 106 传输的情况下直接从轴杆 100 朝向组织 12 发出电磁辐射。

[0053] 超声换能器 108 被提供以将电信号转换成传输至组织 12 的超声信号，并将从组织 12 反射的超声信号转换成电信号以用于由 ECU 16 处理以及组织 12 的成像。换能器 108 在本领域中是常见的，并设置在轴杆 100 的远端。根据一个实施例，换能器 108 围绕轴杆 100 的周围配置。根据本发明的一个方面，换能器 108 被配置为响应于一个或多个光声波来生成指示组织 12 的特性的信号，如以下更详细描述。换能器 108 可以在发送和接收超声信号以用于规则脉冲 - 回波成像与捕获光声信号以用于预定时间周期的组织评价之间交替。

[0054] 现在参考图 14-15，另一导管 112 被示出以用于系统 96。导管 112 可以包括与轴杆 104 类似的细长可变形轴杆 114、与元件 102 类似的消融输送元件 116、诸如与光纤 106 类似的光纤 118 的电磁辐射发射器。导管 112 进一步包括功能与换能器 108 类似的超声换能器 120，但包括形成在消融输送元件 116 之上或之内的二维阵列换能器。光纤 118 可以在阵列换能器 120 的任意一侧经由输送元件 116 中的开口发出电磁辐射。如同导管 98 一样，光纤 116 可以在与轴杆 114 的纵轴平行的方向上在轴杆 114 内可移动，并且可以相对于消融输送元件 116 可移动。聚焦透镜（未示出）可以再次由轴杆 114 支撑并且设置在光纤 118 的远端和组织 12 之间，如上所述。光纤 118 还可以再次传输来自辐射源 32 的电磁辐射。在可替换实施例中，局部电磁辐射源可以再次在轴杆 114 的远端附近由轴杆 114 支撑，并且以与辐射源 32 类似的方式工作。同样可替换地，局部电磁辐射源本身可以再次用作电磁辐射的发射器，并且不经由光纤 116 传输的情况下直接从轴杆 114 朝向组织 12 发出电磁辐射。

[0055] 现在将参考图 16 描述用于将消融治疗输送至身体中的组织以及用于评估消融治疗的效果的方法。该方法可以开始于将消融能量输送至组织 12 的步骤 122。响应于医生和 / 或 ECU 16 的控制，消融发生器 24 可以生成促使消融输送元件 68、102 或 116 以传统方式将射频消融能量输送至组织 12 的信号。该方法还可以包括将冲洗液提供至消融输送元件 68、102 或 116 的外表面的步骤 124。应该理解，步骤 124 可以与步骤 122 同时进行。还应该理解，步骤 124 甚至可以在步骤 122 未进行时持续进行，以用于元件 68、102 或 116 与组织 12 之间的血液的温度控制和排出。冲洗液可以从液体源 54 经由轴杆 62、104 或 114 中的冲洗管腔以及在消融输送元件 68、102 或 116 中形成的液体端口来输送。

[0056] 该方法可以继续步骤 126，其从光纤 76、88、92、106 或 118 的远端朝向组织 12

发出电磁辐射,以从组织 12 生成一个或多个光声波。ECU16 可以指导消融发生器 24 停止组织 12 的消融,同时指导辐射源 32 生成电磁辐射并经由光纤 76、88、92、106 或 118 将该辐射输送至组织 12。消融在组织 12 中产生热损伤,其具有对组织 12 的清晰可识别的光学和结构的改变。特别地,组织 12 的光吸收改变。当电磁辐射入射在组织 12 上时,能量由组织 12 吸收并且绝热地耗散。能量被转换成热量,导致组织 12 的短暂热弹性膨胀,从而生成可以由探针 22、86 或 90 或者导管 98 或 112 上的换能器 38、94、108 或 120 检测到的光声波。健康组织和已经被消融的组织之间的光吸收的对比产生了可以由换能器 38、94、108 或 120 检测到的波的差异。波的特性(例如,振幅、频率、飞行时间等)可以用于确定组织 12 的各种特性,包括损伤深度、大小和类型以及消融的整体功效。此外,健康组织和消融组织的光吸收的对比以及导致的所生成的波的差异可以用于改进损伤的成像。关于损伤的另外信息还可以通过将信号与包括电导测量的其他损伤评估测量相关联来获得。消融还引起组织 12 的着色的改变。这是组织 12 的凝固性坏死的结果,其关闭了供给血液的微灌注。健康组织可以是棕红色的,而凝固组织是黄灰色的。由消融引起的脱色可以通过光声成像来检测并且用作损伤深度的指示。

[0057] 该方法可以继续进行步骤 128,其响应于光声波生成指示组织 12 的特性的信号。如上所述,探针 22、86 或 90 或者导管 98 或 112 上的换能器 38、94、108 或 120 可以用于检测光声波。探针 22、86 或 90 通常距消融部位(导管 98 和 112 将靠近该部位)几厘米。该距离对于光传输来说过大,因为探针 22、86 和 90 与消融部位之间的血液体积过大并且变化过多而不能实现(再现)功率输送和成像。然而,光声波能够横穿该距离并提供关于组织 12 的可靠信息。响应于该光声波,换能器 38、94、108 或 120 生成被提供至 ECU 16 以用于处理的信号。所检测的特性可以包括组织 12 中损伤的深度、组织 12 中损伤的大小、组织 12 中损伤的类型、组织 12 中凝固的程度、组织 12 中传导的程度、或组织 12 中损伤的功能性。该特性还可以包括组织 12 距消融输送元件 68、102 或 116 的距离。一旦使得生成光声波和接收已生成的波,消融能量的输送可以重新开始。

[0058] 该方法可以继续进行步骤 130,其响应于来自换能器 38、94、108 或 120 的信号来显示组织 12 的图像。根据一个实施例,系统 10、84 和 96 能够基于健康组织和已经进行消融的组织的对比能力来实现消融部位的改进成像。该方法也可以包括步骤 132,其响应于由换能器 38、94、108 或 120 生成的信号来调整导管 28、98 或 112 的位置。基于由信号提供的信息,医生可以手动地调节导管 28、98 或 112 的位置,包括例如调节消融输送元件 68、102 或 116 与组织 12 之间的距离或者消融输送元件 68、102 或 116 相对于组织 12 的方位。还应该理解,该处理可以响应于由 ECU 16 响应换能器 38、94、108 或 120 所生成的信号而生成的控制信号,经由导管 28、98 或 112 的机器人控制自动发生。此外,应该理解,尽管上述实施例关注来自组织 12 的光声响应,但从中间血液的光声响应得到的信息也可以或可替换地用于调节探针 22、86 或 90 和导管 28、98 或 112 的位置。最后,应该理解,这里所述的方法的步骤可以以重复迭代的方式进行,直到例如医生确定已经发生足够的消融。

[0059] 根据本发明的导管、系统和方法是有利的,因为它们能够实现对消融治疗的效果的改进的评估。特别地,本发明的导管、系统和方法提供了用于在组织的消融期间和之后评估损伤的形成的技术,其允许紧靠消融部位的评估。通过将光纤或其他光发射器定位在消融导管或单独的护套组件中,辐射可以靠近消融部位输送并且仅传播短距离。此外,在光纤

或其他光发射器设置在消融导管中的情况下,导管和组织之间的血液可以通过液体冲洗来排出,由此增大了输送的效率。所产生的由组织 12 生成的光声波可以由通常仅几厘米远的回波心动描记探针上的或者甚至更靠近消融部位的组合式消融和回波心动描记探针上的换能器来检测。

[0060] 尽管以上以特定程度的特殊性描述了本发明的多个实施例,但本领域技术人员可以在不背离本发明的范围的情况下对所公开的实施例作出许多改变。所有的方向参考(例如,上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、高、低、上面、下面、垂直、水平、顺时针、以及逆时针)仅用于标识目的以帮助阅读者理解本发明,且特别是对本发明的位置、方向、或用途不产生限制。连接参考(例如,附接、耦合和连接等)应该被广义地解释并且可以包括元件的连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。这样,连接参考并非必然指的是两个元件彼此直接地连接并处于固定关系。目的是上面描述中所包含的或附图中所示出的所有内容应该解释为仅说明性的而非限制性的。可以在不偏离所附权利要求书所限定的本发明的情况下做出细节或结构的改变。

[0061] 尽管这里结合特定的公开实施例描述了装置的各种实施例,但可以对这些实施例进行许多修改和变型。例如,上面描述的特定特征、结构或特性可以在一个或多个实施例中以任何合适的方式组合。由此,结合一个实施例示出或描述的特定特征、结构或特性可以整体或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或特性结合,而没有除了非逻辑性或非功能性以外的限制。而且,针对特定组件公开材料的位置,也可以使用其他材料。上述说明书和以下权利要求书意在覆盖所有这种修改和变型。

[0062] 所述通过引用包含于此的任何专利、公布或其他公开材料整体或部分地仅以所包含材料不与本公开中描述的现有定义、声明或其他公开材料冲突的程度包含于此。这样,以所需要的程度,如这里所明确描述的本公开废弃了通过引用包含于此的任何冲突材料。所述通过引用包含于此但与此处描述的现有定义、声明或其他公开材料冲突的任何材料或其部分将仅以在所包含材料和现有公开材料之间没有冲突的程度被包含。

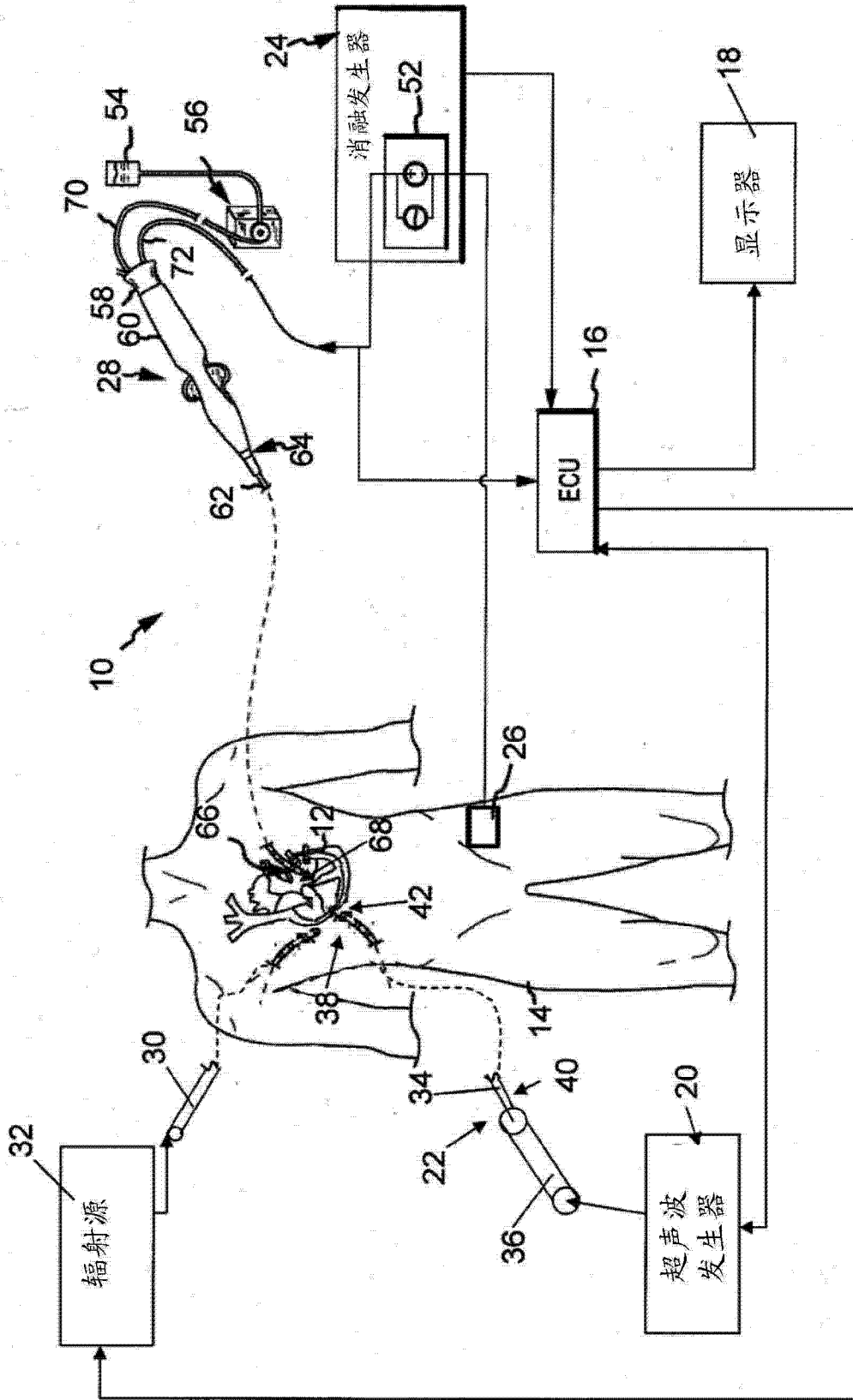


图 1

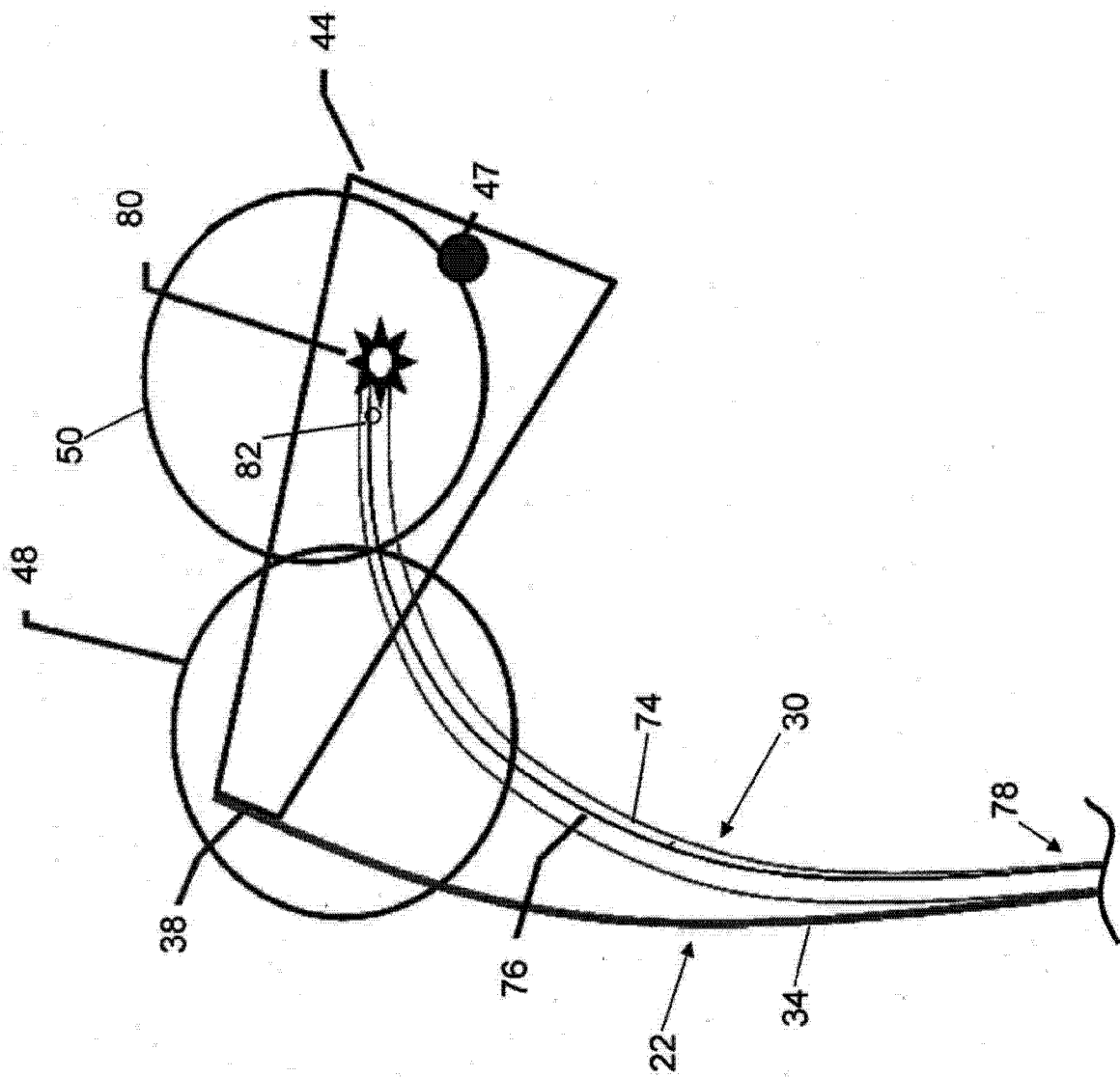


图 2

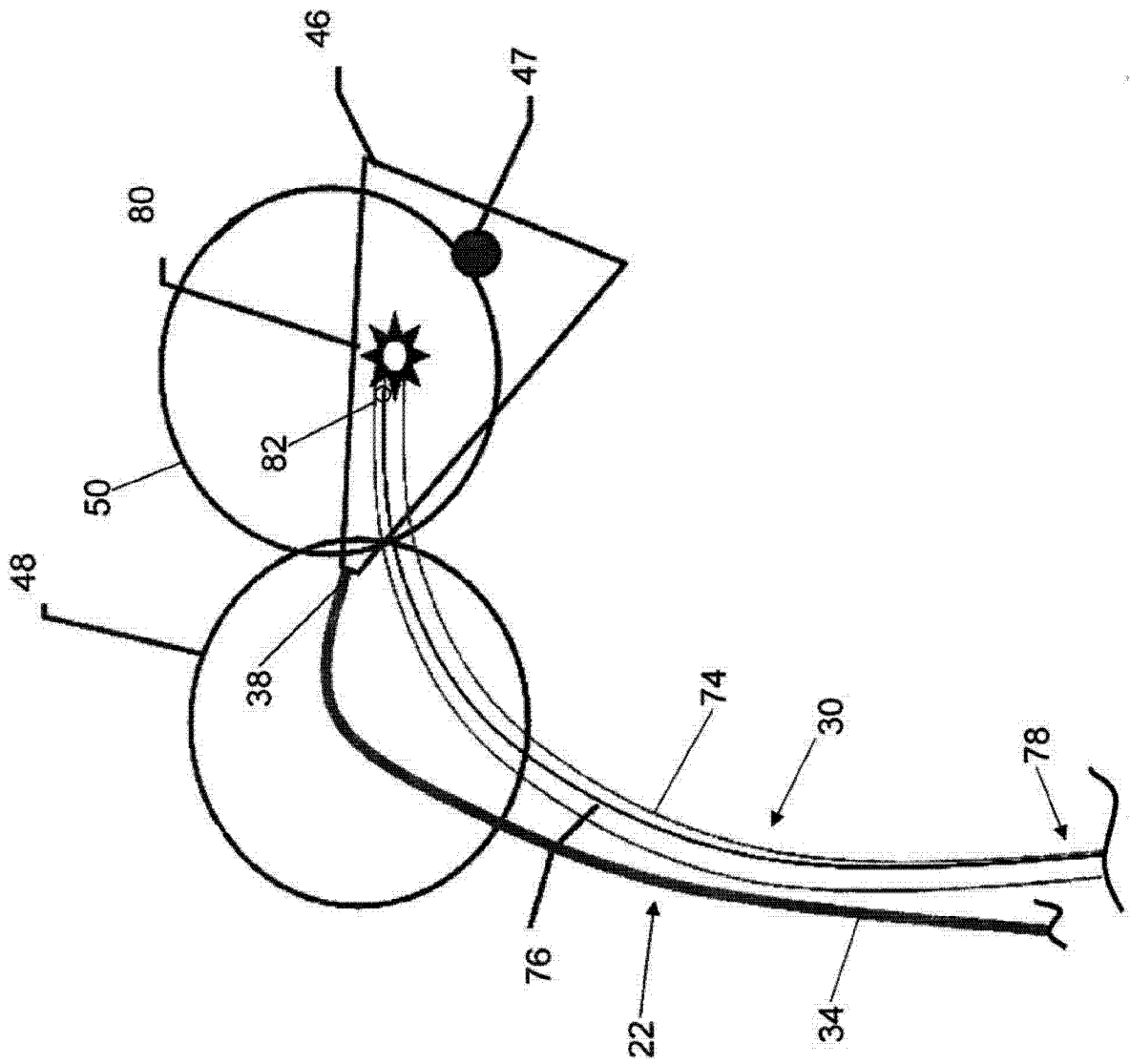


图 3

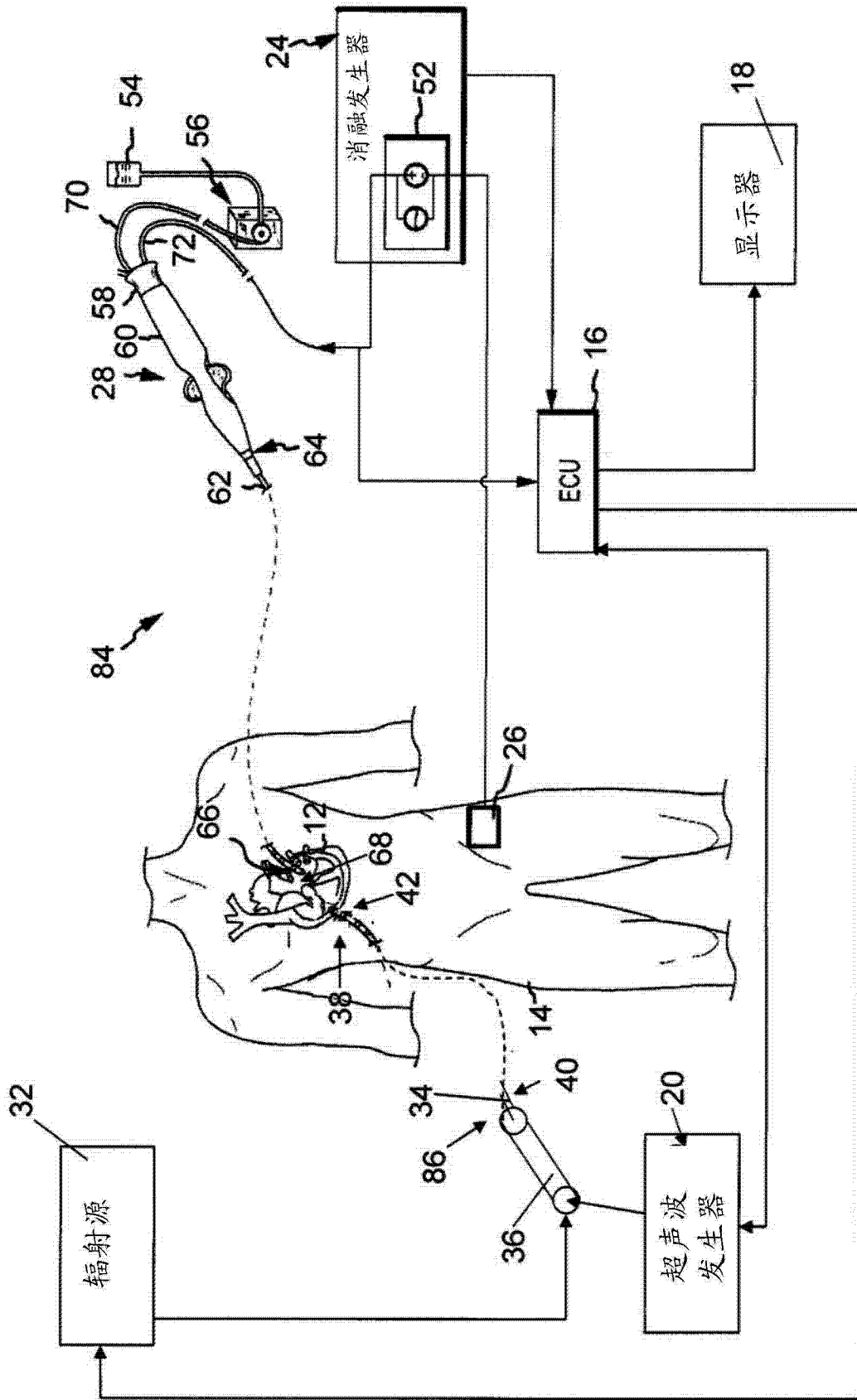


图 4

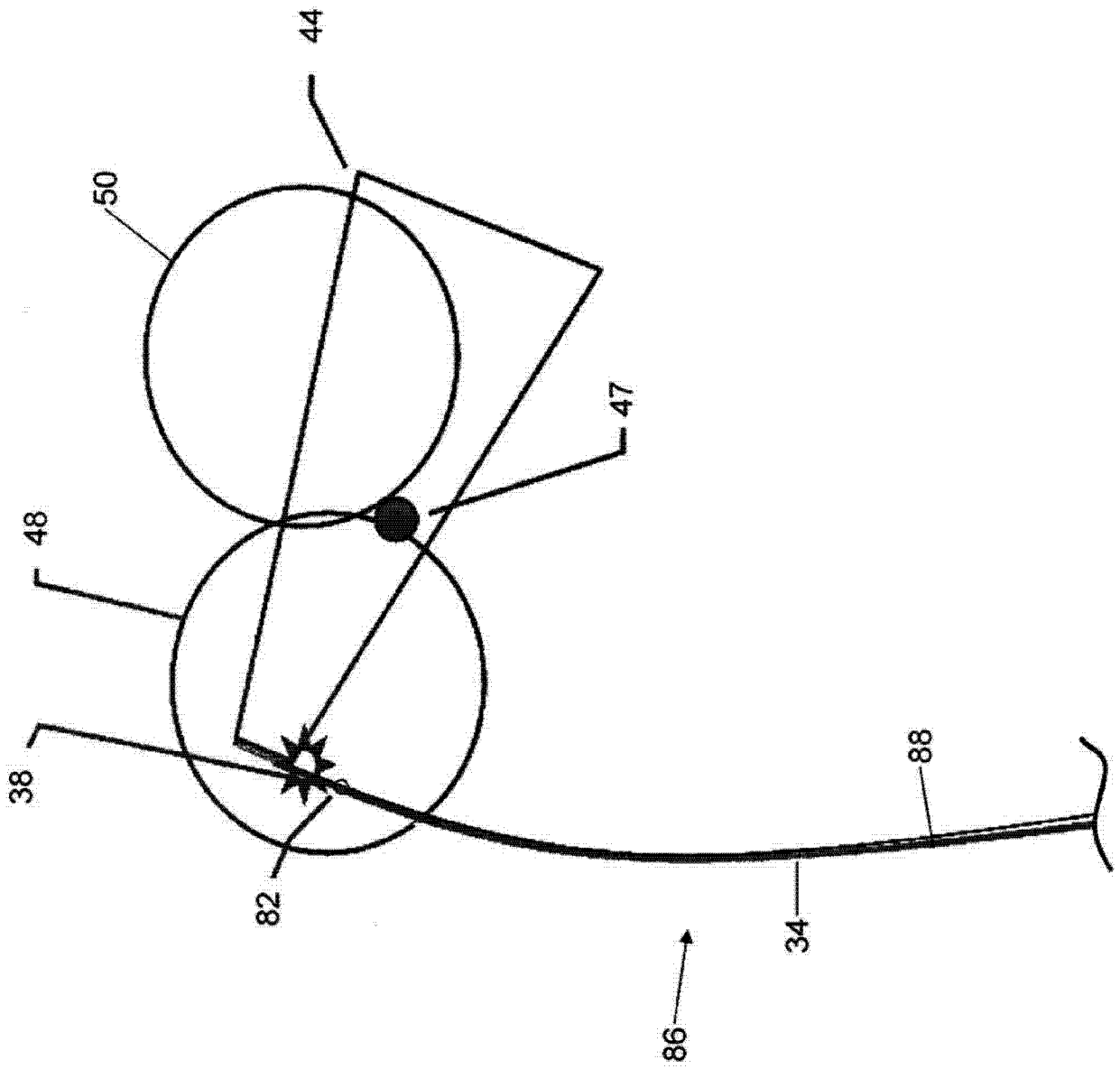


图 5

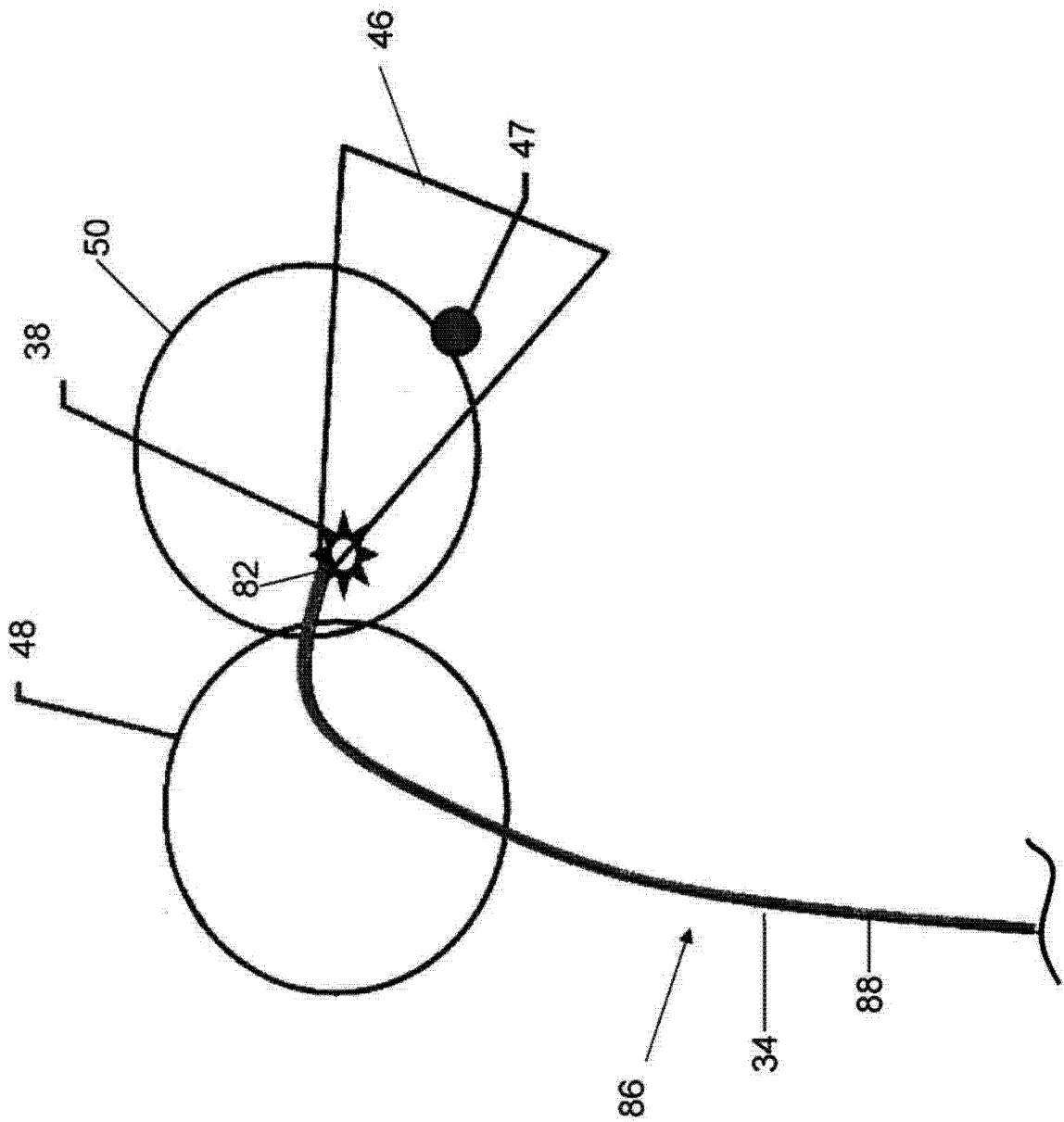


图 6

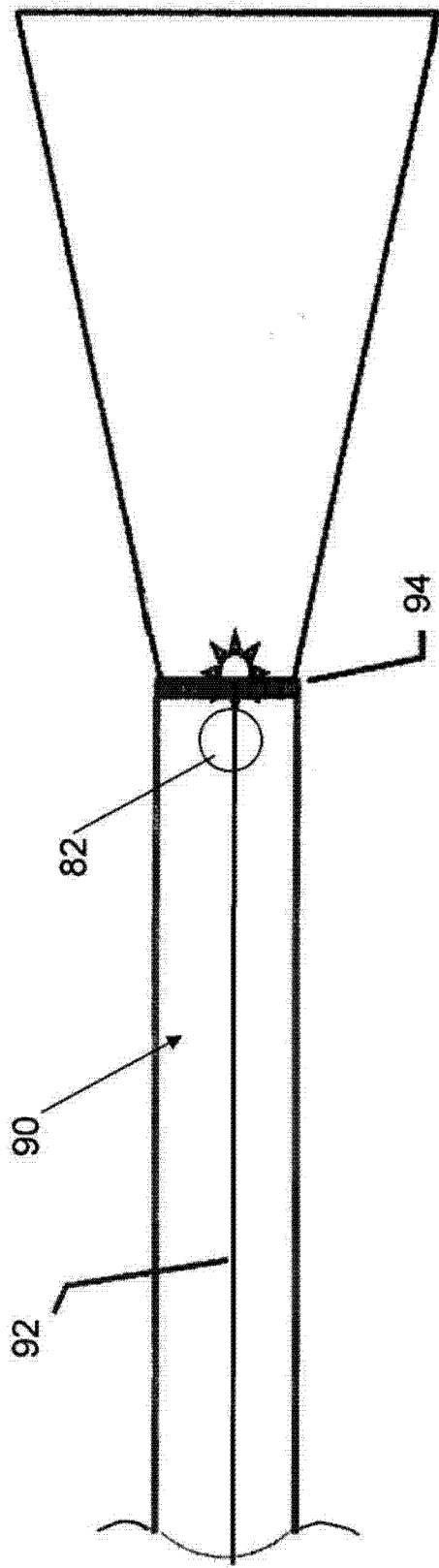


图 7

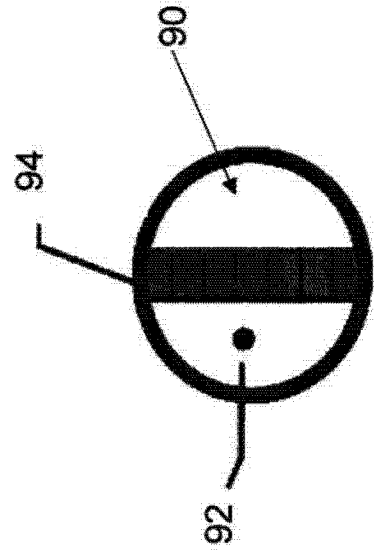


图 8

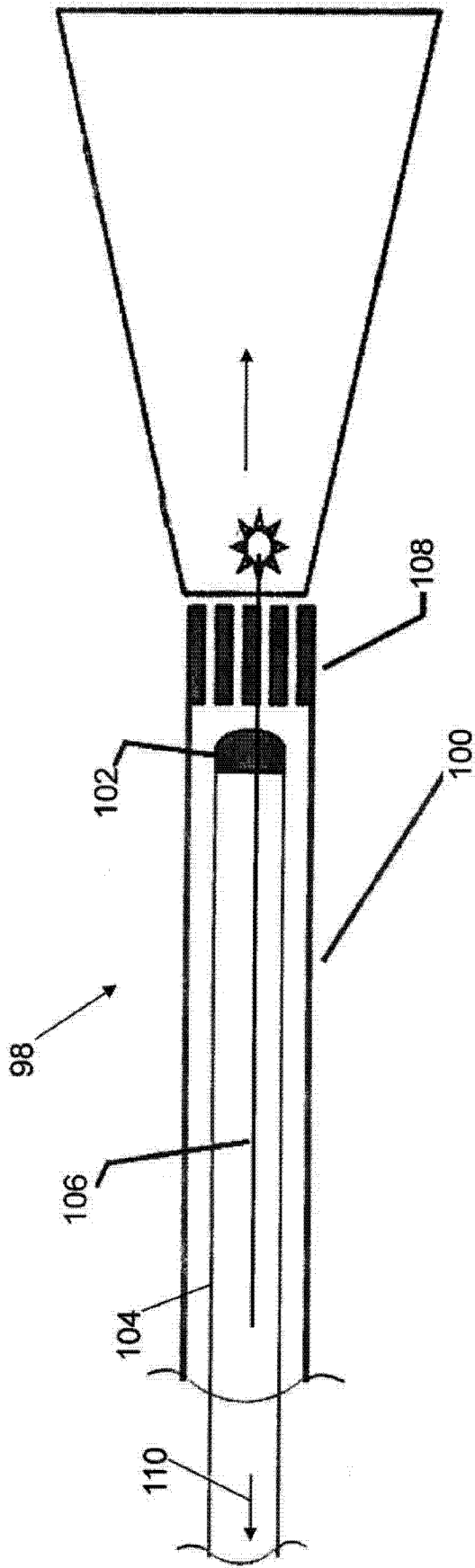


图 10

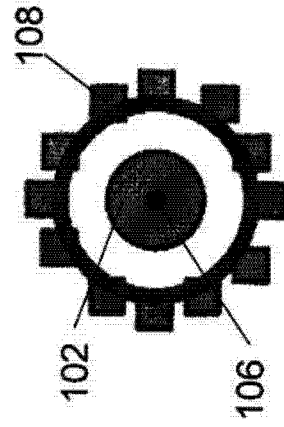


图 11

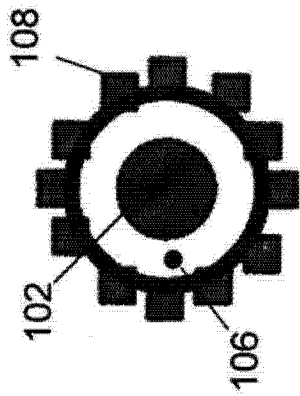


图 12

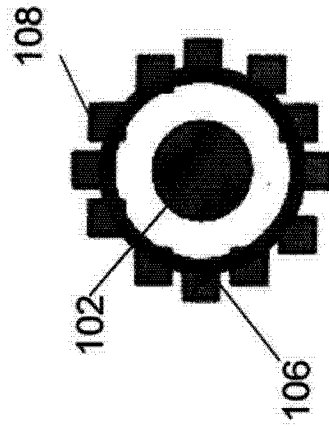


图 13

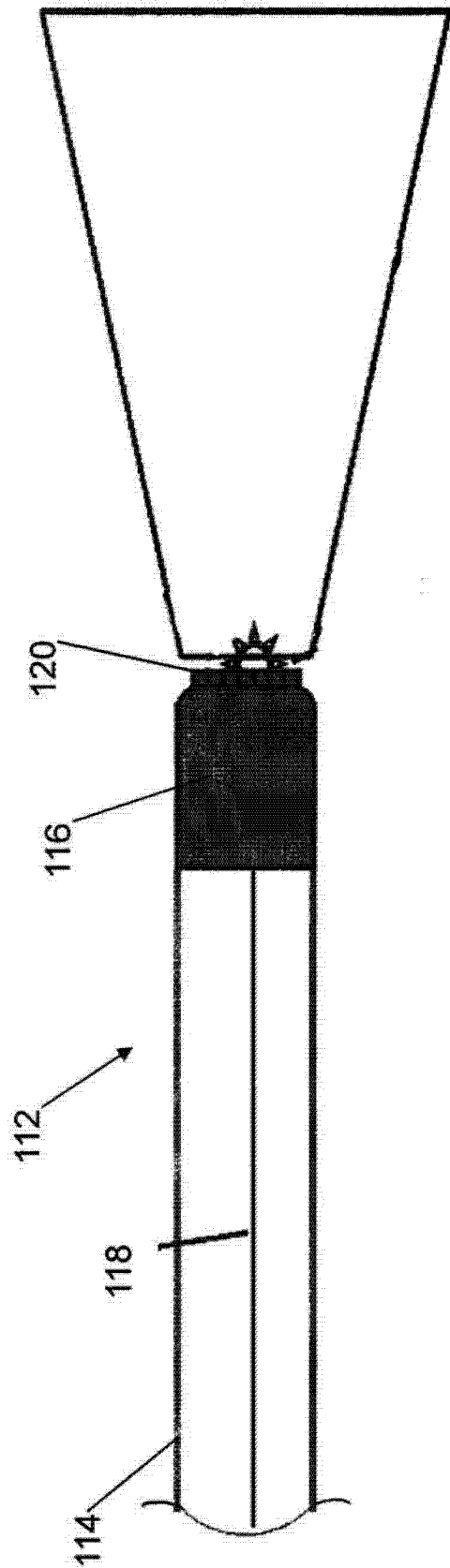


图 14

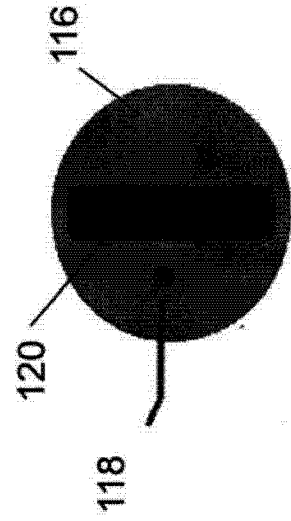


图 15

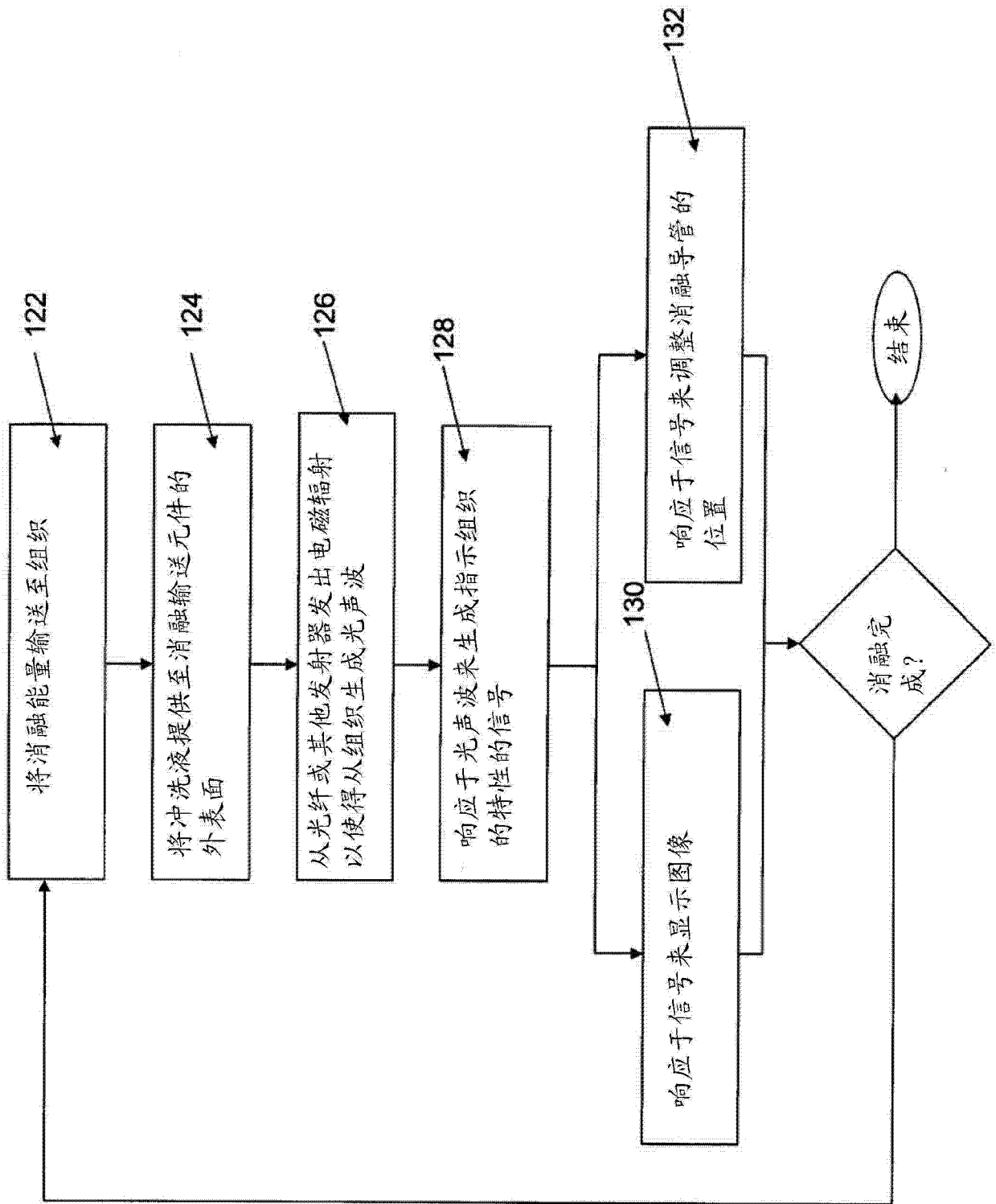


图 16

专利名称(译)	利用光声学来评估对心脏组织的消融治疗的效果的系统		
公开(公告)号	CN104114098A	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN201380009388.5	申请日	2013-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
[标]发明人	FA卢波提		
发明人	F·A·卢波提		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B2018/1807 A61B18/22 A61B2018/0088 A61B5/0095 A61B2018/00875 A61B2018/00357 A61B2018/00791 A61B2018/00011 A61B2218/002 A61B18/02 A61B2017/00106 A61B18/1492 A61B2017/00057 A61B5/4848 A61B8/12 A61B19/5244 A61B2018/00577 A61B34/20 A61B2018/20361 A61B5/0036 A61B5/4836 A61B18/18 A61B2018/00351 A61B2018/00988 A61B2018/2238		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	61/598844 2012-02-14 US		
其他公开文献	CN104114098B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于评估对组织的消融治疗的效果的导管、系统和方法。各个实施例包括设置在护套内的诸如光纤的发射器、经由轴杆中的开口朝向组织发出电磁辐射以使得从组织生成光声波的的回波描记探针或导管轴杆。设置在回波描记探针或导管轴杆上的超声换能器响应于光声波来生成指示组织的特性的信号。在特定实施例中，发射器和换能器分别由单独的护套和回波描记探针承载。在其他实施例中，发射器设置在回波描记探针的轴杆内。在其他实施例中，发射器、换能器和消融输送元件集成至单个结构以允许组织的消融和对组织的消融的效果的评估。

