

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101686830 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 30

(21) 申请号 200880024237. 6

(22) 申请日 2008. 07. 07

(30) 优先权数据

60/949, 030 2007. 07. 11 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 01. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/052716 2008. 07. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02009/007900 EN 2009. 01. 15

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·S·哈尔 A·T·弗南德茨

J·F·休弗

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 龚海军 谭祐祥

(51) Int. Cl.

A61B 17/02(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 01/72373 A2, 2001. 10. 04, 全文.

WO 2005/122139 A2, 2005. 12. 22, 全文.

CN 1942805 A, 2007. 04. 04, 全文.

US 2006/0058711 A1, 2006. 03. 16, 全文.

审查员 陈萌

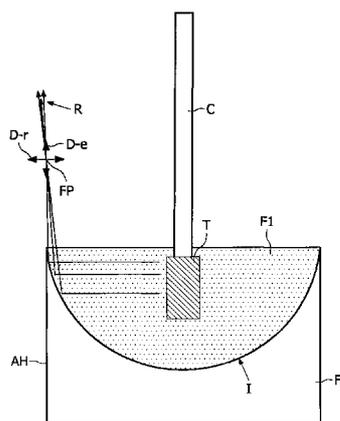
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

具有可调整的流体透镜的超声组件

(57) 摘要

一种适合于附连到导管例如用于医疗的超声组件。该超声组件包括可调整的超声聚焦机构，可调整的超声聚焦机构被布置成与超声换能器连接以调整由换能器产生的超声波的焦点。该超声聚焦机构包括流体聚焦透镜，其具有由界面分开的至少两种流体使得超声波在该界面处充分地反射。至少两个电极被布置成与流体聚焦透镜连接以在向电极施加电压时允许对界面形状例如界面曲率进行调整。在优选实施例中，电极被布置成允许在垂直方向以及径向对流体聚焦透镜进行调整。在换能器定位于流体聚焦透镜中心的旋转对称几何形状的简单实施例中，超声波能聚焦成圈环。这例如适合于人组织的消融或凝固性坏死治疗，例如，用于心房颤动治疗。在某些实施例中，该组件具有许多个分开的可单独调整的流体聚焦透镜隔间，允许对超声聚焦模式进行更具体的控制。



1. 一种被布置成附连到相关联导管 (C) 的超声组件, 该超声组件包括:
 - 超声换能器 (T), 其被布置成附连到所述导管 (C) 的近端, 以及,
 - 可调整的超声聚焦机构, 其被布置成与所述超声换能器 (T) 连接, 所述机构被布置成调整由所述换能器产生的超声波的焦点, 所述可调整的超声聚焦机构包括:
 - 流体聚焦透镜, 其包括第一流体 (F1) 和第二流体 (F2), 第一流体 (F1) 布置成与第二流体 (F2) 形成界面 (I) 以便在所述界面 (I) 处提供超声反射, 以及
 - 第一电极 (E1) 与第二电极 (E2), 其被布置成与所述流体聚焦透镜连接以允许一旦向所述第一电极 (E1) 与第二电极 (E2) 施加电压 (VS), 便对所述界面 (I) 的形状进行调整。
2. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述第一电极 (E1) 和第二电极 (E2) 被布置成允许在沿着导管延伸部的方向 (D-e) 对所述流体聚焦透镜进行调整。
3. 根据权利要求 2 所述的超声组件, 其中所述第一电极 (E1) 和第二电极 (E2) 还被布置成允许在垂直于导管轴延伸部的方向 (D-r) 对所述流体聚焦透镜进行调整。
4. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述界面 (I) 具有球形形状, 且其中所述第一电极 (E1) 和第二电极 (E2) 被布置成允许对所述界面 (I) 的曲率进行调整。
5. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述超声换能器 (T) 被布置成以径向模式产生超声波。
6. 根据权利要求 5 所述的超声组件, 其中所述流体聚焦透镜的第一流体 (F1) 具有绕轴旋转对称的形状, 其中所述超声换能器 (T) 定位于所述轴上与所述第一流体 (F1) 接触, 其中所述界面 (I) 具有球形形状, 且其中可调整到所述第二流体 (F2) 的所述界面 (I) 的曲率以便允许聚焦的超声束呈绕所述轴为中心的圈环 (CRF)。
7. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述第一流体 (F1) 提供销形弯月面形状。
8. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述第一流体 (F1) 是下列之一: 水和油。
9. 根据权利要求 8 所述的超声组件, 其中所述第二流体 (F2) 是下列之一: 空气、汞、镓-铟合金。
10. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述可调整的超声聚焦机构包括多个流体聚焦透镜 (S1, S2, S3, S4, S5, S6) 和至少两个电极, 每个流体聚焦透镜包括第一流体 (F1) 和第二流体 (F2), 所述至少两个电极被布置成允许对所述多个流体聚焦透镜 (S1, S2, S3, S4, S5, S6) 进行单独调整。
11. 根据权利要求 10 所述的超声组件, 其中所述多个流体聚焦透镜 (S1, S2, S3, S4, S5, S6) 被布置成形成具有绕轴旋转对称形状的主体。
12. 根据权利要求 11 所述的超声组件, 其中所述多个流体聚焦透镜 (S1, S2, S3, S4, S5, S6) 被布置成允许聚焦的超声束呈中心远离所述轴 (DF) 的圈环。
13. 根据权利要求 1 所述的超声组件, 其中所述超声换能器 (T) 被布置成产生超声功率, 允许对人组织进行消融或凝固性坏死治疗。
14. 一种超声消融装置 (D), 其包括导管 (C) 和根据权利要求 1 的超声组件 (UA), 其中所述导管 (C) 被布置成附连到所述的超声组件 (UA)。
15. 一种超声消融系统, 其包括根据权利要求 14 所述的超声消融装置 (D) 和电连接到所述超声组件 (UA) 的第一电极和第二电极的聚焦控制单元 (FCU)。

具有可调整的流体透镜的超声组件

技术领域

[0001] 本发明涉及超声设备的领域,更具体而言,本发明涉及用于医疗目的的超声设备的领域。

背景技术

[0002] 在美国,心房颤动是每年影响大约两百万人的病症。这种疾病通过心房中电信号的紊乱激发 (disorganized firing) 从而改变心脏以有效方式收缩的能力而表现出来。这种疾病的确切病因是多方面的,但治疗通常是通过介入来改变心脏的传导通路。

[0003] 目前常用的一种办法是消融肺静脉 (vein) 周围的传导通路以防止紊乱激发。若干办法已用于这些治疗且包括使用射频消融、低温消融、激光消融、微波消融和高强度聚焦超声消融。在射频消融的情况下,导管通常被插入到股静脉内且在 X 射线荧光检查下穿过中隔壁被引导向肺静脉附近。然后抵靠心脏壁放置导管的射频尖端并将其激活。所产生的热由组织吸收且导致组织凝固和结疤从而降低组织的传导效率。这在许多空间部位执行直到破坏必需的组织。程序可能要用长达 8 小时来执行。目前使用类似程序进行低温消融。

[0004] 由于许多原因,使用超声作为替代消融能量源是有利的。第一个原因是加热点远离导管尖端,这允许优化对正确传导细胞的损害,正确传导细胞不在静脉内而是在心外膜表面上。通过向不与血池接触的组织施加热,也最小化由于与加热源相关联的血液凝块形成而造成的可能的并发症。合并特殊设计的超声源的另一优点在于可同时治疗多个部位。这将治疗时间从 6 至 8 小时显著地缩短到 1 至 2 小时,从而最小化患者必须处于麻醉下的时间量并提高工作流程效率。而且,在所有情况下,不再需要在中隔壁中开孔,因为超声换能器可具有数厘米的焦点 (focus) 且血液对超声的吸收很少。

[0005] ProRhythm, Inc 的 US 2006/0058711 A1 提出了一种用于高强度聚焦超声装置的具体方案,这种高强度聚焦超声装置能安装于导管端部上。他们的装置允许将声聚焦成与肺静脉口重合的圈环 (annular ring)。通过这种机构,能同时加热并破坏周向包围静脉的组织。通过缩短的程序时间来实现这种益处。ProRhythm 设计是基于反射性可充气气球,其使得超声信号被反射成聚焦于声场的具体位置。这种设计的缺陷在于必须根据肺静脉的大小使用具有固定可充气气球的单独导管。这使治疗计划复杂,导致可变的的结果,且也引入制造和存货复杂性。

[0006] 超声高温 (hyperthermia) 装置的另一实例可见于 Y. J. Yoon 和 P. J. Benkeser 的论文“Ultrasonic Phased Arrays with Variable Geometric Focusing for Hyperthermia Applications”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 第 39 卷,第 2 期,1992 年 3 月,第 273-278 页。在这个论文中所描述的装置通过控制球形液体透镜中的液体 (例如,硅油) 体积与藉由控制线性相控阵列的电相位的电子聚焦的组合来获得 3D 可调整超声聚焦。在液体透镜中,超声束透射穿过透镜边界且在透射穿过透镜边界中聚焦。但是,组合使用相控阵列与可调整的液体透镜以获得 3D 聚焦控制使得这种超声装置相当复杂。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种简单的超声组件,其能以 3D 调整焦点以允许进行超声治疗,例如在肺静脉上用于治疗心房颤动,且允许简单和经济的使用,这种组件的一种形式必须能适合不同的静脉大小。

[0008] 在第一方面,本发明提供一种超声组件,其被布置成附连到相关联导管的远端,该超声组件包括:

[0009] - 超声换能器,其被布置成产生超声波;

[0010] - 流体聚焦透镜,其被布置成聚焦来自换能器的超声波,该流体聚焦透镜包括被布置成与第二流体形成界面的第一流体以在该界面处提供充分的超声反射;以及,

[0011] - 第一电极和第二电极,其被布置成与流体聚焦透镜连接以允许一旦向第一电极和第二电极施加电压便对界面形状进行调整从而允许在由相关联导管的延伸部(extension)所限定的方向和垂直于相关联导管的延伸部的方向这两个方向上对超声焦点进行调整。

[0012] 术语‘流体’被理解为物质相的子集(流体包括液体、气体、等离子体、凝胶以及塑性固体),而在下文中术语‘液体’是指液态化合物。

[0013] 术语‘流体聚焦透镜’被理解为可通过施加电压来控制聚焦的透镜。流体聚焦技术(例如)描述于 Philips 人员的 WO 2003/069380 中且实质上这种技术允许光或者其他射线或波通过具有特定折射率的流体填充腔的物理边界的改变而聚焦。这个过程被称作电润湿,由此通过在传导电极上施加电压而使腔内的流体移动,从而实现流体表面的移动。这种表面形貌的变化允许光折射以便改变行进路径从而导致在所希望部位的聚焦。在本发明中,流体聚焦透镜包括两种流体,在这两种流体之间具有界面。所述流体优选地被选择成使得界面反射由超声换能器所产生的大部分超声能。经由电润湿效果,可改变界面的形状或形貌并因此改变超声射线的分布,从而实现超声波的可变或可调整焦点。在例如医疗消融治疗中,由于希望消融的空间中边界明确的部位处的超声能的集中,在空间中对超声焦点的控制是至关重要的。高超声能集中将损害在所有其他部位的组织并因此在治疗期间必须对聚焦进行完善控制。

[0014] ‘界面’被理解为第一流体与第二流体之间的界限,其可为第一流体与第二流体直接接触,或者界面可包括分开第一流体与第二流体的合适隔膜。

[0015] 根据第一方面的超声组件有利于例如超声治疗系统,诸如用于在肺静脉(的附近)上执行超声治疗以便治疗心房颤动。由于可调整的流体界面形状,可在两个垂直方向上调整超声焦点,且因此提供可三维(3D)控制的超声聚焦。例如,这可通过具有旋转对称聚焦透镜的实施例而成为可能,其中可控制流体界面使得可在径向(即,垂直于导管轴延伸部的方向)以及在竖直方向(即,沿着导管延伸部的方向)的两个方向上控制超声焦点。通过对超声焦点进行这样的控制,能对超声治疗进行全面控制,且能在距超声组件外表面相当远距离处调整焦点。由此可能使用一种大小的超声组件来处理不同大小的肺静脉,或者一般而言用于不同大小管道的处理,从而消除了对适合于特定患者的大范围组件大小的需要。

[0016] 另外,由于控制流体聚焦透镜几何形状所需的电控制电路相当简单,控制可被设

计成仅涉及低电压,例如,10V 的量级,诸如 50 至 80V。因此,能在超声治疗系统中使用该组件,可利用低成本部件来实施该超声治疗系统。另外,由于精确的 3D 焦点控制,该组件允许较短的超声治疗周期,从而提供增加的患者舒适度以及以可用的相同医疗服务人员提供更高的患者处理量。在心房颤动治疗中,该组件也允许对超声能沉积的聚焦位置和场深度进行调整以改进传导通路的改变。

[0017] 另外,超声组件有利于医疗应用,因为其可利用对人体无毒的第一流体和第二流体来实施,且因此在某些流体当引入于人体中时意外泄露的情况下并不造成严重危害。例如,全氟化碳和水可用作流体透镜的流体,因为这些流体可满足技术要求和安全要求这两者。

[0018] 根据本发明的超声组件有利于所有微创(例如,基于导管)高强度聚焦超声应用,诸如用于心房颤动治疗;可能用于静脉内或动脉内凝块溶解;可能用于血小板破坏或退火(annealing)。某些实施例也可用于尿道内前列腺消融。

[0019] 在优选实施例中,该组件具有基本上旋转对称形状,其中超声换能器置于中心。这样的实施例使得超声聚焦能够发生在围绕组件中心的圈环中,从而使得该组件适用于治疗通常具有基本上圆形截面的静脉。仍可利用仅具有一组电极的简单流体聚焦透镜获得圈环形状的焦点,且因此这样的实施例的电控制较为简单。

[0020] 在一个实施例中,该界面具有基本上球形的形状,或者至少该界面具有球形部分,且其中第一电极和第二电极被布置成允许对界面曲率进行调整。

[0021] 超声换能器可被布置成以径向模式产生超声波,从而能例如利用超声组件的一个位置来治疗肺静脉的整个圆周。特别地,流体聚焦透镜的第一流体具有绕轴旋转对称的形状,其中超声换能器定位于该轴上与第一流体接触,且其中可调整到第二流体的界面的曲率,以便允许聚焦的超声束呈绕轴为中心的基本上圈环。特别地,第一流体提供弯月面形状,其中该界面具有可调整的球形形状。‘弯月面形状’被理解为具有一个凸侧和一个凹侧的主体(boby),其中两侧的曲率相同。应了解弯月面形状仅表示为一实例。替代形状可为具有两个主外表面的主体,这两个主外表面为基本上平坦的表面和基本上椭圆体表面等。特别地,该形状可为销形(pinned)弯月面形状,即其中凹表面的至少部分被基本上平坦或线性表面替代的弯月面形状。

[0022] 在优选实施例中,超声换能器被布置成与第一流体连接且其中第一流体提供声窗口,超声波可在声窗口离开超声组件。该组件还可包括隔膜,隔膜被布置成至少覆盖第一流体的声窗口,该隔膜由允许超声波透射的材料制成,优选地对超声波具有尽可能小的吸收。因此,这样的材料应具有接近组件周围介质(例如,血液)的声阻抗或者具有为所用超声信号波长一半的厚度。

[0023] 可选择第一流体和第二流体使得它们是不可混溶的,且其中第一流体与第二流体在界面处直接接触。但是,第一流体与第二流体之间的界面也可包括柔性隔膜。特别地,这样的隔膜可由以下材料之一制成:聚酯薄膜(Mylar)、Santoprene、甲基戊烯共聚物以及天然橡胶。隔膜优选地是不可渗透的且呈现出在 0.5-5MRayl 范围、更优选地在 1-2MRayl 范围中的声阻抗。

[0024] 在一类实施例中,该组件包括多个流体聚焦透镜隔间,每个流体聚焦透镜隔间包括由界面分开的相应的第一流体与第二流体,且其中至少两个电极被布置成允许对界面进

行单独的形状调整。这类实施例允许对焦点进行角度控制。特别地,这多个流体聚焦透镜隔间可被调整成允许聚焦的超声束呈中心远离轴的圈环。在这类实施例的某些实施例中,这多个流体聚焦透镜隔间被布置在一起以形成具有绕轴旋转对称形状的主体。这多个聚焦透镜隔间全都可具有相同形状,或者它们可具有不同的形状。应了解取决于所希望的焦点形状,多个流体聚焦透镜隔间的许多不同配置是可能的。流体聚焦透镜隔间的数目可为 2、3、4、5、6、7、8、9、10 或在希望复杂焦点形状的情况下甚至更多。

[0025] 第一流体优选地具有低声阻抗,诸如水或油。如所提到的那样,第二流体优选地用于提供到第一流体的界面,这种界面造成充分的超声反射。因此,第二流体可为诸如空气、汞或镓-铟合金。

[0026] 第一流体与第二流体之一可被选择成基本上非导电流体,而第一流体与第二流体中的另一个是导电流体。

[0027] 超声换能器可被布置成产生允许对人组织进行消融或凝固性坏死治疗的超声功率。但是,对于其他应用,超声换能器可提供高于或低于适合于高温治疗的功率的超声功率。

[0028] 在第二方面,本发明提供超声消融装置,其包括被布置成附连到根据第一方面的超声组件的导管。超声组件可安装固定到该导管,或者超声组件可以是可拆卸的且借助于电连接器电连接到导管中的电导体,该电连接器允许通过导管电连接到换能器与(一个或多个)流体聚焦透镜。

[0029] 特别地,该装置的大小有利地适合于紧靠肺静脉内所希望的部位而插入。

[0030] 在第三方面,本发明提供一种超声消融系统,其包括根据第二方面的超声消融装置,和电连接到超声组件的第一电极和第二电极的聚焦控制单元。

[0031] 应了解针对第一方面所述的实施例和优点同样适用于第二方面和第三方面。另外,应了解这些方面可以任何方式组合。

附图说明

[0032] 现将参看附图仅以举例说明的方式描述本发明的实施例,在附图中:

[0033] 图 1 示出安装于导管中的超声组件实施例,

[0034] 图 2 示出超声组件实施例的顶视图和侧视图,

[0035] 图 3 示出通过改变流体界面曲率进行焦点调整,

[0036] 图 4 示出流体透镜的替代形状,

[0037] 图 5 示出流体透镜的另一替代形状,

[0038] 图 6 示出静脉中组件的偏心位置,其中仍希望轴向对称焦点,

[0039] 图 7 示出其中流体透镜包括六个可单独控制的流体透镜隔间的实施例的顶视图和侧视图,可单独控制的流体透镜隔间实现了依赖角度的焦点;以及

[0040] 图 8 示出超声消融系统,其包括具有根据本发明的超声组件的装置。

具体实施方式

[0041] 图 1 和图 2 示出相当简单的超声组件实施例的基本部分,该超声组件实施例诸如用于医疗,例如用于插入到人肺静脉内。图 1 示出侧视图,而图 2 示出从导管 C 侧观察的顶

视图（左边）并示出图示电压源 VS 的侧视图，在此实施例中，电压源 VS 被连接以控制单个流体聚焦透镜。

[0042] 在图 1 中，超声组件实施例安装于导管 C 上诸如用于医疗。到换能器的电连接和用于控制流体聚焦透镜的（一个或多个）控制信号可经由导管 C 内的电线从外部施加。在所示实施例中，由第一流体 F1 与第二流体 F2 形成的流体聚焦透镜具有绕由导管 C 的延伸部形成的轴旋转对称的形状，在第一流体 F1 与第二流体 F2 之间布置有界面 I。从图 2，左边的简图中看出为圆形顶视截面图，其中换能器 T 在流体聚焦透镜的中心。换能器 T 被定位成与第一流体 F1 接触且由换能器 T 产生的超声波因此透射通过第一流体 F1 且在第一流体 F1 与第二流体 F2 之间的界面 I 处充分地反射。图 1 示出包围至少 F2 的组件外壳 AH。

[0043] 界面 I 具有基本上球形的形状，而超声波在此处离开组件的声窗口 AW 形成垂直于导管 C 所形成的轴的基本上平面表面。换能器 T 圆柱形对称且以垂直于流体聚焦透镜的对称轴的方式产生例如在 1-40MHz 频率范围的超声射线。由于换能器与界面 I 轴向对称，超声射线在所有传播方向上遇到相同曲率。如图所示，从换能器 T 产生的平行超声射线 R 通过 F1 而辐射，在界面 I 处反射且作为不平行的射线束 R 离开该组件，不平行的射线束 R 在焦点 FP 相交。由于旋转对称，三维焦点将形成与换能器圆形对称的圈环。由于界面 I 的可调整的形状，可调整这个焦点圈环的半径且也可调整圈环相对于该组件的位置。一般而言，可在沿着由导管 C 限定的轴的方向 D-e（也可被称作“竖直”的方向）以及在垂直于由导管 C 限定的轴的方向 D-r（即，由于旋转对称形状，在也可被称作“径向”的方向）上调整焦点 FP。

[0044] 界面 I 可包括薄隔膜以分开第一流体 F1 和第二流体 F2，或者这两种流体 F1、F2 可由于表面张力而分开，例如，由于流体之一为极性的而另一流体为非极性的。

[0045] 在图 2 中右边，电压源 VS 经由第一电极和第二电极（未明确地图示）向流体聚焦透镜施加 DC 电压以便利用所谓的电润湿效应来随着所施加的电压调整界面 I 的形状，或者更具体而言，调整界面 I 的曲率，其中第一电极和第二电极定位成与流体聚焦透镜连接。在一个实施例中，第一流体 F1 是不导电的，而第二流体 F2 是导电的。第一电极与导电的第二流体 F2 直接接触，而例如圆柱形的第二电极与薄层电绝缘。关于流体聚焦透镜的进一步的一般信息，参考 Kuiper 和 Hendriks 的 Appl. Phys. Lett.，第 85 卷，第 1128 页，2004。

[0046] 在预期用于医疗的实施例中，第一流体 F1 是水或油，即具有 1.5MRayl 的与人组织匹配的声阻抗的流体。第二流体 F2 可从下表选择，其中将考虑诸如反射系数（关于 1.5MRayl 的界面）、处理容易性、生物兼容性等特性。

[0047]

材料	密度 (g/cm ³)	声速 (m/s)	阻抗 (MRayl)	反射系数 (%)
空气	.001	300	.0003	99.9
汞	13.5	1450	19.6	73.5
Ga-In 合金	6.4	2750	17.6	71

[0048] 最大化阻抗失配显然得到最佳反射系数。汞具有已知的细胞中毒作用；但存在

具有最小毒性作用的高阻抗材料,诸如 Ga-In 合金,参看,例如, [Culjat 等人 :Acoustics Research Letters Online, Evaluation of gallium-indium alloy as an acoustic couplant for high-impedance, high-frequency applications, 2005 年 6 月 10 日在线公布]。

[0049] 图 3 用于说明在类似于图 1 实施例的超声组件实施例上,通过如图 2 所示施加电压造成的第一流体 F1 与第二流体 F2 之间的界面改变。在流体聚焦透镜的一个状态中,例如,在施加第一电压的情况下,该界面具有第一形状 I-1,导致由换能器 T 产生的超声波被反射并在第一焦点 f-1 相交。一旦施加了第二电压,例如,在不施加电压的流体聚焦透镜的“松弛状态”中,界面具有第二形状 I-2,导致相对于径向以及垂直方向不同于 f-1 的第二焦点 f-2。

[0050] 图 4 示出替代的超声组件,其具有基本上旋转对称的流体聚焦透镜但具有与图 1 至图 3 所示的截面不同的截面。在图 4 中,看出第一流体 F1 与第二流体 F2 提供至少一部分为基本上球形的界面,类似于图 1 至图 3 的实施例,而在底部,在第一流体的边界中存在锥形切口,使得该界面具有可表示为弯月面形状的形状。因此,该界面是轴向对称但非球形方式的弯月面形状。在此情况下,透镜曲率可在弯曲与平坦之间变化,这可允许出现更大范围的焦点。电极 E1 和 E2 被布置成调整第一流体 F1 与第二流体 F2 之间的界面形状使得第一电极 E1 定位于球形部分中的流体聚焦透镜上部中,而第二电极 E2 定位于流体聚焦透镜的非球形部分的下部中。

[0051] 图 5 示出流体聚焦透镜的又一实施例,该流体聚焦透镜具有可表示为销形弯月面的形状。销形弯月面被附连到固定点(即钉扎点(pinning point)PP)且然后可改变曲率半径而无需其从该钉扎点 PP 移动。利用销形弯月面,第一流体 F1 与第二流体 F2 之间的界面形成基本上线性或平坦的部分,其中发生超声射线的反射。被布置成调整界面形状的一个或多个电极 E 定位于销形弯月面的下部。在图 5 所示的实施例中,流体透镜不是旋转对称的。但应了解具有基本上线性或平坦部分(其中发生超声射线的反射)的销形弯月面形状可形成为旋转对称的。

[0052] 旋转对称实施例适合于具有通常基本上圆形截面的静脉中的消融应用。

[0053] 但图 6 示出使用超声组件来治疗圆形静脉的问题,在超声组件的大小显著小于其所插入的静脉大小的情况下,这种超声组件可仅提供形成绕其导管轴为中心的基本上圈环的焦点。在左边示出在肺静脉 PV 中的中心的超声组件的截面图,其中组件的导管 C 在肺静脉 PV 的中心。以虚线示出所希望的焦点 DF,而以另一虚线示出恒定半径焦点 CRF。在旋转对称超声组件放置于肺静脉中心的情况下,该组件将产生具有可调整的恒定半径焦点的超声波,且因此能调整焦点以与所希望的焦点 DF 匹配。

[0054] 在图 6 右边的简图中,旋转对称组件偏离肺静脉中心定位。因此,所希望的焦点的形状是圆形的,但为相对于静脉中心的圆形,且因此相对于组件中心移位。因此,在这种情形下不能调整如图 1 至图 4 所示的旋转对称组件以符合所希望的焦点 DF。由于具有覆盖宽泛静脉大小范围的一种大小的组件是有利的,可能发生图 6 右边描绘的情境。

[0055] 图 7 示出一类能提供非旋转对称焦点的超声组件实施例,且因此这样的实施例能解决图 6 中所示的问题。在图 7 的左边,示出组件的顶视图。在顶视图中,整体组件形状基本上为圆形,但其包括第一流体 F1 的多个分开的隔间 S1 至 S6,且换能器置于中心。在图 7

的右边看到一个这样的隔间的截面图,其具有第一流体 F1 和第二流体 F2 和它们之间的可调整的界面 I 以及声窗口 AW,超声射线在声窗口 AW 离开隔间。应了解超声反射界面 I 可被成形为不同于所描绘的基本上平坦或线性界面 I 的形状,诸如还关于上文的实施例描述的形状。唯一的要求是必须可调整界面 I 的形状从而可获得所希望的焦点范围调整。

[0056] 图 7 的实施例的基本功能类似于针对图 1 至图 5 所述的实施例的基本功能,除了每个隔间 S1 至 S6 分开地形成可调整的流体聚焦透镜。因此,利用分开定位的电极和分开的控制电压,能对所有隔间 S1 至 S6 的超声聚焦行为提供适当控制以便提供所希望的角度焦点形状,无论其为旋转对称形状还是非旋转对称形状。

[0057] 图 7 的实施例对换能器 T 所产生的超声射线提供角度分割,且射线的这些分开的角度部分然后可由相应可单独调整的透镜或透镜隔间 S1 至 S6 进行单独聚焦。由此可获得所希望的角度聚焦模式。

[0058] 因此,尽管图 7 所示的该类实施例关于机械构造以及电控制而言更加复杂,但这些实施例在使用中较为灵活且它们适合于一种大小的制造且仍能治疗所有大小的静脉。

[0059] 图 8 描绘了超声消融系统的基本部分,其包括经由电线连接到包括超声组件 UA 的超声装置 D 的聚焦控制单元 FCU,诸如上文所述,超声组件 UA 安装于导管上。聚焦控制单元 FCU 包括基于用户输入产生到装置 D 的电控制信号 CS 以便施加电压来控制超声组件 UA 中的该一个或多个流体聚焦透镜的电子部件。聚焦控制单元将用户输入转换成适当控制信号 CS 以利用超声组件 UA 中的一个或多个流体聚焦透镜的特定配置生成所希望的超声聚焦模式。用户可选择一组预定的聚焦模式中的一个聚焦模式,或者用户可调整旋钮、跟踪球、操纵杆等来在治疗期间影响聚焦模式。另外,聚焦控制单元 FCU 向超声组件 UA 中的超声换能器产生电超声信号 US,因此可由用户在治疗期间调整超声功率或强度。控制电子器件优选地被设计成接收外部信号以停下来对治疗介入进行调整。这种调整可包括对功率、频率(对于空间控制)或声压场振幅的控制。可响应于对治疗的实时监控或者根据先前设计的治疗计划产生外部信号。

[0060] 陈述所公开实施例的某些具体细节是出于解释目的而非限制目的,以便提供对本发明清楚和透彻的理解。但本领域技术人员应了解,在不显著偏离本公开内容的精神和范畴的情况下,可以以不严格符合本文所述细节的其他实施例来实践本发明。此外,在本文中,且出于简要和清楚目的,省略了对公知装置、电路和方法的详细描述以避免不必要的细节和可能的混淆。

[0061] 总之:本发明提供一种适合于附连到导管例如用于医疗的超声组件。该超声组件包括可调整的超声聚焦机构,该可调整的超声聚焦机构被布置成与超声换能器连接以调整由换能器产生的超声波的焦点。该超声聚焦机构包括流体聚焦透镜,流体聚焦透镜具有由界面分开的至少两种流体使得超声波在该界面处充分地反射。至少两个电极被布置成与流体聚焦透镜连接以便在向电极施加电压时允许对界面形状(例如,界面曲率)进行调整。在优选实施例中,电极被布置成允许在垂直方向和在径向对流体聚焦透镜进行调整。在换能器定位于流体聚焦透镜中心的旋转对称几何形状的简单实施例中,超声波可聚焦成圈环。这例如适合于人组织的消融或凝固性坏死治疗,例如用于心房颤动治疗。在某些实施例中,该组件具有许多分开的可单独调整的流体聚焦透镜隔间,允许对超声聚焦模式进行更具体的控制。

[0062] 在权利要求书中包括附图标记,但包括附图标记只是出于清楚的原因且不应被认为限制权利要求书的范畴。

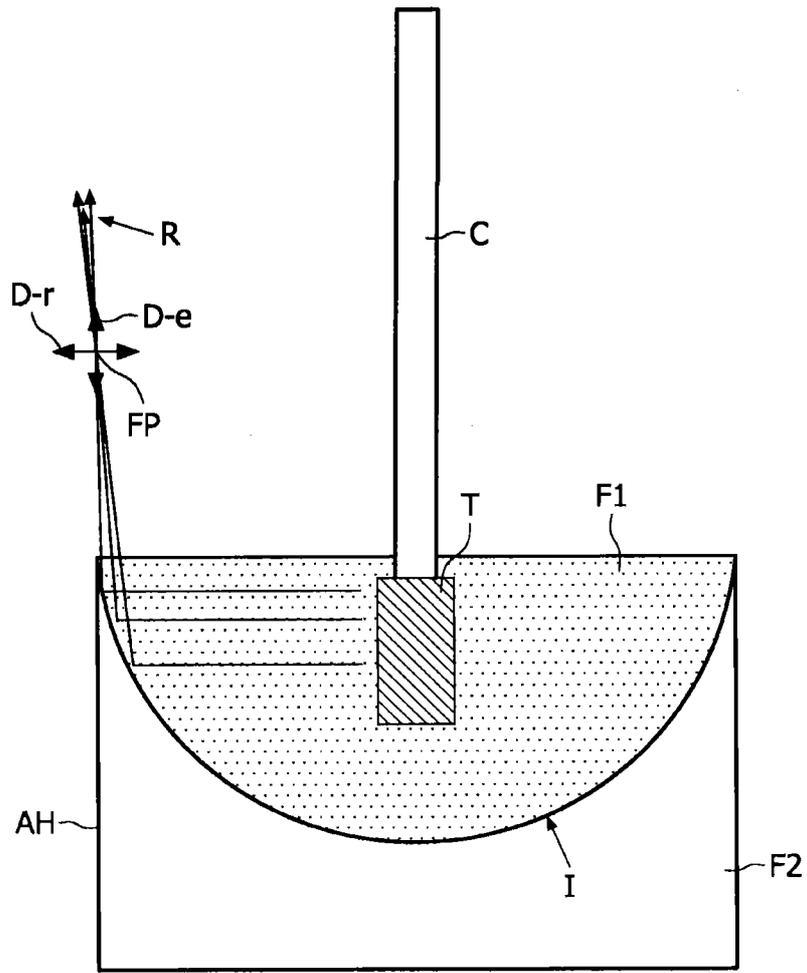


图 1

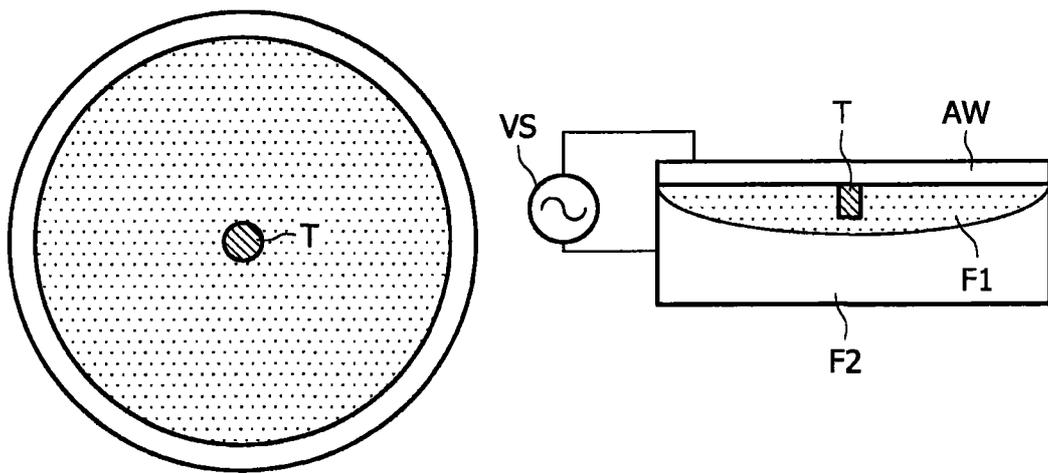


图 2

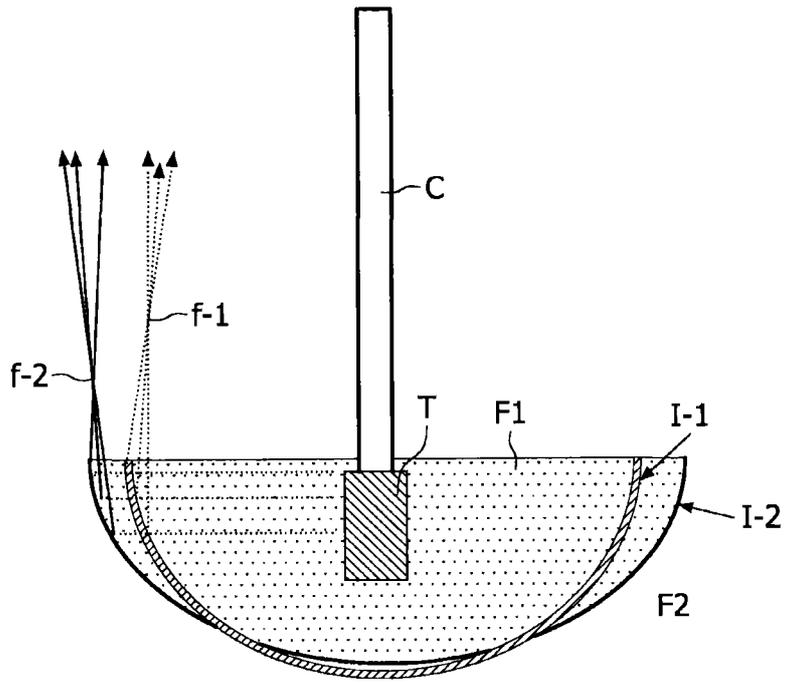


图 3

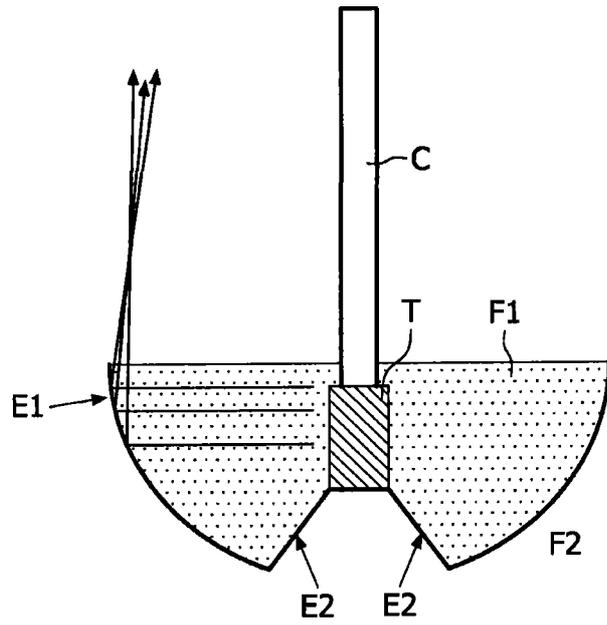


图 4

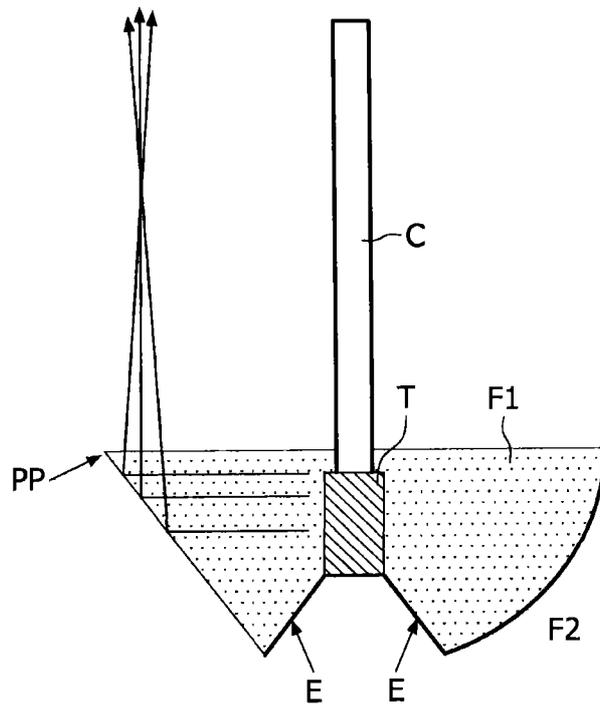


图 5

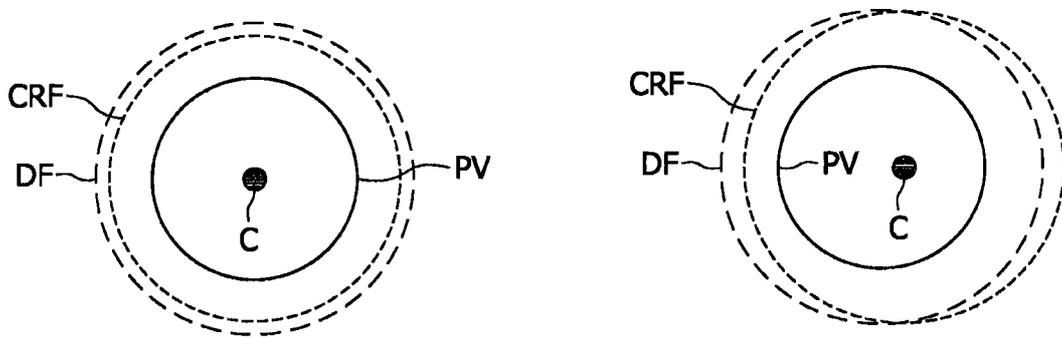


图 6

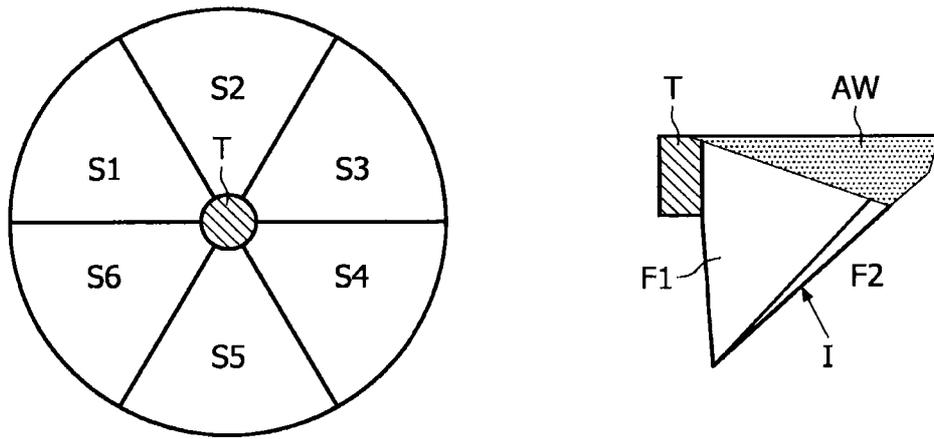


图 7

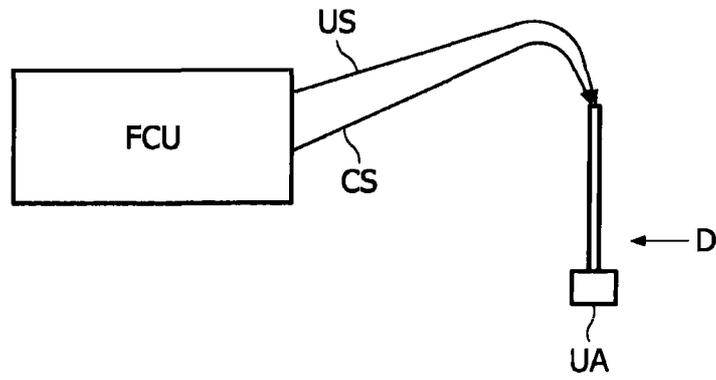


图 8

专利名称(译)	具有可调整的流体透镜的超声组件		
公开(公告)号	CN101686830B	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN200880024237.6	申请日	2008-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	CS哈尔 AT弗南德茨 JF休弗		
发明人	C·S·哈尔 A·T·弗南德茨 J·F·休弗		
IPC分类号	A61B17/02		
CPC分类号	A61N2007/0056 A61N7/022 A61B2017/00243 G10K11/30		
代理人(译)	龚海军		
审查员(译)	陈萌		
优先权	60/949030 2007-07-11 US		
其他公开文献	CN101686830A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种适合于附连到导管例如用于医疗的超声组件。该超声组件包括可调整的超声聚焦机构，可调整的超声聚焦机构被布置成与超声换能器连接以调整由换能器产生的超声波的焦点。该超声聚焦机构包括流体聚焦透镜，其具有由界面分开的至少两种流体使得超声波在该界面处充分地反射。至少两个电极被布置成与流体聚焦透镜连接以在向电极施加电压时允许对界面形状例如界面曲率进行调整。在优选实施例中，电极被布置成允许在竖直方向以及径向对流体聚焦透镜进行调整。在换能器定位于流体聚焦透镜中心的旋转对称几何形状的简单实施例中，超声波能聚焦成圈环。这例如适合于人组织的消融或凝固性坏死治疗，例如，用于心房颤动治疗。在某些实施例中，该组件具有许多个分开的可单独调整的流体聚焦透镜隔间，允许对超声聚焦模式进行更具体的控制。

