



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104883983 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201380064724. 6

代理人 程伟 王锦阳

(22) 申请日 2013. 10. 11

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

61/713, 186 2012. 10. 12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/064618 2013. 10. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/059321 EN 2014. 04. 17

(71) 申请人 玛芬股份有限公司

地址 美国印第安纳州

(72) 发明人 Y·周 N·E·菲诺特

P·S·麦金尼斯

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限

公司 11314

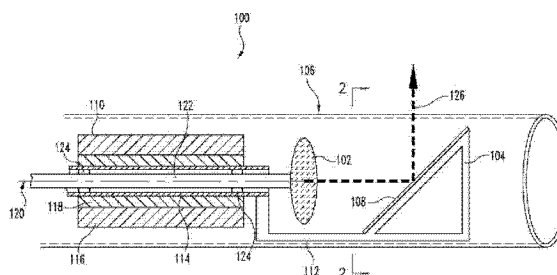
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

具有微小型电机的机械扫描超声换能器

(57) 摘要

一种用于与包括超声控制和 / 或成像系统的超声过程一起使用的系统,所述超声控制和 / 或成像系统具有微小型电机、可旋转反射器和固定的超声换能器。换能器可以设置在电机和反射器之间,从而消除在超声信号的路径中的对线或其他产生伪像的物件进行设置的需要。在特定的实施方案中,这样的系统可以并入或改装为商业上标准的诊断和治疗导管或其他壳体。可以在多个超声过程中使用示例,例如,执行血管内超声 (IVUS) 成像。



1. 一种用于与超声过程一起使用的系统,其包括:
 - 换能器,其连接至用于将所述换能器保持在一定位置的支撑件,所述换能器适合于发送和 / 或接收基本沿着轴线的超声信号;
 - 电机,其连接至轴并且配置为绕轴线旋转;
 - 反射器,其连接至所述轴,所述反射器位于从所述换能器发送的超声信号的路径中,其中将所述反射器定向为以不平行于轴线的方向反射超声信号;以及
 - 其中,将所述轴和所述支撑件同心地定位,并且将所述支撑件的至少一部分相对于所述电机同心向内地定位,从而使所述轴相对于所述支撑件绕轴线是能够旋转的。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括包围所述换能器和所述反射器的壳体,其中所述支撑件相对于所述壳体固定在固定的位置。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括至少一个连接至所述换能器的电气线,其中所述反射器相对于所述换能器的轴线是有角度的,从而使来自所述反射器的反射方向不平行于轴线,其中线不穿过反射方向。
4. 根据权利要求 3 所述的系统,其中所述反射器相对于轴线形成为 10 度和 84 度之间的角度。
5. 权利要求 1 所述的系统,进一步包括微小型电机,其旋转地连接至所述轴。
6. 根据权利要求 5 所述的系统,其中所述微小型电机为压电电机。
7. 根据权利要求 5 所述的系统,其中所述微小型电机为电磁电机。
8. 根据权利要求 5 所述的系统,其中所述微小型电机、所述反射器和所述换能器配置为设置在医疗装置中,配置为体内使用。
9. 根据权利要求 8 所述的系统,进一步包括连接至所述换能器的一个或多个电气线以及连接至所述微小型电机的一个或多个电气线。
10. 根据权利要求 9 所述的系统,其中至少一个电气线封装在所述支撑件内。
11. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括壳体,所述壳体容纳所述反射器和所述换能器,所述壳体具有应用端部,其中所述反射器设置在所述应用端部和所述换能器之间。
12. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述换能器为单一元件换能器。
13. 根据权利要求 1 所述的系统,尺寸和配置用于血管内使用。
14. 一种体内超声系统,包括:
 - 换能器,其连接至支撑件;
 - 反射器,其将来自超声元件的信号反射和 / 或将信号反射至超声元件,其中所述反射器连接至轴;以及
 - 微小型电机,其连接至所述轴并且配置为使所述轴旋转;
 - 其中,所述微小型电机、所述反射器以及所述换能器配置为设置在医疗装置中,所述医疗装置具有应用端部,并且适用于体内医疗使用,其中所述反射器比所述换能器更接近所述应用端部。
15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中所述微小型电机为压电电机,其具有的尺寸大约为 0.3mm 至 4mm。
16. 根据权利要求 14 所述的系统,其中所述微小型电机为电磁电机,其具有的尺寸大约为 0.3mm 至 4mm。

17. 根据权利要求 14 所述的系统,其中同心地设置所述轴和所述支撑件,其中所述轴相对于所述支撑件绕轴线是能够旋转的。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,进一步包括壳体,其中所述支撑件相对于所述壳体固定在固定的位置。

19. 根据权利要求 14 所述的系统,其中所述支撑件的至少一部分相对于所述微型电机向内同心地定位。

20. 根据权利要求 14 所述的系统,其中所述换能器为单一元件换能器。

21. 根据权利要求 14 所述的系统,进一步包括连接至所述换能器的一个或多个电气线以及连接至所述微型电机的一个或多个电气线。

22. 根据权利要求 21 所述的系统,其中至少一个电气线封装在所述支撑件内。

23. 根据权利要求 21 所述的系统,其中所述轴绕与所述支撑件同轴的轴线是能够旋转的,其中所述反射器产生近似垂直于轴线的检视角度,其中在所述反射器的每个角位置处,所述检视角度不穿过任何电导体。

具有微小型电机的机械扫描超声换能器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2012 年 10 月 12 日提交的美国临时申请第 61/713,186 号的权益,其通过引用而并入本文。

背景技术

[0003] 血管内超声 (IVUS) 允许使用超声技术,以从身体的一部分内收集图像。近年中,IVUS 技术已经为医师提供了获取重要诊断信息的能力,这对于传统的 x 射线技术或其他超声技术来说是不可实现的,从而增加了诊断和治疗的有效性。例如,IVUS 可以帮助确定血小板体积和动脉管腔内的狭窄程度。通过血管造影成像和外部超声成像通常难以获得这些信息,特别是在具有多重重叠的动脉段区域。

[0004] 一种类型的超声换能器包括固定的超声阵列,其由于在阵列中的超声的特别定位而可以对体组织的完整切片成像。其他构造包括单一的旋转超声元件,其通过在成像期间机械地旋转超声元件而获得成像数据。在此情况下,通过超声元件在变化的旋转位置处发送顺序的超声脉冲而获得体组织的横截面图像。相比于阵列设计,单一元件旋转设计的优点包括较小尺寸、较好的成像质量、可能更高的中心频率、更低的超声成像操纵台成本以及更少的环晕伪像(死区)。

[0005] 单一元件设计还可以包括某些缺点,例如,不均匀旋转失真(NURD)。在包括单一元件设计的成像过程中,超声元件通常地随扭矩式电缆旋转。在超声元件的均匀旋转速率的预期情况下,以相等间隔时间顺序的方式发送超声脉冲。每个反射的超声脉冲表示横截面图像的一部分。基于数据点表示来自相等间隔的脉冲的图像假设,图像处理器对数据进行收集。然而,当将扭矩式电缆用作驱动装置时,难以达到超声元件的均匀旋转速率。超声元件可以为距离扭矩式电缆的驱动端部一至两米。扭矩式电缆必须跟随沿血管路径的所有弯曲,以到达待成像的区域,并且从把手端部至应用或操作端部可以在扭矩式电缆的旋转中存在滞后(在传输中的延迟),这会导致即使当旋转源以均匀速率旋转时,超声元件以不均匀速率旋转。不均匀速率导致作为结果的图像失真。

[0006] 其他问题存在于当前的设计中。通常地,IVUS 元件安装至专用的导管。IVUS 导管通常将相同的实体管腔共享为其他治疗管腔,而难以让医师在进行具有其他血管内过程(诸如,例如,部署支撑件或移植或执行活组织检查)的单一过程的同时执行 IVUS 成像监测,或在具有其他血管内过程的单一过程期间执行 IVUS 成像监测。

[0007] 建立单一元件 IVUS 成像系统而没有扭矩式电缆的尝试出现了进一步的问题。当前商业化的设计使用昂贵的旋转变压器,以将来自操纵台的固定电气线连接至旋转超声换能器。然而,旋转变压器是机械扫描 IVUS 导管的最昂贵的部件之一。替代性设计将旋转变压器设置在反射器的操纵台(控制)侧上。然而,相比于旋转变压器的成本,联接机械移动和电信号的同轴连接器的成本进一步增加了整体的成本。

[0008] 因此,需要这样的超声发送设计:其可以集成至一般的导管或其他用于在患者体内使用的装置,成本划算,并且产生的图像不受 NURD 伪像影响。

发明内容

[0009] 在本发明的各个方案,公开了存在用于与包括超声控制或成像系统的超声过程一起使用的系统的实施方案,其具有微小型电机、可旋转的反射器和固定的超声换能器,其可安装至或并入体内医疗装置,例如,商业上标准的诊断和治疗导管,并且在特定的示例中,可以执行二维(2D)IVUS 成像。

[0010] 在特定的实施方案中,系统为独立的装置,其配置为可适用于现有医疗装置(例如,导管和其他装置),其在体内使用(例如,血管内的、经由皮肤的或皮下的、或通过注入身体的孔的)。反射器设置在相对于换能器的应用侧上,并且连接至微小型电机的旋转轴。换能器连接至支撑件,相对于电机的轴同心地设置所述支撑件。微小型电机的壳体连接至系统的壳体。超声元件的支撑件还连接至系统的壳体。以此方法,在换能器相对于壳体保持固定的同时,反射器可以绕轴线旋转。

[0011] 系统可以生成体组织的部分的二维切片、锥形片或环形部段形状的图像。通过使用单一元件超声换能器而获得图像,所述单一元件超声换能器沿着超声换能器的轴向方向发送超声信号。反射器在与超声换能器轴向方向不平行的方向上反射超声信号,并且在特定的实施方案中,在垂直于超声换能器轴向方向上反射超声信号。随着反射器旋转通过360度弧,生成体组织的部段的图像。

[0012] 超声元件的实施方案可以包括线,所述线配置为沿着支撑件行进或穿过支撑件行进。由于反射器位于超声元件的应用侧上并且连接超声元件的线朝向超声系统操纵台或系统的控制端部行进,因此成像平面没有将穿过成像平面并产生伪像或超声图像的阻挡的部分的任何线。

[0013] 在一些实施方案中,系统配置为可附接至现有医疗装置,诸如,例如,导管。系统可以放置在现有管腔内或可替换地可以外部地附接至医疗装置。连接超声元件和微小型电机的线可以为这样的路径:穿过专用的管腔(其可以外部地附接至医疗装置),或可替换地,其可以为这样的路径:在医疗装置内,例如,穿过管腔内的现有管腔。

[0014] 在特定的实施方案中,用于与超声过程一起使用的系统包括超声元件、换能器和反射器,所述超声元件连接至用于将换能器保持在一定位置的支撑件,所述换能器适合于发送和接收基本沿着轴线的超声信号,所述反射器连接至轴,将反射器放置成相对于超声元件以不平行于轴线的方向将从换能器发送的超声波反射。同心地放置轴和支撑件,并且轴相对于支撑件绕轴线是可旋转的。可以设置包围换能器和反射器的壳体,并且支撑件相对于壳体固定在固定的位置。至少一个电气线可以连接至换能器,反射器相对于换能器的轴线是有角度的,从而使来自反射器的反射方向不平行于轴线,并且从而使线不穿过反射方向。特定实施方案具有反射器,所述反射器相对于轴线形成为10度和84度之间的角度。

[0015] 可旋转地连接至轴的微小型电机的示例包括压电电机或电磁电机。用于换能器的支撑件的部件可以相对于电机同心向内地设置,并且电机、反射器和换能器配置成位于医疗装置中,并且配置为体内使用(例如,尺寸和配置用于血管内使用)。在特定的实施方案中提供了连接至换能器的一个或更多电气线以及连接至微小型电机的一个或更多电气线,例如,其中,至少一个电气线封装在支撑件内。可以设置容纳反射器和换能器的壳体,并且壳体具有应用端部,其中反射器设置应用端部和换能器之间。换能器的示例为单一元件

换能器。

[0016] 在另外的示例中,体内超声系统包括换能器、反射器和微小型电机;所述换能器连接至支撑件;所述反射器位于超声元件的应用侧上,以反射来自超声元件的信号,所述反射器连接至轴;所述微小型电机连接至轴并配置为使轴旋转。电机、反射器以及换能器配置为位于医疗装置中,所述医疗装置具有应用端部,并且适用于体内医疗使用,并且其中所述反射器比所述换能器更接近所述应用端部。电机可以为压电电机或电磁电机,如上所述,并且具有大约为 0.3mm 至 4mm 的尺寸。轴和支撑件可以同心地设置,并且轴相对于支撑件绕轴线是可旋转的。可以设置壳体从而使支撑件相对于壳体固定在固定的位置。特定的实施方案包括支撑件,和 / 或单一元件换能器的使用,所述支撑件相对于电机而向内同心地放置。一个或更多的电气线可以连接至换能器并且一个或更多的电气线可以连接至电机,例如,至少一个电气线封装在支撑件内。在一些实施方案中,轴绕轴线是可旋转的,所述轴线与支撑件同轴,并且反射器产生近似垂直于轴线的检视角度,并且在反射器的每个角位置处,检视角度不穿过任何电导体。

[0017] 超声系统的实施方案可以具有电机、固定的换能器和镜;所述电机具有驱动轴;所述固定的换能器与电机同轴地设置,并且配置为发送和接收超声信号;所述镜放置成反射换能器和透声窗之间的超声信号,并且可运行地设置为响应于驱动轴而旋转。透声窗没有任何回声不透明构件(即,具有声学阻抗的构件,使得遇到它们的全部或相当大的部分的超声将被反射)。

[0018] 本文描述的系统可以与现有超声成像装备和过程一起使用。例如,系统可以与超声成像系统一起使用,所述超声成像系统包括具有用于医师的用户界面和控制的操纵台部分,以及用于显示超声图像的显示器。操纵台部分可以连接至市场上出售的超声探头或导管,其具有配置为用于体内过程的兼容的导出线或其他医疗装置。本文描述的系统可以附接至导管或其他医疗装置,使得与其他过程同时执行超声过程,或与其他过程顺序地执行超声过程。因此,本文描述的系统将允许医师改装具有超声系统的现有医疗装置(例如,导管或活组织检查针),从而可以随其他医疗过程(例如,部署支撑件或获得活检样本的移植、组织切除、在组织中开孔或封闭孔、切除、烧灼、取石、给药、细胞传递(cell delivery)、过滤器传递(filter delivery)、激光(lasing)、抽吸术、装置部署或移除、组织的刺激、洗胃、放液治疗、穿刺术、例如气胸、PCI 或血栓溶解的治疗条件,以及其他医疗过程)同时执行超声过程。

[0019] 另外本公开的形式、目标、特征、方面、权益、优点和实施方案将从本文提供的具体说明和附图中变得更加清晰。

附图说明

[0020] 图 1 为 IVUS 成像系统的局部横截面说明性视图。

[0021] 图 2 为沿着图 1 中的线 2-2 呈现的图 1 的 IVUS 成像系统的局部横截面说明性视图。

具体实施方式

[0022] 为了促进理解本公开原理的目的,将参照示于附图中的实施方案,并使用特定的

语言描述该实施方案。然而应了解这并不旨在限制权利要求的范围。本公开相关领域的技术人员通常会想到所描述的实施方案中的任何改变和进一步的修改,以及本文所述的本公开的原理的任何进一步的应用。

[0023] 图 1 是用于体内超声过程中的装置或系统 100 的示意图。这样的装置可以在应用中进行诊断或治疗(包括介入性),并且包括经由皮肤地、皮下地或腔内地插入患者。这样装置的示例包括设计用于血管内超声(IVUS)成像或深静脉血栓形成(DVT)的治疗的实施方案。

[0024] 装置 100 可以与包括连接至装置 100 的超声操纵台的超声控制或分析(例如,成像)系统一起使用。超声操纵台一般包括在超声过程期间通过医师进行控制,并且在为成像系统的情况下,可以包括图形显示器(其显示在超声过程中获得的图形图像)。例如,超声操纵台可以为通常用于医疗超声成像的类型。装置 100 的实施方案可以用于身体的各个位置,例如,血管(例如,IVUS)、胃肠道、泌尿生殖通道(例如,尿道、输尿管、阴道、直肠)、喉咙、鼻、耳或通过例如经由经皮穿刺的人工开口。装置 100 配置为用于与其他医疗装置(例如,导管)结合,并且可以发送和接收超声信号,随后将表示超声信号的电信号(例如,RF 信号)传输至操纵台。操纵台配置为从这样的电信号中获取信息,并且将数据提供给用户(例如,通过在显示器上产生可视图像)。装置 100 在用作成像装置时配置为产生体组织的部段的图像,所述图像可以为二维切片、锥形片或从旋转对称的部段提取出的环形部段。

[0025] 装置 100 包括控制端部和应用端部,所述控制端部在使用期间最接近用户,所述应用端部在使用期间最接近患者。术语“控制”和“应用”贯穿本说明书用于描述在装置 100 的部件之间的相对位置。如显示的示例,如果示例性部件 A 描述为定位在示例性部件 B 的控制侧,则示例性部件 A 定位成比示例性部件 B 更接近装置 100 的控制端部。

[0026] 装置 100 显示的实施方案包括超声换能器 102 和反射器 104。换能器 102 和反射器 104 示意性地显示在附图中,定位在壳体 106 内。术语“换能器”应该理解为包括两个或更多的部件的组件以及单一配件。用于本文中的“换能器”应当进一步理解为包括这样的装置:传输超声(即,将电(RF)信号转换为超声)、接收超声(即,将超声转换为电(RF)信号)或两者兼备。如果提供多个换能器或配件,则可以在一个处进行超声的传输,在另一个处接收。

[0027] 本文描述的换能器可以具有一个或更多的压电元件作为各自的换能器,并且可以在体内或体外与其他换能器一起进行运行。如示例,本文使用的“换能器”包括旋转和枢转构件上的单一元件换能器、在旋转和枢转构件上的元件的一维阵列以及通常指向在旋转和枢转构件上的镜的固定单一元件换能器。在具体实施方案中的换能器 102 可以发送和接收在一定的频率范围内的超声信号或波,这通常地用于治疗、成像或其他医疗超声过程,诸如,例如,在 20KHz 至 100KHz 的范围内。

[0028] 反射器 104 配置为将来自元件 102 的超声信号反射或重新定向为新方向。反射器 104 可以由任意多种材料构成。反射器 104 包括反射表面 108。反射表面 108 优选地构成为光滑表面,从而使在发射期间发生的超声信号的任意散射最小化。在此示例中,反射表面为椭圆盘,如图 2 所示,当以一定角度偏离轴线 120 进行检视时,所述椭圆盘显示为圆形。椭圆设计可以将超声束的反射最大化(即,反射超声束的所有或基本部分)并且使来自换能器 102 的超声束的失真最小化,在成像应用中提供了改进的成像质量。反射表面 108 可以

组合至反射器 104 的框架 109。可选地,反射器 104 可以包括框架 109 的结构部分或底层部件,框架 109 包括有涂层的表面或包括反射表面 108 的分层的材料。例如,反射表面 108 可以包括应用于反射器 104 的框架 109 的金属或镜材料,从而生成反射表面 108。基于这种理解,由于在反射表面 108 和周围环境的声学阻抗之间的充分变化的声学阻抗,因此反射器 104 可以通常包括任意多种材料(例如,金属、陶瓷或聚合物)或提供足够反射特性的任意其他材料。

[0029] 在显示的实施方案中,将换能器 102 定向,从而使得其发送并接收通常沿着装置 100 的中心纵轴线 120 的超声信号。在此情况下,将反射器 104 布置为使得反射表面 108 与轴线 120 形成近似 45 度的角度。在此构造中,将通过反射表面 108 而对沿着轴线 120 的从超声元件 102 发送的超声波重新定向,所述反射表面 108 基本垂直于轴线 120,或沿着壳体 106 的半径。在其他实施方案中,反射表面 108 可以形成相对于轴线 120 的更大的角度,将波重新定向为更朝向应用侧方向或反射器 104 的前方,或者反射表面 108 可以形成相对于轴线 120 的更小的角度,将波重新定向在控制侧方向或在反射器 104 后方。特别地,已经确定的是,稍有前瞻性的实施方案可以优选地用于减小不需要的的影响,例如,其中反射表面形成与轴线 120 近似 42 度的角度。

[0030] 壳体 106 配置为容纳超声元件 102、反射器 104 和其他构成 IVUS 成像系统 100 的零件。壳体 106 为 IVUS 成像系统 100 的零件提供结构性支撑。壳体 106 在图 1 中显示为一般圆柱形。壳体 106 可以为用于 IVUS 成像系统 100 的独立结构,或其可以为额外医疗装置的部件。例如,壳体 106 可以为包括 IVUS 成像系统 100 的导管的一部分。壳体 106 是密封的,从而其保护 IVUS 成像系统 100 的零件不被不希望的物质(诸如,例如,血液)侵入。

[0031] 壳体 106 由相对无回波的材料构成,即,相比于工作环境,提供较小的声学阻抗的差异。例如,当在包含体组织和血液的血管内使用时,壳体 106 可以由结构上的刚性聚合物材料构成,例如,聚甲基戊烯(PMP)、聚乙烯(PE)或丙烯腈(ABS),其具有类似于体液(例如,血液)的声学阻抗。当其厚度近似为对应于超声束的中心频率的波长的 $1/2$ 的正整数倍时,壳体 106 和 / 或导管壁(其用作透声窗)的至少一部分将具有最优的超声传输。

[0032] 装置 100 的直接内部(其包括换能器 102 和反射器 104)可以完全由这样的液体填充:其表示类似于腔 26 外部的流体的超声携带特性。在用于 IVUS 过程的实施方案中,流体可以为盐溶液、矿物油、蓖麻油、乙醇或其他在反射器 104 周围提供的(例如,声学阻抗)类似于壳体 106 外部(例如,血管中的血液)的超声特性的物质。端口(未示出)可以设置在限制腔 26 的壁 24 中,以允许用户只在使用装置 20 前将流体注入壳体 106。一个或更多的密封件可以设置在装置 20 中,以将流体和电机 100 分隔,下文将对此进行讨论。盐水和 / 或乙醇具有非常好的声学传输和低粘度(低摩擦),但是其是刺激性的,并且必须在使用时注入或放置在腔 26 中。油(例如,矿物油或蓖麻油)具有轻微较差的声学属性,并且具有更高的粘度(更高的摩擦),但是可以在使用装置 20 前放置在腔 26 中很长时间。流体是润滑的,从而允许反射器 104 的旋转,其具有来自在旋转期间作用为对抗反射器 104 的摩擦扭矩力的最小干涉。外部环境、壳体 106 和装置 100 的内部的类似声学阻抗为超声信号提供通道,以从换能器 102 传输至体组织,并且在不需要的散射和吸收中具有最小的信号损失。以这种方式,可以在体液、导管壁或壳体 106、以及直接包围超声元件 102 和反射器 104 的介质之间达到声学匹配。声学匹配保证了在超声元件 102 和体组织之间传输和接收超声信号

时发生最小的信号损失,这提高了结果图像的清晰度。

[0033] 装置 100 在此实施方案中包括微型电机 110,例如,压电电机或电磁电机。微型电机 110 配置为使反射器 104 进行旋转运动。电机 110 优选地为小尺寸的,例如,直径在 0.3mm 至 4mm 的范围内。压电电机 110 相比于其他电机(例如,电磁电机)的优点是压电电机的效率与尺寸无关,并且压电电机通常具有高扭矩-尺寸比例。

[0034] 微型电机 110 包括定子部分 116,其固定至壳体 106 或相对壳体 106 固定,从而其不相对于壳体 106 移动。电机 110 还包括转子部分或轴 118,其相对于定子部分 116 是可以相对旋转的。转子部分 118 相对于定子部分 116 是同心的。在此实施方案中的电机 110 可以使用连续的或脉冲式的超声振动,以提供转子部分 118 相对于定子部分 116 的移动,从而使转子部分 118 相对于定子部分 116 旋转。

[0035] 臂 112 连接至反射器 104 以对反射表面 108 提供延伸和支撑。臂 112 固定地附接至轴 114,并且轴 114 为电机 110 的转子部分 118 的部件,或固定地附接至电机 110 的转子部分 118,从而当转子部分 118 旋转时(即,相对于定子部分 116 并且对应于壳体 106),轴 114 也相对于定子部分 116 和壳体 106 旋转。在具体的实施方案中,轴 114、118 中的一个或两者为中空的和/或具有不规则的(例如,非圆柱形的)构造。轴 114 相对于轴线 120 定位为与具有转子部分 118 和定子部分 116 的布置同心。臂 112 提供径向偏置,从而在设置为反射器 104 可以相对于轴线 120 同轴地旋转的同时,臂 112 可以绕开超声元件 102。轴 114 在此实施方案中通常配置为圆柱形。根据该布置,电机 110 可以使反射器 104 进行旋转运动,从而使反射器 104 绕轴线 120 旋转。

[0036] 换能器 102 由支撑件 112 固定地支撑。支撑件 112 通常为圆柱形结构,其定位为相对于轴 114 并且还相对于定子部分 116 和转子部分 118 是同心的。在一个示例中,支撑件 122 通过使用轴承 124 而连接至轴 114,从而轴 114 绕着固定的支撑件 122 是可旋转的。支撑件 122 相对于壳体 106 和转子部分 116 固定。支撑件 122 可以在装置 100 的位置处固定至壳体 106,所述位置未在图 1 中显示。在此构造中,在反射器 104 相对于换能器 102 和壳体 106 绕着轴线 120 可旋转的同时,换能器 102 相对于壳体 106 保持固定。根据此构造,支撑件 122 定位为与轴 114、118 和电机 110 同心,从而支撑件 122 同心地定位在电机 110 的内向,或可替换地跟随存在于电机 110 或转子轴 118 内的通过中心管腔的路径。装置 100 显示的实施方案消除对旋转的超声换能器的需求和与旋转的超声换能器相关的问题。另外,该设计消除对超声阵列的需求。

[0037] 装置 100 包括一个或更多的连接线,所述连接线连接至换能器 102,并且其穿过支撑件 122 或沿着支撑件 122 行进。因此,换能器 102 的连接线在此实施方案中也穿过微型电机 110 的中心部分行进。装置 100 还包括一个或更多的线,其连接至微型电机 110,并且其将控制信号和/或电能提供至微型电机 110。在此方面的连接可以经由滑动环连接和/或电容耦合器(capacitive coupler)而维持。

[0038] 在装置 100 的运行期间,医师可以使用定位装置(例如,导管、护套或导线器)而将装置 100 定位在患者内(例如,设置在导管、护套或导线器上或设置在导管、护套或导线器中)。如前所述,装置 100 的实施方案可以用于患者内的任意的多个位置,包括在脉管系统,并且在下文中记录了用于脉管系统中的反射示例。一旦系统 100 适当地定位在体组织(例如,待成像的组织)的所需区域中,或定位为接近体组织的所需区域,微型电机 110 通

电,从而使转子部分 118 旋转(例如,以均匀角速度)。相应地,反射器 104 以相同的方式绕轴线 120 旋转。通过连接线而给换能器 102 通电,所述连接线部分地行进穿过支撑件 122,并且继续向超声系统的操纵台行进。换能器 102 在此实施方案中相对于支撑件 122 基本以轴向方向传输超声信号,即,基本平行于轴线 120。几乎所有的超声信号遇到反射表面 108,并且基本以偏离轴线 120 的方向(例如,垂直)反射,如反射方向 126 所示。

[0039] 超声信号(例如,束或脉冲)穿过壳体 106 直到其遇到体组织、血小板或其他具有与周围环境(例如,体液)完全不同的声学阻抗的材料,以形成声学阻抗边界,如在血管组织/血液边界处。在这样的边界处,超声信号至少部分地反射或至少部分地散射。作为示例,超声信号的一部分反射回反射表面 108。在遇到反射表面 108 时,超声信号基本反射回换能器 102。同时地或顺序地,换能器 102 继续传输另外的超声信号并且重复此过程,在某些实施方案中在所期望的时间段内连续地进行。

[0040] 在此过程期间,反射器 104 绕轴线 120 旋转,从而反射表面 108 导致反射方向 126 在切片、圆锥形状或环形形状的形式的扫动方向上移动。以这种方式,在反射器 104 绕轴线 120 旋转的同时,换能器 102 可以发送和接收超声信号,所述超声信号足够用于超声系统以产生或分析周围体组织的数据(例如,图像)。根据特定的超声过程或医师的期望执行过程,装置 100 可以在轴向方向上移动,从而在不同的位置产生多个二维图像(或其他数据组)。由此,二维数据或图像可以处理为三维数据组或图像,或者可替代地,医师可以获得相邻体组织的物理特性的三维概念认知。

[0041] 在用于成像的实施方案中,装置 100 帮助捕获图像,在图像内没有不必要的伪像、障碍或误差。例如,换能器 102 和反射器 104 的布置(支撑件 122 借此定位为与轴 114 同轴)不要求任何线或其他产生回波的(即,容易发生散射)材料定位在反射方向 126 内或定位为经过反射方向 126,即使反射方向绕壳体 106 的圆周扫动。以这种方法,不存在可以在图像内导致伪像或阻碍重新定位的超声波的部分的线或其他产生回波的材料,允许医师清晰地检视整个图像。另外,定位于旋转反射器 104 的控制侧上的微小型电机 110 允许通过反射器 104 实现均匀的角速度。该均匀角速度导致超声图像没有不均匀旋转缺陷(NURD),所述不均匀旋转缺陷(NURD)为使用扭矩式电缆和相对远的电机或旋转动力源的设计具有的问题。

[0042] 装置 100 配置为与现有医疗装置一起使用,所述现有医疗装置设计成用于经由皮肤的、管腔内的或间质的过程。例如,装置 100 可以与多种可买到的导管一起使用,例如,依据特定的构造而定位于导管的应用侧部分或端部上,或定位在导管的应用侧部分或端部内。装置 100 可以定位在导管内的现有管腔内。另外,装置 100 可以使用多种安装装置、粘合剂、或其他类型的布置而外部地安装至导管,或可以与导管一起定型,从而使导管外直径大致与壳体 106 的外直径相同(例如,壳体 106 大致形成导管的部件或夹在导管部件之间)。装置 100 的实施方案可以允许医师在同时地或顺序地对体组织成像的同时执行过程(例如,放置或移动支架、移植物、气囊或其他结构,管理治疗或其他任务)。

[0043] 装置 100 包括一个或更多的线,所述线为这样的路径,沿着导管或其他医疗装置的长度,从装置 100(其包含换能器 102 和微小型电机 110)的部分到超声控制系统操纵台。这些线连接至换能器 102 和微小型电机 110,并且将射频(RF)信号和电能传输至换能器 102 和微小型电机 110。在改装具有装置 100 的导管的情况下,线可以为这样的路径:通过

专用的管腔（其可以外部地附接至导管）或者可替换地，可以为这样的路径：通过在导管内的现有管腔。另外，微型电机 110 可以由电池供电，所述电池位于装置 100 的应用侧端部（即，在患者内的端部，远离用户）处，接近微型电机 110。

[0044] 装置 100 还可以用于多种其他医疗过程，并且与其他多种医疗装置一起使用。本文描述的实施方案的多功能性允许超声用于导引经由皮肤的治疗介入，诸如，例如，栓塞线团、支架、过滤器、移植物的放置或经由 IVUS 的气囊，进行活组织检查，管理治疗等。装置 100 可以用于定位各种解剖学界标，所述解剖学界标将用于修正位置或引导治疗。在血管环境中典型的界标包括汇合点、分歧点、分支、附近的血管、附近的神经、心脏和其他邻近血管或其他放置换能器 102 的孔的组织。装置 100 还可以用于定位应当治疗或避开的病变组织，例如，在活组织检查期间使用，以提供部署在组织中的针的图像。在 TIPS 过程期间，可以产生图像，以允许医师观察放置在门静脉中的针。对于 AAA 递送装置 100，其可以允许医师将导引线放置在对侧腿中。在部署期间以及在部署后，装置 100 还可以用于对部署的植入式装置的位置成像。

[0045] 本领域的技术人员将理解的是，对于现有医疗装置，用于装置 100 的安装过程的特定类型可以包括多个不同类型的安装方法。因此，本文描述的特定的方法并非指示装置 100 的使用功能的任何限制方面。

[0046] 尽管对于装置 100 的一些零件，本文强调了特定的材料，但是这些材料并非旨在对适用于装置 100 中的材料的类型进行限制。另外，在未强调材料的地方，可以使用多种材料，例如，某些类型的金属、聚合物、陶瓷或其他类型的材料，所述其他类型的材料适合在用于皮下使用以及成像或其他超声过程的装置中进行使用。

[0047] 在附图和上述说明书中已经详细地示出并描述了本公开的同时，但将其认为在特征中是说明性的而不是限制性的，应当理解的是只显示且描述了特定的实施方案，并且在本权利要求精神内的所有改变、等价形式和修改均期望被保护。相对于一个实施方案或结构具体描述的特征可以与其他实施方案或结构一起使用，或并入其他实施方案或结构。在本说明书中引用的所有的出版物、专利和专利申请均通过引用而并入本文，犹如每个单独的出版物、专利或专利申请明确地且单独地指示为通过引用和陈述而将其全文并入本文。特别地，美国临时申请第 61/713, 136 号（2013 年 10 月 12 日提交）；国际申请第 PCT/US13/_____ 号（与本申请同日提交，并且题为“Reciprocating Internal Ultrasound Transducer Assembly”）；美国临时申请第 713, 172 号（2012 年 10 月 12 日提交）；国际申请第 PCT/US13/_____ 号（与本申请同日提交，并且题为“Devices and Method for Three-Dimensional Internal Ultrasound Usage”）；美国临时申请第 61/713, 142 号（2012 年 10 月 12 日提交）；以及美国国际申请第 PCT/US13/_____ 号（与本申请同日提交，并且题为“Substantially Acoustically Transparent and Conductive Window”），其每个通过引用而将其全文并入本文。

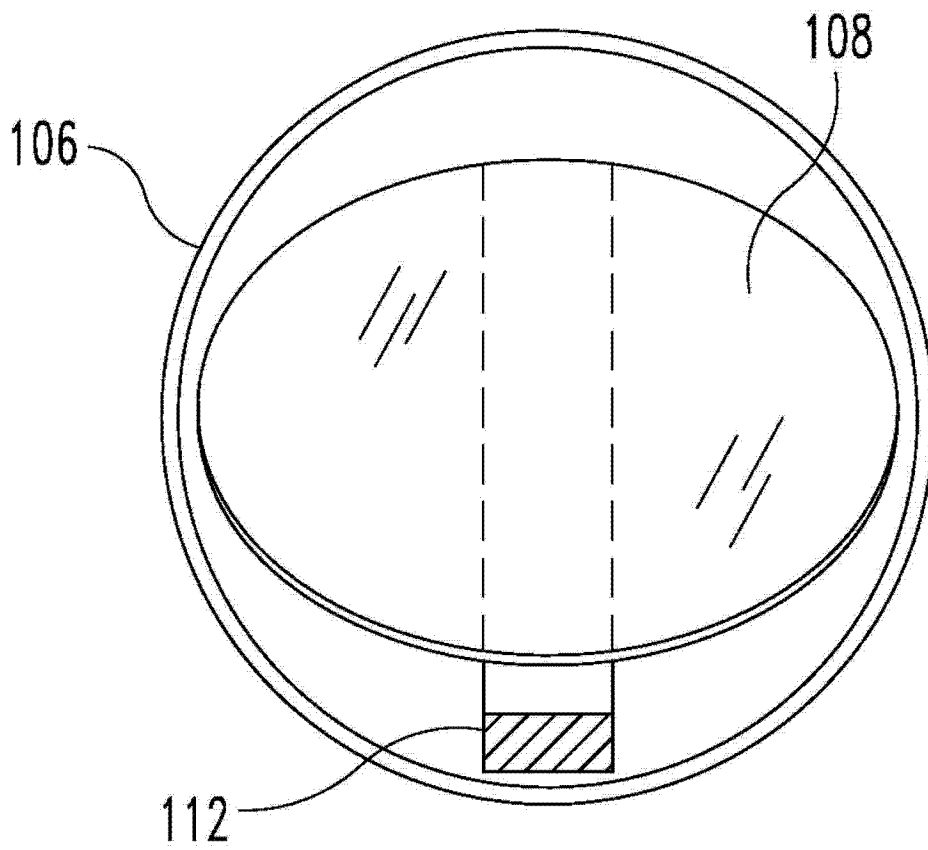


图 2

专利名称(译)	具有微小型电机的机械扫描超声换能器		
公开(公告)号	CN104883983A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201380064724.6	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
[标]发明人	Y周 NE菲诺特 PS麦金尼斯		
发明人	Y·周 N·E·菲诺特 P·S·麦金尼斯		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/445 G01S15/8943 A61B8/4461 G10K11/357 A61B8/12 A61B8/4494 A61B8/483 F04C2270/041		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	61/713186 2012-10-12 US		
其他公开文献	CN104883983B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于与包括超声控制和/或成像系统的超声过程一起使用的系统，所述超声控制和/或成像系统具有微小型电机、可旋转反射器和固定的超声换能器。换能器可以设置在电机和反射器之间，从而消除在超声信号的路径中的对线或其他产生伪像的物件进行设置的需要。在特定的实施方案中，这样的系统可以并入或改装为商业上标准的诊断和治疗导管或其他壳体。可以在多个超声过程中使用示例，例如，执行血管内超声(IVUS)成像。

