



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104837428 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201380064314. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 11

A61B 18/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61N 7/00(2006. 01)

61/713, 135 2012. 10. 12 US

A61B 8/12(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/064606 2013. 10. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/059315 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 N·E·菲诺特 P·S·麦金尼斯

S·罗宾斯 Y·周

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

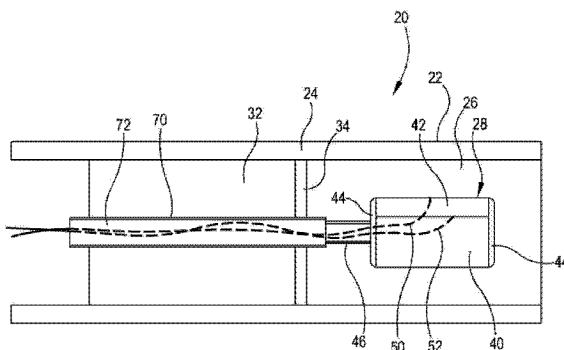
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

往复式体内超声换能器组件

(57) 摘要

一种用于冠状动脉治疗和诊断的超声过程的装置,包括电机,其旋转驱动轴和超声换能器。在一个示例中,导体附接至换能器并通过中空驱动轴延伸。在另一个示例中,偏置构件传导电信号并存储能量。装置包括电机交替地在第一方向和相反的第二方向之间旋转所述驱动轴的操作状态。



1. 一种医疗超声装置,包括:

固定电机,其具有旋转驱动轴,其中驱动轴位于电机的径向内部,其中所述驱动轴基本沿着旋转轴延伸,其中所述固定电机的运行是绕所述旋转轴旋转驱动轴;

换能器,其配置成传输和/或接收超声信号,并且与驱动轴运行性地联接,从而换能器响应于驱动轴的旋转而旋转,其中所述换能器是能够绕旋转轴旋转的,所述旋转轴经由透声窗限定的范围从所述换能器延伸,其中整个透声窗具有允许能够成像的超声信号通过的声学衰减;

第一导电路径,其通过所述驱动轴从所述换能器延伸,其中所述第一导电路径的部分至少包括通过所述驱动轴延伸的第一导体;以及

其中所述固定电机具有这样的运行状态,即所述固定电机交替地在第一旋转方向和相反的第二旋转方向之间绕所述旋转轴旋转所述驱动轴,并且其中旋转范围大于 60 度。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述第一导体整合到所述驱动轴。

3. 根据权利要求 2 所述的装置,进一步包括第二导电路径,其通过所述驱动轴从所述换能器延伸,其中所述第二导电路径的部分至少包括整合到所述驱动轴并通过所述驱动轴延伸的第二导体,其中第一和第二导体固定地附接在所述驱动轴内并随所述驱动轴旋转。

4. 根据权利要求 3 所述的装置,其中所述驱动轴为同轴电缆,并且其中所述第一导电路径相对于所述第二导电路径同心地放置。

5. 根据权利要求 3 所述的装置,其中第一和第二导电路径的每一个均具有在电机的控制侧上的各自的非旋转控制侧部分。

6. 根据权利要求 1 所述的装置,进一步包括偏置构件,其具有第一和第二端部,其中第一端部固定地附接至所述驱动轴,并且第二端部相对于所述固定电机固定地进行设置。

7. 根据权利要求 6 所述的装置,其中所述偏置构件为螺旋弹簧。

8. 根据权利要求 6 所述的装置,其中所述偏置构件包括第一偏置导体,并且其中所述第一偏置导体是所述第一导电路径的部件。

9. 根据权利要求 8 所述的装置,进一步包括第二导电路径,其中所述第二导电路径的部分至少包括整合到所述驱动轴并通过所述驱动轴延伸的第二导体,其中第一和第二导体固定地附接在所述驱动轴内并随所述驱动轴旋转,其中所述偏置构件包括与所述第一偏置导体电气绝缘的第二偏置导体,其中所述第二偏置导体是所述第二导电路径的部件。

10. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述驱动轴为限定管腔的中空驱动轴,其中所述第一导体通过管腔延伸。

11. 根据权利要求 1 所述的装置,其中在操作状态下,所述固定电机在第一和第二旋转方向的每一个上将所述驱动轴旋转至少 180 度。

12. 根据权利要求 1 所述的装置,其中在操作状态下,所述固定电机在第一和第二旋转方向的每一个上在使用者限定的全部范围内使所述驱动轴旋转。

13. 根据权利要求 1 所述的装置,进一步包括流体密封腔室,其封闭所述换能器,腔室填充有流体,所述流体具有允许借此成像的声阻抗。

14. 根据权利要求 13 所述的装置,其中所述流体选自盐水、水、矿物油、蓖麻油和混合醇。

15. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述换能器包括联接到超声元件的背部,其中所

述第一导电路径通过背部的部分。

16. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述换能器的方向和旋转限定了经由透声窗定向为远离所述换能器的超声场,并且导体保持在所述超声场的外部。

17. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述第一导电路径具有旋转部分和非旋转部分,所述旋转部分相对于所述换能器固定,所述非旋转部分位于电机的控制侧上。

18. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述固定电机为电磁电机。

19. 根据权利要求 1 所述的装置,包括导管,其中所述固定电机和换能器在所述导管的应用侧部分内。

20. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述换能器位于旋转轴上。

21. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述第一导体为弹性线圈的部件。

22. 根据权利要求 21 所述的装置,进一步包括通过所述驱动轴从所述换能器延伸的第二导电路径,其中所述第二导电路径的部分至少包括通过所述驱动轴延伸的第二导体,其中所述第二导体为弹性线圈的部件,并且其中所述第一导体与所述第二导体电气隔离。

## 往复式体内超声换能器组件

[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, 135 号的权益, 其通过引用并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及用于在病人的身体内使用超声的装置和方法, 特别地, 其涉及允许在较小身体区域中 ( 比如, 在血管内 ) 有效使用的特征。

### 背景技术

[0004] 超声技术已被用于治疗 and 诊断医疗过程中, 所述治疗和诊断医疗过程可以包括提供身体内部的成像。超声过程通常使用换能器组件来发送和 / 或接收信号。在一些情况下, 由于在阵列中的多个超声元件的特殊布置, 因此固定的换能器组件可以观察全部图像区域。另一种设计包括具有单一超声元件的旋转换能器组件, 其通过机械地旋转换能器组件来获得数据。在这种情况下, 通过在改变的旋转位置处发送连续超声脉冲的换能器组件获得数据。与阵列设计相比较时, 单一元件旋转设计的优点包括更小的导管直径、更好的图像质量、可能更高的中心频率、更低的用于超声成像操纵台的成本以及更少的环晕伪像 (ring down artifact) ( 死区 )。

[0005] 单一元件设计也可以包括某些缺点, 比如不均匀旋转扭曲 (NURD)。在包括单一元件设计的成像过程期间, 超声元件通常利用扭矩式电缆 (torque cable) 进行旋转。在超声元件均匀旋转速度的理想情况下, 以相等间隔时间顺序方式发送超声脉冲。每个反射的超声脉冲或回声信号表示图像的扫描线或其一部分。图像处理基于代表图像的数据点来自相等间隔脉冲的假设收集数据。然而, 可能难以在将扭矩式电缆用作驱动装置时实现超声元件的均匀旋转速度。超声元件可以与扭矩式电缆的驱动端部相距大约一米。理想的是, 扭矩式电缆将具有足够的刚度以在两个端部处提供均匀旋转的同时具备可操纵性。然而, 实际上, 足够可操纵的扭矩式电缆在将扭矩从电缆的一个端部传输至其他端部时会有可能造成延迟, 这是因为电缆存储并释放弹性能量, 即使在旋转源以均匀速度进行旋转时, 所述弹性能量也使换能器组件以不均匀速度进行旋转。不均匀旋转速度导致生成的图像扭曲。

[0006] 尝试采用没有扭矩式电缆的单一元件设计带来了进一步的问题。包括微小型电机的设计需要额外的空间, 所述微小型电机位于固定的换能器组件和旋转反射器附近。此外, 控制线或结构性零件可以穿过使部分图像被屏蔽的透声窗 (acoustic window)。另一个问题是存在使包括超声换能器的导管尖端损坏的可能性。包括位于旋转换能器组件附近的微小型电机的设计带来了进一步的问题。当前的商业化设计使用花费高且体积大的旋转变压器, 以便将固定的电气线从操纵台连接到旋转超声元件。然而, 旋转变压器是这样的成像系统中最昂贵的零件之一。滑动环具有的缺点在于, 它们占用空间且使超声信号增加电噪声。

[0007] 在当前设计中也存在其他问题。通常地, 换能器组件位于专用导管中。该导管通常与治疗导管共用相同的实体管腔, 所述治疗导管难以让医师在利用额外过程 ( 比如, 例如,

布置支架或进行移植,或者进行活组织检查)或在额外过程期间的同时执行成像监控。

[0008] 因此,需要具备这样的超声系统设计,其可以集成有价格划算、体积较小并且生成没有 NURD 伪像且不阻挡观察区域的图像的导管。

## 发明内容

[0009] 在本发明的各个方面,公开的实施方案包括在体内超声过程中使用的装置以及制造并使用装置的方法。例如,用于体内超声成像的装置包括固定电机,其与驱动轴可操作地联接,其中驱动轴位于电机的径向内部并基本沿着旋转轴延伸,从而操作电机绕所述旋转轴旋转驱动轴。配置成传输和/或接收超声信号的换能器与驱动轴可操作地联接,从而换能器响应于驱动轴的旋转而旋转。换能器经由限定透声窗的范围绕旋转轴是可旋转的,所述透声窗从所述换能器向外延伸。整个透声窗具有允许可以成像的超声信号通过的声学衰减。

[0010] 第一导电路径通过所述驱动轴从所述换能器延伸,所述第一导电路径的部分至少包括整合到所述驱动轴并通过所述驱动轴延伸的第一导体。电机具有这样的操作状态,其中固定电机交替地在第一旋转方向和相反的第二旋转方向之间绕旋转轴旋转所述驱动轴。第二导电路径可以通过所述驱动轴从所述换能器延伸,并且所述第二导电路径的部分至少包括整合到所述驱动轴并通过所述驱动轴延伸的第二导体。第一和第二导体可以固定地附接在所述驱动轴内并随所述驱动轴旋转。所述驱动轴可以为同轴电缆,并且所述第一导电路径相对于所述第二导电路径同中心地放置。第一和第二导电路径可以具有在电机的控制侧上的各自的非旋转控制侧部分。

[0011] 装置可以包括偏置构件,其具有第一和第二端部。第一端部可以固定地附接至所述驱动轴,并且第二端部可以相对于所述固定电机固定地进行设置。所述偏置构件可以为螺旋弹簧。所述偏置构件可以包括第一偏置导体,所述第一偏置导体是所述第一导电路径的部件。所述偏置构件可以包括与所述第一偏置导体电气绝缘的第二偏置导体,所述第二偏置导体是所述第二导电路径的部件。

[0012] 所述驱动轴可以为限定管腔(lumen)的中空驱动轴,并且所述第一导体通过管腔延伸。在一些示例中,操作状态可以具有的是,电机在第一和第二旋转方向的每一个上使驱动轴旋转至少 180 度,在每一个方向上旋转至少 360 度,或者在 270 和 360 度之间的弧上旋转。所述驱动轴也可以在旋转方向的每一个上在使用者限定的全部范围内进行旋转。

[0013] 在一些示例中,提供了流体密封腔室,其封闭所述换能器。腔室填充有流体,所述流体具有允许借此成像的声阻抗。这样的流体的特定示例为盐水、矿物油、蓖麻油或混合醇。

[0014] 所述换能器也可以包括联接到超声元件的背部,并且在这样的实施方案中,所述第一导电路径可以通过背部的部分。特定示例具有由所述换能器的方向和旋转限定的超声场。采用将导体保持在超声场外部的的方式,超声场可以定向为经由透声窗而远离所述换能器。所述第一导电路径可以具有旋转部分和非旋转部分,所述旋转部分关于所述换能器固定,所述非旋转部分位于电机的控制侧上。

[0015] 在一些示例中,所述固定电机可以为电磁电机。装置可以包括导管,其中所述固定电机和换能器位于所述导管的应用侧部分内。在一些示例中,所述换能器位于旋转轴上。

## 附图说明

[0016] 图 1 为具有中空驱动轴的超声装置的示意性部分横截面图。

[0017] 图 2 为具有同轴驱动轴和偏置构件导体的替代性超声装置的示意性局部透视图。

[0018] 图 3 为图 2 的同轴驱动轴的横截面图。

[0019] 图 4 为具有导电螺旋弹簧的图 1 的超声装置的示意性部分横截面图。

## 具体实施方式

[0020] 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。

[0021] 通常地,参照附图,示出了适合于冠状动脉医疗过程的装置 20 的实施方案。装置 20 可以与包括操纵台(未示出)和装置 20 的系统一起使用。在一些情况下,系统可以为成像系统。超声操纵台可以为通常用于医疗超声成像的类型,例如,通常包括可以由医师使用的控制装置以及显示在超声过程期间获得的图形图像的图形显示器。装置 20 可以用于获得在身体的不同位置处(比如,血管、尿道、输尿管、阴道、直肠、喉咙、耳朵)的图像,或者获得例如经由经皮穿刺术而穿过人为管道(artificial tract)(或管腔)的图像。操纵台部分可以连接到市场上可获得的具有兼容引出线的超声探针或导管,或者连接到配置成用于冠状动脉过程的其他医疗装置。装置 20 可以发送并接收超声信号,并且随后将从超声信号获得的数据与操纵台进行通信。操纵台配置成处理数据并生成在显示器或其他数据输出设备上可观察到的图像。

[0022] 在图 1 中所示意性示出的实施方案中,装置 20 包括导管 22 或具有限定内部腔 26 的壁 24 的其他柔性伸长构件。导管 22 按大小分类并配置成插入到身体上的孔或管腔和/或沿身体上的孔或管腔行进。换能器 28 位于腔 26 内,并且电机 32 与换能器 28 可操作地联接。通常地,导管 22 提供到达电机 32 为换能器 28 提供旋转运动的所在身体上的位置的通路。装置 20 可以选择性地包括用于为电机 32 和换能器 28 提供结构性支撑的电机壳体(未示出)。与由电机 32 提供的旋转运动相关联的换能器 28 可以在各个方向上发送并接收超声信号,所述方向经过在换能器 28 和超声操纵台之间的数据信号通信线路。

[0023] 在示出的实施方案中的导管 22 为塑料或其他坚固的柔性材料制成的伸长装置,所述其他坚固的柔性材料对超声信号的通过形成最小的障碍,所述障碍足够小,使得超声图像可以通过障碍而被合理地获取。导管 22 包括控制端部和应用端部,所述控制端部在使用中最靠近使用者,所述应用端部在使用中最靠近病人。贯穿本说明书,使用了术语“控制”和“应用”以描述在导管 22(更概括的是装置 20)的部件之间的相关位置。作为说明性的示例,如果将示例性部件 A 描述为位于示例性部件 B 的控制侧,则与示例性部件 B 相比较,示例性部件 A 位于更靠近沿着导管 22 的控制端部处。

[0024] 壁 24 包围腔 26,在示出的实施方案中,腔 26 位于装置 20 的应用端部处。壁 24 和/或导管 22 的控制端部可以在使用期间延伸到病人的外部(或者可以附接至延伸到病人的外部的另一个配件),并且可以终止于把手或用于操纵导管 22 的其他操作部分处。导管

22 的特定实施方案或者至少腔 26 是圆柱形的,并且按大小分类以插入并通过身体上的孔和管腔,比如,例如,插入股动脉并通过股动脉而朝向心脏。壁 24 可以具有端口或其他特征以允许流体注入腔 26,将在下面对此进行进一步讨论。

[0025] 导管 22 由这样的材料构造,即,在被放置在包围式工作环境 (surrounding working environment) (比如血液在血管中) 中时,该材料基本无回波,使得其作用为允许使用最小反射的超声信号通过的透声窗。无回波是由具有基本匹配的声阻抗的介质的超声波传导路径所造成的结果。例如,当在包含机体组织和血液的血管中进行使用时,优选地是将导管 22 以这样的材料进行构造,即所述材料在结构上是刚性的,并且具有类似于体液 (比如血液) 的声阻抗。例如,可能的材料可以包括聚合物材料,比如,高密度聚乙烯、聚甲基戊烯 (PMP) 或者丙烯腈丁二烯苯乙烯 (ABS)。已经确定的是,在一些情况下,位于透声窗内的导管 22 的至少一部分的厚度可以为对应于超声信号的中心频率的波长的大约  $N/2$  (其中  $N$  为正整数)。

[0026] 在附图中示意性地示出了换能器 28。术语“换能器”应当理解为包括由两个或更多个部件组装的组件以及单一的配件。还应当理解的是,本文中所述的“换能器”包括传输超声信号 (也即,将电气 (RF) 信号转换为超声) 的装置,接收超声信号 (也即,将超声转换为电气 (RF) 信号) 的装置,或者包括两者。超声的传输可以发生在换能器 28 的一个元件处,并且在换能器 28 的另一个元件处接收。本文中描述的换能器可以具有一个或更多作为单独换能器的压电元件,并且可以在身体内或在身体外部与其他换能器结合进行操作。作为示例,本文中使用的“换能器”包括单一元件换能器以及元件的一维阵列。

[0027] 示例性换能器 28 包括具有超声元件 42 以及可选择的一个或更多夹持环 44 的体部或背部 40,超声元件 42 附接至背部 40 的一侧。换能器 28 可以包括附接至元件 42 一侧的匹配层 (未示出)。元件 42 可以为压电元件,其具有将电能转换为声波并且将声波转换为电能的能力。如所指出的,元件 42 的位置靠近背部 40,从而处于定向超声束方向上。背部 40 可以为基本不透声的或反射超声信号的,从而使这样的信号仅有效地从元件 42 向外投射到例如一侧或背部 40 径向的受限角度范围中。匹配层具有与包围换能器 28 的介质的声阻抗类似的声阻抗。所讨论的换能器 28 可以为单一元件换能器,其可以在一定频率范围内 (其典型用于医疗超声过程中,比如,例如,在 20KHz 到 100MHz 的范围内) 发出并接收超声波。已将夹持环 44 确定为使换能器 28 提高效率并增加机械稳定性。

[0028] 电机 32 为小尺寸的微型电机,其适合于包含在导管 22 的腔 26 内。这样的微型电机的示例包括尺寸和构造适合于包含在导管 22 的腔 26 中的压电式电机或电磁式电机。例如,电机 32 的特定的实施方案是三相、无芯、无刷 DC 电磁电机,其具有很少的零件,较小的尺寸和最小化的复杂度。在其他示例中,因为压电微型电机的优点是不需要减速机 (gearhead) (机械传输),所以可以使用压电微型电机以实现高扭矩,并消除扭矩式电缆和旋转变压器的问题。微型电机 32 (例如,电磁式或压电式) 具有在 0.3mm 至 4mm 范围内的直径,并且在特定的实施方案中,例如具有大约 2.0mm 的直径。

[0029] 电机 32 包括可旋转轴 70,其直接或间接连接到换能器 28。在该实施方案中,电机 32 配置成以往复运动的方式运行,伴随着轴 70 在第一旋转方向 (例如,持续预定时间或转数) 下旋转以及相反的第二旋转方向 (例如,持续预定时间或转数) 下旋转之间进行切换。霍尔传感器 (未示出)、光学编码器 (未示出)、或超声、反电动势、电机凸极 (motor

saliency),或这些中的一个或更多的组合可以用于这样的反复式实施方案中,以控制和/或监控电机 32 的角度位置。已经确定的是,霍尔传感器的优势在于反馈机构,这是因为它们有较小的尺寸和成熟的设计。在一些实施方案中,将由换能器 28 发送和/或接收的超声束或信号用作反馈机构,以相对于装置 20 的其他部分精确地评价或监控电机 32(并且超声束通过电机 32 进行旋转)的旋转位置,从而确保通过换能器 28 获得适当的图像对准(registration)。对准可以通过在下文所参考的相关申请中讨论的方法和结构来完成。密封件 34、轴承或其他结构放置成靠近电机 32 和轴 70,以在电机和包围换能器 28 的腔室之间提供流体密封。

[0030] 轴 70 可以为具有贯穿其而延伸的管腔 72 的中空轴。轴 70 延伸通过电机 32 的整体。在该实施方案中,轴 70 通常配置为圆柱体。管腔 72 延伸通过轴 70,并且允许导体(例如,如下文进一步提到的线或电缆)、机械操作物件(例如,线引导件)和/或其他特征通过,以穿过轴 70,允许将电和/或机械力或能量传输通过管腔 72 而不影响轴 70 的旋转。换能器 28 可操作地连接到轴 70,使得换能器 28 响应于轴 70 的旋转而旋转。

[0031] 在该实施方案中,换能器 28 可操作地与轴 70 联接,从而其纵轴平行于轴 70 的旋转轴或与轴 70 的旋转轴一致。在该实施方案中,对元件 42 进行放置,使得从元件 42 发送的超声束或信号从旋转轴向外传输。类似地,元件 42 从旋转轴向外的方向接收超声束或信号。在一个示例中,换能器 28 与轴 70 通过中间支撑件 46 的装置进行联接。支撑件 46 可以为中空的,并且以与轴 70 相似的方式限定内部腔。可替代地,换能器 28 可以直接地联接到轴 70。

[0032] 朝向导管 22 的应用端部延伸的直接包围换能器 28 的腔 26 的部分可以由流体或具有类似于血液或组织的声阻抗的其他物质(比如盐水、油(例如,矿物油或蓖麻油)或混合醇)完全填满。该物质应当在旋转期间使作用于换能器 28 的摩擦最小化。联接流体和导管 22 的材料允许在体液和直接包围换能器 28 的介质之间实现声学匹配。声学匹配确保了在换能器 28 和机体组织之间传输和接收超声信号时发生的信号损失最小化,其提高了生成图像的清晰度。在制造期间可以将流体添加至装置 20,或者可替代地,可以在使用前进行添加。当在制造期间将换能器密封并且将联接流体放置在腔室内时,与部件的长期接触使无腐蚀性流体(比如,矿物油或蓖麻油)成为必需,以便保护产品的保存期限。优选地,油是生物兼容的且声学透明的,并且具有低粘度。可替代地,位于导管内或经过导管壁的流体连通端口(未示出)可以允许添加的流体的进入,在这种情况下,可以使用刺激性流体。刺激性流体(比如,水,盐水和乙醇)典型地具有生物兼容性、声学透明度和粘度的更好的组合。

[0033] 将装置 20 设计为从换能器 28 沿着导电通道经由轴 70 而传递电气信号。在图 1 的实施方案中,导体 50、52 为导电通道的部件,其从换能器 28 经过管腔 72 进行延伸,并且其可导电地且可操作地与操纵台联接。例如,导体 50 为信号通路,并且导体 52 为接地通路。导体 50、52 具有附接至导电通道的旋转部分的应用侧端部和附接至导电通道的非旋转部分的控制侧端部(未示出),例如,延伸至在导管 22 的壁中的固定导体或延伸至超声操纵台。响应于轴 70 和换能器 28 的旋转运动,导体 50、52 可以在进行扭转运动的同时传导电气信号,而不造成严重损坏。

[0034] 作为一个示例,导体 50、52 可以在各种位置处附接至换能器元件 42,这取决于特

定构造的需要。导体 50、52 可以为延伸经过背部 40 和 / 或夹持环 44 并且延伸进入管腔 72 的细线。可替代地, 导体 50、52 可以从换能器 28 的侧面延伸, 并且通过密封的端口 (未示出) 密封地进入管腔 72。可替代地, 背部 40 可以是导电的, 从而整个背部都是导电路径的部件。类似地, 匹配层可以为导电层, 所述导电层是导电路径的部件。导体 50、52 可以贯穿从换能器 28 到超声操纵台的导管 22 的管腔的长度而运行。可替代地, 导体 50、52 可以延伸至中间联接件 (未示出) 或位于导管 22 中的控制侧附接点。控制侧附接点或联接件使在导体 50、52 和超声操纵台之间的电气通信变得容易。控制侧附接点通常固定于非旋转位置, 所述非旋转位置在驱动轴 70 的控制侧端部的控制侧上。然而, 在一些示例中, 控制侧附接点可以位于中空驱动轴内。在其他示例中, 导体 50、52 可以固定在单一电缆内, 例如, 所述单一电缆可以为同轴的。在其他示例中, 导体 50、52 可以与位于换能器 28 和导体 50、52 之间的一个或更多中间导体 (例如, 刚性轴或单一电缆) 联接。在这种方式下, 以各种方式来实现导电路径, 其中导电路径延伸经过轴 70, 并且包括导体 50、52。

[0035] 在装置 20 的操作期间, 医师将装置 20 插入病人的身体, 并且将装置 20 操纵至期望的位置, 例如, 在特定血管中。一旦将装置 20 适当地放置在待被成像的机体组织的区域中或靠近所述机体组织的区域时, 则旋转电机 32 通电使得轴 70 旋转。相对应地, 换能器 28 绕旋转轴旋转。元件 42 通过导电通道 (例如, 导体 50) 通电, 其接收来自操纵台的电力。在该实施方案中, 元件 42 基本沿着相对于轴 70 的向外方向 (也即, 基本垂直于旋转轴) 传输超声信号。

[0036] 当超声信号得以传输时, 超声信号穿过导管 22 的壁 24 直到其遇到声阻抗界限 (例如, 机体组织、血小板或其他具有与体液或其他包围材料完全不同的声阻抗的其他材料), 使得超声信号在机体组织的表面处部分地反射。超声信号的部分朝向换能器 28 反射回来。在换能器 28 处接收的表示经反射的超声的一个或更多电气信号经由导电通道 (例如, 导体 50) 从换能器 28 发送到超声操纵台, 以便成像并对医师显示。同时或随后, 换能器 28 继续发送另外的超声信号, 并且在特定实施方案中在期望的时间段中不断地重复该过程。

[0037] 在旋转电机 32 的动力下, 换能器 28 以往复方式进行旋转, 使得其在一个方向上旋转固定的距离, 并且随后在相反的方向上旋转固定的距离。在图 1 的示例中, 导体 50、52 与换能器 28 同步旋转, 并且在特定实施方案中, 导体 50、52 变得在一个方向上绕着彼此至少部分地扭转, 不扭转, 并且在相反方向上绕着彼此至少部分地扭转。导体 50、52 的控制侧连接点 (未示出) 保持固定, 其使导体的受控扭转变得容易, 并且允许与操纵台的非旋转联接。导体 50、52 位于管腔 72 中, 并具有足够的松弛度以允许导体 50、52 损伤 (wound) 而不损坏导体 50、52, 或它们与换能器 28 的连接点, 或控制侧连接点。在其他示例中, 任一导体 50、52 可以固定在单一电缆 (例如, 同轴的) 中, 所述单一电缆构造成具有弹性 (或其他) 特性, 这允许电缆的一定扭转而不对导体造成严重损坏。还在其他示例中, 将导体 50、52 配置成在附接至中间导体时进行扭转反作用 (twisting reaction), 所述中间导体可导电地并可操作地位于超声元件和导体 50、52 之间。

[0038] 在图 2 中示出了装置 20 的一个可替代示例。图 2 的示例类似于与已经描述过的实施方案, 并且所有说明也应用于该示例, 除了关于图 2 的示例所讨论的任何附加和修改的特征。

[0039] 图 2 的示例包括电机 32、换能器 28、同心轴 80、偏置构件 90 以及同轴电缆 100。在该示例中,通常至少一个导电通道从换能器 28 延伸经过轴 80、偏置构件 90 以及同轴电缆 100。轴 80 和偏置构件 90 在装置 20 的可旋转部分和装置 20 的固定部分之间提供导电性。在该示例中,导电路径的控制侧附接点为在偏置构件 90 以及同轴电缆 100 之间的连接。

[0040] 轴 80 为刚性轴,其包括导体,该导体作为经由其延伸的导电通道的一部分。在一个示例中,轴 80 为具有内导体 82 和外导体 84 的同轴电缆(图 3)。内导体 82 和外导体 84 形成从换能器延伸到操纵台的导电通道的一部分。内导体 82 同中心地位于外导体 84 的内部,如图 3 所示。内导体 82 和外导体 84 通过绝缘层 86 分隔并电绝缘。内导体 82 和外导体 84 从换能器 28 经过电机 32 延伸至电机 32 的控制侧端部,贯穿轴 80 的长度。在其他示例中,轴 80 可以为具有线导体的中空轴,所述线导体经此定位,如前所述。

[0041] 换能器 28 可操作地连接到轴 80,使得换能器 28 响应于轴 80 的旋转而旋转。在该实施方案中,换能器 28 可操作地与轴 80 联接,从而其纵轴平行于轴 80 的旋转轴或与轴 80 的旋转轴一致。将导体 87 电气上可操作地设置在换能器 28 和外导体 84 之间,并且可以携带在换能器 28 和外导体 84 之间的电信号。将导体 88 电气上可操作地设置在换能器 28 和内导体 82 之间,并且可以携带在换能器 28 和内导体 82 之间的电信号。导体 88 可以完全地或部分地位于背部配件或板(例如,如上的背部 40)中。可替代地,导体 88 可以在换能器 28 外部选定路线(例如,沿着面 29),并且可操作地连接到内导体 82 而通过合适的绝缘方式(比如护套线)与外导体 84 绝缘。导体 87、88 可以为线、绝缘线或其他合适的导体。

[0042] 偏置构件 90 位于电机 32 的控制侧上。在示出的实施方案中,偏置构件 90 为线圈或螺旋类型弹簧,其绕着旋转轴以盘绕的方式放置。偏置构件 90 在其一个端部处连接到轴 80,并且在其另一个端部处连接到电机 32,将电机 32 固定并允许在其内的轴 80(也即,例如电机定子)的相对旋转。可替代地,偏置构件 90 可以固定至包围壁或另一种固定部件。偏置构件 90 包括主导弹簧 92(或偏置导体)和后续弹簧(trailing spring)93(或偏置导体),主导弹簧 92 和后续弹簧 93 设置成作为单一单元协同操作。主导弹簧 92 位于后续弹簧 93 的应用侧上。主导弹簧 92 和后续弹簧 93 由绝缘层 94 分隔。绝缘层 94 可以为胶、橡胶、塑料(例如,聚对二甲苯)或其他将主导弹簧 92 与后续弹簧 93 电气绝缘的合适材料。在其他示例中,在主导弹簧 92 和后续弹簧 93 没有接触的情况下,绝缘层 94 可以为空气或是空的。

[0043] 导体 97、98 形成导电通道的一部分,并且放置成携带在轴 80 和偏置构件 90 之间的电信号。导体 97 在一个端部处在连接点处附接至外导体 84,所述连接点可以为在暴露外导体 84 的轴 80 的表面上的任何点。在靠近附接至轴 80(未示出)的主导弹簧 92 的部分处,导体 97 在另一个端部处附接至主导弹簧 92。导体 98 在轴 80 的端部处附接至内导体 82,在轴 80 的端部处内导体 82 得以暴露并且相对于外导体 84 是可接入的。在靠近附接至轴 80(未示出)的后续弹簧 93 的部分处,导体 98 在另一个端部处附接至后续弹簧 93。导体 97、98 可以为线、绝缘线或其他合适的导体。

[0044] 电缆 100 放置成可导电地从偏置构件 90 向导管 22 的控制端部携带电信号。同轴电缆 100 具有外导体部分和内导体部分(未示出),所述内导体部分同中心地位于外导体部分内部,并且与外导体部分电气绝缘。或者内导体部分或者外导体部分中的一个可导电地与主导弹簧 92 连接,并且或者内导体部分或者外导体部分中的一个可导电地与后续弹

簧 93 连接。可替代地,电缆 100 可以为 PCB 电缆、单独的导体或者其他用于携带电信号的合适的结构。

[0045] 偏置构件 90 配置成在可旋转轴 80 和非可旋转同轴电缆 100 之间传递电信号,并且也在轴 80 绕旋转轴往复时存储及释放机械能。在操作其间,由于轴 80 在来自电机 32 的力作用下从中间位置绕旋转轴旋转,因此偏置构件 90 在维持在导体 97、98 和同轴电缆 100 之间的导电性的同时进行弹性变形。由于偏置构件 90 进行弹性变形,所以在偏置构件 90 中积累弹性力(也即,存储机械能),其作用为抵制轴 80 的旋转运动。由于轴 80 在给定方向上接近其完整的旋转路径,所以电机 32 降低或失去其旋转力,并且轴 80 停止旋转。在没有来自电机 32 的旋转力的情况下,在偏置构件 90 中积累的弹簧力使轴 80 沿相反方向开始旋转。在操作期间的特定时间时,电机 32 再次接合轴 80,并且与积累的弹簧力一起(或在积累的弹簧力释放后)工作,使得即使在偏置构件 90 中存储的机械能耗尽并且偏置构件 90 已恢复到中间(非变形的)位置之后,轴 80 也继续旋转。由于电机 32 使轴 80 从中间位置继续旋转,因此在偏置构件 90 中再次积累弹性力(这是由于偏置构件 90 进行弹性变形),并且重复该过程。

[0046] 以这种方式,使用偏置构件 90 以存储和释放机械能允许装置 20 的更有效的操作。没有偏置构件 90 的情况下,电机 32 必须在停止旋转并改变旋转方向时施加扭力,以对抗驱动轴的旋转惯性。在缺少偏置构件 90 的构造中,在方向改变期间,惯性能量作为热量消散,并且使用来自电机 32 的能量而再次给予惯性能量。偏置构件 90 允许在方向改变期间存储和恢复旋转惯性。当轴 80 往复旋转时,将从电机 32 给予的能量存储为旋转惯性,所述旋转惯性随后用于辅助停止旋转并改变旋转方向,减轻电机 32 的这些任务的大量负担。例如,如果偏置构件 90 朝向  $0^\circ$  (或中间位置)偏置,则电机 32 可以配置成在  $-180^\circ$  和  $180^\circ$  之间振荡,从而弹簧可以帮助从顺时针方向切换到逆时针方向,并且也可以帮助从逆时针方向切换到顺时针方向。以这种方式,偏置构件 90 降低了对电机 32 的需求和性能要求。

[0047] 装置 20 的另一个实施方案在图 4 中示出。在该实施方案中,在换能器 28 和导管 22 的控制端部之间的往复传导是通过线圈 110 实现的。线圈 110 为通过管腔 72 延伸的双通路弹簧。线圈 110 具有第一通路 112 和第二通路 114,第一通路 112 连接到导体 50 并且第二通路 114 连接到导体 52。第一通路 112 通过使用绝缘层 116 或涂层而与通路 114 电气隔离。在示出的实施方案中,通路 112 放置成靠近通路 114。在其他实施方案中,通路 112 和 114 位于具有绝缘层放置在其间的堆叠方向上。线圈 110 通常由弹性材料构成,并且在以与上面描述的偏置构件 90 相类似的方式维持导电性的同时进行弹性变形。

[0048] 装置 20 可以在一些示例中旋转超过  $360^\circ$ 。在其他示例中,医师使用操纵台选择旋转角度。选择较小区域可能限制成像体积,但可以提高帧率,反之亦然。以这种方式,旋转角度可以较小(例如,  $20^\circ$  )。为了获得完整的切片、锥形或环形图像,换能器 28 可以在停止旋转之前在一个方向上旋转至少大约  $360^\circ$  ,在其他方向上倒转方向至少大约  $360^\circ$  (例如,大约  $720^\circ$  或两次旋转),并且重复。为了提高的帧率和均匀度,装置 20 可以配置成在每一个方向上(也即,例如  $1080^\circ$  或更多)多次旋转,在这种情况下,导体 50、52 和/或线圈 110 配置成在一个方向或两个方向上进行多次旋转。正如所提到的,霍尔传感器监控换能器 28 的旋转位置并且提供旋转位置信息,所述旋转位置信息用于精确地停止和启动往复旋转运动并且用于标引(indexing)图像数据,所述图像数据用于机体组织的精确

视觉显示。

[0049] 换能器 28 绕旋转轴旋转,使得超声束在扫描方向 (sweeping direction) 上移动,所述扫描方向采用切片或环形形状的形式。以这种方式,当换能器 28 绕旋转轴旋转时,元件 42 可以发送并接收对超声成像系统而言足够的超声信号,以便生成代表靠近导管 22 的机体组织的 2D 图像。根据过程的细节或执行过程的医师的期望,装置 20 可以在身体上的孔内在轴向方向上移动,使得在身体上的孔内的不同位置处生成多个二维图像。以这种方式,可以将二维图像处理成三维图像,或者可替代地,医师可以得到靠近导管 22 的机体组织的物理特征的三维概念性理解。

[0050] 在本文中描述的包括中空驱动轴和往复运动的实施方案允许装置 20 包括直接旋转换能器元件,该直接旋转换能器元件避免了使用旋转镜设计的需要和与这样的设计相关联的缺点。例如,与旋转镜设计相比,装置 20 更短并且占据更少的空间。在本文中描述的直接旋转换能器实施方案具有比旋转镜设计更深的声焦深度。在公开的实施方案中,与反射器设计相反,超声波在关于旋转轴 (也即,导管轴) 的通常径向方向上生成,在所述反射器设计中,超声波必须在开始沿径向方向行进之前轴向地 (相对于旋转轴) 行进若干毫米。

[0051] 装置 20 通过透声窗使得图像的捕捉变得容易,所述透声窗不受不必要的声学衰减 (比如,图像中的伪像、障碍或误差) 的影响。例如,即使换能器 28 以完整的 360° 旋转进行旋转时,在旋转电机 32、导体 50、52 以及其他零件的应用侧上的位置处的换能器 28 的位置也确保了线或其他产生回声的材料不放置在透声窗内或穿过透声窗。以这种方式,不存在可能在图像中引起伪像或阻挡超声波的再次定向的部分的线或其他产生回声的材料,这为医师提供了整个透声窗的清晰视界。通过轴 70 的管腔 72 放置线或其他导体 50、52 也允许装置 20 的总体宽度的减少,这是因为在装置的周边不需要给这样的导体提供额外的空间。如在本文中所使用的,术语“透声窗”包括贯穿在换能器 28 和有机流体或组织之间装置 20 的结构的基本无障碍通道,在使用期间,所述有机流体或组织可以位于装置 20 的外部。换言之,整个透声窗具有低声学衰减和 / 或具有与血液或水的声阻抗基本匹配的声阻抗。

[0052] 与导管的应用端部分隔并放置成靠近导管的应用端部的电机 32 允许通过换能器 28 实现均匀的角速度。该均匀的角速度产生不受不均匀旋转缺陷 (NURD) 影响的超声图像,否则所述不均匀旋转缺陷 (NURD) 可以成为远离给扭矩式电缆通电的换能器的电机使用的问题。

[0053] 装置 20 配置成与现有的医疗装置一起使用,所述现有的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,根据特定的构造,装置 20 可以用作用于不同目的的各种导管,或者与用于不同目的的各种导管一起使用,例如放置在导管的应用侧上或在导管的应用侧内。如前描述的装置 20 的部件可以位于在导管内的现有管腔中。在可替代的实施方案中,装置 20 可以包括外部箱体,所述外部箱体类似于具有壁 24 的导管 22 但是被缩短,以便简单容纳装置 20。装置 20 可以使用多个安装装置、胶或其他类型的布置而安装在导管的外部。本领域技术人员将理解的是,对于现有医疗装置的用于装置 20 的特定类型的安装过程可以包括各种不同类型的安装方法。因此,本文中所描述的特定方法并不指示装置 20 使用功能的任何限制方面。

[0054] 本文提到的实施方案中包括的其他特征可以包括比如标引系统和三维超声装置。

[0055] 虽然在超声系统申请的上下文中使用了涉及细节的上述讨论,将理解的是装置 20 的实施方案也可以用于各种其他医疗过程,并和各种其他医疗装置一起使用。在本文中描述的实施方案的多功能性允许装置 20 用于引导经由皮肤的治疗干预,比如,例如,栓塞线圈 (embolism coil)、支架、过滤器、描记器 (graph)、球塞 (balloon)、活组织检查以及辅助治疗 (ministering therapeutic) 等。装置 20 可以用于将各种解剖学标志定位,所述各种解剖学标志将用于正确地放置或引导治疗。典型的标志包括汇合、分叉、侧枝、附近血管、附近神经、心脏或靠近容纳换能器的血管或其他孔的其他组织。装置 20 也可以用于将病理组织定位,所述病理组织将被治疗或回避。装置 20 可以在活组织检查期间用来提供部署在组织中的针的图像。在 TIPS(经颈静脉肝内门腔分流术 (transjugular intrahepatic portocaval shunt)) 过程期间,可以产生图像以允许医师观看放置在门静脉中的针。对于 AAA(腹部主动脉动脉瘤) 移植递送,装置 20 可以允许医师将线引导件放置在对侧腿中。装置 20 也可以用来在部署期间和在部署后对部署的植入装置的位置成像。

[0056] 尽管用于装置 20 的一些零件的特定材料在本文中进行突出说明,但是那些材料并不旨在限制适合于在装置 20 中使用的材料的类型。除此之外,对于没有突出的材料的地方,可以使用各种材料,比如,特定类型的金属、聚合物、陶瓷或适合于在用于皮下使用以及 IVUS 成像过程的装置中进行使用的其他类型材料。

[0057] 装置 20 也可以用于各种其他医疗过程,并可以与各种其他医疗装置一起使用。本领域技术人员将理解的是,特定类型的安装过程可以包括各种不同类型的安装方法。因此,本文中所描述的特定方法并不指示装置 20 使用功能的任何限制方面。

[0058] 尽管本发明已在附图和前述说明中进行了详细说明和描述,但将其认为是在特征中说明性的而不是限制性的,应理解仅仅显示和描述了优选地示例性实施方案,并希望保护在由所附权利要求所限定的本发明的精神内的所有改变、等价形式和修改。将理解的是,关于一个特定实施方案或项目所描述的结构和其他特征可以与在本文中包括的其他特征、项目或实施方案相关地进行使用,或与其一起使用。在本说明书中引用的所有出版物、专利和专利申请通过引用并入本文,如同将每个单独的出版物、专利或专利申请特别地和单独地指示为通过引用和陈述而将其全部内容并入本文中。特别地,美国临时申请第 61/713,186 号(在 2012 年 10 月 12 日提交);国际申请第 PCT/US13/\_\_\_\_ 号(与本申请同日提交,名称为“Mechanical Scanning Ultrasound Transducer with Micromotor”),美国临时第 61/713,142 号(在 2012 年 10 月 12 日提交);国际申请第 PCT/US13/\_\_\_\_ 号(与本申请同日提交,名称为“Substantially Acoustically Transparent and Conductive Window”);美国临时第 61/713,172 号(在 2012 年 10 月 12 日提交);国际申请第 PCT/US13/\_\_\_\_ 号(与本申请同日提交,名称为“Devices and Methods for Three-Dimensional Internal Ultrasound Usage”),其每一个都通过引用将其全部内容并入本文。

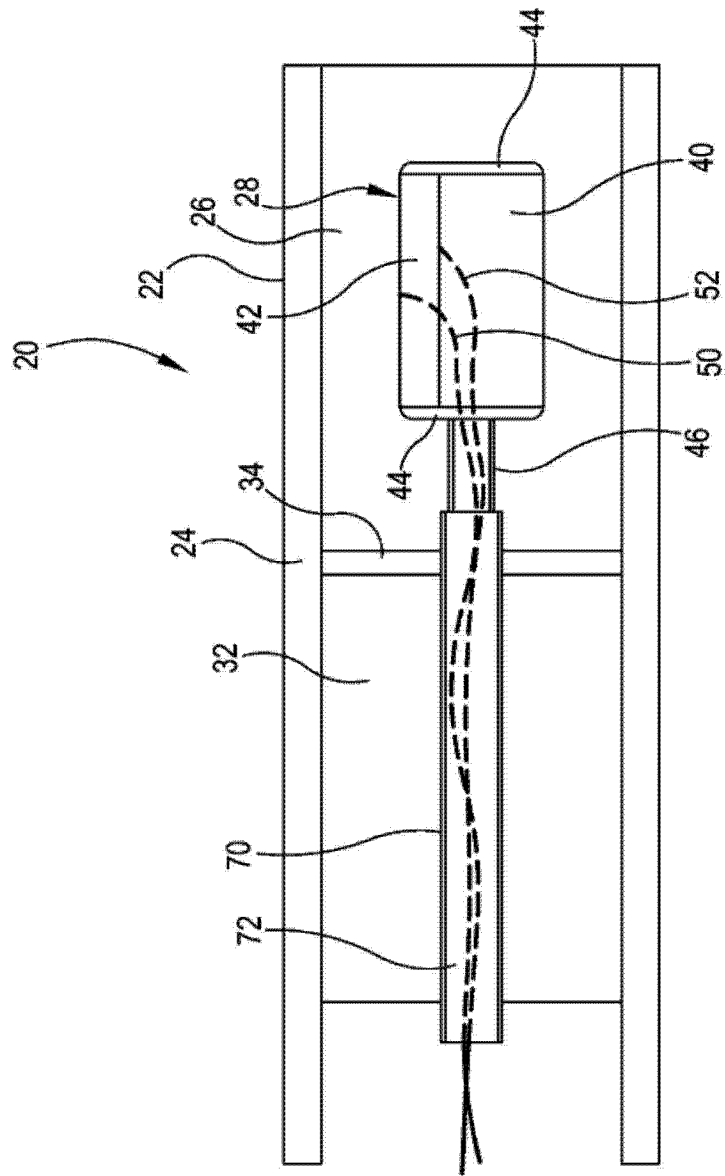


图 1

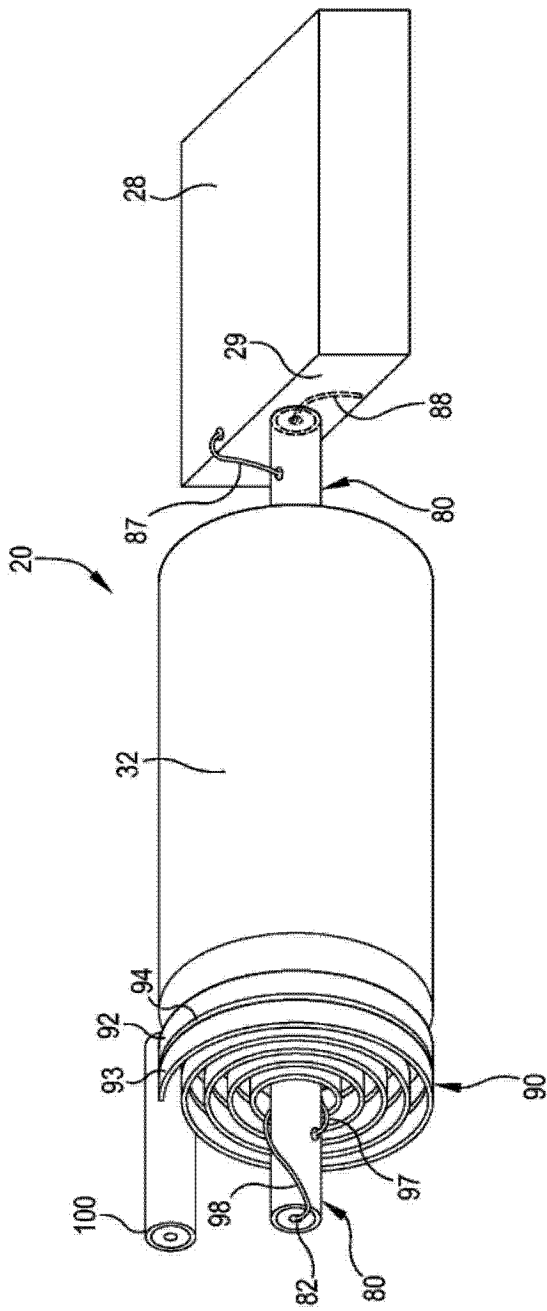


图 2

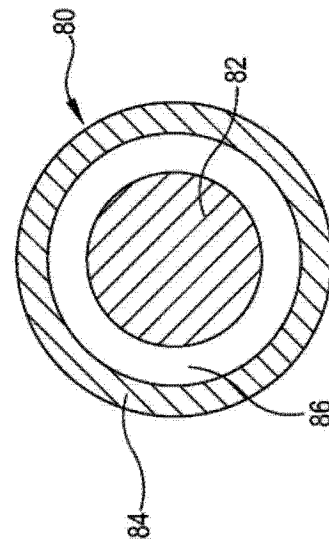


图 3

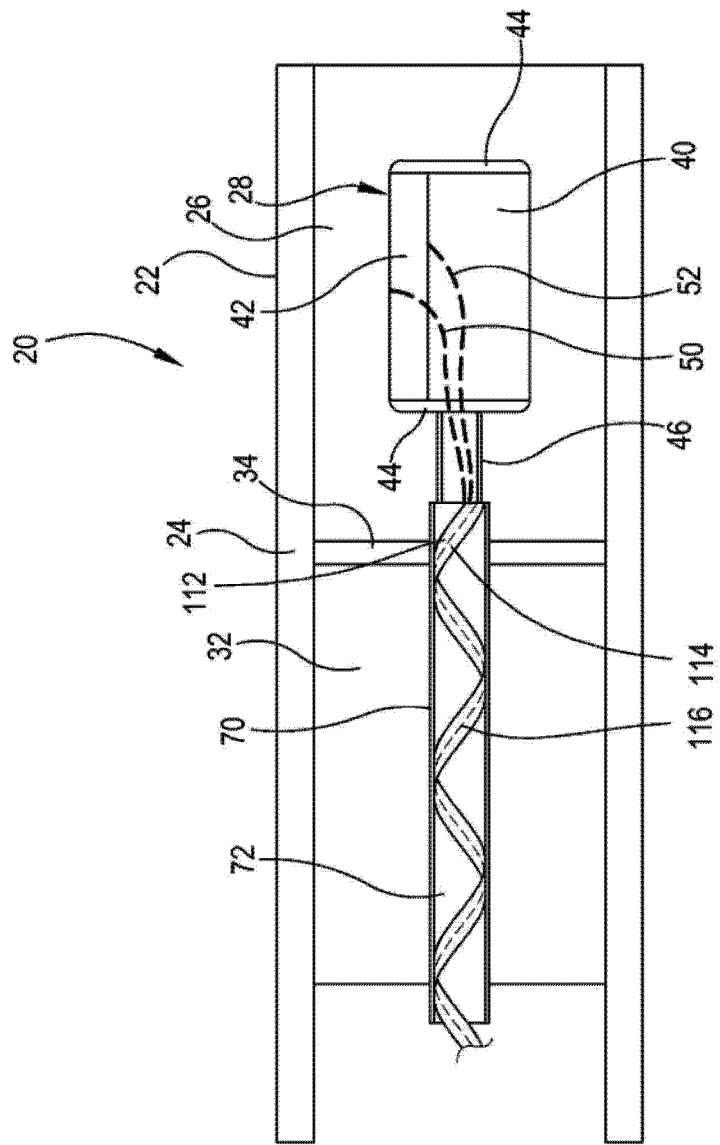


图 4

专利名称(译)	往复式体内超声换能器组件		
公开(公告)号	<a href="#">CN104837428A</a>	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201380064314.1	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	NE菲诺特 PS麦金尼斯 S罗宾斯 Y周		
发明人	N·E·菲诺特 P·S·麦金尼斯 S·罗宾斯 Y·周		
IPC分类号	A61B18/00 A61N7/00 A61B8/12		
CPC分类号	G01S15/894 A61B8/4483 A61B8/4461 A61B8/445 A61B8/12 A61B8/467 A61N7/022 A61N2007/0043		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	61/713135 2012-10-12 US		
其他公开文献	CN104837428B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于冠状动脉治疗和诊断的超声过程的装置，包括电机，其旋转驱动轴和超声换能器。在一个示例中，导体附接至换能器并通过中空驱动轴延伸。在另一个示例中，偏置构件传导电信号并存储能量。装置包括电机交替地在第一方向和相反的第二方向之间旋转所述驱动轴的操作状态。

