



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105007827 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 28

(21) 申请号 201380074116. 3

G01N 29/24(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 12. 30

(30) 优先权数据

61/748, 773 2013. 01. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/078245 2013. 12. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/107427 EN 2014. 07. 10

(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 W·J·哈维尔 P·S·麦金尼斯

N·E·菲尔诺特

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

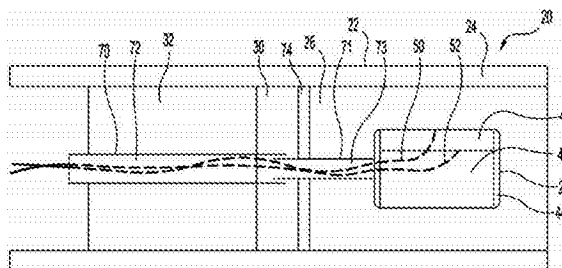
权利要求书3页 说明书16页 附图8页

(54) 发明名称

往复式超声装置

(57) 摘要

一种用于体内超声过程的装置，其包括电机，该电机使驱动轴和超声换能器旋转。传动组件，其根据单方向电机提供往复旋转运动。凸轮组件，其将往复枢转运动提供至换能器。导体，其可以附接至换能器并且通过驱动轴延伸。



1. 一种医疗装置,其包括:
单方向旋转电机;
双方向超声换能器;以及
单方向至双方向的传动组件,其运行性地设置在电机和换能器之间。
2. 根据权利要求 1 所述的装置,其中换能器配置为用于传输和 / 或接收超声信号;
其中旋转电机与第一驱动轴运行性地联接,其中第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中电机的运行使驱动轴绕旋转轴线旋转;
其中传动组件包括内齿轮以及第一和第二外齿轮,其中第一外齿轮与第二外齿轮内接合,其中内齿轮设置为绕旋转轴线旋转,其中传动组件与第一驱动轴和换能器运行性地联接;以及
其中内齿轮具有第一齿部分和第一无齿部分,并且设置为在内齿轮的旋转期间,第一齿部分交替地接合第一和第二外齿轮。
3. 根据权利要求 2 所述的装置,进一步包括相对第一外齿轮和相对第二外齿轮,其中相对第一外齿轮设置为与第一外齿轮在直径上相对,并且相对第二外齿轮设置为与第二外齿轮在直径上相对,其中相对第一外齿轮与第二外齿轮和相对第二外齿轮两者接合,其中相对第二外齿轮与第一外齿轮和相对第一外齿轮两者接合,其中在外齿轮之间存在径向中心孔,并且所述径向中心孔与旋转轴线相交。
4. 根据权利要求 3 所述的装置,进一步包括导电路径,其中所述导电路径从换能器延伸通过孔。
5. 根据权利要求 4 所述的装置,进一步包括第二驱动轴,其运行性地设置于换能器和传动组件之间,其中第一驱动轴包括经其行进的第一管腔,其中第二驱动轴包括经其行进的第二管腔,其中第一驱动轴与内齿轮运行性地连接,其中导电路径从换能器延伸通过第二和第一管腔。
6. 根据权利要求 5 所述的装置,传动组件进一步包括第三外齿轮和驱动齿轮,其中第三外齿轮设置为响应于第二外齿轮的旋转并且同轴旋转,其中驱动齿轮与第三外齿轮内接合,并且设置为绕旋转轴线旋转,其中第二驱动轴与驱动齿轮运行性地连接。
7. 根据权利要求 3 所述的装置,其中内齿轮进一步包括第二齿部分,其设置为与第一齿部分径向相对,其中第一和第二齿部分具有由等式 $L = \theta r$ 定义的弧长,其中 r 为从旋转轴线至齿部分而测量出的半径,并且其中 $\theta \leq 90^\circ$ 。
8. 根据权利要求 2 所述的装置,进一步包括第三外齿轮和驱动齿轮,其中第三外齿轮设置为响应于第二外齿轮的旋转并且同轴旋转,其中驱动齿轮与第三外齿轮内接合。
9. 根据权利要求 8 所述的装置,进一步包括第二驱动轴和导电路径,其中第一驱动轴与内齿轮运行性地连接,其中第二驱动轴在驱动齿轮和换能器之间运行性地连接。
10. 根据权利要求 1 或 2 所述的装置,其中医疗装置安装在导管中。
11. 根据权利要求 1 或 2 所述的装置,其中换能器在每个方向上往复旋转通过至少 360° 的范围。
12. 根据权利要求 2 所述的装置,进一步包括摩擦界面,其相对于内齿轮固定,其中摩擦界面设置为在内齿轮的旋转期间从第一和第二外齿轮吸收旋转能量。
13. 根据权利要求 12 所述的装置,进一步包括无齿盘,其连接至第一和第二外齿轮中

的一个或更多,从而无齿盘响应于第一和第二外齿轮中的一个或更多的旋转而旋转,其中无齿盘设置为接合摩擦界面。

14. 一种医疗装置,其包括:

第一电机,其与第一驱动轴运行性地联接,其中第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转;

换能器,其配置为用于传输和/或接收超声信号,其中换能器设置为绕枢转轴线移动,所述枢转轴线基本垂直于旋转轴线;以及

其中,第一驱动轴包括凸轮表面,其设置为在第一驱动轴旋转时将枢转运动传给换能器。

15. 根据权利要求 14 所述的装置,进一步包括伸长开孔,其设置为接收凸轮表面,其中凸轮表面设置在第一驱动轴相对于旋转轴线以角度偏置弯曲的部件上。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,进一步包括凸轮板,其中伸长开孔位于凸轮板内,其中凸轮板从换能器的表面延伸。

17. 根据权利要求 14 所述的装置,进一步包括第二电机,其与第二驱动轴运行性地联接,其中第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转,其中换能器与第二驱动轴运行性地连接,其以中第一电机的旋转速度和第二电机的旋转速度之间的差确定换能器绕枢转轴线的移动速度。

18. 根据权利要求 17 所述的装置,其中第二驱动轴具有管腔,其经第二驱动轴延伸,其中第一和第二驱动轴设置为同心的。

19. 根据权利要求 14 所述的装置,其中第一电机沿着旋转轴线是轴向可移动的,其中第一电机沿着旋转轴线的移动改变绕枢转轴线的换能器的运动范围。

20. 一种医疗装置,其包括:

换能器,其配置为传输和/或接收超声信号;

第一电机,其运行性地设置为将绕枢转轴线的运动传给换能器,所述枢转轴线基本垂直于旋转轴线;

第二电机,其运行性地设置为将绕旋转轴线的旋转运动传给换能器;以及

其中,通过第一电机的旋转速度和第二电机的旋转速度之间的差确定换能器绕枢转轴线的移动的速度。

21. 根据权利要求 20 所述的装置,其中第一电机与第一驱动轴运行性地联接,其中第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转;其中第二电机与第二驱动轴运行性地联接,其中第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转;其中换能器枢转地连接至第二驱动轴。

22. 根据权利要求 21 所述的装置,其中第二驱动轴具有管腔,其经第二驱动轴延伸,其中第一和第二驱动轴设置为同心的。

23. 根据权利要求 20 所述的装置,其中第一电机与第一驱动轴运行性地联接,其中第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转,其中第一驱动轴包括凸轮表面,其设置为在第一驱动轴旋转时将枢转运动传给换能器。

24. 根据权利要求 23 所述的装置,其中第二电机与第二驱动轴运行性地联接,其中第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转,其

中换能器枢转地联接至第二驱动轴。

25. 根据权利要求 23 所述的装置,进一步包括伸长开孔,其设置为接收凸轮表面,其中凸轮表面设置在第一驱动轴相对于旋转轴线以角度偏置弯曲的部件上。

26. 根据权利要求 25 所述的装置,进一步包括凸轮板,其中伸长开孔位于凸轮板内,其中凸轮板从换能器的表面延伸。

27. 根据权利要求 26 所述的装置,其中第二电机与第二驱动轴运行性地联接,其中第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转;其中换能器枢转地联接至第二驱动轴。

28. 根据权利要求 20 所述的装置,其中第一电机沿着旋转轴线是可移动的,其中第一电机沿着旋转轴线的移动改变绕枢转轴线的换能器的运动范围。

往复式超声装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2013 年 1 月 4 日提交的美国临时专利申请第 61/748,773 号的权益，其通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及一种用于在病人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）的超声束的有效往复运动的特征。

背景技术

[0004] 超声技术已被用于治疗 and 诊断医疗程序中，所述治疗和诊断医疗过程可以包括提供身体内部部分的成像。超声程序通常使用换能器组件来传送和 / 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或电子转向，因此固定换能器组件可以观察全部图像区域。在其他设计中，可以通过连接至机械致动器的一维阵列而得到三维超声图像，所述机械致动器在体内移动阵列。这样的设计成本很高，并且会导致装置对于一些脉管或其他用途来说过大。为了达到良好的图像质量，阵列换能器必须在很多单独的通道上顺序地进行传送和接收。该条件要求很多昂贵且体积大的同轴电缆。可以使用较少的同轴电缆，但是这样会降低图像的质量和图像帧率。

[0005] 已经提出的设计包括旋转换能器组件。通过在变化的旋转位置处发送连续超声脉冲的换能器组件而获得数据。在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)。但是，由于必须绕垂直于导管轴线的轴线旋转换能器，所以在平行于导管轴线的平面上执行超声过程或当执行三维扫描时，这些设计存在问题。由于在俯仰方向 (elevation) 上的完整 360° 旋转通常是不现实的，所以需要进行往复运动。

[0006] 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。每个反射的超声回声信号表示图像的扫描线或其一部分。图像处理器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端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端传输至另一端时有可能造成延迟，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，所述弹性能量也可以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。

[0007] 因此，需要具备这样的超声系统设计，其能够集成有价格划算、体积较小并且生成没有 NURD 伪影且不阻挡观察区域的图像的导管。

发明内容

[0008] 一个方案可以使用电机,所述电机提供在导管轴线上以及垂直于导管轴线的轴线上的换能器组件的往复运动,这去除了旋转机械/电连接的需要。但是,利用电机提供往复运动需要大功率的电机以及复杂的反馈控制系统。

[0009] 在本申请的一个方面,公开了用于体内超声过程的装置以及用于制造和使用该装置的方法的实施方案。例如,医疗装置包括单向旋转电机、双向超声换能器以及单向至双向的传动组件,所述单向至双向的传动组件运行性地设置在电机和换能器之间。另外,用于体内超声治疗的装置可以包括旋转电机,其与驱动轴运行性地联接,其中驱动轴设置于电机的径向内部并且基本沿着旋转轴线延伸,从而电机的运行使驱动轴绕旋转轴线旋转。包括换能器组件,其配置为传输和/或接收超声信号。传动组件配置为在单方向旋转和同时的往复旋转中进行转换,并且包括内齿轮与第一和第二外齿轮。第一和第二外齿轮彼此内接合。内齿轮设置为绕旋转轴线旋转。传动组件与第一驱动轴和换能器运行性地联接。内齿轮具有第一齿部分和第一无齿部分,并且设置为在内齿轮的旋转期间,第一齿部分交替地接合第一外齿轮和第二外齿轮。

[0010] 该装置还可以包括相对第一外齿轮(diametric first external gear)和相对第二外齿轮(diametric second external gear)。相对第一外齿轮设置为与第一外齿轮相对相对,并且相对第二外齿轮设置为与第二外齿轮相对相对。相对第一外齿轮与第二外齿轮和相对第二外齿轮两者接合。相对第二外齿轮与第一外齿轮和相对第一外齿轮两者接合。外齿轮的配置通过传动组件建立了径向中心孔,所述径向中心孔遵循旋转轴线。装置可以包括导电路径,其从换能器延伸通过孔。

[0011] 装置可以包括第二驱动轴,其运行性地设置在换能器和传动组件之间。第一驱动轴可以包括经过第一驱动轴行进的第一管腔,第二驱动轴可以包括经过第二驱动轴行进的第二管腔。第一驱动轴可以与内齿轮运行性地连接,使得导电路径从换能器延伸通过第二和第一管腔。

[0012] 该装置可以包括第三外齿轮和驱动齿轮,使得第三外齿轮设置为响应于第二外齿轮的旋转并且同轴旋转。驱动齿轮可以与第三外齿轮内接合,并且设置为绕旋转轴线旋转。驱动齿轮可以包括径向中心孔,使得导电路径延伸通过该孔。第二驱动轴可以与驱动齿轮运行性地连接。

[0013] 内齿轮可以包括第二齿部分,其设置为与第一齿部分径向相对。第一和第二齿部分可以具有由等式 $L = \theta r$ 定义的弧长(L),其中r是从旋转轴线至齿部分而测量出的半径,并且其中 $\theta \leq 90^\circ$ 。该装置可以安装在导管中。装置可以配置为使得换能器在每个方向上往复旋转通过至少 360° 的范围。

[0014] 用于体内超声的装置的替代性实施方案可以包括第一电机,其与第一驱动轴运行性地联接,使得第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转。换能器,其配置为用于传输和/或接收超声信号,并且设置为绕枢转轴线旋转,所述枢转轴线基本垂直于旋转轴线。第一驱动轴包括凸轮表面,其设置为在第一驱动轴旋转时将枢转运动传给换能器。该装置可以包括伸长开孔,其设置为接收凸轮表面,使得凸轮表面设置在第一驱动轴相对于旋转轴线以角度偏置弯曲的部件上。该装置可以包括凸轮

板,使得伸长开孔位于凸轮板内,其中凸轮板从换能器的表面延伸。

[0015] 该装置可以包括第二电机,其与第二驱动轴运行性地联接,从而使第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,所述第二驱动轴包括经其延伸的管腔,其中第二电机的运行使得第二驱动轴绕旋转轴线旋转。换能器可以与第二驱动轴运行性地连接,使得第一电机的旋转速度和第二电机的旋转速度之间的差确定换能器绕枢转轴线的旋转速度。第一和第二驱动轴可以设置为同心的。第一电机可以为沿着旋转轴线是可移动的,使得第一电机沿着旋转轴线的移动改变绕枢转轴线的换能器的运动范围。

[0016] 用于体内超声装置的另一个实施方案可以包括换能器,其配置为用于传输和/或接收超声信号。第一电机,其运行性地设置为将绕枢转轴线的旋转运动传给换能器,所述枢转轴线基本垂直于旋转轴线。第二电机,其运行性地设置为将绕旋转轴线的旋转运动传给换能器。通过第一电机的旋转速度和第二电机的旋转速度之间的差确定换能器绕枢转轴线的旋转速度。第一电机,其可以与第一驱动轴运行性地联接,使得第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转。第二电机,其可以与第二驱动轴运行性地联接,使得第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转。换能器可以枢转地连接至第二驱动轴。第二驱动轴可以为中空驱动轴,使得第一和第二驱动轴设置为同心的。

[0017] 第一电机,其可以与第一驱动轴运行性地联接,使得第一驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第一电机的运行使第一驱动轴绕旋转轴线旋转。第一驱动轴可以包括凸轮表面,其设置为在第一驱动轴旋转时将枢转运动传给换能器。第二电机,其可以与第二驱动轴运行性地联接,使得第二驱动轴基本沿着旋转轴线延伸,其中第二电机的运行使第二驱动轴绕旋转轴线旋转。换能器可以枢转地连接至第二驱动轴。该装置可以包括伸长开孔,其设置为接收凸轮表面,使得凸轮表面设置在第一驱动轴相对于旋转轴线以角度偏置弯曲的部件上。该装置可以包括凸轮板,其中伸长开孔位于凸轮板上,其中凸轮板从换能器的表面延伸。

附图说明

[0018] 图 1 为具有传动组件的超声成像装置的示意性部分横截面图。

[0019] 图 2 为传动组件的示意性部分横截面图。

[0020] 图 3 为沿线 3-3 所呈现的图 2 的传动组件的横截面图。

[0021] 图 4 为沿线 4-4 所呈现的图 2 的传动组件的横截面图。

[0022] 图 5 为具有传动组件的超声成像装置的示意性部分横截面图。

[0023] 图 6 为传动组件的示意性部分横截面图。

[0024] 图 7 为沿线 7-7 所呈现的图 6 的传动组件的横截面图。

[0025] 图 8 为具有枢转组件的超声成像装置的示意性部分横截面图。

[0026] 图 9 为沿线 9-9 呈现的换能器 28 和枢转组件的示意性部分前视图。

[0027] 图 10 为具有枢转组件和枢转的换能器的超声成像装置的示意性部分横截面图。

[0028] 图 11 为传动组件的横截面图。

[0029] 图 12 为传动组件的示意性部分横截面图。

[0030] 图 13 为图 12 的传动组件的示意性部分横截面图。

[0031] 图 14 为具有邻近齿部分的接瓣 (lobe) 的齿圈的示意性部分横截面图。

[0032] 图 15 为包括接瓣和盘结构的传动组件的示意性部分横截面图。

具体实施方式

[0033] 为了促进对本公开原理的理解的目的,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具体实施方案中的任何变化和进一步的修改,以及本文所述的本公开的原理的任何进一步的应用。

[0034] 通常地,参照所附附图,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 (未显示) 的系统一起使用,所述操纵台用于处理从超声换能器接收的数据或信号。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、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工管道 (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设备。装置 20 可以传送并接收超声信号,并且随后将从超声信号获得的数据与操纵台进行通信。

[0035] 在图 1 中示意性显示的实施方案中,装置 20 包括导管 22 或其他柔性伸长构件,该柔性伸长构件具有限定内部腔 26 的壁 24。导管 22 按大小排列并且配置为插入身体上的孔或管腔和 / 或沿着身体上的孔或管腔行进。在腔 26 内的是换能器 28、传动组件 30 和旋转电机 32,旋转电机 32 通过传动组件 30 与换能器 28 运行性地联接。通常,导管 22 承载换能器 28 到达某一身体位置,旋转电机 32 在所述体位置处将旋转运动提供至换能器 28。装置 20 可以选择性地包括电机壳体 (未显示)、传动组件 30 和换能器 28,所述电机壳体用于为旋转电机 32 提供结构性支撑。与旋转电机 32 提供的旋转运动协同运动的换能器 28 可以在沿着的数据信号通信线路的各个方向上、在换能器 28 和超声操纵台之间传送和接收超声信号。

[0036] 在显示的实施方案中的导管 22 为塑料的伸长装置或其他牢固的弹性材料。导管 22 包括控制端和应用端,所述控制端在使用中最靠近使用者,所述应用端在使用中最靠近使用者感兴趣的点。贯穿这个说明书的术语“控制”和“应用”用于描述这些位置上的方向。壁 24 包围腔 26,在示出的实施方案中,腔 26 位于装置 20 的应用端处。壁 24 和 / 或导管 22 的控制端可以在使用期间在患者外部延伸 (或可以附接至在患者外部延伸的另一个部件),并且可以终止于手柄或其他用于操纵导管 22 的操作部分。导管 22 或至少腔 26 的特定的实施方案为圆柱形的,并且按大小分类以插入并穿过身体的孔或管腔,例如,诸如,插入股动脉并朝向心脏穿过股动脉。壁 24 可以具有端口或其他特征以允许流体注入腔 26,其将在下面进一步进行讨论。

[0037] 导管 22 具有对超声信号的通过呈现最小障碍的至少一部分,所述超声信号足够小使得可以通过障碍而合理地获得超声图像。导管 22 具有包围装置 20 的至少一部分,其由在放置在包围工作环境中时基本无回波 (即,具有较小超声衰减,或在声学阻抗上与包围环境具有较小差异) 的材料构成,从而其作用为允许超声信号的通过具有最小反射的透

声窗。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)的声学阻抗。例如,可能的材料可以包括高分子材料,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,用作检视窗的导管 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)。

[0038] 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器件。示例性换能器 28 包括体部或背部 40 和一个或更多的夹持环 44,并且至少一个超声元件 42 附接至背部 40 的一侧。换能器 28 可以包括附接至元件 42 的一侧的匹配层(未显示)。元件 42 可以为压电元件,所述压电元件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 的位置在背部 40 的侧面,从而处于定向的超声束方向上。背部 40 可以对于超声信号是基本透明的,从而使这样的信号有效地只从元件 42 向外投射,例如,从背部 40 径向(相对于旋转轴线)地投射至受限角度范围内或投射至一侧。匹配层具有一般在元件 42 的声学阻抗和包围换能器 28 的介质的声学阻抗之间的声学阻抗,从而将换能器 28 和包围换能器 28 的介质之间的不匹配的声学阻抗最小化。如所讨论的,换能器 28 可以为单一元件换能器,其可以在一般用于医学超声过程的频率范围内发送和接收超声波,诸如,例如,在从 20KHz 至 100MHz 的范围内。在一些示例中,换能器 28 可以包括沿着旋转轴线延伸的元件的线性阵列。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。

[0039] 旋转电机 32 为小尺寸的微型电机,其适合于包含在导管 22 的腔 26 内。可以使用微型电机,例如小压电电机、电磁电机或形状记忆电机。在一个实施方案中,电机是三相、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。另一个实施方案包括压电电机。电机 32 优选为小尺寸的,例如具有 0.3mm 至 4mm 范围内的直径。这样微型电机在导管 22 的应用端处的使用可以消除扭矩式电缆带来的问题。

[0040] 装置 20 包括经由传动组件 30 连接换能器 28 和电机 32 的可旋转轴 70、71。轴 70 与电机 32 联接并且响应于电机的旋转而旋转。在特定的实施方案中,轴 70 延伸通过电机 32 的整体,并且与传动组件 30 运行性地联接。轴 71 与换能器 28 运行性地联接,从而换能器 28 响应于轴 71 的旋转而旋转。轴 71 从换能器 28 开始延伸并且与传动组件 30 运行性地联接。在显示的实施方案中,轴 70、71 可以为具有经此延伸的管腔 72、73 的中空圆柱轴。管腔 72、73 允许导电体(例如,线、电缆、线引导件)、机械运行物件(例如,线引导件)和/或其他特征部件通过轴 70、71,从而允许经由管腔 72、73 传输电和/或机械力(或能量)而不影响轴 70、71 的旋转。

[0041] 在图 1 的实施方案中,传动组件 30 包括壳体 76(图 2 和图 3)。将壳体 76 设置为使其相对于导管 22 静止或固定。传动组件 30 包括齿轮布置,这示意性地显示在图 3 和图 4 中。齿圈 80 与轴 70 联接并且配置为与第一正齿轮(spur gear)84、85 和第二正齿轮 86、87 相互作用。驱动齿轮 82 与轴 71 联接并且配置为与第三正齿轮 88、89 相互作用。传动组件 30 配置为将单向的旋转运动转换为往复(或双方向)旋转运动。在一个实施方案中,传动组件 30 从电机 32 接收基本单向旋转输入,并且将往复旋转运动输出至换能器 28。因此,传动组件 30 从轴 70 接收基本恒定的旋转输入并且经由轴 71 而输出往复旋转。传动组件 30 的示例的部分横截面示意图显示在图 2 中。轴 70 在传动组件 30 的控制侧与传动组

件 30 联接,轴 71 在传动组件 30 的应用侧与传动组件 30 联接。

[0042] 齿圈 80 为内齿轮,即,具有向着其旋转轴线的齿。齿圈 80 是这样类型的齿轮:其有时称为扇形齿轮或切断齿轮 (mutilated gear),并且其包括齿部分 90、91 (或齿扇) 和无齿部分 92、93。齿部分 90、91 设置为径向地相对于旋转轴线彼此相反。齿部分 90、91 的每一个占据齿圈 80 的一部分,占据的部分不大于齿圈 80 的周长的四分之一。换句话说,齿部分 90、91 的每一个占据齿圈 80 的一部分,占据的部分具有由公式 $L = \theta r$ 定义的弧长 (L), 这里 r 为从旋转轴线至齿部分 90、91 测量的半径并且 $\theta \leq 90^\circ$ (或 $\pi/2$ 弧度)。类似地,无齿部分 92、93 的每一个占据齿圈 80 的一部分,占据的部分不少于齿圈 80 的周长的四分之一。齿部分 90、91 可以包括导入 (lead-in) 部分,该导入部分设置在齿部分 90、91 的每一个的一个或两个端部 (未显示)。导入部分包括具有相对于位于齿部分 90、91 的中间的齿高度 (或径向测量的长度) 逐渐减小的齿。齿圈 80 可以在轴 70 的应用侧端部附接至轴 70 或构造为轴 70 的完整部分。齿圈 80 描绘为图 2 中的凸缘的一部分。但是,在各种构造中,齿圈 80 可以与轴 70 合并 (例如,轴 70 可以大于齿圈 80 的直径)。轴 70 可以由壳体 76 支撑,或可替代地,轴 70 可以由电机 32 单独地支撑。

[0043] 正齿轮为外齿轮,即,具有远离其旋转轴线的齿。第一正齿轮 84、85 与轴 94、95 连接,从而使其响应于轴 94、95 的旋转而旋转。第二正齿轮 86、87 与轴 96、97 联接,从而使其响应于轴 96、97 的旋转而旋转。轴 94、95、96、97 由壳体 76 可旋转地支撑,壳体 76 可以包括轴承、轮毂或其他合适的旋转支撑件。第一正齿轮 85 设置为相对于旋转轴线而与第一正齿轮 84 直径上相对。第二正齿轮 87 设置为相对于旋转轴线而与第二正齿轮 86 直径上相对。第一正齿轮 84 接合第二正齿轮 86、87 两者。第一正齿轮 85 也与第二正齿轮 86、87 两者接合。第一正齿轮 84、85 和第二正齿轮 86、87 的位置建立正齿轮之间的径向中心孔,在一些实施方案中,所述径向中心孔允许轴 71 经此通过 (例如,图 4)。轴 71 可以设置为使得其控制侧的一部分与轴 70 的应用侧端部的一部分同中心和 / 或邻近于轴 70 的应用侧端部的一部分。可替代地,轴 71 不需要穿过所述孔。

[0044] 第一正齿轮 84、85 设置为使得在齿圈 80 的旋转位置处,当齿部分 90 接合第一正齿轮 84 时,齿部分 91 同时接合第一正齿轮 85。当齿部分 90 接合第一正齿轮 85 时,齿部分 91 同时接合第一正齿轮 84。当齿部分 90 不接合第一正齿轮 84、85 的任一个时,齿部分 91 也不接合第一正齿轮 84、85 中的任一个。第二正齿轮 86、87 设置为在齿圈 80 的旋转位置处,当齿部分 90 接合第二正齿轮 86 时,齿部分 91 同时接合第二正齿轮 87。当齿部分 90 接合第二正齿轮 87 时,齿部分 91 同时接合第二正齿轮 86。当齿部分 90 不接合第一正齿轮 86、87 中的任一个时,齿部分 91 也不接合第二正齿轮 86、87 中的任一个。这样,在任何给定的齿圈 80 的旋转位置处,齿部分 90、91 的任一个唯一地接合第一正齿轮 84、85 或第二正齿轮 86、87。

[0045] 在相对于第一正齿轮 84 的轴 94 的应用侧上,第三正齿轮 88 设置在轴 94 上,使得轴 94 响应于第一正齿轮 84 的旋转而旋转。在相对于第一正齿轮 85 的轴 95 的应用侧上,第三正齿轮 89 设置在轴 95 上,使得轴 95 响应于第一正齿轮 85 的旋转而旋转。在此实施方案中,第三正齿轮 88、89 设置为相对于旋转轴线直径上相对,并且设置为与驱动齿轮 82 接合。驱动齿轮 82 为外正齿轮,其具有允许轴 71 经此设置的径向中心孔。驱动齿轮 82 固定地连接至轴 71,使得轴 71 响应于驱动齿轮 82 的旋转而旋转。在其他实施方案中,驱动齿

轮可以设置为从旋转轴线偏离。

[0046] 现在将描述传动机构的运行。齿圈 80 配置为从轴 70 接收单向旋转驱动力。随着轴 70 旋转,例如,如图 3 所述的顺时针方向上,齿圈 80 也顺时针旋转。当齿圈 80 顺时针旋转时,齿部分 90、91 接合第一正齿轮 84、85 并且导致第一正齿轮 84、85 同时地顺时针旋转。第一正齿轮 84、85 接合第二正齿轮 86、87 并且导致第二正齿轮 86、87 逆时针旋转。第一正齿轮 84、85 的顺时针旋转导致第三正齿轮 88、89 经由轴 94、95 而同时顺时针旋转。第三正齿轮 88、89 的顺时针旋转导致驱动齿轮 82 和轴 71 逆时针旋转。随着齿圈 80 继续顺时针旋转,齿部分 90、91 与第一正齿轮 84、85 不接合,并且随后(或基本同时地)接合第二正齿轮 86、87,导致第二正齿轮 86、87 顺时针旋转。第一正齿轮 84、85 响应地逆时针旋转。第一正齿轮 84、85 的逆时针旋转导致第三正齿轮 88、89 经由轴 94、95 而同时逆时针旋转。第三正齿轮 88、89 的逆时针旋转导致驱动齿轮 82 和轴 71 顺时针旋转。随着齿圈 80 继续顺时针旋转,齿部分 90、91 与第二正齿轮 86、87 不接合,并且与第一正齿轮 84、85 再次接合,这导致轴 71 再次逆时针旋转。齿部分 90、91 的导入部分将由于齿部分 90、91 在第一正齿轮 84、85 和第二正齿轮 86、87 之间接合性地过渡而引起的具有齿轮阻塞的潜在问题最小化或消除。这样,随着轴 70 在一个方向上旋转(其可以为顺时针或逆时针),轴 71 进行往复旋转运动。

[0047] 可以改变传动组件 30 的各个方面。例如,可以改变齿部分 90、91 的弧长,从而在齿圈 80 的旋转期间允许齿部分 90、91 不接合第一正齿轮 84、85 或第二正齿轮 86、87。这样的时间段在再次接合并且逆转齿轮方向前可以允许能量在传动组件 30 内消散,或用于优化超声成像。

[0048] 另外,可以改变驱动齿轮 82 的尺寸,从而在每个方向上控制轴 71 的旋转范围。驱动齿轮 82 的尺寸的变化需要第三正齿轮 88、89 的齿轮在尺寸上的逆变化。例如,当第三正齿轮 88、89 直径增加时驱动齿轮 82 可以减小直径,使得驱动齿轮 82 维持与第三正齿轮 88、89 的接合。驱动齿轮 82 的直径可以基本小于第三正齿轮 88、89 的直径,从而为轴 71 的旋转提供增加的范围(或区域)(例如 360 度或更大)。类似地,驱动齿轮 82 的直径可以基本大于第三正齿轮 88、89 的直径,从而为轴 71 的旋转提供减小的范围。旋转的小范围可能限制图像的大小,但可以改进帧率,反之亦然。以这种方式,旋转范围可以较小(例如,20°)。为了获得完整的切片、圆锥或环形图像,优选的是换能器 28 在每个方向上旋转至少约 360 度。

[0049] 应当注意的是,传动组件 30 可以包括不同时包括第三正齿轮 88、89 而是只包括一个第三正齿轮(88 或 89)的组件。但是,增加的两个第三正齿轮 88、89 为传动组件 30 提供机械稳定性。

[0050] 在此实施方案中,换能器 28 与轴 71 运行性地联接,从而其纵轴线平行于轴 71 的旋转轴线,或在一些情况下与轴 71 的旋转轴线一致。在此实施方案中,从换能器 28 发射的超声束或信号通常从旋转轴线向外行进。类似地,换能器 28 从旋转轴向外的方向接收超声束或信号。换能器 28 可以直接联接至轴 71。可替代地,在一个示例中,换能器 28 可以通过中间支撑件(未显示)的使用而与轴 71 联接。中间支撑件可以为中空的并且采用与轴 71 类似的方式限定内管腔。中间支撑件可以为万向节的形式或对换能器提供枢转(或俯仰)旋转运动的其他类型的支撑件,如在美国申请系列第 61/713172 号中所解释的,其通过

引用而将其全部内容并入本文。

[0051] 朝向导管 22 的应用端延伸的立即包围换能器 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学阻抗的其他物质（比如盐水、油（例如，矿物油或蓖麻油）或混合醇）完全填满。密封件 74、轴承或其他结构设置为邻近于传动组件 30 和轴 71 以在传动组件 30 和包围换能器 28 的腔之间提供流体密封。物质应当将在旋转期间作用为对抗换能器 28 的摩擦最小化。以此方法，可以在身体流体、导管 22 和直接包围换能器 28 的介质之间实现声学匹配。在换能器 28 和体组织之间传送和接收超声信号时，声学匹配保证发生最小信号损失，这提高了产生图像的清晰度。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内时，与部件的长期接触使无刺激性流体（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，流体连通端口（未显示）可以设置或创设在导管内或通过导管壁，以允许添加流体。在此情况下，在装置 20 部署时可以添加刺激性流体。刺激性流体（例如水、盐水和酒精）一般具有生物兼容性、声学透明和粘性的更好的结合。

[0052] 装置 20 设置为从换能器 28 通过管腔 72、73 而传输电信号。在图 1 的实施方案中，导体 50、52 是导电路径的一部分，其从换能器 28 通过管腔 72、73 而延伸，并且其导电地运行性地与操纵台联接。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。导体 50、52 可以在传导电气信号的同时响应于轴 71 和换能器 28 的旋转运动而通过轴 70 并进行扭转运动，而不造成严重损坏。

[0053] 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 可以为细导线，其延伸通过背部 40 和 / 或夹持环 44 并且进入管腔 73。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（未显示）而密封地进入管腔 73。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 的内腔的长度而运行。可替代地，导体 50、52 可以延伸至位于导管 22 内的中间联接件（未显示）或控制侧附接点。控制侧附接点或联接件使导体 50、52 和超声操纵台之间的电气连通变得容易。控制侧附接点一般固定在不旋转的位置，其在驱动轴 70 的控制侧端部的控制侧。但是，在一些示例中，控制侧附接点可以设置在中空驱动轴内。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 可以与一个或更多的中间导体（例如刚性轴或单一电缆）联接，所述中间导体设置在换能器 28 和导体 50、52 之间。这样，以各种方式完成导电路径，其中导电路径延伸通过管腔 72、73 并且包括导体 50、52。

[0054] 在设备 20 的操作期间，医师将设备 20 插入病人的身体，并且将设备 20 操纵至期望的位置，例如，在特定血管中。一旦设备 20 被放置在待被成像的机体组织中或靠近所述机体组织时，则旋转电动机 32 通电使得轴 70 旋转。相对应地，轴 71 和换能器 28 绕旋转轴线旋转。换能器 28 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，换能器 28 基本沿着相对于轴 71 的向外方向（也即，基本垂直于旋转轴）传输

超声信号。

[0055] 当超声信号得以传输,超声信号穿过导管 22 的壁 24 直到它遇到声学阻抗界限(例如,体组织、血小板、医学植入体或其他具有与体液或其他包围材料十分不同的声学阻抗的其他材料),使得超声信号在边界处至少部分地反射。超声信号的至少一部分反射回换能器 28。在换能器 28 处接收的表示反射的超声的一个或更多电气信号经由导电路径(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 继续发送进一步的超声信号,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。

[0056] 换能器 28 经由传动组件 30 而在旋转电机 32 的动力下以往复的方式进行旋转,使得其在一个方向上旋转固定的距离,并且然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,并且在相对方向上绕着彼此至少部分地扭转(例如,360 度顺时针扭转、360 度逆时针不扭转、360 度逆时针扭转以及 360 度顺时针不扭转)。导体 50、52 的控制侧连接点(未示出)保持静止,其使导体的受控的扭转变得容易,并且允许与操纵台的非旋转联接。导体 50、52 位于管腔 72、73 中,并具有足够的松弛度以允许导体 50、52 缠绕而不损坏导体 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,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。在另外的示例中,将导体 50、52 配置成在附接至中间导体时进行扭转反作用,所述中间导体可导电地并运行性地位于元件 42 和导体 50、52 之间。

[0057] 在图 5 中显示了装置 20 的可替换实施方案。装置 20 包括换能器 28、传动组件 100 和电机 32。装置 20 类似于图 1 实施方案,并且以与传动组件 100 和导电路径(包括导体 102、104)的显著期望相同的方式运行。装置 20 包括旋转轴 70、71,旋转轴 70、71 用于在电机 32、传动组件 100 和换能器 28 之间运行性地连接。在此实施方案中,轴 70 可以包括管腔或可以不包括管腔。

[0058] 传动组件 100 配置为接收来自电机 32 的恒定旋转输入并且将往复旋转输出至换能器 28。在图 6 中显示了传动组件 100 的部分横截面示意图。轴 70 在传动组件 100 的控制侧与传动组件 100 联接并且轴 71 在传动组件 100 的应用侧与传动组件 100 联接。传动组件 100 包括壳体 76。壳体 76 设置为使得其相对于导管 22 静止或固定。传动组件 100 包括齿轮的布置,这示意性地显示在图 7 中。齿圈 110 与轴 70 联接并且配置为与第一正齿轮 114 和第二正齿轮 116 相互作用。驱动齿轮 112 与轴 71 联接并且配置为与第三正齿轮 118 相互作用。

[0059] 齿圈 110 为内齿轮,即,具有向着其旋转轴线的齿。齿圈 110 是这样类型的齿轮:其有时称为扇形齿轮或切断齿轮,并且其包括齿部分 120(或扇形)和无齿部分 122。齿部分 120 占据齿圈 110 的部分不大于齿圈 110 的周长的一半。换句话说,齿部分 120 占据齿圈 110 的部分具有的弧长由公式 $L = \theta r$ 定义,其中 r 是从旋转轴线至齿部分 120 的测量的半径,并且 $\theta \leq 180^\circ$ 。类似地,齿部分 122 占据齿圈 110 的一部分,该部分不少于齿圈 110 的周长的一半。齿部分 120 可以包括导入部分(未显示),该导入部分位于齿部分 120 的一端或两端。导入部分包括相对于位于齿部分 120 的中间的齿具有逐渐减小的高度(或

者如径向测量的长度)的齿。齿圈 110 可以附接至轴 70 或在应用侧构成为轴 70 的整体部分并由轴 70 构成。将齿圈 110 描绘为图 6 中的凸缘的一部分。但是,可以采用不同的构造将齿圈 110 与轴 70 合并。

[0060] 正齿轮 114、116 和 118 为外齿轮,即,具有远离他们各自的旋转轴线的齿。第一正齿轮 114 与轴 124 接合,使其响应于轴 124 的旋转而旋转。第二正齿轮 116 与轴 126 接合,使其响应于轴 126 的旋转而旋转。轴 124、126 通过壳体 76 可旋转地支撑,壳体 76 可以包括轴承,轮毂或其他合适的旋转支撑件。齿轮 114、116 设置为彼此直径上相对,并且设置为使得第一正齿轮 114 接合第二正齿轮 116。第一正齿轮 114、第二正齿轮 116 和齿部分 120 安排布置为使得齿部分 120 可以仅仅接合正齿轮 114 或正齿轮 116,而不同时接合两者。第三正齿轮 118 与轴 126 接合,使其响应于第二正齿轮 116 的旋转而旋转。相对于第二正齿轮 116,第三正齿轮 118 设置在轴 126 的应用侧。驱动齿轮 112 为外齿轮,并且固定地附接至轴 71,使得轴 71 响应于驱动齿轮 112 的旋转而旋转。

[0061] 齿圈 110 配置为从轴 70 接收单向的旋转驱动力。如图 7 所示,当齿圈 110 顺时针旋转时,齿部分 120 接合第一正齿轮 114,并导致第一正齿轮 114 同时相对于轴 124 的轴线顺时针旋转。第一正齿轮 114 接合第二正齿轮 116,并且导致第二正齿轮 116 相对于轴 126 的轴线逆时针旋转。第二正齿轮 116 的逆时针旋转导致第三正齿轮 118 同时相对于轴 126 逆时针旋转。第三正齿轮 118 的逆时针旋转导致驱动齿轮 112 和轴 71 顺时针旋转。随着齿圈 110 继续将齿部分 120 顺时针旋转为从第一正齿轮 114 分开并且随后与第二正齿轮 116 接合,这导致第二正齿轮 116 顺时针旋转。第一正齿轮 114 响应性地逆时针旋转。第二正齿轮 116 的顺时针旋转导致第三正齿轮 118 同时经由轴 126 顺时针旋转。第三正齿轮 118 的顺时针旋转导致驱动齿轮 112 和轴 71 逆时针旋转。随着齿圈 110 继续顺时针旋转,齿部分 120 从第二正齿轮 116 分开并且随后再次与第一正齿轮 114 接合,这导致轴 71 再次顺时针旋转。随着齿部分 120 在第一正齿轮 114 和第二正齿轮 116 之间接合性地过渡,齿部分 120 的导入部分将潜在的齿轮阻塞问题最小化或消除潜在的齿轮阻塞问题。以此方法,随着轴 70 在单方向上旋转(其可以为顺时针的或逆时针的),轴 71 进行往复旋转运动。

[0062] 传动组件 100 的各个方面可以如前述图 1 的实施方案进行变化,例如齿部分 120 的弧长的变化和驱动齿轮 112 的尺寸的变化,并且变化为具有如本文所描述的相同的效果。

[0063] 在图 5 的实施方案中,导体 102、104 从换能器 28 穿过而到达壁 24,并且沿着壁 24 行进以与操纵台可导电地联接。导体 102、104 可以首先进入中空轴 71 并通过开口 128 离开。可选地,导体 102、104 可以在中空轴 71 的外部处与换能器 28 联接。导体 102、104 设置成在换能器 28 和壁 24 处的附接点之间有足够的通路,使得当轴 71 旋转时,导体 102、104 相对于轴 71 交替地扭转和不扭转。例如,如果期望换能器 28 顺序地以每个方向旋转 720° ,则从中间起始点开始,为了在每个旋转方向上绕轴 71 进行至少完整的 360° 旋转,导体 102、104 将具有足够的余量。

[0064] 图 1 的实施方案可以与图 5 的导体布置结合。在此情况下,轴 71 的管腔 73 可以放置其他组件,例如导引线。在一个示例中,导引线可以延伸通过电机轴 70 的管腔 72、通过轴 71 的管腔 73、经过(或通过)换能器 28 并且通过导管尖端。在一些实施方案中,管腔 72、73 可以放置导引线和导体两者。

[0065] 可替换地,或与本文描述的各个实施方案的齿部分的导入部分结合,可以在正齿轮和齿圈之间添加摩擦界面。在一个实施方案中,接瓣 200 设置为邻近于齿部分的端部(图 14)。接瓣 200 是附接至齿圈的抬起的拱台,并且在特定情况下由弹性可压缩材料构成,例如橡胶。在运行期间,随着齿圈(分别地)与第一正齿轮或第二正齿轮分开并且与第二正齿轮或第一正齿轮接合,接瓣 200 随着正齿轮改变其方向而吸收正齿轮的一些能量(或动量)。接瓣 200 与正齿轮摩擦性地接合,并且导致正齿轮倒转方向(或开始旋转),以使得正齿轮以适当的速度旋转,从而与齿圈接合。

[0066] 可替代的实施方案包括一个或更多的无齿的盘 210,盘 210 设置为邻近正齿轮并且连接至正齿轮,使得其响应于正齿轮的旋转而旋转(图 15)。在此实施方案中,相对于齿圈的齿部分中的齿,将接瓣 212 设置在轴向偏置处。盘 210 还可以由弹性可压缩材料构成,或可替代地,其可以由相对刚性的材料构成。在运行期间,随着齿圈与正齿轮分开并且再次与齿轮接合,盘 210 摩擦性地接合接瓣 212,这导致盘 210 和正齿轮减小旋转速度并且改变齿圈和正齿轮之间的齿传动接合之前的方向。图 14 和图 15 的实施方案用于使正齿轮的倒转速度平滑而不影响和损坏轮齿。换言之,保护齿轮免受这样的损伤:在以相反方向旋转时,可能由齿轮的接合导致的损伤。以此方法,接瓣 200、接瓣 212 以及盘 210 的作用类似于在手动变速箱中同步器的作用。

[0067] 另一个可替代的传动组件实施方案显示在图 11 中。传动组件 170 在很多方面都类似于前述的传动组件 30。传动组件 170 包括三个第一正齿轮 172、三个第二正齿轮 174 和齿圈 176。齿圈 176 包括三个齿部分 177 和三个无齿部分 178。当齿圈 176 相对于旋转轴线单方向旋转时,齿部分 177 交替地接合第一正齿轮 172 和第二正齿轮 174。交替的接合导致第一正齿轮和第二正齿轮的往复运动,由此第三正齿轮可以将往复运动传递至驱动齿轮(未显示)。六个正齿轮的使用允许使用减小直径的正齿轮,相应地,正齿轮在靠近齿圈的中心处占据更小的区域。因此,轴 71 可以具有较大直径和较大的管腔 73,管腔 73 可以容纳较大直径的导体,较多数量的导体(例如,用于具有线性阵列的换能器)和/或较大的导引线。传动组件 170 还可以包括八个正齿轮的布置,具有四个第一正齿轮、四个第二正齿轮和四个齿部分。类似地,传动组件 170 可以包括这样的布置:其具有十个或更多的正齿轮,其中正齿轮的数量为偶数。

[0068] 另一个可替代的传动组件实施方案显示在图 12 和图 13 中。在该实施方案中,传动组件 180 配置为从电机 32 接收恒定的旋转输入,并且将往复旋转输出至换能器 28。传动组件 180 的部分横截面示意图显示在图 12 中。在传动组件 180 的控制侧,轴 70 与传动组件 180 联接,并且在传动组件 180 的应用侧,轴 71 与传动组件 180 联接。传动组件 180 包括壳体 76,壳体 76 设置为使得其相对于导管 22 固定。

[0069] 传动组件 180 包括示意性地显示在图 13 中的齿轮的布置。在此示例中,齿圈 181 与轴 70 联接,并且配置为与第一正齿轮 182、183 和第二正齿轮 184、185 相互作用。驱动齿轮 186 与轴 71 联接,并且配置为与第三正齿轮 187、188 相互作用。齿圈 181 为内齿轮,其如图 2 的实施方案所述的具有两个齿部分。第一正齿轮 182、183 为如图 2 的实施方案所述的外齿轮。第一正齿轮 182、183 可以可旋转地附接至齿轮支撑件 197、198,齿轮支撑件 197、198 固定至壳体 76(或相对于壳体 76 固定)。第二正齿轮 184、185 为外齿轮,其宽度大于第一正齿轮 182、183 的宽度(或沿着齿轮的中心轴线测量的长度)。第四正齿轮 194、195 固

定地附接至第三正齿轮 187、188,并且与第三正齿轮 187、188 一致旋转。第三正齿轮和第四正齿轮在旋转轴线上可旋转地安装至壳体 76,所述旋转轴线不平行于第一正齿轮 182、183 的旋转轴线(图 13)。第四正齿轮 194 设置为与第二正齿轮 184 接合。第四正齿轮 195 设置为与第二正齿轮 185 接合。驱动齿轮 186 设置为接合第三正齿轮 187、188。

[0070] 传动组件 180 为轴 71 提供 360° 往复旋转,同时也通过轴 71 将管腔提供为容纳多个导体和 / 或导引线。第四正齿轮 194、195 可以包括减小的直径和减小的齿数(相比于第三正齿轮 187、188),从而增加第二正齿轮 184、185 和第四正齿轮 194、195 之间的传动比。对于第二正齿轮 184、185 的每个完整旋转,增加的传动比导致第四正齿轮 194、195 进行多个完整的旋转(或多于一个的完整旋转)。由于第四正齿轮 194、195 附接至第三正齿轮 187、188,对于第二正齿轮 184、185 的每个完整的旋转,第三正齿轮 187、188 还进行多个完整的旋转。还可以通过增加或减小第三正齿轮 187、188 的直径并增加或减小驱动齿轮 186 的直径而修改第三正齿轮 187、188 和驱动齿轮 186 之间的传动比。以此方法,可以得到这样的传动比:其中轴 71 响应于齿部分 190、191(由无齿部分 192、193 分开)和第一正齿轮 182、183 或第二正齿轮 184、185 之间的单一接合(或大约齿圈 181 的 90° 旋转)而在单方向上旋转完整的 360° 。

[0071] 第四正齿轮 194、195(和第三正齿轮 187、188)的旋转轴线可以从旋转轴线移动更多,以便通过轴 71 容纳更大管腔 73 的同时维持第四正齿轮 194、195 和第二正齿轮 184、185 之间的接合。通过将图 12 的示例与具有多于四个的用于与齿圈接合的正齿轮的传动组件接合,管腔可以进一步放大(例如,图 11)。

[0072] 另一个可替代的装置 20 的实施方案显示在图 8 至图 10 中。装置 20 包括旋转电机 32、33、导管 22(未显示)、轴 140、换能器 28 和偏置力构件 142。换能器 28 枢转地安装至轴 140,使得装置 20 提供超声信号扫描或超声信号场,其不仅绕装置 20 的旋转轴线转动,还可枢转以观察换能器 28 的特定位置的前方和 / 或后方。枢转组件 160 包括枢转支架 150、换能器支架 152、凸轮板 154 和弯曲轴 144。枢转组件 160 提供绕枢转轴线的、在中间位置和最大位移位置之间的换能器 28 的往复移动。

[0073] 旋转电机 32、33 是如前所述的微型电机。旋转电机 32 与轴 140 联接,导致轴 140 绕旋转轴线旋转。轴 140 为中空圆筒轴,其具有经此延伸的管腔 141。旋转电机 33 与弯曲轴 144 联接,导致弯曲轴 144 绕旋转轴线旋转。弯曲轴 144 从电机 33 延伸通过管腔 141。弯曲轴 144 可以在靠近轴 140 的应用侧端部处通过轴承 143 支撑。偏置力构件 142 位于电机 32 和电机 33 之间,并且连接至电机 32、33,从而引起偏置力,所述偏置力倾向于将电机 33 推向电机 32。偏置力构件 142 可以为螺旋弹簧、弹性橡胶构件或其他合适的偏置构件。

[0074] 枢转支架 150 与轴 140 联接,使其响应于轴 140 的旋转而旋转。枢转支架 150 配置为接收销钉 156。换能器支架 152 与换能器 28 固定地联接,并且配置为接收销钉 156。换能器支架 152 经由销钉 156 而与枢转支架 150 旋转地联接,使得换能器支架 152 相对于枢转支架 150 和轴 140 是可旋转的。销钉 156 限制枢转轴线,换能器 28 绕所述枢转轴线是可枢转的。枢转支架 150 可以包括开孔(slot),该开孔配置为接收换能器支架 152,使得两个延伸构件联接至换能器支架 152 的两个相对侧(未显示)。可替换地,枢转支架 150 可以为连接至换能器支架 152 的单侧的构件(图 8)。

[0075] 凸轮板 154 附接至换能器 28 的底部(例如背部 40),使得凸轮板 154 设置为基本

平行于（但是不必须重合于）枢转轴线。凸轮板 154 运行为凸轮从动件。凸轮板 154 包括伸长开孔 158，伸长开孔 158 一般平行于枢转轴线。伸长开孔 158 包括顶部表面 162 和底部表面 163。弯曲轴 144 包括弯曲端部 164。弯曲端部 164 包括这样的弯曲轴 144 的部分：其在从旋转轴线角度偏置的方向上延伸（即，在弯曲 166 的应用侧的轴 144 的部分）。弯曲端部 164 配置为穿过伸长开孔 158。弯曲端部 164 具有这样的表面：其用作凸轮表面，并且配置为依据弯曲轴 144 的旋转位置而接合顶部表面 162 和 / 或底部表面 163。

[0076] 枢转组件 160 允许用于换能器 28 的往复枢转运动。电机 33 可以绕旋转轴线旋转弯曲轴 144。当弯曲轴 144 相对于轴 140 绕旋转轴线旋转（凸轮板 154 也是同样的）时，弯曲端部 164 接合凸轮板 154，并且导致换能器 28 绕枢转轴线往复枢转。弯曲轴 144 的旋转导致弯曲端部 164 绕旋转轴线、在零位移位置（图 8）和最大位移位置（图 10）之间旋转。在零位移位置，弯曲端部 164 一般比在最大位移位置处更靠近枢转轴线。但是，在最大位移位置和零位移位置之间，从枢转轴线至伸长开孔 158 的距离不改变。因此，相对于旋转轴线，在一般轴线方向上，零位移位置和最大位移位置之间，在开孔 158 内不同地设置弯曲端部 164。

[0077] 在图 8 的配置中，弯曲轴 144 处于中间位置，并且弯曲端部 164 处于零位移位置，即，换能器 28 设置为具有基本垂直于旋转轴线的发送角度。在此配置中，弯曲端部 164 的部分紧靠顶部表面 162 和 / 或底部表面 163。随着弯曲轴 144 在零位移位置和最大位移位置之间（相对于图 9）顺时针旋转 90° ，弯曲端部 164 在开孔 158 内（相对于旋转轴线）的一般径向方向上、从中心位置朝开孔 158 的端部移动。靠着表面 162、163 的弯曲端部 164 的邻接，以及弯曲端部 164 的进一步根据枢转轴线的定位导致凸轮板 154 和换能器 28 在朝向旋转轴线的方向上绕枢转轴线枢转（即，相对于图 8 顺时针）。

[0078] 随着弯曲轴 144 另外顺时针旋转 90° ，弯曲端部 164 移动至最大位移位置。同时地，在开孔 158 内（相对于旋转轴线）的一般径向方向上，弯曲端部 164 向后移动向开孔 158 内的中心位置。一般地在弯曲轴 144 的控制侧方向上，表面 162、163 沿着弯曲端部 164 滑动为容纳在从枢转轴线至开孔 158 和弯曲端部 164 的距离上的相对差。靠着表面 162、163 的弯曲端部 164 的邻接，以及朝着最大位移点的弯曲端部 164 的移动导致换能器 28 绕枢转轴线朝旋转轴线进一步枢转。在随着弯曲轴 144 进一步顺时针旋转 90° 的旋转期间，弯曲端部 164 再次在开孔 158 内（相对于旋转轴线）的一般径向方向上移动，并且弯曲端部 164 返回在零位移位置和最大位移位置之间的中间位置。同时，换能器 28 从最大位移位置移动至中间位移位置。另一个 90° 旋转导致弯曲轴 144 返回至零位移位置，并且换能器 28 重返中间位置。以此方法，枢转组件 160 基于电机 33 的均匀旋转而将往复枢转运动提供至换能器 28。

[0079] 当与轴 140 的旋转运动结合时，换能器 28 相对于枢转轴线和旋转轴线两者是可移动的。通过电机 32 和电机 33 之间的速度差（或相位差）控制枢转运动速度。例如，当电机 32 和电机 33 以相同的速度旋转时，换能器 28 只绕旋转轴线进行旋转，而弯曲轴 144 不改变相对于枢转轴线的位罝。当电机 33 旋转而电机 32 静止时，换能器 28 只绕枢转轴线移动。当电机 32 旋转而电机 33 静止（或以不同的角速度旋转）时，换能器 28 同时绕旋转轴线和枢转轴线两者移动。在此配置中，相对于绕旋转轴线的旋转，枢转移动的相对速度是最大的（除导致电机 33 和电机 32 以相反方向旋转以外）。相对于绕旋转轴线的旋转，可以通

过接合电机 33 而减小枢转移动的相对速度,并且导致其与电机 32 同时旋转。枢转速度随着电机 32 和电机 33 之间的旋转速度差的减小而减小。类似地,枢转速度随着电机 32 和电机 33 之间的旋转速度差的增加而增加。换言之,当电机 32 和电机 33 以不同的角速度旋转时,在弯曲轴 144 的旋转速度和换能器 28 绕枢转轴的旋转速度之间积累相差。

[0080] 可以提供对电机 32 和 / 或电机 33 的控制,从而以特定旋转速度或方式维持一个电机或这两个电机。例如,30 至 100Hz 之间的绕旋转轴线的形式(例如自转)可以与大约 1-2Hz 的绕枢转轴线的较慢枢转结合,从而以限定的方式提供向前和向后的清晰图像。已经确定绕旋转轴线的相对慢的自转(例如,约 1-2Hz)与绕枢转轴线的更快的枢转(例如,接近装置 20 的共振频率)结合可以提供较好的结果。在换能器 28 更接近旋转轴线时提供更快的绕旋转轴线旋转以及在换能器 28 距旋转轴线更远时提供绕旋转轴线的更慢旋转的形式还用于提高图像帧率和清晰度。

[0081] 相对于电机 33 的旋转速度,可以通过改变配置和 / 或弯曲端部 164 的尺寸(即,从轴 144 的应用侧端部的弯曲距离)和通过改变位移的位置和凸轮板 154 附接至换能器 28 的角度而控制绕枢转轴线的运动的速度和枢转范围。另外,开孔 158 的配置和位置可以改变(和 / 或可以改变凸轮板 154 的尺寸)。例如,通过将凸轮板 154 移动为更靠近换能器 28 的控制侧和 / 或沿着旋转轴线将弯曲端部 164 移动为更接近装置 20 的控制侧,可以增加枢转范围。在此情况下,凸轮板 154 和枢转轴线之间的较短距离会导致换能器 28 的更大的位移,这是由于在零位移位置和最大位移位置之间的、从枢转轴线至弯曲端部 164 测量出的距离上较大的比例差。作为另一个示例,弯曲端部 164 可以放大,从而增加枢转范围。

[0082] 图 8 的实施方案可以具有这样的枢转范围和幅度:其可以通过用户进行调节,从而可以根据成像大小而忽略不感兴趣的区域,以增加帧率。电机 33 可以设置在导管 22 内,从而在沿着旋转轴线的轴向上是可移动的。在此情况下,引张线(tensionwire)附接至电机 33 的控制侧并且通过导管 22 延伸至用户操作的旋转把手或其他张力调整装置。用户可以旋转把手,这会导致引张线环绕把手的一部分(这使得引张线缩短)并且将力施加至电机 33 的控制侧,并且使电机 33 相对于旋转轴线在控制侧方向上轴向地移动。该移动作用为与来自偏置力构件 142 的作用在电机上的力的方向相反,这增加了作用在电机 33 上的张力。类似地,用户可以反方向旋转把手,这使引张线变长,并且允许电机 33 在偏置力构件 142 的张力下,在应用侧方向上轴向移动。通过将电机 33 向装置 20 的控制侧轴向地移动,可以通过导致弯曲端部 164 与表面 162、163 接合(通常在远于旋转轴线的点处)而增加幅度和范围,使得开孔 158(以及类似地,换能器 28)在弯曲轴 144 旋转时具有增加的位移。

[0083] 在图 8 的实施方案中,包围换能器 28 的流体还可以在弯曲轴 144 和轴 140 之间并且向偏置力构件 142 提供润滑。流体可以预装或在使用前添加,如前所述。

[0084] 本文所述的实施方案允许装置 20 包括直接旋转的换能器元件,其避免了旋转镜设计的使用需求以及与这样的设计相关的缺陷。例如,相比于旋转镜设计,装置 20 较短并且占据较小空间。相比于旋转镜设计,本文描述的直接旋转换能器实施方案具有更深的声焦深度。在公开的实施方案中,超声波直接在感兴趣的方向上传播而不像超声波必须在开始在感兴趣的方向上行进之前朝反射器行进数毫米的反射器设计。

[0085] 装置 20 简化了通过检视窗口的图像捕捉,这不受必须声学衰减(例如伪像、障碍或图像内的错误)的影响。例如,换能器 28 定位在旋转电机 32、导体 50、52 和其他

组件的应用侧上的位置处,这保证了线或其他回波材料不在换能器 28 的检视窗内或不穿过换能器 28 的检视窗,即使换能器绕旋转轴线旋转完整的 360° 并且绕枢转轴线枢转。以此方法,不存在可以造成图像内的伪像或对重新定向的超声波形成阻碍部分的线或其他反射材料。这为医师提供了整个检视窗的清晰视图。通过轴 70、71 的管腔 72、73 放置线或其他导体 50、52 也允许装置 20 的整个宽度的减小,而在装置的外周上不需要为这样的导体提供额外的空间。如本文所述,术语“窗”包括在换能器 28 和有机流体或组织之间的(其可以在使用期间设置为在装置 20 的外部)、贯穿装置 20 的结构的基本没有阻碍的通路。

[0086] 装置 20 配置为与现有医疗装置一起使用,所述现有医疗装置设计用于经由皮肤的、管腔内的或间质的过程。例如,装置 20 可以与用于不同目的的多种导管一起使用,或作用于不同目的的多种导管,例如,依据特定的结构而定位于导管的应用侧上或定位于导管的应用侧内。如前所述,装置 20 的部分可以位于导管内的现有管腔内。在可替换的实施方案中,装置 20 可以包括外箱体,其类似于具有壁 24 的导管 22 但是缩短了,从而紧密地容纳装置 20。装置 20 可以安装在使用多个安装装置的导管、粘着剂或其他类型的布置的外部。本领域的技术人员将理解的是,对于现有医疗装置,装置 20 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不表示对装置 20 的使用功能的任何方面进行限制。

[0087] 在本文描述的一些实施方案中,霍尔传感器(未显示)、光学编码器(未显示)、超声、反电动势、电机凸极或他们中的一个或更多的结合可以用于控制和/或监测电机的角度位置。由于霍尔传感器的小尺寸和成熟的设计,已经确定霍尔传感器作为反馈机构是有利的。在一些实施方案中,通过换能器 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估或监测旋转电机 32 的旋转位置(并且超声束通过旋转电机 32 而旋转),保证通过换能器 28 获得的图像的适当的对准。本文所述的实施方案可以包括其他特征,例如索引系统或三维超声装置。

[0088] 当一些上述的讨论涉及在超声系统应用中的特定的使用时,应当理解的是,装置 20 的实施方案也可以用于多个其他医疗过程并且可以与多种其他医疗装置一起使用。本文描述的实施方案的多功能性允许装置 20 用于导引经由皮肤的治疗介入,例如,诸如,栓塞线圈、支架、过滤器、成像、气囊、活组织检查和辅助治疗等。装置 20 可以用于定位各种解剖学界标,其将用于正确地放置或引导治疗。典型的界标包括汇合点、分歧点、侧分支、附近的脉管、附近的神经、心脏和其他邻近于脉管的组织或其他包含换能器的孔。装置 20 还可以用于定位待治疗或回避的病变组织。在活组织检查期间可以使用装置 20 提供部署入组织中的针的图像。在 TIPS(transjugular intrahepatic portocaval shunt,经颈静脉肝内门腔静脉分流术)过程期间,可以产生图像,以允许医师观察放置入门静脉的销钉。对于 AAA(aortic abdominal aneurysm(腹主动脉瘤))移植术(graft delivery),装置 20 可以允许医师将导引线放置入对侧腿中。在部署期间或在部署后,装置 20 还可以用于对部署植入式装置的位置成像。

[0089] 尽管对于装置 20 的一些组件,本文强调了特定的材料,但是这些材料并不旨在对适用于装置 20 的材料类型进行限制。另外,未强调材料时,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用于在这样的装置中使用:所述装置用于皮下使用和用于 IVUS 成像过程。

[0090] 装置 20 也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。本领域的技术人员应当理解的是,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不表示对装置 20 的使用功能的任何方面进行限制。

[0091] 对使用的术语“旋转”或“旋转的”(例如,相对于旋转轴线),应当理解的是,即使旋转通常意味着角度改变远大于 360° ,但是在某些实施方案中,本文公开的装置可以配置为使旋转角度可以通过小于 360° 的角度旋转。在一些示例中,术语“枢转”可以理解为比“旋转”具有更多特性,反之亦然,但是本申请应用术语“旋转”和“枢转”的目的是清晰地表示角度改变发生所相对的轴线,而不是角度改变的性质和幅度。

[0092] 虽然在附图和上述说明书中已经详细地显示并描述了本公开,但是这只作为说明性的并且不在特性上进行限制,应当理解的是只显示且描述了优选的实施方案,并且所有在由权利要求限定的主题精神内的改变、等价形式和修改均期望被保护。应当理解的是,对于一个特定实施方案或项目描述的结构或其他特征可以与本文包括的其他特征、项目或实施方案结合使用或与本文包括的其他特征、项目或实施方案一起使用。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、专利或专利申请特别地且单独地显示为通过引用和描述而将其全文并入本文。

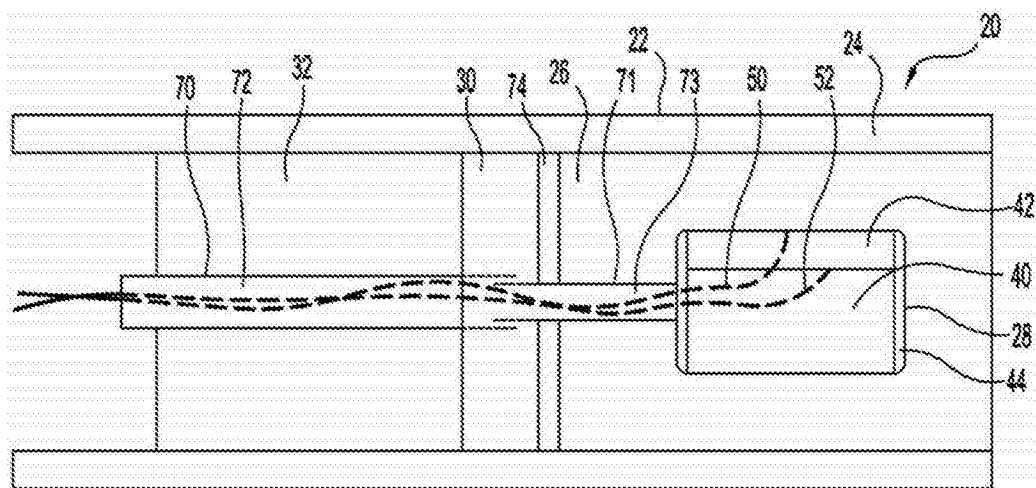


图 1

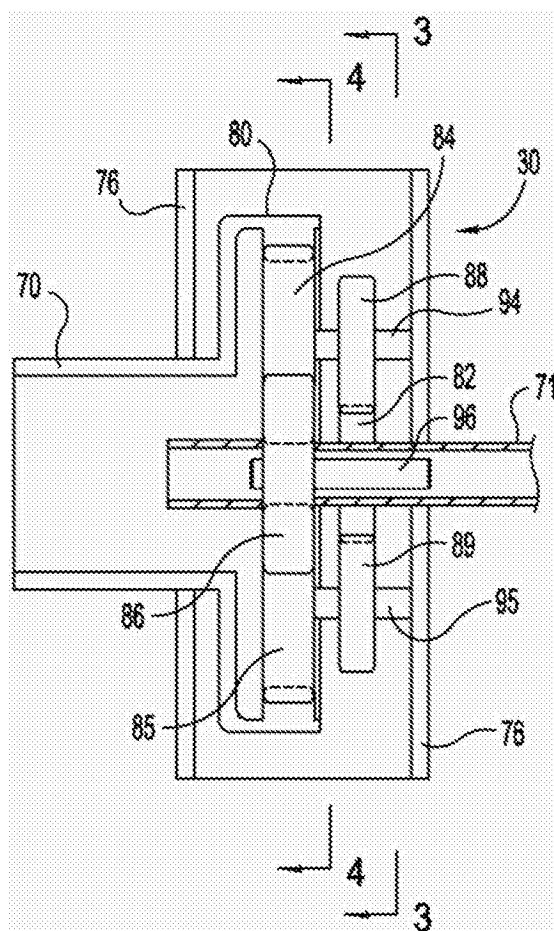


图 2

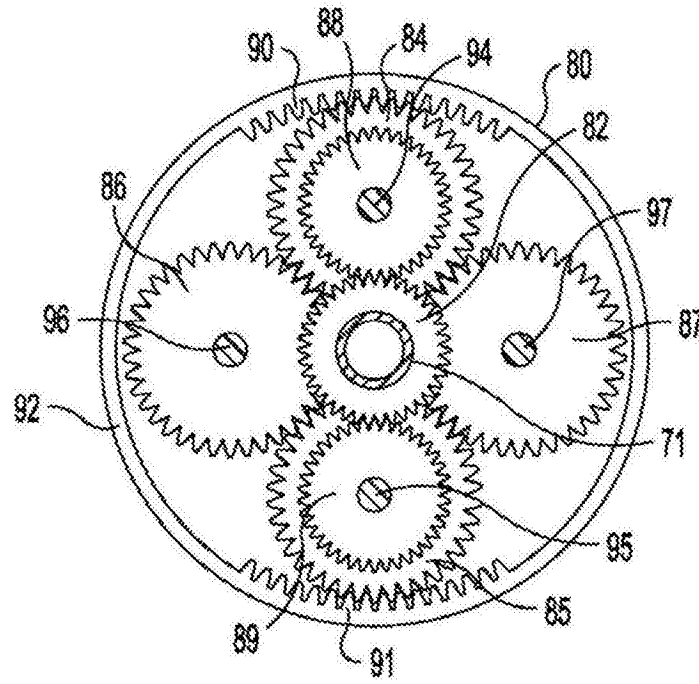


图 3

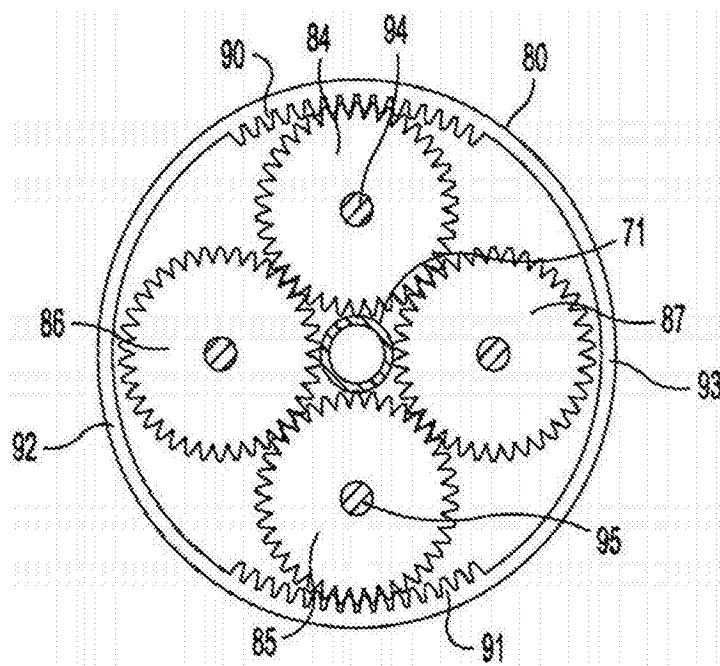


图 4

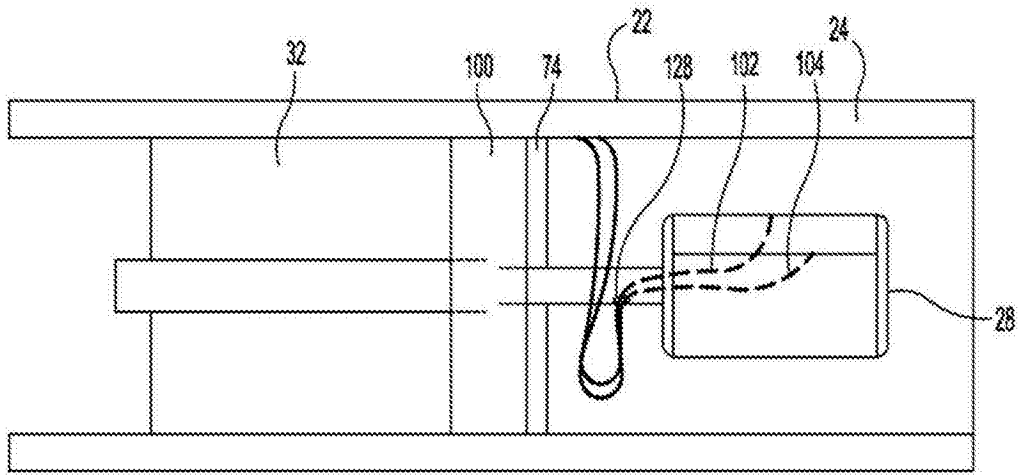


图 5

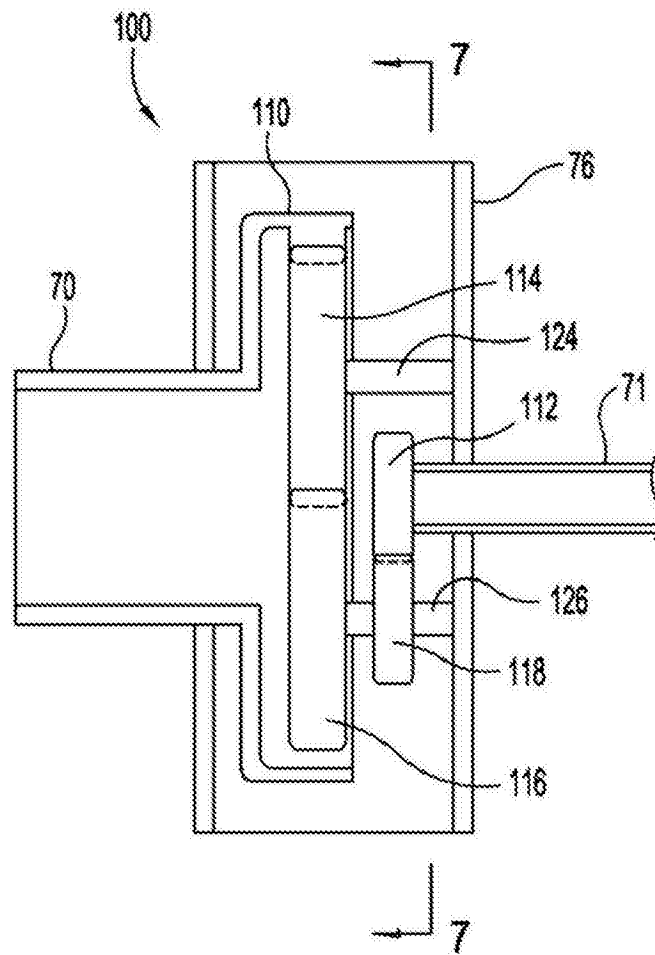


图 6

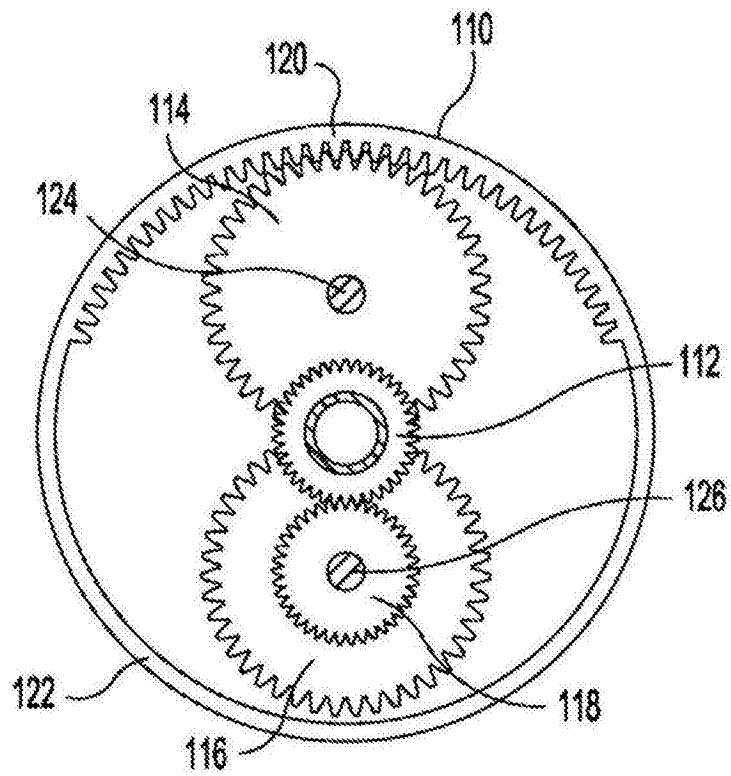


图 7

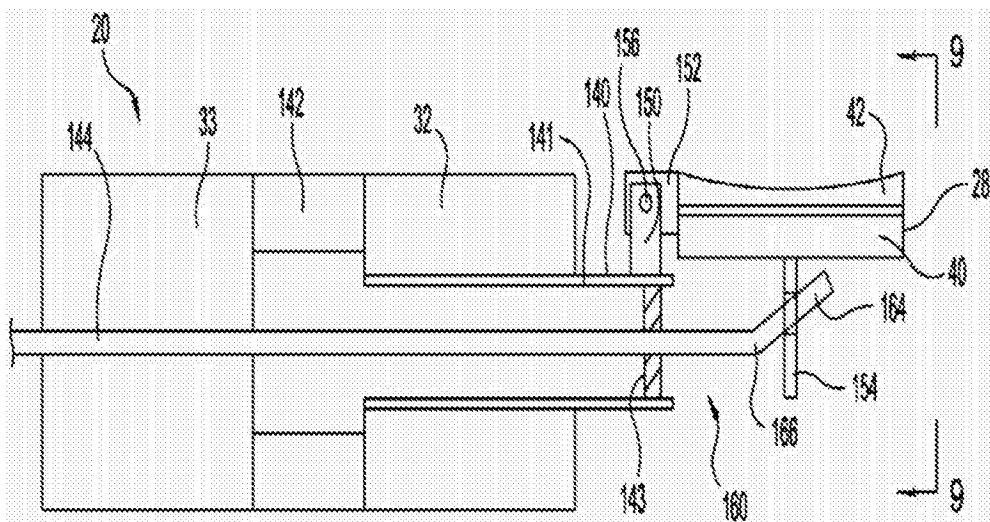


图 8

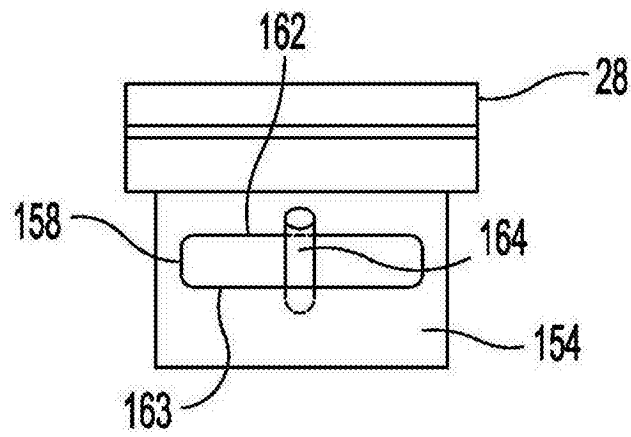


图 9

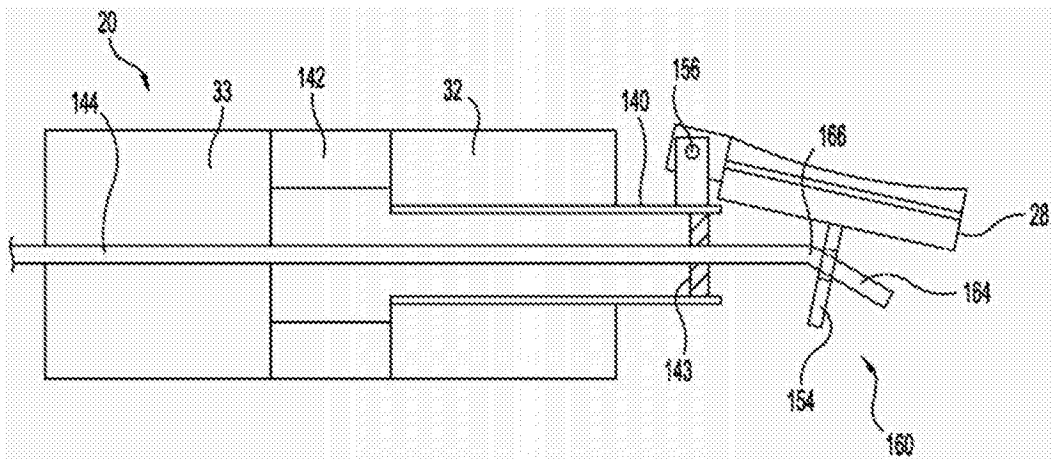


图 10

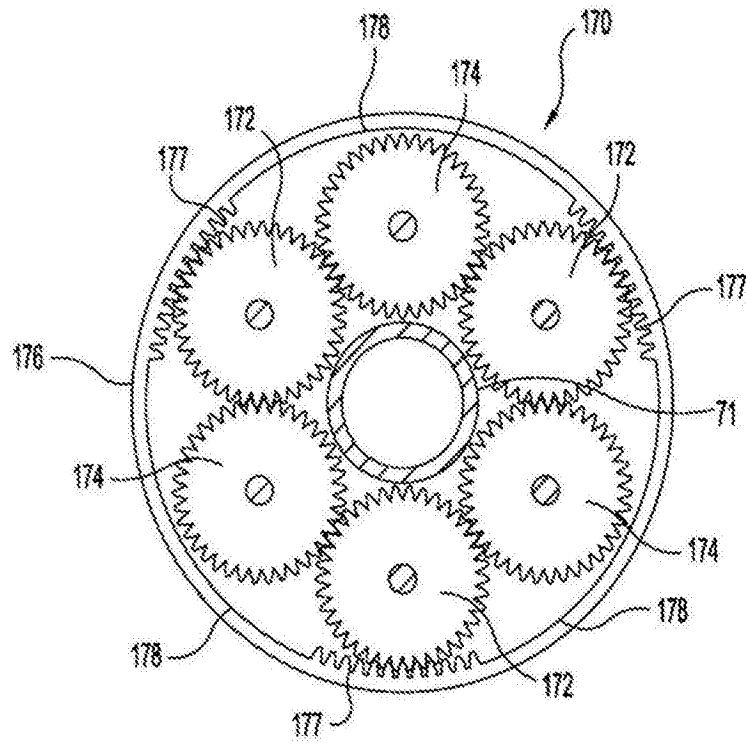


图 11

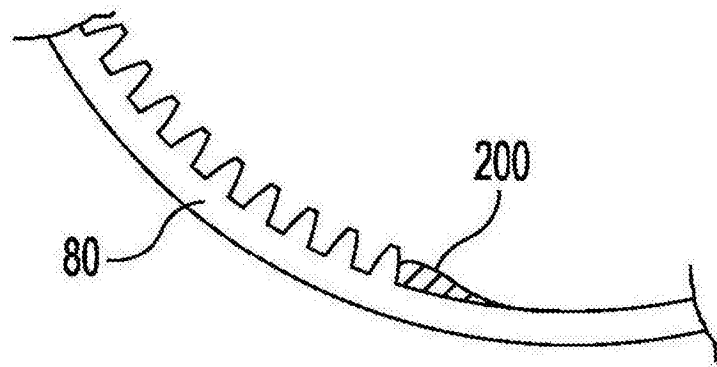


图 14

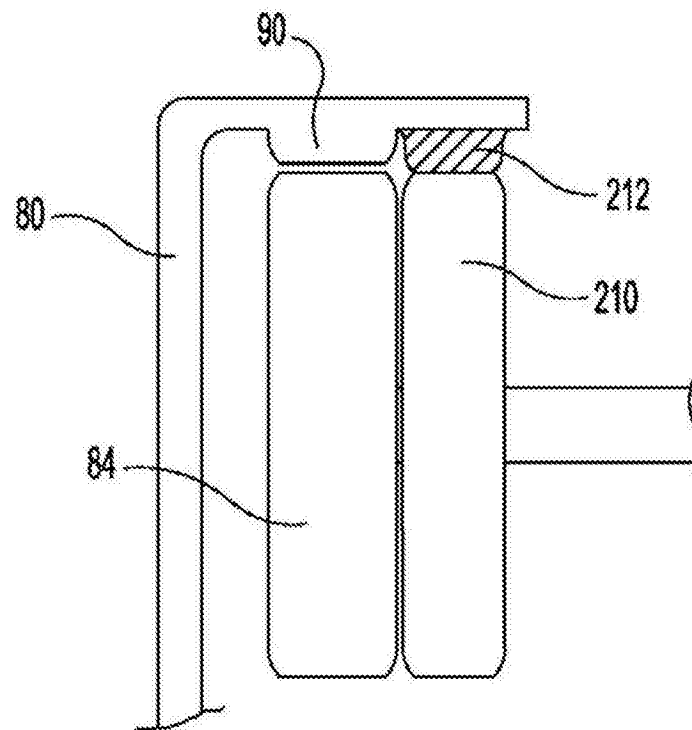


图 15

专利名称(译)	往复式超声装置		
公开(公告)号	CN105007827A	公开(公告)日	2015-10-28
申请号	CN201380074116.3	申请日	2013-12-30
[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	WJ哈维尔 PS麦金尼斯 NE菲尔诺特		
发明人	W·J·哈维尔 P·S·麦金尼斯 N·E·菲尔诺特		
IPC分类号	A61B8/12 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4461 A61B8/4466		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	61/748773 2013-01-04 US		
其他公开文献	CN105007827B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于体内超声过程的装置，其包括电机，该电机使驱动轴和超声换能器旋转。传动组件，其根据单方向电机提供往复旋转运动。凸轮组件，其将往复枢转运动提供至换能器。导体，其可以附接至换能器并且通过驱动轴延伸。

