



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102834058 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 19

(21) 申请号 201180012424. 4

代理人 余滕 王艳春

(22) 申请日 2011. 03. 02

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/312, 363 2010. 03. 10 US

12/948, 622 2010. 11. 17 US

A61B 8/00 (2006. 01)

G01N 29/24 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/026923 2011. 03. 02

(87) PCT申请的公布数据

W02011/112404 EN 2011. 09. 15

(71) 申请人 帝碧麦德克斯公司

地址 美国科罗拉多州

(72) 发明人 威廉·巴纳德

大卫·巴塞洛缪·沙恩

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

有限责任公司 11204

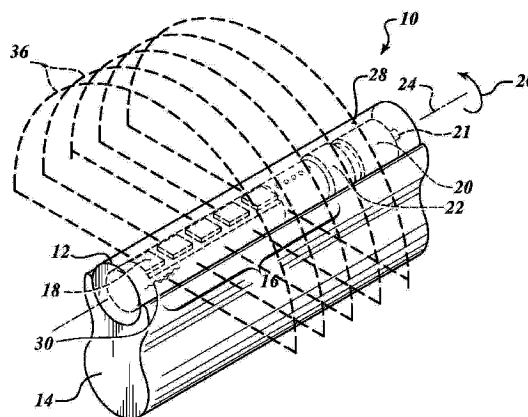
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声成像探测装置及方法

(57) 摘要

提供了一种超声探测装置, 其具有容纳于壳体中的超声模块, 超声模块包括多个转换器以及控制和处理系统, 多个转换器在壳体内纵向间隔布置, 控制和处理系统电联接至转换器以在超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据。电机也同样容纳于壳体中, 以使数据采集模式下的超声模块转动、摆动和 / 或平移。耦合流体被容纳于壳体中以至少部分环绕超声模块和电机。还提供了一种获取用于诊断目的的代表目标生物组织例如膀胱的超声数据的方法。



1. 一种超声探测装置,包括:

壳体,所述壳体具有纵轴线;

超声模块,容纳于所述壳体中,所述超声模块具有多个转换器以及控制和处理系统,所述多个转换器在所述壳体内纵向间隔布置,所述控制和处理系统通信地联接至所述转换器并能够被操作以使所述转换器发出超声波并处理通过所述转换器接收的超声信号,从而当所述超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据;

电机,容纳于所述壳体中并驱动地联接以使所述超声模块绕所述壳体的纵轴线转动;以及

耦合流体,容纳于所述壳体中以至少部分环绕所述超声模块和所述电机。

2. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,还包括:

电池,所述电池、所述电机的底座和所述超声模块固定地联接在一起以一同绕所述纵轴线转动。

3. 如权利要求 2 所述的超声探测装置,其中,所述电机为线性运动及转动双运动致动器,所述线性运动及转动双运动致动器驱动地联接至所述壳体,从而沿所述纵轴线相对于所述壳体线性移动所述超声模块以及绕所述纵轴线相对于所述壳体转动所述超声模块。

4. 如权利要求 3 所述的超声探测装置,其中,所述电池、所述电机的底座和所述超声模块在所述壳体内的公共腔中一同转动和平移,所述公共腔内填充有所述耦合流体。

5. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述电机为 DC 电机,所述 DC 电机被驱动以使所述超声模块绕所述壳体的所述纵轴线连续转动。

6. 如权利要求 5 所述的超声探测装置,还包括:

集电环,所述集电环联接至所述电机以在所述超声模块绕所述壳体的所述纵轴线转动时向所述超声模块的所述控制和处理系统供电。

7. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述电机为步进电机,所述步进电机被驱动以使所述超声模块绕所述壳体的所述纵轴线来回扫动。

8. 如权利要求 7 所述的超声探测装置,还包括:

多个柔性导电体,所述多个柔性导电体联接至所述电机以在所述超声模块绕所述壳体的所述纵轴线来回扫动时将电能传输至所述超声模块的所述控制和处理系统,在所述超声模块绕所述壳体的所述纵轴线来回扫动时所述柔性导电体卷绕或退绕所述纵轴线。

9. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述控制和处理系统包括无线通信装置,所述无线通信装置将代表所述目标生物组织的超声数据传输至远程装置。

10. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述控制和处理系统包括传感器,所述传感器用于测量所述超声模块的转动位置或转动速度中的至少一种。

11. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,还包括:

多个 LED,所述 LED 通信地联接至所述控制和处理系统以在所述超声模块绕所述纵轴线转动时受控地照亮,从而将信息通过壳体可视地传送至用户。

12. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,还包括:

支撑结构,所述转换器枢转地联接至所述支撑结构以绕垂直于所述壳体的所述纵轴线的各个倾斜轴线平行地倾斜。

13. 如权利要求 12 所述的超声探测装置,还包括:

轴,所述轴容纳于所述支撑结构中并联接至所述转换器,以在所述轴沿所述壳体的所述纵轴线平移时使所述转换器绕垂直于所述壳体的所述纵轴线的各个倾斜轴线倾斜。

14. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,还包括:

螺旋型轴,所述螺旋型轴联接至所述电机以同时使所述超声模块分别绕所述纵轴线转动以及沿所述纵轴线平移。

15. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述耦合流体是非腐蚀性、生物相容的流体。

16. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述壳体是圆柱形。

17. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述壳体是透光且透声的热塑性弹性体。

18. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述超声模块和所述电机密封在所述壳体的公共腔中。

19. 如权利要求 1 所述的超声探测装置,其中,所述壳体的表面包括曲线剖面,使得所述转换器的扫描线在经过所述壳体时改变方向。

20. 如权利要求 19 所述的超声探测装置,其中,所述壳体的表面的曲线剖面包括大体上对称的剖面段的周期序列,所述剖面段的间距与所述转换器的间距相等。

21. 获取用于诊断目的的代表目标生物组织例如膀胱的超声数据的方法,所述方法包括:

绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块,所述超声模块包括多个转换器以及控制和处理系统,所述多个转换器在所述壳体内纵向间隔布置,所述控制和处理系统电联接至所述转换器,所述超声模块的所述转换器与所述控制和处理系统密封在公共流体腔中;

激活所述超声转换器以发出超声波,同时所述超声模块绕所述纵轴线移动;以及接收代表目标生物组织的超声数据。

22. 如权利要求 21 所述的超声探测装置,其中,所述绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块的步骤包括将所述超声模块、电池和电机的底座绕所述纵轴线一同移动。

23. 如权利要求 21 所述的超声探测装置,其中,所述绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块的步骤包括分别轴向地绕所述纵轴线转动所述超声模块以及沿所述纵轴线平移所述超声模块。

24. 如权利要求 23 所述的超声探测装置,其中,所述分别轴向地绕所述纵轴线转动所述超声模块以及沿所述纵轴线平移所述超声模块的步骤包括在所述壳体的曲线剖面之下沿所述纵轴线平移所述超声模块。

25. 如权利要求 21 所述的方法,其中,所述接收代表目标生物组织的超声数据的步骤包括接收表示膀胱体积的信息。

26. 如权利要求 21 所述的方法,其中,所述绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块的步骤包括绕所述纵轴线连续转动所述超声模块。

27. 如权利要求 21 所述的方法,其中,所述绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块的步骤包括以相反的转动方向绕所述纵轴线来回枢转所述超声模块。

28. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

将代表所述目标生物组织的所述超声数据无线传输至远离所述超声模块的装置。

29. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

当所述超声模块绕所述纵轴线移动时,选择性地照亮电联接至所述超声模块的多个 LED,从而将信息通过所述壳体可视地传送至用户。

30. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

传感出所述超声模块的转动位置;以及

对从所述转换器采集超声数据与所述超声模块的位置进行协调。

31. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

将所述转换器绕垂直于所述壳体的所述纵轴线的各个倾斜轴线倾斜。

32. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

当所述超声模块转动时同时沿所述壳体的纵轴线平移所述超声模块。

33. 如权利要求 21 所述的方法,还包括:

在移动所述超声模块之前,沿所述壳体的所述纵轴线独立地平移所述超声模块。

34. 一种超声探测装置,包括:

壳体,所述壳体具有纵轴线;

超声模块,所述超声模块具有多个转换器以及控制和处理系统,所述多个转换器在所述壳体内纵向间隔布置,所述控制和处理系统通信地联接至所述转换器并能够被操作以使所述转换器发出超声波并处理通过所述转换器接收的超声信号,从而当所述超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据;

电池,向所述超声模块供电;以及

电机,具有底座和驱动轴,所述电机的所述驱动轴驱动地联接至所述壳体,从而使所述超声模块、所述电池和所述电机的底座绕所述壳体的所述纵轴线一同转动。

35. 如权利要求 34 所述的超声探测装置,其中,所述电机为线性运动及转动双运动致动器,所述线性运动及转动双运动致动器驱动地联接至所述壳体以使所述超声模块相对于所述壳体同时或独立地沿所述纵轴线线性移动以及绕所述纵轴线转动。

超声成像探测装置及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据 35U. S. C. § 119(e) 的规定要求于 2010 年 3 月 10 日提交的美国临时专利申请第 61/312, 363 号的优先权, 并且还要求于 2010 年 11 月 17 日提交的美国非临时专利申请第 12/948, 622 号的优先权, 上述申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开大体上涉及超声探测装置, 更具体地涉及具有体积扫描功能的超声探测装置以及使用超声探测装置的方法, 该超声探测装置用于诊断的目的, 例如确定膀胱体积。

背景技术

[0004] 传统的三维(C- 模式) 超声已经通过机械和电子束形成的某种组合将单一的扫描线扫过目标组织而实现了。例如, 一种方法为使用双轴机械步进电机, 双轴机械步进电机被配置成移动单活塞式转换器。其他的方法使用电子 B- 模式扫描头并增加了单电机或操作者来解决第三维的问题。还有另一种方法为使用全息三维电控相阵转换器。

[0005] 因为超声是一种脉冲回波技术, 所以帧速率受到脉冲回波循环的转接时间(transit time) 的限制。当所需的分辨率增加以及从二维(B- 模式) 向三维(C- 模式) 成像转变时, 对帧速率的这种限制会变得过分严格。降低的帧速率增加了由于操作者移动、患者移动或患者解剖结构移动(例如血液流动或呼吸作用) 导致的图像模糊的可能性。

[0006] 对于某些诊断方法例如膀胱体积测量, 具有多角度步进电机的扫过球面坐标系的单活塞式转换器已使用了多年。虽然其制造相当便宜, 但这种拓扑结构存在一些缺陷, 其中包括所获取数据的精度。例如, 对于膀胱体积测量, 系统的体积分辨率通常在角度方向与深度上都下降了。此外, 较接近患者皮肤表面的膀胱不大能够容纳在系统的总扫描立体角中。这是由于膀胱在解剖结构上位于耻骨之下, 系统的较小的扫描锥角(通常小于 90 度) 不能够到达此处。此外, 锥形的中心具有多余的扫描线, 这些扫描线会使处理效率变低并增加在某种程度上降低安全性的最大超声暴露组织。此外, 通过使用双轴机械步进拓扑结构的系统, 结果导致模糊增加以及测量精度可用的最慢帧速率中之一。这些缺陷的组合效果增加了对操作者训练以及超声成像装置的瞄准的依赖。

[0007] 因此, 申请人认为改进的诊断超声成像探测装置和方法是理想的。超声探测装置应更容易瞄准及获得用于诊断目的的精确的成像结果。超声探测装置还应具有小、牢固的形状尺寸或包装。

发明内容

[0008] 本文所述的诊断超声成像探测装置和方法能够以特别小且牢固的形状尺寸来高效且精确地采集代表目标生物样本的三维数据。在多个实施方式中, 超声成像探测装置和方法较好地适用于在不考虑操作者瞄准及熟练操纵超声探测装置的情况下自动确定人类膀胱的体积。

[0009] 适用于高效且精确地获取目标生物样本的三维数据的超声探测装置的至少一个实施方式可被概括为包括：壳体，壳体具有纵轴线；超声模块，容纳于壳体中，超声模块具有多个转换器以及控制和处理系统，多个转换器在壳体内纵向间隔布置，控制和处理系统通信地联接至转换器并能够被操作以使转换器发出超声波并处理通过转换器接收的超声信号，从而当超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据；电机，容纳于壳体中并驱动地联接以使超声模块绕壳体的纵轴线转动；以及耦合流体，容纳于所述壳体中以至少部分环绕超声模块和电机。电机可以是 DC 电机，其被驱动以使超声模块绕壳体的纵轴线连续转动。电机可以是步进电机，其被驱动以使超声模块绕壳体的纵轴线来回扫动。耦合流体可以是非腐蚀、生物相容的流体。壳体可以是圆柱形。壳体可以是透光和透声的热塑性弹性体。壳体表面可包括曲线剖面，使得转换器的扫描线在经过壳体时改变方向。壳体表面的曲线剖面可包括大体上对称的剖面段的周期序列，段间距与转换器的间距相等。超声模块和电机可密封在壳体的公共腔中。控制和处理系统可包括无线通信装置，无线通信装置将代表目标生物组织的超声数据传输至远程装置。控制和处理系统可包括传感器，传感器用于测量超声模块的转动位置或转动速度中的至少一种。

[0010] 超声探测装置还可包括电池，电池、电机的底座和超声模块固定地联接在一起以一同绕纵轴线转动或枢转。电机可以是线性运动及转动双运动致动器，线性运动及转动双运动致动器驱动地联接至壳体以相对于壳体同时或独立地沿纵轴线线性移动超声模块以及绕纵轴线转动超声模块。电池、电机的底座和超声模块可在壳体內的公共腔中一同转动和平移，壳体内填充有耦合流体。

[0011] 超声探测装置还可包括集电环，集电环联接至电机以在超声模块绕壳体的纵轴线转动时向超声模块的控制和处理系统供电。

[0012] 超声探测装置还可包括多个柔性导电体，其联接至电机以在超声模块绕壳体的纵轴线来回扫动时将电能传输至超声模块的控制和处理系统，在超声模块绕壳体的纵轴线来回扫动时柔性导电体卷绕或退绕纵轴线。

[0013] 超声探测装置还可包括多个 LED，该 LED 通信地联接至控制和处理系统以在超声模块绕纵轴线转动时受控地照亮，从而将信息通过壳体可视地传送至用户。

[0014] 超声探测装置还可包括支撑结构，转换器枢转地联接至支撑结构以绕垂直于壳体的纵轴线的各个倾斜轴线平行地倾斜。超声探测装置还可包括轴，轴容纳于支撑结构中并联接至转换器以在轴沿壳体的纵轴线平移时使转换器绕垂直于壳体的纵轴线的各个倾斜轴线倾斜。

[0015] 超声探测装置还可包括螺旋型轴，螺旋型轴连接至电机以同时分别使超声模块绕纵轴线转动以及沿纵轴线平移。

[0016] 超声探测装置可被概括为包括壳体，壳体具有纵轴线；超声模块，超声模块具有多个转换器以及控制和处理系统，多个转换器在壳体内纵向间隔布置，控制和处理系统通信地联接至转换器并能够被操作以使转换器发出超声波并处理通过转换器接收的超声信号，从而当超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据；电池，向超声模块供电；以及电机，具有底座和驱动轴，电机的驱动轴驱动地联接至壳体，并直接或间接地使超声模块、电池和电机的底座绕壳体的纵轴线一同转动。电机可以是线性运动及转动双运动致动器，线性运动及转动双运动致动器驱动地联接至壳体以相对于壳体同时或独立地使

超声模块沿纵轴线线性移动以及绕纵轴线转动。

[0017] 获取用于诊断目的的代表目标生物组织例如膀胱的超声数据的方法可被概括为包括：绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块，超声模块包括多个转换器以及控制和处理系统，多个转换器在壳体内纵向间隔布置，控制和处理系统电联接至转换器，超声模块的转换器与控制及处理系统密封在公共流体腔中；激活超声转换器以发出超声波，同时超声模块绕纵轴线移动；以及接收代表目标生物组织的超声数据。接收代表目标生物组织的超声数据可包括接收表示膀胱体积的信息。绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块可包括绕纵轴线连续转动超声模块。绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块可包括以相反的转动方向绕纵轴线来回枢转超声模块。绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块可包括将超声模块、电池和电机的底座绕一同纵轴线移动。绕纵轴线移动容纳在壳体中的超声模块可包括分别绕纵轴线转动超声模块以及沿纵轴线平移超声模块。绕纵轴线转动超声模块以及沿纵轴线平移超声模块可包括在壳体的曲线剖面之下沿纵轴线平移超声模块。

[0018] 该方法还可包括将代表目标生物组织的超声数据无线传输至远离超声模块的装置。

[0019] 该方法还可包括当超声模块绕纵轴线移动时选择性地照亮电联接至超声模块的多个 LED，从而将信息通过壳体可视地传送至用户。

[0020] 该方法还包括传感出超声模块的转动位置；以及将从转换器采集超声数据与超声数据的位置进行协调。

[0021] 该方法还包括将转换器绕垂直于壳体纵轴线的各个倾斜轴线倾斜。

[0022] 该方法还包括当超声模块转动的同时沿壳体的纵轴线平移超声模块。

[0023] 该方法还包括在移动超声模块之前，沿壳体的纵轴线独立地平移超声模块。

附图说明

[0024] 在附图中，相同的参考标记表示相似的部件或活动。部件在附图中的尺寸和相对位置并不一定是按比例绘制的。例如，多个部件的形状和角度可能不是按比例绘制的，这些部件中的一些可被任意放大及定位以改进附图易读性。

[0025] 图 1 是根据一个实施方式的超声探测装置的等距视图。

[0026] 图 2 是图 1 的超声探测装置的侧面正视图。

[0027] 图 3 是示出扫描平面的图 1 的超声探测装置的等距视图。

[0028] 图 4 是图 1 的超声探测装置的侧面正视图，示出扫过目标样本的扫描平面。

[0029] 图 5 是示出可转动地联接至电机并由电池供电的示例性超声模块的方框图。

[0030] 图 6 是图 1 的超声探测装置的壳体和内部组件的正视图。

[0031] 图 7 是图 6 的壳体和内部组件的侧面正视图。

[0032] 图 8 是图 6 的壳体和内部组件的底部平面图。

[0033] 图 9 是根据另一实施方式的壳体和内部组件的底部平面图。

[0034] 图 10 是根据又一实施方式的壳体和内部组件的底部平面图。

[0035] 图 11A 是根据另一实施方式的处于第一状态的超声探测装置的壳体和内部组件的正视图。

[0036] 图 11B 是图 11A 的超声探测装置处于第二状态的壳体和内部组件的正视图。

[0037] 图 12 是根据另一实施方式的超声模块的局部等距视图。

[0038] 图 13 是图 12 的超声模块的局部正视图。

[0039] 图 14 是根据又一实施方式的超声模块和电机的局部等距视图。

具体实施方式

[0040] 在下面的描述中,列出了某些具体细节以提供对多个公开的实施方式的透彻理解。然而,本领域技术人员能够认识到,在缺少这些具体细节中的一个或多个的情况下这些实施方式也可被实践。在其他示例中,可能没有详细示出或描述与超声探测装置相关联的已知结构、制造工艺和诊断方法,从而避免了对实施方式的不必要的模糊描述。

[0041] 除非文中需要,否则用语“comprise (包括)”及其变形如“comprises”和“comprising”在整个说明书以及随后的权利要求中被解释为开放、包容的意义,也就是“包括但不限于”。

[0042] 在整个说明书中对“一个实施方式”或“实施方式”的引用意味着在该实施方式中描述的特定特征、结构或特性包括在至少一个实施方式中。因此,在整个说明书中出现在多个位置的短语“在一个实施方式中”或“在实施方式中”并不一定都涉及相同的实施方式。此外,在一个或多个实施方式中,特定的特征、结构或特性可以任何合适的方式组合。

[0043] 如本说明书和所附的权利要求中所使用的,单数形式“a”、“an”和“the”包括复数意义,除非文中清楚地另有所指。还应理解,所采用的用语“或”一般被解释为包括“和/或”,除非文中清楚地另有所指。

[0044] 图 1 至图 4 示出根据一个实施方式的超声成像探测装置 10。超声成像探测装置 10 包括主壳体 12,主壳体 12 联接至底座或柄部 14,底座或柄部 14 用于将壳体 12 靠近目标样本定位。可替换地,壳体 12 也可不联接至底座或柄部 14。壳体 12 可直接靠近目标样本定位。也可在某些诊断应用中设有定位装置例如固定部件、带、带条等以有助于将探测装置 10 相对于目标样本定位。

[0045] 超声成像探测装置 10 使用户能够以瞄准及操作探测装置 10 所需的最少技术来迅速且精确地获得代表目标样本的三维数据。用户仅需要将探测装置 10 靠近目标样本放置并激活探测装置 10 以自动采集代表目标样本的数据。探测装置 10 可被开关(未示出)激活,例如位于壳体 12 的端部或侧面的按钮开关。作为另一实施例,开关可以是无线开关例如霍尔效应开关,从而使超声探测装置的激活不需要穿过壳体内腔的电连接或开关组件。

[0046] 根据图 1 所示的实施方式,探测装置 10 的壳体 12 容纳超声模块 16、电机 20 和电池形式的电源 22,超声模块 16 包括多个转换器 18。电机 20 机械联接以及电联接至超声模块 16 以使超声模块 16 绕壳体 12 的纵轴线 24 以例如箭头 26 所示的方向转动或摆动。例如,这可通过电机 20 绕其驱动轴 21 转动或枢转来实现,驱动轴 21 直接或间接固定联接至壳体 12。电机 20 可以是 DC 电机,从而在数据采集模式中将超声模块 16 绕纵轴线 24 连续受控地转动。在这样的实施方式中,因为转换器 18 扫过完全的、连续的 360 度转动,所以 B- 模式图像最宽,因此不需要技术人员来将探测装置 10 瞄准。在其他实施方式中,电机 20 可以是步进电机,其受控地使超声模块 16 绕纵轴线 24 来回扫动(即摆动)。以来回摆动或枢转为特征的实施方式可以实现合适的速度和视野,但并不能够与转动超声模块 16 的实施方式同样快速或具有同样大的视野。不论转动能力多大,超声模块 16、电机 20 和电池 22

均包含在壳体 12 的公共内腔之内,并由超声耦合流体 30 环绕。耦合流体 30 优选地为非腐蚀性的、生物相容流体,例如矿物油。

[0047] 壳体 12 可以是圆柱形或其他一些合适的形状。圆柱形表示一致的超声路径,其在聚焦方面具有一些固有优势。此外,圆柱形易于制造并且机械结构牢固,还提供其中密封有耦合流体 30 的方便的容器。圆柱形还可限制边缘数量,这些边缘会使患者或医疗人员不舒适或受伤害。壳体 12 由透声材料制成,在一些实施方式中,由透光或半透明的材料构成。例如,壳体 12 可以是透声和透光的热塑性弹性体,例如可以是 **PEBAX®** 名义下的 Arkema 公司获取的材料。可替换地,壳体 12 可以是丙烯酸或其他塑料材料。

[0048] 图 2 示出超声探测装置 10 的端视图,并示出从转换器 18 辐射的相继的 A- 模式扫描线 32。当转换器 18 在图 3 所示的扫描平面 36 中转动时,这些 A- 模式扫描线 32 组合形成 B- 模式图像。图 4 示出靠近目标生物样本 40 的超声探测装置 10,其中,当转换器 18 在壳体 12 内转动时,转换器 18 的扫描平面 36 扫过目标生物样本 40。

[0049] 尽管在所示的实施方式中示出一般呈矩形的 5 个转换器 18 (即超声转换器),但可以理解,可设置更多或更少的转换器 18 并且转换器 18 的形状和尺寸可以变化。此外,转换器 18 可沿超声模块 16 的长度均匀或不均匀放置。此外,转换器 18 的频率和聚焦能力可变化。

[0050] 例如,超声模块 16 可包括 8 个 3.7MHz 的转换器 18,这些转换器 18 沿超声模块 16 的长度例如以 10mm 的距离等距放置,从而形成 8 个平行的 B- 模式片,其组合产生声穿透部分体积的 C- 模式图像。转换器 18 可具有约 11mm×8mm 的矩形剖面,其提供卓越的扫描平面之间的 ϕ 转动轴线的 25λ (3.7MHz) 聚焦以及 z 轴线的合理的 18λ (3.7MHz) 聚焦。略少的聚焦被设计至 z 轴线,是因为在扫描平面之间存在最少量的空间转动。应注意,3.7MHz 频率给出卓越的腹部的轴向分辨率,并便于被选为标准通用异步接收机 / 发射机 (UART) 的时钟率 3.68MHz 的整数倍。然而,对于膀胱成像和类似应用,从 1-7MHz 的值也足够了。

[0051] 有利地,在多个实施方式中,由相应的转换器 18 生成的 B- 模式图像的扫过可通过控制所采集的多条 A- 模式扫描线来变化。例如,在以超声模块 16 的连续转动为特征的实施方式中,超声模块 16 的转换器 18 可被激活转过 360 度或其一部分,以采集整个变化范围的三维数据。在实施例中,转换器 18 在约 180 度的转动角度中是活跃的以产生半圆柱形扫描体积,如图 3 和图 4 所示。类似地,当摆动或来回扫动时,转换器 18 可扫过多个角度范围,例如 120 度、150 度或 180 度或更多。

[0052] 图 5 示出根据一个示出的实施方式的在超声探测装置 10 的壳体 12 内由电机 20 驱动转动的超声模块 16,超声模块 16 由电池 22 供电。特别地,图 5 示出的实施例包括控制和处理系统 50,控制和处理系统 50 具有能够实现超声探测装置 10 的功能的多个电子组件。例如,一个或多个专用集成电路 (ASIC) 或可编程门阵列 (PGA) 52 可联接至用于控制及协调超声探测装置 10 的多个功能的微处理器 54,其中,多个功能包括超声模块 16 的转动以及来自每个转换器 18 的高频声波的发送和接收。控制和处理系统 50 可包括离散模数转换器 (ADC) 和 / 或离散数模转换器 (DAC)。可替换地,在 ASIC 或 PGA 中可实现 ADC 和 / 或 DAC 的功能。控制和处理系统 50 还可包括电源电路,例如逆变器、整流器、加强或降压转换器、变压器等。控制和处理系统 50 还可包括发送和定时控制电路来控制超声压力波的波形定时、孔径和聚焦。

[0053] 控制和处理系统 50 还包括存储装置 56 (例如串行闪存)、转动位置传感器 58 (例如霍尔效应传感器、光学编码器) 和无线通信装置 60 (例如蓝牙无线电模块或其他合适的短程无线装置)。存储装置 56 能够暂时存储数据、控制信号、指令等。位置传感器使控制和处理系统 50 能够通过超声模块 16 的转动位置协调来自各个转换器 18 的高频声波的发送和接收。无线通信装置 60 能够从超声模块 16 将数据输出至用于进一步处理或评价的远程装置,例如远程评价装置 62 (图 4),其具有如监控器或其他显示装置、键盘、打印机和 / 或其他输入和输出装置的组件。以这种方式,能够通过特别小的尺寸或包装的探测装置 10 来采集诊断数据,使得用户可获得这样的数据,其对目标样本的宿主造成最小的麻烦或不便并且不妨碍其他笨重的组件或线缆。当然,在一些实施方式中,包括例如显示装置、键盘、打印机和 / 或其他输入和输出装置的广泛的用户接口可与探测装置 10 集成在一起以在其中进行进一步评价或处理。

[0054] 通过将控制和处理系统 50 的整个模数处理电路容纳在由电机 20 转动的小尺寸中,保持穿过静态 / 动态(转动或摆动)接口的多个电连接可被最小化或甚至消除。例如,电机 20、电源(例如电池 22)和超声模块 16 (包括控制和处理系统 50)可固定地联接在一起以一同地绕纵轴线 24 转动或枢转。此外,例如,电机 20 可以是线性运动及转动双运动致动器,其驱动地联接至壳体 12 以相对于壳体 12 同时或独立地沿纵轴线 24 线性地以及绕纵轴线 24 转动地移动超声模块 16 (以及因此移动控制和处理系统 50)。以这种方式,电池 22、电机 20 和超声模块 16 可在壳体 12 的公共腔 28 内一致地转动和 / 或平移,使得能够实现探测装置 10 的功能的所有电连接相对于彼此保持静止。

[0055] 可替换地,电机 20 和电池 22 可相对于壳体 12 保持固定并相对于超声模块 16 驱动地转动和 / 或平移。在这样的实施方式中,特别是以超声模块 16 的连续转动为特征的实施方式中,当超声模块 16 绕壳体 12 的纵轴线 24 转动时,集电环或类似装置可联接至电机 20 以将电能传送至超声模块 16 的控制和处理系统 50。在以超声模块 16 的摆动、枢转或来回扫动为特征的实施方式中,同样可设有集电环或类似装置。在一些示例中,集电环连接的数量可被减少至仅电源线和接地线,使得整个超声模块 16 相对免除传导噪声源的干扰。因为仅设置电源线和接地线,所以集电环不需要格外安静的电子环境,甚至球轴承座圈就可足够传送电能以及提供良好稳定的机制以转动地支撑超声模块 16。在这些实施方式中,电源(电池 22)、电机 20 与超声模块 16 之间的电连接可通过电线、擦除片、球轴承连接装置、同心套筒或其他装置直接连接。可替换地,电能可被感应地供应至超声模块 16,由此消除可存在于电机 20 与超声模块 16 之间的静态 / 动态(即转动或摆动)接口处的所有直接的电连接。

[0056] 在一些实施方式中,电机 20 与电源 22 不会随着超声模块 16 转动,当超声 16 以及因此的控制和处理系统 50 相对于其他组件转动时,电线或柔性电路可直接连接至控制和处理系统 50 以卷绕及退绕转动轴线。在这些实施方式中,具体地,壳体 12 可包括数据传输端口如 USB 口,该端口或替代无线通信装置 60。然而,设置这样的端口在机械上更复杂并增加了超声探测装置 10 对静态干扰和来自另外的连接的传导噪声干扰的敏感性。

[0057] 控制和处理系统 50 还可包括 LED 排灯(LED Bank) 70 或通信地联接至 LED 排灯(LED Bank)70 以产生用户通过壳体 12 的表面可见的显示。例如,单个 LED 的线性布置形式的 LED 排灯 70 可被设置成随着超声模块 16 一同转动以产生作为 LED 转动可见的多字符显示。在这种布置中,当模块 16 转动或枢转时,可通过受控地照亮 LED 来产生横向维度的字

符以通过 LED 形成二维字符。换句话说,当 LED 排灯 70 转动时,控制和处理系统 50 控制哪些 LED 照亮,使得给出的字符或字符串以可读形式投影。以这种方式,在使用超声探测装置 10 之前、之中或之后,错误代码、指令代码、诊断测试结果或其他信息可传送至用户。控制和处理系统 50 可自动评价所采集的超声数据并生成诊断信息,例如目标生物样本的体积。该诊断信息可通过壳体 12 直接显示给用户。在一些实施方式中,较大的 LED 阵列或其他显示装置可联接至转动模块 16。可替换地,显示装置(LCD、LED、OLED)可集成至静态的壳体 12,尽管这会需要通过静态 / 动态接口的另外的电连接。

[0058] 如图 6 至图 8 所示,上述多个组件可被容纳于超声探测装置 10 的壳体 12 的公共腔 28 内,在公共腔 28 内填有耦合流体 30。有利地,耦合流体 30 为移动组件、用于电子组件的吸热设备以及转换器 18、壳体 12 与最终的目标生物样本 40 之间的超声耦合提供润滑。如上所述,耦合流体 30 可以是矿物油或非腐蚀、生物相容的超声耦合流体的等同物。

[0059] 连续参照图 6 至图 8,示出超声模块 16 与电机 20 和电池 22 纵向相邻。如上所述,根据示出的实施方式,电池 22 向电机 20 供电以转动整个超声模块 16,在操作过程中电池 22 和电机 20 一同绕纵向转动轴线 24 转动。超声模块 16 包括纵向间隔的转换器 18,转换器 18 电联接并且机械地联接至控制和处理系统 50。控制和处理系统 50 能够采集超声模块 16 本身的转动范围内的代表目标样本的三维超声数据,然后将该数据进行传输。

[0060] 超声模块 16 可附接至框架 71,框架 71 依次支撑控制和处理系统 50 的多个电子组件,包括一个或多个集成电路板。框架 71 可由轴承或引导件 72 转动地支撑以在超声模块 16 的整个转动或枢转运动中将超声模块 16 维持在壳体 12 的中心。框架 71 还可支撑或固定联接至电池 22 和电机 20 的底座,使得超声模块 16、电池 22 和电机 20 在操作过程中一同转动或枢转。以这种方式,如上所述,所有功能性组件和这些组件之间的电连接相对于彼此仍然是静止的。因此,在静态 / 动态接口两端不需要维持电连接。特别有利的是,容纳组件的腔 28 的完整性仍然是未受损害的。此外,在静态 / 动态接口两端传输电信号或能量的机制可被消除。没有详细示出或描述框架 71 以及具体组件的细节,以避免对实施方式的描述的不必要的模糊。

[0061] 可替换地,电机 20 的底座和电池 22 可相对于壳体 12 保持静止以将超声模块 16 相对于壳体 12 驱动地转动或枢转。在这样的实施方式中,超声模块 16 可通过集电环或类似连接装置联接至电机 20,使得电池 22 能够通过电机 20 和超声模块 16 的静态 / 动态接口为控制和处理系统供电。在一个实施方式中,维持通过电机 20 和超声模块 16 的动态接口的电连接被限制为电源线和接地线。以这种方式,整个超声模块 16 相对不受传导噪声源的影响。

[0062] 虽然转换器 18 可与超声模块 16 位于共同的平面上,但可以理解,转换器 18 在壳体 12 内的定向和位置可以改变。例如,如图 9 所示,转换器 18 可布置在凸面上并向外张开以调节超声探测装置 10 的扫描剖面。此外,如图 10 所示,可以理解,壳体 12 的剖面可以改变以将超声探测装置 10 的扫描剖面重新定向、引导和 / 或聚焦。可替换地,转换器 18 可在不修改壳体 12 的剖面的情况下电子聚焦或引导。

[0063] 图 11A 和图 11B 示出超声探测装置 10,有利地,该超声探测装置 10 能够使超声模块 16 相对于特别小尺寸或包装的壳体 12 侧向移动并转动。转换器 18、控制和处理系统 50、电池 22 和电机 20 固定地联接在一起以在操作过程中通过框架 71 或类似结构一同移动。电

机 20 可以是线性运动及转动双运动致动器,线性运动及转动双运动致动器驱动地联接至转换器 18 和其他组件以通过驱动轴 21 相对于壳体 12 移动转换器 18。电机 20 可同时或独立地沿纵轴线线性地驱动转换器 18 以及绕纵轴线转动地驱动转换器 18。因此,有利地,转换器 18 能够有效地采集额外的三维数据。可替换地,可设置辅助电机(未示出)来控制平移运动,同时主电机控制转动或枢转运动。电机可顺序操作或同时操作,或电机可独立操作。

[0064] 壳体 12 的剖面可以改变以包括曲线剖面来进一步提高转换器 18 的扫描剖面。例如,壳体 12 的内表面 74 可包括均匀间隔的波动,其具有与转换器 18 的间距相对应的间距。波动的剖面可被成形为例如使来自每个转换器 18 的扫描线从壳体 12 发出时改变方向。例如,波动的中心剖面可被成形为在转换器 18 与其对准时使扫描线的方向基本不受影响,而波动的相对侧部可将扫描线定向成变化的角度,例如与垂直于纵轴线 24 的轴线成直至 45 度或更高的角。由此,当转换器 18 沿纵轴线 24 平移时,壳体 12 可有效地纵向倾斜或扫过从转换器 18 发出的扫描线,如箭头 76 所指示的那样。以这种方式,探测装置 10 能够以特别有效且前后一致的方式有利地采集目标生物样本的三维数据。例如,在一个实施方式中,探测装置 10 能够采集足够的目标生物样本的三维数据来以可接受的精度通过低占空比的扫描序列计算目标生物样本的体积,低占空比的扫描序列可例如持续约 5 秒中。这样的能力使得探测装置 10 能够在电池 22 的一次充电条件下进行重复测量。其还允许用户在对目标样本的宿主产生最小干扰或不便的情况下获得诊断信息。电池 22 以及因此的探测装置 10 可通过将探测装置 10 放置在底座充电器(未示出)中来感应地重复充电以便于接下来以及重复使用。

[0065] 此外,尽管转换器 18 可固定地附接至超声模块 16,但可以理解,在一些实施方式中,转换器 18 可移动地联接至超声模块 16。例如,如图 12 和图 13 所示,一个实施方式中的超声模块 80 可包括转换器 82,转换器 82 可操作地纵向倾斜,同时超声模块 80 绕纵轴线 84 如箭头 86 所指示的方向转动。根据示出的实施方式,超声模块 80 可包括转换器 82,转换器 82 均可绕垂直于超声模块 16 的纵轴线 84 定向的各个倾斜轴线 89 转动地联接至圆柱支撑结构 88,以及可枢转地联接至容纳于支撑结构 88 中的轴 90。以这种方式,当轴 90 以箭头 92 所指示的方向来回平移时,转换器 82 通过绕各个倾斜轴线 89 枢转或摆动来朝向和远离超声模块 80 的纵向端部平行地倾斜。由此,可在转换器 82 被保持在一个位置时采集一个数据组,然后在转换器 82 相对于彼此平行地稍倾斜时采集另一个数据组。由于转换器 82 倾斜的角度改变,这个过程可被重复多次以产生完整的高分辨率三维数据组。在一些实施方式中,轴 90 可平移以及因此使得转换器 82 独立于超声模块 80 的转动倾斜。在其他实施方式中,轴 90 可与超声模块 80 的转动联接或关联,使得轴以协调的方式例如在每次旋转之后自动来回前进。

[0066] 作为另一实施方式,如图 14 所示,转换器 100 可连接至框架或套 102,框架或套 102 具有内螺旋状部件,其与相应的螺旋状转动轴 104 接合。当轴 104 以第一方向转动时,框架或套 102 向前平移转换器 100。当轴 104 以相反的方向转动时,框架或套 102 将转换器 100 拉回,如箭头 106 所指示的那样。在这样的实施方式中,一个电机 108 可被用于驱动螺旋状轴 104 前进并使转换器纵向撤退,同时另一电机 110 转动地移动转换器 100。可替换地,单个电机可被配置或驱动地联接以执行转换器 100 的转动和平移。电线或柔性电路可附接至维持在框架或套 102 上的电子组件以根据需要卷绕转动轴 106;然而,在所有功能性

电子组件一同转动或枢转的实施方式中,有利地消除了对移动电线或柔性电路的需要。

[0067] 虽然已结合用于目标生物样本(特别包括膀胱)成像以及用于确定目标生物样本体积的超声诊断设备和方法对本文公开的诊断超声成像探测装置和方法的实施方式进行了描述,但对于本领域人员显而易见的是,这些系统、方法和方面可用于其他诊断成像应用。此外,可以理解,诊断超声成像探测装置的实施方式可被设计成可投入使用的,例如能够替换电池或其他内部组件。具有合适密封的可拆卸的壳体端部盖(未示出)可被设置用于该目的。可替换地,探测装置的功能性组件(即超声模块、电机和电源)可密封并永久密封在壳体中以用于一次性使用应用。

[0068] 此外,上述多个实施方式的方面可以组合以提供进一步的实施方式。涉及本说明书和/或在申请数据表中列举的所有美国专利、美国专利申请文献、美国专利申请、外国专利、外国专利申请和非专利文献将其全部内容通过引用并入本文。实施方式的方面可进行修改,如果必要的话采用多个专利、申请和文献的概念来提供另外的实施方式。

[0069] 根据上文详细描述,可对实施方式进行这些可其他改变。综上所述,在随后的权利要求中,所使用的用语不应被解释为将权利要求限于说明书和权利要求书中所公开的具体实施方式,而应被解释为包括连同上述权利要求声明的等同的全部范围的所有可能的实施方式。因此,权利要求不受本公开的限制。

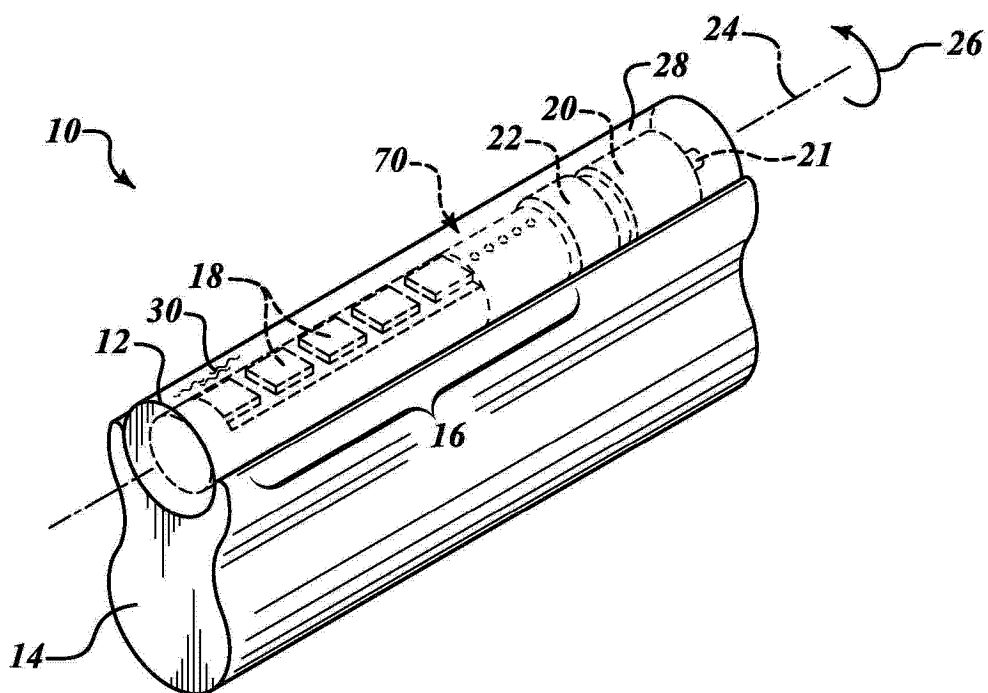


图 1

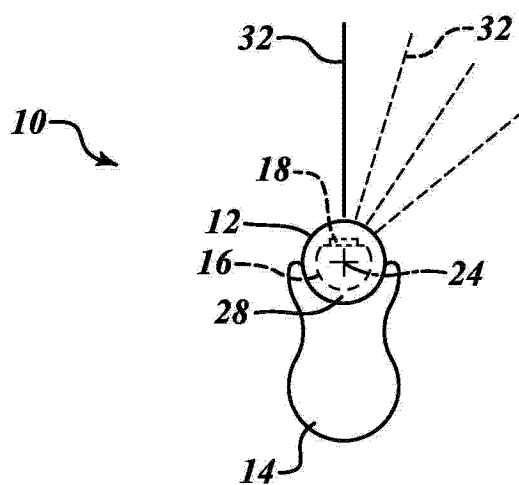


图 2

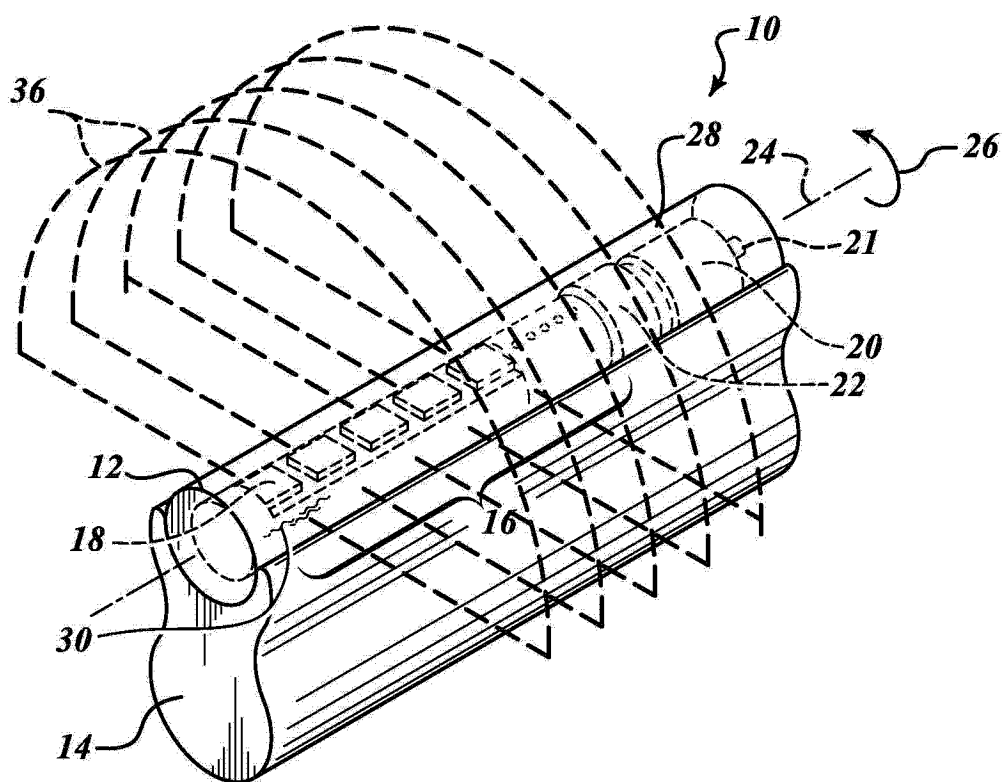


图 3

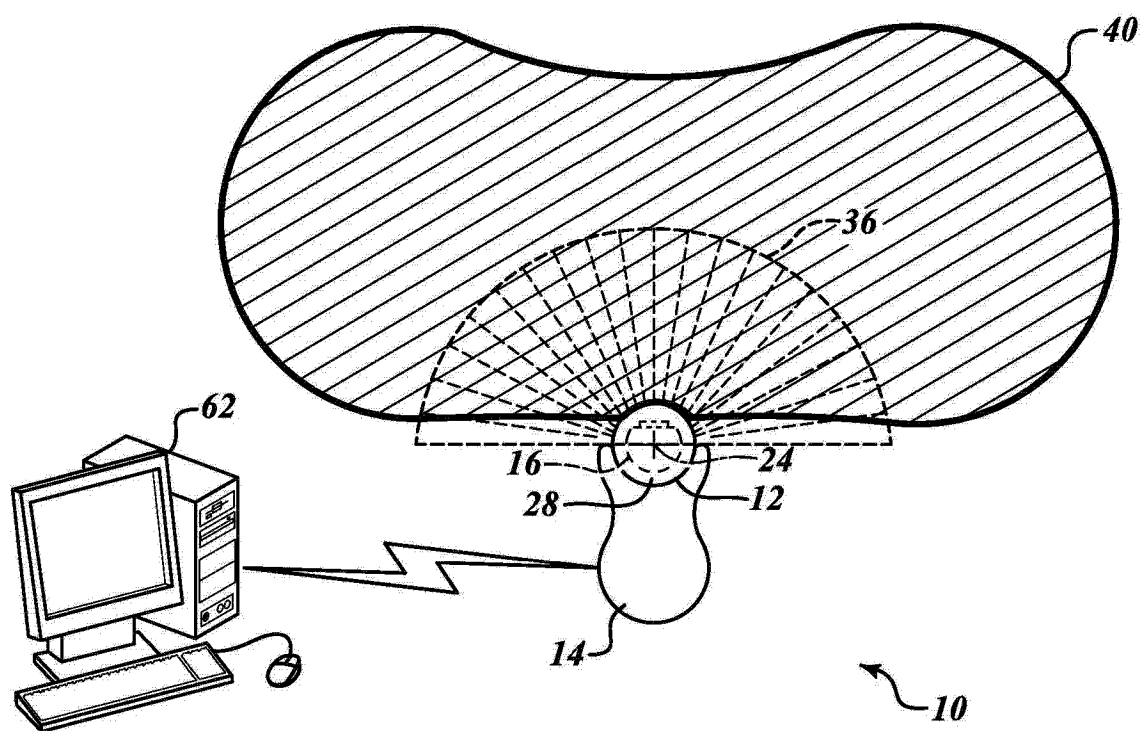


图 4

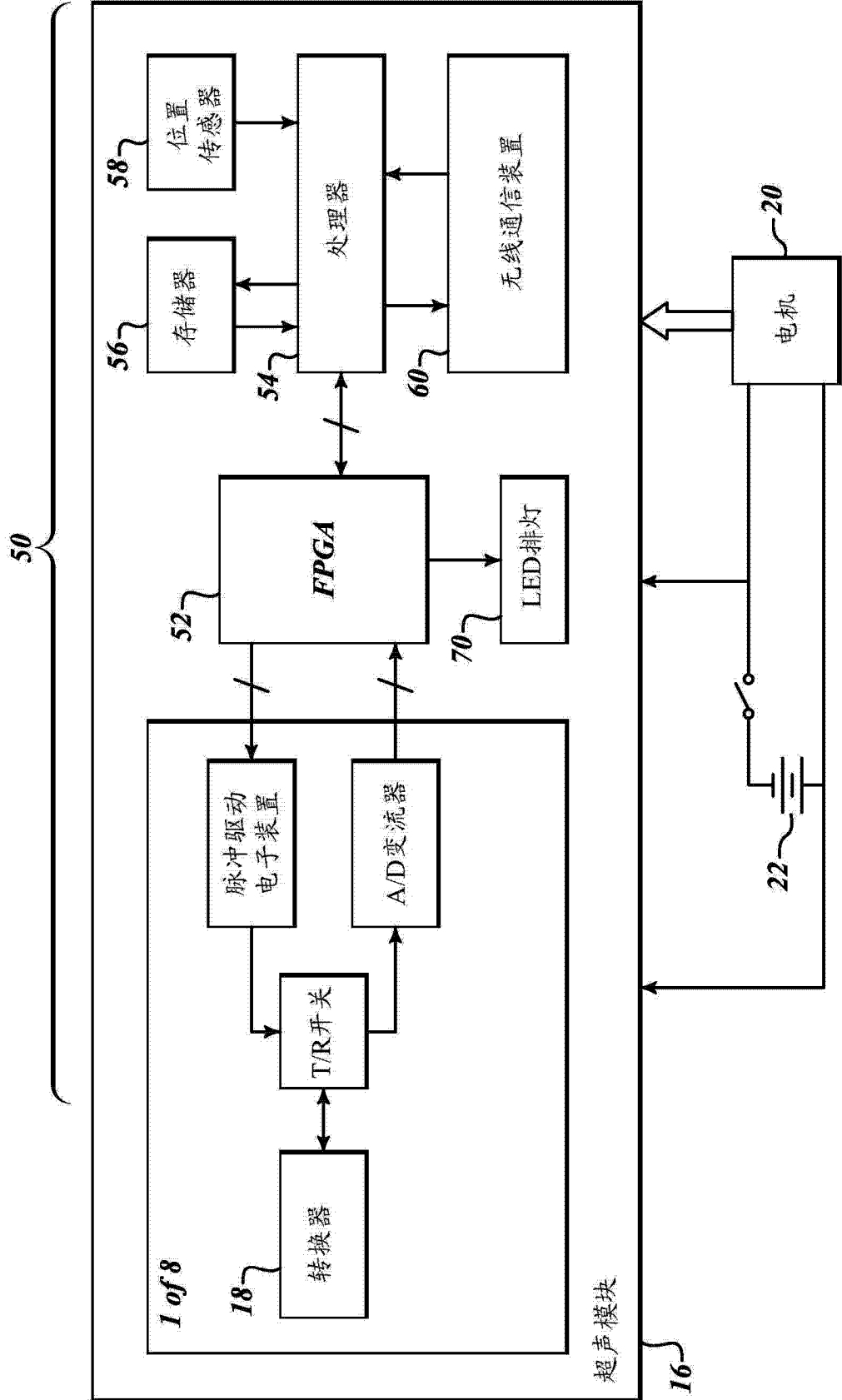


图 5

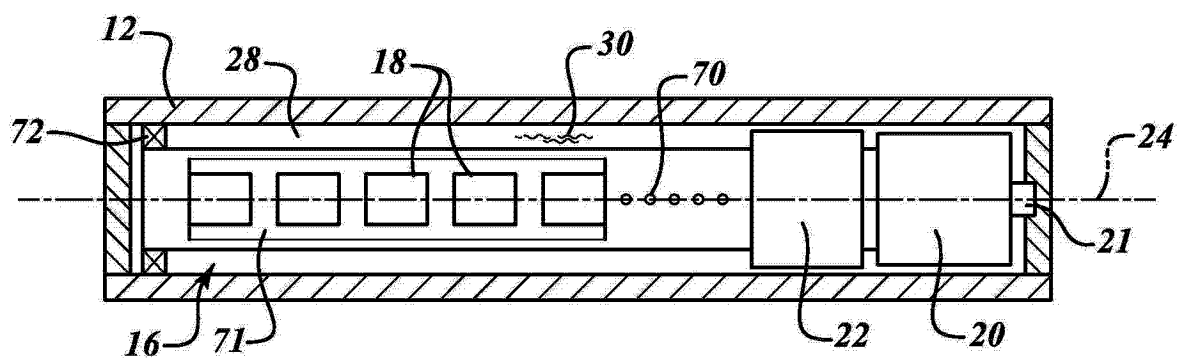


图 6

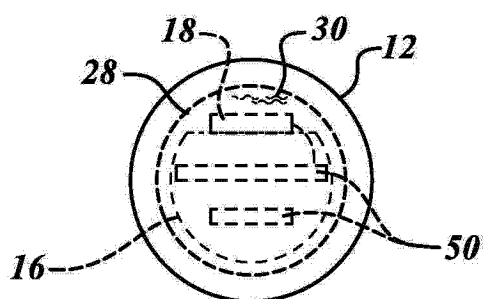


图 7

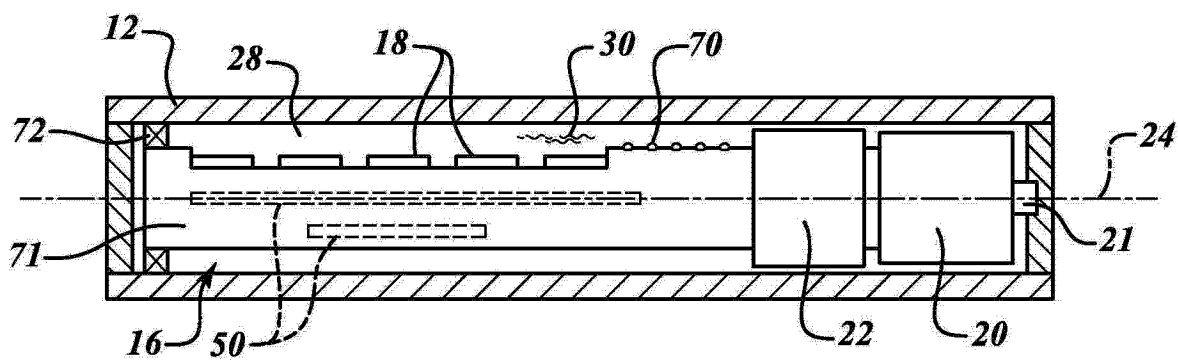


图 8

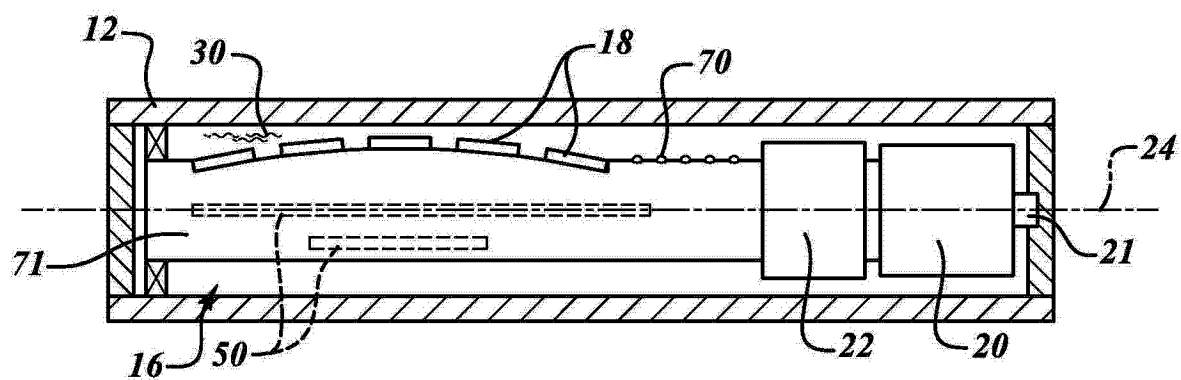


图 9

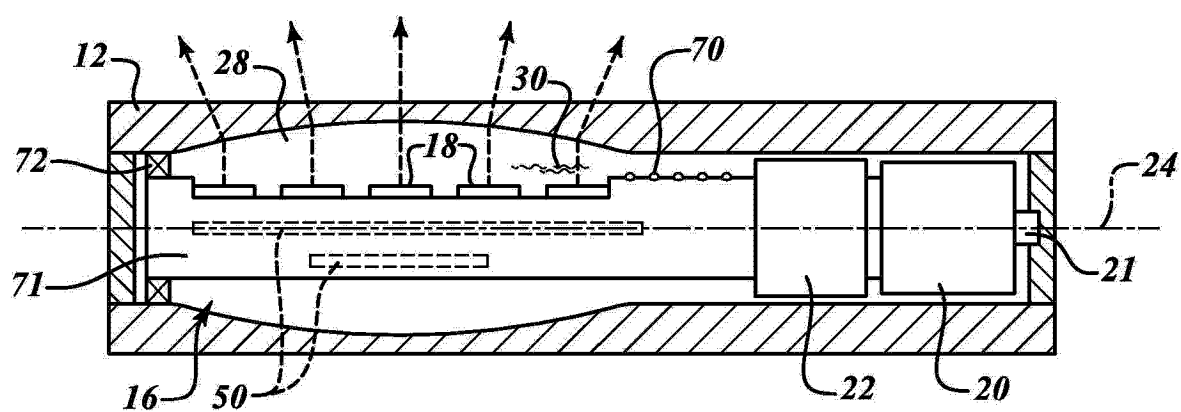


图 10

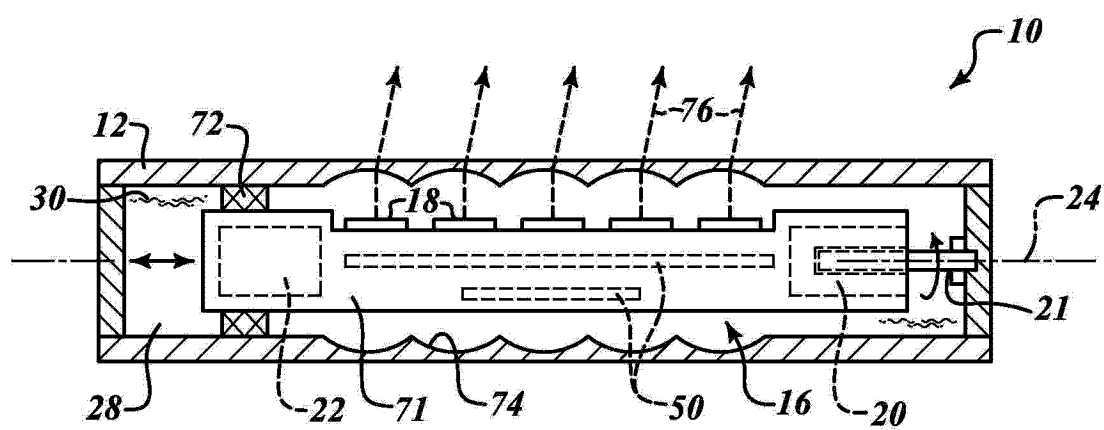


图 11A

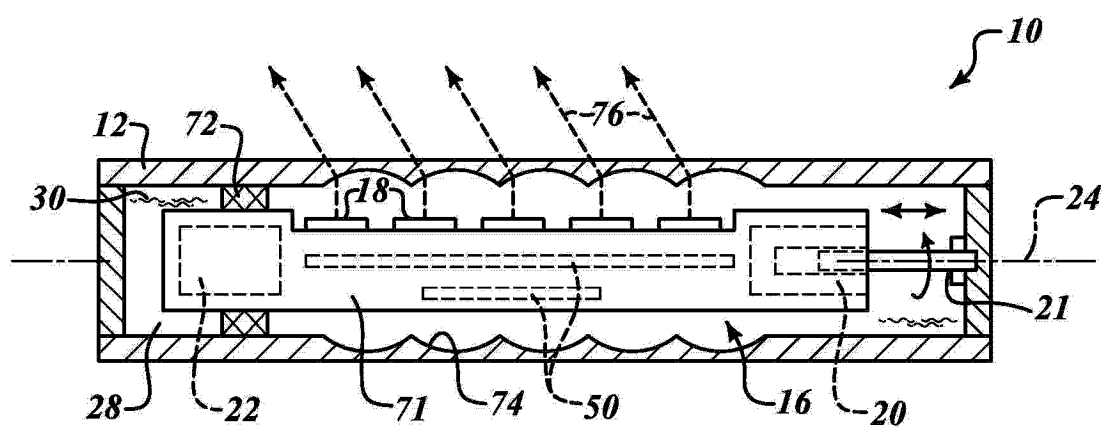


图 11B

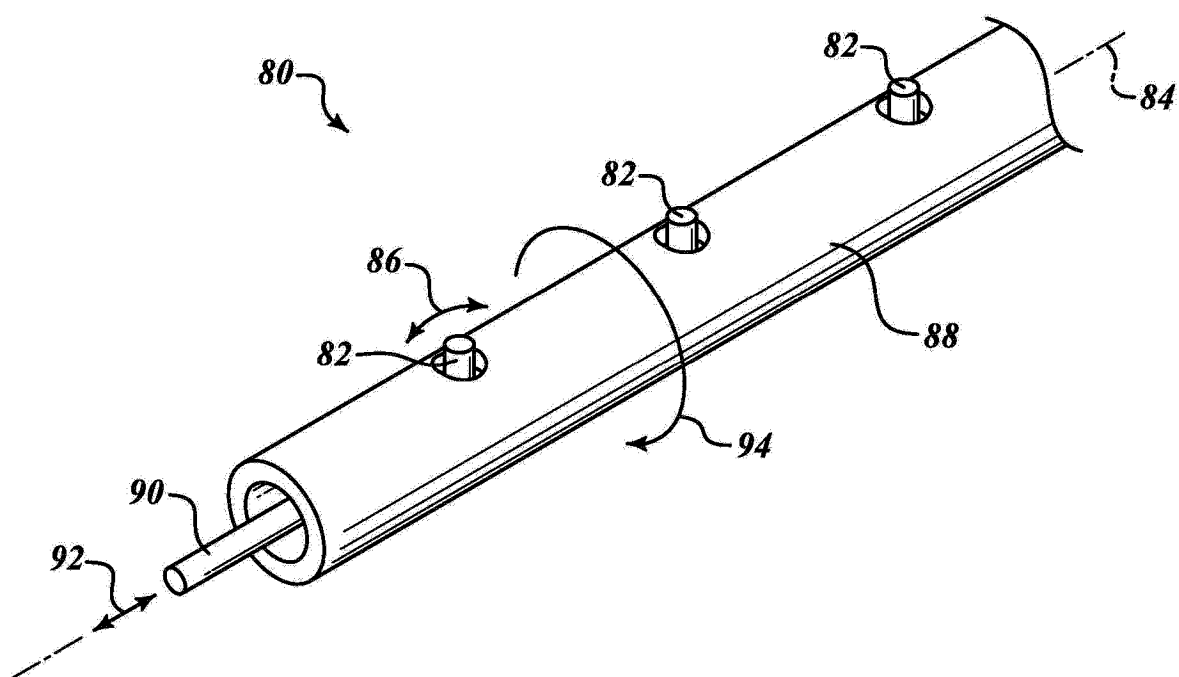


图 12

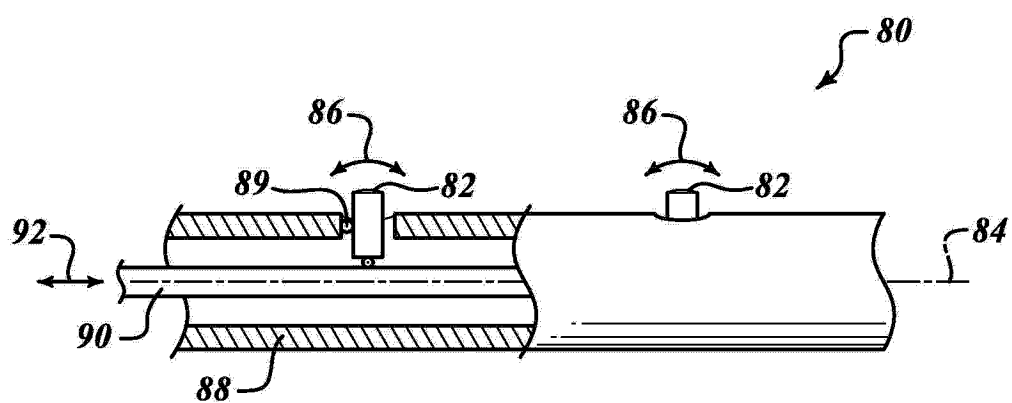


图 13

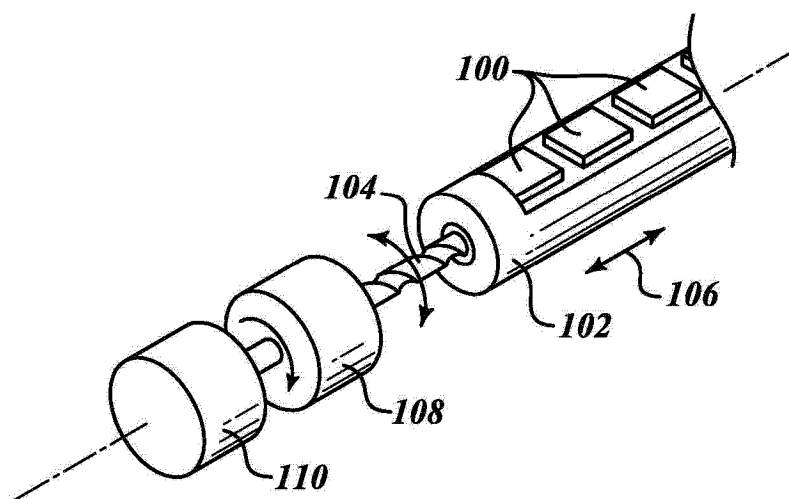


图 14

专利名称(译)	超声成像探测装置及方法		
公开(公告)号	CN102834058A	公开(公告)日	2012-12-19
申请号	CN201180012424.4	申请日	2011-03-02
[标]发明人	威廉巴纳德 大卫巴塞洛缪沙恩		
发明人	威廉·巴纳德 大卫·巴塞洛缪·沙恩		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/204 A61B8/08 A61B8/4281 A61B8/4455 A61B8/483 A61B8/461 A61B8/4472 A61B8/56		
代理人(译)	王艳春		
优先权	61/312363 2010-03-10 US 12/948622 2010-11-17 US		
其他公开文献	CN102834058B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种超声探测装置，其具有容纳于壳体中的超声模块，超声模块包括多个转换器以及控制和处理系统，多个转换器在壳体内纵向间隔布置，控制和处理系统电联接至转换器以在超声探测装置处于操作中时采集代表目标生物组织的超声数据。电机也同样容纳于壳体中，以使数据采集模式下的超声模块转动、摆动和/或平移。耦合流体被容纳于壳体中以至少部分环绕超声模块和电机。还提供了一种获取用于诊断目的的代表目标生物组织例如膀胱的超声数据的方法。

