



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348215 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680061021.1

(22)申请日 2016.09.15

(30)优先权数据

62/247917 2015.10.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/051890 2016.09.15

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/074597 EN 2017.05.04

(71)申请人 阿文特公司

地址 美国佐治亚州

(72)发明人 K·C·许 J·J·科克尔

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 李科

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G10K 11/35(2006.01)

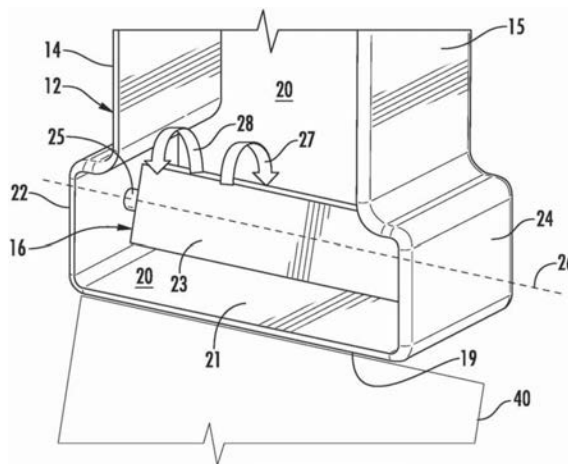
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

用于神经阻滞应用的3D超声成像系统

(57)摘要

本公开涉及用于生成3D图像的超声成像系统。该系统包括具有换能器外壳和换能器发射器的超声探头。外壳具有沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体。远端包括内腔，该内腔沿着外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧。发射器被安装到腔内的第一侧和第二侧，并被配置为围绕横向轴线旋转以用于扫描超声波束。因此，在操作期间，发射器围绕横向轴线以顺时针方向和/或逆时针方向自由地旋转，以便连续地扫描二维(2D)图像。该系统还可以包括控制器，该控制器被配置成实时接收和组织2D图像并且基于2D图像生成3D图像。



1. 一种超声成像系统,包括:

超声探头,包括:

换能器外壳,所述换能器外壳包括沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体,所述远端包括内腔,所述内腔沿所述换能器外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧;以及

换能器发射器,所述换能器发射器安装到所述腔内的所述第一侧和第二侧,所述换能器发射器能够围绕所述横向轴线旋转以用于扫描超声波束,其中,在操作期间,所述换能器发射器围绕所述横向轴线以顺时针方向和逆时针方向自由旋转以连续地扫描二维(2D)图像;以及

控制器,其被配置为实时地接收和组织所述2D图像并基于所述2D图像生成三维(3D)图像。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括被配置为显示所述3D图像的用户界面,所述用户界面被配置为允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵所述3D图像。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中所述换能器发射器被配置为发射和接收超声波束。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中所述换能器发射器包括万向架构造。

5. 根据权利要求4所述的超声成像系统,其中所述换能器发射器包括至少一个板,所述板安装到能够围绕所述横向轴线旋转的轴杆,所述轴杆包括第一端和第二端,所述第一端安装到所述外壳的腔的所述第一侧,所述第二端安装到所述腔的所述第二侧。

6. 根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述至少一个板由压电材料构成。

7. 根据权利要求5或6所述的超声成像系统,其中所述换能器发射器的所述至少一个板包括基本上矩形的形状。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中,所述换能器发射器能够由配置在所述换能器外壳的所述主体内的马达旋转。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中,所述换能器外壳的所述主体的所述远端的所述腔延伸穿过所述主体的所述近端。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中,所述换能器外壳的所述主体的所述远端包括具有线性构造的透镜,并且其中所述换能器发射器被配置为与所述透镜相邻。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的超声成像系统,其中,所述换能器外壳的主体的远端比近端宽。

12. 一种用于成像的超声探头,包括:

换能器外壳,所述换能器外壳包括沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体,所述远端包括内腔,所述内腔沿所述换能器外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧;以及

换能器发射器,所述换能器发射器安装到所述腔内的所述第一侧和第二侧,所述换能器发射器被配置为发射和接收超声波束,所述换能器发射器能够围绕所述横向轴线旋转以用于扫描超声波束,其中,在操作期间,所述换能器发射器围绕所述横向轴线以顺时针方向和逆时针方向自由地旋转,以便连续地扫描能够用于生成三维(3D)图像的二维(2D)图像。

13. 根据权利要求12所述的超声探头,其中所述换能器发射器包括万向架构造。

14. 根据权利要求12或13所述的超声探头,其中,所述换能器发射器包括至少一个板,所述板安装到能够围绕所述横向轴线旋转的轴杆,所述轴杆包括第一端和第二端,所述第一端安装到所述外壳的腔的第一侧,以及所述第二端安装到所述腔的第二侧。

15. 根据权利要求14所述的超声探头,其中,所述至少一个板由压电材料构成。

16. 根据权利要求14或15所述的超声探头,其中所述至少一个板包括基本上矩形的形状。

17. 根据权利要求12、13、14、15或16所述的超声探头,其中,所述换能器发射器能够由配置在所述换能器外壳的主体内的马达旋转。

18. 一种生成三维超声图像的方法,所述方法包括:

将超声探头对准患者的目标部位,所述超声探头具有其中安装有换能器发射器的换能器外壳,所述换能器发射器包括至少一个板,所述板安装到基本平行于所述外壳的横向轴线的轴杆上,以使得所述板能够围绕所述横向轴线旋转;

通过以顺时针方向或逆时针方向中的至少一个方向围绕所述横向轴线旋转所述换能器发射器,经由所述换能器发射器连续地扫描所述目标部位的二维(2D)图像;

经由控制器实时地接收和组织2D图像;

经由所述控制器基于所述2D图像生成三维(3D)图像;以及

经由用户界面将所述3D图像显示给用户。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括经由所述用户界面允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵所述3D图像。

20. 根据权利要求18或19所述的方法,还包括通过配置在所述换能器外壳内的马达来旋转所述换能器发射器的所述板。

## 用于神经阻滞应用的3D超声成像系统

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2015年10月29日提交的美国临时申请No.62/247,917的权益,其全部内容通过引用包含于此。

### 技术领域

[0003] 本发明总体上涉及3D超声成像系统,并且更特别地涉及用于神经阻滞应用的3D医疗超声成像系统。

### 背景技术

[0004] 在传统的超声成像中,超声能量的聚焦波束被传输到待检查的身体组织中,并且返回的回波被检测并绘制以形成图像。更具体地,一些现代超声系统具有三维(3D)能力,其相对于波束轴线在两个侧向方向上扫描脉冲超声波束。飞行时间转换给出沿着波束方向(范围)的图像分辨率,而横向于波束方向的图像分辨率通过聚焦波束的侧向扫描而获得。通过这样的3D成像,用户可以从对象收集体积超声数据,并通过计算机处理可视化对象的任何横截面。这使得能够选择用于诊断的最佳二维(2D)图像平面。就算现在,这种3D系统仍然局限于2D视图。

[0005] 这种系统对于神经阻滞和/或各种其他医疗程序可能是有问题的,因为经常需要在3D空间中定位解剖结构和装置。用于解决这些限制的另外的3D系统可以包括阵列式换能器,其包括许多超声发射器和接收器。然而,这样的换能器可能是昂贵且笨重的。

[0006] 因此,该技术正在不断寻求新的和改进的3D超声探头。更具体地,通过允许麻醉医师更好地定位结构和/或装置来提高神经阻滞程序的有效性的低成本简化3D超声探头将是有利的。此外,保持当前换能器外形而不是庞大的阵列式换能器的3D超声探头在本领域中将受到欢迎。

### 发明内容

[0007] 本发明的各方面和优点将部分在下面的描述中阐述,或者可以从描述中显而易见,或者可以通过实践本发明而了解。

[0008] 在一个方面,本公开涉及一种超声成像系统。超声成像系统包括具有换能器外壳和换能器发射器的超声探头。换能器外壳具有沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体。远端包括内腔,该内腔沿着换能器外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧。因此,换能器发射器安装在外壳的腔内的第一和第二侧。此外,换能器发射器被配置为围绕横向轴线旋转以用于扫描超声波束。因此,在操作期间,换能器发射器围绕横向轴线以顺时针方向和/或逆时针方向自由地旋转,以连续地扫描二维(2D)图像。超声成像系统还可以包括控制器,该控制器被配置为实时接收和组织2D图像并且基于2D图像生成三维(3D)图像。

[0009] 在一个实施例中,超声成像系统还可以包括被配置为显示3D图像的用户界面。更具体地,在某些实施例中,用户界面被配置为允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵3D

图像。

[0010] 在另一个实施例中,换能器发射器被配置为发射(或发送)和/或接收超声波束。更具体地,在某些实施例中,换能器发射器可以具有万向架构造。例如,在特定实施例中,换能器发射器可以包括安装到可围绕横向轴线旋转的轴杆的至少一个板。此外,轴杆可以包括第一端和第二端,第一端安装到内腔的第一侧,第二端安装到第二侧。此外,在特定实施例中,板可以由压电材料构成。在另外的实施例中,板可以具有任何合适的形状,包括但不限于大致矩形或正方形的形状。

[0011] 在其他实施例中,换能器发射器可以由配置在换能器外壳的主体内的马达旋转。

[0012] 在又一个实施例中,换能器外壳的主体的远端可以包括具有线性构造的透镜,其中换能器发射器被配置为与透镜相邻。

[0013] 在另外的实施例中,换能器外壳的主体的远端的腔可以延伸穿过主体的近端。在其他实施例中,换能器外壳的主体的远端可以比近端宽,反之亦然。在又一些实施例中,外壳的主体的近端和远端可以具有基本上相同的宽度。

[0014] 在另一方面,本公开涉及用于成像的超声探头。探头包括换能器外壳,其中配置有换能器发射器。换能器外壳包括沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体。远端包括内腔,该内腔沿着换能器外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧。换能器发射器安装至腔内的第一和第二侧。此外,换能器发射器被配置为围绕横向轴线旋转以用于扫描超声波束。因此,在操作期间,换能器发射器可围绕横向轴线以顺时针方向和/或逆时针方向自由地旋转,以便连续地扫描可用于生成三维(3D)图像的二维(2D)图像。应该理解,超声探头可以进一步配置有本文所述的任何附加特征。

[0015] 在另一方面,本公开涉及生成三维(3D)超声图像的方法。该方法包括将超声探头对准患者的目标部位。如上所述,超声探头包括其中安装有换能器发射器的换能器外壳。此外,换能器发射器被配置为围绕外壳的横向轴线旋转。该方法还包括通过使换能器发射器围绕横向轴线以顺时针方向和/或逆时针方向旋转来经由换能器发射器连续地扫描目标部位的二维(2D)图像。此外,该方法包括经由控制器实时接收和组织2D图像。该方法还包括经由控制器基于2D图像生成三维(3D)图像。

[0016] 在一个实施例中,该方法还可以包括经由用户界面将3D图像显示给用户。更具体地,在某些实施例中,该方法可以包括经由用户界面允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵3D图像。

[0017] 在另外的实施例中,换能器发射器可以包括安装到可围绕横向轴线旋转的轴杆的至少一个板。因此,在某些实施例中,该方法可以包括将轴杆安装在换能器外壳的腔内,以使得轴杆大致平行于横向轴线。在特定实施例中,该方法可以包括由压电材料构造该板。

[0018] 在其他实施例中,该方法可以包括通过配置在换能器外壳内的马达来旋转换能器发射器。

[0019] 参考以下描述和所附权利要求,本发明的这些和其他特征、方面和优点将变得更好理解。包含在本说明书中并构成本说明书的一部分的附图示出了本发明的实施例,并且与说明书一起用于解释本发明的原理。

## 附图说明

[0020] 包括其针对本领域普通技术人员的最佳模式的本发明的完整且可实现的公开内容参考附图在说明书中阐述,其中:

[0021] 图1示出了根据本公开的超声成像系统的一个实施例的示意图;

[0022] 图2示出了可以包括在根据本公开的超声成像系统的控制器中的合适组件的一个实施例的框图;

[0023] 图3示出了根据本公开的超声成像系统的超声探头的一个实施例的正视图;

[0024] 图4示出了图3的超声探头的侧视图;

[0025] 图5示出了图3的超声探头的远端的详细内部视图;

[0026] 图6示出了图3的超声探头的远端的另一详细的内部视图,特别示出了由用于神经阻滞程序的探头生成的超声波束;

[0027] 图7示出了图5的超声探头的远端的内部正视图;

[0028] 图8示出了图3的超声探头的另一侧视图,特别示出了由用于神经阻滞程序的探头生成的超声波束;以及

[0029] 图9示出了根据本公开的生成三维(3D)超声图像的方法的一个实施例的流程图。

### 具体实施方式

[0030] 现在将详细参考本发明的实施例,其中的一个或多个示例在附图中示出。每个示例通过解释本发明提供,而不是限制本发明。实际上,对于本领域技术人员显而易见的是,在不脱离本发明的范围或精神的情况下,可以对本发明进行各种修改和变化。例如,作为一个实施例的一部分示出或描述的特征可以与另一个实施例一起使用以产生又一个实施例。因此,本发明旨在覆盖落入所附权利要求及其等同物范围内的这些修改和变化。

[0031] 一般地,本公开涉及具有改进的超声探头的超声成像系统。例如,超声探头具有其中安装有换能器发射器的换能器外壳。更具体地,换能器外壳具有沿其纵向轴线从近端延伸到远端的主体。远端包括内腔,该内腔沿着换能器外壳的垂直横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧。换能器发射器安装到内腔内的第一侧和第二侧,并被配置为围绕横向轴线旋转以扫描超声波束。因此,在操作期间,换能器发射器可围绕横向轴线自由地沿顺时针方向和/或逆时针方向旋转,以连续地扫描二维(2D)图像。超声成像系统还可以包括控制器,其被配置为接收和组织2D图像(例如实时地),并且基于2D图像生成三维(3D)图像。这种系统在神经阻滞应用期间可以是特别有利的,因为本公开的超声探头可以被放置在患者的目标部位处(例如,在患者的皮肤的外表面上,其中神经阻滞程序将在其下面的神经或神经束处执行),并且可以在探头生成3D图像时保持在相同的位置。

[0032] 现在参考附图,图1示出了根据本公开的超声成像系统10的一个实施例的示意图。如图所示,超声成像系统10包括超声探头12。更具体地,如图5和6所示,超声探头12具有换能器外壳14和安装在其中的换能器发射器16。此外,如图3-8所示,外壳14通常具有沿着其纵向轴线18从近端17延伸至远端19的主体15。另外,如图3和图5-6特别示出的,远端19包括内腔20,内腔20沿着外壳14的横向轴线26至少从第一侧22延伸到第二侧24。此外,如图3所示,纵向轴线18大致垂直于横向轴线26。

[0033] 在另外的实施例中,如图5和6所示,换能器外壳14的主体15的远端19处的内腔20可以延伸穿过主体15的近端17。换句话说,如图5-7所示,内腔20可以基本上包围整个外壳

14。另外,如图中大致所示,外壳14的主体15的远端19可以比主体15的近端17更宽,例如使得主体15的近端17可以容易被用户抓握。可替换地,外壳14的主体15的远端19可以比主体15的近端17窄。在又一个实施例中,外壳14的主体15的近端17和远端19具有沿着纵向轴线18基本上相同的宽度。

[0034] 另外,如图5和6所示,换能器外壳14的主体15的远端19还可以包括具有任何合适构造的透镜21。因此,透镜21被配置为允许超声波束42穿过其中。例如,如图所示,透镜21可以具有线性构造。在其他实施例中,透镜21可以具有凸形结构。因此,如图所示,换能器发射器16可以被配置为与透镜21相邻。

[0035] 如通常理解的那样,换能器发射器16被配置为发射和/或接收超声波束。例如,如图5和图6所示,换能器发射器16可以安装到内腔20的第一侧22和第二侧24,以使得发射器16被配置成围绕横向轴线26旋转以用于扫描超声波束。更具体地,在某些实施例中,换能器发射器16可以具有万向架构造。如本文所使用的,“万向架构造”通常指允许对象围绕单个轴线旋转的枢转支撑件。由此,如图5和图6所示,换能器发射器16可以包括安装到轴杆25的至少一个板23,该轴杆25可以围绕横向轴线26旋转。此外,如图7所示,轴杆25可以包括第一端29和第二端31。更具体地,如图所示,轴杆25的第一端29可以安装到换能器外壳14的内腔20的第一侧22,而第二端31可以安装到内腔20的相对的第二侧24。这样,板23可以沿轴杆25的长度38的任何部分安装。例如,如图所示,板23基本上延伸轴杆25的长度38。另外,如图所示,板23可具有实心构造(如图所示)或可具有分段构造。

[0036] 应该理解,板23可以由被配置成扫描超声波束的任何合适的材料构成。例如,在特定实施例中,板23可以由压电材料构成。在另外的实施例中,板23可以具有任何合适的形状。例如,如图所示,板23具有大致矩形的形状。在另一个实施例中,板23可以具有正方形形状。

[0037] 因此,在操作期间,探头12可以放置在患者的目标部位处,并且在将探头12保持在其初始位置时,换能器发射器16的板23自由地围绕轴杆25以顺时针方向旋转(如图5中的箭头27所示)和/或围绕横向轴线26以逆时针方向旋转(如图5中的箭头28所示),以便连续扫描超声平面40中的二维(2D)图像,例如通过生成多个超声波束42(图6和8)。更具体地,在某些实施例中,换能器发射器16可以通过配置在换能器外壳14的主体15内的马达旋转。因此,由于板23被配置成在预定深度44处生成特别有用的图像,探头12对于神经阻滞应用可以是特别有利的,预定深度44对应于神经或神经束的位置。此外,如图8所示,可以基于各种设计因素来调整图像的宽度46。例如,可以通过改变板23的尺寸(例如长度、宽度、高度等)、轴杆25的旋转速度、板23相对于轴杆25的角度等来修改图像的宽度46。

[0038] 回头参考图1和2,超声成像系统10还可以包括控制器30,控制器30被配置为实时接收和组织由换能器发射器16生成的2D图像,并且基于2D图像生成三维(3D)图像。更具体地,如图2所示,示出了根据本主题的各方面的可以被包括在控制器30内的适当组件的一个实施例的框图。如图所示,控制器30可以包括一个或多个处理器32和相关联的存储器装置33,其被配置为执行各种计算机实现的功能(例如,如本文所公开的那样执行方法、步骤等并存储相关数据)。另外,控制器30还可以包括通信模块34以促成控制器30与系统10的各种组件之间的通信。此外,通信模块34可以包括传感器接口35(例如,一个或多个模数转换器),以允许将从探头12发送的信号转换成可由处理器32理解和处理的信号。另外,如图所

示,超声成像系统10还可包括用户界面36(图1),其被配置为显示3D图像。更具体地,在某些实施例中,用户界面36可以被配置为允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵3D图像。

[0039] 现在参考图9,示出了生成三维(3D)超声图像的方法100的一个实施例的流程图。如102处所示,方法100包括将超声探头12对准患者的目标部位。例如,探头12可以对准与要执行神经阻滞程序的神经或神经束相对应的位置。如上所述,超声探头12包括其中安装有换能器发射器16的换能器外壳14。此外,换能器发射器16被配置为围绕外壳14的横向轴线26旋转。因此,如104所示,方法100包括通过以顺时针方向和/或逆时针方向28围绕横向轴线26旋转换能器发射器16来经由换能器发射器16连续地扫描目标部位的二维(2D)图像(例如,如由超声波束42指示)。如在106所示,方法100包括经由控制器实时地接收和组织2D图像。如108所示,方法100包括经由控制器基于2D图像生成三维(3D)图像。

[0040] 另外,在一个实施例中,方法100还可以包括经由用户界面36将3D图像显示给用户。更具体地,在某些实施例中,方法100可以包括经由用户界面36允许用户根据一个或多个用户偏好来操纵3D图像。

[0041] 在另外的实施例中,如参考图4所提及的,换能器发射器16可以包括安装到可围绕横向轴线26旋转的轴杆25的至少一个板23。因此,在某些实施例中,方法100可以包括将轴杆26安装在换能器外壳14的内腔20内以使得轴杆25大致平行于横向轴线26。在其他实施例中,方法100可以包括通过配置在换能器外壳14内的马达(未示出)旋转换能器发射器16。因此,当探头12位于患者的目标部位时,换能器发射器16被配置为连续旋转,以在深度44处生成对象的3D图像。此外,应该理解,超声成像系统10可以包括如本文所述的任何附加特征。

[0042] 尽管各种专利通过引用包含于此,但如果包含的材料与书面说明书之间存在任何不一致,应以书面说明书为准。另外,尽管已经关于本发明的具体实施例详细描述了本公开,但是对于本领域技术人员来说显而易见的是,可以在不脱离本公开的精神和范围的情况下对本公开进行各种变更、修改和其他变化。因此,权利要求书旨在覆盖所附权利要求所包含的所有这些修改、变更和其他变化。

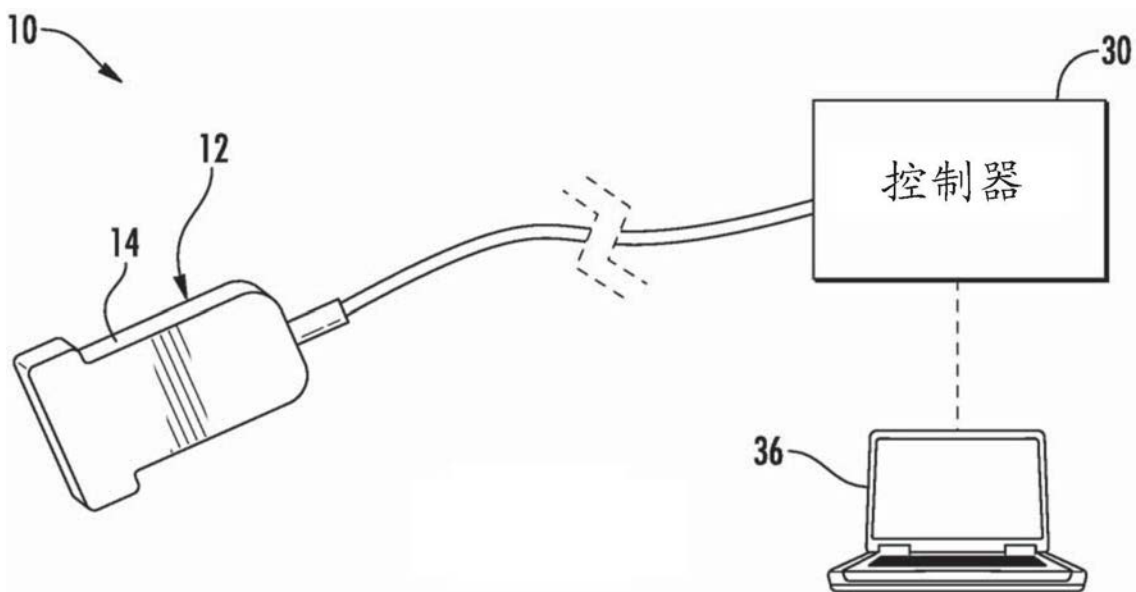


图1

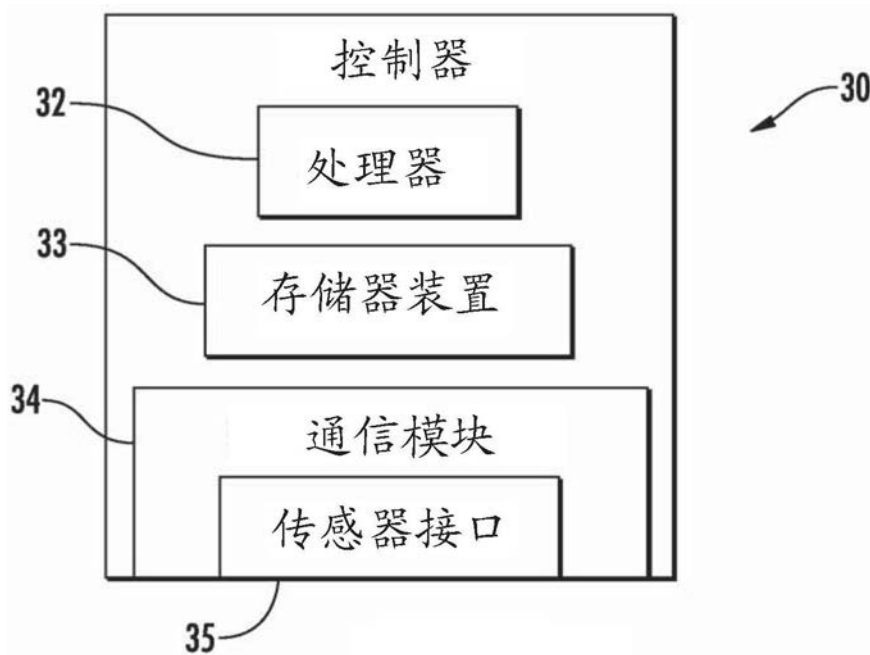


图2

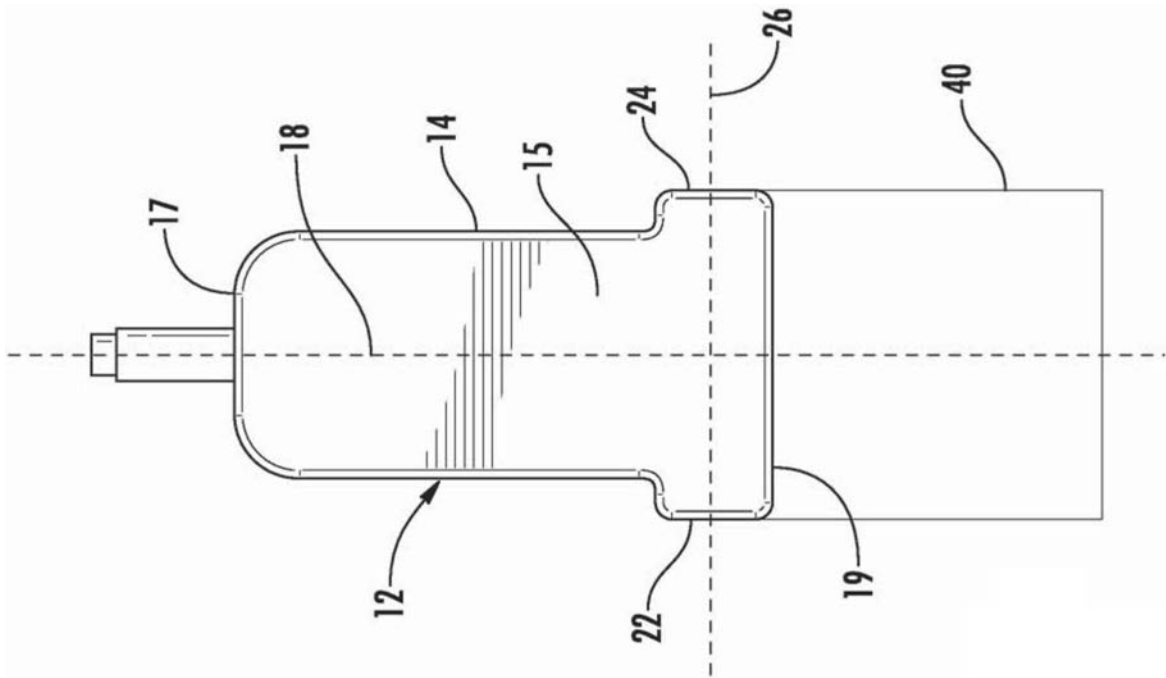


图3

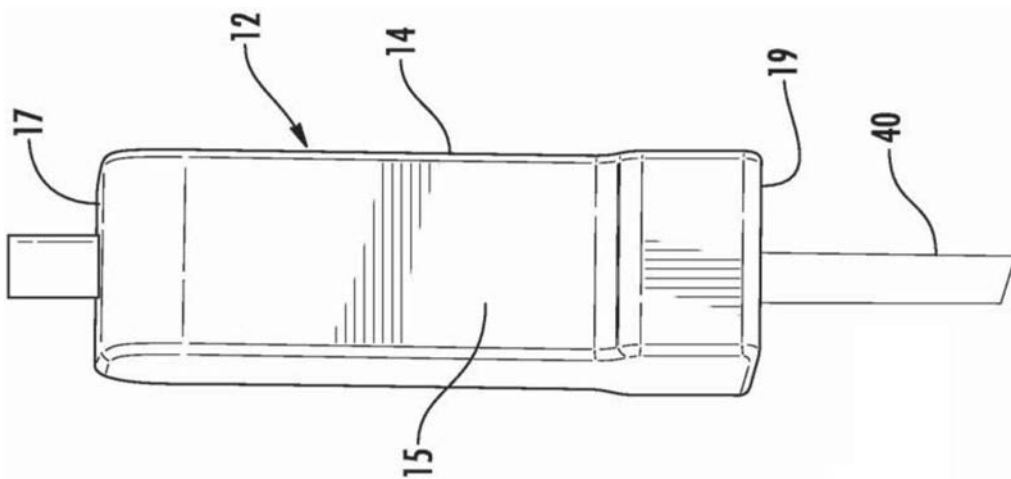


图4

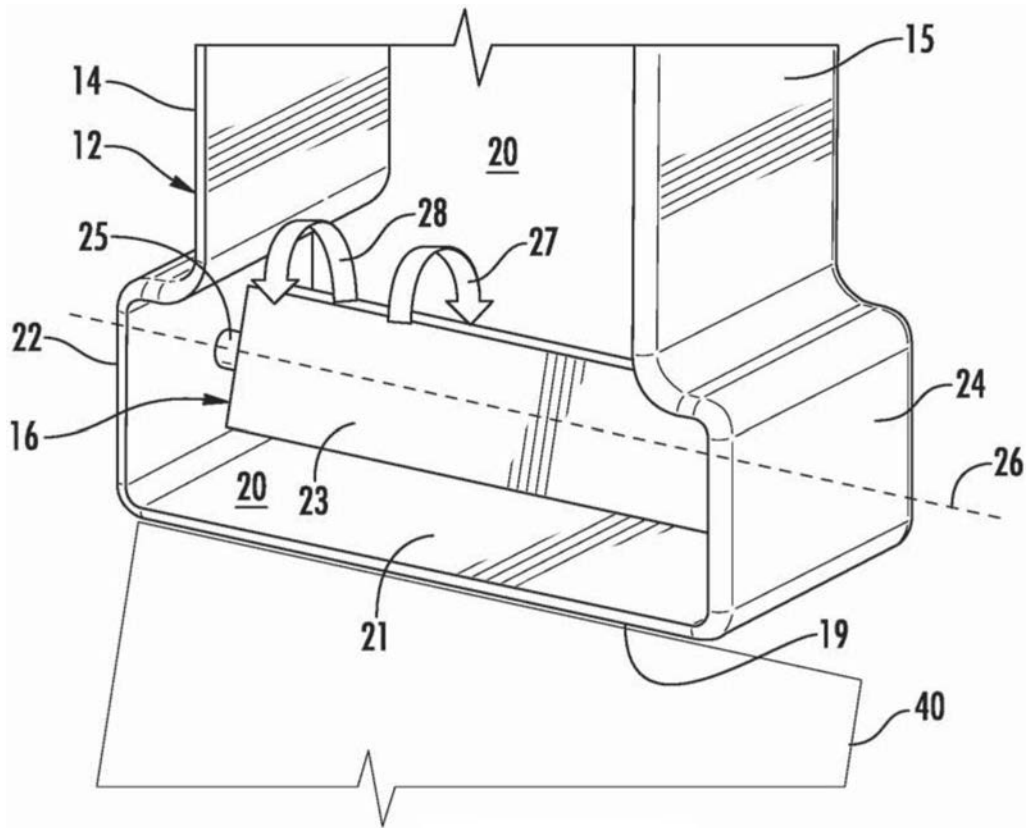


图5

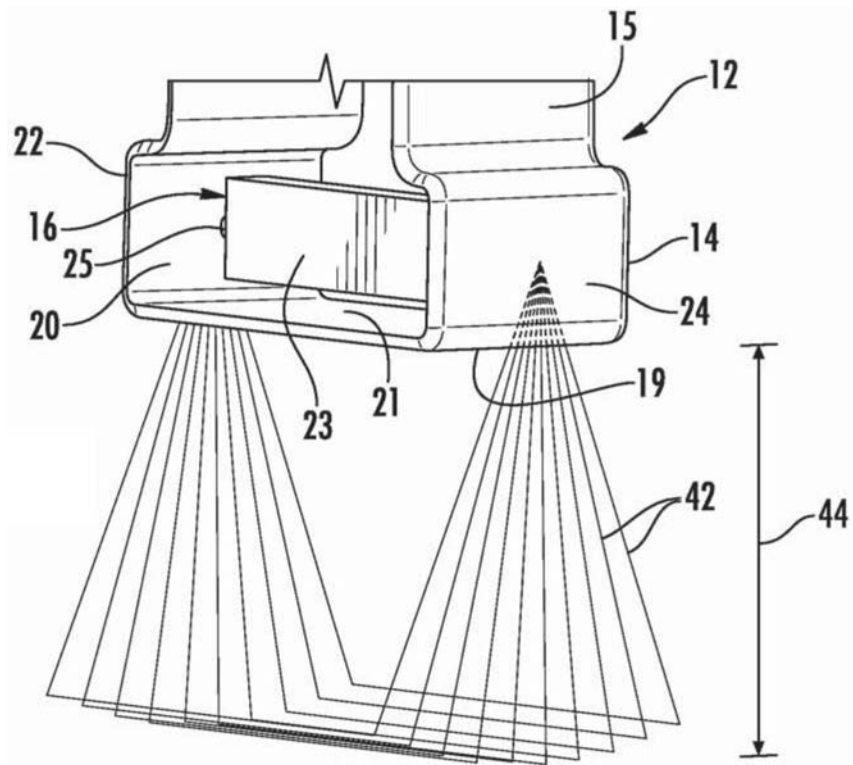


图6

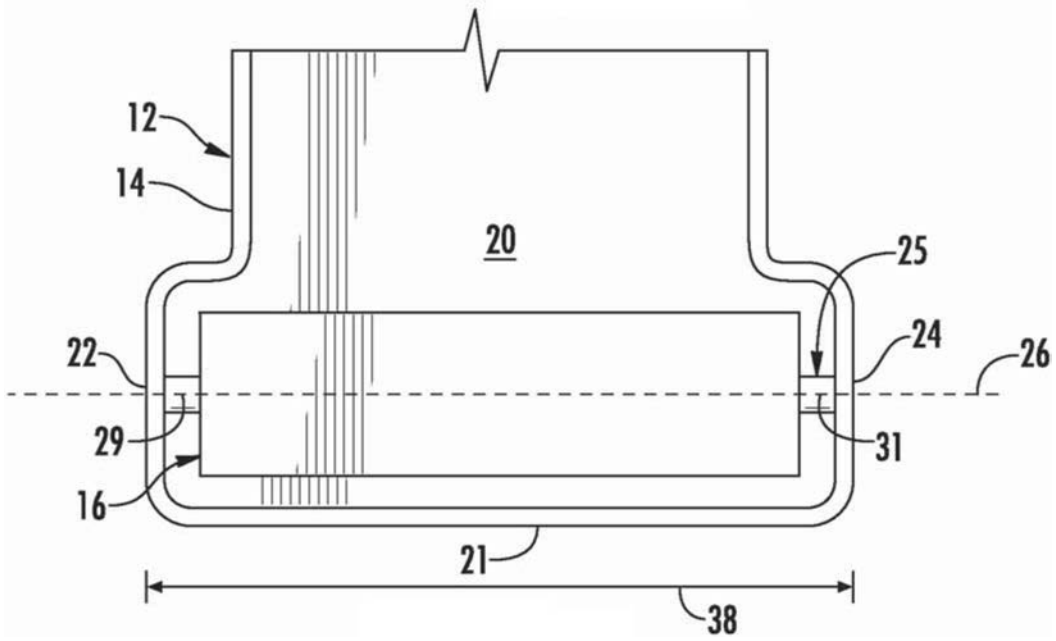


图7

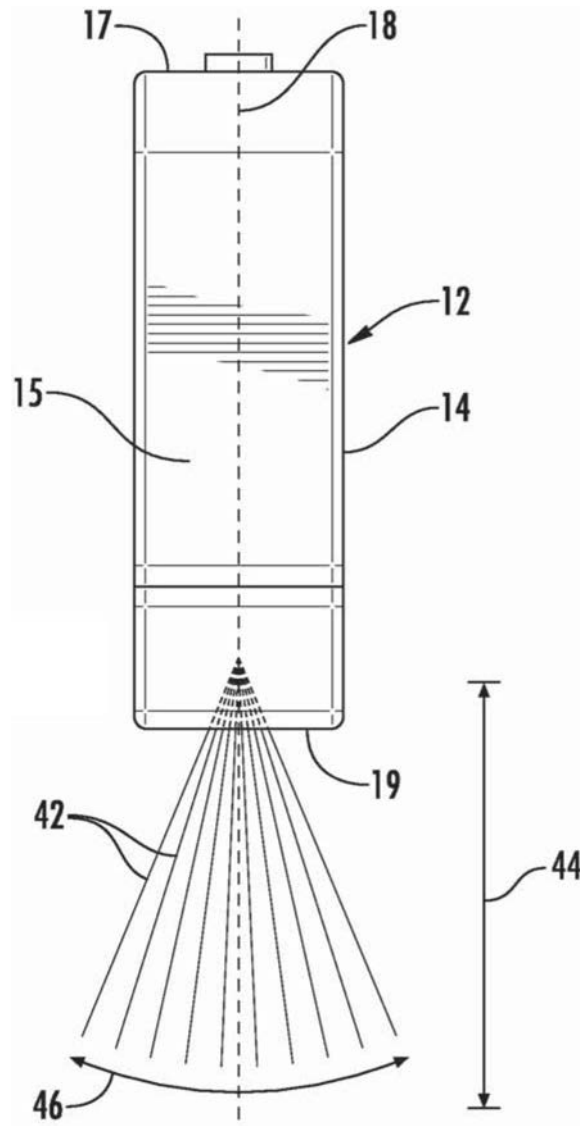


图8

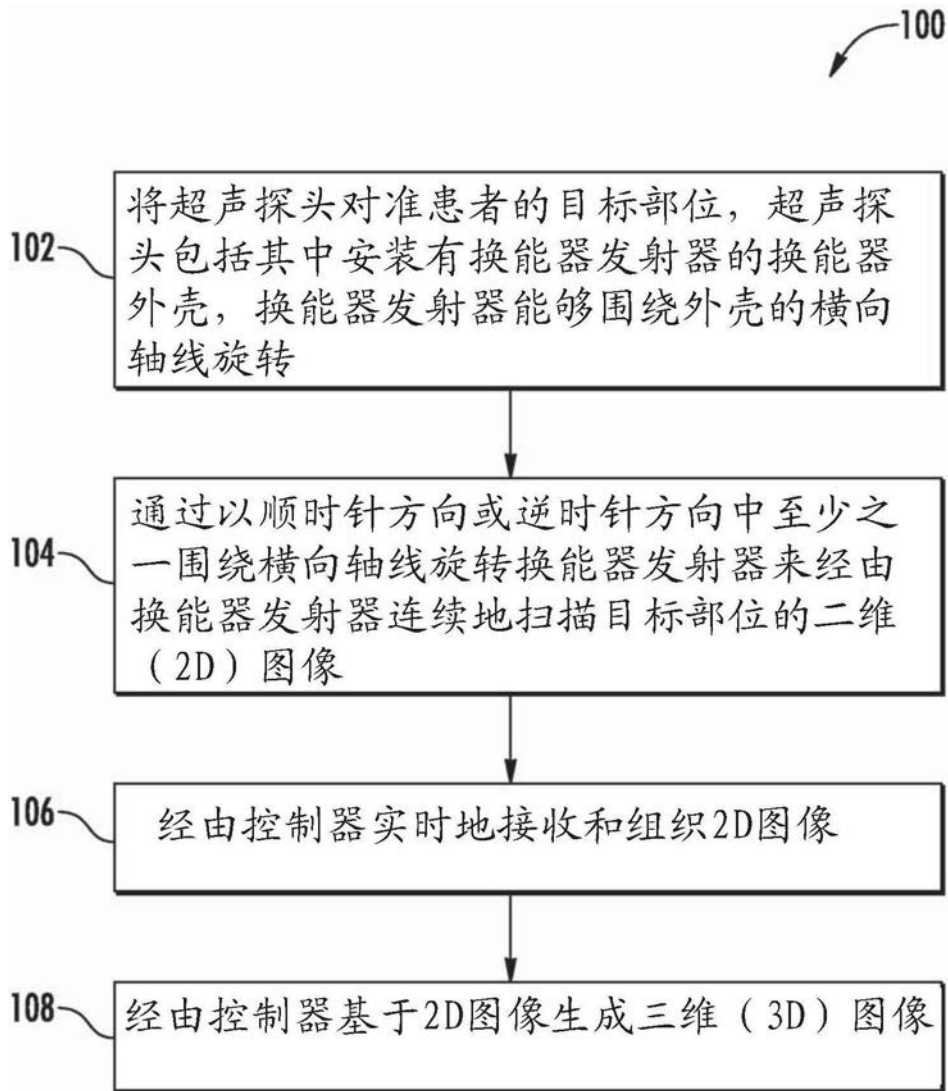


图9

专利名称(译)	用于神经阻滞应用的3D超声成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108348215A</a>	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680061021.1	申请日	2016-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	阿文特公司		
申请(专利权)人(译)	阿文特公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿文特公司		
[标]发明人	K C 许 J J 科克尔		
发明人	K·C·许 J·J·科克尔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G10K11/35		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5246 G10K11/34 G10K11/355 A61B8/145 A61B8/4494 A61B8/54		
代理人(译)	王勇 李科		
优先权	62/247917 2015-10-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开涉及用于生成3D图像的超声成像系统。该系统包括具有换能器外壳和换能器发射器的超声探头。外壳具有沿着纵向轴线从近端延伸到远端的主体。远端包括内腔，该内腔沿着外壳的横向轴线至少从第一侧延伸到第二侧。发射器被安装到腔内的第一侧和第二侧，并被配置为围绕横向轴线旋转以用于扫描超声波束。因此，在操作期间，发射器围绕横向轴线以顺时针方向和/或逆时针方向自由地旋转，以便连续地扫描二维(2D)图像。该系统还可以包括控制器，该控制器被配置成实时接收和组织2D图像并且基于2D图像生成3D图像。

