

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

A61N 7/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780012840.8

[43] 公开日 2009年7月15日

[11] 公开号 CN 101484084A

[22] 申请日 2007.3.16

[21] 申请号 200780012840.8

[30] 优先权

[32] 2006.4.11 [33] US [31] 60/744,605

[86] 国际申请 PCT/US2007/064184 2007.3.16

[87] 国际公布 WO2008/048708 英 2008.4.24

[85] 进入国家阶段日期 2008.10.9

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 M·林德施特姆 G·恩霍尔姆

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

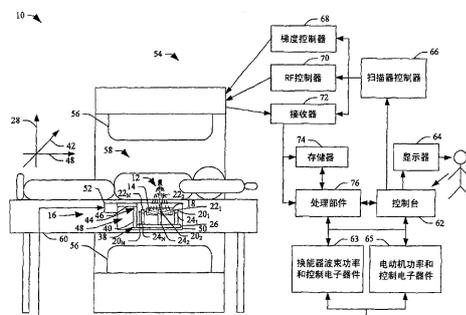
权利要求书 5 页 说明书 8 页 附图 5 页

## [54] 发明名称

用于在 MR 扫描器内部定位超声换能器的设备

## [57] 摘要

一种设备(16)对用于超声治疗的超声换能器(14)进行定位, 以将超声换能器(14)发射的治疗波束(12)聚焦在感兴趣的组织处。设备(16)包括至少三个锚(20), 其支撑超声换能器(14)。设备(16)还包括至少三个可延伸结构(24), 每一个具有支撑至少三个锚(20)中相应一个的联轴器(22)。设备(16)的驱动机构(100)独立地驱动至少三个可延伸结构(24)的每一个朝向和远离受检者, 以在至少三个自由度中移动超声换能器(14)。



1、一种对用于超声治疗的超声换能器（14）进行定位，以将由所述超声换能器（14）发射的治疗波束（12）聚焦在感兴趣组织上的设备（16），包括：

至少三个锚（20），其支撑所述超声换能器（14）；

至少三个可延伸结构（24），每一个具有联轴器（22），所述联轴器（22）支撑所述至少三个锚（20）中的相应一个；以及

驱动机构（100），其独立地驱动所述至少三个可延伸结构（24）中的每一个朝向或远离受检者以在至少三个自由度中移动所述超声换能器（14）。

2、根据权利要求1所述的设备（16），其中，所述治疗波束（12）是高强度聚焦超声（HIFU）波束。

3、根据权利要求1所述的设备，其中，所述至少三个锚（20）在平面中间隔60度，或者所述至少三个锚（20）中的两个间隔180度，而所述至少三个锚（20）中的第三个与所述至少三个锚（20）中间隔180度的所述两个中的每一个间隔90度。

4、根据权利要求1所述的设备（16），其中，所述至少三个自由度包括朝向和远离所述受检者的平移运动以及两个旋转运动。

5、根据权利要求1所述的设备（16），其中，所述联轴器（22）包括球接头。

6、根据权利要求1所述的设备（16），其中，所述至少三个锚（20）在其相应的联轴器（22）内平移和/或旋转。

7、根据权利要求1所述的设备（16），其中，所述驱动机构（100）包

括：

丝杆（30），其与每个所述可延伸结构（24）相关联；以及  
丝杆螺母（32），其的旋转引起所述丝杆（30）的伸长或缩回以使所述相关联的可延伸结构（24）朝向或远离所述受检者延伸或缩回。

8、根据权利要求 7 所述的设备（16），其中，每个丝杆螺母（32）围绕延伸通过所述受检者的轴（28）旋转。

9、根据权利要求 7 所述的设备，其中，每个丝杆螺母（32）经由臂和轮机构（104、110、116、118、120、122）而转动。

10、根据权利要求 1 所述的设备（16），还包括支撑板（26），其上安装有至少三个可延伸结构（24）。

11、根据权利要求 10 所述的设备（16），还包括联结至所述支撑板（26）的运动机构（40、46），所述运动机构（40）沿着关于所述受检者的至少一个轴（42、48）移动所述支撑板（26）和所述超声波束（12）。

12、根据权利要求 11 所述的设备（16），其中，所述运动机构（40、46）包括：

横梁（82）；以及

滑架（84），其被滑动地安装至所述横梁（82），其中所述滑架（84）联结至所述支撑（26），而所述支撑（26）沿着所述横梁（82）与所述滑架（84）一起移动。

13、根据权利要求 12 所述的设备（16），其中，所述运动机构（40、46）包括：

纵向运动机构（46）和横向运动机构（40），其提供了两个平移自由度，使得所述超声换能器（14）可以以 5 个自由度移动以便聚焦所述波束 12。

14、根据权利要求1所述的设备(16)，其中，所述设备的各部件由非磁性材料构建。

15、一种医学治疗系统(10)，其使用根据权利要求1所述的设备(16)以将治疗波束(12)聚焦于靶组织处。

16、根据权利要求1所述的设备，其中，所述驱动机构(100)还以至少两个平移运动度移动所述换能器(14)，使得以五个自由度定位所述换能器。

17、一种医学治疗系统，包括：

成像设备(54)，用于成像位于成像区域(58)中的受检者的感兴趣区域；

受检者支架(60)，用于在检查区域中支撑所述感兴趣区域；以及

根据权利要求1所述的定位设备16，其由所述受检者支架(60)支撑，用于定位所述超声换能器(14)，以便将所述治疗波束(12)聚焦在所述感兴趣区域中的靶组织上。

18、一种医学治疗系统(10)，包括：

医学成像系统(54)，用于生成位于成像区域(58)中的受检者的感兴趣区域的诊断图像；

受检者支架(60)，用于支撑位于所述成像区域中具有所述感兴趣区域的所述受检者；

超声换能器(14)，其发射聚焦的超声波束(12)，以治疗所述感兴趣区域中的选定靶组织；以及

驱动机构(100)，其以五个自由度定位所述超声换能器。

19、根据权利要求18所述的医学治疗系统(10)，其中，所述医学成像系统(54)包括：

主磁体(56)，其在位于扫描器(54)的成像区域(58)中的所述受检

者中产生磁场 ( $B_0$ );

磁场梯度线圈, 其在  $B_0$  上叠加选定的磁场梯度, 所述磁场梯度线圈由梯度控制器 (68) 控制;

一个或多个射频线圈, 其将由射频 (RF) 源 (70) 产生的射频激励脉冲 ( $B_1$ ) 注入所述成像区域 (58);

接收器 (72), 其接收空间编码的磁共振; 控制台 (62) 和显示器 (64), 用于控制所述扫描器 (54); 以及

显示器 (64), 其上显示所述诊断图像。

20、根据权利要求 18 所述的医学治疗系统 (10), 所述驱动机构包括: 至少三个锚 (20), 其支撑所述超声换能器 (14);

可延伸结构 (24), 具有用于所述至少三个锚 (20) 中的每一个的联轴器 (22); 以及

所述驱动机构 (100), 独立驱动每个可延伸结构 (24) 朝向或远离所述受检者, 以便以三个自由度移动所述超声换能器 (14) 朝向和远离所述受检者。

21、根据权利要求 18 所述的医学治疗系统, 其中, 所述成像系统 (54) 包括处理部件 (76), 其在所述诊断图像上叠加对所述超声波束 (12) 的描述。

22、一种用于对使用高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗受检者的靶区域的超声波束 (12) 进行定位的方法, 包括:

初始定位所述超声波束 (12), 用于以五个自由度治疗所述受检者的所述靶区域;

开始治疗;

捕获表示包括所述靶区域的感兴趣区域中的组织和所述感兴趣区域中的温度分布曲线的信息;

基于所述信息重新定位所述超声波束 (12); 以及

继续所述治疗。

23、根据权利要求 22 所述的方法，定位所述超声波束（12）的所述步骤包括：

以两个自由度平移超声换能器（14）；以及

以三个自由度移动所述换能器（14）朝向和远离所述感兴趣区域。

## 用于在 MR 扫描器内部定位超声换能器的设备

下文涉及医学成像系统。其特别应用于帮助在磁共振（MR）扫描器内部定位超声换能器，但是也可以应用于其它医学成像模态中。

高强度聚焦超声（HIFU）被用于治疗肿瘤，尤其是子宫纤维瘤。治疗基于加热超声波束的焦点中和/或附近的组织。充分加热导致细胞死亡，并且随后导致在所治疗体积中的损伤，这通常包括肿瘤以及与其紧邻的健康组织的一些边缘。随后，人体缓慢地吸收损伤，从而留下没有肿瘤的被治疗区域。

为了实现前述目的，超声换能器需要能够以这样的方式移动，即将波束聚焦在受检者上的期望位置，同时避免暴露器官。为了进行适当的移动，需要至少两个平移自由度和两个角度自由度。经由来自能够可视化治疗区域的解剖结构和所产生的温度分布曲线的设备的反馈，可以有助于控制加热的位置和程度。MR 扫描器可以通过运行专用序列而执行这两个功能。

温度分布曲线通过局部测量受检者中质子的磁共振频率而获得。频率具有温度因子，其相对较小，仅为每摄氏度的百分之一的百万分之一。因此，用于移动换能器的机构由非磁性材料制成。然而，可以使用少量的任意金属，主要使用塑料和/或陶瓷。另外，用于对移动供电的电动机通常放置在约一米远或更远处。同时，系统的精确度约为 0.5mm 或更佳。这使得系统关于力学松弛和力学弯曲性是严格的。

常规治疗系统使用的定位设备将高强度的超声聚焦在待治疗组织上。换能器通常由围绕中心轴旋转的形状类似于叉的结构固定。因而，换能器的一侧升高，而换能器的另一侧降低。这种聚焦期间在升高换能器一侧的同时的绕轴旋转，在换能器将被放置在相对靠近受检者时产生了问题，并且在治疗具有位于不同深度的肿瘤的不同体形的患者时，这种靠近定位通常是关键的。为了使得叉子坚硬，通常牺牲上下方向上的平移，从而限制了移动的范围。

在一方面，举例说明了一种对用于超声治疗的超声换能器进行定位，以将由超声换能器发射的治疗波束聚焦在感兴趣组织的设备。该设备包括至少三个锚，其支撑超声换能器；以及至少三个可延伸结构，每个具有支撑至少三个锚的相应一个的联轴器。驱动机构独立地驱动至少三个可延伸结构的每一个朝向或远离受检者，以在至少三个自由度中移动超声换能器。

一个优点包括帮助定位超声换能器用于进行高强度聚焦超声治疗。

另一优点在于在所有方向上自由平移超声换能器，并且围绕两个方向独立倾斜。

另一优点包括具有相对于移动的波幅的最小长度的平移和倾斜构件，并且这些构件仅在长度方向上机械受压，以最小化由其悬浮中弹性变形引起的换能器位移量。

另一优点是，使用少量材料制成平移和倾斜构件，以最小化它们对受检者内磁场和温度测量的影响。

另一优点在于使用医学成像以帮助将超声换能器的波束聚焦在感兴趣区域中。

在阅读和理解优选实施例的详述之后，对于本领域普通技术人员而言，其它优点将变得显然。

附图的目的仅在于示出实施例，并且不应理解为对权利要求的限制。

图 1 示出了医学治疗系统，其用于使用高强度聚焦超声（HIFU）治疗受检者/对象的部分；

图 2 示出了用于将超声换能器定位在远离受检者的缩回位置的容座；

图 3 示出了固定超声换能器的容座平移以重新聚焦 HIFU 波束的技术；

图 4 示出了固定超声换能器的容座平移和旋转以重新聚焦 HIFU 波束的技术；

图 5 示出了用于移动固定超声换能器的容座以合适地聚焦 HIFU 波束的示例性设备；

图 6 示出了位于固定超声换能器的设备中的容座的示例性位置；

图 7 示出了用于控制固定超声换能器的容座的轴位置的示例性轴运动

机制；

图 8 示出了用于控制固定超声换能器的容座的纵向位置的示例性纵向运动机制；

图 9、10 和 11 示出了用于驱动容座朝向或远离受检者的示例性臂和轮机构；

图 12 示出了用于定位用来使用高强度聚焦超声（HIFU）治疗受检者/对象的部分的超声换能器的方法。

图 1 示出了用于使用高强度聚焦超声（HIFU）治疗受检者/对象的医学治疗系统 10。使用 HIFU 波束 12 治疗受检者内感兴趣区域和/或受检者。感兴趣区域包括不希望有的组织，例如肿瘤和健康组织的一些边缘。由超声换能器 14 产生并发射 HIFU 波束 12，所述超声换能器 14 通过设备 16 进行适当地定位以将波束 12 聚焦在感兴趣区域 14 处，所述设备 16 移动超声换能器 14 通过至少五个自由度，至少三个自由度在朝向或远离受检者的方向上，而至少两个自由度在关于受检者的轴向和纵向方向上。

设备 16 包括容座（receptacle）或框架 18，其支撑超声换能器 14。容座 18 具有锚  $20_1$ 、 $20_2$ 、…… $20_N$ （全体在本文中称为锚 20），其中 N 是正整数。锚  $20_1$ 、 $20_2$ 、…… $20_N$  中的每一个分别由联轴器  $22_1$ 、 $22_2$ 、…… $22_N$ （全体在本文中称为联轴器 22）支撑。联轴器  $22_1$ 、 $22_2$ 、…… $22_N$  中的每一个分别位于可延伸结构  $24_1$ 、 $24_2$ 、…… $24_N$ （全体在本文中称为可延伸结构 24）的末端。可延伸结构 24 可移动地连接至支撑板 26，并且沿着第一轴 8 从受检者延伸出来并缩回。当一个或多个可延伸结构 24 延伸或缩回时联轴器 22 允许锚 20 在其中平移和/或旋转。当锚 20 在其各自的联轴器 22 内平移和/或旋转时，容座 18 平移和/或旋转朝向或远离受检者，并且因此换能器 14 平移和/或旋转朝向或远离受检者。

通过举例的方式，图 2 示出了位于远离受检者的缩回位置处的容座 18。在该示例中，存在三个（即， $N=3$ ）可延伸结构 24，可延伸结构  $24_1$ 、可延伸结构  $24_2$  和可延伸结构  $24_3$ 。可延伸结构 24 分别与联轴器  $22_1$ 、 $22_2$  和  $22_3$  相关联。在一个实例中，联轴器 22 是球接头等，而锚  $20_1$ 、 $20_2$  和  $20_3$  穿过球接头中的孔，而可延伸结构 24 是推杆。同样地，可延伸结构 24（或

推杆)可以安装在丝杆 30 及相应的丝杆螺母 32 等上或由其驱动。丝杆螺母 32 可以固定在第一轴 28 上并且可围绕其旋转。驱动机构 X (下文结合图 9、10 和 11 进行详述)用于独立地转动每个丝杆螺母 32,所述每个丝杆螺母 32 独立地沿着第一轴 28 驱动每个丝杆 30 和可延伸结构 24。在该示例中,锚 20 定位成彼此间隔约 60 度。然而,在其它实施例中,可以使用各种其它构型。例如,在一个替代实施例中,两个锚 20 定位成间隔约 180 度,而第三锚定位成与前两个锚间隔约 90 度。同样,可以预见到有其它可延伸结构,例如气缸或其它液压缸。

在图 3 所示的运动模式中,以相同的速率同时驱动丝杆 30 朝向受检者,这在相同的方向(朝向受检者)上以相同的速率驱动可延伸结构 24。结果,容座 18 和超声换能器 14 沿着第一轴 28 平移朝向受检者。在图 4 中,仅驱动与可延伸结构 24<sub>3</sub> 相关联的丝杆 30 朝向受检者。其它的丝杆 30 保持在静态位置。结果,可延伸结构 24<sub>3</sub> 延伸朝向受检者,锚 20<sub>3</sub> 平移通过联轴器 20<sub>3</sub>,而锚 20<sub>1</sub> 和 20<sub>2</sub> 在其各自的联轴器 22<sub>1</sub> 和 22<sub>2</sub> (如图所示在 34 和 36 处)内旋转(并且滑动微小距离),这导致容座 18 围绕联轴器 22<sub>1</sub> 和 22<sub>2</sub> 旋转或倾斜。容座 18 的旋转依次旋转超声换能器 14,这移动 HIFU 波束 12 的焦点。

返回图 2,通过以相似和/或不同的速率独立延伸和/或缩回一个或多个可延伸结构 24 至相似和/或不同的距离,可以实现高达三个自由度并且使用其实现容座 18 的平移运动、旋转运动或同时实现容座 18 的平移和旋转运动,以便于移动超声换能器 14 和超声波束 12 的焦点。

返回图 1,支撑板 26 还连接至轴向运动机构 40 的第一端 38,其提供支撑板 26 沿着关于受检者的横轴方向(侧侧方向)中的第二或横轴 42 的平移运动。轴向运动机构 40 的第二端 44 连接至纵向运动机构 46,所述纵向运动机构 46 提供支撑板 26 沿着关于受检者的纵向方向中的第三或纵轴 48 的平移运动。沿着轴 28、42 和 48 的平移运动和位于 34 和 36 处的旋转运动的组合(如图 4 中所示)提供了高达五个自由度,其中定位容座 18 以合适地聚焦超声波束 12。

容座 18、锚 20、联轴器 22、可延伸结构 24、支撑板 26、轴向运动机构 40 和纵向运动机构 46 位于外壳或外罩 50 的腔中。控制器 52 用于驱动可延伸结构 24、轴向运动机构 40 和纵向运动机构 46,以便于聚焦超声波

束 12。控制器 52 可以包括用于手动聚焦波束 12 的机械部件和/或用于电气聚焦波束 12 的电气部件。

设备 16 与扫描系统 54 或能够提供关于与治疗区域相关的组织和/或温度分布曲线的信息的其它设备结合使用。这种信息用于帮助定位容座 18 以聚焦超声波束 12。如图 1 中所示，扫描系统 54 可以是开放式磁共振 (MR) 扫描器。然而，应当领会到，本文同样可以预见到有其它类型的 MR 扫描器和/或其它成像模态。

在该示例中，扫描系统 54 包括由以开放式构型的成像区域 58 分开的两个主磁体 56 (例如，永磁体或电阻磁体)。支撑机构 60 用于将受检者定位在成像区域 58 内。如所描绘的，设备 16 位于支撑机构 60 内。定位两个主磁体 56，从而使得磁体在受检者中产生磁场 ( $B_0$ )。磁场梯度线圈 (未示出，通常容纳在主磁体中或与其相邻) 设置成在  $B_0$  上叠加选定的磁场梯度。这种梯度包括正交磁场梯度，例如在笛卡儿平面中定义的 x、y 和/或 z 梯度。一个或多个射频线圈 (未示出，通常位于梯度线圈和受检者之间) 将射频激励脉冲 ( $B_1$ ) 注入成像区域 58 中和/或接收来自该区域的共振信号。

使用控制台 62 和显示器 64 以计划患者程序 (例如，选择 (一个或多个) 成像方案、设置成像参数等)、开始扫描、呈现重建的图像以及各种其它特征。控制台 62 向扫描器控制器 66 提供指令，所述扫描器控制器 66 控制梯度控制器 68、射频 (RF) 源 70 和接收器 72。梯度控制器 68 控制磁场梯度线圈以对所得的磁共振进行空间编码。RF 源 70 产生射频激励脉冲 ( $B_1$ ) 并将其提供给一个或多个射频线圈。在读出相位期间，检测电路 (未示出) 检测磁共振信号，而接收器 72 接收经空间编码的磁共振。所采集的空间编码磁共振存储在存储部件 74 中，和/或提供至处理部件 76，所述处理部件 76 根据数据重建一幅或多幅图像。将原始和/或经处理的数据 (例如，图像) 在显示器 64 上显示，并进行存档、成片、传送以供进一步处理等。

所采集的数据和/或得到的图像用于将波束 12 聚焦在感兴趣区域中，这任选地通过换能器波束功率和控制电子器件 63 和/或电动机功率和控制电子器件 65 受到来自控制台 62 的控制。例如，数据和/或图像提供了关于感兴趣区域的数值和/或图形信息，例如治疗组织和与其相关的温度分布曲线的图像。因而，数据允许操作者看到正暴露于波束 12 的区域。如果需要，

随后操作者可以使用控制台 62 控制电子器件 63 和/或 65，以驱动控制器 52 经由本文所描述的五个自由度中的一个或多个而重新定位容座 18，从而移动换能器 14 和精确波束 12 的焦点位置。在一个实施例中，例如，在体膜中，使用颜色变化或色移等，将超声波束和/或其焦点叠加在所显示的图像上。由于定位了换能器，这为操作者提供了视觉反馈。例如，叠加的图像可以保证焦点集中在靶肿瘤上，并且重要或敏感器官不会位于超声波束中。

现在参照图 5，示出了设备 16 的示例性构型。设备 16 包括具有腔 78 的外壳 50，其中设置有容座 18 和相关联的支撑和移动构件。腔 78 中填充有基本上不衰减波束 12 的材料（例如，水）。外壳 50 包括超声透射窗口 80，通过所述窗口 80 导入波束 12。窗口 80 示为形状为矩形；然而，可以领会到，窗口 80 可以为各种形状。例如，作为选择，窗口 80 的形状可以是正方形、圆形、三角形、不规则形状等。外壳 50 可以简单地位于患者支架 60 内和/或通过螺杆、夹子、Velcro™ 等安装在其中。图 6 中，外壳 50 示为半透明的，以便于突出显示位于外壳 50 内的容座 18 及其相关联的支撑和移动构件的位置。

图 7 和 8 分别示出了示例性横向运动机构 40 和纵向运动机构 46。在图 7 中，突出显示包括横梁 82 和滑架 84 的轴向运动机构 40。支撑 26（以及因而换能器 14）联结至滑架 84 的一侧 86，并且随着滑架 84 沿着轴 42 移动。横梁 82 在末端 88 和 90 处安装至纵向运动机构 46 的第一滑架 92 和第二滑架 94。图 8 中更加清楚地示出了第一滑架 92 和第二滑架 94。继续参照图 8，第一滑架 92 可滑动地安装在横梁 96 上，所述横梁 96 安装在外壳 50 上，而第二滑架 94 可滑动地安装在横梁 98 上，所述横梁 98 也安装在外壳 50 上。横梁 96 和 98 通常都刚性地安装至外壳 50。如上讨论地，第一滑架 92 和第二滑架 94 分别安装至横梁 82，而横梁 82 沿着横梁 96 和 98 与第一滑架 92 和第二滑架 94 一起移动。诸如齿条和小齿轮、皮带、丝杆等的各种驱动提供沿轴 42 和 48 的横向和纵向移动。

图 9、10 和 11 示出了可以用于驱动可延伸结构 24 的示例性机构 100。如上结合图 2 所示，每个可延伸结构 24 可以通过丝杆组件延伸和/或缩回，所述丝杆组件包括丝杆 30 和丝杆螺母 32。螺母 32 在第一臂 104 的第一末

端 102 处固定在第一轴 28 上并可围绕其旋转。第一臂 104 的第二末端 106 联结至第二臂 110 的第一末端 108, 而第二臂 110 的第二末端 112 连接至控制设备 114。齿轮或轮 116、118、120 和 122 连接至末端 102、106、108 和 112 中的每一个。

如图 10 和 11 中所示, 皮带 124 与轮 116 和 120 结合使用, 而皮带 126 与轮 118 和 122 结合使用。皮带 124 和 126 连接成使得轮 116 的旋转转变为轮 120 的相应旋转 (反之亦然), 而轮 118 的旋转转变为轮 122 的相应旋转 (反之亦然)。皮带 124 和 126 可以是锯齿状的 (如所描绘的)、光滑等, 并且由包括 Kevlar<sup>(TM)</sup>、橡胶、Nylon<sup>(TM)</sup> 等的各种非磁性材料构建。轮到轮的旋转转变取决于诸如每个轮的直径、皮带滑动、齿咬合 (tooth cogging)、磁滞等的因素。在替代实施例中, 可以使用齿条和小齿轮类型的系统。

返回图 9, 第一臂 104 和第二臂 110 一起联结至相似的轴 128 上。使用这一构型, 可以在轮 116-122 的平面中 (在臂到达的范围内) 追踪支撑 26 和因而超声换能器 14 沿轴 42 和 48 中的一个或两个的移动, 同时维持轮 116-122 的可测量角度。使用具有非滑动皮带的相同尺寸的轮允许将要测量绝对角度。控制设备 114 转动轮 122, 所述轮 122 转动臂 110 的皮带 124, 这依次使得轮 120 旋转。轮 120 和 118 联结成使得旋转任一轮将引起另一轮旋转。轮 118 的旋转转动臂 104 的皮带 126, 这依次使得轮 116 旋转。轮 116 的旋转转动丝杆螺母 32, 所述丝杆螺母 32 沿着轴 28 驱动丝杆 30 和可延伸结构 24 朝向或远离受检者。虽然图 9 仅示出一个臂/轮/皮带组件, 但是可以使用相似的组件以控制其它可延伸结构 24 的每一个。

应当领会到, 设备 26 的部件可以设计成在 MR 或其它类型的医学成像扫描器内使用。另外, 所述部件可以由可获得的非磁性材料构建或者易于由非磁性材料制成。

图 12 示出了用于对使用高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗受检者/对象的各部分的超声换能器进行定位的方法。该方法包括使用设备 (例如设备 16), 所述设备提供至少三个自由度, 用于通过与医学成像系统 (例如, MR 扫描器 54) 一同平移和/或两个旋转运动而移动超声换能器 (例如, 换能器 14) 朝向或远离受检者。所述设备还提供了至少两个度, 用于关于受检者轴向和纵向地移动超声换能器。

在附图标记 130 处，设备 16 将超声换能器 14 合适地定位在用于治疗受检者中特定区域的初始位置。激活超声换能器 14，并且将超声波束 12 导入受检者。在 132 处，使用成像系统 54 收集表示治疗区域中组织和治疗区域的温度分布曲线的数据。任选地，例如通过取决于温度的阴影，将温度分布曲线叠加在所显示的图像上。在 134 处，操作者根据数据确定是否应当精确超声换能器的位置以进一步将波束聚焦在治疗区域。假设操作者需要精确超声换能器的位置，那么在 136 处，操作者使用控制器 52，如上所述，例如，通过臂和轮系统 100 来延伸或缩回一个或多个可延伸结构 24。这种移动引起波束的平移和/或旋转移动，从而移动波束的聚焦深度。任选地，操作者使用控制器 52 以在关于患者的横向和/或纵向方向上移动支撑 26，从而移动波束以移动不同的横向和/或纵向位置。

已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前述说明书之后可以想到修改和变更。应当预见到，本发明应当理解为包括落入权利要求书或其等效的范围内的所有这样的修改和变更。

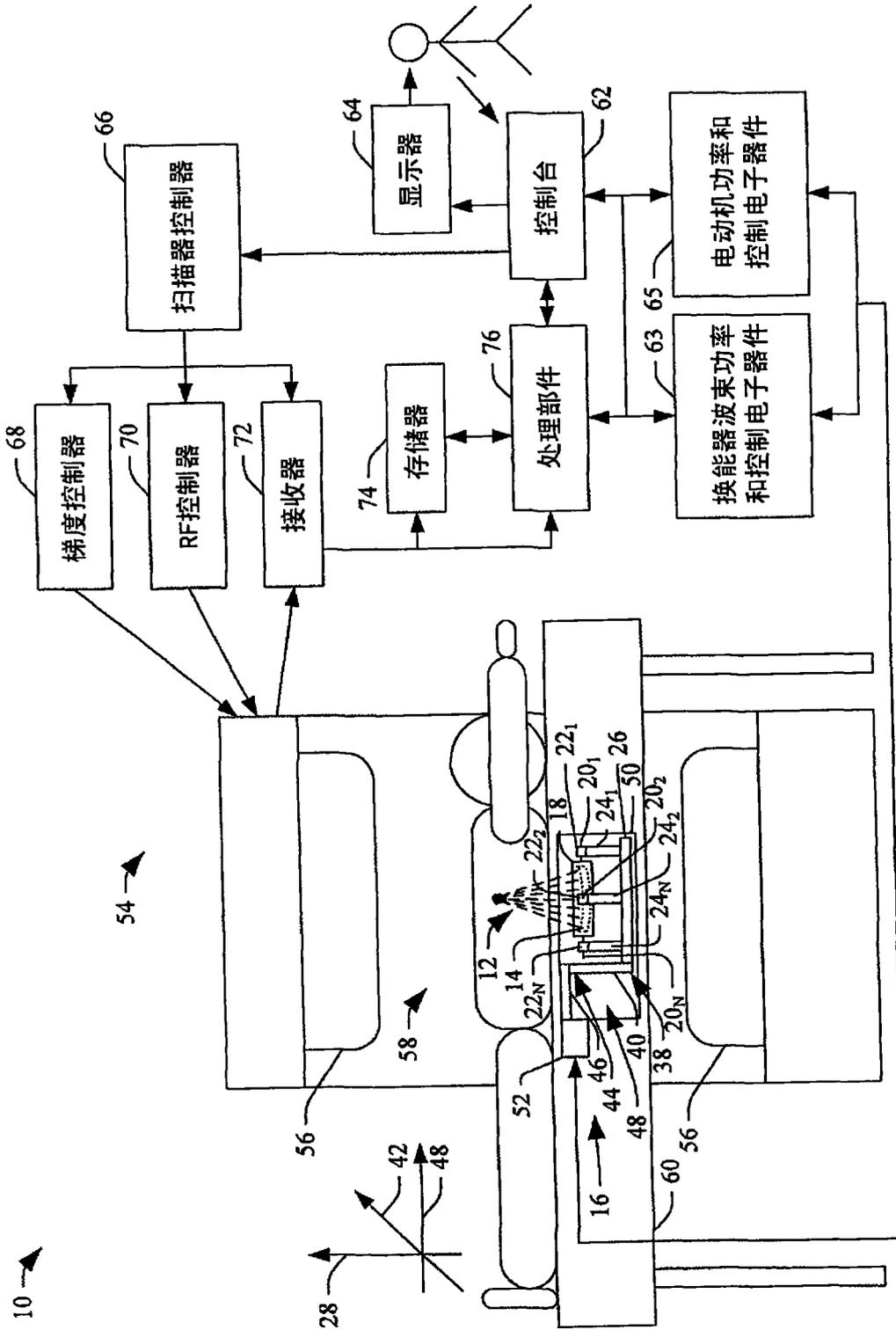


图1

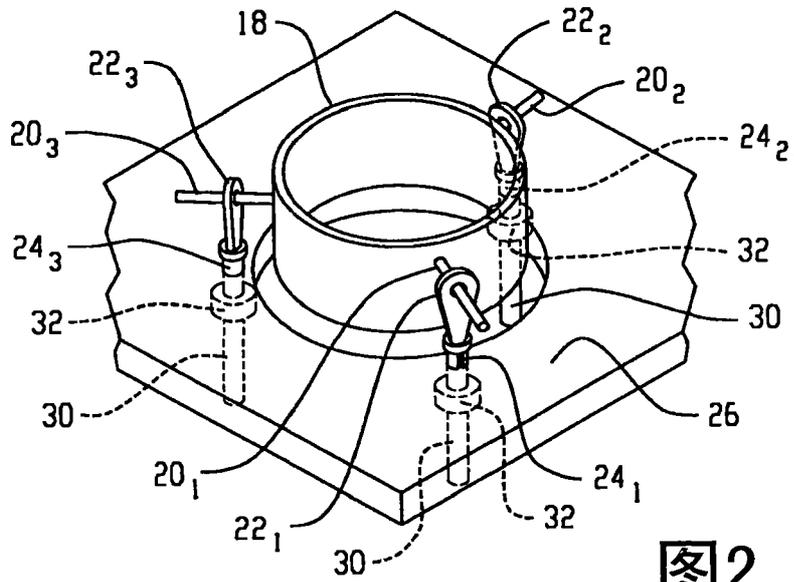


图2

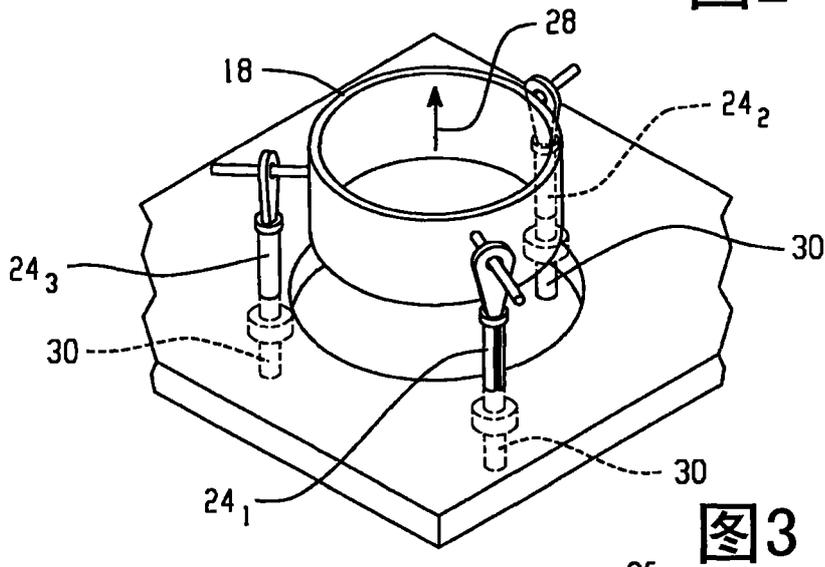


图3

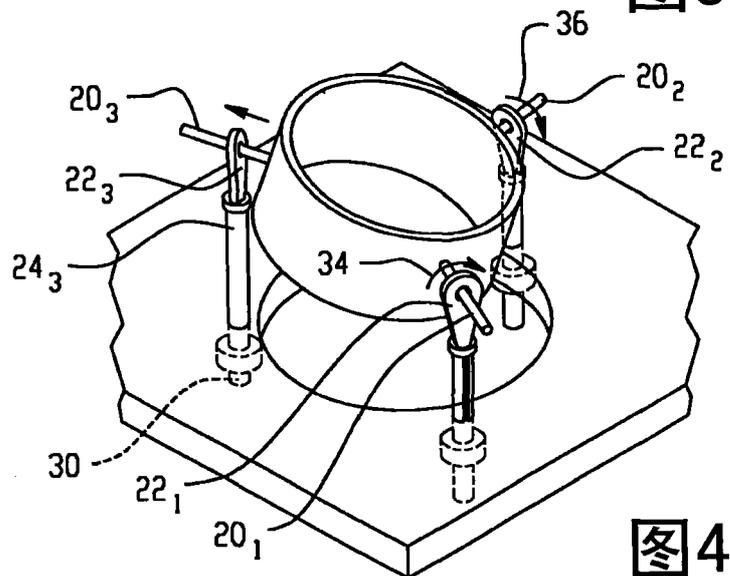


图4

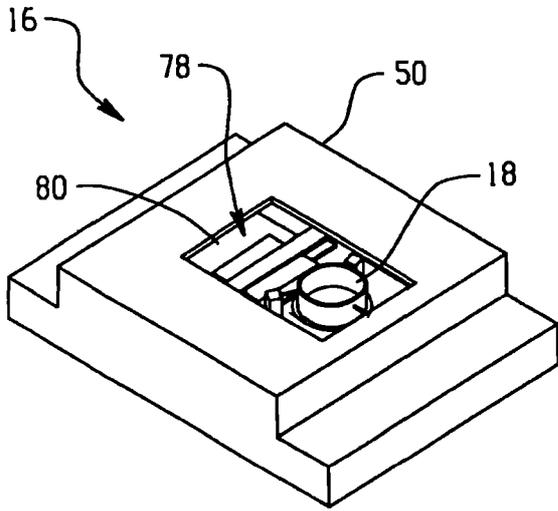


图5

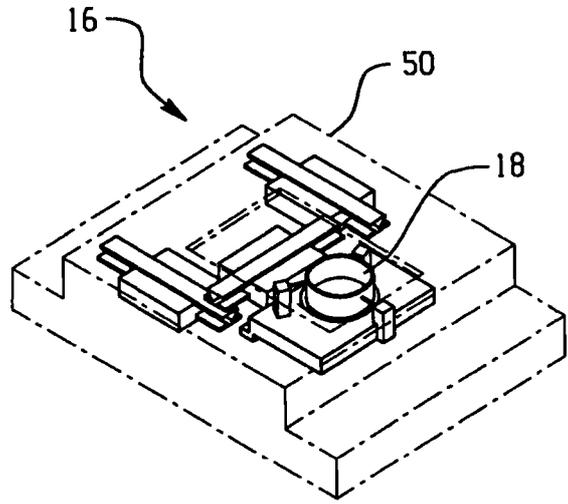


图6

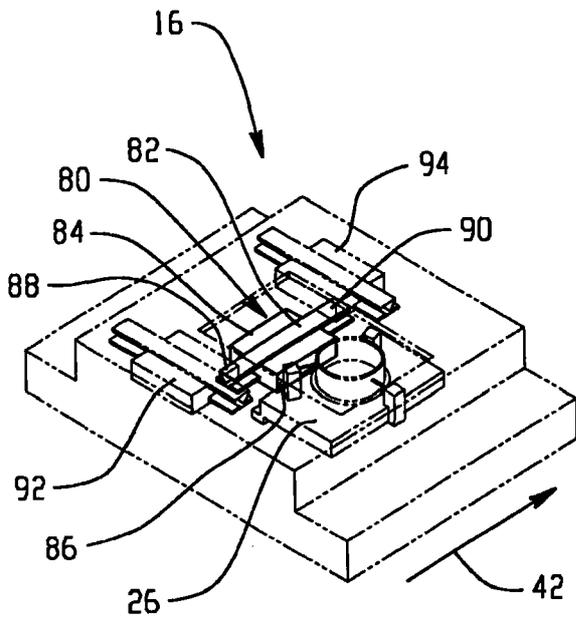


图7

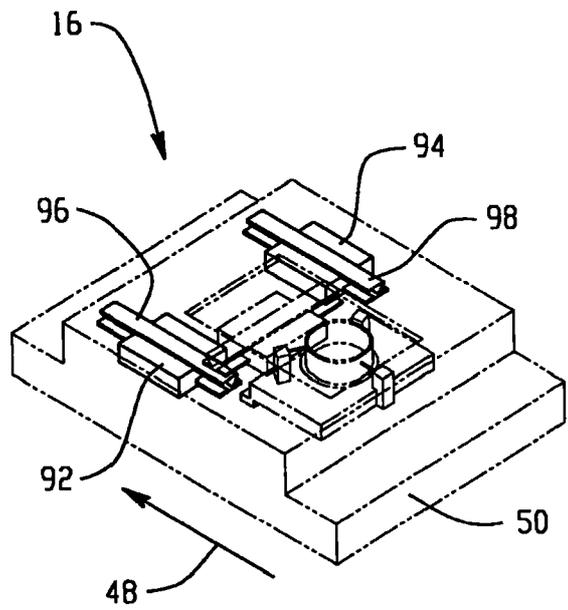
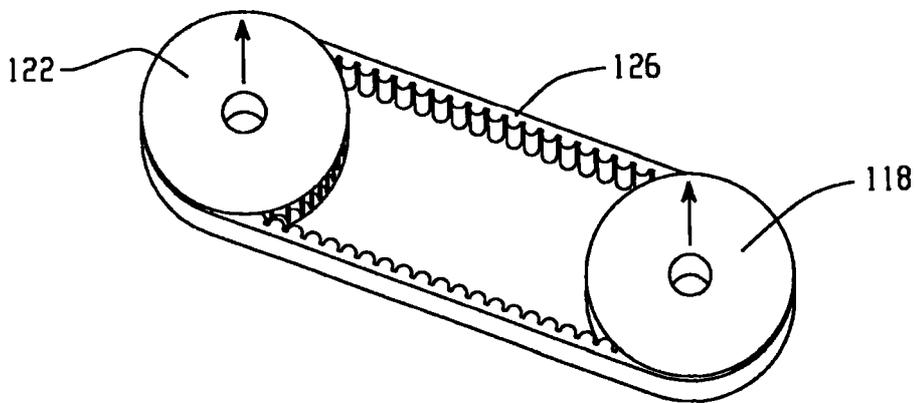
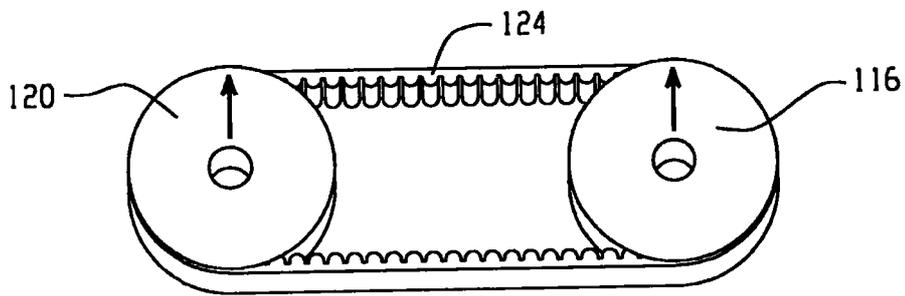
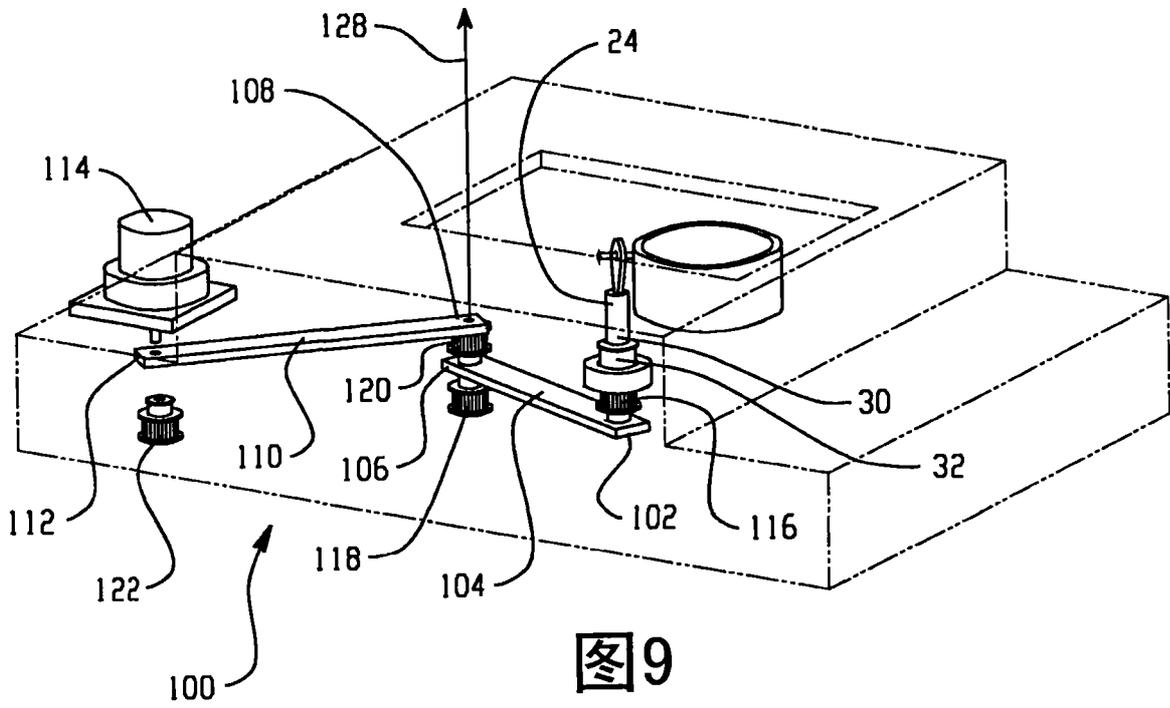


图8



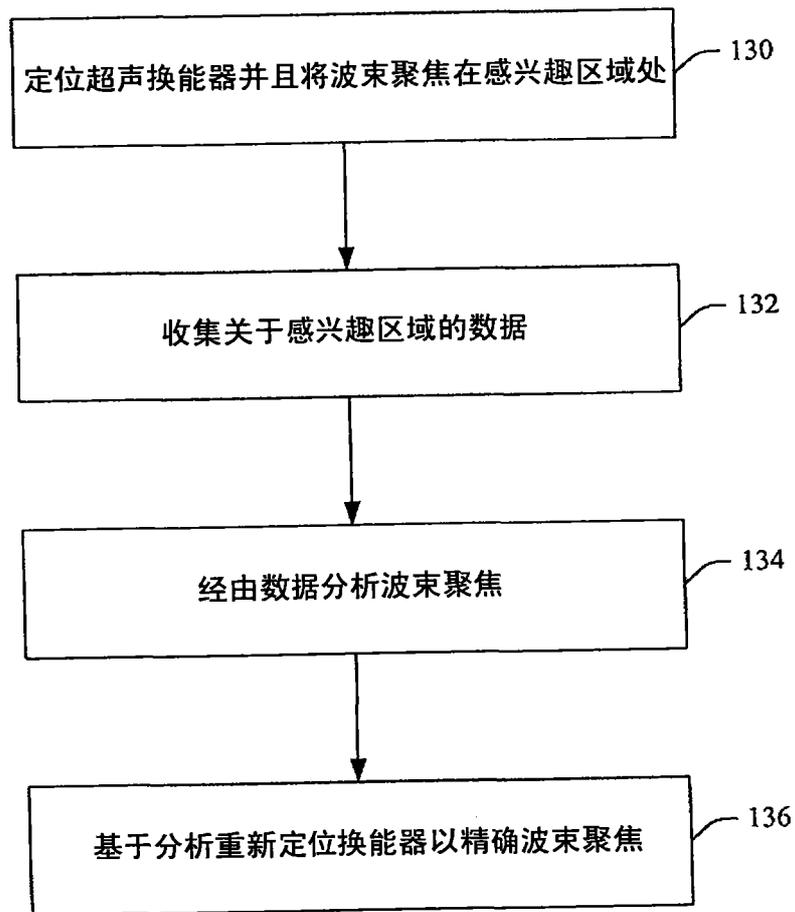


图12