



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104349818 B

(45)授权公告日 2018.05.15

(21)申请号 201380027077.1

(22)申请日 2013.04.09

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104349818 A

(43)申请公布日 2015.02.11

(30)优先权数据
61/623,123 2012.04.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.11.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/052814 2013.04.09

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/153509 EN 2013.10.17

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·O·科勒

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.
A61N 7/02(2006.01)
A61N 7/00(2006.01)

(56)对比文件
WO 0232506 A1,2002.04.25,
WO 2009082740 A1,2009.07.02,
CN 101861127 A,2010.10.13,
US 2002099324 A1,2002.07.25,
US 2011213248 A1,2011.09.01,
US 2011270075 A1,2011.11.03,
审查员 李珊珊

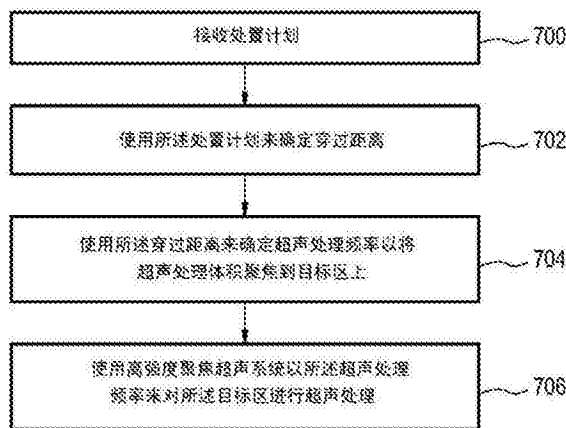
权利要求书3页 说明书16页 附图11页

(54)发明名称

具有电容性微机械换能器的医学仪器及其控制方法

(57)摘要

一种医学仪器(900、1000),包括高强度聚焦超声系统(911),所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器(102、104、202、204、302、407、508),所述超声换能器具有可调节超声处理频率。所述超声换能器包括电容性微机械换能器(102、104、202、204、302、407、508)。处理器对机器可执行指令的执行使得所述处理器:接收(700、800)描述对象(902)内的目标区(908)的处置计划(924);使用所述处置计划来确定(702、802)通过所述对象到所述目标区的穿过距离(926),其中,所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述;使用所述穿过距离来确定(704、804)超声处理频率(829),以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上;并且使用所述高强度聚焦超声系统来以所述超声处理频率对所述目标区进行超声处理(706、806)。



1. 一种医学仪器 (900、1000), 包括:

- 高强度聚焦超声系统 (911), 其包括超声换能器, 所述超声换能器具有用于将超声聚焦到超声处理体积内的可调节超声处理频率, 其中, 所述超声换能器包括电容性微机械超声换能器的第一2D阵列和第二2D阵列 (102、104、202、204、302、407、508);

- 处理器 (916), 其用于控制所述医学仪器;

- 存储器 (922), 其用于存储机器可执行指令, 其中, 对所述指令的执行使得所述处理器:

- 接收 (700、800) 描述对象 (902) 内的目标区 (908) 的处置计划 (924);

- 使用所述处置计划来确定 (702、802) 通过所述对象到所述目标区的穿过距离 (926), 其中, 所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述;

- 使用所述穿过距离来确定 (704、804) 超声处理频率 (928), 以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上; 并且

- 使用所述高强度聚焦超声系统以所述超声处理频率对所述目标区进行超声处理 (706、806), 并且其中,

- 所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个具有分别地可控的超声处理频率, 其中, 对所述指令的执行使得所述处理器确定针对所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个的所述超声处理频率。

2. 根据权利要求1所述的医学仪器, 其中, 对所述指令的执行使得所述处理器使用所述穿过距离来确定第一超声处理频率, 以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区内, 其中, 对所述指令的执行使得所述处理器使用所述穿过距离来确定第二超声处理频率, 以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区内, 并且其中, 对所述指令的执行使得所述处理器使用所述高强度聚焦超声系统来对所述目标区进行超声处理, 所述高强度聚焦超声系统针对电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列使用所述第一超声处理频率并且针对电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列使用所述第二超声处理频率。

3. 根据权利要求2所述的医学仪器, 其中, 当所述第一超声处理频率与所述第二超声处理频率无谐波或相同时, 来自于电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列和第二2D阵列的超声被引导到不同的体积。

4. 根据权利要求1所述的医学仪器, 其中, 所述医学仪器还包括磁共振成像系统 (1001), 所述磁共振成像系统用于从成像区域 (1005) 采集磁共振数据 (1021), 其中, 所述目标区在所述成像区域内, 其中, 对所述指令的执行还使得所述处理器重复地:

- 使用所述磁共振成像系统来采集 (812) 所述磁共振数据;

- 重建 (814) 磁共振图像 (1024); 并且

- 根据所述磁共振图像来调整 (816) 所述处置计划。

5. 根据权利要求4所述的医学仪器, 其中, 所述磁共振数据包括热磁共振数据 (1022), 并且其中, 所述磁共振图像是温度记录磁共振图像 (1026)。

6. 根据权利要求4或5所述的医学仪器, 其中, 对所述指令的执行还使得所述处理器:

- 使用所述磁共振成像系统来采集规划磁共振数据 (1028);

- 重建规划磁共振图像 (1030); 并且

- 根据所述规划磁共振图像来调整所述处置计划。

7. 根据权利要求2所述的医学仪器,其中,所述超声处理频率是使用超声模拟模型(1042)来确定的。

8. 根据权利要求2或7所述的医学仪器,其中,所述医学仪器还包括导管(200、300、400、500、600、904),其中,所述导管包括所述超声换能器。

9. 根据权利要求8所述的医学仪器,其中,所述导管还包括:

-杆(310、502),其具有远端(200、308、406、504)和近端(506),其中,所述远端包括电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列和电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列;以及

-处于所述近端的连接器(512),其用于为电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列和电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列供应电功率,并且用于控制所述第一超声处理频率和所述第二超声处理频率。

10. 根据权利要求9所述的医学仪器,其中,电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列具有第一可调节焦点并且电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列具有第二可调节焦点,其中,所述第一可调节焦点至少部分能被电子控制器调节,其中,所述第二可调节焦点至少部分能被电子控制器调节,并且其中,所述超声处理体积是所述第一可调节焦点和所述第二可调节焦点的叠加。

11. 根据权利要求10所述的医学仪器,其中,所述远端包括至少一个集成电路,所述至少一个集成电路用于对电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列和电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列供电并且用于提供对电容性微机械超声换能器的所述第一2D阵列和电容性微机械超声换能器的所述第二2D阵列的电子控制,并且其中,所述导管还包括处于所述至少一个集成电路和所述连接器之间的数据总线。

12. 一种存储有机可执行指令的计算机可读存储介质,所述机器可执行指令由控制医学仪器(900、1000)的处理器(916)执行,其中,所述医学仪器包括高强度聚焦超声系统,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声聚焦到超声处理体积内的可调节超声处理频率,其中,所述超声换能器包括电容性微机械超声换能器的第一2D阵列和第二2D阵列(102、104、202、204、302、407、508),并且所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个具有分别地可控的超声处理频率,其中,对所述指令的执行使得所述处理器:

-接收(700、800)描述对象(902)内的目标区(908)的处置计划(924);

-使用所述处置计划来确定(702、708)通过所述对象到所述目标区的穿过距离(926),其中,所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述;

-使用所述穿过距离来确定(704、804)针对所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个的超声处理频率(928),以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上;

其中,对所述指令的执行使得所述处理器确定所述超声处理频率;

并且

-使用所述高强度聚焦超声系统用所述超声处理频率来对所述目标区进行超声处理(706、708)。

13. 一种控制包括高强度聚焦超声系统的医学仪器的方法,其中,所述高强度聚焦超声

系统(911)包括超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声聚焦到超声处理体积内的可调节超声处理频率,其中,所述超声换能器包括电容性微机械超声换能器的第一2D阵列和第二2D阵列(102、104、202、204、302、407、508),并且所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个具有分别地可控的超声处理频率,其中,所述方法包括以下步骤:

-接收(700、800)描述对象(902)内的目标区(908)的处置计划(924);

-使用所述处置计划来确定(702、802)通过所述对象到所述目标区的穿过距离(926),其中,所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述;并且

-使用所述穿过距离来确定(704、804)针对所述第一2D阵列和第二2D阵列中每个的电容性微机械超声换能器中的每个的超声处理频率(928),以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上;

其中,所述目标区是由所述高强度聚焦超声系统使用所述超声处理频率来超声处理的。

具有电容性微机械换能器的医学仪器及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及高强度聚焦超声,具体而言,涉及对用于高强度聚焦超声的电容性微机械超声换能器的使用。

背景技术

[0002] 传统地,利用经直肠的探头经由直肠壁来进行对前列腺的高强度聚焦超声(HIFU)消融。备选地,也能够使用经尿道的探头经由尿道壁来进行消融。经尿道的方法相比于经直肠的方法具有若干安全方面的优点。因为尿道的位置是已知的(尿道内的探头),所以经尿道的方法更易于避免对尿道的无意的热损害,所述对尿道的无意的热损害可能会增加失禁的风险。而且,因为没有经由直肠壁进行超声处理,所以还显著地降低了损害这样的敏感结构的风险。经尿道的方法相比于经直肠的方法的主要缺点是实质性地降低了可供换能器利用的空间。如果采用常规的压电陶瓷换能器或复合压电换能器,则这从根本上来说将导管换能器的设计限制为一维相控阵。这还可能会限制可接受的超声处理方法。出于实践的原因,常规换能器由相对少的数量的大元件而形成脊状,这些元件按行布置,即,按线性(一维)阵列布置。

[0003] 国际申请W0 02/32506公开了一种用于HIFU热治疗的组织间换能器。

发明内容

[0004] 本发明在独立权利要求中提供医学仪器、计算机程序产品以及控制医学仪器的方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0005] 本文所使用的‘电容性微机械超声换能器’(CMUT)涵盖电容性超声换能器,所述电容超声换能器是使用微机械技术制造的。微机械技术是薄膜制造技术;所述微机械技术通常是使用与用于制造集成电路的工艺相同或相似的工艺来执行的。从国际申请W0 2009/08274本身已知一种CMUR换能器。

[0006] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间,由磁共振装置的天线记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果。磁共振成像(MRI)图像在本文中被定义为被包含在磁共振成像数据内的解剖数据的重建的二维或三维可视化。这种可视化能够使用计算机来执行。

[0007] 热MR数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间,由磁共振装置的天线记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果,其包含了可以用于磁共振测温法的信息。磁共振测温法通过测量温度敏感参数的改变来起作用。可以在磁共振测温期间测量的参数范例是:质子共振频移、扩散系数,或者能够用于使用磁共振测量温度的T1和/或T2弛豫时间的变化。质子共振频移是依赖于温度的,这是因为个体质子、氢原子经受的磁场依赖于周围的分子结构。温度升高会降低分子屏蔽作用,这是因为温度影响了氢键。这导致质子共振频率的温度依赖性。能够从热磁共振数据重建热图、温度图、温度记录磁共振图像。

[0008] 质子密度线性地依赖于平衡磁化。因此能够使用质子密度加权图像来确定温度变

化。

[0009] 弛豫时间 T_1 、 T_2 和 T_2 -星(有时写作 T_2^*)也是依赖于温度的。因此,对 T_1 、 T_2 和 T_2 -星加权图像的重建能够用于构造热图或温度图。

[0010] 温度还影响含水溶液中的分子的布朗运动。因此,能够使用能够测量扩散系数的脉冲序列,例如脉冲扩散梯度自旋回波来测量温度。

[0011] 使用磁共振测量温度的最有用方法之一是测量水质子的质子共振频率(PRF)位移。质子的共振频率是依赖于温度的。当体素中的温度改变时,频移将使水质子的所测量的相位改变。因此,能够确定两幅相位图像之间的温度改变。这种确定温度的方法有这样的好处:即相比于其他方法,这种确定温度的方法相对快。与其他方法相比,本文更详细地论述PRF方法。然而,本文讨论的方法和技术还适用于利用磁共振成像执行测温的其他方法。

[0012] 本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何能够存储可由计算设备的处理器执行的指令的有形存储介质。能够将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。也能够将计算机可读存储介质称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还能够存储能够由计算设备的处理器存取的数据。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)存储器、只读存储器(ROM)存储器、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字通用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指的是能够经由网络或通信链路由计算机设备存取的各种类型的记录介质。例如,能够在调制解调器、因特网或局域网上检索数据。

[0013] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是任何可由处理器直接存取的存储器。计算机存储器的范例包括但不限于:RAM存储器、寄存器和寄存器文件。

[0014] “计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储设备是任何非易失计算机可读存储介质。计算机存储设备的范例包括但不限于:硬盘驱动器、USB拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM以及固态硬盘驱动器。在一些实施例中,计算机存储设备还能够是计算机存储器,反之亦然。

[0015] 这里使用的“计算机”涵盖包含处理器的设备。处理器是能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应被解读为可能包含多于一个处理器。术语计算设备还应被解读为可能指均包括处理器的计算设备的集合或网络。许多程序具有其指令,所述指令由多个处理器执行,这些处理器能够处于相同的计算设备内,或者甚至能够跨多个计算设备分布。

[0016] 本文使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。用户接口能够向操作者提供信息或数据,和/或从操作者接收信息或数据。数据或信息在显示器或图形用户接口上的显示是向操作者提供信息的范例。经由键盘、鼠标、轨迹球、触摸板、指示杆、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像机、头戴式受话器、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、跳舞毯、遥控器、以及加速度计接收数据都是从操作者接收信息或数据的范例。

[0017] 在一个方面中,本发明提供一种医学仪器,所述医学仪器包括高强度聚焦超声系统,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声聚焦到超

声处理体积内的可调节超声处理频率。所述超声换能器包括电容性微机械换能器的第一阵列和电容性微机械换能器的第二阵列。所述电容性微机械超声换能器中的每个具有分别地可控的超声处理频率。所述超声换能器还包括处理器,所述处理器用于控制所述医学仪器。所述医学仪器还包括存储器,所述存储器用于存储机器可执行指令。对所述指令的执行使得所述处理器接收描述对象内的目标区的处置计划。在一些实施例中,所述处置计划能够包含指令,所述指令能够由所述处理器使用以控制所述高强度聚焦超声系统,从而对所述目标区进行超声处理的指令。在一些其他实施例中,所述处置计划包含数据,所述数据可以被使用以生成诸如用于控制所述高强度聚焦超声系统来对所述目标区进行超声处理这样的命令。

[0018] 对所述指令的执行还使得所述处理器使用所述处置计划来确定通过所述对象到所述目标区的穿过距离。所述穿过距离是对从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过超声的描述。在不同的实施例中,所述穿过距离能够采取不同的形式或者并入其他数据。例如,在一些情况下,包括所述超声换能器在内的导管能够被定位在对象内。在这样的情况下,所述穿过距离是从所述对象的内表面或外表面到所述目标区。在其他实施例中,在所述换能器与所述对象之间能够存在诸如凝胶垫和/或水箱这样的物体。对所述指令的执行还使得所述处理器使用所述穿过距离来确定超声处理频率,以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上。在一些实例中,将所述超声处理体积聚焦到所述目标区能够包括对所述频率进行选择,以使得超声能量的更大部分沉积在所述目标区中而不是周围组织中。对所述指令的执行还使得所述处理器以所述超声处理频率使用所述高强度聚焦超声系统对所述目标区进行超声处理。在一些实施例中,能够以相同的所述超声处理频率操作所有的所述电容性微机械换能器。在其他实施例中,仅能够以给定超声处理频率来操作一部分的所述电容性微机械换能器,而以其他单个频率或多个频率操作其他元件。

[0019] 这样的实施例能够因为以下而是有利的:所述电容性微机械换能器具有极其大的频带宽度,所述极其大的频带宽度允许一范围的频率。所述超声的所述频率作用于超声的能量在所述对象中沉积的深度处。因此,在所述频带宽度内选择频率能够使沉积在所述目标区中的能量的量最大化。

[0020] 这样的实施例还能够因为以下而是有利的:能够使所述目标区与受保护的区域之间的所述温度梯度最大化。所述受保护的区是所述对象的不期望对其加热或针对其的所述温度保持在预定安全阈值以下的区域。

[0021] 在另一个实施中,所述医学仪器还包括磁共振成像系统,所述磁共振成像系统用于从成像区域获取磁共振数据。所述目标区在所述成像区域内。对所述指令的执行还使得所述处理器迅速地使用所述磁共振成像系统获取所述磁共振数据,以重建磁共振图像。所述方法还包括以下步骤:根据所述磁共振图像调整所述处置计划。所述实施例能够因为以下而是有利的:所述磁共振成像系统使得能够对所述处置计划进行调节和控制。所述磁共振成像系统能够是闭环控制的一部分。

[0022] 在另一个实施例中,所述磁共振数据包括热磁共振数据。所述磁共振图像是温度记录磁共振图像。

[0023] 这样的实施例能够因为以下而是有利的:所述磁共振系统测量所述温度记录磁共振图像,所述温度记录磁共振图像能够用于驱动温度图。所述温度图能够用于直接检查所

述超声处理的作用。

[0024] 在另一个实施例中,对所述指令的执行还使得所述处理器使用所述磁共振成像系统获取规划磁共振数据。对所述指令的执行还使得所述处理器重建规划磁共振图像。对所述指令的执行还使得所述处理器根据所述规划磁共振图像来调整所述处置计划。所述规划磁共振数据是在执行所述超声处理之前所获取的。其例如能够用于调整或配准所述处置计划。所述规划磁共振图像是用于利用所述处置计划对计划或配准进行初始化的磁共振图像。所述对象能够处于与设计或创建所述处置计划时的方向不同的状态。使用所述规划磁共振图像配准或调整所述处置计划能够有助于降低由于以下原因而产生的错误:所述对象的内部几何结构与所述超声换能器不良地对准;或者所述组织的参数不同于预期或者所述组织的参数作为所述加热的结果被调整。

[0025] 在另一个实施例中,所述医学仪器还包括电容性微机械换能器的第二阵列。在一些实施例中,能够以相同的频率或不同的频率来操作电容性微机械换能器的第一阵列和电容性微机械换能器的第二阵列。这因为以下而可能是有利的:能够使用所述来自于所述换能器中的每个的超声来独立地引导超声。如果存在不同的频率,则只要所述不同的频率不是各次谐波,来自于所述两个电容性微机械换能器阵列的超声能够独立地被叠加在所述对象上。

[0026] 在另一个实施例中,所述电容性微机械超声换能器中的每个具有分别地可控的超声处理频率,对所述指令的执行使得所述处理器确定针对所述电容性微机械超声换能器元件中的每个的所述超声处理频率。在所述实施例中的所述电容性微机械超声换能器能够是来自于所述第一电容性微机械超声换能器阵列和/或所述第二电容性微机械超声换能器阵列的个体电容性微机械超声换能器。

[0027] 在另一个实施例中,对所述指令的执行使得所述处理器使用所述穿过距离来确定第一超声处理频率,以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区内。所述第一超声处理频率能够用作所述电容性微机械换能器的第一阵列的超声处理频率。在这样的情况下,所述穿过距离实际上能够是第一穿过距离并且能够表示或描述在所述电容性微机械换能器的第一阵列与所述目标区之间的所述距离。对所述指令的执行还使得所述处理器对所述指令的执行使得所述处理器使用所述穿过距离来确定第二超声处理频率,以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区内。在这样的情况下,所述第二超声处理频率能够是用于所述电容性微机械换能器的第二阵列的超声处理频率,并且所述穿过距离能够表示或描述在所述电容性微机械换能器的第二阵列与所述目标区之间的所述距离。

[0028] 对所述指令的执行还使得所述处理器使用所述高强度聚焦超声系统来对所述目标区进行超声处理,所述高强度聚焦超声系统针对所述电容性微机械换能器的第一阵列使用所述第一超声处理频率并且针对所述电容性微机械换能器的第二阵列使用所述第二超声处理频率。上述实施例的所述超声处理频率实际上能够本实施例中所指的第一超声处理频率或者第二超声处理频率。这样的实施例能够因为以下而是有利的:当以不同的频率操作所述两个电容性微机械换能器阵列时,每个电容性微机械换能器阵列所生成的所述超声能够不相长地或不相消地相互增加。其能够取决于是否一个是另一个的谐波。其还能够取决于所研究的点到所述换能器元件的所述距离。如果不是谐波,则给定点处能够发生一段时间的相长共振或相消共振,然而也仅发生一小会儿。所述不同频率能够在所述超声强度

中产生时间脉动模式。

[0029] 在另一个实施例中,使用超声模拟模型来确定所述超声处理频率。例如,能够使用执行用于对所述模拟的建模的有限差分或射线追踪的计算机代码或者一些其他模拟方法,来确定所述频率。例如,所述模型能够用于选择使在一个区间中的加热最大化、或增加在一个区间中的加热的超声处理频率。在其他实施例中,所述模型能够用于使在所述对象的一个区间与所述对象的另一个区间之间在加热中的不同最大化或增加在所述对象的一个区间与所述对象的另一个区间之间在加热中的不同。当存在对象的不期望对其进行加热或使其低于某个温度的区域时,这能够是尤其有利的。

[0030] 在另一个实施例中,所述医学仪器还包括导管。所述导管包括所述超声换能器。这样的实施例能够因为以下而是有利的:所述电容性微机械超声换能器足够小,使得能够将其定位在导管上。这实现具有对所述超声处理进行电子器件操纵的导管,其也具有可调节超声处理频率。

[0031] 在另一个实施例中,所述导管还包括具有远端和近端的杆。所述远端包括所述第一电容性微机械超声换能器阵列和所述第二电容性微机械超声换能器阵列。所述导管还包括在所述近端的连接器,所述连接器用于利用电源对所述第一电容性微机械超声换能器阵列和所述第二电容性微机械超声换能器阵列供电,并且所述连接器用于控制所述第一超声处理频率和所述第二超声处理频率。该实施例可能是有利的,因为其提供了具有不同的电容性微机械换能器的阵列,所述阵列可以被单独地控制。这可以导致更加准确和有效的超声处理。

[0032] 在另一个实施例中,所述第一电容性微机械超声换能器阵列具有第一可调节焦点并且所述第二电容性微机械超声换能器阵列具有第二可调节焦点。本文所使用的可调节焦点涵盖对所述焦点的电子控制。存在多个个体阵列。能够针对所述个体电容性超声换能器中的每个个体地控制所述相位和/或幅度。所述个体电容性超声换能器中的每个生成的所述超声的相长干涉和相消干涉允许对所述超声处理体积进行轻微的移动或运动。与对所述频率进行改变或调解相结合,这使得能够对所述超声处理体积进行更加复杂的控制。在所述第一超声处理频率与所述第二超声处理频率无谐波或是同样的情况下,来自于所述电容性微机械换能器的第一阵列和所述电容性微机械换能器的第二阵列的所述超声能够被引导到不同的体积。在这样的情况下,所述超声处理体积能够是来自于所述电容性微机械换能器的第一阵列和所述电容性微机械换能器的第二阵列的所述超声处理体积的叠加。

[0033] 在另一个实施例中,所述远端包括至少一个集成电路,所述至少一个集成电路用于对所述电容性微机械超声换能器阵列和所述第二电容性微机械超声换能器阵列供电并且用于提供对所述第一电容性微机械超声换能器阵列和所述第二电容性微机械超声换能器阵列的电子控制。所述导管还包括数据总线,所述数据总线在所述至少一个集成电路和所述连接器之间。所述数据总线使计算机或其他系统能够控制所述集成电路。在一些实施例中,所述集成电路还提供:允许个体地控制所述电容性微机械超声换能器中的每个的频率。所述个体电容性微机械超声换能器能够因此以不同频率被操作。

[0034] 在另一方面中,本发明提供一种包括机器可执行指令的计算机程序产品,所述机器可执行指令用于由控制医学仪器的处理器执行。其中,所述医学仪器包括高强度聚焦超声系统,所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声聚焦

到超声处理体积内的可调节超声处理频率。所述超声换能器包括电容性微机械换能器的第一阵列。对所述指令的执行使得所述处理器接收描述对象内的目标区的处置计划。对所述指令的执行还使得所述处理器使用所述处置计划来确定经由所述对象到所述目标区的穿过距离。所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述。对所述指令的执行还使得所述处理器使用穿过距离来确定超声处理频率,以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上。对所述指令的执行还使得所述处理器利用所述超声处理频率来使用高强度聚焦超声系统对所述目标区进行超声处理。前面已经讨论过这样的计算机程序产品的益处。

[0035] 在另一个方面中,本发明提供一种控制医学仪器的方法,包括高强度聚焦超声系统。所述高强度聚焦超声系统包括超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声聚焦到超声处理体积内的可调节超声处理频率。所述超声换能器包括电容性微机械换能器的第一阵列。所述方法包括接收描述对象内的目标区的处置计划的步骤。所述方法还包括使用所述处置计划来确定经由所述对象到所述目标区的穿过距离的步骤。所述穿过距离是对超声从所述超声换能器到所述目标区的所述穿过的描述。所述方法还包括使用所述穿过距离来确定超声处理频率,以将所述超声处理体积聚焦到所述目标区上的步骤。所述方法还包括利用所述超声处理频率来使用高强度聚焦超声系统对所述目标区进行超声处理的步骤。上面已经讨论了这样的方法的益处。

附图说明

[0036] 在下文中将仅通过举例,并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0037] 图1图示了电容性微机械超声换能器阵列的两个范例;

[0038] 图2图示了根据本发明的实施例的导管的远端;

[0039] 图3图示了根据本发明的又一实施例的导管;

[0040] 图4图示了对根据本发明的实施例的导管的使用;

[0041] 图5图示了根据本发明的又一实施例的导管;

[0042] 图6图示了根据本发明的又一实施例的导管;

[0043] 图7图示了根据本发明的实施例的流程图;

[0044] 图8图示了根据本发明的又一实施例的流程图;

[0045] 图9图示了根据本发明的实施例的医学仪器;

[0046] 图10图示了根据本发明的又一实施例的医学仪器;

[0047] 图11示出了所吸收的超声能量与以毫米为单位的深度的函数关系;并且

[0048] 图12示出了在三个不同深度处的所吸收的超声能量示与频率的函数关系。

[0049] 附图标记列表:

[0050] 102 电容性微机械超声换能器阵列

[0051] 104 电容性微机械超声换能器阵列

[0052] 108 第一电气连接件

[0053] 110 第二电气连接件

[0054] 112 阵列102的放大视图

[0055] 114 电容性微机械超声换能器

- [0056] 116 第一电气连接件组
- [0057] 118 第二电气连接件组
- [0058] 120 阵列104的放大视图
- [0059] 122 电容性微机械超声换能器
- [0060] 124 第一电气连接件
- [0061] 126 第二电气连接件
- [0062] 200 导管的远端
- [0063] 202 正视环形阵列
- [0064] 204 侧视环形阵列
- [0065] 205 杆
- [0066] 206 电器连接件
- [0067] 208 孔
- [0068] 300 导管
- [0069] 302 电容性微机械超声换能器阵列
- [0070] 303 柔性元件
- [0071] 304 超声的路径
- [0072] 306 目标区
- [0073] 308 远端
- [0074] 310 杆
- [0075] 312 管
- [0076] 314 线缆
- [0077] 316 线缆的方向
- [0078] 400 导管
- [0079] 402 前列腺
- [0080] 404 膀胱
- [0081] 406 远端
- [0082] 407 电容性微机械超声换能器阵列
- [0083] 408 机械致动器
- [0084] 410 线缆
- [0085] 500 导管
- [0086] 502 杆
- [0087] 504 远端
- [0088] 506 近端
- [0089] 508 电容性微机械超声换能器阵列
- [0090] 510 电器连接件
- [0091] 510' 数据总线以及电源
- [0092] 512 连接器
- [0093] 514 目标区
- [0094] 600 导管

- [0095] 602 处理器
- [0096] 604 流量或压力传感器
- [0097] 606 温度传感器
- [0098] 608 液体冷却剂入口
- [0099] 610 管
- [0100] 612 出口
- [0101] 614 密封
- [0102] 900 医学仪器
- [0103] 902 对象
- [0104] 904 导管
- [0105] 906 远端
- [0106] 908 目标区
- [0107] 910 导管接口
- [0108] 911 高强度聚焦超声系统
- [0109] 912 计算机
- [0110] 914 硬件接口
- [0111] 916 处理器
- [0112] 918 用户接口
- [0113] 920 计算机存储设备
- [0114] 922 计算机存储器
- [0115] 924 处置计划
- [0116] 926 穿过距离
- [0117] 928 超声处理频率
- [0118] 930 穿过距离计算模块
- [0119] 932 超声处理频率确定模块
- [0120] 934 高强度聚焦超声系统控制模块
- [0121] 1000 医学仪器
- [0122] 1001 磁共振成像系统
- [0123] 1002 磁体
- [0124] 1003 磁体的腔
- [0125] 1004 磁场梯度线圈
- [0126] 1005 成像区
- [0127] 1006 磁场梯度线圈电源
- [0128] 1008 天线
- [0129] 1010 收发器
- [0130] 1012 对象支撑体
- [0131] 1020 脉冲序列
- [0132] 1021 磁共振数据
- [0133] 1022 热磁共振数据

- [0134] 1024 磁共振图像
- [0135] 1026 温度记录磁共振数据
- [0136] 1028 规划磁共振数据
- [0137] 1030 规划磁共振图像
- [0138] 1032 磁共振成像系统控制模块
- [0139] 1034 图像重建模块
- [0140] 1036 热测绘模块
- [0141] 1038 处置计划调整模块
- [0142] 1040 图像配准模块
- [0143] 1042 超声模拟模型
- [0144] 1100 深度(mm)
- [0145] 1102 吸收的能量
- [0146] 1104 针对5MHz的吸收与穿透深度的函数关系
- [0147] 1106 针对10MHz的吸收与穿透深度的函数关系
- [0148] 1108 针对20MHz的吸收与穿透深度的函数关系
- [0149] 1200 频率MHz
- [0150] 1202 吸收的能量
- [0151] 1204 5mm处的吸收与频率的函数关系
- [0152] 1206 10mm处的吸收与频率的函数关系
- [0153] 1208 20mm处的吸收与频率的函数关系

具体实施方式

[0154] 在这些图中,相同的附图标记或为等价的元件或执行相似的功能。如果功能等价,则前面已经讨论的元件将不必要在后面的图中讨论。

[0155] 在图1中,示出了电容性微机械超声换能器阵列的两个范例102、104。电容性微机械超声换能器阵列102具有第一电气连接件108和第二电气连接件110。阵列102被用线连接以使得其以传统压电元件起作用的方式用作单个换能器元件。放大视图112示出了阵列102的放大。能够看到个体电容性微机械超声换能器114。能够看到,换能器114中的每个被连接到第一电气连接件108和第二电气连接件110。在该范例中,得到的阵列102 可以具有针对超声处理频率的宽的带宽,然而,使对个体电容性微机械超声换能器的控制、电子器件、相位和幅度个体化是不可能的。带宽主要由个体元件114的尺寸以及元件膜的厚度确定。

[0156] 电容性微机械超声换能器阵列104被布置为线性阵列。针对换能器中的每行,存在第一电气连接件组116和第二电气连接件组118。放大视图120是阵列104的放大细节。个体电容性微机械超声换能器122能够被示为连接到第一电气连接件124和第二电气连接件126。连接件124和连接件 126选自第一电气连接件组116和第二电气连接件组118。组成线性阵列的电容性微机械超声换能器可以作为一组而被控制。可以确定整个阵列的超声处理频率、幅度以及相位。还可以构造其他实施例。例如,能够构造其中每个个体微机械超声换能器的超声处理频率、幅度、和/或相位可以被控制的阵列。

[0157] 图2示出了根据本发明的实施例的导管的远端200。在该实施例中,存在前视环形

阵列202。围绕孔208存在电容性微机械超声换能器阵列。在环形阵列202的后面是板形的侧视阵列204。阵列204形成围绕导管的杆的环形。在该图中所示为各种电气连接件206。前视环形阵列202可以用于诸如提供三维成像这样的事情。侧视阵列204可以用于超声消融以及超声监测。个体电容性微机械超声换能器能够用于超声消融期间的射束操纵。可以独立地控制提供给阵列204中的每个阵列的超声的频率。该实施例的益处还包括不需要对导管的机械旋转或仅需要对导管的极小的机械旋转。孔208 能够用于附加的仪器或用于水灌注。图2中示出的实施例能够在多个方向中聚焦,所以对于诸如消融前列腺这样的事情,可以同时地执行或利用极小的旋转执行围绕探头的整个360度。这样可以获得更少的处置时间,并且因此还降低成本。

[0158] 除了将电容性微机械超声换能器经由线连接在大的方框阵列或线性阵列中外,还可以由它们自己的电源个体地驱动个体微机械超声换能器。

[0159] 图3示出了导管300,其中焦点是机械地调节的。导管具有电容性微机械超声换能器阵列302。该实施例中的阵列可以是柔性的,或者它们可以是刚性的。所示为在阵列302中的各阵列之间的柔性元件303。线304 追踪阵列302生成的超声的总体路径。超声304聚焦在目标区306中。所有阵列302都定位于导管300的杆310的远端308上。远端308处存在弯曲。这造成该一系列阵列302将其超声聚焦在目标区306中。能够机械地调节这样的布置。例如,定位于导管内的能够是管312,其刚性地或半刚性地被安装到杆310。在管312内的能够是线缆314。线缆能够从管312向上延伸而通过导管300的远端308。远端308例如能够具有弹性材料或被施加预应力。这可能会造成远端308的自然弯曲。当线缆在方向318中拖动或者运动时,这造成线缆314缩短,这可能会造成远端308变直。这将改变导管300的焦点。线缆314还能够用于对连接进行操控。在一些实施例中,对该导管的机械调节可以用于主动地操纵或引导导管。换言之,对焦点的机械调节可以用于机械地调节远端的位置。除了机械聚焦外,个体阵列302 除了控制阵列302中的每个的超声处理频率外,还可以具有电子相位和幅度控制器。

[0160] 使用图3作为范例,线标记304还可以表示电容性微机械换能器302 之间的穿过距离304。在该情况下,探头的远端308被弯曲,使得电容性微机械换能器302中的每个大致与超声焦点306相距相同的距离。在其他实施例中,对于电容性微机械换能器302中的每个而言,穿过距离304可以不同。在操作中接收描述目标区、或在该情况下描述焦点306的处置计划。接下来,可以使用该处置计划确定经由对象到达目标区306的穿过距离 304。穿过距离是对超声从超声换能器到目标区的穿过的描述。在多个电容性微机械换能器阵列的情况下,穿过距离实际上可以是多个距离。接下来,使用该穿过距离确定用于将超声处理体积聚焦到目标区的超声处理频率。在多个电容性微机械换能器阵列的情况下,可以存在针对电容性微机械换能器阵列中的每个所计算的独立频率。最后,以该确定的超声处理频率操作该单个或多个电容性微机械换能器阵列。

[0161] 图4示出了根据本发明的实施例的用于处置前列腺402的导管400。已经将导管400经由尿道插入膀胱404内。在该实施例中,导管400的远端406具有电容性微机械超声换能器阵列407。存在机械致动器408,其使远端406弯曲。存在用于控制机械致动器408的线缆410。图4中所示的实施例能够显示为是有利的,这是因为可以将导管400插入膀胱内并且然后使用机械致动器408来对电容性微机械超声换能器阵列407进行定位,使得能够对前列腺402

进行超声处理。该实施例的一个益处是导管400使得能够从膀胱对前列腺进行超声处理。在膀胱中增加的机械自由度可以辅助对导管的高效的定位,以到达前列腺的一些区,并且因此降低损害健康组织的风险。

[0162] 图5示出了根据本发明的实施例的导管500的又一实施例。导管500 具有杆502,杆502具有远端504以及近端506。在远端504处存在多个电容性微机械超声换能器阵列508。阵列508中的每个具有其自身的连向近端 506处的电气连接件510。当供应了电源时,阵列508将超声能量沉积在目标区514中,目标区514邻近杆502的侧面或在杆502的侧面。

[0163] 图6示出了根据本发明的实施例的导管600的又一实施例。除了增加了若干特征外,图6中所示的实施例与图5中所示的实施例非常类似。在该实施例中,个体阵列508连接到集成电路602,而不是直接连接到连接器512。集成电路602通过数据总线510' 连接到连接器512,数据总线510' 起到提供电源和提供数据连接两个作用。经由数据总线510',集成电路602 接收如何驱动个体阵列508的指令。集成电路602还被示为连接到近端504 的尖端处的压力传感器或流量传感器604。集成电路602还被示为连接到安装在阵列508之间的温度传感器606。取决于实施例,阵列508和集成电路 602能够用于消融和/或用于执行诊断性超声。在一些实施例中,阵列508 的一些区域可以用于执行消融并且同时一些区域用于执行诊断性超声。连接器512处还存在流体冷却剂入口608。流体冷却剂入口608连接到管610,管610适合于将冷却流体运送到近端504,以对近端504进行冷却。近端 504的尖端处存在出口612。利用密封物614将近端504堵塞,使得进入管 608中的冷却水或冷却流体被迫经由出口612流出。在其他实施例中,在连接器512处可以存在流体冷却剂出口和返回管。

[0164] 图7示出了图示根据本发明的实施例的方法的流程图。首先在步骤 700中,接收处置计划。该处置计划描述对象内的目标区。接下来在步骤 702中,使用该处置计划确定穿过距离。穿过距离是对超声从超声换能器到目标区的穿过的描述。接下来在步骤704中,使用穿过距离来确定超声处理频率,以将超声处理体积聚焦到目标区上。最后在步骤706中,以该超声处理频率使用高强度聚焦超声系统对目标区进行超声处理。

[0165] 图8示出了图示根据本发明的又一实施例的方法的流程图。首先在步骤800中,接收处置计划。同样,该处置计划描述对象内的目标区。接下来在步骤802中,使用该处置计划确定穿过距离。穿过距离是对超声从超声换能器到目标区的穿过的描述。接下来在步骤804中,使用穿过距离来确定超声处理频率,以将超声处理体积聚焦在目标区上。接下来在步骤806中,以该超声处理频率使用高强度聚焦超声系统对目标区进行超声处理。步骤808是决策框并且问题是超声处理是否结束。如果超声处理结束,则然后该方法进行到步骤810,步骤810是终止。停止该点处的超声处理。如果超声处理没有结束,则该方法进行到步骤812。在步骤812中,采集磁共振数据。可以使用磁共振成像系统来采集磁共振数据。接下来在步骤814 中,使用磁共振数据来重建磁共振图像。在一些实施例中,该磁共振数据可以包括磁共振数据。在这样的情况下,该磁共振图像可以包括热图。接下来在步骤816中,根据磁共振图像调整处置计划。例如如果在治疗期间对象已经运动、或者如果对象的某些区间太热或还没有被充分加热,则可以调节或改变处置计划。然后该方法返回到步骤802,并且使用处置计划再次确定穿过距离。因此该方法在循环中继续,直到在步骤808中确定超声处理是否结束,并且该方法在步骤810处终止。

[0166] 图9图示了根据本发明的实施例的医学仪器900。该图中所示为具有插入的导管

904的对象902。导管904具有远端距离906,远端距离906 在目标区908的附近。导管904可以是先前实施例中图示的类型。导管906 连接到导管接口910。导管接口910为导管904提供控制和电源的功能。高强度聚焦超声系统911是导管904和导管接口910的结合。也可以实施其他类型的高强度聚焦超声系统。例如,用于其中乳房插入到由电容性微机械换能器阵列围绕的杯状结构内的对乳房的处置的阵列也是根据本发明的实施例。同样地,大的超声换能器也可以由电容性微机械换能器制成,并且用在类似于用于加热子宫肌瘤的那些系统的系统中。

[0167] 在该实施例中,导管接口910连接到计算机912的硬件接口914。计算机912还包括处理器916,处理器916与硬件接口通信并且还为用户接口918、计算机存储设备920以及计算机存储器922通信。处理器916能够经由硬件接口914来控制导管接口910的操作和功能。

[0168] 计算机存储设备被示为包含处置计划924。计算机存储设备还被示为包含使用处置计划924所计算的穿过距离926。计算机存储设备920还被示为包含使用穿过距离926所计算的超声处理频率928。

[0169] 计算机存储器922被示为包含穿过距离计算模块930。穿过距离计算模块930包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码使处理器能够使用处置计划924来计算穿过距离926。计算机存储器922还被示为包含超声处理频率确定模块932。超声处理频率确定模块932还包含机器可执行指令,该机器可执行指令使得能够使用穿过距离926来计算超声处理频率 924。计算机存储器922还被示为包含高强度聚焦超声系统控制模块934。高强度聚焦超声系统控制模块934包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码使处理器916能够生成命令,该命令使得能够使用处置计划924,处置计划924使得能够对导管接口910进行控制。

[0170] 在使用这样的医学仪器900中,操作者可以将导管904插入到对象 902内。因为导管904的焦点是可调节的,故处理器916能够将命令发送到管接口910,使得由导管904对目标区908进行加热。目标区由导管904 可控制地进行加热并且由计算机系统912自动地进行控制。

[0171] 图10示出了根据本发明的又一实施例的医学仪器1000。除了附加地存在磁共振成像系统1001外,图10中示出的医学仪器1000类似于图9 中示出的医学仪器。

[0172] 磁共振成像系统1001包括磁体1002。磁体1002是圆柱型的超导磁体。磁体具有带有超导线圈液氮冷却的低温恒温器。也能够使用永久磁体或常导磁体。使用不同类型的磁体也是可能的,例如,还能够使用分裂式圆柱磁体和所谓的开放式磁体两者。除了已经将低温恒温器分裂成两段以允许存取磁体的等平面外,分裂式圆柱磁体类似于标准圆柱磁体,这种磁体例如可结合带电粒子束治疗而使用。开放式磁体具有两个磁体段,一个在另一个之上,之间有足够大的空间,以接收对象:两个部分区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是常见的,这是因为对象受到较少约束。在圆柱形磁体的低温恒温器内部存在一系列超导线圈。在圆柱形磁体的膛之内存在成像区1005,在成像区1005中,磁场足够强且足够均匀以执行磁共振成像。

[0173] 在磁体的膛1003内存在磁场梯度线圈1004,磁场梯度线圈1004由磁场梯度线圈电源1006来供应电流。磁场梯度线圈1004用于在磁共振数据的采集期间对磁体1002的成像区域1005内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈1004旨在为代表性的。通常,磁场梯度线圈包含三个独立的线圈组,以用于在三个正交空间方向上进行空间编码。根据时间来控制供

应到磁场线圈1004的电流,并且该电流可以是斜变的和/或脉冲的。

[0174] 在磁体的膛1003内存在成像区域1005,其中,磁场足够均匀,以执行磁共振成像。天线1008与成像区域1005相邻。天线1008连接到收发器1010。射频天线1008用于操控成像区域1005内磁自旋的取向并且用于从也在成像区域内的自旋接收辐射发射。射频天线1008可以包含多个线圈元件。射频天线也可以称作通道。该射频线圈连接到射频收发器1010。可以由独立的发射线圈和接收线圈以及独立的发射器和接收器替代射频线圈 1008和射频收发器1010。该射频天线还旨在表示专用的发射天线和专用的接收天线。同样地,收发器1010也可以表示独立的发射器和接收器。

[0175] 对象902被看作静置在对象支撑体1012上。如在图9中,导管904 已经插入到对象902内。收发器1010、梯度线圈电源1006以及导管接口 904都被示为连接到计算机系统912的硬件接口914。图10中的计算机系统912等价于图9中的计算机系统912。在这两幅图中,计算机存储器922 中存储的各种软件部件以及计算机存储设备920的内容是等价的。

[0176] 计算机存储设备920被示为附加地包含脉冲序列1020。脉冲序列 1020是一组命令,或者处理器916能够使用该一组命令控制磁共振成像系统1001,或者该一组命令可以用于生成命令以控制磁共振成像系统1001。计算机存储设备920被示为附加地包含使用脉冲序列1020所采集的磁共振数据1021。计算机存储设备920还被示为包含热磁共振数据1022,热磁共振数据1022也可以是使用脉冲序列1020采集的。计算机存储设备920被示为包含使用磁共振数据1021所重建的磁共振图像1024。计算机存储设备 920还被示为包含使用热磁共振数据1022所重建的温度记录磁共振图像。计算机存储设备920还被示为包含规划磁共振数据1028。计算机存储设备 920还被示为包含使用规划磁共振数据1028所重建的规划磁共振图像 1030。

[0177] 计算机存储器922被示为包含磁共振成像系统控制模块1032。磁共振成像系统控制模块1032包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码使处理器916能够使用脉冲序列1020生成命令,以控制磁共振成像系统1001 的操作和功能。计算机存储器922还包含图像重建模块1034。图像重建模块1034包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码使处理器916能够从磁共振数据1021重建磁共振图像1024。磁共振成像系统控制模块1032还可以用于从规划磁共振数据1028生成或重建规划磁共振图像1030。计算机存储器922还被示为包含热测绘模块1036。热测绘模块1036包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码允许处理器916从热磁共振数据1022生成温度记录磁共振图像1026。

[0178] 计算机存储器922还包含处置计划调整模块1038。处置计划调整模块1038使处理器916能够使用磁共振图像1024来调整处置计划924、温度记录磁共振图像1026和/或规划磁共振图像1030。计算机存储器922还被示为包含图像配准模块1024。图像配准模块1024包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码可以由处理器916使用以将磁共振图像1024、温度记录磁共振图像1026和/或规划磁共振图像1030与对象1002配准。图像配准模块1040例如可以由处置计划调整模块1038使用。计算机存储器922 还被示为包含超声模拟模块1042。超声模拟模块1042包含计算机可执行代码,该计算机可执行代码使处理器916能够模拟由导管906生成的超声的效应。超声模拟模块1042可以结合处置计划调整模块1038来使用。

[0179] 传统地,压电陶瓷换能器或复合压电换能器已经用在经尿道的HIFU 中。这或多或

少意味着仅可能是1D相控阵,这是由于尿道内的可利用空间有限。利用CMUT技术,这不再是问题,并且2D阵列可以容易地安装在尿道内且这些2D阵列还是高可操纵阵列。这使得能够使用复杂的超声处理方法,并且还使得能够使用复杂的反馈方法。利用实践限制,能够进行射束操纵和轨迹,并且此外,在不需改动电子器件的情况下,能够迅速地、并且在连续的频带之间改动频率。所以,能够设计出先前不可能的、用于前列腺消融的更复杂的反馈算法。此外,如果导管横截面是例如六边形的,则能够同时在若干辐射方向中进行并且控制超声处理。

[0180] 电容性微机械换能器 (CMUT) 最近已经显示出用于经尿道的前列腺HIFU消融的前景。利用CMUT可能获得的频带宽度通常高于压力换能器获得的频带宽度,这使得CMUT更适于需要更大区间的穿透深度的应用。这些CMUT还带来使进行经尿道的HIFU消融的新方式成为可能的能力的新的区间。

[0181] 1D相控阵,通常使用压电阵列来构造,仅允许非常粗糙的反馈控制,其中,功率可以以元件接着元件地沿相控阵变化。相应地,2D相控阵压力换能器难以安装在尿道空间内。CMUT 2D阵列具有较小的元件尺寸,以允许其安装在尿道内并且也能够具有若干其他益处。

[0182] 利用经尿道的CMUT可以使在前列腺内的射束操纵成为可能。这相应地使得能够将控制算法用于经尿道的前列腺,该控制算法传统地仅应用于使用外部换能器的HIFU治疗。例如,可以通过定义避开的区并且然后定义消融的区(通常地,在整个腺治疗的情况下的前列腺的剩余部分),来控制前列腺的不同部分中的温度和/或热剂量。例如能够使用不同版本的2D或3D PID控制器或通过加热相比于目标温度具有最大的温度不足的当前加热体积内的这些区域。在接下来获得温度更新之前,后面的方法也需要考虑能够输送的能量。该方法本身已经颇为公知了,并且也可以使用其他反馈控制的方法。

[0183] CMUT还使得能够在换能器的频带宽度内自由地选择频率,换能器的频带宽度通常是相当大的。基于压力的换能器最多能够具有少许(例如最通常地,1或2)离散频率以供选择。这允许改动另一个参数。当假设在单个组织中仅经由对平面波的吸收而损失(即,认为衰减系数与吸收系数等同)时,针对局部所吸收的超声能量的方程为:

$$[0184] \quad Q = 2\alpha f e^{-2\alpha f x} \frac{p^2}{\rho c}$$

[0185] 其中,p是组织的表面处的压力、f是超声频率,x是在所述组织中行进的距离、并且 ρ 是密度、c是声速、 α 是问题中的组织的吸收(与衰减等同)。

[0186] 该关系绘制在图11中。图11示出了所吸收的超声能量1102与以毫米为单位的深度1100的函数关系。这些是假设吸收关于衰减为线性从属性的计算值。绘制了三个值:5MHz 1104处的吸收、10MHz 1106处的吸收以及20MHz 1108处的吸收。在浅的深度处对20MHz 1108这一最高频率具有最好的吸收,然而,在中等深度处对10MHz 1106的吸收较好并且在比15mm 更深处对5MHz 1104这一频率的吸收是最好的。在该范例中假设阿尔法为 5Np/MHz/m。

[0187] 对于某些深度x而言,存在最优频率,其使对US能量的吸收的量最大化,该最优频率被给定为:

$$[0188] \quad f_{\text{最大}} = \frac{1}{2\alpha x}$$

[0189] 并仍然使用该假设:吸收随着频率线性地缩放。即使该假设并不完全有效,但是存在最优频率以使吸收最大化,并且所期望的穿透深度越长,该频率应当越低。

[0190] 图12示出了给定目标深度处的吸收示与频率的函数关系。图12示出了所吸收的超声能量1202与在三个不同深度处的频率1200的函数关系。曲线标记1204为5mm处的、曲线标记1206为10mm处的、并且20mm 处的曲线为1208。在该范例中,在5mm 1204处,最大的吸收出现在20MHz 处;在10mm 1206处,最大的吸收为10MHz;并且在5mm 1204处;最大的吸收为20MHz处。在该范例中也假设阿尔法为5Np/MHz/m。

[0191] 如果例如离前列腺膀胱近,则产生最高吸收的频率优选地不是必须的。在这样的情况下,在吸收的能量中产生更快的下降的频率可能会使膀胱和正好在前列腺外的任意潜在敏感组织免于被过多地加热。同样假设为线性关系,在产生该最大吸收的频率的两倍处获得特定距离处的吸收中的最大下降(吸收的导数的最大值)。

[0192] 最后,如果CMUT元件覆盖多于一个辐射方向,则可以同时进行若干方向中的加热。例如在六角形横截面的情况下8,由每个加热2D阵列进行加热的前列腺的部分能够基于所采集的MR图像在2D或3D中如上所述个体地被控制。

[0193] 本发明的实施例可以包括控制算法,该控制算法允许频率作为控制变量中的一个。传统的压力换能器仅具有少许能够被使用的离散频率,而 CMUT具有可供选择的宽的连续的频带。对频率进行转换通常可能会需要获得少许超声(US)周期来以新的频率充分输出压力。该持续时间类似于在电子器件操纵期间元件的相位是否改变。图11和图12示出了能够通过改动所使用的频率来在吸收中获得的实质性的改进。如果例如离前列腺膀胱近,则产生最高吸收的频率优选地不是必须的。在这样的情况下,在吸收的能量中产生更快的下降的频率可以优选地使膀胱免于被过多地加热。类似地,可以应用在离神经束近处。由于提供最大下降的频率高于给出最大吸收的频率,所以最好的频率可以在该两个频率之间的某处。声模拟和热模拟也可以辅助于提供对以供使用的最好的频率的估计。

[0194] 对于短的穿透深度而言,以及在操纵被2D阵列的小的尺寸限制在一个方向中的情况下,对超声处理频率的改动可以具有特殊价值。这可以对经尿道的前列腺消融和/或超声处理高温有效,其因此是最可能从这些见解获得益处的应用。

[0195] 本发明的实施例可以应用于经尿道的HIFU消融。经直肠的前列腺消融也可以获得益处,例如基于组织间导管(interstitial catheter)的HIFU 应用可以获得益处。由超声处理催生高温的应用可以获得与消融应用差不多的益处。HIFU消融用于经由加热直接地杀死组织,然而HIFU催生的高温能够用于使组织对辐射治疗敏感,例如以用于局部药物输送以及用于局部基因治疗和/或基因表达。

[0196] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于公开的实施例。

[0197] 本领域技术人员通过研究附图、说明书和权利要求书,在实施请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储和/或分布在适当的介质上,所述介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光学存储介质或固态介质,

但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

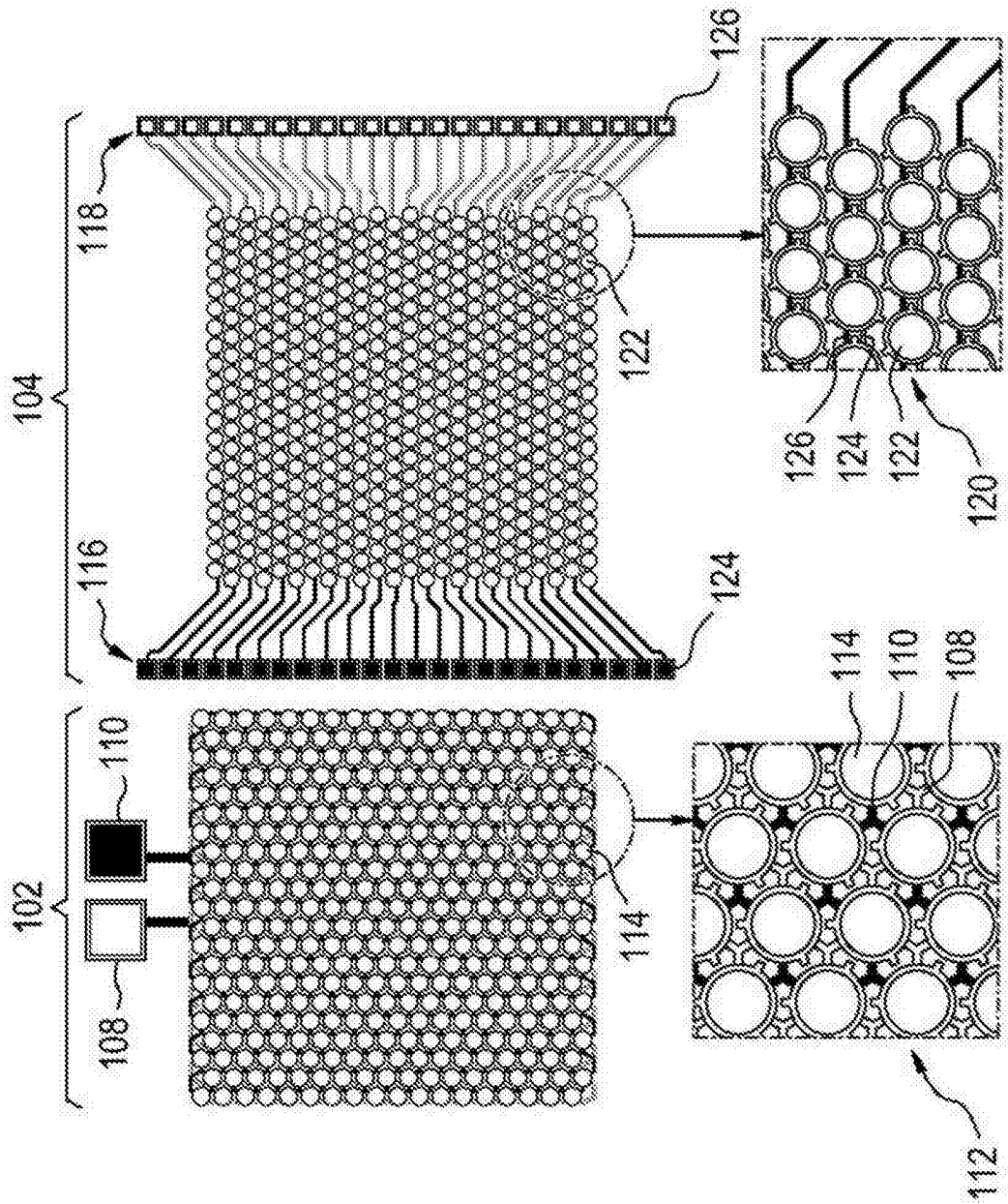


图1

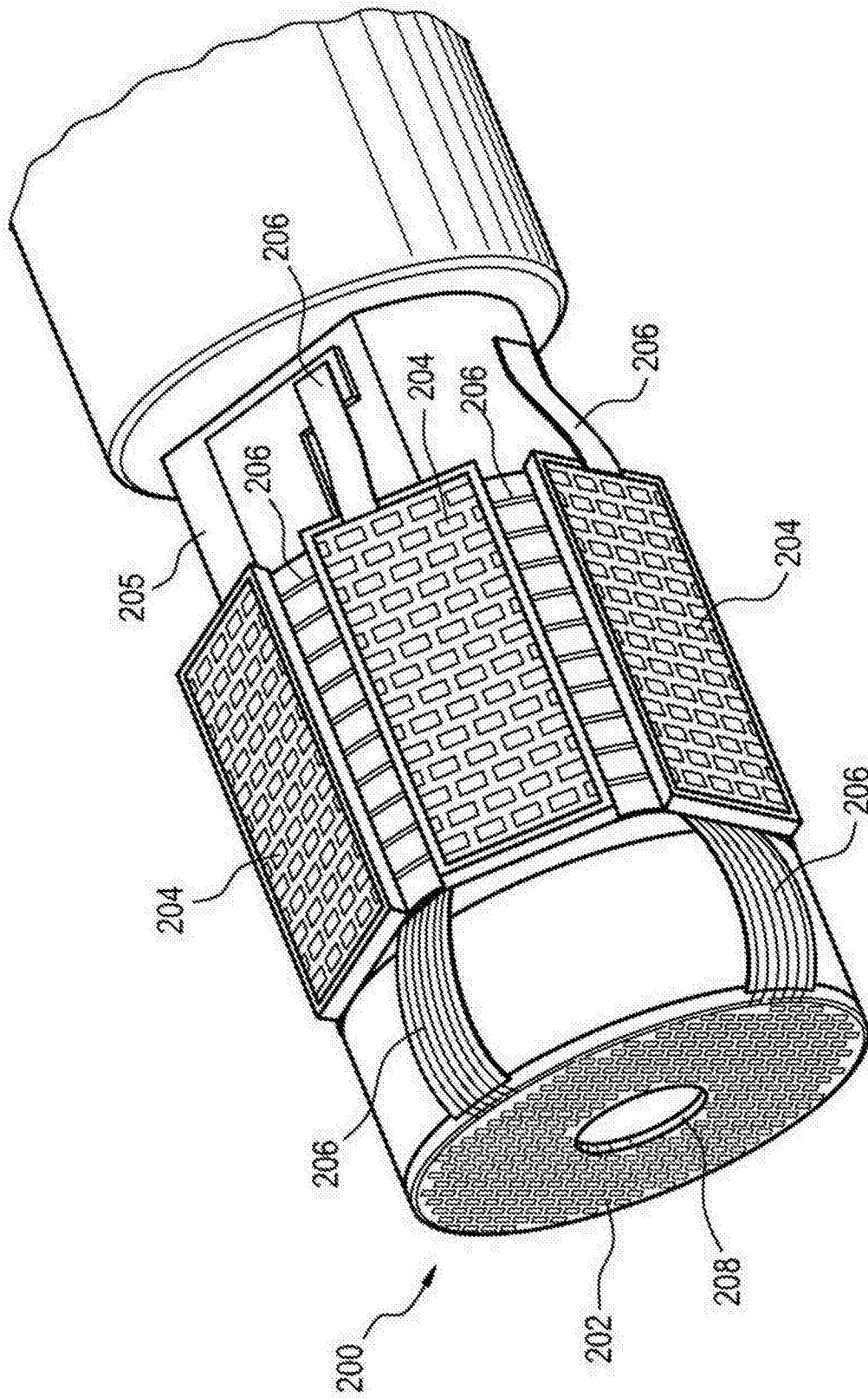


图2

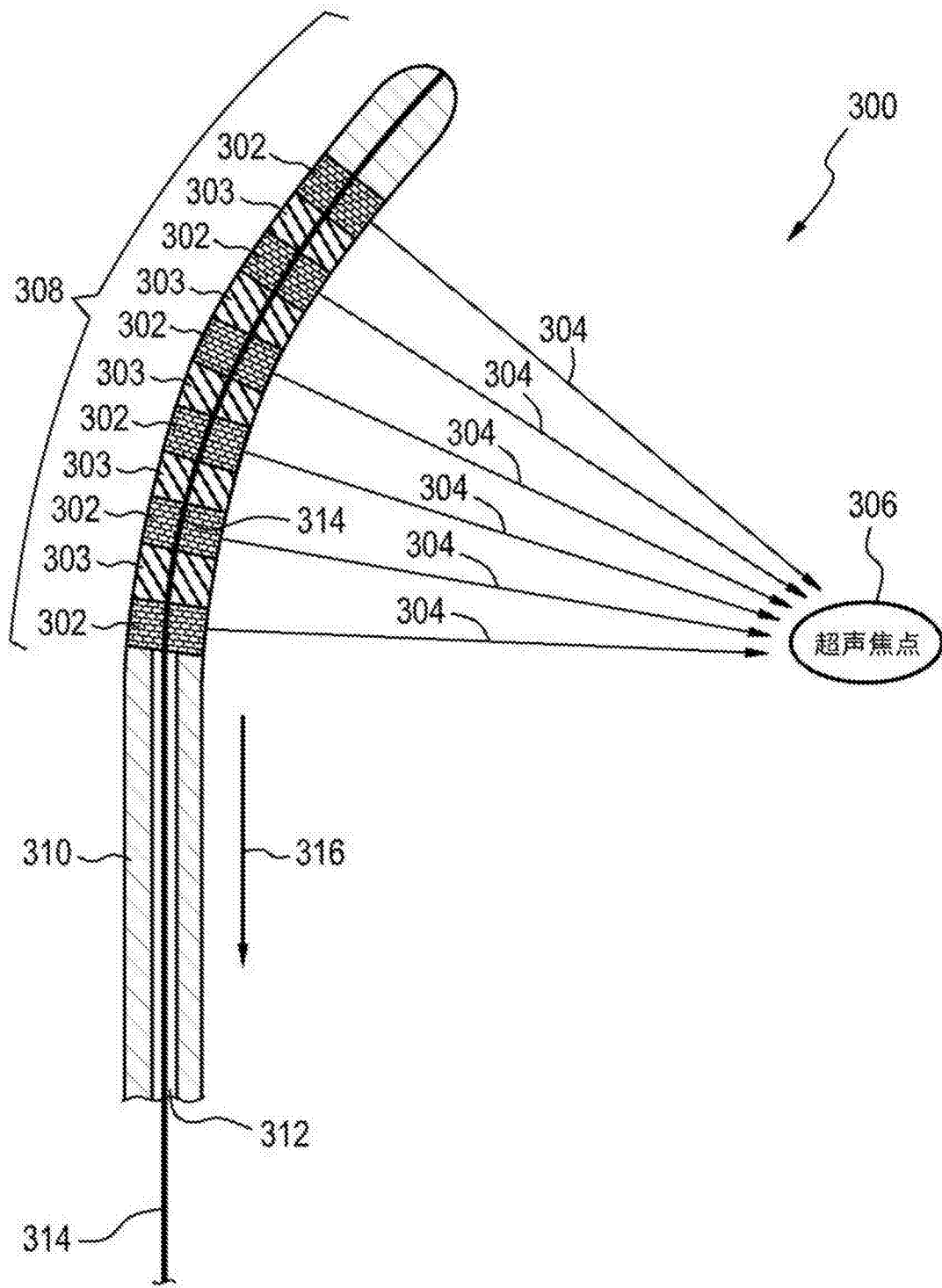


图3

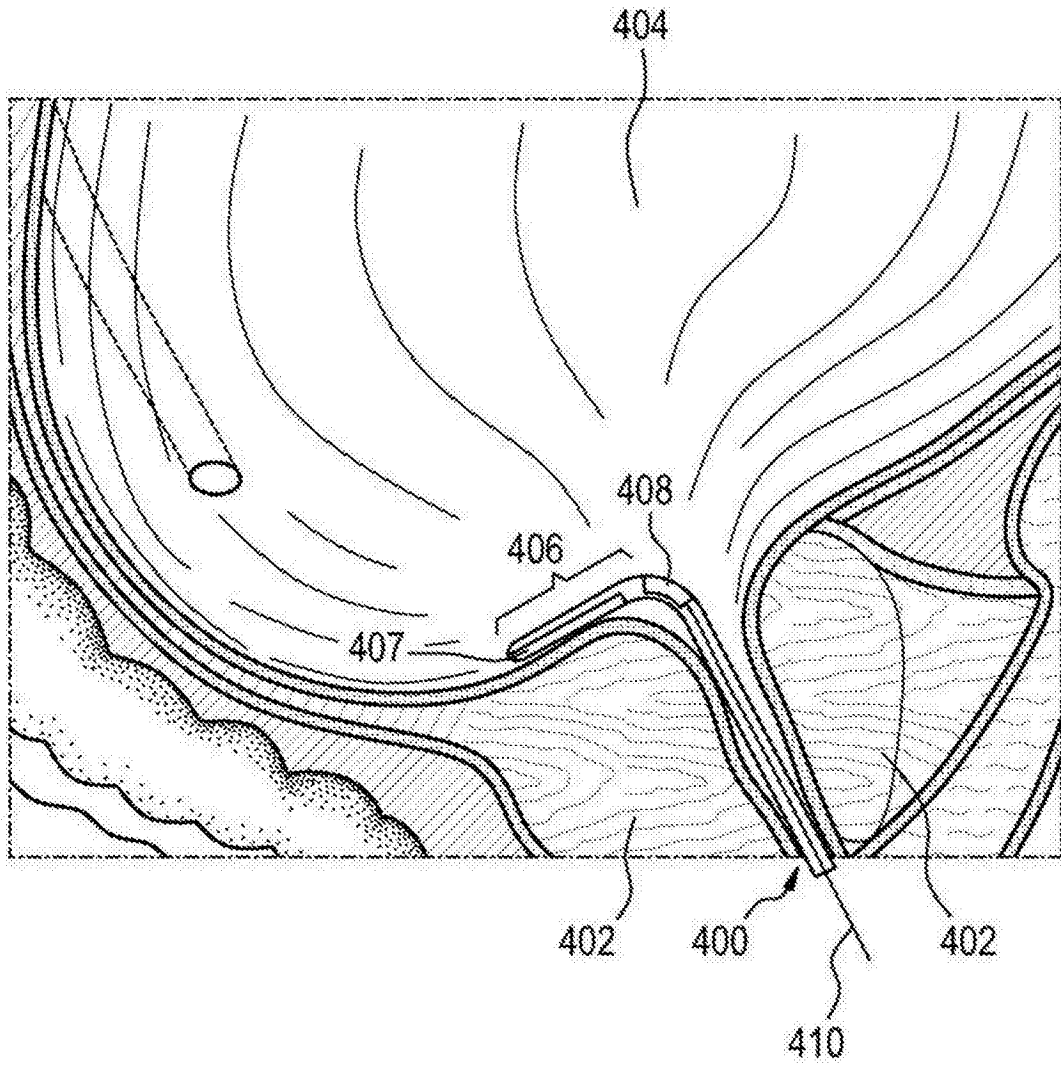


图4

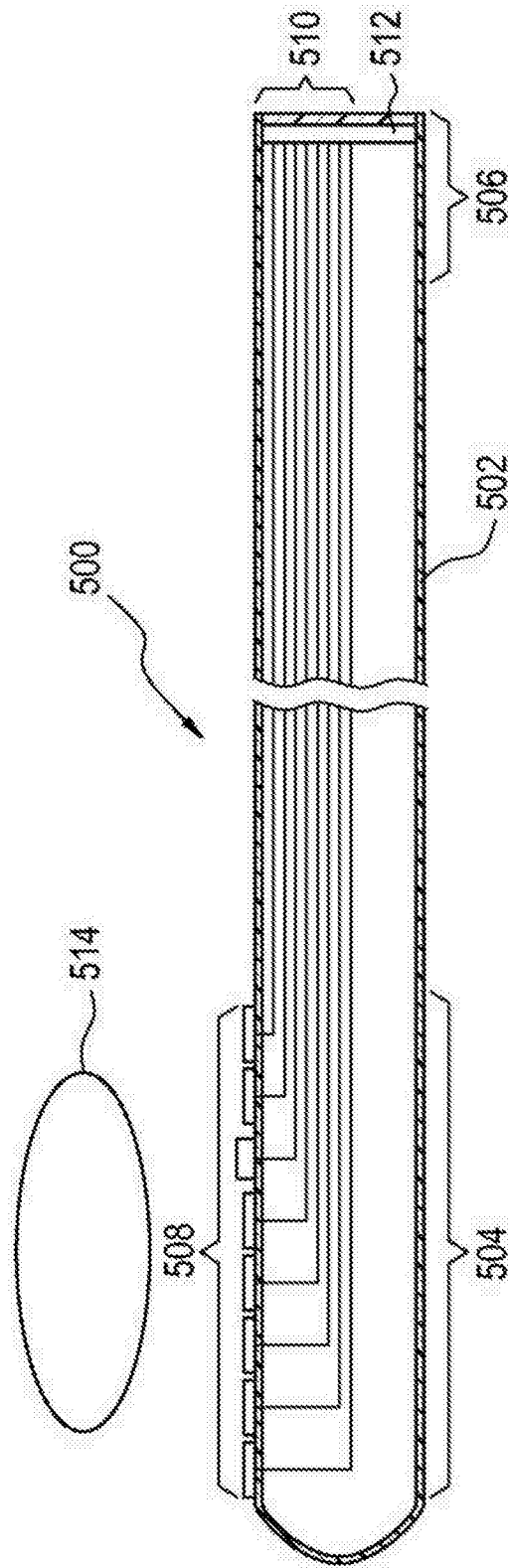


图5

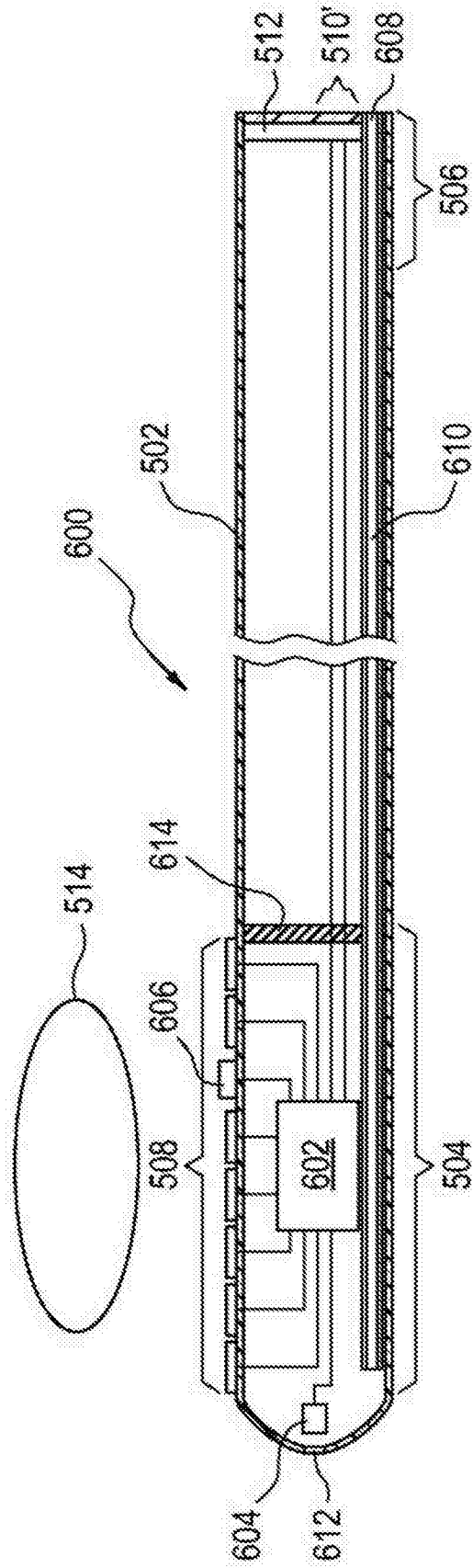


图6

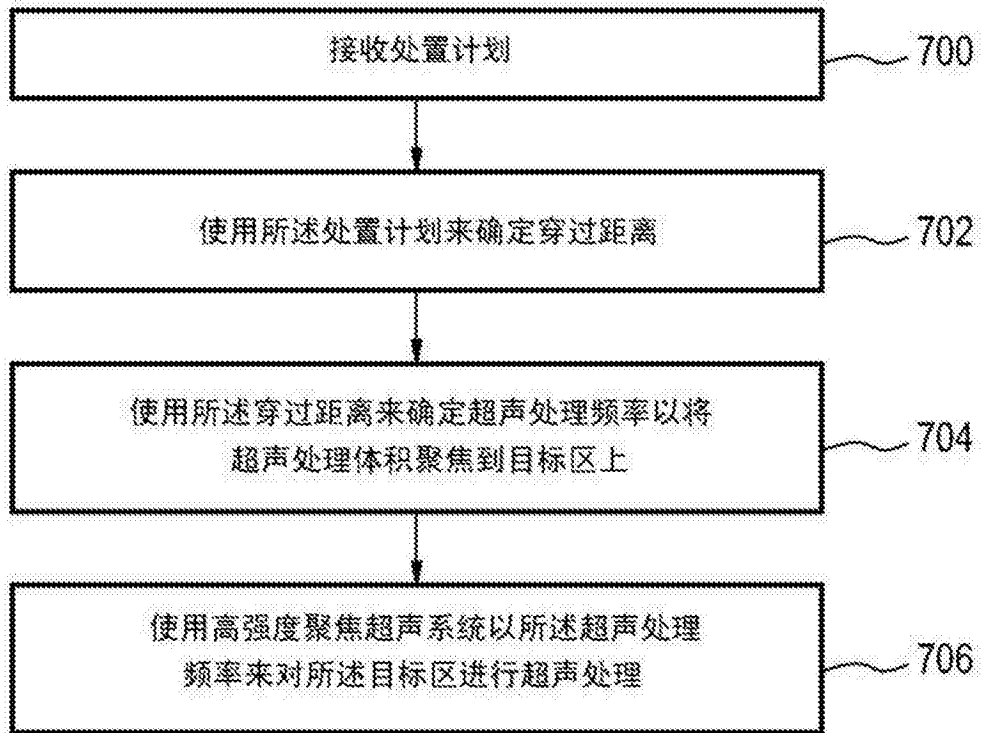


图7

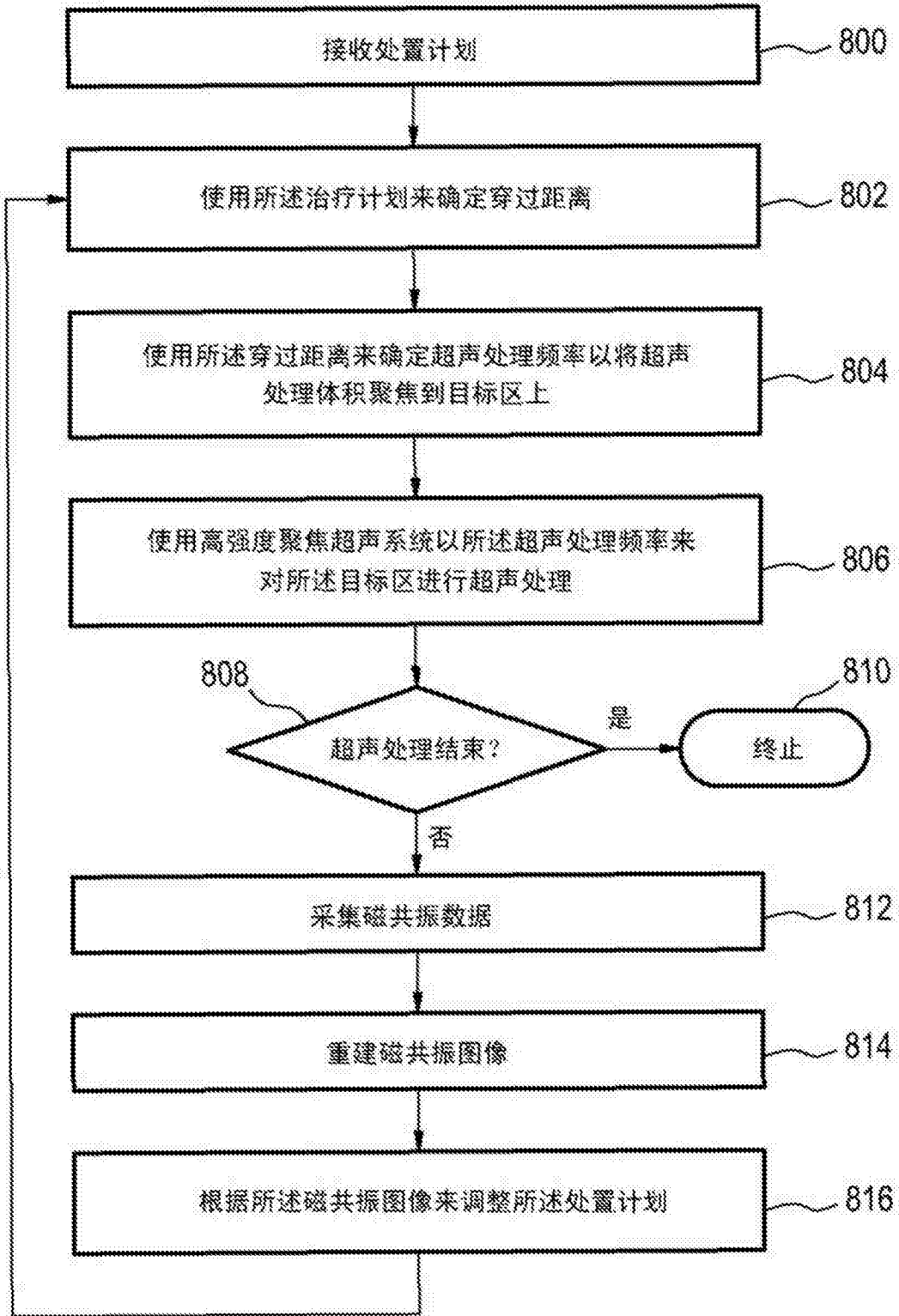


图8

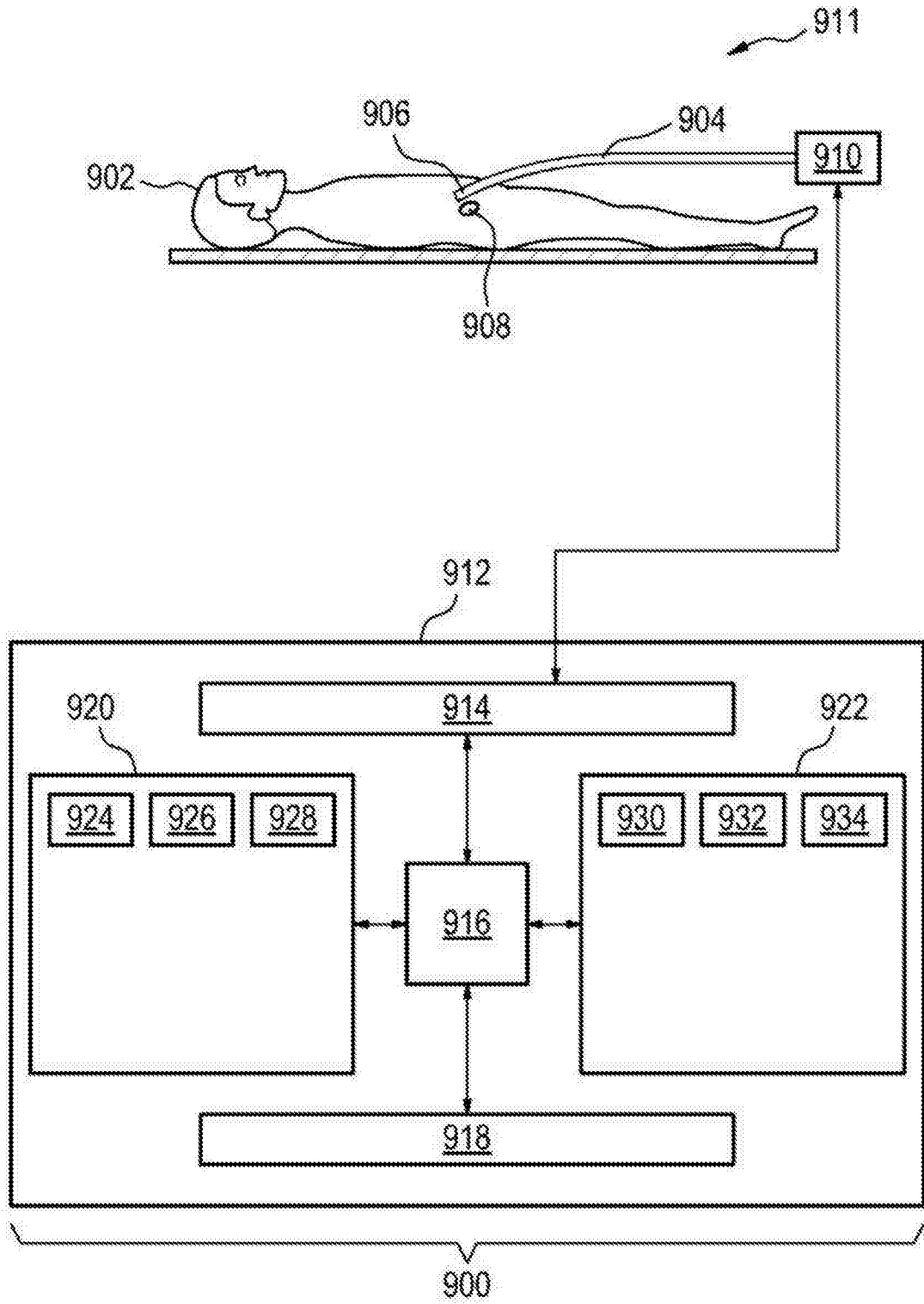


图9

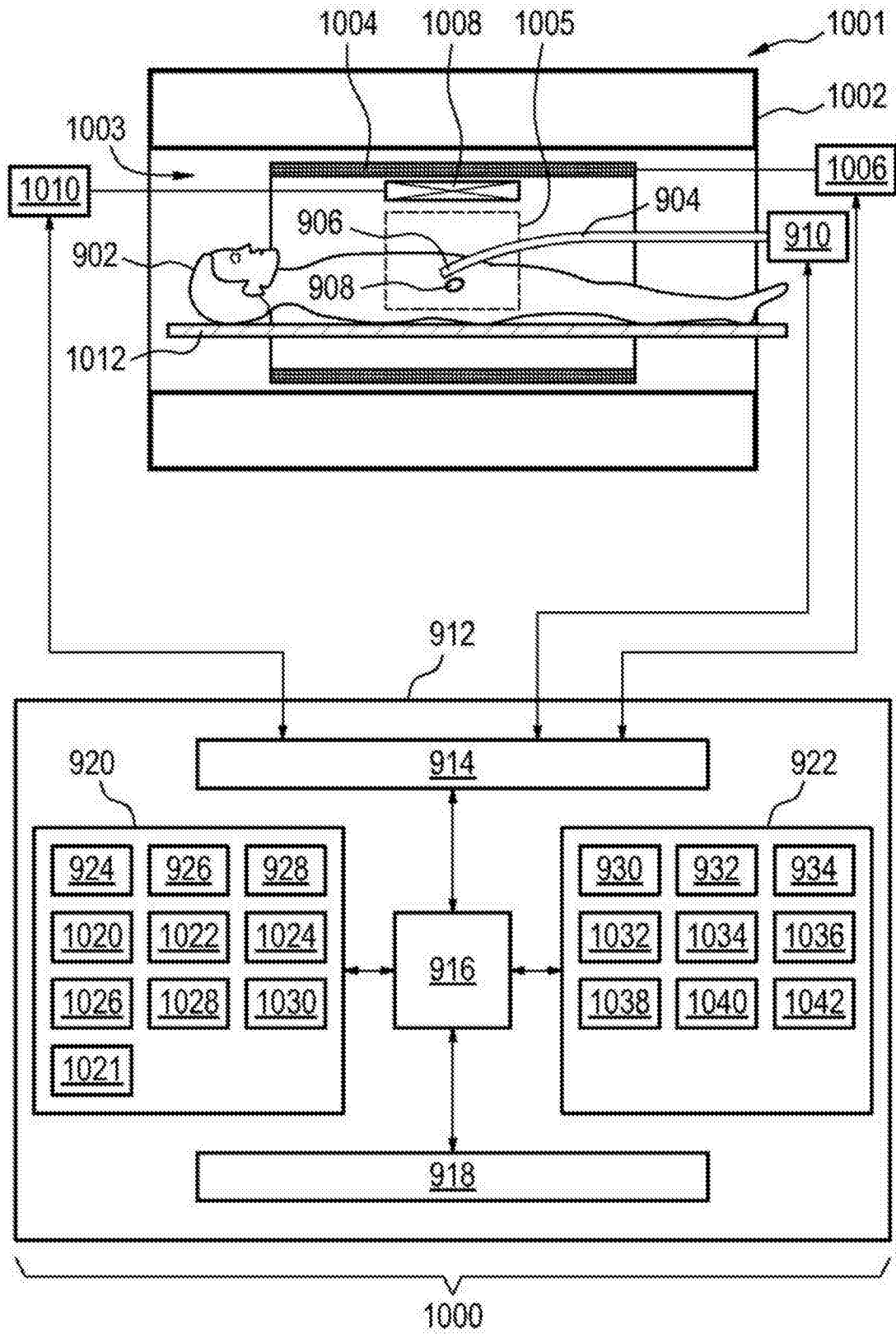


图10

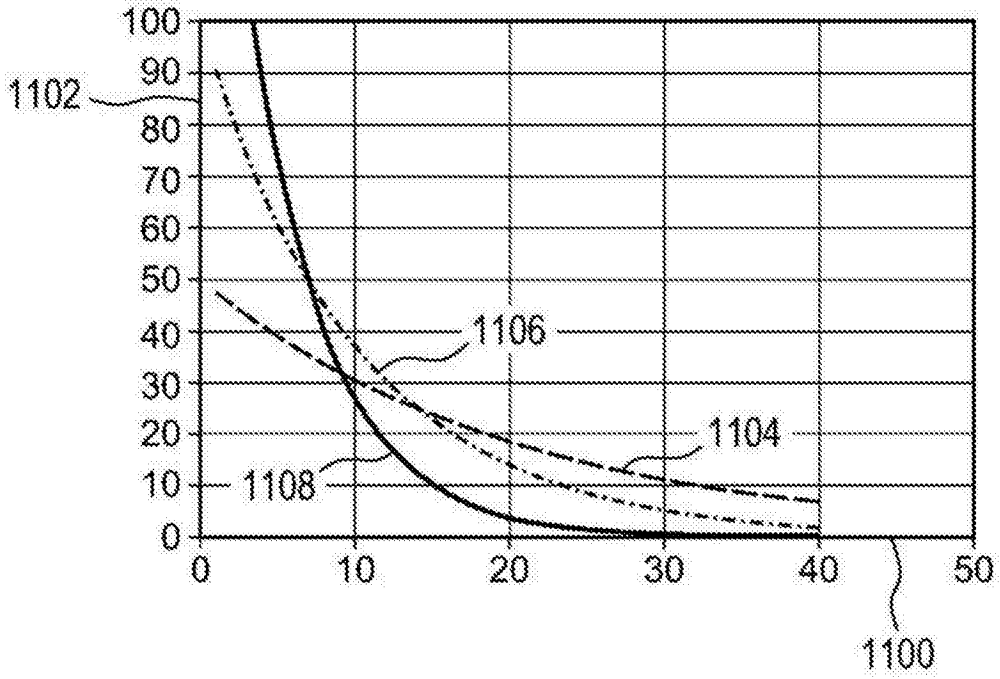


图11

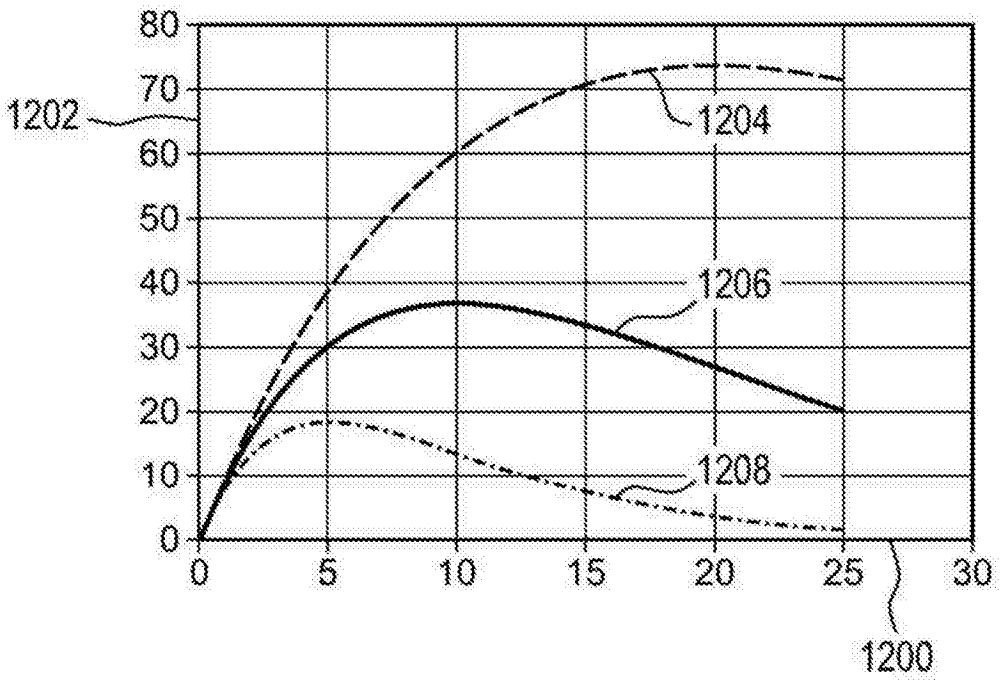


图12