

# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102830378 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 19

(21) 申请号 201210280687. X

(22) 申请日 2012. 05. 18

(30) 优先权数据

13/110, 611 2011. 05. 18 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 T·达尔维伦 V·塔拉奇拉

D·贝伦德特

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶晓勇 刘春元

(51) Int. Cl.

G01R 33/341 (2006. 01)

G01R 33/36 (2006. 01)

G01R 33/48 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

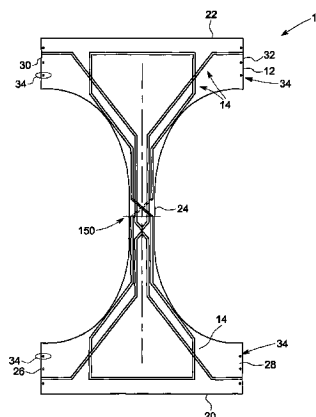
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 9 页

(54) 发明名称

用于使用局部表面线圈成像对象的方法和器件

(57) 摘要

本发明的名称为：“用于使用局部表面线圈成像对象的方法和器件”。用于生成磁共振 (MR) 图像的射频 (RF) 线圈器件 (10)，包含适于由扫描对象来穿戴的主体 (12)，该主体包含前部 (20)、后部 (22)、以及耦合于前部和后部之间的过渡部 (24)，第一 RF 只接收鞍形线圈 (100)，包含安置于前部中的第一线圈 (110) 和安置于后部中的第二线圈 (112)，第一 RF 鞍形线圈配置为安置于对象的前侧和后侧。本文还描述了 MRI 成像系统 (300) 和方法。



1. 一种用于磁共振 (MR) 成像的射频 (RF) 线圈器件 (10), 所述线圈器件包含:  
主体 (12), 适于由扫描对象穿戴, 所述主体包含前部 (20)、后部 (22)、以及耦合于所述前部和后部之间的过渡部 (24);  
第一 RF 只接收鞍形线圈 (100), 包含安置于所述前部中的第一线圈 (110) 和安置于所述后部中的第二线圈 (112), 所述第一 RF 鞍形线圈配置为安置于所述对象的前侧和后侧; 以及  
第二 RF 只接收鞍形线圈 (102), 包含配置为在其中接受所述对象的第一条腿的第三线圈 (130) 和配置为在其中接受所述对象的第二条腿的第四线圈 (132), 所述第三和第四线圈的一部分 (134) 安置于所述前部和所述后部两者中。
2. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述第一和第二线圈 (110、112) 具有大体上梯形的形状。
3. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈, 其中所述第一线圈 (110) 包含从所述前部的上边缘到所述过渡部向内逐渐减小的一对线圈部 (166、168), 以及所述第二线圈包含从所述后部 (22) 的上边缘到所述过渡部 (24) 向内逐渐减小的第二对线圈部。
4. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述过渡部 (24) 包含通过其扩展的开口 (56), 所述开口有通过其接受医学装置的尺寸。
5. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述第一和第二鞍形线圈 (100、102) 安排于所述主体内以形成正交 RF 信号接收电路。
6. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述第一线圈 (110) 从所述第二线圈 (112) 偏移大约 90 度。
7. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述第一鞍形线圈具有配置为符合所述对象骨盆的梯形形状。
8. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述第一鞍形线圈 (110) 在最接近对象的前列腺的预定位置 (150) 处与所述第二鞍形线圈 (112) 重叠。
9. 如权利要求 1 所述的 RF 线圈 (10), 其中所述主体 (12) 仅包含所述第一和第二鞍形线圈 (110、112), 所述第一和第二鞍形线圈配置为耦合到外部电子设备组件 (170)。
10. 一种磁共振成像 (MRI) 系统 (300), 包含:  
主磁体 (301), 配置为在所述成像系统的孔 (340) 中生成主磁场; 以及  
射频 (RF) 线圈器件 (10), 配置为由插入所述成像系统的所述孔的对象来穿戴, 所述线圈器件包含:  
主体 (12), 适于由扫描对象穿戴, 所述主体包括前部 (20)、后部 (22)、以及耦合于所述前部和后部之间的过渡部 (24);  
第一 RF 只接收鞍形线圈 (100), 包含安置于所述前部中的第一线圈 (110) 和安置于所述后部中的第二线圈 (112), 所述第一 RF 鞍形线圈配置为安置于所述对象的前侧和后侧; 以及  
第二 RF 只接收鞍形线圈 (102), 包含配置为在其中接受所述对象的第一条腿的第三线圈 (130) 和配置为在其中接受所述对象的第二条腿的第四线圈 (132), 所述第三和第四线圈的一部分 (134) 安置于所述前部和所述后部中。

## 用于使用局部表面线圈成像对象的方法和器件

### 技术领域

[0001] 本文公开的主题通常涉及磁共振成像 (MRI) 系统, 并且更特别地涉及用于使用局部表面线圈成像对象的方法和器件。

### 背景技术

[0002] MRI 或核磁共振 (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) 成像通常提供磁场内的射频 (RF) 波和核子之间的共振互相作用的空间辨别。具体而言, MRI 利用人体内的水分子的氢核自旋, 其由磁体的强的、均匀的、静态磁场而极化。该磁场通常称为  $B_0$  或主磁场。当物质 (例如人体组织) 经受主磁场时, 组织中自旋的各个磁矩试图与主磁场对准。当由 RF 波激励时, 自旋以特征拉莫尔频率关于主磁场进动。由所激励的自旋发射的信号由传统 RF 线圈来接收。然后利用来自 RF 线圈的输出形成图像。

[0003] 为了改善图像质量, 可以利用特定的局部线圈来例如对某区域或身体部位成像。例如, 当进行低位骨盆区域的扫描时, 可以利用直肠内线圈或躯干线圈。然而, 传统的直肠内线圈提供有限的视野, 其可能不能充分覆盖低位骨盆区域。此外, 传统的直肠内线圈是侵入性的。因此, 当将传统的直肠内线圈插入直肠例如对前列腺成像时, 该线圈可物理上移动或使该解剖结构变形到这样的程度以致前列腺在手术期间与在 MR 扫描期间不处于相同的位置。此外, 因为传统的躯干线圈配置为放置于患者的前侧和后侧, 降低了信噪比 (Signal-to-Noise Ratio, SNR), 所以导致较低质量的图像。

### 发明内容

[0004] 根据一实施例, 提供用于生成磁共振 (MR) 图像的射频 (RF) 线圈器件。该线圈器件包含: 适于由扫描对象穿戴的主体, 该主体包含前部、后部、以及耦合于前部和后部之间的过渡部; 第一 RF 只接收 (receive-only) 鞍形线圈, 包含安置于前部中的第一线圈和安置于后部中的第二线圈, 该第一 RF 鞍形线圈配置为安置于对象的前侧和后侧; 以及第二 RF 只接收鞍形线圈, 包含配置为在其中接受对象的第一条腿的第三线圈和配置为在其中接受对象的第二条腿的第四线圈, 第三线圈和第四线圈的一部分安置于前部和后部两者中。

[0005] 根据另一实施例, 提供磁共振成像 (MRI) 系统。该 MRI 系统包含主磁体 (magnet), 其配置为在成像系统的孔 (bore) 内生成主磁场; 以及射频 (RF) 线圈器件, 其配置为由插入成像系统的孔的对象来穿戴。该线圈器件包含适于由扫描对象穿戴的主体, 该主体包括前部、后部、以及耦合于前部和后部之间的过渡部; 第一 RF 只接收鞍形线圈, 包含安置于前部中的第一线圈和安置于前部中的第二线圈, 该第一 RF 鞍形线圈配置为安置于对象的前侧和后侧; 以及第二 RF 只接收鞍形线圈, 包含配置为在其中接受对象的第一条腿的第三线圈和配置为在其中接受对象的第二条腿的第四线圈, 第三线圈和第四线圈的一部分安置于前部和后部两者中。

[0006] 根据另外的实施例, 提供使用磁共振成像 (MRI) 系统来成像对象的方法。该方法包含在 RF 线圈器件中安置对象以便第一 RF 只接收线圈安置于对象的前部中、第二 RF 只接

收线圈安置于对象的前部上、第三 RF 线圈围绕对象的第一条腿安置、以及第四 RF 只接收线圈围绕对象的第二条腿安置,并使用从第一、第二、第三和第四 RF 只接收线圈接收到的信息生成对象的图像。

#### 附图说明

- [0007] 图 1 是根据各实施例形成的磁共振成像 (MRI) 线圈器件的透视图。
- [0008] 图 2 是图 1 所示的线圈器件的前视图。
- [0009] 图 3 是图 1 所示的线圈器件的俯视平面图。
- [0010] 图 4 是根据各实施例形成的图 1-3 所示的射频 (RF) 线圈的一种配置的前视图。
- [0011] 图 5 是图 4 所示的 RF 线圈的后视图。
- [0012] 图 6 是图 1-3 所示的以及根据各实施例形成的第一鞍形线圈的透视图。
- [0013] 图 7 是图 1-3 所示的以及根据各实施例形成的第二鞍形线圈的透视图。
- [0014] 图 8 是使用传统直肠内探测器所生成的示范性冠状面图像。
- [0015] 图 9 是使用传统直肠内探测器所生成的另一示范性冠状面图像。
- [0016] 图 10 是根据各实施例可使用图 1-7 所示的线圈器件生成的示范性冠状面图像。
- [0017] 图 11 是根据各实施例可使用图 1-7 所示的线圈器件生成的另一示范性冠状面图像。
- [0018] 图 12 是使用传统直肠内探测器生成的示范性矢状面 (sagittal plane) 图像。
- [0019] 图 13 是使用传统直肠内探测器生成的示范性矢状面图像。
- [0020] 图 14 是根据各实施例可使用图 1-7 所示的线圈器件生成的示范性矢状面图像。
- [0021] 图 15 是根据各实施例可使用图 1-7 所示的线圈器件生成的另一示范性矢状面图像。
- [0022] 图 16 是根据各实施例形成的磁共振成像 (MRI) 系统的示意框图。

#### 具体实施方式

[0023] 当结合附图阅读时将更好地理解本文描述的实施例。在一定程度上附图图示了各实施例的功能块的图表,功能块不必指示硬件电路之间的分割。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器、控制器或存储器)可以在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器、硬盘等)或多件硬件中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以并入为操作系统中的子例程,可以是安装的软件包中的函数等。应该理解的是,各实施例并不限于图中所示的安排和手段。

[0024] 如本文所使用的,以单数形式列举并且冠以词语“一”的元件或步骤不应该理解为排除多个所述元件或步骤,除非明确说明这样的排除。此外,提及“一个实施例”并非旨在解释为排除也并入所列举特征的额外的实施例的存在。此外,除非有相反地明确说明,否则实施例“包含”或“具有”具有特定性质的元件或者多个元件,也可以包含不具有那种性质的额外的这种元件。

[0025] 各实施例提供用于使用安排为正交检测的两对局部射频 (RF) 接收线圈对低位骨盆区域成像的器件和方法。在各实施例中,接近对象的前列腺来安置该对 RF 接收线圈以改善前列腺的成像。

[0026] 图 1 是根据各实施例所形成的 MRI 线圈器件 10 的透视图。图 2 是图 1 所示的线圈器件 10 的前视图。图 3 是图 1 和 2 所示的线圈器件 10 的平面图。线圈器件 10 包含具有多个只接收 RF 线圈 14 的柔性主体 12。RF 线圈 14 可附着于柔性主体 12 的内表面、柔性主体 12 的外表面、嵌入柔性主体 12 内、或其组合。以下将更详细讨论 RF 接收线圈 14。在示范性实施例中，线圈器件 10 是配置为由对象（未示出）在 MRI 扫描期间穿戴的便携式线圈器件。因此，柔性主体 12 包含前部 20、后部 22、以及将前部 20 耦合到后部 22 的过渡部 24。在示范性实施例中，柔性主体 12 形成为包含前部 20、后部 22、以及过渡部 24 的单个单一结构 (unitary structure)。可选地，前部 20、后部 22、和过渡部 24 可以形成为单独的结构，它们物理上连接在一起以形成柔性单一主体 12。

[0027] 前部 20 包含第一端 26 和第二端 28。后部 22 也包含第一端 30 和第二端 32。第一端 26 和 30 配置为可移除地耦合在一起。此外，第二端 28 和 32 配置为可移除地耦合在一起。第一端 26 和 30 可以使用紧固件装置 34 分别耦合到第二端 28 和 32。紧固件装置 34 可以实施为任何合适的紧固机制，例如机械钩、纽扣、钩和环紧固件等。

[0028] 在使用中，线圈器件 10 配置为由对象来穿戴。因此，前部 20 具有大体上三角形的形状以使前部 20 能安置在对象的前侧。此外，后部 22 也具有大体上三角形的形状以使后部 22 能安置在对象的后侧。如图 1 和 2 所示，前部和后部 20 和 22 从第一端 40 到第二端 42 向内逐渐减小，当穿戴时第一端 40 安置于靠近对象的脐部，第二端 42 物理上连接到过渡部 24。因此，当第一端 26 和 30 物理上连接在一起并且第二端 28 和 32 物理上连接在一起时，柔性主体 12 定义了通过其扩展的第一开口 50。第一开口 50 有通过其接受对象的躯干的尺寸。柔性主体 12 还具有第二开口 52 和第三开口 54。第二开口 52 有通过其接受对象的右腿的尺寸。类似地，第三开口 54 有通过其接受对象的左腿的尺寸。在各实施例中，柔性主体 12 还可以包含通过其扩展的额外的开口 56。开口 56 可以配置为通过其接受医学仪器。更具体地，可由操作者利用开口 56 以通过其插入医学手术和 / 或成像装置，以使操作者能观察使用线圈器件 10 所生成的对象的图像并且同时利用医学装置并观察图像。

[0029] 柔性主体 12 优选由柔性泡沫材料来制造，以使柔性主体 12 能扩张和 / 或收缩以适合具有不同尺寸的物理解剖结构的各种对象。可选地，柔性主体 12 可由布料或任何其它使柔性主体 12 能符合成像对象躯干的材料来制造。因此，前部 20、后部 22 和过渡部 24 的尺寸和形状可有适合具有不同尺寸的解剖结构的对象的尺寸。例如，可以增加前部和后部 20 和 22 的尺寸和 / 或过渡部 24 的长度以适合具有更大解剖结构的对象。此外，可以减小前部和后部 20 和 22 的尺寸和 / 或过渡部 24 的长度以适合具有更小解剖结构的对象。因此，柔性主体 12 和 RF 线圈 14 的整个尺寸可以小尺寸、中尺寸、大尺寸、超大尺寸等来制造以适合各种患者。

[0030] 图 4 是图 1-3 所示的 RF 线圈 14 的前视图。图 5 是图 4 所示的 RF 线圈 14 的后视图。如以上所讨论的，线圈器件 10 包含多个嵌于其中的只接收 RF 线圈 14。可选地，只接收 RF 线圈 14 可以附着于柔性主体 12 的内表面或外表面。在示范性实施例中，RF 接收线圈 14 包括第一鞍形线圈 100 和第二鞍形线圈 102。第一鞍形线圈 100 具有分别配置为接近骨盆 122 的前侧 120 来安置的第一线圈部 110 和配置为接近骨盆 122 的后侧 124 来安置的第二线圈部 112，以使骨盆 122 能安置于第一和第二线圈部 110 和 112 之间。

[0031] 第二鞍形线圈 102 具有分别配置为接近骨盆 122 的左侧 140 来安置的第三线圈部

130 以及配置为接近骨盆 122 的右侧 142 来安置的第四线圈部 132, 以使骨盆 122 能安置于第三和第四线圈部 130 和 132 之间。在示范性实施例中, 第一和第二鞍形线圈 100 和 102 是正交安排的, 以便从线圈部 110、112、130 和 132 接收的磁共振信号的相位相差 90 度, 从而实现了对骨盆区 122 的成像, 而同时实现了相对高的 SNR。

[0032] 图 6 是配置为安置于骨盆 122 的前侧 120 和后侧 124 的第一鞍形线圈 100 的透视图。如图 6 所示, 第一线圈部 110 经由线圈连接部 114 电连接到第二线圈部 112。因此, 第一线圈部 110、第二线圈部 112 和连接部 114 一起形成闭环第一鞍形线圈 100。线圈连接部 114 表示接近位置 150 而交叉的两个电路径。选择位置 150 以提供最佳的 SNR 用于对所选择的感兴趣区域成像。在示范性实施例中, 选择位置 150 (也在图 3 中示出) 以改善对象的前列腺的成像。因此, 在一个实施例中, 鞍形线圈 100 交叉路径的位置 150 安置于对象外部最接近前列腺的位置 150 上。

[0033] 如以上所讨论的, 第一鞍形线圈 100 配置为只接收线圈。因此, 为促进最优化第一鞍形线圈 100 的 SNR, 第一和第二线圈部 110 和 112 分别配置为大体上覆盖扩展到骨盆区域上的视野 (field-of-view, FOV)。更具体地, 第一鞍形线圈 100 具有大体上类似于对象的骨盆区域的形状以使第一鞍形线圈 100 能覆盖该骨盆区域。例如, 在示范性实施例中, 第一和第二线圈部 110 和 112 分别具有大体上梯形的形状。因此, 第一线圈部 110 具有第一边 160、第二边 162、第三边 164、第四边 166 和第五边 168。第一边 160 电连接于第二和第三边 162 和 164 之间。此外, 第四和第五边 166 和 168 分别电连接于第二和第三边 162 和 164 与连接部 114 之间。

[0034] 为形成示范性梯形形状, 在第二和第三边 162 和 164 成角度  $\theta_1$  处放置第一边 160。在示范性实施方式中, 角度  $\theta_1$  约为 90 度。此外, 第二和第三边 162 和 164 分别从第四和第五边 166 和 168 偏移角度  $\theta_2$ 。在示范性实施例中, 角度  $\theta_2$  大于 90 度以便第一鞍形线圈 100 在成像操作期间大体上符合对象的骨盆。因此, 第一边 160 配置为大体上垂直于连接部 114 扩展。此外, 第二和第三边 162 和 164 大约垂直于第一边 160 来放置。另外, 第四和第五边 166 和 168 配置为跟随对象的骨盆的轮廓以使第一鞍形线圈 100 能定义 FOV, 该 FOV 大体上覆盖对象的所有的骨盆区域, 并且更具体地覆盖了对象的前列腺。

[0035] 如图 6 所示, 线圈器件 10 还包含电子设备组件 (electronics assembly) 170, 其在一个实施例中经由电缆 172 电连接到第一线圈部 110。可选地, 电子设备组件 170 可以无线连接到线圈设备 10。电子设备组件 170 通常包含 RF 接收器用于接收来自第一线圈部 110 的信号。电子设备组件 170 还可包含其它适合的部件, 例如电容器、电感器、平衡 - 不平衡转换器 (balun) 或其它部件, 以改善第一鞍形线圈 100 的 SNR。在示范性实施例中, 电缆 172 是具有预定长度 174 的 RF 电缆。例如, 可以利用平衡 - 不平衡转换器 (平衡 / 不平衡, balance/unbalance) 装置以减少由于 RF 电缆 172 内感应的电流所生成的噪声和 / 或杂散 RF 电流。具体地, 在操作中, 当平衡 - 不平衡转换器的总长度等于通过 RF 电缆 172 传送的信号的电磁辐射波长的四分之一时, 平衡 - 不平衡转换器在 RF 电缆 172 上产生高阻抗。因此, 基于通过 RF 电缆 172 所传送的信号的波长来确定 RF 电缆 172 的长度 174。

[0036] 在示范性实施例中, 第二线圈部 112 大体上类似于第一线圈部 110 来形成。此外, 第二线圈部 112 可以经由第二 RF 电缆 182 耦合到第二电子设备组件 180。可选地, 例如第一和第二线圈部 110 和 112 可以耦合到单个电子设备组件, 例如电子设备组件 170。

[0037] 图 7 是第二鞍形线圈 102 的俯视图。如图 7 所示,第三线圈部 130 经由线圈连接部 134 电连接到第四线圈部 132。线圈连接部 134 表示接近位置 150 的两个电路交叉,选择其以提供最佳的 SNR 用于对选择的感兴趣区域成像。因此,第三线圈部 130、第四线圈部 132 以及连接部 134 一起形成闭环第二鞍形接收线圈 102。在示范性实施例中,选择位置 150(也在图 3 中示出)以改善对象的前列腺的成像。因此,鞍形线圈 100 和鞍形线圈 102 交叉路径的位置 150 安置于对象外部最接近前列腺的位置 150。此外,应该意识到在示范性实施例中,第一鞍形线圈连接部 114 和第二鞍形线圈连接部 134 在位置 150 处重叠,并且第一鞍形线圈连接部 114 在位置 150 处大体上平行于第二鞍形线圈连接部 134。

[0038] 在示范性实施例中,第二鞍形线圈 102 也配置为只接收线圈。因此,第二鞍形线圈 102 具有如下形状,该形状使第三线圈部 130 能插入一条腿以及使第四线圈部 132 能插入另一条腿。在示范性实施例中,第三线圈部 130 大体上是环形的并且具有直径 190。此外,第四线圈部 132 大体上是环形的并且具有直径 192,直径 192 与直径 190 大体上相同。因此,例如,选择第三和第四线圈部 130 和 132 的总长度以使第三和第四线圈部 130 和 132 能安置于对象的腿的上端,在该上端处对象的腿结合躯干,如图 4、5 所示。

[0039] 如图 7 所示,线圈器件 10 还可以包含第三电子设备组件 194,其经由电缆 196 电连接到第三线圈部 130。电子设备组件 194 通常包含用于接收来自第三线圈部 130 的信号的 RF 接收器。电子设备组件 194 也可以包含电容器、电感器、平衡-不平衡转换器或其它部件,以改善第三线圈部 130 的 SNR。在示范性实施例中,电缆 196 是具有预定长度 198 的 RF 电缆。例如,如以上所讨论的,可以利用平衡-不平衡转换器装置来减少由于 RF 电缆 196 内的感应电流所生成的噪声和/或杂散 RF 电流。

[0040] 因此,基于通过 RF 电缆 196 传送的信号的波长来确定 RF 电缆 196 的长度 196。在示范性实施例中,第四线圈部 132 大体上类似于第三线圈部 130 来形成。此外,第四线圈部 132 可以经由第二 RF 电缆 202 耦合到第二电子设备组件 200。可选地,例如第三和第四线圈部 130 和 132 可以耦合到单个电子设备组件,例如电子设备组件 170 或 194。在示范性实施例中,电子设备组件 170、180、194 和 200 以及相关线圈部 110、112、130 和 132 形成正交接收电路。具体而言,由鞍形线圈 100 和 102 接收的磁共振信号由正交接收组件 170、180、194 和 200 来正交接收,以促进改善由 RF 线圈部 110、112、130 和 132 接收的磁共振信号的 SNR。

[0041] 例如,图 8 是图示传统直肠内探测器的磁场灵敏度的示范性的冠状面图像。图 9 是图示传统直肠内探测器的 SNR 的示范性的冠状面图像。图 10 是图示线圈器件 10 的磁场灵敏度的示范性的冠状面图像。图 11 是图示线圈器件 10 的 SNR 的示范性的冠状面图像。图 12 是图示传统直肠内探测器的磁场灵敏度的示范性的矢状面图像。图 13 是图示传统直肠内探测器的 SNR 的示范性的矢状面图像。图 14 是图示线圈器件 10 的磁场灵敏度的示范性的矢状面图像。图 15 是图示线圈器件 10 的 SNR 的示范性的矢状面图像。

[0042] 参照图 8,轻阴影区域 250 指示传统直肠内探测器 251 的磁场接收强度。图 10 的阴影区域 252 图示线圈器件 10 的磁场接收强度。如图 8 和 10 所示,显然线圈器件 10 的磁场灵敏度大于传统直肠内探测器 251 的磁场灵敏度。

[0043] 如上所述,图 9 和图 11 分别图示传统直肠内探测器 251 的 SNR 和线圈器件 10 的 SNR。具体而言,X 轴以米为单位表示传统直肠内探测器 251 的 FOV 宽度和线圈器件 10 的

FOV 宽度,以及 Y 轴以米为单位表示传统直肠内探测器 251 的 FOV 高度和线圈器件 10 的 FOV 高度。如图 9 所示,接近于传统直肠内探测器 251 的区 254 内的 SNR 相对较强。然而,图 9 中的等高线图还指示 SNR 在距离传统直肠内探测器 251 的短距离快速降低。相比之下,图 11 中所示的线圈器件 10 的等高线图图示在最接近线圈器件 10 的区 256 内 SNR 相对较高。此外,在区 256 外 SNR 不是快速衰减,而是线圈器件 10 的 SNR 逐渐衰减,如区 258、260、262 和 264 所示。因此,线圈器件 10 在 FOV 的更大距离上具有改善的 SNR。

[0044] 类似地,并参照图 12,轻阴影区域 270 指示传统直肠内探测器 251 的磁场接收强度。图 14 的阴影区域 272 图示线圈设备 10 的磁场接收强度。

[0045] 另外,如以上所讨论的,图 13 和图 15 分别是图示了传统直肠内探测器 251 的 SNR 和线圈器件 10 的 SNR 的矢状面图像。具体而言,X 轴以米为单位表示传统直肠内探测器 251 的 FOV 宽度和线圈器件 10 的 FOV 宽度,以及 Y 轴以米为单位表示传统直肠内探测器 251 的 FOV 高度和线圈器件 10 的 FOV 高度。如图 13 所示,接近于传统直肠内探测器 152 的区 274 内的 SNR 相对较强。然而,图 13 中的等高线图还指示 SNR 在距离传统直肠内探测器 251 的短距离快速降低。相比之下,图 5 所示的线圈器件 10 的等高线图图示在最接近线圈器件 10 的区 280 内 SNR 较高。此外,在区 280 外 SNR 不是快速衰减,而是线圈器件 10 的 SNR 逐渐衰减,如区 282、284、286 和 288 所示。因此,线圈器件 10 在 FOV 的更大距离上具有比传统直肠内探测器 251 改善的 SNR。

[0046] 图 16 是示范性 MRI 成像系统 300 的示意图,其可以与图 1-7 所示的线圈器件 10 一起利用。在示范性实施例中,成像系统 300 包含超导磁体 (superconducting magnet) 301,其由磁线圈支撑于磁线圈支撑结构上而形成。然而,在其它实施例中,可以使用不同类型的磁体,例如永磁体或电磁体。管 302 (也称为低温恒温器 (cryostat)) 围绕超导磁体 301,并填充液氦以冷却超导磁体 301 的线圈。提供热绝缘 304 围绕管 302 的外表面和超导磁体 301 的内表面。在超导磁体 301 内提供多个磁梯度线圈 306,并且在多个磁梯度线圈 306 内提供 RF 传送线圈 308。

[0047] 成像系统 300 还包含 MRI 线圈器件 10,其在操作中由对象穿戴并且当对象在孔 340 内移动时放置于成像系统 300 的孔 340 中。以上描述的部件放置于机架 310 内并通常形成成像部 312。应该注意,尽管超导磁体 301 是圆柱形,也可以使用其它形状的磁体。

[0048] 处理部 320 通常包含控制器,例如电子设备组件 170 用于操作线圈器件 10、控制器 322、主磁场控制器 324、梯度场控制器 326、计算机 327、显示装置 328、传送-接收 (T-R) 开关 330、RF 发射器 332 以及接收器 334。在示范性实施例中,对计算机 327 编程以从线圈器件 10 接收信息。基于所接收的信息,计算机 327 生成对象的图像。

[0049] 在操作中,在将对象定安置于线圈器件 10 中以后(在图 1 中示出),将对象插入成像系统 300 的孔 340 中。超导磁体 301 横过孔 340 产生大约均匀和静态主磁场  $B_0$ 。孔 340 内并且对应地在对象内的电磁场的强度由控制器 322 经由主磁场控制 324 来控制,主磁场控制还控制对超导磁体 301 的供能电流的供应。此外,经由电子设备组件 170 从线圈器件 10 传送 RF 信息到计算机 327。

[0050] 提供包含一个或多个梯度线圈元件的磁梯度线圈 306 以便磁梯度可以在三个正交方向 x、y 和 z 中的一个或多个上施加在超导磁体 301 中的孔 340 内的磁场  $B_0$  上。磁梯度线圈 306 由梯度场控制 326 供能并且还由控制器 322 控制。



[0051] 安排 RF 传送线圈 308 以传送磁脉冲和 / 或可选地同步检测来自对象的 MR 信号。RF 传送线圈 308 由 T-R 开关 330 分别可选择地与 RF 传送器 332 或接收器 334 中的一个互联。RF 传送器 332 和 T-R 开关 330 由控制器 322 控制以便 RF 场脉冲或信号由 RF 发射器 332 来生成并选择性地施加到对象用于在对象内激励磁共振。

[0052] 跟随 RF 脉冲的施加,再次启动 T-R 开关 330 以将 RF 传送线圈 308 从 RF 传送器 332 去耦合。由线圈器件 10 检测的 MR 信号依次经由电子设备组件 170 与计算机 327 通信。然后利用所检测的信号来生成对象的图像。具体而言,利用所检测的信号来生成对象骨盆区的改善的图像,以使医生能更清楚地观察前列腺。

[0053] 本文描述的各实施例中的一些的技术效果是为了改善 MR 图像质量。在一个实施例中,莲瓣形 (lotus-shaped) 表面线圈包含一对鞍形线圈,其安排以跟随对象的腿的轮廓以提供骨盆区域的较大 FOV,而同时提供增加的 SNR。

[0054] 本文描述的各实施例提供了有形的和非暂时性机器可读介质或多个介质,其具有记录于其上的指令,该指令用于处理器或计算机操作成像器件以进行本文描述的方法的实施例。该介质或多个介质可以是任何类型的 CD-ROM、DVD、软盘、硬盘、光盘、闪速 RAM 驱动、或其它类型的计算机可读介质或其组合。

[0055] 各实施例和 / 或部件 (例如,监测器或显示器、或其中的部件以及控制器),也可以实现为一个或多个计算机或处理器的一部分。计算机或处理器可包含计算装置、输入装置、显示单元以及接口,例如,用于访问互联网。计算机或处理器可包含微处理器。微处理器可以电连接到通信总线。计算机或处理器还可包含存储器。存储器可包含随机存取存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM)。计算机或处理器还可包含存储装置,其可以是硬盘驱动或可移动存储驱动,例如软盘驱动、光盘驱动等。存储装置还可以是用于加载计算机程序或其它指令到计算机或处理器的其它类似设备。

[0056] 应该理解,以上描述旨在说明性的而非限制性的。例如,上述实施例 (和 / 或其各方面) 可以彼此组合使用。此外,可以对各实施例的教导做出许多修改以适应特定情况或材料而不偏离它们的范围。虽然本文所描述的材料尺寸和类型旨在定义各实施例的参数,但这些实施例并不为限制性的并只是示范性的。在回顾上述描述后,许多其它实施例将对本领域技术人员变得明显。因此,各实施例的范围应当参照所附权利要求连同与授权的权利要求等效的整个范围来确定。在所附权利要求中,术语“包含”和“在其中”用作相应术语“包括”和“其中”的等效通俗英文。此外,在下面的权利要求中,术语“第一”、“第二”、以及“第三”等仅用于标签,并不意于对它们的对象施加数值要求。此外,以下权利要求的限制没有以设备加功能的格式来书写,并且不旨在基于 35 U. S. C. § 112 第 6 段来解释,除非且直到这样的权利要求限定明确使用短语“设备用于”跟随着缺乏进一步结构的功能陈述。

[0057] 本书面描述使用示例来公开各实施例,包含最佳模式,并且还使本领域任何技术人员能够实施各实施例,包含做出和使用任何装置和系统以及进行任何并入的方法。各实施例的可专利范围由权利要求来定义,并可以包括容易本领域技术人员想到的其它示例。如果这些其它示例具有与权利要求的字面语言没有不同的结构元件、或者如果它们包括与权利要求的字面语言没有实质区别的等效结构元件,则这些其它示例旨在落在权利要求的范围内。

[0058] 元件列表

- [0059] 线圈器件 10
- [0060] 柔性主体 12
- [0061] RF 线圈 14
- [0062] 前部 20
- [0063] 前部 20
- [0064] 后部 22
- [0065] 连接部 24
- [0066] 第一端 26
- [0067] 第二端 28
- [0068] 第一端 30
- [0069] 第二端 32
- [0070] 紧固件装置 34
- [0071] 第一端 40
- [0072] 第二端 42
- [0073] 第一开 50
- [0074] 第二开口 52
- [0075] 第三开 54
- [0076] 开口 56
- [0077] 第一鞍形线圈 100
- [0078] 第二鞍形线圈 102
- [0079] 第一线圈部 110
- [0080] 第一线圈部 110
- [0081] 第二线圈部 112
- [0082] 连接部 114
- [0083] 前侧 120
- [0084] 骨盆 122
- [0085] 后侧 124
- [0086] 第一线圈部 130
- [0087] 第二线圈部 132
- [0088] 连接部 134
- [0089] 左侧 140
- [0090] 右侧 142
- [0091] 位置 150
- [0092] 第一边 160
- [0093] 第二边 162
- [0094] 第三边 164
- [0095] 第四边 166
- [0096] 第五边 168
- [0097] 电子设备组件 170

- [0098] RF 电缆 172
- [0099] 长度 174
- [0100] 第二电子设备组件 180
- [0101] 第二 RF 电缆 182
- [0102] 直径 190
- [0103] 直径 192
- [0104] 电子设备组件 194
- [0105] 电缆 196
- [0106] 长度 198。

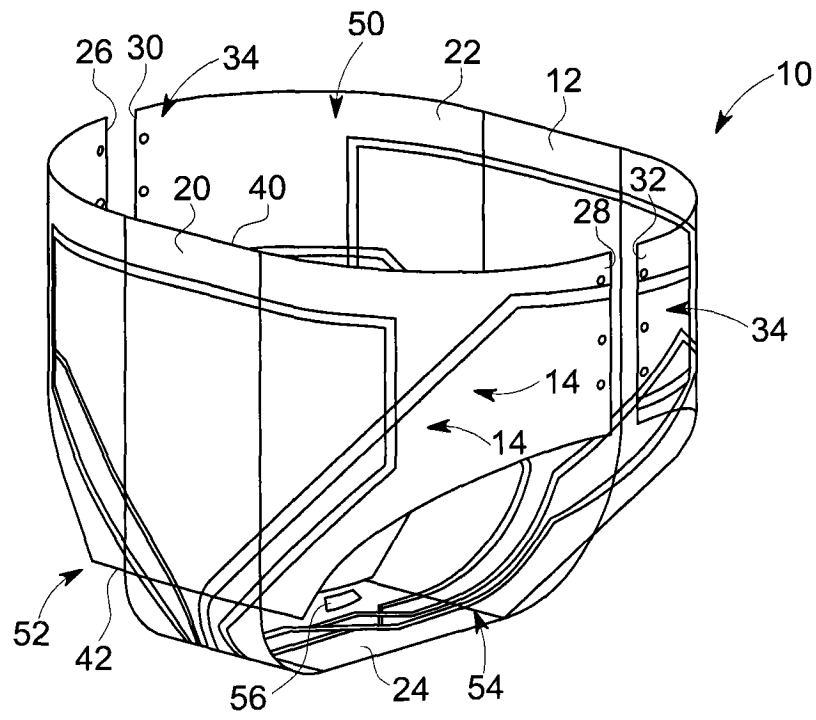


图 1

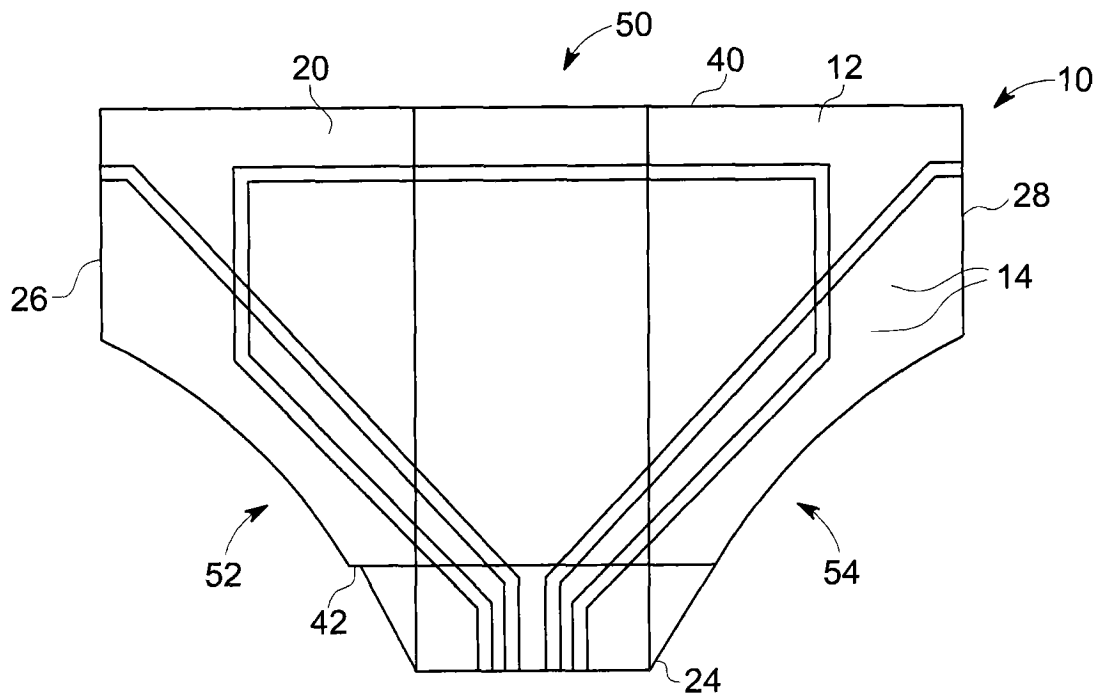


图 2

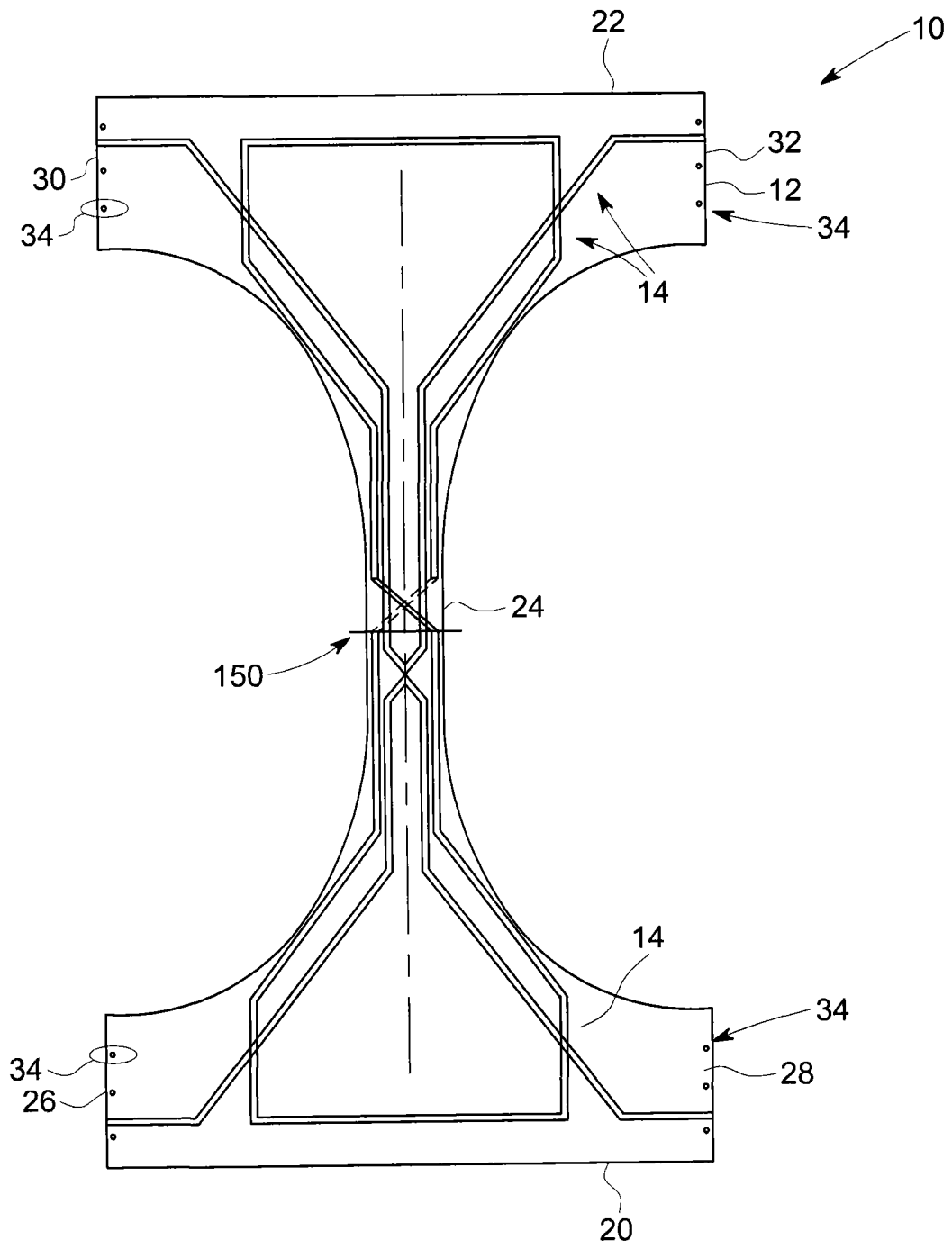


图 3

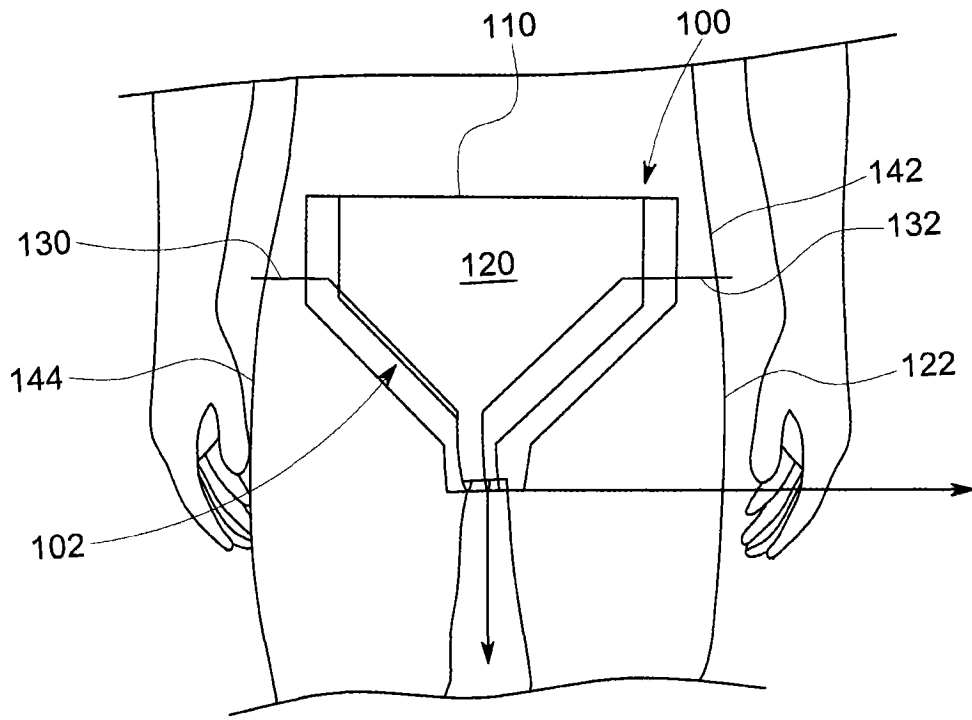


图 4

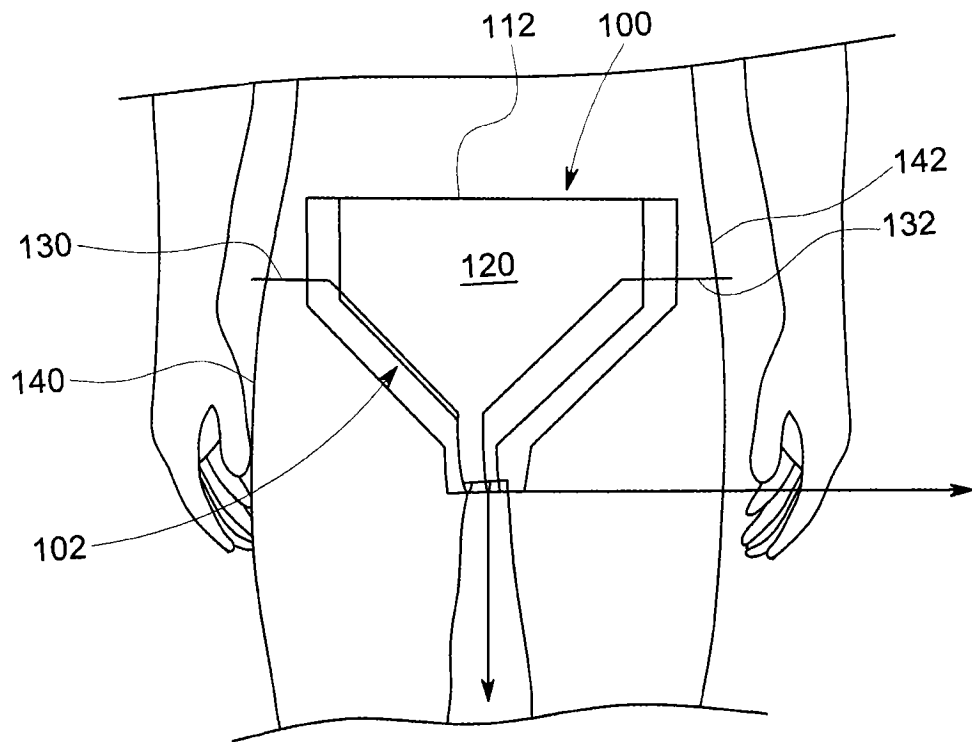


图 5

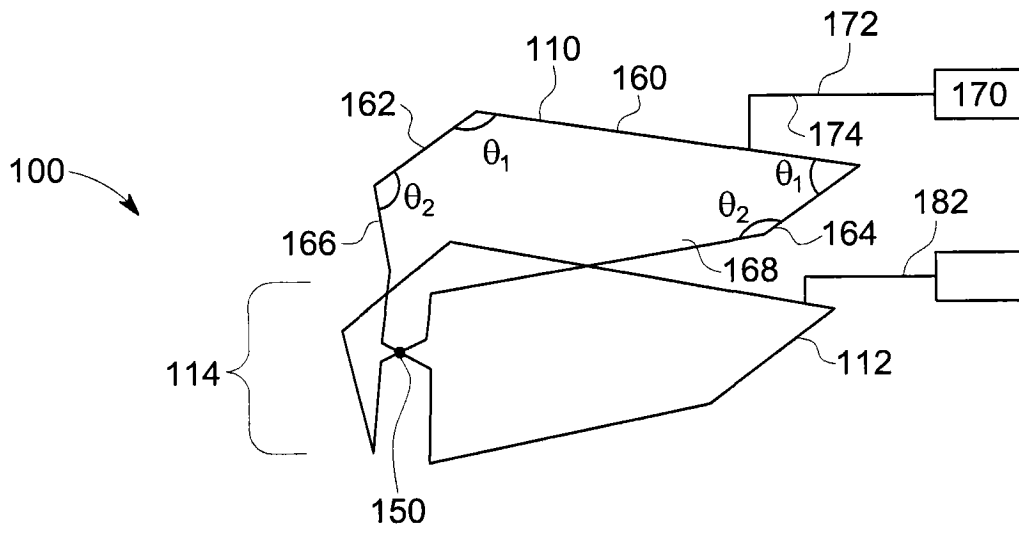


图 6

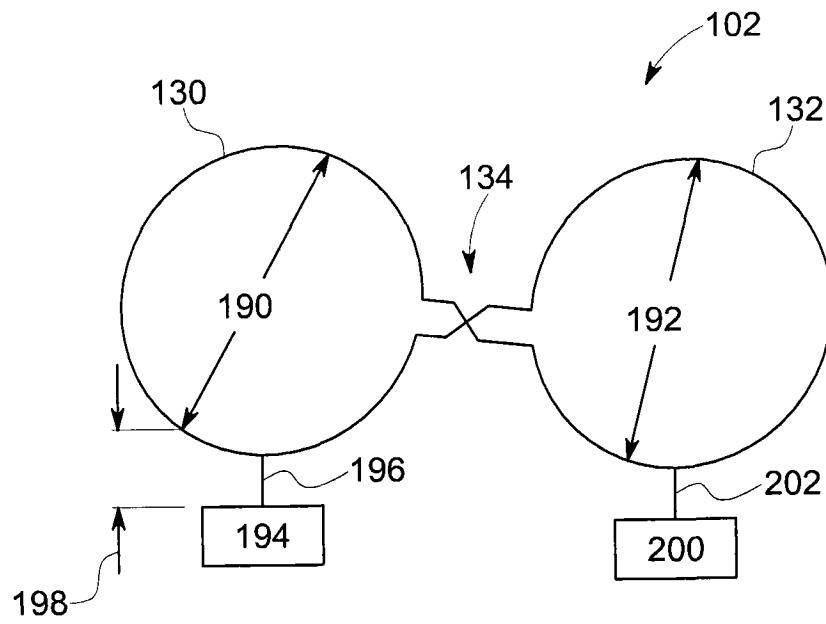


图 7

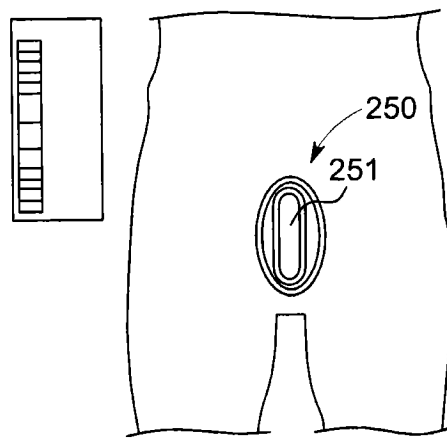


图 8

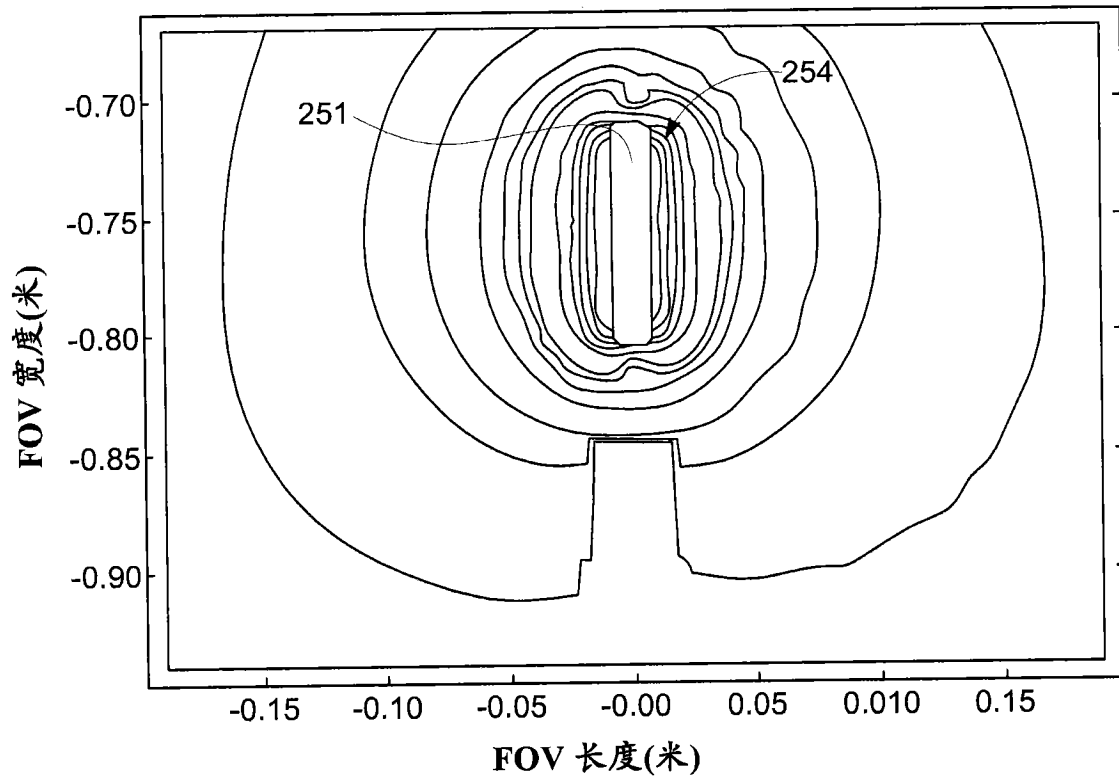


图 9



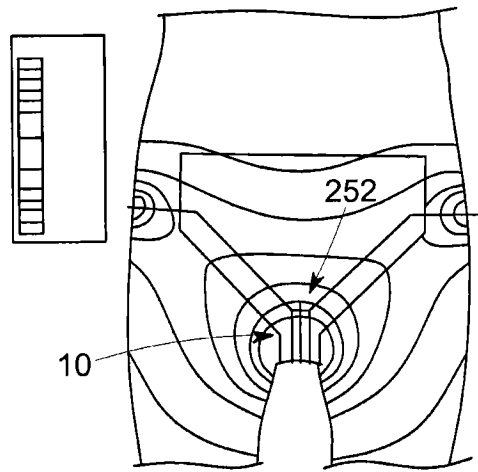


图 10

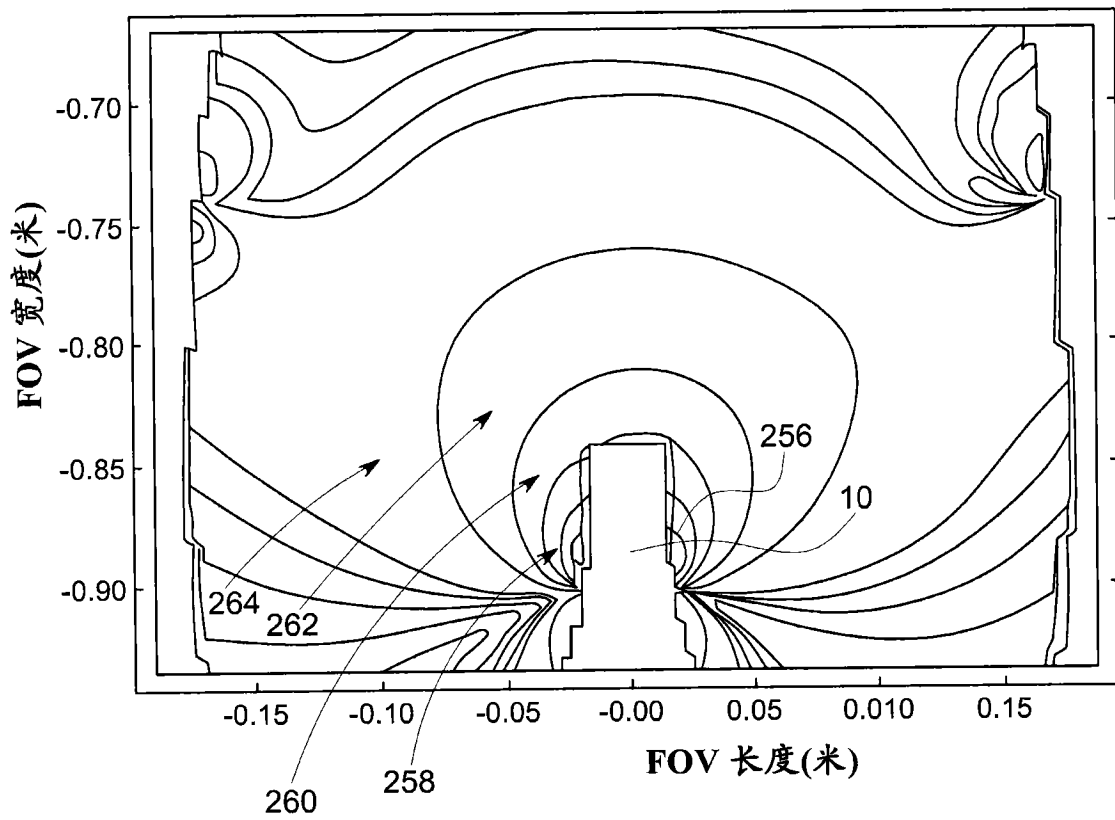


图 11

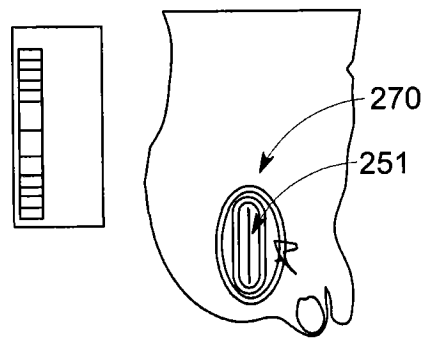


图 12

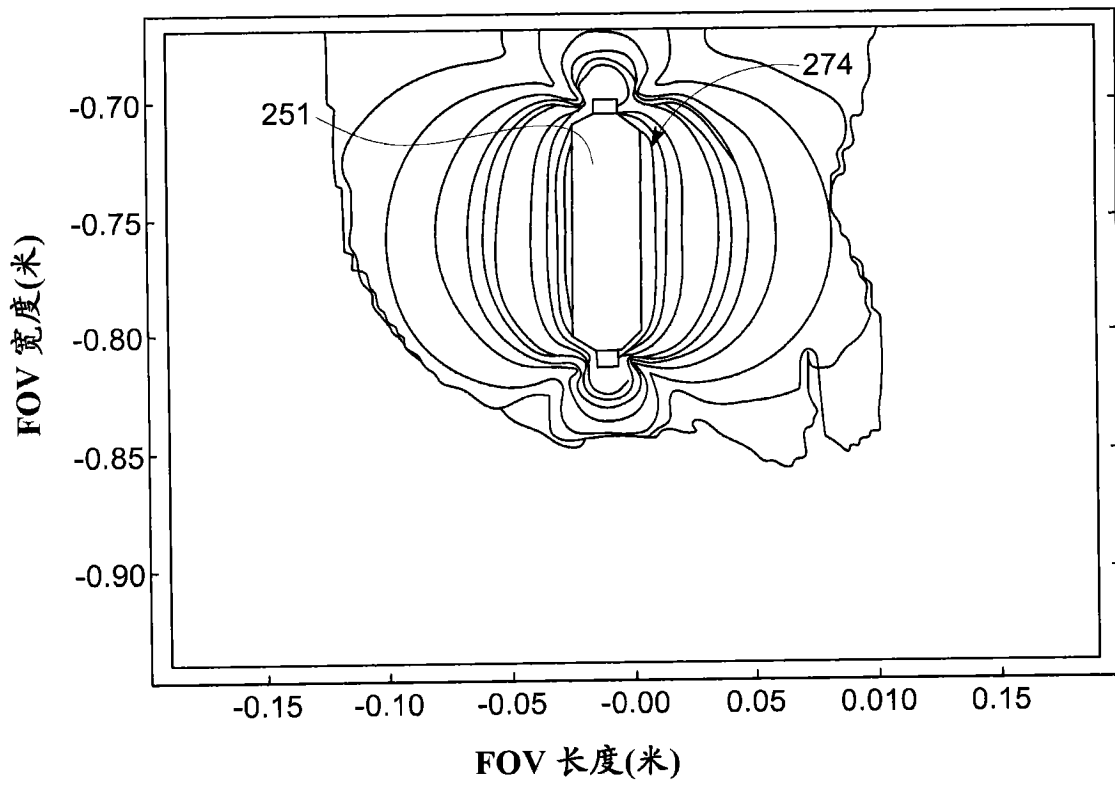


图 13

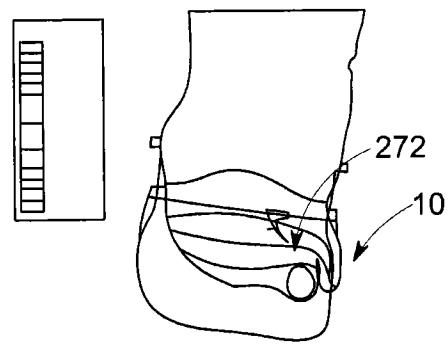


图 14

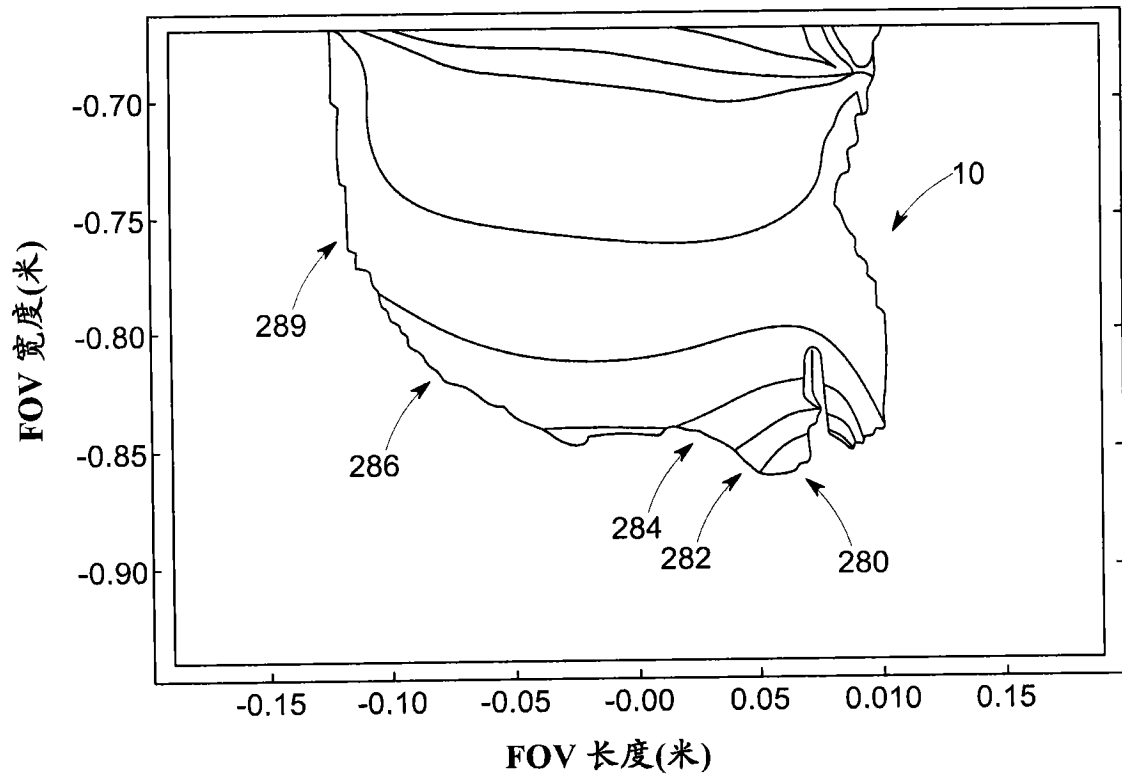


图 15

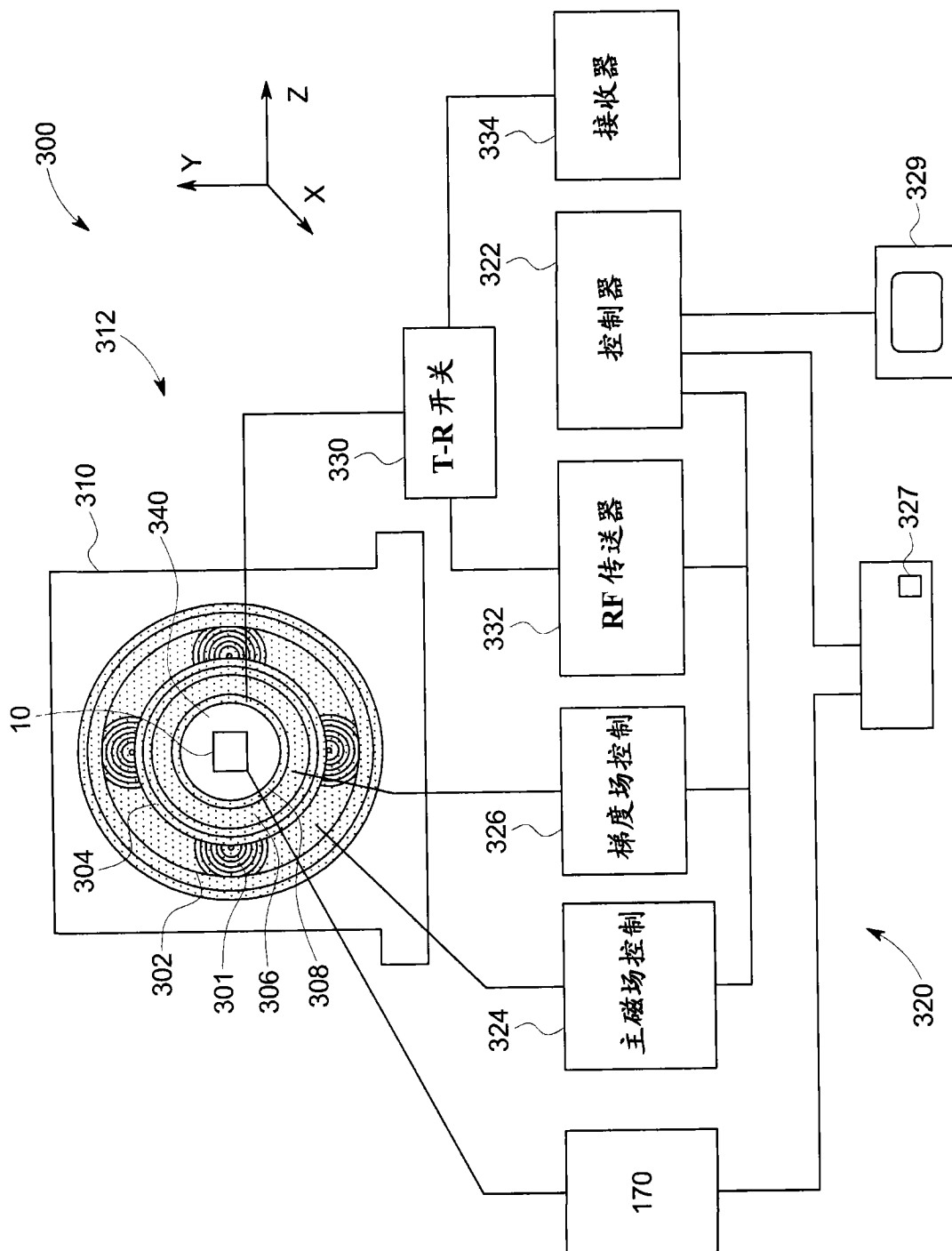


图 16