



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102129054 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 20

(21) 申请号 201110006427. 9

(22) 申请日 2011. 01. 13

(30) 优先权数据

102010004515. 2 2010. 01. 13 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 斯蒂芬·拜伯

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

G01R 33/3415(2006. 01)

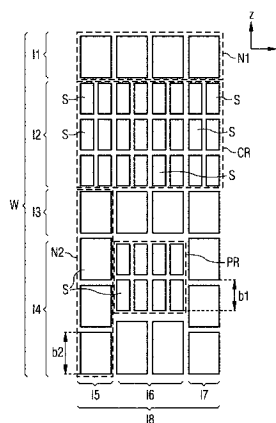
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 5 页

(54) 发明名称

以改善的成像可能性用于磁共振设备应用的
脊柱线圈装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于成像系统 (1) 的脊柱线圈装置 (W), 所述脊柱线圈装置 (W) 包括多个线圈元件 (S), 其特征在于, 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部所述线圈元件 (S) 的密度沿着至少一个方向 (z) 从第一区域 (CR) 到另一个区域 (N1 ;N2) 改变至少一次。



1. 一种用于成像系统 (1) 的脊柱线圈装置 (W), 所述脊柱线圈装置 (W) 包括多个线圈元件 (S),

其特征在于,

所述线圈元件 (S) 的密度沿着至少一个方向 (z) 从第一区域 (CR) 到另一个区域 (N1; N2) 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部改变至少一次。

2. 根据权利要求 1 所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 所述脊柱线圈装置 (W) 被集成在或者能够被集成在用于磁共振断层造影设备 (1) 的患者卧榻 (4) 中。

3. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 所述线圈元件 (S) 的密度沿着至少一个方向 (z) 从第一区域 (CR) 到另一个区域 (N1) 并且从第一区域 (CR) 到再一个区域 (N2) 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部分别改变至少一次。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 所述线圈元件 (S) 的密度从一个区域 (PR) 到另一个区域 (N1) 沿着第一方向 (z) 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部改变至少一次,

并且所述线圈元件 (S) 的密度沿着另一个第二方向 (x) 从一个区域 (PR) 到另一个区域 (N2) 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部改变至少一次。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 在卧榻 (4) 上的区域 (CR) 包括如下范围, 在该范围中提供患者 (5) 的心脏区域的定位。

6. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 在卧榻 (4) 上的区域 (PR) 包括如下范围, 在该范围中提供患者 (5) 的腹部区域的定位。

7. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部在一个沿着第一方向 (z) 在两侧通过分别至少一个线圈元件限制的第一区域 (CR) 中呈现每单位长度 (12) 线圈元件 (S) 的第一密度, 包括限制第一区域 (CR) 的线圈元件 (S),

在所述脊柱线圈装置 (W) 内部在一个沿着第一方向 (z) 与第一区域 (CR) 邻接的、在两侧通过分别至少一个线圈元件限制的第二区域 (N1) 中, 呈现每单位长度 (11) 线圈元件 (S) 的第二密度, 包括限制第二区域的线圈元件 (S)。

8. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 在所述脊柱线圈装置 (W) 内部在一个沿着第二方向 (x) 在两侧通过分别至少一个线圈元件限制的第三区域 (PR) 中呈现每单位长度 (16) 线圈元件 (S) 的第三密度, 包括限制第三区域的线圈元件 (S),

在所述脊柱线圈装置 (W) 内部在一个沿着第二方向 (x) 与第三区域 (PR) 邻接的、在两侧通过分别至少一个线圈元件限制的第四区域 (N2) 中, 呈现每单位长度 (15) 线圈元件 (S) 的第四密度, 包括限制第四区域的线圈元件 (S),

所述第三区域 (PR) 和第四区域 (N2) 分别包含多于一个线圈元件, 并且

所述第一方向 (z) 与所述第二方向 (x) 不同。

9. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 所述第一区域 (CR) 和所述第三区域 (SR) 完全或者部分重叠 (图 4)。

10. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的脊柱线圈装置, 其特征在于, 所述第一区域 (CR) 和所述第三区域 (SR) 不重叠 (图 2, 图 3)。

11. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第一区域(CR)和所述第二区域(N1)不重叠。

12. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第一区域(CR)和所述第四区域(N2)不重叠。

13. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第三区域(PR)和所述第二区域(N1)不重叠。

14. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第三区域(CR)和所述第四区域(N2)不重叠。

15. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第一方向(x)和所述第二方向(z)互相垂直。

16. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述线圈元件(S)的密度是每单位长度(11, 12, 13)的线圈元件(S)的数量,或者是每面积(CR, PR, N1, N2)的线圈元件(S)的数量。

17. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,所述第一区域(CR)和/或第二区域(N1)和/或第三区域(PR)和/或第四区域(N2)包含多于一个的线圈元件(S)。

18. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,在脊柱线圈装置(W)内部在一个区域(PR)中的所述长度和/或线圈元件(S)的宽度(b1)与在另一个区域(N1)中的长度和/或宽度(b2)或者与在多个其它区域(N1 ;N2)中的长度和/或宽度不同。

19. 根据上述权利要求中任一项所述的脊柱线圈装置,其特征在于,在所述脊柱线圈装置(W)内部在一个区域(CR)中在两个线圈元件(S)之间的距离(d1)与另一个区域(N1)中的距离(d2)或与多个其它区域(N1 ;N2)中的不同。

以改善的成像可能性用于磁共振设备应用的脊柱线圈装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脊柱线圈装置,特别是一种用于成像系统的患者卧榻的脊柱线圈装置。

背景技术

[0002] 例如,在 DE10314215B4 中公开了用于通过磁共振断层造影检查对象或患者的磁共振断层造影设备 (MRT)。

[0003] 现代磁共振设备 (MRT, MR) 利用用来发送用于核共振激励的高频脉冲和 / 或用来接收感应的磁共振信号的线圈元件工作。通常磁共振设备具有一个永久磁体或者 (更常见) 一个用于产生检查区域中尽可能均匀的所谓基本磁场 (B0) 的超导的线圈,一个通常固定在 MR 设备中的大的所谓全身线圈 (也称为身体线圈或 BC),以及多个小的局部线圈 (也称为表面线圈或 LC)。为了读出从中产生患者的图像的信息,利用对于三个轴 (例如大约径向于患者的 X, Y, 在患者的纵向方向上的 Z) 的梯度线圈读出待检查的对象或患者的所选择的区域。在磁共振断层造影中的位置编码通常借助具有三个独立控制的、磁正交的梯度 - 场线圈 - 系统的梯度线圈装置来实现。通过三个可自由缩放的场 (在三个方向上 X, Y, Z) 的重叠,可以自由选择编码的层 (‘梯度场’) 的取向。

[0004] 在 MR 断层造影中,目前通常利用所谓的局部线圈 (环, Loops) 以高的信噪比记录图像。在此,被激励的核在线圈中感应出一个电压,然后利用低噪声的前置放大器放大该电压并且最后电缆连接地传输到接收电子电路。为了改善信噪比,即使在高分辨的图像中也采用所谓的高场设备。其基本场强目前位于 3 特斯拉或更高。因为在 MR 接收系统上应该能够连接比现有的接收器多的线圈元件 (环),所以在接收天线和接收器之间嵌入一个转换矩阵 (此处称为 RCCS)。其将当前激活的接收通路由到现有的接收器。由此可以连接比现有的接收器更多的线圈元件,因为在全身覆盖的情况下仅需读出位于视野 (Field of View) 或磁体的均匀体积中的线圈。

[0005] 以下也将各个天线元件称为线圈元件。作为“线圈”或“脊柱线圈装置”表示特别是可以由一个或 (阵列线圈) 多个线圈元件组成的天线。一个线圈例如由如下组成:线圈元件、前置放大器、其它电子电路和连接线、必要时的外壳和至少一个具有插头的电缆,通过该插头其可以连接到系统。“系统”被理解为特别是 MRT 设备。

[0006] 通常,目前患者在 MRT 设备中卧于例如在患者卧榻中安装的或位于患者卧榻上的脊柱线圈 (也称为 Spine Coil 或 Spine Coil Array) 上。其例如既可以用于显示脊柱也可以用于显示该线圈覆盖的所有其它解剖区域。对于腹部 (例如肝、心脏等等) 的检测,通常使用前面 (anteriore) 的线圈,而脊柱线圈被作为后面 (posteriore) 的线圈使用。为了仅仅显示脊柱,不需要附加的前面的线圈。在此,内部已知的目前的脊柱线圈利用直到 4 个元件在侧面方向 (在 MRT 的 x 方向) 上覆盖患者。

[0007] 对于腹部特定器官的检查,目前的脊柱线圈的天线装置没有特别的特点或特性。由此例如对于心脏成像通常使用专门的心脏阵列线圈 (Cardiac-Array-Spulen), 以便能够

实现更好的加速系数。特别对于心脏成像,加速和伴随的测量时间的减少是关键,因为由于心脏的运动和呼吸,测量时间总是相对长的。对于前列腺检查,目前通常使用介入的直肠内线圈。在此使用实现类似的图像质量的非介入的线圈是具有优势的。此外,利用明显比目前的脊柱或身体矩阵线圈更小的元件大小来工作是具有优势的。

[0008] 目前按照内部公知的现有技术,心脏检查通常通过专门的心脏阵列(或翻译为心脏-线图-阵列)进行。通常通过介入的直肠内线圈检查前列腺。这点从患者角度是不舒服的,必须由医生进行线圈的放置并且由于卫生原因必须在检查之后丢弃线圈覆盖物。

发明内容

[0009] 本发明要解决的技术问题是,对于成像系统优化局部线圈的利用。该技术问题是通过按照本发明的脊柱线圈装置解决的。

附图说明

[0010] 本发明的可能的实施方式的其它特点和优点从以下结合附图对实施例的描述中得到。其中,

[0011] 图 1 示意性示出了一种 MR 设备,

[0012] 图 2 示出了按照本发明的脊柱线圈装置,

[0013] 图 3 示出了另一种按照本发明的脊柱线圈装置,

[0014] 图 4 示出了另一种按照本发明的脊柱线圈装置,并且

[0015] 图 5 示出了内部公知的现有技术。

具体实施方式

[0016] 图 1 示出了成像的磁共振设备 MRT 1,包括全身线圈 2,该全身线圈 2 具有此处为环形的空间 3,患者卧榻 4 与例如患者 5 的身体(具有或没有局部线圈装置 6)。一起在箭头 z 的方向上可以被驶入该环形空间 3 中,以便产生患者 5 的图像。在此,在患者上放置了局部线圈装置 6,利用该局部线圈装置在局部区域(也称为视野 FoV)可以进行良好拍摄。局部线圈装置 6 的信号可以由 MRT 1 的例如通过同轴电缆或通过无线电(66,68)连接到局部线圈装置 6 的分析装置(67,66,15,17 等)分析。作为局部线圈装置还可以设置一个在患者卧榻 4 中或其上设置的脊柱线圈装置 W。

[0017] 为了利用磁共振设备 MRT 1 借助磁共振成像来检查身体 5(检查对象或患者),将在其时间上和空间上的特征最精确地互相调谐的不同的磁场入射到身体 5 上。强的磁体,通常是在具有此处为隧道形开口 3 的测量室中的低温磁体 7,产生静态的强的主磁场 B_0 ,其例如为 0.2 特斯拉至 3 特斯拉或更高。待检查的身体 5 被置于患者卧榻 4 上驶入主磁场 B_0 的在感兴趣区域 FoV(“field of view”)的大致均匀的区域中。通过磁高频激励脉冲进行身体 5 的原子核的核自旋的激励,通过在此作为身体线圈 8 非常简化示出的高频天线(和/或可能的局部线圈装置)入射该磁高频激励脉冲。高频激励脉冲例如由通过脉冲序列控制单元 10 控制的脉冲产生单元 9 产生,在通过高频放大器 11 放大之后,该高频激励脉冲被传输到高频天线 8。在此示出的高频系统仅是示意性表示的。通常在磁共振设备 1 中采用多个脉冲产生单元 9、多个高频放大器 11 和多个高频天线 8。

[0018] 此外,磁共振设备 1 具有梯度线圈 12x, 12y, 12z, 利用其在测量中入射用于选择性层激励的和用于测量信号的位置编码的梯度磁场。梯度线圈 12x, 12y, 12z 由梯度线圈控制单元 14 控制, 后者同样如脉冲产生单元 9 那样与脉冲序列控制单元 10 相连。

[0019] 从被激励的核自旋发出的信号由身体线圈 8 和 / 或至少一个局部线圈装置 6、W 接收, 通过对应的高频前置放大器 16 放大并且由接收单元 17 进一步处理和数字化。所记录的测量数据被数字化并且作为复数的数值存储在 k 空间矩阵中, 从利用值存储的 k 空间矩阵, 借助多维傅里叶变换可以重建对应的 MR 图像。在既可以以发送模式也可以以接收模式运行的线圈的情况下, 例如身体线圈 8 (和可能的 6、W), 通过连接在前的发送 - 接收 - 转换开关 18 调节正确的信号传输。

[0020] 图像处理单元 19 从测量数据中产生图像, 该图像通过操作控制台 20 被显示给用户和 / 或被存储在存储单元 21 中。中央的计算单元 22 控制各个设备组件。

[0021] 在 MR 断层造影中, 目前通常利用所谓的局部线圈装置 (Coils, Local Coils) 拍摄具有高的信噪比 (SNR) 的图像。局部线圈装置是紧靠地在身体上面安置的 (前面的) 或下面安置的 (后面的) 或在身体中安置的天线系统。在 MR 测量中, 激励的核在局部线圈的各个天线中感应出一个电压, 该电压然后在低噪声的前置放大器 (例如 LNA, Preamp) 中被放大并且最后被传输到接收电子电路。为了即使在高分辨的图像中也改善信噪比, 采用所谓的高场设备 (1.5T 和更高)。因为在一个 MR 接收系统上可以连接比现有的接收器更多的单个天线, 所以在接收天线和接收器之间嵌入一个转换矩阵 (在此称为 RCCS)。其将目前激活的接收通道 (通常是刚刚位于磁体的视野中的) 路由到现有的接收器。由此可以, 连接比现有的接收器多的线圈元件, 因为在全身覆盖的情况下仅需读出位于磁体的 FoV (视野) 或均匀体积中的线圈。

[0022] 作为局部线圈装置 6、W, 在此一般地表示天线系统, 该天线系统例如可以由一个或作为阵列线圈由多个天线元件 6a, 6b, 6c, 6d (特别是线圈元件) 构成。这些单个天线元件例如实施为环形天线 (Loop)、蝴蝶天线或马鞍形天线。局部线圈装置例如包括线圈元件、前置放大器、其它电子电路 (外罩波陷波器等)、外壳、镀层和通常具有插头的电缆, 通过该插头其被连接到 MRT 设备。在设备方面安装的接收器 68 对一个由局部线圈 6 例如通过无线电接收的信号进行滤波并且数字化并且将数据传输到数字的信号处理单元, 该信号处理单元从通过测量获得的数据中通常导出图像或频谱并且例如为以后的诊断通过其或存储而提供给用户。

[0023] 图 2 至 4 分别以俯视图示出了在患者卧榻 4 中设置的或可设置的按照本发明的脊柱线圈装置 W。

[0024] 按照本发明, 与目前的脊柱线圈不同, 脊柱线圈 (脊柱线圈装置) 可以具有多倍细分结构的脊柱线圈用于, 通过使用多个元件 (更高的表面 SNR 和更高的加速因数) 明显改善在各个身体部位中的成像。

[0025] “多倍细分”在此意味着, 在一个或多个确定的解剖区域中的线圈具有明显不同的线圈元件密度。由此可以将一个或多个专门的线圈的特征集成到一个多功能的脊柱线圈中。由此, 对于附加的特殊线圈的数量, 可以至少减少其相应的后面部分。对于心脏检查, 仅仅还需使用一个附加的前面部分。对于前列腺检查也仅需一个附加的前面部分, 从而当线圈已经位于卧榻上时, 不必将线圈的一个部分定位于患者下面。在此, 脊柱线圈装置特别

可以是对于如下区域设置的任意线圈装置：待检查的患者的脊柱位于该区域，即，例如脊柱线圈装置大约位于患者卧榻（在 x 方向上）的中心。

[0026] 按照本发明，可以多倍细分脊柱线圈，即，具有每个单位长度的线圈元件的不同密度的多个区域，以便即使对于专门的应用，例如心脏检查或前列腺检查，也能够最佳地多功能地采用该脊柱线圈。该细分在此提供特定的器官的区域中更高的元件密度。这点对于心脏检查、前列腺检查和腹部中的各个区域和器官的检查是特别具有优势的。

[0027] 图 2 示出了按照本发明的脊柱线圈装置 W，具有心脏检查区域 CR（也称为 Cardiac Region；位于虚线四边形 CR 中），在该区域的内部，线圈元件 S 的密度大于在心脏检查区域 CR 外部（即大于在图 2 中在区域 CR 的向上的方向上的区域 N1 以及在区域 CR 的向下的方向上的区域 N2 中）的线圈元件 S 的密度。

[0028] 线圈元件 S 的密度可以意味着，每个单位长度或者面积有多少个线圈元件，即，例如，在区域 N1 中每个长度 l_1 一个线圈元件，而区域 CR 中每个单位长度 l_2 三个线圈元件；或者例如，在面积 N1 的区域中 4 个线圈元件，而在面积 CR 的区域中 24 个线圈元件。

[0029] 图 3 示出了另一个按照本发明的脊柱线圈装置 W。

[0030] 脊柱线圈装置 W 包括心脏检查区域 CR 作为一个第一区域，在该区域内部，线圈元件 S 的密度大于心脏检查区域 CR（在图 3 中在向上的和向下的方向上）外部的线圈元件 S 的密度，即大于在区域 N1 和 N2 中的线圈元件 S 的密度。

[0031] 脊柱线圈装置还包括后面检查区域 PR（也称为后面区域，Prostate Region）作为（虚线标记的）第二区域，在该区域内部，线圈元件 S 的密度大于在后面检查区域 PR（在图 3 中在向上和向下的方向上，以及在向左和向右的方向上）外部的线圈元件 S 的密度。

[0032] 图 4 示出了患者卧榻中的另一个按照本发明的脊柱线圈装置 W。脊柱线圈装置 W 包括心脏检查区域 CR 作为第一区域，在其内部线圈元件 S 的密度大于在心脏检查区域 CR（在图 4 中在向上和向下看的方向上）外部的线圈元件 S 的密度。作为第二区域，脊柱线圈装置 W 还包括（在图 4 中从上向下或在 z 方向上在 MRT 中延伸的）检查区域 SR，用于检查脊柱或内部器官，在其内部线圈元件 S 的密度大于在检查区域 SR（在图 4 中在向左和向右看的方向上）外部的线圈元件 S 的密度。

[0033] 在此，在图 4 中区域 CR 和区域 SR 重叠。

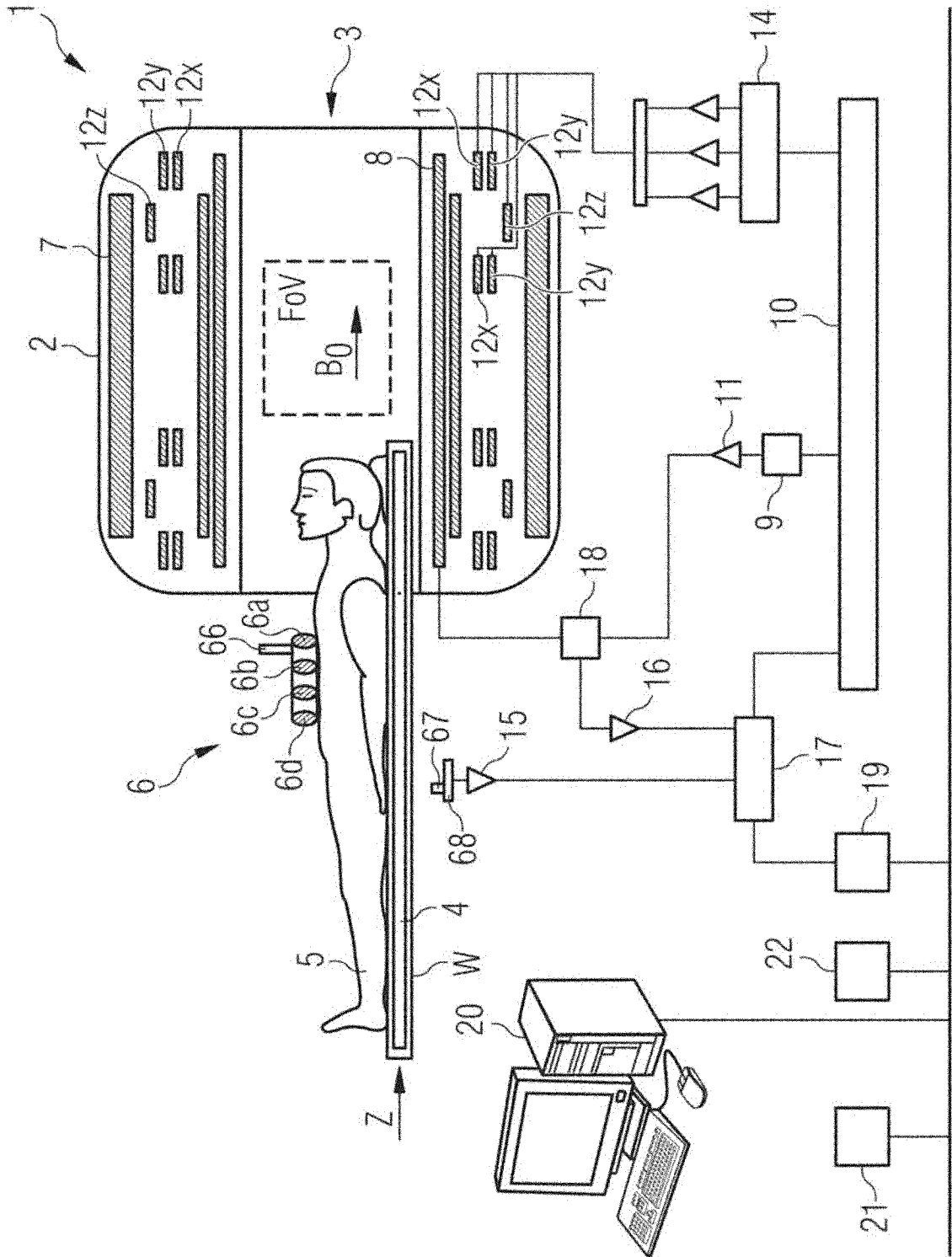


图1

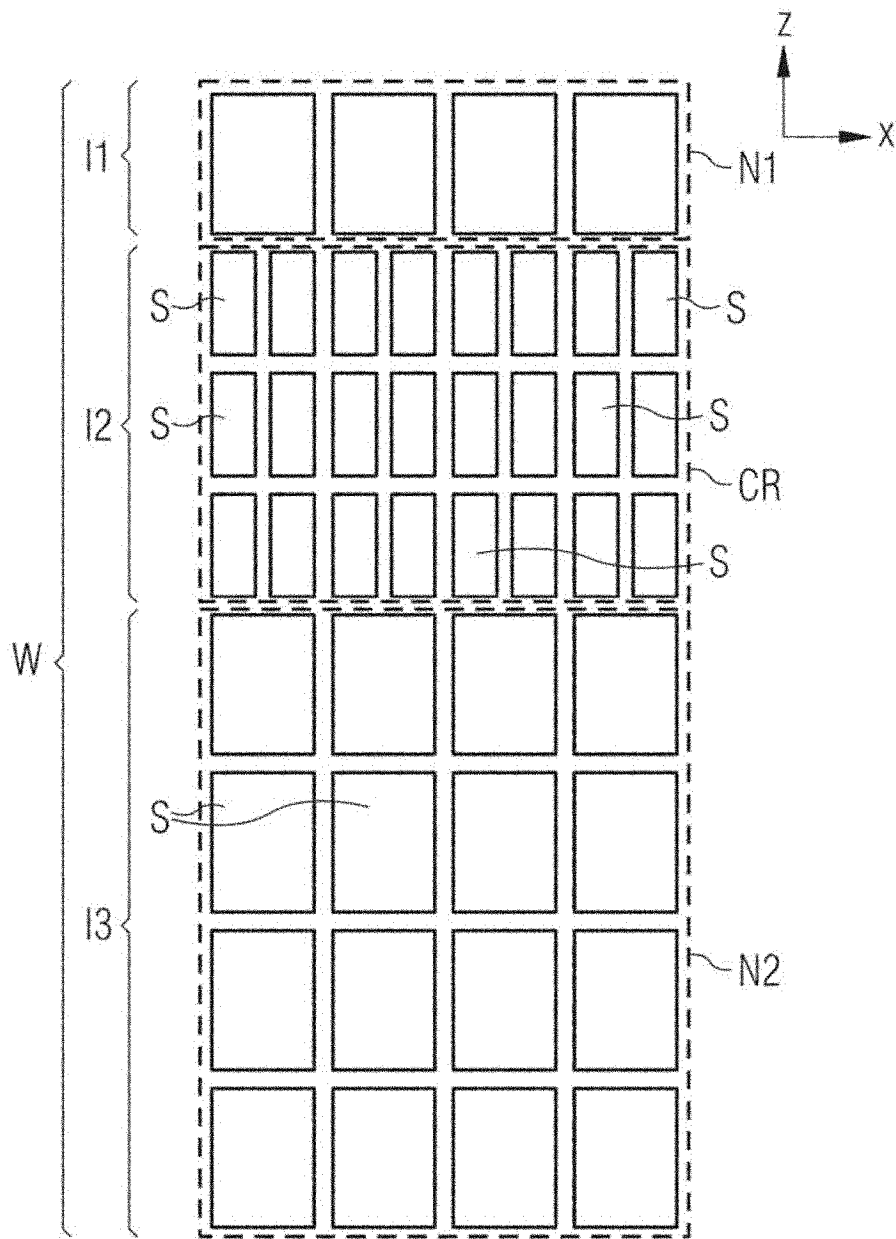


图 2

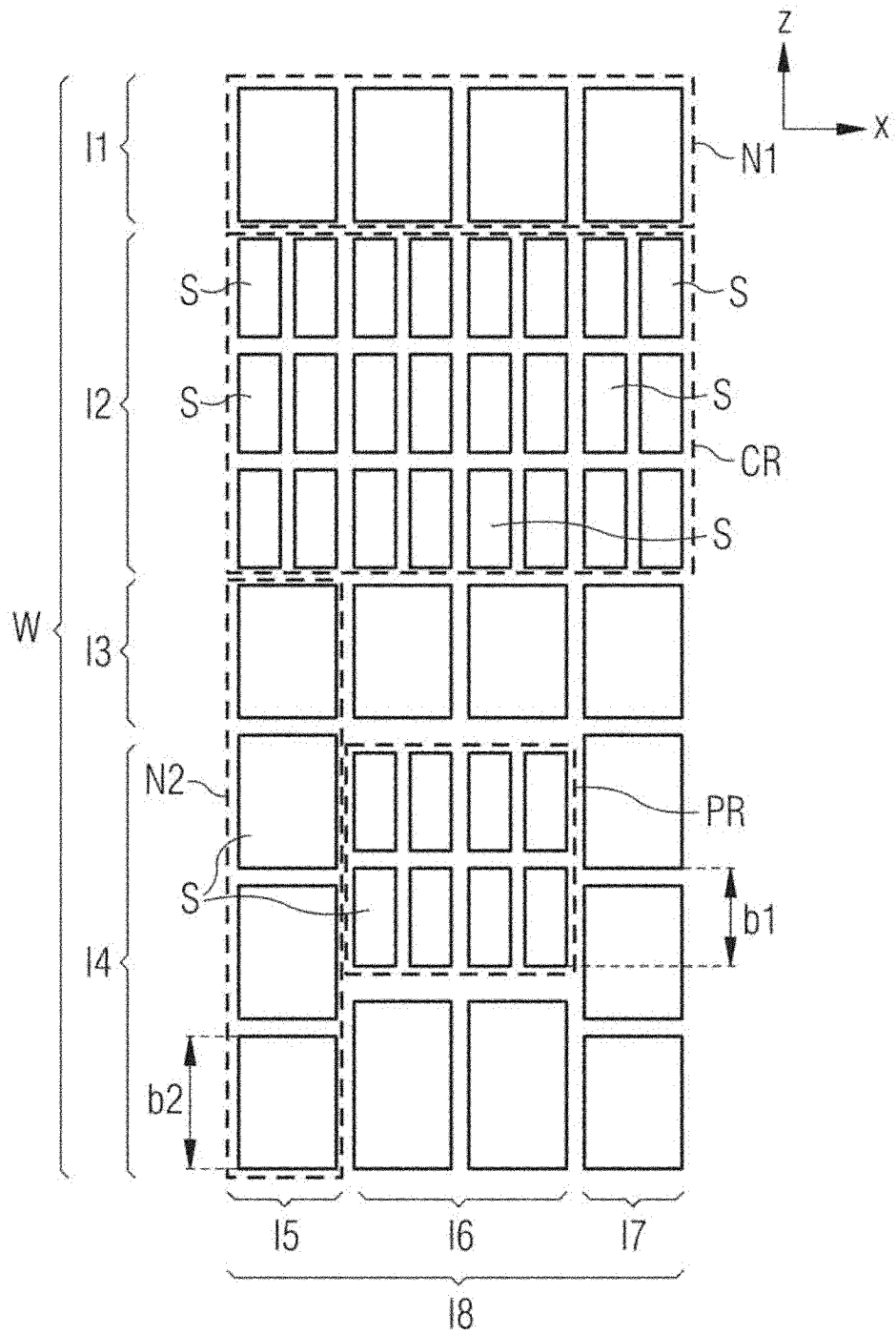


图 3

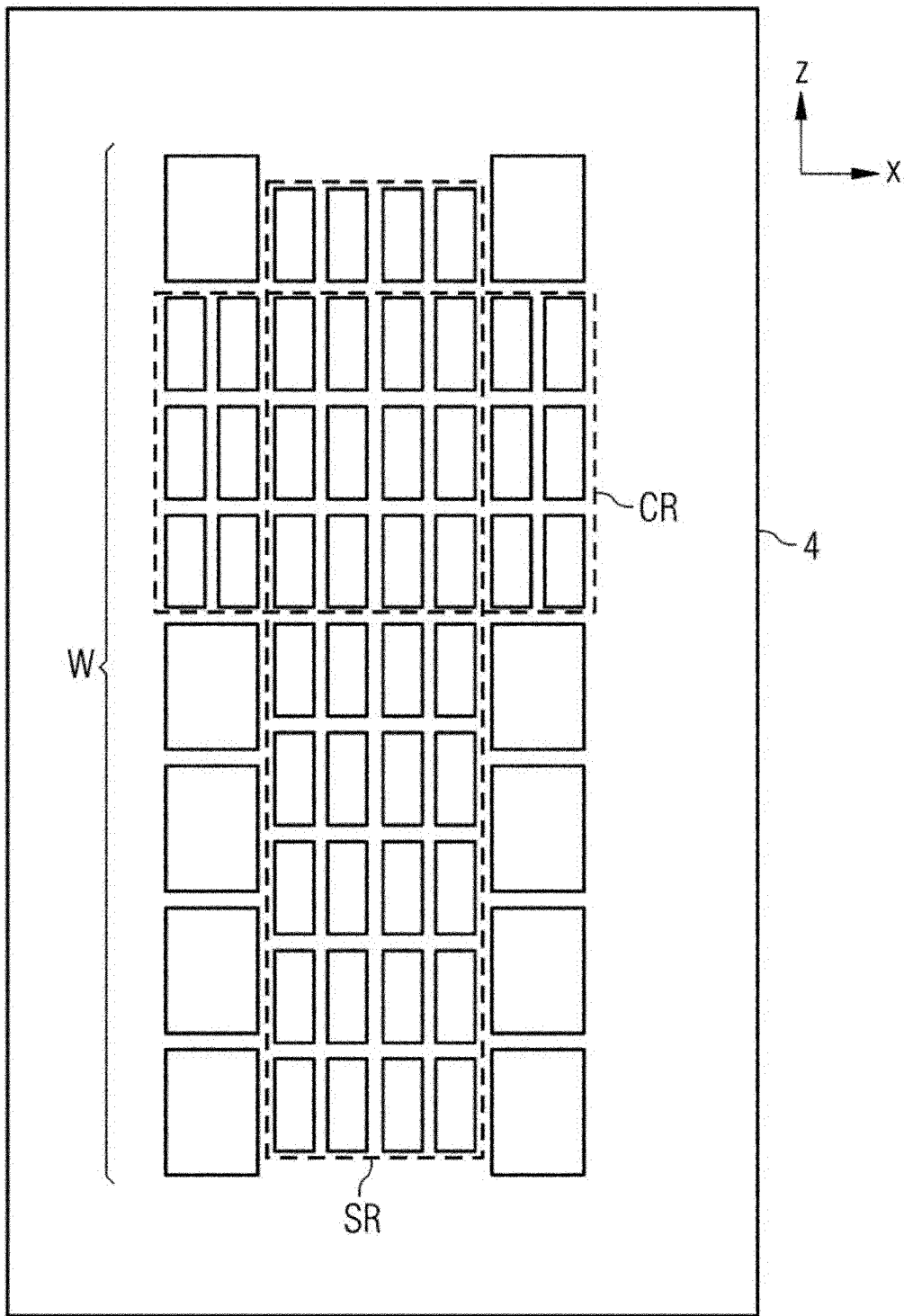


图 4

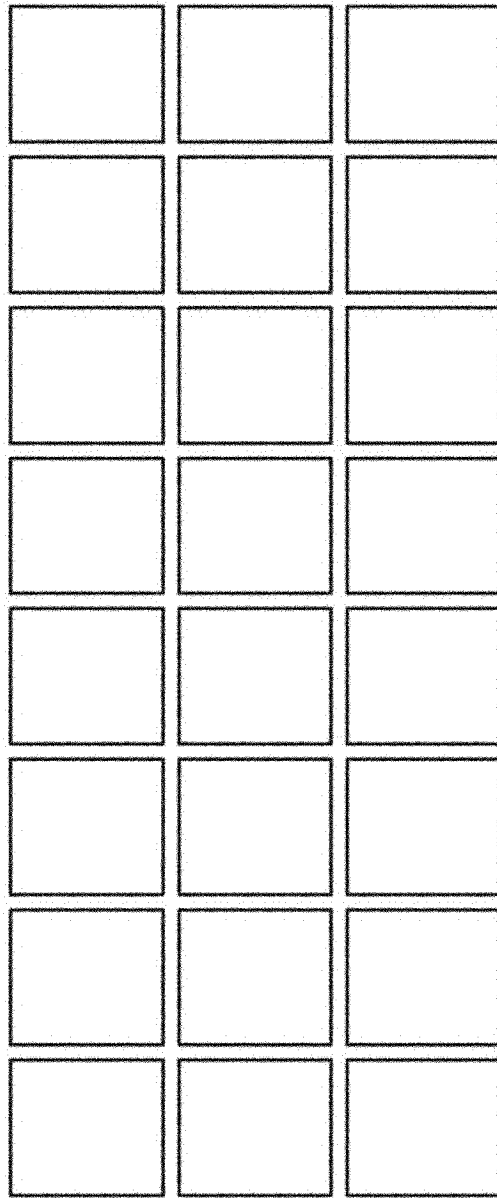


图 5