



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103169473 A

(43) 申请公布日 2013.06.26

(21) 申请号 201210557069.5

G01R 33/34(2006.01)

(22) 申请日 2012.12.20

G01R 33/3415(2006.01)

(30) 优先权数据

102011089448.9 2011.12.21 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 S. 比伯

(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.

A61B 5/055(2006.01)

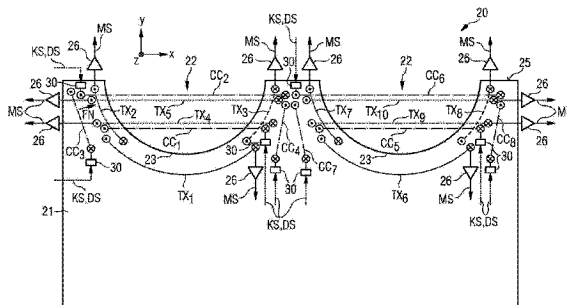
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

乳房线圈和用于产生乳房的磁共振照片的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于磁共振断层造影装置(1)的乳房线圈(20),用于产生女性乳房的磁共振照片,具有线圈壳体(21),所述线圈壳体具有用于容纳乳房的乳房凹座(22)和多个线圈元件(TX₁, TX₂, TX₃, ..., TX₁₀, CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)。至少一个线圈元件形成HF校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)并且为此具有切换装置(30, 30'),用于将所述HF校正线圈元件在HF校正运行状态和另一个运行状态之间切换。这样构造该HF校正线圈元件,使得其在HF校正运行状态中被动地与由磁共振断层造影装置的发送天线装置(6)发送的B₁场共振并且在磁共振拍摄期间影响局部的B₁分布。本发明还描述了一种磁共振断层造影装置以及一种用于利用这样的乳房线圈产生磁共振照片的方法。



1. 一种用于磁共振断层造影装置(1)的乳房线圈(20),用于产生女性乳房的磁共振照片,具有线圈壳体(21),所述线圈壳体具有用于容纳乳房的乳房凹座(22)和多个线圈元件(TX₁, TX₂, TX₃, ..., TX₁₀, CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈),

其特征在于,

至少一个线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)形成 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)并且为此具有切换装置(30, 30'),用于将所述 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈) 在 HF 校正运行状态和另一个运行状态之间切换,其中,这样构造该 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈),使得其在 HF 校正运行状态中被动地与由磁共振断层造影装置(1)的发送天线装置(6)发送的 B₁ 场共振并且在磁共振拍摄期间影响局部的 B₁ 分布。

2. 根据权利要求 1 所述的乳房线圈,其特征在于,至少一个 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)能够切换到接收运行状态,以便接收磁共振信号(MS)并且将其传输到继续处理单元(13)。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的乳房线圈,其特征在于如下的线圈元件装置:其包括用于接收磁共振信号(MS)并且将其传输到继续处理单元(13)的多个接收线圈元件(TX₁, TX₂, TX₃, ..., TX₁₀),以及不能够切换到接收运行状态的多个分开的 HF 校正线圈元件(CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的乳房线圈,其特征在于,所述切换装置(30)这样构造至少一个 HF 校正线圈元件(CTX, CC),使得所述 HF 校正线圈元件(CTX, CC)能够在多个离散的 HF 校正运行状态之间切换。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的乳房线圈,其特征在于,所述切换装置(30)这样构造至少一个 HF 校正线圈元件(CTX, CC),使得所述 HF 校正线圈元件(CTX, CC)能够连续地在不同的 HF 校正运行状态之间切换。

6. 根据上述权利要求 1 至 5 中任一项所述的乳房线圈,其特征在于,至少一个 HF 校正线圈元件(CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC₁, CC₂, CC₅, CC₆)这样构造和布置,使得其基本上采集 B₁ 场,该 B₁ 场在基本上垂直于乳房凹座(22)的开口面延伸的方向(y)极化。

7. 根据权利要求 6 所述的乳房线圈,其特征在于,所述 HF 校正线圈元件(CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC₁, CC₂, CC₅, CC₆)具有导体环,其基本上圆形地围绕所述乳房凹座(22)的开口延伸。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的乳房线圈,其特征在于,至少一个 HF 校正线圈元件(CC₃, CC₄, CC₇, CC₈)被如下构造并且布置:其基本上采集 B₁ 场,所述 B₁ 场在基本上平行于乳房凹座(22)的开口面并且垂直于患者身体的纵轴延伸的方向(x)极化。

9. 根据权利要求 8 所述的乳房线圈,其特征在于,所述 HF 校正线圈元件(CC₃, CC₄, CC₇, CC₈)具有导体环,其基本上侧面地在所述乳房凹座(22)旁这样延伸,使得由导体环包围的天线面的面法线(FN)位于基本上平行于所述乳房凹座(22)的开口面并且垂直于患者身体的纵轴延伸的方向(x)。

10. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的乳房线圈,其特征在于,至少一个 HF 校正线圈元件(CTX)具有用于测量在 HF 校正线圈元件(CTX)上在 HF 校正运行状态期间施加的电参数(EW)的接口(28)。

11. 一种用于产生女性乳房的磁共振照片的磁共振断层造影装置(1),具有按照权利

要求 1 至 10 中任一项所述的乳房线圈(20)。

12. 根据权利要求 11 所述的磁共振断层造影装置,其特征在于

校正信号产生装置(18),其被构造为,用于根据代表了 B_1 场分布和 / 或当前的 B_1 场分布与额定 B_1 场分布的偏差的 B_1 场分布数据(BM, EW)产生对于 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)的校正控制信号(KS),

以及校正控制信号接口(19),其用于将校正控制信号(KS)输出到 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)。

13. 一种用于在磁共振断层造影装置(1)中产生乳房的磁共振照片的方法,所述磁共振断层造影装置包括发送天线装置(6)和乳房线圈(20),所述乳房线圈具有线圈壳体(21),所述线圈壳体具有用于容纳乳房的乳房凹座(22)和多个线圈元件(TX₁, TX₂, TX₃, ..., TX₁₀, CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈),

其中,对于磁共振信号(MS)的获取,借助所述发送天线装置(6)发送 B_1 场并且利用乳房线圈(20)的线圈元件(TX₁, TX₂, TX₃, ..., TX₁₀, CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄)接收由于 B_1 场在乳房中激励的磁共振信号(MS),

其特征在于,

为了发送 B_1 场,将乳房线圈(20)的线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)切换到 HF 校正运行状态,从而所述线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)被动地与 B_1 场共振并且影响局部的 B_1 分布。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其特征在于,在调整过程中采集代表了 B_1 场分布和 / 或当前的 B_1 场分布与额定 B_1 场分布的偏差的 B_1 场分布数据(BM, EW),并且在此基础上在磁共振有用测量期间进行 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)的控制。

15. 根据权利要求 14 所述的方法(1),其特征在于,在磁共振有用测量期间改变所述 HF 校正线圈元件(CTX, CTX₁, CTX₂, CTX₃, CTX₄, CC, CC₁, CC₂, ..., CC₈)的控制。

乳房线圈和用于产生乳房的磁共振照片的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁共振断层造影装置的乳房线圈,用于产生女性乳房的磁共振照片,具有线圈壳体,所述线圈壳体具有用于容纳乳房的乳房凹座和多个线圈元件。此外本发明还涉及一种具有这样的乳房线圈的磁共振断层造影装置和一种用于在磁共振断层造影装置中产生女性乳房的磁共振照片的方法。

背景技术

[0002] 随着磁共振断层造影日益推广,借助该成像方法进行越来越多的乳房检查。优点在于,与通常的乳腺 X 线拍摄方法不同,乳房不必遭受 X 射线。在磁共振断层造影装置中通常借助基本磁场系统将待检查的身体或身体部位置于定义的基本磁场(通常称为 B_0 场)中。附加地借助梯度系统施加磁场梯度。经过高频发送系统然后借助合适的天线发送具有定义的场强的高频磁共振激励信号(HF 信号)。用于核自旋磁化的高频信号的发送通常利用固定地嵌入磁共振断层造影仪中的所谓的“全身线圈”或“身体线圈”,例如鸟笼天线(Birdcage 天线)来进行。该全身线圈包围测量空间,通常也称为“患者通道”,患者在检查期间定位于该测量空间中。该激励场的磁通密度通常用 B_1 表示并且脉冲形状的高频场相应地也简称为 B_1 场。借助该 HF 脉冲将特定的、通过 B_1 场共振地激励的原子的核自旋以一个定义的翻转角相对于 B_0 场的磁力线翻转。在核自旋的弛豫时又辐射高频信号,即所谓的磁共振信号。磁共振信号的接收又可以利用全身线圈进行。但是通常为此采用所谓的局部线圈,所述局部线圈具有更高的信噪比。这是安装在患者近旁的天线系统。磁共振信号在局部线圈的各个天线中感应一个电压,所述电压然后利用低噪声的前置放大器(LAN, Preamp)放大并且最后传输到接收电子电路。对于不同的采用可能性在此提供特殊的局部线圈,例如用于检查头部区域的头部线圈或用于检查女性乳房的所谓的乳房线圈。如上所述,乳房线圈通常具有线圈壳体,所述线圈壳体通常具有两个并排布置的、横截面为大致圆形的乳房凹座,在其中容纳乳房。在壳体中然后围绕乳房通常布置多个具有相应的电子组件的以导体环等等形状的线圈元件。

[0003] 从获取的磁共振信号或“原始数据”最后可以重建期望的磁共振图像数据(MR 图像数据)。位置编码通过在恰好确定的时间,特别是在发送 HF 信号期间和/或在接收磁共振信号时在不同的空间方向接通合适的磁场梯度来进行。磁共振图像中的每个图像点在此对应于一个小的身体体积,即所谓的“体素”,并且图像点的每个亮度或强度值与从该体素接收的磁共振信号的信号振幅相关联。在共振地入射的具有场强 B_1 的 HF 脉冲和由此达到的翻转角 α 之间的关系在此通过等式

$$[0004] \quad \alpha = \int_{t=0}^{\tau} \gamma \cdot B_1(t) \cdot dt \quad (1)$$

[0005] 给出,其中 γ 是回磁比,其对于大多数核自旋检查可以看作是固定的材料常数,并且 τ 是高频脉冲的作用时间。通过发送的 HF 脉冲达到的翻转角和由此磁共振信号的强度因此除了取决于 HF 脉冲的持续时间之外还取决于入射的 B_1 场的场强。激励的 B_1 场的场

强中的空间波动由此导致接收的磁共振信号中的不期望的变化,所述变化会使得测量信号变差。

[0006] 但是不利地, HF 脉冲正是在高的磁场强度的情况下(该磁场强度是由于所需的基本磁场 B_0 而在磁共振断层造影仪中必定会给出的)示出在导电的和介电的介质如组织中的非均匀的入射特性。这一点导致, B_1 场在测量体积内部会强烈改变。特别地对于在所谓的超高场磁共振断层造影检查中需要的高的拉莫尔频率来说,组织的导电性是很高的。这一点导致特别强的非均匀性,从而在具有三特斯拉或更高的基本磁场的磁共振测量的情况下必须采取特别的措施,以便达到在整个体积中高频天线的传输的 HF 场的足够均匀的分布。在乳房成像的情况下特别地在高的基本场强的情况下在胸腔或腹部区域中或在单个乳房中由于 B_1 场而出现患者的身体中的涡流。该涡流导致 B_1 场的,即,激励的发送场的不对称失真,并且常常导致遮蔽位于深处的组织。在乳房中由此既产生在左/右方向上非对称的 B_1 场曲线也产生左边的乳房相对于右边的乳房的对比度的极大不对称性。这些不期望的非均匀性影响了诊断相关性或产生的磁共振图像的效力。

[0007] 为了降低 B_1 场穿过患者身体的失真,迄今为止建议,这样控制身体线圈,使得其发送固定调整的椭圆的极化,以便克服由于在右/左方向上比在前/后方向上的更大的伸展引起的患者身体的不对称性。替换地还建议,为了匹配 B_1 场,使用发送天线系统,其中使用两个或多于两个独立的通道,使得在这些通道之间的振幅和相位关系是可以个别地调整的。但是这样的发送系统是相对开销大的。此外这没有解决已经存在的磁共振断层造影装置上的问题。

发明内容

[0008] 由此本发明要解决的技术问题是,提供一种改进的乳房线圈以及用于产生女性乳房的磁共振照片的改进的方法。

[0009] 按照本发明的乳房线圈如通常的乳房线圈一样具有线圈壳体,所述线圈壳体具有用于容纳乳房的乳房凹座和多个线圈元件。原则上在此其可以是一个乳房线圈,利用该乳房线圈只能产生单个乳房的磁共振照片。在这种情况下一个乳房凹座就已足够。但是优选地是具有线圈壳体的乳房线圈,所述线圈壳体具有并排布置的乳房凹座,所述乳房凹座例如在横截面上是大致圆形。然后将两个乳房同时放置于乳房凹座中并且可以产生整个胸部区域的完整照片。

[0010] 按照本发明,乳房线圈具有至少一个线圈元件,所述线圈元件形成 HF 校正线圈元件并且所述线圈元件为此具有切换装置,用于在 HF 校正运行状态和另一个运行状态之间切换所述线圈元件。在此这样构造该 HF 校正线圈元件,使得其在 HF 校正运行状态中被动地与由磁共振断层造影装置的发送天线装置发送的 B_1 场共振并且在磁共振拍摄期间按照定义的方式影响局部的 B_1 分布,以便这样例如将 B_1 场尽可能均匀化。

[0011] 也就是如果将这样的 HF 校正线圈元件切换到 HF 校正运行状态,则线圈元件通过切换装置被这样切换,使得只要该 B_1 场在磁共振断层造影装置的发送运行中由发送天线装置发送,其就由发送的 B_1 场感应地激励。因此 HF 校正线圈元件又发送校正场,使得与接收的 B_1 场破坏性地或建设性地叠加。HF 校正线圈元件多强地共振并且是出现场的破坏性的还是建设性的叠加,取决于,如何调整 HF 校正线圈元件的固有共振频率,特别是,固有共振频

率是低于还是高于使用的磁共振频率(即例如在 3 特斯拉的基本磁场的情况下大约 125MHz 的拉莫尔频率)。

[0012] 线圈元件可以切换到的另一个运行状态,例如可以是解除激活的状态,在该状态中涉及的线圈元件的固有共振频率相对于使用的磁共振频率在这样的程度上失谐,使得线圈几乎是“不可见的”并且由此是解除激活的。该运行状态特别地当 HF 校正线圈元件本身不应当被用于接收从而在接收情况下其不干扰时是有意义的。然而如果涉及的线圈元件也应当被用于接收时,该另一个运行状态也可以是接收状态,其中固有共振频率尽可能好地与使用的磁共振频率调谐。这一点在后面还将要解释。

[0013] 用于产生女性乳房的磁共振照片的按照本发明的磁共振断层造影装置除了通常的常规组件,特别是发送天线装置之外,附加地还具有按照本发明的乳房线圈,其可以作为局部线圈在该磁共振断层造影装置内部被采用。

[0014] 在用于产生女性乳房的磁共振照片的按照本发明的方法中对于磁共振信号的获取借助发送天线装置以通常的方式发送 B_1 场并且然后利用乳房线圈的线圈元件,通常是多个线圈元件接收由于 B_1 场而在乳房中激励的磁共振信号。按照本发明在此为了发送 B_1 场,即,在磁共振断层造影装置的发送运行中,将乳房线圈的一个线圈元件作为 HF 校正线圈元件切换到 HF 校正运行状态,从而涉及的线圈元件被动地与 B_1 场共振并且进行 B_1 场的期望的有利影响。

[0015] 本发明以极其简单的方式实现了 B_1 场分布的改进,特别是均匀化,从而总体上可以产生更好的磁共振图像。在此按照本发明的乳房线圈和按照本发明的方法也可以在已经存在的磁共振断层造影装置中被采用,而不必事先改造该磁共振断层造影装置。

[0016] 本发明的其他特别有利的构造和扩展由从属权利要求以及后面的描述给出。在此特别地一种类别的权利要求可以按照另一种类别的从属权利要求来扩展。

[0017] 在本发明的一种实施例中,一个或多个 HF 校正线圈元件可以切换到接收运行状态,以便接收磁共振信号并且传输到继续处理单元,例如磁共振断层造影装置的通常的接收通道。例如 HF 校正线圈元件为此可以被连接为,使得其具有固有共振频率,所述固有共振频率相应于使用的磁共振频率,其中在切换装置中还可以连接前置放大器等,经过该前置放大器然后以通常的方式放大接收的磁共振信号并且可以以其他方式预处理。在使用这样的线圈元件的情况下在按照本发明的乳房线圈中总共需要构造更少的线圈元件,因为可以双重使用这些线圈元件。

[0018] 在一种替换的优选实施例中,乳房线圈具有线圈元件装置,其包括分别构造为用于接收磁共振信号并且传输到继续处理单元的多个接收线圈元件,以及不可以切换到接收运行状态,即,不是用作接收线圈元件的多个分开的 HF 校正线圈元件。按照另一个优选的变形,如果接收线圈元件是纯的接收线圈元件并且不可以用作为 HF 校正线圈元件,则呈现了发送线圈元件和校正线圈元件的完全功能分离。各个线圈元件在这种情况下可以例如更简单构造。HF 校正线圈元件然后应当在运行状态中相对于使用的磁共振频率在如下程度上失谐,使得其尽可能是不可见的或者说解除激活的。

[0019] 特别地在该变形中容易实现,这样构造纯的接收线圈元件,使得其同时也可以用作发送线圈元件,以便能够从乳房线圈本身发送 B_1 场。

[0020] 对于 HF 校正线圈元件的切换装置的构造存在不同的可能性。

[0021] 一方面可以这样构造切换装置,使得 HF 校正线圈元件可以在多个离散的 HF 校正运行状态之间切换。例如切换装置可以具有多个切换级,以便例如单个地并行连接多个电容,以便渐渐地达到确定的固有共振频率。也就是说,可以适应性地按照定义的级来控制,线圈多强地共振并且其是破坏性地还是建设性地与 B_1 场叠加。

[0022] 在另一个变形中这样构造切换电路,使得 HF 校正线圈元件可以连续地在不同的 HF 校正运行状态之间调整。这就是说,可以在此相对精细地控制,线圈(破坏性或建设性地)多强地共振,方法是在一定的带宽中可以任意调整固有共振频率。为此例如可以具有电子可控的可调谐的电容,例如变容二极管,特别是变容二极管(Varicap-Diode)。在此要注意足够的耐压强度。

[0023] 原则上也可以在乳房线圈中采用具有不同的前述切换装置的不同 HF 校正线圈元件。

[0024] 通常的磁共振断层造影装置在测量空间中发送圆形极化 B_1 场,其中极化矢量围绕基本磁场(B_0 场)的场方向,即,围绕测量空间的纵向旋转,所述纵向通常相应于患者的身体纵向。该纵向通常称为 z 方向。

[0025] 为了足够地与这样的 B_1 场耦合,在优选实施例中乳房线圈由此具有至少一个 HF 校正线圈元件,该 HF 校正线圈元件这样构造并且这样布置,使得其基本上(即主要)采集 B_1 场,该 B_1 场在基本上垂直于乳房凹座的虚拟的开口面延伸的方向上是极化的,该虚拟的开口面位于用于患者的上身的放置面。该方向在以下称为 y 方向。其通常在例如前后方向上延伸通过上身。“基本上垂直”在此是指仅呈现例如最大 20° 的小的角度。

[0026] 这一点通过如下来实现,即, HF 校正线圈元件例如具有导体环,其基本上,即又是除了微小的偏差,圆形地围绕在线圈壳体中或上的乳房凹座的开口延伸。由该导体环形成的有效的天线面然后平行于所说的放置面,从该放置面出发,乳房凹座延伸到乳房线圈中。

[0027] 优选地,乳房线圈也具有至少一个 HF 校正线圈元件,所述 HF 校正线圈元件这样构造并且这样布置,使得其基本上(即主要)采集 B_1 场,所述 B_1 场在基本上(即又具有例如最大 20° 的角度偏差)平行于乳房凹座的开口面并且垂直于患者身体的纵轴延伸的方向是极化的。该方向在以下称为 x 方向。对于在通常的布置中在患者通道中引入的具有两个凹座的常规的乳房线圈,该 x 方向平行于在两个乳房凹座之间的虚拟的直接的直的连接线,即,在通过上身的左右方向上延伸。

[0028] 这样的布置例如可以如下来实现,即, HF 校正线圈元件具有导体环,其侧面地在线圈壳体中或上的乳房凹座旁这样延伸,使得由导体环包围的天线面的面法线位于基本上平行于乳房凹座的开口面并且横切患者身体的纵轴延伸的方向,即 x 方向。这就是说,也就是天线面与在乳房线圈的两个乳房凹座之间的连接轴横切。

[0029] 在特别优选的变形中,乳房线圈具有不同的 HF 校正线圈元件的组合,从而一些 HF 校正线圈元件主要采集在 x 方向上极化的 B_1 场并且另外的 HF 校正线圈元件采集在 y 方向上极化的 B_1 场。相应地,然后可以在 x 和 y 方向上操纵 B_1 场并且由此也可以操纵圆形的或椭圆形极化的场。

[0030] 为了达到 B_1 场的期望的均匀化或另外的特别期望的场分布,单个 HF 校正线圈元件的切换装置可以例如经过切换信号导线以合适的方式利用校正信号来控制。即,例如由设备的中央控制器进行 HF 校正线圈元件的不同的切换状态(接通 / 断开 / 不同强度建设性

或破坏性地共振)的控制。

[0031] 为此例如优选在调整过程中,例如在实际的有用磁共振测量之前的预扫描测量中或必要时在单个测量序列之间的暂停中,采集 B_1 场分布数据,其代表了 B_1 场分布和 / 或当前的 B_1 场分布与额定 B_1 场分布的偏差,并且在此基础上确定合适的校正控制信号。利用这些校正控制信号然后可以在磁共振有用测量期间进行 HF 校正线圈元件的控制。为此按照本发明的磁共振断层造影装置需要校正信号产生装置,其被构造为,用于根据 B_1 场分布数据产生用于 HF 校正线圈元件的校正控制信号,以及用于将校正控制信号输出到 HF 校正线圈元件或其切换装置的校正控制信号接口。

[0032] 可以将为此所需的关于线圈的特性的信息,例如共振的 HF 校正线圈元件的哪个场分布根据切换状态在哪个激励的场的情况下产生,在硬件描述文件(“线圈文件”)中通知设备或校正信号产生装置,所述硬件描述文件根据发送场和 B_1 场校正线圈的切换状态描述共振的 HF 校正线圈元件对 B_1 场的影响。

[0033] 借助测量的 B_1 场分布的调整可以简单地通过重复的实验来进行,方法是在每次 B_1 场测量之后重新调谐校正线圈元件并且然后检查达到的 B_1 场分布。在此可以自动地逐渐尝试特定数量的 HF 校正运行状态。例如在具有离散的切换状态的切换装置中可以尝试所有离散的切换状态,以便然后找到理想的切换状态。替换地也可以采用智能算法,其有利地导致快速收敛,例如迭代方法。为此可以援用通常的 B_1 匀场方法,其例如在其他情况下对于调整多个独立的发送通道而被采用。

[0034] 可能的 B_1 场分布数据例如是通常的 B_1 图,其可以在调整 MR 实验中或从其他前面的有用测量中被确定。在这种情况下磁共振断层造影装置或校正信号产生装置需要 B_1 图输入接口。

[0035] 在一种替换的方法中,由发送场在校正线圈元件上感应的信号本身可以用作为对于 B_1 分布的度量。为此 HF 校正线圈元件优选具有用于测量在 HF 校正线圈元件上在 HF 校正运行状态期间施加的电参数的接口。该电参数例如可以是通过当前的 B_1 场感应的参数例如电压振幅和 / 或相位。作为用于这些电参数的接口在同时用作发送线圈元件的 HF 校正线圈元件的情况下,也可以用作为与前置放大器的接头,经过该接头,在接收情况下量取感应的磁共振信号。在发送 B_1 场期间在 HF 校正线圈元件中感应的这样的简单的电参数的使用,具有优点,即,测量是非常快的,因为为此不需要确定 B_1 场的空间分布。

[0036] 优选进行两种方法的组合,即,例如首先在调整测量中在使用 B_1 图的条件下进行均衡,以便尽可能好地达到额定 B_1 场分布。同时测量在 HF 校正线圈元件中由 B_1 场感应的电参数并且对于后面的再调整用作参考值。可以在后面在磁共振有用测量期间根据感应的电参数进行简单的在线控制和再校正。

[0037] 在另一个实施变形中, HF 校正线圈元件的失谐和由此其对磁共振断层造影装置的发送天线装置的 B_1 场的建设性或破坏性的份额也通过在测量期间快速切换或控制来改变。这一方面通过乳房线圈的 B_1 特性的例如取决于层的选择允许动态的 B_1 匀场。在此例如在逐层拍摄的情况下对于不同层改变 HF 校正线圈元件的振荡特性。同样可以根据另一个磁共振序列参数进行改变。

[0038] 此外在一个发送脉冲期间的 HF 校正线圈元件的共振特性的极快的切换和控制也是可以的。这样的发送脉冲通常持续 1 至 20ms。在该时间段期间通过将固有共振频率匹配

到期望的度量可以容易实现各自的 HF 校正线圈元件的调谐。

附图说明

[0039] 以下借助附图根据实施例再次详细解释本发明。在此在不同的附图中相同的组件具有相同的附图标记。附图中：

[0040] 图 1 示出了通过具有用于显示 B_1 场分布问题的常规的乳房线圈的女患者的截面示意图，

[0041] 图 2 示出了通过按照第一实施例的按照本发明的乳房线圈的截面示意图，

[0042] 图 3 示出了按照第一实施例的乳房线圈的示意俯视图，

[0043] 图 4 示出了具有按照第一实施例的切换装置的纯的 HF 校正线圈元件的简化电路图，

[0044] 图 5 示出了具有按照第二实施例的切换装置的纯的 HF 校正线圈元件的简化电路图，

[0045] 图 6 示出了通过按照第二实施例的按照本发明的乳房线圈的截面示意图，

[0046] 图 7 示出了具有按照第一实施例的切换装置的接收功能的 HF 校正线圈元件的简化电路图，

[0047] 图 8 示出了具有按照第二实施例的切换装置的接收功能的 HF 校正线圈元件的简化电路图，

[0048] 图 9 示出了按照本发明的磁共振断层造影装置的实施例的示意图。

具体实施方式

[0049] 图 1 再次示出在按照现有技术的乳房线圈 B 中出现的 B_1 场的非均匀空间分布的问题。在此示出了通过位于粗略示意示出的乳房线圈 B 上的患者 P 的横截面。患者 P 的身体轴在此以通常的方式与患者通道(为此参见图 9)中的 z 方向上的纵轴相关。y 方向按照在此有效的标记以及在前后方向上延伸并且 x 方向从右向左关于患者的身体(即在图像中从左向右)延伸。

[0050] 因为在胸腔中并且在患者的单个乳房中通过 B_1 场产生涡流,所以其会导致胸腔中和乳房中 B_1 振幅的遮蔽并且由此也会导致在乳房区域中不对称的 B_1 场分布。典型地这一方面导致,在每个单个乳房中出现左/右不对称,其中在一侧(在此是左边)分别出现具有较弱的 B_1 振幅的区域 WA,而右侧分别存在具有较强 B_1 振幅的区域 SA。附加地还可能在整个乳房区域上存在全局的不对称。如开头解释的, B_1 场分布的该局部的变化导致相应的变化和必要时还导致产生的磁共振图像数据中的伪影。该典型的示例在图 1 中示出。但是原则上根据女患者的解剖结构和激励的场的几何形状也可能形成完全不同的不对称分布。

[0051] 为了尽可能减小不对称分布的该问题,在理想情况下甚至完全避免,按照本发明的乳房线圈具有特殊的 HF 校正线圈元件。这关于第一实施例在图 2 和 3 中示出。图 2 在此示出通过该乳房线圈 20 的示意截面图并且图 3 示出了俯视图。空间方向又相应于图 1 中的相同标记。

[0052] 乳房线圈 20 以通常的方式具有壳体 21。在图 2 中示出的上部,该上部在此示出了对于女患者的身体的放置面 25,发现用于容纳女患者乳房的并排的两个乳房凹座 22。这些

乳房凹座 22 原则上可以向下开口。在示出的实施例中其通过球形罩形状的壳壁 23 向下，即向相对于放置面 25 的一侧封闭。

[0053] 按照图 2 的乳房线圈首先以通常方式具有多个单个的接收线圈元件 TX_1 、 TX_2 、 TX_3 、 \dots 、 TX_{10} 。这些接收线圈元件 TX_1 、 TX_2 、 TX_3 、 \dots 、 TX_{10} 分别以通常方式具有导体环，在该导体环中通过来自乳房的磁共振信号感应出电压或电流，该电压或电流然后以通常方式被量取并且在前置放大器 26 中被放大。在此产生的磁共振信号 MS 然后以通常方式通过电缆或无线地传输到磁共振断层造影装置的接收装置。在该接收装置中然后可以进行磁共振信号的进一步处理，如后面还要解释的那样。

[0054] 这些接收线圈元件中的一些 TX_4 、 TX_5 、 TX_9 、 TX_{10} 在此分别圆形地围绕乳房线圈 20 的乳房凹座 23 延伸。这些接收线圈元件 TX_4 、 TX_5 、 TX_9 、 TX_{10} 分别主要接收在 y 方向上极化的信号。该圆形地围绕乳房凹座 22 延伸的接收线圈元件中的一个 TX_5 、 TX_{10} 对于每个乳房凹座 22 再次在图 3 中的俯视图中示出。

[0055] 此外在壳体中在乳房凹座 22 下面具有两个接收线圈元件 TX_1 、 TX_6 ，其同样基本上接收在 y 方向上极化的信号。

[0056] 此外在每个乳房凹座 22 右旁和左旁具有接收线圈元件 TX_2 、 TX_3 、 TX_7 、 TX_8 ，其分别具有导体环，其中由导体环包围的天线面横向地例如甚至垂直地位于 x 方向上。这些接收线圈元件 TX_2 、 TX_3 、 TX_7 、 TX_8 用于主要特别好地采集在 x 方向上极化的磁共振信号。

[0057] 按照本发明，乳房线圈 20 除了接收线圈元件 TX_1 、 TX_2 、 TX_3 、 \dots 、 TX_{10} 之外附加地具有 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 。这些 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 在此分别由导体环形成，其利用切换装置 30（在图 2 和 3 中分别仅通过简单的块示出）这样切换，使得各自的 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 可以切换到 HF 校正运行状态，在该 HF 校正运行状态中 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 在通过磁共振断层造影装置的发送天线装置，例如借助身体线圈发送 B_1 场时接收该 B_1 场并且建设性地或破坏性地共振。各自的 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 以何种方式和多强地共振，取决于精确的切换状态，即取决于各自的 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 调谐到哪个固有共振频率。如果固有共振频率高于使用的磁共振频率，则 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 建设性地共振，如果固有共振频率低于磁共振频率，则 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 \dots 、 CC_8 破坏性地共振并且由此在由其“照射”的区域中 B_1 场局部地减小。

[0058] 在按照图 2 和 3 的乳房线圈 20 的实施例中可以采用的合适的 HF 校正线圈元件 CC 的实施例的电路图，在图 4 中示出。HF 校正线圈元件 CC 在此包括导体环 31，其在多个位置上通过容性元件 32（通常是在磁共振接收线圈中也被采用的常规的电容器）中断。HF 校正线圈元件在此附加地包括由两个部分切换装置 30a、30b 组成的切换装置 30。

[0059] 部分切换装置 30b 由切换电路组成，在该切换电路中经过导体环 31 的电容器 32 并联连接感性元件 39 和可切换的二极管 38。该可切换的二极管 38 经由两个扼流圈 40 与电压源 41 相连，所述电压源通过解除激活信号 DS 可以被接通和断开。如果设置解除激活信号 DS，则通过该部分切换装置 30b 将导体环 31 在其固有共振频率中在如下程度上失谐，使得其远离使用的磁共振频率并且由此整个 HF 校正线圈元件 CC 解除激活，即，在磁共振频率的范围中是不可见的。

[0060] 另一个部分切换装置 30a 用于，在不是解除激活的状态中将 HF 校正线圈元件 CC

的固有共振频率通过与导体环 31 的容性元件 32 并联连接另外的容性元件 34 来这样调谐, 使得其或者低于或者高于使用的磁共振频率, 但是在范围中, 从而 HF 校正线圈元件 CC 在 B_1 场中还建设性地或破坏性地被动地共振并且由此局部地操纵 B_1 场。为此部分切换装置 30a 的各个容性元件 34 分别可以单独经过可控开关 33 借助校正信号 KS 来切换。开关 33 例如可以被构造为 PIN 二极管开关或晶体管(例如 BUZ71)。在图 4 中示出的实施例中为简单起见仅示出具有三个可切换的电容器的示例。但是原则上可以使用多个其他切换级。

[0061] 校正控制信号 KS 以及解除激活信号 DS 都可以由磁共振断层造影装置的合适的校正信号产生装置产生并且传输到各自的 HF 校正线圈元件 CC, 如后面还要解释的那样。

[0062] 图 5 示出了对于具有稍微改变的切换装置 30' 的 HF 校正线圈元件的变形。该切换装置 30' 与按照图 4 的实施例的切换装置 30 的区别仅在于用于在 HF 校正运行状态内部使得 HF 校正线圈元件 CC 的固有共振频率调谐的部分切换装置, 即, 当 HF 校正线圈元件 CC 不是解除激活的。在此这样构造部分切换电路 30a', 使得替代多个离散的容性元件 34, 如在按照图 4 的实施例中那样, 现在变容二极管 35 通过可调整的电压源 36, 所述电压源与变容二极管 35 经由扼流圈 37 相连, 借助校正信号 KS 是无级可控的。由此在确定的范围内固有共振频率的精细调谐是可能的, 从而比在按照图 4 的实施例中更精确地调整各自的 HF 校正线圈元件 CC 的作用并且因此更高的均匀化是可能的。相反按照图 4 的实施例具有优点, 即, 可以成本低地采用具有数百伏的足够高的耐压强度的相对简单的容性元件 34。

[0063] 如在图 2 和图 3 中示出的那样, HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 CC_5 、 CC_6 中的两个分别在平行于乳房线圈 20 的放置面 25 的不同平面上圆形地围绕分别一个乳房凹座 22 布置。这些 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 CC_5 、 CC_6 由此主要操纵通常圆形极化的 B_1 场的在 y 方向上极化的分量。

[0064] 此外在每个乳房凹座 22 侧面布置另外的 HF 校正线圈元件 CC_3 、 CC_4 、 CC_7 、 CC_8 。这些 HF 校正线圈元件 CC_3 、 CC_4 、 CC_7 、 CC_8 同样又通过导体环形成并且限定在此横切于 x 方向布置的有效的天线面。在该天线面上的法向量 FN 结合图 2 中的 HF 校正线圈元件在最左边示出。如可以看出的, 该法向量 FN 以小的角度平行于 x 方向, 即, 与在乳房线圈 20 的两个乳房凹座 22 之间的虚拟的连接线平行。利用这些 HF 校正线圈元件 CC_3 、 CC_4 、 CC_7 、 CC_8 由此主要操纵 B_1 场的在 x 方向上极化的分量。

[0065] 总之通过在图 2 中示出的 HF 校正线圈元件的布置相对好地实现, 以简单的方式这样来操纵 B_1 场, 使得进行整个乳房区域的极其均匀的照射, 即, B_1 场比没有这些 HF 校正线圈元件 CC_1 、 CC_2 、 CC_3 、 CC_4 、 CC_5 、 CC_6 、 CC_7 、 CC_8 更均匀化。

[0066] 图 6 示出了按照本发明的乳房线圈 20 的另一个实施例。该实施例非常类似于按照图 2 和图 3 的实施例。但是在此这样构造接收线圈元件中的一些, 使得其同时在发送运行状态期间也可以用作 HF 校正线圈元件。这就是说, 一些天线元件被构造为组合的接收 / 校正线圈元件 CTX_1 、 CTX_2 、 CTX_3 、 CTX_4 。这一点在图 6 中通过如下来表示, 即, 组合的接收 / 校正线圈元件 CTX_1 、 CTX_2 、 CTX_3 、 CTX_4 分别不仅耦合到前置放大器 26, 以便能够输出磁共振信号 MS, 而且附加地还设置按照本发明的切换装置 30。

[0067] 图 7 和 8 示出了这样的接收 / 校正线圈元件 CTX 的电路图。用于将接收 / 校正线圈元件 CTX 作为 HF 校正线圈元件使用的切换装置 30、30' 在此相应于按照图 4 和图 5 的实施例中的切换装置 30、30' 构造, 但是其中要注意, 在这种情况下在接收 / 校正线圈元件

CTX 的非解除激活的状态下经过部分切换装置 30a 可以调整固有共振频率,其尽可能精确地相应于使用的磁共振频率。这一点由此是接收运行状态。附加地,接收 / 校正线圈元件 CTX 分别还被构造为具有接收切换装置 28,其中(如开头已经描述的)如在通常的接收线圈中那样借助前置放大器 26,其在一侧经由容性元件 27 连接到导体环 31,经过容性元件 32 中的一个在导体环 31 中量取接收的磁共振信号。

[0068] 图 7 在此又类似于图 4 地示出了具有离散的不同的切换状态的实施例,即,对于不同的 HF 校正运行状态或用于调整接收运行状态精确预定义的离散的固有共振频率。而图 8 类似于按照图 5 的实施例示出了部分切换装置 30a,线圈元件 CTX 的固有共振频率利用该部分切换电路在确定的范围上连续地失谐,其中接收运行状态位于由部分切换电路 30a 可达的固有共振频率范围内。

[0069] 在此要指出,当然还可以,全部的 HF 接收线圈元件被构造为 HF 校正线圈元件,以节省总的线圈元件。另一方面接收线圈元件和 HF 校正线圈元件的功能分离具有以下优点:

[0070] 一方面 HF 接收线圈元件的构造和匹配可以独立于对共振的 HF 校正线圈元件的要求进行。对于 HF 接收线圈元件然后可以以更小的损耗使用成本更低的和更小的组件(电容器、二极管、线圈等),因为它们不一定必须具有与在共振的 HF 校正线圈元件的情况下那样相同的性能。

[0071] 另一方面然后可以这样构造共振的 HF 校正线圈元件,使得其场结构最佳地补偿 B_1 失真。该设计然后独立于 HF 接收线圈元件,所述 HF 接收线圈元件在最佳信噪比的和为了并行成像的使用的角度而被开发(即,靠近患者,在典型的相位编码方向上的多个元件)。

[0072] 此外还可以,将接收线圈元件附加地作为发送线圈元件采用并且设置为具有切换装置,所述切换装置允许主动发送 B_1 场。

[0073] 图 9 最后示出了磁共振断层造影装置(以下也称为 MR 系统)1 的示意图,其中可以采用按照本发明的乳房线圈 20。

[0074] 该磁共振断层造影装置 1 的核心部件是可购买的断层造影仪 2,也称为扫描仪 2,其中患者在患者卧榻 4 上在圆柱形的测量空间(患者通道)3 内定位并且在此位于乳房线圈 20 上,从而乳房被容纳在乳房凹座 22 中。患者通道 3 由用于发送 B_1 场的 HF 发送天线装置 6 包围,例如开头描述的鸟笼天线。该 B_1 场围绕 z 方向,该方向在此又相应于患者通道 3 的纵向,圆形极化或椭圆形极化。励磁线圈系统 5 以通常的方式位于 HF 发送天线装置 6 外部,该励磁线圈系统由基本场磁铁和用于以期望的方式施加梯度磁场的多个梯度线圈组成。

[0075] 扫描仪 2 以及患者卧榻 4 通过控制装置 10 控制。在此可以是通常的中央控制计算机 10。该控制计算机被构造为具有相应的控制接口 12 以及测量控制单元 11。该测量控制单元 11 按照预先给出的用于执行测量的测量协议控制扫描仪 2。

[0076] 控制接口 12 在此仅作为块示出。但是清楚的是,该接口 12 在现实中可以由多个单个的接口组成。例如用于控制梯度系统的接口、用于发送高频脉冲的高频发送系统等属于此。此外,该控制接口 11 还包括用于将控制信号传输到患者卧榻 4 的接口。

[0077] 由扫描仪 2 获取的磁共振信号 MS (以下也称为“原始数据”)经由接收接口 13 由控制计算机 10 接收。该接收接口 13 也可以由多个部分接口组成。原始数据 MS 然后被传输到重建装置 14,其从中以通常的方式通过傅里叶变换重建图像数据,其然后例如在终端 7 的显示屏上现场显示和 / 或在存储器 17 中存储和 / 或经由网络接口 16 传输到数据总线

8, MR 系统 1 经由所述数据总线与网络内部的其他装置相连, 以便例如将测量数据或完成的重建的图像数据存储到大的大容量存储器中或传输到诊断站等等。

[0078] 整个 MR 系统 1 的控制由操作者通过终端 7 进行, 该终端经由终端接口 15 与中央控制单元 10 相连。借助该终端 7 和在那里实现的用户接口, 操作者例如可以从存储器 17 中选择测量协议, 必要时匹配和确保, 测量控制单元 11 基于该协议将相应的控制信号经由控制接口 12 输出到扫描仪 2, 从而可以执行该测量。

[0079] 此外, 中央控制装置 10 以及扫描仪 2 可以具有磁共振断层造影装置 1 通常具有的多个其他组件。所有这些组件以及这样的成像系统的基本工作方式是专业人员公知的并且由此在这里不需要详细解释。

[0080] 按照本发明, 磁共振断层造影装置 1 在此附加地具有校正信号产生装置 18, 其在中央控制计算机 10 上实现。该校正信号产生装置 18 可以接收 B_1 场分布数据, 所述 B_1 场分布数据代表了 B_1 场分布和 / 或当前的 B_1 场分布与期望的额定场分布的偏差, 和基于该 B_1 场分布数据产生校正信号 KS。该校正信号 KS 同样如解除激活信号 DS 一样可以经由校正控制信号接口 19, 例如通过控制电缆, 传输到乳房线圈 20 的单个 HF 校正线圈元件, 以便如前面根据图 4, 5, 7 和 8 解释的那样将其切换到确定的运行状态或将线圈元件的固有共振频率相应调谐。

[0081] B_1 场分布数据例如可以是 B_1 图 BM, 校正信号产生装置 18 例如由重建装置 14 基于接收的磁共振信号 MS 获得该 B_1 图。为了产生这样的 B_1 图 BM 必须进行特殊的磁共振实验。为此校正信号产生装置 18 用于确保, 控制单元 11 相应地被控制并且经过控制接口 12 确保, 输出合适的脉冲序列。

[0082] 替换地或附加地, 作为 B_1 场分布数据还可以测量在单个 HF 校正线圈元件中的电参数 EW, 特别是电压振幅和 / 或相位或电流, 它们是在那里在通过发送天线装置 6 发送 B_1 场期间被感应的。为此电缆例如可以被构造为具有相应的回线。例如这些附加的电参数的量取在 HF 校正线圈元件 (所述 HF 校正线圈元件作为接收线圈元件被采用) 的实施例的情况下如在图 7 和图 8 中那样通过前置放大器 26 进行, 其在该情况下相应地必须具有切换器, 以便反向传输数据。但是必要时还可以, 直接经过用于磁共振信号 MS 的导线将该信号在接收接口之前或在接收接口中量取 (图 9 中虚线示出该路径)。

[0083] 在此这样构造校正信号产生装置 18, 使得在调整过程中确定“正确的”校正控制信号 KS, 方法是, 例如作为 B_1 场分布数据检验 B_1 图或电参数 EW。如果在此基础上确定, B_1 场不足够均匀, 则利用 HF 校正线圈元件的另一个校正切换状态进行新的测试。该方法一直进行, 直到达到了足够的均匀化。如上所述, 在此可以简单地逐渐尝试不同的调整或采用智能的例如迭代的方法。

[0084] 在后面的有用测量期间然后在通过 HF 发送天线装置 6 发送 B_1 场的情况下将确定的校正控制信号 KS 输出到 HF 校正线圈元件, 从而该 HF 校正线圈元件以期望的方式建设性地或破坏性地共振并且确保均匀化。当然后要获取来自于乳房组织的感应的磁共振信号时, 将单个 HF 校正线圈元件借助解除激活信号 DS 解除激活或在组合的接收 - 校正线圈元件的情况下将涉及的线圈元件切换到接收。

[0085] 校正信号产生装置 18 同样可以由操作者通过终端 7 控制, 例如以便开始调整过程和以便个别地影响对 HF 校正线圈元件的控制。

[0086] 中央控制装置 10 不必一定如此处示出的那样被构造为集成的单元,而是也可以由多个分开的单元构成,所述分开的单元以合适的方式互相联网。多个组件也可以以软件形式在合适的微控制器上实现。这特别适用于测量控制单元 11、校正信号产生装置 19 和重建单元 14 或其子模块。其可以必要时与其他组件一起共同地在一个或多个属于控制装置 10 的计算机单元(例如微控制器)上实现。

[0087] 最后再次指出,在前面示出的乳房线圈、磁共振断层造影装置 1 以及详细描述的方法仅是实施例,其可以由专业人员按照不同的方式修改,而不脱离本发明的范围。特别地,MR 系统也可以不同于实施例来构造,例如具有侧面开口的测量空间。此外不定冠词“一”或“一个”的使用不排除涉及的特征也可以多重存在。此外“单元”和“模块”以及“装置”也可以由一个或多个在空间上也分布地布置的组件组成。

[0088] 附图标记列表

[0089] 1 磁共振断层造影装置

[0090] 2 断层造影仪 / 扫描仪

[0091] 3 测量空间 / 患者通道

[0092] 4 患者卧榻

[0093] 5 励磁线圈系统

[0094] 6HF 发送天线装置

[0095] 7 终端

[0096] 8 数据总线

[0097] 10 控制装置

[0098] 11 测量控制单元

[0099] 12 控制接口

[0100] 13 接收接口

[0101] 14 重建装置

[0102] 15 终端接口

[0103] 16 网络接口

[0104] 17 存储器

[0105] 18 校正信号产生装置

[0106] 19 校正控制信号接口

[0107] 20 乳房线圈

[0108] 21 壳体

[0109] 22 乳房凹座

[0110] 23 壳壁

[0111] 25 放置面

[0112] 26 前置放大器

[0113] 27 容性元件

[0114] 28 接收电路装置

[0115] 30, 30' 切换装置

[0116] 30a, 30a' 部分切换装置

- [0117] 30b 部分切换装置
- [0118] 31 导体环
- [0119] 32 容性元件 / 电容器
- [0120] 33 开关
- [0121] 34 容性元件
- [0122] 35 变容二极管
- [0123] 36 电压源
- [0124] 37 扼流圈
- [0125] 38 可切换的二极管
- [0126] 39 感性元件
- [0127] 40 扼流圈
- [0128] 41 电压源
- [0129] B 乳房线圈
- [0130] P 患者
- [0131] WA 具有较弱的 B_1 振幅的区域
- [0132] SA 具有较强的 B_1 振幅的区域
- [0133] FN 法向量
- [0134] MS 磁共振信号
- [0135] DS 解除激活信号
- [0136] KS 校正信号
- [0137] BM B_1 场分布数据 / B_1 图
- [0138] EW B_1 场分布数据 / 电参数
- [0139] $TX_1, TX_2, TX_3, \dots, TX_{10}$ 接收线圈元件
- [0140] $CC, CC_1, CC_2, \dots, CC_8HF$ 校正线圈元件
- [0141] $CTX, CTX_1, CTX_2, CTX_3, CTX_4$ 接收 / 校正线圈元件 x, y, z 方向

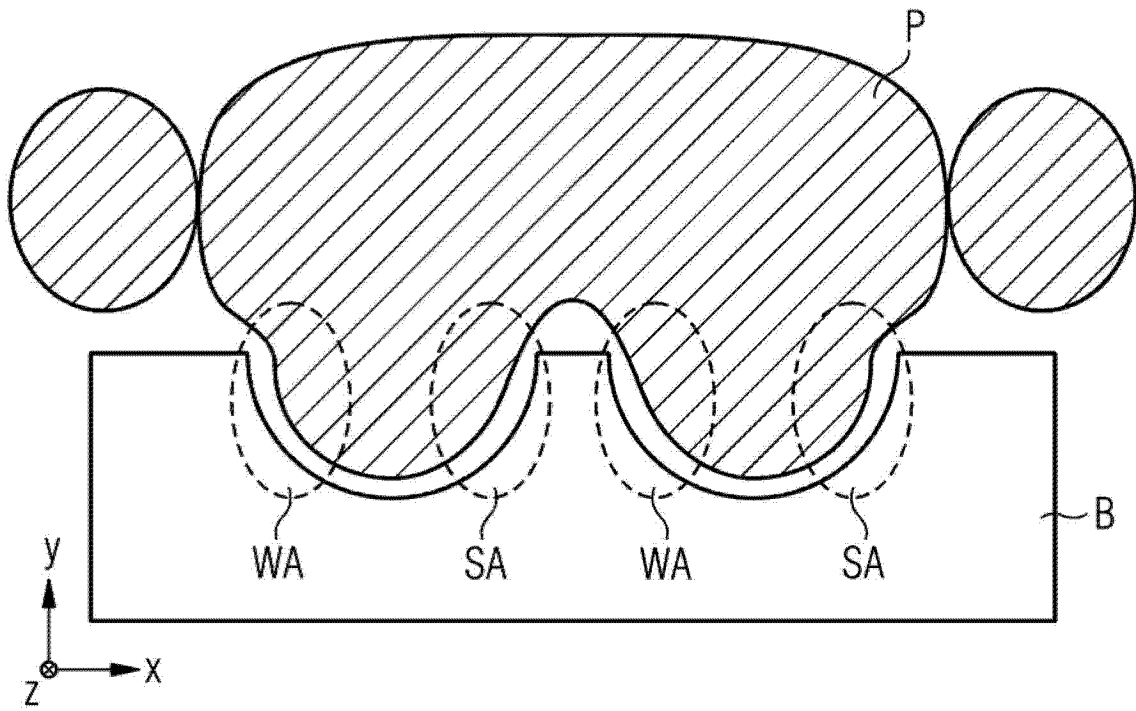


图 1

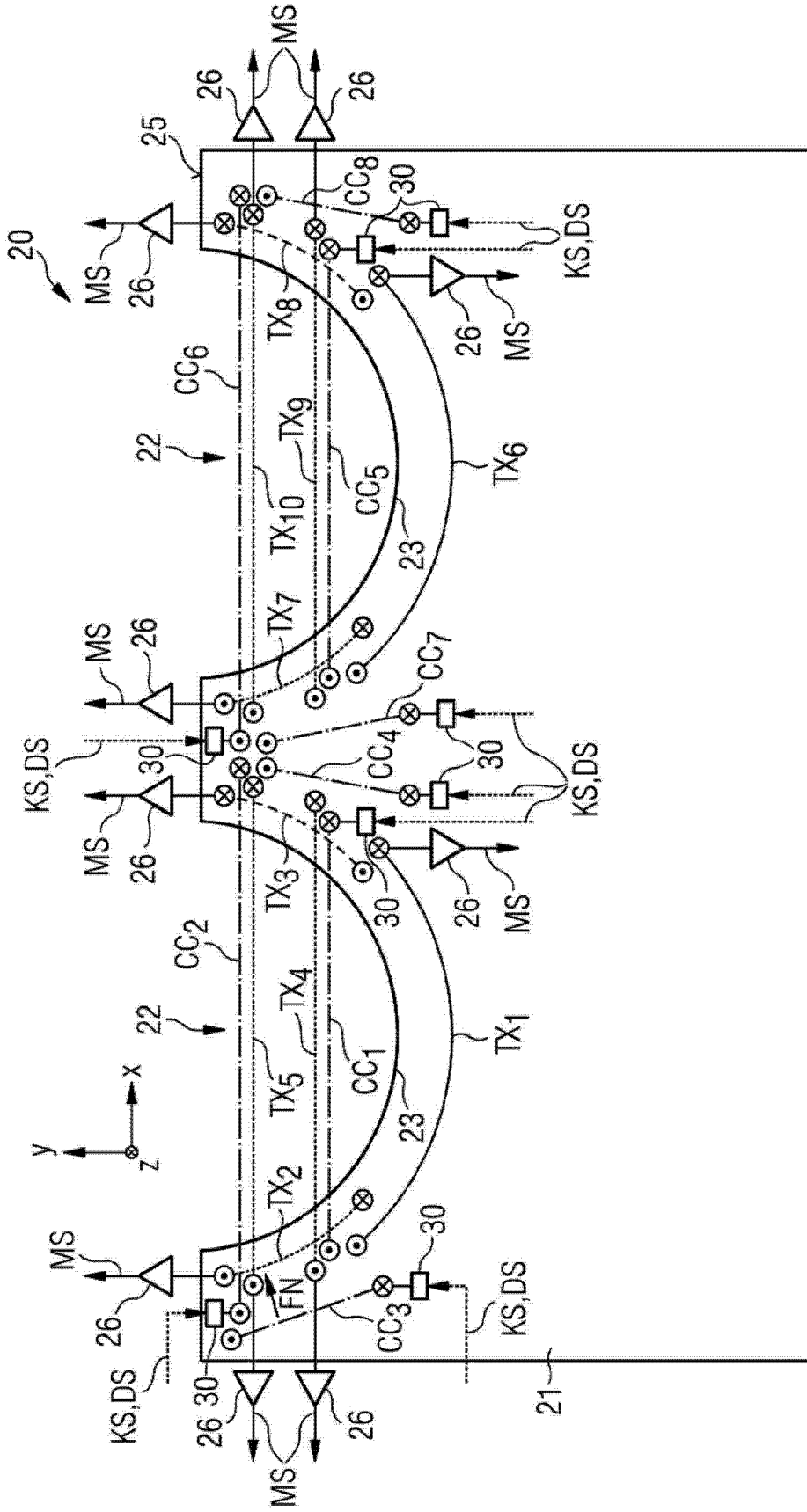


图 2

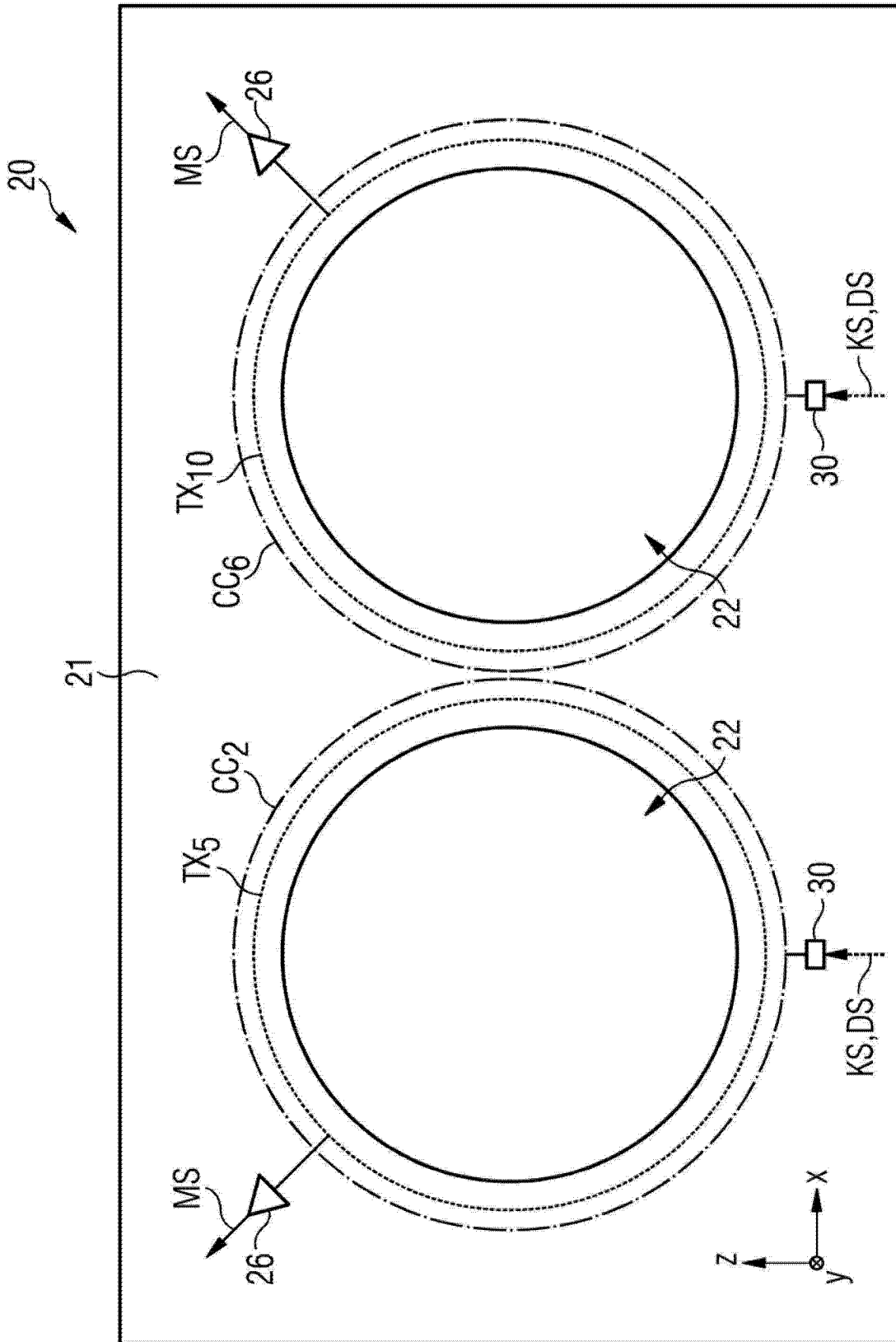


图 3

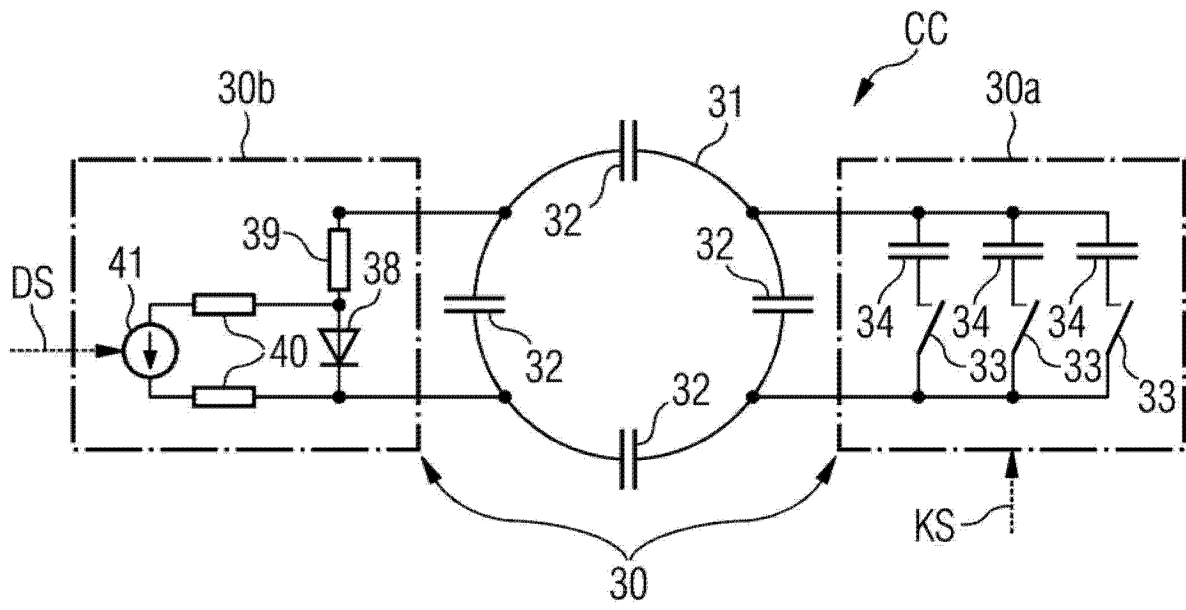


图 4

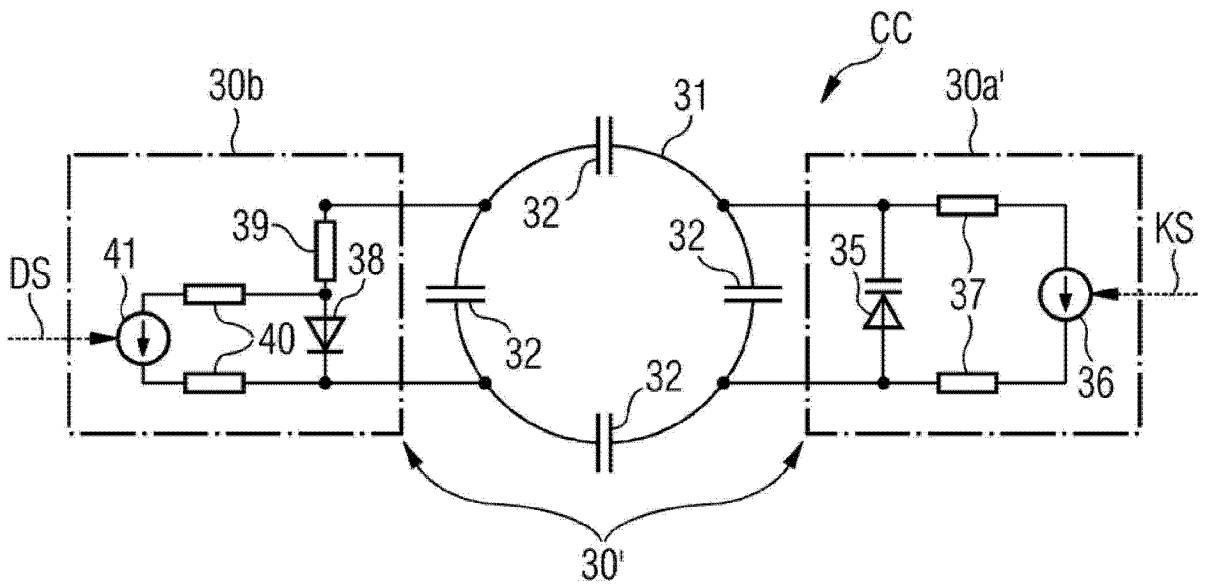


图 5

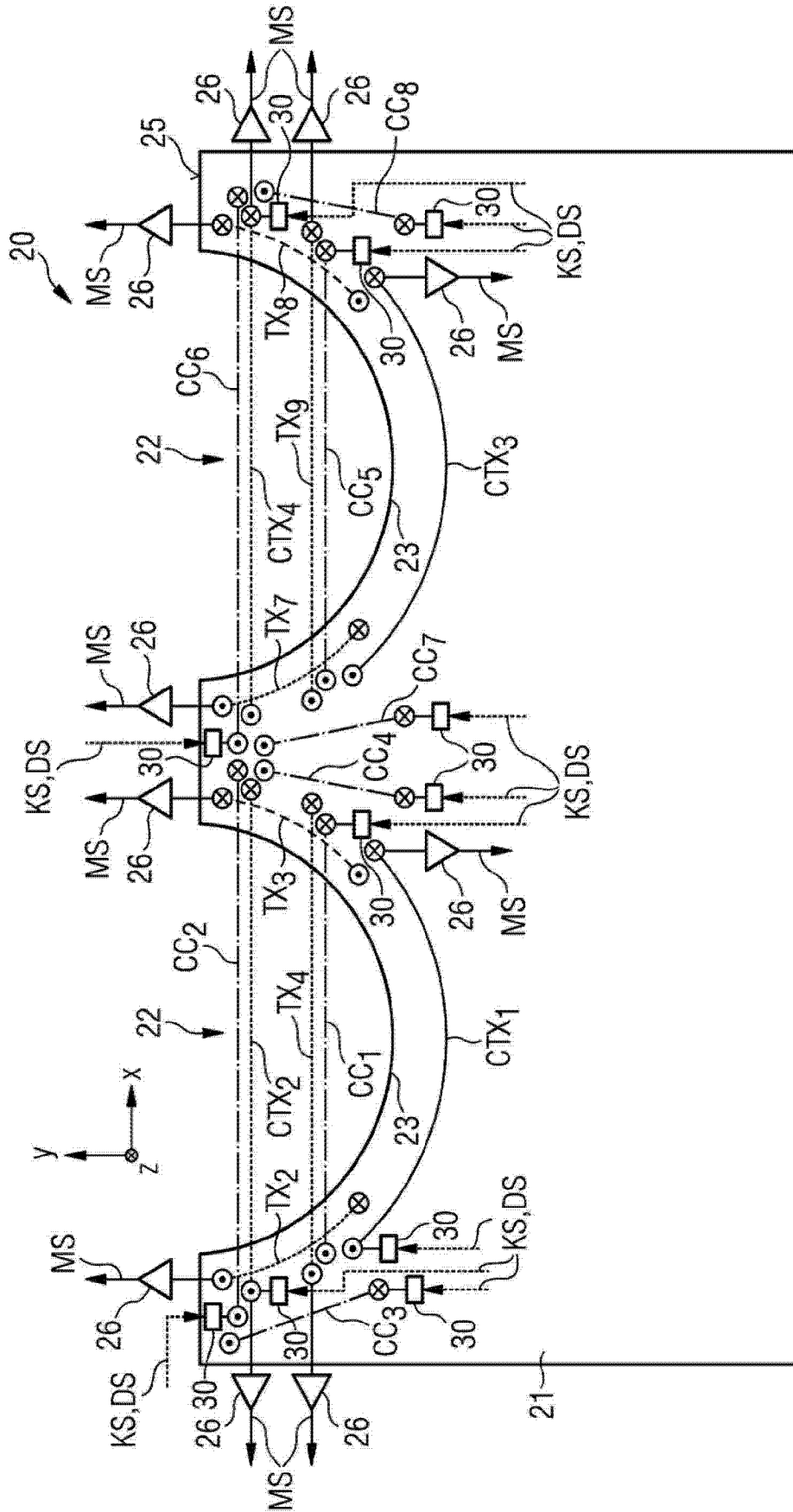


图 6

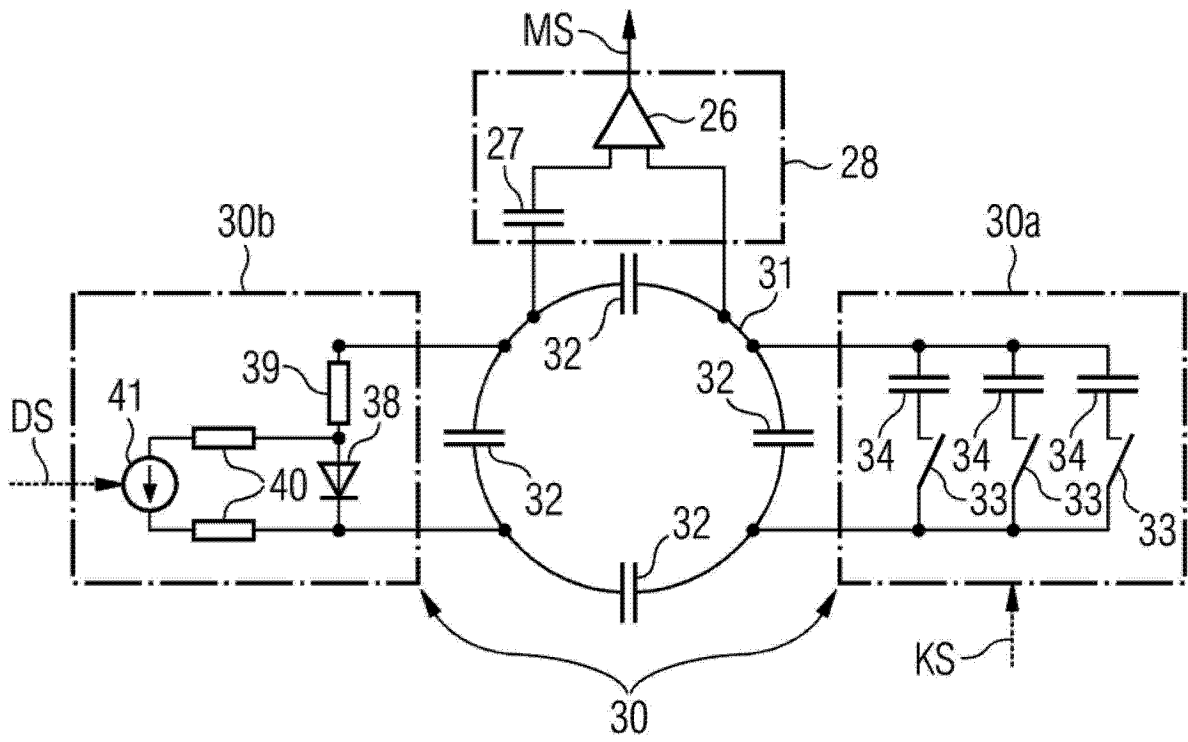


图 7

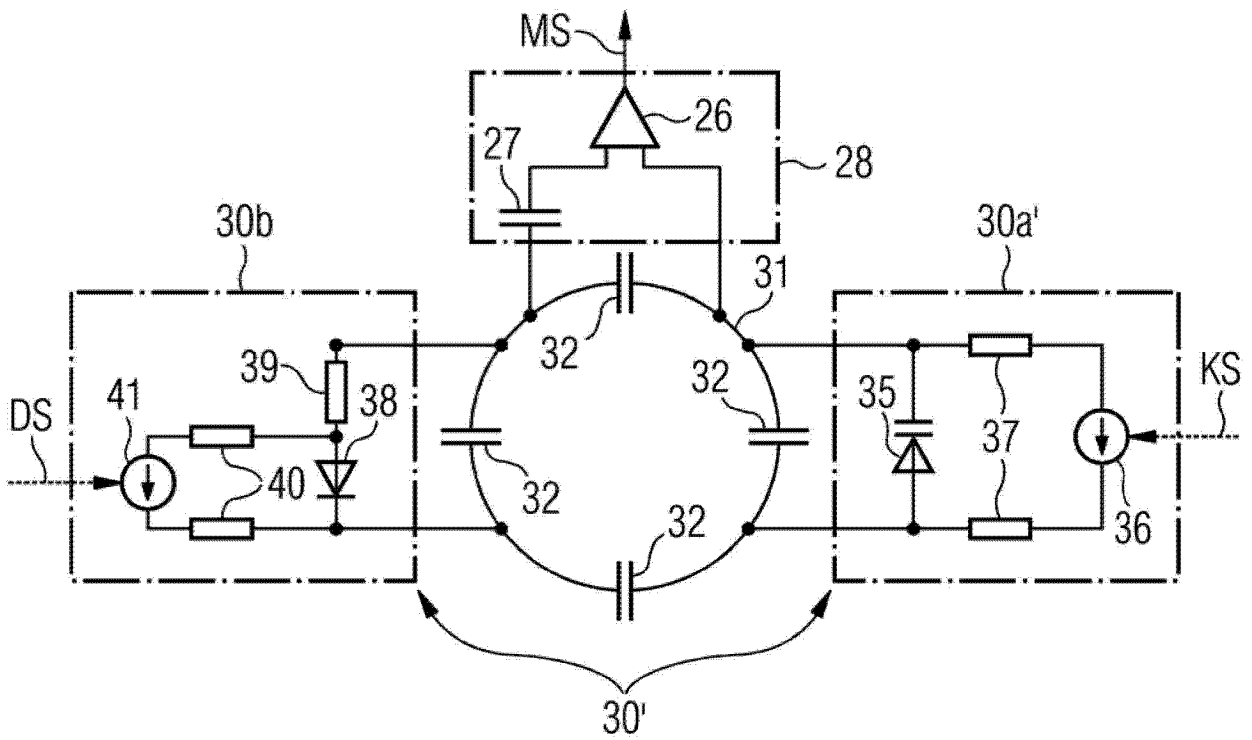


图 8

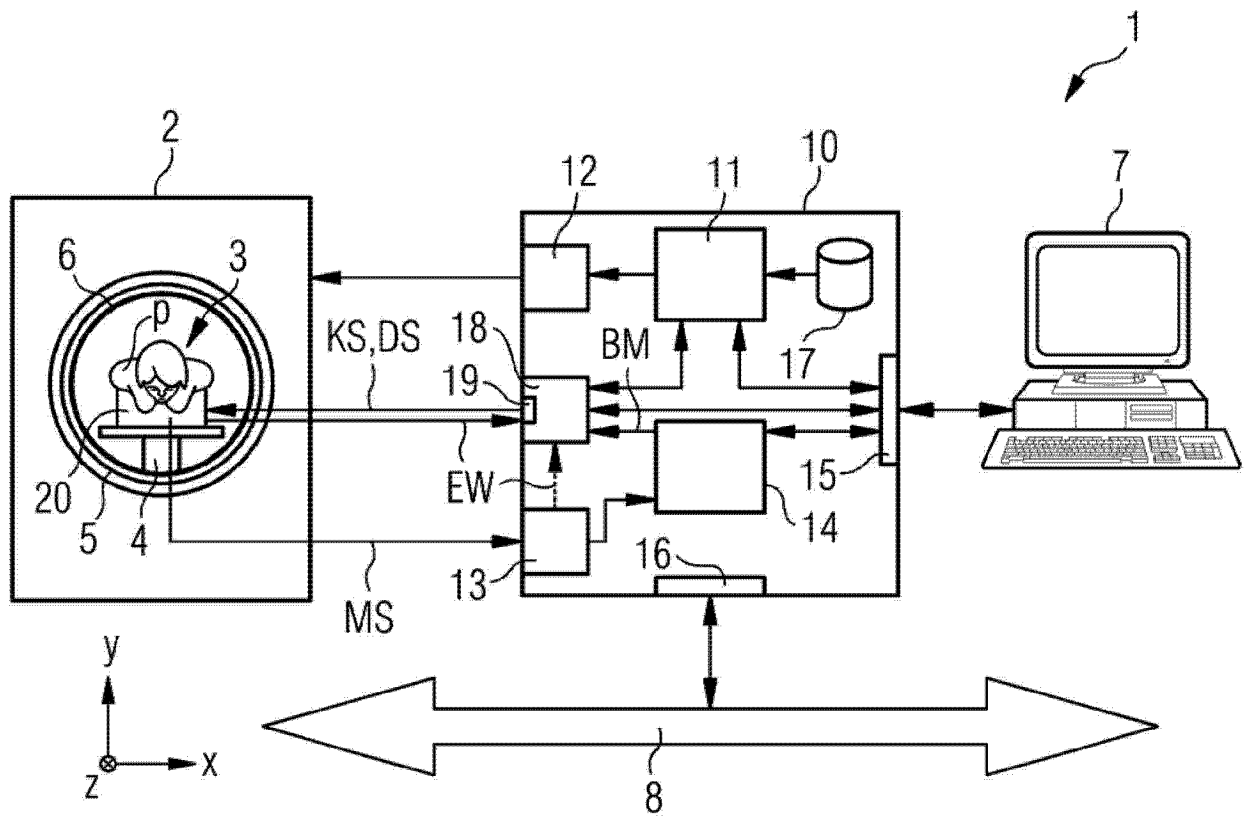


图 9