



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103728580 B

(45)授权公告日 2017.08.18

(21)申请号 201310446752.6

(22)申请日 2013.09.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103728580 A

(43)申请公布日 2014.04.16

(30)优先权数据

102012218422.8 2012.10.10 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 D. 格罗茨基

(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)

(56)对比文件

US 2010117644 A1, 2010.05.13,

US 2012074938 A1, 2012.03.29,

CN 1692881 A, 2005.11.09,

审查员 张晓玲

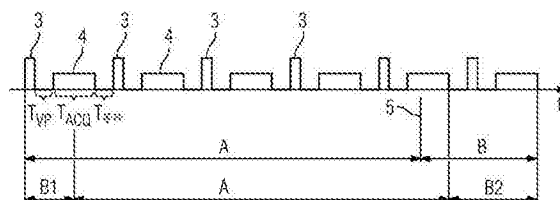
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

通过磁共振装置进行图像拍摄的方法和磁共振装置

(57)摘要

本发明涉及一种利用磁共振装置使用磁共振序列,尤其是PETRA序列进行图像拍摄的方法,在所述序列情况下扫描与成像区域对应的k空间,其方式是,不包含k空间中心的第一区域径向沿着从k空间中心发散的轮辐被扫描,其中至少两个相位编码梯度在给予激励脉冲之前完全上升,不包括第一区域的、余下的k空间中心第二区域笛卡尔地,尤其通过逐点成像被扫描,其中出于提高对比度的目的在特定次数的单个测量之前发出预脉冲,尤其是用于产生T1对比度的反转脉冲,其中至少一部分最接近k空间中心放置的、k空间第二区域的测量点作为中心测量点在给予预脉冲之后随后地,尤其立即接着至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种的用于对比度的磁化的过零点被测量。



1. 一种用于利用磁共振装置 (11) 在使用磁共振序列的条件下进行图像拍摄的方法, 在所述磁共振序列情况下扫描与成像区域对应的k空间, 其方式是, 不包含k空间中心的第一区域径向沿着从k空间中心发散的轮辐被扫描, 其中至少两个相位编码梯度在给予激励脉冲 (1) 之前将已经完全上升, 而不包括第一区域的、余下的k空间中心第二区域笛卡尔地被扫描, 其中出于提高对比度的目的在分别确定的次数的单个测量之前发出预脉冲 (3), 其特征在于, 至少一部分最接近k空间中心放置的、k空间的第二区域的测量点作为中心测量点在给予预脉冲 (3) 之后随后地接着至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种的用于对比度的磁化的过零点被测量。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 中心测量点的测量在给予预脉冲之后在至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种的起始时间 (10) T_1 乘以 $\ln(2)$ 之后开始。

3. 根据权利要求1或2所述的方法, 其特征在于, 首先测量与k空间中心对应的中心测量点。

4. 根据上述权利要求1或2所述的方法, 其特征在于, 距离k空间中心最近的 n^3 个点作为中心测量点被测量, 其中 $n=2, 3, 4$ 或 5 。

5. 根据上述权利要求1或2所述的方法, 其特征在于, 所述中心测量点沿着k空间中的螺旋状测量轨道, 从距离k空间中心最近的中心测量点发散地被测量。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述磁共振序列是PETRA序列。

7. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述笛卡尔地被扫描是逐点成像地被扫描。

8. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述预脉冲是用于产生 T_1 对比度的反转脉冲。

9. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 至少一部分最接近k空间中心放置的、k空间的第二区域的测量点作为中心测量点在给予预脉冲 (3) 之后立即接着至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种的用于对比度的磁化的过零点被测量。

10. 一种磁共振装置 (11), 包括构建为用于执行上述权利要求中任一项所述的方法的控制装置 (14)。

通过磁共振装置进行图像拍摄的方法和磁共振装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于使用磁共振装置在使用磁共振序列,尤其是PETRA序列的条件下进行图像拍摄的方法,在所述PETRA序列情况下扫描与成像区域对应的k空间,其方式是,对不包含k空间中心的、k空间的第一区域径向地沿着多个从k空间中心发散的轮辐进行扫描,其中至少两个相位编码梯度在给予激励脉冲之前就完全上升,而对不包括第一区域的、余下的k空间中心第二区域笛卡尔地,尤其通过逐点成像进行扫描,其中出于提高对比度的目的在特定次数的单独测量之前发出预脉冲,尤其是用于产生T1对比度的反转脉冲。除此以外本发明还涉及一种磁共振装置。

背景技术

[0002] 带有超短回波时间的序列,即回波时间 $TE < 0.5ms$,在磁共振成像中提供了新的应用领域。其实现了对于以常规的磁共振序列例如自旋回波或梯度回波序列无法显示的材料显示,因为其重复时间T2明显短于回波时间并且其信号在拍摄时间点已经衰变。此外一些带有超短回波时间的磁共振序列极度安静,因为仅仅最外围的微小的梯度变化是需要的。例如这种类型的,明显减轻患者的噪音负担的序列有zTE序列(Zero-TE-序列),WASPI序列(Water and Fat Suppressed Proton Projection MRI),SWIFT序列(Sweep Imaging with Fourier Transform)和PETRA序列(Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition)。

[0003] 现有技术已经建议了多种有超短回波时间的磁共振序列,例如径向UTE序列(“Ultrashort Echo Time”,例如参看Sonia Nielles-Vallespin的文章“3D radial projection technique with ultrashort echo times for sodium MRI:clinical applications in human brain and skeletal muscle”,Magn.Reson.Med.2007;57;74-81页)。在此在经历等待时间之后在激励脉冲后提升梯度并且同时开始数据采集。如此扫描的k空间轨道在激励之后径向从k空间的中心向外延伸。因此必须在基于在k空间中记录的原始数据重建图像数据之前借助傅立叶变换将该原始数据,例如通过再次网格化(Regriding),首先换算到笛卡尔k空间栅格上。

[0004] 其它用于实现短的回波时间的方案有,逐点扫描k空间,其方式是,采集自由感应衰减(FID-Free Induction Decay)。此种方法被称为单点成像,因为每个高频激励脉冲基本上在k空间中仅仅采集一个原始数据点。此种用于单点成像的方法的实例是RASP方法(“Rapid Signal Point Imaging”,O.Heid.et al,SMR,第三次年会,684页,1995)。在此在高频激励脉冲之后的某固定时间点为回波时间(Echozeit)TE读出k空间的原始数据点,其相位由梯度来编码,所述梯度借助磁共振装置对于每个原始数据点或测量点来改变,使得k空间被逐点扫描。

[0005] 另外一种回波时间和整体拍摄时间的缩短通过PETRA序列来实现,其由DE102010041446A1和D.Grodzki et al.的文章“Ultrashort Echo Time Imaging Using Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition(PETRA)”,Magnetic

Resonance in Medicine 67, 510-518 页, 2012 所描述。该出版物在此通过引用而合并到本发明的公开内容中, 这给出了 PETRA 序列的具体实现。在 PETRA 序列情况下, 与成像区域对应的 k 空间被以两种不同类型读出。不包含 k 空间中心的第一区域被如此被扫描, 首先至少两个相位编码梯度在各自的空间方向借助磁共振装置的梯度系统被接通, 其中只有在被接通的相位编码梯度的全部强度被达到之后才借助磁共振装置的高频发射接收设备发射非选择性高频激励脉冲。在最后发射的高频激励脉冲之后经过时间 t_1 借助高频发射接收设备 (或另外的, 可能为专用的高频接收设备) 记录回波信号并且将其作为原始数据点沿着通过相位编码梯度的强度规定的径向的 k 空间轨道 (轮辐) 来存储。该步骤被重复, 直至与成像区域对应的 k 空间在取决于时间 t_1 的第一区域内沿着径向的 k 空间轨道被读出。相位编码梯度的接通和其直至被提升 (“gerampt”) 的等待, 例如与 UTE 序列相比, 可以进一步缩短回波时间。然而通过已经提升了相位编码梯度, 可以不再扫描包括 k 空间中心的、球状的中心区域, 即 k 空间的第二区域。结果设置, 使没有暴露在 k 空间的第一区域而围绕 k 空间的中心的、k 空间的第二区域, 以其它方式被测量, 其中扫描在此笛卡尔式进行, 尤其借助逐点成像方法例如 RASP。因为在扫描的该第二部分记录的原始数据已经处于笛卡尔 k 空间栅格中, 同时径向读出的原始数据也必须在借助傅立叶变换能够从原始数据重建出图像数据之前如同上面描述的那样换算到该笛卡尔 k 空间栅格, 获得另外关于费用和时间的节省。

[0006] 带有超短回波时间的磁共振序列 (尤其也包括 PETRA 序列) 的对比度位于从质子密度权重至 T1 权重的区域。在关于测量恒定的重复时间和恒定的翻转角的情况, 构成所谓的决定准确对比度的稳态。在 zTE-, WASPI-, SWIFT- 和 PETRA- 序列中, 翻转角经常被限定在大约八到十二度, 其在 3 到 5ms 的典型的重复时间的情况下导致主要是质子密度加权的对比度。

[0007] 为了获得 T1 以及 T2 对比度, 建议使用分别在测量过程的至少一个部分前应用的预脉冲。也值得考虑的是, 为节省时间仅仅每 n 个重复应用预脉冲, 这例如在文章 “Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT” (Proc. ISMRM 2011, 2723 页, R. Chamberlain et al.) 所描述。

[0008] 对于 MPRAGE 序列 (例如参见 M. Brant-Zawadzki 的文章 et al., “MP RAGE: a three-dimensional T1-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain”, Radiology 182, 769-775 页, 1992), 笛卡尔式扫描单独的 k 空间行。如果在此使用预脉冲, 在预脉冲之后首先等待特定的时间 T_{vp} , 紧接着是 T_{acq} 的采集时间, 在此时间内测量数目为 $n = T_{acq}/TR$ 次重复, 其中 TR 如同传统地标识重复时间。在采集时间之后和下一次预脉冲应用之前, 还可以设置一个等待时间。在等待时间期间自旋弛豫, 这可能对信噪比是具有优势的, 但是一般情况下不会再发生完全的弛豫。

[0009] 这里对用于 T1 权重的反转脉冲的例子更具体地解释。首先通过作为反转脉冲而构建的预脉冲使自旋反转, 使其旋转 180° 的翻转角。如果在弛豫期间有总是通过重复时间隔开的带有小的翻转角的激励脉冲, 则取决于各自的物质的弛豫而获得与最大横向磁化不对应的稳定磁化, 在该稳定磁化情况下可以通过激励脉冲最终 “终止” 弛豫, 其中该稳定磁化对于不同的物质 (例如脑灰质和脑白质) 而不同。从中得出 T1 权重。

[0010] 如果对于预脉冲中断了数据采集, 也不会发生完全的弛豫, 从而不会从最大横向磁化开始旋转, 而是要么直接从稳定磁化开始, 要么从位于最大横向磁化和稳定磁化之间

的某个值开始。随之在经过特定时间(起振过程)后获得稳态,即意味着,对于由预脉冲和测量过程构成的每个周期来说磁化的进程都是一样的。

[0011] 在MPRAGE序列中现在设置,仅在稳态中进行测量,该稳态是在整体测量开始后的少数几次(有时是一次)该类周期之后稳定下来。在此经常设置,有针对地等待一些该类周期,使得测量不被来自起振过程的数据污染。

[0012] 现在已知一种程序,如此优化MPRAGE序列,使得达到在尽可能高的SNR的情况下的尽可能好的对比度,例如在脑灰质和脑白质之间。在那里设置,确定在预脉冲出现之后的一个最优时间点TI,在此时间点一方面有尽可能好的对比度,例如横向磁化分量之间的明显的区分,但是同时(例如所述横向磁化分量的)绝对值足够大,使得信噪比足够高。最终出现一个平衡,由其结果可以推导出最优时间点TI,其处在弛豫过程期间以内通常在达到上面讨论的稳定磁化之前。

[0013] 对于MPRAGE现在建议,有针对性地在预脉冲出现之后的最优时间点TI测量距离k空间中心最近的、对于图像拍摄的对比度和信噪比最有决定意义的k空间线。

[0014] 因为不同的原理,该MPRAGE序列中的程序无法直接传递给PETRA序列。

发明内容

[0015] 本发明要解决的技术问题是,允许一种即使在使用磁共振序列(尤其是PETRA序列)情况下也能改进对比度和信噪比的可能性,其综合了k空间的径向和笛卡尔扫描。

[0016] 为了解决该技术问题在一开始提到的根据本发明的方法中设置,至少一部分最接近k空间中心放置的、k空间的第二区域的测量点作为中心测量点在预脉冲出现之后随后地、尤其紧接地在至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种的用于对比度的磁化的过零点被测量。

[0017] 因此建议,在首要的预脉冲(例如反转脉冲)后立刻测量围绕k空间中心的特定数目的k空间点,例如为 3^3 , 4^3 或 5^3 个点。在首要的预脉冲之后自旋系统仍然没有如同上面讨论的那样在稳态中稳定下来,而横向磁化已经达到比稳态中明显更高的值。如此早测量k空间中心区域中的点的第二个优点是,在最大弛豫的磁化情况下第一预脉冲开始做准备,使得接下来有可能基于清晰定义的起始点而分析地确定一个时间点,在此时间点上对于测量最优的对比度和/或最优的信噪比。下面更具体的进一步讨论。

[0018] 因为k空间中心对于图像拍摄的对比度和信噪比是决定性的,所以可以以该方式既稳定对比度,又提高信噪比。

[0019] 对于T1对比度必须的点是,在起振过程中存在更多横向磁化和在待区分的物质的磁化中可以实现比稳态中更大的比例。在用于产生T2对比度的T2预脉冲的情况下,例如一系列反转、重聚焦和诸如此类,为了好的对比度,完全弛豫的磁化是有效的,该磁化在第一次应用预脉冲的情况下呈现,从而可以获得一个很好的对比度,而在已经稳定的状态下存在次最优对比度。结果是在“已经稳定的状态”,也就是稳态下,测量位于k空间更外部的测量点(和径向轮辐)。

[0020] 在根据本发明的方法情况下恰好执行在开始示出的MPRAGE序列情况下所进行的相反面,因为其不是始终在稳态中测量,而是有针对地在导致稳态的起振过程中于在首要的预脉冲之后测量k空间中心,将预脉冲和紧随其后测量(拍摄时间段)的顺序称之为周期,

也就是首要的周期。

[0021] 在此尤其有效的是,当多种(例如两种)待区分的物质中的一种的横向磁化具有其过零点的时候,测量在预脉冲之后开始。其它磁化在此时间点已经进一步弛豫,这意味着要特别考虑按时间顺序最后发生的过零点。例如如果脑灰质和脑白质作为待区分物质,对于在用于生成T1对比度的反向脉冲的第一次应用之后的起振过程成立的是,脑白质的横向磁化已经弛豫几乎50%,结果提供了高的信号贡献,与此同时脑灰质正处于其过零点。在紧随其后的由预脉冲和采集时间段组成的测量周期中,稳态起振并且脑白质的横向磁化在脑灰质的横向磁化过零的情况下明显更低,从而没有表现出这么多显著的差异并且尤其存在更低的横向磁化,这对于信噪比有负面效应。

[0022] 对此要指出的是,本发明一般来说也允许在对比度和信噪比之间的没有理想折衷的情况下实现在剩余序列中的采集时间段,从而测量也可以在不同物质的信号无法达到显著差异的时间点进行。这一点是由于,对于对比度重要的k空间的中心已经以优化的对比度被测量了。

[0023] 由此总体上可以明显提高对比度噪声比并且主要是信号噪声比,尤其是与另外一个方案对比,在该另外一个方案中纯粹根据在稳态中的一个优化的测量时间点进行安排。

[0024] 在本发明的其它实施方式中可以设置,中心点的测量在预脉冲出现之后在至少两种在图像拍摄中待区分的物质中的一种经过起始时间 $T1 \cdot \ln(2)$ 之后开始。如同已经说明的一样,清晰定义的初始位置,尤其是横向磁化的完全弛豫,实现了确定一个理想的时间点。尤其在此作为待区分的物质的一种的、在时间顺序上最后的过零点的起始时间而选择,其得到起始时间 $T1 = \ln(2) \cdot T1$ 。在区分脑白质和脑灰质的示例中可以考虑脑灰质的横向磁化的过零点。

[0025] 还可以更进一步设置,首先测量对应k空间中心的中心测量点。如果在过零点有最佳对比度,那么建议对最接近k空间中心的测量点,尤其是位于k空间中心的对于对比度主要负责的测量点,在(例如如同刚才描述那样计算出的)该最优时间点进行测量,以便然后才考虑k空间中心区域的其它点。

[0026] 如同已经指出的,可以设置,将距离k空间中心最接近的 n^3 ($n=2, 3, 4$ 或 5)个点作为中心测量点来测量。也就是例如可以将最中心的27或125个测量点作为中心测量点来测量。

[0027] 在本发明的特别具有优势的实施中设置,中心测量点沿着k空间中的螺旋状测量轨道,从最接近k空间中心的中心测量点出发被测量。还值得考虑的是,将中心测量点最终按照其相对k空间中心的距离进行编序地测量,方法是,选定对应的测量轨道,尤其是k空间中的螺旋状测量轨道。在此需要注意的是,这样的测量轨道(记录轨道)关于相位编码梯度也没有大的跳跃而被执行,从而不产生噪音增长和使得序列总体上得以保持安静。

[0028] 根据本发明的方法一般来说应用如下事实,被包含于k空间第一区域的、k空间的中心本来就笛卡尔方式、尤其通过逐点成像被扫描,以便k空间第二区域的特定部分的测量点在其测量中被“优选”并且其测量在记录第一区域中的径向轮辐之前就已经执行。这尤其可以不用强制相位编码梯度中的大的跳跃,其可能减弱使磁共振序列极其安静地被执行的优点。

[0029] 在所述方法之外,本发明还涉及到一种磁共振装置,其包括构建为用于执行根据本发明的方法的控制装置。磁共振装置在现有技术中已经广泛的为人所知并且包括控制具

体图像拍摄的控制装置,进而可以执行在根据本发明的方法所设置的对测量顺序的介入,其中在导致稳态的起振过程中就已经进行测量。所有的参考根据本发明的方法的实施可以类似地转用到根据本发明的磁共振装置,从而能够以该装置获得本发明的优点。

附图说明

[0030] 本发明的其它特征和细节借助于附图由下面描述的实施例得出。其中:

[0031] 图1表示根据现有技术用于采集与成像区域对应的k空间的PETRA序列,

[0032] 图2表示根据现有技术和在根据本发明的方法中在给予预脉冲的情况下的测量的流程,

[0033] 图3表示多次周期中在对于T1对比度最有利的预脉冲的情况下不同物质的横向磁化的曲线,和

[0034] 图4表示根据本发明的磁共振装置。

具体实施方式

[0035] 图1示出作为磁共振序列的PETRA序列的进程,如同其源自现有技术,例如DE 102010041446 A1中所公知的和被用于在磁共振装置中的图片拍摄。在此图1的第一行示出发射的高频激励脉冲1,第二行示出相关的读出时间段2。激励脉冲1分别以在整个序列中保持恒定的重复时间TR的间隔而重复。在本实施例中接通两个相位编码梯度,从而在第三个方向(层方向)在此是z方向上的编码被放弃($G_z=0$)。

[0036] 显然在其中k空间的第一区域被径向扫描的第一测量段落A中,以及在其中不被第一区域包括而包括了k空间中心的、k空间的第二区域被扫描的第二测量段落B中,梯度仅极少被改变,在测量段落A中尤其连续,从而使得原始数据的极其安静的采集变得可行。

[0037] 在本实施例中考虑如下的情况,在该情况中为了生成脑白质和脑灰质之间的T1对比度,作为预脉冲对于特定次数的重复给出反转脉冲,从而整个重复(测量过程)如同通过激励脉冲16和读出时间17的组合得出的那样,被分配到多个预脉冲,如同图2示意性所示。在此示意性示出带有紧接着的测量时间段4的预脉冲3。在此接下来将在预脉冲3之后开始测量之前的等待时间标识为 T_{VP} ,在测量时间段4中的数倍于重复时间TR的测量持续时间标识为 T_{ACQ} ,和在下一个预脉冲3之前的可选的等待时间标识为 $T_{等待}$ 。在常规使用预脉冲3和分别同样长的时间 T_{VP} , T_{ACQ} , 和 $T_{等待}$ 的情况下,得出稳态,在该稳态中对于由预脉冲3和测量时间段4构成的每个周期,磁化曲线是一样的。

[0038] 但是在本发明的框架之内,与到测量段落A和B的划分(在所述划分情况下如图2上部分所示在时间点5开始笛卡尔部分的测量)不同地,紧接着第一预脉冲3之后以尤其高的对比度在子测量段落B1中测量最接近k空间中心的测量点的一部分,其中才开始对于k空间的径向扫描的测量段落A,然后紧接着对于笛卡尔部分的、与中心测量点不对应的其余测量点的子测量段落B(如图2下所示)。

[0039] 为了说明清楚,图3示出对于脑白质(曲线6)和脑灰质(曲线7)的横向磁化的时间曲线。曲线8示出各个磁化相互之间的关系。在此所述曲线紧接着时间点9(在此时间点第一个所提供的预脉冲结束)之后开始,因而发生最大弛豫的横向磁化的换向。

[0040] 从图3中明显清楚地,稳态自从第二周期II开始已经被设置,这意味着,根据曲线

6,7的磁化在周期II,III,IV...中始终相同地延伸。然而在第一个预脉冲之后的周期I明显不同,其代表了导致稳态的起振过程。假设从一个完全弛豫的磁化出发,得出对于磁化的显著更高的值,其中尤其引人注目的是,在对应脑灰质的曲线7的过零点的时间点,即时间点10已经存在一个对于脑白质(曲线6)的横向磁化的相比较于在稍后的周期II,III,IV中显著更高的值。结果是在时间点10实现了一个出色的T1对比度,其在稍后的周期中以此方式无法被重复。因而从时间点10起的时间段内使用子测量段落B1,以便最接近k空间中心的一些(例如是27或125个)点已经从那时起被测量。仅仅在瞬时阶段,而不是在稳态形成的最优条件被利用。

[0041] 选择时间点10作为该中心测量点的测量的起始点,在该时间点脑灰质的横向磁化有过零点,具体在 $\ln(2) \cdot T1_{\text{灰}}$ 时。如从图3显而易见的是,在该时间点白色大脑物质的横向磁化已经弛豫接近50%,从而提高了较高的信号贡献。

[0042] 对此指出,其它周期中的测量,也就是根据图2所示首先在第一测量段落A中k空间的径向扫描并不必须于预脉冲3之后在第一周期I中在最优时间点10开始,而是在此明显地可以现在其它的设置,尤其那些无法实现脑灰质和脑白质之间的显著区别的设置,例如 $S_w/S_g=1.5$ 。这些都是可行的,因为对于对比度重要的k空间中心已经以最优对比度测量过了。

[0043] 在子测量段落B1中的中心测量点的测量在此如下进行,首先测量最接近k空间中心的点,尤其是位于k空间中心的那一个点,然后使用螺旋状的记录轨道,其被用于确保其它中心测量点按照其相对k空间中心的距离而被测量。

[0044] 图4最后示出根据本发明的磁共振装置11的原理草图。其具有基本上为人公知的主磁体12,患者通过患者容器13可以被推入其中。环绕患者容器13可以设置(在此为一目了然的原因而未具体示出)高频发射接收设备,例如为身体线圈,和梯度线圈。

[0045] 磁共振装置11的运行提供控制装置14来控制,其在图像拍摄时以设置好的序列参数实现PETRA磁共振序列。控制装置14和操作单元15相连,所述操作单元具有显示设备17和输入设备16。通过此能够设置可调节的序列参数,例如用户希望的待记录的径向轮辐的数目。

[0046] 控制装置14被构建为用于执行根据本发明的方法,即意味着其如此匹配于记录工作,使得中心测量点在第一预脉冲出现之后的瞬时现象中被测量。

[0047] 尽管本发明通过优选的实施例在细节上具体被图示和描述,如此并不表示本发明被所公开的实例所限制,其它方案也可以由专业人员推导出来并且不脱离本发明的保护范围。

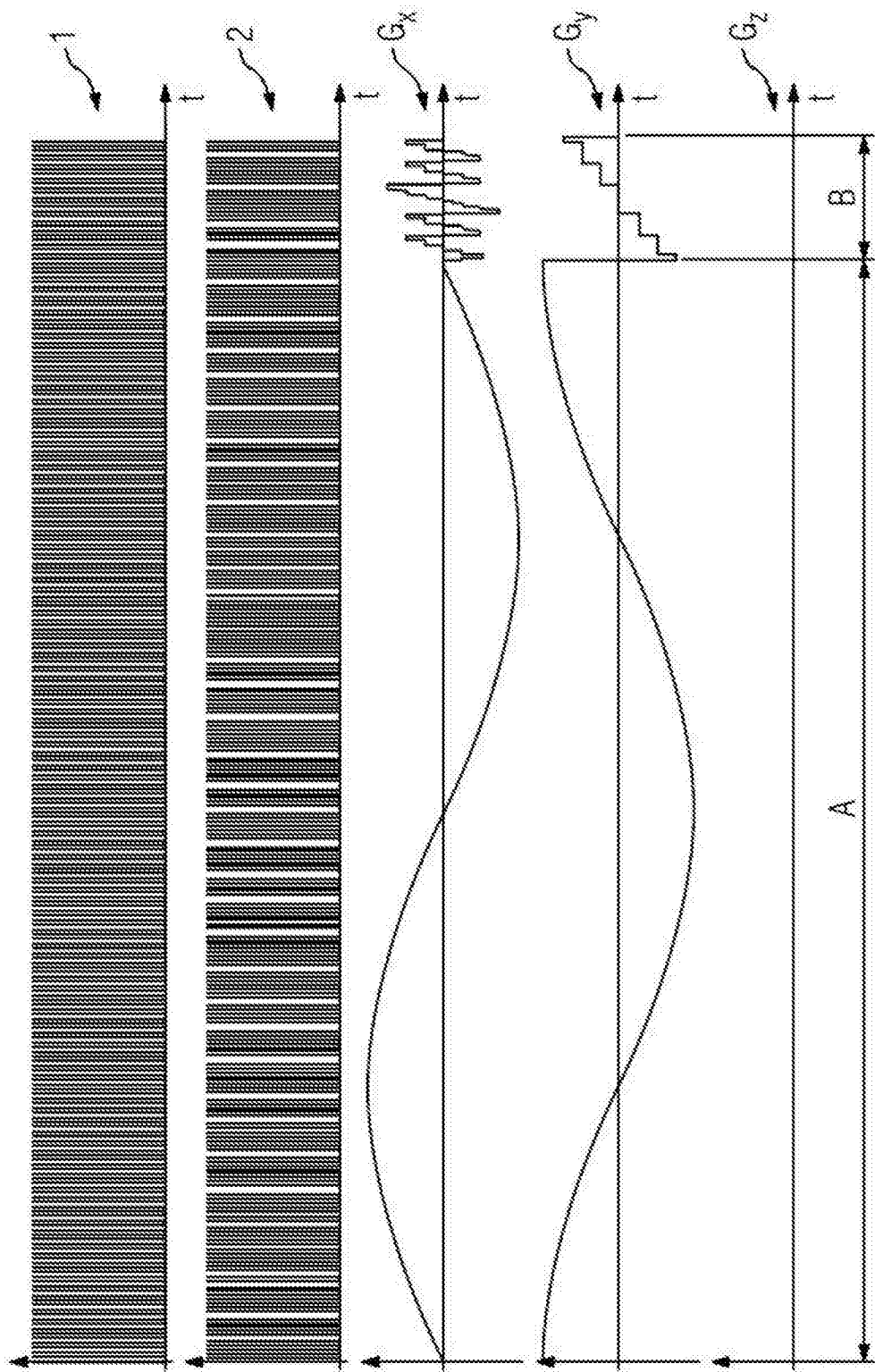


图1

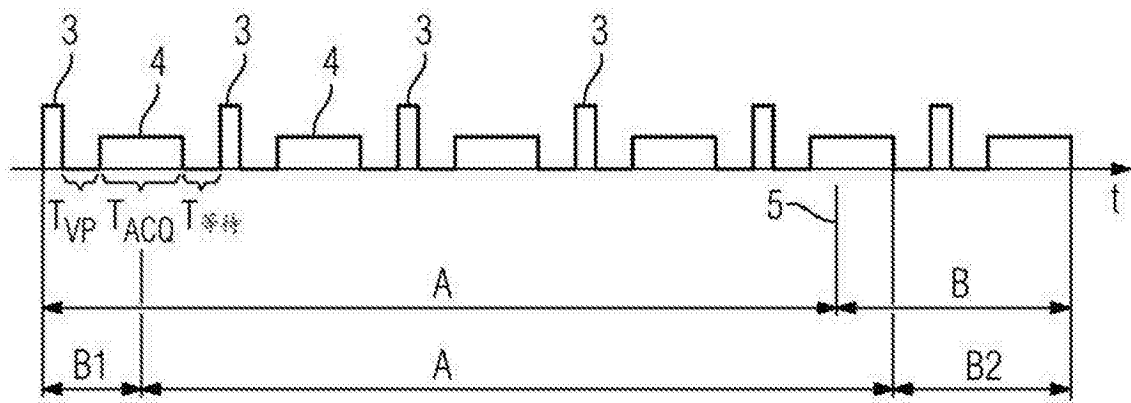


图2

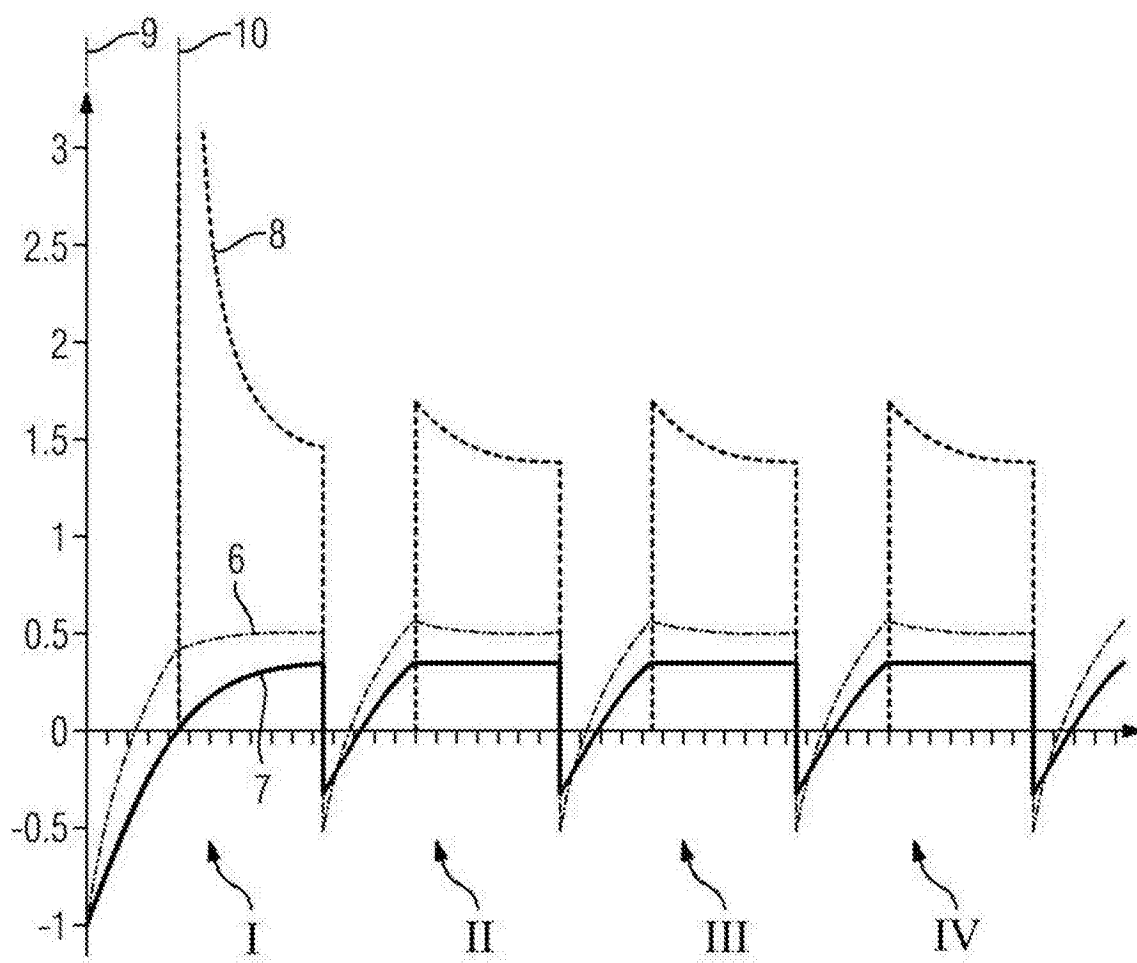


图3

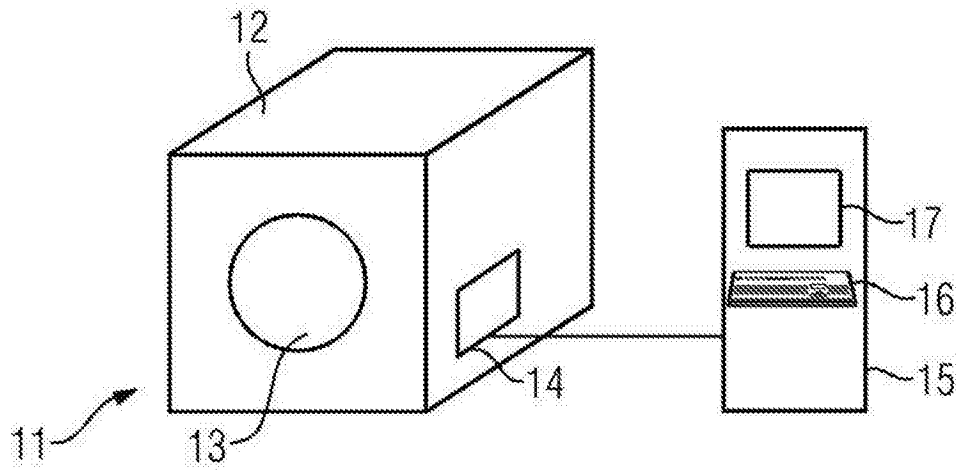


图4