



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104122519 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201410161995.X

(22)申请日 2014.04.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104122519 A

(43)申请公布日 2014.10.29

(30)优先权数据

102013207390.9 2013.04.24 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 D.保罗

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 熊雪梅

(51)Int.Cl.

G01R 33/54(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开平11-216129 A,1999.08.10,

CN 1497254 A,2004.05.19,

US 2005/0264286 A1,2005.12.01,

CN 103018693 A,2013.04.03,

CN 103027679 A,2013.04.10,

审查员 姜楠

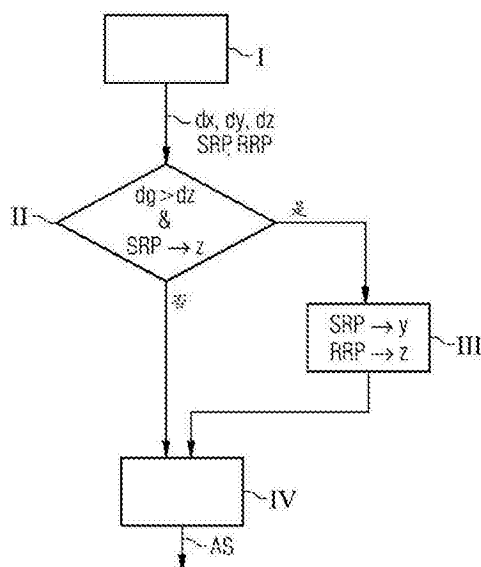
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

磁共振控制序列的确定

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定磁共振控制序列(AS)的方法,其具有至少一个在第一选择方向(SR_1)上空间选择性地起作用的第一脉冲布置(PA_1, PA_1')和随后的在第二选择方向(SR_2)上空间选择性地起作用的第二脉冲布置(PA_2, PA_2')。为此采集视景体尺寸参数值(dx, dy, dz),其定义了待激励的视景体(V_{in})的空间伸展。自动地依据在不同的选择方向(SR_1, SR_2)上的待激励的视景体(V_{in})的空间伸展的长度比例来规定所述第一选择方向(SR_1)和所述第二选择方向(SR_2)。此外本发明涉及一种用于运行磁共振系统(1)的方法、一种用于确定磁共振控制序列(AS)的控制序列确定装置(22)以及一种具有这样的控制序列确定装置(22)的磁共振系统(1)。



1. 一种用于确定磁共振控制序列(AS)的方法,该磁共振控制序列具有至少一个在第一选择方向(SR₁)上空间选择性地起作用的第一脉冲布置(PA₁,PA₁')和随后的在第二选择方向(SR₂)上空间选择性地起作用的第二脉冲布置(PA₂,PA₂'),其中,采集视景体尺寸参数值(dx,dy,dz),该视景体尺寸参数值定义了待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展,并且然后自动地依据在不同的选择方向(SR₁,SR₂)上的待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展的长度比例来规定所述第一选择方向(SR₁)和所述第二选择方向(SR₂)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一脉冲布置(PA₁,PA₁')包括厚片激励高频脉冲(HF_s)并且所述第二脉冲布置(PA₂,PA₂')包括重聚焦高频脉冲(HF_R),并且其中,所述厚片激励高频脉冲(HF_s)的目标翻转角小于所述重聚焦高频脉冲(HF_R)的目标翻转角。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,采集定义了第一选择方向(SR₁)的第一选择方向参数(SRP)和定义了第二选择方向(SR₂)的第二选择方向参数(RRP),并且当所述第一选择方向(SR₁)和所述第二选择方向(SR₂)不相应于依据在不同的选择方向(SR₁,SR₂)上的待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展的长度比例预定的条件时,自动地改变所述第一选择方向参数(SRP)和所述第二选择方向参数(RRP)。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中,将所述第二选择方向(SR₂)设置为待激励的视景体(V_{in})的最小的伸展(dz)的方向。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,当所采集的第一选择方向参数(SRP)和所采集的第二选择方向参数(RRP)这样定义第一和第二选择方向(SR₁,SR₂),使得所述第二选择方向(SR₂)比所述第一选择方向(SR₁)位于视景体(V_{in})的更长的伸展的方向上时,交换所述第一选择方向(SR₁)和所述第二选择方向(SR₂)。

6. 一种用于运行磁共振系统(1)的方法,其中,首先在根据权利要求1至5中任一项所述的方法中确定磁共振控制序列(AS)并且然后在使用该磁共振控制序列(AS)的条件下运行所述磁共振系统(1)。

7. 一种用于确定磁共振控制序列(AS)的控制序列确定装置(22),该磁共振控制序列包括至少一个在第一选择方向(SR₁)上空间选择性地起作用的第一脉冲布置(PA₁,PA₁')和随后的在第二选择方向(SR₂)上空间选择性地起作用的第二脉冲布置(PA₂,PA₂'),该控制序列确定装置具有:

- 输入接口装置(23),用于采集视景体尺寸参数值(dx,dy,dz),该视景体尺寸参数值定义了待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展,

- 方向定义单元(26),其被构造为,自动地依据在不同的选择方向(SR₁,SR₂)上的待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展的长度比例规定第一选择方向(SR₁)和第二选择方向(SR₂),

- 脉冲布置确定单元(29),用于在考虑视景体尺寸参数值(dx,dy,dz)和所规定的第一选择方向(SR₁)和第二选择方向(SR₂)的条件下确定脉冲布置(PA₁,PA₁',PA₂,PA₂')。

8. 根据权利要求7所述的控制序列确定装置(22),具有:

- 选择方向参数接口(24),用于采集定义了第一选择方向(SR₁)的第一选择方向参数(SRP)和定义了第二选择方向(SR₂)的第二选择方向参数(RRP),

- 方向参数检查单元(27),其检查,所述第一选择方向(SR₁)和所述第二选择方向(SR₂)是否相应于依据在不同的选择方向(SR₁,SR₂)上的待激励的视景体(V_{in})的空间的伸展的长度比例预定的条件,和

-方向参数改变单元(28),当所述第一选择方向(SR_1)和所述第二选择方向(SR_2)不相应于所述预定条件时,该方向参数改变单元自动地改变所述第一选择方向参数(SRP)和所述第二选择方向参数(RRP)。

9.一种磁共振系统(1),具有高频发送装置(6)、梯度系统(4)和控制装置(15),该控制装置被构造为,为了基于预定的磁共振控制序列(AS)实施期望的测量,发送高频脉冲串并且与之协调地通过梯度系统发送梯度脉冲串(GP),

其特征在于根据权利要求7或8所述的控制序列确定装置(22),用于确定磁共振控制序列并将其传送到所述控制装置(15)。

磁共振控制序列的确定

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定磁共振控制序列的方法,该磁共振控制序列具有至少一个在第一选择方向上空间选择性地起作用的第一脉冲布置和随后的在第二选择方向上空间选择性地起作用的第二脉冲布置。此外,本发明还涉及一种用于运行具有这样的磁共振控制序列的磁共振系统的方法;一种控制序列确定装置,用来确定这样的磁共振控制序列;以及一种具有这样的控制序列确定装置的磁共振系统。

背景技术

[0002] 在也称为磁共振断层造影系统的磁共振设备中,通常借助基本场磁体系统将待检查的身体置于相对高的基本磁场(B_0 场),例如1.5、3或7特斯拉的基本磁场。附加地还借助梯度系统施加磁场梯度。然后经由高频发送系统借助合适的天线装置发送高频的激励信号(HF信号),这应当导致,通过该高频场(B_1 场)共振地激励的特定的原子的核自旋以定义的翻转角相对于基本磁场的磁力线翻转。在核自旋弛豫时发射高频信号,即所谓的磁共振信号,借助合适的接收天线接收并且然后进一步处理所述磁共振信号。最后从这样获取的原始数据中可以重建期望的图像数据。

[0003] 对于特定的测量,发送具有待发送的高频脉冲串和(在层选择方向上、相位编码方向上和读出方向上具有合适的梯度脉冲的)待与之协调地接通的梯度脉冲串的脉冲序列。对于成像,在此在序列内的时序尤其是决定性的,即在哪些时间间隔内相继跟随哪些脉冲。通常在所谓的测量协议中定义大量控制参数值,该测量协议事先被建立并且对于特定的测量例如从存储器中被调用并且必要时可以由操作人员现场改变,其可以预先给定附加的控制参数值,诸如要测量的层的堆叠的特定层距离、层厚等。基于所有这些控制参数值然后计算磁共振控制序列,其也称为测量序列、“MR序列(磁共振序列)”或简称为“序列”。

[0004] 在经典的措施中从对象内部逐层地拍摄图像。在此分别选择性地激励相对薄的层,通常在1和5mm之间的层。通过与高频激励脉冲相协调地在层选择方向上施加梯度,实现了这样选择性的激励。通过由激励的高频脉冲和相关的梯度组成的这样的脉冲布置实现了,高频脉冲仅选择性地作用于通过梯度确定的区域。在大部分情况下该层选择方向平行于所谓的z轴、即断层造影设备的纵轴、或者说也平行于位于断层造影设备中的患者的纵轴延伸。由此一方面通过在一个方向(大多为y方向)上的相位编码以及通过在第二方向(大多为x方向)上的读出编码进行在层的内部的位置编码。通过这种方式填充在其中记录了原始数据的二维频率空间,即所谓的k空间。通过二维傅里叶变换从中产生层的图像。

[0005] 在此期间存在如下可能性,即,也要激励较大的三维体积并且按照三维方法来测量。在此,在激励过程中不再是激励薄的层(通常称为“薄片(Slice)”)而是激励相对厚的层(通常称为“厚片(Slab)”)。但是在拍摄原始数据的情况下必须再次在层选择方向上位置分辨地测量这些大多多于10mm厚度的厚片。这一点通常通过第二相位编码实现,即在该方法中在两个方向上相位编码地并且在一个方向上读出编码地测量,以便以原始数据来填充三维的k空间并且由此通过三维傅里叶变换产生三维图像体积。

[0006] 因为在测量期间的相位编码步骤基本上确定对于原始数据的总采集时间,所以一方面具有优势的是,尽可能少的相位编码步骤就足够了。另一方面,必须足够紧密地覆盖k空间(即,必须进行足够的采样),因为否则会出现混淆。为了足够密集地采样,在每个相位编码方向上的待激励的体积的长度应当尽可能短,其中在位置空间中的体积应当完全覆盖对象。在层选择方向上通过厚片的界限来规定体积,即,通过选择第一脉冲布置可以确定薄片厚度以及由此在层选择方向上通过相位编码要覆盖的、体积的长度。然而在垂直于层选择方向的第二相位编码方向上通常必须考虑整个对象宽度。为了也在该方向上限制宽度,建议在层选择方向上选择性起作用的具有高频激励脉冲的第一脉冲布置之后发送在第二方向上选择性起作用的另外的脉冲布置,即具有相应地在第二方向上接通的梯度的重聚焦脉冲。该也称为“内部体积重聚焦”的方法例如在D.A.Feinberg,J.C.Hoenninger,L.E.Crooks,L.Kaufman,J.C.Watts和M.Arakawa的“Inner volume MR imaging:technical concepts and their application,”Radiology156,743-747,1985中描述。

[0007] 在此,也就是在两个方向上选择性地限制视景体(Sichtvolumen),由此尽管已经减少了两个方向上的相位编码步骤仍可以达到关于伪影或混淆的改善。但是已经表明,特别是当选择较大的可视区域时,仍会导致混淆伪影或也导致信号消失,特别是通过脂肪组织由于化学位移。

发明内容

[0008] 本发明要解决的技术问题是,提供一种本文开始部分所述类型的用于确定磁共振控制序列的方法以及一种相应的控制序列确定装置,通过其可以进一步降低在图像中产生混淆(Einfaltung)的危险。

[0009] 上述技术问题通过按照本发明的方法以及通过按照本发明的控制序列确定装置来解决。

[0010] 在按照本发明的方法中,如上面提到的,确定磁共振控制序列,该磁共振控制序列包括至少一个第一脉冲布置,例如具有对应梯度的薄片激励高频脉冲,该第一脉冲布置在第一选择方向上,例如层选择方向上空间选择性地起作用。即使在3D拍摄方法的情况下在层选择方向上进行相位编码时,该方向为了区别而在下面也被称为层选择方向并且经典的相位编码方向被称为相位编码方向。在该第一脉冲布置之后直接或间接地(即在可能的另外的脉冲之后)跟随第二脉冲布置,该第二脉冲布置例如包括重聚焦高频脉冲和对应的梯度,其在第二方向上,例如在经典的相位编码方向上选择性地起作用。通过这种方式例如可以实现提到的内部体积重聚焦并且总体上激励具有在层选择方向上以及在相位编码方向上限制的尺寸的视景体。优选地,第一和第二选择方向在此彼此正交地设置。

[0011] 为此采集视景体尺寸参数值,其定义了在不同方向上的待激励的视景体的空间伸展。例如简单地可以是在层选择方向上的宽度和在经典的相位编码方向上的宽度以及必要时也是在读出编码方向内部的宽度,其优选又与另外的两个方向正交。在此,至少部分地也通过参考另外的度量规定来定义可视区域的几何尺寸,例如通过与另外的尺寸的分量或倍数成比例的尺寸规定,等等。例如可以直接(按mm)给出在x方向上的可视区域的伸展,在y方向上的尺寸是在x方向上的可视区域的伸展的百分之几(例如50%)并且在z方向上的尺寸是在可视区域或在薄片中的层的数量(例如64),由此通过与在可视区域中待重建的层图像的

层厚(例如1mm)相乘得出在z方向上的可视区域的厚度(在给出的示例数据的情况下=64mm)。

[0012] 采集视景体尺寸参数值也被理解为从磁共振系统的另外的组件接收数据,例如借助用户界面或从具有数据库的存储器单元等。特别地,用户界面也可以是用于手动输入这些数据的图形用户界面。

[0013] 按照本发明,然后自动地依据在不同的选择方向上的待激励的视景体的空间伸展的长度比例来规定第一选择方向和第二选择方向,即,例如依据在不同方向上的待激励的视景体的至少两个视景体尺寸参数值。在此与迄今的措施不同,按照迄今的措施通常事先固定地预先给定第一选择方向和第二选择方向,例如在控制协议内固定地定义。迄今通常在那里规定:层选择方向在z方向上延伸并且在y方向上的相位编码方向与z方向垂直,即在患者的身体的纵向方向上。而在按照本发明的方法的情况下,可以例如仅事先规定可能的选择方向,即,哪些方向(例如x、y和z方向)原则上作为选择方向提供,而不是在哪个可能的方向上例如进行层选择和选择性地重聚焦。

[0014] 发明人已经确定,严格规定第一选择方向和第二选择方向,即特别是层选择方向和相位编码方向,不管视景体在各个方向上怎样延伸,相对经常地导致关于混淆伪影的次优的结果。随后还要详细解释这一点。然而通过事后才依据待激励的视景体的尺寸的长度的比例规定第一和第二选择方向总是可以找到针对当前要求的最优的解决方案,并且由此在大多数情况下可以完全地避免基于混淆的伪影。

[0015] 按照本发明的用于确定这样的磁共振控制序列的控制序列确定装置需要至少一个用于采集视景体尺寸参数值的输入接口装置,该磁共振控制序列具有至少一个在第一选择方向上空间选择性地起作用的第一脉冲布置和随后的在第二选择方向上空间选择性地起作用的第二脉冲布置,该视景体尺寸参数值定义了待激励的视景体的空间伸展。此外,控制序列确定装置按照本发明需要方向定义单元,其被构造为,自动地依据在待激励的视景体的不同的(可能的)选择方向上的待激励的视景体的空间伸展的长度比例规定第一和第二选择方向。最后,控制序列确定装置还具有用于在考虑视景体尺寸参数值和规定的第一选择方向和第二选择方向的条件下确定脉冲布置或完整序列的脉冲布置确定单元。

[0016] 此外,控制序列确定装置应当具有合适的控制序列输出接口,以便向磁共振断层造影系统的另外的控制单元传送序列。控制序列输出接口例如可以是将序列传输到磁共振控制装置以便利用其直接控制测量的接口,但也可以是将数据经由网络发送和/或存储到存储器中以用于随后的使用的接口。

[0017] 按照本发明的磁共振系统除了用于发送高频脉冲的高频发送装置还具有用于接通必要的梯度的梯度系统和控制装置,该控制装置被构造为,为了基于预定的磁共振控制序列实施期望的测量,发送高频脉冲串并且与之协调地通过梯度系统发送梯度脉冲串。此外,磁共振系统具有上面描述的控制序列确定装置,以便以按照本发明的方式确定控制序列并将其传送到控制装置。

[0018] 相应地,在按照本发明的用于按照前面描述的方法运行磁共振系统的方法中确定控制序列并且然后在使用控制序列的条件下运行磁共振系统。

[0019] 可以以软件组件的形式构造控制序列确定装置的主要部件。这尤其涉及方向定义单元和脉冲布置确定单元。同样,可以至少部分地以软件形式构造提到的接口,并且必要时

访问现有计算机的硬件接口。本发明由此还包括一种计算机程序,其可以直接加载到控制序列确定装置的存储器中,该计算机程序具有程序代码段,用于当在控制序列确定装置中执行程序时实施按照本发明的方法的所有步骤。这样的适于软件的实现具有优点,即,也可以通过执行程序以合适的方式修改迄今的用于确定控制序列的装置,以便以按照本发明的方式确定优化的控制序列。

[0020] 从属权利要求以及随后的描述包含本发明的特别具有优势的扩展和构成,其中特别地一种类型的权利要求也可以类似于另一种权利要求类型的从属权利要求扩展,并且也可以组合不同的实施例的特征用于形成其它实施例。

[0021] 如上面已经提到的,按照本发明的方法特别具有优势的是,第一脉冲布置包括厚片激励高频脉冲并且第二脉冲布置包括重聚焦高频脉冲,就像例如在用于内部体积重聚焦的序列的情况下所需的那样。优选地,在此厚片激励高频脉冲的平均目标翻转角比重聚焦高频脉冲的平均目标翻转角更小。

[0022] 即使按照本发明的方法可以特别有利地应用在用于内部体积重聚焦的序列的情况,这也不排除按照本发明的方法可以应用在另外的脉冲序列的情况,当依据期望的视景体的尺寸规定不同的选择方向时,在该脉冲序列的情况下可以实现特别的优化效果。

[0023] 在本方法的优选的方案中,首先采集第一选择方向参数,例如层选择方向参数,即控制命令,其预先给定哪个可能的空间方向是层选择方向;和第二选择方向参数,例如重聚焦方向参数,其定义了第二选择方向,即其说明了在哪个另外的空间方向上然后选择性地发送重聚焦脉冲或者接通用于重聚焦高频脉冲的梯度。可以通过用户界面来采集第一和第二选择方向参数,其中使用者精确地预定这些方向。但是通常从协议中读出这些选择方向参数,该协议已经对于各个的控制序列类型预先给定并且仅需由操作人员选择并且通过设置特定的另外的参数来改变。当第一选择方向和第二选择方向不相应于依据视景体尺寸参数值预定的条件时,于是自动地改变第一和第二选择方向参数。换言之,事先规定条件,其定义了,按照待激励的视景体的尺寸的哪种依赖关系来选择第一和第二选择方向,并且然后关于该条件检查所采集的选择方向参数。当不满足条件时,相应地改变(例如更换)选择方向参数,使得遵循条件。

[0024] 为此控制序列确定装置优选具有选择方向参数接口,以便采集定义了第一选择方向的第一选择方向参数和定义了第二选择方向的第二选择方向参数。在此例如也可以是提到的用户界面或也可以是用于从预定的协议中读出该数据的接口。控制序列确定装置此外具有方向参数检查单元,其检查,第一选择方向和第二选择方向是否相应于依据视景体尺寸参数值预定的条件;以及方向参数改变单元,当第一和第二选择方向不相应于预定的条件时,该方向参数改变单元自动地改变第一和第二选择方向参数。

[0025] 该措施具有优点,即,在迄今已经使用的协议中根本不需要改变。也可以以与迄今相同的方向进行所有使用者输入并且整个方法在后台全自动地运行,而不会被使用者察觉到。特别地在此存在如下优点:通常在维度“读出方向”和“相位编码方向”中显示2D图像。在3D测量的情况下层选择方向也是越过图像堆叠的维度。但在轴或选择方向改变的情况下以按照本发明的方式对于使用者的观察角度保持不变,即,例如矢状的拍摄保持矢状的拍摄且不改变。该方法然后仅示出了,基于优化的方向选择的图像数据相应地具有少的伪影。

[0026] 已经表明,在内部体积重聚焦方法中特别具有优势的是,将第二选择方向,即重聚

焦脉冲选择性地起作用的方向,设置为视景体的最小伸展的方向。换言之,这样进行方向选择,使得重聚焦高频脉冲和对应的梯度选择在期望的视景体的最小宽度的方向上的体积。

[0027] 只要,如前面描述的,例如从协议中采集层选择方向参数和重聚焦方向参数并且然后关于选择的条件对其进行检查,则这意味着,当所采集的层选择方向参数和所采集的重聚焦方向参数这样定义第一和第二选择方向,使得第二选择方向比第一选择方向位于视景体的更长的伸展方向上时,则交换第一选择方向和第二选择方向。

[0028] 选择方向的该条件或选择是具有优势的,因为在内部体积重聚焦方法的情况下重聚焦脉冲通常必须比厚片激励高频脉冲达到明显更高的目标翻转角。即,通常对于厚片激励高频脉冲预先给定 90° 的平均目标翻转角,而随后的重聚焦脉冲最优地具有 180° 的平均目标翻转角,但在这种情况下也可以稍微降低,例如降低到在 145° 和 180° 之间的值。也就是在极限情况下重聚焦高频脉冲具有几乎为厚片激励高频脉冲的双倍那么高的目标翻转角。为了实现这样高的目标翻转角,重聚焦高频脉冲必须具有相应高的振幅。另一方面,高频振幅受到技术系统和/或受到SAR条件(SAR=Specific Absorption Rate,患者的最大允许的高频负荷)限制。为了在受限制的振幅的情况下仍能实现期望的目标翻转角,因此重聚焦高频脉冲必须在时间上延伸,即变得相对长。因为脉冲的带宽又与脉冲持续时间成反比,所以该长的脉冲持续时间导致了重聚焦高频脉冲的降低的带宽。但是带宽又确定了对于待激励或待聚焦的层的特定的厚度所需的梯度强度。带宽越小,则为空间选择而引入的梯度的振幅就越小,以便激励或重聚焦相同的空间宽度。另一方面,层选择梯度越小,则基本磁场的不均匀性的可能性和化学位移越大。这些条件组合地最终导致,在内部体积重聚焦方法的情况下恰好在重聚焦方向上(在该重聚焦方向上由于低的梯度振幅而存在对于 B_0 不均匀性和化学位移效果的明显更高的灵敏度)发生在图像数据中的脂肪信号的不期望的混淆和/或水信号消失伪影。也就是借助按照本发明的方法尤其可以确保,重聚焦脉冲在如下方向上层选择性地起作用,该方向具有通过操作人员规定的、待激励的视景体的最小伸展。由此可以比在较大的体积宽度方向上重聚焦的情况下选择稍微更高的梯度振幅,从而降低对于 B_0 不均匀性和化学位移的灵敏度。因此降低了由于脂肪组织的混淆引起的伪影的危险。

[0029] 因此该措施是特别有意义的,因为通常操作人员在内部体积重聚焦的情况下在z方向上选择比在与之垂直的相位编码方向上更短的可视区域。这在于,其习惯于具有薄层的通常的层激励方法的措施。另一方面,在通常的协议中规定在z方向上的层选择方向和经典的相位编码方向(大多为y方向)上的重聚焦方向。这在大部分情况下导致了,计算出的、其中重聚焦高频脉冲应当选择性地起作用的那个方向是具有较长的尺寸的方向中的一个。通过所描述的过程现在可以无需改变现有的协议并且无需通过操作人员影响可视区域尺寸的选择,就达到了具有改善的图像数据结果的最优位置,也就是,当不遵循该条件时,简单地通过插入具有空间方向条件的检查和必要时方向的自动改变的所述方法步骤。

附图说明

[0030] 下面对照所附的附图结合实施例对本发明作进一步的说明。附图中:

[0031] 图1示出了按照本发明的磁共振系统的实施例的示意图,

[0032] 图2示出了借助内部体积重聚焦序列可选择的可视区域的示例的示意图,

[0033] 图3示出了在对检查对象俯视的情况下用于解释在检查对象中在3D激励的情况下

视景体的通常选择的示意图，

[0034] 图4示出了如图3那样的视景体的示意图，但是现在是在穿过检查对象的截面视图中，

[0035] 图5示出了在选择方向的通常选择的情况下内部体积重聚焦序列的示例的序列图，

[0036] 图6示出了用于确定控制序列的按照本发明的方法的可能的流程的流程图，

[0037] 图7示出了在选择方向的按照本发明最优地选择的情况下内部体积重聚焦序列的示例的序列图。

具体实施方式

[0038] 图1粗略示意性示出了按照本发明的磁共振设备1。其一方面包括具有位于其中的检查空间8或患者隧道的实际的磁共振扫描器2。卧榻7可以在该患者隧道8中来回移动，从而可以将在其上放置的患者0或受试者在检查期间放置到磁共振扫描器2内的相对于在其中布置的磁体系统和高频系统的特定位置或者也可以在测量期间将其在不同的位置之间移动。

[0039] 属于磁共振扫描器2的组件的在此是基本场磁体3、具有用于产生在x、y和z方向上的磁场梯度的磁场梯度线圈的梯度系统4以及全身高频线圈5。在x、y和z方向上(空间坐标系)的磁场梯度线圈可以独立于彼此地控制，从而通过预定的组合可以施加在任意逻辑空间方向上的梯度，例如在层选择方向上、在相位编码方向上或在读出方向上，其不与空间坐标系的轴平行。可以通过全身线圈5来接收在检查对象0中感应出的磁共振信号，利用该全身线圈通常也发送用于感应磁共振信号的高频信号。但是通常利用带有例如在患者0上或下放置的局部线圈(在此仅示出了多个局部线圈中的一个)的局部线圈装置6来接收该信号。所有这些组件基本上由专业人员所公知并且因此在图1中仅粗略示意性示出。

[0040] 磁共振扫描器2的组件可以由控制装置10来控制。在此其可以是控制计算机，其也可以由多个(必要时也空间分离的并且经由合适的电缆等相互连接的)单个计算机组成。经由终端接口17将该控制装置10与终端20连接，操作人员可以通过该终端控制总的设备1。在该情况下该终端20具有带有键盘、一个或多个显示屏以及诸如鼠标等的其它输入设备的计算机21或该终端被构造为这样的计算机21，以便向操作人员提供图形的用户界面。

[0041] 控制装置10具有梯度控制单元11，该梯度控制单元又可以由多个子组件组成。通过该梯度控制单元11利用控制信号按照梯度脉冲序列GS接通单个的梯度线圈。在此如上面描述的那样是在测量期间在恰好设置的时间位置上并且以恰好设置的时间走向来设置的梯度脉冲。

[0042] 控制装置10还具有高频发送单元12，以便将高频脉冲分别按照控制序列AS的预定的高频脉冲序列HFS馈入到全身高频线圈5中。高频脉冲序列HFS包括上面提到的激励和重聚焦脉冲。然后借助局部线圈装置6实现磁共振信号的接收，并且由HF接收单元13读出并处理该从中接收的原始数据RD。磁共振信号以数字形式作为原始数据向重聚焦单元14传输，该重聚焦单元由此重建图像数据BD并且将其存储到存储器16中和/或经由接口17向终端20传送，从而操作人员可以观察其。图像数据BD也可以经由网络NW在另外的位置上存储和/或显示和分析。替换地，也可以通过局部线圈装置发送高频脉冲序列和/或可以由全身高频线

圈接收磁共振信号(未示出)。

[0043] 经由另外的接口18将控制命令传送到磁共振扫描器2的另外的组件,诸如卧榻7或基本场磁体3,或者接收测量值或其它信息。

[0044] 梯度控制单元11、HF发送单元12和HF接收单元13分别协调地通过测量控制单元15来控制。其通过相应的命令负责:发送脉冲序列的期望的梯度脉冲序列GS(即梯度脉冲的序列)和高频脉冲序列HFS。此外必须负责的是,在合适的时间点通过HF接收单元13读出并进一步处理在局部线圈装置6的局部线圈上的磁共振信号,即必须设置读出窗,方法是例如将HF接收单元13的ADC切换到接收。同样,测量控制单元15控制接口18。

[0045] 然而这样的磁共振测量的基本流程和提到的用于控制的组件由专业人员公知,从而在此不进一步详细描述其。此外,这样的磁共振扫描器2以及相关的控制装置还可以具有多个另外的组件,其在此同样不详细解释。在此要指出的是,磁共振扫描器2也可以不同地构造,例如具有侧面开口的患者空间,或者被构造为在其中仅能定位身体部位的较小的扫描器。

[0046] 为了开始测量,操作人员通常可以经由终端20从存储器16中选择为该测量设置的控制协议P,在该存储器中存储了大量用于不同的测量的控制协议P。该控制协议P包含用于各个测量的不同的控制参数值SP等。这些控制参数值SP例如包括序列类型、用于各个高频脉冲、回波时间、重复时间的目标磁化、不同的选择方向等。同样,在此已经能够预先给定层厚、分辨率、层的数量或在(特别是内部体积方法的)三维激励的情况下厚片厚度或视景体的另外的尺寸。所有这些参数值都可以在调用用于接收的协议的情况下向操作人员提供并且也可以借助用户界面任意地改变这些值并且与当前的检查任务相匹配。

[0047] 此外,操作人员也可以不从存储器16中而是通过网络NW例如从磁共振设备的制造商以相应的控制参数值SP调用控制协议,并且然后如随后描述的那样使用。

[0048] 基于控制参数值SP(包括选择的视景体尺寸参数)确定控制序列AS,按照该控制序列最后通过测量控制单元15控制其余的组件。控制序列AS在此在作为终端20的部件示出的控制序列确定装置22中被计算,并且经由控制序列输出接口25向磁共振扫描器2的控制装置10传送。下面进一步解释控制序列确定装置22及其各个组件的精确的工作原理。

[0049] 如上面已经解释的那样,在内部体积重聚焦方法中通过巧妙地选择具有与之相适应地接通的梯度的厚片激励高频脉冲以及具有在与第一方向垂直的方向上的、同样相关的梯度的随后的重聚焦高频脉冲激励在两个选择方向上受限制的视景体 V_{in} 。这一点例如在图2中示出。视景体 V_{in} (也称为“内部体积”或通常也称为“视野”或简称为“FoV”)在此通过在选择性地通过厚片激励高频脉冲激励的体积ES与选择性地通过重聚焦高频脉冲激励的重聚焦层RS之间的相交区域给出。在第三方向上通过读出编码来限制该内部体积 V_{in} 。

[0050] 可以任意地设置第一层选择方向 SR_1 和第二层选择方向 SR_2 本身。但通常通过协议来规定这些方向,其中通过厚片激励高频脉冲进行层选择的第一选择方向 SR_1 大多在z方向上延伸,并且第二选择方向 SR_2 与之垂直地在y方向上延伸。规定了选择方向 SR_1 、 SR_2 的、相应的层选择方向参数SRP(作为第一选择方向参数)和重聚焦方向参数RRP(作为第二选择方向参数)通常与另外的控制参数SP一起,例如如图1所示的那样,经由接口24(其就此而言也构成选择方向参数接口24)由控制序列确定装置22接收。通过具有所属的图形用户界面的终端20的计算机21,操作人员还可以规定视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz ,即,视景体 V_{in} 的长度、

宽度和高度。必要时也已经通过在协议P中的控制参数SP定义了相应的参数,并且操作人员可以修改视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz 。通过合适的接口装置23,控制序列确定装置22可以接收该视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz 。

[0051] 在图3和图4中示出了对于在粗略示意性示出的患者0的上身内部的典型的视景体 V_{in} 的示例。上身通常在 z 方向上,即在断层造影设备的纵轴方向上延伸。图3在此示出了上身的从上来看的俯视图,并且图4示出了与 z 方向垂直的截面。操作人员可以借助用户界面输入视景体 V_{in} 的尺寸,即在 z 方向上的宽度 dz 、在 y 方向上的宽度 dy 和在 x 方向上的宽度 dx 。为此通常在计算机21的显示器上向其显示概览图,并且操作人员可以借助图形用户界面标出视景体 V_{in} ,从而自动地产生合适的视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz ,其相应于在概览显示中选择的区域。如也在图3和图4中示出的,大部分操作人员基于历史原因这样选择视景体 V_{in} ,使得在 z 方向上相对窄并且在 y 和 x 方向上明显更长。这一点基于,操作人员经典地通过常规的多薄片应用(Multislice-Anwendung)来选择各个薄的层,在这些层中分别产生图像,其中其习惯于,产生与 z 轴垂直的截面图像。但实际上在三维激励的情况下完全不需要这样选择视景体 V_{in} 的尺寸,而是厚片同样会良好地处于与 z 轴平行,即具有在 y 轴上的最小宽度。

[0052] 但如果以常规的方式在 z 和 y 的方向上这样选择视景体尺寸参数值 dz 、 dy ,使得在 z 方向上的宽度比在 y 方向上的宽度更小,并且同时,如其在迄今的协议中设置的那样,在 z 方向上设置第一选择方向 SR_1 并且在 y 方向上设置第二选择方向 SR_2 ,则这大多导致了,在发送重聚焦高频脉冲的情况下必须极其小地选择在第二选择方向 SR_2 上的梯度振幅,以便实现关于视景体 V_{in} 的整个宽度 dy 的足够采样。

[0053] 图5示出了用于相应的具有内部体积重聚焦的3D快速自旋回波序列(TSE序列)AS'的序列图。在该脉冲图中以通常的方式关于时间 t 示出了高频脉冲和读出窗以及在不同的上下布置的时间轴上与之调协的待接通的梯度。在此图5仅示出了脉冲序列AS'的开头。

[0054] 在上面的时间轴上在此示出了高频脉冲 HF_S 、 HF_R 以及读出窗 W_1 、 W_2 、 W_3 ,在位于其之下的时间轴上示出了在读出方向上的梯度脉冲 GR_1 、 GR_2 、 GR_3 、 GR_4 ,在第三时间轴上示出了在经典的相位编码方向上的梯度脉冲 GP_1' 、 GP_2' 、 GP_3' 、 GP_4' 、 GP_5' 、 GP_6' 、 GP_7' 、 GP_8' 、 GP_9' 、 GP_{10}' ,并且在最下面的时间轴上示出了在层选择方向(在此为 z)上的梯度脉冲 GS_1' 、 GS_2' 、 GS_3' 、 GS_4' 、 GS_5' 、 GS_6' 、 GS_7' 、 GS_8' 、 GS_9' 、 GS_{10}' 、 GS_{11}' 。

[0055] 如在该脉冲图中可以看到的那样,由厚片激励高频脉冲 HF_S 和平行地在层选择方向上接通的梯度 GS_2' 组成的第一脉冲布置 PA_1' 负责选择性地激励在层选择方向上的层,即在此是 z 方向上的层。在该梯度脉冲 GS_2' 之前接通的梯度脉冲 GS_1' 是扰相器,以便对前面激励的剩余信号散相。梯度脉冲 GS_3' 、 GS_4' 是散相器。通过层选择梯度 GS_2' 对信号(例如通过每个梯度)散相,并且必须在层选择之后再次散相。通常成立的是,梯度脉冲 GS_3' 、 GS_4' 总共具有梯度脉冲 GS_2' 的面积的一半。因为梯度脉冲 GS_4' 在重聚焦高频脉冲之后到来,所以其具有与梯度脉冲 GS_3' 不同的符号。

[0056] 然后发送具有重聚焦高频脉冲 HF_R 的第二脉冲布置 PA_2' ,该重聚焦高频脉冲伴随着在相位编码方向,即在此是在 y 方向上的平行的梯度脉冲 GP_2' 。在相位编码方向上的该梯度 GP_2' 负责,重聚焦高频脉冲也选择性地起作用。由此,如图2所示的那样,可以将另外的编码限制到内部体积 V_{in} 。在此这样选择第一脉冲布置 PA_1' 和第二脉冲布置 PA_2' ,特别是梯度脉冲 GS_2' 、 GP_2' ,使得可视区域或内部体积 V_{in} 的尺寸在各自的方向上恰好相应于由使用者预

定的尺寸。

[0057] 在读出方向上的另外的梯度脉冲 GR_1 、 GR_2 、 GR_3 、 GR_4 具有如下功能：梯度脉冲 GR_1 是散相器。通过该脉冲首先对信号散相，以便然后在读出窗(Read Out)期间变得散相。由此，信号最大值恰好在读出窗的中心产生。梯度脉冲 GR_2 、 GR_3 、 GR_4 是正常的读出梯度。

[0058] 在相位编码方向上的梯度脉冲 GP_1' 、 GP_3' 是围绕重聚焦脉冲 HF_R 布置的扰相器和散相器，以便避免FID伪影。

[0059] 在相位编码方向上的另外的梯度脉冲 GP_4' 、...、 GP_{10}' 是正常的相位编码梯度。同样，在层选择方向上的另外的梯度脉冲 GS_5' 、...、 GS_{11}' 是在层选择方向上的正常的相位编码梯度。

[0060] 如从图5中可以看出的那样，重聚焦高频脉冲 HF_R 比厚片选择高频脉冲 HF_S 明显更长。这一点的原因在于，在重聚焦的情况下使用比在厚片激励的情况下明显更高的目标翻转角，即从 145° 至 180° ，在该厚片激励的情况下目标翻转角 90° 足以。然而因为出于不同的原因，例如系统引起的 B_1 限制和/或SAR原因，不能任意提高重聚焦高频脉冲 HF_R 的振幅，所以必须将其相应地延长。出于上面提到的原因这一点尤其也结合内部体积或可视区域 V_{in} 在y方向上的明显更宽的尺寸(如其已经根据图4解释的，其大多由操作人员预先给定)导致了，必须极其小地选择在相位编码方向上，即在y方向上的梯度脉冲 GS_2' 。这又导致了关于 B_0 不均匀性的高的灵敏度和由于化学位移的效应，从而提高了通过脂肪组织引起的混淆伪影的概率。

[0061] 为了避免该问题，在按照本发明的方法中确保，自动地依据待激励的视景体 V_{in} 的尺寸的长度比例来选择第一选择方向 SR_1 和第二选择方向 SR_2 。为此足够的是，将附加的方法步骤引入通常的用于基于(其由协议预先给定的)控制参数SP和基于(如由使用者确认或预先给定的)视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz 建立控制序列AS的方法中。

[0062] 下面结合图6解释这一点。在第一步骤I中以通常的方式采集，例如从协议中接收层选择方向参数SRP(即在此是厚片选择方向参数)和重聚焦方向参数RRP，并且此外还采集视景体尺寸参数值 dx 、 dy 、 dz 。这一点在按照图1的实施例中如已经提到的那样借助接口23和24实现。

[0063] 然后将这些数据传送到方向定义单元26。该方向定义单元26具有方向参数检查单元27，其检查，第一选择方向 SR_1 和第二选择方向 SR_2 是否相应于关于视景体尺寸的预定的条件。这在图6中在方法步骤II中示出。具体地在此检查，在经典的相位编码方向，即在y方向上的宽度或视景体尺寸参数值 dy 是否大于在经典的厚片选择方向，即在z方向上的宽度或视景体尺寸参数值 dz 。此外还检查，是否这样选择层选择方向参数SRP，使得其同样位于z方向。如果给出该经典的组合，即如果通过使用者这样选择视景体 V_{in} 的尺寸并且通过协议这样定义第一选择方向 SR_1 和第二选择方向 SR_2 ，使得重聚焦高频脉冲 HF_R 必须比厚片激励高频脉冲 HF_S 在视景体 V_{in} 的更长伸展的方向上选择性地起作用(分支“y”)，则在步骤III中负责：这样改变层选择方向参数SRP和重聚焦方向参数RRP，使得此时层选择在y方向上延伸并且重聚焦方向在z方向上延伸。由此自动地确保，厚片激励高频脉冲 HF_S 然后必须在y方向上，即在经典的相位编码方向上选择性地起作用，并且重聚焦高频脉冲 HF_R 仅还在层选择方向上，即在z方向上起作用。例如可以在方向定义单元26的方向参数改变单元28中实施选择方向参数SRP和重聚焦方向参数RRP的该交换，该方向参数改变单元获得来自于方向参数检查

单元27的结果。

[0064] 如果在步骤II中的检查中证实了,不满足两个条件中的一个,则假定,操作人员已经这样(随机)选择了视景体 V_{in} ,使得在z方向上的尺寸总是大于在y方向上的尺寸。在该情况下(分支“n”)不必改变或交换选择方向参数SRP和重聚焦方向参数RRP。

[0065] 利用这样的自动优化的选择方向参数SRP和重聚焦方向参数RRP可以通过常规的方向来计算控制序列AS。

[0066] 控制序列的计算在此在脉冲布置确定单元29中进行。

[0067] 图7示出了具有与图5中的控制序列AS' 类似的控制序列AS的相应的脉冲图,但是其中此处通过按照本发明的方法如下地优化了第一脉冲布置PA₁和第二脉冲布置PA₂,使得在考虑由使用者选择的、视景体 V_{in} 的尺寸的条件下选择第一选择方向SR₁和第二选择方向SR₂。这已经导致了,现在平行于厚片激励高频脉冲HF_s不再发送在层选择方向,即在z方向上的梯度,而是取而代之发送在经典的相位编码方向,即y方向上的梯度脉冲GP₁。由此也就是,仅需实现明显较低的目标翻转角的厚片激励高频脉冲HF_s在此必须在视景体 V_{in} 的较长的伸展方向上(参见图4在y方向上的伸展与图3中在z方向上的视景体 V_{in} 的伸展成比例)选择性地起作用。但这是不成问题的,因为厚片激励高频脉冲HF_s仅需实现90°的目标翻转角。与之相反,这样选择控制序列AS的第二脉冲布置PA₂,使得平行于重聚焦高频脉冲HF_R现在发送在层选择方向,即在z方向上的梯度脉冲GS₃。重聚焦高频脉冲HF_R在此仅必须在较小的伸展dz上选择性地起作用。这导致了,在层选择方向z上的相应的梯度脉冲GS₃可以比在常规的在相位编码方向上要接通的梯度脉冲GP₂' (参见图5)的情况更高地选择。总之由此保证,控制序列AS相对于B₀不均匀性以及特别是相对于化学位移变得不敏感,从而能够以较高的概率避免混淆伪影。

[0068] 在图7中在读出方向上的梯度脉冲GR₁、GR₂、GR₃、GR₄又具有与在上面对图5所描述的相同的功能。同样,在相位编码方向上的梯度脉冲GP₂、GP₃' 以及梯度脉冲GS₁'、GS₃'、GS₄' ,类似于上面的解释,又用作扰相器或散相器。在相位编码方向上的另外的梯度脉冲GP₄'、...、GP₁₀' 以及在层选择方向上的另外的梯度脉冲GS₅'、...、GS₁₁' 又是正常的相位编码梯度。

[0069] 在此要指出的是,当然也可以在考虑第三方向,即读出方向的条件下进行优化。为此仅须相应地变换方法步骤II和III,其中优选地确保,总是这样设置读出方向,使得其相应于由使用者选择的视景体的最长尺寸,因为在读出方向上几乎不花费时间用于相应地提高采样。

[0070] 该方法的特别的优点在于,仅须给迄今的方法补充图6中所示的方法步骤II和III,并且此外在方法中或在现有的协议中不必实施另外的改变。该方法还具有如下优点,即,不需要附加的硬件。原则上可以将其应用到所有迄今公知的MR设备,也就是既应用到仅具有一个发送通道的系统也应用到pTX系统。

[0071] 最后还要再次指出的是,前面详细描述的方法和结构是实施例,并且也可以在宽的范围内由专业人员改变基本原理,而不脱离通过权利要求预先给定的本发明的范围。由此控制序列确定装置22例如可以不是在终端上而是作为控制装置10本身的部件实现,特别地也可以作为测量控制单元15的组件实现。同样,控制序列确定装置也可以在单独的计算机系统上实现,该计算机系统例如经由网络NW与磁共振设备1相连。出于完整性起见还要指出的

是,不定冠词“一”或“一个”的使用,不排除有关的特征也能多次出现。同样,概念“单元”和“模块”不排除其由多个组件组成,其必要时也可以空间地分布。

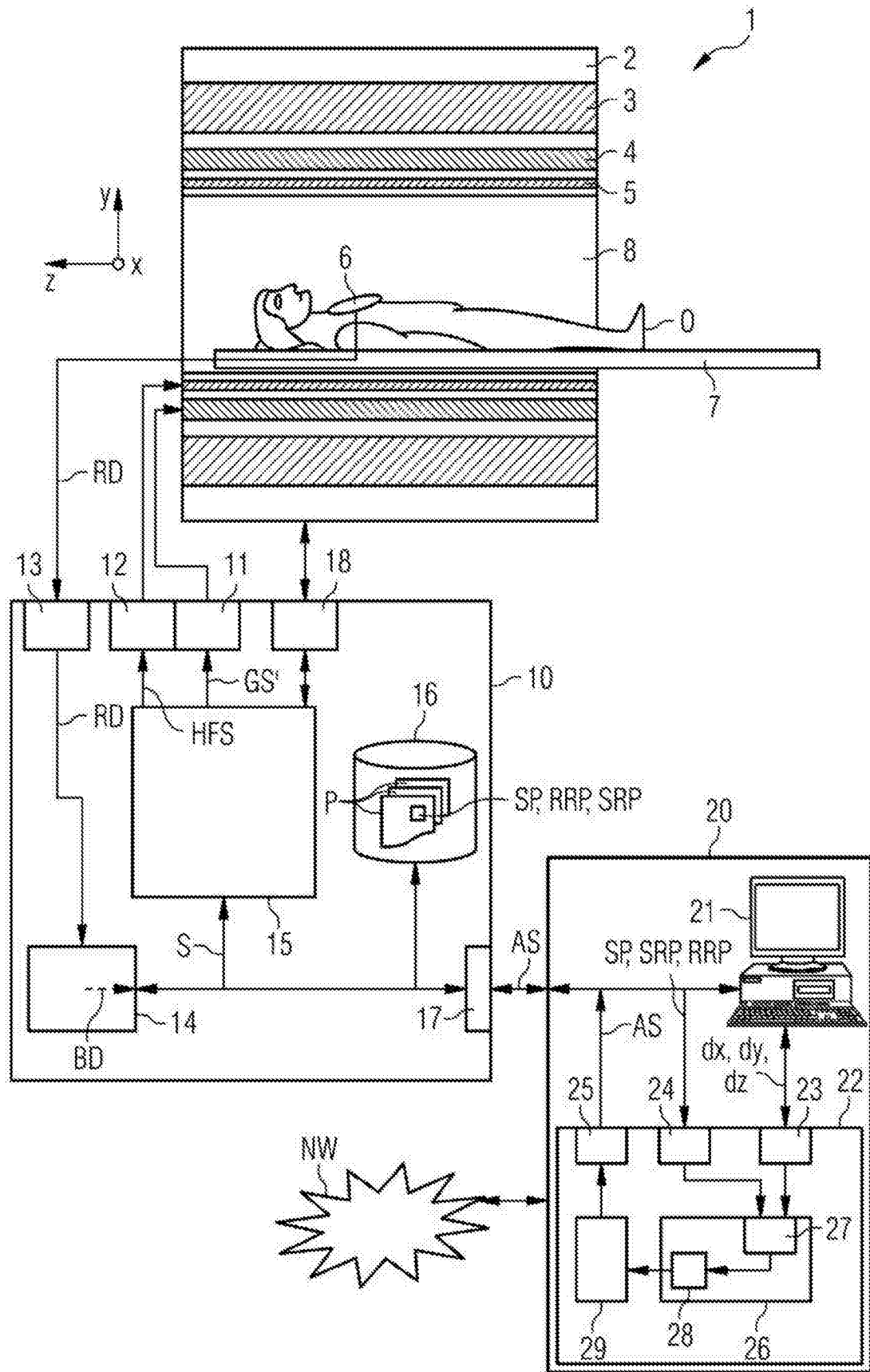


图1

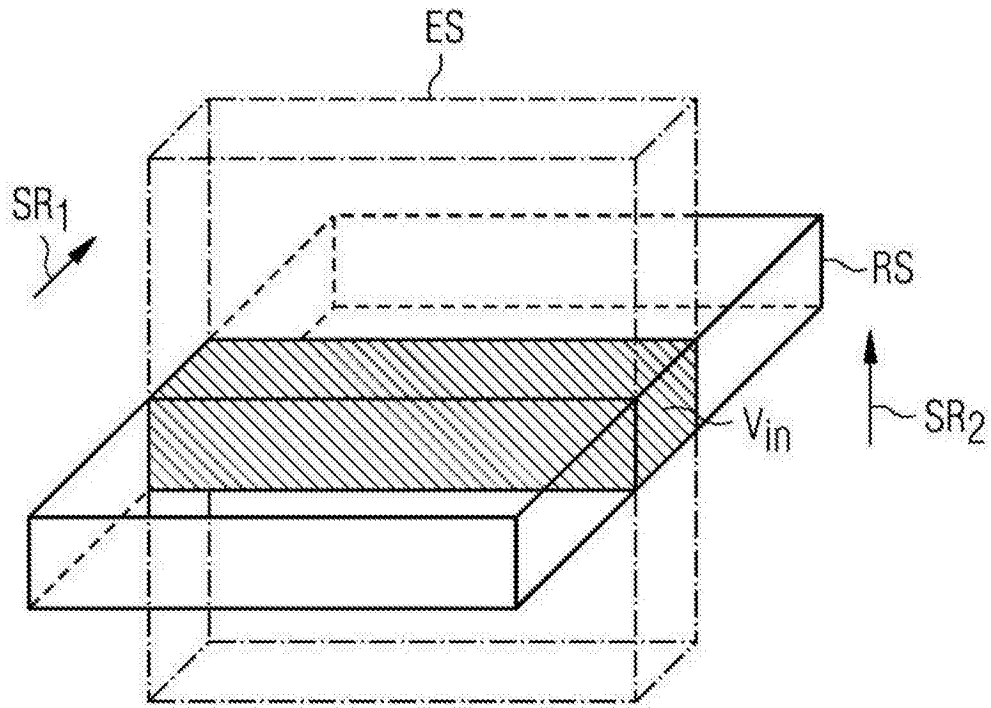


图2

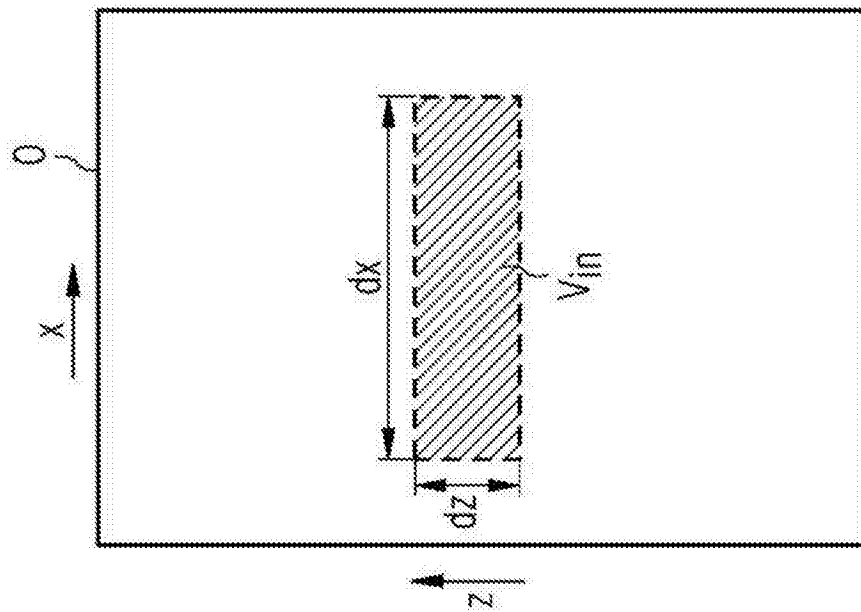


图3

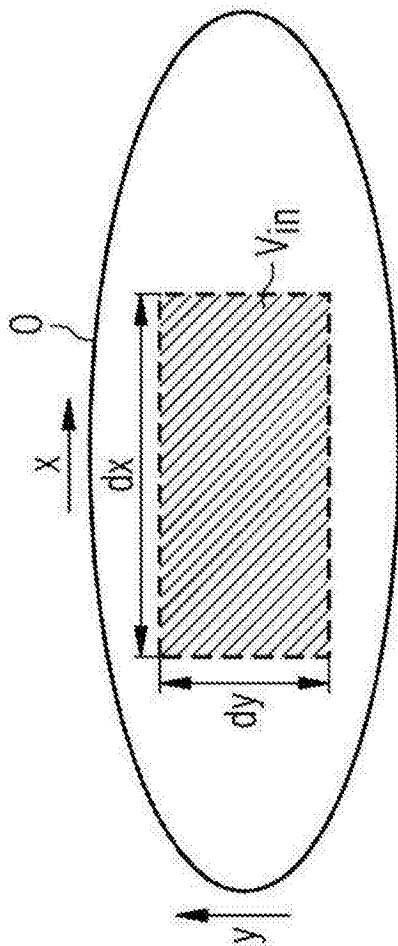


图4

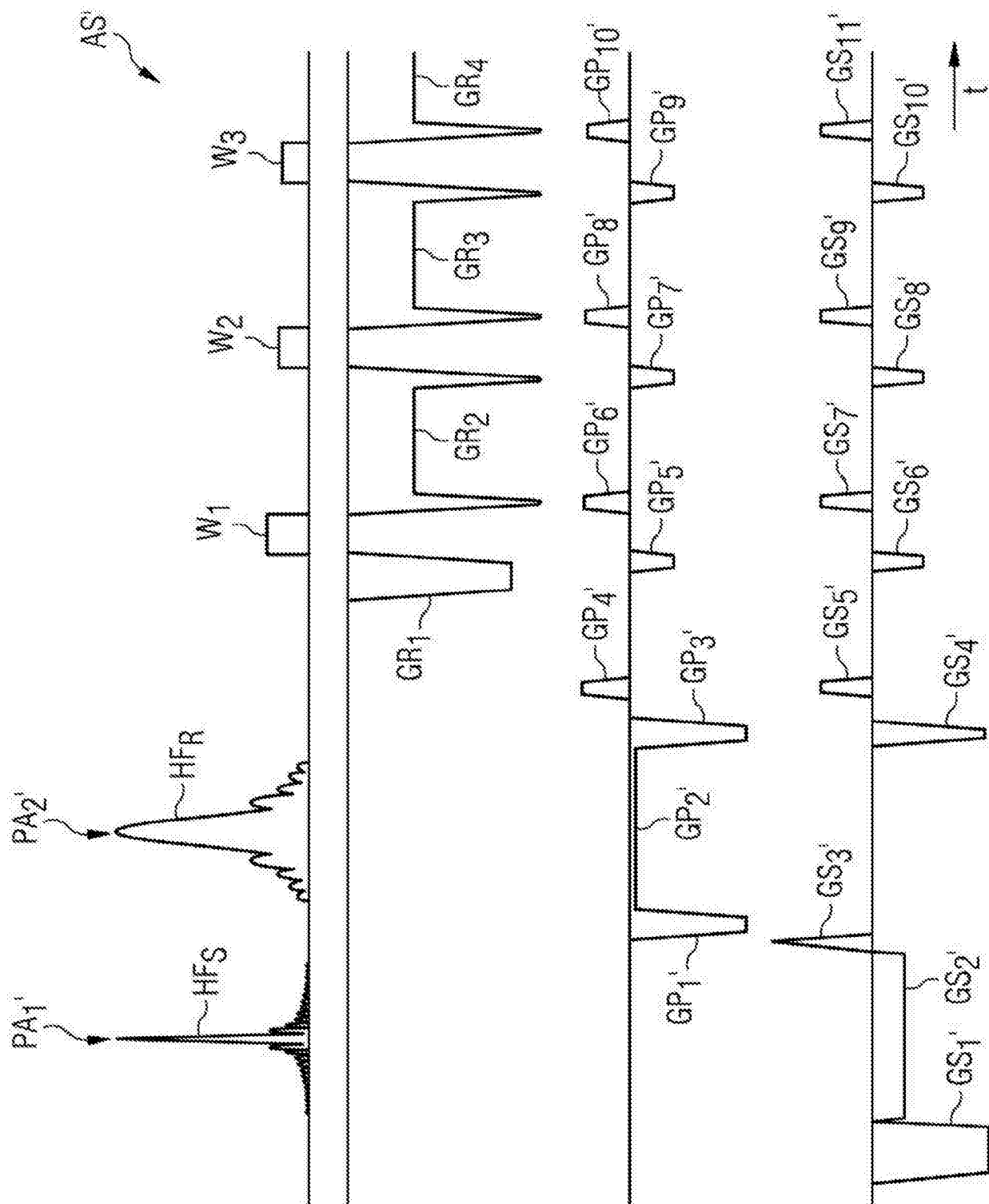


图5

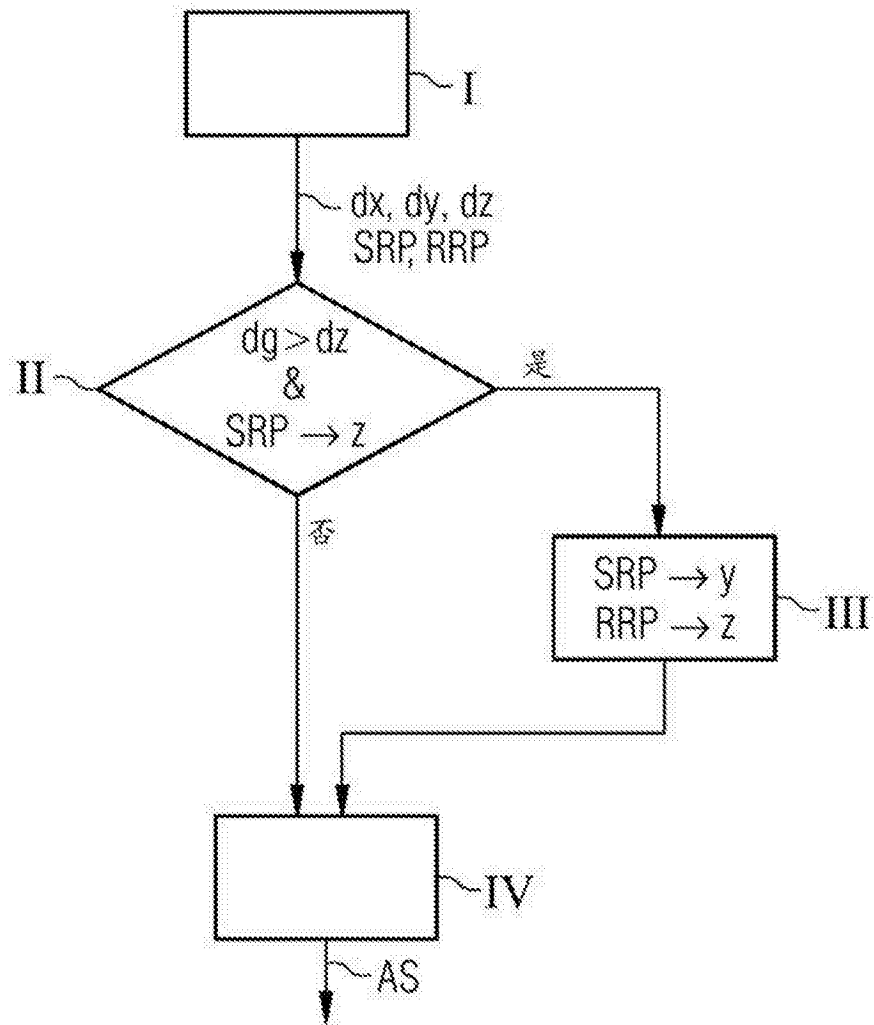


图6

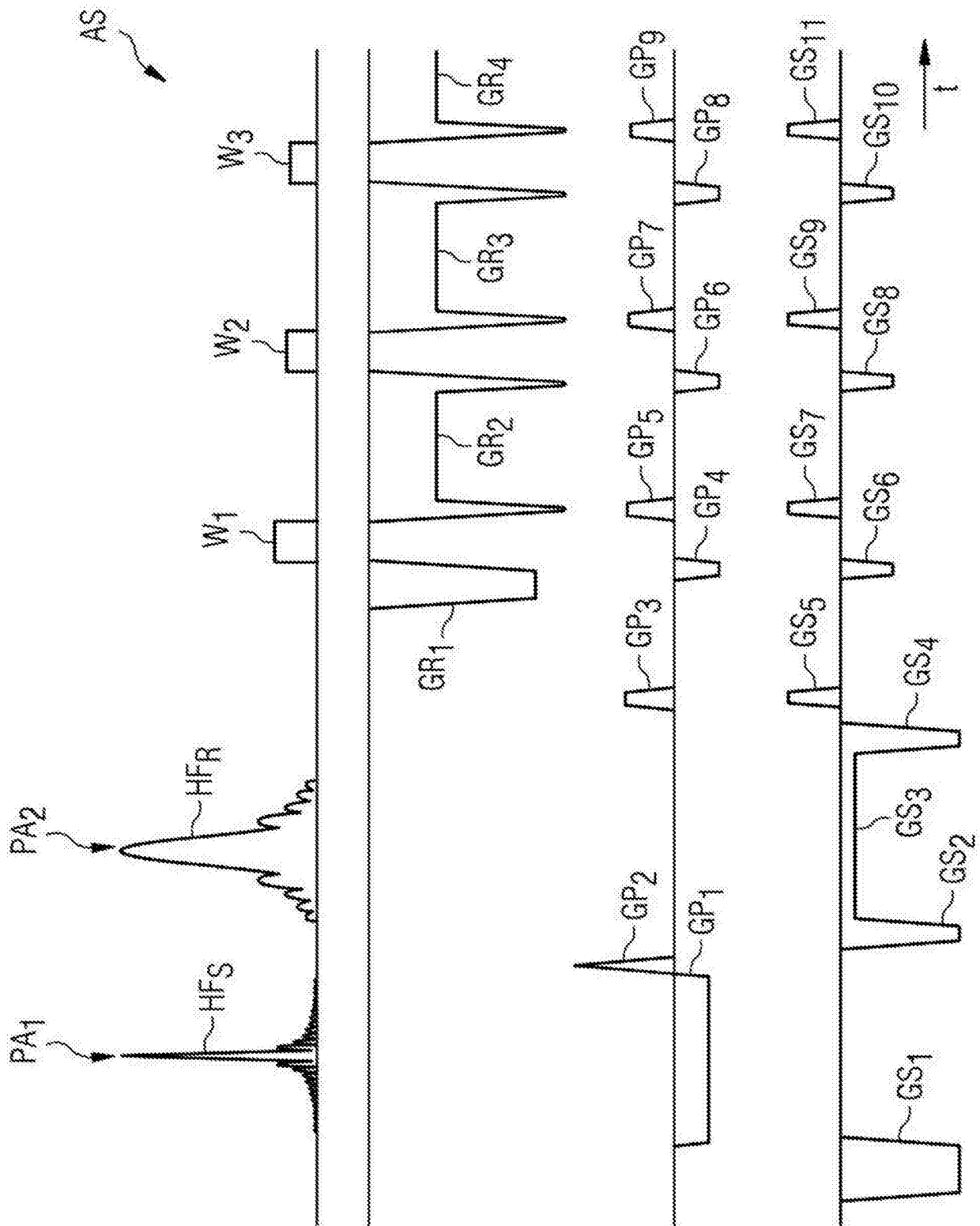


图7