



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103356191 B

(45) 授权公告日 2016.08.31

(21) 申请号 201310194835.0

(22) 申请日 2013.04.07

(30) 优先权数据

102012205626.2 2012.04.05 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 D·格罗德兹奇 B·赫斯曼

J·兰格 S·施米特

(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)

G01R 33/483(2006.01)

G01R 33/54(2006.01)

G01R 33/561(2006.01)

(56) 对比文件

US 2007/0255129 A1, 2007.11.01,

Sonia Nielles-Vallespin 等. 3D Radial Projection Technique With Ultrashort Echo Times for Sodium MRI: Clinical Applications

in Human Brain and Skeletal Muscle.

《Magnetic Resonance in Medicine》.2007, 第57卷(第1期),

Sonia Nielles-Vallespin 等. 3D Radial Projection Technique With Ultrashort Echo Times for Sodium MRI: Clinical Applications in Human Brain and Skeletal Muscle.

《Magnetic Resonance in Medicine》.2007, 第57卷(第1期),

D.M. Grodzki 等. Ultra short Echo Time Imaging using Pointwise Encoding Time education with Radial Acquisition(PETRA). 《Magnetic Resonance in Medicine》.2012, 第67卷(第2期),

审查员 叶思

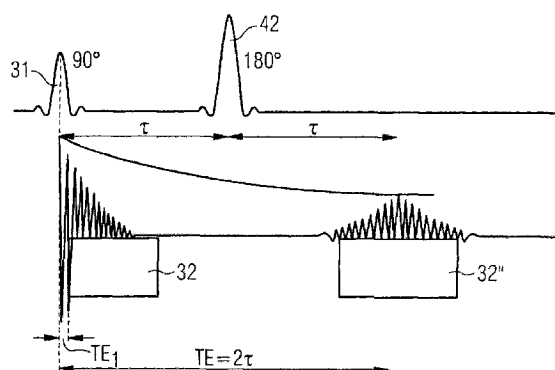
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

活体对象的脑部体积部分的功能磁共振成像方法和设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于活体检查对象(0)的脑部的一个预先确定的体积部分的功能磁共振成像D方法和磁共振设备(5)。其中,本发明包括下述步骤:接通高频激励脉冲(31);接通至少一个磁场梯度(G_x - G_z ;G);在高频激励脉冲(31)之后一个预先确定的回波时间(TE_1)开始采集预先确定的体积部分的MR数据(38_x,39_x)。回波时间(TE_1)为10 μ s至1000 μ s的时间间隔。



1. 一种用于活体检查对象(0)的脑部的预先确定的体积部分的功能磁共振成像的方法,其中,所述方法包括下述步骤:

接通高频—激励脉冲(31),

接通至少一个磁场梯度(G_x - G_z ;G)进行空间编码,和

在高频激励脉冲(31)之后一个预先确定的回波时间(TE_1)开始采集预先确定的体积部分的MR数据(38_x , 39_x),

其中,回波时间(TE_1)为 $10\mu s$ 至 $1000\mu s$ 的时间间隔,

其中,与预先确定的体积部分相对应的K空间(33),被按多个先后排序的时窗多次扫描,

从在该时窗采集的MR数据(38_x , 39_x)中为每个时窗生成多个预先确定的体积部分的MR图像(37_x),

在每个时窗期间,按预先确定的数量多次扫描K空间(33)的中心区域内的K空间点(34),其中,所述预先确定的数量相当于为每个时窗生成的MR图像(37_x)的数量,并且

在每个时窗期间,K空间(33)的外部区域(36)内的K空间点(34)被扫描一次,其中,外部区域(36)位于中心区域(35)的外面,并且由中心区域(35)与外部区域(36)得到K空间(33),并且为重构同一个时窗的每个MR图像(37_x)使用外部区域(36)的同一个MR数据(39_x)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在高频激励脉冲(31)之前接通T1选择性或T2选择性预脉冲,以便改善从MR成像的对比度。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,在开始采集数据时同时启动多个用于空间编码的磁场梯度(G_x - G_z ;G)。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,在接通高频激励脉冲(31)之前启动多个用于空间编码的磁场梯度(G_x - G_z ;G),以便在采集MR数据时磁场梯度(G_x - G_z ;G)已经接通。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,单个地采集位于K空间(33)的中心区域(35)的K空间点(34),使得在每个被接通的高频激励脉冲(31)只能采集K空间(33)的中心区域(35)的一个K空间点(34)。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所属的K空间(33)中,比K空间(33)的外部区域(36)更频繁地采集K空间(33)的中心区域,外部区域(36)位于中心区域(35)的外面,并且由中心区域(35)与外部区域(36)得到K空间(33)。

7. 一种用于活体检查对象(0)的脑部的预先确定的体积部分的功能磁共振成像的磁共振设备,其中,所述磁共振设备(5)包括基础磁场磁体(1),梯度场系统(3),至少一个高频天线(4),至少一个接收线圈元件和控制装置(10),所述控制装置用于控制梯度场系统(3)和至少一个高频天线(4),用于接收由至少一个接收线圈元件采集的测量信号,和用于对测量信号进行分析和生成MR数据,其中,磁共振设备的用途在于,接通高频激励脉冲(31)和至少一个磁场梯度(G_x - G_z ;G)和在高频激励脉冲(31)之后一个预先确定的回波时间(TE_1)开始采集预先确定的体积部分的MR数据(38_x , 39_x),其中,回波时间(TE_1)位于 $10\mu s$ 至 $1000\mu s$ 的时间间隔,

其中,与预先确定的体积部分相对应的K空间(33),被按多个先后排序的时窗多次扫描,

从在该时窗采集的MR数据(38_x , 39_x)中为每个时窗生成多个预先确定的体积部分的MR

图像(37_x),

在每个时窗期间,按预先确定的数量多次扫描K空间(33)的中心区域内的K空间点(34),其中,所述预先确定的数量相当于为每个时窗生成的MR图像(37_x)的数量,并且

在每个时窗期间,K空间(33)的外部区域(36)内的K空间点(34)被扫描一次,其中,外部区域(36)位于中心区域(35)的外面,并且由中心区域(35)与外部区域(36)得到K空间(33),并且为重构同一个时窗的每个MR图像(37_x)使用外部区域(36)的同一个MR数据(39_x)。

8.根据权利要求7所述的磁共振设备,其特征在于,磁共振设备(5)用于执行根据权利要求1~6中任一项所述的方法。

活体对象的脑部体积部分的功能磁共振成像方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可以用来尤其图形地显示脑部活动的用于功能磁共振成像的方法和磁共振设备。

背景技术

[0002] 利用功能磁共振成像(fMRI)可以非介入式地检查脑部活动。在比较测量脑部时,病人一次处于静止位置一次受到刺激,在测量过程中显示,脑部的哪些区域受到多大的刺激或影响。其中,刺激可以由疼痛刺激,光刺激,声刺激或其它刺激组成,例如,把冰块放在皮肤上。

[0003] 根据现有技术,在进行功能磁共振成像检查时大多时候是测量BOLD-信号(“Blood Oxygenation-Level Dependent”/血样水平依赖)。BOLD-信号是依赖于血液内的氧气浓度,其中,血液的磁化率是依照血液中的氧气含量而变化,这又可以通过磁共振来采集。换句话说,在进行fMRI时是通过适当的方法突显出,在受到或没有受到刺激时氧化还原反应在脑部的哪些地方会发生变化。然后,可以从这些结果中直接推演出各脑部区域的活动。其中,按照现有技术使用那些,例如,通过EPI-序列(“Echo Planar Imaging”/回波平面成像)工作的快速的测量方法。

发明内容

[0004] 在本发明提出的任务是,相对于现有技术对改进功能磁共振成像。

[0005] 按照本发明,所述任务通过按照权利要求1的一种功能磁共振成像方法,按照权利要求8的一种磁共振设备,按照权利要求10的一个计算机程序产品和按照权利要求11的一种可读取的电子数据载体解决。从属的权利要求定义本发明的优选的和有利的实施方式。

[0006] 在本发明范围内,提供一种用于活体检查对象的脑部的预先确定的体积部分的功能磁共振成像的方法。其中,按照本发明的方法包括下述步骤:

[0007] ●接通高频激励脉冲。

[0008] ●接通一个或多个磁场梯度进行空间编码。

[0009] ●在预先确定的体积部分内采集MR数据,其中,在高频激励脉冲之后的预先确定的回波时间开始数据采集。其中,回波时间确定了在高频激励脉冲的中间与开始数据采集之间的时间间隔。

[0010] 在这里,回波时间超短,处在10 μ s至1000 μ s之间。

[0011] 尤其是通过在10 μ s至1000 μ s(更好是在40和200 μ s)之间灵活地改变回波时间可以优化从MR数据建立的MR图像的对比度,其中,也可以过渡到BOLD-对比度。

[0012] 按照本发明的一个实施方式,在高频激励脉冲之前接通T1选择性或T2选择性预脉冲,以便改善从MR数据建立的MR图像的对比度。

[0013] 其中,T1预脉冲尤其是由180°反向脉冲组成,所述反向脉冲是在真正的高频激励脉冲之前一个预先确定的时间段被射入。在这种T1预脉冲之后可重复测量大约500次。T2预

脉冲包括具有不同相位的脉冲序列。T2预脉冲也是在真正的高频激励脉冲之前被射入和同样可以进行多次重复测量。除此之外,按照本发明,也可以使用脂肪饱和脉冲或水饱和脉冲作为预脉冲,在时间上所述脉冲同样是在高频激励脉冲之前被射入。按照本发明,这些预脉冲可以应用于全部能够想到的具有超短回波时间的序列,而回波时间的设置不会影响所选择的预脉冲或预脉冲不会影响设置的回波时间。

[0014] 为了实现超短回波时间,按照本发明存在下述的实施方式:

[0015] 1.在开始采集数据时可以同时启动用于空间编码所需的磁场梯度。

[0016] 2.在接通高频激励脉冲之前启动用于空间编码所需的磁场梯度,以便在采集MR数据时磁场梯度已经接通。

[0017] 在上述的第一实施方式中,在开始采集数据时可以同时启动磁场梯度,不仅可以执行二维MR测量也可以执行三维MR测量。例如,在第一实施方式中使用作为UTE (“Ultrashort Echo Time”/超短回波时间)熟知的序列。为了保证40 μ s的超短回波时间,在第一实施方式中不必更改硬件,就是说,可以利用普通的医用扫描仪工作,因为在所述扫描仪中一个发射过程与一个接收过程之间的最短时间也足以保证40 μ s的回波时间。

[0018] 在上述第二个实施方式中,磁场梯度在接通高频激励脉冲已经被接通,优选,磁场梯度自始至终保持接通状态并且只是递增地改变。借此,与按照现有技术的用于fMRI的方法相比,相应的按照本发明的方法产生的噪声明显较低,因为在现有技术所述的方法中,在射入高频激励脉冲时必须断开磁场梯度并且为了采集数据必须重新接通。

[0019] 在第二实施方式中的一个变体中,借助单点成像(SPI(Single Point Imaging))采集位于K空间中心(中心区域)的K空间点。在单点成像时,在通过高频激励脉冲激励之后直接扫描K空间点,例如,通过采集自由感应信号。

[0020] 因为在第二实施方式中,用于空间编码的磁场梯度在射入高频激励脉冲时已经被接通,空间编码几乎是与高频激励脉冲的射入一同开始。因此,在技术上很难实现位于K空间的中心的K空间点的采集。所述的第二个实施方式的变体可以解决这个问题,在这里是通过单点成像采集位于K空间的中心的K空间点。

[0021] 按照本发明,位于K空间的中心区域内部的K空间点比位于K空间的外部区域内部的K空间点更频繁地被采集。在此外部区域位于与预先确定的体积部分相对应的K空间中的中心区域的外面。K空间是由中心区域与外部区域合并而成。

[0022] 发明人认识到,在进行fMRI时预计的信号变化主要是在K空间的中心可以测得。因此,优选,比外部区域更频繁地扫描K空间的中心区域。

[0023] 下述两个变体可以用于从以这种方式形成的MR数据中生成MR图像,其中,在生成图像时比外部区域更频繁地扫描K空间的中心区域:

[0024] ●将被更频繁扫描的中心区域的MR数据汇总在一起,例如,通过对多次被扫描的K空间点形成平均值。换句话说就是,使用多次对一个K空间点采集的数据来改善MR数据的质量。借此可以例如清除(例如由于磁场波动造成的)干扰的影响。

[0025] ●从MR数据中重构多个的MR图像,其具有中心区域的各个本身的数据,但是只具有外部区域的同一个数据。换句话说就是,使用外部区域的同一个数据重构多个MR图像。

[0026] 按照本发明的一个优选的实施方式,按多个先后排序的时窗或时间间隔扫描K空间。其中,在每个这些时窗中采集MR数据,然后从这些数据中生成多个预先确定的体积部分

的MR图像。在每个这些时窗期间,按一个预先确定的数量多次扫描中心区域内的K空间点。其中,所述预先确定的数量相当于为每个时窗生成的MR图像的数量。相反,在每个时窗期间,K空间的外部区域内的K空间点只被扫描一次,因此在重构同一个时窗的每个MR图像时使用在对应的时窗内采集的外部区域的同一个MR数据。

[0027] 上述实施方式具有改善的时间分辨率,因为在有些方法中每个被采集的MR数据只是用于重构一个MR图像,与它们相比,在这里为一个MR图像在每个时间单元只须采集很少的MR数据。

[0028] 在本发明的范围内还提供一个用于活体检查对象的脑部的预先确定的体积部分的功能磁共振成像的磁共振设备。磁共振设备包括基础磁场磁体,梯度场系统,至少一个高频发送天线,至少一个接收线圈元件和控制装置。控制装置用于控制梯度场系统和至少一个高频发送天线。除此之外,控制装置还用于接收由至少一个接收线圈元件采集的测量信号,和用于对这些采集的测量信号进行分析和生成相应的MR数据。磁共振设备的用途在于,接通高频激励脉冲和至少一个磁场梯度以及采集预先确定的体积部分的MR数据。其中,磁共振设备在高频激励脉冲之后一个预先确定的回波时间开始MR数据采集,其中,回波时间为 $10\mu\text{s}$ 至 $1000\mu\text{s}$ 的时间间隔之间。

[0029] 按照本发明的磁共振设备的优点基本上与按照本发明的方法的优点相对应,所述优点在前面已经进行详述,在这里就不再重复。

[0030] 此外,本发明还涉及计算机程序产品,尤其是软件,该软件可以安装在磁共振设备的可编程的控制装置或计算单元的存储器内。当所述计算机程序产品在控制装置运行时,通过所述计算机程序产品可以执行上述的按照本发明方法的全部的或不同的实施方式。其中,为了实现按照本发明方法的实施方式,所述计算机程序产品有时可能需要程序工具,例如,数据库和辅助功能。换句话说,应按照针对计算机程序产品的要求尤其是对软件,即,用于执行上述按照本发明方法的实施方式之一的软件或该实施方式所执行的软件,进行保护。其中,所述软件涉及一种必须被编译和连接或只须进行解释的源代码(例如,C++),或一种可执行的和需要装入相应的计算单元或控制装置才能执行的软件代码。

[0031] 最后,本发明还涉及可读取的电子数据载体,例如,DVD,磁带或U盘,可读取的电子控制信息,尤其是软件(比较上面)被保存在所述数据载体上面。当从所述数据载体读取这些控制信息(软件)并且保存到磁共振设备的控制装置或计算单元内时,可以执行上述的按照本发明方法的全部的实施方式。

[0032] 本发明尤其适用于功能磁共振成像。当然,本发明并不局限于所述优选的应用领域,因为通过本发明也可以例如进行骨的磁共振成像。

附图说明

[0033] 以下借助附图结合按照本发明的实施方式详细解释本发明。

[0034] 图1示出按照本发明的磁共振设备。

[0035] 图2示出按照本发明的UTE序列。

[0036] 图3示出图2所示序列的K空间轨迹。

[0037] 图4示出按照本发明的序列,用于径向采集K空间的外部区域。

[0038] 图5示出按照本发明的序列,用于单点采集K空间的中心区域。

- [0039] 图6示出按照图4和图5中所示序列对层的K空间采集方案。
- [0040] 图7示出分成中心区域和外部区域的K空间。
- [0041] 图8示意性示出按照本发明从MR数据中重构MR图像。
- [0042] 图9与现有技术比较地示出本发明。

具体实施方式

[0043] 图1显示的是(用于功能磁共振成像/fMRI)的磁共振设备5。在其中,基础磁场磁体1生成一个时间上恒定的强磁场用于在对象0的体积部分内例如人体的脑部的核自旋方向的偏振或对齐,其中,所述人体仰卧在治疗床23上面,为了进行检查和测量进入磁共振设备5内。核自旋共振测量所要求的高的基础磁场均匀性是在一个典型的球形的测量体积M内定义,人体的将被检查的部分安排在所述测量体积内。为了支持均匀性要求和尤其是为了清除时间上不变的影响,在适当的地点安装所谓的铁磁材质的匀场片。通过匀场片线圈2清除时间上可变的影响。

[0044] 由三个分绕组形成的圆柱形的梯度线圈系统3安装在基础磁场磁体1内。每个分绕组由放大器供应电流,用于向笛卡尔坐标系的对应的方向生成一个线性(也是时间上可变的)梯度场。其中,梯度线圈系统3的第一分绕组在x方向生成梯度 G_x ,第二分绕组在y方向生成梯度 G_y 和第三分绕组在z方向生成梯度 G_z 。放大器包括数模转换器,所述数模转换器由序列控制单元18控制,用于在正确的时间生成梯度脉冲。

[0045] 一个(或多个)高频天线4位于梯度场系统3内部,所述高频天线把由高频功率放大器输出的高频脉冲转换成磁交变场,用以激励被检查的目标0或目标0的被检查的区域的和对齐核自旋。每个高频天线4由一个或多个高频发射线圈和多个由分线圈组成的环形的,优选线形的或矩阵式排列结构的高频接收线圈元件组成。从旋进的核自旋中产生的交变场,即,通常是通过由一个或多个高频脉冲和一个或多个梯度脉冲组成的脉冲序列导致的核自旋回波信号通过对应的高频天线4的高频接收线圈元件转换成电压信号(测量信号),所述电压信号通过放大器7被输送给高频系统22的高频接收信道8。此外,高频系统22包括发射信道9,在所述发射信道内生成用于激励核共振的高频脉冲。在其中,基于由设备计算机20预先给定的脉冲序列,对应的高频脉冲在序列控制单元18内数字地作为复数的序列表示。复数的序列被作为实部和虚部通过输入端输送给高频系统22的数模转换器并从那里被输送给发射信道9。在发射信道9内,脉冲频率被调制给其基频相当于中频的高频载频信号。

[0046] 发射运行或接收运行的转换是通过发射接收预选器6执行。高频天线4的高频发射线圈向测量体积M发射高频脉冲用于激励核自旋,通过高频接收线圈元件扫描产生的回波信号。相应地获得的核共振信号在高频系统22的接收信道8(第一解调器)相位敏感地被解调成中频和在模数转换器(ADC)内数字化。该信号还要被解调到频率0。解调到频率0和划分成实部和虚部是在第二解调器8内的数字域数字化之后进行。通过图像计算机17从以这种方式获得的测量数据中重构MR图像或三维图像组。测量数据、图像数据和控制程序是通过设备计算机20管理。序列计算机18按照设定值,通过控制程序控制生成期望的脉冲序列和相应地扫描K空间。其中,序列计算机18尤其控制在正确的时间接通梯度,发射具有确定相位振幅的高频脉冲以及接收核共振信号。高频系统22和序列计算机18的时基是由合成器19提供。通过包括键盘15,鼠标和显示屏14的终端13选择相应的控制程序,用以生成MR图像以

及显示所生成的MR图像,其中,所述控制程序存储在DVD21上面。

[0047] 图2显示的是一个按照本发明的超短回波时间序列,用于以超短回波时间为功能MR成像采集MR数据。可以识别出,当射入高频激励脉冲31时,层选择梯度 G_z 已经接通,借此与 z 方向垂直的层受到激励。当MR数据采集32开始时,磁场梯度 G_x 和 G_y 启动。

[0048] 图3显示的是图2所示序列的一个K空间33及轨迹,所述轨迹从中心径向展开。轨迹或轮辐上面的点相当于按照本发明扫描的K空间点34。因为按照本发明,通过高频激励脉冲31和同时接通的磁场梯度 G_z 只显示一个层,因此,在图2和图3中显示的实施方式涉及的是一个二维MR测量。

[0049] 图4和图5显示的是另一个按照本发明的序列,用于为功能MR成像采集MR数据。在该实施方式中,当射入高频激励脉冲31时磁场梯度 G 已经接通,如图4所示。在高频激励脉冲31之后一个超短回波时间 TE_1 ,MR数据采集时间段32开始。其中,回波时间 TE_1 代表从高频激励脉冲31的中间到MR数据采集或MR数据采集时间段32开始这一段时间。在第一MR数据采集时间段32期间是沿一半的径向轨迹41采集K空间点,所述轨迹在中部区域35的边缘开始和在外部区域36的结束而结束。与此相反,在之后进行的第二MR数据采集时间段32期间是沿着完整的轨迹以回波时间 TE_1 采集K空间点。

[0050] 图5显示的是一个按照本发明的用于采集中心区域35的序列。可以看出,在每个高频激励脉冲31之后只有一个短的MR数据采集时间段32',并且在所述数据采集时间段内每次只采集一个K空间点。其中,磁场梯度 G_x 是从一个MR数据采集时间段32'到下一个MR数据采集时间段32'逐步地改变,致使几乎是沿着X轴一点一点地采集一个K空间行。

[0051] 图6显示的是穿过三维K空间33的中心的的一个层的K空间采集方案。当借助单点成像(借助图5中所示的序列)笛卡尔式地采集位于中心区域35的K空间点34时,位于外部区域36的K空间点(借助图4中所示的序列)被径向采集。

[0052] 图7显示的是K空间33,所述K空间包括中心区域35和外部区域36。其中,中心区域35包括位于K空间33的中心的K空间点,而外部区域36包括位于中心35外部的K空间点。中心区域35和外部区域36之和生成K空间33。

[0053] 图8示意性示出,从哪些MR数据 $38_x, 39_x$ 重构MR图像 37_x 。例如,第一MR图像 37_1 是从中心区域35的第一MR数据 38_1 和外部区域36的第一MR数据 39_1 中重构。第二MR图像 37_2 是从中心区域35的第二MR数据 38_2 和外部区域36的同一个第一MR数据 39_1 中重构。第三(第四)MR图像 $37_3(37_4)$ 是从中心区域35的第三MR数据 $38_3(38_4)$ 和外部区域36的同一个第一MR数据 39_1 中重构。换句话说,前四个MR图像 37_1 至 37_4 是从外部区域36的同一个MR数据 39_1 重构,其中,MR图像 37_1 至 37_4 的MR数据只是在其来自中心区域35的MR数据 38_1 至 38_4 方面不同。

[0054] 图8中所示的最后的MR图像 37_5 至 37_8 是以类似的方式从外部区域36的同一个MR数据 39_2 和从中心区域35的分别对应的MR数据 38_5 至 38_8 重构。

[0055] 在图9,对利用按照本发明的序列的以一个超短回波时间 TE_1 的采集与按照现有技术的采集进行对比,在现有技术中使用的是具有在毫秒范围的回波时间 TE 的自旋回波序列。

[0056] 按照本发明,MR数据采集是在MR数据采集时间段32内进行,其中,所述MR数据采集时间段是在高频激励脉冲31之后的超短回波时间 TE_1 开始,而按照现有技术MR数据采集明显进行得稍迟。按照现有技术,是在高频激励脉冲之后的一个时间间隔 T 射入另一个高频脉

冲42用以重聚相位,其中,明显地在该第二高频脉冲42之后,才在MR数据采集时间段32''期间进行MR数据的采集。按照本发明,在高频激励脉冲31之后一个10至1000 μ s的时间间隔之内进行MR数据采集,而按照现有技术是在高频激励脉冲31之后的数毫秒后才进行MR数据采集。

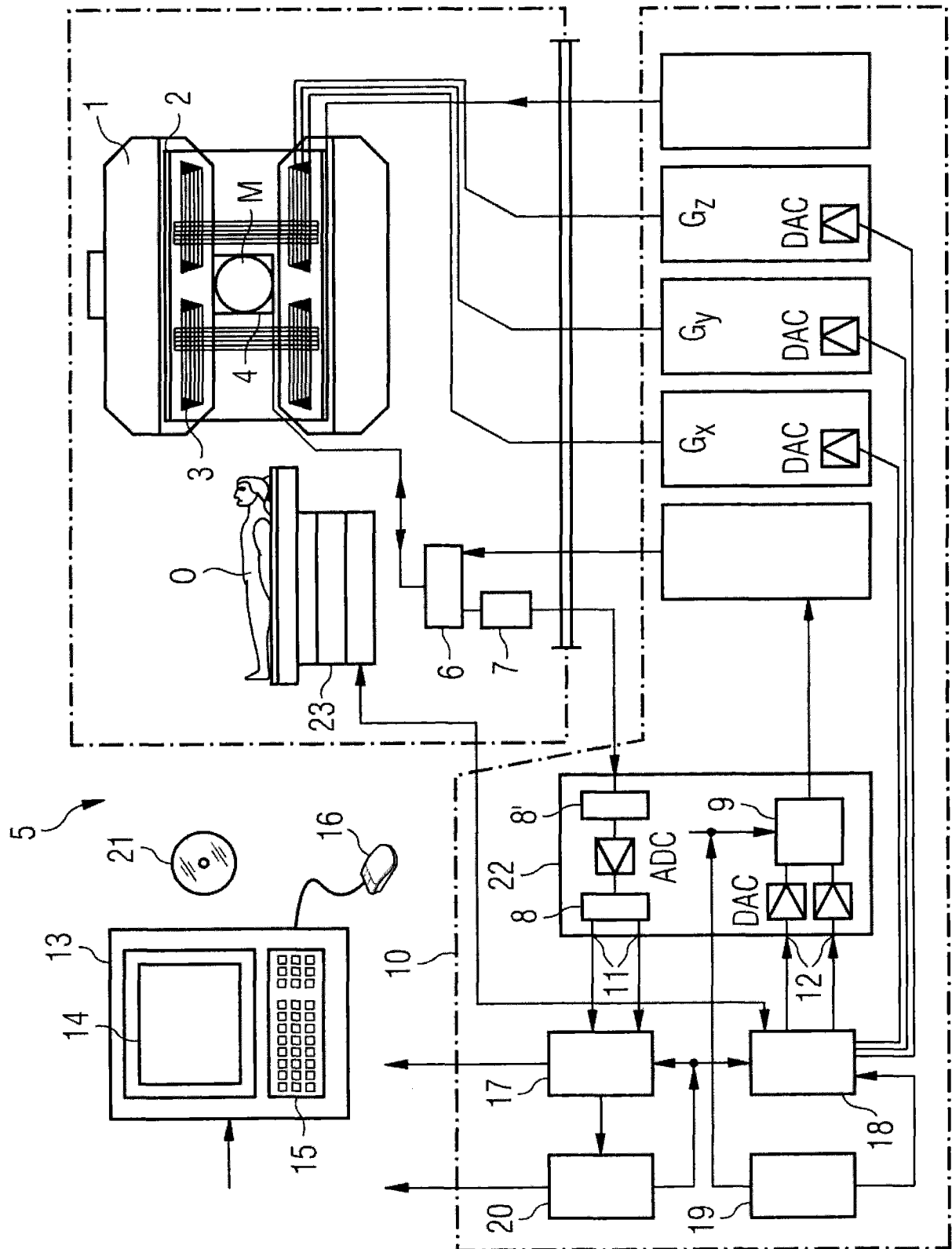


图1

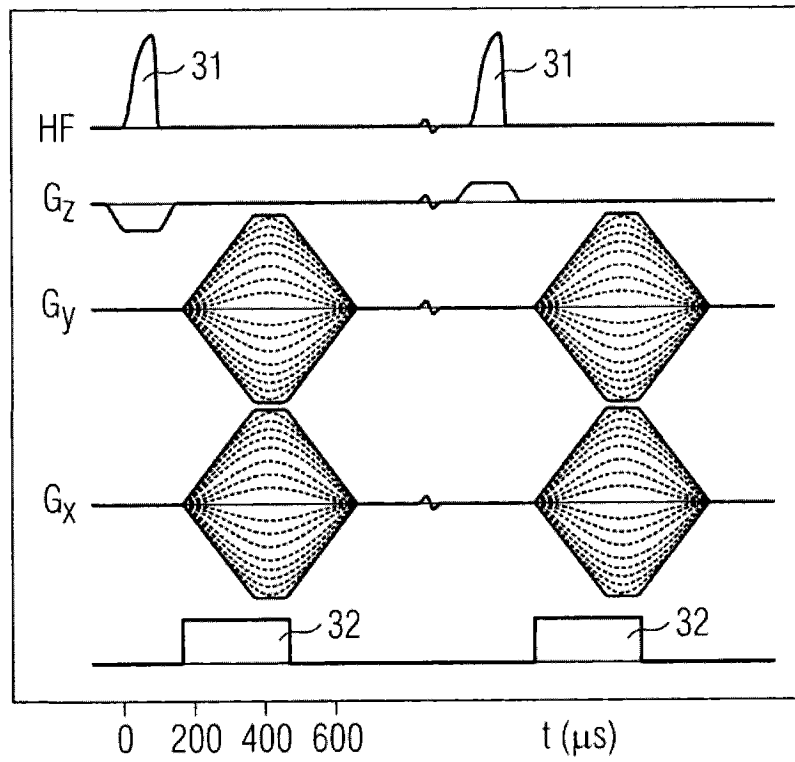


图2

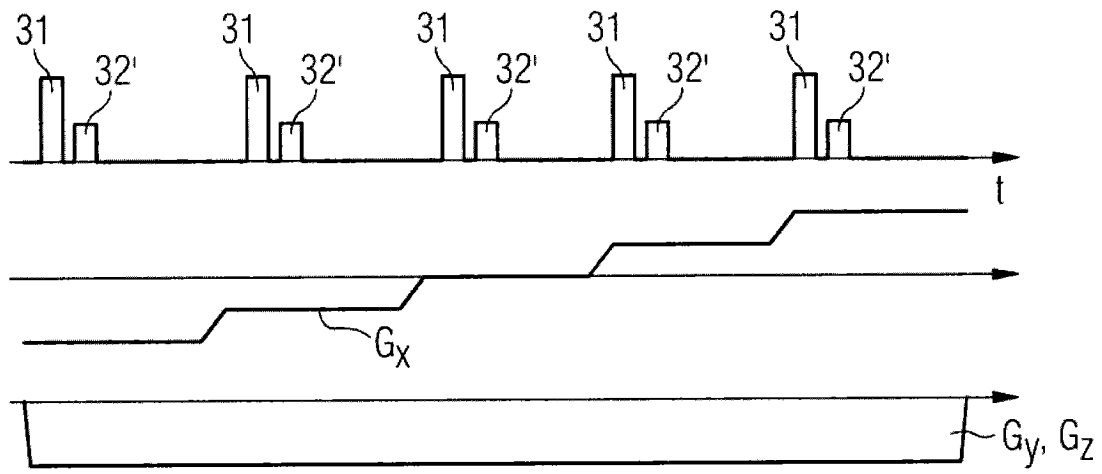


图5

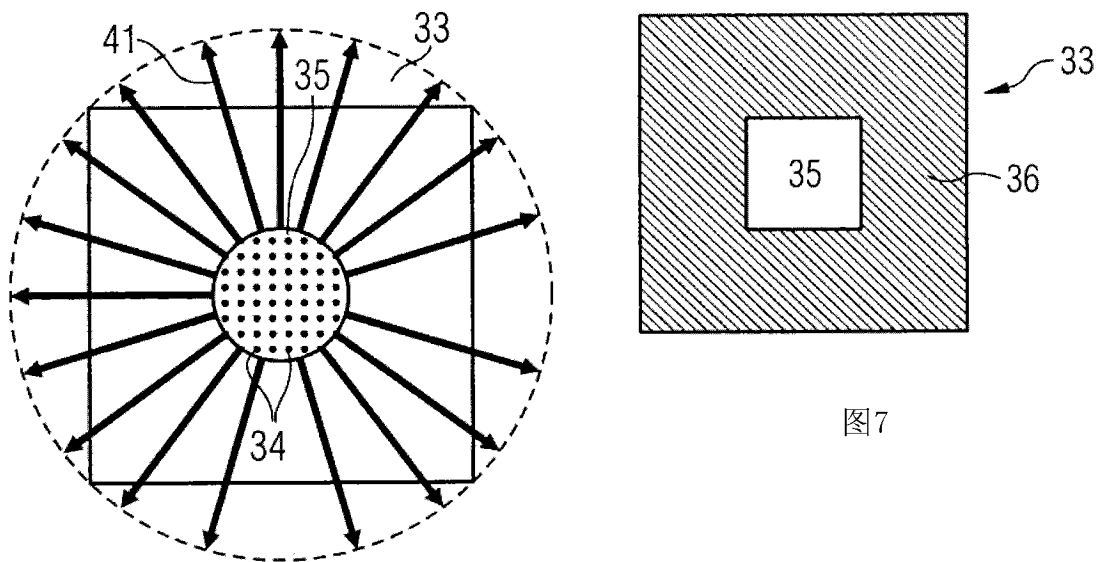


图7

图6

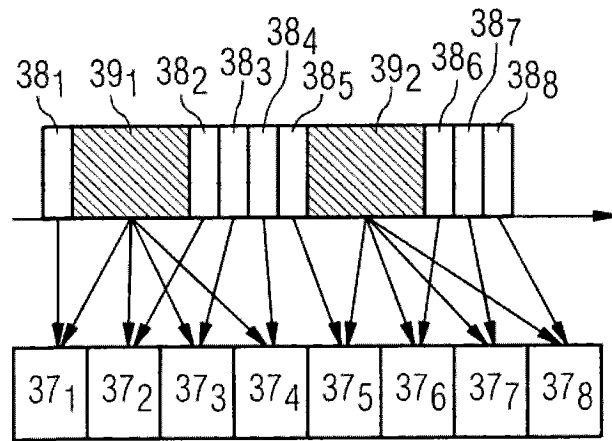


图8

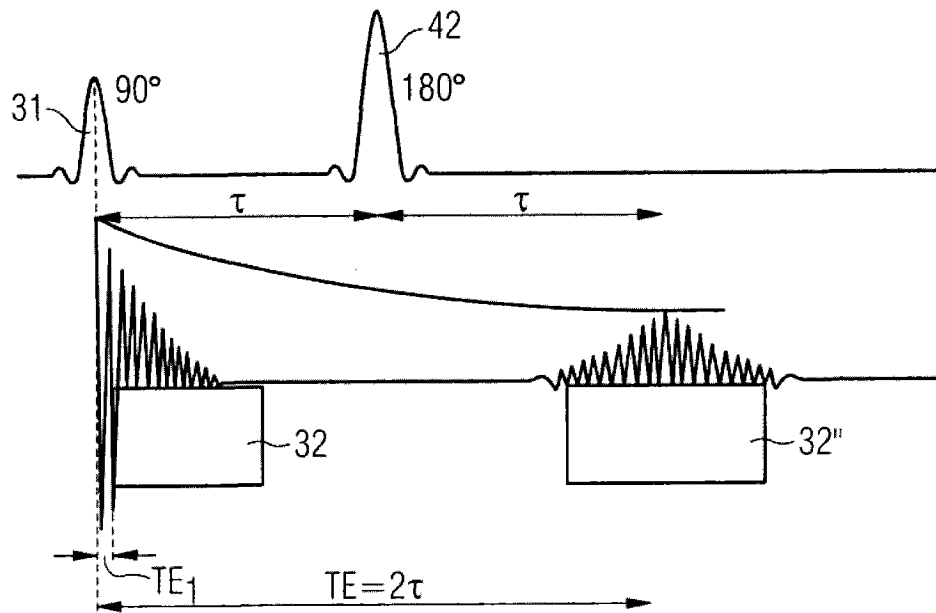


图9